

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第3863414号

(P3863414)

(45) 発行日 平成18年12月27日(2006.12.27)

(24) 登録日 平成18年10月6日(2006.10.6)

(51) Int.Cl.

A 6 1 B 8/06 (2006.01)

F I

A 6 1 B 8/06

請求項の数 8 (全 16 頁)

(21) 出願番号	特願2001-358371 (P2001-358371)	(73) 特許権者	000003078
(22) 出願日	平成13年11月22日(2001.11.22)		株式会社東芝
(65) 公開番号	特開2003-153900 (P2003-153900A)		東京都港区芝浦一丁目1番1号
(43) 公開日	平成15年5月27日(2003.5.27)	(74) 代理人	100058479
審査請求日	平成16年10月27日(2004.10.27)		弁理士 鈴江 武彦
		(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】

造影剤が投与された被検体の所定部位に対して超音波を送受波する超音波プローブと、  
前記超音波プローブの駆動信号を発生する駆動信号発生手段と、  
造影剤破壊能力がそれぞれ異なり、前記所定部位の組織の造影剤分布情報を収集するた  
めの条件であって、造影剤を破壊せずに超音波画像を生成可能な第1の送波条件、第2の  
条件、造影剤を破壊する第3の送波条件が、前記第3の送信条件、前記第2の送信条件、  
前記第1の送信条件の順番で切り替わるように前記駆動信号発生手段を制御する制御手段  
と、

前記送波条件での超音波送波により得られた受波信号に基づいて、前記第2の送波条件  
で時間的に連続した複数の超音波画像、前記第1の送波条件で時間的に連続した複数の超  
音波画像を生成する画像生成手段と、

を具備することを特徴とする超音波診断装置。

## 【請求項2】

前記各送波条件は、音圧、超音波送波のための前記超音波プローブの駆動信号電圧、超  
音波周波数、超音波の波数、前記駆動信号の単位時間当たりの発生回数の少なくとも一つ  
を有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3】

前記第1の送波条件、第2の送波条件、第3の送波条件を所定の順番で連続的に切り替  
えて、前記所定部位の組織の血流情報、前記所定部位の血管系の血流情報、前記所定の休

10

20

止期間後の超音波照射による前記被検体の生体情報を診断するための所定の診断シーケンスを定義するプログラムを記憶する記憶手段をさらに具備し、

前記制御手段は、前記プログラムに従って前記駆動信号発生手段を制御すること、  
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 4】

前記各送波条件の切り替えを指示するための入力手段をさらに具備することを特徴とする請求項 1 乃至 3 記載の超音波診断装置。

【請求項 5】

前記各送波条件の切り替えのタイミングは任意に指定可能であり、  
前記制御手段は、指定されたタイミングにて自動的に送波条件を切り替えること、  
を特徴とする請求項 4 記載の超音波診断装置。

10

【請求項 6】

前記各送波条件による超音波送波の実行順序を変更又は新規に決定して前記プログラムを編集するプログラム編集機能をさらに具備し、  
前記記憶手段は、前記編集されたプログラムを記憶すること、  
を特徴とする請求項 3 記載の超音波診断装置。

【請求項 7】

前記第 1 の送信条件による超音波に基づいて得られた第 1 の超音波画像と、前記第 2 の送信条件による超音波に基づいて得られた第 2 の超音波画像と、を並べて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 1 乃至 6 のうちいずれか一項記載の超音波診断装置。

20

【請求項 8】

前記第 1 の送信条件による超音波に基づいて得られた第 1 の超音波画像と、前記第 2 の送信条件による超音波に基づいて得られた第 2 の超音波画像と、を空間的な位置を対応させて重畳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 1 乃至 6 のうちいずれか一項記載の超音波診断装置。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】

本発明は、超音波診断装置に関する。

30

【0002】

【従来の技術】

超音波診断装置は、超音波プローブを体表から当てるだけの簡単な操作で、例えば心臓の拍動や胎児の動きの様子をリアルタイムで表示することができる。また、X線などの被爆がなく安全性が高いため繰り返して検査が行えるほか、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いったの検査も容易に行えるなど簡便である。この様な利便性から、現在では心臓、腹部、泌尿器、および産婦人科などで広く利用されている。超音波診断装置の大きさは、それが具備する機能の種類によって様々に異なるが、小型なものは片手で持ち運べる程度の装置が開発されており、将来的には患者が自分で操作できる可能性がある。

40

【0003】

この超音波画像診断装置においては、種々の撮影法が存在する。その代表的なものの一つに、コントラストエコー法と称される撮影手法がある。このコントラストエコー法は、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。

【0004】

近年、静脈投与型の超音波造影剤が製品化され、造影エコー法が普及しつつある。例えば、心臓および腹部臓器などの検査においては、静脈から超音波造影剤を注入して血流信号を増強し、血流動態の評価等の為に実行される。造影剤の多くは、微小気泡（マイクロバブル）が反射源となる。その注入量・濃度が高ければ造影効果は大きくなるが、気泡とい

50

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。

#### 【0005】

このようなデリケートなマイクロバブルから、エコー信号を定常的に受信し続けるための最も単純な方法は、超音波の送信音圧を小さくすることである。一般的には、送信出力を下げると、装置のシステムノイズに対する受信信号レベルの比、いわゆるS/N比が低下し、十分な診断画像が得られないという問題がある。しかし近年のデジタル回路技術の進歩により超音波診断装置のS/Nは飛躍的に向上している上に、今後製品化が予定されている造影剤も、音圧に対する耐性が向上しているため、将来的には低音圧～中音圧の照射レベルで十分有効な造影診断が可能となることが期待されている。

10

#### 【0006】

ところで、コントラストエコー法による診断形態の代表的なものとして、存在診断と質的診断とがある。存在診断とは、生体臓器を三次元的にスキャンし、得られた診断画像から病的な部分を発見することを目的とするものである。この存在診断においては、臓器の微小灌流の染影（いわゆるパフュージョン像）の観察に適した装置のパラメータ設定が必要である。また、質的診断とは、発見された腫瘍病変に対して、疾患の種類や進行度を診断することを目的とするものである。この質的診断においては、血管の微細構造がより明瞭に判別可能な装置のパラメータ設定が必要である。

