

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第5349115号
(P5349115)

(45) 発行日 平成25年11月20日(2013.11.20)

(24) 登録日 平成25年8月30日(2013.8.30)

(51) Int.Cl.

A 6 1 B 8/00 (2006.01)

F 1

A 6 1 B 8/00

請求項の数 6 (全 15 頁)

(21) 出願番号	特願2009-85883 (P2009-85883)	(73) 特許権者	000003078
(22) 出願日	平成21年3月31日(2009.3.31)		株式会社東芝
(65) 公開番号	特開2010-233859 (P2010-233859A)		東京都港区芝浦一丁目1番1号
(43) 公開日	平成22年10月21日(2010.10.21)	(73) 特許権者	594164542
審査請求日	平成24年3月23日(2012.3.23)		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	100108855
			弁理士 蔵田 昌俊
		(74) 代理人	100091351
			弁理士 河野 哲
		(74) 代理人	100088683
			弁理士 中村 誠
		(74) 代理人	100109830
			弁理士 福原 淑弘

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 超音波診断装置及びその制御プログラム

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

第1の中心周波数を持つ第1の超音波と前記第1の中心周波数とは異なる第2の中心周波数を持つ第2の超音波とが少なくとも合成された合成超音波を、被検体内の複数の方向のそれぞれについて、位相を変調させて少なくとも二回送信し、当該被検体から前記複数の方向のそれぞれについて、前記少なくとも二回の送信のそれぞれに対応するエコー信号を受信する超音波送受信手段と、

前記複数の方向のそれぞれにつき、前記少なくとも二回の送信のそれぞれに対応するエコー信号間で減算処理を行うことで高調波を相殺した後、前記第1の超音波に対応する第1のエコー信号と、前記第2の超音波に対応する第2のエコー信号とを抽出する信号抽出手段と、

前記第1のエコー信号と前記第2のエコー信号とを用いて、前記被検体内を伝搬する超音波の減衰を表す減衰画像を生成する画像生成手段と、

を具備することを特徴とする超音波診断装置。

【請求項2】

前記画像生成手段は、

前記第1のエコー信号と前記第2のエコー信号とを用いた減算処理により、第3のエコー信号を生成し、

前記第3のエコー信号を用いて、前記減衰画像を生成すること、

を特徴とする請求項1記載の超音波診断装置。

10

20

【請求項 3】

前記画像生成手段は、

前記第 1 のエコー信号の前記被検体内での減衰を補正する第 1 の補正処理を実行し、

前記第 2 のエコー信号に対して、前記第 1 の補正処理を行うことで、前記減衰画像を生成すること、

を特徴とする請求項 1 記載の超音波診断装置。

【請求項 4】

前記第 1 のエコー信号又は前記第 2 のエコー信号を用いて生成された、前記被検体の組織構造を表す超音波画像と、前記減衰画像とを、所定の形態で表示する表示手段をさらに具備することを特徴とする請求項 1 乃至 3 のうちいずれか一項記載の超音波診断装置。

10

【請求項 5】

前記表示手段は、前記減衰画像を減衰の度合いに応じて色彩を割り振ることでカラー表示することを特徴とする請求項 4 記載の超音波診断装置。

【請求項 6】

超音波診断装置に内蔵されたコンピュータに、

第 1 の中心周波数を持つ第 1 の超音波と前記第 1 の中心周波数とは異なる第 2 の中心周波数を持つ第 2 の超音波とが少なくとも合成された合成超音波を、被検体内の複数の方向のそれぞれについて、位相を変調させて少なくとも二回送信させ、当該被検体から前記複数の方向のそれぞれについて、前記少なくとも二回の送信のそれぞれに対応するエコー信号を受信させる超音波送受信機能と、

20

前記複数の方向のそれぞれにつき、前記少なくとも二回の送信のそれぞれに対応するエコー信号間で減算処理を実行させることで高調波を相殺した後、前記第 1 の超音波に対応する第 1 のエコー信号と、前記第 2 の超音波に対応する第 2 のエコー信号とを抽出させる信号抽出機能と、

前記第 1 のエコー信号と前記第 2 のエコー信号とを用いて、前記被検体内を伝搬する超音波の減衰を表す減衰画像を生成させる画像生成機能と、

を実現させることを特徴とする超音波診断装置制御プログラム。

【発明の詳細な説明】**【技術分野】****【0001】**

30

本発明は、生体内をスキャンして臓器の断層像を画像化し、疾患などを診断する超音波診断装置及びその制御プログラムに関する。

【背景技術】**【0002】**

超音波診断装置は生体内情報の画像を表示する診断装置であり、X線やCT診断装置などの他の画像診断装置に比べ、安価で被曝が無く、非侵襲性に実時間で観測するための有用な装置として利用されている。超音波診断装置の適用範囲は広く、心臓などの循環器から肝臓、腎臓などの腹部、抹消血管、産婦人科、乳癌の診断などに適用されている。

【0003】

超音波診断の対象とする被検体は生体であり、生体の組織は、固有の減衰特性を持っている。被検体に送信された超音波は、減衰しながら生体内を伝搬するが、この減衰量が大きいと、途中で十分なエコー信号が受信できなくなる現象が起こる。また、一般的には、エコー信号強度は、減衰により深部になるほど小さくなる。このため、現在の超音波診断装置は、深度に応じてゲインを変化させるSTC (Sensitivity Time Control) という機能が多くの場合搭載されている。さらに近年、このSTCを自動で調整するという機能も一般化している。これは受信信号強度の深度ごと(あるいは横方向)に分析し、受信信号が一定になるように深度ごとに係数を計算していくというものである。

40

【0004】

生体減衰によるエコー信号の減弱が大きいと、診断情報の獲得のための阻害要因となることが起こりえる。しかしながら、その一方で、エコー信号の減弱の様子を観察すること

50

で、生体組織の特徴を観測することもしばしば行われている。例えば肝臓を例に取れば、エコー信号が極端に減少する被検体は、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。肝硬変の場合も同様な結果となることがある。

