

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公表特許公報(A)

(11) 特許出願公表番号

特表2009-535152

(P2009-535152A)

(43) 公表日 平成21年10月1日(2009.10.1)

(51) Int.Cl.
A61B 8/00 (2006.01)F1
A61B 8/00テーマコード (参考)
4C601

審査請求 未請求 予備審査請求 未請求 (全 22 頁)

(21) 出願番号 特願2009-509547 (P2009-509547)
 (86) (22) 出願日 平成19年1月5日 (2007.1.5)
 (85) 翻訳文提出日 平成20年6月3日 (2008.6.3)
 (86) 国際出願番号 PCT/US2007/000367
 (87) 国際公開番号 W02007/133296
 (87) 国際公開日 平成19年11月22日 (2007.11.22)
 (31) 優先権主張番号 11/415,587
 (32) 優先日 平成18年5月1日 (2006.5.1)
 (33) 優先権主張国 米国 (US)

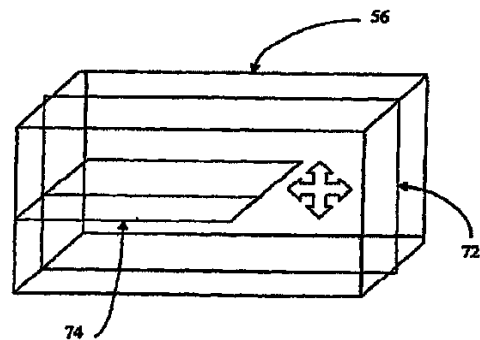
(71) 出願人 593063105
 シーメンス メディカル ソリューション
 ズ ユーエスエー インコーポレイテッド
 Siemens Medical Sol
 utions USA, Inc.
 アメリカ合衆国 ペンシルヴァニア マル
 ヴァーン ヴァレー ストリーム パーク
 ウェイ 51
 51 Valley Stream Pa
 rkway, Malvern, PA 19
 355-1406, U. S. A.
 (74) 代理人 100075166
 弁理士 山口 巖

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 拡張ボリューム超音波データの表示および測定方法

(57) 【要約】

3次元超音波データ取得は拡張視野イメージング又は処理のため行われる。2個以上の3次元ボリューム(40, 42)の相対位置は2次元処理を使用して決定される。例えば、2つの非平行平面(72, 74)に沿って位置の差が決定される。2つの差からのベクトルを合成することにより、3次元ボリューム(40, 42)の相対位置が決定される。他の特徴は、2個以上のボリュームの相対位置の関数として、体積又は距離のような値を計算するステップ、必ずしも3次元拡張視野を形成することなく、相対位置の関数として2次元拡張視野又は多平面再構成視野を生成するステップ(38)、および相対位置の決定(34)又は様々なボリュームを表わすデータの結合(36)のため生理的時相を考慮するステップを含む。



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

第 1 の 3 次元ボリューム (4 0) およびこの第 1 の 3 次元ボリューム (4 0) と一部重複するが同一ではない第 2 の 3 次元ボリューム (4 2) をそれぞれ表わす第 1 および第 2 の超音波データセットをボリュームイメージングトランスデューサ (1 4) を用いて患者から取得する取得ステップ (3 2) と、

第 1 および第 2 の 3 次元ボリューム (4 0 , 4 2) の相対位置を決定する決定ステップ (3 4) と、

相対位置の関数として値を計算するステップと
を備える 3 次元超音波データの取得方法。

10

【請求項 2】

相対位置の関数として第 1 の超音波データセットの超音波データを第 2 の超音波データセットの超音波データに結合するステップ (3 6) と、

結合された超音波データに応じて、第 2 の 3 次元ボリューム (4 2) の外側にある第 1 の 3 次元ボリューム (4 0) の少なくとも 1 つの第 1 の部分と第 1 の 3 次元ボリューム (4 0) の外側にある第 2 の 3 次元ボリューム (4 2) の少なくとも 1 つの第 2 の部分とを含む第 1 および第 2 の 3 次元ボリューム (4 0 , 4 2) の両方を表わす 3 次元画像を生成するステップ (3 8) と

をさらに備える請求項 1 に記載の方法。

20

【請求項 3】

取得ステップ (3 2) が、第 1 の 3 次元ボリューム (4 0) に関連した第 1 の位置と第 2 の 3 次元ボリューム (4 2) に関連した第 2 の位置との間でボリュームイメージングトランスデューサ (1 4) を自由に移動させるステップを備える請求項 1 に記載の方法。

【請求項 4】

値を計算するステップが、完全には第 1 の 3 次元ボリューム又は第 2 の 3 次元ボリューム (4 0 , 4 2) の範囲内でない領域のボリューム値を計算するステップを備える請求項 1 に記載の方法。

【請求項 5】

値を計算するステップが、第 2 の 3 次元ボリューム (4 2) の範囲内にない第 1 の点から第 1 の 3 次元ボリューム (4 0) の範囲内にない第 2 の点までの距離の関数として計算するステップを備える請求項 1 に記載の方法。

30

【請求項 6】

相対位置を決定するステップ (3 4) が、第 1 および第 2 の超音波データセットの一部又は第 1 および第 2 の超音波データセットとは別個の超音波データの関数として決定するステップ (3 4) を備える請求項 1 に記載の方法。

【請求項 7】

相対位置を決定するステップ (3 4) が、2 つの非平行 2 次元平面 (7 2 , 7 4) に沿ったトラッキングの関数として第 1 および第 2 の 3 次元ボリューム (4 0 , 4 2) の相対位置を決定するステップ (3 4) を備える請求項 6 に記載の方法。

【請求項 8】

相対位置を決定するステップ (3 4) が生理的周期に対して相対的に決定するステップ (3 4) を備える請求項 1 に記載の方法。

40

【請求項 9】

相対位置の関数として第 1 および第 2 の超音波データセットの超音波データから 2 次元拡張視野画像を生成するステップ (3 8) をさらに備える請求項 1 に記載の方法。

【請求項 10】

第 1 の 3 次元ボリューム (4 0) が第 2 の 3 次元ボリューム (4 2) に重なるが第 2 の 3 次元ボリューム (4 2) とは異なる患者の第 1 および第 2 の 3 次元ボリューム (4 0 , 4 2) をそれぞれに表わす第 1 および第 2 の超音波データセットをボリュームイメージングトランスデューサ (1 4) を用いて取得するステップ (3 2) と、

50

少なくとも2つの2次元相対位置を用いて第1および第2の3次元ボリューム(40, 42)の第1の相対位置を決定する決定ステップ(34)と
を備える3次元超音波データの取得方法。

【請求項11】

決定ステップ(34)が、

第1の2次元平面に沿って第1および第2の3次元ボリューム(40, 42)の第2の相対位置を決定するステップと、

第1の2次元平面に対して非平行である第2の2次元平面に沿って第1および第2の3次元ボリューム(40, 42)の第3の相対位置を決定するステップと、

第2および第3の相対位置の関数として第1および第2の3次元ボリューム(40, 42)の第1の相対位置を決定するステップと
を備える請求項10に記載の方法。

【請求項12】

第2および第3の相対位置を決定するステップが、第2の2次元平面に対して垂直である第1の2次元平面を用いて、第1および第2のボリュームの両方の中に広がる第1および第2の2次元平面(72, 74)の少なくとも一方を決定するステップを備える請求項11に記載の方法。

【請求項13】

第1の2次元平面(72)がボリュームイメージングトランスデューサ(14)に対して相対的に縦方向に沿い、第2の2次元平面(74)がボリュームイメージングトランスデューサ(14)に対して相対的に横方向に沿っている請求項12に記載の方法。

【請求項14】

第1および第2の2次元平面(72, 74)が第1のボリューム(40)内で中心奥行き軸を実質的に通過する請求項11に記載の方法。

【請求項15】

第1の相対位置を決定するステップ(34)が、第1および第2の超音波データセットの一部分又は第1および第2の超音波データセットとは別個の超音波データに応じて決定するステップ(34)を備える請求項10に記載の方法。

