

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第4388541号
(P4388541)

(45) 発行日 平成21年12月24日(2009.12.24)

(24) 登録日 平成21年10月9日(2009.10.9)

(51) Int.Cl. F1
A61B 8/06 (2006.01) A61B 8/06

請求項の数 5 (全 11 頁)

(21) 出願番号	特願2006-308500 (P2006-308500)	(73) 特許権者	300019238
(22) 出願日	平成18年11月15日(2006.11.15)		ジーイー・メディカル・システムズ・グローバル・テクノロジー・カンパニー・エルエルシー
(62) 分割の表示	特願2000-63853 (P2000-63853) の分割		アメリカ合衆国・ウィスコンシン州・53188・ワウケシャ・ノース・グランドビュー・ブルバード・ダブリュー・710・3000
原出願日	平成12年3月8日(2000.3.8)	(74) 代理人	100095511 弁理士 有近 紳志郎
(65) 公開番号	特開2007-38023 (P2007-38023A)	(72) 発明者	橋本 浩
(43) 公開日	平成19年2月15日(2007.2.15)		東京都日野市旭ヶ丘4丁目7番地の127 ジーイー横河メディカルシステム株式会社内
審査請求日	平成18年11月22日(2006.11.22)		

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】

超音波探触子と、その超音波探触子から超音波を送信しそれに対応する受信信号を得る送受信手段と、1フレームを形成する多数の音線上の所定の深さまたは超音波探触子から見た所定の深さについては造影剤を消失させる強さで超音波を送信し他の深さについては造影剤を消失させない強さで超音波を送信するように制御する送信強度制御手段と、前記受信信号から1フレームの画像を生成する画像生成手段とを具備したことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項2】

請求項1に記載の超音波診断装置において、1フレームを形成する多数の音線上の所定の深さまたは超音波探触子から見た所定の深さについては造影剤を消失させる強さで超音波を送信し他の深さについては造影剤を消失させない強さで超音波を送信するフレームとフレームの間に、1フレームを形成する多数の音線の全部について造影剤を消失させない強さで超音波を送信するフレームを挟むように、前記送信強度制御手段が制御を行うことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項3】

請求項2に記載の超音波診断装置において、あるフレームで造影剤を消失させる強さで超音波を送信するタイミングとそれより後のフレームで造影剤を消失させる強さで超音波を送信するタイミングとが心拍を基本とした時間差を持つように、前記送信強度制御手段が制御を行うことを特徴とする超音波診断装置。

10

20

【請求項 4】

請求項 1 から請求項 3 のいずれかに記載の超音波診断装置において、造影剤を消失させる強さで超音波を送信する深さが 1 フレーム中に少なくとも 2 箇所あり且つ離れているように、前記送信強度制御手段が制御を行うことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 5】

超音波探触子と、その超音波探触子から超音波を送信しそれに対応する受信信号を得る送受信手段と、1 フレームを形成する多数の音線の一部については造影剤を消失させる強さで超音波を送信し他の音線については音線上の所定の深さまたは超音波探触子から見た所定の深さについては造影剤を消失させる強さで超音波を送信し他の深さについては造影剤を消失させない強さで超音波を送信するように制御する送信強度制御手段と、前記受信信号から 1 フレームの画像を生成する画像生成手段とを具備したことを特徴とする超音波診断装置。

10

【発明の詳細な説明】**【技術分野】****【0001】**

本発明は、超音波画像生成方法および超音波診断装置に関し、さらに詳しくは、血流の時間的な変化を一目で視認可能な超音波画像を生成しうる超音波画像生成方法および超音波診断装置に関する。

【背景技術】**【0002】**

血流の超音波画像を得る場合に、微小気泡を造影剤として利用することが行われている。ただし、この微小気泡は、強い超音波に当たると消失してしまう。

20

このため、図 10 に示すように、高送信強度フレーム（造影剤が消失する程度の強い超音波を用いて撮影するフレーム）の画像を撮影した後は、低送信強度フレーム（造影剤が消失しない程度の弱い超音波を用いて撮影するフレーム）の画像の撮影を続け、造影剤が入った血流が視野中に再び満たされる時間を経てから再び高送信強度フレームの画像を撮影することを、繰り返している。

