

(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2006-20710

(P2006-20710A)

(43) 公開日 平成18年1月26日(2006.1.26)

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

F I
A61B 8/06

テーマコード(参考)
4C601

審査請求 有 請求項の数 16 O L (全 15 頁)

(21) 出願番号 特願2004-199417(P2004-199417)
(22) 出願日 平成16年7月6日(2004.7.6)

(71) 出願人 300019238
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
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
(74) 代理人 100094053
弁理士 佐藤 隆久
(72) 発明者 橋本 浩
東京都日野市旭が丘四丁目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

最終頁に続く

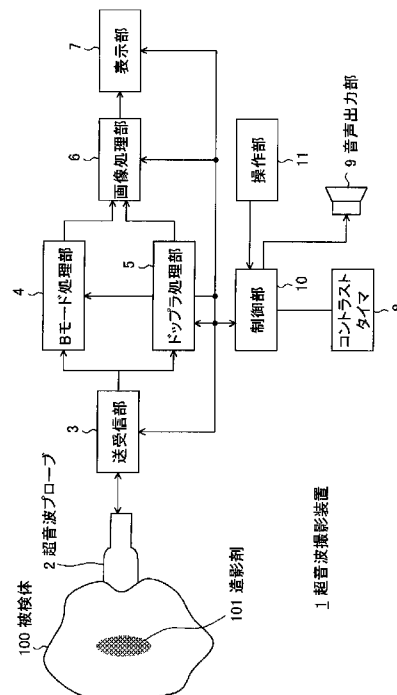
(54) 【発明の名称】 超音波撮影装置

(57) 【要約】

【課題】 造影剤の投与時における操作者の負担を少なくすることにより、安定した造影検査を行うことができる超音波撮影装置を提供する。

【解決手段】 コントラストタイマ8により、造影剤投与開始時点までの時間がカウントダウンされ、音声出力部9により、当該カウントダウンが音声をもって報知される。音声によるカウントダウンに基づいて、造影剤投与開始時点において、例えば操作者により被検体に造影剤が投与される。造影剤101が行き渡った関心領域を含めた被検体100の部位に、超音波プローブ2により超音波がスキャンされ、スキャンした被検体の部位からのエコーが受信される。上記の超音波プローブ2によるスキャンと、画像生成手段4, 5, 6による画像生成が所定時間行われる。当該造影検査時間は、コントラストタイマ8により計測される。

【選択図】 図1



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

被検体の内部を超音波でスキャンして、前記被検体からのエコーを受信する超音波送受信手段と、

前記受信したエコーに基づいて画像を生成する画像生成手段と、

予め設定された時間から造影剤投与開始時点までの時間をカウントダウンする時間計測手段と、

前記時間計測手段によりカウントダウンされる前記造影剤投与開始時点までの時間を報知する報知手段と

を有する超音波撮影装置。

10

【請求項 2】

操作手段をさらに有し、

前記時間計測手段は、前記操作手段からの入力を受けて、予め設定された時間から造影剤投与開始時点までの時間をカウントダウンする

請求項 1 記載の超音波撮影装置。

【請求項 3】

前記報知手段は、前記造影剤投与開始時点までの時間を音声によって報知する

請求項 1 記載の超音波撮影装置。

【請求項 4】

前記報知手段は、前記造影剤投与開始時点までの時間を表示する

請求項 1 記載の超音波撮影装置。

20

【請求項 5】

前記超音波送受信手段は、前記造影剤投与開始時点に達した際にスキャンする超音波の音圧を切り換える

請求項 1 記載の超音波撮影装置。

【請求項 6】

前記超音波送受信手段は、前記造影剤投与開始時点に達した際に超音波のスキャンモードを切り換える

請求項 1 記載の超音波撮影装置。

【請求項 7】

前記画像生成手段は、Bモード画像あるいはハーモニック画像を生成する

請求項 1 記載の超音波撮影装置。

30

【請求項 8】

前記画像生成手段は、カラードップラ画像を生成する

請求項 1 記載の超音波撮影装置。

【請求項 9】

被検体の内部を超音波でスキャンして、前記被検体からのエコーを受信する超音波送受信手段と、

前記受信したエコーに基づいて画像を生成する画像生成手段と、

予め設定された時間から造影剤投与開始時点までの時間をカウントダウンする時間計測手段と、

前記時間計測手段によるカウントダウン情報に基づいて、造影剤投与開始時点に達した際に、被検体に造影剤を投与する造影剤投与手段と

を有する超音波撮影装置。

40

【請求項 10】

操作手段をさらに有し、

前記時間計測手段は、前記操作手段からの入力を受けて、予め設定された時間から造影剤投与開始時点までの時間をカウントダウンする

請求項 9 記載の超音波撮影装置。

【請求項 11】

50

前記時間計測手段によりカウントダウンされる造影剤投与開始時点までの時間を報知する報知手段をさらに有する

請求項 9 記載の超音波撮影装置。

【請求項 1 2】

前記報知手段は、前記造影剤投与開始時点までの時間を音声によって報知する

請求項 1 1 記載の超音波撮影装置。

【請求項 1 3】

前記報知手段は、前記造影剤投与開始時点までの時間を表示する

請求項 1 1 記載の超音波撮影装置。

【請求項 1 4】

前記超音波送受信手段は、前記造影剤投与開始時点に達した際にスキャンする超音波の音圧を切り換える

請求項 9 記載の超音波撮影装置。

【請求項 1 5】

前記超音波送受信手段は、前記造影剤投与開始時点に達した際に超音波のスキャンモードを切り換える

請求項 9 記載の超音波撮影装置。

【請求項 1 6】

前記画像生成手段は、Bモード画像あるいはハーモニック画像を生成する

請求項 9 記載の超音波撮影装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、超音波撮影装置に関し、特に、造影剤を投与した被検体に対して超音波撮影を行う超音波撮影装置に関する。

