

Aus der Klinik für Anästhesiologie und Operative Intensivmedizin

(Akademischer Vertreter: Prof. Dr. med. Dirk Schädler)

im Universitätsklinikum Schleswig-Holstein, Campus Kiel

an der Christian-Albrechts-Universität zu Kiel

**DER EFFEKT VON PHYSIOTHERAPIE AUF DIE LUNGENFUNKTION
BEI KRITISCH KRANKEN PATIENTEN**

Inauguraldissertation

zur

Erlangung der Doktorwürde der Medizin

der Medizinischen Fakultät

der Christian-Albrechts-Universität zu Kiel

vorgelegt von

KATHARINA LUCIA FREIER

aus Oldenburg in Holstein

Kiel 2023

1. Berichterstatter: Priv.-Doz. Dr. med. Tobias Becher, Klinik für Anästhesiologie und Operative Intensivmedizin

2. Berichterstatter: Priv.-Doz. Dr. med. Grischa Hoffmann, Klinik für Herz- und Gefäßchirurgie

Tag der mündlichen Prüfung: 11.10.2024

Zum Druck genehmigt: Kiel, den 19.07.2024

gez.: Priv.-Doz. Dr. med. Tobias Becher

(Vorsitzender der Prüfungskommission)

Inhaltsverzeichnis

1	Einleitung.....	1
1.1	Physiotherapie auf der Intensivstation	1
1.2	Elektrische Impedanztomographie	3
1.2.1	Physikalische Grundlagen	4
1.2.2	Messprinzip	5
1.2.3	Bildrekonstruktion	8
1.2.4	Anwendungsbereiche	12
1.3	Zielsetzung und Fragestellung.....	14
2	Material und Methoden.....	15
2.1	Allgemeines	15
2.2	Patienten	15
2.3	Durchführung der Untersuchung	17
2.4	Studienablauf und physiotherapeutische Behandlung	18
2.5	Erhebung der EIT-spezifischen Parameter	22
2.5.1	Ventilationsverteilung.....	22
2.5.1.1	Dorsale Ventilationsfraktion	22
2.5.1.2	Schwerpunkt der Ventilation	23
2.5.1.3	Globaler Inhomogenitätsindex	24
2.5.2	Software zur Bestimmung der Ventilationsverteilung	25
2.5.3	Änderung der endexspiratorischen Lungenimpedanz	26
2.6	Statistische Methoden	27
3	Ergebnisse.....	29
3.1	Klinische Charakteristika des Patientenkollektivs	29
3.2	Klinische Parameter.....	32
3.3	EIT-spezifische Parameter	35
3.3.1	Ventilationsverteilung.....	35
3.3.1.1	Dorsale Ventilationsfraktion	35
3.3.1.2	Schwerpunkt der Ventilation	36
3.3.1.3	Globaler Inhomogenitätsindex	37
3.3.2	Änderung der endexspiratorischen Lungenimpedanz	38
3.3.3	Korrelation der klinischen Parameter mit der endexspiratorischen Lungenimpedanz.....	39
3.4	Vergleich sitzende und stehende Patienten.....	40

4	Diskussion	41
4.1	Studienergebnisse	41
4.1.1	Klinische Charakteristika des Patientenkollektivs	42
4.1.2	Klinische Parameter	42
4.1.3	EIT-spezifische Parameter.....	44
4.1.3.1	Ventilationsverteilung.....	44
4.1.3.2	Änderung der endexspiratorischen Lungenimpedanz.....	45
4.1.4	Vergleich sitzender und stehender Patienten.....	46
4.2	Limitationen und Begrenzungen	47
4.3	Beantwortung der Fragestellung und Schlussfolgerung	48
5	Zusammenfassung.....	50
6	Literaturverzeichnis	52
7	Abkürzungsverzeichnis	60
8	Abbildungsverzeichnis.....	62
9	Tabellenverzeichnis	63
10	Danksagung	64

1 Einleitung

1.1 Physiotherapie auf der Intensivstation

Die Intensivmedizin ist ein wichtiger Bestandteil der modernen Patientenversorgung. Die Merkmale der Intensivtherapie, -pflege und -überwachung gewährleisten die Wiederherstellung des autonomen Zustandes der Patienten, auch postoperativ nach größeren chirurgischen Eingriffen.

Ein Aufenthalt auf einer Intensivstation kann jedoch mit einer erhöhten Morbidität und Mortalität assoziiert sein (Wunsch et al. 2016, Ghaffar et al. 2017). Außerdem werden Komplikationen wie die Intensive Care Unit Acquired Weakness (ICUAW) im Zusammenhang mit einem Intensivstationsaufenthalt diskutiert. Bei der ICUAW handelt es sich um eine generalisierte, proximal betonte Muskelschwäche (Piva et al. 2019). In einer elektrophysiologischen Untersuchung konnte gezeigt werden, dass beim Auftreten einer ICUAW der Nervus phrenicus und das Zwerchfell in gleicher Weise betroffen sind wie die peripheren Nerven (Zifko et al. 1998). Eine respiratorische Schwäche im Rahmen eines Intensivaufenthaltes wird daher als Teil der ICUAW angesehen. Zudem trägt mechanische Beatmung auf der Intensivstation zusätzlich zu respiratorischen Komplikationen bei (Hermans et al. 2015; De Jonghe et al. 2007, Ali et al. 2008). Hodgson et al. zeigten in ihrer Arbeit, dass ab einer Beatmungsdauer von 48 Stunden ca. 50 % Patienten eine respiratorische Schwäche entwickeln (Hodgson et al. 2015). Zusammengefasst kann ein Aufenthalt auf der Intensivstation beim Patienten eine gravierende Schwäche sowohl des peripheren Bewegungsapparats als auch des Zwerchfells und der übrigen Atemmuskulatur provozieren.

Um der Entstehung einer ICUAW und ihren Folgen entgegenzuwirken, wird auf Intensivstationen im Rahmen der Physiotherapie zunehmend das Konzept der Frühmobilisation gefördert und eingesetzt (Denehy et al. 2017). Schweickert et al. zeigten die positiven Auswirkungen der Frühmobilisation im Rahmen von rehabilitativen Maßnahmen auf die körperlichen und geistigen Funktionen von mechanisch beatmeten

Patienten (Schweickert et al. 2009). Weitere Untersuchungen erzielten ähnliche Ergebnisse im Zusammenhang mit kritischen Erkrankungen und der intensivmedizinischen Behandlung. So reduzierte die Frühmobilisation die negativen Auswirkungen der intensivmedizinischen Behandlung auf die Aktivität der Muskeln und anderer Organsysteme (Schaller et al. 2016, Tipping et al. 2017). Frühzeitige Mobilisierung führte zu besseren funktionellen Ergebnissen bei der Krankenhausentlassung, einer kürzeren Dauer des Delirs und mehr beatmungsfreien Tagen im Vergleich zur Standardversorgung (Schweickert et al. 2009).

Die Mobilisation beinhaltet Bewegungsübungen im Liegen, Sitzen und Stehen. Die Übungen können aktiv vom Patienten, assistiert mit Unterstützung oder passiv geführt durch einen Therapeuten ausgeführt werden. Zudem sind Transfers, beispielsweise das Aufsetzen an die Bettkante aus Rückenlage, Teil der Physiotherapie auf der Intensivstation. Die Intensität der Übungen wird an den Gesundheitszustand und die Kapazitäten des Patienten angepasst (Gosselink et al. 2008). Die Umsetzung der Frühmobilisation auf der Intensivstation wird als risikoarm bewertet (Nydhall et al. 2017).

Zusätzlich zur Mobilisation umfasst die Physiotherapie auf der Intensivstation die Atemtherapie. Übergeordnetes Ziel der Atemtherapie ist die pulmonale Rehabilitation und Prävention von Erkrankungen der Atemwege und des Lungengewebes. Diese können als Folge eines Intensivstationsaufenthaltes oder vorausgegangener Operation auftreten, welche in der Regel eine vorübergehende mechanische Beatmung miteinschließt. Hinsichtlich der physiologischen Prozesse in der Lunge beabsichtigt die Atemtherapie die Beseitigung von Sekreten in den Atemwegen, die Verringerung der Atemarbeit und die Verbesserung der Atemfunktion und Inflation der Lunge (Gosselink et al. 2008, Jang et al. 2019). Maßnahmen der Atemtherapie auf der Intensivstation umfassen Atemübungen/-manöver, Hustentechniken, Positionsveränderungen, Drainagelagerungen, Arbeit mit Vibrationen und Perkussion, manuelle Techniken am Brustkorb und den Einsatz von Atemtherapiegeräten (Ciesla et al. 1998). Durch verschiedene Übungen kann die Atelektasenbildung reduziert und die Oxygenierung und Lungenrekrutierung verbessert werden. Wang et al. verdeutlichten durch ihre Untersuchung, dass die Physiotherapie des Brustkorbs das Versagen der Extubation bei mechanisch beatmeten Patienten auf der Intensivstation verringert (Wang et al. 2018).

Zwar konnten die klinischen Vorteile des Einsatzes der Physiotherapie und Atemtherapie auf der Intensivstation gezeigt werden, jedoch sind die physiologischen Auswirkungen der Frühmobilisation auf die Lungenfunktion und regionale Lungenmechanik bisher nicht ausreichend erforscht. Die funktionellen Auswirkungen auf Atemwege und Lunge während einer physiotherapeutischen Behandlung sind derzeit unklar. Wesentlich ist dabei die Fragestellung, wie sich die regionale Ventilation, die alveoläre Rekrutierung und die Ventilationsverteilung im Laufe der physiotherapeutischen Behandlung verändert. Weiterhin gibt es bislang keine Untersuchung hinsichtlich der Frage, wie sich die Lungenfunktion nach Ende der physiotherapeutischen Behandlung verändert.

1.2 Elektrische Impedanztomographie

Zur Beurteilung der regionalen Ventilationsverteilung und der alveolären Rekrutierung bei intensivmedizinisch behandelten Patienten eignet sich die Anwendung der thorakalen elektrischen Impedanztomographie (EIT) (Frerichs et al. 2003, Costa et al. 2009).

Die EIT ist eine bildgebende Technik und basiert auf der Messung der elektrischen Impedanz in biologischen Geweben, welche je nach Beschaffenheit unterschiedliche Werte aufweist. Dabei stellt die elektrische Impedanz ein Maß für den komplexen Widerstand von elektrischen Strömen im untersuchten Gewebe dar. Eine spezielle Form der Impedanzmessung zur Untersuchung der Lunge stellt die thorakale EIT dar. Sie ist ein funktionelles bildgebendes Verfahren, welches eine dynamische Visualisierung von Veränderung der regionalen Luftverteilung ermöglicht (Leonhardt und Lachmann 2012, Frerichs et al. 2017).

Im Vergleich zur Computertomographie (CT) und Magnetresonanztomographie (MRT) erlaubt die EIT eine kontinuierliche Untersuchung von regionalen Ventilationsveränderungen in Echtzeitbildern direkt am Patientenbett. Die EIT zeigt eine höhere zeitliche Auflösung im Vergleich zu anderen Lungenfunktionsuntersuchungen. Sie arbeitet mit geringem apparativem Aufwand, nicht-invasiv und strahlungsfrei.

1.2.1 Physikalische Grundlagen

Die Technik der EIT wurde in den 1980ern Jahren von den Ingenieuren Barber und Brown am Department of Medical Physics and Clinical Engineering an der Universität Sheffield unter den ursprünglichen Namen Applied Potential Tomography entwickelt (Brown et al. 1985).

Das Ohm'sche Gesetz bildet die Grundlage zur Berechnung des elektrischen Widerstandes. Dabei wird das proportionale Verhältnis der elektrischen Spannung U zur Stromstärke I auf einen elektrischen Widerstand R beschrieben:

$$R = \frac{U}{I}$$

Das Ohm'sche Gesetz bildet die Basis zur Beschreibung eines Gleichstromkreises, in dem sich die Polarität des Stromflusses nicht verändert. Innerhalb eines Gleichstromkreises wird R als unabhängige Konstante angesehen. In Abgrenzung zum Gleichstrom lässt sich durch die Betrachtung eines Wechselstromkreises das Konzept des Ohm'schen Gesetzes erweitern. In einem Wechselstromkreis kommt es zu periodischen Richtungsänderungen des Stromflusses und berücksichtigt kapazitive und induktive Elemente, wodurch es - zusätzlich zu den relativen Amplituden von U und I - zu einer relativen Phasenverschiebung kommt. Dies wird durch die komplexe Spannung u und die komplexe Stromstärke i dargestellt. Die elektrische Impedanz Z ist die Beschreibung des komplexen Widerstands, welcher innerhalb eines Wechselstromkreises vorhanden ist. Die Kalkulation basiert auf:

$$Z = \frac{u}{i}$$

Da EIT meist an lebenden, biologischen Organismen angewendet wird, spricht man in diesem Zusammenhang von Bioimpedanz. Bioimpedanz beschreibt den komplexen Widerstand, der entsteht, wenn ein Wechselstrom an einen biologischen Organismus angelegt wird. Durch die Berücksichtigung der kapazitiven und induktiven Phasen können die anatomisch-physiologischen Zustände eines zu untersuchenden biologischen Gewebes besser dargestellt werden. Der kapazitive Anteil der Bioimpedanz wird durch Zellmembranen, Gap-Junctions, Ionenkanäle und Fettsäuren bewirkt, der induktive oder restriktive Anteil der Bioimpedanz durch intra-, extra- und interstitielle Flüssigkeiten.

Folglich zeigen Gewebe je nach individueller Zusammensetzung und Aufbau eine unterschiedliche Bioimpedanz. Beispielsweise haben Blut und Muskelgewebe durch das vermehrte Vorkommen von Flüssigkeit und Ionen kapazitive Eigenschaften, wodurch sich die Impedanz verringert. Luft, Fettgewebe und Knochen wiederum zeigen induktive Eigenschaften, die Impedanz nimmt zu (Bodenstein et al. 2009). Bei der Betrachtung des Lungengewebes zeigt sich bei Inspiration eine erhöhte elektrische Impedanz. Entgegengerichtet verringert sich die elektrische Impedanz bei Expiration. Störungen in der Ventilation, beispielsweise Atelektasen oder Infektionen, verursachen eine veränderte Zusammensetzung im Luft- und Flüssigkeitshaushalt des Lungengewebes und reduzieren die elektrische Impedanz. Physiologische und pathologische Vorgänge innerhalb des Lungengewebes lassen sich entsprechend mittels thorakaler EIT darstellen (Frerichs 2004).

1.2.2 Messprinzip

Zur Anwendung der EIT werden Elektroden an das zu messende Objekt angelegt. Die Elektroden sind über einen Kabelbaum mit einem EIT-Gerät verbunden, welches den Messvorgang über eine installierte EIT-Software steuert. Bei der thorakalen EIT werden Messelektroden in gleichen Abständen zirkulär um den Thorax herum angebracht, eine Referenzelektrode wird außerhalb der ringförmigen Anordnung platziert. In der Regel werden 16 Messelektroden verwendet. Je nach Hersteller sind die Elektroden bereits in einen Gürtel integriert. Durch diese Handhabung wird das Anbringen der Elektroden in regelmäßigen Abständen zueinander vereinfacht. Abbildung 1 zeigt den schematischen Aufbau eines EIT-Kits inklusive Elektrodengürtel.

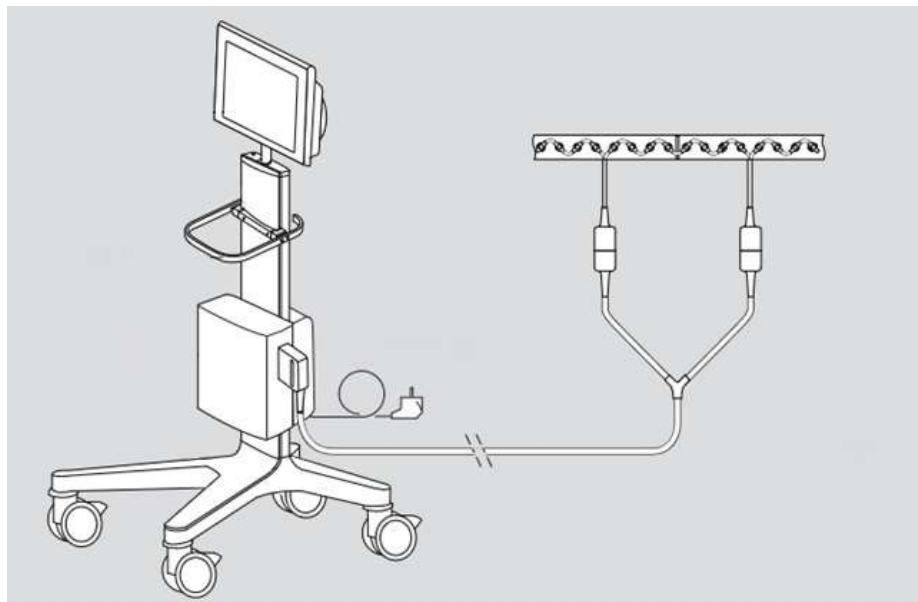


Abbildung 1: Schematische Darstellung eines Elektrischen Impedanztomographen. Elektrischer Impedanztomograph (rechts) mit Elektrodengürtel (links). Dargestelltes Modell PulmoVista 500 (Dräger Medical, Lübeck, Deutschland) (aus der Gebrauchsanweisung PulmoVista 500, Edition 1 2020/04, mit freundlicher Genehmigung von Dräger Medical; © Drägerwerk AG & Co. KGaA, Lübeck. Alle Rechte vorbehalten).

Im nächsten Schritt werden über die platzierten Oberflächenelektroden repetitiv geringe elektrische Wechselströme eingespeist und Spannungsmessungen durchgeführt. Zunächst wird über ein Elektrodenpaar ein schwacher und hochfrequenter Wechselstrom injiziert. Die übrigen 14 Elektroden bilden jeweils mit ihrer benachbarten Elektrode 13 weitere Elektrodenpaare, die die resultierenden Oberflächenspannungen erfassen (Abbildung 2). Im Anschluss beginnt das nächstliegende Elektrodenpaar mit der Stromeinspeisung und die übrigen 13 Elektrodenpaare erfassen die resultierenden Potentialdifferenzen erneut. Dieser Prozess wird für jedes Elektrodenpaar, somit insgesamt 16-mal, sukzessive wiederholt, bis der Thorax vollständig umrundet ist.

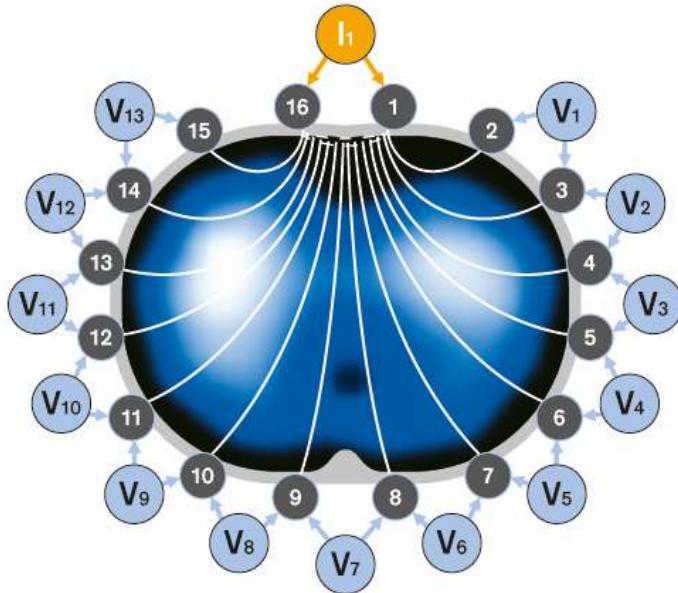


Abbildung 2: Messprinzip der thorakalen Elektrischen Impedanztomographie. Regelmäßige Anordnung der 16 Messelektroden am Thorax. Stromeinspeisung am Elektrodenpaar I_1 und resultierende Spannungsmessung an den übrigen 13 Elektrodenpaaren V_{1-13} (aus Teschner et al. (2016), mit freundlicher Genehmigung von Dräger Medical; © Drägerwerk AG & Co. KGaA, Lübeck. Alle Rechte vorbehalten).

Eine vollständige Rotation wird auch „Frame“ oder Messzyklus genannt und wird bis zu 50-mal pro Sekunde wiederholt. Er besteht aus insgesamt 208 Messwerten, welche sich aus 16 Stromeinspeisungen multipliziert mit 13 Spannungsmessungen zusammensetzen. Ein Messzyklus bildet die Basis für die Bestimmung der Verteilung der intrathorakalen Bioimpedanz.

