

(19)日本国特許庁 (J P)

(12) 公 開 特 許 公 報 (A)

(11)特許出願公開番号

特開2002 - 65673

(P2002 - 65673A)

(43)公開日 平成14年3月5日(2002.3.5)

(51) Int.Cl. ⁷	識別記号	F I	テ-マコード* (参考)
A 6 1 B 8/06		A 6 1 B 8/06	4 C 3 0 1
8/14		8/14	5 B 0 5 7
G 0 6 T 1/00	290	G 0 6 T 1/00	5 L 0 9 6
7/20		7/20	A

審査請求 未請求 請求項の数 7 O L (全 8 数)

(21)出願番号 特願2000 - 262376(P2000 - 262376)

(22)出願日 平成12年8月31日(2000.8.31)

(71)出願人 000153498

株式会社日立メディコ

東京都千代田区内神田1丁目1番14号

(72)発明者 玉野 聡

東京都千代田区内神田一丁目1番14号 株式
会社日立メディコ内

(74)代理人 100098017

弁理士 吉岡 宏嗣

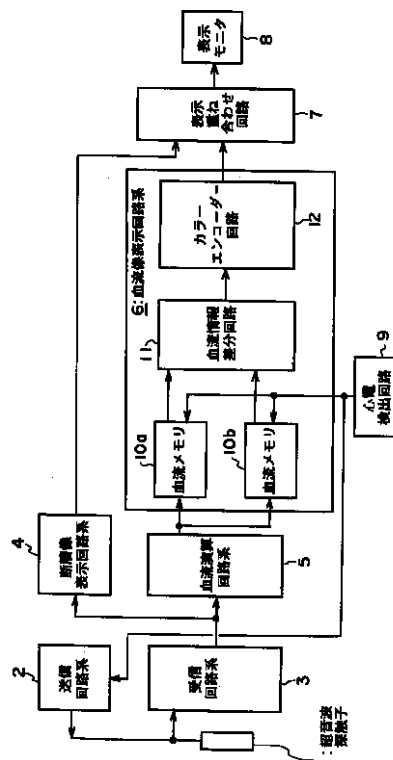
最終頁に続く

(54)【発明の名称】 超音波診断像表示方法及び超音波診断装置

(57)【要約】

【課題】 造影剤の造影効果を画像表示可能にする。

【解決手段】 超音波造影剤が注入された血管を含む被検体の部位に、超音波探触子(1)を介して送信フォーカス処理した送信波を周期的に送信し(2)、超音波探触子から出力される受信波を受信フォーカス処理し(3)、受信フォーカス処理された受信信号のドブラ周波数偏移に基づいて血流情報を演算し(5)、血流情報の演算結果を送信波の送信周期に対応させて複数周期にわたって蓄積し(10a、10b)、異なる送信周期に係る2つの演算結果の差分を求め(11)、求めた差分に応じて画像表示に色付けをして画像を生成する(12)。



【特許請求の範囲】

【請求項 1】 超音波造影剤が注入された血管を含む被検体の部位に、超音波探触子を介して送信フォーカス処理した送信波を周期的に送信し、前記超音波探触子から出力される受信波を受信フォーカス処理し、該受信フォーカス処理された受信信号のドブラ周波数偏移に基づいて血流情報を演算し、該血流情報の演算結果を前記送信波の送信周期に対応させて複数周期にわたって蓄積し、異なる送信周期に係る 2 つの演算結果の差分を求め、該求めた差分に応じて画像表示態様を定め、該画像表示態様に基

づいて画像を生成することを含んでなる超音波血流像表示方法。

【請求項 2】 前記送信周期は、心電波形の周期に同期させることを特徴とする請求項 1 に記載の超音波血流像表示方法。

【請求項 3】 超音波造影剤が注入された血管を含む被検体の部位に超音波を送受信する超音波探触子と、該超音波探触子に送信波の送信フォーカス処理をして周期的に送信する送信手段と、前記超音波探触子から出力される受信波の受信フォーカス処理をする整相手段と、該受信フォーカス処理された受信信号のドブラ周波数偏移に基づいて血流情報を演算する血流情報演算手段と、該血流情報の演算結果を前記送信波の送信周期に対応させて複数周期にわたって記憶する記憶手段と、該記憶手段から異なる送信周期に係る 2 つの演算結果を読み出してそれらの差分を求める差分演算手段と、該求めた差分に応じて表示態様を変えて画像を生成する血流像生成手段と、該手段により生成された血流像を表示する表示手段とを備えてなる超音波診断装置。

