

(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2001 - 198124

(P2001 - 198124A)

(43)公開日 平成13年7月24日(2001.7.24)

(51)Int.Cl⁷

識別記号

庁内整理番号

F I

技術表示箇所

A 6 1 B 8/06

A 6 1 B 8/06

審査請求 未請求 請求項の数 18 O L (全 26数)

(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)

(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)

(71)出願人 390041542

ゼネラル・エレクトリック・カンパニイ

GENERAL ELECTRIC C

OMPANY

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

(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

リュウ-226・エヌ2572番

(74)代理人 100093908

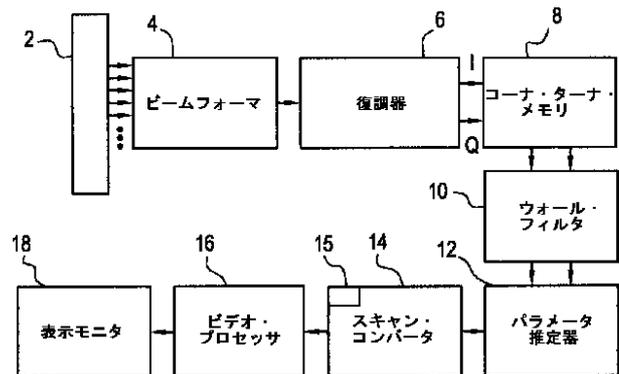
弁理士 松本 研一

(54)【発明の名称】 侵入力を高めるための音波フラッシュ

(57)【要約】

【課題】 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、被検体への超音波の侵入力を向上させる。

【解決手段】 検出器(21)による心収縮期の検出時に、マスタ・コントローラ(20)が送信レベル制御(36)を調節して、FDAの限度を下回るように時間平均を制限するのに十分な保留時間をHAO(高音波出力)フレーム同士の間設けた状態で、トランスデューサ・アレイ(2)が、機械的指数に関するFDAの限度に近づく高音波出力を有する超音波を送信するようにする。保留時間は、送信レベル制御(36)を用いて形成される相対的に低い音波出力のフレーム(LAO)によって占有されていてもよい。



【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、機械的指数、温度及び強度空間ピーク時間平均の指定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、前記部分からの第2の反射超音波を受信するように動作可能であるトランスデューサ・アレイ(2)と、

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、

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の命令を発生するプロセッサ(20)であって、前記第1の時間の前記第2の時間に対する比は、前記機械的指数、温度及び強度空間ピーク時間平均の指定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しておき、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プロセッサ(20)と、

前記処理されたカラー・フロー・データにตอบสนองしてカラー・フロー画像を表示する表示器(18)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数の指定に近付いており、前記第1の命令は、前記機械的指数、温度及び強度空間ピーク時間平均の指定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1に記載の装置。

【請求項4】 前記被検体は、心収縮期を示す心臓を有しており、前記プロセッサは、前記心収縮期にตอบสนองして前記第1の命令を発生する請求項1に記載の装置。

【請求項5】 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6】 前記プロセッサは、フロー・データが前記第1の組の信号の内では識別されないような事象において前記カラー・フロー画像の表示を回避する請求項5に

記載の装置。

【請求項7】 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8】 前記予め決定されている第1の時間は、複数のフレームの前記第1の組の信号を形成するのに十分な時間であり、前記予め決定されている第2の時間は、複数のフレームの前記第2の組の信号を形成するのに十分な時間である請求項7に記載の装置。

【請求項9】 利用者による操作にตอบสนองしてフリーズ信号を発生する入力を更に含んでおり、前記プロセッサは、前記フリーズ信号にตอบสนองして前記第1及び第2の命令を発生する請求項7に記載の装置。

【請求項10】 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、機械的指数、温度及び強度空間ピーク時間平均の指定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ตอบสนองして前記被検体の部分に向かって第1のパワーを有する第1の超音波を送信する工程と、該第1の超音波にตอบสนองして前記部分からの第1の反射超音波を受信する工程と、

第2の命令にตอบสนองして前記被検体の前記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ตอบสนองして前記部分からの第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ตอบสนอง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ตอบสนอง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の命令を発生する工程と、

第2の時間にわたって前記第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の時間に対する比は、前記機械的指数、温度及び強度空間ピーク時間平均の指定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している、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ตอบสนอง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11】 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10に記載の方法。

【請求項12】 前記第1のパワーは前記機械的指数の指定に近付いており、前記第1の命令は、前記機械的指数、温度及び強度空間ピーク時間平均の指定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10に記載の方法。

【請求項13】 前記被検体は、心収縮期を示す心臓を有しており、前記第1の命令は前記心収縮期に反応して発生される請求項10に記載の方法。

【請求項14】 前記被検体の前記部分内での流体の流動領域を表す前記第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10に記載の方法。

【請求項15】 前記表示する工程は、フロー・データが前記第1の組の信号内で識別されないような事象において前記カラー・フロー画像の表示を回避する工程を含んでいる請求項14に記載の方法。

【請求項16】 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10に記載の方法。

【請求項17】 前記予め決定されている第1の時間は、複数のフレームの前記第1の組の信号を形成するのに十分な時間であり、前記予め決定されている第2の時間は、複数のフレームの前記第2の組の信号を形成するのに十分な時間である請求項16に記載の方法。

