

**5. Workshop
Automatisierungstechnische
Verfahren für die Medizin vom
15.-16. Oktober 2004 in
Saarbrücken**



**„Über den Nutzen der elektrischen Impedanztomographie
für die Automatisierung der Beatmung“**

S. Leonhardt

Philips Lehrstuhl für Medizinische Informationstechnik, RWTH Aachen, Aachen,
Deutschland

E-Mail: leonhardt@hia.rwth-aachen.de

M. Grossherr, H. Gehring, T. Meier

Klinik für Anästhesiologie, Universitätsklinikum Schleswig-Holstein, Campus Lübeck,
Lübeck, Deutschland

T. Leibecke

Institut für Radiologie, Universitätsklinikum Schleswig-Holstein, Campus Lübeck, Lübeck,
Deutschland

Band: „Tagungsband, Automed 2004“
Editors: W. I. Steudel
ISBN: 3-00-013509-X
Pages: 87-88

Über den Nutzen der elektrischen Impedanztomographie für die Automatisierung der Beatmung

S. LEONHARDT¹, M. GROSSHERR², T. LEIBECKE³, H. GEHRING², T. MEIER²

¹Lehrstuhl für Medizinische Informationstechnik, Helmholtz Institut für Biomedizinische Technik, RWTH Aachen
Pauwelsstraße 20, 52074 Aachen

²Klinik für Anästhesiologie, Universitätsklinikum Schleswig-Holstein, Campus Lübeck
Ratzeburger Allee 160, 23538 Lübeck

³Institut für Radiologie, Universitätsklinikum Schleswig-Holstein, Campus Lübeck
Ratzeburger Allee 160, 23538 Lübeck

E-Mail: leonhardt@hia.rwth-aachen.de

EINLEITUNG

Die elektrische Impedanztomographie (EIT) ist ein Verfahren zur Darstellung der räumlichen Impedanzverteilung in einem von einer Elektrodenebene aufgespannten Körperquerschnitt. Eine potentielle Anwendung ist das Monitoring der regionalen Ventilation.

In den letzten 20 Jahren wurde dieses Verfahren von verschiedenen Forschergruppen hinsichtlich unterschiedlicher technischer Fragestellungen untersucht. Initiiert wurde die Forschung durch grundlegende Arbeiten aus Sheffield [Barber1983]. Nach anfänglichen Rückschlägen infolge mangelnder Bildqualität wurde die EIT von verschiedenen Forschergruppen kontinuierlich weiterentwickelt, vgl. z. B. [Hahn1998]. In den letzten Jahren wurde dann damit begonnen, das klinische Anwendungspotential der EIT intensiver zu erforschen, vgl. z. B. [Victorino2004].

MATERIAL UND METHODEN

Nach Einverständnis der Tierschutzkommission wurden an der medizinischen Universität Lübeck insgesamt 8 Hausschweine (24 - 38 kg) prämediziert (Ursotamin, Rompun, Atropin s.c.), narkotisiert (Etomidate 0,4 - 0,53 mg/kgKG), tracheotomiert und intubiert. Die Narkose wurde mit Isoflurane aufrechterhalten (endtidal 1,2 MAC %, F₂O₂ 0,5, Narkosegerät Primus, Fa. Dräger medical AG & Co. KGaA, Lübeck). Als laparoskopischer Eingriff wurden eine Colonresektion und/oder eine Fundoplikatio durchgeführt. Bei anschließenden Untersuchungen im CT (Typ Aquilion, Fa. Toshiba, Tokio) wurde die Narkose mit Propofol (6 mg/kg/h) aufrechterhalten. Hier wurden die Tiere zusätzlich relaxiert (Rocuronium 0,4 mg/kgKG) und durch ein Intensiv-Beatmungsgerät Typ Savina (Fa. Dräger medical, Lübeck) druckkontrolliert ventiliert. Die EIT-Messungen erfolgten mit einem EIT-Prototypen (EIT Evaluation Kit, Fa. Dräger medical, Lübeck/GoEMF II system, Uni Göttingen).

Um die Impedanzverteilung in einem von n Elektroden aufgespannten Körperquerschnitt zu ermitteln, wird typischerweise über einen DA-Wandler (DAC) und geeigneten Verstärker zwischen je zwei benachbarten Elektroden ein kleiner elektrischer Wechselstrom (z. B. 5 mA_{eff} @ 50 kHz) eingespeist und währenddessen nacheinander an allen übrigen $n-3$ Elektrodenpaaren die Potentialdifferenz über einen AD-Wandler (ADC) gemessen, vgl. Abb. 1.

