

(19) **日本国特許庁(JP)**

(12) **公開特許公報(A)**

(11) 特許出願公開番号

特開2017-93913

(P2017-93913A)

(43) 公開日 平成29年6月1日(2017.6.1)

(51) Int.Cl.
A61B 8/14

F 1
A 6 1 B 8/14

テーマコード (参考)
4C601

審査請求 未請求 請求項の数 15 O L (全 18 頁)

(21) 出願番号 特願2015-230901 (P2015-230901)
(22) 出願日 平成27年11月26日 (2015.11.26)

(71) 出願人	594164542						
	東芝メディカルシステムズ株式会社						
	栃木県大田原市下石上1385番地						
(74) 代理人	110001771						
	特許業務法人虎ノ門知的財産事務所						
(72) 発明者	金山 侑子						
	栃木県大田原市下石上1385番地						東芝
	メディカルシステムズ株式会社内						
Fターム(参考)	4C601	DD21	DE06	DE14	DE15	EE08	
		EE12	JB13	JB29	JC21	JC37	
		KK02	KK24	KK31	LL38		

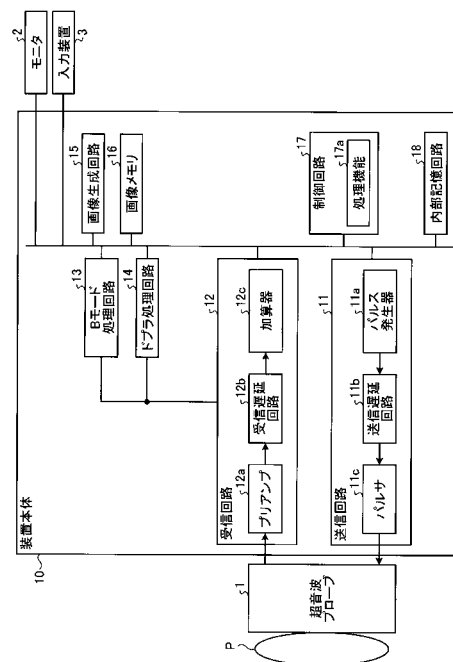
(54) 【発明の名称】 超音波診断装置、信号処理装置及び解析プログラム

(57) 【要約】 (修正有)

【課題】単純な構成でエコーの減衰を定量化することができる超音波診断装置、信号処理装置及び解析プログラムを提供する。

【解決手段】超音波診断装置は、調整部と、処理部と、を備える。調整部は、被検体に送信された超音波のエコーに基づく受信信号を、エコーの発生位置に応じたゲインで調整する。処理部は、調整部による調整後の受信信号を、ゲインに応じて補正し、補正後の受信信号を用いて、減衰に関する指標値を算出する。

【選択図】 図1



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

被検体に送信された超音波のエコーに基づく受信信号を、エコーの発生位置に応じたゲインで調整する調整部と、

前記調整部による調整後の前記受信信号を、前記ゲインに応じて補正し、補正後の前記受信信号を用いて、減衰に関する指標値を算出する処理部と、

を備えた超音波診断装置。

【請求項 2】

前記処理部は、前記調整部による調整量を打ち消す補正を、前記調整部による調整後の前記受信信号に対して実行する、請求項 1 に記載の超音波診断装置。

10

【請求項 3】

前記処理部は、エコーの発生位置毎の前記調整部による調整量を均す補正を、前記調整部による調整後の前記受信信号に対して実行する、請求項 1 に記載の超音波診断装置。

【請求項 4】

前記処理部は、超音波の送信条件およびエコーの受信条件のうちの少なくともいずれかに依存する音場に応じて、前記調整部による調整後の前記受信信号を補正し、前記ゲインおよび前記音場に関する補正後の前記受信信号を用いて、前記指標値を算出する、請求項 1 乃至 3 のうちいずれか一つに記載の超音波診断装置。

【請求項 5】

前記指標値は、減衰定数である、請求項 1 乃至 4 のうちいずれか一つに記載の超音波診断装置。

20

【請求項 6】

前記処理部は、複数のエコーの発生位置それぞれの前記指標値に基づいて減衰画像を生成し、生成した前記減衰画像を表示部に表示させる、請求項 1 乃至 5 のうちいずれか一つに記載の超音波診断装置。

【請求項 7】

前記処理部は、複数のエコーの発生位置それぞれの前記指標値を用いて代表値を算出し、算出した前記代表値を表示部に表示させる、請求項 1 乃至 6 のうちいずれか一つに記載の超音波診断装置。

【請求項 8】

30

前記処理部は、前記調整部による調整後の前記受信信号を用いて B モード画像を生成し、生成した前記 B モード画像上に前記減衰画像を表示する、請求項 6 に記載の超音波診断装置。

【請求項 9】

前記処理部は、前記調整後の前記受信信号のうち前記 B モード画像の生成に用いられる帯域成分よりも狭帯域な受信信号を用いて、前記減衰画像を生成する、請求項 8 に記載の超音波診断装置。

【請求項 10】

前記受信信号は、中心周波数を含む狭帯域な送信帯域で送信された超音波のエコーに基づく受信信号である、請求項 9 に記載の超音波診断装置。

40

【請求項 11】

前記送信帯域は、プローブの周波数特性に基づいて決められる、請求項 10 に記載の超音波診断装置。

【請求項 12】

前記処理部は、前記減衰画像を生成するために用いる前記受信信号とは別の受信信号を用いて B モード画像を生成し、生成した前記 B モード画像上に前記減衰画像を表示する、請求項 6 に記載の超音波診断装置。

【請求項 13】

前記調整部は、複数の振動素子それぞれから出力された前記受信信号を、前記ゲインで調整し、

50

前記調整部による調整後の複数の前記受信信号に対して遅延加算処理を実行する遅延加算部を備え、

前記処理部は、前記遅延加算処理後の前記受信信号を、前記ゲインに応じて補正し、補正後の前記受信信号を用いて、前記指標値を算出する、請求項 1 に記載の超音波診断装置。

【請求項 1 4】

被検体に送信された超音波のエコーに基づく受信信号を、エコーの発生位置に応じたゲインで調整する調整部と、

前記調整部による調整後の前記受信信号を、前記ゲインに応じて補正し、補正後の前記受信信号を用いて、減衰に関する指標値を算出する処理部と、

を備えた信号処理装置。

【請求項 1 5】

被検体に送信された超音波のエコーに基づく受信信号を、エコーの発生位置に応じたゲインで調整し、

調整後の前記受信信号を、前記ゲインに応じて補正し、補正後の前記受信信号を用いて、減衰に関する指標値を算出する、

処理をコンピュータに実行させるための解析プログラム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明の実施形態は、超音波診断装置、信号処理装置及び解析プログラムに関する。

【背景技術】

【0002】

従来、超音波診断装置は、例えば、超音波プローブから送信された超音波の受信信号の振幅の大きさを輝度で表現することで、生体組織の形態を映像化する。しかし、超音波受信信号には、生体組織の形態以外にも他の様々な物理的情報が含まれる。例えば、受信信号の減弱の様子を観察することで、生体組織の特徴を推測する場合がある。具体的には、肝臓において受信信号が極端に減少する場合、被検体の肝臓に脂肪滴が多く含まれており脂肪肝であると推測される。また、被検体が肝硬変の場合も同様に肝臓において受信信号が極端に減少することがある。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0003】

【特許文献 1】特開昭 63-130054 号公報

【特許文献 2】特許第 5747377 号公報

【特許文献 3】特開昭 60-31740 号公報

【特許文献 4】特開平 7-51270 号公報

【特許文献 5】特開 2010-233859 号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0004】

本発明が解決しようとする課題は、単純な構成でエコーの減衰を定量化することができる超音波診断装置、信号処理装置及び解析プログラムを提供することである。

【課題を解決するための手段】

【0005】

実施形態の超音波診断装置は、調整部と、処理部と、を備える。調整部は、被検体に送信された超音波のエコーに基づく受信信号を、エコーの発生位置に応じたゲインで調整する。処理部は、前記調整部による調整後の前記受信信号を、前記ゲインに応じて補正し、補正後の前記受信信号を用いて、減衰に関する指標値を算出する。

