



50. JAHRESTAGUNG
Gesellschaft für Pädiatrische
Radiologie



26.-28.9.2013
JENA



A priori Informationen für die elektrische Impedanztomographie (EIT) aus CT-Daten des Thorax – Erhebung und Bearbeitung anthropometrischer Daten und Konturanalysen unter besonderer Berücksichtigung von pädiatrischen Patienten

C.M. Woitzik¹, B. Grychtol², D.Ferrario³, S. Böhm⁴, N. Robitaille⁴, A. Adler⁵, G. Alzen¹

¹C.M. Woitzik, Kinderradiologie, Universitätsklinikum Gießen

²B. Grychtol (M.S. PhD), DKFZ Heidelberg, Department of Medical Physics in Radiology, 69120 Heidelberg

³D. Ferrario (M.S), Centre Suisse d'Electronique et de Microtechnique (CSEM), 2002 Neuchâtel, Schweiz

⁴Dr. S. Böhm (M.D), Swisstom AG, 7302 Landquart, Schweiz

⁴Nicolas Robitaille, Ecole Polytechnique de Montreal, Montreal, QC H3T 1J4, Kanada

⁵Prof Dr. A. Adler, System and Computer Engineering, Carleton University, Ottawa, Kanada

¹Dr. Pons- Kühnemann AG Medizinstatistik an der Justus Liebig Universität Gießen

¹Prof Dr. G. Alzen, Kinderradiologie, Universitätsklinikum Gießen.

Email: christian.woitzik@radiol.med.uni-giessen.de



Hintergrund der elektrischen Impedanztomographie (EIT)

- Junges, wenig erforschtes Verfahren zur funktionellen elektrophysiologischen Schnittbilddiagnostik des Thorax
- Erstbeschreibung der Anwendung am Thorax 1978 durch Henderson, USA
- Erste Geräte 1985 durch Brown und Barber, England
- Weitere Gebiete: Gehirn, Mammae, Gastrointestinaltrakt
- Schwerpunkte: **Anästhesiologie**

Theorie der elektrischen Impedanztomographie (EIT)

- Repetitive, zyklische Applikation und Messung von Strömen („aktive Elektroden“)
- Iterativer Rekonstruktionsalgorithmen. „Rückprojektion“
Fourier- Transformation
- Frequenzen: um 50 kHz, experimentell 2 kHz bis 1,2 MHz und wenige mA
- Mehrfrequenzspektren
- 16,32,64- Elektrodensysteme



Das Bildmaterial wird mit freundlicher Genehmigung zur Verfügung gestellt von H. Mielenz, Project Manager Marketing, Strategic Business Field Respiratory Care, Dräger Medical GmbH, 23542 Lübeck, Germany

Vorteile der EIT für den pädiatrischen Patienten

Noninvasiv – Echtzeit - Bedside – Keine Strahlenbelastung -
- Wiederholbar – Mobil -

- Lungenprotektion (PEEP- Titration) durch Vermeidung von Volutraumen
- Ventilationsverteilung (Perfusionsverteilung)
- Atelektase
- Pleuraerguss
- Pneumothorax
- Verlaufsbeurteilung

Limitationen der EIT:

- Schlechte Ortsauflösung
- keine Konkurrenz zur CT/ MRT
- Artefaktanfälligkeit
- Handhabung
- Verfügbarkeit
- Klinischer Stellenwert

Warum erst jetzt ?

**1. Rechenleistung der
Computer**

**2. Einsatz der
Nanotechnologie für
EIT- Elektroden**

EIT und Kinderradiologie: Studieninhalte

- Überwachung der pulmonalen Ventilation mittels EIT bei kritisch kranken Kindern schon 2001 beschrieben:

[Frerichs, I., et al., Non-invasive radiation-free monitoring of regional lung ventilation in critically ill infants. Intensive Care Med, 2001. 27(8): p. 1385-94.]

- Frühgeborene (Gestationsalter 23- 28 Wochen), die frühzeitig mit CPAP beatmet wurden: Pneumothorax mit der Häufung um den 2. Lebenstag, Mortalität höher als in Kontrollgruppen

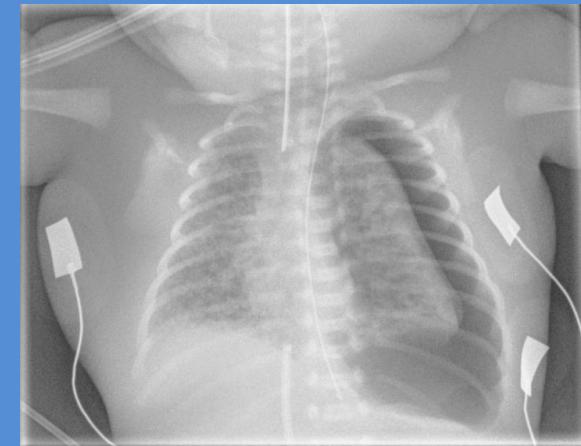
[Bhatia R, Davis PG, Doyle LW, Wong C, Morley CJ. Identification of pneumothorax in very preterm infants. J Pediatr 2011;159:115-20 e1]



NEO-ITS 60/1,25 0,13µGy

Häufigere Probleme:

- Unvollständig entfaltete Lungen
- Resp. Anpassungsstörungen
- Atemnotsyndrom
- Bronchopulmonale Dysplasie
- Pulmonal-interstitielle-Emphysem



NEO-ITS 60/0,9 0,09µGy

Problemstellung: „Historische“ Rekonstruktionsalgorithmen

- Nichtlineares inverses Problem.
- Rekonstruktionsalgorithmus basiert auf der Finite Elemente Methode (FEM)

Voraussetzungen für die FEM:

- Körper geometrisch exakt (zylindrisch /ellipsoid)
- Elektrodenposition exakt bekannt bzw. äquidistant.
- Die FEM basiert auf der Annahme, dass innerhalb der rekonstruierten EIT- Voxel eine homogene spezifische Leitfähigkeit vorliegt.