なお、図 10 で、時間軸上に並んだ縦線は、各フレームを形成する各音線の送信時刻と送信強度とを表している。

【0003】

図 11 の (a) は、高送信強度フレームを形成する各音線を示し、造影剤が消失する程度の強い超音波であることを太線で表している。なお、V は血管であり、矢印は血流方向である。

30

一方、図 11 の (b) は、低送信強度フレームを形成する各音線を示し、造影剤が消失しない程度の弱い超音波であることを細線で表している。

【発明の開示】**【発明が解決しようとする課題】****【0004】**

上記従来方法による高送信強度フレームの画像から、ある瞬間の血流の状態を見ることが出来た。

40

しかし、血流の時間的な変化を見ることが出来ない問題点があった。つまり、血流の時間的な変化を見ようとする、時刻の異なる高送信強度フレームの画像を見比べる必要があり、熟練を要する問題点があった。

そこで、本発明の目的は、血流の時間的な変化を一目で視認可能な超音波画像を生成しうる超音波画像生成方法および超音波診断装置を提供することにある。

【課題を解決するための手段】**【0005】**

第 1 の観点では、本発明は、1 フレームを形成する多数の音線の一部については造影剤を消失させる強さで超音波を送信し他の音線については造影剤を消失させない強さで超音波を送信しそれに対応する受信信号から 1 フレームの画像を生成することを特徴とする超

50

音波画像生成方法を提供する。

上記第1の観点による超音波画像生成方法では、画像中の一部分の造影剤が消失するが、他の部分の造影剤は消失しない。そこで、流れた範囲が視野内に収まる程度の時間後に同様に撮影すると、前記造影剤が消失した部分が画像上で少し動いた位置に写る。これを音線方向に交差する流れに対して繰り返すと、磁気共鳴撮影におけるタグギング (tagging) 法のような作用が得られ、流れに時間経過を表す縞模様が付いて見える。よって、血流の時間的な変化を一目で視認可能となる。

【0006】

第2の観点では、本発明は、上記第1の観点の超音波画像生成方法で画像を生成するフレームとフレームの間に、1フレームを形成する多数の音線の全部について造影剤を消失させない強さで超音波を送信しそれに対応する受信信号から1フレームの画像を生成したフレームを挟むことを特徴とする超音波画像生成方法を提供する。

10

上記第2の観点による超音波画像生成方法では、画像中の一部分の造影剤を消失させるフレームとフレームの間に、造影剤を消失させないフレームを挟むことで、画像更新のリアルタイム性を向上できる。

【0007】

第3の観点では、本発明は、上記第2の観点の超音波画像生成方法において、あるフレームで造影剤を消失させる強さで超音波を送信するタイミングと、それより後のフレームで造影剤を消失させる強さで超音波を送信するタイミングとが、心拍を基本とした時間差を持つことを特徴とする超音波画像生成方法を提供する。

20

上記第3の観点による超音波画像生成方法では、画像中の一部分の造影剤を消失させる送信と送信の時間差を、心拍を基本とした時間とするので、脈流を好適に観察できる。

【0008】

第4の観点では、本発明は、上記第1から第3の観点の超音波画像生成方法において、造影剤を消失させる強さで超音波を送信する音線が、1フレーム中に少なくとも2本あり且つ離れていることを特徴とする超音波画像生成方法を提供する。

上記第4の観点による超音波画像生成方法では、少なくとも離れた2箇所では造影剤を消失させるので、流れに縞模様を同時に複数付けることが出来る。

【0009】

第5の観点では、本発明は、1フレームを形成する多数の音線上の所定の深さまたは超音波探触子から見た所定の深さについては造影剤を消失させる強さで超音波を送信し他の深さについては造影剤を消失させない強さで超音波を送信しそれに対応する受信信号から1フレームの画像を生成することを特徴とする超音波画像生成方法を提供する。

30

上記第5の観点による超音波画像生成方法では、画像中の一部分の造影剤が消失するが、他の部分の造影剤は消失しない。そこで、流れた範囲が視野内に収まる程度の時間後に同様に撮影すると、前記造影剤が消失した部分が画像上で少し動いた位置に写る。これを音線方向に略沿った流れに対して繰り返すと、磁気共鳴撮影におけるタグギング (tagging) 法のような作用が得られ、流れに時間経過を表す縞模様が付いて見える。よって、血流の時間的な変化を一目で視認可能となる。

