

# Partikelfilterung für die Kompensation von Atembewegung während der navigierten Bronchoskopie

Ingmar Gergel<sup>1</sup>, Thiago R. dos Santos<sup>1</sup>, Ralf Tetzlaff<sup>2</sup>, Lena Maier-Hein<sup>1</sup>,  
Hans-Peter Meinzer<sup>1</sup>, Ingmar Wegner<sup>1</sup>

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

<sup>2</sup>Abt. Radiologie, Deutsches Krebsforschungszentrum

`i.gergel@dkfz-heidelberg.de`

**Kurzfassung.** Obwohl viele Forschungsgruppen auf dem Bereich der navigierten Bronchoskopie arbeiten, ist das Problem der stabilen Positionsbestimmung noch nicht gelöst, da es sich als schwierig erweist die Veränderung der Lunge durch die Atembewegung mit zu berücksichtigen. Ein in der Literatur beschriebener Ansatz basiert auf Partikelfilterung. Die Evaluation erfolgte jedoch ohne Berücksichtigung der Atembewegung. Ziel dieser Arbeit ist es, Partikelfilterung ausführlich unter Atembewegung zu evaluieren. Des Weiteren soll untersucht werden inwieweit eine Parametrisierung des Partikelfilters in Abhängigkeit des Bronchusdurchmessers sinnvoll ist. Hierfür wurde eine Simulationsumgebung basierend auf einem aus Human CT-Datensätzen berechneten Deformationsfeld verwendet. Den Ergebnissen zufolge schneidet die Partikelfilterung besser als vorherige Verfahren ab und ist zur Kompensation der Lungenbewegung während einer navigierten Bronchoskopie geeignet.

## 1 Einleitung

Mit einem Bronchoskop kann das Innere der Lunge durch einen optischen Kanal untersucht werden. Je tiefer die zu untersuchende Region liegt, desto schwieriger ist es ein über das Bronchoskop eingeführte Instrument an eine definierte Stelle zu bringen. Mehrere Forschungsgruppen [1, 2, 3] arbeiten an elektromagnetischen Navigationssystemen zur Unterstützung von diagnostischen und therapeutischen Bronchoskopien. Allen gemein ist das Ziel die aktuelle Position eines Instruments relativ zu einem präinterventionell aufgenommenen, statischen CT anzuzeigen. Die wesentliche Herausforderung bei der Positionsbestimmung des Instruments ist es, die Veränderung der Lunge durch die Atembewegung zu berücksichtigen.

Wegner et al. beschreiben ein Verfahren basierend auf inkrementeller Echtzeitregistrierung. Die Position eines getrackten Bronchoskops wird hierbei auf die Zentrallinie des Tracheobronchialbaums mittels Nächste-Nachbarn-Algorithmus Centerline Matching (CM) korrigiert [3]. Somit stellen Sie sicher, dass die gefilterte Position sich immer im Innern der Bronchien befindet. Allerdings wird auch beschrieben, dass das Verfahren dazu neigt die Instrumentenposition kurzzeitig in einem falschen Nachbarbronchus anzuzeigen.

Atmosukarto et al. verwenden ebenfalls ein Verfahren basierend auf inkrementeller Echtzeitregistrierung jedoch mit Schwerpunkt auf Partikelfilterung. Hierbei wird die zeitliche Abfolge vorheriger Positionen während der Bronchoskopie mitberücksichtigt, um so eine möglichst präzise Positionsbestimmung zu erzielen. Die Evaluation erfolgte aber ausschließlich an einer rigiden, getrockneten Schaflunge [4] und berücksichtigt somit keine Lungenbewegung.

Ziel dieser Arbeit ist es, mit einer überarbeiteten Version der in [5] vorgestellten Simulationsumgebung, Partikelfilterung ausführlich unter Atembewegung zu evaluieren, um so zu untersuchen ob es ein geeignetes Verfahren zur Positionsbestimmung während einer bronchoskopischen Interventionen ist.

