

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第4307374号
(P4307374)

(45) 発行日 平成21年8月5日(2009.8.5)

(24) 登録日 平成21年5月15日(2009.5.15)

(51) Int.Cl.		F 1
A 6 1 B	8/06	(2006.01)
A 6 1 B	8/08	(2006.01)
	A 6 1 B	8/06
	A 6 1 B	8/08

請求項の数 14 (全 27 頁)

(21) 出願番号	特願2004-502028 (P2004-502028)	(73) 特許権者	590000248
(86) (22) 出願日	平成15年4月22日 (2003. 4. 22)		コーニンクレッカ フィリップス エレク
(65) 公表番号	特表2005-523792 (P2005-523792A)		トロニクス エヌ ヴィ
(43) 公表日	平成17年8月11日 (2005. 8. 11)		オランダ国 5 6 2 1 ベーアー アイ
(86) 国際出願番号	PCT/IB2003/001669		ドーフエン フルーネヴァウツウェッハ
(87) 国際公開番号	W02003/093863		1
(87) 国際公開日	平成15年11月13日 (2003. 11. 13)	(74) 代理人	100087789
審査請求日	平成18年4月21日 (2006. 4. 21)		弁理士 津軽 進
(31) 優先権主張番号	10/136, 880	(74) 代理人	100092048
(32) 優先日	平成14年4月30日 (2002. 4. 30)		弁理士 沢田 雅男
(33) 優先権主張国	米国 (US)	(72) 発明者	ロビンソン, プレント, エス.
			オランダ国 5 6 5 6 アー アー アイ
			ンドーフエン プロフホルストラーン 6

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 組織とフローをメーキングするための合成的に焦点化される超音波診断イメージング・システム

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

トランスデューサ素子のアレイと、
 個々の素子または素子群からの伝送によるイメージ・フィールド全体に渡る伝送イベントを生成するように作用する前記トランスデューサに結合された伝送器と
 伝送イベントに应答して前記アレイの素子からのエコー信号を受信する前記トランスデューサに結合された受信器と、
 前記イメージ・フィールド内の点に関する離散運動特徴の複数の運動マップを前記エコー信号から生成するために使用される複数の遅延集合と、
 検出器と、
 超音波イメージを生成するための運動マップを一つ以上選択する、前記運動マップに应答する運動分析器と、
 前記超音波イメージを表示させる表示装置と、
 を有する、合成焦点超音波システム。

【請求項 2】

各遅延集合が、前記イメージ・フィールド内の特定方向と特定速度の対象物の運動のマップを生成する、請求項1の合成焦点超音波システム。

【請求項 3】

前記運動分析器が、Bモード・イメージ、カラーフロー・イメージ、スペクトル・フロー表示、パワー運動表示、ベクトル・フロー・イメージ、および組織運動イメージの内の

1つを生成するための前記運動マップにตอบสนองする、請求項1の合成焦点超音波システム。

【請求項4】

前記受信器が、伝送イベントにตอบสนองして、前記アレイの前記素子の全てからエコー信号を受信する、請求項1の合成焦点超音波システム。

【請求項5】

前記受信器が、伝送イベントにตอบสนองして、前記アレイの前記素子の全てに満たないものからエコー信号を受信する、請求項1の合成焦点超音波システム。

【請求項6】

前記アレイが、単一行のトランスデューサ素子を有し、かつ前記イメージ・フィールドが、実質的に平面のイメージ・フィールドを有する、請求項1の合成焦点超音波システム

10

【請求項7】

前記アレイが、2次元アレイのトランスデューサ素子を有し、かつ前記イメージ・フィールドが、3次元のイメージ・フィールドを有する、請求項1の合成焦点超音波システム。

【請求項8】

イメージ・フィールドに高周波の音波を当てる、焦点が合っておらずかつ操向されていない超音波の波を、前記アレイの素子から伝送することと、

前記伝送にตอบสนองしてエコー信号を受信するように指定されている前記アレイの複数の素子でエコー信号を受信することと、

伝送用に規定されている複数の素子に対して前記送信と前記受信を反復することと

20

前記受信されたエコー信号を処理して、前記イメージ・フィールド内の対象物の運動特徴を明らかにすることと、

前記運動特徴を表す超音波イメージを表示することと、

を含み、

処理が、受信されたエコー信号と運動の関数として選択された遅延とを組み合わせることを含む、アレイ・トランスデューサを使用して合成焦点化超音波イメージングを行うための方式。

【請求項9】

組み合わせることが、更に、複数の遅延集合を前記受信されたエコー信号に適用して、前記イメージ・フィールド内の点の複数の運動マップを生成することを含む、請求項8の方式。

30

【請求項10】

前記運動マップの内の選択されたものを処理して、Bモード・イメージ、カラーフロー・イメージ、スペクトル・フロー表示、パワー運動表示、ベクトル・フロー・イメージ、および組織運動イメージの内の1つを生成することを更に含む、請求項9の方式。

【請求項11】

受信が、前記伝送にตอบสนองして、前記アレイの前記素子の全てでエコー信号を受信することを含む、請求項8の方式。

【請求項12】

伝送が、単一行のトランスデューサ素子の内の一素子または素子群から、2次元のイメージ・フィールドに高周波の音波を当てる焦点が合っておらずかつ操向されていない超音波の波を伝送することを含む、請求項8の方式。

40

【請求項13】

伝送が、2次元アレイのトランスデューサ素子の素子から、3次元のイメージ・フィールドに高周波の音波を当てる焦点が合っておらずかつ操向されていない超音波の波を伝送することを含む、請求項8の方式。

【請求項14】

受信が、前記伝送にตอบสนองして、前記アレイの複数の前記素子でエコー信号を受信することを含み、前記受信素子の内の少なくとも1つが、伝送素子としては使用されない、請求

50

項8の方式。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、超音波診断イメージング・システムに関し、特に、組織、フロー、およびフロー・スペクトルをイメージ化する、合成的に焦点化される超音波診断イメージング・システムに関する。

【背景技術】

【0002】

今日における従来の超音波システムは、トランスデューサ・アレイにより電子的に形成された超音波ビームを用いてボディ領域をスキャンすることにより、イメージを生成する。アレイ素子に印加される信号のタイミングにより、ビームが伝送される方向とビームの焦点深度とが決定される。ターゲット領域の空間的サンプリングを適切に行うために、複数の隣接したビームが伝送される。ビーム方向に沿ったエコーは公知の方法で処理されて、このビームによりスキャンされた平面またはボリュームのイメージが形成され、かつこの平面またはボリューム内の組織または血流の特徴が描写される。

【0003】

ビーム伝送時には、トランスデューサ素子のタイミングにより決定されるビームのプロフィールを、選択された所望の深度の焦点周辺に最良の焦点を生成するように設定することができる。伝送されたビームは、このような焦点を1つしか持つことができない。つまり、一度ビームが発射されると、焦点の特徴を変化または拡張させることができない。臨床医は一般に、関心のある組織が見つかる可能性がある深度に焦点を設定するであろう。最適な焦点を2つ以上の深度または深度範囲に当てることを臨床医が望む場合、複数域に焦点を当てることを利用することにより、2つ以上のビームを同じ方向に伝送させて、各ビームの焦点を異なる深度に合わせなければならない。イメージの平面またはボリュームの全体は、各方向を向いた複数のビームによりスキャンされ、かつこれらのビーム集合の焦点が最良な部分は1つにスライスされて、複数の深度での最適な焦点を示す複合イメージが生成される。しかしながら、ビーム集合の焦点は各々異なっているので、イメージ情報を取得するために必要な時間が増大してしまい、表示フレーム・レートが低減してしまうであろう。1つの焦点領域から2つの焦点領域へ移動するために、フレーム・レートが例えば半分になってしまう場合がある。

【0004】

受信の間、イメージング深度全体を通して、最適な焦点を動的に得ることができる。この理由は、エコーが深度範囲全体で受信される際に、受信ビーム形成器内で絶えず遅延を調整することにより、受信焦点の動的調整を電子的に行うことができるからである。伝送焦点は電子的に達成されるのではなく音響的に達成されるので、伝送されたビームは単一の焦点または領域に抑えられてしまう。

【0005】

この伝送焦点の限界を克服するための技法は、合成焦点として知られている。合成焦点は、例えば、米国特許第4,604,697号に解説されている。合成焦点システムでは、各トランスデューサ素子またはトランスデューサ素子のサブ集合がシーケンシャルに作動される。各素子または素子群からの伝送は、音響的に焦点が合わされるわけではないが、イメージ領域全体をカバーする。各伝送からのエコーは、全ての素子により同時に受信され、かつ格納される。次にこれらのエコーは、異なる有効遅延を有する様々に異なる組み合わせで組み合わせられ、このことにより、焦点が全ての点で有効に合っているイメージ領域内の点で、コヒーレント・エコーが形成される。この技法により、送信と受信の両方で焦点が実質的に最適に合っているイメージ・データが生成され、深度フィールド全体に渡って焦点が最適に合っているイメージが提供される。このようなアプローチでは、別個のAライン上にビームを最初に形成することは、可能だが必要でない。それどころか、エコー・データを、イメージ・ピクセル上へ直接再構成させることが可能である。

10

20

30

40

50

【0006】

米国特許第4,604,697号は、静止した組織のイメージングに限定された合成焦点技法を解説しているが、この技法はフロー・イメージングにも拡張させることが望ましい。米国特許第5,349,960号は、ドップラ (Doppler) による合成焦点アーキテクチャの一拡張例を示している。この特許の場合、合成焦点を取得するサブシステムを用いて、複合信号の実数部分と虚数部分とを生成し、次にこの信号はドップラ処理される。合成焦点データ集合は、完全には用いられない。それどころか、伝送素子上でしか受信は発生しない。受信素子を2つ以上利用し、かつBモード、カラーフロー、およびスペクトル・フローを含む全ての超音波モードに対してデータを生成する、特定の動作モード専用のハードウェアまたはソフトウェアが不要な合成焦点アーキテクチャを持つことが望ましい。

10

【0007】

【特許文献1】米国特許第4,604,697号

【特許文献2】米国特許第5,349,960号

【特許文献3】米国特許第6,050,942号

【特許文献4】米国特許第5,718,229号

【発明の開示】

【課題を解決するための手段】

【0008】

本発明の原理によると、1次元または2次元のトランスデューサ・アレイを動作させて、アレイ素子の内の1つ、またはアレイ素子のサブ集合を作動させ、かつ伝送イベントに
 20 応答して全てのアレイ素子上のエコー信号を受信することにより、合成焦点超音波信号を取得する。これらの受信された信号はデジタル化され、かつメモリ内に格納される。格納された信号の組み合わせに遅延集合が適用され、複数の異なる速度に対する運動マップが生成される。これらの運動マップを1つ以上用いて、従来の超音波システムでは生成することができないBモード、カラーフロー、スペクトルなどの超音波イメージ・モードが生成される。2次元または3次元の何れかのイメージは、イメージ平面またはイメージ・ボリュームの全体に渡って焦点が最適化された状態にあるので、高い表示フレーム・レートで生成可能となる。トランスデューサ素子の様々なシーケンシングを利用して、フレーム・レートを更に高くしてもよい。

20

【発明を実施するための最良の形態】

30

【0009】

現在の超音波診断システムは、以下の3種類の別個な動作モードがあるものとして説明できる。

Bモード・エコー (すなわち、グレースケール)

スペクトル・ドップラ (すなわち、単一のサンプル・ボリューム内でしかスペクトル分解能が高くない単一ゲートのドップラ)

カラー・ドップラ (すなわち、平均ドップラ周波数または総ドップラ・パワーなどの単一のスカラー量が、多数のサンプル・ボリューム内で評価されるが、本質的にスペクトル分解能を有さない、複数ゲートドップラ)