【図面の簡単な説明】

【0006】

【図1】図1は、第1の実施形態に係る超音波診断装置の構成例を説明するための図である。

【図2】図2は、第1の実施形態に係る超音波診断装置による処理手順を示すフローチャートである。

【図3】図3は、第1の実施形態に係るゲイン調整処理を説明するための図である。

【図4】図4は、第1の実施形態に係る重畳画像の一例を示す図である。

【図5】図5は、第2の実施形態に係る超音波診断装置による処理手順を示すフローチャートである。

【図6】図6は、その他の実施形態に係るゲイン調整処理を説明するための図である。

10

【発明を実施するための形態】

【0007】

以下、図面を参照して、実施形態に係る超音波診断装置、信号処理装置及び解析プログラムを説明する。なお、実施形態は、以下の実施形態に限られるものではない。また、一つの実施形態に記載した内容は、原則として他の実施形態にも同様に適用される。

【0008】

(第1の実施形態)

まず、第1の実施形態に係る超音波診断装置の構成例について説明する。図1は、第1の実施形態に係る超音波診断装置の構成例を説明するための図である。図1に示すように、第1の実施形態に係る超音波診断装置は、超音波プローブ1と、モニタ2と、入力装置3と、装置本体10とを有する。

20

【0009】

超音波プローブ1は、複数の圧電振動子を有し、これら複数の圧電振動子は、後述する装置本体10が有する送信回路11から供給される駆動信号に基づき超音波を発生する。また、超音波プローブ1は、被検体Pからの受信信号を受信して電気信号に変換する。また、超音波プローブ1は、圧電振動子に設けられる整合層及び音響レンズと、圧電振動子から後方への超音波の伝播を防止するバックング材等を有する。超音波プローブ1は、装置本体10と着脱自在に接続される。

【0010】

超音波プローブ1から被検体Pに超音波が送信されると、送信された超音波は、被検体Pの体内組織における音響インピーダンスの不連続面で次々と反射され、受信信号として超音波プローブ1が有する複数の圧電振動子にて受信される。受信される受信信号の振幅は、超音波が反射される不連続面における音響インピーダンスの差に依存する。なお、送信された超音波パルスが、移動している血流や心臓壁等の表面で反射された場合の受信信号は、ドプラ効果により、移動体の超音波送信方向に対する速度成分に依存して、周波数偏移(ドプラ偏移)を受ける。

30

【0011】

なお、第1の実施形態は、複数の圧電振動子が一列で配置された1次元超音波プローブである超音波プローブ1により、被検体Pを2次元で走査する場合であっても、1次元超音波プローブの複数の圧電振動子を機械的に揺動する超音波プローブ1や複数の圧電振動子が格子状に2次元で配置された2次元超音波プローブである超音波プローブ1により、被検体Pを3次元で走査する場合であっても、適用可能である。ここで、1次元超音波プローブは、1本の走査線により、被検体Pを1次元で走査することも可能である。また、2次元超音波プローブは、超音波を集束して送信することで、被検体Pを2次元で走査することも可能である。なお、以下では、超音波プローブ1が複数の圧電振動子が一列で配置された1次元超音波プローブ(「1Dアレイプローブ」とも言う)である場合について説明する。

40

【0012】

入力装置3は、マウス、キーボード、ボタン、パネルスイッチ、タッチコマンドスクリーン、フットスイッチ、トラックボール等を有し、超音波診断装置の操作者からの各種設

50

定要求を受け付け、装置本体 10 に対して受け付けた各種設定要求を転送する。

【0013】

例えば、入力装置 3 は、後述する画像生成回路 15 が画像処理を行なうための関心領域としての (ROI: Region Of Interest) の設定や関心領域としてのサンプルボリュームの設定を、操作者から受け付ける。なお、第 1 の実施形態において、入力装置 3 が受け付ける関心領域については、後に詳述する。

【0014】

モニタ 2 は、超音波診断装置の操作者が入力装置 3 を用いて各種設定要求を入力するための GUI (Graphical User Interface) を表示したり、装置本体 10 において生成された超音波画像等を表示したりする。

10

【0015】

装置本体 10 は、超音波プローブ 1 が受信した受信信号に基づいて超音波画像を生成する装置である。装置本体 10 は、図 1 に示すように、送信回路 11 と、受信回路 12 と、Bモード処理回路 13 と、ドプラ処理回路 14 と、画像生成回路 15 と、画像メモリ 16 と、制御回路 17 と、内部記憶回路 18 とを有する。

【0016】

送信回路 11 は、パルス発生器 11a、送信遅延回路 11b 及びパルサ 11c を有し、超音波プローブ 1 に駆動信号を供給する。パルス発生器 11a は、所定の繰り返し周波数 (PRF: Pulse Repetition Frequency) で送信超音波を形成するためのレートパルスを繰り返し発生する。なお、PRF は、レート周波数とも呼ばれる。また、送信遅延回路 11b は、超音波プローブ 1 から発生される超音波をチャンネル毎にビーム状に集束して送信指向性を決定するために必要な圧電振動子ごとの送信遅延時間を、パルス発生器 11a が発生する各レートパルスに対し与える。送信方向あるいは送信方向を決定する送信遅延時間は内部記憶回路 18 に記憶されており、送信時に参照される。また、パルサ 11c は、レートパルスに基づくタイミングで、超音波プローブ 1 に駆動信号 (駆動パルス) を印加する。すなわち、送信遅延回路 11b は、各レートパルスに対し与える送信遅延時間を変化させることで、圧電振動子面からの送信方向を任意に調整する。このように、送信回路 11 は、超音波の送信における送信指向性を制御する。

20

【0017】

なお、送信回路 11 は、後述する制御回路 17 の指示に基づいて、所定のスキャンシーケンスを実行するために、送信周波数、送信駆動電圧等を瞬時に変更可能な機能を有している。特に、送信駆動電圧の変更は、瞬間にその値を切り替え可能なりニアアンプ型の発信回路、又は、複数の電源ユニットを電氣的に切り替える機構によって実現される。

30

【0018】

また、受信回路 12 は、プリアンプ 12a、受信遅延回路 12b、加算器 12c を有し、超音波プローブ 1 が受信した受信信号に対して各種処理を行なってエコーデータを生成する。

【0019】

プリアンプ 12a は、超音波プローブ 1 を介して取り込まれた受信信号をチャンネルごとに調整するゲイン調整処理を行なう。すなわち、プリアンプ 12a は、複数の振動素子それぞれから出力された受信信号を、ゲインで調整する。例えば、プリアンプ 12a は、被検体 P に送信された超音波のエコーに基づく受信信号を、エコーの発生位置に応じたゲインで調整する。例えば、プリアンプ 12a は、被検体 P に送信された超音波のエコーに基づく受信信号を、深度に応じたゲインで調整する。なお、プリアンプ 12a によるゲイン調整処理については後述する。また、プリアンプ 12a は、調整部の一例である。

40

【0020】

また、受信回路 12 は、図示しない A/D (Analog to Digital) 変換器を有する。A/D 変換器は、ゲイン補正された受信信号を A/D 変換する。受信遅延回路 12b は、デジタルデータに対して、受信指向性を決定するために必要な受信遅延時間を与える。すなわち、受信遅延回路 12b は、プリアンプ 12a による調整後の複数の受信信号に対し

50

て遅延処理を実行する。加算器 12c は、受信遅延回路 12b によって処理された受信信号の加算処理を行なう。すなわち、加算器 12c は、プリアンプ 12a による調整後の複数の受信信号に対して加算処理を実行する。加算器 12c の加算処理により、受信信号の受信指向性に応じた方向からの反射成分が強調される。このように、受信回路 12 は、超音波の受信における受信指向性を制御する。

【0021】

B モード処理回路 13 は、受信回路 12 が生成したエコーデータを受け取り、受け取ったエコーデータに対して、対数増幅、包絡線検波処理、対数圧縮等を行なって、信号強度が輝度の明るさで表現されるデータ（B モードデータ）を生成する。

