

# Atembewegungssimulator für die in-vitro Evaluation von Weichgewebe-Navigationssystemen in der Leber

Lena Maier-Hein<sup>1</sup>, Frank Pianka<sup>2</sup>, Sascha A. Müller<sup>2</sup>, Alexander Seitel<sup>1</sup>,  
Urte Rietdorf<sup>1</sup>, Ivo Wolf<sup>1</sup>, Bruno M. Schmied<sup>2</sup>, Hans-Peter Meinzer<sup>1</sup>

<sup>1</sup>DKFZ, Abteilung für Medizinische und Biologische Informatik

<sup>2</sup>Uni Heidelberg, Abteilung für Allgemein-, Visceral- und Unfallchirurgie

Email: l.maier-hein@dkfz.de

**Zusammenfassung.** In diesem Beitrag stellen wir einen neuartigen Atembewegungssimulator vor, welcher Experimente in bewegten Schweine- und Menschenlebern ermöglicht. Der Simulator ist mit relativ geringem Aufwand nachbaubar und eignet sich insbesondere zur in-vitro Evaluation von Weichgewebe-Navigationssystemen. Er besteht im Wesentlichen aus einem vereinfachten Modell des Korpus, welches die Befestigung einer Menschen- oder Schweineleber an ein künstliches Zwerchfell (Plexiglasscheibe) vorsieht. Das Anschließen einer Beatmungsmaschine an das Modell bewirkt eine periodische Bewegung der Leber. Durch Platzierung optisch trackbarer Nadeln in drei verschiedenen Schweinelebern zeigen wir, dass die durch den Simulator erzeugte Bewegung dieser Lebern im Korpusmodell mit der Bewegung einer Menschenleber im Körper qualitativ übereinstimmt: (1) Die Leber wird entlang aller drei Achsen bewegt, jedoch hauptsächlich axial und (2) die Leber wird nicht nur rigid verschoben, sondern echt deformiert.

## 1 Einleitung

Minimal-invasive Eingriffe im Abdominalraum sind inzwischen fester Bestandteil der klinischen Routine. Da das Erreichen der Zielstruktur durch erschwerte Orientierung in der Regel einen hohen Zeitaufwand erfordert, arbeiten zurzeit zahlreiche Forschergruppen an Systemen, welche minimal-invasive Eingriffe in Weichgewebe computergestützt erleichtern und beschleunigen sollen (z.B. [1, 2]). Um diese Systeme in realistischer Umgebung zu evaluieren, wird ein Modell der Zielregion benötigt, welches die Bewegung durch die Atmung berücksichtigt. Damit teure und ethisch umstrittene Tierversuche in diesem Zusammenhang vermieden werden können, stellen wir einen Atembewegungssimulator vor, der in-vitro Experimente in bewegten Menschen- und Schweinelebern ermöglicht.

## 2 Stand der Forschung und Fortschritt durch den Beitrag

Die Literatur zur Evaluation von Navigationssystemen für Weichgewebe ist spärlich. Die bislang zu diesem Zweck entwickelten Phantome eignen sich vornehmlich zur Simulation von Eingriffen an starren Strukturen, da sie die Bewegung der

Zielstruktur durch die Atmung unberücksichtigt lassen. Lediglich Banovac *et al.* entwickelten einen Atembewegungssimulator, der eine Evaluation am *bewegten* Modell erlaubt [1]. Die Zielstruktur wird hier durch eine Silikonleber modelliert.

Mit diesem Beitrag stellen wir den unserer Kenntnis nach ersten Atembewegungssimulator vor, der *in-vitro* Experimente in einer realitätstreu bewegten Leber erlaubt.

### 3 Material und Methoden

#### 3.1 Aufbau und Funktionsweise des Atembewegungssimulators

Der Atembewegungssimulator ist am Aufbau des menschlichen Körpers orientiert. Er wurde so konstruiert, dass er sich mit relativ geringem Aufwand nachbauen lässt und besteht aus den folgenden Hauptkomponenten (Abb. 1):

- Einer Plexiglasplatte, welche das Zwerchfell modelliert
- Zwei künstlichen Lungen als Lungenflügel
- einer Haut aus Neopren
- einem Schaumstoffblock als Füllmaterial für den Abdominalraum
- einer Kunststoffkiste als Korpusmodell, welche die einzelnen Komponenten enthält

Die Benutzung des Atembewegungssimulators erfordert die Befestigung einer (Schweine- oder Menschen-) Leber an der Plexiglasplatte. Dazu werden Reste des am Organ verbliebenen Zwerchfells mit Hilfe von Löchern im Zwerchfellmodell an dieses angenäht. Zudem kann mittels Klettverschluss optional eine Haut über der Leber befestigt werden wie Abbildung 3a illustriert.

