

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第4237256号  
(P4237256)

(45) 発行日 平成21年3月11日(2009.3.11)

(24) 登録日 平成20年12月26日(2008.12.26)

(51) Int.Cl.

A 6 1 B 8/00 (2006.01)

F 1

A 6 1 B 8/00

請求項の数 21 (全 37 頁)

(21) 出願番号	特願平9-531185	(73) 特許権者	シーメンス メディカル ソリューションズ ユーエスエイ インコーポレイテッド
(86) (22) 出願日	平成9年2月27日(1997.2.27)		アメリカ合衆国 ペンシルバニア州 19
(65) 公表番号	特表2001-521404 (P2001-521404A)		355-1406 マルバーン ヴァレー
(43) 公表日	平成13年11月6日(2001.11.6)		ストリーム パークウェイ 51
(86) 国際出願番号	PCT/US1997/003241	(74) 代理人	弁理士 中村 稔
(87) 国際公開番号	W01997/032277	(74) 代理人	弁理士 大塚 文昭
(87) 国際公開日	平成9年9月4日(1997.9.4)	(74) 代理人	弁理士 穴戸 嘉一
審査請求日	平成16年2月18日(2004.2.18)	(74) 代理人	弁理士 竹内 英人
(31) 優先権主張番号	60/012,578		
(32) 優先日	平成8年2月29日(1996.2.29)		
(33) 優先権主張国	米国 (US)		
(31) 優先権主張番号	08/621,561		
(32) 優先日	平成8年3月25日(1996.3.25)		
(33) 優先権主張国	米国 (US)		

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 超音波トランスジューサ

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

超音波トランスジューサにおいて、  
支持エレメントと、

支持エレメントと共に動くように結合され、そして、方位軸に沿って配列された複数の第1のトランスジューサエレメントを有する第1のトランスジューサフェイズドアレイであって、この第1のトランスジューサフェイズドアレイは方位軸に沿って間隔を保つ第1及び第2の端部、及び、第1の中央画像平面を有する、前記第1のトランスジューサフェイズドアレイと、

支持エレメントと共に動くように結合され、そして、複数の第2のトランスジューサエレメントを有する第2のトランスジューサフェイズドアレイであって、この第2のトランスジューサフェイズドアレイは第1のトランスジューサフェイズドアレイの第1の端部の近くに配置され、そして、第2の中央画像平面を有する、前記第2のトランスジューサフェイズドアレイと、

支持エレメントと共に動くように結合され、そして、複数の第3のトランスジューサエレメントを有する第3のトランスジューサフェイズドアレイであって、この第3のトランスジューサフェイズドアレイは第1のトランスジューサフェイズドアレイの第2の端部の近くに配置され、そして、第3の中央画像平面を有する、前記第3のトランスジューサフェイズドアレイと、

前記第1と前記第2と前記第3のトランスジューサフェイズドアレイに結合された送信ビ

10

20

ーム形成器と受信ビーム形成器と、を具備し、  
前記第 1 と第 2 の中央画像平面は非平行であり、前記第 1 と第 3 の中央画像平面は非平行であることを特徴とする超音波トランスジューサ。

【請求項 2】

第 1 と第 2 の中央画像平面が実質的に直交し、第 1 と第 3 の中央画像平面が実質的に直交することを特徴とする請求項 1 記載の超音波トランスジューサ。

【請求項 3】

第 2 と第 3 のトランスジューサフェイズドアレイが、それぞれの軸に沿った長さにおいて、第 1 のトランスジューサフェイズドアレイの場合よりも実質的に短いことを特徴とする請求項 1 記載の超音波トランスジューサ。

10

【請求項 4】

第 2 と第 3 のトランスジューサフェイズドアレイがそれぞれ、第 1 のトランスジューサフェイズドアレイの場合よりも実質的に少ない個数のそれぞれのトランスジューサエレメントを有することを特徴とする請求項 1 記載の超音波トランスジューサ。

【請求項 5】

第 1 と第 2 と第 3 のトランスジューサエレメントが、それぞれのピッチを以て間隔を保ち、第 2 のトランスジューサエレメントのピッチが第 1 のトランスジューサエレメントのピッチの第 1 の整数倍であることを特徴とする請求項 1 記載の超音波トランスジューサ。

【請求項 6】

第 3 のトランスジューサエレメントのピッチが第 1 のトランスジューサエレメントのピッチの第 2 の整数倍であることを特徴とする請求項 5 記載の超音波トランスジューサ。

20

【請求項 7】

第 1 の整数倍数が第 2 の整数倍数に等しいことを特徴とする請求項 8 記載の超音波トランスジューサ。

【請求項 8】

送信ビーム形成器が複数のビームが同時に送信される多重同時送信ビームを形成することを特徴とする請求項 1 記載の超音波トランスジューサ。

【請求項 9】

受信ビーム形成器が各送信ビームに関して個別の受信ビームを提供する多重同時受信ビームを形成することを特徴とする請求項 1 記載の超音波トランスジューサ。

30

【請求項 10】

送信ビーム形成器が第 1 と第 2 のトランスジューサフェイズドアレイを異なる超音波周波数において作動させることを特徴とする請求項 1 記載の超音波トランスジューサ。

【請求項 11】

送信ビーム形成器が第 1 と第 2 と第 3 のトランスジューサフェイズドアレイを共通超音波周波数において作動させることを特徴とする請求項 1 記載の超音波トランスジューサ。

【請求項 12】

送信ビーム形成器が、第 1 のトランスジューサフェイズドアレイの場合よりも少ない本数の走査線を以て第 2 と第 3 のトランスジューサフェイズドアレイを作動させることを特徴とする請求項 1 記載の超音波トランスジューサ。

40

【請求項 13】

送信および受信ビーム形成器が第 1 と第 2 と第 3 のトランスジューサフェイズドアレイからディスプレイ用の同時発生画像を獲得することを特徴とする請求項 1 記載の超音波トランスジューサ。

【請求項 14】

第 1 のトランスジューサフェイズドアレイからの隣接フレームの間において第 2 と第 3 のトランスジューサフェイズドアレイの少なくとも 1 つから複数のフレームを獲得するために送信ビーム形成器が第 2 と第 3 のトランスジューサフェイズドアレイを作動させることを特徴とする請求項 1 記載の超音波トランスジューサ。

【請求項 15】

50

第２のトランスジューサフェイズドアレイからの隣接フレームの間において第１のトランスジューサフェイズドアレイから複数のフレームを獲得するために送信ビーム形成器が第１のトランスジューサフェイズドアレイを作動させることを特徴とする請求項１記載の超音波トランスジューサ。

【請求項１６】

第１と第２と第３のトランスジューサフェイズドアレイからの同時発生画像をディスプレイするようにビーム形成器へ結合されたディスプレイシステムを更に有することを特徴とする請求項１３記載の超音波トランスジューサ。

【請求項１７】

変位と位置決めの中の少なくとも１つに関する絶対センサを更に有し、前記の絶対センサが支持エレメントと共に動くように結合されることを特徴とする請求項１記載の超音波トランスジューサ。

10

【請求項１８】

絶対的センサが磁気センサを有することを特徴とする請求項１７記載の超音波トランスジューサ。

【請求項１９】

第１と第２と第３のトランスジューサフェイズドアレイのなかの少なくとも２つがクロスアレイを形成することを特徴とする請求項１記載の超音波トランスジューサ。

【請求項２０】

第２と第３のトランスジューサフェイズドアレイが第１のトランスジューサフェイズドアレイに対してその横側にこれと横方向に間隔を保って配置されることを特徴とする請求項１記載の超音波トランスジューサ。

20

【請求項２１】

支持エレメントと共に動くように結合され、そして、第１のトランスジューサフェイズドアレイのそれぞれの端部に近接して配置された第４と第５のトランスジューサフェイズドアレイを更に有し、前記の第４と第５のトランスジューサフェイズドアレイが第１の画像平面に対して非平行に位置決めされたそれぞれ第４と第５の画像平面を有することを特徴とする請求項１記載の超音波トランスジューサ。

【発明の詳細な説明】

関連出願とのクロス・リファレンス

30

本出願は、結果的に１９９６年２月２９日付で提出されて本発明の譲受人に譲渡済みの暫定米国特許出願第６０／０１２，５７８号の一部継続出願である１９９６年３月２５日付提出の同時係属米国特許出願第０８／８２１，５８１号の一部継続出願である。

発明の背景

本発明は、後続する三次元または拡張された視界の復元を可能にするために二次元画像情報および画像情報に関する相対位置的情報を獲得するための改良されたシステム、方法、及び、トランスジューサに関する。

三次元超音波画像に対する関心は高まりつつある。一方法は、三次元画像情報を直接獲得するために二次元トランスジューサアレイを使用することである。二次元アレイはあらゆる所要の決定位置において電子的に走査し、それによって、所要の情報を獲得するために使用できる。この方法は、製作上の困難性、信号対ノイズの困難性、及び、処理上の困難性に関連するかなりの問題を伴う。

40

他の法は、画像データフレームの間の相対位置情報と共に一次元トランスジューサアレイを用いて、所要の三次元復元を形成するために、これらのフレームが後で三次元ボリュームに組立て可能であるように、多重二次元画像データフレームを収集することである。一方法は、トランスジューサアレイの動きを精密に制御することによって、画像データフレームの所要の集合を収集するために電動化したアレイを使用することである。一例は、米国特許出願第０８／２６７，３１８号（Hossack等、本発明の譲受人に譲渡済み）に示されているトランスジューサである。（更に、Pinni米国特許No. 5, 159, 931も参照すること）。関連した方法は、McCann等により「心臓学のための多次

50

元超音波結像」(IEEE会報、76、9、頁1083-1072、1988年9月)に記載されているように、大型回転式トランスジューサを使用することである。他の方法は、超音波画像の解析に基づく手動による運動検出技法を用いることである。Sapoznikov等による「三次元復元心臓記録に基づいた左心室の形状、壁肉の厚さ、及び、機能」(「心臓学におけるコンピュータ」IEEEコンピュータ協会新聞、Cat CH 2476-0、頁495-498、1987年)、及び、Taruma等による「直交区分に基づいた超音波心臓検査図の三次元復元」(「パターン認識」、18、2、頁115-124、1965年)を参照されたい。手動による技法は遅く、面倒なので、多くの欠点を持つ。

Schwartz米国特許5,474,073は、ハンドヘルド(手で握って操作する)トランスジューサアレイ及び仮想走査運動を用いた定性的三次元方法について記述する。定性的方法は欠点を持つので、本発明は定量的方法を指向する。

Keller米国特許5,353,354は、加速度計、または、トランスジューサの決定位置(オリエンテーション)、従って、それぞれの画像平面間の相対運動を測定するように設計された磁気センサを備えたトランスジューサアレイについて開示する。一旦、画像平面の位置的情報が提供されると、画像平面情報を三次元ボリュームに組み立て、そして、例えば、断面、表面レンダリング、セグメンテーション等のような適切なディスプレイを提供するための標準的な方法が用いられる。Kellerの方法の1つの欠点は、患者又は他の目標に対してではなく、患者にとって外部の固定した表面に対してトランスジューサアレイの位置を評価することに依存することである。患者が動けば、全ての目標領域の絶対位置が動かされ、三次元復元の精度は低下するか、或いは、全く無視される。磁気センサシステムは、例えば、金属物体および例えば陰極線管のような電子機器によって生成される電磁場からの局部的磁気妨害に対する潜在的な脆弱性のような更に追加的な欠点を持つ。加速度計システムは、加速度情報を変位情報に変換するための2段に互る積分に依存するので、嵩張ることが多く、そして、累積的誤差の影響を受け易い。

本発明は、広い範囲に亘って上記の問題を克服する新規なシステム及びトランスジューサに向けられる。

#### 発明の要約

本発明の第1の態様に基づいて目標から獲得された画像情報を見当合わせするための方法が提供される。本方法において、

(a)少なくとも1つの超音波トランスジューサアレイを用いて画像情報の複数の集合を獲得する過程を有し、前記の少なくとも1つのアレイは画像情報の少なくとも幾つかの間で動かされ、前記複数の集合は複数の画像データ集合及び複数の追跡集合を有し、

(b)過程(a)において獲得された追跡集合の少なくとも1つの部分の比較に基づく運動の成分を自動的に決定する過程と、

(c)過程(a)において獲得された画像データ集合の選定された幾つかを見当合わせするために、過程(b)において決定された運動成分を自動的に使用する過程とを有する。

本発明の1つの態様に基づき、画像データセット集合が、異なるトランスジューサアレイを用いて獲得される。本発明の別の態様に基づき、拡張された視界を作るために運動推定が用いられ、この場合、追跡集合用として個別のアレイを必要としない。

本発明は、更に、以下に説明する方法における使用に適した改良済みトランスジューサにも向けられる。本発明のトランスジューサは、支持エレメント、及び、前記支持エレメントと共に移動するように結合された第1の、第2の、そして、第3のトランスジューサアレイを有する。第1のトランスジューサアレイは、方位軸に沿って配列され、そして、前記方位軸に沿って間隔配置された第1と第2の端部、及び、第1の中央画像平面を備えた第1のトランスジューサエレメントを有する。第2のトランスジューサアレイは、第1のトランスジューサアレイの第1の端部の近くに配置された第2のトランスジューサエレメント、及び、第2の中央画像平面を有する。第3のトランスジューサアレイは、第1のトランスジューサアレイの第2の端部の近くに配置された第3のトランスジューサエレメント、及び、第3の中央画像平面を有する。第1と第2の中央画像平面は、第1と第3の中央

10

20

30

40

50

画像平面の場合と同様に平行でない。

超音波トランスジューサ用のこの配置は、追跡情報と画像情報の両方が同時に収集されることを可能にする。追跡情報は、前記トランスジューサ、及び／又は、それぞれの画像データフレームの間の目標の運動の推定を決定するために用いられる。次に、この情報は、所要の三次元表現を形成するために、それぞれの画像データフレームを三次元に適するように見当合わせする際に使用することが出来る。

好ましい実施例に関連して、本発明の更なる態様および利点について以下に検討することとする。

#### 【図面の簡単な説明】

図 1 は、本発明の現時点における好ましい実施例が組み込まれた超音波映像システムの構成図である。 10

図 2 は、図 1 のトランスジューサの概略透視図である。

図 3 は、図 2 のトランスジューサの概略側面図である。

図 4 は、図 2 のトランスジューサの概略平面図である。

図 5 は、図 1 のシステムの一部の概略図である。

図 6 は、図 2 のトランスジューサが方位軸のまわりに回転させられる場合における画像領域の運動を示す概略透視図である。

図 7、8、9、及び、10 は、トランスジューサの 4 つの回転位置において、図 6 のトランスジューサを用いて獲得された画像を示す概略図である。

図 11 は、図 2 のトランスジューサの動作を示す概略透視図である。 20

図 12 は、図 1 のシステムによって生成された追跡画像領域の概略平面図である。

図 13 は、図 1 のシステムにおける運動の推定値の平均化を示す概略図である。

図 14 は、図 1 のシステムにおいて、画像化された器官の全体運動がどのようにして認識され、そして、無視されるかを示す概略図である。

図 15 は、図 2 のトランスジューサが方位軸のまわりに回転させられる場合において、音波ラインの間における目標の運動を示す概略図である。

図 16 は、図 15 の未加工音波ラインデータの別の見取り図である。

図 17、18、及び、19 は、三次元表現を形成するために、三次元において多重画像データフレームが相互に見当合わせされる方法を示す 3 つの概略透視図である。

図 20 は、図 1 のシステムによって生成されたディスプレイの見取り図である。 30

図 21 は、図 1 のトランスジューサの改造された機種の概略図である。

図 22 は、代替超音波映像システムの概略図である。

図 23 から 26 までは、本発明の選定された実施例における使用に適したクロスアレイを用いたトランスジューサの平面図である。

図 27、及び、27a から 27e までは、本発明の選定された実施例における使用に適する代替トランスジューサの平面図である。

図 28 及び 29 は、本発明の選定された実施例における使用に適する別のトランスジューサの平面図である。

図 30 は、本発明の好ましい実施例が組み込まれた超音波映像システムの構成図である。

図 31 及び 32 は、図 30 の映像システムによって実施される定例過程の流れ図である。 40

図 33 は、代替実施例の動作を示す概略図である。

図 34 から 37 までは、本発明の代替形式に含まれるファジー理論システムの動作を示すグラフである。

図 38 は、拡張された視界を形成するために 2 つのフレームを重み付けする方法を示すダイアグラムである。

図 39 及び 40 は、1 つの単一ブロック運動推定システムに関する概略図である。

現時点における好ましい実施例の詳細な説明

図面を参照することとし、図 1 は本発明の現時点における好ましい実施例を含む超音波映像システム 10 の構成図である。以下の説明においては、先ず、システムの概観について 50

述べ、次に、当該システムの選定された構成要素について詳細に説明する。

#### システムの概観

本システム 10 は、ビーム形成器システム / 信号検出器 12 を有する。このビーム形成器システム / 信号検出器 12 は、送信および受信両ビーム形成器を含み、マルチプレクサ / デマルチプレクサ 14 を介して超音波トランスジューサ 18 に接続されている。従来型の装置を含めて任意のあらゆる適当な装置は、エレメント 12、14 として使用するために容易に改作可能である。

