

# **Perioperative Änderungen der regionalen Ventilationsverteilung**

Inaugural-Dissertation  
zum Erlangen des Doktorgrades  
der Hohen Medizinischen Fakultät  
der Rheinischen Friedrich-Wilhelms-Universität  
Bonn

Lukas Tom Schröder  
aus Plettenberg

2012

Angefertigt mit der Genehmigung  
der Medizinischen Fakultät der Universität Bonn

1. Gutachter: Prof. Dr. med. H. Wrigge
2. Gutachter: Prof. Dr. med. K. Wilhelm

Tag der Mündlichen Prüfung: 06.06.2012

Aus der Klinik und Poliklinik für Anästhesiologie und Operative Intensivmedizin der  
Rheinischen Friedrich-Wilhelms-Universität Bonn  
Direktor: Prof. Dr. med. A. Hoeft

**Meinen Eltern gewidmet**



## Inhaltsverzeichnis

<b>Abkürzungsverzeichnis .....</b>	<b>8</b>
<b>1 Einleitung .....</b>	<b>10</b>
1.1 Ventilations-/Perfusionsverhältnis in der Lunge .....	11
1.2 Die Pathophysiologie der Atelektasenentstehung .....	12
1.3 Pulmonale Komplikationen im perioperativen Umfeld.....	15
1.4 Therapiestrategien zur Vermeidung und Behandlung von Ventilationsstörungen...	17
1.5 Darstellung regionaler Ventilationsstörungen mittels der Elektrischen Impedanztomographie (EIT) .....	18
<b>2 Fragestellungen .....</b>	<b>20</b>
<b>3 Material und Methoden .....</b>	<b>21</b>
3.1 Patientenkollektiv .....	21
3.2 Ausschlusskriterien .....	22
3.3 Elektrische Impedanztomographie (EIT).....	23
3.3.1 Biologisches und technisches Prinzip .....	24
3.3.2 Messprinzip.....	25
3.3.3 Analyse der EIT-Daten.....	31
3.3.4 Festlegung der Regions of Interest (ROI).....	32
3.3.5 Center of Gravity (COG)-Index.....	32
3.3.6 Center of Area (COA)-Index .....	33
3.3.7 Flächen-Differenzwert (FDW)–Index .....	34
3.3.8 End-expiratorische Lungenimpedanz (EELI).....	35
3.3.9 Tidalvariation (TV).....	35
3.3.10 f-EIT Index .....	35

3.4	Atemsysteme .....	35
3.4.1	CPAP (Continuous Positive Airway Pressure) .....	35
3.4.2	EzPAP®-System .....	37
3.4.3	Nasensonde .....	38
3.5	Ablauf der Messungen .....	39
3.5.1	Präoperatives Prozedere .....	39
3.5.2	Anästhesie und Respiratoreinstellungen.....	39
3.5.3	Perioperative Messungen .....	40
3.5.4	Postoperative Messungen .....	42
3.6	Statistische Auswertung .....	44
<b>4</b>	<b>Ergebnisse .....</b>	<b>45</b>
4.1	Perioperative Messungen .....	45
4.1.1	Regionale Ventilationsverteilung unter Spontanatmung und maschineller Beatmung.....	45
4.1.2	Physiologische Parameter.....	51
4.1.3	Beatmungsparameter .....	53
4.2	Postoperative Messungen .....	53
4.2.1	Regionale Ventilationsverteilung unter nicht invasiver Ventilation.....	53
4.2.2	Physiologische Parameter.....	57
<b>5</b>	<b>Diskussion .....</b>	<b>59</b>
5.1	Einfluss von Allgemeinanästhesie und maschineller Beatmung auf die regionale Ventilation der Lunge.....	59
5.2	Einfluss der Spontanatmung auf die Ventilation der Lunge.....	61
5.3	Ventilationsverteilung unter CPAP, EzPAP® und O <sub>2</sub> -Nasensonde .....	63
5.3.1	Ventilation mittels CPAP .....	63
5.3.2	Ventilation mittels EzPAP® .....	63

5.3.3	EELI, Tidalvariation und f-EIT-Index als Parameter für die pulmonale Ventilationsverteilung.....	65
5.4	Limitierungen im Messaufbau .....	67
5.4.1	Intraoperative Messungen .....	67
5.4.2	Postoperative Messungen .....	67
5.5	Technische Limitierungen der Messungen mittels der Elektrischen Impedanztomographie .....	68
5.6	Elektrische Impedanztomographie im methodologischen Vergleich.....	70
<b>6</b>	<b>Zusammenfassung.....</b>	<b>73</b>
<b>7</b>	<b>Literaturverzeichnis .....</b>	<b>74</b>
<b>8</b>	<b>Danksagung.....</b>	<b>84</b>

## Abkürzungsverzeichnis

Abb.	Abbildung
ALI	akutes Lungenversagen (acute lung injury)
APRV	Beatmung mit zwei unterschiedlichen CPAP-Niveaus, welches Spontanatmung in jeder Phase zulässt (airway pressure release ventilation)
ARDS	akutes Atemnotsyndrom des Erwachsenen (acute respiratory distress syndrome)
AREA Index	gesamte beatmete Fläche des f EIT-Bildes (die Anzahl der einzelnen „ventilierten“ Pixel)
BMI	Körpermasse-Index (body mass index)
bpm	beats per minute (Schläge pro Minute)
cmH <sub>2</sub> O	Zentimeter Wassersäule
CMV	kontrollierte maschinelle Beatmung (controlled mechanical ventilation)
COA	ungewichteter Flächenschwerpunkt (center of area)
COG	gewichteter Flächenschwerpunkt (center of gravity)
COPD	chronisch obstruktive Lungenerkrankung (chronic obstructive pulmonary disease)
CPAP	kontinuierlicher positiver Atemwegdruck (continuous positive airway pressure)
CT	Computertomographie
EBCT	Elektronenstrahltomographie (Electron beam computed tomography)
EELI	endexpiratorische Lungenimpedanz
EELV	endexpiratorisches Lungenvolumen
EIT	elektrische Impedanztomographie
FDW Index	Differenzwert aus COA-COG (der FDW Index ist ein Maß für die absolute Ventilationsverschiebung)
f-EIT Index	Summe über alle Pixel im f EIT-Bild
FRC	funktionelle Residualkapazität



MAC	minimale alveoläre Konzentration (minimal alveolar concentration)
mmHg	Millimeter Quecksilbersäule
NIV	nicht-invasive Ventilation
NYHA	New York Heart Association
PA	Alveolardruck
PCV	druckkontrollierte Beatmung (pressure controlled ventilation)
PEEP	positiver endexpiratorischer Druck (positive endexpiratory pressure)
PET	Positronen-Emissions-Tomographie
$P_{pl}$	Intrapleuraldruck
$P_{tp}$	transpulmonaler Druck
Q	Perfusion in der Lunge
ROI	markierte Region (region of interest)
RVD	regionale Ventilationsverzögerung (regional ventilation delay)
SB1	Messung unter Spontanatmung vor Induktion der Allgemeinanästhesie
SB2	Messung unter Spontanatmung nach Ausleitung aus der Allgemeinanästhesie
SPECT	Single Photon Emissions Computer Tomographie
$S_{pO_2}$	pulsoxymetrische (periphere) Sauerstoffsättigung
Tab.	Tabelle
TV	Tidalvariation
$V_{alv}$	alveoläre Ventilation
$V_T$	Atemzugvolumen, Tidalvolumen

## 1 Einleitung

Im Rahmen von Allgemeinanästhesien mit mechanischer Ventilation kommt es intraoperativ zu einer Beeinträchtigung des pulmonalen Gasaustauschs durch die Ausbildung intrapulmonaler Blutkurzschlüsse, sogenannter Rechts-Links Shunts. Die Ausbildung dieser Blutkurzschlüsse hat ihren Ursprung darin, dass funktionsfähige Alveolen kollabieren und nicht mehr belüftet werden können. Es entstehen Atelektasen und diese stellen den Hauptmechanismus bei der Entstehung von intrapulmonalen Shunts dar. Da die Shuntbereiche weiterhin durchblutet, aber aufgrund der Atelektasenbildung nicht ventiliert werden, resultiert eine verminderte Oxygenierung des Blutes. Bei Vorliegen großer atelektasenbedingter Shunts kommt es konsekutiv zu einem Abfall des arteriellen Sauerstoffpartialdrucks und somit zur shuntbedingten Hypoxie, welche noch vor Jahrzehnten eine gravierende Komplikation bei Eingriffen in Allgemeinanästhesie darstellte (Bendixen et al., 1963; Sykes et al., 1965).

In den letzten Jahren beschäftigten sich viele Arbeitsgruppen in experimentellen Tierstudien oder klinischen Untersuchungen mit dem Thema der Entstehung, Quantifizierung und Therapie von Atelektasen. Beatmungsinduzierte Ventilationsveränderungen im perioperativen Umfeld stellen nach wie vor ein Problem im Management postoperativer pulmonaler Komplikationen dar (Ferreyra et al., 2009; Van Kaam et al., 2004). Zudem mangelt es in der klinischen Praxis an Verfahren, um Umverteilungen der Ventilation bettseitig kontinuierlich und strahlungsfrei zu quantifizieren.

Mit der Entwicklung der Elektrischen Impedanztomographie (EIT) konnten in den letzten Jahren neue Therapieansätze in der Behandlung von Atelektasen und pulmonaler Ventilationsstörungen entwickelt werden. Mittels der EIT ist nun es möglich, Ventilationsumverteilungen kontinuierlich und strahlungsfrei innerhalb weniger Sekunden zu messen. Dynamische Prozesse, wie die Entstehung von Atelektasen, können somit effektiver nachvollzogen und Beatmungskonzepte zeitnah angepasst werden.

## 1.1 Ventilations-/Perfusionsverhältnis in der Lunge

Die regionalen Verhältnisse von Ventilation und Perfusion der Lunge sind die entscheidenden Determinanten des pulmonalen Gasaustauschs. Die alveoläre Ventilation beträgt beim lungen-gesunden Menschen 4-5 l/min und das Herzzeitvolumen beträgt um die 5 l/min. Das Verhältnis zwischen Ventilation ( $V_{alv}$ ) und Perfusion ( $Q$ ) beträgt demnach im Mittel ungefähr 0,8 ( $V_{alv}/Q$ ). Bei diesem Quotienten findet ein optimaler Gasaustausch zwischen Alveole und Kapillare statt. Bei einer Erhöhung des Quotienten, sprich  $>1,0$ , kommt es zu einem Missverhältnis und die Ven-tilation nimmt zu, während die Perfusion gleich bleibt oder abnimmt. Es kommt zu einer Beein-trächtigung des Gasaustauschs und im Extremfall zur Totraumventilation, bei der Ventilation in nicht perfundierten Lungenarealen vorliegt. Dies kann bei Lungenembolien der Fall sein. Ver-kleinert sich hingegen der  $V_{alv}/Q$ -Quotient unter 0,8, überwiegt die Perfusion und im Extremfall, wenn  $V_{alv}/Q=0$  gilt, ist ein kompletter Rechts-Links Shunt vorhanden, da die ventilatorische Ein-heit zwar durchblutet, jedoch nicht mehr ventiliert wird. Dies kann bei Atelektasen der Fall sein.

Die Lungenventilation und die Lungenperfusion sind von der Schwerkraft abhängig. Der Intrapleuraldruck ( $P_{pl}$ ), der im Mittel zwischen -4 und -6 mbar beträgt, nimmt von apikal nach basal um etwa 0,25 mbar/cm zu (Oczenski et al., 2003). Deswegen ist der Intrapleuraldruck in den basalen, abhängigen Lungenabschnitten mit -2,5 mbar am wenigsten negativ. Am stärksten negativ ist der Intrapleuraldruck in den apikalen Lungenarealen mit -10 mbar. Dies hat zur Folge, dass die Alveolen in den basalen Lungenabschnitten am stärksten durch den hydrostatischen Druck komprimiert werden und ihr Durchmesser entsprechend kleiner ist. Dadurch wird deut-lich, dass der  $V_{alv}/Q$ -Quotient apikal größer ist als basal, da apikal die Ventilation höher ist und im Verhältnis dazu die Perfusion gravitationsbedingt am niedrigsten. Die Verteilung der Lungen-durchblutung lässt sich in die sogenannten WEST-Zonen einteilen, wobei von apikal nach basal drei Zonen (Zone I, II und III) unterschieden werden (West, 1985). In der Zone I gilt:  $PA > P_{pa} > P_{pv}$ . Der Alveolardruck ist größer als der pulmonal-arterielle Druck ( $P_{pa}$ ) und als der pulmonal-venöse Druck ( $P_{pv}$ ). In Zone II ist der Alveolardruck bereits kleiner als der pulmonal-arterielle Druck und es gilt:  $P_{pa} > PA > P_{pv}$ . In Zone III ist der Alveolardruck am kleinsten und es gilt:  $P_{pa} > P_{pv} > PA$ . Somit wird deutlich, dass die Durchblutung in den basalen Lungenabschnitten am größten ist, jedoch die Ventilation am geringsten. Im Liegen gilt das gleiche, wobei die Unterschiede zwischen basa-

len und apikalen bzw. ventralen und dorsalen Lungenabschnitten nicht mehr so groß sind wie im Stehen. Die Belüftung basaler, abhängiger Abschnitte wird vor allem durch die Aktivität des muskulären Anteils des Zwerchfells gesichert, der sich vorwiegend im dorsalen Anteil befindet. Daher wird deutlich, dass Bewegungen des Zwerchfells bei spontan atmenden Patienten vor allem in dorsalen Anteil dominieren und dort zu einer Abnahme des Intrapleuraldrucks und zu einer Zunahme des transpulmonalen Drucks ( $P_{tp}$ ) führen (Froese et al., 1974; Kleinman et al., 2002; Rehder et al., 1977). Der transpulmonale Druck ergibt sich aus der Differenz des Intrapleuraldrucks und des Alveolardrucks und wird nach folgender Formel berechnet:  $P_{tp} = P_A - P_{pl}$ . Ein positiver transpulmonaler Druck dient dem Offenhalten der Lunge. Wird der transpulmonale Druck jedoch negativ, kommt es zum Alveolarkollaps und folglich zu Atelektasen.

Durch die Zwerchfellaktivität wird der Intrapleuraldruck gesenkt, der transpulmonale Druck erhöht und die Ventilation in den zwerchfellnahen Regionen soweit verbessert, dass es sogar zu alveolärer Rekrutierung kommt (Hedenstierna et al., 1994). Beim maschinell beatmeten Patienten verändern sich diese Verhältnisse. Durch die narkosebedingte Relaxation und kraniale Verschiebung des Zwerchfells sowie durch die veränderten Druckverhältnisse aufgrund der maschinellen Beatmung kommt es dorsobasal zu einer Abnahme des transpulmonalen Drucks. Es kommt zu einer verstärkten Ventilation ventraler, nicht-abhängiger Lungenareale und zu einer verminderten Ventilation dorsaler, abhängiger Lungenareale. Gleichfalls nehmen die Zone I und II nach West auf Kosten der Zone III zu (Oczenski et al., 2003).

## 1.2 Die Pathophysiologie der Atelektasenentstehung

Die intraoperative Ausbildung von Atelektasen findet sich altersunabhängig bei 90 % aller Patienten, sowohl während der maschinellen Beatmung unter Allgemeinanästhesie, als auch bei spontan atmenden Patienten (Hedernsternia und Rothen, 2000). In ihren Untersuchungen gaben Hedenstierna und Edmark (2010) drei wichtige Faktoren an, die grundlegend zur Atelektasenentstehung beitragen. Der erste wichtige Faktor sind sogenannte Absorptions-Atelektasen. Es ist bekannt, dass es bei der Induktion der Allgemeinanästhesie zu einem signifikanten Abfall der Funktionellen Residualkapazität (FRC) kommt, ausgelöst zum einen durch den

Lagewechsel vom Stehen ins Liegen und zudem induziert durch die Allgemeinanästhesie (Wahba, 1991). Die FRC setzt sich aus dem Residualvolumen (Norm: ca. 1,5-2,0 L) und dem expiratorischen Reservevolumen (Norm: ca. 1,0-1,5 L) zusammen und ist das Volumen, welches sich am Ende einer ruhigen Ausatmung noch in den Lungen befindet. Die FRC kann als Maß für die pulmonale Gasaustauschfläche angesehen werden. Beim Lagewechsel vom Stehen ins Liegen kommt es zu einer Veränderung der externen, wie internen Lungen-Diameter. Während sich die externe, laterale Ausdehnung vergrößert, verkleinert sich die Thorax-Ausdehnung in anteriorer-posteriorer Richtung. Zudem kommt es zu einer Verkleinerung des inneren Durchmessers des Rippen-Gerüsts und so zu einem Verlust an Ventilationsvermögen. Dieser Effekt verstärkt sich zudem bei übergewichtigen Patienten.

Induziert durch die Allgemeinanästhesie und durch Muskelrelaxantien kommt es zu einem Tonusverlust der an der Atmung beteiligten Muskeln. Die inspiratorischen Atemhilfsmuskeln, die der Hebung des Thorax dienen, können die Atemexkursionen des Thorax nicht mehr ausreichend vollführen und die Ventilation ist eingeschränkt. Gleichzeitig kommt es zu einem Tonusverlust der Muskulatur des Zwerchfells, induziert durch die Gabe muskelrelaxierender Anästhetika. Dies hat zur Folge, dass es unter der Allgemeinanästhesie zu einer kranialen Verschiebung des Zwerchfells in den Thorax kommt (Froese und Bryan, 1974; Hedenstierna et al., 1985; Reber et al., 1998). Der transdiaphragmale Druck aus dem Abdomen führt zur Verschiebung des Zwerchfells nach thorakal. Durch den erhöhten intrathorakalen Druck sowie durch den zuvor genannten Abfall der FRC kommt es zu einem Verschluss der kleinen Atemwege, vor allem in zwerchfellnahen, dorso-basalen Lungenabschnitten. Dieser Prozess wird als "Airway Closure" bezeichnet. Das intraalveoläre Gas hinter dem kurzzeitig oder komplett verschlossenen Atemweg wird in den kleinsten Lungenbläschen, den Alveolen, absorbiert und es kommt durch deren Kollaps zu Absorptions-Atelektasen.

Der zweite bedeutende Faktor bei der Atelektasenentstehung sind Kompressions-Atelektasen. Beim akuten Lungenversagen (ALI) oder dem akuten Atemnotsyndrom des Erwachsenen (ARDS) kommt es zu einer Kompression des Lungengewebes durch einen erhöhten Intrapleuraldruck und das erhöhte Eigengewicht der Lunge, ausgelöst durch ein entzündliches Ödem und Verdichtungsprozesse der Lunge im Zuge der Erkrankung (Bone, 1993; Pelosi et al., 1994). Gattinoni et

al. (2006) bezeichneten diesen Prozess in ihrer Arbeit als „superimposed pressure or weight“. Es kommt zu einer regionalen Negativierung des transpulmonalen Drucks, bedingt durch die gleichzeitige Zunahme des Intrapleuraldrucks und hieraus resultiert ein Alveolarkollaps. Ob diese Prozesse bei lungengesunden Menschen eine Rolle spielen, ist noch nicht genau geklärt. Es ist jedoch bekannt, dass es auch bei gesunden Patienten durch eine Übertragung des abdominalen Drucks in den Thoraxraum sowie das Eigengewicht der Thoraxwand zu einem erhöhten intrathorakalen Gewicht kommt. Aufgrund dieses Pathomechanismus besteht auch eine positive Korrelation zwischen dem Ausmaß der Atelektasen und dem Body-Mass-Index (BMI) (Eichenberger et al., 2002; Strandberg et al., 1987). Dieser Zusammenhang ist durch die während einer Allgemeinanästhesie vorhandene Relaxation des Zwerchfells und der damit einhergehenden Übertragung des intraabdominalen Drucks in den Thorax bedingt, welcher gerade bei adipösen Patienten höher ist als bei normalgewichtigen Patienten. Durch das Zusammenspiel der oben aufgeführten Faktoren kommt es folglich zu Kompression-Atelektasen, vor allem in den zwerchfellnahen und schwerkraftabhängigen, dorso-basalen Lungenarealen (Hedenstierna et al., 1994; Hedenstierna und Rothen, 2000).

Den dritten wichtigen Faktor für die intraoperative Atelektasenentstehung bildet der Mangel an Surfactant-Faktor, welcher intraoperativ zu beobachten ist. Verursacht wird dieser vor allem durch einen Mangel an intermittierenden tiefen Atemzügen, sogenannten „Seufzern“ (Otis et al., 1993). Dadurch kommt es zu einer verminderten Aktivierung der Alveolarzellen und somit zu einer verringerten Freisetzung von Surfactant-Faktor. Der Surfactant-Faktor wird von den Alveolarzellen Typ 2 produziert und stabilisiert vor allem die kleinen Alveolen, indem er die Oberflächenspannung der Alveolen heruntersetzt. So wird verhindert, dass der Alveolus während der Expiration kollabiert. Bei einem Mangel an Surfactant-Faktor kommt es leichter zu einem Verschluss der Atemwege und folglich zu Atelektasen (Oyarzun et al., 1991). Jedoch spielt der Mangel an Surfactant-Faktor während kurzer operativer Eingriffe eher eine untergeordnete Rolle.

Neben den oben genannten pathophysiologischen Hauptfaktoren spielt die angewendete Narkoseform eine Rolle. Beispielsweise ist die Entstehung von Atelektasen bei mit Ketamin geführten Allgemeinanästhesien reduziert. Das Anästhetikum Ketamin führt nicht zu einer Relaxation

des Zwerchfells und die Spontanatmung bleibt erhalten, was zu einer Erhöhung des transpulmonalen Drucks führt (Tokics et al., 1987b). Jedoch wird Ketamin heutzutage bei Allgemeinanästhesien nicht mehr routinemäßig verwendet und kommt eher in der Notfallmedizin zum Einsatz. Auch die Art des chirurgisch durchgeführten Eingriffs spielt eine Rolle im Hinblick auf die Größe der Atelektasenregionen, so etwa die Art der Operationstechnik wie laparoskopisch oder offen und die des Zugangsweges wie abdominal oder thorakal (Cinnella et al., 2008; Moraca et al., 2003; Strang et al., 2009).

### **1.3 Pulmonale Komplikationen im perioperativen Umfeld**

Die Problematik der Entstehung von Atelektasen während der Allgemeinanästhesie resultiert in intra- und postoperativen Störungen des pulmonalen Gasaustauschs. Atelektasen können für eine postoperative Hypoxämie verantwortlich sein und stellen zudem für postoperative Infektionen, wie Pneumonien, einen wichtigen Risikofaktor dar (Ferreira et al., 2009; Van Kaam et al., 2004). In einem atelektatischen Lungenareal kann das Bronchialsekret nicht mehr regelrecht abtransportiert werden. So entsteht in den kollabierten Alveolen ein ideales Nährmedium für infektiöse Erreger, welches verbunden mit postoperativer Immobilität die Bildung einer Pneumonie begünstigen kann.

Die Inzidenz von pulmonalen Komplikationen im perioperativen Umfeld variiert stark (2-18 %) und hängt unter anderem vom anästhesiologischen Risikoprofil des Patienten ab (Qaseem et al., 2006). Als Komplikationen sind neben Atelektasen, Hypoxie und Pneumonien unter anderem noch allgemeine Infektionszeichen, eine eventuelle Reintubation, der Einsatz von Bronchodilatoren und Einschränkungen der Lungenfunktion zu nennen. Die Inzidenzen der pulmonalen Komplikationen variieren laut Angaben unterschiedlicher Studien stark in Bezug auf die Art der durchgeführten Operation. Pedersen et al. (1992) beschrieben in ihrer Arbeit, dass pulmonale Komplikationen nach abdominal-chirurgischen, urologischen, gynäkologischen und orthopädischen Operationen bei 4,1 % der Patienten aufgetreten sind. Andere Untersuchungen an Patienten nach gemischt elektiven Eingriffen oder an Patienten nach Abdominal-, Hals- und Neurochirurgie sprechen von 11 % Komplikationsrate (Ephgrave et al., 1993; Mitchell et al.,

1998). Canet et al. (2010) gaben an, dass 5 % von 2464 untersuchten Patienten postoperative pulmonale Komplikationen entwickelten.

Es sind verschiedene Risikofaktoren für die Entstehung von pulmonalen Komplikationen bekannt. Als Risikofaktoren gelten Rauchen, Asthma und die chronisch obstruktive Lungenerkrankung (COPD), Notfall-Operationen, Dauer der Anästhesie >180 min, Alter >65 Jahre, das Schlafapnoesyndrom und pulmonale Hypertension höheren Grades (Pedersen et al., 1992). Von der Arbeitsgruppe um Canet (2010) wurden sieben unabhängige Risikofaktoren für die Entwicklung postoperativer pulmonaler Komplikationen (PPC) beschrieben. Vier Risikofaktoren sind patientenbezogen: eine niedrige präoperative periphere Sauerstoffsättigung ( $S_pO_2$ ), kurz zurückliegende Infektionen der Atemwege, ein hohes Alter und ein präoperativer Hämoglobinwert unter 10 g/dL. Drei weitere Risikofaktoren werden dem chirurgischen Verfahren zugeschrieben: intrathorakale oder hohe intraabdominelle Operation, Dauer der OP über 2 Stunden und Notfall-Operation. Aus diesen 7 Prädiktoren kann ein Risiko-Index berechnet werden, eingeteilt nach niedrigem Risiko (<26 Pkt.), mittlerem Risiko (26-44 Pkt.) und hohem Risiko (>45 Pkt.) für die Entwicklung von PPC. In der Studie wurden folgende PPC definiert: Infektion der Atemwege, respiratorische Insuffizienz, Pleuraerguss, Atelektasen, Pneumothorax, Bronchospasmus, Aspirationspneumonie. Insgesamt traten Komplikationen in 5 % der Fälle auf.

Der Alveolarkollaps und die damit einhergehende Atelektasenbildung führen zu einer größeren Dichte des Lungengerüsts, welches eine Zunahme der Steifigkeit der Lunge zur Folge hat (Brismar et al., 1985). Diese Zustandsänderung führt zu einer Abnahme der Compliance des respiratorischen Systems (Duggan und Kavanagh, 2007). Bei niedriger Compliance muss der Patient zur Generierung gleicher Atemzugvolumina mehr Atemarbeit aufwenden. Gerade in der unmittelbaren postoperativen Phase kann ein Mehrbedarf an Atemarbeit aufgrund kumulierter, atemdepressiver Hypnotika und Analgetika die Oxygenierungsstörung noch verstärken. Auch eine mögliche Restwirkung von Muskelrelaxantien kann zu einer Erschwerung der Spontanatmung führen (Fuchs-Buder und Eikermann, 2006). So kann es aufgrund einer Kombination aus den oben beschriebenen Belüftungsstörungen und dem Mehrbedarf an Atemarbeit nach einer Allgemeinanästhesie zu einer ausgeprägten postoperativen Hypoxämie kommen. Das Ausmaß



der entstandenen Atelektasen und die damit verbundenen Rechts-Links Shunts korrelieren direkt mit der Entwicklung einer Hypoxie (Tokics et al., 1987a).

Es ist somit von großer Bedeutung, effektive Behandlungsstrategien perioperativer Belüftungsstörungen identifizieren und anwenden zu können, um das postoperative pulmonale Risiko von Patienten zu senken.

#### **1.4 Therapiestrategien zur Vermeidung und Behandlung von Ventilationsstörungen**

Die postoperative Rekrutierung von intraoperativ kollabierten Alveolen wird beim lungengesunden Patienten, vor allem in den zwerchfellnahen Lungenarealen, durch das Einsetzen der Spontanatmung nach der Allgemeinanästhesie erreicht (Froese et al., 1974; Kleinman et al., 2002; Rehder et al., 1977). Die zyklischen Zwerchfellkontraktionen eröffnen durch den unter Spontanatmung vorhandenen inspiratorisch erniedrigten Intrapleuraldruck und damit erhöhten transpulmonalen Druck Bereiche, in welchen sich unter maschineller Beatmung Atelektasen ausgebildet haben. Ist das Wiedereinsetzen der Spontanatmung nicht ausreichend oder kann von dem Patienten selbst nicht mehr gewährleistet werden, sind unterstützende Verfahren notwendig, um eine postoperative Hypoxie zu vermeiden.

