

**Aus der Klinik für Anästhesiologie
der Universität zu Lübeck
Direktor: Prof. Dr. med. Peter Schmucker**

**Einfluss von Narkose, PEEP und Pneumoperitoneum auf die
Veränderung der regionalen Ventilation während
laparoskopischer Cholezystektomien**

Inauguraldissertation
zur
Erlangung der Doktorwürde
der Universität zu Lübeck
- Aus der Medizinischen Fakultät -

vorgelegt von
Jan Frederik Karsten
aus Oldenburg in Holstein

Lübeck 2010

1. Berichterstatter: Priv.-Doz. Dr. med. Torsten Meier

2. Berichterstatterin: Prof. Dr. med. Elke Muhl

Tag der mündlichen Prüfung: 16.12.2010

Zum Druck genehmigt. Lübeck, den 16.12.2010

für Wiebke

Inhaltsverzeichnis

Abkürzungsverzeichnis	6
I. Einleitung	
1. Auswirkungen der Narkose und Beatmung auf die gesunde Lunge	9
2. Therapie der Atelektasenbildung während der Narkose	14
3. Überwachung der regionalen Ventilation während der Narkose	15
4. EIT – Elektrische Impedanztomographie als perioperatives Lungenmonitoring	18
5. Ziele und Fragestellungen	20
II. Material und Methoden	
1. Klinische Studie	
1.1 Patientenkollektiv	21
1.2 Präoperative Lungenfunktionsprüfung	22
1.3 Monitoring	22
1.4 Anästhesie	24
1.5 Beatmung	24
1.6 Laparoskopische Cholezystektomie	25
1.7 Studienprotokoll und Datenerhebung	25
2. Bioimpedanz und Elektrische Impedanztomographie (EIT)	
2.1 Bioimpedanz und Bioimpedanzmessung	28
2.2 Historie der EIT-Geräteentwicklung	29
2.3 Messprinzip der EIT	30
2.4 Bildrekonstruktion, Rekonstruktionsprobleme und Alternativen	31
2.5 Visualisierung der EIT-Daten	33
2.6 Auswertung der EIT-Daten	34
3. Datenverarbeitung	37
4. Statistische Auswertung	38
III. Ergebnisse	
1. Patientencharakteristik	39
2. Präoperative Lungenfunktionsdiagnostik	39
3. Auswertung der Effektvariablen	
3.1 Oxygenierungsparameter	40
3.2 Lungenmechanik	42
3.3 Parameter der Hämodynamik	43
4. Thorakale Elektrische Impedanztomographie (EIT)	
4.1 Qualitätskriterien der Messung	45
4.2 Regionale Ventilationsverteilung	46

4.3 Impedanzquotient ($IR_{v/d}$)	48
4.4 Ventilationsverteilung in der rechten und linken Lunge ($IR_{r/l}$)	48
4.5 Schwerpunktindex (COG)	49
5. Auswertung der Kontrollvariablen	
5.1 Beatmungsparameter	51
5.2 Arterieller Säure-Base-Status	52
IV. Diskussion	
1. Studienergebnisse	53
2. Methodendiskussion: Studiendesign und EIT-Technik	57
V. Zusammenfassung	60
VI. Literaturverzeichnis	62
VII. Anhang	76
VIII. Danksagung	88
IX. Lebenslauf	89
X. Schriftenverzeichnis	90

Abkürzungsverzeichnis

AaDO₂	Alveolo-arterielle Sauerstoffpartialdruckdifferenz
Abb.	Abbildung(en)
AF	Atemfrequenz
ALI	<i>Acute Lung Injury</i>
AMV	Atemminutenvolumen
ARDS	<i>Acute Respiratory Distress Syndrome</i>
ASA	<i>American Society of Anesthesiology</i>
BE	Basenüberschuß (<i>base excess</i>)
BGA	Blutgasanalyse
BMI	<i>Body Mass Index</i>
bzw.	beziehungsweise
ca.	circa
CC	Verschlusskapazität (<i>closing capacity</i>)
CHE	Cholezystektomie
COG	Schwerpunktindex (<i>center-of-gravity-Index</i>)
CONSORT	Gemeinsame Standards für die Beschreibung von Studien (<i>Consolidated Standards of Reporting Trials</i>)
CPAP	Kontinuierlicher positiver Atemwegsdruck (<i>continuous positive airway pressure</i>)
C_{res}	Respiratorische Compliance
CT	Computertomographie
CV	Verschlussvolumen (<i>closing volume</i>)
d	Abhängige (Lungenareale) (<i>dependent</i>)
d-EIT	Dynamisches EIT-Bild
EELV	End-expiratorisches Lungenvolumen
EIT	Elektrische Impedanztomographie
EGKS	Europäische Gemeinschaft für Kohle und Stahl
engl.	englisch
etc.	et cetera
etCO₂	End-tidaler Kohlendioxidpartialdruck
etO₂	End-tidaler Sauerstoffpartialdruck
FA	<i>Functional activity</i>
f-EIT	Funktionelles EIT-Bild
FEV₁	Einsekundenkapazität
FiO₂	Inspiratorische Sauerstoff-Fraktion
FRC	Funktionelle Residualkapazität (<i>functional residual capacity</i>)

GLM	Allgemeines lineares Modell
HCO₃⁻	Hydrogenkarbonat (entspricht Bikarbonat)
HF	Herzfrequenz
HPV	Hypoxisch-pulmonale Vasokonstriktion
HU	Houndsfield-Einheiten (<i>Houndsfield units</i>)
IAP	Intraabdomineller Druck
ICR	Interkostalraum
I.E.	Internationale Einheiten
iGV	(Intrathorakales) Gasvolumen
IR	Impedanzquotient (<i>impedance ratio</i>)
IR_{vd}	Impedanzquotient (ventral-dorsal)
IR_{rl}	Impedanzquotient (rechts-links)
i.v.	intravenös
Kap.	Kapitel
KG	Körpergewicht
KHK	Koronare Herzkrankheit
M	Mittelwert
MAP	Mittlerer arterieller Blutdruck
MIGET	Multiple Inertgaseliminationstechnik
nd	Nicht-abhängige (Lungenareale) (<i>non-dependent</i>)
n.s.	nicht signifikant
NYHA	<i>New York Heart Association</i>
OLC	<i>Open Lung Concept</i>
p	Fehlerwahrscheinlichkeit/Signifikanzniveau
P_ACO₂	Alveolärer Kohlendioxidpartialdruck
PaCO₂	Arterieller Kohlendioxidpartialdruck
PaO₂	Arterieller Sauerstoffpartialdruck
PaO₂/FiO₂	Horowitz-Quotient (<i>P/F ratio</i>)
P_{aw}	Atemwegsdruck
PEEP	Positiver end-expiratorischer Druck
P_{mean}	Atemwegsmitteldruck
p.o.	per os
PP	Pneumoperitoneum
P_{peak}	Atemwegsspitzenndruck
P_{plat}	Atemwegsplateaudruck
Q	Herzzeitvolumen

QdV	Quelle der Variation (Gruppe (<i>g</i>), Zeit (<i>t</i>), Gruppe x Zeit, (<i>g*t</i>))
R	Elektrischer Widerstand
RM	Rekrutierungmanöver (<i>recruitment manoeuvre</i>)
ROI	<i>Region-of-Interest</i>
RR_{diast}	Diastolischer arterieller Blutdruck
RR_{sys}	Systolischer arterieller Blutdruck
SaO₂	Arterielle Sauerstoffsättigung
SD	Standardabweichung (<i>standard deviation</i>)
SD_t	Standardabweichung über die Zeit
SEM	Standardfehler (<i>standard error of mean</i>)
SNR	Rauschverhältnis (<i>signal-noise-ratio</i>)
s.o.	siehe oben
SpO₂	Periphere Sauerstoffsättigung
SPECT	Einzel-Photonen-Emissions-Computertomographie (<i>Single-Photon-Emission-Computertomography</i>)
s.u.	siehe unten
Tab.	Tabelle
T_E	Expirationszeit
T_I	Inspirationszeit
TIVA	Total-intravenöse Anästhesie
TOF	<i>Train-of-four</i>
TV	<i>Tidal Variation</i>
TVd	<i>Tidal Variation</i> der abhängigen Lungenareale
TVnd	<i>Tidal Variation</i> der nicht-abhängigen Lungenareale
T_x	Messzeitpunkt X
U	Elektrische Spannung
V	Alveoläre Ventilation
V/Q	Ventilations-Perfusions-Index
VC	Vitalkapazität (<i>vital capacity</i>)
VCV	Volumen-kontrollierte Beatmung (<i>volume controlled ventilation</i>)
vs.	versus
V_T	Tidalvolumen
X_{cog}	Schwerpunktindex (rechte Lunge-linke Lunge)
Y_{cog}	Schwerpunktindex (ventrale Lungenanteile-dorsale Lungenanteile)
Z	Globalimpedanz
ZEEP	PEEP 0 cm H ₂ O (<i>zero end-expiratory pressure</i>)

I. Einleitung

1. Auswirkung der Narkose und Beatmung auf die gesunde Lunge

Die Durchführung sämtlicher operativer Eingriffe in Allgemeinanästhesie ist abhängig von den Möglichkeiten mechanischer Beatmung [33]. Hierbei sichert die Beatmung die alveoläre Ventilation und Oxygenierung [148,149]. Allerdings sind die potentiellen Gefahren der mechanischen Beatmung nicht gering. So führt sie infolge der veränderten thorakalen Druckverhältnisse und der passiven Dehnung der Lunge zu einer unphysiologischen Beanspruchung der Atemwege, des Lungenparenchyms und des Herzkreislaufsystems.

Die pulmonalen Nebenwirkungen der maschinellen Beatmung umfassen u.a.:

- *Barotrauma* mit extraalveolärer Luftansammlung durch hohe Beatmungsdrücke
- *Volutrauma* bzw. *Überdehnungstrauma* (engl. *overdistension* oder „high tidal volume injury“) mit Überdehnung von Alveolen durch inadäquat hohe Tidalvolumina (hohes endinspiratorisches Lungenvolumen)
- das *Auftreten von Scherkräften* (engl. *shear forces*) an den Übergangsbereichen zwischen ventilierten und atelektatischen Lungenarealen durch ein zu niedriges endexpiratorisches Lungenvolumen (*Atelektrauma*)

Unter dem Begriff des *Biotraumas* lösen die genannten Nebenwirkungen eine nichtinfektiöse, lokale Entzündungsreaktion in der Lunge aus [153].

Hohe Beatmungsdrücke und ein unkritisch eingesetzter positiver endexpiratorischer Druck (PEEP) können außerdem das Herzminutenvolumen reduzieren [35,155,158] und durch hämodynamische Instabilität besonders bei kardio-pulmonal vorerkrankten Patienten zu weiteren Komplikationen führen. Besonders bei Patienten, die sich einer elektiven, abdominalchirurgischen Operation unterziehen, treten postoperativ pulmonale Komplikationen auf (2-4%) [21,108]. Der Hauptteil perioperativer, respiratorischer Komplikationen ist auf die Bildung von Atelektasen zurückzuführen [16,83].

Unter Allgemeinanästhesie kommt es auch bei lungengesunden Patienten zu einer Minderbelüftung von Lungenarealen und zu einem regionalen Kollaps von Alveolen in den basalen Lungenkompartimenten [10,15]. Der erhöhte Totraum und die konsekutive Vergrößerung des pulmonalen Shuntvolumens führen zu einer messbaren Störung der Oxygenierung [11,146,151]. Bereits 1963 postulierten Bendixen et al. [11], dass die Bildung basaler Atelektasen, mit einer Abnahme der funktionellen Residualkapazität (FRC) [26,27,92], einer Abnahme der respiratorischen Compliance (C_{res}) und der Ausbildung eines pulmonalen Shunt (V/Q-Mismatch), für die Veränderungen während

Allgemeinanästhesie verantwortlich sind. Die Narkose und mechanische Beatmung reduzieren die FRC um 15–20% unmittelbar nach Narkosebeginn [15]. Der physiologische pulmonale Shunt steigt bei Gesunden von ca. 1–2% auf ca. 10% unter Narkose und Beatmung. Die Hälfte dieser venösen Beimischung ist auf Atelektasen unter Beatmung zurückzuführen [54]. Schon nach Bendixens Arbeit aus den Sechszigern, aber noch vor der Einführung der Computertomographie (CT), rückte die Suche nach den Ursachen für die Atelektasenbildung in den Fokus des wissenschaftlichen Interesses. Froese et al. fanden im Jahre 1973 während Anästhesie und Muskelrelaxierung eine veränderte Zwerchfellkonfiguration und –funktion im Vergleich zur Spontanatmung [47].

Ungefähr 25 Jahre später konnte die schwedische Arbeitsgruppe um Brismar und Hedenstierna [15,65,66] mit Hilfe der CT die Ausbildung von Atelektasen in den gravitationsabhängigen Lungenarealen beweisen. Wenige Sekunden nach Narkoseinduktion kommt es bei 90% der Patienten zum regionalen Alveolarkollaps und zur Ausbildung von basalen Atelektasen [54,91] (Abb.1). Atelektasen werden sowohl bei Spontanatmung als auch nach Muskelrelaxierung beobachtet, unabhängig davon, ob ein intravenöses Anästhetikum oder ein Inhalationsnarkotikum verwendet wird [53,144]. Das Anästhetikum Ketamin hat keine Auswirkungen auf den Muskeltonus und führt nicht zur Ausbildung von Atelektasen. Wenn jedoch eine Muskelrelaxierung erforderlich ist, treten auch hier wie bei anderen Anästhetika Atelektasen auf [151].

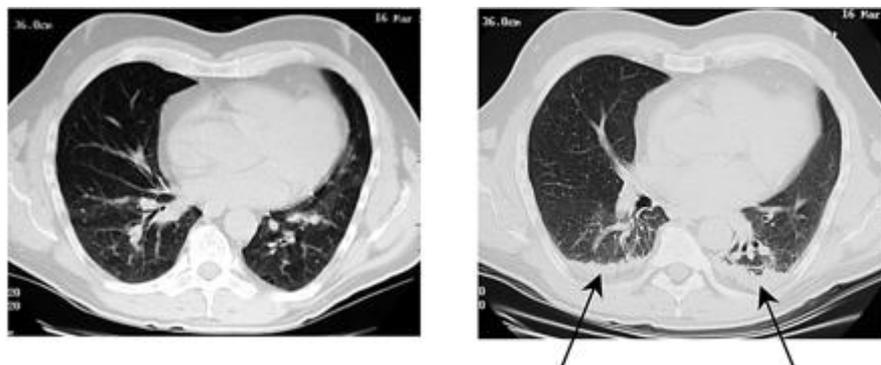


Abbildung 1. Transversale Schichten einer computertomographischen Aufnahme des Thorax bei einem wachen, spontanatmenden Probanden (*links*) und nach Einleitung einer Allgemeinanästhesie mit Muskelrelaxierung (*rechts*). Auf den Computertomographien sind nach der Narkoseeinleitung Atelektasen in den unten liegenden Lungenarealen zu sehen [92,133].

Reber aus der schwedischen Arbeitsgruppe um Hedenstierna konnte die schwerkraftabhängige Atelektasenbildung während der Narkoseeinleitung eines lungengesunden Patienten in einer dreidimensionalen Rekonstruktion darstellen (Abb.2). Die Rekonstruktion erfolgte über ein Spiral-CT, wobei der Patient bei kontinuierlicher Strahlenexposition langsam durch die Gantry des CT-Scanners geführt wurde.

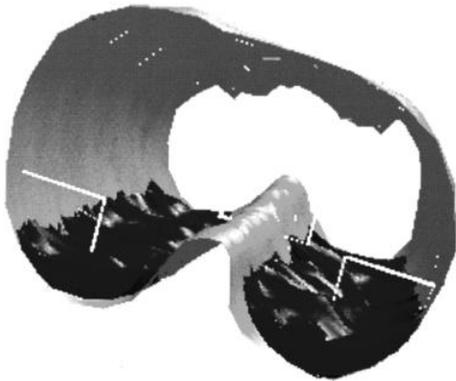


Abbildung 2. Verteilung der Atelektasen in den schwerkraftabhängigen Bereichen der Lunge bei einem narkotisierten und relaxierten Patienten vor Beginn der Operation. Die Brustwand ist grau dargestellt, mit dem anterioren Teil oben und dem Hinterrand unten. Der Kamm im hinteren Teil bezeichnet den Ort der Wirbelsäule. Die basalen schwarzen Regionen zeigen Atelektasen an [92,163].

Reber et al. [120] zeigten weiterhin in einer dreidimensionalen Rekonstruktion der Zwerchfellkonfiguration die diaphragmale Bewegung während Spontanatmung und Narkose. In Spontanatmung kommt es zu einer anterioren Bewegung der Zwerchfellkuppel, die hauptsächlich durch die aktive Anhebung des Thorax zustande kommt. Die Kontraktion des Zwerchfells unter Spontanatmung bewirkt eine kaudale Bewegung mit der größten Bewegungsamplitude in den dorsalen Lungenanteilen. Das Atemhubvolumen wird somit auch in die dorsalen Anteile der Lunge verteilt. Im anästhesierten Zustand (Beatmung und Relaxation) verschiebt sich die Druckdifferenz zwischen Abdomen und Thorax zu Gunsten des intraabdominellen Druckes und hat eine kraniale Verlagerung des Zwerchfells zur Folge. Außerdem ist die Zwerchfellexkursion bei passiver Dehnung des Zwerchfells durch den Beatmungsdruck eingeschränkt und findet hauptsächlich im ventralen Teil statt [77]. Das Atemhubvolumen verteilt sich deshalb bevorzugt in den ventralen Lungenarealen. Durch die eingeschränkte Zwerchfellmotilität und -funktion steigt der intrapleurale Druck an und es kommt zur Ausbildung von Kompressionsatelektasen in den zwerchfellnahen, dorsalen Lungenanteilen (Abb.3).

Da die Lungenperfusion in Rückenlage durch hydrostatische Einflüsse dorsal stärker ist als ventral, resultiert eine ungünstige Verteilung von Ventilation und Perfusion [121].

Der dorsale Anteil des Zwerchfells ist durch den transdiaphragmalen Druckgradienten und die geringere Compliance der Lunge in den dorsalen Partien stärker immobilisiert. Diese Immobilisation wird durch einen Bauch-, insbesondere Oberbaucheingriff (z.B. Cholezystektomie) oder die Anlage eines Pneumoperitoneums (PP) (z.B. laparoskopische Interventionen) noch verstärkt.

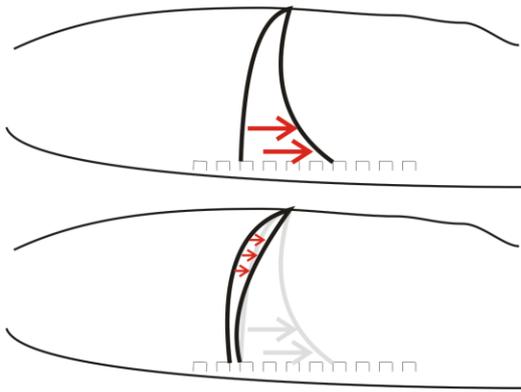


Abbildung 3. Atmungsabhängige Stellung und Bewegung des Zwerchfells. Die schwarzen Linien zeigen die endexpiratorische und die endinspiratorische Position des Zwerchfells bei wachen, spontanatmenden (*oben*) und beatmeten Patienten (*unten*). Die roten Pfeile markieren die Zwerchfellanteile mit der größten Bewegung [77,95].

Weiterhin kommt es durch den Einsatz hoher inspiratorischer Sauerstoffkonzentrationen (FiO_2) infolge Denitrogenisierung zur Bildung von alveolären Resorptionsatelektasen [121,162]. Außerdem tragen eine Verringerung des Brustkorbquerschnittes [76] [76], die Umverteilung des Blutvolumens mit einem abdominellen Pooling und entsprechender abdomineller Druckerhöhung [64] und die Zunahme von Bereichen mit niedrigem Ventilations/Perfusions-Verhältnis (V/Q) [73] zur Ausbildung von Atelektasen bei.

Die Beziehung zwischen der Größe der Lungenventilation (alveoläre Ventilation, V) und der Lungenperfusion wird durch das V/Q -Verhältnis beschrieben. Die Belüftung und Durchblutung der Lunge ist inhomogen. Das Gasgemisch, welches in der Alveole nicht am Gasaustausch teilnimmt, nennt man alveolären Totraum. Die Summe aus anatomischem Totraum (Nasenrachenraum (bzw. Tubus) plus Tracheobronchialbaum) und alveolärem Totraum bezeichnet man als funktionellen Totraum. V/Q wird kleiner, wenn die Belüftung einer Alveole bei unveränderter Durchblutung abnimmt oder wenn Q (Herzzeitvolumen) bei unveränderter alveolärer Ventilation zunimmt. Im Extremfall einer nicht belüfteten, aber durchbluteten Alveole erreicht V/Q den Wert von 0. Es liegt dann ein alveolärer Kurzschluss (pulmonaler Shunt) vor, ein Gasaustausch findet nicht statt. Das andere Extrem bildet eine Alveole, die belüftet, aber nicht durchblutet wird: $V/Q = \infty$. Dies ist gleichbedeutend mit einer alveolären Totraumbelüftung. Auch hier findet kein Gasaustausch statt. In der Lunge definiert man nach West [165,166] von apikal nach basal drei Zonen qualitativ unterschiedlicher V/Q -Verhältnisse. In der mittleren Zone II besteht ein optimales V/Q -Verhältnis, apikal (I) ist der Quotient größer, basal (III) hingegen kleiner. Funktionell wirken sich erhöhte bzw. erniedrigte V/Q -Verhältnisse als Zunahme des alveolären und damit funktionellen Totraums bzw. als Zunahme des intrapulmonalen Rechts-Links-Shunts aus. In Narkose während maschineller Beatmung ändert sich die Verteilung des Inspirationsgases und es entwickeln sich – unabhängig von dem Modell nach West – Regionen mit *low* und *high* V/Q . Dabei kann es durch Kombination dieser pathophysiologischen Faktoren insgesamt zu einer Zunahme des funktionellen Totraumes mit Verschlechterung der Oxygenierung (*Shunting*) kommen:

entweder durch die Entstehung von Atelektasen durch Beatmung mit einem zu niedrigen PEEP und überproportional stärkeren Belüftung der bereits „offenen“ Lungenareale oder durch Beatmung mit zu hohen endinspiratorischen Drücken, die zu einer Blutumverteilung in schlecht belüftete Lungeareale und damit zu einer Vergrößerung des intrapulmonalen Rechts-Links-Shunts führen. Bei Messungen über Multiple Inertgaselimination (MIGET) zeigt sich eine gute Korrelation zwischen dem Ausmaß der Atelektasen und dem pulmonalen Shunt [65]. Die anatomische Verteilung des Shunts innerhalb des Atelektasenbereichs wurde über kombinierte CT und Einzelphotonen-Tomographie (SPECT) bestätigt [67,68,152].

Neuere Studien beziehen auch die Verwendung von volatilen Anästhetika und die Beatmung mit zu niedrigen Tidalvolumen in den Entstehungsprozess von Atelektasen mit ein [26], weil dadurch die oberflächenstabilisierende Wirkung des Surfactants abgeschwächt bis aufgehoben werden kann. Neben den narkoseabhängigen Mechanismen der Atelektasenbildung [92] wird das Ausmaß der Atelektasen ebenfalls durch eine Reihe perioperativer und physiognomischer Faktoren bestimmt. Die Rückenlage auf dem OP-Tisch führt durch eine zusätzliche kraniale Verlagerung der dorsalen Zwerchfellanteile zu einer Abnahme der FRC [159] (Abb.4). Operative Lagerungen und Maßnahmen mit zusätzlicher Verlagerung des Zwerchfells nach kranial verstärken diesen Effekt [28]. Die FRC ist definiert als das endexpiratorische, intrapulmonale Gasvolumen. Die FRC-Messung gibt indirekt Auskunft über das Gewebesvolumen, das am Gasaustausch beteiligt ist – je höher die FRC, umso mehr Lungengewebe ist luftgefüllt [30,46,134].

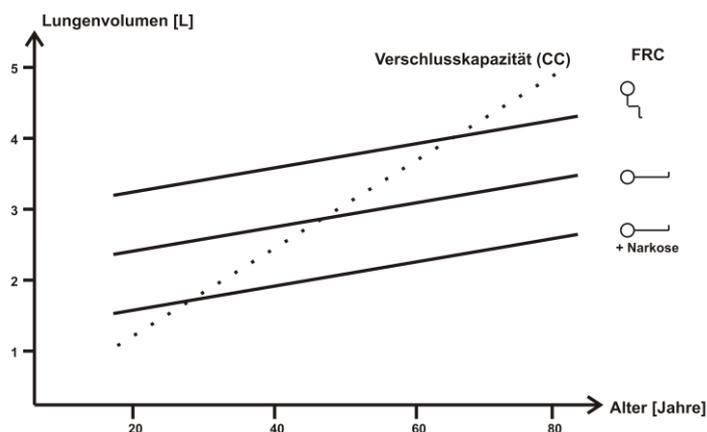


Abbildung 4. Funktionelle Residualkapazität (FRC) und Verschlusskapazität (*closing capacity*, CC) in Abhängigkeit von Bewusstseinszustand, Körperlage und Alter. Das pulmonale Verschlussvolumen (*closing volume*, CV) entspricht dem Lungenvolumen, bei dem es durch Abnahme des transpulmonalen Drucks zu einem intermittierenden oder permanenten Verschluss der kleinen Atemwege in den basalen Lungenabschnitten kommt. Kollabieren die kleinen Atemwege, sistiert die Ventilation in den darunterliegenden Lungenregionen. In den distalen Lungenregionen führt dieses Phänomen zum Einschluss von Atemgas (*air trapping*) mit konsekutiver Ausbildung von Obturations- bzw. Resorptionsatelektasen [68,90].

Bei adipösen Patienten mit einem ohnehin erhöhten intraabdominellen Druck findet man *per se* eine reduzierte FRC und C_{res} , die dann während der Narkose weiter abnehmen (um bis zu 75% im Vergleich zu Normalgewichtigen) und zu einer Oxygenierungsstörung mit Zunahme respiratorischer Komplikationen führen [2,29,109,111,112,161]. Strandberg et al. haben eine positive Korrelation zwischen dem Auftreten von Atelektasen und dem Körpergewicht gefunden [145]. Das Risiko adipöser Patienten für eine postoperative Atelektasenbildung ist ebenfalls erhöht [29], wobei das Alter der Patienten keinen Prädiktor darstellt [54]. Des Weiteren konnten Andersson et al. mit Hilfe computertomographischer Untersuchungen zeigen, dass während laparoskopischer Operationen die Applikation eines PPs zu einer verstärkten intraoperativen Atelektasenbildung führt [6] und damit die Gefahr respiratorischer Komplikationen steigt [104,135,141,143].

2. Therapie der Atelektasenbildung während der Narkose

Die Ausbildung der Atelektasen unter Narkose und der damit verbundene Abfall des PaO_2 und der C_{res} können durch die Anwendung eines Rekrutierungsmanövers (RM), d.h. die Wiedereröffnung von nicht belüfteten Lungenarealen durch eine kurzzeitige intermittierende Erhöhung des inspiratorischen Beatmungsdruckes in Kombination mit der Applikation eines PEEP, vermindert werden [90,94,103,125,127,128]. Arbeiten von Rothen et al. zeigen bei lungengesunden Patienten eine signifikante Reduktion der Atelektasen erst nach RM mit Drücken oberhalb von 30 cm H_2O [124]. Zum kompletten Öffnen des gesamten kollabierten Lungengewebes ist ein Beatmungsdruck von 40 cm H_2O erforderlich [124] (Abb.5). Außerdem konnten Rothen et al. zeigen, dass bei lungengesunden Erwachsenen die Rekrutierung der Lungen mit 40 cm H_2O über maximal 7-8 Sekunden zur Reexpansion des vorher kollabierten Lungengewebes führt [130] (Abb.6). Nach 5 Minuten bilden sich allerdings ohne Applikation eines adäquaten PEEP die Atelektasen in gleichem Ausmaß wieder aus. Bei Anwendung eines PEEP von 10 cm H_2O kann das Ausmaß der Atelektasenausbildung hingegen wesentlich verringert werden [155,156,157]. Die Verbesserung der Oxygenierung durch die Applikation eines PEEP erfolgt insbesondere durch die Vermeidung eines endexpiratorischen Alveolarkollapses und das Offenhalten kollapsgefährdeter Lungenabschnitte. Über die Vergrößerung der FRC wird eine Vergrößerung der Gasaustauschfläche erreicht. Dadurch nimmt der intrapulmonale Rechts-Links-Shunt ab und es kommt insgesamt zu einer Verbesserung des V/Q-Verhältnisses.

Insbesondere bei adipösen Patienten ist der Einsatz eines PEEP hilfreich, um Atelektasen zu vermeiden [113,167].

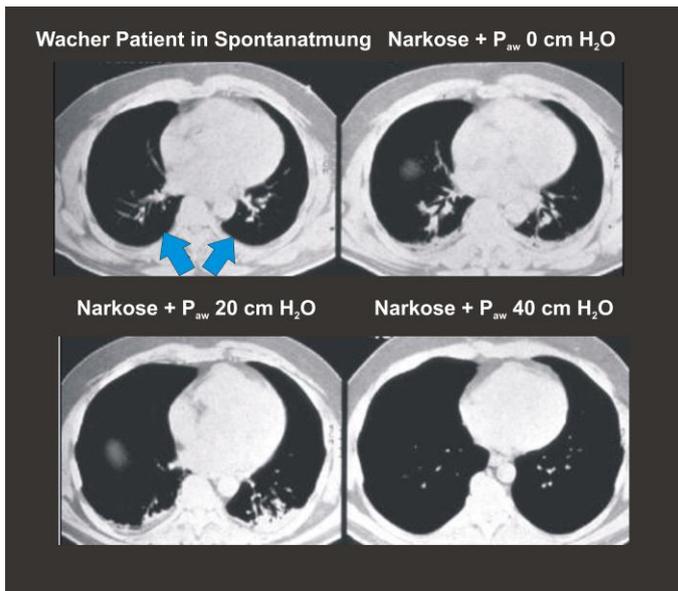


Abbildung 5. Thorax-CT eines Patienten vor (*links oben*) und nach Narkoseeinleitung. Die mechanische Beatmung während der Narkose erfolgte mit einem Atemwegsdruck (P_{aw}) von 0 (*rechts oben*), 20 (*links unten*) und 40 cm H₂O (*rechts unten*) über jeweils 15 Sekunden. Es kommt nach Narkoseinduktion zur Atelektasenbildung, die mit einem P_{aw} von 20 cm H₂O nicht therapierbar ist. Erst ein P_{aw} von 40 cm H₂O kann die kollabierten Alveolen wieder eröffnen [124]. Die blauen Pfeile kennzeichnen die abhängigen Lungenareale.

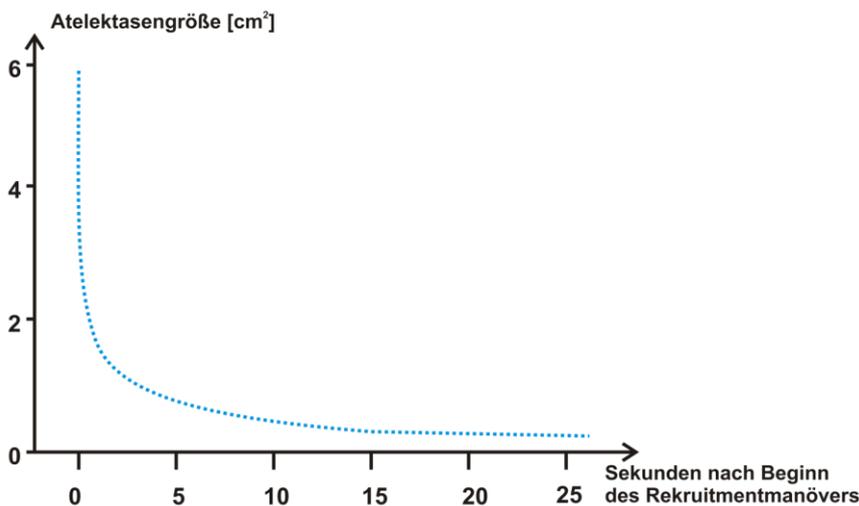


Abbildung 6. Reduktion der Atelektasengröße während eines RM bei einem lungengesunden Patienten nach Narkoseeinleitung. Atelektatisches Lungengewebe war nach 10 Sekunden fast vollständig wieder eröffnet [130].