超音波トランスジューサ 16 については、図 2 A に関連して以下に更に詳細に説明することとする。ここに、トランスジューサ 16 は、3 つの個別トランスジューサアレイ 18、20、22 を含むことが好ましいことに注意することが重要である。アレイ 18 は、目標のディスプレイ表現を作成するために使用される画像データ収集のために用いられる。本実施例におけるアレイ 20、22 は、追跡アレイとして作動するように画像データアレイ 18 に直角な方向に配置された小さい方のアレイである。本実施例における追跡アレイ 20、22 は、画像データフレームを復元用として適切に見当合わせすることを可能にするように、画像データアレイから画像データフレーム間の動きを推定するために用いられる。

ビーム形成器システム / 信号検出器 12 は、アレイ 18、20、22 に励起信号パルスを送り、合計された復帰エコーを信号検出器に供給する。信号検出器の出力はスキャンコンバータ 24 に供給される。ビーム形成器システム / 信号検出器 12 は、アレイ 18、20、22 に供給された励起信号のタイミングを適切に調整し、そして、受信済み信号を合計に先立って適切にタイミング調整及び位相調整することによってフェイズドアレイとして取扱う従来の方法によりアレイ 18、20、22 を操作する。スキャンコンバータ 24 は、以下に説明するように、好ましくは、3 つのアレイ 18、20、22 によって生成される 3 つの画像を追加情報と共にディスプレイするように出力ディスプレイ 26 を制御する。

更に、スキャンコンバータ 24 からの走査変換された画像情報はデータ記憶システム 28 に記憶される。本実施例において、データ記憶システム 28 は 3 つの個別記憶アレイを含み、各記憶アレイは、アレイ 18、20、22 のうちのそれぞれの 1 つからの画像フレーム用データを記憶する。従って、画像データトランスジューサアレイ 18 からの画像情報は、画像データのフレームとして記憶アレイ 30 に記憶され、そして、追跡トランスジューサアレイ 20、22 からの画像情報は、それぞれ記憶アレイ 32、34 に、画像データのそれぞれのフレームとして記憶される。記憶アレイ 30、32、34 におけるデータのフレームは全て時間マーク付けされ、その結果、これらのフレームは相互に適切に組み合わせられる。この時間マーク付けは、例えば、リアルタイム時計情報、或いは、フレーム番号情報の形をとることができる。

記憶アレイ 30 における画像データのフレームはコンピュータ 36 に供給される。これらのフレームは目標のディスプレイ表現を形成するために用いられる。記憶アレイ 32 及び 34 に記憶された追跡画像フレームは、目標のディスプレイ復元を作成するために見当合わせされないが、その代りに、画像データ記憶アレイ 30 からの画像データの個別フレームの相対位置を決定するために用いられる。

画像データの連続するフレーム間の目標の動きを推定するために、追跡アレイデータ記憶アレイ 32、34 からの画像情報が運動推定器 38 に供給される。運動推定器 38 は、それぞれのフレーム間のトランスジューサ 16 の運動成分を推定するために、追跡トランスジューサアレイ 20 と追跡トランスジューサアレイ 22 からの一連の画像を比較する。運動成分の前記推定値はロジック 40 において平滑化され、次に、画像データ記憶アレイ 30 に記憶されている画像データの選定されたフレーム間運動の最良推定値を定義するベクトル値を算定する計算器 42 に供給される。次に、このベクトルは別の入力としてコンピュータ 36 へ供給される。

システム 10 において、エレメント 28 から 42 までは、リアルタイムで作動するように設計可能であり、そして、図 20 に関連して検討するように、運動ベクトルは出力ディス

10

20

30

40

50

プレイ 26 上にディスプレイすることが出来る。一旦、データ的全集合が獲得された場合には、画像データフレーム及びフレーム間変換ベクトルは、超音波映像システムと組合わ

されるか又は前記システムの外部に設置された専用コンピュータ 36 に伝達される。コンピュータ 36 は、計算器 42 によって供給されたベクトルを適切に使用することにより、画像データ記憶アレイ 30 から選定された画像データのフレームを相互に見当合わせする。更に、あらゆる必要な補間が実施され、そして、画像データのそれぞれのフレームは三次元データ記憶装置 44 に相互に適切な決定位置に記憶される。コンピュータ 36 は、ディスプレイモードにおいて作動中である場合には、ディスプレイ 46 上に所要画像を供給するために、三次元データ記憶装置 44 から適切な情報を選択できる。例えば、画像データの平面に対応しない多種多様な平面を含む種々の平面における断面を求めることができる。更に、表面レンダリング及びセグメンテーションディスプレイも、必要に応じて生成することができる。

10

1つの作動モードにおいて、オペレータの直接手動制御の下に、画像データアレイ 18 の表面上の方位軸に沿った1つの単一軸のまわりに左右に平滑にスイープすることによってトランスジューサ 16 を回転させることが可能である。スイープの不完全性に対処する方法については次に説明する。三次元復元に際して、復元の品質は、位置的誤差の結果として極めて微妙に低下する。不完全な運動検出の結果としては「ぼやけ」でなく「歪み」を生じる。

#### 超音波トランスジューサ 16

図 2 - 4 は、超音波トランスジューサ 16 に関する 3つの図を示す。図 4 に示すように、3つのアレイ 18、20、22 は、全てが共通支持エレメント 53 に取り付けられた、それぞれ対応するトランスジューサエレメント 48、50、52 集合を有する。トランスジューサエレメント 48 は方位軸 A に沿って配列され、画像データトランスジューサアレイ 18 は第 1 及び第 2 の端部 54、56 を規定する。追跡アレイ 20、22 は、方位軸 A を中心とする端部 54、56 のうちのそれぞれの 1つの近くに配置される。トランスジューサエレメント 50、52 は、それぞれの追跡軸 T1、T2 に沿って配列され、そして、好ましい本実施例における追跡軸 T1、T2 は方位軸 A に実質的に垂直である。追跡アレイ 20、22 は、それぞれ、画像データアレイ 18 よりも短く、そして、装備するトランスジューサエレメント 50、52 の個数も少ない。トランスジューサエレメント 48 は、それぞれ、トランスジューサエレメント 50、52 のピッチの 1/N 倍の間隔を持つことが出来る。図 3 に示すように、追跡アレイ 20、22 は、画像データアレイ 18 に向かって内側を指すように位置決めすることが出来る。その代わりに、追跡アレイ 20、22 は、トランスジューサ 16 に対して好ましい縦断面を供給するために、アレイ 18 と同一平面に所在することが出来る。

20

30

画像データアレイ 18 は、例えば、円筒形の仰角集束レンズを備えた平らな線形アレイのような従来形であっても差し支えない。その代わりに、本アレイは全体的に平らであってもよいが、トランスジューサエレメントは仰角方向に焦点を結ぶように曲がっていても差し支えない。この場合、集束レンズは一切不要であるので、例えばポリウレタンのような非屈折性フィラーを使用することができる。レンズを使用すると否とに拘わらず、画像データアレイは、更に大きい視界を得るために、方位方向において曲がっていても差し支えない。追跡アレイ 20、22 は、通常、仰角方向において所要の焦点を結ぶためのレンズを有する。種々のレンズ又はアレイにおいて、平面が異なれば曲率も異なるので、好ましい平滑な形を得るために、トランスジューサ 16 上に非屈折性フィラーセクションが形成されても差し支えない。その代わりに、追跡アレイ 20、22 は、所要の形状の非屈折性ウィンドウが最上面に形成されるように曲げられても差し支えない。画像データアレイ 18 とアレイ 20、22 は、両方共、フェイズドセクタ、Vector R、直線、または、曲線であっても差し支えない。B モード、カラードップラー、カラードップラーエネルギー及びこれらと類似の事象を含む全ての結像モードがサポートされる。2 個のトランスジューサを用いる実施例においては、例えば Acuson 製双平面 V510 B トランスジューサのような従来型 TEE トランスジューサを使用することが出来る。

40

50

図 2 に示すような画像平面を得るためには、図 3 及び 4 に示すトランスジューサの幾何図形的配置を使用できる。この実施例における画像データアレイ 18 の画像平面 58 は方位軸 A を通る。画像データアレイ 18 によって収集された画像データは、画像平面 58 内の走査線 64 に沿って配置される。トランスジューサアレイ 20、22 それぞれの画像平面 60、62 は、画像平面 58 を横断するように位置付けられる。画像平面 58、60、62 は、それぞれのアレイの中央画像平面であり、従って、1D アレイに関しては唯一の画像平面であり、1.5D アレイに関しては中央平面（即ち、仰角方向に方向付けられない平面）である。

簡素化のために、追跡アレイ 20、22 は、画像データアレイ 18 が使用するピッチと同じトランスジューサエレメントピッチであっても差し支えない。この方法は、3 つ全てのアレイ 18、20、22 に対して同一ビーム形成器遅延を用いることを可能にする。ただし、多くの用途において、追跡アレイ 20、22 は、比較的少数の音波ラインを形成するために用いられる。運動検出が画像平面 60、62 の中心線の周辺に集中する場合には、特にこの傾向が強い。追跡アレイ 20、22 のために、ただ 1 つの狭い視界が必要である場合には、追跡アレイピッチは、例えば画像データアレイ 18 の 2 倍のピッチのように、更に粗くなる。

追跡アレイピッチを画像データアレイピッチの整数倍にすることにより、同一ビーム形成遅延を使用できるが、ただし、図 5 に示すように、適当なチャネルの接続を遮断することが必要である。図 5 において、追跡アレイ 20 のエレメント間ピッチは、画像データアレイ 18 のピッチの 2 倍であり、追跡アレイ 20 の連続したトランスジューサエレメント 50 は、画像データアレイ 18 のトランスジューサエレメント 48 に対する偶数または奇数信号ラインのみに接続される。極言すれば、各追跡アレイ 20、22 は僅か 2 個のトランスジューサエレメントによって構成可能であるが、当然ながら、達成可能な最高解像度が制限される。

ビーム形成器 / 信号検出器 12 とトランスジューサ 16 用ハウジングとの間には共通信号導体を使用することができる。前記ハウジングにおいては、例えば、Super tex 社（Sunnyvale、カリフォルニア）から入手可能であり、ファミリー称呼 HV2xx を有するこの種の装置のような高圧アナログスイッチ又はマルチプレクサにより、信号導体とトランスジューサエレメント 48、50、52 との間で個々の信号が経路指定される。

図 6 から 11 までは、画像データアレイ 18 によって生成された画像の間の動きを推定するために、追跡アレイ 20、22 によって生成された画像を用いる方法を示す概略図である。図 6 は、トランスジューサ 16 の 3 つの個別位置の透視図を示す。トランスジューサ 16 のこれら 3 つの個別位置は、方位軸のまわりにトランスジューサ 16 を回転させることによって求められる。画像データアレイ 18 が方位軸 A のまわりを回転するにつれて、画像平面 58 A、58 B、58 C は扇風機と同様の態様において回転する。従って、図 6 の各画像平面 58 A、58 B、58 C は、三次元空間のそれぞれの個別平面に配置される。

これとは対照的に、各追跡アレイ 20、22 に関する画像平面 60 A、60 B、60 C と 62 A、62 B、62 C は、トランスジューサ 16 が方位軸 A のまわりで回転するにつれて、共通平面状態を維持する。トランスジューサ 16 が回転するにつれて、画像平面 60 A、60 B、60 C と 62 A、62 B、62 C 内における実際の結像領域は、方位軸 A の回りに回転する。多くの用途において、画像平面 58 A、58 B、58 C 内の結像領域は、画像平面 60 A、60 B、60 C 内の結像領域又は画像平面 62 A、62 B、62 C 内の結像領域に対して重複または交差しない。この配列は、以下に検討するように、混線及び他の妨害問題を軽減することができる。

図 7 から 10 までは 4 組の画像を示す。各組は、画像データアレイ 18 からの画像 66 A、B、C、D および追跡アレイ 20、22 の 1 つからの対応する画像 68 A、B、C、D を含む。この場合、目標は球体であり、そして、画像 66、68 は、球体が両方の画像 66、68 内に現れるように交差する。画像 66 A、B、C、及び、D に示すように、トラ

10

20

30

40

50



ンスジューサ 16 が方位軸のまわりに回転するにつれて、前記球体の種々の断面がディスプレイされる。画像 66A 及び 66D に示す断面は、球体の縁の近くで切り取った比較的直径の小さい円盤を示し、画像 66B 及び 66C は、球体の中心の近くで切り取った比較的直径の大きい円盤を示す。従って、画像 66A、B、C、及び D に示す円盤は、当該画像の移動平面にしたがって直径が異なる（図 6 参照）。対照的に、全ての画像 68A、B、C、及び D は、同寸法の円盤を示す。図 6 に関連して既に検討したように画像 68A、B、C、及び D の平面は同じ状態を維持するので、これらの画像内にディスプレイされる円盤は、寸法が一定の状態を維持するが、画像平面を横断して移動する。円盤が或る画像からその次の画像へ移動するにつれて、その円盤の位置は、画像 68A、B、C、D の画像平面内におけるトランスジューサ 16 の運動成分の測定値を提供する。

10

トランスジューサアレイ 20、22 の画像平面が画像データアレイ 18 の表面に垂直でない場合には（例えば、図 3 に示すように、追跡アレイ 20、22 が内側に向けられるので）、画像の範囲と画像データアレイ 18 に垂直な物理的な深さとの間の差を考慮するためにコサイン（補正係数を使用することが好ましい）。

トランスジューサ 16 の重要な利点はそれぞれ画像データアレイ 18 の隣接端部 54、56 の近くに配置された 2 つの追跡アレイ 20、22 を有することである。この配列は、合成回転の評価を可能にする。図 11 において、トランスジューサ 16 は、図に示すように方位づけられた回転軸 RA のまわりに回転させられる。図 11 において、実線の円は、第 1 の時点における目標の画像を表わし、点線の円は、回転軸 RA のまわりに回転した後の、次の時点における目標の画像を表す。この状況においては、画像が画像平面 60、62 内において反対方向に動くことに注意されたい。2 つの追跡アレイ 20、22 から別々に決定された運動成分を比較することにより、トランスジューサ 16 に対する目標の実際的な回転を決定することができる。必要に応じて、トランスジューサ 18 には、例えば図 21 に示すような磁気センサ 19 または加速度計のような位置、配向（オリエンテーション）或いは両者を含ませることが出来る。センサ 19 は、次に詳細に説明する運動の検出方法を補足または支援するために使用しても差し支えなく、また、K e l l e r 米国特許 5,353,354 に開示されたタイプであっても差し支えない。

20

#### ビーム形成器システム / 信号検出器 12

トランスジューサと 16 が実質的に方位軸 A のまわりに回転させられるにつれて、画像データアレイ 18 及び追跡アレイ 20、22 は順次操作される。アレイ 18、20、22 が個別にアドレス可能である場合、エレメント 12 内の送信ビーム形成器は、それぞれのトランスジューサエレメント 48、50、52 に、適切に時間調整および位相調整された励起信号を送る。一実施例において、画像データアレイ 18 からのデータの 1 つのフレームが収集され、次に、追跡アレイ 20、22 からのデータのフレームが収集される。その代わりに、送信ビーム形成器は、画像データアレイ 18 と追跡アレイ 20、22 との間、個々の走査線間、或いは、走査線のグループの間において交互作用しても差し支えない。アレイ 18、20、22 の画像平面が非交差的である場合、特に画像データアレイ 18 が追跡アレイと異なる周波数によって励起される場合には、交差アレイ干渉の危険性は小さい。従って、パルス繰返し率（一般に、継続する走査線間の人体において超音波信号を減衰させるために必要な時間によって制限される）を増大しても差し支えない。

30

40

幾つかの用途においては、アレイ 18、20、22 は、送信ビーム形成器へ共同接続しても差し支えない。一般に、画像データアレイ 18 に関する結像必要条件是、追跡アレイ 20、22 の場合とは実質的に異なる。画像データの品質は高水準に維持されなければならないが、追跡データは、信頼できる追跡を可能にする程度の品質であれば十分である。アレイ 18 とアレイ 20、22 との間の或る程度のケーブル導体を共用することによりコストを節減することが可能である。一般に、画像データアレイ 18 の端部近辺のエレメントは中心エレメントよりも重要度が小さいので、最も共用に適する。

アレイ 18、20、22 間の干渉を軽減するためには、画像データアレイ 18 のエレメント 48 から追跡アレイ 20、22 のエレメント 50、52 までの経路を公知の疑似ランダム状態にジャンプすることが好ましい。一方の組のアレイ（画像データアレイ 18 また

50

は追跡アレイ 20、22 のどちらか) が、あらゆる所定の走査線においてコヒーレントに操作されようビーム形成器遅延をソートするために、エレメント 12 はジャンプリング方式を用いる。ケーブルジャンプリングによって、もう一方の組のアレイは非干渉的に操作される。最適ジャンプリング方式は、定例的な実験によって決定しても差し支えない。混線は、周波数コード化および電圧水準技法によって更に軽減可能である。追跡アレイ 20、22 は、例えば 2、3 センチメートル程度に減少された画像深度を以て、従って、例えば 10 MHz 程度の高周波により作動可能である。画像データアレイ 18 は、比較的レンジが長く、例えば 5 MHz 程度の比較的低い周波数において作動することにより、混線を軽減することが出来る。トランスジューサエレメント 48、50、52 は、適切な周波数を選定するような厚さに形成することが出来る。更に、検出のために望ましい周波数帯