このようにモードが分割化されていることは、システム・アーキテクチャとシステム機能性の両方に反映されている。通常は、各モードを実施するために特殊化されたハードウェアが必要となり、かつ1度に1つのモードしか動作させることができない。図1には、この標準的な超音波システム・アーキテクチャの一例が示されている。プローブ10は、イメージ・フィールド全体から選択されたラインに沿って、ビーム形成器12による制御の下ビームを伝送させるアレイ・トランスデューサ11を持っている。これらのライン沿いからのエコーは、ビーム形成器12によりコヒーレント・エコー信号のラインに形成される。これらのエコーは、様々な動作モード専用のハードウェアとソフトウェアとを持つ信号プロセッサ14に印加される。Bモード・プロセッサ14aは、グレースケール表示を行うためにエコーを処理し、またはドップラ・プロセッサ14bは、カラーフロー表示またはスペクトル・ド
 40
 50

40

50

ペクトル・ドップラ処理には、別々のプロセッサが使用される。処理されたエコー情報は、次にイメージ処理16を経て、かつこの結果生じたイメージは、イメージ表示装置18上に表示される。いわゆる「同時」動作は、実際には、これらのモードの異なるモード間で一時的な多重化を高速に行うことを含んでいる。従来システムの場合、容認可能なフレーム・レートを維持させながらモード毎に性能を最適化させるために、このような分割化が必要となる。例えば、典型的なスペクトル・ドップラ・プロセッサは、カラーフローをリアルタイムに表示させるには動作が遅過ぎるであろう。

【0010】

しかしながら、このような分割化は、基本的に必要なものでもなければ望ましいものでもない。超音波システムは、後方散乱したパワーの量を、イメージ内の全ての点における全ての速度増分つまり「ビン(bin)」と、一時性の変化分を追跡するために十分なフレーム・レートとで同時に評価することが理想的である。ターゲット・フィールドの特性に対するこの一般的な解決法から、従来動作モードを導出することができる。例えば、標準的なBモードのイメージをゼロ速度ピンでのパワー量から得たり、カラー・ドップラ・イメージを、ゼロ以外の速度ピン全体について積分を行って平均速度または総パワーを評価することから算出したり、スペクトル・ドップラ表示では離散値を全てのピンで示す、などのことである。本発明で取り上げるのは、このアプローチである。

【0011】

図2~9に示されているのは合成焦点化の例である。合成焦点は、本発明の原理にしたがって処理を行うための生のエコー情報を取得するために利用される。図2は、トランスデューサ・アレイ11を示している。このトランスデューサ・アレイ11は、図を簡略化するために、5個のトランスデューサ素子1~5のみで示されている。イメージ・フィールドの中心軸6は、中心の素子3から延在している。イメージ・フィールド中心の空間的な場所(43, 0)には、静止ターゲット7が配置されている。アレイ11から見て、中心軸6の左には、別の静止ターゲット8が空間的な場所(45, 10)に配置されている。

【0012】

合成焦点データの集合は、図4に示すように取得される。エコー・ラインの各集合4a、4b、4c、4d、4eは、単一の素子による伝送に回答して全てのトランスデューサ素子1~5により取得されたエコーを示している。ライン集合4aは、素子1による伝送に回答して、図2のターゲット7と8から受信されたエコーを示している。各ライン上の最も左のエコーは、中心のターゲット7からのエコーである。このエコー群20の分布が対称であることは、ターゲット7がイメージ・フィールドの中心にあることを示しており、かつエコー20が時間的に早く受信されていることは、ターゲット7がターゲット8よりも空間的に近い(往復のエコー経路がより短い)場所にあることを示している。(時間的に遅い)第二エコー群の時間分布が非対称であることは、ターゲット8が軸から外れており、かつターゲット7より大きな深度にあることを示している。エコー24が素子5で発生するよりも早く、エコー22が素子1で発生していることは、ターゲット8が素子5よりも素子1に近いことを示している。つまり、ターゲット8は、イメージ・フィールドの左側にある。この事実は、逐次素子2~5がエコー集合4b、4c、4d、4dでの伝送素子として使用された場合、この伝送素子が逐次伝送素子2~5ごとにターゲット8から次第に遠くなるにつれて、各エコー経路の往復距離が増加するために、第二エコー群の発生が遅くなることから示されている。

【0013】

イメージ・フィールド内のどの場所でも、任意の素子から任意の素子への往復距離は経験的に知られている。この媒体内の音速は、どの場所でも既知であること、または一般的な場合と同様に定数により近似化可能であることを考えると、図4に示されている生のエコー・データに遅延集合を適用して、イメージ・フィールド内のターゲットの前述の特徴を明らかにすることができる。またこれらの遅延は更に、ターゲットによって異なる運動想定条件に対して適用可能である。図5は、ターゲットが静的であると想定した場合、つまりターゲット8が伝送シーケンスの間移動しないと想定した場合に、イメージ・フィールド内の場所(45, 10)に一つの遅延集合を適用した結果を示している。これらの遅延が

10

20

30

40

50

このエコー・データに適用されると、これらの異なる伝送からのエコーが全て一列に並び、かつライン5f上のコヒーレント・エコー 26' が示すように、コヒーレントに合計できることが分かる。これらの遅延は、場所 (45, 10) の静的ターゲットからのエコーを整理させるには適切だが、(43, 0) のターゲットには不適切なので、ターゲット7からの群20内のエコーは、非コヒーレント性が更に増加してしまう。これらのエコーを合計しても、エコー群20の下のライン5f上に見ることができるよう、ライン5f上には軽度のリップルしか生成されない。ライン5f上に描かれているエコーの振幅は、この合計で用いられている信号数(この例では25)により正規化される。次に、5fの波形がBモードのエコーに対する公知の手法で検出されて、ターゲット8の散乱強度が明らかとなる。

【 0 0 1 4 】

図6は、第二の遅延集合を、生のエコー・データに適用した場合を示している。この遅延集合は、ターゲット8が伝送シーケンスの間、図3に示すように場所 (45, 10) から場所 (49, 0) へ移動すると想定した場合に適したものである。アレイ内の各逐次素子が伝送素子として使用される場合、この遅延集合では、図3の白抜きの円が示すようにターゲット8が場所 (49, 0) への移動途中の異なる場所にあることが想定される。しかしながら、この場合ターゲット8は移動していない。この時にはターゲット8はその開始場所 (45, 10) にあると想定されているので、この遅延集合の結果、エコー・ライン集合6aに対してコヒーレンスが生成されるであろう。しかしながら、エコー・ライン集合6b、6c、6d、6eに対する遅延の各々では、ターゲット8が移動した場所が、最後の場所 (49, 0) に段階的に近づいていることが想定されている。実際には、ターゲット8は静的であり、かつ移動していない。この結果、各ライン集合内の第二エコー群は、図6が示すように相関性が次第になくなってゆく。更に、エコー・ライン集合6e内の第一エコー集合20は、時間がほぼ一致していること分かる。この理由は、ターゲット7が中心軸上にあり、かつライン集合6eに用いられる遅延では、ターゲット8が軸上の場所に移動しており、この場所の深度がターゲット7よりも僅かに大きいことが想定されているからである。ターゲット8が移動しているというこの想定は不正確なので、この想定に対する遅延集合に対して、合計ライン6fはコヒーレント・エコーを示さない。

【 0 0 1 5 】

図7は、ターゲット7が静止しており、かつ図3に示す伝送シーケンス間隔の間、ターゲット8が場所 (45, 10) から場所 (49, 0) へ移動しているという状態に対する、生のエコー・データ集合を示している。図4の場合と同様に、エコー・ライン集合7aは、素子1が伝送素子である場合に全ての素子1~5 (a~e) により受信されたエコーを描写しており、エコー・ライン集合7bは、素子2が伝送素子である場合に全ての素子により受信されたエコーを描写しており、エコー・ライン集合7cは、素子3が伝送素子である場合に全ての素子により受信されたエコーを描写している。その他も同様である。各伝送イベントの発生時、ターゲット8は、図3に示す場所 (45, 10) と場所 (49, 0) を含む、またはこれらの場所の間にある円で囲まれた逐次的な場所の内の1つにある。

【 0 0 1 6 】

図8は、図5で適用されたものと同じ遅延集合が、場所 (45, 10) の静的ターゲットに適切な生データに適用された場合に得られた結果を示している。この時は、想定された場所 (45, 10) にターゲット8があるので、ターゲット8からの第二エコーは、この遅延集合に対するエコー・ライン集合8aに示されているように、時間コヒーレンス状態となるであろう。しかしながら、この想定された場所からのターゲット8の距離は、逐次的な伝送時刻毎により大きくなるので、逐次的なエコー・ライン集合8b~8eに対しては、第二エコー群26はますます非コヒーレント状態になる。静的ターゲット7からのエコーは、図5の場合と同様に、常に非コヒーレント性を示す。したがって、この遅延集合に対してはコヒーレント・エコー信号がないことと、および運動がないと想定されていることが、合計ライン8fから明らかである。

【 0 0 1 7 】

最後に、図9は、ターゲット8が5つのパルスの伝送間隔で場所 (45, 10) から場所 (43,

10

20

30

40

50

0)へ移動する際に、ターゲット8の運動に整合するかまたはこの運動を追跡する遅延集合が選択された場合に得られた結果を示している。この遅延集合の場合、ターゲット8からの第二エコー群26は全て、図9と、合計ライン9f上のコヒーレント・エコーとによって示されているように、コヒーレントに整列する。ターゲット7からのエコー20は、非コヒーレントのままであり、かつ両方のターゲットが中心ライン6上にあるエコー・ライン集合9eを除き、有意の信号コンテンツをライン9f上で生成することはない。

【0018】

上記から分かるように、遅延集合は事実上、整合フィルタ用の係数集合である。イメージ・フィールド内の対象物がこの係数集合の特徴に整合した特徴を持っている場合、この整合フィルタによってイメージ・フィールドの特徴が明らかとなるであろう。遅延集合がそれに対して有効な方向と速さの両方でターゲットが移動すると、この運動は明らかとなる。更に、遅延集合は、速さ(速度)と方向の両方で固有な運動特徴を持っていることが分かる。したがって、特徴的な速度と方向、ベクトル的な特徴を各々が持っている整合フィルタを用いれば、これらのベクトル的な特徴を利用してイメージ・フィールド内の運動を検出することが可能となる。図9に示されている例の場合、運動の方向は、単に軸方向または単に横方向というわけではない。そうではなく、速度は傾斜した特徴を持っている。

【0019】

図10には、上に示したエコー・ライン集合を取得するための、超音波システムの取得サブシステムが示されている。M個の素子のトランスデューサ・アレイ11は、これらのアレイ素子に接続されたM個のチャンネル1~Mを持っている。図示されている実施例の場合、各チャンネルには、第一素子用のチャンネル1内のTX1により示されているような伝送器が含まれている。しかしながら、1つの素子または素子のサブ群しか一度に活性化されないため、各素子の伝送時には、1個または2、3個の伝送器をこの素子に多重化させることができる。伝送器からの伝送パルスが結合される素子は、伝送器からのエネルギーから受信回路を保護する伝送/受信スイッチ32を通して伝送を行う。伝送後に素子により受信されるエコー信号は、伝送/受信スイッチにより増幅器34に結合される。この増幅器34は、受信されたエコー信号に時間ゲイン補償を適用するように、ゲイン制御してもよい。これらのエコー信号はA/Dコンバータによりデジタル化され、かつ次にオプションで、直交帯域通過フィルタ(QBP: quadrature bandpass filter) 38により、同相でかつ直交する信号構成要素に復調される。直交帯域通過フィルタ(QBP) 38は、所望の通過帯域を受信信号に課することもできる。QBPは、米国特許第6,050,942号に更に詳細に解説されている。