#### 【0007】

しかしながら、存在診断に好適なパラメータ設定と質的診断に好適なパラメータ設定とは互いに相反する。従来の超音波診断装置によって一回の診断シーケンスで両者の診断を実行しようとすれば、相反する複数のパラメータを人為的な操作により設定する必要があり、非常に困難であった。従って、存在診断及び質的診断のいずれもが必要な場合には、各診断のためのシーケンスにて処理を2回実行する必要がある。その結果、多くの診断時間及び作業が必要となり、操作者、患者に効率の点にかかる負担も大きい。

20

#### 【0008】

##### 【発明が解決しようとする課題】

本発明は、上記事情を鑑みてなされたもので、一回の診断シーケンスにおいて、存在診断と質的診断とを行うことが可能な超音波診断装置を提供することを目的としている。

#### 【0009】

30

##### 【課題を解決するための手段】

本発明は、上記目的を達成するため、次のような手段を講じている。

#### 【0010】

本発明の第1の視点は、造影剤が投与された被検体の所定部位に対して超音波を送受波する超音波プローブと、前記超音波プローブの駆動信号を発生する駆動信号発生手段と、造影剤破壊能力がそれぞれ異なり、前記所定部位の組織の造影剤分布情報を収集するための条件であって、造影剤を破壊せずに超音波画像を生成可能な第1の送波条件、第2の条件、造影剤を破壊する第3の送波条件が、前記第3の送信条件、前記第2の送信条件、前記第1の送信条件の順番で切り替わるように前記駆動信号発生手段を制御する制御手段と、前記送波条件での超音波送波により得られた受波信号に基づいて、前記第2の送波条件で時間的に連続した複数の超音波画像、前記第1の送波条件で時間的に連続した複数の超音波画像を生成する画像生成手段と、を具備することを特徴とする超音波診断装置である。

40

#### 【0012】

このような構成によれば、一回の診断シーケンスにおいて、存在診断と質的診断とを行うことが可能な超音波診断装置を実現することができる。

#### 【0013】

##### 【発明の実施の形態】

以下、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

50

み行う。

【0014】

図1は、本実施形態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。まず、本超音波診断装置10のブロック構成を、図1を参照しながら説明する。

【0015】

本超音波診断装置10は、超音波プローブ13、T/R14、送信回路15、受信回路17、Bモード処理系19、カラードプラ処理系21、画像生成回路/画像メモリ23、モニタ25、制御プロセッサ27、内部記憶装置29、入力装置33、通信装置35を具備している。

【0016】

超音波プローブ13は、圧電セラミック等の音響/電気可逆的変換素子としての圧電振動子を有しており、当該超音波診断装置本体に脱着自在に接続される。プローブ13の先端に並列され装備される複数の圧電振動子は、送信回路15から印加された電圧パルスに基づいて超音波を発生する。

【0017】

T/R14は、超音波プローブ13の送信動作、受信動作を切り替えるスイッチである。すなわち、T/R14により送信動作状態にスイッチングされた場合には、送信回路15からの駆動信号が超音波プローブ13に供給され、一方、T/R14により受信動作状態にスイッチングされた場合には、超音波プローブ13が受信したエコー信号が受信回路17に送信される。

【0018】

送信回路15は、パルス発生器、送信遅延回路、パルサを有し、プローブ13に接続される。送信回路15のパルス発生器は、例えば5kHzのレート周波数 $f_0$  Hz（周期； $1/f_0$ 秒）でレートパルスを繰り返し発生する。このレートパルスはチャンネル数に分配され、送信遅延回路に送られる。送信遅延回路は、超音波をビーム状に集束し且つ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る。なお、送信遅延回路には、図示していないトリガ信号発生器からのトリガがタイミング信号として供給される。パルサは、送信遅延回路からレートパルスを受けたタイミングでプローブ13にチャンネル毎に電圧パルスを印加する。電圧パルスを受けて、超音波プローブ13の先端に設けられた圧電振動子が機械的に振動し、これにより中心周波数 $f_0$ の超音波パルスが発生され、被検体Pへ放射される。

【0019】

こうして超音波プローブ13から被検体Pへ放射された超音波パルスは、生体内を伝播していき、伝播途中の音響インピーダンスの不連続面で次々と反射して、エコーとして超音波プローブ13へ返ってくる。このエコーの振幅は、反射することになった当該不連続面での生体の音響インピーダンスの差に依存する。また、超音波パルスが移動している血流や心臓壁などの表面で反射したときのエコーは、ドプラ効果により当該移動体のビーム方向の速度成分に依存して周波数偏移を受けることになる。

【0020】

また、後述する診断シーケンスにおいては、送信回路15は、プログラムされた種々の送信条件に従った電圧パルス、送信周波数等によって超音波を送信する。この内容については、後で詳しく説明する。

【0021】

受信回路17は、プリアンプ、A/D変換器、受信遅延回路、加算器を有する。プリアンプは、プローブ13を介して受信回路17に取り込まれたエコー信号をチャンネル毎に増幅する。増幅されたエコー信号は、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、そして加算器で加算される。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たエコー信号（RF信号）が生成される。この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指向性（すなわち、「走査線」）が決定される。

10

20

30

40

50

## 【 0 0 2 2 】

Bモード処理系19は、エコーフィルタ、検波回路、LOG圧縮回路を有している（それぞれ図示せず）。エコーフィルタは、帯域通過フィルタ（バンドパスフィルタ）であり、位相検波を行い、所望の周波数帯域の信号を抽出する。検波回路は、エコーフィルタから出力されたエコー信号の包絡線を検波し、基本波成分を映像化するBモード像を構成する走査線毎のBモード信号を、後述する内容にて求める。LOG圧縮回路は、Bモード検波データに対して対数変換による圧縮処理を施す。

## 【 0 0 2 3 】

カラードブラ処理系21は、位相検波回路、アナログディジタルコンバータ、MTIフィルタ、自己相関器、演算部から構成され（それぞれ図示せず）、ドブラ効果による血流成分を抽出し、平均速度、分散、パワー等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/画像メモリ23を介してモニタ25に送られ、平均速度画像、分散画像、パワー画像、これらの組み合わせ画像としてカラー表示される。

