

5 Ein Verfahren zur Bestimmung der frequenzabhängigen Dämpfung und des frequenzabhängigen relativen Rückstreukoeffizienten

Verfahren zur Ultraschall-Gewebecharakterisierung innerhalb weitgehend gleichmäßig echogener Organe basieren auf der Voraussetzung, dass die vom Wandler registrierten Echos vorwiegend durch Rückstreuung an im Verhältnis zur Wellenlänge kleinen Partikeln entstehen. Diese Partikel bestehen aus Zellgruppen, Zellen und Zellbestandteilen. Die gestreuten Ultraschallwellen enthalten Informationen über die Dämpfung und die Rückstreuung im untersuchten Gewebe. Den Erläuterungen in den Kapiteln 2 und 3 folgend ist die Berechnung von akustischen Gewebeparametern aus in vivo gemessenen Hochfrequenzsignalen jedoch stets in engem Zusammenhang mit den Übertragungseigenschaften des Mess-Systems zu sehen.

In diesem Kapitel wird, ausgehend von einer formalen Beschreibung der Signalübertragungskette, ein Verfahren zur quantitativen Bestimmung der frequenzabhängigen Parameter Dämpfung und relativer Rückstreukoeffizient vorgestellt. Das Verfahren berücksichtigt für den Fall der Messung in vivo am Hoden die wesentlichen Signalanteile und hat eine zuverlässige und geräteunabhängige Analyse zum Ziel. Das Kapitel enthält Aussagen über die zu erwartenden statistischen Fehler der berechneten Parameter. Weiterhin wird die Kombination der beiden bestimmten Parameter zu einer bildlichen Darstellung beschrieben. Grundlage des Verfahrens ist die Annahme, dass die in Kapitel 6 gezeigten Verfahren zur Korrektur der Systemeigenschaften zu einer geräteunabhängigen Analyse führen.

5.1 Modell des Signalverlaufs

Von der Erzeugung eines Ultraschallpulses bis zur Registrierung eines Echos wird die folgende Kette von Vorgängen durchlaufen:

Senden → Ausbreitung → Rückstreuung → Ausbreitung → Empfang

Obwohl die gesuchten Gewebeeigenschaften Signaländerungen während der Ausbreitung und durch die Rückstreuung verursachen, sind sie einer direkten Messung nicht zugänglich, da das Mess-System selbst ebenfalls das Signal verändert. Diese primär durch die Eigenschaften des Gerätes verursachte, systemabhängige Filterung kann wiederum durch die akustischen Parameter des Gewebes verändert werden. Die Modellierung der Signalentstehung muss daher eine Betrachtung des Gesamtsystems enthalten, die in Hinblick auf eine praktische Nutzung zur Gewebeanalyse eine Trennung von System- und Gewebeeigenschaften ermöglicht.

Das verwendete Analyseverfahren gehört in die Gruppe der Multi-Narrow-Band-Verfahren (MNB) (siehe Abschnitt 3.2). Die folgende Betrachtung enthält die Darstellung der Signalübertragung im Frequenzraum, das heißt die Echos sind im Zeitbereich mit einer geeigneten Torfunktion multipliziert und einer diskreten

Fouriertransformation unterzogen worden. Die Wahl der Fensterfunktion hat Auswirkungen auf die im Spektrum entstehenden Nebenmaxima und sollte diese weitgehend unterdrücken, um das Signal-Rausch-Verhältnis der Spektren zu verbessern. Da Gauß-Tore keine Nebenmaxima aufweisen, dienen sie in dieser Arbeit als Zeitfenster. Die Fourier-Transformierte eines Gauß-Tores ist wieder eine Gauß-Funktion und wird im Frequenzraum mit dem Spektrum des Echosignals gefaltet [18, 43]. Die Auswirkung dieser Faltung auf die bestimmten Parameter ist für verschiedene Torfunktionen von einer Reihe von Autoren untersucht worden. Bei geeigneter Wahl des Typs (entweder Hammig-, Hanning- oder Gauß-Tor) und der Torlänge (doppelte Pulslänge) ist der Einfluss der Torfunktion auf das Spektrum zu vernachlässigen [15, 34, 41, 49, 82]. Der geringste Einfluss entsteht bei einer Analyse mit unveränderten Torfunktionen. Demzufolge sind die Parameter der Tore für jeden einzelnen Wandler sowohl bei den in vivo Messungen als auch bei den Messungen an Phantomen konstant. Unter der Annahme einer konstanten und bekannten Schallgeschwindigkeit wird das Spektrum einem Ort s in der Mitte des Tores zugeordnet.

Zunächst erfolgt eine Erweiterung der formalen Darstellung der Signalübertragung in Kapitel 2 Gleichung (2-36) um die Vorlaufstrecke. Die folgenden Gleichungen sind als Darstellung der dem Schalldruck entsprechenden elektrischen Signale zu verstehen. In der Literatur zur Ultraschall- Gewebecharakterisierung ist es üblich, die Dämpfung als die des Schalldruckes, den Rückstreukoeffizienten jedoch als Intensitätsmaß, das heißt proportional zum Quadrat des Schalldruckes anzugeben. In den folgenden Gleichungen charakterisiert eine Amplituden-Rückstreuungsfunktion die Rückstreuung. Es wird in den anschließenden Abschnitten gezeigt, dass eine Quantifizierung der Rückstreuung in vivo am zuverlässigsten als relativer Wert im Vergleich zu einem Referenzmedium gelingt. Da weiterhin die Angabe im logarithmischen Pegelmaß Dezibel erfolgt, sind die quantitativen Aussagen zur relativen Änderung der Rückstreuung gleich, unabhängig davon, ob von den Druck- oder den Intensitätssignalen ausgegangen wird. Die Umrechnung in Dezibel enthält den Vorfaktor 20 bei Druckamplituden anstelle des Faktors 10 bei Intensitätsangaben. Um Verwechslungen zu vermeiden, enthalten die folgenden Gleichungen die Bezeichnung RRK für die Amplitudenrückstreuung im Gegensatz zu σ_{bsc} für den in Kapitel 2 betrachteten Rückstreukoeffizienten bezüglich der Intensität.

Für das vom Wandler empfangene Rückstreusignal $A(s,f)$ eines beschallten Probenvolumens in der Tiefe $s \geq s_0$ mit $A_0(f)$ als Spektrum des (elektrischen) Sendepulses des Wandlers soll gelten:

$$A(s,f) = A_0(f) W_S(f) W_E(f) T_0^2 e^{-2\alpha_0(f)s_0} D(s,f) H(s,f) E(s,f) V_{\text{TGC}}(s,f) \quad . \quad (5-1)$$

Dabei beschreibt s den Weg, f die Frequenz, T_0 den Transmissionskoeffizienten der Grenzfläche Koppelmedium/Untersuchungsmedium, α_0 und s_0 Dämpfung und Länge der Vorlaufstrecke (die Vorlaufstrecke ist der Bereich zwischen Wandler und zu untersuchender Region, in vivo mindestens die Haut). Weiter sind H die Probenfunktion, V_{TGC} der Wert für die tiefenabhängige Empfangsverstärkung (Erläuterungen zur TGC in Abschnitt 6.1), D die Schallfeldcharakteristik beim Senden, E die Schallfeldcharakteristik beim Empfang. A bezeichnet die elektrischen Signale, die durch die elektroakustische Wandlung beim Senden (W_S) und beim Empfang (W_E) mit dem entsprechenden Ultraschall-Druckimpuls

zusammenhängen. Hält man die Sendeintensität des Gerätes konstant, bleibt der Ausgangsimpuls für jede einzelne Fokuszone unverändert. Daher stellt

$$\tilde{A}_0(f) = W_S(f) W_E(f) A_0(f) \quad (5-2)$$

das Spektrum des Impulses dar, der vom Gerät gesendet und nach idealisiert verlustfreier Übertragung unverändert wieder empfangen werden würde. Zur Vollständigkeit soll \tilde{A}_0 auch den Transmissionskoeffizienten der Grenzfläche Wandler/Koppelmedium enthalten. Da stets mit dem Koppelgel gemessen wird, kann diese Größe den Systemeigenschaften zugeordnet werden. \tilde{A}_0 ist als ein Maß für das elektroakustische Übertragungsverhalten des B-Bild-Systems zu verstehen.