10

を選定するために、エレメント 12 にバンドパスフィルタを使用することも出来る。電圧レベルは、2 組のアレイ 18、20、22 の間で同じでなくても差し支えない。例えば、追跡アレイ 20、22 が選定されている場合、特に、追跡アレイ 20、22 が効率的に作動するために高い方の電圧が必要な場合には高い方の電圧を使用することが出来る。この場合、画像データアレイ 18 が選定され、電圧レベルが引き下げられると、追跡アレイ 20、22 は比較的小さい信号を放出する。

図 22 は、システム 10 と同じ多数の構成要素を使用する代替システム 10' を示す。システム 10' は、アレイ 18、20、22 が、ビーム形成器 / 信号検出器 12'、12'' により、異なる周波数において同時に操作されるという点が異なる。各々の場合において、問題のバンドパスを分離するために、それぞれのバンドパスフィルタ 13'、13'' が

20

装備される。既に述べたように、追跡アレイ 20、22 は 10 MHz において作動可能であり、画像データアレイ 18 は 5 MHz で作動可能である。既に検討済みのジャンプされたケーブル経路を、妨害を軽減するために使用しても差し支えない。バンドパスフィルタ 13'、13'' は、ビーム形成された信号用に使用できるが、実際には図 22 に示す構成が好ましい。トランスジューサ 16 が、方位軸 A のまわりに回転することによってスイープされる場合、画像データアレイ 18 用の好ましいフォーマットはセクタフォーマットである。セクタフォーマットにおいて得られた音波ラインデータは、走査変換なしの相関過程において都合よく使用できる。その理由は、例えば、線間角度増分 (インクリメント)、法線に関する線角度 (図 15 参照)、及び、サンプル間レンジ増分 (インクリメント) に関して既知

30

#### 運動推定器 38

運動の検出は、例えば、画像平面 60、62 における特定の認識可能な特徴のディスプレイデータ上に線を描き、次に、後続する次のフレームにこの動作を繰り返して実施することにより手動で実施可能である。本システムは、フレーム間の動きを表すベクトルを生成するために、連続するフレームに関する線位置の追跡を保持することが出来る。

更に良好な方法は、追跡アレイ 20、22 によって得られる画像データに関する相互相関または類似の方法を用いるフレーム間運動のコンピュータ解析を使用することである。この種の技法 (ここでは全体的に相関技法と称する) は、過去において、血液流の追跡用として用いられた。これらの方法は、認識可能な特徴がディスプレイ領域に所在することを必要とせず、超音波小斑点データのみを用いて十分に機能可能である。小さい斑点 (スペックル) は、超音波画像における自然発生現象であり、組織内の小さい散乱対象からの反射波の可干渉性の結果である。

40

Bohs 及び Trahey 共著「血液流及び組織運動の角度に無関係な超音波結像のための新規な方法」(IEEE 議事録、Biomed. Eng. 38、IEEE 頁 280 - 286、1991 年 3 月) に記載された相互相関及び絶対差合計法を含むあらゆる適当な相関技法が使用出来る。相互相関は、2 組のデータが最も良くマッチする変換に関する探索データの各種変換に関して順次に求められる乗算和を使用する公知の数学的演算である。絶対差合計法は、コンピュータ的な一層簡単な相関技法であるが、実質的には同様の効

50

果が得られる。データ集合は一定でない量毎に変換される。各変換毎に、各集合においてそれぞれのデータ値が差し引かれ、絶対差の和が算定される。特定の変換によってゼロに近い絶対差の和が得られた場合には、データの集合が関連変換によって調整された可能性が高い。調整を達成するために必要な変換は、それぞれの追跡アレイに最も近い画像の側におけるそれぞれ2つのフレーム間における運動の表示である。以下に説明するように、当該画像の他の部分における運動は、画像データアレイ18の方位に沿った追跡アレイ及び線形補間両技法において検出された運動を用いて評価可能である。

どちらのタイプの相関においても用いられるデータブロックのサイズは最適化に関わる問題である。ブロックが大きくなれば、間違ったマッチングの発生する可能性は減少するが、一層長い計算時間を必要とする。検出可能な最大フレーム間変位は、ブロックサイズによって制限される。一般に、探索は、ブロックサイズの半分に相当するプラス、マイナス分まで実施される。一例として、 $\pm 8$ 画素の最大変換を検出するためには $16 \times 16$ 画素ブロックが使用可能である。

運動推定器38は、運動を決定するために、アレイ30、32、34に記憶されたデータのフレームに基づく任意の効果的技法を用いることができる。運動推定は、フレーム全体、或いは、フレームの部分に基づいても差し支えない。前記の部分を用いられる場合、これらの部分は、画像において明確に定義される特徴に対応するように選定することが出来る。この方が一層効率的である場合には、時間を節約するために、利用可能なデータの間隔を設けた部分集合に関して運動推定を使用しても差し支えない。例えば、サンプルが0.5mm間隔で利用可能であるが、最適化された運動検出が1mm間隔に基づいて実施可能である場合には、利用可能なデータの部分集合にのみ基づく運動検出を実施することによって時間を節約することが出来る。

運動推定のために使われる追跡画像データは、少なくとも下記項目を含む多数の形式(フォーム)のうちの任意の1つを用いることが出来る。

1. 出力ディスプレイにおける隣接画素(実際の音波ラインデータから補間された)。
2. 更に大きいグリッドから選定された画素、例えばN番目毎の画素。
3. 画素のグループの平均値、例えば、4個の隣接画素のグループの平均。
4. プリスキャン変換ビーム形成器音波ラインデータからのサンプル。

音波データのビーム形成器出力ラインは、極フォーマット或いはカーテシアンフォーマットであっても差し支えない。これらのデータラインと伝播の物理的ラインとの間の関係は公知であるので、これらの音波ラインから導出されたサンプルは、運動検出に使用可能である。

図15は、音波走査ラインデータに関するフレームN及びN+1における目標の位置を示す概略図である。図15の基準記号70は、測定が行われた個々の点に関して用いられる。これらの点は、走査ラインに沿って個々の間隔を以て配列される。図16は未加工の音波ラインデータ(走査変換前)を示し、図において、各行はそれぞれの走査ラインを表し、それぞれの範囲における測定点が示される。

図15及び16の「+」記号は、N及びN+1の両フレームに関する目標位置のために用いられる。運動推定器38は、フレームN及びN+1に関して作動する場合、目標は走査ライン1から走査ライン3に移動し、レンジは起点から4個のサンプルインタバルにおいて一定状態を維持したことを検出する。走査ラインの角度分離間隔はX度であり、運動ブロックの中心における隣接点70間距離はPmmに等しいので、基礎的な幾何学的関係は、横方向のオフセット(偏り)は「 $+8P \sin X \sin$ 」に等しく、深さ方向の偏りは「 $-8P \sin X \cos$ 」に等しいことを証明するために使用出来る。ここに、は、度で表した運動検出ブロックの中心と走査ラインの起点から出発する法線との間の角度であり、追跡アレイはセクタフォーマットにおいて作動中である。これらの計算は概略的であるが、未加工の音波ラインデータが運動推定器38において使用できる方法を実演する。

音波ラインデータが運動推定器において使用される場合には、デジタル化済みRF、デジタル化済みIF、デジタル化済みベースバンド、または、整流およびローパス濾波

10

20

30

40

50

されたエンベロープ検波済み信号に対応することが出来る。エンベロープ検波済み信号の一例として、Bモードデータを使用できる。音波ラインデータ信号は、実デジタルサンプル、或いは、複素数（I、Q）データサンプルであるものとする。

現時点における好ましい実施例において、運動推定器38において用いられる方法は、1つの画素ブロックにおける絶対差の和が $16 \times 16$ 画素に等しいことに依存する。効率の観点から、専用集積回路を使用することが便利である。LSIロジック64720集積回路は、30分の1秒間に396ブロックのレートにおいて、 $18 \times 18$ 運動検出を実施するように設計されている。これらの回路は、更に高いスループット又は更に大きいブロックサイズ寸を達成するように組み合わせることが可能である。ブロックサイズが $8 \times 8$ 画素に縮小された場合には、更に高いレートが可能である（ $1/30$ 秒間に4500ブロック）。この集積回路は、大量生産におけるコスト面において有利である。同様に、代替集積回路も使用可能である。その代りに、例えばTexas Instruments製TMS 320C80のような適切にプログラムされた汎用プロセッサを用いて動作全体を実施可能である。

例えば、画像平面58が画像平面60、62の垂直軸に対して位置調整されるように、アレイ18、20がアレイ16に対して位置調整されることが好ましい。

従って、画像平面60、62の中心線に対する運動は、画像平面58の相対運動を決定するために使用できる。データブロックは、中心線に沿って配置されるように定義される。厳密には追跡アレイ当たり2つの運動検出動作だけが必要である。ただし、画像の種々の部分全体に亘って（必ずしも中心線上とは限らない）多重追跡動作を実施することにより、本方法の精度を一層高くすることが出来る。例えば、図13に示すように、適合するように引いた滑らかな直線は、検出しようとする運動成分の多数の推定値の平均値を求めるために使用できる。図13において、破線による矢印は適合させた運動成分を表し、実線による矢印は実測された運動成分を表す。多数の測定値の平均値を求めることにより、一層信頼度の高い推定値が得られる。この平均値は、運動成分ベクトルの振幅と角度両方に関して使用出来る。

更に、近傍推定値と根本的に異なる運動推定値は不正確として廃棄可能である。図14に示すように、追跡アレイのうちの1つの画像は、画像の大部分の小斑点によって示される運動と異なる矢印74によって示される大きい運動を有する器官72を含み、この場合、器官の大きい運動は無視することが出来る。短い方の矢印76によって示される運動の残りの推定値の平均値は、当該フレームの運動の推定値として使用することが出来る。適切な一方法は、運動ベクトル（長さと方向）を量子化し、次に、最も一般的に発生する量子化済みの長さと方向を見付けることである。次に、許容帯域バンド内、即ち、最も一般的に発生する値の30%以内の実際の（量子化されない）ベクトルが選定され、そして、所要の推定値を生成するために平均される。

更に、絶対差の和計算において、平均和（最小和の値を除去した後）に対する最小和の比率は、画像運動検出の品質の標識（インジケータ）として使用できる。最小和が平均に近い場合、計算は、誤り、即ち、間違っって検出された運動の影響を受け易い。LSI 64720集積回路が用いられる場合には、誤り値の和出力は低品質結果の標識（インジケータ）である（誤り値の和が大きいことは結果が低品質であることに対応する）。

追跡の質が低いことは、運動の推定値を比較することによっても検出可能である。運動の隣接推定値または連続推定値が相互に類似していないことは、運動推定の質が低いことを表示していることがあり得る。勿論、上記の方法の2つ又はそれ以上を組合わせて使用しても差し支えない。

小斑点（スペックル）パターンは、運動が起きると、急速に変化する。特に、仰角スライス位置が移動した場合には、スペックルパターンが変化する。その理由は、小斑点散乱体は、画像平面内に残って画像平面と平行に移動することなく、画像平面に対して入ったり出たりして移動することに因る。従って、多くの場合に、トランスジューサ16の移動につれて、頻繁に運動推定値を求めることが好ましい。推定値の正確な周波数は、運動検出問題の規模に依存し、オペレータが実施する運動の速度、スライス位置を維持するオペレ

10

20

30

40

50

ータの能力、及び、小斑点目標の性質（組織のタイプ及び超音波周波数の関数である）に関係する。

一例として、画像データアレイ 18 からの 30 個の画像データフレームは、所要の 3D 復元のために十分な映像データを提供することが決定される。ただし、各選定済み画像データフレームの間で 5 件の運動推定を実施すること、及び、画像データフレーム間の正味運動を算定するためにこれらの推定値を合計することが好ましい。累積的な誤りは最小限化されるべきであるので、この結果を達成するための 1 つの方法は、運動検出動作を過剰標本抽出し、そして、画素サイズに起因する計量効果を軽減するために結果を平均することである。この方法を用いると、例えば、画像データアレイ 18 の各フレームに対して追跡アレイ 20、22 の各々から 5 個のフレームが存在する。

10

小さな運動検出値の和に基づいて実施する場合、運動検出が最良機能することが多いが、フレーム N とフレーム N - M との間の運動検出を使用することが重要である場合がある。ここに、M は、例えば 10 のように、1 より大きい整数である。原則として、この方法は、累積誤差を訂正するために使用できる。ただし、この種の大きい運動が正しく推定される確率は小さい。従って、M の値は最適化に関わる問題である。

仰角スライス是小斑点の質及び安定性に影響するので、レンズの仰角焦点において運動を追跡することが好ましい。その代わりに、小斑点の依存性が仰角焦点において敏感であり過ぎる場合には、その部分避けることが好ましい。一層正確なデータを対象とすることにより正味の精度を最大化するための平滑化操作に際して、検出された運動には、変動する重み付けを適用することが好ましい。仰角焦点調整されたアレイ（1.5D アレイ）を使用するか、或いは、最良の結果を提供するための実験に際しては、焦点調整しないアレイを使用することが好ましい。

20

運動検出のために用いられるデータは多くの形式であっても差し支えない。エンベロープ検波された走査変換済みデータは簡単な設計に主眼を置いた選定であり、現時点においては好ましい形式である。代替案には、走査変換前にエンベロープ検波されたデータ及びエンベロープ検波前における RF 又はベースバンドビーム形成器出力信号が含まれる。

何らかの理由により、追跡データ画像における特定の領域が最良の運動検出を提供するはずであるという特定の意向をユーザが持つ場合には、対象とする当該領域をユーザが選定することも可能である。例えば、ユーザは、運動検出のための領域として、移動中の血液量を使用しないように選択することも可能である。

30

画像データの収集に際して好ましいディスプレイを図 20 に示す。図 20 において、画像データアレイ 18 からの画像は、スクリーン上の中心部に示され、追跡アレイ 20 からの追跡画像 22 は、スクリーンのそれぞれの側部に示される。好んで運動検出はリアルタイムに実施され、算定済みの運動がリアルタイムで発生するにつれて当該運動を指示することにより、検出された運動がディスプレイ上に呈示されることが好ましい。このディスプレイは、図 20 に示すように、運動ベクトルの形式をとることが出来る。代案として、検出された運動の数値的な測定結果をディスプレイすることも出来る。これらのディスプレイは、スイープ中のトランスジューサの相対位置を示し、従って、所要の角運動が何時完成するかに関する表示をオペレータに提供し、更に、運動検出システムが適切に作動しているかどうかの表示も提供する。その代わりに、画像データは、追跡画像無しで、或いは、検出された運動のディスプレイ無しでディスプレイされることも可能である。システムによって算定された運動ベクトルが追跡の質が低いことを表示する場合には（例えば、1 つの単一フレーム内または連続フレームの間の算定済み運動ベクトルの誤った変化）、当該システムは、例えば、警報、或いは、点滅又はビデオメッセージの反転のような視覚的プロンプトとして、オペレータに再開始をプロンプトすることが出来る。

40

必要に応じて、システム 10 は、最適スイープレートを達成することによってユーザを支援するようにプログラムされることが可能である。多くの場合に、運動推定器を最適使用するためには、スイープレートの最適化、即ち、スイープレートは、受け入れ不可能な誤りの累積を回避するために十分な程度に大きく、また、運動推定器の運動範囲内に留どまる程度に小さいことが必要とされる。オーディオ又はビデオどちらのプロンプトを使用し

50

ても差し支えない。

例えば、± 8 画素運動を検出するために運動推定器 18 を適用する際に、例えば、推定行為当たり 4 画素の運動のように、スイーププレートが概略正しい場合には、当該システムが断続音を発生することも可能である。推定運動が小さ過ぎる場合には（例えば、2 画素未満）、断続音の代わりに低い連続音が用いられ、スイーププレートが更に遅くなる場合には、前記の連続音は更に低くなる。逆に、推定運動が大き過ぎる場合には（例えば、6 画素を超過）、断続音の代わりに高い連続音が用いられ、スイーププレートが加速された場合には、前記の連続音は更に高くなる。

適当な視覚プロンプトには、長さの変化する矢印が含まれ、この矢印は、スイーププレートを更に速くするようプロンプトするには更に長くなり、スイーププレートを更に遅くするようプロンプトするには更に短くなり、最適スイーププレートを示すためには強く輝く。

別の方法は、運動成分を推定するように関連付けられたフレームの時間間隔を選択するように運動推定器をプログラムする方法である。適応可能な方法によってこの間隔設定を適切に選択することにより、測定された運動成分を、広範囲に互るスイープ速度の最適範囲内に保持することが出来る。例えば、相関のある追跡フレームの各対の間に多くの未使用追跡フレームが有り、8 画素が最大検出可能運動である場合には、相関のある追跡フレームの各対の間の未使用追跡フレームの個数は、必要に応じて、検出された運動を 4 から 6 画素までの範囲内に維持するように、リアルタイムで増減させることが出来る。