Die installierte Software des EIT-Gerätes übernimmt sowohl die Steuerung der repetitiven Stromeinspeisung und die Messung der resultierenden Spannungen als auch die Datenspeicherung und Bildrekonstruktion.

Der injizierte Wechselstrom hat eine niedrige Amplitude von ca. 5 Milliampere (mA) bei einer Frequenz zwischen 50-80 Kilohertz (kHz). Der Proband spürt die Einspeisung des Stroms aufgrund des niedrigen Energiegehalts nicht. Es besteht aufgrund des niedrigen Energiegehalts kein Risiko für Erwärmung des Gewebes oder Nervenstimulation.

1.2.3 Bildrekonstruktion

Die Erstellung eines EIT-Bildes beruht auf der Berechnung der Impedanz im Objekt, indem die elektrischen Ströme und erzeugten Oberflächenspannungen, welche an den Elektroden gemessen werden, mittels mathematischer Gleichungen in Beziehung gesetzt werden.

Entscheidend für das bessere Verständnis in der Darstellung eines elektrischen Feldes sind Stromflusslinien und Äquipotentiallinien. Beim Zuführen des Wechselstromes an ein Objekt entstehen Stromflusslinien, die die Richtung des elektrischen Feldes angeben und an denen sich die Spannung verändert. Äquipotentiallinien zeigen Orte im Raum, an denen das elektrische Potenzial gleich ist bzw. entlang derer keine Potentialdifferenz besteht. Sie verlaufen senkrecht zu den Stromflusslinien. Mehrere benachbarte Äquipotentiallinien, zwischen denen nur eine geringfügige Änderung des Potenzials vorliegt, können zu Äquipotentialflächen zusammengefasst werden.

Ein elektrisch homogenes Objekt besitzt ein konstantes elektrisches Feld. Dies ermöglicht die genaue Vorhersage des Verlaufes der Stromflusslinien und Äquipotentiallinien.

Abbildung 3 zeigt den Verlauf von Äquipotentiallinien in einem beispielhaften homogenen Objekt. Aufgrund des bekannten Verlaufes der Äquipotentiallinien kann der Spannungsverlauf an der Oberfläche des Objektes bei punktueller Spannungsmessung anhand entlang bekannter Äquipotentiallinien zurückprojiziert werden.

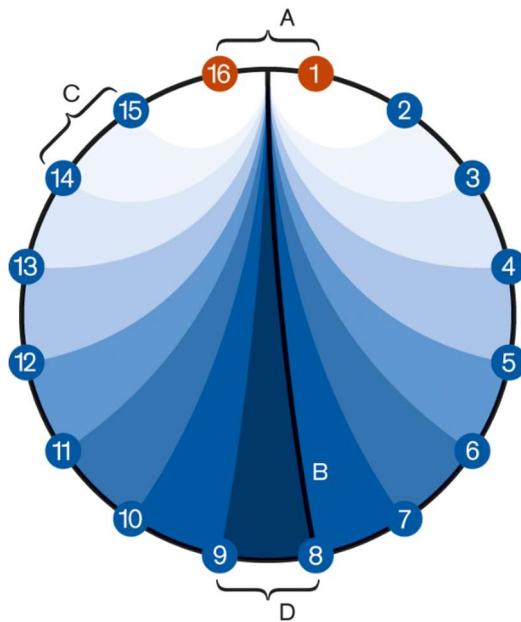


Abbildung 3: Schematische Darstellung eines homogenen Objektes mit Äquipotentiallinien. Die Stromeinspeisung erfolgt beispielhaft am Elektrodenpaar (A). (B) zeigt eine Äquipotentiallinie. Die höchsten Spannungen werden am Elektrodenpaar (C) gemessen, hier hell dargestellt. Die niedrigsten Spannungen werden in den Bereich gemessen, der am dunkelsten gefärbt ist (D) (aus Teschner et al. (2016), mit freundlicher Genehmigung von Dräger Medical; © Drägerwerk AG & Co. KGaA, Lübeck. Alle Rechte vorbehalten).

Der menschliche Körper stellt jedoch ein inhomogenes Objekt dar, in dem der Verlauf der Äquipotentiallinien unbekannt ist. Zur Bestimmung von Äquipotentiallinien im menschlichen Körper wird eine Referenzmessung durchgeführt. Die hieraus resultierenden Äquipotentiallinien werden als die eines homogenen Objektes gesetzt und für zukünftige Auswertungen als referenzierte Äquipotentiallinien verwendet (Barber und Brown, 1987).

Die ermittelten Werte bzw. Änderung der Potentiale zeigen eine relative Veränderung der Impedanz zur Referenzmessung. Folglich lassen sich so keine absoluten Werte der elektrischen Bioimpedanz im untersuchten Objekt ermitteln. In der Praxis werden aufgrund der limitierten räumlichen Anwendbarkeit der Messmethodik Äquipotentialflächen statt Äquipotentiallinien verwendet.

Zur Vergleichbarkeit der Impedanzwerte zwischen verschiedenen Objekten werden die Messergebnisse zusätzlich durch Referenzierung normiert, woraus sich eine relative Impedanzänderung ($rel\Delta Z$) ergibt. Für die Berechnung von $rel\Delta Z$ wird die Differenz aus der

momentanen Impedanz (Z) und der Referenz-Impedanz (Z_{ref}) durch Z_{ref} dividiert

(Bodenstein et al. 2009, Barber und Brown 1988):

$$rel\Delta Z = \frac{(Z - Z_{ref})}{Z_{ref}}$$

Der oben beschriebene Prozess bildet die Basis für die Bildrekonstruktion mittels eines Rekonstruktionsalgorithmus, der nach jeden Messzyklus durchgeführt wird. Durch einen solchen Rekonstruktionsalgorithmus lassen sich die Impedanzänderungen in zweidimensionale Querschnittsbilder konvertieren. Hierfür werden die 16 Spannungsprofile aus verschiedenen Richtungen sukzessive übereinandergelegt. Dies ermöglicht die Darstellung der räumlichen Verteilung der elektrischen Impedanz im Gewebe (Abbildung 4). Ergebnis des Rekonstruktionsalgorithmus ist ein primäres EIT-Bild in einer rechteckigen Matrix von 32x32 Pixel. Durch die Anwendung einer geeigneten Farbskala wird die Matrix in ein visuell darstellbares Bild umgewandelt. Durch mathematische Filter wird in der Graphik eine verbesserte Auflösung erzielt und die EIT-Bilder geglättet.

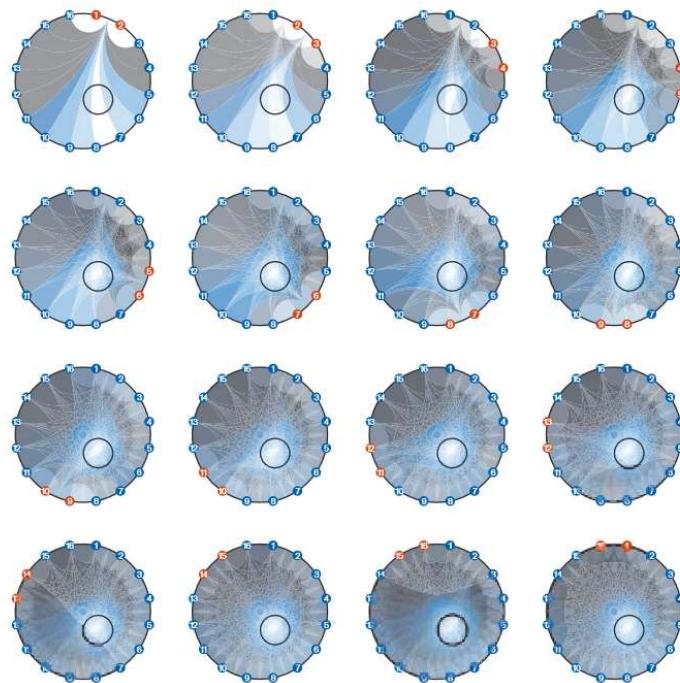


Abbildung 4: Schematische Darstellung des Übereinanderlegens der 16 Spannungsprofile. In dem eingekreisten Bereich liegt eine regional erhöhte Impedanz vor. Folglich lässt sich unabhängig vom Injektionsort eine Erhöhung der Spannung hinter dieser Region messen, hier hell dargestellt. Durch Übereinanderlegen der 16 Spannungsprofile mittels eines Rekonstruktionsalgorithmus, lässt sich der Bereich mit der erhöhten Impedanz räumlich darstellen (aus Teschner et al. (2016), mit freundlicher Genehmigung von Dräger Medical; © Drägerwerk AG & Co. KGaA, Lübeck. Alle Rechte vorbehalten).

Für jeden Pixel der Matrix lässt sich $rel\Delta Z$ als eine Wellenform über die Zeit graphisch auftragen. Die zeitabhängigen Daten werden durch eine Sequenz von primären EIT-Bildern, die hintereinander angeordnet werden, ermittelt. Durch die Anwendung einer weiteren mathematischen Funktion oder eines Algorithmus, lassen sich dynamische Lungenfunktionsparameter von physiologischer Bedeutung ermitteln. Ziel ist es, Informationen über den Zeitverlauf zu erhalten, um eine Analyse der regionalen Ventilation durchzuführen. Die Darstellung regionaler Impedanzänderungen im Zeitverlauf ist Voraussetzung für die Erstellung eines sogenannten funktionellen EIT-Bildes (fEIT).

Ein Beispiel für ein fEIT-Bild ist die Darstellung der tidenal Variation (TV) der Impedanz. Es zeigt in einem zweidimensionalen Bild die Unterschiede zwischen den relativen Impedanzänderungen zum Ende der Einatmung und zum Ende der Ausatmung. Sowohl das Ende Ausatmung als auch das Ende der Einatmung werden mit einer Analyse der globalen Impedanzkurve (Summe aus allen Pixelkurven) automatisch erkannt. Für die Zeitpunkte „Ende Ausatmung“ und „Ende Einatmung“ wird $rel\Delta Z$ für alle Bildpixel berechnet und die Differenz der $rel\Delta Z$ -Werte zwischen beiden Zeitpunkten graphisch dargestellt, woraus das fEIT-Bild der tidenal Variation resultiert.

Die EIT-Bilder, welche mit Hilfe des Rekonstruktionsalgorithmus geschaffen werden, spiegeln einen linsenförmigen bzw. dreidimensionalen Abschnitt des gemessenen Thorax auf einer zweidimensionalen Ebene wider. Da sich der Strom nicht linear ausbreitet, werden auch Bereiche ober- und unterhalb der Messebene erfasst, die mit in die Bildrekonstruktion eingehen. Dabei verringert sich der Einfluss der Impedanzänderungen mit zunehmender Distanz zur Messebene und demzufolge die Auswirkungen die EIT-Bilder.

Gelesen werden EIT-Bilder analog zu herkömmlichen Verfahren in der Medizin, beispielsweise CT oder MRT. Rechts im Bild zeigt sich die linke Körperseite und links die rechte Körperseite. Im oberen Bereich befindet sich der ventrale, im unteren der dorsale Körperabschnitt (Abbildung 5).

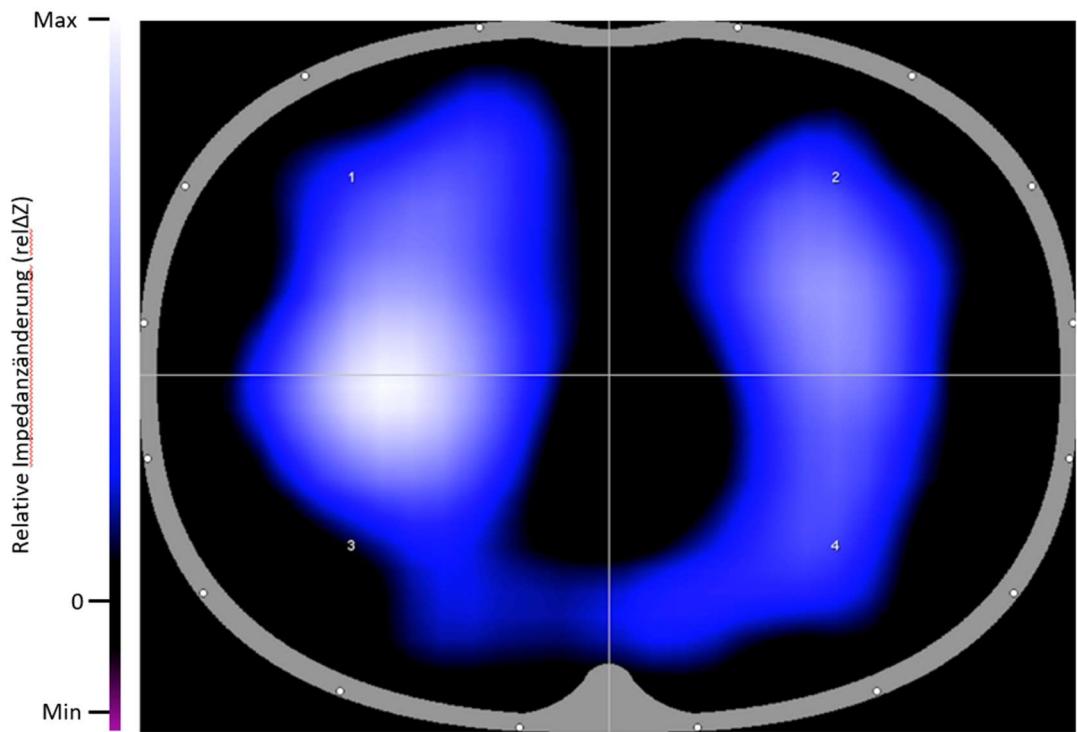


Abbildung 5: Funktionelles EIT-Bild der tidalen Ventilationsverteilung während eines Atemzugs.
 Dargestellt ist die relative Impedanzänderung ($rel\Delta Z$) als Differenz zwischen Inspiration und Expiration in den Quadranten rechts anterior (1), links anterior (2), rechts posterior (3) und links posterior (4). EIT, Elektrische Impedanztomographie.

1.2.4 Anwendungsbereiche

Obwohl mit der interdisziplinären Weiterentwicklung der EIT die Bildgebung von anderen Organen, beispielsweise des Gehirns oder des Herzens, erforscht und angewandt wird, bleibt die häufigste Anwendung der EIT die Untersuchung der regionalen Lungenbelüftung. Das Lungengewebe bietet aufgrund der physiologisch vorhandenen Luft eine erhöhte Bioimpedanz, wodurch ein höherer Kontrast in der Bildgebung verursacht wird. Zudem unterliegt die Lunge dem Atemzyklus, wodurch Schwankungen in der Impedanz hervorgerufen werden (Bodenstein et al. 2009).

Aktuell findet die EIT in der Intensivmedizin als Monitorinstrument ihre klinische Hauptanwendung. Durch die Vorteile des kontinuierlichen bettseitigen Einsatzes wird die EIT insbesondere in der Optimierung der Einstellung der Beatmungsgeräte und damit verbunden Beatmungstherapie angewendet (Pulletz et al. 2012, Blankman et al. 2016, Eronia et al.

2017, Becher et al. 2021). Hintergrund bildet die Detektion von unerwünschten Ereignissen, beispielsweise regionale Überdehnung, Derekrutierung und zyklischer Alveolarkollaps (Frerichs et al. 2017). Zum einen lassen sich durch den Einsatz der EIT möglicherweise beatmungsassoziierte Schäden an Lunge reduzieren und vermeiden, zum anderen führt die Optimierung der Beatmungstherapie mit Hilfe der EIT zu einer verbesserten Oxygenierung und Lungenmechanik (Liu K et al. 2019, Zhao et al. 2019).

Ein weiteres Einsatzgebiet der EIT stellt die Lungenfunktionsdiagnostik dar. Eine Studie von Vogt et al. zeigt, dass sich mittels EIT - als Erweiterung der herkömmlichen Testung wie Bodyplethysmographie und Spirometrie - die räumliche und zeitliche Heterogenität der regionalen Lungenfunktion verbessert darstellen lässt (Vogt et al. 2012). Insbesondere Patienten mit chronischen Lungenerkrankungen, beispielsweise mit COPD, Asthma oder zystischer Fibrose, profitieren von der dynamischen Darstellung der EIT. In einer Studie von Zhao et al. konnten neben den globalen auch die regionalen Lungenfunktionsparameter mittels EIT bei Patienten mit zystischer Fibrose bestimmt werden (Zhao et al. 2012).

Obwohl die EIT vielseitig im Monitoring und in der Diagnostik eingesetzt und erforscht wird, ist wenig über den Nutzen der EIT in der Veranschaulichung von Therapieeffekten bei nicht beatmeten Patienten bekannt. Eines der wenigen Beispiele stellen die Untersuchungen dar, in denen der Effekt von Bronchodilatatoren auf die regionale Ventilationsverteilung mittels EIT dargelegt wird (Vogt et al. 2016, Frerichs et al. 2016). Der Therapieeffekt einer physiotherapeutischen Behandlung, die auch eine respiratorische Komponente beinhaltet, ist nicht ausreichend in der Literatur dokumentiert. Weitere Forschung und Studien sind nötig, um zu beurteilen, welche physiologischen Vorgänge während einer Mobilisation eines Patienten auf der Intensivstation ablaufen.

Aufgrund der dargestellten Eigenschaften und Vorteile der EIT, insbesondere der hohen zeitlichen Auflösung, könnte sich dieses Verfahren dazu eignen, die Auswirkungen der Physiotherapie auf die regionale Ventilationsverteilung und das endexspiratorische Lungenvolumen zu untersuchen.

1.3 Zielsetzung und Fragestellung

Ziel der Untersuchung war es, mittels EIT den Effekt der Physiotherapie auf die regionale Ventilationsverteilung und das endexspiratorische Lungenvolumen spontan atmender intensivmedizinisch behandelter Patienten zu ermitteln.

Hierzu wurden die folgenden drei Fragestellungen untersucht:

1. Welche Änderung in der regionalen Ventilationsverteilung kann während einer physiotherapeutischen Behandlung beobachtet werden?
2. Inwieweit beeinflusst eine physiotherapeutische Behandlung die regionale Ventilationsverteilung und das endexspiratorische Lungenvolumen nach Ende der Behandlung?
3. Welcher Zusammenhang besteht zwischen der Intensität der Übung und der regionalen Ventilationsverteilung sowie der Änderung des endexspiratorischen Lungenvolumens?

2 Material und Methoden

2.1 Allgemeines

Die monozentrische, prospektive Beobachtungsstudie wurde in drei operativen Intensivstationen des Universitätsklinikum Schleswig-Holstein, Campus Kiel, durchgeführt. Die Studie wurde von der Ethikkommission der Medizinischen Fakultät der Christian-Albrechts-Universität Kiel, Deutschland, genehmigt (Aktenzeichen D551/20) und wurde im Deutschen Register für Klinische Studien registriert (Referenznummer DRKS00023076). Sowohl die Anwendung der Physiotherapie als auch die EIT als diagnostische Maßnahme werden auf der Intensivstation im Universitätsklinikum Schleswig-Holstein, Campus Kiel, routinemäßig durchgeführt. In Abstimmung mit der Ethikkommission wurde von den Patienten ein mündliches Einverständnis zur Teilnahme an der Studie eingeholt. Alle Patienten wurden vor Durchführung der Untersuchung mündlich über den wissenschaftlichen Hintergrund der Studie informiert. Die Physiotherapie wurde von ausgebildeten Physiotherapeuten mit Erfahrung in der Behandlung von Intensivpatienten durchgeführt.

2.2 Patienten

Die Studie wurde an 20 spontan atmenden erwachsenen Intensivpatienten mit Lungenfunktionsstörungen durchgeführt. Einschlusskriterien waren ein Horovitz-Index < 300 mmHg oder ein Kohlenstoffdioxid-Partialdruck (PaCO_2) > 50 mmHg. Der Horovitz-Index beschreibt das Verhältnis vom arteriellen Sauerstoffpartialdruck (PaO_2) zur inspiratorischen Sauerstoffkonzentration (FiO_2). Patienten, die Sauerstoff über eine Nasenkanüle erhielten, wurde der FiO_2 -Wert für die Berechnung des Horovitz-Index aus der Sauerstoffflaufrate (l/min) geschätzt. Die Tabelle 1 stellt die Umrechnungswerte dar (basierend auf der Untersuchung von Waldau et al. 1998):

Tabelle 1: Umrechnungstabelle von Sauerstoffflaufrate durch Nasenkanüle in geschätzte inspiratorische Sauerstofffraktion (FiO_2).

O₂ durch Nasenkanüle [l/min]	Abgeleitetes FiO₂ [%]
1	24
2	28
3	32
4	36
5	40
6	44

Bei liegendem arteriellem Zugang wurde der PaO_2 über eine Blutgasanalyse (BGA) bestimmt.

