(19)日本国特許庁(JP)　(12)特　許　公　報(B2)　(11)特許番号
特許第4465050号
(P4465050)
(45)発行日　平成22年5月19日(2010.5.19)　(24)登録日　平成22年2月26日(2010.2.26)

(51)Int.Cl.　F I
A61B 8/00 (2006.01)　A61B 8/00

請求項の数 1　(全 12 頁)

(21)出願番号　特願平9-179618
(22)出願日　平成9年7月4日(1997.7.4)
(65)公開番号　特開平10-75951
(43)公開日　平成10年3月24日(1998.3.24)
審査請求日　平成16年7月2日(2004.7.2)
(31)優先権主張番号　695,267
(32)優先日　平成8年8月9日(1996.8.9)
(33)優先権主張国　米国(US)

前置審査

(73)特許権者　590000248
コーニンクレッカ　フィリップス　エレクトロニクス　エヌ　ヴィ
オランダ国　５６２１　ベーアー　アインドーフェン　フルーネヴァウツウェッハ　１
(74)代理人　100087789
弁理士　津軽　進
(74)代理人　100114753
弁理士　宮崎　昭彦
(74)代理人　100122769
弁理士　笛田　秀仙

最終頁に続く

(54)【発明の名称】超音波画像化装置

(57)【特許請求の範囲】
【請求項１】
超音波造影剤を画像化するための超音波画像化装置であって、
前記超音波造影剤に超音波画像刺激を伝達し、当該造影剤から後方散乱エネルギを受けるように動作可能な超音波プローブと、
前記超音波プローブに結合され、大パワー刺激及び小パワー刺激を前記造影剤に伝達するよう前記プローブを制御するよう動作可能な送信回路と、
前記超音波プローブに結合され、受信した当該造影剤からの後方散乱エネルギに応じて、対応する大パワー刺激画像及び小パワー刺激画像を生成する受信回路と、
前記受信回路に結合され、前記大パワー及び／又は小パワー刺激画像を表示する表示器と、
を有し、
前記大パワー刺激及び小パワー刺激は、シーケンス毎に伝達され、このシーケンスは、ＥＣＧ波形によりトリガされかつ大パワー刺激で始まり複数の小パワー刺激がそれに続くシーケンスとされ、前記大パワー刺激の当該トリガに対する遅延は、シーケンスの回を経る毎に増大し、当該トリガは、Ｎ（Ｎ≧１）心搏周期毎に生じるようにした、
超音波画像化装置。
【発明の詳細な説明】
【０００１】
【産業上の利用分野】

本発明は超音波イメージング・システムに関する。特に、本発明は超音波造影剤からの応答を検出する際の感度を増すことを目的としている。

【０００２】

【従来技術及びその問題点】

医用超音波イメージング・システムは、入射する超音波エネルギーが線形応答を生ずるという前提のもとに構成されてきた。線形であるためには、システムは次の条件に従わなければならない：x1(t)がシステム入力であってy1(t)がそれに対応する出力であり、またx2(t)がシステム入力であってy2(t)がそれに対応する出力であるならば、入力(a×x1(t)＋b×x2(t))は出力(a×y1(t)＋b×y2(t))を与える。

【０００３】

現在の研究の流れは超音波エネルギーに対する非線形応答を研究することに集中している。たとえば、幾つかの造影剤は基本励起周波数の照射超音波エネルギーに対して２次高調波応答を与えることが見出だされており、このエネルギーを使用して周りの組織についての診断情報を増すことができる。２次高調波応答は、造影剤が増大する超音波圧力のもとにあって、エネルギーを基本波の他に基本周波数の高調波にも「マッピング」するとき生ずる。最近、微小泡(microbubble)ベースの造影剤が共振すると、それらが破壊されることが見出だされた。

【０００４】

Johnson他が米国特許第5,456,257号に開示している従来技術の一つの診断システムでは、患者の身体の内部におけるコーティングされた微小泡造影剤の存在が、微小泡の破壊を生ずる超音波エネルギーを送出することにより検出される。この診断システムは、微小泡の破壊を、一連の超音波送信から受取ったエコーの位相不感検波及び微分により検出する。

