

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第4547065号  
(P4547065)

(45) 発行日 平成22年9月22日 (2010. 9. 22)

(24) 登録日 平成22年7月9日 (2010. 7. 9)

(51) Int. Cl.

F I

A 6 1 B 8/06 (2006.01)

A 6 1 B 8/06

請求項の数 14 (全 17 頁)

(21) 出願番号	特願2000-120208 (P2000-120208)	(73) 特許権者	390041542
(22) 出願日	平成12年4月21日 (2000. 4. 21)		ゼネラル・エレクトリック・カンパニイ
(65) 公開番号	特開2000-333957 (P2000-333957A)		GENERAL ELECTRIC CO
(43) 公開日	平成12年12月5日 (2000. 12. 5)		MPANY
審査請求日	平成19年3月27日 (2007. 3. 27)		アメリカ合衆国、ニューヨーク州、スケネ
(31) 優先権主張番号	09/437605		クタデイ、リバーロード、1 番
(32) 優先日	平成11年11月10日 (1999. 11. 10)	(74) 代理人	100137545
(33) 優先権主張国	米国 (US)		弁理士 荒川 聡志
(31) 優先権主張番号	09/299034	(72) 発明者	リチャード・ユング・チャオ
(32) 優先日	平成11年4月23日 (1999. 4. 23)		アメリカ合衆国、ニューヨーク州、クリフ
(33) 優先権主張国	米国 (US)	(72) 発明者	トーン・パーク、パトナム・レーン、10 番
			デビッド・ジョン・ムジラ
			アメリカ合衆国、ウィスコンシン州、ムク
			ウォンアゴ、イーグル・レイク・アベニュー、216 番

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 イメージング・システム及びその動作方法

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

多数のトランスデューサ素子を有し、電気的な起動に応答して基本周波数を中心とする波動エネルギーを送信すると共に、帰投した波動エネルギーを電気信号へ変換するトランスデューサ・アレイ (10) と、

該トランスデューサ・アレイに結合されていて、第1及び第2の送信事象時に送信符号で符号化された集束した波動エネルギーを送信するように複数の前記トランスデューサ素子を起動するようにプログラムされている送信器 (14) と、

前記第1及び第2の送信事象に続いて前記複数のトランスデューサ素子によりそれぞれ発生される電気信号から第1及び第2の受信信号をそれぞれ形成するようにプログラムされている受信器 (16) と、

前記第1及び第2の受信信号の第1及び第2の基本信号成分をそれぞれ圧縮して帯域通過させると共に、所定の閾値を上回る速度で運動する波動エネルギー反射体に対応する周波数を選択的に通過させるように第1及び第2の組のフィルタ係数でプログラムされており、前記圧縮され帯域通過させられた第1及び第2の基本信号成分、並びに前記選択的に通過させられた周波数から少なくとも部分的に導き出される流れ信号を形成するウォール・フィルタ (46) と、

少なくとも前記流れ信号の関数である画像部分を有する画像を表示するサブシステム (22, 32, 34) と、を備えているイメージング・システム。

【請求項 2】

10

20

前記第 2 の組を成すフィルタ係数は、前記第 1 の組を成すフィルタ係数に対して負である請求項 1 に記載のシステム。

【請求項 3】

前記第 2 の組を成すフィルタ係数のうち少なくとも 1 つの係数以外のすべての係数が、前記第 1 の組のフィルタ係数に対して負であり、前記フィルタ係数のうちの前記少なくとも 1 つの係数が、B モード基本信号フィードスルーを可能にするように摂動を加えられている請求項 1 に記載のシステム。

【請求項 4】

前記ウォール・フィルタは、有限インパルス応答フィルタと、  
該有限インパルス応答フィルタに結合されているベクトル加算器とを含んでいる請求項 1  
に記載のシステム。

10

【請求項 5】

前記送信符号は  $n$  桁の数を含んでおり、前記第 1 及び第 2 の組の各々におけるフィルタ係数の数は、 $n$  よりも大きい又は  $n$  に等しい請求項 1 に記載のシステム。

【請求項 6】

前記送信符号は、バーカー符号を含んでいる請求項 1 に記載のシステム。

【請求項 7】

前記送信符号は、 $[1, 1, 1, -1, 1, -1, -1, 1]$  である請求項 1 に記載のシステム。

【請求項 8】

20

前記送信器は、第 3 の送信事象時に符号化されていない集束した波動エネルギーを送信するように複数の前記トランスデューサ素子を起動するように更にプログラムされており、前記受信器は、前記第 3 の送信事象に続いて前記複数のトランスデューサ素子により発生される電気信号から第 3 の受信信号を形成するように更にプログラムされており、前記ウォール・フィルタは、前記第 3 の受信信号の高調波信号成分を帯域通過させるように第 3 の組のフィルタ係数で更にプログラムされており、前記高調波信号成分を表示のために前記流れ信号と加算する請求項 1 に記載のシステム。

【請求項 9】

前記送信器は、第 3 及び第 4 の送信事象時に符号化されていない集束した波動エネルギーを送信するように複数の前記トランスデューサ素子を起動するように更にプログラムされており、前記第 3 の送信事象の前記符号化されていない集束した波動エネルギーは、前記第 4 の送信事象の前記符号化されていない集束した波動エネルギーに対して反対の極性を有しており、前記受信器は、前記第 3 及び第 4 の送信事象に続いて前記複数のトランスデューサ素子により発生される電気信号から第 3 及び第 4 の受信信号をそれぞれ形成するように更にプログラムされており、前記ウォール・フィルタは、前記第 3 及び第 4 の受信信号のそれぞれの高調波信号成分を帯域通過させるように第 3 及び第 4 の組を成すフィルタ係数で更にプログラムされており、前記第 3 及び第 4 の受信信号のそれぞれの基本信号成分を実質的に打ち消しながら、前記それぞれの高調波信号成分を表示のために前記流れ信号と加算する請求項 1 に記載のシステム。

30

【請求項 10】

40

前記サブシステムは、前記流れ信号から流れ画像信号を形成する処理サブシステムと、前記流れ画像信号の関数として前記画像部分を表示するようにプログラムされている表示サブシステムとを含んでいる請求項 1 に記載のシステム。

【請求項 11】

前記トランスデューサ素子は、電気的起動にตอบสนองして超音波を送信すると共に、帰投した超音波を電気信号へ変換する圧電素子を含んでいる請求項 1 に記載のシステム。

【請求項 12】

前記複数のトランスデューサ・アレイに結合された、前記送信器(14)は、第 1 及び第 3 の送信事象時にゴレイ符号対の第 1 のゴレイ符号で符号化された集束した波動エネルギーを送信し、第 2 及び第 4 の送信事象時に前記ゴレイ符号対の第 2 のゴレイ符号で符号化さ

50

れた集束した波動エネルギーを送信するように複数の前記トランスデューサ素子を起動するようにプログラムされており、

前記受信器(14)は、前記第1乃至第4の送信事象に続いて前記複数のトランスデューサ素子によりそれぞれ発生される電気信号から第1乃至第4の受信信号をそれぞれ形成するようにプログラムされており、

前記ウォール・フィルタ(46)は、前記第1乃至第4の受信信号の第1乃至第4の基本信号成分をそれぞれ復号して帯域通過させると共に、所定の閾値を上回る速度で運動する波動エネルギー反射体に対応する周波数を選択的に通過させるように第1乃至第4の組のフィルタ係数でプログラムされており、前記復号され帯域通過させられた第1乃至第4の基本信号成分、並びに前記選択的に通過させられた周波数から少なくとも部分的に導き出される流れ信号を形成する請求項1乃至11のいずれかに記載のシステム。

10

#### 【請求項13】

電気的な起動に応答して波動エネルギーを送信すると共に、帰投した波動エネルギーを電気信号へ変換する多数のトランスデューサ素子と、流れ画像信号の関数である画像部分を有する画像を表示する表示モニタとを含んでいるイメージング・システムを動作させる方法であって、

