

# Echtzeit-Ultraschallsimulation auf Grafik-Prozessoren mit CUDA

Tobias Reichl<sup>1,2</sup>, Josh Passenger<sup>2</sup>, Oscar Acosta<sup>2</sup>, Olivier Salvado<sup>2</sup>

<sup>1</sup> Computer-Aided Medical Procedures (CAMP), TUM, München

<sup>2</sup> CSIRO, ICTC, The Australian e-Health Research Centre – Biomedical Imaging,  
Royal Brisbane and Women’s Hospital, Herston, Australien

reichl@in.tum.de

**Kurzfassung.** Trotz der zunehmenden Verbreitung jüngerer bildgebender Verfahren bleibt medizinischer Ultraschall (US) weiterhin ein wichtiges Hilfsmittel bei chirurgischen Eingriffen und der klinischen Diagnose. Viele US-gestützte medizinische Prozeduren erfordern allerdings ausgiebiges Training, so dass es wünschenswert ist, eine realistische Simulation von US-Bildern zur Verfügung zu stellen. Im Gegensatz zu früheren Ansätzen simulieren wir solche Bilder auf der „Graphics Processing Unit“. Wir erweitern hierzu eine Methode, die von Wein et al. für die Abschätzung von US-Reflexionen aus Daten der Computertomographie (CT) vorgeschlagen wurde, zu einer leichter zu berechnenden Form. Zusätzlich schätzen wir die US-Absorption aus den CT-Daten ab. Mit Hilfe von NVIDIAs „Compute Unified Device Architecture“ (CUDA) simulieren wir Reflexion, Verschattung, Rauschen und radiale Unschärfe, ausgehend von unbearbeiteten CT-Daten in Echtzeit und ohne Vorausberechnung.

## 1 Einleitung

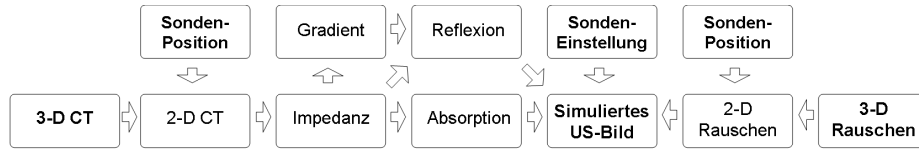
Für bereits existierende Ansätze zur Simulation von US-Bildern sind die verfügbaren Rechnerkapazitäten üblicherweise begrenzt durch Echtzeit-Anforderungen. Aktuelle Veröffentlichungen [1, 2, 3, 4] zeigen teils viel versprechende Ergebnisse, sind aber wegen oftmals fehlender Angaben zum Umfang bzw. der erreichbaren Bildgröße der Simulation meist nicht direkt vergleichbar.

Es wurden bereits Ansätze vorgestellt, die Rechenleistung moderner Grafikkarten für diese Zwecke zu nutzen, diese nutzen die „Graphics Processing Unit“ (GPU) allerdings entweder nicht durchgängig [5] oder nur z.B. zur nachträglichen Simulation von radialer Unschärfe [2]. Wir stellen nun das Konzept einer Implementierung mittels NVIDIAs „Compute Unified Device Architecture“ (CUDA) vor, bei der die US-Simulation durchgehend auf der Grafikkarte stattfindet.

## 2 Materialien und Methoden

Die einzelnen Berechnungsschritte unserer Simulation sind in Abbildung 1 zusammengefasst: in Abhängigkeit von der aktuellen Position und Orientierung

**Abb. 1.** Aus 3-D CT-Daten, 3-D Rauschen, Position und Einstellungen der virtuellen Sonde wird ein Ultraschallbild simuliert.

