

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第4659973号
(P4659973)

(45) 発行日 平成23年3月30日(2011.3.30)

(24) 登録日 平成23年1月7日(2011.1.7)

(51) Int.Cl. F I
A 6 1 B 8/06 (2006.01) A 6 1 B 8/06

請求項の数 10 外国語出願 (全 12 頁)

<p>(21) 出願番号 特願2000-372233 (P2000-372233) (22) 出願日 平成12年12月7日(2000.12.7) (65) 公開番号 特開2001-198124 (P2001-198124A) (43) 公開日 平成13年7月24日(2001.7.24) 審査請求日 平成19年12月4日(2007.12.4) (31) 優先権主張番号 09/456859 (32) 優先日 平成11年12月8日(1999.12.8) (33) 優先権主張国 米国 (US)</p>	<p>(73) 特許権者 390041542 ゼネラル・エレクトリック・カンパニイ GENERAL ELECTRIC CO MPANY アメリカ合衆国、ニューヨーク州、スケネ クタデイ、リバーロード、1番 (74) 代理人 100137545 弁理士 荒川 聡志 (72) 発明者 スティーブン・シー・ミラー アメリカ合衆国、ウィスコンシン州、ワー ケシャー、アスペンウッド・レーン、ダブ リュー226・エヌ2572番 審査官 富永 昌彦</p>
--	---

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 侵入力を高めるための音波フラッシュ

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

超音波を被検体(S)に侵入させて、該被検体の少なくとも一部分を表わすカラー・フロー画像を表示する超音波イメージング・システムにおいて、機械的指標(MI)、温度規格(TI)及び強度空間ピーク時間平均(ISPTA)規格を遵守しながら前記超音波の侵入力を向上させる装置であって、

第1の命令にตอบสนองして前記被検体の一部分に向かって第1のパワーを有する超音波を送信して、前記一部分からの第1の反射超音波を受信するように動作可能であると共に、第2の命令にตอบสนองして前記被検体の前記一部分に向かって前記第1のパワーよりも小さい第2のパワーを有する超音波を送信して、前記一部分からの第2の反射超音波を受信する

10

ように動作可能であるトランスデューサ・アレイ(2)と、
 受信した前記第1の反射超音波にตอบสนองして第1の組の信号を発生するように接続されていると共に、前記第2の反射超音波にตอบสนองして第2の組の信号を発生するように接続されている超音波受信器(26)と、

前記トランスデューサ・アレイ(2)と超音波受信器(26)とを駆動して、第1の時間にわたって前記第1の命令を発生し、第2の時間にわたって前記第2の命令を発生し、発生させた前記第1の組の信号及び前記第2の組の信号を処理して、カラー・フロー画像表示用のカラー・フロー・データを生成するプロセッサ(20)であって、より大きい方の前記第1のパワーの超音波を発生する前記第1の時間の時間幅の、より小さい方の前記第2のパワーの超音波を発生する前記第2の時間の時間幅に対する比を、前記機械的指標、温

20

度規格 (T I) 及び強度空間ピーク時間平均 (I S P T A) 規格の遵守を可能にしながら、前記第 1 の時間の間に前記超音波の侵入を可能にする値に設定するプロセッサ (2 0) と、

前記処理されたカラー・フロー・データに応答してカラー・フロー画像を表示する表示器 (1 8) と、
を併せ備えた装置。

【請求項 2】

前記第 1 の時間は、1 フレームの前記第 1 の組の信号を形成するのに十分な時間である請求項 1 に記載の装置。

【請求項 3】

前記第 1 のパワーは、前記機械的指標 (M I) の規格で指定された値に近い値に設定され、前記第 1 の命令は、前記機械的指標、温度規格及び強度空間ピーク時間平均規格を遵守するのに十分な保留時間を当該第 1 の命令同士の間設けた状態で一連の第 1 の命令を含んでいる請求項 1 に記載の装置。

【請求項 4】

前記プロセッサは、前記被検体の前記部分内での流体の流動領域を表わす前記第 1 の組の信号の内のフロー・データを識別する請求項 1 に記載の装置。

【請求項 5】

前記第 1 の時間は予め決定されている時間であり、前記第 2 の時間は予め決定されている時間であり、前記プロセッサは、前記予め決定されている第 2 の時間にわたって前記第 2 の命令を発生すると共に、前記予め決定されている第 1 の時間にわたって前記第 1 の命令を発生することにより静止カラー画像の表示を可能にする請求項 1 に記載の装置。