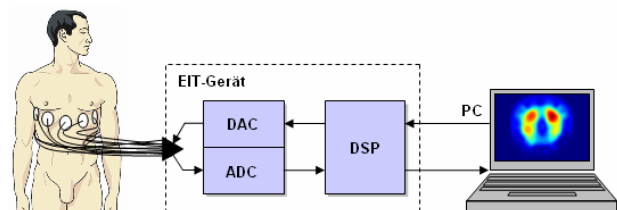


Abb. 1: Prinzip der elektrischen Impedanztomographie des Thorax (DSP = digital signal processor)

Dieser Vorgang wird mit wechselnden Stromeinspeisungselektrodenpaaren insgesamt n mal wiederholt. Bei $n = 16$ Elektroden ergeben sich somit $16 \times 13 = 208$ Messwerte. Bei absoluten Impedanzbildern wird die Überlagerung der Messwerte zu einem Bild klassischerweise mit Hilfe der sog. "Rückprojektions-Matrix" \mathbf{B} (dim 912×104) durchgeführt:

$$\mathbf{z}_p = \mathbf{B} \cdot \mathbf{g}_n \quad (1)$$

Hierbei ist \mathbf{g}_n ein 104-Zeilen-Rohdatenvektor mit Spannungsmessungen und \mathbf{z}_p der resultierende Bilddatenvektor. Wesentlich bessere Abbildungen lassen sich jedoch mit relativen Impedanzberechnungen $d\mathbf{z}_p$ erzeugen. Hierbei wird der Rohdatenvektor gemäß

$$d\mathbf{g}_n = \frac{\mathbf{g}_n - \mathbf{g}_{nref}}{\mathbf{g}_{nref}} \quad (2)$$

auf Referenzwerte bezogen und nur die Änderung dargestellt. Da die Abfolge von EIT Bildern als "movie" zwar anschaulich ist, aber interessante Regionen nur schwer zu lokalisieren sind, wurde von [Hahn1998] vorgeschlagen, durch Bildung der Standardabweichungen über m frames für alle Bildpixel p gemäß

$$s_p = \sqrt{\frac{\sum_{k=1}^m (d\mathbf{z}_{p,k} - \overline{d\mathbf{z}_p})^2}{m-1}} \quad (3)$$

ein stehendes Bild (sog. "funktionelles EIT Bild", fEIT, vgl. [Hahn1998]) zu erzeugen.

ERGEBNISSE

Zur Validierung der EIT und zur Beurteilung des klinischen Anwendungspotentials wurden verschiedene Un-

tersuchungen durchgeführt:

- Validierung der Volumeninformation durch Vergleich mit global gemessenen Tidalvolumina
- Erkennung von Komplikationen wie z. B. CO₂-Pneumothorax und Fehlintubation
- Therapieführung bei der Beatmung von schwerkranken Lungen (acute lung injury, ALI)

Zu a) Zur Prüfung der Frage, ob durch die EIT tatsächlich lokale Strömungsvorgänge dargestellt werden können, wurde das extern bestimmte Tidalvolumen mit der aufsummierten funktionellen Ventilations-Aktivität gemäß Gl. (3) verglichen. Das Ergebnis korrespondiert gut ($r = 0,987 \dots 0,998$) mit anderen, in der Literatur angegebenen Methoden [Hahn1998], [Victorino2004].

Zu b) Pneumothorax und Auswirkung von PEEP. Die in Abb. 2 dargestellte Abfolge von Bildern demonstriert die Wirkung von PEEP bei der Verdrängung eines abdominal induzierten CO₂-Pneumothorax und die gute Korrelation zwischen CT (links) und fEIT Bild (rechts).