(a) 第1及び第2の送信事象時に送信符号で符号化された集束した波動エネルギーを送信するように前記アレイのトランスデューサ素子を起動する工程と、

(b) 前記第1及び第2の送信事象に続いて前記トランスデューサ素子により発生される電気信号から第1及び第2の受信信号をそれぞれ形成する工程と、

20

(c) 流れ信号を形成するように、前記第1及び第2の受信信号の第1及び第2の基本信号成分をそれぞれ圧縮し帯域通過させると共にウォール・フィルタ処理する工程と、

(d) 前記流れ信号から少なくとも部分的に導き出される流れ画像信号を形成する工程と、

、

(e) 前記流れ画像信号を前記表示モニタに印加する工程と、を含んでいる前記方法。

#### 【請求項14】

前記起動する工程は、第1及び第3の送信事象時にゴレイ符号対の第1のゴレイ符号で符号化された集束した波動エネルギーを送信すると共に、第2及び第4の送信事象時に前記ゴレイ符号対の第2のゴレイ符号で符号化された集束した波動エネルギーを送信するように前記アレイのトランスデューサ素子を起動する工程を含み、

30

前記形成する工程は、前記第1乃至第4の送信事象に続いて前記トランスデューサ素子により発生される電気信号から第1乃至第4の受信信号をそれぞれ形成する工程を含み、

前記ウォール・フィルタ処理する工程は、流れ信号を形成するように、前記第1乃至第4の受信信号の第1乃至第4の基本信号成分をそれぞれ復号し、帯域通過させると共にウォール・フィルタ処理する工程を含む、請求項13に記載の方法

#### 【発明の詳細な説明】

##### 【0001】

##### 【発明の属する技術分野】

本発明は一般的には、超音波イメージング・システムに関する。具体的には、本発明は、血流及び造影剤をイメージングするための方法及び装置に関する。

40

##### 【0002】

##### 【従来の技術】

従来の超音波スキャナは、ピクセルの輝度がエコー反射の強度に基づいているような組織の2次元Bモード画像を形成する。いわゆる「カラー・フロー」・モードでは、血液の流れ又は組織の運動をイメージングすることができる。従来の超音波フロー・イメージング方法は、ドブラ原理又は時間領域相互相関法のいずれかを用いて平均流速を推定し、次いで、平均流速をBモード画像に重ね合わせ(オーバーレイ)したカラーで表示している。

##### 【0003】

ドブラ効果を用いた心臓及び血管の血流の測定は周知である。後方散乱した超音波の周波数シフトを用いて、組織又は血液から後方散乱体の速度を測定することができる。後方散

50

乱した周波数の変化又はシフトは、血液がトランスデューサに向かって流れてくるときには増大し、血液がトランスデューサから遠ざかって流れていくときには減少する。ドブラ・シフトを処理して平均流速を推定することができ、様々な色を用いて平均流速を表示して、流れの速度及び方向を表現する。カラー・フロー速度モードは、何百もの隣接したサンプル空間をすべて色符号化して同時に表示し、各々のサンプル空間の速度を表現する。

#### 【 0 0 0 4 】

従来の超音波フロー・イメージングは、平均ドブラ・パワー（「パワー・ドブラ・イメージング」）又は平均流速（「カラー・フロー速度イメージング」）のいずれかをBモード画像へのカラー・オーバーレイとして表示する。送信されるパルスは典型的には、ドブラ感度を獲得するために、Bモード・パルスよりも狭帯域とされる。16回もの多数の送信から成るパケットについて動作するときには、高域通過型ウォール・フィルタ(wall filter)は先ず、より低速で運動する組織又は血管壁からのエコーを拒絶して、信号のダイナミック・レンジを低下させる。パケット当たりのウォール・フィルタの出力サンプルの数は、 $(N - W + 1)$ によって与えられ、ここで、Nはパケット・サイズであり、Wはウォール・フィルタの長さである。続いて、各々のウォール・フィルタの直交出力信号の大きさの自乗として瞬間ドブラ・パワーが算出され、又、すべての直交出力信号の平均から平均ドブラ・パワーが得られる。あるいは、ドブラ原理（位相変化）又はファイアリング相互の間の時間遅延に基づいて、ウォール・フィルタの直交出力信号から平均速度が算出される。Kasaiの自己相関アルゴリズム又は時間領域相互相関アルゴリズムを用いて、平均流速を推定することができる。

#### 【 0 0 0 5 】

##### 【発明が解決しようとする課題】

従来のカラー・フロー・イメージングは、極めて良好な流れ感度を有しているが、物理的な流れを視認する能力は、その限定されたダイナミック・レンジ（圧縮曲線に部分的に依存する）、限定された分解能（狭帯域のパルスに起因する）、限定されたフレーム・レート（大きなパケット・サイズに起因する）、及び軸方向のみの流れ感度（ドブラ効果への依存によって決定付けられる）によって制限される。加えて、従来のカラー・フロー・イメージングは、エイリアシング並びに色のにじみ（blooming及びbleeding）等のアーティファクトを生ずる。

#### 【 0 0 0 6 】

過去に、Bモード・イメージングにおいて、運動している反射体をイメージングするデジタル減算法が提案されている（Proc. 1992 IEEE Ultrason. Symp., 第1277頁～第1280頁のIshihara等の「高速デジタル減算エコーグラフィを用いた血流における経路線（Path Lines in Blood Flow Using High-Speed Digital Subtraction Echography）」、及びProc. 1990 IEEE Ultrason. Symp., 第1473頁～第1476頁のIshihara等の「高速デジタル減算エコーグラフィ：原理、並びに動脈硬化、不整脈及び血流視覚化への予備的応用（High-Speed Digital Subtraction Echography: Principle and Preliminary Application to Arteriosclerosis, Arrhythmia and Blood Flow Visualization）」を参照されたい。）。これらの方法は、フレーム間の減算を用いており、本質的には、極端に低い遮断周波数を有するツー（2）・タップのウォール・フィルタである。低い遮断周波数は、隣接するフレーム相互間の長い時間遅延に起因するものであり、低速で運動する組織又は血管壁からの信号を抑制するには不十分である。

#### 【 0 0 0 7 】

従来の超音波画像は、基本信号成分と高調波信号成分との組み合わせから形成されており、後者の信号成分は、組織、又は造影剤を含有する血流等の非線形媒体において発生されている。場合によっては、基本信号成分を抑制すると共に高調波信号成分を強調することにより超音波画像が改善されることがある。

#### 【 0 0 0 8 】

造影剤は、医用超音波について、従来はイメージングが困難であった脈管構造を含む解剖学的構造の診断を支援するために開発された。例えば、造影剤の利用は、Ultrasonics誌

10

20

30

40

50

、第29巻、第324頁～第380頁(1991年)のde Jong等による「超音波造影剤の原理及び近年の発展(Principles and Recent Developments in Ultrasound Contrast Agents)」において議論されている。これらの造影剤は典型的には、直径が $1\mu\text{m} \sim 10\mu\text{m}$ の範囲にあるマイクロバブルであり、血流に注入される。マイクロバブルの後方散乱体信号は、血球の後方散乱体信号よりも遥かに大きいので、マイクロバブルは、血流のイメージングを可能にするマーカーとして用いられる。これらの造影剤からエコーを更に分離するための1つの方法は、造影剤エコーの高(又は低)調波成分を用いるものであり、この成分は、造影剤が存在しない周囲組織の高調波成分よりも遥かに大きい。[例えば、Proc. 1992 IEEE Ultrason. Symp.、第1175頁～第1177頁のNewhouse等の「2次高調波ドプラ超音波による血液灌流測定(Second Harmonic Doppler Ultrasound Blood Perfusion Measurement)」、及びProc. 1994 IEEE Ultrason. Symp.、第1547頁～第1550頁のBurns等の「マイクロバブル造影剤を用いた高調波パワー・モード・ドプラ：小血管のフロー・イメージングのための改良された方法(Harmonic Power Mode Doppler Using Microbubble Contrast Agents: An Improved Method for Small Vessel Flow Imaging)」を参照されたい。]。高(又は低)調波信号の造影剤イメージングは多くの場合、周波数 $I_0$ の狭帯域信号を送信すると共に、周波数 $2I_0$ (2次高調波)又は周波数 $I_0/2$ (低調波)を中心とする帯域で受信し、続いて従来のカラー・フロー処理を行うことにより実現されている。このアプローチは、従来のカラー・フロー・システムのすべての制限、即ち、低分解能、低フレーム・レート及び軸方向のみの流れ感度を有する。