【請求項 6】

超音波を被検体 (S) に侵入させて、該被検体の少なくとも一部分を表わすカラー・フロー画像を表示する超音波イメージング・システムにおいて、機械的指標 (M I)、温度規格 (T I) 及び強度空間ピーク時間平均 (I S P T A) 規格を遵守しながら前記超音波の侵入力を向上させる方法であって、

第 1 の命令に応答して前記被検体の一部分に向かって第 1 のパワーを有する第 1 の超音波を送信する工程と、

該第 1 の超音波に応答して前記一部分からの第 1 の反射超音波を受信する工程と、

第 2 の命令に応答して前記被検体の前記一部分に向かって前記第 1 のパワーよりも小さい第 2 のパワーを有する第 2 の超音波を送信する工程と、

該第 2 の超音波に応答して前記一部分からの第 2 の反射超音波を受信する工程と、

前記第 1 の反射超音波に応答して第 1 の組の信号を発生する工程と、

前記第 2 の反射超音波に応答して第 2 の組の信号を発生する工程と、

第 1 の時間にわたって、前記第 1 のパワーを有する前記第 1 の超音波を送信せしめる前記第 1 の命令を発生する工程と、

第 2 の時間にわたって、前記第 1 のパワーよりも小さい前記第 2 のパワーを有する前記第 2 の超音波を送信せしめる前記第 2 の命令を発生する工程であって、前記第 1 の時間の前記第 2 の時間に対する比を、前記機械的指標、温度規格 (T I) 及び強度空間ピーク時間平均 (I S P T A) 規格の遵守を可能にしながら、前記第 1 の時間にわたる前記超音波の侵入を可能にする値に設定する、前記第 2 の命令を発生する工程と、

カラー・フロー画像として表示するための処理されたカラー・フロー・データを生成するように前記第 1 の組の信号及び前記第 2 の組の信号を処理する工程と、

前記処理されたカラー・フロー・データに応答してカラー・フロー画像を表示する工程とを併せ備えた方法。

【請求項 7】

前記第 1 の時間は、1 フレームの前記第 1 の組の信号を形成するのに十分な時間である請求項 6 に記載の方法。

【請求項 8】

10

20

30

40

50

前記第 1 のパワーは前記機械的指標の指定に近付いており、前記第 1 の命令は、前記機械的指標、温度規格 (T I) 及び強度空間ピーク時間平均 (I S P T A) 規格を遵守するのに十分な保留時間を当該第 1 の命令同士の間で設けた状態で一連の第 1 の命令を含んでいる請求項 6 に記載の方法。

【請求項 9】

前記被検体の前記部分内での流体の流動領域を表わす前記第 1 の組の信号内のフロー・データを識別する工程を更に含んでいる請求項 6 に記載の方法。

【請求項 10】

前記第 1 の時間は予め決定されている時間であり、前記第 2 の時間は予め決定されている時間であり、前記表示する工程は、前記予め決定されている第 2 の時間にわたって前記第 2 の命令を発生すると共に、前記予め決定されている第 1 の時間にわたって前記第 1 の命令を発生することにより静止カラー画像を表示する工程を含んでいる請求項 6 に記載の方法。

10

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の背景】

本発明は一般的には、超音波撮像 (イメージング) に関し、より具体的には、撮像されている被検体内への超音波の侵入 (penetration) に関する。

【0002】

今日の診断用超音波機械においてカラー・フロー撮像を行なう際の超音波の侵入力は、米国食品医薬品局 (F D A) の規制によって制限されている。 F D A は、診断用超音波撮像機械から出力される音波パワーを規制して、空洞形成及び加熱による人体における望ましくない作用の可能性を回避している。これらの作用は、 M I (機械的指標 [Mechanical Index]) 及び I S P T A (強度空間ピーク時間平均 [Intensity Spatial Peak Temporal Average]) に対する制限によってそれぞれ規制されている。超音波は典型的には、トランスデューサの面を被検体の皮膚に当接させて把持することにより被検体に適用される。トランスデューサの面の温度は安全性のために制限されている。カラー・フロー撮像を行なう場合に、超音波イメージング・システムは典型的には、 M I 限度に達する前に I S P T A 限度及びプローブ温度限度に達する。結果として、システムは送信電流を、 M I 限度を回避するのに要求されるよりも遥かに低いレベルまでに制限する。この電流の制限により、制限された送信信号が大幅に減衰するような深部の血管を撮像するシステムの能力が低下する。

