

Reduktion der Invasivität bei nadelbasierter Bewegungskompensation für navigierte Eingriffe im Abdomen

L. Maier-Hein¹, A. Tekbas², A. M. Franz¹, R. Tetzlaff^{1,4}, S. A. Müller²,
F. Pianka², I. Wolf¹, H.-U. Kauczor^{3,4}, B. M. Schmied², H.-P. Meinzer¹

¹German Cancer Research Center, Div. of Medical and Biological Informatics

²University of Heidelberg, Dept. of General, Abdominal and Transplant Surgery

³University of Heidelberg, Dept. of Diagnostic Radiology

⁴German Cancer Research Center, Dept. of Radiology

`l.maier-hein@dkfz-heidelberg.de`

Kurzfassung. Diese Arbeit stellt eine in-vivo Genauigkeitsstudie über das Kombinieren interner und externer Marker für die Bewegungskompensation bei Leberinterventionen vor. Abhängig von der Anzahl und Anordnung der verwendeten Marker sowie der angewandten Echtzeittransformation wurde bei kontinuierlicher Atmung eine Schätzgenauigkeit der Zielposition zwischen 1 und 5 mm erreicht. Das Hinzufügen einer einzigen Hilfsnadel zu einer Menge von Hautmarkern führte zu einer Fehlerreduktion von über 50%. Die Ergebnisse dieser Studie können in der Praxis verwendet werden, um basierend auf dem Tradeoff zwischen geringer Invasivität und hoher Genauigkeit eine geeignete Kombination von internen und externen Markern für eine gegebene Fragestellung zu wählen.

1 Einleitung

Aktuellen Studien zufolge lösen minimal-invasive Verfahren zur Krebsdiagnose und -therapie (z.B. Biopsie, Ablationsverfahren) offene Verfahren aufgrund ihres schonenden Charakters in der klinischen Routine zunehmend ab. Diese Eingriffe erfordern typischerweise das Einführen eines nadelförmigen Instrumentes in das vom Krebs befallene Organ. Dabei hängt der Erfolg der Intervention nachweislich von der Genauigkeit der Instrumenteninsertion ab. Computergestützte Systeme für die Nadelinsertion in Weichgewebe benutzen meist das Prinzip der Atemtriggerung für die notwendige Kompensation der intra-interventionellen Organbewegung. Bei Spontanatmung müssen die Patienten in der Lage sein, einen bestimmten Zustand im Atemzyklus wiederholt zu reproduzieren, was insbesondere in stressbehafteten Situationen eine Herausforderung ist.

In Vorarbeiten [1] haben wir ein nadelbasiertes Navigationskonzept für CT-gesteuerte Punktionen der Leber vorgestellt, bei der die Position einer anatomischen Struktur kontinuierlich aus der Lage von getrackten Hilfsnadeln berechnet

wird. Bei Insertion von drei Hilfsnadeln wurde zwar eine hohe Systemgenauigkeit erreicht, allerdings führt die erhöhte Invasivität im Vergleich zu Hautmarkern auch zu einem potentiell höheren Komplikationsrisiko für den Patienten. Um navigierte Punktionen unter Spontanatmung durchführen zu können und gleichzeitig die Invasivität des Eingriffs zu minimieren, schlagen wir das Kombinieren interner und externer Marker vor und evaluieren die Schätzgenauigkeit (engl: Target registration error [TRE]) für verschiedene Anzahlen von Hautmarkern (externe Marker) und von nadelförmigen Markern (interne Marker).

2 Material und Methoden

Diese vom Regierungspräsidium Karlsruhe genehmigte Studie wurde an zwei anästhesierten und intubierten Schweinen durchgeführt. Das optische Trackingssystem MicronTracker 2, Modell H40 (Claron Technology, Inc.; Toronto, Ontario, Canada) wurde zum Tracken der verwendeten Instrumente (*Tools*) benutzt. Als interne Marker wurden kommerziell erhältliche Sonden für die Radiofrequenzablation [RFA] (LeVeen[®] CoAccess[™] Electrode System; Boston Scientific Corp., Marlborough, MA, USA) benutzt, welche mit einer trackbaren Vorrichtung versehen wurden. Durch die regenschirmförmigen “Anker” (Abb. 1a) können die Nadeln im Gewebe befestigt werden. Für die externen Marker wurde das vom Hersteller vorgeschlagene Design für Hautmarker übernommen.