Ein bewährter Therapieansatz zur Reduzierung vorhandener, sowie die Vermeidung neuer Atelektasen, ist die Applikation eines kontinuierlichen positiven Atemwegdrucks (CPAP) beim spontan atmenden Patienten. Hier atmet der Patient über eine Maske oder einen Helm, angeschlossen an ein Beatmungsgerät oder Druckventil mit Frischgasfluss. Die Spontanatmung findet auf einem gegenüber dem atmosphärischen Druck erhöhten Druckniveau statt, welches am Respiратор eingestellt wird. Die Nicht-invasive Ventilation (NIV), zu der das CPAP-Verfahren zählt, ist ein effektiver Therapieansatz im postoperativen Umfeld. Durch NIV kann die FRC der Lunge wieder aufgebaut, Atelektasen wiedereröffnet und eine Hypoxie damit effektiv und kausal bekämpft werden (Celebi et al., 2008).

Neben der bekannten CPAP-Masken oder -Helm Therapie wurden alternative nicht invasive Atemtherapien entwickelt, welche über die Ausbildung eines positiven endexpiratorischen Atemwegdrucks (PEEP) die subjektive Atemarbeit reduzieren können. Das EzPAP<sup>®</sup>-System (Smith medical Deutschland GmbH) ist ein Masken- oder Mundstück-System, welches es dem Patienten laut Herstellerangaben ermöglichen soll, über die Maske oder über das Mundstück einen PEEP zu generieren, welcher zur Lungenerweiterungstherapie, Prävention und Behandlung von Atelektasen verwendet werden kann (O'Donohue, 1984). Das technische Prinzip wird in Abschnitt 3.3.2 genauer beschrieben. Ein Ziel der vorliegenden klinischen Untersuchungen ist es aufzuzeigen, inwieweit sich das EzPAP<sup>®</sup>-System in der klinischen Praxis verwenden lässt und ob es einen signifikanten Effekt auf die Bekämpfung von Atelektasen hat. Ein weiteres Verfahren zur Optimierung der Oxygenierung, welches in dieser Arbeit angewendet wurde, stellt die Sauerstoffapplikation per O<sub>2</sub>-Nasensonde dar.

Die vorgestellten, bereits für die klinische Routine verfügbaren Systeme, wurden in der Studie unmittelbar postoperativ im Aufwachraum des chirurgischen Zentrums oder der Überwachungsstation angewendet, um möglichst frühzeitig intraoperativ entstandene Belüftungsstörung zu therapieren. Die Routinetherapie von Sättigungsabfällen stellt im Aufwachraum normalerweise die Gabe von O<sub>2</sub> per Nasensonde dar. Postoperativ liegt aber häufig eine verminderte FRC vor, sodass die O<sub>2</sub>-Therapie per Nasensonde eine symptomatische und keine kausale Therapie darstellt. Eine kausale Therapie wurde in dieser Arbeit durch die Verwendung der beschriebenen Ventilationssysteme angestrebt. Der Zielparameter - die Reduktion der Belüftungsstörung - wurde unmittelbar bettseitig mit der EIT dargestellt, auf die im Folgenden noch genauer eingegangen wird.

### **1.5 Darstellung regionaler Ventilationsstörungen mittels der Elektrischen Impedanztomographie (EIT)**

Regionale Inhomogenitäten der Lunge bleiben bisher im Aufwachraum unberücksichtigt. In Wirklichkeit liegen jedoch häufig regional unterschiedliche Zustände in der Lunge vor, deren Überlagerung durch alleinige Betrachtung globaler Parameter häufig nicht zu detektieren ist. Die

regionale Darstellung von Belüftung und Ventilation war bisher nur mit aufwendigen bildgebenden Verfahren wie der Computertomographie (CT) möglich. Die EIT ist seit kurzem als nicht invasives, bettseitiges Verfahren zur Messung der regionalen Ventilation für die klinische Anwendung am Patienten zugelassen. Die EIT beruht auf Unterschieden in der elektrischen Leitfähigkeit von Geweben mit z.B. unterschiedlichem oder wechselndem Gasgehalt. Dabei werden aus der Verteilung absoluter Impedanzen in einem biologischen Gewebe Bilder generiert. Es werden geringe Ströme über Oberflächenelektroden injiziert. Zwischen passiven Elektrodenpaaren werden die Potentialdifferenzen abgeleitet und zu Bildern weiterverarbeitet, die über Farbkodierung Impedanzänderungen im Thorax sichtbar machen. Zahlreiche Untersuchungen zeigten dabei eine gute Übereinstimmung dieser Methode mit thorakalen CT-Aufnahmen zur Bestimmung regionaler Ventilationsverteilungen (Meier et al., 2007; Victorino et al., 2004; Wrigge et al., 2008). Ebenso konnten signifikante Korrelationen in der Quantifizierung regionaler Ventilationsverteilungen im Vergleich zu Messungen mittels Perfusions-Szintigraphie, der Positronen-Emissions-Tomographie (PET) und der Elektronenstrahltomographie (EBCT) festgestellt werden (Frerichs et al., 2002; Hinz et al., 2003b, Richard et al., 2009). In einer aktuell publizierten Untersuchung der Arbeitsgruppe um Wrigge (2008) konnte zudem gezeigt werden, dass zyklischer Alveolarkollaps und Atelektasenausmaß mit Hilfe eines EIT-Index nicht invasiv und bettseitig quantifiziert werden konnten. Es sollte daher möglich sein, durch Nutzung der bereits gewonnenen Erkenntnisse zurückliegender Studien, die Effizienz der einzelnen oben genannten Therapiestrategien bezüglich Atelektasenreduktion zu bewerten.

## 2 Fragestellungen

Die Untersuchungen der vorliegenden Arbeit sind in einen prä- und intraoperativen sowie einen postoperativen Teil aufgegliedert. Folgende Fragen sollen mit der vorliegenden Arbeit beantwortet werden:

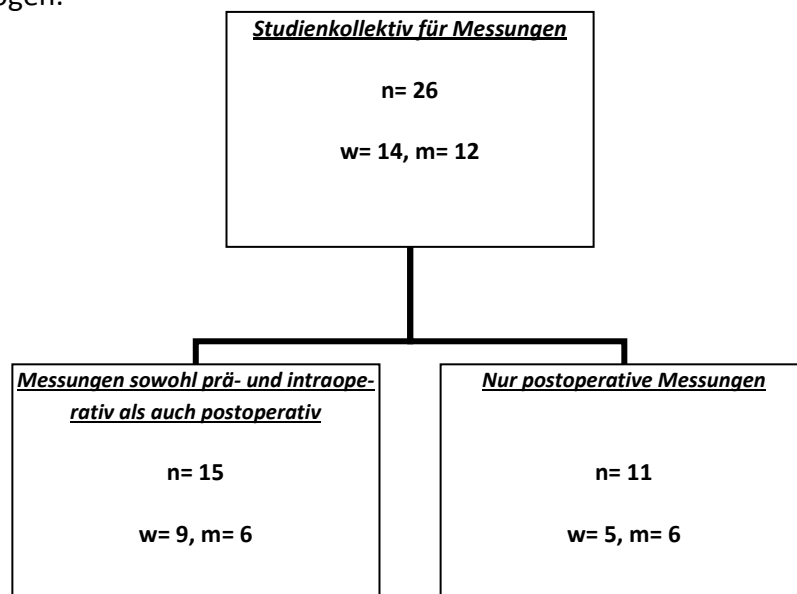
1. In einem prä- und intraoperativen Teil wird untersucht, ob und in welchem Ausmaß sich unter Allgemeinanästhesie mit maschineller Beatmung Atelektasenbildung mit Hilfe der EIT detektieren lässt und inwieweit sich die regionale Ventilationsverteilung perioperativ verändert.
2. Zum anderen wird in einem postoperativen Teil untersucht, welchen Effekt Allgemeinanästhesie und maschinelle Beatmung auf die postoperative Belüftungssituation der Patienten haben und inwieweit sich verschiedene nicht invasive Therapiestrategien (CPAP +5 cmH<sub>2</sub>O und CPAP +10 cmH<sub>2</sub>O, EzPAP<sup>®</sup>) im unmittelbaren postoperativen Umfeld auf die regionale Ventilationsverteilung auswirken. Diese werden untereinander in ihrer Effektivität verglichen. Als Referenzmessung gilt die Atemtherapie mittels der O<sub>2</sub>-Nasensonde. Mittels der Bildgebung durch die EIT sollen diese Prozesse visuell dargestellt werden.

### 3 Material und Methoden

Um die Fragestellung zu bearbeiten, wurde ein Studienprotokoll für eine prospektiv randomisierte Studie entwickelt. Dieses legt die Vorgehensweise für die Studie fest und wurde durch die Ethikkommission der Friedrich-Wilhelms-Universität Bonn genehmigt. Die Patienten willigten nach entsprechender Aufklärung spätestens einen Tag vor den geplanten Messungen schriftlich in die Teilnahme an den Untersuchungen ein.

#### 3.1 Patientenkollektiv

Das Kollektiv bestand aus 26 Patienten, die in die Studie aufgenommen wurden. Eingeschlossen wurden sowohl weibliche als auch männliche Patienten, welche mindestens 18 Jahre, aber nicht älter als 80 Jahre waren. Das Patientenkollektiv wurde einheitlich in Allgemeinanästhesie mit endotrachealer Intubation operiert. In allen Fällen erfolgte eine maschinelle Beatmung von mindestens 60 Minuten Beatmungsdauer. Es wurden insgesamt 26 Patienten in die Untersuchungen eingeschlossen. Bei 15 Patienten wurden Messungen sowohl prä- und intraoperativ als auch postoperativ durchgeführt. Elf weitere Patienten wurden nur in die postoperativen Messungen mit einbezogen.



**Abb. 1: Aufteilung des Studienkollektivs.** (n: Stichprobenumfang, w: weiblich, m: männlich)

<b>Patientenkollektiv der Studie</b>		
<b><i>n</i> = 26; weiblich = 14, männlich = 12</b>		
	<i>MEAN</i>	<i>SD</i>
Alter	56	16
Gewicht (kg)	81	17
Größe (cm)	170	11
BMI (kg/m <sup>2</sup> )	28	6

**Tab. 1:** Dargestellt sind die demographische Daten der Patienten, aufgelistet nach Alter, Geschlecht, Gewicht, Größe und BMI. Die Daten sind angegeben als Mittelwerte (MEAN) mit der Standardabweichung (SD).

### 3.2 Ausschlusskriterien

Als Ausschlusskriterien wurden folgende Zustände oder Krankheitsbilder definiert: Patienten mit einer präoperativen Bettlägerigkeit von mehr als 24 Stunden Dauer wurden aufgrund potentiell vermehrter Atelektasen ausgeschlossen. Weiterhin galten pulmonale Vorerkrankungen, ein bestehender Pneumothorax, symptomatisches Asthma bronchiale, eine präexistente COPD, ein bekanntes Schlafapnoesyndrom und eine postoperativ auftretende kardiopulmonale Instabilität trotz Volumensubstitution als Ausschlusskriterium. Um kardiale Erkrankungen als komplizierende Faktoren auszuschließen, wurden von der Studie Patienten mit einer Herzinsuffizienz II-IV Grades (NYHA-Klassifikation) ausgeschlossen. Weiterhin Patienten mit symptomatischen Herzklappenveränderungen, mit einem akuten Herzinfarkt innerhalb der letzten sechs Monate oder instabiler Angina pectoris. Gleichfalls mussten solche Patienten von der Studie ausgeschlossen werden, welche einen implantierten Herzschrittmacher trugen oder sich einer Herzoperation innerhalb der letzten drei Monate unterziehen mussten. Zudem waren Patienten auszuschließen, welche präoperativ eine Infektion oder eine Sepsis aufwiesen. Auch Patienten mit einem bestehenden Tracheostoma oder Gesichts-, Hals- oder Thoraxabnormalitäten wurden ausgeschlossen, um komplizierende Faktoren, welche die Atmung beeinträchtigen, zu vermeiden.

Weitere Ausschlusskriterien waren eine bestehende Epistaxis und ein erhöhter intrakranieller sowie intraokularer Druck.

### **3.3 Elektrische Impedanztomographie (EIT)**

Es gibt verschiedene Verfahren und Systeme, um Aussagen über pulmonale Belüftungsstörungen wie Atelektasen sowie Ausprägungen von Krankheitsbildern wie ALI oder ARDS treffen zu können. Der Goldstandard in der Diagnostik dieser Ventilationsstörungen ist die CT, die seit Jahrzehnten im klinischen Gebrauch ist (Gattinoni et al., 1986; Hedenstierna und Rothen, 2000). Ein Problem der CT-Diagnostik war aber seit jeher die mangelnde mobile und bettseitige Einsatzfähigkeit, die einen Einsatz für intensivpflichtige und nicht transportfähige Patienten erschwerte. Zudem birgt der Transport von intensivpflichtigen, beatmeten Patienten mit akutem Lungenversagen oder anderweitigen Ventilationsstörungen Risiken, wie Bercault et al. (2005), Smith et al. (1990) und Warren et al. (2004) in ihren Arbeiten aufzeigen konnten. Auch die hohe Strahlenbelastung durch CT-Aufnahmen stellt ein Problem in der bildgebenden Diagnostik dar (Huda und He, 2011).

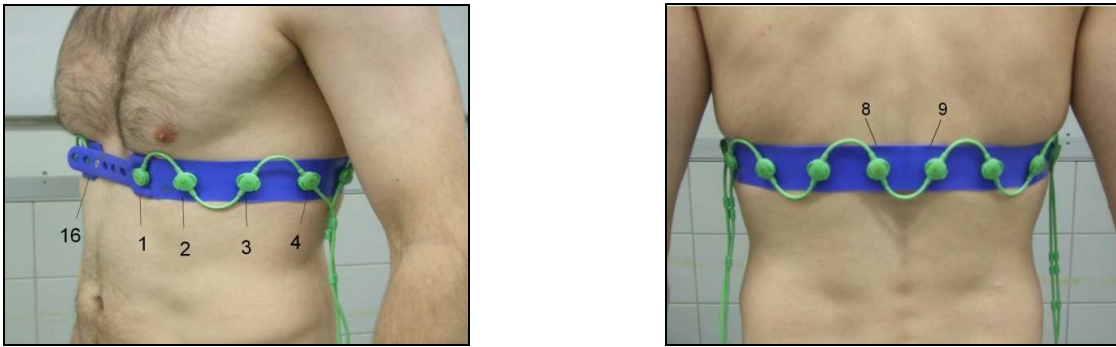
Mittlerweile sind auch transportable, mobile CT-Einheiten verfügbar, die jedoch nur einen eingeschränkten Einsatz zulassen (Teichgräber et al., 2003). Weiterhin werden zur pulmonalen Diagnostik auch Verfahren wie die Magnetresonanztomographie (MRT) und die Lungenzintigraphie eingesetzt. Diese Verfahren dienen jedoch nicht zur bettseitigen und kontinuierlichen Diagnostik am Patienten. Zur Diagnostik von pulmonalen Ventilationsstörungen, wie Atelektasen oder Überblähungen der Lunge (Emphysem), wird ein Verfahren benötigt, welches in kürzester Zeit lokale pulmonale Veränderungen erkennt. Denn Ventilationsstörungen in der Lunge sind einer schnellen Dynamik unterlegen und entstehen innerhalb von Sekunden. Ein seit einigen Jahren experimentell verwendetes und vielversprechendes Verfahren in der bettseitigen Diagnostik pulmonaler Ventilationsstörungen ist die EIT, welche in der vorliegenden Arbeit angewendet wurde (Costa et al., 2009a; Hinz et al., 2008; Muders et al., 2010; Putensen et al., 2007; Wrigge et al., 2008).

### 3.3.1 Biologisches und technisches Prinzip

Die EIT macht sich zu Nutze, dass biologische Gewebe einen hohen Wechselstromwiderstand (Impedanz) aufweisen, aufgrund ihrer Struktur und Beschaffenheit aus Zellen und Zellmembranen. Die Impedanz, gemessen in der Einheit Ohm ( $\Omega$ ), setzt sich aus einem resistiven und einem kapazitiven Widerstand zusammen. Der resistive Anteil wird durch extravasale, intravasale und interstitielle Flüssigkeiten erzeugt. Der kapazitative Anteil der Impedanz wird durch Biomembranen repräsentiert, welche Ionenkanäle, Gap-Junctions, Fettsäuren und weitere molekulare Bausteine enthalten. Unterschiedliche Gewebe und Strukturen wie Blut, Lunge, Fett, Knochen oder Muskeln weisen verschiedene Impedanzen auf. Diese Impedanzunterschiede sind entscheidend zur Erzeugung des EIT-Bildes, da über die variierenden Impedanzen eines biologischen Gewebes ein Schnittbild mittels der EIT generiert werden kann. Blut besitzt zum Beispiel eine Impedanz von  $150 \Omega \times \text{cm}$ , der Herzmuskel besitzt eine Impedanz von  $160\text{-}575 \Omega \times \text{cm}$  (längs) und  $420\text{-}5200 \Omega \times \text{cm}$  (quer), Fett eine Impedanz von  $2000\text{-}2700 \Omega \times \text{cm}$ , die Lunge eine Impedanz von  $700\text{-}2400 \Omega \times \text{cm}$ , um nur einige Beispiele zu nennen (Faes et al., 1999; Geddes und Baker, 1967).

In der vorliegenden Arbeit wurde das im Jahr 2006 entwickelte EIT-Evaluation KIT 2 der Firma Dräger Medical aus Lübeck verwendet. Dieses besteht zum einen aus dem Elektrischen Impedanztomographen und zum anderen aus einem speziell entwickelten Elektroden-Gürtel mit 16 Oberflächenelektroden, welche in gleichen Abständen auf dem Messgürtel angebracht sind. Die Arbeitsgruppe um Cook et al. (1994) arbeitete ihrerseits mit einem System von 32 Elektroden, um die räumliche Auflösung zu erhöhen (Cook et al., 1994). Der Messgürtel wird dem Patienten auf Höhe des zu messenden Lungenbereichs um den Thorax gelegt. Die Auswahl des Bereichs hat Auswirkungen auf die Qualität des EIT-Bildes, da Störfaktoren die Qualität des Bildes stark beeinträchtigen können. Deshalb sollte bei der Anlage des Gürtels stets standardisiert vorgegangen werden (siehe Abb. 2). An den Tomographen ist zur Sicherung der Messdaten ein USB-Device angeschlossen.

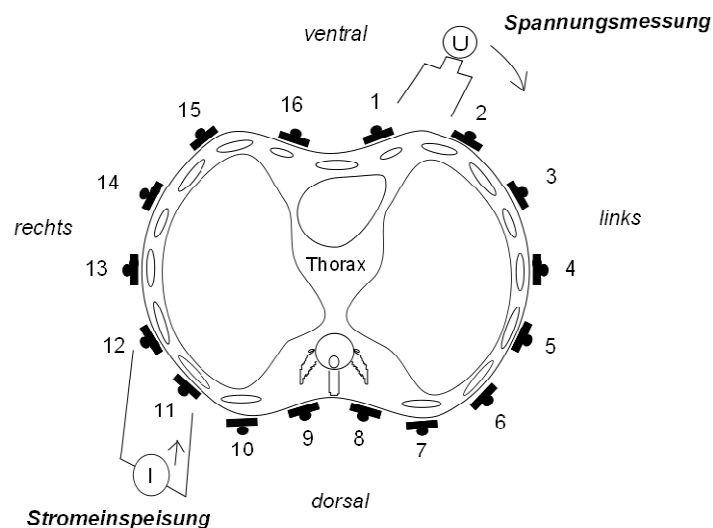




**Abb. 2: Anlage des EIT-Gürtels.** Der EIT-Gürtel sollte unterhalb der Brustwarzen im medio-basalen Lungenbereich sitzen, ungefähr auf Höhe des sechsten Interkostalraum im Bereich der Medioklavikularlinie (Frerichs et al., 2005). Im EIT-Schnittbild soll ein möglichst großer Bereich der Lunge abgebildet werden. Der Gürtel sollte idealerweise waagrecht um den Thorax verlaufen. Die Elektroden 1 und 16 kommen parasternal und die Elektroden 8 und 9 paravertebral zum liegen. Zusätzlich wird ca. 10 cm unterhalb des Gürtels eine Referenzelektrode auf der Haut angebracht.

### 3.3.2 Messprinzip

Das Messprinzip basiert auf der Einspeisung kleiner Wechselströme mit 50-80 kHz und einer niedrig gewählten Stromstärke (z.B. 5 mA), welche über zwei benachbarte Oberflächen-Elektroden appliziert werden (Bodenstein et al., 2009). Über passive Elektroden werden an der Thoraxoberfläche resultierende Spannungen gemessen.



**Abb. 3: Messprinzip der EIT (in Anlehnung an Hinz et al., 2007).** Die Elektrodenpositionen sind von 1 bis 16 nummeriert. Über ein Elektrodenpaar wird Strom (I) in den Thorax appliziert und über die 13 passiven Elektrodenpaare werden an der Thoraxoberfläche resultierende Oberflächenspannungen (U) gemessen. Die Position des einspeisenden Elektrodenpaars wechselt schrittweise um den Thorax (von 1 bis 16). Ein Datensatz ist komplett, wenn über jede der 16 Elektroden ein Wechselstrom appliziert wurde.

Der Messvorgang wird in Abbildung 3 genauer beschrieben. Ein kompletter Datensatz wird als Messzyklus oder „Frame“ bezeichnet (Bodenstein et al., 2009; Teschner und Imhoff, 2011). Aus einem Messzyklus resultieren 208 mögliche Oberflächenspannungen (16 Elektrodenpaare x 13 Oberflächenspannungen), aus welchen das EIT-Bild generiert wird. Von diesen 208 Spannungen sind nur die Hälfte (104) voneinander unabhängig, da das Vertauschen der Elektroden zur Stromeinspeisung (1-16) und Spannungsmessung nach dem Reziprozitätstheorem die gleiche Transferimpedanz ergibt. Ein kompletter Datensatz kann mittels einer Bildrekonstruktion in eine Aufnahme umgewandelt werden. Zuvor müssen die 208 Oberflächenspannungen auf eine Referenz-Oberflächenspannung normalisiert werden. Die Referenz-Oberflächenspannung ist die mittlere Oberflächenspannung der gesamten Messung. Aus den normalisierten 208 Oberflächenspannungen lässt sich nach dem „Sheffield back-projection“-Algorithmus ein dynamisches oder differentielles EIT-Bild aus 912 Bildpunkten bzw. regionalen relativen Impedanzänderungen berechnen, wie Barber et al. (1984, 1986, 1989, 1990) in ihren Veröffentlichungen zeigen konnten. Als Grundlage des Bildrekonstruktionsalgorithmus dienen die Gleichungen:

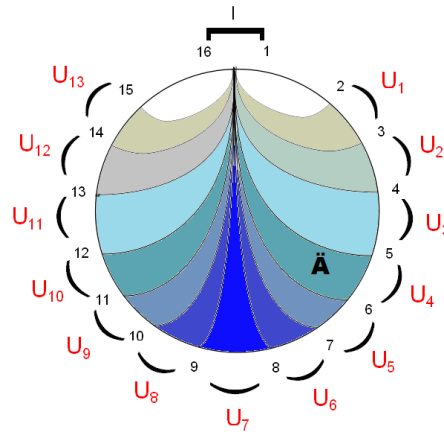
$$U' = \frac{U - U_{ref}}{U_{ref}}$$

$$P_i = \sum_{k=1}^{208} W_{ik} \times U'_k$$

**Formel 1: Herleitung des Bildrekonstruktionsalgorithmus.** Die dargestellten Gleichungen dienen als Grundlage des Bildrekonstruktionsalgorithmus. (U= gemessene Oberflächenspannung, U'= Oberflächenspannung normalisiert auf Referenz U<sub>ref</sub>, U<sub>ref</sub>= mittlere Oberflächenspannung der Messung als Referenz, W<sub>ik</sub>= Konstante des Bildrekonstruktionsalgorithmus, P<sub>i</sub>= regionale Impedanzänderung)

Die Stromeinspeisung in den Thorax bewirkt eine spezifische Potentialverteilung im Lungengewebe und es entstehen sogenannte Spannungsprofile. Die Erhöhung oder Erniedrigung der regionalen Impedanzen im Thorax führt zu Veränderungen der Spannungsverteilung. Während eines Messzyklus entstehen 16 unterschiedliche Spannungsprofile. Mittels des „Sheffield back-projection“-Algorithmus können die entstandenen Spannungsprofile in Tomogramme (Querschnittsbilder) umgewandelt werden. Dies geschieht durch sukzessive Überlagerung der 16 Spannungsprofile eines Messzyklus. Mit Hilfe einer Rückprojektionsmatrix, wel-

che alle 16 Spannungsprofile enthält, werden alle Impedanzänderungen auf einen zweidimensionalen Kreis projiziert.



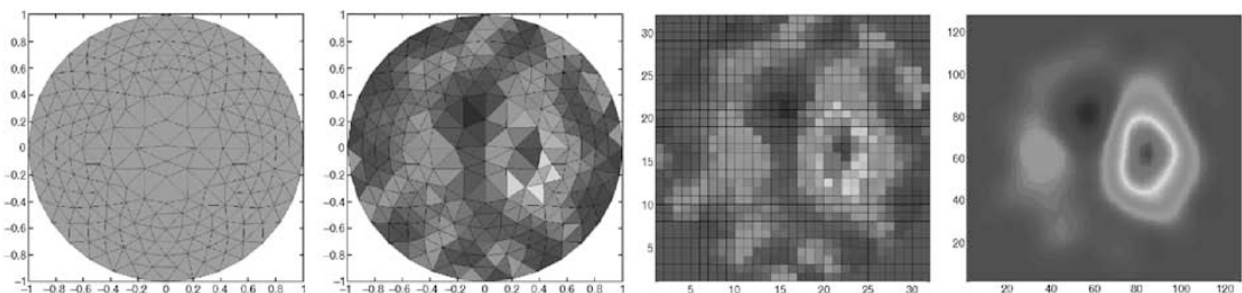
**Abb. 4: Darstellung eines Spannungsp Profils.** Der Thorax ist als homogener Kreis dargestellt. Die Elektroden sind von 1 bis 16 nummeriert. Bei der Einspeisung des Stromes ( $I$ ) in den Thorax kommt es durch Potentialdifferenzen zu unterschiedlichen Spannungsverteilungen bei der Spannungsmessung ( $U_1$ - $U_{13}$ ). Es entstehen sogenannte Äquipotentiallinien ( $\ddot{A}$ ). Dies sind Bereiche mit dem gleichen elektrischen Potential. Veränderungen der regionalen Impedanz resultieren in Potentialveränderungen. Regionen mit hoher Potentialveränderung sind dunkel und Regionen mit niedriger Potentialveränderung hell dargestellt.

Hierfür werden die 104 unabhängigen Impedanzmessungen mit einer  $912 \times 104$  Matrix überlagert. Diese werden dann farblich skaliert in einem zweidimensionalen Tomogramm dargestellt. EIT-Geräte erstellen Bilder aus einer Matrix von  $32 \times 32$  Pixeln (Bildpunkte). Um dies zu erreichen, wird das Tomogramm auf ein rechteckiges Bild mit 1024 Pixeln erweitert und durch Interpolation geglättet.

Für die korrekte Anwendung des Bildrekonstruktionsalgorithmus müssen bestimmte Kriterien erfüllt sein. In der Berechnung wird angenommen, dass das zu untersuchende Objekt zweidimensional und kreisrund ist. Die Elektroden müssen in gleichen Abständen um das Objekt angeordnet sein. Die Leitfähigkeit des Objektes sollte nur geringfügig von einer homogenen Verteilung abweichen, so dass der Strom im Objekt entlang der Äquipotentiallinien verläuft. Zudem sollte die Referenzimpedanz homogen und die Impedanzänderung gering sein (Yorkey et al., 1987b). Diese Annahmen werden bei Messungen an Patienten verletzt. Um die Impedanzänderungen im Inneren des Thorax über Oberflächenelektroden am Rand des Thorax messen zu können, sind diese Annahmen unabdingbar. Mathematisch betrachtet stellt dieses Problem ein so genanntes nicht-lineares Randwertproblem dar, da mittels der Randmessungen

Rückschlüsse auf die Impedanzverteilung im Inneren des Objektes gezogen werden müssen. Somit stellen die mittels der EIT gemessenen Impedanzen mathematisch gesehen nur eine „Annäherung“ an die wirkliche Impedanzverteilung im Thorax dar.

