

Aufbau eines Ultraschall–Computertomographen für die Brustkrebsdiagnostik

Rainer Stotzka, Tim O. Müller, Klaus Schlote–Holubek, Thomas Deck, Susan
Vaziri Elahi, Georg Göbel und Hartmut Gemmeke

Institut für Prozessdatenverarbeitung und Elektronik
Forschungszentrum Karlsruhe, 76344 Eggenstein
Email: rainer@stotzka.de

Zusammenfassung. Ultraschall–Computertomographie ist ein neues bildgebendes Verfahren, mit dem reproduzierbare und hochaufgelöste Volumenbilder in Echtzeit erstellt werden können. Es ist besonders geeignet für die Brustkrebsdiagnose, da die weibliche Brust von einem mit Ultraschallwandlern besetzten Zylinder umgeben werden kann. Am Forschungszentrum Karlsruhe wurde ein experimenteller Versuchsaufbau erstellt und die Funktionsweise nachgewiesen. Messungen an einem Ultraschall–Phantom haben ergeben, dass kleinste Strukturen (<0.5 mm) abgebildet werden können. In Zukunft soll ein Tomograph mit mehreren Tausend Wandlern aufgebaut werden.

1 Ultraschall in der Brustkrebs–Diagnose

Als bildgebende Verfahren zur Brustkrebs–Diagnose haben sich in Deutschland die Röntgen–Mammographie, Ultraschall und MR–Tomographie etabliert. In Vorsorgeuntersuchungen wird hauptsächlich die Röntgen–Mammographie eingesetzt. Gewisse Gewebeveränderungen lassen sich durch Röntgen–Mammographie aber nur kontrastarm oder gar nicht differenzieren. Ergänzend dazu wird häufig eine Ultraschalluntersuchung herangezogen, durch die sich z.B. Zysten und Fibroadenome sehr gut darstellen lassen. Zum nächsten schädigt Ultraschall im Gegensatz zur Röntgen–Mammographie das zu untersuchende Gewebe nicht und kann daher ohne Schaden öfters eingesetzt werden.

Ein in der klinischen Medizin eingesetztes Ultraschallgerät besteht im wesentlichen aus einem Schallkopf mit einer oder mehreren Reihen von Ultraschallwandlern und einer Visualisierungseinheit, die Schallreflexionen in Bildinformationen umsetzt und die verschiedenen Gewebearten darstellt. Die Echos des Gewebes werden nach dem Senden eines Schall–Wellenpakets (Puls) aufgezeichnet. Probleme bei der US–Mammographie sind in der Regel die geringe Orts– und Zeitauflösung und vor allen Dingen schlecht reproduzierbare Ergebnisse bei dynamischen Kontrastmitteluntersuchungen, bei denen die Kontrastmittelausbreitung in Tumor–Gefäßbäumen untersucht wird. Da der Schallkopf von den untersuchenden Ärzten von Hand nahe an das zu untersuchende Gewebe gebracht werden muss, sind Bildqualität und Bildinhalt handhabungsabhängig.

Die Brust wird komprimiert und verformt. Die beobachteten Bilder und dynamischen Vorgänge im zu untersuchenden Gewebe sind nur schwer reproduzierbar; eine quantitative Bestimmung der Ausdehnung der Gewebestrukturen (z.B. von Tumoren) ist nicht möglich. Auch lassen sie sich aufgrund der Verformung schlecht mit anderen Bildern, z.B. MRT oder Röntgen, überlagern. Damit wird eine computergestützte Diagnose erschwert.

Tomographische Methoden auf der Basis von Ultraschall versprechen eine wesentlich verbesserte Bildqualität. Zur Zeit werden an der Entwicklung eines Spiral-CT [AE01] im Kompetenzzentrum Medizintechnik in Bochum, eines Ultraschall-Tomographen im National Lab in Livermore [LAB⁺02] und eines Ultraschall-Computertomographie-Systems [SWM02,SWS⁺01] im Forschungszentrum Karlsruhe gearbeitet.