【請求項16】

第1の相対位置の関数として値を計算するステップをさらに備える請求項10に記載の方法。

【請求項17】

第1の相対位置の関数として第1の超音波データセットの超音波データを第2の超音波データセットの超音波データに結合するステップ(36)と、

結合された超音波データに応じて、第2の3次元ボリューム(42)の外側にある第1の3次元ボリューム(40)の少なくとも1つの第1の部分と第1の3次元ボリューム(40)の外側にある第2の3次元ボリューム(42)の少なくとも1つの第2の部分とを含む第1および第2の3次元ボリューム(40, 42)の両方を表わす3次元画像を生成するステップ(38)と

をさらに備える請求項10に記載の方法。

【請求項18】

第1の相対位置を決定するステップ(34)が生理的周期に対して相対的に決定するステップ(34)を備える請求項10に記載の方法。

【請求項19】

第1の相対位置の関数として第1および第2の超音波データセットの超音波データから2次元拡張視野画像を生成するステップ(38)をさらに備える請求項10に記載の方法。

【請求項20】

拡張視野処理に用いられる3次元超音波データを取得するシステムにおいて、

第1の3次元ボリューム(40)およびこの第1の3次元ボリューム(40)と一部重

10

20

30

40

50

複するが同一ではない第 2 の 3 次元ボリューム (4 2) をそれぞれ表わす第 1 および第 2 の超音波データセットを取得するように動作するボリュームイメージングトランスデューサ (1 4) と、

第 1 および第 2 の 2 次元平面 (7 2 , 7 4) に沿ってそれぞれに第 1 および第 2 の 3 次元ボリューム (4 0 , 4 2) の第 1 および第 2 の相対位置を決定するように動作するプロセッサ (2 0) と

を備える 3 次元超音波データの取得システム。

【請求項 2 1】

ボリュームイメージングトランスデューサ (1 4) が、2 次元で操縦可能な走査線を用いて走査するように動作する多次元アレイ、又は 2 次元で操縦可能な走査線を用いて走査するように動作する揺動形トランスデューサを備える請求項 2 0 に記載のシステム。

10

【請求項 2 2】

第 1 の 3 次元ボリューム (4 0) およびこの第 1 の 3 次元ボリューム (4 0) と一部重複するが同一ではない第 2 の 3 次元ボリューム (4 2) をそれぞれ表わす第 1 および第 2 の超音波データセットをボリュームイメージングトランスデューサ (1 4) を用いて患者から取得する取得ステップ (3 2) と、

生理的周期に対して相対的に第 1 および第 2 の 3 次元ボリューム (4 0 , 4 2) の相対位置を決定するステップ (3 4) と

を備える 3 次元超音波データの取得方法。

【請求項 2 3】

20

第 1 の 3 次元ボリューム (4 0) およびこの第 1 の 3 次元ボリューム (4 0) と一部重複するが同一ではない第 2 の 3 次元ボリューム (4 2) をそれぞれ表わす第 1 および第 2 の超音波データセットをボリュームイメージングトランスデューサ (1 4) を用いて患者から取得する取得ステップ (3 2) と、

第 1 および第 2 の 3 次元ボリューム (4 0 , 4 2) の相対位置を決定するステップ (3 4) と、

相対位置の関数として第 1 および第 2 の超音波データセットの超音波データから 2 つ以上の 2 次元拡張視野画像を生成する生成ステップ (3 8) と

を備える 3 次元超音波データの取得方法。

【請求項 2 4】

30

生成ステップ (3 8) が多平面再構成視野を生成するステップ (3 8) を備える請求項 2 3 に記載の方法。

【発明の詳細な説明】

【背景技術】

【0 0 0 1】

本発明は 3 次元イメージングに関する。特に、患者の広い領域又は細長い領域の 3 次元超音波イメージングが提供される。

【0 0 0 2】

市販されている超音波システムは 3 次元 (3 D) および 4 次元 (4 D) のボリュームイメージングを実行する。一部の 3 D および 4 D 超音波システムは所与の平面内で走査するために 1 次元トランスデューサを使用する。トランスデューサは自由に様々な位置へ平行移動又は移動させられ、その結果、患者のボリューム領域を表わす様々な相対的空間関係を備える大量の平面を生み出す。しかし、相対位置情報および関連したデータのアライメントは、多次元又は揺動形トランスデューサを使用する走査と比べると不正確であるかもしれない。

40

【0 0 0 3】

多次元アレイ又は揺動形トランスデューサのようなボリュームイメージングトランスデューサを使用すると、超音波エネルギーは、ボリューム領域内で、又は患者内の 2 次元平面にとどまらない領域内で、走査線に沿って送信され受信される。一部のアプリケーションでは、トランスデューサの幾何学的性質が走査を所望のボリュームの一部だけに制限す

50

る。肝臓又は胎児のような幅の広い対象物の場合、トランスデューサは解剖学的形状の一区分だけを走査する。

【0004】

拡張視野3Dおよび4Dイメージングは既に提案されている。開示内容が参照により本明細書に組み込まれている米国特許出願第2005/0033173号を参照のこと。様々なボリュームを表わす2組以上のデータはイメージングのため一緒に組み合わせられる。ボリュームの相対位置はトランスデューサ位置の検知又はデータ処理から決定される。

【発明の開示】

【0005】

初めに、後述されている好ましい実施形態は、拡張視野3次元処理又はイメージングのための3次元超音波データ取得の方法およびシステムを含む。2個以上の3次元ボリュームとの相対位置は2次元処理を使用して決定される。例えば、2つの非平行平面に沿って位置の差が決定される。2つの差からのベクトルを結合することにより、3次元ボリュームとの相対位置が決定される。他の特徴は、2個以上のボリュームの相対位置の関数として、体積又は距離のような値を計算すること、必ずしも3次元拡張視野を形成することなく、相対位置の関数として2次元拡張視野又は多平面再構成を生成すること、および相対位置を決定するか又は異なるボリュームを表わすデータを結合するため生理的時相を考慮することを含む。これらの特徴のいずれか1つ又は2つ以上の組み合わせが使用されることがある。

【0006】

第1の態様では、3次元超音波データ取得の方法が提供される。患者の第1の3次元ボリュームを表わす第1の超音波データセットおよび第2の3次元ボリュームを表わす第2の超音波データセットは、ボリュームイメージングトランスデューサを用いて取得される。第1の3次元ボリュームは第2の3次元ボリュームに一部重複するが、第2の3次元ボリュームとは同一ではない。第1の3次元ボリュームと第2の3次元ボリュームとの相対位置が決定される。値は相対位置の関数として計算される。

【0007】

第2の態様では、3次元超音波データ取得の方法が提供される。患者の第1の3次元ボリュームを表わす第1の超音波データセットおよび第2の3次元ボリュームを表わす第2の超音波データセットは、ボリュームイメージングトランスデューサを用いて取得される。第1の3次元ボリュームは第2の3次元ボリュームに一部重複するが、第2の3次元ボリュームとは同一ではない。第1の3次元ボリュームと第2の3次元ボリュームとの第1の相対位置は、少なくとも2個の1次元相対位置および/又は2次元相対位置を用いて決定される。

【0008】

第3の態様では、拡張視野処理のための3次元超音波データの取得システムが提供される。ボリュームイメージングトランスデューサは、患者の第1の3次元ボリュームを表わす第1の超音波データセットおよび第2の3次元ボリュームを表わす第2の超音波データセットを取得するように動作する。第1の3次元ボリュームは第2の3次元ボリュームに一部重複するが、第2の3次元ボリュームとは同一ではない。プロセッサは、第1の2次元平面および第2の2次元平面に沿って、それぞれ、第1の3次元ボリュームおよび第2の3次元ボリュームの第1の相対位置および第2の相対位置を決定するように動作する。

【0009】

第4の態様では、3次元超音波データの取得方法が提供される。患者の第1の3次元ボリュームを表わす第1の超音波データセットおよび第2の3次元ボリュームを表わす第2の超音波データセットは、ボリュームイメージングトランスデューサを用いて取得される。第1の3次元ボリュームは第2の3次元ボリュームに一部重複するが、第2の3次元ボリュームとは同一ではない。生理的周期に対して相対的に第1の3次元ボリュームと第2の3次元ボリュームとの第1の相対位置が決定される。