【0005】

ところで、減衰特性は周波数にも依存する。このため、異なる送受信周波数を使えば、信号減弱の様相も変化することになる。もちろん、STCを手動や自動で変化させても深度ごとの輝度レベルは変化してしまう。これらの事情から、超音波画像診断において最終的に取得される超音波画像データは、生体減衰及びSTCによる信号処理の影響を受けていると考えられる。このため、超音波診断装置を用いて得られる表示画像を用いた輝度変化のみを用いて、エコー信号の減衰を定量的に評価することは、一般的に困難である。さらに近年の超音波診断装置は、信号受信感度が飛躍的に向上しており、ほとんどの被検体で十分な視野深度が得られている。従って、操作者は、減衰の程度を積極的に察知することができない。

10

【0006】

これらの問題を解決するため、いくつかの技術が提案されている。例えば、周波数帯域の異なる超音波パルスを同一方向へ2回に分けて送受信するものがある（特許文献1参照）。この技術は、生体減衰量は周波数によって異なるため、2つのパルスの減衰量を比較することで、媒質の減衰定数を類推しようとするものである。また、同一方向に1回の送受信のみを行い、受信信号に含まれる2つの異なる周波数帯域成分を抽出し、それらの各信号を重みづけ加算することで従来の断層象に減衰情報を付加する技術がある（特許文献1参照）。この技術では、1回の送受信で実現可能な簡便な手法となっている。

20

【先行技術文献】

【特許文献】

【0007】

【特許文献1】特開平3-24868号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0008】

以上述べたように、従来の手法は、超音波伝搬による減衰量が周波数が高くなるほど大きくなることを利用している。しかしながら、従来の手法は、伝搬による高調波の発生現象を考慮していないため、超音波の減衰量を有効な診断情報として正確かつ簡単に取得することができない。

30

【0009】

すなわち、生体内に送信された超音波パルスは、伝搬の過程で波形に歪が生じ、パルス波形の高調波成分は次第に増幅されていく。この生体内にて相当の高調波成分の増幅が起こっている事実から、単純な2つの周波数成分の比較は困難であることが示唆される。なぜなら、ある周波数成分は、生体内伝搬の過程で、生体減衰によって減弱する一方で、その2分の1の周波数成分から発生した組織ハーモニックによって増幅されているからである。これではいくら2つの異なる周波数成分を比較しても、正確な減衰量を推定することは困難である。

40

【0010】

なお、近年、上述の生体伝搬の過程で高調波が発生する現象に着目した映像化手法が開発されている。これは、組織ハーモニックイメージング（THI：Tissue Harmonic Imaging）と呼ばれており、伝搬による高調波成分のみを抽出して映像化し、コントラスト分解能及び空間分解能が優れた超音波画像を取得するものである。

【0011】

本発明は、上記事情を鑑みてなされたもので、高調波成分の影響を除去し、被検体内を伝搬する超音波の減衰量を好適に評価することができる超音波診断装置及び超音波診断装置制御プログラムを提供することを目的としている。

【課題を解決するための手段】

50

【 0 0 1 2 】

本発明は、上記目的を達成するため、次のような手段を講じている。

【 0 0 1 3 】

請求項 1 に記載の発明は、第 1 の中心周波数を持つ第 1 の超音波と前記第 1 の中心周波数とは異なる第 2 の中心周波数を持つ第 2 の超音波とが少なくとも合成された合成超音波を、被検体内の複数の方向のそれぞれについて、位相を変調させて少なくとも二回送信し、当該被検体から前記複数の方向のそれぞれについて、前記少なくとも二回の送信のそれぞれに対応するエコー信号を受信する超音波送受信手段と、前記複数の方向のそれぞれにつき、前記少なくとも二回の送信のそれぞれに対応するエコー信号間で減算処理を行うことで高調波を相殺した後、前記第 1 の超音波に対応する第 1 のエコー信号と、前記第 2 の超音波に対応する第 2 のエコー信号とを抽出する信号抽出手段と、前記第 1 のエコー信号と前記第 2 のエコー信号とを用いて、前記被検体内を伝搬する超音波の減衰を表す減衰画像を生成する画像生成手段と、を具備することを特徴とする超音波診断装置である。

10

【 0 0 1 4 】

請求項 6 に記載の発明は、超音波診断装置に内蔵されたコンピュータに、第 1 の中心周波数を持つ第 1 の超音波と前記第 1 の中心周波数とは異なる第 2 の中心周波数を持つ第 2 の超音波とが少なくとも合成された合成超音波を、被検体内の複数の方向のそれぞれについて、位相を変調させて少なくとも二回送信させ、当該被検体から前記複数の方向のそれぞれについて、前記少なくとも二回の送信のそれぞれに対応するエコー信号を受信させる超音波送受信機能と、前記複数の方向のそれぞれにつき、前記少なくとも二回の送信のそれぞれに対応するエコー信号間で減算処理を実行させることで高調波を相殺した後、前記第 1 の超音波に対応する第 1 のエコー信号と、前記第 2 の超音波に対応する第 2 のエコー信号とを抽出させる信号抽出機能と、前記第 1 のエコー信号と前記第 2 のエコー信号とを用いて、前記被検体内を伝搬する超音波の減衰を表す減衰画像を生成させる画像生成機能と、を実現させることを特徴とする超音波診断装置制御プログラムである。

20

【発明の効果】

【 0 0 1 5 】

以上本発明によれば、高調波成分の影響を除去し、被検体内を伝搬する超音波の減衰量を好適に評価することができる超音波診断装置及び超音波診断装置制御プログラムを実現することができる。