Neben den Hochfrequenzsignalen sollte ein der TGC entsprechendes Signal verfügbar sein. Anhand dieses Signals wird die TGC unabhängig von der restlichen Signalübertragung kalibriert und vor der Signalanalyse korrigiert (siehe Abschnitt 6.1). Die Kalibrierung muss die Tiefenabhängigkeit der Verstärkung umfassen und beinhaltet die Bestimmung des Zusammenhanges zwischen dem TGC-Signal und der Verstärkerdynamik sowie eine eventuelle Frequenzabhängigkeit des Dynamikbereiches. Der Absolutwert der Verstärkung ergibt sich durch Multiplikation der auf die Grundverstärkung normierten Tiefenabhängigkeit mit einem konstanten Faktor $K_{TGC}(f)$. Nach der TGC-Korrektur muss nur noch $K_{TGC}(f)$ berücksichtigt werden.

Das Sendeschallfeld D stellt die 3-dimensionale Druckverteilung in Schallausbreitungsrichtung dar, die durch Beugung des Sendeimpulses an der räumlich begrenzten Wandlerkeramik entsteht. Während des Empfangsmodus trifft das von einem Punkt im Medium ausgehende Echo wieder auf den Wandler und erzeugt dort ein elektrisches Signal.

Die von einem Einzelstreuer verursachte, auf den Wandler zulaufende Ultraschallwelle zeigt eine Richtcharakteristik, die durch die Art und die Größe des Streuers festgelegt ist. Real muss jedoch stets ein Volumenelement anstelle des Einzelstreuers betrachtet werden. Das Volumenelement, welches die Rückstreuung erzeugt, wird durch das laterale und axiale Auflösungsvermögen des B-Bild-Systems festgelegt. Beide liegen im Bereich weniger Millimeter, das heißt bei Annahme von Streuern kleiner als die Wellenlänge ist das minimal aufgelöste Streuvolumen deutlich größer als das der Einzelstreuer. In biologischem Gewebe liegen die Streuer zudem so dicht, dass sich stets mehrere Streuer in diesem Volumenelement befinden. Sind die Streuer räumlich zufällig angeordnet, so addieren sich ihre Rückstreuintensitäten. Damit wirkt dieses minimal auflösbare Volumenelement als Echoquelle mit einer Superposition der eingeschlossenen Streuer.

In zwei Medien mit ähnlichen Rückstreueigenschaften sind diese Volumenelemente Ausgangspunkt von in Frequenzabhängigkeit und Richtfunktion vergleichbaren Echos. Stimmen die Medien zusätzlich in der Dämpfung überein, so breiten sich die Wellen vom Wandler zur Echoquelle und zurück in derselben Art und Weise aus. Wenn ein gewebeähnliches Phantom die Eigenschaften biologischen Gewebes in geeigneter Weise nachbildet, so beschreibt (5-1) die Signalentstehung im Gewebe und im Phantom vollständig und ohne weitere Korrekturen. Die Schallfeldfunktionen können folglich von den übrigen Übertragungs-

funktionen getrennt betrachtet werden. Daraus ergibt sich ein experimentelles Verfahren zur Schallfeldkorrektur (siehe Kapitel 6).

Weiterhin lassen sich auf dieser Grundlage die beiden Schallfeldfunktionen D und E zusammenfassen. Die resultierende Schallfeldfunktion ist eine skalare Funktion, die eine durch Beugung und Interferenz entstehende Tiefenabhängigkeit der Rückstreusignale während Senden, Ausbreitung und Empfang in einem gewebeähnlichen Medium charakterisiert. Sie beschreibt auch eine mögliche tiefenabhängige Variation des durch ein Zeitor fester Länge begrenzten Streuvolumens. Die Form der Schallfeldkorrektur entspricht jener der TGC. Sie setzt sich aus einem frequenzabhängigen Faktor $K_D(f)$ und der tiefen- und frequenzabhängigen Funktion $\tilde{D}(s,f)$ zusammen. Die Korrekturen für Schallfeld und TGC enthalten beide eine vor der Messung zu bestimmende, normierte Tiefenabhängigkeit. Die für eine Fokuszone konstanten Faktoren $K_D(f)$ und $K_{TGC}(f)$ lassen sich zu $K_{Sys}(f)$ zusammenfassen und gemeinsam mit \tilde{A}_0 dem elektroakustischen Übertragungsverhalten zuordnen.

Die Probenfunktion H charakterisiert die Gesamtheit der akustischen Eigenschaften des Gewebes und wird zur Analyse wie folgt separiert:

$$H(s,f) = Z_s(s,f) R(s,f) e^{-2\alpha(s,f)[s-s_0]} \quad (5-3)$$

Dabei sind Z_s die räumliche Streuerverteilung im Medium, R die Amplituden-Rückstreuungsfunktion und α der Dämpfungskoeffizient. Die räumliche Streuerverteilung verursacht Störungen im Spektrum eines Zeitor, da sich die Signale mehrerer Streuer aus dem entsprechenden Volumenelement überlagern. Die Folge ist eine spezifische, für Streueranzahl und -anordnung typische Modulation des Spektrums. Ein Verfahren zur Trennung dieser Modulation vom eigentlichen Rückstreuwert des Volumenelements ist die cepstrale Glättung (Abschnitt 5.6). Für die cepstral geglätteten Spektren A_c gilt:

$$A_c(s,f) = \tilde{A}_0(f) K_{Sys}(f) T_0^2 e^{-2\alpha_0(f)s_0} \tilde{D}(s,f) R(f) e^{-2\alpha(f)[s-s_0]} \quad (5-4)$$

und nach dem Logarithmieren:

$$\begin{aligned} \ln A_c(s,f) = & -2\alpha(f)s + \ln \tilde{D}(s,f) \\ & + \ln R(f) + 2 \ln T_0 + 2[\alpha(f) - \alpha_0(f)]s_0 \\ & + \ln \tilde{A}_0(f) + \ln K_{Sys}(f) \quad . \end{aligned} \quad (5-5)$$

Diese Gleichung ist die Grundlage der folgenden Parameterbestimmung. Die einzelnen Signalanteile sind in drei Gruppen getrennt. Die erste Gruppe umfasst tiefenabhängige Terme, aus denen die Dämpfung berechnet werden kann. In der zweiten Gruppe stehen die tiefenunabhängigen Signalanteile, die für die Bestimmung der Rückstreuung des Untersuchungsobjektes von Bedeutung sind. Die dritte Gruppe beschreibt die tiefenunabhängigen Größen des Mess-Systems.

Die folgenden Gleichungen beziehen sich jeweils auf die Betrachtung einer einzelnen Frequenz f . Zur besseren Übersichtlichkeit enthalten die einzelnen Größen keine explizite Bezeichnung der Frequenzabhängigkeit. Jede ROI wird so gewählt, dass bei allen in dieser ROI enthaltenen Scanlinien der Abstand der ersten Torposition vom Wandler sowie die Anzahl der Torpositionen pro Linie gleich sind.

5.2 Bestimmung der Dämpfung

Setzt man eine mittlere Schallgeschwindigkeit c als konstant voraus, so lässt sich die Dämpfung α berechnen, wenn die Abhängigkeit $\tilde{D}(s)$ bekannt ist. Für α und R wurde im betrachteten Bereich des Mediums ein konstanter, ortsunabhängiger Volumenmittelwert angesetzt.