3. Überwachung der regionalen Ventilation während der Narkose

Momentan gibt es keine in der klinischen Routine etablierte Methode, um die regionale Ventilation, d.h. auch dynamische Rekrutierungsvorgänge, direkt und kontinuierlich zu messen. Es gibt lediglich Indikatoren auf der Basis des bestehenden Routinemonitorings, auf die man zurückgreift, um die Ventilation zu beschreiben. Um den operativen Patienten sicher durch die perioperative Phase zu begleiten, ist es für den Anästhesisten notwendig, die intraoperativen Ventilationsveränderungen rechtzeitig zu erkennen. Durch das intraoperative Standardmonitoring wie die Pulsoxymetrie [34], Kapnometrie bzw. Kapnographie [13] und respiratorische Druck- und Volumenmessungen, die

Blutgasanalyse oder klinische Untersuchungsmethoden (z.B. Auskultation), ist man lediglich indirekt in der Lage, die Auswirkungen der Atelektasen zu erfassen [98]. Die kontinuierliche intraoperative Pulsoxymetrie (SpO_2) kann bei einer regelhaft erhöhten FiO_2 während der Narkose Veränderungen der regionalen Ventilation nicht direkt detektieren. Eine zusätzliche arterielle Blutgasanalyse kann bei der Interpretation der SpO_2 hilfreich sein, wobei die Einstellung der Beatmung nach den Gasaustauschparametern ebenfalls fehlerbehaftet sein kann. Bei einer Oxygenierungsstörung muss der pulmonale Shunt nicht dem anatomischen Shunt entsprechen [23]. Außerdem sind die FiO_2 [1] und die hypoxisch-pulmonale Vasokonstriktion (HPV) [116] weitere schlecht kalkulierbare Einflussgrößen. Dennoch wird in der klinischen Praxis der arterielle Sauerstoffpartialdruck (PaO_2) häufig zur Steuerung der kontrollierten mechanischen Beatmung genutzt [93]. Die Verbesserung der arteriellen Sauerstoffpartialdrücke durch das alveoläre Rekrutment liegt – unter Berücksichtigung der wissenschaftlichen Diskussion – jedoch eher in der Beeinflussung der mechanischen Beatmung auf die Hämodynamik begründet [24,88], als an der Veränderung der Respiratoreinstellungen an sich.

Die Auskultation ist eine gute klinische Methode zur Beurteilung einer seitengleichen Belüftung der Lunge. Ausgedehnte Ventilationsstörungen sind somit gut festzustellen, wobei man allerdings nur die gut belüfteten, ventralen Lungenareale erreicht. Auch die Veränderungen des endtidalen Kohlendioxidpartialdruckes ($etCO_2$) sind nur eingeschränkt als Hinweise auf eine gestörte pulmonale Belüftung zu bewerten [13], da sie nur eine Annäherung an den alveolären Kohlendioxidpartialdruck (P_ACO_2) sein können, und somit als Surrogatparameter des P_ACO_2 nur indirekt Hinweise auf die Totraumventilation und den Shunt geben.

Ein dynamisches, bettseitiges, visuelles Lungen ventilationsmonitoring kann deshalb hilfreich sein, um die Beatmung während der Narkose zu überwachen und an den Patienten anzupassen. Auf dem Gebiet der diagnostischen Medizin spielt die Bildgebung eine große Rolle. Mit Hilfe bildgebender Verfahren erhält der Arzt auf in der Regel nicht-invasivem Wege Informationen über den Funktionszustand von Organsystemen. Die Aussagekraft der meisten Methoden (Röntgen, Szintigraphie, Sonographie) und ihre klinische Relevanz bezüglich regionaler Ventilationsverteilungsstörungen sind begrenzt und lassen lediglich eine grobe Bewertung der Ventilationsverteilung zu [43].

In der modernen Medizin kommt den tomographischen Verfahren eine besondere Bedeutung zu. Unter dem Begriff Tomographie werden verschiedene bildgebende Verfahren zusammengefasst, mit denen die anatomische Struktur eines Objektes ermittelt werden kann. Es wird volumetrische, tiefenaufgelöste Information dargestellt. Die im Fokus der Diagnostik stehende Körperregion des Patienten wird in einer Serie paralleler Querschnittsbilder abgerastert und aus den an der Oberfläche gewonnenen Messwerten

berechnet und tomographisch abgebildet. Die CT liefert fundamentale Erkenntnisse bezüglich der Ventilationsveränderung während der Narkose bei lungengesunden Patienten [15]. Es ist der hohen örtlichen Bildauflösung und der mittlerweile schnellen Bildrekonstruktion der CT-Technologie zu verdanken, dass sie zum Goldstandard in der Diagnostik der regionalen Belüftungsstörungen avancierte [25]. Vorarbeiten von Gattinoni et al. lieferten die Grundlage für die genaue Zuordnung und Charakterisierung der Ventilationsstörungen, indem er anhand der Lungenhistogramme die Luft- und Gewebeverteilung von atelektatisch (-100 bis +100 Hounsfield Units, HU) bis überbläht (-900 bis -1000 HU) definiert hat [49]. Gattinoni konnte weiterhin zeigen, dass mit Hilfe der CT eine Quantifizierung des regionalen Luft- und Gewebegehaltes [48,50] möglich ist und die CT mittlerweile Bestandteil der Diagnostik des *Acute Respiratory Distress Syndrom* (ARDS) ist [48,93,118,132]. Mit Hilfe der CT kann so eine initiale Optimierung der Beatmungseinstellung erfolgen [131]. In der Notwendigkeit einer ständig angepassten Beatmung ist der Einsatz der CT im klinischen Setting relativ begrenzt: Veränderungen der regionalen Ventilation waren bisher nur mittels CT prä- und postoperativ zu evaluieren [6,15,55,83]. In der Regel ist die CT mit hohem logistischem Aufwand (Transport, Personalbindung etc.) verbunden. Außerdem ist trotz aller Vorteile dieses Verfahrens und der Tatsache, dass auch portable CT-Geräte für den Einsatz auf der Intensivstation oder im OP getestet wurden [147], die Indikation der CT-Diagnostik in der klinischen Routine streng zu stellen. Dabei stehen die Risiken während des Transportes für den Patienten [12,142,164] und die Strahlenbelastung im Vordergrund.

Aufgrund der eingeschränkten perioperativen Praktikabilität und der Tatsache, dass die Atelektasenbildung ein dynamischer Prozess ist und somit eine kontinuierliche Überwachung der Lunge notwendig macht [101], rückt die Methode der Elektrischen Impedanztomographie (EIT) in den Mittelpunkt des wissenschaftlichen Interesses. Die EIT ist eine neuartige, nicht-invasive Technik, um die regionale Lungenventilation bettseitig zu detektieren [7,8,17,160,169]. Sie ist in der Lage, durch die Veränderung der intrapulmonalen und intrathorakalen Widerstände eine Aussage über die atemzyklus-synchrone Ventilationsverteilung zu machen [79,80,87,102]. Obwohl die EIT technische enorme Entwicklungsschritte machte [40], steht sie bislang nur als wissenschaftliches Monitoringverfahren zur Verfügung [14,20,39,42].

4. EIT – Elektrische Impedanztomographie als perioperatives Lungenmonitoring

Seit über 20 Jahren wird in der biomedizinischen Wissenschaft auf dem Gebiet der EIT geforscht, ohne die EIT-Technik in der medizinischen Praxis bisher etablieren zu können. Die Methode der EIT hat im Vergleich zu vielen anderen etablierten bildgebenden Verfahren in der Medizin gewisse Vorteile [19]:

- Die Technik ist nicht kostenintensiv.
- Es gibt keine bekannten Gefahren oder Risiken, denen der Patient ausgesetzt wird.
- Die EIT verfügt über eine hohe zeitliche Auflösung und ist somit geeignet, funktionelle und dynamische Prozesse zu erkennen.

Trotzdem bleibt auf dem Gebiet der morphologischen und anatomischen Bildgebung die Computertomographie (CT) aufgrund der konkurrenzlosen hohen räumlichen Auflösung im Vergleich zur EIT der Goldstandard. Die Gründe dafür liegen in den technischen, biomathematischen und physikalischen Grundbedingungen und Gesetzen, die der EIT-Technik zu Grunde liegen, u.a. die niedrige Anzahl möglicher unabhängiger Impedanzmessungen. Die resultierenden Spannungs-(Impedanz-)Veränderungen, die mittels Elektroden an der Körperoberfläche gemessen werden, sind sowohl eine Funktion der Stromspeisung der spannungsführenden Elektrodenpaare, als auch eine Funktion der oberflächlichen und intrathorakalen, biophysikalischen Eigenschaften der Gewebe (Bioimpedanz) [84,85].

Physiologische und pathologische Änderungen des intrathorakalen bzw. intrapulmonalen Gasvolumens nehmen auf die regionale Impedanz starken Einfluss und können mit einer hohen zeitlichen Auflösung als regionale Ventilationsstörungen erfasst werden.

Die thorakale EIT nutzt die Anordnung von 16 äquidistant angeordneten Elektroden um die Thoraxzirkumferenz. Jeweils zwei benachbarte Elektroden werden zur Einspeisung eines sehr kleinen Wechselstromes konstanter Amplitude genutzt, während die restlichen paarweise die gleichzeitig resultierende Spannung an der Oberfläche abgreifen (Abb.7).

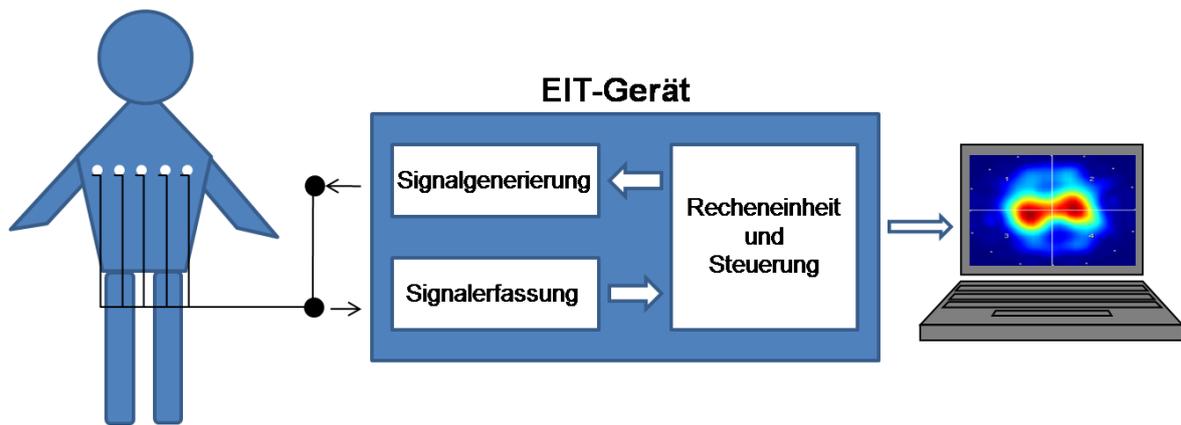


Abbildung 7. Prinzipieller Aufbau eines EIT-Systems. Die Wechselströme werden nacheinander zwischen benachbarten Elektrodenpaaren eingespeist (Signalgenerierung). Nach jedem Impuls wird die resultierende Oberflächenspannung zwischen den übrigen Elektrodenpaaren gemessen (Signalerfassung). Die Berechnung der Tomogramme (Recheneinheit/Steuerung) und die Auswertung erfolgt mittels einer EIT-Software an einem externen Rechner.

Die thorakale Impedanztomographie kann somit die Änderungen des elektrischen Widerstandes im Thoraxquerschnitt ermitteln. Bei der EIT wird die Position der Stromeinspeisung um den Körper rotiert, so dass die Stromeinspeisung nachfolgend an allen Elektrodenpaaren erfolgt. Nach jeder vollständigen Rotation kann ein Schnittbild durch Überlagerung der Spannungsprofile jeder einzelnen Stromeinspeisung berechnet werden. Den mathematischen Algorithmus, mit dessen Hilfe aus den Daten ein tomographisches Abbild der räumlichen Verteilung der Widerstandsänderungen konstruiert werden kann, nennt man Backprojektionsverfahren (engl. *back projection*). Ein neueres, mathematisches Verfahren ist die Newton-Raphson-Methode nach dem „Model der finiten Elemente“. Bei beiden Algorithmen werden nicht die absoluten Widerstandswerte (Z) verwendet, sondern ihre Differenzen bezogen auf einen Referenzzustand als relative Werte (rel. ΔZ).

Die aktuellen Auswertungsverfahren der EIT (s.u.) stützen sich auf die funktionelle Analyse der regionalen Ventilation [14,22,44,58,71,96,160].

Tierexperimentelle Vorversuche unserer Arbeitsgruppe haben die durch die EIT erhobenen Daten eines definierten thorakalen Querschnitts mit den durch die CT-Analyse erhaltenen Daten während eines *PEEP-trials* nach experimentellem Lungenversagen [81] verglichen. In Übereinstimmung mit anderen Studien [3,40,41,160] bestand eine hohe lineare Korrelation ($r=0,97$; $p<0,001$) zwischen den aus der CT berechneten intrathorakalen globalen und regionalen Gasvolumina und den aus der EIT abgeleiteten korrespondierenden Parametern. Weitere Auswertungen haben gezeigt, dass in den dorsalen Lungenarealen die höchsten Korrelationen zwischen EIT und dem Goldstandard

CT vorhanden waren [97]. Diese Ergebnisse bilden die Grundlage der vorliegenden klinischen Studie.

5. Ziele und Fragestellungen

1. Eine Kontrolle der regionalen Ventilation während Operationen könnte zukünftig die bildgebende EIT sein. Es soll in einer prospektiven randomisierten klinischen Studie untersucht werden, ob die EIT in der klinischen Routine praktikabel ist und zeitnah die regionale Veränderung der Ventilationsverteilung aufgrund von Anästhesie, PEEP und PP abbilden kann.

2. Durch die Berechnung geeigneter EIT-Indizes soll geklärt werden, ob der Einsatz von PEEP (mit einem initialen RM) bei lungengesunden Patienten während laparoskopischen Operationen zu einer homogeneren Ventilationsverteilung, besserer Oxygenierung und C_{res} führt. Außerdem soll untersucht werden, ob die EIT neben den Oxygenierungsparametern und der C_{res} eine weitere Aussage über das Ausmaß der Ventilationsstörungen bei gesunden Patienten während laparoskopischer Operationen zulässt.

II. Material und Methoden

1. Klinische Studie

1.1 Patientenkollektiv

Nach Zustimmung der lokalen Ethikkommission der Universität zu Lübeck (AZ 03-118), persönlicher Aufklärung und schriftlicher Einwilligungserklärung am Vortag der OP wurden 32 Patienten, die sich einer elektiven, laparoskopischen Cholezystektomie in der Klinik für Chirurgie (Direktor: Prof. Dr. med. H.-P. Bruch), Universitätsklinikum Schleswig-Holstein, Campus Lübeck unterziehen mussten, in die Studie eingeschlossen. Die Rekrutierung der Studienpatienten erfolgte im Zeitraum von Januar 2005 bis April 2006. Im Rahmen der routinemäßigen Prämedikationsvisite der Klinik für Anästhesiologie (Direktor: Prof. Dr. med. P. Schmucker), Universitätsklinikum Schleswig-Holstein, Campus Lübeck wurden die Patienten untersucht und nach Überprüfung der Ein- und Ausschlusskriterien (Tab.1) in die Studie eingeschlossen. Es erfolgte eine Randomisierung in eine Beatmungsgruppe „ZEEP“ (maschinelle Beatmung ohne positiven endexpiratorischen Druck) oder „PEEP“ (maschinelle Beatmung mit positivem endexpiratorischem Druck von 10 cm H₂O). Um zu gewährleisten, dass adipöse Patienten zu gleichen Anteilen in die Studiengruppen verteilt wurden, erfolgte vor Randomisierung eine Aufteilung der Patienten nach ihrem *Body Mass Index* (BMI) in eine Gruppe „Normal“ oder „Übergewicht“ (BMI ≤ bzw. ≥ 25).

Einschlusskriterien

Alter > 18 Jahre bzw. < 75 Jahre

elektive laparoskopische Cholezystektomie

keine kardipulmonalen Vorerkrankungen (keine KHK, NYHA ≤ I)

präoperative Lungenfunktion und Kurzspirometrie ohne pathologische Befundkonstellation

ASA-Status I und II

Ausschlusskriterien

Alter: > 75 Jahre bzw. < 18 Jahre

Notfallmäßige (laparoskopische) Cholezystektomie bzw. (laparoskopische) Cholezystektomie mit erweitertem operativen/ explorativen Vorhaben

Zeichen kardialer Leistungseinschränkungen (NYHA II bis IV)

präoperative Lungenfunktion und Kurzspirometrie mit pathologischer Befundkonstellation

ASA-Status III – V

Oropharyngeale Erkrankungen, Ösophagusvarizen

Herzschrittmacherträger

nicht einwilligungsfähige Patienten

Tabelle 1. Ein- und Ausschlusskriterien.

1.2 Präoperative Lungenfunktionsprüfung

Zur Risikoeinschätzung und -minimierung wurden die Patienten im Rahmen der Voruntersuchungen in der Medizinischen Klinik III, Universitätsklinikum Schleswig-Holstein, Campus Lübeck (Direktor: Prof. Dr. med. J. Zabel) zur Durchführung einer präoperativen Lungenfunktionsdiagnostik vorgestellt.

Die Spirometrie und die Ganzkörperplethysmographie wurden am Spirometer und am geschlossenen System eines volumenkonstanten Bodyplethysmographen (MasterLab[®], Jaeger, Würzburg, Deutschland) entsprechend den Bestimmungen der europäischen Gemeinschaft für Kohle und Stahl (EGKS) durchgeführt.

Ermittelt und für die Auswertung verwendet wurden die Lungenfunktionsparameter Vitalkapazität (VC) und forciertes expiratorisches Sekundenvolumen (FEV₁). Die Messungen erfolgten am ausgeruhten, bequem in aufrechter Position sitzenden Patienten, der bei abgeklemmter Nase mit den Lippen das Mundstück des Pneumotachographen fest umschlossen hält. Die Untersuchungstechnik wurde vor der Untersuchung genau erklärt. Während der Untersuchung wurden die Patienten ständig motiviert. Die Untersuchungen erfordern einen kooperativen Patienten und sind stark mit arbeitsabhängig. Bei stark schwankenden Ergebnissen wurden die Messungen wiederholt. Außerdem wurde darauf geachtet, dass die Expirationszeit beim FEV₁-Manöver nicht kürzer als 6 Sekunden ist und sich ein expiratorisches Plateau erkennen lässt. Als pathologisch wurden Lungenfunktionswerte betrachtet, wenn sie < 80 % der alters- und geschlechtsentsprechenden Normwerte entsprachen. Eine kapilläre Blutgasanalyse gab Auskunft über die arterielle Oxygenierung unter Raumluft.

1.3 Monitoring

Perioperatives Standardmonitoring

Die Kontrolle der nicht-invasiven, hämodynamischen (EKG: thorakale 3-Kanal-Ableitung nach Einthoven (I-III); nicht-invasive Blutdruckmessung: systolischer, RR_{sys}; diastolischer, RR_{diast}; mittlerer Blutdruck, MAP) und respiratorischen Standardparameter (SpO₂; endtidale CO₂-Messung/Kapnometrie, etCO₂; endtidale O₂-Konzentration, etO₂; Atemwegsspitzenndruck, P_{peak}; Plateaudruck, P_{plat}; PEEP; C_{res}; Tidalvolumen, V_T; Atemminutenvolumen, AMV; Atemfrequenz, AF; Verhältnis Inspiration zu Expiration, T_I:T_E,) sowie die Körpertemperatur (nasopharyngeale Temperatursonde) wurden durch das Narkoseüberwachungsgerät Infinity Delta[®] und das Beatmungsgerät PRIMUS[®] (Dräger Medical AG, Lübeck, Deutschland) vor, während und nach den anästhesiologischen Maßnahmen sichergestellt.

Invasive Blutdruckmessung

Vor der Narkoseinduktion erfolgte (auf der kontralateralen Seite zum Operateur, i.d.R. rechts) nach negativem Allen-Test in Lokalanästhesie (Xylocain[®], Pharmafrid Arzneimittelvertrieb GmbH, Berlin, Deutschland) die Punktion der A. radialis in Seldinger-Technik (LEADER CATH[®], Laboratoires pharmaceutiques Vygon, Ecoeu, Frankreich; Druckmess-Set pvp[®], Critical Care GmbH, Kirchseeon, Deutschland; 0,9% NaCl Macoflex N[®] 250 ml, Maco Pharma International GmbH, Langen, Deutschland). Die Messwerte $RR_{\text{sys/diast}}$ und MAP wurden kontinuierlich über das Narkoseüberwachungsgerät registriert.

Arterielle Blutgasanalyse (BGA)

Es bestand die Notwendigkeit regelmäßiger Blutgasanalysen zur Beurteilung des Sauerstoffstatus des arteriellen Blutes (PaO_2 ; Gesamthämoglobin; arterielle Sauerstoffsättigung, SaO_2), des Säure-Base-Haushaltes (pH-Wert; arterieller Kohlendioxidpartialdruck, $PaCO_2$; Hydrogenkarbonat, HCO_3^- ; Basenüberschuß, BE), der Metabolite (Glucosekonzentration, Laktat) und Elektrolyte (Natrium, Na^+ ; Kalium, K^+). Nachträglich wurde die alveolo-arterielle O_2 -Differenz ($AaDO_2$) mit Hilfe der *Alveolargleichung* [74] berechnet. Die apparative Analyse der heparinisierten Blutproben (BD DiscarditTM II, 2 ml, Becton Dickinson S.A., Spanien; Heparin-Natrium 25.000 I.E. ratiopharm[®], ratiopharm GmbH, Deutschland) wurde mit dem Blutgasanalyseautomat ABL 800 Flex[®] (Radiometer, Kopenhagen, Dänemark) durchgeführt.

Relaxometrie

Zur Kontrolle der intraoperativen Muskelrelaxation wurde das Verfahren der Relaxometrie angewandt (Relaxometer[®], B. Braun, Melsungen, Deutschland). Die Relaxometrie registriert die neuromuskuläre Übertragung an der motorischen Endplatte der quergestreiften Muskulatur. Die initiale Wirkung der Muskelrelaxanzien wird an der Suppression der Antwort des M. adductor pollicis auf einen Einzelreiz des N. ulnaris gemessen. Zur Reproduzierbarkeit der muskulären Antwort wurde eine supramaximale Stimulation (Stromstärke 40 mA) eingesetzt. Die Nervenstimulation erfolgt in Form von vier aufeinander folgenden Reizen mit 2 Hz (*train-of-four*, TOF). Die Ermüdung der ausgelösten Muskelkontraktion deutet auf den Grad der Relaxierung hin. Die Vorteile dieser Methode liegen in der klinisch-adäquaten Bewertung (visuell und taktil) der muskulären Antwort.

1.4 Anästhesie

Die Patienten wurden am Vorabend mit 10-20 mg Dikaliumchlorazepat p.o. (Tranxillium[®], Sanofi-Synthelabo GmbH, Berlin, Deutschland) bzw. 5 mg Nitrazepam (Mogadan[®], ICN Pharmaceuticals Germany GmbH, Frankfurt/Main, Deutschland) prämediziert. Am OP-Tag erhielten sie zusätzlich 10-20 mg Dikaliumchlorazepat p.o. bzw. 3,75-7,5 mg Midazolam p.o. (Dormicum[®], B. Braun, Melsungen, Deutschland).

Der Einsatz kolloidaler Infusionslösungen war nur zum Ausgleich von Blutverlusten erlaubt. Nach Anlage des Basismonitorings wurden die Patienten über einen Zeitraum von 3 Minuten per Maske präoxygeniert (Flow 6 l/min, FiO₂ 1,0). Die Narkoseeinleitung erfolgte mit Sufentanil i.v. 0,5 µg/kg KG (Sufenta[®], Janssen-Cilag GmbH, Neuss, Deutschland), Propofol i.v. 1,5-2 mg/kg KG (Disoprivan[®] 1 % 10 mg/ml, AstraZeneca GmbH, Wedel, Deutschland) und Rocuronium 0,5 mg/kg KG (Esmeron[®] 10 mg/ml, N. V. Organon, Oss, Niederlande). Danach wurden die Patienten endotracheal intubiert (ID 7,5 mm, Lo-ContourTM Magill Trachealtubus, Mallinckrodt Medical, Athlone, Irland). Die Narkose wurde als total-intravenöse Anästhesie (TIVA) mit einer kontinuierlichen Propofol-Infusion 6-8 mg/kg KG via Perfusor (PERFUSOR[®] segura FT, B. Braun, Melsungen, Deutschland) und Sufentanil i.v. 0,25 µg/kg KG nach Bedarf fortgeführt. Während der Studie wurde versucht, ein Ziel-TOF von 0-1, < 25 % zu erreichen. Dazu wurde den Patienten Rocuronium i.v. 0,1 mg/kg KG nach Bedarf appliziert. Sowohl die Zeitpunkte der Narkoseinduktion und Intubation als auch der Zeitpunkt der Extubation wurden protokolliert. Alle Patienten wurden über eine Wärmedecke (WIBU Wärmedecke, Modell Eppendorf, Hamburg, Deutschland) an ein WarmTouch[®]-Warmluftsystem (Mallinckrodt Medical GmbH, Hennef, Deutschland) angeschlossen.

Die Narkosen wurden von insgesamt 6 Anästhesisten der Klinik für Anästhesiologie durchgeführt.

1.5 Beatmung

Nach der endotrachealen Intubation wurden die Patienten volumenkontrolliert (volumenkontrollierte Beatmung, VCV) beatmet (PRIMUS[®], Däger Medical, Lübeck, Deutschland). Das eingestellte V_T betrug 8 ml/kg idealisiertes KG (idealisiertes KG = Körpergröße in cm – 100). Die AF wurde so gewählt, dass der PaCO₂ bei 35-45 mmHg lag. Die FiO₂ betrug einheitlich 0,4 (lachgasfrei), die T_I:T_E 1:2 und die obere Druckbegrenzung des mittleren Inspirationsdruckes 40 cm H₂O. Nach Aufbau des Patientenmonitorings im Operationssaal und der standardisierten Studienbeatmung über einen Zeitraum von 5 Minuten erfolgte ein RM als *sustained inflation* (CPAP-Rekrutierungsmanöver mit P_{aw} 40 cm H₂O über 15 Sekunden; kontinuierlicher positiver Atemwegsdruck, CPAP), indem das obere Druckniveau am Beatmungsgerät auf 40 cm H₂O angehoben wurde und die

Inspirationszeit verlängert wurde. Nach dem RM wurde der Patient wieder mit der ursprünglichen Studienbeatmung und einem PEEP 10 cm H₂O oder ZEEP 0 cm H₂O beatmet.

1.6 Laparoskopische Cholezystektomie

Die Cholezystektomien erfolgten nach dem Operationsstandard der Klinik für Chirurgie (Direktor: Prof. Dr. med. H.-P. Bruch), Universitätsklinikum Schleswig-Holstein, Campus Lübeck.

Der Insufflator Typ UHI-2[®] (Olympus Optical Company Ltd., Tokyo, Japan) zum Anlegen und zur Aufrechterhaltung des Pneumoperitoneums zeigte die abdominellen Drücke (IAP) kontinuierlich an. Eine direkte Aufzeichnung des IAP war nicht möglich. Der IAP betrug während der Messungen ca. 13-15 mmHg. Vor und nach der Applikation des Pneumoperitoneums war eine Messung des IAP nicht möglich. Sowohl Operationsbeginn und -ende als auch die Dauer des PPs wurden protokolliert.

1.7 Studienprotokoll und Datenerhebung

Das Studienprotokoll sah insgesamt 5 Messzeitpunkte über eine Minute vor (T₀, T₁, T₂, T₃ und T₄,) vor. Die Patienten wurden ca. 1 Stunde vor OP-Beginn in den Aufwachraum des Zentral-OPs bestellt. Es folgte die Kontrolle der Aufklärungsunterlagen und die Feststellung der Patientenakte auf Vollständigkeit. Anschließend erfolgte die Randomisierung der Patienten in die Gruppe „PEEP“ oder „ZEEP“. Nach Anlage des notwendigen perioperativen Monitorings wurde ein peripher-venöser Zugang (BD Adsyte Pro[™], 18 GA 1,2 x 40 mm, Becton Dickinson S.A., Madrid, Spanien) gelegt und die arterielle Kanülierung der A. radialis durchgeführt. Es folgte das Anbringen der 16 EEG-Elektroden (Ag/AgCl EEG-EMG-Elektroden, 28 mm x 22 mm, Spes Medica S.r.l., Battipaglia (SA), Italien) für die EIT und die Überprüfung der EIT-Messeinheit. Die Elektroden wurden zusätzlich durch Anbringen eines stark klebenden Fixierpflasters gesichert (Leukoplast[®] hospital 2 cm, BSN medical GmbH & Co. KG, Hamburg, Deutschland). Außerdem wurde die Thoraxzirkumferenz auf Höhe der Elektroden mit ein bis zwei Lagen Verbandswatte umfütert und diente neben dem Schutz des Patienten vor Druckstellen ebenfalls als Fixierung der Elektroden (Abb.8). Jeder Patient wurde prä- und postoperativ hinsichtlich seines Hautstatus untersucht.

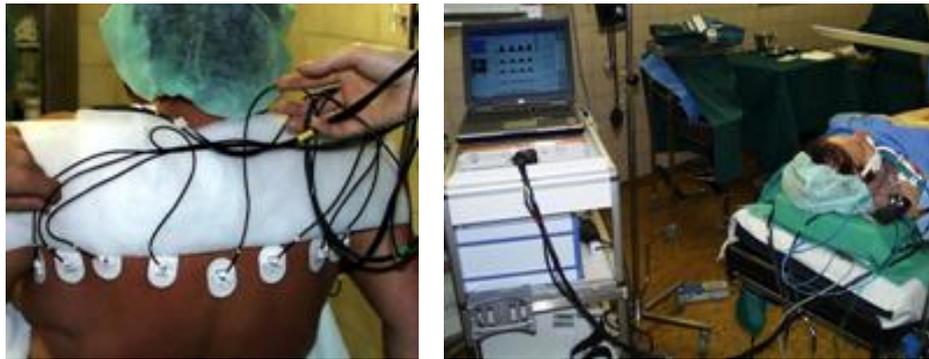


Abbildung 8. Platzierung der Elektroden und intraoperativer Aufbau des EIT-Messstandes. Es wurden Erfahrungen mit herkömmlichen EKG-Elektroden und speziellen EEG-Elektroden gesammelt. Die Abbildungen stammen aus der Pilotphase der klinischen Studie. Zu diesem Zeitpunkt wurden EKG-Elektroden verwendet, die später bei Beginn der randomisierten Studie durch EEG-Elektroden ausgetauscht wurden. Das übrige sichtbare Setting stimmt mit den Studienbedingungen überein.

Es erfolgte die erste Messung in Spontanatmung unter Raumluftbedingungen (T_0). Nach Narkoseeinleitung, Intubation und erneuter Kontrolle des Patientenmonitorings im OP-Saal wurde am Respirator die Einstellung der Studienbeatmung vorgenommen und die Lunge des Patienten rekrutiert. Nach einer Äquilibrationszeit von 5 Minuten und Erreichen des Ziel-TOF wurde die Messung T_1 (Messung vor PP) durchgeführt. Die weiteren Messungen wurden nach Platzierung der vier Trokarhülsen und Applikation des PP durchgeführt (T_2). 30 Minuten nach Anlage des PPs erfolgte während der Laparoskopie die Messung T_3 (Anti-Trendelenburg-Lagerung 30°). Nach Beendigung des PPs und einer Äquilibrationszeit von 5 Minuten wurde der Messzeitpunkt T_4 durchgeführt (Abb.9). Während der einminütigen Messzeitpunkte wurden Manipulationen am Patienten vermieden (z.B. Optimierung der Lagerung, intraoperative Kauterisierung).

