

(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2014-522683

(P2014-522683A)

(43) 公表日 平成26年9月8日(2014.9.8)

(51) Int.Cl.  
A61B 8/12 (2006.01)

F I  
A61B 8/12

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 32 頁)

(21) 出願番号 特願2014-518004 (P2014-518004)  
 (86) (22) 出願日 平成24年6月21日 (2012.6.21)  
 (85) 翻訳文提出日 平成25年12月26日 (2013.12.26)  
 (86) 国際出願番号 PCT/IB2012/053138  
 (87) 国際公開番号 WO2013/001424  
 (87) 国際公開日 平成25年1月3日 (2013.1.3)  
 (31) 優先権主張番号 61/501, 271  
 (32) 優先日 平成23年6月27日 (2011.6.27)  
 (33) 優先権主張国 米国 (US)

(71) 出願人 590000248  
 コーニンクレッカ フィリップス エヌ  
 ヴェ  
 オランダ国 5656 アーエー アイ  
 ドーフエン ハイテック キャンパス 5  
 (74) 代理人 110001690  
 特許業務法人M&Sパートナーズ  
 (72) 発明者 ジャイン アーミート クマー  
 オランダ国 5656 アーエー アイ  
 ドーフエン ハイ テック キャンパス  
 ビルディング 44  
 (72) 発明者 スタントン ダグラス アレン  
 オランダ国 5656 アーエー アイ  
 ドーフエン ハイ テック キャンパス  
 ビルディング 44

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 超音波画像誘導システム及びボリューム運動に基づく較正方法

(57) 【要約】

本発明は、超音波画像誘導システム、及びかかるシステムを動作させるためのボリューム運動に基づく較正方法に関する。このシステムは、解剖学的対象10の画像ボリューム13i、13jを生成するように動作可能な1つ又は複数の超音波探触子20を含む。このシステムは、少なくとも1つの位置センサ30を含むアダプタ装置50を更に含み、アダプタ装置50は或る使用事象では超音波探触子20の1つに取付可能である。少なくとも1つの位置センサ30は、使用事象ごとに1つ又は複数の超音波探触子20に対して可変位置にある。このシステムは、座標系11内での少なくとも1つの位置センサ30の追跡を表す追跡データ32を生成するように動作可能な追跡装置51と、画像ボリューム13i、13jに基づいて解剖学的対象10の撮像データ22を生成するように動作可能な超音波撮像装置21とを更に含む。このシステムは、画像に基づくボリューム運動VMIB及び追跡に基づくボリューム運動VMTBを用いて較正行列51を計算することにより、少なくとも1つの位置センサ30の座標系11に対して撮像データ22

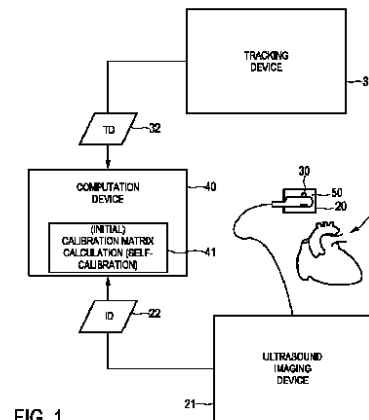


FIG. 1

## 【特許請求の範囲】

## 【請求項 1】

解剖学的対象の画像ボリュームを生成するように動作可能な 1 つ又は複数の超音波探触子と、

少なくとも 1 つの位置センサを含むアダプタ装置であって、前記アダプタ装置は或る使用事象では前記超音波探触子の 1 つに取付可能であり、前記少なくとも 1 つの位置センサは使用事象ごとに前記 1 つ又は複数の超音波探触子に対して可変位置にある、アダプタ装置と、

座標系内での前記少なくとも 1 つの位置センサの追跡を表す追跡データを生成するように動作可能な追跡装置と、

前記画像ボリュームに基づいて前記解剖学的対象の撮像データを生成するように動作可能な超音波撮像装置と、

画像に基づくボリューム運動及び追跡に基づくボリューム運動を用いて較正行列を計算することにより、前記少なくとも 1 つの位置センサの座標系に対して前記撮像データを使用事象ごとに自動で自己較正するように動作可能な計算装置と

を含む超音波画像誘導システムであって、

前記画像に基づくボリューム運動は、前記撮像データから得られる少なくとも 2 つの画像ボリュームの画像の動きを表し、

前記追跡に基づくボリューム運動は、前記追跡データから得られる前記画像ボリュームの追跡運動を表す、

超音波画像誘導システム。

## 【請求項 2】

前記計算装置が前記少なくとも 1 つの位置センサの前記座標系に対して前記撮像データを自動で自己較正する前は、前記システムが較正されていない、請求項 1 に記載のシステム。

## 【請求項 3】

前記アダプタ装置が複数の使用事象に再利用可能である、請求項 1 に記載のシステム。

## 【請求項 4】

前記アダプタ装置が、ハードシェルであって、前記少なくとも 1 つの位置センサが内部に組み込まれる又は前記ハードシェルに取り付けられる、ハードシェルである、請求項 1 に記載のシステム。

## 【請求項 5】

前記ハードシェルが互いに対してクランプされる少なくとも 2 つの部分に分けられる、請求項 4 に記載のシステム。

## 【請求項 6】

前記アダプタ装置が弾性チューブである、請求項 1 に記載のシステム。

## 【請求項 7】

前記弾性チューブが前記超音波探触子を覆って熱収縮される、請求項 6 に記載のシステム。

## 【請求項 8】

前記アダプタ装置が非弾性の予め形成されたチューブである、請求項 1 に記載のシステム。

## 【請求項 9】

前記予め形成されたチューブが内部の接着剤層を有する、請求項 8 に記載のシステム。

## 【請求項 10】

前記画像に基づくボリューム運動が、前記座標系内の第 2 の画像ボリュームの画像位置に対する前記座標系内の第 1 の画像ボリュームの画像位置に応じて計算され、且つ / 又は前記追跡に基づくボリューム運動が、前記追跡データによって表される前記座標系内の第 1 の画像ボリュームの追跡位置及び前記追跡データによって表される前記座標系内の第 2 の画像ボリュームの追跡位置に応じて計算される、請求項 1 に記載のシステム。

10

20

30

40

50

## 【請求項 1 1】

前記追跡に基づくボリューム運動及び前記画像に基づくボリューム運動を用いる一次方程式を解くことにより、前記計算装置が前記較正行列を計算するように動作可能である、請求項 1 に記載のシステム。

## 【請求項 1 2】

前記少なくとも 1 つの位置センサが電磁センサであり、前記追跡装置が電磁追跡装置である、請求項 1 に記載のシステム。

## 【請求項 1 3】

前記画像に基づくボリューム運動と前記追跡に基づくボリューム運動との間の絶対差の検査を含む、前記自動自己較正から得られる前記較正行列の有効化検査を実行するように前記計算装置が更に動作可能である、請求項 1 に記載のシステム。

10

## 【請求項 1 4】

解剖学的対象の画像ボリュームを生成するように動作可能な 1 つ又は複数の超音波探触子と、少なくとも 1 つの位置センサを含むアダプタ装置とを含む超音波画像誘導システムを動作させるためのボリューム運動に基づく較正方法であって、前記アダプタ装置は、或る使用事象では前記超音波探触子の 1 つに取付可能であり、前記少なくとも 1 つの位置センサは使用事象ごとに前記 1 つ又は複数の超音波探触子に対して可変位置にあり、前記方法は、

a) 座標系内での前記少なくとも 1 つの位置センサの追跡を表す追跡データを生成するステップと、

20

b) 前記画像ボリュームに基づいて前記解剖学的対象の撮像データを生成するステップと、

c) 画像に基づくボリューム運動及び追跡に基づくボリューム運動を用いて較正行列を計算することにより、前記少なくとも 1 つの位置センサの前記座標系に対して前記撮像データを使用事象ごとに自動で自己較正するステップと

を含む方法であり、

前記画像に基づくボリューム運動は、前記撮像データから得られる前記座標系内での少なくとも 2 つの画像ボリュームの画像の動きを表し、

前記追跡に基づくボリューム運動は、前記追跡データから得られる前記座標系内での前記画像ボリュームの追跡運動を表す、

30

方法。

## 【請求項 1 5】

コンピュータプログラムであってコンピュータ上で実行されるとき、請求項 1 4 に記載の方法のステップを前記コンピュータに実行させるプログラムコード手段を含む、コンピュータプログラム。

