

## 6 Korrektur der systemspezifischen Signalübertragungseigenschaften bei der Bestimmung akustischer Parameter

Das beschriebene Verfahren zur Parameterbestimmung soll Aussagen über den Zustand des untersuchten Mediums weitgehend unabhängig vom verwendeten B-Bild-System ermöglichen. Dieses Ziel setzt eine sorgfältige Korrektur der Übertragungseigenschaften des Gerätes in den zur Verfügung stehenden Hochfrequenzsignalen vor der Analyse voraus.

Da derartige Korrekturen zum Teil aufwendige Zusatzmessungen oder Simulationsrechnungen erfordern, werden sie in einigen Arbeiten dahingehend vereinfacht, dass man bestimmte manuelle Einstellungen am Gerät für Messungen zur Gewebecharakterisierung fixiert. Dadurch ergeben sich zwar vergleichbare Messbedingungen, jedoch nicht notwendigerweise eine Geräteunabhängigkeit der bestimmten Parameter. Als Argument für eine derartige Vorgehensweise dient die Tatsache, dass es zur Zeit nicht möglich ist, die durch das Mess-System bedingten Einflüsse auf die Hochfrequenzdaten vollständig zu korrigieren. Die bei einer nur teilweisen Korrektur verbleibenden systematischen Fehler in der anschließenden Spektralanalyse können dieser Überlegung zufolge vermieden werden, wenn mit konstanten Messbedingungen gearbeitet wird. Die ermittelten Gewebeparameter sind dann als zumindest teilweise geräteabhängig zu betrachten. Ihre Bewertung erfolgt über die Analyse der Parameteränderung von krankhaftem zu normalem Gewebe, wobei alle Messungen mit demselben Gerät und mit fixierten Einstellungen erfolgen. Parameteränderungen werden in diesem Fall als geräteunabhängig und zwischen verschiedenen Geräten vergleichbar angenommen.

Eine genauere Betrachtung zeigt jedoch, dass eine solche Vorgehensweise den Vergleich von Ergebnissen, die auf Messungen mit verschiedenen Geräten basieren, erschwert. Eine Parameteränderung kann bei einem Vergleich verschiedener Systeme ebenfalls systematische Fehler enthalten. Weiterhin bedeutet die Fixierung der Geräteeinstellungen eine Limitierung in der Anpassung des Mess-Systems an das, besonders im Fall von biologischen Objekten, nicht standardisierbare Untersuchungsmedium. Sind Empfangsverstärkung und Fokussierung nicht optimal angepasst, so entstehen vermeidbare systematische Fehler durch eine geringere Amplituden- und Ortsauflösung des B-Bild-Systems.

Dieses Kapitel enthält die Beschreibung von Verfahren, die eine Korrektur der Systemeigenschaften ermöglichen. Letztere lassen sich in die folgenden drei Gruppen unterteilen:

- die laufzeitabhängige Empfangsverstärkung  $V_{TGC}$
- das Schallfeld  $\tilde{D}(s,f)$
- das elektroakustische Übertragungsverhalten  $\tilde{A}_0(f)$  und den laufzeitunabhängigen Vorfaktor der Systemkorrektur  $K_{sys}(f)$

Nach Kapitel 5 ist die Bestimmung der Dämpfung auch nach ausschließlicher Korrektur der laufzeitabhängigen Systemeigenschaften, das heißt von TGC und Schallfeld möglich. Bei einer Bewertung der Rückstreuung über die Berechnung des relativen Rückstreuoeffizienten kann auf die exakte Bestimmung  $\tilde{A}_0(f)$  und  $K_{sys}(f)$  verzichtet werden, wenn zusätzlich ein geeignetes Referenzspektrum für jede Kombination

von B-Bild-System, Wandler und Fokuszone vorliegt.

Die in diesem Kapitel vorgestellten Korrekturverfahren entsprechen der speziellen Messaufgabe in vivo am humanen Hoden mit dem in Kapitel 5 beschriebenen Analyseverfahren. Sie stellen in dieser Hinsicht ein Optimum zwischen einer Anpassung an das zu bearbeitende Messproblem, der praktischen Realisierung und der erreichbaren Genauigkeit dar.

Die Sendeintensität des Gerätes entspricht bei allen Messungen der Standardeinstellung (50 % des Maximalwertes) bei Einschalten des Gerätes. Die Änderung der Ausgangsintensität des Wandlers kann durch den unterschiedlich starken Grad der Ausbildung einer nichtlinearen Schallausbreitung zu zusätzlichen Messunsicherheiten führen und wird deshalb vermieden. Die praktische Anwendung des Verfahrens zeigt, dass eine Änderung der Sendeintensität der verwendeten Geräte bei Untersuchungen am Hoden nicht notwendig ist, da die TGC auftretende Signalunterschiede hinreichend ausgleicht.

### **6.1 Korrektur der laufzeitabhängigen Verstärkung (TGC)**

Da biologisches Gewebe eine Signalabnahme des sich in ihm ausbreitenden Ultraschalls durch Streuung und durch Absorption verursacht, verfügen B-Bild-Systeme über eine laufzeitabhängig einstellbare Verstärkung der Echosignale. Diese ermöglicht einen Ausgleich der Ultraschallschwächung im Gewebe in Hinblick auf ein gleichmäßig helles B-Bild und sichert während der Übernahme der Hochfrequenzdaten die optimale Ausnutzung des Dynamikbereiches der Analog-Digital-Wandler. Neben der Grundverstärkung ist zusätzlich die Verstärkung in Abhängigkeit von der Laufzeit für verschiedene (üblicherweise 8) Tiefenbereiche einstellbar. Die TGC gleicht neben der gewebespezifischen Dämpfung auch das Schallfeld des verwendeten Wandlers, das heißt größere Rückstreusignale aus der Region des eingestellten Fokus, aus.

Ohne vollständige Korrektur der TGC ist auch eine fixierte Verstärkung, die in der Abhängigkeit von der Tiefe dem Standardwert der Dämpfung bei der Mittenfrequenz des Wandlers entspricht, möglich. Da die Zielsetzung in der Bestimmung von Parametern besteht, die von den Standardwerten abweichen, entsteht dadurch in vielen Fällen eine ungenügende Anpassung des B-Bild-Systems an das biologische Medium. Eine vollständige Korrektur der TGC ist dem in jedem Fall vorzuziehen.