Für jedes Tier S_i ($i = 1, 2$) wurden drei *Markerkonfigurationen* K_j ($j = 1, 2, 3$) untersucht, wobei eine Konfiguration eine Anordnung von drei nadelförmigen Markern und vier Hautmarkern repräsentiert wie exemplarisch in Abb. 1b dargestellt. Für jede Konfiguration (S_i, K_j) wurde der folgende Arbeitsablauf durchgeführt:

1. Die Hautmarker $E = \{e_1, \dots, e_4\}$ wurden mittels Mastix Hautkleber auf der Haut des Tiers befestigt wie in Abb. 1b gezeigt.
2. Die internen Marker $I = \{i_1, i_2, i_3\}$ wurden so in die Leber eingebracht, dass sie ungefähr parallel zur kraniokaudalen Achse angeordnet waren und das Trackingsystem freie Sicht auf alle Tools hatte.
3. Ein CT wurde akquiriert, um sicherzustellen, dass sich alle Nadeln in der Leber befinden.

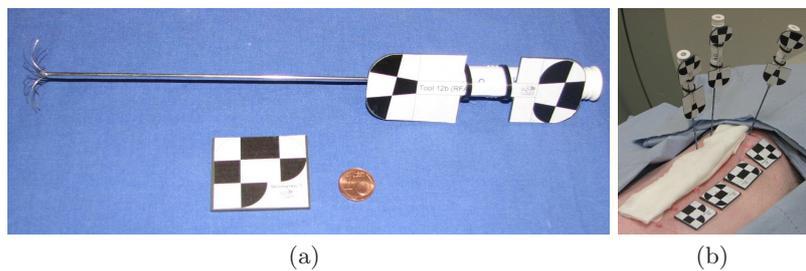


Abb. 1. Interne und externe Marker (a) und exemplarische Markerkonfiguration (b)

4. Beginnend in voller Ausatmung wurden die Toolpositionen über sieben Atemzyklen aufgezeichnet.

Zur Verarbeitung der Daten für eine Konfiguration (S_i, K_j) , eine Zielnadel $i^{\text{target}} \in I$, eine Menge von Markern $M \subset I \setminus \{i^{\text{target}}\} \cup E$ sowie eine Transformation $\Phi_{\text{def}} \in \{\text{RIGIDE}, \text{AFFIN}, \text{TPS}\}$ (TPS: thin-plate spline Transformation) wurde der folgende Arbeitsablauf durchgeführt:

1. *Initialisierung*: Die Spitze von i^{target} zum Zeitpunkt $t = 0$ (erstes aufgenommenes Sample) wurde als Ziel t^0 definiert. Zur Speicherung der initialen Markerposition wurde eine Menge von Landmarken $L^0 = \{\mathbf{l}_1^0, \dots, \mathbf{l}_n^0\}$ vom ersten aufgenommenen Sample extrahiert: Drei Landmarken von jedem Hautmarker und zwei Landmarken von der Achse jeder Hilfsnadel (plus einer weiteren Landmarke, falls nur eine Hilfsnadel ohne Hautmarker für die Bewegungskompensation genutzt wurde). Das Deformationsmodell Φ_{def} wurde dann mit L^0 initialisiert.
2. *Echtzeitschätzung*: Die Intervention wurde durch die letzten fünf Atemzyklen repräsentiert. Für jedes Sample k wurde das Deformationsmodell mit den aktuellen Kontrollpunktpositionen $L^k = \{\mathbf{l}_1^k, \dots, \mathbf{l}_n^k\}$ zu $\Phi_{\text{def}}^{0 \rightarrow k}$ aktualisiert. Anschließend wurde die Zielverschiebung δ_{target}^k und der TRE berechnet:

$$\delta_{\text{target}}^k = \|t^k - t^0\|_2 \quad (1)$$

$$TRE^k = \|t^k - \Phi_{\text{def}}^{0 \rightarrow k}(t^0)\|_2 \quad (2)$$

wobei t^k die Position des Ziels zum Zeitpunkt k repräsentiert ($\|\cdot\|_2$: Euklidische Norm).