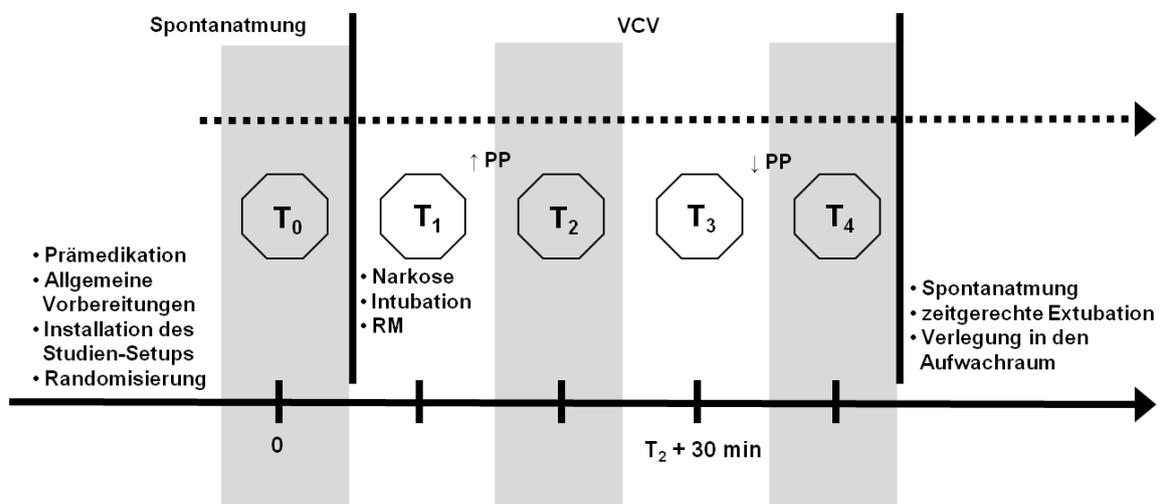


Abbildung 9. Darstellung des Studienprotokolls (volumen-kontrollierte Beatmung, VCV; Rekrutierungsmanöver, RM; Pneumoperitoneum, PP).

Während der maschinellen Beatmung (T_1 - T_4) wurden mit einer speziellen Software MedLink[®] (Dräger Medical AG, Lübeck, Deutschland) sämtliche relevanten Beatmungsparameter über die COM-2-Schnittstelle des Narkosegerätes kontinuierlich (alle 2 Sekunden) elektronisch aufgezeichnet. Das Programm MedLink[®] war auf einem kommerziellen Laptop (Hewlett Packard Inc. USA) installiert. Die EIT-Daten wurden automatisch durch das EIT-System abgespeichert (Abb.10). Zu den 5 Messzeitpunkten wurden folgende Daten erhoben (Tab.2):

	<i>T0</i>	<i>T1</i>	<i>T2</i>	<i>T3</i>	<i>T4</i>
EIT	X	X	X	X	X
BGA	X (Raumluft)	X (FiO ₂ 0,4)			
Oxygenierung	X	X	X	X	X
Hämodynamik	X	X	X	X	X
Beatmungsparameter	----	X	X	X	X
Lungenmechanik	----	X	X	X	X
Relaxometrie	----	X	X	X	X

Tabelle 2. Datenerhebung zu den verschiedenen Messzeitpunkten (T_0 - T_4). (Oxygenierung: PaO₂, SaO₂, SpO₂; Hämodynamik: RR_{sys}, RR_{diast}, MAP; Beatmungsparameter: s. Parameter *Beatmung*; Lungenmechanik: C_{res}, PEEP, P_{plat}, P_{peak}, P_{mean}; Relaxometrie: TOF)

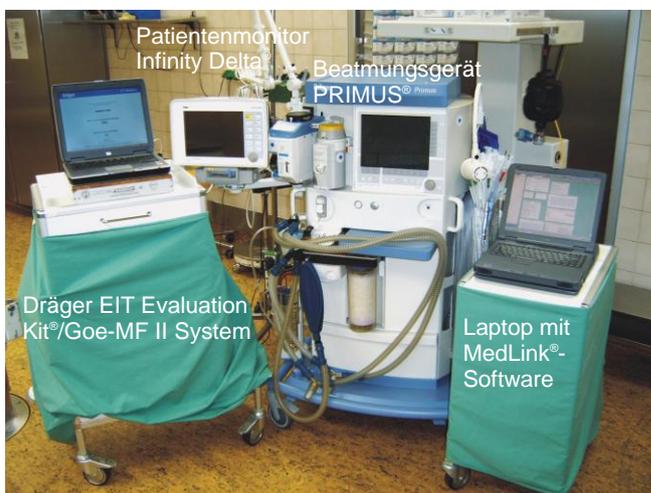


Abbildung 10. Messstand im Operationsaal: mobiles EIT-System und Laptop mit MedLink[®]-Software auf Gerätewagen und Beatmungsgerät mit Patientenmonitor.

2. Bioimpedanz und Elektrische Impedanztomographie (EIT)

2.1 Bioimpedanz und Bioimpedanzmessung

Der Begriff der *Bioimpedanz* beschreibt den elektrischen Widerstand von biologischen Geweben, über den man eine Aussage machen kann, wenn ein Strom durch diese Gewebe fließt. Das *Ohm'sche Gesetz* und die sogenannte *Kontinuitätsgleichung* bilden die physikalischen Grundlagen der Bioimpedanzmessung. Das Ohm'sche Gesetz beschreibt den Zusammenhang zwischen Spannung U und Stromstärke I in einem Leiterkreis (Elektrode-Gewebe-Elektrode).

$$R = U/I$$

Im Allgemeinen ist der elektrische Widerstand (Impedanz) eines Leiters (Gewebe) von der zwischen den Leitern herrschenden Spannung U abhängig. Im Falle des *Ohm'schen Gesetzes* gilt, dass die Stromstärke I proportional zur anliegenden Spannung U ist.

Die *Kontinuitätsgleichung* spiegelt das physikalische Erhaltungsprinzip wider, nach dem sich in jeder Zelle des Körpers die Summe der ein- und ausfließenden Ströme zu Null summieren muss.

Der einfachste elektrische Leiterkreis, der die grundlegenden elektrischen Verhältnisse in biologischen Geweben beschreibt, besteht aus drei Komponenten: 1. den elektrischen Eigenschaften des extrazellulären Raumes, 2. den elektrischen Eigenschaften des intrazellulären Raumes und 3. den elektrischen Eigenschaften der Zellmembran. Einflussfaktoren, die die Impedanz verändern, sind die Frequenz, die histologische Gewebespezifität (z.B. Gewebetyp, intra- und extrazellulärer Flüssigkeitsgehalt) und der funktionelle Zustand (z.B. Inspiration vs. Expiration) [51,52,59].

Beim Anlegen einer Stromquelle an zwei Hautstellen bildet sich eine Elektroden-Haut-Grenzschicht. Der Elektroden-Haut-Widerstand ist relativ instabil und verändert sich z.B. durch den Anpressdruck der Elektroden und die Hautsekretion. Eine Bioimpedanzmessung mit vier Elektroden, bei denen ein Elektrodenpaar den Messstrom einprägt und mit dem zweiten eine Spannungsmessung vorgenommen wird, reduziert diesen systematischen Fehler. Bei der Messpraxis der EIT mit noch mehr Elektrodenpaaren gibt es trotzdem das Problem, dass die Kapazität der elektrischen Leitungen und übrigen elektrischen Komponenten einen nicht zu vernachlässigbaren Einfluss auf die Impedanzmessung nehmen, und somit einen systematischen Fehler darstellen. Die meisten EIT-Systeme, die bisher für klinische Studienzwecke am Menschen erprobt wurden, generieren deshalb nur Differenzbilder zu einer Baseline-Messung über die Zeit. Dadurch wird der systematische Fehler reduziert mit der Folge, dass alle Impedanztomographien einheitslose, relative Impedanzveränderungen bei einer

bestimmten Frequenz abbilden. Qualitativ hochwertige und verlässliche Messungen werden mit Messanordnungen von insgesamt 16 Elektroden erreicht. Bei entsprechender Elektrodenanordnung in einer Ebene um die Thoraxzirkumferenz ergibt sich die Impedanz als Quotient der gemessenen Spannung und des eingespeisten Stromes.

2.2 Historie der EIT-Geräteentwicklung

Es wurden ungefähr 50 verschiedene EIT-Geräte entwickelt, um Impedanzmessungen am Menschen durchzuführen [123] (Tab.3).

Gerät	Elektroden	Hersteller	Einspeisungsfrequenz	Bilder[sec ⁻¹]	Technologie	Jahr
MK1	16	Medical Physics and	50 kHz	10	Analog	1984
DAS01/P	16	Clinical Engineering,	50 kHz	10	Analog	1987
MK2	16	Royal Hallamshire	20 kHz	10	Digital	1990
MK3a	16	Hospital, Sheffield,	9,6 kHz – 1,2 MHz	10	Analog	1993
MK3.5	8	England	2 kHz – 1,6 MHz	10	Digital	2000
Goe-MF	16	Anästhesiologische	50 kHz	45	Digital	2000
Goe-MFII	16	Forschung, Georg-August-Universität, Göttingen, Deutschland	5 – 500 kHz	45	Digital	2003

Tabelle 3. Tabellarische Auflistung der wichtigsten in der klinischen Forschung eingesetzten EIT-Geräte [72].

Alle Geräte unterscheiden sich hinsichtlich der Frequenz des Einspeisungsstromes und ihres Signal-Rausch-Verhältnisses (*signal-to-noise-ratio*, SNR) [60,61]. Das erste EIT-Gerät war das Sheffield MK1-Gerät [18]. Es verwendet 16 Oberflächenelektroden und eine Stromquelle, die den Strom während eines Zyklus umlaufend auf die verschiedenen Elektrodenpaare verteilt. Eine Erhöhung des internen elektrischen Rauschens wird bei dieser Bauweise akzeptiert und bei der Weiterentwicklung in den Typen MK2 und MK3 verringert. Die Version DAS01/P wurde zum Einsatz im Weltall entwickelt. Die Daten müssen bei diesen Geräten selbst bei maximaler Inspiration und Expiration zur nachträglichen Rauschverminderung gemittelt werden. Goe-MF und Goe-MFII zeichnen sich durch ein besseres Signal-Rausch-Verhältnis aus und sind in der Lage, durch eine höhere Bildaufzeichnungsrate dynamische Messungen bei sehr kleinen Impedanzveränderungen durchzuführen [61]. Bei der hier durchgeführten Studie wurden die Untersuchungen mit einem EIT-Prototypsystem (EIT Evaluation Kit, Dräger Medical AG, Lübeck/ Goe-MF II system, Georg-August Universität, Göttingen, Deutschland) durchgeführt. Das EIT-System Goe-MF II wurde in der Abteilung Anästhesiologische Forschung der Georg-August-Universität in Göttingen entwickelt [56] (Abb.11).

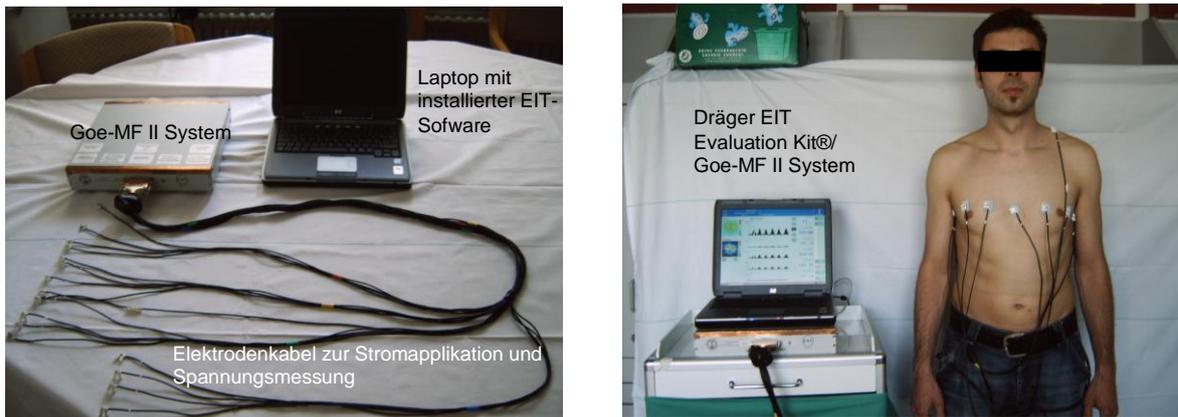


Abbildung 11. Hardware der EIT-Einheit: Goe-MF-II-System mit Elektrodenkabeln und Laptop zur Datensicherung und Auswertung. Beispielhafte Anbringung der Elektroden bei einem Probanden. Die Elektroden befinden sich in einer Ebene um den Brustkorb in einer Höhe, die ungefähr dem sechsten Interkostalraum (ICR 6) entspricht.

Die momentan eingesetzte Hardware ist in der Lage Impedanzveränderungen von $<1\%$ zu detektieren [117]. Die Datenerfassung erfolgt mit einer Frequenz von 12,5 Messzyklen pro Sekunde (12,5 Hz). Diese hohe zeitliche Auflösung erlaubt eine dynamische Aufzeichnung physiologischer und pathophysiologischer Veränderungen der Ventilation. Modelluntersuchungen haben gezeigt, dass das minimale Untersuchungsvolumen 9-29 ml [57] beträgt, und somit etwa einer Schichtdicke von 3 cm im EIT entspricht. Die Schichtdicke hängt von der Konstitution des Patienten ab: nimmt der Thoraxdurchmesser zu, so nimmt auch die untersuchte Schichtdicke im Zentrum zu [119]. Die Langzeitstabilität des EIT-Signals innerhalb von 40 Minuten zeigt eine Variation von 3 % [69]. Wiederholte EIT-Messungen bei einem Patienten zeigen eine sehr gute Reproduzierbarkeit [45].

2.3 Messprinzip der EIT

Die EIT ist ein nicht-invasives Untersuchungsverfahren zur bettseitigen und kontinuierlichen Überwachung der regionalen Lungenventilation.

Das physikalische Prinzip der EIT ist die Erfassung der elektrischen Eigenschaften des Thorax. Aufgrund der geringen Leitfähigkeit von Luft und der atemabhängigen Veränderung des Luftgehaltes in der Lunge ändert sich die Impedanz des Lungengewebes. Die Impedanz steigt bei der Inspiration und sinkt bei der Expiration. Die EIT quantifiziert die regionale Impedanzverteilung und korreliert sehr stark mit der regionalen Ventilation und dem Lungenvolumen [40,69,70]. Die EIT nutzt 16 auf der Hautoberfläche der Thoraxzirkumferenz (hier: Höhe ICR 6) äquidistant fixierte Elektroden über die gleichzeitig sowohl Strom in den Thorax eingespeist als auch Spannungen an

der Thoraxoberfläche gemessen werden können (Ag/AgCl EEG-EMG-Elektroden, 28 mm x 22 mm, Spes Medica S.r.l., Battipaglia (SA), Italien).

Der Strom, der über die thorakalen Elektroden abgegeben wird, erzeugt im Patienten ein elektrisches Feld und somit Potentialdifferenzen zwischen den aufliegenden Elektroden. Sowohl für die Einspeisung des Messstromes (5 mA, 50 kHz) als auch für die Messungen der resultierenden Potentialdifferenzen werden stets benachbarte Elektrodenpaare benutzt. Die Stromspeisung und die Messung erfolgt rotierend über die zirkulär angeordneten Elektroden. Das bedeutet, dass jede Elektrode sowohl zur Stromspeisung als auch zur Spannungsmessung dient. Der Strom wird folglich nacheinander über 15 benachbarte Elektrodenpaare eingespeist. Danach werden jeweils die 13 Spannungen zwischen allen stromlosen benachbarten Elektroden gemessen. Ein kompletter Messzyklus bei einem 16-Elektroden-System ($N=16$) liefert 208 Impedanzmessungen bzw. 104 unabhängige Impedanzmessungen [Formel: $(N(N-3))/2$]. Nur die Hälfte der 208 möglichen Messungen sind voneinander unabhängig, da nach dem Reziprozitätstheorem das Vertauschen der Elektroden zur Stromspeisung und Spannungsmessung die gleiche Transferimpedanz ergibt (Abb.12).

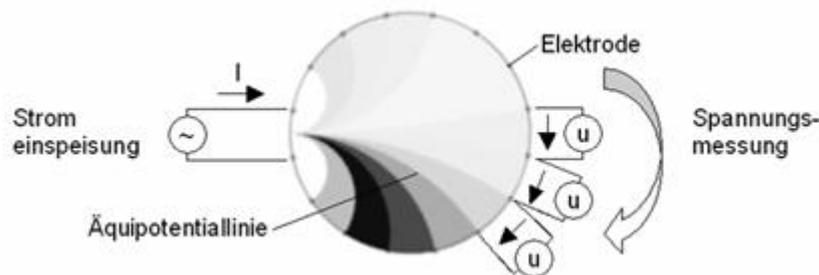


Abbildung 12. Prinzip der EIT. Die Stromspeisung durch das stromführende Elektrodenpaar führt zu einer entsprechenden Verteilung der elektrischen Äquipotentiallinien zwischen den verbleibenden spannungsmessenden Elektrodenpaaren [Dräger Medical AG, Lübeck, Deutschland].

2.4 Bildrekonstruktion, Rekonstruktionsprobleme und Alternativen

Mit Hilfe eines mathematischen Rekonstruktionsverfahrens erfolgt anhand der regionalen Impedanzverteilung die Berechnung des EIT-Bildes.

Die Prototyp-Software verwendet zur Bildrekonstruktion ein linearisiertes Backprojektionsverfahren (Abb.13). Eine Übersicht über die möglichen Bildrekonstruktionsalgorithmen findet sich bei Barber et al. und Yorkey et al. [9,170,171].

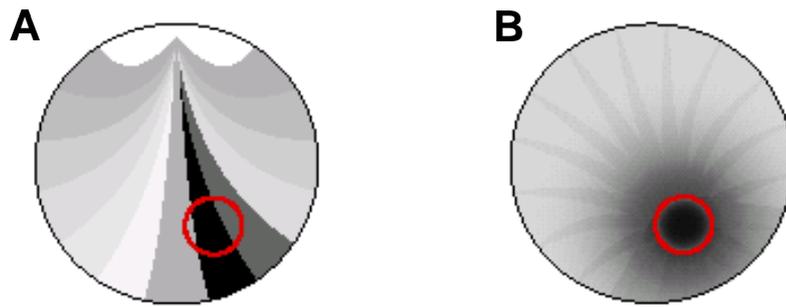


Abbildung 13. (A) Spannungprofil eines homogenen Objektes mit Stromeinspeisung an der oberen Position. Der rote Kreis stellt einen Bereich erhöhter Impedanz dar, der zu höheren Spannungen (dunkelgrau) „hinter“ diesem Bereich führt. (B) EIT-Bilder werden durch Überlagerung der 16 Spannungsprofile zu einem einzelnen Bild erzeugt, auf dem dann der Bereich der erhöhten Impedanz zu sehen ist [Dräger Medical AG, Lübeck, Deutschland].

In Anlehnung an die CT, bei der die elektromagnetischen Wellen geradlinig („linearisiert“) den Körper durchdringen, werden beim Backprojektionsverfahren Spannungsprofile zwischen den Elektrodenpaaren definiert (Abb.13A), die sich an den idealisierten Äquipotentiallinien orientieren. Die mit jedem Elektrodenpaar gemessene Impedanzänderung wird mit Hilfe einer Backprojektionsmatrix, die alle Spannungsprofile enthält, auf einen zweidimensionalen Kreis projiziert (Abb.13B). Dabei werden die 104 unabhängigen Impedanzmessungen mit einer 912×104 Matrix überlagert und farblich skaliert als zweidimensionales Tomogramm dargestellt. Das Tomogramm wird auf ein rechteckiges Bild (32×32) mit 1024 Bildpunkten erweitert. Schließlich wird das Tomogramm durch Interpolation geglättet.

Die Rekonstruktion mit Hilfe des Backprojektionsverfahrens basiert auf den folgenden Annahmen:

- Die Begrenzung des leitfähigen Körpers ist kreisförmig.
- Die Elektroden sind im gleichen Abstand in einer Ebene auf der Oberfläche verteilt.
- Die Leitfähigkeit im Körper weicht nur geringfügig von einer homogenen Verteilung ab, d.h. der Strom bzw. das elektrische Potential im Thorax verläuft („linear“) entlang der Äquipotentiallinien.
- Das Stromfeld ist zwei-dimensional.

Bei der Messung am Menschen oder im Tiermodell werden alle diese Annahmen verletzt. Trotzdem sind diese Annahmen unabdingbar, um die Impedanzverteilungen *im Inneren* des Thorax über Elektroden an der Hautoberfläche - *am Rand* - zu messen. Dabei handelt es sich mathematisch gesehen um ein *schlechtgestelltes, nicht-lineares Randwertproblem*. Das etablierte Backprojektionsverfahren ist, mathematisch betrachtet, ein Gleichungssystem mit Variablen. Die mathematische Gleichung wird auf der

Grundlage der o.g. Annahmen gelöst, indem es jeden Bildpunkt zu einem Messwert in Beziehung setzt. Die Abbildung der Impedanzverteilung in der EIT ist also mathematisch gesehen lediglich eine „Annäherung“ an die wirkliche Impedanzverteilung im Thorax, weil nach der mathematischen Definition des Randwertproblems eine eindeutige und stetige Lösung für alle Messdaten nicht besteht.

Eine genauere Verteilung der Impedanz kann nur durch Iterationen berechnet werden. Das am häufigsten verwendete, nicht-lineare Iterationsverfahren ist die Newton-Raphson-Methode [170,171]. Sie geht wie das Backprojektionsverfahren von den bekannten Randpotentialen aus und versucht die Annäherung an die innere Impedanzverteilung zu optimieren. Sie bietet die beste Konvergenz und den geringsten Rekonstruktionsfehler. Die neue Software des eingesetzten EIT-Systems benutzt eine modifizierte iterative Rekonstruktionsmethode, die auf dem Newton-Raphson-Algorithmus basiert, um die Verteilung der thorakalen Impedanz zu berechnen (Abb.14).

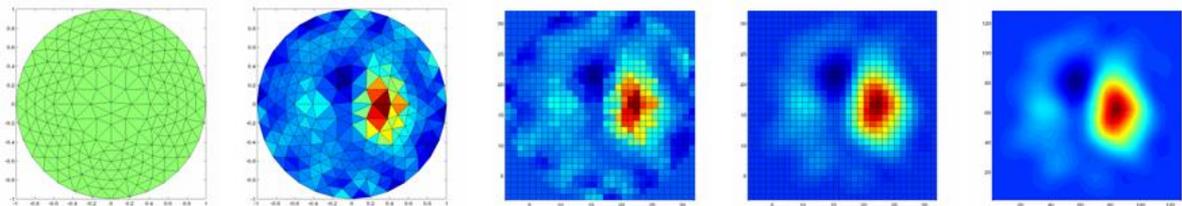


Abbildung 14. Die Abbildung stellt die Alternative zum Backprojektionsverfahren dar. Die Fläche des Thoraxquerschnittes wird in Dreiecke eingeteilt deren Impedanzen so lange modifiziert und neu berechnet werden, bis sie letztlich der gemessenen Impedanz der Oberflächen Elektroden entsprechen [117].

Die Besonderheit der Software liegt außerdem in einer Filterung der Impedanzen. Im Gegensatz zum Backprojektionsverfahren unterdrückt die Newton-Raphson-Methode weniger zuverlässigere Oberflächenmessungen einzelner Elektroden. Der Einsatz der Methode wird der anatomischen Variabilität der Patienten gerecht und erlaubt somit trotz fehlerhafter Messungen an einzelnen Elektroden eine klinisch vernünftige Beurteilung der Impedanzverteilungen.

2.5 Visualisierung der EIT-Daten

Die Darstellung der thorakalen Impedanzverteilung kann auf drei verschiedene Weisen erfolgen: als absolutes oder relatives bzw. funktionelles EIT-Bild. Allerdings ist die absolute Darstellung der Impedanzverteilung aufgrund der o.g. Annahmen und Einschränkungen (Individualitätsfaktoren wie Thoraxanatomie, Elektrodenpositionierung, systematischer Messfehler usw.) stark fehlerbehaftet. Deshalb wird meistens die relative

Änderung der Impedanzverteilung rekonstruiert und abgebildet und liefert verwertbare Ergebnisse [38]. Diese Darstellung wird dynamische Abbildung (d-EIT) genannt. Dazu werden für jedes Bild zwei Datensätze benötigt, die zu zwei unterschiedlichen Zeitpunkten aufgenommen werden. Ein Datensatz dient als Referenz. Die relative Änderung der Impedanzverteilung wird also aus den relativen Differenzen der zwei Datensätze berechnet. Auf diese Weise wird aus jedem Messzyklus ein zweidimensionales Abbild der räumlichen Verteilung der relativen Impedanzänderungen im Thoraxquerschnitt erzeugt [7]. Das funktionelle EIT-Bild (f-EIT) hebt die Bereiche hervor, in denen die zeitliche Impedanzänderung am größten ist. Dazu wird für jeden Bildpunkt die Standardabweichung der letzten (Referenz-)Messungen berechnet. Mit Hilfe dieser Darstellung lässt sich eine höhere Informationsdichte erreichen, wobei jedoch die Möglichkeit der direkten Beobachtung dynamischer Vorgänge im Atemzyklus verloren geht. Das f-EIT ist als Ergänzung zur relativen d-EIT zu verwenden (Abb.15).

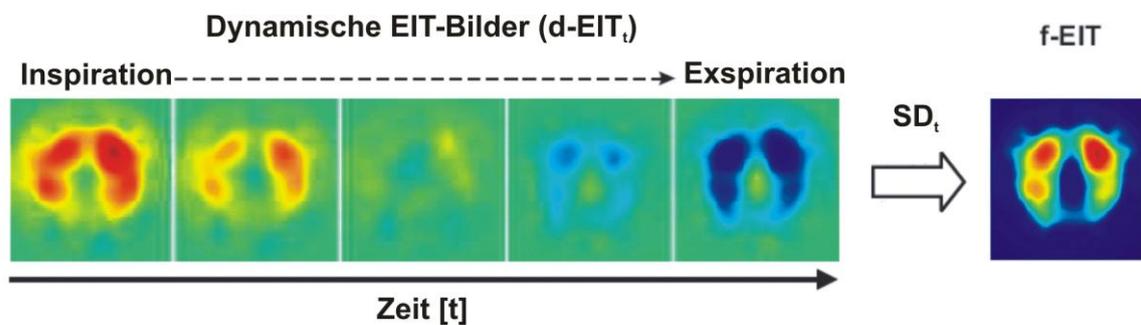


Abbildung 15. Graphische Darstellung der Auswertung von Echtzeit-EIT-Bildern. Die EIT misst kontinuierlich die Impedanzveränderungen während eines Atemzyklus (Inspiration → Expiration) und generiert dynamische EIT-Bilder (d-EIT_t). Das f-EIT-Bild wird durch die Berechnung der Standardabweichung über die Messzeit (SD_t) für jedes der 912 Pixel generiert [89].

Grundsätzlich werden die erfassten Impedanzänderungen (ΔZ) zu ihrem Referenzzustand als relative Impedanzänderungen (rel. ΔZ) bezeichnet [168]. ΔZ ist die Summe über alle 912 Pixel eines d-EIT-Bildes. Die Differenz der relativen Impedanzänderungen zwischen Endinspiration und Endexpiration wird als *Tidal Variation* (TV) definiert und korreliert in hohem Maße mit dem Tidalvolumen [96].

2.6 Auswertung der EIT-Daten

Man muss berücksichtigen, dass die EIT-Daten keine absoluten Zahlenwerte repräsentieren. Es handelt sich um relative Daten, die aufgrund unterschiedlicher individueller EIT-Referenzmessungen, unterschiedlicher Verstärkungsfaktoren des EIT-Systems und unterschiedlicher anatomischer Verhältnisse (Thoraxgeometrie) zunächst

nur eine qualitative Aussage zulassen. Deshalb war es wichtig Verfahren zu etablieren, die eine bessere Auswertung und den Vergleich der EIT-Daten ermöglichten.

Methodisch steht die funktionelle, dynamische Auswertung anhand der generierten f-EIT-Bilder im Vordergrund. Das Ziel der funktionellen Auswertung ist die Betrachtung von regionalen Lungen ventilationsveränderungen. Neben der qualitativen Auswertung steht die quantitative Charakterisierung der regionalen Ventilation. Die Perfusion (Herz, Lunge) steht bei der Auswertung nicht im Vordergrund. Der Einfluss der kardialen Oszillation wurde mit Hilfe eines „low-pass“-Filters mit einer Frequenz von 45 Schläge/Minute reduziert. Es gibt zwei Variablen, die die Qualität der Messungen beschreiben: Korrelation und SNR. Unter klinischen Gesichtspunkten und der Verwertbarkeit der Daten wurden Messungen mit einer Korrelation von <75% nicht in die statistischen Untersuchungen eingeschlossen.

Die Darstellung der Verteilung und Veränderung der regionalen Ventilation erfolgte durch die Berechnung der prozentualen Verteilung der regionalen TV als prozentualer Anteil der Ventilation in jeder ROI, die Berechnung des Impedanzquotienten (*impedance ratio*, IR) [78] und des Schwerpunktindex der Ventilation (*center-of-gravity-Index*, COG) [37,89].

Grundlage der perioperativen, regionalen Betrachtung der Ventilationsverteilung ist die Aufteilung des EIT-Bildes in vier verschiedene ROI. Die Anordnung der ROIs erfolgt von ventral nach dorsal. ROI 1 und ROI 2 bilden die nicht-abhängigen Lungenanteile, ROI 3 und ROI 4 bilden die abhängigen Lungenanteile (Abb.16). Zur Beschreibung der regionalen Ventilationsverteilung wurde zunächst der prozentuale Anteil der regionalen Ventilation in den nicht-abhängigen (ROI 1 und 2) und abhängigen (ROI 3 und 4) Lungenarealen berechnet. Die regionale TV wurde dabei in Beziehung zur globalen TV gesetzt.

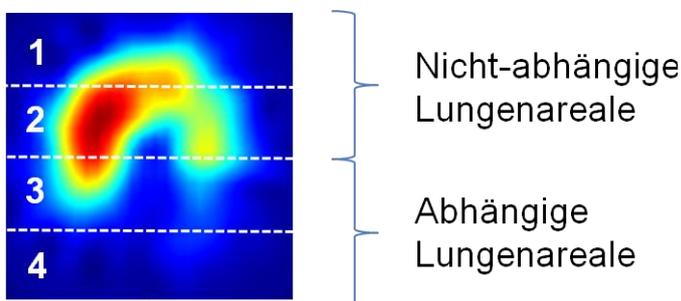


Abbildung 16. Bildverarbeitung im Off-line-Modus: Im f-EIT (32x32 Matrix) wurden vier gleich große ROIs definiert (32x8/ROI). Die Differenz aus Maximum (Endinspiration) und Minimum (Endexpiration) der Impedanzveränderung ergab die *Tidal Variation* (TV). Die Farbkodierung ist folgendermaßen definiert: *rot* bedeutet starke Impedanzveränderung, *blau* bedeutet keine Impedanzveränderung [97].

Für die Berechnung der EIT-Indizes (IR, COG) wurde eine andere ROI-Aufteilung gewählt, um auch eine Aussage über die rechte und linke Lunge zu machen (Abb.17).

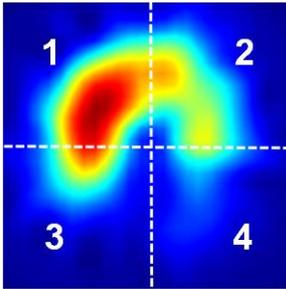


Abbildung 17. Das f-EIT wird in vier quadratische ROIs eingeteilt (16x16). ROI 1 und 2 stellen die nicht-abhängigen Lungenareale dar. Die abhängigen Lungenareale werden durch die ROI 3 und 4 abgebildet. Der Vergleich zwischen rechter und linker Lunge ist möglich, indem man die Summe der rel. ΔZ in ROI 1 und 3 in Beziehung zur Summe der rel. ΔZ in ROI 2 und 4 setzt.