低品質の運動推定は低水準の重み付けするか或いは完全に除去することが出来る。低品質運動推定を選定するための 1 方法は、先ず、全ての運動推定に 1 つの曲線を適合させる（長さと角度の両方）。次に、個々の運動推定値を適合した曲線と比較し、次に、例えば 30 % のスレシールド量以上に曲線から偏った運動値推定値は低質運動値推定値とみなし、運動推定値の収集から削除される。次に、残っている運動推定値のみを用いて曲線適合作業が繰り返される。運動推定値の或る部分、例えば 20 % が低品質推定値として分類された場合には、当該作業が放棄され、ユーザはスイープを繰り返すようにプロンプトされる。

一般的に、連続する画像の相対位置を関係づける運動成分の決定のみが必要とされることがしばしば起きる。必要に応じて、図 12 に示すように、決定済み運動ベクトルに垂直な線を引くことによって回転軸を決定することも可能である。これが行われると、運動ベクトルの長さは、当該運動ベクトルの回転軸からの距離を表示する。

厳密に言えば、2 つの追跡アレイ 20、22 を持つことは必要でない。ただし、2 つの追跡アレイを使用する場合には、不純な回転（画像データアレイ 18 の一方の端がもう一方の端よりも余分に回転した場合）を扱う能力は実質的に向上する。更に、多数の追跡アレイが用いられ、各追跡アレイにおける種々の範囲に関する運動が決定された場合には、各追跡アレイ上のレンジ方向における全ての中間点に関して適用される回転の中心を見付けるために、補間を適用しても差し支えない。

追跡アレイは画像データ平面のどちらかの側に所在し、追跡アレイに関する画像データ平面の正確な幾何図形的配置は既知であるので、画像上の全ての点に関する正確な画素変換を算定するために画像データアレイ方位軸に沿って線形補間を行うことが可能である。

一般に、運動推定値は、直線に沿うか、或いは、直角格子を横断して収集される。アレイの幾何図形的配置及びアレイからの直線音波ラインの伝播に関する制約に起因し、深さの関数としての運動ベクトルの理論的作動状態は或る種の制約を満足させなければならない。特に、運動ベクトルの長さは、深さと共に線形変化しなければならない。これらの制約条件は、推定された運動における誤りを減少させるために使用できる。例えば、一連の運動推定値は、深さの関数として求め、次に、運動推定ベクトル（長さと角度）に変換できる。次に、長さ成分に関する実際のデータと最も良く適合する線を決定するために公知の方法を用いて直線を適合させる。次に、第 2 の直線が、角度または方向成分に関して実際のデータに適合される。これらの適合線（長さと方向によって構成される）は、期間中それら以外の運動ベクトルを導出するために用いられる位置以外の中間位置における三次元的復元に際して、方位方向に沿って線形補間可能である。

患者とトランスジューサ 16 が緒にゆっくり移動する場合には、患者に対するトランスジューサ 16 の相対位置が大局的に維持される限り、結果として必ずしも性能の損失が生じるとは限らないことに注意されたい。

運動推定を更に改良するために、ECG サイクル又は呼吸サイクルの選定済み部分に対応する画像のみを利用することが望まれることもあり得る。ECG ゲート作用および呼吸ゲート作用は、両方共、画像の三次元復元において公知である。例えば、McCann 等著「心臓学のための多次元超音波結像」頁 1065 参照のこと。ECG ゲート作用を用いると、ECG パルス後の一定最大継続期間に互りウィンドウが選定される。呼吸ゲート作用を用いると、超音波走査のための短い期間に互って患者の呼吸を止めておくように患者に要求することが簡単である場合が多い。その代りに、胸郭運動は変位センサを用いて記録可能であり、呼吸サイクルの一部分に関するデータを選定することが出来る。

10

運動推定を最適化するために、他の様々な技法が使用出来る。画素を一層繊細にするために補間することによって、精度を改良することが出来る。データのノイズは、ローパスフィルタ又はメジアンフィルタを用いて除去可能であり、輝度への電圧レベルのマッピングは、運動推定用として最適化可能である。一般に、追跡アレイ 20、22 において対数圧縮が用いられ、この対数圧縮は、画像データアレイ 18 からの画像データ用に用いられる対数圧縮とは無関係に最適化可能である。利用される特定のマッピングは、オペレータの意図によって大幅に変えることができる。多くの場合、運動検出は、オペレータによって画像データ用に用いられるマッピングとは異なるマッピングを用いることにより、最も能率的に機能すると推測される。必要に応じて、システム 10 は、高品質の運動検出を提供するマッピングが見付かる時まで、追跡アレイ 20、22 からのデータに関して内部的に用いられるマッピングを変えることが出来る。

20

#### 三次元ポリウム充填コンピュータ 36

所要の三次元復元を提供するための画像データフレームの位置調整用として多くの方法を用いることが出来る。その一例を図 17 から 19 までに略図的に示す。この例において、復元前における画像データフレームを略図的に図 17 に示す。中央平面用の画像データフレームは、図 18 に示すように、ポリウムの中心に対して位置調整された平面に挿入される。図 19 に示すように、連続する画像データフレームは、この中心から外側に向かって、該当するそれらの XYZ 位置に挿入される。一旦、全てのフレームが挿入されると、補間されるべき点のまわりの立方体として配列された 8 個の最も近い既知データに依存する三次元線形補間技法を用いて中間点が算定される。この種の三次元操作技法は公知であり、従って、ここでは詳細に説明しない。

30

1 つの方法は、ビューレット・パッカー・ジャーナル 1983 年 10 月号 30 - 34 ページに Leavitt によって記載された三次元用に改作された走査変換補間技法を使用することである。Leavitt によって示されたこの技法は、二次元平面におけるデータを用いて作動する。三次元におけるデータは、2 つの連続した二次元操作において取り扱われる。画像平面データは、Leavitt が示すように、三次元走査変換の必要条件に適合する画素間隔を用いて、走査変換してから補間することが出来る。次に、直交二次元走査変換は、各方位位置において、垂直方向のポリウムを充填するように実施可能である。Leavitt 技法は、連続する二次元画像に関して回転軸が正しく位置調整されているものと仮定する。この仮定が成立しない場合には、他のポリウムの復元方法が使用できる。種々の適切な復元方法が公知であり、従来型の磁気センサを基調とするシステムと共に用いられる。

40

密接し過ぎた連続フレームが検出された場合には、幾つかのフレームデータを廃棄しても差し支えない。非常に多数のフレームが存在する場合には、所要の均一間隔に近い間隔のフレームのみを保持することが可能である。例えば、復元のための所要間隔が 2 度であり、0、1、2、2、1、2、8、3、9 度においてデータが獲得された場合には、フレーム 1、3、及び、5 は、ほぼ 0、2、及び、4 度に配置された概略的に正しいフレームであると仮定される。近似に起因する誤差は重要でなく、復元を簡素化することが出来る。

変換検出技法

50

更に、画像データフレーム内の運動成分も上記の技法を用いて検出可能であることに注意されたい。この運動成分は方位軸に平行であり、追跡アレイを用いて検出された方位軸に垂直な運動に加えることができる。画像データアレイ 18 からの画像データは仰角平面の運動に起因して有意に移動するので、この平面における運動検出は過剰に標本抽出することが好ましい。図 14 に関連して既に検討したように、復元に際しては、実測した正味の運動が適用されることが好ましい。

更に、変換に際してトランスジューサ 18 が方位軸に沿って動かされた場合には、既に検討した回転スweepの場合とは対照的に、画像データフレーム平面内における運動が検出可能である。この方法を用いると、トランスジューサ 16 を回転させることなく、トランスジューサ 16 を方位軸に沿って軸方向に移動させることによって拡張された視界が提供可能である。この種の線形変換における追跡のみに関心がある場合には、追跡アレイ 20、22 は不必要である。

ここで使用される場合には、拡張された視界とは、トランスジューサアレイがその方位軸に沿って軸方向にシフトされるにつれて、トランスジューサアレイからの画像データを記憶するシステムを意味する。次に、拡張視界画像を形成するための復元用として、方位軸に沿った各種の位置におけるアレイからのデータが見当合わせされる。

上記の拡張視界は、追跡アレイ 20、22 のうちの一方、または、画像データアレイ 18 のいずれかからのデータによって復元可能である。更に理論的には、画像データアレイ 18 は画像の品質に関して最適化されるので、画像データアレイ 18 が用いられる。次に、画像データアレイは、その方位軸を運動の線に平行に方向付けした状態において目標組織に関して変換される。上記の技法を用いる画像運動の検出は、画像データアレイ 18 からの画像データに関して実施される。

アレイ 18 からの画像データによって構成される連続フレームは、画像データフレーム間の運動を定義する変位情報と共に記憶される。

一旦、画像フレームのスweepが完了すると、組織方向において相互に位置調節された画像データフレームのうちの連続する幾つかを見当合わせ（整合）するために、変位情報が用いられ、最も最近獲得された画像データフレームから始動する。次に旧い方の画像データは新規な方の画像データの上に重ねられる。一般に、旧い方のデータの大部分は新規な方のデータと殆ど正確にマッチするが、新規な方の画像位置においては獲得不可能であって旧い方の画像位置において獲得されたデータを表す重複しない小さい領域が存在する。新規な方のデータの上に旧い方のデータを記入する際には、重複しない領域だけが記入される。この方法によれば、冗長な画像記入動作が除去される。次に、この手順は、画像データのフレームに関して早い方から順に、当該スweep内の全てのフレームがディスプレイ用として再度アセンブルされるまで継続される。

記憶の限界を越えて記入する試行が実施される可能性の有る状況が存在する。この状況が検出された場合には、利用可能なスクリーンメモリに適合するように小さくするために画像データを基準化することが可能である。基準化（スケーリング）は、コンピュータグラフィックスの分野で公知のように、幾何図形的変換および補間を使用する新規な記憶装置へ画素を再マッピングすることにより、達成可能である。

次に示す方法は、運動検出を強化するために、単独或いは種々部分的に組み合わせることによって使用することが出来る。

1. 周波数選択。一例として、全ての N 番目毎のフレームが運動検出に用いられる。運動を検出する能力を強化するような方法においてスペckルパターンを改変する目的で、全ての N 番目毎のフレームに関して、画像データアレイ 18 のトランスジューサエレメントを励起させるために異なる周波数が用いられる。相対運動だけが必要とされるので、全ての N 番目フレームにおいてより高い解像度のスペckル（小斑点）データを獲得するには、より高い周波数を使用することが好ましい。より高い周波数は浸透深度の減少と関連しているが、既に検討したように運動検出のためには浅い目標データだけが必要とされるので、この事実は欠点とはならない。その代わりに、より高い周波数は、小斑点（スペckル）を位置に関して非常に敏感にする。画像の仰角平面に対して出入移動する特徴の追跡

10

20

30

40

50



不能に起因して運動検出の失敗原因となる場合には、この事実は好ましくない。この場合には、運動検出フレームに対してはより低い周波数を使用することが好ましい。

2．帯域幅調整。上記のように、この場合、帯域幅、並びに、或いはその代わりに、中心周波を運動検出に関して最適化することによって、選定された幾つかの画像データフレームは運動検出のために最適化可能である。

3．仰角集束。1．5次元アレイが用いられる場合、幾つかのフレームは画像データ収集に関して、また、他のフレームは運動検出に関して最適化するために、スイープに際して、仰角集束を調節することが出来る。例えば、仰角運動の影響を軽減するために、運動検出用に使用されるこれらの画像データフレームにおけるビームを僅かに集束解除することが好ましい。

10

4．方位角集束。同様に、運動検出の質を著しく低下させることなく運動検出を安定化するために、選定されたフレームに関する方位において、音波ビームを僅かに集束解除することが好ましい。

上記の4つの方法のうちの任意の方法を使用する場合、運動検出に関して最適化された画像データフレームはスクリーン上にディスプレイする必要がない。その代りに、結像に関して最適化された画像データフレームに限り使用可能である。

低速スイープ期間中は冗長データ（組織内の個々の位置に関する多数のデータポイント）が存在するので、冗長な運動検出データを収集するために、異なる周波数、帯域幅、及び、集束方法の利用を混合することが好ましい。多数の冗長データが収集された後において、更に信頼度を上げ、誤差に対して影響され易さを軽減する運動推定値に到達するために、当該データを平均することが出来る。

20

一例として、アレイが1秒当たり2mm移動し、有用に解像可能であるために必要とされる最小の運動は0.5mmであり、フレームレートは1秒当たり40フレームであるものとすれば、有用な運動検出が獲得され得る時点の間に10個のフレームが存在することになる。同様に、これら10個の運動検出フレームの各々に対してただ1個の画像データフレームが必要である。最初の20個のフレームについて検討することとし、フレーム1と11は、ユーザが決定した中心周波数及び帯域幅を用いて収集された画像データである。フレーム3と13は第1の代替中心周波数及び帯域幅を持つ運動検出フレームである。フレーム5と15は第2の代替中心周波数及び帯域幅を持つ運動検出フレームであり、フレーム7と17は第1の代替中心周波数及び第2の代替帯域幅を持つ運動検出フレームである。フレーム9と19は変更した集束方式を用いる運動検出フレームである。フレーム2、4、6、8、10、12、14、16、18、及び、20は、これらが画像フレームであるかのように獲得されたフレームであり、そして、ディスプレイされるが、追跡用として記憶されるか、或いは、使用されることはない。次に、それぞれフレーム11、13、15、17、及び、19に関するフレーム1、3、5、7、及び、9から検出された運動は、他の推定値と有意に異なる運動推定値を除去するために、平均されるか、或いは、ソートされる。

30

既に説明したように、拡張視界を伴った上記の全ての技法は、角度スイープにおける運動検出と共に使用できるように適応可能である。

追跡アレイの両平面における運動および画像データアレイの平面における運動に関係した複雑な運動の場合には、実際の運動は、個別に測定した追跡アレイ運動と画像データアレイ運動との和から概略算定することが可能である。この種の運動の和が獲得された後で、適用されるべき第2の運動によって第1の運動が修正されたことが判明した場合には、全てのアレイにおいて検出された運動を正しく満足させる三次元運動16が見付かるまで再帰的な操作を用いることができる。複雑な運動を満足させる構成要素を発見するためのモンテカルロ方法を使用しても差し支えない。更に、算定された最後のフレーム間運動から推定される新規運動が推定可能である。最後の手段として、検出された運動を満足させ、そして、オペレータに最後のスイープを繰り返すように合図することのできる1組の運動成分ベクトルを決定出来ないことを当該システムが判定することが可能である。所定のあらゆる画像平面における当該画像運動が簡単、平滑、かつ、純粹であればあるほど、運動

40

50

検出を実行することが一層容易である。

#### 代替実施例

二平面結像技法を実行するための既に検討済みの更に簡単な装置は次のように作成可能である。更に、この装置は、画像データ収集のための1つの線形アレイ及び大きい方の線形アレイと共に動くように取付けられている等しいピッチの2つの小さい線形アレイを使用する。2つの小さい線形追跡アレイは、画像データアレイによって用いられるコネクタに類似のコネクタに結合されるが、トランスジューサ元素は、各追跡アレイに関するトランスジューサ元素が当該コネクタの反対側の端部に近いトランスジューサコネクタに連結されるように分割される。例えば、128導体コネクタ及び10元素追跡アレイの場合には、導体10-19及び100-109は2つの追跡アレイ用に使用することが出来る。画像データアレイ及び組合わされた追跡アレイは、両方とも同じタイプのコネクタを装え、そして、同じビーム形成器と共に作動するように設計されている。前記2つのコネクタは、例えばAcuson Model XPのような該当する超音波映像マシンの左右のポートに挿入され、そして、VCRのような画像記憶装置が装備される。アレイが低速で回転するにつれて、オペレータがアレイ選択スイッチを高レートで（左右に）繰り返して押し、結果として得られる画像がオフライン解析用に記憶される。スイープの終端において、フレーム毎ベースにおいてVCRテープがプレイバックされる。各集合が画像データ平面および各追跡画像平面からのフレームによって構成される連続するフレームの集合は、標準ビデオ転送技法を介してコンピュータメモリに転送される。コンピュータは、既に検討済みの方法を用いて運動検出に関する追跡画像平面データを解析するようにプログラムされる。実際には、追跡画像は、空間的に分離した2つの追跡アレイに対応してそれぞれの側に1つずつ2つの画像として現れる。2つの画像は別々に解析される。

10

20

直ぐ前に説明した簡素化済みシステムに対する好ましい修正案として、超音波映像装置は、アレイ切換え動作を実施し、そして、順次実施される各スイープからコンピュータメモリ或いは該当する記憶装置へ1組のフレームを転送するようにプログラムされることが好ましい。

#### 代替トランスジューサ

既に説明した好ましいトランスジューサには多くの変種が可能である。例えば、Hashimoto米国特許5,327,895、及び、Schaulov等の「超音波シンポジウム」635-638頁（IEEE、1988）に記述されているタイプのクロスアレイは本発明と共に使用するように適用可能である。この種のクロスアレイには、通常、垂直方向に切り目の入ったPZTプレートが含まれる。切り目は、例えば低硬度エポキシ樹脂のような低硬度の重合体で満たされる。線形電極（アレイ元素を形成する）は、最上表面および底表面上に装備され、最上表面上の電極は底表面上の電極に対して垂直に方向付けられる。一方の方向のアレイを用いる場合には、最上表面上の全ての電極は接地され、底表面上の電極は位相調整された励起パルスによって励起される。従って、底表面上の電極は、検出されたエコーに関して監視される。もう一方の方向のアレイを用いる場合には、底表面電極が接地され、最上表面電極は調整された方法で操作される。