Für die Datenanalyse wurde jedes Sample k mit dem zugehörigen Zustand im Atemzyklus $\text{state}(k) \in \{\text{expiration}, \text{inspiration}\}$ annotiert und der RMS TRE in $\{\text{TRE}^k\}$ sowie in $\{\text{TRE}^k | \text{state}(k) = \text{expiration}\}$ bestimmt. Um die Methoden auf einer maximalen Datenmenge zu evaluieren, wurde die Zielnadel sowie (wenn möglich) die Marker permutiert.

3 Ergebnisse

Wie in Tabelle 1 gezeigt, hatte die Anzahl n_i interner Marker bei kontinuierlicher Atmung mit einem mittleren quadratischen Fehler von $4,8 \pm 1,1$ mm ($n_i = 0$), $2,0 \pm 0,9$ mm ($n_i = 1$) und $1,7 \pm 0,8$ mm ($n_i = 2$) ermittelt aus verschiedenen Markerplatzierungen ($n = 18, 36, 18$) den grössten Einfluss auf die Genauigkeit (Anzahl externer Marker $n_e: 4$). Das Hinzufügen einer einzigen Hilfsnadel zu einer Menge von Hautmarkern führte zu einer Fehlerreduktion von über 50%.

Aus Abb. 2 ist zu erkennen, dass der TRE drastisch sinkt, wenn interne und externe Marker kombiniert werden gegenüber dem Fall, wenn nur ein Markertyp verwendet wird. Die Experimente zeigten des weiteren, dass die Platzierung der Hilfsnadeln eine wichtige Rolle spielt: Wurden für $n_i = 2$ interne Marker nur diejenigen Markerkombinationen gewählt, bei der die Hilfsnadeln die Zielnadel

Tabelle 1. RMS TRE (in mm) für verschiedene Deformationsmodelle und Anzahlen n_i von internen Markern während kontinuierlicher Atmung (TRE) sowie in Expiration (TRE(exp)) gemittelt über alle möglichen Permutationen in zwei Schweinen. Alle Hautmarker wurden zur Bewegungskompensation verwendet ($n_e = 4$). Anm: Affine Transformationen und TPS werden bei $n_i = 0$ Hilfsnadeln nicht angewandt, da die Hautmarker eine Ebene approximieren.

		$n_i = 0$	$n_i = 1$	$n_i = 2$
TRE	RIGIDE	4,8 ± 1,1	3,8 ± 1,1	3,4 ± 1,2
	AFFIN	-	2,0 ± 0,9	1,8 ± 0,9
	TPS	-	2,1 ± 1,0	1,7 ± 0,8
TRE(exp)	RIGIDE	1,1 ± 0,3	0,9 ± 0,2	0,8 ± 0,2
	AFFIN	-	1,0 ± 0,4	0,9 ± 0,3
	TPS	-	1,0 ± 0,4	0,8 ± 0,3

in kraniokaudaler Richtung umschlossen wie in [1] vorgeschlagen, ergab sich eine Fehlerreduktion von 34% von $1,8 \pm 0,9$ ($n = 18$) auf $1,2 \pm 0,5$ ($n = 6$) (affine Transformation, $n_e = 4$). Dies könnte jedoch zu einem großen Teil auf die Zielposition selbst zurückzuführen sein: Wurden bei $n_i = 0$ bzw. 1 internen Markern nur die kraniokaudal umschlossenen Nadeln als Ziel gewählt, wurden Fehlerreduktionen von 12% bzw. 20% erzielt. Die Lage der Hautmarker hingegen hatte keinen großen Einfluss auf die Genauigkeit, d.h., bei Permutation der externen Marker (für $n_e < 4$) wurden ähnliche Genauigkeiten erreicht. Wie in Abb. 2 gezeigt, war die Genauigkeit bei $n_e = 2, 3$ and 4 Hautmarkern vergleichbar.

