

(19) 日本国特許庁 (JP)

## (12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第4465373号  
(P4465373)

(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

A 6 1 B 8/00 (2006.01)

A 6 1 B 8/00

請求項の数 4 (全 12 頁)

(21) 出願番号	特願2007-208929 (P2007-208929)	(73) 特許権者	590000248
(22) 出願日	平成19年8月10日 (2007.8.10)		コーニンクレッカ フィリップス エレク
(62) 分割の表示	特願平9-179618の分割		トロニクス エヌ ヴィ
原出願日	平成9年7月4日 (1997.7.4)		オランダ国 5 6 2 1 ベーアー アイン
(65) 公開番号	特開2007-330804 (P2007-330804A)		ドーフエン フルーネヴァウツウェッハ
(43) 公開日	平成19年12月27日 (2007.12.27)		1
審査請求日	平成19年9月7日 (2007.9.7)	(74) 代理人	100087789
(31) 優先権主張番号	695,267		弁理士 津軽 進
(32) 優先日	平成8年8月9日 (1996.8.9)	(74) 代理人	100122769
(33) 優先権主張国	米国 (US)		弁理士 笛田 秀仙
前置審査		(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
			最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 超音波イメージング装置

## (57) 【特許請求の範囲】

## 【請求項 1】

患者に投与された超音波造影剤の効果を向上させ、長続きさせる装置であって、

超音波プローブ並びにこれに接続される受信回路及び送信回路を用いて、シーケンス毎に、大パワー刺激を前記造影剤に伝達して前記造影剤を破壊し、当該造影剤から後方散乱エネルギーを受けて大パワー刺激画像を生成するとともに、前記大パワー刺激の後に選択的に小パワー刺激を前記造影剤に伝達して当該造影剤から後方散乱エネルギーを受けて小パワー刺激画像を生成する処理を行い、

この処理において、前記シーケンスは、第1の大パワー刺激で始まり、M (M 0) 個の小パワー刺激がそれに続き、更に第2の大パワー刺激が続き、S (S 0) 個の小パワー刺激で終わるシーケンスとされ、前記第2の大パワー刺激の前記第1の大パワー刺激に対する遅延は、シーケンスの回を経る毎に増大する、装置。

## 【請求項 2】

請求項1に記載の装置であって、前記シーケンスは、ECGの特定の点に同期し、その持続時間がN (N 1) 心搏周期であり、前記刺激は、画像を形成する一群の送信ラインである、装置。

## 【請求項 3】

請求項1に記載の装置であって、前記シーケンスは更に、呼吸信号によりゲートされる、装置。

## 【請求項 4】

請求項 1 に記載の装置であって、前記小パワー刺激は、前記大パワー刺激よりも 3 d B 以上小さい、装置。

## 【発明の詳細な説明】

## 【技術分野】

## 【0001】

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。

## 【背景技術】

## 【0002】

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計画されてきた。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： $x_1(t)$  がシステム入力であって  $y_1(t)$  がそれに対応する出力であり、また  $x_2(t)$  がシステム入力であって  $y_2(t)$  がそれに対応する出力であるならば、入力  $(a \times x_1(t) + b \times x_2(t))$  は出力  $(a \times y_1(t) + b \times y_2(t))$  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、患者の身体の内側にコーティングされた微小泡造影剤が存在することが、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。

## 【発明の開示】

## 【発明が解決しようとする課題】

## 【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进行設計することが望ましい。

## 【課題を解決するための手段】

## 【0006】

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 2 D イメージング技術に適用できるだろう。

## 【0007】

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

10

20

30

40

50

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。

#### 【 0 0 0 8 】

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。

#### 【 0 0 0 9 】

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・フレームは心筋灌流及び、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・ドブラ・イメージング、ドブラ組織カラー化など - にわたって適用することができる。

#### 【 0 0 1 0 】

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る。

#### 【 発明を実施するための最良の形態 】

#### 【 0 0 1 1 】

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。

#### 【 0 0 1 2 】

動作に当たって、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。

#### 【 0 0 1 3 】

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

10

20

30

40

50

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、 $M$  ( $M \geq 0$ ) 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 ( $N \geq 1$ ) 周期毎に発射される。