20

30

【0003】

侵入力を向上させるのに用いられる主な方法は、同じ方向へのファイアリング (送信及び受信) の回数を増大させて、これらのファイアリングに跨がって何らかの形式の平均を施すものである。このアプローチの主な欠点は、表示器のフレーム・レートが結果的に低下し、これにより、時間分解能が低下することである。

【0004】

【発明の概要】

本発明の好適実施例は、超音波を被検体 (例えば、患者) に侵入させて、被検体の少なくとも部分を表わすカラー・フロー画像を表示する超音波イメージング・システムにおいて有用である。このような環境において、本好適実施例は、機械的指標 (M I) 、温度及び強度空間ピーク時間平均に対する規制を遵守しながら超音波の侵入力を向上させる。この向上は、第 1 の命令に回答して被検体の部分に向かって第 1 のパワーを有する第 1 の超音波を送信して、第 1 の超音波に回答して被検体からの第 1 の反射超音波を受信することにより提供される。また、第 2 の命令に回答して被検体の上述の部分に向かって第 1 のパワーよりも小さい第 2 のパワーを有する第 2 の超音波を送信して、第 2 の超音波に回答して被検体からの第 2 の反射超音波を受信する。送信及び受信は好ましくは、トランスデューサ・アレイを用いて行なわれる。好ましくは超音波受信器によって、第 1 の反射超音波に回答して第 1 の組の信号が発生され、第 2 の反射超音波に回答して第 2 の組の信号が発

40

50

生される。好ましくはプロセッサによって、第 1 の時間にわたって第 1 の命令が発生され、第 2 の時間にわたって第 2 の命令が発生される。第 1 の時間の第 2 の時間に対する比は、機械的指標 (M I)、温度 (T I) 及び強度空間ピーク時間平均 (I S P T A) に対する規制の遵守を可能にしながら、第 1 の時間にわたる超音波の侵入を可能にする。第 1 の組の信号及び第 2 の組の信号は、好ましくはプロセッサによって処理されて、カラー・フロー画像として表示するための処理されたカラー・フロー・データを生成する。処理されたカラー・フロー・データに回答して、好ましくは表示モニタ上に、カラー・フロー画像が表示される。

【 0 0 0 5 】

以上の手法を用いることにより、被検体内への超音波の侵入力を向上させながら、しかも該当する F D A の規制を遵守することができる。

【 0 0 0 6 】

【発明の詳しい説明】

図 1 を参照して述べると、カラー・フロー・イメージング・システムの基本的な信号処理系が超音波トランスデューサ・アレイ 2 を含んでおり、超音波トランスデューサ・アレイ 2 は、長さ P の超音波のトーン・バーストから成るパルス系列を送信するように起動され、これらのトーン・バーストは P R F (パルス繰り返し周波数) で繰り返しファイアリングされる。反射して帰投した R F の超音波は、トランスデューサ素子によって検出されて、ビームフォーマ 4 内に設けられているそれぞれの受信チャンネルによって受信される。ビームフォーマは、遅延付きのチャンネル・データを加算して、ビーム加算された信号を出力し、この信号は復調器 6 によって同相及び直角位相 (I / Q) の信号成分へ復調される。I / Q 信号成分は、インタリーブされている可能性のあるファイアリングからのデータをバッファリングして所与のレンジのセルにおいて各ファイアリングに跨がる点から成るベクタとしてデータを出力することを目的とするコーナ・ターナ (corner turner) メモリ 8 に記憶される。データは「ファスト・タイム (fast time)」式で受信され、すなわち各回のファイアリング毎に (ベクタに沿って) レンジを下降する順に受信される。コーナ・ターナ・メモリの出力は、「スロー・タイム (slow time)」式に再配列され、すなわち各々のレンジ・セル毎にファイアリング順に再配列される。結果として得られた「スロー・タイム」式 I / Q 信号サンプルはそれぞれのウォール・フィルタ (wall filter) 1 0 を通過し、ウォール・フィルタ 1 0 は静止した組織又は極めて低速で運動する組織に対応するあらゆるクラッタを除去する。次いで、フィルタ処理後の出力は、パラメータ推定器 1 2 へ供給され、パラメータ推定器 1 2 は、レンジ・セル情報を中間的な自己相関パラメータ N、D 及び R (O) へ変換する。N 及び D は、自己相関方程式の分子及び分母であり、次のように示される。