【背景技術】

【0002】

超音波撮影では、被検体の内部に送波した超音波のエコーを利用して断層像を撮影し、Bモード画像あるいはハーモニック画像として表示する。また、超音波のドップラシフトを利用して血流等の動態画像を撮影し、カラードップラ画像として表示する。

【0003】

エコー強度を上げる必要があるときは、血流を利用して造影剤を関心領域 (ROI: Region Of Interest) に行き渡らせる。造影剤は、直径が数 μ m程度の微小気泡の集まりである。造影剤を用いた検査としては、特許文献1が挙げられる。

【0004】

造影検査において、造影剤が関心領域に行き渡るまでの時間が、診断にとって非常に重要な時間となる。すなわち、造影剤投与直後から2~30秒が、造影剤を用いた超音波撮影検査において非常に大切な時間帯となる。

【0005】

従来、造影検査時には、投与のタイミングからの時間を示すコントラストクロックを用いている。コントラストクロックの操作ボタンを押すと同時に、造影剤の投与を開始している。

【特許文献1】特開2004-147823号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0006】

上記の造影検査時には、1人が造影剤の投与を行い、1人が被検体に超音波をスキャン、すなわち被検体に超音波プローブを当接させている。そして、2人で声を掛け合い、スキャンする人がコントラストタイマをオンさせると同時に、他方が造影剤の投与をしている。

10

20

30

40

50

【0007】

上記のコントラストタイマの操作ボタンは超音波診断装置上にあるため、そのボタンを押すために、被検体へのスキャン部位がずれてしまったりする問題がある。このため、コントラストタイマを押すためだけの人を用意することもあり、操作性が悪いという問題があった。

【0008】

安定した造影検査のためには、造影剤の投与時における操作者の負担を少なくして、造影剤投与時において被検体へのスキャンと、当該スキャンによってモニタに映し出される画像の観察に集中できるようにする必要がある。

【0009】

本発明は上記の事情に鑑みてなされたものであり、その目的は、造影剤の投与時における操作者の負担を少なくすることにより、安定した造影検査を行うことができる超音波撮影装置を提供することにある。

【課題を解決するための手段】

【0010】

上記の目的を達成するため、本発明の超音波撮影装置は、被検体の内部を超音波でスキャンして、前記被検体からのエコーを受信する超音波送受信手段と、前記受信したエコーに基づいて画像を生成する画像生成手段と、予め設定された時間から造影剤投与開始時点までの時間をカウントダウンする時間計測手段と、前記時間計測手段によりカウントダウンされる前記造影剤投与開始時点までの時間を報知する報知手段とを有する。

【0011】

上記の本発明の超音波撮影装置では、時間計測手段により、造影剤投与開始時点までの時間がカウントダウンされ、報知手段により、カウントダウンされる造影剤投与開始時点までの時間が報知される。

報知手段によるカウントダウンに基づいて、例えば操作者により被検体に造影剤が投与され、造影剤が行き渡った関心領域を含めた被検体の部位に、超音波送受信手段により超音波がスキャンされ、スキャンした被検体の部位からのエコーが受信される。そして、画像生成手段により、受信したエコーに基づいて画像が生成される。

上記の超音波送受信手段によるスキャンと、画像生成手段による画像生成が所定時間行われる。当該時間は、時間計測手段により計測される。

【0012】

上記の目的を達成するため、本発明の超音波撮影装置は、被検体の内部を超音波でスキャンして、前記被検体からのエコーを受信する超音波送受信手段と、前記受信したエコーに基づいて画像を生成する画像生成手段と、予め設定された時間から造影剤投与開始時点までの時間をカウントダウンする時間計測手段と、前記時間計測手段によるカウントダウン情報に基づいて、造影剤投与開始時点に達した際に、被検体に造影剤を投与する造影剤投与手段とを有する。

【0013】

上記の本発明の超音波撮影装置では、時間計測手段により、造影剤投与開始時点までの時間がカウントダウンされ、造影剤投与手段により、当該カウントダウン情報に基づいて、造影剤投与開始時点に達した際に被検体に造影剤が投与される。

造影剤が投与されると、造影剤が行き渡った関心領域を含めた被検体の部位に、超音波送受信手段により超音波がスキャンされ、スキャンした被検体の部位からのエコーが受信される。そして、画像生成手段により、受信したエコーに基づいて画像が生成される。

上記の超音波送受信手段によるスキャンと、画像生成手段による画像生成が所定時間行われる。当該時間は、時間計測手段により計測される。

【発明の効果】

【0014】

本発明によれば、造影剤の投与時における操作者の負担を少なくすることにより、安定した造影検査を行うことができる。

10

20

30

40

50

【発明を実施するための最良の形態】

【0015】

以下に、本発明の超音波撮影装置の実施の形態について、図面を参照して説明する。

【0016】

(第1実施形態)

図1は、本実施形態に係る超音波撮影装置の構成の一例を示すブロック図である。

【0017】

本実施形態に係る超音波撮影装置1は、超音波プローブ2と、送受信部3と、Bモード処理部4と、ドップラ処理部5と、画像処理部6と、表示部7と、コントラストタイマ8と、音声出力部9と、制御部10と、操作部11とを有する。

10

【0018】

超音波プローブ2は、図示しない複数の超音波トランスデューサのアレイを有する。個々の超音波トランスデューサは例えばPZT(チタン(Ti)酸ジルコン(Zr)酸鉛)セラミックス等の圧電材料によって構成される。超音波プローブ2は、操作者により被検体100に当接して使用される。被検体100の関心領域には血流を利用して造影剤101が供給されている。