## 【発明の詳細な説明】

## 【技術分野】

## 【0001】

本発明は、解剖学的対象の画像ボリュームを生成するように動作可能な 1 つ又は複数の超音波探触子を含む超音波画像誘導システムに関する。本発明は、かかる超音波画像誘導システムを動作させるためのボリューム運動に基づく較正方法、及びその方法を実装するコンピュータプログラムに更に関する。

40

## 【背景技術】

## 【0002】

超音波は、過去数十年で介入的処置、例えば低侵襲的介入のための優先的な物理療法になり始めている。具体例は、処置内の拍動心臓手術及び治療である。特に超音波画像誘導介入が、例えば弁の配置から、生検、切除に至るまで、大変強い興味をもたれている。超音波画像は、ここでは外科医又は治療者が、例えば針やカテーテルなどの医療機器をナビゲートし又は誘導するのに役立ち得る。

## 【0003】

50

これらの超音波画像誘導（ナビゲーション）システムの主な制限の1つは、予め較正された超音波探触子が必要なことであり、超音波探触子には追跡用の位置センサが取り付けられる必要があり、システム/超音波探触子の較正、より詳細には超音波探触子の画像と位置センサとの間の較正が行われなければならない。この較正はシステム全体の性能を決定することが示されており、位置センサの組み込みを困難且つ高価にしている。この較正は高価な事前較正プロトコルを必要とし、このシステムを工場で製造するにも費用がかかる。

#### 【0004】

例えば、米国特許出願公開第2010/0081920 A1号は、超音波や他の撮像診断法によって誘導される医療処置に使用するための電磁（EM：electromagnetic）追跡システムを開示する。このシステムは、電磁（EM）センサが外せるように固定される様々な構成要素のツールセットを含む。ツールセットは、EM追跡可能な套管針、EMセンサを備えたブラケット、溝付針ガイド、EMセンサを備えたアダプタ、及び外部的皮膚マーカを含む。しかしこのシステムは複雑であり、専用の事前較正を必要とする。このことは、非常に高価なシステムを生み出す。

10

#### 【発明の概要】

#### 【発明が解決しようとする課題】

#### 【0005】

本発明の目的は、より安価だが医学的介入に必要な信頼性の高い結果を依然としてもたらず超音波画像誘導システムを提供することである。更なる目的は、かかるシステムを動作させるためのボリューム運動に基づく較正方法、及びその方法を実装するコンピュータプログラムを提供することである。

20

#### 【課題を解決するための手段】

#### 【0006】

本発明の第1の態様では、解剖学的対象の画像ボリュームを生成するように動作可能な1つ又は複数の超音波探触子と、少なくとも1つの位置センサを含むアダプタ装置とを含む超音波画像誘導システムが提示される。アダプタ装置は、或る使用事象では超音波探触子の1つに取付可能であり、少なくとも1つの位置センサは使用事象ごとに1つ又は複数の超音波探触子に対して可変位置にある。このシステムは、座標系内での少なくとも1つの位置センサの追跡を表す追跡データを生成するように動作可能な追跡装置と、画像ボリュームに基づいて解剖学的対象の撮像データを生成するように動作可能な超音波撮像装置とを更に含む。このシステムは、画像に基づくボリューム運動及び追跡に基づくボリューム運動を用いて較正行列を計算することにより、少なくとも1つの位置センサの座標系に対して撮像データを使用事象ごとに自動で自己較正するように動作可能な計算装置を更に含む。画像に基づくボリューム運動は、撮像データから得られる少なくとも2つの画像ボリュームの画像の動きを表す。追跡に基づくボリューム運動は、追跡データから得られる画像ボリュームの追跡運動を表す。

30

#### 【0007】

本発明の更なる態様では、解剖学的対象の画像ボリュームを生成するように動作可能な1つ又は複数の超音波探触子と、少なくとも1つの位置センサを含むアダプタ装置とを含む超音波画像誘導システムを動作させるためのボリューム運動に基づく較正方法が提示される。アダプタ装置は、或る使用事象では超音波探触子の1つに取付可能である。少なくとも1つの位置センサは使用事象ごとに1つ又は複数の超音波探触子に対して可変位置にある。この方法は、a) 座標系内での少なくとも1つの位置センサの追跡を表す追跡データを生成するステップと、b) 画像ボリュームに基づいて解剖学的対象の撮像データを生成するステップと、c) 画像に基づくボリューム運動及び追跡に基づくボリューム運動を用いて較正行列を計算することにより、少なくとも1つの位置センサの座標系に対して撮像データを使用事象ごとに自動で自己較正するステップとを含む。画像に基づくボリューム運動は、撮像データから得られる座標系内での少なくとも2つの画像ボリュームの画像の動きを表す。追跡に基づくボリューム運動は、追跡データから得られる座標系内の画

40

50

像ボリュームの追跡運動を表す。

【0008】

本発明の更なる態様では、コンピュータプログラムであってコンピュータ上で実行されるとき、本明細書で開示される方法のステップをコンピュータに実行させるコード手段を含む、コンピュータプログラムが提示される。

【0009】

本発明の基本概念は、較正行列を計算するための特定の自動自己較正方法と組み合わせで不正確なアダプタ装置を使用することである。超音波探触子に取付可能な又は取り付けられる位置（追跡）センサを備えるアダプタ装置を有する（較正されていない）システム又は超音波探触子が提供され、アダプタ装置は不正確に製造され得る。従って、特定の超音波探触子用に特製のアダプタ装置を提供する必要がない。アダプタ装置は、特に複数の異なる超音波探触子（又は複数の異なる種類の超音波探触子）に適合することができる。このようにして、著しく安価なよりプラグアンドプレイの機構（アダプタ装置）が提示される。その結果、例えばマイクロン級の繰返し精度を提供する鑄造技法又はラビッドプロトタイプング/プリント技法を使用してアダプタ装置が大量生産され得る。特にアダプタ装置は、超音波探触子に着脱可能に取り付け可能とすることができ、又は取り付けられる。特にアダプタ装置及び/又は超音波探触子は、生体内用途又は使用に適合され得る。

10

【0010】

位置センサを含む不正確に製造されたアダプタ装置は、或る使用事象では超音波探触子の1つに取付可能であり又は取り付けられる。使用事象とは、超音波探触子の1つにアダプタ装置を取り付け、このアダプタ-探触子の組合せを（例えば低侵襲的介入などの医学的介入に）使用することを言う。アダプタ装置は、位置センサが、使用事象ごとに1つ又は複数の超音波探触子に対して可変位置にある、又は可変位置にあっても良いように設計される。超音波探触子に対するアダプタ装置の位置決定又は配置は繰返し可能である必要はない。位置センサは、アダプタ装置内に組み込まれても良く、又はアダプタ装置に取り付けられても良い（例えばアダプタ装置に接着剤で付けられても良い）。或いは位置センサは、（例えば位置センサを有する別個の着脱可能部分を使って）着脱可能にアダプタ装置に取り付けられても良く、又は組み込まれても良い。

20

【0011】

一例では、使用事象ごとに1つのアダプタ装置が超音波探触子のちょうど1つに取付可能であり、又は取り付けられる。但し、アダプタ装置が不正確に製造されること、例えば許容誤差が原因で、位置センサは使用事象ごとにその単一の超音波探触子に対して可変位置にある。

30

【0012】

別の例では、アダプタ装置が第1の使用事象のために第1の超音波探触子に取付可能であり又は取り付けられ、第2の使用事象のために第2の別の超音波探触子に取付可能であり又は取り付けられる。アダプタ装置が不正確に製造されること（例えば許容誤差）により、第1の使用事象から第2の使用事象まで、位置センサは第1の超音波探触子に比べて第2の超音波探触子に対して可変位置にある。即ち、第2の使用事象では、位置センサが第1の使用事象の位置センサの位置に比べて別の位置にある。

40

【0013】

それでもなお、不正確に製造されたアダプタ装置を（較正されていない）システム内で使用しても、本発明による専用の自動自己較正が使用されるので動作する。この自動自己較正は、画像に基づくボリューム運動及び追跡に基づくボリューム運動を用いて較正行列を計算することにより、位置センサに対して撮像データを使用事象ごとに自動で自己較正する。画像に基づくボリューム運動は、座標系内の少なくとも2つの画像ボリュームの画像の動きを表し、撮像データから得られる。追跡に基づくボリューム運動は、座標系内の画像ボリュームの追跡運動を表し、追跡データから得られる。自動自己較正があれば、もはや（例えばファントムを使った）専用の事前較正が行われる必要がないことを意味する。治療中や手術中など、システムの使用中に何れにせよ生成される追跡データ及び撮像デ

