

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第4768911号
(P4768911)

(45) 発行日 平成23年9月7日(2011.9.7)

(24) 登録日 平成23年6月24日(2011.6.24)

(51) Int.Cl.

F 1

A 6 1 B 8/06 (2006.01)

A 6 1 B 8/06

A 6 1 B 8/14 (2006.01)

A 6 1 B 8/14

G 0 6 T 1/00 (2006.01)

G 0 6 T 1/00 2 9 0 D

請求項の数 16 (全 12 頁)

(21) 出願番号 特願2000-354638 (P2000-354638)
 (22) 出願日 平成12年11月21日(2000.11.21)
 (65) 公開番号 特開2002-153462 (P2002-153462A)
 (43) 公開日 平成14年5月28日(2002.5.28)
 審査請求日 平成19年11月20日(2007.11.20)

(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
 (74) 代理人 100084618
 弁理士 村松 貞男
 (74) 代理人 100092196
 弁理士 橋本 良郎
 (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 100070437
 弁理士 河井 将次

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 超音波診断装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

一本の走査線に対して、造影剤の散乱強度を変化させるための第1の超音波パルスと、前記造影剤に基づく超音波画像を生成するための第2の超音波パルスと、を被検体に対して同一レートにおいて連続的に送信する送信手段と、

前記第1の超音波パルスに基づく第1の反射エコー及び第2の超音波パルスに基づく第2の反射エコーが混合された混合エコーを前記被検体から受信する受信手段と、

前記混合エコーから前記第1の反射エコーと第2の反射エコーとを分離する分離手段と、

を具備することを特徴とする超音波診断装置。

10

【請求項 2】

一本の走査線に対して、組織画像生成のための第1の超音波パルスと、造影剤の散乱強度を変化させるための第2の超音波パルスと、前記造影剤に基づく超音波画像を生成するための第3の超音波パルスと、を前記被検体に対して同一レートにおいて連続的に送信する送信手段と、

前記第1の超音波パルスに基づく第1の反射エコーと第2の超音波パルスに基づく第2の反射エコーと第3の超音波パルスに基づく第3の反射エコーとが混合された混合エコーを前記被検体から受信する受信手段と、

前記混合エコーから、前記第1の反射エコーと第2の反射エコーと第3の反射エコーとに分離する分離手段と、

20

を具備することを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 3】

前記送信手段は、前記第 3 の超音波パルスを複数のレートに渡って送信することを特徴とする請求項 2 記載の超音波診断装置。

【請求項 4】

前記送信手段は、超音波の画像視野深度までの往復時間よりも短い送信間隔にて前記各超音波パルスを被検体に送信することを特徴とする請求項 1 又は 2 記載の超音波診断装置。

【請求項 5】

前記送信手段によって送信される前記各超音波パルスの送信間隔を変更する手段をさらに具備することを特徴とする請求項 1 又は 2 記載の超音波診断装置。

10

【請求項 6】

前記送信手段は、それぞれ異なる周波数帯域にて前記各超音波パルスを前記被検体に送信し、

前記分離手段は、フィルタによって前記混合エコーを各反射エコーに分離すること、
を特徴とする請求項 2 記載の超音波診断装置。

【請求項 7】

前記送信手段は、前記第 1 又は前記第 3 の超音波パルスより低い周波数帯域にて前記第 2 の超音波パルスを送信することを特徴とする請求項 6 記載の超音波診断装置。

【請求項 8】

20

前記送信手段は、それぞれ異なる擬似ランダム系列が乗積された前記各超音波パルスを前記被検体に送信し、

前記分離手段は、乗積された前記各擬似ランダム系列によって前記混合エコーから各反射エコーを分離すること、

を特徴とする請求項 2 記載の超音波診断装置。

【請求項 9】

前記擬似ランダム系列は、M 系列又はゴレーコードの少なくとも一方であることを特徴とする請求項 8 記載の超音波診断装置。

【請求項 10】

前記送信手段は、前記第 1 の超音波パルス、前記第 2 の超音波パルス、前記第 3 の超音波パルスが直交関数系をなすように各超音波パルスを前記被検体に送信し、

30

前記分離手段は、前記直交関数系に基づいて前記混合エコーから各反射エコーを分離すること、

を特徴とする請求項 2 記載の超音波診断装置。

【請求項 11】

前記直交関数系は、ウォルシュ関数であることを特徴とする請求項 10 記載の超音波診断装置。

【請求項 12】

前記送信手段は、記各超音波パルスに異なる周波数帯域を割り当て、且つ少なくとも前記第 1 の超音波パルスと第 3 の超音波パルスとにそれぞれ異なる擬似ランダム系列を割り当てて前記各超音波パルスを前記被検体に送信し、