【0019】

超音波プローブ2は送受信部3に接続されている。送受信部3は、超音波プローブ2に駆動信号を与えて超音波を送波させる。送受信部3は、また、超音波プローブ2が受波したエコー信号を受信する。

20

【0020】

図2は、送受信部3の構成の一例を示すブロック図である。

図2に示すように、送受信部3は、送波信号発生ユニット31と、送波ビームフォーマ32と、送波切換ユニット33と、受波ビームフォーマ34と、受波信号処理ユニット35とを有する。

【0021】

送波信号発生ユニット31は、送波信号を周期的に発生して送波ビームフォーマ32に入力する。送波信号の周期は制御部10により制御される。送波信号発生ユニット31は、制御部10による制御の下で造影剤開始時点の前後で超音波のスキャンモードを切り換える。例えば造影剤開始時点前ではBモード画像生成のための位相の同じ超音波を発生させる送波信号を発生し、造影剤開始時点後からはハーモニック画像生成のための逆位相の超音波を交互に発生させる送波信号を発生する。

30

【0022】

送波ビームフォーマ32は、送波のビームフォーミングを行うもので、送波信号に基づき、所定の方位の超音波ビームを形成するためのビームフォーミング信号を生成する。ビームフォーミング信号は、方位に対応した時間差が付与された複数の駆動信号からなる。ビームフォーミングは制御部10によって制御される。送波ビームフォーマ32は、送波ビームフォーミング信号を送受切換ユニット33に出力する。

【0023】

送受切換ユニット33は、ビームフォーミング信号を超音波トランスデューサアレイに出力する。超音波トランスデューサアレイにおいて、送波アパーチャを構成する複数の超音波トランスデューサは、駆動信号の時間差に対応した位相差をもつ超音波をそれぞれ発生させる。それら超音波の波面合成により、所定方位の音線に沿った超音波ビームが形成される。

40

【0024】

送受切換ユニット33には、受波ビームフォーマ34が接続されている。送受切換ユニット33は、超音波トランスデューサアレイ中の受波アパーチャが受波した複数のエコー信号を受波ビームフォーマ34に出力する。

【0025】

受波ビームフォーマ34は、送波の音線に対応した受波のビームフォーミングを行うも

50

ので、複数の受波エコーに時間差を付与して位相を調整し、次いでそれらを加算して所定方位の音線に沿ったエコー受信信号を生成する。受波のビームフォーミングは、制御部10により制御される。

【0026】

受波信号処理ユニット35は、ハーモニックBモードの際にエコー受信信号からの2次高調波エコーを抽出する。Bモード画像生成の際には、被検体からの基本波エコーを受信するが、ハーモニック画像生成の際には、造影剤からの2次高調波エコーを受信する必要がある。このため、位相が反転した2つの超音波により得られた被検体からのエコー信号を加算することにより、基本波成分が相殺され、2次高調波成分のみが強調されて抽出される。

10

【0027】

超音波ビームの送波は、送波信号発生ユニット31が発生する送波信号により、所定の時間間隔で繰り返し行われる。それに合わせて、送波ビームフォーマ32および受波ビームフォーマ34により、音線の方位が所定量ずつ変更される。それによって、被検体100の内部が、音線によって順次に走査される。この送受信部3は、いわゆるセクタスキャン、リニアスキャン、コンベックスキャン等を行う。

【0028】

制御部10による制御の下で、このようなスキャンが連続的に行われる。超音波プローブ2、送受信部3および制御部10は、本発明の超音波送受信手段の実施形態の一例である。

20

【0029】

送受信部3は、Bモード処理部4およびドップラ処理部5に接続されている。送受信部3から出力される音線毎のエコー信号は、Bモード処理部4およびドップラ処理部5に入力される。

【0030】

Bモード処理部4は、基本波エコー受信信号に基づいてBモード画像データを生成し、あるいは2次高調波受信信号に基づいてハーモニック画像データを生成する。ハーモニック画像データは、造影剤からの2次高調波受信信号に基づいて生成するBモード画像データである。図3は、Bモード処理部4の構成の一例を示すブロック図である。Bモード処理部4は、対数増幅ユニット41と、包絡線検波ユニット42とを有する。

30

【0031】

Bモード処理部4は、対数増幅ユニット41でエコー受信信号を対数増幅し、包絡線検波ユニット42で包絡線検波して音線上の個々の反射点でのエコーの強度を表す信号、すなわちAスコープ信号を得て、このAスコープ信号の各瞬時の振幅をそれぞれ輝度値として、Bモード画像データあるいはハーモニック画像データを生成する。

【0032】

ドップラ処理部5は、ドップラ画像データを生成するものである。ドップラ画像データには、後述する流速データ、分散データおよびパワーデータが含まれる。

【0033】

図4は、ドップラ処理部5の構成の一例を示すブロック図である。図4に示すように、ドップラ処理部5は、直交検波ユニット51と、MTI(Moving target indication filter)フィルタ52と、自己相関演算ユニット53と、平均流速演算ユニット54と、分散演算ユニット55と、パワー演算ユニット56とを有する。

40

【0034】

ドップラ処理部5は、直交検波ユニット51でエコー受信信号を直交検波し、MTIフィルタ52でMTI処理してエコー信号のドップラシフトを求める。また、自己相関演算ユニット53でMTIフィルタ52の出力信号について自己相関演算を行い、平均流速演算ユニット54で自己相関演算結果から平均流速Vを求め、分散演算ユニット55で自己相関演算結果から流速の分散Tを求め、パワー演算ユニット56で自己相関演算結果からドップラ信号のパワーPWを求める。以下、平均流速を単に流速ともいう。また、流速の