【 0 0 0 7 】

【数 1】

$$N = \sum_{i=j}^{M-1} (I_i Q_{i+1} - I_{i+1} Q_i) \quad (2)$$

$$D = \sum_{i=1}^{M-1} (I_i I_{i+1} + Q_i Q_{i+1}) \quad (3)$$

【 0 0 0 8 】

ここで、 I_i 及び Q_i は、ファイアリング i についての復調後のベースバンド化された入力

10

20

30

40

50

データであり、Mはパケット内のファイリングの回数である。R(O)は、パケット内のファイリングの回数にわたる有限の和として近似され、次の通りになる。

【0009】

【数2】

$$R(O) = \sum_{i=1}^{M-1} \frac{(I_i^2 + Q_i^2 + I_{i+1}^2 + Q_{i+1}^2)}{2} \quad (4)$$

【0010】

10

プロセッサは、N及びDを各々のレンジ・セル毎の大きさ及び位相へ変換する。用いられる方程式は次の通りである。

【0011】

【数3】

$$|R(T)| = \sqrt{N^2 + D^2} \quad (5)$$

20

$$\phi(R(T)) = \tan^{-1} \left[\frac{N}{D} \right] \quad (6)$$

【0012】

パラメータ推定器は、これらの大きさ及び位相の値を処理して、パワー、速度及び乱流を推定する。位相は平均ドブラ周波数を算出するのに用いられ、平均ドブラ周波数は後に示すように速度に比例する。また、R(O)及び|R(T)|（大きさ）は乱流を推定するのに用いられる。

【0013】

30

ヘルツ単位での平均ドブラ周波数は、N及びDの位相、並びにパルス繰り返し時間Tから得られる。

【0014】

【数4】

$$\bar{f} = \frac{1}{2\pi T} \tan^{-1} \left[\frac{N}{D} \right] = \frac{1}{2\pi T} (\phi(R(T))) \quad (7)$$

40

【0015】

平均速度は、下記のドブラ・シフト方程式を用いて算出される。流れの方向とサンプリングの方向との間の角度であるは未知であるので、cosは1.0であるものと仮定される。

【0016】

【数5】

$$\bar{v} = \frac{\bar{f}}{f_0} \frac{c}{2\cos\theta} \quad (8)$$

【 0 0 1 7 】

好ましくは、パラメータ推定器は、平均ドプラ周波数を中間的な出力として算出するのではなく、ルックアップ・テーブルを用いてプロセッサの位相出力から

【 0 0 1 8 】

【 外 1 】

10

直接に \bar{v} を算出する。

【 0 0 1 9 】

乱流は、平均ドプラ周波数の分散の2次級数展開として時間領域において算出することができる。乱流の時間領域表現は、ゼロ遅れ (zero-lag) 及び1段遅れ (one-lag) の自己相関関数 $R(0)$ 及び $R(T)$ をそれぞれ算出することを含んでいる。正確な自己相関関数は、パケット内のファイアリングの回数の範囲内での既知のデータにわたる有限の和によって近似される。

【 0 0 2 0 】

20

【 数 6 】

$$\sigma^2 = \frac{2}{(2\pi T)^2} \left[1 - \frac{|R(T)|}{R(0)} \right] \quad (9)$$

【 0 0 2 1 】

平均値信号 ($R(T)$) は、流動する反射体の平均ドプラ周波数シフトの推定値であり、延いては平均血流速度に比例している。分散信号 σ^2 は、ベースバンド・エコー信号の流れ信号成分の周波数の広がりを示している。層流は極めて狭い範囲の速度を有する一方で、乱流は多くの速度の混成であるので、分散の値は流れの乱れを示すものとなる。流動する反射体からの信号の強度を示すためには、信号 $R(0)$ が、ドプラ・シフトした流れ信号における帰投パワーの量を示している。

30

【 0 0 2 2 】

カラー・フロー推定値がスキャン・コンバータ 14 へ送られると、スキャン・コンバータ 14 はカラー・フロー画像データをビデオ表示用の XY フォーマットのフレームへ変換して、これらのフレームをメモリ 15 に記憶する。走査変換 (スキャン・コンバート) されたフレームはビデオ・プロセッサ 16 へ渡されて、ビデオ・プロセッサ 16 は基本的には、ビデオ・データをビデオ表示のための表示用カラー・マップへマッピングする。次いで、カラー・フロー画像フレームは、ビデオ・モニタ 18 へ送られて表示される。典型的には、速度若しくはパワーのいずれかが単独で表示されるか、又は速度がパワー若しくは乱流のいずれかと組み合わせられて表示される。システム制御はホスト・コンピュータ (図示されていない) に集中化されており、ホスト・コンピュータは操作者インタフェイス (例えばキーボード) を介して操作者入力を受け取って、様々なサブシステムを制御する。

