

# 4D MRT Lungen-Volumetrie und funktionale Analyse mittels deformierbarer Formmodelle

Tobias Schwarz<sup>1</sup>, Ralf Tetzlaff<sup>2</sup>, Tobias Heimann<sup>1</sup>, Monika Eichinger<sup>2</sup>,  
Ivo Wolf<sup>3</sup>, Hans-Peter Meinzer<sup>1</sup>

<sup>1</sup>Medizinische und Biologische Informatik, Deutsches Krebsforschungszentrum

<sup>2</sup>Abteilung Radiologie, Deutsches Krebsforschungszentrum

<sup>3</sup>Institut für Medizinische Informatik, Hochschule Mannheim

tobias.schwarz@dkfz-heidelberg.de

**Kurzfassung.** Segmentierung mit Hilfe von deformierbaren modellbasierten Ansätzen hat sich zu einer gängigen Praxis in der medizinischen Bildanalyse entwickelt, da sie eine schnelle und robuste Methode zur semi- oder vollautomatischen Detektion von Strukturen darstellt, also z.B. Organen. In diesem Paper wird die Anwendung eines deformierbaren Formmodells zur funktionalen Analyse der Atmung aus MR-Bildern vorgestellt. Die Segmentierungsergebnisse stimmen sehr gut mit gleichzeitig aufgenommenen Spirometriedaten überein, bei einem mittleren Fehler des Gesamtvolumens von etwa 70ml. Zusätzlich erlaubt der Formmodell-Ansatz jedoch eine unabhängige Analyse beider Lungenflügel und ermöglicht damit eine Detektion von lokalen Bewegungseinschränkungen. Weiterhin zeigen wir, dass die Kalibrierung der Segmentierungsergebnisse auf das Respirationsvolumen weitestgehend durch Subtraktion eines konstanten Faktors möglich ist.

## 1 Einleitung

Eingeschränkte Atemmechanik ist eine wichtige Charakteristik der meisten Erkrankungen der Lunge. Viele Erkrankungen jedoch, sowohl solche, die vorwiegend das Parenchym als intestinale Fibrose betreffen, als auch chronische obstruktive Pulmonal-Erkrankungen (COPD), entwickeln sich inhomogen und sind ungleichmäßig verteilt. Die Spirometrie als Goldstandard für Lungenfunktionsanalyse ist jedoch ein von Natur eine globale Messmethode und misst den kombinierten Atemfluss beider Lungen. Für viele Untersuchungen, insbesondere in der Strahlentherapie und zum Tumor-Monitoring, wird deshalb 4D CT unterstützend hinzugenommen [1, 2]. Um Strahlenbelastung des Patienten zu vermeiden, wird für Standarduntersuchungen verstärkt dynamische Magnetresonanztomographie (dMRT) des Thorax verwendet. Auch hier können spirometrische Indizes und Volumenänderungen der Gesamtlunge sowie Lungenflügelspezifisch mit guter Korrelation extrahiert werden [3, 4, 5, 6]. Diese Ansätze erfordern allerdings alle ein hohes Maß an Benutzerinteraktion und Erfahrung. Wir stellen deshalb hier ein weitgehend automatisiertes Verfahren vor, das auf der semi-automatischen Segmentierung der MRT Daten beruht.

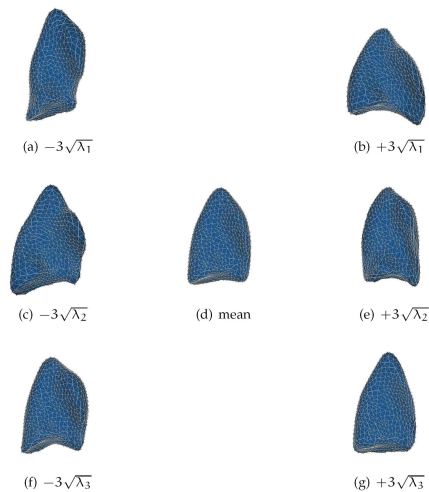
## 2 Material und Methoden

### 2.1 Deformierbare Formmodelle

Deformierbare Formmodelle, wie zuerst von Cootes et al. 1995 vorgeschlagen [7], bieten die Möglichkeit, medizinische Bilder nahezu vollautomatisch zu segmentieren. Das hier verwendete Formmodell [8] ist eine Anwendung basierend auf dem Medical Imaging Interaction Toolkit (MITK) [9]. Die einzig nötige Nutzerinteraktion ist eine grobe Platzierung des initialen Modells an einer geeigneten Startposition für die Segmentierung; der Zeitaufwand hierfür liegt unter 10 Sekunden. Modelle wurden unabhängig für beide Lungenflügel erstellt. Eine zeitaufgelöste Segmentierung wurde erreicht, indem das Ergebnis eines Zeitschritts als Startlösung für den nächsten weiterpropagiert wurde. Dadurch konnte eine den ganzen Atemzyklus umfassende Serie in weniger als 5 Minuten Rechenzeit segmentiert werden.

