

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公開特許公報(A)

(11) 特許出願公開番号

特開2006-141798

(P2006-141798A)

(43) 公開日 平成18年6月8日(2006.6.8)

(51) Int.Cl.

A 6 1 B 8/06 (2006.01)

F I

A 6 1 B 8/06

テーマコード (参考)

4 C 6 0 1

審査請求 未請求 請求項の数 15 O L (全 18 頁)

(21) 出願番号 特願2004-337647 (P2004-337647)

(22) 出願日 平成16年11月22日(2004.11.22)

(71) 出願人 000003078

株式会社東芝

東京都港区芝浦一丁目1番1号

(71) 出願人 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

(74) 代理人 100058479

弁理士 鈴江 武彦

(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 100108855

弁理士 蔵田 昌俊

最終頁に続く

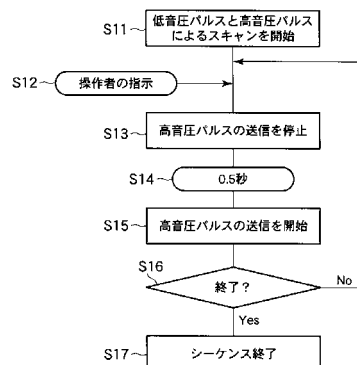
(54) 【発明の名称】 超音波診断装置

(57) 【要約】

【課題】微細な血管分岐レベルの診断において、ひとつひとつの血管内を流れる造影剤の速度や量を反映した超音波診断画像が得られる超音波診断装置を提供すること。

【解決手段】超音波プローブと、超音波プローブを駆動して被検体に超音波を送受信する送受信ユニットと、送受信ユニットを制御して造影剤バブルを実質的に破壊しない音圧を有し所定領域に関する血流の環流画像を取得するための低音圧パルスの送受信と、造影剤バブルを破壊する程度の音圧を有し前記所定領域の一部分を通過する造影剤バブルを消失させるための高音圧パルスの超音波の送信とを複数回実行するとともに、低音圧パルスの送受信を実行しているときに、高音圧パルスを送信する制御プロセッサと、高音圧パルスの送信のタイミングを指示するボタンと、送受信ユニットが受信した超音波から超音波断層画像を生成する画像生成回路と、超音波断層画像を表示するモニターとを具備する。

【選択図】 図5



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

造影剤バブルが投与された被検体の所定部位を超音波で走査して超音波診断画像を取得する超音波診断装置において、

超音波プローブと、

前記超音波プローブを駆動することにより、前記被検体に超音波を送受信する送受信手段と、

前記送受信手段を制御することにより、前記造影剤バブルを実質的に破壊しない音圧を有し所定領域に関する血流の環流画像を取得するための第 1 の超音波の送受信と、前記造影剤バブルを破壊する程度の音圧を有し前記所定領域の一部分を通過する前記造影剤バブルを消失させるための第 2 の超音波の送信とを複数回実行するとともに、前記第 1 の超音波送受信を実行しているときに、前記第 2 の超音波を送信する送受信制御手段と、

前記第 2 の超音波の送信のタイミングを指示するタイミング指示手段と、

前記送受信手段が受信した超音波に基づいて超音波断層画像を生成する画像生成手段と

、

前記画像生成手段により生成された前記超音波断層画像を表示する表示手段と、

を具備することを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 2】

前記タイミング指示手段は、

前記第 2 の超音波の送信を、所定時間間隔だけ、実行又は停止するように指示し、

前記所定時間間隔は、

前記所定時間間隔の間に、前記第 2 の超音波が送信される前記被検体内の血管を通過する造影剤バブルが、前記所定領域内に留まる程度の時間間隔であり、且つ前記超音波断層画像によって目視可能な程度に進む程度の時間間隔であ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 3】

前記所定時間間隔は 0 . 0 1 秒乃至 2 秒の時間間隔であ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】

前記所定時間間隔の長さ、及び前記第 2 の超音波の送信の所定時間間隔の実行又は停止の回数の少なくとも一方を設定するための設定手段をさらに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。

【請求項 5】

前記画像生成手段により生成された超音波断層画像のうち、前記第 2 の超音波の所定時間間隔の実行又は停止の前の第 1 の画像と、前記第 2 の超音波の所定時間間隔の実行又は停止の後の第 2 の画像とを使用して、輝度に関する差分演算を実行し、複数の差分画像を生成する画像処理手段をさらに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。

【請求項 6】

前記画像処理手段は、前記複数枚の差分画像を使用して、輝度に関する最大値保持演算を実行することを特徴とする請求項 5 記載の超音波診断装置。

【請求項 7】

前記画像処理手段は、前記複数枚の差分画像を使用して、輝度に関する最小値保持演算を実行することを特徴とする請求項 5 記載の超音波診断装置。

【請求項 8】

前記画像処理手段は、前記複数枚の差分画像を使用して、輝度に関する積分演算を実行することを特徴とする請求項 5 記載の超音波診断装置。

【請求項 9】

前記画像処理手段は、前記複数枚の差分画像を使用して、輝度に関する平均演算を実行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

20

30

40

50

【請求項 10】

前記表示手段は、前記第 1 の画像と前記差分画像とを重畳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。

【請求項 11】

前記表示手段は、前記第 1 の画像と前記差分画像とを互いに異なる色調で表示す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】

前記第 2 の超音波を送信する領域を設定するための設定手段をさらに具備してい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 13】

前記送受信制御手段は、前記送受信手段を制御して、前記第 2 の超音波を送信する前に、前記造影剤バブルを破壊する音圧を有する第 3 の超音波を前記所定断面全体に送信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 14】

前記第 3 の超音波の送信を開始するタイミングを指示するタイミング指示手段をさらに具備することを特徴とする請求項 13 記載の超音波診断装置。

【請求項 15】

前記送受信制御手段は、前記送受信手段を制御することにより、前記被検体に対して超音波を 3 次元的に送受信して 3 次元ポリウムデータを取得し、

前記画像生成手段は、前記 3 次元ポリウムデータから 3 次元画像または 3 次元画像の 2 次元投影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。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、超音波造影剤を用いて行う造影エコー法において、毛細血管レベルの微小血流環流と毛細血管より比較的速い血管血流の微細構造を診断情報として提示することが可能な超音波診断装置に関する。

【背景技術】

【0002】

超音波診断は、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をリアルタイム表示で得られ、かつ安全性が高いため繰り返して検査が行えるほか、X 線、CT、MRI などの診断機器に比べてシステムの規模が小さく、ベッドサイドに移動していったの検査も容易に行えるなど簡便である。

【0003】

また、超音波診断装置は、それが具備する機能の種類によって様々に異なるが、小型なものとしては、片手で持ち運べる程度のものが開発されており、また X 線等のように被曝の影響がないため、産科や在宅医療等でも使用することができる。

