

Simulation von Ultraschallbildern für ein virtuelles Trainingssystem für endoskopische Longitudinal-Ultraschalluntersuchungen

Silke Bommersheim¹, Ulf Tiede¹, Eike Burmester²,
Martin Riemer¹ und Heinz Handels¹

¹Institut für Medizinische Informatik, Universitätsklinikum Hamburg-Eppendorf,
Martinistr. 52, 20246 Hamburg

²Abteilung für Hepatologie und Gastroenterologie, Medizinische Klinik,
Sana Kliniken Lübeck GmbH, Kronsfordter Allee 71-73, 23560 Lübeck
Email: s.bommersheim@uke.uni-hamburg.de

Zusammenfassung. Die longitudinale endoskopische Ultraschalltechnik ist aufgrund vielfältiger ungewohnter Schnittführungen sehr schwer zu erlernen. Um den Lernaufwand zu verringern wurde ein virtuelles Trainingssystem für endoskopische Longitudinal-Ultraschalluntersuchungen entwickelt. Mit der hier vorgestellten Methode werden als Weiterentwicklung des Trainingssystems Ultraschallbilder auf der Basis segmentierter Volumendaten simuliert. Für jedes segmentierte Objekt des zugrundeliegenden anatomischen Modells werden Ultraschalleigenschaften definiert. Durch Berechnung der Reflexion und der Dämpfung werden Objektkanten realistisch dargestellt. Es gelingt, die für Ultraschallbilder bedeutende Speckle-Struktur zu approximieren. Das Trainingssystem wird durch die simulierten Ultraschallbilder wesentlich verbessert.

1 Motivation

Der endoskopische Ultraschall (EUS) stellt eine Kombination aus Endoskopie und Sonographie dar und wird zur Untersuchung des Gastrointestinaltraktes und angrenzender Organe eingesetzt. Der Vorteil der longitudinalen gegenüber der radialen EUS-Technik besteht darin, dass Feinnadelpunktionen und Interventionen unter Ultraschalleinsicht vorgenommen werden können. Die longitudinale EUS-Technik ist jedoch sehr schwer zu erlernen. Die vielfältigen Schnittführungen mit einem Longitudinalscanner sind für den Mediziner ungewohnt und erfordern ein hohes Maß an Erfahrung in der Orientierung. Da die Ausrichtung der Ultraschallsonde im Gegensatz zur konventionellen Ultraschalltechnik nicht sichtbar ist, muss die Orientierung anhand anatomischer Leitstrukturen erfolgen. Durch die Flexibilität der Echoendoskopspitze werden Schnittbilder erzeugt, die keinem herkömmlichen Anatomie-Atlas zu entnehmen sind. Sichere Kenntnisse der anatomischen Strukturen sind jedoch für eine Interpretation der Bilder unerlässlich.

Um den Lernaufwand der longitudinalen EUS-Technik zu verringern wurde daher auf der Basis der VOXEL-MAN Visualisierungsumgebung [1] ein virtuelles Trainingssystem entwickelt [2, 3]. Das zugrunde liegende dreidimensionale

anatomische Modell basiert auf dem Visible Human Datensatz. Mit dem Trainingssystem können virtuelle EUS-Untersuchungen für sechs charakteristische Positionen der Ultraschallsonde erprobt werden. Eine EUS-Szene besteht aus einem dreidimensionalen Übersichtsbild, welches die Lage und Ausrichtung der Sonde in Relation zu wichtigen Leitstrukturen zeigt und dem dazugehörigen anatomischen Farbschnittbild, in dem die im Schallsektor liegenden Strukturen zu sehen sind. Für jede Position der Sonde werden 3060 Einzelbilder vorberechnet. Der Benutzer kann den Schallkopf in zwei Richtungen interaktiv rotieren, so dass alle für die EUS wichtigen Organe und Strukturen erreicht werden. Die anatomischen Farbschnittbilder unterscheiden sich jedoch sehr stark von realen Ultraschallaufnahmen. Die mit dem Trainingssystem erworbenen Fähigkeiten sind folglich nur beschränkt auf die Anwendung einer realen EUS-Untersuchung übertragbar.