10

## 【 0 0 2 4 】

画像生成回路/画像メモリ23は、Bモード処理系19、或いはカラードブラ処理系21から入力した超音波スキャンの走査線信号列を、空間情報に基づいた直交座標系のデータに変換する。また、走査線毎の情報からなる変換後の断層面を画素に分割して、それぞれの画素（ピクセル）をメモリアドレスに割り当てて、断層面の反射強度情報を記憶する。記憶された情報は、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として読み出され、ビデオ信号としてモニタ25に出力される。

20

## 【 0 0 2 5 】

モニタ25は、CRT等からなるモニタであり、入力したビデオ信号に基づいて被検体組織形状を表す断層像を表示する。このモニタ25には、画像生成回路/画像メモリ23によって生成された、Bモード信号、パワー信号、速度信号からなる合成画像が表示される。

## 【 0 0 2 6 】

制御プロセッサ27は、システム全体の制御中枢として、本超音波診断装置の動作に関する制御を行う。

## 【 0 0 2 7 】

内部記憶装置29は、通常の超音波画像収集、処理、表示に必要な制御プログラムや画像データを記憶する。また、内部記憶装置29は、パフュージョン像の観察に適した送信条件と、血管の微細構造がより明瞭に判別可能な送信条件とを、一連の診断シーケンスにて実行するための制御プログラム、及び当該プログラムによる超音波送信において使用可能な複数の超音波送信条件を記憶している。ここで、超音波送信条件とは、生体内への送信音圧又は送信駆動電圧、送信周波数、送信波数、送信パルスの単位時間当たりの照射回数その他の送信する超音波の物理的状态に影響するパラメータを意味する。なお、この超音波送信条件は、デフォルトとして予め内部記憶装置29に記憶されているものの他に、入力装置33からの所定の操作により、操作者が任意に登録・変更可能である。

30

## 【 0 0 2 8 】

図2は、内部記憶装置29内に予め登録された各超音波送信条件（送信電圧、送信周波数、送信フレームレート）の一例である。なお、図2及び以下の説明におけるMLとは、機械的作用（Mechanical Level）を意味し、送信電圧、送信周波数、送信フレームレートの3つのパラメータによって定義される総括的な超音波送信条件である。従って、一のMLを選択することは、送信電圧、送信周波数、送信フレームレートを一意的に定義することに対応する。

40

## 【 0 0 2 9 】

図2において、ML1では、パフュージョン観察用に造影剤破壊能力の低い送信条件が設定されている（低音圧レベル）。ML2～ML5は、MLがパフュージョン観察用に比して高く用意され、かつ徐々に増大するように、バスキュラー観察用として造影剤破壊能力が中程度（例えば、パフュージョン観察用とフラッシュエコー用との間の破壊能力）の各

50

送信条件が設定されている（中～高音圧レベル）。MLhでは、スキャン面のマイクロバブルを短時間で破壊し一掃するために、各送信条件が非常に大きく設定（例えば、フラッシュエコー法に使用される程度に設定）されている（高音圧レベル）。

#### 【0030】

なお、本超音波診断装置10は、任意のMLの組み合わせを予めプログラムとして登録することができる。このプログラムを選択した場合には、当該プログラムを構成するMLのみ使用するシーケンスが実行される。詳しい内容については後述する。

#### 【0031】

また、このような各種診断画像に最適なMLは、造影剤の物理的性質が既知であればほぼ決定することが出来るため、予めデフォルトして当該診断装置10に具備されていることが望ましい。また、図2の例では5種類のMLによる組み合わせを定義したが、言うまでもなくそれ以上の個数の記憶が可能である。

10

#### 【0032】

再び図1に示す超音波診断装置10の説明に戻る。入力装置33は、オペレータからの各種指示・命令・情報を装置本体22にとりこむための、関心領域（ROI）の設定などを行うためのインタフェース（マウスやトラックボール、モード切替スイッチ、キーボード等）、或いはTCS（Touch Command Screen）等である。

#### 【0033】

（存在診断・質的診断）

上記構成を有する超音波診断装置10によって、超音波造影剤を用いたコントラストエコー法による血流動態の観察等が行われ診断される。このコントラストエコー法による、主に肝臓、脾臓、脾臓のように、腫瘍病変（占拠性疾患）が起こりうる臓器を対象にした診断形態の代表的なものとして、存在診断と質的診断とがある。以下、それぞれについて説明する。

20

#### 【0034】

存在診断とは、生体臓器を3次元的にスキャンしていき、その中から病的な部分（腫瘍病変等）を見つけることである。腫瘍病変等は、通常のBモード断層像でも確認出来る場合もあるが、一般には正常な組織部との輝度コントラストが付きにくいいため、発見には精読が必要である。特に小型のものや、病変の境界がはっきりしていないものは、見落としの危険性が増大する。

30

#### 【0035】

しかしながら、一般にこの腫瘍病変等については、造影剤投与前と後とでは明らかに異なる画像が提供される。すなわち、正常組織部は、血液灌流により比較的均質な輝度上昇が見られる一方で、腫瘍部の血流動態は明らかに正常部と異なるため、造影輝度のコントラスト比が明瞭になる。従って、存在診断においては、組織パフュージョン像を使用することが好ましい。この組織パフュージョン像は、極低速な血流情報を画像化することで抽出することができる。

#### 【0036】

極低速な血流情報を検出するための装置条件の例としては、（1）マイクロバブルの消失を低減するため出来るだけ小さな送信音圧にする、（2）マイクロバブルを壊さないように超音波照射時間間隔をなるべく長く取る（いわゆる間歇送信法）、（3）高調波信号成分のみを検出する、いわゆるハーモニクイメージング法を用いる、などが考えられる。本実施形態にて説明する存在診断のための組織パフュージョン像の抽出は、主に（1）の手法を用いるが、この存在診断には、臓器の微小灌流の造影いわゆるパフュージョン像の観察に適した超音波診断装置のパラメータ設定がなされることが望ましい。

40

#### 【0037】

一方、質的診断とは、見つかった腫瘍病変に対して、疾患の種類や進行度を診断することである。主なものには、悪性腫瘍（原発性肝ガン）と良性腫瘍（血管腫）などの鑑別がある。それ以外にも、例えば原発性肝ガンと予め判明しているものに対して、腫瘍内部にどの程度豊富な血管が構築されているのかが観察することで、治療計画に利用できる。