92

M. CHENEY, D. ISAACSON, AND J. C. NEWELL

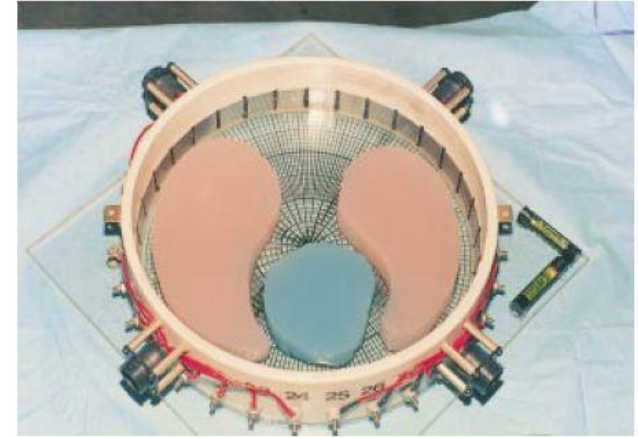


Fig. 1 A test tank containing “lungs” and “heart” made of agar with varying amounts of added salt. This tank is filled with salt water, and used as a test body for the EIT system. Note the large electrodes around the inner circumference of the tank.

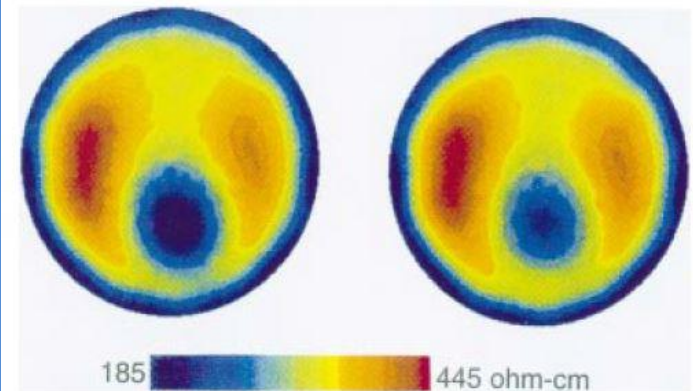


Fig. 2 Images of the resistivity of two different test tanks like the one shown in Figure 1. The two different tanks had hearts of different sizes, meant to simulate different times during the heart's cycle.

Mathematiker

Informatiker

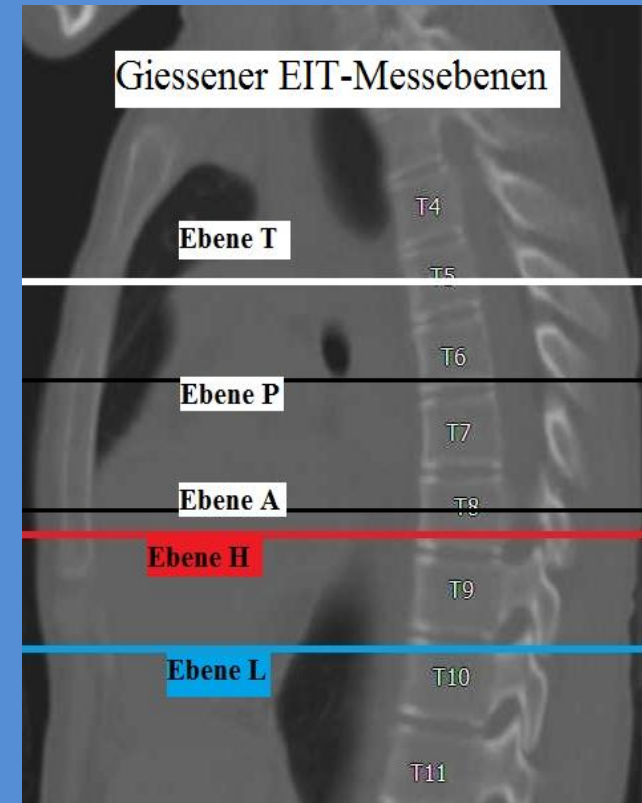
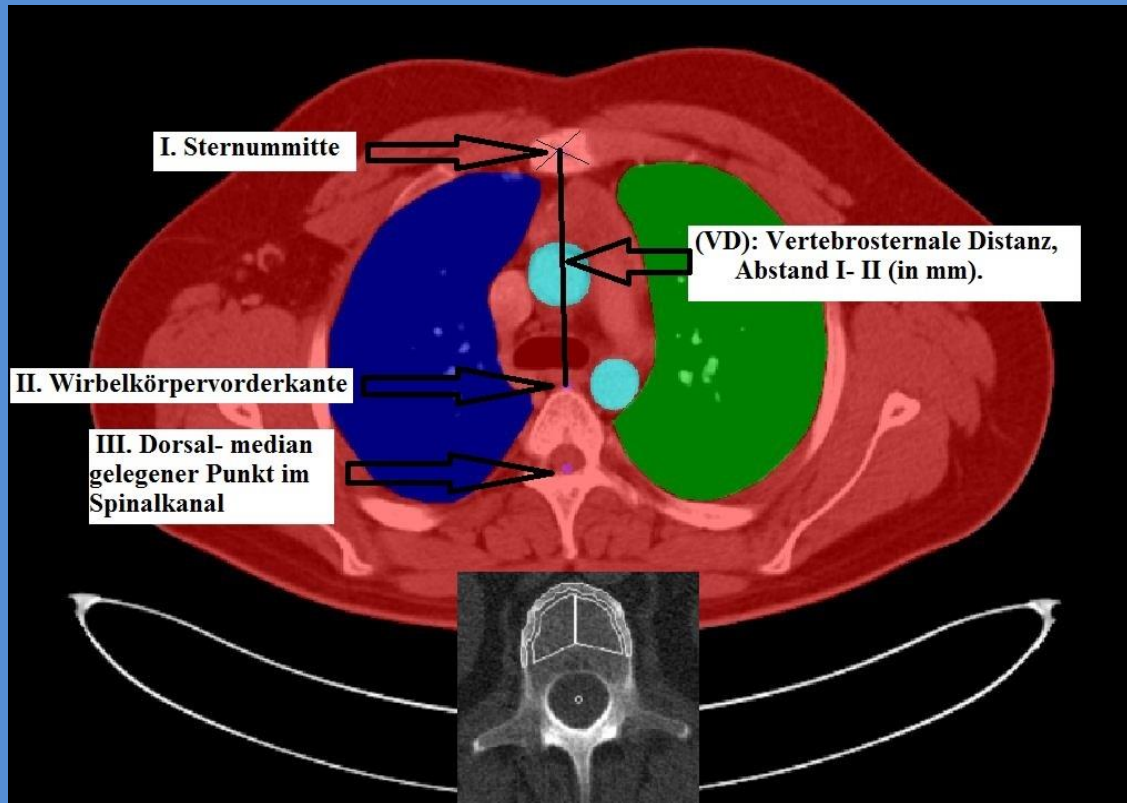
Anwender:
Mediziner

