

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第4768914号
(P4768914)

(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.

A 6 1 B 8/06 (2006.01)

F 1

A 6 1 B 8/06

請求項の数 8 (全 13 頁)

(21) 出願番号	特願2000-395721 (P2000-395721)	(73) 特許権者	000003078
(22) 出願日	平成12年12月26日(2000.12.26)		株式会社東芝
(65) 公開番号	特開2002-191599 (P2002-191599A)		東京都港区芝浦一丁目1番1号
(43) 公開日	平成14年7月9日(2002.7.9)	(74) 代理人	100084618
審査請求日	平成19年12月26日(2007.12.26)		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】

被検体内部の診断対象を超音波で走査し、超音波断層画像を取得する超音波診断装置であって、

機械的作用を次第に増大させながら複数回の超音波送信を連続的に実行し、各送信超音波に対応するエコー信号を受信する超音波走査を実行することで、前記被検体の所定の断層面について一フレーム分の超音波画像データを取得する送受信手段であって、前記超音波走査を、所定の時間間隔をもって間歇的に実行する送受信手段を具備することを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 2】

前記送受信手段は、前記被検体の血管内の血流内の血液中及び血管外の組織液中並びにリンパ液中のそれぞれに存在する造影剤バブルを崩壊させるための第1の超音波と、前記第1の超音波によって崩壊しなかった、前記被検体の血管内の血液中を流れる残余の造影剤バブルを崩壊させるための第2の超音波と、を用いて、前記複数回の超音波送信を連続的に実行することを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 3】

前記送受信手段は、前記第1の超音波よりも高い音圧にて前記第2の超音波を送信するか、或いは前記第1の超音波よりも低い周波数にて前記第2の超音波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 4】

10

20

前記送受信手段は、前記所定の断層面について前記第1の超音波と前記第2の超音波とを異なるタイミングで送信する一フレーム送信を、前記診断対象に造影剤粒子を蓄積させるための時間間隔によって間歇送信することを特徴とする請求項1乃至請求項3のうちのいずれか一項記載の超音波診断装置。

【請求項5】

前記間歇送信に基づいて複数の超音波画像を取得した場合、同一の前記送信条件を有する複数の超音波画像を同時に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4記載の超音波診断装置。

【請求項6】

前記表示手段は、前記同時に表示する複数の超音波画像を経時的に配列し表示することを特徴とする請求項5記載の超音波診断装置。

10

【請求項7】

前記間歇送信に基づいて複数の超音波画像を取得した場合、同一の前記送信条件を有する複数の超音波画像に基づいて、送信条件毎の輝度変化曲線を演算する手段をさらに具備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8】

前記送信条件は、送信周波数、送信駆動電圧値、送信波数のうちの少なくとも一つを含むことを特徴とする請求項5又は7記載の超音波診断装置。

【発明の詳細な説明】

【0001】

20

【発明の属する技術分野】

本発明は、造影エコー診断に対応可能な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、臨床の場においても実用性が高く、例えば、超音波プローブを体表から当てるだけの簡単な操作で心臓の拍動や胎児の動きの様子がリアルタイム表示で得られること、安全性が高く繰り返し検査が行えること、システムの規模がX線、CT、MRIなど他の診断機器に比べて小さく、ベッドサイドへ移動して検査すること等を可能にする。また近年、種類によって様々に異なるが、片手で持ち運べる程度の大きさを有する超音波診断装置も開発されている。将来的には患者が自分で操作できる超音波診断装置も開発される可能性がある。

30

【0003】

ところで、近年、静脈投与型の超音波造影剤が製品化されたことに伴い、造影エコー法による超音波診断が普及してきている。この造影エコー法は、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、血流動態の評価を行うのが目的である。造影剤の多くは微小気泡（マイクロバブル）が反射源となり、その注入量・濃度が高ければ造影効果は大きくなる。その一方で、気泡というデリケートな基材の性質上、超音波照射によって気泡は壊れ、造影効果時間の短縮などが起こることも解っている。

40

【0004】

一般に、血流とは赤血球のことを指す場合が多い。理想的には、超音波診断に使用される造影剤は、この赤血球と同じ動態を示すことが望ましい。しかし、現実には造影剤は、赤血球とは異なる動態を取りうるということが分かってきている。

【0005】

例えば、多くの超音波造影剤は、肝臓内実質に停滞することが知られおり、この停滞した造影剤は、肝臓類洞内の異物摂取細胞によって捕食されていると考えられている（もちろん赤血球はこのような捕食はされない。）。また、体内中の毛細血管には、液体成分（血漿）が染み出る程度の腔が空いており、細胞に栄養もしくは酸素などを供給している。この毛細血管の腔は、赤血球が出ない程度の大きさではあるが、バブルサイズによってはこ