【0010】

第5の態様では、3次元超音波データの取得方法が提供される。患者の第1の3次元ボリュームを表わす第1の超音波データセットおよび第2の3次元ボリュームを表わす第2の超音波データセットは、ボリュームイメージングトランスデューサを用いて取得される。第1の3次元ボリュームは第2の3次元ボリュームに一部重複するが、第2の3次元ボリュームとは同一ではない。第1の3次元ボリュームと第2の3次元ボリュームとの相対位置が決定される。第1の超音波データセットおよび第2の超音波データセットからの1つ又は複数の2次元拡張視野画像は相対位置の関数として生成される。

【0011】

本発明は特許請求の範囲によって規定され、この欄の中には特許請求の範囲への制限として解釈されるべき事項はない。本発明のさらなる態様および利点は好ましい実施形態と共に後述されている。

【0012】

図面中の構成要素は必ずしも正しい縮尺ではなく、その代わりに、本発明の原理を説明することに重点が置かれている。さらに、図面中、同じ参照符号は異なる図面を通じて対応する部品を指定する。

【発明を実施するための最良の形態】

【0013】

1次元又は2次元相関、トラッキング、又はその他の位置決定処理は、3次元ボリュームとの相対位置を決定する。2次元処理は3次元相関又はトラッキングより計算量的に効率的であるかもしれない。様々な軸又は2次元平面に沿って1次元又は2次元相関を実行することにより、2以上の自由度が解決されることがある。2つの2次元平面が6自由度、すなわち、3次元の並進および回転を解決するために使用されることがある。

【0014】

1次元又は2次元位置処理の正確さの結果として、3次元の拡張視野が得られ、正確な計算を提供する。生理的周期の同じ部分に関連付けられているデータの相対位置の決定はより高い精度を提供することがある。相対位置は、2個以上のボリュームから、3次元拡張視野を形成するために、および/又は、2個以上の2次元拡張視野を形成するために使用される。3次元拡張視野は、より長い、より複雑な、より完全な、および/又は、より徹底した、ボリュームのフライスルーイメージングを可能にする。

【0015】

図1は、3次元又は4次元処理のための医療診断超音波イメージングシステム10のブロック図を示している。3次元処理は、相対位置を決定する処理、値を計算する処理、又は画像を生成する処理を含む。3次元イメージングは、所与の時間における患者の平面領域ではなく、ボリューム領域の画像を提供する。4次元イメージングは、例えば、ボリューム内での特徴部分の運動を明らかにするために、時間の関数として3次元ボリュームの画像を提供する。システム10は、現在知られているか又は将来開発される、3次元処理もしくはイメージング用の超音波システム又はワークステーションを備える。

【0016】

システム10は、送信ビーム形成器12、ボリュームイメージングトランスデューサ(volumetric imaging transducer)14、受信ビーム形成器16、画像プロセッサ18、3Dプロセッサ20、メモリ22、およびディスプレイ24を含む。付加的な構成要素、異なる構成要素、又はより少数の構成要素が設けられることもある。例えば、超音波データは、送信ビーム形成器12、トランスデューサ14、受信ビーム形成器16、および/又は、画像プロセッサ18を用いることなく、3Dプロセッサ20内での処理のため記憶装置から取得される。別の例では、平面波イメージングがビーム形成器12、14を用いることなく使用されることがある。

【0017】

送信ビーム形成器12は、メモリ、遅延器、増幅器、波形発生器、発振器、フィルタ、変調器、アナログ装置、デジタル装置、およびこれらの組み合わせを含み、複数の波形を種々のチャンネルに発生させる。波形は、平面内のステアリング、又は大量もしくは複数の

10

20

30

40

50

平面内のステアリングのように、１次元又は２次元における電子ステアリングのために、アボダイズされ、相互に相対的に遅延される。フルサンプリング又はスパスサンプリング (sparse sampling) が行われ、より多数又はより少数の波形を所定の走査線のために発生させる。送信ビーム形成器 １２は送信波形をボリュームイメージングトランスデューサ １４に与える。

【 ０ ０ １ ８ 】

ボリュームイメージングトランスデューサ １４は、２次元アレイ、又は N 、 M の両方が １より大きい場合に、 $N \times M$ 個の素子からなる他のアレイのような多次元アレイである。多次元アレイの素子を有することにより、ボリュームイメージングトランスデューサ １４は、例えば、３次元のいずれかに沿って広がるボリュームを走査するように、２次元内で電子的に操縦可能な走査線を用いて走査するように動作する。２次元内で走査線に沿う走査のため、複数のボクセルが所与の方位角、仰角、およびレンジ次元に沿って設けられ、その結果、ボリューム画像又は走査が得られる。

10

【 ０ ０ １ ９ 】

別の実施形態では、ボリュームイメージングトランスデューサ １４は揺動形トランスデューサである。現在知られているか又は将来開発される直線的な１次元アレイ又は単一素子が設けられる。揺動器は１次元又は２次元に機械的に操縦され、無次元又は１次元で電氣的に操縦される。一実施形態では、走査線は、仰角次元の方角のような一方の次元で機械的に操縦され、方位角次元のような別の次元で波形の遅延およびアボダイゼーションに起因して電子的に操縦される。２次元内で電氣的に操縦される揺動形アレイが設けられることもある。

20

【 ０ ０ ２ ０ 】

他の知られているか又は将来開発され、患者の平面スライスより大きい範囲でボリュームを表わす超音波データを取得するように動作するボリュームイメージングトランスデューサが使用されることもある。

【 ０ ０ ２ １ 】

ボリュームイメージングトランスデューサ １４は、患者の３次元ボリュームを表わす超音波データセット（一連の超音波データ）を取得するように動作する。２次元内の様々な位置へ走査線向け、奥行き次元を表わす時間の関数として受信することにより、３次元ボリュームがトランスデューサ １４を用いてトランスデューサ １４の移動なしで走査されることがある。組織を通る音速を仮定すると、ボリュームは、並進中に方位角次元および仰角次元に沿った異なる角度へ走査線向けることにより、トランスデューサ １４が移動する場合でも走査される。その結果、ボリュームイメージングトランスデューサ １４は、静止中又は移動中に、異なる次元ボリュームを表わす複数の超音波データセットを取得するために使用される。３次元ボリュームは重なるが、異なる全ての領域を表わす。一実施形態では、重なりはちょうど仰角次元の方角であるが、トランスデューサ １４は２軸以上に沿って動かされおよび／または回転させられ、３つの次元のいずれかの方向に重なりが生じる。

30

【 ０ ０ ２ ２ 】

付加的に、トランスデューサ １４は、ボリューム内の、領域内の、又は患者に隣接したトランスデューサ １４の位置を決定する専用センサのような位置センサ ２６を含む。センサ ２６は、現在知られているか又は将来開発される磁氣的、光学的、ジャイロスコープ、又はその他の物理的な位置測定機器のいずれでもよい。例えば、センサに配置された電磁コイルは、室内のトランスデューサ １４の位置および方向を決定するために使用される。代替的な実施形態では、トランスデューサ １４は位置センサ ２６を有していない。

40

【 ０ ０ ２ ３ 】

受信ビーム形成器 １６はトランスデューサ １４によって発生させられた電気信号を受信する。受信ビーム形成器 １６は、各チャネルからの情報を合計する加算器と共に複数のチャネルに分離された、１つ又は複数の遅延器、増幅器、フィルタ、復調器、アナログ素子、デジタル素子、およびこれらの組み合わせを有する。加算器、又はその後のフィルタは

50

、同相および直角位相、又は無線周波データを出力する。現在知られているか又は将来開発される受信ビーム形成器であれば使用される。受信ビーム形成器 16 は 1 つ又は複数の走査線を表わす超音波データを画像プロセッサ 18 へ出力する。