Bildmaterial: Cheney M, Isaacson D, Newell JC. Electrical impedance tomography. SIAM review 1999;41:85-101. Publisher: Society for Industrial and Applied Mathematics. Rensselaer Polytechnic Institute New York.

GREIT 2009: Graz consensus Reconstruction algorithm for EIT

Ziel: Methodikentwicklung zur

Bereitstellung empirisch aufbereiteter CT-Daten und die Ausarbeitung einer Methodik, CT-Daten für Rekonstruktionsalgorithmen nutzbar zu machen



Bildmaterial A, B: Taccardi B. Distribution of heart potentials on the thoracic surface of normal human subjects. *Circ Res* 1963;12:341-52.

Ergebnisse: Datenkollektion

„externe“ biometrische Variablen

- Alter
- Geschlecht
- Größe
- Gewicht
- Pädiatrische Perzentilen
- BMI
- Armspannweite
- Händigkeit
- Oberbrustumfang (Inspiration/
Atemmittellage/ Expiration)
- Unterbrustumfang (Inspiration/
Atemmittellage/ Expiration)
- Atemtiefe im CT Scan

„innere“ anatomische Variablen aus der CT:

- 5 Referenzebenen pro Patient: > 1000 manuelle Bildsegmentationen und Berechnung von Flächeninhalten
- Vertebrosternale Distanzen (n: 240)
- Messungen der Lungenausdehnung in Z-Achse (n:360)
- Messungen der Abstände zwischen den Referenzebenen (n:300)
- Messung der Referenzebene in Bezug zum Brustwirbelkörper- Nr. (n:300)
- Messung der Höhe von Referenzwirbelkörpern (n:60)
- Cutisdickenmessung an definierten Stellen (n:60)
- Weitere (KM- Gabe, Uhrzeit etc).

70 Variablen pro Patient (ca. 4200 Einzeldaten) + > 1000 Bildsegmentationen:
Korrelationsanalysen, multiple Regression + statistische Bildverarbeitung

Ergebnisse: Vermessung des Thorax

- n = 60 Patienten
- Gewicht = 3,2-125 Kg
- BMI = 11,26 kg/m² - 37,45 kg/m²
- Körpergröße = 50-189,5 cm
- Uhrzeit = Median 11:01 Uhr (sd: 1 h 27 min)
- Armspannweite = mw: 165,7 cm (sd: 23,3cm)
- Oberbrustumfang = 32 – 124 cm (dynamisch)
- Unterbrustumfang = 32 – 130 cm (dynamisch)



- > 70 Regressionsformeln
- > 20 Datenblätter
- > 20 Nomogramme

	Fläche in cm ²	Kontur in cm ²	Lunge Li in cm ²	Lunge Re in cm ²	Herz in cm ²	Aorta in cm ²	Thorax wand	Lunge Li	Lunge Re	Herz	Aorta
N:53											
Mittelwert	583,8	273,8	96,6	133,5	76,6	3,0	45,0%	17,0%	23,5%	13,9%	0,5%
Standardabweichung	265,8	158,4	42,4	54,9	33,9	2,1	8,1%	4,5%	4,5%	3,2%	0,2%
Minimum	84,5	39,2	6,6	12,5	16,2	0,4	32,2%	7,5%	12,1%	8,5%	0,3%
Maximum	1129,4	672,0	181,8	262,7	184,8	9,3	69,5%	27,6%	31,4%	23,4%	0,9%
Perzentile 25	404,4	148,3	69,7	96,2	53,8	1,4	37,6%	13,6%	20,7%	11,3%	0,3%
50	574,2	262,7	97,3	142,0	67,3	2,3	43,6%	16,6%	24,0%	13,3%	0,4%
75	715,4	375,1	127,1	169,7	101,1	4,9	50,7%	20,5%	27,2%	16,3%	0,6%

Flächeninhalt (cm²):

Unterschied:

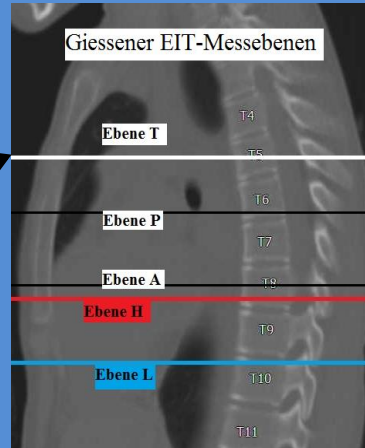
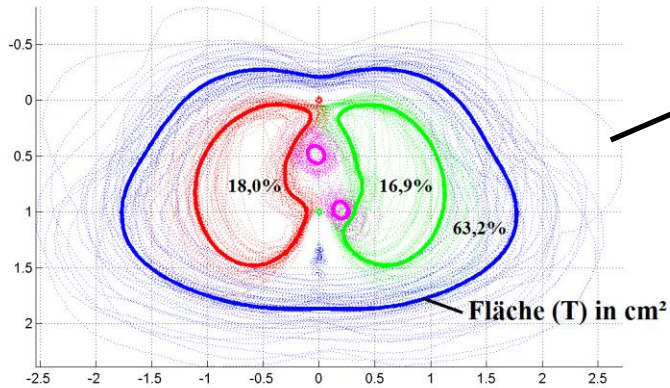
Faktor 13

Beispiel:

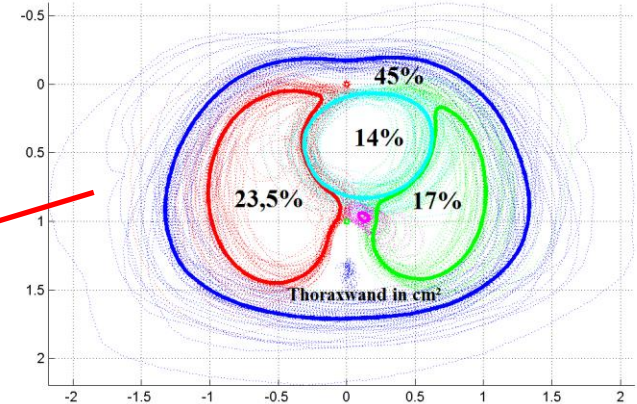
Flächeninhalt (T) in cm² = 75,342 + 7,48 x Gewicht (kg) + 0,144 x Alter (Monate) [r² = 0,977, p < 0,0001, VIF: 1,794]

Ergebnisse: Thoraxquerschnittsmatrizen (TQM)

Skalierte und Normalisierte Durchschnittskontur (Postprocessing mittels MATLAB)

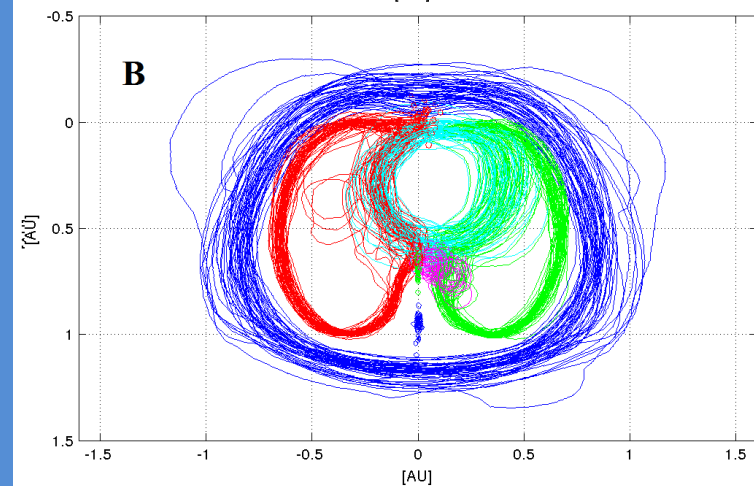
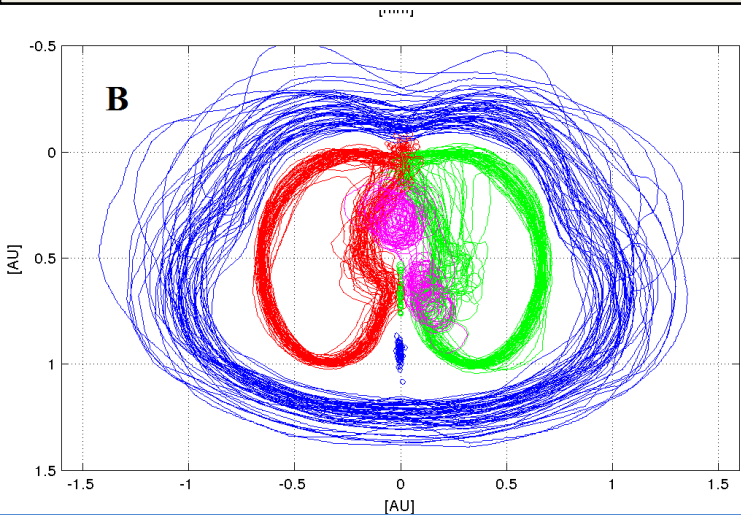


Skalierte und Normalisierte Durchschnittskontur der Ebene mit maximaler Herzfläche (Ebene H)