【請求項 4】 前記表示手段は、前記受信フォーカス処理された受信信号に基づいて再構成される断層像に重ねて前記血流像を表示することを特徴とする請求項 3 に記載の超音波診断装置。

【請求項 5】 前記血流像生成手段は、前記差分に応じて表示画像の色付けを変えることを特徴とする請求項 3 又は 4 に記載の超音波診断装置。

【請求項 6】 前記送信周期は、心電波形の周期に同期させることを特徴とする請求項 3 乃至 5 のいずれかに記載の超音波診断装置。

【請求項 7】 超音波造影剤が注入された血管を含む被検体の部位に超音波を送受信する超音波探触子と、該超音波探触子に送信波の送信フォーカス処理をして心拍周期に同期させて送信する送信手段と、前記超音波探触子から出力される受信波の受信フォーカス処理をする整相手段と、該受信フォーカス処理された受信信号のドブラ周波数偏移に基づいて血流情報を演算する血流情報演算手段と、該血流情報の演算結果を前記心拍周期に対応させて複数周期にわたって記憶する第 1 の記憶手段と、該記憶手段から互いに前後する前記心拍周期に係る 2 つの演算結果を読み出してそれらの差分を求める差分演算

手段と、該求めた差分を前記心拍周期に対応させて複数周期にわたって記憶する第 2 の記憶手段と、該第 2 の記憶手段の複数周期分の差分に従って周期ごとに表示態様を変えて画像を生成する血流像生成手段と、該手段により生成された血流像を表示する表示手段とを備えてなる超音波診断装置。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】本発明は、超音波診断像表示方法及び超音波診断装置に係り、具体的には生体内の血流像を表示する技術に関する。

【0002】

【従来の技術】超音波診断装置は、被検体内に超音波を送信し、診断部位から反射するエコー信号を受信し、その受信信号に基づいて診断部位における超音波診断像ないし超音波画像と称される画像を再構成して表示装置に表示することにより、生体の様々な診断に資するものである。例えば、生体内の血流の動きを計測し、その血流動態（血流速度、速度分散、反射強度、等）を可視化した血流像を表示し、的確な診断を行うことが提案されている。

【0003】このような超音波血流計測は、例えば、特開昭 61 - 191345 号公報、特開昭 61 - 191346 号公報又は特開昭 63 - 257534 号公報等に記載されているように、生体内の同一方向に超音波送受信を繰り返し、エコー信号から血流の速度に応じてドブラ偏移を受けた周波数信号を検出し、そのドブラ偏移量に基づいて血流の速度等の血流情報を演算により求める。この血流情報を二次元断層像全体にわたって演算し、これに基づいて二次元の血流像を構成して、例えば断層像などに重ねて表示することが行なわれている。特に、血流に係るエコー信号の強度を高くすべく、超音波造影剤を血管内に注入して血流の反射強度を大きくして、振幅の大きなドブラ信号を得ることも行なわれている。

【0004】

【発明が解決しようとする課題】しかしながら、従来の超音波血流計測においては、造影剤の位置変化等の造影効果を表示することについて配慮されていない。したがって、例えば、造影剤の生体内の浸達の時間的变化を観察し、血液が流れていない部位を観察できれば、診断を一層的確に行なえるという要望に応えることができない。

【0005】本発明は、造影剤の造影効果を画像表示可能にすることを課題とする。

【0006】

【課題を解決するための手段】本発明は、上記課題を解決するため、超音波造影剤が注入された血管を含む被検体の部位に、超音波探触子を介して送信フォーカス処理した送信波を周期的に送信し、前記超音波探触子から出力される受信波を受信フォーカス処理し、該受信フォー

カス処理された受信信号のドブラ周波数偏移に基づいて血流情報を演算し、該血流情報の演算結果を前記送信波の送信周期に対応させて複数周期にわたって蓄積し、異なる送信周期に係る 2 つの演算結果の差分を求め、該求めた差分に応じて画像表示態様を定め、該画像表示態様に基づいて画像を生成することを特徴とする。

【0007】すなわち、異なる送信周期に係る 2 つの血流情報の演算結果の差分は、それら送信周期の時間差に対応した超音波造影剤の位置変化に相当するものになる。特に、超音波造影剤の到達位置における血流情報の差分は大きな値となるので、これを画像化することにより超音波造影剤の位置変化を表示画面上で容易に視認することができる。つまり、超音波造影剤が血管内を動く様子がわかり、また造影剤効果が生じない部位が明確になるので、例えば心筋の虚血状況等の病変診断に役立つことになる。