【0009】

医療診断用超音波イメージングにおいては、信号対ノイズ比(SNR)を最適化することも又、望ましい。増加したSNRを用いて、所与のイメージング周波数における増大した透過性を得ることができ、又はより高い周波数における超音波イメージングを支援することにより分解能を改善することができる。符号化励起は、送信信号のピーク・パワーは増大させられないが、平均パワーは増大させ得るような状況で信号対ノイズ比を高めるために用いられる周知のレーダ技術である。このような状況は、医用超音波イメージングにおいてもしばしば見られ、ここでは、システムの設計上の制約が、トランスデューサを駆動する信号のピーク振幅を決定付ける。この状況では、チャープ(charp)のようなより長い信号を用いて、より高い平均パワー値を送達することができ、帰投した信号を整合(matched)フィルタと相関させることにより時間分解能が回復される。しかしながら、チャープは、電子回路構成の複雑さのためフェーズド・アレイ超音波システムで実現するには高価であるので、2進符号、即ち、+1、-1又は0という一連の数字としてディジタル式で容易に表現することのできる符号の方が遥かに実用的である。2進符号は又、所与のピーク振幅及びパルス持続時間について最大のエネルギーを含むので好ましい。

【特許文献1】

ヨーロッパ公開特許0948931号

【特許文献2】

日本公開特許2002-542844

【0010】

従って、運動している反射体を直接的にイメージングすることにより物理的な流れを視覚化する方法が必要とされる。このことから、イメージング・システムは、高SNR/ダイナミック・レンジ、高分解能、高フレーム・レート、静止した又は低速で運動する組織及び血管壁からのクラッタを拒絶する能力、並びにすべての方向における流れ感度を有していることが要求される。

【0011】

【課題を解決するための手段】

高分解能、高フレーム・レート、高SNR/ダイナミック・レンジ、及びすべての方向における流れ感度を備えた血流をイメージングするための方法及び装置は、複雑な血行運動、狭窄症における残留内腔及び血栓運動の明瞭な視覚化を含めた臨床的な利益を実現する。高分解能は、広帯域パルスを用いることにより達成され、高フレーム・レートは、小さ

なパケット・サイズを用いることにより達成される。高S N R / ダイナミック・レンジは、符号化励起(coded excitation)を用いることにより維持される。レンジ方向における流れ感度は最大となり、パルス間のR F 無相関(decorrelation) から得られ、一方、レンジ交差方向の流れ感度は、一群の反射体(例えば、血液又は造影剤)がビーム・プロファイルを横断して流れるので、パルス間の振幅無相関から得られる。

#### 【 0 0 1 2 】

ここに開示した方法では、符号化された広帯域パルスから成る小さなパケットが、所与のパルス繰り返し間隔で1つの送信焦点位置へ送信される。この一連のファイアリングからの後方散乱した信号は、低速(スロー・タイム)でフィルタ処理されて、送信経路に沿って位置する静止した又はより低速で運動する反射体からのエコーを除去する。パケット・サイズを小さく(6回以下のファイアリング)して高フレーム・レートを達成するが、S N Rの低下という望ましくない副次的効果が伴う。好ましい実施例では、S N Rは、符号化励起を用いることにより回復される。スロー・タイム・フィルタ処理は好ましくは、高域通過型のF I R (有限インパルス応答)又はI I R (無限インパルス応答)ウォール・フィルタによって行われる。ウォール・フィルタは、流れの信号対クラッタ(clutter) 比を高め、信号対クラッタ比は、イメージングの前に患者に造影剤を投与することにより更に高めることができる。流れ画像は、関心領域を横断して送信焦点位置を走査させることにより形成される。好ましい一実施例では、走査の方向は、最大の見かけの分解能及び流れ感度を得るために、流れ方向とは反対にする。フレーム・レートは、並列の受信ハードウェアによって単一の送信ベクトルから1つよりも多い受信ベクトルを同時に処理することにより増大させることができる。パケット・サイズ、パルス繰り返し間隔(P R I)及び関心領域(R O I)は、利用者が制御することができる。

#### 【 0 0 1 3 】

本発明の好ましい実施例によれば、広帯域パルス(基本周波数を中心とする)から成る符号化された系列が、特定の送信焦点位置へ多数回送信される。尚、各々の符号化系列が1回のファイアリングを構成している。受信時には、各回のファイアリングについて取得された受信パルスを圧縮すると共に帯域通過フィルタ処理し、例えば、基本周波数を中心とする圧縮されたパルスを分離(isolate)する。次いで、圧縮され分離された信号は、ウォール・フィルタを用いて各回のファイアリングに跨がって高域通過フィルタ処理される。ウォール・フィルタ処理された信号を用いて、血液に造影剤を注入していない状態で血流をイメージングする。

#### 【 0 0 1 4 】

本発明のもう1つの好ましい実施例によれば、ガス充填マイクロバブル等の造影剤を血液に注入して、血流をイメージングするためのマーカとして利用する。上述の実施例と同様に、広帯域パルスの符号化された系列が、特定の送信焦点位置へ多数回送信される。送信された超音波パルスと伝播媒体、特に注入された造影剤との間の相互作用から、基本信号及び高(又は低)調波信号が発生される。受信時には、受信信号はデコード(復号)され、帯域通過フィルタ処理されて、基本信号を分離する。次いで、分離された基本信号は、ウォール・フィルタを用いて複数のファイアリングにわたって高域通過フィルタ処理される。このフィルタ処理の結果として、送信経路に沿って位置する静止していない組織又は流れの領域から反射した基本信号を抽出することができる。結果として得られる流れ信号は、従来のBモード・イメージング・データ・ベクトルにスーパーインポーズ(重ね合わせ)する、即ち、従来のBモード・イメージング・データ・ベクトルと加算して、表示することができる。不要の静止した組織の信号に寄与した可能性のある基本周波数にある受信エネルギーは、ウォール・フィルタによって抑制される。

#### 【 0 0 1 5 】

本発明の更なる好ましい実施例によれば、解剖学的な標認点(ランドマーク)を提供するために、流れ画像を、基本信号成分又は高(若しくは低)調波信号成分のいずれかを検出することにより取得された静止組織(即ち、Bモード)画像と、加算によるか又はオーバーレイとして組み合わせることができる。オーバーレイの利点は、流れ領域が明瞭に際立つよ

10

20

30

40

50

うにカラーで実現し得ることにある。しかしながら、この方法は、より複雑な表示ハードウェアを要求すると共に、フロー・イメージングに用いられるものよりも多く追加のファイアリング（静止した組織を表現するイメージング・データを取得するため）を要求する。更に、フラッシュ（flash）・アーティファクトが顕著になる。背景Bモード画像の加算による導入（コヒーレントでもインコヒーレントでも）によれば、フラッシュ・アーティファクトがより軽減する。ウォール・フィルタ・フィードスルー（feedthrough）法を用いることにより、追加のファイアリングを行ってBモード画像を加えることもできるし（高調波Bモード画像の場合）、又は行わないでBモード画像を加えることもできる（基本Bモード画像の場合）。フロー・モード及びBモードについて別個のファイアリングを用いるときには、ファイアリングをインタリーブさせて、表示の前にBモード信号から流れ信号を別個に閾値抽出してもよい。