Ebene T: 2-3 ICR MCL; Proc. spinosi BWK 4/5

Ebene H: 5 ICR MCL; Proc. spinosi BWK 7/8

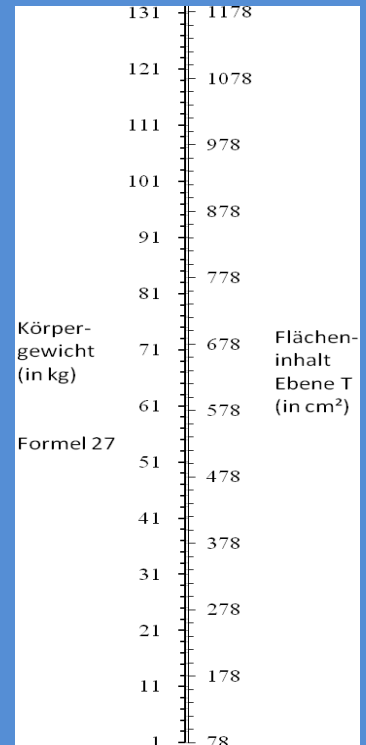
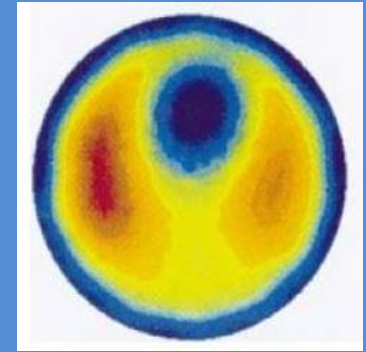
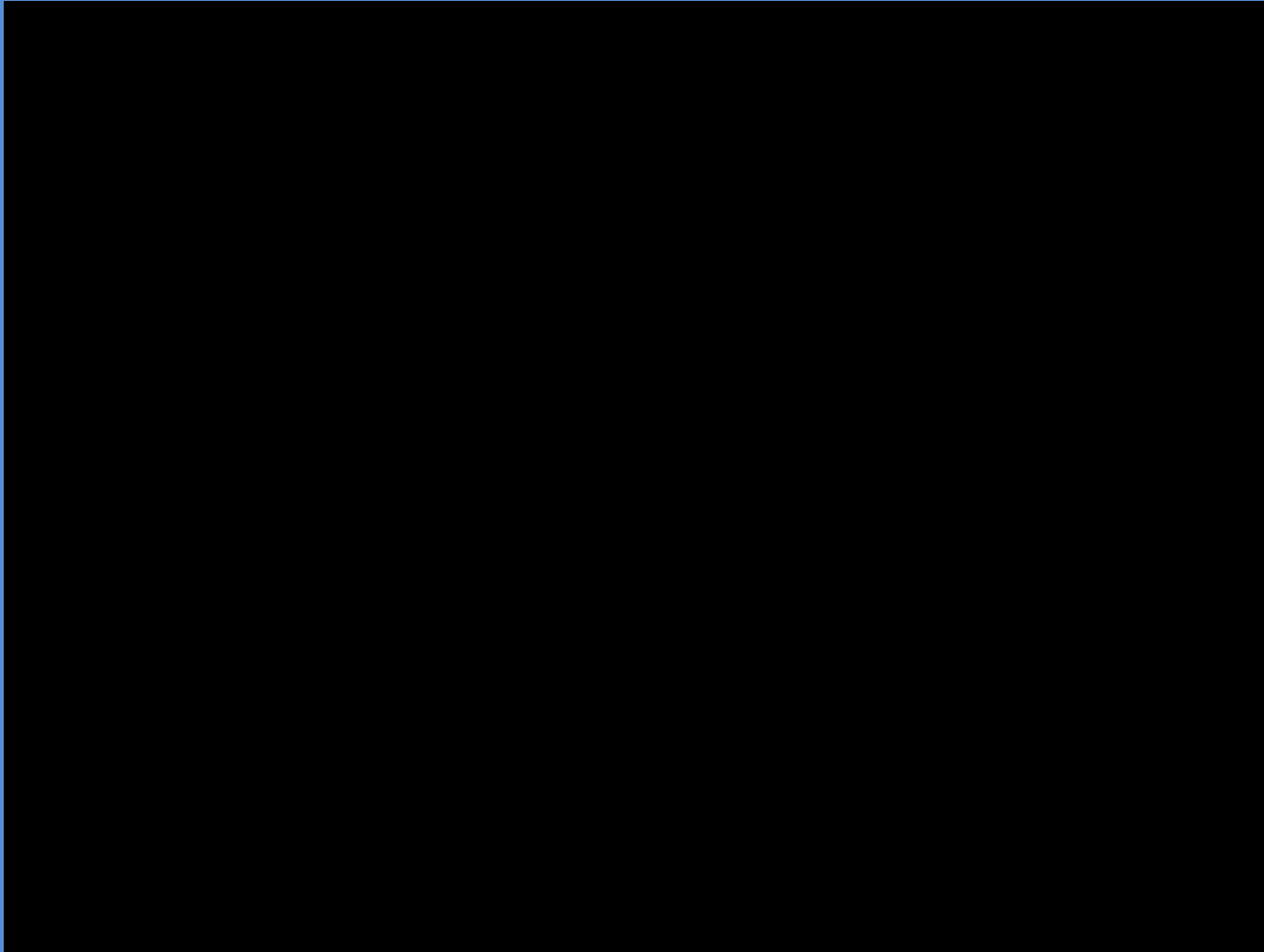


Korrelationen der Flächeninhalte:
Gewicht > Brustumfang > BMI > Armspannweite > Körpergröße



Korrelationen der Flächeninhalte:
Brustumfang > Gewicht > BMI > Körpergröße > Armspannweite

Nutzen der Thoraxmatrizen als anatomische Orientierung innerhalb der Bildrekonstruktion der EIT „a priori“:

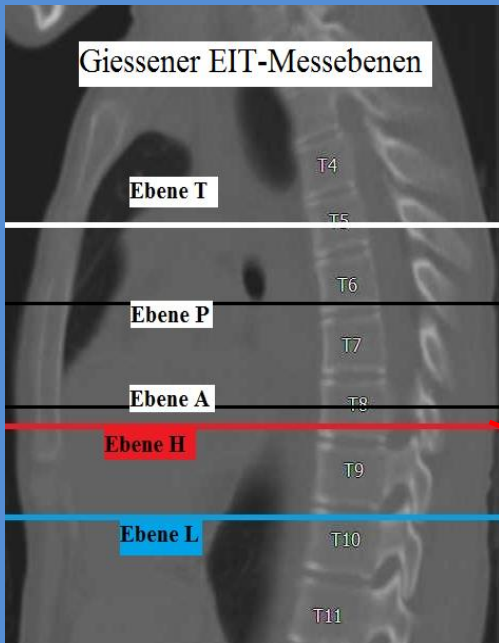
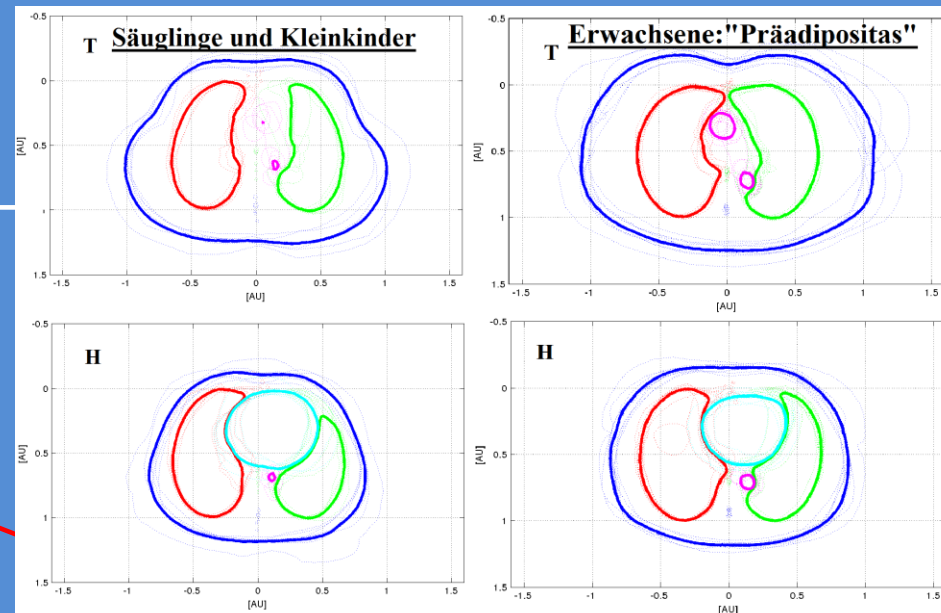
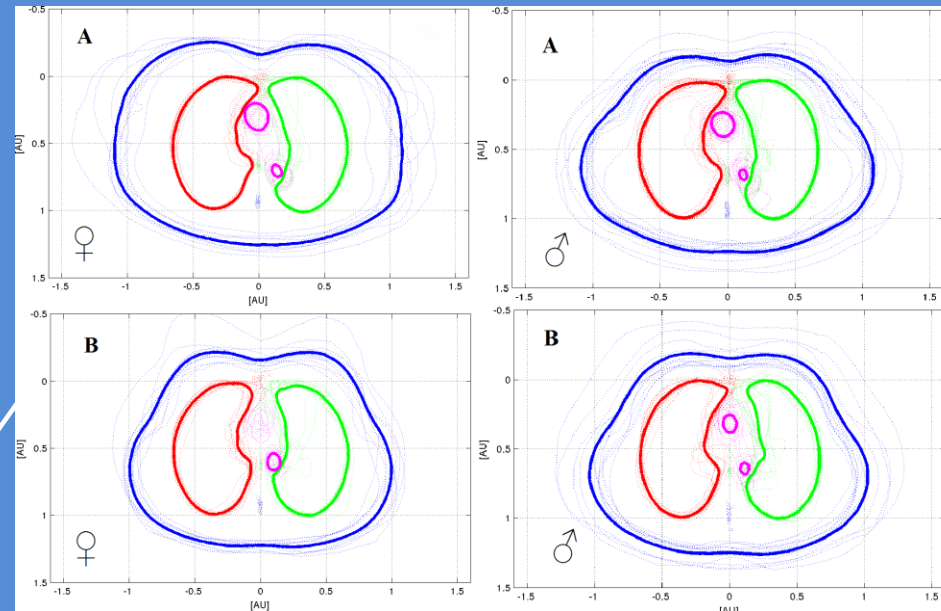


Welche maximale Impedanzänderung kann ein ROI bzw. ein EIT- Bild-Voxel überhaupt annehmen? Welche Größe haben Pathologien?