50

の毛細血管壁の腔から外部へ漏れる造影剤もあると予想される（赤血球の平均直径は約 8 μm 、造影剤のバブルは最大で 8 μm 程度、最小では 0.5 μm 以下のものが体内を循環していると考えられている。）。

【0006】

【発明が解決しようとする課題】

しかしながら、造影剤が常に血行動態を反映しているかは不明であり、例えば微少循環中に停滞しているバブルがあれば、バブルの崩壊をエコー源とする生態情報は、血行動態を反映していないことも考えられる。このような場合、造影剤による輝度増強が達成されても、真の赤血球の動態を観察するのは困難となる場合がある。

【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あり、送信条件を変化させることでバブル消失の程度を制御し、赤血球相当の大きさの造影剤バブルと、それよりも十分小さい造影剤バブルを、独立に観察あるいは定量化することが可能な超音波診断装置を提供することである。

【0008】

上記目的を達成するため、本発明は以下の手段を講じた。

【0009】

請求項 1 に記載の発明は、被検体内部の診断対象を超音波で走査し、超音波断層画像を取得する超音波診断装置であって、機械的作用を次第に増大させながら複数回の超音波送信を連続的に実行し、各送信超音波に対応するエコー信号を受信する超音波走査を実行することで、前記被検体の所定の断層面について一フレーム分の超音波画像データを取得する送受信手段であって、前記超音波走査を、所定の時間間隔をもって間歇的に実行する送受信手段を具備することを特徴とする超音波診断装置である。

【0010】

この様な構成によれば、送信条件を変化させることでバブル消失の程度を制御し、赤血球相当の大きさの造影剤バブルと、それよりも十分小さい造影剤バブルを、独立に観察あるいは定量化することが可能な超音波診断装置を実現することができる。

【0011】

【発明の実施の形態】

本発明の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。

【0012】

まず、本実施形態に係る超音波診断装置の概略構成について説明する。

【0013】

図 1 は、本実施形態に係る超音波診断装置 10 の概略構成図を示している。

【0014】

図 1 に示すように、本超音波診断装置 10 は、被験者との間で超音波信号の送受信を担う超音波プローブ 12 と、この超音波プローブを駆動しかつ超音波プローブの受信信号を処理する装置本体 11 と、この装置本体に接続されかつオペレータからの指示情報を装置本体に入力可能な入力部 13 と、心電波形を計測する ECG 14 とを具備する。入力部 13 には、診断装置の制御や様々な画質条件設定を行うことが可能な、ボタン、キーボード、トラックボールなどが含まれる。

【0015】

装置本体 11 は、超音波送信ユニット 21、超音波受診ユニット 22、B モード処理回路 23、ドプラ処理回路 24、画像処理回路 25、イメージメモリ回路 26、表示部 28、心拍検出ユニット 29、記憶媒体 30、ネットワーク回路 31、コントローラ 32 を具備している。

【0016】

10

20

30

40

50

超音波送信ユニット 2 1 は、トリガ発生器、遅延回路およびパルサ回路（図示せず）からなり、パルス状の超音波を生成してプローブ 1 2 の振動素子に送ることによって収束超音波パルスを生成する。本送信ユニット 2 1 は、コントローラ 3 2 の指示に従って、送信周波数、送信駆動電圧などを瞬時に変更可能な切り替え機能を有している。特に送信駆動電圧に関しては、瞬時にその値の切り替えが可能なりニアアンプ型の発信回路を有するか、あるいは複数の電源ユニットを電氣的に切り替えることによって実現する。

【 0 0 1 7 】

また、超音波送信ユニット 2 1 は、コントローラ 3 2 の制御に基づき、後述するシーケンス（図 4 参照）に従って超音波の間歇送信を行う。ここで、間歇送信とは、例えば造影剤エコー法において、超音波送信を一時停止（例えば 4 秒間）した後に再び超音波送信を開始することを周期的に繰り返す送信法である。この間歇送信によれば、係る時間に流入した血液に対応した造影剤エコー信号を得ることができる。例えば、特願平 9 - 3 2 4 7 7 2 では、一時停止の時間間隔を変化させることで、血流動態の時間変化を取得する方法が開示されている。

【 0 0 1 8 】

超音波受信ユニット 2 2 は、プローブ 1 2 から素子毎に出力される、被検体内の組織で散乱したエコー信号を受信する。このエコー信号は、当該超音波受信ユニット 2 2 において、チャンネル毎にプリアンプで増幅され、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られ、加算器で加算される。この加算処理は、反射波の受信指向性に応じた方向からの反射成分を強調するためのものであり、該処理によって得られた送信指向性と受信指向性とにより、送受信の総合的な超音波ビームを形成することができる。

【 0 0 1 9 】

B モード処理回路 2 3 は、超音波受信ユニット 2 2 から入力したエコー信号に対し、エコー信号対数増幅、包絡線検波処理などが施され、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。