Bei Patienten ohne arteriellen Zugang wurde der PaO_2 aus der mittels Pulsoxymetrie bestimmten peripheren Sauerstoffsättigung (SpO_2) abgeleitet, um den Horovitz-Index zu ermitteln (basierend auf der Oxyhämoglobin-Kurve, Jubran 1999). Tabelle 2 zeigt die verwendete Umrechnung:

Tabelle 2: Umrechnung der gemessenen Werte für die periphere Sauerstoffsättigung (SpO_2) in geschätzte Werte des arteriellen Sauerstoffpartialdrucks (PaO_2) bei Patienten ohne arteriellen Zugang. Die geschätzten PaO_2 -Werte wurden für die Bewertung des Einschlusskriteriums "Horovitz-Index < 300 mmHg" verwendet.

SpO₂ [%]	Geschätztes PaO₂ [mmHg]
80	44
81	45
82	46
83	47
84	49
85	50
86	52
87	53
88	55
89	57
90	60
91	62
92	65
93	69
94	73
95	79
96	86
97	96
> 98	> 100

Ausschlusskriterien für die Teilnahme an der Studie waren die Ablehnung des Patienten, technische Einschränkungen für die EIT-Überwachung (Thoraxdrainagen, Verbände, metallische Implantate), Unruhe, hämodynamische Instabilität und Body-Mass-Index (BMI) > 35 kg/m². Hämodynamische und respiratorische Funktionen wurden während der Untersuchung überwacht. Schmerzen wurden vor und nach der Therapie anhand der numerischen Rating-Skala (NRS) zwischen 0 und 10 bewertet. Bei NRS > 4 erhielten die Patienten vor der Physiotherapie ein Analgetikum.

2.3 Durchführung der Untersuchung

Die thorakalen EIT-Untersuchungen wurden mit der PulmoVista 500 (Dräger Medical, Lübeck, Deutschland) durchgeführt. Dieses Gerät bietet zur verbesserten Anwendung einen EIT-Elektrodengürtel mit 16 integrierten Messelektroden in verschiedenen Größen. Der Gürtel wird auf Höhe des fünften Interkostalraumes des Patienten angelegt. Der Verbindungsstecker des Gürtels lässt sich mit dem EIT-Gerät verbinden. Das EIT-Gerät der PulmoVista 500 integriert die EIT-Software, welche die Steuerung der zyklischen Stromeinspeisung und die Messung der resultierenden Spannungen übernimmt.

Wie in Kapitel 1.2.3 erklärt, werden die EIT-Bilder mittels eines Rekonstruktionsalgorithmus erstellt. Die PulmoVista 500 verwendet einen Rekonstruktionsalgorithmus auf der Basis des Newton-Raphson-Rekonstruktionsalgorithmus, hervorgehend aus der mathematischen Finite-Element-Methode. Die grundlegende Idee ist, ein ellipsoides Modell des Thorax zu erstellen, welches die räumliche Verteilung der elektrischen Impedanz beschreibt. Dieser von der Firma Dräger Medical entwickelte Algorithmus generiert EIT-Bilder, welche kontinuierlich über einen integrierten Monitor im EIT-Gerät in Echtzeit angezeigt und auf dem Gerät gespeichert werden (Teschner et al. 2016: 24). Nach Beendigung der Aufzeichnung stehen die gemessenen Daten zur Weiterverarbeitung zur Verfügung.

2.4 Studienablauf und physiotherapeutische Behandlung

Auf den Intensivstationen, an welchen die Studie durchgeführt wurde, wird routinemäßig ein- bis zweimal täglich Physiotherapie und Mobilisation mit dem Patienten durchgeführt. Die Studiendurchführung wurde in die tägliche Physiotherapie integriert und fand in der Regel morgens statt. Vor der Studiendurchführung wurde darauf geachtet, dass der Patient ausgeruht war und noch keine Form von Mobilisation, Atemtherapie oder Inhalation stattgefunden hatte.

Das Studiendesign ist in Abbildung 6 dargestellt. Zur besseren Übersicht und Auswertung wurde die Durchführung der Datenerhebung und physiotherapeutische Sitzung in vier Abschnitte (T1-T4) unterteilt. Die EIT-Daten wurden kontinuierlich während des gesamten Zeitraumes aufgezeichnet. Repräsentative, ausgesuchte Zeitfenster wurden für die Auswertung verwendet. Diese zeigen sich als hellblaue Markierungen im Zeitstrahl der Abbildung 6.

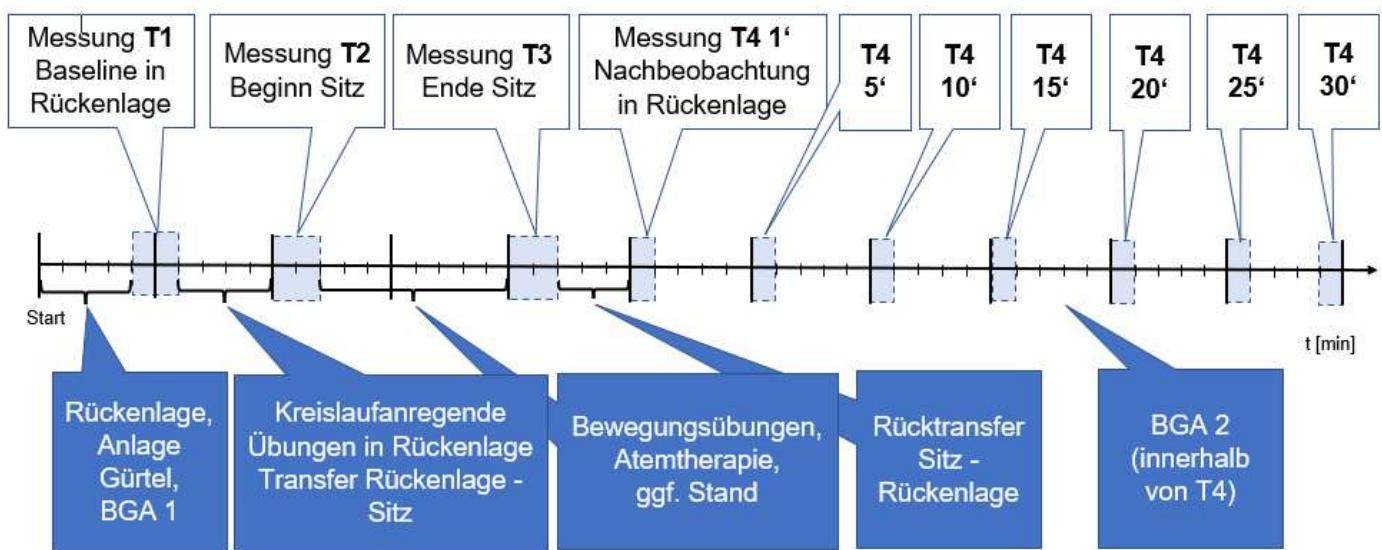


Abbildung 6: Schematisches Studienprotokoll. Die obere Zeile zeigt die Einteilung der Zeitabschnitte T1-T4. Im vierten Abschnitt, der Nachbeobachtung, werden zu den Zeitpunkten der 1. (T4 1'), 5. (T4 5'), 10. (T4 10'), 15. (T4 15'), 20. (T4 20'), 25. (T4 25') und 30. (T4 30') Minute für jeweils eine Minute EIT-Aufzeichnung erfasst. Die mittlere Zeile zeigt den zeitlichen Ablauf der Untersuchung in Minuten, die hellblau markierten Abschnitte kennzeichnen die Zeitfenster der EIT-Aufzeichnung. Die untere Zeile präsentiert die physiotherapeutischen Elemente im Laufe der Untersuchung. BGA, Blutgasanalyse.

Vor Beginn der Untersuchung wurden die Einschluss- und Ausschlusskriterien aller Patienten überprüft, soziodemografische Merkmale, BMI und Grund für die Aufnahme auf der Intensivstation erfasst. Es wurde der Acute Physiology and Chronic Health Disease Classification System II (APACHE II)-, Simplified Acute Physiology (SAPS II)- und Sequential Organ Failure Assessment (SOFA)-Score, als repräsentative intensivmedizinische Scores erhoben. Falls ein arterieller Zugang vorhanden war, wurde eine arterielle BGA vor Beginn der Untersuchung erfasst. Anschließend wurde ein EIT-Gürtel um den Thorax des Patienten gelegt, wie in Durchführung der Untersuchung (Abschnitt 2.3) beschrieben. Die richtige Gürtelgröße wurde vorab anhand von Gewicht und Thoraxform geschätzt. Bei falscher Passform des Gürtels wurde der Gürtel auf die passende Größe gewechselt. Die Position des Gürtels wurde nach dem korrekten Anlegen während der physiotherapeutischen Behandlung und Datenaufzeichnung nicht mehr verändert. Der Gürtel wurde im Anschluss mit dem EIT-Gerät verbunden.

Alle Patienten befanden sich zu Beginn der Untersuchung in der gleichen Ausgangsposition in Rückenlage bei leicht erhöhtem, aufrechtem Oberkörper bei 30° Neigung des Kopfteils des Bettes. Abbildung 7 zeigt die Ausgangsposition der Untersuchung in einer nachgestellten Aufnahme.



Abbildung 7: Nachgestellter Untersuchungsaufbau. Angeschlossener Proband an EIT-Gerät in Ausgangsposition. A: EIT-Gerät; B: Gürtel mit 16 Messelektroden; C: Referenzelektrode; D: Verbindungsstecker zwischen Elektrodengürtel und EIT-Gerät (Genehmigung zur Veröffentlichung durch Darsteller; Bildquelle privat). EIT, Elektrische Impedanztomographie.

Zu Beginn der Untersuchung wurde eine Baseline im Ruhezustand (T1) für 1 bis 2 Minuten aufgezeichnet. Der Patient wurde während der Aufzeichnungsintervalle dazu angehalten sich ruhig zu verhalten und auf das Sprechen zu verzichten.

Nach dieser Aufzeichnung wurden mit dem Patienten für 5 Minuten unter physiotherapeutischer Anleitung kreislaufanregende Übungen durchgeführt. Die Übungen beinhalteten aktive Bewegungsübungen der Arme und Beine in Rückenlage. Ziel war eine Aktivierung des Kreislaufes und Fazilitation an physiologische Bewegungsabläufe nach der Operation. Das EIT-Gerät war während dieses Intervalls weiterhin angeschlossen. Im Programm wurde eine Markierung gesetzt, welche die einzelnen Intervalle während der Datenaufzeichnung zur akkurate Auswertung kennzeichnete.

Im Anschluss an die kreislaufanregenden Übungen fand der Transfer des Patienten aus der liegenden Position in den Sitz statt. In Abhängigkeit der Leistungsfähigkeit des Patienten wurde der Transfer assistiert mit physiotherapeutischer Hilfestellung oder überwiegend selbstständig durchgeführt. Auch hier wurde wieder eine Markierung in der Datenaufzeichnung gesetzt.

Nachdem der Patient an der Bettkante eine komfortable Sitzposition gefunden und sich für ca. 5 Atemzüge erholt hatte, wurde die Datenaufzeichnung T2 für ca. 1-2 Minuten begonnen. Auch während dieser Aufzeichnung wurde der Patient dazu angehalten sich ruhig zu verhalten und nicht zu sprechen.

Anschließend wurden mit dem Patienten je nach Leistungsfähigkeit verschiedene physiotherapeutisch angeleitete Übungen an der Bettkannte durchgeführt. Zu diesen Übungen gehörten eine geschulte Atemtherapie, Bewegungen der Füße, das Heben und Senken der Arme, Aktivitäten des täglichen Lebens beispielsweise Haare kämmen, Aufstehen aus einer sitzenden Position und Gehen einzelner Schritte auf der Stelle. Ziel der Übungen war die Verbesserung der Thoraxbeweglichkeit, der Vitalkapazität, der Kreislaufanregung und der Wahrnehmungsförderung. Die Intensität der Übungen wurde nach dem klinischen Eindruck des Patienten dosiert, z. B. Gesichtsfarbe, Atemfrequenz, Gesichtsausdruck. Die Auswahl der Übungen repräsentierte das normale Spektrum der Übungen, die für gewöhnlich auf der Intensivstation angewendet werden.

Während der physiotherapeutischen Einheit wurde darauf geachtet, die Position des EIT-Gürtels beizubehalten. Nach Beendigung der Übungen und einer kurzen Pause, nahm der Patient die gleiche sitzende Position von T2 wieder ein und es wurde die Datenaufzeichnung T3 gestartet. T3 wurde ebenfalls für 1-2 Minuten aufgezeichnet. Die Datenaufzeichnungen T2 und T3 im Sitzen ist in einer nachgestellten Szene in Abbildung 8 skizziert.



Abbildung 8: Nachgestellte Untersuchungssituation während T2 und T3. Proband sitzend angeschlossen an das EIT-Gerät. A: EIT-Gerät; B: Gürtel mit 16 Messelektroden; C: Referenzelektrode; D: Verbindungsstecker zwischen Elektrodengürtel und EIT-Gerät (Genehmigung zur Veröffentlichung durch Darsteller; Bildquelle privat). EIT, Elektrische Impedanztomographie.

Nach Abschluss der Datenaufzeichnung T3 erfolgte der Rücktransfer in die Ausgangsposition in Rückenlage bei 30° erhöhtem Kopfteil. Nach einer erneuten kurzen Pause, ca. 2-3 Minuten nach Beendigung der Datenaufzeichnung T3, wurde das vierte Aufzeichnungsintervall T4 als Nachbeobachtungsintervall für 30 Minuten gestartet. Erneut wurde der Patient dazu angehalten sich ruhig zu verhalten und die Ausgangsposition nicht zu verändern. Mögliche Unterbrechungen, beispielsweise eine kurze Unterhaltung, wurden während der Datenaufzeichnung notiert. Im Laufe des Zeitintervalls T4 wurde bei Patienten mit arteriellem Zugang eine zweite BGA abgenommen. Nach Beendigung der gesamten Datenaufzeichnung wurde das EIT-Gerät ausgeschaltet und der Gürtel vom Patienten entfernt. Die Untersuchung wurde damit beendet.

2.5 Erhebung der EIT-spezifischen Parameter

Die gewonnenen EIT-Bilder und Rohmessungen aus den Untersuchungen wurden in vergleichbare Parameter überführt. Als vergleichbare Parameter wurden für diese Untersuchung die Lungenfunktionsparameter der Ventilationsverteilung und die Änderung der endexpiratorischen Lungenimpedanz (EELI) verwendet. Die untersuchten Parameter der Ventilationsverteilung beinhalten die dorsale Ventilationsfraktion (%dorsal), Center of Ventilation (CoV) und Global Inhomogeneity Index (GI). Sie geben quantitativ Auskunft über die aktuelle Ventilationsverteilung (Frerichs et al. 2017).

2.5.1 Ventilationsverteilung

Wie in Abschnitt 1.2.3. erläutert, ermöglicht die Aneinanderreihung der primären EIT-Bilder und die vergleichende Darstellung der Differenz zweier Zeitpunkte die Erstellung eines fEIT-Bildes. Beispielhaft für ein fEIT-Bild ist die Darstellung der tidalen Variation der Impedanz, welche die relativen Impedanzänderungen zwischen der Ein- und Ausatmung widerspiegeln.

In den folgenden Berechnungen bezieht sich ΔZ auf die fEIT-Bilder der tidalen Impedanzvariation.

2.5.1.1 Dorsale Ventilationsfraktion

Zur Beurteilung der regionalen Ventilation wurden Interessengebiete („Regions of Interest“, ROIs) definiert. Zu diesem Zweck wurde in dieser Untersuchung das tidale EIT-Bild in vier gleich große Quadranten unterteilt (anterior rechts, anterior links, posterior rechts, posterior links; siehe Abbildung 5).

Die dorsale Ventilationsfraktion bzw. der dorsale Prozentsatz der Ventilation %dorsal wurde durch die Summation aller relativen Pixelwerte $rel\Delta Z$ der Quadranten posterior rechts und posterior links berechnet. Da %dorsal in Relation zu der Gesamtheit der relativen

Impedanzwerten ($\sum \text{rel}\Delta Z_{\text{global}}$) betrachtet wird, ergibt sich folgende Rechnung:

$$\% \text{dorsal} = \frac{\sum \text{rel}\Delta Z_{\text{dorsal}}}{\sum \text{rel}\Delta Z_{\text{global}}}$$

Der Wert %dorsal wird folglich in % angegeben. Ein Wert von 50% stellt eine gleichmäßige Verteilung zwischen dorsaler und ventraler Ventilation dar, während ein abweichender Wert eine Zunahme oder Abnahme des dorsalen Anteils der Ventilation zeigt.

Auf diese Weise ist es möglich, eine Aussage über die räumliche Verteilung der Ventilation im Brustkorb zu treffen. Im Fokus lag die regionale Veränderung der dorsalen Ventilation im Verlauf von T1 bis T4.

2.5.1.2 Schwerpunkt der Ventilation

Zur präziseren Definition der regionalen Ventilationsverteilung wurde der Schwerpunkt der Ventilation („Center of Ventilation“, CoV) angewendet. CoV ist an das Konzept des Schwerpunktes aus der Mechanik angelehnt und als der Ort im Raum definiert, der das Zentrum einer verteilten Masse aufzeigt (Frerich et al. 1998, Frerichs et al. 2017). CoV lässt sich sowohl für ventral-dorsal (CoV v-d) und rechts-links (CoV r-l) definieren.

Für die Kalkulation wird die aus 32x32 Pixeln bestehende tidale EIT-Bildmatrix aufgeteilt in jeweils 32 vertikale oder horizontale ROIs, die jeweils die Pixel der jeweiligen Spalte oder Zeile beinhalten. Für die vertikale Berechnung werden die horizontalen ROIs verwendet, welche die Basis für die Berechnung von CoV v-d bilden. Zur Berechnung des CoV wird für jede individuelle ROI die Gesamtsumme der Pixelwerte berechnet (ΔZ_j). Diese Gesamtsumme wird mit dem vertikalen Abstand des ROI zur ersten Zeile (y_j) multipliziert. Die Gesamtsumme des Produktes wird durch die Gesamtsumme aller Pixelwerte ($\sum(\Delta Z_j)$) dividiert. Diese Berechnung kann wie folgt dargestellt werden:

$$CoV = \frac{\sum(y_j \Delta Z_j)}{\sum(\Delta Z_j)}$$

Der Kalkulation zu Grunde liegt, dass j auf alle horizontalen ROIs referenziert.

Hieraus ergibt sich ein Wert zwischen 0 und 1, wobei ein hypothetischer Wert von 0 das Zentrum der Ventilation auf maximal ventral definiert und ein hypothetischer Wert von 1 auf maximal dorsal. Ein Wert von 0,5 beschreibt ein mittiges Zentrum der Ventilation. Analog zu CoV v-d kann mittels Cov r-l die horizontale Berechnung durch die vertikalen ROIs durchgeführt werden. Hierbei bedeutet ein Wert von 0 eine maximal rechts angelegtes CoV und 1 ein maximal links angelegtes. CoV v-d und CoV r-l wurden für alle Intervalle T1-T4 berechnet.

2.5.1.3 Globaler Inhomogenitätsindex

Der globale Inhomogenitätsindex oder „Global Inhomogeneity Index“ (GI) ist ein Kennwert, der die räumliche Heterogenität der relativen Impedanzwerte in der Lunge charakterisiert. In Abgrenzung zu %dorsal und CoV beschreibt der GI nicht eine Positionsveränderung der Ventilation, sondern eine Veränderung im Ventilationsmuster. Grundlegend ergibt sich der Wert aus der Summe der Unterschiede zwischen den einzelnen Pixeln und dem Median. Höhere Werte des GIs beschreiben einen Anstieg der Inhomogenität. Kleine Werte verhalten sich gegenläufig und beschreiben somit eine gleichmäßigere Verteilung der Ventilation. Der GI hat eine gute Vergleichbarkeit zwischen Patienten bewiesen (Zhao et al., 2009; Becher et al., 2016).

Der GI quantifiziert die Abweichung der Zellenwerte vom Median aller Zellenwerte. Hierfür wird die Abweichung des Wertes jeder Zelle zum Median bestimmt und diese Differenzen summiert. Normiert wird das Ergebnis durch die Division der Summe aller relativen Pixelwerte:

$$GI = \frac{\sum(\Delta Z - \Delta Z_{Median})}{\sum \Delta Z}$$

2.5.2 Software zur Bestimmung der Ventilationsverteilung

Die Parameter Ventilationsfraktion %dorsal, CoV und GI wurden für alle Zeitintervalle T1-T4 bestimmt. Während der 30-minütigen Nachbeobachtung T4 wurden die Mittelwerte der tidalen Impedanzänderungen während der 1., 5., 10., 15., 20., 25. und 30. Minute zur Datenauswertung verwendet. Lag ein Artefakt oder Störung in dieser Minute vor, so wurde das nächstliegende, störungsfreie 1-Minutenintervall für die Auswertung gewählt.

