

(19)日本国特許庁 (J P)

(12) 公 開 特 許 公 報 (A) (11)特許出願公開番号

特開2002 - 177275

(P2002 - 177275A)

(43)公開日 平成14年6月25日(2002.6.25)

(51)Int.Cl. ⁷	識別記号	F I	テ-マコード [*] (参考)
A 6 1 B 8/00		A 6 1 B 8/00	2 G 0 4 7
G 0 1 N 29/22	501	G 0 1 N 29/22	4 C 3 0 1
	502		5 B 0 5 7
G 0 6 T 1/00	290	G 0 6 T 1/00	5 L 0 9 6
3/00	400	3/00	400 J

審査請求 未請求 請求項の数 15 O L (全 80数) 最終頁に続く

(21)出願番号 特願2001 - 304163(P2001 - 304163)

(22)出願日 平成13年8月24日(2001.8.24)

(31)優先権主張番号 09/648214

(32)優先日 平成12年8月25日(2000.8.25)

(33)優先権主張国 米国(US)

(71)出願人 394007001

アキューソン コーポレイション

アメリカ合衆国 カリフォルニア州 9403

9 - 7393 マウンテン ヴィュー チャール

ストン ロード 1220

(72)発明者 ティラカ エス スマナウィーラ

アメリカ合衆国 カリフォルニア州 9513

0 サン ホセ ノースローン ドライヴ

5110

(74)代理人 100059959

弁理士 中村 稔 (外 9 名)

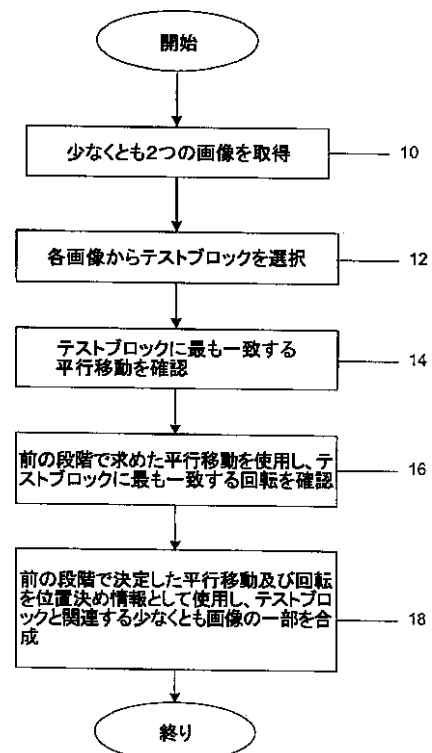
最終頁に続く

(54)【発明の名称】 視野拡大のための医療診断用超音波画像形成法

(57)【要約】

【課題】 拡大視野画像を形成するための医療診断用超音波画像形成方法を提供する。

【解決手段】 医療診断用超音波画像形成システムは、改良された合成方法を用いて、実質的に同一平面上にある2次元画像を位置合わせして、拡大視野画像を形成する。各要素フレーム又はデータサブセットに関する特性の差異を利用して、拡大視野画像の向上を図る。例えば、各要素画像に関連する操作角又は取得周波数は相違する。



【特許請求の範囲】

【請求項 1】 目的物の拡大視野を形成するための医療診断超音波方法であって、(a) 第 1 及び第 2 の変換器の位置に応じて部分的に重なり合うとともに、各々複数の操作角と関連付けられた第 1 及び第 2 の医療用超音波画像を選択する段階、(b) 重なり合う領域において、前記第 1 の画像を前記第 2 の画像と合成する段階、及び(c) 前記段階(b)に対応する拡大視野画像を生成する段階を含むことを特徴とする方法。

【請求項 2】 前記段階(b)は、有限インパルス応答の関数としての合成する段階を含むことを特徴とする請求項 1 に記載の方法。

【請求項 3】 前記第 1 及び第 2 の医療用超音波画像は、異なる周波数によって特徴付けられることを特徴とする請求項 1 に記載の方法。

【請求項 4】 前記第 1 の医療診断用画像は、少なくとも 2 つの異なる周波数と関連付けられたことを特徴とする請求項 1 に記載の方法。

【請求項 5】 (d) ライン、又は、ライン・インターリーピングのグループの関数として、前記第 1 及び第 2 の医療診断用画像を取得する段階を含むことを特徴とする請求項 1 に記載の方法。

【請求項 6】 目的物の拡大視野を形成するための医療診断用超音波方法であって、(a) 第 1 及び第 2 の変換器位置に応じて部分的に重なり合うとともに、各々少なくとも 1 つの異なる操作角と関連付けられた第 1 及び第 2 の医療用超音波画像を選択する段階、(b) 重なり合う領域において、前記第 1 の画像を、前記第 2 の画像と合成する段階、及び(c) 前記段階(b)に対応する拡大視野画像を生成する段階を含むことを特徴とする方法。

【請求項 7】 前記段階(b)は、有限インパルス応答の関数として合成する段階を含むことを特徴とする請求項 6 に記載の方法。

【請求項 8】 前記第 1 及び第 2 の医療用超音波画像は、異なる周波数によって特徴付けられることを特徴とする請求項 6 に記載の方法。

【請求項 9】 前記第 1 の医療診断用画像は、少なくとも 2 つの異なる周波数と関連付けられたことを特徴とする請求項 6 に記載の方法。

【請求項 10】 (d) ライン、又は、ライン・インターリーピングのグループの関数として、前記第 1 及び第 2 の医療用超音波画像を取得する段階を含むことを特徴とする請求項 6 に記載の方法。

【請求項 11】 目的物の拡大視野を形成するための医療診断用超音波法であって、(a) 各々、実質的に同一の領域及び異なる周波数と関連付けられた第 1 及び第 2 の医療用超音波画像を合成する段階、(b) 各々部分的に重なり合った、前記段階(a)に対応する合成された医療用超音波画像及び少なくとも第 3 の医療用超音*

*波画像を選択する段階、(c) 重なり合う領域において、前記合成された医療超音波画像を前記第 2 の画像と合成する段階、及び(d) 前記段階(c)に対応する拡大視野画像を生成する段階を含むことを特徴とする方法。

【請求項 12】 前記段階(c)は、有限インパルス応答の関数として合成する段階を含むことを特徴とする請求項 11 に記載の方法。

【請求項 13】 ライン、又は、ライン・インターリーピングのグループの状態、前記第 1、第 2、及び第 3 の医療用超音波画像を取得する段階を含むことを特徴とする請求項 11 に記載の方法。

【請求項 14】 前記段階(c)は、オープン GL によりアルファブレンドする段階を含むことを特徴とする請求項 11 に記載の方法。

【請求項 15】 前記段階(b)は、オープン GL によりアルファブレンドする段階を含むことを特徴とする請求項 11 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、医療的診断用超音波撮像に係り、特に、2 つ又はそれ以上の部分的に重なり合う画像の拡大視野画像への合成に関連して使用される方法の改良に関する。尚、本出願は、同時係属の 1998 年 11 月 20 日に出願された米国特許出願番号 09/196,986、1999 年 8 月 26 日に出願された同 09/384,707、及び、2000 年 3 月 27 日に出願された同 09/536,215 の一部継続出願である。これを、本明細書において参考文献として援用する。

【0002】

【従来の技術】1997 年 8 月 22 日に出願し、本発明の譲受人に譲渡され本明細書において参考文献として援用される米国特許第 6,014,473 号において、Hossock 等は、複数の医療診断用超音波画像を取得し、これらを位置を合わせ、位置決めするシステムを記載している。この位置合わせは、2 つの選択画像間の動きを求めめるために使用されるとともに、2 つ又はそれ以上の選択超音波画像から拡大画像を合成するのに必要な情報を得るために使用される。すなわち、同一平面上にある 2 つの追跡画像を位置合わせすることができ、そこで、2 つの追跡画像の時間間隔に変換器を相対運動させることができる。同様にして、2 つ又はそれ以上のほぼ同一平面上にある診断画像を位置合わせし、合成して拡大視野を形成することができる。

【0003】1 つの実施形態では、Hossock 等は、連続する追跡フレーム間で収集される画像データフレーム数の適応的決定法を開示している(第 22 欄、18 乃至 50 行)。追跡フレーム間で収集される画像データフレーム数は、各画像データフレーム間の移動推定値

に応じて変動する。

【0004】収集されたフレームは合成される。米国特許第6、014、473号において開示されている合成法は、異なる画像データフレームの境界部分から得られるデータを、可変的な重みによって補間している。画像データフレームに適用される重みは、距離の関数として直線的に変化し、この場合、1つのフレームの重みは、1マイナス他方のフレームの重みとされる。これらの重みを使用して、先行するフレームを後続のフレームと合成する。先行するフレームの構成については論じられていないが、Hossack等は、合成が画像データを蓄積するために利用できることを言及している。

【0005】同様に、米国特許第5、575、286号において、Weng等は、重なり合う領域において、新画像フレーム、及び、既存合成画像フレームの双方に重みの傾斜をつける、「傾斜合成」を開示している。Weng等は、既存の合成画像の構成については論じていない。Weng等は、また、重なり合わない領域には新規な画素のみを使用するか、または新規画像フレームを既存合成画像と再帰的に平均化する等の傾斜合成の代替的方法も開示している。

【0006】

【発明が解決しようとする課題】本発明は、部分的には、汎用性があり、敏速に実行できる改良合成法に関する。

【0007】

【問題を解決するための手段】導入として、以下に説明する好ましい実施形態は、拡大視野のために複数のデータフレームを組み合わせる方法及びシステムを提供する。各要素フレーム又はデータのサブセットに関する特性の差異を利用して拡大視野画像の向上を図る。例えば、各要素画像に関連する操作角又は取得周波数は相違する。

【0008】本発明は以下の請求の範囲によって定義される。この章は、単に導入部として記載され、以下の請求の範囲を定義するものではない。

【0009】

【発明の実施の形態】拡大視野画像を形成するために2つ又はそれ以上の要素画像間の動きを推定するために、様々な方法が使用することができる。これらの方法の一部が、以下で論じられる。これらの動作推定法を紹介した後、合成法について論じる。

【0010】ここで図を見ると、図1は、2つの画像間の動きを推定するための方法の一具体例のブロック図を示している。最初のステップ10で、少なくとも2つの医療診断用超音波画像が、適切な技術を使用して取得される。例えば、Acuson社のSequoia、又は、Aspenシステムを使用して、いずれかの適切な方式でこれらの2つの画像を取得することができる。以下に更に詳細に説明するように、これらの画像は、Bモ

ード、カラードップラーモード、及び基本モード、又は、（造影剤のハーモニック撮像、及び、造影剤を使用しない組織ハーモニック撮像を含む）ハーモニックモードを含む所望の撮像モードである。場合に応じ、これらの初期の取得画像が、本明細書において、親画像として引用されることもある。

【0011】2つの画像は、実質的に同一平面上にあり、部分的に重なっており、変換器プローブをXZ平面内で平行移動し、場合によっては回転して、取得される別々のフレームとして取得できることが好ましい。多種多様な変換器プローブが使用でき、これらプローブとしては、従来の外部プローブの他に、食道その他の体腔穿刺用に設計された変換器プローブ、血管用、及び他のカテーダルに基づく変換器プローブ、及び、体内手術用変換器プローブ（内部器官に直接接触して行う外科手術時に使用するよう設計された変換器プローブ）がある。

【0012】ステップ12では、ステップ10で取得された画像から、テストブロックが選択される。図2は、一例を挙げており、親画像20から取り出した中央ストリップとしてテストブロック22が示されている。以下に説明するように、テストブロック22は所望の形に成形することができ、様々な技法を使用して、テストブロックを親画像に対して変形させることができる。例えば、テストブロックは、以下に説明するような様々のフィルタリング、選択消去法、その他の技法によって複雑性を低減することができる。図2は、親画像及びテストブロック22に関する従来のX（方位）及びY（範囲）次元を示している。

【0013】図1に戻って、次のステップ14は、2つの画像から取り出したテストブロックを一致させるXY平面における平行移動を見付けることである。以下に説明するように、一致は、差の絶対値の最小和（MSAD）技法、及び、乗法を利用する様々な相関技法を含め、多くの方法で測定することができる。ステップ14においては、テストブロックは互いに他に対して相対的に平行移動されるだけで、回転されないことに注目されたい。以下に説明するように、ステップ14で使用される平行移動の位置、範囲、方向は、検索時間を最小にするのに適するように選択される。

【0014】ステップ16で、テストブロックは、前のステップの一致させるための平行移動を利用して平行移動で位置合わせされ、次いで中央軸24（図2）について回転し、テストブロックに最も良く一致する回転角を見付ける。前と同様に、検索する回転角は、検索を早めるために先行する検索に基づき、適応的に選択される。

【0015】図1の方法では、一致させる平行移動及び回転角は、個々に見出だされる。これは、幾つかのブロックから複数の平行移動を検出し、それに従って回転を推論する方法より優れた利点をもたらす。実際には、動

きは、完全に独立した形態で、平行移動と回転の一方又は両方において不規則なものとするができる。通常、平行移動誤差は重大な累積幾何学誤差をもたらすことがないので、さして重要ではない。角度の誤差は、誤差が累積する傾向があり、角度誤差がその後取得されるフレームにおける平行移動誤差を増大させる結果を生じるので、より重大な影響を与えることがある。従って、フレーム間の妥当な角度の動きに対する検索範囲を独立に制御することが望ましい。

【0016】最後に、ステップ18において、前のステップから得られる平行移動、及び、回転の一致は、初期の親画像の少なくとも一部を合成するための位置決め情報として使用される。図3は、2つの親画像20、20'が互いに合成される例を示している。親画像20、20'は重なり領域20''において重なり合い、位置決め情報(X, Z,)を使用して親画像20、20'を位置合わせする。

【0017】図1の方法は、組織での変換器の実際の動きの特性を利用することが望ましい。通常、X(方位)軸方向の平行移動は、Z(範囲)軸方向の平行移動より遙かに大きく、変換器は表面に沿って滑り、組織内に押し込まれない。回転効果は平行移動の効果に比べるとかなり穏やかである。これは、腹部表面の走査、又は、首や脚部に沿った走査のような最もありふれた用途には確かに当てはまる。

【0018】テストブロックの形状は回転の決定を容易にするように最適化されることが望ましい。ブロックは方位方向では短く(例えば、X軸方向に32画素)、範囲方向で長く(例えば、Z軸方向に320画素、又は、画像の縦方向の利用できる全距離)になっている。この理由は、ブロックが少し回転されるので、回転の影響は、テストブロックの上端及び下端領域で、画素の平行移動する行によって近似することができる。もし画素ブロックが正方形であれば、Z方向の移動は無視できないので、画素をX、及び、Z両方向へ平行移動しなければならない。

【0019】図4、及び、5は、この影響を示している。図4では、テストブロック22は角度 だけ回転される。第一番目に、X軸方向の各行の画素移動は、単なるX軸方向の平行移動であり、テストブロック22のどの画素もZ方向には殆ど移動しない。対照的に、幅広いテストブロック22Nが図5で示すように使用されると、角度 の対比される回転で、テストブロック22Nのコーナー近くの画素に対し、Z軸方向のかなりの移動が生じる。このため、テストブロックの範囲の大きさと方位の大きさとの比は、5より大きいことが好ましく、9より大きいことが更に好ましく、下記に説明する実施形態では、ほぼ10に等しい。

【0020】ステップ14の検索は基本的に方位方向であるが、また、範囲方向の小検索(2、3画素)を含む

こともある。検索は、第一に方位方向のみで行い、次いで微小スケールの、X、及び、Z両方向の2次元検索を行うことが好ましい。

【0021】ステップ16の検索は、高精度及び高速の両方とも重要であるので、各角検索用の画素オフセットテーブルを生成することによって、最も効率的に実行される。また、微小回転の方が、大回転より遙かに生じやすい。従って、回転は、通常テストブロックの先端(上端及び下端)において1画素ずつ移動しながらインクリメントしていく。

【0022】画素オフセットテーブルは、プログラムが開始する時に1度生成されることが好ましい。所定の角検索範囲は、例えば、-5度から+5度まで、0.2度のステップで定義される。全ての角度ステップに対して画素ブロックを、範囲方向に1ステップインクリメントし、特定の角度に対する関連する方位(X)方向のオフセット、及び、範囲方向における画素位置を計算する。画素オフセットは、次の式によって定義される。

(画素_インデックス $\times \tan$) の丸め

ここで、丸めは、最近似の整数を戻す関数であり、画素インデックスは、テストブロック(すなわち、回転軸)の中心に関する範囲方向の画素のインデックスであり、

は特定の角度である。この例においては、画素は正方形と仮定されている。もし画素が正方形でなければ、上記の式は、下記の例のように修正して、画素アスペクト比によって補正する。

((画素幅/画素高さ)画素_インデックス $\times \tan$) の丸め

【0023】例として、範囲方向に301画素を超えて広がる画像を考察してみよう。方位方向の中心画素は151である。範囲方向に10画素下方で、選択角度が+0.5度に等しい画素を考察してみよう。この画素高さと選択角度に対する画素・オフセットの成分は、

((151-10) $\times \tan(0.5 \times \pi / 180)$) の丸め = (1.23) の丸め = 1

この過程は、画素オフセットテーブルの全ての画素高さ、及び、回転角に対して反復され、この過程はプログラムが実行されるごとに、ただ1度限り実行される。

【0024】図6、7、及び、8は、その様な3つの画素オフセットテーブルを、単純化した形で示している。

図6は、回転角0に適合する10画素オフセットテーブルを示している。26で示すように、回転したテストブロックは、元のテストブロックと同一である。図7は、軸24に関し時計回りに1画素回転したオフセットテーブルを示している。移動は、画素1ないし10上で、画素+1から-1の範囲にあり、回転したテストブロックは、26'で示される。図8は、時計回りに2画素の回転に適合するオフセットテーブルを示し、テーブルにプロットした移動は、+2から-2の範囲にある。回転テストブロック26''は、画素がZ方向に平行移動するこ

となく、X方向に平行移動した様子を示している。同様のテーブルは、反時計回りについても生成することができる。

【0025】図1のステップ14、及び、16の両方とも、平行移動及び回転移動の両方に対し細分ステップサイズの精度で移動を計算することが便宜である。これは、MSAD最小値近傍の値に対して2次式を当てはめることによって求めることができる。2次式を当てはめるための方程式を見つけてしまえば、細分ステップサイズに対する真の最小値は、微分後の2次方程式における

0値から決定される。

【0026】ひとたび一致する平行移動、及び、回転が決定されると、サブブロックの中央軸に沿った全ての点の移動を知ることができる。もし回転を、傾斜、及び、定数としての平行移動と考えると、 c は平行移動量、 m は傾斜、又はタンジェント（回転角）、かつ、この場合、 x は範囲要素であり、 y は、その範囲での、 X 又は方位軸に沿った平行移動量として、 $y = mx + c$ によって移動を定義するための必須要素を有していることになる。このようにして、1つの画像を他の画像に一致

20するように動かすための、平面上における全ての点の移動が見いだされよう。

【0027】上記で説明した拡大視野処理は、画像取得の直後に実行され、取得システムの超音波ディスプレイ上に表示される。代替的に、その様な拡大視野処理は、遠隔コンピュータ上で蓄積画像データを使用した事実の後、実行することもできる。

【0028】上記の方法及び関連する方法の好ましく、かつ、代替的な実施形態に関するこれ以上の詳細は、移動を推定する方法、及び、2つ又はそれ以上の要素画像

30を計算して、画像の拡大視野を形成する方法を含め、下記に説明する。

【0029】1. 下記に説明し、図9に示すように、反復検索を使用することができる。

処理：

(a) ステップ30において、平行移動（X方向のみ、又は、X、及び、Z方向）によって一致を検索する。

(b) ステップ32において、ステップ30で見つけた平行移動を考慮して、回転によって一致を検索する。

(c) ステップ30、及び、32を考慮して、ステップ34で、より良い一致をもたらす平行移動（X、及び／又は、Z）が見つかるか否かを決定する。

(d) ステップ30、32、及び、34から取得された平行移動、及び、回転の一致を考慮して、ステップ36でより良い一致をもたらす回転を検索する。

【0030】ステップ30、32、34及び、36の各場合において、最も良く一致するものを見つけることが好ましい。代替的に、これらの各ステップにおいて、最も良く一致するものを見つけるには速すぎるか、近似的

すぎるけれども、比較的良く一致するものをもたらす高速検索を使用することもできる。ここで使用しているように、「一致」という用語は、最善の一致も程度の良い一致をも幅広く含むような意味である。

【0031】ステップ30ないし36を反復する回数は、いろいろな方法で決定することができる。例示した実施形態では、 M （ステップ34、及び、36が実行された回数）は、この実施形態では2である定数と比較される。もし希望すれば、定数は大きくすることができる。代替的に、ステップ34、及び、36は、（最小SADと平均SADとの比のような）一致の品質の程度が所定の容認可能な水準に届くまで、又は、代替的に、大きな反復回数が完了するまで、反復することができる。

【0032】例として、 N を小さな整数として、テストブロックの幅を $16 \times N$ としてみよう。 $N = 2$ に対し、方位方向の幅は32になる。図9における反復法の最初の平行移動一致ステップ30は、X方向のみで、例えば、 ± 32 画素の範囲に亘るものとしてすることができる。検索範囲は、先行するX方向の移動の推定に基づき、適応するように変更しても良く、範囲は32画素より小さくしても良い。図3における反復法の最初の回転一致ステップ32は、 ± 3 度の範囲に亘るものとしてすることができる。第2の平行移動一致ステップ34は、X方向に ± 2 画素、Z方向に ± 1 画素の範囲に亘るものとしてすることができる。第2の回転一致ステップ36は、 ± 0.5 度の範囲に亘るものとしてすることができる。

【0033】2. テストブロックは高く狭い必要はなく、上記したように、テストブロックが利点をもたらすようであればよい。

【0034】幅30画素、高さ300画素の長方形テストブロックを考察してみよう。個々の画素は正方形であると仮定しよう。このテストブロックの場合、2.42度までの回転に対しては、どの画素もZ方向に0.5画素より大きくシフトする必要がない。従って、2.42度までの角度に対しては、Z方向の移動の計算は無視できる。Z方向の移動の計算が無視できることには2つの利点がある。

(a) Z方向の移動の計算は必要ではない。これによって計算時間が節約できる。

(b) 参照フレーム（旧フレーム）、及び、テスト位置フレーム（新画素）の画素行は、共に連続したメモリ位置を占める（画素がメモリ中の行に沿って並べられている、すなわち、2D配列が読みとられると仮定すると、画素アドレスは、最初にX方向にインクリメントし、各行が読みとられた後Y方向のインクリメントが後続する）。この順序づけが、プログラミングをより簡単、かつ、高速にする。詳細には、それはポイントに基づくプログラミングの利用を非常に容易にし、また、パラレル方式の画素ブロックの計算を遙かに扱いやすくする。例えば、MMT（登録商標）を備えたインテルの

ペンティアム（登録商標）マイクロプロセッサを使えば、この方法で 8 つの 8 ビットのバイナリ数が並列で計算できる。新旧両フレームにおいて、画素が連続的に行でグループ化されるという事実が、より易しい実装を容易にする。

【0035】対照的に、もし画素ブロックが、幅 300 画素、かつ、高さ 300 ブロックであれば、0.19 度より大きい回転では、少なくとも数個の画素では 0.5 より大きな Z 方向の移動が生じる。経験的に、連続するフレーム間の回転移動は 0.19 度より大きい、2.42 度より小さいことを示している。Z 方向の移動が 0.5 画素より大きい場合には、それでもやはり、正確な回転移動の計算をすることができるよう、画素を Z 方向にシフトした位置から新フレーム画素に再割り当てすることが十分に可能である。

【0036】カラードップラー超音波画像データ（速度、エネルギー、又は組み合わせ）は、この方法で使われる画像の一部又は全部を形成する。B モードデータ及びカラーデータの両方が表示用に利用可能であれば、全画素ブロックに対する B モードデータを使用して、一致画像情報を決定でき、また、特定の B モード領域用に計算された移動は、関係する（重なり合った）カラー領域に適用することができる。速度、又は、エネルギーデータのようなカラーデータもまた、下記に検討するように、拡大視野画像を形成するように合成されることがある。

【0037】4. 基本、又は、ハーモニックデータは、この方法と共に使用される画像の一部又は全部を形成することがある。

【0038】5. 画像データは、移動推定に先立って前処理し、合成（画像一致）後に後処理することができる。

(a) 濃度階調再マッピング、すなわち、取得されたものとしての 0 ないし 255 の範囲の濃度階調値が、非直線関数を使用して再マッピングされる。

(b) 上記の例として、コントラスト強調（例えば、ヒストグラム等化）が使用される。他の例として、24 ビット RGB データが 8 ビット濃度データに簡略化される。

(c) 画素コントラスト解像度は簡略化されて、移動推定を高速化し、例えば、0 ないし 255 画素のレベルは、移動推定に先立って、0 ないし 15、あるいは、0 ないし 1（すなわち単なる 2 値レベル）にマッピングされる。

(d) 画像の明るさは変更される。生じた画像は、平均画素レベルを増加させる、0 ないし 255 のマッピング関数を通してされる（が、上端を 255 で切って、255 を超えるものを取り込むのを防ぎ、近い黒色と結合した低位の整数に戻る）。

(e) 画像データは何らかの方法でフィルタに掛けら

れる。

(f) 出力画像はスペckルが減少している（例えば、低域フィルタ）。

【0039】6. 好ましい移動メリット関数は、典型的には MSD（差の絶対値の最小和）である。しかし、交差相関を使用して一致移動/回転を見つける（倍数の和）技法のような他の一致技法もまた使用されることがある。

【0040】7. サブ画素推定を平行移動に適用することができ、かつ、サブ角ステップサイズ推定を回転計算に適用することができる。

【0041】例として、最小値及びその近傍に対する差の絶対値の和（SAD）のレベルを比較して、細分画素解像度に対する最小値の適切な位置を決定する。これを実行する簡単な方法は、3 点（最小の SAD を有する画素 y_2 、プラスとその両側の隣り合っている画素 x_1 、及び、 x_2 ）に二次方程式 $y = ax^2 + bx + c$ を適用することである。これら 3 点のデータポイントの x の値は x_1 、 x_2 、及び、 x_3 であり、これらの x の値は、通常単位（平行移動検索のための画素スペーシング、及び、回転検索のための角ステップサイズ）によって分割される。3 点のデータ（ x_1, y_1 ）、（ x_2, y_2 ）、（ x_3, y_3 ）は方程式 $y = ax^2 + bx + c$ で同時に解かれる。このようにして、 a 、 b 、及び、 c （ c は必ずしも必要ではない）が見つけられる。派生した 2 次方程式は、微分して 0 に等しいと置いて解く。

$$2ax + b = 0$$

このようにして、サブステップサイズの分解に対する x の値が見いだされる。

【0042】8. テストブロックにおいて使用される画素データは、走査前変換音響データのこともあれば、走査後変換ビデオデータのこともある。テストブロック用の画素データは、Wright の本発明の譲受人に譲渡された米国特許第 5、623、928 号で説明されているような、理想的に処理されると 2 線間にコヒーレンシーを与える検出された包絡線、素の高周波、ベースバンド求積法（I、Q）、とすることができる。同様に、画像を合成するのに使用される画素データは、これらの変化したものの 1 つ又はそれ以上を含むことがある。