Die zu Beginn dieses Kapitels dargestellten Betrachtungen des Schallfeldes führen dazu, dass nach der TGC-Korrektur alle nicht durch die Dämpfung verursachten Abhängigkeiten der Signale von der Tiefe s im Medium vollständig über $\tilde{D}(s)$ beschrieben werden. Zur Bestimmung der Dämpfung folgt aus (5-5) als Voraussetzung, dass entweder eine Näherung für $\tilde{D}(s)$ vorliegt, mit der das Schallfeld korrigiert wird, oder die Analyse beschränkt sich auf einen Bereich von s , in dem $\tilde{D}(s) \approx 1$ gilt. Die Dämpfung kann danach in ihrer Frequenzabhängigkeit durch eine lineare Regression über alle berechneten Torpositionen einer Scanlinie nach (5-5) berechnet werden und entspricht dem Anstieg der Regressionsgeraden. Sie ist nur noch vom untersuchten Gewebe in der ROI abhängig. Insbesondere wird die Dämpfung in der ROI unabhängig von der Dämpfung in der Vorlaufstrecke (Gewebe zwischen Wandleroberfläche und ROI) bestimmt. Damit eignet sie sich besonders gut für in vivo Messungen.

5.3 Bestimmung der Rückstreuung

Im Gegensatz zur Dämpfung lässt sich der Rückstreukoeffizient nach (5-5) auch ohne Regression berechnen. Da er jedoch das Maß der Rückstrefähigkeit beschreibt, muss für seine Berechnung die Größe des einfallenden Schalldruckes in der ROI bekannt sein. Sollen nicht nur Werte in einer festen Tiefe s verglichen werden, ist es notwendig, zusätzlich zur Schallfeldfunktion die Dämpfung in der gesamten Strecke bis zur Torposition zu korrigieren. Dabei kann die Dämpfung in der Haut nicht aus derselben Messung bestimmt werden, da die Dicke von etwa 4 mm dafür nicht ausreichend ist (siehe Abschnitt 7.1.1). Weiterhin sind die Rückstreusignale aus der Haut größer als jene aus dem Parenchym. Das führt im Allgemeinen trotz TGC zu einer Übersteuerung der Echos im Bereich der Haut, wodurch neben der Dämpfung der Haut auch der Transmissionskoeffizient nicht gemessen werden kann. Sofern sich zwischen Wandler und ROI außer der Haut keine größeren Gewebeschichten befinden, wird deshalb für die Dämpfungskorrektur häufig ein gemeinsamer Dämpfungskoeffizient für ROI und Vorlaufstrecke verwendet und der Transmissionskoeffizient vernachlässigt. Es ist möglich, Tabellenwerte der Dämpfung für die einzelnen Gewebearten als Näherung zu verwenden [15]. Da die Verwendung von Standardwerten für die Ultraschalldämpfung zu erheblichen Fehlern führen kann [76], findet im hier vorgestellten Verfahren die nach Abschnitt 5.3 berechnete Dämpfung im Medium Verwendung. Für das Schallfeld ist, wie zur

Dämpfungsbestimmung, eine Korrektur oder eine Beschränkung auf einen Bereich von s mit $\tilde{D}(s) \approx 1$ notwendig. Weiterhin müssen zur quantitativen Bestimmung der Rückstreuung der Normalimpuls \tilde{A}_0 und der Korrekturfaktor K_{sys} bekannt sein. Diese können ebenfalls nicht direkt gemessen werden. Aufgrund fehlender Daten zur exakten Bestimmung wird der Rückstreukoeffizient häufig als relativer Wert berechnet. Zum Teil bezieht sich die Analyse auf eine Messung an einem ebenen Reflektor, die Näherungen für das Schallfeld und für den Normalimpuls enthält [15, 56].

5.3.1 Rückstreuparameter

Eine Möglichkeit der Beurteilung der Rückstreuung ist die Auswertung des Absolutgliedes der linearen Regression zur Dämpfungsbestimmung. Dieses enthält neben dem gewebespezifischen Rückstreukoeffizienten den Transmissionskoeffizienten und die Dämpfung in der Vorlaufstrecke, das Wandlerpektrum \tilde{A}_0 und den Korrekturfaktor K_{sys} . Die letzten beiden Terme sind bei Messungen mit einer Fokuszone gleich, können sich jedoch für verschiedene Fokuszonen oder Gruppen von Fokuszonen eines Wandlers deutlich unterscheiden (z. B. durch den geräteinternen Einsatz von Filtern). Unter der Annahme eines geringen und für verschiedene Messungen vergleichbaren Einflusses der Vorlaufstrecke kann man auf eine Trennung der Signalanteile verzichten und den dann als Rückstreuparameter bezeichneten Wert (geräteabhängig) beurteilen.

Eine allgemeinere Methode besteht in der Bestimmung eines relativen Rückstreukoeffizienten. Dazu wird der Rückstreukoeffizient entsprechend der folgenden Vorgehensweisen für jede Torposition berechnet und danach über alle Torpositionen und alle Scanlinien der betrachteten ROI gemittelt. Durch den abschließenden Bezug auf ein Referenzspektrum, das ebenfalls die Gerätekosten \tilde{A}_0 und K_{sys} enthält, können diese ohne weitere Korrekturverfahren eliminiert werden.

5.3.2 Relativer Rückstreukoeffizient mit externer Referenz

Nach (5-5) sind zur Berechnung der Rückstrefunktion $R(s)$ an der Torposition i der Linie j drei Gruppen von Korrekturen notwendig:

$$\begin{aligned} \ln R(s_{i,j}) = & \ln A_C(s_{i,j}) + 2\alpha s_i \\ & - 2[\alpha - \alpha_0]s_0 - 2\ln T_0 \\ & - \ln \tilde{A}_0 - \ln K_{\text{sys}} \quad . \end{aligned} \quad (5-6)$$

Dabei ist aufgrund der symmetrischen Lage der ROI bezüglich der Wandleroberfläche die Strecke s_i bei festem i für alle Linien j gleich. Zunächst erfolgt die Dämpfungskorrektur für den gesamten Weg bis zur Stelle s_i unter der Annahme, dass α die Dämpfung auf dieser Strecke beschreibt:

$$\ln A_{\alpha}(s_{i,j}) = \ln A_C(s_{i,j}) + 2\alpha s_i \quad . \quad (5-7)$$

In der zweiten Gruppe von Gleichung (5-6) erscheinen die Korrekturen für die Vorlaufstrecke, einerseits der Transmissionskoeffizient und andererseits die Abweichung, die durch einen Dämpfungsunterschied $\alpha_0 \neq \alpha$ in der Vorlaufstrecke entsteht.

Die dritte Gruppe besteht aus Termen, die nach der Korrektur der Systemeigenschaften verbleiben. Diese sind für die Anwendung einer Fokuszzone konstant.

Anschließend wird das dämpfungskorrigierte Rückstreuspektrum auf ein bekanntes, ebenfalls dämpfungskorrigiertes Referenzspektrum bezogen. Dieses ergibt sich aus Messungen an einem ebenen Reflektor, einem Phantom oder an Normalgewebe. Ziel ist es, die Terme der Systemkorrektur, besonders das Spektrum des Normalimpulses, zu eliminieren und ein gemeinsames Bezugsnormale zu schaffen. Wurde das Referenzspektrum an einem Reflektor oder in einem Phantom ohne abgegrenzte Vorlaufstrecke gewonnen, so enthält der Referenzwert keine Abweichung durch $\alpha_{0,Ref}$:

$$RRK_{i,j} = \ln \left[\frac{R_{i,j}}{R_{ref}} \right] = \ln \left[\frac{A_{\alpha}(s_{i,j})}{A_{\alpha,ref}} \right] - 2[\alpha - \alpha_0]s_0 - 2 \ln [T_0/T_{ref}] \quad . \quad (5-8)$$

Der so berechnete relative Rückstreukoeffizient RRK enthält keine Konstanten der Systemkorrektur mehr und ergibt sich direkt aus dem Verhältnis der dämpfungskorrigierten Spektren von untersuchtem Medium und Referenz. Die mediumspezifischen systematischen Fehler F_{α} und F_T berücksichtigen die Vorlaufstrecke und den Transmissionskoeffizienten:

$$F_{\alpha} = -2s_0[\alpha - \alpha_0] \quad , \quad (5-9)$$

$$F_T = -2 \ln (T_0/T_{ref}) \quad . \quad (5-10)$$

Der relative Rückstreukoeffizient einer ROI ergibt sich als Mittelwert über alle Torpositionen und Linien nach (5-8):

$$\overline{RRK} = \frac{1}{mn} \sum_{i=1}^m \sum_{j=1}^n \left[\ln A_{\alpha}(s_{i,j}) - \ln A_{\alpha,ref} + F_{\alpha} + F_T \right] \quad . \quad (5-11)$$