【０００５】

泡検出の感度を向上させ、泡の破壊を最小限にしてイメージのコントラスト効果の増大を長続きさせることができるフレーム・シーケンシング技術を設計することが望ましい。

【０００６】

【概要】

超音波エネルギーは大量の微小泡を急速に破壊することが観察されている。イメージのコントラスト効果の持続時間及び強度は通常のイメージング・フレーム・レートやパワー・レベルのもとでは大幅に減少する。超音波イメージ・フレームを種々の送信パワーで戦略的に発射し、またフレーム毎の送信ラインの数を減らすことによりイメージング・シーケンスを変えると、コントラスト効果を高める（最大強度及び持続時間を増す）ことができる。血流及び後方散乱は心搏周期を通じて変わるので、ＥＣＧでフレーム・シーケンスにトリガをかけるのが望ましいかもしれない。そのようにする代わりに、シーケンスにＥＣＧ信号でトリガをかけさせて、呼吸信号でゲートすることにより、心臓の呼吸による運動及び心臓血流の呼吸による変動を補償することが望ましいかもしれない。これらのシーケンスはカラー・ドップラ、パワー・ドップラ、または２Ｄイメージング技術に適用できるだろう。

【０００７】

【実施例】

造影剤は超音波場が存在するとき共振し、受信信号は今日の超音波スキャナにより検出されることができる。送信パワーが高くなれば、微小泡の後方散乱断面積が、特に高調波モードで大きくなり、従って入射した超音波信号の大部分が散乱する。しかし、コントラスト効果の持続時間は、おそらく微小泡の破壊が増大しそれに従って濃度が低くなるため、短くなる。このコントラスト効果を最適にするのに別のイメージング・シーケンスを使用することができる。

【０００８】

現在の超音波スキャナは解剖学的構造をリアルタイムで動的に可視化するのに毎秒約３０フレームを送信する。フレーム・レートはイメージングを行う深さ、フレーム毎の送信

ラインの数、及びイメージング周波数によって変わる。造影剤を用いてイメージングを行うとき、大パワー・フレームを伝送し、続いて一連の小パワー・フレームを伝送するのが良いであろう。小パワー・フレームはコントラスト効果を持続させながらリアルタイムでのイメージングを可能にし、大パワー・フレームは造影剤対組織（信号対雑音）比を大きくする。

【０００９】

イメージング・シーケンスを患者のＥＣＧに同期させると、一連の大パワー・フレームを戦略的に得ることができる。これらのフレームが心搏周期の同じ点、あるいは心搏周期上の違う点で発射させて、シネループ法を使用して多数の心搏周期を継ぎ合わせて完全心搏周期を得ることができる。大パワー・フレームを極小にするとコントラスト効果を持続させることができ、それにより送り出しの割合及び量の計算や壁運動解析のための心臓内境界の検出を容易にする。同時に、大パワー・フレームは心筋潅流及び、コントラストのウォッシュイン及びウォッシュアウトのような重要なタイミング・パラメータの測定を可能にする。呼吸信号を遮断することにより、患者の呼吸により心搏周期毎に生ずる心臓の移動から生ずるアーティファクトを極小にするのを助ける。オプションとして、シーケンスを基本波イメージングと高調波イメージングの混合により行ってよい。たとえば、大パワー・フレームを高調波モードで、小パワー・フレームを基本波モードで送信するのが最良である。これらのシーケンスをすべての超音波イメージング・モード－２Ｄイメージング、カラー・フロー、パワー・ドプラ・イメージング、ドプラ組織カラー化など－にわたって適用することができる。

【００１０】

その他に、送信ラインの数を制限してもコントラスト効果を増大し、持続させることができる。一般に、各超音波イメージ・フレームは別々の角度で進む100本以上の送信ラインから構成されている。送信されるライン数がもっと少ない場合、受信パス上で並列処理を行ってイメージを補填することができる。これを上述のイメージング・シーケンスと組み合わせるとより長期間のコントラスト効果が得られさえする。

【００１１】

図１は超音波イメージング機器110の機能ブロック図を示す。超音波プローブ114は受信回路116及び送信回路117に接続されている。受信回路116は更に表示装置118に接続されている。

【００１２】

動作に当って、造影剤が患者の上大静脈のような血流に注入される。造影剤は組織に対する血液プールの後方散乱を改善する。血液は黒で、組織は白である。本発明に関して説明したように、超音波イメージ・エネルギーは超音波プローブ114により心臓112に加えられる。受信イメージを使用して患者の心臓血流の特徴を明らかにすることができる。

【００１３】

図２は本方法に関する時間プロセス・フローチャートを示す。このフローチャートの各ブロックの操作は以下のようになっている：

１０：大パワー刺激を各心搏周期について印加し、イメージを受信する

２０：Ｍ個の小パワー刺激を各周期ｔ毎に印加し、イメージを処理するステップ10で、周期当り１つの大パワー・フレーム（図２ではＨで表す。図３以降についても同様）が発射され、イメージが集められる。大パワー・フレームは、オプションとして、ＥＣＧ波形によってトリガされ、またはＥＣＧによってトリガされて呼吸波形により更にゲートされる。ステップ20で、Ｍ（Ｍ≧０）個の小パワー・フレーム（図２ではＬで表す。図３以降についても同様）が大パワー・フレーム間に発射される。大パワー・フレームを別に処理してシネループに記憶させることができる。