Berechnung der IR

Die IR ist ein Parameter zur Beschreibung der regionalen Verteilung des Tidalvolumens und gilt als Maß für die Homogenität der Ventilation. Die IR wurde aus den erfassten Impedanzveränderungen der dorsalen (ROI 3 und ROI 4) und der ventralen Anteile (ROI 1 und ROI 2) des funktionellen EIT-Bildes berechnet [78]. Dazu wurden die TV der ROI 1 und 2 (nicht-abhängige Lungenareale) und die TV der ROI 3 und 4 (abhängige Lungenareale) aufsummiert und der Quotient aus abhängigen und nicht-abhängigen Lungenarealen gebildet ($IR_{v/d}$). Ein Quotient >1 deutet auf eine verstärkte Ventilation in den nicht-abhängigen Lungenarealen, ein Quotient <1 auf eine verstärkte Ventilation in den abhängigen Lungenarealen und ein Quotient um 1 auf eine gleichmäßige Verteilung der Ventilation zwischen dorsalen und ventralen Lungenarealen hin (Abb.18).

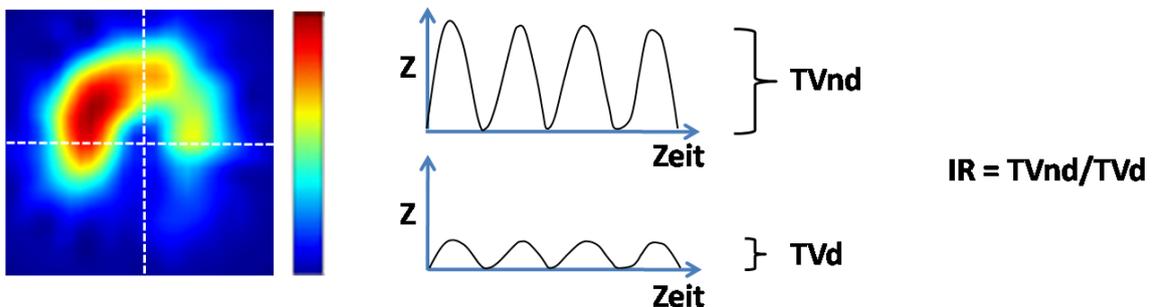


Abbildung 18. Berechnung der IR aus dem f-EIT-Bild (*Tidal Variation* der nicht-abhängigen Lungenareale, TVnd; *Tidal Variation* der abhängigen Lungenareale, TVd; Impedanzänderung, Z; Impedanz-Quotient, IR).

Zur Beurteilung der Ventilation in der rechten und linken Lunge wurde analog zur $IR_{v/d}$ ein IR-Quotient ($IR_{r/l}$) berechnet. Dabei wurde die TV der rechten Lunge durch die TV der linken Lunge dividiert. Ein Quotient >1 deutet auf eine verstärkte Ventilation der rechten Lunge und umgekehrt. Ein Quotient um 1 deutet auf eine gleichmäßige Ventilation zwischen den beiden Lungenflügeln hin.

Berechnung des COG

Der COG beschreibt den Schwerpunkt bzw. den Mittelpunkt der Ventilation und dient als vektorielle Größe zur Beurteilung einer Ventilationsverschiebung und Veränderung der Ventilationsverteilung. Außerdem lässt sich durch den Index eine quantitative Aussage über die Veränderung der Ventilationsverteilung machen. Der COG setzt sich aus einer sagittalen und einer horizontalen Größe zusammen: Y_{cog} (ventral-dorsal) und X_{cog} (rechts-links).

Beispiel für die Berechnung des Y_{cog} : Ist $F(x, y)$, $x, y = 1 \dots 32$, das 32x32 große f-EIT-Bild, so ist Y_{cog} über das *erste gewichtete Moment* definiert:

$$y_{\text{cog}} = \frac{\sum_{x=1}^{32} \sum_{y=1}^{32} y \cdot F(x, y)}{\sum_{x=1}^{32} \sum_{y=1}^{32} F(x, y)}$$

Bei der Berechnung werden sowohl die ventro-dorsale Ventilationsverteilung (Y_{cog}) als auch die Ventilationsunterschiede zwischen rechter und linker Lunge (X_{cog}) berücksichtigt. Bei der Berechnung des COG geht man davon aus, dass der so definierte „Schwerpunkt“ der Ventilation durch einen Punkt in einem 32x32-Punkte-Koordinatensystem dargestellt wird (Abb.19).

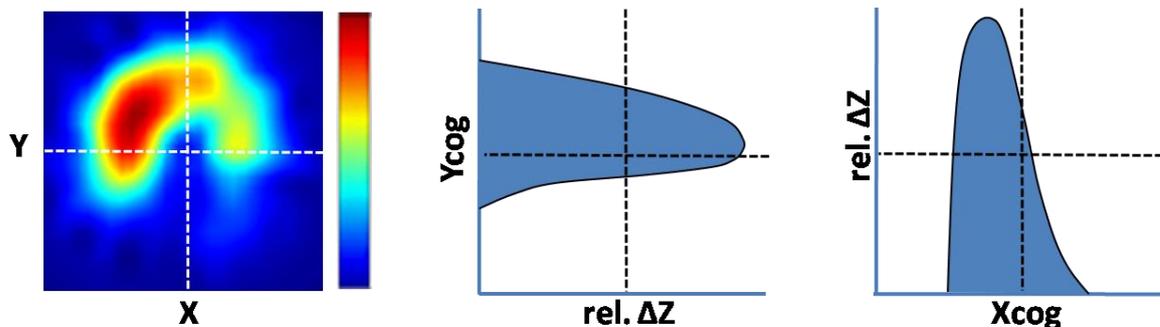


Abbildung 19. Darstellung der regionalen Ventilationsverteilung im Sinne des COG-Index in Projektion auf die x- und y-Achse des f-EIT-Bildes (relative Impedanzänderung, rel. ΔZ ; COG in ventral-dorsaler Ausrichtung, Y_{cog} ; COG in Bezug auf die rechte und linke Lunge, X_{cog}).

3. Datenverarbeitung

Die Textverarbeitung wurde mit Microsoft®Word XP durchgeführt. Sämtliche Grafiken wurden mit den Programmen SigmaPlot® 2001 für Windows® (SPSS Inc., Illinois, USA), CoreIDRAW® Graphics Suite 12 (Corel Corp., New York, USA), MatLab® 6.0 (MATLAB/Simulink, The MathWorks, Inc., Natick, Massachusetts) und GraphPad Prism®

5 (GraphPad Software, Inc., San Diego, USA) erstellt. Die erhobenen Daten wurden in Microsoft® Excel XP archiviert und in das Statistikprogramm SPSS® für Windows® (Version 15.0, SPSS Inc., Illinois, USA), transferiert.

4. Statistische Auswertung

Es wurde eine Poweranalyse durchgeführt, die ausgehend von einem Unterschied der randomisierten Gruppen mit einer Effektstärke von 0,9 einen Stichprobenumfang von 2x12 Patienten ergab. Die Poweranalyse geht bei diesem Stichprobenumfang davon aus, dass der Unterschied des PaO₂/FiO₂-Verhältnis zwischen der PEEP- und der ZEEP-Gruppe mit einem α -Fehler von 0,05 und einem β -Fehler von 0,20 (Power $[1-\beta] = 0,80$) erfasst wird.

Das Programm SPSS® 15.0 wurde für die deskriptive und statistische Datenanalyse verwendet. Es wurde eine ausführliche, deskriptive Statistik aller Variablen erstellt und im Anschluss die Validierung der Hypothese geprüft. Anhand der deskriptiven Statistik ließen sich detaillierte Beschreibungen der Verläufe der gemessenen Parameter formulieren. Soweit nicht anders vermerkt, werden bei den erhobenen Parametern Mittelwerte (M) und Standardabweichungen (SD) bzw. Standardfehler des Mittelwertes (SEM) angegeben.

Eine Überprüfung der Normalverteilung der Daten erfolgte mit Hilfe des *Kolmogorov-Smirnow-Tests*. Grundsätzlich erfolgte die statistische Auswertung der Werte mit dem *T-Test* für unverbundene Stichproben. Der *T-Test* für gepaarte Beobachtungen wurde zur Feststellung signifikanter, intraindividuelle Veränderungen zwischen den arithmetischen Mittelwerten der Messzeitpunkte genutzt. Es wurde eine Varianzanalyse nach dem allgemeinen linearen Model (GLM) mit Messwiederholung durchgeführt und diente zur Beurteilung der Inner- und Zwischensubjekteffekte. Im Hinblick auf die Quelle der Variation (QdV) werden drei *p*-Werte berechnet: Gruppenhaupteffekt $p(g)$, Zeithaupteffekt $p(t)$ und die Interaktion zwischen den Haupteffekten $p(g*t)$. In einigen wenigen Fällen wurde die Teststatistik nach Hotelling-Spur herangezogen. In den meisten Fällen waren die Sphärizitätsbedingungen verletzt (*Mauchly-Test*) und es erfolgte eine Korrektur der Freiheitsgrade für die gemittelten Signifikanztests mit der Greenhouse-Geiser- ϵ -Methode. Die Unterschiede werden als Fehlerwahrscheinlichkeit $p(QdV)$ angegeben, wobei $p < 0,05$ auf eine Signifikanz hinweist.

III. Ergebnisse

1. Patientencharakteristika

In die deskriptive, statistische Auswertung gingen insgesamt 32 Patienten ein (PEEP: n=16; ZEEP: n=16). Bei einem Patienten der ZEEP-Gruppe entfiel aufgrund des raschen Operationsverlaufes der Messzeitpunkt T₃. Dadurch liegen den Berechnungen durch das allgemeine lineare Modell (Messwiederholung mit unterschiedlichen Quellen der Variation) Daten von 31 Patienten zu Grunde. Die Verweigerungsrate betrug 20%. Die häufigsten Ausschlusskriterien waren der gesundheitliche Zustand (ASA-Klassifikation >II), das Alter und die Notfallsituation (*Consolidated Standards of Reporting Trials*, CONSORT-Statement s. Anhang) [140]. Bei Variablen, die im Ergebniskapitel durch Abbildungen beschrieben werden, sind die entsprechenden Datentabellen im Anhang zu finden.

Es gab keinen signifikanten Gruppenunterschied bezüglich Alter, Geschlecht, BMI, ASA-Klassifikation, Nikotinkonsum, Länge der Narkose und Länge des operativen Eingriffs (Tab.4). Das untersuchte Kollektiv entsprach einer übergewichtigen Patientengruppe.

	Studienkollektiv	ZEEP	PEEP	p
Geschlecht (m/w)	12/20	6/10	6/10	n.s.
Alter (Jahre)	43,5 ± 14,5	41,6 ± 13,5	45,3 ± 15,7	0,46
BMI (kg/m²)	27,2 ± 5,3	26,9 ± 5,1	27,5 ± 5,7	0,76
ASA-Status (I/II)	27/5	14/2	13/3	n.s.
Raucher (j/n)	7/25	3/13	4/12	n.s.
Narkosedauer (min)	133 ± 35,5	128,3 ± 38,9	137,8 ± 32,3	0,46
Operationsdauer (min)	94,6 ± 30,1	87,4 ± 28,9	101,8 ± 30,5	0,18

Tabelle 4. Patientenbasisdaten (M ± SD); PEEP: n=16, ZEEP: n=16; (*Body-Mass-Index*, BMI; Klassifizierung der *American Society of Anesthesiology*, ASA-Status; Signifikanz des Gruppenunterschiedes, p; nicht signifikant, n.s.).

2. Präoperative Lungenfunktionsdiagnostik

Es gab keinen signifikanten Gruppenunterschied bezüglich der präoperativ erhobenen statischen und dynamischen Lungenfunktionsparameter und der Gasaustauschparameter (Tab.5).

	Studienkollektiv	ZEEP	PEEP	p
VC [L]	4,3 ± 1,0	4,4 ± 0,8	4,1 ± 1,2	0,47
VC [%]	98,5 ± 12,1	99,6 ± 8,2	97,5 ± 15,3	0,64
FEV₁ [L/s]	3,4 ± 0,8	3,6 ± 0,8	3,2 ± 0,9	0,21
FEV₁ [%]	97,4 ± 13,4	100,5 ± 10,6	94,3 ± 15,4	0,19
Tiffeneau [%]	99,8 ± 12,3	101,0 ± 10,1	98,7 ± 14,4	0,60
PaO₂ [mmHg]	85,2 ± 12,8	85,0 ± 12,4	85,5 ± 13,6	0,92
PaCO₂ [mmHg]	36,4 ± 3,9	36,0 ± 4,4	36,8 ± 3,4	0,60

Tabelle 5. Präoperative Lungenfunktionsparameter unter Raumluftbedingungen (M ± SD); PEEP: n=16, ZEEP: n=16; (präoperative Vitalkapazität, VC; Einsekundenkapazität, FEV₁; Signifikanz des Gruppenunterschiedes, p; arterieller Sauerstoffpartialdruck, PaO₂; arterieller Kohlendioxidpartialdruck, PaCO₂).

3. Auswertung der Effektvariablen

3.1 Oxygenierungsparameter

PaO₂

Die Interaktion der Haupteffekte war signifikant. Es gab einen signifikanten Gruppen- und Zeithaupteffekt. Zum Beginn der Untersuchung gab es keinen signifikanten Gruppenunterschied (ZEEP: 85,0 ± 12,4 mmHg; PEEP: 85,5 ± 13,6 mmHg). Der größte signifikante Unterschied war zum Zeitpunkt T₁ zu messen. Der durchschnittliche PaO₂ betrug in der ZEEP-Gruppe 142,4 ± 34,4 mmHg. In der PEEP-Gruppe lag der durchschnittliche PaO₂ bei 171,6 ± 40,7 mmHg (Abb.20).

PaO₂/FiO₂-Quotient (PF-Quotient)

Die Interaktion der Haupteffekte war signifikant. Es gab einen signifikanten Gruppenhaupteffekt, wobei der Zeithaupteffekt nicht signifikant war. Es gab keinen signifikanten Gruppenunterschied zum Beginn der Untersuchung (ZEEP: 404,1 ± 60,9 mmHg; PEEP: 406,9 ± 64,5 mmHg). Der größte signifikante Unterschied war zum Zeitpunkt T₁ zu messen. Der durchschnittliche PF-Quotient betrug in der ZEEP-Gruppe 397,3 ± 93,8 mmHg. In der PEEP-Gruppe lag der durchschnittliche PF-Quotient bei 465,0 ± 109,4 mmHg (Abb.20).

AaDO₂

Die Interaktion der Haupteffekte war nicht signifikant. Es gab einen signifikanten Gruppen- und Zeithaupteffekt. Es gab keinen signifikanten Gruppenunterschied zum Beginn der Untersuchung (ZEEP: 20,1 ± 12,1 mmHg, PEEP: 18,3 ± 12,2 mmHg). Der größte signifikante Unterschied war zum Zeitpunkt T₁ zu messen. Die durchschnittliche AaDO₂

betrug in der ZEEP-Gruppe $66,7 \pm 33,1$ mmHg. In der PEEP-Gruppe lag die durchschnittliche AaDO₂ bei $41,0 \pm 43,5$ mmHg (Abb.20).

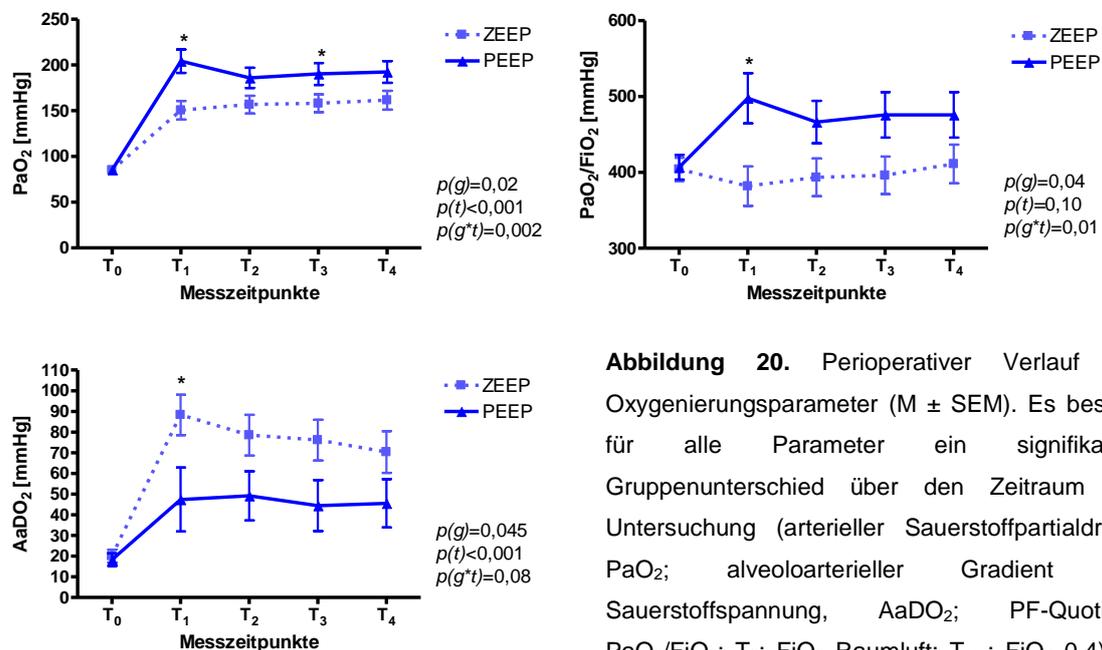


Abbildung 20. Perioperativer Verlauf der Oxygenierungsparameter (M ± SEM). Es besteht für alle Parameter ein signifikanter Gruppenunterschied über den Zeitraum der Untersuchung (arterieller Sauerstoffpartialdruck, PaO₂; alveoloarterieller Gradient der Sauerstoffspannung, AaDO₂; PF-Quotient, PaO₂/FiO₂; T₀: FiO₂ Raumluft; T₁₋₄: FiO₂ 0,4), *p PEEP vs. ZEEP.

Nach Narkoseinduktion und dem Beginn der mechanischen Beatmung stiegen alle Parameter signifikant an (T₁). Nur der PF-Quotient in der ZEEP-Gruppe fiel ab. Nach Applikation des PPs (T₂) fiel der PaO₂ bzw. der PF-Quotient in der PEEP-Gruppe leicht ab und begann erst ab T₃ wieder anzusteigen. In der ZEEP-Gruppe kam es nach Anlegen des PPs zu einer stetigen Zunahme des PaO₂ bzw. des PF-Quotienten. Nach Exsufflation kam es in beiden Gruppen zu einer weiteren Zunahme des PaO₂ bzw. PF-Quotienten (T₄). Die AaDO₂ verlief in der PEEP-Gruppe nahezu konstant um ein Plateau, wohingegen die AaDO₂ in der ZEEP-Gruppe stetig abnahm. Insgesamt verbesserte sich die Oxygenierung der PEEP-Gruppe signifikant gegenüber den Ausgangswerten nach Narkoseinduktion und zeigte auch während des PPs konstant höhere Werte (Abb.20).

SpO₂

Es gab keine signifikante Interaktion und keinen signifikanten Gruppenhaupteffect über den Zeitraum der intraoperativen Datenerhebung. Der Zeithaupteffect war signifikant. Dabei waren die stärksten Veränderungen nach Applikation des PP (T₂, T₃) (Tab.6).

	T ₀	T ₁	T ₂	T ₃	T ₄	p(QdV)
SpO₂						
ZEEP	99,1 ± 1,4	98,9 ± 1,1	99,5 ± 0,9#	99,3 ± 0,9	98,6 ± 2,6	0,45(g) 0,04(t)
PEEP	99,1 ± 1,1	98,9 ± 0,9	99,7 ± 0,6#§	99,5 ± 1,0#	99,3 ± 0,9	0,54(g*t)

Tabelle 6. Darstellung der SpO₂ über den Zeitraum der Narkose und des chirurgischen Eingriffes (M ± SD); PEEP: n=16, ZEEP: n=15; (periphere, transkutane Sauerstoffsättigung, SpO₂ [%]; T₁₋₄: FiO₂ 0,4). #p T₂₋₄ vs. T₁, §p vs. Spontanatmung.

3.2 Lungenmechanik

C_{res}

Die Interaktion war nicht signifikant. Es gab einen signifikanten Gruppen- und Zeithaupteffekt. Nach Induktion der Narkose und dem Beginn der Beatmung war der Unterschied der C_{res} in beiden Gruppen signifikant unterschiedlich (ZEEP: 36,9 ± 7,59 ml/cmH₂O; PEEP: 46,8 ± 11,79 ml/cmH₂O). Dieser signifikante Unterschied hielt über den Zeitraum der Untersuchung an (Abb.21).

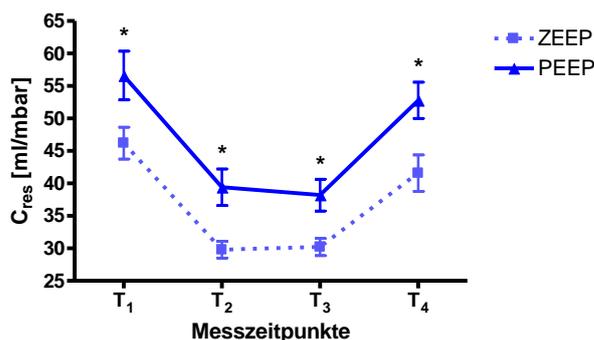


Abbildung 21. Intraoperativer Verlauf der respiratorischen Compliance (M ± SEM). Es besteht für alle Parameter ein signifikanter Gruppenunterschied über den Zeitraum der Untersuchung (respiratorische Compliance, C_{res}), *p PEEP vs. ZEEP.

Nach Applikation des PP fiel die C_{res} signifikant ab. Die C_{res} in der PEEP-Gruppe fiel während der operativen Phase unter PP noch leicht ab, wohingegen die C_{res} der ZEEP-Gruppe leicht anstieg.

PEEP, P_{plat}, P_{peak}, P_{mean}

Die Beatmungsdrücke (PEEP als Randomisierungsbedingung; P_{plat}, P_{max}, P_{mean} als Effektvariablen) zeigten keine signifikanten Interaktionen. Es gab einen signifikanten Gruppenhaupteffekt und nicht signifikanten Zeithaupteffekt für die Randomisierungsvariable PEEP. Erwartungsgemäß waren die Gruppenhaupteffekte der übrigen Atemwegsdrücke hoch signifikant. Dies gilt auch für den Zeithaupteffekt, der hauptsächlich auf das PP zurückzuführen ist (Tab.7).

	T ₁	T ₂	T ₃	T ₄	p(QdV)
PEEP					
ZEEP	0,1 ± 0,3	0,1 ± 0,3	0,1 ± 0,2	0,1 ± 0,2	<0,001(g) 0,41(t)
PEEP	9,9 ± 0,3*	9,9 ± 0,2*	10,0 ± 0,3*	9,8 ± 0,3*	0,25(g*t)
P_{plat}					
ZEEP	14,4 ± 2,9	21,4 ± 4,6#	20,3 ± 2,6#	15,5 ± 3,4#	<0,001(g) <0,001(t)
PEEP	20,3 ± 3,5*	25,2 ± 3,8*#	25,5 ± 3,1*#	20,4 ± 3,6*	0,12(g*t)
P_{max}					
ZEEP	15,3 ± 3,0	22,4 ± 5,4#	21,6 ± 3,0#	16,8 ± 3,6#	<0,001(g) <0,001(t)
PEEP	21,6 ± 3,7*	26,7 ± 4,3*#	27,3 ± 4,0*#	22,6 ± 3,2*	0,33(g*t)
P_{mean}					
ZEEP	4,9 ± 1,2	6,1 ± 1,2#	5,8 ± 0,7#	4,9 ± 0,8	<0,001(g) <0,001(t)
PEEP	12,9 ± 1,4*	14,4 ± 1,5*#	14,4 ± 1,2*#	13,4 ± 0,9*	0,35(g*t)

Tabelle 7. Intrapulmonale Drücke während der mechanischen Beatmung in tabellarischer Auflistung (M ± SD); PEEP: n=16, ZEEP: n=15; (positiver endexpiratorischer Druck, PEEP, [cm H₂O]); Plateaudruck P_{plat}, [cm H₂O]; Maximaldruck, P_{max}, [cm H₂O]; Mitteldruck, P_{mean}, [cm H₂O]; T₁₋₄: FiO₂ 0,4; Signifikanz im zeitlichen Verlauf, p(t); Signifikanz des Gruppenunterschiedes, p(g)). *p PEEP vs. ZEEP, #p T₂₋₄ vs. T₁.

Nach Narkoseinduktion und dem Beginn der Studienbeatmung (T₁) gab es einen signifikanten Gruppenunterschied für die gemessenen intrapulmonalen Drücke (Tab.7). Es folgte ein signifikanter Anstieg der Drücke nach Applikation des PPs (T₂). Danach (T₃) fielen in der ZEEP-Gruppe die Drücke leicht ab, wohingegen sie in der PEEP-Gruppe nahezu gleich blieben (P_{mean}) oder sogar anstiegen (P_{plat} und P_{max}). Nach Exsufflation des PPs (T₄) gab es erneut einen signifikanten Abfall der intrapulmonalen Drücke nahezu auf das Ausgangsniveau (Tab.7).

3.3 Parameter der Hämodynamik

Es gab keine signifikanten Interaktionen und Gruppenhaupteffekte bezüglich der hämodynamischen Messparameter. Erwartungsgemäß war der Zeithaupteffekt aufgrund der Narkoseinduktion und Applikation des PP signifikant in allen Hämodynamikparametern (Tab.8).

	T ₀	T ₁	T ₂	T ₃	T ₄	p(QdV)
RR_{sys}						
ZEEP	137,8 ± 22,8	112,2 ± 19,3§	122,9 ± 18,4	116,7 ± 16,4§	115,7 ± 20,8§	0,26(g) <0,001(t)
PEEP	136,8 ± 15,2	103,8 ± 15,6§	132,6 ± 22,1#	129,7 ± 18,7*#	127,6 ± 18,5#§	0,54(g*t)
RR_{diast}						
ZEEP	81,6 ± 17,9	64,8 ± 12,2§	78,1 ± 15,2#	73,3 ± 15,3#§	69,3 ± 16,1§	0,94(g) <0,001(t)
PEEP	80,6 ± 14,1	61,3 ± 15,8§	78,8 ± 15,7#	73,9 ± 13,5#	71,3 ± 9,4#§	0,90(g*t)
MAP						
ZEEP	90,6 ± 17,9	77,0 ± 16,9§	86,6 ± 12,5	82,2 ± 10,9	80,6 ± 19,9	0,30(g) <0,001(t)
PEEP	94,1 ± 13,6	71,0 ± 10,6§	92,8 ± 14,8#	90,0 ± 12,9#	87,1 ± 13,1#§	0,29(g*t)
HF						
ZEEP	76,4 ± 11,2	66,9 ± 12,1§	74,4 ± 13,6	78,4 ± 11,7#	74,3 ± 15,9	0,64(g) 0,01(t)
PEEP	74,3 ± 14,9	70,6 ± 15,2	71,4 ± 15,1	74,5 ± 15,5	69,9 ± 13,4	0,32(g*t)

Tabelle 8. Perioperativer Verlauf der invasiven und nicht-invasiven Hämodynamikparameter (M ± SD); PEEP: n=16, ZEEP: n=15; (systolischer/diastolischer Blutdruck, RR_{sys/diast}, [mmHg]; mittlerer arterieller Blutdruck, MAP, [mmHg]; Herzfrequenz, HF, [min⁻¹]; T₀: FiO₂ Raumluft; T₁₋₄: FiO₂ 0,4). *p PEEP vs. ZEEP, #p T₂₋₄ vs. T₁, §p vs. Spontanatmung.

Nach Narkoseeinleitung fielen die arteriellen Blutdrücke gleichförmig signifikant ab (T₁). Nach Applikation des PPs stiegen sie fast wieder auf das Ausgangsniveau an (T₂) und fielen dann wieder bis zum Ende der Untersuchung leicht ab (T₂ bis T₄). Nach Narkoseinduktion (T₁) waren die systolischen und mittleren, arteriellen Blutdrücke in der ZEEP-Gruppe höher im Vergleich zur PEEP-Gruppe. Nach Applikation des PPs allerdings stiegen die systolischen und mittleren arteriellen Drücke bis zum Ende der Untersuchung in der PEEP-Gruppe über das Niveau der Drücke der ZEEP-Gruppe (T₂ bis T₄) (Tab.8).

4. Thorakale Elektrische Impedanztomographie (EIT)

Die EIT-Daten wurden nach dem Newton-Raphson-Algorithmus und dem Backprojektionsverfahren berechnet. Es gibt keine signifikanten Unterschiede zwischen beiden Bildrekonstruktionsverfahren im Hinblick auf sämtliche gemessene und berechnete EIT-Werte. Im Ergebnisteil werden bis auf eine Ausnahme (Abb. 23) nur die Daten nach dem Newton-Raphson-Algorithmus dargestellt. Im Anhang befindet sich das Datenmaterial aus den Berechnungen des Backprojektionsverfahrens.

Die folgende Abbildung zeigt die f-EIT-Bilder eines Patienten aus der PEEP- und der ZEEP-Gruppe zu den entsprechenden Messzeitpunkten (Abb.22). In dieser Form werden die Impedanzverteilungen dem Untersucher am Narkosearbeitsplatz sichtbar gemacht. Die Rohdaten, aus denen die Bilder aufgebaut sind, bilden die Grundlage der EIT-Offline-Analyse.

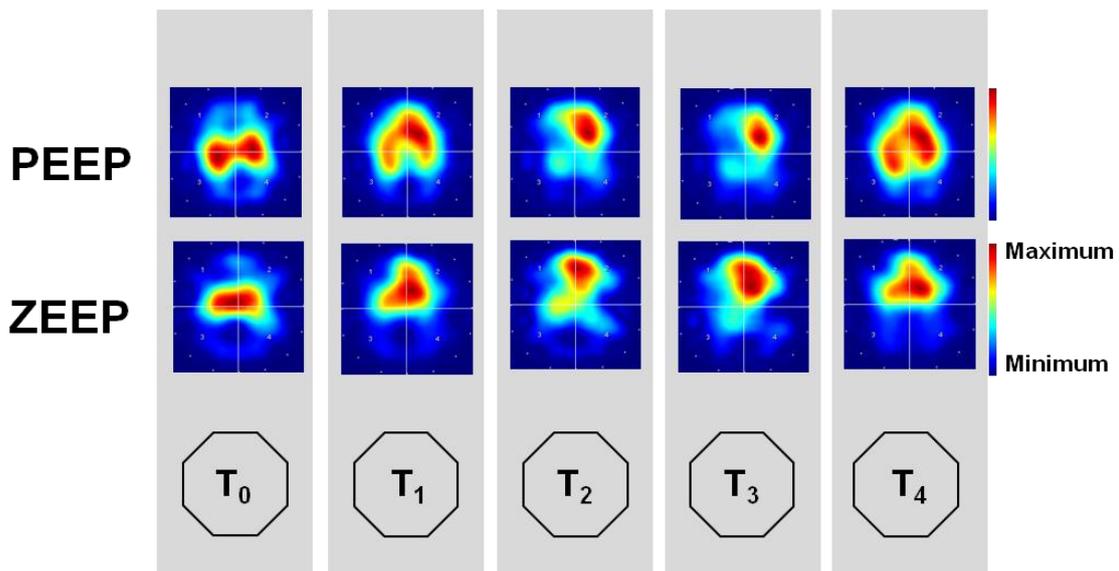


Abbildung 22. Farb-kodierte EIT-Bilder eines Patienten aus der PEEP- und ZEEP-Gruppe zu den entsprechenden Messzeitpunkten (rot: Maximum der Impedanz-/Ventilationsveränderung, blau: Minimum der Impedanz-/Ventilationsveränderung). Die unterschiedliche Ventilationsverteilung im Hinblick auf die Studienbeatmung und den Zeitpunkt der Messung sind dem Untersucher direkt ersichtlich.

4.1 Qualitätskriterien

Die Qualitätsparameter zeigten keine signifikante Interaktion oder signifikanten Gruppeneffekte. Der Zeithaupteffekt war für die Parameter Korrelation und SNR aufgrund der Veränderungen durch Narkose, Lagerungen und operative Einflüsse signifikant (Tab.9).