40

【 0 0 2 3 】

本発明は、図 1 に示す形式のシステム又はその他の互換性のあるカラー・フロー・イメージング・システムに組み込むことができる。好適実施例を図 2 に示す。システム制御はマスタ・コントローラ又はプロセッサ 20 (又はホスト・コンピュータ) に集中化されており、マスタ・コントローラ 20 は操作者インタフェイス 22 を介して操作者入力を受け取

50

って、様々なサブシステムを制御する。マスタ・コントローラ 20 はまた、システムのタイミング信号及び制御信号を発生し、これらの信号は様々な制御バスを介して分配される。トランスデューサ・アレイ 2 は別個に駆動される複数のトランスデューサ素子 2 から成っており、トランスデューサ素子 2 の各々が、送信器 24 によって発生されるパルス波形によってエネルギーを与えられると超音波エネルギー（すなわち超音波）のバーストを発生する。被検体から反射されてトランスデューサ・アレイ 2 に帰投した超音波エネルギー（すなわち超音波）は、受信を行なう各々のトランスデューサ素子 2 によって電気信号へ変換されて、一組の送受信（T/R）スイッチ 28 を介して受信器 26 に別個に印加される。送信器 24 及び受信器 26 は、マスタ・コントローラ 20 の制御下で動作する。完全な 1 回の走査は一連のエコーを取得することにより実行され、このときには、送信器 24 が瞬間的に ON にゲート制御されて各々のトランスデューサ素子 2 にエネルギーを与え、各々のトランスデューサ素子 2 によって発生された後続のエコー信号が受信器 26 に印加される。1 つのチャンネルは、他のチャンネルがまだ送信している間に受信を開始してもよい。受信器 26 は、各々のトランスデューサ素子からの別個のエコー信号を合計して単一のエコー信号を発生し、この単一のエコー信号を用いて表示モニタ上で画像の 1 つの線を形成する。

10

【0024】

本発明の好適実施例によれば、各々のチャンネルにおける送信パルスの長さの調節が、デジタル送信系列メモリ 30 をプログラムすることにより具現化される。送信アパーチャ内に位置する各々のトランスデューサ素子 2 は、それぞれのパルサ 32 が送信系列メモリ 30 から当該パルサへ出力されるそれぞれの送信系列にตอบสนองして出力するパルス波形によってパルス駆動される。各々のパルス波形（すなわちバースト）の長さは、それぞれのデジタル送信系列内でのビット数に比例する。例えば、図 3 は、送信系列メモリ 30 に記憶されている上述のような送信系列の一つを示しており、この送信系列は、トランスデューサ素子 2 を 4 つの周期から成るバーストによって駆動する。パイポーラ・パルサの場合には、各々の送信系列の +1 及び -1 の要素が反対の位相を有するパルスへ変換される。

20

【0025】

マスタ・コントローラ 20 の指令下で、送信器 24 は、超音波エネルギーが指向性集束ビームとして送信されるようにトランスデューサ・アレイ 2 を駆動する。集束を達成するために、送信集束遅延ブロック 34 によってパルサ 32 に対してそれぞれの時間遅延が付与される一方で、それぞれのピーク・パルス振幅は送信レベル制御ブロック 36 によって設定される。マスタ・コントローラ 20 は、音波パルスが送信される際の条件を決定する。この情報によって、送信集束遅延ブロック及び送信レベル制御ブロックは、パルサ 32 によって発生されるべき送信パルスの各々についてのタイミング及び振幅をそれぞれ決定する。パルサ 32 は続いて、T/R スイッチ 28 を介してトランスデューサ・アレイ 2 のそれぞれの素子 2 へ送信パルスを送る。T/R スイッチ 28 は、トランスデューサ・アレイに存在する可能性のある高電圧から時間ゲイン制御（TGC）増幅器 38 を保護している。送信集束時間遅延を従来の態様で適当に調節することにより、超音波ビームを送信焦点位置に指向させ集束させることができる。