【００１４】

図３は図２に示すプロセス・フローチャートの変形を示す。このフローチャートの各ブロックの操作は以下のような操作を行う：

１０Ａ：Ｎ回の心搏周期毎に大パワー刺激を印加し、イメージを受信する

２０：各周期ｔ毎にM個の小パワー刺激を印加してイメージを受信する
ステップ10Aで、１つの大パワー・フレームがＮ（Ｎ≧１）周期毎に発射される。
【００１５】
図４は図２に示すプロセス・フローチャートの他の変形を示している。このフローチャートの各ブロックは以下のような操作を行う：
１０Ｂ：Ｎ（Ｎ≧１）回の心搏周期毎に大パワー刺激を印加し、イメージを受信する。それ以降の大パワー刺激毎に遅延を入れる
２０：各周期ｔ毎にM個の小パワー刺激を印加してイメージを受信する
ステップ10Bで、１つの大パワー・フレームがＮ（Ｎ≧１）心搏周期毎に発射され、それ以降の各大パワー・フレームがＥＣＧトリガ（すなわち、Ｒ波）に対して増加的に遅延させられる。また、呼吸ゲート処理付きでＥＣＧによるトリガを行うことは、呼吸による肺のアーティファクト及び心臓の動きを減らすのに望ましい。
【００１６】
図５は図２に示すプロセス・フローチャートの他の変形を示す。このフローチャートの各ブロックは以下のような操作を行う：
１０Ｂ：Ｎ（Ｎ≧１）回の心搏周期毎に大パワー刺激を印加し、イメージを受信する。それ以降の大パワー刺激毎に遅延を入れる
２０：各周期ｔ毎にＭ＝０個の小パワー刺激を印加してイメージを受信するステップ10Bで、１つの大パワー・フレームがＮ（Ｎ≧１）心搏周期毎に発射され、各大パワー・フレームがＥＣＧトリガ（すなわち、Ｒ波）から増分的に遅延される。このようにする代わりに、フレームをＥＣＧトリガから遅延させ、呼吸によりゲートすることもできる。図５に示すものは、図４において小パワー・フレームをなくした特別の場合である。
【００１７】
図６は図２に示すプロセス・フローチャートの他の変形を示す。このフローチャートの各ブロックは以下のような操作を行う：
１０：Ｑ（Ｑ≧１）個の大パワー刺激をＮ（Ｎ≧１）回の心搏周期毎に印加し、イメージを受信する
１０Ａ：Ｎ回の心搏周期毎に第２の大パワー刺激を印加する。第１の大パワー刺激に対する第２の大パワー刺激の遅延は回を経る毎に増加的に大きくなっていく。
２０Ａ：周期ｔ毎にM個の可変小パワー刺激を印加し、イメージを受信する
これは図２と図４に示した方法を組合せたものである。この方法によってフローを測定することができる。心搏周期の同じ点でＮ周期（Ｎ≧１）毎に発射される大パワー・フレームは造影剤を破壊するのに使用される。Ｎ周期（Ｎ≧１）毎に発射されるが第１の大パワー・フレームと必ずしも同じ周期ではない第２の大パワー・フレームは、第１の大パワー・フレーム以来復帰した造影剤の量を測定する。このシーケンスは心筋（または他の器官）の血流の表示を与えることができる。
【００１８】
図７は大パワー・フレームだけが発射される図６の特別の場合である。このフローチャートの各ブロックは以下のような操作を行う：
１０：大パワー刺激を各心搏周期について印加し、イメージを受信する
１０Ａ：Ｎ回の心搏周期毎に大パワー刺激を印加し、イメージを受信する
２０：各周期ｔ毎にＭ＝０個の小パワー刺激を印加してイメージを受信する。
【００１９】
図８は図２及び図３の変形を示す。このフローチャートの各ブロックは以下のような操作を行う：
１０Ｃ：２種の遅延を交互に取る大パワー刺激を印加して、イメージを受信する
２０Ａ：周期ｔ毎にM個の可変小パワー刺激を印加し、イメージを受信する
ステップ10Cで、一つの大パワー・フレームが交互に変化する遅延を伴って（すなわち、或るサイクルでは心収縮期、次のサイクルでは心拡張期）Ｎ周期（Ｎ≧１）毎に発射される。ステップ20Aで、Ｍ（Ｍ≧０）個の可変小パワー・フレームが大パワー・フレーム間