【請求項18】 利用者による操作に反応してフリーズ信号を発生する工程を更に含んでおり、前記第1及び第2の命令は、前記フリーズ信号に反応して発生される請求項16に記載の方法。

【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（FDA）の規制によって制限されている。FDA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、MI（機械的指数 [Mechanical Index]）及びISPTA（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、MI限度に達する前にISPTA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、MI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。

【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、機械的指数、温度及び強度空間ピーク時間平均の指定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の命令に反応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の超音波に反応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の命令に反応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の超音波に反応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の反射超音波に反応して第1の組の信号が発生され、第2の反射超音波に反応して第2の組の信号が発生される。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、機械的指数、温度及び強度空間ピーク時間平均の指定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・データに反応して、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。

【0005】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FDAの規制を遵守することができる。

【0006】

【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PRF（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RF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)10を通過し、ウォール・フィルタ10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12へ供給され、パラメータ推定器12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。

【0007】

【数1】

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

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

【0008】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データであり、Mはパケット内のファイアリングの回数である。

*る有限の和として近似され、次の通りになる。

【0009】

【数2】

R(O)は、パケット内のファイアリングの回数にわたる

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

【0010】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】

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

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

【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。位相は平均ドプラ周波数を算出するのに用いられ、

平均ドプ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】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】

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

【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 θ は未知であるので、 $\cos \theta$ は *

*1.0であるものと仮定される。

【0016】
【数5】

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

【0017】好ましくは、パラメータ推定器は、平均ドブ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

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 $R(O)$ 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。

【0018】

【外1】

直接に \bar{v} を算出する。

【0020】

【数6】

【0019】乱流は、平均ドブラ周波数の分散の2次級

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

【0021】平均値信号 ($R(T)$) は、流動する反射体の平均ドブ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 $R(O)$ が、ドブラ・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。

制御する。

【0022】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

【0023】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つのチャネルは、他のチャ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。

【0024】本発明の好適実施例によれば、各々のチャ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 10 応答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（すなわちパースト）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つの周期から成るパーストによって駆動する。パイポラ・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 20 の位相を有するパルスへ変換される。

【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 30 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。

【0026】超音波エネルギーの各々のパ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 50

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、この信号に応答して、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 FDA 限度を下回るまでに時間平均を制限するのに十分な保留時間を設けておくと、HAO は MI（機械的指数）の FDA 限度に 40 近づく。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。流れを伴うHAOフレームの領域は、LAO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HAO1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LAO1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、HAOフレームの各々を形成する時間は同一であってよく、LAO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HAOフ

*フレームHAO4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LAOフレームをファイアリングする。

[2] 時刻T13と時刻T4との間に少数のHAOフレームHAO5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、ISPTA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、HAO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る。これら全ての変形及び改変は、特許請求の範囲に包含さ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パイプライン・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

