

# VR-Trainingssimulator für Lumbal- und Aszitespunktionen mit elastischer Nadelverbiegung

Thorsten Dahmke<sup>1,2</sup>, Matthias Färber<sup>1</sup>, Christian-Arved Bohn<sup>2</sup>,  
Heinz Handels<sup>1</sup>

<sup>1</sup>Department of Medical Informatics, University Medical Center Hamburg-Eppendorf

<sup>2</sup>Computergraphics & Virtual Reality, University of Applied Sciences Wedel

`tdahmke@freenet.de`

**Kurzfassung.** Es wird ein VR-Trainingssimulator zum Erlernen von Lumbal- und Aszitespunktionen vorgestellt. Dieser stellt vielseitige visuelle Hilfsmittel, sowie eine Evaluationskomponente, die dem Benutzer Auskunft über das Ergebnis seiner Punktion gibt, zur Verfügung. Ein haptisches Ein-/Ausgabegerät ermöglicht die Steuerung der virtuellen Nadel und das Erfühlen von Strukturen während der Punktion. Über die Koppelung der durch ein bewegliches Rotationsfedermodell repräsentierten Nadel mit einem Multiproxy-Ansatz wird die Simulation von Nadelverbiegungen ermöglicht.

## 1 Einleitung

Lumbalpunktionen dienen der Entnahme von Rückenmarksflüssigkeit und Aszitespunktionen der Entnahme von Bauchwasser. Im Rahmen der medizinischen Ausbildung findet das Erlernen dieser Punktionseingriffe in der Regel direkt am Patienten unter Anleitung durch einen Facharzt statt. Dieses Vorgehen erhöht das Verletzungsrisiko beim Patienten und stellt eine zusätzliche Belastung für den Medizinstudenten dar.

In dieser Arbeit wird ein Virtual-Reality-Trainingssystem vorgestellt, welches die Möglichkeit bietet diese Punktionen in virtuellen Körpern zu erlernen. Im Gegensatz zu anderen Ansätzen zur Punktionssimulation (bspw. [1, 2]) in denen haptische Geräte mit drei Freiheitsgraden zur Kraftausgabe (3DOF) verwendet werden, wird in dieser Arbeit ein 6DOF Gerät verwendet, um auch die Ausgabe von Drehmomenten zu ermöglichen, wodurch unnatürliche seitliche Nadelbewegungen verhindert werden können. In Erweiterung zu [3] wurde die Simulation von Nadelverbiegungen integriert und die Simulation von Aszitespunktionen ermöglicht. Ansätze zur Nadelverbiegung bilden neben Finite-Elemente-Methoden (FEM) [4, 5] auch die Angular Spring Method [5]. Dieser 2D-Ansatz ist effizienter und effektiver als FEM und daher für eine haptische Echtzeit-Anwendung besser geeignet [5].

## 2 Material und Methoden

Im Folgenden werden die drei Kernkomponenten des Simulators, die haptische Komponente, die visuelle Komponente und die Evaluationskomponente, vorgestellt. Dabei wird noch einmal gesondert auf die Berechnung der Nadelverbiegung eingegangen.

### 2.1 Haptische Komponente

Den Kern der haptischen Komponente bildet ein proxybasiertes haptisches Volumenrendering, durch das Kräfte und Drehmomente erzeugt werden [3, 6]. Die haptische Ein- und Ausgabe erfolgt mittels des Phantom Premium 1.5 mit 6DOF. Die an das haptische Gerät zurückzugebenen Kräfte und Drehmomente ergeben sich aus den Nadelspitzen- und den Nadelschaftkräften. Zu den Nadelspitzenkräften zählen die Durchdringbarkeit der Oberfläche, die Oberflächenreibung und die Viskosität. Die Nadelschaftkräfte werden aus den Nadelschafttreibungs-, Transversal- und Rotationskräften gebildet.