【0020】

アレイ素子による伝送後のエコー・ライン集合は、メモリ40内に格納される。2D(平面)イメージングで用いられる1次元アレイの場合、メモリはm、n、および時間という3つの次元を持つ。例示されている実施例の場合、各列はM行を持っており、1行が、伝送イベント後にエコーを受信する各素子に相当する。メモリはN列を持っており、1列が、N回の伝送イベントの各回に相当する。次元nは、「遅い時間(slow time)」次元と考えることもできる。各素子を用いて伝送を行う場合、NはMに等しくなるであろう。しかしながら、全ての素子に満たない素子で伝送を行うことが可能である。こうすることにより、信号対ノイズ比は低減し、かつ素子の選択に応じて、イメージを生成するために用いられるデータ集合全体がより少ない時間で取得可能となるので、横方向の空間分解能は低減してしまうが、フレーム・レートをより高くすることが可能となるであろう。伝送素子は、特定のシーケンスで作動させる必要はない。アレイ沿いに隔たれた距離にある素子は、連続的に作動させて、アレイに沿って前後にスキップさせることができる。エコー・ライン集合の規定の集合が一度取得されたら、このデータを以下の説明のように用いてイメージを生成する。

【0021】

素子が64個ある位相アレイ・トランスデューサ(M = N = 64)を用いた、中心周波数 $f_0 = 3$ MHzの、従来ドップラ・システムの場合を考える。ドップラ方程式：

10

20

30

40

50

$$\Delta v = (c \Delta f) / (2 f_0)$$

によると、速度分解能は周波数分解能 Δf に関連している。式中、(ウィンドウが矩形であると想定すると) Δf は、FFTウィンドウ長の逆数、すなわち $1/(L \Delta T)$ により決定される。ここで、 L はFFTウィンドウ内のサンプル(伝送パルス)の数であり、かつ ΔT はパルス間の周期である。典型的な値は $\Delta T = 200 \mu\text{Sec}$ であり、これにより5 kHzというパルス反復周波数 (PRF: pulse repetition frequency) が生成される。 L の典型的な値は64であり、この結果、従来のドップラ・システムの速度分解能は、

$$c / (2 f_0 L \Delta T) = 2.0 \text{ cm/sec}$$

10

となる。

【0022】

次に、素子が64個ある同じトランスデューサを合成焦点システム内で動作させて、各素子を一回パルスさせる場合を考える。観察間隔は、合計で $N \Delta T$ である。更に、運動は軸方向であると想定する。次に、整合フィルタが追跡を行う速度と実際のターゲット速度との差 Δv が、ターゲットが観察間隔の間に $\lambda/2$ だけ付加的に移動するようなものである場合、ターゲットからのエコーは位相シフトの全サイクルを経て、かつ整合フィルタの出力は最小化されるであろう。したがって、 Δv は速度分解能を表し、かつ下式に等しくなる。

$$\Delta v = (\lambda/2) / (N \Delta T)$$

20

$$= c / (2 f_0 N \Delta T)$$

$$= 2.0 \text{ cm/Sec}$$

これは、従来のドップラの場合と同じである。したがって、合成焦点アプローチで速度分解能が損失する必然性は存在しない。

【0023】

上記の解説では、軸方向の速度分解能が考察されている。一般に、横方向の速度分解能はこれほど優れたものにはならないであろう。なぜならば、位置に対する位相変化率は通常、横方向の平面ではより少なくなるからである。横方向の速度分解能は、より大きな伝送開口と受信開口とを用いることにより増加させることができる。合成焦点で可能な動的な伝送焦点では、焦点深度の問題がないより大きな伝送開口を用いることができる。

30

【0024】

勿論、合成焦点システムの速度分解能は、単に観察間隔を拡張させることにより増加させることもできる。このことは、 ΔT を増加させること、または好ましくは、観察間隔の間に各素子に複数回パルスすることにより達成される。このことによりフレーム・レートは低減するが、非常に高いフレーム・レートが、完全に容認可能なフレーム・レートに低減するという結果しか得られない。従来のBモード・イメージでは、通常、100本の別個のライン沿いに約100回の伝送を行うことを用いる。この例で用いられている ΔT という値の場合、各フレームには 20 mSec (つまり 50 Hz というフレーム・レート) が必要となる。カラーフロー・モードでは、30本のドップラ・ラインを付加的に用いてもよい。通常、各ドップラ・ラインで伝送をおそらく10回行って総取得時間を 60 mSec だけ増加させ、かつ全フレーム・レートを 12.5 Hz に減少させる必要がある。これとは対照的に、この例の場合、合成焦点に対するフレーム・レートは、 $N = 64$ 回の伝送により設定され、かつ出力モードがBモードまたはカラーフローに関わらず、 78.1 Hz になることになる。

40

【0025】

他方、速度分解能が低減してしまうことを容認できる場合、より小数のパルス(かつしたがってより小数の伝送素子)を用いることができる。この結果、フレーム・レートは更

50

に高くなるので、合成焦点アプローチはリアルタイム3Dイメージングに対して考慮に値するアプローチとなる。

【0026】

スペクトル分析に類似の方法としては、アポディゼーション機能を観測ウィンドウ全体に適用して、速度応答のサイドローブを減衰させることができる。取得シーケンスが、伝送素子の位置（つまり、伝送開口の一方側から他方側への全体に渡るシーケンシング・ステップ）に対して単調な場合、アポディゼーション機能は効率が2倍になるように動作し、更に空間（ビーム）応答のサイドローブも減衰させる。

【0027】

「スペクトルの広がり (spectral broadening)」の様々な原因によって、上記の狭帯域分析で予測される速度分解能よりも速度分解能が低減してしまう場合がある。従来のドップラにおけるスペクトル拡幅の主な原因は、「トランジット時間が広がってしまうこと」である。パルスが短かったりまたはビームが狭い（開口が大きい）場合、ターゲットは限られた周期の間しかサンプル・ボリューム内に残存しないので、観察間隔は低減してしまう。解決法の1つは、パルスを長くすることおよび/またはビームを広げること（開口を低減させること）だが、こうすることにより空間分解能が低減してしまう。本発明は、本質的にターゲットを「追跡」する（つまりサンプル・ボリュームがターゲットと共に移動する）ので、この問題は生じない。したがって、高い空間分解能と、スペクトルの広がりを大きく低減させることを両方達成することができる。

【0028】

スペクトルの広がりが残留する原因には、（1次元アレイを用いた場合の）高さ次元のトランジット時間、および程度はより少なくなるが、RF点拡がり関数が位置によって変化してしまうことによる二次的影響が挙げられる。しかしながら、ターゲットは大抵、相対的に僅かな距離しか追跡されないであろうから、この後者の影響は大きな問題でない。

【0029】

（この短いアンサンプルは速度分解能が悪く、かつカラー・ドップラ測定値は平均速度評価値なので）「ウォール・フィルタリング (wall filtering)」はカラー・ドップラでは極めて重要であり、（速度分解能がより良好な）スペクトル・ドップラでのウォール・フィルタリングの機能は主に、ダウン・ストリームでのダイナミック・レンジ要件を低減させ、かつFFTに基づくスペクトル分析を利用可能にすることである。したがって、サイドローブに対する速度応答を制御し、かつ処理ダイナミック・レンジを適切化させる対処が施されていれば、ウォール・フィルタは本発明の実施には根本的に不要となる。しかしながら、ウォール・フィルタリングをある程度行うことが望ましい場合は、単に各素子からの伝送を一回より多く行うことにより実施してもよい。その後、ウォール信号を評価し、かつ各個々の伝送素子からのリターンから減算した後に、遅延集合を適用することができる。この処理の速度応答は、伝送イベント間の間隔とフィルタ重みとを適切に選択することにより調節可能で、かつ異なる運動マップ毎に異なったものにてできる。例えば、静的ターゲットまたは遅く移動するターゲットに対応したマップを計算する場合は、ウォール・フィルタリングは用いられないであろう。

【0030】

本発明の一実施例では、以下の理由から、少なくとも従来のBモードとドップラ・イメージング程度には空間分解能を良好にすることができる。

- 1) 合成焦点により動的な伝送焦点が可能である。
- 2) スペクトルの広がりを低減させるために、（軸方向の分解能が乏しい）狭帯域幅パーストを用いる必要がない。
- 3) スペクトルの広がりを低減させるために、（横方向の分解能が乏しい）広いビームを用いる必要がない。

【0031】

フレーム・レートは、伝送パルスの数により決定される。合成焦点により、これらのパルスから（僅か1本のラインではなく）フレーム全体を再構成することができる。したが

10

20

30

40

50

って、非常に高いフレーム・レートを達成することができる。このことは、カラーフロー・イメージングを行う場合と、上述したように2Dアレイから3Dイメージングを行う場合には特に重要である。強調すべき点は、高いフレーム・レートを達成するために、(視野または空間分解能などの)システム性能の他の側面に関して妥協してしまう必要がないことである。フレーム・レートに直接影響を及ぼすのは速度分解能だけだが、上記の例が示すように、従来のカラーフローよりもはるかに高いフレーム・レートを達成し、同時にはるかに大きな速度分解能を達成することができる。

【0032】

ドップラの研究では、赤血球からの散乱性が弱いことから、感度が大きな問題となる。感度は基本的に、伝送されるエネルギー量、およびトランスデューサ素子と受信増幅器により発生する熱ノイズの量により制限されてしまう。このことは、伝送素子に印加される電圧が従来の伝送ビーム形成と比べて変わらない場合、合成焦点を(電圧信号対ノイズ比率に換算して)約Mの2乗根だけ不利なものにしてしまう。しかしながら、合成焦点での伝送は焦点が合っておらず、かつ素子毎の効率サイクルが低いことを想起すれば、ビームを形成する従来の伝送での素子に用いられる電圧を超えて、何らかの限定要因(例えば、SPTA、最大MI、スキャンヘッド温度、飽和など)に達するまで、各伝送素子に印加される電圧をかなり増加させることができることは明らかである。次に、合成焦点の感度は従来のビーム形成よりもMの2乗根だけ有利であることが、ピーク圧カレベルに基づいた分析により予測される。更に、時間と帯域幅との積が大きなコード化された波形を用いて、感度を増加させてもよい。

【0033】

図11に示されているように、本発明の更なる一態様によると、合成焦点を取得することによる生のエコー・データはK個の遅延集合(係数集合)により処理されて、K個の運動マップを形成する。これらの運動マップは、各々、異なる運動特徴に関するものである。次に、これらの運動マップから選択されたものは個別にまたは組み合わせられて用いられ、標準的な全ての超音波イメージング・モード、および従来のシステムでは不可能なモードが生成される。数学的には、この処理は波形 $f_{n,m}(t)$ の一集合を取得すると開始する。ここで指数nとmは、データ集合全体中の特定の伝送素子/受信素子の対を識別するものである。

$$g_k(\vec{u})$$

の形態をした、K個のイメージの集合が構成される。ここで

$$\vec{u}$$

は、2Dイメージの場合の超音波イメージ

$$\vec{u} = (x, y)$$

、および3Dイメージの場合の

$$\vec{u} = (x, y, z)$$

における位置ベクトルであり、かつkはk番目の運動特徴を特定する。これらのK個のイメージは、表示される運動のタイプおよび/またはイメージの形式を抽出する運動分析器を用いて処理される。その後、個々のイメージが表示されるか、またはカラーフローのような複合表示形式の場合には、幾つかのイメージが同時に示される。全く新しい波形の集合を取得して、次のイメージをリアルタイム・シーケンスで生成してもよいし、または集合の一部を取得しかつ予め取得済みの波形を用いて処理して、フレーム・レートは増加したがフレームからフレームへの一時性の残像がある程度はある状態で、イメージを生成してもよい。この後者の実施例の場合、図11の運動マップ60は未検出の形式で格納されなけれ

10

20

30

40

50

ばならないが、メモリ40はサイズを低減したりまたは除去することができる。

【0034】

この処理でのイメージは、下式のように表現することができる。

$$g_k(\vec{u}) = \sum_{n=1}^N \sum_{m=1}^M W_{n,m} f_{n,m}(T_{n,m,k}(\vec{u}))$$

式中、

$W_{n,m}$

はアポディゼーション重み付け関数であり、かつ

$T_{n,m,k}$

は、運動の関数である、遅延の重みであり、かつ速度が一定の場合には、

$$T_{n,m,k} = \frac{\left| \vec{A}_{T,n} - \vec{u} - (n-1)PRI\vec{v}_k \right| + \left| \vec{A}_{R,m} - \vec{u} - (n-1)PRI\vec{v}_k \right|}{c}$$