40

前記分離手段は、フィルタ及び前記割り当てられた擬似ランダム系列によって前記混合エコーを各反射エコーに分離すること、

を特徴とする請求項 2 記載の超音波診断装置。

【請求項 13】

前記分離手段は、前記混合エコーから、前記第 2 の超音波パルスをフィルタによって分離し、前記第 1 の超音波パルス及び前記第 3 の超音波パルスをそれぞれ前記割り当てられた擬似ランダム系列によって分離すること、

を特徴とする請求項 12 記載の超音波診断装置。

【請求項 14】

50

前記送信手段は、オペレータの指示に基づいて前記第 1 の超音波パルスの送信を任意のタイミングで停止及び開始する機能を有することを特徴とする請求項 1 又は 2 記載の超音波診断装置。

【請求項 1 5】

前記送信手段は、前記造影剤を縮小或いは消失させる第 4 の超音波パルスを送信することを特徴とする請求項 2 記載の超音波診断装置。

【請求項 1 6】

前記第 1 の超音波パルスに基づく反射エコーから第 1 の画像を生成し、前記第 3 の超音波パルスに基づく反射エコーから第 2 の画像を生成する画像生成手段と、

前記第 2 の画像から前記第 1 の画像を差分する手段と、

を具備することを特徴とする請求項 2 記載の超音波診断装置。

10

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】

本発明は、被検体の血行動態の観察等に使用される超音波診断装置に関する。

【0002】

【従来の技術】

超音波画像診断装置は、超音波を使用した無侵襲検査法により組織の断層像を表示するものである。この超音波画像診断装置は、リアルタイム表示による動態観察が可能であること、小型で安価であること、X線等による被曝がなく安全性が高いこと、血流イメージングが可能であること等、他の医療診断装置、例えばX線診断装置、X線CT装置、核医学診断装置等に比べて、多くの利点を有している。

20

【0003】

この超音波画像診断装置の撮影法の一つに、コントラストエコーという手法がある。これは、被検体の血管内に微小気泡（マイクロバブル）等からなる超音波造影剤を投与することで、超音波散乱エコーの増強を図るものである。例えば、心臓および腹部臓器などの検査において、静脈から超音波造影剤を注入して血流信号を増強し、血行動態の評価を行うのが目的である。

【0004】

一般の超音波診断と同様に、この造影剤を使用した撮影においては、臨床的にはペネトレーション（深部到達度）が不足している。特に、腹部の深部やセクタのラテラル（側面）においては超音波の減衰が高く、ペネトレーションの問題が顕著であり、例えば組織からの情報とバブルからの情報とを適切に弁別することが望まれている。

30

【0005】

【発明が解決しようとする課題】

ところで、コントラストエコー法では、励起用超音波パルスによって超音波造影剤に膨張、消滅等させることで高調波を発生させ、当該高調波を受信して画像化する手法がある。また、このような造影剤の状態変化に基づく高調波成分を受信エコーから抽出する技術として、レート間やフレーム間の差分をとる方法がある。しかし、一般にこれらは、組織のモーションアーチファクトに関する成分を含んでしまい、適切な信号抽出を実現しないことがある。

40

【0006】

また、モーションアーチファクトは、例えばドップラ法を使用することでも低減可能である。しかしながら、ドップラ法による撮影は、通常の撮影モードと比較した場合、平均演算を必要とするため、必要とするデータ数が増大し、フレームレートが低下する結果となる。

【0007】

【課題を解決するための手段】

本発明は、上記事情に鑑みてなされたもので、造影剤の状態を変化させる超音波送信と、造影剤検出用の超音波送信とを、同一レートで行い、受信エコーで分離することにより、

50

モーションアーチファクトが無く、高時間分解可能で造影画像を生成し、診断に有益な情報を提供する超音波診断装置を提供することを目的としている。

【 0 0 0 8 】

本発明の第 1 の視点は、一本の走査線に対して、造影剤の散乱強度を変化させるための第 1 の超音波パルスと、前記造影剤に基づく超音波画像を生成するための第 2 の超音波パルスと、を被検体に対して同一レートにおいて連続的に送信する送信手段と、前記第 1 の超音波パルスに基づく第 1 の反射エコー及び第 2 の超音波パルスに基づく第 2 の反射エコーが混合された混合エコーを前記被検体から受信する受信手段と、前記混合エコーから前記第 1 の反射エコーと第 2 の反射エコーとを分離する分離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 0 9 】