【0004】

近年、静脈投与型の超音波造影剤が製品化され、「造影エコー法」が行われるようになってきている。この手法は、例えば心臓や肝臓等の検査で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ことを目的としている。造影剤の多くは微小気泡が反射源として機能するものである。気泡というデリケートな基材の性質上、通常の診断レベルの超音波照射であっても、その機械的作用によって気泡が壊れ、結果的にスキャン面からの信号強度は低下してしまう。

【0005】

したがって、還流の動的な様子をリアルタイムで観察するためには、低音圧の超音波を照射して画像化する等、スキャンによる気泡の崩壊を低減させることが必要となってくる。しかしながら、このような低音圧の超音波照射による画像化は、信号 / ノイズ (S / N) 比が低下してしまうため、それを補うための信号処理が必要となる。

【0006】

10

20

30

40

50

また、前記のように気泡が崩壊するという特徴を生かし、以下のような手法が考案されている。すなわち、低音圧照射下でスキャン面に充満していく気泡の動態を観察しているときに、照射音圧を高音圧に切り替えてスキャン面内（厳密には照射体積内）の気泡を崩壊させ、高温圧の照射を停止した後に再び照射音圧を低音圧に切り替えてスキャン面内に流入していく気泡の様子を観察する手法である。この手法は *replenishment*（再環流）法と呼ばれている（例えば、特許文献 1 参照。）。

【 0 0 0 7 】

ところで、超音波断層画像は 2 次元画像として扱われるが、実際にはある方向へ超音波を照射して 1 次元的情報を取得し、それを繰り返し走査することで 2 次元画像を生成している。すなわち、1 回の超音波照射は 1 次元的に行われているわけである。

10

【 0 0 0 8 】

そこで近年、高音圧の超音波を照射する領域を診断画像の 1 次元的范围に限定し、診断画像内の局所領域の気泡のみを崩壊させることで、描出されている複数の血管像のうち、ある血管内を流れている気泡のみを選択的に消失させる手法が開発された。

【特許文献 1】特開平 1 1 - 1 5 5 8 5 8 号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【 0 0 0 9 】

しかしながら、高音圧の超音波を照射する領域を診断画像の 1 次元的范围に限定し、診断画像内の局所領域の気泡のみを崩壊させても、ひとつひとつの血管内を流れる造影剤の速度や量が反映された画像を得ることはできなかった。

20

【 0 0 1 0 】

本発明は、前記事情を鑑みてなされたものであって、その目的とするところは、微細な血管分岐レベルの診断において、ひとつひとつの血管内を流れる造影剤の速度や量を反映した超音波診断画像が得られる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】

【 0 0 1 1 】

前記課題を解決し目的を達成するために、本発明の超音波診断装置は次のように構成されている。

【 0 0 1 2 】

30

(1) 造影剤バブルが投与された被検体の所定部位を超音波で走査して超音波診断画像を取得する超音波診断装置において、超音波プローブと、前記超音波プローブを駆動することにより、前記被検体に超音波を送受信する送受信手段と、前記送受信手段を制御することにより、前記造影剤バブルを実質的に破壊しない音圧を有し所定領域に関する血流の環流画像を取得するための第 1 の超音波の送受信と、前記造影剤バブルを破壊する程度の音圧を有し前記所定領域の一部分を通過する前記造影剤バブルを消失させるための第 2 の超音波の送信とを複数回実行するとともに、前記第 1 の超音波送受信を実行しているときに、前記第 2 の超音波を送信する送受信制御手段と、前記第 2 の超音波の送信のタイミングを指示するタイミング指示手段と、前記送受信手段が受信した超音波に基づいて超音波断層画像を生成する画像生成手段と、前記画像生成手段により生成された前記超音波断層画像を表示する表示手段とを具備する。

40

【 0 0 1 3 】

(2) (1) に記載された超音波診断装置において、前記タイミング指示手段は、前記第 2 の超音波の送信を、所定時間間隔だけ、実行又は停止するように指示し、前記所定時間間隔は、前記所定時間間隔の間に、前記第 2 の超音波が送信される前記被検体内の血管を通過する造影剤バブルが、前記所定領域内に留まる程度の時間間隔であり、且つ前記超音波断層画像によって目視可能な程度に進む程度の時間間隔である。

【 0 0 1 4 】

(3) (2) に記載された超音波診断装置において、前記所定時間間隔は 0 . 0 1 秒乃至 2 秒の時間間隔である。

50

【0015】

(4)(2)に記載された超音波診断装置において、前記所定時間間隔の長さ、及び前記第2の超音波の送信の所定時間間隔の実行又は停止の回数の少なくとも一方を設定するための設定手段をさらに具備する。

【0016】

(5)(2)に記載された超音波診断装置において、前記画像生成手段により生成された超音波断層画像のうち、前記第2の超音波の所定時間間隔の実行又は停止の前の第1の画像と、前記第2の超音波の所定時間間隔の実行又は停止の後の第2の画像とを使用して、輝度に関する差分演算を実行し、複数の差分画像を生成する画像処理手段をさらに具備する。

10

【0017】

(6)(5)に記載された超音波診断装置において、前記画像処理手段は、前記複数枚の差分画像を使用して、輝度に関する最大値保持演算を実行する。

【0018】

(7)(5)に記載された超音波診断装置において、前記画像処理手段は、前記複数枚の差分画像を使用して、輝度に関する最小値保持演算を実行する。

【0019】

(8)(5)に記載された超音波診断装置において、前記画像処理手段は、前記複数枚の差分画像を使用して、輝度に関する積分演算を実行する。

【0020】

(9)(5)に記載された超音波診断装置において、前記画像処理手段は、前記複数枚の差分画像を使用して、輝度に関する平均演算を実行する。

20

【0021】

(10)(5)に記載された超音波診断装置において、前記表示手段は、前記第1の画像と前記差分画像とを重畳表示する。

【0022】

(11)(10)に記載された超音波診断装置において、前記表示手段は、前記第1の画像と前記差分画像とを互いに異なる色調で表示する。

【0023】

(12)(1)に記載された超音波診断装置において、前記第2の超音波を送信する領域を設定するための設定手段をさらに具備している。

30

【0024】

(13)(1)に記載された超音波診断装置において、前記送受信制御手段は、前記送受信手段を制御して、前記第2の超音波を送信する前に、前記造影剤バブルを破壊する音圧を有する第3の超音波を前記所定断面全体に送信する。

【0025】

(14)(13)に記載された超音波診断装置において、前記第3の超音波の送信を開始するタイミングを指示するタイミング指示手段をさらに具備する。

【0026】

(15)(1)に記載された超音波診断装置において、前記送受信制御手段は、前記送受信手段を制御することにより、前記被検体に対して超音波を3次元的に送受信して3次元ポリウムデータを取得し、前記画像生成手段は、前記3次元ポリウムデータから3次元画像または3次元画像の2次元投影像を生成する。