30

【図面の簡単な説明】

【 0 0 1 6 】

【図 1】図 1 は、第 1 の本実施形態に係る超音波診断装置のブロック構成を示した図である。

【図 2】図 2 は、第 1 の実施形態に係る減衰画像生成処理の流れを示したフローチャートである。

【図 3】図 3 は、従来の超音波送受信を説明するための図である。

【図 4】図 4 は、ステップ S 2 における広帯域送信波を説明するための図である。

【図 5】図 5 は、ステップ S 3 の減算処理による高調波成分が相殺する効果を示す図である。

40

【図 6】図 6 は、近距離領域でのある位置でのエコー信号の周波数スペクトラムと、遠距離領域でのある位置でのエコー信号の周波数スペクトラムとを象徴的に示した図である。

【図 7】図 7 は、減衰画像の表示形態の一例を示した図である。

【図 8】図 8 は、第 1、第 2、第 3 の超音波画像 7 1 のいずれかと減衰画像 7 2 との並列表示の一例を示した図である。

【図 9】図 9 は、減衰画像をカラー表示する際に用いられるカラースケールバーの一例を示した図である。

【図 10】図 10 は、第 2 の実施形態に係る減衰画像生成処理の流れを示したフローチャートである。

【図 11】図 11 (a)、(b) は、ステップ S 1 4 における f 1 減衰補正前後の f 1 周

50

波数成分、 f 2 周波数成分の例を示した図である。

【発明を実施するための形態】

【0017】

以下、本発明の第1実施形態及び第2実施形態を図面に従って説明する。なお、以下の説明において、略同一の機能及び構成を有する構成要素については、同一符号を付し、重複説明は必要な場合にのみ行う。

【0018】

(第1実施形態)

図1は、本実施形態に係る超音波診断装置のブロック構成を示した図である。同図に示すように、本超音波診断装置本体11は、超音波プローブ12、入力装置13、モニタ14、超音波送信ユニット21、超音波受信ユニット22、Bモード処理ユニット23、ドプラ処理ユニット24、画像生成ユニット25、画像メモリ26、画像合成ユニット27、制御プロセッサ28、記憶ユニット29、その他インターフェースユニット30を具備している。装置本体11に内蔵される超音波送信ユニット21および受信ユニット22等は、集積回路などのハードウェアで構成されることもあるが、ソフトウェア的にモジュール化されたソフトウェアプログラムである場合もある。以下、個々の構成要素の機能について説明する。

【0019】

超音波プローブ12は、超音波受信ユニット21からの駆動信号に基づき超音波を発生し、被検体からの反射波を電気信号に変換する複数の圧電振動子、当該圧電振動子に設けられる整合層、当該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している。当該超音波プローブ12から被検体Pに超音波が送信されると、当該送信超音波は、体内組織の音響インピーダンスの不連続面で次々と反射され、エコー信号として超音波プローブ12に受信される。このエコー信号の振幅は、反射することになった反射することになった不連続面における音響インピーダンスの差に依存する。また、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エコーは、ドプラ効果により移動体の超音波送信方向の速度成分を依存して、周波数偏移を受ける。

【0020】

入力装置13は、装置本体11に接続され、オペレータからの各種指示、条件、関心領域(ROI)の設定指示、種々の画質条件設定指示等を装置本体11にとりこむための各種スイッチ、ボタン、トラックボールの他、マウス、キーボード等を有している。

【0021】

モニタ14は、画像生成ユニット25からのビデオ信号に基づいて、生体内の形態学的情報を示す画像、血流情報を示す画像、後述する減衰画像等を表示する。

【0022】

超音波送信ユニット21は、パルス発生器21A、送信遅延部21Bおよびパルサ21Cを有している。パルス発生器21Aでは、所定のレート周波数 f_r Hz(周期; $1/f_r$ 秒)で、送信超音波を形成するためのレートパルスが繰り返し発生される。また、送信遅延部21Bでは、チャンネル毎に超音波をビーム状に集束し且つ送信指向性を決定するのに必要な遅延時間が、各レートパルスに与えられる。パルサ21は、このレートパルスに基づくタイミングで、プローブ12に駆動パルスを印加する。

【0023】

超音波受信ユニット22は、プリアンプ22A、A/D変換器(図示せず)、受信遅延部22B、加算器22C等を有している。プリアンプ22Aでは、プローブ12を介して取り込まれたエコー信号をチャンネル毎に増幅する。受信遅延部22Bは、増幅されたエコー信号に対し受信指向性を決定するのに必要な遅延時間を与える。その後、加算器22Cにおいて加算処理を行う。この加算により、エコー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、受信指向性と送信指向性とにより超音波送受信の総合的なビームが形成される。また、超音波受信ユニット22は、後述する減算処理を実行し、高調波の影響が除去された基本波成分を抽出する。

10

20

30

40

50

【 0 0 2 4 】

Bモード処理ユニット23は、受信ユニット22からエコー信号を受け取り、対数増幅、包絡線検波処理などを施し、信号強度が輝度の明るさで表現されるデータを生成する。図示しないが、Bモード処理ユニット23には、エコー信号を一時的に記憶するラインメモリが具備され、任意の2つのエコー信号の加算、減算などの処理を行うことが可能となっている。Bモード処理ユニット23からの出力は、画像生成ユニット25に送信され、反射波の強度を輝度にて表したBモード画像としてモニタ14に表示される。また、Bモード処理ユニット23は、後述する差分処理等を実行し、減衰画像データを生成する。

【 0 0 2 5 】

ドプラ処理ユニット23は、受信ユニット22から受け取ったエコー信号から速度情報を周波数解析し、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、パワー等の血流情報を多点について求める。得られた血流情報は画像生成ユニット25に送られ、平均速度画像、分散画像、パワー画像、これらの組み合わせ画像としてモニタ14にカラー表示される。