Einige Autoren empfehlen den Einsatz von speziell entwickelten Verstärkern [82, 100] mit separat messbaren Kennlinien. Da jedoch die aktuell verfügbaren B-Bild-Systeme über hochwertige Empfangsverstärker verfügen, genügt eine Kalibrierung der Systemkomponenten und es ist kein zusätzlicher Eingriff in das System erforderlich. Besitzt das B-Bild-System eine TGC, die in Hinblick auf Dynamikbereich, Frequenzgang und Linearität der Verstärkung den Anforderungen der optimalen Anpassung an die klinische Messaufgabe genügt, so entsteht bei sorgfältiger Kalibrierung kein Nachteil gegenüber der Verwendung eines speziellen Verstärkers.

Für beide Messplätze stehen die Hochfrequenzdaten nach der tiefenabhängigen Verstärkung sowie ein dem zeitlichen Verlauf der eingestellten TGC entsprechendes Signal zur Verfügung. Dadurch können

bei beiden Systemen die Signale aus wandlernahen Regionen und aus tieferliegenden Gewebeabschnitten mit annähernd der gleichen Amplitudenauflösung gemessen werden. Nach Kapitel 5 stellt die gesuchte Korrekturfunktion den Zusammenhang zwischen dem TGC-Signal und der entsprechenden Verstärkung relativ zur Grundverstärkung (das heißt minimale Einstellung der TGC) dar. Steht anstelle der absoluten Verstärkung nur ein dem TGC-Verlauf entsprechendes Signal zur Verfügung, muss eine Kalibrierung erfolgen. Entscheidend ist die Untersuchung, ob diese Kalibrierkurve frequenzabhängig ist und ab welcher Signalgröße es zu einer Übersteuerung der TGC kommt. Eine starke Frequenzabhängigkeit der Verstärkung selbst ist bei den aktuell verwendeten Verstärkern sehr unwahrscheinlich und würde unter dem lauffzeit-unabhängigen Vorfaktor  $K_{TGC}(f)$  erfasst.

#### 6.1.1 TGC-Kalibrierung durch Verwendung eines zweiten Wandlers

Prinzipiell ist es möglich, die Verstärkung des Gerätes zu ermitteln, indem man den Schallstrahl des Wandlers im Wasserbad auf einen ebenen Reflektor richtet und die Größe des Reflexionssignals in Abhängigkeit von der Einstellung der TGC bestimmt. Dabei geht das elektroakustische Übertragungsverhalten des B-Bild-Wandlers sowohl beim Senden als auch beim Empfangen in die Messung mit ein. Zudem lässt sich die Größe des Echos nur durch den Reflexionsfaktor des Reflektors variieren, wenn, wie zu Beginn dieses Kapitels erwähnt, die Ausgangsintensität des Wandlers konstant bleiben soll.

Genauere Messungen sind mit einem zweiten Wandler (unfokussierter Einzelelementwandler) möglich. Dieser wird mit Hilfe eines programmierbaren Generators mit regelbarer Ausgangsspannung betrieben. Er befindet sich in unterschiedlichen Entfernungen (entsprechend der einzelnen TGC-Bereiche) vom B-Bild-Scanner und ist senkrecht auf die mittleren Elementgruppen gerichtet. Zwischen beiden Wandlern unterdrückt eine schwach dämpfende Vorlaufstrecke Mehrfachreflexionen. Die Anregung des zweiten Wandlers erfolgt zeitlich abgestimmt zu dem vom B-Bild-System abgeleiteten Triggersignal oder zum Sendepuls der vorhergehenden Scanlinie des B-Bild-Wandlers.

Durch die Verwendung von Einzelelementwandlern verschiedener Mittenfrequenzen und die variable Ausgangsspannung am Generator garantiert dieses Vorgehen eine sehr differenzierte Untersuchung der Frequenzabhängigkeit der TGC und der Verstärkerdynamik. Bei Verwendung eines Tonbursts der Länge einer übertragenen Scanlinie kann durch Modulation der TGC ein Abgleich der Anfangspunkte von Scanlinie und TGC-Signal durchgeführt werden. Dieser Abgleich ist notwendig, wenn die TGC den Zeitbereich ausblendet, in dem der Anregeimpuls am Wandler anliegt.

#### 6.1.2 TGC-Kalibrierung mit Hilfe eines Streuphantoms

Eine einfachere Möglichkeit, die sich gut zur Konstanzprüfung der TGC eignet, beruht auf der Verwendung der Rückstreusignale von geeigneten Streuphantomen (Abschnitt 6.3). Diese müssen eine räumlich zufällige und gleichförmig dichte Verteilung von Streuern beinhalten. Eines der Phantome sollte eine

genügend große Rückstreuung aufweisen, um die Übersteuerung der TGC zu erreichen. Es werden in verschiedenen Tiefen Bereiche mit relativ konstanter maximaler Rückstreuamplitude gesucht und in diesen der Mittelwert des gleichgerichteten Hochfrequenzsignals als Funktion der TGC-Einstellung berechnet. Mit diesem Verfahren sind die Kalibrierkurve und die Grenze der Verstärkerlinearität (Übersteuerung) bestimmbar. Die Frequenzabhängigkeit der Verstärkerdynamik lässt sich durch die Auswertung der Rückstreupektren anstelle der gleichgerichteten, gemittelten Echosignale überprüfen.