【0008】ここで、送信周期は、心電波形の周期に同期させることができる。特に、心電波形の R 波に同期させて超音波を送信し、その受信信号に同期して血流情報の演算をすることが好ましい。血流情報としては、血流速度、血流速度分散、血流反射強度、等が知られている。

【0009】具体的な超音波診断装置は、超音波造影剤が注入された血管を含む被検体の部位に超音波を送受信する超音波探触子と、該超音波探触子に送信波の送信フォーカス処理をして周期的に送信する送信手段と、前記超音波探触子から出力される受信波の受信フォーカス処理をする整相手段と、該受信フォーカス処理された受信信号のドブラ周波数偏移に基づいて血流情報を演算する血流情報演算手段と、該血流情報の演算結果を前記送信波の送信周期に対応させて複数周期にわたって記憶する記憶手段と、該記憶手段から異なる送信周期に係る 2 つの演算結果を読み出してそれらの差分を求める差分演算手段と、該求めた差分に応じて表示態様を変えて画像を生成する血流像生成手段と、該手段により生成された血流像を表示する表示手段とを備えて構成することができる。

【0010】この場合において、表示手段は、受信フォーカス処理された受信信号に基づいて再構成される通常の断層像（例えば、B モード像）に重ねて、血流像を表示することができる。これによれば、超音波造影剤が到達しない生体内の部位を容易に特定できる。

【0011】また、血流像生成手段において、血流情報の差分に応じて表示画像の色付けを変えることができ、これによれば視認性を向上できる。

【0012】また、超音波の送信周期は、及び血流情報の演算周期は、心電波形の周期に同期させることが好ましい。しかし、これに限られるものではなく、診断の必要性に応じて、心電波形の任意の時相に同期させるようにしてもよく、あるいはタイマーなどによる一定周期に

同期させるようにしてもよい。

【0013】

【実施の形態】（第1の実施の形態）以下、本発明に係る一実施の形態の超音波診断像表示方法を適用してなる超音波診断装置について、図 1 乃至図 3 用いて説明する。図 1 は、超音波診断装置の一実施の形態を示すブロック構成図である。図示のように、超音波診断装置は、被検体の計測対象の部位に超音波を送受信する超音波探触子 1 と、この超音波探触子 1 に送信波の送信フォーカス処理をして送信する送信手段である送信回路系 2 と、超音波探触子 1 から出力される受信波の受信フォーカス処理をする整相手段を含んでなる受信回路系 3 とを有して構成されている。また、受信回路系 3 により整相処理された受信信号を入力とし、受信信号に基づいて超音波断層像（例えば、B モード像）を再構成する断層像表示回路系 4 と、受信信号のドブラ周波数偏移に基づいて血流情報を演算する血流情報演算手段である血流演算回路系 5 と、血流演算回路系 5 の演算結果に基づいて血流像を生成する血流像生成手段である血流像表示回路系 6 とを有して構成されている。そして、断層像表示回路系 4 と血流像表示回路系 6 により生成された超音波断層像及び血流像は表示重ね合わせ回路 7 に入力され、ここにおいて両者の画像が重ね合わせられ、表示モニタ 8 に表示出力されるようになっている。

【0014】本発明の特徴に係る血流像表示回路系 6 は、血流演算回路系 5 から出力される血流の演算結果を記憶する 2 つの血流メモリ 10 a , 10 b と、この血流メモリ 10 a , 10 b に記憶されている 2 つの演算結果を読み出してそれらの差分を求める差分演算手段である血流情報差分演算回路 11 と、これにより求めた血流情報の差分に応じて画像の表示態様（本実施形態では、色付）を変えて画像を生成する血流像生成手段であるカラーエンコーダー回路 12 とを備えて構成されている。また、心電検出回路 9 から心電波形に同期した同期信号が送信回路系 2 と血流メモリ 10 a , 10 b に入力されている。

【0015】このように構成される超音波診断装置の詳細構成と動作について、超音波造影剤を血管に注入して血流計測を行なう場合を例にして、次に説明する。超音波探触子 1 は被検体内に超音波を送信するとともに、被検体内からの超音波の反射波を受信する機能を備えており、超音波を打ち出すとともに反射波を受信する複数の振動子を有して構成されている。送信回路系 2 は、超音波探触子 1 に対して超音波の送信を行なうものであり、複数の振動子を駆動して複数チャンネルの超音波を送信するにあたって、チャンネルごとに異なった遅延時間を与える送信フォーカス処理をして送信する。特に、本実施形態の場合は、超音波造影剤が注入された血管を含む被検体の計測対象部位に、周期的に超音波の送信を行なうようになっている。ここで、超音波の送信周期は、心