50

## 【 0 0 3 8 】

このように、質的診断によって病変のより詳細な状態を知ることは重要である。一般に、この質的診断には、微細ではあるがパフュージョンよりは高速な血管血流による血管構造の描出が重要である。ところが上記存在診断の観察時と同様な装置設定にしてしまうと、血管の微細構造は、パフュージョンの輝度に隠れてしまい、観察は困難となる。これに関する施策としては、( 1 ´ ) 送信音圧を適度に大きくして、パフュージョンレベルの低速血流は検出されない、供給速度の比較的速い血管系の血流のみを検出する、( 2 ´ ) 同様に供給速度の比較的速い血管系の血流のみが検出される程度の間歇送信間隔にする、( 3 ´ ) ハーモニック信号のみでなく、流速を検出する映像法(ドプラ法など)を用いる、といった工夫が必要となる。

10

## 【 0 0 3 9 】

上記( 1 ´ )の施策を講じた場合、存在診断に適した超音波診断条件では微細血管構造が、また質的診断に適した超音波診断条件ではパフュージョン画像が、それぞれ観察できなくなってしまう。この質的診断には、血管の微細構造がより明瞭に判別可能な診断装置のパラメータ設定がなされることが望ましいからである。

## 【 0 0 4 0 】

本実施形態に係る超音波診断装置 1 0 では、存在診断と質的診断との超音波診断条件、例えば超音波送信条件を迅速且つ簡便に切り替え可能とし、一連の診断シーケンスによって双方の診断を可能とするものである。その内容は、後述する超音波画像収集・表示処理において明らかとなる。

20

## 【 0 0 4 1 】

( M L のプログラム登録 )

次に、本超音波診断装置 1 0 が有する M L のプログラム機能について説明する。この機能は、任意の M L の組み合わせを予めプログラムとして登録するためのものである。このプログラムを選択した場合には、当該プログラムを構成する M L のみ使用するシーケンスが実行される。

## 【 0 0 4 2 】

図 3 は、M L のプログラム登録機能を説明するための概念図である。図 3 に示すように、内部記憶装置 2 9 内に M L 1 乃至 M L 7 の 7 個の機械的作用が登録されている。このとき、M L 1、M L 2、M L 6、M L 7 からなる M L リストをプログラム S e t N o . 1 と

30

## 【 0 0 4 3 】

こうして登録されたプログラムによって診断シーケンスを実行する場合には、当該プログラムを構成する M L のみ使用することが可能である。すなわち、診断シーケンス実行時において操作者がこの「 S e t N o . 1 」を呼び出した場合、例えば図 4 のように、装置 1 0 の T C S 或いはモニタ 2 5 に、 S e t N o . 1 を構成する M L のボタン 4 1 が表示される。操作者は、表示されたボタン 4 1 に対応する M L のみ使用することができ、かつ何れかの M L ボタンを選択することでパフュージョン像やバスキュラー像といった各種診断画像に好適な超音波送信条件を迅速かつ簡便に設定することができる。

## 【 0 0 4 4 】

なお、当然ではあるが、M L のボタン 4 1 の表示形態は図 4 の例に限定する趣旨ではなく、種々の表示形態を採用することが出来る。例えば、図 4 では M L の名称に用いた数字の小さい順に配列されているが、設定条件から得られる、実際の M L 値(機械的作用)の小さい順(あるいは大きい順)に自動的に配置することも可能である。また好適には、前記 M L 値のレベルをより視覚的、定量的に表現した、例えば図 5 のような表示方法も可能となっている。

40

## 【 0 0 4 5 】

また、M L のプログラム登録も図 3 の内容に限定されず、図 6 に示すように、例えば実行する(設定する)順番をも含めた M L の設定値の集合を登録することも可能である。例えば S e t N o . 2 では、M L 1 ~ M L 3 の間に条件 M L h が必ず挿入されたシーケンス

50

として登録されている。

【0046】

なお、この図6のSet No. 2が呼び出された場合、MLの変更についてはボタン1個で十分である。操作者はこのボタンを繰り返し入力するだけで、条件設定を登録された順番に変化させることができる。

【0047】

また好適には、設定するMLをスキップするためのボタンが設けられていることが望ましく、シーケンスの初めに戻る「リセット」ボタンなども並置されることが望ましい。

【0048】

また、登録された各設定条件に対して、個別の「属性」を登録できる構成であってもよい。例えば、次のMLへ遷移するためにボタン入力を条件とする属性を特定のMLに持たせる構成であってもよい。さらに、図示しないが、特定のML、例えばMLhの設定による超音波送信は、時間T秒のみ実行することとし、自動的に次の条件に遷移するといった、実行時間を個別の属性を登録可能な構成であってもよい。

【0049】

(超音波画像収集・表示処理)

次に、本超音波診断装置10によって実現される、存在診断のためのパフュージョン画像及び質的診断のためのバスキュラー画像を収集するための診断シーケンスについて、図7乃至図12を参照しながら説明する。

【0050】

図7(a)、(b)、(c)は、それぞれ図6のSet No. 3、Set No. 4、Set No. 5の各プログラムを使用した場合の超音波送信に関する動作シーケンスを示した図である。また、図8、図9、図10は、それぞれ図6のSet No. 3、Set No. 4、Set No. 5の各プログラムを使用した場合の制御プロセッサ27の動作手順を示すフローチャートである。

【0051】

まず、図7(a)及び図8を参照しながら、プログラムSet No. 3を使用した場合の診断シーケンスについて説明する。

【0052】

図8に示すように、操作者の所定の入力操作に応じてプログラムSet No. 3が選択されると、内部記憶装置29からSet No. 3が読み出され、制御プロセッサ27のワーキングメモリに設定される(ステップS1)。

【0053】

Set No. 3が設定されると、造影剤が注入され(ステップS2)、登録された内容に従って超音波送信が制御される。ステップS2において注入する造影剤の好適な代表例として、「SonoVue(BRI)」があげられるが、これに限定する趣旨ではない。例えばその他、「Levovist, Optison, Sonazoid」等も使用することが可能である。