Dem Rückprojektionsalgorithmus liegt ein Gleichungssystem mit Variablen zu Grunde. Das Gleichungssystem wird gelöst, indem jedem Pixel des EIT-Bildes ein Messwert in Beziehung gesetzt wird. Das Randwertproblem lässt nach der mathematischen Definition eine eindeutige Lösung für alle Messdaten nicht zu. Es zeigt sich, dass Näherungsmethoden, wie das nicht-lineare Iterationsverfahren der Newton-Raphson-Methode, bessere Ergebnisse liefern (Yorkey und Webster, 1987a; Yorkey et al., 1987b). Diese Methode geht wie der „Sheffield back-projection“-Algorithmus von den beschriebenen Randwertmessungen aus. Jedoch wird versucht, die Annäherung an die Impedanzverteilung im Inneren des Thorax zu verbessern. Die Newton-Raphson-Methode zeichnet sich durch eine bessere Konvergenz und einen geringeren Rekonstruktionsfehler aus (Yorkey und Webster, 1987a; Yorkey et al., 1987b). Mittels der Newton-Raphson-Methode wird die Schnittebene, welche von den Elektroden umgeben ist, in 340 dreieckige Elemente eingeteilt.



**Abb. 5: Umwandlung der Schnittebene in 340 dreieckige Elemente und Überführung in ein EIT-Bild (Yorkey und Webster, 1987).**

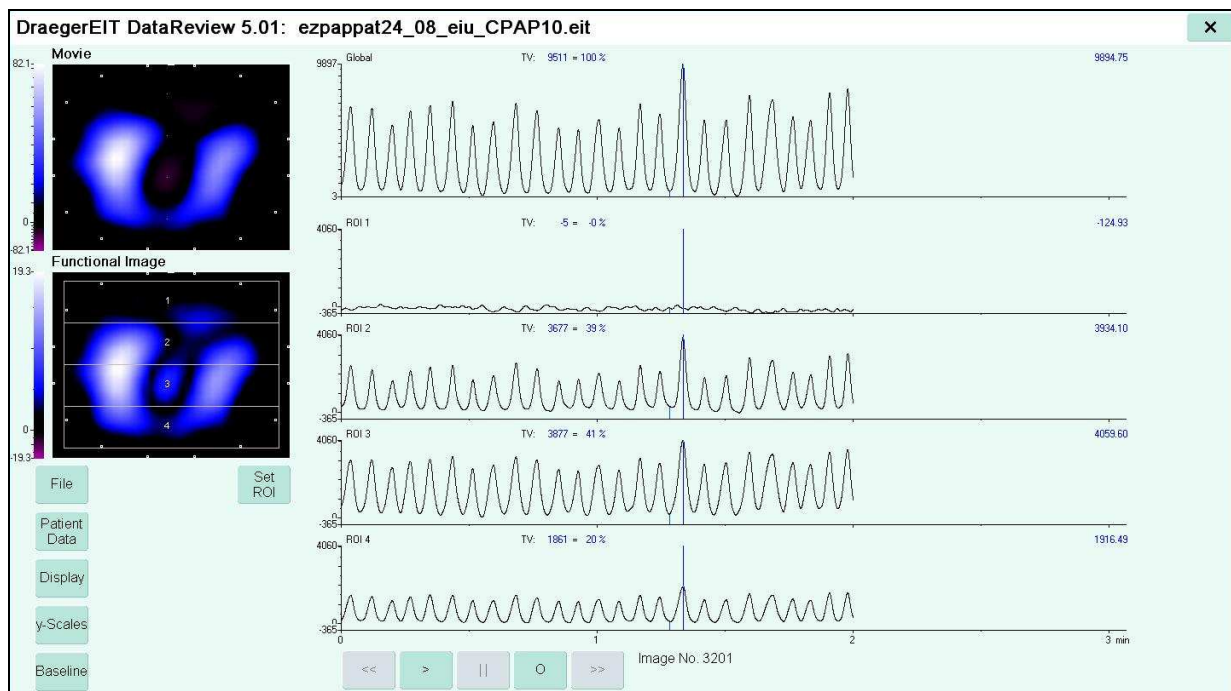
Die Impedanzen jedes einzelnen Dreiecks können so lange umgewandelt und berechnet werden, bis letztendlich eine Angleichung der gemessenen Impedanzen im Inneren mit den Messungen der Oberflächenelektroden stattgefunden hat. Nicht zuverlässige Messungen einzelner Elektroden können mittels dieser Methode herausgefiltert werden. Mittels des Prozess der

Koregistrierung werden nach der Bildrekonstruktion die dreieckigen Elemente in ein rechteckiges Muster umgewandelt und zudem werden Grenzflächenartefakte ausgefiltert. Um das Bildrauschen zu reduzieren und die Bildstruktur zu verbessern, wird das Bild mit Hilfe eines Gauß-Filters geglättet. In einem letzten Schritt kann die virtuelle Auflösung des Bildes mit der bilinearen Interpolation auf eine Matrix beliebiger Größe umgewandelt werden. Dies erlaubt es dem Betrachter, Strukturen besser darstellen und betrachten zu können. Dabei bleibt die qualitative Auflösung des Bildes unverändert.

Das in dieser Arbeit angewandte EIT Evaluation Kit 2 der Firma Dräger Medical verwendet einen modifizierten Newton-Raphson-Rekonstruktionsalgorithmus, um die 208 Oberflächenspannungen in ein EIT-Bild zu konvertieren. Es wurden in den letzten Jahren verschiedene EIT-Geräte entwickelt, wie z.B. die Geräte MK 1, MK 2, MK 3a, MK 3.5, DAS01/P der Firma Medical Physics and Clinical Engineering (Royal Hallamshire Hospital, Sheffield, England) oder die Geräte GÖMF und GÖMF II der Anästhesiologischen Forschung der Georg-August-Universität Göttingen. Jedoch wurden nur wenige dieser Geräte klinisch angewendet und keines ist für die klinische Routine zugelassen. Aktuelle EIT-Geräte, wie auch das in dieser Arbeit verwendete EIT Evaluation Kit 2, leisten eine Berechnung von 45 EIT-Bilder pro Sekunde. Die Einspeisungsfrequenz liegt je nach Leistung zwischen 5 und 500 kHz. Somit können auch dynamische pulmonale Veränderungen, wie die Entstehung von Atelektasen, temporär kollabierte Lungenareale und Überblähungen, dargestellt werden (Hinz et al., 2008).



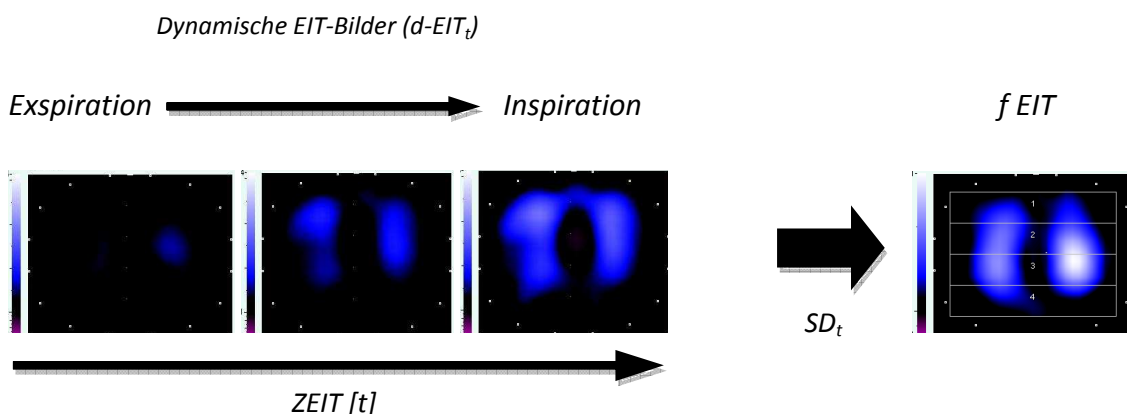
**Abb. 6: EIT Evaluation KIT 2 (Dräger Medical, Lübeck, Germany).** Zu dem EIT-System gehört ein Multifunktions-Bildschirm, welcher als Bedieneinheit dient und den Rechner enthält. Das System ist auf einem fahrbaren Stativ angebracht und ist somit einfach zu transportieren.



**Abb. 7: Datenübersicht des EIT-Gerät.** Links im Bild sind das Movie-Bild und f-EIT Bild aufgeführt. Darunter können verschiedene Funktionen angewählt werden (File, Patient-Data, Display, y-Scales, Baseline, Set ROI). Unter „File“ können Daten geladen werden, unter „Patient-Data“ können Daten zum Patienten eingesehen, eingegeben und verändert werden, unter „Display“ kann das angezeigte Daten-Fenster verändert und ein Low-Pass- oder Band-Filter gesetzt werden. Unter „y-Scales“ werden die Skalen der angezeigten Tidalvariationen eingestellt und skaliert, unter „Baseline“ kann eine Bezugsmessung gewählt werden und unter „Set ROI“ werden die Regions of Interest festgelegt.

### 3.3.3 Analyse der EIT-Daten

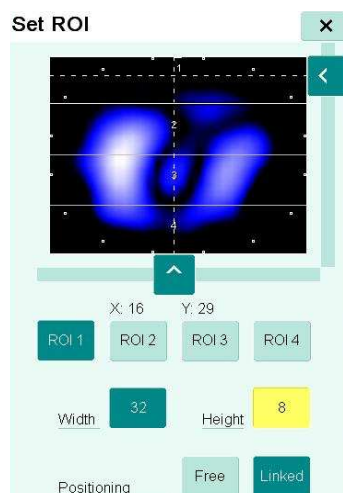
Absolute Impedanzmessungen beziehen sich auf die Gesamtheit des Lungengewebes und Thorax. Die Rekonstruktion von absoluten Messungen bedarf der genauen Kenntnis der Form des Thorax und die Messungen sind aufgrund der obig aufgeführten Annahmen (homogenes, kreisrundes Objekt, Elektrodenabstand, homogene Referenzimpedanz, Randwertproblem) anfällig für Fehler. Zur Analyse der EIT-Daten werden dynamische und funktionelle EIT-Bilder benutzt. Einem dynamischen Bild (d-EIT) liegen zwei Datensätze zu Grunde. Diese Datensätze sind zu zwei unterschiedlichen Zeitpunkten aufgenommen. Einer dieser Datensätze dient als Referenz. Das dynamische Bild bildet die Differenz dieser zwei Datensätze ab und stellt die regionale Verteilung der Impedanzänderungen über die Zeit dar. In einem funktionellen EIT-Bild (f-EIT) wird für jedes Pixel die Standardabweichung der gemessenen Impedanz, bezogen auf eine Referenz, über die Zeit berechnet. Mit f-EIT Bildern lassen sich statische Bilder mit einer hohen Informationsdichte erzeugen, welche die regionale Ventilation und die Änderung des regionalen Lungenvolumens anzeigen (Hinz et al., 2008). Jedoch kommt es im Gegensatz zu dynamischen Aufnahmen zu einem Verlust der direkten Verlaufsbeobachtung dynamischer Prozesse. Die globale Impedanzänderung ( $\Delta Z$ ) ist definiert als die Summe über alle Pixel des dynamischen d-EIT-Bildes. Relative Impedanzänderungen (rel. $\Delta Z$ ) sind die gemessenen Impedanzänderungen ( $\Delta Z$ ) bezogen auf ihren Referenzzustand (Brown, 2003). Die funktionelle Aktivität ( $f_A$ ) bezeichnet die Summe über alle Pixel des f-EIT Bildes.



**Abb. 8:** Erstellung eines f-EIT Bildes aus dynamischen EIT-Bildern (in Anlehnung an Lüpschen et al., 2007, S. 252). Das f-EIT Bild wird durch die Berechnung der Standardabweichung über die Messzeit ( $SD_t$ ) für jeden Pixel der dEIT Bilder erzeugt. Die einzelnen farbkodierten Pixel stellen regionale Impedanzänderung dar.

### 3.3.4 Festlegung der Regions of Interest (ROI)

Um die EIT-Aufnahmen nach unterschiedlichen Fragestellungen auszuwerten, können in den EIT-Bildern sogenannte „Regions of Interest“ festgelegt werden. Diese Methode wird z. B. auch in der Auswertung von CT-Bildern verwendet. Die Festlegung eines ROI dient dazu, spezifische Bereiche aus einer Messung oder Messkurve auszuwählen und statistisch auszuwerten. Die Verteilung der ROI kann beliebig festgelegt werden. Es ist sowohl eine Anordnung in vertikaler Richtung, als auch in horizontaler Richtung möglich. In der vorliegenden Arbeit wurde eine Anordnung von vier ROI in ventraler-dorsaler Ausrichtung des Thorax gewählt, wobei ROI 1 den ventralen und ROI 4 den dorsalen Lungenabschnitt darstellt.



**Abb. 9: Festlegung der ROI im f-EIT Bild.** Auf dem f-EIT Bild (32x32 Matrix) werden 4 ROI (32x8/ ROI) festgelegt. Die ROI wurden für die Auswertung auf einer ventralen-dorsalen Achse ausgerichtet (1-4), um eine Aussage über die Verschiebung der Ventilation auf dieser Achse treffen zu können.

### 3.3.5 Center of Gravity (COG)-Index

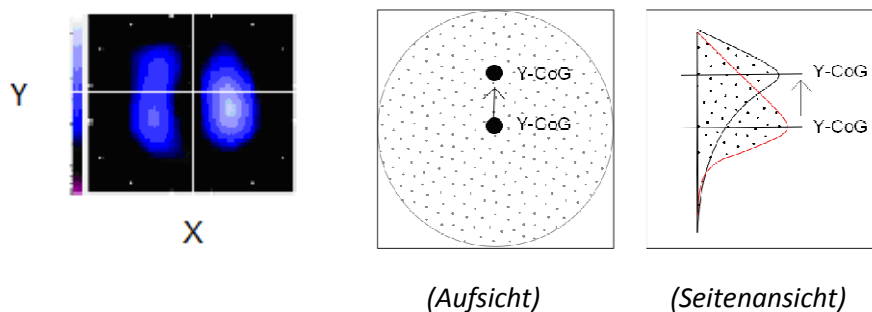
Um die Verschiebung der Ventilationsverteilung in der Lunge messen zu können, wurde in der vorliegenden Arbeit der von Lüpschen et al. (2007) beschriebene Center of Gravity (COG)-Index verwendet, welcher eine Verschiebung der Ventilation auf einer sagittalen und horizontalen Achse im EIT-Schnittbild angibt. Der COG ist der gewichtete Flächenschwerpunkt des EIT-



Schnittbildes in einer 32x32 Pixel Matrix und besteht aus einer sagittalen (ventral-dorsal) und horizontalen (links-rechts) Komponente. Es wird davon ausgegangen, dass jeder Pixel des Schnittbildes eine andere Gewichtung besitzt. Die Gewichtung eines Pixels hängt von der Höhe der dargestellten Impedanzänderung (Ventilationsänderung) ab.

$$Y_{cog} = \frac{\sum_{x=1}^{32} \sum_{y=1}^{32} y \times F(x, y)}{\sum_{x=1}^{32} \sum_{y=1}^{32} F(x, y)}$$

**Formel 2: Berechnung des COG-Index.** Wenn  $F(x, y)$  für das f-EIT Bild und seine Bildpunkte ( $x, y = 1, \dots, 32$ ) steht, wird  $Y_{cog}$  über das erste gewichtete Moment definiert (Lüpschen et al., 2007). Die ventro-dorsale Ventilationsverteilung als auch die horizontale Ventilationsverteilung (rechte/linke Lunge) werden gleichermaßen berücksichtigt. Mittels des COG-Index kann eine Aussage über die absolute Ventilationsverteilung in der Lunge getroffen werden.



**Abb. 10: Gewichteter Flächenschwerpunkt.** Darstellung eines f-EIT Bildes (links) und schematische Darstellung des COG auf einer Schnittebene entlang einer ventralen-dorsalen Achse (Aufsicht und Seitenansicht der Schnittebene). Der Thorax ist schematisch als Kreis dargestellt. Bei der Berechnung des gewichteten Flächenschwerpunkt (COG) wird davon ausgegangen, dass der definierte Flächenschwerpunkt der Ventilation durch einen Pixel in einem 32x32-Punkte-Koordinatensystem dargestellt wird (linke Grafik). Je höher die Impedanzänderung pro Pixel ist, desto stärker wird der Bildpunkt in der Gesamtheit gewichtet. In der rechten Grafik ist die Verschiebung des COG zu erkennen. Bei verstärkter Ventilation ventraler Lungenabschnitte verschiebt sich der COG nach ventral (oben), da die Gewichtung der Pixel in diesem Bereich zunimmt.

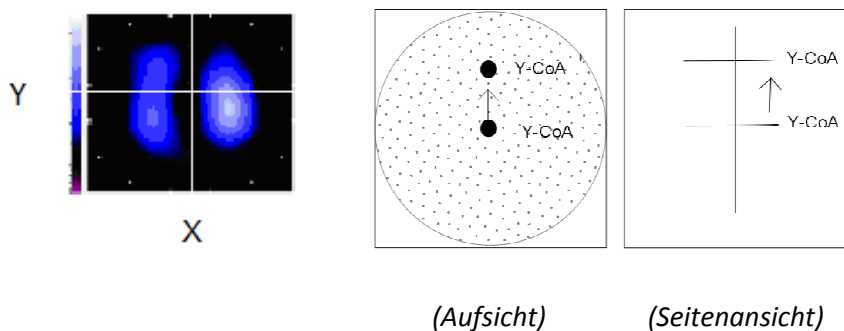
### 3.3.6 Center of Area (COA)-Index

Der Center of Area (COA)-Index ist der ungewichtete Flächenschwerpunkt des EIT-Schnittbildes und setzt sich ebenfalls aus einer sagittalen und horizontalen Komponente zusammen. Entgegengesetzt zum COG-Index findet keine Gewichtung der Pixel des EIT-Bildes statt. Der COA-Index wird unter der Annahme errechnet, dass die betrachtete Fläche bzw. Schnittebene homo-

gen ist und jeder Pixel des 32x32-Punkte-Koordinatensystems die gleiche Gewichtung besitzt. Der COA-Index wird äquivalent zum COG-Index berechnet, jedoch gilt:  $A(x, y) = 1$  entspricht  $F(x, y) \neq 0$  und  $A(x, y) = 0$  entspricht  $F(x, y) = 0$ , da die Gewichtung der Fläche wegfällt:

$$Y_{coa} = \frac{\sum_{x=1}^{32} \sum_{y=1}^{32} y \times A(x, y)}{\sum_{x=1}^{32} \sum_{y=1}^{32} A(x, y)}$$

**Formel 3: Berechnung des COA-Index.** Mittels des COA-Index kann eine Aussage über die absolute Ventilationsverteilung in der Lunge getroffen werden. Die ventro-dorsale Ventilationsverteilung als auch die horizontale Ventilationsverteilung (rechte/linke Lunge) werden gleichermaßen berücksichtigt.



**Abb. 11: Ungewichteter Flächenschwerpunkt.** Darstellung eines f-EIT Bildes (links) und schematische Darstellung des COA auf einer Schnittebene entlang einer ventralen-dorsalen Achse (Aufsicht und Seitenansicht der Schnittebene). Der Thorax ist schematisch als Kreis dargestellt. Bei der Kalkulation des COA findet keine Gewichtung der Pixel statt. Das Ausmaß der Ventilationsveränderung bleibt unberücksichtigt.

### 3.3.7 Flächen-Differenzwert (FDW)-Index

Mittels des COG- und COA-Index kann eine Aussage über die absolute Ventilationsverschiebung getroffen werden. Bildet man den Differenzwert der beiden Indices, so erhält man den Flächen-Differenzwert (FDW)-Index. Der FDW-Index dient als Parameter für die relative Ventilationsverschiebung und wurde erstmalig in den vorliegenden Untersuchungen verwendet.

### **3.3.8 End-expiratorische Lungenimpedanz (EELI)**

Mittels der Bestimmung der end-expiratorischen Lungenimpedanz (EELI) ist es möglich Rückschlüsse auf das end-expiratorische Lungenvolumen (EELV) zu ziehen. Die EELI wird als der Durchschnitt der end-expiratorischen Impedanzänderungen ( $\Delta Z$ ) über einen definierten Zeitraum berechnet. In Studien von Adler et al. (1997), Erlandsson et al. (2006) und Hinz et al. (2003a) konnte gezeigt werden, dass eine enge Korrelation zwischen dem EELV und der EELI bestand.

### **3.3.9 Tidalvariation (TV)**

Die Tidalvariation (TV) ist definiert als die Differenz der relativen Impedanzänderungen zwischen der Endinspiration und der Endexpiration. Diese korreliert in hohem Maße mit dem Tidalvolumen, wie Meier et al. (2006) in ihrer Arbeit an einem Schweinmodell feststellen konnten.

### **3.3.10 f-EIT Index**

Der f-EIT Index beschreibt die Summe über alle Pixel des Lungenfeldes im f-EIT Bild (32x32 Matrix). Es wird nicht differenziert, ob die Pixel eine Ventilationsänderung anzeigen oder nicht, sondern alle Pixel gehen in die Indexberechnung mit ein.

## **3.4 Atemsysteme**

### **3.4.1 CPAP (Continuous Positive Airway Pressure)**

CPAP ist eine Form der Nicht-invasiven Ventilation (NIV). NIV beschreibt eine Beatmungstherapie über eine dicht sitzende Nasen- oder Gesichtsmaske. Verschiedene Beatmungsmodi, wie z.B.

CPAP, BiPAP® oder ASB, können als NIV appliziert werden. Das in dieser Arbeit verwendete CPAP-Verfahren ist ein Ventilationsverfahren, bei welchem der Patient seine Spontanatmung auf einem vom Respirator generierten kontinuierlichen, positiven Atemwegdruck ausübt. Der Respirator ist dabei bestrebt, den eingestellten Atemwegdruck während der in- und expiratorischen Aktivität des Patienten konstant zu halten. Dies wird durch eine entsprechende Regelung von In- und Expirationsventilen ermöglicht. Durch CPAP kann der Patient somit spontan auf einem in Bezug auf den atmosphärischen Druck erhöhten Atemwegdruck-Niveau atmen. Der erhöhte Atemwegdruck kann zu einer Rekrutierung von nicht ventilierten Lungenabschnitten führen und diese offen halten (Oczeksi et al., 2003). Das CPAP-Verfahren kann als NIV-CPAP, aber auch mittels eines endotrachealen Tubus oder einer Trachealkanüle appliziert werden. Die wichtigste Voraussetzung für die Anwendung des CPAP-Verfahrens ist die Fähigkeit des Patienten zur suffizienten Spontanatmung. In den vorliegenden Untersuchungen wurde CPAP mittels der Beatmungseinheit Evita 2 (Dräger Medical GmbH, Lübeck) appliziert.



**Abb. 12: CPAP Maske und Evita 2 Beatmungseinheit.** Auf dem linken Bild ist die Anlage einer CPAP-Maske dargestellt. Die Maske wird mit einer elastischen Halterung festgemacht, um Mund und Nase dicht zu umschließen. Rechts ist die Evita 2 Beatmungseinheit (Dräger Medical GmbH, Lübeck) dargestellt.

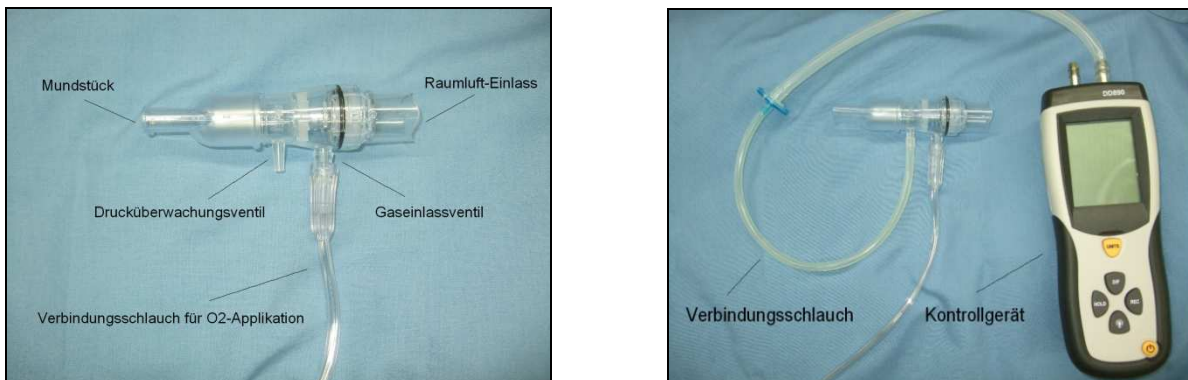
Der CPAP-Beatmungsmodus ist ein häufig eingesetztes Verfahren, um pulmonale Belüftungsstörungen und die daraus resultierenden Komplikationen im ambulanten, stationären, operativen und intensivmedizinischen Bereich effektiv behandeln zu können. Die Atmung unter CPAP wird beispielsweise bei Patienten mit beginnendem kardialen Lungenödem angewendet. Weitere Indikationen sind die Behandlung einer dekompensierten Herzinsuffizienz, die Therapie von

Pneumonien, die Therapie des Atemnotsyndroms des Neugeborenen und die COPD-Therapie (Hoffmann und Welte, 1999; Mehta und Hill, 2002). Zudem stellt die CPAP-Beatmung eine der Standardtherapien in der Behandlung des Schlafapnoesyndrom dar (Theerakittikul et al., 2010). Als invasive Form beim intubierten Patienten wird das CPAP-Verfahren im Bereich des Weaning (Entwöhnung vom Respirator) eingesetzt.

Mehrere Studien konnten in der Vergangenheit die Effektivität des CPAP-Verfahren in der Therapie von Ventilationsstörungen beweisen. In ihrer Studie über die Behandlung postoperativer Hypoxie konnten Squadrone et al. (2005) aufzeigen, dass die Behandlung mit CPAP die postoperative Reintubationsrate aufgrund von Hypoxie verringern konnte. Zudem konnte die Behandlungsdauer auf der Intensivstation verkürzt und die Inzidenz für Pneumonien und Sepsis verringert werden (Squadrone et al., 2005). Weitere Studien untermauern diese Ergebnisse und verdeutlichen, dass CPAP den pulmonalen Gasaustausch verbessert. CPAP führt zur alveolären Rekrutierung, vermindert die Entstehung von Atelektasen und vergrößert die FRC (Dehaven et al., 1985; Jaber et al., 2010; Lidner et al., 1987; Rusca et al., 2003; Stock et al., 1985). Somit wird ersichtlich, dass das CPAP-Verfahren ein valides und unverzichtbares Verfahren in der Prävention und Therapie pulmonaler Ventilationsstörungen ist. Allerdings wird hierfür in der Regel ein Beatmungsgerät benötigt.

### **3.4.2 EzPAP®-System**

Das EzPAP®-System (Smith medical Deutschland GmbH) ist ein Masken- oder Mundstück-System, welches es laut Angaben des Herstellers ermöglichen soll, einen PEEP während der Spontanatmung zu generieren und zur Behandlung und Vorbeugung von Atelektasen angewendet werden kann (O'Donohue, 1984). Angewendet werden kann EzPAP® laut Hersteller zudem im Bereich des Weaning (Smith Medical, 2010). Das EzPAP®-System besteht aus einer Kammer für positiven Überdruck, welche versehen ist mit einem Einlass für den Umgebungsdruck, einem Gaseinlass-Ventil und einem Drucküberwachungsventil mit Verschluss. An die Kammer angeschlossen wird ein Mundstück oder alternativ eine Maske, sowie ein Sauerstoffschlauch zur Verbindung des Gaseinlassventils mit dem Durchflussregler.



**Abb. 13: EzPAP®-System.** Dargestellt ist das EzPAP®-Mundstücksystem und das Kontrollgerät für die Drucküberwachung. Das EzPAP®-System ist an einen Schlauch angeschlossen zur O<sub>2</sub>-Applikation.

Der positive Atemwegdruck wird nicht wie beim CPAP mit Hilfe eines Respirators erzeugt, sondern wird über einen herkömmlichen Sauerstoffsprudler bereitgestellt. Der Frischgasfluss soll laut Hersteller zwischen 5-15 l/min eingestellt werden und durch eine Flussverstärkung des eingestellten inspiratorischen Flusses durch eine konvexe Oberfläche innerhalb des Systems (Coanda-Effekt) entsteht während der Expiration ein positiver Druck als Atemwegwiderstand. Der Coanda-Effekt bezeichnet die Eigenschaft einer Flüssigkeit oder eines Gases, sich an eine gekrümmte Oberfläche anzulegen und über sie hinweg zu strömen, wodurch eine Flussverstärkung erzeugt wird. An einer glatten Oberfläche würde der Luftstrom abreißen. In der vorliegenden Arbeit wurde der Sauerstofffluss über den Regler so eingestellt, dass der Atemwegdruck, gemessen mittels eines Manometers, während der In- und Expiration stetig über 0 cmH<sub>2</sub>O blieb und keine negativen Drücke gemessen wurden. Der generierte positive Atemwegdruck variierte stark je nach respiratorischer Anstrengung und musste individuell angepasst werden. Zur Ventilation wurde in der Arbeit das Mundstück-System verwendet.