Ergebnisse: Thoraxkonturbibliothek

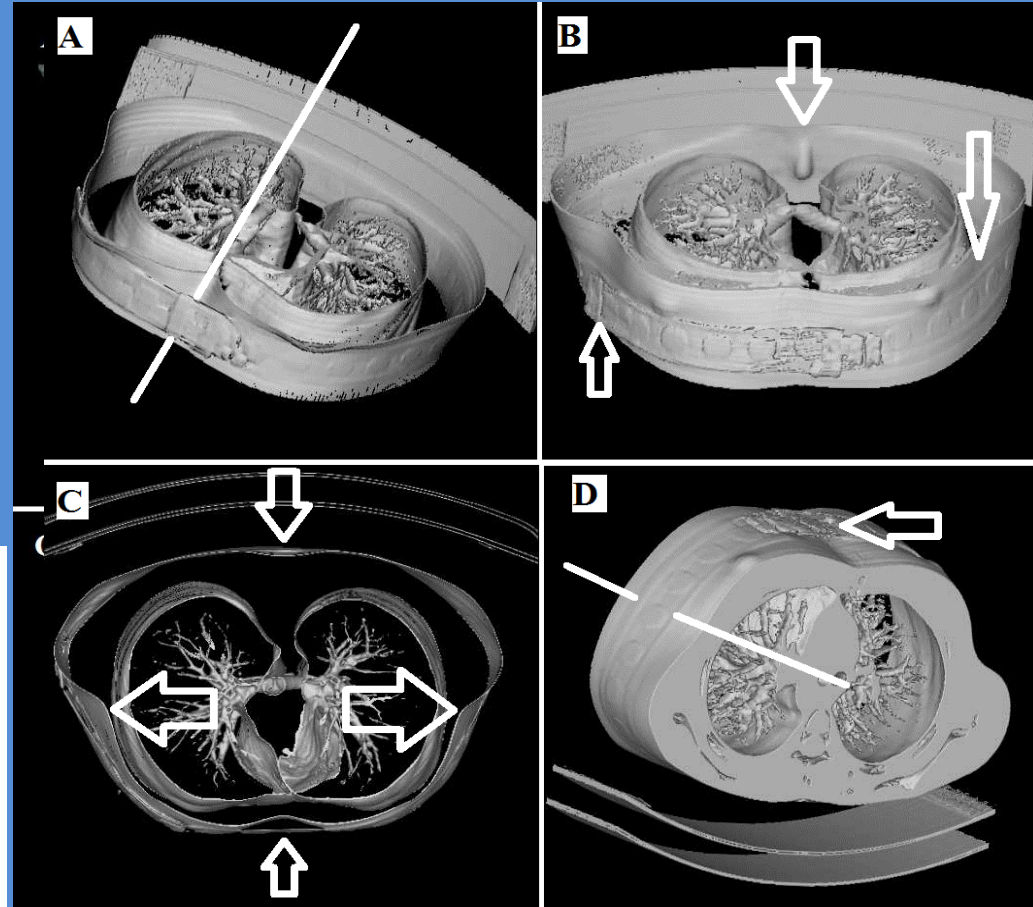
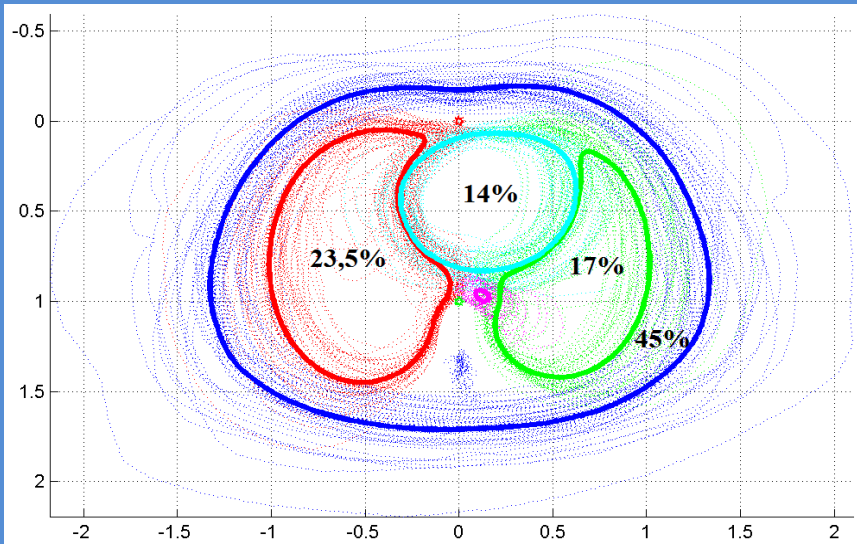
60 Kontur-Matrizen für:

- Erwachsene (A) / Kinder (B) / ♂ / ♀
- Säuglinge und Kleinkinder
- Kinder in 4 Altersklassen
- Kinder mit Untergewicht und/oder Wachstumsverzögerung
- Präadipositas
- Adipositas I°
- Adipositas II°

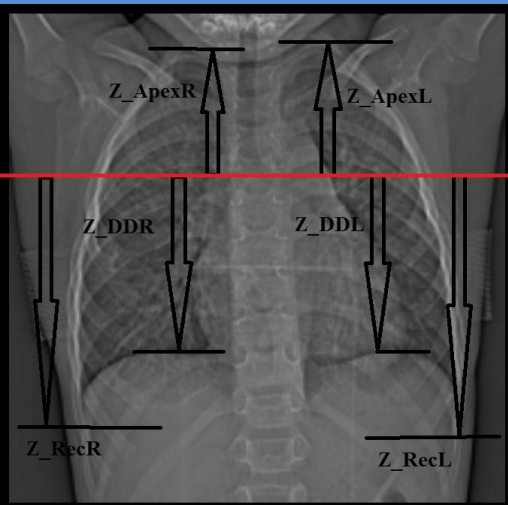


Ergebnisse: Orientierung für den Untersucher, Abschätzung der empirischen inneren Thoraxgeometrie

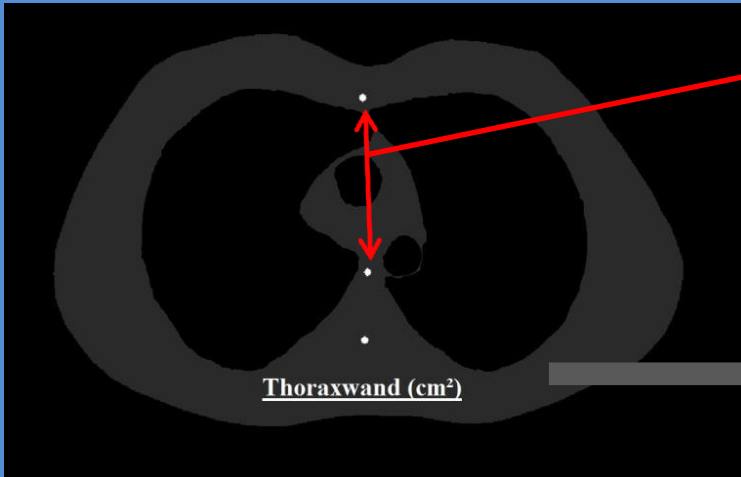
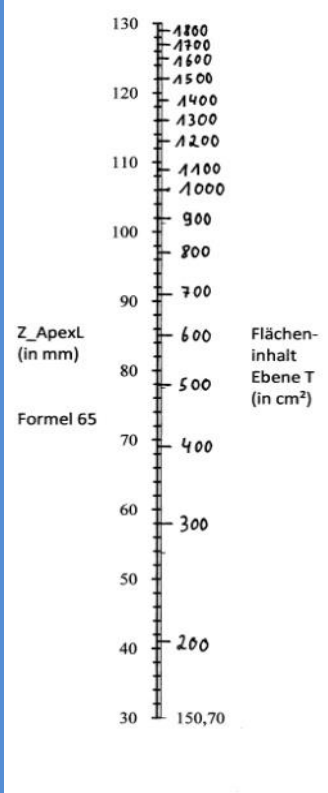
- Wo liegt die Messebene (ICR)?
- Welche innere Thoraxgeometrie ist zu erwarten?
- Größe der Matrize: Flächeninhalt und Teilflächeninhalte?