【0043】9. テストブロックを生成するのに使用する画像は、Wright の本発明の譲受人に譲渡された米国特許第 5、685、308 号で説明されているような、転送線 1 本当たり 1 本の受信線の割合で、又は、転送線 1 本当たり複数の受信線の割合で取得される。

【0044】米国特許第 6、014、473 号で説明されているように、移動の推定品質の劣るものを識別することができる。移動の推定品質の劣るものは、平均 SAD と比較した MSD のレベルの比較に基づき、決定されることがある。また、移動の推定品質の劣るものは、現在の推定と先行する推定との間の非類似性と、し

ばしば結びついている。米国特許第6、014、473号で説明されているように、これらの多様な利用可能な信頼因子は、(例えば、ファジー論理素子を使用して)組み合わせることができるし、独立に使用することができる(例えば、もし、所与のMSADが受け入れにくければ、前記のフレームからフレームへの移動推定を使用することができる)。

【0045】1例として、MSADは、閾値と比較して、対応する移動の推定が信頼できるか否かを決定することができる。1つの適切な閾値は、例えば5のような、定数を乗じたテストブロック中の画素数に等しい。特定の移動の推定に対するMSADが閾値より小さく、従って、信頼できる移動の推定であることを指示している場合には、計算された移動の推定(すなわち、X、Z、)が使用され、以下のように更新される。

履歴 $X = (\text{履歴} \quad X + 3 \cdot X) / 4$

履歴 $Z = (\text{履歴} \quad Z + 3 \cdot Z) / 4$

履歴 $= (\text{履歴} \quad + 3 \cdot) / 4$

【0046】先述の加重平均で使用された重みは、可能な選択肢の単なる例に過ぎない。他の代替数量を使用することもできる。特定の移動の推定と結びついているMSADが閾値より大きく、従って、信頼性のない移動の推定であることを指示している場合には、履歴変数は更新されず、移動の推定は、以下の式に従って、主として上記で検討した履歴変数によって変化する値によって置換される。

$X = (3 \cdot \text{履歴} \quad X + X) / 4$

$Z = (3 \cdot \text{履歴} \quad Z + Z) / 4$

$= (3 \cdot \text{履歴} \quad +) / 4$

【0047】繰り返せば、加重平均で使用される重みは、例に過ぎない。

11. 比較されるフレームは連続している必要はない。全てのフレームを使用する代わりに、N番目ごとのフレームを使用することができる(N=2、3等)。

12. 一致させるフレームは連続している必要はない。全てのフレームを使用する代わりに、N番目ごとのフレームを使用することができる(N=2、3等)。

13. もしN番目ごとのフレームが移動推定に使用されても(N=2、3等)、M番目ごとのフレーム(Mは必ずしもNと等しくなくても良い)を一致又は翻訳に使用することができる。

【0048】14. 合成されて拡大視野を形成する翻訳が増量域は、必ずしもそれぞれの画像の全体を含む必要はない。検索エリアより僅かに広い全Z方向の寸法及びX方向の幅に亘る画像ブロックのような、画像のサブセットのみが合成されることが好ましい。画像の中央領域は、一般に最善の解像度を有するので、それが合成されることが好ましい。

【0049】15. 合成方法は、オープンGLアプリケーション・プログラミング・インタフェイスで見いだ

されるような、テクスチャマッピングの使用を含むことが好ましい。Addison Wesleyによって1997年に公刊されたオープンGL・プログラミング・ガイド(M.Woo等)を参照されたい。オープンGLは、Silicon Graphicsの商標である。

【0050】16. 米国特許第6、014、473号において説明されているように、単一又は一連の移動推定の品質が劣悪な場合には、目に見える、又は、音響による警告がユーザに与えられることが好ましい。そのような警告は、ユーザに再走査が要求されていることを指示することができる。

【0051】17. 米国特許第6、014、473号において説明されているように、ユーザが見ることができるアイコン(例えば、可変長の矢印)を使用して、ユーザに最適速度で走査するように指導することが好ましい。

【0052】18. 一致法は、ECG、及び/又は、呼吸トリガリング/ゲーティングと組み合わせて使用することができる。(トリガリングは取得がECG、または、他の事象によってトリガされる時である。ゲーティングは、潜在的なトリガリング事象を分析して、正しいかどうかすなわち、それらがある所定の基準にあっているか否か調べる時である。)例えば、一致位置合わせのために選択された画像は、選択トリガに応答してもののみとなろう。

【0053】拍動する物体(例えば、頸動脈のような動脈)の拡大視野を形成する時、例えば、収縮の終わり、又は、収縮の終わりからある時間をおいた部分のような、心臓拍動サイクルの特定部分間の画像のみを取得することが好ましいであろう。超音波画像形成において、個々の患者の胸郭に接続した3ECG電極を使用して、ECG信号を取得することは、公知である。ECG信号は、R波のような、ある容易に認識できるピークを示す。R波の生起は、所定の閾値を超えるECG電圧パルスが検出された後、起動するように設定された電氣的トリガを使用することによって観察することができる。この検出された電氣的トリガパルスは、それに適用されるユーザ選択可能遅延、及び、それによって生じる、超音波画像フレーム取得の開始を起動する様に使用される、遅延電氣的トリガを具備することができる。従って、超音波画像フレームは、心臓拍動1サイクルごとに1度、検出R波から設定可能期間遅延して取得される。また、ゲーティング技法を使用することも可能であって、連続する検出トリガパルスは、前に検出したパルスと比較され、簡単なコンピュータ論理素子を使用して、ECG信号をゲート出力するかどうか決定する。通常、ECG信号は、検出R波間隔が前もってプログラムされた正しい限界内にある場合のみゲート出力する。例えば、R波が1000ミリ秒間隔で起きていると仮定しよう。正しい

R波の範囲は、900ないし1100ミリ秒の範囲にあるR波間隔のみがゲート出力されるように設定される。もしあるR波信号がその前のR波信号から800ミリ秒隔たっているとすれば、それは不規則心臓拍動と関係づけられ、(不規則な動作による不自然な画像を生じることがあるので)無視される。この技法は、1998年9月のIEEE会報76巻9号、1063ないし1073ページの、McCann「心臓学のためのマルチディメンション超音波画像形成」において検討されている。

【0054】19. 画像合成の間、画素値は、米国特許第6、014、473号に説明されているように、2つの一致画像の重なり合っている領域の画素レベルに基づいて、補間、又は、平均することが好ましい。

【0055】20. 画像は、縦方向に固定焦点、方位(伝送)方向に1つ又はそれ以上の固定焦点、及び、方位方向に動的受信焦点を採用する、1D配列で取得される超音波医療的診断画像であることが好ましい。理想的には、縦方向に焦点を有する、通常、固定伝送焦点、及び、動的に更新される受信焦点を使用する、1.5D配列を採用することが好ましい。本発明の譲受人に譲渡された、Hanafyの米国特許第5、651、365号において説明されているような、AcusonPlan凹面変換器もまた使用可能である。

【0056】変換器配列には、圧電セラミック(例えば、PZT)、圧電ポリマ(例えば、P(VDF)、リラクサ強誘電セラミック(例えば、PMN-PT)、及び、静電変換器を含む、適切な技法を使用することができる。静電変換器は、1988年10月5-8日に、日本の仙台市で開かれた、超音波シンポジュームの、X.C.Jin等の「医療的超音波画像形成のためのマイクロマシン容量性変換器セラミック配列」において説明されている。本発明の発明者は、その様な静電変換器が、造影剤添加、及び、無添加のBモード、カラードップラーモード、パルス波モード、連続波モード、基本画像形成モード、及び、ハーモニク画像形成モードを含む、従来の医療診断用超音波画像形成モードにおいて使用可能であることを認識している。

【0057】21. 一致、及び、合成処理は、(取得後の任意の時間に)オンラインで実行することができ、あるいは、(取得後の任意の時間に)オフラインで実行することができる。もし、オフラインで実行するのであれば、データ伝送をスピードアップするために、JPEG圧縮のようなデータ圧縮を使用することができる。

【0058】22. テストブロックの検索領域の位置決定は、適応するように変更することができる。もし前の最適値が右へ5画素と分かれば、次の検索は右へ5画素の所を中心とすることが好ましい。それ以上の詳細は、米国特許出願第08/916、585号に記載されている。

【0059】例えば、現在の検索は前の検索から推定さ

れたオフセット上に中心をおくことができる。ユーザは、通常連続するフレーム間で速度が急に変化しないことが期待されているスムーズな移動を使用するので、これは合理的である。最初の検索が±20画素の範囲に亘ると仮定しよう。これは41画素の検索である。しかし、もし最適一致(MSAD)が+10画素のところで見いだされたとすると、後続の検索は、+5画素から+15画素(11画素検索)を検索するように設定される。このようにして、検索領域は最小化され、全体の速度は改善される。バイアス、又は検索の中心を変更すると同様に、検索の規模を変更することも好ましい。もし連続する検索がほぼ一定であれば(例えば、全て右へ8、7、8、9、7画素)、+6から+10の領域を検索することが好ましい。代わりに、もし連続検索が半無作為(例えば、全て右へ5、7、9、3画素)であれば、より良い検索領域は+1から+15となろう。その上、検索の規模は、前の検索の品質に従って変化するようにできる。もしMSAD(最小SAD)と平均SADとの比が1に近ければ、これは、推定の品質が悪く、高度の不確実性が存在することを意味する。この場合、より大きな検索領域が好ましい。同様の技法は、回転検索にも適用することができる。

【0060】23. テストブロックの大きさは、適応するように変更することができる。良い品質を生じる小さなテストブロックは、処理時間が少ないので好ましい。そうでない場合には、より大きなテストブロックを使用して品質を改善すべきである(例えば、MSAD対SADの比、又は、前の推定に関する類似物)。テストブロックサイズを大きくするか、小さくするかは決定は、上記のことがらを含め、何らかの品質の尺度に基づいて行うことができる。

【0061】24. テストブロックの画像解像度は、小さくすることができる(例えば、X方向にN番目ごとの画素、Z方向にM番目ごとの画素のみを使用する)。次いで、移動を実際の単位(ミリメートル)で決定する時に、新規の画素寸法が考慮される。画像は、解像度を下げる前に、低域フィルタでフィルタリングすることが好ましい。たとえ移動推定に低解像度の画像が使用されているとしても、合成には解像度を下げない画像を使用することができる。

【0062】25. 画像移動テストブロックの大きさは、深さの信号の欠如に基づき、適応するように変更することができる。もし、テストブロックの低い(深い)部分に雑音が多い(音響システム点拡散関数によって部分的に決定されるパターンに従う音響的スペクルとは違って、無作為に変化するレベル)か、又は、画像の深い領域の部分黒であれば、より大深度には良い信号がなく、テストブロックは縮小されて、この領域を無視する。全ての所与の変換器、又は、周波数に対し、音響信号がシステムの電氣的雑音閾値とほぼ同一のサイズであ

るか、又は、それより少ないので、それを超えると表示信号が信頼できない（実験的に測定できる）領域がある。この領域は、全ての変換器又は操作条件について前もって計算するか、又は、テスト対象について測定し、参照テーブルに格納することができる。システムが移動推定に使用されるテストブロックを定義する時は常に、雑音閾値領域より上方（浅い所）にある画素のみを選択する。代替的方法是、取得音響線データの測定、及び、無作為に変化する信号の検出を含んでいる。これは、血流のドップラー検出に使用する方法に似た、連続信号の交差相関を使用して行われる。もし線が十分な回数発射されれば、たとえ画像の移動があるとしても、信号の交差相関によって近くの領域の真の検出可能信号、及び、電氣的雑音によって支配されている領域における無相関は、明らかになるであろう。

【0063】26．ハーモニックデータを使用すれば、対象は、非線分散剤を含んでいても、含んでいなくても良い。その上、合成画像は、近接領域においては基本、及び、ハーモニックデータを使用し、遠隔領域においては基本データのみを使用しても良い。

【0064】27．非相関の割合は、画像領域に関する変換器速度の近似的推定として使用することができ、かつ、ユーザへの指針として供給することができる。非相関の割合は、ドップラープロセッサ（コリレータ）を使用して導くことができる。実際には、もしドップラー電気信号が検出されれば、移動が存在する。非相関信号の大きさは、スペクル非相関の関数である。

【0065】ドップラー交差コリレータを使用して、1つの音響線方向に発射される連続する線を相関させることができる。もし信号があるレベル（すなわち、最大交差相関が閾値、例えば0.7）より非相関的であれば、これは変換器が速く動かされすぎたことの指標であり、システムは、ユーザに警告を表示する。この方法の利点は、それによって超音波機械の既存の処理能力を使用し、画像取得が完了して、非常に時間のかかる画像転送処理が始まってしまう前に、画像取得が有効であるか否かを推定することができることである。

【0066】移動の速度は、殆どの超音波機械中に既に存在しているカラードップラープロセッサを使用して推定することができることである。これによって、移動推定処理の前に、速度制御能力の低い（すなわち、高速であるか、平面外にある変換器移動）ユーザに指示を与えることができる。ある場合には、完全な画像シーケンス収集の後で、移動推定を行う方が容易なことがあり、従って、適切な推定、又は、最適ではない取得を行っているかもしれないという警告を受けることは、有意義である。

【0067】実際に、ドップラープロセッサを使用してパルス対パルスの非相関性を測定する。1つの実施形態では、ビームで形成されたI、Q信号がBモードプロセ

ッサ及びカラードップラープロセッサに適用される。一般的に、Bモード及びカラードップラー信号には、異なった取得物が適用される（ドップラー信号は一般により狭帯域である）。ひとたびベースバンドの、ビームで形成された信号がフィルタされると、I及びQ信号にドップラー処理が施され、移動から生じるドップラーが関係する周波数推定が導かれる。ドップラー処理は、当業界では公知である。例えば、1985年、Kasai等、Tran社、音速と超音速、巻SU-32、458-464ページ、「自動相関技法を使用するリアルタイム2次元血流画像形成法」を参照されたい。また、本発明の譲受人に譲渡され、その開示が本明細書において参考文献として援用されている、Maslakの、米国特許第5、555、534号における詳細な検討を参照されたい。

【0068】カラードップラープロセッサは、通常、低域フィルタ、クラッタフィルタ、及び自動相関器を含んでいる。クラッタフィルタは、通常、遅延線キャンセラとして形成され、低周波数リジエクションフィルタとして使用され、ドップラー周波数シフトの低い、又は、無い、定常的、かつ、緩やかに移動する物体から、大きなエコー信号を除去する。自動相関器は、クラッタフィルタから出る信号を自動相関させ、ドップラーエネルギー計算機、ドップラー分散計算機、及び、ドップラー速度計算機に対する出力信号を生成する。

【0069】本出願においては、ドップラーエネルギー信号が最も興味深い。一般的に、重要なドップラーエネルギー信号は、画像形成される領域に対し、相対的に速すぎる変換器の動きと結合され、ユーザへの警告を生成するのに使用される。同様に、突然の動きは、カラー閃光の出現をもたらす。カラー閃光は、診断用超音波においては公知である。本質的に、ここでサブオブチマルな動きを強調するために使用されるのは、この閃光指示である。本明細書は、（ドップラーエネルギー画像拡大視野画像を形成する時を除き）2D領域全体に亘るドップラーエネルギーの決定を特に必要としているのではないので、過剰なドップラーエネルギーが存在するか否かを決定するのに、非常に狭い画像調査をすればよい。通常、2D領域を描くのに、非常に多くの音響線を走査する。しかし、本明細書の場合、Bモード親画像を取得するのに使用されるBモードビームをインターリーブした、ドップラーと結合した音響線を、1方向にのみ発射すれば十分である。理想的には、これらの線は、変換器面への法線に対し、相対的に非0度方向を向いている。これが方位方向の移動に対するドップラー角を改善する。（ドップラープロセッサは、ビームに平行な移動の要素を検出し、従って、ビームを、方位方向に少なくともいくつかの要素を有するように向けることが好ましい。）実験によって、DCに近い要素を除去するクラッタフィルタの正しい設定、及び、閾値を超えると機械

が、変換器速度が過剰であるという指示を生成する、ドップラーエネルギーの閾値が決定される。通常、ドップラー線発射と結合した領域を増大するために、ドップラープロセッサがドップラーエネルギーレベルを決定するにつれ、雑音を最小化するために、導かれたドップラーエネルギー信号を時間について積分することができる。(従来は、ドップラーエネルギーレベルは、それらが取得されるにつれ閾値と比較され、もしそれらが閾値を超えると、Bモード画像上に、領域及び方位方向に関連する位置に相当するように、カラー付きの画素が描かれる。)ドップラーエネルギーを使用して最適ではない動きが決定されると、クラッタフィルタ設定、及び、閾値を超えると最適ではない移動が取得されると仮定しているエネルギー閾値を変更することができる。

【0070】異なった変換器、及び、異なった周波数を使用する実験を行って、(既知の時間間隔で同一線軸に沿った2つの線発射間の)スペクルの非相関性、及び、縦方向の移動速度間の関係を求めることができる。実験を行って最適変換器速度(又は、最大機能速度、又は、最小機能速度)を求めることができ、これらを異なった速度の非相関値と比較することができる。これらの値は、システムの参照テーブルに格納することが好ましい。演算の間、システムは変換器タイプ及び周波数を考慮して、線対線の測定非相関値から変換器移動の速度を推定する。もしこの速度が大きすぎたり小さすぎたりすると、指示がシステムスクリーンにグラフィックで表示される。代替的に、推定した速度が表示される。

【0071】ドップラーエネルギー決定の推定の出力は、多数の方法でユーザに渡すことができる。

(a) 非最適変換器移動が検出された時、ユーザにアドバイスする2値インジケータを表示することができる。

(b) 相対的ドップラーエネルギーレベルを指示する数字による出力、特定のフレーム対フレームの場合における最大値、又は、全走査の平均ドップラーエネルギーレベル、を表示することができる。

(c) カラードップラーエネルギー表示を、従来の方法でスクリーン上に表示することができる。この場合、線様のカラーエネルギー領域が画像に出現して、ユーザは単にそれが閃光を発するか否かを観察する。

【0072】ドップラーパワー、又は、エネルギー信号を使用して、閃光信号によって低品質の移動推定を検出することに加えて、変換器移動を推定するドップラー速度推定器を使用することもまた可能である。ドップラー速度取得線は、変換器面に垂直な線に関し非0度(例えば、45度)を向いていることが好ましい。例えば、10ミリメートル/秒の速度が検出される時、実際の変換器移動は方位方向に平行であると仮定することができるので、純粋な方位方向のスキャン速度を推測することができる。ドップラー角(45度)に対する補正後の変換器移動の推定速度は、 $10 / \cos 45^\circ = 14$ 、

1ミリメートル/秒である。この値は、数字又はグラフィックによってディスプレイに出力することができる。代替的に、検出された方位方向速度を閾値速度と比較して(それを超えると画像位置合わせ処理が疑わしくなる)、警告が、視覚、又は、音声手段によってユーザに与えられる。

【0073】同様に、PW又はCWスペクトルドップラープロセッサを使用して、画像形成される組織に対する変換器プローブの相対速度(「スウィープ速度」)を推定することができる。速度は、調べられる多様な周波数要素の中から、最高の信号レベルで生じる周波数要素から導かれる。

【0074】全ての場合において、フィルタ設定、パルス形、及び、閾値レベルのようなドップラーパラメータは、当業界では公知のモデリング、又は、実験技法によって最適化されることが望ましい。

【0075】図10は、ドップラー信号を使用して、画像位置合わせ法の変換器移動の速度を推定する方法の例を示している。図10に示されている様に、最初のステップ50、及び、52で、複数の超音波画像を取得し、超音波画像を位置合わせする。この位置合わせは、上記で検討したように行われることが好ましい。しかし、本発明の現時点で同時係属されている米国特許出願番号第08/916、585号(米国特許第6、014、473号)、及び、その開示が本明細書において参考文献として援用されるWengの米国特許第5、576、286号を含め適切な位置合わせ方法が使用できることを理解すべきである。

【0076】変換器移動の速度は、ステップ54で、画像と結合したドップラー信号から推定される。この移動推定は、上記したように行われ、移動推定は、次いでステップ56で、変換器移動の過剰な速度をユーザに信号する。上記で指摘したように、これは視覚、又は、音声警告によるか、又は、変換器移動の実際の推定をユーザに目に見えるように指示することによって行われる。

【0077】移動の推定の関数としてユーザに警告を発することに加えて、又は、それと代替的に、低い相関度は、上記で検討したような目的物の走査反復の要求を指示する。下記で検討する非相関性、交差相関、又は、差の絶対値の最小和と平均和との比のような、相関の多様な測定値を使用することができる。相関度の低い要素画像の場合には、音声、又は、視覚警告がユーザに発せられる。警告は、結合する移動の推定が満足すべきものであるか、又は、演算制限あるいは設定内にあるか否かには無関係に発せられる。

【0078】28.画素値を取得値の間に補間して、(初期の画素より細分された解像度を効果的に与え)より高精度の移動推定を生成することができる。この補間処理は公知であり、しばしば走査コンバータによって実行される。補間は(X方向又はY方向又はその両方で)

直線的であるか、又は、曲線に基づいていても良い。例えば、立方体のスプラインを利用可能データに適合させることができる。通常、直線補間が適切であり、しばしばより高速である。実際には、上記で説明した2次適合技法を使用するサブ画素推定の方がしばしば効率的である。

【0079】29. 上記で説明したように、一致の後、部分的に重なり合ったフレームが結合される時、結合は多くの方法で行うことができる。例えば、結合された画像の画素(I、J)は、単純な平均として形成すること

【0080】

【数1】

$$I_{(i,j)} = (I_{(i,j)}^{Frame1} + I_{(i,j)}^{Frame2} + I_{(i,j)}^{Frame3}) / 3$$

代替的に、不均一な重み、例えば[0.25、0.5、0.25]を使用することができる。また、再帰的合成技法(例えば、無限インパルス応答(IIR)技法)を使用することができる。

【0081】

【数2】

$$I'_{(i,j)} = \alpha(I_{(i,j)}^{FrameN}) + (1-\alpha)I_{(i,j)}$$

ここで、IFrameNは、データの新しく取得されたフレームであり、I(i,j)は、現在存在している画素データであり、I'(i,j)は、現在ぞんざいしている画素データ、新規に取得されたデータ、及び、を考慮した修正画素データである。一般に、 α は1より小であり、例えば0.3に等しいとして良い。(もし、I(i,j)が生成されていなかったら、 $\alpha = 1$ である。)この方法によって、各合成フレームは、以前のフレームからそれまでに合成された画素値を、新しい画素値に基づき、上書きするか、又は、修正することができる。合成画像は、コントラストを改善するヒストグラム等化を使用するか、又は、本発明の譲受人に譲渡されたUstunerの、米国特許第5、479、926号において説明されている方法を使用して最適化することができる。代替的に、自己正規化再帰的重みを使用することができる。

【0082】

【数3】

$$I'_{(i,j)} = [I_{(i,j)}^{FrameN} + nI_{(i,j)}] / (n+1)$$

この例において、画素(i,j)は、N要素の画像から取った画素の和をNで割ったものをふくんでいる。上記の式を得るために、 α は1/(n+1)に設定される。

【0083】上記に単純な平均の例で示されているように、画像は結合されて有限インパルス応答(FIR)フィルタリングとして1つの実施形態をとる。ここで使用されているように、FIR及びIIRフィルタリング

は、FIR又はIIR合成技法を実施する(すなわち、FIR又はIIRフィルタリングを実施する)いずれかのデバイスを含んでいる。FIRフィルタリングの場合には、デバイスは、有限数の要素画像(例えば、データのフレーム)を加重平均する。例えば、結合拡大視野画像は、重なり合った領域の再帰的合成をしない。合成画像はどれ1つとしてそれ以前に合成された画像を含まないが、画像は、以前に他の合成に使用されたことがあるかもしれない。

【0084】上記の3つの画像において、画素に対する各画像から取ったデータは、等しい重み(例えば、1)又は等しくない重みを乗算し、合計し、次いで画像の数(すなわち、平均の、又は、加重の求和)で割る。拡大視野画像のこの画素(すなわち、合成画像)は、この画素位置に一致する異なったフレームから取った全ての画素を平均することによって1度計算される(すなわち、再帰的ではない)。FIR合成は、雑音、人為結果、又は閃光等の再帰合成と結合する非所望信号の影響を低減する。

【0085】1つの実施形態では、FIR、又は、IIR合成の重みは、合成される要素画像の部分が異なれば異なる。例えば、要素画像に対するデータに適用される重みは、画像内の位置の関数として異なる。周辺部を表す画素に大きな重みを付け、中心部を表す画素に小さな重みをつけることによって周辺部分を中心部分よりも強調しても良い。Vector(登録商標)画像、又は、又はセクタ画像の場合、周辺部は中心部よりも速く脱相関するので、強調することが好ましい。アプリケーションに依存する実験的に決定された曲線のような、画像内の位置の関数としての多様な重み曲線が使用されることがある。代替的に、画像の中心部、又は、他の部分が強調されることがある。FIR合成の1つの実施形態では、画像の重なりは、重みが拡大視野画像内の各画素位置に対する重みの値を、位置の関数として各要素画像に対して変化する重みとさえも合計するものである。

【0086】代替的に、要素画像の1つ又はそれ以上の部分が縮減又は除去(例えば、要素画像の一部に重み0を適用する)される。上記で検討したような、異なった画像部分を使用する、移動の推定のこのような変形物も、又、画像を合成するために使用されることがある。例えば、移動の方向に対する画像の周辺部分のような、周辺部分のみが合成される。各画像に同一の重みが適用される場合に、画像の1つから取った画素が平均に含められていない場合、幾つかの画像の影響が強調される。程度の違う合成がもたらされる。1つの実施形態では、合成に使用される画像のサブセットが、方位方向部分が薄く、範囲方向部分のほぼ全部を表している画素データのブロックを含んでいる(例えば、480×640画素画像の方位方向に32画素、範囲方向に350画素)。