【 0 0 2 6 】

画像生成ユニット25は、超音波スキャンの走査線信号列を、テレビなどに代表される一般的なビデオフォーマットの走査線信号列に変換し、表示画像としての超音波診断画像を生成する。画像生成ユニット25は、画像データを格納する記憶メモリを搭載しており、例えば診断の後に操作者が検査中に記録された画像を呼び出すことが可能となっている。なお、当該画像生成ユニット25に入る以前のデータは、「生データ」と呼ばれることがある。

【 0 0 2 7 】

画像メモリ26は、画像生成ユニット25から受信した画像データを格納する記憶メモリから成る。この画像データは、例えば診断の後に操作者が呼び出すことが可能となっており、静止画的に、あるいは複数枚を使って動的に再生することが可能でなる。また、画像メモリ26は、超音波受信ユニット22直後の出力信号（RF（Radio Frequency）信号と呼ばれる）、受信ユニット22通過後の画像輝度信号、その他の生データ、ネットワークを介して取得した画像データ等を必要に応じて記憶する。

【 0 0 2 8 】

制御プロセッサ28は、情報処理装置（計算機）としての機能を持ち、本超音波診断装置本体の動作を制御する制御手段である。制御プロセッサ28は、記憶ユニット29から後述する減衰画像生成機能等を実行するための制御プログラムを読み出して各種処理に関する演算・制御等を実行する

記憶ユニット29は、後述のスキャンシーケンス、画像生成、表示処理を実行するための制御プログラムや、診断情報（患者ID、医師の所見等）、診断プロトコル、送受信条件、後述する減衰画像生成機能を実現するためのプログラムその他のデータ群が保管されている。また必要に応じて、画像メモリ26中の画像の保管などにも使用される。記憶ユニット29のデータは、インタフェースユニット30を経由して外部周辺装置へ転送することも可能となっている。

【 0 0 2 9 】

インタフェースユニット30は、入力装置13、ネットワーク、新たな外部記憶装置（図示せず）に関するインタフェースである。当該装置によって得られた超音波画像等のデータや解析結果等は、インタフェースユニット30によって、ネットワークを介して他の装置に転送可能である。

【 0 0 3 0 】

（減衰画像生成機能）

次に、本実施形態に係る超音波診断装置1が具備する減衰画像生成機能について説明する。この機能は、中心周波数の異なる少なくとも二つの基本波を合成した合成波を用いて、各走査線について位相変調（フェーズモジュレーション）しながら少なくとも二回以上送信し、各走査線について各送信に対応するエコー信号を受信する。こうして得られた少

10

20

30

40

50

なくとも二回の送信のそれぞれに対応するエコー信号を用いて、各走査線につきエコー信号間で減算処理を行うことで、高調波成分が相殺されたエコー信号を抽出し、この抽出されたエコー信号を用いて、被検体内を伝搬する超音波の減衰を表す画像（減衰画像）を生成するものである。

【 0 0 3 1 】

図 2 は、本実施形態に係る減衰画像生成機能に従う処理（減衰画像生成処理）の流れを示したフローチャートである。各ステップの処理の内容について、以下説明する。

【 0 0 3 2 】

〔患者情報・送受信条件等の入力受：ステップ S 1 〕

まず、制御プロセッサ 28 は、入力装置 13 を介して、患者情報、送信条件及び受信条件（送受信条件）等の入力を受ける。ここでは、特に比較的高帯域で複数の周波数成分を含んだ超音波パルスが送信されるような送信条件、各走査線において実行される位相変調しながらの複数回の超音波送受信回数等が入力される。なお、本実施形態においては、説明を具体的にするため、各走査線において実行される位相変調しながらの超音波送受信回数は 2 回とする。しかしながら、当該例に拘泥されず、操作者は、任意の複数回数を入力することが可能である。

【 0 0 3 3 】

〔位相変調しながらの超音波送受信：ステップ S 2 〕

次に、制御プロセッサ 28 は、ステップ S 1 において入力された送信条件に従う超音波送信が実行されるように、超音波送信ユニット 21 を制御する。超音波送信ユニット 21 から送信される超音波パルスは、後述する減衰量の分析を良好とするための、比較的広帯域で複数の周波数成分を含んだパルスである。例えば、図 3（a）に示すような従来型の単一周波数を基本とした波形を持つ超音波パルスに比べて、本ステップ S 2 において送信される超音波パルス波形は、図 4（a）に示すような、2 つの異なる中心周波数 f_1 、 f_2 （ $f_1 < f_2$ ）の基本波を線形加算（合成）して得られる合成超音波パルスを用いる。この様な波形を持つ超音波パルスにより、送信される超音波パルスの周波数帯域は、広い周波数帯域を有する図 4（b）のようなスペクトラムを有するものとなる。一方、従来型のものは、図 3（b）に示すように、本ステップ S 2 において用いられるものよりも狭い帯域のスペクトラムを有するものとなる。超音波送信ユニット 21 は、上述した合成超音波パルスを、波形の極性が 1 回目と 2 回目とで反転（正負が逆）となるように位相変調（すなわち、位相を 180 度変調）しながら、各走査線につき 2 回の超音波送信を行う。

【 0 0 3 4 】

なお、本実施形態では、2 つの異なる中心周波数 f_1 、 f_2 の基本波を線形加算（合成）して得られる合成超音波パルスを用いる場合を例とした。しかしながら、合成超音波パルスは、当該例に拘泥されず、3 つ以上の異なる中心周波数の基本波を線形加算して生成してもよい。

【 0 0 3 5 】

〔減算処理（ f_1 周波数成分、 f_2 周波数成分の抽出）：ステップ S 3 〕

超音波受信ユニット 22 は、各走査線につき、1 回目の送信超音波に対応するエコー（第 1 のエコー信号の元となる信号）及び 2 回目の送信超音波に対応するエコー（第 2 のエコーの元となる信号）とをそれぞれ所定のタイミングで受信すると共に、一方から他方を減算（例えば第 1 のエコー信号から第 2 のエコー信号を減算）する。この減算処理により、高周波が相殺され、且つ f_1 周波数成分、 f_2 周波数成分が減算により強調され抽出されたエコー信号（第 3 のエコー信号）が生成される。