### 2.2 Lungen-MRT-Volumen

Die Trainingsdaten für das Lungenformmodell bestehen aus Datensätzen von 10 Patienten, die jeweils 20 Zeitschritte des kompletten Atemzyklus enthielten. Die Bilder wurden in einer FLASH3D Sequenz aufgenommen und haben eine räumliche Auflösung von  $3.75 \times 3.75 \times 3.8$  mm, eine zeitliche Auflösung von 1 Sekunde. Da Bilder aus allen Stadien des Respirationszyklus in das Modell eingeflossen sind, repräsentiert die erste Variationsmode größtenteils die Atembewegung.



**Abb. 1.** Die drei stärksten Variationsmoden des Lungenformmodells. Für jede Mode ist die Form in einem Abstand von drei Standardabweichungen dargestellt [8].

Die Daten für die Evaluation bestanden aus TWIST4D Sequenzen von vier Probanden, die jeweils 101 Zeitschritte beinhalteten. Auflösung war hier 3.52 x 3.52 x 8mm räumlich, 0.5 Sekunden zeitlich.

### 2.3 Spirometrie

Die Spirometriedaten wurden zeitgleich während der Aufnahme der MRT Daten akquiriert. Hierfür wurde ein spezielles MRT kompatibles Spirometer verwendet [10].

### 2.4 Volumetrie

Das physikalische Lungenvolumen wurde für alle Zeitschritte aus den Segmentierungsergebnissen berechnet. Die Segmentierungsqualität und volumetrische Genauigkeit wurde gegen die gleichzeitig aufgenommene Spirometrie als Goldstandard evaluiert. Die Segmentierung allerdings umfasst jeweils einen kompletten Lungenflügel, also auch Blut und Gewebe und nicht nur das Luftvolumen. Wie erwarten deshalb, dass das berechnete Volumen auf das tatsächlichen Atemvolumen geeicht werden muss, im Idealfall jedoch nur ein konstanter Faktor zur Kalibrierung nötig ist, da das mit eingeschlossene Gewebe und Blut in erster Näherung konstant Volumina über den Atemzyklus behält.

Das totale segmentierte Volumen, also die Summe der Einzelvolumen der Lungenflügel, wurde gegen die Spirometriedaten normiert wie folgt:

$$x' = \frac{(x - \min)}{(\max - \min)} (\max_{\text{norm}} - \min_{\text{norm}}) + \min_{\text{norm}} \quad (1)$$

Hierbei beziehen sich die Indizes norm auf das Zielintervall, min und max sind die jeweils kleinsten und größten Volumina in der Zeitserie. Man sieht hier, dass sich die Korrektheit der Annahme eines konstanten Volumenbias aus der Abweichung des linearen Normierungsterms von 1.0 ergibt.

## 3 Ergebnisse

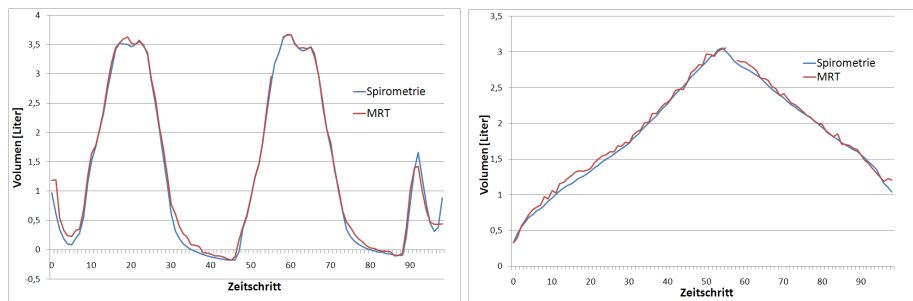
Die Volumen-Zeit-Kurven der drei Probanden sind in den Abbildungen 2 und 3 dargestellt. Die Zeitschritte 56 und 57 mussten wegen eines Datenfehlers in den Originaldaten bei allen drei Auswertungen weggelassen werden, da eine Segmentierung hier unmöglich war. Die Mittelwerte der volumetrischen Differenzen zwischen den geeichten Segmentierungsergebnissen und der Spirometrie sind in Tabelle 1 dargestellt, ebenso der lineare Korrekturfaktor  $\frac{\max_{\text{norm}} - \min_{\text{norm}}}{\max - \min}$ .