### 6.1.3 TGC-Korrektur für das analoge System

Im Gerät steht ein Messpunkt zur Verfügung, an dem eine dem zeitlichen Verlauf der TGC proportionale Spannung anliegt. Dieses Signal wird abgeleitet und als letzte Linie eines übertragenen B-Bildes gespeichert. Die Kalibrierung der Verstärkung aus den TGC-Daten erfolgt mit dem Verfahren eines zweiten Wandlers. Die Messungen umfassen den Bereich von 4,5 MHz - 9,5 MHz in Abständen von 1 MHz, jeweils bis zur Übersteuerung des Verstärkers. Die Verstärkung der am Gerät wählbaren TGC liegt im Bereich zwischen 0 dB und 33 dB. Die Verstärkerdynamik erweist sich im angegebenen Frequenzbereich als frequenzunabhängig und im Pegelmaß Dezibel annähernd linear zu dem zur Verfügung stehenden Spannungssignal. Die Kalibrierkurve wird mit einem Polynom 5. Ordnung angepasst. Eine Übersteuerung der Verstärkung tritt erst bei Signalhöhen auf, die auch im B-Bild eine deutliche Helligkeitsübersteuerung bewirken. Übersteuerte Bereiche können im Datensatz markiert und durch eine wiederholte Hochfrequenz-Datenübernahme mit verminderter TGC ausgeschlossen werden.

### 6.1.4 TGC-Korrektur für das digitale System

Die TGC-Daten des ATL-Systems gelangen von einem Serviceport im Gerät an die serielle Schnittstelle des PC. Sie können anhand der Herstellerinformation direkt in Dezibel umgerechnet und auf die Abtastrate der Hochfrequenzdaten interpoliert werden, sodass keine Kalibrierung notwendig ist. Zusätzlich steht zu jedem Abtastpunkt ein Bit zur Verfügung, das eine Übersteuerung der A/D-Wandler anzeigt. Dieses Bit markiert bei der bildlichen Rekonstruktion direkt nach der Datenübernahme die übersteuerten Bereiche. Liegen diese in dem Bereich, der für die anschließende Analyse vorgesehen ist, erfolgt eine Wiederholung der Messung mit entsprechend variiertem TGC. Eine Überprüfung der TGC mit Hilfe eines Streuphantoms zeigt, dass eine Übersteuerung mit dem verstärkten Auftreten von Overflow-Bits im entsprechenden Bereich zusammenfällt. Die Verstärkerdynamik der TGC ist auch bei diesem Gerät frequenzunabhängig.

Nach der Kalibrierung steht für beide Systeme eine Kalibrierkurve zur Verfügung. Eine Übersteuerung der Verstärker kann während der Datenübernahme erkannt und durch eine wiederholte Messung mit veränderter Einstellung der TGC vermieden werden. Eine Frequenzabhängigkeit der Verstärkerdynamik liegt nicht vor; damit ist die jeweils ermittelte Kalibrierkurve für alle betrachteten Frequenzen gültig. Die

Verschiebung der TGC-Linie zur Hochfrequenzlinie (Ausblenden des Sendeimpulses) beträgt in beiden Systemen 2  $\mu$ s. Die erstellte Software korrigiert die TGC für beide Mess-Systeme vor der spektralen Analyse automatisch.

## 6.2 Korrektur des Schallfeldes

Nach Kapitel 5 wird eine frequenzabhängige, eindimensionale Schallfeldkorrektur in Ausbreitungsrichtung gesucht, welche die Laufzeitabhängigkeit der empfangenen Rückstreuenspektren ausgleicht. Die Bestimmung der Dämpfung durch eine Regression über die Tiefe erfordert eine möglichst vollständige Schallfeldkorrektur. Eine Messung symmetrisch zum Fokuspunkt genügt diesen Anforderungen nicht.

Das hier vorgestellte Verfahren beruht auf der Annahme, dass sich das Schallfeld in einem gewebebesimulierenden Phantom ähnlich wie im Gewebe selbst ausbildet. Dafür müssen die akustischen Parameter des Phantoms bekannt sein. Die zu berücksichtigenden Phantomeigenschaften sind die Schallgeschwindigkeit, die Dämpfung, das nichtlineare Ausbreitungsverhalten und die Streuung. Es ist zu erwarten, dass in diesem Zusammenhang besonders die Dämpfung und die Schallgeschwindigkeit des Ausbreitungsmediums die Ausbildung des Schallfeldes beeinflussen. Es werden daher Phantome verwendet, die in dieser Hinsicht an biologisches Gewebe angepasst sind. Eine Beschreibung der Phantome sowie der Messung ihrer akustischen Eigenschaften enthalten die folgenden Abschnitte.

Ein Maß für das Schallfeld ergibt sich aus den Hochfrequenzdaten einer B-Bild-Aufnahme an einem der beschriebenen Phantome. Aus diesem Datensatz berechnet man durch die Signalanalyse entsprechend des Verfahrens aus Kapitel 5 für einen Satz von Frequenzen das cepstral geglättete Spektrum für alle Torpositionen einer ROI. Dabei kommen dieselben Analyseparameter (Frequenzsatz, Torart, Torbreite, Torabstand) wie für die Messungen an biologischem Gewebe zur Anwendung. Anschließend wird der Mittelwert über die so berechneten frequenzabhängigen Scanlinien gebildet. Für jede betrachtete Frequenz steht damit ein Maß für die Signaländerung mit der Laufzeit zur Verfügung, wobei die Änderungen durch das Schallfeld und jene durch die Dämpfung überlagert sind. Da sich bei den Messungen der Wandler direkt an der Phantomoberfläche befindet, entfällt die gesonderte Betrachtung einer Vorlaufstrecke  $s_0$ . Durch die Kenntnis der akustischen Dämpfung im Phantom lässt sich nun die Schallfeldfunktion separieren.

Als Bezugspunkt dient der Wert der am nächsten zum Wandler gelegenen, auswertbaren Torposition  $s_1$  und seine Abnahme über die Tiefe anhand der bekannten Dämpfung und Schallgeschwindigkeit. Der Quotient aus dem Mittelwert der Scanlinien und dem berechneten, dämpfungsbedingten Signalabfall stellt die Schätzung für das Schallfeld bei der entsprechenden Frequenz dar. Diese Charakteristik wird geglättet und als Korrekturfunktion gespeichert. Durch Normierung beträgt der Wert der Schallfeldkorrektur bei  $s_1$  für alle Frequenzen 1.