### 3.4.3 Nasensonde

Die O<sub>2</sub>-Nasensonde dient zur Applikation von Sauerstoff per intranasaler Sonde, welcher über einen Sauerstoffsprudler zur Verfügung gestellt wird. Über den Sauerstoffsprudler kann der

Sauerstoff-Fluss (l/min) reguliert werden. In der vorliegenden Arbeit wurde ein O<sub>2</sub>-Fluss von 2-4 l/min gewählt. Die Zielgröße war ein S<sub>p</sub>O<sub>2</sub> von >90 %. Die Applikation per O<sub>2</sub>-Nasensonde ist ein simples und effektives Sauerstoffsystem, welches häufig im stationären, intensivmedizinischen und ambulanten Bereich Anwendung findet.

### **3.5 Ablauf der Messungen**

#### **3.5.1 Präoperatives Prozedere**

Die Patienten wurden vor der geplanten Operation mit 7,5 mg Midazolam prämediziert. Im Einleitungsraum des Operationssaals erfolgte die Vorbereitung der Patienten zur Allgemeinanästhesie. Zur Erhebung der Vitalparameter wurde bei den Patienten zur Überwachung der Herzaktivität ein EKG abgeleitet. Zudem wurden die Patienten an eine Messeinheit zur nicht invasiven Blutdruckmessung angeschlossen und per Pulsoxymeter wurden die S<sub>p</sub>O<sub>2</sub>-Werte kontrolliert. Gleichzeitig wurden die Patienten an die EIT-Einheit angeschlossen.

#### **3.5.2 Anästhesie und Respiratoreinstellungen**

Die Allgemeinanästhesie wurde standardisiert mit Fentanyl (2 µg/kg) und Propofol (2 mg/kg) eingeleitet. Um die endotracheale Intubation zu ermöglichen, erhielten die Patienten 0,15 mg/kg Cis-atracurium zur Muskelrelaxation. Die Anästhesie und Analgesie wurde mit Isofluran (0,7 MAC) und Remifentanyl (0,2-0,3 µg/kg pro Minute) aufrecht erhalten. Um postoperativen Schmerz vorzubeugen wurde den Patienten ca. 45 Minuten vor der Extubation 0,1 mg/kg Piritramid und 1 g Metamizol verabreicht. Das Tidalvolumen, das Atemminutenvolumen, der PEEP und die inspiratorische Sauerstofffraktion betragen entsprechend 6-8 ml/kg, 80-100 ml/kg, +5 cmH<sub>2</sub>O und nicht mehr als 0,5. Die intraoperative Beatmung wurde in einem druckkontrollierten Beatmungsmodus mit Narkosegeräten des Fabrikates Julian<sup>®</sup>, Cato<sup>®</sup> oder Cicero<sup>®</sup> (Dräger, Lübeck, Deutschland) durchgeführt.

### 3.5.3 Perioperative Messungen

Die Messung mit Hilfe des EIT-Verfahrens erfolgte am Patienten mit einem speziell für den klinischen Gebrauch entwickelten Elektrodengürtel. Die Anbringung des Gürtels ist ausführlich in Abschnitt 3.3.1 beschrieben. Die jeweilige Größe des EIT-Gürtels wurde vor Anlegen am Patienten bestimmt, da es für die Messung notwendig war, dass der Gurt eng am Brustkorb anlag und alle Elektroden Hautkontakt besaßen, jedoch die Atemexkursionen des Patienten nicht beeinträchtigt wurden. Die Gurtgröße konnte je nach Patient in den Größen S, M, L und XL gewählt werden. Um den Kontakt zwischen Haut und Elektroden zu verbessern, mussten die Elektroden an der Unterseite mit Ultraschallgel benetzt werden. Vor Beginn jeder Messung wurde die EIT-Einheit nach Einschalten geeicht, kalibriert und zudem wurden alle Elektroden des Gürtels nach Anlegen am Patienten auf ihre Signalstärke überprüft.

Name															Patientennummer	
Geb.-Datum															randomisierter Modus Nr.	
Größe in m															Brustumfang	
Gewicht in kg															Gurtgröße	
BMI															OP	
Vorerkrankungen															Lagerung	
Beatmungsgerät															Narkoseart	
EIT-Messung	HF bpm	RR syst.	RR diast.	SpO <sub>2</sub> %	AF 1/min	V <sub>T</sub> ml	etCO <sub>2</sub>	Fet Iso	FIO <sub>2</sub> %	P <sub>max</sub> mmHg	PEEP mmHg	VAS	Dateiname	Messdauer	Artefakt?	
1													01_ezpappat_01	2min		
2													01_ezpappat_02	2min		
3													01_ezpappat_03	2min		
4													01_ezpappat_04	2min		
5													01_ezpappat_05	2min		
6													01_ezpappat_06	2min		
7													01_ezpappat_07	2min		
8													01_ezpappat_08	2min		
9													01_ezpappat_09	2min		
10													01_ezpappat_10	2min		
11													01_ezpappat_11	2min		
12													01_ezpappat_12	2min		
13													01_ezpappat_13	2min		
14													01_ezpappat_14	2min		

**Abb. 14: Messprotokoll.** Es wurden insgesamt 14 zweiminütige EIT-Messungen an einem Patienten durchgeführt (Messung 1: präoperativ, Messung 2-6 intraoperativ, Messung 7-14 postoperativ). Während jeder EIT-Messung wurden die Vitalparameter und die Beatmungsparameter erfasst. Im Kopfteil des Messprotokolls wurden die Stammdaten der Patienten eingetragen. Zusätzlich konnten Messartefakte während der Messungen notiert werden. (HF: Herzfrequenz, RR<sub>syst</sub>: systolischer Blutdruck, RR<sub>diast</sub>: diastolischer Blutdruck, S<sub>p</sub>O<sub>2</sub>: periphere Sauerstoffsättigung, AF: Atemfrequenz, V<sub>T</sub>: Tidalvolumen, etCO<sub>2</sub>: end-expiratorische CO<sub>2</sub> Konzentration, FET<sub>iso</sub>: endexpiratorische Isoflurankonzentration, F<sub>i</sub>O<sub>2</sub>: inspiratorische Sauerstofffraktion, P<sub>max</sub>: Beatmungsspitzenndruck, PEEP: positiver end-expiratorischer Druck, VAS: visuelle Analogskala)



### 3.5.3.1 Messablauf der perioperativen Messungen

Die Messungen erfolgten nach einem standardisierten Protokoll zur Erfassung der Vitalparameter, Beatmungsparameter und der EIT-Messdaten. Perioperativ wurde jeweils eine zweiminütige EIT-Messung unter Spontanatmung vor Induktion der Allgemeinanästhesie (Messung 1 bzw. SB1) und nach Ausleitung aus der Allgemeinanästhesie (Messung 7 bzw. SB2) durchgeführt. Zwischen diesen Messungen wurden jeweils fünf zweiminütige EIT-Messungen (Messung 2-6 bzw. CMV 1-5) unter Allgemeinanästhesie in einem kontrollierten maschinellen Beatmungsmodus durchgeführt. Insgesamt erfolgten perioperativ sieben EIT-Messungen.

Der zeitliche Ablauf sah wie folgt aus: Nach der Messung SB 1 wurde mit der Präoxygenierung begonnen und die Allgemeinanästhesie eingeleitet. Der weitere Messintervall sah vor, eine Minute direkt nach Intubation eine EIT-Messung (CMV 1) durchzuführen, sowie 15 Minuten nach Intubation (CMV 2), 30 Minuten nach Intubation (CMV 3), 45 Minuten nach Intubation (CMV 4) und 60 Minuten nach Intubation (CMV 5). Jede Messung wurde wie oben beschrieben durchgeführt und die Messdaten im Messprotokoll eingetragen. Der perioperative Teil schloss mit der ersten Messung im Aufwachraum (SB 2) ab. Die Messung SB 2 war gleichfalls die erste Messung des postoperativen Teils, der im Aufwachraum realisiert wurde. Postoperativ wurden insgesamt acht EIT-Messungen durchgeführt.

Während jeder der zweiminütigen EIT-Messungen wurden intraoperativ die im Folgenden beschriebenen klinischen Parameter erfasst. Zum einen sind dies die Herzfrequenz, die Atemfrequenz, der systolische und diastolische Blutdruck, sowie im Weiteren der  $S_pO_2$ , das Tidalvolumen, der end-expiratorische  $CO_2$ -Partialdruck, die end-expiratorische Isofluran-Konzentration, die inspiratorische Sauerstofffraktion, der Beatmungsspitzendruck und der PEEP. Im postoperativen Teil wurde zudem die Visuelle Analog-Skala erfasst, zur Skalierung des Schmerzempfindens des Patienten.

Als Stammdaten zum Patienten wurden standardisiert erfasst: Name, Geburtsdatum, Probandennummer, randomisierter zugewiesener Messmodus, Größe, Gewicht, BMI, Vorerkrankungen, Beatmungsgerät, Narkoseverfahren, Brustumfang, Gurtgröße, Operationsindikation und Lagerungsart. Um äußere Störfaktoren und Fehler im Messaufbau zu vermeiden, wurden zu

Beginn jeder Messung an Hand einer standardisierten Checkliste der Versuchsaufbau und die Versuchsdurchführung kontrolliert.

### **3.5.4 Postoperative Messungen**

Nach Beendigung der Allgemeinanästhesie und nach Extubation des Patienten wurde der Patient zur postoperativen Überwachung in den Aufwachraum verlegt, in welchem sich der postoperative Teil der Messungen anschloss. Die erste Messung im Aufwachraum war gleichzeitig die letzte Messung des perioperativen Teils. Im Aufwachraum wurden die Patienten in einem randomisierten Modus über 3 verschiedene nicht invasive Atemsysteme sowie als Referenzverfahren über eine O<sub>2</sub>-Nasensonde mit Sauerstoff versorgt und therapiert. Die Randomisierung erfolgte über zufällig zugewiesene Umschläge, mit vorher festgelegten Ventilationsreihenfolgen. Angewendet wurden im Aufwachraum:

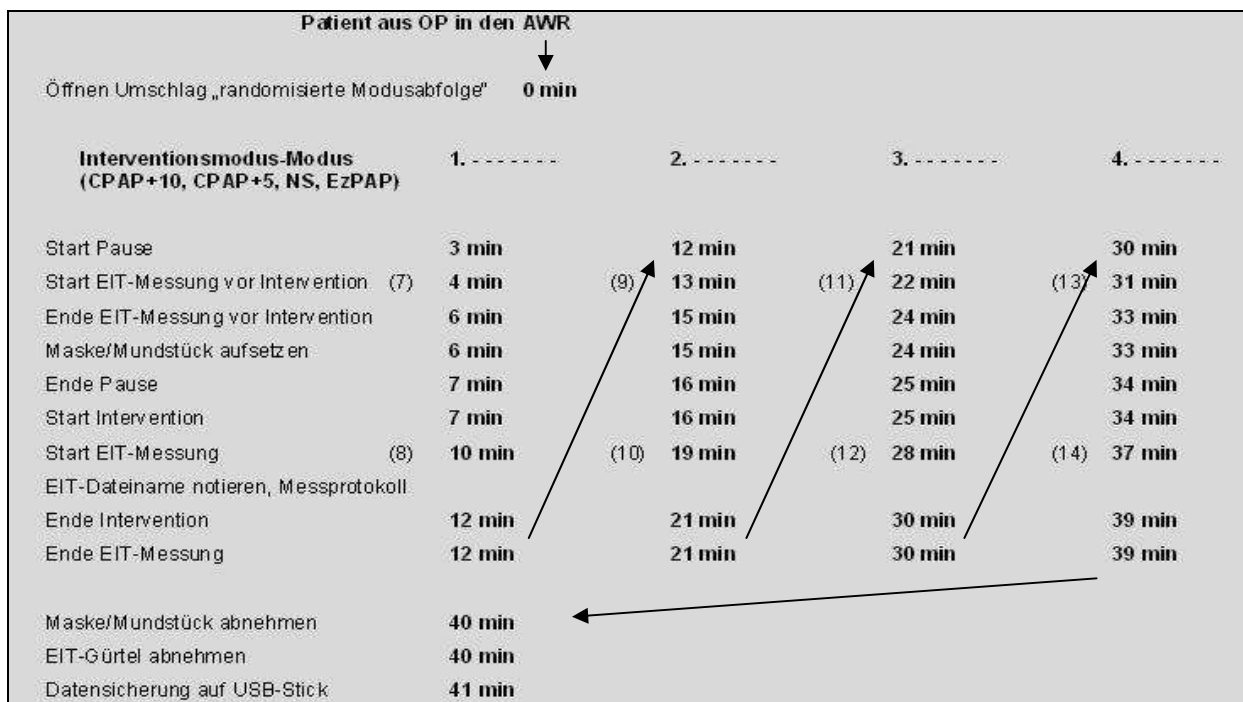
- 1) CPAP mit +5 cmH<sub>2</sub>O
- 2) CPAP mit +10 cmH<sub>2</sub>O
- 3) EzPAP<sup>®</sup>-System
- 4) O<sub>2</sub>-Nasensonde

Um die Vitalparameter aufzeichnen zu können, wurden im Aufwachraum der S<sub>p</sub>O<sub>2</sub>-Wert bestimmt, die Patienten zur Kontrolle des Herzrhythmus und der Herzfrequenz an ein EKG angeschlossen und über eine nicht invasive Messung wurde der Blutdruck festgestellt. Über die EIT-Einheit konnte die Atemfrequenz ermittelt werden.

#### **3.5.4.1 Messablauf des postoperativen Teil**

Die Patienten wurden nach der zuvor festgelegten, randomisierten Abfolge mit den oben genannten Atemsystemen ventiliert und gleichzeitig wurden EIT-Messungen durchgeführt. Eine

komplette Messung bestand aus vier einzelnen Messzyklen, jeweils neun Minuten lang. Die Messabfolge der postoperativen Messungen ist in Abbildung 15 aufgeführt. Nach der letzten EIT-Messung und Beendigung des letzten Ventilationszyklus wurde dem Patienten die Maske bzw. das Mundstück abgenommen und der EIT-Gürtel abgelegt. Mit der letzten Messung war die Studie beendet. Sobald der Patient stabil und verlegungsbereit war, wurde er auf die Station zurückverlegt.



**Abb. 15: Messablauf im Aufwachraum.** Auf dem Schema sind die jeweiligen Schritte der Messungen angegeben. In Klammern sind die einzelnen EIT-Messungen angegeben. Jeder Messzyklus im Aufwachraum begann mit einer zweiminütigen EIT-Baseline-Messung unter Spontanatmung ohne Ventilationsystem, während derer die Vitalparameter aufgezeichnet wurden. Nach der zweiminütigen Baseline-Messung wurde dem Patienten das jeweilige Atemsystem angelegt und die Beatmungsparameter eingestellt und überprüft. Die Ventilationsdauer betrug für das jeweilige System fünf Minuten. Nach drei Minuten der fünfminütigen Ventilationsdauer wurde erneut eine zweiminütige EIT-Messung durchgeführt. Nach Beendigung des Ventilationsmodus und der EIT-Messung wurde eine einminütige Pause eingelegt. Im Anschluss an die einminütige Pause fand erneut eine zweiminütige EIT-Baseline-Messung statt. Nach dem oben beschriebenen Ablauf wurde so mit den drei weiteren Ventilationsmodi verfahren. Insgesamt wurden postoperativ im Aufwachraum acht EIT-Messungen durchgeführt (Messungen 7-14).

### 3.6 Statistische Auswertung

Die Daten sind als Mittelwert +/- SD oder als Medianwert +/- Konfidenzintervall (25 %, 75 %, 95 %) dargestellt. Die statistische Analyse erfolgte nach Untersuchung auf Normalverteilung (Shapiro Wilks W Test) zwischen den Beatmungseinstellungen und Patienten mit einer Varianzanalyse (ANOVA) mit Messwiederholung, gefolgt von einem Post hoc Test (Newman-Keuls oder Tukey-HSD/Students t Test). Bei nicht normalverteilten Daten kamen ein Mann-Whitney-U Test oder, innerhalb einer Gruppe, ein Wilcoxon Test als nicht-parametrische Tests zur Anwendung, gefolgt von einer Bonferroni-Holm Korrektur zur Neutralisierung der Alphafehler-Kumulierung. Ein Niveau mit einem Proportionalitätsfaktor  $p < 0,05$  wurde als statistisch signifikant erachtet. Für die Statistik wurden das Software-Paket PASW<sup>®</sup>-Statistics 18 (SPSS) für Windows (IBM) und das Software-Paket Statistica 6<sup>®</sup> (StatSoft) verwendet.

## **4 Ergebnisse**

### **4.1 Perioperative Messungen**

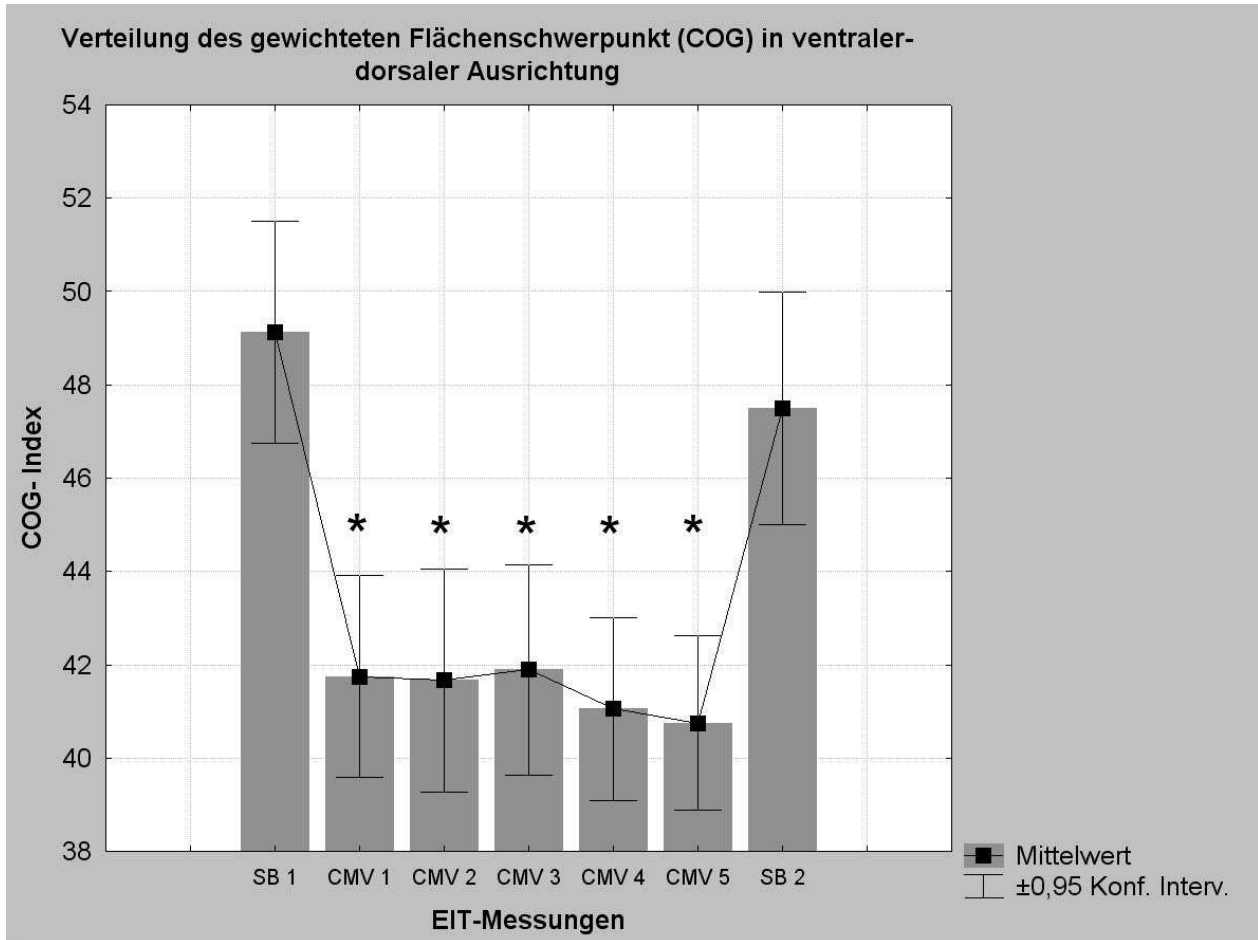
Es wurden 15 der 26 ausgewählten Patienten für den perioperativen Teil gemessen. Die EIT-Daten von zwei Patienten konnten aus technischen Gründen nicht ausgewertet werden, sodass Daten von 13 Patienten in die statistischen Analysen eingingen.

#### **4.1.1 Regionale Ventilationsverteilung unter Spontanatmung und maschineller Beatmung**

Nach Induktion der Allgemeinanästhesie und Beginn der kontrollierten, maschinellen Beatmung (CMV 1-5) zeigte sich eine statistisch signifikante ventrale Verschiebung der regionalen Ventilation im Vergleich sowohl zu den Messungen vor Induktion der Allgemeinanästhesie (SB 1) als auch nach Ausleitung aus der Allgemeinanästhesie (SB 2). Dies ist an Hand der ventralen Verschiebung des COA- und des COG-Index auf der ventralen-dorsalen Achse zu erkennen (vgl. Abb. 16 und 17). Eine Verschiebung der Indices auf der horizontalen Achse von links nach rechts konnte mittels der EIT-Daten nicht festgestellt werden und ergab keine statistisch signifikanten Veränderungen.

Im Verlauf der Messungen kam es zwischen den Messungen SB 1 und CMV 1 zu einem statistisch signifikanten Abfall des COG-Index von 49,1 auf 41,7 %. Ein Abfall des COG-Index entspricht einer Ventralisierung der Atmung. Dementsprechend zeigen steigende Werte des Index eine dorsale Verlagerung der Ventilation an. Während der intraoperativen Messungen CMV 1-5 blieb die Schwankung des COG-Index minimal und die Werte lagen konstant im Bereich zwischen 40 und 42 %. Zwischen den intraoperativen Messungen CMV 2 und CMV 3 konnte ein leichter Anstieg des COG-Index beobachtet werden. Von Messung CMV 3 zu CMV 4 fielen die Parameter dann wieder leicht ab. Nach Ausleitung aus der Allgemeinanästhesie kam es erneut zu einer statistisch signifikanten Umverteilung der Ventilation. Der COG-Index verschob sich wieder in dorsaler Richtung und erreichte annähernd den Ausgangswert. Jedoch verteilte sich

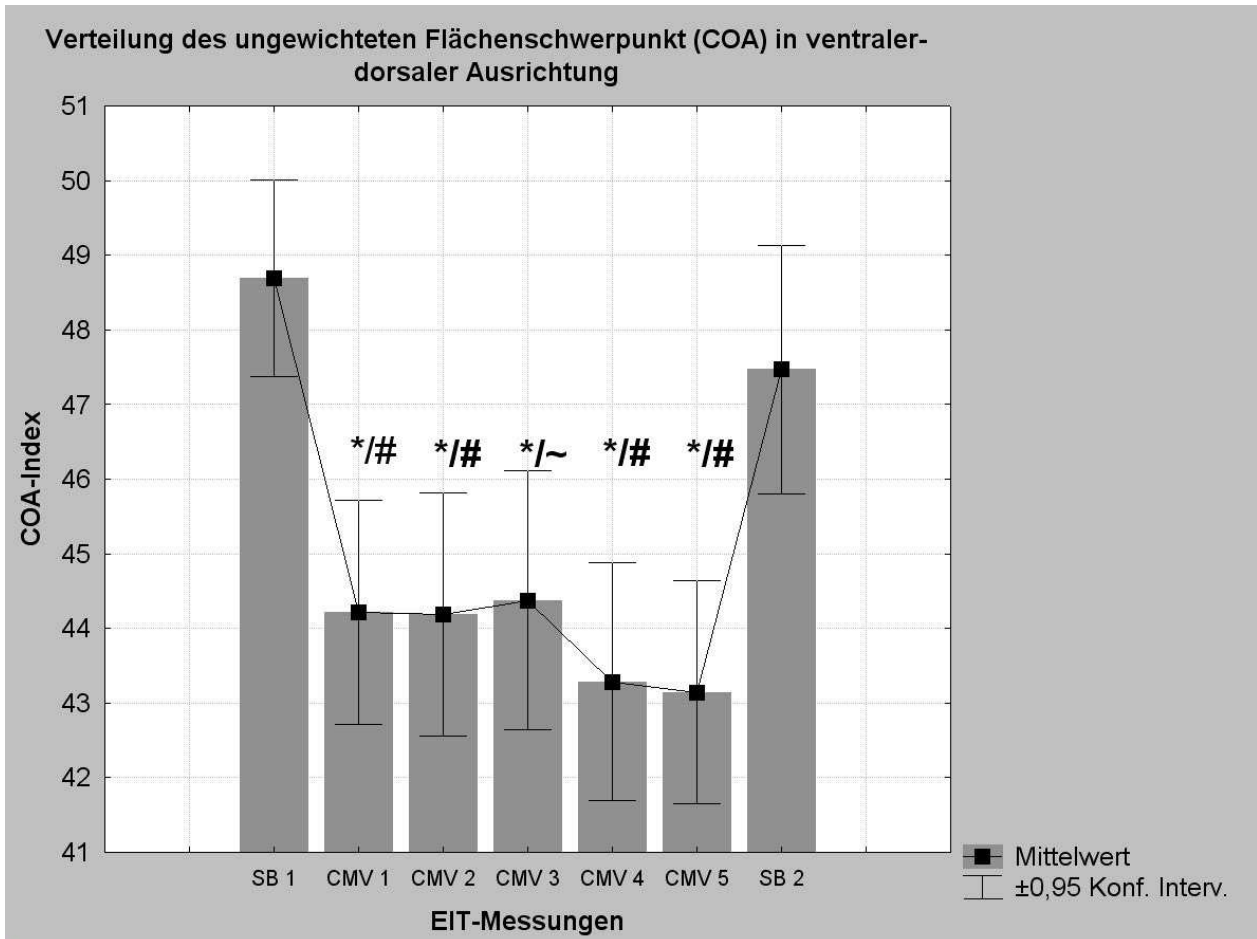
die Ventilation postoperativ ventraler (47,5 %) als vor Einleitung der Allgemeinanästhesie (49,1 %).