【0024】

画像プロセッサ 18 は、デジタル信号プロセッサ、制御プロセッサ、汎用プロセッサ、特定用途向け集積回路、フィールド・プログラマブル・ゲート・アレイ、アナログ回路、デジタル回路、又はこれらの組み合わせである。画像プロセッサ 18 は、強度又は B モード情報を検出し、フロー又はドップラー情報を推定し、又は超音波データの他の特性を検出する。画像プロセッサは、時間フィルタリング、空間フィルタリング、又は周波数フィルタリングを実施することもある。一実施形態では、画像プロセッサ 18 はスキャンコンバータを含むが、スキャンコンバータは、3D プロセッサ 20 の後に設けられてもよく、又は 3D プロセッサ 20 の一部として設けられてもよい。CINE メモリのような 1 つ又は複数のメモリ又はバッファが追加的に画像プロセッサ 18 に設けられる。画像プロセッサ 18 は検出された超音波データを極座標、直交座標、又はその他のフォーマットで 3D プロセッサ 20 へ出力する。代替的に、超音波データはメモリ 22 へ直接に力される。

【0025】

3D プロセッサ 20 は、汎用プロセッサ、デジタル信号プロセッサ、特定用途向け集積回路、コンピュータ、フィールド・プログラマブル・ゲート・アレイ、ビデオカード、グラフィックスプロセッシングユニット、デジタルプロセッサ、アナログプロセッサ、これらの組み合わせ、又はその他の現在知られているか又は将来開発されるプロセッサであり、ボリューム領域を表わすデータから 3 次元画像を処理および / 又は生成する。一実施形態では、3D プロセッサ 20 は、画像プロセッサ 18 を制御する制御プロセッサのような、システム 10 の他のコンポーネントのため使用されるか、システム 10 の他のコンポーネントと共に使用されるプロセッサである。別個の又は専用の 3D プロセッサ 20 が使用されることもある。

【0026】

メモリ 22 は、RAM、バッファ、携帯型ハードドライブ、又は現在知られているかもしくは将来開発される他のメモリである。一実施形態では、メモリ 22 は、CINE メモリ、画像プロセッサ 18 のメモリ、又はディスプレイ平面メモリのようなシステム 10 の別のコンポーネントの一部であるが、3次元処理のための別個のメモリが設けられることもある。

【0027】

3D プロセッサ 20 は 3 次元ボリュームとの相対位置を決定するように動作する。相対位置は、絶対位置として又はボリュームの複数の位置間の差として、絶対位置を参照することにより決定される。一実施形態では、3D プロセッサ 20 はセンサ 26 から位置情報を受信する。別の実施形態では、3D プロセッサ 20 は超音波データから相対位置情報を決定する。データセット（一連のデータ）はトランスデューサ 14 の相対位置に基づいて別のデータセットに位置的に関連している。1 つのボリュームを表わすデータは拡張ボリュームを形成するために別のボリュームを表わすデータと空間的に位置合わせされる。3D プロセッサ 20 は 3D 又は 4D 処理もしくはイメージングのため 3 次元ボリュームとの相対位置を決定することがある。

【0028】

一実施形態では、3次元相関又はトラッキングが実行される。別の実施形態では、相対位置は、2 個以上の 2 次元平面に沿うような 1 次元処理又は 2 次元処理によってそれぞれ決定される。一方のボリューム内の 2 次元領域と別のボリュームの 2 次元領域との最良一致又は十分な一致は、平面に関して 2 つのボリューム間に並進および / 又は回転（例えば、並進の 2 軸又は回転の 1 軸）を規定する。2 つの非平行平面に沿って並進および / 又は回転を決定することにより、様々な並進成分および / 又は回転成分が決定される。相対位置は任意の個数の並進成分および / 又は回転成分を含む。

【0029】

10

20

30

40

50

2次元並進ベクトルは平面毎に決定される。代替的に、別々の1次元ベクトルが決定される。2つのこのような1次元ベクトルは平面を画定する。

【0030】

2つの非平行平面は両方とも、少なくとも部分的に、両方のボリュームの中へ延在する。様々な平面がボリュームの様々なペア又はボリュームのより大きなグルーピングの相対位置を決定するため使用されることがある。一実施形態では、トランスデューサの運動方向は例えば3次元相関を用いて決定される。他の実施形態では、方向は仮定されている。2つの非平行平面はそれぞれに運動方向に対して平行に延在するが、運動の方向と平行でなくてもよい。2つの平面の角度関係は異なる方向ベクトルおよび回転ベクトルの幾何学的関係を決定する。他の実施形態では、一方の平面だけが両方のボリュームの中へ延在する。

10

【0031】

2次元平面はトランスデューサ14およびボリュームと相対的な位置にあることがある。一実施形態では、2次元平面は互いに垂直であり、例えば、一方の平面は奥行き-方位角平面であり、もう一方の平面は方位角仰角平面である。別の実施例では、2つの平面は方位角-奥行き平面および仰角-奥行き平面である。平面はボリュームに対して中心、縁、又は他の所にある。一実施形態では、2つ以上の平面が運動の特有の成分を決定するために使用され、例えば、ボリュームの中心に沿った平面および平行に隣接した平面を使用する。

【0032】

20

位置を決定するために使用される超音波データは1つ又は複数の組み合わせられるボリュームの全部又は一部である。例えば、一方のボリュームのトランスデューサ14の並進方向でボリュームの縁に隣接したデータと関連付けられているような重なる可能性のある領域を表わすデータは、別のボリュームの重なる可能性のあるデータと比較される。使用されるデータは2次元平面の一部分又は領域を表わすデータにさらに制限されることがある。例えば、2つの非平行平面を表わすオーバーラップ領域内のデータは位置を決定するために使用される。代替的な実施形態では、一方のボリュームデータセットからのデータは、トランスデューサ14の並進および関連付けられた位置を決定するために3次元イメージングのために使用されないデータと比較される。3次元イメージングのために使用されるデータのあらゆる組み合わせと、3次元イメージングのために使用されるデータと、これらの組み合わせが使用されるかもしれない。

30

【0033】

データは時間の関数として選択されることがある。例えば、ボリュームを表わすデータセット(一連のデータ)は経時的に取得される。心周期又は呼吸周期のような生理的周期に起因して、走査されたボリュームはボリュームが走査された時間に応じて異なることがある。生理的周期中の実質的に同じ時間に関連した超音波データをゲーティング又は選択することにより、相対位置およびその結果として得られる拡張ボリュームが正しい可能性はより高い。呼吸モニタ、ECG(心電図)、その他の機器、又は超音波データの解析は、周期中の時間的位置を特定するため使用されることがある。

【0034】

40

3Dプロセッサ20は様々なボリュームと関連した値を計算するために相対位置を使用する。例えば、コンポーネントボリューム内に完全には表現されていないが、拡張ボリューム内に完全に表現されている領域のボリュームは、コンポーネントボリュームの相対位置に基づいて計算される。同様に、距離、周囲長、又はその他の値は相対位置の関数として計算される。走査線密度と、各ボクセルの画素スケールおよび/又は既知空間距離と、ボリュームの相対位置とを使用することにより、正確な測定が拡張ボリュームで行われることがある。

【0035】

3Dプロセッサはボリュームを表わす超音波データから画像を生成する。画像は相対位置の関数として生成される。一実施形態では、2次元画像が生成される。画像は相対位置

50

を決定するために使用された平面のうちの1つ、又は異なる平面に対応している。画像は、両方のボリューム、又は拡張ボリュームを表わすデータから生成される。例えば、一方のボリュームからのデータは、3次元拡張視野のためのデータを結合することなく、拡張視野2次元画像を形成するために別のボリュームのデータと結合される。

【0036】

2次元画像又は3次元画像を生成するために、一方のボリュームを表わす超音波データは、異なるボリュームを表わす超音波データと結合されることがあり、例えば、第1の超音波データセット(第1の一連の超音波データ)を第2の超音波データセット(第2の一連の超音波データ)に結合する。代替的に、異なるボリュームを表わす超音波データの一方、両方、又は複数の超音波データセットの一部が結合されることがある。