50

分散を単に分散ともいい、ドップラ信号のパワーを単にパワーともいう。

【0035】

ドップラ処理部5によって、被検体100内で移動するエコー源の流速V、分散TおよびパワーPWを表すそれぞれのデータが音線毎に得られる。これらデータは、音線上の各ピクセルの流速、分散およびパワーを示す。なお、流速は音線方向の成分として得られる。また、超音波プローブ2に近づく方向と遠ざかる方向とが区別される。

【0036】

Bモード処理部4およびドップラ処理部5は、画像処理部6に接続されている。画像処理部6は、Bモード処理部4およびドップラ処理部5からそれぞれ入力されるデータに基づいて、それぞれBモード画像、ハーモニック画像およびドップラ画像を生成する。Bモード処理部4およびドップラ処理部5および画像処理部6は、本発明の画像生成手段の実施形態の一例である。

10

【0037】

図5は、画像処理部6の構成の一例を示すブロック図である。

【0038】

図5に示すように、画像処理部6は、セントラルプロセッシングユニット(CPU: Central Processing Unit)60を有する。CPU60には、バス61によって、メインメモリ62、外部メモリ63、制御部インターフェース64、入力データメモリ65、デジタルスキャンコンバータ(DSC: Digital Scan Converter)66、画像メモリ67およびディスプレイメモリ68が接続されている。

20

【0039】

外部メモリ63には、CPU60が実行するプログラムが記憶されている。外部メモリ63には、また、CPU60がプログラムを実行するにあたって使用する種々のデータも記憶されている。

【0040】

CPU60は、外部メモリ63からプログラムをメインメモリ62にロードして実行することにより、所定の画像処理を遂行する。CPU60は、プログラム実行の過程で、制御部インターフェース64を通じて制御部10と制御信号の授受を行う。

【0041】

Bモード処理部4およびドップラ処理部5から音線毎に入力されたBモード画像データ、ハーモニック画像データおよびドップラ画像データは、入力データメモリ65にそれぞれ記憶される。入力データメモリ65のデータは、DSC66で走査変換されて画像メモリ67に記憶される。画像メモリ67のデータは、ディスプレイメモリ68を通じて表示部7に出力される。

30

【0042】

画像処理部6には、表示部7が接続されている。表示部7は、画像処理部6から画像信号が与えられ、それに基づいて画像を表示するようになっている。表示部7は、カラー画像が表示可能なCRTや液晶ディスプレイ等で構成される。

【0043】

コントラストタイマ8は、予め決められた時間だけ前からカウント(カウントダウン)した後、0秒からの経過時間を計測する。基準時となる0秒は造影剤投与開始時点となる。カウントダウンする時間は、操作部11を介して設定することができ、例えば10秒に設定される。

40

【0044】

音声出力部9は、制御部10によって制御され、コントラストタイマ8によるカウントダウンを音声により報知する。音声出力部9は、例えば、コントラストタイマ8によるカウントダウンをそのまま1秒毎に音声により報知する他、例えば5秒前から1秒毎に報知することも可能である。なお、1秒毎の報知は、数値の読み上げでも1秒周期のリズム音でもよい。これらの設定は、予め操作部11を介して行われる。

【0045】

50

以上の送受信部 3、Bモード処理部 4、ドップラ処理部 5、画像処理部 6、表示部 7、コントラストタイマ 8 および音声出力部 9 には、制御部 10 が接続されている。制御部 10 は、それら各部に制御信号を与えてその動作を制御する。制御部 10 には、被制御の各部から各種の信号が入力される。制御部 10 の制御の下で、Bモード動作（ハーモニック Bモードを含む）およびドップラモード動作が実行される。

【0046】

制御部 10 には、操作部 11 が接続されている。操作部 11 は操作者によって操作され、制御部 10 に適宜の指令や情報を入力するようになっている。操作部 11 は、例えばキーボードやポインティングデバイスおよびその他の操作具を備えている。

【0047】

次に、上記の超音波撮影装置 1 の動作について説明する。

【0048】

造影剤が投与された被検体の所望の箇所、超音波プローブ 2 を当接し、操作部 11 を操作して、例えば Bモードとドップラモードを併用した撮影動作を行う。なお、単に Bモードという際には、基本波エコーに基づいた通常の Bモードの他、ハーモニック画像を生成するためのハーモニック Bモードを含むものとする。これによって、制御部 10 による制御の下で、Bモード撮影とドップラモード撮影が時分割で行われる。すなわち、例えばドップラモードのスキャンを所定回数行うたびに Bモードのスキャンを 1 回行う割合で、Bモードとドップラモードの混合スキャンが行われる。

【0049】

Bモードにおいては、送受信部 3 は、超音波プローブ 2 を通じて音線順次で被検体 100 の内部を走査して逐次そのエコーを受信する。Bモード処理部 4 は、送受信部 3 から入力されるエコー受信信号を対数増幅ユニット 41 で対数増幅し包絡線検波ユニット 42 で包絡線検波して Aスコープ信号を求め、それに基づいて音線毎の Bモード画像データあるいはハーモニック画像データを形成する。

【0050】

画像処理部 6 は、Bモード処理部 4 から入力される音線毎の Bモード画像データあるいはハーモニック画像データを入力データメモリ 65 に記憶する。これによって、入力データメモリ 65 内に、Bモード画像データあるいはハーモニック画像データについての音線データ空間が形成される。

【0051】

ドップラモードにおいては、送受信部 3 は超音波プローブ 2 を通じて音線順次で被検体 100 の内部を走査して逐次そのエコーを受信する。その際に、1音線当たり複数回の超音波の送波とエコーの受信が行われる。