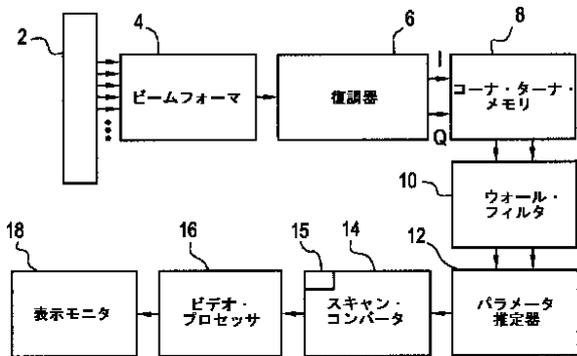
2 トランスデューサ素子

- 15 メモリ
- 17 心臓活動検出器
- 19 フラッシュ・フリーズ・キー

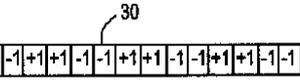
- * 23 導体
- 30 送信系列

*

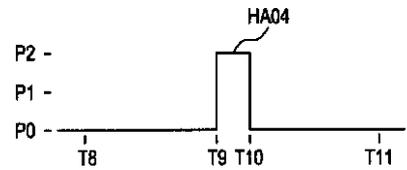
【図1】



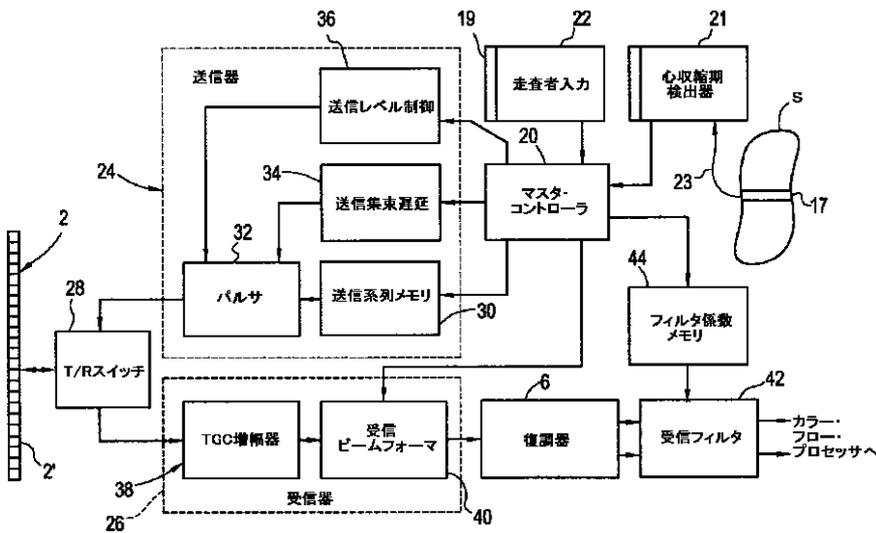
【図3】



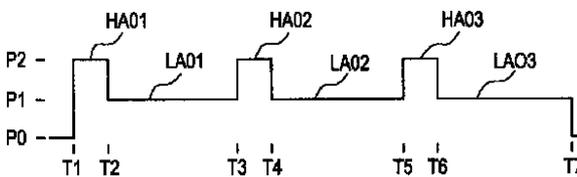
【図5】



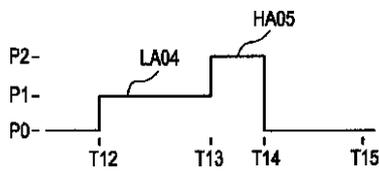
【図2】



【図4】



【図6】



【外国語明細書】

1. Title of Invention

ACOUSTIC FLASH TO INCREASE PENETRATION

2. Claims

1. In an ultrasound imaging system for penetrating a subject (S) being studied with ultrasound waves and displaying a color flow image representing at least a portion of the subject, apparatus for improving the penetration of the ultrasound waves while complying with mechanical index, temperature and intensity spatial peak temporal average specifications comprising in combination:

a transducer array (2) operable in response to a first command for transmitting ultrasound waves with a first power toward a portion of the subject and receiving first reflected ultrasound waves from the portion and operable in response to a second command for transmitting ultrasound waves with a second power less than the first power toward the portion of the subject and receiving second reflected ultrasound waves from the portion;

an ultrasound receiver (26) connected to generate a first set of signals in response to the first reflected ultrasound waves and connected to generate a second set of signals in response to the second reflected ultrasound waves;

a processor (20) generating the first command for a first time period and generating the second command for a second time period, the ratio of the first time period to the second time period enabling compliance with said mechanical index, temperature and intensity spatial peak temporal average specifications while enabling penetration of said ultrasound waves during the first time period, and processing the first set of signals and the second set of signals to generate processed color flow data for display as a color flow image; and

a display (18) displaying a color flow image in response to said processed color flow data.

2. Apparatus, as claimed in claim 1, wherein the first time period is sufficient to generate a frame of said first scan data.

3. Apparatus, as claimed in claim 1, wherein the first power approaches the mechanical index specification and wherein said first command comprises a series of first commands with sufficient dwell time between the first commands to comply with said mechanical index, temperature and intensity spatial peak temporal average specifications.
4. Apparatus, as claimed in claim 1, wherein the subject being studied has a heart exhibiting systole and wherein said processor generates said first command in response to said systole.
5. Apparatus, as claimed in claim 1, wherein said processor identifies flow data within the first scan data representing a region of fluid flow within the portion of the subject.
6. Apparatus, as claimed in claim 5, wherein said processor prevents the display of said color flow image in the event flow data is not identified within the first scan data.
7. Apparatus, as claimed in claim 1, wherein said first time period is a predetermined time period, wherein said second time period is a predetermined time period, and wherein said processor enables the display of still color images by generating said second command for said predetermined second time period and generating said first command for said predetermined first time period.
8. Apparatus, as claimed in claim 7, wherein said predetermined first time period is sufficient to generate a plurality of frames of said first set of signals and wherein said predetermined second time period is sufficient to generate a plurality of frames of said second set of signals.
9. Apparatus, as claimed in claim 7, and further comprising an input generating a freeze signal in response to operation by a user and wherein said processor generates said first and second commands in response to said freeze signal.

10. In an ultrasound imaging system for penetrating a subject (S) being studied with ultrasound waves and displaying a color flow image representing at least a portion of the subject, a method of improving the penetration of the ultrasound waves while complying with mechanical index, temperature and intensity spatial peak temporal average specifications comprising in combination:

transmitting first ultrasound waves with a first power toward a portion of the subject in response to a first command;

receiving first reflected ultrasound waves from the portion in response to the first ultrasound waves;

transmitting second ultrasound waves with a second power less than the first power toward the portion of the subject in response to a second command;

receiving second reflected ultrasound waves from the portion in response to the second ultrasound waves;

generating a first set of signals in response to the first reflected ultrasound waves;

generating a second set of signals in response to the second reflected ultrasound waves;

generating the first command for a first time period;

generating the second command for a second time period, the ratio of the first time period to the second time period enabling compliance with said mechanical index, temperature and intensity spatial peak temporal average specifications while enabling penetration of said ultrasound waves during the first time period;

processing the first set of signals and the second set of signals to generate processed color flow data for display as a color flow image; and

displaying a color flow image in response to said processed color flow data.

11. A method, as claimed in claim 10, wherein the first time period is sufficient to generate a frame of said first set of signals.

12. A method, as claimed in claim 10, wherein the first power approaches the mechanical index specification and wherein said first command comprises a series of first commands with sufficient dwell time between the first commands to comply with said mechanical index, temperature and intensity spatial peak temporal average specifications.

13. A method, as claimed in claim 10, wherein the subject being studied has a heart exhibiting systole and wherein said first command is generated in response to said systole.

14. A method, as claimed in claim 10, and further comprising identifying flow data within the first set of signals representing a region of fluid flow within the portion of the subject.