30

図23から26までは画像データと追跡情報の両方を収集するために使用できる4個のクロス交アレイの概略図を示す。図23のトランスジューサ100において、元素102は画像データを収集するために使用できる従来型の一次元アレイを形成する。トランスジューサ100の両端部におけるクロス元素104は、既に説明したように追跡アレイとして操作可能である。トランスジューサ100'は、クロス元素104'が一方の端だけに装備されているということ以外はトランスジューサ100に類似する。図25のクロスアレイ100''は、クロス元素104''がトランスジューサの中心部だけに装備されているということ以外は図23のアレイ100に類似する。図26は、クロス元素104'''がアレイの全長に亘って伸延していること以外は図25のトランスジューサ100''に類似するトランスジューサ100'''を示す。

40

図23から26までに示すように、1つ又は複数の追跡アレイは、クロスアレイ技法を用

50

いて画像データアレイに統合することができる。クロスアレイは、二次元画像データを獲得するために長い方位軸に沿って通常の方法において操作される。クロスアレイは、垂直な追跡データを獲得するために仰角方向に沿ってデータを獲得するように操作される。この方法においては、トランスジューサのフットプリントが最小限化される。必要に応じて、追跡データは、画像データを獲得するために問い合わせられているボリュームと同じボリュームの組織から獲得可能である。

図27は、画像データアレイ112及び単一追跡アレイ114を含む他のトランスジューサ110の概略図を提供する。この場合、追跡アレイ114は、画像データアレイ112に垂直に方向付けられる。図27に示すように、追跡アレイ114は、画像データアレイ112と同じ中心線上に横方向に偏って配置される。

10

図27aから27eまでは、5個の代替トランスジューサを示し、各トランスジューサは1つの単一画像データアレイ112と少なくとも1つの追跡アレイ114とを有する。図27aのトランスジューサは2つの追跡アレイ114を備え、両方のアレイは画像データアレイ112と同じ中心線上に横方向に偏って配置される。図27bのトランスジューサは、画像データアレイ112と同軸線上に軸方向に間隔を保って配置される1つの単一追跡アレイ114を有する。

図27cのトランスジューサは、2つの追跡アレイ114を有し、両方とも画像データアレイ112の反対側の端部に接近して画像データアレイ112に対して同じ側に配置される。図27dのトランスジューサは、2つの追跡アレイ114が画像データアレイ112に対して反対側に配置されるということ以外は図27cの場合に類似する。図27eのトランスジューサは4個の追跡アレイ114を有し、そのうちの2個ずつが、画像データアレイ112のそれぞれの側に、画像データアレイ112のそれぞれの端部に近接して配置される。

20

追跡アレイを画像データアレイの長い方に辺に沿って配置するトランスジューサの幾何図形的配置により、トランスジューサの全長を縮小することが可能であり、用途によっては利点を提供することになる。

図28及び29に示すように、既に説明したように拡張された視界を形成する際の使用に適したトランスジューサ120、120'は画像データアレイ122と追跡アレイ124を利用可能であり、ここに、2つのアレイ122、124のトランスジューサエレメントは相互に平行である。トランスジューサ120において、追跡アレイ124は画像データアレイ122に対して同じ中心線上に横方向に偏って配置される。図29に示すように、トランスジューサ120'において、画像データアレイ122'と追跡アレイ124'は相互に分離されて並列配置される。トランスジューサ120、120'のどちらかを用いる場合、フレーム間の運動は追跡アレイ124、124'を用いて決定可能であり、そして、複合画像は、画像データアレイ122、122'からの画像データによって組み立て可能である。

30

前述のあらゆる実施例において、追跡アレイ及び画像データアレイの幾つか又は全ては、例えば画線アレイのような、非平面線形アレイとして形成可能である。必要であれば、個別の位置決めされた線形アレイを各音波ライン用として使用することが出来る。

データ追跡用の代替最適化技法

40

図30は、多くの点で図1のシステム10に類似する代替超音波映像システム10'の構成図である。2つの図面において対応するエレメントには同じ参照番号が用いられており、両者の差に焦点を絞って次の検討を進めることとする。

システム10'は、画像データアレイ18、或いは、追跡アレイ20、22のうちの1つからの画像データを未加工画像データバッファ15内に記憶する。バッファ15内に記憶されるデータは、例えば、I、Qデータ、又は、IFデータであっても差し支えない。勿論、用語「画像情報」は、広範囲に互って、目標における空間的变化と共に変化する情報を表すことを意図したものであり、多くの場合、画像情報16は決して画像としてディスプレイされることはない。バッファ15内に記憶された未加工画像データには、広帯域超音波パルス動作によって記憶された追跡データが含まれることが好ましい。バッファ15

50

からの画像データは、4つの代替ブロックの1つを介して検波器21にパスされる。ブロック17は、濾波作用を実施せず、一般に、画像データアレイ18からの画像データ用に用いられるオールパスブロックである。追跡アレイ20、22の1つからの追跡データは、フィルタ特性が変化しても差し支えない3つのフィルタ19、19'、19"のうちの1つを通してパスされる。例えば、フィルタ19はローパスフィルタであり、フィルタ19'はハイパスフィルタであり、フィルタ19"は、周波数スペクトルの任意の所要部分を中心とする帯域フィルタであっても差し支えない。

検波器21は任意の従来型検波器であって差し支えなく、検出済み出力信号をスキャンコンバータ24に供給する。必要に応じて、追跡アレイ20、22からの追跡データは、フィルタ19、19'、19"のなかの異なる幾つかを用いて複数回に亘って処理可能である。勿論、代替実施例においては、これよりも多いか又は少ない個数のフィルタを使用しても差し支えない。

10

スキャンコンバータ24は、画像追跡データにおけるコントラストを最大化するために公知のヒストグラム等化方法を用いることが好ましい。ヒストグラム等化については、例えばGonzales及びWoods共著「デジタル画像処理」Addison-Wesley、1993年、173-178頁、並びに、Kim米国特許5,492,125において検討されている。スキャンコンバータ24は、画像追跡データを円滑化、或いは、これとは別に処理するために、二次元ローパスフィルタ、及び/又は、二次元ハイパスフィルタを使用することもある。

スキャンコンバータ24からの画像フレームは、フレームバッファ30、32、34に記憶され、バッファ32、34からの画像データの追跡集合は運動推定器38に選択的に供給される。運動推定器38は、選定された画像追跡集合間の相対運動を推定し、これらの運動推定値を運動平滑化/合計ブロック40'に供給する。

20

運動平滑化/合計ブロック40'は、多数の運動操作からの運動推定を処理する。各運動検出推定は、運動推定と結合した信頼レベルを表す品質係数と結合されることが好ましい。例えば、適当な品質係数は、特定の運動推定値と関連した絶対差の最小の和の値であっても差し支えない。ブロック40'は、重み付けされた和を用いて、多数の運動推定を合成する。例えば、次に示す値および関連品質係数Qを持つ3つの運動値推定値が利用可能であるような状況について考察することとする。

推定値 右へ1-5画素 Q = 0.9

30

推定値 右へ2-3画素 Q = 0.8

推定値 左へ3-2画素 Q = 0.2

この例において、Qの値が高いことは信頼レベルが高いことと関連している。ブロック40'は、次のように、これらの3つの運動推定値の重み付け和を形成することが出来る。

$$(5 \times 0.9) + (3 \times 0.8) + (-2 \times 0.2)$$

$$\text{運動見積り推定値} = \frac{(5 \times 0.9) + (3 \times 0.8) + (-2 \times 0.2)}{(0.9 + 0.8 + 0.2)}$$

$$= 3.4 \text{ 画素右へ}$$

図30における以前の運動記憶装置41は、上記の重み付けされた和を形成するために必要となるまで、以前の運動推定値を記憶しておくために用いられる。複数の運動推定値を使用する他の方法については以下に説明する。

40

運動推定の品質を改良するために利用できる他の技法には、最良品質の画像追跡データを獲得するために多重伝達ゾーンを使用する技法、及び、最良品質の画像追跡データを獲得するために、本発明の譲受人に譲渡済みのHosack米国特許5,608,690に示される周波数従属焦点調節を使用する技法が含まれる。

既に指摘されたように、アレイ18を介して画像データを獲得することは、追跡アレイ20、22を介して追跡データを獲得することにより時間分割多重化可能である。一代替実施例において、連続した追跡データフレーム間の時間分離は、所要範囲内に所在する運動推定値を供給するために、適応的に制御される。既に説明したように、連続した追跡フレーム間の運動推定値(即ち変位)が過剰である場合には、当該変位が運動推定器38の測

50

定能力を超過する危険性がある。逆に、連続した追跡フレーム間の運動推定値が低過ぎる場合には、運動推定値を求めるために過度の計算時間が使用される。更に、運動推定値が小さい場合には、相対誤差は大きく、複合誤差は望ましくない割合に到達することがあり得る。これらの問題を回避するためには、既に述べたように、連続した追跡フレーム間で収集された画像データフレームの個数を決定するために、コントローラを装備することが可能であり、これは、図 3 1 に示すように、適応的方法において達成される。

図 3 1 において、変数  $N$  は、連続した追跡フレームの間で収集される画像データフレームの個数を指定するために用いられる。図 3 1 に示すように、 $N$  は、初めに定数  $K 1$  に設定され、次にコントローラは、図 3 0 の運動推定器 3 8 からの新規な運動推定値を待つ。この運動推定値が所要範囲以上である場合には、 $N$  は量 だけ減少される。逆に、運動推定値が所要範囲以下である場合には、 $N$  は だけ増大される。一旦、必要に応じて、 $N$  が改正された場合には、コントローラは、運動推定器 3 8 からの新規な運動推定値を待つ。このようにして、運動推定値は所要範囲内に自動的に維持され、そして、過度に大きい運動推定値或いは過度に小さい運動推定値と結合した問題は回避される。

#### 画像転送最適化技法

図 3 0 のシステム 1 0 ' は、リアルタイム或いは遅延後の運動推定を実施するために遠隔コンピュータが用いられる状況における使用に適する。この文脈において、遠隔とは、運動推定コンピュータがケーブル或いは他のデータリンクを介して接続されることを意味するものとする。図 3 0 に示すように、バッファ 3 0 からの画像データフレームは、遠隔であっても差し支えない現場への転送以前に、例えば J P E G のような任意の適当な圧縮技法を用いて圧縮可能である。遠隔であっても差し支えない現場において画像データが受信されると、ブロック 3 5 に示すように、当該データは圧縮解除される。同様の圧縮及び圧縮解除ブロックは、バッファ 3 2、3 4 と運動推定器 3 8 の間に挿入することが出来る。例えば、遠隔運動推定及び 3 D ボリューム復元は、例えば、本発明の譲受人である A c u s s o n 社の A E G I S ワークステーションのような遠隔ワークステーションにおいて実施可能である。

#### 代替運動推定技法

連続した追跡フレーム間の運動が小さい ( 1 画素 1 個よりも小さい ) 状況において、結果的に各追跡フレームが直前の追跡フレームと比較される場合には、運動が間違っ推定される危険性がある。例えば、隣接する追跡フレームの間の分離が 1 つの画素の  $1 / 3$  である場合には、各追跡フレームと直前の追跡フレームとの比較は運動の無いことを検出するはずである。この問題を克服するために、図 3 0 の運動推定器 3 2 は、図 3 2 のアルゴリズムを用いて制御されることが好ましい。このアルゴリズムにおいて、 $N$  は、運動推定に際して基準として用いられる画像領域のフレーム番号を定義し、記号  $N + 1$  は、基準画像領域と比較されるべき画像領域のフレーム番号数を指示するために用いられる。図 3 2 に示すように、第 1 過程は  $i = 1$  を設定し、次に、画像領域  $N$  と画像領域  $N + 1$  との間で運動が検出されたかどうかを決定することである。運動が検出されない場合には、 $i$  が増分 ( インCREMENT ) され、制御コントロールはブロック 1 3 0 に戻される。一旦運動がブロック 1 3 0 において検出された場合には、基準画像フレームは  $N + 1$  に等しく更新され、 $i$  は 1 にリセットされ、制御はブロック 1 3 0 に戻される。

一例として、一連の追跡フレーム 1、2、3、及び、4 について考察することとする。フレーム 1 と 2 の間で運動が検出されないものと過程すれば、フレーム 3 はフレーム 1 と比較される。フレーム 3 とフレーム 1 との間で運動の無いことが検出されたと仮定すれば、同様に、フレーム 4 はフレーム 1 と比較される。この過程は、運動が検出されるまで繰り返され、運動が検出された場合に限り基準フレームは新規フレームに更新される。このようにして、サブ画素運動は最終的に検出可能な点になるので、複数のサブ画素運動が見落とされることはない。

基準画像領域の選択は、必ずしも 1 つのフレーム全体と対応するとはかぎらない。フレーム運動が、当該フレームの最上部においてゼロであり、最下部においてゼロでない場合 ( 扇風機様スイープの場合 ) には、当該フレームの最上部における運動検出期間中、一方に

10

20

30

40

50

において、古いフレーム部分は基準として保持され、他方、当該領域において運動が検出されると当該フレームの底部が1度更新されることが好ましい。

追跡アレイ20、22は主として表面に沿ってスweepされるので、主要な運動は、深さ方向でなくて仰角方向において実施される。絶対差の最小和(MSAD)の探索に際して、探索領域は方形であるよりは矩形であることが好ましい。例えば、64×64画素面積を探索する代りに、128×32画素面積(横方向探索128画素と深さ方向探索32画素)を同じ時間内に探索することが出来る。同様に、最大運動が64画素である場合には、探索面積を32×64画素に制限することにより、探索時間が大幅に短縮される。

更に、処理時間を更に短縮するために、フレーム運動を補間することが出来る。

例えば、運動検出のために追跡フレーム(1、2、3、4、及び、5でなくて)1、3、及び、5が使用される場合には、フレーム2に関する運動を決定するために、フレーム1と3の間の検出済み運動を補間することが出来る。この場合、フレーム2に関して補間された運動は、フレーム1と3の間の検出済み運動の半分であるはずである。この方法は、運動検出のために費やされる処理時間を短縮することを可能にし、しかも、獲得した全ての画像データを最高品質3D画像に使用することを可能にする。このタイプの補間は、図30の3Dボリューム変換補間ブロック38において実施可能である。

処理時間を更に短縮するために、運動推定器38において種々の代替方法を使用することが出来る。例えば、音波ラインの小さい集合が、一次元のRF又はベースバンド信号として送信され、受信され、そして、記憶される場合、これらのラインの各々に沿った運動のベクトル成分は、当該ラインに沿った一連の連続サンプルを相関させることによって推定することが出来る。このように、各々のライン方向における運動ベクトル成分が決定可能であり、そして、最終的な二次元運動推定を作成するために、これらの運動ベクトルを合計することが出来る。必要に応じて、当該集合内の2つよりも多い音波ラインを使用することも出来るが、次に示す例においては、2つの垂直音波ラインが用いられる。

例えば、図33に示すように、相互に垂直な2つの音波受信ライン140、142を記憶するために追跡アレイ20を使用できる。これらラインは、追跡データで構成される1つの単一フレームを作るものとみなすことが出来る。矢印144の方向に沿った運動ベクトル成分を見付けるために、追跡データで構成される2つの個別フレームの間でライン140を相互関連付けることが可能であり、同様に、矢印146の方向における運動ベクトル成分を決定するために、追跡データで構成されるこれら2つのフレーム内の線142を使用することが出来る。次に、追跡データで構成される2つのフレーム間の二次元運動を推定するために、これら2つの運動成分をベクトルとして合計することが出来る。現行課題への適用に適した交差相関技法については、Engeller米国特許4,937,775、O'Donnell米国特許4,989,143、及び、Wright等の米国特許5,570,891に記述されている。Wright等の特許は、本発明の譲受人に譲渡済みである。

2つの方向のうちの一方における放射から標本採取した複雑なビームデータを記憶するためにレジスタを使用することが好ましい。一瞬遅れて同じビームが再度形成される場合には、結果として標本採取されるビームデータは当該レジスタ内のデータと交差関連付けられる。2つの信号の間の相対的遅延時間は交差相関ピークの位置から決定される。交差相関過程は利用可能なラインデータの1つ又は複数の部分に作用する。各線に沿った多数の点における交差相関を介して運動を検出することにより、当該画像の最上部および最下部における個別の運動が決定され、従って、変換並びに回転が推定される。測定を遅延させるために必要なトランスジューサの運動成分(ビーム軸に平行)は、交差相関ピークによって決定される遅延時間から、組織内における既知音速と遅延が2方向通路長に関係するという事実に基づいて推論される。この過程は、もう一方の運動ベクトル成分を見付けるために、もう一方の線(第1の線に垂直に位置決めされることが好ましい)に関して繰り返される。次に、当該アレイに沿った所定の点において推定された実際のトランスジューサ運動を見付けるために、これら2つのベクトル成分が合計される。同様に、この過程は、当該アレイの第2の側において第2の追跡アレイに関して繰り返される。