【 0 0 2 0 】

ドプラ処理回路 2 4 は、エコー信号から速度情報を周波数解析し、解析結果を画像処理回路 2 5 に送る。

【 0 0 2 1 】

画像処理回路 2 5 は、超音波スキヤ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する。また、画像処理回路 2 5 は、種々の設定パラメータの文字情報や目盛などと共に合成され、ビデオ信号として表示部 2 8 に出力する。かくして被検体組織形状を表す断層像が表示される。

【 0 0 2 2 】

また、画像処理回路 2 5 は、取得した複数の超音波画像情報に基づいて、T I C (T i m e I n t e n s i t y C u r v e) を生成する。T I C とは、関心領域において、造影剤投与後にエコー信号が増強される過程を追跡し、その輝度の経時変化を表すグラフであり、血流の動態評価を行うための定量解析に利用される。

【 0 0 2 3 】

イメージメモリ回路 2 6 は、画像データを格納する記憶メモリから成る。該イメージメモリ回路 2 6 に記憶された情報は、例えば診断の後に呼び出し可能であり、さらに複数枚を使つての動画再生も可能である。

【 0 0 2 4 】

心拍検出ユニット 2 9 は、E C G 1 4 で得られた心電図などの生体信号情報をデジタル信号に変換する。当該生体信号情報に関するデジタル信号は、画像処理回路 2 5 で診断画像に合成され、表示部 2 8 に表示されるかあるいはイメージメモリ回路 2 6 が備えるメモリに記録される。なお、生体信号情報は、さらに後述のテクニカルフローの解析に必要な場合は、記憶媒体 3 0 に保管もしくはネットワーク回路を経由して外部に転送される。

【 0 0 2 5 】

記憶媒体 30 は、後述の診断解析プログラムが保管されている。またイメージメモリ回路 26 中の画像の保管などにも使用される。記憶媒体 30 のデータは、ネットワーク回路 31 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。

【0026】

コントローラ 32 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 11 の動作を制御する制御手段である。本コントローラ 32 は、特に送信ユニットの周波数、駆動電圧などの送信条件を随時変更し、その条件によって得られた診断画像に前記送信条件の情報を付加して画像情報に付加するか、あるいは記憶媒体に記憶される。また本発明の特徴的な送信シーケンスを行うためのプログラム機能を有している。

【0027】

次に、本発明に係る超音波診断装置の動作を説明する前に、前提となる理論考察について説明する。

【0028】

まず、造影剤として使用されるマイクロバブルの一般的性質を述べる。マイクロバブル（以下単にバブルと呼ぶ）は、超音波音圧の機械的作用により崩壊することができる。その閾値は、周波数あるいは音圧の関数となることが理論的に求められている（例えば、Holland AK, Apfel RE, An improved theory for the prediction of microcavitation thresholds. IEEE Trans Ultrason Ferroelec Freq Contr 1989; 36, No. 2, 204-208.）。

【0029】

図 2 は前記論文の理論式から計算した、バブルの初期直径と、各初期直径のバブルを崩壊させるための音圧の閾値の関係を示すグラフである。このグラフより、照射音圧が高いほどバブルは崩壊しやすく、また照射周波数が低いほど崩壊しやすいことがわかる。また、崩壊に必要な音圧レベルは、バブルのサイズによっても変化し、より大きなバブルを崩壊させるには、照射音圧も大きくすることが必要であることがわかる。

【0030】

次に、生体内における造影剤バブルの動態について述べる。市販の造影剤バブルの平均径、単位体積あたりに含まれる個数等は、製品の種類によって異なる。通常バブルの直径は、およそ平均 2 ~ 4 μm であり、赤血球より少し小さなサイズとなっている。従って、造影剤バブルは、毛細血管を容易に通過することができる。

【0031】

しかし、バブルの性質上、全てのバブルの直径が 2 ~ 4 μm となっているわけではなく、一部のバブルは、上記範囲外の直径を有する。この 2 ~ 4 μm 以外の径を持つバブル、例えば、1 μm 程度のバブルは、その大きさを維持している限り、非常に小さいエコー源として機能する。その一方で、1 μm 程度のバブルは、図 2 の通り音圧に対して非常に壊れやすく、特に引圧によって膨張し、大きなエコー源となる性質を有する。また、例えば 6 μm 程度のバブルは、含まれる個数の割合が低いものの、1 個あたりの反射エコーは元来大きいため、大きなエコー源として機能する。

【0032】

従って、直径が 6 μm 程度のバブルは、赤血球と同様に振る舞い、毛細血管壁から漏れずに体内を循環する可能性があると考えられる。一方、直径が 1 μm 程度のバブルは、毛細血管壁から漏れ細胞膜間の腔まで湿潤してゆく可能性があると考えられる。特に後者は、次に述べる事実によって裏付けられる。