電検出回路 9 から入力される心電波形に同期した信号の周期に一致させて行なわれる。心電波形の同期信号は、本実施形態では R 波に同期させた場合を説明するが、これに限らず、診断の目的に照らして必要な血流計測に応じ、任意の心時相に同期させることができる。

【0016】受信回路系 3 は、超音波探触子 1 の複数の振動子により受信された複数チャンネルの反射波を取込み、チャンネル毎に異なった遅延時間を与えてフォーカス処理、つまり整相処理を行なう。断層像表示回路系 4 では、受信回路系 3 から出力される整相処理された受信信号に基づいて、周知の手法により超音波断層像（B モード像）を再構成する。

【0017】血流演算回路系 5 は、受信回路系 3 から出力される整相処理された受信信号を用いて、周知のドプラ周波数偏移に基づいて血流動態を 2 次元について演算し、血流像として出力する。具体的には、生体内の血流速度、血流速度分散、血流反射強度、等の血流情報を演算する。この演算周期は、超音波の送信周期に対応させる。

【0018】血流演算回路系 5 において演算周期毎に得られた演算結果の血流像データは、図 2 のタイミングチャートに示すように、心電検出回路 9 から入力される同期信号に合わせて、血流メモリ 10 a、10 b に交互に書込まれるようになっている。すなわち、心電検出回路 9 からは、図 2 (a) に示す心電波形の R 波（ $R(n-1)$ 、 $R(n)$ 、 $R(n+1)$ 、 $R(n+2)$ 、 $R(n+3)$ 、...）に同期した信号が血流メモリ 10 a、10 b に入力される。例えば、心拍周期 $R(n)$ において血流情報の演算結果 $D(n)$ を血流メモリ 10 a に書込む（図 2 (b)）。この書込みと同時に、血流メモリ 10 a に書込まれた演算結果 $D(n)$ が読み出され、血流情報差分回路 11 に入力される（図 2 (c)）。一方、心拍周期 $R(n)$ において、血流メモリ 10 b からは心拍周期 $R(n-1)$ の演算結果 $D(n-1)$ が読み出され（図 2 (e)）、血流情報差分回路 11 に入力される。その結果、血流情報差分回路 11 からは、心拍周期 $R(n)$ と $R(n-1)$ の血流情報の差分演算 $D(n) - D(n-1)$ が行なわれ、カラーエンコーダ回路 12 に出力される（図 2 (f)）。同様に、心拍周期 $R(n+1)$ の同期信号に合わせて血流メモリ 10 b に演算結果 $D(n+1)$ が書込まれ（図 2 (d)）、このとき血流メモリ 10 a からは心拍周期 $R(n)$ の演算結果 $D(n)$ が読み出され（図 2 (e)）、血流情報差分回路 11 に入力される。その結果、血流情報差分回路 11 からは、心拍周期 $R(n+1)$ と $R(n)$ の血流情報の差分演算 $D(n+1) - D(n)$ が行なわれ、カラーエンコーダ回路 12 に出力される（図 2 (f)）。このようにして、前後の心拍周期における血流情報演算結果の差分が順次求められるようになっている。つまり、血流情報差分回路 11 から、前後の心拍周期における例えば、血流速度差分情報、血流速度分散差分情報、血流反射強度差分情報が求められ、カラーエン

コーダ回路 12 に出力される。

【0019】カラーエンコーダ回路 12 は、差分情報に基づいて血流像に色付を行なう。例えば、下記 (1) ~ (4) に示す基準に従って色付を行なう。

- (1) 血流反射強度差分に応じた色付け
 - (2) 血流速度差分に応じた色付け
 - (3) 血流速度分散差分に応じた色付け
 - (4) 血流反射強度差分、血流速度差分、血流速度分散差分の 2 者又は 3 者の組合わせに応じた色付け
- 色付の具体例としては、上記 (1) ~ (3) の血流情報の差分結果については、図 3 (A) に示すように、差分の結果が正ならば、正の大きさに応じて赤色→橙色→黄色に変わる赤い色調の色付けとし、差分の結果が負ならば、負の大きさに応じて、青色→緑色→そら色に変化する青い色調の色付けをし、差分が零に近い範囲では無色とする。あるいは、図 3 (B) に示すように、差分の絶対値の大きさに応じて、小さい方から無色→赤色→橙色→黄色のように変化させる。