Die Auswertung von %dorsal erfolgte für alle vier Zeitintervalle T1-T4 mit der PulmoVista PC Software (Dräger Medical, Lübeck, Deutschland). Die Software stellt die gespeicherten Daten mit den gesetzten Markierungen chronologisch in einer Simulation zur Verfügung. Zu den jeweiligen Zeitpunkten konnten so die Werte für die relevanten ROIs herausgearbeitet werden. Abbildung 9 illustriert beispielhaft die Auswertung der dorsalen Ventilationsfraktion.

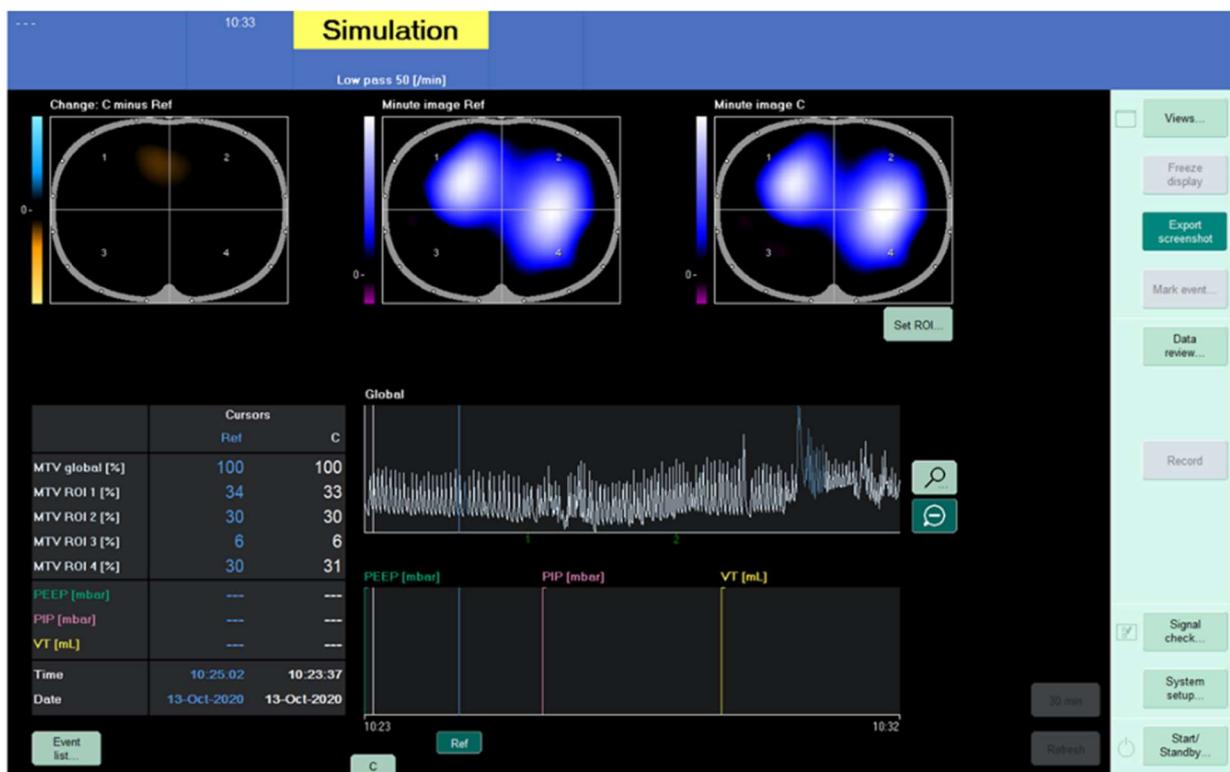


Abbildung 9: Darstellung der Auswertung der dorsalen Ventilationsfraktion. Screenshot der Simulationsansicht der PulmoVista PC Software (Dräger Medical, Lübeck, Deutschland). Auswertung zum Zeitpunkt T1. %dorsal wurde aus der Summe der MTV in ROI 3 und ROI 4 berechnet (%dorsal = MTV ROI3 + MTV ROI4). MTV, mittlere Tidale Variation; ROI, Region of Interest.

Für die Auswertung von CoV und GI wurde im ersten Schritt über das Softwareprogramm EIT Data Analysis Tool 6.1 (Dräger Medical, Lübeck, Deutschland) ein repräsentatives Minutenbild in Form einer 32x32 Pixel - Matrix für den jeweiligen Zeitabschnitt erstellt. Im zweiten Schritt wurde diese Matrix in eine Exceldatei eingefügt, in der die Berechnung für die CoV und GI durchgeführt wurde. Hierfür wurde die Software Microsoft Excel® 2104 (Excel, Microsoft Corporation, USA) verwendet.

2.5.3 Änderung der endexspiratorischen Lungenimpedanz

Die Änderung der endexspiratorischen Lungenimpedanz ($\Delta EELI$) ist ein Maß, das es erlaubt gewonnenes oder verlorenes Gasvolumen durch Veränderung des endexspiratorischen Lungenvolumens zu objektivieren und quantifizieren (Bodenstein et al., 2009; Hinz et al. 2003). Hierzu werden fEIT-Bilder erzeugt, die den Unterschied zwischen zwei Zeitpunkten in Expiration darstellen. Dabei korrelieren Änderungen von $\Delta EELI$ linear mit Änderungen des endexspiratorischen Lungenvolumens.

$\Delta EELI$ wurde nur während der 30-minütigen Nachbeobachtungszeit (T4) ausgewertet. Eine Auswertung der Daten von $\Delta EELI$ über den gesamten Messzeitraum T1-T4 wurde aufgrund einer Verzerrung der Ergebnisse infolge der Lageveränderung vermieden.

Die Auswertung für $\Delta EELI$ erfolgte mithilfe der PulmoVista PC Software (Dräger Medical, Lübeck, Deutschland). Diese erlaubte es den gesamten gespeicherten Zeitraum T4 zur Analyse in einer Trenddarstellung aufzutragen. Die Software stellt in dieser Ansicht zwei Cursor zur Verfügung. Der erste Cursor verblieb auf Zeitpunkt T4 1', welche für die Analyse von $\Delta EELI$ die Baseline darstellte. Der zweite Cursor wurde auf den jeweils zu ermittelnden Wert eingestellt, von T4 5' bis einschließlich T4 30'. Die jeweiligen Werte für $\Delta EELI$, (global, dorsal und ventral), wurden auf die globale tidale Variation zum Zeitpunkt T4 1' normiert. Ein $\Delta EELI$ von 0,5 bedeutet beispielsweise, dass die endexspiratorische Lungenimpedanz um einen Betrag angestiegen ist, der 50% der atemzugsweisen (tidalen) Impedanzänderung zum Referenzzeitpunkt entspricht. Abbildung 10 zeigt beispielhaft die Auswertung von den $\Delta EELI$ zum Zeitpunkt T4 über 30 Minuten.



Abbildung 10: Darstellung der Auswertung der Änderung der endexspiratorischen Lungenimpedanz. Screenshot der Simulationsansicht der PulmoVista PC Software (Dräger Medical, Lübeck, Deutschland). Auswertung zum Zeitpunkt T4 über 30 Minuten. Der erste Cursor befindet sich am Zeitpunkt T4 1' („Ref“), der zweite Cursor am Zeitpunkt T4 30' („C“). Die oberste Zeile zeigt $\Delta EELI$ global im Verlauf mit einem Gesamtwert von 2,38 innerhalb von 30 Minuten. $\Delta EELI$, Änderung der endexspiratorischen Lungenimpedanz.

2.6 Statistische Methoden

Die statistische Analyse wurde mit GraphPad Prism Version 9.02 (GraphPad Software, San Diego, USA) und Microsoft Excel® 2104 (Excel, Microsoft Corporation, USA) durchgeführt. Vor der statistischen Analyse wurde der Shapiro-Wilk-Test auf Normalverteilung durchgeführt. Normal verteilte Daten wurden als Mittelwert und Standardabweichung (SD) und nicht normal verteilte Daten als Median und Interquartilsbereich (IQR) beschrieben. Zur Bewertung von Unterschieden in den Daten, die zu den verschiedenen Zeitpunkten T1-T4 und innerhalb von T4 erhoben wurden, wurde eine einfaktorielle Varianzanalyse (ANOVA) oder ein Friedman-Test (entsprechend der Gaußschen Verteilung der Daten) für wiederholte Messungen durchgeführt. Für den Vergleich der Ergebnisse der beiden Untergruppen, die in die sitzende und die stehende Position mobilisiert wurden, wurde die zweifaktorielle ANOVA

verwendet. Bei Verwendung der ein- oder zweifaktoriellen ANOVA wurde die Geisser-Greenhouse-Korrektur angewendet. Die Signifikanz wurde auf das Wahrscheinlichkeitsniveau von 0,05 festgelegt. Um einen Zusammenhang zwischen den Variablen aufzuzeigen, wurde die Pearson-Korrelation verwendet. Der gepaarte t-Test mit abhängigen Variablen wurde zur Auswertung der Blutgasanalysen in T1 und T4 verwendet.

3 Ergebnisse

3.1 Klinische Charakteristika des Patientenkollektivs

Es wurden insgesamt 104 Patienten bezüglich der Ein- und Ausschlusskriterien überprüft, von denen 20 Patienten an der Studie teilnahmen. Die häufigsten Gründe für Nicht-Einschluss waren fehlende Hypoxämie oder Hyperkapnie ($n = 47$), mangelnde Aktivität oder Compliance ($n = 9$), eigenständige Mobilisierung ($n = 6$) und Verbände im EIT-Untersuchungsbereich ($n = 4$). Abbildung 11 stellt den Auswahlprozess der Studienteilnehmer dar. Bei einem Patienten wurde die Physiotherapie aufgrund einer akuten respiratorischen Insuffizienz abgebrochen; dieser Patient wurde von der Analyse ausgeschlossen.

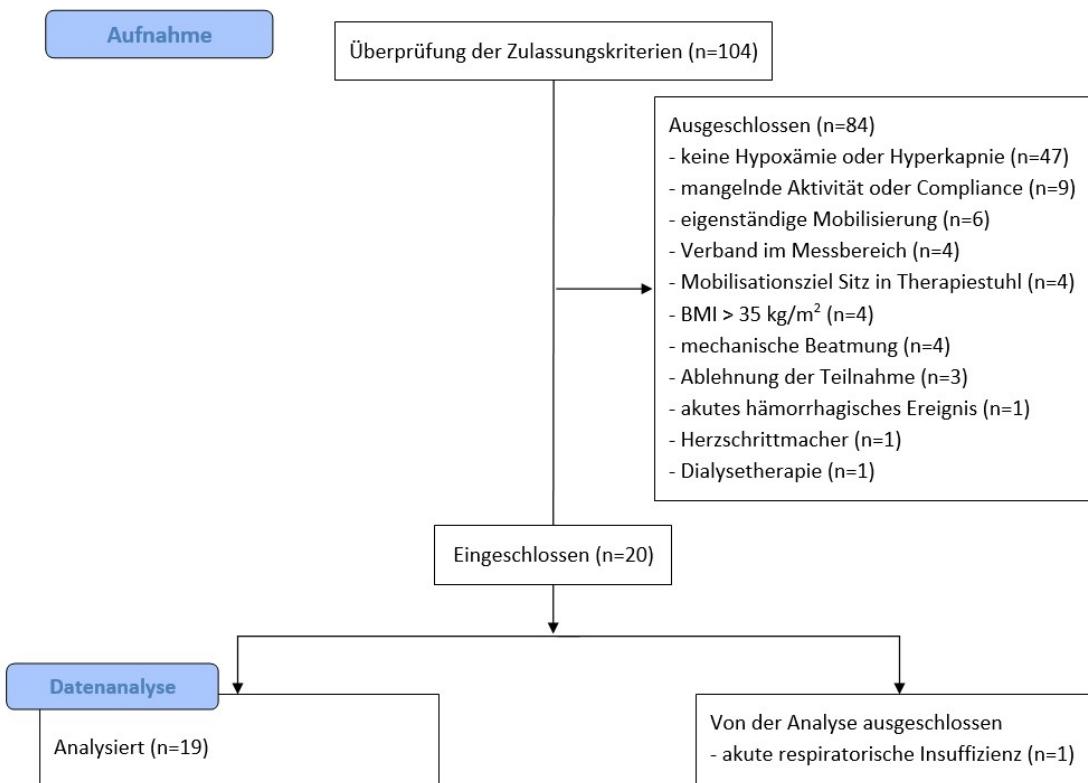


Abbildung 11: Auswahlprozess der Studienteilnehmer. Die Abbildung zeigt ein Flussdiagramm des Auswahlprozesses der Studienteilnehmer, angelehnt das CONSORT Flussdiagramm (Schulz et al. 2010). BMI, Body-Mass-Index.

Die demografischen und klinischen Daten der Patienten sind in Tabelle 3 aufgeführt. Alle teilnehmenden Patienten hatten sich einer größeren, meist abdominalen Operation unterzogen und waren zur postoperativen Therapie und Überwachung auf der Intensivstation aufgenommen worden.

Der Horovitz-Index wurde bei allen teilnehmenden Patienten vorab bestimmt. Zusätzlich wurde bei allen Patienten mit invasivem arteriellen Zugang der PaCO₂-Wert ermittelt. 9 Patienten hatten eine leichte Hypoxämie und weitere 9 Patienten litten an einer mäßigen Hypoxämie, ein Patient zeigte eine Hyperkapnie mit PaCO₂ über 50 mmHg. Alle eingeschlossenen Patienten erhielten zusätzlichen Sauerstoff, 17 Patienten über eine Nasenkanüle, 2 Patienten über eine High-Flow-Sauerstofftherapie. Die durchschnittliche Fraktion des eingeatmeten Sauerstoffs (FiO₂) betrug 39 % (SD ± 9). Ein Patient war aufgrund eines zervikalen Eingriffs tracheotomiert. Die mediane Dauer der mechanischen Beatmung vor Studieneinschluss betrug 8 (IQR 4-22) Stunden. Seit der Extubation waren im Median 41 (IQR 18-96) Stunden verstrichen. Die teilnehmenden Patienten hatten im Median 5 (IQR 2-12) Tage auf der Intensivstation verbracht, bevor sie in die Studie eingeschlossen wurden.

Die Mobilisierung wurde wie im Abschnitt 2.4 und 2.5 beschrieben durchgeführt. Alle Patienten wurden in die sitzende Position transferiert, wobei 12 von 19 Patienten zusätzlich in eine stehende Position mobilisiert wurden. Die Behandlungszeit im Sitzen betrug im Durchschnitt 16 Minuten (SD ± 4 Minuten). Anschließend wurden die Patienten wieder ins Bett mobilisiert und nahmen die anfängliche Ausgangsposition in Rückenlage ein.

Tabelle 3: Charakteristik und klinische Merkmale der eingeschlossenen Patienten. Die Daten werden als n, Mittelwert (SD ±) oder Median (IQR) angegeben. BMI, Body-Mass-Index; APACHE II, Acute Physiology and Chronic Health Evaluation II; SOFA, Sequential Organ Failure Assessment; SAPS II, Simplified Acute Physiology Score II; FiO₂, inspiratorische Sauerstofffraktion; ICU, Intensivstation; EIT, Elektrische Impedanztomographie; SpO₂, Periphere Sauerstoffsättigung; PaO₂, arterieller Sauerstoffpartialdruck; PaCO₂, arterieller Kohlenstoffdioxidpartialdruck.

Charakteristik	Ergebnis
Patienten [n]	19
Alter [Jahre]	63 (SD ± 13)
Männlich [n (%)]	13 (68%)
BMI [kg/m ²]	28 (SD ± 5)
Medizinisch-chirurgische Aufnahme [n (%)]	
Abdominalchirurgie	12 (64%)
Thoraxchirurgie	1 (5%)
Kiefer- und Gesichtschirurgie	1 (5%)
Gefäßchirurgie	2 (11%)
Unfallchirurgie	1 (5%)
Wirbelsäulenchirurgie	1 (5%)
Urologische Chirurgie	1 (5%)
Klinische Merkmale	
APACHE II-Score	8 (SD ± 3)
SOFA-Score	2 (IQR 2-5)
SAPS II-Score	29 (IQR 15-36)
Zeit seit Extubation [h]	41 (IQR 18-96)
FiO ₂ [%]	39 (SD ± 9)
Horovitz-Index, FiO ₂ /PaO ₂ [mmHg]	229 (IQR 164-280)
Aufenthaltsdauer auf der Intensivstation, Zeitpunkt der EIT-Untersuchung [d]	3 (IQR 2-5)
Dauer des Aufenthalts auf der Intensivstation, gesamt [d]	5 (IQR 2-12)
Beatmungsdauer, Zeitpunkt der EIT-Untersuchung [h]	8 (IQR 4-22)
Beatmungsdauer, gesamt [h]	9 (IQR 7-30)
Dauer des Sitz-, ggf. Standintervalls (T2-T3) [min]	16 (SD ± 4)

3.2 Klinische Parameter

Eine arterielle BGA lag bei 14 Patienten vor. 5 der Patienten hatten keinen arteriellen Zugang zur invasiven Blutdruckmessung, weshalb auch keine arterielle BGA vorlag. Der Zeitpunkt der ersten BGA war im Median 17 (5-24) Minuten vor T1. Die zweite BGA wurde im Median nach 11 (0-30) Minuten während der Nachuntersuchung (T4) durchgeführt. Die Ergebnisse der ersten und zweiten BGA sind in Abbildung 12 als Box-Whisker-Plots dargestellt, wobei die Minima, 25 % Perzentile, Median, 75 % Perzentile und die Maxima des PaO₂-Werts und PaCO₂-Werts gezeigt werden. Der PaO₂-Wert bei der ersten BGA lag bei 85 (SD ± 16) mmHg und bei der zweiten bei 84 (SD ± 15) mmHg. Dieser Unterschied war im gepaarten t-Test statistisch nicht signifikant ($p = 0,9264$) (Abbildung 12 A). Der PaCO₂-Wert betrug 40 (SD ± 6) mmHg bei der ersten BGA und 41 (SD ± 8) mmHg bei der zweiten BGA. Dies erwies sich ebenfalls als statistisch nicht signifikant ($p = 0,7428$) (Abbildung 12 B).

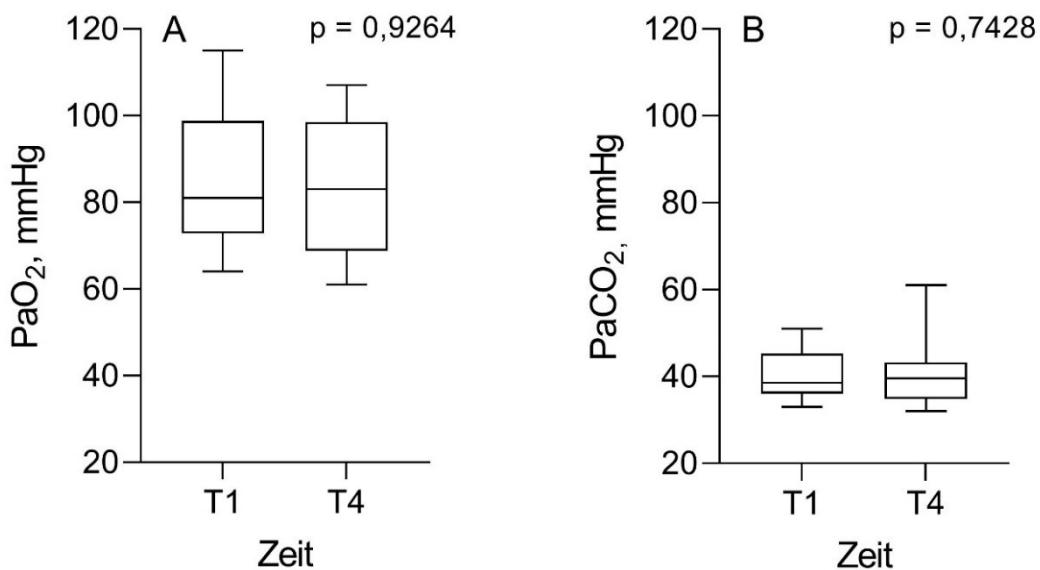


Abbildung 12: Änderungen in der Blutgasanalyse vor (T1) und nach (T4) der physiotherapeutischen Behandlung. (A) PaO₂ (B) PaCO₂. Die Box-Whisker-Plots zeigen das Minimum, 25% Perzentile, Median, 75% Perzentile und Maximum. PaO₂, Partialdruck des Sauerstoffs; PaCO₂, Partialdruck des Kohlenstoffdioxids.