【0010】

40

第6の観点では、本発明は、上記第5の観点の超音波画像生成方法で画像を生成するフレームとフレームの間に、1フレームを形成する多数の音線の全部について造影剤を消失させない強さで超音波を送信しそれに対応する受信信号から1フレームの画像を生成したフレームを挟むことを特徴とする超音波画像生成方法を提供する。

上記第6の観点による超音波画像生成方法では、画像中の一部分の造影剤を消失させるフレームとフレームの間に、造影剤を消失させないフレームを挟むことで、画像更新のリアルタイム性を向上できる。

【0011】

第7の観点では、本発明は、上記第6の観点の超音波画像生成方法において、あるフレームで造影剤を消失させる強さで超音波を送信するタイミングと、それより後のフレーム

50

で造影剤を消失させる強さで超音波を送信するタイミングとが、心拍を基本とした時間差を持つことを特徴とする超音波画像生成方法を提供する。

上記第7の観点による超音波画像生成方法では、画像中の一部分の造影剤を消失させる送信と送信の時間差を、心拍を基本とした時間とするので、脈流を好適に観察できる。

【0012】

第8の観点では、本発明は、上記第5から第7の観点の超音波画像生成方法において、造影剤を消失させる強さで超音波を送信する深さが、1フレーム中に少なくとも2箇所あり且つ離れていることを特徴とする超音波画像生成方法を提供する。

上記第8の観点による超音波画像生成方法では、少なくとも離れた2箇所で造影剤を消失させるので、流れに縞模様を同時に複数付けることが出来る。

10

【0013】

第9の観点では、本発明は、上記第1から第4の観点の超音波画像生成方法と上記第5から第8の観点の超音波画像生成方法とを併用することを特徴とする超音波画像生成方法を提供する。

上記第9の観点による超音波画像生成方法では、音線方向に交差する流れ及び音線方向に略沿った流れの両方に対して縞模様を付けることが出来るので、特に心室、心房内の2次元的な流れを観測するのに好適である。

【0014】

第10の観点では、本発明は、超音波探触子と、その超音波探触子から超音波を送信しそれに対応する受信信号を得る送受信手段と、1フレームを形成する多数の音線の一部については造影剤を消失させる強さで超音波を送信し他の音線については造影剤を消失させない強さで超音波を送信するように制御する送信強度制御手段と、前記受信信号から1フレームの画像を生成する画像生成手段とを具備したことを特徴とする超音波診断装置を提供する。

20

上記第10の観点による超音波診断装置では、上記第1の観点の超音波画像生成方法を好適に実施できる。

【0015】

第11の観点では、本発明は、上記第10の観点の超音波診断装置において、1フレームを形成する多数の音線の一部については造影剤を消失させる強さで超音波を送信し他の音線については造影剤を消失させない強さで超音波を送信するフレームとフレームの間に、1フレームを形成する多数の音線の全部について造影剤を消失させない強さで超音波を送信するフレームを挟むように、前記送信強度制御手段が制御を行うことを特徴とする超音波診断装置を提供する。

30

上記第11の観点による超音波診断装置では、上記第2の観点の超音波画像生成方法を好適に実施できる。

【0016】

第12の観点では、本発明は、上記第11の観点の超音波診断装置において、あるフレームで造影剤を消失させる強さで超音波を送信するタイミングとそれより後のフレームで造影剤を消失させる強さで超音波を送信するタイミングとが心拍を基本とした時間差を持つように、前記送信強度制御手段が制御を行うことを特徴とする超音波診断装置を提供する。

40

上記第12の観点による超音波診断装置では、上記第3の観点の超音波画像生成方法を好適に実施できる。

【0017】

第13の観点では、本発明は、上記第10から第12の観点の超音波診断装置において、造影剤を消失させる強さで超音波を送信する音線が1フレーム中に少なくとも2本あり且つ離れているように、前記送信強度制御手段が制御を行うことを特徴とする超音波診断装置を提供する。