## 2 Methoden

Zur Evaluation der Partikelfilterung unter Atembewegung diente die in [5] vorgestellte Simulationsumgebung als Grundlage. Sie ermöglicht es, eine hohe Anzahl an Interventionen unter Berücksichtigung der wichtigsten Störeinflüsse in einer klinischen Umgebung zu simulieren. Es werden die Ungenauigkeit des Tracking-systems (elektromagnetische Rauschen), die Verzerrungen aufgrund metallischer Gegenstände (OP-Tisch) und die Atembewegung simuliert.

Da der ursprünglichen Atembewegungssimulation jedoch stark vereinfachte Annahmen zugrunde liegen, wurde ein neues Deformationsmodell basierend auf Human CT-Datensätzen erstellt. Hierfür wurden zwei Thorax-CT Aufnahmen in Inspirations- und Expirationslage verwendet. Anhand manuell bestimmter Korrespondenzen konnte über eine Elastic-Body-Spline-Transformation die Deformation der Lunge neu simuliert werden.

Mit dem in die Simulationsumgebung neu integrierten Deformationsmodell wurden zuerst die Parameter für den Partikelfilter auf einem Trainingsdatensatz eingestellt. Als Partikelfilter wurde eine Erweiterung des in [6] beschriebenen Algorithmus verwendet. Der Filter wurde dahingehend modifiziert, dass alle Partikel ausschließlich auf der Zentrallinie des Tracheobronchialbaums verteilt werden (Centerline Particle Filter, CPF). Für die Optimierung der CPF-Parameter  $n$  (Anzahl an Partikel) und  $r$  (Radius in dem die Partikel verteilt werden) wurde eine Kostenfunktion  $f_0$  angewandt.  $f_0$  wurde hierbei definiert als der prozentuale Anteil an richtig klassifizierten Positionen. Eine Position gilt als richtig klassifiziert, wenn sie sich im selben Gefäß wie die zugehörige Referenzposition (Ground Truth) befindet.

Der Parameter  $r$  wurde zusätzlich zum einen (a) als Konstante und zum andern (b) als variabler Wert in Abhängigkeit des Bronchusdurchmesser ( $r_B$ ) untersucht. Für (b) wurden beide Möglichkeiten analysiert:  $r$  kleiner und größer als der momentane Bronchusdurchmesser  $r_B$ .

Auf einem zweiten Testdatensatz erfolgte anschließend die eigentliche Evaluation des CPF und der Vergleich zu reinem CM. Um zu untersuchen wie viele Positionen im richtigen Bronchus angezeigt werden, wurde  $p_T$  als der prozentuale Anteil an richtig klassifizierten Positionen berechnet.  $p_T$  wurde ebenfalls für die Gefäßgenerationen  $p_{0-8}$  ( $p_0$  = Trachea,  $p_8$  = tiefster automatisch zu segmen-

tierender Bronchus) einzeln berechnet. Zum besseren Vergleich von  $p_{0-8}$  wurde  $p_{ratio}$  als prozentualer Anteil an Positionen in der jeweiligen Gefäßgeneration ermittelt.

Des Weiteren wurden zwei Maße  $reg_T$  und  $irr_{max}$  zur Quantifizierung der Gleichmäßigkeit von CPF und CM berechnet: je kleiner der Wert desto gleichmäßiger der Algorithmus. Hierbei soll erfasst werden, wie kontinuierlich der jeweilige Algorithmus über die Zeit ist, beziehungsweise inwieweit ein sprunghafter Wechsel der Position von einem Bronchus in den Nachbarbronchus vorliegt.  $reg_T$  wurde definiert als mittlerer quadratischer Abstand von der gefilterten Position zu dem Zeitpunkt  $t$  und  $t-1$ . Das Maß  $irr_{max}$  beschreibt die mittlere maximale Abweichung als  $\frac{\sum d_m}{k}$  mit  $d_m = \max |p_t - p_{t-1}|$  pro Intervention,  $p$  = gefilterte Position zum Zeitpunkt  $t$  bzw.  $t-1$  und  $k$  = Anzahl simulierter Interventionen. Unabhängig von der Gleichmäßigkeit, wurde zusätzlich  $rms_T$  als der mittlere quadratische Abstand der gefilterten Position zur Referenzposition berechnet, solange richtig klassifiziert wurde.