Mit s_0 als Abstand vom Wandler bis zum Anfang der ROI, Δs als Abstand zweier hintereinander liegender Torpositionen und der Anzahl von m Torpositionen pro Scanlinie ergibt sich für die Entfernung s_e der letzten Torposition vom Wandler

$$s_e = s_0 + (m-1)\Delta s \quad (5-12)$$

und für die mittlere Entfernung \bar{s}

$$\bar{s} = \frac{s_0 + s_e}{2} = s_0 + \frac{m-1}{2} \Delta s \quad . \quad (5-13)$$

Für den Mittelwert der geglätteten, dämpfungskorrigierten Rückstreupektren einer ROI mit n Linien folgt dann:

$$\overline{\ln A_\alpha} = \frac{1}{mn} \sum_{i=1}^n \sum_{j=1}^m \left[\ln A_c(s_{i,j}) + 2\alpha(s_0 + (i-1)\Delta s) \right] \quad . \quad (5-14)$$

Nach der Berechnung der Summe erhält man

$$\begin{aligned} \overline{\ln A_\alpha} &= 2\alpha \left(s_0 + \frac{m-1}{2} \Delta s \right) + \overline{\ln A_c} \\ &= 2\alpha \bar{s} + \overline{\ln A_c} \quad . \end{aligned} \quad (5-15)$$

Bei Betrachtung einer ROI ergibt sich daher der Mittelwert der geglätteten, dämpfungskorrigierten Rückstreupektren aus der Dämpfungskorrektur und dem Mittelwert über die cepstral geglätteten Rückstreusignale. Die Dämpfungskorrektur besteht in der Multiplikation des Dämpfungskoeffizienten mit dem doppelten Abstand zwischen Wandler und mittlerer Entfernung der ROI vom Wandler.

Im Idealfall geht in die Berechnung der dämpfungskorrigierten Werte $\overline{\ln A_\alpha}$ die Dämpfung derselben ROI als Ergebnis der linearen Regression ein. Für kleine ROI, in denen keine zuverlässige Dämpfungsbestimmung möglich ist, kann auf eine andere Schätzung des Dämpfungskoeffizienten zurückgegriffen werden. Hier wird die Dämpfung in einer hinreichend großen, den interessierenden Bereich umgebenden ROI bestimmt und zur Berechnung benutzt. Es besteht auch die Möglichkeit, die Dämpfungsmittelwerte verschiedener Messungen am gleichen Objekt zu mitteln und den daraus resultierenden Wert zur Dämpfungskorrektur zu verwenden. Ist keine Dämpfungsbestimmung möglich, so wird ein Tabellenwert für α verwendet. Für den mittleren relativen Rückstreuoeffizienten folgt demnach:

$$\overline{RRK} = \overline{\ln A_c} + 2\alpha \bar{s} - \ln A_{\alpha,ref} + F_\alpha + F_T \quad . \quad (5-16)$$

Wie zu Beginn dieses Abschnittes erläutert, sind α_0 und T_0 im Allgemeinen der praktischen Bestimmung während der Messung nicht zugänglich. Daher werden diese Terme bei der Bewertung des Rückstreuoeffizienten in der Regel vernachlässigt. Unter der Annahme, dass die Untersuchung Veränderungen im Hodenparenchym betrifft, die keine Änderungen in der Haut verursachen, kann man davon ausgehen, dass α_0 und T_0 für Messungen an verschiedenen Patienten annähernd gleich sind. Da die Haut nicht explizit gemessen werden kann, ist diese Annahme die einzige Möglichkeit, quantitative Aussagen über die Rückstreuung zu treffen. Diese Annahme gilt jedoch nur eingeschränkt, wenn sich zwischen der zu

untersuchenden Region und dem Wandler zusätzliche Gewebeschichten befinden. Sind diese Schichten für eine Dämpfungsbestimmung groß genug, so sollte die Dämpfung hier separat bestimmt und korrigiert werden. In vielen Fällen kann aber vorausgesetzt werden, dass die Vorlaufstrecke nur aus der Haut besteht und s_0 mit etwa 4 mm für verschiedene Messungen denselben Wert aufweist. Es verbleibt eine additive Korrektur, in der die Dämpfung α des Gewebes enthalten ist, die für verschiedene Gewebezustände als veränderlich angenommen wird.

Der Informationsgehalt des relativen Rückstreukoeffizienten liegt in der Vergleichbarkeit von Messungen an verschiedenen Objekten und mit verschiedenen B-Bild-Systemen. Nach (5-16) sind die verbleibenden systematischen Fehler nicht mehr durch das Gerät, sondern nur noch durch das Objekt bestimmt. Bei Verwendung derselben Referenz kann so auch ohne eine quantitative Bestimmung der Rückstreuung R direkt eine Aussage über quantitative Änderungen des Rückstreuverhaltens in Korrelation zum Gewebezustand getroffen werden. Der Begriff der externen Referenz verdeutlicht, dass es sich in diesem Fall um Messungen relativ zu einer universell anwendbaren Referenz handelt. Ist die Frequenzabhängigkeit der Rückstreuung der Referenz bekannt, ergibt sich daraus die Frequenzabhängigkeit der Rückstreuung im Medium. Liegen genügend Messungen an Normalgewebe vor, bietet sich deren Mittelwert als Referenz anstelle von Phantomdaten an.

5.3.3 Relativer Rückstreukoeffizient mit interner Referenz

Treten in der Vorlaufstrecke deutliche Unterschiede zwischen verschiedenen Messungen auf, so unterscheidet sich der nach (5-16) berechnete relative Rückstreukoeffizient deutlich, auch wenn das untersuchte Medium dieselbe Rückstreuung aufweist. Im einfachsten Fall treten additive, frequenzunabhängige Fehler F_α und F_T auf. Unterscheiden sich jedoch α und α_0 numerisch und in ihrer Frequenzabhängigkeit, dann wird dadurch zusätzlich die Frequenzabhängigkeit des relativen Rückstreukoeffizienten verfälscht. Ist hier praktisch kein zuverlässiger Wert für α_0 und T_0 zugänglich, aber die Voraussetzung erfüllt, dass die Vorlaufstrecke alle Scanlinien in gleichem Umfang beeinflusst, so kann mit interner Referenz gearbeitet werden.

Dieses Verfahren liefert Aussagen über lokale Abweichungen der Rückstreuung bezüglich des Volumenmittelwertes einer größeren Region. Dazu wird wie unter 5.3.2 zunächst für eine ROI die Dämpfung für den gesamten Weg einschließlich des Vorlaufs korrigiert und nach (5-7) das dämpfungskorrigierte Rückstreuungsspektrum berechnet. Damit ergibt sich das dämpfungskorrigierte Rückstreuungsspektrum dieser ROI als Maß für den Volumenmittelwert des gesamten Mediums. Das so entstandene Spektrum wird im Folgenden anstelle eines externen Spektrums als Referenz für weitere ROI innerhalb des Datensatzes verwendet. Unter der Annahme, dass für jede ROI im Medium die Abweichungen durch die Vorlaufstrecke identisch sind, folgt anstelle von (5-16):

$$\overline{RRK} = \overline{\ln A_c} + 2\alpha\bar{s} - \ln A_{\alpha,ref} \quad . \quad (5-17)$$

Dadurch sind relative, lokale Rückstreuunterschiede innerhalb eines Mediums quantitativ bestimmbar. Der Vorteil der internen Referenz liegt darin, dass diese Art der Analyse die Abweichungen durch eine sich akustisch stark vom Medium unterscheidende, in ihren Parametern jedoch unbekannte Vorlaufstrecke eliminiert. Besonders gilt das für die Frequenzabhängigkeit der Rückstreuung. Diese relative Variation in der Rückstreuung ist für Messungen an verschiedenen Objekten und mit verschiedenen B-Bild-Systemen vergleichbar. Die Voraussetzung bei einer klinischen Anwendung ist jedoch, dass innerhalb des Organs gesundes und suspektes Gewebe räumlich getrennt sind und die Zuordnung des gesunden Gewebes sicher erfolgen kann. Zudem setzt das Verfahren implizit voraus, dass das gesunde Gewebe in der Rückstreuung einem Normalwert entspricht. Demzufolge ist die Berechnung des relativen Rückstreuoeffizienten mit interner Referenz nur begrenzt praktisch anwendbar.