【0054】

まず、存在診断を目的とした組織パフュージョン像の収集に好適なML1による超音波送信が実行され、パフュージョン動画像の収集・表示が行われる(ステップS3)。このML1による超音波送信により、診断部位の位置合わせ及び、造影剤が新規に流入してゆく様子と、それが組織全体に行き渡るいわゆるパフュージョン像をリアルタイムで観察することができる。尚、ML1の値は超音波装置に設けられている送信ゲイン調整用のボリュームつまみへの入力に応じて順次値が変わるようにしても良い。

【0055】

次に、例えば所定の条件変更ボタンによりMLの変更指示を入力すると、設定条件はMLhへ変化する。これにより当該MLhによる超音波送信が実行され、観察領域の造影剤バブルが破壊され一掃される(ステップS4)。従って、次段の診断において、観察領域に新規に造影剤が流入する様子を観察することができる。

10

20

30

40

50



## 【 0 0 5 6 】

なお、図 7 ( a ) の示すように、本例では M L h の属性は「 1 秒」と設定されており、 1 秒後には自動的に次の条件 M L 2 に切り替わる。

## 【 0 0 5 7 】

続いて、質的診断を目的とした、供給速度の比較的速い血管系の血流の観察に好適な M L 2 による超音波送信が実行され、リアルタイムのバスキュラー動画像の収集・表示が行われる ( ステップ S 5 ) 。この M L 2 による超音波送信により、造影剤が次第に血管に流入し、血管内の輝度が徐々に増加してゆく様子をリアルタイムで観察することができる。

## 【 0 0 5 8 】

次に、送信条件変更スイッチをもう一度押すことにより、再び M L 1 による超音波送信が実行され、リアルタイムの超音波動画像が表示される。この時、流量の多い血管内は造影剤が高濃度で流入するため高輝度で表示され、組織部分はパフュージョンにより輝度が徐々に増加する様子が表示される ( ステップ S 6 ) 。

10

## 【 0 0 5 9 】

以上述べた手順を経て、S e t N o . 3 に基づく超音波画像収集・表示が終了する。この診断シーケンスは、ボタン入力等により診断シーケンス終了の指示が行われるまで繰り返し行うようにしても良い。又、S e t N o . 3 による診断シーケンスを終了した場合、及び S e t N o . 3 による診断シーケンスを開始する前においては、通常の超音波送受信、例えば B モードによる画像収集が実行されることが好ましい。

## 【 0 0 6 0 】

20

次に、図 7 ( b ) 及び図 9 を参照しながら、プログラム S e t N o . 4 を使用した場合の診断シーケンスについて説明する。

## 【 0 0 6 1 】

図 9 に示すように、操作者の所定の入力操作に応じてプログラム S e t N o . 4 が選択されると、内部記憶装置 2 9 から S e t N o . 4 が読み出され、制御プロセッサ 2 7 のワーキングメモリに設定される ( ステップ S 1 ' ) 。

## 【 0 0 6 2 】

続いて、図 8 のステップ S 2 乃至ステップ S 4 と同様の内容にてステップ S 2 ' 乃至ステップ S 4 ' が実行される ( ステップ S 2 ' 乃至ステップ S 4 ' ) 。

## 【 0 0 6 3 】

30

続いて、質的診断を目的とした、供給速度の比較的速い血管系の血流の観察に好適な M L 3 による超音波送信が実行され、バスキュラー動画像が収集される ( ステップ S 5 ' ) 。この M L 3 による超音波送信により、造影剤が次第に血管に流入し、血管内の輝度が徐々に増加してゆく様子をリアルタイムで観察することができる。なお、図 7 ( b ) に示すように S e t N o . 4 での M L 3 の属性は「 1 0 秒」と設定されている。従って、1 0 秒後には自動的に次の設定条件 M L 2 に遷移する。

## 【 0 0 6 4 】

続いて、質的診断を目的として、M L 3 よりも低い M L 2 による超音波送信が実行され、バスキュラー動画像の収集・表示が行われる ( ステップ S 6 ' ) 。この M L 2 による超音波送信により、M L 3 の場合と比較して、より微細で低流速の血管系を好適に描出したバスキュラー動画像をリアルタイムで観察することができる。M L 2 と M L 3 では造影剤の破壊能力が異なるため、造影剤の血管に流入による輝度変化の速度が異なる超音波動画像が得られる。M L 2 は M L 3 より造影剤の破壊能力が低いいため、M L 3 の時に比べて血管部分の輝度変化の速度が速くなる。このように M L 2 と M L 3 で輝度変化速度の異なる超音波動画像が得られるので、造影剤の状態を良好に観察することができる。なお、図 7 ( b ) に示すように S e t N o . 4 での M L 2 の属性も「 1 0 秒」と設定されている。従って、1 0 秒後には自動的に次の設定条件 M L 1 に遷移する。

40

## 【 0 0 6 5 】

次に、再び M L 1 による超音波送信が実行され、再度組織パフュージョン動画像をリアルタイムで観察することができる ( ステップ S 7 ' ) 。

50

## 【 0 0 6 6 】

以上述べた手順を経て、Set No. 4に基づく超音波画像収集・表示が終了する。なお、Set No. 4による診断シーケンスを終了した場合、及び開始する前においては、上述の如く通常の超音波送受信、例えばBモードによる画像収集が実行されることが好ましい。

## 【 0 0 6 7 】

次に、図7(c)及び図10を参照しながら、プログラムSet No. 5を使用した場合の診断シーケンスについて説明する。この診断シーケンスでは、存在診断のための超音波送信と質的診断のための超音波送信との間の切り替えにおいて、設定条件MLhによる1秒間のフラッシュ送信を挿入する。これにより観察領域の造影剤を一掃することができ、あらたに当該観察領域に造影剤が流入する様子を観察することができる。

10

## 【 0 0 6 8 】

図10に示すように、操作者の所定の入力操作に応じてプログラムSet No. 5が選択されると、内部記憶装置29からSet No. 5が読み出され、制御プロセッサ27のワーキングメモリに設定される(ステップS1')。