【0022】

ドプラ処理回路 14 は、受信回路 12 が生成したエコーデータを受け取り、受け取ったエコーデータを周波数解析することで、ドプラ偏移（ドプラシフト周波数）を抽出し、ドプラ偏移を用いることで、ドプラ効果による血流や組織、造影剤エコー成分を抽出し、平均速度、分散、パワー等の移動体情報を多点又は 1 点について抽出したデータ（ドプラデータ）を生成する。

【0023】

なお、B モード処理回路 13 及びドプラ処理回路 14 は、図示しない直交検波回路を有する。この直交検波回路は、加算器 12c の出力信号をベースバンド帯域の同相信号（I 信号、I : In-phase）と直交信号（Q 信号、Q : Quadrature-phase）とに変換する。そして、B モード処理回路 13 は、I 信号及び Q 信号（以下、I / Q 信号と記載する）をエコーデータとし、このエコーデータに対して、対数増幅、包絡線検波処理、対数圧縮等を行なって、B モードデータを生成する。また、ドプラ処理回路 14 は、I / Q 信号をエコーデータとし、このエコーデータに対して、周波数解析することで、ドプラデータを生成する。

【0024】

画像生成回路 15 は、B モード処理回路 13 及びドプラ処理回路 14 が生成したデータを用いて表示用の画像データを生成する。すなわち、画像生成回路 15 は、B モード処理回路 13 が生成した B モードデータから受信信号の強度を輝度にて表した B モード画像を生成する。また、画像生成回路 15 は、ドプラ処理回路 14 が生成したドプラデータから血流の移動体情報（血流情報）を表す速度画像、分散画像、パワー画像、又は、これらの組み合わせ画像としてのカラードプラ画像を生成する。例えば、画像生成回路 15 は、パワーの値に応じて色調を赤色系で変化させたパワー画像を生成する。なお、画像生成回路 15 は、カラー表示用のカラードプラ画像以外にも、例えば、パワーの値に応じて輝度をグレースケールで変化させたグレースケールのパワー画像を生成することも可能である。

【0025】

更に、画像生成回路 15 は、ドプラ処理回路 14 が生成したドプラデータから、血流の速度情報を時系列に沿ってプロットしたドプラ波形を生成する。具体的には、画像生成回路 15 は、サンプルボリューム内の血流の速度を縦軸とし、時間を横軸とする時間変化曲線を生成する。そして、画像生成回路 15 は、サンプルボリューム内の血流の分散値に応じて縦軸方向の幅を設定し、サンプルボリューム内の血流のパワー値に応じて輝度値を設定することで、ドプラ波形を生成する。

【0026】

ここで、画像生成回路 15 は、一般的には、超音波走査の走査線信号列を、テレビ等に代表されるビデオフォーマットの走査線信号列に変換（スキャンコンバート）し、表示用画像としての超音波画像（B モード画像や血流画像）を生成する。具体的には、画像生成回路 15 は、超音波プローブ 1 による超音波の走査形態に応じた座標変換を行なうことで、表示用画像としての超音波画像を生成する。また、画像生成回路 15 は、スキャンコンバート以外にも、種々の画像処理として、例えば、スキャンコンバート後の複数の画像フレームを用いて、輝度の平均値画像を再生成する画像処理（平滑化処理）や、画像内で微分フィルタを用いる画像処理（エッジ強調処理）等を行なう。

10

20

30

40

50

【0027】

なお、画像生成回路15は、2次元で超音波送受信が行なわれた場合、座標変換を行なうことで、表示用画像としての2次元Bモード画像や2次元血流画像を生成する。また、画像生成回路15は、3次元で超音波送受信が行なわれた場合、ボリュームデータ（3次元Bモード画像や3次元血流画像）を生成し、各種レンダリング処理により、ボリュームデータからモニタ2に表示するための2次元画像を生成する。

【0028】

また、画像生成回路15は、各種画像に、種々のパラメータの文字情報、目盛り、ボディーマーク等を合成した合成画像を生成する。また、画像生成回路15は、Bモード画像とカラードプラ画像との重畳画像等、各種画像を重畳した重畳画像を生成したり、各種画像を並列表示するための画像を生成したりする。

10

【0029】

画像メモリ16は、画像生成回路15が生成した各種データを記憶するメモリである。また、画像メモリ16は、Bモード処理回路13やドプラ処理回路14が生成したデータ（生データ）を記憶することも可能である。また、画像メモリ16は、必要に応じて、受信回路12が生成したエコーデータを記憶することも可能である。

【0030】

内部記憶回路18は、超音波送受信、画像処理及び表示処理を行なうための制御プログラムや、診断情報（例えば、患者ID、医師の所見等）や、診断プロトコルや各種ボディーマーク等の各種データを記憶する。また、内部記憶回路18は、必要に応じて、画像メモリ16が記憶するデータの保管等にも使用される。また、内部記憶回路18が記憶するデータは、図示しないインターフェースを経由して、外部の周辺装置へ転送することができる。

20

【0031】

制御回路17は、超音波診断装置の処理全体を制御する。具体的には、制御回路17は、入力装置3を介して操作者から入力された各種設定要求や、内部記憶回路18から読み込んだ各種制御プログラム及び各種データに基づき、送信回路11、受信回路12、Bモード処理回路13、ドプラ処理回路14、画像生成回路15の処理を制御する。また、制御回路17は、画像メモリ16が記憶するデータや、操作者が各種処理を指定するためのGUI等をモニタ2にて表示するように制御する。

30

【0032】

また、制御回路17は、図1に示すように、処理機能17aを実行する。ここで、例えば、図1に示す制御回路17の構成要素である処理機能17aが実行する各処理機能は、コンピュータによって実行可能なプログラムの形態で内部記憶回路18に記録されている。制御回路17は、各プログラムを内部記憶回路18から読み出し、実行することで各プログラムに対応する機能を実現するプロセッサである。換言すると、各プログラムを読み出した状態の制御回路17は、図1の制御回路17内に示された各機能を有することとなる。なお、処理機能17aのことを処理部とも言う。

【0033】

以上、第1の実施形態に係る超音波診断装置の全体構成について説明した。かかる構成のもと、第1の実施形態に係る超音波診断装置は、一般的には、Bモード処理回路13においてエコーデータの振幅の大きさを輝度で表現することで生体組織の形態を映像化したり、ドプラ処理回路14においてエコーデータを周波数解析することで移動体情報を映像化したりする。ところで、超音波の受信信号には、生体組織の形態や移動体情報以外にも他の様々な物理的情報が含まれる。

40

【0034】

例えば、生体組織は固有の減衰特性を持っており、超音波の受信信号を用いてエコーの減衰を定量化する手法が知られている。被検体Pに送信された超音波は、減衰しながら生体内を伝搬する。ここで、超音波の減衰量が大きいと、十分な受信信号が受信できなくなる現象が起こる。この一方で、受信信号の減弱の様子を観察することで、生体組織の特徴

50

を観測することも行われている。より具体的には、肝臓において、受信信号が極端に減少する被検体 P は、肝臓に脂肪滴が多く含まれており脂肪肝であることが推測される。また、肝硬変の被検体 P を観測した場合も同様に、受信信号が極端に減少する場合がある。

【0035】

そこで、超音波減衰量を定量的に診断するための手法が複数提案されている。例えば、生体の超音波減衰量は周波数によって異なることが知られており、複数の周波数信号の強度の変化を比較することによって対象としている組織に固有の値を求める方法が知られている。この方法では、中心周波数の異なる複数の超音波パルスを送受信し、得られた複数の信号の強度が深さ方向にどの程度変化するかを比較することによって、被検体 P に固有の減衰量を推定する。さらに、周波数ごとの減衰定数を求め、求めた減衰定数の比を表示することによって、より多様な組織特性を表示する方法も知られている。