2 Ultraschall-Computertomographie

Wir entwickeln im Forschungszentrum Karlsruhe ein neuartiges System, das zeitaufgelöste Volumenbilder des zu untersuchten Gewebes liefert. Ultraschallwandler werden in einem Array um einen Untersuchungsbehälter angeordnet, einer oder mehrere Wandler senden synchron. Simultan werden die Transmissions- und Reflexions-Signale aller empfangenden Sensoren von einer nachgeschalteten Datenverarbeitungseinheit ausgewertet. Mit diesem neuen bildgebenden Ultraschall-Verfahren sollen detailgerechte Volumenbilder in Echtzeit und in wesentlich höherer räumlicher und dynamischer Auflösung erstellt werden.

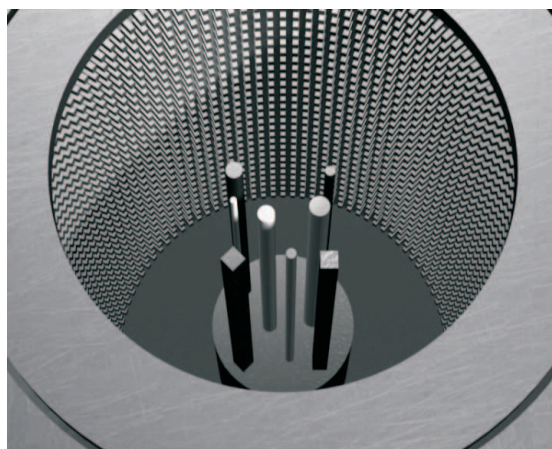


Abb. 1. Architektur eines 3D-Ultraschall-Computertomographen. Ein Zylinder ist vollständig mit Ultraschall-Wandlern bestückt. Das zu untersuchende Objekt (hier ein Phantom) liegt im Zylinder, das Koppelmedium ist Wasser.

Die prinzipielle Architektur eines Ultraschall-Computertomographen ist in Abbildung 1 gezeigt: Ein mit Wasser als Koppelmedium gefüllter Zylinder ist vollständig mit Ultraschall-Wandlern besetzt. Idealerweise sind die Wandler nicht fokussiert, sondern besitzen eine Kugelcharakteristik. Ein Wandler sendet eine kurzen Ultraschall-Puls in das zu untersuchende Volumen (in Abbildung 2 zweidimensional angedeutet), alle anderen Wandler zeichnen synchron die durchgehenden, reflektierten und gestreuten Signale als A-Scans auf. Danach sendet ein anderer Wandler einen Puls, usw.. Auf diese Art und Weise können mit jedem gesendeten Puls Informationen aus dem gesamten Volumen gesammelt werden.

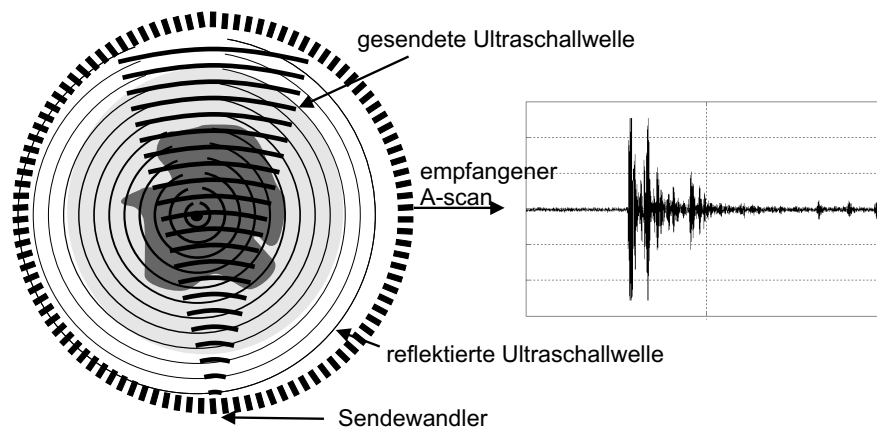


Abb. 2. Funktionsweise eines Ultraschall-Computertomographen, dargestellt in 2D. Ein Wandler sendet einen Puls in das Brustgewebe, alle anderen empfangen die im Gewebe gestreuten Signale als A-Scans.