Korrelationen der Biometrischen Parameter mit Messungen in den drei Raumachsen.



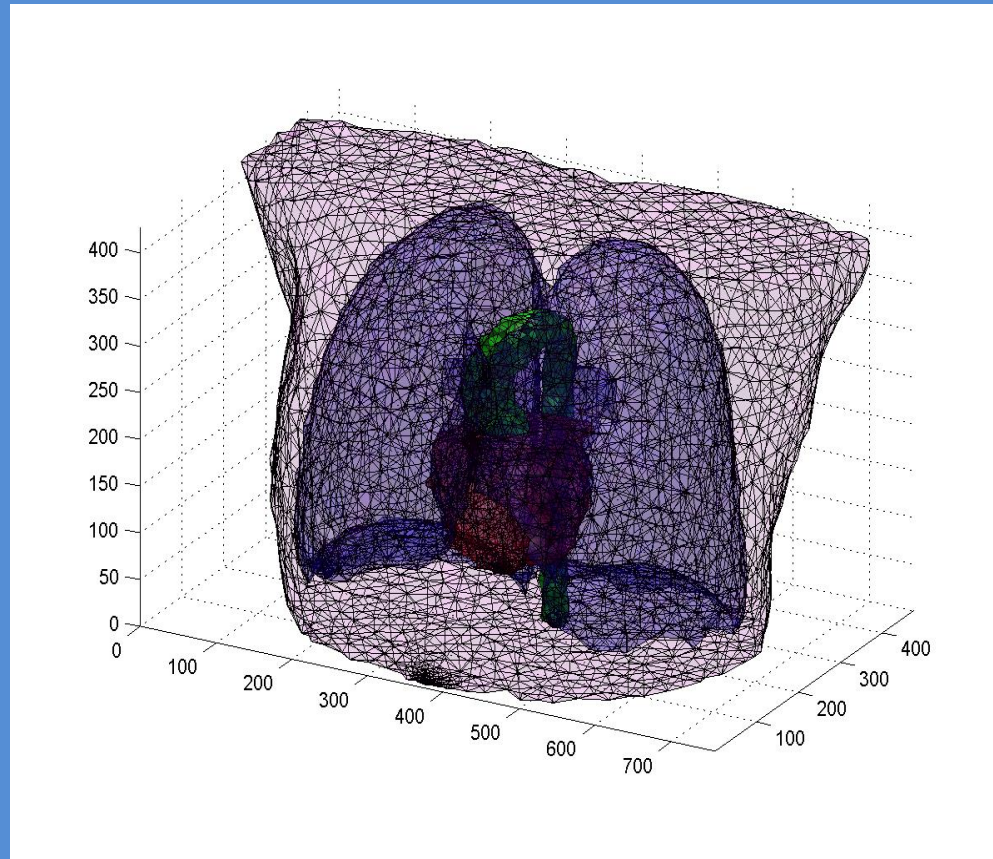
Distanzen in der Z- Achse
Körpergröße > (Armspannweite)
 > Gewicht > Brustumfänge > Alter



Distanz: Sternum-Wirbelkörper
Brustumfang > Körpergewicht >
 Körpergewicht > Körpergröße

Flächeninhalte der Thoraxwand
BMI > **Gewicht** > Brustumfänge

Thoraxmodelle für Computersimulationen von EIT- Messungen



Finite Elemente Model (FEM) eines Studienpatienten

- Männlich, 21 Jahre, 187cm, 82 Kg, BMI: 23,4 kg/m²
- „Dreidimensionales Widerstandsnetz“

Zusammenfassung

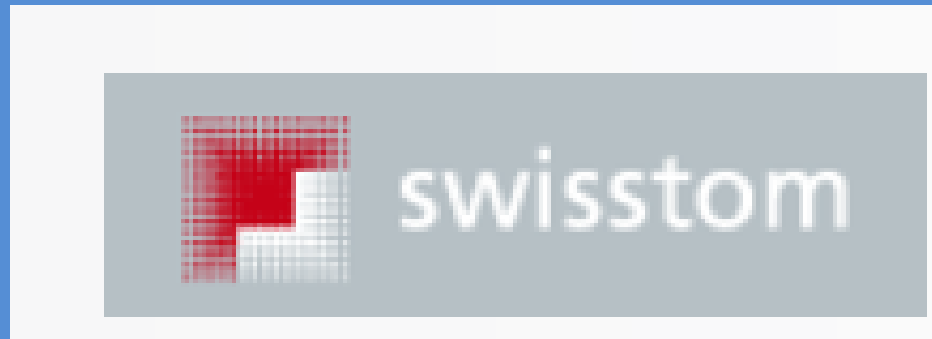
Die elektrische Impedanztomographie ist ein neues vielversprechendes schnittbildgebendes Verfahren

Die humane Thoraxgeometrie unterliegt normativen Gesetzmäßigkeiten, diese können für Rekonstruktionsalgorithmen der EIT genutzt werden.

Die Kinderradiologie ist prädestiniert sich an der Grundlagenforschung um die EIT zu beteiligen:

- Fehlende Strahlenbelastung
- Relativ symmetrische kindliche Thoraxgeometrie

Danke für Ihre Aufmerksamkeit!



Vorstellung eines neuen Impedanztomographen:
5. - 6. Oktober, Paris

ESICM LIVES 2013, 26th Annual Congress, Paris, France