一実施例において、2つの線（従って2つのビーム）は、 $\pm 45$ 度の角度で位置決めされる。従って、格子ローブを回避しようとする場合には、エレメントの間隔に関して厳しい必要条件が適用される。他の実施例において、2つの線は、患者の皮膚に沿った運動検出の精度を上げるために、 $\pm 60$ 度の角度に位置決めされる。トランスジューサエレメントの間隔は半波長以下であることが好ましい。この必要条件は、画像データアレイ用としてでなく追跡アレイ用として一層低い周波数の使用を推奨することになる。ただし、交差相関技法は、波長に比較して非常に小さい長さに相当する遅延を追跡することを可能にする。前の場合と同様に、1組の追跡データとその次の組の間の比較は、獲得された全ての追跡データ集合について実施されることなく、時間間隔を持つ部分集合に関して実施される。

10

例えば、運動が速い場合には、追跡データ集合の連続した全ての対データ間において運動推定が実施可能であるが、運動が遅い場合には、運動推定の間の時間を更に長くすることが許容される。

#### 高速運動検出探索技法

推定運動に関する探索速度を上げるために様々な方法が利用可能である。これらの方法は、既に説明した任意の実施例と共に使用できる。

1. システムコントローラ又はユーザ入力のいずれかは探索されるべきブロックサイズを変更することがある。大きいブロックサイズは、より多くの計算を必要とするが、或る特定の画像タイプ（例えばノイズデータ）に関しては、大きいブロックは一層品質の高い結果を与える（即ち、下位最小SAD対平均SAD）。

20

2. システムは、前の運動推定に基づき探索面積を適応的に変更する。最後の運動が右に10画素であった場合には、右に0画素から右に20画素までの面積に互って探索可能である（即ち、探索面積の中心は前の運動測定による指示によって予測される運動の中心に置かれる）。

3. 検出された運動が殆ど変化を示さない場合には（例えば、連続運動測定において、5、15、8、12画素と反対に右へ7、8、10、9画素）、運動が7と10との間に在ることは比較的信頼度が高いので、システムは更に小さい探索面積を使用しても差し支えない。逆に、連続運動の推定値が広範囲に互って変化する場合には、探索が成功すること（即ち、運動は探索面積の限界を越えない）を最大限に保証するために、システムは更に大きい探索面積を使用する傾向がある。前述の例において、画素運動が7、8、10、9である場合には、 $15 \times 15$ 探索面積が用いられるが、画素運動が5、15、8、12である場合には、 $30 \times 30$ 探索面積が用いられる。

30

4. 大抵の運動は、レンジ方向でなくて横方向において予測されるので（トランスジューサは皮膚の表面を横断して動かされる）、例えば、レンジ方向に $+/-5$ 画素、横方向に $+/-20$ 画素のように、探索面積は非対称であり得る。

5. 探索は、複数レベルの空間解像度において実施可能である。最初は、例えば画素位置3つ目毎のテストのように、探索は横方向にのみ粗く実施される。このようにして、一旦、概略横方向の偏りが検出されると、微細な探索（全ての画素位置）が横方向及びレンジ方向の両方に行われる。

6. 階級的運動検出は、複数の信号水準解像度レベルに基づいて使用可能である。最初は、最小SAD位置を見付けるために、各画素の強度レベルに関連した最上位の2または4ビットのみが用いられる。一旦、所要位置が概略発見されると、第2水準の探索が、全てのビット、一般には8ビットを用いて当該領域において実施される。2つ以上のレベルの階層を使用することが出来る。

40

#### 更に解像度の高い追跡技法

利用可能な画素の間に追加画素を補間することにより、最も微細水準の運動検出を強化することが出来る。Li及びGonzalesによって「ビデオ技術用回路及びシステム」に関するIEEE議事録、6、1、頁118（1996年2月）に発表された代替方法においては、最小SADに対する近傍SAD値の値に基づくサブ画素解像度に関して運動推定値を計算する。

50

## 運動推定を結合するための技法

トランスジューサ運動の最終推定は、多重入力 of 合成値に基づくことが好ましい。最高品質（或いは確実性）を有すると推測される入力 that 最も大きく重み付けされるように、これらの入力 that 重み付けされることが好ましい。大多数の入力と矛盾している入力は、合成計算から除外されるか、或いは、非常に小さく重み付けされる。

先ず、絶対差の平均和（「mean\_\_SAD」）に対する絶対差の最小和（「min\_\_SAD」）の比率が、品質係数として用いられる。この比率が低い場合は結果が高品質であることを示し、結果が 1.0 に近い場合には信頼度の低い推定であることを示す。実際上、良好な比率が 0.3 未満であることは稀である。比率が 0.3 から 1.0 までの範囲内に在ると仮定すれば、この比率は、0.0 から 1.0 までの範囲内の重み付け関数に変換することが出来る。

10

ここに 1.0 は理想的な（高い確実性の）結果を意味し、0.0 は使用できない結果を意味する。

$$\text{Weighting\_MSAD} = (1 - (\text{min\_SAD} / \text{mean\_SAD})) / 0.7$$

最小観察可能 SAD が < 0.3 である場合には、この方程式は次のように修正可能である。

$$\text{Weighting\_MSAD} = (1 - (\text{min\_SAD} / \text{mean\_SAD})) / (1 - \text{min\_observable\_SAD})$$

第 2 の品質係数は、その前の推定値に対する現行運動推定の類似性に基づく。この方法は、実際上一般的に使用される平滑走査に際して、1 組の追跡データとこれに続く 1 組の追跡データとの間の実際の相対運動は類似するという観測結果に基づく。運動推定によって逆運動が予測された場合には、それが不良推定である可能性が高い。不良推定の原因には、ノイズ画像、貧弱な画素コントラスト、または、大量の流血の存在が含まれる。基準として用いられるその前の運動推定が、MSAD 動作からの未加工運動推定、或いは、その前の平滑化および重み付け済み推定のいずれかである可能性のあることに注意されたい。これに対して最も最近の未加工推定が比較される基準として、平滑化された前の運動推定が用いられることが好ましい。

20

現行例において、運動推定間の類似性の程度は次のように算定される。この例は、Y（仰角）方向運動に関するが、Z（深さ）方向運動にも適用可能である。Weighting\_\_seq は、順次推定の比較に基づいて生成される重み付け係数である。

30

$$\text{Weighting\_seq} = 1 - [\text{abs}(Y_{\text{curr}} - Y_{\text{last}}) / (\text{abs}(Y_{\text{curr}}) + \text{abs}(Y_{\text{last}}))] ]$$

ここに、Y<sub>curr</sub> = 平滑化された Y 運動の最終推定。

初期運動計算に関しては、前の値推に対する類似性の測定が不可能であるので、初期運動に関係した重み付けは、例えば 0.5 のような任意の値を用いなければならない。

次に、合成重み付け係数（「Weighting\_\_comp」）が形成される。

実際の組織走査による経験から、MSAD 品質または順次的品質のどちらに偏った重み付けを行うかを選択することが出来る。現在では、全重み付けの 0.75 は MSAD 品質に、0.25 は順次的品質に関係付けられる。

40

$$\text{Weighting\_comp} = 0.75 \times \text{Weighting\_MSAD} + 0.25 \times \text{Weighting\_seq}$$

これらの重み付けは、運動推定の対象とされた全ての点に関して算定される。一例において、6 件の運動推定がレンジ方向に実施された。各々の場合に、48 x 48 画素ブロックが用いられた。

実際の運動に関しては、運動を深さの関数として表す方程式は直線に従わなければならないので、求められた運動推定を直線に適合させることが出来る。重み付けされた最小二乗法を用いて運動を適合させることが好ましい。ここに、重み付けは、その点に関して運動が入手可能な各々のレンジポイントに関して上述した通りである。この過程は、Y 方向運動及び Z 方向運動の両方に関して繰り返される。

50



最終的に、適合済みの運動を決定することにより、切片 (  $c$  ) と勾配 (  $m$  ) によって定義される直線が得られる： $Y\_motion = mZ + c$ 。

同様に、Z 観測点の関数としての Z 運動が算定される。

$Z\_motion = mZ + C$  (異なる  $m$  と  $c$  )

一般に、 $Z\_motion$  は Z の関数としての定数であることが期待されるが、方位軸のまわりのトランスジューサの回転の場合には適用されない。

この適合値は、パラメータ  $Weighting\_comp$  の平均に基づいて更に円滑化される。従って、非常に低品質の推定が存在する場合には、現行の推定は主として前の推定 ( 現行推定でない ) に基づく。

$m\_mod = fact * (mean(Weighting\_comp)) * m + (1 - fact * (mean(Weighting\_comp)) * m\_last$  10

$c\_mod = fact * (mean(Weighting\_comp)) * c + (1 - fact * (mean(Weighting\_comp)) * c\_last$

$c$  切片の現行推定値

$c\_last$  前のフレーム対運動推定からの切片

$c\_mod$  修正済み切片

$m$  勾配の現行推定値

$m\_last$  前のフレーム対運動推定からの勾配

$m\_mod$  修正済み勾配

$fact$  重み付けにどの程度の重要度を付加するかを決定する係数 ( 現行  $fact = 1.0$  ) 20

その代りに、最終  $Weighting\_comp$  はファジー理論を用いて決定しても差し支えない。ファジー理論制御ブロックは入力として  $Weighting\_MSAD$ 、及び、 $Weighting\_seq$  を用い、 $Weighting\_comp$  である出力を形成するために、これらを結合する。入力  $Weighting\_MSAD$ 、及び、 $Weighting\_seq$  は、まず、クラスに割り当てられる (  $Weighting\_MSAD$ 、及び、 $Weighting\_seq$  用にクラスを分ける )。これらのクラスは、「低」、「中」、「高」である。メンバーシップ ( 帰属関係 ) は、図 34 に示すような 3 つの三角様領域のいずれに入力が該当するかに基づく。特定の測定値がどのクラスに所属するかを定義する線 ( ライン ) の位置の導出は実験に基づく。領域は、三角形として図示されるが、良好な結果を与えることが実験的に決定される任意の連続関数に従うように整形されても差し支えないことに注意されたい。クラス関数の水平軸は入力値 (  $Weighting\_MSAD$ 、または、 $Weighting\_seq$  ) に対応し、垂直軸はクラスのメンバーシップ ( 帰属 ) の度数を定義する。この場合、同じクラスのメンバーシップダイアグラムが  $Weighting\_MSAD$ 、及び、 $Weighting\_seq$  の両方に関して使用される。メンバーシップダイアグラムにおける類似したクラスは、図 35 に示すように、ファジー出力  $Weighting\_comp$  に関して導出される。この場合、ダイアグラムには 5 つの領域が有る、即ち、極低、低、中、高、及び、極高である。

$Weighting\_comp$  を決定するためには次のファジー則が適用される。これらの規則において、 $Weighting\_MSAD$  と  $Weighting\_seq$  との間には論理 AND が成立する。 40

規則番号      Weighting\_\_MSAD      Weighting\_\_esq      Wright\_\_comp

1	低	低	極低
2	低	中	低
3	低	高	中
4	中	低	極低
5	中	中	中
6	中	高	高
7	高	低	低
8	高	中	高
9	高	高	極高

10

ファジー則は、当該規則の真理を決定するために適用される。例えば、Weighting\_\_MSAD、及び、Weighting\_\_seqが各々0.35、及び、0.9であると仮定した場合について説明する。

20

0.35入力の結果は「低」クラスメンバーシップの0.5度であり、「中」クラスメンバーシップの0.5度である。0.9入力の結果は「高」クラスメンバーシップの1.0度である。

従って、規則3及び6は真であるが、出力Weighting\_\_compに関しては異なる値を提供する（それぞれ、「中」及び「高」である）。これらの規則に関して可能な出力を図36に示す。

先ず、規則3において、Weighting\_\_MSADの低値は論理ANDを用いてWeighting\_\_seqの高値と結合され、2つの式の最小値が規則3の真理水準として用いられる。Weighting\_\_MSADに関する「低」メンバーシップが0.5度であることは、Weighting\_\_seqに関するクラス「高」メンバーシップが1.0度未満であることである。従って、規則3の真理水準は0.5である。

30

規則6の場合には、Weighting\_\_MSADの「中」値は、論理ANDにより、Weighting\_\_seqの「高」値と結合され、2つの式の最小値が規則6の真理水準として用いられる。Weighting\_\_MSADに関する「中」メンバーシップが0.5度であることは、Weighting\_\_seqに関するクラス「高」メンバーシップが1.0度未満であることである。従って、規則6の真理水準は0.5である。

図36におけるWeighting\_\_comp関数メンバーシップに関する「中」及び「高」ラベルは、上記のファジー規則によって定義される真理水準において先端が切断される。これを図37に示す。

40

Weighting\_\_compに関する数値出力は、図心ファジー化解除技法を用いて導出される。図37に示す全斜線領域の重心の推定が行われる。この場合、重心は0.625に在り、従って、出力Weighting\_\_compにはこの値が割り当てられる。

Weighting\_\_compが決定されると、重み付けされた最小二乗適合値を決定し、そして、現行運動が現行推定またはその前の運動推定にどの程度まで基づくべきかを決定するために上記の方法を使用できる。

勿論、以上の検討から、X、Y、かつ/または、Z方向において検出された運動は局部運動、即ち、当該トランスジューサ及びそのアレイの現行位置及び方位に関する運動であることは明白である。最初、走査開始に際して、局部的なX、Y、及び、Z方向は、当該トランスジューサの運動期間を通じて一定状態を維持する仮想大局軸系に対応するものと一

50

般的に仮定される。扇風機様スイープに際して、当該トランスジューサが画像平面の方位軸のまわりに回転する場合には、局部的Z運動（トランスジューサの深さ方向）は、大局Yまたは仰角方向における有意成分を含むまで回転を継続するはずである。当該トランスジューサの検出された全ての運動に関して、大局軸系における当該トランスジューサの新規な位置及び方位が算定される。大局軸系に関する局部的なX、Y、及び、Z方向の位置付け（オリエンテーション）（即ち、当該トランスジューサの方位角、仰角、及び、レンジ、または、深さ）が更新される。従って、トランスジューサの局部的なZ方向における運動のその次の解析は、例えば、大局的なZ及びY方向における成分に分解される。

一例として、トランスジューサの深さ又はZ方向が、最初に大局Z方向と直線配列されるように下方を指した状態から、大局Z方向に関して45度の角度を作るまで回転した状態について考察することとする。10個の画素で構成されるトランスジューサの局部的なZ方向における運動は、この段階において、大局Y方向における $10 \cos(45^\circ)$ に大局Z方向における $10 \cos(45^\circ)$ を加算した成分に分解される。この例において、局部的Z方向は、依然として大局的X方向に関して垂直に位置決めされたままであり、従って、局部的Z運動は、大局的X方向には成分を持たない。

一般に、大局的軸方向に関する局部的軸方向の関係は余弦（コサイン）を用いて算定され、算定結果は、当該トランスジューサが当該ボリュームに互ってスイープされるにつれて連続的に更新される。好んで、これらの方向余弦は3つの軸全てに関して連続的に維持される。

ここで用いられる場合には、用語「運動成分」は、平行移動成分、回転成分、及び、その組み合わせを広く包括することを意図するものである。

#### データ重複技法

既に説明したように、拡張視界を得るために画像データの2つの領域が結合された場合、異なる画像データフレームからのデータの境界において、滑らかな補間方式を使用することが好ましい。図38に示すように、この種の滑らかな補間方式を提供するために、可変重み付け係数を使用することが出来る。図38において、直ぐ前のフレームの右縁は画素3で終了し、当該フレームの新規な画素4で始まる。前のフレーム1のために用いられる重み付け係数は、旧フレーム内の画素0及び1における1から当該フレームの新規部分内の画素5、6、及び、7における0まで滑らかに降下する。逆に、その次のフレーム2用の重み付け係数は、旧フレーム内の画素0及び1における0から、当該フレームの新規部分の画素5、6、及び、7に対する1まで徐々に上昇する。一般的に、上記の任意の実施例において、画像におけるノイズを軽減するために、蓄積された画像データに関して組み合わせ操作を用いることが出来る。同様に、組合わされたデータは、ノイズを軽減するために、追跡データと共に使用可能である。

#### 運動成分の不正確な推定を検出するための技法

画像アレイ平面および画像アレイ上の画素に関する三次元画素位置の定義を作成するために、追跡アレイから放射されるビーム線（ライン）に沿った運動推定値を用いる様々な方法がある。

11つの方法は、最小二乗又は重み付けされた最小二乗法を用いて直線を適合させる方法であり、この場合、運動の品質は重み付け係数として用いられる。これらの線に基づき、それらが関連した三次元運動と共に、多数の点を識別することが出来る。例えば、当該領域の最上部左、最下部左、最下部右、及び、最上部右部分に4個の点を選定することが可能であり、画素位置を見付けるために2線補間法を使用することが出来る。線に沿った運動推定から、平面（ $Y = a + bX + cZ$ ）に関する方程式が適合可能である。適合の品質は、最小二乗又は重み付けされた最小二乗技法によって測定可能である。次に、以前に識別済みの重要な4点を用いて、平面に関する方程式を見つける。即ち、例えば行列反転（マトリックスインバージョン）技法を用いてa、b、cを見付けるために、3点に関する3方程式 $Y = a + bX + cZ$ を適合する。この過程は、重要な4点のうちの3点で構成される異なる1組に関して繰り返される。比率 $a_1 / a_2$ （ここに、 $a_1$ 及び $a_2$ は3点で構成される異なる組から導出された「a」値である）、 $b_1 / b_2$ 、または、 $c_1 / c_2$