	T ₀	T ₁	T ₂	T ₃	T ₄	p(QdV)
Korrelation [%]						
ZEEP	98,9 ± 1,5	88,2 ± 6,4§	82,1 ± 14,2§	84,9 ± 7,5#§	88,4 ± 6,2§	0,68(g) <0,001(t)
PEEP	98,6 ± 1,7	91,1 ± 6,8§	84,8 ± 10,5#§	83,1 ± 8,8#§	89,3 ± 7,5§	0,40(g*t)
SNR [db]						
ZEEP	24,7 ± 3,6	16,3 ± 1,7§	13,3 ± 3,2#§	13,9 ± 2,4#§	15,6 ± 2,6§	0,56(g) <0,001(t)
PEEP	23,4 ± 3,4	16,2 ± 1,4§	13,6 ± 2,2#§	13,6 ± 1,6#§	15,3 ± 1,7#§	0,51(g*t)

Tabelle 9. Qualitätsparameter für die EIT-Messungen in tabellarischer Auflistung (M±SD); PEEP: n=16, ZEEP: n=15. Das Signifikanzniveau wurde als p<0,05 definiert. *p PEEP vs. ZEEP, #p T₂₋₄ vs. T₁, §p vs. Spontanatmung.

Die durchschnittliche Korrelation der EIT-Daten lag bei 88,9 ± 7,1 (Korrelation, ZEEP: 88,5 ± 7,2; PEEP: 89,4 ± 7,0). Die durchschnittliche SNR lag bei 16,6 ± 2,4 db (SNR, ZEEP: 16,8 ± 2,7 db; PEEP: 16,4 ± 2,1 db). Durch die Anpassung der Arbeitsfrequenz auf die elektromagnetische Umgebung im Operationssaal wurden das Auftreten von elektrischer Interferenz und somit auch die SNR reduziert (Tab.9).

4.2 Regionale Ventilationsverteilung

Es gab eine signifikante Interaktion für die prozentuale Ventilationsverteilung in den nicht-abhängigen und abhängigen Lungenanteilen. Die Gruppen- und Zeithaupteffekte waren ebenfalls signifikant unterschiedlich. Die größten signifikanten Unterschiede fanden zum Zeitpunkt der Narkoseinduktion (T_1) und nach Exsufflation des PP (T_4) statt (Abb.23).

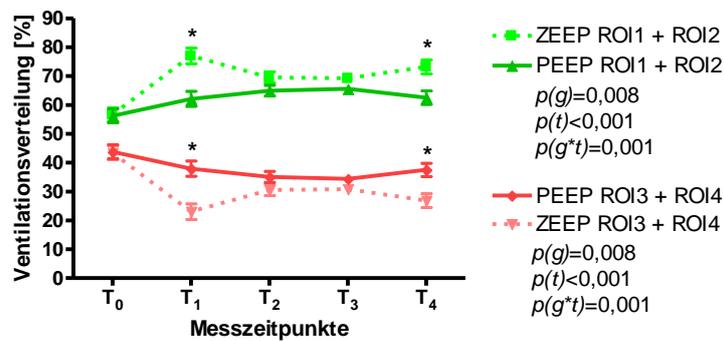


Abbildung 23. Perioperativer Verlauf der prozentualen Verteilung der regionalen Ventilation ($M \pm SEM$). ROI 1 und ROI 2 repräsentieren die nicht-abhängigen Lungenanteile, ROI 3 und ROI 4 repräsentieren die abhängigen Lungenanteile. Es besteht ein signifikanter Gruppenunterschied über den Zeitraum der Untersuchung. *p PEEP vs. ZEEP.

Die Ventilationsverteilung veränderte sich nach Narkoseeinleitung und Anlage des PP in den dorsalen (ROI 3 und ROI 4) und ventralen (ROI 1 und ROI 2) Lungenarealen insbesondere bei den mit ZEEP-beatmeten Patienten. Die Veränderungen unmittelbar nach Narkoseeinleitung sind in der ZEEP-Gruppe am stärksten mit einer starken Verschiebung der Ventilationsverteilung nach ventral, wobei es nach Anlage des PP zu einem Anstieg der Ventilation in den schwerkraftabhängigen Lungenarealen kommt. Die Veränderungen der Ventilationsverteilung nach Applikation eines PEEP sind deutlich weniger ausgeprägt.

Außerdem wurde die regionale Ventilationsverteilung in den vier übereinander liegenden ROIs berechnet (Abb.24). Die Interaktionen und Haupteffekte sind in der Abbildung enthalten. Es wird deutlich, dass insbesondere zum Messzeitpunkt T_1 ein signifikanter Gruppenunterschied besteht. Insgesamt sind die Unterschiede der regionalen Ventilation in den ROI 1 und ROI 3 am stärksten durch die EIT abzubilden.

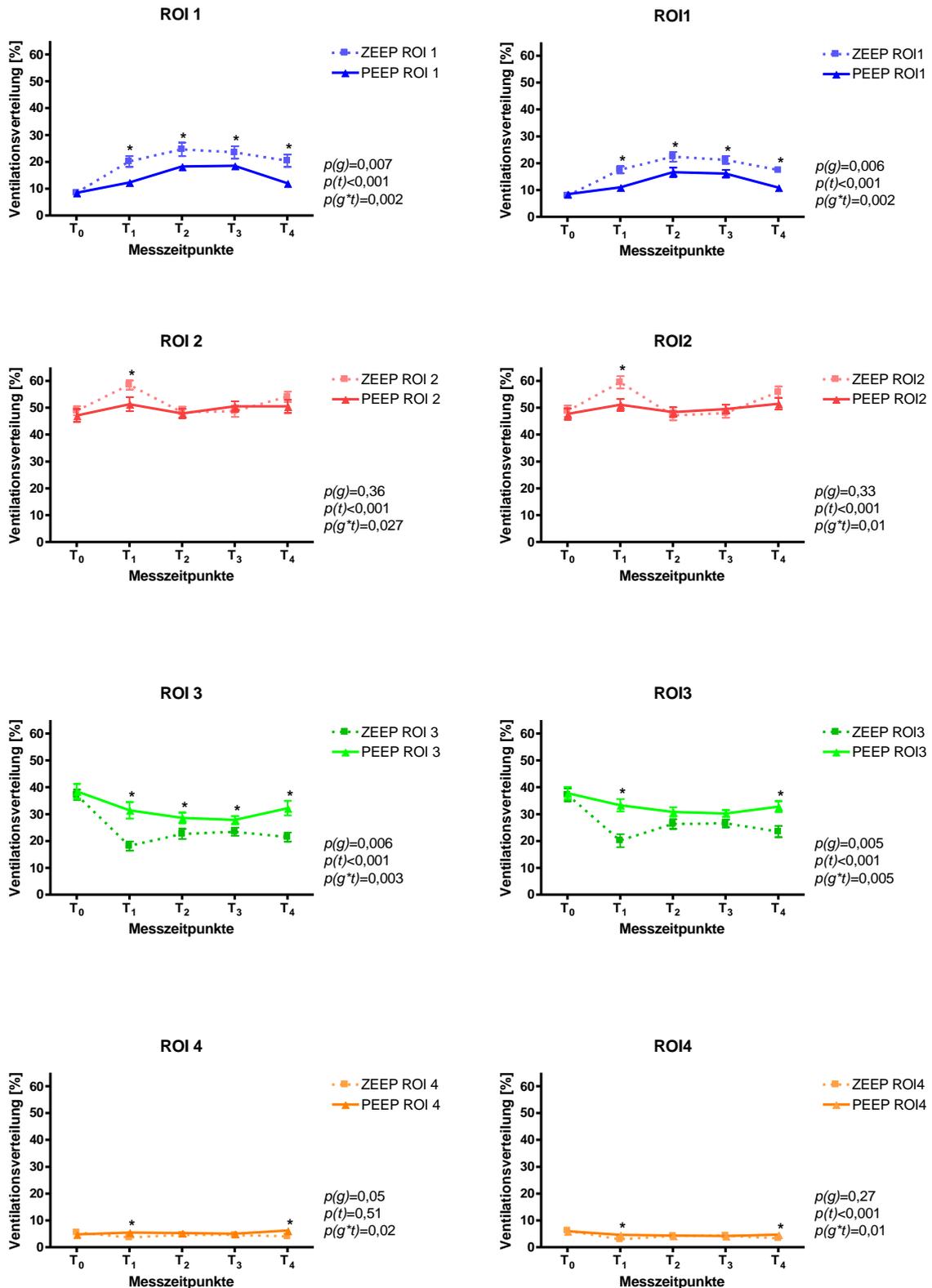


Abbildung 24. Perioperative, prozentuale Verteilung der regionalen Ventilation ($M \pm SEM$) in einer Gegenüberstellung von Berechnungen nach dem Backprojektionsverfahren (*links*) und der Newton Raphson-Methode (*rechts*). Es gab einen signifikanten Gruppenunterschied bezüglich der Ventilationsverteilung in ROI 1, ROI 3 und ROI 4. *p PEEP vs. ZEEP.

4.3 Impedanzquotient ($IR_{v/d}$)

Die Interaktion und der Gruppen- und Zeithaupteffekt sind hoch signifikant. Der größte signifikante Gruppenunterschied besteht zu Messzeitpunkt T_1 (Narkose).

Der durchschnittliche $IR_{v/d}$ -Quotient lag in der ZEEP-Gruppe bei $3,0 \pm 1,7$. Der durchschnittliche $IR_{v/d}$ -Quotient der PEEP-Gruppe betrug $2,1 \pm 1,4$ (Abb.25).

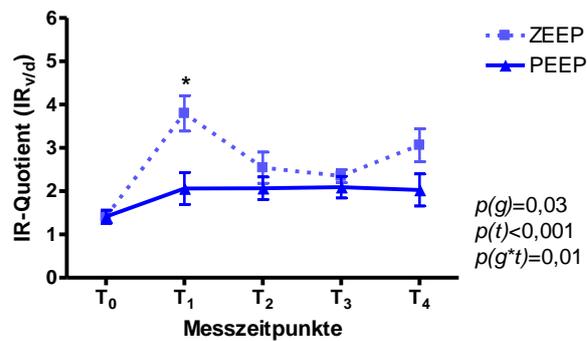


Abbildung 25. Perioperativer Verlauf des IR-Quotienten zwischen nicht-abhängigen und abhängigen Lungenarealen ($M \pm SEM$). Es besteht ein signifikanter Gruppenunterschied über den Zeitraum der Untersuchung. *p PEEP vs. ZEEP.

Zu Beginn der Untersuchung war kein Unterschied zwischen den beiden Gruppen feststellbar. Nach Narkoseinduktion und dem Beginn der mechanischen Beatmung stieg der IR-Quotient im Studienkollektiv signifikant an. Der IR-Quotient war in der ZEEP-Gruppe über den Zeitraum der Untersuchung signifikant höher als in der PEEP-Gruppe ($p(g)=0,04$ [back projection], $p(g)=0,03$ [Newton-Raphson]), wobei die intraoperativen Werte beider Gruppen signifikant höhere Werte aufwiesen als in der Ausgangssituation in Spontanatmung. Diese Veränderungen sprechen für eine Verschiebung der regionalen Ventilation in die abhängigen Lungenareale nach Narkoseinduktion und fanden in der ZEEP-Gruppe signifikant stärker statt. Es war festzustellen, dass sich der IR-Quotient nach der Applikation des PPs (T_2) in der PEEP-Gruppe um den Bereich eines Plateaus einstellte (T_2 und T_3). In der ZEEP-Gruppe fiel der IR-Quotient nach der Applikation des PPs stetig ab und näherte sich mit der Dauer der Operation dem Niveau der PEEP-Gruppe an (T_3). Nach Exsufflation des PPs stieg der IR-Quotient in der ZEEP-Gruppe wieder stark an, wohingegen er in der PEEP-Gruppe abfiel (T_4) (Abb.25).

4.4 Ventilationsverteilung in der rechten und linken Lunge ($IR_{r/l}$)

Die Interaktion und der Gruppen- und Zeithaupteffekt sind nicht signifikant. Der durchschnittliche $IR_{r/l}$ -Quotient lag in der ZEEP-Gruppe bei $1,3 \pm 1,0$. Der durchschnittliche $IR_{r/l}$ -Quotient der PEEP-Gruppe betrug $1,0 \pm 0,2$ (Abb.26).

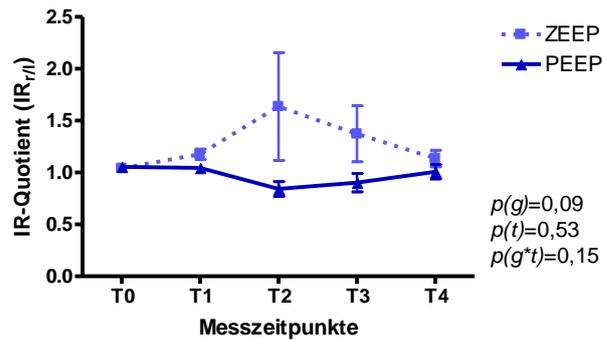


Abbildung 26. Perioperativer Verlauf des IR-Quotienten zwischen rechter und linker Lunge ($M \pm SEM$). Es besteht kein signifikanter Gruppenunterschied über den Zeitraum der Untersuchung. *p PEEP vs. ZEEP.

4.5 Schwerpunktindex (COG)

Es gab für beide COG-Parameter eine signifikante Interaktion und einen signifikanten Gruppen- und Zeiteffekt (Abb.26). In der ZEEP-Gruppe war der Y_{cog} signifikant niedriger als in der PEEP-Gruppe. Dieses deutet daraufhin, dass es unter der Beatmung mit 0 cm H_2O zu einer signifikant stärkeren Verschiebung der Ventilation nach ventral in die nicht-abhängigen Lungenareale gekommen ist. Außerdem kommt es in der PEEP-Gruppe zu einer stärkeren Verschiebung des X_{cog} nach links als in der ZEEP-Gruppe.

Die Gruppenunterschiede zu den einzelnen Messzeitpunkten sind in der Abbildung 27 enthalten. Unter Spontanatmung (T_0) gab es keinen signifikanten Gruppenunterschied. Nach Narkoseinduktion (T_1) war der Gruppenunterschied hoch signifikant. Es bestand ein signifikanter Gruppenunterschied in beiden Parametern Y_{cog} und X_{cog} während des PPs. Der applizierte PEEP konnte den Abfall des Y_{cog} – also den *Shift* der Ventilation nach dorsal in die abhängigen Lungenareale – während des erhöhten intraabdominellen Druckes (IAP) nicht ganz verhindern. Außerdem liegt der Schwerpunkt der Ventilation X_{cog} auch während des PP weiter links als in der ZEEP-Gruppe (Abb.27).

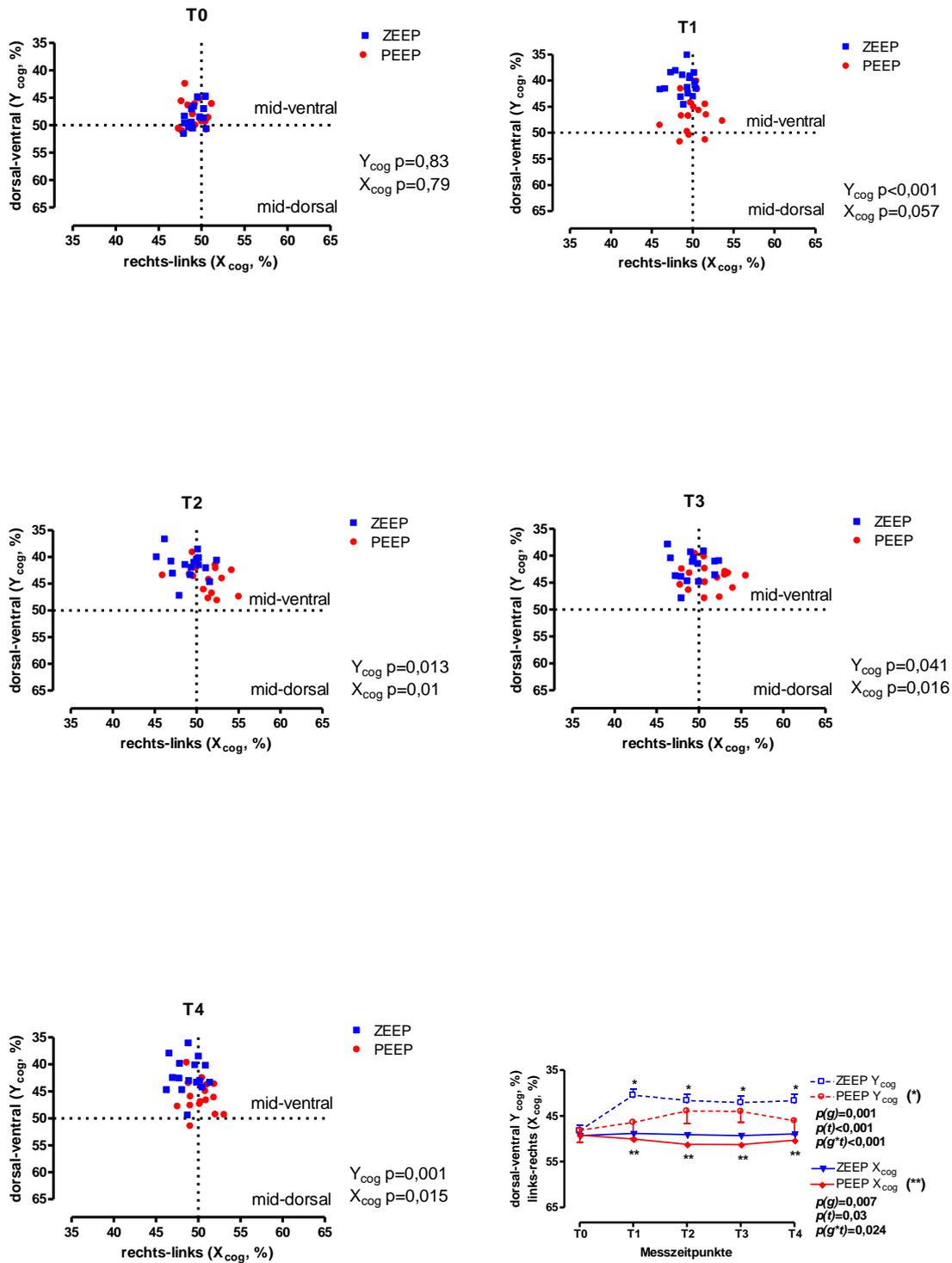


Abbildung 27. Perioperativer Verlauf des COG des EIT-Bildes für die einzelnen Messzeitpunkte (T₀-T₄) und dessen zeitlicher Verlauf (M ± SD). Zur Veranschaulichung wurde eine prozentuale Darstellung des COG gewählt: Y_{cog} dorsal [100%] – ventral [0%]; X_{cog} rechts [0%] – links [100%]. *p PEEP vs. ZEEP.

5. Auswertung der Kontrollvariablen

Die Auswertung der Kontrollvariablen ergab keine signifikanten Interaktionen und Gruppenhaupteffekte. Die Zeithaupteffekte waren - mit Ausnahme der Variablen AF, AMV, etCO₂ und der BGA (Veränderungen der etCO₂ durch Narkose und PP und entsprechende Anpassung der Beatmungsparameter) – ebenfalls nicht signifikant unterschiedlich (Tab.10 und 11).

5.1 Beatmungsparameter (AF, V_T, FiO₂, etCO₂)

	T ₁	T ₂	T ₃	T ₄	p(QdV)
V_T					
ZEEP	586,0 ± 121,5	588,1 ± 66,2	578,3 ± 61,4	590,5 ± 100,9	0,65(g) 0,77(t)
PEEP	566,0 ± 89,5	576,1 ± 84,6	570,8 ± 86,8	577,5 ± 99,8	0,93(g*t)
AF					
ZEEP	9,6 ± 1,4	9,7 ± 1,3	11,1 ± 1,8#	11,6 ± 2,0#	0,19(g) <0,001(t)
PEEP	9,8 ± 1,4	10,6 ± 1,7	11,6 ± 1,5#	12,5 ± 1,7#	0,51(g*t)
AMV					
ZEEP	5,7 ± 1,6	5,7 ± 1,1	6,4 ± 1,0	6,7 ± 1,0	0,32(g) <0,02(t)
PEEP	5,5 ± 1,2	6,1 ± 1,3	6,6 ± 1,1	7,2 ± 1,3	0,59(g*t)
T_I:T_E					
ZEEP	1:2	1:2	1:2	1:2	n.s.
PEEP	1:2	1:2	1:2	1:2	n.s.
FiO₂					
ZEEP	39,6 ± 1,3	40,1 ± 0,3	39,9 ± 0,6	39,9 ± 0,5	0,07(g) 0,48(t)
PEEP	41,5 ± 4,2	40,0 ± 1,6	40,0 ± 1,1	40,2 ± 0,9	0,16(g*t)
etCO₂					
ZEEP	33,3 ± 2,6	36,1 ± 1,9#	36,8 ± 1,0#	37,4 ± 2,8#	0,1(g) <0,001(t)
PEEP	34,2 ± 2,5	37,2 ± 2,8#	37,9 ± 2,0#	37,7 ± 2,2#	0,85(g*t)

Tabelle 10. Beatmungsparameter über den Zeitraum der Narkose und des chirurgischen Eingriffes (M ± SD); PEEP: n=16, ZEEP: n=15; (Atemzugvolumen, V_T, [mL]; Atemfrequenz, AF, [min⁻¹]; Atemminutenvolumen, AMV, [L/min]; Inspiration, T_I; Expiration, T_E; inspiratorische Sauerstoffkonzentration, FiO₂, [%]; endtidaler Kohlendioxidpartialdruck, etCO₂, [mmHg]; T₁₋₄: FiO₂ 0,4). #p T₂₋₄ vs. T₁.

5.2 Arterielle Blutgasanalyseparameter

	T ₀	T ₁	T ₂	T ₃	T ₄	p(QdV)
pH						
ZEEP	7,42 ± 0,02	7,42 ± 0,04	7,36 ± 0,04#§	7,36 ± 0,02#§	7,35 ± 0,04#§	0,96(g) <0,001(t) 0,50(g*t)
PEEP	7,42 ± 0,02	7,41 ± 0,03	7,37 ± 0,03#§	7,35 ± 0,03#§	7,36 ± 0,05#§	
BE						
ZEEP	-1,1 ± 1,7	-1,9 ± 1,7§	-2,2 ± 1,7§	-2,8 ± 1,8#§	-2,9 ± 1,5#§	0,83(g) <0,001(t) 0,28(g*t)
PEEP	-0,4 ± 2,3	-1,8 ± 2,4§	-2,1 ± 2,4§	-2,9 ± 2,2#§	-3,0 ± 2,1#§	
HCO₃⁻						
ZEEP	23,8 ± 1,2	23,1 ± 1,4§	22,5 ± 1,4#§	22,1 ± 1,4#§	21,9 ± 1,2#§	0,76(g) <0,001(t) 0,37(g*t)
PEEP	24,3 ± 1,8	23,2 ± 1,9§	22,7 ± 2,0#§	21,9 ± 1,8#§	21,9 ± 1,8#§	
PaCO₂						
ZEEP	36,0 ± 4,4	34,6 ± 4,2	40,3 ± 5,3#§	40,1 ± 2,5#§	40,9 ± 4,9#§	0,97(g) <0,001(t) 0,51(g*t)
PEEP	36,8 ± 3,4	35,3 ± 3,9	40,0 ± 2,4#§	40,7 ± 3,0#§	39,1 ± 3,9#	
SaO₂						
ZEEP	96,5 ± 1,8	98,1 ± 0,9§	98,1 ± 1,0§	98,0 ± 1,0§	98,0 ± 0,9§	0,32(g) <0,001(t) 0,24(g*t)
PEEP	96,3 ± 1,8	98,7 ± 1,4§	98,6 ± 1,2§	98,6 ± 1,3§	98,5 ± 1,6§	

Tabelle 11. Perioperativer Verlauf der Blutgasanalyseparameter (M ± SD); PEEP: n=16, ZEEP: n=15; (Basenüberschuss, BE, [mmol/L]; Hydrogenkarbonat, HCO₃⁻, [mmol/L]; arterieller Kohlendioxidpartialdruck, PaCO₂, [mmHg]; arterielle Sauerstoffsättigung, SaO₂, [%]; T₀: FiO₂ Raumluft; T₁₋₄: FiO₂ 0,4). #p T₂-T₄ vs. T₁, §p vs Spontanatmung.

IV. Diskussion

1. Studienergebnisse

Ziel der Studie war es, den Einfluss der Narkose, der Beatmung und des PP auf die intraoperative regionale Ventilationsverteilung während laparoskopischer Operationen anhand von EIT-Messungen zu untersuchen. Intraoperative EIT-Messungen zeigten, dass ein initiales Rekrutierungsmanöver mit einer anschließenden PEEP-Beatmung die narkosebedingte ventrale Verschiebung der regionalen Ventilation in die nicht-abhängigen Lungenareale verhindert. Nach Applikation des PP reichte auch ein PEEP von 10 cm H₂O nicht aus, um bei allen Patienten den ventralen *Shift* der Ventilation zu verhindern. Die durch die PEEP-Beatmung signifikant verbesserte Oxygenierung und C_{res} hielt trotz Änderung der regionalen Ventilationsverteilung auch während der PP-Phase an. Es konnte gezeigt werden, dass die Berechnung von EIT-Indizes, wie der COG oder der IR, eine valide Beschreibung der perioperativen regionalen Ventilation ermöglicht.

Mit Hilfe der EIT steht eine Methode zur Verfügung, mit der der perioperative Einfluss von unterschiedlichen physiologischen und pathologischen Effekten und von therapeutischen Maßnahmen zur Verbesserung der regionalen Ventilation in Echtzeit verfolgt werden kann [14,22,137,138,139].

Der Einsatz der EIT erweitert das Monitoring zur Beurteilung der Lungenfunktion während operativer Eingriffe. Sie ist eine sinnvolle Ergänzung zur Messung der sonst üblichen Oxygenierungsparameter (PaO₂, PaO₂/FiO₂) und Variablen der Lungenmechanik (z.B. C_{res}) und lässt weitere Aussagen über die regionale Ventilationsverteilung bzw. das Ausmaß der Atelektasenbildung während der Induktion und Fortführung einer Narkose und während laparoskopischer Operationen zu.

Die vorliegende Studie hat gezeigt, dass die Verteilung der Ventilation zwischen den nicht-abhängigen und abhängigen Lungenarealen unterschiedlich ist. Es zeigte sich eine Zunahme der Ventilation in den ventralen nicht-abhängigen Lungenregionen. Diese Veränderungen vollzogen sich in der ZEEP-Gruppe stärker, insbesondere kurz nach Narkoseeinleitung. Die Verlagerung der Ventilationsverteilung nach ventral ist bekanntlich mitverantwortlich für die Ausbildung des pulmonalen Shunts und der regelhaft auftretenden Oxygenierungsstörung während der Narkose [11,15,91].

Die genauere Beschreibung und Quantifizierung von perioperativen Ventilationsphänomenen ist mit Hilfe von EIT-Indizes (IR, COG) möglich. Die Berechnung der EIT-Indizes zeigte ebenfalls, dass es nach der Narkoseinduktion zur Verschiebung der Ventilation in die nicht-abhängigen Lungenareale kommt. Dies liegt sowohl an der

kranialen Verschiebung der dorsalen Zwerchfellanteile als auch an der Atelektasenformation durch die Allgemeinanästhesie [47]. Sowohl für den COG als auch für die IR besteht ein signifikanter Unterschied zwischen den PEEP- und ZEEP-beatmeten Patienten. Der Schwerpunkt der Ventilation (COG) [89] und die tidale Ventilation (IR) [78] lagen in der PEEP-Gruppe weiter dorsal in den abhängigen Lungenarealen und zeigten eine signifikant homogenere Ventilationsverteilung als bei einer Beatmung ohne PEEP. Das Ausmaß der Ventilationsverschiebung nach ventral wird durch die IR stärker als durch den Schwerpunktindex abgebildet.

Zu einem ähnlichen Ergebnis kamen Frerichs et al. [37] bei der Berechnung des geometrischen Schwerpunktes im Vergleich von Spontanatmung gegenüber einer mechanischen Beatmung. Es ließ sich eine Abnahme der dorsalen Ventilation bei kontrollierter, mechanischer Beatmung im Gegensatz zur Spontanatmung darstellen.

Die Atelektasenbildung nach Narkoseinduktion [11,15,65,83,91] führt zu einer reduzierten C_{res} und zu einer sinkenden FRC und somit zu einer Zunahme des pulmonalen Shunts mit einer Oxygenierungsstörung [105]. Hierbei sind übergewichtige Patienten besonders gefährdet [2,29,109,111,161]. Die Oxygenierungsparameter PaO_2 , PF-Ratio und $AaDO_2$ zeigten in beiden Gruppen zwar keine gravierenden Oxygenierungsstörungen, dennoch fiel die PF-Ratio in der ZEEP-Gruppe nach Narkoseeinleitung zunächst ab. Die $AaDO_2$ war in der ZEEP-Gruppe deutlich höher, da ohne PEEP-Applikation mit einer deutlich ausgeprägteren Atelektasenbildung zu rechnen ist. Der initiale Abfall von PaO_2/FiO_2 und $AaDO_2$ in der ZEEP-Gruppe liegt an der Ausbildung von Kompressionsatelektasen insbesondere durch die Effekte der Allgemeinanästhesie und wird durch umfangreiche Voruntersuchungen von Rothen et al. [125,126] bestätigt. Ätiologisch ist der Anteil einer Resorptionsatelektasenbildung bei dem vorliegenden Kollektiv aufgrund einer niedrigen FiO_2 von 0,4 als gering einzustufen. In der vorliegenden Studie zeigte sich eine Abnahme der C_{res} in beiden Gruppen, die entsprechend der Oxygenierungsparameter in der ZEEP-Gruppe am stärksten war. Grundsätzlich konnte man feststellen, dass die Patienten der PEEP-Gruppe von ihrem Beatmungsregime profitierten und die Oxygenierungsparameter und die C_{res} signifikant höher waren. Erlandsson et al. [32] erweiterten in ihrer Studie das perioperative Standardmonitoring um die EIT und konnten mit Hilfe prä- und postoperativer EIT-Messungen bei adipösen Patienten ($BMI: 49 \pm 8 \text{ kg/m}^2$), die sich einer laparoskopischen Operation unterzogen, eine Beatmungsoptimierung mit einem PEEP (15 cm H_2O) erreichen. Es kam zu einer Verbesserung der Oxygenierung und einer Abnahme der Atelektasen.

Ob die generelle Anwendung eines PEEP für lungengesunde Patienten während laparoskopischer Operationen vorteilhaft ist und zu einer Verbesserung der Oxygenierung führt, ist unsicher und Gegenstand der wissenschaftlichen Diskussion. Es gibt nur wenige

Untersuchungen die eine Verbesserung der Oxygenierung während laparoskopischer Eingriffe zeigen und außerdem hauptsächlich an Tiermodellen erhoben wurden [63]. Es gilt jedoch allgemein als gesichert, dass die Applikation eines PEEP zum Erhalt der alveolären Funktionsfähigkeit beiträgt [124,127,131].

Ein wesentlicher methodischer Bestandteil unseres Studiendesigns war das initiale RM mit einem inspiratorischen Druck von 40 cm H₂O und die anschließende Beatmung mit einem PEEP von 10 cm H₂O oder 0 cm H₂O. Auch andere Studien zeigen, dass die Bildung von Resorptions- und Kompressionsatelektasen durch ein initiales RM reduziert wird, und die Oxygenierung verbessert wird [124,125,127,128,130]. Mehrere Untersuchungen insbesondere die von Lachmann et al. [82] haben gezeigt, dass die alleinige Anwendung eines PEEP ohne initiales RM nur zu unzureichendem pulmonalen Rekrutment führt. Eine aktuelle CT-Studie von Reinius et al. [122] zeigte bei übergewichtigen Patienten, dass ein Rekrutmentmanöver mit PEEP-Applikation zur Reduzierung von Atelektasen nach Narkoseeinleitung notwendig ist. Tusman et al. [154,155,156] bestätigen diese Ergebnisse bei nicht-übergewichtigen Kindern und Erwachsenen und betonen die wichtige Stellung des initialen Rekrutierungsvorganges im Beatmungskonzept mit PEEP. Allerdings wurden die genannten Studien nicht bei übergewichtigen Patienten während laparoskopischen Operationen (PP) durchgeführt.