50

ータがこの較正のために使用され得る。とりわけこの自己較正は、治療介入（例えば手術）自体の間に行われても良い。自己較正は、利用者（例えば医師）からの手動入力なしに起こる。この較正は、既存の臨床ワークフローを変更することなく起こる。従って、この自動自己較正方法と組み合わせて不正確なアダプタを使用することは臨床ワークフローを単純化する。

【0014】

本発明の好ましい実施形態が従属請求項の中で定められている。特許請求の範囲に記載のボリューム運動に基づく較正方法又はコンピュータプログラムは、特許請求の範囲に記載される、及び従属請求項の中で定められる超音波画像誘導システムと類似の及び/又は同一の好ましい実施形態を有することが理解されるべきである。

10

【0015】

一実施形態では、計算装置が少なくとも1つの位置センサの座標系に対して撮像データを自動で自己較正する前は、システムが較正されていない。従って、システムは使用事象の前に較正されていないこともあり得る。この場合、計算される較正行列は初期較正行列である。以前にその特定の超音波探触子について較正行列が計算されていないということになる。

【0016】

別の実施形態では、アダプタ装置が複数の使用事象に再利用可能である。再利用することでシステムの費用が低減される。

【0017】

更なる実施形態では、アダプタ装置が、ハードシェルであって、少なくとも1つの位置センサが内部に組み込まれる又はハードシェルに取り付けられる、ハードシェルである。この実施形態は、ロバストなアダプタ装置をもたらす。

20

【0018】

この実施形態の改変形態では、ハードシェルが互いに対してクランプされるようになされる少なくとも2つの部分に分けられる。この実施形態は、とりわけ複数の使用事象に再利用可能な着脱可能なアダプタ装置を提供する。

【0019】

代替的实施形態では、アダプタ装置が弾性チューブである。この実施形態は、超音波探触子に最適に適合するアダプタ装置を提供する。

30

【0020】

この実施形態の改変形態では、弾性チューブが超音波探触子を覆って熱収縮される。この実施形態は、アダプタ装置を超音波探触子に取り付ける容易且つ信頼性の高い方法を提供する。

【0021】

別の代替的实施形態では、アダプタ装置が非弾性の予め形成されたチューブである。この実施形態は、ロバストなアダプタ装置を提供する。

【0022】

この実施形態の改変形態では、予め形成されるチューブが内部の接着剤層を有する。この実施形態は、アダプタ装置を超音波探触子に取り付ける容易且つ信頼性の高い方法を提供する。

40

【0023】

更なる実施形態では、各画像ボリュームが、解剖学的対象の基準画像ボリュームの別個のサブセットである。例えば、基準画像ボリュームは、心臓の完全な超音波ボリュームスキャンとすることができる。

【0024】

更なる実施形態では、画像に基づくボリューム運動が、座標系内の第2の画像ボリュームの画像位置に対する座標系内の第1の画像ボリュームの画像位置に応じて計算される。或いは又は追加的に、追跡に基づくボリューム運動が、追跡データによって表される座標系内の第1の画像ボリュームの追跡位置及び追跡データによって表される座標系内の第2

50

の画像ボリュームの追跡位置に応じて計算される。

【0025】

この実施形態の改変形態では、画像に基づくボリューム運動の計算が、第1の画像ボリュームと第2の画像ボリュームとの間の、とりわけ解剖学的対象の基準画像ボリュームに対する位置決めを含む。或いは又は追加的に、追跡に基づくボリューム運動の計算が、座標系内の第1の画像ボリュームの追跡位置、座標系内の第2の画像ボリュームの追跡位置、及び較正行列に応じた、第1のボリューム画像と第2のボリューム画像との間の位置決め変換を含む。

【0026】

更なる改変形態では、画像に基づくボリューム運動の計算が、座標系内の解剖学的対象の動きの補償を含む。

【0027】

別の実施形態では、追跡データと撮像データとが同時に生成される。とりわけ、解剖学的対象の幾つかの画像ボリュームと、少なくとも1つの位置センサによる追跡信号の幾つかの読取とが同時に生成されても良く、追跡信号の各読取は生成される画像ボリュームに対応する。その数は、超音波探触子の幾つかの異なるポーズに相当し得る。このようにして、較正行列の計算に使用され得る幾つかの運動の対がもたらされる。

【0028】

別の実施形態では、追跡に基づくボリューム運動及び画像に基づくボリューム運動を用いる一次方程式を解くことにより、計算装置が較正行列を計算するように動作可能である。とりわけ運動量は同じはずなので、追跡に基づくボリューム運動と画像に基づくボリューム運動とは一次方程式を用いて等式化され得る。そのような一次方程式を使用することは、閉形式解及び速い較正を可能にする。例えば非線形最適化方法に比べ、計算が極小に捉われることはない。この実施形態の改変形態では、双対四元数を使用して一次方程式が解かれる。

【0029】

更なる実施形態では、較正行列が画像ボリュームと少なくとも1つの位置センサとの間の空間的關係を表す。

【0030】

別の実施形態では、少なくとも1つの位置センサが電磁センサであり、追跡装置が電磁追跡装置である。代替的实施形態では、少なくとも1つの位置センサが光学センサであり、追跡装置が光学追跡装置である。例えばF O S S Lセンサ及び追跡システムやR F I Dセンサ及び追跡システムなど、他の任意の適切な種類の位置センサ及び追跡システムが使用されても良い。

【0031】

更なる実施形態では、画像に基づくボリューム運動と追跡に基づくボリューム運動との間の絶対差の検査を含む、自動自己較正から得られる較正行列の有効化検査を実行するように計算装置が更に動作可能である。このことは、超音波探触子の手術中の品質管理、より詳細には外科手術（例えば心臓手術）などの医学的介入中の較正を可能にする。特に、較正行列の有効性が継続的に検査され得る。任意の時点において、較正行列が何らかの理由で無効になる場合、警告標識がシステムによって発せられても良い。

【0032】

本発明のこれらの及び他の態様が、以下に記載される実施形態から明らかになり、かかる実施形態を参照することで明らかにされる。

【図面の簡単な説明】

【0033】

【図1】本発明による超音波画像誘導システムの一例示的实施形態を示す。

【図2】当技術分野で知られている解剖学的対象の2つの画像ボリュームの一例示的ボリューム運動を示す。

【図3a】本発明によるシステムのアダプタ装置の第1の実施形態を示す。

10

20

30

40

50

【図 3 b】本発明によるシステムのアダプタ装置の第 2 の実施形態を示す。

【図 4】本発明による超音波画像誘導システムの一例示的動作を示す。

【図 5】本発明の第 1 の実施形態による、ボリューム運動に基づく較正方法を表す流れ図を示す。

【図 6】本発明による、画像に基づくボリューム運動計算方法の一例示的实施形態を表す流れ図を示す。

【図 7 A】本発明による、画像に基づく位置決め方法の一例示的实施形態を表す流れ図を示す。

【図 7 B】本発明による、画像に基づく位置決め方法の一例示的实施形態を表す流れ図を示す。

【図 8】本発明による心臓運動モデリング方法の第 1 の例示的実施形態を表す流れ図を示す。

【図 9】本発明による、追跡に基づくボリューム運動計算方法の一例示的实施形態を表す流れ図を示す。

【図 10】第 2 の実施形態による超音波画像誘導システムの一例示的動作を示す。

【図 11】第 2 の実施形態による、ボリューム運動に基づく較正方法を表す流れ図を示す。

【図 12】較正閾値計算方法の一例示的实施形態を表す流れ図を示す。

【図 13】臨床的状况における本発明による超音波画像誘導システムの一例示的動作、又はボリューム運動に基づく較正方法を示す。

【図 14 a】本発明によるシステム又は方法によって得られた結果を示す。

【図 14 b】本発明によるシステム又は方法によって得られた結果を示す。

【発明を実施するための形態】

【0034】

図 1 は、超音波画像誘導システムの一例示的実施形態を示す。このシステムは、超音波撮像システム、追跡システム、及び計算装置 40 を使用する。

【0035】

本発明で超音波撮像システムとは、解剖学的対象（例えば心臓 10）の画像ボリュームを座標系内に生成するように動作可能な、又は生成するように構造的に構成される 1 つ又は複数の超音波探触子 20 と、画像ボリューム（画像ボリュームを処理すること）に基づいて解剖学的対象の撮像データ 22 を生成するように動作可能な、又は生成するように構造的に構成される超音波撮像装置 21 とを含む任意のシステムとして本明細書では広く定義される。とりわけ各画像ボリュームは、解剖学的対象の基準画像ボリュームの所定区域のサブセットとすることができる。超音波撮像システムは、とりわけ 3D 経食道エコー（「TEE」（trans-esophageal echo））探触子を使用することができる。一実施形態では、Philips Healthcare によって販売されている iEEE インテリジェントエコーシステムが超音波撮像システムとして働き得る。但し、他の適切な如何なる超音波撮像システムも使用可能である。