5.4 Statistische Fehler der Parameterbestimmung

Die erreichbare Genauigkeit des beschriebenen Verfahrens zur Bestimmung von Dämpfung und Rückstreuung hängt von der Homogenität des untersuchten Gewebes und der Güte der verwendeten Systemkorrekturen, besonders der Schallfeldkorrektur ab.

Grundlage des Verfahrens ist die Annahme einer räumlich gleichmäßigen Verteilung von Inhomogenitäten im Gewebe, die zu gewebespezifischen und messbaren akustischen Volumeneigenschaften führt. Auf dieser Annahme basiert die Abschätzung der zufälligen Fehler. Da diese Fehler auf den statistischen Schwankungen der Streusignale der einzelnen Tore beruhen, beeinflusst die Anzahl der zur Verfügung stehenden Torpositionen und Scanlinien, das heißt die Größe der ROI, die Aussagesicherheit. Die statistischen Fehler bestimmen daher aufgrund der Objekteigenschaften die Mindestgröße der ROI. Eine Betrachtung der zusätzlich auftretenden systematischen Fehler der Berechnung, deren Ursache in den nicht vollständigen Korrekturen der Geräteeigenschaften liegen, erfolgt in Kapitel 7.

Verschiedene Autoren haben sich mit dem Problem der statistischen Fehler der Ultraschallspektroskopie beschäftigt [34, 73, 107]. Die zitierten Arbeiten beziehen sich ebenfalls auf die Verwendung der Multi-Narrow-Band-Methode, das heißt, die Bestimmung des Dämpfungskoeffizienten erfolgt prinzipiell frequenzabhängig aus der Laufzeitabhängigkeit der logarithmierten Spektren des rückgestreuten Ultraschalls über eine lineare Regression der Form

$$y = a + bs \tag{5-18}$$

mit s als unabhängiger Variablen. Sind die s_i (Entfernung der Torpositionen vom Wandler) fest vorgegeben und die y_i (logarithmierte Spektralwerte) normalverteilt mit einer von s unabhängigen konstanten Varianz, so lassen sich die Standardabweichungen von Anstieg und Absolutglied schätzen.

Um das sicherzustellen, berechnen die genannten Autoren zunächst den Mittelwert der Spektren, die in einer festen Entfernung s_i vom Wandler liegen, über alle Scanlinien. Da diese Spektren die gleiche Verteilung und den gleichen Mittelwert besitzen, ist ihre Summe nach dem zentralen Grenzwertsatz

annähernd normalverteilt. Die Forderung nach einer von beliebigen s_i unabhängigen Varianz wird mit Hilfe der Taylorreihen-Entwicklung des Logarithmus für eine im Verhältnis zum Mittelwert kleine Varianz erfüllt. Geht man weiterhin von einer Rayleigh-Statistik für die Verteilung der Spektren aus [105], so ist das konstante Signal-Rausch-Verhältnis dieser Verteilung mit 1,91 bekannt [50]. Da die daraus gewonnenen Abschätzungen der Fehler schon bei der Verwendung weniger Linien gute Ergebnisse zeigen [73], kann man davon ausgehen, dass bereits durch das Logarithmieren eine Verteilung der Spektren entsteht, die eine Abschätzung der Fehler der Regressionsparameter wie bei normalverteilten Messgrößen rechtfertigt.

Das hier vorgestellte Verfahren zur Dämpfungsbestimmung beinhaltet eine lineare Regression für jede einzelne untersuchte Scanlinie. Es wird demzufolge nicht zuerst an einer Torposition über alle Linien gemittelt. Der Vergleich von berechneten Dämpfungskoeffizienten mit und ohne Mittelwertbildung erbrachte keine Unterschiede. In Abschnitt 7.2 wird gezeigt, dass die nicht logarithmierten, cepstral geglätteten Spektren eher einer Lognormalverteilung als einer Rayleigh-Verteilung genügen. Nach dem Logarithmieren kann demzufolge von einer Normalverteilung ausgegangen werden. Weiterhin folgt die Gleichheit der Varianzen der logarithmierten Spektren für verschiedene Entfernungen s_i vom Wandler bereits aus den Grundvoraussetzungen für das Verfahren. Es wird davon ausgegangen, dass die einzelnen Spektren identischen Volumina mit einer im Mittel konstanten Anzahl von streuenden Inhomogenitäten entsprechen. Ein Ausgleich der Abweichungen von dieser idealisierten Annahme erfolgt weitgehend durch die Schallfeldkorrektur. Die Dämpfung verursacht lediglich eine konstante Verschiebung des Mittelwertes aller logarithmierten Spektren in einer festen Entfernung, die Varianz bleibt unverändert. Die folgende Betrachtungen beruhen demnach auf der Annahme, dass die logarithmierten, cepstral geglätteten Spektren annähernd normalverteilt mit einer vom Weg s unabhängigen Varianz sind.

5.4.1 Dämpfung

Für den durch lineare Regression über m Positionen bestimmten Anstieg b einer Funktion (5-18) ergibt sich die Standardabweichung σ_b nach [81] mit

$$\sigma_b^2 = \frac{\sigma_y^2}{\sum_{i=1}^m (s_i - \bar{s})^2} \quad (5-19)$$

σ_y bezeichnet hier die Varianz der y -Werte. Geht man von äquidistanten Positionen s_i aus, so kann die Summe im Nenner exakt gelöst werden [34]. Mit s_0 als kleinstem Wert für s , \bar{s} als mittlerer Entfernung der ROI vom Wandler und einem konstanten Abstand Δs benachbarter s_i lässt sich schreiben

$$s_i = s_0 + (i-1)\Delta s \quad , \quad (5-20)$$

$$\bar{s} = s_0 + \frac{(m-1)}{2}\Delta s \quad , \quad (5-21)$$

$$(s_i - \bar{s}) = \Delta s \left(i - \frac{m+1}{2} \right) . \quad (5-22)$$

Daraus folgt aus (5-19) nach Berechnung der Summe:

$$\sigma_b^2 = \sigma_y^2 \frac{12}{\Delta s^2(m^3 - m)} . \quad (5-23)$$

Unter Einbeziehung von

$$-2\alpha_j = b , \quad (5-24)$$

$$\sigma_{\ln A_c} = \sigma_y \quad (5-25)$$

ergibt sich für die Standardabweichung σ_α der Dämpfung einer Scanlinie

$$\sigma_\alpha = \sigma_{\ln A_c} \frac{\sqrt{3}}{\Delta s \sqrt{(m^3 - m)}} . \quad (5-26)$$

Die Berechnung der Dämpfung einer ROI erfolgt durch Mittelwertbildung über die so bestimmten Dämpfungswerte für jede der n Scanlinien, das heißt

$$\bar{\alpha} = \frac{1}{n} \sum_{j=1}^n \alpha_j , \quad (5-27)$$

$$\sigma_{\bar{\alpha}} = \frac{\sigma_\alpha}{\sqrt{n}} . \quad (5-28)$$

Also ergibt sich schließlich für die Standardabweichung des Mittelwertes der Dämpfung einer ROI:

$$\sigma_{\bar{\alpha}} = \sigma_{\ln A_c} \frac{\sqrt{3}}{\Delta s \sqrt{(m^3 - m)} \sqrt{n}} \approx \sigma_{\ln A_c} \frac{\sqrt{3}}{\Delta s \sqrt{m^3} \sqrt{n}} . \quad (5-29)$$

Die Näherung gilt für $m \geq 4$ und ist bei der praktischen Anwendung des Verfahrens immer erfüllt. Bei festem Torabstand Δs ist die Genauigkeit der Dämpfungsbestimmung stärker von der Zahl der verwendeten Tore m pro Linie (das heißt der Länge der ROI) als der Zahl der Scanlinien n pro ROI abhängig.