上記第13の観点による超音波診断装置では、上記第4の観点の超音波画像生成方法を好適に実施できる。

50

【 0 0 1 8 】

第 1 4 の観点では、本発明は、超音波探触子と、その超音波探触子から超音波を送信しそれに対応する受信信号を得る送受信手段と、1 フレームを形成する多数の音線上の所定の深さまたは超音波探触子から見た所定の深さについては造影剤を消失させる強さで超音波を送信し他の深さについては造影剤を消失させない強さで超音波を送信するように制御する送信強度制御手段と、前記受信信号から1 フレームの画像を生成する画像生成手段とを具備したことを特徴とする超音波診断装置を提供する。

上記第 1 4 の観点による超音波診断装置では、上記第 5 の観点の超音波画像生成方法を好適に実施できる。

【 0 0 1 9 】

第 1 5 の観点では、本発明は、上記第 1 4 の観点の超音波診断装置において、1 フレームを形成する多数の音線上の所定の深さまたは超音波探触子から見た所定の深さについては造影剤を消失させる強さで超音波を送信し他の深さについては造影剤を消失させない強さで超音波を送信するフレームとフレームの間に、1 フレームを形成する多数の音線の全部について造影剤を消失させない強さで超音波を送信するフレームを挟むように、前記送信強度制御手段が制御を行うことを特徴とする超音波診断装置を提供する。

上記第 1 5 の観点による超音波診断装置では、上記第 6 の観点の超音波画像生成方法を好適に実施できる。

【 0 0 2 0 】

第 1 6 の観点では、本発明は、上記第 1 5 の観点の超音波診断装置において、あるフレームで造影剤を消失させる強さで超音波を送信するタイミングとそれより後のフレームで造影剤を消失させる強さで超音波を送信するタイミングとが心拍を基本とした時間差を持つように、前記送信強度制御手段が制御を行うことを特徴とする超音波診断装置を提供する。

上記第 1 6 の観点による超音波診断装置では、上記第 7 の観点の超音波画像生成方法を好適に実施できる。

【 0 0 2 1 】

第 1 7 の観点では、本発明は、上記第 1 4 から第 1 6 の観点の超音波診断装置において、造影剤を消失させる強さで超音波を送信する深さが1 フレーム中に少なくとも2箇所あり且つ離れているように、前記送信強度制御手段が制御を行うことを特徴とする超音波診断装置を提供する。

上記第 1 7 の観点による超音波診断装置では、上記第 8 の観点の超音波画像生成方法を好適に実施できる。

【 0 0 2 2 】

第 1 8 の観点では、本発明は、超音波探触子と、その超音波探触子から超音波を送信しそれに対応する受信信号を得る送受信手段と、1 フレームを形成する多数の音線の一部については造影剤を消失させる強さで超音波を送信し他の音線については音線上の所定の深さまたは超音波探触子から見た所定の深さについては造影剤を消失させる強さで超音波を送信し他の深さについては造影剤を消失させない強さで超音波を送信するように制御する送信強度制御手段と、前記受信信号から1 フレームの画像を生成する画像生成手段とを具備したことを特徴とする超音波診断装置を提供する。

上記第 1 8 の観点による超音波診断装置では、上記第 9 の観点の超音波画像生成方法を好適に実施できる。

【 発明の効果 】

【 0 0 2 3 】

本発明の超音波画像生成方法および超音波診断装置によれば、強い超音波を当てると造影剤が消失することを積極的に利用することにより、血流の時間的な変化を一目で視認可能な超音波画像を生成することが出来る。

【 発明を実施するための最良の形態 】

【 0 0 2 4 】

10

20

30

40

50

以下、図に示す実施の形態により本発明をさらに詳細に説明する。なお、これにより本発明が限定されるものではない。

【0025】

- 第1の実施形態 -

図1は、本発明の第1の実施形態にかかる超音波診断装置100の構成図である。

この超音波診断装置100は、超音波探触子1と、指定された送信強度で超音波を送信しそれに対応するエコーを受信し受信信号を出力する送受信部2と、前記送信強度を指定する送信強度制御部3と、その送信強度制御部3に対して操作者が指示を与えるための操作部4と、前記受信信号からBモード画像などの超音波画像を生成するデータ処理部5と、超音波画像を表示画像に変換するDSC(DigitalScan Converter)6と、表示画像を