【0036】

本発明で追跡システムとは、少なくとも 1 つの位置センサ 30 を含むアダプタ装置 50 と、座標系内での少なくとも 1 つの位置センサ 30 の追跡を表す追跡データ 32 を生成する（座標系内で位置センサ 30 を追跡する）ように動作可能な、又は生成するように構造的に構成される追跡装置とを含む任意のシステムとして本明細書では広く定義される。アダプタ装置 50 は、或る使用事象では超音波探触子 20 の 1 つに取付可能であり又は取り付けられる。使用事象とは、超音波探触子の 1 つにアダプタ装置 50 を取り付け、このアダプタ - 探触子の組合せを使用することを言う。アダプタ装置 50 は、少なくとも 1 つの位置センサ 30 が、使用事象ごとに 1 つ又は複数の超音波探触子に対して可変位置にあるように設計される。従って、アダプタ装置は不正確に製造され得る。追跡システムの例は、これだけに限定されないが、任意の種類 of 電磁追跡システム及び任意の種類 of 光学的追跡システム、例えば形状感知を含む。一実施形態では、NDI によって販売されている Auror

10

20

30

40

50

a (商標) Electromagnetic Tracking Systemが電磁追跡システムとして働き得る。但し、他の適切な如何なる追跡システムも使用可能である。

【0037】

図3 aは、アダプタ装置の第1の実施形態を示し、図3 bは、アダプタ装置の第2の例を示す。図3 aの実施形態ではアダプタ装置50は、ハードシェルであって、2つの位置センサ30が内部に組み込まれる又はハードシェルに取り付けられる、ハードシェルである。図3 a及び図3 bの実施形態では、位置センサ30が電磁(EM)センサである。図3 aに示されているハードシェルは、互いに対してクランプされるようになされる2つの部分に分けられる。これらの2つの部分は、離して保持され、超音波探触子20を覆って配置され、互いに対してクランプされ得る。このようにして、アダプタ装置が超音波探触子を完全に密閉する。アダプタ装置50及び超音波探触子20は、生体内の用途又は使用に適合される。図3 bの実施形態では、アダプタ装置50が弾性チューブである。弾性チューブが音声探触子20を覆って熱収縮されている。

10

【0038】

本発明で計算装置40とは、画像に基づくボリューム運動及び追跡に基づくボリューム運動を用いて較正行列を計算することにより、少なくとも1つの位置センサ30の座標系に対して撮像データ22を使用事象ごとに自動で自己較正するように動作可能であり、又は自動で自己較正するように構造的に構成される任意の装置として本明細書では広く定義される。この計算は、図1に示される計算装置40の較正ユニット41内で行われ得る。計算装置40は、各画像ボリュームを解剖学的対象10の基準画像ボリューム(例えば心臓10の完全な超音波ボリューム)に対して位置決めするように更に動作可能であり得る。そのために、位置センサ30を追跡するための座標系内に画像ボリューム内のボクセルの座標を変換する変形式として、較正行列が計算装置40によって利用される。言い換えれば、較正行列は画像ボリュームと少なくとも1つの位置センサ30との間の空間的關係を表す。

20

【0039】

較正行列についての理解を促進するために、図2は座標系11(例えば追跡座標系)内の解剖学的対象(例えば心臓の完全な超音波ボリュームスキャン)の基準画像ボリューム12を示す。ボリューム画像13 i及びボリューム画像13 jを逐次的に生成するように超音波探触子20(図1)が操作され、探触子20によってボリューム画像13が生成されながら位置センサ30(図1)が座標系11内で追跡される。実際にはボリューム画像13が重複することもあるが、それぞれのボリューム画像13を明確に示すために図2では分けられている。

30

【0040】

較正行列は、画像ボリューム13内のボクセルの座標を座標系11内に変換する変換式を与える。そのように変換することは、画像を再構築するために画像ボリューム13が座標系内にマップされることを可能にする。自動自己較正のために、計算装置40は2つの情報源からの画像ボリューム13間の運動14を測定する。第1の情報源は画像ボリューム13の画像の動きであり、第2の情報源は画像ボリューム13の追跡運動である。従って、画像ボリュームの運動が2つの情報源、(a)画像に基づくボリューム運動及び(b)追跡に基づくボリューム運動から測定される。従って、画像に基づくボリューム運動は撮像システムから得られる2つのボリュームの画像運動を表し、追跡に基づくボリューム運動は画像ボリュームの追跡運動を表す。

40

【0041】

本発明による自動自己較正をより詳細に説明するために、次に図4~図9についての説明を行う。

【0042】

図4は、超音波画像誘導システムの様々な例示的動作状態を示す。最初に、探触子20(図1)により解剖学的対象(例えば心臓10)のN数の画像ボリューム61を生成するためのボリューム撮像状態60と、位置センサ30(図1)によりN数の追跡信号71の

50

読取を得るためのセンサ追跡状態 70 とがあり、追跡信号 71 の各読取は生成される画像ボリューム 61 に対応する。この状態は、撮像データ 22 の生成及び追跡データ 32 の生成に相当する。図 4 に示されているように、次いでこのデータが自己較正状態 50 で使用される。自己較正状態 50 では、座標系 11 に対する撮像データ 22 のその使用事象に関する自動自己較正が、画像に基づくボリューム運動及び追跡に基づくボリューム運動を用いて較正行列 51 を計算することによって行われる。較正行列 51 は、とりわけ初期較正行列とすることができる。較正行列 51 の精度は、追跡信号 71 により座標系内に各画像ボリュームを位置付ける (locating) ために不可欠である。図 5 ~ 図 9 の説明に関して本明細書で更に説明されるように、状態 50 は、計算装置 40 によって実行されるボリューム運動に基づく較正方法によって実施される。

10

#### 【0043】

図 5 は、ボリューム運動に基づく較正方法の一実施形態を表す流れ図 100 を示す。流れ図 100 の段階 S101 は、計算装置 40 による画像に基づくボリューム運動  $V_{M_{I B}}$  の計算を包含し、流れ図 100 の段階 S102 は、計算装置 40 による追跡に基づくボリューム運動  $V_{M_{T B}}$  の計算を包含する。本発明で画像に基づくボリューム運動  $V_{M_{I B}}$  とは、画像ボリューム 61 の撮像データ 22 (図 1) から得られる座標系 (例えば図 2 に示されている座標系 11) 内の解剖学的対象の画像ボリューム 61 (図 4) 間の任意の運動として本明細書では広く定義され、追跡に基づくボリューム運動  $V_{M_{T B}}$  とは、追跡データ 32 (図 1) から得られる座標系内の解剖学的対象の画像ボリューム 61 間の任意の運動として本明細書では広く定義される。流れ図 100 の段階 S103 は、画像に基づくボリューム運動  $V_{M_{I B}}$  及び追跡に基づくボリューム運動  $V_{M_{T B}}$  を用いた初期較正行列の計算を包含する。具体的には、較正行列は運動に基づく較正問題を一次方程式  $A X = B X$  として公式化することによって計算されても良く、但し  $X$  は較正行列 (例えば  $X = T_{S \cdot U_S}$  によって表される超音波画像空間  $U_S$  からセンサ空間  $S$  への較正変換式) であり、 $A$  は追跡に基づくボリューム運動  $V_{M_{T B}}$  (例えば  $A = (T_{S \cdot S_1})^{-1} T_{S \cdot S_2}$  によって表されるポーズ 2 からポーズ 1 への運動) を表し、 $B$  は画像に基づくボリューム運動 (例えば  $B = T_{U_{S_1} \cdot U_{S_2}}$  によって表される超音波画像  $U_{S_2}$  から位置超音波画像  $U_{S_1}$  への運動、但し  $U_{S_i}$  はポーズ  $i$  に相当する) を表す。とりわけ運動量は同じはずなので、追跡に基づくボリューム運動  $V_{M_{T B}}$  と画像に基づくボリューム運動  $V_{M_{I B}}$  とは一次方程式を用いて等式化され得る。そのような一次方程式を使用することは、閉形式解及び速い較正を可能にする。例えば非線形最適化方法に比べ、計算が極小に捉われることはない。この実施形態の改変形態では、双対四元数を使用して一次方程式が解かれる。