3 Versuchsaufbau

Mit einem Versuchsaufbau in Abbildung 3 wird die Funktionsweise des Verfahrens nachgewiesen. Der Aufbau besteht aus einem wassergefüllten Topf mit zwei Ultraschallwandler-Arrays mit jeweils 16 Elementen. Die Wandler sind auf einem Ring beweglich angeordnet, so dass sukzessive ein vollständiges Ringarray mit 100 Sende- und 1456 Empfangspositionen simuliert werden kann. Damit sind zweidimensionale Querschnitte durch das zu untersuchende Volumen möglich.

Ein Sendeelement mit der Resonanzfrequenz von ca. 3 MHz wird über einen Pulsgeber und Sendeverstärker angeregt und ein zylinderförmiger Ultraschallpuls abgestrahlt. Über das Koppelmedium Wasser dringt der Puls in das zu untersuchende Objekt ein und wird gestreut. Alle gestreuten, reflektierten und direkt transmittierten Signale werden als A-Scans an den Empfangswandlern aufgenommen, verstärkt und mit einer Abtastrate von 50 MHz und 12 Bit Genauigkeit abgetastet. Anschließend werden die A-Scans vorverarbeitet und



Abb. 3. Versuchsanordnung zur Ultraschall-Computertomographie. Das zu untersuchende Objekt liegt in einem mit Wasser gefüllten Topf und zwei auf einem Ring verfahrenbaren Ultraschall-Wandlerarrays simulieren einen vollständigen Ring von Wandlern.

gespeichert. Eine vollständige Messung bestehend aus 100 Sendepositionen mit jeweils 1456 Empfangspositionen benötigt ca. 3 GBytes an Speicherplatz.

Die Signalverarbeitung und Algorithmen zur Bild-Rekonstruktion werden in Matlab [mat] entwickelt. Zur Zeit können Bilder der lokalen Schallgeschwindigkeiten, der lokalen Absorptionskoeffizienten [DMS03] und der Reflexionen [SWM02] erstellt werden.

4 Ergebnisse

Zur Validierung wurden verschiedene Phantome konstruiert, in Geantine eingebettet und mit dem Tomographen vermessen. In Abbildung 4 sind die Konstruktionszeichnung eines solchen Phantoms, die Ergebnisse eines konventionellen Ultraschallgeräts (3 MHz) und das berechnete Reflexions-Bild des Ultraschall-Computertomographen gegenübergestellt.

Die kleinsten Strukturen im Phantom bestehen aus Nylonfäden mit einer Dicke von 0,45 mm, dies ist etwas kleiner als die Wellenlänge von Ultraschall (3 MHz) in Wasser. Im rekonstruierten Bild sind die Nylonfäden als Streuzentren deutlich zu erkennen.

5 Diskussion

Ultraschall-Computertomographie verspricht eine erhebliche Verbesserung des räumlichen und zeitlichen Auflösungsvermögens der Ultraschall-Bildgebung. Die Nachteile des wesentlich höheren apparativen Aufwandes werden durch die Qualität und die Reproduzierbarkeit der diagnostischen Informationen kompensiert.