10

【0037】

結合はボリュームの相対位置の関数として実行される。3Dプロセッサ20は3次元画像を生成するために結合データを使用する。結合データは、極座標、直交座標、又は3Dグリッドでフォーマットされている。データは、レンダリングのために内挿されるか、又はさもなければ選択されている。3次元ボリュームを表わす画像を生成する表面、投影、ボリューム、又は他の現在知られているかもしくは将来開発される技術のいずれかが使用されることがある。

【0038】

一実施形態では、多平面再構成画像が生成される。2枚以上の2次元画像(例えば、直交平面を表わす3枚の画像)が3次元画像の有無にかかわらず生成される。1つ又は複数の2次元画像又は3次元画像は拡張視野として生成される。拡張視野は単一走査ボリュームによって利用できる視野を超える。

20

【0039】

ディスプレイ24は、3Dボリュームを表わす画像を生成するCRT、モニタ、プラズマスクリーン、LCD、プロジェクタ、又はその他の表示装置である。3Dプロセッサ20およびディスプレイ24を使用して、ユーザは、様々な角度又は視点から3次元ボリューム内の情報を見るために、画像を回転させるか又は切断することがある。一実施形態では、3Dプロセッサ20およびディスプレイ24は、システム10内のワークステーション又はシステム10から遠隔しているワークステーションのような、システム10の残りの部分とは別個のワークステーションである。

30

【0040】

図2は3次元超音波取得および処理方法のフローチャートである。図2の方法は、図1のシステム10又は異なるシステムを使用して実施される。付加的な、異なる、又はより少数のステップが設けられることがある。例えば、空間又は相対位置は、後のステップ36の結合、および/又は、ステップ38の拡張視野の形成なしに、ステップ34で決定される。相対位置ステップ34は値を計算する付加的なステップが設けられることがある。

【0041】

ステップ30において、トランスデューサ14を収容するトランスデューサプロブは、患者に対して相対的に2つの異なる位置間で並進又は移動させられる。一実施形態では、トランスデューサプロブはゆっくり動かされ、ボリュームを表わす異なるデータセットが取得される。例えば、トランスデューサは毎秒約1インチで動かされるので、100個の異なるスライス内の128本のラインについての超音波信号が所与のボリュームに対して取得される。音速に起因して、ボリュームは、トランスデューサプロブが連続的に動かされる場合でも、トランスデューサ14の実質的に同じ位置で取得される。したがって、複数のボリュームが、トランスデューサプロブの運動を停止することなく、異なるトランスデューサ位置で取得される。30個又はそれ以外の個数のボリュームが1秒毎に取得され、例えば、3秒間に亘って毎秒約23個のボリュームを取得する(全部で約70個のボリュームが結合されるべきである)。より高速又は低速の並進、およびより大きいボリューム又はより小さいボリュームの関連した走査が使用されることがある。サウンド又はグラフィックは、所望の並進速度を示すためにユーザに提示されることがある。代替

40

50

的な実施形態では、トランスデューサプロブは、一方の位置から第2の位置へ動かされ、ある期間に亘って各位置に維持され、例えば、2個の異なる別々の音響窓を通る2個の異なるボリュームの超音波データの取得を伴う。

【0042】

トランスデューサ14は自由に動かされる。ユーザはトランスデューサを並進および/又は回転させる。代替的に、モータ、機構部、ガイド又はロボットがトランスデューサ14を動かす。

【0043】

運動は、仰角次元又は方位角次元の方向のように、特定の軸に沿っている。例えば、ユーザは仰角次元に沿ってトランスデューサ14を自由に平行移動させる。仰角次元はトランスデューサアレイによって画定される。トランスデューサプロブは仰角方向又はアレイアライメントを示すためにマークを付さることがある。代替的に、トランスデューサはいずれの方向へ動かされてもよい。

【0044】

ステップ32において、3次元ボリュームを表わす複数の超音波データセットが取得される。例えば、データセットは、患者の上を平行移動させられている間にボリュームイメージングトランスデューサ14を用いて取得される。図3Aに示されているように、位置44から又は位置44を経由して、位置46まで又は位置46を通過するまでトランスデューサ14を平行移動させるのに伴って2個のボリューム40, 42が取得される。その結果、ボリューム40を表わす超音波データはボリューム42を表わす超音波データに重なる。トランスデューサ位置44, 46は重ならないが、ある程度の重なりが設けられるか又は位置はさらに分離される。

【0045】

4Dイメージング又は処理のために、複数の3次元ボリュームセットが取得される。3次元ステップが4次元処理に適用されることがある。

【0046】

音響エネルギーは、各ボリューム40, 42を走査するためにトランスデューサ14に対して相対的に2つ以上の異なる角度でトランスデューサ14から進む。走査線48, 50によって示されているように、使用される2つの異なる角度は、並進方向と実質的に平行な次元に沿っている。使用される走査線および関連した角度の数はいくらかでもよい。並進方向およびその他の次元に沿った異なる角度の結果として、ボリュームを表わすデータが取得される。代替的に、直線的な又は直交する走査線が使用される。

【0047】

上述されているように、第1のボリューム40を表わす超音波データは静止位置44に保持されているトランスデューサ14を用いて取得されるか、又はトランスデューサ14が停止することなく位置44を通して平行移動させられるときに取得される。同様に、第2のボリューム42を表わす超音波データは、位置46に保持されているトランスデューサを用いて取得されるか、又はトランスデューサ14が位置46を通して平行移動させられるときに取得される。トランスデューサ14は、実質的に静止して保持される場合、実質的には呼吸、心拍、又は超音波医療技師もしくは患者の無意識の動きを考慮するために設けられている。ボリューム40, 42がトランスデューサ14を各位置で停止させることなく平行移動させる間に取得される場合、データセット(一連のデータ)は、ボリュームの取得を可能にするため、トランスデューサの平行移動の速度と比べて十分高速に取得される。トランスデューサ14の平行移動が明らかなデータ圧縮を生じる場合、内挿、モーフィング、又はその他の技術がボリューム全体のデータ取得の際にトランスデューサ14の運動を考慮するために使用されることがある。

【0048】

図3に示されているように、各ボリューム40, 42を表わす超音波データの一部分はオーバーラップ領域52に対応する。各ボリューム40, 42からのデータはオーバーラップ領域52を表わす。データはオーバーラップ領域52内の同一の空間位置に出現する

場合と出現しない場合とがある。

【 0 0 4 9 】

2つのボリューム40, 42だけが示されているが、最初のボリュームおよび最後のボリュームを始めとして、より多くの重なり、又はより少ない重なりを含む付加的なボリュームが設けられることがある。図3に示されている重なりは、仰角次元のような1次元に沿ってトランスデューサ位置44, 46と関連付けられている。トランスデューサ14のアレイに対して相対的にその他の次元又は付加的な次元に沿った回転および並進が行われることもある。

【 0 0 5 0 】

取得された超音波データは、同じ極座標フォーマット又は直交座標フォーマットのままにされる。代替的に、ボリュームを表わすデータは、全ボリュームに共通している3Dグリッド上に再フォーマットされる。患者の異なる3次元ボリュームを表わす超音波データは保存される。一実施形態では、異なるボリュームを表わす各データセットは別々に保存される。代替的な実施形態では、超音波データは結合され、結合後に保存される。

10

【 0 0 5 1 】

ステップ34において、第2の位置46に対する第1の位置44の相対位置又は間隔が決定される。位置決めは、並進および回転を担う3次元空間内で決定される。代替的に、回転のない単一次元に沿う位置、又は任意の数の並進および/又は回転の自由度に対応する位置が決定される。