40

【発明の効果】

【0027】

本発明によれば、微細な血管分岐レベルの診断において、ひとつひとつの血管内を流れる造影剤の速度や量を反映した画像を得ることができる。

【発明を実施するための最良の形態】

【0028】

以下、図1～図6を参照しながら本発明の第1の実施の形態について説明する。

50

【0029】

まず、図1を参照しながら本発明の超音波診断装置の構成について説明する。

【0030】

図1は本発明の第1の実施の形態に係る超音波診断装置を示すブロック図である。

【0031】

図1に示すように、この超音波診断装置は、装置本体10、超音波プローブ12、入力装置13、モニター14（表示手段）から構成される。

【0032】

以下、個々の構成要素の機能について説明する。

【0033】

装置本体10は、送受信ユニット21（送受信手段）、Bモード処理ユニット22、ドブラ処理ユニット23、画像生成回路24（画像生成手段）、制御プロセッサ25（送受信制御手段、画像処理手段）、内部記憶装置26、インタフェース29、記憶部30を具備している。

【0034】

これら送受信ユニット21、Bモード処理ユニット22、ドブラ処理ユニット23、画像生成回路24、制御プロセッサ25、内部記憶装置26、インタフェース29、記憶部30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っても良い。

【0035】

送受信ユニット21は、トリガ発生回路、遅延回路、パルサ回路など（いずれも図示しない）を有している。パルサ回路は、所定のレート周波数 f_r [Hz]（周期は $1/f_r$ 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。遅延回路は、チャンネルごとに前記送信超音波をビーム状に集束するとともに、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、被検体Pをスキャンするための超音波パルス形成する。この遅延情報を変化させることで、超音波プローブ12の振動子面に対する超音波パルスの送信方向を任意に調整することができる。トリガ発生回路は、前記レートパルスに基づくタイミングで、超音波プローブ12に駆動パルスを印加する。

【0036】

なお、送受信ユニット21は、制御プロセッサ25の指示に従ってスキャンシーケンス（後述する）を実行するための機能、例えば遅延情報、送信周波数、送信駆動電圧などを瞬時に変更する機能を有している。特に送信駆動電圧の変更については、瞬間的にその値を切り替えられるリニアアンプ型の発信回路、または複数の電源ユニットを電氣的に切り替える機構によって実現される。

【0037】

また、送受信ユニット21は、アンプ回路、A/D変換器、加算器など（いずれも図示しない）を有している。アンプ回路は、超音波プローブ12から取り込まれたエコー信号（後述する）をチャンネルごとに増幅する。A/D変換器は、増幅されたエコー信号に対して受信指向性を決定するのに必要な遅延時間を与える。加算器は、遅延時間が与えられたエコー信号の加算処理を行う。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。

【0038】

Bモード処理ユニット22は、送受信ユニット21から受け取ったエコー信号に対数増幅、包絡線検波処理などを施して、信号強度が輝度で表現されるデータを生成する。このデータは、画像生成回路24に送られ、反射波の強度を輝度で表したBモード画像としてモニター14に表示される。

【0039】

ドブラ処理ユニット23は、送受信ユニット21から受け取ったエコー信号に基づき速度情報を周波数解析し、ドブ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

10

20

30

40

50

速度、分散、パワーなどの血流情報を多点について求める。この血流情報は、画像生成回路 24 に送られ、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としてモニター 14 にカラー表示される。

【0040】

画像生成回路 24 は、スキャンにより得られた走査線信号列を、テレビジョン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て超音波断層画像を生成する。また、画像生成回路 24 は、画像データを格納する記憶メモリを有しており、例えば診断後に、オペレータが検査中に記録した画像を呼び出せるようになっている。

【0041】

制御プロセッサ 25 は、情報処理装置としての機能を有し、この超音波診断装置の全ての動作を制御している。特に制御プロセッサ 25 は、超音波送受信、画像生成、表示、スキャンシーケンス（後述する）、差分演算、最大値保持演算、平均演算、積分演算、重畳表示などを実行するための制御プログラムを内部記憶装置 26 から読み出してソフトウェア格納部 30b 上に展開し、各種処理に関する演算や制御などを実行する。 10

【0042】

内部記憶装置 26 は、超音波送受信、画像生成、表示、スキャンシーケンス、差分演算、最大値保持演算、平均演算、積分演算、重畳表示などを実行するための制御プログラムや、診断情報（例えば患者 ID、医師の所見など）、診断プロトコル、送受信条件、その他のデータ群を格納している。また、必要に応じて、画像メモリ 30a 中の画像の保管などにも使用される。内部記憶装置 26 に保管されたデータは、インタフェース 29 を経由 20 して外部周辺装置へ転送可能となっている。

【0043】

インタフェース 29 は、入力装置 13、ネットワーク、新たな外部記憶装置（図示しない）に関するインタフェースである。超音波診断装置により得られた診断画像などのデータや解析結果などは、インタフェース 29 とネットワークを介して他の装置に転送可能となっている。

【0044】

記憶部 30 は、画像メモリ 30a、ソフトウェア格納部 30b を有している。画像メモリ 30a は、画像生成回路 24 から受信した画像データを格納する記憶メモリから構成される。この画像データは、例えば診断後にオペレータが呼び出すことが可能であり、呼び出した画像データを静止画的に、あるいは複数枚の画像データを使って動的に再生することが可能となっている。また、画像メモリ 30a は、送受信ユニット 21 の出力信号（「RF 信号」と呼ばれる）、B モード処理ユニット 22 の出力信号、その他の生データ、あるいはネットワークを介して取得した画像データなどを必要に応じて記憶する。ソフトウェア格納部 30b は、超音波送受信、画像生成、表示、スキャンシーケンス、差分演算、最大値保持演算、平均演算、積分演算、重畳表示などを実行する際に、これらを実行するための必要な制御プログラムを一時的に記憶する。 30

【0045】

超音波プローブ 12 は、被検体 P 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音響整合層、当該圧電振動子から後方へ超音波が伝播するのを防止するバックング材などを具備しており、送受信ユニット 21 からの駆動信号に基づいて送信超音波を発生する。 40

【0046】

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、被検体 P 内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、反射することと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血流や心臓壁などの移動体で反射すると、エコー信号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応じて周波数偏移を受ける。

【0047】

入力装置 13 は装置本体 10 に接続されており、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 10 に取り込むためのトラックボール 13 a (設定手段)、各種スイッチ 13 b、ボタン 13 c (タイミング指示手段)、マウス 13 d (設定手段)、キーボード 13 e (設定手段)などを具備している。

【0048】

ボタン 13 c は、スキャンシーケンスの開始を指示するとともに、高音圧の超音波パルスの送信 (後述する) を停止させるタイミングを指示するためのものである。なお、ボタン 13 c の代わりにスイッチ 13 b などを用いて、高音圧パルスの送信を停止させるようにしてもよい。