Zur Simulation der Atembewegung wird eine Beatmungsmaschine an die künstlichen Lungen geschlossen. Werden diese mit Luft gefüllt, so wird die Plexiglasplatte und somit die Leber um einige Zentimeter in kranio-kaudale Richtung

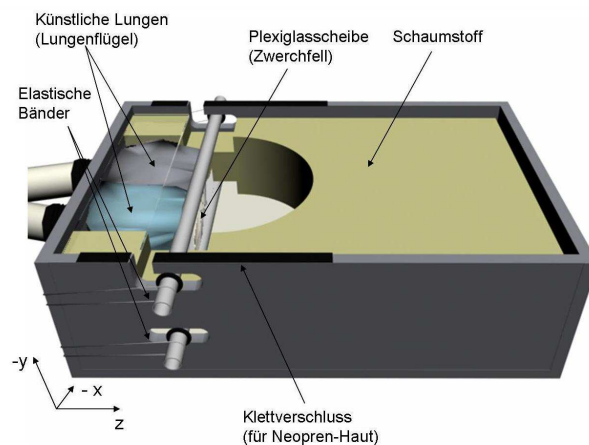
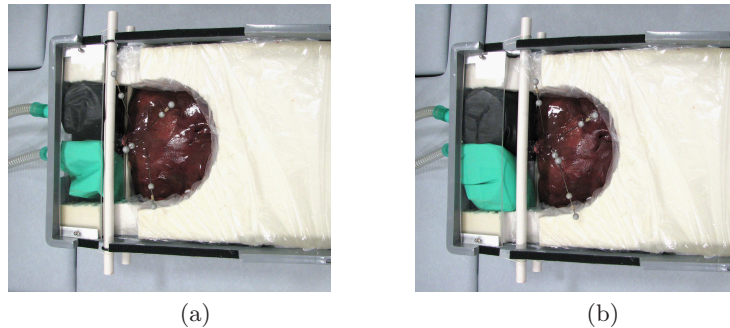


Abb. 1. Schematische Ansicht des Atembewegungssimulators ohne Haut

**Abb. 2.** Atembewegungssimulator ohne Haut in End-Exspiration (a) und End-Inspiration (b) mit optisch trackbaren Nadeln



**Abb. 3.** Befestigung der Neopren-Haut am Simulator (a) und Referenztool (grau) zur Bestimmung der Bewegung einer Leber entlang der Achsen des Simulator-Koordinatensystems (b)



verschoben (Abb. 2b). Sobald die Luft wieder aus den künstlichen Lungen entweicht, wird die Platte durch elastische Bänder zurück in die ursprüngliche Lage gezogen (Abb. 2a).

### 3.2 Bewegungsanalyse des Simulators

Zur Messung der durch den Simulator erzeugten Bewegung einer Leber werden vier optisch trackbare Nadeln in die Leber eingebracht wie beispielhaft in Abbildung 2 veranschaulicht. Anschließend werden drei Messungen durchgeführt:

1. *Kontinuierliche Messung:* der Simulator wird beginnend in End-Exspiration für 30 s aktiviert und die Bewegung der Nadeln kontinuierlich gemessen.
2. *Expiration*  $\triangleright$  *Expiration:* ein Timer mit der Periode der Beatmungsmaschine wird benutzt, um die Nadelpositionen in zehn aufeinanderfolgenden End-Expirationsphasen zu messen. Hierdurch kann beurteilt werden, wie zuverlässig der Simulator die Leber wieder in die Ausgangsposition zurückbringt.

3. *Expiration*  $\triangleright$  *Inspiration*: die Positionen der Nadeln wird mittels eines Timers zunächst in End-Expiration und anschließend in zehn aufeinanderfolgenden End-Inspirationsphasen gemessen. Durch dieses Experiment kann die maximale durch den Simulator erzeugte Bewegung analysiert werden.

Durch Verwendung eines optisch trackbaren Referenztools (Abb. 3b) kann für jedes Experiment die Bewegung der Nadeln entlang der drei Achsen des Koordinatensystems des Simulators bestimmt werden.

Um zu beurteilen, ob die Leber nicht nur rigide verschoben, sondern echt deformiert wird, wird eine landmarkenbasierte Registrierung durchgeführt: Für jeden Zeitpunkt der Aufnahme (d.h. jedes aufgenommene Sample) werden Landmarken entlang der Nadeln verteilt – jeweils beginnend bei der Spitze bis zu 3cm darüber, was etwa dem Eintrittspunkt in die Leber entspricht. Anschließend wird für jedes Sample aus den zugehörigen Landmarken und den zu den Initialpositionen der Nadeln (d.h. zum ersten Sample) korrespondierenden Landmarken eine rigide Transformation berechnet. Aus der ermittelten Transformation kann der Fiducial Registration Error (FRE) bestimmt werden, welcher in diesem Fall ein Maß für den Grad der Deformation darstellt (FRE = 0 bedeutet rein rigide Transformation).

