

Einfluss künstlicher Atemwegswiderstände auf die regionale Ventilation

M. März*, K. Möller und S. Krüger-Ziolek

Institut für Technische Medizin (ITeM), Hochschule Furtwangen, Villingen-Schwenningen, Deutschland

* Corresponding author, email: m.maerz@hs-furtwangen.de

Kurzfassung: Die elektrische Impedanztomographie (EIT) als nicht-invasives, funktionelles, bildgebendes Verfahren findet im Lungenfunktionsmonitoring bei spontanatmenden Patienten mit obstruktiven Atemwegserkrankungen Anwendung und ist eine vielversprechende Ergänzung zur Spirometrie. Dadurch können nicht nur Aussagen über verschiedene Lungenfunktionsparameter getroffen werden, sondern auch über die Ventilationsverteilung, wodurch betroffene Lungenareale identifiziert werden können. In dieser Studie wurde bei drei lungengesunden Probanden Atemwegobstruktionen durch künstliche Atemwegswiderstände simuliert und deren Einfluss auf die regionale Ventilation untersucht. In der Expiration wurde der Atemfluss kurzzeitig mit einem Shutter unterbrochen und die detektierten Impedanzänderungen mit denen während der normalen Expiration verglichen. Die größten Unterschiede wurden ohne bzw. bei kleinen Atemwegswiderständen festgestellt.

© 2020 Corresponding Author; licensee Infinite Science Publishing GmbH

This is an Open Access article distributed under the terms of the Creative Commons Attribution License (<http://creativecommons.org/licenses/by/4.0/>), which permits unrestricted use, distribution, and reproduction in any medium, provided the original work is properly cited.

I. Einleitung

Die elektrische Impedanztomographie (EIT) der Lunge basiert auf der Einspeisung eines kleinen Wechselstroms (5- 10 mA) über ein Elektrodenpaar in den Thorax und der Messung der daraus resultierenden Oberflächenspannungen. Die Detektion von Impedanzunterschieden, verursacht durch unterschiedliche Luftvolumina während der Inspiration und Expiration [1], ermöglicht die Beurteilung der Ventilationsverteilung in der Lunge. Ein Anwendungsgebiet der EIT ist das Lungenfunktionsmonitoring bei spontanatmenden Patienten mit obstruktiven Lungenerkrankungen – als Ergänzung zur Bestimmung verschiedener Lungenfunktionsparameter mittels Spirometrie und Bodyplethysmographie. Im Zuge der Bodyplethysmographie kann die sogenannte Okklusions-Methode ROcc durchgeführt werden, welche zur Bestimmung des Atemwegswiderstands angewendet werden kann. Bei dieser Methode wird mit Hilfe eines Verschlusses die Atmung während der Expiration unterbrochen, sodass die Luftwege kurzzeitig gegen die Außenluft verschlossen sind, wodurch der Alevolardruck ermittelt werden kann [2]. Durch diese Methode, gekoppelt mit der EIT, können zusätzliche Informationen über die Ventilation gewonnen und somit eine genauere Aussage über den Atemwegswiderstand und die betroffenen Lungenareale bei obstruktiven Lungenerkrankungen getroffen werden.

II. Material und Methoden

Bei drei lungengesunden Probanden (männlich/ $28 \pm 3,74$ Jahre/ $184,67 \pm 1,7$ cm/ $84 \pm 9,63$ kg) wurde in einem Bodyplethysmographen (PowerCube®Body+, Ganshorn Medizin Electronic, Deutschland) die Normalatmung mit einer Datenerfassungsfrequenz von 200 Hz aufgezeichnet. Nach ca. 5 Atemzügen wurde zu Beginn der Expiration ein eingebauter Shutter für 100 ms betätigt, nach weiteren 3-5 Atemzügen erneut, sodass pro Aufzeichnung ca. 5x der Shutter ausgelöst wurde. Während des Verschlusses wurden die Probanden dazu angehalten, weiterhin normal auszuatmen. Diese Vorgehensweise wurde ohne Atemwegswiderstand und mit drei verschiedenen künstlichen Atemwegswiderständen (\varnothing 12,5 mm/ \varnothing 10,5 mm/ \varnothing 9,5 mm, angebracht zwischen Spirometer und Mundstück) zum Simulieren von Atemwegobstruktionen durchgeführt. Parallel wurden EIT-Daten in Höhe des 5. Interkostalraums mit einer Bildrate von 40 Hz mit Hilfe eines 16-Elektroden-Gürtels (PulmoVista®500, Dräger Medical, Deutschland) aufgezeichnet.

