

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第5416949号
(P5416949)

(45) 発行日 平成26年2月12日(2014.2.12)

(24) 登録日 平成25年11月22日(2013.11.22)

(51) Int.Cl. F 1
A 6 1 B 8/06 (2006.01) A 6 1 B 8/06

請求項の数 10 (全 15 頁)

(21) 出願番号	特願2008-298043 (P2008-298043)	(73) 特許権者	000003078 株式会社東芝 東京都港区芝浦一丁目1番1号
(22) 出願日	平成20年11月21日(2008.11.21)	(73) 特許権者	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
(65) 公開番号	特開2010-119758 (P2010-119758A)	(74) 代理人	110001380 特許業務法人東京国際特許事務所
(43) 公開日	平成22年6月3日(2010.6.3)	(72) 発明者	今村 智久 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
審査請求日	平成23年11月9日(2011.11.9)	(72) 発明者	大内 啓之 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

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 超音波診断装置、及び超音波診断装置の制御プログラム

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

低周波側の第1波形の音圧のピークに高周波側の第2波形を合成した第1合成波形の超音波と、前記第1波形の音圧のピークに前記第2波形の逆位相の第3波形を合成した第2合成波形の超音波と、を順不同で被検体に送信させる送信手段と、

前記第1合成波形に対応する第1受信エコーと、前記第2合成波形に対応する第2受信エコーとをそれぞれ受信する受信手段と、

前記第1受信エコー及び前記第2受信エコーを差分して、演算エコーを生成する演算エコー生成手段と、

前記演算エコーを基に、超音波画像を生成する画像生成手段と、

前記超音波画像を表示させる表示手段と、
を備えることを特徴とする超音波診断装置。

10

【請求項2】

前記送信手段は、前記第1合成波形の超音波と、前記第2合成波形の超音波と、前記第2波形の超音波と、前記第3波形の超音波と、を順不同で前記被検体に送信させ、

前記受信手段は、前記第1受信エコーと、前記第2受信エコーと、前記第2波形に対応する第3受信エコーと、前記第3波形に対応する第4受信エコーと、をそれぞれ受信し、

前記演算エコー生成手段は、前記第1受信エコー及び前記第2受信エコーの差分エコーと、前記第3受信エコー及び前記第4受信エコーの差分エコーとを差分して前記演算エコーを生成することを特徴とする請求項1に記載の超音波診断装置。

20

【請求項 3】

低周波側の第 1 波形に高周波側の第 2 波形を合成した第 1 合成波形の超音波と、前記第 1 波形に前記第 2 波形の逆位相の第 3 波形を合成した第 2 合成波形の超音波と、前記第 1 波形の逆位相の第 4 波形に前記第 2 波形を合成した第 3 の合成波形の超音波と、前記第 4 波形に第 3 合成波形を合成した第 4 合成波形の超音波と、を順不同で被検体に送信させる送信手段と、

前記第 1 合成波形に対応する第 1 受信エコーと、前記第 2 合成波形に対応する第 2 受信エコーと、前記第 3 合成波形に対応する第 3 受信エコーと、前記第 4 合成波形に対応する第 4 受信エコーと、をそれぞれ受信する受信手段と、

前記第 1 受信エコー及び前記第 2 受信エコーの差分エコーと、前記第 3 受信エコー及び前記第 4 受信エコーの差分エコーとを差分して演算エコーを生成する演算エコー生成手段と、

前記演算エコーを基に、超音波画像を生成する画像生成手段と、

前記超音波画像を表示させる表示手段と、

を備えることを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 4】

前記画像生成手段は、前記低周波側の第 1 波形の中心周波数を中心とする周波数帯域又は前記高周波側の第 2 波形の中心周波数を中心とする周波数帯域を映像化することによって、前記超音波画像を生成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に記載の超音波診断装置。

【請求項 5】

前記送信手段は、前記低周波側の第 1 波形の中心周波数は、前記高周波側の第 2 波形の中心周波数より低い周波数として設定することを特徴とする請求項 1 乃至 4 のうちいずれか一項に記載の超音波診断装置。

【請求項 6】

コンピュータに、

低周波側の第 1 波形の音圧のピークに高周波側の第 2 波形を合成した第 1 合成波形の超音波と、前記第 1 波形の音圧のピークに前記第 2 波形の逆位相の第 3 波形を合成した第 2 合成波形の超音波と、を順不同で被検体に送信させる送信機能と、

前記第 1 合成波形に対応する第 1 受信エコーと、前記第 2 合成波形に対応する第 2 受信エコーとをそれぞれ受信する受信機能と、

前記第 1 受信エコー及び前記第 2 受信エコーを差分して、演算エコーを生成する演算エコー生成機能と、

前記演算エコーを基に、超音波画像を生成する画像生成機能と、

前記超音波画像を表示させる表示機能と、

を実現させることを特徴とする超音波診断装置の制御プログラム。

【請求項 7】

前記送信機能は、前記第 1 合成波形の超音波と、前記第 2 合成波形の超音波と、前記第 2 波形の超音波と、前記第 3 波形の超音波と、を順不同で前記被検体に送信させ、

前記受信機能は、前記第 1 受信エコーと、前記第 2 受信エコーと、前記第 2 波形に対応する第 3 受信エコーと、前記第 3 波形に対応する第 4 受信エコーと、をそれぞれ受信し、

前記演算エコー生成機能は、前記第 1 受信エコー及び前記第 2 受信エコーの差分エコーと、前記第 3 受信エコー及び前記第 4 受信エコーの差分エコーとを差分して前記演算エコーを生成することを特徴とする請求項 6 に記載の超音波診断装置の制御プログラム。

【請求項 8】

コンピュータに、

低周波側の第 1 波形に高周波側の第 2 波形を合成した第 1 合成波形の超音波と、前記第 1 波形に前記第 2 波形の逆位相の第 3 波形を合成した第 2 合成波形の超音波と、前記第 1 波形の逆位相の第 4 波形に前記第 2 波形を合成した第 3 合成波形の超音波と、前記第 4 波形に第 3 合成波形を合成した第 4 合成波形の超音波と、を順不同で被検体に送信させる送