本発明の第 2 の視点は、一本の走査線に対して、組織画像生成のための第 1 の超音波パルスと、造影剤の散乱強度を変化させるための第 2 の超音波パルスと、前記造影剤に基づく超音波画像を生成するための第 3 の超音波パルスと、を前記被検体に対して同一レートにおいて連続的に送信する送信手段と、前記第 1 の超音波パルスに基づく第 1 の反射エコーと第 2 の超音波パルスに基づく第 2 の反射エコーと第 3 の超音波パルスに基づく第 3 の反射エコーとが混合された混合エコーを前記被検体から受信する受信手段と、前記混合エコーから、前記第 1 の反射エコーと第 2 の反射エコーと第 3 の反射エコーとに分離する分離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。

20

【 0 0 1 0 】

このような構成によれば、造影剤の状態変化により、造影剤の散乱強度が増大する場合には、ペネトレーションを増大することができ、モーションアーチファクトがなく造影剤のみを抽出した画像を生成することができる。その結果、診断可能な領域を拡大することができる。

【 0 0 1 1 】

【発明の実施の形態】

以下、本発明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。

【 0 0 1 2 】

まず、本発明に係る超音波診断装置のブロック構成を、図 1 を参照しながら説明する。

30

【 0 0 1 3 】

図 1 は、本発明に係る超音波診断装置 10 のブロック構成図を示している。

【 0 0 1 4 】

本超音波診断装置 10 は、プローブ 11、パルサ/プリアンプユニット 12、パルスシーケンス制御部 13、パルス列操作部 14、受信ビームフォーマ 15、エコー分離部 16、画像プロセッサ 17、表示ユニット 18、ホスト CPU 19、モニタ 20 を有している。

【 0 0 1 5 】

プローブ 11 は、被検体（患者）内に撮影用超音波を照射するための探触子（プローブ）であり、一次元又は二次元に配列された複数の圧電素子で形成されている。

40

【 0 0 1 6 】

パルサ/プリアンプユニット 12 は、パルスシーケンス制御部 13 からの制御信号に基づいてプローブ 11 の圧電素子の駆動タイミングを計り、プローブ 11 に駆動電圧を供給する。また、パルサ/プリアンプユニット 12 は、プローブ 11 から送波される超音波ビームの方向・形状・集束を制御する。

【 0 0 1 7 】

パルスシーケンス制御部 13 は、パルサ/プリアンプユニット 12 によってプローブ 11 に印可される電圧の駆動に関するシーケンス、及び、プローブ 11 によって送波される超音波の波形を制御する制御部である。このパルスシーケンス制御部 13 は、本発明の特徴的な部分であり、後述する各実施例にあるように、予め登録されたパルス波形情報に基づ

50

いて、それぞれの方法に応じた造影剤励起用、造影剤検出用、組織画像用等の送波に関する制御を行う。

【 0 0 1 8 】

パルス列操作部 1 4 は、送信パルスの振幅・パルス間隔を操作するための手段である。オペレータが、図示していないマウス、キーボードといった入力手段によって所望するパルス振幅・パルス間隔を入力した場合、当該パルス列操作部 1 4 にて入力値が設定される。

【 0 0 1 9 】

受信ビームフォーマ 1 5 は、受信したビームに関するビームフォーミングを行い、受信ビームの方向・形状・集束を制御する。すなわち、受信ビームフォーマ 1 5 は、入力したエコー信号に対して、チャンネル毎にプリアンプで増幅し、A / D 変換後に受信遅延回路により受信指向性を決定するのに必要な遅延時間を与え、加算器にて加算処理を施す。この加算後のエコー信号は、受信指向性に応じた方向からの反射成分が強調されたものとなる。

【 0 0 2 0 】

エコー分離部 1 6 は、受信ビームフォーマ 1 5 によって形成された受信信号から、励起超音波エコー、造影剤検出用、組織画像用の超音波エコーを分離・抽出する。このエコー分離部 1 6 は、本発明の特徴的な部分であり、後述する各実施例に示す手法にて造影剤励起用エコー、造影剤検出用エコー、組織画像用エコーの抽出（フィルタリング）を行う。なお、各エコーに対応するフィルタの特性は、予め記憶されている。

【 0 0 2 1 】

画像プロセッサ 1 7 は、エコー分離部 1 6 によって抽出された造影剤検出用エコー或いは組織画像用エコーに基づいて、超音波画像生成を行う。

【 0 0 2 2 】

また、画像プロセッサ 1 7 は、対数増幅器、包絡線検波回路およびデジタルフィルタを有している（図示せず）。例えば、ハーモニクイメーシング法を用いる場合、上記デジタルフィルタには、送信の基本波成分に対する、二次元高調波成分を多く通過させるような高域通過型フィルタの特性が設定される。