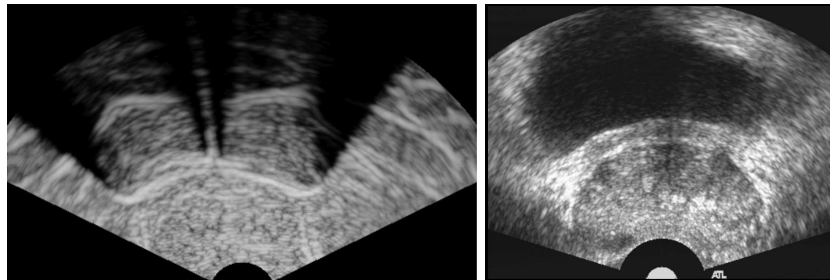


der virtuellen US-Sonde wird ein 2-D Bild aus einem 3-D CT-Datensatz ausgeschnitten. Anschließend werden die physikalischen Eigenschaften des Gewebes, d.h. akustische Impedanz, Reflexion und Absorption anhand von Gewebedichte und -grenzen abgeschätzt. Schließlich werden in einem weiteren Schritt künstlich US-typisches Rauschen und radiale Unschärfe eingefügt. Das entstandene Bild (vgl. Abbildung 2) kann in Echtzeit und entsprechend den vom Benutzer gewählten Parametern aktualisiert werden.

Die akustische Impedanz schätzen wir hierbei anhand der bekannten Werte für Luft, Wasser und eines geschätzten Wertes für Knochengewebe ( $Z = 7 \text{ Mrayl}$  und  $\mu = 1000 \text{ HU}$ ) aus den ursprünglichen CT-Daten ab. Wie in der Optik lässt sich zeigen, dass das Snelliussche Brechungsgesetz auch für US gilt, und dass der Anteil  $I_r/I_i$  der an einer spekularen Grenzfläche reflektierten Intensität berechnet werden kann als

$$\frac{I_r}{I_i} = \left( \frac{Z_2 \cdot \cos \theta_i - Z_1 \cdot \cos \theta_t}{Z_2 \cdot \cos \theta_i + Z_1 \cdot \cos \theta_t} \right)^2 \stackrel{\theta \approx 0}{\approx} \left( \frac{Z_2 - Z_1}{Z_2 + Z_1} \right)^2 \quad (1)$$

wobei  $Z_1$  und  $Z_2$  die akustischen Impedanzen der beiden Gewebearten und  $\theta_i$  und  $\theta_t$  die Einfallswinkel bzw. Ausfallswinkel sind. Diese Gleichung wird üblicherweise zum



**Abb. 2.** Screenshot der Ultraschallsimulation, konfiguriert wie eine transrektale Sonde (links, Abbildung aus [6]), zusammen mit einem ähnlichen Bild aus einer realen transrektalen Ultraschalluntersuchung (rechts, Bild mit freundlicher Genehmigung von Roberts Research Institute). Zur besseren Darstellung wurden beide Bilder identisch aufgehellt. Die ausgeprägten Verschattungen im simulierten Bild entstehen durch Reflexion und Absorption an Grenzflächen und sind in diesem Fall deutlich stärker als im Vergleichsbild.

Fall des senkrechten Einfalls  $\theta = 0$  vereinfacht, falls keine oder nur unzuverlässige Informationen über die lokalen Normalen vorhanden sind.

Nachdem wir nur Intensität betrachten, die direkt zur Sonde zurück reflektiert wird, müssen wir im allgemeinen Fall diffuse statt spekulare Reflexion berücksichtigen. Bei ideal diffuser Reflexion wird die eintreffende Intensität gleichförmig in alle Raumrichtungen reflektiert. Ein Modell für diffuse Reflexion ist das Lambertsche Gesetz  $I_r/I_i = \cos(\alpha)$ , wobei  $\alpha$  der Winkel zwischen der Richtung des eintreffenden Strahls und der Oberflächennormalen ist.

Üblicherweise wird durch die Verwendung von  $I_r/I_i = \cos(\alpha)^n$  eine Kombination aus diffuser und spekularer Reflexion angenähert, wobei  $n = 1$  der ideal diffusen Reflexion entspricht. Spekulare Reflexion tritt in US-Aufnahmen tatsächlich auf, z.B. an Grenzflächen zu Knochengewebe, aber die Größenordnung der für US-Reflexion relevanten Unregelmäßigkeiten in den Grenzschichten (US-Wellenlänge rund 0,6 bis 0,15 mm) ist deutlich unterhalb der üblichen Auflösung für CT-Aufnahmen des Bauchraums (z.B. 0,88 mm), so dass wir  $n = 2$  annehmen, da es die weitere Berechnung vereinfacht.