Die Beschreibung des Schallfeldes erfolgt demnach durch die dämpfungskorrigierte Signaländerung relativ zu einem Rückstreusignal bei  $s_1$ . Da das erste auswertbare Tor nach dem zeitlichen Ausschwingen des

Wandlers liegt und als Torposition die Mitte des endlichen Tores gilt, befindet sich  $s_1$  nicht direkt auf der Wandleroberfläche. Eine Ermittlung der Schallfeldfunktion für die Strecke zwischen Wandleroberfläche und  $s_1$  (typische Werte liegen zwischen 3 mm und 5 mm) ist mit diesem Verfahren nicht möglich. Die Funktion wird hier identisch 1 gesetzt. Für die Bestimmung der Dämpfung hat das keine Auswirkungen, da bei keiner Messung ein Tor näher als  $s_1$  am Wandler liegt. Bei der Berechnung der Rückstreuung berücksichtigt man bei der Dämpfungskorrektur den gesamten Weg bis zur entsprechenden Torposition. Das heißt, von  $s_1$  wird durch Extrapolation auf einen der Messung unzugänglichen, virtuellen Wert an der Wandleroberfläche geschlossen.

Dabei sind die nachfolgend aufgeführten Vorteile dieser Schallfeldkorrektur gegenüber den anderen Verfahren festzustellen:

- Schallgeschwindigkeit und Dämpfung sind während der gesamten Schallausbreitung den Verhältnissen im Gewebe angepasst und erzeugen ein vergleichbares effektives Schallfeld. Das ist besonders bei stark fokussierenden Array-Wandlern wichtig, da hier durch die große effektive Wandleroberfläche die Interferenz von Signalen mit unterschiedlichen Ausbreitungswegen ausgenutzt wird und stellt einen großen Vorteil gegenüber Messungen im Wasserbad dar.
- Die Parameter der Spektralanalyse entsprechen denen der späteren Auswertung.
- Das Schallfeld wird durch eine Messung pro Fokuszone als Mittelwert über mehrere Scanlinien bestimmt. Bei Messungen an einzelnen Streuern müsste im Falle von Array-Wandlern durch mehrere, aufwendige Scanprozeduren sichergestellt sein, dass die gewählte Linie repräsentativ ist.
- Das Verfahren setzt bis auf die eingestellte Fokuszone keine Informationen über die Ansteuerung des Wandlers voraus, und es benutzt das real im Phantom erzeugte, effektive Schallfeld.
- Die Korrektur erfolgt bis hierher ohne die Verwendung von Gewebedaten, das heißt das Gerät steht unmittelbar nach der Korrekturmessung zur Parameteranalyse zur Verfügung.

Als Einschränkungen müssen genannt werden:

- Das Verfahren setzt die Kenntnis der Schallgeschwindigkeit und der Dämpfung der Phantome voraus. Diese Parameter erfordern ein zusätzliches Messverfahren.
- Die Phantome stellen nur eine Näherung für die Ausbreitungsbedingungen in biologischem Gewebe dar und können diese nicht vollständig nachbilden.

Die Messung der Dämpfung der Phantome erfolgt mit einem Transmissionsverfahren (Abschnitt 6.4). Da die verwendeten Phantome sich in ihren akustischen Eigenschaften als über mehrere Jahre stabil erwiesen haben, braucht die Transmissionsmessung nicht für jede Messung zur Erstellung einer Schallfeldkorrektur wiederholt zu werden. Die Anpassung der Ausbreitungsbedingungen an die Verhältnisse im biologischen Gewebe ist nicht ideal, aber besser als im Wasserbad. Die ausschließliche Verwendung von in vivo Daten zur Schallfeldkorrektur hat, wie unter 3.3.5 erläutert, andere Nachteile.

Obwohl die Parameterbestimmung mit einer derartigen Schallfeldkorrektur bei Messungen in Phantomen sehr gute Ergebnisse zeigt, ergeben sich beim Vergleich der Schallfeldverläufe in gesunden Hoden mit denen in Phantomen Abweichungen. Diese treten besonders bei der Einstellung wandlernaher Fokuszonen auf. Es verbleibt in diesen Fällen eine Tiefenabhängigkeit der Signale auch nach der Schallfeldkorrektur, wobei die Abweichungen systematisch und bei Betrachtung derselben Fokuszone für mehrere Patienten identisch sind. Eine Verbesserung der Schallfeldkorrektur erzielt man, wenn diese Abweichungen gespeichert werden und für die Parameterbestimmung am Hoden als Nachkorrektur dienen. Eine Änderung in der berechneten Dämpfung ergibt sich in den Fällen, in denen die ROI in Ausbreitungsrichtung die zur Dämpfungsbestimmung erforderliche Mindestgröße nur knapp überschreitet. Die Tiefenabhängigkeit des relativen Rückstreuoeffizienten kleinerer ROI verringert sich durch die Nachkorrektur deutlich. Die Verwendung einiger weniger Messungen an Normalgewebe passt die Schallfeldkorrektur gut an die in vivo Messung an, ohne dass eine umfangreiche Reihe von Voruntersuchungen erforderlich wäre, wie zum Beispiel bei ausschließlicher Korrektur anhand von in vivo Daten. Näheres dazu folgt in Kapitel 7.

### 6.3 Gewebeähnliche Phantome

Zur experimentellen Bestimmung der Schallfeldfunktion wurden zwei gewebeähnliche Phantome hergestellt. Diese bestehen aus dem Grundmaterial Agar-Agar, einem Gel-bildenden Heteropolysaccharid aus der Zellwand von Rotalgen [14]. Dämpfung, Rückstreuung und Schallgeschwindigkeit können durch Zugabe geeigneter Stoffe in die geschmolzene Masse verändert und den Vorgaben angepasst werden. Das erste Phantom (P4) enthält neben Isopropanol zur Konservierung Graphit einer Korngröße  $36\ \mu\text{m}$  -  $45\ \mu\text{m}$ . Dabei erzeugt das Graphit eine frequenzabhängige Dämpfung und zugleich eine Rückstreuung, wobei beide Parameter mit dem Gewichtsanteil des Graphits steigen. Da bei einer Konzentration von Graphit, die eine Dämpfung entsprechend des Standardwertes für normal vaskularisiertes Weichgewebe ( $0,5\ \text{dB}/[\text{MHz cm}]$ ) erzeugt, bereits eine für die Datenaufnahme ausreichende Rückstreuung entsteht, ist die Zugabe von zusätzlichen Streuern nicht notwendig.