【0033】

肝臓の類洞には 1 μm 程度のディッセ腔と呼ばれる間隙が多数存在する。栄養や酸素分子レベルの物質は、このディッセ腔に容易に流入する。従って、1 μm 程度のバブルが、上述の如く毛細血管壁から漏れ細胞膜間の腔まで湿潤してゆくものであれば、当該 1 μm 程度のバブルはこの腔にも流入することが考えられる。事実、造影剤投与後から超音波スキャンを停止し、約 5 分後に照射を開始すると、肝臓には毛細血管血流以上の大きなエコー

10

20

30

40

50

が観察されることがわかっている。この事実は、赤血球より小さな循環系にもバブルが流入していることを示唆している。

【 0 0 3 4 】

以上の内容から、超音波診断において次のことが推察される。すなわち、例えば関心領域に造影剤が十分充満した状態では、赤血球レベルの血流循環系には、大きなサイズも含んだ広いサイズ分布を持ったバブル群が存在し、一方、赤血球より小さな血流（血漿）循環系では、例えば $1\ \mu\text{m}$ 以下のサイズに限定されたバブル群が存在すると思われる。

【 0 0 3 5 】

図 3 (a) は、バブルのサイズによって流入できる循環系が異なることを説明するための模式図である。

10

【 0 0 3 6 】

図 3 (a) に示すように、 $2 \sim 4\ \mu\text{m}$ 程度のサイズを有するバブル 5 2、5 3、及び $1\ \mu\text{m}$ 程度のサイズを有するバブル 5 4 は、赤血球レベルの循環系 5 0（例えば、血管等）に流入し、例えば赤血球とともに循環する。また、血漿等が循環する循環系 5 1 では、バブル 5 2、5 3 は血管壁を通り抜けることができず、従って、 $1\ \mu\text{m}$ 程度のサイズのバブル 5 4 によって満たされることになる。

【 0 0 3 7 】

本発明の重要な点は、生体内における造影剤バブルの動態がサイズによって異なることに着目し、赤血球程度の大きさを持つ造影剤バブルに基づく第 1 の生体情報と、赤血球よりも小さい造影剤バブル（例えば $1\ \mu\text{m}$ 以下のバブル）に基づく第 2 の生体情報と、を独立

20

に画像化或いは定量化することにある。この第 1 の生体情報と第 2 の生体情報とを適切に取得するために、本実施形態に係る超音波診断装置は、後述する送信条件を講じて超音波送信を行うことで、バブルを消滅させるタイミングをサイズに応じて制御している。

【 0 0 3 8 】

図 3 (b)、(c) は、第 1 の生体情報と、第 2 の生体情報との取得する原理を説明するための模式図である。

バブルが充満した関心領域内（例えば、図 3 (a) に示した領域内）に、例えば初めに $500\ \text{k}$ パスカル程度の音圧によって超音波照射を行えば、 $1\ \mu\text{m}$ 程度のバブルを主に崩壊することができ、大きなエコー（フラッシュエコーとしてのエコー）源を得ることができる。その結果、 $1\ \mu\text{m}$ 程度のバブルが存在していた、循環系 5 0 と循環系 5 1 とを合わせた領域（図 3 (b) の点で示した領域）からの生態情報を得ることができる。また、明らかではないが、この生態情報は、赤血球レベル以下の循環からのエコー信号にも基づくから、間隙の大きさ、摂取細胞の機能、代謝機能など、新たな診断情報を提供できる可能性もある。

30

【 0 0 4 0 】

続いて、例えば $1000\ \text{k}$ パスカルの音圧レベルで照射すると、前回崩壊せずに残っていたバブルのうち比較的崩壊しやすいもの（図 3 (a) における $2 \sim 4\ \mu\text{m}$ のバブル 5 2、5 3 を含む）を主に崩壊することができ、大きなエコー（フラッシュエコーとしてのエコー）源を得ることができる。その結果、主にバブル 5 2、5 3 が存在していた、赤血球レベルの循環系 5 0（図 3 (c) の点で示した領域）からの生態情報を得ることができる。この生態情報は、赤血球の動態を反映したものとなり、一般的な血流診断や定量化には有用な情報となる。

40

【 0 0 4 1 】

次に、造影エコー法による超音波診断において、本超音波診断装置 1 0 が実現する動作について、被検体への超音波送信を中心に説明する。

【 0 0 4 2 】

図 4 は、本超音波診断装置 1 0 が実行する超音波送信シーケンスの一例を説明するための図である。

【 0 0 4 3 】

50

図 4 において、横軸は時間経過を表している。縦軸は送信によるバブルへの機械的作用の強度を表しており、当該縦軸の値が大きいほど、送信周波数は低くなる（或いは、送信駆動音圧は大きくなるか、これらの複合となる）。