10

【0049】

また、トラックボール 13 a は高音圧の超音波パルスの送信方向 D を設定するためのものであり、マウス 13 d は高音圧の超音波パルスの停止時間 (所定時間間隔)、送信範囲 R、停止回数及びその間隔などを設定するためのものである。なお、マウス 13 d の代わりにキーボード 13 e を用いて、高音圧の超音波パルスの停止時間、送信範囲 R、停止回数及びその間隔などを設定してもよい。

【0050】

モニター 14 は、画像生成回路 24 から得られたビデオフォーマットの走査線信号列に基づいて、被検体 P 内の形態学的情報や、血流情報を診断画像として表示する。

【0051】

20

次に、図 2 ~ 図 6 を参照しながら前記構成の超音波診断装置を使用する際の作用について説明する。

【0052】

(前提)

本実施の形態では、被検体 P に投与する造影剤として、低音圧の超音波を送信してもバブルが破壊されずハーモニック信号を放出し、長時間の映像化が可能な、いわゆる「次世代造影剤」を使用する。また、持続注入ポンプなどを使用して造影剤を微量かつ一定量に投与することで、体内の造影剤濃度が比較的長時間に亘って一定に保たれるように配慮している。

【0053】

30

(超音波パルスの送信形態)

図 2 は同実施の形態に係る超音波パルスの送受信の形態を示す概略図である。

【0054】

図 2 (a) に示すように、通常の B モード画像を生成する場合、遅延回路内の遅延情報を変化させることで、超音波パルスの送受信方向を変えながら N 回の超音波送受信を行う。そして、この超音波送受信により得られた N 本の走査線 S1 に基づいて、1 フレーム分の超音波断層画像を構成する。なお、1 方向に連続して超音波パルスを送受信し、1 本分の走査線情報を得る手法も存在するが、B モード画像を生成するという目的は同じであるため、ここでは省略する。

【0055】

40

一方、図 2 (b) に示すように、B モード画像と M モード画像を同時に生成する場合、遅延回路内の遅延情報を変化させることで、B モード画像を生成するための超音波パルスの送受信と、M モード画像用の超音波パルスの送受信とを交互に繰り返しながら、2 N 回の超音波送受信を行う。そして、B モード画像用の N 回の超音波送受信により得られた N 本の走査線 S1 に基づいて 1 フレーム分の超音波断層画像を構成するとともに、M モード画像用の N 回の超音波送受信により得られた N 本の走査線 S2 に基づいてエコー信号の時間変化情報を構成する。

【0056】

この場合、レート周波数 (1 [sec] に行われる超音波パルスの送受信回数) を f_r [Hz] とすると、B モード画像は $2N / f_r$ [sec] に 1 枚の割合で生成される。ま

50

た、Mモード画像は、 $2 / f r [s e c]$ に一度の割合で同一方向の受信信号を得るため、非常に早い動きにも追従した情報を描画することが可能となる。

【0057】

なお、本実施の形態では、Mモード画像用の超音波パルスの送受信方向を超音波プローブ12の振動子面に対して垂直な方向としているが、これに限定されるものではない。また、Bモード画像用の超音波送受信と、Mモード画像用の超音波送受信とを交互にしているが、この割合についても任意に変更可能である。

【0058】

(低音圧の超音波パルスによる血管構造の描出)

図3は同実施の形態に係る低音圧の超音波パルスを送受信することにより構成された超音波断層画像を示す概略図である。 10

【0059】

本実施の形態では、まず低音圧の超音波パルス(第1の超音波)で被検体Pをスキャンする。なお、本実施の形態では、前述したように被検体Pに投与する造影剤として、低音圧の超音波パルスを送信してもバブルが破壊されずハーモニック信号を放出し、長時間の映像化が可能な、いわゆる「次世代造影剤」を使用している。そのため、図3に示すように、低音圧の超音波パルスで被検体Pをスキャンすると、スキャン面内の殆んど全ての血管構造が超音波断層画像に描出される。

【0060】

(パラメータ設定)

図4は同実施の形態に係るパラメータ設定を示す概念図である。 20

【0061】

低音圧の超音波パルスで被検体Pをスキャンすることにより、超音波断層画像上に血管構造が描出されたら、その血管構造を見ながらトラックボール13a、マウス13dあるいはキーボード13eなどを操作し、図4に示すように、スキャンシーケンスを実行するために必要なパラメータの設定を行う。

【0062】

パラメータとしては、高音圧パルス(後述する)の送信の停止時間、高音圧パルスの送信周波数、高音圧パルスの送信方向D、高音圧パルスの送信範囲Rなどがある。ここで重要なのは、高音圧パルスの送信方向Dを血流状態が見たい血管の基幹部に向け、その血管の血流速度に応じて停止時間を設定することである。 30

【0063】

例えば、肝動脈の血流速度が $20 [cm / sec]$ 程度であり、門脈の血流速度が $10 [cm / sec]$ 程度であるように、血管の種類により血流速度は大きく異なっている。また、血管の抹消に行けば、さらに血流速度が速くなる可能性もある。そのため、全ての血管に対して同じ停止時間を設定すると、塊バブルb(後述する)の長さに差が生じることになる。

【0064】

そこで、本実施の形態では、対象となる血流速度を $5 [cm / sec] \sim 30 [cm / sec]$ 程度であると考え、また視認性や拡散度合いを勘案して塊バブルbの長さが $0.3 [cm] \sim 1.0 [cm]$ 程度が好ましいと考え、高音圧パルスの停止時間を $0.01 [sec] \sim 2 [sec]$ の範囲内で調整できるようにしている。 40

【0065】

なお、本実施の形態に係るスキャンシーケンスでは、対象血管を肝動脈、停止時間を $0.5 [sec]$ 、送信範囲Rを走査線3本分、送信周波数を $2 [MHz]$ としている。

【0066】

(スキャンシーケンス)

図5は同実施の形態に係るスキャンシーケンスを示すフローチャート、図6は同実施の形態に係る超音波断層画像を示す概略図である。

【0067】

スキャンシーケンスを実行するために必要なパラメータ設定が終了したら、ボタン 13c を押し、送信方向 D を中心として走査線 3 本分に相当する領域 A (以下、「照射領域」と称する。)の音圧をバブルが実質的に破壊される高音圧に切り替える。これにより、低音圧の超音波パルス(以下、「低音圧パルス」と称する。)と高音圧の超音波パルス(以下、「高音圧パルス」と称する。)が混在した超音波パルスによるスキャンが開始される(ステップ S 11)。このときの超音波断層画像を図 6 (a)に示す。この図に示すように、高音圧パルスを送信している最中は、その音圧により照射領域 A に存在するバブルが破壊されるため、時間が経過すると対象血管 J の基幹部 K から抹消にかけて血流情報が消失する。

【0068】

10

次に、超音波断層画像を見ながら所望のタイミングでボタン 13c を押して(ステップ S 12)、高音圧パルスの送信を停止させる(ステップ S 13)。なお、このとき高音圧パルスの送信を停止させる代わりに、低音圧パルスを送信してもよい。高音圧パルスの送信が停止すると、対象血管 J 中のバブルが基幹部 K から抹消に流れ始め、基幹部 K の下流に向かって血流情報が拡大してゆく。