【 0 0 2 3 】

さらに、画像プロセッサ 1 7 は、ドブラ処理系として、クラッタを除去するウォールフィルタ、位相の異なる複数のエコー信号に基づいて各信号間の相関を演算する自己相関回路、エコー信号の強度や血流速度の平均値算出及びエコー信号の圧縮を行うパワー / 速度平均・LOG 圧縮回路を有している。

【 0 0 2 4 】

表示ユニット 1 8 は、画像プロセッサ 1 7 によって処理された信号列をスキャンコンバートし、モニタ 2 0 へと送り出す。

【 0 0 2 5 】

ホスト C P U 1 9 は、各構成要素において実行される信号処理を、統括制御する制御部である。

【 0 0 2 6 】

モニタ 2 0 は、C R T 等の表示手段である。

【 0 0 2 7 】

次に、上記のように構成した超音波診断装置 1 0 のコントラストエコー法における動作を、図 2 乃至図 8 を参照して説明する。

【 0 0 2 8 】

本発明の重要な点は、造影剤励起用超音波（すなわち、散乱強度変化用超音波。以下、励起用と称する。）、造影剤検出用超音波、組織画像用超音波のうち、少なくとも 2 種類以上の超音波の送受信を同一レートにて連続的に行うことで、フレームレートを増加させる着想にある。例えば、後述する形態にて造影剤励起用超音波、造影剤検出用超音波、組織画像用超音波を同一レートにて連続的に送受信すれば、従来のように造影剤励起用超音波、造影剤検出用超音波、組織画像用超音波をそれぞれ独立に 3 レートに渡って送受信し

10

20

30

40

50

た場合と比較して、フレームレートを3倍にすることが可能である。なお、ここでレートとは、超音波送信期間と超音波受信期間とを合わせた期間を意味し、PRF (Pulse Repetition Frequency) の逆数と等価である。

【0029】

なお、造影剤励起用超音波とは、造影剤を励起させ膨張・破裂させてることを目的として被検体に照射する超音波である。当該超音波により造影剤が膨張・破裂することで、超音波の散乱強度を変化させることができる。造影剤検出用超音波は、画像生成を目的として、造影剤によって強く反射された散乱エコーを得るために被検体に照射する超音波である。以下、略して造影剤用超音波と称する。組織画像用超音波は、一般に、組織用の送信は、プローブ走査のガイド、及び造影剤による散乱エコーから除去する組織エコーを得るために被検体に照射する超音波である。この組織用画像超音波を利用して同一レート内のエコー信号にて差分処理を行うことにより、モーションアーティファクトを従来に比べて飛躍的に減少させることができる。

10

【0030】

以下の各実施例では、励起用超音波、造影剤用超音波、組織用超音波の3種の超音波の送受信を同一レートにて連続的に行う例を示してある。しかしながら、造影剤を励起して検出するだけで十分な造影剤効果が得られ、造影剤の可否が判断できれば、必ずしも組織用超音波を使用する必要はない。

【0031】

(実施例1：周波数による分離)

20

実施例1では、周波数によって励起用、造影剤用、組織用の各超音波エコーを分離する形態を説明する。

【0032】

パルスシーケンス制御部13は、励起用、造影剤用、組織用で異なる帯域を割り当てた超音波パルスを被検体へ送信する。3種類のパルス波形は、予め当該パルスシーケンス制御部13に登録されており、該シーケンスに基づいて送信制御が実行される。

【0033】

図2は、パルスシーケンス制御部13によって1レートで送信される、周波数によって分離されたパルス列とそのスペクトルを模式的に示している。

【0034】

30

なお、組織用超音波パルスの送信は、造影剤のエコーが増大する励起用超音波送信の前に行うのが効果的である。また、効果的な造影を実現するためには、組織用超音波パルスの送信音圧を相対的に低くし、造影剤に与える影響を極力無くすることが重要である。励起用超音波によって造影剤が消滅する場合には、図2に示したパルス列の順序を反転すればよい。

【0035】

また、励起用、組織用、造影剤用の周波数軸上での相対的な関係は、パルス列操作部14を操作することで種々に変形可能である。例えば、各超音波の帯域は、完全に分離していても良いし、重なり合う部分があってもよい。さらに、使用する造影剤に応じて、パルス列設定部14によって推奨パルス列が自動的に設定される構成であってもよい。この場合には、送信モードになったときに造影剤に応じた推奨パルスが、図示していないハードディスク等からRAMに読み込まれる。