【0087】図14は、要素画像を縮減するマスクの1

つの実施形態を示している。データを選択、又は、縮減するのに適用されるマスクは、牛乳カートン型に形成されている。牛乳カートン型は、(1)城辺の幅、(2)底辺の幅、(3)側部の角度、(4)牛乳カートンの高さ、によって定義される。正方形、直方形、左右対称形、円形、楕円形、又は、多角形のような他の形を使用しても良い。図14の牛乳カートン型は、高さが範囲方向に相当するように向けられている。他の方向を使用しても良い。牛乳カートン型マスクは、要素画像の全深さを有していても良い。全深さより小さな高さを有してい

【0088】図14のマスクを適用し、要素画像の全て、又は、サブセットのデータが縮減される。1つの実施形態では、要素画像のサブセットに別のマスクが適用される。例えば、図14に示されているマスクを合成している要素画像に適用して、拡大視野画像の中心部分を形成する。拡大視野画像の縁、又は、外側部と関連する要素画像の場合、1つ又はそれ以上の要素画像の外側部の1つが拡大視野画像の外側部を含むように選択される。拡大視野画像の左側部分に対して、要素画像の左側部分が図15に示されているマスクによって維持される。拡大視野画像の右側の場合、関連する要素画像の右側部分は、図15の鏡像のようなマスクによって維持される。図15のマスクは、Vector(登録商標)走査フォーマットと共に使用するために形成されるが、他の走査フォーマット及び、関連マスクを使用しても良い。

【0089】要素画像は目的物の異なった横断位置を表している。拡大視野画像の縁部では、合成するのに利用できる画素が減少する。拡大視野画像の見かけが変動(例えば、合成に関連する帯模様の生成)するのを防ぐために、マスクは要素画像の相対的位置の関数として変化する。第1の要素画像(すなわち、最左側横断位置を有する要素画像)の場合、合成マスクは、図15に示すマスクを含んでいる。

【0090】隣接する要素フレームに適用されるマスクは、マスクの左側の線を更に垂直にすることなどによって変化する。線の角度は、要素画像が拡大視野画像の側部から遠くなるほど垂直になる。図15のマスクは、要素画像の位置の関数として、図14のマスクが適用されるまで変化する。このマスク間のスムーズな遷移は、不自然な処理結果を防ぐ。マスク変更処理は、拡大視野画像の反対側と関連する要素画像に対して反復される。

【0091】1つの実施形態では、1つ又はそれ以上の要素画像が取り除かれ、他の画像に適用される有効な重み付けを変更する。拡大視野画像の1つ又はそれ以上の画素は、複数の要素画像から合成される。例えば、画素当たり10要素画像が拡大視野画像の殆ど、又は、全てに対し、合成している。有効な重み付けを変更するために、要素画像の1つ又はそれ以上が除去される。残りの

各画像は、拡大視野画像に対してより大きく影響する。適用された重みの値は、FIR合成の場合、総計1になるか、又は、総計が1より小さな値になるように調節される。要素画像を除く例として、要素画像が連続する画像の移動の推定に回答して簡略化される。もし次の要素画像が変換器の小さな動きと関連していたら、この要素画像は除かれる。

【0092】1例では、累積的Cx、及び、累積的Txの2つの変数が0に設定される。方位方向及び範囲方向の平行移動、及び、追跡ブロックの中央からの回転角のような、2つの要素画像間の移動が推定される。方位方向の平行移動の推定値が追跡ブロックの上辺中央部分に対して推定される。累積的Cxは、累積的Cx+追跡ブロックの中央(Cx)からのx方向の平行移動に等しいと設定され、累積的Txは、累積的Tx+追跡ブロックの上辺中央(Tx)からの平行移動に等しいと設定される。累積的Cx、及び、累積的Txの絶対値の最大値が決定される。もしこの最大値が閾値より大きければ、要素画像は拡大視野画像中に含まれ、累積的Cx、及び、累積的Txはリセットして0と置かれる。もし最大値が閾値より小さければ、関連要素画像は拡大視野画像に含まれていない。この処理が各可能な要素画像に対して反復される。範囲方向の平行移動は、可能な要素画像を除外すべきか否かを決定するために付加的、又は、代替的に調査される。

【0093】上記で検討したように、1つの実施形態にオープンGLソフトウェア、及び/又は、ハードウェアを使用して、低コストで有効に加重された求和合成(FIRフィルタ)が与えられる。不透明チャンネル、及び、カラーチャンネルを含むように構成された単一画像バッファが、の混じった値を累積する。パーソナルコンピュータ、マザーボード、オフラインプロセッサ、又は、システム中の余分なプロセッサが、拡大視野画像に対する計算を実行する場合には、オープンGLハードウェア、及び、ソフトウェアは、安価に実装される。例えば、開示が本明細書において参考文献として援用されている、米国特許第号(1998年11月20日出願、米国特許出願第09/196、207号)を参照されたい。同開示は、Perspective(位置決め商標)又は、他のコンピュータを超音波システムハウジング内に統合している。ほぼリアルタイム又は高速合成が、商業的に入手可能なオープンGLアクセラレータカードを使用してもたらされる。混合によって、合成される要素画像の数に関する先行入力が必要が避けられる。合成に先立って要素フレームのそれぞれを個別に格納するのに必要な、かなりのメモリを要せずに、FIR合成がもたらされる。

【0094】をオープンGLにより混合するために、RSGSB値として表されるソース画素のカラーは、目的画素のカラーと結合される。ソース画素は、要素画

像由来の画素を含み、目的画素は、他の要素画像由来の画素、又は、他の複数要素画像の部分画素である画素を表している。目的画素は、画像バッファ中に格納されたR D G D B D値を含んでいる。R G B値に加え、ソース及び目的値は、さらに 又は不透明値、A S及びA Dによって表される。

【0095】ソース画素を目的画素と合成するために、ソース及び目的因子が指定される。因子は、ソース及び目的画素のそれぞれの要素で乗算される、1対のR G B 4つ組(S R、S G、S B、S A、及び、D R、D G、D B、D A)を含む。このブレンディングは、次式によって表される。

(R S S R + R D D R、G S S G + G D D G、B S S B + B D D B、A S S A + A D D A)

この結合4つ組の各要素は、[0、1]に結合される。

【0096】デフォルトでは、オープンG Lは、ソース及び目的画素を、要素部分を加算することによって結合する(Woo等著、ISBN0-201-46138-2、「オープンG Lプログラミング・ガイド」214-219ページを参照されたい)。4つ組の因子は、デフォルトでは1に設定される。オープンG L処理によって提供される ブレンディングは、要素画像の均等、*

*又は、不均等な加重を実行する。加重は、S R、S G、S B、S A、及び、D R、D G、D B、D Aに対する値を選択することによって設定される。

【0097】均等加重の場合、これらの4つ組のそれぞれの要素は均等に設定される、例えば、1に設定されるか、又は、特定の 値に設定される。例えば、S R、S G、S B、S A = 1、1、1、1、及び、D R、D G、D B、D A = 1、1、1、1である。他の例では、S R、S G、S B、S A = a_r、a_g、a_b、a_a、及び、D R、D G、D B、D A = 1、1、1、1である。

【0098】合成の場合、初期フレームバッファ、又は、目的値は、0に設定される。各要素画像のソース画素は、反復して目的値とブレンディングされる。例えば、N要素の画像が合成される場合、S R、S G、S B、S A = 1、1、1、1、及び、D R、D G、D B、D A = 1、1、1、1であるとしよう。1例では、各ソース画素の非透過性は1に設定されるが、他の値を使用しても良い。目的のR (赤) 及びA () チャンネルを表すテーブルは、以下に示される。

【0099】

【表1】

i	R _d (フレームバッファの赤チャンネル)	A _d (フレームバッファのαチャンネル)
0	0	0
1	R _s ⁽¹⁾ + 0	1 ² + 0
2	R _s ⁽²⁾ + R _s ⁽¹⁾	1 ² + 1 ²
3	R _s ⁽³⁾ + (R _s ⁽²⁾ + R _s ⁽¹⁾)	1 ² + (1 ² + 1 ²)
3	R _s ⁽⁴⁾ + (R _s ⁽³⁾ + (R _s ⁽²⁾ + R _s ⁽¹⁾))	1 ² + (1 ² + (1 ² + 1 ²))
N	$\sum_{i=1}^n R_s^{(i)}$	n 1 ²

【0100】このRチャンネルのための混成は、数学的には次のように表される。

【0101】

【数4】

$$R_c = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n R_s^{(i)}$$

目的値の数量で置き換えると、混成式は次のように簡単になる。

【0102】

【数5】

$$R_c = \left(\frac{1}{n} \sum_{i=1}^n R_s^{(i)} \right) = \frac{R_d}{A_d}$$

拡大視野画像のために均等に加重された合成値を得るために、目的のR G B値は目的の 値で除算する。

【0103】aが1又は(scale the result)に等しくないとして、4つのソース因子S_r S_g S_b S_aが、a_r、a_g、a_b、a_aと置かれる場合、上記の

ように計算されたR G B値はそれぞれの「a」値、又は、スケール値(例えば、R_x = a R_d / A_d)を乗算される。aが1に等しくない場合、クランプするのを防ぐため、[a]の値は小さく、例えば、20ソースピクセルを合成するためには0.05である(すなわち、20要素画像がそのピクセルで重なっている)。

【0104】不均等な加重の場合、これらの4つ組のそれぞれの要素は、不均等に設定される。S R、S G、S B、S A、及び、D R、D G、D B、D Aの値が任意であるか、又は、不均等である場合、目的画素は数学的には以下の式で表される。

【0105】

【数6】

$$R_d = \frac{\sum_{i=1}^n R_s^{(i)} a_i}{\sum_{(s)} a_i}$$

d = ここで、 i は、画像 i に由来する画素における重

25

みである。上記で検討したような ブレンディングの前に、各画素は画素の 値 i の関数で変換される。例えば、 R_S は、

$$\sqrt{\alpha_i} R_s$$

に変換される。1実施例で、 S_1, S_2, S_3, S_4 が、

表 2

i	R_d (フレームバッファの赤チャネル)	A_d (フレームバッファの α チャネル)
0	0	0
1	$R_s^{(1)} \sqrt{\alpha_1} \cdot \sqrt{\alpha_1} + 0$	$\sqrt{\alpha_1} \cdot \sqrt{\alpha_1} + 0$
2	$R_s^{(2)} \alpha_2 + R_s^{(1)} \alpha_1$	$\alpha_2 + \alpha_1$
3	$R_s^{(3)} \alpha_3 + (R_s^{(2)} \alpha_2 + R_s^{(1)} \alpha_1)$	$\alpha_3 + (\alpha_2 + \alpha_1)$
4	$R_s^{(4)} \alpha_4 + (R_s^{(3)} \alpha_3 + (R_s^{(2)} \alpha_2 + R_s^{(1)} \alpha_1))$	$\alpha_4 + (\alpha_3 + (\alpha_2 + \alpha_1))$
N	$\sum_{i=1}^N R_s^{(i)} \alpha_i$	$\sum_{i=1}^N \alpha_i$

計算値で置換すると、ブレンディング関数は以下のように簡略化される。

$$R_c = R_d / A_d$$

拡大視野画像の不均等な加重合成値を得るには、ソース画素値をそれぞれの重みの関数として変換し、目的のRGB値を目的 値で除算する。

【0107】1つの実施形態では、画素データを縮減して、フレーム又は目的バッファが飽和しないようにする。例えば、各R、G、及び、B値は0ないし255の範囲にあり、フレームバッファも又チャネル当たり8ビットである。もしR、G、及び、B値が大きく、要素画像の数が大きければ、フレームバッファは飽和するかも知れない。

【0108】飽和をふせぐために、合成時には、要素画像において、RGBチャネルの(Mを各カラーチャネルの深さであるとして(例えば、M=8)、M-Nによって下方にシフトされた)高位のNビットのみが使用される。例えば、もし高位の4ビットのみが使用されると、縮減された要素画素データは0から15の範囲になる。他のビット数、例えば、2ないし7、もまた使用されることがある。これらの要素画像の重なり合っている画素は、次いで蓄積されて、次式で与えられるqによって乗算される。

$$q = 2^{m-1} / 2^{n-1}$$

ここで は画素のチャネルの残留値である。縮減によって要素画像における情報内容が低減するが、要素画像の合成時のディザリングが最終合成画像における喪失情報のいくらか、又は、全てを回復する。

【0109】カラー飽和に加えて、もし要素画像の数が十分に大きければ、チャネルも又飽和することがある。この状況は、殆どの実際のケースでは起きにくい。

【0110】別の実施形態では、オープンGLにおいて形成される累積バッファが、合成に使用される。これら

$$\sqrt{a_i}, \sqrt{a_i}, \sqrt{a_i}, \sqrt{a_i},$$

R, D_G, D_B, D_A が1、1、1、1に設定されたとする。

【0106】

【表2】

のバッファ(例えば、16ビット)は、通常、カラーバッファ(例えば、8ビット)より幅広いので、飽和現象は最終要素画像においてはいっそう起きにくい。

【0111】その上、全てのチャネルでの飽和を避けるために、合成に使用される要素画像の数は、上記で検討したように制御される。オープンGL ブレンディングは、合成されるフレームの数が前もって分かっているなくても演算するので、要素画像の簡略化は合成に不利な影響を与えることなく実施される。上記で検討したような、要素画像のマスキング、又は、省略した部分も又、画素で情報量を低減して飽和を防ぐ。

【0112】オープンGL ブレンディングで合成する1つの実施形態では、複数の変数を制御して、飽和を防ぎ、臨時的に受け入れ可能な拡大視野画像を生成する。

例えば、縮減する多数のビット数、マスクの上辺幅、マスクの下辺幅、マスクの角度、最終合成画像の目的物を合成するのに使用される多数の要素画像、及び、可能な要素画像を自動的に飛び越えたり除外したりするのに使用される移動量の閾値が選択される。1つの実施形態では、可能な要素画像を除外するのに使用される閾値が、マスクの上辺幅の一部、例えば幅の0.5, として選択される。ここで検討される全ての変数のような、他の変数を使用することもある。最適変数は、臨床アプリケーション、及び、システムの間数として決定される。所与のアプリケーション、及び、システムに対する複数の設定が、ユーザ選択として与えられることがある。パラメータの組は、プローブの幾何学的な位置、及び、タイプとは独立ではあるが、これらの因子を考慮しても良い。ブレンディングを支持する他の技法、及び、アプリケーション・プログラミング・インタフェースも又使用されることがある。

【0113】要素画像の特性は、変動を通じて合成に最適化されることがある。1つの要素画像は別の要素画像

20

30

40

50

とは異なる特性を有している。例えば、2つの要素画像は異なった取得周波数を有している。取得周波数は、転送周波数、受信周波数、及び、それらの組み合わせを含んでいる。異なった取得周波数と結合した要素画像の合成は、スペクルの影響を低減する。この実施形態において、各要素画像は異なった領域と結合している（例えば、各画像は、異なった変換器位置と結合している）。

【0114】1つの実施形態では、同一の領域と結合した2つ又はそれ以上の画像が、異なった取得周波数を使用して取得され、合成されて各要素画像を形成する。これらの周波数と複合した要素画像が合成される。各異なった領域（例えば、変換器の動きと結合した領域）に対して、異なった取得周波数を使用して取得した、2つ又はそれ以上の画像が合成される。周波数と複合した要素画像が合成され、拡大視野画像を形成する。拡大視野画像は、周波数、及び、空間的合成に反応する。

【0115】変形物の他の特性には、（転送又は受信）開口の大きさ、（転送又は受信）フィルタ設定、焦点合わせパラメータ、又は、超音波取得システム、又は、取得後処理システムによって制御される他の変数が含まれる。例えば、転送、及び／又は、受信用操作角が変更される。異なった操作角と結合した要素画像が、合成されて拡大視野画像になる。各要素画像は、操作角の変動、又は、複数の操作角と結合される。例えば、R. Entarkin等のmedicamundi、第43巻、第3号、ページ35-43、「胸部超音波によるリアルタイム空間的合成画像形成：技術と早期医療経験」を参照されたい。この中で、所与の変換器位置に対する複数の操作角及び領域と結合した情報が合成され、要素画像を形成する。異なった、又は、合成された操作角と結合した要素画像が取得される。各要素画像に対する異なった操作角は、他の要素画像に対する操作角と異なっていることもあれば、等しいこともある。これらの要素画像は合成されて拡大視野画像を生成する。

【0116】操作角が合成された角要素画像に対するデータの操作角、及び、フレームの数は、1つ又はそれ以上であり、医療用アプリケーションの関数として変化することがある。1つの実施形態では、各要素画像は、異なった9つの操作角と結合した9つのフレームのデータから合成される。ビーム形成器、及び、画像プロセッサは、ここで検討したように運転されるビーム形成、及び、フィルタリングによって、所望の合成要素画像を取得するようにプログラムされる。

【0117】様々な特徴付けの組み合わせが利用される。例えば、各要素画像に対して複数の操作角が使用される。複数の操作角の1つ又はそれ以上が異なった周波数と結合される。操作角、及び、周波数は、1つの要素画像に合成される画像（すなわち、ほぼ同一の変換器位置）、及び／又は、複数の要素画像（すなわち、異なった変換器位置）の関数として変化する。他の特性は、画

像間で変化することがある。

【0118】各変化に対する画像データは、挿入されるフレーム、線、又は、線のグループである。例えば、画像データのフレーム、又は、画像データのサブセットのフレームが、1つの特性に対して取得され、次いで、対応するフレーム、又は、フレームのサブセットが変化した特性に対して取得される。1つの実施形態では、要素画像は線挿入を使用して2つ又はそれ以上の画像から合成される。周波数、又は、操作角パラメータのような、1つのパラメータと結合した情報の1つ又はそれ以上の線が、パラメータにおける変形物と結合した1つ又はそれ以上の線を挿入して生成される。変換器が手動で移動されている間に、線挿入によって、複数の変換器に対するほぼ同一の変換器位置と結合した画像情報を生成することができる。各フレームの画像データが取得された後、拡大視野に対する要素画像を形成する画像データが合成される。画像データは、各画像内のデータ線間の変換器の移動によって生じる走査速度誤差に対し、調節されることがある。複数の要素画像が、線挿入によって取得され、合成されて、拡大視野画像が形成される。

【0119】1つの実施形態では、変形物は反復的である。1つおきの要素画像は類似しているので、2つの異なったタイプの要素画像がもたらされる。2つおき、又は、3つおきの要素画像は特性が類似しているので、異なった反復サイクル、又は、数の要素画像のタイプが使用されることがある。乱数化された処理がされることがある。

【0120】1つの実施形態では、移動は、類似の受信周波数、又は、操作角のような、類似特性を有する画像間で推定される。その様な画像のスペクルパターンは、移動の推定が精確であればあるほど相関性が高いようである。移動は他の要素画像に対し、補間、曲線合わせにより、又は、独立に推定される。代替的に、移動は、要素画像を形成するために合成されることがなかった画像を使用して推定される。

【0121】同一の、又は、異なった要素画像が、移動を推定するのではなく、合成するために別様に処理されることがある。例えば、2つの要素画像が選択される。2つの選択画像の間でいかなるフィルタリングもせず、に、それ以上のフィルタリングをせずに、又は、別のフィルタリングをして推定される。2つの要素画像は、合成のために、低域空間的フィルタリングのような、フィルタリング処理を受ける。高域、もしくは帯域フィルタリングのような他のタイプのフィルタリング、又は、ヒストグラム等化、もしくは他の濃度階調マッピング修正（例えば、濃度階調曲線形の変更）のような平滑化処理が使用されることがある。フィルタリングは線データ（1次元）、又は、画像データ（2次元）に適用される。米国特許第5、479、926号で開示されているような、平滑化、又は、フィルタリング処理が使用され

ることがある。同開示は、本明細書において参考文献として援用されている。1つの実施形態では、フィルタリング、又は、他の処理は、正反射器又は他の画像属性を強調する。他の実施形態では、要素画像は、移動の推定のためにフィルタリングされるが、上記したように、合成のためにはフィルタリングされないか、又は、別様にフィルタリングされる。また上記、及び、米国特許第____号出願番号第09/384、707号に置いて検討されているように、1つ又はそれ以上の要素画像は、変形するか、又は縮尺を変えて、スキャニングレート誤差を補償する。同特許の開示は、本明細書において参考文献として援用されている。スキャニングレート誤差補償は、要素画像、及び、信号走査に対し画像データが捕獲されている間の変換器移動を明らかにする、検出したフレームとフレームとの移動量を空間的に補正する。この補正によって、不正確な移動推定、及び、それによって生じる不正確に位置合わせしたデータの合成を防ぐ。フレーム速度の関数としてのスキャニングレートを補償することによって、拡大視野画像はより精確に走査の対象を表現する。

【0122】FIR、又は、IIRが適応性を有することがある。適応的合成は、1つ又はそれ以上の特徴に回答した合成の特性の変更を含むことがある。例えば、(1)合成に使用される要素画像の幅、及び、他の寸法(例えば、マスク)、(2)重み、(3)合成のタイプ(例えば、FIR、IIR、又は、無合成)、又は、(4)他の合成の特性は、(a)2つ又はそれ以上の要素画像の間の移動の推定、(b)2つ又はそれ以上の要素画像の間の相関、(c)画像画素データ、(d)要素画像内部の画素位置、(e)他の計算された特徴、又は、(f)それらの組み合わせ、に回答して変更される。

【0123】合成に適用されるマスクは1つの実施形態に適応性を有している。合成のために上記に検討したように、要素画像の一部は合成される。画像のその部分は、上記で検討したように、合成のため、又は、追跡ブロックを選択するために選択される。

【0124】マスクのその部分の幅、高さ、寸法、又はそれらの組み合わせは、移動の推定に回答して決定される。画像テクスチャ幅(例えば、方位方向平行移動の)は、設定数の要素画像が所与の画素に対して合成されるように設定される。例えば、もし、推定された移動が右の方位方向に10画素で、10要素画像を合成するのであれば、要素画像の100画素幅の部分が合成される。所与のいかなる方位方向の画素位置に対しても、10要素画像が合成される。第1フレームから最も右にある画素データの10線は、第10フレームの最も左にある画素データの10線と重なる。この場合、推定された移動は変化し、マスクは、変化する移動を明らかにするために変更される。合成された要素画像の実際の数、10

のような設定数から変化する。付加的、又は、代替的に、計算する画像の数は、要素画像を除去することによって設定される。

【0125】別の代替法として、又は、付加的に、IIR又はFIR合成に使用される重み、又は、非透過性は、推定された移動、又は、2つ又はそれ以上の要素画像間の相関に回答して、適応する。変更された重みは、幾つかの要素画像の影響を効果的に低減して、設定された数の要素画像を合成することによって形成される画像に類似する、拡大視野画像を生じる。同一の重みが、要素画像の各画素に対して使用されるか、又は、要素画像の各画素に対して変化する。画像テクスチャ幅、又は、マスクは、固定されているか、又は、やはり上記で検討したように変化する。

【0126】IIR合成に対しては、再帰的重み、又は、非透過性が、推定された移動の関数として適応する。推定された移動の関数として可能な、重みのテーブル又はリストが、システム及びアプリケーションに基づいて決定される。通常、高い移動推定はより高い重み、最も新しく形成された要素画像に適用される と結合され、より低い重みを有する移動推定(すなわち、1-)は先に合成された画像に適用される。この場合、移動の推定は、要素画像間で変化し、重みはそれに対応して変化する。別の実施形態では、FIR合成重みは、移動の推定に適応する。

【0127】IIR重み及びFIR重みは、要素画像、又は、拡大視野画像内部で合成される画素の位置の関数として適応する場合がある。例えば、又上記で検討したように、より小さな重みは、画像の方位方向に中心となる部分と結合する画素に適用される。

【0128】重みは又、合成される画素の位置、及び、移動の相関又は推定の組合せの関数として適応する。局所的な移動の推定又は相関が計算される。その局所的領域に適用される重み付けは、局所的な移動の推定又は相関の関数として変化する。

【0129】が増刊の創刊の関数として変化する重みは、拡大視野画像がぼやけるのを防ぐ。相関は、位置合わせした画像の間の一致の品質を指示する。相関は、位置合わせしない画像の関数として決定されることがある。

【0130】もし要素画像の相関度が低ければ、混合度の低い、又は、より不均一な重みが適用される。極端な場合、画素データは合成される代わりに上書きされる。もし要素画像が高相関度を有していれば、より均一な重み付けが適用される。例えば、もし正規化交差相関係数が0.5であれば、オパシー(すなわち、IIR又はFIRの重み)は0.6に設定され、もし正規化交差相関係数が0.9であれば、オパシーは0.1に設定される。実験的に決定される交差相関係数に対するオパシーの曲線を表す値のような、他の値が用いられることがあ

る。

【0131】 相関の関数としての合成は、推定された移動の関数としての合成とは独立である。使用される相関値は、交差相関値を含む。使用される相関値は、交差相関値、非相関値の逆数、差の絶対値の最小和、又は、要素画像間の類似性を指示する他の値を含む。例えば、差の絶対値の最小和は、差の絶対値の平均和と比較される。この比較は、計算するのに交差相関よりコンピュータの使用度が小さく、特に移動を推定するために差の絶対値の最小和を計算する場合にそうである。差の絶対値の最小和と平均和に関する比の関数、又は、他の関数としての曲線、又は、重みのテーブルは、実験的に決定される。例えば、比0.1は、IIRオパシチー、又は、0.4のオープンGLFIR合成の値と結合され、比0.8は、0.8のIIRオパシチーと結合される。5他の値を使用しても良い。1つの実施形態では、例えばスペクル非相関のような相関が、計画外の移動（縦方向の移動）を推定するのに使用され、又、合成の程度を適応させるのに使用される。

【0132】 相関の関数として重みを適応させる代替策として、合成された要素画像の数が相関の関数として適応する。合成された要素画像の数を変化させることは、効果的に変化させる。重みを非相関性が高比率であれば、より少数の画像が合わさって合成される。代替的に、マスクサイズ、形、又は、適用が相関の関数として変化する。

【0133】 上記で検討したように、合成の特性は、相関の関数として適応する。変化の大きさが、重み、画像マスク、又は、合成のタイプを決定する。

【0134】 1つの実施形態では、合成のタイプはここで検討する特徴の1つ又はそれ以上に適応する。例えば、IIR、FIR、又は無合成のどれかが相関に応答して1つ又はそれ以上の画素に使用される。