10

#### 【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 ( $N \geq 1$ ) 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 ( $N \geq 1$ ) 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。

20

#### 【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 ( $N \geq 1$ ) 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 ( $N \geq 1$ ) 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) から増加的に遅延される。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。

30

#### 【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 ( $Q \geq 1$ ) 個の大パワー刺激をN ( $N \geq 1$ ) 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 ( $N \geq 1$ ) 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 ( $N \geq 1$ ) 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。

40

#### 【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

50

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。

10

【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 : 心搏周期毎に複数的大パワー刺激を印加して、イメージを受信する

20

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 : 心搏周期毎に複数的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。

30

【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的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、その間に可変量の可変小パワー・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。

40

【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的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】

50

〔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。

10

【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】

20

〔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。

30

【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】

40

〔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】

50

## 〔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 3 dB 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 3 dB 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】

## 【0046】

【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。

10

20

30

40

50

- 【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。

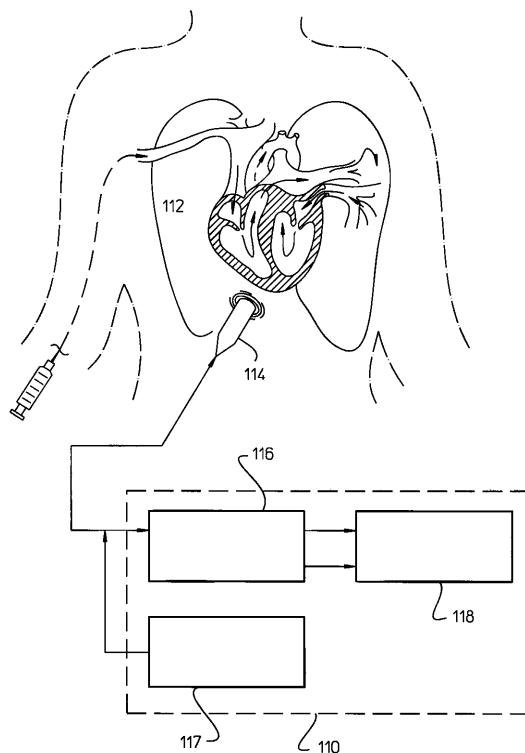
10

## 【符号の説明】

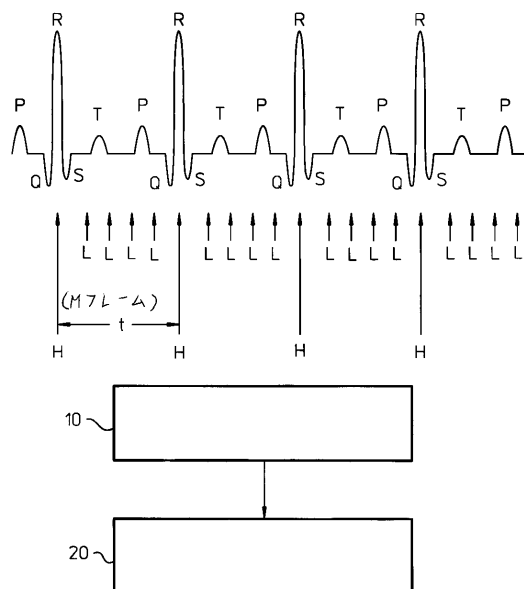
## 【 0 0 4 7 】

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】

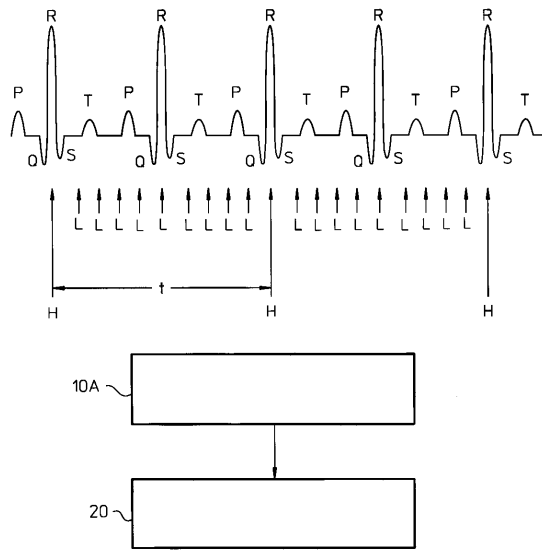


【図 2】

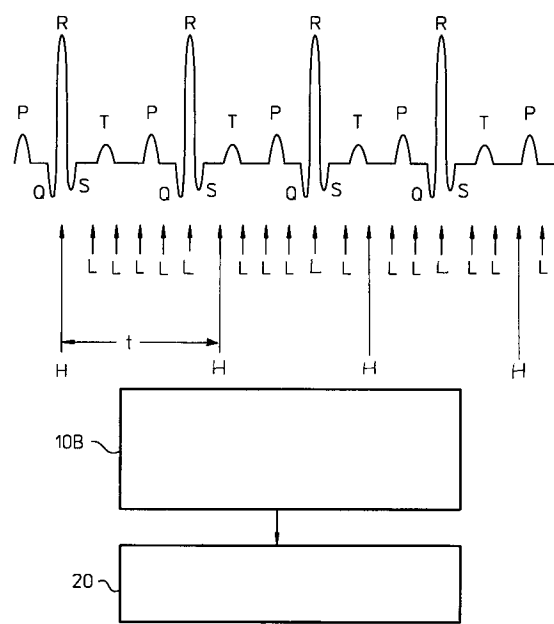




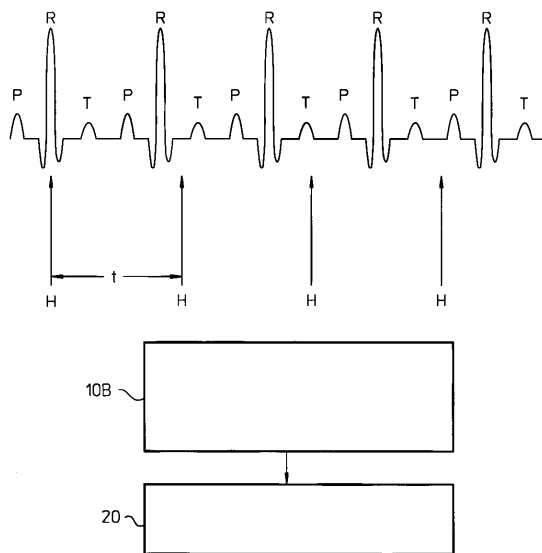
【図 3】



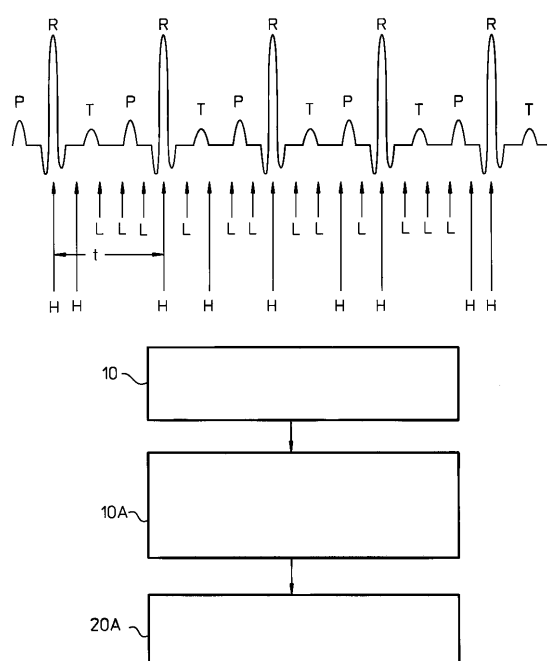
【図 4】



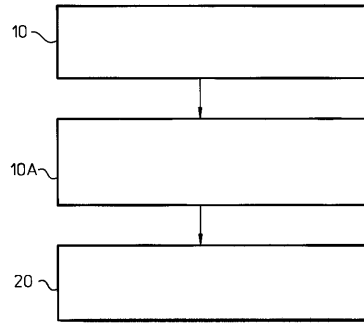
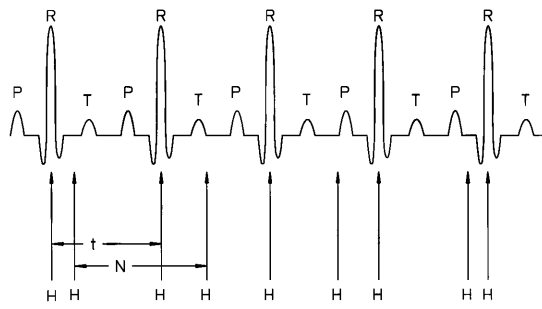
【図 5】