10

20

30

40

50

信機能と、

前記第1合成波形に対応する第1受信エコーと、前記第2合成波形に対応する第2受信エコーと、前記第3合成波形に対応する第3受信エコーと、前記第4合成波形に対応する第4受信エコーと、をそれぞれ受信する受信機能と、

前記第1受信エコー及び前記第2受信エコーの差分エコーと、前記第3受信エコー及び前記第4受信エコーの差分エコーとを差分して演算エコーを生成する演算エコー生成機能と、

前記演算エコーを基に、超音波画像を生成する画像生成機能と、

前記超音波画像を表示させる表示機能と、

を実現させることを特徴とする超音波診断装置の制御プログラム。

10

【請求項9】

前記画像生成機能は、前記低周波側の第1波形の中心周波数を中心とする周波数帯域又は前記高周波側の第2波形の中心周波数を中心とする周波数帯域を映像化することによって、前記超音波画像を生成することを特徴とする請求項6乃至8のうちいずれか一項に記載の超音波診断装置の制御プログラム。

【請求項10】

前記送信手段は、前記低周波側の第1波形の中心周波数は、前記高周波側の第2波形の中心周波数より低い周波数として設定することを特徴とする請求項6乃至9のうちいずれか一項に記載の超音波診断装置の制御プログラム。

【発明の詳細な説明】

20

【技術分野】

【0001】

本発明は、被検体内に超音波パルスを照射し、被検体内で生じた超音波エコーを受信して各種処理を行なうことにより被検体内の生体情報を得る超音波診断装置に係り、特に造影剤を用いたコントラストエコー法による撮像を行なう超音波診断装置、及び超音波診断装置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超音波画像を取得し表示する診断装置であり、X線診断装置やX線コンピュータ断層撮影装置などの他の画像診断装置に比べ、安価で被爆が無く、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。係る特性から、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、脳血管等の診断に利用されている。

30

【0003】

超音波診断装置による撮影法の一つに、コントラストエコー法と称される撮影手法がある。コントラストエコー法は、被検体の血管内に造影剤としてマイクロバブルを投与することで、超音波散乱エコーの増強を図るものである。コントラストエコー法による撮像では、所定の周波数スペクトルを有する超音波パルスが照射され、造影剤であるマイクロバブルから得られる超音波エコーの非線形成分に基づくハーモニック成分が映像化に用いられる。

40

【0004】

コントラストエコー法の従来技術として、受信信号にフィルタをかけることによって送信の2倍の周波数成分を映像化する第1の手法がある。また、位相が相互に反転された合成パルスを複数回送信して、受信エコーを加算することで2次高調波を映像化する第2の手法がある。また、振幅及び位相を変えながらパルスを複数回送信して、取得された受信エコーに重み係数をかけながら加減算する第3の手法がある。また、複数の周波数を合成した送信と合成しない送信を行ない、重み係数をかけて加減算を行なって映像化する第4の手法がある。

【0005】

なお、本発明に関連する従来技術として、非特許文献1、2が挙げられる。

50

【非特許文献1】Folkert J. Ten Cate, Nico de jong, Thomas Albrecht, Abstract Book of “The Twelfth European Symposium on Ultrasound Contrast Imaging” January 25-26, 2007

【非特許文献2】関伸之他、高周波パラメトリック音源による超音波映像、電子通信学会技術研究報告、1984年11月26日発行、第84巻、第206号、第35-40頁

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0006】

しかしながら、前述した第1乃至第4のいずれの手法においても、組織信号が映像に現れることがあり、バブルからの信号のみを高感度に映像化できないことがある。

10

【0007】

前述の第1の手法によると、送信パルスの中心周波数の2倍の周波数への組織の基本波成分の漏れや、組織の非線形成分も映像化してしまう。

【0008】

前述の第2の手法によると、送信パルスの中心周波数の2倍の周波数への組織の基本波成分の漏れは抑制できるものの、依然として組織の非線形成分が映像化されてしまう。

【0009】

前述の第3の手法によると、例えば第1送信で大きな振幅の送信パルスを送信し、第2送信で小さな振幅の送信パルスを送信し、受信信号で飽和が起きた場合、加減算では組織信号を除去することができない。

20

【0010】

前述の第4の手法によると、第3の手法の場合と同様に受信信号の飽和が問題となる。例えば、第1送信で低周波のパルスと高周波のパルスを合成した合成パルスを送信し、第2送信で低周波のパルスを送信し、第3送信で高周波のパルスを送信する場合、超音波パルスを合計3回送信しているものの、各周波数で考えると2回しか送信していない。そのためモーションアーチファクトが発生しやすくなる。

【0011】

本発明は、上述のような事情を考慮してなされたもので、ユーザが、バブルによる染影を容易に認識することができる超音波診断装置及び超音波診断装置の制御プログラムを提供することを目的とする。

30

【課題を解決するための手段】

【0012】

本発明に係る超音波診断装置は、上述の目的を達成するために、低周波側の第1波形の音圧のピークに高周波側の第2波形を合成した第1合成波形の超音波と、前記第1波形の音圧のピークに前記第2波形の逆位相の第3波形を合成した第2合成波形の超音波と、を順不同で被検体に送信させる送信手段と、前記第1合成波形に対応する第1受信エコーと、前記第2合成波形に対応する第2受信エコーとをそれぞれ受信する受信手段と、前記第1受信エコー及び前記第2受信エコーを差分して、演算エコーを生成する演算エコー生成手段と、前記演算エコーを基に、超音波画像を生成する画像生成手段と、前記超音波画像を表示させる表示手段と、を備える。

40

【0013】

また、本発明に係る超音波診断装置の制御プログラムは、上述の目的を達成するために、コンピュータに、低周波側の第1波形の音圧のピークに高周波側の第2波形を合成した第1合成波形の超音波と、前記第1波形の音圧のピークに前記第2波形の逆位相の第3波形を合成した第2合成波形の超音波と、を順不同で被検体に送信させる送信機能と、前記第1合成波形に対応する第1受信エコーと、前記第2合成波形に対応する第2受信エコーとをそれぞれ受信する受信機能と、前記第1受信エコー及び前記第2受信エコーを差分して、演算エコーを生成する演算エコー生成機能と、前記演算エコーを基に、超音波画像を生成する画像生成機能と、前記超音波画像を表示させる表示機能と、を実現させる。