30

40

【0026】

超音波エネルギーの各々のバーストによって発生されるエコー信号は、各々の超音波ビームに沿って連続したレンジ（距離）に位置する物体から反射している。反射点と各々のトランスデューサ素子との間の伝播経路に差があるので、エコー信号は同時には検出されず、また、エコー信号の振幅は等しくならない。受信器 26 は、各々の受信チャンネル内のそれぞれの TGC 増幅器 38 を介して別個のエコー信号を増幅する。次いで、増幅されたエコー信号は受信ビームフォーマ 40 へ供給され、受信ビームフォーマ 40 は増幅後のそれぞれのエコー信号に対して適正な時間遅延を付与する。受信時間遅延は、送信時間遅延と同様に、マスタ・コントローラの制御下で供給される。受信時間遅延は、ランダム・アクセス・メモリに記憶されているルックアップ・テーブルから読み出されてもよい。受信ビー

50

ムフォーマ40は時間遅延付きの信号を加算して、超音波ビームに沿った特定のレンジに位置する点から反射した全超音波エネルギーを正確に指示するエコー信号を形成する。

【0027】

ビーム加算された受信信号は復調器6へ出力され、復調器6はI及びQのベースバンド成分を形成する。これらのベースバンド成分は、好ましくは有限インパルス応答フィルタの形態を取っているそれぞれの受信フィルタ42において帯域通過フィルタ処理される。フィルタ係数は、マスタ・コントローラ20の制御下でフィルタ係数メモリ44から受信フィルタ42へ供給される。受信フィルタの帯域幅は、フィルタ係数を変化させることにより調節することができる。次いで、フィルタ処理後の出力はカラー・フロー・プロセッサすなわち図1に示すコーナ・ターナ・メモリ8、ウォール・フィルタ10及びパラメータ推定器12によって処理される。前述のように、パラメータ推定器は好ましくは、後方散乱した信号の位相シフトの関数として速度を推定する速度推定器を含んでいる。

【0028】

図2を参照して述べると、被検体Sには、導体23を介して従来のECG機械等の心収縮期検出器21へ信号を送信する従来の心臓活動検出器17が取り付けられている。検出器21は、被検体の心臓の心収縮期を検出して、図4に示す動作モードを開始する信号をマスタ・コントローラ20へ送信する。心収縮期信号が時刻T1に受信されると、この信号にตอบสนองして、マスタ・コントローラは送信レベル制御36に、パルサ32に対してエネルギーを与えさせて、トランスデューサ・アレイ2が高音波出力を有する超音波を発生するようにすると、この高音波出力から、時刻T1と時刻T2との間で高音波出力(HAO)を有する幾つかのフレームが生ずる。HAOは、図4のパワー・レベルP2によって示されている。HAOフレーム同士の間には十分な保留時間を設けておくと、HAOの値をMI(機械的指標)のFDARリミット値に近付けても、時間平均を、そのFDARリミット値未満に抑えることが可能である。このような保留時間の一つは、図4に示すように時刻T2から時刻T3までであり、この間に、マスタ・コントローラ20は送信レベル制御36に、パルサ32に対してエネルギーを与えさせて、トランスデューサ・アレイ2が図4のパワー・レベルP1に示すような相対的に低い音波パワー(LAO)にある超音波を被検体Sへ送信するようにする。図4のパワー・レベルP0は、被検体の走査が行なわれていない、すなわち、トランスデューサ・アレイ2による超音波の送信が行なわれていないことを示している。

【0029】

図4に示すように、上述の動作モードにより、HAOフレームにLAOフレームが挿入される。より明確に述べると、HAOフレームHAO1及びHAO2は、LAOフレームLAO1によって離隔されている。同様に、HAOフレームHAO2及びHAO3は、LAOフレームLAO2によって離隔されている。加えて、図4にLAO3と表示されている一連のLAOフレームがHAOフレームHAO3に続いている。HAO1フレームは時刻T1と時刻T2との間に形成され、LAO1フレームは時刻T2と時刻T3との間に形成され、HAO2フレームは時刻T3と時刻T4との間に形成され、LAO2フレームは時刻T4と時刻T5との間に形成され、HAO3フレームは時刻T5と時刻T6との間に形成され、LAO3フレームは時刻T6と時刻T7との間に形成されている。図4に示すように、HAOフレームは、LAOフレームよりも実質的に短い時間にわたって形成されている。実時間撮像の場合には、HAOフレームは、ISPTAを制限するために、単一のフレームよりも長い組織の熱時間定数よりも短い時間区間にわたって多数のLAOフレームの間に疎らに挿入される。好ましいアプローチは、被検体Sの心臓からの流れが関心領域内で最大であるような心収縮期において1つ又はこれよりも多いHAOフレームにトリガを与えて、間に幾つかのLAOを設けるものである。例えば、図4を参照して述べると、心収縮期は時刻T1、T3及びT5に生じており、これにより、HAOフレームHAO1、HAO2及びHAO3の形成をそれぞれ開始している。これらのHAOフレームを用いて、流れを伴う画像領域と流れを伴わない画像領域との間を区別する。HAOフレームにおいて流れが存在していない箇所には、表示器18において流れは表示されない。流