10

#### 【0016】

本発明の方法は、いくつかの観点で、従来のパワー・ドプラ・イメージングともカラー・フロー速度イメージングとも異なっている。例えば、本発明の方法は、ドプラ信号を抽出するのではなく、従って、広帯域パルスを用いることを可能にしている。又、本発明の方法は、ベースバンド・データも要求しない（ベースバンド・データを用いることもできる）し、速度推定も要求しない。加えて、Bモード背景を提供する加算方法は、従来のオーバーレイ方法に比べて、より単純であり（より少ない表示ハードウェアしか要求されない）、より効率的であり（フィードスルー法は、基本Bモード画像を取得するために追加の送信を要求しない）、より効果的である（フラッシュ・アーティファクトがより軽減する）。

20

#### 【0017】

##### 【発明の実施の形態】

図1に従来の超音波イメージング・システムを示す。このシステムは、別個に駆動される複数のトランスデューサ素子12を有するトランスデューサ・アレイ10を含んでおり、送信器14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、トランスデューサ素子の各々が超音波エネルギーのバースト(burst)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10に帰投した超音波エネルギーは、受信を行う各々のトランスデューサ素子12によってアナログの電気信号へ変換され、1組の送受信(T/R)スイッチ18を介して受信器16に別個に印加される。送信器14及び受信器16は、ホスト・コンピュータ又はマスタ・コントローラ20の制御下で、操作者インタフェイス（図示されていない）を介して操作者によって供給される命令に応答して動作する。完全な走査は、一連のエコーを取得することにより行われ、この取得時には、送信器14が瞬間的にオンにゲート制御されて各々のトランスデューサ素子12にエネルギーを与え、各々のトランスデューサ素子12によってその後発生されたエコー信号が受信器16に印加される。受信器16は、アナログのエコー信号をデジタル信号へ変換し、各々のトランスデューサ素子から導き出されたそれぞれのデジタル信号を合計して単一のビーム加算された信号を発生し、この信号を用いて、表示サブシステム22によって表示される画像の1本の線を形成する。

30

#### 【0018】

ホスト・コンピュータ20の指令下で、送信器14は、超音波エネルギーが指向性を有する集束した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10を駆動する。このことを達成するために、送信ビームフォーマ26によって多数のパルサ24に対してそれぞれの時間遅延が付与される。ホスト・コンピュータ20は、音波パルスが送信される条件を決定する。この情報によって、送信ビームフォーマ26は、パルサ24によって発生されるべき送信パルスの各々についてタイミング及び振幅を決定する。各々の送信パルスの振幅は、各々のパルサへの給電電圧を設定する高電圧コントローラ等のアポダイゼーション発生回路36によって発生される。次いで、パルサ24は、トランスデューサ・アレイ10の素子12の各々に対してT/Rスイッチ18を介して送信パルスを送る。T/Rスイッチ18は、トランスデューサ・アレイに存在している可能性のある高電圧から時間

40

50

ゲイン補償 ( T G C ) 増幅器 2 8 を保護している。アポダイゼーション加重 ( 重み付け ) は、送信パワーとサイドローブ・レベルとの間の最適な兼ね合いを達成するように選択される。加重は、アポダイゼーション発生回路 3 6 によって発生される。アポダイゼーション発生回路 3 6 は、送信ビームフォーマ 2 6 から加重データを得てこのデータをパルス 2 4 に印加する 1 組のデジタル・アナログ ( digital-to-analog ) 変換器を含み得る。送信集束時間遅延を従来の方式で適当に調節すると共に、送信アポダイゼーション加重を調節することにより、個々のトランスデューサ素子によって送信される多数の超音波を組み合わせ、指向性を有し且つ集束した送信ビームを形成することができる。アポダイゼーション加重及び送信集束時間遅延は、システム・プログラミング及び操作者の入力に基づいてホスト・コンピュータによって設定することができる。

10

#### 【 0 0 1 9 】

超音波エネルギーの各々のバーストは、各々の送信ビームに沿った相次ぐレンジに位置する物体から反射する。結果として得られるエコー信号は、各々のトランスデューサ素子 1 2 によって別個に感知され、特定の時間点におけるエコー信号の大きさのサンプルが、特定のレンジにおいて生じた反射の量を表わす。反射点と各々のトランスデューサ素子 1 2 との間の伝播経路に差があるので、エコー信号は同時に検出されるわけではなく、又、各エコー信号の振幅は等しくならない。受信器 1 6 は、各々の受信チャンネルに設けられているそれぞれの T G C 増幅器 2 8 を介して別個のエコー信号を増幅する。T G C は、ゲインを深さの関数として増大させる又は減少させることにより行われる。T G C 増幅器によって提供される増幅の量は、T G C 回路 ( 図示されていない ) によって制御され、T G C 回路は、ホスト・コンピュータ、及びポテンシオメータの手動操作によって設定される。次いで、増幅されたエコー信号は、受信ビームフォーマ 3 0 へ供給される。

20

#### 【 0 0 2 0 】

ホスト・コンピュータ 2 0 の指令下で、受信ビームフォーマ 3 0 は、送信されたビームの方向を追尾する。受信ビームフォーマ 3 0 は、各々の増幅されたエコー信号に対して適正な時間遅延及び受信アポダイゼーション加重を付与し、これらの信号を加算して、特定の送信方向における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表わすエコー信号を形成する。受信集束時間遅延は、特殊化されたハードウェアを用いて実時間で算出されるか、又はルックアップ・テーブルから読み込まれる。受信チャンネルは又、受信されたパルスをフィルタ処理するための回路構成要素を有している。受信アポダイゼーション加重及び受信集束時間遅延は、システム・プログラミング及び操作者の入力に基づいてホスト・コンピュータによって設定され得る。

30

#### 【 0 0 2 1 】

次いで、時間遅延された受信信号を加算し、信号プロセッサ又は検波器 3 2 へ供給すると、信号プロセッサ又は検波器 3 2 は、加算後の受信信号を表示データへ変換する。典型的なグレイ・スケール表示では、表示データは、エッジ強調及び対数圧縮等の何らかの追加処理を施された信号の包絡線となる。R F データの場合には、低域通過フィルタを用いて包絡線を検出することができ、ベースバンド・データの場合には、 $( I^2 + Q^2 )^{1/2}$  を表わす信号を発生する包絡線検波器を用いて包絡線を検出することができる。尚、ここで、I はベースバンドデータの同相信号成分であり、Q は直交信号成分である。

40

#### 【 0 0 2 2 】

スキャン・コンバータ 3 4 は、検波器 3 2 から表示データを受け取り、このデータを表示に望ましい画像へ変換する。具体的には、スキャン・コンバータ 3 4 は、音波画像データを、極座標 ( R x ) のセクタ型フォーマット又はデカルト座標のリニア・アレイ型フォーマットから、ビデオ・レートの適当に拡張されたデカルト座標の表示ピクセル・データへ変換する。次いで、走査変換 ( スキャン・コンバート ) された音波データは、表示サブシステム 2 2 によって表示するように供給され、表示サブシステム 2 2 は、信号の包絡線の時間変換する振幅をグレイ・スケールとして画像化する。各々の送信ビーム毎に、それぞれの走査線が表示される。