【 0 0 4 4 】

また、図中の各矢印群（図中 G 1、G 2、G 3・・・）は、1 フレームの超音波スキャンを表しており、各矢印の長さは該当フレームの送信音圧の機械的作用の強度を反映している（すなわち、長い矢印ほど強度は強い）。例えば、送信フレームのグループ G 1 は、超音波診断におけるいわゆる連続的送信を表しており、その間隔 t_1 はフレーム間隔である。

【 0 0 4 5 】

なお、逆数 $1 / t_1$ はいわゆるフレームレートに相当する。また、時間間隔 t_2 は、いわゆる間歇送信間隔を表しており、通常の診断のフレーム間隔よりも比較的大きな時間間隔である。具体的には、バブルが関心領域に充満する 3 ~ 5 秒程度、或いはそれ以上であることが望ましい。

【 0 0 4 6 】

この図 4 に示した超音波送信シーケンスで特徴的な点は、間歇送信によってバブルを臓器の関心領域に充満させた後に、機械的作用が徐々に増大するような送信を行い、2 枚以上のフレームを取得することである。この様に機械的作用を段階的に増大させることで、赤血球よりも小さい造影剤バブル（例えば $1 \mu m$ 以下のバブル）の崩壊と、赤血球程度の大きさを持つ造影剤バブルの崩壊とを、異なるタイミングで発生させることができ、赤血球を循環させる血流循環系からの生体情報と、赤血球より小さな血流（血漿）循環系からの生体情報とを分離することが可能となる。

【 0 0 4 7 】

なお、本超音波診断装置による超音波送信は、二種類のバブル（上述の如く赤血球よりも小さい造影剤バブルと、赤血球程度の大きさを持つ造影剤バブル）を異なるタイミングで崩壊させることを目的としている。従って、一フレームの超音波スキャンにおいて最低限必要な超音波送信回数は 2 回である。これに対し、図 4 では一フレームにおいて 4 回の超音波送信を行っているのは、赤血球程度の大きさを持つ造影剤バブルの崩壊が、4 回のうちいずれの超音波照射において発生したかを、より精密に判断可能とするためである。この様に、一フレームの超音波スキャンにおいてより多くの超音波送信を行うことで、赤血球を循環させる血流循環系からの生体情報と、赤血球より小さな血流（血漿）循環系からの生体情報とを、より性格に区別することが可能となる。

【 0 0 4 8 】

また、上記シーケンスは G 2、G 3...と繰り返される。これは、超音波画像の取得に加えて、赤血球を循環させる血流循環系からの生体情報と、赤血球より小さな血流（血漿）循環系からの生体情報とのそれぞれの情報から成る T I C を生成するためである。

【 0 0 4 9 】

次に図 4 の送信シーケンスを採用した診断プロトコルについて、図 5 に基づいて説明する。

【 0 0 5 0 】

図 5 は、本超音波診断装置 1 0 が実行する診断プロトコルを説明するためのフローチャートを示している。

【 0 0 5 1 】

図 5 において、まず、操作者は、検査を始める前の準備として、各パラメータをプログラムして図 4 に示したシーケンスを一意的に決定する（ステップ S 1）。

【 0 0 5 2 】

具体的には、送信フレーム枚数 N （すなわち、図 4 の矢印群 G 1、G 2 等の数）、各送信に対する駆動周波数及び駆動音圧（すなわち、送信条件）、フレーム間隔 t_1 、間歇送信間隔 t_2 等の値を入力する。ここでは、送信フレーム枚数 $N = 6$ とし、一フレームにおける超音波送信は、図 4 に示した様に機械的作用を 4 段階的に増大させて実行される。

【 0 0 5 3 】

なお、予め用意された複数のプログラムから、所望のプログラムを対話的に選択することでシーケンスを決定できる構成であってもよい。

【 0 0 5 4 】

次に、操作者は、通常のシーケンスによる被検体のスキャンを開始する（ステップ S 2 ）。

【 0 0 5 5 】

本ステップにおけるスキャンは、一般的に造影剤の投与前に行われる B モード、ドプラモード等による観察である。従って、本ステップでは、図 4 に示したシーケンスでなく、通常のシーケンスによるスキャンが実行される。

10

【 0 0 5 6 】

次に、造影剤を投与し、図 4 に示したシーケンスに基づく超音波送信等を開始する（ステップ S 3 ）。

【 0 0 5 7 】

なお、開始操作は、入力部 1 3 に具備されるボタンを押すこと等によって実行される。

【 0 0 5 8 】

その後、自動的に図 4 に示した送信シーケンスに基づくスキャンが実行される（ステップ S 4 乃至ステップ S 6 ）。すなわち、まず図 4 の G 1 に対応する一フレームの超音波送信が実行され、それぞれの超音波に応じたエコー信号が受信される。受信された各エコー信号は、所定の処理の後画像情報として、送信条件の情報と共に画像をイメージメモリあるいは記憶媒体に、機械的作用の段階毎に記録される。