II.II. Datenverarbeitung

EIT-Bilder mit einer Auflösung von 32×32 Pixel wurden mit Hilfe des EIT Analysis Tool 6.1 (Dräger Medical, Deutschland), welches einen FEM-basierten Newton-Raphson Algorithmus anwendet, rekonstruiert. Alle nachfolgenden Schritte der Datenverarbeitung wurden mit

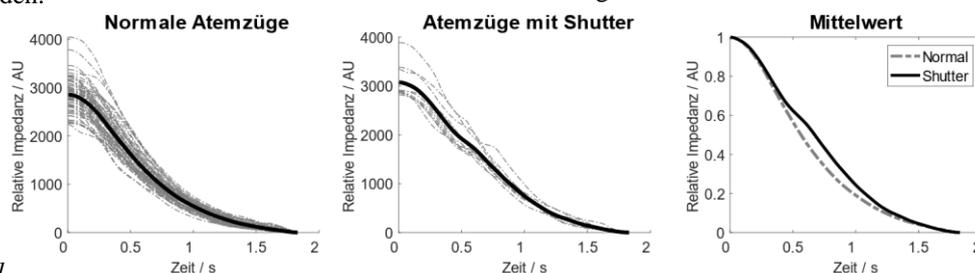


Abbildung 1 (Mitte). Die durchgängigen Linien stellen dabei das gemittelte Signal dar. Rechts dargestellt sind die skalierten Mittelwerte aller normalen Atemzüge (---) und Atemzüge mit Shutter (—).

der Software MATLAB (R2019a, The Mathworks® Inc., Natick, USA) durchgeführt. Für die Identifizierung der Atemzüge mit Shutter wurden die EIT-Daten von 40 Hz auf 200 Hz interpoliert und mit den aufgezeichneten Volumenkurven des Bodyplethysmographen verglichen. Für alle nachfolgenden Analyseschritte wurde das EIT-Signal in einer definierten Lungenregion betrachtet, sodass anderes Gewebe wie z.B. Fettgewebe ausgeschlossen wurde. Für die Definition der Lungenregion wurde von allen regionalen Impedanzwerten der EIT-Bilder (32×32 Pixel) der End-Inspiration alle regionalen Impedanzwerte der EIT-Bilder der End-Expiration subtrahiert und aus diesen Differenzbildern ein EIT-Bild mit gemittelten Impedanzwerten erstellt. Von diesem resultierenden Bild wurde der maximale Impedanzwert ermittelt und ein Grenzwert von 20% festgelegt [3], sodass alle Impedanzwerte, die größer als 20% des maximalen Werts sind, zur Lungenregion hinzugezählt werden.

II.III. Datenanalyse

Das EIT-Signal wurde in die einzelnen Atemzüge unterteilt. Mit Hilfe der linearen Regression wurde für jeden Atemzug von allen Impedanzwerten ein linearer Trend subtrahiert, sodass alle Atemzüge bei einem Impedanzwert von null beginnen und enden. Da der Shutter während der Expiration ausgelöst wurde, wurde für die nachfolgenden Analyseschritte nur der Bereich von der End-Inspiration bis zur End-Expiration betrachtet. Da die Dauer der einzelnen Atemzüge variierte, wurden alle EIT-Signale auf die Zeitspanne des längsten Atemzugs interpoliert. Von den Signalen aller normalen Atemzüge und der Atemzüge mit Shutter wurde jeweils der Mittelwert bestimmt (Abbildung 1). Des Weiteren wurden die maximalen Impedanzen aller normalen Atemzüge und Atemzüge mit Shutter auf 1 skaliert und die Flächen unter den Kurven ermittelt. Aus allen ermittelten Flächen wurde der Mittelwert gebildet und die Standardabweichung berechnet (Tabelle 1).

III. Ergebnisse und Diskussion

Abbildung 2 zeigt exemplarisch die skalierten Mittelwerte aller normalen Atemzüge bzw. Atemzüge mit Shutter ohne Atemwegswiderstand und mit drei Atemwegswiderständen (\varnothing 12,5 mm, \varnothing 10,5 mm und \varnothing 9,5 mm) eines Probanden. Der kleinste Durchmesser stellt dabei den größten Atemwegswiderstand dar.