に発射される。フレームはＥＣＧと同期しているかまたはＥＣＧによってトリガされ、呼吸信号によりゲートされる。

【００２０】

図９は小パワー・フレームが発射されない、図８の変形を示す。このフローチャートの各ブロックは以下のような操作を行う：

１０Ｃ：２種の遅延を交互に取る大パワー刺激を印加して、イメージを受信する

２０Ａ：周期ｔ毎にＭ＝０個の小パワー刺激を印加し、イメージを受信する。

【００２１】

図１０は図２の変形を示す。このフローチャートの各ブロックは以下のような操作を行う：

１０Ｄ：心搏周期毎に複数の大パワー刺激を印加して、イメージを受信する

２０Ａ：周期ｔ毎にＭ個の可変小パワー刺激を印加し、イメージを受信する

Ｑ（Ｑ≧１）個の大パワー・フレームが心搏周期毎に発射され、大パワー・フレーム間にＭ（Ｍ≧０）個の可変小パワー・フレームが発射される。シーケンスは今回もＥＣＧと同期しているか、あるいはＥＣＧによってトリガされ、呼吸信号によりゲートされる。

【００２２】

図１１は図２の変形を示す。このフローチャートの各ブロックは以下のような操作を行う：

１０Ｄ：心搏周期毎に複数の大パワー刺激を印加して、イメージを受信する

２０：各周期ｔ毎にＭ＝０個の小パワー刺激を印加してイメージを処理する

Ｑ（Ｑ≧１）個の大パワー・フレームが心搏周期毎に発射される。これはＥＣＧに同期したフレーム・レート制御である。オプションとして、非同期フレーム・レート制御を造影剤と共に使用し、標準の３０Ｈｚイメージングからダイアル・バックすることができる。

【００２３】

図１２は図１０の変形である。このフローチャートの各ブロックは以下のような操作を行う：

１０Ｄ：Ｎ回の心搏周期毎に複数の大パワー刺激を印加して、イメージを受信する

２０：各周期ｔ毎にＭ個の小パワー刺激を印加してイメージを受信する

Ｑ（Ｑ≧１）個の大パワー・フレームが、Ｎ（Ｎ≧１）心搏周期毎に発射され、その間に可変量の小パワー・フレームが発射される。このシーケンスはＥＣＧによってトリガされ、またはＥＣＧによってトリガされ、呼吸によってゲートされる。