【0135】 他の処理が適応することがある。例えば、要素画像の選択が適応する。手順内の可能な要素画像の周波数選択が移動推定の関数として適応する。例えば、移動の量が小さい場合には、1津興、又は、2つの可能な要素画像が選択される。移動の量が大きい場合には、可能な要素画像画がより多く選択される。別の例として、可能な要素画像の選択の頻度は、要素画像間の相関が強いと減少する。0.1より小さい差の絶対値の最小和と平均和の比、又は、0.9より大きい交差相関係数のような、強く相関した要素画像は、合成を通じスペクルの低減を少なくし、従って、高度に相関しにくい画像（例えば、1つおき、2つおき、又は3つおきの要素画像）が選択される。選択された画像は、次いで合成され、又は、上記で説明したように適応するように合成される。1つの実施形態では、合成された拡大視野画像は、合成語ではあるが、応答した表示の生成の前に処理される。例えば、ヒストグラム等化、高域フィルタリン

グ、低域フィルタリング、適応フィルタリング（例えば、米国特許第5、478、926号に開示されているようなフィルタリング）、濃度階調曲線マッピング、又は、他の信号処理が、合成拡大視野画像に施される。

【0136】 30. 図13は、上記で説明した画像取得、位置合わせ、及び合成技法を使用して、血管のような管状器官の長く伸びた長手方向の断面図を生成する、画像形成法の流れ図を供給する。ステップ70で、カテテルに組み込まれたプローブが、通常、プローブを脈管の内腔に挿入することによって、血管のような管状器官に送り込まれる。例えば、プローブは、人間の静脈、又は動脈に挿入するためのカテテルに組み込まれた超音波変換器配列を内包することができる。ステップ72で、プローブが脈管に沿って対象の身体の中へ、又は、外へと動くにつれ、超音波画像が取得される。ステップ72で、一般にプローブが移動する経路に平行な方向を向いたそれぞれの画像平面において、画像が取得される。ステップ74で、ステップ72で取得された画像が、既知の、又は、今後当業者によって開発される位置合わせ技法のいずれかを使用して位置合わせされる。ステップ76で、位置合わせした画像が合成され、ステップ78で、ステップ76で合成された拡大視野画像が表示される。ステップ76の合成画像は、本例では脈管の長い、長手方向の断面図である。

【0137】 上記した技法によって、脈管の長い断面、及びそれを取り巻く解剖学的構造を見ることができ、また、ユーザが目的領域の方向を知る目印を見ることができるが、この領域は、その様な目印を含む比較的大きな画像に対して、多くの場合小さな領域であると言えよう。適切なカテテル組み込み変換器プローブの例は、米国特許出願第08/791、598号、及び、08/802、621号において説明されており、これらは共に、本明細書において参考文献として援用されている。

【0138】 31. 拡大視野画像が、組織表面で、低フレーム速度、及び、比較的高いマニュアル変換器掃引レートで取得されている時、寸法誤差が現れる。これは、超音波システムが、通常、変換器配列の一方から他方へ配列を走査するからである。もし変換器配列が50ミリメートル幅、フレーム速度は10フレーム毎秒、及び、変換器は5ミリメートル毎秒の速度で走査されるのであれば、それが1フレームを走査するのにかかる時間で（0.1秒）変換器は0.5ミリメートル移動する。変換器配列が1方向に走査される時、この誤差は、0.5ミリメートルの画像伸張に相当し、反対方向に走査される時、それは方位方向に0.5ミリメートルの画像縮小に相当する。（これは1%の寸法誤差である。）この誤差は、走査速度に比例し、フレーム速度に反比例する。拡大視野画像化の間、画像の移動を決定することができ、従ってこの影響を補正することが可能である。

【0139】 システムが変換器要素#1（配列の一端）

から変換器要素 # N (配列の他端) へ走査する場合を考察しよう。もし、移動推定装置が2つのフレームの間の要素1の方向への1ミリメートルの移動を検出すると、走査された真の領域は1ミリメートル縮小する。従って領域の幅は、比例定数Kで測らねばならず、ここで

$K = 1 - (1 \text{ ミリメートル} / 1 \text{ 画像幅 (ミリメートル)})$ 、
 $K = 1 - 1 / 50 = 50 \text{ ミリメートル幅の画像に対し } 0.98$ である。同様に、反対方向の移動に対しては、比例定数Kは、画像領域の幅を拡大する $1 + 1 / 50$ に等しい。移動推定 (平行移動) は同じ係数で補正することが好ましい、すなわち、要素 # 1 の方向の変換器の移動の場合、推定した平行移動に対し、上記の例の 0.98 を乗算する。本発明の出願人に譲渡され、本明細書において参考文献として援用されている、米国特許出願番号第 08 / 916、358 号における画像補整の検討を参照されたい。

【0140】プロ - プの移動もまた、回転の決定に影響し、回転の推定もまた修正すべきである。通常、角の推定は、検索ブロックの上辺及び下辺での、方位方向の画素の相対的移動と結合した角から誘導される。それでこの角は、画素のX方向の寸法が、元来仮定されていた寸法とは異なっているという事実を考慮して、補正しなければならない。ここで目的とする小さな角の場合、これは、変換器プロ - プ速度誤差を、画像の方位方向の寸法、及び、移動推定の補正に対し、上記で決定された係数によって決定しようとする前に、生成された角を乗算することによって近似的に求めることができる、すなわち、推定された回転角は、変換器要素 # 1 へ向かう変換器移動に対する上記の例において、 0.98 を乗算する。

【0141】この補正を実施する最も簡単な方法は、オープンGLテクスチャマッピングを使用して画像合成を行う時、テクスチャマッピング幅を修正することである。

【0142】32. カラードップラーデータ (速度、又は、エネルギー) を含む画像を合成するとき、システム内において従来行われているように、分離したBモード、及び、カラー領域を取得することが好ましい。通常、超音波機械は、Bモードの完全なフレーム、及び、カラーの部分フレームを取得する。カラーエネルギー、及び/又は、速度のレベル次第で、特定の画素が書きされたりカラー値と混合されたりする。カラー領域は、それ自体には、上記で説明したようなタイプの移動の推定で使用されるスペクルデータを含まない。従って、カラー付加ステップに先立ち、移動推定に対し素のBモード画像を使用することが好ましい。

【0143】時折、変換器移動の推定にカラー付加画像が使用できることがある。使用できる方法が、以下のよう、たくさんある。

(a) カラーパンボックスの大きさを、親画像の小さな一部に限定することができる。スペクル移動データを含まないカラー画素データは、移動推定を重大な影響が出るほどには破壊しない。

(b) ドップラーカラー及びBモードスペクルを混合する、カラー付加ステップが使用可能である。その後、Bモードスペクルは、カラー参照テーブルを参照し、その根底にあるBモード値を推測することによって処理される。もし必要であれば、Bモード値は、もしそれらがカラーマッピング処理の間にスケール調整されたものであれば、再調整される。

【0144】(c) ドップラーカラー領域は、親画像の特定領域に限定することができる。ドップラー処理は、緩慢なデータ取得、及び、緩慢なフレーム速度と結合しているので、通常、親画像の一部のみがドップラー処理される。カラーパンボックスは、利用可能画像の一部のみに限定することが好ましく、かつ、カラーパンボックスは、移動推定に使用されるテストブロックの中央部に配置させないことが好ましい。これは過度に厄介であるように響くが、画像のほんの一部のみが拡大視野を形成する合成に使用されるのであるから、画像の大部分がカラー付きである必要はない。もしこれらの小さな領域がカラー付き領域であれば、拡大カラー画像が生じる。これは合成領域が移動推定に使用される領域とは異なっていることを仮定している。この処理では、移動はBモード領域に対して推定される。それで、画像合成時における移動推定ブロックの中心とカラー合成領域との相違が考慮される。これを行う最も簡単な方法は、合成領域が移動推定領域の中心を含む様に定義することである。オープンGL (位置決め商標) テクスチャマッピングによって制御された透過性が可能であり、従って、この技法は容易に実施し得る。

【0145】カラーパンボックス領域は、それが全領域を占めさへしなければ、フレームのどこに生じても良い。移動推定に先立って、プログラムは (超音波機械の画像取得コントローラからそれに渡されることがある) カラー領域の位置が分かっていることを利用し、それに適応するように、移動推定ブロックの位置を変更し、それをカラー領域の一方側または別の側に位置づける。この様にして、移動推定処理用の領域は親画像のドップラーカラー領域から間をあけられる。取得時にカラーボックスを動かすのは禁じられており、実施を簡単にするために、この適応ステップは処理の開始時のみに行われる。

【0146】図11は、親画像内部の領域の1つの好ましい相対的配置を示している。この場合、親画像60は、2つのBモード領域62、64、及び、カラードップラー領域66を含んでいる。Bモード領域62、64

は上記で説明した技法のいずれかを使用した移動推定に良く適して、Bモード領域62、64、及び、カラー Doppler 領域66の相対的位置は良く知られている。図12で示すように、図11で示されているタイプの2つの親画像60、60Nが合成される時、Bモード領域62、62Nは移動推定、及び、2つの親画像60、60Nの位置合わせに使用することができ、一方、カラー領域66、66Nは、視野を拡大するのに使用することができる。

【0147】33. 通常は、テストブロックは全親画像より小さいが、全親画像をテストブロックとして使用することも可能である。この場合、全ての非0移動に対して、一致させるデータに不完全なものがある(すなわち、もしフレームが左から右へと移動すれば、一方のフレームは左側に比較するデータが無く、他方は右側のデータが無い)事実を考慮することが好ましい。MSAD計算(または交差相関)においては、正しいデータが存在することが重要である。従って、完全フレームテストブロックを使用する場合には、正しくない領域に対しては SAD 計算を抑止することが好ましい。

【0148】しかし、最小 SAD を計算するためには、比較によっては(オーバーラップが少ないので)より多くの画素が使用される事実を考慮して、何らかの形の正規化を使用することが好ましい。1つの方法は、最小 SAD に対する検索を、最小正規化 SAD に対する検索と置き換えることであり、この場合、正規化 SAD 演算は、SAD を使用される画素対画素比較の数によって除算することによって、SAD を正規化する。

【0149】例として、 100×100 画素の完全画像を考察しよう。この場合、検索は ± 3 画素(左及び右)である。左へ3画素シフトした SAD を計算する時、1つのフレームでは左側3画素は正しくなく(定義されていない)、他のフレームで右側3画素は正しくない(定義されていない)。従って、比較の数は $(100 - 3 - 3) * 100 = 9400$ である。この場合、正規化 SAD は、SAD を9400で除算したものに等しい。テストブロック間で画素シフトが0の SAD を計算する時、1つのフレームで左側の画素に正しくない(定義されていない)ものが無く、他方のフレームで右側の画素に正しくない(定義されていない)ものが無い。従って、比較の数は $(100 - 0 - 0) * 100 = 10,000$ である。言うまでもなく、完全フレームのテストブロックは上記したようにサブ標準化、例えば、簡略化しても良い。

【0150】34. 画像取得が(最も良くある場合であるが)ECGゲートによるものでなければ、生じるカラー Doppler 拡大視野画像における認識された拍動性を最小化するステップを取ることが好ましい。(拍動性は、方位方向の位置及びそれぞれの要素画像の関数として、敏速に幅を変化させているカラー領域として現れ

る)。1つの方法は、カラー Doppler データを根底に含まれているBモードから分離することによってそれに固執し、更に合成ステップの間それに固執することである。もしカラー Doppler データが、超音波画像プロセッサから得たBモードデータとは独立に使用できなければ、カラーデータは、カラー+濃度階調(Bモード)データの組合せから、画像中のR、G、及び、Bの均衡がとれていない領域(RGBの均衡=濃度)を検出することによって分離することができる。(カラーとして識別された)これらの領域は、次いで、いずれかの重なり合った領域で検出された最大カラー値がいずれかの先行するカラー値、または、もしその点に既にカラー値が存在するのでなかったら、グレー値を上書きするようにされている。代替的に、カラーデータは、カラー値及び高非透過性(おそらく非透過性=1)を含むカラー画像ゾーン、及び、カラー値0(別のあらゆる場所)で非透過性=0に分割される。オープンGLテクスチャマッピング時に、カラー領域は、いずれかの特定の領域に対するピークフロー状態が優越して、認識された拍動性が抑止されるように、上書きする。この技法を使用する時、使用するカラーマップは、連続的であり、増大するカラー Doppler エネルギー、又は、カラー Doppler 無符号速度に対し、単調なタイプの変化を示すことが好ましい。(もし、符号のある速度が使用されると、流れの方向の変化にตอบสนองして劇的に変化するカラーが、異なった色のシミが付いた好ましくない画像を生じる。)カラーデータを分離する1つの実施形態が、米国特許第_____号(1999年8月6日出願の、米国特許出願番号第03/370,060号)に開示されており、同出願の開示は、本明細書において参考文献として援用されている。

【0151】結論

上記の第1-34節において説明した改善、及び、修正は、本明細書において参考文献として援用されている、米国特許第6,014,473号、5,576,286号、5,566,674号、_____号(米国特許出願番号第09/384,707号)、及び、_____号(米国特許出願番号第09/196,987号)において教示されているような、2つ又はそれ以上のほぼ同一平面上にある超音波画像を記録し、及び/又は、合成する、全ての適切なアルゴリズムと共に使用することができる。上記で説明した実施形態は、超音波画像形成システム、又は、オフィスプロセッサ上で実施することができる。合成のタイプ、及び/又は、本明細書で検討した変数のような、適切に、又は、実験的に決定された合成パラメータのグループの、多様な前もって設定された選択肢がユーザに供給される。例えば、異なったマスク型、マスク寸法、及び合成の程度が、複数の選択可能診療用アプリケーション、又は、研究に対し、ユーザに供給される。

【0152】ひとたび拡大視野画像が上記で説明したよ

うに形成されると、それは、例えば、オープンGLを使用しズームしたり回転したりするような、公知の多様な方法で計算することができる。本明細書で説明した全ての技法は、米国特許出願番号第08/916、585号で検討されたタイプの追跡画像フレームと共に使用しても良い。前記の詳細な説明は、本発明が取ることができる多くの形態のほんの2、3のみを説明してきた。この理由から、この詳細な説明は、例示を目的としたものであり、限定のためではない。本発明の範囲を限定するように意図されたものは、全ての同等物を含め、請求

【図面の簡単な説明】

【図1】本発明の現在の好ましい実施形態を具体化する方法の流れ図である。

【図2】図1の方法での使用に適した親画像及びテストブロックの概要図である。

【図3】図1の方法によって生成された拡大視野の概略図である。

【図4】図1の方法での使用に適した2つの異なるテストブロックの線図である。

【図5】図1の方法での使用に適した2つの異なるテストブロックの線図である。

*【図6】各々ゼロ、1及び2画素で回転したテストブロックの線図である。

【図7】各々ゼロ、1及び2画素で回転したテストブロックの線図である。

【図8】各々ゼロ、1及び2画素で回転したテストブロックの線図である。

【図9a】本発明による方法の他の好ましい実施形態の流れ図である。

【図9b】本発明による方法の他の好ましい実施形態の流れ図である。

【図10】本発明による方法の他の好ましい実施形態の流れ図である。

【図11】親画像におけるBモードとカラードップラー領域との空間的關係を示す線図である。

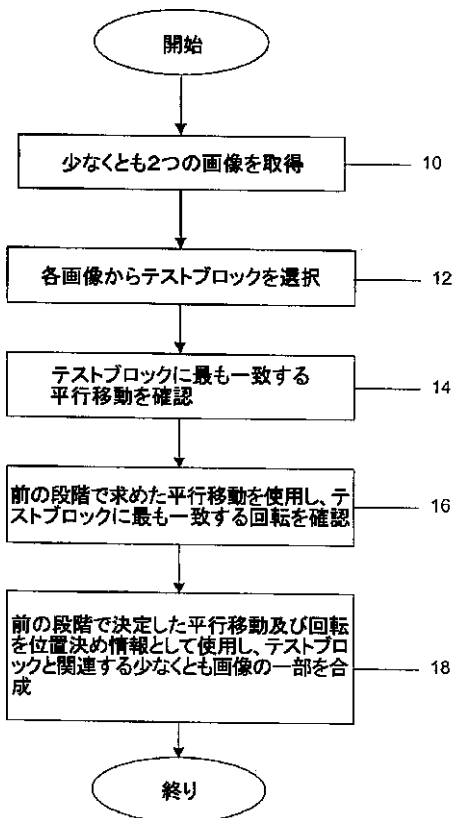
【図12】親画像におけるBモードとカラードップラー領域との空間的關係を示す線図である。

【図13】本発明による方法の他の好ましい実施形態の流れ図である。

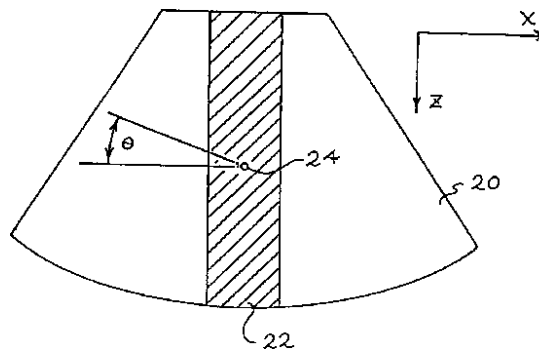
【図14】合成マスクの一実施形態を示す線図である。

【図15】合成マスクの他の実施形態を示す線図である。

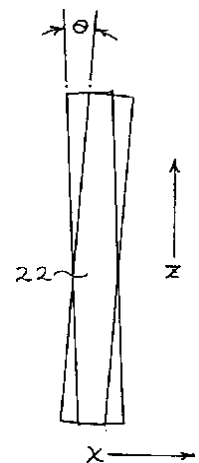
【図1】



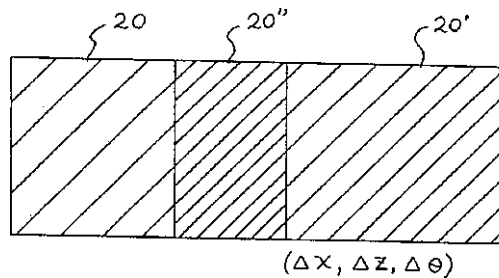
【図2】



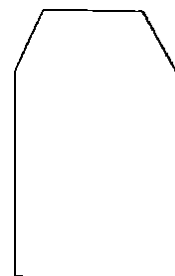
【図4】



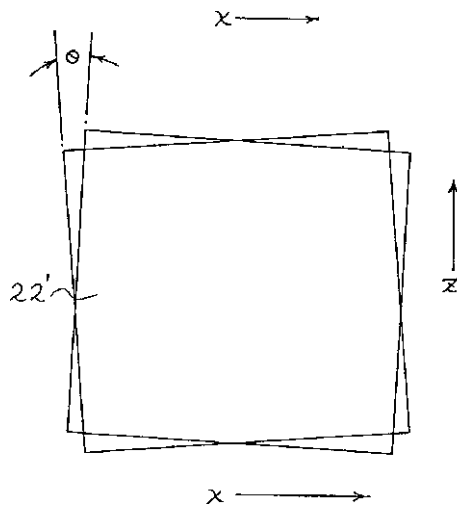
【図3】



【図14】



【図5】



【図6】

0ピクセル回転	ピクセルインデックス	動き
	1	0
	2	0
	3	0
	4	0
	5	0
	6	0
	7	0
	8	0
	9	0
	10	0

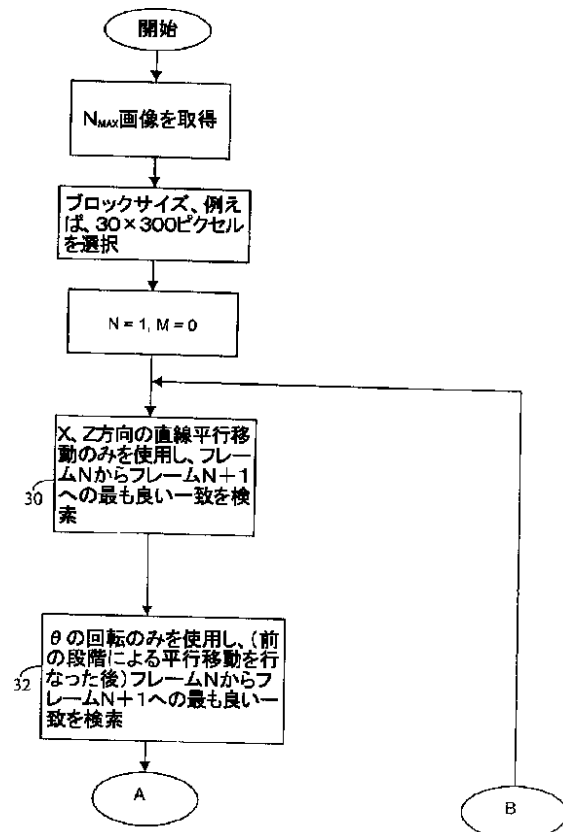
【図8】

2ピクセル回転	
	1 +2
	2 +2
	3 +1
	4 +1
	5 0
	6 0
	7 -1
	8 -1
	9 -2
	10 -2

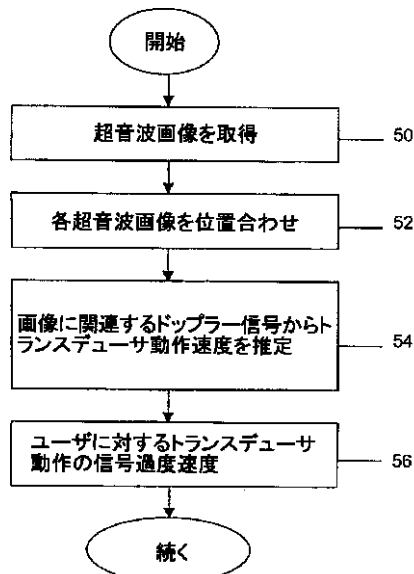
【図7】

1ピクセル回転	
	1 +1
	2 +1
	3 +1
	4 0
	5 0
	6 0
	7 0
	8 -1
	9 -1
	10 -1

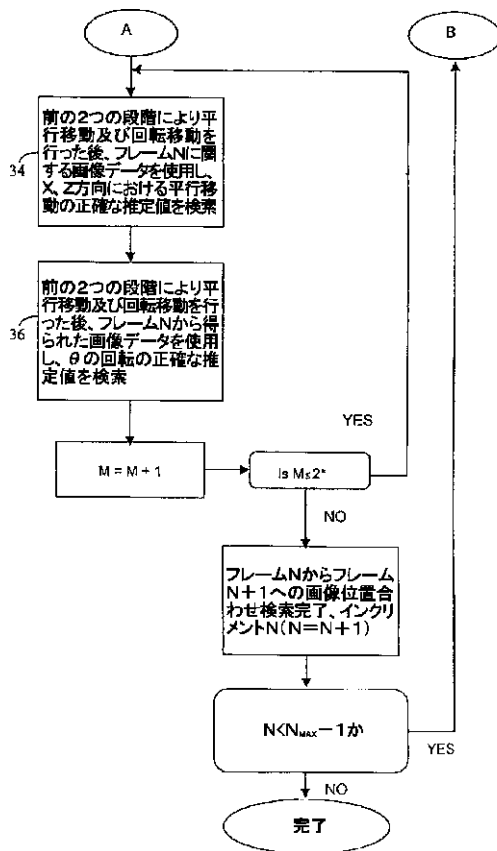
【図9a】



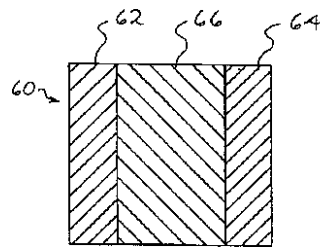
【図10】



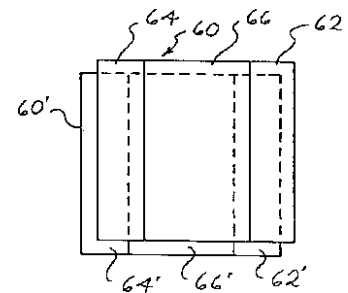
【図9b】



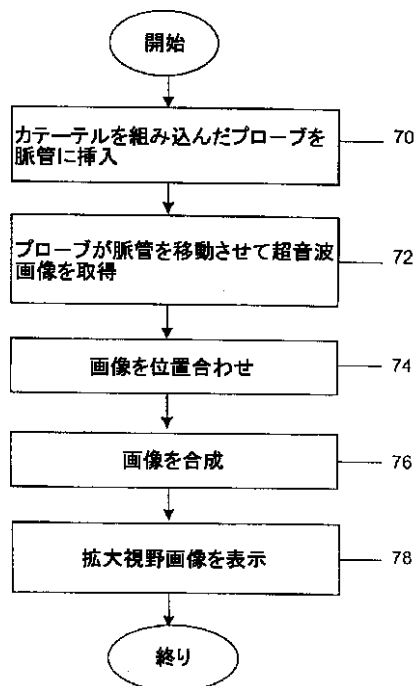
【図11】



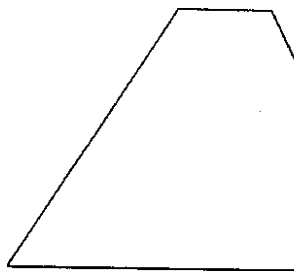
【図12】



【図13】



【図15】



フロントページの続き

(51)Int.Cl. ⁷	識別記号	F I	テ-マコ-ト [*] (参考)
G 0 6 T 7/60	1 5 0	G 0 6 T 7/60	1 5 0 B
(72)発明者 ジョン ダブリュー アリソン アメリカ合衆国 カリフォルニア州 94024 ロス アルトス ロングデン サ ークル 2051		F タ-ム(参考) 2G047 AC13 BC05 BC13 DB12 EA08 EA13 GG17 GG32 GG35 GG36 GH07 GH10 GH11 GH13 GH14 4C301 CC02 DD02 EE08 EE11 EE14	
(72)発明者 サミュエル エイチ マスラック 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		FF09 JB02 JB26 JB28 JC06 JC14 KK02 KK03 KK07 KK08 KK22 LL02 LL04 5B057 AA07 BA05 CA08 CA12 CA16 CB08 CB12 CB16 CD02 CD03 CD05 DA07 5L096 AA03 AA06 BA06 BA13 EA03 EA14 FA25	

【外国語明細書】

MEDICAL DIAGNOSTIC ULTRASOUND IMAGING METHODS
FOR EXTENDED FIELD OF VIEW

CROSS REFERENCE TO RELATED APPLICATION

This application is a continuation-in-part of copending U.S. Patent Application Serial Nos. 09/196,986, filed November 20, 1998, 09/384,707, filed August 26, 1999, and 09/536,215, filed March 27, 2000, which are hereby incorporated by reference in their entirety.

BACKGROUND

The present invention relates to medical diagnostic ultrasonic imaging, and in particular to improved methods used in connection with the combination of two or more partially overlapping images into an extended field of view image.