In Abschnitt 7.1 wird gezeigt, dass durch die cepstrale Glättung die Dämpfung bei identischer Abmessung der ROI genauer zu bestimmen ist, da die Varianz der geglätteten logarithmierten Rückstreuwerte $\sigma_{\ln A_c}$ geringer ist als die der ungeglätteten. Weiterhin lässt sich aus (5-29) die Mindestlänge einer ROI zur Dämpfungsbestimmung ableiten.

Zusätzlich unterliegt die Dämpfungsbestimmung systematischen Fehlern. Der wichtigste darunter ist die Schallfeldkorrektur. Nimmt man an, dass $\tilde{D}(s)$ so korrigiert werden kann, dass der verbleibende Fehler (unabhängig von der Frequenz) in der Größenordnung von 0,5 dB/cm liegt, dann bestimmt mit wachsender Größe der ROI zunehmend der Anteil der Schallfeldkorrektur den Fehler der Dämpfungsbestimmung.

5.4.2 Rückstreuung

Wird als Maß für die Rückstreuung der Rückstreuparameter nach Abschnitt 5.3.1 als Absolutglied der linearen Regression berechnet, so entspricht das Vorgehen bei der Fehlerabschätzung dem im vorherigen Abschnitt. Für eine lineare Funktion (5-18) und m äquidistante Positionen s_i gilt für die Standardabweichung σ_a des Absolutwertes a [81]

$$\sigma_a^2 = \frac{\sigma_b^2}{m} \sum_{i=1}^m s_i^2 \quad (5-30)$$

Im Gegensatz zum Vorgehen in [34] ist es im Folgenden zweckmäßiger, die Summe über die s_i^2 durch die mittlere Tiefe \bar{s} auszudrücken. Mit

$$s_i = \bar{s} + \Delta s \left(i - \frac{m+1}{2} \right) \quad (5-31)$$

folgt dann aus (5-30) nach Berechnung der Summe und unter Einbeziehung von (5-23)

$$\sigma_a^2 = \sigma_y^2 \frac{1}{m} \left[m \bar{s}^2 + \frac{\Delta s^2 (m^3 - m)}{12} \right] = \sigma_b^2 \bar{s}^2 + \frac{\sigma_y^2}{m} \quad (5-32)$$

Nach der Mittelwertbildung über n Linien mit (5-28) ergibt sich für den Rückstreuparameter RP:

$$\sigma_{RP} = \sqrt{4 \frac{\sigma_\alpha^2}{n} \bar{s}^2 + \frac{\sigma_{\ln A_c}^2}{m n}} = \sqrt{4 \frac{\sigma_\alpha^2}{n} \bar{s}^2 + \frac{\sigma_{\ln A_c}^2}{m n}} \quad (5-33)$$

Der Fehler des Rückstreuparameters enthält demzufolge neben der Standardabweichung der Spektren

noch einen Anteil, der durch die Standardabweichung des berechneten Dämpfungskoeffizienten und die Position der ROI relativ zum Wandler bestimmt ist.

Prinzipiell die gleichen Abhängigkeiten entstehen bei der Berechnung des relativen Rückstreukoeffizienten nach (5-16) oder (5-17). Unter Ausschluss der systematischen Fehler $\ln A_{\alpha, \text{Ref}}$, F_{α} und F_T und bei Annahme einer fehlerfreien Zuordnung der Torpositionen s_i aus den Laufzeiten ergibt sich die Standardabweichung des mittleren relativen Rückstreukoeffizienten als Quadratwurzel aus den Quadraten der Standardabweichungen der einzelnen zur Berechnung notwendigen Größen, also Dämpfung und Mittelwert der cepstral geglätteten Spektren:

$$\sigma_{\overline{\text{RRK}}} = \sqrt{4 \sigma_{\alpha_x}^2 \bar{s}^2 + \sigma_{\ln A_c}^2} \quad , \quad (5-34)$$

$$\sigma_{\frac{\ln A_c}{m \cdot n}}^2 = \frac{\sigma_{\ln A_c}^2}{m \cdot n} \quad . \quad (5-35)$$

Die Bezeichnung σ_{α_x} soll verdeutlichen, dass hier der zur Dämpfungskorrektur herangezogene Wert α_x nicht notwendigerweise aus derselben Messung oder ROI stammen muss. Für den Fall, dass die Dämpfung als Mittelwert $\bar{\alpha}$ über alle Scanlinien derselben ROI bestimmt wurde, geht durch

$$\sigma_{\alpha_x}^2 = \sigma_{\bar{\alpha}}^2 \quad (5-36)$$

Gleichung (5-34) wieder in (5-33) über.

Der wesentliche Unterschied zum Rückstreuparameter RP besteht darin, dass Dämpfung und Rückstreuung getrennt berechnet werden können. Damit ist die Berechnung des relativen Rückstreukoeffizienten auch für ROI möglich, deren Größe für eine zuverlässige Regression nicht ausreicht. Dieser Fall tritt auf, wenn sich eine kleine suspekte Läsion innerhalb eines größeren, als normal angenommenen Gewebeareals befindet. Die Signalausbreitung findet hierbei überwiegend im Normalgewebe statt, für das eine Dämpfungsbestimmung möglich ist. Wird mit diesem Wert die Dämpfungskorrektur durchgeführt, so ist das Ergebnis für die Rückstreuung zuverlässiger als bei einer Regression innerhalb der Läsion.

Weiterhin lässt sich α bei größeren ROI als Mittelwert mehrerer Messungen im selben Gewebeareal bei unterschiedlicher Positionierung des Wandlers verwenden. Unter Umständen können so durch eine unvollständige Schallfeldkorrektur bedingte, systematische Unsicherheiten verringert werden.

5.5 Bildliche Darstellung der Rückstreuung

Zur Bestimmung der Dämpfung sind stets mehrere, in Ausbreitungsrichtung hintereinander liegende

Torpositionen notwendig. Eine Abschätzung führt dazu, dass die Mindestgröße der ROI 1 cm betragen sollte (siehe Abschnitt 7.1). Bei einer Größe des Hodens von 3 cm - 5 cm ist die Darstellung eines Dämpfungsbildes demzufolge nicht hilfreich. Im Gegensatz dazu ist der relative Rückstreukoeffizient lokal für jede Fensterposition bestimmbar und bietet die Möglichkeit der bildlichen Darstellung [20]. Die Analyse erfolgt entsprechend des Vorgehens in Abschnitt 5.3.2 bis zur Berechnung der dämpfungskorrigierten Rückstrespektren. Die bildliche Darstellung erfolgt über die geometrische Zuordnung der Torpositionen und Scanlinien analog zum B-Bild. Durch die frequenzabhängigen Korrekturen von Schallfeld und Dämpfung erreicht man einen automatischen, an die jeweils dargestellte Frequenz angepassten Tiefenausgleich, der die während der Messung manuell eingestellte und zu Beginn der Analyse korrigierte TGC (Abschnitt 6.1) ersetzt.

Die Codierung mit Grauwerten erzeugt eine bildliche Darstellung des relativen Rückstreukoeffizienten für eine einzelne Frequenz. Diese frequenzabhängigen Bilder enthalten nur noch die Signalanteile einer gewählten, diskreten Frequenzkomponente im Gegensatz zum B-Bild, das im Allgemeinen die Einhüllende des Hochfrequenzsignals darstellt. Aufgrund der während der Auswertung eingesetzten Fensterfunktion ist die Ortsauflösung dieser frequenzabhängigen Bilder im Vergleich zu herkömmlichen B-Bildern geringer, ihre Kontrastauflösung bezüglich der Darstellung des frequenzabhängigen Rückstreuverhaltens des Mediums ist jedoch höher. Die Wahl des Referenzspektrums - intern oder extern - ist dabei zweitrangig, da sie nur die Skalierung der Grauwertcodierung beeinflusst. Prinzipiell genügt die Darstellung der dämpfungskorrigierten Rückstrespektren ohne Referenz.