10

20

30

40

50

れを伴うH A Oフレームの領域は、L A Oフレームにおいて流れ推定値によって更新されて、良好な時間分解能すなわちフレーム・レートを維持し、これら全てのフレームにより、良好な侵入及び流れ分割（フロー・セグメンテーション）が可能になる。

【0030】

図4では、フレームH A O1を形成する時間の一例は、近似的に200ミリ秒である。フレームL A O1を形成する時間の一例は、近似的に800ミリ秒である。図4に示すように、H A Oフレームの各々を形成する時間は同一であってよく、L A Oフレームの各々を形成する時間もまた同一であってよい。

【0031】

図5及び図6は、静止（フリーズ）画像を形成する2つの異なる手法を示している。これらの手法によれば、利用者が操作者入力22に設けられている「フラッシュ・フリーズ」キー19（図2）を押す。システムは次の3段階で応答する。

[1] キー19が時刻T8に押されたとすると、システムは時刻T8と時刻T9の間で走査を短時間休止する。

[2] 時刻T9と時刻T10との間に少数のH A OフレームH A O4をファイアリングする。そして、

[3] 時刻T10から、時刻T11に利用者が再びキー19を押すまで走査を休止する。

【0032】

図6を参照すると、利用者にキー19（図2）を押させることにより、静止フリーズ画像を得ることができ、これに対してシステムはやはり次の3段階で応答する。

[1] 利用者がキー19を時刻T12に押したとすると、システムは時刻T12と時刻T13との間に少数のL A Oフレームをファイアリングする。

[2] 時刻T13と時刻T14との間に少数のH A OフレームH A O5をファイアリングする。そして、

[3] 時刻T14の後に、時刻T15に利用者がキー19を再び押すまで走査を休止する。

【0033】

システムは、I S P T Aを上回らないことを保証するような最短の時間にわたって休止する。このアプローチによって、表示器18に増大した侵入力を有するフリーズ画像を形成することができる。

【0034】

当業者は、H A Oフレーム用に、送信電流に加えてシステム・ゲイン及びセグメンテーション閾値を含めたその他のパラメータを調節すべきであることを理解されよう。

【0035】

以上の好適実施例は説明の目的のために開示された。これらの実施例の変形及び改変は、当業者には容易に明らかとなろう。これら全ての変形及び改変は、特許請求の範囲に含まれているものとする。例えば、コントローラ20は、マイクロプロセッサ又はデジタル信号プロセッサ、又は論理演算若しくは算術演算を実行することが可能なその他の形式の論理ユニットを含んでいてもよい。