**Abb. 16: Mittelwerte des COG-Index der perioperativen EIT-Messungen.** Die Werte auf der Y-Achse geben die Verschiebung des COG-Index in % auf einer ventralen-dorsalen Achse auf dem EIT-Schnittbild an. „Null“-Prozent steht für maximal ventral, „100“-Prozent für maximal dorsal. Je niedriger der Wert auf der Y-Achse, desto ventraler ist die Ventilation auf der Achse verschoben. (SB 1: EIT-Messung unter Spontanatmung vor Induktion der Allgemeinanästhesie; CMV 1-5: EIT-Messungen unter Allgemeinanästhesie und maschineller kontrollierter Beatmung; SB 2: EIT-Messung unter Spontanatmung nach Ausleitung aus der Allgemeinanästhesie; \*:  $p < 0,001$  im Bezug auf die Messpunkte SB 1 und SB 2)

In der Beobachtung der erhobenen Daten zum COA-Index zeigte sich ein nahezu identischer Verlauf der Ventilationsverschiebung im Vergleich zum COG-Index. Nach Einleitung der Allgemeinanästhesie kam es zu einem statistisch signifikanten Abfall des COA-Index von 48,7 % auf 44,2 %. Die Schwankungen zwischen den Messungen CMV 1 bis CMV 5 waren minimal und die Werte lagen intraoperativ zwischen 43,1 % und 44,4 %. Zwischen Messung CMV 2 und CMV 3 war ein leichter Anstieg des COA-Index zu erkennen. Jedoch fielen die Parameter von der Mes-

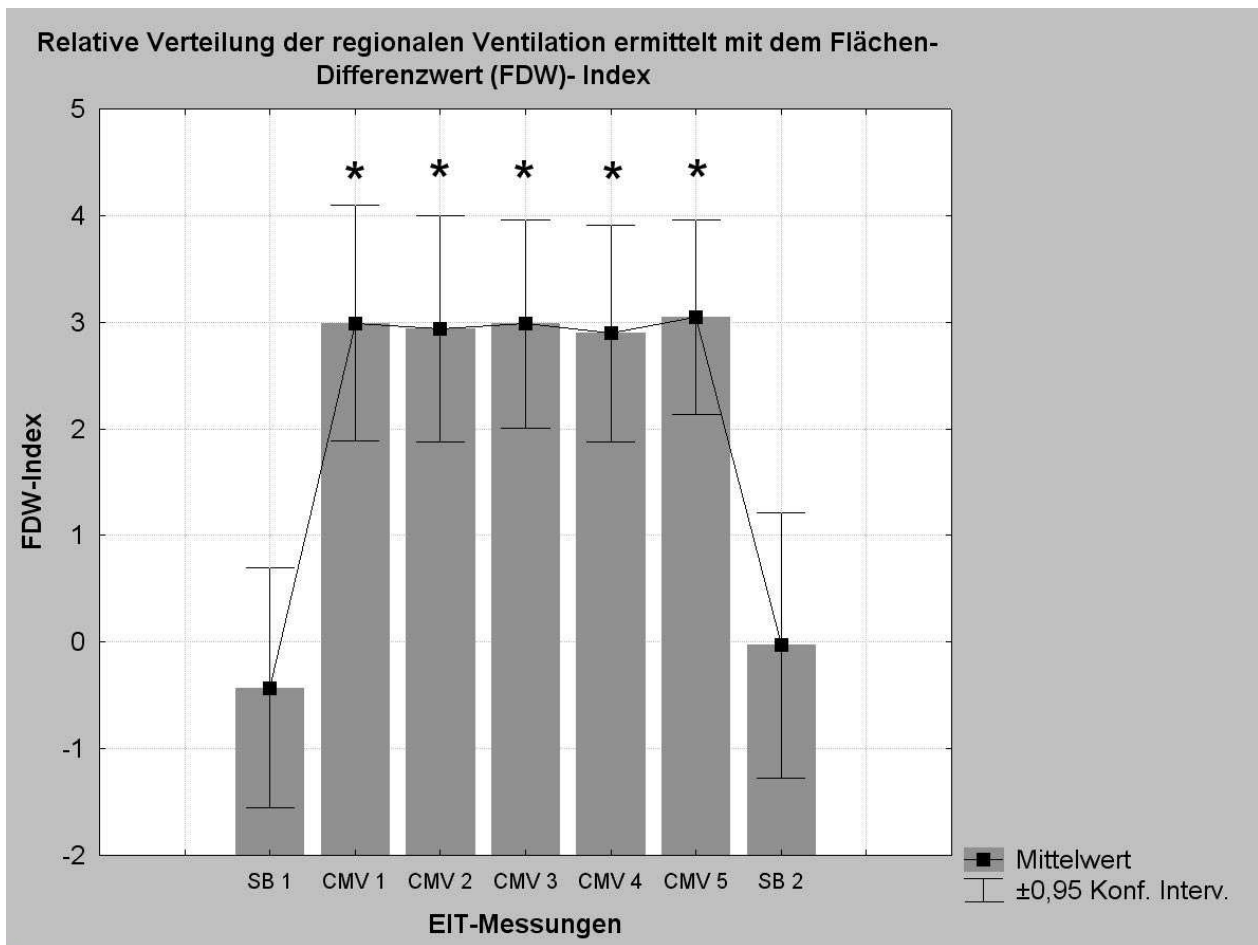
sung CMV 3 zu CMV 4 wieder ab. Nach Ausleitung aus der Allgemeinanästhesie kam es erneut zu einer statistisch signifikanten Umverteilung der Ventilation nach dorsal auf einen Wert von 47,5 %. Die Ventilation verteilte sich postoperativ ventraler (47,5 %) im Vergleich zur präoperativen Messung SB 1 (48,7 %), jedoch nicht in statistisch signifikantem Ausmaß.



**Abb. 17: Mittelwerte des COA-Index der perioperativen EIT-Messungen.** Die Werte auf der Y-Achse geben die Verschiebung des COA-Index in % auf einer ventralen-dorsalen Achse auf dem EIT-Schnittbild an. „Null“-Prozent steht für maximal ventral, „100“-Prozent für maximal dorsal. Je niedriger der Wert auf der Y-Achse, desto ventraler ist die Ventilation auf der Achse verschoben. (SB 1: EIT-Messung unter Spontanatmung vor Induktion der Allgemeinanästhesie; CMV 1-5: EIT-Messungen unter Allgemeinanästhesie und maschineller kontrollierter Beatmung; SB 2: EIT-Messung unter Spontanatmung nach Ausleitung aus der Allgemeinanästhesie; \*:  $p < 0,001$  im Bezug auf Messpunkt SB 1; #:  $p < 0,01$  im Bezug auf Messpunkt SB 2; ~:  $p < 0,05$  im Bezug auf Messpunkt SB 2)

Im Vergleich des COG- und COA-Index fiel auf, dass der COG-Index nach Induktion der Allgemeinanästhesie stärker abfiel als der COA-Index und unter maschineller Beatmung niedrigere Werte erreichte, was für eine stärkere ventrale Verschiebung spricht. Die Daten des COA- und COG-Index stellen absolute Werte der regionalen Ventilationsverschiebung dar. Mittels der bei-

den Parameter kann eine absolute ventrale Verschiebung der Ventilation ermittelt werden, jedoch kam es intraoperativ auch zu einer relativen ventralen Verschiebung der Ventilation, zu erkennen an den Daten des Flächen-Differenzwert (FDW)-Index (vgl. Abb.18). Je höher der FDW-Index ist umso größer ist die relative Verschiebung der Ventilation nach ventral. Nach Induktion der Allgemeinanästhesie stieg der FDW-Index auf Werte um +3 an, was für eine relative ventrale Verschiebung sprach. Über die Messungen CMV 1 bis CMV 5 blieb der Index stabil. Nach Ausleitung aus der Allgemeinanästhesie kam es erneut zu einer relativen Verschiebung nach dorsal.

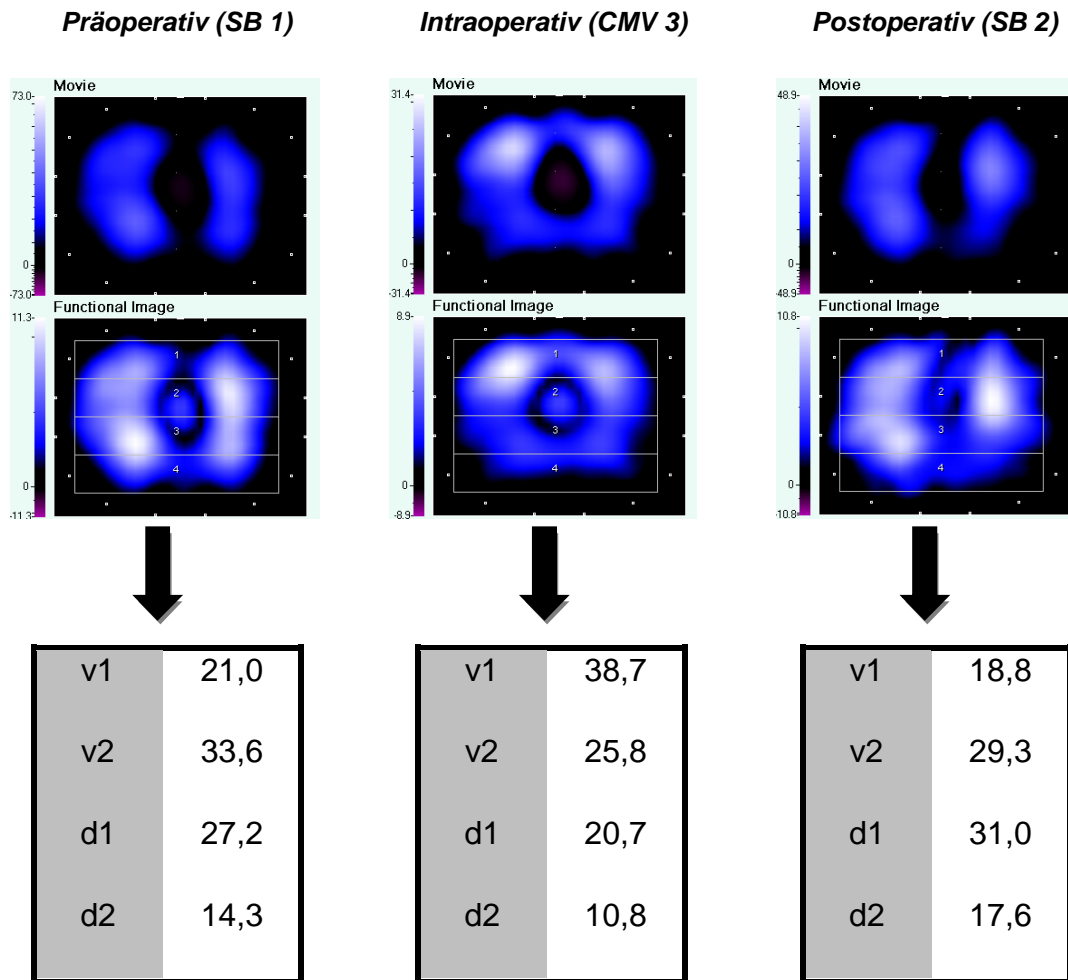


**Abb. 18: Mittelwerte des FDW-Index der perioperativen EIT-Messungen.** Je höher der FDW-Index ist, umso größer ist die relative Ventilationsverschiebung nach ventral. (SB 1: EIT-Messung unter Spontanatmung vor Induktion der Allgemeinanästhesie; CMV 1-5: EIT-Messungen unter Allgemeinanästhesie und maschineller kontrollierter Beatmung; SB 2: EIT-Messung unter Spontanatmung nach Ausleitung aus der Allgemeinanästhesie; \*:  $p < 0,001$  im Bezug auf Messpunkte SB 1 und SB 2)



Um eine Aussage über die regionale Impedanzänderung in definierten Lungenabschnitten treffen zu können, wurden auf den EIT-Bildern ROI markiert. Beispielhaft sind drei EIT-Bilder der perioperativen Messungen in der Abbildung 19 aufgeführt.

### *EIT-Bilder der perioperativen Messungen*

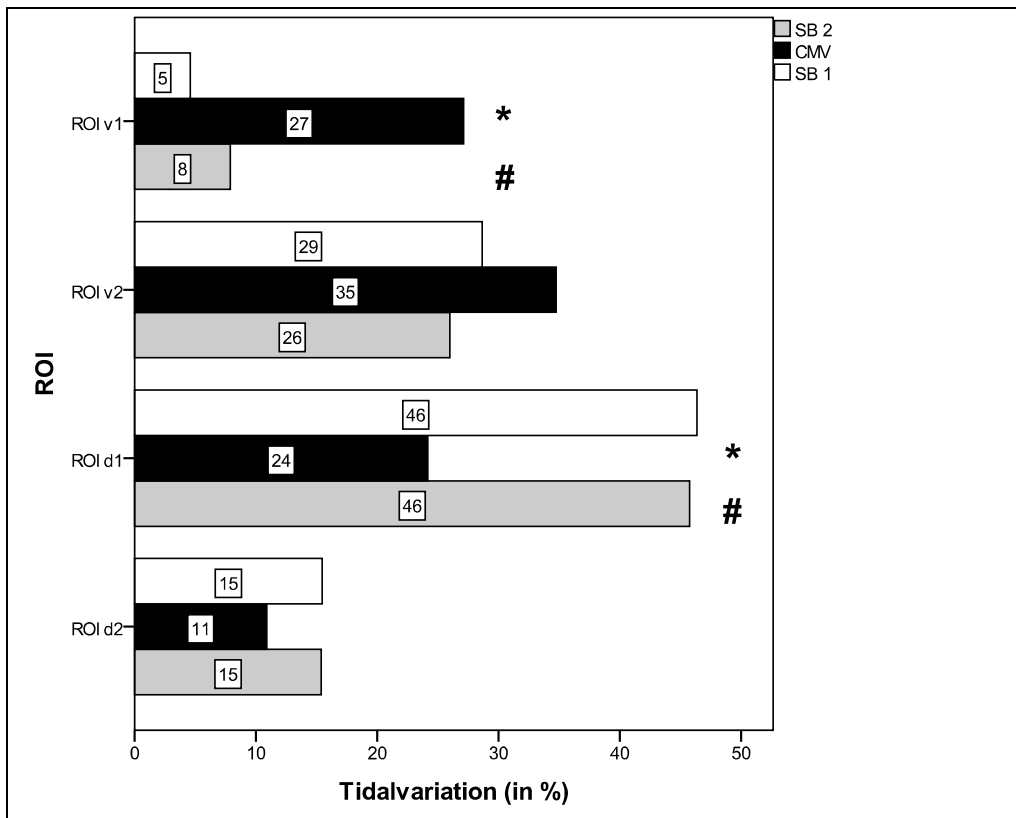


**Abb. 19: Perioperative EIT-Bilder.** Es sind beispielhaft drei EIT-Bilder eines Patienten aus den prä-, intra- und postoperativen Messungen dargestellt. Ein Bild besteht jeweils aus einem dynamischen EIT Bild (oben) und einem f-EIT Bild (unten). Zusätzlich zu den f-EIT Aufnahmen sind die regionalen Tidalvariationen (in %) in den ROI angegeben. Je heller die Farbe der Pixel im EIT-Bild, umso höher die regionale Impedanzänderung bzw. Ventilationszunahme. Auf der präoperativen Aufnahme ist im Vergleich zur intraoperativen Aufnahme eine verstärkte regionale Ventilation der ventralen ROI v1 und v2 zu erkennen. Postoperativ nahm die ventral betonte Ventilation wieder ab und die Ventilation verteilte sich verstärkt auf die ROI v2 und d1.

Unter Spontanatmung zeigte sich präoperativ eine verstärkte Ventilation in ROI v2 und d1, wie in den obig aufgeführten EIT-Bildern zu erkennen. Unter maschineller Beatmung zeigte sich eine signifikante Umverteilung der Ventilation und es zeigte sich eine verstärkte Ventilation der vent-

ralen ROI (v1, v2). Nach Ausleitung aus der Allgemeinanästhesie kam es bei Messung SB 2 erneut zu einer verstärkten regionalen Ventilation von ROI v2 und d1.

**Tidalvariationen in den ROI v1-d1 unter SB 1, CMV und SB 2**



**Abb. 20: Mittelwerte der perioperativen Tidalvariation (TV) in den ROI v1-d2.** Die Tidalvariation, als Maß für regionale Ventilation, war unter SB 1 in v2 und d1 mit insgesamt 75 % am höchsten. Unter CMV änderte sich die Ventilationsverteilung und 62 % der Tidalvariation verteilten sich auf die ROI v1 und v2. Postoperativ änderte sich die Situation erneut und die Ventilation verteilte sich mit 72 % vornehmlich auf ROI v2 und d1. (SB 1: EIT-Messung unter Spontanatmung vor Induktion der Allgemeinanästhesie; CMV: EIT-Messungen unter Allgemeinanästhesie und maschineller kontrollierter Beatmung; SB 2: EIT-Messung unter Spontanatmung nach Ausleitung aus der Allgemeinanästhesie; \*:  $p < 0,01$  im Vergleich zu ROI v1 bzw. d1 unter SB 1, #:  $p < 0,01$  im Vergleich zu ROI v1 bzw. d1 unter CMV)

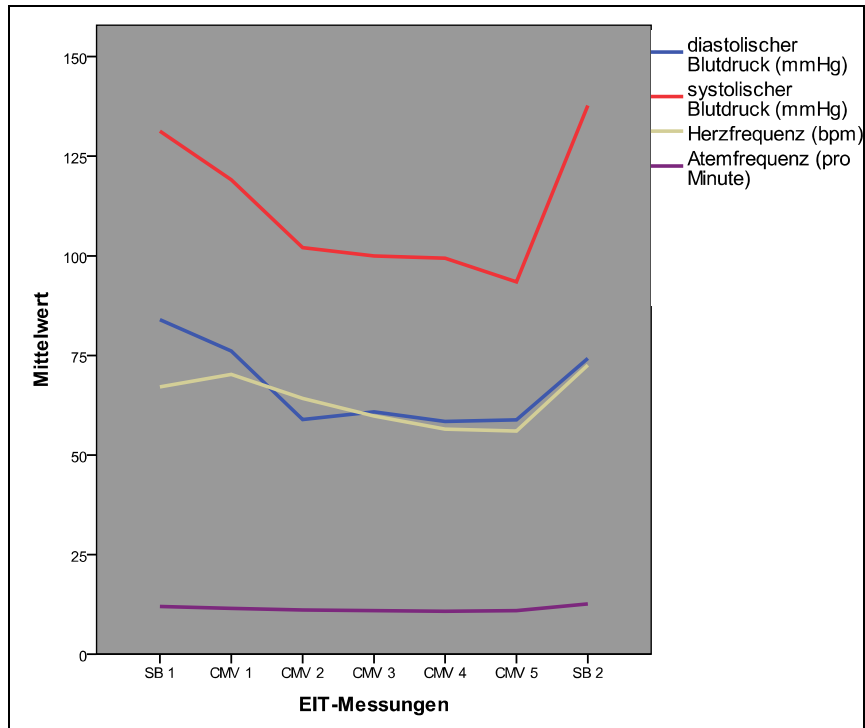
Neben der Berechnung des COA- und COG-Index sowie der Tidalvariationen in den ROI wurden weitere Auswertungen vorgenommen. Mittels des AREA-Index kann eine Aussage darüber getroffen werden, wie groß die beatmete Fläche (Anzahl der Pixel, welche Ventilation signalisieren) auf dem f-EIT-Bild ist. Im Folgenden werden diese Pixel als „ventilierte Pixel“ bezeichnet. Pixel, welche keine Ventilation anzeigen, werden in diese Berechnung nicht mit einbezogen.

Während der Allgemeinanästhesie und unter maschineller Beatmung stieg der AREA-Index leicht an, was für eine absolute Erhöhung „ventilierter“ Pixel sprach. Postoperativ nahm diese Erhöhung sogar noch einmal minimal zu. Diese Veränderungen lagen jedoch nicht im statistisch signifikanten Bereich ( $p > 0,05$ ). Ein weiterer Parameter, der zur Auswertung des EIT-Bildes herangezogen werden kann, ist der f-EIT-Index. Der f-EIT-Index stellt die Summe über alle Pixel, sowohl „ventiliert“ als auch „nicht ventiliert“, im f EIT-Bild dar. Unter maschineller Beatmung war ein Abfall des f-EIT-Index zu erkennen, im Gegensatz zu den präoperativen und postoperativen EIT-Messungen unter Spontanatmung. Jedoch lag dieser Unterschied im nicht statistisch signifikanten Bereich ( $p > 0,05$ ).

#### **4.1.2 Physiologische Parameter**

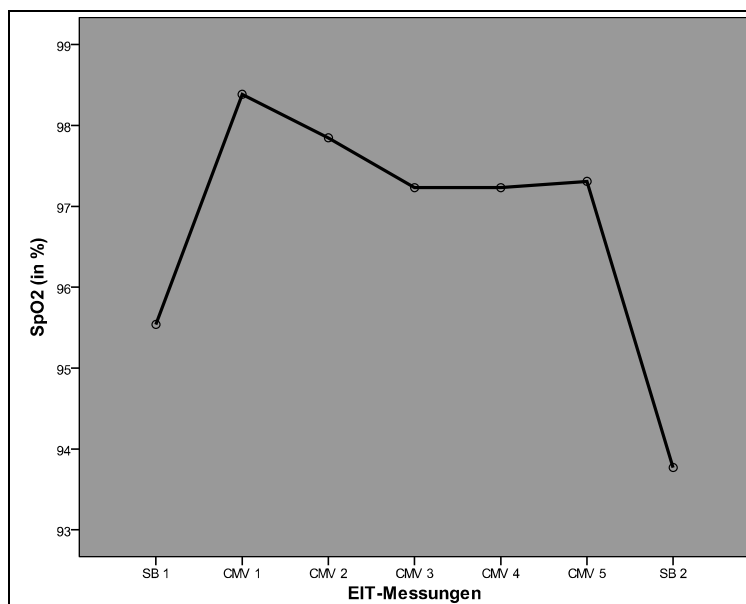
Unter Allgemeinanästhesie und maschineller Beatmung kam es ab der Messung CMV 2 zu einem statistisch signifikanten Abfall der systolischen und diastolischen Blutdruckwerte sowie des arteriellen Mitteldruck ( $p < 0,001$ ). Nach Ausleitung aus der Allgemeinanästhesie stiegen der systolische und der diastolische Blutdruck wieder statistisch signifikant an ( $p < 0,001$ ). Die Atemfrequenz wurde unter der maschinellen Beatmung stabil gehalten und zeigte keine statistisch signifikanten Veränderungen. Die Herzfrequenz stieg nach Induktion der Allgemeinanästhesie leicht an, jedoch im nicht statistisch signifikanten Bereich. Unter der Allgemeinanästhesie nahm die Herzfrequenz dann sukzessiv ab. Nach Ausleitung aus der Allgemeinanästhesie kam es erneut zu einem Anstieg der Herzfrequenz ( $p < 0,001$ ). Der  $S_pO_2$ -Wert nahm während der intraoperativen Messungen signifikant zu ( $p < 0,01$ ), um nach Ausleitung aus der Allgemeinanästhesie und Beendigung der maschinellen Beatmung wieder abzufallen ( $p < 0,001$ ).

### Physiologische Messwerte der perioperativen Messungen



**Abb. 21: Mittelwerte der physiologischen Parameter.** Die Mittelwerte für die Daten aller Patienten sind für die jeweiligen EIT-Messungen dargestellt. Messungen SB 1 bzw. SB 2 stellen die Messungen unter Spontanatmung direkt vor bzw. nach der Allgemeinanästhesie dar. Messungen CMV 1-5 sind unter Allgemeinanästhesie und maschineller Beatmung erfasst worden.

### $S_pO_2$ -Werte unter den perioperativen Messungen



**Abb. 22: Mittelwerte der  $S_pO_2$ -Messungen.** Die Mittelwerte der  $S_pO_2$ -Daten aller Patienten sind für die jeweiligen EIT-Messungen dargestellt.

### 4.1.3 Beatmungsparameter

Die Beatmung wurde in einem druckkontrollierten Modus durchgeführt. Der PEEP betrug +5 cmH<sub>2</sub>O und es wurde mit einem Tidalvolumen von 6-8 ml/kg ventiliert. Der O<sub>2</sub>-Fraktion im Atemgas wurde so gewählt, dass die inspiratorisch Sauerstofffraktion unter der Beatmung konstant zwischen 0,3-0,5 lag. Die end-expiratorischen CO<sub>2</sub>-Werte lagen unter der Allgemeinanästhesie im Mittel zwischen 35 bis 40 mmHg.

## 4.2 Postoperative Messungen

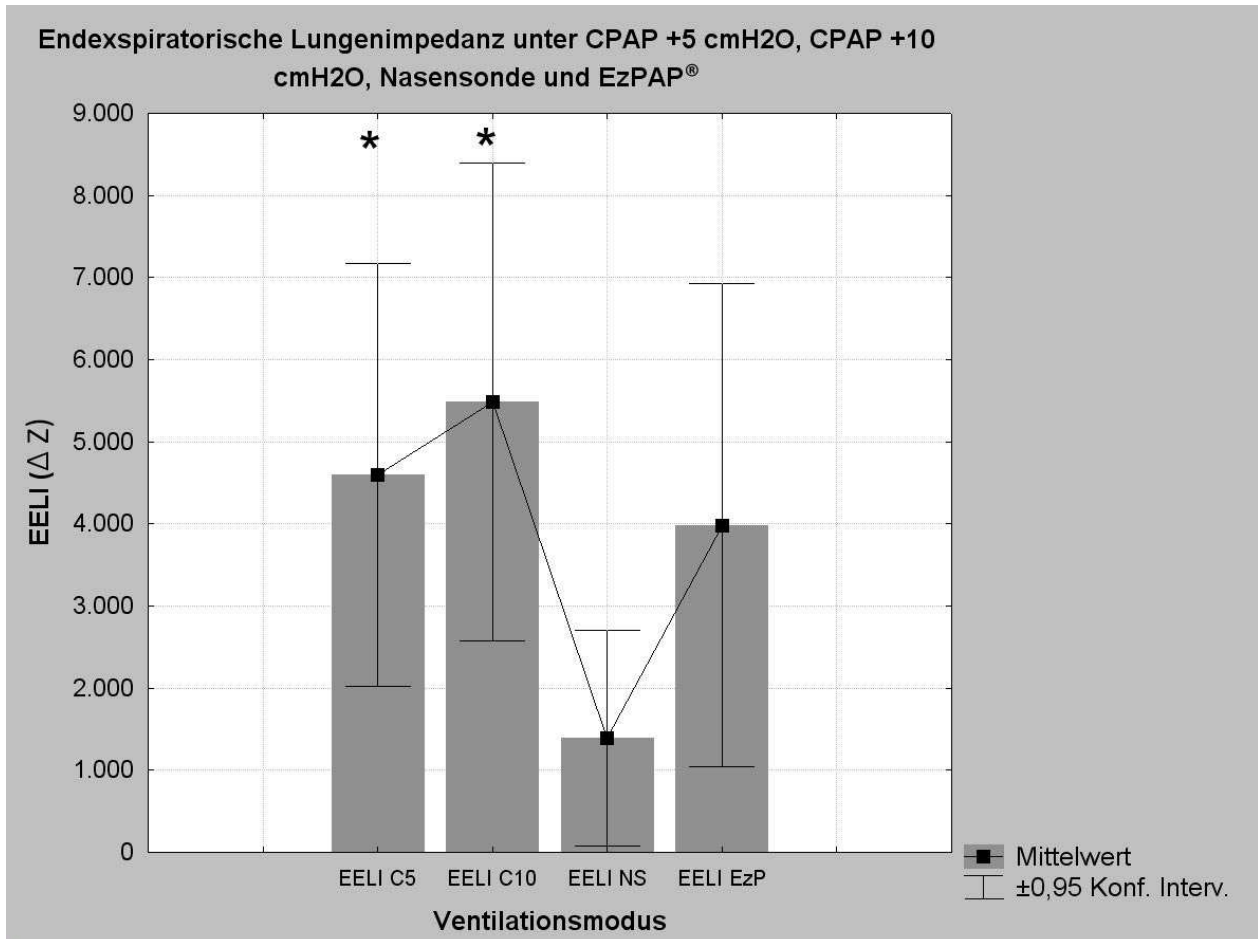
Es wurden 26 Patienten für den postoperativen Teil gemessen. Die EIT-Daten von 9 Patienten konnten aus technischen Gründen nicht verwendet werden, sodass Daten von 17 Patienten in die statistischen Analysen gingen. Gründe für den Ausschluss von Daten werden in den Abschnitten 5.3 und 5.4 näher erläutert.

### 4.2.1 Regionale Ventilationsverteilung unter nicht invasiver Ventilation

Um die globale Ventilationsverteilung unter der Anwendung der jeweiligen Atemsysteme messen zu können, wurden die relative Veränderung der end-expiratorischen Lungenimpedanz ( $\Delta$  EELI) und der Tidalvariation ( $\Delta$  Z) bestimmt und der f-EIT-Index als Surrogatparameter für Ventilationsverteilung verwendet. Unter der O<sub>2</sub>-Nasensonde wurde ein Sauerstofffluss von 2-4 l/min gewählt. Der O<sub>2</sub>-Fluss unter EzPAP<sup>®</sup> wurde so eingestellt, dass der Atemwegdruck in- und expiratorisch kontinuierlich positiv blieb (>0 cmH<sub>2</sub>O). In der vorliegenden Arbeit wurde mit einem Fluss von 3-5 l/min ventiliert, individuell angepasst je nach Atemlage.

Unter der Ventilation mittels CPAP +10 cmH<sub>2</sub>O erreichte die EELI den höchsten Wert ( $\Delta$  EELI= 5486). In der Messung mit dem Ventilationsmodus CPAP +5 cmH<sub>2</sub>O wurde der zweit höchste Wert ( $\Delta$  EELI= 4598) gemessen. Die mittels dem EzPAP<sup>®</sup>-Device ( $\Delta$  EELI= 3984) erzielte Impedanz lag deutlich unterhalb der EELI unter CPAP +10 cmH<sub>2</sub>O, jedoch lagen die Werte unter EzPAP<sup>®</sup>

und CPAP +5 cmH<sub>2</sub>O dicht bei einander. Unter der Sauerstoffapplikation per O<sub>2</sub>-Nasensonde wurde mit 1391 ( $\Delta$  EELI) der niedrigste Wert gemessen. Im direkten Vergleich des CPAP-Modus (+5 bzw. +10 cmH<sub>2</sub>O) und dem EzPAP<sup>®</sup>-Device mit der O<sub>2</sub>-Nasensonde als Referenzwert zeigten sich unter der Ventilation mit CPAP statistisch signifikante Unterschiede zur O<sub>2</sub>-Nasensonde.