Abschließend wurde in einem zweiten Versuchsaufbau das Deformationsmodell dahingehend verändert, dass es die Bewegung einer Hochfrequenzbeatmung (HFV) simuliert. Unter HFV versteht man eine künstliche Beatmung welche häufig während bronchoskopischen Interventionen verwendet wird, da sie bei sehr hohen Beatmungsraten (>65 Beatmungen/Minute) sehr kleine Atemzugvolumen ermöglicht und somit eine geringe Lungenbewegung erzeugt.

### 3 Ergebnisse

Insgesamt wurden über 1000 Interventionen sowohl auf dem Trainingsdatensatz als auch auf dem Testdatensatz simuliert und untersucht. Anhand des Trainingsdatensatzes wurden über die Kostenfunktion  $f_0$  die Parameter  $n = 150$  und  $r = 7$  mm empirisch bestimmt. Ein variabler Radius  $r$  in Abhängigkeit des Bronchusdurchmesser zeigte keine Verbesserung im Vergleich zu einem über alle Bronchien hinweg konstant gewählten Radius.

Abbildung. 1 zeigt eine simulierte Intervention nach CPF (a) und CM (b). Der gefilterte Pfad nach CM weist mehrere Lücken auf. Ebenso werden einige Positionen in einem falschen Bronchus angezeigt. Der Pfad nach CPF ist hingegen kontinuierlich und durch eine weniger sprunghafte Positionsbestimmung gekennzeichnet.

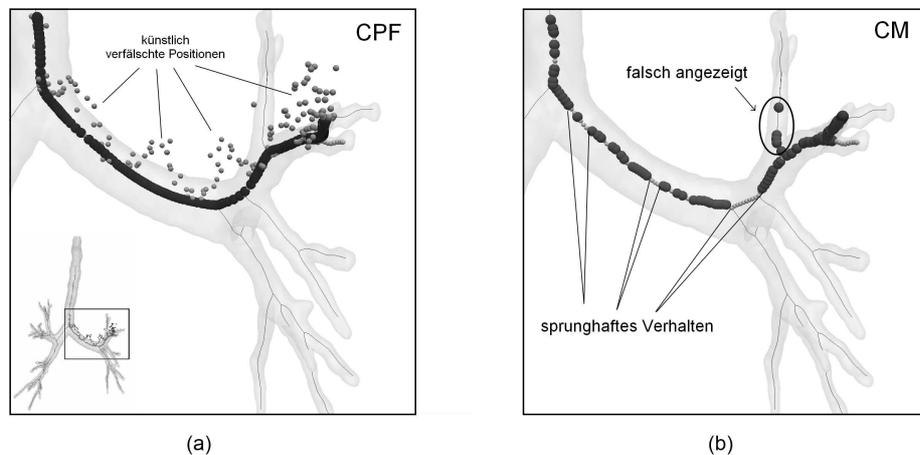
Quantitativ wird dieses Verhalten in  $p_T$  bestätigt (Tab. 1). Auf dem Testdatensatz wurden nach CPF durchschnittlich über 91 % der Positionen richtig klassifiziert (94 % auf dem Trainingsdatensatz), bei CM hingegen lediglich 86 % (89 % auf dem Trainingsdatensatz). Die beiden Maße zur Bestimmung der Gleichmäßigkeit der Algorithmen  $reg_T$  und  $irr_{max}$  sind in beiden klinischen Szenarien nach CPF um mehr als die Hälfte kleiner als nach CM, (Tab. 2). Bei der reinen Abstandsbestimmung  $rms_T$  der gefilterten Position zur Referenzposition weist das Verfahren nach CM kleinere Werte auf.