がスレシヨルドを越えた（大き過ぎるか、或いは、小さ過ぎる）場合には、当該システムは、平面が傾斜していること、及び、再走査が適切であることをビデオ出力を介してユーザに警告するようにプログラムすることが可能である。

線及び平面のどちらか又は両方の場合において、二乗誤差の和は、低品質運動推定の測定手段として使用し、そして、運動推定を内部的に適応するか（即ち、更に大きいブロックサイズを使用するか、或いは、さらに多くの運動推定を実施する）或いは、例えば再走査を促すためのビデオ又は可聴警告としてユーザに供給するために使用することが出来る。同様に、連続する運動推定値の間で検出された運動エラー誤差を累積し、そして、プリセットされたスレシヨルドに対して累積的な運動誤差を比較することが可能である。累積運動誤差がこのスレシヨルドを横切る場合には、当該システムは、累積的な位置誤差が不満足であること、そして、再走査が好ましいことをユーザに警告するようにプログラムされることが好ましい。累積運動誤差（二乗誤差の和から導出可能であるが、必ずしも正確に二乗誤差の和に等しいとは限らない）は、随意選択可能に、ユーザに対してディスプレイ可能である。

10

#### 代替 3 D 表示技法

既に述べたように、多重 2 D スライスは、ソリッド 3 D ボリューム集合に復元可能である。勿論、これが、出力ディスプレイ 4 6 を形成するために使用出来る唯一の方法ではない。例えば、更に簡単なディスプレイには、2 D 投射としてディスプレイされるが、3 D 形式であるディスプレイ用基準制約ボックスが含まれる。画像データの全ての平面の位置及び角度オリエンテーションは、既に述べた運動検出情報を使用して、以前と同様に算定される。ただし、この代替方法において、選定済み 2 D スライスは、スクリーン上にディスプレイされた 3 D 制約ボックス内に適応された状態で、ディスプレイされる。これは、K e l l e r 米国特許 N o 5 , 3 5 3 , 3 5 4 に記述されている過程を用いて実施可能である。二次元スクリーン上に三次元として規定される画像データを投射するための技法は公知であり、例えば、「コンピュータグラフィックス」（F o l e y 等、A d d i s o n - W e s l e y、1 9 9 5 年）の章 5 及び 6 に記載済みである。勿論、3 D フレーム内での 1 つの単一 2 D スライスのディスプレイは、既に述べた一般的な 3 D 復元及び視覚化システムの部分集合である。

20

#### 代替ビーム形成技法

上述の実施例は、ディスプレイ用データを収集するために画像データフレームを、そして、トランスジューサの相対運動を決定するためのデータを収集するために追跡フレームを使用する。画像データフレーム及び追跡フレームのためのアパーチャは物理的に分離されているので、画像データのこれらのフレームの収集は、実際には、2 つの独立したビーム形成器タスクを形成する。ビームの多重同時送信、及び / 又は、受信は、必要に応じて、追跡データの累積に必要な時間を節減するために使用できる。画像データフレーム及び追跡フレーム用超音波ビームを同時送信するために容易に適応可能な多重送信ビームシステムの一例は本発明の譲受人に既に譲渡済みの米国特許出願第 0 8 / 6 7 3 , 4 1 0 号に開示されている。同様に、多重受信ビームビーム形成器は、各送信ビームに関して個別の受信ビームを提供し、それによって、データ収集速度を上げるために使用することができる。本発明の譲受人に譲渡済みの米国特許出願第 0 8 / 4 3 2 , 6 1 5 号に開示されている多重受信ビームビーム形成器はこの目的用に適応可能である。O ' D o n n e l l 米国特許 4 , 8 8 6 , 0 6 9 に開示されている多重受信ビームビーム形成器も参照のこと。

30

米国特許出願 0 8 / 4 1 9 , 5 9 5、及び、0 8 / 4 1 8 , 6 4 0 に開示されているコヒーレント画像形成技法である W r i g h t 等による「コヒーレント画像形成のための方法及びその装置」（本発明の譲受人に譲渡済み）は、本発明の選定済み実施例と共に有利に使用出来る。W r i g h t 特許出願のシステムは、近傍場（フィールド）における隣接走査線間の位相調を提供し、それによって、シフト不変スペckルパターンを提供する。この種のシフト不変スペckルパターンは、小斑点（スペckル）追跡に基づき、走査線間の位相調整欠如に起因してスペckルパターンがシフト変化する従来型システムを用いて達成可能な場合よりも優れた画像運動検出を提供するはずである。

40

50

### 代替オペレータ警告メッセージ

追跡アレイの一方が運動を検出し、他方が検出しない場合には、この状態は、運動の無いことを示す方の追跡アレイが組織に接触していないことの表示であると推測することが出来る。システムコントローラは、例えば可聴音またはディスプレイスクリーン上の視覚的メッセージのような警報メッセージを用いてシステムオペレータに警告することによって、この状態に応答するプログラムされたロジックを含むことが好ましい。

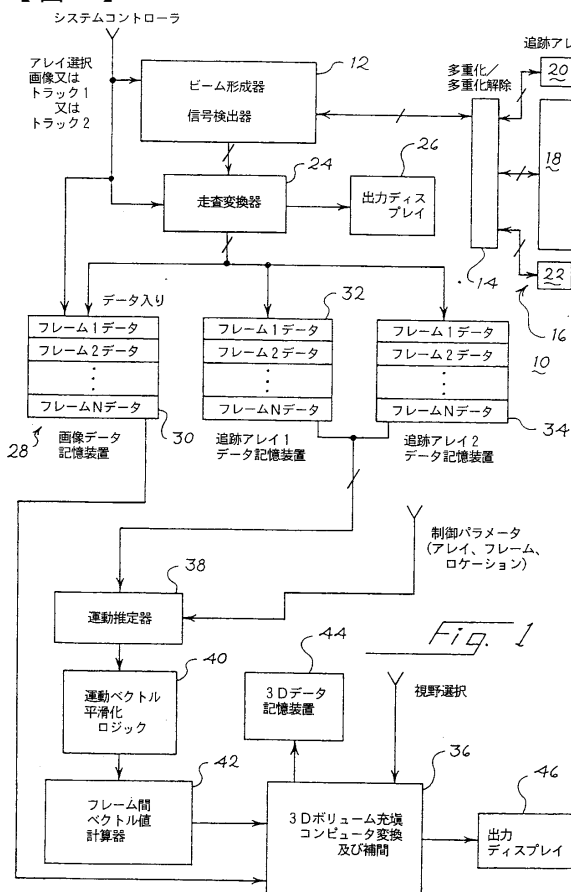
### 結論

既に述べたシステム及び方法は多数の重要な利点を提供する。これらは、磁気的位置決め（オリエンテーション）法と対照的に、電磁的環境および患者の運動には感応しない。本発明は、磁気的方法よりも低コストで実現可能であるものと推測され、しかも、更に低位の仕様のトランスジューサアレイを用いることが出来る。周波数に比例する映像解像度によって精度が決定されるので、既に述べた技法は、優れた精度の見当合わせ（レジストレーション）を提供する。

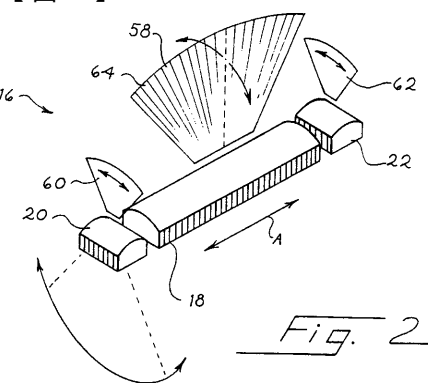
既に述べた改良されたトランスジューサは、用途に応じて、更に多量または更に大きいケーブルを必要とし、トランスジューサのフットプリントが僅かに広がる可能性がある。ただし、これらの潜在的な問題は、以上に述べた技法を用いて最小限に抑制することが可能なのである。

勿論、以上の詳細な説明は、制限的意味を持つものでなく、現時点における本発明の好ましい形式を例証するものと見なされるべきである。次に示す請求の範囲は、全ての等価事象を含み、本発明を定義することを意図するものである。

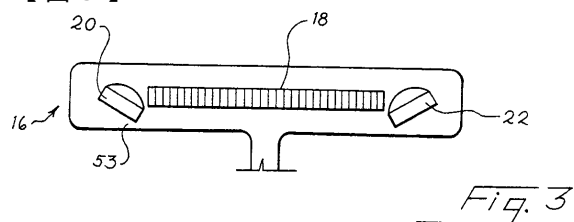
【図 1】



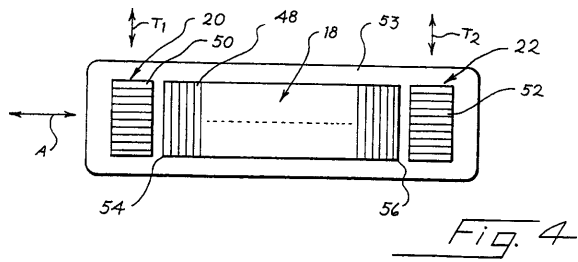
【図 2】



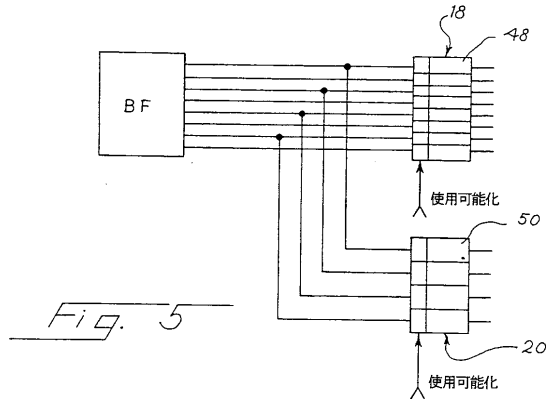
【図 3】



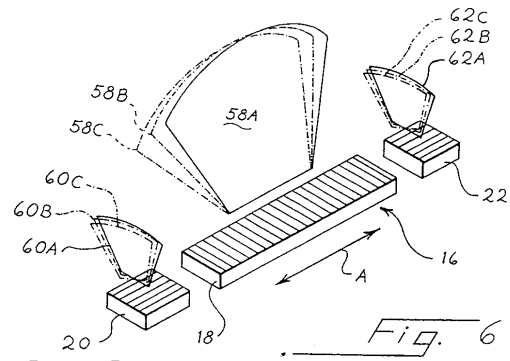
【図 4】



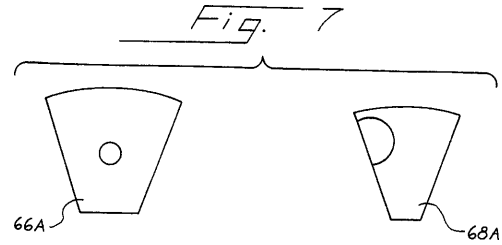
【図 5】



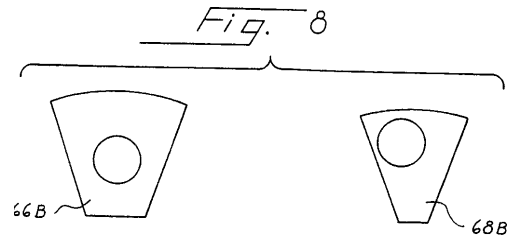
【図 6】



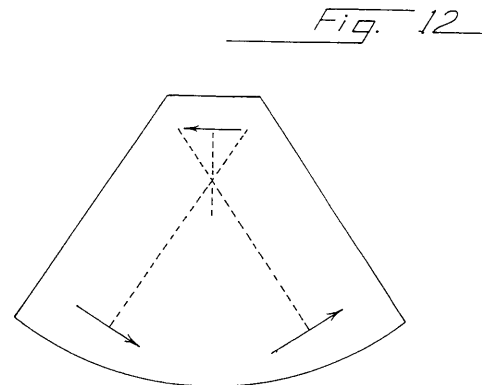
【図 7】



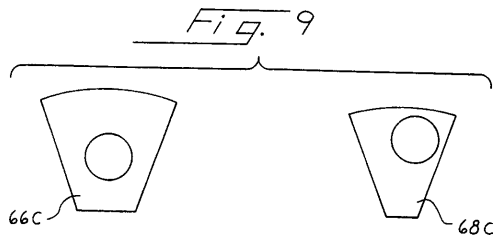
【図 8】



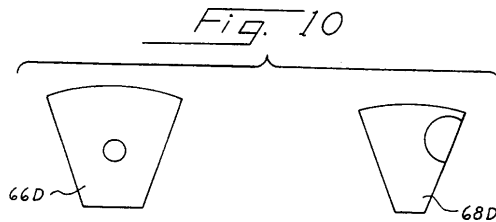
【図 12】



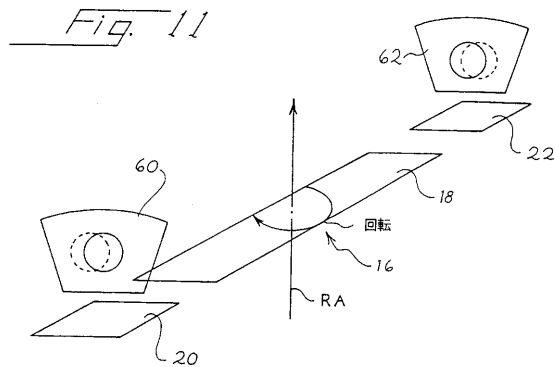
【図 9】



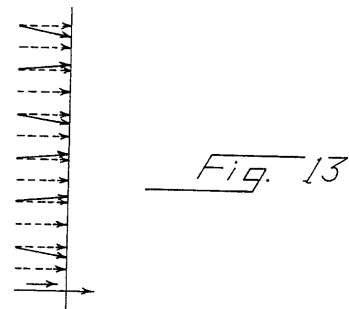
【図 10】



【図 11】



【図 13】



【図14】

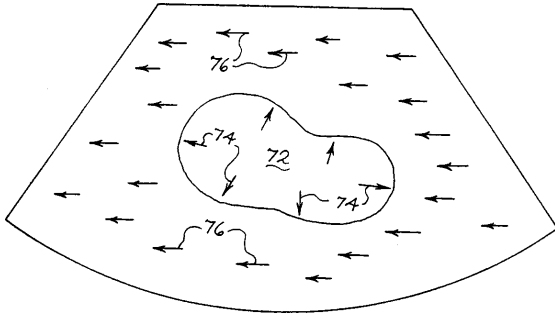


Fig. 14

【図15】

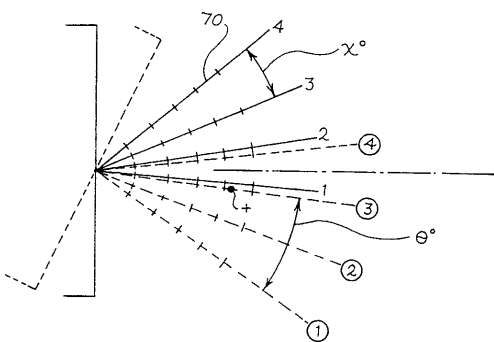


Fig. 15

【図19】

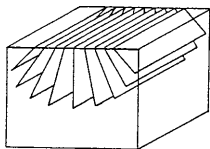


Fig. 19

【図20】

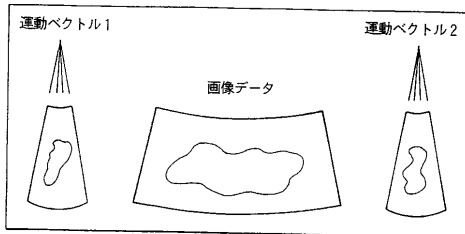


Fig. 20

【図21】

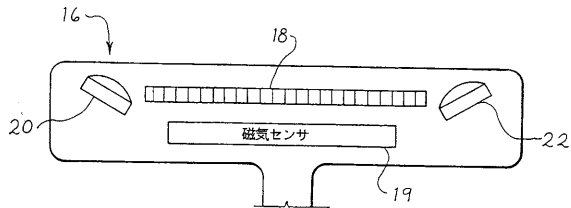


Fig. 21

【図16】

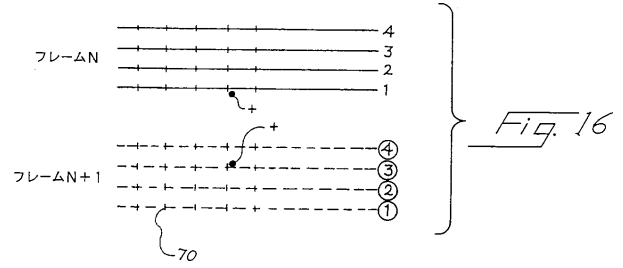


Fig. 16

【図17】

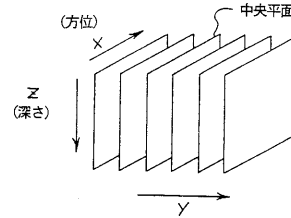


Fig. 17

【図18】

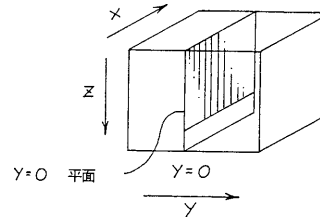


Fig. 18

【図33】

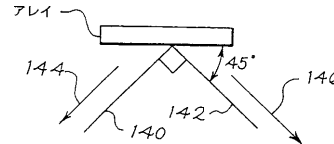
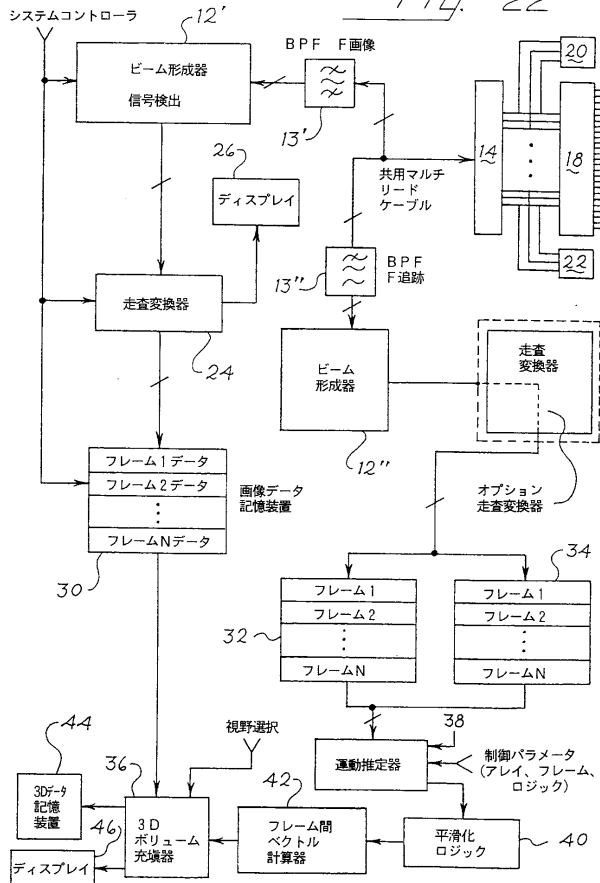
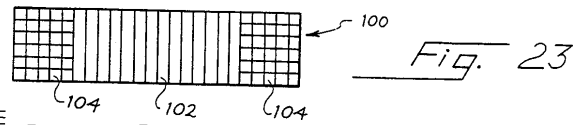