20

【 0 0 5 9 】

続いて、設定された間歇間隔 t_2 （ t_2 は各回ごとに可変となるよう設定可能である）を持って、送信フレーム 6 枚分の超音波送信が繰り返される（ステップ S 7 等）。ステップ S 7 において、送信フレームの合計が 6 枚と判断された場合には、超音波診断装置 1 0 は図 4 に示した送信シーケンスを終了する（ステップ S 8 ）。

【 0 0 6 0 】

なお、本シーケンスの終了は、操作者が入力部の終了ボタンを押すことなどによって実行されるが、例えば予め準備されたプログラムに、繰り返し回数が記録されており、所定の回数を実行した時点で自動的に終了する構成であってもよい。

30

【 0 0 6 1 】

上記手順に従って記録された画像群は、事後に呼び出され表示部 2 8 に表示される。この時、表示部 2 8 には表示画像に対応した送信条件も同時に表示される。また、記録されたフレーム群を連続的に再生したり、コマ送り、逆再生、並列表示などが可能である。

【 0 0 6 2 】

さらに、本超音波診断装置は、図 4 に示したシーケンスによって得られた複数の超音波画像を、同一送信条件を有する画像群ごとに再編し表示する機能を有している。当該画像の再編は、各画像データに付された送信条件及び時間情報に基づいて実現される。具体的には、同一送信条件が付された画像データを抽出し、これらの抽出された画像データを、さらに時間情報に基づいて経時的に配列すればよい。

40

【 0 0 6 3 】

図 6 は、当該画像再編機能を説明するための図である。

【 0 0 6 4 】

図 6 上段に示した、各画像フレームにおける各画像「a」、「b」、「c」、「d」（同図上段）は、同図下段に示すように、送信条件を基準とした画像群に分類され、さらに時系列的に配列される。こうして再編された各画像群は、同一の送信条件を有する画像によって構成されるから、ほぼ同程度の直径を有する造影剤パブルに基づく生体情報を反映していると言える。すなわち、各画像群は、赤血球を循環させる血流循環系からの生体情報が支配的な超音波画像、或いは赤血球より小さな血流（血漿）循環系からの生体情報が支配的な超音波画像のどちらかによって統一されている。

50

【 0 0 6 5 】

なお、本超音波診断装置 10 では、各画像群を構成する全ての画像のループ再生、一の画像群を構成する全ての画像のループ再生、数個の画像群によるループ再生、コマ送り再生等任意の形態にて画像表示することが可能となっている。

【 0 0 6 6 】

さらに、本超音波診断装置は、得られた画像群（例えば、図 6 下段）に対して適当な部分領域を指定し、その領域内の輝度ヒストグラムもしくは平均輝度値を求める機能と、輝度変化曲線（TIC）を演算する機能を有する。

【 0 0 6 7 】

図 7 は、画像群 A と、画像群 B によって得られた各 TIC の一例を示している。曲線 A が、画像群 A による TIC であり、曲線 B が画像群 B による TIC である。なお、図 7 の縦軸は、受信した超音波に関する信号強度を、横軸は、経過時間（すなわち、間歇送信の反復に対応した経過時間）を示している。

10

【 0 0 6 8 】

図 7 において、曲線 A によって示されるバブルの流れは、赤血球の流れの他に、赤血球より十分小さな粒子の流れを反映している。曲線 A は、各フレームにおいて比較的低音圧の送信によって得られた画像「a」に基づいているからである。また、曲線 A は、血管壁から漏れ出す非常に遅い流れも含んでいるため、いわゆる血流バフュージョンが飽和状態に達した後も、輝度上昇は微小に上昇を続けている。

【 0 0 6 9 】

一方、曲線 B は、血流中の造影剤は数秒間で飽和に達している。これは、曲線 B が、各フレームにおいて低音圧送信後の高音圧送信によって得られた画像「b」に基づいており、直接的な赤血球の流れを反映するからである。

20

【 0 0 7 0 】

なお、本 TIC では、例えば上述したスキャンの間歇間隔を大きくすると、バブルが関心領域に充満するため、より急激に信号強度が上昇することになる。

【 0 0 7 1 】

また、本超音波診断装置は、さらに付加的な機能として、得られた複数の曲線に対して加算、減算などの画像処理が可能となっている。

【 0 0 7 2 】

以上述べた構成によれば、一フレームにおいて機械的作用を段階的に増大させた超音波送信を行うので、サイズの異なる造影剤バブル毎に段階的な崩壊を発生させることができる。造影剤バブルは、そのサイズによって流入できる生体領域が異なるから、それぞれの崩壊をエコー源とした超音波画像生成を行えば、さらに多くの生態情報、例えば、より詳細な血行動態、赤血球よりも小さな物質の動態を反映した情報、捕食細胞の分布情報等を、超音波診断において提供することができる。