Wir kombinieren  $\cos(\alpha)^2$  mit Gleichung 1, wie ähnlich von Wein et al. vorgeschlagen. Wir ersetzen den Cosinus durch das Skalarprodukt eines Einheitsvektors  $d$  in Strahlrichtung mit dem normierten Gradientenvektor und erhalten

$$\frac{I_r}{I_i}(x) \approx \left( d^T \cdot \frac{\nabla Z(x)}{\|\nabla Z(x)\|} \right)^2 \left( \frac{\|\nabla Z(x)\|}{2 \cdot Z(x)} \right)^2 = \left( \frac{d^T \cdot \nabla Z(x)}{2 \cdot Z(x)} \right)^2 \quad (2)$$

wobei  $d^T \cdot \nabla Z(x)$  dem Betrag des Gradientenvektors in Strahlrichtung entspricht, was innerhalb der simulierten US-Ebene leicht berechnet werden kann. Für die Berechnung sind keine weiteren Informationen über das ursprüngliche 3-D Bild notwendig und sie somit kann komplett in 2-D durchgeführt werden.

Absorption, d.h. der Energieverlust durch eine lokale Erwärmung des Gewebes, macht fast die gesamte Abschwächung von US-Wellen in weichem Gewebe aus, mindestens 95% laut Lyons et al. [7]. Sie kann durch ein exponentielles Gesetz  $I/I_0 = e^{-\beta x}$  charakterisiert werden, ähnlich Röntgenstrahlen. Dies wird üblicherweise auf Einheitslänge normiert  $\alpha = -10 \cdot \log_{10}(I/I_0)$ , wobei  $\alpha$  der Absorptionskoeffizient in Dezibel pro Einheitslänge ist. Zwischen  $\alpha$  und der US-Frequenz besteht ein annähernd linearer Zusammenhang über den Bereich von 200 kHz bis 100 MHz.[8] Koeffizienten für verschiedene Gewebearten reichen üblicherweise von 0,6 bis 1,2 dB/cm bei 1 MHz, bei Knochen bis zu 20 dB/cm. Wir schätzen die Koeffizienten durch eine Interpolation aus bekannten Werten von Luft, Wasser und Knochen ab, und somit kann der Anteil an absorbiertener Intensität entlang einer bekannten Wegstrecke  $d$  berechnet werden als  $I/I_0 = 10^{-\alpha \cdot d \cdot f/10}$ , wobei  $f$  die gerade verwendete US-Frequenz darstellt.

Um nun ein US-Bild zu simulieren, verfolgen wir US-Wellen durch das Gewebe. Dies ist der einzige Schritt, der nicht für jeden Pixel unabhängig berechnet werden kann. Wir initialisieren die ursprüngliche Intensität an der Position der virtuellen Sonde, und anschließend berechnen wir für jeden Pixel entlang einer Spalte die Intensität, die diesen Pixel erreicht und reflektiert bzw. absorbiert wird oder weiter ins Gewebe eindringt. Auf diese Weise können die Abschät-

**Tabelle 1.** Laufzeit-Informationen für die Ultraschall-Simulation (links) und Aufschlüsselung der Teilschritte auf GPU (rechts).

2-D Schnitt	0,300 ms	Synthese	2,325 ms
Daten-Transfers	4,076 ms	Verwischen	4,157 ms
Berechnung auf GPU	8,690 ms	Kompression	1,060 ms
3-D Anzeige	0,208 ms	Sonstige	0,968 ms

zungen für Reflexion, Transmission und Absorption kombiniert werden, um die reflektierte Intensität für jede Tiefe  $x$  entlang der Strahlrichtung zu berechnen:

$$I(x) \approx I_0 \cdot \left( \prod_{0 \leq k < x} \underbrace{\left[ \frac{I_t}{I_i}(k) \right]}_{\text{Transmission}} \underbrace{\left[ 1 - \frac{I_a}{I_i}(k, d) \right]}_{\text{Absorption}} \right)^2 \cdot \underbrace{R(x)}_{\text{Reflexion}} \quad (3)$$

In unserer Implementierung verwenden wir in CUDA je einen Thread pro Spalte und die aktuell verbleibende Intensität pro Spalte wird in gemeinsamem Speicher auf der GPU verwaltet. Alle Threads werden vor und nach dem Zugriff auf diese Werte synchronisiert, da im allgemeinen Fall die Intensität aus zwei Werten in der darüber liegenden Reihe interpoliert werden muss. In einem Nachbearbeitungsschritt fügen wir noch US-typische Artefakte wie Rauschen und Unschärfe ein.