Ziel dieses Projektes war es daher, eine Simulationsmethode zu entwickeln, nach der möglichst realistisch aussehende Ultraschallbilder auf der Basis segmentierter Volumendaten für das EUS-Trainingssystem berechnet werden können. Neben dem Erlernen spezieller Anatomiekenntnisse mittels einer integrierten Wissensbasis, sollen Strukturen wie sie im Ultraschallbild erscheinen, interpretiert werden. Dadurch soll es erleichtert werden, die mit dem Trainingssystem erworbenen Kenntnisse anzuwenden.

An das Simulationsverfahren werden folgende Anforderungen gestellt. Konturechos von Grenzflächen sollen realistisch abgebildet werden. Artefakte, wie z. B. Schallschattenartefakte und die distale Schallverstärkung, sollen simuliert werden. Des Weiteren liegt eine besondere Herausforderung in der Simulation der Speckle-Struktur (in der klinischen Ultraschallanwendung Echostruktur genannt). Speckles entstehen in der Ultraschallbildgebung aus der komplexen Gewebsstruktur durch Interferenzen vieler in einem Volumenelement gestreuter Teilwellen. Für die Integration in das Trainingssystem müssen die simulierten Ultraschallbilder zudem in einer akzeptablen Zeit berechnet werden können.

2 Stand der Forschung

Es gibt einige Ansätze für die Simulation von Ultraschallbildern. Rohlfing [4] simuliert die Ultraschallausbreitung mittels der Diskretisierung der Wellengleichung. Das Verfahren wird anhand von Phantombildern verifiziert. Sehr gut dargestellt werden Artefakte, die Bilder sind jedoch frei von Speckles. Das Field II-Projekt (Jensen et al.) [5] nutzt einen signaltheoretischen Ansatz. Ein im Schallfeld reflektiertes Signal wird mittels der räumlichen Impulsantwort eines linear akustischen Systems beschrieben. In einem Vorverarbeitungsschritt werden die Daten angereichert, indem pro Auflösungszelle wenigstens zehn Punktstreuere definiert werden. Das Verfahren wurde für ein Visible Human Farbschnittbild angewendet. Das resultierende Bild überzeugt aufgrund einer vorhandenen Speckle-Struktur. Die aufwendige Approximation der Speckles wirkt sich jedoch deutlich in der Laufzeit aus. Die Berechnung eines einzelnen Bildes mit 200.000 Punktstreuern benötigt auf einer 800 MHz Maschine rund drei Stunden [5].

3 Methoden

Zunächst wird zur Abbildung der Objektgrenzen die Schwächung des Ultraschalls beim Durchlaufen des Gewebes simuliert. Das charakteristische Speckle-Muster wird anschließend ergänzt.

Grundlegend für die Ultraschallbildgebung sind die unterschiedlichen akustischen Eigenschaften der Körpergewebe. Über die bei der Segmentierung zugewiesenen Objektmarker werden die Ultraschalleigenschaften (Phasengeschwindigkeit, Massendichte, Dämpfungskoeffizient) an jedem Volumenelement des Datenvolumens annotiert. Ein Ultraschallimpuls mit einer bestimmten Ultraschallfrequenz wird entlang eines Strahls ins Gewebe gesandt. Bei Änderung der Schallimpedanz wird die Stärke der reflektierten Energie berechnet. Die Energie wird in Abhängigkeit von der Distanz zur Ultraschallsonde und des Dämpfungskoeffizienten geschwächt. In Richtung der Ultraschallsonde reflektierte Echosignale werden wie beim Impulsechoverfahren dargestellt. Die Amplituden des Echosignals werden als Grauwerte kodiert im sogenannten B-Bild (engl. brightness) eingetragen.

In den simulierten B-Scans sind Echos an Objektkanten dargestellt, sie weisen jedoch keine für eine gute Approximation von Ultraschallbildern wichtige Speckle-Struktur auf. Für die Simulation des Speckle-Musters bedeutet der Detailverlust bei der Digitalisierung des Visible Human eine Schwierigkeit. Zusätzlich verschärft wird das Problem dadurch, dass die Ultraschalleigenschaften der Gewebe nur über die Objektmarker bestimmt werden können. Da im Verhältnis zur Wellenlänge kleine Gewebsstrukturen für die Speckles verantwortlich sind, ist somit eine physikalisch fundierte Simulation des Speckle-Musters nur eingeschränkt möglich. Das Speckle-Muster wird auf anderem Wege nachgebildet. Im zweiten Schritt der Simulation wird dazu eine Speckle-Map aus Rayleighverteilten Zufallszahlen erstellt. Die Grauwerte benachbarter Pixel im Ultraschallbild dürfen nicht als statistisch unabhängig betrachtet werden. Daher wird die Speckle-Map zeilen- und spaltenweise mit Binomialmasken gefiltert, so dass eine realitätsnahe laterale und axiale Ausdehnung der Speckles entsteht. Des Weiteren wird die Helligkeit der Speckles in Abhängigkeit von der Gewebeklasse bestimmt. Das simulierte Speckle-Muster wird dem B-Bild überlagert.