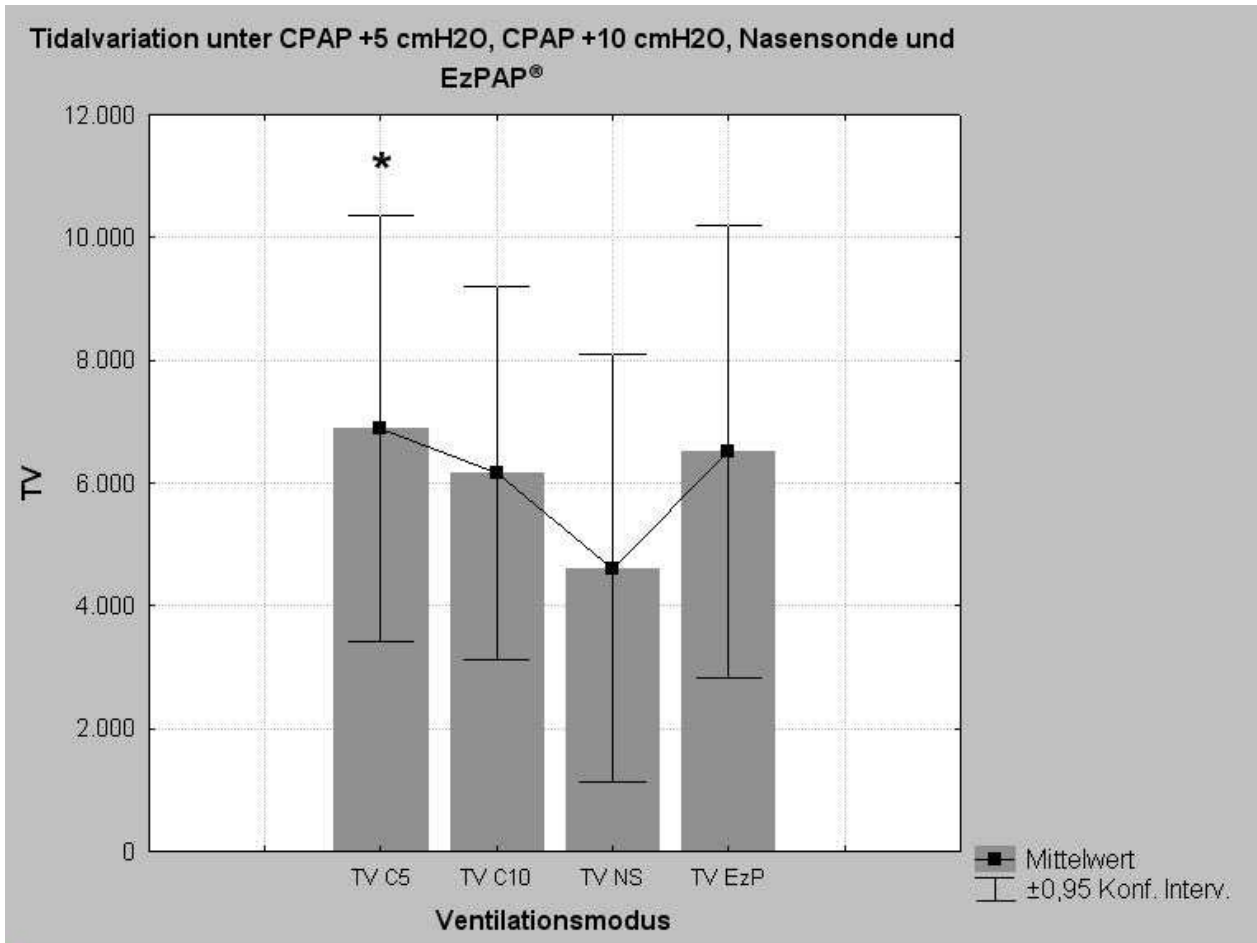


**Abb. 23: Mittelwerte der endexpiratorischen Lungenimpedanz (EELI).** Die höchsten Werte zeigen sich in absteigender Reihe wie folgt: CPAP +10 cmH<sub>2</sub>O > CPAP +5cmH<sub>2</sub>O > EzPAP<sup>®</sup> > O<sub>2</sub>-Nasensonde. (C5: CPAP +5 cmH<sub>2</sub>O, C10: CPAP +10 cmH<sub>2</sub>O, NS: Nasensonde, EzP: EzPAP<sup>®</sup>; \*: p<0,001 in Bezug auf die Messung unter der O<sub>2</sub>-Nasensonde)

Wurde die Tidalvariation als Parameter für die regionale Ventilationsverteilung herangezogen, so zeigten sich folgende Ergebnisse: Insgesamt stieg die Tidalvariation unter den drei nicht invasiven Atemsystemen sowie unter der O<sub>2</sub>-Nasensonde stark an. Dennoch zeigten sich im Vergleich der Werte deutliche Unterschiede:

Die höchste Änderung der Tidalvariation wurde unter CPAP +5 cmH<sub>2</sub>O ( $\Delta$ Z= 6896) und dem EzPAP<sup>®</sup>-Device ( $\Delta$ Z= 6520) erreicht. Mittels der Ventilation mit CPAP +10 cmH<sub>2</sub>O wurde eine

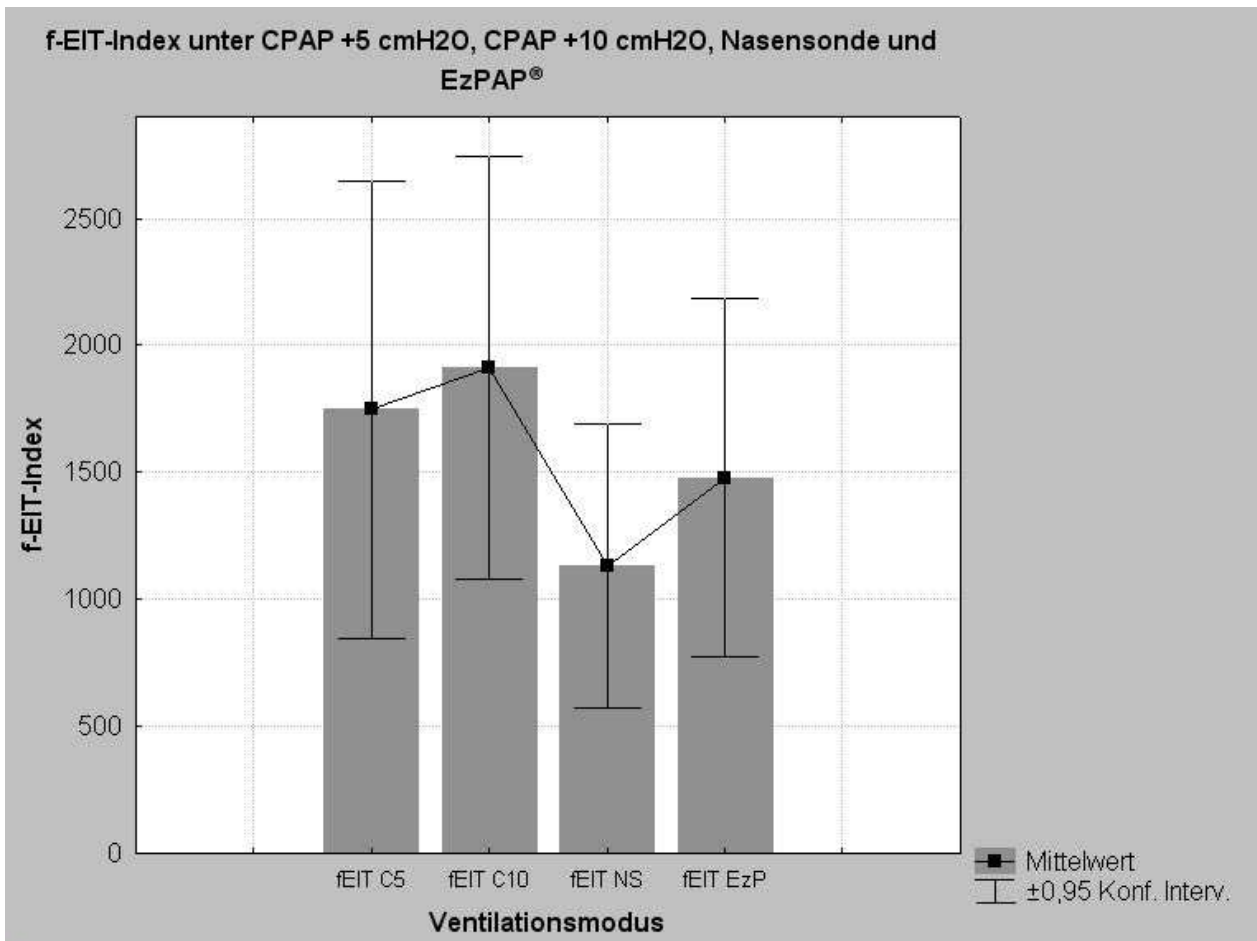
Tidalvariation von  $\Delta Z = 6167$  ermittelt. Der niedrigste Wert zeigte sich unter der O<sub>2</sub>-Nasensonde ( $\Delta Z = 4614$ ). Im direkten Vergleich der drei Atemsysteme (CPAP+5 bzw. +10 cmH<sub>2</sub>O und EzPAP®) mit der O<sub>2</sub>-Nasensonde als Referenz unterschied sich lediglich die Tidalvariation unter CPAP +5 cmH<sub>2</sub>O statistisch signifikant. Wurden die beiden anderen Ventilationsmodi mit der Referenz verglichen, so lag keine statistische Signifikanz vor.



**Abb. 24: Mittelwerte der Tidalvariationen (TV).** Die höchsten Werte zeigen sich in absteigender Reihe wie folgt: CPAP +5 cmH<sub>2</sub>O > EzPAP® > CPAP +10 cmH<sub>2</sub>O > O<sub>2</sub>-Nasensonde. (C5: CPAP +5 cmH<sub>2</sub>O, C10: CPAP +10 cmH<sub>2</sub>O, NS: Nasensonde, EzP: EzPAP®; \*: p<0,0083 in Bezug auf die Messung unter der O<sub>2</sub>-Nasensonde)

Als dritten Parameter für die regionale Ventilationsverteilung wurde der f-EIT-Index bestimmt. Anhand der Abbildung 25 ist zu erkennen, dass die Summe über alle Pixel im f-EIT-Bild unter CPAP+10 cmH<sub>2</sub>O mit 1914 am höchsten war. Der f-EIT-Index unter CPAP+5 cmH<sub>2</sub>O lag bei 1747 und unter dem EzPAP®-Device im Mittel bei 1478. Unter der O<sub>2</sub>-Nasensonde betrug der f-EIT-Index 1134 und zeigte die niedrigste Ausprägung. In der statistischen Auswertung war nur eine

geringe Differenz der gemessenen Indices zu erkennen und es bestand kein statistisch signifikanter Unterschied zwischen dem Referenzwert O<sub>2</sub>-Nasensonde und den drei zum Vergleich gewählten Ventilationsmodi. Jedoch erreichte der f-EIT-Index unter den drei Ventilationsmodi (CPAP +5 bzw. +10 cmH<sub>2</sub>O und EzPAP®) höhere Werte als unter der Ventilation mittels der O<sub>2</sub>-Nasensonde.



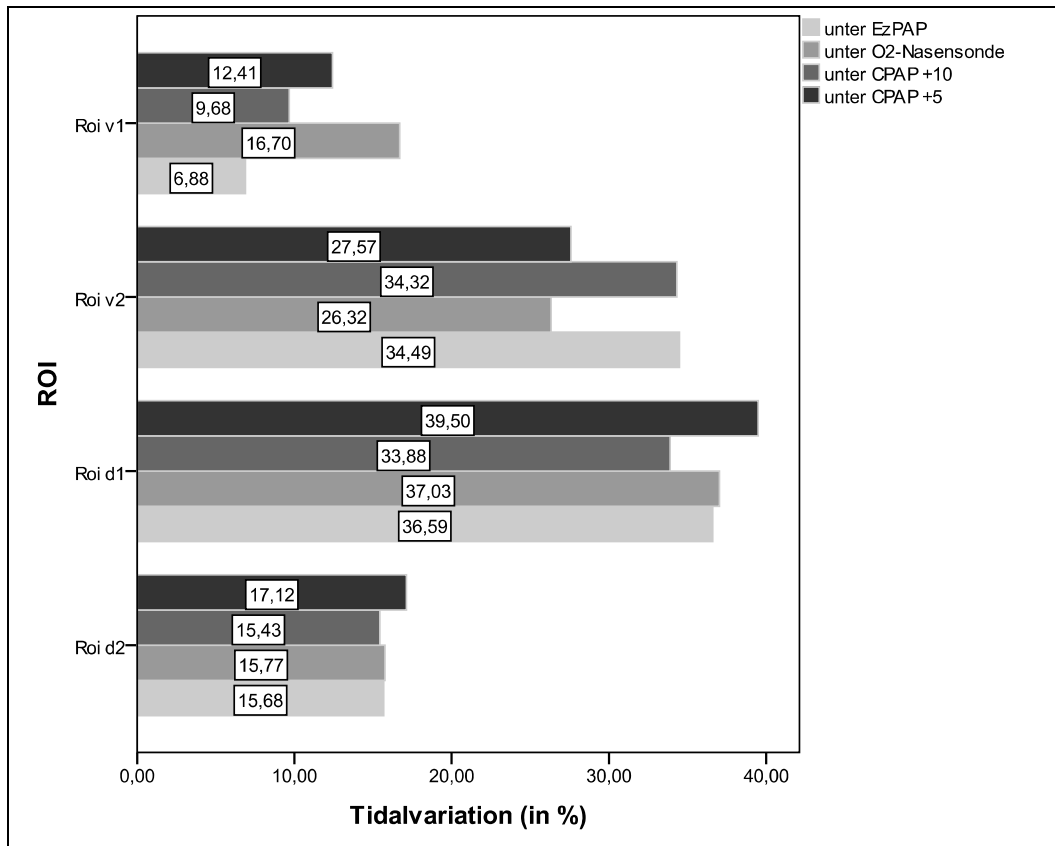
**Abb. 25: Mittelwerte des f-EIT-Index.** Die höchsten Werte zeigen sich in absteigender Reihe wie folgt: CPAP +10 cmH<sub>2</sub>O > CPAP+5 cmH<sub>2</sub>O > EzPAP® > O<sub>2</sub>-Nasensonde. (C5: CPAP +5 cmH<sub>2</sub>O, C10: CPAP +10 cmH<sub>2</sub>O, NS: Nasensonde, EzP: EzPAP®)

Um eine Aussage über die regionale relative Impedanzänderung treffen zu können, wurden entsprechend der intraoperativen Auswertungen ROI auf den EIT-Bildern markiert und die regionalen Tidalvariationen ausgewertet. Anhand des erstellten Graphen (vgl. Abb. 26) ist zu erkennen, dass das Verteilungsmuster der regionalen Tidalvariationen unter den vier Ventilationsmodi nahezu identisch war. Zudem zeigte sich im Vergleich der Ventilationsverteilung vor und unter



dem jeweiligen Ventilationsmodus kein statistisch signifikanter Unterschied ( $p > 0,05$ ). Die geringste Ventilation zeigte sich in den Messungen vor und unter allen Interventionen in ROI v1 und ROI d2. Der größte Anteil der Ventilation verteilte sich auf die mittleren ROI v2 und d2, mit Werten von 60-75 %.

**Tidalvariationen in den ROI v1-d1 unter CPAP, EzPAP und O<sub>2</sub>-Nasensonde**



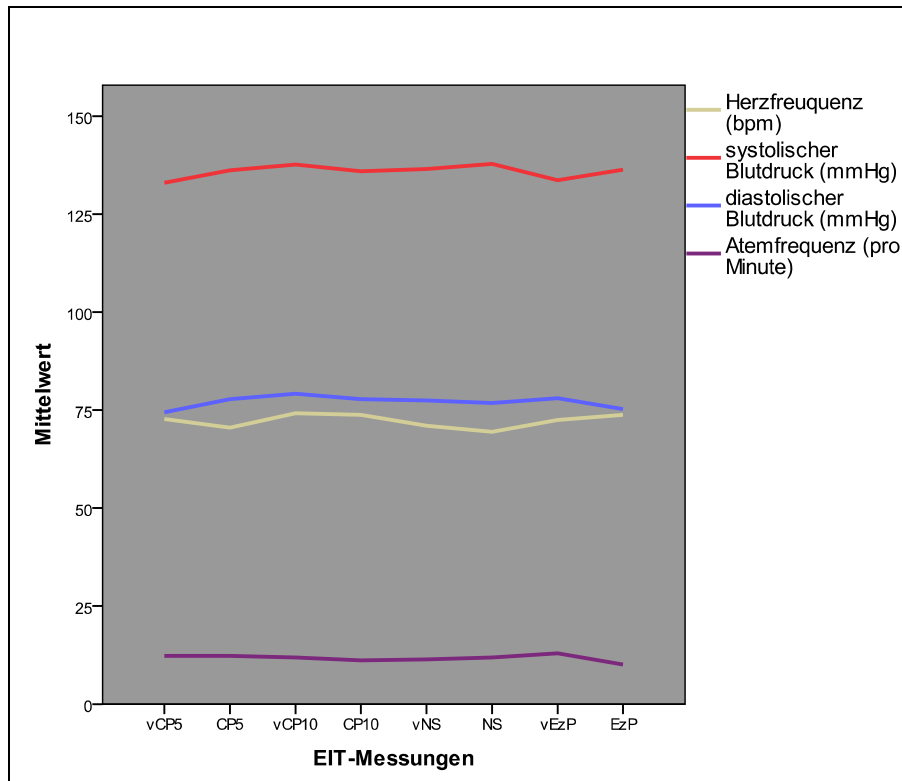
**Abb. 26: Mittelwerte der postoperativen Tidalvariationen in den ROI v1-d2.** Die regionale Ventilation unter allen Atemsystemen zeigt identische Verteilungsmuster.

#### 4.2.2 Physiologische Parameter

Der systolische und diastolische Blutdruck sowie die Herzfrequenz stiegen im Mittel nach der Ausleitung aus der Allgemeinanästhesie signifikant an ( $p < 0,05$ ), blieben jedoch im Verlauf der Messungen im Aufwachraum stabil. Die Atemfrequenzen der Patienten zeigten über den Verlauf der postoperativen Messungen keine statistisch signifikanten Veränderungen. Im Vergleich zur

Messung vor der Ventilation nahm der  $S_pO_2$ -Wert im Mittel unter den jeweiligen Ventilationsmodi um 1-2,5 % zu. Im Mittel lag der  $S_pO_2$ -Wert bei 97 %. Ein Abfall des  $S_pO_2$ -Wertes unter 90 % war im Aufwachraum nicht zu beobachten.

### **Physiologische Messwerte der postoperativen Messungen**



**Abb. 27:** Die Mittelwerte für die Daten aller Patienten wurden errechnet und sind für die EIT-Messungen jeweils vor und während der Interventionen dargestellt. ("v": vor jeweiliger Intervention; CP5: CPAP +5 mmH<sub>2</sub>O; CPAP +10 mmH<sub>2</sub>O; NS: O<sub>2</sub>- Nasensonde; EzP: O<sub>2</sub>-Gabe per EzPAP®)

## 5 Diskussion

In der vorliegenden Arbeit wird untersucht, inwieweit die Entstehung intraoperativer Ventilationsstörungen und Atelektasen mittels der EIT nachzuweisen ist. Weiterhin wird analysiert, ob diese postoperativ persistieren und in welchem Ausmaß sich unterstützende, nicht invasive Atemsysteme auf die regionale Ventilationsverteilung auswirken.

### 5.1 Einfluss von Allgemeinanästhesie und maschineller Beatmung auf die regionale Ventilation der Lunge

Die Resultate der perioperativen Messungen zeigen auf, dass es nach Induktion der Allgemeinanästhesie und mit Beginn der kontrollierten maschinellen Beatmung zu einer statistisch signifikanten Umverteilung der Ventilation kam. An Hand des COA-, COG- und FDW-Index lässt sich eine signifikante Verschiebung der Ventilation zu Gunsten der ventralen, nicht abhängigen Lungenabschnitte entlang einer ventralen-dorsalen Achse erkennen. Diese Beobachtungen werden durch die Daten zu den regionalen Tidalvariationen in den ROI (v1-d2) weiter gestärkt (vgl. Abb. 19 und 20). Die erhobenen Ergebnisse lassen den Schluss zu, dass es intraoperativ zu einer Ausbildung von Atelektasen in dorsalen, abhängigen Lungenabschnitten kommt. Atelektasen sowie gravitationsbedingte und beatmungsassoziierte Veränderungen des V/Q-Verhältnisses führen zu einer Umverteilung der Ventilation in ventrale, nicht abhängige Lungenbereiche. Diese Ergebnisse bestätigen Daten aus vorangegangenen Studien zur Pathophysiologie der Atelektasenentstehung (Brismar et al., 1985; Froese et al., 1974; Hedenstierna und Rothen, 2000; Strandberg et al., 1986; Tokics et al., 1987a; Tokics et al., 1996). Entsprechend der Ventilationsumverteilung in ventrale Lungenabschnitte kam es in den Messungen zu einer Verschiebung des gewichteten (COG) und ungewichteten Flächenschwerpunkt (COA) auf der sagittalen Achse nach ventral. Es ist zu vermuten, dass der Wegfall der Spontanatmung unter der Allgemeinanästhesie und die verminderte dorsale Aktivität des Zwerchfells intraoperativ unabhängig von der Atelektasenentstehung zu einer ventralen Verlagerung der regionalen Ventilation führen. Mittels der EIT-Indices kann aus diesem Grund nicht exakt differenziert werden, welchen

genauen Anteil Atelektasen am „Ventral-Shift“ der Ventilation tragen, da sich die alleinige Umverteilung der Ventilation durch Wegfall der Spontanatmung mit auf die EIT-Indices auswirkt.

In der Verlaufskurve des COA- und COG-Index ist zu erkennen, dass sich die Werte unter Allgemeinanästhesie und maschineller Beatmung nicht weiter signifikant veränderten und intraoperativ nach initialer Ventralisierung stabil blieben. Dies lässt darauf schließen, dass die Entstehung von Atelektasen und Ventilationsverschiebungen wenige Minuten nach der Induktion der Allgemeinanästhesie und mit Beginn der maschinellen Beatmung einsetzen, sich aber über den zeitlichen Verlauf nicht weiter veränderten und stagnierten. Untersuchungen aus den vergangenen Jahren stützen diese Vermutung (Hedenstierna et al., 2010).

Bereits Lüpschen et al. (2007) sowie Bikker et al. (2009) zeigten in ihren Untersuchungen, dass sich der COG-Index als präziser Surrogatparameter für Ventilationsverschiebungen nutzen ließ und im Vergleich zu globalen Parametern wie dem Tidalvolumen ( $V_T$ ) und der respiratorischen Compliance ( $C_{rs}$ ) von Vorteil war. Der in dieser Arbeit verwendete COA-Index wurde in zurückliegenden Studien bislang nicht untersucht. Die erhobenen Daten belegen jedoch, dass der COA-Index als Parameter äquivalente Ergebnisse zum COG-Index liefert und regionale Ventilationsverschiebungen im hoch signifikanten Bereich anzeigen kann. Da der COA- und COG-Index absolute Ventilationsverschiebungen angeben, ist es sinnvoll, mittels des FDW-Index eine zusätzliche Aussage über die relative Ventilationsverschiebung treffen zu können. Der FDW-Index kann jedoch nur im Kontext mit dem COA-Index und dem COG-Index betrachtet werden und sollte lediglich als unterstützendes Kriterium für die Ventilationsverschiebung angesehen werden.

Mittels der alleinigen Verwendung des COA- und COG-Index kann keine Aussage über die exakte regionale Verteilung des Gasaustauschs in der Lunge getroffen werden. Hierfür müsste auch die Perfusionsverteilung in der Lunge bekannt sein. Zudem kann mittels der EIT immer nur eine Schnittebene der Lunge untersucht werden. Errechnete Volumen- und Ventilationsveränderungen aus Impedanzmessungen in einer Schnittebene der Lunge sind nur bedingt repräsentativ für globale Änderungen in der Lunge. Mittels Verfahren wie dem Multiscan-CT oder SPECT Untersuchungen können globale Volumen- und Ventilationsveränderungen exakter kalkuliert werden, da mehrere Ebenen der Lunge analysiert werden und eine höhere räumliche Auflösung gegeben ist (Hinz et al., 2003b; Victorino et al., 2004).

Neben der Entstehung von Atelektasen und regionalen Ventilationsverschiebungen sind unter anderem eine Steigerung des intrathorakalen Drucks, ein verminderter venöser Rückstrom zum rechten Herzen, eine Steigerung des pulmonalen Gefäßwiderstandes, ein Abfall des Herzzeitvolumens und ein mögliches Barotrauma der Lunge weitere unerwünschte Nebenwirkungen der maschinellen Beatmung auf pulmonale und hämodynamische Parameter (Heinrichs, 1992; Kumar et al., 1973). Entsprechende Parameter zur Auswertung wurden in der vorliegenden Studie jedoch nicht erfasst und sollten Gegenstand ausführlicherer, invasiver Untersuchungen sein.

Unter der OP wurden die Patienten mit einem PEEP von +5 cmH<sub>2</sub>O beatmet. Aus früheren Studien ist bekannt, dass eine Erhöhung des PEEP auf +10 cmH<sub>2</sub>O das Ausmaß der Atelektasenentstehung nach Allgemeinanästhesie und maschineller Beatmung signifikant reduzieren kann (Brismar et al., 1985; Hedenstierna et al., 1994; Tokics et al., 1987a). Eine Beatmung mit einem konstanten PEEP von +10 cmH<sub>2</sub>O könnte somit in einer verminderten Verschiebung der Ventilation nach ventral resultieren. Jedoch führt nicht allein ein erhöhter PEEP zu einer verbesserten Ventilationsverteilung, sondern sollte zusammen mit Rekrutierungsmanövern verwendet werden. Ein Rekrutierungsmanöver, bei welchem die Lungen mit einem Druck von +40 cmH<sub>2</sub>O über mehrere Sekunden ventiliert werden, führt zu einer fast vollständigen Reduzierung der Atelektasen (Neumann et al., 1999). Dies trifft jedoch nur für lungengesunde Patienten zu und nicht für ALI oder ARDS Patienten. Rekrutierungsmanöver sind nur effektiv, wenn die Lunge nach dem Manöver weiterhin mit einem hohen PEEP (+10 cmH<sub>2</sub>O) ventiliert wird, damit rekrutierte Alveolarbereiche nicht erneut kollabieren und es nicht zu einem zyklischen Kollaps der Alveolen (tidale Rekrutierung) kommt.

## **5.2 Einfluss der Spontanatmung auf die Ventilation der Lunge**

Direkt nach Beendigung der Allgemeinanästhesie und dem Wiedereinsetzen der Spontanatmung kam es in den Messungen zu einer statistisch signifikanten Erhöhung bzw. dorsalen Verschiebung des COG- und COA-Index und die zuvor erhöhten Tidalvariationen in ROI v1 und v2 nahmen wieder ab. Äquivalent dazu nahm der FDW-Index entsprechend ab. Dies deutet darauf hin, dass die wiedereinsetzende Spontanatmung zu einer Rückverteilung der Ventilation in dor-

sale Lungenabschnitte führt und zudem atelektatische Lungenbereiche rekrutiert und wieder belüftet werden. Untersuchungen aus den vergangenen Jahren von Froese et al. (1974), Kleinmann et al. (2002) und Krayner et al. (1989) untermauern die Beobachtung, dass die Spontanatmung zu einer Umverteilung der Ventilation in gut perfundierte, abhängige Lungenareale und zu einer Eröffnung der unter der Allgemeinanästhesie entstandenen Atelektasen führt. Durch das Einsetzen der aktiven Zwerchfellbewegung kommt es unter Spontanatmung vor allem in dorsalen, zwerchfellnahen Arealen zu einer Abnahme des Intrapleuraldrucks und so zu einer Zunahme des transpulmonalen Drucks (Froese et al., 1974; Kleinman et al., 2002; Rehder et al., 1977). Durch die Erhöhung des transpulmonalen Drucks kommt es zur Rekrutierung vormals kollabierter Alveolarbereiche und zu einer verbesserten Ventilation, da die Gasaustauschfläche erhöht und somit der Gasaustausch verbessert wird (Hedenstierna et al., 1994; Gattinoni et al., 2006). Erstaunlicherweise war die Ventilationsverteilung unmittelbar postoperativ (Messung SB 2) nahezu identisch mit der Verteilung unter der präoperativen Messung SB 1. Dies spricht dafür, dass es bereits unmittelbar nach Wiedereinsetzen der Spontanatmung bei lungengesunden Patienten zu einem „Dorsal-Shift“ der Ventilation kommt. In den Messungen war eine pulmonale Dysfunktion postoperativ an Hand der EIT-Daten folglich nicht mehr erkennbar.