【 0 0 5 2 】

一実施形態では、ボリュームイメージングトランスデューサ14の位置は超音波データを使用して追跡される。2つの位置の間の相対間隔は超音波データから決定される。トラッキングのため使用される超音波データは、3次元ボリュームを表わすデータセットの一方のデータ、両方のデータ、又は3次元ボリュームを表わすデータセットとは異なるデータからのデータである。フィルタリング、相関、絶対差の和、逆相関、又はその他の技術は、異なるデータセット中の1つのデータセットからのスペックル又は特徴を特定し位置合わせするため使用される。例えば、スペックル又は特徴は、一つのデータセットから別のデータセットのパターンに最も類似しているパターンを決定するために、分離され使用される。最良パターン照合の並進量および回転量は、並進を表わすベクトルを提供し、回転を特定する。一実施形態では、1つのボリュームの超音波データの一部分に基づくパターンは別のデータセットとの照合のため使用される。代替的に、異なる寸法に沿って空間的に異なるボリューム又は平面を表わすデータの複数の部分はパターン照合のため使用される。代替的に、1つのデータセット中のデータの全部は別のデータセット中のデータの全部とパターン照合される。さらに別の代替例では、データセット全体又はデータセットの一部分のサブサンプリングは別のデータセットのサブサンプリング又はフルサンプリングとの照合のため使用される。

20

30

【 0 0 5 3 】

参照により本明細書に開示内容が組み込まれている、米国特許第5, 876, 342号、第5, 557, 286号、第5, 582, 173号、第5, 782, 766号、第5, 910, 114号、第5, 655, 535号、第5, 899, 861号、第6, 059, 727号、第6, 014, 473号、第6, 171, 248号、第6, 360, 027号、第6, 364, 835号、第6, 554, 770号、第6, 641, 536号、および第6, 872, 181号に開示されているように、データから位置を決定する種々の現在知られるか、又は将来開発される2次元又は3次元技術が使用される。上記の特許、又は現在知られているかもしくは将来開発される2次元相関、逆相関、又はモーショントラッキング技術は、3次元ボリューム内でのスペックル又は特徴の相関およびトラッキングのため使用又は拡張されるか、あるいは、相関又はその他の計算のため3次元データセットを使用する。スペックルトラッキングの場合、逆相関又は相関が決定される。特徴トラッキングの場合、絶対差の和が決定される。一実施形態では、スペックルと特徴の両方の情報が追跡され、平均のような結合された並進および回転情報が使用される。付加的なスベ

40

50

ックルおよび構造情報は、平面画像ではなく、3次元ボリュームに提供されるので、一方のボリュームの別のボリュームに対する位置合わせはより正確である可能性があり、2次元画像における仰角スペックル逆相関に依存するより高い自由度を実現する。

【0054】

決定された並進および回転又は位置決め情報は、異なるボリュームを表わす超音波データを取得するために、種々のトランスデューサ位置44, 46との間に相対位置を提供する。位置情報はオーバーラップ領域52内で種々のボクセルに関係情報をさらに提供する。

【0055】

ステップ34の一実施形態では、相対位置は、2つの非平行2次元平面又は3本の線もしくは軸に沿ったトラッキングに応じて決定される。図5は拡張ボリューム56を示している。参照を簡単にするために、拡張ボリューム56は、図3に表されているような別個のオーバーラップボリュームとしては示されていない。図5の拡張ボリューム56は別個のオーバーラップボリュームに対応する。平面は取得された画像平面又は他の平面に対応する。その他の平面の場合、超音波データは、平面を表わす超音波データを提供するために内挿、外挿、合成、又は結合されることがある。

【0056】

2つの平面72, 74が画定される。平面72, 74はトランスデューサ、予測された動き方向、決定された動き方向、任意又はその他の関係に対して相対的に予め決められる。一方又は両方の平面72, 74は、少なくとも部分的に、2つ以上のボリュームの中に広がる。図5において、2つの平面72, 74は、直交又は垂直であるが、他の非平行関係が使用されることもある。2つの平面の交差によって形成される線は、トランスデューサの意図された動きの方向と実質的に平行に延びる。代替的に、交差線は位置が任意であるか、又は奥行き方向に延び、例えば、両方の平面72, 74および線は一方のボリュームの中心奥行き軸に沿っている。平面はトランスデューサの次元と平行であり、例えば、平面72は奥行き-仰角平面(縦方向)にあり、平面74は方位角-仰角平面(横方向)にある。代替的に、一方又は両方の平面は、1つ又は複数トランスデューサ次元に対して非平行である一方又は両方の次元を有する。非平行平面のどのような位置決めでも使用される。

【0057】

3つ以上の平面が使用されることがある。例えば、2つの平面は少なくとも一方のボリュームを通して集められる。2つの他の平面に対して平行又は非平行である付加的な平面もまた画定され、位置決定のために使用される。例えば、2つ又は3つの平行平面のグループが使用される。このグループは任意の間隔を有し、例えば、中心付近にあり、縁付近にあり、又は中間に任意のパターンで分布している。

【0058】

変位ベクトル又は相対位置は平面毎に決定される。例えば、2個以上の2次元相対位置が平面毎に1個ずつ決定される。現在知られているか又は将来開発される2次元トラッキング又は位置決定が使用されることがある。例えば、一方のボリュームから選択された平面に沿った領域と別のボリューム内の平面に沿った探索領域との間の相関(例えば、絶対差の和又は相互相関)が実行される。領域のデータは、最大又は十分な相関を特定するために、異なる相対位置で、探索領域のデータと比較される。探索領域内で最良に一致する領域の相対位置は、回転照合の有無とは無関係に、回転成分を与える2次元ベクトルを提供する。

【0059】

一実施形態では、領域は複数のサブ領域に分割される。各サブ領域は探索領域と相関させられる。大域的相対位置がサブ領域ベクトルから例えば平均によって計算される。このような処理は、米国特許第5,899,861号、第5,575,286号、又は上記の引用された他の特許に記載されている。

【0060】

10

20

30

40

50

各平面に沿った変位ベクトル又は相対位置が決定される。ベクトルは3次元相対位置を決定するために結合される。

【0061】

一実施形態では、1つ又は複数のボリュームが経時的に生理的周期の影響を受ける。超音波データは生理的周期の特定の部分で取得される。相対位置は生理的周期の同じ部分に関連付けられた超音波データを使用して決定される。照合又は相関のために使用されるスベックルおよび/又は特徴は、位置が生理的周期に対して相対的に決定されている場合に類似している可能性が高い。

【0062】

ステップ34の代替的な実施形態では、ボリュームイメージングトランスデューサ14の異なる位置44, 46間の関係がトランスデューサ14上のセンサ26によって与えられる。トランスデューサ14に搭載されたセンサ26は、室内又はボリューム内の絶対位置を提供するか、又は前の位置からの位置の差を提供し、例えば、動きの量と向きを時間の関数として提供する。いずれの場合も、2つの異なるトランスデューサ位置44、46間の並進および/又は回転の差と、ボリューム40, 42を表わす超音波データの関連付けられた空間関係の差が決定される。

【0063】

任意的なステップ36では、異なるボリュームを表わす超音波データの異なる超音波データセットが結合される。各超音波データセットは、結合のためのステップ34の所定の間隔又は相対位置の関数として他のデータセットに対して相対的に揃えられる。図3に示されている2つのボリューム40, 42は図示されているように揃えられ、図4に示されているボリューム56を形成するように結合される。

【0064】

オーバーラップ領域52では、例えば、平均化又は重み付け平均化などのように、第1の超音波データセットの超音波データは第2の超音波データセットの超音波データに混合される。最大値もしくは最小値の選択、あるいは、相関の量、データのタイプ、データの信号対雑音比、又は超音波データもしくはセンサ26から決定されたその他のパラメータの関数としての適応的な混合などの種々の結合技術のいずれでも使用される。一実施形態では、3Dグリッド上の特定の位置で重なるデータセットのいずれか又は全部からの3Dグリッド上の特定の位置と関連付けられた1つ又は複数の値の等重み平均化を用いる有限インパルス応答フィルタリングが実行される。例えば、各データセットの3Dグリッド点に最も近い4個の画素値は、データセットの間で等しい重み付けもしくは空間的に関連した重み付けが適用されたグリッド点からのデータ値の距離の関数として重み付けされる。結果として得られる合成値は正規化される。種々の現在知られているか又は将来開発される内挿技術および混合技術のいずれが使用されてもよい。代替的な実施形態では、3Dグリッドへの内挿および異なるデータセットからの超音波データの結合は別々に実行される。