【0052】

ドップラ処理部 5 は、エコー受信信号を直交検波ユニット 51 で直交検波し、MTIフィルタ 52 で MTI 処理し、自己相関演算ユニット 53 で自己相関を求め、自己相関演算結果から、平均流速演算ユニット 54 で流速 V を求め、分散演算ユニット 55 で分散 T を求め、パワー演算ユニット 56 でパワー PW を求める。これらの算出値は、それぞれエコー源の速度、分散およびパワーを、音線毎かつピクセル毎に表すデータとなる。

【0053】

画像処理部 6 は、ドップラ処理部 5 から入力される音線毎かつピクセル毎の各ドップラ画像データを入力データメモリ 65 に記憶する。これによって、入力データメモリ 65 内に、各ドップラ画像データについての音線データ空間が形成される。

【0054】

CPU 60 は、入力データメモリ 65 の Bモード画像データ、ハーモニック画像データおよび各ドップラ画像データを DSC 66 で走査変換して画像メモリ 67 に書き込む。その際、ドップラ画像データは、流速 V と分散 T を組み合わせた流速分布画像データ、パワー PW を用いたパワードップラ画像データまたはパワー PW と分散 T を組み合わせた分散付パワードップラ画像データ、および、分散 T を用いた分散画像データとしてそれぞれ書

10

20

30

40

50

き込まれる。

【0055】

CPU60は、Bモード画像データ、ハーモニック画像データおよび各ドップラ画像データを画像メモリ67の別々の領域に書き込む。これらBモード画像データ、ハーモニック画像データおよび各ドップラ画像データに基づく画像が、表示部7に表示される。

【0056】

Bモード画像は、音線走査面における体内組織の断層像を示すものとなる。ハーモニック画像は、造影剤からの2次高調波を用いた断層像を示すものとなる。Bモード画像中には、造影剤を行き渡らせた関心領域の画像も表示される。カラードップラ画像のうち、流速分布画像はエコー源の流速の2次元分布を示す画像となる。この画像では流れの方向に 10
応じて表示色を異ならせ、流速に応じて表示色の輝度を異ならせ、分散に応じて所定の色の混色量を高めて表示色の純度を変える。

【0057】

パワードップラ画像は、ドップラ信号のパワーの2次元分布を示す画像となる。この画像によって運動するエコー源の所在が示される。画像の表示色の輝度がパワーに対応する。それに分散を組み合わせた場合は、分散に応じて所定の色の混色量を高めて表示色の純度を変える。分散画像は分散値の2次元分布を示す画像となる。この画像も運動するエコー源の所在を示す。表示色の輝度が分散の大小に対応する。

【0058】

上記の画像を表示部7に表示させる場合には、ディスプレイメモリ68においてBモード画像あるいはハーモニック画像と合成し、この合成画像を表示部7に表示することにより、体内組織との位置関係が明確なカラードップラ画像を観察することができる。 20

【0059】

次に、上記の超音波撮影装置1を用いた造影検査の方法について、図6および図7を参照して説明する。図6は造影検査における手順を示すフローチャートであり、図7は造影検査の様子を示す図である。

【0060】

図7に示すように、造影検査では、例えば被検体100を搭載した寝台の片側に、超音波撮影装置1が設置されており、超音波撮影装置1の操作および超音波プローブ2を被検体100に当接させる操作者111が配置されている。寝台の他方の側には、造影剤を投 30
与するための注射器102を押す操作者112が配置されている。

【0061】

造影検査では、まず、例えば操作者111により操作部11を介して、カウントダウン時間を設定する(ステップST1)。これにより、例えばカウントダウン時間が10秒程度に設定される。

【0062】

次に、造影検査の準備を行う(ステップST2)。造影検査の準備では、図7に示すように、被検体100に対して造影剤を注入するための注射器102を固定し、操作者112が注射器102のピストンを押すのみで造影剤を注入できる状態にする。また、操作者111が被検体100に超音波プローブ2を当接して、超音波のスキャンにより表示部 40
7に表示される断層像を観察して、撮影部位の確認を行う。

【0063】

次に、図7に示すように、操作者111は操作部11に設けられたコントラストタイマの操作ボタン11aを押すことにより(ステップST3)、コントラストタイマ8をオンさせた後、操作者111は被検体100の最適断面をスキャンする(ステップST4)。

【0064】

超音波撮影装置1側では、コントラストタイマ8によるカウントダウンが、音声出力部9により音声をもって報知される(ステップST5)。音声出力部9は、図7の表示部7に内蔵されていても、別の音声出力部が設置されていてもよい。

【0065】

音声出力部 9 による造影開始時刻の知らせとともに、操作者 1 1 2 が注射器のピストンを押すことにより、被検体 1 0 0 に造影剤を投与する（ステップ S T 6）。このとき、操作者 1 1 1 は、被検体 1 0 0 へのスキャンおよび表示部 7 に表示された断層像の観察に集中することができる。

【 0 0 6 6 】

造影剤の投与後、所定時間だけ継続的に超音波撮影を行う造影検査が行われる（ステップ S T 7）。所定時間の経過後、コントラストタイマ 8 を停止させ、スキャンを停止することにより、造影検査が終了する。

【 0 0 6 7 】

以上説明したように、本実施形態に係る超音波撮影装置 1 では、コントラストタイマ 8 がオン状態となると、まず、造影剤投与までのカウントダウンが行われ、上記のカウントダウンが音声出力部 9 により音声をもって報知される。