## 【 0 0 6 9 】

続いて、図8のステップS2乃至ステップS4と同様の内容にてステップS2'乃至ステップS4'が実行される(ステップS2'乃至ステップS4')。

## 【 0 0 7 0 】

次に、質的診断を目的とした、供給速度の比較的速い血管系の血流のみの検出に好適なML3による超音波送信が実行され、バスキュラー像動画の収集・表示が行われる(ステップS5')。このML3による超音波送信により、造影剤が次第に血管に流入してゆく様子をバスキュラー動画にてリアルタイムで観察することができる。なお、ここでもML3の属性は「10秒」と設定されている。従って、10秒後には自動的に次の設定条件MLhに遷移する。

20

## 【 0 0 7 1 】

続いて、ステップS5'の10秒間において蓄積された造影剤を破壊すべく、条件MHhによるフラッシュ送信が実行される(ステップS6')。このMLhによる超音波送信は、ステップS4'と同様に1秒間実行され、自動的に次の設定条件ML2に遷移する。

30

## 【 0 0 7 2 】

続いて、質的診断を目的として、ML3よりも低いML2による超音波送信が実行され、バスキュラー動画の収集・表示が行われる(ステップS7')。このML2による超音波送信により、ML3の場合と比較して、より微細で低流速の血管系を好適に描出したバスキュラー像をリアルタイムで観察することができる。図7(c)に示すように、このML2の属性も「10秒」と設定されており、10秒後には自動的に次の設定条件MLhに遷移する。

## 【 0 0 7 3 】

続いて、ステップS7'の10秒間において蓄積された造影剤を破壊すべく、条件MHhによるフラッシュ送信が1秒間実行された後(ステップS8')、自動的に次の設定条件ML1に遷移する。

40

## 【 0 0 7 4 】

次に、再びML1による超音波送信が実行され、あらたに造影剤が蓄積していく組織パフュージョン像をリアルタイムで観察することができる(ステップS9')。

## 【 0 0 7 5 】

以上述べた手順を経て、Set No. 5に基づく超音波画像収集・表示が終了する。終了後は、通常の超音波送受信、例えばBモードによる画像収集が実行されることが好ましい。

## 【 0 0 7 6 】

上記各存在診断及び質的診断のためのシーケンス実行時においては、次に説明する形態に

50

てパフュージョン動画像及びバスキュラー動画像をモニタ２５に表示することが可能である。

【００７７】

図１１は、パフュージョン動画像とバスキュラー動画像とをモニタ２５に同時に並べて表示する表示形態を示した図である。図１１に示すように、表示モニタ２５は２分割表示され、その半分はパフュージョン像に、もう一方がバスキュラー像に割り当てられ、同時に表示される。

【００７８】

図１１に示す形態においては、「どちらを主眼にした条件設定なのか」を判断するための属性を、送信の設定条件ＭＬ毎に操作者が任意に設定することができる。診断シーケンスにおいて、送信の設定条件ＭＬに割り当てられた属性がパフュージョン観察であればパフュージョン像が、属性がバスキュラー観察であればバスキュラー像が、自動的にアクティブな表示画面（リアルタイムの動画を表示する画面）に切り替わる。通常超音波診断システムでは、アクティブでない画面は過去に収集された最新の画像がキャプチャーされている。従って、操作者は、パフュージョン像とバスキュラー像を同一画面で同時に観察することが可能となる。

10

【００７９】

また、図１２に示すように、キャプチャーされたパフュージョン像、バスキュラー像のそれぞれについて、互いに空間的な位置を合わせ重畳して表示することもできる。なお、両者の識別の視認性を高めるために、パフュージョン像、バスキュラー像にカラーコーディングを施し、別な色相のスケールで表示するのがよい。これにより、パフュージョンを含む組織エコー像の中で血管血流の構造が極めて明瞭に観察できるようになり、診断がより容易となる。

20

【００８０】

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。

【００８１】

既述の様に、一般的には、存在診断すなわち組織パフュージョン像を得るためには、図１３に示すようにＭＬを小さくした送信を行い、マイクロバブルの消失を低減させる必要がある。一方、質的診断を行うには、図１４に示すようにＭＬを比較的大きくし、供給速度の比較的速い血管系の血流すなわちバスキュラーのみを検出できるようにする。両者の設定は同時には行えず、従来の超音波診断装置においては、操作者が例えば送信音圧レベルのダイヤルを回すなどをして、各々の設定に遷移させる。しかしながら、ＭＬを左右するパラメータは送信音圧のみではないので、操作者は音圧の他に、周波数などのボタンを同時に操作しなくてはならない。

30

【００８２】

これに対し、本超音波診断装置では、コントラストエコー法において、存在診断と質的診断に最適な送信条件を各々設定し、適宜切り替える診断シーケンスに従って超音波画像収集処理を行う。このとき、送信条件の切り替えは、予め登録されたプログラムに従って操作者の変更ボタンからの指示のみにより、或いは自動的に実行される。従って、最適な送信条件の相反する存在診断プロトコルと質的診断プロトコルとを、迅速かつ簡単に一回の診断シーケンスにおいて実行することが可能である。その結果、存在診断プロトコルによって占拠性疾患（腫瘍）を見つけ、質的診断プロトコルによってその占拠性疾患の鑑別を行うことができる。

40

【００８３】

また、存在診断と質的診断との間に適宜フラッシュ送信を実行することにより、高輝度のエコー信号による超音波画像を収集することができ、かつ次段の存在診断又は質的診断において新規に造影剤が観察領域に流入する状態を観察することができる。

【００８４】

本超音波診断装置では、任意のＭＬの組み合わせを予めプログラムとして登録する機能を有している。従って、操作者は、任意のシーケンスを定義することができ、当該シーケ

50

スに従って存在診断と質的診断を容易かつ迅速に実行することができる。

【0085】

存在診断と質的診断とを含む一連の診断シーケンスに従って収集されたパフュージョン像、バスキュラー像は、同時に並べて表示、又は互いに空間的な位置を合わせ重畳して表示される。従って、観察者は、容易にパフュージョン像とバスキュラー像とを比較することができる。

【0086】

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。また、各実施形態は可能な限り適宜組み合わせ、その場合組み合わせられた効果が得られる。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。

【0087】

【発明の効果】

以上本発明によれば、一回の診断シーケンスにおいて、存在診断と質的診断とを行うことが可能な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、本実施形態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、内部記憶装置29内に予め登録された各超音波送信条件（送信電圧、送信周波数、送信フレームレート）の一例である。