【 0 0 3 6 】

本実施形態においては、波形が正負反転する 2 つのパルスによるエコー信号を減算している。これは、特に伝搬中の波形歪による高調波成分の発生による影響を取り除くためである。すなわち、例えば図 3（a）に示した従来の超音波の送受信においては、生体内の伝搬中に、中心周波数 f_1 の基本波の高調波成分が f_2 の周波数帯域に発生する。非線形歪は伝搬に従い蓄積するため、遠距離になるに従い蓄積量が多くなる。そのため、 f_2 周

10

20

30

40

50

波数成分は、生体減衰による減少と、高調波成分の蓄積による増大が、混在した状況になり、正確な減衰量を反映できなくなる。

【 0 0 3 7 】

一方、本ステップ S 2 の減算によって得られる第 3 のエコー信号は、生体内伝搬による 2 次高調波成分が相殺され、基本波成分のみが残存するものとなっている。このため、生体減衰による効果を有効に抽出することが可能となる。

【 0 0 3 8 】

本ステップ S 2 の減算に関する具体的な実測例を図 5 に示す。同図においては、0.5dB/cm/MHz の減衰を持つファントムからのエコー信号について、2MHz 帯域成分と 4MHz 帯域成分を抽出し、観測深度ごとにその比を演算したものである。第 3 のエコー信号に相当する演算による結果 5 5 は、深さによってほぼ均一（直線的）な増加が観測され、減衰量はファントムの公称値から算出される値とほぼ等しい値となっている。一方、従来のエコー信号に相当する結果 5 6 は、深部にいくにつれて信号比は増加するものの、その増加の程度は第 3 のエコー信号の結果 5 5 より小さくなっており、高調波の発生が影響していることがわかる。

【 0 0 3 9 】

なお、波形が正負反転する 2 つのパルスによるエコー信号を加算すると、送信超音波に含まれている基本波信号はキャンセルされ、生体内伝搬中の歪によって生じた非線形成分のみが抽出される。この手法は組織ハーモニクイメーキング（THI）法において広く利用されている。

【 0 0 4 0 】

[減衰画像データの生成：ステップ S 4]

次に、B モード処理ユニット 2 3 は、2 種類以上の帯域通過型のフィルタを用いて、第 3 のエコー信号から f_1 周波数成分、 f_2 周波数成分を抽出する。また、B モード処理ユニット 2 3 は、抽出された f_1 周波数成分、 f_2 周波数成分を用いて、走査断面の各位置につき、信号強度の差（対数圧縮後）又は比（対数圧縮前）を計算する。さらに、計算された信号強度の差を用いて、走査断面の各位置につき当該信号強度の差が輝度によって表された画像データ（減衰画像データ）を生成する。

【 0 0 4 1 】

なお、本実施形態においては、 f_1 周波数成分、 f_2 周波数成分が合成された合成超音波パルスを用いて超音波送信を行う場合を例としている。しかしながら、3 種類以上の周波数成分による合成超音波パルスを送信し、これによって受信した各エコー信号から得られた第 3 のエコー信号を用いる場合には、当該信号差の計算は、異なる組み合わせで得られた信号比の平均値等を利用することができる。また、信号差は、対数変換前の RF 信号の割り算で得てもよいし、あるいは対数変換後の差分演算で求めてもよい。

【 0 0 4 2 】

[減衰画像の表示：ステップ S 5]

次に、画像生成ユニット 2 5 は、B モード処理ユニット 2 3 から取得した減衰画像データを用いて、減衰画像を生成する。生成された減衰画像は、画像合成ユニット 2 7 において所定の情報と合成され、モニタ 1 4 に所定の形態で表示される。

【 0 0 4 3 】

ここで、減衰画像の特性について説明する。まず基本的な原理として、生体内を伝搬するエコー信号は、高周波ほど減衰する。このことから、例えば図 6 において近距離領域（すなわち、被検体表面に近い領域）でのある位置でのエコー信号の周波数スペクトラムを 5 1 のように示すと、遠距離領域（すなわち、被検体表面から深い領域）でのある位置でのエコー信号の周波数スペクトラムは、5 2 のように象徴的に表すことができる。すなわち、低周波数帯域 f_1 に比べて高周波数帯域 f_2 の減衰量は大きいため、 f_1 帯域と f_2 帯域の信号強度差を演算すれば、近距離部では差が小さく、遠距離部では差が大きくなると予測される。従って、 f_1 周波数成分と f_2 周波数成分との差である減衰画像データを用いて生成された減衰画像によれば、深さに応じた超音波の減衰状況を、例えば、深くなる

10

20

30

40

50

に従って暗くなるような形態で視覚化することができる。なお、当然ながら減衰画像は生体減衰の大きさに依存する。従って、もし水のように減衰が小さい媒体の場合は、 f_1 と f_2 の差は、深度によらずほぼ同一となる。

【0044】

図7は、減衰画像の表示形態の一例を示した図である。同図の例においては、減衰画像53と共に、差の程度を示すスケールバー54が表示されている（ここでは、周波数 f_1 、 f_2 の両方から求められる減衰量が大きければ大きいほど、色が濃くなるように設定されている）。

【0045】

また、画像生成ユニット25は、Bモード処理ユニット23において処理された第1のエコー信号、第2のエコー信号のそれぞれを用いることで、中心周波数 f_1 の基本波に対応する第1の超音波画像、中心周波数 f_2 の基本波に対応する第2の超音波画像を生成することができる。さらに、Bモード処理ユニット23において処理された第1のエコー信号、第2のエコー信号を加算した加算エコー信号を用いて、 f_1 周波数成分、 f_2 周波数成分の双方の成分を含む第3の超音波画像を生成することも可能である。これらの超音波画像は、単独で、或いは減衰画像と共に所定の形態で表示することができる。