【発明の効果】

50

【0014】

本発明に係る超音波診断装置及び超音波診断装置の制御プログラムによると、組織からの超音波エコーを抑圧しつつ、より多くの異なる半径のバブルからの超音波エコーを映像化することにより、バブルによる染影を容易に認識することができる。

【発明を実施するための最良の形態】

【0015】

本発明に係る超音波診断装置、及び超音波診断装置の制御プログラムの実施形態について添付図面を参照して説明する。

【0016】

図1は、第1実施形態の超音波診断装置の構成を示す概略図である。

10

【0017】

図1は、第1実施形態の超音波診断装置10を示す。超音波診断装置10は、超音波プローブ11、装置本体12、ディスプレイ13及び操作パネル14によって構成される。

【0018】

超音波プローブ11は、圧電セラミック等の音響/電気可逆的変換素子としての複数の超音波振動子を有する。複数の超音波振動子は並列され、超音波プローブ11の先端に装備される。各超音波振動子は、供給される駆動信号(電圧パルス)に従ってそれぞれ所定のタイミングで超音波を発生する。各超音波振動子からの超音波はビームを形成し、被検体内の音響インピーダンスの不連続面で反射される。各超音波振動子は、この反射波を受信し受信エコーを発生し、チャンネル毎に装置本体12に取り込まれる。

20

【0019】

なお、超音波プローブ11は、複数の超音波振動子が一方向に沿って配列された一次元アレイプローブ、複数の超音波振動子が二次元マトリクス状に配列された二次元アレイプローブのいずれであってもよい。

【0020】

また、超音波プローブ11は、送信超音波に起因して発生する二次ハーモニック成分とDCハーモニック成分との双方を含む広帯域なもの(例えば、比帯域100%程度のもの)とする。ここで、DCハーモニック成分とは、スペクトラム分布において周波数0の付近に出現するハーモニック成分を意味する。また、二次ハーモニック成分とは、例えば周波数 f の基本波を送信した場合に、スペクトラム分布において周波数 $2f$ の付近に出現するハーモニック成分を意味する。

30

【0021】

装置本体11は、超音波送信部21、超音波受信部22、Bモード処理部23、ドプラ処理部24、画像生成部25、表示制御部26、画像メモリ27、CPU(central processing unit)28、内部記憶装置29、IF(interface)30、及び外部記憶装置31を設ける。

【0022】

超音波送信部21は、図示しないパルサ、送信遅延器及びトリガ発生器等を有する。パルサは、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を繰り返し発生する。また、送信遅延器は、超音波をチャンネル毎にビーム状に集束し、かつ、送信指向性を決定するのに必要な遅延時間を各レートパルスに与える。トリガ発生器は、レートパルスに基づくタイミングで、超音波プローブ11の圧電振動子に駆動パルスを印加する。

40

【0023】

超音波受信部22は、図示しないアンプ、A/D(analog to digital)変換器、及び加算器等を有している。アンプは、超音波プローブ11を介して取り込まれた受信エコーをチャンネル毎に増幅する。A/D変換器は、増幅された受信エコー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、その後加算器において加算処理を行なう。加算器による加算により、所定の走査線(ラスタ)に対応した受信エコーが生成される。

50

【 0 0 2 4 】

Bモード処理部23は、超音波受信部22から出力される受信エコーや後述する演算エコーを包絡線検波し、検波データとして出力する。

【 0 0 2 5 】

ドブラ処理部24は、周波数解析によりその解析結果や、フィルタを用いて血流成分を抽出し平均速度、分散、及びパワー等の血流情報を多点について求める。

【 0 0 2 6 】

画像生成部25は、Bモード処理部23から入力された走査線信号列で構成される検波データを用いてフレーム関連処理等を実行した後、空間情報に基づいた直交座標系のデータに変換することでBモード画像を生成する。また、画像生成部25は、ドブラ処理部24から入力された血流情報を用いて、平均速度画像、分散画像、パワー画像、及びこれらの組み合わせ画像を生成する。

10

【 0 0 2 7 】

表示制御部26は、画像生成部25から出力された超音波画像と所定の情報(例えば文字情報、及び指定されたROI(region of interest)等)とを合成し、合成信号をディスプレイ14に送る。

【 0 0 2 8 】

画像メモリ27は、CPU28による制御によって、Bモード処理部23及びドブラ処理部24から出力される信号データ(生データ)や、画像生成部25から出力される画像データ(静止画像、動画像)を記憶する。

20

【 0 0 2 9 】

CPU28は、半導体で構成された電子回路が複数の端子を持つパッケージに封入されている集積回路(LSI)の構成をもつ制御装置である。CPU28は、内部記憶装置29に記憶しているプログラムを実行して装置本体12を包括的に制御する機能を有する。又は、CPU28は、外部記憶装置31に記憶しているプログラム、ネットワークNから転送されIF30で受信されて外部記憶装置31にインストールされたプログラムを、内部記憶装置29にロードして実行する機能を有する。

【 0 0 3 0 】

内部記憶装置29は、ROM(read only memory)及びRAM(random access memory)等の要素を兼ね備える構成をもつ記憶装置である。内部記憶装置29は、IPL(initial program loading)、BIOS(basic input/output system)を記憶する機能を有する。また、内部記憶装置29は、超音波診断装置10の制御プログラム等のプログラムを記憶したり、CPU28のワークメモリやデータの一時的な記憶に用いたりする機能を有する。

30

【 0 0 3 1 】

IF30は、パラレル接続仕様やシリアル接続仕様に合わせたコネクタによって構成される。IF30は、操作パネル14、病院基幹のLAN(local area network)等のネットワークN、外部記憶装置31及び操作パネル14等に関するインターフェースである。装置本体12によって取得された超音波画像等のデータや解析結果等は、IF30によって、ネットワークNを介して他の装置に転送可能である。