40

【0036】

上記周波数によって分離されたパルス列に基づく被検体からの反射波を、周波数によって造影剤用、組織用の各超音波エコーに基づく反射エコー（以下、それぞれ造影剤反射エコー、組織反射エコーと称する）に分離する。すなわち、上記周波数によって分離されたパルス列に基づく被検体からの反射波は、励起用、造影剤用、組織用の各超音波エコーに基づく散乱エコーが混合されている。エコー分離部16は、受信した被検体からの反射エコーから、図3に示すようにフィルタ31にて組織画像用超音波に基づく反射エコー、フィルタ32にて造影剤用超音波に基づく反射エコーをそれぞれ抽出する。なお、各超音波の

50

周波数帯に応じたフィルタ特性は、予め記憶されている。

【 0 0 3 7 】

エコー分離部 1 6 にて抽出された各反射エコーに基づいて、画像プロセッサ 1 7 にて造影剤画像と組織画像との生成が実行される。そして、造影剤画像から組織画像を減算すれば、造影剤の成分のみを有効に映像化することができる。当該減算処理は、R F データ、画像輝度のどちらでもよい。

【 0 0 3 8 】

なお、本実施例では、造影剤用、組織用の各超音波エコーに基づく散乱エコーのハーモニック成分を使用することもできる。

【 0 0 3 9 】

(実施例 2 : 疑似ランダム系列による分離)

第 2 の実施例は、組織反射エコーと造影剤反射エコーとの分離に、スペクトル拡散技術の分野で使用されている疑似ランダム系列を使用する例である。本実施例では、疑似ランダム系列として代表的な M 系列を使用する。

【 0 0 4 0 】

パルスシーケンス制御部 1 3 は、造影剤用超音波エコーと組織用超音波エコーとに異なる M 系列を割り当てて、励起用超音波エコーとともに一レートにて連続的に被検体に送信する。なお、送信する各超音波エコーの順序は、第 1 の実施例と同様である。

【 0 0 4 1 】

図 4 (a) は通常超音波パルスとその周波数分布、図 4 (b) は M 系列の波形とその周波数分布、図 4 (c) は通常超音波パルスと M 系列との積算した波形とその周波数分布の例をそれぞれ示している。また、図 4 (d) は、造影剤用超音波エコーと組織用超音波エコーとで異なる M 系列を割り当てた一レートの送信パルス列を模式的に示している。

【 0 0 4 2 】

エコー分離部 1 6 は、受信した被検体からの反射エコーから、まず、図 5 に示すように、ハイパスフィルタによって励起エコーを除去する。次に、エコー分離部 1 6 は、図 4 に示す組織用送信に用いた疑似ランダム系列を受信エコーに畳み込み、組織エコーを抽出する。続いて、エコー分離部 1 6 は、造影剤用に用いた疑似ランダム系列を畳み込み、造影エコーを抽出する。このとき、組織用送信に用いた疑似ランダム系列を受信エコーに畳み込み及び抽出と、造影剤用に用いた疑似ランダム系列を畳み込み及び抽出との順番は、入れ替えてもよい。

【 0 0 4 3 】

なお、エコー分離部 1 6 が実行する各反射エコーの抽出処理を、フローチャートとして図 6 に示した。また、図 7 において、送信に使用した疑似ランダム系列と単一散乱対のエコーとの積算による超音波パルスの復元処理 (抽出処理) を模式的に示した。

【 0 0 4 4 】

エコー分離部 1 6 にて抽出された各反射エコーに基づいて、画像プロセッサ 1 7 にて造影剤画像と組織画像との生成が実行される。そして、造影剤画像から組織画像を減算すれば、造影剤の成分のみを有効に映像化することができる。当該減算処理は、R F データ、画像輝度のどちらでもよい。

【 0 0 4 5 】

なお、励起用超音波も同様に疑似ランダム系列を用いて送信し、混合された反射エコーから分離する構成であっても良い。また、疑似ランダム系列の他の例としては、ゴーレイコードがある。

【 0 0 4 6 】

(実施例 3)

第 3 の実施例では、第 1 の実施例と第 2 の実施例とを組み合わせた例を説明する。すなわち、異なる超音波パルスの帯域による励起用、造影剤用、組織用のそれぞれに、異なる M 系列を割り当てて積をとり、各反射エコーを取り出す構成である。このような構成によれば、疑似ランダム系列で分離しきれなかったエコーを検波の際にフィルタによりさらに分

10

20

30

40

50

離できる。

【 0 0 4 7 】

(実施例 4)