【図3】図3は、MLのプログラム登録機能を説明するための概念図である。

【図4】図4はSet No. 1を構成するMLのボタン41の表示形態の一例である。

【図5】図5はSet No. 1を構成するMLのボタン41の表示形態の他の例である。

【図6】図6は、MLのプログラム登録の他の例を説明するための図である。

【図7】図7(a)は、図6のSet No. 3を使用した場合の超音波送信に関する動作シーケンスを示した図である。図7(b)は、図6のSet No. 4を使用した場合の超音波送信に関する動作シーケンスを示した図である。図7(c)は、図6のSet No. 5を使用した場合の超音波送信に関する動作シーケンスを示した図である。

【図8】図8は、図6のSet No. 3を使用した場合の制御プロセッサ27の動作手順を示すフローチャートである。

【図9】図9は、図6のSet No. 4を使用した場合の制御プロセッサ27の動作手順を示すフローチャートである。

【図10】図10は、図6のSet No. 5を使用した場合の制御プロセッサ27の動作手順を示すフローチャートである。

【図11】図11は、パフュージョン画像とバスキュラー画像とをモニタ25に同時に並べて表示する表示形態を示した図である。

【図12】図12は、パフュージョン画像とバスキュラー画像との空間位置を対応させて重畳させ、合成画像として表示する表示形態を示した図である。

【図13】図13は、本超音波診断装置の効果を説明するための図である。

【図14】図14は、本超音波診断装置の効果を説明するための図である。

【符号の説明】

10...超音波診断装置

13...超音波プローブ

15...送信回路

17...受信回路

10

20

30

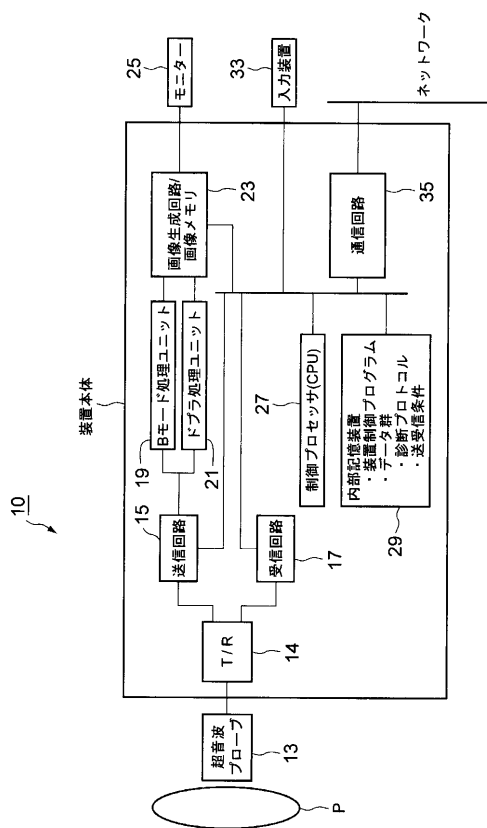
40

50

- 1 9 ... B モード処理系
- 2 1 ... カラーグラフィック処理系
- 2 2 ... 装置本体
- 2 3 ... 画像メモリ
- 2 5 ... モニタ
- 2 5 ... 表示モニタ
- 2 7 ... 制御プロセッサ
- 2 9 ... 内部記憶装置
- 3 3 ... 入力装置
- 3 5 ... 通信装置
- 4 1 ... ボタン

10

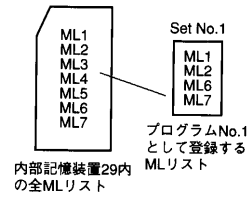
【図 1】



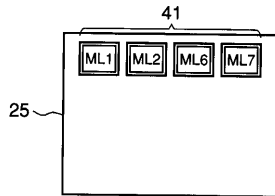
【図 2】

機械的作用	送信電圧	送信周波数	送信フレームレート
ML 1	5 V	3 MHz	10 Hz
ML 2	10 V	4 MHz	30 Hz
ML 3	20 V	4 MHz	30 Hz
ML 4	30 V	4 MHz	30 Hz
ML h	100 V	2 MHz	40 Hz