【 0 0 6 8 】

コントラストタイマをオンさせるために操作部 1 1 のボタンを押す時刻と、造影剤投与の時刻をずらすことができるため、操作者 1 1 1 はスキャンに集中することができる。また、操作者 1 1 2 は、音声出力部 9 によるカウントダウンに基づいて造影剤 1 0 1 を投与すればよいことから、操作部 1 1 との声の掛け合いがなくとも、決まった時刻に正確に造影剤を投与することができる。

【 0 0 6 9 】

従って、造影剤の投与時における操作者 1 1 1 の負担を少なくすることができ、安定した造影検査を行うことができ。

【 0 0 7 0 】

（第 2 実施形態）

本実施形態では、コントラストタイマによるカウントダウンを報知する報知手段が、音声出力部 9 ではなく、表示部 7 により構成される例について説明する。本実施形態では、図 1 に示す音声出力部 9 はなくてもよい。

【 0 0 7 1 】

表示部 7 は、制御部 1 0 によって制御され、コントラストタイマ 8 によるカウントダウンを、断層像が表示される領域とは異なる領域に表示する。図 8 (a) ~ 図 8 (c) は、表示部 7 によるカウントダウン報知画像を示す図である。

【 0 0 7 2 】

図 8 (a) に示すように、例えば、表示部 7 の画面の余白には、円グラフ 7 0 が表示される。この円グラフ 7 0 は明度を異にする 2 つの部分 7 1 , 7 2 で構成され、造影剤投与時間が迫るにつれて、明度の低い部分 7 2 の面積が増加し、明度の高い部分 7 1 の面積が減少するようにすることにより、操作者 1 1 2 は造影剤投与時刻を認識することができる。なお、明度の代わりに色相を用いてもよく、円グラフではなくバーグラフであってもよい。

【 0 0 7 3 】

カウントダウン報知画像は、図 8 (b) に示すように、交通信号に類似した 3 つの色信号表示画像 7 3 としても良い。色信号表示画像 7 3 は、青信号表示画像 7 4、黄信号表示画像 7 5、赤信号表示画像 7 6 からなる。造影剤投与までの時間が短くなるにつれて青信号表示画像 7 4、黄信号表示画像 7 5 および赤信号表示画像 7 6 が順に表示される。なお、1 つの画像が表示されている間は他の画像は無色とする。このようにすることによっても、操作者 1 1 2 は造影剤投与時刻を認識することができる。

【 0 0 7 4 】

カウントダウン報知画像は、図 8 (c) に示すように、数字によって表示してもよい。本例では、例えば数字が 1 0 , 9 , 8 ... 3 , 2 , 1 , 0 と順に変化する。このようにすることによっても、操作者 1 1 2 は造影剤投与時刻を認識することができる。

【 0 0 7 5 】

なお、上記のカウントダウン報知画像は、表示部 7 に断層像と一緒に表示させるとした

が、操作者 1 1 2 に近い側にカウントダウン報知画像を表示するための別の表示装置を設けてもよい。

【0076】

(第3実施形態)

図9は、本実施形態に係る超音波撮影装置1の構成の一例を示すブロック図である。なお、図1と同様の構成要素には同一の符号を付してあり、その説明は省略する。

【0077】

本実施形態では、自動的に被検体100へ造影剤の投与を行う造影剤投与器12を用いる。造影剤投与器12は、通常、超音波撮影装置1の本体とは別個の筐体からなる。造影剤投与器12は、被検体100にセットされた注射器のピストンを制御部10からの制御信号に応じて駆動させる。なお、従来では、造影剤投与器は超音波撮影装置1とはリンクしていない。

10

【0078】

本実施形態では、造影剤投与器12は、制御部10に接続されており、コントラストタイマ8によりカウントダウンされた時刻が0、すなわち造影剤投与時刻になると、制御部10による制御信号が出力され、造影剤投与器12が被検体100に対して造影剤を投与する。

【0079】

本実施形態では、音声出力部9は設けなくてもよいが、スキャンする側の操作者111が造影剤投与時刻を認識するために設けていてもよい。なお、音声出力部9に変えて、カ

20

ントダウン報知画像を表示部7に表示させるようにしてもよい。

【0080】

上記の本実施形態に係る超音波撮影装置1によっても、コントラストタイマをオンさせるために操作部11のボタンを押す時刻と、造影剤投与の時刻をずらすことができるため、操作者111はスキャンに集中することができる。また、造影剤投与が造影剤投与器12により自動的になされることから、操作者111の1人で造影検査を行うことも可能となる。

【0081】

従って、造影剤の投与時における操作者111の負担を少なくすることができ、安定した造影検査を行うことができ。

30

【0082】

(第4実施形態)

本実施形態では、制御部10による制御の下で、造影剤開始時点の前後で送受信部3により送波される超音波の音圧を切り換えるものである。これらは、第1実施形態から第3実施形態に適用される。

【0083】

例えば、造影剤開始時点までは送受信部3により音圧の高い超音波を送波し、造影剤開始時点後は送受信部3により音圧の低い超音波を送波する。これは、音圧の高い超音波では壊れてしまうような造影剤を用いる場合に有効となる。また、造影剤投与前は、被検体の組織からの反射エコーを受波するため、音圧が高い方がより良好なBモード画像を生成

40

できるといふ利点がある。

【0084】

あるいは、造影剤開始時点までは送受信部3により音圧の低い超音波を送波し、造影剤開始時点後は送受信部3により音圧の高い超音波を送波する。これは、音圧の高い超音波により破壊しないと受波エコーが得られないような造影剤を用いる場合に有効となる。