と表現することができる。

$\vec{A}_{T,n}$

は、n回目の伝送イベントに対する伝送素子の場所であり、かつ

$\vec{A}_{R,m}$

はm番目の受信素子の場所である。

PRI

はパルス反復間隔であり、かつ運動マップの速度は

\vec{v}_k

である。速度が一定でなく加速的な場合、この運動を説明するためには、線形位置項

$(n-1)PRI\vec{v}_k$

をより一般的な関数

$\vec{a}(n,k)$

に置き換えなければならない。

【0035】

上記に示した

$T_{n,m,k}$

という遅延の重みの単純式に関する問題の1つは、第n番目の伝送イベントが発生する時刻とターゲットが実際に傍受する時刻との間にターゲットが僅かに運動してしまい、この伝送からのエネルギーを散乱させてしまうことである。この結果、(伝送素子と受信素子の対が異なると、ターゲットの想定位置からのターゲットの正味の変位量が異なるものになってしまうので)焦点化エラーが僅かに生じてしまう。このエラーは、ターゲットの速度が増加するほどより著しいものになってしまう。より正確な遅延計算は、この影響を考慮に入れたものとなる。

10

20

30

40

50

【0036】

図11には、本発明の原理によって構成された超音波システムの機能ブロック図が示されている。1Dアレイまたは2Dアレイでよいトランスデューサ・アレイの素子は、M個の伝送/受信チャンネルに結合される(図10を参照されたい)。これらのチャンネルは、個々の素子に伝送を行わせ、選択された受信素子群に受信させる。通常、全てのアレイ素子は、各伝送イベントに応答してエコーを受信するであろう。伝送/受信チャンネルはメモリ40に結合され、ここにエコー波形の集合が上述したように格納される。格納されたエコー情報は、K個の遅延つまり係数の集合50により動作され、かつ従来の手法で検出されて、K個の運動マップ60を生成する。これらのマップは各々、異なる速度ベクトルに対するものである。次に運動分析器70は、運動マップの内の様々なものを選択して、所望のモードの超音波表示を生成する。例えば、

$$\vec{v}_k = 0$$

に対する運動マップを用いて、グレースケール(Bモード)のイメージ84を生成することができる。しかしながら、運動が存在する場合、従来の合成焦点イメージングでは、コントラストが同様に低減してしまうであろう。全ての運動マップ上のピーク・ピクセル値、または好ましくは全ての運動マップ上の各ピクセル内のパワーの大きさを積分したものの何れかからBモード・イメージ84を構成して、運動によるコントラストの低減を防ぐことが好ましい。次に、平均速度(正規化された第一モーメント)を算出する所望のウォール・フィルタのカットオフにより決定された特定速度を超えるゼロ以外の速度イメージを適切に積分することにより作られたカラー化された運動イメージが、Bモードの組織イメージに重畳される。この結果、カラーフロー・イメージ86が得られる。任意のピクセルまたはピクセル群での速度データをグラフィカルにプロットして、スペクトル・フロー表示82またはこのような表示の一群96をイメージ内の選択された点に生成することができる。本発明の一実施例では、複数ゲートのスペクトル・ドップラ表示と同等のものを、単一の取得シーケンスからイメージ内の任意の点または全ての点に生成することができる。ゼロ以外の運動マップから速度値を累算して、パワー・ドップラ・イメージと同等な総パワー表示95を生成することができる。低い速度は通過させる(但しゼロ速度は例外とすることができる)ウォール・フィルタの設定を利用して組織の速度情報を空間的に表示することにより、組織運動イメージ9の生成が可能となる。パワー運動イメージ91(米国特許第5,718,229号「医療用の超音波パワー運動イメージング(MEDICAL ULTRASONIC POWER MOTION IMAGING)」を参照されたい)は、逐次取得を行うことによる静的運動マップから生成することができる。この運動イメージ内ではあらゆるピクセルに運動ベクトルが存在するので、ベクトル・フロー・イメージ93の生成が可能となる。望ましい場合には、パワーが最大のフロー速度を示すイメージ94を生成することができる。当業者は、他の表示形式を容易に見出すであろう。

【0037】

一実施例の構成の場合、システムの分解能は、所与の方向の各ピクセルでの(離散的な運動マップに対する)速度ピンの数と、速度ピンが生成される方向の数とにより決定されるであろう。例えば軸方向には、トランスデューサに向かう速度とトランスデューサから離れる速度との両方に対して±64個のピンが存在して、合計で128個のピンが存在してもよい。分解能が本質的に劣っている横方向には、ピンは16個または32個しか存在しなくてよい。これらの直交方向間で速度が評価される方向の数も選択すべき変数であり、かつ所望の方向分解能に応じて4個、8個、または16個の方向とすることができる。イメージ内の全ての点でベクトル速度が解明される2次元イメージング・システムでは、32,000個以上のピンがピクセル毎に必要となる場合がある。3次元システムでは、これが何百万個ものピンに増加する。

【0038】

上述したように、全てに満たない素子により伝送を行うことにより、取得レートを増加させることができる。例えば図12は、伝送を行うために端部素子112と114しか使用しない

10

20

30

40

50

1Dアレイ111を示している。伝送イベント毎に、アレイ素子の全てを受信のために用いることが好ましいが、使用する素子数をより少なくしてもよい。希望に応じて、アレイ中心の素子を付加的に使用して伝送を行うか、または他の何れかの散在するアレイを組み合わせ使用してもよい。

【0039】

図12により具現化されている取得シーケンスは、全ての素子を使用して伝送するシーケンスと同じ高い空間分解能を持つことができる。しかしながら、ターゲットごとに速度が異なっている場合、空間応答と速度応答との間に、望ましくないクロストークつまり曖昧性が存在してしまう場合がある。換言すれば、第一速度で移動している第一位置の第一ターゲットまたはターゲット群と、第二速度で移動している第二位置の第二ターゲットまたはターゲット群とを区別するシステムの能力が低下してしまう。

10

【0040】

この曖昧性は、どの伝送素子と受信素子を使用し、かつどの順序で使用するかを選択することにより制御することができる。例えば、図13に示されているタイプの取得シーケンスを用いることにより、この曖昧性を最小化することができる。ここでは、素子102と104の内側の対を使用してシーケンシャルに伝送を行う。伝送が102からの場合は素子群106を受信に使用し、かつ伝送が104からの場合は素子群108を受信に使用する。このシーケンスには、伝送素子102と受信開口106内の全ての素子との間の midpoint が、伝送素子104と受信開口108内の全ての素子との間の midpoint と同じ場所に配置されるという特性がある。この伝送 / 受信での midpoint の共通性を維持させる他のシーケンスも可能である。例えば、伝送素子の対間の分離を増加（または低減）させて、受信開口内の素子数を適切に低減（または増加）させることができる。

20

【0041】

図13に示されているタイプのシーケンスは、空間分解能が低減してしまうという犠牲を払って、レンジと速度の間の曖昧性を低減させるが、図12のシーケンスは、曖昧性が増加してしまうという犠牲を払って、空間分解能を最大化させる。中程度の共通性が midpoint にある他のトレードオフも可能である。例えば、図13の分離した伝送素子の対を、図12の受信開口全体と共に使用することができる。つまりこの伝送シーケンスでは、2つ以上の素子が使用可能である。

【0042】

本発明では一般に、受信されたデータがメモリ内に維持されていれば、このようなトレードオフをデータ取得の発生後に行うことが可能である。このトレードオフは、非常に柔軟なものにできる。例えば、伝送素子と受信素子の数と場所を異なるものにして用いることにより、異なる運動マップを構成することができる。速度が低い場合には、より多くの素子を使用することにより空間分解能をより高くすることが一般に好ましい。血液などの相対的に弱い散乱体のイメージングを行う際に生じる速度などより高い速度の場合には、より遅く移動しているがより強い組織などの散乱ターゲットからのクロストークを低減させることが一般に望ましい。ここでは、 midpoint の共通性を増加させるシーケンスを用いることにより、ある程度の空間分解能をクロストークの低減とトレードオフすることが好ましい。このようなトレードオフは、特定のターゲット状況の空間と速度の特徴を分析することに基づいて適合化させるように行うことができる。更に、所与の速度に対する複数の異なる取得シーケンスからの結果は、検出後、非線形に組み合わせることができる。このような組み合わせは、適合性を有することもできる。

30

40

【0043】

図14は、3次元イメージング用の2Dアレイを示している。アレイ周辺部周りの素子しか詳細に示されていない。2Dアレイの周辺部内部の素子は、図面中央の交点により表されている。合成焦点イメージングのための、この2Dアレイ121からの伝送順序は、周辺部のこれらの素子から連続的に伝送を行い、かつ各伝送イベントに続いて全てのアレイ素子による受信を行うようにしてもよい。例えば、角の素子122を最初に活性化させてから、他の角の素子124、126、および128からの伝送を連続的に行ってよい。これら4回の伝送によ

50

り、空間分解能が完全な運動マップを作成するために十分なデータが得られる。しかしながら、通常は数千個にも及ぶ受信素子を全て使用しなければならない。これに代えて、周辺部周辺での伝送素子の進行順序を次に、各周辺素子が伝送イベントを生成済みとなるまで、素子132、134、136、かつ次に138を作動させたりすることによるものとする場合、完全な空間分解能を有する運動マップを作成するには、アレイ周辺部上の素子上だけで受信が発生すればよい。このシーケンスはその後、次のエコー・データ集合の全体に対して反復される。フレーム・レートは、全ての周辺素子による伝送からデータ集合を完全に取得するために必要とされる時間の逆数にしてもよいし、または新たなシーケンスの一部が取得されたらイメージを更新することにより増加させてもよい。