15. A method, as claimed in claim 14, wherein said displaying comprises preventing the display of said color flow image in the event flow data is not identified within the first set of signals.

16. A method, as claimed in claim 10, wherein said first time period is a predetermined time period, wherein said second time period is a predetermined time period, and wherein said displaying comprises displaying a still color image by generating said second command for said predetermined second time period and generating said first command for said predetermined first time period.

17. A method, as claimed in claim 16, wherein said predetermined first time period is sufficient to generate a plurality of frames of said first set of signals and wherein said predetermined second time period is sufficient to generate a plurality of frames of said second set of signals.

18. A method, as claimed in claim 16, and further comprising generating a freeze signal in response to operation by a user and wherein said first and second commands are generated in response to said freeze signal.

3. Detailed Description of Invention

BACKGROUND OF THE INVENTION

This invention generally relates to ultrasound imaging, and more particularly relates to penetration of ultrasound waves into a subject being imaged.

The ultrasound wave penetration of current day diagnostic ultrasound machines when performing color flow imaging is compromised by FDA regulation. The FDA regulates the acoustic power output from diagnostic ultrasound imaging machines to avoid the possibility of undesirable effects in the body due to cavitation and heating. These effects are regulated by means of limits on MI (Mechanical Index), and ISPTA (Intensity Spatial Peak Temporal (time) Average), respectively. Ultrasound waves typically are applied to a subject by holding the face of a transducer against the skin of the subject. The temperature of the transducer face is limited for safety. When performing color flow imaging, an ultrasound imaging system typically reaches the ISPTA and probe temperature limits before reaching the MI limits. As a result, the system limits the transmit current to a level much lower than would be required to avoid the MI limit. The current limitation compromises the system's ability to image deep vessels where the limited transmit signal is highly attenuated.

A primary method used to improve penetration is to increase the number of firings (transmit & receive) in the same direction and perform some type of averaging across these firings. The primary disadvantage to this approach is the resulting decrease in the frame rate of the display, thereby degrading temporal resolution.

BRIEF SUMMARY OF THE INVENTION

The preferred embodiment is useful in an ultrasound imaging system for penetrating a subject (e.g., a human patient) with ultrasound waves and displaying a color flow image representing at least a portion of the subject. In such an environment, the preferred embodiment improves the penetration of the ultrasound waves while complying with mechanical index, temperature, and intensity spatial peak temporal average specifications. The improvement is provided by transmitting first ultrasound waves with a first power toward a portion of the subject in response to a first command, and receiving first reflected ultrasound waves from the subject in response to the first ultrasound waves. Second ultrasound waves with a second power less than the first power also are transmitted toward the portion of the subject in

response to a second command, and second reflected ultrasound waves are received from the subject in response to the second ultrasound waves. The transmitting and receiving are preferably accomplished with a transducer array. A first set of signals is generated in response to the first reflected ultrasound waves and a second set of signals is generated in response to the second reflected ultrasound waves, preferably by an ultrasound receiver. The first command is generated for a first time period, and the second command is generated for a second time period, preferably by a processor. The ratio of the first time period to the second time period enables compliance with the mechanical index, temperature, and intensity spatial peak temporal average specifications, while enabling penetration of the ultrasound waves during the first time period. The first set of signals and second set of signals are processed to generate processed color flow data for display as a color flow image, preferably by a processor. A color flow image is displayed in response to the processed color flow data, preferably on a display monitor.

By using the foregoing techniques, the penetration of ultrasound waves into a subject being studied can be improved while still complying with applicable FDA regulation.

DETAILED DESCRIPTION OF THE INVENTION

Referring to FIG. 1, the basic signal processing chain for a color flow imaging system comprises an ultrasound transducer array 2, which is activated to transmit pulse sequences comprising tone bursts of ultrasound waves of length P which are fired repeatedly at the PRF. The return reflected RF ultrasound waves are detected by the transducer elements and received by the respective receive channels in the beamformer 4. The beamformer sums the delayed channel data and outputs a beamsummed signal, which is demodulated into in-phase and quadrature (I/Q) signal components by a demodulator 6. The I/Q signal components are stored in a corner turner memory 8, whose purpose is to buffer data from possibly interleaved firings and output the data as vectors of points across firings at a given range cell. Data is received in "fast time", or sequentially down range (along a vector) for each firing. The output of the corner turner memory is reordered into "slow time", or sequentially by firing for each range cell. The resultant "slow time" I/Q signal samples are passed through respective wall filters 10, which reject any clutter corresponding to stationary or very slow-moving tissue. The filtered outputs are then fed into a parameter estimator 12, which converts the range cell information into the intermediate autocorrelation parameters N , D and $R(O)$. N and D are the numerator and denominator for the autocorrelation equation, as shown below:

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

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

where I_i and Q_i are the demodulated, basebanded input data for firing i , and M is the number of firings in the packet. $R(O)$ is approximated as a finite sum over the number of firings in a packet, as follows:

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

A processor converts N and D into a magnitude and phase for each range cell. The equations used are as follows:

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

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

The parameter estimator processes the magnitude and phase values into estimates of power, velocity and turbulence. The phase is used to calculate the mean Doppler frequency, which is proportional to the velocity as shown below; $R(O)$ and $|R(T)|$ (magnitude) are used to estimate the turbulence.