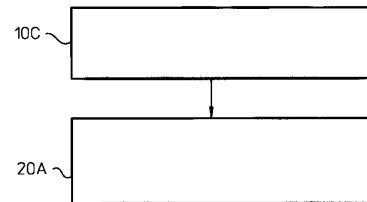
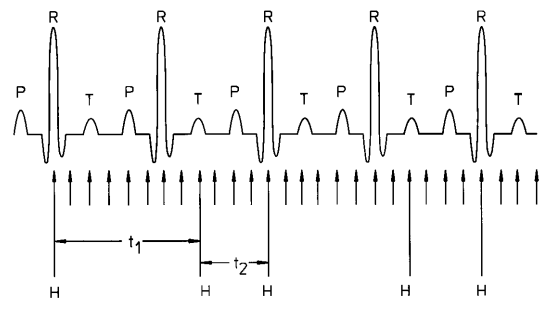
【図 6】



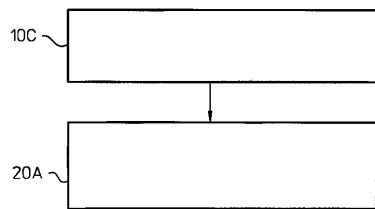
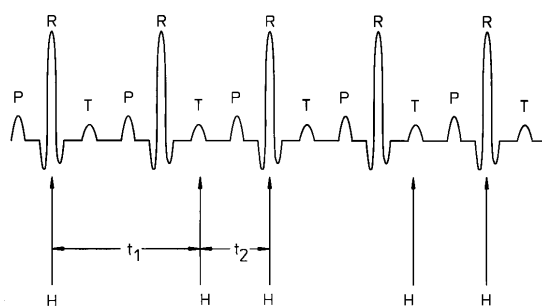
【図 7】



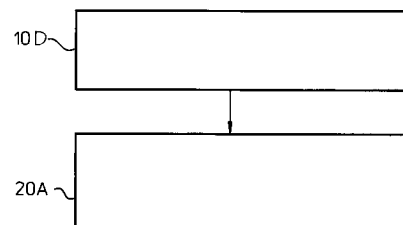
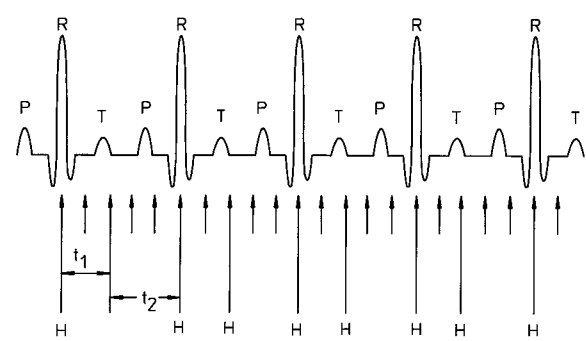
【図 8】



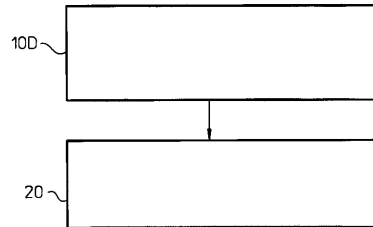
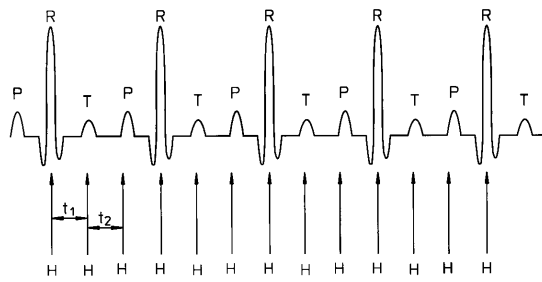
【図 9】