## 4 Ergebnisse

Die in Abschnitt 3.2 vorgestellten Experimente wurden für drei Schweinelebern mit jeweils drei verschiedenen Nadelkonfigurationen durchgeführt. Dazu wurden die Nadeln nach einem bestimmten Muster in dem Bereich der Leber verteilt, welcher der Höhe nach am ehesten mit der menschlichen Leber vergleichbar ist (Abb. 2). Die Ergebnisse der Bewegungsanalyse zeigt Tabelle 1.

Die Lebern bewegten sich entlang aller Achsen des Simulatorkoordinatensystems, vornehmlich jedoch in z-Richtung, also axial. Die maximale Auslenkung, d.h. der Betrag der Positionsänderung zwischen Inspiration und Expiration, beträgt im Mittel  $14.96 \pm 4.65$  mm. Der FRE zwischen Expiration und Inspiration von  $2.72 \pm 1.40$  mm lässt zudem darauf schließen, dass die Leber echt deformiert und nicht lediglich rigide verschoben wird. Dennoch nimmt die Leber die Ausgangsposition zuverlässig wieder ein, wie an den betragsmäßig kleinen Werten in Spalte 2 erkennbar ist. Den Arbeiten von [3] und [4] zufolge entspricht das genannte Verhalten qualitativ dem Verhalten der menschlichen Leber in-vivo.

## 5 Diskussion

Wir konnten zeigen, dass die durch den Simulator erzeugte Bewegung von Schweinelebern der Bewegung der Leber im menschlichen Körper ähnelt. Unser Modell ist folglich für die in-vitro Evaluation von Navigationssystemen geeignet.

Eine ortsabhängige Analyse der durch den Simulator erzeugten Bewegung könnte man durch zwei Kontrastmittel-Aufnahmen einer perfundierten Leber in

**Tabelle 1.** Ergebnisse der Bewegungsanalyse für die Experimente aus Abschnitt 3.2 in drei Schweinelebern. Bewegung entlang der drei Achsen des Simulators ( $B_{x/y/z}$ ), Mittelwert ( $MW$ ), Standardabweichung ( $SA$ ), Root-Mean-Square ( $RMS$ ) Abstand und maximaler ( $MAX$ ) Abstand von der Ursprungsposition (Betrag der Bewegung) sowie Fiducial Registration Error (FRE) für die rigide Registrierung

	Kontinuierlich	Exsp ▷ Exsp	Exsp ▷ Insp
Bewegung entlang Achsen			
$B_x$ ( $MW \pm SA$ )	$-0.53 \pm 1.40$	$-0.03 \pm 0.27$	$-1.06 \pm 2.10$
$B_y$ ( $MW \pm SA$ )	$-0.41 \pm 1.98$	$-0.07 \pm 0.32$	$-1.90 \pm 3.09$
$B_z$ ( $MW \pm SA$ )	$5.38 \pm 7.59$	$0.34 \pm 1.00$	<b>14.24 ± 4.87</b>
Betrag der Bewegung			
$MW$	7.48	0.86	<b>14.96</b>
$SA$	6.07	0.75	<b>4.65</b>
$RMS$	9.64	1.14	15.66
$MAX$	26.02	4.46	<b>23.91</b>
Fiducial Registration Error			
$MW$	1.46	0.25	<b>2.72</b>
$SA$	1.27	0.27	1.40
$RMS$	1.93	0.37	3.06
$MAX$	6.56	1.86	6.39

End-Expiration und End-Inspiration erreichen. Durch Markieren korrespondierender Punkte wäre die Berechnung eines Deformationsfeldes über die gesamte Leber möglich.

## Danksagung

Diese Arbeit wurde im Rahmen des von der Deutschen Forschungsgemeinschaft unterstützten Graduiertenkollegs 1126: "Intelligente Chirurgie" durchgeführt.

## Literaturverzeichnis

1. Banovac F, et al. Precision targeting of liver lesions using a novel electromagnetic navigation device in physiologic phantom and swine. *Medical Physics* 2005;32:2698–2705.
2. Maier-Hein L, et al. In-vitro evaluation of a novel needle-based soft tissue navigation system with a respiratory liver motion simulator. *Procs SPIE* to appear.
3. Clifford MA, et al. Assessment of hepatic motion secondary to respiration for computer assisted interventions. *Computer Aided Surgery* 2002;7:291–299.
4. Rohlfing T, et al. Modeling liver motion and deformation during the respiratory cycle using intensity-based free-form registration of gated MR Images. *Medical Physics* 2004;31:427–432.