【0065】

唯一のデータセットが領域を表わす領域は、平均化又はその他の変更なしに結合に含まれる。代替的に、これらの領域は削除されるか、又は超音波データは、利得の縞又は差を回避するために重なり合った領域の処理を考慮するために増減される。結合の際に混合を回避する一実施形態では、例えば、同一又は実質的に同一の空間位置を占める異なるデータセットからのデータ点を混合することなく結合されたボリュームを増大させるように、重ならない領域だけからの超音波データが別のボリュームの超音波データセットに追加される。

【0066】

一実施形態では、特徴又はボリュームを全体的に表わす超音波データは、合成前に加圧歪みの関数として変形又は変更される。代替的な実施形態では、モーフィングは合成後に現れる。例えば、超音波データは、皮膚に乗せられている間に臓器を圧迫又は歪めるトランスデューサによって誘起されるような圧力、又は臓器に加わる心周期圧力によって誘起

10

20

30

40

50

されるような圧力を考慮するために内挿される。

【0067】

任意的なステップ38では、合成超音波データに応じた3次元画像が形成又は生成される。例えば、最大強度投影、最小強度投影、重み付き投影、又はアルファブレンディングは、ボリューム56に対して相対的に異なる1つ又は複数の視線方向のためにボリュームレンダリングされる。代替的に、シェーディングとの関連付けの有無とは無関係に、サーフェスレンダリングは画像として生成される。種々の現在知られているか又は将来開発される3次元イメージング技術は、ボリュームを表わす超音波データが与えられるならば、いずれでも使用される。

【0068】

表示された3次元画像は拡張視野を提供する。ボリューム40, 42の1つずつに基づいて別々に3次元画像を提供するかわりに、結合ボリューム56を表わす3次元画像が提供される。3次元におけるこの拡張視野は、固定的に保持されたトランスデューサ14を用いて取得される領域又は視野より広い。一実施形態では、結合領域56全体の超音波データが3次元画像を生成するために使用される。代替的に、例えば、第1のボリューム40又は第2のボリューム42のいずれかの第1の部分だけを使用するように、結合領域56の選択された部分の超音波データが使用される。拡張視野に対して、一方のデータセットの少なくとも一部分は他のデータセットからのデータと共に3次元画像を生成するために含まれる。

【0069】

ステップ38の別の実施形態では、2次元拡張視野画像が異なるボリューム又は結合された拡張視野ボリュームからの超音波データから生成される。2次元拡張視野画像は相対位置に応じて生成される。画像の平面は相対位置を決定するために使用された平面のうちの1つ、又は異なる平面である。画像の平面は1つ又は複数の走査平面に対応するか、又は超音波データが所望の平面に内挿、外挿、又は統合されている。相対位置を使用すると、異なるデータセット又はボリュームからのデータは2次元視野に寄与することがある。データは画素位置毎に混合又は選択される。例えば、異なるボリュームからのデータは、ステップ36に関して上述されているように、画像平面だけに沿って結合される。別の実施例として、結合ボリュームからのデータが選択される。

【0070】

1つ又は複数の2次元拡張視野が生成されることがある。例えば、多平面再構成が拡張ボリュームに対して実行される。拡張ボリュームを通る異なる断面又はスライスを表わす2つ以上の2次元画像が生成され、実質的に同時に表示される。2次元画像は、拡張ボリュームもしくは1つ又は複数のコンポーネントボリュームの1つ又は複数の3次元画像と共に表示されることがある。

【0071】

別の実施形態では、値が相対位置の関数として計算される。種々の空間計算は、拡張ボリュームを使用するような、1つのコンポーネントボリュームの外側にあるデータの関数である。例えば、拡張ボリュームの範囲内に完全に含まれるが、いずれのコンポーネントボリュームの範囲内にも完全には含まれない領域のボリュームが計算される。別の実施例として、一方の3次元ボリュームの範囲内に含まれない第1の点から別の3次元ボリュームの範囲内に含まれない第2の点までの距離が計算される。他の計算には、境界検出計算又は周囲長が含まれる。

【0072】

空間計算は各超音波値によって表わされたボクセルサイズ又は領域の関数である。例えば、走査線密度、アレイのサイズ、又はその他の情報がピクセル又はボクセルスケールを決定するために使用される。相対位置は、一方のボリュームからのデータを別のボリュームからのデータに対して空間的に揃え、空間計算を可能にする。空間計算は、例えば、結合されていないボリュームセット、又は拡張ボリュームを表わすために結合された超音波データのような、別個のデータセットからの超音波データを用いて実行される。

【 0 0 7 3 】

上記の説明は一般に 2 個のボリュームに関係しているが、3 個以上のボリュームが本明細書に記載されているように結合されることがある。複数のボリュームは、より大きい臓器を可視化するために 1 個の複合ボリュームとして一つに接合され、様々なレベルの混合を行うことがある。複合ボリュームは、拡張視野 4 D イメージング（すなわち、時間の関数として複合ボリュームを用いる 3 D イメージング）を行うために複数回に亘って再び取得される。本明細書に記載されている 3 D アプリケーションは 4 D イメージング又は処理のため使用されることがある。

【 0 0 7 4 】

複合ボリューム 3 次元画像は、複数の 3 次元画像を取得している間に表示されることがある。ボリュームを通る任意のスライスのようなコンポーネントボリューム又は結合ボリュームのいずれかを表わす他の表示が最終的な表示の前に生成されることがある。データのコンポーネントボリュームセットを取得している間に、又は混合又は複合 3 次元画像を表示している間に、他の 2 次元画像が表示されることもある。拡張視野 3 次元画像は、3 D 外科手術計画および / 又はフリスルー解析のために使用される。例えば、歪み情報又は造影剤灌流、混合ボリューム 3 次元画像内の流入又は流出情報、又は混合ボリューム 3 次元画像としての流入又は流出情報を用いるイメージングのように、4 次元の機能的又はパノラマ的画像情報が検出され、表示されることもある。B モード、ドップラー速度、ドップラーパワー、又はその他のタイプの情報が 3 次元画像の表示のため独立に又は一緒に使用される。例えば、パワーモードドップラー表示は、複数のボリュームのため取得されたドップラーデータからの B モード情報なしで生成される。別の実施例として、歪み、歪み速度、又はその他のパラメトリックイメージングフォーマットが拡張視野 3 次元処理又はイメージングのため使用される。

【 0 0 7 5 】

他のイメージング方法が、大きい視野ボリューム画像、又は大きい 3 D 視野を表わすデータセットを生成するために使用されることがある。他のイメージング方法は、X 線、磁気共鳴、又は陽電子放射コンピュータ断層撮影を含むことがある。超音波データを用いて生成された拡張視野は他のイメージング方法のデータに対応することがある。リアルタイム又はオフラインで、ボリュームを表わすデータ、又は他の方法からの画像が超音波拡張視野の幾何学的性質を校正するため使用される。例えば、超音波ボリュームの相対位置は、精緻化されるか、又は他の方法からのデータの関数である。別の実施例として、オーバーラップボリュームからのデータの結合は他の方法からのデータの関数である。付加的又は代替的な実施形態において、同じ視野、類似視野、又はオーバーラップ視野を表わす異なる方法からのデータが結合される。異なる方法からのデータの校正又は融合は外科手術ガイダンス又は計画又は診断を支援することがある。

【 0 0 7 6 】

本発明は様々な実施形態を参照して上述されているが、多数の変更および変形が本発明の範囲から逸脱することなく行われ得ることが理解されるべきである。例えば、最小限の処理を用いるリアルタイムトラッキングの場合、ユーザは一方向に沿って平行移動させるように指示され、動きは、仰角次元のような一方向だけに沿って追跡される。したがって、上記の詳細な説明は限定としてではなく、例示としてみなされることが意図され、かつ、本発明の精神および範囲を規定するよう意図されているのは、すべての均等物を含む特許請求の範囲であることが理解されるべきである。