Die Ergebnisse der Auswertung von SpO₂ sind in Abbildung 13 dargestellt. Hierbei zeigte sich zum Zeitpunkt T4 1' ein statistisch signifikanter Abfall im Vergleich zu den Zeitpunkten T1 sowie T4 30'. Zu T1 lag der Mittelwert bei 96 (SD ± 3) %, zu T4 1' bei 95 (SD ± 3) % und zu T4 30' bei 96 (SD ± 3) % (p T1 vs. T4 1' = 0,0420; p T1 vs. T4 30' = 0,3371) (siehe Abbildung 13).

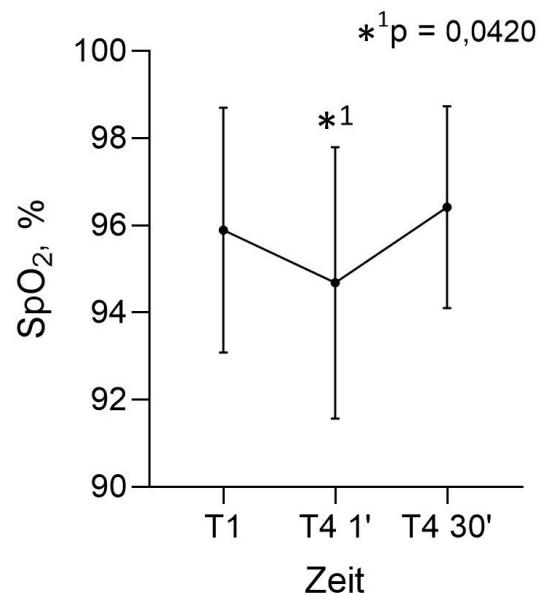


Abbildung 13: Änderung der peripheren Sauerstoffsättigung vor (T1), in der 1. (T4 1') und 30. (T4 30') Minute nach der physiotherapeutischen Behandlung. Die Daten werden als Mittelwert ± SD angegeben. SpO₂, Periphere Sauerstoffsättigung.

Die Ergebnisse der Auswertung der Atemfrequenz zeigten in den Zeitintervallen T2, T3 und T4 1' signifikante Veränderungen im Vergleich zu T1. Vor Beginn der Mobilisation wurde eine mittlere Atemfrequenz von 20 ($SD \pm 6$) Atemzüge pro Minute gemessen (T1). Mit der Mobilisation in den Sitz stieg die Atemfrequenz auf 27 ($SD \pm 6$) Atemzüge/min ($p (T1 \text{ vs. } T2) = 0,0005$), nach Ende der physiotherapeutischen Behandlung lag sie bei 26 ($SD \pm 7$) Atemzüge/min ($p (T1 \text{ vs. } T3) = 0,0010$). Mit Beginn der Nachbeobachtung sank die Atemfrequenz leicht auf 24 ($SD \pm 8$) Atemzüge/min ($p (T1 \text{ vs. } T4 1') = 0,0179$). Ab T4 5' näherten sich die Werte dem Ausgangswert an und zeigten keinen signifikanten Unterschied ($T4 5' - T4 30'$). Der Verlauf der Ergebnisse über die gesamte Untersuchung ist in Abbildung 14 dargestellt.

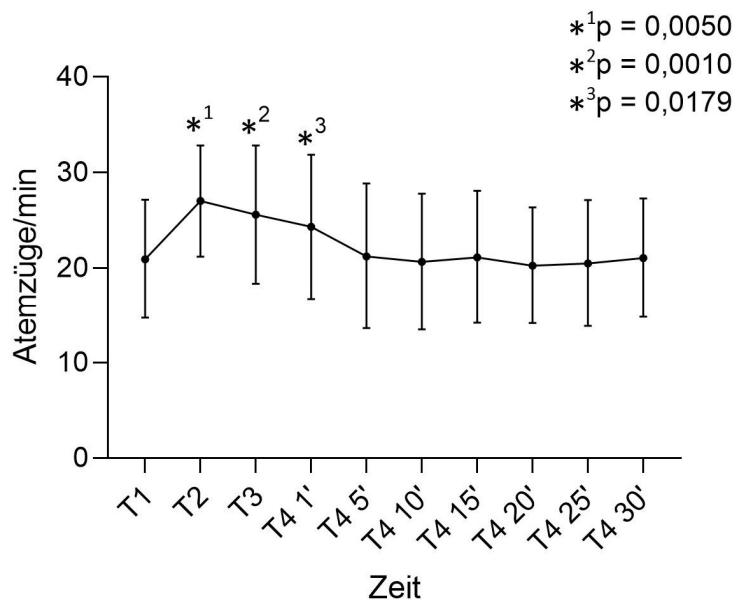


Abbildung 14: Darstellung der Atemfrequenz T1-T4. Die Daten werden als Mittelwert \pm SD angegeben.

3.3 EIT-spezifische Parameter

3.3.1 Ventilationsverteilung

ROI-basierte Auswertung der Lungenabschnitte zeigte eine signifikante Zunahme des prozentualen dorsalen Anteils, insbesondere nach dem Wechsel in die Sitzposition (p (T1 vs. T2) = 0,0060). Die Ergebnisse sind in Abbildung 15 dargestellt. Die erhöhte dorsale Ventilation nahm auch mit der Dauer des Sitzens weiter zu (p (T1 vs. T3) = 0,0291). Nach dem Wechsel von der sitzenden in die liegende Position begann der prozentuale dorsale Anteil zugunsten der ventralen Ventilationsverteilung wieder zu sinken (p (T1 vs. T4 1') = 0,0424). Dennoch war der prozentuale dorsale Anteil in der ersten Minute der Nachbeobachtung (T4 1') im Vergleich zum Ausgangswert (T1) noch signifikant erhöht. Ab T4 5' zeigte %dorsal keinen signifikanten Unterschied zum Ausgangswert (T1) und blieb konstant (T4 5' - T4 30').

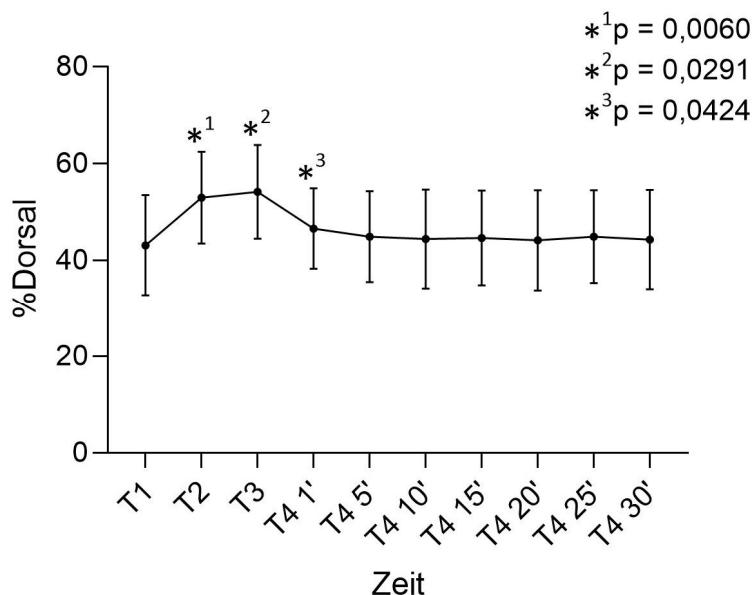


Abbildung 15: Darstellung von %Dorsal T1-T4. Die Daten werden als Mittelwert \pm SD angegeben. %Dorsal, Prozentsatz der dorsalen Ventilation.

3.3.1.2 Schwerpunkt der Ventilation

Die Werte von CoV v-d zeigten ein ähnliches Verhalten wie %dorsal. Abbildung 16 weist die Ergebnisse von CoV v-d auf. Es gab eine signifikante Dorsalverschiebung von CoV v-d, nachdem der Patient in die vertikale Position gebracht wurde ($p (T1 \text{ vs. } T2) = 0,0334$). Diese Verschiebung nahm während der aufrechten Position weiter zu ($p (T1 \text{ vs. } T3) = 0,0316$). Nachdem der Patient in die Rückenlage zurückgekehrt war, hielt dieser Effekt bis zur ersten Minute der Nachbeobachtung an ($p (T1 \text{ vs. } T4 1') = 0,0354$). Ab der fünften Minute der Nachbeobachtung näherten sich die Werte dem Ausgangswert der Basislinie T1 an und zeigten keinen signifikanten Unterschied mehr ($T4 5' - T4 30'$).

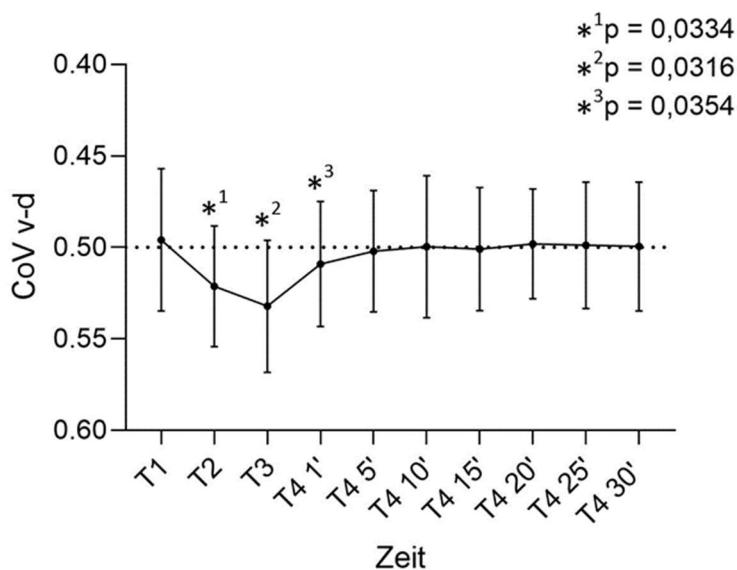


Abbildung 16: Darstellung von CoV ventral-dorsal T1-T4. Die Daten werden als Mittelwert \pm SD angegeben. CoV v-d, Zentrum der Ventilation ventral-dorsal.

Das Ergebnis der CoV r-l Untersuchung zeigte keine signifikanten Unterschiede im Untersuchungsverlauf ($p = 0,4685$; Abbildung 17). In allen Untersuchungen positionierte sich der mittlere CoV r-l minimal zur linken Thoraxhälfte. Nachdem die Patienten die sitzende Position eingenommen hatten, positionierte sich CoV r-l zentraler im Thorax. Die Veränderung war nicht signifikant ($p (T1 \text{ vs. } T2) = 0,5603$; $p (T1 \text{ vs. } T3) = 0,7534$).

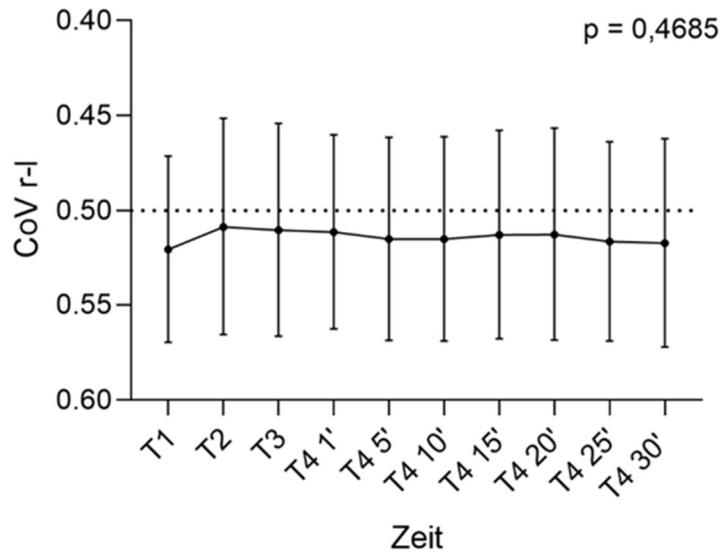


Abbildung 17: Darstellung von CoV rechts-links T1-T4. Die Daten werden als Mittelwert \pm SD angegeben. CoV r-l, Zentrum der Ventilation rechts-links.

3.3.1.3 Globaler Inhomogenitätsindex

Der GI-Index zeigte ebenfalls keine signifikanten Veränderungen während des Untersuchungszeitraums ($p = 0,3591$). Der Verlauf der GI-Werte sind in Abbildung 18 graphisch dargestellt.

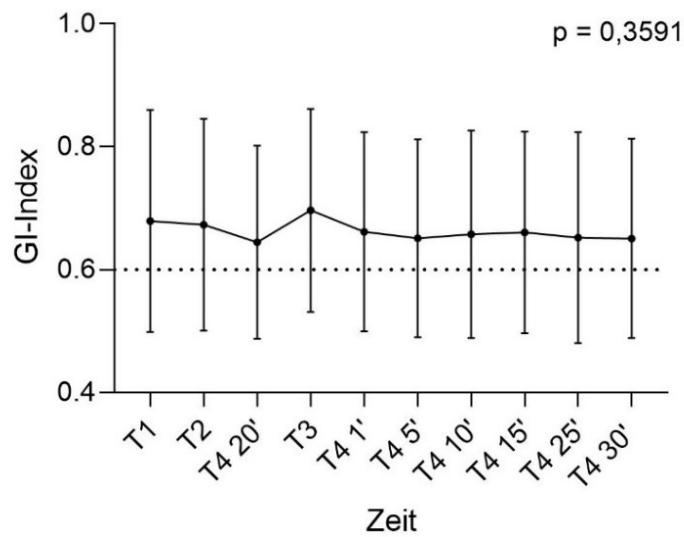


Abbildung 18: Darstellung von GI T1-T4. Die Daten werden als Mittelwert \pm SD angegeben. GI, globaler Inhomogenitätsindex.

3.3.2 Änderung der endexspiratorischen Lungenimpedanz

ΔEELI wurde nur während der Nachuntersuchung (T4 1'-T4 30') erfasst. Die zeitlichen Verläufe von ΔEELI global, ΔEELI dorsal und ΔEELI ventral sind in Abbildung 19 aufgezeigt. Während der Nachuntersuchung wurde ein stetiger, statistisch signifikanter Anstieg von ΔEELI global beobachtet ($p = 0,0119$) (siehe Abbildung 19 A). ΔEELI dorsal zeigte ebenfalls einen signifikanten Anstieg ($p < 0,0001$) (siehe Abbildung 19 B). Im Gegensatz zu ΔEELI dorsal änderte sich der ΔEELI ventral während der Nachbeobachtung nicht signifikant und blieb nahezu konstant ($p = 0,7886$) (siehe Abbildung 19 C).

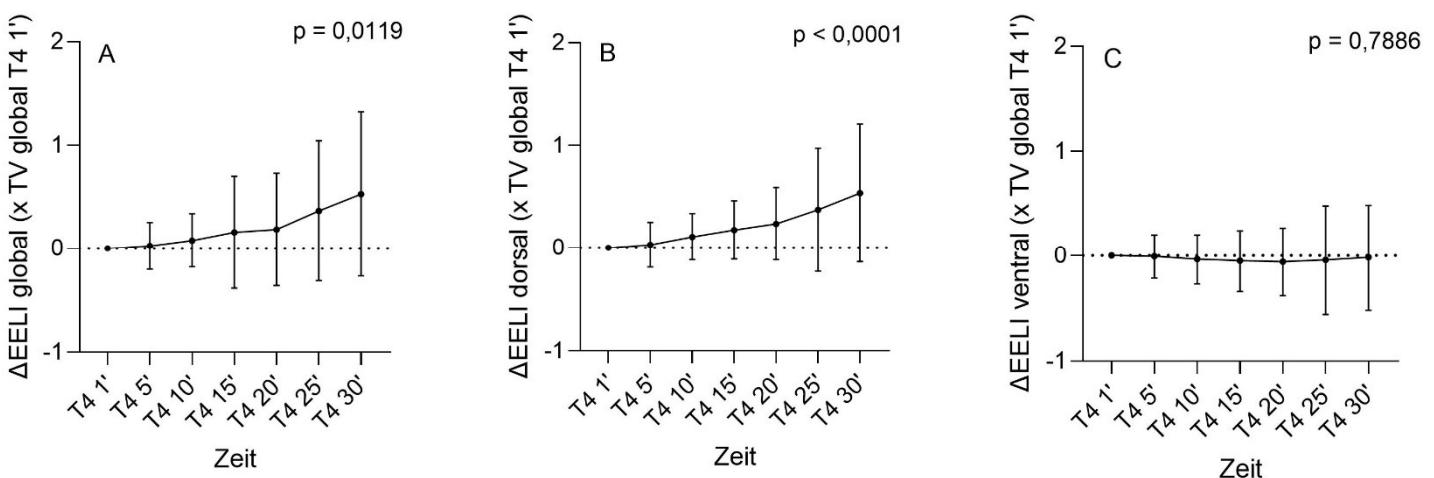


Abbildung 19: Darstellung von ΔEELI T4. (A) ΔEELI global (B) ΔEELI dorsal (C) ΔEELI ventral. Die Daten werden als Mittelwert \pm SD angegeben. ΔEELI , Veränderung in der endexspiratorischen Lungenimpedanz; TV, Tidale Variation.

3.3.3 Korrelation der klinischen Parameter mit der endexspiratorischen Lungenimpedanz

Bei der Analyse der ΔEELI global und ΔEELI dorsal fiel auf, dass sieben von 19 Patienten einen Anstieg von mehr als 50 % der tidalen Variation zum Referenzzeitpunkt (T4 1') aufwiesen, während die übrigen Patienten keinen oder nur einen geringen Anstieg der ΔEELI zeigten. Es wurde daher eine explorative Korrelationsanalyse zwischen verschiedenen klinischen Parametern (Horovitz-Index, Atemfrequenz, BMI, Alter, Beatmungszeit und APACHE II-Score) und der tidalen Variation, ΔEELI global sowie ΔEELI dorsal durchgeführt. Hierbei zeigten sich für Horovitz-Index, BMI, Alter, Beatmungszeit und APACHE II-Score keine signifikanten Korrelationen mit den genannten EIT-Parametern.

Bei der Korrelation zwischen der durchschnittlichen Atemfrequenz und ΔEELI global konnte ebenso keine signifikante Korrelation gezeigt werden ($r = 0,1322$, $p = 0,1259$) (Abbildung 20 A). Die Korrelationsanalyse zwischen der durchschnittlichen Atemfrequenz (T1 – T4 30') und ΔEELI dorsal dagegen zeigte hingegen einen signifikanten Zusammenhang ($r = 0,5453$, $p = 0,0157$) (Abbildung 20 B).

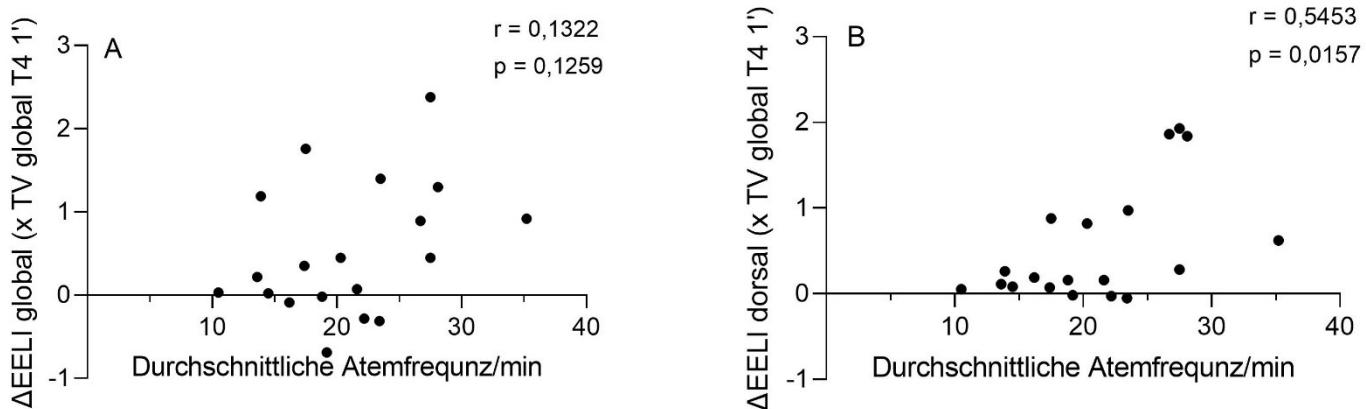


Abbildung 20: Darstellung der Korrelation zwischen der durchschnittlichen Atemfrequenz und ΔEELI . (A) ΔEELI global (B) ΔEELI dorsal. Durchschnittliche Atemfrequenz von T1 – T4 30'. ΔEELI , Veränderung in der endexspiratorischen Lungenimpedanz; TV, Tidale Variation.