Hossack et al. in U.S. Patent No. 6,014,473, filed August 22, 1997, assigned to the assignee of the present invention and hereby incorporated by reference in its entirety, describe systems for acquiring, aligning and registering multiple medical diagnostic ultrasound images. Such alignment is used both to determine the motion between two selected images as well as to provide the information needed to composite an extended image from two or more selected ultrasound images. That is, two coplanar tracking images can be aligned and in this way the relative motion of the transducer between the times of the two tracking images can be obtained. Similarly, two or more substantially coplanar diagnostic images can be aligned and then composited to form an extended field of view.

In one embodiment, Hossack et al. disclose adaptively determining the number of image data frames that are collected between consecutive tracking frames (column 22, lines 18-50). The number of image data frames collected between tracking frames varies in response to the estimate of motion between each image data frame.

The collected frames are compounded. The compositing method described in U.S. Patent No. 6,014,473 interpolates data from boundary

portions of different image data frames with variable weights (column 29, lines 5-22). The weights applied to the image data frames vary linearly as a function of distance where the weights for one frame are one minus the weights for the other frame. Using these weights, a previous frame is compounded with a subsequent frame. The composition of the previous frame is not discussed, but Hossack et al. note that compounding can be used for accumulating image data.

Likewise, Weng et al. in U.S. Patent No. 5,575,286 disclose a "ramp compounding" which gives weight ramps for both a new image frame and an existing compound image in the overlapping area (column 8, lines 21-30). Weng et al. do not discuss the composition of the existing compound image. Weng et al. also disclose alternatives to the ramp compounding, such as using only new pixels for non-overlapping regions or recursively averaging the new image frame with the existing compound image.

The present invention is directed in part to an improved compounding method that provides versatility and is quick to execute.

SUMMARY

By way of introduction, the preferred embodiments described below provide methods and systems for combining multiple frames of data for an extended field of view. Using variations in characteristics for each component frame or sub-set of data, the extended field of view image is enhanced. For example, the steering angle or acquisition frequency associated with each component image is different.

The present invention is defined by the following claims. This paragraph has been provided merely by way of introduction, and is not intended to define the scope of the following claims.

BRIEF DESCRIPTION OF THE DRAWINGS

Figure 1 is a flow chart of a method that incorporates a presently preferred embodiment of this invention.

Figure 2 is a schematic diagram of a parent image and a test block suitable for use in the method of Figure 1.

Figure 3 is a schematic diagram of an extended field of view generated by the method of Figure 1.

Figures 4 and 5 are diagrammatic views of two different test blocks suitable for use in the method of Figure 1.

Figures 6-8 are diagrammatic views of test blocks rotated by 0, 1 and 2 pixels, respectively.

Figures 9a and 9b combine to form a flow chart of another preferred embodiment of the method of this invention.

Figure 10 is a flow chart of another preferred embodiment of the method of this invention.

Figures 11 and 12 are diagrammatic views showing the spatial relationship of B-mode and color Doppler regions in a parent image.

Figure 13 is a flow chart of another preferred embodiment of the method of this invention.

Figure 14 is a diagrammatic view showing one embodiment of a compounding mask.

Figure 15 is a diagrammatic view showing another embodiment of a compounding mask.

DETAILED DESCRIPTION OF THE PREFERRED EMBODIMENTS

Various methods for estimating motion between two or more component images for forming an extended field of view image may be used. Some of these methods are discussed below. After an introduction to these motion estimation methods, compounding methods are discussed.

Turning now to the drawings, Figure 1 shows a block diagram of one implementation of a method for estimating motion between two images. In a first step 10 at least two medical diagnostic ultrasound images are acquired, using any suitable technology. For example, the Sequoia or Aspen systems of Acuson Corporation can be used to acquire these two images in any suitable manner. As discussed in greater detail below, these images may be

in any desired imaging mode, including B-mode, Color Doppler mode, and fundamental mode or harmonic mode (including harmonic imaging of contrast agent and harmonic imaging of tissue without added contrast agent). On occasion, these originally acquired images will be referred to in this specification as parent images.

The two images are preferably substantially coplanar and partially overlapping, and can be obtained as separate frames acquired as a transducer probe is translated and potentially rotated in the XZ plane. The widest variety of transducer probes can be used, including conventional external probes as well as intracavity probes, such as transducer probes designed for insertion into the esophagus or other body cavities, intravascular and other catheter-based transducer probes, and intraoperative transducer probes (transducer probes designed for use during surgical operations in direct contact with internal organs).

In step 12, test blocks are selected from the images acquired in step 10. Figure 2 shows one example, in which a test block 22 is shown as a central strip taken from a parent image 20. As described below, the test block 22 can be shaped as desired, and various techniques can be used to modify the test block as compared to the parent image. For example, the test block can be reduced in complexity by various filtering, decimation, and other techniques as described below. Figure 2 shows the conventional X (azimuthal) and Z (range) dimensions as they relate to the parent image and the test block 22.

Returning to Figure 1, the next step 14 is to find the translation in the XZ plane that matches the test blocks from the two images. As explained below, the match can be measured in many ways, including the minimum sum of absolute differences (MSAD) technique and various correlation techniques that utilize multiplications. Note that in step 14 the test blocks are merely translated with respect to one another and are not rotated. As described below, the location, range, and orientation of the translations that are used in step 14 can be selected adaptively to minimize the search time.

In step 16, the test blocks are aligned in translation using the matching translation of the preceding step and then rotated about a central axis 24 (Figure 2) to find the angle of rotation that best matches the test blocks. As before, the angles of rotation that are searched can be selected adaptively based on previous searches to speed the search.

In the method of Figure 1, the matching translation and rotation angle are found independently. This offers an advantage over a method that detects multiple translations from among several blocks and infers the rotation subsequently. In practice, motion may be irregular in either, or both, translation and rotation in a completely independent fashion. Typically, translation errors are of lesser consequence since they result in less serious cumulative geometric errors. Angular errors can have a more serious impact since the errors tend to accumulate and an angular error results in increasing translational errors in subsequently acquired frames. Therefore, it is preferable to independently control the search range for valid angular motions between frames.

Finally, in step 18 the matching translation and rotation from the previous steps are used as registration information to composite at least parts of the original parent images. Figure 3 shows one example in which two parent images 20, 20' are composited with one another. The parent images 20, 20' overlap in an overlapping region 20'', and the registration information (ΔX , ΔZ , $\Delta\theta$) is used to align the parent images 20, 20'.

The method of Figure 1 preferably takes advantage of the nature of real motion of a transducer over the tissue. Typically, translation along the X (azimuth) axis is far greater than translation along the Z (range) axis; the transducer slides along the surface and is not pressed into the tissue. Rotation effects are generally relatively modest compared to translation effects. This will certainly be true for the most common applications - such as scanning the abdominal surface or scanning along necks or legs.

The test block shape is preferably optimized to facilitate rotation determination. The block is made narrow in the azimuthal direction (e.g. 32 pixels along the X axis) and long in the range direction (e.g. 320 pixels - or

almost the entire available image depth along the Z axis). The reason for this is that as the block is rotated by small amounts, the effect of rotation can be approximated by translating rows of pixels in the top and bottom regions of the test block. If the pixel block were square, one would have to translate the pixels in both X and Z, since the motion in the Z direction would be non-negligible.

Figures 4 and 5 illustrate this effect. In Figure 4 the test block 22 is rotated by an angle θ . To first order, the motion of each row of pixels along the X-axis is simply translation along the X-axis, and none of the pixels of the test block 22 moves substantially in the Z direction. In contrast, when a wider test block 22N is used as shown in Figure 5, a comparable rotation through the angle θ produces substantial motion along the Z-axis for pixels near the corners of the test block 22N. For this reason, the ratio of the range extent to the azimuthal extent of the test block is preferably greater than 5, more preferably greater than 9, and in the embodiments described below substantially equal to 10.

The search of step 14 is typically primarily in the azimuthal direction, but the search can also contain a small search (a few pixels) in the range direction. The search is preferably conducted firstly in the azimuthal direction only, followed by a fine scale, two-dimensional search in both X and Z.

The search of step 16 is most efficiently performed by generating a pixel offset table for each angular search, since high accuracy and high speed are both important. Also, small rotations are far more likely than large rotations. Therefore the rotations are typically in terms of single pixel motion increments at the extremes (top and bottom) of the test block.

Preferably, a pixel offset table is generated once when the program is started. A predefined angular search range is defined, e.g. -5 to + 5 degrees in 0.2 degree steps. For every angular step one increments down the pixel block in the range direction and calculates the associated azimuthal (X) direction offset for the particular angle and pixel location in the range direction. The pixel offset is defined by the following equation:

$$\text{Round}((\text{pixel_index} * \tan(\theta)),$$

where Round is a function returning the nearest whole number, pixel_index is the index of the pixel in the range direction with respect to the center of the text block (i.e. the axis of rotation), and theta is the particular angle. In this example, pixels are assumed to be square. If the pixels are not square, the above equation is modified to correct for the pixel aspect ratio, as for example as follows:

$$\text{Round} \left(\left(\frac{\text{pixelwidth}}{\text{pixelheight}} \right) \text{pixel_index} * \tan(\text{theta}) \right).$$

Consider as an example, an image which extends over 301 pixels in the range direction. The center pixel in the range direction is 151. Consider a pixel 10 pixels down in the range direction and a selected angle equal to +0.5 degrees. The pixel offset entry for this pixel depth and selected angle is:

$$\text{Round}((151 - 10) * \tan(0.5 * \pi / 180)) = \text{Round}(1.23) = 1$$

This process is repeated for all pixel depths and rotation angles to fill the pixel offset table, and the process is performed only once per program run.

Figures 6, 7 and 8 illustrate three such pixel offset tables in simplified form. Figure 6 shows a ten-pixel offset table appropriate for zero rotation. As shown at 26, the rotated test block is identical to the original test block. Figure 7 shows an offset table for a rotation of one pixel in a clockwise direction about the axis 24. The motion ranges from +1 pixel to -1 pixel over the pixels 1 through 10, and the rotated test block is shown at 26'. Figure 8 shows an offset table appropriate for rotation of 2 pixels in a clockwise direction, and the motion plotted in the table ranges from ± 2 . The rotated test block 26'' shows the manner in which pixels are translated along the X direction, without translation along the Z direction. Similar tables can be created for anti-clockwise rotations.

For both steps 14 and 16 of Figure 1, it is beneficial to calculate the motion to sub-step-size accuracy for both translation and rotation. This can be done by fitting a quadratic to the values around the MSAD minimum. Having found the equation for the fitting quadratic, the true minimum to sub-step-size accuracy is determined from the zero in the quadratic equation after

differentiating. In this specification step size corresponds to the pixel search resolution for translation and the angular step resolution for rotation.

Once the matching translation and rotation are determined, the motions of all points along the central axis of the sub-block are known. If one considers the rotation as an indication of slope and the translation as a constant, we have the essential components for defining motion in terms of $y = mx + c$ where c is the translation amount, m is the slope or \tan (angle of rotation), and in this case x is the range component and y is the translation amount at that range along the X or azimuthal axis. In this way, the motions of all points on the plane may be found in order to move one image into registration with another.

The extended field of view processing described above can be performed immediately after image acquisition and displayed on the ultrasound display of the acquisition system. Alternately, such extended field of view processing can be performed after the fact on a remote computer using stored image data.

Further details regarding preferred and alternative implementations of the method described above and related methods are set out below, including methods for estimating motion and methods for compounding two or more component images to form an extended field of view of image.

1. An iterative search can be used as set out below and as shown in Figure 9.

Process:

(a) In step 30, search first for a match in terms of translation (either X only or X and Z).

(b) In step 32, search for match in terms of rotation, taking account of the translation found in step (a).

(c) Taking account of the match from steps 30 and 32, determine in step 34 if a translation (X and/or Z) can be found that provides a better match.

(d) Taking account of the match for translation and rotation obtained from steps 30, 32 and 34, search in step 36 for a rotation that provides a better match.

(e) Repeat steps 34 and 36 using updated estimates of translation and rotation.

At steps 30, 32, 34 and 36, it is preferred to find a best match in each case. Alternately, in each of these steps a high speed search can be used that provides a better match, though the search is too fast or approximate to find the best match. As used herein, the term "match" is intended broadly to encompass best matches as well as improved matches.

The number of times steps 34 and 36 are repeated can be determined in various ways. In the illustrated embodiment, M (the number of times steps 34 and 36 have been executed) is compared with a constant, equal to 2 in this embodiment. The constant can be greater if desired. Alternately, steps 34 and 36 can be repeated until a measure of the quality of the match (such as the ratio of the minimum SAD to the mean SAD) reaches some predetermined acceptable level, or alternately until a larger number of repetitions has been completed.

By way of example, the test block width may be set to $16 \times N$, where N is a small integer. For $N = 2$, this results in a width in the azimuthal direction of 32. The first translation matching step 30 of the iterative method of Figure 9 can be in the X direction only, e.g. over a range of ± 32 pixels. The search region may be varied adaptively based on previous estimates of motion in the X direction, and the range may be made less than ± 32 pixels. The first rotation matching step 32 of the iterative method of Figure 3 can be over a range of ± 3 degrees. The second translation matching step 34 can be over a range of ± 2 pixels in the X direction and ± 1 pixels in the Z direction. The second rotation matching step 36 can be over a range of ± 0.5 degrees.

2. The test block need not be tall and narrow, but as described above, such a shape for the test block provides advantages.

Consider a rectangular test block 30 pixels wide and 300 pixels high. Assume individual pixels are square. For this test block, for rotations up to

2.42 degrees there is no requirement for any pixel to shift in the Z direction by more than 0.5 pixels. Therefore, for rotations up to 2.42 degrees Z motion calculations can be ignored. Being able to ignore Z motion calculations has two advantages:

- (a) Z motion calculations are not required; this saves computation time.
- (b) Pixel rows in the reference frame (old frame) and the test position frame (new frame) both occupy consecutive memory locations (assuming pixels are ordered along rows in memory, that is, as a 2D array is read, pixel address first increments in X, followed by increments in Y after each row has been read). This ordering makes the programming simpler and faster. In particular it greatly facilitates the use of pointer-based programming and also makes the manipulations of blocks of pixels in parallel fashion far more tractable. For example, using Intel Pentium™ microprocessors with MMX™, this approach allows for manipulation of eight 8-bit binary numbers in parallel. The fact that pixels are grouped continuously in rows in both the old and the new frames facilitates easier implementation.

In contrast, if the pixel block is 300 pixels wide by 300 pixels high, then rotations of more than 0.19 degrees result in Z motions of more than 0.5 pixels in at least some pixels. Experience indicates that rotational motions between successive frames are frequently greater than 0.19 degrees but rarely greater than 2.42 degrees. In cases where Z motion is greater than 0.5 pixels, then it is still quite possible to reassign pixels from the Z shifted locations to the new frame pixel block so that an accurate rotation motion calculation can be performed.

3. Color Doppler ultrasound image data (Velocity, Energy or combinations) may form part or all of the images used with this method. If both B-mode data and Color data are available for display, then the B-mode data for the entire pixel block can be used to determine image registration information, and the motion calculated for a particular B-mode region can also be applied to the related (superimposed) Color region. Color data, such as

velocity or energy data, may also be compounded as discussed below to form the extended field of view image.

4. Fundamental or harmonic data may form part or all of the images used with this method.

5. Image data can be pre-processed prior to motion estimation and post-processed after composition (image registration). Examples include the following:

(a) Gray scale remapping, i.e. the as-acquired 0-255 range of gray scale values is remapped using a non straight line function.

(b) As an example of the above, contrast enhancement (e.g. histogram equalization) is used. As another example, 24 bit RGB data is decimated to 8 bit gray data.

(c) Pixel contrast resolution is decimated to speed up motion estimation, e.g. 0-255 pixel levels are mapped to 0-15, or even to 0-1 (i.e. only two binary levels) prior to motion estimation.

(d) Image brightness is altered. The resultant image is passed through a 0-255 mapping function that increases the mean pixel level (but clips the upper end at 255 to prevent wrapping beyond 255 and back to low integer numbers (associated with near black)).

(e) Image data is filtered in some way (e.g. low-pass filtered).

(f) The output image is speckle reduced (e.g. low-pass filtered).

6. The preferred motion merit function is typically MSAD (Minimum Sum of Absolute Differences); however, other matching techniques, such as finding the matching translation/rotation using cross-correlation (sum of multiplies) techniques may also be used.

7. Sub-pixel estimation can be applied to translation, and sub-angular-step-size estimation can be applied to rotation calculations.

As an example, the levels of the sum of absolute differences (SAD) for the minimum and its neighbors are compared to determine the likely position of the minimum to sub-pixel resolution. A simple way to do this is to fit a quadratic equation ($y=ax^2 + bx + c$) to three points (the pixel y_2 with the

minimum SAD plus the next-neighboring pixels y_1 and y_3 on each side). The x values for these three data points are x_1 , x_2 and x_3 , and these x values are typically separated by unity (the pixel spacing for translation searches and the angular step size for rotation searches). Data for three points (x_1, y_1) , (x_2, y_2) , x_3, y_3) are solved simultaneously for the equation $y=ax^2 + bx + c$. In this way a , b and c (c not strictly needed) are found. The derived quadratic equation is differentiated and set equal to zero to solve for:

$$2ax + b = 0.$$

In this way, the value of x to sub-step-size resolution is found.

8. The pixel data used in the test block may be pre-scan-conversion acoustic line data or post-scan-conversion video data. The pixel data for the test block can be envelope detected, raw RF, baseband quadrature (I,Q), ideally processed to give coherency between adjacent lines as described in Wright U.S. Patent 5,623,928, assigned to the assignee of the present invention. Likewise, the pixel data used for compositing the images may comprise one or more of these variations.

9. The images used to create the test blocks may be acquired at the rate of one receive line per transmit line or at the rate of multiple receive lines per transmit line as described in Wright U.S. Patent 5,685,308, assigned to the assignee of the present invention.

10. As described in U.S. Patent No. 6,014,473, poor estimates of motion can be identified. A poor estimate of motion may be determined based on a comparison of the level of the MSAD compared with the mean SAD. Also, a poor estimate of motion is often associated with a dissimilarity between the present estimate and previous estimates. As described in U.S. Patent No. 6,014,473, these various available confidence factors can be combined (e.g. using fuzzy logic) or used independently (e.g. if a given MSAD is unacceptable, a previous frame-to-frame motion estimate can be used).

As one example, the MSAD can be compared with a threshold to determine if the corresponding estimate of motion is reliable. One suitable threshold is equal to the number of pixels in the test block multiplied by a

constant, such as 5 for example. In the event the MSAD for a particular estimate of motion is less than the threshold and is therefore indicative of a reliable estimate of motion, then the calculated estimates of motion (i.e. ΔX , ΔZ , and $\Delta\theta$) are used and three variables are updated as follows:

$$\text{history_}\Delta X = (\text{history_}\Delta X + 3 * \Delta X) / 4,$$

$$\text{history_}\Delta Z = (\text{history_}\Delta Z + 3 * \Delta Z) / 4,$$

$$\text{history_}\Delta\theta = (\text{history_}\Delta\theta + 3 * \Delta\theta) / 4.$$

The weights used in the weighted averages of the foregoing equations are merely examples of possible choices. Other alternatives can be used. In the event the MSAD associated with a particular estimate of motion is greater than the threshold, and therefore indicative of an unreliable estimate of motion, then the history variables are not updated and the estimated motion is replaced with values that vary predominantly with the history variables discussed above according to the following equations:

$$\Delta X = (3 * \text{history_}\Delta X + \Delta X) / 4,$$

$$\Delta Z = (3 * \text{history_}\Delta Z + \Delta Z) / 4,$$

$$\Delta\theta = (3 * \text{history_}\Delta\theta + \Delta\theta) / 4.$$

Once again, the weights used in the weighted averages are only examples.

11. Frames being compared need not be consecutive. Instead of every frame being used, every Nth frame can be used (N=2,3 etc.).

12. Frames being registered need not be consecutive. Instead of every frame being used, every Mth frame can be used (M=2,3 etc.).

13. If every Nth frame is being used for motion estimation (N=2,3 etc.) then every Mth frame (M not necessarily equal N) can be used for registration or rendering.

14. The rendered image regions that are composited to form the extended field of view need not necessarily comprise the entirety of the respective image. Preferably only a subset of the image is composited, such as an image block extending over the full Z dimension and over a width in the

X direction that is slightly wider than the search area. Preferably, the central region of the image is composited, since it generally has the best resolution.

15. The compositing method preferably includes the use of texture mapping, as found in the OpenGL Applications Programming Interface. See OpenGL Programming Guide (M. Woo et al.) published by Addison Wesley (1997). OpenGL is a trademark of Silicon Graphics.

16. A visible or acoustic warning is preferably given to the user in event of a poor motion estimate or a series of poor motion estimates, as described in U.S. Patent No. 6,014,473. Such a warning can indicate to a user that a re-scan is required.

17. A user-visible icon (e.g. a variable length arrow) is preferably used to guide the user to make a scan at an optimal speed, as described in U.S. Patent No. 6,014,473.

18. The registration method can be used in combination with ECG and/or respiratory triggering/gating. (Triggering is when acquisition is triggered by ECG or other events. Gating is when potential triggering events are analyzed to see if they are valid, i.e. they fit some predefined criteria.) For example, the selected images for registration alignment may be only those that are acquired in response to a selected trigger.

When forming the extended field of view of a pulsing object (e.g., an artery such as the carotid artery), it may be preferable to acquire only images during a particular portion of the cardiac cycle - such as end systole or some time interval after observed end systole. It is well known in ultrasound imaging to acquire an ECG signal using 3 ECG electrodes connected to the chest of the individual. The ECG signal exhibits some easily recognized peaks, such as the R wave. The R wave occurrence can be observed using an electronic trigger set to fire after each ECG voltage pulse surpassing some preset threshold is detected. This detected electronic trigger pulse can have a user-selectable delay applied to it and the resulting delayed electronic trigger used to trigger the start of an ultrasound image frame acquisition. Hence, ultrasound image frames are acquired once per heart cycle and at presettable delays from the detected R wave. It is also possible to use a

gating technique wherein successive detected trigger pulses are compared with previously detected pulses and simple computer logic used to determine whether the ECG signal is gated or not. Typically, an ECG signal is gated only if the detected R wave interval falls within certain pre-programmed valid bounds. For example, suppose the R waves are occurring at 1000 mS intervals. A range of valid R waves can be set so that only R wave intervals in the range 900-1100 mS are gated. If one R wave signal is at 800 mS from the previous R wave, then it is associated with an irregular heart beat and ignored (since it may cause an image artifact due to irregular motion). This technique is discussed in McCann "Multidimensional Ultrasonic Imaging for Cardiology" Proc. IEEE Vol. 76, No. 9, Sept. 1998, pp. 1063-1073.

19. During image composition, pixel values are preferably interpolated or averaged based on the pixel levels in the overlapping regions of the two registered frames, as described in U.S. Patent No. 6,014,473.

20. The images are preferably ultrasonic medical diagnostic images acquired with 1D arrays employing a fixed focus in the elevation direction, one or more fixed foci in azimuth (transmit) and dynamic receive focus in azimuth. Ideally, a 1.5D array is employed that is focused in elevation, typically using a fixed transmit focus and a dynamically updated receive focus. Acuson Plano-Concave transducers as described in the related Hanafy U.S. Patent No. 5,651,365, assigned to the assignee of this invention, can also be used.

Any suitable technology can be used for the transducer array, including piezoelectric ceramics (e.g. PZT), piezoelectric polymers (e.g. PVDF), relaxor ferroelectric ceramics (e.g. PMN-PT), and electrostatic transducers. Electrostatic transducers are described in "Micromachined Capacitive Transducer Arrays for Medical Ultrasound Imaging," X. C. Jin et al, Ultrasonic Symposium (Sendai, Japan, October 5-8, 1988). The present inventors have recognized that such electrostatic transducers can be used in all conventional medical diagnostic ultrasonic imaging modes, including B-mode, Color Doppler mode, pulse wave mode, continuous wave mode, fundamental imaging mode, and harmonic imaging mode, with or without added contrast agent.

21. Registration and composition processing can be performed on-line (on the ultrasound system processor) or can be done off-line (at an arbitrary time after acquisition). If performed off-line, data compression such as JPEG compression can be used to speed data transfer.

22. The positioning of the search region for the test block can be varied adaptively: if the previous optimal value was found at 5 pixels to the right then the next search is preferably centered at 5 pixels to the right. Further details can be found in U.S. Patent Application No. 08/916,585.

For example, the current search can be centered on the offset estimated from the previous search. This is reasonable since the user typically uses a smooth motion in which a rapid change of velocity between successive frames is not expected. Suppose the first search is over the range ± 20 pixels. This is a 41 pixel search. However, if the optimum match (MSAD) is found at +10 pixels, then the subsequent search may be set to search from +5 pixels to +15 pixels (an 11 pixel search). In this way the search area is minimized and the overall speed improved. As well as changing the bias or center of the search, it is also preferred to vary the size of the search. If the successive searches are approximately uniform (e.g., 8, 7, 8, 9, 7 pixels all to the right), then it may be preferable to search the range +6 to +10. Alternately, if the successive searches are semi-random (e.g., 5, 7, 9, 3 pixels, all to the right), a better search range would be +1 to +15. Further, the size of the search can be made to vary according to the quality of the previous searches. If the ratio of MSAD (minimum SAD) to mean SAD is close to one, this means that the estimates are of poor quality, and that a high degree of uncertainty exists. In this case, larger search regions are preferred. Similar techniques can be applied to the rotational search.

23. The size of the test block can be varied adaptively. A small test block that yields good results is preferred because processing time is low. Otherwise, a bigger test block should be used to improve quality (e.g. the ratio of MSAD to mean SAD, or the similarity with respect to previous estimates). The decision to increase or decrease the test block size can be made on the basis of any quality measure, including those mentioned above.

24. Image resolution in the test block can be decimated (e.g. use only every Nth pixel in X and every Mth pixel in Z). The new pixel dimensions are then taken into account when determining motion in real units (mm). Preferably the image is low-pass filtered prior to decimation. Non-decimated images can be used for compositing even if decimated images are used for motion estimation.

25. The size of the image motion test block can be adaptively altered based on lack of signal at depth. If the lower (deeper) part of the test block is noisy (randomly varying levels - not like acoustic speckle which follows a pattern determined in part by the acoustic system point spread function) or if the deeper range part of the image is black, there is lack of good signal at greater depths, and the size of the test block can be reduced to ignore this region. For any given transducer and frequency there is a range (which can be experimentally measured) beyond which the displayed signal is unreliable because the acoustic signal is approximately the same size as or less than the electronic noise threshold of the system. This range can be pre-computed for all transducers and operating conditions or measured on test objects and then stored in a look up table. Whenever the system defines a test block to be used for motion estimation, it selects only pixels lying above (shallower) than the noise threshold region. An alternative method involves measuring acquired acoustic line data and detecting randomly varying signals. This can be performed using cross-correlation of successive signals, similar to the method used for Doppler detection of blood flow. If the lines are fired often enough, even if there is image motion the cross-correlation of signals will reveal a genuine detectable signal in the near field and no correlation in regions dominated by electronic noise.