【0069】

そして、高音圧パルスの送信を停止させてから 0.5 [sec] が経過すると(ステップ S 14)、自動的に高音圧パルスの送信が再開され(ステップ S 15)、再び低音圧パルスと高音圧パルスが混在したスキャンが開始される。このときの超音波断層画像を図 6 (b)に示す。この図に示すように、高音圧パルスの送信を再開すると、照射領域 A に存在するバブルが再び破壊され、高音圧パルスの送信が停止していた間(0.5 [sec])に対象血管 J の基幹部 K の下流に流れ出した部分が基幹部 K の上流側のバブルから切り離され、小さな塊となって血管の下流に流れてゆく。

20

【0070】

この小さな塊となったバブル b (以下、「塊バブル」と称する。)は、図 6 (c)に示すように、血管の形状に沿って分岐あるいは希釈される。これにより、オペレータは、超音波断層画像上で塊バブル b が分岐する様子や希釈される様子を見て、血流の良いところ、悪いところを確認することができる。

【0071】

そして、所望の血流情報が得られたら(ステップ S 16 の YES)、そのままスキャンシーケンスを終了する(ステップ S 17)。また、再び血流情報を見たい場合は(ステップ S 16 の NO)、超音波断層画像を見ながら所望のタイミングでボタン 13c を押し(ステップ S 12)、前記同様の手続を行うことで、塊バブル b が分岐する様子や希釈される様子を繰り返し見ることができる。

30

【0072】

前記構成の超音波診断装置によれば、対象血管 J の基幹部 K に対して高音圧パルスの送信を行っている状態から、オペレータからの指示により 0.5 [sec] だけ高音圧パルスの送信を停止させている。

【0073】

これにより、高音圧パルスの送信を停止させてから 0.5 [sec] が経過すると、対象血管 J の基幹部 K の下流側に塊バブル b が形成されるから、この塊バブル b が分岐する様子や、希釈される様子を見ることにより、対象血管 J 内の血流状態を確認することができる。

40

【0074】

また、入力装置 13 に高音圧パルスを停止するタイミングを指示するためのボタン 13c を設けている。そのため、オペレータがタイミングを指示してから高音圧パルスの送信が実際に停止されるまでのタイムラグが少なく、オペレータが望んだ瞬間の血流情報を得ることができる。

【0075】

なお、本実施の形態では、高音圧パルスの送信を 1 回だけ停止させる例を説明している

50

が、本発明はこれに限定されるものではない。例えば、マウス 13d あるいはキーボード 13e の操作により、高音圧パルスの停止回数及び停止間隔を設定できるようにすれば、対象血管中に複数の塊バブル b を所定時間ごとに発生させることができるから、これらの塊バブル b を見ることで、塊バブル b の分岐や希釈の状態が時間の経過とともに変化していく様子を見ることができる。

【0076】

また、本実施の形態では、対象血管が肝動脈ということで、人為的に高音圧パルスの停止時間を肝動脈に最適な 0.5 [sec] としているが、例えばドプラ処理ユニット 23 で血流速度を検出し、検出した血流速度から対象血管に最適な停止時間を算出するようにしてもよい。

10

【0077】

また、送受信ユニット 21 に対して超音波パルスを 3 次元的に送受信する機能を持たせるとともに、画像生成回路 24 に対して 3 次元ポリウムデータから 3 次元画像または 3 次元画像の 2 次元投影像を生成する機能を持たせることで、送受信ユニット 21 が受信した 3 次元ポリウムデータからより多くの情報を得ることができる。

【0078】

次に、図 7 と図 8 を参照しながら本発明の第 2 の実施の形態について説明する。

【0079】

図 7 は本発明の第 2 の実施の形態に係るスキャンシーケンスを示すフローチャート、図 8 は同実施の形態に係る差分画像を示す概略図である。

20

【0080】

図 7 に示すように、本実施の形態に係るスキャンシーケンスは、第 1 の実施の形態に係るスキャンシーケンスに対して、更にステップ S 21 とステップ S 22 (いずれも後述する) を加えたものである。

【0081】

すなわち、本実施の形態に係るスキャンシーケンスでは、オペレータによりボタン 13c が押されると (ステップ S 12)、その直前の超音波断層画像を示す画像フレームが基準画像フレーム F 0 として記録される (ステップ S 21)。この基準画像フレーム F 0 は、図 6 (a) に示されるように、高音圧パルスの送信により対象血管 J 内のバブルを選択的に消失させた状態の画像フレームである。

30

【0082】

また、高音圧パルスの送信が開始されると (ステップ S 15)、低音圧パルスのスキャンにより順次生成される画像フレーム F 1、F 2、... に対して、基準画像フレーム F 0 との間で輝度差分演算が施される。これにより、図 8 (a) や図 8 (b) に示すように、塊バブル b のみを抽出して示す差分画像フレーム F 1 - F 0、F 2 - F 0、... が生成される (ステップ S 22)。このようにすれば、塊バブル b 以外の血流情報が超音波断層画像から消失するので、塊バブル b の分岐する様子や希釈される様子を視認し易くなる。

【0083】

また、モニター 14 に基準画像フレーム F 0 と差分画像フレーム F 1 - F 0、F 2 - F 0、... を互いに異なる色調で重畳表示すれば、血管構造と塊バブル b の分岐や希釈とを対応付けることができるから、どの血管分岐で血流が悪くなっているか、などを視認し易くなる。

40

【0084】

なお、前述の差分画像フレーム F 1 - F 0、F 2 - F 0、... を表示する際に、画像フレームの空間的に対応する画素の輝度を比較し、高輝度の方を選択的に表示する、いわゆる最大保持演算を施してもよい。この最大保持演算を施せば、図 9 に示すように、塊バブル b の軌跡が血管構造となって映像化されるから、更に多くの情報を得ることができる。

【0085】

また、前述の差分画像フレーム F 1 - F 0、F 2 - F 0、... を表示する際に、画像フレーム F 1、F 2、... の空間的に対応する画素の輝度値を加算してゆき、その加算後におけ

50

る輝度を表示する、いわゆる積分演算を施してもよい。この積分演算を施せば、血管内における塊バブルbの粗密具合を輝度で表すことができる。

【0086】

更に、前述の差分画像フレームF1 - F0、F2 - F0、...を表示する際に、画像フレームF1、F2、...の空間的に対応する画素の輝度値の平均値を演算して表示する、いわゆる平均演算を施してもよい。この平均演算を施しても、積分演算と類似した効果を得ることができる。