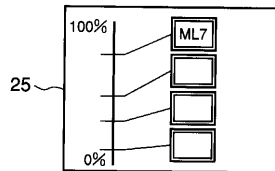
【図 3】



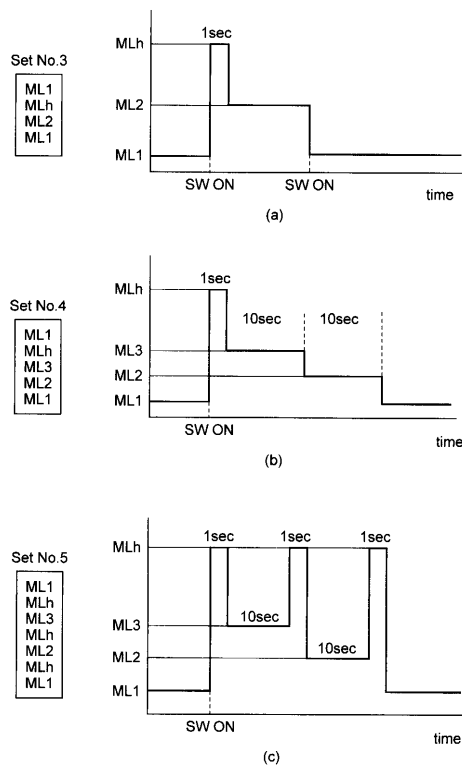
【図 4】



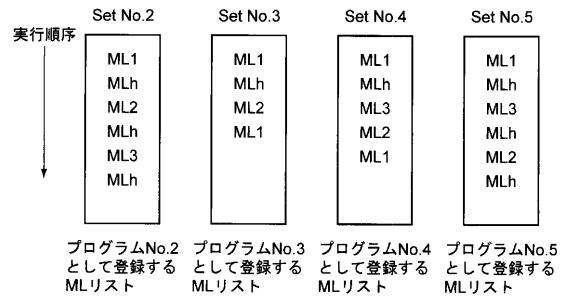
【図 5】



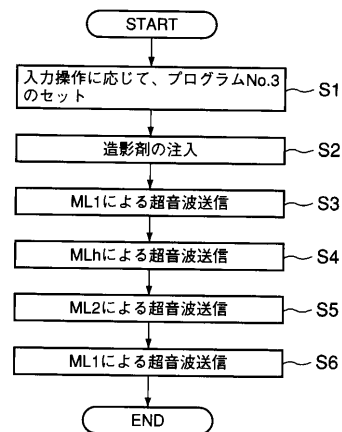
【図 7】



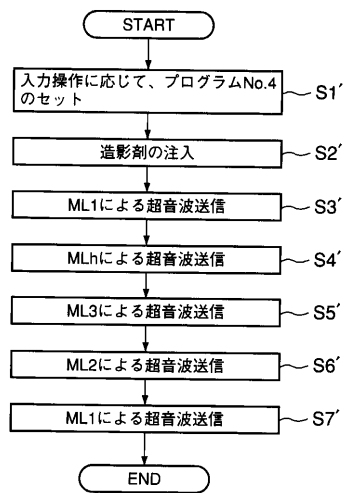
【図 6】



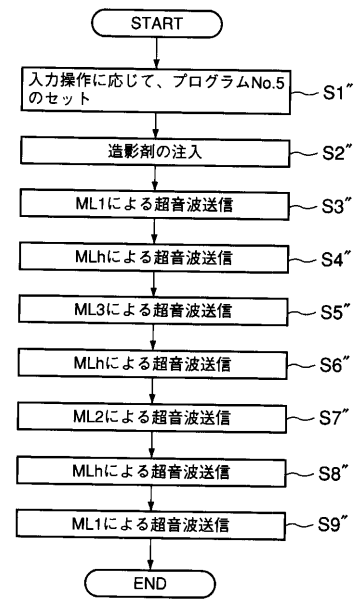
【図 8】



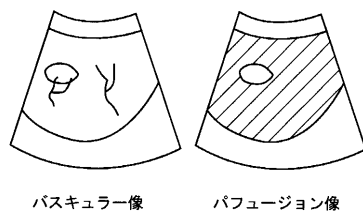
【図 9】



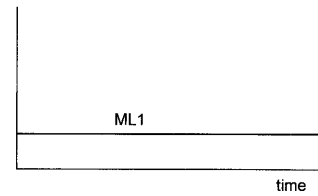
【図 10】



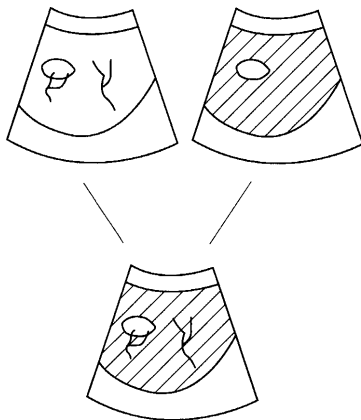
【図 11】



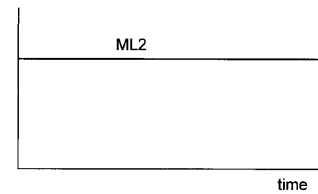
【図 13】



【図 12】



【図 14】



---

フロントページの続き

- (72)発明者 中屋 重光  
栃木県大田原市下石上字東山1385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字東山1385番の1 株式会社東芝那須工場内
- (72)発明者 森安 史典  
東京都新宿区新宿6丁目15番6号

審査官 右 高 孝幸

- (56)参考文献 特開平9-84786 (JP, A)  
特開平9-164138 (JP, A)  
特開平11-253449 (JP, A)  
特開平11-318900 (JP, A)  
国際公開第99/66840 (WO, A1)  
国際公開第00/66000 (WO, A1)  
佐藤武史, Dynamic Flow の技術解説, メディカルレビュー, 東芝メディカル株式会社, 2001年 2月25日, 第25巻、第1号, 29-33  
神山直久, フラッシュエコーの原理と特徴, 臨床検査 増刊号, 株式会社 医学書院, 2001年10月30日, 第45巻、第11号, 1215-1218

- (58)調査した分野(Int.Cl., DB名)  
A61B 8/06



专利名称(译)	超声诊断设备		
公开(公告)号	<a href="#">JP3863414B2</a>	公开(公告)日	2006-12-27
申请号	JP2001358371	申请日	2001-11-22
[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	中屋重光 神山直久 森安史典		
发明人	中屋 重光 神山 直久 森安 史典		
IPC分类号	A61B8/06 A61B8/00		
CPC分类号	A61B8/481 A61B8/06 A61B8/08 A61B8/463 A61B8/54 A61B8/585		
FI分类号	A61B8/06 A61B8/14		
F-TERM分类号	4C301/CC02 4C301/DD01 4C301/DD02 4C301/DD11 4C301/EE11 4C301/HH01 4C301/HH02 4C301/HH03 4C301/HH11 4C301/JB35 4C301/JB46 4C301/KK13 4C301/KK21 4C601/DD03 4C601/DE01 4C601/DE06 4C601/EE09 4C601/HH04 4C601/HH05 4C601/HH14 4C601/JB28 4C601/JB34 4C601/KK12 4C601/KK18 4C601/KK23 4C601/KK25 4C601/KK27 4C601/LL38		
代理人(译)	河野 哲 中村诚		
其他公开文献	JP2003153900A		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

#### 摘要(译)

要解决的问题：提供一种超声诊断设备，用于呈现能够进行存在诊断和定性诊断的诊断序列。解决方案：在对比回波方法中，响应于诊断序列执行超声图像采集处理，利用该诊断序列，分别设置和适当地改变用于存在诊断的最佳发送条件ML1和用于定性诊断的最佳发送条件ML2或ML3。-过度。在这种情况下，发送条件自动地或者仅通过响应于先前登记的程序的操作员使用改变按钮的指示来改变。当诊断在存在状态和定性状态之间转换时，通过发送条件MLh执行闪光传输，以便当其新流入观察区域时观察造影剂。

機械的作用	送信電圧	送信周波数	送信フレームレート
ML 1	5 V	3 MHz	10 Hz
ML 2	10 V	4 MHz	30 Hz
ML 3	20 V	4 MHz	30 Hz
ML 4	30 V	4 MHz	30 Hz
ML h	100 V	2 MHz	40 Hz