【００２４】

図１３は小パワー・フレームが発射されない、図１２の変形である。このフローチャートの各ブロックは以下のような操作を行う：

１０Ｄ：Ｎ回の心搏周期毎に複数の大パワー刺激を印加して、イメージを受信する

２０Ａ：各周期ｔ毎にＭ＝０個の小パワー刺激を印加してイメージを受信する

Ｑ（Ｑ≧１）個の大パワー・フレームがＮ（Ｎ≧１）心搏周期毎に繰り返される周期毎に発射される。

【００２５】

以下に本発明の実施の態様の例を列挙する。

【００２６】

〔実施態様１〕

超音波造影剤を患者に投与し、

各周期に大パワー刺激を加えて大パワー刺激イメージを作成し（10）、

前記大パワー刺激イメージを受取って処理し（10）、

各周期にＭ（Ｍ≧０）個の小パワー刺激を印加して複数の小パワー刺激イメージを作成し（20）、

複数の前記小パワー刺激イメージを受取って処理する（20）、

超音波造影剤の効果を向上させ、長続きさせる方法。

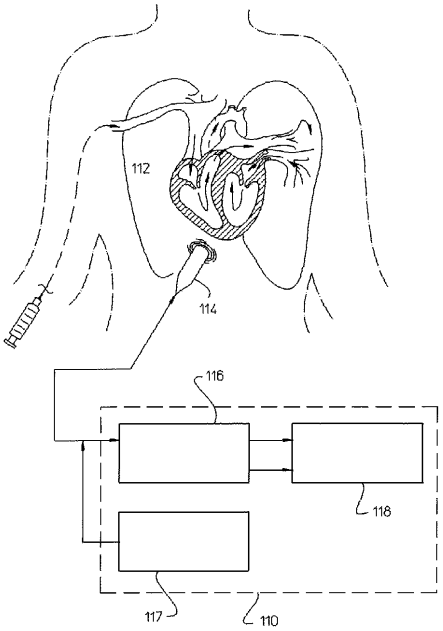
【００２７】

〔実施態様２〕
前記大パワー刺激により各周期が始まることを特徴とする実施態様１に記載の方法。
【００２８】
〔実施態様３〕
前記大パワー刺激は患者のＥＣＧと同期しており、前記周期の持続時間はＮ（Ｎ≧１）心搏周期であることを特徴とする実施態様２に記載の方法。
【００２９】
〔実施態様４〕
前記周期は患者の呼吸信号によりゲートされることを特徴とする実施態様３に記載の方法。
【００３０】
〔実施態様５〕
後続の各周期はＥＣＧに同期したトリガから増加的に遅延し、前記トリガはＮ（Ｎ≧１）心搏周期毎に生ずる（10B）ことを特徴とする実施態様２に記載の方法。
【００３１】
〔実施態様６〕
前記ＥＣＧに同期したトリガは更に患者の呼吸信号によってゲートされることを特徴とする実施態様５に記載の方法。
【００３２】
〔実施態様７〕
一連の周期はＥＣＧに基づくトリガに同期しており、前記トリガはＮ（Ｎ≧１）心搏周期毎に生ずる（10A）ことを特徴とする実施態様２に記載の方法。
【００３３】
〔実施態様８〕
前記一連の周期についての各周期の持続時間は心搏周期の一定の割合であることを特徴とする実施態様７に記載の方法。
【００３４】
〔実施態様９〕
前記一連の周期は更に呼吸信号によりゲートされることを特徴とする実施態様８に記載の方法。
【００３５】
〔実施態様１０〕
前記Ｎは１心搏周期であることを特徴とする実施態様９に記載の方法。
【００３６】
〔実施態様１１〕
前記小パワー刺激の数Ｍは０であることを特徴とする実施態様１０に記載の方法。
【００３７】
〔実施態様１２〕
前記一連の周期は２つの周期から成り、その一方の周期は終端心拡張期で始まり、その他方の周期は終端心収縮期で始まる（10C）ことを特徴とする実施態様８に記載の方法。
【００３８】
〔実施態様１３〕
前記Ｎは１心搏周期であることを特徴とする実施態様８に記載の方法。
【００３９】
〔実施態様１４〕
