

Ultraschallgewebecharakterisierung - Methoden zur system- und operatorunabhängigen Bestimmung quantitativer Parameter

Klaus-V. Jenderka, Sebastian Brand, Lars Köthe, Mario Zacharias, Hans Heynemann
Q-BAM Group, Universitätsklinik und Poliklinik für Urologie, Medizinische Fakultät der Martin-Luther-Universität Halle-Wittenberg; Email: kvjend@ieee.org

Einleitung

Biologisches Gewebe stellt sich in der Sonographie als eine Kombination aus zufällig und quasi regelmäßig angeordneten akustischen Streuern dar. Neben der Beurteilung der Morphologie sind die Änderungen der akustischen Eigenschaften des Gewebes durch pathologische Veränderungen des Gewebezustandes Grundlage der sonographischen Diagnostik. In vielen Fällen kann die Verschiebung der akustischen Eigenschaften nicht oder nur sehr schwer im konventionellen B-Bild visualisiert werden.

Durch Ausnutzung der im B-Bild nicht verfügbaren frequenzabhängigen Signalkomponenten, können zusätzliche Informationen zur Unterstützung der Diagnostik extrahiert werden. Voraussetzung ist in jedem Fall der Zugang zu den hochfrequenten Ultraschallechosignalen einschließlich der exakten Charakteristik der laufzeitabhängigen Verstärkung und die Korrektur der Schallfeldcharakteristik. Unter den genannten Bedingungen sind mit Einschränkungen auch Roh-Daten zur Parameterschätzung geeignet (Abbildung 1).

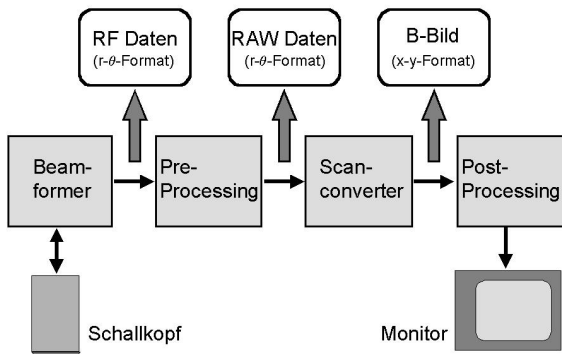


Abbildung 1: Blockschaltung eines Ultraschallsystems mit Schnittstellen zu den Daten.

Korrektur der Systemparameter

Laufzeitabhängige Verstärkung (TGC)

Eine Grundbedingung für die Schätzung von akustischen Gewebeparametern ist die Korrektur der bei der Messung gewählten laufzeitabhängigen Verstärkung. Die aus dem Ultraschallsystem herausgeführten Signale sind hinsichtlich Genauigkeit und Linearität zu prüfen (Abbildung 2). Bei vielen Systemen existieren neben der variabel einstellbaren TGC-Charakteristik noch feste, meist vom gewählten Schallkopf abhängige, laufzeitabhängige Verstärkungseinstellungen. Diese sind beim Hersteller abzufragen oder aus dem empfangenen Signal eines senkrecht auf das zentrale Element des Schallkopfes einfallenden cw-Feldes zu bestimmen.

Generell sollte die Charakteristik der TGC flach ansteigend, ohne Extremwerte und die Verstärkung nicht zu hoch gewählt werden, auch wenn auf diese Weise kein optimales B-Bild erzielt wird.

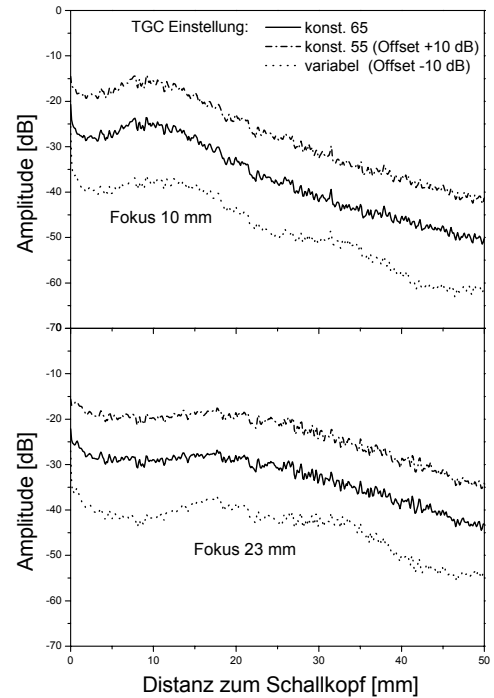


Abbildung 2: Amplitudenverlauf nach Korrektur bei unterschiedlicher Wahl der TGC-Charakteristik für zwei Fokuszonen (die Kurven sind jeweils um 10 dB versetzt dargestellt).