【図面の簡単な説明】

【図1】従来のカラー・フロー超音波イメージング・システムの信号処理系を示すブロック図である。

【図2】本発明の好適実施例によるカラー・フロー超音波イメージング・システムのフロント・エンドを示すブロック図である。

【図3】トランスデューサ素子に接続されているバイポーラ・パルサを制御する例示的な送信系列を示すブロック図である。

【図4】相対的に低い音波出力のフレームによって離隔されている高音波のフレームを示すタイミング図である。

【図5】フラッシュ・フリーズ・モードの動作に用いられる高音波出力フレームを示すタ

10

20

30

40

50

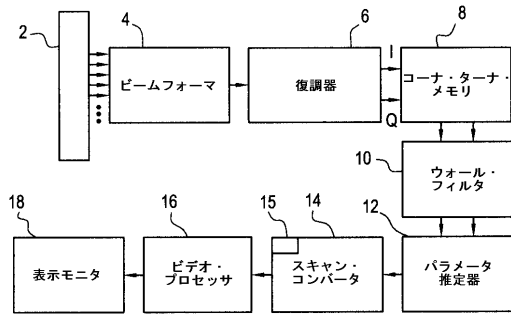
タイミング図である。

【図6】フラッシュ・フリーズ動作モードに用いられる相対的に低い音波出力のフレーム及び高音波出力フレームを示すタイミング図である。

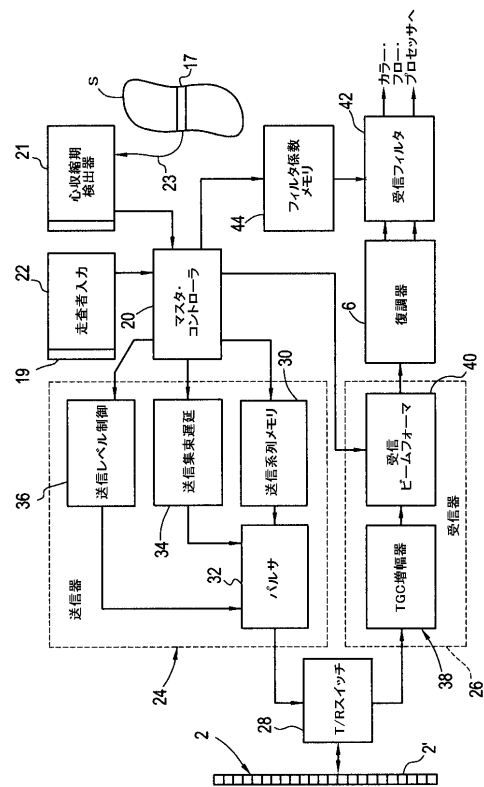
【符号の説明】

- 2 超音波トランスデューサ・アレイ
- 2 トランスデューサ素子
- 15 メモリ
- 17 心臓活動検出器
- 19 フラッシュ・フリーズ・キー
- 23 導体
- 30 送信系列

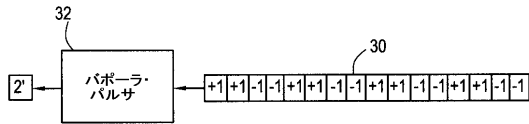
【図1】



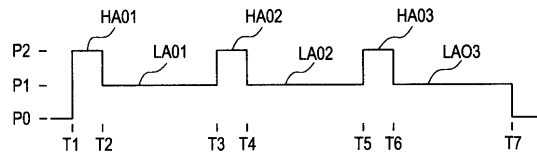
【図2】



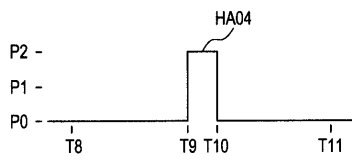
【 図 3 】



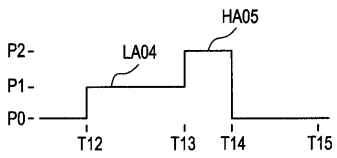
【 図 4 】



【 図 5 】



【 図 6 】



フロントページの続き

(56)参考文献 特開平10-075951(JP,A)
特開平11-276482(JP,A)
特開平10-272135(JP,A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)
A61B 8/06

专利名称(译)	声波闪光用于增加侵入力		
公开(公告)号	JP4659973B2	公开(公告)日	2011-03-30
申请号	JP2000372233	申请日	2000-12-07
[标]申请(专利权)人(译)	通用电气公司		
申请(专利权)人(译)	通用电气公司		
当前申请(专利权)人(译)	通用电气公司		
[标]发明人	ステイーブンシーミラー		
发明人	ステイーブン・シー・ミラー		
IPC分类号	A61B8/06 A61B5/0456 G01S7/52		
CPC分类号	G01S15/8988 A61B5/0456 A61B8/06 A61B8/13 A61B8/56 G01S7/5202 G01S7/52034 G01S7/52046		
FI分类号	A61B8/06 A61B8/14		
F-TERM分类号	4C301/DD04 4C301/FF28 4C301/HH02 4C301/HH03 4C301/KK22 4C601/DE01 4C601/DE03 4C601/FF08 4C601/HH04 4C601/HH05 4C601/KK18 4C601/KK19		
优先权	09/456859 1999-12-08 US		
其他公开文献	JP2001198124A JP2001198124A5		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：在超声成像系统中将超声波的侵入力提高到子物体中，用于显示至少一部分受试者的彩色血流图像。解决方案：当检测器（21）检测到心脏收缩时，使换能器阵列（2）在主控制器（20）的状态下发送具有高声学输出的超声波，该超声波接近FDA对机械指数的限制。调整传输水平控制（36）和保持时间足以限制时间平均值，以便低于在HAO（高声学输出）帧之间提供的FDA的限制。保持时间可以由通过使用传输电平控制（36）形成的相对低的声输出帧（LAO）占据。

$$D = \sum_{i=1}^{M-1} (I_i I_{i+1} + Q_i Q_{i+1})$$