Laut Tabelle 1 ist die Performanz affiner Transformationen und TPS bei kontinuierlicher Atmung wesentlich besserer als die rigider Transformationen, während in Expiration ähnliche Ergebnisse erzielt wurden.

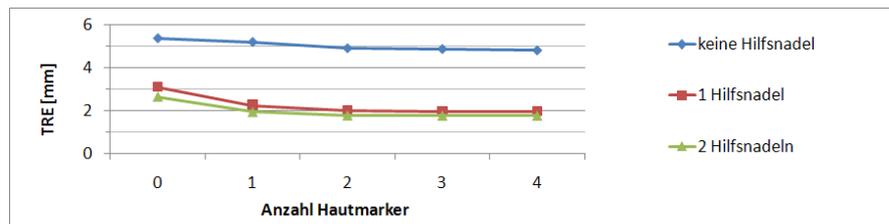


Abb. 2. RMS TRE für verschiedene Kombinationen von externen und internen Markern. Das Deformationsmodell war affin, wenn beide Markertypen verwendet wurden und andernfalls rigide. Für $n_i = n_e = 0$ ist die RMS Verschiebung des Ziels aufgeführt.

4 Diskussion

Weichgewebenavigation mit internen Markern gewinnt zunehmende Aufmerksamkeit in der Literatur. Einer der ersten Ansätze wurde von Schweikard *et al.* [2] vorgestellt, welcher Echtzeit-Tracking von Hautmarkern mit gelegentlicher Röntgenkontrolle implantierter interner Marker für die Radiotherapie kombinierte. Zhang *et al.* [3] untersuchten die Verwendung einer Hilfsnadel in Kombination mit Hautmarkern zur Verbesserung der initialen Registrierung ihres Navigationssystems. Da die Marker jedoch nicht getrackt wurden, konnte keine Analyse über den Atemzyklus durchgeführt werden. Unsere Arbeit ist am ehesten vergleichbar mit den kürzlich von Krücker *et al.* [4] publizierten Studie. Dort wurde die Verwendung einer Menge von externen *oder* internen Marker für die Bewegungskompensation untersucht. Ähnlich wie wir stellten die Autoren fest, dass Atembewegungskompensation mit einer einzigen Hilfsnadel möglich ist. Unseres Wissens nach sind wir jedoch die Ersten, die das kontinuierliche Tracken einer Kombination der verschiedenen Markertypen für die Bewegungskompensation bei Leberinterventionen in-vivo untersucht haben.

In dieser Studie haben wir uns auf den Vergleich verschiedener Markerkombinationen und Transformationen konzentriert. Zukünftige Arbeiten sollten sich mit geeigneten Platzierungsstrategien beschäftigen. Für den Fall rigider punktbasierter Registrierung konnte bereits gezeigt werden, dass der TRE von (1) dem Fehler zur Lokalisation der Kontrollpunkte (hier: Marker), (2) der Anordnung der Marker und (3) der Zielposition relativ zu den Markern abhängt [5].

Abschließend stellen wir fest, dass die Ergebnisse dieser Studie in der Praxis genutzt werden können, um basierend auf dem Tradeoff zwischen geringer Invasivität und hoher Genauigkeit eine geeignete Kombination von internen und externen Markern für eine gegebene Fragestellung zu wählen.

Literaturverzeichnis

1. Maier-Hein L, Müller SA, Pianka F, et al. Respiratory motion compensation for CT-guided interventions in the liver. *Comp Aid Surg.* 2008;13(3):125–38.
2. Schweikard A, Glosser G, Bodduluri M, et al. Robotic motion compensation for respiratory movement during radiosurgery. *Comp Aid Surg.* 2000;5:263–277.
3. Zhang H, Banovac F, Cleary K. Increasing registration precision for liver movement with respiration using electromagnetic tracking. *Proc CARS.* 2005 May;1281:571–576.
4. Krücker J, Xu S, Glossop N, et al. Evaluation of motion compensation approaches for soft tissue navigation. *Proc SPIE.* 2008;6918:691814.
5. Fitzpatrick JM, West JB, Maurer CR. Predicting error in rigid-body point-based registration. *IEEE Trans Med Imaging.* 1998;17(5):694–702.