26. If using harmonic data, the subject either may or may not contain non-linear scattering agent. Further the composited image may use a combination of fundamental and harmonic in the near field and fundamental only in the far field.

27. The rate of decorrelation can be used as an approximate estimate of transducer speed with respect to the imaged region and can be

provided as a guide to the user. The rate of decorrelation can be derived using Doppler processors (correlators). Effectively, if a Doppler power signal is detected then there is motion. The size of this decorrelation signal is a function of speckle decorrelation.

Doppler cross-correlators can be used to correlate successive lines fired along one acoustic line direction. If the signal decorrelates by more than certain level (i.e., maximum cross-correlation level is below a threshold, e.g., 0.7), then this is an indication that the transducer has been moved too fast and the system displays a warning to the user. The advantage of this approach is that it allows the already-existing processing power of the ultrasound machine to be used to estimate whether the image acquisition is likely to be effective before the image acquisition is complete and the potentially time-consuming image transfer process has begun.

The rate of motion can be estimated using the Color Doppler processors already present in most ultrasound machines. This allows an indication to the user of poor speed control (i.e. transducer movement that is fast or out of plane) before the motion estimation process. In some cases, it is easier to do the motion estimation after complete image sequence collection and hence there is value in having an approximate estimate or warning of possibly non-optimal acquisition.

Effectively, the Doppler processors are used to measure pulse to pulse decorrelation. In one embodiment, beamformed I,Q signals are applied to the B-mode processor and to the Color Doppler processor. Generally, different acquisitions are used for the B-mode and Color Doppler signals (Doppler signals are typically more narrowband). Once the baseband, beamformed signals are filtered, Doppler processing is performed on the I and Q signals to derive Doppler-related frequency estimates resulting from motion. Doppler processing is well known in the art. See for example "Real time two dimensional blood flow imaging using an autocorrelation technique," Kasai et al. Tran. Sonics and Ultrasonics, Volume SU-32, pages 458-464 (1985). See also the detailed discussion in Maslak, U.S. Patent No. 5,555,534, assigned

to the assignee of this invention, the disclosure of which is incorporated herein by reference.

The Color Doppler processor typically includes low-pass filters, clutter filters and an autocorrelator. The clutter filters are typically formed as delay line cancellers, and they are used as low frequency rejection filters to eliminate large echo signals from stationary and slow moving objects which have low or zero Doppler frequency shift. The autocorrelator autocorrelates signals from the clutter filters and produces output signals for a Doppler Energy calculator, a Doppler Variance calculator and a Doppler Velocity calculator.

In the current application, the Doppler Energy signal is of greatest interest. Generally, a significant Doppler Energy signal may be associated with too rapid motion of the transducer relative to the region being imaged and used to generate a warning to the user. Similarly, a sudden motion will cause a color flash to appear. Color flash is well known in diagnostic ultrasound. Essentially, it is this flash indication which is being used here to highlight a sub-optimal motion. Since the application does not specifically require a determination of Doppler Energy over a 2D region (except when forming an extended view image of Doppler Energy images), a very narrow examination of the image may be made to determine if there is excessive Doppler Energy present. Typically one scans numerous acoustic lines to map out a 2D region. However, for the current application it is sufficient to fire Doppler associated acoustic lines in a single direction interleaved with the B-mode beams used to acquire the B-mode parent image. Ideally, these lines are oriented at a non-zero angle with respect to the normal to the transducer face. This improves the Doppler angle for azimuthal motion. (Doppler processors detect the component of motion parallel to the beam and hence it is preferable to orient the beam so that it has at least some component in the azimuthal direction.) By experimentation, one determines the correct setting for the clutter filter to remove near DC components, and the Doppler Energy threshold above which the machine produces an indication that transducer velocity may be excessive. Typically, to minimize noise one can integrate the

Doppler Energy signals derived over time as the Doppler processor determines the Doppler Energy level for increasing range associated with a Doppler line firing. (Conventionally, the Doppler Energy levels are compared to a threshold as they are acquired and if they exceed a threshold a colored pixel is drawn corresponding to the associated position in range and azimuth on the B-mode Image.) When Doppler Energy is used for determining sub-optimal motion, one can tailor the clutter filter setting and the energy threshold above which one assumes that non-optimal motion has occurred.

Experiments with different transducers and different frequencies can be performed to determine the relationship between speckle decorrelation (between two line firings at a known time interval along the same line axis) and speed of motion in the elevation direction. Experiments can also be performed to determine the optimal transducer speed (or maximum and maximum workable speeds) and these can be compared with the decorrelation values for different speeds. These values are preferably stored in a look up table in the system. During operation, the system takes account of transducer type and frequency and estimates speed of transducer motion from the measured line-to-line decorrelation value. If this speed is too high or too low, an indication is graphically displayed on the system screen. Alternatively, the estimated speed is displayed.

The output of the evaluation of the Doppler Energy determination can be presented to the user in a number of ways.

(a) A binary indicator can be displayed advising the user when sub-optimal transducer motion has been detected.

(b) A numerical output indicating relative Doppler Energy level can be displayed - either the maximum value for a particular frame to frame case or the mean Doppler Energy level over the entire scan.

(c) A Color Doppler Energy representation can be displayed on the screen in the conventional manner. In this case, a line-like Color Energy region appears on the image, and the user simply observes whether it flashes.

In addition to using the Doppler power or energy signal to detect poor motion estimates by means of the flash signal, it is also possible to use the Doppler velocity estimators to estimate transducer motion. Preferably, a Doppler velocity acquisition line is oriented at a non-zero angle with respect to a line oriented perpendicular to the transducer face (e.g. 45 degrees). When a velocity of for example 10 mm/s is detected, one can infer the scanning velocity in the pure azimuthal direction since we can assume that the actual transducer motion is parallel to the azimuthal direction. The velocity estimated for the transducer motion after correction for the Doppler angle (45 degrees) is $10/\cos(45 \text{ degrees}) = 14.1 \text{ mm/s}$. This value can be output to the display numerically or graphically. Alternatively, the detected azimuthal velocity is compared to a threshold velocity (above which image alignment processing becomes problematic), and a warning is presented to the user by visual or audible means.

Similarly, the PW or CW Spectral Doppler processor can be used to estimate the velocity of the transducer probe relative to the tissue being imaged (the "sweep velocity"). The velocity is derived from the frequency component occurring with highest signal level from among the various frequency components examined.

In all cases, the Doppler parameters such as filter settings, pulse shapes and threshold levels are preferably optimized by modeling or experimental techniques as is well known in the art.

Figure 10 provides an example of a method for using Doppler signals to estimate the rate of transducer motion in an image alignment method. As shown in Figure 10, the first steps 50, 52 are to acquire multiple ultrasound images and to align the ultrasound images. Preferably, this alignment is performed as discussed above. However, for this aspect of the invention it should be understood that any suitable alignment method can be used, including those described in co-pending U.S. Patent Application Serial No. 08/916,585 (U.S. Patent No. 6,014,473) and in Weng U.S. Patent 5,575,286, the disclosures of which are herein incorporated by reference.

The rate of transducer motion is estimated in step 54 from Doppler signals associated with the images. This motion estimate can be made as described above, and the motion estimate is then used in step 56 to signal an excessive rate of transducer motion to the user. As pointed out above, this can be done by a visual or an audible alarm, or by indicating the actual estimate of transducer motion to the user visually.

In addition or alternative to providing a user alarm as a function of the estimate of motion, poor correlation indicates the desire to repeat the scan of the target as discussed above. Various measurements of correlation may be used, such as the decorrelation discussed above, a cross-correlation or the ratio of the minimum to the average sum of absolute differences as discussed below. For poorly correlated component images, an audible or visible alarm is provided to the user. The alarm is provided regardless of whether the associated estimate of motion is satisfactory or within operational constraints or settings.

28. Pixel values can be interpolated between acquired values to yield a higher accuracy motion estimate (effectively giving sub-original pixel resolution). This interpolation process is well known and is often performed by the scan-converter. The interpolation may be linear (either in X or Y or both) or it may be curve-based. For example, a cubic spline can be fit to available data. Linear interpolation is usually adequate and is often faster. In practice sub-pixel estimation using the quadratic fit technique described above is often more efficient.

29. When multiple, partially overlapping frames are combined after registration as described above, the combination can be performed in many ways. For example, pixel I (i, j) of the combined image can be formed as a simple average:

$$I_{(i,j)} = (I_{(i,j)}^{Frame1} + I_{(i,j)}^{Frame2} + I_{(i,j)}^{Frame3})/3.$$

Alternately, non-uniform weights can be used, e.g. [0.25, 0.5, 0.25]. Also, recursive compounding techniques (i.e. infinite impulse response (IIR) techniques) can be used:

$$I'_{(i,j)} = \alpha(I_{(i,j)}^{FrameN}) + (1 - \alpha)I_{(i,j)},$$

where IFrameN is a newly acquired frame of data, I(i, j) is the currently existing pixel data, and I'(i, j) is the modified pixel data that takes into account the existing pixel data, the newly acquired data, and α . In general, α is less than one and may be equal to 0.3, for example. (If I(i, j) has not been created, then $\alpha = 1$). With this approach, each compounded frame overwrites or modifies the previously-compounded pixel values from earlier frames based on the new pixel values. The compounded image can then be optimized using histogram equalization to improve contrast or using the method described in Ustuner U.S. Patent No. 5,479,926, assigned to the assignee of the present invention. Alternatively, self normalizing recursive weights can be used. $I'_{(i,j)} = [I_{(i,j)}^{FrameN} + nI_{(i,j)}]/(n + 1)$. In this example, pixel (i,j) comprises a summation of pixels from N component images, divided by N. To obtain the above equation, alpha is set to $1/(n + 1)$.

As shown above in the simple average example, the images are combined in one embodiment as a function of finite impulse response (FIR) filtering. As used herein, FIR and IIR filtering comprise any device for implementing FIR or IIR compounding techniques (i.e. implementing FIR or IIR filtering). For FIR filtering, a device provides weighted averaging of a finite number of component images (e.g. frames of data). For example, the combined extended field of view image is free of recursive compounding for the overlapping region. No one of the compounded images comprises a previously compounded image, but the images may have been previously used in other compounding.

In the three images example above, the data from each image for a pixel is multiplied by equal (e.g. 1) or unequal weights, summed and then

divided by the number of images (i.e. averaged or weighted summation). This pixel of the extended field of view image (i.e. compounded image) is calculated once by averaging all the pixels from different frames coincident at this pixel location (i.e. not recursive). FIR compounding reduces persistence of undesired signals, such as noise, artifacts, or flash, associated with recursive compounding.

In one embodiment, the weights for FIR or IIR compounding are different for different portions of the component image being compounded. For example, the weights applied to data for a component image are different as a function of location within the image. Side portions may be emphasized over a center portion of an image by applying greater weights for pixels representing the side portions and lesser weights for pixels representing the center portion. For Vector® or sector images, the side portion decorrelate faster than center portions, so are preferably emphasized. Various weight curves as a function of location within the image may be used, such as experimentally determined curves depending on the application. Alternatively, center portions or other portions of the images may be emphasized. In one embodiment for FIR compounding, the overlap of the images is such that the weights total a value of one for each pixel location within the extended field of view image even with weights that vary for each component image as a function of location.

Alternatively, a portion of one or more of the component images is clipped or eliminated (e.g. a zero weight is applied to a portion of the component image). Such variations as discussed above for estimating motion using different image portions may also be used for compounding the images. For example, only side portions, such as sides of images in the direction of motion, are compounded. Where a same weight is applied to each image, the contribution of some images is emphasized where pixels from one of the images are not included in the average. A different degree of compounding is provided. In one embodiment, the subset of an image used for compounding comprises a block of pixel data representing a thin azimuth portion and a

substantially full range portion (e.g. 32 pixels in azimuth and 350 pixels in range from a 480 by 640 pixel image).

Figure 14 shows one embodiment of a mask for clipping component images. The mask applied for selecting or clipping the data is shaped like a milk carton. The milk carton shape is defined by a (1) top width, (2) bottom width, (3) angle of the sides and (4) height of the milk carton. Other shapes may be used, such as square, rectangular, symmetric, asymmetric, circular, oval or polygonal shapes. The milk carton shape of Figure 14 is oriented so that the height corresponds to the range dimension. Other orientations may be used. The height of the milk carton mask comprises a total depth of the component image. Heights less than the total depth may be used.

The mask of Figure 14 is applied to clip data for all or a subset of the component images. In one embodiment, a different mask is applied to a subset of the component images. For example, the mask shown in Figure 14 is applied to the component images compounding to form a center portion of the extended field of view image. For component images associated with edge or side portions of the extended field of view image, one of the side portions of one or more component images is selected to comprise the side portion of the extended field of view image. For the left side of the extended field of view image, the left portion of the component images is maintained by the mask shown in Figure 15. For the right side of the extended field of view image, the right portion of the associated component images is maintained by the a mask, such as the mirror image of the mask of Figure 15. The mask of Figure 15 is shaped for use with Vector® scan formats, but other scan formats and associated masks may be used.

Since the component images represent different transverse locations of the target, fewer pixels are available to compound for the edge portions of the extended field of view image. To avoid having the extended field of view image vary in appearance (e.g. generation of compounding related bands), the mask varies as a function of relative position of the component images. For the first component image (i.e. the component image with the leftmost

transverse location), the compounding mask comprises the mask shown in Figure 15.

The mask applied to adjacent component frames varies, such as by making the line on the left side of the mask more vertical. The angle of the line is more vertical for component images further away from the side portion of the extended field of view image. The mask of Figure 15 is varied as a function of the position of the component image until the mask of Figure 14 is applied. This smooth transition between masks avoids processing artifacts. The mask variation process is repeated for component images associated with the other side of the extended field of view image.

In one embodiment, one or more component images are eliminated to change the effective weighting applied to other images. One or more pixels of the extended field of view image is compounded from a plurality of component images. For example, 10 component images per pixel are compounding for most or all of the extended field of view image. To change the effective weighting, one or more of the component images is eliminated. Each remaining image contributes more heavily to the extended field of view image. The values of the weights applied are adjusted to sum to one for FIR compounding or sum to a value less than one.

As an example of eliminating a component image, component images are decimated in response to the estimated motion of successive images. If the next component image is associated with a small amount of transducer movement, this component image is eliminated.

In one example, two variables, CumulativeCx and CumulativeTx, are set to zero. The motion between two component images is estimated, such as estimating azimuthal and range translations and an angle of rotation from the middle of a tracking block. An estimate of the azimuthal translation is also estimated for the top-middle portion of the tracking block. CumulativeCx is set equal to CumulativeCx plus the x translation from the middle (Cx) of the tracking block, and CumulativeTx is set equal to CumulativeTx plus the x translation from the top-middle (Tx) of the tracking block. The maximum of the absolute value of CumulativeCx and CumulativeTx is determined. If this

maximum is above a threshold, the component image is included in the extended field of view image and CumulativeCx and CumulativeTx are reset to 0.0. If the maximum is below the threshold, the associated component image is not included in the extended field of view image. This process is repeated for each possible component image. Translation in range may additionally or alternatively be examined to determine whether to eliminate a possible component image.

As discussed above, OpenGL software and/or hardware is used in one embodiment to provide low cost and efficient weighted summation compounding (FIR filter). A single image buffer configured to include an opacity channel and color channels accumulates alpha blended values. Where a personal computer, motherboard, off-line processor or extra processor within a system performs calculations for the extended field of view image, OpenGL hardware and software are cheaply implemented. For example, see U.S. Patent No. _____ (U.S. Serial No. 09/196,207, filed November 20, 1998), the disclosure of which is incorporated herein by reference, which discloses integrating a Perspective™ or other computer within an ultrasound system housing. Substantially real-time or quick compounding is provided with commercially available OpenGL accelerator cards. Alpha blending avoids the need for prior input regarding the number of component images to be compounded. FIR compounding is provided without substantial memory required to separately store each of the component frames prior to compounding.

For alpha blending with OpenGL, the color of a source pixel, represented as an R_s G_s B_s value, is combined with the color of a destination pixel. The source pixel comprises a pixel from a component image, and the destination pixel represents a pixel from another component image or a pixel that is the partial sum of a plurality of other component images. The destination pixel comprises the R_D G_D B_D values stored in the image buffer. In addition to RGB values, the source and destination are further represented by alpha or opacity values, A_s and A_D .

To compound the source pixel with the destination pixel, source and destination factors are specified. The factors comprises a pair of RGBA quadruplets ($S_R S_G S_B S_A$ and $D_R D_G D_B D_A$) to be multiplied by respective components of the source and destination pixels. This blending is represented by:

$$(R_S S_R + R_D D_R, G_S S_G + G_D D_G, B_S S_B + B_D D_B, A_S S_A + A_D D_A).$$

Each component of this combined quadruplet is clamped to $[0, 1]$.

As a default, OpenGL combines the source and destination pixels by adding the component parts (see pages 214-219 of Open GL Programming Guide, Second Edition, Woo et al., ISBN 0-201-46138-2). The quadruplet factors are set to one as the default. Alpha blending provided by OpenGL processing performs equal or unequal weighting of the component images. The weighting is set by selecting values for $S_R S_G S_B S_A$ and $D_R D_G D_B D_A$.

For equal weighting, the components of each of these quadruplets is set to be equal, such as set to one or set to a specific alpha value. For example, $S_R S_G S_B S_A = 1, 1, 1, 1$ and $D_R D_G D_B D_A = 1, 1, 1, 1$. As another example, $S_R S_G S_B S_A = a_r, a_g, a_b, a_a$ and $D_R D_G D_B D_A = 1, 1, 1, 1$.

For compounding, the initial framebuffer or destination values are set to 0. The source pixel of each component image is iteratively blended with the destination values. For example, let $S_R S_G S_B S_A = 1, 1, 1, 1$ and $D_R D_G D_B D_A = 1, 1, 1, 1$ where N component images are compounded. The opacity of each source pixel is set to 1 in one example, but other values may be used. A table representing the R (red) and A (alpha) channels of the destination is shown below:

TABLE 1

I	R_d (Red Channel in the framebuffer)	A_d (Alpha Channel in the framebuffer)
0	0	0
1	$R_s^{(1)} + 0$	$1^2 + 0$
2	$R_s^{(2)} + R_s^{(1)}$	$1^2 + 1^2$
3	$R_s^{(3)} + (R_s^{(2)} + R_s^{(1)})$	$1^2 + (1^2 + 1^2)$
4	$R_s^{(4)} + (R_s^{(3)} + (R_s^{(2)} + R_s^{(1)}))$	$1^2 + (1^2 + (1^2 + 1^2))$

N	$\sum_{i=1}^n R_s^{(i)}$	$n 1^2$
---	--------------------------	---------

This blending for the R channel is represented mathematically as: *

$$R_c = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n R_s^{(i)}$$

Substituting for destination quantities, the blending function simplifies to:

$$R_c = \left(\frac{1}{n} \right) \left(\sum_{i=1}^n R_s^{(i)} \right) = \frac{R_d}{A_d}$$

To obtain the equal weighted compound value for the extended field of view image, the RGB values of the destination are divided by the destination alpha value.

Where the source factor quadruplet S_R, S_G, S_B, S_A are set to a_r, a_g, a_b, a_a where a is not equal to one or to scale the result, the RGB values as calculated above are multiplied by the respective "a" value or scale value (e.g. $R_x = aR_d/A_d$). To avoid clamping where a is not equal to one, the value of "a" is small, such as 0.05 for compounding 20 source pixels (i.e. 20 component images overlapping at that pixel).

For unequal weighting, the components of each of these quadruplets are set to be unequal. Where the S_R, S_G, S_B, S_A and D_R, D_G, D_B, D_A values are arbitrary or unequal, the destination pixel is represented mathematically as:

$$R_d = \frac{\sum_{i=1}^n R_s^{(i)} a_i}{\sum_{(s)} a_i}$$

Where α_i is the weighting at that pixel from image i . Before alpha blending as discussed above, each pixel is converted as a function of the pixel's alpha value α_i . For example, R_s is converted to $\sqrt{\alpha_i} R_s$. In one example, S_R, S_G, S_B, S_A is set as $\sqrt{a_r}, \sqrt{a_g}, \sqrt{a_b}, \sqrt{a_a}$, and D_R, D_G, D_B, D_A is set as 1, 1, 1, 1.

The table below represents alpha blending the red and alpha channels using the converted pixel information:

TABLE 2

I	R_d (Red Channel in the framebuffer)	A_d (Alpha Channel in the framebuffer)
0	0	0
1	$R_s^{(1)} \sqrt{\alpha_1} \cdot \sqrt{\alpha_1} + 0$	$\sqrt{\alpha_1} \cdot \sqrt{\alpha_1} + 0$
2	$R_s^{(2)} \alpha_2 + R_s^{(1)} \alpha_1$	$\alpha_2 + \alpha_1$
3	$R_s^{(3)} \alpha_3 + (R_s^{(2)} \alpha_2 + R_s^{(1)} \alpha_1)$	$\alpha_3 + (\alpha_2 + \alpha_1)$
4	$R_s^{(4)} \alpha_4 + (R_s^{(3)} \alpha_3 + (R_s^{(2)} \alpha_2 + R_s^{(1)} \alpha_1))$	$\alpha_4 + (\alpha_3 + (\alpha_2 + \alpha_1))$
N	$\sum_{i=1}^n R_s^{(i)} \alpha_i$	$\sum_{(s)}^n \alpha_i$

Substituting for calculated quantities, the blending function simplifies to:

$$R_c = \frac{R_d}{A_d}$$

To obtain the unequal weighted compound value for the extended field of view image, the source pixel values are converted as a function of respective weights, and the RGB values of the destination are divided by the destination alpha value.

In one embodiment, the pixel data is scaled down to avoid saturation of the frame or destination buffer. For example, each R, G or B value is within the range of 0 to 255, and the frame buffer is also 8 bits per channel. If the R, G or B values are large and/or the number of component images is large, the frame buffer may saturate.

To avoid saturation, only the higher order N bits (downshifted by M-N bits where M is the depth of each color channel (for example, M=8)) of the RGB channels are used in the component images during compounding. For example, if only the highest 4 bits are used, the scaled down component pixel data range from 0 to 15. Other numbers of bits, for example, from 2 to 7, may also be used. Each overlapping pixels of these component images are then accumulated and multiplied by the quantity, q, given by:

$$q = 2^{m-1} / 2^{n-1} / \alpha$$

where α is the residual value in the alpha channel at the pixel. Although the information content is reduced in the component images due to scaling down, dithering during compounding component images restores some or all of the lost information in the final compounded image.

In addition to color saturation, the alpha channel may also saturate if the number of component images is sufficiently large. This situation is unlikely in most practical cases.

In another embodiment, the accumulation buffers defined in OpenGL are used for compounding. Since these buffers are typically wider (for example 16 bits) than the color buffers (for example 8 bits), saturation artifacts are less likely in the final compounded image.

To further avoid saturation of any channel, the number of component images used for compounding is controlled as discussed above. Since OpenGL alpha blending operates without a previous knowledge of the number of frames to be compounded, decimation of component images is implemented without adverse effects on compounding. Masking or clipping portions of component images as discussed above also reduces the amount of information at a pixel to avoid saturation.

In one embodiment for compounding with OpenGL alpha blending, a plurality of variables are controlled to avoid saturation and to generate an clinically acceptable extended field of view image. For example, a number of bits to downshift, a top width of a mask, a bottom width of the mask, an angle of the mask, a number of component images used for compounding the ends of the final compounded image, and a threshold amount of motion used for automatically skipping or eliminating a possible component image are selected. In one embodiment, the threshold used for eliminating possible component images is selected as a fraction of the top width of the mask, such as 0.5 of the width. Other variable may be used, such as any of the variable discussed herein. The optimum variables are determined as a function of the clinical application and system. Multiple settings for any give application and system may be provided for user selection. The set of parameters is independent of the probe geometry and type, but may account for these

factors. Other techniques and Application Programming Interfaces that support alpha blending may also be used.

Characteristics of the component images may be optimized for compounding through variation. One component image has different characteristics than another component image. For example, two component images are characterized by different acquisition frequencies. Acquisition frequencies include transmit frequencies, receive frequencies and combinations thereof. Compounding component images associated with different acquisition frequencies reduces the effects of speckle. **In this** embodiment, each component image is associated with a different region (e.g. each image is associated with a different transducer position).

In one embodiment, two or more images associated with a same region are obtained using different acquisition frequencies and compounded to form each component image. These frequency compounded component images are compounded. For each different region (e.g. regions associated with movement of the transducer), two or more images obtained using different acquisition frequencies are compounded. The frequency compounded component images are compounded to form an extended field of view image. The extended field of view image is responsive to frequency and spatial compounding.

Other characteristics for variation include aperture size (transmit or receive), filter settings (transmit or receive), focusing parameters or other variables controlled by the acquisition ultrasound system or a post-acquisition system. For example, the steering angle for transmission and/or reception is varied. Component images associated with different steering angles are compounded into an extended field of view image. Each component image may be associated with steering angle variation or multiple steering angles. For example, see R. Entekin et al, "Real Time Spatial Compound Imaging in breast ultrasound: technology and early clinical experience" *medicamundi*, vol. 43, Issue 3, pgs 35-43 (September 1999) where information associated with a plurality of steering angles and regions for a given transducer position is compounded to form a component image. Component images associated

with different or compounded steering angles are obtained. The different steering angles for each component image may be different than or the same as the steering angles for other component images. These component images are compounded to generate an extended field of view image.

The number of steering angles and frames of data for each steering angle compounded component image is one or more and may vary as a function of the clinical application. In one embodiment, each component image is compounded from nine frames of data associated with nine different steering angles. The beamformer and image processor are programmed to obtain the desired compounded component image through steered beamforming and filtering as discussed herein.

Combinations of the varied characterizations may be used. For example, multiple steering angles are used for each component image. One or more of the multiple steering angles may be associated with different acquisition frequencies. The steering angle and/or frequency varies as a function of images used to compound into a component image (i.e., substantially same transducer position) and/or of component images (i.e., different transducer positions). Other characteristics may vary between images.