10

【0036】

また、広帯域パルスを用いて 1 方向につき 1 回超音波を送受信することで、中心周波数の異なる複数の超音波パルスを送受信する場合と同様の効果を得る方法も知られている。しかし、この広帯域パルスを用いる方法では低周波数領域の信号が組織内を伝播する際に高周波成分の信号が発生し、被検体 P に固有の減衰量を推定する際の誤差となる場合がある。このようなことから、一方向に波形の正負を反転させた 2 つの超音波パルスを送信し、得られた受信信号の差分演算を行うことによって、伝搬中に発生した高周波成分を除去しつつ被検体 P に固有の減衰量を推定する方法も知られている。

【0037】

20

しかしながらこのような従来の技術では、いずれも複数の周波数の超音波を送受信することを前提としている。このため、通常の B モード画像を得るための送受信の信号処理回路より複雑な仕組みが必要となる。したがって、エコーの減衰を定量化するための新たな信号処理回路を設置することになり、超音波診断装置全体が大規模で高額になる恐れがある。

【0038】

このようなことから、第 1 の実施形態では、制御回路 17 が処理機能 17 a を実行することによって、単純な構成でエコーの減衰を定量化する。すなわち、処理機能 17 a は、プリアンプ 12 a による調整後の受信信号を、ゲインに応じて補正し、補正後の受信信号を用いて、減衰に関する指標値を算出する。例えば、処理機能 17 a は、遅延加算処理後の受信信号を、ゲインに応じて補正し、補正後の受信信号を用いて、指標値を算出する。以下では、図 2 を用いて第 1 の実施形態に係る超音波診断装置による処理手順について説明する。

30

【0039】

図 2 は、第 1 の実施形態に係る超音波診断装置による処理手順を示すフローチャートである。なお、図 2 では、被検体 P には造影剤が投与されていない状態でエコーの減衰を定量化する超音波走査が実行されるものとする。図 2 では、第 1 の実施形態に係る超音波診断装置全体の動作を説明するフローチャートを示し、各構成要素がフローチャートのどのステップに対応するかを説明する。

【0040】

40

ステップ S 101 は、超音波プローブ 1 により実現されるステップである。ステップ S 101 では、超音波プローブ 1 は、超音波パルスを送受信する。例えば、入力装置 3 が操作者からエコーの減衰を定量化する走査モードである「減衰量定量化モード」の設定を受けると、制御回路 17 は、減衰量定量化モード用の超音波送信条件を送信回路 11 に設定する。これにより、送信回路 11 は、減衰量定量化モード用の設定にもとづいて超音波送信条件を設定し、超音波プローブ 1 から被検体 P に超音波が送信される。ここで、減衰量定量化モード用の超音波送信条件は、送信帯域は、プローブの周波数特性に基づいて決められる。例えば、送信帯域は、中心周波数を含む狭帯域のパルスである。より具体的には、送信帯域は、単一周波数を含む狭帯域のパルスであり、検査対象部位に応じて決定される。一例をあげると、検査対象が腹部である場合、送信帯域は 3 MHz に設定される。そ

50

して、送信された超音波パルスは被検体 P 内の構造物から散乱され、超音波プローブ 1 で受信される。

【0041】

ステップ S 102 は、プリアンプ 12 a により実現されるステップである。ステップ S 102 では、プリアンプ 12 a は、ゲイン調整処理を実行する。例えば、超音波プローブ 1 から出力された受信信号は受信回路 12 に送られる。そして、受信回路 12 のプリアンプ 12 a において、受信信号に対するゲイン調整処理が実行される。ここで、プリアンプ 12 a は、予め決められた時間応答に従って変化するゲインで受信信号を調整する。

【0042】

より具体的には、プリアンプ 12 a は、以下 3 つの目的でゲイン調整処理を行う。すなわちプリアンプ 12 a は、深部感度の不足分を補償する第 1 のゲイン調整処理、浅部感度の過剰を抑制する第 2 のゲイン調整処理、第 1 のゲイン調整処理及び第 2 のゲイン調整処理の両方を目的とする第 3 のゲイン調整処理を行う。一例をあげると、プリアンプ 12 a は、第 1 のゲイン調整処理を実行する場合は、深度からのエコーに基づく受信信号に対するゲインを 1 より大きく設定する。また、プリアンプ 12 a は、第 2 のゲイン調整処理を実行する場合は、浅部からのエコーに基づく受信信号に対するゲインを 1 より小さく設定する。また、プリアンプ 12 a は、第 3 のゲイン調整処理を実行する場合は、深度からのエコーに基づく受信信号に対するゲインを 1 より大きく設定し、浅部からのエコーに基づく受信信号に対するゲインを 1 より小さく設定する。

【0043】

図 3 を用いて、ゲイン調整処理の一例を説明する。図 3 は、第 1 の実施形態に係るゲイン調整処理を説明するための図である。図 3 では、深部感度の不足分を補償する第 1 のゲイン調整処理を実行する場合について説明する。

【0044】

図 3 の横軸は深度を示し、図 3 の縦軸はゲイン値を示す。図 3 に示す例では、基準ゲイン G_0 が設定される。この基準ゲイン G_0 は、エコーの発生位置に依存しない基準の調整量を示す。なお、図 3 に示す例では $G_0 > 1$ である。そして、エコーの発生位置に応じて、基準ゲイン G_0 からの調整量を変化させる。例えば、図 3 に示すように、エコーの発生位置の深度が増加するに応じて、ゲイン値が増加する。一例をあげると、深度が P1 である位置で発生したエコーに対するゲイン値は G_1 であり、深度が P2 である位置で発生したエコーに対するゲイン値は G_2 である。すなわち、深度が P1 である位置では、エコーの発生位置に応じた調整量が $G_1 - G_0$ であり、深度が P2 である位置では、エコーの発生位置に応じた調整量が $G_2 - G_0$ である。このように、ゲイン値は、エコーの発生位置に応じて変化する。言い換えると、プリアンプ 12 a は、予め決められた時間応答に従ってゲイン値を変化させる。なお、プリアンプ 12 a において受信信号にかけられたゲインの時間応答は、内部記憶回路 18 に記憶される。

【0045】

ステップ S 103 は、B モード処理回路 13 により実現されるステップである。ステップ S 103 では、B モード処理回路 13 は、プリアンプ 12 a による調整後の受信信号に対して、B モード処理を実行する。例えば、ゲイン調整処理された受信信号は、受信遅延回路 12 b、加算器 12 c を経てビームフォーミング処理が行われたのちに、B モード処理回路 13 に送られる。そして、B モード処理回路 13 は、ゲイン調整処理された受信信号に対して、直交検波、高域除去フィルタ、振幅算出、Log 圧縮などの B モード処理を実行する。ここで、B モード処理回路 13 は、被検体 P 内部の超音波減衰量を正しくとらえるため、受信帯域を、送信中心周波数周りの狭帯域に限定する。これにより、B モード処理回路 13 は、組織ハーモニック信号成分を除去する。

【0046】

更に、B モード処理回路 13 は、深さ方向で受信帯域を変化しないように設定する。例えば、B モード処理回路 13 では、高周波ほど減衰が激しくなるので、エコー発生位置の深さに応じてより低帯域領域を検波するように設定する場合がある。しかしながら、B モ

10

20

30

40

50

ード処理回路13は、減衰量定量化モードでは、深さ方向に応じて受信帯域を変える処理を行わずに、送信中心周波数周りの狭帯域に受信帯域を設定する。なお、Bモード処理回路13によって生成されたBモードデータのことを生データ(Raw Data)と呼ぶ。

【0047】

ステップS104は、処理機能17aにより実現されるステップである。ステップS104では、処理機能17aは、内部記憶回路18に記憶されるゲインの時間応答に基づいて、生データに対してゲイン調整を打ち消すゲイン補正処理を実行する。ここで例えば、処理機能17aは、プリアンプ12aによる調整量を打ち消す補正を、プリアンプ12aによる調整後の受信信号に対して実行する。すなわち、処理機能17aは、基準ゲインとエコーの発生位置に応じた調整量とを共にキャンセルするような補正を生データに対して実行する。