Es bleiben die Fragen zu klären, inwieweit Variablen wie das Gewicht bzw. der BMI oder ein Rekrutierungsmanöver Einfluss auf die Verschlechterung oder Verbesserung der Oxygenierung während PEEP-Beatmung nehmen. Die derzeitige Studienlage spiegelt kein eindeutiges Ergebnis wider. Bei übergewichtigen Patienten kommt es nach Narkoseinduktion schneller zu einem Abfall der FRC unter das Verschlussvolumen (CV) [112,114,129]. Diese Patienten könnten trotz unauffälligem pulmonalen Status von einer PEEP-Beatmung profitieren [114,129]. Da die alleinige PEEP-Beatmung aufgrund von narkoseabhängigen Kompressions- und Resorptionsatelektasen nicht zu einer homogeneren Ventilationsverteilung führt, ist die initiale Rekrutierung der Lungen vor PEEP-Applikation sinnvoll [130,154]. Die Studienergebnisse von Pelosi et al. [113] zeigen, dass bei adipösen Patienten ohne PP die Oxygenierung zwischen PEEP- und ZEEP-Beatmung signifikant unterschiedlich ist, und dass bei normalgewichtigen Patienten kein Unterschied in der Oxygenierung zu beobachten ist. Die Gründe dafür liegen, nach den Autoren, in der Überblähung der nicht-abhängigen Lungenanteile, die deutlich geringer perfundiert sind und somit nicht wirklich zu einer Shuntreduktion beitragen können (*high V/Q* mit Zunahme des funktionellen Shunts). Man sollte jedoch berücksichtigen, dass Pelosi et al. eine Studienbeatmung mit PEEP ohne initiales RM gewählt haben und sich somit methodisch von der vorliegenden Studie unterscheiden. Dagegen konnten Studienergebnisse von Valenza et al. [159] zeigen, dass bei einem adipösen

Patientenkollektiv während des PPs die alleinige PEEP-Applikation - ohne initiale Rekrutierung - nicht ausreicht, um eine Verschlechterung der Oxygenierung und einen Abfall der FRC zu verhindern. Whalen et al. [167] konnten in ihrer Studie die Bedeutsamkeit eines Rekrutierungsmanövers vor PEEP-Applikation für die Verbesserung der Oxygenierung bei übergewichtigen Patienten zeigen.

Die Einflüsse der laparoskopischen Chirurgie im Hinblick auf pulmonale und hämodynamische Komplikationen werden unterschiedlich eingeschätzt [36,107,115,136,141]. Als wissenschaftlich gesichert gilt, dass durch die Etablierung eines PP respiratorische Veränderungen mit Ausbildung basaler Kompressionsatelektasen insbesondere durch die Zunahme des IAP und einer kranialen Verlagerung des Diaphragmas auftreten [104,135,143]. Die kardiozirkulatorischen Nebenwirkungen sind bei Patienten der ASA-Risikoklasse I und II zumeist klinisch nicht relevant [100].

Unsere Studie zeigte anhand der f-EIT-Bilder (prozentuale Ventilationsverteilung, IR, COG), dass es durch die Anlage eines PP zu einer inhomogenen Verteilung der Ventilation kommt. Die Ventilationsverteilung im EIT mit einer starken Impedanzveränderung in den nicht-abhängigen Lungenarealen und einer schwachen Impedanzveränderung in den schwerkraft-abhängigen dorsalen Lungenregionen stimmt mit den Ergebnissen der Arbeitsgruppe um Andersson et al. [6] überein. Sie konnten mittels CT beweisen, dass die Applikation eines IAP von 11-13 mmHg durch ein PP zu einer Zunahme der Atelektasenformation in den abhängigen Lungearealen führt.

Der Effekt des PP auf die Konfiguration des Zwerchfells und die resultierende Ventilationsveränderung durch die Bildung von Atelektasen wird durch die Verkleinerung des Y_{cog} verdeutlicht. Der Einfluss des PP führte insgesamt zu keiner weiteren Verlagerung der Ventilation (COG) in die ventralen Lungenareale in der PEEP-Gruppe. Dennoch gab es einzelne Patienten, bei denen der PEEP von 10 cm H₂O nicht ausreichte, um den Shift der Ventilation zu verhindern.

Während des PP kam es in beiden Gruppen abgesehen von der C_{res} zu keiner signifikanten Abnahme der Oxygenierungsparameter PaO_2 , $\text{PaO}_2/\text{FiO}_2$ und AaDO_2 . Zu diesen Ergebnissen kamen auch Pelosi et al. [110] und Sprung et al. [143] bei normal- und übergewichtigen Patienten. Demgegenüber stehen Studienergebnisse, die sogar eine Verbesserung der Oxygenierung bei einem erhöhten IAP feststellten [106,159]. In der vorliegenden Studie gleichen sich die PEEP- und ZEEP-Gruppen in der Verteilung der tidalen Ventilation (IR) während des PP an. Dieses Phänomen ist mit dem Anstieg des Gewebevolumens der Lunge erklärbar. Dass es zu keinem weiteren Abfall der Oxygenierung in der ZEEP-Gruppe während des PPs kam, könnte auf eine Redistribution der tidalen Ventilation in die besser durchbluteten, abhängigen Lungenareale unter VCV zurückzuführen sein. Dies könnte mit ein Grund dafür sein, dass es in der ZEEP-Gruppe

zu einer Abnahme der $AaDO_2$ unter PP kam. Diese Beobachtung wird von den Studienergebnissen von Anderson et al. bestätigt, die in einer Untersuchung der Ventilations-/Perfusionverhältnisse mit MIGET zeigen konnten, dass trotz Zunahme der dorsalen Atelektasen unter PP der pulmonale Shuntanteil sinkt [5].

Die Rechts-/Linksverteilung der Ventilation - insbesondere unter PP - zeigte einen geringen aber signifikanten Unterschied zwischen PEEP- und ZEEP-Beatmung. Bei PEEP-Beatmung ist die Ventilation insgesamt linksbetont, wohingegen die ZEEP-Beatmung zu einer rechtsbetonten Lungenventilation führt. Dieses Ergebnis zeigt, dass der Einfluss des Beatmungsdruckes und des PPs auf die einzelnen Lungenflügel unterschiedlich ausgeprägt ist.

2. Methodendiskussion: Studiendesign und EIT-Technik

Der gleichzeitige Einsatz eines PEEPs während des PPs wird kontrovers diskutiert, da es durch die potentielle Verminderung des venösen Rückstroms ebenfalls zu einer Abnahme des Herzzeitvolumens kommen kann [75]. Einige Studien zeigten, dass PEEP und ein erhöhter IAP zu keinen bis lediglich leichten hämodynamischen Veränderungen führt [31,86]. Allerdings ist insgesamt die Variabilität dieser Ergebnisse sehr groß, da es unter klinischen Studienbedingungen sehr anspruchsvoll ist, die Einflüsse auf die Hämodynamik zu kontrollieren (intravasaler Volumenstatus, IAP, kardiale Funktion). Kraut et al. [75] untersuchten in einem kleinen Patientenkollektiv (n=9) das Herzzeitvolumen während PP (15 mmHg) und einem PEEP von 10 cm H₂O oder ZEEP. Sie fanden eine Abnahme des Herzzeitvolumens um 56% bei gleichzeitigem Vorliegen von PEEP und PP. Trotz der erhöhten intrathorakalen Drücke bei der PEEP-Beatmung waren die beiden Gruppen der vorliegenden Studie hinsichtlich MAP und HF nicht unterschiedlich, wobei es nach Applikation des PP zu einer starken Zunahme der beiden Parameter kam. Die Veränderungen stimmen damit mit Ergebnissen von Andersson et al. [4] überein, waren aber geringer ausgeprägt. Inwieweit vorhandene hämodynamische Effekte für den pulmonalen Gasaustausch bedeutsam sind, wird in der wissenschaftlichen Literatur sehr unterschiedlich wiedergegeben.

Die fehlende Verbesserung der Oxygenierung durch eine PEEP-Erhöhung von 10 cm H₂O, kann zum einen durch eine Abnahme des Herzzeitvolumens aufgrund der intrathorakalen Druckerhöhung begründet sein. Auf der anderen Seite vertreten einige Autoren die Annahme, dass es durch die mögliche Umverteilung des Blutflusses unter PEEP-Beatmung zu einer Zunahme des intrapulmonalen Shuntvolumens kommt [150], indem schon eröffnete Lungenareale überbläht werden. So könnten die kardiozirkulatorischen Nebenwirkungen bei Patienten so ausgeprägt sein, dass die positiven Auswirkungen des PEEP auf den Gasaustausch, die Atemmechanik und die

endexpiratorischen Lungenvolumina aufgehoben werden [113,150]. In unserer Studie wurde auf weiteres hämodynamisches Monitoring (Herzzeitvolumenmessung, Echokardiographie) aufgrund der Invasivität und des schlechten Risiko-Nutzen-Verhältnisses verzichtet und muss letztlich als Limitierung des Studiendesigns angesehen werden. Außerdem kann aufgrund der Wahl von PEEP 10 cm H₂O und 0 cm H₂O kein direkter Rückschluss auf die in der klinischen Routine meist übliche Ventilation mit PEEP 5 cm H₂O bei lungengesunden Patienten gezogen werden.

Die Qualität der EIT-Messungen war in beiden Gruppen über den gesamten Zeitraum der Untersuchung gut und unterschied sich nicht signifikant. Es war in der vorliegenden Studie nicht möglich durchgehende EIT-Messungen durchzuführen, da das EIT sehr anfällig für elektrische Interferenzen ist. Von dem elektrischen Messer, welches zum Schneiden und Koagulieren von den Chirurgen benutzt wird, geht ein so starkes elektrisches Störsignal aus, dass eine EIT-Messung unmöglich ist. Die elektrischen Interferenzen durch chirurgische und anästhesiologische Geräte im OP [168] können zwar auch eine Einschränkung im Einsatz der EIT-Technik bedeuten, werden aber durch das Software-Paket des EIT-Systems reduziert, indem die elektromagnetische Umgebung des Gerätes analysiert wird und die EIT-Messungen stets bei der optimalen Frequenz mit der geringsten Interferenz stattfinden. Weitere Möglichkeiten zur Verbesserung der Bildqualität finden sich in den Ausführungen von Hahn et al. [62].

Außerdem ist bei der Auswertung der EIT-Bilder zu beachten, dass nicht nur die Atmung und Beatmung zyklische Veränderungen der Impedanz verursachen, sondern auch der kardiale und pulmonale Blutfluss, das Blutvolumen und der Anteil interstitieller Flüssigkeit. Die Messungen der vorliegenden Studie erfolgten auf der Höhe des sechsten ICR, so dass sich in der Projektion auf den menschlichen, erwachsenen Thorax die Elektroden ebene fast außerhalb der Herzebene befand. Aufgrund der für die Durchführung der laparoskopischen Cholezystektomie notwendigen sterilen Kautelen war eine tiefere Anbringung der Elektroden nicht möglich. Auf der Höhe des sechsten ICR war eine genaue Abgrenzung der linken und rechten Lunge schwierig. Dennoch kann man, wie Erlandsson et al. [32] in EIT-Analysen bestätigen, valide Aussagen über die Ventilation machen. Das liegt u.a. auch daran, dass die Tomogramme der EIT, im Gegensatz zur geringen Kollimation der CT von wenigen Millimetern, 3 – 10 cm dick sind [57].

Weiterhin erfolgte neben dem Backprojektionsalgorithmus zusätzlich die Auswertung der EIT-Daten mit dem Newton-Raphson-Algorithmus, die zwar nicht zu anderen Ergebnissen führte, aber durch eine stabilere Bildrekonstruktion den Einfluss von gestörten EIT-Signalen reduzierte [84]. Impedanzmessungen an einzelnen Oberflächenelektroden, die

nicht valide sind, wurden im Gegensatz zu den übrigen Messungen in der Bildrekonstruktion unterdrückt. Die Varianz der EIT-Werte nach der Newton-Raphson-Methode war ca. 6% geringer.

Eine weitere schon angesprochene Limitierung der EIT-Technik ist, dass sie dem Anwender keine direkten, absoluten Impedanzwerte bietet und somit einen interindividuellen Vergleich erschwert. Um dennoch einen Vergleich zwischen den Gruppen zu ermöglichen, wurde die IR [78] berechnet und ein neuer EIT-Index etabliert: der COG bzw. Schwerpunktindex (Y_{cog} und X_{cog}) [89].

Die Praktikabilität der Messungen ist nach einer Einarbeitung in das EIT-Gerät als gut zu bewerten. Der Vorgang der Elektrodenanbringung dauert bei erfahrenerm Personal ungefähr eine halbe Stunde. Desweiteren war die notwendige Hardware zum Zeitpunkt der Studie sehr umfangreich. Eine neue Entwicklung der Dräger Medical AG vereint sämtliche EIT-Technik in einem Gerät. Außerdem verfügt das Gerät über Elektrodengürtel aus Silikon in verschiedenen Größen. Diese innovativen Entwicklungen, die neben der Hardware auch die Software betreffen, erhöhen die Praktikabilität und Anwenderfreundlichkeit deutlich und machen den Einsatz der EIT in der Klinik wahrscheinlich.

Trotz der beschriebenen Einschränkungen durch das Studiendesign ist die vorliegende Untersuchung die erste klinische, prospektive Studie, die zwei praxisrelevante Beatmungsverfahren untersucht hat. Die Aussagekraft bisheriger EIT-Studien ist meist dadurch limitiert, dass es sich um experimentelle Tierversuchsstudien, Einzelfallbeschreibungen oder Untersuchungen mit nur einer geringen Patientenzahl handelt [22,99]. Somit konnte die Untersuchung zeigen, dass die EIT als bildgebendes Messverfahren die dynamischen Veränderungen der regionalen Ventilation perioperativ erfassen kann und eine individuelle Anpassung der Ventilation des Patienten erlaubt.

V. Zusammenfassung

Das frühzeitige Erkennen respiratorischer Komplikationen ist für die Senkung der perioperativen Morbidität des Patienten von zentraler Bedeutung. Ein Hauptteil der Komplikationen beruht auf der Bildung von Atelektasen. Bei der Beatmung lungengesunder Patienten während der Narkose kommt es regelhaft zu Ventilations- und Oxygenierungsstörungen aufgrund von Atelektasen - hauptsächlich durch einen unzureichenden Einsatz von PEEP. Darüber hinaus gibt es eine Reihe von individuellen Faktoren, die zu einer vermehrten Bildung regionaler Ventilationsstörungen beitragen können, wie die Adipositas, ein erhöhter intraabdomineller Druck während laparoskopischer Operationen (Pneumoperitoneum) oder die Lagerung des Patienten. Es ist belegt, dass ein initiales Rekrutierungsmanöver und insbesondere bei adipösen Patienten der Einsatz eines positiven endexpiratorischen Drucks hilfreich ist, Atelektasen zu vermeiden. Insgesamt bleibt aber für lungengesunde Patienten (ASA I und II), die während der Operation verschiedenen atelektasefördernden Faktoren ausgesetzt sind, die Frage nach dem Wert eines positiven endexpiratorischen Druckes während Narkose ungeklärt. Obwohl dem Anästhesisten eine Reihe von Messverfahren, wie z.B. die Pulsoxymetrie, Kapnometrie, Atemwegsdruckmessung und verschiedene errechnete respiratorische Parameter zur Beurteilung der Lungenfunktion zur Verfügung stehen, ist ein direkter Nachweis des intraoperativen, regionalen Lungenkollapses nicht möglich. Eine bettseitige, direkte Kontrolle der regionalen Ventilation während Operationen kann zukünftig die bildgebende Elektrische Impedanztomographie sein. Obwohl die Computertomographie der Goldstandard zur Erfassung der regionalen Ventilation und Darstellung regionaler Belüftungsstörungen ist, ist ihr Einsatz zur Beurteilung der Ventilation im OP oder bettseitig auf der Intensivstation nahezu unmöglich. Da Ventilationsstörungen dynamische Vorgänge sind, liegt der entscheidende Vorteil der Elektrischen Impedanztomographie darin, dass auf dynamische Veränderungen der regionalen Ventilation frühzeitig reagiert werden kann.

Das Ziel der klinischen Studie war es, den Effekt des positiven endexpiratorischen Druckes auf das Ausmaß der Atelektasenbildung während laparoskopischer Cholezystektomien mit Hilfe der Elektrischen Impedanztomographie zu untersuchen. Es sollte die Veränderung der regionalen Ventilationsverteilung bestimmt werden und die Berechnung des Ventilationsschwerpunktes sollten dabei helfen, die Atelektasenbildung besser zu beschreiben. Ferner sollte die Praktikabilität der Technik beim Einsatz im OP getestet werden. In die klinische Studie wurden 32 lungengesunde Patienten (ASA I und II) zur elektiven laparoskopischen Cholezystektomie eingeschlossen. Die Patienten

wurden in eine Beatmungsgruppe *PEEP* oder *ZEEP* mit einem endexpiratorischen Druck von 10 cm H₂O oder 0 cm H₂O randomisiert.

In der Studie konnte die Elektrische Impedanztomographie zeigen, dass ein initiales Rekrutierungsmanöver und die Beatmung mit einem positiven endexpiratorischen Druck die narkose- und operationsabhängige Verschiebung der Ventilation in die nicht-abhängigen Lungenareale verhindern kann und zu einer homogeneren Ventilationsverteilung führt. Während des Pneumoperitoneums zeigten Berechnungen des EIT-basierten Schwerpunktindex, dass eine Beatmung mit einem PEEP von 10 cm H₂O nicht bei allen Patienten ausreicht, um den ventralen Shift der Ventilation zu verhindern. Die Oxygenierung unter Beatmung mit einem positiven endexpiratorischen Druck war im Gruppenvergleich signifikant besser.

Als bildgebendes, dynamisches Monitoringverfahren erlaubt die Elektrische Impedanztomographie während laparoskopischer Cholezystektomien eine kontinuierliche Darstellung der globalen und regionalen Ventilation. Perioperative Einflüsse auf die Ventilation, wie die Narkoseeinleitung, die Beatmung mit einem positiven endexpiratorischen Druck oder die Applikation eines Pneumoperitoneums, können direkt erfasst werden. Somit lässt die EIT gegenüber globalen Oxygenierungsparametern oder der Compliance weitere Aussagen über das Ausmaß der Atelektasen bei lungengesunden Patienten während laparoskopischer Operationen zu.

Wesentliche Limitierungen der Methode sind die Störanfälligkeit durch starke elektrische Interferenzen (elektrisches Messer) und die Tatsache, dass die EIT dem Untersucher keine Absolutwerte sondern lediglich relative Werte bezogen auf einen Referenzzustand bietet. Insgesamt war die Praktikabilität der Messungen während der perioperativen Phase sehr zufriedenstellend, wobei die verwendete Hard- und Software vor Beginn der Studie eine längere Einarbeitung erforderte.

Die vorliegende Studie hat gezeigt, dass die Elektrische Impedanztomographie valide Daten zur Optimierung der Beatmungseinstellung liefert. Diese dynamische Bildgebung ermöglicht die sofortige Durchführung und Kontrolle notwendiger therapeutischer Interventionen.

VI. Literaturverzeichnis

- [1] Aboab J, Louis B, Jonson B, Brochard L: Relation between PaO₂/FiO₂ ratio and FiO₂: a mathematical description. *Intensive Care Med* 32, 1494-1497 (2006)
- [2] Adams JP, Murphy PG: Obesity in anaesthesia and intensive care. *Br J Anaesth* 85, 91-108 (2000)
- [3] 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* 83, 1762-1767 (1997)
- [4] Andersson L, Wallin CJ, Sollevi A, Odeberg-Werner S: Pneumoperitoneum in healthy humans does not affect central blood volume or cardiac output. *Acta Anaesthesiol Scand* 43, 809-814 (1999)
- [5] Andersson L, Lagerstrand L, Thorne A, Sollevi A, Brodin LA, Odeberg-Werner S: Effect of CO₂ pneumoperitoneum on ventilation-perfusion relationships during laparoscopic cholecystectomy. *Acta Anaesthesiol Scand* 46, 552-560 (2002)
- [6] Andersson LE, Baath M, Thorne A, Aspelin P, Odeberg-Werner S: Effect of carbon dioxide pneumoperitoneum on development of atelectasis during anesthesia, examined by spiral computed tomography. *Anesthesiology* 102, 293-299 (2005)
- [7] Barber DC: A review of image reconstruction techniques for electrical impedance tomography. *Med Phys* 16, 162-169 (1989)
- [8] Barber DC, Brown BH: Applied potential tomography. *J Br Interplanet Soc* 42, 391-393 (1989)
- [9] Barber DC, Brown BH: Recent developments in applied potential tomography information processing. In: Bacharach SL: *Proceedings of the 9th Conference of Information Processing in Medical Imaging*. 106-121, Martinus Nijhoff, Dordrecht (1986)
- [10] Bein T, Reber A: Atelektasen während der Anästhesie und Intensivbehandlung - Entstehungsmechanismen und Therapiemöglichkeiten. *Anesthesiol Intensivmed* 6, 477-486 (1999)
- [11] Bendixen HH, Hedley-Whyte J, Laver MB: Impaired Oxygenation in Surgical Patients During General Anesthesia with Controlled Ventilation. A Concept of Atelectasis. *N Engl J Med* 269, 991-996 (1963)
- [12] 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* 33, 2471-2478 (2005)

- [13] Berger MM, Gust R: Perioperative Evaluation der Lungenfunktion. *Anaesthesist* 54, 273-286 (2005)
- [14] Bodenstein M, David M, Markstaller K: Principles of electrical impedance tomography and its clinical application. *Crit Care Med* 37, 713-724 (2009)
- [15] Brismar B, Hedenstierna G, Lundquist H, Strandberg A, Svensson L, Tokics L: Pulmonary densities during anesthesia with muscular relaxation - a proposal of atelectasis. *Anesthesiology* 62, 422-428 (1985)
- [16] Brooks-Brunn JA: Predictors of postoperative pulmonary complications following abdominal surgery. *Chest* 111, 564-571 (1997)
- [17] Brown BH, Barber DC, Seagar AD: Applied potential tomography: possible clinical applications. *Clin Phys Physiol Meas* 6, 109-121 (1985)
- [18] Brown BH, Seagar AD: The Sheffield data collection system. *Clin Phys Physiol Meas* 8 Suppl A, 91-97 (1987)
- [19] Brown BH: Electrical impedance tomography (EIT): a review. *J Med Eng Technol* 27, 97-108 (2003)
- [20] Caples SM, Hubmayr RD: Respiratory monitoring tools in the intensive care unit. *Curr Opin Crit Care* 9, 230-235 (2003)
- [21] Celli BR, Rodriguez KS, Snider GL: A controlled trial of intermittent positive pressure breathing, incentive spirometry, and deep breathing exercises in preventing pulmonary complications after abdominal surgery. *Am Rev Respir Dis* 130, 12-15 (1984)
- [22] Costa EL, Lima RG, Amato MB: Electrical impedance tomography. *Curr Opin Crit Care* 15, 18-24 (2009)
- [23] Cressoni M, Caironi P, Polli F, Carlesso E, Chiumello D, Cadringer P: Anatomical and functional intrapulmonary shunt in acute respiratory distress syndrome. *Crit Care Med* 36, 669-675 (2008)
- [24] Dantzker DR, Lynch JP, Weg JG: Depression of cardiac output is a mechanism of shunt reduction in the therapy of acute respiratory failure. *Chest* 77, 636-642 (1980)
- [25] David M, Karmrodt J, Bletz C, David S, Herweling A, Kauczor HU, Markstaller K: Analysis of atelectasis, ventilated, and hyperinflated lung during mechanical ventilation by dynamic CT. *Chest* 128, 3757-3770 (2005)
- [26] Duggan M, Kavanagh BP: Pulmonary atelectasis: a pathogenic perioperative entity. *Anesthesiology* 102, 838-854 (2005)
- [27] Duggan M, Kavanagh BP: Atelectasis in the perioperative patient. *Curr Opin Anaesthesiol* 20, 37-42 (2007)

- [28] Dumont L, Mattys M, Mardirosoff C, Vervloesem N, Alle JL, Massaut J: Changes in pulmonary mechanics during laparoscopic gastroplasty in morbidly obese patients. *Acta Anaesthesiol Scand* 41, 408-413 (1997)
- [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* 95, 1788-1792 (2002)
- [30] Eichler W, Schumacher J, Roth-Isigkeit A, Braun J, Kuppe H, Klotz KF: Automated evaluation of functional residual capacity by oxygen washout. *J Clin Monit Comput* 17, 195-201 (2002)
- [31] Ekman LG, Abrahamsson J, Biber B, Forssman L, Milsom I, Sjoqvist BA: Hemodynamic changes during laparoscopy with positive end-expiratory pressure ventilation. *Acta Anaesthesiol Scand* 32, 447-453 (1988)
- [32] Erlandsson K, Odenstedt H, Lundin S, Stenqvist O: Positive end-expiratory pressure optimization using electric impedance tomography in morbidly obese patients during laparoscopic gastric bypass surgery. *Acta Anaesthesiol Scand* 50, 833-839 (2006)
- [33] Esteban A, Anzueto A, Frutos F, Alia I, Brochard L, Stewart TE, Benito S, Epstein SK, Apezteguia C, Nightingale P, Arroliga AC, Tobin MJ, Mechanical Ventilation International Study Group: Characteristics and outcomes in adult patients receiving mechanical ventilation: a 28-day international study. *JAMA* 287, 345-355 (2002)
- [34] Fairley HB: Changing perspectives in monitoring oxygenation. *Anesthesiology* 70, 2-4 (1989)
- [35] Fellahi JL, Valtier B, Beauchet A, Bourdarias JP, Jardin F: Does positive end-expiratory pressure ventilation improve left ventricular function? A comparative study by transesophageal echocardiography in cardiac and noncardiac patients. *Chest* 114, 556-562 (1998)
- [36] Frazee RC, Roberts JW, Okeson GC, Symmonds RE, Snyder SK, Hendricks JC, Smith RW: Open versus laparoscopic cholecystectomy. A comparison of postoperative pulmonary function. *Ann Surg* 213, 651-653 (1991)
- [37] Frerichs I, Hahn G, Golisch W, Kurpitz M, Burchardi H, Hellige G: Monitoring perioperative changes in distribution of pulmonary ventilation by functional electrical impedance tomography. *Acta Anaesthesiol Scand* 42, 721-726 (1998)
- [38] Frerichs I: Electrical impedance tomography (EIT) in applications related to lung and ventilation: a review of experimental and clinical activities. *Physiol Meas* 21, 1-21 (2000)

- [39] Frerichs I, Schiffmann H, Hahn G, Hellige G: Non-invasive radiation-free monitoring of regional lung ventilation in critically ill infants. *Intensive Care Med* 27, 1385-1394 (2001)
- [40] 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* 93, 660-666 (2002)
- [41] Frerichs I, Hinz J, Herrmann P, Weisser G, Hahn G, Quintel M, Hellige G: Regional lung perfusion as determined by electrical impedance tomography in comparison with electron beam CT imaging. *IEEE Trans Med Imaging* 21, 646-652 (2002)
- [42] Frerichs I, Braun P, Dudykevych T, Hahn G, Genee D, Hellige G: Distribution of ventilation in young and elderly adults determined by electrical impedance tomography. *Respir Physiol Neurobiol* 143, 63-75 (2004)
- [43] Frerichs I, Schiffmann H, Hahn G, Dudykevych T, Just A, Hellige G: Funktionelle elektrische Impedanztomographie. Eine Methode zur bettseitigen Überwachung der regionalen Lungenfunktion. *Intensivmed* 42, 66-73 (2005)
- [44] Frerichs I, Dargaville PA, van Genderingen H, Morel DR, Rimensberger PC: Lung volume recruitment after surfactant administration modifies spatial distribution of ventilation. *Am J Respir Crit Care Med* 174, 772-779 (2006)
- [45] Frerichs I, Schmitz G, Pulletz S, Schadler D, Zick G, Scholz J, Weiler N: Reproducibility of regional lung ventilation distribution determined by electrical impedance tomography during mechanical ventilation. *Physiol Meas* 28, 261-267 (2007)
- [46] Fretschner R, Deusch H, Weitnauer A, Brunner JX: A simple method to estimate functional residual capacity in mechanically ventilated patients. *Intensive Care Med* 19, 372-376 (1993)
- [47] Froese AB, Bryan AC: Effects of anesthesia and paralysis on diaphragmatic mechanics in man. *Anesthesiology* 41, 242-255 (1974)
- [48] Gattinoni L, Pesenti A, Bombino M, Baglioni S, Rivolta M, Rossi F, Rossi G, Fumagalli R, Marcolin R, Mascheroni D, et al.: Relationships between lung computed tomographic density, gas exchange, and PEEP in acute respiratory failure. *Anesthesiology* 69, 824-832 (1988)
- [49] 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* 164, 1701-1711 (2001)

- [50] 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* 354, 1775-1786 (2006)
- [51] Geddes LA, Baker LE: The specific resistance of biological material - a compendium of data for the biomedical engineer and physiologist. *Med Biol Eng* 5, 271-293 (1967)
- [52] Geddes LA, Baker LE: Response to passage of electric current through the body. *J Assoc Adv Med Instrum* 5, 13-18 (1971)
- [53] Gunnarsson L, Strandberg A, Brismar B, Tokics L, Lundquist H, Hedenstierna G: Atelectasis and gas exchange impairment during enflurane/nitrous oxide anaesthesia. *Acta Anaesthesiol Scand* 33, 629-637 (1989)
- [54] Gunnarsson L, Tokics L, Gustavsson H, Hedenstierna G: Influence of age on atelectasis formation and gas exchange impairment during general anaesthesia. *Br J Anaesth* 66, 423-432 (1991)
- [55] Hachenberg T, Lundquist H, Tokics L, Brismar B, Hedenstierna G: Analysis of lung density by computed tomography before and during general anaesthesia. *Acta Anaesthesiol Scand* 37, 549-555 (1993)
- [56] Hahn G, Dudykevych T, Frerichs I, Thiel F, Hellige G: A high performance electrical impedance tomography (EIT) system for clinical evaluation studies and space application. In: Hutten H Krösl P: *Proceedings of the 2nd European Medical & Biological Engineering Conference*. 110-111, Verlag der TU Graz, Graz (2002)
- [57] Hahn G, Hartung C, Hellige G: 6.2.5 Bestimmung der Größe minimal erfassbarer Areale mit Ventilationsstörungen. In: Hahn G Hartung C, Hellige G: *Elektrische Impedanztomographie (EIT) als Methode zur regionalen Beurteilung der Lungenventilation*. 1. Aufl., 77, Gustav Fischer, Mainz (1998)
- [58] Hahn G, Sipinkova I, Baisch F, Hellige G: Changes in the thoracic impedance distribution under different ventilatory conditions. *Physiol Meas* 16, 161-173 (1995)
- [59] Hahn G, Frerichs I, Kleyer M, Hellige G: Local mechanics of the lung tissue determined by functional EIT. *Physiol Meas* 17 Suppl 4A, 159-166 (1996)
- [60] Hahn G, Beer M, Frerichs I, Dudykevych T, Schroder T, Hellige G: A simple method to check the dynamic performance of electrical impedance tomography systems. *Physiol Meas* 21, 53-60 (2000)
- [61] Hahn G, Thiel F, Dudykevych T, Frerichs I, Gersing E, Schroder T, Hartung C, Hellige G: Quantitative evaluation of the performance of different electrical tomography devices. *Biomed Tech (Berl)* 46, 91-95 (2001)