【0044】

要約すると、本発明の一実施例は、以下の利点を一つ以上提供することができる。

動的な伝送焦点化による改良によって、エコーの空間分解能が全てのモードで良好になること。

カラーフロー・モードでもフレーム・レートが高くなること

スペクトルの広がり低減すること

速度分解能が高くなること

カラーフロー・イメージング用のウォール・フィルタリングが改良されること（またはこのウォール・フィルタリングに対する必要条件が低減すること）

フロー用の新たな表示モード

角度補正のない全方向性カラー表示によりベクトル速度を評価できること

モード毎の分割化を行わずに、システム・アーキテクチャが統一化されていること

【図面の簡単な説明】

【0045】

【図1】従来技術による典型的な超音波システムの主要な機能構成要素をブロック図の形態で示す。

【図2】合成的に焦点化されるトランスデューサ・アレイのフィールド内に静止ターゲットが2つ存在することを示す。

【図3】合成的に焦点化されるトランスデューサ・アレイのフィールド内に1つの静止ターゲットと1つの移動ターゲットが存在することを示す。

【図4】図2の2つの静止ターゲットをスキャンすることにより取得された生データを示す。

【図5】ターゲットの内1つの場所では運動がないという条件に対して遅延が選択された、図4a~4eの生データの合成焦点処理を示す。

【図6】ターゲットの内1つの場所で運動があるという条件に対して遅延が選択された、図4a~4eの生データの合成焦点処理を示す。

【図7】図3の2つのターゲットをスキャンすることにより取得された生データを示す。

【図8】ターゲットの内1つの場所で運動がないという条件で遅延が選択された、図7a~7eの生データの合成焦点処理を示す。

【図9】ターゲットの内1つの場所に運動があるという状態に対して遅延が選択された、図7a~7eの生データの合成焦点処理を示す。

【図10】図4~9に示すデータの取得に適した合成焦点によるデータ取得システムを、ブロック図形式で示す。

【図11】本発明の原理にしたがって構成された超音波システムを示す。

【図12】合成焦点超音波データを取得する線形アレイ・トランスデューサの動作を示す。

【図13】合成焦点超音波データを取得する線形アレイ・トランスデューサを動作させるための第二技法を示す。

【図14】表示フレーム・レートを高くして一時性のアーチファクトを低減させるための、合成焦点超音波データを取得する2次元アレイ・トランスデューサの動作を示す。

【符号の説明】

10

20

30

40

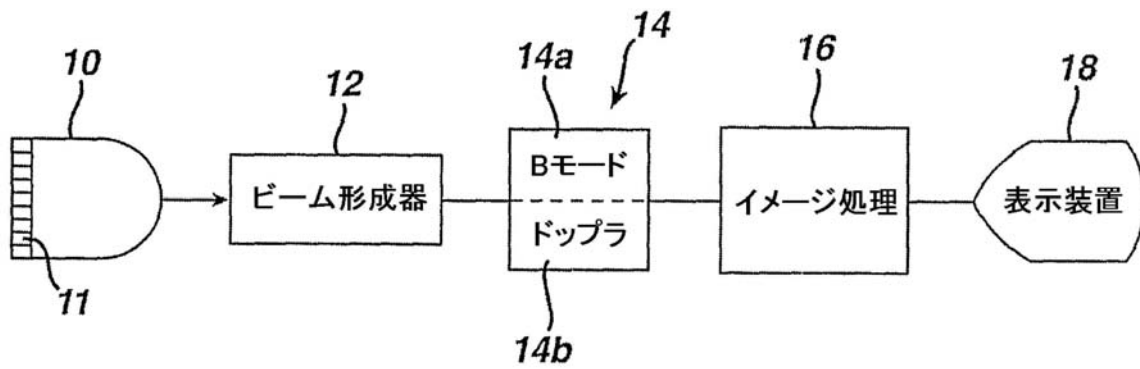
50

【 0 0 4 6 】

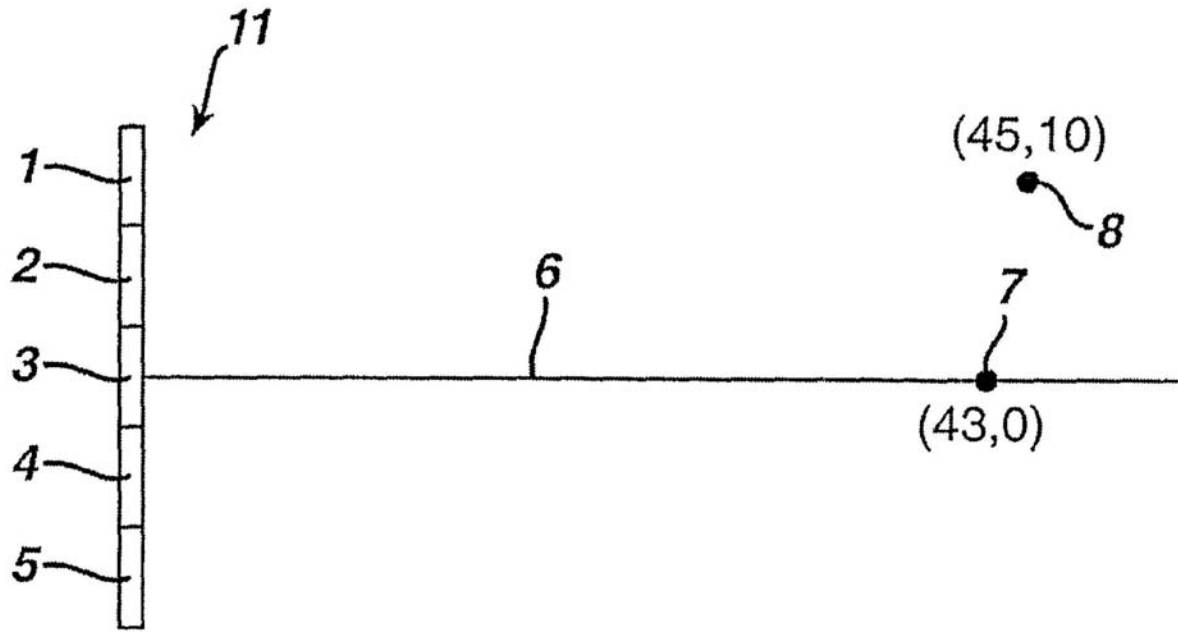
- 6... 中心軸
- 7... 静止ターゲット
- 8... 別の静止ターゲット
- 11... アレイ
- 12... ビーム形成器
- 14... 信号プロセッサ
- 16... イメージ処理
- 18... イメージ表示装置
- 32... 伝送 / 受信スイッチ
- 34... 増幅器
- 38... 直交帯域通過フィルタ
- 40... メモリ
- 70... 運動分析器
- 111... 1Dアレイ
- 121... 2Dアレイ