10

【0048】

また、例えば、処理機能17aは、エコーの発生位置(深度)毎の調整部による調整量を均す補正を、調整部による調整後の受信信号に対して実行するようにしてもよい。すなわち、処理機能17aは、エコーの発生深度毎の調整量の違いを均すような補正を生データに対して実行する。かかる場合、処理機能17aは、基準ゲインによる調整量についてはキャンセルしない。

【0049】

ステップS105は、処理機能17aにより実現されるステップである。ステップS105では、処理機能17aは、音場補正処理を実行する。例えば、処理機能17aは、内部記憶回路18に記憶される音場データに基づいて、音場の影響を打ち消す音場補正処理を実行する。すなわち、処理機能17aは、超音波の送信条件およびエコーの受信条件のうちの少なくともいずれかに依存する音場に応じて、プリアンプ12aによる調整後の受信信号を補正する。より具体的には、超音波の送信時に送信フォーカスをつけることによって、同一走査線上におけるフォーカス位置とフォーカス位置以外とで送信される超音波の強度が異なることになる。そこで、処理機能17aは、音場補正において、同一走査線上におけるフォーカス位置とフォーカス位置以外とで送信される超音波の強度が同一となるように補正する。なお、音場データは、超音波プローブ1や、周波数、フォーカス、開口などを含む送受信条件に応じて決まり、想定される条件に対応したデータが予め内部記憶回路18に記憶される。処理機能17aは、ステップS104のゲイン補正処理とステップS105の音場補正処理によって、散乱体の分布情報と組織の減衰情報のみが反映されている超音波受信信号を得る。

20

30

【0050】

ステップS106は、処理機能17aにより実現されるステップである。ステップS106では、処理機能17aは、減衰パラメータを算出する。すなわち、処理機能17aは、ゲインおよび音場に関する補正後の受信信号を用いて、減衰パラメータを算出する。例えば、処理機能17aは、組織内の散乱体分布が均一であると仮定できる場合、この補正した超音波受信信号の深さ方向の変化を調べることにより、深さ方向の各位置における超音波の減衰パラメータを算出する。例えば、処理機能17aは、所定の深さ幅における超音波受信信号の深さ方向の傾きを算出し、算出した深さ方向の傾きを送受信周波数で乗算することによって、減衰パラメータとして、減衰定数[dB/cm/MHz]を算出する。なお、減衰パラメータは指標値の一例である。

40

【0051】

ステップS107は、画像生成回路15により実現されるステップである。ステップS107では、画像生成回路15は、減衰画像を生成する。すなわち、処理機能17aは、複数のエコーの発生位置それぞれの減衰パラメータに基づいて減衰画像を生成する。例えば、画像生成回路15は、各位置において減衰定数が算出されると、事前に設定されたカラーマップと減衰定数の算出結果とに基づいて、走査範囲の各位置における減衰定数を画像化した減衰画像を生成する。ここで、画像生成回路15は、中心周波数を含む狭帯域な送信帯域で送信された超音波のエコーに基づく受信信号を用いて、減衰画像を生成する。

50

なお、画像生成回路 15 は、カラー画像として減衰画像を生成してもよいし、グレースケールの画像として減衰画像を生成してもよい。

【0052】

ステップ S 108 は、画像生成回路 15 により実現されるステップである。ステップ S 108 では、画像生成回路 15 は、ステップ S 103 で生成された生データに基づいて、B モード画像を生成する。

【0053】

ステップ S 109 は、画像生成回路 15 により実現されるステップである。ステップ S 109 では、画像生成回路 15 は、1 つの走査断面からの受信信号に基づいて得られた B モード画像と減衰画像とを重畳表示する。例えば、画像生成回路 15 は、ステップ S 107 で生成した減衰画像とステップ S 108 で生成した B モード画像とを合成して重畳画像を生成する。そして、画像生成回路 15 は、生成した重畳画像をモニタ 2 に表示させる。図 4 は、第 1 の実施形態に係る重畳画像の一例を示す図である。

【0054】

図 4 では減衰定数が 0.5 dB/cm/MHz である均一なファントムを観測した場合の重畳画像の一例を示す。図 4 に示す重畳画像は、B モード画像 42 上に減衰画像 43 が重畳されている。なお、減衰画像 43 は、例えば B モード画像 42 において設定された ROI の範囲内の各位置における減衰パラメータを用いて生成される。また、図 4 に示すように、カラーマップ 44 によって減衰定数の値とカラーとが対応付けられている。これにより操作者は、減衰画像 43 を参照することで、減衰定数の空間分布を把握することができる。

【0055】

さらに、入力装置 3 を介して、減衰画像 43 上に計測用の ROI 45 の設定を受け付けるようにしてもよい。また、かかる場合、計測用 ROI 45 内部の減衰パラメータの代表値を別途数値として表示するようにしてもよい。すなわち、処理機能 17a は、複数のエコーの発生位置それぞれの減衰パラメータを用いて代表値を算出し、算出した代表値をモニタ 2 に表示させる。ここで、代表値は、例えば計測用 ROI 45 内の減衰定数の平均値である。図 4 に示す例では、計測用 ROI 45 内部の減衰定数の代表値が、 0.4 dB/cm/MHz であることを示す数値が表示されている。なお、代表値は、計測用 ROI 45 内の減衰定数の最大値や計測用 ROI 45 内の減衰定数の最小値であってもよい。

【0056】

上述したように、第 1 の実施形態では、単純な構成でエコーの減衰を定量化することが可能である。

【0057】

なお、上述した実施形態では、B モード処理回路 13 がステップ S 103 の処理を実行するものとして説明したが、実施形態はこれに限定されるものではない。例えば、処理機能 17a がステップ S 103 の処理を実行するようにしてもよい。また、画像生成回路 15 がステップ S 107 からステップ S 109 の処理を実行するものとして説明したが、実施形態はこれに限定されるものではない。例えば、処理機能 17a がステップ S 107 からステップ S 109 の処理を実行するようにしてもよい。すなわち、処理機能 17a は、プリアンプ 12a による調整後の受信信号を用いて B モード画像を生成し、生成した B モード画像上に減衰画像を重畳させてモニタ 2 に表示させてもよい。

【0058】

(第 2 の実施形態)

第 1 の実施形態では同一の受信信号を用いて減衰画像と B モード画像とを得る場合について説明した。ここで、減衰画像用の送受信信号は、組織ハーモニック信号を含まない狭帯域の設定としており、B モード画像として用いるには空間分解能やコントラスト分解能が劣る場合がある。

【0059】

ところで、B モード画像生成用に減衰量定量化用の超音波の送受信とは別の超音波の送

10

20

30

40

50

受信を行うようにすれば、Bモード画像生成用の超音波の送受信は、減衰量定量の精度に関与しなくなる。かかる場合、Bモード画像生成用の超音波の送受信は、広帯域にしたり組織ハーモニック信号を含めたりすることができ、背景のBモードの視認性を向上させることができる。このようなことから、第2の実施形態では、Bモード画像生成用に減衰量定量化用の超音波の送受信とは別の超音波の送受信を行う場合について説明する。

【0060】

なお、第2の実施形態に係る超音波診断装置の構成は、制御回路17の一部の機能及び制御回路17が実行する処理機能17aの一部の機能が異なる点を除いて、図1に示した第1の実施形態に係る超音波診断装置の構成と同様である。このため、第2の実施形態に係る超音波診断装置の構成について、制御回路17及び処理機能17a以外の構成について10

【0061】

図5は、第2の実施形態に係る超音波診断装置による処理手順を示すフローチャートである。図5では、第2の実施形態に係る超音波診断装置全体の動作を説明するフローチャートを示し、各構成要素がフローチャートのどのステップに対応するかを説明する。なお、図5において、ステップS201からステップS207の各処理は、図2に示すステップS101からステップS107の各処理に対応する。このため、ステップS201からステップS207の各処理については説明を省略する。