20

30

#### 【0044】

或る例では、双対四元数を使用して一次方程式が解かれても良い。かかる双対四元数については、例えば Daniilidis K, 1999, "Hand-eye calibration using dual quaternion", The Int. J. of Robotics Research, 18(3):286-298 頁の中で説明されている。

#### 【0045】

一例示的計算アルゴリズムは、例えば運動の対  $A_i$ 、 $B_i$  を提供すること、(運動の対  $A_i$ 、 $B_i$  を用いて) 行列  $T = [S_1, \dots, S_n]$  をもたらす運動の螺旋表現 (screw representation) を提供すること、行列  $T$  の特異値分解  $SVD$  を行うこと、及び特異値分解に応じて較正行列  $X$ 、 $X = f(SVD)$  を提供することを含み得る。

40

#### 【0046】

図 6 は、段階 S101 (図 5) の間に実行され得る、画像に基づくボリューム運動計算方法を表す流れ図 110 を示す。この方法は、画像ボリューム (例えば図 2 に示されている画像ボリューム 13) の対  $(i, j)$  を処理するものである。特に流れ図 110 の段階 S111 は、座標系 (例えば図 2 に示されている座標系 11) 内の画像ボリューム 61a 及び画像ボリューム 61b の位置の決定を包含し、流れ図 110 の段階 S112 は、解剖学的対象 (例えば心臓 10) の運動のモデリングを考慮した画像ボリューム 61a 及び 61b の決定済み位置の運動補償を包含する。

#### 【0047】

50

段階 S 1 1 1 ( 図 6 ) の一実施形態では、図 7 A に示されているように流れ図 1 2 0 が段階 S 1 2 1 を含み、段階 S 1 2 1 は、画像に基づく既知の厳格な又は変形可能な位置決め及び既知の最適化メトリクス ( 例えば相互情報、相互相関等 ) による、画像ボリューム 6 1 a 及び 6 1 b の対 (  $i, j$  ) についての画像に基づく位置決めを包含する。流れ図 1 2 0 は、座標系内の画像ボリューム 6 1 b の位置  $V L_{j i}$  に対する座標系内の画像ボリューム 6 1 a の位置  $V L_{i i}$  を決定するために、画像ボリューム 6 1 a 及び 6 1 b の位置決めの利用を包含する段階 S 1 2 2 を更に含む。

【 0 0 4 8 】

段階 S 1 1 1 ( 図 6 ) の代替的实施形態では、図 7 B に示されている流れ図 1 3 0 は、解剖学的対象 ( 例えば完全な超音波画像 ) の基準画像ボリューム 6 2 に対する、画像ボリューム 6 1 a 及び 6 1 b の対 (  $i, j$  ) の画像に基づく位置決めを包含する段階 S 1 3 1 を含む。これらの位置決めは、画像に基づく厳格な又は変形可能な位置決め及び既知の最適化メトリクス ( 例えば相互情報、相互相関等 ) によって行われても良い。流れ図 1 3 0 は、座標系内の基準画像ボリューム 6 2 に対する画像ボリューム 6 1 a の位置  $V L_{i i}$  を決定するために、基準画像ボリューム 6 2 に対する画像ボリューム 6 1 a の位置決めの利用を包含する段階 S 1 3 2 を更に含む。同様に、座標系内の基準画像ボリューム 6 2 に対する画像ボリューム 6 1 b の位置  $V L_{j i}$  を決定するために、基準画像ボリューム 6 2 に対する画像ボリューム 6 1 b の位置決めが利用される。この操作は、座標系内の画像ボリューム 6 1 b の位置  $V L_{j i}$  に対する画像ボリューム 6 1 a の位置  $V L_{i i}$  の決定に役立つ。

10

20

【 0 0 4 9 】

段階 S 1 1 2 ( 図 6 ) の一実施形態では、図 8 に示されている流れ図 1 4 0 は、座標系内の解剖学的対象の運動の予測を包含する段階 S 1 4 1 を含む。例えば解剖学的対象が心臓 1 0 であるとして、心位相に関する心電図信号 8 2、呼吸相に関するチェストベルト信号 8 3、及び座標系内の心臓 1 0 の運動を予測するための他の任意の更なる感知信号を利用する既知の学習アルゴリズムが使用されても良い。流れ図 1 4 0 は、解剖学的対象の予測された運動による画像ボリューム 6 1 a 及び 6 1 b の運動補償を伴う品質画像管理を包含する段階 S 1 4 2 を更に含む。解剖学的対象が心臓 1 0 である一実施形態では、ECG 信号 8 2 による心臓 1 0 の拡張期に対応する画像ボリューム 6 1 が品質管理目的で段階 S 1 1 3 ( 図 6 ) によって排他的に利用され、段階 S 1 0 3 ( 図 5 ) はこれらの被選択画像ボリューム 6 1 のボリューム運動しか処理しない。この選択は、呼吸運動が最小限であると仮定することに留意されたい。

30

【 0 0 5 0 】

代替的实施形態では、呼吸相と心位相とが同じ周期に戻るときの時間間隔における画像ボリューム 6 1 が品質管理目的で段階 S 1 1 3 ( 図 6 ) によって排他的に利用され、段階 S 1 0 3 ( 図 5 ) はこれらの被選択画像ボリューム 6 1 のボリューム運動しか処理しない。

【 0 0 5 1 】

図 6 に再度言及し、流れ図 1 1 0 の段階 S 1 1 3 は、当技術分野で知られているように、座標系内の画像ボリューム 6 1 b の位置  $V L_{j i}$  に対する座標系内の画像ボリューム 6 1 a の位置  $V L_{i i}$  に応じて画像に基づくボリューム運動  $V M_{I B}$  を計算することを包含する。計算された画像に基づくボリューム運動  $V M_{I B}$  は、初期較正行列の計算中に段階 S 1 0 3 ( 図 5 ) によって履行される。

40

【 0 0 5 2 】

図 9 は、段階 S 1 0 2 ( 図 5 ) の間に実行され得る、追跡に基づくボリューム運動計算方法を表す流れ図 1 5 0 を示す。流れ図 1 5 0 の段階 S 1 5 1 は、当技術分野で知られているように追跡信号 7 1 a 及び較正行列 5 1 により、座標系内の画像ボリューム 6 1 a の位置  $V L_{i t}$  を決定することを包含する。画像ボリューム 6 1 a の  $V L_{i t}$  の決定された位置は、解剖学的対象の基準画像ボリュームの位置によって確認されても良い。

【 0 0 5 3 】

50

流れ図 150 の段階 S152 は、当技術分野で知られているように追跡信号 71b 及び較正行列 51 により、座標系内の画像ボリューム 61b の位置  $V L_{j_t}$  を決定することを包含する。画像ボリューム 61b の  $V L_{j_t}$  の決定された位置は、解剖学的対象の基準画像ボリュームの位置によって確認されても良い。

【0054】

流れ図 150 の段階 S153 は、当技術分野で知られているように、座標系内のボリューム 61b の位置  $V L_{j_t}$  に対する座標系内の画像ボリューム 61a の位置  $V L_{i_t}$  に応じて追跡に基づくボリューム運動  $V M_{T_B}$  を計算することを包含する。一実施形態では、画像ボリューム 61a の位置  $V L_{i_t}$ 、ボリューム 61b の位置  $V L_{j_t}$ 、及び較正行列 51 に基づく画像ボリューム 61a と画像ボリューム 61b との間の位置決め変換が、当技術分野で知られているように段階 S153 の間に実行され得る。この計算された追跡に基づくボリューム運動  $V M_{T_B}$  は、初期較正行列の計算中に段階 S103 (図 5) によって履行される。

10

【0055】

図 14a 及び図 14b は、上記の超音波画像誘導システム及び / 又はボリューム運動に基づく較正方法によって得られる結果をそれぞれ示す。単純に本システム / 方法の性能を検査するために、較正の性能についてのこれらの結果が、基準マーカーと共に心臓模擬体を用いた目視検査及び定量的確認によって得られた。これらのマーカーは、コンピュータトモグラフィ画像及び超音波画像の両方の中で場所を突き止められ、次いで図 14b に示されている複数の測定にわたる単一マーカーのポイントブローイング (point blowing)、及び図 14a に示されている複数のマーカーの距離精度を含む較正有効化メトリクスが計算された。ハード模擬物の高品質のコンピュータトモグラフィ画像により、コンピュータトモグラフィ画像内のこれらのマーカーの位置が至適基準に使用された。図 14a 及び図 14b から見て取れるように、結果は、較正の性能が非常に正確なものであった。