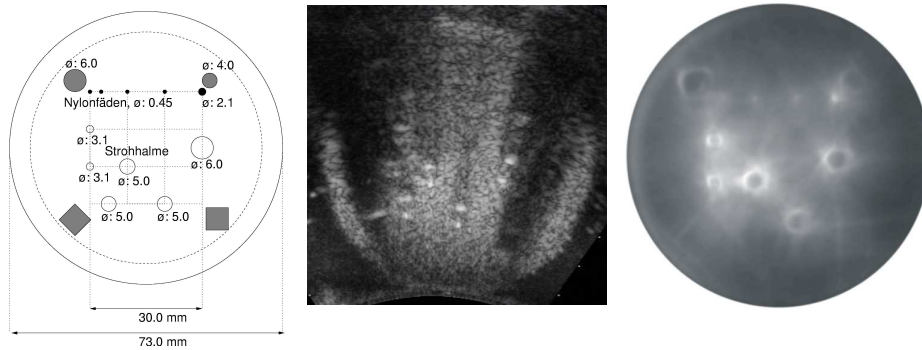


Abb. 4. Links: Grundrisszeichnung eines Ultraschall-Phantoms, mittig: konventionelles Ultraschall-Bild des Phantoms, rechts: rekonstruiertes Bild der Reflexionsdaten mit Ultraschall-Computertomographie. In beiden Ultraschall-Bildern ist die runde Form des Phantoms zu sehen, die inneren Strukturen jedoch nur im USCT-Bild. Obwohl nur 25 von 100 möglichen Sendepositionen ausgewertet wurden, sind die feinen Nylonfäden als Streuzentren gut zu erkennen.

Wir hoffen durch einen verbesserten Aufbau und durch die Kombination der abgebildeten physikalischen Eigenschaften (Schallgeschwindigkeit, Absorption und Streuung) subtile Gewebeunterschiede in den rekonstruierten Bildern erkennen zu können. Dies könnte besonders bei der Früherkennung von Brustkrebs bei jungen Frauen mit dichtem Brustgewebe, das sich in der Röntgenmammographie nur schlechtem Kontrast abbildet, eingesetzt werden.

Für den Aufbau eines Ultraschall-Computertomographen werden einige Tausend Ultraschall-Wandler mit besonderen Eigenschaften benötigt. Dazu haben wir bei uns im Institut für Prozessdatenverarbeitung und Elektronik die Fertigungstechnik für ein miniaturisiertes Ultraschall-Wandler-Array entwickelt. Der besondere Schwerpunkt lag in der Reproduzierbarkeit und der preisgünstigen Herstellung. Damit haben wir die Grundlage zum Aufbau einer preiswerten Sensorik mit einigen Tausend Wandlern geschaffen, mit denen detailgerechte Volumenbilder in Echtzeit erzeugt werden können.

Literatur

- [AE01] M. Ashfaq and H. Ermert. Ultrasound spiral CT for the female breast — first phantom imaging results —. In *35. Jahrestagung der Deutschen Gesellschaft für Biomedizinische Technik*, 2001.
- [DMS03] T. Deck, T.O. Müller, and R. Stotzka. Rekonstruktion von Geschwindigkeits- und Absorptionsbildern eines Ultraschall-Computertomographen. In *Proceedings zu BVM Workshop 2003*, Informatik Aktuell, 2003. to be published.
- [LAB⁺02] R.R. Leach, S.G. Azevedo, J.G. Berryman, H.R. Bertete-Aguirre, D.H. Chambers, and J.E. Mast. Comparison of ultrasound tomography methods

in circular geometry. In *SPIE's Internl. Symposium Medical Imaging 2002*, pages 362 – 377, 2002.

[mat] <http://www.mathworks.com/>.

[SWM02] R. Stotzka, J. Würfel, and T. Müller. Medical imaging by ultrasound-computertomography. In *SPIE's Internl. Symposium Medical Imaging 2002*, pages 110 – 119, 2002.

[SWS⁺01] R. Stotzka, J. Würfel, K. Scholte–Holubek, H. Gemmeke, and W.A. Kaiser. USCT: Ultraschall–Computertomographie. In *35. Jahrestagung der Deutschen Gesellschaft für Biomedizinische Technik*, 2001.