Das Material des zweiten Phantoms (PIEC) entspricht der Empfehlung der IEC für gewebeähnliches Phantommaterial in einem Doppler-Phantom [40]. Im Basismaterial Agar befinden sich hier Aluminiumoxid verschiedener Korngröße ( $0,3\ \mu\text{m}$  und  $3\ \mu\text{m}$ ) und Siliciumcarbid ( $23\ \mu\text{m}$ ). Eine Erhöhung der Schallgeschwindigkeit kann durch Zugabe von Glycerol erreicht werden.

### 6.4 Transmissionsmessungen an Phantomen

Das Verfahren zur Schallfeldkorrektur aus Abschnitt 6.2 setzt die Kenntnis der Dämpfung und der Schallgeschwindigkeit in den Phantomen voraus. Diese lassen sich mit einem Transmissionsverfahren unabhängig vom Puls-Echo-System messen. Derartige Messungen basieren auf dem Absorptionsgesetz [60, 79, 99]

$$A_{\text{Probe}}(f) = A_0(f) e^{-\alpha(f)s} \quad (6-1)$$

Da  $A_0(f)$  experimentell schwer zugänglich ist, erfolgt die Messung relativ zur Übertragung in Wasser. Der Messaufbau besteht prinzipiell aus einem ausgerichteten Paar von Sende- und Empfangswandler im Wasserbad. Die gesuchte Dämpfung  $\alpha$  erhält man aus dem Vergleich der Messungen mit ( $A_{\text{Probe}}$ ) und ohne ( $A_{\text{Wasser}}$ ) Phantommaterial im Strahlengang. Die Länge des Schallweges im Probekörper ist  $s$ . Beide Wandler müssen sich in konstantem Abstand befinden, um einen Einfluss des Schallfeldes auf die Messung auszuschließen. Treten Schallgeschwindigkeitsunterschiede zwischen Wasser und Testmedium auf, so entsteht ein systematischer Fehler [99]. Dieser wird minimiert, wenn sich der Empfänger in einer genügend großen Entfernung vom Sender befindet, sodass das Schallfeld nur noch schwach abklingt. Eine Modifikation des Aufbaus besteht darin, dass nur ein Wandler verwendet und das Reflexionsecho eines hinter dem Testkörper positionierten ebenen Reflektors aufgenommen wird [79, 98, 99]. Eine vereinfachte Formel zur Bestimmung der Dämpfung lautet für das Zweiwandlersystem (bei Reflektormessung beträgt der Schallweg im Objekt  $2s$ ):

$$\alpha(f) = -\frac{1}{s} \ln \left[ \frac{A_{\text{Probe}}(f)}{A_{\text{Wasser}}(f)} \right] \quad (6-2)$$

Ein grundsätzlicher experimenteller Aufbau für eine Transmissionsmessung findet sich in [60], eine erweiterte und exakte Beschreibung der Vorgehensweise in [61]. Beide Arbeiten dienen häufig als Referenz für das Substitutionsverfahren zur Dämpfungsbestimmung. Betrachtet man den gesamten Übertragungsvorgang, so sind in (6-2) zwei Aspekte vernachlässigt worden. Einerseits wird die Dämpfung bei einem Substitutionsverfahren relativ zur Dämpfung im Wasser gemessen. Letztere ist im Vergleich zur Dämpfung im Gewebe gering, aber zum Quadrat der Frequenz proportional ( $2,17 \cdot 10^{-3} \text{ dB MHz}^{-2} \text{ cm}^{-1}$  bei  $20 \text{ }^\circ\text{C}$ , [12]). Andererseits findet an den Grenzflächen von Wasser und Testkörper Reflexion statt, sofern beide Medien in ihrer akustischen Impedanz voneinander abweichen. Diese Reflexionen führen zu einer größeren Signalabnahme bei der Messung durch den Testkörper, als durch die Dämpfung verursacht. Die Größe dieser Abweichung im Vergleich zur berechneten Dämpfung hängt neben dem Transmissionsfaktor von der Länge des Testkörpers ab. Die exakte Formel für das Zweiwandlersystem lautet:

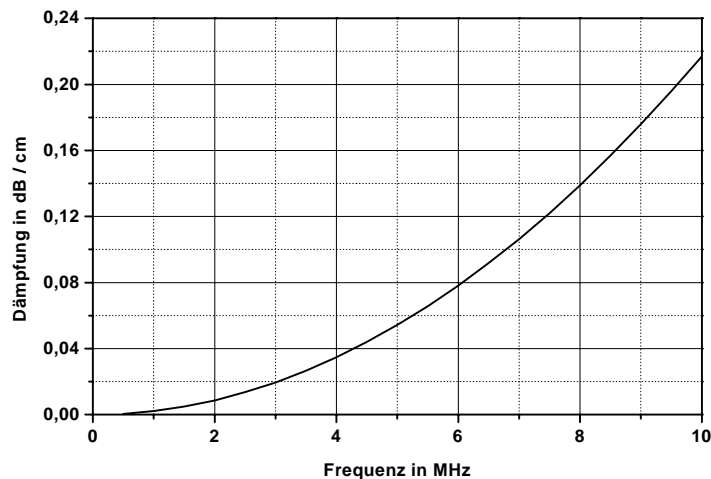
$$\alpha_{\text{Probe}}(f) = \alpha_{\text{Wasser}}(f) + \frac{1}{s_{\text{Probe}}} \left[ \ln(1 - R_{\text{Wasser/Probe}}^2) - \ln \left( \frac{A_{\text{Probe}}(f)}{A_{\text{Wasser}}(f)} \right) \right] \quad (6-3)$$

$\alpha$  ist der Dämpfungskoeffizient im Medium,  $s_{\text{Probe}}$  der Schallweg in der Probe,  $R_{\text{Wasser/Probe}}$  der Reflexionskoeffizient des Schalldruckes für die Grenzfläche Wasser/Probe bei Eindringen der Welle in die Probe ( $R_{\text{Wasser/Probe}} = -R_{\text{Probe/Wasser}}$ ) und  $A(f)$  das Wandlersignal (ohne bzw. mit Probe im Schallweg).