10

【0026】

図2の(a)は、上記超音波診断装置100におけるマーキングフレームの説明図である。

マーキングフレームとは、1フレームを形成する多数の音線の一部(太線で表している)については造影剤を消失させる強さで超音波を送信し、他の音線(細線で表している)については造影剤を消失させない強さで超音波を送信し、それに対応する受信信号から1フレームの画像を生成するフレームをいう。

【0027】

図2の(b)は、上記超音波診断装置100におけるノーマーキングフレームの説明図

20

である。
ノーマーキングフレームとは、1フレームを形成する多数の音線の全部について造影剤を消失させない強さで超音波を送信し、それに対応する受信信号から1フレームの画像を生成するフレームをいう。

【0028】

図3は、上記超音波診断装置100における各音線の送信時刻と送信強度とを表す説明図である。

時間軸上に並んだ縦線が、各フレームを形成する各音線の送信時刻と送信強度とを表している。

マーキングフレームの画像を撮影した後は、ノーマーキングフレームの画像の撮影を続け、流れた範囲が視野内に収まる程度の時間後に再びマーキングフレームの画像を撮影することを、繰り返す。

30

なお、マーキングフレームで造影剤を消失させる強さで超音波を送信するタイミングと、次のマーキングフレームで造影剤を消失させる強さで超音波を送信するタイミングとに、心拍を基本とした時間差を持たせると、脈流を観察するのに好適である。ここで、心拍を基本とした時間差は、心電計を用いて実測した心拍周期の整数倍としてもよいし、概略の心拍周期(例えば1秒)の整数倍としてもよい。

【0029】

図4は、上記超音波診断装置100において得られる画像の説明図である。

(a)は、最初のマーキングフレームであり、この時、造影剤を消失させる送信強度の音線(破線の太線)上の造影剤が消失するが、造影剤を消失させない送信強度の音線(破線の細線)上の造影剤は消失しない。

40

(b)は、最初のマーキングフレームに続くノーマーキングフレームであり、この時、最初のマーキングフレームで造影剤が消失した部分(太線)のエコーが他の部分より弱いため、黒く抜けて見える。なお、破線の細線は、造影剤を消失させない送信強度の音線を表している。

(c)は、2番目のマーキングフレームであり、この時、(a)と同様に、造影剤を消失させる送信強度の音線(破線の太線)上の造影剤のみ消失する。最初のマーキングフレームで造影剤が消失した部分(太線)は、黒く抜けて見える。

(d)は、5番目のマーキングフレーム以降の画像であり、それまでのマーキングフレ

50

ームで造影剤が消失した部分（太線）が、縞状に黒く抜けて見える。

【0030】

以上の第1の実施形態にかかる超音波診断装置100によれば、図4の(d)に示すように、音線方向に交差する流れに縞模様を付けて見る事が出来るので、その時間的な変化を一目で視認可能となる。

【0031】

- 第2の実施形態 -

本発明の第2の実施形態にかかる超音波診断装置の構成は、図1と同様である。

【0032】

図5の(a)は、第2の実施形態にかかる超音波診断装置におけるマーキングフレームの説明図である。

10

マーキングフレームとは、1フレームを形成する多数の音線（細線）の所定の深さ（黒丸で表している）については造影剤を消失させる強さで超音波を集中し、他の深さについては造影剤を消失させない強さで超音波を送信し、それに対応する受信信号から1フレームの画像を生成するフレームをいう。なお、音線上の所定の深さとする代わりに、超音波探触子から見た所定の深さとしてもよい。

【0033】

図5の(b)は、ノーマーキングフレームの説明図である。

ノーマーキングフレームとは、1フレームを形成する多数の音線の全部について造影剤を消失させない強さで超音波を送信し、それに対応する受信信号から1フレームの画像を生成するフレームをいう。

20

【0034】

図6は、上記マーキングフレームにおける各音線の深さと送信強度とを表す説明図である。

深さ軸上に並んだ横線が、各深さにおける送信強度を表している。

【0035】

第2の実施形態においても、マーキングフレームの画像を撮影した後は、ノーマーキングフレームの画像の撮影を続け、流れた範囲が視野内に収まる程度の時間後に再びマーキングフレームの画像を撮影することを、繰り返す。