Im Folgenden wird nun die Erweiterung des bisher verwendeten Ansatzes zu einem Multiproxy-Ansatz beschrieben. Zur Berechnung der Nadelspitzenkräfte wird dabei die Spitze der Nadel  $x_n$  über ein virtuelles Federelement mit einem Proxy (Stellvertreter)  $x_{p_n}$  verbunden. Der Proxy wird in seiner Bewegung, wie in [6, 7] beschrieben, durch virtuelle Oberflächen beschränkt, wodurch über das Hookesche Gesetz

$$\mathbf{f} = -k \cdot \mathbf{d}; \mathbf{d} = \mathbf{x}_n - \mathbf{x}_{p_n} \quad (1)$$

eine Kraft ausgeübt wird. Der Multiproxy-Ansatz entsteht durch die Verknüpfung des Nadelmodells mit weiteren Proxies entlang des Nadelschafts (Abb. 1, Abschnitt 2.2). Durch die Beschränkung der Bewegung dieser Proxies gemäß

$$\mathbf{x}'_{p_i} = \begin{cases} \mathbf{x}_i + F/k \cdot \mathbf{d}^0, & \text{wenn } |\mathbf{d}| > F/k \\ \mathbf{x}_{p_i}, & \text{sonst} \end{cases} \quad (2)$$

kann die Nadelschafttreibung ermittelt werden. Die Berechnung der Transversalkräfte erfolgt durch die Projektion sämtlicher Proxies auf den Einstichsvektor. Die Rotationskräfte werden über die Drehmomente simuliert (Abschnitt 2.2). Die an das Gerät zurückgegebene Kraft und das zurückgegebene Drehmoment ergeben sich aus der Summe der im Nadelmodell auftretenden Kräfte und Drehmomente.

$$\mathbf{f}_{\text{feedback}} = \sum_0^n \mathbf{f}_i \quad (3)$$

$$\mathbf{m}_{\text{feedback}} = \sum_0^n \mathbf{m}_i \quad (4)$$

### 2.2 Nadelverbiegung

Basis für die Nadelverbiegung bildet eine 3D-Adaption der Angular Spring Method [5]. Ausgehend von den auf die Rotationsfedern wirkenden Kräften  $\mathbf{f}_i$  können mittels

$$\mathbf{m}_i = \sum_{j>i}^n \mathbf{l}_{ij} \times \mathbf{f}_j \quad (5)$$

die Drehmomente  $\mathbf{m}_i$  an den jeweiligen Federn  $x_i$  berechnet werden.  $\mathbf{l}_{ij}$  stellt dabei den Hebelarm zwischen den Rotationsfedern  $x_i$  und  $x_j$  dar. Diese Drehmomente dienen dazu, das vom Gerät ausgehende Drehmoment zu berechnen (Formel 4) und die Orientierung der Rotationsfedern über

$$\mathbf{angles}_i = \mathbf{m}_i/k. \quad (6)$$

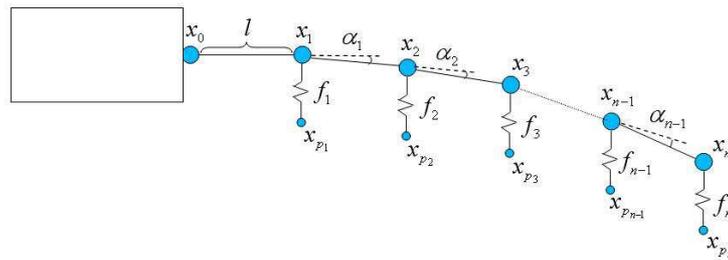
zu ermitteln. Dabei besteht der Vektor **angles** aus drei Winkeln  $\alpha, \beta, \gamma$ , die die Orientierung der Feder im Raum beschreiben. Auf Basis dieser Winkel kann die auf eine Rotationsfeder  $x_i$  jeweils nachfolgenden Rotationsfeder  $x_{i+1}$  entsprechend der Formel

$$\mathbf{x}_{i+1} = \mathbf{x}_i + \begin{pmatrix} 0 \\ 0 \\ \text{Segmentlänge} \end{pmatrix} \cdot M_{\text{gerät}} \cdot M_{\text{angles}} \quad (7)$$

neu positioniert werden, wobei  $M_{\text{gerät}}$  die Orientierung des haptischen Gerätes und die Rotationsmatrix  $M_{\text{angles}}$  die Rotation um die aufsummierten Winkel der Rotationsfedern  $x_0$  bis  $x_i$  beschreiben. Zudem kann über die Winkel geprüft werden, ob die Nadel zerbrochen ist. Hierzu wurde ein maximaler Winkel  $\alpha_{\text{max}}$  definiert. Wird dieser von einem der Winkel an den Rotationsfedern überschritten, so gilt die Nadel an dieser Feder als zerbrochen.