【0087】

次に、図10を参照しながら本発明の第3の実施の形態について説明する。

【0088】

図10は本発明の第3の実施の形態に係るスキャンシーケンスを示すフローチャートである。

【0089】

図10に示すように、本実施の形態に係るスキャンシーケンスは、第2の実施の形態に係るスキャンシーケンスに対して、更にステップS31を付加したものである。

【0090】

すなわち、本実施の形態に係るスキャンシーケンスでは、ボタン13cが押されてから（ステップS12）、基準画像フレームF0を記録する（ステップS21）までの間に、高音圧パルスで被検体Pをスキャンして（ステップS31）、スキャン面内に存在するバブルを全て破壊する。これにより、バブルが血管の抹消部分や組織内に入り込んでいても、これらに起因する不要な血流情報に邪魔されることのない、鮮明な超音波診断画像を取得することができる。

【0091】

次に、図11と図12を参照しながら本発明の第4の実施の形態について説明する。なお、ここでは前記実施の形態と同様の構成、作用については、その説明を省略することとする。

【0092】

図11は本発明の第4の実施の形態に係るスキャンシーケンスを示すフローチャート、図12は同実施の形態に係る超音波断層画像を示す概略図である。

【0093】

本実施の形態は、塊バブルbの代わりに塊ボイドvが分岐する様子や希釈される様子を見ることにより、血流状態を確認するものである。以下、詳細に説明する。

【0094】

（スキャンシーケンス）

スキャンシーケンスを実行するためのパラメータ設定が終了したら、ボタン13cを押して低音圧パルスによる被検体Pのスキャンを開始する（ステップS41）。なお、本実施の形態でも、第1の実施の形態と同じ「次世代造影剤」を使用している。そのため、図13に示すように、このスキャンにより取得された超音波断層画像には、スキャン面内の殆んど全ての血管構造が描出されている。

【0095】

また、パラメータとしては、高音圧パルスの送信時間（所定時間間隔）、高音圧パルスの送信周波数、高音圧パルスの送信方向D、高音圧パルスの送信範囲Rなどがある。なお、本実施の形態では、第1の実施の形態に係るパラメータと対応させて、送信時間を0.5 [sec]、送信範囲Rを走査線3本分、送信周波数を2 [MHz]としている。

【0096】

そして、低音圧パルスの送受信により超音波断層画像上に血管構造が描出されたら、この血管構造を見ながら所望のタイミングでボタン13cを押し（ステップS42）、照射領域A（送信方向Dを中心として走査線3本分に相当する領域A）に対して高音圧パルスの送信を開始する（ステップS43）。

【0097】

10

20

30

40

50

このときの超音波断層画像を図 1 2 (a) に示す。この図に示すように、高音圧パルスが送信されている最中は、その音圧により照射領域 A に存在するバブルが破壊されるため、対象血管 J の基幹部 K から抹消にかけて血流情報が消失した部分が形成される。

【 0 0 9 8 】

そして、高音圧パルスを送信してから 0 . 5 [s e c] が経過すると (ステップ S 4 4) 、自動的に高音圧パルスの送信が停止され (ステップ S 4 5) 、再び低音圧パルスのみによるスキャンが開始される。このときの超音波断層画像を図 1 2 (b) に示す。この図に示すように、高音圧パルスの送信を停止すると、血流情報が再び対象血管 J の基幹部 K の下流側に拡大してゆき、高音圧パルスの送信を行っていた間 (0 . 5 [s e c]) に血流情報が消失した部分が小さな塊となって血管の下流に移動してゆく。

10

【 0 0 9 9 】

この小さな塊となった血流情報の消失した部分 v (以下、「塊ボイド」と称する。) は、図 1 2 (c) に示すように、対象血管 J の形状に沿って分岐し、あるいは拡散により希釈される。これにより、超音波断層画像で塊ボイド v が分岐する様子や希釈される様子を見ることにより、血流状態が良いところ、悪いところ等を確認することができる。

【 0 1 0 0 】

そして、所望の情報が得られたら (ステップ S 4 6 の Y E S) 、そのままスキャンシーケンスが終了となる (ステップ S 4 7) 。再び血流情報を見たい場合は (ステップ S 4 6 の N O) 、超音波断層画像を見ながら所望のタイミングでボタン 1 3 c を押し (ステップ S 4 2) 、前記同様の手続を行うことで、再び塊ボイド v が分岐する様子や希釈される様子を見ること

20

【 0 1 0 1 】

本実施の形態のように、低音圧パルスの送信だけを実行している状態から、所望のタイミングで高音圧パルスの送信を開始し、 0 . 5 [s e c] が経過した後、再び高音圧パルスの送信を停止するようにしても、血流情報の消失部分からなる塊ボイド v に着目することで、第 1 の実施の形態と同様に、ひとつひとつの血管中を流れる血流の良し悪しを視認することができる。

【 0 1 0 2 】

なお、高音圧パルスの照射領域 A を設定するために、トラックボール 1 3 a とマウス 1 3 d あるいはキーボード 1 3 e を用いているが、オペレータが診断画像を見ながら簡単に操作できるのであれば、これに限定されるものではない。

30

【 0 1 0 3 】

本発明は、前記実施の形態そのままに限定されるものではなく、実施の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。また、前記実施の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、実施の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、異なる実施の形態に亘る構成要素を適宜組み合わせてもよい。