なお、マーキングフレームで造影剤を消失させる強さで超音波を送信するタイミングと、次のマーキングフレームで造影剤を消失させる強さで超音波を送信するタイミングとに、心拍を基本とした時間差を持たせると、脈流を観察するのに好適である。ここで、心拍を基本とした時間差は、心電計を用いて実測した心拍周期の整数倍としてもよいし、概略の心拍周期（例えば1秒）の整数倍としてもよい。

30

【0036】

図7は、第2の実施形態にかかる超音波診断装置において得られる画像の説明図である。

(a)は、最初のマーキングフレームであり、この時、造影剤を消失させる深さ部分（白丸）の造影剤が消失するが、他の部分の造影剤は消失しない。なお、破線の細線は、造影剤を消失させない送信強度の音線を表している。

40

(b)は、最初のマーキングフレームに続くノーマーキングフレームであり、この時、最初のマーキングフレームで造影剤が消失した部分（黒丸）のエコーが他の部分より弱いため、黒く抜けて見える。

(c)は、2番目のマーキングフレームであり、この時、(a)と同様に、造影剤を消失させる深さ部分（白丸）の造影剤のみ消失する。最初のマーキングフレームで造影剤が消失した部分（黒丸）は、黒く抜けて見える。

(d)は、4番目のマーキングフレーム以降の画像であり、それまでのマーキングフレームで造影剤が消失した部分（黒丸）が、縞状に黒く抜けて見える。

【0037】

以上の第2の実施形態にかかる超音波診断装置によれば、図7の(d)に示すように、

50

音線方向に略沿った流れに縞模様を付けて見ることが出来るので、その時間的な変化を一目で視認可能となる。

【0038】

- 第3の実施形態 -

本発明の第3の実施形態にかかる超音波診断装置の構成は、図1と同様である。

【0039】

図8の(a)は、第3の実施形態にかかる超音波診断装置におけるマーキングフレームの説明図である。

マーキングフレームとは、1フレームを形成する多数の音線中の互いに離れた2本以上(太線)については造影剤を消失させる強さで超音波を送信し、他の音線については音線上の互いに離れた2箇所(黒丸)については造影剤を消失させる強さで超音波を集中送信し他の深さについては造影剤を消失させない強さで超音波を送信し、それに対応する受信信号から1フレームの画像を生成するフレームをいう。なお、音線上の所定の深さとする代わりに、超音波探触子から見た所定の深さとしてもよい。

【0040】

図8の(b)は、ノーマーキングフレームの説明図である。

ノーマーキングフレームとは、1フレームを形成する多数の音線の全部について造影剤を消失させない強さで超音波を送信し、それに対応する受信信号から1フレームの画像を生成するフレームをいう。

【0041】

第3の実施形態においても、マーキングフレームの画像を撮影した後は、ノーマーキングフレームの画像の撮影を続け、流れた範囲が視野内に収まる程度の時間後に再びマーキングフレームの画像を撮影することを、繰り返す。

なお、マーキングフレームで造影剤を消失させる強さで超音波を送信するタイミングと、次のマーキングフレームで造影剤を消失させる強さで超音波を送信するタイミングとに、心拍を基本とした時間差を持たせると、脈流を観察するのに好適である。ここで、心拍を基本とした時間差は、心電計を用いて実測した心拍周期の整数倍としてもよいし、概略の心拍周期(例えば1秒)の整数倍としてもよい。

【0042】

図9は、第3の実施形態にかかる超音波診断装置において得られる画像の説明図である。

マーキングフレームで造影剤が消失した部分(太線および黒丸)が、格子に黒く抜けて見える。

【0043】

以上の第3の実施形態にかかる超音波診断装置によれば、図9に示すように、音線方向に交差する方向および音線方向に略沿った流れの両方に縞模様を付けて見ることが出来る(従って、格子状に見える)ので、特に心室、心房内の2次元的な流れの時間的な変化を一目で視認可能となる。