### 2.3 Visuelle Komponente

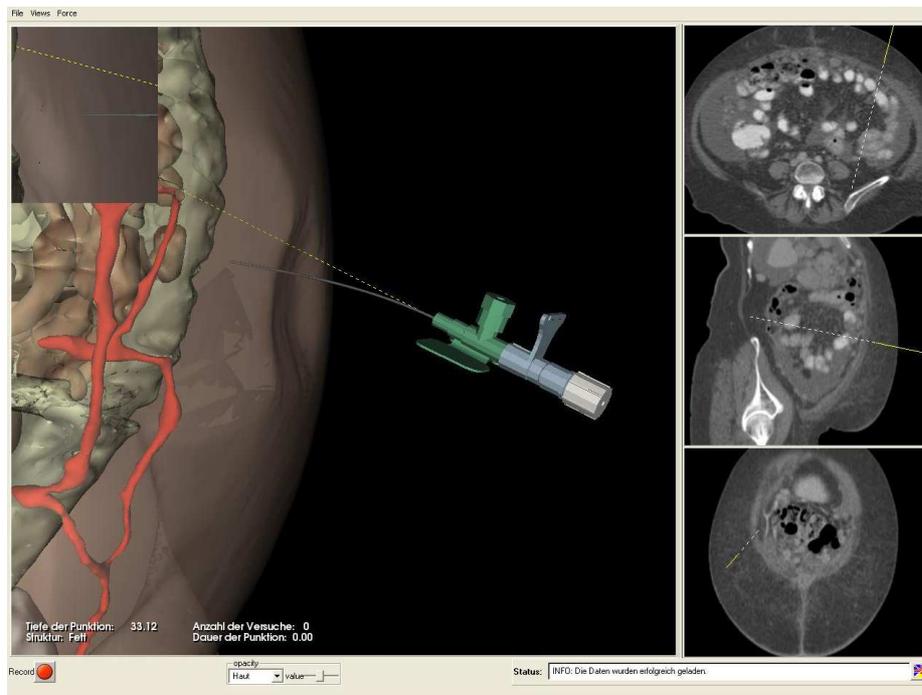
Den Kern der Visualisierung bilden ein 3D-Viewer, in dem ein auf den manuell segmentierten CT-Daten des Patienten basierendes 3D-Modell und ein 3D-Modell der Nadel dargestellt werden und drei SliceViewer, in denen wahlweise aus den CT- oder den manuell segmentierten Daten orthogonale 2D-Schichtbilder in Abhängigkeit von der aktuellen Nadelposition generiert werden (Abb. 2). Die Nadelverbiegung wird innerhalb des 3D-Viewers durch ein Mapping der OpenGL-Vertices des Polygonmodells der Nadel auf die Positionen und Orientierungen der Rotationsfedern realisiert.



**Abb. 1.** Das Nadelmodell für den Multiproxy-Ansatz und die Nadelverbiegung.  $x_i$ : Rotationsfeder zur Berechnung der Kräfte und der Verbiegung.  $x_{p_i}$ : Feder  $x_i$  zugeordneter Proxy.  $f_i$ : Die aus  $-k \cdot (x_i - x_{p_i})$  resultierende Kraft.  $\alpha_i$ : Der Verbiegungswinkel an Rotationsfeder  $x_i$ .