【図面の簡単な説明】

【 0 1 0 4 】

【図 1】本発明の第 1 の実施の形態に係る超音波診断装置を示すブロック図。

40

【図 2】同実施の形態に係る超音波パルスの送受信形態を示す概略図。

【図 3】同実施の形態に係る低音圧の超音波パルスを送受信することにより構成された超音波断層画像を示す概略図。

【図 4】同実施の形態に係るパラメータ設定を示す概念図。

【図 5】同実施の形態に係るスキャンシーケンスを示すフローチャート。

【図 6】同実施の形態に係る超音波断層画像を示す概略図。

【図 7】本発明の第 2 の実施の形態に係るスキャンシーケンスを示すフローチャート。

【図 8】同実施の形態に係る差分画像を示す概略図。

【図 9】同実施の形態に係る差分画像に最大保持演算を施して取得した診断画像を示す概略図。

50

【図 10】本発明の第 3 の実施の形態に係るスキャンシーケンスを示すフローチャート。

【図 11】本発明の第 4 の実施の形態に係るスキャンシーケンスを示すフローチャート。

【図 12】同実施の形態に係る超音波断層画像を示す概略図。

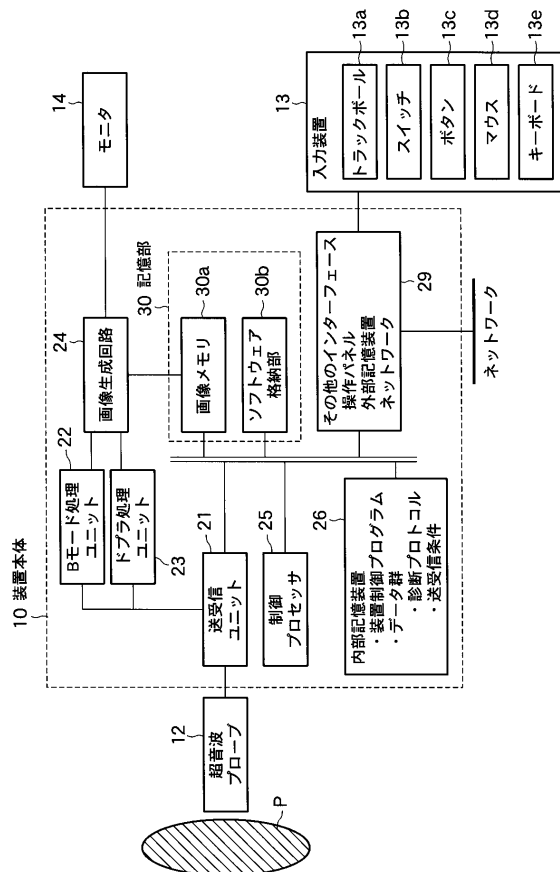
【符号の説明】

【0105】

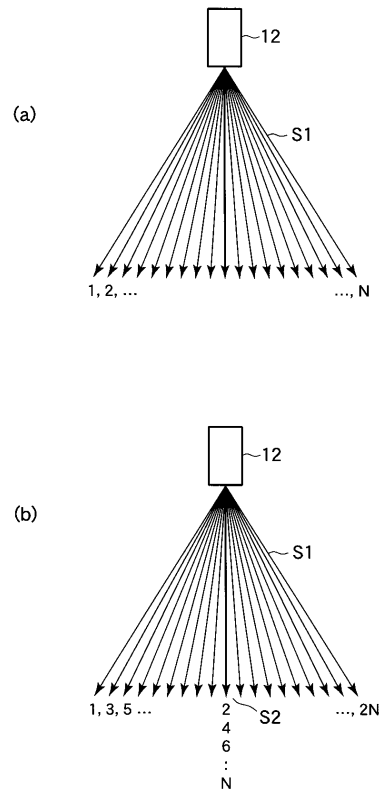
12 ... 超音波プローブ、13 a ... トラックボール（設定手段）、13 c ... ボタン（タイミング指示手段）、13 d ... マウス（設定手段）、13 e ... キーボード（設定手段）、14 ... モニター（表示手段）、21 ... 送受信ユニット（送受信手段）、24 ... 画像生成回路（画像生成手段）、25 ... 制御プロセッサ（送受信制御手段、画像処理手段）、b ... 塊バブル（造影剤バブル）、P ... 被検体。