【0020】また、上記 (4) の場合は、例えば、図 4 に示すように、第一の血流情報（図示例では、血流速度）の差分結果が正ならば赤い色調の色付けとし、負ならば青い色調の色付けとし、それぞれ絶対値の大きさに応じて輝度を高くするように変化させる。さらにその上で、第二の血流情報（例えば、血流速度分散）の絶対値に応じて緑色を付加し、その緑色の輝度を絶対値の大きさに応じて高くするように変化させる。あるいは、上述した第一の血流情報の血流速度分散と、第二の血流情報の血流速度との関係を入れ替えてもよい。

【0021】このような色付けの結果、図 5 に示すように、表示モニタ 8 に心拍ごとに超音波造影剤の造影効果が生じた部位の色が変化して表示される。同図 (A) の画像は、心拍周期 $R(n)$ 時の画像であり、左心室 15 の心筋 16 内の血管 17 内の超音波造影剤の造影効果を示している。図示のように、血管 17 内の血流像が心筋 16 の外側から順次、赤色→橙色→黄色→無色に変化していることから、造影剤が心拍ごとに心筋 16 内を左心室 15 に向かって浸達する様子が観察できる。そして、心拍周期 $R(n+1)$ になると、同図 (B) に示すように、同図 (A) の心拍周期 $R(n)$ のとき無色であった部位が黄色に変化し、同様に他の部位の色も変化する。これにより、超音波造影剤が血管内を動く様子がわかることから、心筋内の虚血状況の診断に役立つ。

（第 2 の実施の形態）図 6 に、本発明に係る第 2 の実施の形態の超音波診断像表示方法を適用してなる超音波診断装置のブロック構成図を示す。本実施の形態は、心電波形の R 波等の心拍周期に同期させて血流像の差分画像を演算表示する例である。本実施形態が図 1 の実施形態と異なる点は、血流情報差分回路 11 とカラーエンコーダ回路 12 との間に血流差分情報メモリ 13 を設けると共に、心電検出回路 9 からの心電波形に同期した信号

(同期信号)がカラーエンコーダ回路 12 と血流差分情報メモリ 13 に入力されていることにある。

【0022】このように構成される第 2 の実施形態の特徴部の詳細構成を、図 7 ~ 図 9 を参照しながら、動作と共に説明する。図 1 の実施形態と同様、心電波形の R 波に同期させて超音波を送受信することにより、計測部位の断層像と血流計測を行なう。血流演算回路系 5 と血流像表示回路系 6 の動作は、次のとおりである。図 7 に示すように、心電波形の R 波に同期させて、心拍周期 R(0)において血流演算回路 5 により演算された血流諸元 (血流速度、血流速度分散、血流反射強度、等)の演算結果 D(0)を血流メモリ 10a に書込む(図 7(a))。次の心拍周期 R(1)の演算結果 D(1)は血流メモリ 10a に書込む(図 7(b))。一方、血流メモリ 10a に書き込まれた演算結果 D(0)は、その書込みと同時に読み出され、心拍周期 R(2)の演算結果 D(2)の書込みが開始されるまで読み出し可能になっている(図 7(c))。このように、心拍周期 R(0)、R(2)、R(4)、...の演算結果は血流メモリ 10a に書き込まれ、心拍周期 R(1)、R(3)、...の演算結果は血流メモリ 10b に書き込まれ、それぞれ次の書込みが開始されるまで読み出されるようになっている(図 7(c)、(e))。血流メモリ 10a、10b から読み出された演算結果は血流情報差分回路 11 に入力され、心拍周期ごとに新しい演算結果から古い演算結果を減算して差分を求める(図 7(f))。すなわち、心拍周期ごとに D(1)-D(0)、D(2)-D(1)、...を演算し、その演算結果を血流差分情報メモリ 13 に格納する。つまり、血流差分情報メモリ 13 には、心拍周期ごとの差分情報である血流速度差分情報、血流速度分散差分情報、血流反射強度差分情報が格納される(図 7(g))。

【0023】例えば、心拍周期 R(4)の時点では、4心拍目と 3 心拍目の血流情報の差分：D(4)-D(3)と、3心拍目と 2 心拍目の血流情報の差分：D(3)-D(2)と、2心拍目と 1 心拍目の血流情報の差分：D(2)-D(1)と、1心拍目と 0 心拍目の血流情報の差分：D(1)-D(0)の情報が、格納されている。

【0024】そして、血流差分情報メモリ 13 に格納された各心拍周期ごとの差分情報は、心拍周期に同期させてカラーエンコーダ回路 12 に読み出され、図 8 に示す色付け基準に従って血流像に色付けが行なわれる。同図の例では、第 1 心拍目が赤色、第 2 心拍目が桃色、第 3 心拍目が橙色、第 4 心拍目が黄色に設定されている。その結果、図 9 に示すように、第 1 心拍目では血管部 17-1 に示すように心壁の外側に位置した造影剤が、第 4 心拍目には血管部 17-4 に示すように心壁の内側近くまで造影剤効果が達していることを確認できる。なお、色付けは、一定のしきい値以上の差分を有する画素にのみ行なうことにより、造影剤の到達位置の心拍ごとの変化が明瞭になる。