20

【0056】

図 10 ~ 図 12 は、本発明によるシステム及び方法の別の (第 2 の) 実施形態を示す。この実施形態は、較正行列の有効性検査との組合せを除き、基本的に上記の第 1 の実施形態に一致する。自動自己較正によって計算される較正行列は、例えば予期されない電磁界歪み、探触子 20 に対する位置センサ 30 の偶発的な物理的移動、位置センサ 30 の部分的故障などの様々な理由から不正確になる場合がある。較正行列の有効性を検査するために、計算装置 40 が 2 つの情報源からの画像ボリューム 13 間の運動 14、画像に基づくボリューム運動、及び追跡に基づくボリューム運動を再び測定する。

30

【0057】

較正行列の有効性検査をより詳細に説明するために、次に図 10 ~ 図 12 についての説明を行う。

【0058】

図 10 は、図 4 に関して説明された超音波画像誘導システムの動作状態を示す。更にこのシステムは、自己較正状態 50 から較正行列有効化状態 80 に移る。較正行列 51 の精度は、追跡信号 71 によって各画像ボリューム 61 を座標系内に位置付けるために不可欠である。従って較正有効化状態 80 では、較正行列の有効性を確かめるために画像ボリューム 61 及び追跡信号 71 を利用する。無効な較正行列に照らして、状態 80 は較正警告状態 90 に進む。図 11 ~ 図 12 についての説明に関して本明細書で更に説明されるように、状態 80 は、計算装置 40 によって実行される較正行列有効化検査方法によって実施され得る。

40

【0059】

図 11 は、較正行列有効化検査方法と組み合わさった本発明による較正方法の第 2 の実施形態を表す流れ図 200 を示す。ステップ S101、S102、及び S103 は、図 4 に関して説明されたステップに相当する。加えて、流れ図 200 の段階 S104 は、計算装置 40 による画像に基づくボリューム運動  $V M_{I_B}$  の別の計算を包含し、流れ図 200 の段階 S105 は、計算装置 40 による追跡に基づくボリューム運動  $V M_{T_B}$  の別の計算

50

を包含する。

【0060】

流れ図200の段階S106は、較正閾値CTに対する画像に基づくボリューム運動 $V_{MIB}$ と追跡に基づくボリューム運動 $V_{MTB}$ との間の絶対差の検査を包含する。絶対差が較正閾値CT未満の場合、流れ図200の段階S107は、画像ボリューム61の継続的生成を助ける較正行列の有効化を包含する。逆に絶対差が較正閾値CT未満でない場合、流れ図200の段階S108は、画像ボリューム61のあり得る歪み又は不正確さに関する警告を促す較正行列の無効化を包含する。

【0061】

段階S107及びS108の一例示的实施形態では、実時間較正警告が、有効な較正行列と共に画像ボリューム61が生成されているときは非活性化され、較正行列の無効化時に画像ボリューム61のあり得る歪み又は不正確さに対する警告として活性化される。段階S108の一例示的实施形態では、解剖学的対象の領域マップが、その領域マップに関連する画像ボリューム61のあり得る歪み又は不正確さに対する警告として表示される。段階S107及びS108の別の例示的实施形態では解剖学的対象のマップが表示されても良く、それにより、無効な領域に関連する画像ボリューム61のあり得る歪み又は不正確さの警告を与えるための手段として、無効な較正行列に関連するマップの領域が有効な較正行列に関連するマップの領域と区別される。

【0062】

図12は、較正閾値計算方法を表す流れ図210を示す。流れ図210の段階211は、較正行列のあり得る精度マージンを計算することを包含する。追跡システム、術前較正過程に関連する分かっている統計的精度データ55に確率的誤差情報54が関連付けられても良く、あり得る精度マージンを計算する際に画像位置決め精度データ56が利用されても良い。流れ図210の段階S212は、システムのアプリケーションに関連する計算済みのあり得る精度マージン及び所望の精度マージンに応じて較正閾値CLを計算することを包含する。

【0063】

図13は、臨床的状況における本発明による超音波画像誘導システムの一例示的動作、又はボリューム運動に基づく較正方法を示す。動作可能なように、超音波探触子20が準備又は製造され、アダプタ装置50が準備又は製造される（特に先に記載の超音波探触子及びアダプタ装置）。次いで手術が開始される。手術の最初の数分は（手術に際して）、アダプタ装置50が超音波探触子20に取り付けられる。従って、本明細書に開示される（不正確に製造された）アダプタ装置50は、手術の直前に超音波探触子20に（不正確に）取り付けられ得る。アダプタ装置50は、例えば超音波探触子にクランプされ、図3aに関して説明されたハードシェルとすることができる。次いで、アダプタ装置/超音波探触子の組合せの通常使用が患者に対して行われ、それにより画像データ及び追跡データを生成する。このデータは、システム又は超音波探触子を位置センサに対して自動で自己較正するように術中に使用される。次いでアダプタを備えるこの較正された超音波探触子（アダプタ装置 - 超音波探触子）が、術中に例えば針やカテーテルなどの手術器具のナビゲーション及び誘導に使われる。術中、品質を監視するために較正行列が有効化されても良い。具体的には、この事例ではアダプタ装置及び超音波探触子が生体内の用途又は使用に適合される。手術では、超音波画像/ボリューム内に手術器具が配置されても良い。或いは、超音波画像/ボリューム外の手術器具、とりわけ計画を立てること及び対象を絞ることに使用されても良い。

【0064】

本発明が図面及び上記の説明の中で詳細に例示され説明されてきたが、かかる図面及び説明は制限的ではなく説明的又は例示的と見なされるべきであり、本発明は開示された実施形態に限定されない。開示された実施形態に対する他の改変形態が、図面、本開示、及び添付の特許請求の範囲を検討することにより、特許請求の範囲に記載の本発明を実施する際に当業者によって理解され、果たされ得る。

10

20

30

40

50

## 【 0 0 6 5 】

特許請求の範囲では、「含む」という語は他の要素又はステップを排除せず、不定冠詞「a」又は「an」は複数形を排除しない。単一の要素又は他のユニットが、特許請求の範囲に列挙される幾つかの項目の機能を実現しても良い。或る手段が互いに異なる従属請求項の中で列挙されているという単なる事実は、これらの手段の組合せが有利に使用されてはならないことを示すものではない。

## 【 0 0 6 6 】

コンピュータプログラムは、他のハードウェアと共に供給される、又は他のハードウェアの一部として供給される、光学記憶媒体やソリッドステート媒体などの適当な媒体上に記憶/分散され得るが、インターネットや他の有線又は無線通信システムによってなど他の形態で分散されても良い。