【0085】

本発明は、上記の実施形態の説明に限定されない。

その他、本発明の要旨を逸脱しない範囲で、種々の変更が可能である。

【図面の簡単な説明】

【0086】

50

【図1】第1および第2実施形態に係る超音波撮影装置の構成の一例を示すブロック図である。

【図2】送受信部の構成の一例を示すブロック図である。

【図3】Bモード処理部の構成の一例を示すブロック図である。

【図4】ドップラ処理部の構成の一例を示すブロック図である。

【図5】画像処理部の構成の一例を示すブロック図である。

【図6】造影検査における手順を示すフローチャートである。

【図7】造影検査の様子を示す図である。

【図8】(a)~(c)は、表示部によるカウントダウン報知画像を示す図である。

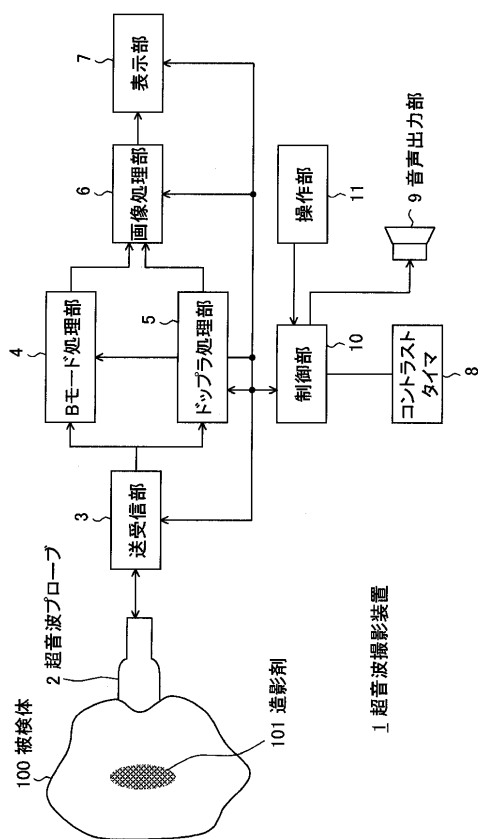
【図9】第3実施形態に係る超音波撮影装置の構成の一例を示すブロック図である。

【符号の説明】

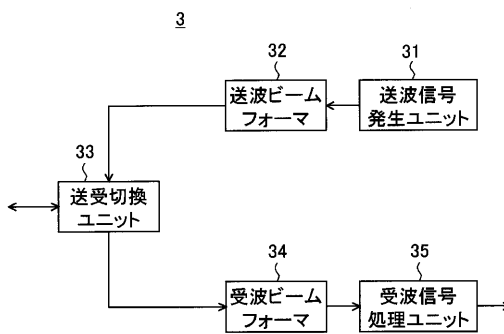
【0087】

1 ... 超音波撮影装置、2 ... 超音波プローブ、3 ... 送受信部、4 ... Bモード処理部、5 ...
 ドップラ処理部、6 ... 画像処理部、7 ... 表示部、8 ... コントラストタイマ、9 ... 音声出力
 部、10 ... 制御部、11 ... 操作部、12 ... 造影剤投与器、31 ... 送波信号発生ユニット、
 32 ... 送波ビームフォーマ、33 ... 送受切換ユニット、34 ... 受波ビームフォーマ、41
 ... 対数増幅ユニット、42 ... 包絡線検波ユニット、51 ... 直交検波ユニット、52 ... M T
 Iフィルタ、53 ... 自己相関演算ユニット、54 ... 平均流速演算ユニット、55 ... 分散演
 算ユニット、56 ... パワー演算ユニット、60 ... CPU、61 ... バス、62 ... メインメモ
 リ、63 ... 外部メモリ、64 ... 制御部インターフェース、65 ... 入力データメモリ、66
 ... D S C、67 ... 画像メモリ、68 ... ディスプレーメモリ、100 ... 被検体、101 ... 造
 影剤、111 ... 操作者、112 ... 操作者