The mean Doppler frequency in hertz is obtained from the phase of N and D and the pulse repetition time T :

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

The mean velocity is calculated using the Doppler shift equation below. Since θ , the angle between the flow direction and the sampling direction, is not known, $\cos \theta$ is assumed to be 1.0.

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

Preferably, the parameter estimator does not calculate the mean Doppler frequency as an intermediate output, but calculates \bar{v} directly from the phase output of the processor using a look-up table.

The turbulence may be calculated in the time domain as a second-order series expansion of the variance of the mean Doppler frequency. The time domain expression for turbulence involves calculating the zero-lag and one-lag autocorrelation functions, $R(O)$ and $R(T)$ respectively. The exact autocorrelation functions are approximated by finite sums over the known data in the number of firings in a packet:

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

The mean value signal θ ($R(T)$) is an estimate of the mean Doppler frequency shift of the flowing reflectors, which in turn is proportional to the mean blood flow velocity. The variance signal σ^2 indicates the frequency spread of the flow signal

component of the baseband echo signal. This value is indicative of flow turbulence, since laminar flow has a very narrow range of velocities, while turbulent flow is a mixture of many velocities. To indicate the strength of the signal from the flowing reflectors, the signal $R(O)$ indicates the amount of the returned power in the Doppler-shifted flow signal.

The color flow estimates are sent to a scan converter 14, which converts the color flow image data into X-Y format frames for video display and stores the frames in memory 15. The scan-converted frames are passed to a video processor 16, which basically maps the video data to a display color map for video display. The color flow image frames are then sent to the video monitor 18 for display. Typically, either velocity or power are displayed alone or velocity is displayed in conjunction with either power or turbulence. System control is centered in a host computer (not shown), which accepts operator inputs through an operator interface (e.g., a keyboard) and in turn controls the various subsystems.

The present invention may be incorporated in a system of the type depicted in FIG. 1 or other compatible color flow imaging systems. The preferred embodiment is shown in FIG. 2. System control is centered in a master controller or processor 20 (or host computer), which accepts operator inputs through an operator interface 22 and in turn controls the various subsystems. The master controller 20 also generates the system timing and control signals which are distributed via various control buses. The transducer array 2 consists of a plurality of separately driven transducer elements 2', each of which produces a burst of ultrasonic energy (i.e., ultrasound waves) when energized by a pulsed waveform produced by a transmitter 24. The ultrasonic energy (i.e., ultrasound waves) reflected back to transducer array 2 from the object under study is converted to an electrical signal by each receiving transducer element 2' and applied separately to a receiver 26 through a set of transmit/receive (T/R) switches 28. Transmitter 24 and receiver 26 are operated under control of master controller 20. A complete scan is performed by acquiring a series of echoes in which transmitter 24 is gated ON momentarily to energize each transducer element 2', and the subsequent echo signals produced by each transducer element 2' are applied to receiver 26. A channel may begin reception while another channel is still transmitting. The receiver

26 combines the separate echo signals from each transducer element to produce a single echo signal which is used to produce a line in an image on the display monitor.

In accordance with the preferred embodiment of the invention, adjustment of the length of the transmit pulses in each channel is implemented by programming a digital transmit sequence memory 30. Each transducer element 2' in the transmit aperture is pulsed by a pulse waveform output by a respective pulser 32 in response to a respective transmit sequence output to that pulser from the transmit sequence memory 30. The length of each pulse waveform (i.e., burst) is proportional to the number of bits in the respective digital transmit sequence. For example, FIG. 3 shows one such transmit sequence stored in transmit sequence memory 30 for driving a transducer element 2' with a burst of four cycles. In the case of bipolar pulsers, the +1 and -1 elements of each transmit sequence are transformed into pulses of opposite phase.

Under the direction of master controller 20, the transmitter 14 drives transducer array 2 such that the ultrasonic energy is transmitted as a directed focused beam. To accomplish focusing, respective time delays are imparted to the pulsers 32 by a transmit focus delay block 34, while respective peak pulse amplitudes are set by transmit level control block 36. The master controller 20 determines the conditions under which the acoustic pulses will be transmitted. With this information, the transmit focus delay and transmit level control blocks will respectively determine the timing and the amplitude of each of the transmit pulses to be generated by the pulsers 32. The pulsers 32 in turn send the transmit pulses to respective elements 2' of the transducer array 2 via the T/R switches 28, which protect the time-gain control (TGC) amplifiers 38 from the high voltages which may exist at the transducer array. By appropriately adjusting the transmit focus time delays in a conventional manner, an ultrasonic beam can be directed and focused at a transmit focal position.

The echo signals produced by each burst of ultrasonic energy reflect from objects located at successive ranges along each ultrasonic beam. Due to the differences in the propagation paths between a reflecting point and each transducer

element, the echo signals will not be detected simultaneously and their amplitudes will not be equal. Receiver 26 amplifies the separate echo signals via a respective TGC amplifier 38 in each receive channel. The amplified echo signals are then fed to the receive beamformer 40, which imparts the proper time delays to the respective amplified echo signals. The receive time delays, like the transmit time delays, are provided under the control of the master controller. The receive time delays may be read out from look-up tables stored in random access memory. The receive beamformer 40 sums the time-delayed signals to provide an echo signal which accurately indicates the total ultrasonic energy reflected from a point located at a particular range along the ultrasonic beam.