【0046】

図8は、第1、第2、第3の超音波画像71のいずれかと減衰画像72との並列表示の一例を示した図である。一般的に、減衰を補正したBモード断層像の方が、組織構造を観察するのに適している。従って、図8に示した表示形態によれば、組織構造を通常の超音波画像（Bモード断層像）71で、深度に対応した超音波の減衰状況を減衰画像72で、それぞれ容易且つ迅速に観察することができる。減衰画像72はBモード断層像と重畳表示することは、減衰画像72に不足している組織構造を補償することで非常に効果的である。

【0047】

なお、減衰画像は減衰の様子をより強調して表現することが望ましいため、減衰量に依存したカラー表示（すなわち、減衰の度合いに応じて色彩が割り当てられた表示）をすることも可能とする。係る場合には、図9に示すような減衰量と色彩との対応関係を示すカラースケールバーを同時に表示することが好ましい。このカラースケールバーには、より定量的な情報を示すべく、演算結果の数値を表示することも可能である。さらに、当該例に拘泥されず、第1、第2、第3の超音波画像（Bモード断層像）のいずれかと減衰画像とを重畳表示するようにしてもよい。

【0048】

（効果）

以上述べた構成によれば、以下の効果を得ることができる。

本超音波診断装置によれば、中心周波数 f_1 の基本波と中心周波数 f_2 の基本波とを合成した合成波を用いて、各走査線について位相変調しながら少なくとも二回以上送信し、各走査線について各送信に対応するエコー信号を受信する。こうして得られた少なくとも二回の送信のそれぞれに対応するエコー信号を用いて、各走査線につきエコー信号間で減算処理を行うことで、高調波成分が相殺されたエコー信号を抽出し、この抽出されたエコー信号に含まれる f_1 周波数成分、 f_2 周波数成分を用いて、走査断面の各位置につき、信号強度の差（対数圧縮後）又は比（対数圧縮前）を計算する。さらに、計算された信号強度の差を用いて、走査断面の各位置につき当該信号強度の差が輝度によって表された減衰画像を生成する。従って、高調波の影響が取り除かれた減衰画像を生成することができ、例えば肝臓内脂肪化の程度や乳房脂肪組織と乳腺との比率などの評価を簡便に行うことが可能となる。

【0049】

また、通常の超音波画像と減衰画像とを、並列表示、重畳表示等の所望の形態で表示することができる。従って、画像観察の際には、組織構造を通常の超音波画像で、深度に対応した超音波の減衰状況を減衰画像で、それぞれ容易且つ迅速に観察することができる。

さらに、減衰の度合いに応じたカラー表示することができ、視認性の高い減衰画像を提供することができる。

【 0 0 5 0 】

(第 2 の実施形態)

次に、本発明の第 2 の実施形態について説明する。本実施形態に係る超音波診断装置では、第 1 の実施形態と同様の超音波送受信によって取得されたエコー信号を用いて、各走査線につきエコー信号間で減算処理を行うことで、高調波成分が相殺されたエコー信号を抽出する。この抽出されたエコー信号を用いて、例えば f_1 周波数成分を用いた超音波画像に対して実行する減衰補正を、 f_2 周波数成分を用いた超音波画像についても実行することで（或いは、 f_2 周波数成分を用いた超音波画像に対して実行する減衰補正を、 f_1 周波数成分を用いた超音波画像についても実行することで）、減衰画像を生成するものである。なお、以下においては、説明を具体的にするため、 f_1 周波数成分を用いた超音波画像に対して実行する f_1 減衰補正を、 f_2 周波数成分を用いた超音波画像についても実行する場合を例として説明する。

10

【 0 0 5 1 】

図 10 は、第 2 の実施形態に係る減衰画像生成処理の流れを示したフローチャートである。各ステップの処理の内容について、以下説明する。なお、同図におけるステップ S 1 1 ~ ステップ S 1 3 までの各処理は、図 2 に示したステップ S 1 ~ ステップ S 3 までの各処理と実質的に同じであるため、以下ステップ S 1 4 ~ ステップ S 1 6 の各処理の内容について説明する。

20

【 0 0 5 2 】

[f_1 周波数成分に対する f_1 減衰補正 : ステップ S 1 4]

次に、B モード処理ユニット 2 3 は、2 種類以上の帯域通過型のフィルタを用いて、第 3 のエコー信号から f_1 周波数成分、 f_2 周波数成分を抽出する。また、B モード処理ユニット 2 3 は、抽出された f_1 周波数成分に対して、 f_1 周波数成分の被検体内における減衰を補正し、 f_1 周波数成分の強度を一定にするための関数（減衰補正関数） $g(x, y)$ を取得し、当減衰補正関数 $g(x, y)$ を用いて f_1 周波数成分の強度を一定にするための処理（ f_1 減衰補正）を実行する。また、B モード処理ユニット 2 3 は、補正後の f_1 周波数成分を用いて、走査断面の各位置につき当該信号強度の差が輝度によって表された画像データ（補正 f_1 周波数成分画像データ）を生成する。さらに、B モード処理ユニット 2 3 は、抽出された f_2 周波数成分に対して減衰補正関数 $g(x, y)$ を用いて f_1 減衰補正を実行し、補正後の f_2 周波数成分を用いて、走査断面の各位置につき信号強度が輝度によって表された画像データ（補正 f_2 周波数成分画像データ）を生成する。