10

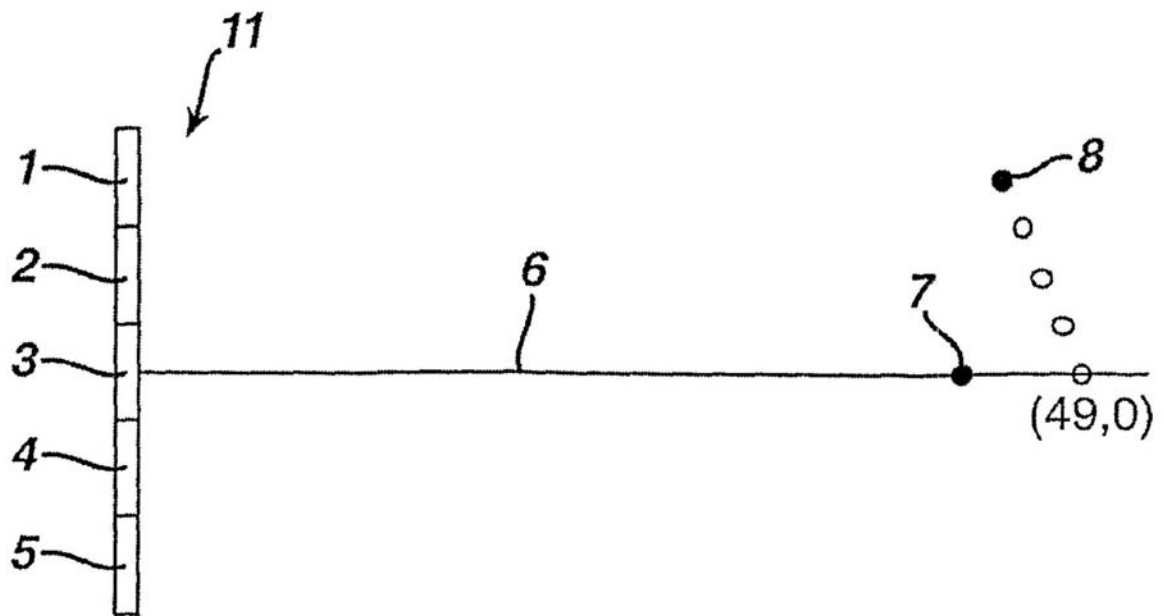
【 図 1 】



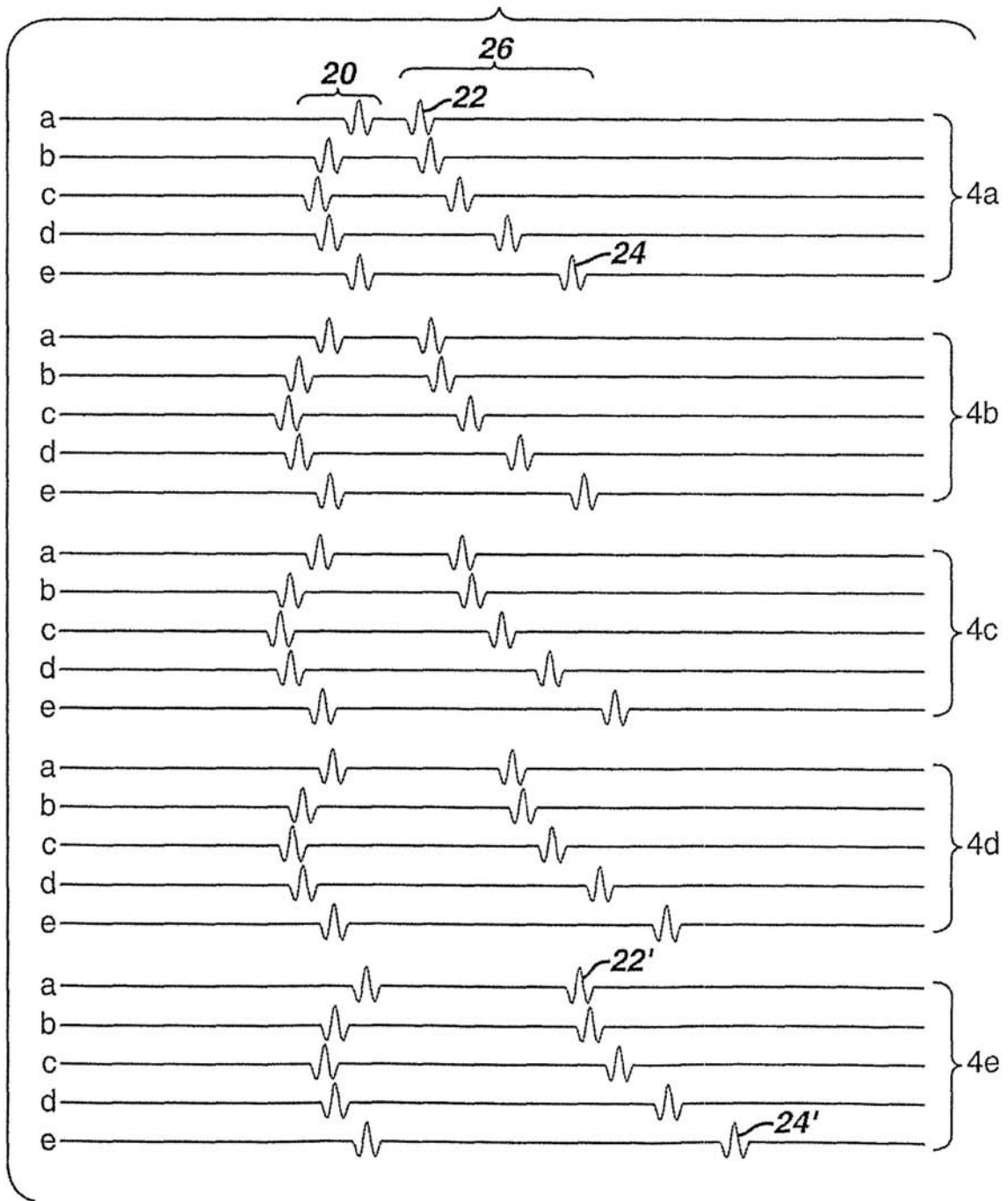
【図2】



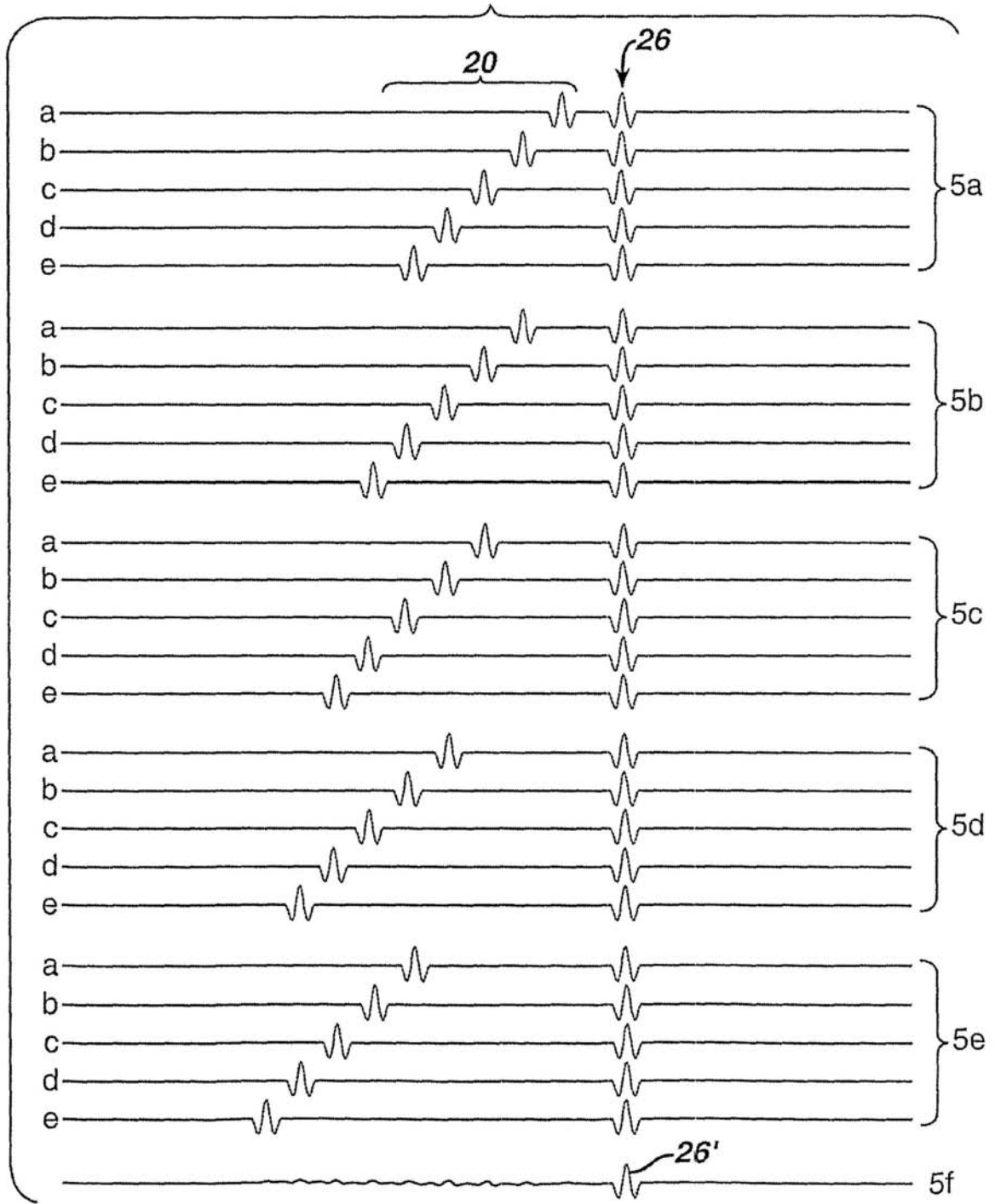
【図3】



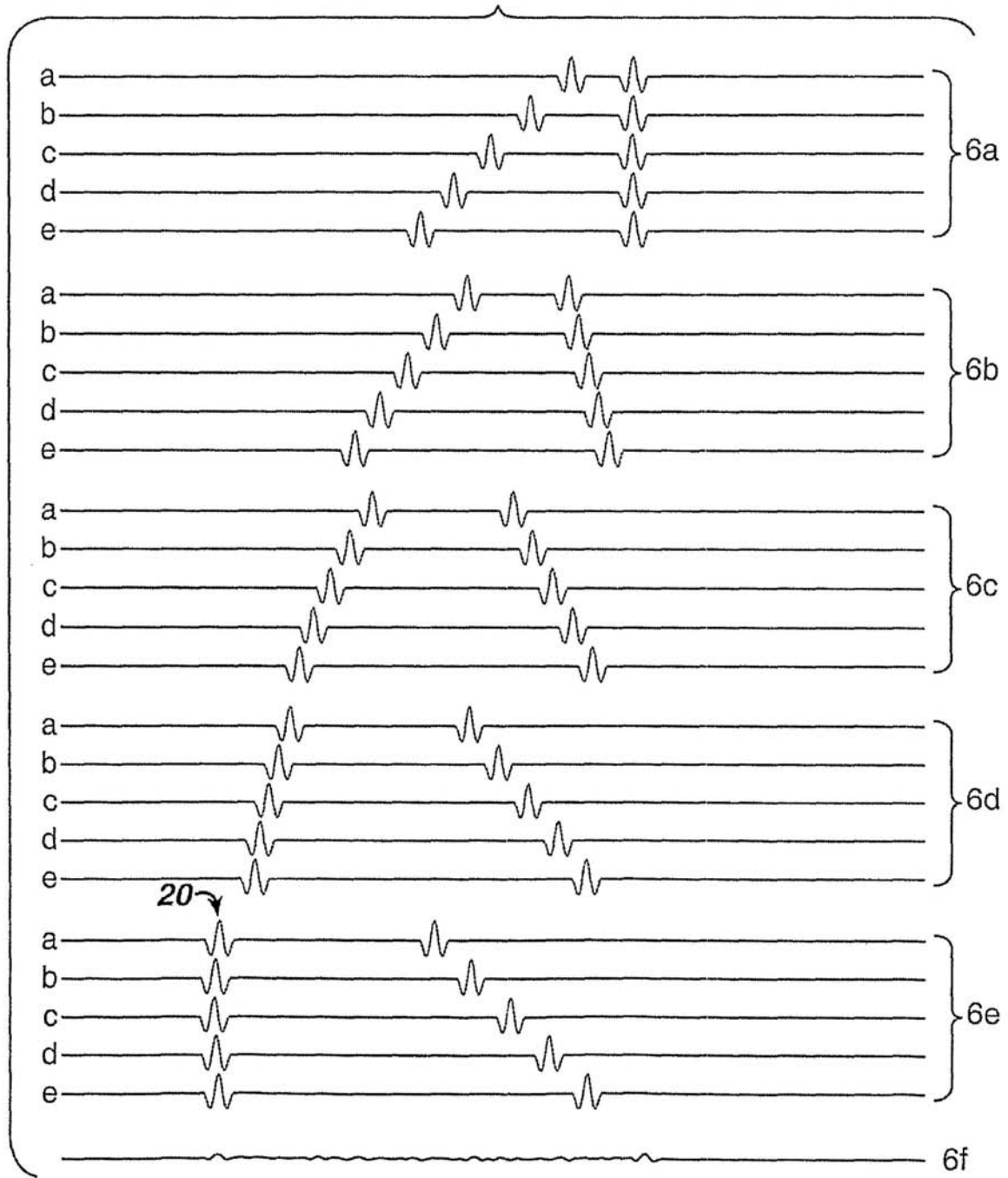
【 図 4 】



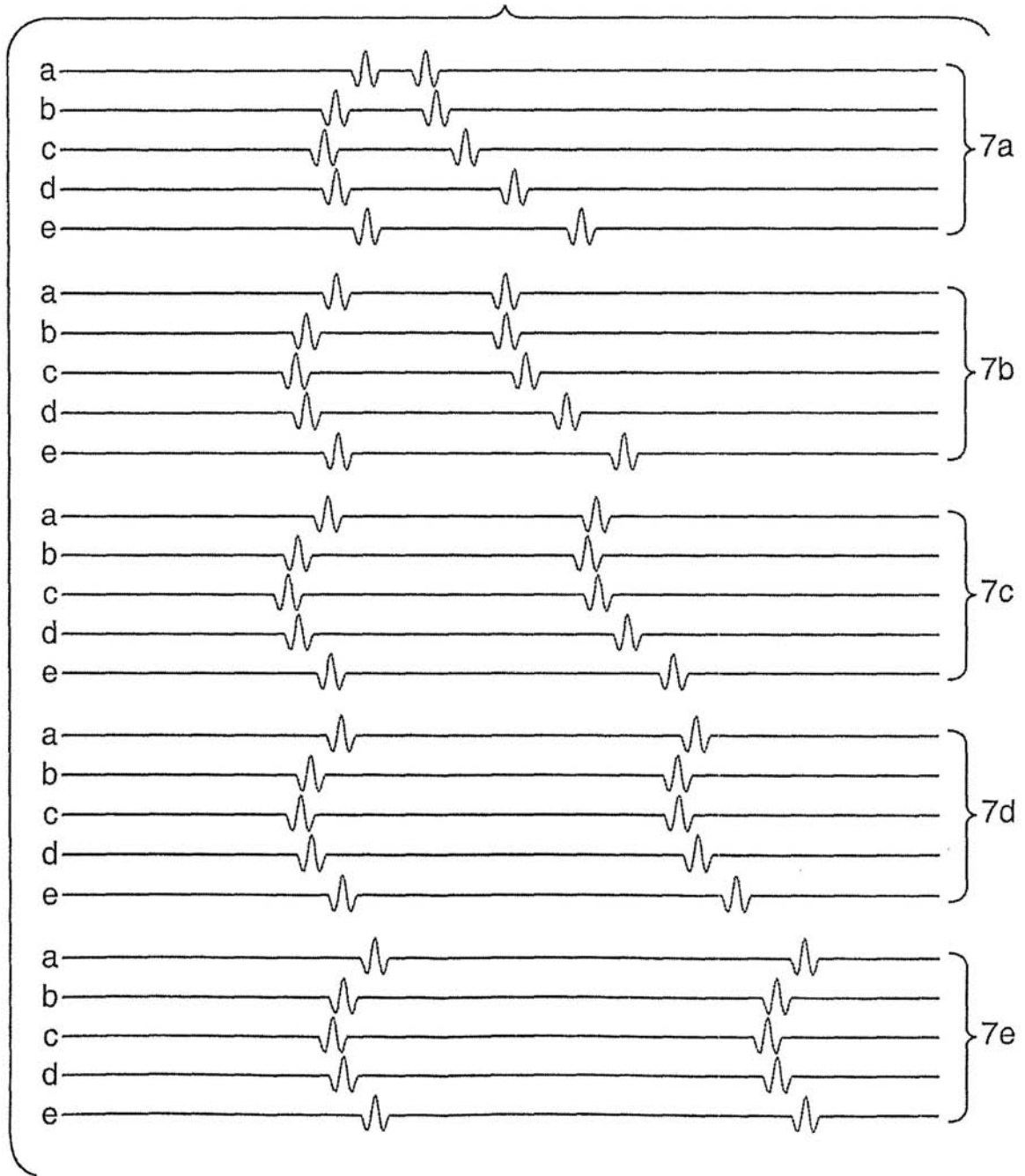
【 図 5 】



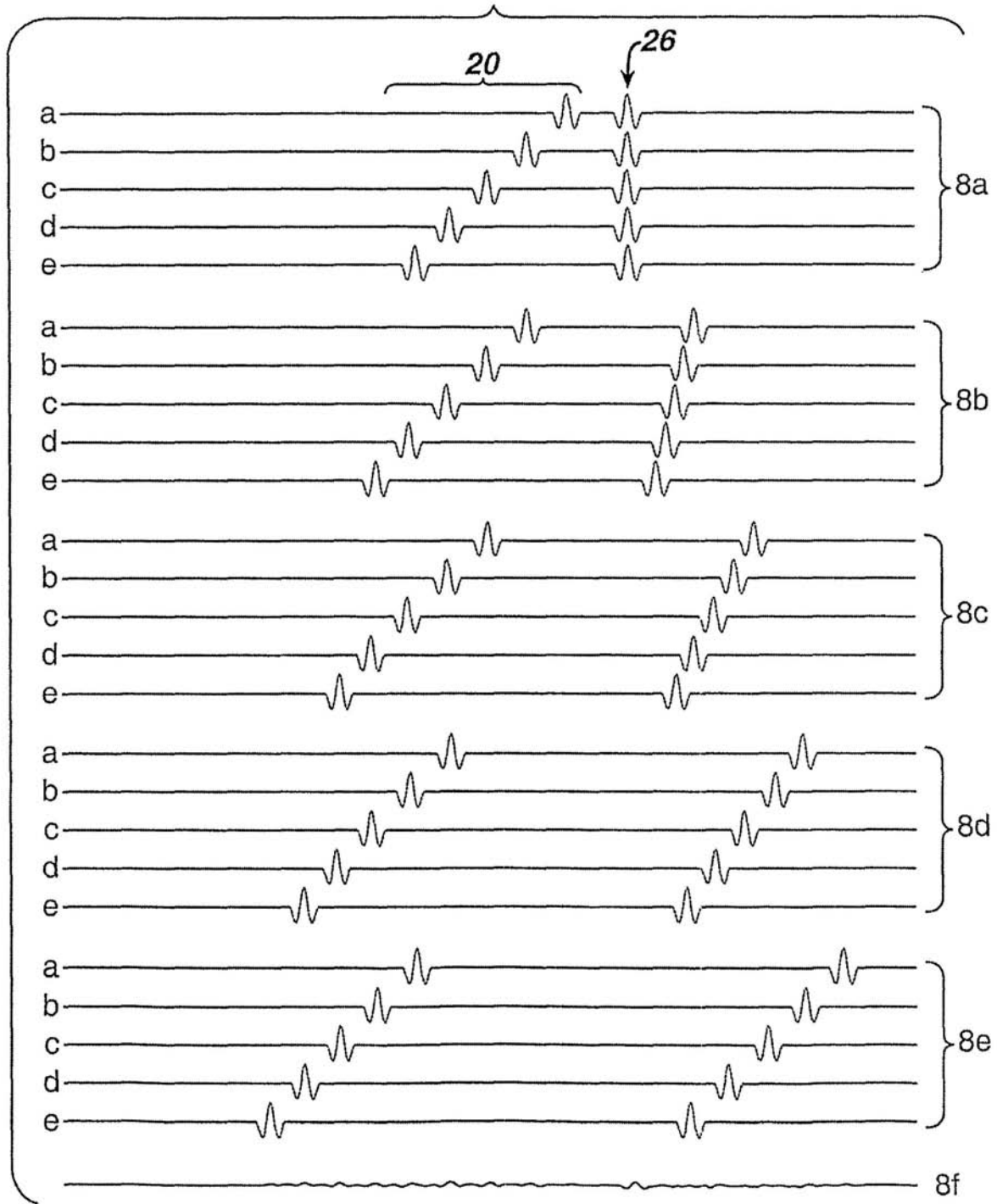
【図6】



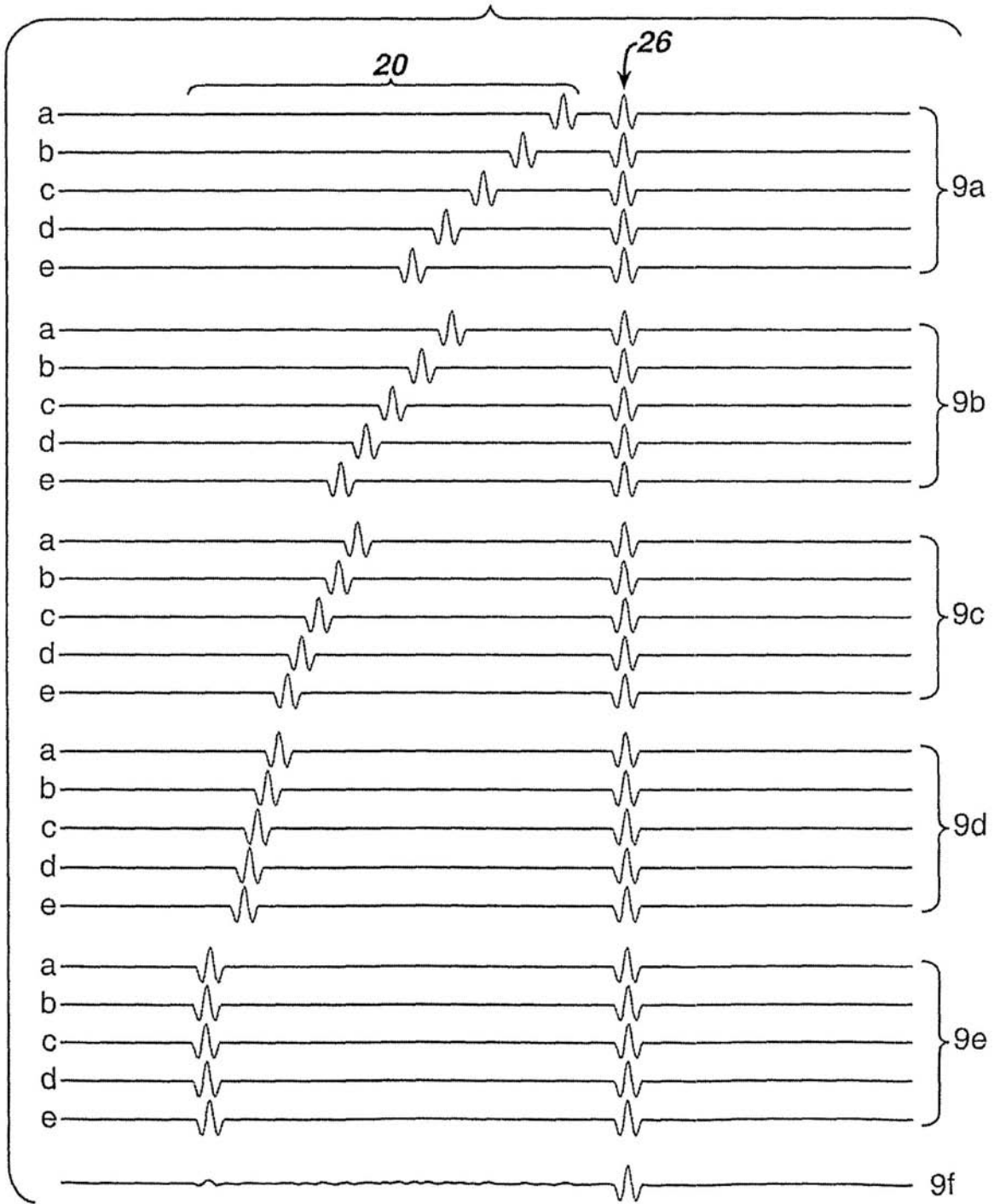
【図7】



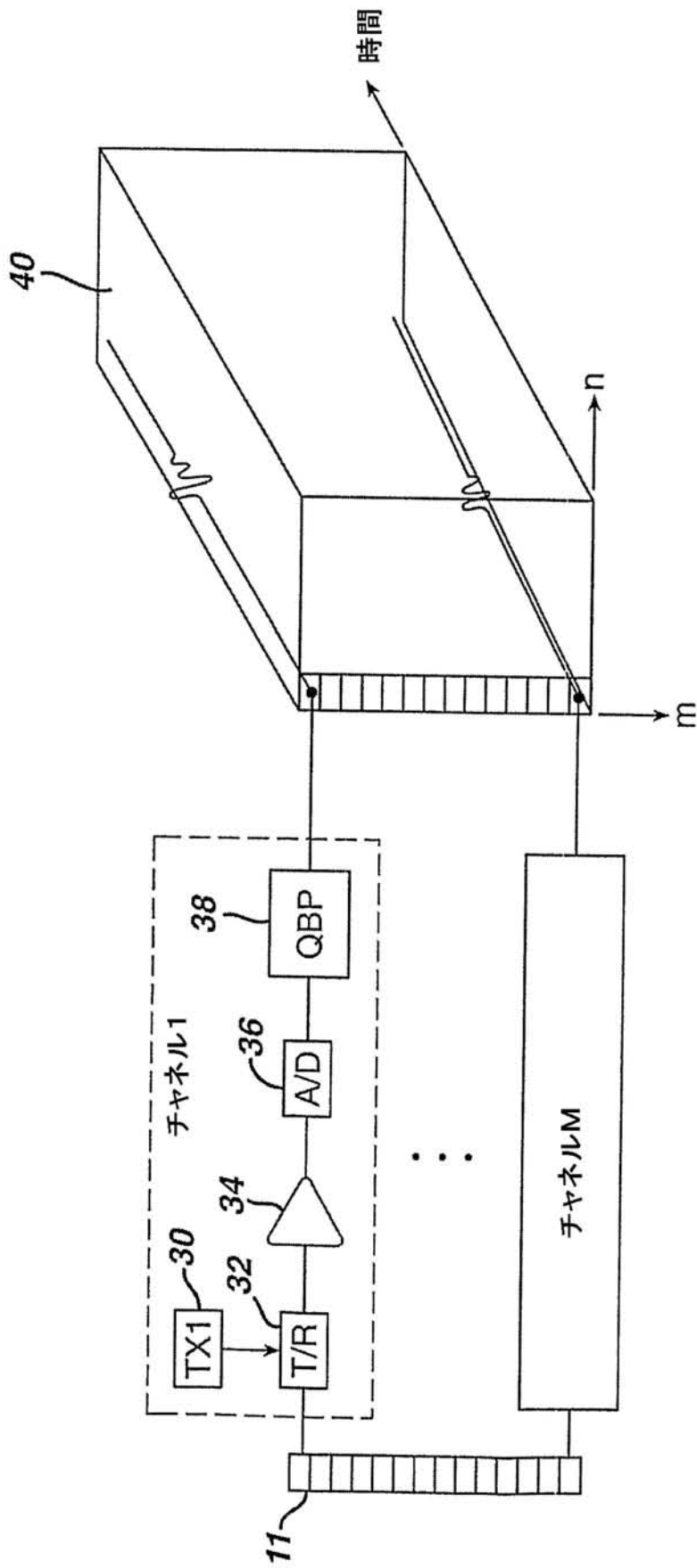
【 図 8 】



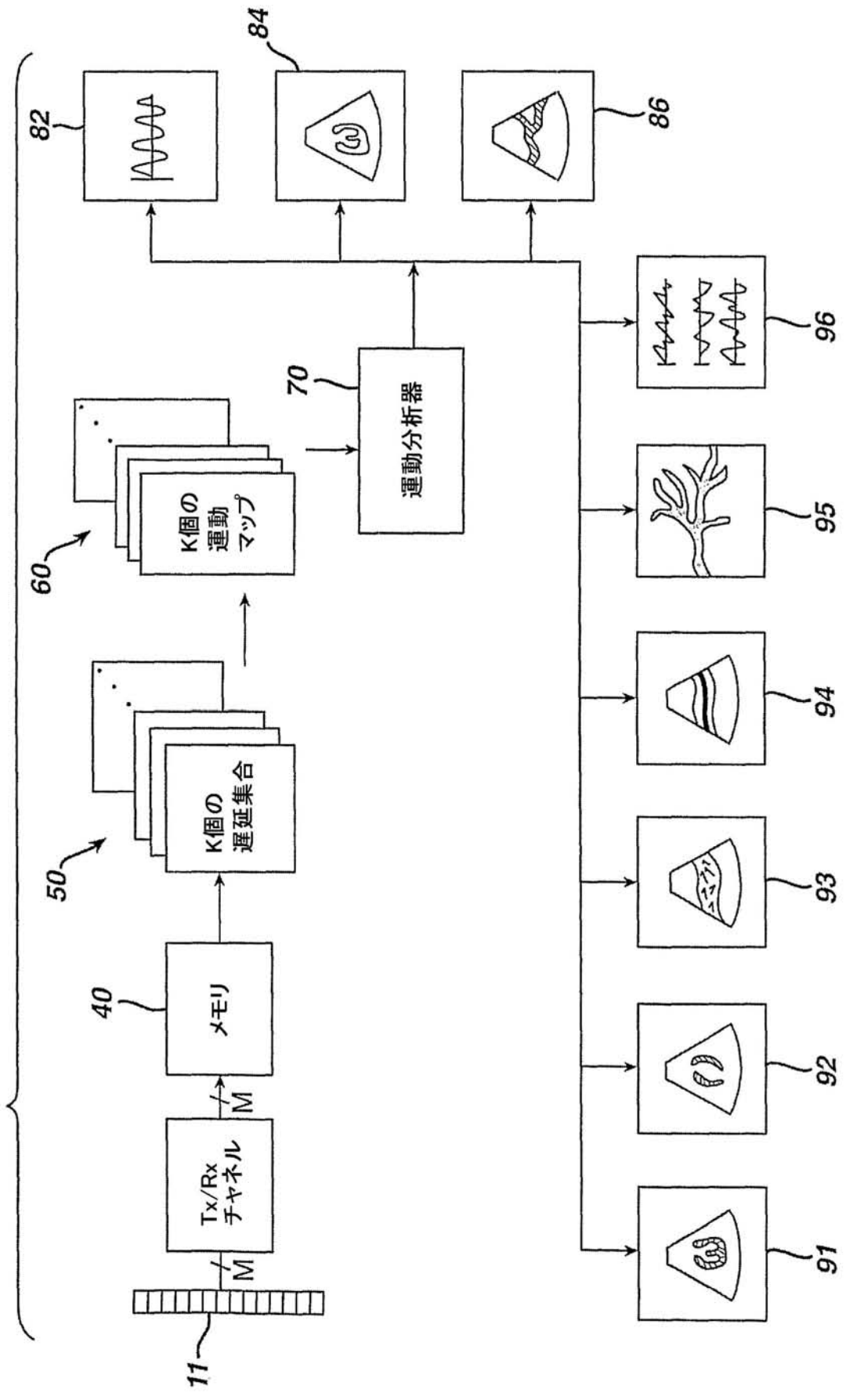
【 図 9 】



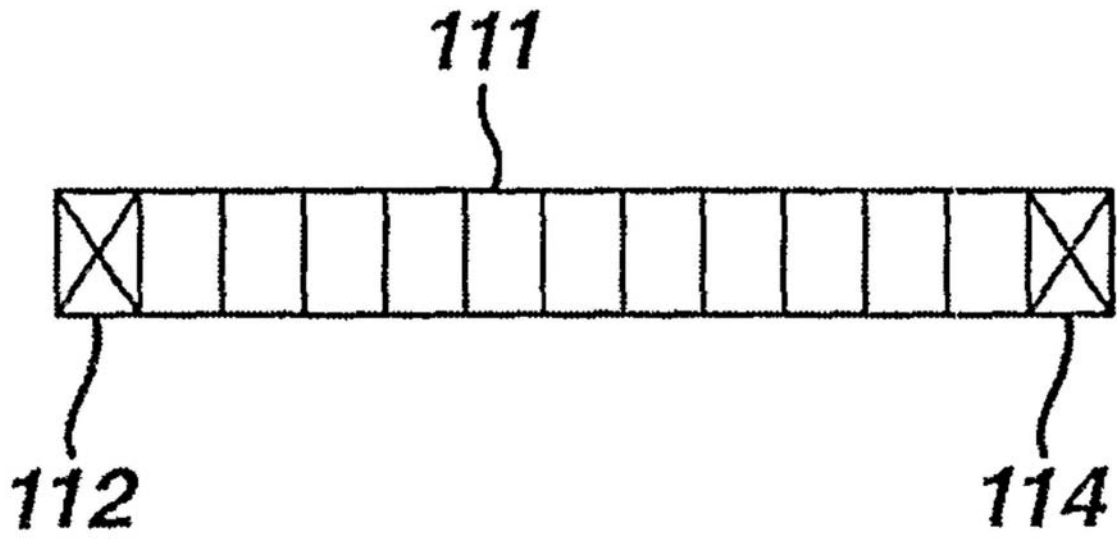
【図10】



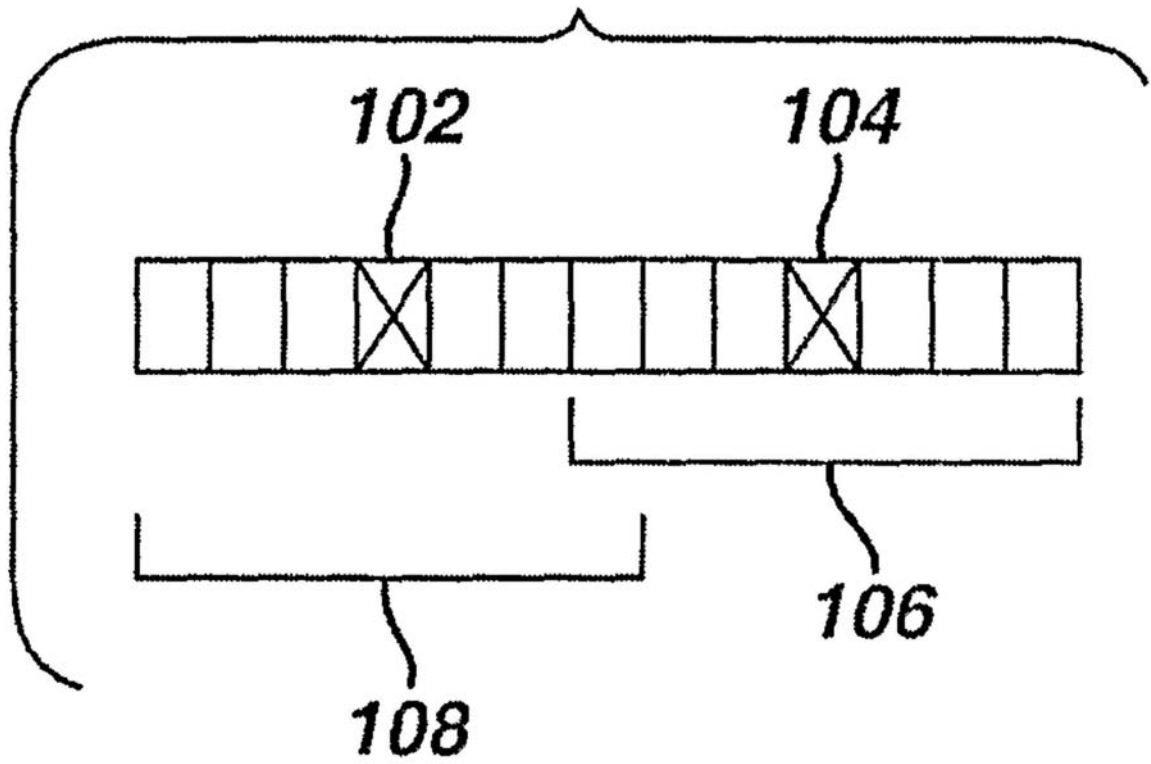