10

## 【 0 0 6 7 】

特許請求の範囲の中の如何なる参照符号も、範囲を限定するものとして解釈すべきでない。

【 図 3 a 】

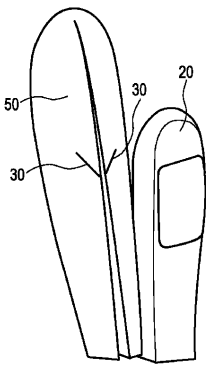


FIG. 3a

【 図 3 b 】

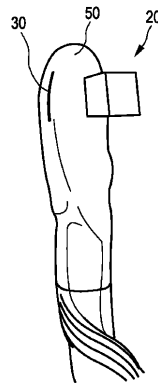
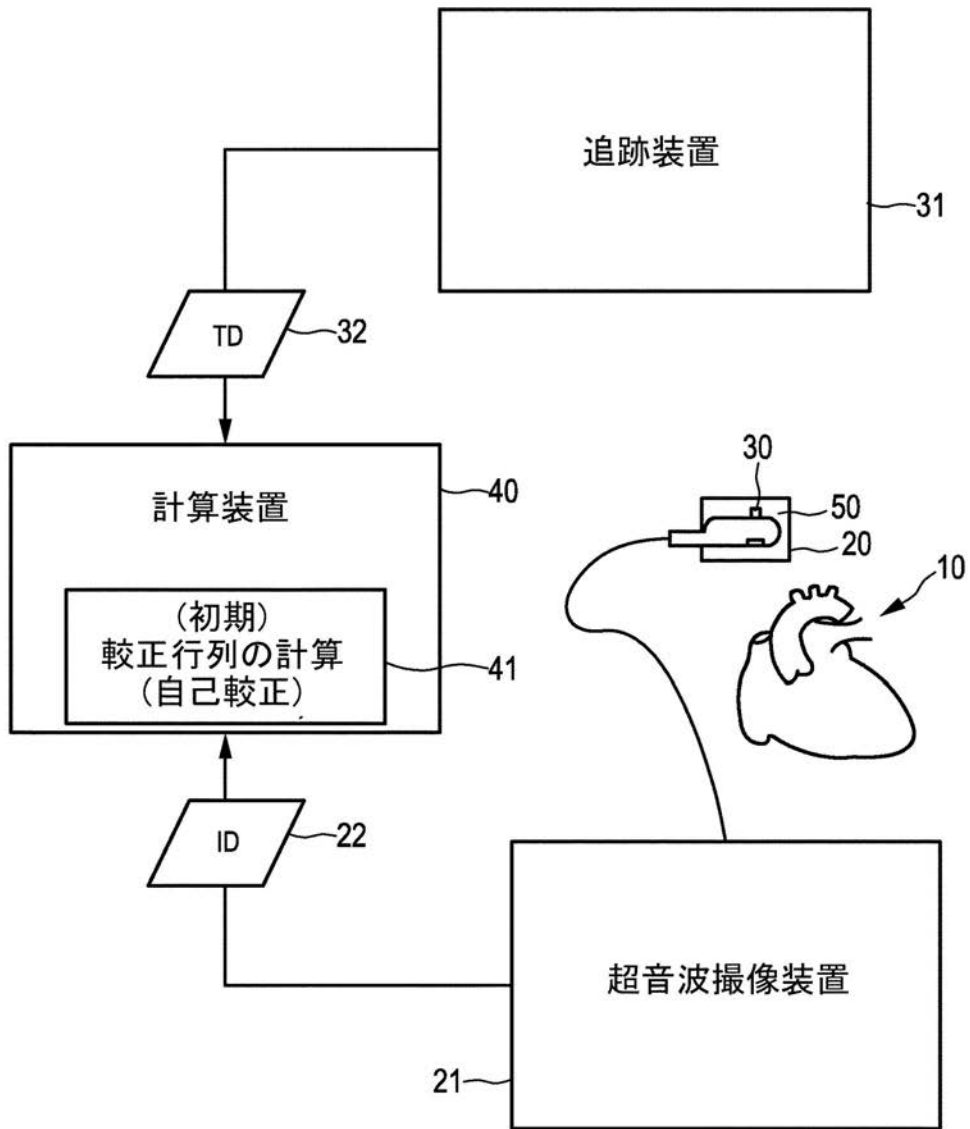
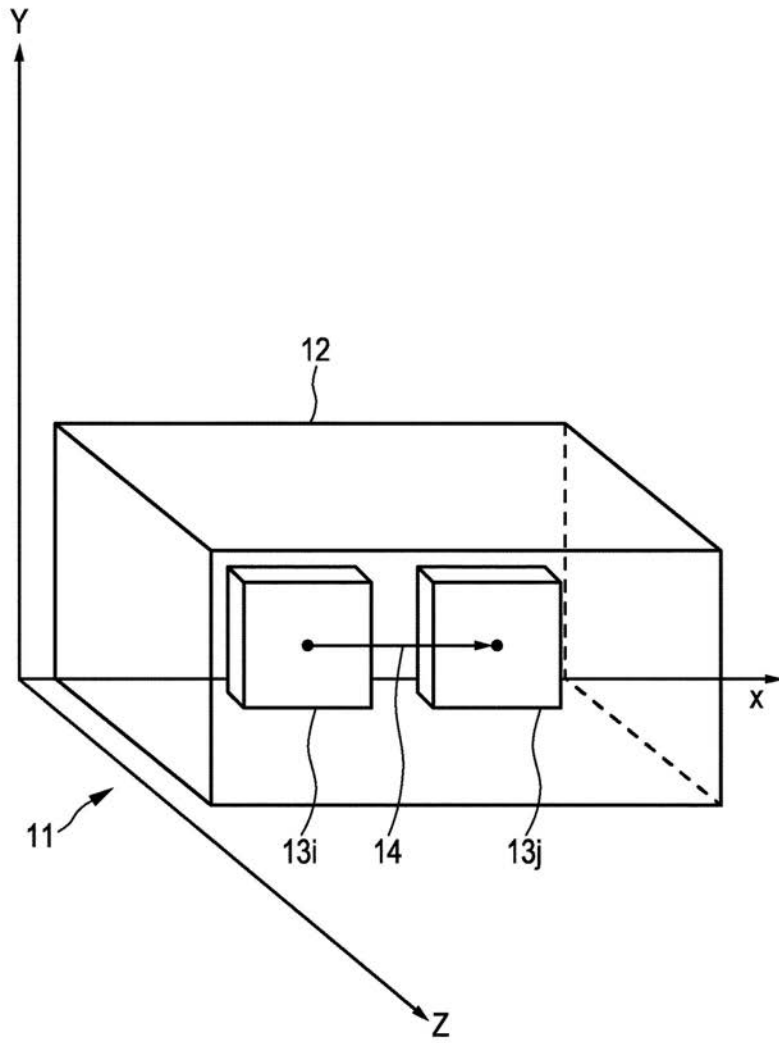