### 3 Ergebnisse

Wir haben die Laufzeit unserer Simulation für ein US-Bild der Größe  $512 \times 384$  Pixel (Seitenverhältnis 3:4) aus einem CT-Datensatz der Größe  $512 \times 512 \times 148$  Voxel auf einem Rechner mit GeForce 8800 GTX, Dual Intel Xeon 3 GHz und 2 GB RAM gemessen. Der größte Anteil der Berechnungsschritte erfolgt in CUDA auf der GPU und benötigt rund 8,7 ms. Eine genaue Aufschlüsselung der anderen Schritte und der Teilschritte auf der GPU sind in Tabelle 1 verfügbar.

Anzumerken ist, dass Transfers zwischen CPU und GPU rund 4,1 ms ausmachen, weil mit CUDA 1.1 Transfers zwischen OpenGL und CUDA noch über den Arbeitsspeicher laufen. Insgesamt übertreffen wir aber die Anforderungen an eine Echtzeit-Darstellung mit rund 30 Bildern pro Sekunde.

### 4 Diskussion

Wir haben einen bereits existierenden und physikalisch plausiblen Ansatz zur Simulation von US-Bildern dahin gehend erweitert, dass die Berechnung nun komplett innerhalb der US-Bildebene möglich ist, d.h. nur mit einem 2-D Ausschnitt der ursprünglich 3-D CT-Daten. Wir stellen das Design einer Implementierung

in CUDA vor, die im Vergleich zu existierenden CPU-basierten Ansätzen einen deutlichen Geschwindigkeitsgewinn liefert. Es ist keine manuelle Aufbereitung der Eingangsdaten notwendig und wir erfüllen deutlich die Anforderungen an eine Echtzeit-Simulation.

Artefakte wie Reflexion, Abschwächung, Verschattung, Rauschen und radiale Unschärfe werden reproduziert. Insbesondere zur Absorption wurden bislang noch keine Ansätze vorgestellt, die über ein Zählen von „Knochenpixeln“ hinaus gehen, wie z.B. implementiert von Zhu et al. [2]. Noch nicht berücksichtigt ist die Beugung von Ultraschallwellen an Grenzflächen, unserer Erfahrung nach sind aber insbesondere beim CT-üblichen Auflösungsvermögen die dafür benötigten genauen Informationen über die örtlichen Oberflächennormalen nicht rekonstruierbar bzw. zu stark verrauscht.

Wie bei einer realen US-Sonde können alle Einstellungen unserer Simulation interaktiv angepasst werden, darunter die US-Frequenz und -Intensität, „time gain compensation“ und die Feld-Geometrie, sowie Rauschanteil und Ausmaß der radialen Unschärfe. Ein breites Spektrum an Sonden-Typen kann simuliert werden und unser Konzept ist allgemein anwendbar für das Training verschiedener US-Untersuchungen oder US-gestützter chirurgischer Eingriffe.

## Literaturverzeichnis

1. Hostettler A, Forest C, Forgione A, et al. Real-Time Ultrasonography Simulator Based on 3D CT-Scan Images. *Medicine Meets Virtual Reality 13*. 2005;111:191–193.
2. Zhu Y, Magee D, Ratnalingam R, et al. A virtual ultrasound imaging system for the simulation of ultrasound-guided needle insertion procedures. In: *Procs Med Image Underst Anal*; 2006.
3. Wein W, Brunke S, Khamene A, et al. Automatic CT-ultrasound registration for diagnostic imaging and image-guided intervention. *Med Image Anal*. 2008;12:577–585.
4. Shams R, Hartley R, Navab N. Real-time simulation of medical ultrasound from CT images. *Procs MICCAI*. 2008.
5. Vidal FP, John NW, Healey AE, et al. Simulation of ultrasound guided needle puncture using patient specific data with 3D textures and volume haptics. *Computer Animation Virtual Worlds*. 2008;19(2):111–127.
6. Reichl T, Passenger J, Acosta O, et al. Ultrasound goes GPU: Real-time simulation using CUDA. *Procs SPIE*. 2008;To appear.
7. Lyons ME, Chivers RC, Parker KJ. Absorption Dominates Attenuation in Soft Tissues. In: *Procs IEEE 1986 Ultrasonics Symposium*; 1986. p. 871–874.
8. Dowsett DJ, Kenny PA, Johnston RE. *The Physics of Diagnostic Imaging*. Chapman & Hall Medical; 1998.