40

【 0 0 3 2 】

外部記憶装置31は、磁性体を塗布又は蒸着した金属のディスクが読み取り装置(図示しない)に着脱不能で内蔵されている構成をもつ記憶装置である。外部記憶装置31は、装置本体12にインストールされたプログラム(アプリケーションプログラムの他、OS(operating system)等も含まれる)を記憶する機能を有する。また、OSに、ユーザに対する情報の表示にグラフィックを多用し、基礎的な操作を操作パネル14によって行なうことができるGUI(graphical user interface)を提供させることもできる。

【 0 0 3 3 】

50

内部記憶装置 29 又は外部記憶装置 31 は、本発明に係る超音波診断プログラム等の制御プログラムや、診断情報（患者 ID (i d e n t i f i c a t i o n) 及び医師の所見等）、診断プロトコル、送受信条件及びその他のデータ群を格納している。また、内部記憶装置 29 又は外部記憶装置 31 は、必要に応じて、画像メモリ 25 に一時的に記憶される三次元画像の保管等にも使用される。さらに、内部記憶装置 29 又は外部記憶装置 31 に記憶されたデータは、IF 30 を介してネットワーク N 網へ転送することも可能となっている。

【0034】

ディスプレイ 13 は、液晶ディスプレイや CRT (c a t h o d e r a y t u b e) 等によって構成される。ディスプレイ 13 は、表示制御部 26 から出力されるビデオ信号を基に、生体内の形態学的情報や、血流情報を静止画像又は動画像として表示する。

10

【0035】

操作パネル 14 は、トラックボール 14 a、各種スイッチ 14 b、ボタン 14 c、マウス 14 d 及びキーボード 14 e 等によって構成される。操作パネル 14 は、装置本体 12 に接続され、ユーザ（操作者）からの各種指示、例えば、ROI の設定指示、画質条件設定指示等を装置本体 12 に入力する機能を有する。ユーザは、操作パネル 14 を介して、超音波プローブ 11 から送信される超音波パルスの送信周波数、送信駆動電圧（音圧）、送信パルスレート及びスキャン領域や、受信条件等を装置本体 12 に入力することができる。

【0036】

図 2 は、第 1 実施形態の超音波診断装置 10 の機能を示すブロック図である。

20

【0037】

図 1 に示す CPU 28 がプログラムを実行することによって、超音波診断装置 10 は、合成パルス送信制御部 31 及び信号処理部 32 として機能する。なお、第 1 実施形態では、各部 31 及び 32 は、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の実行によって機能されるものとして説明するが、それら全部又は一部は集積回路等のハードウェアで構成されるものであってもよい。

【0038】

内部記憶装置 29 等の記憶装置は、各走査線に対して、第 1 周波数スペクトル（例えば、中心周波数 $f_a = 1$ [MHz] ）を有するパルス P_{f_a+} 、及び第 1 周波数スペクトルとは中心周波数が異なる第 2 周波数スペクトル（例えば、中心周波数 $f_b = 3$ [MHz] ）を有するパルス P_{f_b+} を合成（加算）した第 1 合成パルス P_{F1} と、パルス P_{f_a+} 、及びパルス P_{f_b+} の逆位相のパルス P_{f_b-} を合成した第 2 合成パルス P_{F2} と、を一定の間隔で順次送信するスキャンシーケンス S_{S1} を記憶している。スキャンシーケンス S_{S1} によると、基本波成分を含む広い周波数帯域に対応するマイクロバブルからの受信エコーを取得することができる。

30

【0039】

図 3 は、スキャンシーケンス S_{S1} を構成する各超音波パルス（合成パルス P_{F1} 、 P_{F2} ）の生成例を示す図である。図 4 は、スキャンシーケンス S_{S1} を構成する各超音波パルス（合成パルス P_{F1} 、 P_{F2} ）の波形と、各超音波パルスの周波数特性を示す図である。

40

【0040】

図 3 に示すように、スキャンシーケンス S_{S1} は、第 1 合成パルス P_{F1} 及び第 2 合成パルス P_{F2} によって構成される。図 3 に示すように、第 1 合成パルス P_{F1} は、パルス P_{f_a+} と、パルス P_{f_b+} とを合成して形成される。また、図 3 に示すように、第 2 合成パルス P_{F2} は、パルス P_{f_a+} と、パルス P_{f_b-} とを合成して形成される。

【0041】

また、図 2 に示す合成パルス送信制御部 31 は、記憶装置に記憶されているスキャンシーケンス S_{S1} に従って超音波送信部 21 を制御して、超音波プローブ 11（図 1 に示す）から送信される超音波パルスの中心周波数、周波数分布、振幅、周波数帯域、位相、及

50

び送信焦点等の周波数スペクトルを含む特性を設定し、設定された特性を有する超音波パルス超音波プローブ11から送信させる機能を有する。特に、合成パルス送信制御部31は、スキャンシーケンスSS1に従って超音波送信部21を制御して、超音波プローブ11から、超音波パルスとしての第1合成パルスPF1及び第2合成パルスPF2を順不同で順次送信させる機能を有する。このため、超音波プローブ11からは、各走査線に対して、第1合成パルスPF1及び第2合成パルスPF2が順次送信される。

【0042】

被検体P内には異なる半径を有するマイクロバブルが多数存在するので、マイクロバブルや組織に超音波パルスが反射することによって生じた超音波エコーが、超音波プローブ11にて受信される。超音波プローブ11によって受信された2つの合成パルスPF1、PF2に対応する各超音波エコーは、電気信号である受信エコー E_{PF1} 、 E_{PF2} に変換されて超音波受信部22に順次与えられる。