## 2.4 Evaluationskomponente

Die Evaluationskomponente dient dazu, dem Benutzer ein bewertetes Feedback über seine virtuell durchgeführten Punktionen in Form von quantitativen Scoringwerten zu geben, Fehler aufzuzeigen und Verbesserungsvorschläge zu unterbreiten. Hierzu wird die Punktion aufgezeichnet und anhand von verschiedenen Kriterien, die nach Expertenaussagen eine gelungene Punktion ausmachen, analysiert und bewertet. Zudem besteht die Möglichkeit die Evaluationsergebnisse automatisch im csv-Format speichern zu lassen, um Lernfortschritte später beurteilen zu können. Für die Aszitespunktion sind diese Kriterien das Erreichen der Zielstruktur, das Verletzen von Risikostrukturen wie z.B. Knochen, Gefäße oder innere Organe und die Dauer der Punktion. Für die Bewertung von Lumbalpunktionen wird zusätzlich die Übereinstimmung des Einstichs mit von Experten bestimmten optimalen Einstichpfaden quantifiziert. Hierbei werden der Abstand, die Winkeldifferenz sowie die Eindringtiefe im Vergleich zu den optimalen Pfaden bewertet.



**Abb. 2.** GUI des Punktionssimulators. Mittig: Der 3D-Viewer. Oben links: Zweiter Viewer mit seitlicher Ansicht auf die Nadel. Rechts: Die SliceViewer zur Darstellung der 2D-Schichtbilder.

### 3 Ergebnisse

Der entwickelte Simulator ermöglicht die Durchführung von virtuellen Punktionen in Echtzeit. Auf einem Intel Xeon (3GHz, 2GB DDR2 RAM, Nvidia Quadro FX 4400) werden bei einem Rotationsfedermodell mit 20 Federn haptische Framerates von fast 2000 fps erreicht, so dass die Anbindung eines haptischen Gerätes problemlos möglich ist. In einer ersten Evaluation wurden Aszites- und Lumbalpunktionen von Medizinstudenten an unterschiedlichen virtuellen Patienten durchgeführt. Hierbei hat sich gezeigt, dass die Intuitivität der Benutzerinteraktion durch den Multiproxy-Ansatz und den Verbiegungsalgorithmus verbessert werden konnte.

### 4 Diskussion und Ausblick

Der hier vorgestellte Punktionssimulator bietet die Möglichkeit Lumbal- und Aszitespunktionen an virtuellen Körpern zu erlernen. Durch vielfältige Visualisierungsmöglichkeiten bietet der Simulator zusätzliche Hilfestellungen beim Durchführen der Punktion und ermöglicht während der Durchführung der Punktion Einblick in die Anatomie des Patienten zu nehmen. Durch die Evaluationskomponente des Simulators ist eine objektive Bewertung des Eingriffes mittels quantitativer Scoringwerte möglich. Fehler werden aufgezeigt und Verbesserungsvorschläge gemacht.

Als zukünftige Weiterentwicklungen ist die Integration eines deformierbaren Körpermodells und die Erweiterung des Simulators auf weitere Punktionseingriffe geplant.

### Literaturverzeichnis

1. Ra JB, Kwon SM, Kim JK, et al. Spine needle biopsy simulator using visual and force feedback. *Comput Aided Surg.* 2002;7(6):353–363.
2. Gorman P, Krummel T, Webster R, et al. A prototype haptic lumbar puncture simulator. *Stud Health Technol Inform.* 2000;70:106–109.
3. Färber M, Hoeborn E, Dalek D, et al. Training and evaluation of lumbar punctures in a VR-environment using a 6DOF haptic device. *Stud Health Technol Inform.* 2008;132:112–114.
4. DiMaio SP, Salcudean SE. Interactive simulation of needle insertion models. *IEEE Trans Biomed Eng.* 2005;52(7):1167–1179.
5. Dehghan E, Goksel O, Salcudean SE. A comparison of needle bending models. *Med Image Comput Comput Assist Interv Int Conf Med Image Comput Comput Assist Interv.* 2006;9(Pt 1):305–312.
6. Färber M, Heller J, Handels H. Simulation and training of lumbar punctures using haptic volume rendering and a 6DOF haptic device. *Proc SPIE.* 2007;6509:0F1–0F8.
7. Lundin K, Ynnerman A, Gudmundsson B; United Kingdom University of Edinburgh. Proxy-based haptic feedback from volumetric density data. *Proc Eurohaptic Conf.* 2002; p. 104–109.