Nach thorakalen oder abdominalen operativen Eingriffen kann es zu einer Dysfunktion des Zwerchfells kommen und dies kann in postoperativen pulmonalen Dysfunktionen resultieren (Canet et al., 2010; Rock und Rich, 2003). In früheren Untersuchungen wurden intraoperativ Stimulationen des Nervus Phrenicus durchgeführt, welcher für die Innervierung des Zwerchfells zuständig ist, und es konnte gezeigt werden, dass Nerv-induzierte Dysfunktionen des Zwerchfells zu einer Entstehung von Atelektasen führten (Hedenstierna et al., 1994). An Hand dieser Erkenntnisse wird ersichtlich, dass der regelrechten Aktivität des Zwerchfells und der suffizienten Spontanatmung eine wichtige Rolle in der Vermeidung pulmonaler Ventilationsstörungen zukommt.

### **5.3 Ventilationsverteilung unter CPAP, EzPAP® und O<sub>2</sub>-Nasensonde**

#### **5.3.1 Ventilation mittels CPAP**

In den postoperativen Messungen konnten unter CPAP +5 und CPAP +10 cmH<sub>2</sub>O in Bezug auf die Referenzmessung unter der O<sub>2</sub>-Nasensonde statistisch signifikant höhere EELI-Werte gemessen werden. Wurde die Tidalvariation als Ventilationsparameter hinzugezogen, wurde lediglich unter CPAP +5 cmH<sub>2</sub>O ein statistisch signifikanter Unterschied zum Referenzwert erreicht. Dass unter CPAP +10 cmH<sub>2</sub>O kein statistisch signifikanter Unterschied erzielt wurde, kann zum einen an der großen Streuung der Messwerte und zum anderen an der geringen Stichprobengröße liegen. Diese Ergebnisse bestätigen die Vermutung, dass CPAP bereits ab einen Druck von +5 cmH<sub>2</sub>O zu einer signifikanten Verbesserung der Ventilation führt (Dehaven et al., 1985; Jaber et al., 2010, Lidner et al., 1987; Rusca et al., 2003; Stock et al., 1985).

Unter der Maskenatmung im CPAP-Modus wurden Schwierigkeiten in der Patientenverträglichkeit festgestellt. Die Maske wurde von den Patienten im Allgemeinen als unangenehm empfunden und unter der Beatmung trat bei einigen Patienten ein Engegefühl oder sogar Atemnot ein. Dies führte in einigen Fällen zu Messunterbrechungen, bis hin zum kompletten Abbruch der Messungen. Es muss jedoch angemerkt werden, dass die Patienten postoperativ teilweise noch sehr somnolent waren, bedingt durch die Allgemeinanästhesie. Dadurch war die Compliance in einigen Fällen vermindert. Die Ventilation auf einem niedrigen Niveau mit +5 cmH<sub>2</sub>O wurde im Allgemeinen besser toleriert als die Ventilation mit +10 cmH<sub>2</sub>O. Teilweise kam es während der Messungen zu Messartefakten, z.B. bedingt durch Sprechen oder Husten der Patienten.

#### **5.3.2 Ventilation mittels EzPAP®**

Die Daten zeigen auf, dass EzPAP® bereits im niedrigen Flussbereich zwischen 3-5 L/ min zu einer deutlichen Verbesserung der pulmonalen Ventilation führt. Das System ist sehr anwenderfreundlich und ist eine kostengünstige, praktikable Alternative im Vergleich zu aufwändigeren Respiator-gebundenen Verfahren wie CPAP. EzPAP® kann sowohl im normalen stationären Bereich als auch auf im intensivmedizinischen Bereich verwendet werden und benötigt keine Be-

atmungseinheit oder personelle Überwachung. Lediglich zur Einstellung des richtigen O<sub>2</sub>-Flusses am Sauerstoffsprudler mittels des Manometers sowie zur Einweisung in das System bedarf es der personellen Überwachung. In zurückliegenden Arbeiten konnte gezeigt werden, dass unter EzPAP<sup>®</sup> die Atemarbeit ökonomisiert und die Sauerstoffaufnahme und der pulmonale Gasaustausch verbessert werden konnten (Aguilar et al., 2011; Daniel et al., 2001; Kopp, 2011; Wiersgalla, 2002). Aguilar und Kollegen beschrieben in ihrer Arbeit, dass EzPAP<sup>®</sup> eine sinnvolle Therapie zur alveolären Rekrutierung und Therapie von Atelektasen ist und in der Behandlung restriktiver Lungenerkrankungen helfen könnte (Aguilar et al., 2011). Jedoch ist die Effektivität der Respiratorbeatmung im CPAP-Modus gegenüber der Ventilation unter EzPAP<sup>®</sup> als deutlich höher einzuschätzen.

Der nicht statistisch signifikante Anstieg der EELI und Tidalvariation unter EzPAP<sup>®</sup> gegenüber der Referenz kann zum einen an der geringen Anzahl an gemessenen Patienten und an der Streuung der Messdaten gelegen haben. Schwierigkeiten in der genauen Ermittlung des effektiven Atemwegdrucks können zudem einen Einfluss auf die Ergebnisse gehabt haben. Eine feste Zielgröße für den Atemwegdruck wurde in dieser Arbeit nicht gewählt, da ein konkretes PEEP-Flow-Verhalten unter Mundstückanwendung nicht bekannt ist. Als Kriterium galt in der vorliegenden Arbeit ein Atemwegdruck über 0 cmH<sub>2</sub>O. Während der Messungen war es mit Hilfe des Manometers schwierig den effektiven Atemwegdruck über den gesamten Atemzyklus zu ermitteln. Eine starke Abhängigkeit zwischen der Atemanstrengung des Patienten und dem ermittelten Atemwegdruck erschwerten die Messungen. Diese Abhängigkeit wurde auch von Aguilar und Kollegen (2011) beschrieben. Aufgrund atemabhängiger Druckschwankungen fand nur eine Schätzung des erzielten Atemwegdrucks statt. Deswegen sollte bei der EzPAP<sup>®</sup>-Anwendung die Patienten-Compliance entsprechend hoch sein. Aguilar et al. (2011) beschrieben weiterhin, dass ein stetiger PEEP-Effekt unter EzPAP<sup>®</sup> nicht festgestellt werden konnte, da ein ausreichender positiver inspiratorischer Druck in ihren Untersuchungen nicht gegeben war, was durch das Prinzip des EzPAP<sup>®</sup>-Systems und den niedrigen O<sub>2</sub>-Gasfluss im Vergleich zum Inspirationsgasfluss erklärbar ist. Sie klassifizierten das EzPAP<sup>®</sup>-System von daher als Positive-Expiratory-Pressure (PEP) System.



Bei der CPAP-Beatmung mittels Respirator kann der Atemwegdruck über die gesamte Anwendung und über alle Atemphasen auf einem stabilen Niveau gehalten werden, da vom Respirator ungeachtet der Eigenatmung des Patienten ein stetiger Druck appliziert wird. Mittels des EzPAP<sup>®</sup>-Device konnte dies nicht über die gesamte Messung gewährleistet werden.

Schwierigkeiten konnten auch in der praktischen Handhabung des Systems festgestellt werden: Für einige Patienten war es aufgrund von postoperativer Müdigkeit und Schmerzen schwierig, das verwendete Mundstücksystem festzuhalten und es mit dem Mund dicht zu umschließen. So konnte nicht über die gesamte Messdauer ein ausreichender Effekt des Systems sichergestellt und eine Nebenatmung über Mund und Nase vermieden werden. In dieser Hinsicht wäre die Verwendung eines Maskensystems sinnvoll, um die Applikation zu vereinfachen und das System dicht abzuschließen. Jedoch wurde das Mundstücksystem von den Patienten im Gegensatz zur CPAP-Maske als sehr angenehm empfunden, wodurch die Patienten-Compliance in der Verwendung des Mundstücks als höher einzuschätzen ist. Zudem ist für die Verwendung im stationären Bereich die Anwendung eines Mundstücksystems sehr sinnvoll und praktikabel.

Eine methodische Schwäche der vorliegenden Arbeit war sicherlich der fehlende Vergleich von unterschiedlichen Gasflüssen unter EzPAP<sup>®</sup>, da nur mit niedrigen O<sub>2</sub>-Flüssen gearbeitet wurde. Der Fluss, welcher über das System appliziert wurde, stand im direkten Zusammenhang mit dem generierten Widerstand für den Patienten. Je höher der O<sub>2</sub>-Fluss gewählt wurde, umso höher war der erwartete generierte Widerstand. Eine randomisierte Untersuchung verschiedener Gasflüsse unter EzPAP<sup>®</sup> wäre in dieser Hinsicht sinnvoll. Zudem sollte die Verwendung des Maskens mit dem Mundstücksystem in der Effektivität verglichen werden. Dies sollte jedoch Gegenstand weiterführender Untersuchungen sein.

### **5.3.3 EELI, Tidalvariation und f-EIT-Index als Parameter für die pulmonale Ventilationsverteilung**

Adler und Kollegen (1997) sowie Hinz et al. (2003a) zeigten in ihren Arbeiten auf, dass die EELI als effektiver Parameter zur Abschätzung des EELV verwendet werden konnte. Bikker et al. (2009) hingegen konnten diese Ergebnisse nicht bestätigen, da verglichen mit dem Stickstoff-

Auswaschverfahren das mittels der EIT gemessene Lungenvolumen ( $\Delta V$ ) von Patient zu Patient stark über- oder unterschätzt wurde. Es konnte lediglich eine moderate Korrelation der beiden Verfahren festgestellt werden. In ihrer Arbeit wiesen Bikker und Kollegen (2009) darauf hin, dass nicht von einer strikten linearen Korrelation zwischen EELV und EELI ausgegangen werden kann, da die EELI nur in einer Schnittebene des Thorax gemessen wird und Aussagen über globale Veränderungen nicht getroffen werden können. In der vorliegenden Arbeit fand kein Vergleich zwischen der EIT und einem weiteren etablierten bildgebenden Verfahren (z.B. CT) statt. Die Ergebnisse dieser Arbeit verdeutlichen jedoch, dass die EELI-Messung mittels EIT zur Abschätzung von Änderungen der Lungenvolumina geeignet ist und ein pragmatisches, qualitatives Monitoring für den stationären und intensivmedizinischen Bereich darstellt.

Bezüglich der Tidalvariation stellten Meier und Kollegen (2006) fest, dass die mit der EIT berechnete Tidalvariation ( $\Delta Z$ ) eine hohe lineare Korrelation zeigte im Vergleich zu Gas- und Volumenmessungen mittels CT. Diese Erkenntnisse gehen einher mit Ergebnissen aus den Arbeiten von Frerichs et al. (2002) und Victorino et al. (2004). Auch die in dieser Arbeit gewonnenen Daten verdeutlichen den Nutzen der Tidalvariation als Surrogatparameter für globale Ventilationsveränderungen. Weiterhin erlaubt die Markierung von ROI eine regionale Differenzierung der Tidalvariationen in einer Schnittebene der Lunge.

Mittels des f-EIT-Index war eine qualitative Unterscheidung der Ventilation unter den verwendeten Systemen nur bedingt möglich. Eine ausreichende statistische Signifikanz im Vergleich der verwendeten Systeme war nicht gegeben. An Hand des f-EIT-Index kann somit lediglich eine globale Aussage über die Ventilationszunahme und -abnahme getroffen werden. Regionale Veränderungen bleiben unberücksichtigt. Eine hohe Aussagekraft als Index für Ventilationsveränderungen kann somit nicht ermittelt werden. Vergleichswerte aus anderen Arbeiten liegen nicht vor. Erneut müssen zudem das kleine Patientenkollektiv und Messartefakte als mögliche Einflussfaktoren geltend gemacht werden.

## 5.4 Limitierungen im Messaufbau

### 5.4.1 Intraoperative Messungen

Unter den präoperativen Messungen vor Induktion der Allgemeinanästhesie zeigten sich keine messmethodischen Schwierigkeiten. Während der intraoperativen Messungen (CMV 1-5) kam es zu Interferenzen der Impedanzmessungen durch die elektrischen Ströme des chirurgischen Elektrokauterisierers (elektronisches Messer). Aufgrund dessen mussten einzelne EIT-Messungen abgebrochen oder wiederholt werden.

Um an Hand der physiologischen Parameter sowohl intraoperativ als auch postoperativ eine exaktere Aussage über das V/Q-Verhältnis und die Oxygenierung des Blutes treffen zu können, wäre es sinnvoll Parameter wie die arterielle Sauerstoffsättigung ( $S_aO_2$ ), die zentral-venöse Sauerstoffsättigung ( $S_{zv}O_2$ ) oder die alveolo-arterielle Sauerstoffdifferenz ( $A-aDO_2$ ) in die Messungen mit einzubeziehen. Jedoch müssen diese Parameter teils invasiv erfasst werden und deswegen war es von Vorteil die nicht invasiv gemessene  $S_pO_2$  als Parameter für die globale Oxygenierung zu verwenden.

### 5.4.2 Postoperative Messungen

Schwierigkeiten in der Ventilation unter CPAP und EzPAP<sup>®</sup> sind weitestgehend im Abschnitt 5.4 beschrieben. Unter der Nasensonde zeigten sich keine Probleme in der Anwendung. Im Allgemeinen konnten als Störquellen erfasst werden:

- Patienten-Compliance in der Verträglichkeit der Atemsysteme
- Bewegungsartefakte durch Niesen/ Husten/ Sprechen/ Bewegungen der Patienten und Manipulationen am Patienten während der EIT-Messungen
- Fehlermeldungen des EIT-Gerätes und Signalstörungen der EIT-Elektroden

Die stark variierenden Atemmuster einiger Patienten im Aufwachraum hatten Einfluss auf die gewonnenen Ergebnisse. Tiefe Atemzüge haben einen positiven Einfluss auf die gemessene

Lungenimpedanz, denn mit tiefen Atemzügen erhöht sich die Korrelation zwischen gemessener Lungenimpedanz und ventiliertem Lungenvolumen (Marquis et al., 2005). Flache Atmung führt somit zu schlechteren Ergebnissen in der gemessenen Lungenimpedanz. Zudem beschrieben Marquis et al. (2005) in ihrer Arbeit den Effekt der Körperposition auf die EIT-Ergebnisse. Sie merkten an, dass die Korrelation zwischen Impedanz und ventiliertem Lungenvolumen in halbliegender Position (45°) oder liegender Position am höchsten war. Im Stehen war sie am niedrigsten. Die Messungen an den Patienten in der vorliegenden Arbeit wurden alle im Liegen oder halbliegender Position (max. 45°) durchgeführt und somit konnte diese Störgröße ausgeschlossen werden.

Während einiger Messungen konnte mittels der Referenzelektrode keine Referenzspannung gemessen werden. Die genaue Ursache blieb ungeklärt. Jedoch hatte dies keinen Einfluss auf die Auswertung der erhobenen EIT-Daten.

## **5.5 Technische Limitierungen der Messungen mittels der Elektrischen Impedanztomographie**

Ergebnisse aus zurück liegenden Untersuchungen und die Daten dieser Arbeit lassen Limitierungen der EIT erkennen. Trotz der guten Durchführbarkeit und Reproduzierbarkeit der Messungen ist die räumliche Auflösung der EIT-Aufnahmen limitiert. Die Schnittbilder sind im Gegensatz zu CT-Aufnahmen dicker und unpräziser (Victorino et al., 2004). Je nach Form und Beschaffenheit des Thorax liegt die Dicke der Untersuchungsebene im Bereich von 15 bis 20 cm und das kleinste messbare Volumen wird mit 9 bis 29 ml angegeben (Blue et al., 2000; Hahn et al., 1998). EIT-Bilder setzen sich aus einer Matrix aus 32x32 Bildpunkten, bzw. visualisierten relativen Impedanzänderungen, zusammen (Barber und Brown, 1984; Barber und Brown, 1986; Barber, 1989; Barber, 1990). CT-Aufnahmen kommen beispielsweise auf eine Auflösung von 512x512 bzw. 1024x1024 Bildpunkten und es können dünnere Schichtaufnahmen bis zu einer Dicke von 0,5 mm erzeugt werden (Gattinoni et al., 2001). Somit sind der räumlichen Auflösung der EIT-Aufnahmen Grenzen gesetzt. Deswegen sollten EIT-Aufnahmen in erster Regel nicht benutzt werden, um qualitative morphologische Informationen über Lungenzustände zu erhalten. Pul-

monale Ventilationsveränderungen und Ventilationsstörungen finden in der gesamten Lunge statt, sowohl in anteriorer-posteriorer Richtung als auch in kranio-kaudaler Richtung. Die Einschränkung in der Größe der zu untersuchenden Ebene führt dazu, dass physiologische und pathologische Prozesse ober- und unterhalb der Schnittbildebene nicht erfasst werden können und regionale Inhomogenitäten in der Lunge unterschätzt werden (Wrigge et al., 2003). Zudem gibt es einige Störfaktoren, die einen Einfluss auf die Impedanzmessungen haben. So kommt es bei Einspeisung der Wechselströme über die Elektroden zu einem Nebenfluss des Stromes auch in höher und tiefer gelegene Abschnitte und so zu Störeffekten (Frerichs et al., 2002; Victorino et al., 2004). Gerade das Zentrum des EIT-Bildes ist für diese Art von Interferenzen sehr empfindlich. Zudem können pulsatile Blut- und Flüssigkeitsverschiebungen im Thorax zu Impedanzänderungen in den EIT-Aufnahmen führen (Faes et al., 1999; Wolf und Arnold, 2005; Wtorek und Polanski, 2005). Ebenso hat die Herzaktivität Einfluss auf die gemessene Impedanz (Smit et al., 2004). Um diesem Problem zu entgegnen, wurde in der vorliegenden Arbeit ein sogenannter "Low-Pass Filter" mit einem Schwellenwert von 50 bpm (beats per minute) benutzt. Mittels des Filters werden alle gemessenen Frequenzen über 50 bpm, wie z.B. die Herzfrequenz, herausgefiltert. Andere Studien verwendeten einen Impedanzschwellenwert als Filter für Störsignale. Es wird ein Impedanzschwellenwert angenommen, der als charakteristisch gilt für Veränderungen, die durch Ventilation und nicht durch Blutfluss oder Flüssigkeiten verursacht werden (Frerichs et al., 2002).

Ein technischer Mangel der bis vor kurzem verfügbaren EIT-Systeme ist, dass die Software bis dato nur in der "offline" Analyse verwertbare Informationen für den klinischen Gebrauch liefert. Für den klinischen Gebrauch sinnvoll wäre eine "online" Darstellung von Parametern, wie z.B. endexpiratorische Lungenvolumina oder dynamische Parameter, die auf einen alveolären Kollaps oder Überblähung der Lunge hinweisen (Hinz et al., 2008). Zudem würden Druck-Volumen-Kurven die Titration von Atemwegsdrücken und PEEP-Einstellungen vereinfachen und eine Optimierung maschineller Beatmung ermöglichen (Hinz et al., 2006). Mit dem neu entwickelten PulmoVista 500-System (Dräger Medical GmbH) ist es in Zukunft möglich, kontinuierlich graphische Informationen zur regionalen Ventilationsverteilung und der Veränderung der EELI darzustellen. Die Darstellung erfolgt in Form von Trend-Daten und die Informationen können in hoher Auflösung wiedergegeben werden (Teschner und Imhoff, 2011).

## 5.6 Elektrische Impedanztomographie im methodologischen Vergleich

Hinsichtlich der in dieser Arbeit dargestellten Ergebnisse ist es unerlässlich die Daten einem methodologischen Vergleich zu unterziehen. Es ist wichtig zu wissen, inwieweit sich die EIT mit anderen bildgebenden Verfahren vergleichen lässt, inwieweit sich diese voneinander unterscheiden und in welchen Kontext sich die gewonnenen Ergebnisse einreihen lassen.

Verschiedene Arbeiten befassten sich mit der Fragestellung, inwiefern sich die Bildgebung mittels CT und EIT miteinander vergleichen lässt. Wrigge und Kollegen (2008) verglichen das EIT-Verfahren mit der CT in einem experimentellen Modell an Schweinen, denen ein künstlich induzierter Lungenschaden zugeführt wurde. Die Studie zeigte, dass die EIT eine Beurteilung der regionalen Ventilationsverteilung und der alveolären Rekrutierung in einem experimentellen Modell mit direktem oder indirektem ALI erlaubte. Zudem war es möglich die alveoläre Rekrutierung während eines Rekrutierungsmanövers mittels eines Index zu berechnen. Als Index wurde der sogenannte Regional Ventilation Delay (RVD)-Index bestimmt. Während eines Vitalkapazitäts-Manöver konnte gezeigt werden, dass zwischen der Zeit (delay time), welche benötigt wird, damit die regionale Impedanz-Zeitkurve einen Grenzwert von 10 % erreicht, und dem Rekrutierungsausmaß an zuvor nicht-ventiliertem Lungengewebe eine statistisch signifikante Korrelation bestand ( $r^2 = 0,63$ ,  $p < 0,0056$ ). Es ergaben sich folgende Korrelationen für die Subgruppen:  $r^2 = 0,71$  und  $r^2 = 0,48$  für lungengesunde Schweine mit und ohne Absaugungs-assoziierten Atelektasen,  $r^2 = 0,79$  für Schweine mit indirekter ALI. In der Subgruppe "direkter ALI" konnte keine signifikante Korrelation festgestellt werden. Als Maß für die globale pulmonale Inhomogenität der regionalen Ventilationsverzögerung wurde der  $SD_{RVD}$ -Index berechnet (Muders et al., 2010). Der  $SD_{RVD}$ -Index gibt die RVD-Werte über alle Pixel einer farbcodierten Matrix an. Je höher der  $SD_{RVD}$ -Index ist, umso größer ist das Ausmaß an noch rekrutierbaren, nicht-ventiliertem Lungengewebe. Mittels des RVD-Index und des  $SD_{RVD}$ -Index könnte es in Zukunft möglich sein, Respirator-Einstellungen zu verbessern, um beatmungsinduzierte Lungenschäden zu vermeiden.

Die Arbeitsgruppe um Victorino verglich die Effektivität des EIT-Verfahren gegenüber der CT in der Messung regionaler Ventilationsverteilungen an intensivpflichtigen Patienten unter mechanischer Beatmung. Es bestand eine hohe signifikante Korrelation beider Systeme in der Detekti-

on inhomogener Ventilationsverteilungen bezogen auf die linke und rechte Lungenhälfte (bias= 0 %, Grenzen: -10 bis +10 %). Äquivalente Daten zeigten sich ebenso in der Detektion ventraler-dorsaler Ventilations-Ungleichheiten (ventral/dorsal → 82 %/12 % CT vs. 75 %/25 % EIT). Die Ergebnisse verdeutlichen, dass es mittels der EIT möglich ist, gleichwertige Ergebnisse bezüglich der Ventilationsdiagnostik im Vergleich zu CT-Aufnahmen zu erzeugen. Jedoch merkten Victorino und Kollegen die geringe räumliche Auflösung der EIT im Vergleich zur CT an und wiesen auf die Anfälligkeit der Messungen durch elektrische Interferenzen hin. Sie empfahlen in zukünftigen Messungen EIT-Aufnahmen mit dickeren CT-Aufnahmen (10-20 cm) zu vergleichen. Hierfür müssten jedoch größere Strahlungs Dosen in Kauf genommen und Multislice-Aufnahmen angefertigt werden.

Die Ergebnisse von Hinz et al. (2003b), bezüglich dem Vergleich zwischen EIT und der Single Photon Emission Computed Tomography (SPECT), reihen sich in diese Erkenntnisse ein. In der randomisierten, prospektiven Tierstudie zeigten Hinz und Kollegen auf, dass eine hohe signifikante Korrelation zwischen den beiden Systemen in der Messung regionaler Ventilationsverteilungen bestand ( $r^2 = 0,92$ ). Die hohen Korrelationen zeigten sich in allen Subgruppen, unterteilt in die Beatmungsmodi PCV (pressure controlled ventilation), CPAP und APRV (airway pressure release ventilation). Ein Effekt des Beatmungsmodus auf die Messungen unter EIT und SPECT war nicht festzustellen. Jedoch stellten Hinz und Kollegen fest, dass die EIT dazu tendiert, Ventilation in schlecht-belüfteten Lungenarealen zu unterschätzen und in gut-belüfteten Arealen zu überschätzen.

Meier et al. (2007) beschrieben ihrerseits, dass eine Beurteilung regionaler und globaler Lungenrekrutierung und -derekrutierung in einem PEEP-Stufenmodell mittels der EIT gute Ergebnisse lieferte und diese in hohem Maße mit Vergleichswerten aus CT-Untersuchungen korrelierten. In der Studie wurde eine stufenweise PEEP-Erhöhung von +10 auf +30 cmH<sub>2</sub>O mit nachfolgender PEEP-Erniedrigung auf +5 cmH<sub>2</sub>O an beatmeten Schweinen durchgeführt, die zuvor einen künstlichen ALI erlitten. Sowohl im Vergleich am Gesamtkollektiv der Schweine als auch im individuellen Vergleich zeigten sich signifikante Korrelationen in den Ergebnissen aus EIT- und CT-Aufnahmen ( $r = 0,98-0,99$  für EELI und  $r = 0,55-0,88$  für  $V_T$ ).

In einer Tierstudie an Schweinen verglichen Richard et al. (2009) ihrerseits die Impedanztomographie mit der Bildgebung durch die PET (Richard et al., 2009). Zum einen sollte geklärt werden, in wie weit eine Beurteilung der globalen und regionalen Ventilation an anästhesierten Schweinen mittels der EIT möglich war und in wie fern die Ergebnisse mit denen aus Aufnahmen mittels der PET korrelierten. In den Untersuchungen konnte eine signifikante Korrelation zwischen den Ergebnissen aus PET- und EIT-Aufnahmen festgestellt werden (ZEEP-Gruppe bzw. end-expiratorischer Druck von 0 cmH<sub>2</sub>O) → global bzw. regional:  $r^2 = 0,95$  und  $r^2 = 0,63$ ; PEEP-Gruppe → global bzw. regional:  $r^2 = 0,93$  und  $r^2 = 0,65$ ; ALI-Gruppe → global bzw. regional:  $r^2 = 0,94$  und  $r^2 = 0,54$ ). In diese Erkenntnisse lassen sich auch Ergebnisse von Frerichs et al. (2002) einreihen, die das EIT-Verfahren mit der EBCT-Technik verglichen. Die beiden Verfahren zeigten äquivalente Ergebnisse. In der Untersuchung an anästhesierten Schweinen wurden während der Ventilation mit variierenden Tidalvolumina ( $V_T$ : 200, 300, 400, 500, 600 ml) und PEEP-Stufen (2, 7, 12 mmHg) EIT- und EBCT-Aufnahmen durchgeführt. Die Daten der gemessenen regionalen Volumina in den dorsalen, abhängigen Lungenarealen zeigten hohe Korrelationen ( $r^2 = 0,93$  und  $r^2 = 0,92$ ) auf. Für die medialen und ventralen Lungengebiete ergaben sich folgende Korrelations-Koeffizienten:  $r^2 = 0,81$  und  $r^2 = 0,87$ . Im Vergleich mit der Plethysmographie zeigte die Impedanztomographie ebenso äquivalente Ergebnisse, wie Marquis et al. (2006) und Wolf und Arnold (2005) in ihren Arbeiten aufzeigen konnten. Eine wichtige Feststellung war, dass im Gegensatz zur Plethysmographie mittels der EIT neben globalen auch regionale Ventilationsänderungen quantifiziert werden konnten.



## 6 Zusammenfassung

In der vorliegenden Arbeit werden Änderungen der regionalen Ventilationsverteilung im perioperativen Umfeld mittels der EIT untersucht.

Anhand des COG- und COA-Index kann intraoperativ unter Allgemeinanästhesie und maschineller Beatmung ein „Ventral-Shift“ der Ventilation nachgewiesen werden. Es kann angenommen werden, dass der „Ventral-Shift“ bedingt wird durch die Ausbildung von Atelektasen in abhängigen Lungenabschnitten und unabhängig davon durch den Wegfall der Spontanatmung und den Verlust der Zwerchfellaktivität. Die Anwendung des FDW-Index erlaubt eine zusätzliche Aussage über die relative Verschiebung der regionalen Ventilation. Durch die Markierung von ROI ist eine exakte Quantifizierung regionaler Tidalvariationen möglich. Ventilations-Ungleichheiten können unmittelbar postoperativ nicht nachgewiesen werden. Das Wiedereinsetzen der Spontanatmung führt postoperativ zur Rückverteilung der Ventilation in die dorsalen, abhängigen Lungenareale.