【図面の簡単な説明】

【0044】

【図1】第1の実施形態にかかる超音波診断装置のブロック図である。

【図2】第1の実施形態にかかるマーキングフレームとノーマーキングフレームの説明図である。

【図3】第1の実施形態にかかるフレームの送信順番の説明図である。

【図4】第1の実施形態にかかる超音波診断装置で得られる超音波画像の例示図である。

【図5】第2の実施形態にかかるマーキングフレームとノーマーキングフレームの説明図である。

【図6】第2の実施形態にかかるマーキングフレームにおける送信強度の説明図である。

【図7】第2の実施形態にかかる超音波診断装置で得られる超音波画像の例示図である。

【図8】第3の実施形態にかかるマーキングフレームとノーマーキングフレームの説明図

10

20

30

40

50

である。

【図9】第3の実施形態にかかる超音波診断装置で得られる超音波画像の例示図である。

【図10】従来の高送信強度フレームと低送信強度フレームの送信順番の説明図である。

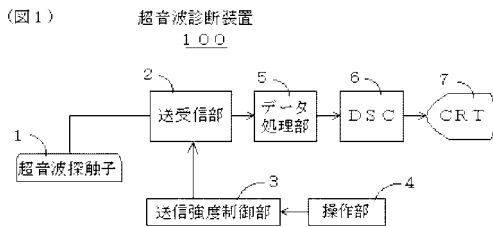
【図11】従来の高送信強度フレームと低送信強度フレームの説明図である。

【符号の説明】

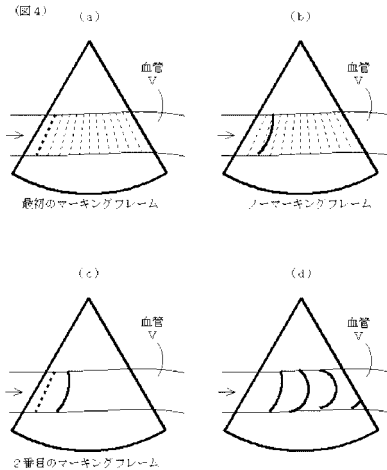
【0045】

- 1 超音波探触子
- 2 送受信部
- 3 送信強度制御部
- 4 操作部
- 5 データ処理部
- 6 D S C
- 7 C R T
- 1 0 0 超音波診断装置