前記小パワー刺激の数Ｍは０であることを特徴とする実施態様１３に記載の方法。
【００４０】
〔実施態様１５〕
前記小パワー刺激は前記大パワー刺激よりも３ｄＢ以上小さいことを特徴とする実施態様１に記載の方法。

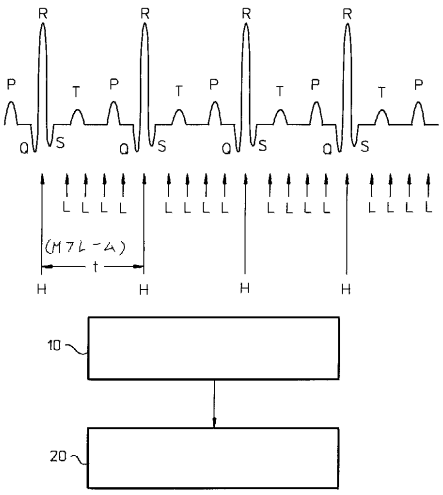
【００４１】
〔実施態様１６〕
超音波造影剤を患者に投与し、
各周期でＱ（Ｑ≧１）個の大パワー刺激を加えて前記造影剤を破壊し、複数の大パワー刺激ベースライン・イメージを発生し（10）、
複数の前記大パワー刺激ベースライン・イメージを受取って処理し（10）、
各周期でＭ（Ｍ≧０）個の前記小パワー刺激を加えて複数の小パワー刺激イメージを作成し（20）、
複数の前記小パワー刺激イメージを受取って処理し（20A）、
同じ期間中にＱ個の前記大パワー刺激に対して遅延された別の大パワー刺激を印加し（10A）、
第２の前記大パワー刺激イメージを受取って処理し（10A）、
各周期で第２のグループのＳ（Ｓ≧０）個の前記小パワー刺激を印加して多数の前記小パワー刺激イメージを作成し（20）、
複数の前記小パワー刺激イメージを受取って処理する（20A）
超音波造影剤の効果を向上させ、長続きさせる方法。
【００４２】
〔実施態様１７〕
周期は、Ｑ（Ｑ≧１）個の前記大パワー刺激で始まり、Ｍ（Ｍ≧０）個の前記小パワー刺激がそれに続き、更に１つの前記大パワー刺激が続き、Ｓ（Ｓ≧０）個の前記小パワー刺激で終わるシーケンスであり、
前記周期はＥＣＧの特定の点に同期し、その持続時間はＮ（Ｎ≧１）心搏周期であり、
刺激はイメージを形成する一群の送信ラインである
ことを特徴とする実施態様１６に記載の方法。
【００４３】
〔実施態様１８〕
第２の前記大パワー刺激は第１の前記Ｑ個の大パワー刺激に対して増加的に遅延させられていることを特徴とする実施態様１７に記載の方法。
【００４４】
〔実施態様１９〕
前記シーケンスは更に呼吸信号によりゲートされることを特徴とする実施態様１８に記載の方法。
【００４５】
〔実施態様２０〕
前記小パワー刺激は前記大パワー刺激よりも３ｄＢ以上小さいことを特徴とする実施態様１８に記載の方法。
【図面の簡単な説明】
【図１】超音波イメージング機器の機能ブロック図。
【図２】方法の、時間的プロセス・フローチャート。
【図３】図２に示すフローチャートの変形を示す図。
【図４】図２に示すフローチャートの変形を示す図。
【図５】図２に示すフローチャートの変形を示す図。
【図６】図２に示すフローチャートの変形を示す図。
【図７】図６に示すフローチャートの変形を示す図。
【図８】図２及び図３に示すフローチャートの変形を示す図。
【図９】図８に示すフローチャートの変形を示す図。
【図１０】図２に示すフローチャートの変形を示す図。
【図１１】図２に示すフローチャートの変形を示す図。
【図１２】図１０に示すフローチャートの変形を示す図。
【図１３】図１２に示すフローチャートの変形を示す図。