3.4 Vergleich sitzende und stehende Patienten

Für die Analyse des Einflusses von Art und Intensität der Mobilisation auf Ventilationsverteilung und EELI wurden die Patienten in zwei Untergruppen eingeteilt. Die eine Untergruppe beinhaltete die Patienten, die zusätzlich zur sitzenden Position in den Stand mobilisiert wurden ($n = 12$). Die andere Untergruppe enthielt die Patienten, die nur in den Sitz, aber nicht in den Stand mobilisiert wurden ($n = 7$). Abbildung 21 zeigt den Vergleich der Untergruppen in Bezug auf die jeweiligen Parameter. Insgesamt fand sich kein signifikanter Unterschied zwischen den Untergruppen (%dorsal ($p = 0,5042$), CoV v-d ($p = 0,4407$), Atemfrequenz ($p = 0,9420$), EELI global ($p = 0,6372$), EELI dorsal ($p = 0,1848$), EELI ventral ($p = 0,4870$); siehe Abbildung 21), jedoch zeigten sich nicht signifikante Trends zu einer stärkeren Zunahme der dorsalen Ventilation und einem stärkeren Anstieg der EELI in der Nachbeobachtungsphase bei Patienten, die in den Stand mobilisiert werden konnten.

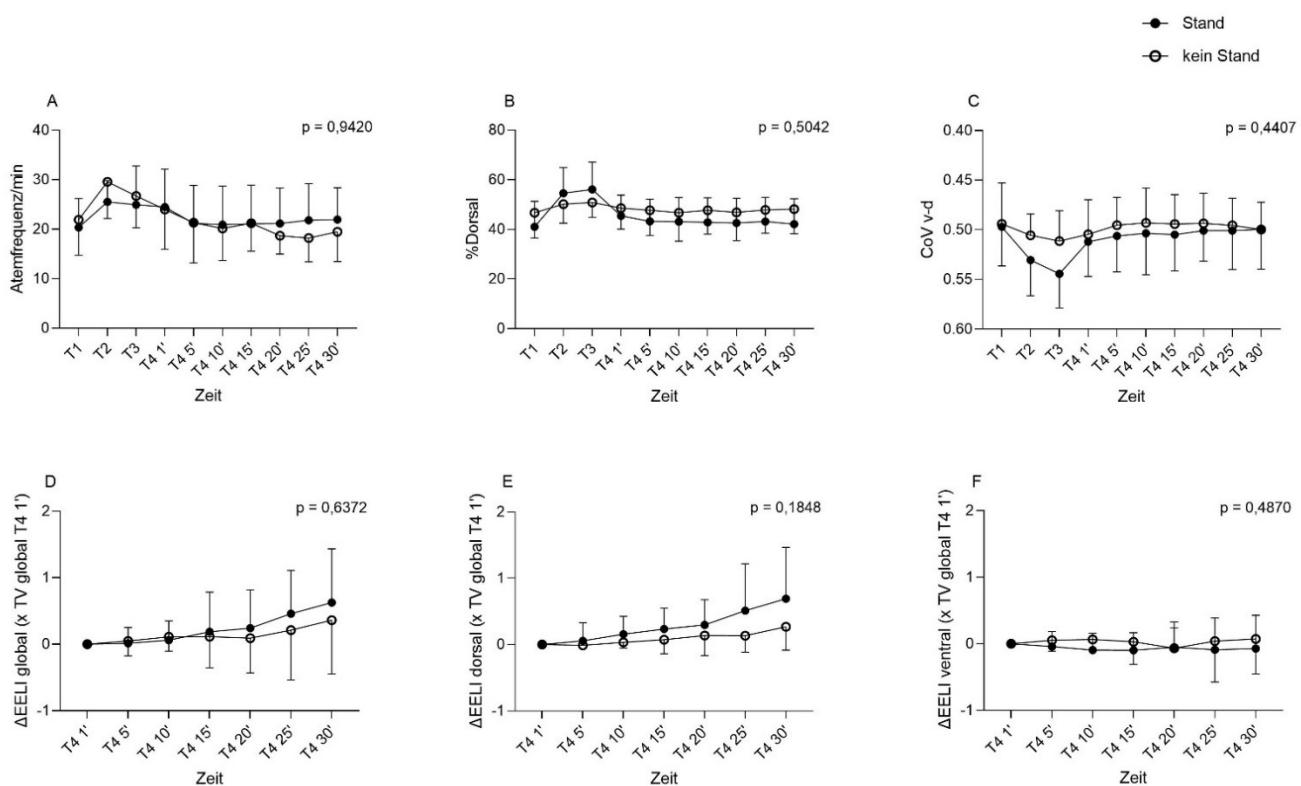


Abbildung 21: Vergleich der Ergebnisse der Untergruppen, zwischen sitzenden und stehenden Probanden. (A) Atemfrequenz (B) %Dorsal (C) CoV ventral-dorsal (D) Δ EELI Global (E) Δ EELI Dorsal (F) Δ EELI Ventral. Die Daten werden als Mittelwert \pm SD angegeben. %Dorsal, Prozentsatz der dorsalen Ventilation; CoV, Center of Ventilation; Δ EELI, Veränderung in der endexspiratorischen Lungenimpedanz; TV, Tidale Variation.

4 Diskussion

4.1 Studienergebnisse

Der positive Einfluss der Frühmobilisation auf die Aktivität und Partizipation des Patienten ist gut erforscht (Schweickert et al. 2009, Morris et al. 2016, Schaller et al. 2016). Umfassende Mobilitätsprogramme, beispielsweise "Enhanced Recovery After Surgery" und "Fast Track", welche passgenau auf ein konkretes Patientenkollektiv bzw. postoperative Procedere aufgebaut sind, werden zunehmend angewendet und zeigen eine Verringerung der Krankenhausaufenthaltsdauer und der Komplikationsrate (Ni et al. 2018, Souza Possa et al. 2014, Fraser et al. 2015, Morgan et al. 2016, Schujmann et al. 2020).

Bisher berücksichtigten die Studien, die den Erfolg der Mobilitätsprogramme analysieren, hauptanteilig klinische Größen als Messwerte. Primäre Endpunkte umfassten häufig Dauer des Krankenaufenthaltes, funktioneller Status des Patienten bei Entlassung, Länge eines möglichen Delirs und Komplikationsrate nach Entlassung von der Intensivstation. Veränderungen auf struktureller und physiologischer Ebene als Messwerte wurden bisher kaum untersucht.

Mithilfe dieser prospektiven Beobachtungsstudie war es möglich, die regionale Ventilationsverteilung und die Änderung der endexspiratorischen Lungenimpedanz durch die bettseitig gewonnenen EIT-Daten während einer physiotherapeutischen Behandlung mit respiratorisch eingeschränkten Patienten auf der Intensivstation zu charakterisieren. Zusätzlich wurde in der Analyse und Interpretation die anschließende 30-minütige Nachbeobachtungsperiode berücksichtigt. Zwischen den Patienten, die während der physiotherapeutischen Behandlung zusätzlich in den Stand mobilisiert wurden, und denen, die im Sitzen verblieben, waren Unterschiede in den ausgewerteten EIT-Daten zu beobachten.

Im Folgenden werden die jeweiligen Abschnitte der Ergebnisse diskutiert und abschließend zusammengefasst.

4.1.1 Klinische Charakteristika des Patientenkollektivs

Die Untersuchung wurde einzig an spontan atmenden Patienten durchgeführt. Patienten mit schweren Respirationsstörungen wurden nicht in die Untersuchung eingeschlossen, da keiner dieser Patienten die Einschlusskriterien erfüllte. In der Regel werden Patienten mit schwerer Respirationsstörung mechanisch beatmet. Zudem ist die Belastbarkeit von mechanisch beatmeten Patienten geringer. Entsprechend besteht die Frühmobilisierung bei diesen Patienten aus leichteren und kürzeren Übungen und ist daher nicht mit dem Training vergleichbar, welches während der Studie durchgeführt wurde. Hickman et al. zeigten in ihrer Untersuchung, dass eine aufrechte Position und eine frühe Mobilisierung die Ventilationsverteilung und den Gasaustausch besonders bei schwer hypoxämischen Probanden verbesserte, von denen einige auch mechanisch beatmet wurden (Hickman et al. 2021). Es bleibt daher unklar, ob die in der Studie beobachteten Effekte bei Patienten mit stärker beeinträchtigtem Gasaustausch anders ausgefallen wären.

Nur bei 14 von 19 Patienten war ein arterieller Zugang vorhanden, um anhand einer BGA den genauen Horovitz-Index zu bestimmen und das Einschlusskriterium „ $\text{PaO}_2/\text{FiO}_2 < 300 \text{ mmHg}$ “ korrekt zu bewerten. Bei fünf Patienten wurde der PaO_2 -Wert aus der SpO_2 -Messung geschätzt, welches zu Ungenauigkeiten in der Annäherung des Horovitz-Index geführt haben könnte. Daher kann nicht ausgeschlossen werden, dass einige der eingeschlossenen Patienten über dem gesetzten Schwellenwert des Horovitz-Index lagen.

4.1.2 Klinische Parameter

Die Analysen der BGAs vor und nach der Physiotherapie ergaben keinen signifikanten Unterschied in der Oxygenierung und Decarboxylierung. Einzig die SpO_2 -Werte zeigten sich unmittelbar nach der Physiotherapie signifikant schlechter, näherten sich nach 30 Minuten Nachbeobachtung aber wieder den Ausgangswerten an. Aufgrund anderer Studien, die eine Verbesserung der Oxygenierung nach der Mobilisierung zeigten (Svensson-Raskh et al. 2021, Manzano et al. 2008), war die Annahme vor dieser Untersuchung, ebenfalls eine

Verbesserung des Gasaustausches zu beobachten. Die Zeitpunkte der Blutgasanalysen bei den untersuchten Patienten waren jedoch heterogen und zu keinem festen Zeitpunkt während T4 gesetzt. Da es sich um eine reine nicht-interventionelle Beobachtungstudie handelte, wurden die Blutgasanalysen ausschließlich im Rahmen der medizinischen Routine abgenommen, unabhängig von der physiotherapeutischen Behandlung. Svensson-Raskh et al. untersuchten in einer randomisierten, prospektiven Studie die PaO₂ und SpO₂-Werte von postoperativen Patienten. Die Ergebnisse zeigten, dass eine Mobilisation aus dem Bett heraus im Vergleich zu Patienten, die keine Mobilisation erhielten innerhalb von zwei Stunden nach einer Operation zu einer Verbesserung von PaO₂ und SpO₂ führte. Zusätzlich zeigten die Patienten, die neben einer Mobilisation auch Atemübungen durchführten, langanhaltender eine Verbesserung von PaO₂ und SpO₂, als jene Patienten, die ausschließlich mobilisiert wurden. Dabei wurden die Werte für PaO₂ und SpO₂ über vier Stunden zu festen Zeitpunkten erfasst (Svensson-Raskh et al. 2021). Es stellt sich daher die Frage, wie die Werte für die Oxygenierung und Decarboxylierung in dieser Studie ausgefallen wären, hätte man die BGA bei allen Probanden zum gleichen Zeitpunkt nach der Mobilisation abgenommen und ggf. die Werte über einen längeren Zeitraum beobachtet.

Vergleicht man den Verlauf der Ergebnisse der Atemfrequenz zu dem Verlauf der Ergebnisse von %dorsal und CoV v-d, ist es auffällig, dass alle drei Parameter zu den Zeitpunkten T2, T3 und T4 1' signifikant höhere Werte zeigten. Kollektiv normalisieren sich die Werte nach Beendigung der Aktivität bzw. ab dem Zeitpunkt T4 5'. Dass der Anstieg der Atemfrequenz mit einer gesteigerten physischen Aktivität korreliert, ist wissenschaftlich erwiesen (Nicolò et al. 2017). Ob ein Zusammenhang zwischen der Atemfrequenz und der regionalen Ventilationsverteilung besteht, lässt sich durch die vorliegende Untersuchung nicht abschließend beantworten. Einen Hinweis zeigte die Korrelation zwischen der durchschnittlichen Atemfrequenz mit Δ EELI dorsal, welche einen signifikanten Zusammenhang aufwies. Kausal ließe es sich dadurch begründen, dass eine höhere Atemfrequenz bei Spontanatmung in der Regel mit einer höheren alveolären Ventilation und einem höheren Tidalvolumen einhergehen (Otis et al. 1950, Mead 1960). Das höhere Tidalvolumen kann aufgrund von gestiegener Zwerchfellaktivität zu einer dorsalen Rekrutierung führen, die sich in einem Anstieg der dorsalen EELI äußert. Allerdings bedarf es weiterer Forschung, um diese Fragestellung und Zusammenhang abschließend zu klären.

4.1.3 EIT-spezifische Parameter

4.1.3.1 Ventilationsverteilung

Die Untersuchung der regionalen Ventilationsverteilung, insbesondere %dorsal und CoV v-d, zeigte, dass eine sitzende Position im Rahmen von Physiotherapie zu einer Zunahme der dorsalen Ventilation führte, welche nach Beendigung der Mobilisation jedoch nicht anhielt.

Die Feststellung, dass eine aufrechte Körperposition physiologisch günstige Auswirkungen auf die Lungenfunktion hat, wird von anderen Studien gestützt. So zeigte das Einnehmen einer halbliegenden oder sitzenden Position des Patienten auf der Intensivstation eine Verbesserung des Lungenvolumens und Vorteile im Hinblick auf den Gasaustausch (Richard et al. 2006, Dellamonica et al. 2013). In einer Studie mit gesunden älteren Menschen wurde gezeigt, dass der PaO₂ in sitzender Position durchweg höher war als in Rückenlage (Hardie et al. 2002). Eine Untersuchung von Chang et al. zeigte, dass die vertikale Positionierung mit einem Kipptisch die Minutenventilation, das Tidalvolumen und den Gasaustausch während der Intervention erhöhte. Es zeigte sich, dass die Verbesserung der Werte unmittelbar nach Rückkehr in die horizontale Positionierung noch nachweisbar war, nach 20 Minuten aber keine signifikanten Unterschiede festgestellt werden konnten (Chang et al. 2004). Mehrere Studien haben gezeigt, dass die forcierte Vitalkapazität und das forcierte exspiratorische Volumen in einer Sekunde umso höher sind, je gerader und aufrechter die Körperhaltung ist (Meysman und Vincken 1998, Stewart et al. 2000, Vilke et al. 2000, Ceridon et al. 2011).

Zusammengefasst lässt sich ein Zusammenhang zwischen der aufrechten Position des Thorax und einer Verbesserung der Lungenfunktion anhand der vorgestellten Studien erkennen. Es liegt nahe, dass die Zunahme der dorsalen Ventilation während der Mobilisation, welche in der durchgeföhrten Beobachtungsstudie festgestellt wurde, mit einer Verbesserung spezifischer Lungenfunktionsparameter korreliert. Insbesondere die Untersuchung von Chang et al. zeigte, dass dieser Effekt wieder rückläufig zu sein scheint, sobald eine horizontale Ausgangstellung eingenommen wird (Chang et al. 2004).

Hinsichtlich der mathematischen Auswertung der Ventilationsverteilung ist zu

berücksichtigen, dass diese auf der erstellten 32x32 Matrix des Rekonstruktionsalgorithmus beruht. Die Matrix wiederum basiert auf der Erzeugung und Erfassung von Oberflächenspannungen. Die tatsächliche, physiologische Lage der Lunge im Thorax lässt sich mittels EIT nicht identifizieren. Aus diesem Grund lassen sich die absoluten Werte von %dorsal und CoV zwischen den Patienten nicht direkt vergleichen. Stattdessen ist es vorrangig wichtig, die Trends der Werte zu betrachten.

4.1.3.2 Änderung der endexspiratorischen Lungenimpedanz

Obwohl die Ergebnisse von %dorsal und CoV v-d zeigen, dass ab der fünften Minute der Nachbeobachtung (T4 5') die während der Mobilisation beobachtete Zunahme der dorsalen Ventilation nicht mehr nachweisbar ist, wurde gleichzeitig ein Anstieg der EELI global und dorsal während der Nachbeobachtung festgestellt. EELI ventral blieb dabei unverändert.

Da eine solche Änderung der EELI als eine Zunahme des endexspiratorischen Lungenvolumens interpretiert werden kann, legen die Ergebnisse eine Zunahme besonders des dorsalen endexspiratorischen Lungenvolumens während der Nachbeobachtung nahe (Hinz et al. 2003). Dies steht im Gegensatz zur Abnahme von %dorsal und CoV v-d. Es bleibt unklar, ob es sich bei der Zunahme um eine tatsächliche Zunahme des endexspiratorischen Lungenvolumens aufgrund der aufrechten Position und der physiologischen Übungen handelt oder ob es sich nur um eine Kompensation des aufgrund der erhöhten Aktivität während T2 und T3 verlorenen Lungenvolumens handelt. Praktisch könnte aus diesen Befunden die Indikation für häufigere Mobilisation oder längere Sitzintervalle abgeleitet werden, wobei weitere Studien erforderlich sind, um den größtmöglichen Nutzen zu evaluieren.

Eine Studie von Becher et al. untersuchte die Änderung von EELI nach der schnellen Infusion von 500 ml balancierter, kristalloider Flüssigkeit bei mechanisch beatmeten Patienten. Dabei zeigte sich eine signifikante Abnahme von EELI bei gleichzeitig stabilen Werten des Gasaustausches und der Atemmechanik (Becher et al. 2019). Demzufolge kann nicht ausgeschlossen werden, dass Schwankungen im Flüssigkeits- und Bluthaushalt einen Einfluss auf die endexspiratorische Lungenimpedanz der Patienten haben.

4.1.4 Vergleich sitzender und stehender Patienten

Eine weitere Fragestellung der Untersuchung war, inwiefern die Dosierung bzw. Intensität der Übungen einen unterschiedlichen Effekt in den Lungenfunktionsparametern hervorruft. In der Studie wurden in jeder physiotherapeutischen Einheit ähnliche Übungen durchgeführt, jedoch war das Training nicht immer identisch. So wurden 19 von 19 Patienten zum Sitzen mobilisiert, aber nur 12 von 19 Patienten zum Stehen. Der Vergleich der Ergebnisse zwischen den stehenden und nicht stehenden Patienten zeigte einen nicht signifikanten Trend zu einer größeren Zunahme der dorsalen Ventilationsfraktion und des endexspiratorischen Lungenvolumens bei stehenden Patienten. Zafiropolus et al. beobachteten eine Verbesserung des Tidalvolumens, der Atmungsfrequenz und des Minutenvolumens nach dem Wechsel von der Rückenlage in die aufrechte Haltung. Es wurden aber keine weiteren signifikanten Effekte festgestellt, wenn die Probanden eine Minute lang auf der Stelle gingen (Zafiroopoulos et al., 2004). Schujmann et al. zeigten, dass Patienten, die an einem Mobilitätsprogramm auf der Intensivstation teilnahmen, dessen Protokoll die Mobilisierung in den Stand beinhalteten, bei der Entlassung ein besseres funktionelles Ergebnis hatten als die Kontrollgruppe (Schujmann et al., 2020). Hickmann et al. zeigten, dass Sitzen in Kombination mit aktiver Bewegung zu einer besseren Belüftung der Lunge führte (Hickmann et al., 2021). Es bedarf weiterer Forschung, um die spezifische Frage zu klären, ob die Mobilisierung in den Stand während einer physiotherapeutischen Behandlung einen zusätzlichen Nutzen bringt. Es kann nicht genau geklärt werden, inwieweit verschiedene Übungen und deren Intensität zur Lungenfunktion in unserer Studienpopulation beitragen. Außerdem muss beachtet werden, dass die Mobilisierung der Patienten in eine stehende Position zusätzliche positive Effekte haben kann, die mit der EIT nicht erfasst werden können. Dazu gehören das Kreislauftraining und die Aktivierung der Körperwahrnehmung.

4.2 Limitationen und Begrenzungen

In der durchgeführten Studie sind einige Limitationen bei der Interpretation der Ergebnisse zu berücksichtigen. Das Design war rein beobachtend angelegt, sodass die Kausalität zwischen den beobachteten Effekten und der physiotherapeutischen Behandlung nur angenommen, aber nicht bewiesen werden kann. Die Stichprobengröße war klein und die Patienten waren heterogen, insbesondere hinsichtlich Horovitz-Index, dem chirurgischen Grund der Aufnahme und der bisherigen Beatmungsdauer. Zudem wurden respiratorische Vorerkrankungen in dieser Arbeit nicht berücksichtigt, welche einen Einfluss auf die Resultate der Untersuchung haben könnten. Folglich könnte eine Erhöhung der Fallzahl und eine gezieltere Auswahl und Evaluation des Patientenkollektivs in Folgestudien sinnvoll sein.