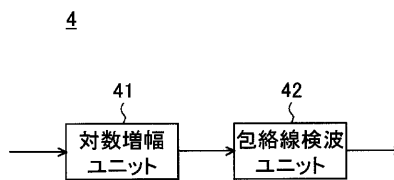
【図1】



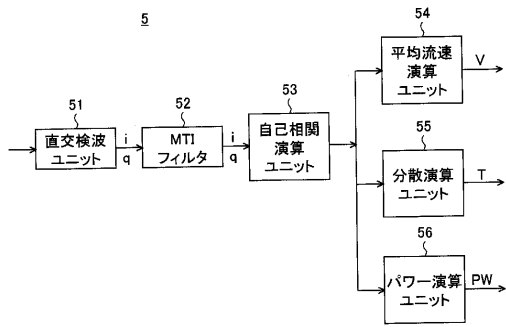
【図2】



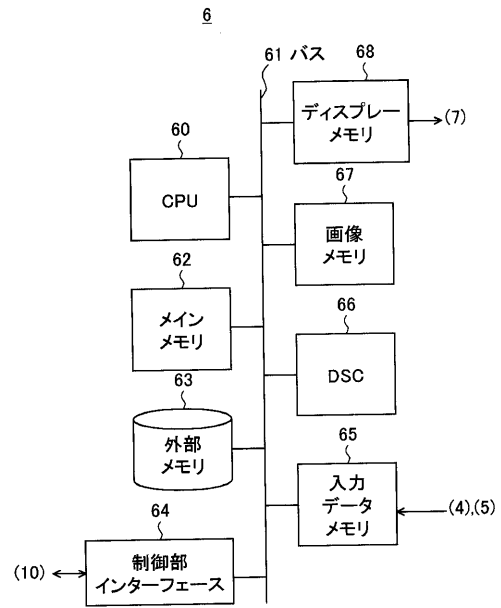
【図3】



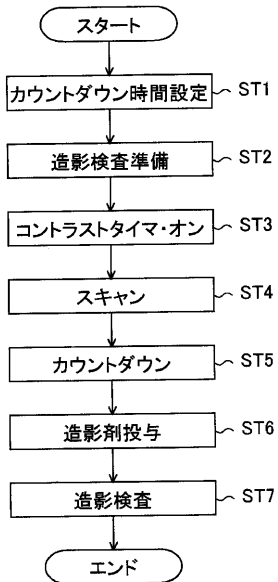
【 図 4 】



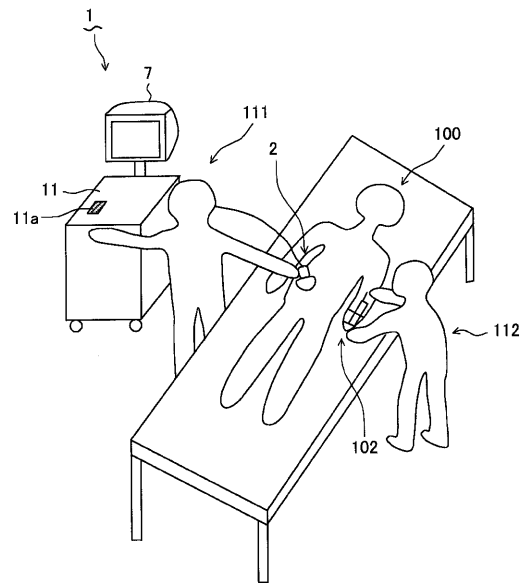
【 図 5 】



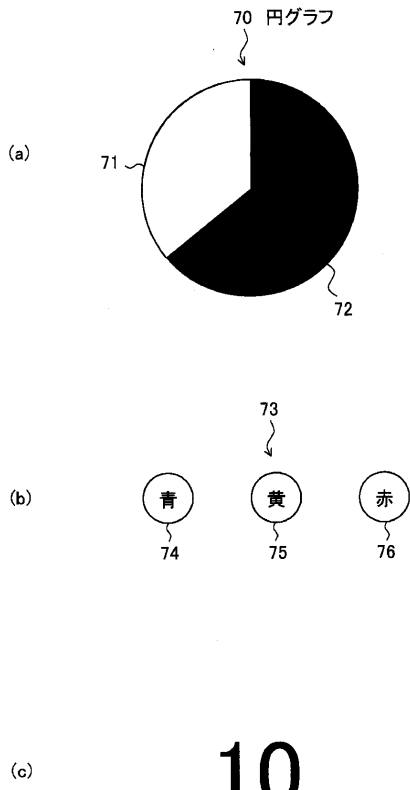
【 図 6 】



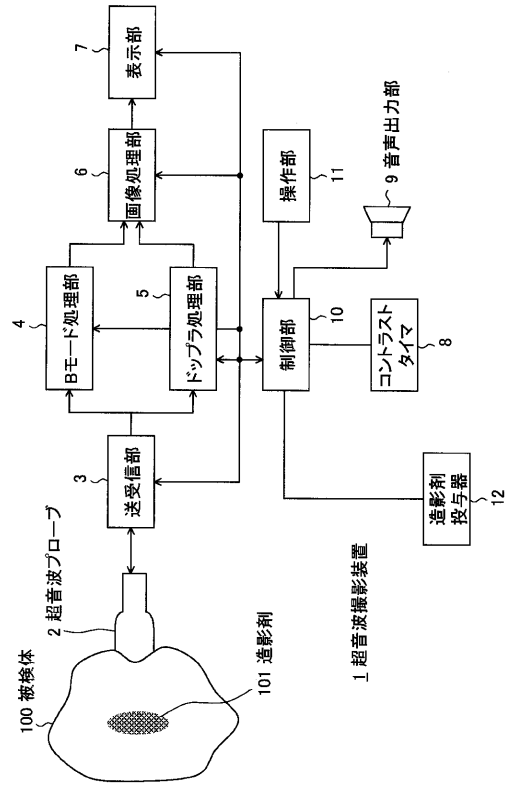
【 図 7 】



【 図 8 】



【 図 9 】



フロントページの続き

Fターム(参考) 4C601 BB02 BB21 BB22 BB23 DD03 DE04 DE06 DE10 EE11 JB30
JB41 JB43 KK16 KK25 KK31 KK46

专利名称(译)	超声波成像设备		
公开(公告)号	JP2006020710A	公开(公告)日	2006-01-26
申请号	JP2004199417	申请日	2004-07-06
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		
CPC分类号	A61B8/481 A61B8/06 A61B8/13		
FI分类号	A61B8/06 A61B8/14		
F-TERM分类号	4C601/BB02 4C601/BB21 4C601/BB22 4C601/BB23 4C601/DD03 4C601/DE04 4C601/DE06 4C601/DE10 4C601/EE11 4C601/JB30 4C601/JB41 4C601/JB43 4C601/KK16 4C601/KK25 4C601/KK31 4C601/KK46		
代理人(译)	佐藤隆久		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种能够通过减少施用造影剂时操作者的负担来执行稳定的对比度检查的超声成像设备。 解决方案：对比度计时器8对造影剂施用开始之前的时间进行倒计时，并且声音输出单元9通过声音通知倒计时。基于语音倒计时，例如，在造影剂的施用开始时，例如，操作者将造影剂施用于受试者。超声波探头2在对象100的部位扫描超声波，包括感兴趣区域已经占优势的区域，并且接收来自被扫描对象部分的回波。通过超声波探头2的扫描和图像生成装置4,5,6的图像生成被执行预定时间。对比度检查时间由对比度计时器8测量。 点域1