#### 【 0 0 2 3 】

50



図 2 は、本発明の好ましい一実施例による超音波フロー・イメージング・システムを示す。送信開口にある各々のトランスデューサ素子は、メモリ 38 から各々のパルスへ同じ送信系列を N 回供給することにより、同じ符号化波形を用いて N 回（ここで、N は好ましくは、6 又はこれよりも小さい）パルスを供給される。パルス 24 は、発生される超音波エネルギーが各回の送信ファイアリングについてビームとして方向制御すなわちステアリング (steering) されるように、トランスデューサ・アレイ 10 の素子 12 を駆動する。このことを達成するために、メモリ 38 からの送信系列に応答してパルスによって発生されるそれぞれのパルス波形に対して、送信集束時間遅延 36 が付与される。送信集束時間遅延を従来の方式で適当に調節することにより、超音波ビームを所望の送信焦点位置に集束させることができる。N 個のパルスが、所定のパルス繰り返し間隔 (PRI) でこの送信焦点位置に送信される。送信系列は、システム・プログラミング及び操作者の入力に基づいてホスト・コンピュータによって供給される。

10

#### 【0024】

単一回送信の符号化励起の基本的な概念は、長さ P の送信バースト（基本系列）に基づいて、特殊に設計された符号系列を変調させることを含んでいる。n 個のバーストから成る符号化されたパルス系列はしばしば、n チップの符号と呼ばれる。符号化されたパルス系列は、長さ  $n \times P$  を有しており、流れる血液への呼び掛けを行うためにより大きな音波投与量又はより短い基本系列を用いることを可能にする。復号用（即ち、圧縮）フィルタの出力信号は、元の送信バースト長 P に等しい又はこれに近い長さを有する圧縮された信号パルスであるが、この信号パルスの振幅は、n 倍長い符号化されたパルス系列によって発生されたものとなる。この符号化手法は、フレーム・レートに悪影響を及ぼすことなく、又、高速又は適応的回転による不適切な復号の機会が遥かに少なくなっている。

20

#### 【0025】

単一の符号化された波形が送信され、受信された波形は、復号用フィルタのインパルス応答と畳み込みされて、波形エネルギーを小さな時間間隔に圧縮する。復号用フィルタは、整合フィルタであってもよいし（ここでのフィルタ係数は、送信符号と同じものとなる）、又は不整合フィルタであってもよい。不整合フィルタは、フィルタ出力信号（符号系列を入力信号とする）と、クロネッカのデルタ関数との間の自乗和誤差を最小化するように設計される。好ましい単一回送信の符号には、バーカー（Barker）符号、及び長さ 8 の符号 [1, 1, 1, -1, 1, -1, -1, 1] 等の非バーカー型符号がある。この符号が図 3 に示す長さ 16 の不整合フィルタと畳み込みされると、出力信号は図 4 に示すようになる。

30

#### 【0026】

各回の送信毎に、トランスデューサ素子 12 からのエコー信号は、受信ビームフォーマのそれぞれの受信チャネル 40 へ供給される。ホスト・コンピュータ 20（図 1）の指令下で、受信ビームフォーマは、送信されたビームの方向を追尾する。受信ビームフォーマは、受信されたエコー信号に対して適正な受信集束時間遅延 42 を付与し、これらのエコー信号を加算して、送信ビームに沿った特定の位置から反射した全超音波エネルギーを正確に表わす合成エコー信号を提供する。時間遅延された受信信号は、特定の送信焦点位置に集束した N 回の送信ファイアリングの各々について、受信加算器 44 において加算される。

40

#### 【0027】

相次ぐ送信ファイアリングについて加算された受信信号は、フィルタ 46 へ供給され、フィルタ 46 は、復号、帯域通過フィルタ処理及びウォール・フィルタ処理の各作用を実行する。このことは、システム・プログラミング及び操作者の入力に基づくホスト・コンピュータによるフィルタ係数の適正な選択によって達成される。フィルタ 46 は、N 回の送信ファイアリングに跨がるフィルタ処理を行い、フィルタ処理後の信号を検波器 32 へ供給し、検波器 32 は、ファイアリングからファイアリングにかけてフィルタ処理された信号の包絡線を形成する。後処理（エッジ強調及び対数圧縮を含めた）並びに走査変換の後に、表示サブシステム 22（図 1）によって 1 本の走査線が表示される。この手順は、各々の送信焦点位置について（各々のビーム角度毎に 1 つの送信焦点位置が存在する場合）

50

、又は各々のベクトルについて（各々のビーム角度毎に多数の送信焦点位置が存在する場合）、それぞれの走査線が表示されるように繰り返される。

#### 【0028】

本発明の好ましい実施例によれば、フィルタ46は、受信加算器44の出力に結合された入力を有するFIRフィルタ48と、FIRフィルタ48に結合された入力及び検波器32に結合された出力を有するベクトル加算器50とを含んでいる。FIRフィルタは、各回の送信ファイアリングについて、M個のフィルタ係数から成るそれぞれの組を受け取るためのM個のフィルタ・タップを有する。n回目の送信ファイアリングについてのフィルタ係数は、 $a_n c_1, a_n c_2, \dots, a_n c_M$ であり、ここで、 $a_n$ はn回目の送信ファイアリングについてのスカラ加重であり、 $n = 1, 2, \dots, N$ であり、 $c_1, c_2, \dots, c_M$ は、FIRフィルタ48が受信パルスを圧縮すると共に所望の基本周波数帯域の大部分を通過させるように選択された1組のフィルタ係数である。具体的には、フィルタ係数 $c_1, c_2, \dots, c_M$ は、通過させるべき周波数帯域の関数である第1のフィルタ係数の組 $b_1, b_2, \dots, b_P$ を、整合フィルタ又は不整合フィルタのいずれかの係数である第2のフィルタ係数の組 $d_1, d_2, \dots, d_Q$ と畳み込みすることにより得られる。尚、ここで、 $M = (P + Q - 1)$ である。スカラ加重 $a_1, a_2, \dots, a_N$ は、所定の閾値よりも大きい速度で運動している反射体からの信号を選択的に通過させるスロー・タイムの「ウォール(wall)」・フィルタを形成し、即ち、スロー・タイムのフィルタ係数は、より低速での運動に対応する低い周波数を拒絶するように選択されている。N回の送信ファイアリングについての相次ぐFIRフィルタ出力信号は、ベクトル加算器50においてコヒーレントに累算される。これは、単一の出力信号サンプルを有するウォール・フィルタと等価である。次いで、ベクトル加算器の出力信号は、公知の方式で、包絡線検波、後処理、走査変換及び表示を経る。

#### 【0029】

フィルタ係数 $a_n c_1, a_n c_2, \dots, a_n c_M$ は、各回の送信ファイアリングについて、ホスト・コンピュータによってフィルタ係数メモリ52からフィルタ48へ供給される。例えば、1回目の送信ファイアリングについては、フィルタ係数の組 $a_1 c_1, a_1 c_2, \dots, a_1 c_M$ がFIRフィルタ48へ供給され、2回目の送信ファイアリングについては、フィルタ係数の組 $a_2 c_1, a_2 c_2, \dots, a_2 c_M$ がFIRフィルタへ供給され、以下同様に続く。フィルタ係数は、診断用途に応じてプログラム可能である。フィルタ係数の様々な組をホスト・コンピュータのメモリ内のルックアップ・テーブルに記憶することができ、所望の係数の組をシステム操作者が選択し得るようにすることができる。送信ファイアリングの数 $N = 2$ であるような用途の場合には、フィルタ係数の組の対がメモリに記憶され、選択された対の一方の組のフィルタ係数が、1回目の送信ファイアリングの前にFIRフィルタへ転送され、この選択された対の他方の組のフィルタ係数が、1回目の送信ファイアリングの後に且つ2回目の送信ファイアリングの前にFIRフィルタへ転送される。同様に、送信ファイアリングの数 $N = 3$ であるような用途の場合には、1回目乃至3回目のファイアリングから得られる受信信号をフィルタ処理するのに用いるように、2つ又は3つの組のフィルタ係数がメモリに記憶される。送信ファイアリングの数 $N > 3$ であるような用途についても同様の手順を踏む。