**Tabelle 1.** Testdaten in % an richtig klassifizierten geschätzten Positionen.

Generation	spontane Atmung		HFV		$p_{ratio}$
	CPF	CM	CPF	CM	
$p_0$	93.3	87.2	93.3	93.0	11.4
$p_1$	93.8	73.8	90.0	90.1	25.2
$p_2$	90.5	90.8	93.9	93.8	21.7
$p_3$	89.3	84.4	90.4	92.4	14.7
$p_4$	92.0	78.0	93.3	79.6	10.2
$p_5$	59.5	67.8	68.5	78.3	8.2
$p_6$	54.0	49.9	88.9	71.4	6.2
$p_7$	56.5	73.3	66.4	82.7	1.2
$p_8$	92.0	86.7	100	100	0.7
$p_T$	$91.6 \pm 7.4$	$86.0 \pm 7.6$	$96.2 \pm 3.2$	$94.1 \pm 3.4$	

## 4 Diskussion

In der vorliegenden Arbeit wurde CPF als ein Algorithmus vorgestellt, welcher die bereits zurückgelegte Strecke berücksichtigt, um so während einer navigierten Bronchoskopie die Atembewegung zu kompensieren. Für die Evaluation des Ansatzes unter realitätsnahen Bedingungen wurde ein neues Lungendeformati-



**Abb. 1.** Eine simulierte Intervention unter spontaner Atmung mit CPF und CM. Die hellen Punkte repräsentieren in (a) die künstlich verfälschten Positionen aufgrund der Atmung und EM-Rauschen; die dunklen Punkte zeigen den kontinuierlichen Pfad nach CPF. In (b) repräsentieren die hellen Punkte den Referenzpfad; die dunkleren Punkte zeigen den lückenhaften Pfad nach CM.

**Tabelle 2.** Gleichmäßigkeit beider Algorithmen (alle Maße in mm).

	spontane Atmung			HFV		
	reg <sub>T</sub>	irr <sub>max</sub>	rms <sub>T</sub>	reg <sub>T</sub>	irr <sub>max</sub>	rms <sub>T</sub>
CPF	1.1	5.6	4.2 ± 1.8	0.9	1.9	5.9 ± 1.6
CM	2.9	12.7	1.4 ± 1	2.0	5.9	3.0 ± 2.2

onsfeld entwickelt und damit die Parameter des CPF optimiert. Eine vom Bronchusdurchmesser abhängige Parameterisierung zeigte keine Vorteile gegenüber einem konstanten Radius. Abschließend wurde CPF bezüglich der Genauigkeit bei der Positionsbestimmung insgesamt, als auch in jeder Gefäßgeneration einzeln, evaluiert.

Solange richtig klassifiziert wurde, kann auf den ersten Blick vermutet werden, dass CM aufgrund kleinerer rms<sub>T</sub> Werte eine genauere Positionsbestimmung liefert. Die Maße reg<sub>T</sub> und irr<sub>max</sub> zeigen jedoch, dass CPF insgesamt in einem robusteren und gleichmäßigeren Pfad resultiert (Abb. 1). Ferner zeigt insbesondere p<sub>T</sub>, dass während CM die Position häufiger im falschen Bronchus angezeigt wird, als es bei CPF der Fall ist: 86 % vs. 91 %.

Zusammenfassend lässt sich sagen, dass den Ergebnissen zufolge Centerline Particle Filtering das bereits bestehende Centerline Matching übertrifft und zur Kompensation der Atembewegung während einer elektromagnetisch navigierten bronchoskopischen Interventionen geeignet ist.

## Literaturverzeichnis

1. Schwarz Q, Mehta A, Ernst A, et al. Elektromagnetic navigation during flexible bronchoscopy. *Respiration*. 2003; p. 516–22.
2. Mori K, Deguchi D, Akiyama K, et al. Hybrid bronchoscope tracking using a magnetic tracking sensor and image registration. In: *Proc MICCAI*. vol. 2; 2005. p. 543–50.
3. Wegner I, Biederer J, Tetzlaff R, et al. Evaluation and extension of a navigation system for bronchoscopy inside human lungs. *Proc SPIE*. 2007.
4. Atmosukarto I, Soper TD, Glenny RW, et al. An interactive 3D user interface for guided bronchoscopy. *Proc SPIE*. 2007.
5. Wegner I, Tetzlaff R, Biederer J, et al. An evaluation environment for respiratory motion compensation in navigated bronchoscopy. *Proc SPIE*. 2008;6918.
6. Isard M, Blake A. Condensation: conditional density propagation for visual tracking. *Int J Computer Vis*. 1998;29(1):5–28.