Hinsichtlich der Physiotherapie und den durchgeführten Maßnahmen, lässt das Studiendesign keine Unterscheidung zu, ob die beobachteten Effekte durch die Physiotherapie oder ausschließlich durch die Veränderung der Position erzeugt wurden. Zudem wurde nicht zwischen den verschiedenen Übungen während der Physiotherapie unterschieden. Eine Untersuchung mit Unterscheidung zwischen Atemtherapie, Mobilisation in Sitz, Mobilisation in den Stand und ggf. weitere Übungen wie die Mobilisation in den Stuhl könnte eine sinnvolle Ergänzung darstellen.

Bezüglich der gewonnenen EIT-Daten muss berücksichtigt werden, dass Körperbewegungen während der Physiotherapie zu Artefakten führen können und die Ergebnisse der EIT möglicherweise beeinflussen. Vogt et al. visualisierten die Auswirkungen von Rumpf- und Armbewegungen auf die endexspiratorische Impedanz und dokumentierten einen signifikanten Einfluss auf die Messergebnisse der EIT. Daher wird die strikte Einhaltung der aufrechten Position während der Untersuchung empfohlen (Vogt et al. 2016). Für die Auswertung der gewonnenen Daten wurden nur Untersuchungsergebnisse verwendet, die während einer Ruhephase gewonnen wurden. Es wurde darauf geachtet, dass sich die Patienten während dieser Phasen nicht bewegten. Des Weiteren hat eine Untersuchung von Zhang et al. herausgearbeitet, dass die Anwendung des elastischen Elektrodengürtels bei lungenvorerkrankten Patienten zu einer Beeinflussung des Lungenvolumens führen kann (Zhang et al. 2020). Es kann nicht beurteilt werden, ob das Tragen des EIT-Gürtels zu einer

verminderten Ventilation durch eine geringfügige Verringerung der thorakalen Compliance geführt haben könnte.

Eine Untersuchung von Frerichs et al. hat sich mit der Frage nach weiteren Einflussfaktoren während einer EIT-Untersuchung befasst. Dabei konnte bei der Verwendung von Weichlagerungsmatratzen beobachtet werden, dass diese, wenn sie mit Luftkammersystemen arbeiteten, eine gleichzeitige EIT-Untersuchung durch ihre wechselnden Drücke einschränken. Ebenso stellt die Pulse Contour Cardiac Output Messung, welche auf dem Thermodilutionsprinzip beruht und eine Methode zum hämodynamischen Monitoring darstellt, eine Beeinflussung der EIT-Untersuchung dar (Frerichs et al. 2011). Insgesamt müssen elektrische Pflege- oder Überwachungsgeräte, die auf der Intensivstation verwendet werden, als potenzielle Störquellen der EIT-Untersuchung berücksichtigt werden.

Trotz der hohen zeitlichen Auflösung und fehlender Invasivität zeigen andere bildgebende Verfahren, wie CT und MRT, eine höhere räumliche Auflösung. EIT-Bilder und die daraus gewonnenen Informationen spiegeln nur eine Querschnittsebene des Thorax wider. Trotz der dreidimensionalen Stromausbreitung ist der untersuchte Bereich der Lunge nur wenige Zentimeter dick. Die Umwandlung des gemessenen dreidimensionalen Zustands in eine zweidimensionale Abbildung setzt die räumliche Auflösung zusätzlich herab. Die Relation des untersuchten Lungenabschnittes im Verhältnis zur gesamten Größe der Lunge lässt sich nicht präzise angeben.

4.3 Beantwortung der Fragestellung und Schlussfolgerung

Das Ziel der vorliegenden wissenschaftlichen Untersuchung bestand darin, mithilfe der EIT die Veränderungen in der regionalen Ventilationsverteilung und endexspiratorischen Lungenimpedanz von Patienten mit eingeschränktem Gasaustausch im Rahmen einer physiotherapeutischen Behandlung zu untersuchen. Zusätzlich wurde mit dieser Untersuchung erstmals die Veränderung nach einer Mobilisation durch die Nachbeobachtung charakterisiert. In den kommenden Abschnitten werden die drei Hauptfragen, die in der Einleitung gestellt wurden, behandelt und beantwortet.

Die Resultate der regionalen Ventilationsverteilung, ausgearbeitet durch die EIT-Parameter %dorsal und CoV v-d, implizieren, dass von Beginn der Mobilisierung die dorsalen Regionen der Lunge zunehmend an der Ventilation beteiligt waren. Dieser Effekt war sogar am Ende der Mobilisierung (T3) noch ausgeprägter als zu Beginn (T2).

Obwohl dieser Effekt ab der 5. Minute der Nachbeobachtung (T4 5'), nachdem die Patienten die Ausgangsposition in Rückenlage wieder eingenommen haben, nicht mehr nachweisbar war, stellte sich in der Nachbeobachtung ein Anstieg von Δ EELI global und dorsal dar. Dies legt nahe, dass das dorsale endexspiratorische Lungenvolumen während der Nachbeobachtung zugenommen hat.

Der Vergleich zwischen den alleinig sitzenden und den zusätzlich stehenden Patienten, zeigte in den Ergebnissen einen Trend zugunsten der Patienten, die zusätzlich in den Stand mobilisiert wurden. Sie hatten tendenziell bessere Werte für %dorsal, CoV v-d, Δ EELI global und dorsal, welche sich aber - möglicherweise aufgrund der geringen untersuchten Fallzahl - statistisch nicht signifikant zeigten. Die beobachteten Trends deuten jedoch darauf hin, dass das gesteigerte Aktivitätslevel bei Mobilisation in den Stand zu einer weiteren Verbesserung der regionalen Ventilationsverteilung und des endexspiratorischen Lungenvolumens führte.

Durch die Beantwortung der Fragestellungen der durchgeführten Untersuchung wurde das Verständnis der funktionellen Prozesse der regionalen Lungenmechanik bei kritisch kranken Patienten während einer physiotherapeutischen Behandlung ausgebaut. Zudem bildet die Abhandlung die Basis für weitere Fragestellungen, insbesondere inwiefern eine höhere Belastung, beispielsweise eine Mobilisation in den Stand zusätzlich zum Transfer in den Sitz, einen Vorteil für den Patienten bringt. Es gilt weiterhin zu beantworten, inwiefern verschiedene Maßnahmen zu welchem konkreten Resultat in der regionalen Lungenventilation führen. Die Beantwortung dieser Fragestellungen ist von Bedeutung, da sie zukünftig zu einem gezielteren Einsatz spezifischer Übungen und zur Festlegung der Intensität und Häufigkeit dieser Übungen im Rahmen der Physiotherapie führen können. So könnten physiotherapeutische Maßnahmen ressourcenorientiert und zielgerichtet angewendet werden. Insgesamt zeigt sich, dass die EIT das Potenzial hat, die physiotherapeutische Behandlung von Patienten zu verbessern, insbesondere durch ihre Fähigkeit, kontinuierliche, nicht-invasive Echtzeitbilder zu liefern.

5 Zusammenfassung

Hintergrund: Das Konzept der Frühmobilisation intensivmedizinischer Patienten ist zu einem wichtigen Aspekt der Behandlung geworden, besonders für Patienten mit akuter pulmonaler Dysfunktion. Bisherige Studien haben eine positive Wirkung bezüglich eines kürzeren Krankenhausaufenthaltes und verbesserten funktionellen Status bei der Entlassung gezeigt. Die physiologische Wirkung einer physiotherapeutischen Behandlung auf die Lungenfunktion wurde bisher nicht untersucht. Daher war das Ziel dieser Untersuchung, den Einfluss der Mobilisation im Rahmen der Physiotherapie auf die regionale Ventilationsverteilung und das endexspiratorische Lungenvolumen mittels Elektrischer Impedanztomographie (EIT) zu ermitteln. Zusätzlich sollte untersucht werden, inwiefern sich die genannten Parameter nach Abschluss der Mobilisation verändern und ein Zusammenhang zwischen der Intensität der Übungen und der Änderung der Ventilationsverteilung bestand. Die EIT ist ein funktionelles bildgebendes Verfahren, welches nichtinvasiv und strahlungsfrei durchführbar ist. Dabei kann es mit geringem apparativem Aufwand bettseitig angewendet werden. Die Thorax-EIT ermöglicht eine regionale Beurteilung der Ventilationsverteilung und war für die gegebene Fragestellung eine geeignete Untersuchungsmethode.

Methoden: Es wurde eine prospektive Beobachtungsstudie an 20 spontan atmenden, intensivmedizinisch betreuten Patienten mit eingeschränktem Gasaustausch (Horovitz-Index $< 300 \text{ mmHg}$ oder $\text{PaCO}_2 > 50 \text{ mmHg}$) durchgeführt. Die Patienten wurden im Rahmen der klinischen Routine physiotherapeutisch behandelt. Während der physiotherapeutischen Behandlung wurde eine Untersuchung mittels EIT durchgeführt. Der Ablauf der Untersuchung wurde in vier Phasen T1- 4 unterteilt. Die Ausgangsdaten wurden in der Rückenlage aufgezeichnet (T1), die Patienten wurden dann im Zuge der Physiotherapie in eine sitzende und teilweise stehende Position mobilisiert (T2, T3). Danach wurden die Patienten wieder in die Ausgangsposition gebracht und 30 Minuten lang mit der EIT nachbeobachtet (T4). Die EIT-Daten wurden anschließend analysiert, um die Veränderungen der dorsalen Fraktion der Ventilation (%dorsal), der endexspiratorischen Lungenimpedanz (ΔEELI), des Zentrums der Ventilation (CoV) und des globalen Inhomogenitätsindex (GI-Index) auszuwerten.

Ergebnisse: Die Daten von 19 der eingeschlossenen Patienten konnten vollständig ausgewertet werden. Im Vergleich zu T1 zeigten sich während der Mobilisierung (T2, T3) signifikante Veränderungen der Ventilationsverteilung zugunsten der dorsalen Lungenregionen (%dorsal). Während der Nachbeobachtung (T4) war die Zunahme der dorsalen Ventilationsverteilung wieder rückläufig. Ein ähnlicher Effekt zeigte sich hinsichtlich des ventrodorsalen Schwerpunkts der Ventilation CoV. Die endexspiratorische Lungenimpedanz EELI stieg während der Nachbeobachtung indes signifikant an. Deskriptive Ergebnisse von %dorsal, CoV und Δ EELI zeigten eine tendenziell größere Zunahme bei in den Stand mobilisierten Patienten als bei Patienten, die nur in die sitzende Position mobilisiert werden konnten.

Schlussfolgerung: Das primäre Ergebnis dieser prospektiven Beobachtungsstudie war, dass Physiotherapie und Mobilisierung in eine aufrechte Körperposition zu einer Zunahme der dorsalen Ventilation führten, welche nach Beendigung der Mobilisierung jedoch nicht anhielt. Die endexspiratorische Lungenimpedanz stieg während der Nachbeobachtung an, was als langsame Zunahme des endexspiratorischen Lungenvolumens nach Ende der Physiotherapie interpretiert werden kann. Für die Praxis könnte aus diesen Befunden die Indikation zur häufigeren Mobilisation und längeren Sitzintervallen mit Forcierung der Mobilisierung in den Stand abgeleitet werden.

6 Literaturverzeichnis

Ali, N. A., O'Brien, J. M., Jr, Hoffmann, S. P., Phillips, G., Garland, A., Finley, J. C., Almoosa, K., Hejal, R., Wolf, K. M., Lemeshow, S., Connors, A. F., Jr, Marsh, C. B., & Midwest Critical Care Consortium (2008). Acquired weakness, handgrip strength, and mortality in critically ill patients. *American journal of respiratory and critical care medicine*, 178(3), 261–268. <https://doi.org/10.1164/rccm.200712-1829OC>

Becher, T., Vogt, B., Kott, M., Schädler, D., Weiler, N., & Frerichs, I. (2016). Functional Regions of Interest in Electrical Impedance Tomography: A Secondary Analysis of Two Clinical Studies. *PloS one*, 11(3), e0152267. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0152267>

Becher, T., Wendler, A., Eimer, C., Weiler, N., & Frerichs, I. (2019). Changes in Electrical Impedance Tomography Findings of ICU Patients during Rapid Infusion of a Fluid Bolus: A Prospective Observational Study. *American journal of respiratory and critical care medicine*, 199(12), 1572–1575. <https://doi.org/10.1164/rccm.201812-2252LE>

Becher, T., Buchholz, V., Hassel, D., Meinel, T., Schädler, D., Frerichs, I., & Weiler, N. (2021). Individualization of PEEP and tidal volume in ARDS patients with electrical impedance tomography: a pilot feasibility study. *Annals of intensive care*, 11(1), 89. <https://doi.org/10.1186/s13613-021-00877-7>

Blankman, P., Shono, A., Hermans, B. J., Wesselius, T., Hasan, D., & Gommers, D. (2016). Detection of optimal PEEP for equal distribution of tidal volume by volumetric capnography and electrical impedance tomography during decreasing levels of PEEP in post cardiac-surgery patients. *British journal of anaesthesia*, 116(6), 862–869. <https://doi.org/10.1093/bja/aew116>

Bodenstein, M., David, M., & Markstaller, K. (2009). Principles of electrical impedance tomography and its clinical application. *Critical care medicine*, 37(2), 713–724. <https://doi.org/10.1097/CCM.0b013e3181958d2f>

Brown, B. H., D. C. Barber and A. D. Seagar (1985). "Applied potential tomography: possible clinical applications." *Clin Phys Physiol Meas* 6(2): 109-121.

Brown, B. H. and D. C. Barber (1987). "Electrical impedance tomography; the construction and application to physiological measurement of electrical impedance images." *Med Prog Technol* 13(2):69-75.

Ceridon, M. L., Morris, N. R., Olson, T. P., Lalande, S., & Johnson, B. D. (2011). Effect of supine posture on airway blood flow and pulmonary function in stable heart failure. *Respiratory physiology & neurobiology*, 178(2), 269–274. <https://doi.org/10.1016/j.resp.2011.06.021>

Chang, A. T., Boots, R. J., Hodges, P. W., Thomas, P. J., & Paratz, J. D. (2004). Standing with the assistance of a tilt table improves minute ventilation in chronic critically ill patients. *Archives of physical medicine and rehabilitation*, 85(12), 1972–1976.
<https://doi.org/10.1016/j.apmr.2004.03.024>

Ciesla N. D. (1996). Chest physical therapy for patients in the intensive care unit. *Physical therapy*, 76(6), 609–625. <https://doi.org/10.1093/ptj/76.6.609>

Costa, E. L., Lima, R. G., & Amato, M. B. (2009). Electrical impedance tomography. *Current opinion in critical care*, 15(1), 18–24. <https://doi.org/10.1097/mcc.0b013e3283220e8c>

Dellamonica, J., Lerolle, N., Sargentini, C., Hubert, S., Beduneau, G., Di Marco, F., Mercat, A., Diehl, J. L., Richard, J. C., Bernardin, G., & Brochard, L. (2013). Effect of different seated positions on lung volume and oxygenation in acute respiratory distress syndrome. *Intensive care medicine*, 39(6), 1121–1127. <https://doi.org/10.1007/s00134-013-2827-x>

Denehy, L., Lanphere, J., & Needham, D. M. (2017). Ten reasons why ICU patients should be mobilized early. *Intensive care medicine*, 43(1), 86–90. <https://doi.org/10.1007/s00134-016-4513-2>

De Jonghe, B., Bastuji-Garin, S., Durand, M. C., Malissin, I., Rodrigues, P., Cerf, C., Outin, H., Sharshar, T., & Groupe de Réflexion et d'Etude des Neuromyopathies en Réanimation (2007). Respiratory weakness is associated with limb weakness and delayed weaning in critical illness. *Critical care medicine*, 35(9), 2007–2015. <https://doi.org/10.1097/01.ccm.0000281450.01881.d8>

Eronia, N., Mauri, T., Maffezzini, E., Gatti, S., Bronco, A., Alban, L., Binda, F., Sasso, T., Marenghi, C., Grasselli, G., Foti, G., Pesenti, A., & Bellani, G. (2017). Bedside selection of positive end-expiratory pressure by electrical impedance tomography in hypoxicemic patients: a feasibility study. *Annals of intensive care*, 7(1), 76. <https://doi.org/10.1186/s13613-017-0299-9>

Fraser, D., Spiva, L., Forman, W., & Hallen, C. (2015). Original Research: Implementation of an Early Mobility Program in an ICU. *The American journal of nursing*, 115(12), 49–58.
<https://doi.org/10.1097/01.NAJ.0000475292.27985.fc>

Frerichs, I., Hahn, G., Golisch, W., Kurpitz, M., Burchardi, H., & Hellige, G. (1998). Monitoring perioperative changes in distribution of pulmonary ventilation by functional electrical impedance tomography. *Acta anaesthesiologica Scandinavica*, 42(6), 721–726. <https://doi.org/10.1111/j.1399-6576.1998.tb05308.x>

Frerichs, I., Dargaville, P. A., Dudykevych, T., & Rimensberger, P. C. (2003). Electrical impedance tomography: a method for monitoring regional lung aeration and tidal volume distribution?. *Intensive care medicine*, 29(12), 2312–2316. <https://doi.org/10.1007/s00134-003-2029-z>

Frerichs I. (2004): Elektrische Impedanztomographie – ein Verfahren zur Überwachung der regionalen Lungenfunktion (Electrical Impedance Tomography – a Method for Monitoring Regional Lung Function. *tm – Technisches Messen/Sensoren, Geräte, Systeme*, 71, 519-526

Frerichs, I., Pulletz, S., Elke, G., Gawelczyk, B., Frerichs, A., & Weiler, N. (2011). Patient examinations using electrical impedance tomography--sources of interference in the intensive care unit. *Physiological measurement*, 32(12), L1–L10. <https://doi.org/10.1088/0967-3334/32/12/F01>

Frerichs, I., Zhao, Z., Becher, T., Zabel, P., Weiler, N., & Vogt, B. (2016). Regional lung function determined by electrical impedance tomography during bronchodilator reversibility testing in patients with asthma. *Physiological measurement*, 37(6), 698–712. <https://doi.org/10.1088/0967-3334/37/6/698>

Frerichs, I., Amato, M. B., van Kaam, A. H., Tingay, D. G., Zhao, Z., Grychtol, B., Bodenstein, M., Gagnon, H., Böhm, S. H., Teschner, E., Stenqvist, O., Mauri, T., Torsani, V., Camporota, L., Schibler, A., Wolf, G. K., Gommers, D., Leonhardt, S., Adler, A., & TREND study group (2017). Chest electrical impedance tomography examination, data analysis, terminology, clinical use and recommendations: consensus statement of the TRanslational EIT developmeNt stuDy group. *Thorax*, 72(1), 83–93. <https://doi.org/10.1136/thoraxjnl-2016-208357>

Ghaffar, S., Pearse, R. M., & Gillies, M. A. (2017). ICU admission after surgery: who benefits?. *Current opinion in critical care*, 23(5), 424–429. <https://doi.org/10.1097/MCC.0000000000000448>

Gosselink, R., Bott, J., Johnson, M., Dean, E., Nava, S., Norrenberg, M., Schönhofer, B., Stiller, K., van de Leur, H., & Vincent, J. L. (2008). Physiotherapy for adult patients with critical illness: recommendations of the European Respiratory Society and European Society of Intensive Care Medicine Task Force on Physiotherapy for Critically Ill Patients. *Intensive care medicine*, 34(7), 1188–1199. <https://doi.org/10.1007/s00134-008-1026-7>

Hardie, J. A., Mørkve, O., & Ellingsen, I. (2002). Effect of body position on arterial oxygen tension in the elderly. *Respiration; international review of thoracic diseases*, 69(2), 123–128.
<https://doi.org/10.1159/000056314>

Hermans, G., & Van den Berghe, G. (2015). Clinical review: intensive care unit acquired weakness. *Critical care (London, England)*, 19(1), 274. <https://doi.org/10.1186/s13054-015-0993-7>

Hickmann, C. E., Montecinos-Munoz, N. R., Castanares-Zapatero, D., Arriagada-Garrido, R. S., Jeria-Blanco, U., Gizzatullin, T., Roeseler, J., Dugernier, J., Wittebole, X., & Laterre, P. F. (2021). Acute Effects of Sitting Out of Bed and Exercise on Lung Aeration and Oxygenation in Critically Ill Subjects. *Respiratory care*, 66(2), 253–262. <https://doi.org/10.4187/respcare.07487>