The image data for each variation is frame, line or group of line interleaved. For example, a frame of image data or a sub-set of a frame of image data is acquired for one characteristic and then a corresponding frame or sub-set of a frame is obtained for the varied characteristic. In one embodiment, component images are compounded from two or more images using line interleaving. One or more lines of information associated with one parameter, such as a frequency or steering angle parameter, are generated interleaved with one or more lines associated with a variation in the parameter. The line interleaving allows generation of image information associated with a substantially same transducer position for multiple images while the transducer is being manually moved. After the image data of each frame of data is acquired, the image data is compounded to form a component image for extended field of view. The image data may be

adjusted for scanning rate error introduced by movement of the transducer between lines of data within each image. Multiple component images are acquired by line interleaving and compounded to form an extended field of view image.

The variation is repetitive in one embodiment. Every other component image is similar, so that two different types of component images are provided. Other cycles of repetition or number of types of component images may be used, such as every third or fourth component image is similar in characteristics. A randomized process may be used.

In one embodiment, motion is estimated between images with similar characteristics, such as similar receive frequencies or steering angles. The speckle patterns of such images is likely more correlated for more accurate motion estimation. Motion is estimated for other component images by interpolation, curve fitting, or separately. Alternatively, motion is estimated using images not compounded to form the extended field of view image.

The same or different component images may be processed differently for compounding than for estimating motion. For example, two component images are selected. Motion is estimated between the two selected component images without any, without further or with different filtering. The two component images are filtered, such as low pass spatial filtering, for compounding. Other types of filtering, such as high pass or band pass filtering, or smoothing processes, such as histogram equalization or other gray scale mapping modifications (e.g. changing the shape of the gray scale curve), may be used. The filtering is applied on line data (one dimension) or the image data (two dimensions). Other smoothing or filtering processes may be used, such as disclosed in U.S. Patent No. 5,479,926, the disclosure of which is herein incorporated by reference. In one embodiment, the filtering or other processing highlights specular reflectors or other image attributes. In other embodiments, the component images are filtered for estimating motion, but not filtered or filtered differently for compounding, as discussed above.

As also discussed above and in U.S. Patent No. _____ (Serial No. 09/384,707), the disclosure of which is incorporated herein by reference,

one or more of the component images are transformed or scaled to compensate for scanning rate error. Scanning rate error compensation spatially corrects the component images and the amount of detected frame to frame motion to account for transducer motion while image data is acquired for a single scan. This correction avoids inaccurate motion estimation and resulting compounding of improperly aligned data. By compensating for the scanning rate as a function of the frame rate, the extended field of view image more accurately represents the scanned target.

The FIR or IIR compounding may be adaptive. Adaptive compounding comprises changing a characteristic of the compounding in response to one or more features. For example, (1) the width or other dimension of a component image used for compounding (e.g. the mask), (2) the weight or weights, (3) the type of compounding (e.g. IIR, FIR or no compounding), or (4) other compounding characteristic is changed in response to (a) an estimation or estimations of motion between two or more component images, (b) a correlation or correlations between two or more component images, (c) image pixel data, (d) a location of the pixel within the component image, (e) other calculated features or (f) combinations thereof.

The mask applied for compounding is adaptive in one embodiment. As discussed above for compounding, a portion of a component image is compounded. The portion of the image is selected as discussed above for compounding or for selecting a tracking block.

The width, height, size, shape or combinations thereof of the portion or mask is determined in response to an estimate of motion. The image texture width (e.g. for azimuthal translation) is set so that a set number of component images are compounded for a given pixel. For example, if the estimated motion is 10 pixels to the right azimuthally and 10 component images are to be compounded, a 100 pixel wide portion of the component images is compounded. For any given azimuthal pixel location, 10 component images are compounded. The 10 right most lines of pixel data from the first frame overlap with the 10 left most lines of pixel data from the tenth frame. Where the estimated motion varies, the mask is varied to account for the changing

motion. The actual number of component images compounded may vary from the set number, such as 10. Additionally or alternatively, the number of images for compounding is set by eliminating component images.

As another alternative or additionally, the weights or opacity used for IIR or FIR compounding may adapt in response to estimated motion or correlation between two or more component images. The varied weights effectively reduce the influence of some component images, resulting in an extended field of view image that is similar to an image formed by compounding a set number of component images. The same weight is used for each pixel of the component image or varies for different pixels of the component image. The image texture width or mask is fixed or also varies as discussed above.

For IIR compounding, the recursive weight or opacity is adapted as a function of the estimated motion. A table or other listing of possible weights as a function of the estimated motion is determined based on the system and application. Typically, a high motion estimate is associated with a higher weight, α , applied to the most recent component image and with a lower weight (i.e. $1-\alpha$) applied to the previously composited image. Where the estimate of motion varies between component images, the weights are varied correspondingly. In other embodiments, FIR compounding weights adapt to the estimates of motion.

The IIR weights or FIR weights may adapt as a function of the location of the pixel being compounded within the component image or the extended field of view image. For example and as discussed above, lesser weights are applied to pixels associated with azimuthally center portions of an image.

The weights may also adapt as a function of a combination of the location of the pixel being compounded and a correlation or estimate of motion. Local estimates of motion or correlations are calculated. The weighting applied for that local area varies as a function of the local estimate of motion or correlation.

Varying weights as a function of the correlation between images avoids blurring the extended field of view image. Correlation indicates the quality of

a match between aligned images. The correlation may be determined as a function of unaligned images.

If the component images poorly correlate, less compounding or more unequal weights are applied. In the extreme, the pixel data is overwritten rather than compounded. If the component images have a high correlation, more equal weighting is applied. For example, if the normalized cross-correlation coefficient is 0.5, the opacity (i.e. IIR or FIR weight) is set to 0.6, and if the normalized cross-correlation coefficient is 0.9, the opacity is set to 0.1. Other values may be used, such as values representing a curve of opacity to cross-correlation coefficient determined empirically.

Compounding as a function of correlation is independent of compounding as a function of estimated motion. The correlation value used comprises a cross-correlation value, an inverse of a decorrelation value, a minimum sum of absolute differences or other value indicating a similarity between component images. For example, the minimum sum of absolute differences is compared to the average sum of absolute differences. This comparison is less computationally intensive to calculate than a cross-correlation, especially where the minimum sum of absolute differences is calculated to estimate motion. A curve or table of weights as a function of a ratio or other function relating the minimum to average sum of absolute differences is determined empirically. For example, a ratio of 0.5 is associated with an IIR opacity or alpha value for OpenGL FIR compounding of 0.4, and a ratio of 0.8 is associated with an IIR opacity of 0.8. Other values may be used. In one embodiment, correlation, such as speckle decorrelation, is used to estimate out-of-plane movement (elevational movement) and also used to adapt the degree of compounding.

As an alternative to adapting the weight or weights as a function of correlation, the number of component images compounded is adapted as a function of correlation. Varying the number of component images compounded effectively varies the weights. For a high rate of decorrelation, fewer images are compounded together. Alternatively, the mask size, shape or application is varied as a function of the correlation.

As discussed above, characteristics of the compounding may adapt as a function of a change in the correlation. The magnitude of the change determines the weights, image mask or type of compounding.

In one embodiment, the type of compounding is adapted to one or more of the features discussed herein. For example, one of IIR, FIR or no compounding is used for one or more pixels in response to correlation.

Other processes may be adaptive. For example, the selection of the component images is adaptive. The frequency selection of possible component images within a sequence adapts as a function of estimated motion. For example, every other or every third possible component image is selected where the amount of motion is low. Possible component images are more frequently selected where the amount of motion is high. As another example, the frequency of the selection of possible component images decreases for high correlation between the component images. Highly correlated component images, such as a minimum to average sum of absolute differences ratio less than 0.1 or a cross-correlation coefficient higher than 0.9, provide less speckle reduction through compounding, so images less likely highly correlated (e.g. every other, third or fourth component image) are selected. The selected images are then compounded or adaptively compounded as discussed above. In one embodiment, the compounded extended field of view image is processed after compounding but prior to generation of a responsive display. For example, histogram equalization, high pass filtering, low pass filtering, adaptive filtering (e.g. filtering as disclosed in U.S. Patent No. 5,478,926), gray scale curve remapping or other signal processing is performed on the compounded extended field of view image.

30. Figure 13 provides a flow chart of an imaging method that utilizes the image acquisition, alignment, and composition techniques described above to create an extended longitudinal section of a tubular organ such as a blood vessel. In step 70 a catheter-mounted probe is introduced into a tubular organ such as a vessel, typically by inserting the probe into a lumen of the vessel. For example, the probe can include an ultrasonic

transducer array mounted on a catheter for insertion into a human vein or artery. In step 72 ultrasound images are acquired as the probe is moved along the vessel, either into or out of the body of the subject. In step 72 the images are acquired in respective image planes that are oriented generally parallel to the path along which the probe is moved. In step 74 the images acquired in step 72 are aligned, using any of the alignment techniques now known or later developed by those skilled in the art. In step 76 the aligned images are composited, and in step 78 the extended field of view image as composited in step 76 is displayed. The composited image of step 76 is in this example an extended longitudinal sectional view of the vessel.

The techniques described above allow for viewing of long sections of vessels and surrounding anatomy and also allow for viewing landmark tissue to allow the user to orient a region of interest, which may be a small area in many situations, in a context of a larger image including such landmark tissue. Examples of suitable catheter-mounted transducer probes are described in U.S. Patent Applications Serial Nos. 08/791,598 and 08/802,621, both assigned to the assignee of the present invention and incorporated by reference herein.

31. When an extended view image is being acquired using a low frame rate and a relatively high manual transducer sweep rate across the tissue surface, a dimensional error is encountered. This is because the ultrasound system typically scans the array from one side to the other side of the transducer array. If the transducer array is 50 mm wide, the frame rate is 10 frames per second, and the transducer is scanned at a rate of 5 mm/s, then in the time it takes to scan one frame (0.1 s) the transducer has moved 0.5 mm. When the transducer array is scanned in one direction this error corresponds to a 0.5 mm image extension and when scanned in the other direction it corresponds to a 0.5 mm image contraction in the azimuthal motion. (This is a 1% dimensional error.) This error scales with scan rate and inversely with frame rate. During extended field imaging, we can determine the image motion and hence it is possible to correct for this effect.

Consider the case where the system scans from transducer element #1 (at one end of the array) to transducer element #N (at the other end of the array). If the motion estimator detects a motion between two frames of 1 mm in the direction of element 1, then the real image region which has been scanned has contracted by 1 mm. Hence we must scale the width of the region by a scale factor K, where

$$K = 1 - (1\text{mm} / \text{Image width}(\text{mm})),$$

$$K = 1 - 1/50 = 0.98 \text{ for a 50 mm wide image.}$$

Similarly, for motion in the other direction, the scale factor K is set equal to $1+1/50$ to extend the width of the imaged region. The motion estimate (translation) is preferably corrected by the same factor, i.e. the estimated translation is multiplied by 0.98 in the above example for transducer motion in the direction of element #1. See the discussion of image correction in U.S. patent application Serial No. 08/916,358, assigned to the assignee of the present invention and hereby incorporated by reference herein.

The motion of the probe also affects the determination of rotation, and estimates of rotation should also be modified. Typically, the angular estimate is derived from the angle associated with the relative motion of pixels in the azimuthal direction at the top and bottom of the search block. This angle must now be corrected to take account of the fact that the X dimensions of the pixels are different from that originally assumed. For the small angles of interest here, this can be effected approximately by multiplying the angles produced before trying to determine the transducer probe velocity error by the factor determined above for the correction to the image azimuthal dimension and motion estimate, i.e. the estimated rotation is multiplied by 0.98 in the example above for transducer motion toward transducer element #1.

The simplest way to implement this correction is to modify the texture mapping width when doing the image compositing using OpenGL texture mapping.

32. When compositing an image including Color Doppler data (velocity or energy), it is preferable to acquire separate B-mode and Color regions as is conventionally done inside the system. Typically, an ultrasound

machine acquires a complete frame of B-mode and a partial frame of Color. Depending on the level of Color Energy and/or Velocity, particular pixels are overwritten or mixed with color values. Color regions do not in themselves contain the speckle data used in motion estimation of the type described above. Therefore, it is preferable to use the raw B-mode images for motion estimation prior to the Color superimposing step.

On occasion, only the color superimposed images are available for estimating transducer motion. There are a number of methods that can be used, as follows:

(a) The Color pan boxes can be restricted in size to a small part of the parent image. The color pixel data, which contains no speckle motion data, does not corrupt the motion estimate to any significant extent.

(b) A color superimposing step can be used which mixes Doppler Color and B-mode speckle. Thereafter, the B-mode speckle is processed by referring to the Color lookup table and inferring the underlying B-mode value. If necessary, the B-mode values are rescaled if they were scaled during the color mapping process.

(c) The Doppler Color regions can be restricted to specified regions of the parent image. Typically only a portion of the parent image is Doppler processed since Doppler processing is associated with slow data acquisition and associated slow frame rates. Preferably, the Color pan box is limited to only a portion of the available image, and preferably the Color pan box is prohibited from the center of the test block which is being used for motion estimation. Although this may sound unduly burdensome, it is not necessary that the majority of the image be in color since only small portions of the image are used in composition to form an extended field of view. If these small regions are color regions, then an extended color image will still result. This assumes that the composited regions are different from the region used for motion estimation. In this process, motion is estimated for the B-mode region. One then takes account of the difference between the center of the motion estimation block and the center of the color composited region during image composition. The simplest way to do this is to define the

composited region to include the center of the motion estimation region but to define that the portion of the image composition region outside that containing color as completely transparent. OpenGL™ texture mapping allows for controlled transparency and hence this technique is easily implemented.

(d) The Color pan box region alternately can be allowed to occur anywhere in the frame as long as it does not occupy the entire frame. Prior to motion estimation, the program uses knowledge of the location of the color regions (which may be passed to it from the image acquisition controller of the ultrasound machine), and adaptively alters the position of the motion estimation block to position it on one or other side of the Color region. In this way, the region for the motion estimation process is spaced from the Doppler Color region of the parent image. Moving the Color box during acquisition can be prohibited, and to simplify implementation, this adaptive step is performed only at the beginning of the process.

Figure 11 shows one preferred relative arrangement of regions within a parent image. In this case, the parent image 60 includes two B-mode regions 62, 64 and a Color Doppler region 66. The B-mode regions 62, 64 are well suited for motion estimation using any of the techniques described above, and the relative positions of the B-mode regions 62, 64 and the color region 66 are well known. As shown in Figure 12, when two parent images 60, 60N of the type shown in Figure 11 are composited, the B-mode regions 62, 62N can be used for motion estimation and alignment of the two parent images 60, 60N, while the color regions 66, 66N can be used for extending the field of view.

33. Typically, the test block is smaller than the entire parent image, but it is also possible to use the entire image as the test block. In this case, it is preferred to account for the fact that there is incomplete matching data for any non-zero motion (i.e. if the frames move from left to right, then one frame will lack data for comparison on the left hand side and the other will lack data on the right hand side). In the MSAD calculation (or cross correlation), it is important that valid data be present. Therefore, when using a full frame test block, one preferably suppresses SAD calculations for invalid regions. However, in order to calculate the minimum SAD, one preferably uses some

form of normalization to take account of the fact that some comparisons use more pixels (since they are less overlapping). One approach is to replace the search for minimum SAD with a search for minimum normalized SAD, where the normalized SAD operation normalizes the SAD by dividing the SAD by the number of pixel-to-pixel comparisons being used.

As an example, consider a full image block of 100 by 100 pixels, where the search is ± 3 pixels (left and right).

When calculating the SAD with a shift of three pixels to left, the three pixels on the left are invalid (not defined) on one frame, and three pixels on the right are invalid (not defined) on other frame. Therefore, the number of comparisons is $(100-3-3)*100=9400$. In this case, the normalized SAD is equal to the SAD divided by 9400.

When calculating the SAD with a zero pixel shift between the test blocks, no pixels on the left are invalid (not defined) on one frame and no pixels on the right are invalid (not defined) on the other frame. Therefore, the number of comparisons is $(100-0-0)*100=10,000$. In this case, the normalized SAD is equal to SAD divided by 10,000. Of course, a full-frame test block may be sub-sampled as described above, e.g. decimated.

34. If image acquisition is not ECG gated (as is most often the case), then it is preferable to take steps to minimize perceived pulsatility in the resulting color Doppler extended field of view image. (Pulsatility will appear as a color region with rapidly changing width as a function of azimuthal position and the respective component image). One approach is to persist the Color Doppler data by separating it from the underlying B-mode and then persisting it during the compositing step. If the Color Doppler data is not available independently from the B-mode data from the ultrasound image processor, then the Color data can be separated from the combined Color + Gray scale (B-mode) data by detecting regions in the images in which R, G and B are not balanced (RGB balanced = gray). These regions (identified as Color) are then persisted such that the maximum Color value detected for any overlapping region during composition overwrites any previous Color value or the Gray value if no Color value already exists at that point. Alternatively, the

Color data is separated into a separate Color image zone comprising Color values and a high opacity (possibly opacity = 1), and non Color values (everywhere else) with opacity = 0. During OpenGL texture mapping, the Color regions will overwrite such that the peak flow condition for any particular region will dominate and perceived pulsatility is suppressed. When using this technique, it is preferable that the Color map used is continuous and exhibits a monotonic type variation for increasing Color Doppler Energy or Color Doppler Unsigned Velocity. (If signed velocity is used then dramatically changing colors corresponding to changes in flow direction may result in an undesirable image with blotches of different color.) Other embodiments for separating Color data are disclosed in U.S. Patent No. _____ (U.S. Serial No. 09/370,060, filed August 6, 1999), the disclosure of which is incorporated herein by reference.

CONCLUSION

The improvements and modifications described in sections 1-34 above can be used with any suitable algorithm for registering and/or compounding two or more substantially coplanar ultrasound images, such as taught in U.S. Patent Nos. 6,014,473, 5,575,286, 5,566,674, _____ (U.S. Serial No. 09/384,707) and _____ (U.S. Serial No. 09/196,987), the disclosures of which are herein incorporated by reference. The embodiments described above may be implemented on an ultrasound imaging system or on an offline processor. Various preset selections of appropriately or experimentally determined groups of compounding parameters, such as the types of compounding and/or variables discussed herein, are provided to the user. For example, different mask shapes, mask sizes and degrees of compounding are provided to the user for each of a plurality of selectable clinical applications or studies.

Once an extended field of view image has been formed as described above, it can be manipulated in well known ways, as for example by zooming or rotating using OpenGL. All of the techniques described herein may be used with tracking image frames of the type discussed in U.S. Patent

Application Serial No. 08/916,585. The foregoing detailed description has described only a few of the many forms that this invention can take. For this reason, this detailed description is intended by way of illustration and not by way of limitation. It is the following claims, including all equivalents, that are intended to define the scope of this invention.

CLAIMS

1. A medical diagnostic ultrasound method for forming an extended field of view of a target, the method comprising the acts of:

(a) selecting first and second medical ultrasonic images, the first and second images partially overlapping in response to first and second transducer positions and each of the first and second medical ultrasonic images associated with multiple steering angles;

(b) compounding the first image with the second image in an overlapping region; and

(c) generating an extended field of view image responsive to (b).

2. The method of Claim 1 wherein (b) comprises compounding as a function of a finite impulse response.

3. The method of Claim 1 wherein the first and second medical ultrasonic images are characterized by different frequencies.

4. The method of Claim 1 wherein the first medical diagnostic image is associated with at least two different frequencies.

5. The method of Claim 1 further comprising:

(d) acquiring the first and second images as a function of line or group of line interleaving.

6. A medical diagnostic ultrasound method for forming an extended field of view of a target, the method comprising the acts of:

(a) selecting first and second medical ultrasonic images, the first and second images partially overlapping in response to first and second transducer positions and each of the first and second medical ultrasonic images associated with at least one different steering angle;

- (b) compounding the first image with the second image in an overlapping region; and
- (c) generating an extended field of view image responsive to (b).

7. The method of Claim 6 wherein (b) comprises compounding as a function of a finite impulse response.

8. The method of Claim 6 wherein the first and second medical ultrasonic images are characterized by different frequencies.

9. The method of Claim 6 wherein the first medical diagnostic image is associated with at least two different frequencies.

10. The method of Claim 6 further comprising:

- (d) acquiring the first and second medical ultrasonic images as a function of line or group of line interleaving.

11. A medical diagnostic ultrasound method for forming an extended field of view of a target, the method comprising the acts of:

- (a) compounding first and second medical ultrasonic images associated with a substantially same region and different frequencies;
- (b) selecting a compounded medical ultrasonic image responsive to (a) and at least a third medical ultrasonic image, the compounded medical ultrasonic and the at least third medical ultrasonic images partially overlapping;
- (c) compounding the compounded medical ultrasonic image with the second image in an overlapping region; and
- (d) generating an extended field of view image responsive to (c).

12. The method of Claim 11 wherein (c) comprises compounding as a function of a finite impulse response.

13. The method of Claim 11 further comprising acquiring the first, second and third medical ultrasonic images with line or group of line interleaving.

14. The method of Claim 11 wherein (c) comprises alpha blending with open GL.

15. The method of Claim 1 wherein (b) comprises alpha blending with open GL.

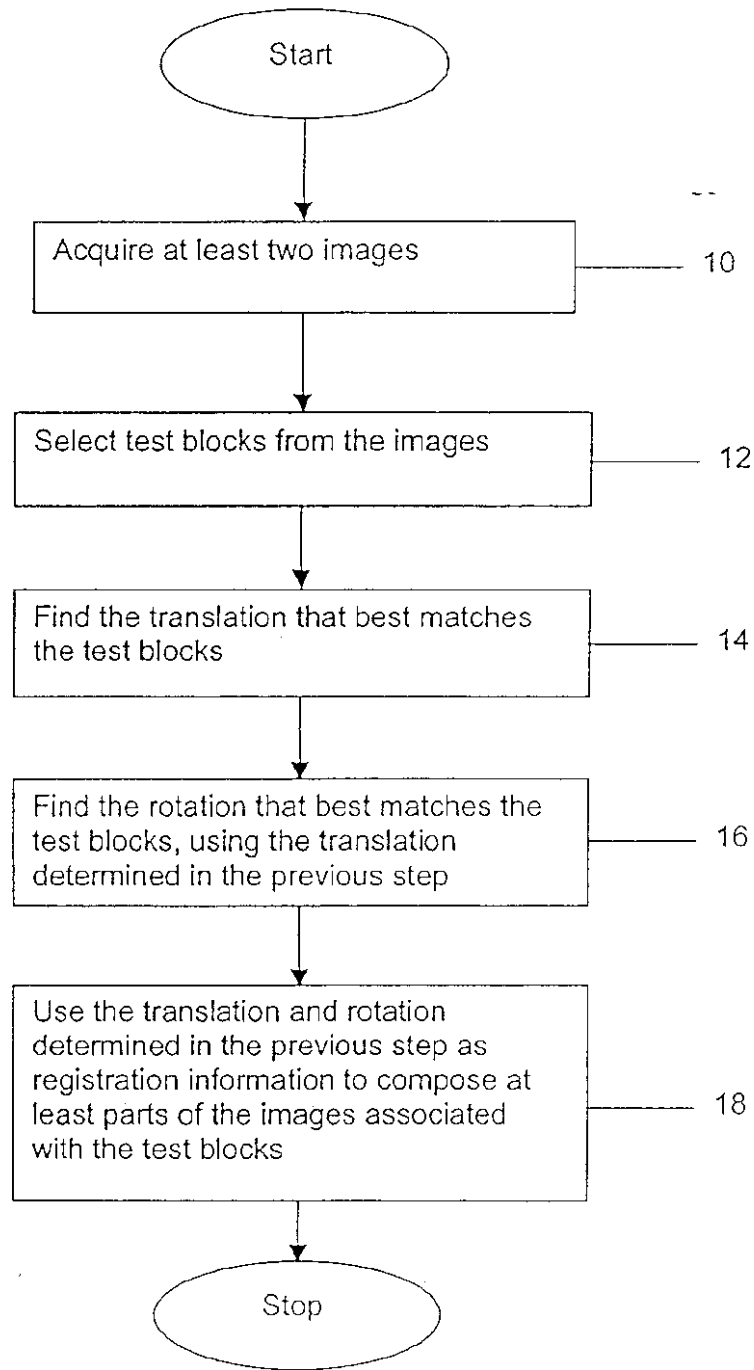
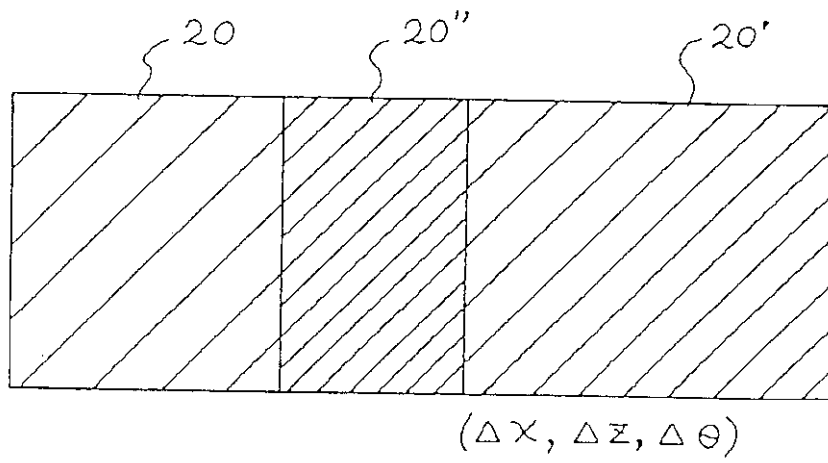
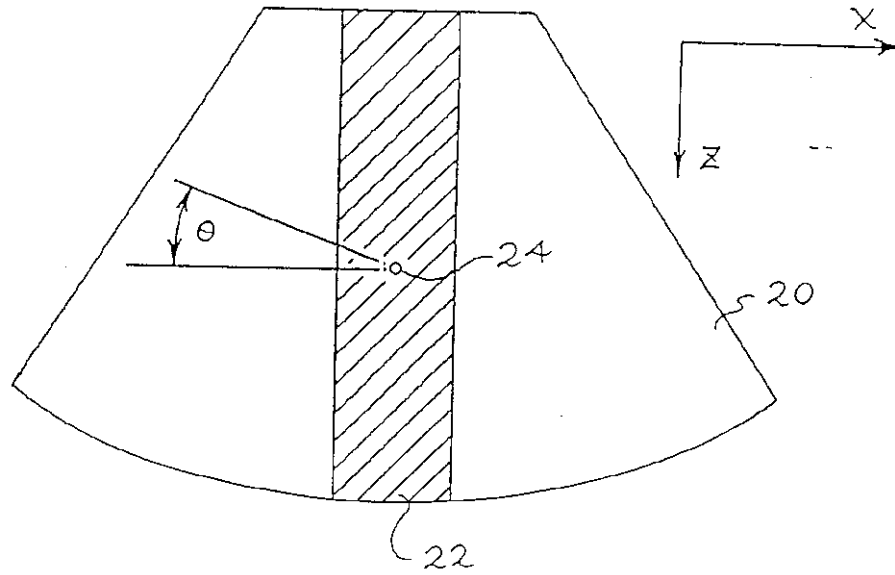
Fig. 1