第 2 の実施例で示したように、超音波パルスと疑似ランダム系列の積をとらず、直接疑似ランダム系列に送信パルスを用いる構成であってもよい。すなわち、疑似ランダム系列をそのまま直接にパルスとして送信し、被検体から受信した反射エコーに疑似ランダム系列を受信エコーに畳み込むだけで画像の振幅を得る構成であってもよい。このような構成によれば、検波処理を省略することができる。

【 0 0 4 8 】

なお、差分処理については、第 1 の実施例で述べた通りである。

10

【 0 0 4 9 】

(実施例 5)

第 5 の実施例は、疑似ランダム系列の代わりに直交関数系を使用する例である。

【 0 0 5 0 】

それぞれの超音波エコーの送信に、互いに直交する関数を使用して、疑似ランダム系列の場合と同様に分離すればよい。

【 0 0 5 1 】

用いる関数系としては、自己相関関数がインパルスであるものが理想的であり、相互相関関数については、低ければ低いほどよい。関数系の選択としては多数あるが、例えば直交関数系であるウォルシュ (Walsh) 関数等が利用できる。

20

【 0 0 5 2 】

なお、本実施例の技術的思想は、分離可能な関数を利用して、組織エコーと造影剤エコーとを分離するということである。従って、使用する関数系によって限定されるものではない。

【 0 0 5 3 】

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。

【 0 0 5 4 】

造影剤の状態を変化させる超音波送信、造影剤検出用の超音波送信、組織用超音波の送信を同一レートで行い、受信エコーでそれぞれの成分を分離することが可能である。従って、ドップラ法による撮影を行わなくてもモーションアーチファクトを低減させることができる。

30

【 0 0 5 5 】

従来のように造影剤励起用超音波、造影剤検出用超音波、組織画像用超音波をそれぞれ独立に 3 レートに渡って送受信した場合と比較して、フレームレートを 3 倍にすることが可能である。

【 0 0 5 6 】

結果として、低いレートでモーションアーチファクトが無く、高時間分解可能で造影剤画像を生成することができる。

【 0 0 5 7 】

以上、本発明を実施形態に基づき説明したが、本発明の思想の範疇において、当業者であれば、各種の変更例及び修正例に想到し得るものであり、それら変形例及び修正例についても本発明の範囲に属するものと了解される。例えば以下に示す (1)、(2) ように、その要旨を変更しない範囲で種々変形可能である。

40

【 0 0 5 8 】

(1) 上記実施形態においては、励起用超音波、造影剤用超音波、組織用超音波の 3 種類の超音波の送受信を同一レートにて連続的に行う例を示した。これに対し、上記 3 種類のうちの 2 種類の超音波の送受信を同一レートにて同時に行う構成であってもよい。例えば、造影剤用超音波と組織用超音波の組み合わせであれば、先に強度の造影剤用超音波を送信し造影剤を破裂させ、続いて組織用超音波を送信する等の例が考えられる。

【 0 0 5 9 】

50

(2) 超音波造影剤が励起用の超音波によって、複数のレートにまたがって励起されている場合には、毎レートで励起用の超音波を送信する必要はなく、レート間隔をあけて送信してもよい。こうすることで、造影剤の寿命を延ばすことができる。

【0060】

また、複数レートにわたって造影剤が励起している場合、組織像が撮影できなくなり、差分画面も得られなくなる。その場合、これまでのシーケンスに加えて消失・減退用の超音波送信を行えばよい。消失用の超音波送信は、これまでの分離の手法を用いて同一レートで送信して良いし、新たに別レートで送信してもよい。図8に消失を含めたパルスシーケンスとそれによって引き起こす散乱・現象をフローチャートに示した。

【0061】

なお、本願発明は上記各実施形態に限定されるものではなく、実施段階ではその趣旨を逸脱しない範囲で種々に変形することが可能である。また、各実施形態は可能な限り適宜組み合わせて実施してもよく、その場合には組み合わせた効果が得られる。さらに、上記実施形態には種々の段階の発明が含まれており、開示される複数の構成要件における適宜な組み合わせにより種々の発明が抽出され得る。例えば、実施形態に示される全構成要件から幾つかの構成要件が削除されても、発明が解決しようとする課題の欄で述べた課題が解決でき、発明の効果の欄で述べられている効果が得られる場合には、この構成要件が削除された構成が発明として抽出され得る。

【0062】

【発明の効果】

以上本発明によれば、造影剤の状態を変化させる超音波送信と、造影剤検出用の超音波送信とを、同一レートで行い、受信エコーで分離することにより、モーションアーチファクトが無く、高時間分解可能で造影剤を生成し、診断に有益な情報を提供する超音波診断装置を実現することができる。