#### 【0030】

焦点位置当たりN回の送信の各回の間の時間間隔は、利用者が制御可能であり、「スロー・タイム」・フィルタの遮断周波数を決定する。特定の焦点位置へのN回の送信の各回の間の間隔をより長くすると、低速の流れに対するより高い感度を有するより低い遮断周波数が得られる。

#### 【0031】

流れ画像は、最大流れコントラストについてそれ自体によって表示されることもできるし、又はBモード背景画像と加算することもできる。従来のBモード画像に流れ画像をスーパーインポーズすると、医療診断時に診断者が既知の解剖学的な標認点に対する血液の流れを観測することが可能になる。流れ画像及びBモード画像のこの加算において見られるフ

10

20

30

40

50

ラッシュ・アーティファクトは、従来のカラー・フロー・イメージングにおいて見られるものよりも軽減している。

#### 【0032】

好ましい一実施例では、基本周波数帯域から導き出されるBモード画像が流れ画像と加算される。このことは、基本Bモード信号成分がウォール・フィルタを通過する又はフィードスルーするように「スロー・タイム」・フィルタの加重のうち1つに摂動を与えることにより達成される。例えば、1回目の送信ファイアリングについて（又は他の任意の送信ファイアリングについて）の加重 $a_1$ に、図5に示すように量だけ摂動を加えることができる。Bモード・フィードスルーによって、流れ画像を従来のBモード画像にスーパーインポーズして表示することが可能になる。代替的には、流れ画像を従来のBモード画像にカラーでスーパーインポーズして表示することもできる。このフィードスルー手法は、追加のファイアリングを行わずにBモード背景画像を得る一つの方法である。Bモード背景画像を得るその他の方法には、Bモード画像について特定のパルスを送信するもの（この方法はROIに要求される）、及びすべての物体が静止している場合でもウォール・フィルタの出力信号がゼロになることがないように、1つのパケット内で互いに僅かに異なるパルスを送信するものがある。

10

#### 【0033】

代替的な好ましい実施例では、背景Bモード画像は又、高（又は低）調波画像であってもよく、こうすると、フロー・イメージングを隠蔽する可能性のある残響及び平面外音響「ノイズ」のようないくつかの画像アーティファクトを一掃し易くなる。このことは、いくつかの方法のいずれか1つを用いて達成することができる。

20

#### 【0034】

高調波Bモード背景画像を形成する好ましい一実施例では、符号化されていない追加のパルスを $I_0$ （通常、トランスデューサのより低い周波数帯域のエッジ）において送信し、エコーは、周波数 $2I_0$ （2次高調波）又は周波数 $I_0/2$ （低調波）を中心とする帯域通過フィルタ（図2に示すFIRフィルタ48に組み込まれている）によってフィルタ処理する。この符号化されていない送信に続いて、少なくとも2回の前述のような符号化された送信を行う。これらの送信のすべてについての受信信号が、ウォール・フィルタによってスロー・タイムでフィルタ処理される。1回の符号化されていない送信に続いて2回の符号化された送信を行う場合には、ウォール・フィルタのスカラ加重は、 $[a_0, a_1, a_2] = [1, 1, -1]$ となる。符号化された送信及び符号化されていない送信を送信する順序は、符号化されていない送信が中盤又は終盤に位置するように変更することもできる。このような構成は、1つの流れ画像ベクトルを他の流れ画像ベクトルから減算しながら高調波Bモード背景画像ベクトルを通過させる効果を有している。

30

#### 【0035】

高調波Bモード背景画像を形成するもう1つの好ましい実施例では、符号化されていない偶数個のパルスを連続して送信し、これに続いて少なくとも2つの符号化されているパルスを送信する。送信パケット内の符号化されていないパルスを1つ置きに負とすることができ、負とされた符号化されていないパルスからのエコーが、正の符号化されていないパルスからのエコーに加えられて、基本信号を打ち消すと共に高調波信号を残す。続いて、検出の前（コヒーレント）又は検出の後（インコヒーレント）のいずれかに、高調波信号を流れ信号に加える。例えば、送信パケットを、第1の符号化されていないパルスが正の極性を有し、第2の符号化されていないパルスが負の極性を有しているような2つの符号化されていないパルスと、少なくとも2つの符号化されたパルスとから構成することができる。次いで、これらの送信のすべてについて、受信信号がウォール・フィルタによってスロー・タイムでフィルタ処理される。反対の極性を有する2回の符号化されていない送信に続いて2回の符号化されている送信が行われる場合には、ウォール・フィルタのスカラ加重は $[a_0, a_1, a_2, a_3] = [1, 1, 1, -1]$ となる。符号化された送信と符号化されていない送信が送信される順序は、順列式で交換（permute）することができる。この構成は、1つの流れ画像ベクトルを他の流れ画像ベクトルから減算しながら

40

50

高調波 B モード背景画像ベクトルをウォール・フィルタに通過させる効果を有している。

#### 【 0 0 3 6 】

本発明の代替的な好ましい実施例では、2 回送信の符号化励起、例えば、ゴレイ (Golay) 符号対を用いて S N R が回復される。具体的には、各々のビーム上で連続して同じ焦点位置にゴレイ式で符号化された 1 対の基本系列を送信し、次いで、ビーム加算されたデータを復号することにより S N R が高められる。ゴレイ式で符号化された 1 対の基本系列は、オーバーサンプリングの後に基本系列をゴレイ符号対で畳み込むことにより形成される。ゴレイ符号対は、2 つの系列の自己相関の和がクロネッカのデルタ関数となるという性質を有する 1 対の 2 進 ( + 1 , - 1 ) 系列である。オーバーサンプリングされたゴレイ系列は、各々の + 1 と - 1 との間にゼロを挟んだゴレイ系列であり、ゼロの数は、基本系列の長さから 1 をマイナスしたものよりも大きいか又はこれと等しい。ゴレイ符号は、レンジ・サイドローブを有さない。各回のファイアリング毎に、送信時に用いられたゴレイ式で符号化された基本系列に対応するオーバーサンプリングされたゴレイ系列を用いて復号が行われる。ゴレイ対に従って極性符号化された 2 つのパルスの系列を送信することにより、受信されるビーム加算信号の各々の対応するオーバーサンプリングされたゴレイ系列との相関、及びこれらの相関の加算によって、S N R の増大が可能になり、画像の分解能又はコントラストに劣化をもたらすことは実質的にない。実用的には、符号の歪みに起因してレンジ・サイドローブは生ずるが、ノイズ・フロアよりも低い傾向にあり、画質に悪影響を及ぼすことはない。ゴレイ対の 2 つの系列の送信の間に生ずる組織の運動も又、符号の歪みをもたらす、レンジ・サイドローブを増大させる。第 1 の系列からのエコーが完全に受信されたら直ちに第 2 の系列を送信することにより、2 回の送信の間の時間間隔を最小化することができる。各送信の間の間隔を最小化すると、動きに誘起される符号の歪みが最小化される。

#### 【 0 0 3 7 】

図 2 に示す超音波イメージング・システムは、相補的な符号処理を採用している。従って、N 個の送信パルス (例えば、各々のパルスをトーン・バーストとする) から成るパケットを送信する代わりに、2 N 個の送信パルスから成るパケットを送信し、相次ぐ送信パルスが相補的な (例えば、ゴレイ式の) 符号対のそれぞれの符号によって交互に符号化されて、交互式で符号化されたパルス系列 A 及び B を形成するようにする。例えば、M 個の送信パルスから成る系列を第 1 の M 桁の送信符号で符号化すると共に、M 個の送信パルスから成るもう 1 つの系列を第 2 の M 桁の送信符号で符号化することにより、符号化されたパルス系列 A を形成することができ、ここで、第 1 及び第 2 の送信符号は相補的であるものとする。各回の送信ファイアリング毎に、このファイアリングについての送信符号に等しい受信符号を復号用フィルタにロードして、受信された信号をフィルタ処理することにより、自己相関が行われる。次いで、ウォール・フィルタを用いて、例えば、各奇数番号の対の送信のスカラ加重が各偶数番号の対の送信のスカラ加重に対して負になるようにして自己相関後の各系列を加算する。図 6 に示す好ましい実施例によれば、ビームフォーマ 5 4 内に設けられている送信器 (図示されていない) が、相補的に符号化されたパルス系列 A 及び B から成るパケットを、交互の順、即ち A B A B ... の順でファイアリングする。このパケットから得られる受信信号は、次のように表わすことができる。