10

【0043】

図5は、受信エコー E_{PF1} の周波数特性を示す図である。

【0044】

中心周波数が1[MHz]の超音波パルスのみを被検体Pに送信すれば、受信エコー中の主に2[MHz]付近に非線形成分が発生する。また、中心周波数が3[MHz]の超音波パルスのみを被検体Pに送信すれば、受信エコー中の主に6[MHz]付近に非線形成分が発生する。しかしながら、中心周波数が1[MHz]のパルスと中心周波数が3[MHz]のパルスとの合成パルスを被検体Pに送信すると、図5に示すように、1[MHz]付近、2[MHz]付近、及び3[MHz]（3[MHz]付近には基本波も含む）付近に非線形成分が発生する。つまり、異なる周波数のパルスが合成された合成パルスによるバブルの振る舞いは、非合成パルスによるバブルの振る舞いとは異なる。

20

【0045】

また、図2に示す信号処理部32は、合成パルス送信制御部31による制御によって超音波受信部22から出力される、第1合成パルスPF1に対応する受信エコー E_{PF1} と、第2合成パルスPF2に対応する受信エコー E_{PF2} とを用いて次の式(1)に示す信号処理を行ない、映像化するための演算エコーD1を生成する機能を有する。

[数1]

$$D1 = E_{PF1} - E_{PF2} \quad \dots (1)$$

30

$$(D1 = E_{PF2} - E_{PF1})$$

信号処理部32によって算出される演算エコーD1は、Bモード処理部23に出力される。Bモード処理部23は、被検体P(臓器)に応じて、演算エコーD1における基本波成分又はハーモニック成分の周波数の包絡線を検波する。

【0046】

スキャンシーケンスSS1によると、パルスPfb+、パルスPfb-の送信によるFM(frequency modulation)、PM(phase modulation)の効果によって、被検体P内のマイクロバブルを、基本波成分、又はハーモニック成分に基づいて高感度に映像化することができる。

【0047】

40

なお、1走査線に対する合成パルスの送信回数を増やすことで、モーションアーチファクトを低減させてもよい。例えば、合成パルスを3回(第1合成パルスPF1を2回、第2合成パルスPF2を1回)送信する場合、信号処理部32は、次の式(2)を用いて演算エコーD1を算出する。

[数2]

$$D1 = 0.5 \times E_{PF1} - y1 \times E_{PF2} + x2 \times E_{PF1} \quad \dots (2)$$

ここで、各係数(上記式(2)の「0.5」、「-1.0」、及び「0.5」)の総和がゼロになるように設定する。

【0048】

第1実施形態の超音波診断装置10によると、組織からの受信エコー及びモーションア

50

ーチファクトを抑圧しつつ、より多くの異なる半径のバブルからの超音波エコーを映像化することにより、ユーザは、バブルによる染影を容易に認識することができる。

【 0 0 4 9 】

図 6 は、第 2 実施形態の超音波診断装置の機能を示すブロック図である。

【 0 0 5 0 】

第 2 実施形態の超音波診断装置 1 0 A の構成は、図 1 に示す第 2 実施形態の超音波診断装置 1 0 と同様であるので説明を省略する。

【 0 0 5 1 】

図 1 に示す CPU 2 8 がプログラムを実行することによって、超音波診断装置 1 0 A は、合成パルス送信制御部 3 1 A 及び信号処理部 3 2 A として機能する。なお、第 1 実施形態では、各部 3 1 A 及び 3 2 A は、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の実行によって機能されるものとして説明するが、それら全部又は一部は集積回路等のハードウェアで構成されるものであってもよい。

【 0 0 5 2 】

内部記憶装置 2 9 等の記憶装置は、各走査線に対して、第 1 合成パルス P F 1 と、第 2 合成パルス P F 2 と、パルス P f b + と、パルス P f b - と、を一定の間隔で順次送信するスキャンシーケンス S S 2 を記憶している。スキャンシーケンス S S 2 によると、基本波成分を含む広い周波数帯域に対応するマイクロバブルからの受信エコーを取得することができる。

【 0 0 5 3 】

図 7 は、スキャンシーケンス S S 2 を構成する各超音波パルス（合成パルス P F 1 , P F 2、パルス P f b + , P f b - ）の生成例を示す図である。

【 0 0 5 4 】

図 7 に示すように、スキャンシーケンス S S 2 は、第 1 合成パルス P F 1、第 2 合成パルス P F 2、パルス P f b + 及びパルス P f b - によって構成される。

【 0 0 5 5 】

また、図 6 に示す合成パルス送信制御部 3 1 A は、記憶装置に記憶されているスキャンシーケンス S S 2 に従って超音波送信部 2 1 を制御して、超音波プローブ 1 1（図 1 に示す）から送信される周波数スペクトルを含む特性を設定し、設定された特性を有する超音波パルスを超音波プローブ 1 1 から送信させる。特に、合成パルス送信制御部 3 1 A は、スキャンシーケンス S S 2 に従って超音波送信部 2 1 を制御して、超音波プローブ 1 1 から、超音波パルスとしての第 1 合成パルス P F 1、第 2 合成パルス P F 2、パルス P f b + 及びパルス P f b - を順不同で順次送信させる。このため、超音波プローブ 1 1 からは、各走査線に対して、第 1 合成パルス P F 1、第 2 合成パルス P F 2、パルス P f b + 及びパルス P f b - が順次送信される。

【 0 0 5 6 】

被検体 P 内のマイクロバブルや組織に超音波パルスが反射することによって生じた超音波エコーが、超音波プローブ 1 1 にて受信される。超音波プローブ 1 1 によって受信された、4 つの合成パルス P F 1 , P F 2、パルス P f b + , P f b - に対応する各超音波エコーは、電気信号である受信エコー $E_{P F 1}$, $E_{P F 2}$, $E_{P f b +}$, $E_{P f b -}$ に変換されて超音波受信部 2 2 に順次与えられる。

【 0 0 5 7 】

信号処理部 3 2 A は、合成パルス送信制御部 3 1 A による制御によって超音波受信部 2 2 から出力される、第 1 合成パルス P F 1 に対応する受信エコー $E_{P F 1}$ と、第 2 合成パルス P F 2 に対応する受信エコー $E_{P F 2}$ とを用いて次の式 (3) に示す信号処理を行ない、中間演算エコー C 2 を算出する機能を有する。