Schallfeldcharakteristik

Die numerische Beschreibung der frequenzabhängigen Schallfeldcharakteristik moderner diagnostischer Systeme ist auf Grund der Array-Geometrie und komplexen Anregungsbedingung aufwendig (Abbildung 3). Hinzu kommen meist fehlende Informationen über den exakten Aufbau und die Anregungsbedingungen der einzelnen Wandlerelemente. Weiterhin kann nicht davon ausgegangen werden, dass Sendefeld und Empfangsfeld identisch sind (dynamische Fokussierung). Damit geben Hydrophonmessungen nicht in jedem Fall Auskunft über die wirklichen Druckverhältnisse im Schallfeld.

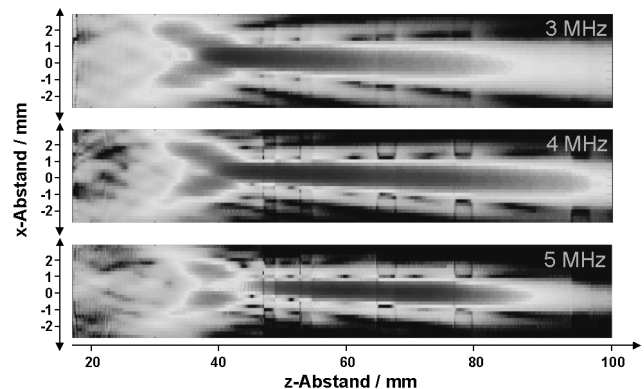


Abbildung 3: Beispiel für die Frequenzabhängigkeit der Schalldruckverteilung (5 MHz-Annular-Array)

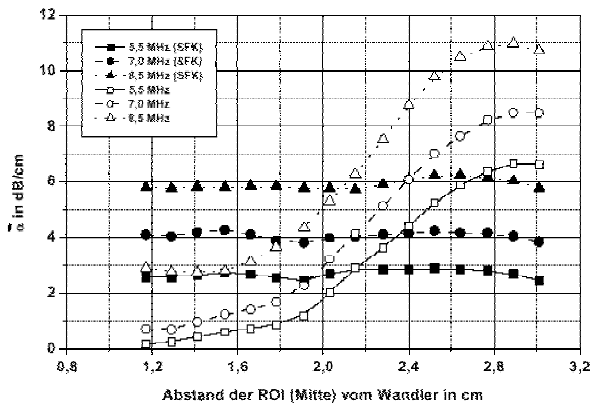


Abbildung 4: Tiefenabhängigkeit der geschätzten Dämpfungswerte in einem homogenen Gewebephantom mit und ohne Schallfeldkorrektur (SFK) für verschiedene Frequenzen.

Auf Reflexion und Streuung basierende Messungen stellen geeignete Verfahren zur Beschreibung der räumlichen Schalldruckverteilung für das Gesamtsystem dar. Die Möglichkeiten reichen von ebenen Reflektoren^[i], Punkt- oder Linienreflektoren^[ii]^[iii] bis zu gewebeähnlichen Phantomen^[iv]. Die Auswirkungen einer vernachlässigten oder fehlerhaften Schallfeldkorrektur zeigt Abbildung 4. Ohne Korrektur stimmen die ermittelten Dämpfungsparameter nur für einen engen Tiefenbereich mit den tatsächlichen Werten überein.

Parameterschätzung

Die Ultraschallgewebekarakterisierung beruht auf der orts aufgelösten Bestimmung gewebespezifischer Parameter wie der frequenzabhängigen Dämpfung $\alpha(f)$, der frequenzabhängigen relativen Rückstreuung $\sigma_R(f)$ und dem mittleren Streuerabstand MSS, sowie daraus abgeleiteter weiterer Größen. Die Kombination mehrerer Parameter und deren Analyse unterstützt, z.B. durch Neuronale Netze^[v], gestattet die Unterscheidung von Gewebeararten und die Erkennung pathologischer Veränderungen.

Bestimmung der frequenzabhängigen Dämpfung

Nachfolgend wird beispielhaft für die Vielzahl möglicher Parameter, die von uns angewandte Methode zur Bestimmung der frequenzabhängigen Dämpfung erläutert.

Das Verfahren basiert auf der "multi-narrow band"-Methode^[vi]. Nach Auswahl eines interessierenden Gewebearteils (region of interest -roi) aus dem Schnittbild werden mittels einer Torfunktion Signalabschnitte aus den hochfrequenten Echosignalen extrahiert. Für jede Torposition innerhalb der roi werden mittels FFT die Frequenzspektren ermittelt und die Amplitudenquadrate $A^2(f_i, t)$ für eine ausgewählte Anzahl von Frequenzen f_i innerhalb des Wandlerfrequenzspektrums bestimmt. Dazu ist es zunächst notwendig die charakteristischen, durch die Superposition von einzelnen Streuechos hervorgerufenen Fluktuation im Spektrum zu eliminieren. Dies gelingt durch Mittelung mehrerer Spektren benachbarter Scanlinien aus gleicher Tiefe oder durch cepstrale Glättung.