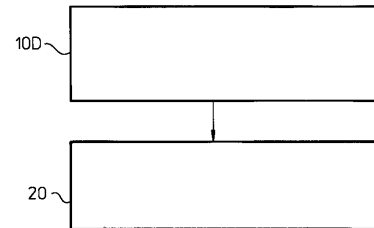
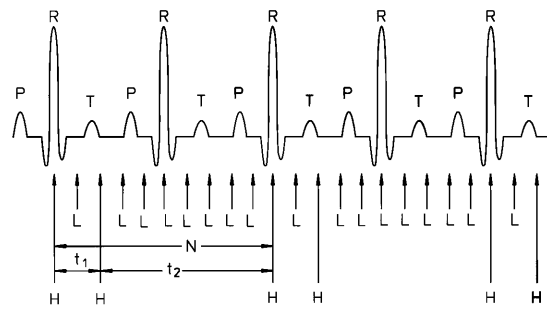
【図 10】



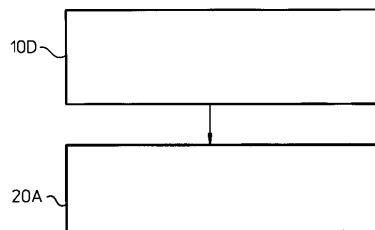
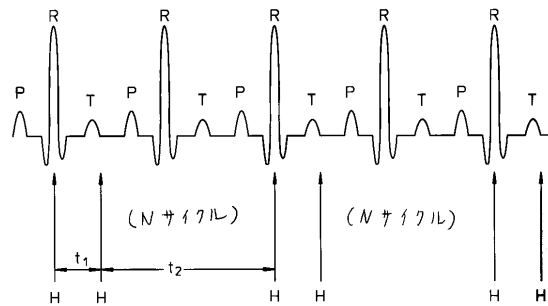
【図 1 1】



【図 1 2】



【図 1 3】



---

フロントページの続き

(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7-23951(JP, A)

特開平09-131344(JP, A)

特開平08-280674(JP, A)

特開平09-201359(JP, A)

特開平04-150843(JP, A)

特開平06-078926(JP, A)

特開平08-196537(JP, A)

特開平01-221144(JP, A)

特開平08-336527(JP, A)

特開平09-187457(JP, A)

特開平09-224939(JP, A)

特開昭58-155846(JP, A)

米国特許第05456257(US, 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

专利名称(译)	超声成像设备		
公开(公告)号	<a href="#">JP4465373B2</a>	公开(公告)日	2010-05-19
申请号	JP2007208929	申请日	2007-08-10
[标]申请(专利权)人(译)	皇家飞利浦电子股份有限公司		
申请(专利权)人(译)	皇家飞利浦电子股份有限公司的Vie		
当前申请(专利权)人(译)	皇家飞利浦电子股份有限公司的Vie		
[标]发明人	パトリックジーラフタ ロナルドディーガツク オーウィンピーディサ		
发明人	パトリック・ジー・ラフタ ロナルド・ディー・ガツク オーウィン・ピー・ディサ		
IPC分类号	A61B8/00 A61B5/0456 G01S7/52		
CPC分类号	G01S7/52038 A61B5/0456 A61B8/481 A61B8/543 G01S15/8988		
FI分类号	A61B8/00 A61B8/14		
F-TERM分类号	4C601/DD03 4C601/DD15 4C601/DE04 4C601/DE05 4C601/DE06 4C601/DE10 4C601/EE03 4C601/EE05 4C601/EE11 4C601/FF08 4C601/HH05 4C601/HH12		
审查员(译)	樋口宗彦		
优先权	08/695267 1996-08-09 US		
其他公开文献	JP2007330804A		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

# 摘要(译)

要解决的问题：使用微小气泡成像剂进行心脏超声波成像时，降低施加超声波破坏微小气泡成像剂的速度。ŽSOLUTION：发射成像帧时所需的超声波能量因帧而异，从而增加图像的对比度并保持对比度。Ž

【 図 1 】