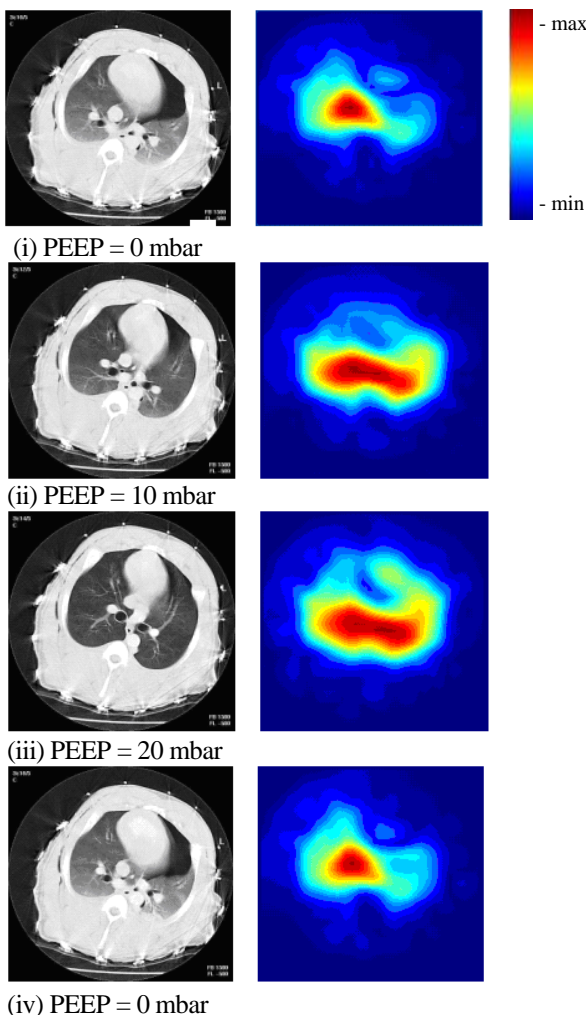


Abb. 2: CO₂-Pneumothorax links nach Fundoplicatio. Im EIT-Bild bedeutet "rot" viel (max) und "dunkelblau" keine (min) Ventilation

Zu c) Im Surfactant-depletierten Versuchstier (Modell für „acute lung injury“) konnten wir regionale Ventilations-Veränderungen bei Variation des PEEP erkennen (ventral nach dorsal). Durch Auswertung des Luftgehal-

tes der korrespondierenden CT-Aufnahmen konnten wir zeigen, dass das EIT-Verfahren die Potenz zur regionalen Darstellung der Ventilation und damit zur Therapieführung bei der Beatmung von schwerkranken Lungen besitzt, vgl. [Victorino2004].

DISKUSSION

Das Potential der elektrischen Impedanztomographie zur Optimierung der Beatmung wird sich beim liegenden Patienten, insbesondere bei schwerkraftabhängigen Phänomenen, einsetzen lassen. Die Kombination mit anderen Sensoren in einem automatisierten Szenario ([Leonhardt1998]) erscheint sinnvoll.

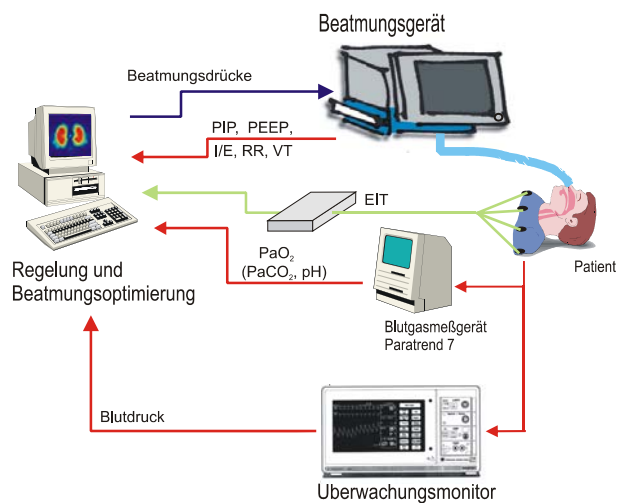


Abb. 3: EIT innerhalb der automatisierten Beatmung

Danksagung

Die Autoren danken Herrn Dr. Noel und Herrn Dr. C. Eckmann, Universität zu Lübeck, sowie Herrn Teschner, Fa. Dräger medical, Lübeck, für die Unterstützung bei der Durchführung der Versuche.

LITERATUR

[Barber1983]

D. C. Barber et al., "Imaging Spatial Distribution of resistivity using applied potential tomography", *Electronic Letters* Vol 19, p 933-935, 1983

[Hahn1998]

G. Hahn, C. Hartung, G. Hellige, "Elektrische Impedanztomographie (EIT) als Methode zur regionalen Beurteilung der Lungenventilation", Gustav Fischer Verlag, Stuttgart, 1998

[Victorino2004]

J. Victorino et al., „Imbalances in Regional Lung Ventilation: a Validation Study on Electrical Impedance Tomography“, *Am J Respir Crit Care Med*, Vol 169, p 791-800, 2004

[Leonhardt1998]

S. Leonhardt, S. Böhm und B. Lachmann, "Identifikation und Optimierung der Beatmung beim akuten Lungenversagen", *Automatisierungstechnik (at)* Vol 46, No 11, p 532 - 539, 1998