Fig. 33

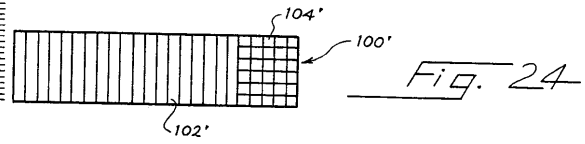
【 図 2 2 】



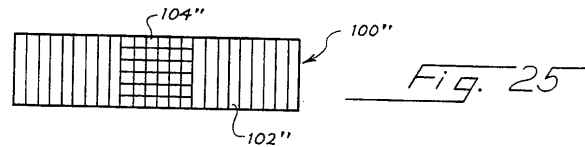
【 図 2 3 】



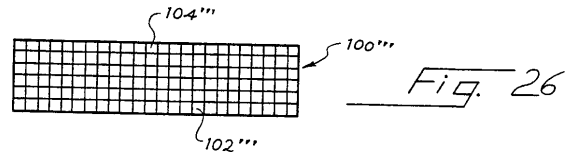
【 図 2 4 】



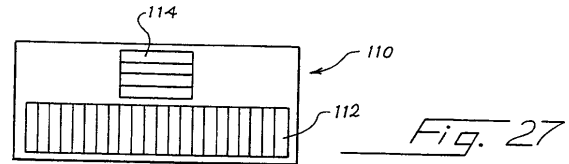
【 図 2 5 】



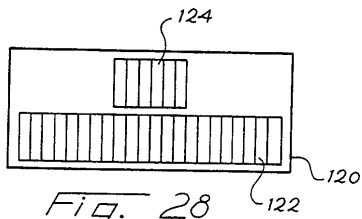
【 図 2 6 】



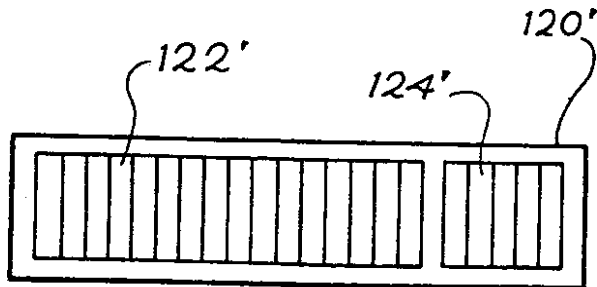
【 図 2 7 】



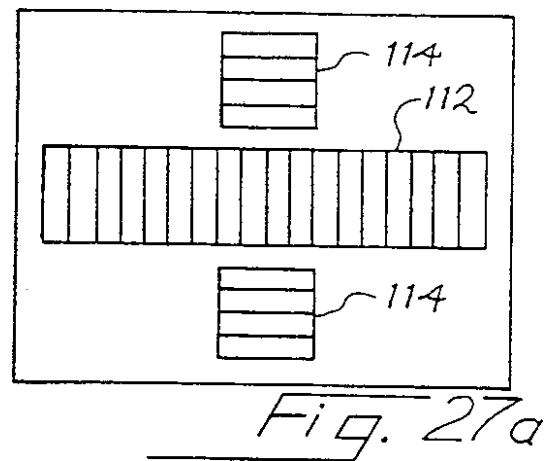
【 図 2 8 】



【 図 2 9 】



【図 27 a】



【 図 2 7 b 】

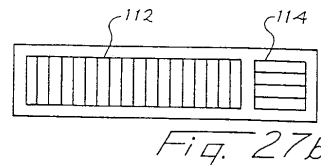


Fig. 29



【図 27 c】

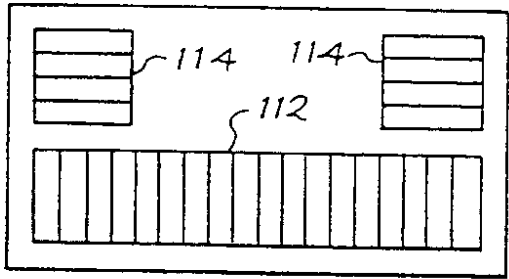


Fig. 27c

【図 27 d】

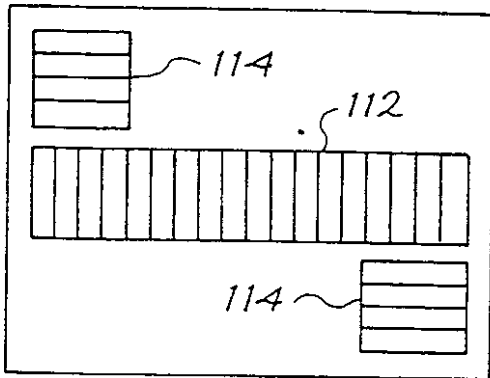


Fig. 27d

【図 27 e】

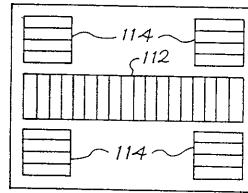


Fig. 27e

【図 38】

Fig. 38

	フレームの旧部分				フレームの新規部分			
画素番号	0	1	2	3	4	5	6	7
フレーム1 重み付け係数	1	1	.75	.50	.25	0	0	0
フレーム2 重み付け係数	0	0	.25	.50	.75	1	1	1

【図 30 A】

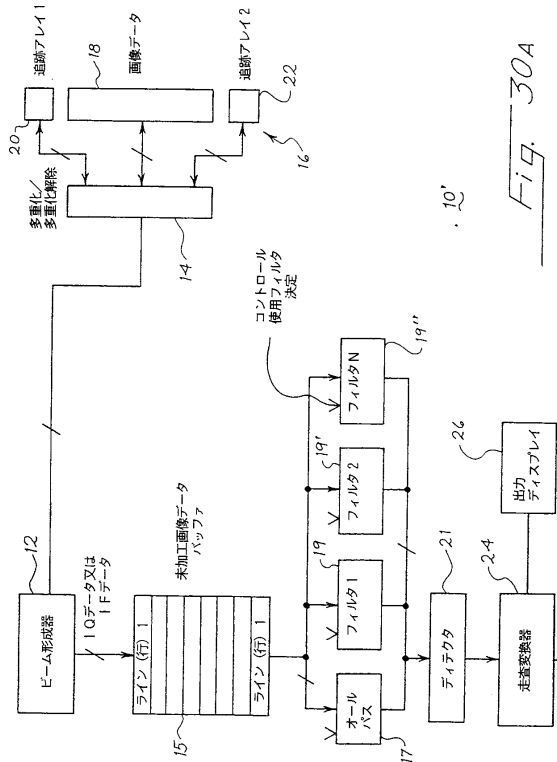


Fig. 30A

【図 30 B】

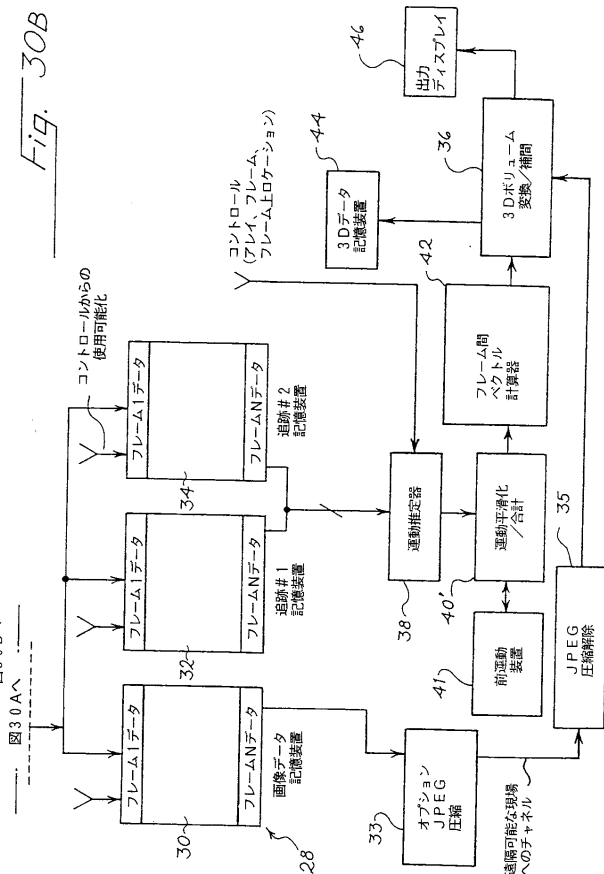


Fig. 30B

【図 3 1】

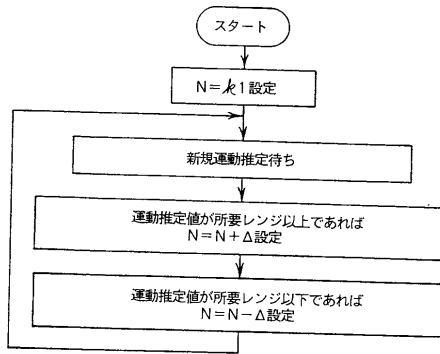


Fig. 31

【図 3 2】

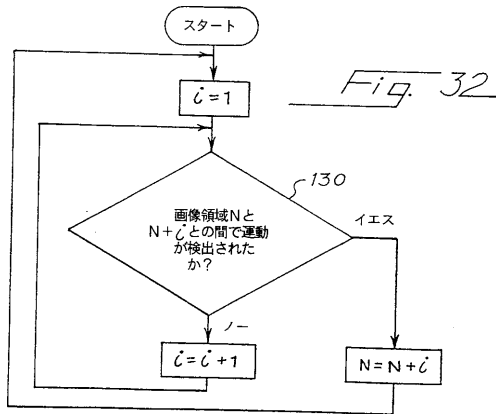


Fig. 32

【図 3 4】

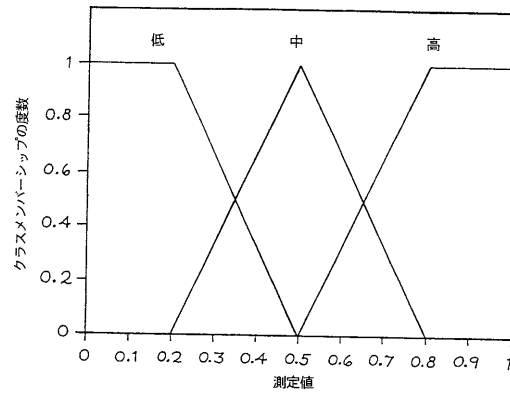


Fig. 34

【図 3 5】

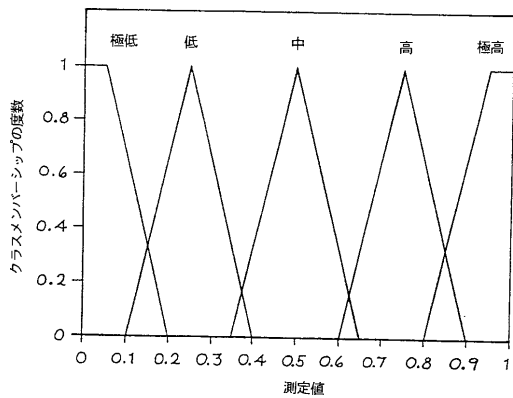


Fig. 35

【図 3 6】

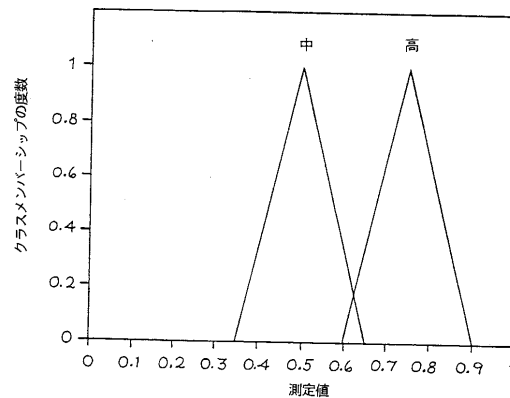


Fig. 36

【図 37】

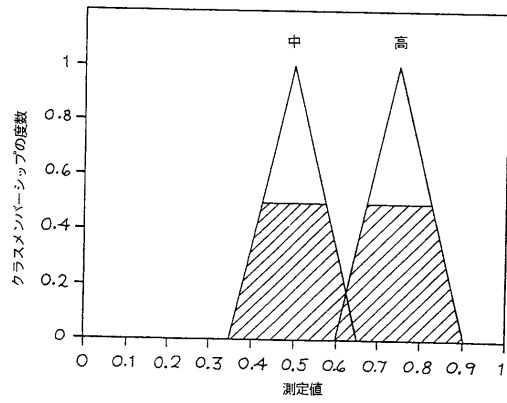


Fig. 37

【図 40】

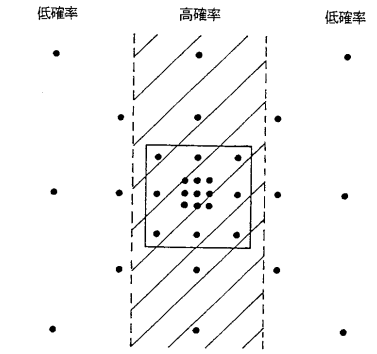


Fig. 40

【図 39】

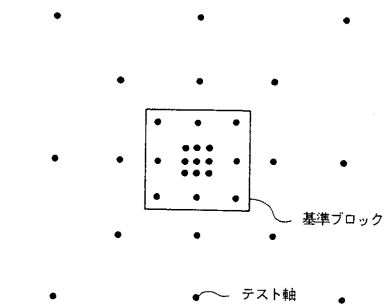


Fig. 39

## フロントページの続き

## (74)代理人

弁理士 今城 俊夫

## (74)代理人

弁理士 小川 信夫

## (74)代理人

弁理士 村社 厚夫

## (72)発明者 ホーサック ジョン エイ

アメリカ合衆国 カリフォルニア州 94301 パロ アルト エマーソン ストリート 14  
4 #イー

## (72)発明者 スリワ ジョン ダブリュー ジュニア

アメリカ合衆国 カリフォルニア州 94024 ロス アルトス マドンナ ウェイ 897

## (72)発明者 マスラク サミュエル エイチ

アメリカ合衆国 カリフォルニア州 94062 ウッドサイド ハイ ロード 961

## (72)発明者 ガードナー エドワード エイ

アメリカ合衆国 カリフォルニア州 95132 サン ホセ シュリヴァー ドライブ 313  
9

## (72)発明者 ホーリー グレゴリー エル

アメリカ合衆国 カリフォルニア州 94043 マウンテン ヴィュー モンテシト アベニュー  
1285 #23

審査官 樋口 宗彦

## (56)参考文献 特開平07-075637(JP,A)

特開平10-192278(JP,A)

特開平07-222744(JP,A)

特開平03-068349(JP,A)

特開平04-082540(JP,A)

特開昭57-069847(JP,A)

特開平04-114635(JP,A)

特開平02-172454(JP,A)

実開平04-051915(JP,U)

実開平04-067410(JP,U)

実開平04-111313(JP,U)

特開平05-317309(JP,A)

実開平06-038918(JP,U)

特開平04-126137(JP,A)

特開平07-275242(JP,A)

実開平04-124120(JP,U)

特開平02-246957(JP,A)

実開平03-041410(JP,U)

特開平04-285546(JP,A)

特開平04-256739(JP,A)

特開平04-099566(JP,A)

特開平08-038473(JP,A)

特開平08-024257(JP,A)

特開平06-261900(JP,A)

## (58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 8/00 - 8/15  
PATOLIS