30

【 0 0 7 3 】

なお、本願発明は上記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実施してもよく、その場合組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の少なくとも 1 つ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。

40

【 0 0 7 4 】

【発明の効果】

以上本発明によれば、送信条件を変化させることでバブル消失の程度を制御し、赤血球相当の大きさの造影剤バブルと、それよりも十分小さい造影剤バブルを、独立に観察あるいは定量化することが可能な超音波診断装置を実現することができる。

50

【図面の簡単な説明】

【図 1】図 1 は、本実施形態に係る超音波診断装置の概略構成図を示している。

【図 2】バブルのサイズと崩壊に必要な引圧の理論的な関係を示したグラフ。

【図 3】サイズの異なるバブルの微視的な存在領域を示す概念図。

【図 4】図 4 は、本超音波診断装置 10 の診断に関するシーケンスの一例を説明するための図である。

【図 5】図 5 は、本超音波診断装置 10 が実行するのスキャンプロトコルを示してフローチャートである。

【図 6】本実施形態の記録画像に対する並べ替え処理を示す概念図。

【図 7】本実施形態の手法を基にして得られる輝度変化曲線の概念図。

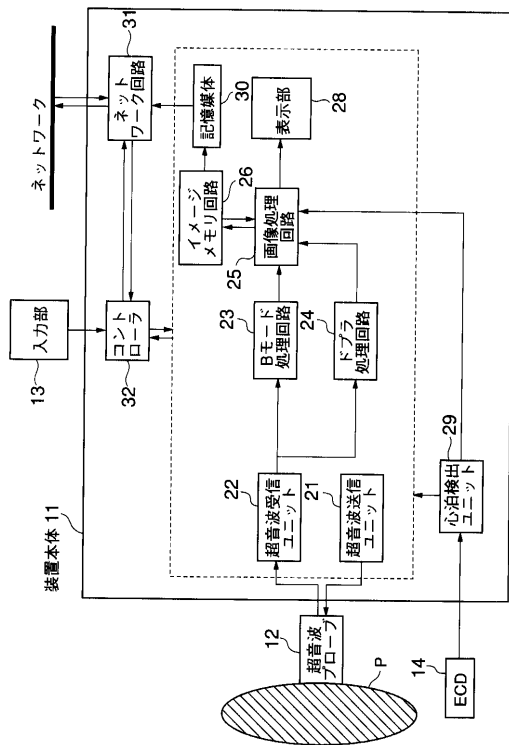
10

【符号の説明】

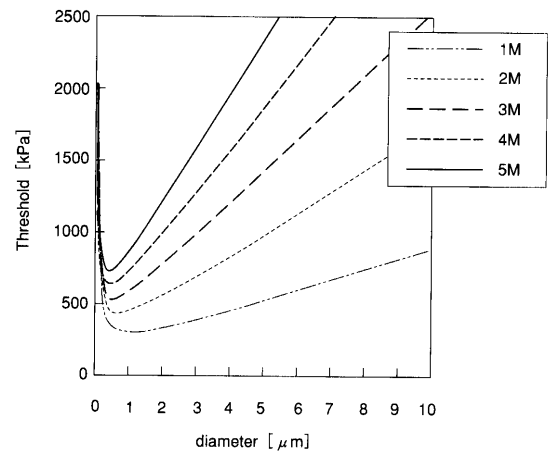
- 10 ... 超音波診断装置
- 11 ... 超音波診断装置本体
- 12 ... 超音波プローブ
- 13 ... 入力部 13
- 14 ... ECG
- 21 ... 超音波送信ユニット
- 22 ... 超音波受診ユニット
- 23 ... Bモード処理回路
- 24 ... ドブラ処理回路
- 25 ... 画像処理回路
- 26 ... イメージメモリ回路
- 28 ... 表示部
- 29 心拍検出ユニット
- 30 ... 記憶媒体
- 31 ... ネットワーク回路
- 32 ... コントローラ