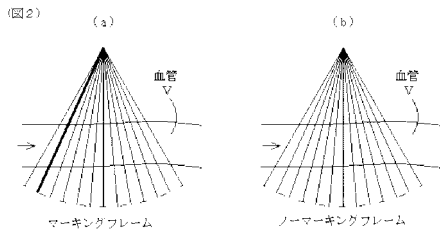
【図1】



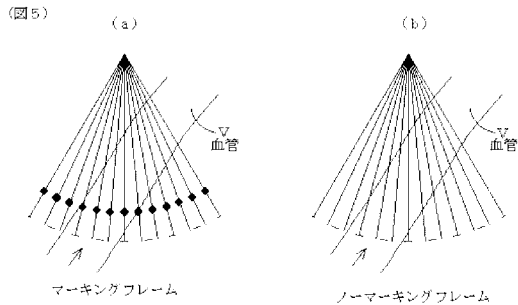
【図4】



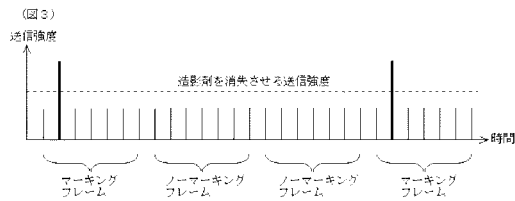
【図2】



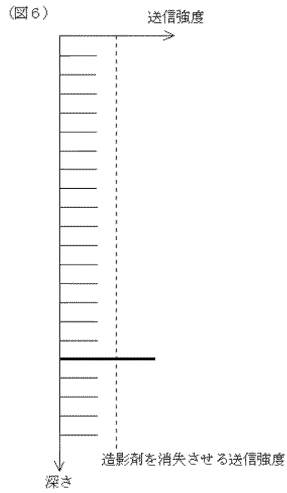
【図5】



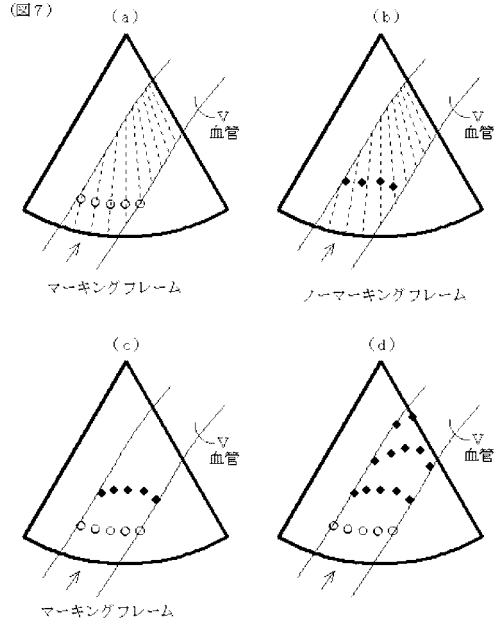
【図3】



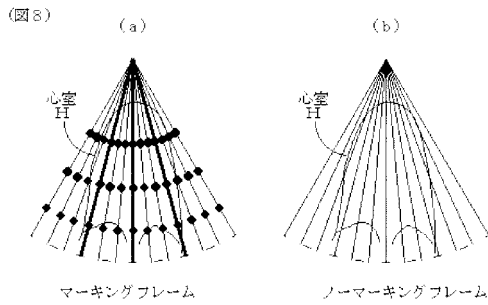
【図6】



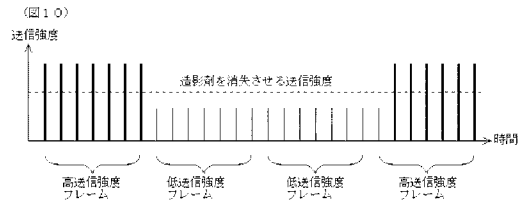
【図7】



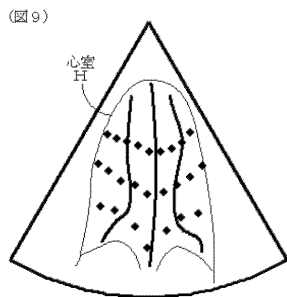
【図8】



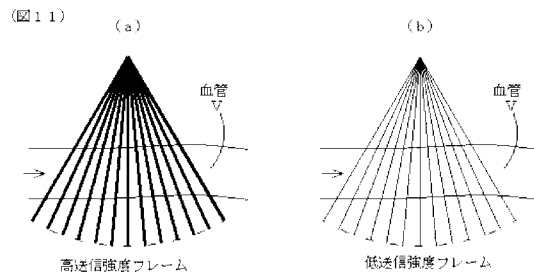
【図10】



【図9】



【図11】



フロントページの続き

審査官 後藤 順也

(56)参考文献 特開平10-075951(JP,A)
米国特許第5947904(US,A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)
A61B 8/00-8/15

专利名称(译)	超声诊断设备		
公开(公告)号	JP4388541B2	公开(公告)日	2009-12-24
申请号	JP2006308500	申请日	2006-11-15
申请(专利权)人(译)	GE医疗系统环球技术公司有限责任公司		
当前申请(专利权)人(译)	GE医疗系统环球技术公司有限责任公司		
[标]发明人	橋本浩		
发明人	橋本 浩		
IPC分类号	A61B8/06		
FI分类号	A61B8/06 A61B8/14		
F-TERM分类号	4C601/BB02 4C601/DD03 4C601/DE06 4C601/EE06 4C601/EE11 4C601/HH05 4C601/HH14 4C601/HH29 4C601/KK12 4C601/KK31		
其他公开文献	JP2007038023A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供超声波诊断设备，该设备产生超声波图像，通过该超声波图像可以一目了然地识别出血流的变化。解决方案：该装置具有超声探头，发射和接收装置，其发射来自超声探头的超声波并获得与其对应的接收信号，发射强度控制装置发射具有足够大的强度的超声波以消除造影剂关于从超声波探头看到的形成一帧或给定深度的声线的大量给定深度，并且控制发射超声波的强度足够大，不会消除其他深度的造影剂，以及产生图像的图像生成装置。来自接收信号的一帧图像。