4 Ergebnisse

Die Bewertung der Ergebnisse erfolgte anhand optischer, qualitativer Vergleiche mit realen Ultraschallbildern. Organgrenzen und Gefäßwände werden realistisch dargestellt.

In Abbildung 2 wird ein simuliertes Ultraschallbild der Leber dargestellt. Die Lebergefäße zeigen sich als schwarze, längliche oder runde Flecken. Nur solche Gefäßwände erscheinen hell, auf die der Ultraschall nahezu senkrecht trifft. Deutlich ist zudem die Ultraschalldämpfung und die helle schallkopferne Darstellung des Diaphragmas zu erkennen. Die Simulation dieser Strukturen korreliert sehr gut mit denen im realen Ultraschallbild eines Patienten (Abb. 1). Weiter gelingt die Simulation von Schallschattenartefakten sehr gut. So wird z. B. der Schall

Abb. 1. Reales Ultraschallbild der Leber eines Patienten.

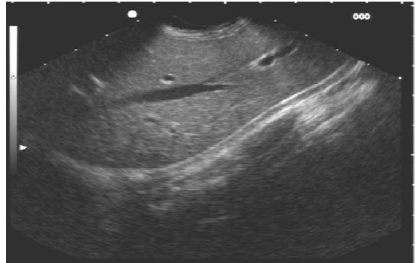
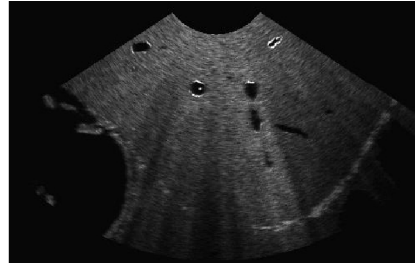


Abb. 2. Simuliertes Ultraschallbild der Leber.



an den Rippen total reflektiert, so dass dahinter liegende Strukturen nicht sichtbar sind. Durch die simulierte distale Schallverstärkung erscheint Gewebe, das hinter einer schwach dämpfenden Struktur liegt, heller als benachbartes Gewebe. Spiegel-, Wiederholungs- und Laufzeitartefakte wurden nicht berücksichtigt. Auf letztere wurde bewusst verzichtet, damit bei der Adressierung der Voxel eine korrekte Information der Wissensbasis sichergestellt ist.

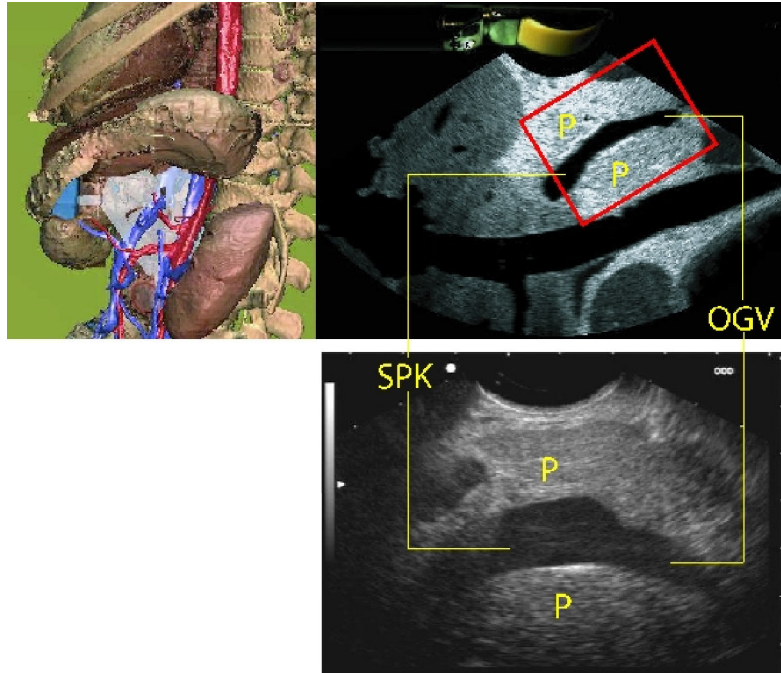
Das berechnete Speckle-Muster kommt dem eines realen Ultraschallbildes sehr nahe. Die Größe der Speckles korrespondiert zu der verwendeten Ultraschallfrequenz. Die Helligkeit der Speckles der unterschiedlichen Gewebetypen ist realistisch. Nicht berücksichtigt wurden gewebsspezifische Speckle-Größen. Der Realitätsanspruch an das Speckle-Muster für den Einsatz in einem Lehr- und Lehrsystem wird jedoch erreicht.