【0062】

ステップS208は、超音波プローブ1により実現されるステップである。ステップS208では、超音波プローブ1は、Bモード画像用超音波パルスを送受信する。ここで、ステップS208では、ステップS101やステップS201で送信する超音波の送信帯域とは異なる周波数帯域の超音波を送信する。例えば、超音波プローブ1は、広帯域の超音波を送信する。なお、図5に示す例では、超音波プローブ1は、PI (Pulse Inversion) 法を実行して組織ハーモニック信号を抽出するものとして説明する。すなわち、超音波プローブ1は、1回目の送信波形に対して位相を180度ずらした波形（振幅が反転された波形）を2回目に送信し、エコーデータをそれぞれ生成する。なお、超音波プローブ1は、例えば、振幅変調法 (AM: Amplitude Modulation) や位相振幅変調法 (AMP 30 M: Amplitude Modulation Phase Modulation) などPI法以外で組織ハーモニック信号を抽出してもよい。

【0063】

ステップS209は、プリアンプ12aにより実現されるステップである。ステップS209では、プリアンプ12aは、ステップS102及びステップS202と同様に、ゲイン調整処理を実行する。

【0064】

ステップS210は、Bモード処理回路13により実現されるステップである。ステップS210では、Bモード処理回路13は、例えば、PI処理を用いて組織ハーモニック信号を抽出することによって、空間分解能及びコントラスト分解能を向上させる。また、Bモード処理回路13は、深部ほど広帯域信号が減衰するため、深部からの受信信号に対してはより低帯域領域を検波するようにしてもよい。 40

【0065】

ステップS211は、画像生成回路15により実現されるステップである。ステップS211では、画像生成回路15は、ステップS210で生成された生データに基づいて、Bモード画像を生成する。なお、ステップS207において画像生成回路15は、プリアンプ12aによる調整後の受信信号のうちBモード画像の生成に用いられる帯域成分よりも狭帯域な受信信号を用いて、減衰画像を生成する。

【0066】

ステップS212は、画像生成回路15により実現されるステップである。ステップS212では、画像生成回路15は、例えば、ステップS207で生成した減衰画像とステップS211で生成したBモード画像とを合成して重畳画像を生成する。 50

【0067】

このように、第2の実施形態では、減衰画像を生成する際の超音波の送受信とは独立して、Bモード画像を生成するための超音波の送受信を行う。これにより、Bモード画像生成用の超音波の送受信は、減衰量定量化用の精度に関与しないため、超音波の送信帯域及び受信帯域を広帯域にしたり、組織ハーモニック信号を含めて受信したりすることができる。この結果、第2の実施形態によれば、背景のBモード画像の視認性を向上させることができる。

【0068】

また、第2の実施形態によれば、減衰画像を重畳するBモード画像の空間分解能及びコントラスト分解能を向上させることができる。この結果、操作者は、腫瘍などの構造物に対応する減衰パラメータのカラー情報を読み取りやすくなる。また、操作者は、計測用ROIを設定する際に、ターゲットの領域を認識しやすくなるので、計測用ROIの設定を精度よく行うことができる。

【0069】

なお、上述した実施形態では、超音波診断装置は、Bモード画像生成用の超音波をPI法で送信し、組織ハーモニック信号を抽出するものとして説明したが、実施形態はこれに限定されるものではない。超音波診断装置では、必ずしもBモード画像用の送受信にPI法や組織ハーモニック信号を用いなくてもよく、例えば、Bモード画像生成用の超音波送受信も減衰量定量化用の超音波送受信と同じように基本波成分を用いるようにしてもよい。かかる場合、超音波診断装置は、減衰量定量化用の超音波送受信と、Bモード画像生成用の超音波の送受信とを分けて実行する。これによって、超音波診断装置は、Bモード画像生成用にはより高周波成分を用いるようにしたり、また、浅部から深部までの受信中心周波数のシフト量を大きくして深部感度の向上を狙うようにしたりする。この結果、超音波診断装置は、Bモード画像の画質を向上させることができる。

【0070】

なお、上述した第2の実施形態では、Bモード処理回路13がステップS210の処理を実行するものとして説明したが、実施形態はこれに限定されるものではない。例えば、処理機能17aがステップS210の処理を実行するようにしてもよい。また、画像生成回路15がステップS211及びステップS212の処理を実行するものとして説明したが、実施形態はこれに限定されるものではない。例えば、処理機能17aがステップS211及びステップS212の処理を実行するようにしてもよい。すなわち、処理機能17aは、減衰画像を生成するために用いる受信信号とは別の受信信号を用いてBモード画像を生成し、生成したBモード画像上に減衰画像を重畳してモニタ2に表示させる。

【0071】

(第2の実施形態の変形例)

なお、上述した第2の実施形態では、Bモード画像生成用の超音波の送受信と、減衰量定量化用の超音波の送受信とを独立して行うものとして説明したが、実施形態はこれに限定されるものではない。例えば、Bモード画像生成用と減衰量定量化用とで共通の超音波を1回送信するようにしてもよい。かかる場合、例えば、加算器12cによる加算処理後の受信信号をBモード画像生成用の超音波の受信帯域と減衰量定量化用の超音波の受信帯域とに分離する。より具体的には、Bモード処理回路13において、超音波プローブ1で受信された1つの受信信号をBモード画像生成用の超音波の受信帯域と減衰量定量化用の超音波の受信帯域とに分離し、Bモード画像生成用の生データと、減衰量定量化用の生データとを生成する。そして、処理機能17aは、減衰量定量化用の生データをゲイン補正処理及び音場補正処理した後に、減衰パラメータを算出する。このようにして、超音波診断装置は、同じ送受信信号から、異なる受信帯域をもつ減衰画像とBモード画像とを生成する。これにより超音波診断装置は、1つの断面を2種類の送信パルスで重複して走査する手順が不要となり、フレームレートを向上させることができる。

【0072】

また、超音波診断装置は、同じ送受信信号から、異なる受信帯域をもつ減衰画像とBモ

ード画像とを生成する際には、広帯域で超音波を送信する場合と、中心周波数を含む狭帯域で超音波を送信する場合とを選択可能である。例えば、広帯域で超音波を送信した場合、減衰量定量化用の受信帯域は、送信中心周波数周りの狭帯域に設定され、Bモード画像生成用の受信帯域は、広帯域に設定される。また、例えば、狭帯域で超音波を送信した場合、減衰量定量化用の受信帯域は、中心周波数を含む狭帯域に設定され、Bモード画像生成用の受信帯域は、送信周波数の2倍の周波数である高調波成分に設定される。なお、Bモード画像生成用の超音波の受信帯域と減衰量定量化用の超音波の受信帯域とに分離する処理は、Bモード処理回路13において実行されるものとして説明したが、実施形態はこれに限定されるものではない。例えば、受信回路12において、Bモード画像生成用の超音波の受信帯域と減衰量定量化用の超音波の受信帯域とを分離してもよい。なお、受信回路12において受信帯域を分離する場合、受信回路12は、Bモード画像生成用の超音波の受信帯域を分離する第1の系統と、減衰量定量化用の超音波の受信帯域を分離する第2の系統とを備える。

10

【0073】

(その他の実施形態)

実施形態は、上述した実施形態に限られるものではない。

【0074】

なお、上述した実施形態では、減衰画像とBモード画像とを重畳した重畳画像をモニタ2に表示させるものとして説明したが、実施形態はこれに限定されるものではない。例えば、超音波診断装置は、減衰画像のみをモニタ2に表示させてもよい。また、超音波診断装置は、減衰画像とBモード画像とを重畳させずに、それぞれを並べてモニタ2に表示させてもよい。

20

【0075】

なお、上述した実施形態では、超音波プローブ1が複数の圧電振動子が一列で配置された1次元超音波プローブである場合に、受信回路12が、装置本体10に配置されるものとして説明したが、実施形態はこれに限定されるものではない。例えば、超音波プローブ1が1次元超音波プローブである場合に、受信回路12が、超音波プローブ1内に配置されてもよい。

【0076】

また、上述した実施形態では、超音波プローブ1が1Dアレイプローブである場合について説明したが、実施形態はこれに限定されるものではない。例えば、超音波プローブ1は、複数の圧電振動子が格子状に2次元で配置された2次元超音波プローブ(「2Dアレイプローブ」とも言う)であってもよい。例えば、超音波プローブ1が2Dアレイプローブである場合に、受信回路12は、1Dアレイプローブの場合と同様、超音波プローブ1に配置されてもよいし、装置本体10に配置されてもよい。