- [62] Hahn G, Dittmar J, Just A, Hellige G: Improvements in the image quality of ventilatory tomograms by electrical impedance tomography. *Physiol Meas* 29, 51-61 (2008)
- [63] Hazebroek EJ, Haitsma JJ, Lachmann B, Bonjer HJ: Mechanical ventilation with positive end-expiratory pressure preserves arterial oxygenation during prolonged pneumoperitoneum. *Surg Endosc* 16, 685-689 (2002)
- [64] Hedenstierna G, Strandberg A, Brismar B, Lundquist H, Svensson L, Tokics L: Functional residual capacity, thoracoabdominal dimensions, and central blood volume during general anesthesia with muscle paralysis and mechanical ventilation. *Anesthesiology* 62, 247-254 (1985)
- [65] Hedenstierna G, Tokics L, Strandberg A, Lundquist H, Brismar B: Correlation of gas exchange impairment to development of atelectasis during anaesthesia and muscle paralysis. *Acta Anaesthesiol Scand* 30, 183-191 (1986)
- [66] Hedenstierna G, Lundquist H, Lundh B, Tokics L, Strandberg A, Brismar B, Frostell C: Pulmonary densities during anaesthesia. An experimental study on lung morphology and gas exchange. *Eur Respir J* 2, 528-535 (1989)
- [67] Hedenstierna G: Alveolar collapse and closure of airways: regular effects of anaesthesia. *Clin Physiol Funct Imaging* 23, 123-129 (2003)
- [68] Hedenstierna G, Edmark L: The effects of anesthesia and muscle paralysis on the respiratory system. *Intensive Care Med* 31, 1327-1335 (2005)
- [69] 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* 29, 37-43 (2003)
- [70] 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* 124, 314-322 (2003)
- [71] Hinz J, Gehoff A, Moerer O, Frerichs I, Hahn G, Hellige G, Quintel M: Regional filling characteristics of the lungs in mechanically ventilated patients with acute lung injury. *Eur J Anaesthesiol* 24, 414-424 (2007)
- [72] Hinz J, Hahn G, Quintel M: Elektrische Impedanztomographie: Reif für die klinische Routine bei beatmeten Patienten? *Anaesthesist* 57, 61-69 (2008)
- [73] Joyce CJ, Williams AB: Kinetics of absorption atelectasis during anesthesia: a mathematical model. *J Appl Physiol* 86, 1116-1125 (1999)
- [74] Kleen M, Zwissler B: Die Alveolargasgleichung. *Anaesthesist* 49, 153-154 (2000)
- [75] Kraut EJ, Anderson JT, Safwat A, Barbosa R, Wolfe BM: Impairment of cardiac performance by laparoscopy in patients receiving positive end-expiratory pressure. *Arch Surg* 134, 76-80 (1999)

- [76] Krayer S, Rehder K, Beck KC, Cameron PD, Didier EP, Hoffman EA: Quantification of thoracic volumes by three-dimensional imaging. *J Appl Physiol* 62, 591-598 (1987)
- [77] Krayer S, Rehder K, Vettermann J, Didier EP, Ritman EL: Position and motion of the human diaphragm during anesthesia-paralysis. *Anesthesiology* 70, 891-898 (1989)
- [78] Kunst PW, de Vries PM, Postmus PE, Bakker J: Evaluation of electrical impedance tomography in the measurement of PEEP-induced changes in lung volume. *Chest* 115, 1102-1106 (1999)
- [79] Kunst PW, Bohm SH, Vazquez de Anda G, Amato MB, Lachmann B, Postmus P E, de Vries PM: Regional pressure volume curves by electrical impedance tomography in a model of acute lung injury. *Crit Care Med* 28, 178-183 (2000)
- [80] Kunst PW, Vazquez de Anda G, Bohm SH, Faes TJ, Lachmann B, Postmus PE, de Vries PM: Monitoring of recruitment and derecruitment by electrical impedance tomography in a model of acute lung injury. *Crit Care Med* 28, 3891-3895 (2000)
- [81] Lachmann B, Robertson B, Vogel J: In vivo lung lavage as an experimental model of the respiratory distress syndrome. *Acta Anaesthesiol Scand* 24, 231-236 (1980)
- [82] Lachmann B: Open up the lung and keep the lung open. *Intensive Care Med* 18, 319-321 (1992)
- [83] Lindberg P, Gunnarsson L, Tokics L, Secher E, Lundquist H, Brismar B, Hedenstierna G: Atelectasis and lung function in the postoperative period. *Acta Anaesthesiol Scand* 36, 546-553 (1992)
- [84] Lionheart WR: EIT reconstruction algorithms: pitfalls, challenges and recent developments. *Physiol Meas* 25, 125-142 (2004)
- [85] Lionheart WR, Polydorides N, Borsic A: The reconstruction problem. In: DS Holder: *Series in Medical Physics and Biomedical Engineering: Electrical impedance tomography - methods, history and applications*. Institute of physics publishing, Bristol and Philadelphia (2005)
- [86] Loeckinger A, Kleinsasser A, Hoermann C, Gassner M, Keller C, Lindner KH: Inert gas exchange during pneumoperitoneum at incremental values of positive end-expiratory pressure. *Anesth Analg* 90, 466-471 (2000)
- [87] Loube DI, Andrada T, Howard RS: Accuracy of respiratory inductive plethysmography for the diagnosis of upper airway resistance syndrome. *Chest* 115, 1333-1337 (1999)
- [88] Luecke T, Pelosi P: Clinical review: Positive end-expiratory pressure and cardiac output. *Crit Care* 9, 607-621 (2005)

- [89] Luepschen H, Meier T, Grossherr M, Leibecke T, Karsten J, Leonhardt S: Protective ventilation using electrical impedance tomography. *Physiol Meas* 28, 247-260 (2007)
- [90] Lumb AB: Anaesthesia. In: Nunn's Applied respiratory Physiology. 5. Aufl., 420-459, Butterworth Heinemann, Oxford, (2000)
- [91] Lundquist H, Hedenstierna G, Strandberg A, Tokics L, Brismar B: CT-assessment of dependent lung densities in man during general anaesthesia. *Acta Radiol* 36, 626-632 (1995)
- [92] Magnusson L, Spahn DR: New concepts of atelectasis during general anaesthesia. *Br J Anaesth* 91, 61-72 (2003)
- [93] Malbouisson LM, Muller JC, Constantin JM, Lu Q, Puybasset L, Rouby JJ: Computed tomography assessment of positive end-expiratory pressure-induced alveolar recruitment in patients with acute respiratory distress syndrome. *Am J Respir Crit Care Med* 163, 1444-1450 (2001)
- [94] Malbouisson LM, Humberto F, Rodrigues Rdos R, Carmona MJ, Auler JO: Atelectasis during anesthesia: pathophysiology and treatment. *Rev Bras Anesthesiol* 58, 73-83 (2008)
- [95] Max M, Dembinski R: Pulmonaler Gasaustausch in Narkose. *Anaesthesist* 49, 771-783 (2000)
- [96] 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* 391, 383-389 (2006)
- [97] 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* 34, 543-550 (2008)
- [98] Mols G, Priebe HJ, Guttman J: Alveolar recruitment in acute lung injury. *Br J Anaesth* 96, 156-166 (2006)
- [99] Muders T, Luepschen H, Putensen C: Impedance tomography as a new monitoring technique. *Curr Opin Crit Care* 16, 269-275 (2010)
- [100] Neudecker J, Sauerland S, Neugebauer E, Bergamaschi R, Bonjer HJ, Cuschieri A, Fuchs KH, Jacobi C, Jansen FW, Koivusalo AM, Lacy A, McMahon MJ, Millat B, Schwenk W: The European Association for Endoscopic Surgery clinical practice guideline on the pneumoperitoneum for laparoscopic surgery. *Surg Endosc* 16, 1121-1143 (2002)

- [101] Neumann P, Berglund JE, Fernandez Mondejar E, Magnusson A, Hedenstierna G: Dynamics of lung collapse and recruitment during prolonged breathing in porcine lung injury. *J Appl Physiol* 85, 1533-1543 (1998)
- [102] Neumann P, Zinserling J, Haase C, Sydow M, Burchardi H: Evaluation of respiratory inductive plethysmography in controlled ventilation: measurement of tidal volume and PEEP-induced changes of end-expiratory lung volume. *Chest* 113, 443-451 (1998)
- [103] Neumann P, Rothen HU, Berglund JE, Valtysson J, Magnusson A, Hedenstierna G: Positive end-expiratory pressure prevents atelectasis during general anaesthesia even in the presence of a high inspired oxygen concentration. *Acta Anaesthesiol Scand* 43, 295-301 (1999)
- [104] Nguyen NT, Wolfe BM: The physiologic effects of pneumoperitoneum in the morbidly obese. *Ann Surg* 241, 219-226 (2005)
- [105] Nunn JF, Payne JP: Hypoxaemia after general anaesthesia. *Lancet* 2, 631-632 (1962)
- [106] Odeberg S, Sollevi A: Pneumoperitoneum for laparoscopic surgery does not increase venous admixture. *Eur J Anaesthesiol* 12, 541-548 (1995)
- [107] Paulin EC, Mamazza J, Breton G, Fortin CL, Wabha R, Ergina P: Evaluation of pulmonary function in laparoscopic cholecystectomy. *Surg Laparosc Endosc* 2, 292-296 (1992)
- [108] Pedersen T, Viby-Mogensen J, Ringsted C: Anaesthetic practice and postoperative pulmonary complications. *Acta Anaesthesiol Scand* 36, 812-818 (1992)
- [109] Pelosi P, Croci M, Ravagnan I, Vicardi P, Gattinoni L: Total respiratory system, lung, and chest wall mechanics in sedated-paralyzed postoperative morbidly obese patients. *Chest* 109, 144-151 (1996)
- [110] Pelosi P, Foti G, Cereda M, Vicardi P, Gattinoni L: Effects of carbon dioxide insufflation for laparoscopic cholecystectomy on the respiratory system. *Anaesthesia* 51, 744-749 (1996)
- [111] Pelosi P, Croci M, Ravagnan I, Cerisara M, Vicardi P, Lissoni A, Gattinoni L: Respiratory system mechanics in sedated, paralyzed, morbidly obese patients. *J Appl Physiol* 82, 811-818 (1997)
- [112] Pelosi P, Croci M, Ravagnan I, Tredici S, Pedoto A, Lissoni A, Gattinoni L: The effects of body mass on lung volumes, respiratory mechanics, and gas exchange during general anesthesia. *Anesth Analg* 87, 654-660 (1998)
- [113] Pelosi P, Ravagnan I, Giurati G, Panigada M, Bottino N, Tredici S, Eccher G, Gattinoni L: Positive end-expiratory pressure improves respiratory function in

- obese but not in normal subjects during anesthesia and paralysis. *Anesthesiology* 91, 1221-1231 (1999)
- [114] Pelosi P, Rocco PR: Airway closure: the silent killer of peripheral airways. *Crit Care* 11, 114 (2007)
- [115] Peters JH, Ortega A, Lehnerd SL, Campbell AJ, Schwartz DC, Ellison EC, Innes JT: The physiology of laparoscopic surgery: pulmonary function after laparoscopic cholecystectomy. *Surg Laparosc Endosc* 3, 370-374 (1993)
- [116] Pinsky MR: Cardiovascular issues in respiratory care. *Chest* 128, 592-597 (2005)
- [117] Putensen C, Wrigge H, Zinserling J: Electrical impedance tomography guided ventilation therapy. *Curr Opin Crit Care* 13, 344-350 (2007)
- [118] Puybasset L, Cluzel P, Chao N, Slutsky AS, Coriat P, Rouby JJ: A computed tomography scan assessment of regional lung volume in acute lung injury. The CT Scan ARDS Study Group. *Am J Respir Crit Care Med* 158, 1644-1655 (1998)
- [119] Rabbani KS, Hassan M, Kiber A: 3D object localization using EIT measurements at two levels. *Physiol Meas* 17, 189-199 (1996)
- [120] Reber A, Nylund U, Hedenstierna G: Position and shape of the diaphragm: implications for atelectasis formation. *Anaesthesia* 53, 1054-1061 (1998)
- [121] Rehder K, Knopp TJ, Sessler AD, Didier EP: Ventilation-perfusion relationship in young healthy awake and anesthetized-paralyzed man. *J Appl Physiol* 47, 745-753 (1979)
- [122] Reinius H, Jonsson L, Gustafsson S, Sundbom M, Duvernoy O, Pelosi P, Hedenstierna G, Freden F: Prevention of atelectasis in morbidly obese patients during general anesthesia and paralysis: a computerized tomography study. *Anesthesiology* 111, 979-987 (2009)
- [123] Rigaud B, Morucci JP: Bioelectrical impedance techniques in medicine. Part III: Impedance imaging. First section: general concepts and hardware. *Crit Rev Biomed Eng* 24, 467-597 (1996)
- [124] Rothen HU, Sporre B, Engberg G, Wegenius G, Hedenstierna G: Re-expansion of atelectasis during general anaesthesia: a computed tomography study. *Br J Anaesth* 71, 788-795 (1993)
- [125] Rothen HU, Sporre B, Engberg G, Wegenius G, Hedenstierna G: Reexpansion of atelectasis during general anaesthesia may have a prolonged effect. *Acta Anaesthesiol Scand* 39, 118-125 (1995)
- [126] Rothen HU, Sporre B, Engberg G, Wegenius G, Hogman M, Hedenstierna G: Influence of gas composition on recurrence of atelectasis after a reexpansion maneuver during general anesthesia. *Anesthesiology* 82, 832-842 (1995)

- [127] Rothen HU, Sporre B, Engberg G, Wegenius G, Reber A, Hedenstierna G: Prevention of atelectasis during general anaesthesia. *Lancet* 345, 1387-1391 (1995)
- [128] Rothen HU, Sporre B, Engberg G, Wegenius G, Reber A, Hedenstierna G: Atelectasis and pulmonary shunting during induction of general anaesthesia - can they be avoided? *Acta Anaesthesiol Scand* 40, 524-529 (1996)
- [129] Rothen HU, Sporre B, Engberg G, Wegenius G, Hedenstierna G: Airway closure, atelectasis and gas exchange during general anaesthesia. *Br J Anaesth* 81, 681-686 (1998)
- [130] Rothen HU, Neumann P, Berglund JE, Valtysson J, Magnusson A, Hedenstierna G: Dynamics of re-expansion of atelectasis during general anaesthesia. *Br J Anaesth* 82, 551-556 (1999)
- [131] Rouby JJ: Optimizing lung aeration in positive end-expiratory pressure. *Am J Respir Crit Care Med* 170, 1039-1040 (2004)
- [132] Rouby JJ, Lu Q, Vieira S: Pressure/volume curves and lung computed tomography in acute respiratory distress syndrome. *Crit Care Med* 22, 27-36 (2003)
- [133] Rusca M, Proietti S, Schnyder P, Frascarolo P, Hedenstierna G, Spahn DR, Magnusson L: Prevention of atelectasis formation during induction of general anaesthesia. *Anesth Analg* 97, 1835-1839 (2003)
- [134] Rylander C, Hogman M, Perchiazzi G, Magnusson A, Hedenstierna G: Functional residual capacity and respiratory mechanics as indicators of aeration and collapse in experimental lung injury. *Anesth Analg* 98, 782-789 (2004)
- [135] Safran DB, Orlando R, 3rd: Physiologic effects of pneumoperitoneum. *Am J Surg* 167, 281-286 (1994)
- [136] Schauer PR, Luna J, Ghiatas AA, Glen ME, Warren JM, Sirinek KR: Pulmonary function after laparoscopic cholecystectomy. *Surgery* 114, 389-397 (1993)
- [137] Schibler A, Calzia E: Electrical impedance tomography: a future item on the "Christmas Wish List" of the intensivist? *Intensive Care Med* 34, 400-401 (2008)
- [138] Schultz MJ: Electrical impedance tomography - a new toy for boys or the future for mechanically ventilated patients? *Crit Care Med* 36, 1380-1381 (2008)
- [139] Schultz MJ, Haitsma JJ: How to detect tidal recruitment and/or alveolar hyperinflation - computed tomography, electrical impedance tomography, or stress index? *Crit Care Med* 36, 1020-1021 (2008)
- [140] Schulz KF, Altman DG, Moher D: CONSORT 2010 statement: updated guidelines for reporting parallel group randomised trials. *BMJ* 340, c332 (2010)

- [141] Sharma KC, Brandstetter RD, Brensilver JM, Jung LD: Cardiopulmonary physiology and pathophysiology as a consequence of laparoscopic surgery. *Chest* 110, 810-815 (1996)
- [142] Smith I, Fleming S, Cernaianu A: Mishaps during transport from the intensive care unit. *Crit Care Med* 18, 278-281 (1990)
- [143] Sprung J, Whalley DG, Falcone T, Warner DO, Hubmayr RD, Hammel J: The impact of morbid obesity, pneumoperitoneum, and posture on respiratory system mechanics and oxygenation during laparoscopy. *Anesth Analg* 94, 1345-1350 (2002)
- [144] Strandberg A, Tokics L, Brismar B, Lundquist H, Hedenstierna G: Atelectasis during anaesthesia and in the postoperative period. *Acta Anaesthesiol Scand* 30, 154-158 (1986)
- [145] Strandberg A, Tokics L, Brismar B, Lundquist H, Hedenstierna G: Constitutional factors promoting development of atelectasis during anaesthesia. *Acta Anaesthesiol Scand* 31, 21-24 (1987)
- [146] Sykes MK, Young WE, Robinson BE: Oxygenation During Anaesthesia with Controlled Ventilation. *Br J Anaesth* 37, 314-325 (1965)
- [147] Teichgraber UK, Pinkernelle J, Jurgensen JS, Ricke J, Kaisers U: Portable computed tomography performed on the intensive care unit. *Intensive Care Med* 29, 491-495 (2003)
- [148] Tobin MJ: Mechanical ventilation. *N Engl J Med* 330, 1056-1061 (1994)
- [149] Tobin MJ: Advances in mechanical ventilation. *N Engl J Med* 344, 1986-1996 (2001)
- [150] 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* 66, 157-167 (1987)
- [151] 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* 31, 684-692 (1987)
- [152] 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* 81, 1822-1833 (1996)
- [153] Tremblay LN, Slutsky AS: Ventilator-induced lung injury: from barotrauma to biotrauma. *Proc Assoc Am Physicians* 110, 482-488 (1998)

- [154] Tusman G, Bohm SH, Vazquez de Anda GF, do Campo JL, Lachmann B: 'Alveolar recruitment strategy' improves arterial oxygenation during general anaesthesia. *Br J Anaesth* 82, 8-13 (1999)
- [155] Tusman G, Bohm SH, Tempira A, Melkun F, Garcia E, Turchetto E, Mulder PG, Lachmann B: Effects of recruitment maneuver on atelectasis in anesthetized children. *Anesthesiology* 98, 14-22 (2003)
- [156] Tusman G, Bohm SH, Suarez-Sipmann F, Turchetto E: Alveolar recruitment improves ventilatory efficiency of the lungs during anaesthesia. *Can J Anaesth* 51, 723-727 (2004)
- [157] Tusman G, Bohm SH, Sipmann FS, Maisch S: Lung recruitment improves the efficiency of ventilation and gas exchange during one-lung ventilation anesthesia. *Anesth Analg* 98, 1604-1609 (2004)
- [158] Tuxen DV: Detrimental effects of positive end-expiratory pressure during controlled mechanical ventilation of patients with severe airflow obstruction. *Am Rev Respir Dis* 140, 5-9 (1989)
- [159] Valenza F, Vagginelli F, Tiby A, Francesconi S, Ronzoni G, Guglielmi M, Zappa M, Lattuada E, Gattinoni L: Effects of the beach chair position, positive end-expiratory pressure, and pneumoperitoneum on respiratory function in morbidly obese patients during anesthesia and paralysis. *Anesthesiology* 107, 725-732 (2007)
- [160] Victorino JA, Borges JB, Okamoto VN, Matos GF, Tucci MR, Caramez 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* 169, 791-800 (2004)
- [161] von Ungern-Sternberg BS, Regli A, Schneider MC, Kunz F, Reber A: Effect of obesity and site of surgery on perioperative lung volumes. *Br J Anaesth* 92, 202-207 (2004)
- [162] Wagner PD, Laravuso RB, Uhl RR, West JB: Continuous distributions of ventilation-perfusion ratios in normal subjects breathing air and 100 per cent O₂. *J Clin Invest* 54, 54-68 (1974)
- [163] Warner DO, Warner MA, Ritman EL: Atelectasis and chest wall shape during halothane anesthesia. *Anesthesiology* 85, 49-59 (1996)
- [164] 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* 32, 256-262 (2004)
- [165] West JB, Dollery CT, Naimark A: Distribution of Blood Flow in Isolated Lung; Relation to Vascular and Alveolar Pressures. *J Appl Physiol* 19, 713-724 (1964)

- [166] West JB: State of the art: ventilation-perfusion relationships. *Am Rev Respir Dis* 116, 919-943 (1977)
- [167] Whalen FX, Gajic O, Thompson GB, Kendrick ML, Que FL, Williams BA, Joyner MJ, Hubmayr RD, Warner DO, Sprung J: The effects of the alveolar recruitment maneuver and positive end-expiratory pressure on arterial oxygenation during laparoscopic bariatric surgery. *Anesth Analg* 102, 298-305 (2006)
- [168] Wolf GK, Arnold JH: Noninvasive assessment of lung volume: respiratory inductance plethysmography and electrical impedance tomography. *Crit Care Med* 33, 163-169 (2005)
- [169] Wolf GK, Arnold JH: Electrical impedance tomography: Ready for prime time? *Intensive Care Med* 32, 1290-1292 (2006)
- [170] Yorkey TJ, Webster JG: A comparison of impedance tomographic reconstruction algorithms. *Clin Phys Physiol Meas* 8 Suppl A, 55-62 (1987)
- [171] Yorkey TJ, Webster JG, Tompkins WJ: Comparing reconstruction algorithms for electrical impedance tomography. *IEEE Trans Biomed Eng* 34, 843-852 (1987)

VII. Anhang

	T ₀	T ₁	T ₂	T ₃	T ₄	p(QdV)
PaO₂						
ZEEP	85,0 ± 3,3	150,5 ± 11,5§	156,7 ± 10,4#§	158,1 ± 10,9§	161,5 ± 11,1#§	0,02(g) <0,001(t)
PEEP	85,5 ± 3,3	204,2 ± 11,5*§	185,9 ± 10,4§	190,2 ± 10,9*§	192,3 ± 11,1§	0,002(g*t)
PaO₂/FiO₂						
ZEEP	404,1 ± 16,3	381,9 ± 30,9	393,5 ± 27,4	396,2 ± 28,5	411,1 ± 28,9#	0,04(g) 0,10(t)
PEEP	406,9 ± 15,8	497,8 ± 29,9*§	466,4 ± 26,5§	475,9 ± 27,6§	478,2 ± 28,0§	0,01(g*t)
AaDO₂						
ZEEP	20,1 ± 3,1	88,3 ± 13,3§	78,5 ± 11,2§	76,1 ± 11,4#§	70,4 ± 11,2#§	0,045(g) <0,001(t)
PEEP	18,3 ± 3,0	47,4 ± 12,9*	49,1 ± 10,8§	44,4 ± 11,1§	45,6 ± 10,8§	0,08(g*t)

Tabelle 12. Perioperativer Verlauf der Oxygenierungsparameter in tabellarischer Auflistung (M±SEM); PEEP: n=16, ZEEP: n=15; (arterieller Sauerstoffpartialdruck, PaO₂, [mmHg]; Horowitz-Quotient, PaO₂/FiO₂, [mmHg]; alveolo-arterielle Sauerstoffpartialdruckdifferenz, AaDO₂, [mmHg]). *p PEEP vs. ZEEP, #p T₂₋₄ vs. T₁, §p vs. Spontanatmung.

	T ₁	T ₂	T ₃	T ₄	p(QdV)
C_{res}					
ZEEP	46,2 ± 9,5	29,8 ± 4,9#	30,2 ± 5,1#	41,6 ± 10,9#	0,006(g) <0,001(t)
PEEP	56,6 ± 15,0*	39,4 ± 11,2*#	38,2 ± 9,8*#	52,8 ± 11,1*	0,58(g*t)

Tabelle 13. Intraoperativer Verlauf der respiratorischen Compliance (M±SD); PEEP:n=16, ZEEP: n=15; (respiratorische Compliance, C_{res}, [ml/cmH₂O]). *p PEEP vs. ZEEP, #p T₂₋₄ vs. T₁, §p vs. Spontanatmung.

	T ₀	T ₁	T ₂	T ₃	T ₄	p(QdV)
Nicht-abhängige Lungenareale						
ZEEP	57,3 ± 8,3	78,6 ± 7,3§	72,8 ± 7,9#§	72,2 ± 6,4#§	74,5 ± 7,0#§	0,009(g) <0,001(t)
PEEP	55,6 ± 10,7	63,6 ± 14,1*§	66,1 ± 9,0*§	68,9 ± 9,8#§	62,4 ± 11,8*§	0,001(g*t)
Abhängige Lungenareale						
ZEEP	56,6 ± 8,7	77,0 ± 7,3§	69,5 ± 6,8#§	69,2 ± 5,7#§	73,2 ± 7,0#§	0,008(g) <0,001(t)
PEEP	56,2 ± 10,0	62,1 ± 12,8*	64,9 ± 8,5§	65,6 ± 7,5§	62,5 ± 11,0*§	0,001(g*t)
Abhängige Lungenareale						
ZEEP	42,7 ± 8,3	21,7 ± 6,8§	27,2 ± 7,9#§	27,8 ± 6,4#§	25,5 ± 7,0#§	0,05(g) <0,001(t)
PEEP	43,3 ± 11,3	36,9 ± 13,7*	33,9 ± 9,0*§	32,8 ± 7,2§	38,4 ± 11,8*§	0,001(g*t)
Abhängige Lungenareale						
ZEEP	43,4 ± 8,7	23,0 ± 7,3§	30,5 ± 6,8#§	30,8 ± 5,7#§	26,8 ± 7,0#§	0,008(g) <0,001(t)
PEEP	43,8 ± 10,0	37,9 ± 12,8*	35,1 ± 8,5§	34,4 ± 7,5§	37,5 ± 11,0*§	0,001(g*t)

Tabelle 14. Perioperative prozentuale Verteilung der regionalen Ventilation (TV in %) in den nicht-abhängigen und abhängigen Lungenarealen (M±SD); PEEP: n=16, ZEEP: n=15. Die EIT-Daten wurden sowohl mittels Backprojektionsverfahren (*schwarz*) als auch mittels Newton-Raphson-Methode (*grau*) berechnet. Das Signifikanzniveau wurde als p<0,05 definiert. *p PEEP vs. ZEEP, #p T₂₋₄ vs. T₁, §p vs. Spontanatmung.

	T ₀	T ₁	T ₂	T ₃	T ₄	p(QdV)
ROI 1 (TV in %)						
ZEEP	8,4 ± 2,6	20,1 ± 7,9§	24,6 ± 9,8#§	23,5 ± 8,7#§	20,4 ± 8,7§	0,007(g) <0,001(t) 0,002(g*t)
PEEP	8,5 ± 3,7	12,3 ± 4,1*§	18,2 ± 4,5*#§	18,5 ± 3,7*#§	12,0 ± 2,9*§	
ROI 2 (TV in %)						
ZEEP	48,9 ± 6,6	58,5 ± 6,7§	48,3 ± 8,1#	48,7 ± 7,9#	54,1 ± 7,4#§	0,363(g) <0,001(t) 0,027(g*t)
PEEP	47,1 ± 9,6	51,3 ± 10,6*	47,9 ± 6,9	50,5 ± 7,7	50,5 ± 9,5	
ROI 3 (TV in %)						
ZEEP	37,2 ± 7,5	18,1 ± 6,4§	22,6 ± 7,4§	23,4 ± 5,8#§	21,4 ± 6,4#§	0,006(g) <0,001(t) 0,003(g*t)
PEEP	38,5 ± 10,7	31,4 ± 12,4*§	28,6 ± 7,9*§	27,8 ± 5,9*§	32,2 ± 10,6*§	
ROI 4 (TV in %)						
ZEEP	5,5 ± 1,6	3,6 ± 0,6§	4,6 ± 1,4#	4,5 ± 1,2#	4,0 ± 0,9§	0,05(g) 0,51(t) 0,02(g*t)
PEEP	4,8 ± 1,9	5,5 ± 1,8*	5,3 ± 2,1	5,0 ± 1,9#	6,2 ± 3,6*	
ROI 5 (TV in %)						
ZEEP	6,2 ± 1,6	2,9 ± 1,1§	4,2 ± 1,7#§	4,3 ± 1,7#§	3,3 ± 1,4#§	0,27(g) <0,001(t) 0,01(g*t)
PEEP	6,0 ± 2,1	4,6 ± 1,9*§	4,2 ± 1,8§	4,2 ± 2,1§	4,7 ± 1,6*§	

Tabelle 15. Verteilung der perioperativen, regionalen Ventilationsverteilung in tabellarischer Auflistung (M±SD); PEEP: n=16, ZEEP: n=15. Die Angaben (in %) entsprechen der prozentualen Verteilung der regionalen, relativen Impedanzänderung (rel. Δ Z). Backprojektionsverfahren (*schwarz*), Newton-Raphson-Methode (*grau*). Das Signifikanzniveau wurde als p<0,05 definiert. *p PEEP vs. ZEEP, #p T₂₋₄ vs. T₁, §p vs. Spontanatmung.

	T ₀	T ₁	T ₂	T ₃	T ₄	p(QdV)
IR-Quotient (IR_{vid})						
ZEEP	1,4 ± 0,5	4,1 ± 1,7§	3,4 ± 3,3§	2,8 ± 0,8#§	3,4 ± 1,9#§	0,04(g) 0,002(t) 0,144(g*t)
PEEP	1,5 ± 0,7	2,4 ± 2,2*§	2,2 ± 1,1§	2,3 ± 1,0§	2,1 ± 1,9	
ROI 6 (TV in %)						
ZEEP	1,4 ± 0,6	3,8 ± 1,6§	2,5 ± 1,4§	2,3 ± 0,6#§	3,1 ± 1,5#§	0,033(g) <0,001(t) 0,01(g*t)
PEEP	1,4 ± 0,6	2,1 ± 1,5*	2,1 ± 1,0§	2,1 ± 1,0§	2,0 ± 1,5	

Tabelle 16. Perioperativer Verlauf der IR_{vid}-Quotienten in tabellarischer Auflistung (M±SD); PEEP: n=16, ZEEP: n=15; Backprojektionsverfahren (*schwarz*), Newton-Raphson-Methode (*grau*). Das Signifikanzniveau wurde als p<0,05. *p PEEP vs. ZEEP, #p T₂₋₄ vs. T₁, §p vs. Spontanatmung.

	T ₀	T ₁	T ₂	T ₃	T ₄	p(QdV)
IR-Quotient (IR_{rl})						
ZEEP	1,0 ± 0,1	1,2 ± 0,2§	1,7 ± 2,2	1,6 ± 1,9	1,1 ± 0,3	0,12(g) 0,49(t)
PEEP	1,0 ± 0,1	1,0 ± 0,2	0,9 ± 0,2#§	0,8 ± 0,3#	1,0 ± 0,3	0,18(g*t)
ZEEP	1,0 ± 1,2	1,2 ± 0,2§	1,6 ± 2,0	1,4 ± 1,1	1,1 ± 0,3	0,09(g) 0,53(t)
PEEP	1,1 ± 1,3	1,0 ± 0,2	0,8 ± 0,3#§	0,9 ± 0,4§	1,0 ± 0,3	0,15(g*t)

Tabelle 17. Perioperativer Verlauf der Ventilationsverteilung in der rechten und linken Lunge (IR) (M±SD); PEEP: n=16, ZEEP: n=15; Backprojektionsverfahren (*schwarz*), Newton-Raphson-Methode (*grau*). *p PEEP vs. ZEEP, #p T₂₋₄ vs. T₁, §p vs. Spontanatmung.

	T ₀	T ₁	T ₂	T ₃	T ₄	p(QdV)
Y_{cog}						
ZEEP	15,3 ± 1,4	12,9 ± 1,0§	13,3 ± 1,0§	13,1 ± 0,9§	13,2 ± 1,0§	<0,001(g) <0,001(t)
PEEP	15,8 ± 1,1	15,2 ± 1,4*	14,3 ± 0,9*#§	13,7 ± 0,8*#§	14,7 ± 0,9*§	0,001(g*t)
ZEEP	16,0 ± 0,7	13,6 ± 0,8§	13,9 ± 0,8§	14,1 ± 0,8#§	13,9 ± 0,8#§	0,001(g) <0,001(t)
PEEP	15,9 ± 0,8	15,4 ± 1,1*	14,6 ± 0,8*#§	14,7 ± 0,7*#§	15,3 ± 0,9*§	<0,001(g*t)
X_{cog}						
ZEEP	16,6 ± 2,2	16,1 ± 1,6	16,1 ± 1,8	16,1 ± 1,4	16,2 ± 1,4	0,99(g) 0,60(t)
PEEP	15,8 ± 1,9	16,1 ± 2,1	15,9 ± 1,2#	16,6 ± 1,3#	16,7 ± 1,1#	0,27(g*t)
ZEEP	16,3 ± 0,3	16,1 ± 0,4	16,2 ± 0,6	16,3 ± 0,6	16,2 ± 0,5	0,007(g) 0,03(t)
PEEP	16,3 ± 0,4	16,5 ± 0,5*	16,9 ± 0,7*§	16,9 ± 0,7*#§	16,6 ± 0,5*§	0,024(g*t)

Tabelle 18. Perioperative Daten des Schwerpunkt-Index des fEIT-Bildes (COG) (M±SD); PEEP: n=16, ZEEP: n=15. Backprojektionsverfahren (*schwarz*), Newton-Raphson-Methode (*grau*). Das Signifikanzniveau wurde als <0,05 definiert. *p PEEP vs. ZEEP, #p T₂₋₄ vs. T₁, §p vs. Spontanatmung.