[数 3]

$$C 2 = E_{P F 1} - E_{P F 2} \quad \dots (3)$$

$$(C 2 = E_{P F 2} - E_{P F 1})$$

【 0 0 5 8 】

10

20

30

40

50

また、信号処理部 3 2 A は、パルス P f b + に対応する受信エコー E p b 2 +、パルス P f b - に対応する受信エコー E p f b -、及び中間演算エコー C 2 を基に、次の式 (4) を用いて、演算エコー D 2 を算出する機能を有する。

【数 4】

$$D 2 = C 2 - (E p f 2 + - E p f 2 -) \quad \dots (4)$$

$$(D 2 = C 2 - (E p f 2 - - E p f 2 +))$$

【 0 0 5 9 】

信号処理部 3 2 A によって算出される演算エコー D 2 は、B モード処理部 2 3 に出力される。B モード処理部 2 3 は、被検体 P (臓器) に応じて、演算エコー D 2 における基本波成分又はハーモニック成分の周波数の包絡線を検波する。

10

【 0 0 6 0 】

スキャンシーケンス S S 2 によると、パルス P f b +、パルス P f b - の送信による F M、P M の効果によって、被検体 P 内のマイクロバブルを、基本波成分、又はハーモニック成分に基づいて高感度に映像化することができる。

【 0 0 6 1 】

また、パルス P f b +、パルス P f b - の送信による他周波数帯域への漏れ成分が、パルス P f a + の周波数帯域に入り込むことがある。よって、信号処理部 3 2 A が、中間演算エコー C 2 から、受信エコー E p f 2 +、E p f 2 - の差分を差分して演算エコー D 2 を算出することで、パルス P f a + の周波数帯域に入り込むパルス P f b +、パルス P f b - の漏れ成分を削除することができる。

20

【 0 0 6 2 】

第 2 実施形態の超音波診断装置 1 0 A によると、第 1 実施形態の超音波診断装置 1 0 を用いるよりも組織からの受信エコー及びモーションアーチファクトを抑圧しつつ、より多くの異なる半径のバブルからの超音波エコーを映像化することにより、ユーザは、バブルによる染影を容易に認識することができる。

【 0 0 6 3 】

図 8 は、第 3 実施形態の超音波診断装置の機能を示すブロック図である。

【 0 0 6 4 】

第 3 実施形態の超音波診断装置 1 0 B の構成は、図 1 に示す第 2 実施形態の超音波診断装置 1 0 と同様であるので説明を省略する。

30

【 0 0 6 5 】

図 1 に示す C P U 2 8 がプログラムを実行することによって、超音波診断装置 1 0 B は、合成パルス送信制御部 3 1 B 及び信号処理部 3 2 B として機能する。なお、第 1 実施形態では、各部 3 1 B 及び 3 2 B は、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の実行によって機能されるものとして説明するが、それら全部又は一部は集積回路等のハードウェアで構成されるものであってもよい。

【 0 0 6 6 】

内部記憶装置 2 9 等の記憶装置は、各走査線に対して、第 1 合成パルス P F 1 と、パルス P f a + の逆位相のパルス P f a -、及びパルス P f b + を合成した第 3 の合成パルス F P 3 と、第 2 合成パルス P F 2 と、パルス P f a -、及びパルス P f b - を合成した第 4 の合成パルス F P 4 と、を一定の間隔で順次送信するスキャンシーケンス S S 3 を記憶している。スキャンシーケンス S S 3 によると、基本波成分を含む広い周波数帯域に対応するマイクロバブルからの受信エコーを取得することができる。

40

【 0 0 6 7 】

図 9 は、スキャンシーケンス S S 3 を構成する各超音波パルス (合成パルス P F 1、F P 3、P F 2、F P 4) の生成例を示す図である。

【 0 0 6 8 】

図 9 に示すように、スキャンシーケンス S S 3 は、第 1 合成パルス P F 1、第 3 の合成パルス F P 3、第 2 合成パルス P F 2 及び第 4 の合成パルス F P 4 によって構成される。図 9 に示すように、第 3 の合成パルス F P 3 は、パルス P f a - と、パルス P f b + とを

50

合成して形成される。また、図9に示すように、第4の合成パルスFP4は、パルスPfa-と、パルスPffb-とを合成して形成される。

【0069】

また、図8に示す合成パルス送信制御部31Bは、記憶装置に記憶されているスキャンシーケンスSS3に従って超音波送信部21を制御して、超音波プローブ11（図1に示す）から送信される周波数スペクトルを含む特性を設定し、設定された特性を有する超音波パルスを超音波プローブ11から送信させる。特に、合成パルス送信制御部31Bは、スキャンシーケンスSS3に従って超音波送信部21を制御して、超音波プローブ11から、超音波パルスとしての第1合成パルスPF1、第3の合成パルスFP3、第2合成パルスPF2及び第4の合成パルスFP4を順不同で順次送信させる。このため、超音波プローブ11からは、各走査線に対して、第1合成パルスPF1、第3の合成パルスFP3、第2合成パルスPF2及び第4の合成パルスFP4が順次送信される。

10

【0070】

被検体P内のマイクロバブルや組織に超音波パルスが反射することによって生じた超音波エコーが、超音波プローブ11にて受信される。超音波プローブ11によって受信された4つの合成パルスPF1、FP3、PF2、FP4に対応する各超音波エコーは、電気信号である受信エコー E_{PF1} 、 E_{FP3} 、 E_{PF2} 、 E_{FP4} に変換されて超音波受信部22に順次与えられる。

【0071】

信号処理部32Bは、合成パルス送信制御部31Bによる制御によって超音波受信部22から出力される、第1合成パルスPF1に対応する受信エコー E_{PF1} と、第3の合成パルスFP3に対応する受信エコー E_{FP3} とを用いて次の式(5)に示す信号処理を行ない、中間演算エコーC3を算出する機能を有する。