#### 【 0 0 3 8 】

$$A_1 B_1 A_2 B_2 A_3 B_3 \dots A_N B_N$$

ここで、 $A_i$  は、符号 A の i 番目のファイアリングについての受信信号であり、 $B_i$  は、符号 A の相補符号である符号 B の i 番目のファイアリングについての受信信号であり、2 N がパケット内のファイアリングの数である。これらの受信信号は、フィルタ 4 8 によって圧縮され帯域通過フィルタ処理される。R F (無線周波数) のビームフォーマ出力信号の場合には、復調器 5 6 が圧縮された R F 信号をその I 成分及び Q 成分へ変換し、これらの I 成分及び Q 成分をコーナ・ターナ・メモリ 5 8 にロードする。ファイアリングに跨って各々のダウン・レンジ位置に対して、即ち、「スロー・タイム」で、( 1 , 1 , - 1 , - 1 ) のウォール・フィルタ 6 9 が適用され、各々のレンジ点をフィルタ処理して、次

のようなそれぞれの差信号を発生する。

【 0 0 3 9 】

$$(A_1 + B_1) - (A_2 + B_2)$$

$$(B_1 + A_2) - (B_2 + A_3)$$

$$(A_2 + B_2) - (A_3 + B_3)$$

$$(B_2 + A_3) - (B_3 + A_4)$$

...

$$(A_{N-1} + B_{N-1}) - (A_N + B_N)$$

(括弧は数式をより明瞭にするために挿入されている。)このように、隣接した相補的な符号系列が共に加算され、得られた和がウォール・フィルタ処理される。ウォール・フィルタの出力信号は、検波器 32 によって包絡線検波され、スキャン・コンバータ 34 によって走査変換され、ビデオ・プロセッサ 62 によってカラー・マッピングされ、表示モニタ 64 上に表示される。ウォール・フィルタ 69 は一般的には、 $(N - W + 1)$  個の信号サンプルが発生することを可能にしており、ここで、 $N$  はパケット・サイズであり、 $W$  はウォール・フィルタの長さである。図 2 に示す実現形態でのウォール・フィルタは、 $N = W$  に相当する。広帯域パルス及び小さなパケット・サイズを用いることに加え、より多数の有効表示ビットを提供するように圧縮曲線及び表示マップを選択する。ベクトル密度を増大させて、分解能を増大させる。流れ画像は、B モード画像上へのカラー・オーバーレイ (ビデオ・プロセッサ 62 にロードされた選択可能なカラー・マップによって) として表示される。

【 0 0 4 0 】

図 6 の実施例では、各回の送信ファイアリング毎に 2 つの符号化されたパルス系列が要求されているとしても、符号化されたパルス系列を互い違いに組み合わせること (staggering) により、パケット内のファイアリングの総数は、流れ検出器へ供給される点の数は同じであるので追加のウォール・フィルタ・タップの数だけしか増大させずに済み、2 倍ずつ増大するわけではない。このようにして、比較的短いウォール・フィルタを用いることによりフレーム・レート十分に高く維持することができる。この実現形態は又、 $\pm PRF / 2$  という元来の速度ダイナミック・レンジを維持する。ここで、 $PRF$  は、個々の符号化されたパルス系列 A 又は B がファイアリングされる周波数であり、相補的な符号化されたパルス系列の対がファイアリングされる周波数ではない。

【 0 0 4 1 】

単一回送信の符号を用いるときには、本発明は、少なくとも 2 回の符号の送信を要求し、得られるエコーは、ウォール・フィルタによって「スロー・タイム」でフィルタ処理される。対照的に、ゴレイ符号を用いると、異なる時刻における 2 つのデータ点の取得には、ゴレイ符号対の各々のゴレイ符号毎に 2 回ずつ、4 回の送信が必要である。従って、2 回送信の符号を用いると、少なくとも 4 回の符号化された送信が必要になる。ウォール・フィルタ処理時に、ゴレイ符号対の両方のゴレイ符号のエコーに対して同じ組のスカラ加重が適用される。追加の符号化されていない送信をパケット内に含めて、前述と同様に、高調波 B モード背景画像を取得することもできる。

【 0 0 4 2 】

図 2 に基づく実施例では、復号用フィルタ、帯域通過フィルタ及びウォール・フィルタが、適当なフィルタ係数の供給を動的に受ける 1 つの FIR フィルタ及びベクトル加算器として組み合わせられている。代替的には、別個のフィルタを用いることもできる。図 6 に示す実施例では、復号用フィルタ及び帯域通過フィルタが 1 つの FIR フィルタとして組み合わせられているが、ウォール・フィルタは別れている。又、図 2 に示す実施例も図 6 に示す実施例も、単一回送信又は多数回送信の符号化励起のいずれとも共に用いられ得ることを理解されたい。

【 0 0 4 3 】

図 2 及び図 6 の実現形態の両方について、並列の受信ハードウェアを用いることによりフレーム・レートを高めることができ、並列の受信ハードウェアを用いることにより単一の

10

20

30

40

50

送信ベクトルから1つよりも多い受信ベクトルを同時に処理することができる。パケット・サイズ、パルス繰り返し間隔(PRI)及び関心領域(ROI)は、利用者が制御することができる。PRIは、ウォール・フィルタの遮断周波数を決定し、PRIがより大きければ、低速の流れに対するより高い感度を有するより低い遮断周波数が得られる。流れ画像を形成するのに用いられるものと別個のファイアリングから背景Bモード画像が形成される(即ち、フィードスルーを用いない)ときには、別個のBモード・ファイアリングを流れファイアリングとインタリーブしてフレーム・レートを高めることができ、流れ画像は、Bモード画像から別個に閾値抽出することができる。

#### 【0044】

好ましい実施例では、超音波ビームの走査方向は、血流方向と反対になるようにし、これにより、見かけの流れ感度をより大きくすることができ(血管のエッジまでのより一様な充填(fill-out))、分解能をより高めることができる(より小さな散乱体寸法)。走査方向は、利用者の制御によって、電子的に変更することもできるし、又はプローブを手動で転回することにより変更することもできる。

#### 【0045】

流れコントラスト(即ち、背景からの鮮明性)を大幅に増大させる1つの方法に、基本モードにおいて造影剤を利用するものがある。造影剤は典型的には、直径が0.1ミクロンと10ミクロンとの間にある気体を封入したマイクロバブルである。注射を通じて体内に導入されると、造影剤は、血流及び灌流の高反射性マーカとして作用する。マイクロバブルに入射した超音波エネルギーは、入射(基本)周波数及び共鳴(高調波及び低調波)周波数で強く反射するので、基本波によるイメージング手法及び高調波によるイメージング手法の両方を用いて造影剤をイメージングする。好ましい方法は、造影剤エコー内の基本周波数を用いて、高調波周波数は用いない。同一のパルスの多数回のファイアリングを特定の送信焦点位置へ連続して送信する。明確に述べると、各々の送信焦点位置へ、基本周波数 $f_0$ を中心とするN個の符号化されたパルスが送信される。受信時には、基本周波数を中心とするFIRフィルタが受信したパルスを圧縮し、所望の基本成分を実質的に分離する。続いて、ウォール・フィルタが、N回の送信にわたって基本流れ信号を抽出する。