Für jede Frequenz f_i kann jetzt nach linearer Regression der logarithmierten, cepstral geglätteten Amplitudenquadrate $\log A_{cep}^2(f_i, t)$ über die Laufzeit t die Ultraschalldämpfung berechnet werden (eq. 1). Mit c der Schallgeschwindigkeit im Gewebe ergibt sich $\alpha(f_i)$ in dB cm^{-1} zu:

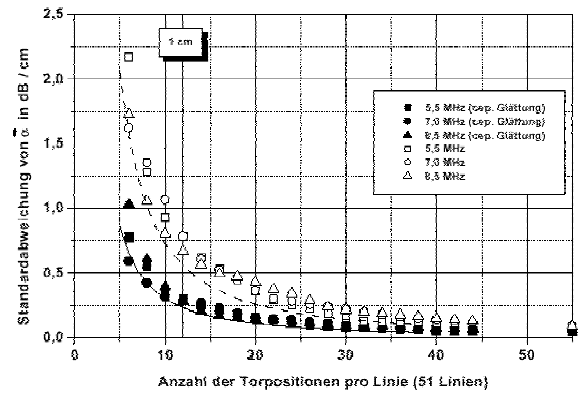


Abbildung 5: Standardabweichung bei unterschiedlicher Länge der ROI in Schallausbreitungsrichtung, gemessen in Torpositionen pro Scanlinie, bei konstanter Torbreite und für unterschiedliche Glättungsverfahren der Frequenzspektren.

$$\alpha(f_i) = 10 \frac{1}{100 c} \frac{\Delta \log A_{cep}^2(f_i)}{\Delta t} \quad \text{eq. 1}$$

Unter der Annahme einer linearen Abhängigkeit der Ultraschalldämpfung in biologischen Gewebe innerhalb eines nicht zu weiten Frequenzbereiches kann $\alpha(f)$ ebenfalls durch lineare Regression ermittelt werden. Für das Frequenzverhalten der Dämpfung in der Umgebung der Mittenfrequenz des Schallkopfes f_c gilt:

$$\alpha(f) = \alpha_{cf} + \alpha_{sl}(f - f_c) \quad \text{eq. 2}$$

mit α_{cf} in dB cm^{-1} der Dämpfung bei der Mittenfrequenz und α_{sl} in $\text{dB cm}^{-1} \text{MHz}^{-1}$ dem charakteristischen Frequenzanstieg (eq. 2).

Für eine sichere Parameterschätzung ist die Größe und Form der roi von großer Bedeutung. Zu bevorzugen sind roi-Formen mit einer Mindestlänge^[vii] in Scanrichtung von 1 cm (Abbildung 5).

Anwendungen

Innerhalb von Studien wurden die Methoden zur system- und operatorunabhängigen Parameterbestimmung bisher zur Tumordiagnostik von Hoden- und Prostatagewebe^[viii] getestet. Laufende Arbeiten befassen sich mit der Anwendung im Rahmen der Grundlagenforschung zur Schallwechselwirkung mit Gewebe^[ix] und innerhalb der Tierzucht bzw. Beurteilung der Fleischqualität^[x].

Aufgrund von Störungen in der Schallfeldgeometrie durch vorgelagerte Schichten und der notwendigen Bandbreite ($> 5 \text{ MHz}$) sind in naher Zukunft klinische Anwendungen vor allem an sonographisch gut zugänglichen Organen wie Hoden, Prostata, Schilddrüse und Parotis, sowie bei intraoperativen Applikationen zu erwarten.

^{i]} Lizzi et al. JASA 4(73) 1983
^{ii]} Raum et al. IEEE-UFFC 4(44) 1997
^{iii]} Li et al. JASA 10(46) 1990
^{iv]} Gärtner et al. Radiologe (38) 1998
^{v]} Schmitz et al. IEEE-UFFC 1(46) 1999
^{vi]} Cloostermans et al. Ultras. Imaging (5) 1983
^{vii]} Gärtner Dissertation, Univ. Halle 2001
^{viii]} Jenderka et al. Proc. IEEE Ultras. Symp. 1999
^{ix]} Köthe et al. Proc. IEEE Ultras. Symp. 2002
^{x]} Brand et al. Proc. IEEE Ultras. Symp. 2002