【 図面の簡単な説明 】

【 0 0 7 7 】

【 図 1 】 3 次元イメージング用の超音波システムの一実施形態を示すブロック図

【 図 2 】 視野を拡張した 3 次元イメージングの一実施形態を表すフローチャート

【 図 3 】 トランスデューサの平行移動中に 2 個のボリュームを取得する一実施形態を示す図

【 図 4 】 一実施形態における視野を拡張したボリュームを示す図

10

20

30

40

50

【図5】 3次元ボリュームに対して相対的な2次元平面を示す図

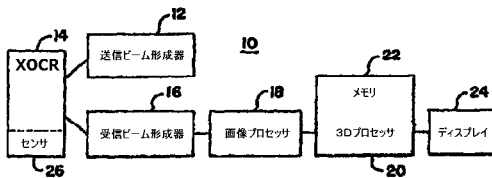
【符号の説明】

【0078】

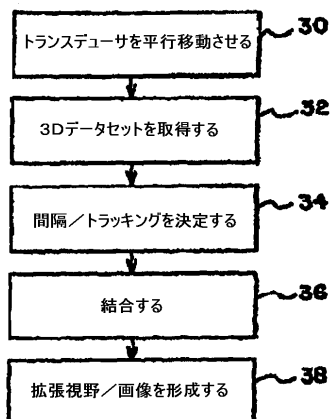
- 10 医療診断超音波イメージングシステム
- 12 送信ビーム形成器
- 14 ボリュームイメージングトランスデューサ
- 16 受信ビーム形成器
- 18 画像プロセッサ
- 20 3Dプロセッサ
- 22 メモリ
- 24 ディスプレイ

10

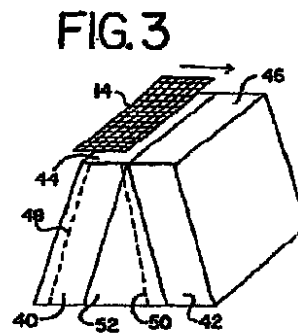
【図1】



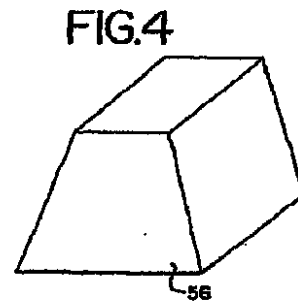
【図2】



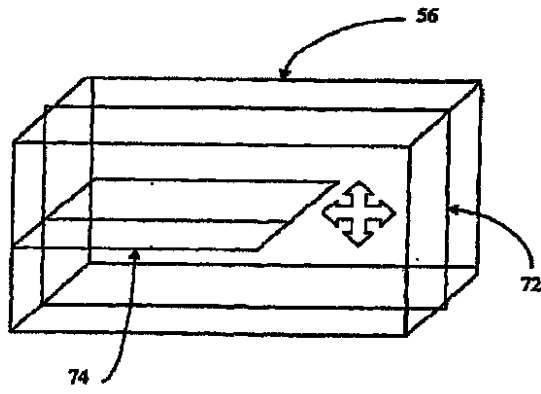
【図3】



【図4】



【 図 5 】

**Figure 5**

【国際調査報告】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No
PCT/US2007/000367

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER INV. A61B8/00		
According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC		
B. FIELDS SEARCHED Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols) A61B G01S		
Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched		
Electronic data base consulted during the International search (name of data base and, where practical, search terms used) EPO-Internal, WPI Data, INSPEC, COMPENDEX, EMBASE		
C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X	US 2005/033173 A1 (VON BEHREN PATRICK L [US] ET AL) 10 February 2005 (2005-02-10) cited in the application abstract paragraphs [0004] - [0008], [0034] - [0038]; figures 1-4	1-24
X	US 6 014 473 A (HOSSACK JOHN A [US] ET AL) 11 January 2000 (2000-01-11) abstract	1-3, 22
Y	column 1, line 14 - line 18 column 2, line 19 - line 59 column 4, line 48 - column 5, line 19 column 6, line 59 - column 7, line 15 column 9, line 13 - column 10, line 4 column 13, line 45 - line 67 ----- -/-	4-19, 23, 24
<input checked="" type="checkbox"/> Further documents are listed in the continuation of Box C. <input checked="" type="checkbox"/> See patent family annex.		
* Special categories of cited documents : "A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance "E" earlier document but published on or after the International filing date "L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified) "O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means "P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed "T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention "X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone "Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art. "&" document member of the same patent family		
Date of the actual completion of the international search 17 March 2008		Date of mailing of the international search report 28/03/2008
Name and mailing address of the ISA/ European Patent Office, P.B. 5818 Patentlaan 2 NL - 2280 HV Rijswijk Tel. (+31-70) 340-2040, Tx. 31 651 epo nl, Fax: (+31-70) 340-3016		Authorized officer Juárez Colera, M

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No
PCT/US2007/000367

C(Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
Y	US 2002/167533 A1 (TIRUMALAI ARUN P [US] ET AL) 14 November 2002 (2002-11-14) abstract paragraphs [0006] - [0009], [0025] - [0040]; figures 2-4	4-19, 23, 24
Y	US 6 364 835 B1 (HOSSACK JOHN A [US] ET AL) 2 April 2002 (2002-04-02) abstract column 1, line 66 - line 67 column 3, line 3 - line 52; figures 1-5	4-19, 23, 24

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

Information on patent family members

International application No

PCT/US2007/000367

Patent document cited in search report		Publication date	Patent family member(s)	Publication date
US 2005033173	A1	10-02-2005	NONE	
US 6014473	A	11-01-2000	AU 1983397 A DE 69736549 T2 EP 0883860 A1 JP 2001521404 T WO 9732277 A1	16-09-1997 23-08-2007 16-12-1998 06-11-2001 04-09-1997
US 2002167533	A1	14-11-2002	NONE	
US 6364835	B1	02-04-2002	NONE	

フロントページの続き

(81)指定国 AP(BW, GH, GM, KE, LS, MW, MZ, NA, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), EA(AM, AZ, BY, KG, KZ, MD, RU, TJ, TM), EP(AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, NL, PL, PT, RO, SE, SI, SK, TR), OA(BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, ML, MR, NE, SN, TD, TG), AE, AG, AL, AM, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IS, JP, KE, KG, KM, KN, KP, KR, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LT, LU, LV, LY, MA, MD, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PG, PH, PL, PT, RO, RS, RU, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, SV, SY, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, ZA, ZM, ZW

(72)発明者 スイ、レイ

アメリカ合衆国 98056 ワシントン ニューキャッスル 8203-120 ティーエイチ
ブレイス エスイー

(72)発明者 ティルマレイ、アラン

アメリカ合衆国 98075 ワシントン サンマミッシュ 22 エヌディー ストリート 26
417 エスイー

F ターム(参考) 4C601 BB03 EE05

专利名称(译)	扩展体积超声数据的显示和测量方法		
公开(公告)号	JP2009535152A	公开(公告)日	2009-10-01
申请号	JP2009509547	申请日	2007-01-05
[标]申请(专利权)人(译)	美国西门子医疗解决公司		
申请(专利权)人(译)	西门子医疗系统集团美国公司		
[标]发明人	スイレイ ティルマレイアラン		
发明人	スイ、レイ ティルマレイ、アラン		
IPC分类号	A61B8/00		
CPC分类号	A61B8/00 A61B8/4254 A61B8/483 G01S7/52065 G01S15/8993		
FI分类号	A61B8/00		
F-TERM分类号	4C601/BB03 4C601/EE05		
代理人(译)	山口岩		
优先权	11/415587 2006-05-01 US		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

执行三维超声数据采集以用于扩展的场成像或处理。使用二维处理确定两个或更多个三维体积 (40,42) 的相对位置。例如, 沿两个非平行平面 (72,74) 确定位置差。通过组合来自两个差异的矢量, 确定三维体积 (40,42) 的相对位置。另一个特征是计算诸如体积或距离的值作为两个或更多个体积的相对位置的函数的步骤, 作为相对位置的函数的二维扩展视场, 而不必形成三维扩展视野生成38多平面重建视野并确定相对位置确定34或考虑用于组合表示不同体积的36个数据的生理时间相位的步骤。