Im Folgenden wird abgeschätzt, ob die Näherungen für Transmissionsmessungen an gewebeähnlichen Phantomen im Frequenzbereich bis 10 MHz anwendbar sind.



Abbildung 6/1 zeigt die Dämpfung in Wasser bis 10 MHz, um die der berechnete Dämpfungswert ergänzt werden müsste. Bei einer Dämpfung des Probekörpers von etwa 0,5 dB/(MHz cm) beträgt die Dämpfung in Wasser bei 10 MHz etwa 4% der gesamten Dämpfung. Auf die Korrektur sollte bei genauen Messungen nicht verzichtet werden.



**Abb. 6/1**  
Dämpfung in Wasser bei 20°C

Die Abschätzung des an Gewebeproben im Wasserbad zu erwartenden Transmissionskoeffizienten bezieht sich auf die in [12] angegebenen Größenbereiche physikalischer Parameter in biologischen Proben. Die Schallgeschwindigkeit in Weichgeweben (mit Ausnahme von Fett) ist etwas größer als in Wasser (1485 m/s bei 23°C, [11]). Typische Werte in vivo liegen zwischen 1550 m/s und 1600 m/s. Die Temperaturabhängigkeit der Schallgeschwindigkeit ist im Bereich zwischen Raumtemperatur und Körpertemperatur für Wasser und biologisches Weichgewebe vergleichbar, sodass eine Schallgeschwindigkeitszunahme bis etwa 5 % für Gewebeproben gegenüber Wasser angenommen werden kann. Die Dichte nimmt (mit Ausnahme von Fett) ebenfalls um etwa 5 % im Vergleich mit Wasser zu. Demnach ergibt sich für den Reflexionskoeffizienten:

$$R_{\text{Wasser/Probe}} = \frac{Z_2 - Z_1}{Z_1 + Z_2} \quad (6-4)$$

mit den akustischen Impedanzen

$$Z_1 = c_{\text{Wasser}} \rho_{\text{Wasser}} \quad (6-5)$$

$$Z_2 = c_{\text{Probe}} \rho_{\text{Probe}} = c_{\text{Wasser}} (1+x) \rho_{\text{Wasser}} (1+y) \quad (6-6)$$

Dabei sind x und y positiv und in der Größenordnung 5 %, das heißt  $x, y \ll 1$ . Aus

$$R_{\text{Wasser/Probe}} = \frac{c_{\text{Wasser}} (1+x) \varrho_{\text{Wasser}} (1+y) - c_{\text{Wasser}} \varrho_{\text{Wasser}}}{c_{\text{Wasser}} (1+x) \varrho_{\text{Wasser}} (1+y) + c_{\text{Wasser}} \varrho_{\text{Wasser}}} \quad (6-7)$$

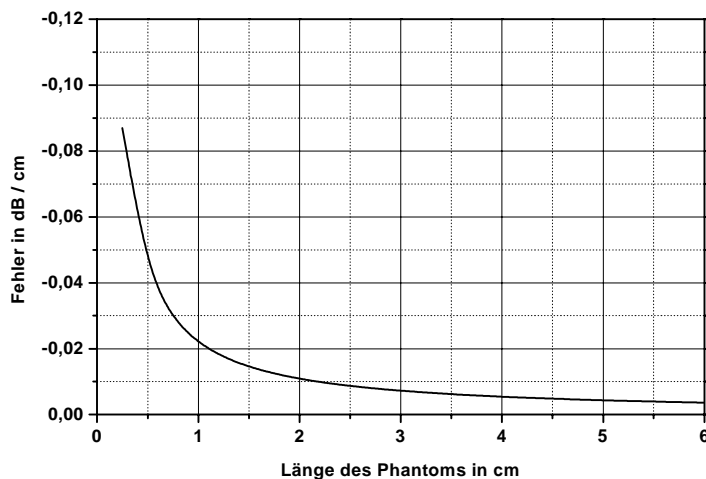
folgt

$$R_{\text{Wasser/Probe}} = \frac{x+y+xy}{2+x+y+xy} \quad (6-8)$$

Da  $xy \ll (x+y)$  und  $(x+y+xy) \ll 2$  lässt sich T wie folgt abschätzen:

$$R_{\text{Wasser/Probe}} \approx 0,5 (x+y) \quad (6-9)$$

Das heißt, bei Gewebeproben im Wasserbad ist ein Reflexionskoeffizient von bis zu 5 % Prozent realistisch. Für gewebeähnliche Phantome, die in Dichte und Schallgeschwindigkeit mit Gewebe übereinstimmen, gilt dieselbe Abschätzung.



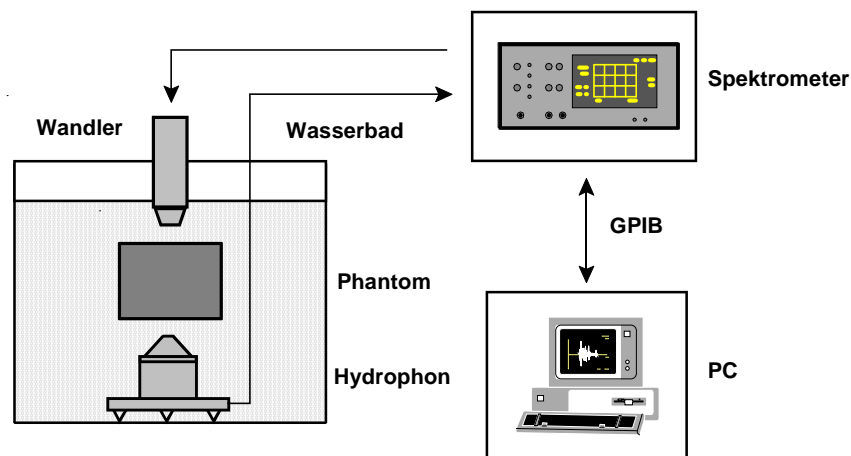
**Abb. 6/2**  
Fehler bei der Dämpfungsbestimmung durch Vernachlässigung der Reflexion (5 %) an den Grenzflächen Probe/Wasser