【0025】このように、図 6 の実施形態によれば、造

*造影剤の到達位置が心拍ごとに判るので、病変診断の役に立つ。

【0026】以上説明した第 1 と第 2 の実施の形態では、超音波断層像に血流象を重ねて表示する例について説明したが、超音波断層像を表示する必要がない場合は、断層像表示回路系 4 及び表示重ね合わせ回路 7 は設ける必要がない。また、超音波血流像を色付けして表示するか否かは必要に応じて選択できる。

【0027】また、第 1 と第 2 の実施の形態では、心電波形の R 波に同期させて血流像等の計測を行なう例を示したが、これに限らず、R 波から任意の心時相ずれた時点に同期して、画像の取得、表示を行なうようにしてもよい。

【0028】また、心電検出回路 9 から出力される心電波形に同期した信号に基づいて血流情報の差分等を演算し、表示する例について説明したが、これに限らず、タイマなどにより設定した任意の時間ごとに、血流情報の差分等を演算して表示するようにしてもよい。

【0029】さらに必要ならば、本発明に係る血流情報差分画像と、リアルタイムの超音波断層像あるいは通常の血流像、またはこれの組み合わせ画像を、同一表示モニタの画面の例えば左右に並べて表示するようにすることができる。

【0030】

【発明の効果】以上述べたように、本発明によれば、造影剤の造影効果を画像表示できるので、診断に役立たせることができる。

【図面の簡単な説明】

【図 1】本発明の超音波診断装置に係る一実施形態のブロック構成図である。

【図 2】図 1 の超音波診断装置の動作を説明するためのタイミングチャートである。

【図 3】図 1 の超音波診断装置に係る血流像の色付けの例を説明する図である。

【図 4】図 1 の超音波診断装置に係る血流像の色付けの他の例を説明する図である。

【図 5】図 1 の超音波診断装置に係る表示画像の例を示す図である。

【図 6】本発明の超音波診断装置に係る他の実施形態のブロック構成図である。

【図 7】図 6 に係る超音波診断装置の動作を説明するためのタイミングチャートである。

【図 8】図 6 の超音波診断装置に係る血流像の色付けの例を説明する図である。

【図 9】図 6 の超音波診断装置に係る表示画像の例を示す図である。

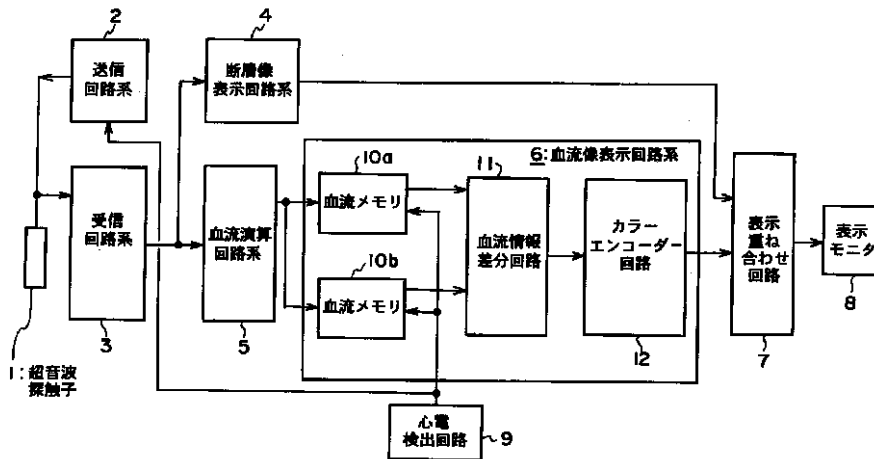
【符号の説明】

- 1 超音波探触子
- 2 送信回路系
- 3 受信回路系

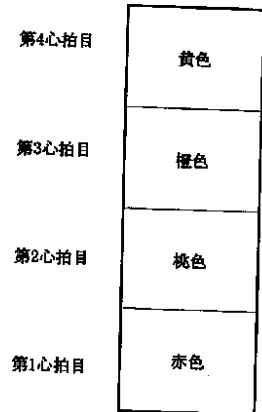
- 4 断層像表示回路系
5 血流演算回路系
6 血流像表示回路系
7 表示重ね合わせ回路
8 表示モニタ