The beamsummed receive signals are output to the demodulator 6, which forms the I and Q baseband components. These baseband components are bandpass-filtered in respective receive filters 42, which preferably take the form of finite impulse response filters. The filter coefficients are provided to the receive filters 42 from a filter coefficient memory 44 under the control of master controller 20. The bandwidth of the receive filters can be adjusted by changing the filter coefficients. The filtered outputs are then processed by the color flow processor, i.e., corner turner memory 8, wall filters 10 and a parameter estimator 12 shown in FIG. 1. As described above, the parameter estimator preferably includes a velocity estimator which estimates velocity as a function of the phase shift in the backscattered signals.

Referring to FIG. 2, a subject being studied S is fitted with a conventional detector of heart activity 17 which transmits signals over a conductor 23 to a systole detector 21, such as a conventional ECG machine. Detector 21 detects systole of the heart of the subject and transmits a signal to master controller 20 that initiates a mode of operation illustrated in FIG. 4. The systole signal is received at time T1, and in response to the signal, the master controller causes transmit level control 36 to energize pulsars 32 so that transducer array 2 generates ultrasound waves with high acoustic output that result in several frames of high acoustic output (HAO) between times T1 and T2. The HAO is indicated by power level P2 in FIG. 4. The HAO approaches the MI (mechanical index) FDA limit with a sufficient dwell time between the HAO frames to limit the temporal average to below the FDA limit. One such dwell time, as shown in FIG. 4, is from time T2 to time T3, during which master controller 20 causes transmit level control 36 to energize pulsars 32 so that transducer array 2 transmits ultrasound waves into subject S at a lower acoustic power (LAO)

illustrated by power level P1 in FIG. 4. The power level P0 in FIG. 4 indicates no scanning of the subject, i.e., no transmission of ultrasound waves by transducer array 2.

As shown in FIG. 4, the foregoing mode of operation results in HAO frames interspersed with LAO frames. More specifically, HAO frames HAO1 and HAO2 are separated by LAO frames LAO1. Likewise, HAO frames HAO2 and HAO3 are separated by LAO frames LAO2. In addition, a series of LAO frames designated LAO3 in FIG. 4 follow HAO frames HAO3. The HAO1 frames are generated between times T1 and T2; the LAO1 frames are generated between times T2 and T3; the HAO2 frames are generated between times T3 and T4; the LAO2 frames are generated between times T4 and T5; the HAO3 frames are generated between times T5 and T6 and the LAO3 frames are generated between times T6 and T7. As illustrated in FIG. 4, the HAO frames are generated during a substantially smaller time period than the LAO frames. For real time imaging, the HAO frames are inserted sparsely between many LAO frames to limit the ISPTA over a time interval greater than a single frame but less than the thermal time constant of tissue. The preferred approach is to trigger one or more of the HAO frames at systole, when flow from the heart of a subject S is greatest in the region of interest, with several LAO frames in between. For example, referring to FIG. 4, systole occurs at times T1, T3 and T5, thereby initiating generating of HAO frames, HAO1, HAO2 and HAO3, respectively. The HAO frames are used to discriminate between image regions with flow and those without flow. Where no flow is present in an HAO frame, no flow is allowed in display 18. The regions of the HAO frames with flow are updated by flow estimates in the LAO frames to maintain good temporal resolution, i.e., frame rate, all providing better penetration and flow segmentation.

Referring to FIG. 4, an exemplary time period for generating frames HAO1 is approximately 200 milliseconds. An exemplary time period for generating frames LAO1 is approximately 800 milliseconds. As shown in FIG. 4, the time periods for generating each of the HAO frames may be identical; the time periods for generating each of the LAO frames also may be identical.

FIGS. 5 and 6 illustrate two different techniques for generating still (frozen) images. According to these techniques, a user pushes a "flash-freeze" key 19 on operator inputs 22 (Fig. 2). The system responds in three steps:

1. Assuming key 19 is pushed at time T8, the system briefly pauses scanning between times T8 and T9;
2. Fires a small number of HAO frames, HAO4, between times T9 and T10;
and
3. Pauses scanning from time T10 until the user pushes key 19 again at time T11.

Referring to FIG. 6, a still frozen image may be obtained by having the user press key 19 (FIG. 2) to which the system also responds in three steps:

1. Assuming the user pushes key 19 at time T12, the system fires a small number of LAO frames between times T12 and T13;
2. Fires a small number of HAO frames, HAO5, between times T13 and T14;
and
3. Pauses scanning after time T14 until the user again pushes key 19 at time T15.

The system pauses a minimum time to insure that the ISPTA is not exceeded. This approach provides a frozen image with increased penetration on display 18.

Those skilled in the art will recognize that other parameters should be adjusted in addition to the transmit current for the HAO frames, including system gain and segmentation thresholds.

The foregoing preferred embodiments have been disclosed for the purpose of illustration. Variations and modifications of the embodiments will be readily apparent to persons skilled in the art. All such variations and modifications are intended to be encompassed by the claims set forth hereinafter. For example, controller 20 may comprise a microprocessor or digital signal processor or other types of logic units capable of executing logical or arithmetic operations.

4. Brief Description of Drawings

FIG. 1 is a block diagram showing the signal processing chain for a conventional color flow ultrasound imaging system.

FIG. 2 is a block diagram showing the front end of a color flow ultrasound imaging system in accordance with a preferred embodiment of the invention.