【図面の簡単な説明】

【図1】図1は、本発明に係る超音波診断装置10のブロック構成図を示している。

【図2】図2は、パルスシーケンス制御部13によって1レートで送信される、周波数によって分離されたパルス列を模式的に示している。

【図3】図3は、エコー分離部16において実行されるフィルタ処理を説明するための図である。

【図4】図4(a)は通常超音波パルスとその周波数分布、図4(b)はM系列の波形とその周波数分布、図4(c)は通常超音波パルスとM系列との積算した波形とその周波数分布の例をそれぞれ示している。また、図4(d)は、造影剤用超音波エコーと組織用超音波エコーとで異なるM系列を割り当てた一レートの送信パルス列を模式的に示している。

【図5】図5は、エコー分離部16において実行されるフィルタ処理を説明するための図である。

【図6】図6は、エコー分離部16が実行する各反射エコーの抽出処理を示したフローチャートである。

【図7】図7は、送信に使用した疑似ランダム系列と単一散乱対のエコーとの積算による超音波パルスの復元処理(抽出処理)を模式的に示した図である。

【図8】図8は、消失を含めたパルスシーケンスとそれによって引き起こす散乱・現象を示したフローチャートである。

【符号の説明】

- 10 ... 超音波診断装置
- 11 ... プローブ
- 12 ... パルサ/プリアンプユニット
- 13 ... パルスシーケンス制御部
- 14 ... パルス列操作部
- 15 ... 受信ビームフォーマ