Der Vorteil frequenzselektiver Bilder besteht in der gefilterten, orts aufgelösten Darstellung des Rückstreuverhaltens im untersuchten Medium. Da Schallfeld- und Dämpfungskorrektur automatisch die Tiefenabhängigkeit der Spektren ausgleichen, entspricht das entstehende Bild in Medien mit räumlich gleichmäßiger Verteilung identischer Streuer einer Darstellung der lokalen Abweichung der Rückstreuung vom Volumenmittelwert. Diese Variationen haben ihre Ursache in der zufälligen Ortsverteilung der Streuer und in der Verteilung der Streuerparameter.

Einerseits dienen frequenzselektive Bilder der Überprüfung von Schallfeldkorrektur und berechneter Dämpfung, beides für diskrete Frequenzen. In homogenen Medien sollten derartige Bilder keinen systematischen, tiefenabhängigen Trend aufweisen. Andererseits können frequenzabhängige Unterschiede in der Rückstreuung besser hervorgehoben werden, wenn die Frequenz mit dem größten Kontrast bezüglich der Rückstreuung in veränderten Arealen gewählt wird. Im herkömmlichen B-Bild ist der Kontrast durch die Überlagerung aller Frequenzkomponenten geringer. Schließlich können die für verschiedene Frequenzen berechneten Bilder kombiniert werden. Befinden sich im Medium Areale, die sich in der Frequenzabhängigkeit der dämpfungskorrigierten Rückstrespektren stark unterscheiden, so lassen sich die Spektralanteile zweier Frequenzen als Quotient darstellen. Ähnlich dem Grundgedanken der digitalen Subtraktionsangiografie [64] erhöht man so gezielt den Kontrast.

In normalen Bereichen des Mediums ist an verschiedenen Stellen die Rückstreuung durch eine zufällige Variation der Streuerzahl unterschiedlich groß, während die Form des Rückstrespektrums weitgehend

unverändert bleibt. Die Darstellung des Quotienten der Spektralanteile zweier Frequenzen setzt nun ein Maß für die Form des Spektrums in eine Bildinformation um. Ist das Verhältnis der beiden Spektralanteile relativ konstant und unabhängig von ihrem Absolutwert, so sinkt das Rauschen im Bild, da es vornehmlich durch eine frequenzunabhängige Variation der Rückstreuamplitude erzeugt wird.

Für eine Läsion - ein kleines Areal mit veränderter Frequenzabhängigkeit der Rückstreuung gegenüber dem normalen Medium - werden die Schwankungen der Absolutwerte des Rückstreupektrums ebenfalls unterdrückt. Demgegenüber wird die veränderte Frequenzabhängigkeit, die in dem geänderten Verhältnis zweier Spektralanteile zueinander besteht, betont.

Die Skalierung kann die üblichen Methoden digitaler Bildbearbeitung in Hinblick auf Umfang und Anstieg der Grauwertskala umfassen. Ebenso ist in diesem Zusammenhang Fenstertechnik möglich.

5.6 Cepstrale Glättung

Der Begriff Cepstrum ist eine Paraphrase des Wortes Spektrum (englisch spectrum) und verweist darauf, dass das Cepstrum über eine weitere Fouriertransformation aus dem Spektrum gewonnen wird [4]. Das Cepstrum ist definiert als das Spektrum des logarithmierten Leistungsspektrums und wurde zuerst zur Auswertung seismischer Daten vorgeschlagen [4, 52]. Der Grundgedanke ist, dass äquidistante Echos eines Originalpulses im Frequenzraum zu einer multiplikativen Überlagerung des Spektrums führen. Betrachtet man nun das gemeinsame Spektrum analog zum bekannten Vorgehen im Zeitbereich als Überlagerung zweier Schwingungen, wobei anstelle der Zeit hier die Frequenz die Ordinate ist, so lässt sich nach einer weiteren FFT eine Filterung durchführen, die das Spektrum des Originalpulses von der Anordnung der Reflektoren trennt. Im Fall realistischer Messdaten mit variierender Signalstärke der Echos ist dieses Vorgehen der Anwendung der Autokorrelationsfunktion beim Auffinden charakteristischer Echoabstände überlegen [4, 108].

Die Cepstralanalyse wurde 1979 erstmals für die Bewertung von Ultraschallechos angewandt [18]. In diesem Zusammenhang wurde neben der Möglichkeit, Streuerabstände zu bestimmen, auch die cepstrale Glättung untersucht. Die Autoren gehen von der Annahme aus, dass die Echos durch gleichartige Streuer mit charakteristischer räumlicher Anordnung entstehen. Die Signalfolge lässt sich demnach im Zeitbereich als Faltung des Ultraschallimpulses mit der Streueranordnung modellieren. Das mit einer FFT berechnete Spektrum besteht für zwei einzelne Streuer aus der Multiplikation der Fouriertransformierten von Impuls und Streueranordnung, letztere genügt einer Kosinusfunktion mit dem Zeitabstand der Echos als Argument. Sind mehrere Streuer unterschiedlicher Zeitabstände im betrachteten Intervall enthalten, kommt es zu entsprechenden Mischtermen in der Kosinusfunktion. Im biologischen Gewebe liegen die Streuer so dicht, dass sich im Ultraschall-Puls-Echo-Betrieb stets die Echos mehrerer Streuer überlagern. Diese Überlagerung beider Spektren bedeutet demnach eine Störung des gesuchten Rückstreupektrums zusätzlich zur gewebespezifischen Varianz der Rückstrefunktion der einzelnen Streuer. Durch die Logarithmierung des Leistungsspektrums lässt sich die multiplikative Verknüpfung in eine additive überführen. Über eine weitere FFT erhält man das Cepstrum und befindet sich wieder im Zeitbereich. Hier sind die Anteile des Rückstreupektrums und der Streuerabstände, einschließlich möglicher ganzzahliger Vielfacher,

vollständig getrennt, sofern die Streuerabstände größer als die Wellenlänge sind. Beide Signalkomponenten können separat durch eine inverse FFT in den Spektralbereich rücktransformiert werden.

Die Trennung des Pulsspektrums von der räumlichen Anordnung der Streuer liefert im Idealfall beides, ein Maß für das ungestörte Rückstreupektrum und einen charakteristischen Abstand der Streuer [18, 42-44]. Für biologisches Gewebe ist nicht in jedem Fall ein charakteristischer Streuerabstand zu finden, da Streuer verschiedener Art und Anordnung vorkommen. Zudem entsprechen die Echos nach dynamischer Fokussierung mit einem Array-Wandler nicht mehr dem einfachen Modell der linearen Anordnung von Streuern, sodass die Separation nicht immer vollständig ist.

Trotzdem erweist sich dieses Verfahren als sehr effektiv in der Reduzierung der Störung der Rückstreupekturen. In Hinblick auf eine klinische Anwendung ist die Glättung besonders wichtig, da sich so die Zuverlässigkeit der berechneten Parameter Dämpfung und Rückstreukoeffizient bei gegebener minimaler Größe der ROI erhöhen lässt (siehe Kapitel 7).

5.7 Software zur Parameteranalyse

Die Parameteranalyse erfolgt off-line und verläuft in zwei Schritten mit Hilfe separater Borland-Delphi-Programme (Windows 3.11/95), die Messdateien beider Messplätze verarbeiten können.