#### 【0046】

本発明のいくつかの好ましい特徴のみを図解すると共に記述してきたが、当業者には多くの改変及び変形が想到されよう。例えば、本発明は、2相の符号を用いることに限定されているわけではなく、多相の符号を用いることもできる。従って、特許請求の範囲は、本発明の要旨に含まれるようなすべての改変及び変形を網羅することを意図しているものと理解されたい。

#### 【図面の簡単な説明】

【図1】従来の超音波イメージング・システムの様々なサブシステムを全体的に示すブロック図である。

【図2】本発明の好ましい一実施例による超音波イメージング・システムを示すブロック図である。

【図3】本発明の好ましい実施例の一例による非バーカー型の単一回送信の符号化励起[1, 1, 1, -1, -1, 1, -1, 1]と共に用いるのに適した16タップの不整合フィルタのフィルタ係数を示すグラフである。

【図4】図5に示す16タップの不整合フィルタのフィルタ係数が符号[1, 1, 1, -1, -1, 1, -1, 1]と畳み込みされたときに、フィルタによって発生される復号後の信号を示すグラフである。

【図5】本発明の好ましい実施例によるBモード信号のフィードスルーによる「スロー・タイム」のウォール・フィルタ処理を示す流れ図である。

【図6】本発明のもう1つの好ましい実施例による超音波イメージング・システムを示すブロック図である。

#### 【符号の説明】

10 トランスデューサ・アレイ

10

20

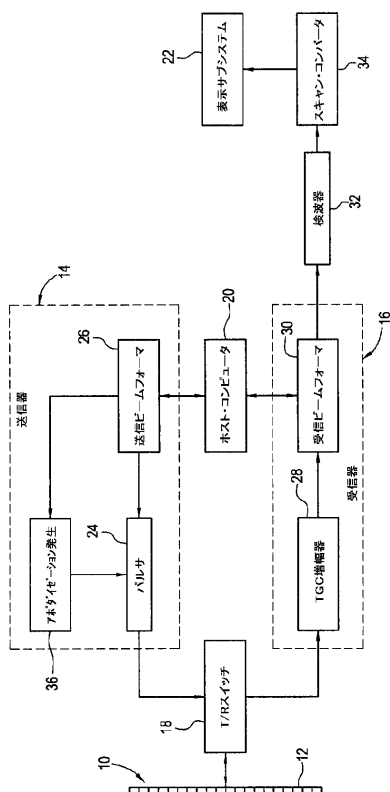
30

40

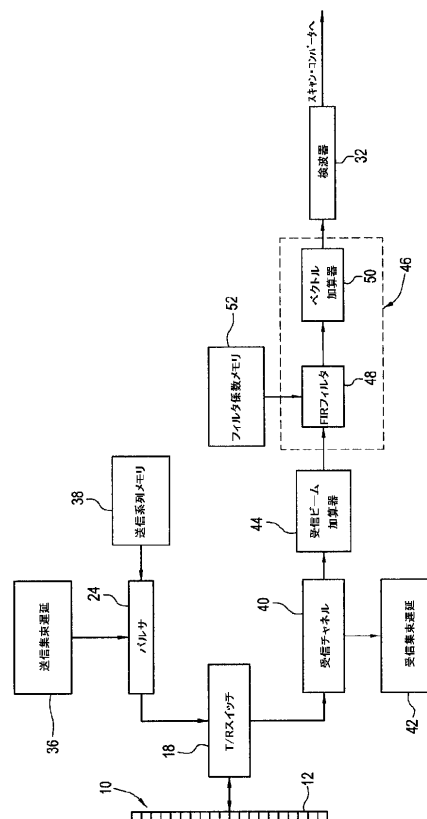
50

1 2 トランスデューサ素子  
4 6 フィルタ

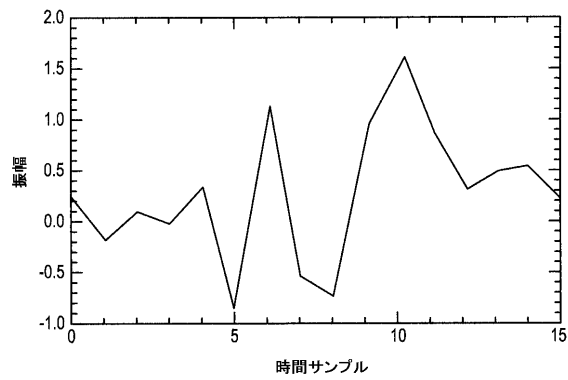
【図 1】



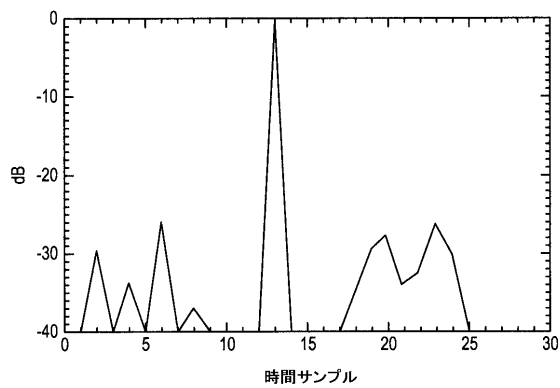
【図 2】



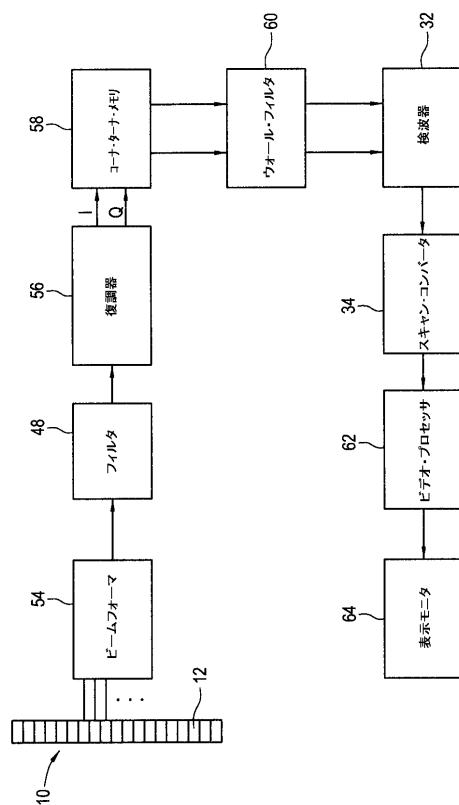
【図 3】



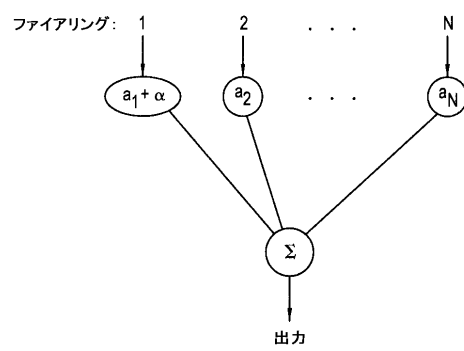
【図 4】



【図 6】



【図 5】





---

フロントページの続き

- (72)発明者 アニー・リンドセイ・ホール  
アメリカ合衆国、ウィスコンシン州、ニュー・ベルリン、ウエスト・トップ - オー - ヒル・ドライブ、16015番
- (72)発明者 シンシア・アンドリュース・オーウェン  
アメリカ合衆国、テネシー州、メンフィス、ブエナ・ビスタ・ブレイス、257番

審査官 右 高 孝幸

- (56)参考文献 特開昭62 - 117535 ( J P , A )  
特開平2 - 142550 ( J P , A )  
特開平5 - 149963 ( J P , A )  
特開平7 - 59766 ( J P , A )  
特開平9 - 164138 ( J P , A )  
特開平9 - 187457 ( J P , A )  
特開平11 - 309146 ( J P , A )  
特開平11 - 309147 ( J P , A )  
特開平11 - 318902 ( J P , A )

- (58)調査した分野(Int.Cl. , D B 名)  
A61B 8/00