20

[数5]

$$C3 = E_{PF1} - E_{FP3} \quad \dots (5)$$

$$(C3 = E_{FP3} - E_{PF1})$$

【0072】

さらに、信号処理部32Bは、合成パルス送信制御部31Bによる制御によって超音波受信部22から出力される、第2合成パルスPF2に対応する受信エコー E_{PF2} と、第4の合成パルスFP4に対応する受信エコー E_{FP4} とを差分する次の式(6)に示す信号処理を行ない、中間演算エコーC3'を算出する機能を有する。

30

[数6]

$$C3' = E_{PF2} - E_{FP4} \quad \dots (6)$$

$$(C3' = E_{FP4} - E_{PF2})$$

【0073】

また、信号処理部32Bは、中間演算エコーC3、C3'を基に、次の式(7)を用いて、演算エコーD3を算出する機能を有する。

[数7]

$$D3 = C3 - C3' \quad \dots (7)$$

$$(D3 = C3' - C3)$$

40

【0074】

信号処理部32Bによって算出される演算エコーD3は、Bモード処理部23に出力される。Bモード処理部23は、被検体P（臓器）に応じて、演算エコーD3における基本波成分又はハーモニック成分の周波数の包絡線を検波する。

【0075】

スキャンシーケンスSS3によると、パルスPfa+、パルスPfa-の送信によるFM、PMの効果によって、被検体P内のマイクロバブルを、基本波成分、又はハーモニック成分に基づいて高感度に映像化することができる。

【0076】

また、パルスPfa+、パルスPfa-の送信による他周波数帯域への漏れ成分が、パ

50

ルス $Pfb+$ の周波数帯域に入り込むことがある。よって、信号処理部 32B が、中間演算エコー C3 から、受信エコー E_{PF2} , E_{FP4} の差分を差分して演算エコー D3 を算出することで、パルス $Pfb+$ の周波数帯域に入り込むパルス $Pfa+$ 、パルス $Pfa-$ の漏れ成分を削除することができる。

【0077】

第3実施形態の超音波診断装置 10B によると、組織からの受信エコー及びモーションアーチファクトを抑圧しつつ、より多くの異なる半径のバブルからの超音波エコーを映像化することにより、ユーザは、バブルによる染影を容易に認識することができる。

【図面の簡単な説明】

【0078】

【図1】本実施形態の超音波診断装置の構成を示す概略図。

【図2】第1実施形態の超音波診断装置の機能を示すブロック図。

【図3】スキャンシーケンス SS1 を構成する各超音波パルス（合成パルス $PF1$, $PF2$ ）の生成例を示す図。

【図4】スキャンシーケンス SS1 を構成する各超音波パルス（合成パルス $PF1$, $PF2$ ）の波形と、各超音波パルスの周波数特性を示す図。

【図5】受信エコー E_{PF1} の周波数特性を示す図。

【図6】第2実施形態の超音波診断装置の機能を示すブロック図。

【図7】スキャンシーケンス SS2 を構成する各超音波パルス（合成パルス $PF1$, $PF2$ 、パルス $Pfb+$, パルス $Pfb-$ ）の生成例を示す図。

【図8】第3実施形態の超音波診断装置 10 の機能を示すブロック図。

【図9】スキャンシーケンス SS3 を構成する各超音波パルス（合成パルス $PF1$, $FP3$, $PF2$, $FP4$ ）の生成例を示す図。

【符号の説明】

【0079】

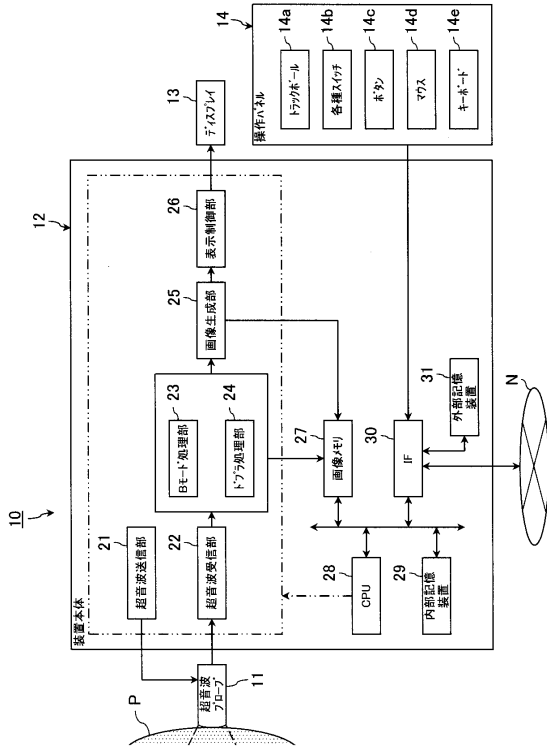
- 10、10A、10B 超音波診断装置
- 11 超音波プローブ
- 12 装置本体
- 13 ディスプレイ
- 14 操作パネル
- 21 送超音波送信部
- 22 送超音波受信部
- 31、31A、31B 合成パルス送信制御部
- 32、32A、32B 信号処理部