- * 9 心電検出回路
10a, 10b 血流メモリ
11 血流情報差分回路
12 カラーエンコーダ回路
* 13 血流差分情報メモリ

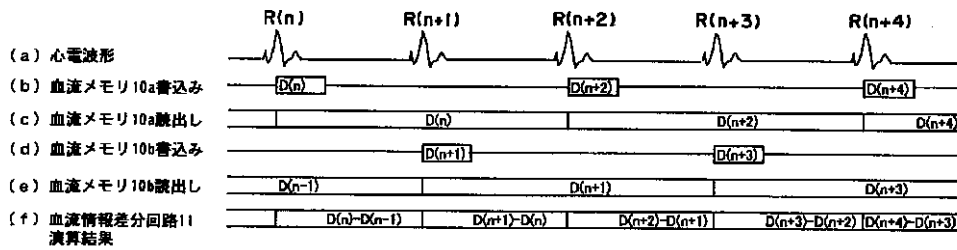
【図1】



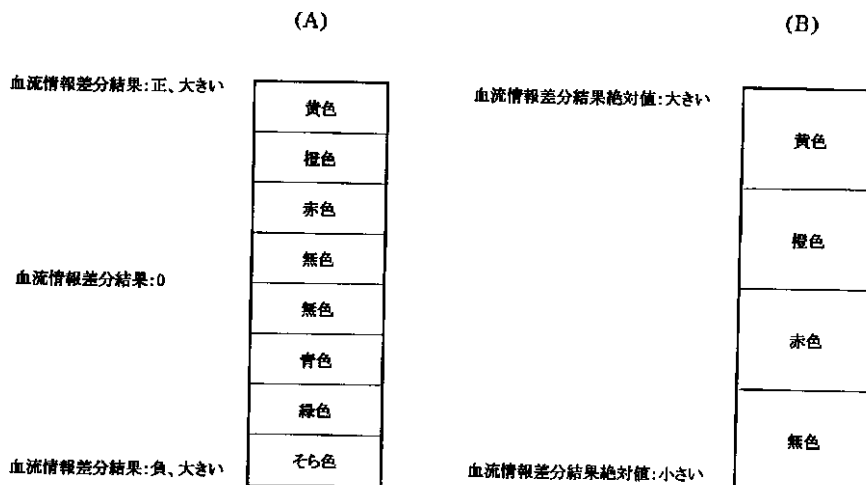
【図8】



【図2】



【図3】

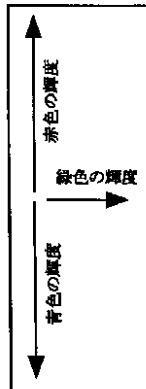


【図4】

第一の血流情報差分結果: 正、大きい
(血流速度差分情報)

第一の血流情報差分結果: 0
(血流速度差分情報)

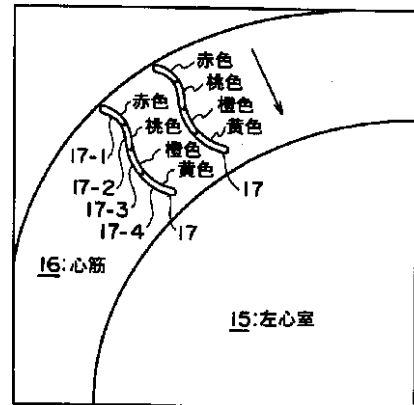
第一の血流情報差分結果: 負、大きい
(血流速度差分情報)