FIG. 3 is a block diagram depicting an exemplary transmit sequence for controlling a bipolar pulser connected to a transducer element.

FIG. 4 is a timing diagram showing high acoustic frames separated by lower acoustic output frames.

FIG. 5 is a timing diagram showing high acoustic output frames used in a flash freeze mode operation.

FIG. 6 is a timing diagram showing lower acoustic output frames and high acoustic output frames used in a flash freeze mode of operation.

FIG. 1

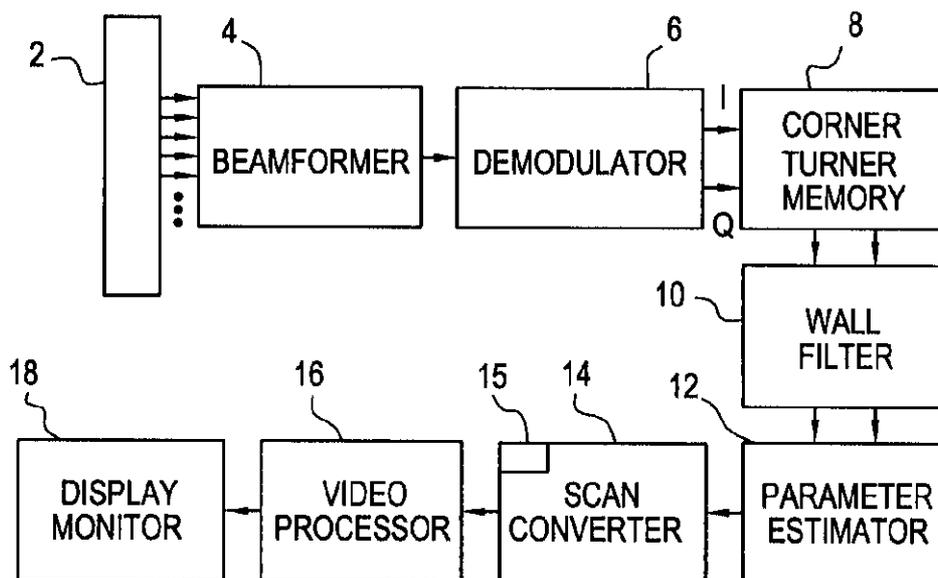


FIG. 2

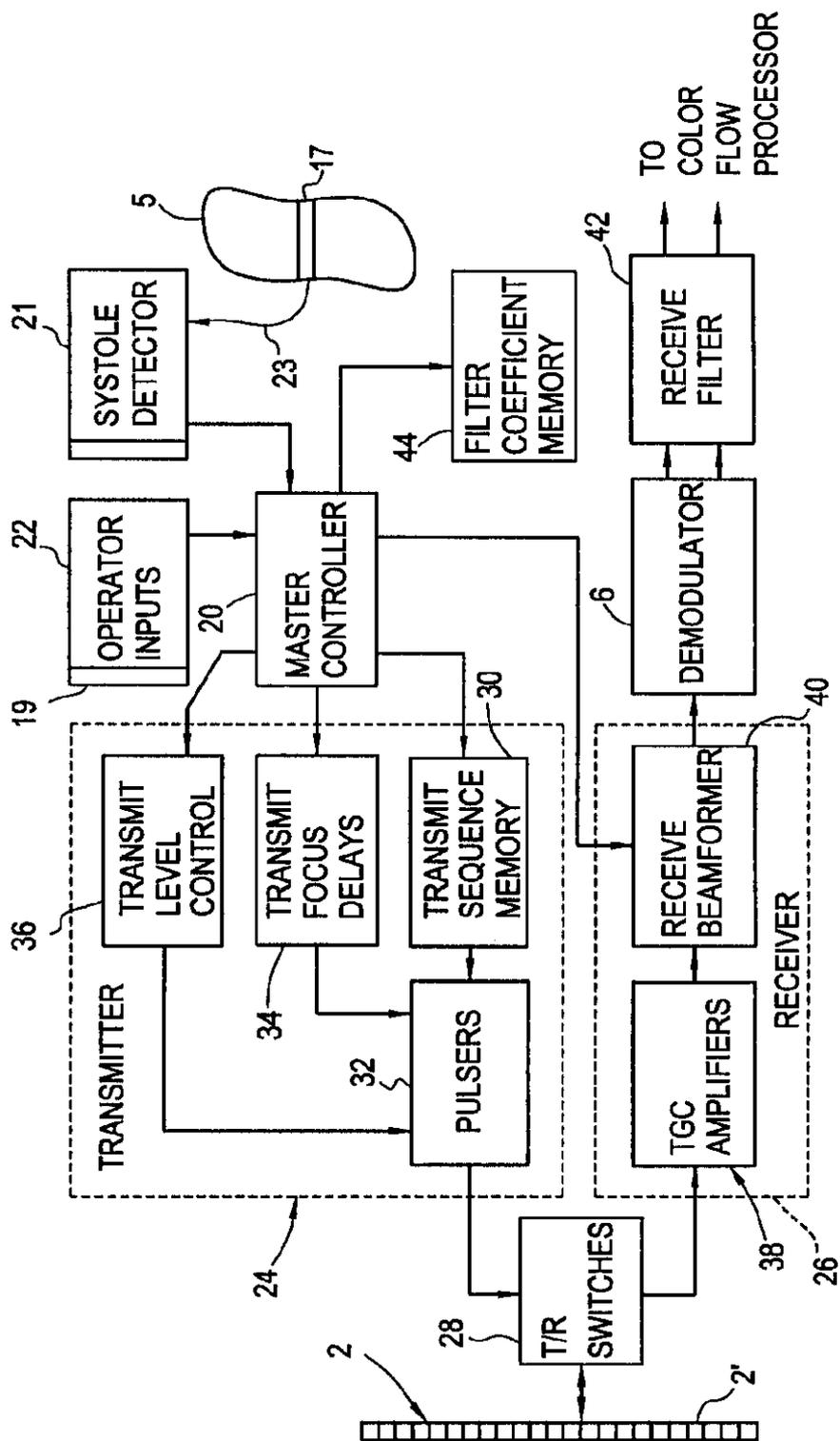


FIG. 3

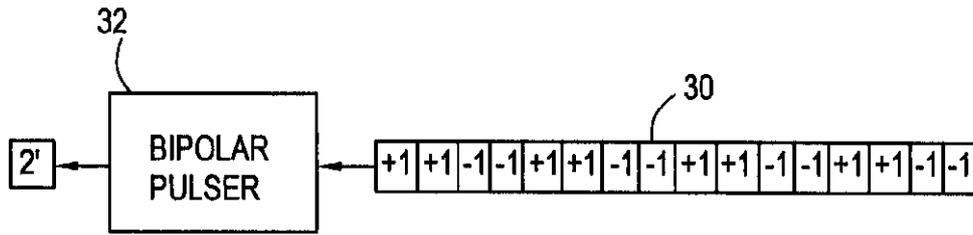


FIG. 4

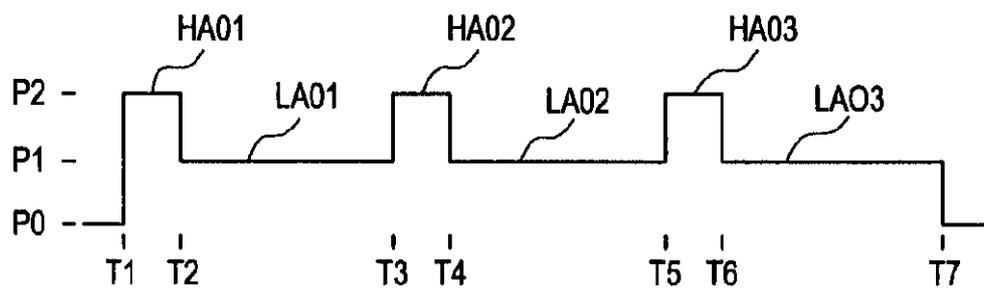


FIG. 5

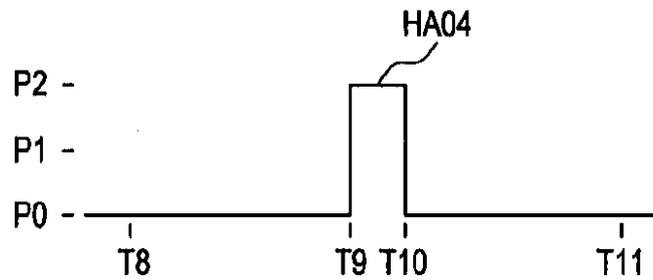
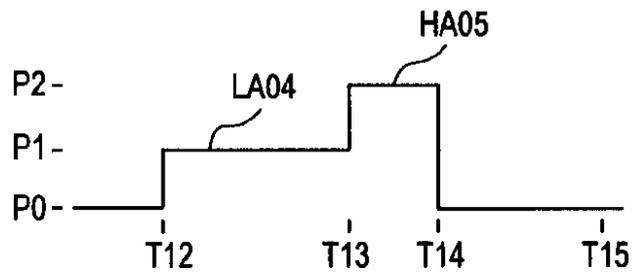


FIG. 6



1. Abstract

Upon detection of systole by a detector (21), a master controller (20) adjusts a transmit level control (36) to cause a transducer array (2) to transmit ultrasound waves