30

【0077】

また、上述した実施形態では、調整部の一例がプリアンプ12aであり、アナログ回路でゲイン調整処理が実行されるものとして説明したが、実施形態はこれに限定されるものではない。例えば、ゲイン調整処理は、デジタル回路を用いて実行されてもよい。図6は、その他の実施形態に係るゲイン調整処理を説明するための図である。

40

【0078】

図6では、装置本体10における受信回路12、Bモード処理回路13及び画像生成回路15のみを図示し、各回路間での信号又はデータの流れを図示している。図6に示す「ATGC (Analog Time Gain Control)」は、受信回路12のプリアンプ12aで実行されるアナログのゲイン調整処理を示す。受信回路12で生成された受信信号は、RF (Radio Frequency) 信号としてBモード処理回路13に送られる。

【0079】

Bモード処理回路13における「DTGC (Digital Time Gain Control)」は、デジタルのゲイン調整処理を示す。また、「Mixer」は、DTGCの出力信号に、sin成分の参照信号とcos成分の参照信号とをそれぞれ掛け合わせる処理を示す。また、

50

「Dynamic Filter」は、Mixerの出力信号それぞれから、不要な周波数成分（例えば高調波成分）を除去する処理を示す。また、「Amplitude Detection」は、包絡線検波処理を示す。また、「Log Compression」は、対数圧縮処理を示す。Bモード処理回路13は、Log Compression後のデータを生データとして画像生成回路15に送る。

【0080】

画像生成回路15における「Scan Conversion」は、生データを画像データに変換するスキャンコンバート処理を示す。また、「Brightness Adjustment」は画像データにおける表示輝度の調整処理を示す。

【0081】

ところで、装置本体10では「ATGC」以外にも、図6に示す、「DTGC」及び「Brightness Adjustment」においてゲイン調整を行うことが可能である。また、装置本体10では、「Dynamic Filter」及び「Log Compression」においてゲイン調整を行うようにしてもよい。このため、「ATGC」、「DTGC」、「Brightness Adjustment」、「Dynamic Filter」及び「Log Compression」のいずれか1つ又はいずれかの組み合わせを調整部としてもよい。

【0082】

また、例えば、1Dアレイプローブである場合に、遅延加算後の受信信号に対してゲイン調整処理が行われてもよい。また、2次元超音波プローブである場合に、サブアレイ毎の遅延加算の前段階の受信信号に対してゲイン調整処理が行われてもよく、サブアレイ間の遅延加算の後段階の受信信号に対してゲイン調整処理が行われてもよい。また、例えば、超音波プローブ1が2Dアレイプローブである場合、アナログ回路を用いたゲイン調整処理は、プローブ内で行われるサブアレイ毎の遅延加算後から装置本体10で行われるサブアレイ間の遅延加算前の期間に行われることが一般的である。なお、サブアレイ毎の遅延加算の前段階の受信信号に対してゲイン調整処理が行われてもよく、サブアレイ間の遅延加算の後段階の受信信号に対してゲイン調整処理が行われてもよい。

【0083】

また、上述した実施形態では、処理機能17aは、ステップS106やステップS206において、減衰パラメータとして減衰定数を算出するものとして説明したが、実施形態はこれに限定されるものではない。例えば、処理機能17aは、ステップS106やステップS206において、減衰パラメータとして減衰定数ではなく、減衰量を反映した他の量を算出してもよい。より具体的には、処理機能17aは、周波数で除算をせず、受信エコーの輝度の深さ方向の傾きを算出し、 $[dB/cm]$ あるいは $[dB/m]$ という単位の値を減衰パラメータとして算出してもよい。また、例えば、処理機能17aは、これら減衰パラメータの単位の中の、 $[dB]$ の代わりに $[Neper]$ を使用してもよい。

【0084】

また、上述した実施形態では、Bモード処理回路13及びドブラ処理回路14が、直交検波回路を有するものとして説明したが、実施形態はこれに限定されるものではない。例えば、受信回路12が直交検波回路を有してもよい。かかる場合、受信回路12の直交検波回路は、例えば、加算器12cの出力信号をI信号及びQ信号に変換する。そして、直交検波回路は、Bモード処理回路13及びドブラ処理回路14にI信号及びQ信号を送る。これにより、Bモード処理回路13は、I信号及びQ信号を用いてBモードデータを生成し、ドブラ処理回路14は、I信号及びQ信号を用いてドブラデータを生成する。

【0085】

また、上述した実施形態では、制御回路17において処理機能17aを実行するものとして説明したが、実施形態はこれに限定されるものではない。例えば、装置本体10に減衰パラメータ算出回路を設け、この減衰パラメータ算出回路が、処理機能17aと同様の機能を実行するようにしてもよい。

【0086】

10

20

30

40

50

(造影存在下での減衰量定量化)

また、上述した実施形態では、造影非存在下で減衰量定量化を行う場合について説明したが、実施形態はこれに限定されるものではない。例えば、造影剤を投与して被検体を走査する場合にも減衰量の定量化を適用することが可能である。例えば、正常部位と病変部位とで造影剤投与後の輝度の変化を解析する場合がある。ここで、正常部位と病変部位との深さ方向の位置が異なる場合には、超音波の減衰量が異なるので単純に輝度を比較することはできない。このようなことから、造影剤を投与して輝度の変化を解析する際に、事前に正常部位及び病変部位について減衰量を定量化しておくことで、超音波の減衰量を補正して輝度の変化を比較することができる。

【0087】

また、正常部位と病変部位とでは造影剤の取り込み量が異なる場合がある。そこで、取り込んだ造影剤の量に応じて減衰量が変わることが知られている検査部位では、造影剤投与前後の減衰量を定量化して比較することで、検査部位が正常であるか否かを診断することにも適用可能である。

【0088】

上記の実施形態の説明において、図示した各装置の各構成要素は機能概念的なものであり、必ずしも物理的に図示の如く構成されていることを要しない。すなわち、各装置の分散・統合の具体的形態は図示のものに限られず、その全部又は一部を、各種の負荷や使用状況等に応じて、任意の単位で機能的又は物理的に分散・統合して構成することができる。さらに、各装置にて行なわれる各処理機能は、その全部または任意の一部が、CPUおよび当該CPUにて解析実行されるプログラムにて実現され、或いは、ワイヤードロジックによるハードウェアとして実現され得る。

【0089】

また、上記の実施形態で説明した制御方法は、予め用意された制御プログラムをパーソナルコンピュータやワークステーション等のコンピュータで実行することによって実現することができる。この制御プログラムは、インターネット等のネットワークを介して配布することができる。また、この制御プログラムは、ハードディスク、フレキシブルディスク(FD)、CD-ROM、MO、DVD等のコンピュータで読み取り可能な記録媒体に記録され、コンピュータによって記録媒体から読み出されることによって実行することもできる。

【0090】

(信号処理装置)

なお、上記では、第1～第2の実施形態及び変形例で説明した信号処理方法が、超音波診断装置で実行される場合について説明した。しかし、第1～第2の実施形態及び変形例で説明した信号処理方法は、超音波プローブ1が受信した信号を取得可能な信号処理装置において実行される場合であっても良い。

【0091】

以上説明した少なくとも一つの実施形態によれば、単純な構成でエコーの減衰を定量化することができる。

【0092】

本発明のいくつかの実施形態を説明したが、これらの実施形態は、例として提示したものであり、発明の範囲を限定することは意図していない。これら実施形態は、その他の様々な形態で実施されることが可能であり、発明の要旨を逸脱しない範囲で、種々の省略、置き換え、変更を行うことができる。これら実施形態やその変形は、発明の範囲や要旨に含まれると同様に、特許請求の範囲に記載された発明とその均等の範囲に含まれるものである。