30

【 0 0 5 3 】

ここで、補正 f_2 周波数成分画像の特性について説明する。一般的に、生体内を伝搬するエコー信号は高周波ほど減衰するため、高周波数である f_2 周波数成分は、被検体内において f_1 周波数成分よりも減衰することは、図 6 に示した通りである。従って、 f_2 周波数成分の強度は、図 1 1 (a) 上段に示すように深度（距離）が深くなるほど f_1 周波数成分の強度との差が大きくなる。また、 f_1 周波数成分の強度を一定にするための f_1 減衰補正を f_2 周波数成分に対して行くと、補正後の f_2 周波数成分は、図 1 1 (a) 下段に示すように、強度一定の点線として示された f_1 周波数成分に対して所定の減衰定数（図の例では $0.5 \times (f_1 - f_2)$ ）で減衰することとなる。この様な特性を有する（ f_1 減衰）補正後の f_2 周波数成分を用いて生成された補正 f_2 周波数成分画像は、走査断面の各位置につき当該信号強度の差が輝度によって表される画像、すなわち減衰画像そのものとなる。

40

【 0 0 5 4 】

なお、当然ながら、減衰定数は、生体内の減衰の程度に応じて任意の値に設定可能である。一例として、図 1 1 (b) に減衰定数 = 1.0 の場合を示した。図 1 1 (b) に示すように、被検体の減衰定数が大きいと、補正後の f_2 画像の深さ方向に関する輝度変化が、図 1 1 (a) の例に比べて、大きくなる。

50

【 0 0 5 5 】

[減衰画像の表示：ステップ S 1 5]

次に、画像生成ユニット 2 5 は、B モード処理ユニット 2 3 から取得した減衰画像データを用いて、減衰画像を生成する。生成された減衰画像は、画像合成ユニット 2 7 において所定の情報と合成され、モニタ 1 4 に所定の形態で表示される。表示形態については、第 1 の実施形態と同様である。

【 0 0 5 6 】

以上述べた構成によれば、中心周波数がそれぞれ f_1 、 f_2 である二つの超音波波形を合成した合成波を用いて、各走査線について位相変調しながら少なくとも二回以上送信し、各走査線について各送信に対応するエコー信号を受信する。こうして得られた少なくとも二回の送信のそれぞれに対応するエコー信号を用いて、各走査線につきエコー信号間で減算処理を行うことで、高調波成分が相殺されたエコー信号を抽出し、例えば f_1 周波数成分を用いた超音波画像に対して実行する f_1 減衰補正を、 f_2 周波数成分を用いた超音波画像についても実行することで減衰画像を生成する。従って、高調波の影響が取り除かれた減衰画像を生成することができ、例えば肝臓内脂肪化の程度や乳房脂肪組織と乳腺との比率などの評価を簡便に行うことが可能となる。

【 0 0 5 7 】

なお、本発明は上記実施形態そのままに限定されるものではなく、実施段階ではその要旨を逸脱しない範囲で構成要素を変形して具体化できる。例えば、各実施形態に係る各機能は、当該処理を実行するプログラムをワークステーション等のコンピュータにインストールし、これらをメモリ上で展開することによっても実現することができる。このとき、コンピュータに当該手法を実行させることのできるプログラムは、磁気ディスク（フロッピー（登録商標）ディスク、ハードディスクなど）、光ディスク（CD-ROM、DVD など）、半導体メモリなどの記録媒体に格納して頒布することも可能である。

【 0 0 5 8 】

また、上記実施形態に開示されている複数の構成要素の適宜な組み合わせにより、種々の発明を形成できる。例えば、実施形態に示される全構成要素から幾つかの構成要素を削除してもよい。さらに、異なる実施形態にわたる構成要素を適宜組み合わせてもよい。

【 産業上の利用可能性 】

【 0 0 5 9 】

以上本発明によれば、高調波成分の影響を除去し、被検体内を伝搬する超音波の減衰量を好適に評価することができる超音波診断装置及び超音波診断装置制御プログラムを実現することができる。

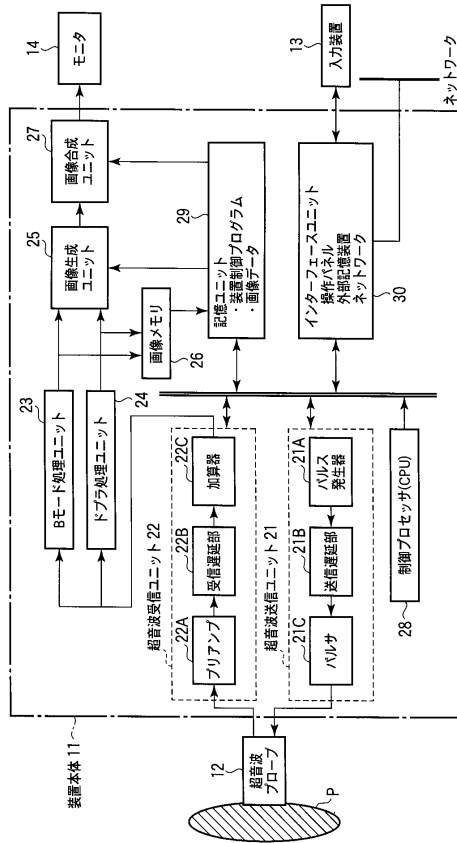
【 符号の説明 】

【 0 0 6 0 】

1 ... 超音波診断装置、1 1 ... 装置本体、1 2 ... 超音波プローブ、1 3 ... 入力装置、1 4 ... モニター、2 1 ... 超音波送信ユニット、2 1 A ... パルス発生器、2 1 B ... 送信遅延部、2 1 C ... パルス、2 2 ... 超音波受信ユニット、2 2 A ... プリアンプ、2 2 B ... 受信遅延部、2 2 C ... 加算器、2 3 ... B モード処理ユニット、2 4 ... ドプラ処理ユニット、2 5 ... 画像生成ユニット、2 6 ... 画像メモリ、2 7 ... 画像合成ユニット、2 8 ... 制御プロセッサ（CPU）、2 9 ... 記憶ユニット、3 0 ... インターフェースユニット