Mittels der Parameter Tidalvariation und EELI ist eine Quantifizierung der Ventilationsverteilung unter CPAP, EzPAP<sup>®</sup> und der O<sub>2</sub>-Nasensonde möglich, jedoch nicht anhand des f-EIT-Index. Unter EzPAP<sup>®</sup> zeigen sich äquivalente Ergebnisse im Vergleich zur Ventilation mit CPAP. Das System eignet sich als Alternative zur Atemtherapie im ambulanten, stationären wie auch intensivmedizinischen Bereich. Jedoch ist die Effektivität der Respiator-gebundenen CPAP-Ventilation als höher einzuschätzen, da ein konstantes PEEP-Niveau in der In- und Expiration unter EzPAP<sup>®</sup> nicht gegeben ist und es durch die individuelle Atemvariabilität zu Druckschwankungen kommt.

Der klinische Nutzen der EIT in der Diagnostik globaler und regionaler Ventilationsverhältnisse kann in den Untersuchungen bestätigt werden. Das System ist strahlungsfrei und kann bettseitig verwendet werden. Zudem ist das System sehr anwenderfreundlich. Der Vorteil des Systems liegt in der hohen zeitlichen Auflösung und dynamische Veränderung der Ventilation können frühzeitig ermittelt werden.

## 7 Literaturverzeichnis

- 1 Adler A, Amyot R, Guardo R, Bates JH, Berthiaume Y. Monitoring changes in lung air and liquid volumes with electrical impedance tomography. *J Appl Physiol* 1997; 83: 1762-1767
- 2 Aguilar A, Casarrubias C, Thompson V. Classification of EzPAP by Analysis of Waveforms. *Kingwood College Journal of Undergraduate Research in Respirator Care* 2011; 1: 21-28
- 3 Austin JHM, Müller NL, Friedman PJ, Hansell DM, Naidich DP, Remy-Jardin M, Webb WR, Zerhouni EA. Glossary terms for CT of the lungs: recommendations of the nomenclature committee of the Fleischner Society. *Radiology* 1996; 200: 327-331
- 4 Barber DC. A review of image reconstruction techniques for electrical impedance tomography. *Med Phys* 1989; 16: 162-169
- 5 Barber DC. Quantification in impedance imaging. *Clin Phys Physiol Meas* 1990; 11: 45-56
- 6 Barber DC, Brown BH. Applied potential tomography. *J Phys E Sci Instrum* 1984; 17: 723-733
- 7 Barber DC, Brown BH. Proceedings of the 9th conference of information processing in medical imaging. In: Bacharach SL, ed. *Lecture Notes in Computer Science*. Nijhoff, Dordrecht: Springer-Verlag, 1986: 106-121
- 8 Bendixen HH, Hedley-Whyte J, Laver MB. Impaired oxygenation in surgical patients during general anaesthesia with controlled ventilation. *N Engl J Med* 1963; 269: 991-996
- 9 Beraldo MA, Costa ELV, Gomes S, et al. Detection of pleural effusion at the bedside by EIT. *Am J Resp Crit Care Med* 2007; 173: 791
- 10 Bercault N, Wolf M, Runge I, Fleury JC, Boulain T. Intrahospital transport of critically ill ventilated patients: a risk factor for ventilator-associated pneumonia- a matched cohort study. *Crit Care Med* 2005; 33: 2471-2478
- 11 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* 2009; 35: 1362-1367
- 12 Bodenstein M, David M, Markstaller K. Principles of electrical impedance tomography and its clinical application. *Crit Care Med* 2009; 37: 713-724

- 13** Bone RC. The ARDS lung. New insights from computed tomography. *JAMA* 1992; 269: 2134-2135
- 14** Brismar B, Hedenstierna G, Lundquist H, Strandberg A, Svensson L, Tokics L. Pulmonary densities during anesthesia with muscular relaxation: a proposal of atelectasis. *Anesthesiology* 1985; 62: 422-428
- 15** Brown BG. Electrical impedance tomography (EIT): a review. *J Med Eng Technol* 2003; 27: 97-108
- 16** Burger EJ, Macklem PT. The effect on lungs of breathing 100 % O<sub>2</sub> near residual volume. *Fed Proc* 1966; 25: 566
- 17** Canet J, Gallart L, Gomar C, Paluzie G, Vallès J, Sabaté S, Mazo V, Briones Z, Sanchis J, ARISCAT Group. Prediction of postoperative pulmonary complications in a population-based surgical cohort. *Anesthesiology* 2010; 113: 1338-1350
- 18** Celebi S, Köner O, Menda F, Omay O, Günay I, Suzer K, Cakar N. Pulmonary effects of noninvasive ventilation combined with the recruitment maneuver after cardiac surgery. *Anesth Analg* 2008; 107: 614-619
- 19** Cinnella G, Grasso S, Natale C, Sollitto F, Cacciapaglia M, Angiolillo M, Pavone G, Mirabella L, Dambrosio M. Physiological effects of a lung-recruiting strategy applied during one-lung ventilation. *Acta Anaesthesiol Scand* 2008; 52: 766-775
- 20** Cook RD, Saulnier GJ, Gisser DG, Gobie JC, Newell JC, Isaacson D. ACT3: A high-speed, high-precision electrical impedance tomography. *IEEE Trans Biomed Eng* 1994; 41: 713-722
- 21** Costa EL, Chaves CN, Gomes S, Beraldo MA, Volpe MS, Tucci MR, Schettino IA, Bohm SH, Carvalho CR, Tanaka H, Lima RG, Amato MB. Real-time detection of pneumothorax using electrical impedance tomography. *Crit Care Med* 2008; 36: 1230-1238
- 22** Costa EL, Borges JB, Melo A, Suarez-Sipmann F, Toufen C Jr, Bohm SH, Amato MB. Bed-side estimation of recruitable alveolar collapse and hyperdistension by electrical impedance tomography. *Intensive Care Med* 2009; 35: 1132-1137
- 23** Costa EL, Lima RG, Amato MB. Electrical impedance tomography. *Crit Care Med* 2009; 15: 18-24
- 24** Damgaard-Petersen K, Qvist T. Pediatric pulmonary CT-scanning. Anesthesia-induced changes. *Pediatr Radiol* 1980; 9: 145-148

- 25** Daniel BM, Tarnow JL. EzPAP? An alternative in lung expansion therapy. *Cardinal Health* 2001; OF-01-021
- 26** Dehaven CB Jr, Hurst JM, Branson RD. Postextubation hypoxemia treated with a continuous positive airway pressure mask. *Crit Care Med* 1985; 13: 46-48
- 27** Duggan M, Kavanagh BP. Atelectasis in the perioperative patient. *Curr Opin Anaesthesiol* 2007; 20: 37-42
- 28** Egbert LD, Bendixen HH. Effect of Morphine on breathing pattern a possible factor in atelectasis. *JAMA* 1964; 188: 485-488
- 29** Eichenberger A, Proietti S, Wicky S, Frascarolo P, Suter M, Spahn DR, Magnusson L. Morbid obesity and postoperative pulmonary atelectasis: An underestimated problem. *Anesth Analg* 2002; 95: 1788-1792
- 30** Erlandsson K, Odenstedt H, Lundin S, Stenquist O. Positive end-expiratory pressure optimization using electric impedance tomography in morbidly obese patients during laparoscopic gastric bypass surgery. *Acta Anaesthesiol Scand* 2006; 50: 833-839
- 31** Faes TJ, Meij HA van der, Munck JC de, Heethaar RM. The electric resistivity of human tissues (100 Hz-10 MHz): a meta-analysis of review studies. *Physiol Meas* 1999; 20: 1-10
- 32** Ferreyra G, Long Y, Ranieri VM. Respiratory complications after major surgery. *Curr Opin Crit Care* 2009; 15: 342-348
- 33** Frerichs I, Hinz J, Herrmann P, Weisser G, Hahn G, Dudykevych T, Quintel M, Hellige G. Detection of local lung air content by electrical impedance tomography compared with electron beam CT. *J Appl Physiol* 2002; 93: 660- 666
- 34** Frerichs I, Bodenstein M, Dudykevych T, Hinz J, Hahn G, Hellige G. Effect of lower body negative pressure and gravity on regional lung ventilation determined by EIT. *Physiol Meas* 2005; 26: 27-37
- 35** Froese AB, Bryan AC. Effects of anesthesia and paralysis on diaphragmatic mechanics in man. *Anesthesiology* 1974; 41: 242-255
- 36** Fuchs-Buder T, Eikermann M. Neuromuskuläre Restblockaden. Klinische Konsequenzen, Häufigkeit und Vermeidungsstrategien. *Anästhesist* 2006; 55: 7-16
- 37** Geddes LA, Baker LE. The specific resistance of biological material- a compendium of data for the biomedical engineer and physiologist. *Med Biol Eng* 1967; 5: 271-293

- 38** Gattinoni L, Mascheroni D, Torresin A, Marcolin R, Fumagalli R, Vesconi S, Rossi GP, Rossi F, Baglioni S, Bassi F, Nastri G, Pesenti A. Morphological response to positive end expiratory pressure in acute respiratory failure. Computerized tomography study. *Intensive Care Med* 1986; 12: 137-142
- 39** Gattinoni L, Pelosi P, Suter PM, Pedoto A, Vercesi P, Lissoni A. Acute respiratory distress syndrome caused by pulmonary and extrapulmonary disease. *Am J Respir Crit Care Med* 1998; 158: 3-11
- 40** Gattinoni L, Caironi P, Pelosi P, Goodman LR. What has computed tomography taught us about the acute respiratory distress syndrome? *Am J Respir Crit Care Med* 2001; 164: 1701-1711
- 41** Gattinoni L, Caironi P, Cressoni M, Chiumello D, Ranieri VM, Quintel M, Russo S, Patroniti N, Cornejo R, Bugedo G. Lung recruitment in patients with the acute respiratory distress syndrome. *N Engl J Med* 2006a; 354: 1775-1786
- 42** Hahn G, Hartung C, Hellige G. Bestimmung der Größe minimal erfassbarer Areale mit Ventilationsstörungen. In: Hahn G, Hartung C, Hellige G, eds. *Elektrische Impedanztomographie (EIT) als Methode zur regionalen Beurteilung der Lungenventilation*. Mainz: Gustav Fischer, 1998; 77
- 43** Hahn G, Thiel F, Dudykevych T, Frerichs I, Gersing E, Schröder T, Hartung C, Hellige G. Quantitative evaluation of the performance of different electrical tomography devices. *Biomed Tech* 2001; 46: 91–95
- 44** Hahn G, Just A, Dudykevych T, Frerichs I, Hinz J, Quintel M, Hellige G. Imaging pathologic pulmonary air and fluid accumulation by functional and absolute EIT. *Physiol Meas* 2006; 27: 187-198
- 45** Hedenstierna G, McCarthy G, Bergström M. Airway closure during mechanical ventilation. *Anesthesiology* 1976; 44: 114-123
- 46** Hedenstierna G, Lundquist H, Lundh B, Tokics L, Strandberg A, Brismar B, Frostell C. Pulmonary densities during anesthesia. An experimental study on lung histology and gas exchange. *Eur Respir J* 1989; 2: 528-535
- 47** Hedenstierna G, Strandberg A, Brismar B, Lundquist H, Svensson L, Tokics L. Functional residual capacity, thoraco-abdominal dimensions and central blood volume during general anesthesia with muscle paralysis and mechanical ventilation. *Anesthesiology* 1985; 62: 247-254

- 48 Hedenstierna G, Tokics L, Lundquist H, Andersson T, Strandberg A, Brismar B. Phrenic Nerve Stimulation during Halothane Anesthesia. *Anesthesiology* 1994; 80: 751-760
- 49 Hedenstierna G, Rothen HU. Atelectasis formation during anesthesia: Causes and measures to prevent it. *J Clin Monit* 2000; 16: 329-335
- 50 Hedenstierna G, Edmark L. Mechanism of atelectasis in the perioperative period. *Best Pract Res Clin Anaesthesiol* 2010; 24: 157-169
- 51 Heinrichs W. Positive end-expiratory pressure (PEEP). *Anästhesist* 1992; 41: 653-669
- 52 Hinz J, Hahn G, Neumann P, Sydow M, Mohrenweiser P, Hellige G, Burchardi H. End-expiratory lung impedance change enables bedside monitoring of end-expiratory lung volume change. *Intensive Care Med* 2003; 29: 37-43
- 53 Hinz J, Neumann P, Dudykevych T, Andersson LG, Wrigge H, Burchardi H, Hedenstierna G. Regional ventilation by electrical impedance tomography: a comparison with ventilation scintigraphy in pigs. *Chest* 2003; 124: 314-322
- 54 Hinz J, Moerer O, Neumann P, Dudykevych T, Frerichs I, Hellige G, Quintel M. Regional pulmonary pressure volume curves in mechanically ventilated patients with acute respiratory failure measured by electrical impedance tomography. *Acta Anaesthesiol Scand* 2006; 50: 331-339
- 55 Hinz J, Hahn G, Quintel M. Elektrische Impedanztomographie: Reif für die klinische Routine bei beatmeten Patienten? *Anästhesist* 2008; 57: 61-69
- 56 Hoffmann B, Welte T. Noninvasive pressure support ventilation (NIPSV) as therapy for severe respiratory insufficiency due to pulmonary edema. *Pneumologie* 1999; 53: 316-321
- 57 Holder DS, Khan A. Use of polyacrylamide gels in a saline-filled tank to determine the linearity of the Sheffield Mark 1 electrical impedance tomography (EIT) system in measuring impedance disturbances. *Physiol Meas* 1994; 15: 45-50
- 58 Hounsfield GN. Computed medical imaging. *Science* 1980; 210: 22-28
- 59 Huda W, He W. Estimating cancer risks to adults undergoing body CT examinations. *Radiat Prot Dosimetry* 2011; 1-12
- 60 Jaber S, Michelet P, Chanques G. Role of non invasive ventilation (NIV) in the perioperative period. *Best Pract Res Clin Anaesthesiol* 2010; 24: 253-265

- 61** Kleinman BS, Frey K, VanDrunen M, Sheikh T, DiPinto D, Mason R, Smith T. Motion of the diaphragm in patients with chronic obstructive pulmonary disease while spontaneously breathing versus during positive pressure breathing after anesthesia and neuromuscular blockade. *Anesthesiology* 2002; 97: 298-305
- 62** Kopp R. EzPAP in der postoperativen Atemtherapie. *Medical special* 2011; 1: 13-14
- 63** Krayer S, Rehder K, Vettermann J, Didier EP, Ritman EL. Position and motion of the human diaphragm during anesthesia-paralysis. *Anesthesiology* 1989; 70: 891-899
- 64** Kumar A, Pontoppidan H, Falke KJ, Wilson RS, Laver MB. Pulmonary barotrauma during mechanical ventilation. *Crit Care Med* 1973; 1: 181-186
- 65** Lidner KH, Lotz P, Ahnefeld FW. Continuous positive airway pressure effect on functional residual capacity, vital capacity and its subdivisions. *Chest* 1987; 92: 66-70
- 66** 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* 2006; 20: 201-207
- 67** Maunder RJ, Schuman WP, McHugh JW, Marglin SI, Butler JB. Preservation of normal lung regions in the adult respiratory distress syndrome. Analysis by computed tomography. *JAMA* 1986; 255: 2463-2465
- 68** Mehta S, Hill NS. Noninvasive ventilation. *Am J Respir Crit Care Med* 2001; 163: 540-577
- 69** Meier T, Leibecke T, Eckmann C, Gosch UW, Grossherr M, Bruch HP, Gehring H, Leonhardt S. Electrical impedance tomography: changes in distribution of pulmonary ventilation during laparoscopic surgery in a porcine model. *Langenbecks Arch Surg* 2006; 391: 383-389
- 70** Meier T, Luepschen H, Karsten J, Leibecke T, Grossherr M, Gehring H, Leonhardt S. Assessment of regional lung recruitment and derecruitment during a PEEP trial based on electrical impedance tomography. *Intensive Care Med* 2008; 34: 543-550
- 71** Moraca RJ, Sheldon DG, Thirlby RC. The role of epidural anesthesia and analgesia in surgical practice. *Ann Surg* 2003; 238: 663-673
- 72** Muders T, Luepschen H, Zinserling J, Meier T, Wrigge H, Hedenstierna G, Putensen C. Influence of different PEEP setting strategies on ventilation/perfusion matching. *Am J Respir Crit Care Med* 2009; 179: A 4673
- 73** Muders T, Luepschen H, Putensen C. Impedance tomography as a new monitoring technique. *Crit Care* 2010; 16: 269-275

- 74** Oczenksi W, Andel H, Werba A. Atemphysiologie und Beatmungstechnik. In: Oczenksi W, Andel H, Werba A, eds. Atmen- Atemhilfen. Stuttgart: Georg Thieme Verlag, 2003: 107-247
- 75** O'Donohue WJ Jr. Perioperative measures for lung expansion. In: O'Donohue WJ Jr, ed. Current advances in Respiratory Care. Park Ridge, IL: American College of Chest Physicians, 1984: 10-20
- 76** Otis DR, Johnson M, Pedley TJ, Kamm RD. Role of pulmonary surfactant in airway closure: a computational study. *J Appl Physiol* 1993; 75: 1323-1333
- 77** Oyarzun MJ, Iturriaga R, Donoso P, Dussaubat N, Santos M, Schiappacasse ME, Lathrop ME, Larrain C, Zapata P. Factors affecting distribution of alveolar surfactant during resting ventilation. *Am J Physiol* 1991 ; 261: 210-217
- 78** Pedersen T, Viby-Mogensen J, Ringsted C. Anaesthetic practice and postoperative pulmonary complications. *Acta Anaesthesiol Scand* 1992; 36: 812-818
- 79** Pelosi P, D'Andrea L, Vitale G, Pesenti A, Gattinoni L. Vertical gradient of regional lung inflation in adult respiratory distress syndrome. *Am J Respir Crit Care Med* 1994; 149: 8-13
- 80** Putensen C, Wrigge H, Zinserling J. Electrical impedance tomography guided ventilation therapy. *Crit Care* 2007; 13: 344-350
- 81** Puybasset L, Cluzel P, Chao N, Slutsky AS, Coriat P, Rouby JJ and the CT Scan ARDS Study Group. A computed tomography scan assessment of regional lung volume in acute lung injury. *Am J Respir Crit Care Med* 1998; 158: 1644-1655
- 82** Qaseem A, Snow V, Fitterman N, Hornbake ER, Lawrence VA, Smetana GW, Weiss K, Owens DK, Aronson M, Barry P, Casey DE Jr, Cross JT Jr, Fitterman N, Sherif KD, Weiss KB. Clinical Efficacy Assessment Subcommittee of the American College of Physicians. 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* 2006; 144: 575-580
- 83** Rabbani KH, Hassan M, Kiber A. 3D object localization using EIT measurements at two levels. *Physiol Meas* 1996; 17: 189-199
- 84** Reber A, Nylund U, Hedenstierna G. Position and shape of the diaphragm: implications for atelectasis formation. *Anaesthesia* 1998; 81: 681-686
- 85** Rehder K, Sessler AD. Regional intrapulmonary gas distribution in awake and anesthetized-paralyzed man. *J Appl Physiol* 1977; 42: 391-402



- 86** Reinius H, Jonsson L, Gustafsson S, Sundbom M, Duvernoy O, Pelosi P, Hedenstierna G, Fredén F. Prevention of atelectasis in morbidly obese patients during general anesthesia and paralysis: a computerized tomography study. *Anesthesiology* 2009; 111: 979-987
- 87** Richard JC, Janier M, Lavenne F, Tourvieille C, Le Bars D, Costes N, Gimenez G, Guerin C. Quantitative assessment of regional alveolar ventilation and gas volume using <sup>13</sup>N-N<sub>2</sub> washout and PET. *J Nucl Med* 2005; 46: 1375-1383
- 88** Richard JC, Le Bars D, Costes N, Bregeon F, Tourvieille C, Lavenne F, Janier M, Gimenez G, Guerin C. Alveolar recruitment assessed by positron emission tomography during experimental acute lung injury. *Intensive Care Med* 2006; 32: 1889-1894
- 89** Richard JC, Pouzot C, Gros A, Tourevieille C, Lebars D, Lavenne F, Frerichs I, Guérin C. Electrical impedance tomography compared to positron emission tomography for the measurement of regional lung ventilation: an experimental study. *Crit Care* 2009; 13: 82
- 90** Rock P, Rich PB. Postoperative pulmonary complications. *Curr Opin Anaesthesiol* 2003; 16: 123-131
- 91** Rommelsheim K, Lackner K, Westhofen P, Distelmaier W, Hirt S. Das respiratorische Distress-Syndrom des Erwachsenen (ARDS) im Computertomogramm. *Anästh Intensivther Notfallmed* 1983; 18: 59-64
- 92** Rusca M, Proietti S, Schnyder P, Frascarolo P, Hedenstierna G, Spahn DR, Magnusson L. Prevention of atelectasis formation during induction of general anesthesia. *Anesth Analg* 2003; 97: 1835-1839
- 93** Smit HJ, Vonk Noordegraaf A, Marcus JT, Boonstra A, de Vries PM, Postmus PE. Determinants of pulmonary perfusion measured by electrical impedance tomography. *Eur J Appl Physiol* 2004; 92: 45-49
- 94** Smith I, Fleming S, Cernaianu A. Mishaps during transport from the intensive care unit. *Crit Care Med* 1990; 18: 278-281
- 95** Smith Medical Deutschland GmbH, 2010: EzPAP Positive Airway Pressure System. Pfad: <http://www.smiths-medical.com/plugins/news/2010/Aug/ezpap-positive-airway-pressure.html> (26.08.2010)
- 96** Squadrone V, Cocha M, Cerutti E, Schellino MM, Biolino P, Occella P, Belloni G, Vilianis G, Fiore G, Cavallo F, Ranieri VM. Continuous positive airway pressure for treatment of postoperative hypoxemia: a randomized controlled trial. *JAMA* 2005; 293: 589-595

- 97** Stock MC, Downs JB, Gauer PK, Alster JM, Imrey PB. Prevention of postoperative pulmonary complications with CPAP, incentive spirometry, and conservative therapy. *Chest* 1985; 92: 66-70
- 98** Strandberg A, Tokics L, Brismar B, Lundquist H, Hedenstierna G. Constitutional factors promoting development of atelectasis during anesthesia. *Acta Anaesthesiol Scand* 1987; 31: 21-24
- 99** Strang CM, Hachenberg T, Freden T, Hedenstierna G. Development of atelectasis and arterial to end-tidal PCO<sub>2</sub>-difference in a porcine model of pneumoperitoneum. *Br J Anaesth* 2009; 103: 298-303
- 100** Sykes MK, Young WE, Robinson BE. Oxygenation during anaesthesia with controlled ventilation. *Br J Anaesth* 1965; 37: 314-325
- 101** Teichgräber UK, Pinkernelle J, Jürgensen JS, Ricke J, Kaisers U. Portable computed tomography performed on the intensive care unit. *Intensive Care Med* 2003; 29: 491-495
- 102** Teschner E, Imhoff M. Elektrische Impedanztomographie: Von der Idee zur Anwendung des regionalen Beatmungsmonitorings. In: Teschner E, Imhoff M, eds. Lübeck: Dräger Medical GmbH, 2011; 6-58
- 103** Theerakittikul T, Ricaurte B, Aboussouan LS. Noninvasive positive pressure ventilation for stable outpatients: CPAP and beyond. *Cleve Clin J Med* 2010 ; 77: 705-714
- 104** Tokics L, Hedenstierna G, Strandberg A, Brismar B, Lundquist H. Lung collapse and gas exchange during general anesthesia: Effects of spontaneous breathing, muscle paralysis and positive end-expiratory pressure. *Anesthesiology* 1987; 66: 157-167
- 105** Tokics L, Strandberg A, Brismar B, Lundquist H, Hedenstierna G. Computerized tomography of the chest and gas exchange measurements during ketamine anaesthesia. *Acta Anaesthesiol Scand* 1987; 31: 684-692
- 106** Tokics L, Hedenstierna G, Svensson L, Brismar B, Cederlund T, Lundquist H, Strandberg A. V/Q distribution and correlation to atelectasis in anesthetized paralyzed humans. *J Appl Physiol* 1996; 81: 1822-1833
- 107** Van Kaam AH, Lachmann RA, Herting E, De Jaegere A, Van Iwaarden F, Noorduynd LA, Kok JH, Haitsma JJ, Lachmann B. Reducing atelectasis attenuates bacterial growth and translocation in experimental pneumonia. *Am J Respir Crit Care Med* 2004; 169: 1046-1053

- 108** Victorino JA, Borges JB, Okamoto VN, Matos GF, Tucci MR, Caraméz MP, Tanaka H, Sipmann FS, Santos DC, Barbas CS, Carvalho CR, Amato MB. Imbalances in regional lung ventilation. A validation study on electrical impedance tomography. *Am J Respir Crit Care Med* 2004; 169: 791-800
- 109** Wahba RW. Perioperative functional residual capacity. *Can J Anaesth* 1991; 38: 384-400
- 110** West JB. Pulmonary gas exchange. *Int Rev Physiol* 1977; 14: 83-106
- 111** West JB. *Respiratory Physiology* (3rd ed). In: West JB, ed. Baltimore: Williams & Wilkins, 1985
- 112** Warren J, Fromm RE Jr, Orr RA, Rotello LC, Horst HM. Guidelines for the inter- and intrahospital transport of critically ill patients. *Crit Care Med* 2004; 32: 256-262
- 113** Wiersgalla S. Effects of EzPAP post operatively in coronary artery bypass graft. *Respiratory Care* 2002; OF-02-084
- 114** Wolf GK, Arnold JH. Noninvasive assessment of lung volume: respiratory inductance plethysmography and electrical impedance tomography. *Crit Care Med* 2005; 33: 163-169
- 115** Wrigge H, Zinserling J, Neumann P, Defosse J, Magnusson A, Putensen C, Hedenstierna G. Spontaneous breathing improves lung aeration in oleic acid-induced lung injury. *Anesthesiology* 2003; 99: 376–384
- 116** Wrigge H, Zinserling J, Muders T, Varelmann D, Günther U, von der Groeben C, Magnusson A, Hedenstierna G, Putensen C. Electrical impedance tomography compared with thoracic computed tomography during a slow inflation maneuver in experimental models of lung injury. *Crit Care Med* 2008; 36: 903-909
- 117** Wtorek J, Polinski A. The contribution of blood-flow-induced conductivity changes to measured impedance. *IEEE Trans Biomed Eng* 2005; 52: 41–49
- 118** Yorkey TJ, Webster JG, Tompkins WJ. Comparing Reconstruction Algorithms for Electrical Impedance Tomography. *IEEE Trans Biomed Eng* 1987; 34: 843-852
- 119** Yorkey TJ, Webster JG. A comparison of impedance tomographic reconstruction algorithms. *Clin Phys Physiol Meas* 1987; 8, 55-62

## 8 Danksagung

Die Erstellung dieser Arbeit wäre ohne die Unterstützung einiger Mitarbeiter der Klinik und Poliklinik für Anästhesiologie und Operative Intensivmedizin nicht durchführbar gewesen. Hiermit möchte ich mich bei allen Personen bedanken, die dies ermöglicht haben.

Herrn Professor Dr. med. Hermann Wrigge gilt mein Dank für die Bereitstellung des Themas dieser Arbeit und für die wissenschaftliche Betreuung.

Besonderes möchte ich mich bei Dr. med. Carsten Weissbrich für die hervorragende Betreuung während der Arbeit, die Unterstützung während der Messungen und die sorgfältige und konstruktive Durchsicht der Arbeit bedanken. Zudem möchte ich die Zusammenarbeit mit Dipl.-Ing. Henning Lüpschen hervorheben. Ohne seine Hilfe und Geduld bei der Auswertung der Messdaten wäre die Durchführung der Arbeit nicht möglich gewesen.

Dem statistischen Institut für Medizinische Biometrie, Informatik und Epidemiologie (IMBIE) und Dr. med. Thomas Muders gilt mein Dank für die statistische Beratung meiner Arbeit. Dem Pflegepersonal des Aufwachraums danke ich für die Kooperation und Geduld während meiner Messungen.

Bei der Smith Medical Deutschland GmbH möchte ich mich bedanken für die Bereitstellung von Materialien für die Untersuchungen.

Zum Schluss bedanke ich mich herzlich bei meiner Freundin und bei meiner Familie, die mir während der ganzen Zeit unterstützend zur Seite standen.