In Abbildung 6/2 ist der Signalverlust durch einen Reflexionskoeffizienten von 5 % dargestellt, der ohne Korrektur der Dämpfung zugeordnet wird. Dabei sind Schallwege von 0,25 cm - 6 cm dargestellt, da diese in die Größe des Fehlers eingehen. Bei Proben mit einer Dämpfung von etwa 0,5 dB/(MHz cm) beträgt die Dämpfung bei 4 MHz (untere Grenze des in dieser Arbeit verwendeten Frequenzbereiches) 2 dB/cm. Bei allen in Transmission vermessenen Phantomen beträgt der Schallweg in der Probe mindestens 5 cm, und der Reflexionskoeffizient ist kleiner als 5 %. Der Fehler der Dämpfungsbestimmung ist kleiner als 0,2 %, daher kann auf die Korrektur der Reflexion verzichtet werden.

Das Substitutionsverfahren nach Madsen wird für die vorliegende Arbeit modifiziert. Da ein Phantom von etwa 5 cm Länge für die Messungen im Vergleich zur Anwendung am humanen Hoden in vivo ausreichend ist, erfolgt die Transmissionsmessung am Phantom selbst und nicht an zusätzlich hergestellten Testkörpern desselben Materials. Dadurch sind Abweichungen im Phantommaterial durch unterschiedliche

Präparation ausgeschlossen. Weiterhin dient ein breitbandiges Spitzenhydrophon mit einem effektiven Sensor aus einer piezoelektrischen Folie anstelle des schmalbandigen Keramikwandler als Empfänger. Ein derartiges Hydrophon mit einem effektiven Sensordurchmesser von 0,5 mm ist im Gegensatz zu einem größeren Empfänger in der Lage, bereits außerhalb der einfachen Nahfeldlänge zuverlässige Messungen des Schalldruckes zu garantieren [74, 87]. Der Vorteil eines Spitzenhydrophons gegenüber einem Keramikwandler liegt vor allem in der kleineren Sensorabmessung bei hoher Empfindlichkeit. Hydrophone und Keramikwandler sind phasempfindliche Sensoren, deren Signal als Integral über die gesamte Empfängerfläche zu einem Zeitpunkt entsteht. Ist der Sensor größer als der Durchmesser des Schallbündels (6-dB-Breite des maximalen Schalldruckes), so wird über Signale mit unterschiedlicher Phasenlage integriert. Dieser Wert kann erheblich vom Schalldruck in der Mitte des Schallbündels abweichen und zu verfälschten Transmissionsmessungen führen, wenn es zusätzlich durch den Testkörper zu Phasenänderungen im Schallfeld (phase-cancellation [84]) kommt.

Um Fehler aufgrund einer Schallfeldänderung durch den Testkörper zu minimieren, dienen als Sender nichtfokussierende Kreiskolbenwandler, und der Empfänger ist zwischen einfacher und doppelter Nahfeldlänge positioniert. In diesem Bereich ist bei Verwendung eines Spitzenhydrophons nicht mehr mit Phasenauslöschung auf der Sensoroberfläche zu rechnen. Bei entsprechend breitbandigen Sendern genügt ein Satz von 4 verschiedenen Sendewandlern, um den Bereich von 1 MHz - 10 MHz abzudecken.



**Abb. 6/3**  
Messaufbau zur Transmissionsmessung der Dämpfung

Eine Einschränkung des Umfangs der durchzuführenden Messungen bei hoher Frequenzauflösung gelingt durch den Einsatz der Time-Delay-Spektrometrie [19, 53, 55, 58]. Dabei betreibt der Mitlaufgenerator eines Spektrometers den Sender mit Bursts mit kontinuierlich ansteigender Frequenz. Das Hydrophonsignal liegt mit einer der Schall-Laufzeit entsprechenden Frequenzverschiebung an, die am Spektrometer korrigiert wird. Dadurch steht für jede Messung die komplette Bandbreite des Senders zur Verfügung. Der entsprechende Versuchsaufbau ist in Abbildung 6/3 dargestellt.

Tabelle 6/1 enthält die physikalischen Parameter beider Phantome bei Raumtemperatur (23°C). Der Transmissionskoeffizient T der Phantomoberfläche bei senkrechtem Einfall des Ultraschalls in Wasser wurde sowohl aus Dichte und Schallgeschwindigkeit berechnet als auch experimentell aus dem Reflexionskoeffizienten relativ zu einem ebenen Stahlreflektor ( $T_{\text{Stahl}} = 11,8 \%$ ) bei 7 MHz bestimmt.

**Tabelle 6/1:** Parameter der Phantome

Bezeichnung	$\rho$ [g/cm <sup>3</sup> ]	c [m/s]	$\alpha$ bei 7 MHz [dB/cm]	T, berechnet [ %]	T, experimentell [ %]
P4	1,023 ± 0,002	1510 ± 15	4,2 ± 0,2	98,2 ± 0,5	98,0 ± 1,0
PIEC	1,045 ± 0,002	1540 ± 15	3,6 ± 0,2	96,0 ± 0,5	96,8 ± 1,0

## 6.5 Elektroakustisches Übertragungsverhalten

Das elektroakustische Übertragungsverhalten folgt rechnerisch aus der Form des elektrischen Anreimpulses und einem Modell der Energieübertragung durch den Schwinger. Diese Möglichkeit findet vor allem dann Anwendung, wenn man auch das Schallfeld aufgrund eines theoretischen Modells berechnet [47]. So entfällt vollständig eine experimentelle Bestimmung der Systemeigenschaften, die immer auch Fehlerquellen enthält. Andererseits weicht die reale Energieübertragung im Allgemeinen von den idealisierten Annahmen der Modellierung ab. Zudem muss eine detaillierte Bewertung bei elektronischer Fokussierung Senden und Empfang getrennt betrachten. In der Mehrzahl der Anwendungen steht jedoch nicht die exakte Bestimmung der elektroakustischen Energiewandlung im Mittelpunkt des Interesses, sondern die Gesamtheit der Sende- und Empfangsverstärkung zusammen mit der Energieübertragung. Für den Fall, dass bereits zur Schallfelduntersuchung ein experimentelles Vorgehen gewählt wurde, ermittelt man daher das elektroakustische Übertragungsverhalten üblicherweise ebenfalls experimentell, beispielsweise durch die Aufnahme des Echos eines ebenen Reflektors im Fernfeld [86] oder im Fokus [5, 82]. Das gilt auch für den Fall, dass keine tiefenabhängige Schallfeldkorrektur erfolgt und nur eine Referenz für die Beschreibung des Rückstreuverhaltens gesucht ist [15]. Hierbei muss jedoch zumeist der Unterschied zwischen Rückstreusignal und Reflexecho beachtet werden [9, 67].