Hinz, J., Hahn, G., Neumann, P., Sydow, M., Mohrenweiser, P., Hellige, G., & Burchardi, H. (2003). End-expiratory lung impedance change enables bedside monitoring of end-expiratory lung volume change. *Intensive care medicine*, 29(1), 37–43. <https://doi.org/10.1007/s00134-002-1555-4>

Hodgson, C., Bellomo, R., Berney, S., Bailey, M., Buhr, H., Denehy, L., Harrold, M., Higgins, A., Presneill, J., Saxena, M., Skinner, E., Young, P., & Webb, S. (2015). Early mobilization and recovery in mechanically ventilated patients in the ICU: a bi-national, multi-centre, prospective cohort study. *Critical care (London, England)*, 19(1), 81. <https://doi.org/10.1186/s13054-015-0765-4>

Jang, M. H., Shin, M. J., & Shin, Y. B. (2019). Pulmonary and Physical Rehabilitation in Critically Ill Patients. *Acute and critical care*, 34(1), 1–13. <https://doi.org/10.4266/acc.2019.00444>

Jubran A. (1999). Pulse oximetry. *Critical care (London, England)*, 3(2), R11–R17.
<https://doi.org/10.1186/cc341>

Leonhardt, S., & Lachmann, B. (2012). Electrical impedance tomography: the holy grail of ventilation and perfusion monitoring?. *Intensive care medicine*, 38(12), 1917–1929.
<https://doi.org/10.1007/s00134-012-2684-z>

Liu, K., Huang, C., Xu, M., Wu, J., Frerichs, I., Moeller, K., & Zhao, Z. (2019). PEEP guided by electrical impedance tomography during one-lung ventilation in elderly patients undergoing thoracoscopic surgery. *Annals of translational medicine*, 7(23), 757. <https://doi.org/10.21037/atm.2019.11.95>

Manzano, R. M., Carvalho, C. R., Saraiva-Romanholo, B. M., & Vieira, J. E. (2008). Chest physiotherapy during immediate postoperative period among patients undergoing upper abdominal surgery: randomized clinical trial. *Sao Paulo medical journal = Revista paulista de medicina*, 126(5), 269–273. <https://doi.org/10.1590/s1516-31802008000500005>

Mead, J. (1963). The control of respiratory frequency. *Annals of the New York Academy of Sciences*, 109, 724–729. <https://doi.org/10.1111/j.1749-6632.1963.tb13500.x>

Meysman, M., & Vincken, W. (1998). Effect of body posture on spirometric values and upper airway obstruction indices derived from the flow-volume loop in young nonobese subjects. *Chest*, 114(4), 1042–1047. <https://doi.org/10.1378/chest.114.4.1042>

Morgan, K. A., Lancaster, W. P., Walters, M. L., Owczarski, S. M., Clark, C. A., McSwain, J. R., & Adams, D. B. (2016). Enhanced Recovery After Surgery Protocols Are Valuable in Pancreas Surgery Patients. *Journal of the American College of Surgeons*, 222(4), 658–664. <https://doi.org/10.1016/j.jamcollsurg.2015.12.036>

Morris, P. E., Berry, M. J., Files, D. C., Thompson, J. C., Hauser, J., Flores, L., Dhar, S., Chmelo, E., Lovato, J., Case, L. D., Bakhru, R. N., Sarwal, A., Parry, S. M., Campbell, P., Mote, A., Winkelman, C., Hite, R. D., Nicklas, B., Chatterjee, A., & Young, M. P. (2016). Standardized Rehabilitation and Hospital Length of Stay Among Patients With Acute Respiratory Failure: A Randomized Clinical Trial. *JAMA*, 315(24), 2694–2702. <https://doi.org/10.1001/jama.2016.7201>

Ni, C. Y., Wang, Z. H., Huang, Z. P., Zhou, H., Fu, L. J., Cai, H., Huang, X. X., Yang, Y., Li, H. F., & Zhou, W. P. (2018). Early enforced mobilization after liver resection: A prospective randomized controlled trial. *International journal of surgery (London, England)*, 54(Pt A), 254–258. <https://doi.org/10.1016/j.ijsu.2018.04.060>

Nicolò, A., Massaroni, C., & Passfield, L. (2017). Respiratory Frequency during Exercise: The Neglected Physiological Measure. *Frontiers in physiology*, 8, 922. <https://doi.org/10.3389/fphys.2017.00922>

Nydale, P., Sricharoenchai, T., Chandra, S., Kundt, F. S., Huang, M., Fischill, M., & Needham, D. M. (2017). Safety of Patient Mobilization and Rehabilitation in the Intensive Care Unit. Systematic Review with Meta-Analysis. *Annals of the American Thoracic Society*, 14(5), 766–777. <https://doi.org/10.1513/AnnalsATS.201611-843SR>

Otis, A. B., Fenn, W. O., Rahn, H. (1950). Mechanics of breathing in man. *Journal of applied physiology*, 2(11), 592–607. <https://doi.org/10.1152/jappl.1950.2.11.592>

Piva, S., Fagoni, N., & Latronico, N. (2019). Intensive care unit-acquired weakness: unanswered questions and targets for future research. *F1000Research*, 8, F1000 Faculty Rev-508. <https://doi.org/10.12688/f1000research.17376.1>

Pulletz, S., Kott, M., Elke, G., Schädler, D., Vogt, B., Weiler, N., & Frerichs, I. (2012). Dynamics of regional lung aeration determined by electrical impedance tomography in patients with acute respiratory distress syndrome. *Multidisciplinary respiratory medicine*, 7(1), 44. <https://doi.org/10.1186/2049-6958-7-44>

Richard, J. C., Maggiore, S. M., Mancebo, J., Lemaire, F., Jonson, B., & Brochard, L. (2006). Effects of vertical positioning on gas exchange and lung volumes in acute respiratory distress syndrome. *Intensive care medicine*, 32(10), 1623–1626. <https://doi.org/10.1007/s00134-006-0299-y>

Schaller, S. J., Anstey, M., Blobner, M., Edrich, T., Grabitz, S. D., Gradwohl-Matis, I., Heim, M., Houle, T., Kurth, T., Latronico, N., Lee, J., Meyer, M. J., Peponis, T., Talmor, D., Velmahos, G. C., Waak, K., Walz, J. M., Zafonte, R., Eikermann, M., & International Early SOMS-guided Mobilization Research Initiative (2016). Early, goal-directed mobilisation in the surgical intensive care unit: a randomised controlled trial. *Lancet (London, England)*, 388(10052), 1377–1388. [https://doi.org/10.1016/S0140-6736\(16\)31637-3](https://doi.org/10.1016/S0140-6736(16)31637-3)

Schujmann, D. S., Teixeira Gomes, T., Lunardi, A. C., Zoccoler Lamano, M., Fragoso, A., Pimentel, M., Peso, C. N., Araujo, P., & Fu, C. (2020). Impact of a Progressive Mobility Program on the Functional Status, Respiratory, and Muscular Systems of ICU Patients: A Randomized and Controlled Trial. *Critical care medicine*, 48(4), 491–497. <https://doi.org/10.1097/CCM.0000000000004181>

Schulz, K. F., Altman, D. G., Moher, D., & CONSORT Group (2010). CONSORT 2010 statement: updated guidelines for reporting parallel group randomised trials. *BMJ (Clinical research ed.)*, 340, c332. <https://doi.org/10.1136/bmj.c332>

Schweickert, W. D., Pohlman, M. C., Pohlman, A. S., Nigos, C., Pawlik, A. J., Esbrook, C. L., Spears, L., Miller, M., Franczyk, M., Deprizio, D., Schmidt, G. A., Bowman, A., Barr, R., McCallister, K. E., Hall, J. B., & Kress, J. P. (2009). Early physical and occupational therapy in mechanically ventilated, critically ill patients: a randomised controlled trial. *Lancet (London, England)*, 373(9678), 1874–1882. [https://doi.org/10.1016/S0140-6736\(09\)60658-9](https://doi.org/10.1016/S0140-6736(09)60658-9)

Souza Possa, S., Braga Amador, C., Meira Costa, A., Takahama Sakamoto, E., Seiko Kondo, C., Maida Vasconcellos, A. L., Moran de Brito, C. M., & Pereira Yamaguti, W. (2014). Implementation of a guideline for physical therapy in the postoperative period of upper abdominal surgery reduces the incidence of atelectasis and length of hospital stay. *Revista portuguesa de pneumologia*, 20(2), 69–77. <https://doi.org/10.1016/j.rppneu.2013.07.005>

Stewart, I. B., Potts, J. E., McKenzie, D. C., & Coutts, K. D. (2000). Effect of body position on measurements of diffusion capacity after exercise. *British journal of sports medicine*, 34(6), 440–444. <https://doi.org/10.1136/bjsm.34.6.440>

Svensson-Raskh, A., Schandl, A. R., Ståhle, A., Nygren-Bonnier, M., & Fagevik Olsén, M. (2021). Mobilization Started Within 2 Hours After Abdominal Surgery Improves Peripheral and Arterial Oxygenation: A Single-Center Randomized Controlled Trial. *Physical therapy*, 101(5), pzab094. <https://doi.org/10.1093/ptj/pzab094>

Teschner, E., Imhoff, I., Leonhardt, S. (2016). Elektrische Impedanztomographie: Von der Idee zur Anwendung des regionalen Beatmungsmonitorings. Lübeck: Dräger Medical GmbH, EIT-Booklet, S. 24.

Tipping, C. J., Harrold, M., Holland, A., Romero, L., Nisbet, T., & Hodgson, C. L. (2017). The effects of active mobilisation and rehabilitation in ICU on mortality and function: a systematic review. *Intensive care medicine*, 43(2), 171–183. <https://doi.org/10.1007/s00134-016-4612-0>

Vilke, G. M., Chan, T. C., Neuman, T., & Clausen, J. L. (2000). Spirometry in normal subjects in sitting, prone, and supine positions. *Respiratory care*, 45(4), 407–410.

Vogt, B., Pulletz, S., Elke, G., Zhao, Z., Zabel, P., Weiler, N., & Frerichs, I. (2012). Spatial and temporal heterogeneity of regional lung ventilation determined by electrical impedance tomography during pulmonary function testing. *Journal of applied physiology (Bethesda, Md.: 1985)*, 113(7), 1154–1161. <https://doi.org/10.1152/japplphysiol.01630.2011>

Vogt, B., Mendes, L., Chouvarda, I., Perantoni, E., Kaimakamis, E., Becher, T., Weiler, N., Tsara, V., Paiva, R. P., Maglaveras, N., & Frerichs, I. (2016). Influence of torso and arm positions on chest examinations by electrical impedance tomography. *Physiological measurement*, 37(6), 904–921. <https://doi.org/10.1088/0967-3334/37/6/904>

Vogt, B., Zhao, Z., Zabel, P., Weiler, N., & Frerichs, I. (2016). Regional lung response to bronchodilator reversibility testing determined by electrical impedance tomography in chronic obstructive pulmonary disease. *American journal of physiology. Lung cellular and molecular physiology*, 311(1), L8–L19. <https://doi.org/10.1152/ajplung.00463.2015>

Waldau, T., Larsen, V. H., & Bonde, J. (1998). Evaluation of five oxygen delivery devices in spontaneously breathing subjects by oxygraphy. *Anaesthesia*, 53(3), 256–263. <https://doi.org/10.1046/j.1365-2044.1998.00318.x>

Wang, T. H., Wu, C. P., & Wang, L. Y. (2018). Chest physiotherapy with early mobilization may improve extubation outcome in critically ill patients in the intensive care units. *The clinical respiratory journal*, 12(11), 2613–2621. <https://doi.org/10.1111/crj.12965>

Wunsch, H., Gershengorn, H. B., Cooke, C. R., Guerra, C., Angus, D. C., Rowe, J. W., & Li, G. (2016). Use of Intensive Care Services for Medicare Beneficiaries Undergoing Major Surgical Procedures. *Anesthesiology*, 124(4), 899–907. <https://doi.org/10.1097/ALN.0000000000001024>

Zafiropoulos, B., Alison, J. A., & McCarren, B. (2004). Physiological responses to the early mobilisation of the intubated, ventilated abdominal surgery patient. *The Australian journal of physiotherapy*, 50(2), 95–100. [https://doi.org/10.1016/s0004-9514\(14\)60101-x](https://doi.org/10.1016/s0004-9514(14)60101-x)

Zhang, N., Jiang, H., Zhang, C., Li, Q., Li, Y., Zhang, B., Deng, J., Niu, G., Yang, B., Frerichs, I., Moeller, K., Fu, F., & Zhao, Z. (2020). The influence of an electrical impedance tomography belt on lung function determined by spirometry in sitting position. *Physiological measurement*, 41(4), 044002. <https://doi.org/10.1088/1361-6579/ab7edb>

Zhao, Z., Möller, K., Steinmann, D., Frerichs, I., & Guttmann, J. (2009). Evaluation of an electrical impedance tomography-based Global Inhomogeneity Index for pulmonary ventilation distribution. *Intensive care medicine*, 35(11), 1900–1906. <https://doi.org/10.1007/s00134-009-1589-y>

Zhao, Z., Fischer, R., Frerichs, I., Müller-Lisse, U., & Möller, K. (2012). Regional ventilation in cystic fibrosis measured by electrical impedance tomography. *Journal of cystic fibrosis: official journal of the European Cystic Fibrosis Society*, 11(5), 412–418. <https://doi.org/10.1016/j.jcf.2012.03.011>

Zhao, Z., Chang, M. Y., Chang, M. Y., Gow, C. H., Zhang, J. H., Hsu, Y. L., Frerichs, I., Chang, H. T., & Möller, K. (2019). Positive end-expiratory pressure titration with electrical impedance tomography and pressure-volume curve in severe acute respiratory distress syndrome. *Annals of intensive care*, 9(1), 7. <https://doi.org/10.1186/s13613-019-0484-0>

Zifko, U. A., Zipko, H. T., & Bolton, C. F. (1998). Clinical and electrophysiological findings in critical illness polyneuropathy. *Journal of the neurological sciences*, 159(2), 186–193. [https://doi.org/10.1016/s0022-510x\(98\)00164-6](https://doi.org/10.1016/s0022-510x(98)00164-6)

7 Abkürzungsverzeichnis

APACHE	Acute Physiology and Chronic Health Disease Classification System
BGA	Blutgasanalyse
BMI	Body-Mass-Index
COPD	Chronic obstructive pulmonary disease
CoV	Schwerpunkt der Ventilation, Center of Ventilation
CoV r-l	Schwerpunkt der Ventilation, Center of Ventilation rechts-links
CoV v-d	Schwerpunkt der Ventilation, Center of Ventilation ventral-dorsal
CT	Computertomographie
EELI	Endexspiratorische Lungenimpedanz
Δ EELI	Änderung Endexspiratorische Lungenimpedanz
EIT	Elektrische Impedanztomographie
fEIT	funktionelles Bild der Elektrischen Impedanztomographie
FiO ₂	Inspiratorische Sauerstofffraktion
fROI	Functional region of interest
GI	Globaler Inhomogenitätsindex, Global inhomogeneity
ICUAW	Intensive care unit acquired weakness
I	Stromstärke
i	Komplexe Stromstärke
MRT	Magnetresonanztomographie
MTV	mittlere Tidale Variation
NRS	nummerische Bewertungsskala
O ₂	Sauerstoff
PaCO ₂	Kohlenstoffdioxid-Partialdruck
PaO ₂	Sauerstoff-Partialdruck
R	Elektrischer Widerstand
ROI	Region of interest
SAPS	Simplified Acute Physiology Score
SD	Standardabweichung

SOFA	Sequential Organ Failure Assessment
SpO ₂	Periphere Sauerstoffsättigung
TV	Tidale Variation
U	Elektrische Spannung
u	Komplexe Spannung
Z	Komplexer Widerstand

8 Abbildungsverzeichnis

Abbildung 1: Schematische Darstellung eines Elektrischen Impedanztomographen.....	6
Abbildung 2: Messprinzip der thorakalen Elektrischen Impedanztomographie.....	7
Abbildung 3: Schematische Darstellung eines homogenen Objektes mit Äquipotentiallinien	9
Abbildung 4: Schematische Darstellung des Übereinanderlegens der 16 Spannungsprofile	10
Abbildung 5: Funktionelles EIT-Bild der tidalen Ventilationsverteilung während eines Atemzugs	12
Abbildung 6: Schematisches Studienprotokoll.....	18
Abbildung 7: Nachgestellter Untersuchungsaufbau	19
Abbildung 8: Nachgestellte Untersuchungssituation während T2 und T3.....	21
Abbildung 9: Darstellung der Auswertung der dorsalen Ventilationsfraktion.....	25
Abbildung 10: Darstellung der Auswertung der Änderung der endexspiratorischen Lungenimpedanz	27
Abbildung 11: Auswahlprozess der Studienteilnehmer	29
Abbildung 12: Änderungen in der Blutgasanalyse vor (T1) und nach (T4) der physiotherapeutischen Behandlung.....	32
Abbildung 13: Änderung der peripheren Sauerstoffsättigung vor (T1), in der 1. (T4 1') und 30. (T4 30') Minute nach der physiotherapeutischen Behandlung.....	33
Abbildung 14: Darstellung der Atemfrequenz T1-T4	34
Abbildung 15: Darstellung von %Dorsal T1-T4	35
Abbildung 16: Darstellung von CoV ventral-dorsal T1-T4	36
Abbildung 17: Darstellung von CoV rechts-links T1-T4	37
Abbildung 18: Darstellung von GI T1-T4.....	37
Abbildung 19: Darstellung von Δ EELI T4	38
Abbildung 20: Darstellung der Korrelation zwischen der durchschnittlichen Atemfrequenz und Δ EELI	39
Abbildung 21: Vergleich der Ergebnisse der Untergruppen, zwischen sitzenden und stehenden Probanden	40

9 Tabellenverzeichnis

Tabelle 1: Umrechnungstabelle von Erhalt O ₂ (l/min) durch Nasenkanüle in geschätztes FiO ₂ (%).	16
Tabelle 2: Umrechnung der gemessenen Werte für die periphere Sauerstoffsättigung (SpO ₂) in geschätzte Werte des arteriellen Sauerstoffpartialdrucks (PaO ₂) bei Patienten ohne arteriellen Zugang.	16
Tabelle 3: Charakteristik und klinische Merkmale.	31

10 Danksagung

An dieser Stelle möchte mich herzlich bei allen bedanken, die an Vollendung meiner Promotion mitgewirkt haben.

Zunächst möchte ich Hr. Prof. Dr. med. Markus Steinfath meinen aufrichtigen Dank aussprechen, dass er mir die Möglichkeit gegeben hat, meine Dissertation an der Klinik für Anästhesiologie und Operative Intensivmedizin durchzuführen.

Mein Dank gilt insbesondere Hr. PD Dr. med. Tobias Becher, dass er mich in die EIT grundlegend eingewiesen hat. Er unterstützte mich als kontinuierlicher und zuverlässiger Ideengeber. Dabei waren seine schnelle Auffassungsgabe und umfassendes Fachwissen eine unschätzbare Hilfe.

Besonders danken möchte ich zudem Fr. Prof. Dr. med. Inéz Frerich und Hr. Prof. Dr. med. Norbert Weiler. Sie erkannten und förderten meine Kompetenzen, besonders meine Vorerfahrung im Bereich der Physiotherapie und Intensivmedizin. Gleichzeitig standen mir Fr. Prof. Dr. Frerichs und Hr. Prof. Dr. Weiler als wertvolle Impulsgeber motivierend und ermutigend zur Seite.

Für die zahlreichen Treffen, konstruktiven Gespräche und als Ansprechpartnerin in jeglichen Fragen möchte ich mich sehr herzlich bei Fr. Dr. med. Christine Eimer bedanken.

Ebenfalls bedanken möchte ich mich bei Hr. Dr. phil. Christoph Borzikowsky, der mich in statistischen Fragen beraten hat. Herzlicher Dank gilt auch den betreuenden Pflegekräften und interdisziplinären Team der Patienten für ihre tatkräftige Unterstützung.

Zuletzt möchte ich mich bei meinen Eltern Hr. Studiendirektor Christian Freier und Fr. Gabriele Hartmann-Freier, meinem Lebensgefährten Hr. Frank Mewes und meiner Freundin Fr. Dr.-Ing. Henriette Garmatter bedanken. Ihre Unterstützung in Form von motivierenden Worten, Anregungen und Zuversicht waren von unschätzbarem Wert.

Eidesstattliche Erklärung

Hiermit erkläre ich eidesstattlich, dass ich die vorliegende Dissertation selbstständig und ohne unzulässige fremde Hilfe verfasst als in den Fußnoten und im Literaturverzeichnis angegebenen Quellen angefertigt habe.

Kiel, den 19.09.2023

Katharina Freier