## 4 Diskussion

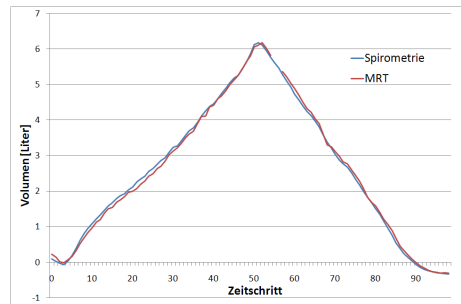
Die aus der Segmentierung mit deformierbaren Formmodellen extrahierten Volumendaten zeigen sehr gute Übereinstimmung mit den gemessenen Spirometriedaten. Der Mittelwert der volumetrischen Abweichung aller drei Probanden

**Tabelle 1.** Mittelwerte und Standardabweichungen der volumetrischen Abweichung zwischen Segmentierung und Spirometrie bei den drei Probanden, sowie der lineare Korrekturfaktor, der die Abweichung von einer konstanten Korrektur darstellt (1).

Proband	Absoluter Volumenfehler [ml]	Relativer Volumenfehler [%]	Korrekturfaktor
1	46.09 ± 34.04	1.20 ± 0.98	1.029
2	77.31 ± 41.84	1.91 ± 1.32	1.115
3	85.48 ± 90.35	3.90 ± 4.24	1,036



**Abb. 2.** Volumenverlaufskurven der ersten beiden Probanden



**Abb. 3.** Volumenverlaufskurve des dritten Probanden

liegt bei ca. 70 ml. Auch hat sich gezeigt, dass eine lineare Eichung der Daten nicht nötig erscheint, da der lineare Korrekturfaktor bei allen Probanden nahe bei eins lag und somit nur eine Korrektur um einen konstanten Betrag erforderlich macht. Ein konstanter Normierungsfaktor lässt sich sehr schnell und einfach durch eine Messung der Vitalkapazität bestimmen. Weiterhin erlaubt die bereits vorhandene Segmentierung eine unabhängige Analyse der beiden Lungenflügel, sowie durch eine zeitaufgelöste Analyse auch eine direkte Berechnung und Visualisierung der Lungen-Oberflächenbewegung und damit eine lokale Detektion von Bewegungseinschränkungen. Wir hoffen, durch unsere Ergebnisse die klinische Akzeptanz von MRT zur volumetrischen und funktionalen Analyse der Lunge weiter zu erhöhen und den Einsatz zu erleichtern.

## Literaturverzeichnis

1. Ehrhardt J, Schmidt-Richberg A, Handels H. Generation of a Mean Motion Model of the Lung using 4D CT Data. In: Botha CP, Kindlmann G, Niessen J, et al., editors. Eurographics Workshop on Visual Computing for Biomedicine. Delft: Eurographics Association; 2008. p. 69–76.
2. Xu S, Taylor R, Fichtinger G, et al. Lung deformation estimation and four-dimensional CT lung reconstruction. *Acad Radiol.* 2006;13(9):1082–1092.
3. Plathow C, Ley S, Fink C, et al. Evaluation of chest motion and volumetry during the breathing cycle by dynamic MRI in healthy subjects: Comparison with pulmonary function tests. *Invest Radiol.* 2004;42:202–209.
4. Swift AJ, Woodhouse N, Fischele S, et al. Rapid lung volumetry using ultrafast dynamic magnetic resonance imaging during forced vital capacity maneuver - correlation with spirometry. *Invest Radiol.* 2007;42:37–41.
5. Tetzlaff R, Eichinger M, Schoebinger M, et al. Semiautomatic assessment of respiratory motion in dynamic MRI—comparison with simultaneously acquired spirometry. *Rofo.* 2008;180(11):961.
6. Suga K, Tsukuda T, Awaya H, et al. Impaired respiratory mechanics in pulmonary emphysema: Evaluation with dynamic breathing MRI. *J Magn Reson Imaging.* 1999;10:510–520.
7. Cootes TF, Taylor CJ, Cooper DH, et al. Active shape models - Their training and application. *Comput Vis Image Underst.* 1995;61(1):38–59.
8. Heimann T. Statistical shape models for 3D medical image segmentation. University of Heidelberg; 2008.
9. Wolf I, Vetter M, Wegner I, et al. The medical imaging interaction toolkit. *Med Image Anal.* 2005 Dec;9(6):594–604.
10. Eichinger M, Puderbach M, Smith HJ, et al. MR-compatible spirometry: Principle, technical evaluation and application. *Eur Respir J.* 2007;30(5):972–981.