Wie in Kapitel 5 erläutert, ist das elektroakustische Übertragungsverhalten experimentell nur als Kombination des Normalimpulses und des laufzeitunabhängigen Vorfaktors der Systemkorrektur  $K_{\text{sys}}(f)$  zugänglich. Bei der Gewebecharakterisierung über die Berechnung eines relativen Rückstreukoeffizienten tritt an die Stelle dieser unbekanntenen Systemeigenschaften ein Referenzspektrum für jede Kombination von B-Bild-System, Wandler und Fokuszone. Dadurch enthält dieses Referenzspektrum ebenfalls  $\tilde{A}_0(f)$  und  $K_{\text{sys}}(f)$ , wodurch diese eliminiert werden, siehe (5-6) und (5-8).

Während bei Verwendung einer internen Referenz nach Abschnitt 5.3.3 verschiedene Gewebereiche der betreffenden Messung selbst zur Normierung herangezogen werden, benötigt man für die externe Referenz ein geeignetes Vergleichsspektrum. Die Separation des laufzeitabhängigen Teils der Schallfeld-

funktion von der Dämpfung in Kapitel 5 sowie das daraus abgeleitete Korrekturverfahren für das Schallfeld sind nur zulässig, wenn sich die Analyse auf die Schallausbreitung in biologischem Gewebe oder gewebeähnlichen Materialien beschränkt. Demzufolge ist bei der spektralen Normierung ein streuendes Medium einem ebenen Reflektor vorzuziehen. Das gilt besonders dann, wenn bei starker Fokussierung aufgrund des zur Dämpfungsbestimmung notwendigen Tiefenbereiches auch Signale außerhalb des eigentlichen Fokuspunktes in die Berechnung eingehen. Konsequenterweise ist es, das Referenzspektrum aus den Messungen zur Schallfeldkorrektur zu bestimmen. Als Referenz dient daher das dämpfungskorrigierte Rückstreupektrum einer ROI in Phantom P4. Die Berechnung entspricht dem Ablauf aus Abschnitt 5.4.2 ohne die Bildung des relativen Wertes nach (5-8). Abschließend wird der Mittelwert der dämpfungskorrigierten Spektren aller Scanlinien und Torpositionen gebildet.

Nach Abschnitt 6.2 liegt die erste der Auswertung zugängliche Torposition  $s_1$  nicht direkt an der Wandleroberfläche. Weil in die Dämpfungskorrektur der gesamte Weg vom Wandler bis zur entsprechenden Torposition eingeht, entspricht das Referenzspektrum, wie auch die später berechneten relativen Rückstreukoeffizienten, der Extrapolation des Mittelwertes der ROI auf die Wandleroberfläche.

Die spektrale Normierung auf das Rückstreusignal eines Phantoms erschwert die Bewertung eines Absolutwertes für den Rückstreukoeffizienten, die bei der Verwendung eines Reflexechos mit bekanntem Reflexionsfaktor zunächst einfacher erscheint. Die Problematik liegt jedoch bereits in der Messaufgabe. Wie bereits in Abschnitt 2.1 erwähnt, beschreibt der Absolutwert des Rückstreukoeffizienten die unter einem Winkel von  $180^\circ$  gestreute Intensität normiert auf ein Einheitsvolumen. Bei Messungen mit B-Bild-Systemen in vivo am Hoden sind die dafür notwendigen Bedingungen, wie weit vom Wandler entfernte Beobachtungspunkte sowie ein enger Winkelbereich beim Empfang nicht erfüllt. Das einem Zeittor fester Länge zugeordnete Streuvolumen ändert sich mit der Entfernung vom Wandler und ist ohne genaue Kenntnis des Fokussierungsalgorithmus unbekannt.

Diese Einschränkungen verhindern eine direkte Übertragung von Reflektormessungen auf die spektrale Normierung und erschweren die quantitative Berechnung des Rückstreukoeffizienten allgemein. Selbst beim Vergleich von Labormessungen an Probekörpern kommt es zu erheblichen Unterschieden in den ermittelten Werten des Rückstreukoeffizienten [59]. Da zudem in vivo die Signaländerungen in der Vorlaufstrecke zu berücksichtigen sind, bleibt es letztendlich fraglich, ob ein Absolutwert mit befriedigender Zuverlässigkeit zu bestimmen ist und ob dieser einen relevanten Informationsgewinn darstellt. Die zur Gewebecharakterisierung nutzbaren Informationen sind auch im relativen Rückstreukoeffizienten enthalten. Das sind die Unterschiede in der Größe und in der Frequenzabhängigkeit der Rückstreuung zwischen pathologisch verändertem und Normalgewebe.

Das bedeutet jedoch nicht, dass keine spektrale Normierung notwendig wäre. Ohne Normierung sind selbst Messungen an einem Gerät nicht mehr vergleichbar, denn schon verschiedene Fokuszonen eines Wandlers können durch geräteinternen Einsatz von Filtern unterschiedliche Werte für  $\tilde{A}_0(f)$  und  $K_{sys}(f)$  aufweisen. Die Forderung der Geräteunabhängigkeit der Parameterbestimmung ist bei dem hier vorgestellten Analyseverfahren einschließlich der Schallfeldkorrektur am besten bei Verwendung eines Phantoms zur Normierung erfüllt. Ideal ist es in diesem Zusammenhang, wenn sowohl Schallfeldkorrektur als auch Normierung am selben Material erfolgen.