10

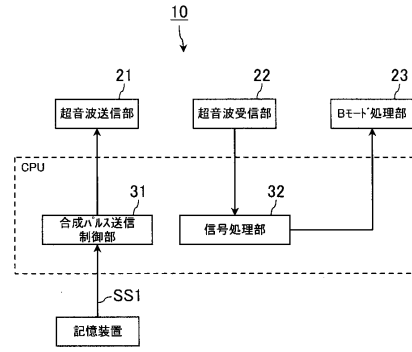
20

30

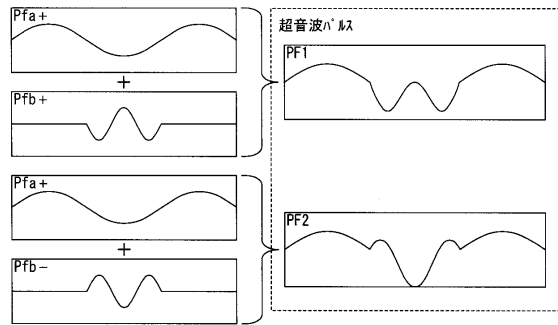
【図1】



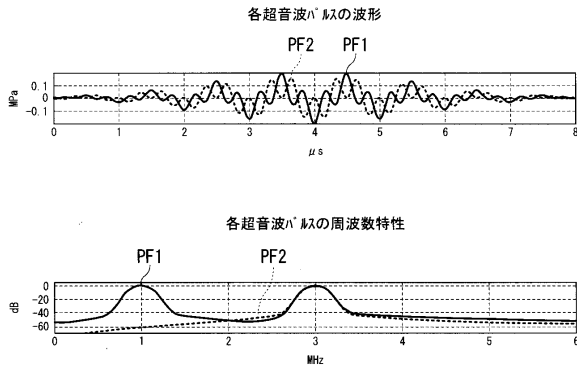
【図2】



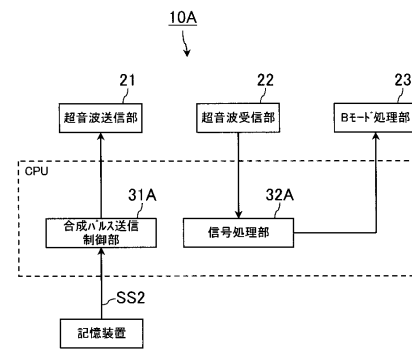
【図3】



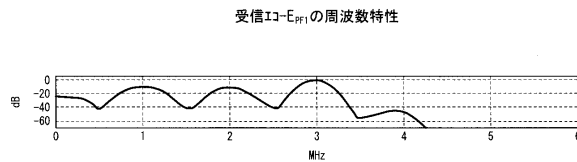
【図4】



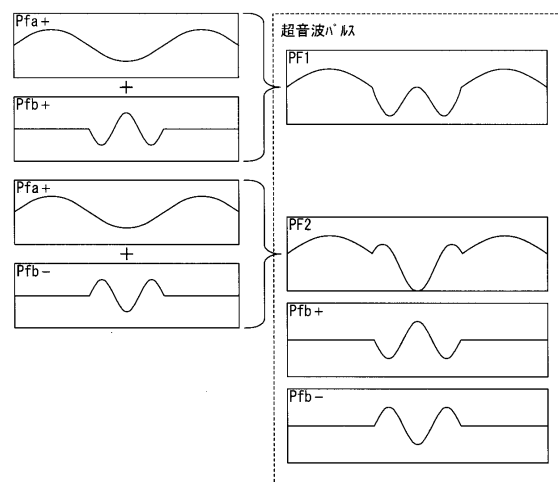
【図6】



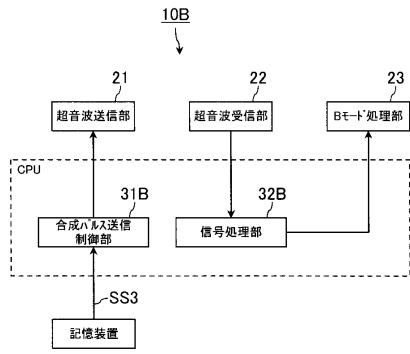
【図5】



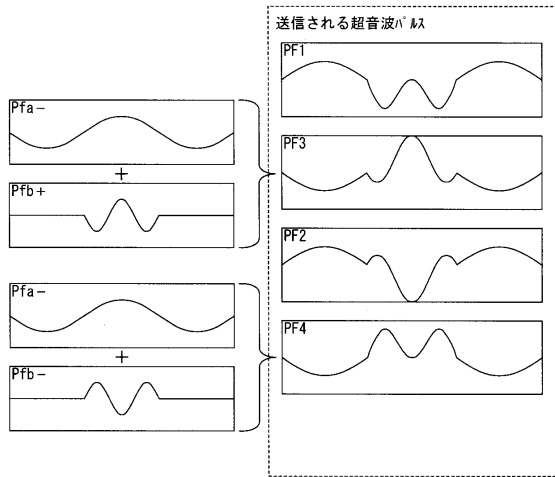
【図7】



【図8】



【図9】



フロントページの続き

- (72)発明者 川岸 哲也
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
- (72)発明者 吉田 哲也
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
- (72)発明者 中屋 重光
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
- (72)発明者 柴田 千尋
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
- (72)発明者 神山 直久
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

審査官 宮川 哲伸

- (56)参考文献 特開2007-222610(JP,A)
特開2002-301068(JP,A)
特開2004-041324(JP,A)
特開昭63-134949(JP,A)
特開2001-299764(JP,A)
特開2006-340886(JP,A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 8/00 - 8/15

专利名称(译)	用于超声诊断设备的超声诊断设备和控制程序		
公开(公告)号	JP5416949B2	公开(公告)日	2014-02-12
申请号	JP2008298043	申请日	2008-11-21
[标]申请(专利权)人(译)	株式会社东芝 东芝医疗系统株式会社		
申请(专利权)人(译)	东芝公司 东芝医疗系统有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	东芝公司 东芝医疗系统有限公司		
[标]发明人	今村智久 大内啓之 川岸哲也 吉田哲也 中屋重光 柴田千尋 神山直久		
发明人	今村 智久 大内 啓之 川岸 哲也 吉田 哲也 中屋 重光 柴田 千尋 神山 直久		
IPC分类号	A61B8/06		
FI分类号	A61B8/06		
F-TERM分类号	4C601/DD04 4C601/DE10 4C601/DE14 4C601/EE03 4C601/HH06 4C601/HH35 4C601/JB45		
其他公开文献	JP2010119758A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：为了便于识别关于超声诊断设备的气泡的混浊。
 ŽSOLUTION：超声诊断设备10包括：合成脉冲传输控制部分31，用于连续传输第一合成脉冲，其中具有第一中心频率的第一脉冲与第二脉冲合成，第二中心频率不同于第一中心频率第二合成脉冲，其中第一脉冲与第二脉冲的相反相位的第三脉冲合成，以随机顺序；信号处理部分32，用于获得与待接收的第一合成脉冲对应的第一接收回波与对应于第二合成脉冲的第二接收回波之间的差值，以产生操作回波；图像生成装置，用于基于操作回波生成超声图像；以及显示超声图像的显示装置。Ž