【符号の説明】
110：超音波イメージング機器
112：心臓
114：超音波プローブ
116：受信回路
117：送信回路

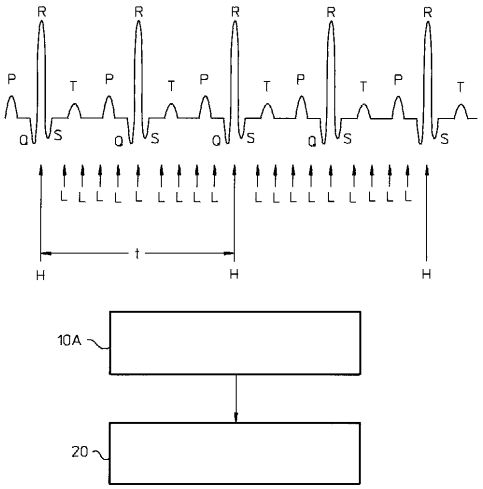
【図１】



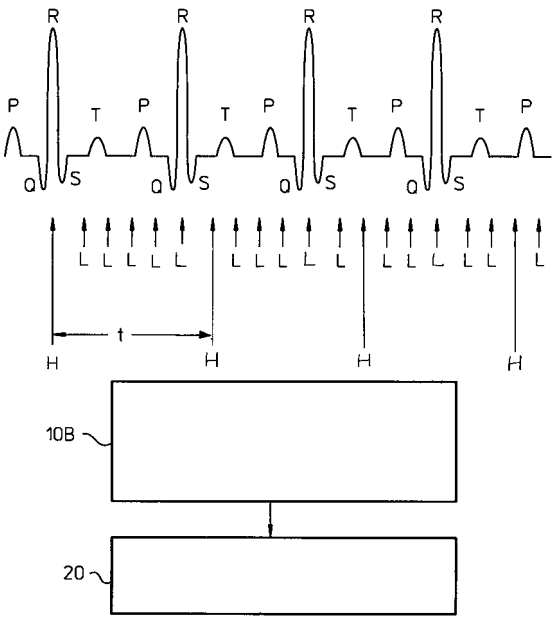
【図２】



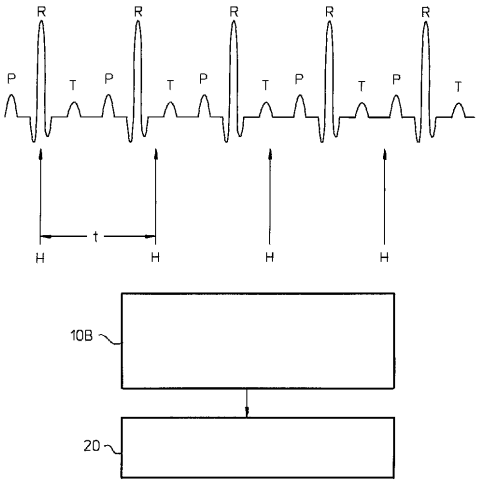
【図３】



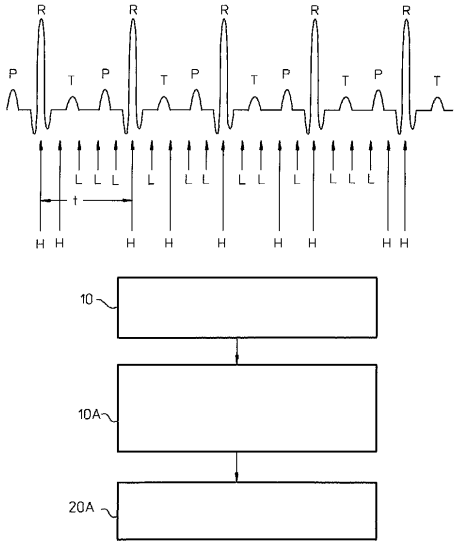
【図４】



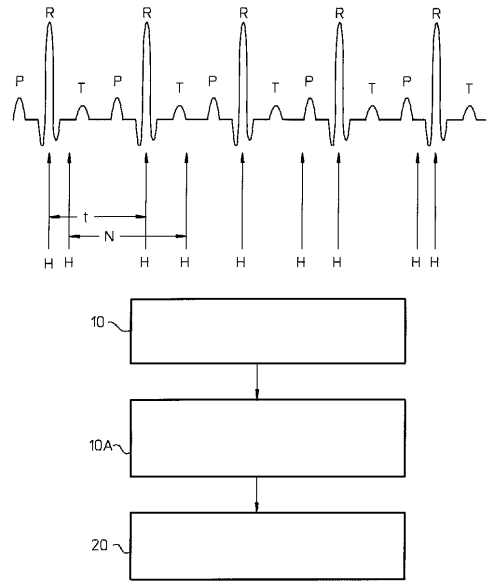
【図５】



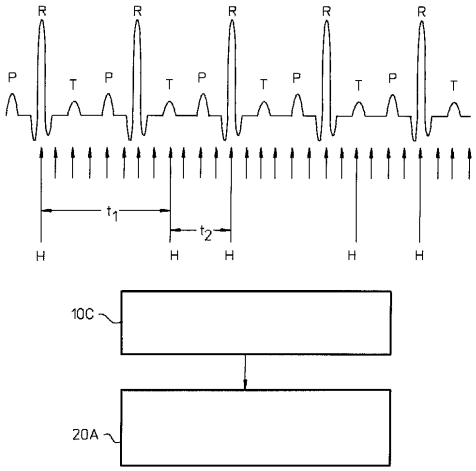
【図６】



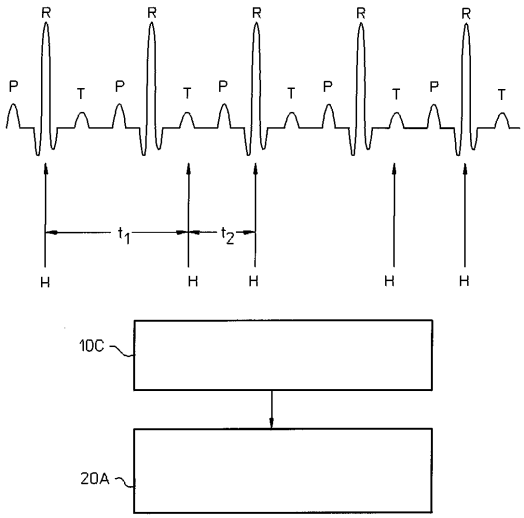
【図７】


R
P
T
t
N
H
10
10A
20

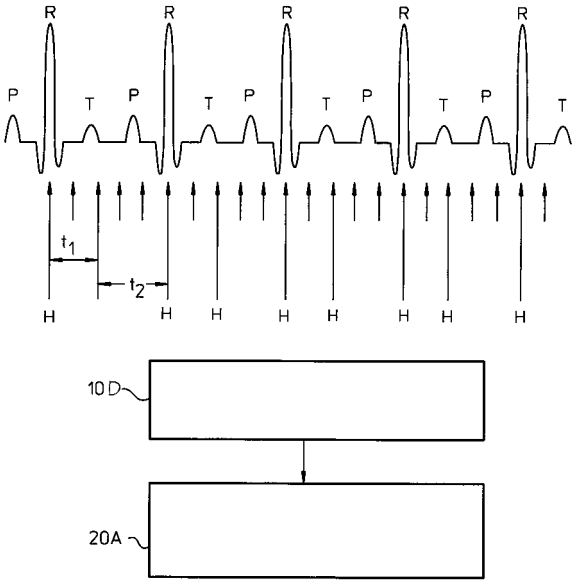
【図８】


R
P
T
t1
t2
H
10C
20A

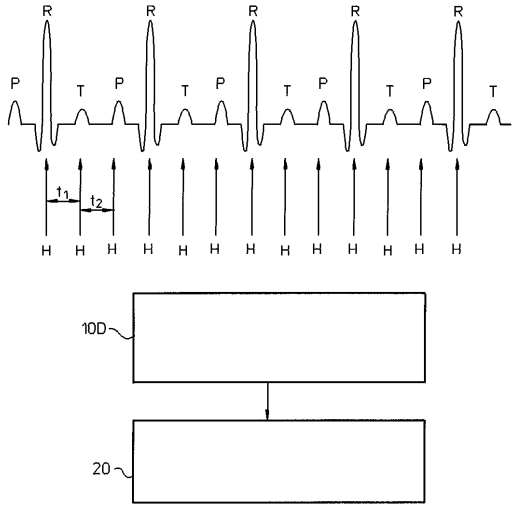
【図９】


R
P
T
t1
t2
H
10C
20A

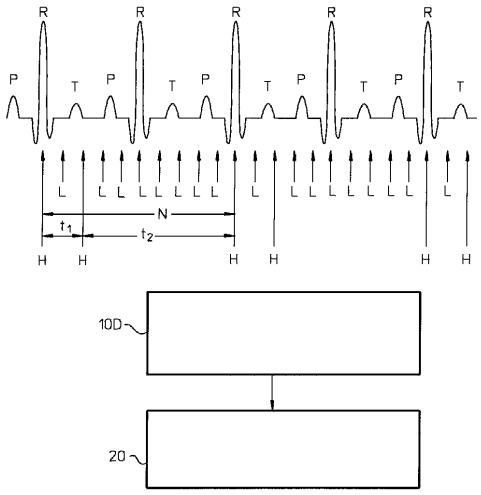
【図１０】


R
P
T
t1
t2
H
10D
20A

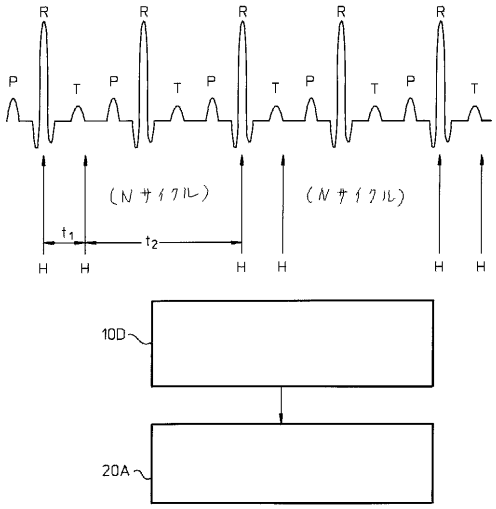
【図１１】