10

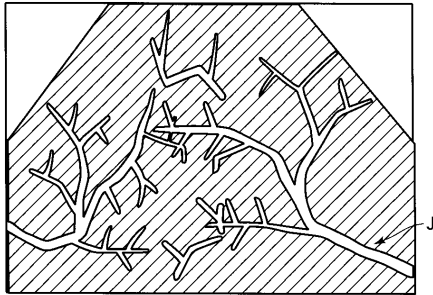
【図 1】



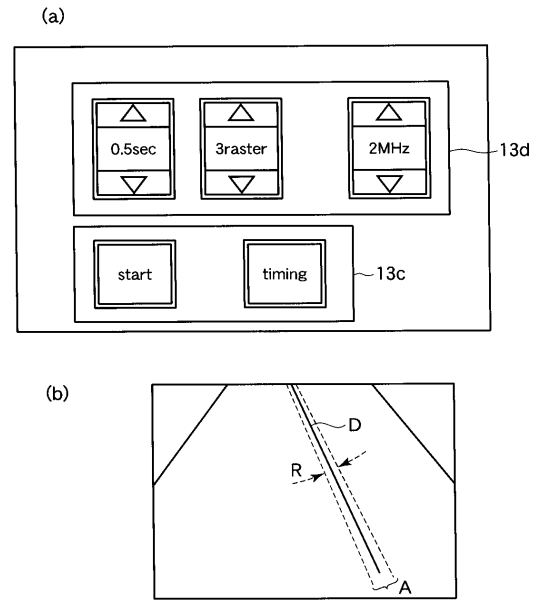
【図 2】



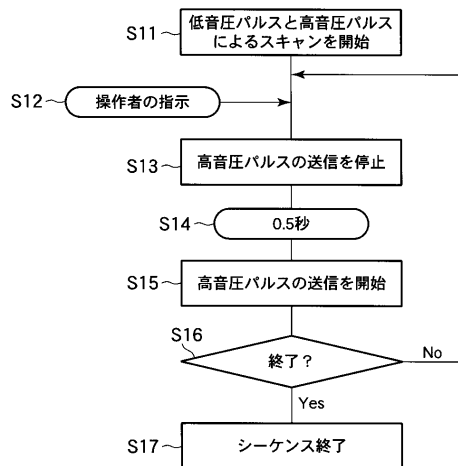
【 図 3 】



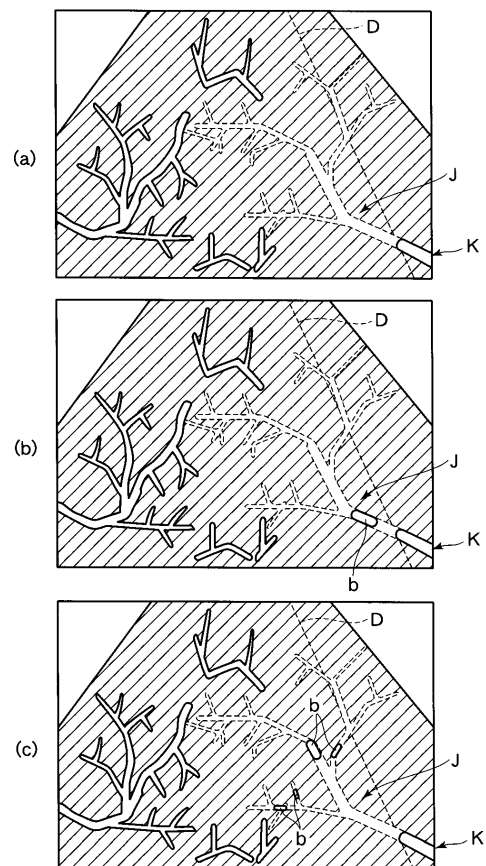
【 図 4 】



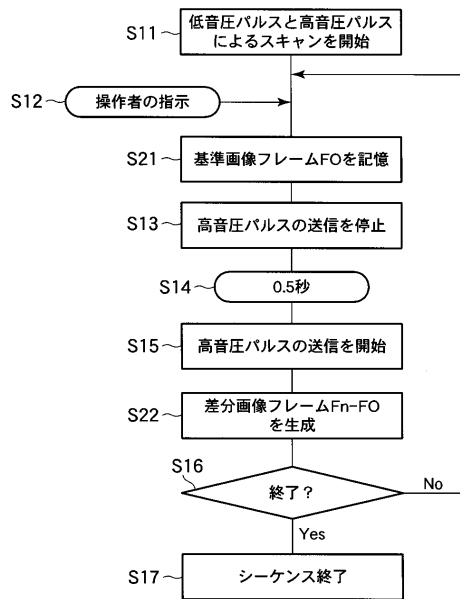
【 図 5 】



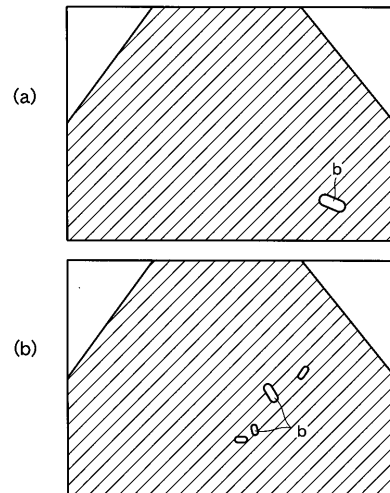
【 図 6 】



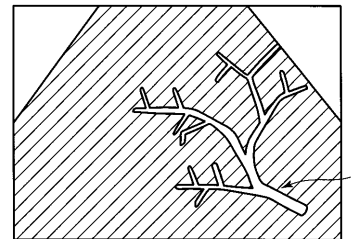
【図 7】



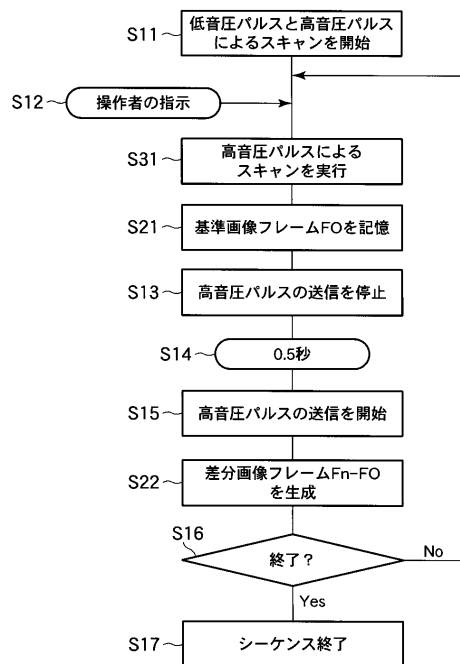
【図 8】



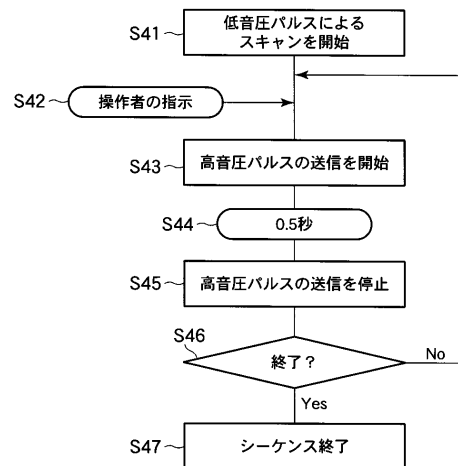
【図 9】



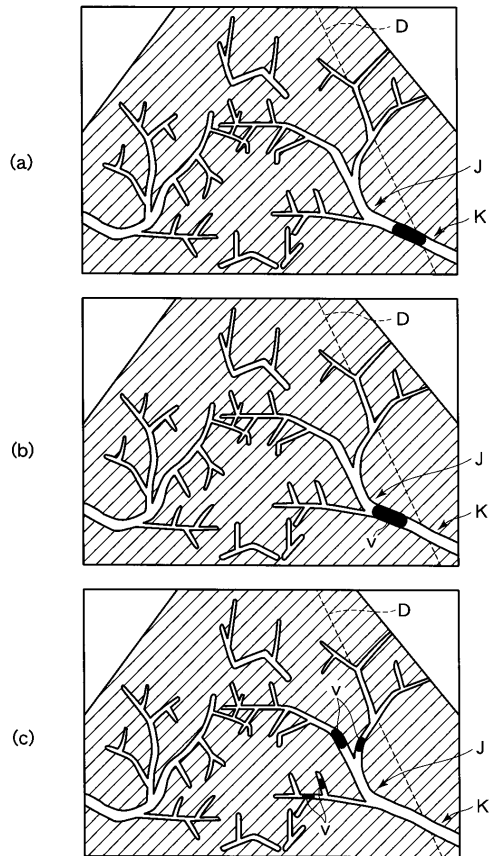
【図 10】



【図 11】



【 図 1 2 】



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 100109830

弁理士 福原 淑弘

(74)代理人 100084618

弁理士 村松 貞男

(74)代理人 100092196

弁理士 橋本 良郎

(72)発明者 吉田 哲也

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

F ターム(参考) 4C601 BB02 BB03 BB06 DD03 DE05 DE06 DE10 EE04 EE09 HH05

HH12 HH16 JB36 JB46 JB48 JC04 JC18 JC20 JC25 KK02

KK12 KK13 KK19 KK21 KK24

专利名称(译)	超声诊断设备		
公开(公告)号	JP2006141798A	公开(公告)日	2006-06-08
申请号	JP2004337647	申请日	2004-11-22
[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		
[标]发明人	吉田哲也 神山直久		
发明人	吉田 哲也 神山 直久		
IPC分类号	A61B8/06		
CPC分类号	A61B8/06 A61B8/481 G01S7/52041 G01S7/52084 G01S7/52085 G01S15/8979		
FI分类号	A61B8/06 A61B8/14		
F-TERM分类号	4C601/BB02 4C601/BB03 4C601/BB06 4C601/DD03 4C601/DE05 4C601/DE06 4C601/DE10 4C601/EE04 4C601/EE09 4C601/HH05 4C601/HH12 4C601/HH16 4C601/JB36 4C601/JB46 4C601/JB48 4C601/JC04 4C601/JC18 4C601/JC20 4C601/JC25 4C601/KK02 4C601/KK12 4C601/KK13 4C601/KK19 4C601/KK21 4C601/KK24		
代理人(译)	河野 哲 中村诚		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

解决的问题：提供一种超声波诊断装置，该超声波诊断装置能够获得反映微小血管分支水平的诊断中反映在各血管中流动的造影剂的速度和量的超声波诊断图像。SOLUTION：超声波探头，用于驱动超声波探头向/从对象发射/接收超声波的发射/接收单元以及具有控制发射/接收单元并且基本上不会破坏造影剂气泡的声压的预定区域。用于获取相对于血流的血流灌注图像的低声压脉冲，以及用于消除具有足以破坏造影剂泡并通过预定区域的一部分的声压的造影剂泡的高压声脉冲。在执行多次超声波的发送以及低声压脉冲的发送和接收的同时，发送高声压脉冲的控制处理器，指示高声压脉冲的发送定时的按钮以及发送和接收 该单元包括：图像生成电路，其从由单元接收的超声波生成超声断层图像；以及监视器，其显示超声断层图像。[选择图]图5