10

20

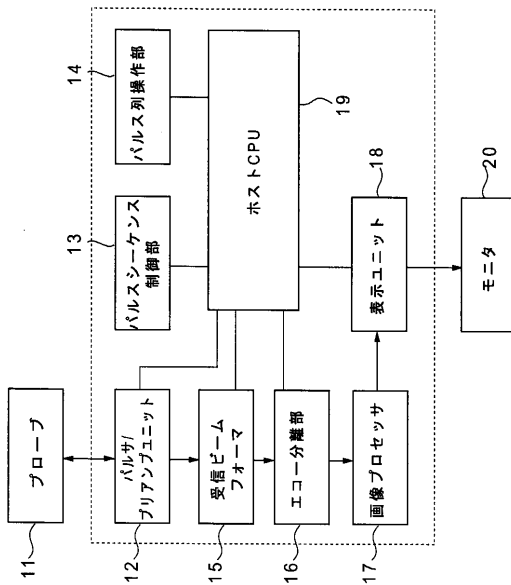
30

40

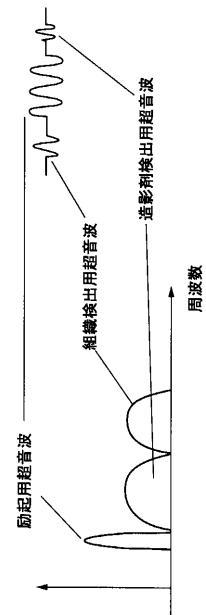
50

- 16 ... エコー分離部
- 17 ... 画像プロセッサ
- 18 ... 表示ユニット
- 19 ... ホストCPU
- 20 ... モニタ

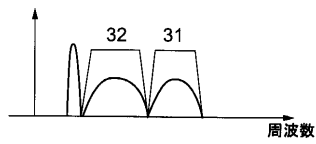
【図1】



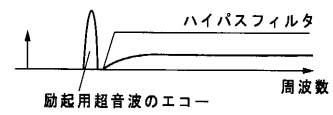
【図2】



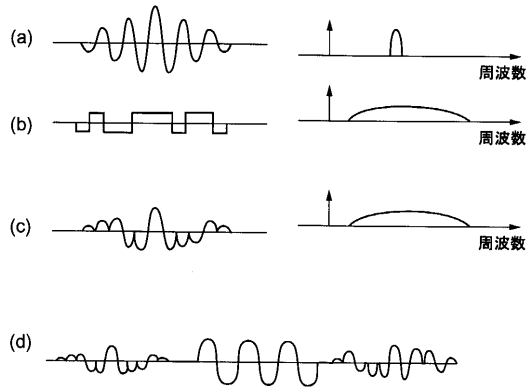
【図 3】



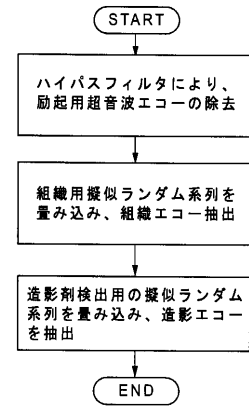
【図 5】



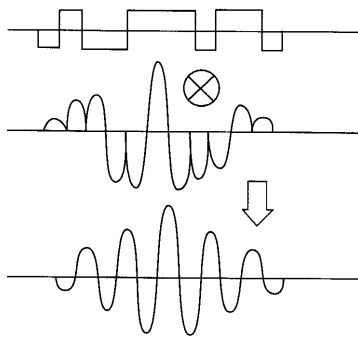
【図 4】



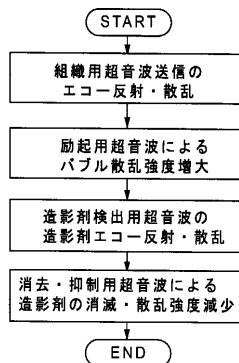
【図 6】



【図 7】



【図 8】



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 1 3 8 5 番の 1 株式会社東芝那須工場内
- (72)発明者 嶺 喜隆
栃木県大田原市下石上 1 3 8 5 番の 1 株式会社東芝那須工場内
- (72)発明者 神山 直久
栃木県大田原市下石上 1 3 8 5 番の 1 株式会社東芝那須工場内
- (72)発明者 神田 良一
栃木県大田原市下石上 1 3 8 5 番の 1 株式会社東芝那須工場内

審査官 川上 則明

- (56)参考文献 特開 2 0 0 0 - 0 0 5 1 6 7 (J P , A)
特開平 0 8 - 3 3 6 5 2 7 (J P , A)
特開平 1 1 - 3 1 8 8 8 9 (J P , A)
特開平 1 1 - 2 9 0 3 1 8 (J P , A)
特開平 0 8 - 0 3 8 4 7 3 (J P , A)
特開平 1 0 - 1 7 7 0 7 2 (J P , A)
特開平 0 6 - 1 1 4 0 5 6 (J P , A)
特開 2 0 0 0 - 0 6 0 8 5 5 (J P , A)
Tamura,Y. Yamasaki,H. , A digital signal processing approach to data handling for ultra sound beam-forming , Acoustics, Speech, and Signal Processing, IEEE International Conference on ICASSP'86 , 米国 , IEEE , 1 9 8 6 年 , vol.11 , p.1857-1860

- (58)調査した分野(Int.Cl. , D B 名)
A61B 8/06
A61B 8/14
G06T 1/00
JMEDPlus(JDreamII)
JCHEMA(JDreamII)

专利名称(译)	超声诊断设备		
公开(公告)号	JP4768911B2	公开(公告)日	2011-09-07
申请号	JP2000354638	申请日	2000-11-21
[标]申请(专利权)人(译)	株式会社东芝		
申请(专利权)人(译)	东芝公司		
当前申请(专利权)人(译)	东芝公司		
[标]发明人	川岸 哲也 嶺 喜隆 神山 直久 神田 良一		
发明人	川岸 哲也 嶺 喜隆 神山 直久 神田 良一		
IPC分类号	A61B8/06 A61B8/14 G06T1/00		
FI分类号	A61B8/06 A61B8/14 G06T1/00.290.D G06T7/00.612		
F-TERM分类号	4C301/DD01 4C301/EE01 4C301/EE07 4C301/HH02 4C301/HH04 4C301/HH17 4C301/JB03 4C301/JB11 4C301/JB28 4C301/JB29 4C301/JB30 4C301/JB32 4C301/JB35 4C301/JB38 4C301/JC12 4C301/KK40 4C601/DD03 4C601/DE06 4C601/DE07 4C601/EE01 4C601/EE04 4C601/HH04 4C601/HH05 4C601/HH06 4C601/HH11 4C601/HH13 4C601/HH14 4C601/JB11 4C601/JB19 4C601/JB28 4C601/JB31 4C601/JB34 4C601/JB41 4C601/JB45 4C601/JB46 4C601/JB47 4C601/JC15 4C601/JC18 4C601/JC19 4C601/JC40 4C601/KK50 5B057/AA07 5B057/BA05		
代理人(译)	河野 哲 中村 诚		
审查员(译)	川上 則明		
其他公开文献	JP2002153462A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种超声波诊断装置，用于生成具有高时间分辨率的造影剂，并通过执行用于激发的超声波的传输来改变造影剂的状态和传输，从而提供对于没有运动伪影的诊断有用的信息。用于造影剂检测的超声波以相同的速率检测并通过接收回波分离它们。解决方案：对于一条扫描线，通过分别分配不同的频率，以相同的速率传输用于改变造影剂状态的激发的超声波，用于造影剂检测的超声波和用于组织的超声波。基于用于激发的各个超声波，用于造影剂检测和用于组织的反射回波被混合的混合回波被接收。通过滤波处理提取基于各个发送的超声波的反射回波分量。