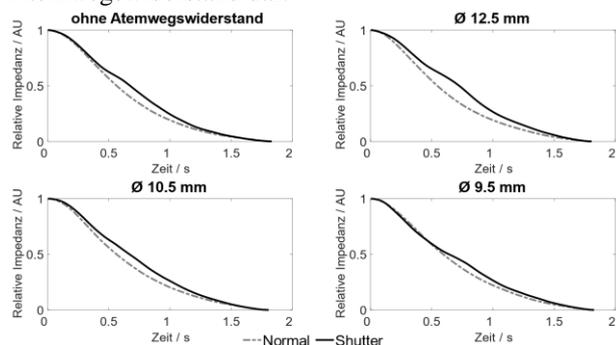


Abbildung 2: gemitteltes EIT-Signal aller normalen Atemzüge (-.-) und Atemzüge mit Shutter (-) ohne Atemwegswiderstand und drei verschiedenen künstlichen Atemwegswiderständen.

Die größten Unterschiede bezüglich der rel. Impedanzänderungen zwischen normalen Atemzügen und Atemzügen mit Shutter sind ohne Atemwegswiderstand bzw. bei

kleinen Atemwegswiderständen erkennbar (Abbildung 2, Tabelle 1). Die Differenz zwischen der Fläche der Atemzüge mit Shutter und der normalen Atemzüge nimmt mit steigendem Atemwegswiderstand ab.

Tabelle 1: Mittelwerte (Fläche) und Standardabweichungen (σ) der berechneten Flächen aller normaler Atemzüge und Atemzüge mit Shutter. Diff. gibt die Differenz der Mittelwerte aller Atemzüge mit Shutter und der aller normalen Atemzüge an.

Atemwegswiderstand	Normale Atemzüge		Atemzüge mit Shutter		Diff.
	Fläche	σ	Fläche	σ	
ohne	128,53	8,2	140,86	5,67	12,33
\varnothing 12,5 mm	122,55	6,56	143,57	7,92	21,02
\varnothing 10,5 mm	126,12	6,76	139,48	7,52	13,36
\varnothing 9,5 mm	134,48	11,13	141,36	8,92	6,98

Der geringere Einfluss des Shutters auf die rel. Impedanzänderungen während der Expiration mit größerem Atemwegswiderstand (\varnothing 9,5 mm) könnte auf einen bereits erhöhten intrathorakalen Druck beim normalen Atmen zurückzuführen sein. Dieser könnte das Öffnen weiterer Lungenareale verursachen, sodass der Verschluss und die damit einhergehende kurzzeitige Druckerhöhung keine zusätzlichen großen Effekte mehr bewirkt. Bei einem kleineren Atemwegswiderstand hingegen ist der Druckunterschied zwischen normaler Expiration und Expiration mit Verschluss größer, wodurch sich bei diesem Szenario beim Ausatmen gegen den Shutter weitere Lungenareale öffnen.

IV. Schlussfolgerung

Bei allen vier Konditionen (ohne Atemwegswiderstand, \varnothing 12,5 mm/ 10,5 mm/ 9,5 mm) sind Unterschiede in den rel. Impedanzänderungen während der Expiration bei Durchführen der ROcc-Methode im Vergleich zur normalen Atmung erkennbar, wobei die größten Unterschiede bei kleineren Atemwegswiderständen zu beobachten sind. Folglich könnten anhand dieser Methode Hinweise auf den Schweregrad der Atemwegsobstruktion erhalten werden. In einer Folgestudie werden weitere Probanden untersucht, um die erhaltenen Ergebnisse bestätigen zu können.

DANKSAGUNG

Diese Arbeit wurde teilweise vom Bundesministerium für Bildung und Forschung (MOVE, Förderung 13FH628IX6) unterstützt.

AUTORENANGABE

Interessenkonflikt: Die Autoren geben keinen Interessenkonflikt an. Einverständniserklärung: Von allen an dieser Studie beteiligten Personen wurde eine Einverständniserklärung eingeholt. Ethische Zulassung: Die Forschung in Bezug auf den Menschen entspricht allen relevanten nationalen Vorschriften und institutionellen Richtlinien und wurde in Übereinstimmung mit den Grundsätzen der Helsinki-Erklärung durchgeführt und vom Institutional Review Board oder einem gleichwertigen Ausschuss der Autoren genehmigt.

REFERENZEN

- [1] V. Tomicic and R. Cornejo, Lung monitoring with electrical impedance tomography: technical considerations and clinical applications, J Thorac Dis 2019;11(7):3122-3135.
- [2] P.J. Chowieniczky et al., A flow interruption device for measurement of airway resistance, Eur Respir J. 1991 May;4(5):623-8.
- [3] I. Frerichs et al., Chest electrical impedance tomography examination, data analysis, terminology, clinical use and recommendations: consensus statement of the TRanslational EIT developmeNt stuDy group, Thorax 2017;72:83-93.