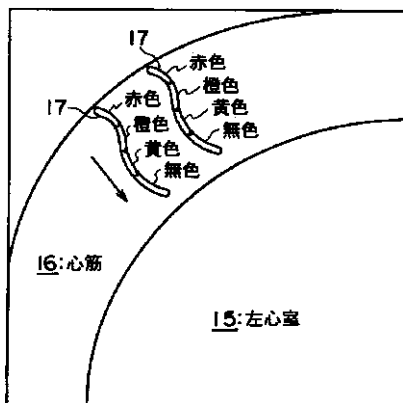
第二の血流情報
差分結果絶対値: 0

第二の血流情報
差分結果絶対値: 大きい

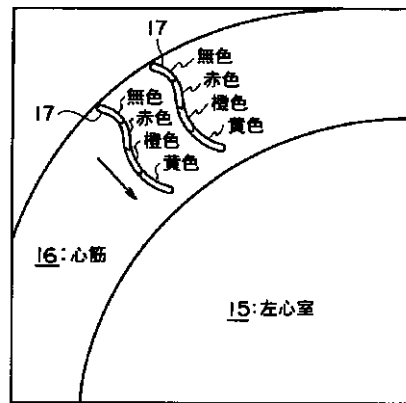
【図9】



【図5】

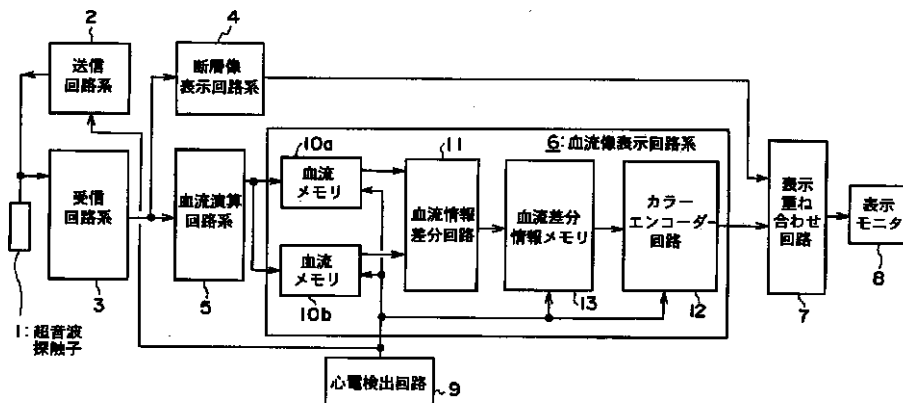


(A)



(B)

【図6】



(a) 心電波形

(b) 血流メモリ10a書込み

(c) 血流メモリ10a読出し

(d) 血流メモリ10b書込み

(e) 血流メモリ10b読出し

(f) 血流情報差分回路11 演算結果

(g) 血流差分情報メモリ13出力

(h) カラーエンコーダー回路12出力

Fターム(参考)	4C301	CC02	DD01	DD02	DD30	EE07
		FF28	HH24	JB29	KK02	KK12
			KK22	LL03	LL20	
	5B057	AA07	BA05	CA02	CA08	CA12
		CA16	CB01	CB08	CB12	CB16
		CC01	CE14	CH01	DA16	DA17
			DB02	DB05	DB09	DC32
	5L096	AA03	AA06	BA06	DA01	GA08

专利名称(译)	<无法获取翻译>		
公开(公告)号	JP2002065673A5	公开(公告)日	2007-09-20
申请号	JP2000262376	申请日	2000-08-31
[标]申请(专利权)人(译)	株式会社日立医药		
申请(专利权)人(译)	株式会社日立メデイコ		
[标]发明人	TAMANO SATOSHI 玉野 聡		
发明人	玉野 聡		
IPC分类号	A61B8/06 A61B8/14 G06T1/00 G06T7/20		
FI分类号	A61B8/06 A61B8/14 G06T1/00.290.D G06T7/20.A		
F-TERM分类号	5B057/DC32 5B057/CB16 5L096/AA03 5B057/DB09 4C301/JB29 4C301/HH24 5B057/DA16 5L096/BA06 4C301/DD01 4C301/KK02 5B057/CB08 5B057/DB05 5B057/CB01 5L096/GA08 4C301/EE07 5B057/CH01 5B057/CC01 5B057/BA05 5B057/DB02 5B057/DA17 4C301/DD02 4C301/LL03 4C301/KK22 5L096/AA06 5B057/CA16 4C301/KK12 5L096/DA01 5B057/CE14 5B057/AA07 5B057/CA02 4C301/CC02 4C301/LL20 4C301/FF28 5B057/CA12 5B057/CA08 4C301/DD30 5B057/CB12 4C601/DD03 4C601/DD30 4C601/DE01 4C601/DE06 4C601/EE04 4C601/FF08 4C601/JB34 4C601/JB45 4C601/KK02 4C601/KK12 4C601/KK18 4C601/KK19 4C601/KK23 4C601/KK24 4C601/LL01 4C601/LL02 4C601/LL04 4C601/LL40		
其他公开文献	JP2002065673A JP4705231B2		

摘要(译)

要解决的问题：显示造影剂的造影效果的图像。 解决方案：经过传输聚焦处理的传输波通过超声波探头（1）周期性地传输到对象的包括血管的区域，在该区域中注入了超声造影剂（2），并传输了超声波。从探头输出的接收波被接收焦点处理（3），基于经过接收焦点处理的接收信号的多普勒频移来计算血流信息（5），并且计算血流信息的计算结果。在与发送波（10a，10b）的发送周期相对应的多个周期上进行累加，求出与不同的发送周期有关的两个计算结果之间的差（11），并根据发现的差使图像显示着色。生成图像（12）。