with a high acoustic output approaching the mechanical index FDA limit with sufficient dwell time between HAO frames to limit the temporal average below the FDA limit. The dwell time may be occupied by lower acoustic output frames (LAO) which are generated using the transmit level control (36).

2. Representative Drawing: Figure 1

专利名称(译)	<无法获取翻译>		
公开(公告)号	JP2001198124A5	公开(公告)日	2008-01-31
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		
[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		
CPC分类号	G01S7/52034 A61B8/13 A61B5/0456 A61B8/06 G01S15/8988 G01S7/5202 G01S7/52046 A61B8/56		
FI分类号	A61B8/06		
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		
代理人(译)	松本健一		
优先权	09/456859 1999-12-08 US		
其他公开文献	JP4659973B2 JP2001198124A		

摘要(译)

要解决的问题：在超声成像系统中，超声波显示对象的至少一部分的色流图像，从而提高超声波对对象的穿透力。当检测器（21）检测到心脏收缩时，主控制器（20）足以调整发射电平控制（36）以将平均时间限制在FDA极限以下。允许换能器阵列（2）以接近FDA机械指标极限的超声功率传输超声，并且在HAO（高功率）帧之间具有明显的保持时间。保持时间可以由使用发射电平控制（36）形成的相对较低的声功率帧（LAO）占据。