R
P
T
t1
t2
H
10D
20

【図１２】


R
P
T
L
N
t1
t2
H
10D
20

【図１３】


R
P
T
(Nサイクル)
(Nサイクル)
t1
t2
H
10D
20A

フロントページの続き

(72)発明者　パトリック・ジー・ラフタ
アメリカ合衆国マサチューセッツ州ウォバーン、ロカスト・ストリート１１１　ティー・エイチナンバー５３
(72)発明者　ロナルド・ディー・ガツク
アメリカ合衆国マサチューセッツ州レキシントン、プロスペクト・ヒルロード７５
(72)発明者　オーウィン・ピー・ディサ
アメリカ合衆国マサチューセッツ州ケンブリッジ、マス・アヴェニュー１６００　ナンバー６０８

審査官　樋口　宗彦

(56)参考文献　特開平０８－２８０６７４（ＪＰ，Ａ）
特開平０６－０７８９２６（ＪＰ，Ａ）
特開平０８－１９６５３７（ＪＰ，Ａ）
特開平０１－２２１１４４（ＪＰ，Ａ）
米国特許第０５４５６２５７（ＵＳ，Ａ）
特開昭５８－１５５８４６（ＪＰ，Ａ）
特開平０８－３３６５２７（ＪＰ，Ａ）
特開平０９－１８７４５７（ＪＰ，Ａ）
特開平０９－２２４９３９（ＪＰ，Ａ）
特開平０９－１３１３４４（ＪＰ，Ａ）
特開平０９－２０１３５９（ＪＰ，Ａ）
特開平０４－１５０８４３（ＪＰ，Ａ）
神山直久他，フラッシュエコー映像法の検討（１），日本超音波医学会研究発表会抄録集，１９９６年　5月２3日，第２７５頁

(58)調査した分野(Int.Cl.，ＤＢ名)
A61B8/00-8/15
JSTPlus,JST7580,JMEDPlus