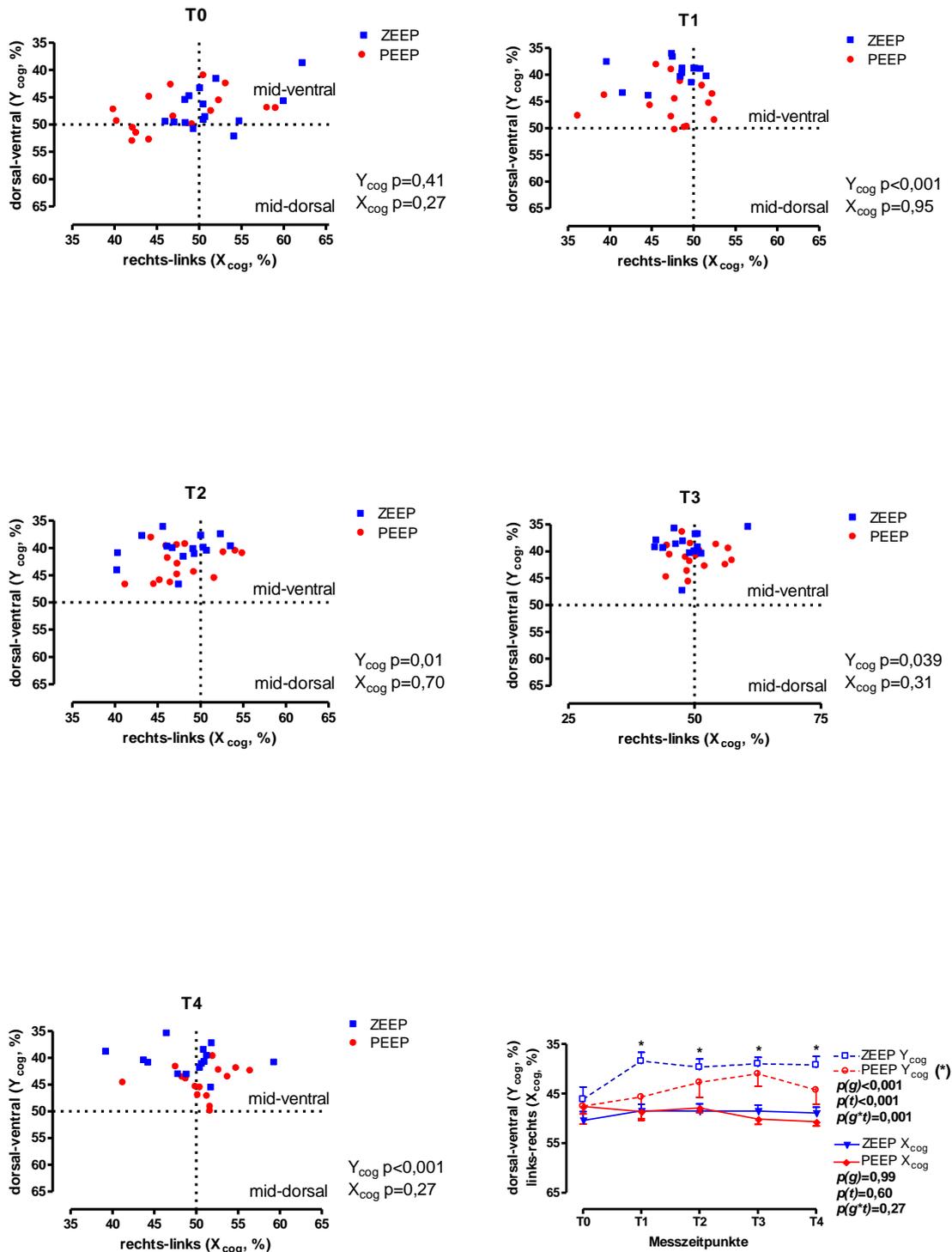


Abbildung 28. Perioperativer Verlauf des COG des EIT-Bildes für die einzelnen Messzeitpunkte (T₀-T₄) und deren zeitlicher Verlauf (M ± SD). Zur Veranschaulichung wurde eine prozentuale Darstellung des COG gewählt: Y_{cog} dorsal [100%] – ventral [0%]; X_{cog} rechts [0%] – links [100%]. Bei den Berechnungen wurde das Backprojektionsverfahren (back-projection-algorithm) zu Grunde gelegt. Das Signifikanzniveau wurde als p<0,05 definiert. *p PEEP vs. ZEEP.

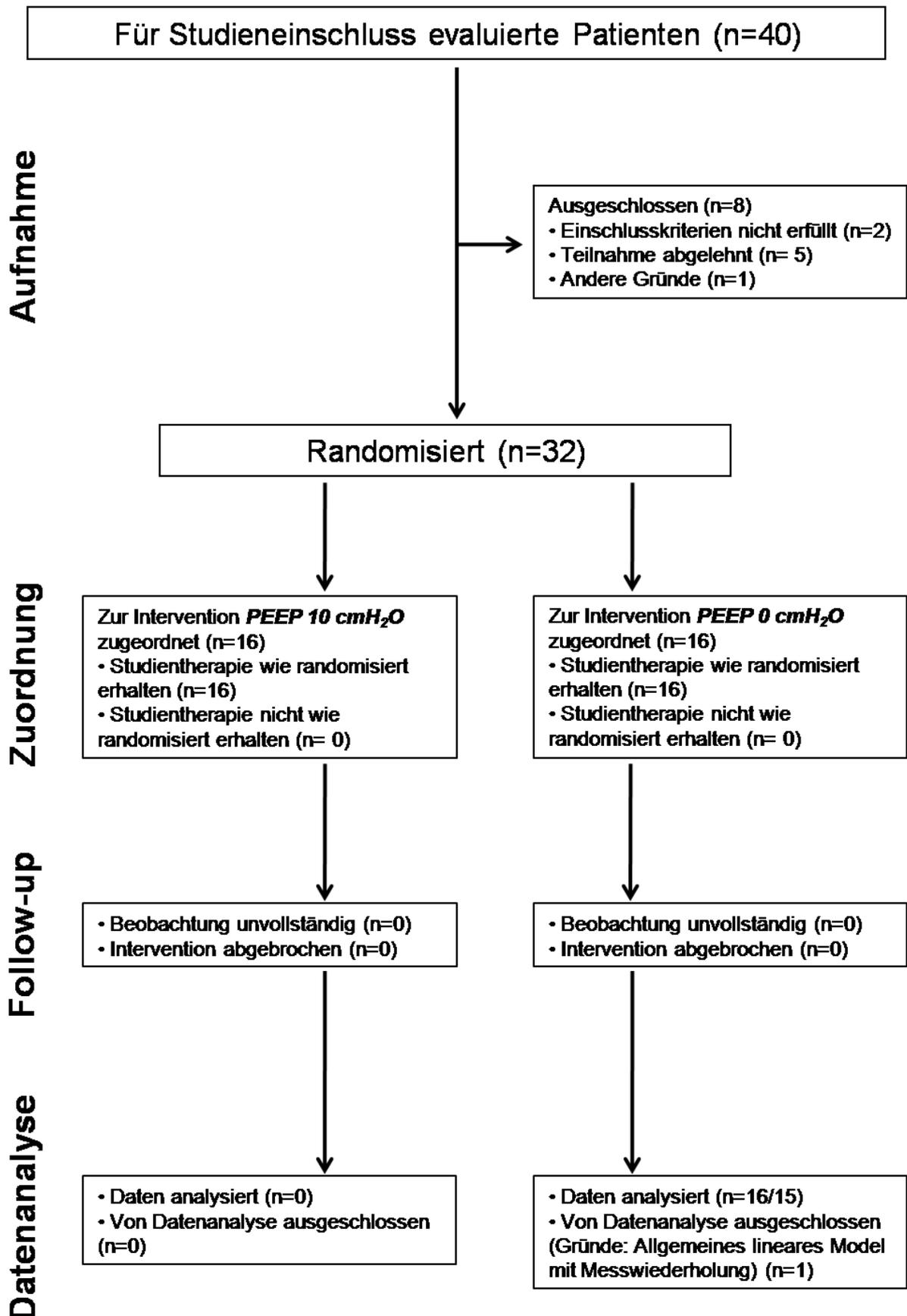


Abbildung 29. CONSORT Statement

Patienten-Aufklärungsbogen

Auswirkungen eines positiven end-expiratorischen Druckes bei der Beatmung während laparoskopischer Operationen auf Veränderungen der Ventilation

Sehr geehrte Patientin, sehr geehrter Patient,

laparoskopische Operationen („Schlüsselloch-Chirurgie“) vermeiden große Bauchschnitte und verursachen daher im Heilungsverlauf meist weniger Beschwerden als offene Bauchoperationen. Um dem Chirurgen eine gute Übersicht zu ermöglichen, wird die Bauchhöhle während der Operation mit Luft (Kohlendioxid) gefüllt. Dies beeinflusst auch die während der Narkose notwendige Beatmung.

Unter anderem wird durch den erhöhten Druck im Bauchraum die Ausdehnung der Lungen beeinträchtigt, was dazu führen kann, dass sich kleine Luftwege verschließen und nicht mehr am Gasaustausch teilnehmen können. Dies kann verhindert werden, indem man den Druck, der am Ende der Ausatmung in der Lunge herrscht (=„PEEP“), erhöht. Bei nicht-laparoskopischen Operationen ist dies gut untersucht. Bei Bauchspiegelungen gibt es aber Befürchtungen, dass die Kreislauffunktion durch die Kombination von erhöhtem Druck im Bauchraum und in der Lunge beeinträchtigt wird. Frühere Untersuchungen konnten diese Befürchtungen aber nicht eindeutig bestätigen. Sogar herzkranke Patienten ließen sich sehr gut auf diese Weise beatmen.

Da eine Verbesserung der Lungenfunktion durch den erhöhten PEEP wahrscheinlich ist, möchten wir die Auswirkungen einer Beatmung mit erhöhtem PEEP gegenüber einer Beatmung ohne PEEP auf die Lungen- und Kreislauffunktionen vergleichen. Hierzu ist es erforderlich, den Patienten, die an der Studie teilnehmen, eine der beiden Beatmungsformen (erhöhter bzw. geringer Druck am Ende der Ausatmung) durch Los zuzuweisen.

Wir werden Ihnen zu verschiedenen Zeitpunkten vor und während der Operation aus einer Handschlagader Blut für Laboruntersuchungen abnehmen. Zu diesem Zweck werden wir eine Infusionskanüle in die Handschlagader einlegen. Hierdurch kann es zu einem kleinen Bluterguss

sowie in seltenen Fällen zu Entzündungen oder im Extremfall einem Gefäßverschluss mit Schädigung der Hand kommen.

Zur Überprüfung Ihrer Lungenfunktion werden wir bei Ihnen vor, während und nach der Operation über die Haut Ihres Brustkorbs mit Hilfe von 16 EKG-Elektroden die Atmung überprüfen (elektrische Impedanzmessung). Um eventuelle Druckstellen durch die Elektroden zu vermeiden werden wir Ihren Oberkörper am Rücken vor der Narkoseeinleitung zusätzlich abpolstern.

Insgesamt werden die Kreislauf- und Lungenfunktionsparameter bei Ihnen vor und während der Operation und bis zwei Stunden nach der Operation kontrolliert und dokumentiert.

Zur Dokumentation Ihrer Lungenfunktion bitten wir Sie vor der Operation um die Teilnahme an einer Lungenfunktionsprüfung.

Im Falle einer Schädigung haftet das Universitätsklinikum Schleswig-Holstein nach den allgemeinen gesetzlichen Haftungsgrundsätzen.

Durch die Untersuchung kann ein großer Beitrag zum Verständnis der Auswirkungen von künstlicher Beatmung auf die Kreislauffunktion und die Entfaltung der Lunge geleistet werden. Außerdem wird sie uns helfen, die Beatmung von Patienten, die sich einer Bauchspiegelung unterziehen, weiter zu verbessern.

Klinik für Anästhesiologie, Universitätsklinikum Schleswig-Holstein, Campus Lübeck

UNIVERSITÄTSKLINIKUM Schleswig-Holstein
Campus Lübeck

Klinik für Anästhesiologie
Direktor: Prof. Dr. med. Peter Schmucker

UNIVERSITÄTSKLINIKUM Schleswig-Holstein
Ratzeburger Allee 160 · D-23538 Lübeck

Einverständniserklärung

Auswirkungen eines positiven end-expiratorischen Druckes bei der Beatmung während laparoskopischer Operationen auf Veränderungen der Ventilation

Name:

Geburtsdatum:

Ich bin durch die unten genannte Ärztin / den unten genannten Arzt über Bedeutung und Ziel der oben genannten Untersuchung sowie eventuelle Nebenwirkungen schriftlich und in einem Gespräch ausführlich unterrichtet worden. Ich habe keine weiteren Fragen.

Der Teilnahme an der Untersuchung stimme ich zu und weiß, dass diese Teilnahme vollkommen freiwillig geschieht.

Ich kann meine Teilnahme an dieser Untersuchung jederzeit ohne Angabe von Gründen widerrufen, ohne dass das Verhältnis zwischen mir und der Ärztin / dem Arzt in irgendeiner Weise beeinflusst wird oder mir Nachteile entstehen.

Ich weiß, dass die im Rahmen dieser Untersuchung gewonnenen Daten dem Datenschutzgesetz unterliegen, bin aber damit einverstanden, dass die Daten in anonymisierter Form ausgewertet werden.

Lübeck, den

Unterschrift Patient/in

Unterschrift Ärztin/Arzt

Klinik für Anästhesiologie, Universitätsklinikum Schleswig-Holstein, Campus Lübeck

Abbildung 32. Einverständniserklärung

Auswirkungen eines positiv-endexpiratorischen Druckes bei der Beatmung während laparoskopischen Operationen auf Veränderungen der Ventilation

Erfassungsbogen

lfd. Patientennummer: EIT- _____ - _____

Datum	
Uhrzeit	

Präoperativ
Prämedikation: Dikalium Clorazepat nachts OP-Tag
 andere: _____ nachts OP-Tag

Geschlecht: ♂ ♀ **Alter** _____

Gewicht: BMI _____ **KG in kg** _____ **Brustumfang:** _____ cm
Körpergröße: _____ cm

Anamnese Haupterkrankung/ maximal zwei Nebenerkrankungen): _____

Diagnose	
OP	

Röntgenthorax o.B. pathologisch

Befund:

EKG o.B. pathologisch

Befund:

Labor

Blutbild	<input type="checkbox"/> o.B.	<input type="checkbox"/> pathologisch	Befund:
Gerinnungswerte	<input type="checkbox"/> o.B.	<input type="checkbox"/> pathologisch	Befund:
Elektrolyte	<input type="checkbox"/> o.B.	<input type="checkbox"/> pathologisch	Befund:
Leberwerte	<input type="checkbox"/> o.B.	<input type="checkbox"/> pathologisch	Befund:
Kreatinin		µmol/l	Befund:
CK		U/l	Befund:

Raucher ja nein

RR sys	mmHg
RR diast	mmHg
RR med	mmHg
Puls	/min
SpO2 (Raumluft)	

BGA	Zeit:	Uhr
pH		
pCO2		
Bicarbonat		
BE		
pO2		
SaO2		
Hb		

Lungenfunktionsprüfung o.B. pathologisch

Befund: VC FEV1/VC
 RV Resistance
 FEV1

sonstige Notizen/ Hinweise/ Befunde:

Hautbeschaffenheit (vor Anlegen der Elektroden): trocken / schweißig / fettig / Mischhaut

Abbildung 33. Datenerfassungsbogen 1

KONTROLLBOGEN

Messung nach Anlage Monitoring und Intubation (T1)
(ca. 5 min. nach Intubation)

Uhrzeit: Uhr

FILE:

- Rekrutment nach jeder weiteren Tubus-Diskonnektion
- Relaxometrie (TOF \leq 25% bis Ende der OP)

Nach Anlage Pneumoperitoneum (T2)
(intraabdomineller Druck 15 mmHg)

Uhrzeit: Uhr

FILE:

Messung bei Pneumoperitoneum (T3)

Uhrzeit: Uhr

- T2 + 30 min.

FILE:

Messung nach Exsufflation des Pneumoperitoneums (T4) Uhrzeit: Uhr

FILE:

NOTIZEN:

Zeitpunkt	T1 vor PP	T2 nach PP	T3a	T4 Exsuff.
Uhrzeit				
Infusionsmenge				
Transfusionsmenge				
RR sys				
RR diast				
RR med				
MAP				
Puls				
SaO2				
TV (AZV)				
AMV				
AF				
P _{peak} (max)				
P _{plat} (med)				
PEEP				
I:E				
Compliance				
etCO2				
etO2				
T _{ip} : T _{insp} (%)				
Dos Propofol				
Temperatur				
Urinproduktion				
	<input type="checkbox"/> art. <input type="checkbox"/> zV			
pH				
Bicarbonat (st)				
BE				
pO2				
pCO2				
SaO2				
Hb				
EIT	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>

Abbildung 36. Datenerfassungsbogen 4

VIII. Danksagung

An dieser Stelle möchte ich allen Personen danken, die zum Gelingen dieser Arbeit beigetragen haben.

Mein besonderer Dank gilt Herrn PD Dr. med. Torsten Meier (Oberarzt der Klinik für Anästhesiologie) für die Überlassung des Themas dieser Arbeit, für die gute und vor allem immer geduldige Betreuung und die ausgezeichnete Zusammenarbeit und großzügige Förderung meines wissenschaftlichen Interesses. Die allzeit hilfreiche Unterstützung in fachlicher und menschlicher Hinsicht machten die Phase der Durchführung der Arbeit und darüber hinaus zu einer besonderen Zeit.

Herrn Prof Dr. med. Peter Schmucker (Direktor der Klinik für Anästhesiologie) danke ich für die außerordentliche, wissenschaftliche Förderung als Doktorand und Arzt an seiner Klinik.

Herrn Prof Dr. med. Hans-Peter Bruch (Direktor der Klinik für Chirurgie) danke ich für die Erlaubnis, Patienten seiner Klinik untersuchen zu dürfen. Außerdem danke ich den Mitarbeitern der Klinik für Chirurgie für die mir entgegengebrachte Freundlichkeit und Hilfsbereitschaft.

Weiterhin danke ich Herrn Dr. med. Martin Prüßmann für die logistische Arbeit im Hinblick auf OP-Planung und Patientenrekrutierung und den Oberärzten und Assistenzärzten der Klinik für Anästhesiologie für die Unterstützung bei der Patientenvorbereitung im Zentral-OP. Außerdem danke ich den Pflegekräften der Klinik für Anästhesiologie, dass ich ihre Räume und Geräte mitbenutzen durfte und mir stets Freundlichkeit und Hilfsbereitschaft entgegengebracht wurde.

Herrn Dipl.-Ing. Henning Lüpschen (Klinik für Anästhesiologie und operative Intensivmedizin, Universitätsklinikum Bonn) danke ich für die uneingeschränkte Hilfsbereitschaft und fachliche Unterstützung mit vielen hilfreichen Anregungen und Hilfestellungen.

Wiebke und meiner Familie danke ich für die engagierte Unterstützung meiner Arbeit und den uneingeschränkten Glauben an mich und „meine Sache“ während der Durchführung des Projektes und darüber hinaus.

IX. Lebenslauf

Name

Jan Karsten

Adresse

Blanckstraße 14b
23564 Lübeck

E-Mail:

j.karsten@gmx.net

Geburtsdatum

10.07.1980

Geburtsort

Oldenburg i.H.



Schulbildung

1987 – 1991 Theodor-Storm-Schule, Heiligenhafen

1991 – 2000 Freiherr-vom-Stein-Gymnasium, Oldenburg i.H.

Juni 2000 Abitur

Tätigkeiten vor dem Studium

November 2000 Staatliche Prüfung zum Rettungssanitäter im Rettungsdienst im Lande Schleswig-Holstein

Oktober 2001-Oktober 2007 Tätigkeit im Rettungsdienst Ostholstein

Studium und Werdegang

Oktober 2001 bis Dezember 2007 Studium der Humanmedizin an der Universität zu Lübeck

2005 Beginn der Doktorarbeit in der Klinik für Anästhesiologie, Universitätsklinikum Schleswig-Holstein, Campus Lübeck (Direktor: Prof. Dr. med. P. Schmucker)

2006 „Fundamental Critical Care Support Course“ der Society of Critical Care Medicine, PD Dr. med. H. U. Rothen, Prof. Dr. med. J. Takkala, Bern, Schweiz

2007 „Preis für herausragendes studentisches Engagement 2007 der Universität zu Lübeck“

seit 2006 Mitarbeit in der Arbeitsgruppe „Elektrische Impedanztomographie“ mit regelmäßigen Kongressbeiträgen und Vorträgen auf nationalen und internationalen Tagungen sowie Verfassung wissenschaftlicher Skripte

seit März 2008 Anstellung als Assistenzarzt an der Klinik für Anästhesiologie, Universitätsklinikum Schleswig-Holstein, Campus Lübeck (Direktor: Prof. Dr. med. P. Schmucker)

X. Schriftenverzeichnis

Veröffentlichungen der Arbeitsergebnisse bzw. Teile der Arbeitsergebnisse:

Karsten J, Luepschen H, Grossherr M, Jedmowski A, Bruch HP, Schmucker P, Gehring H, Meier T: Effect of PEEP on regional ventilation during laparoscopic surgery. **Acta Anaesthesiol Scand** in review (2010).

Karsten J, Lüpschen H, Meier T: Elektrische Impedanztomographie (EIT) im Operationssaal und auf der Intensivstation. **Biomed Tech** 55(Suppl 1) (2010) ISSN 0939-4990.

Karsten J, Schmucker P, Meier T: Elektroimpedanztomographie (EIT) zum Monitoring von Komplikationen und Manövern. **Journal für Anästhesie und Intensivbehandlung** 1, 91-94 (2010) ISSN 0941-4223.

Karsten J, Schmucker P, Meier T: Elektroimpedanztomographie (EIT) zum Monitoring von Komplikationen und Manövern. **Plexus - Pflegejournal für Anästhesie und Intensivbehandlung** 1, 36-38 (2010) ISSN 0948-2725.

Karsten J, Jedmowski A, Lüpschen H, Heinze H, Gehring H, Leonhardt S, Meier T: Monitoring of perioperative ventilation therapy by electrical impedance tomography (EIT) in clinical practice. In: Dössel O, Schlegel WC (Eds.): **IFMBE Proceedings** 25(7), 653-656, Springer (2009) ISBN 978-3-642-03897-6.

Meier T, **Karsten J**, Schmucker P: Elektroimpedanztomographie zur Einstellung der Beatmung. **Journal für Anästhesie und Intensivbehandlung** 1, 95-97 (2009) ISSN 0941-4223.

Karsten J, Jedmowski A, Lüpschen H, Quast S, Grossherr M, Eckmann C, Leonhardt S, Gehring H, Meier T: Effekt der PEEP-Beatmung auf die intra- und postoperative Ventilation – Eine randomisierte, kontrollierte Patientenstudie mit der elektrischen Impedanztomographie (EIT). **Kongressband DAC** (2008).

Karsten J, Grossherr M, Bruch HP, Gehring H, Schmucker P, Meier T: Randomized controlled trial to evaluate the ventilation distribution and the influence of a CO₂

pneumoperitoneum while PEEP and ZEEP ventilation during laparoscopic cholecystectomy by electrical impedance tomography (EIT). *Anesth Analg* 106, 119 (2008).

Meier T, Luepschen H, **Karsten J**, Großherr M, Eckmann C, Gehring H, Leonhardt S: Evaluation of homogeneity of alveolar ventilation with electrical impedance tomography during anaesthesia and laparoscopic surgery. *Critical Care* 12(Suppl 3), 315 (2008).

Karsten J, Jedmowski A, Grossherr M, Eckmann C, Bruch HP, Gehring H, Leonhardt S, Meier T: Randomised controlled trial comparing application of PEEP and ZEEP during laparoscopic surgery by electrical impedance tomography. *Eur J Anaesthesiol* 24(Suppl 39), 57 (2007).

Karsten J, Jedmowski A, Grossherr M, Eckmann C, Bruch HP, Leonhardt S, Gehring H, Meier T: Einfluss von PEEP auf Ventilationsverteilung und Oxygenierung bei übergewichtigen Patienten während laparoskopischer Cholezystektomie – Anwendung der elektrischen Impedanztomographie (EIT) unter klinischen Bedingungen. *Kongressband DAC* (2007).

Karsten J, Jedmowski A, Großherr M, Eckmann C, Leonhardt S, Meier T: Detection of ventilation by electrical impedance tomography during laparoscopic cholecystectomy in obese and non-obese patients. *J Clin Monit Comput* 20(2), 117-144 (2006).

Meier T, **Karsten J**, Großherr M, Jedmowski A, Eckmann C, Leonhardt S, Gehring H: Darstellung von Ventilation mit der thorakalen Impedanztomographie während laparoskopischer Operationen bei adipösen und nicht-adipösen Patienten. *Kongressband DAC* (2005).

Weitere Originalarbeiten

Heinze H, Eichler W, **Karsten J**, Sedemund-Adib B, Heringlake M, Meier T: Functional residual capacity guided alveolar recruitment strategy after endotracheal suctioning in cardiac surgery patients. *Crit Care Med* in review (2010).

Meier T, Schleifer K, **Karsten J**, Dahlhoff K, Drömann D: Darstellung der Inhomogenität der regionalen Ventilationsstörung bei ambulant erworbenen Pneumonien mittels der Elektrischen Impedanztomographie (EIT). *Biomed Tech* 55(Suppl 1) (2010) ISSN 0939-4990.

Meier T, Lüpschen H, **Karsten J**, Grossherr M, Pikkemaat R, Gehring H, Leonhardt S: Automation of protective ventilation in acute lung injury. In: Dössel O, Schlegel WC (Eds.): *IFMBE Proceedings* 25(7), 675-677, Springer (2009) ISBN 978-3-642-03897-6.

Schindler A, Eichler W, Meier T, **Karsten J**, Heringlake M, Heinze H: Changes of FRC during noninvasive ventilation in spontaneous breathing subjects can be determined by the oxygen washin/washout method. In: Dössel O, Schlegel WC (Eds.): *IFMBE Proceedings* 25(7), 757-760, Springer (2009) ISBN 978-3-642-03897-6.

Meier T, Lüpschen H, **Karsten J**, Leibecke T, Grossherr M, Gehring H, Leonhardt S: Assessment of lung recruitment and derecruitment during a PEEP trial based on electrical impedance tomography. *Intensive Care Med* 34(3), 543-550 (2008).

Meier T, Lüpschen H, **Karsten J**, Leibecke T, Grossherr M, Gehring H, Leonhardt S: Underestimation of lung collapse and underoptimization of a PEEP trial - Reply to the comment by Dr. Borges. *Intensive Care Med* 34(3), 583 (2008).

Meier T, Lüpschen H, **Karsten J**, Leibecke T, Grossherr M, Gehring H, Leonhardt S: Reply to the Editor-in-chief. *Intensive Care Med* 34(3), 585-586 (2008).

Lüpschen H, Meier T, Grossherr M, Leibecke T, **Karsten J**, Leonhardt S: Protective ventilation using electrical impedance tomography. *Physiol Meas* 28, 247-260 (2007).

Weitere veröffentlichte Kurzfassungen/Abstracts

Heinze H, Meier T, Sedemund-Adib B, Heringlake M, Eichler W, **Karsten J**: Calculating functional residual capacity by electrical impedance tomography. *Intensive Care Med* 36(Suppl 2), 215 (2010).

Meier T, Schleifer K, **Karsten J**, Dahlhoff K, Drömann D: Bedside monitoring of regional inhomogeneity of ventilation and alveolar inflammation in community-acquired pneumonia. *Intensive Care Med* 36(Suppl 2), 345 (2010).

Karsten J, Meier T, Sedemund-Adib B, Heringlake M, Heinze H: Die Berechnung des end-expiratorischen Lungenvolumens aus der end-expiratorischen Impedanz bei beatmeten herzchirurgischen Patienten. *Kongressband DAC* (2010).

Karsten J, Meier T, Heinze H: Einsatz der Elektrischen Impedanztomographie (EIT) und bettseitigen FRC-Messung während Bauchlagerung bei einem ARDS-Patienten – ein Fallbericht. *Kongressband DAC* (2010).

Heinze H, Meier T, Sedemund-Adib B, Heringlake M, Eichler W, **Karsten J**: Auswirkungen von alveolärem Derekrutment und Rekrutment auf die regionale Ventilationsverteilung bei elektiven postoperativen beatmeten kardiochirurgischen Patienten. *Kongressband DAC* (2010).

Schindler A, Köhler D, **Karsten J**, Meier T, Heinze H: Ventilationsumverteilung durch Bauchlage und CPAP in Bauchlage unter Spontanatmung. *Kongressband DAC* (2010).

Karsten J, Heinze H, Sedemund-Adib B, Heringlake M, Eichler W, Meier T: Monitoring of regional ventilation after open suctioning and pulmonary recruitment in postoperative patients by electrical impedance tomography (EIT). *Intensive Care Med* 35(Suppl 1), 301 (2009).

Schindler A, Eichler W, Meier T, **Karsten J**, Heringlake M, Heinze H: Messung der funktionellen Residualkapazität während nicht-invasiver Beatmung. *Kongressband DAC* (2009).

Karsten J, Schindler A, Eichler W, Heringlake M, Heinze H, Meier T: Einfluss von CPAP und Lagerung auf das regionale endexpiratorische Lungenvolumen (EELV). *Kongressband DAC* (2009).

Meier T, Luepschen H, Jedmowski A, Leonhardt S, **Karsten J**: Influence of intraoperative PEEP during laparoscopic surgery on postoperative ventilation. *Eur J Anaesthesiol* 25(Suppl 44), 80 (2008).

Karsten J, Lüpschen H, Grossherr M, Leibecke T, Gehring H, Leonhardt S, Meier T: Assessment of breath by breath recruitment by electrical impedance tomography in saline lavage lung injury. **Critical Care** 11(Suppl 2), 78 (2007).

Meier T, Lüpschen H, Grossherr M, **Karsten J**, Leonhardt S: Automated mechanical ventilation based on the ARDS Network protocol in porcine acute lung injury. **Critical Care** 11(Suppl 2), 75 (2007).

Jedmowski A, **Karsten J**, Grossherr M, Gosch U, Eckmann C, Bruch HP, Leonhardt S, Gehring H, Meier T: Beurteilung der regionalen Ventilation nach laparoskopischer Cholezystektomie mittels elektrischer Impedanztomographie. **Kongressband DAC** (2007).

Meier T, Lüpschen H, **Karsten J**, Grossherr M, Leibecke T, Gehring H, Leonhardt S: Impact of different PEEP levels on regional compliance measured by electrical impedance tomography. **Intensive Care Med** 32(Suppl 1), 221 (2006).

Karsten J, Lüpschen H, Grossherr M, Leibecke T, Gehring H, Leonhardt S, Meier T: Detection of tidal recruitment by electrical impedance tomography in saline lavage lung injury. **Intensive Care Med** 32(Suppl 1), 221 (2006).

Karsten J, Lüpschen H, Großherr M, Leibecke T, Gehring H, Leonhardt S, Meier T: Vergleich von regionalem pulmonalen Rekrutment in der thorakalen elektrischen Impedanztomographie und Computertomographie im experimentellen Lungenversagen. **Kongressband DAC** (2006).

Meier T, Luepschen H, **Karsten J**, Leibecke T, Großherr M, Leonhardt S: Comparison of regional lung recruitment in electrical impedance tomograms and CT scans in experimental acute lung injury: **Critical Care** 10(Suppl 1), 4 (2006).