20

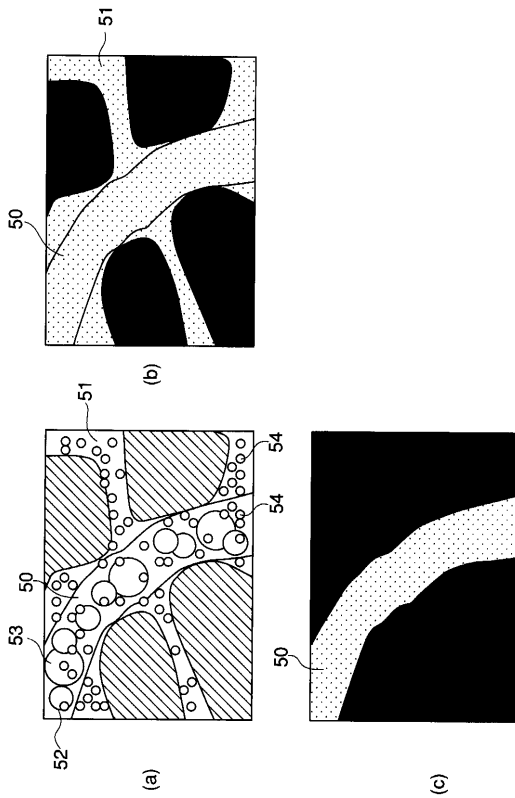
【図 1】



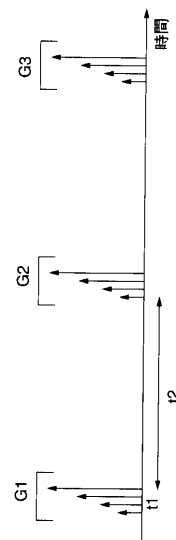
【図 2】



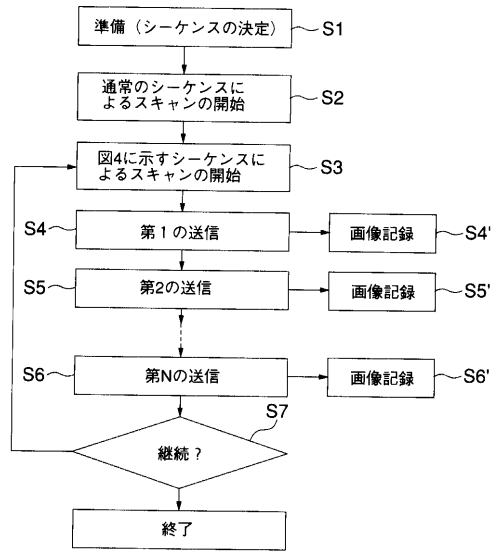
【図 3】



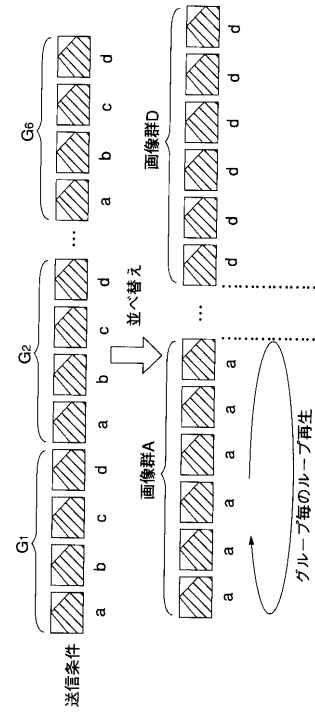
【図 4】



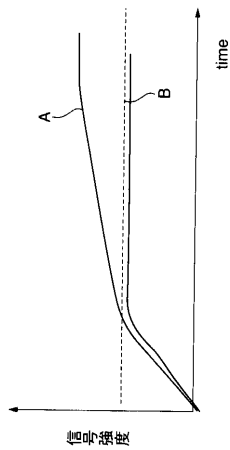
【図 5】



【図 6】



【図 7】



フロントページの続き

(72)発明者 神山 直久

栃木県大田原市下石上字東山 1 3 8 5 番の 1 株式会社東芝那須工場内

審査官 右 高 孝幸

(56)参考文献 特開平8 - 280674 (J P , A)

特開平9 - 164138 (J P , A)

特開平11 - 137550 (J P , A)

国際公開第00 / 57792 (W O , A 1)

神山直久 他, フラッシュエコー映像法の検討 (5) --- negative pressure threshold について --- , 超音波医学 , (社) 日本超音波医学会 , 1 9 9 7 年 3 月 1 5 日 , 第24巻 , 第3号 , p.326

(58)調査した分野(Int.Cl. , D B 名)

A61B 8/00

要解决的问题：提供一种超声波诊断仪器，通过改变透射条件和对比介质气泡来控制气泡损失程度，该气泡具有与红细胞相对应的尺寸，并且造影剂气泡足够小于独立观察到的气泡或量化的。解决方案：在间歇传输的每个帧的传输中执行逐步增加机械功的超声波传输，使得在每个造影剂气泡的尺寸不同时产生相位崩溃。产生超声波图像，其中每个阶段的塌陷作为回声源，以提供反映物质比红细胞小的运动的信息，以及新的生态信息，例如吞噬细胞的分布或新的诊断信息。