【図11】



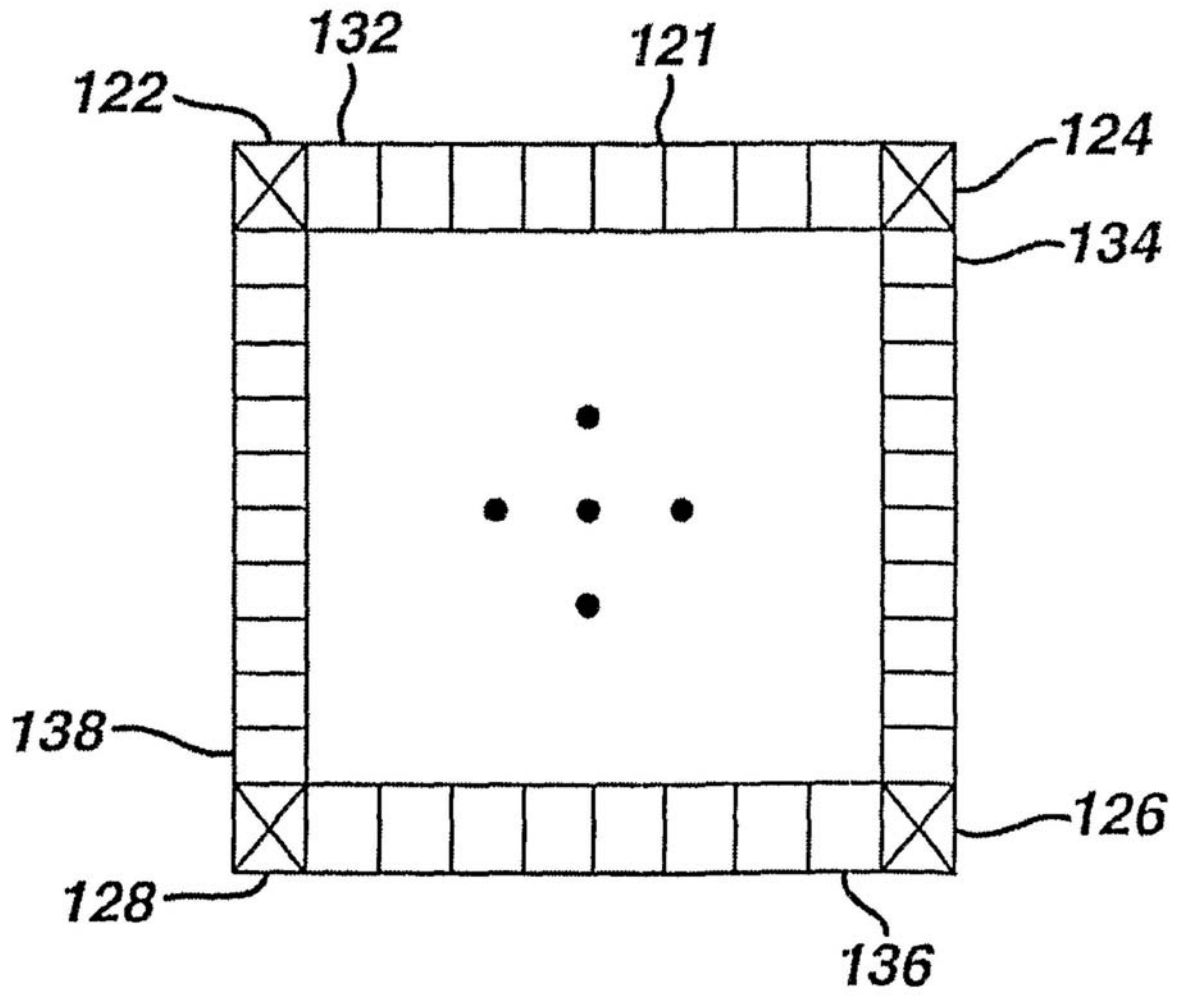
【図12】



【図13】



【図14】



フロントページの続き

(72)発明者 コオレイ, クリフォード, アール.
オランダ国 5 6 5 6 アー アー アインドーフェン プロフホルストラーン 6

審査官 川上 則明

(56)参考文献 特開2000-060851(JP, A)
特開平08-266540(JP, A)
特開平06-254092(JP, A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 8/06

A61B 8/08

专利名称(译)	用于合并组织和流动的合成聚焦超声诊断成像系统		
公开(公告)号	JP4307374B2	公开(公告)日	2009-08-05
申请号	JP2004502028	申请日	2003-04-22
[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	ロビンソンブレントエス コオレイクリフォードアール		
发明人	ロビンソン,ブレント,エス. コオレイ,クリフォード,アール.		
IPC分类号	A61B8/06 A61B8/08 G01S7/52 G01S15/89		
CPC分类号	G01S15/8927 G01S7/52028 G01S15/8918 G01S15/8925 G01S15/8977 G01S15/8979		
FI分类号	A61B8/06 A61B8/08		
审查员(译)	川上 則明		
优先权	10/136880 2002-04-30 US		
其他公开文献	JP2005523792A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

描述了一种以混合方式操作的合成聚焦超声系统。系统操作在合成焦点获取和传统聚焦光束获取之间交替。这使得例如谐波图像的获取和显示成为可能。可以通过组合来自不同子孔径的信号来减少合成聚焦超声图像中的斑点伪影，所述子孔径从不同的观察方向观察图像场。在所描述的实施例中，为阵列换能器的不同子孔径产生多组运动图，然后复合以减少散斑。合成聚焦超声图像内的一个或多个识别的感兴趣区域可以与图像的其他区域不同地处理，以突出或更好地限定感兴趣区域内的特定运动特征，例如湍流或不同的流动或运动速度。

【图1】