Fig. 2Fig. 3

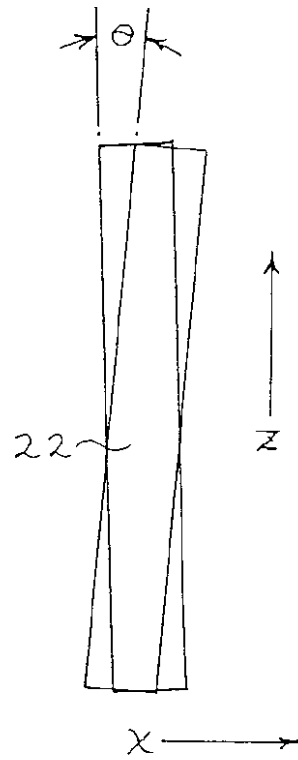


Fig. 4

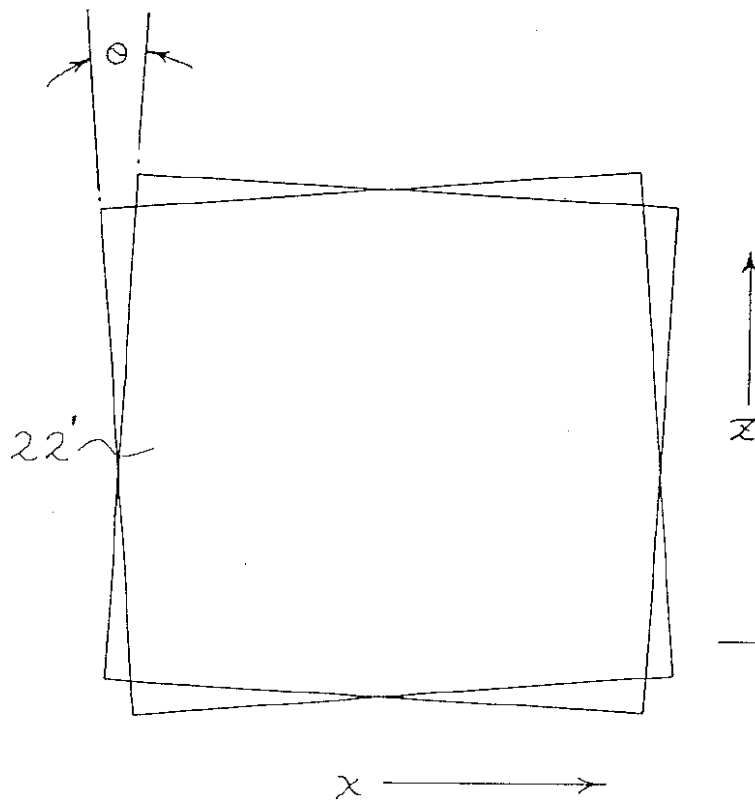
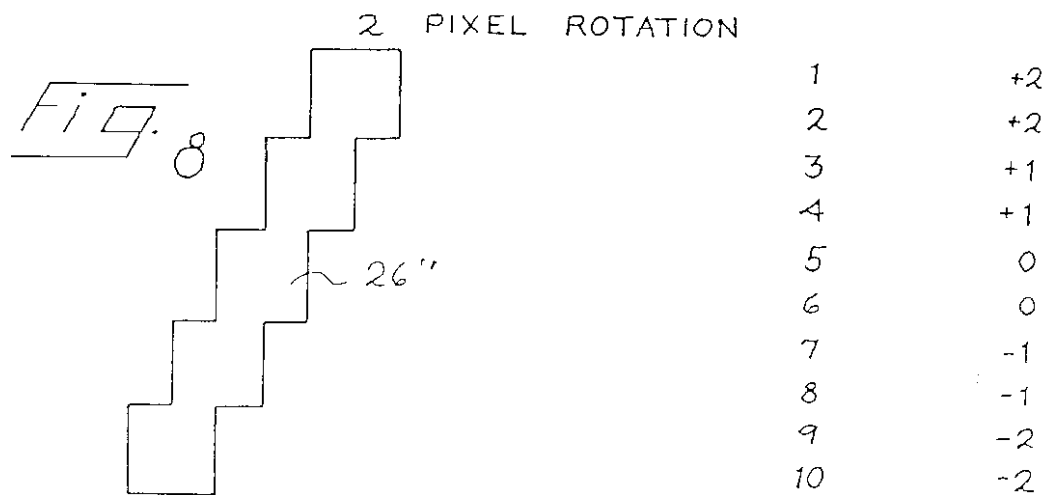
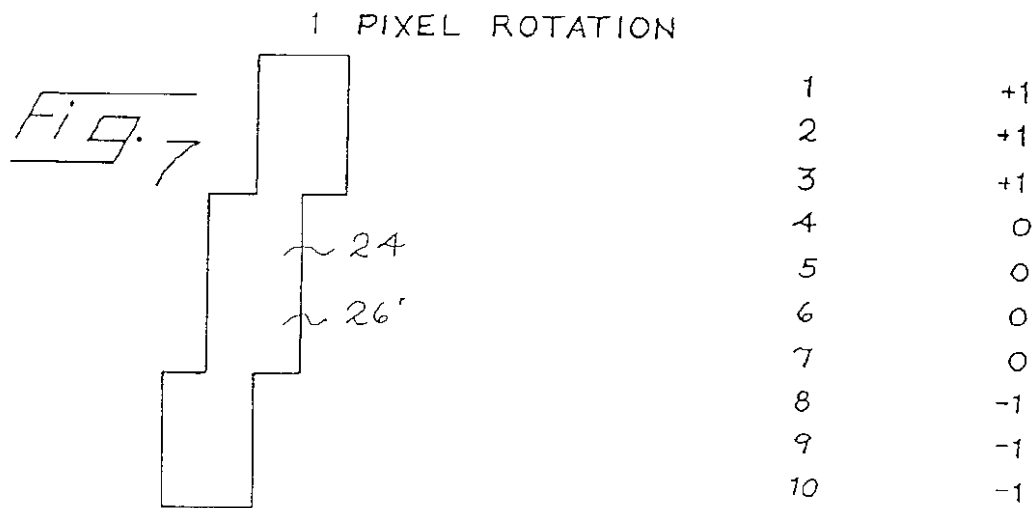
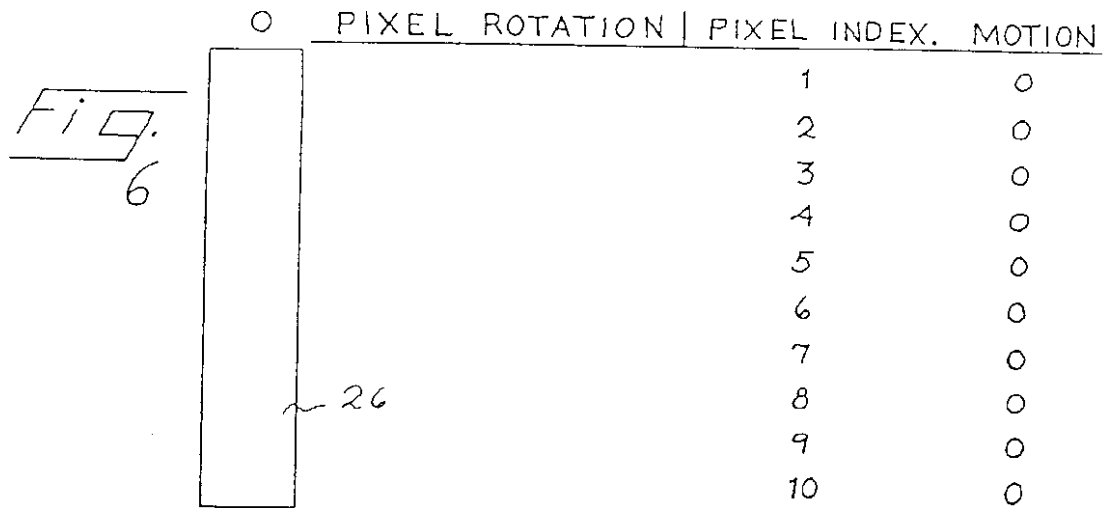
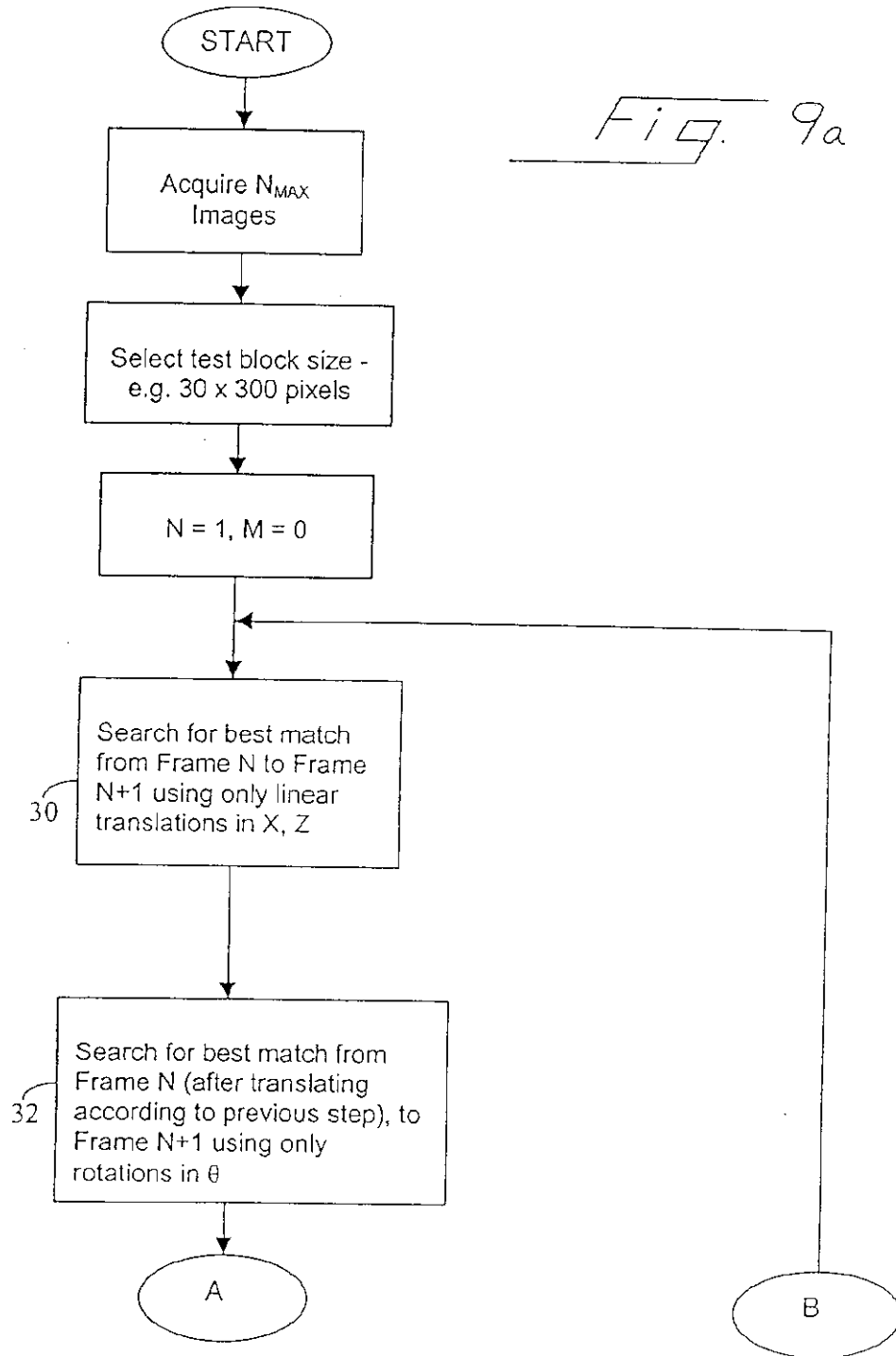
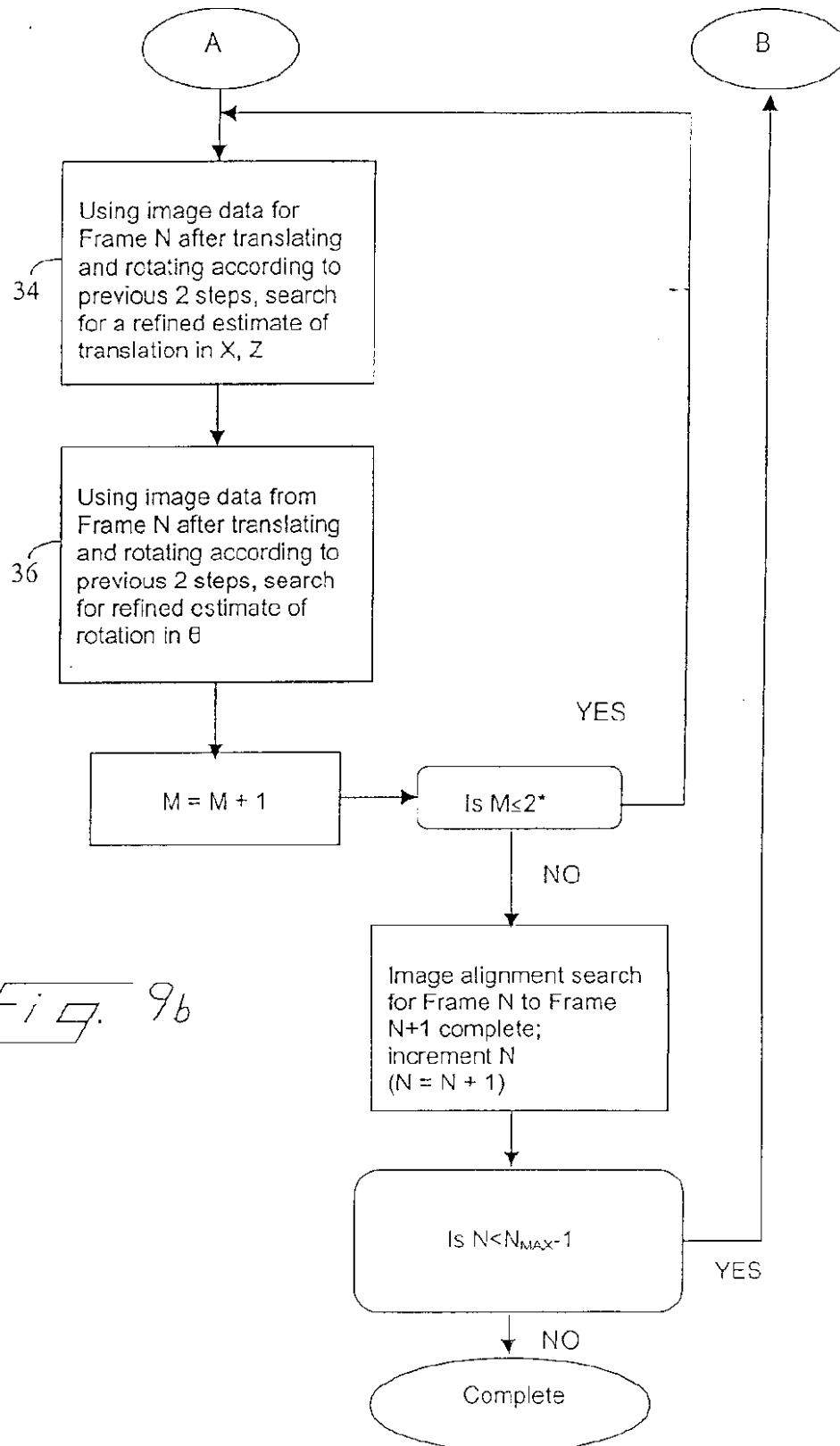


Fig. 5





*Fig. 9b*

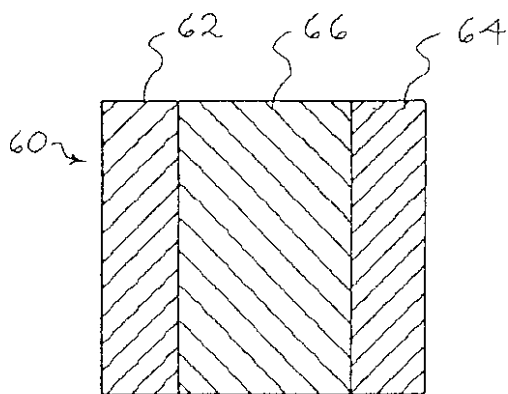
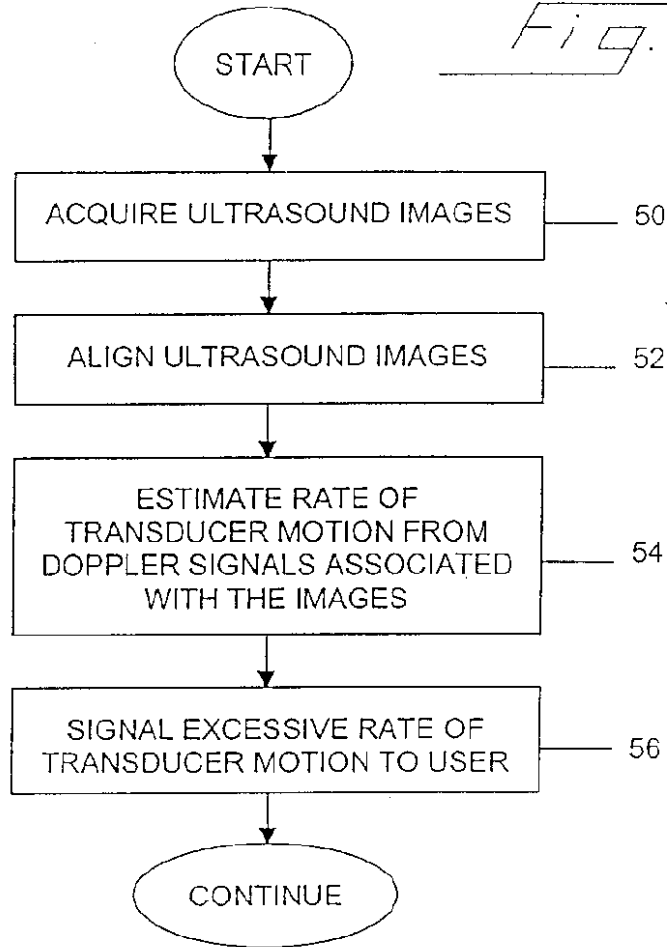


Fig. 11

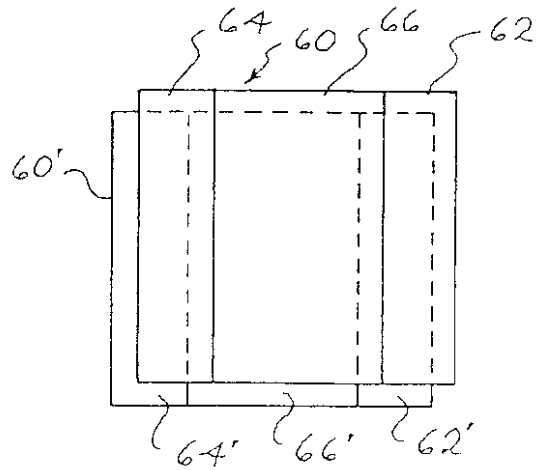


Fig. 12

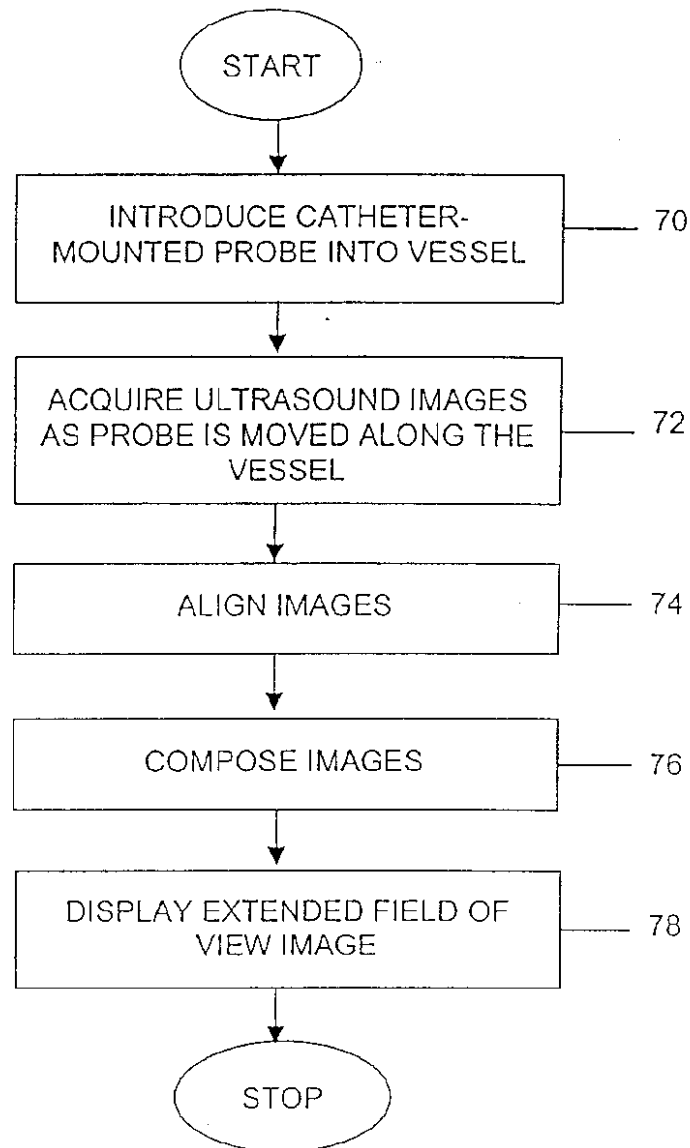
Fig. 13

FIG. 14

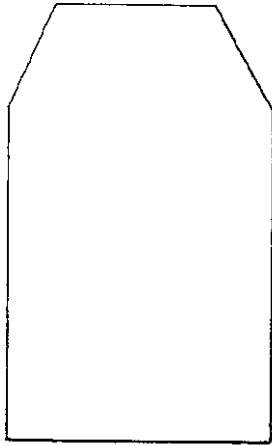
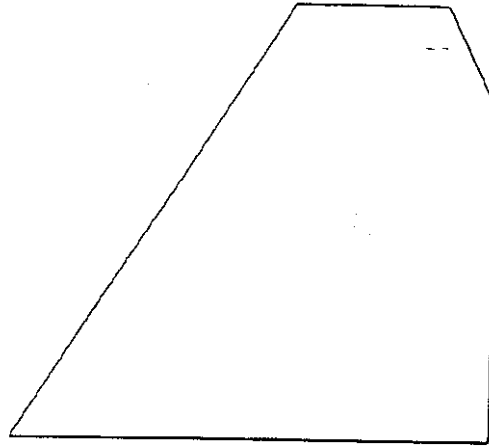


FIG. 15



ABSTRACT OF THE DISCLOSURE

A medical diagnostic ultrasound imaging system aligns substantially co-planar two-dimensional images to form an extended field of view using improved compounding methods. Using variations in characteristics for each component frame or sub-set of data, the extended field of view image is enhanced. For example, the steering angle or acquisition frequency associated with each component image is different.

专利名称(译)	<无法获取翻译>		
公开(公告)号	JP2002177275A5	公开(公告)日	2012-03-15
申请号	JP2001304163	申请日	2001-08-24
[标]申请(专利权)人(译)	队列儿子公司		
申请(专利权)人(译)	Akyuson公司		
[标]发明人	SUMANAWEEERA THILAKA S ALLISON JOHN W MASLAK SAMUEL H ティラカエススマナウィーラ ジョンダブリューアリソン サミュエルエイチマスラック		
发明人	ティラカ エス スマナウィーラ ジョン ダブリュー アリソン サミュエル エイチ マスラック		
IPC分类号	A61B8/00 G01N29/44 G06T1/00 G06T3/00 G06T7/60 G01N29/22		
CPC分类号	G06T3/0075 G06T2207/10132 G01S7/52026 G06T2207/30101 G01S15/8945 G01N29/0609 G01S7/52071 G06T3/4038 A61B8/0833 G01S7/5206 G06T7/0026 A61B8/13 G01S7/52034 G01S15/8995 G01S15/8979 G01S7/52085 G01S7/5205 G01S15/8993 A61B8/488 A61B8/12 G01S7/52065 A61B8/06 G06T7/32		
FI分类号	A61B8/00 G01N29/22.501 G01N29/22.502 G06T1/00.290.D G06T3/00.400.J G06T7/60.150.B		
F-TERM分类号	5L096/AA03 2G047/GG35 4C301/JC14 5B057/CB08 5B057/CD02 2G047/EA08 4C301/LL02 5B057/BA05 5L096/EA14 4C301/EE14 4C301/EE08 4C301/DD02 4C301/KK22 5L096/BA13 2G047/GH07 5B057/CA16 5L096/EA03 5B057/AA07 4C301/JB02 4C301/FF09 2G047/BC05 4C301/KK08 5B057/CA12 4C301/JB28 2G047/AC13 4C301/KK07 5B057/CB16 5B057/CD05 4C301/JC06 2G047/GH10 2G047/GG36 5L096/BA06 4C301/KK02 2G047/GH11 4C301/LL04 2G047/EA13 2G047/GG17 5B057/CD03 2G047/GH14 5L096/FA25 5L096/AA06 2G047/GH13 2G047/DB12 4C301/CC02 2G047/BC13 4C301/KK03 5B057/DA07 2G047/GG32 5B057/CA08 4C301/JB26 5B057/CB12 4C301/EE11 4C601/DE01 4C601/EE05 4C601/EE09 4C601/FE03 4C601/JB34 4C601/JB35 4C601/JB39 4C601/JB41 4C601/JB43 4C601/JB55 4C601/JC15 4C601/JC20 4C601/JC21 4C601/JC22 4C601/KK02 4C601/KK03 4C601/KK09 4C601/KK10 4C601/KK12 4C601/KK18 4C601/KK19 4C601/LL01 4C601/LL02 4C601/LL33		
优先权	09/648214 2000-08-25 US		
其他公开文献	JP2002177275A		

摘要(译)

解决的问题：提供一种形成用于医学诊断的超声图像的方法，以形成扩大的视野图像。医学诊断超声成像系统使用改进的合成方法来配准基本上共面的二维图像以形成放大的视图图像。每个元素帧或数据子集的特性差异用于改善放大的视图图像。例如，与每个基本图像相关联的操作角度或获取频率是不同的。