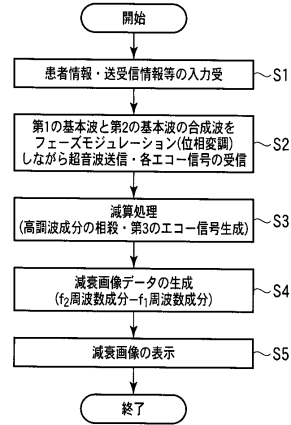
【図 1】

図 1



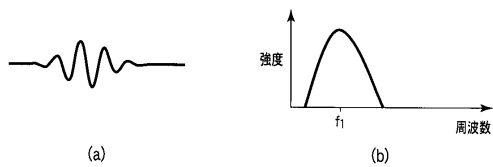
【図 2】

図 2



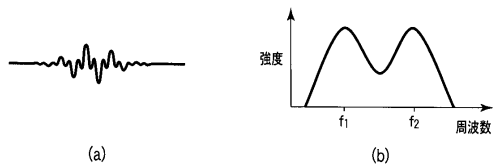
【図 3】

図 3



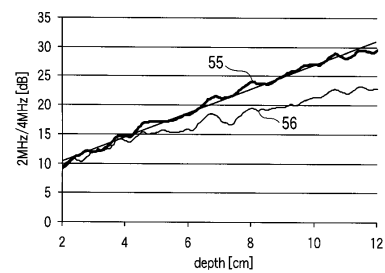
【図 4】

図 4



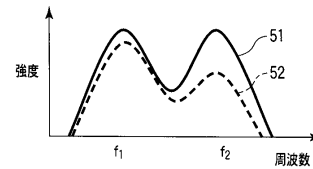
【図 5】

図 5



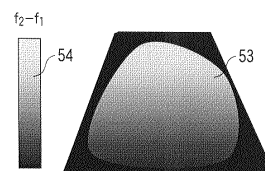
【図 6】

図 6

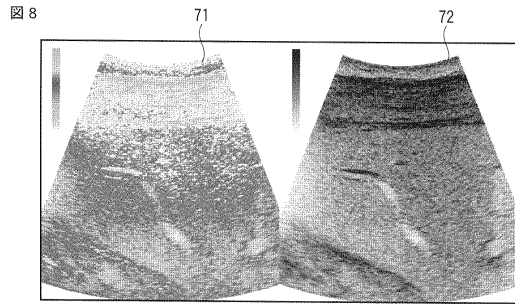


【図 7】

図 7



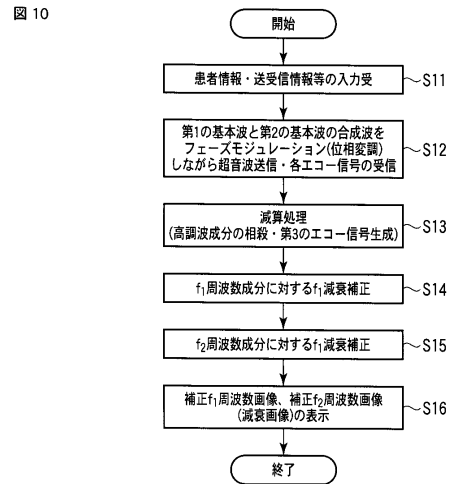
【図 8】



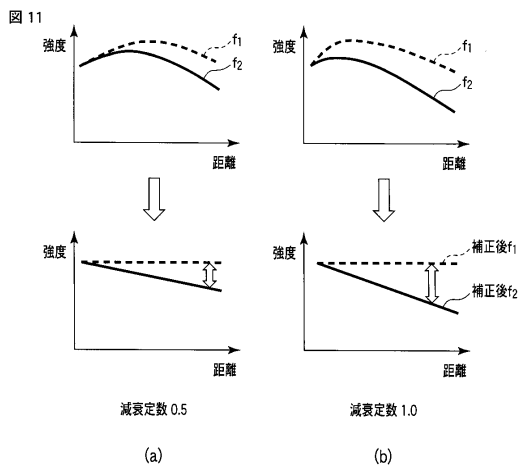
【図 9】



【図 10】



【図 11】



フロントページの続き

- (74)代理人 100075672
弁理士 峰 隆司
- (74)代理人 100095441
弁理士 白根 俊郎
- (74)代理人 100084618
弁理士 村松 貞男
- (74)代理人 100103034
弁理士 野河 信久
- (74)代理人 100119976
弁理士 幸長 保次郎
- (74)代理人 100153051
弁理士 河野 直樹
- (74)代理人 100140176
弁理士 砂川 克
- (74)代理人 100100952
弁理士 風間 鉄也
- (74)代理人 100101812
弁理士 勝村 紘
- (74)代理人 100070437
弁理士 河井 将次
- (74)代理人 100124394
弁理士 佐藤 立志
- (74)代理人 100112807
弁理士 岡田 貴志
- (74)代理人 100111073
弁理士 堀内 美保子
- (74)代理人 100134290
弁理士 竹内 将訓
- (74)代理人 100127144
弁理士 市原 卓三
- (74)代理人 100141933
弁理士 山下 元
- (72)発明者 金山 侑子
栃木県大田原市下石上 1 3 8 5 番地 東芝メディカルシステムズ株式会社本社内
- (72)発明者 神山 直久
栃木県大田原市下石上 1 3 8 5 番地 東芝メディカルシステムズ株式会社本社内

審査官 宮澤 浩

- (56)参考文献 特開昭 5 9 - 2 1 8 1 4 4 (J P , A)
特開昭 6 0 - 3 1 7 4 0 (J P , A)
特開昭 6 0 - 1 7 6 6 2 9 (J P , A)
特開昭 6 3 - 1 3 0 0 5 4 (J P , A)
特開平 6 - 1 1 5 6 8 (J P , A)
特開平 1 0 - 1 4 6 3 3 8 (J P , A)
特開 2 0 0 1 - 2 9 9 7 6 4 (J P , A)
特開 2 0 0 5 - 1 2 5 0 8 2 (J P , A)
特開 2 0 0 5 - 2 5 3 8 2 7 (J P , A)

特開2010 - 51553 (JP, A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 8/00