【符号の説明】

【0093】

10 装置本体

12 受信回路

10

20

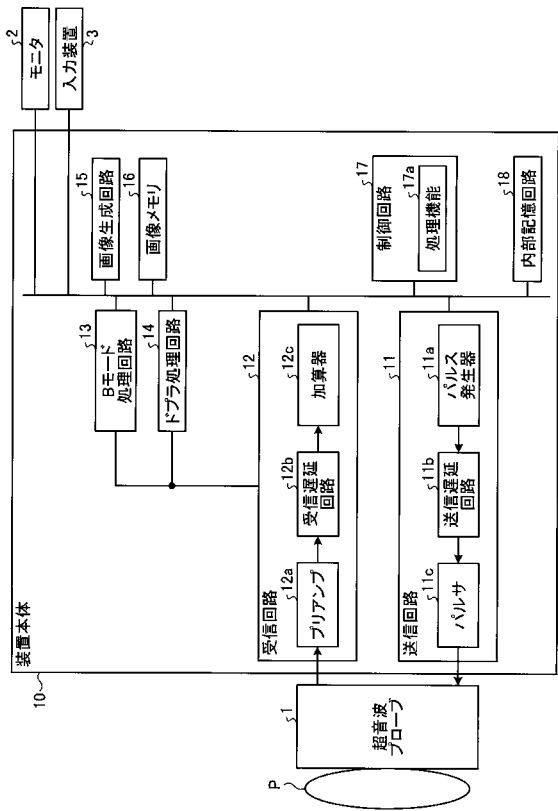
30

40

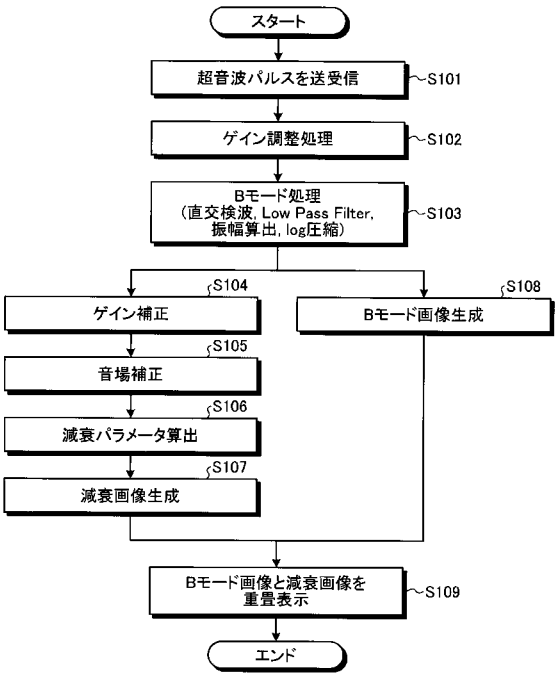
50

- 1 2 a プリアンプ
- 1 7 制御回路
- 1 7 a 処理機能

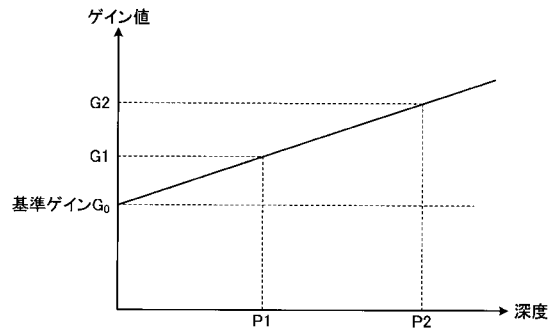
【 図 1 】



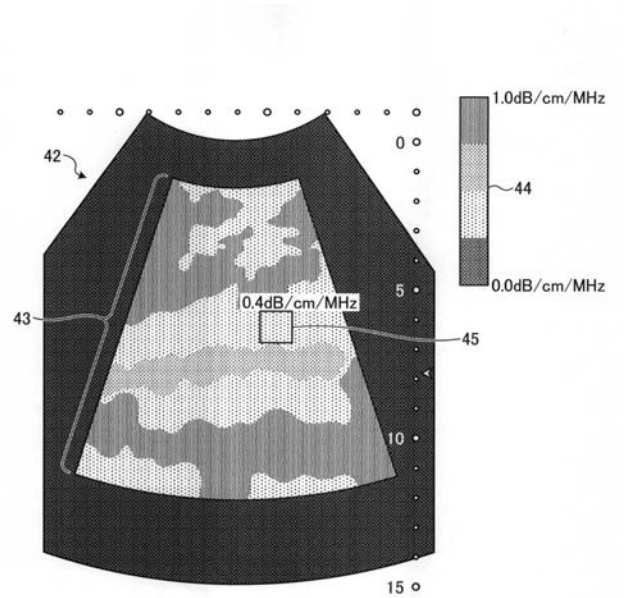
【 図 2 】



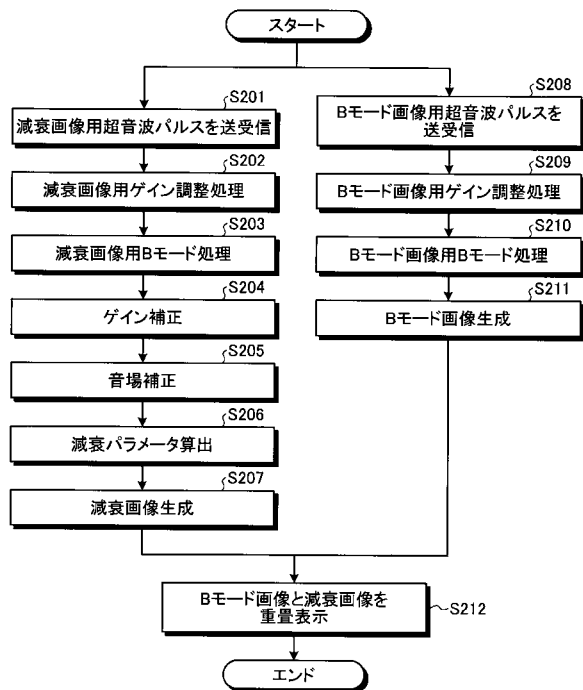
【図 3】



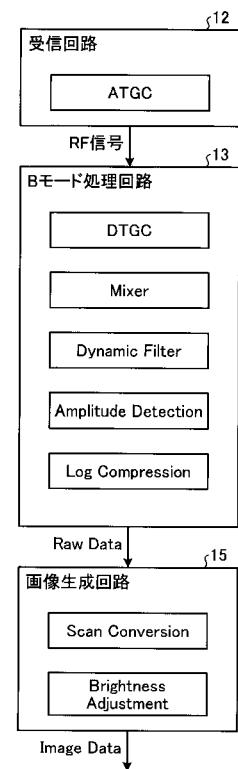
【図 4】



【図 5】



【図 6】



专利名称(译)	超声波诊断装置，信号处理装置和分析程序		
公开(公告)号	JP2017093913A	公开(公告)日	2017-06-01
申请号	JP2015230901	申请日	2015-11-26
[标]申请(专利权)人(译)	东芝医疗系统株式会社		
申请(专利权)人(译)	东芝医疗系统有限公司		
[标]发明人	金山侑子		
发明人	金山 侑子		
IPC分类号	A61B8/14		
CPC分类号	A61B8/06 A61B8/0883 A61B8/463 A61B8/469 A61B8/481 A61B8/488 A61B8/5207 A61B8/5246 G01S7/52033 G01S7/52036 G01S7/52038 G01S7/52039 G01S7/52071 A61B8/14 A61B8/461 A61B8/5215 A61B8/56		
FI分类号	A61B8/14		
F-TERM分类号	4C601/DD21 4C601/DE06 4C601/DE14 4C601/DE15 4C601/EE08 4C601/EE12 4C601/JB13 4C601/JB29 4C601/JC21 4C601/JC37 4C601/KK02 4C601/KK24 4C601/KK31 4C601/LL38		
其他公开文献	JP6635766B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供能够通过简单配置量化回声衰减的超声诊断设备，信号处理装置和分析程序。超声诊断设备包括调节单元和处理单元。调整单元基于发送到对象的超声波的回波来调整接收信号，其中增益对应于产生回声的位置。处理单元根据增益校正由调整单元调整的接收信号，并使用校正的接收信号计算关于衰减的索引值。