Die Berechnungszeit eines Bildes mit einem 3 GHz PC von vier bis fünf Sekunden ermöglichte die Simulation der Ultraschallbilder für die sechs Positionen und die gewünschten Ausrichtungen der Sonde in einer akzeptablen Zeit. Die erzeugten Bildfolgen wurden in einem QuickTime VR Format in das virtuelle Trainingssystem integriert. Abbildung 3 zeigt eine EUS-Szene aus Sicht des Fundus des Magens. Die Lage der Sonde und die Ausrichtung des Schallsektors zeigt das dreidimensionale Übersichtsbild (oben links). Weiter sind das zugehörige simulierte Ultraschallbild (oben rechts) und eine korrespondierende reale Ultraschallaufnahme (unten) zu sehen. Ein Vergleich des simulierten mit dem realen Ultraschallbild liefert eine sehr gute Übereinstimmung des Speckle-Musters sowie der Echokante bei senkrechtem Schalleinfall auf das Gefäß. Mittels der integrierten Wissensbasis können die im Ultraschallbild enthaltenen Objekte abgefragt, beschriftet und eingefärbt werden, so dass deren Ausdehnung erkennbar wird.

5 Schlussfolgerung

Mit dem virtuellen EUS-Trainingssystem wird der Lernaufwand der longitudinalen EUS-Technik reduziert, indem die Orientierung anhand von Leitstrukturen geschult wird und spezielle Anatomiekenntnisse vermittelt werden. Das System wurde durch simulierte Ultraschallbilder, die auf der Basis segmentierter Volumendaten berechnet werden, wesentlich verbessert. Durch die hier vorgestellte

Abb. 3. EUS-Szene des splenoportalen Konfluenz. Sicht aus dem Fundus des Magens auf die obere Gekrösevene (OGV) mit splenoportalem Konfluenz (SPK) und Pankreas (P). Oben: Dreidimensionales Übersichtsbild mit Schallsonde und Schallkegel und zugehöriges simuliertes Ultraschallbild. Unten: Reale EUS-Aufnahme, die zu dem rot markierten Ausschnitt (oben) korrespondiert.



Methode gelang es, realistisch aussehende Ultraschallbilder zu simulieren, die es nun ermöglichen die Strukturen, so wie sie bei einer echten EUS-Untersuchung erscheinen, zu interpretieren.

Literaturverzeichnis

1. KH Höhne and et al. A new representation of knowledge concerning human anatomy and function. *Nat Med* 1995;1(6):506-511.
2. Hacker S, Tiede U, Burmester E, Höhne KH. Ein virtuelles Trainingssystem für endoskopische Longitudinal-Ultraschalluntersuchungen. In: *Procs BVM*; 2002. p. 149-152.
3. Burmester E, Leineweber T, Hacker S, Tiede U. EUS meets VOXEL-MAN. Hitachi Medical Systems (DVD-ROM); 2003.
4. Rohlfing T. Simulierte Ultraschallbildgebung und in der medizinischen Diagnostik auftretende Artefakte. Diplomarbeit. Universität Karlsruhe; 1997.
5. Jensen JA, Nikolov S. Fast simulation of ultrasound images. *IEEE Ultrasonics Symposium in Puerto Rico* 2000.
6. Bommersheim S. Simulation von Ultraschallbildern auf der Basis segmentierter Volumendaten am Beispiel des Visible Human. Diplomarbeit. Universität zu Lübeck; 2004.