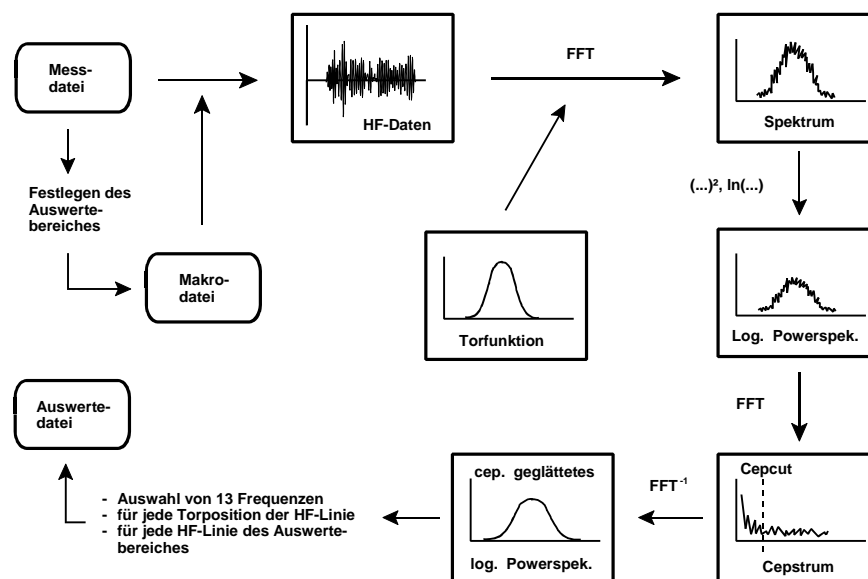


Abb. 5/1
Blockschema zur Auswahl einer ROI und Vorverarbeitung

Die Analyse benutzt feste Einstellungen der Torfunktion für jeden Wandler. Daher verläuft dieser Teil der Analyse, der zu den cepstral geglätteten Spektren führt, nach einem festen Schema und kann von der

Parameterberechnung aus diesen Daten getrennt werden. Das erste Programm dient entsprechend dazu, die Daten einer Messdatei in eine Auswertedatei zu überführen. Zuerst erzeugt das Programm aus den Hochfrequenzdaten ein B-Bild anhand der wandlerspezifischen Parameter (Öffnungswinkel, Linienanzahl, Krümmungsradius). Das simulierte B-Bild wird in komprimierter Form mit 255 Graustufen gespeichert und dient später der Zuordnung der ROI. Gleichzeitig lassen sich die Koordinaten des Bereiches festlegen und speichern, für den die Transformation in den Spektralbereich erfolgen soll. Ein automatischer Ablauf dieses Teils wäre auch hardwareunterstützt im PC oder B-Bild-System (z. B. zusätzlicher DSP) möglich und würde zu einer praktisch anwendbaren on-line-Auswertung führen. Weiterhin ist dieses Programm dafür ausgelegt, in Form von Scanlinien als Integerwerte abgelegte Hochfrequenzdaten beliebiger Wandler oder B-Bild-Systeme einzulesen und durch Erstellen eines entsprechenden Datenkopfes der Auswertung zugänglich zu machen.

Den Verlauf der Spektraltransformation zeigt Abbildung 5/1. Für den Auswertebereich erfolgt zunächst eine Korrektur der Amplituden der einzelnen Scanlinien entsprechend der registrierten TGC-Werte. Durch Multiplikation der Torfunktion mit dem Echosignal werden einzelne Segmente ausgewählt, für die mittels FFT das Amplitudenspektrum berechnet wird. Nach Quadrierung, Logarithmierung und wiederholter FFT ergibt sich das Cepstrum. Nach der Trennung der Streuerinterferenzen vom Echosignal und der Rücktransformation (FFT^{-1}) erhält man das cepstral geglättete Spektrum. Diese Prozedur wiederholt sich für alle Torpositionen entlang aller Scanlinien. Die Auswertedatei enthält die Werte für 13 Frequenzen innerhalb der Bandbreite des Wandlers.

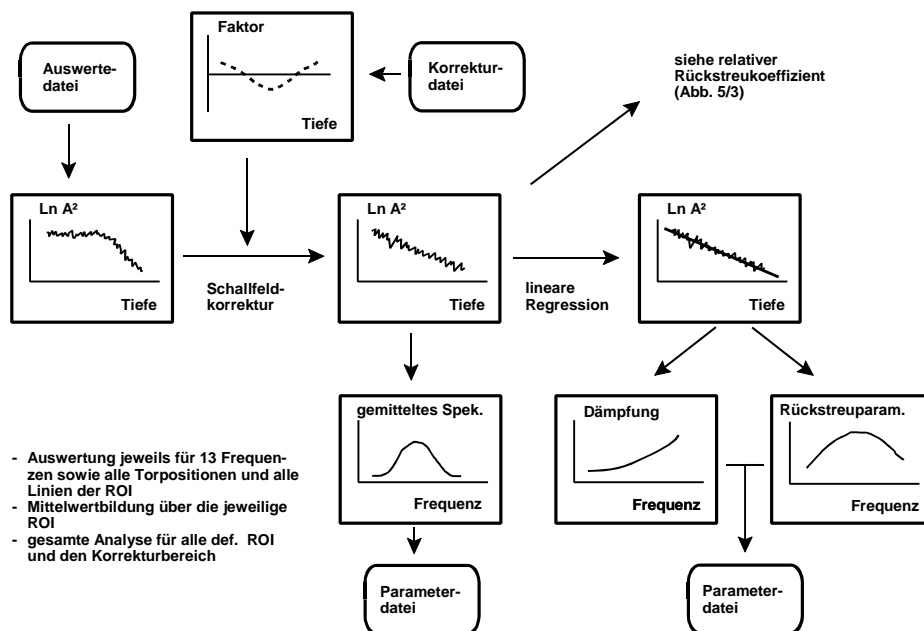


Abb. 5/2
Blockschema zur Korrektur von Systemeigenschaften und Parameterbestimmung

Das zweite Programm berechnet aus den cepstral geglätteten Spektren der Auswertedatei die akustischen Parameter (Abbildung 5/2 und 5/3). Zunächst erfolgt eine Auswahl der zu untersuchenden Gewebebereiche in den rekonstruierten B-Bildern. Diese ROI (maximal 4) sollten Gewebeabschnitte ohne größere Inhomogenitäten umfassen und Organgrenzen nicht überschreiten. Es findet keine Maskierung von inhomogenen Bereichen statt, wie sie bei vergleichbaren Verfahren zum Teil angewendet wird [33, 82]. Falls das Untersuchungsobjekt Bereiche mit unterschiedlichen Texturen im Bild aufweist, sind separate ROI zu markieren. Eine zusätzliche ROI wird als Korrekturbereich definiert, dessen Dämpfung und Rückstreuung als Dämpfungskorrektur und als interne Referenz des relativen Rückstreckoeffizienten dienen. Für die festgelegten ROI erfolgt die Parameterberechnung und grafische Darstellung nach den Abschnitten 5.2, 5.3 und 5.5. Schallfeldkorrektur und externe Referenz sind über Korrekturdateien wählbar. Der Datenexport ist für die berechneten Parameter in ASCII-Dateien, für die frequenzselektiven Bilder und das rekonstruierte B-Bild als Bitmap-Dateien realisiert.

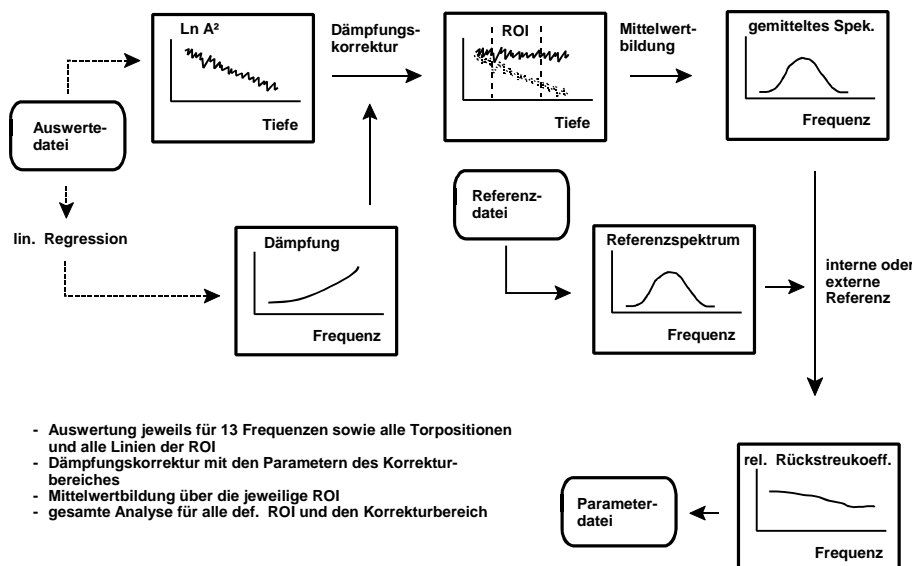


Abb. 5/3
Blockschema zur Bestimmung des relativen Rückstreckoeffizienten