FIG. 3b

【 図 1 】

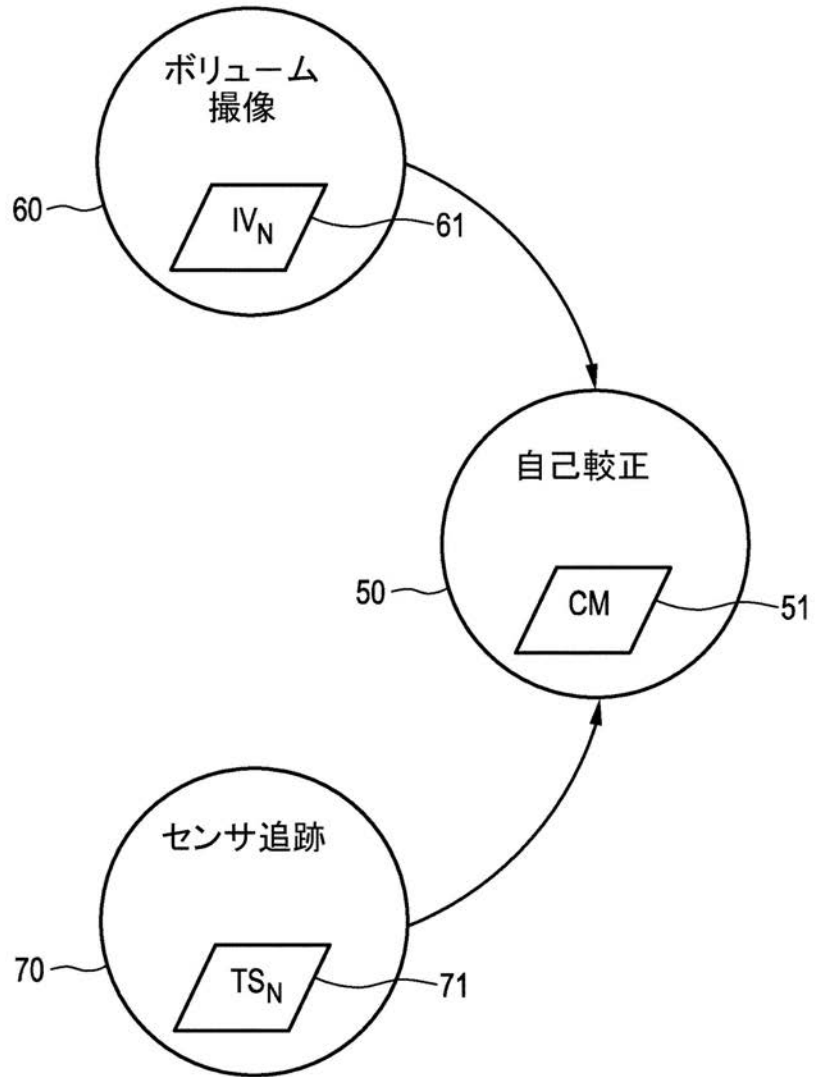


【 図 2 】

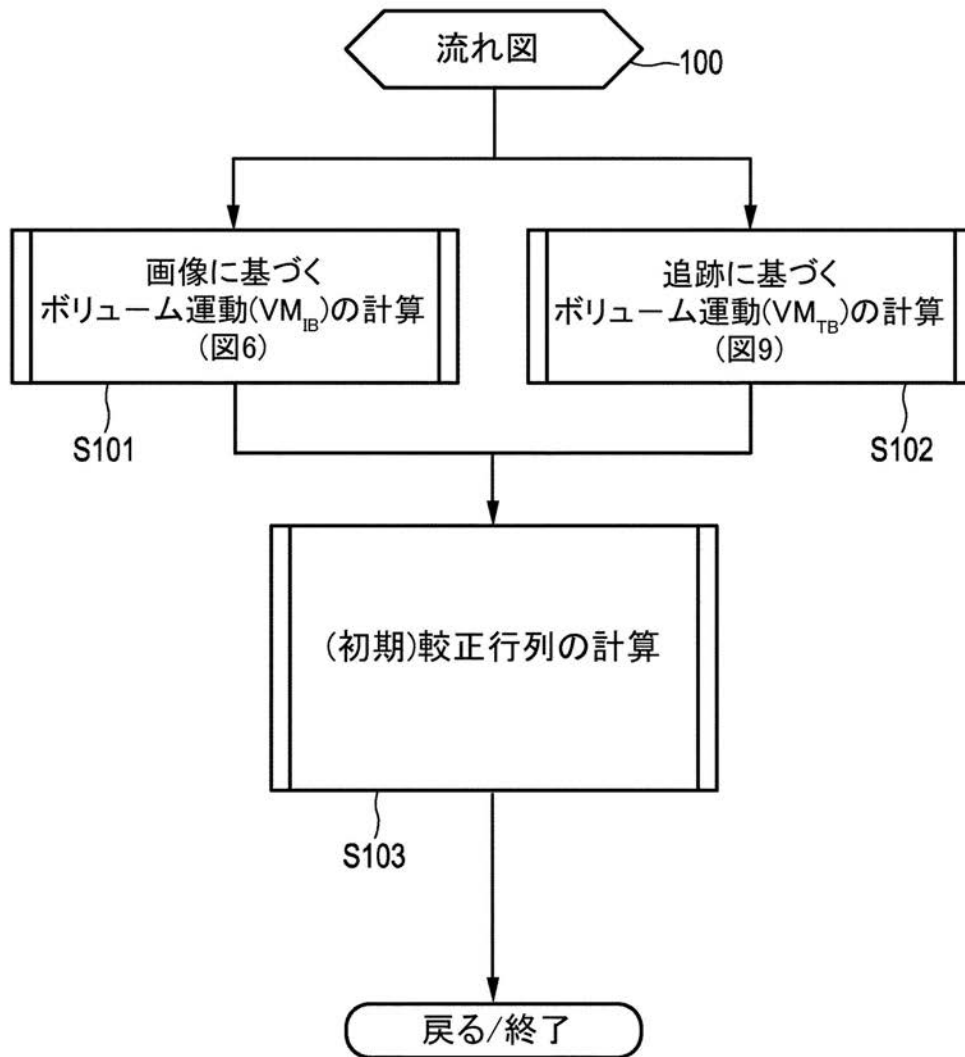


(従来技術)

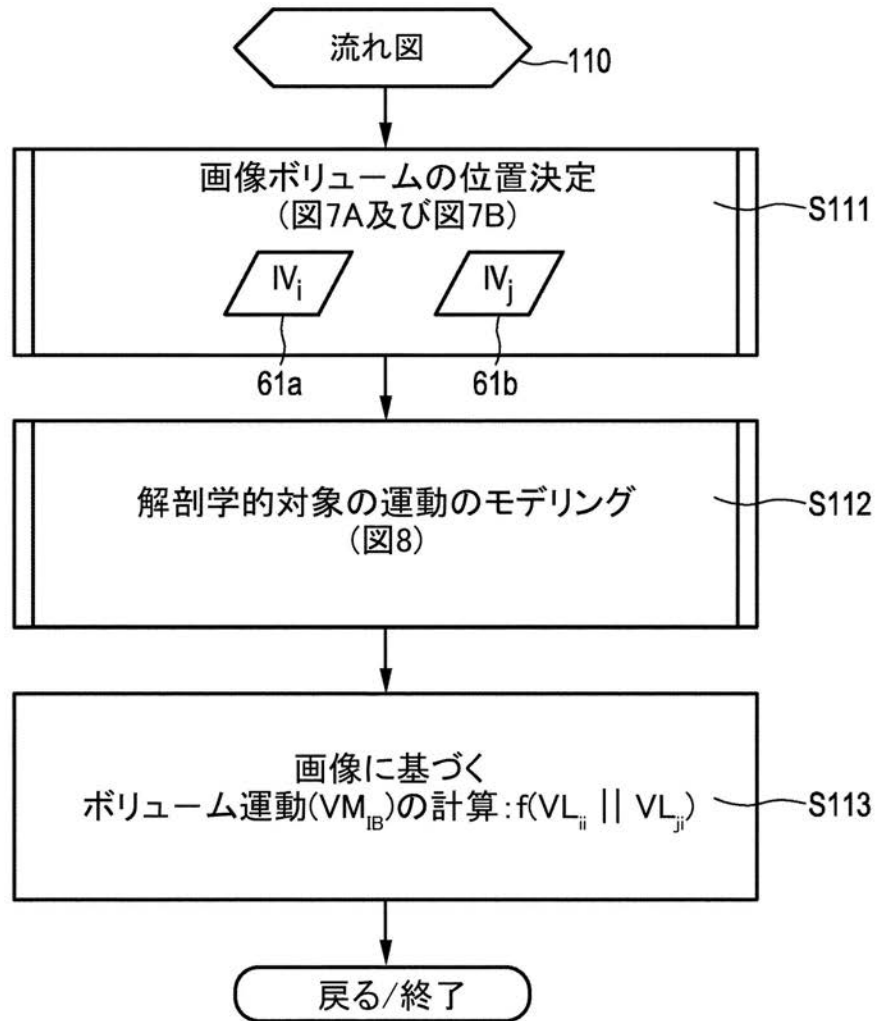
【 図 4 】



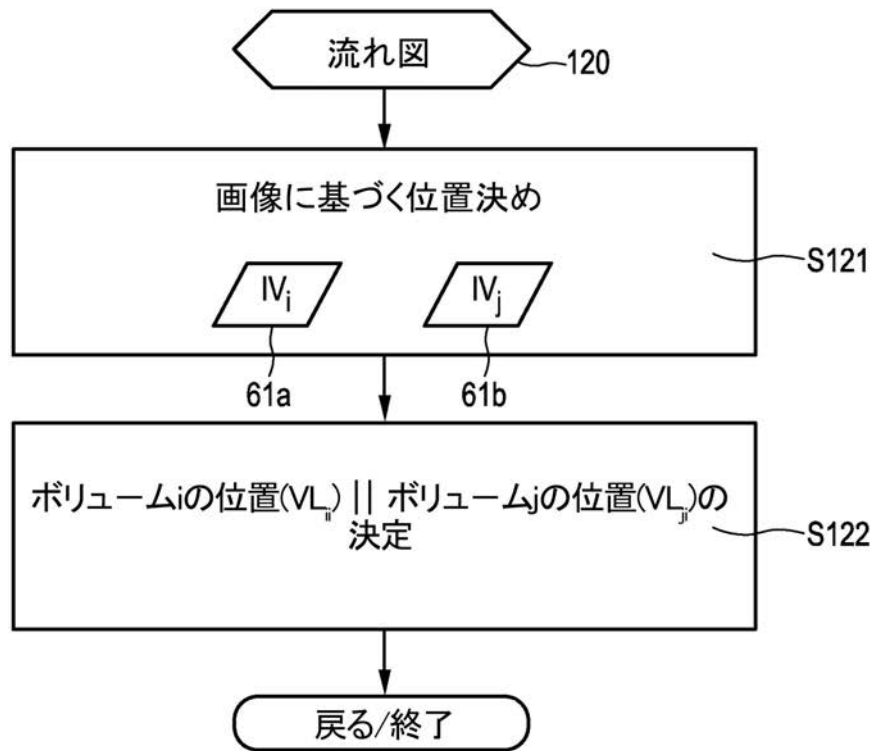
【 図 5 】



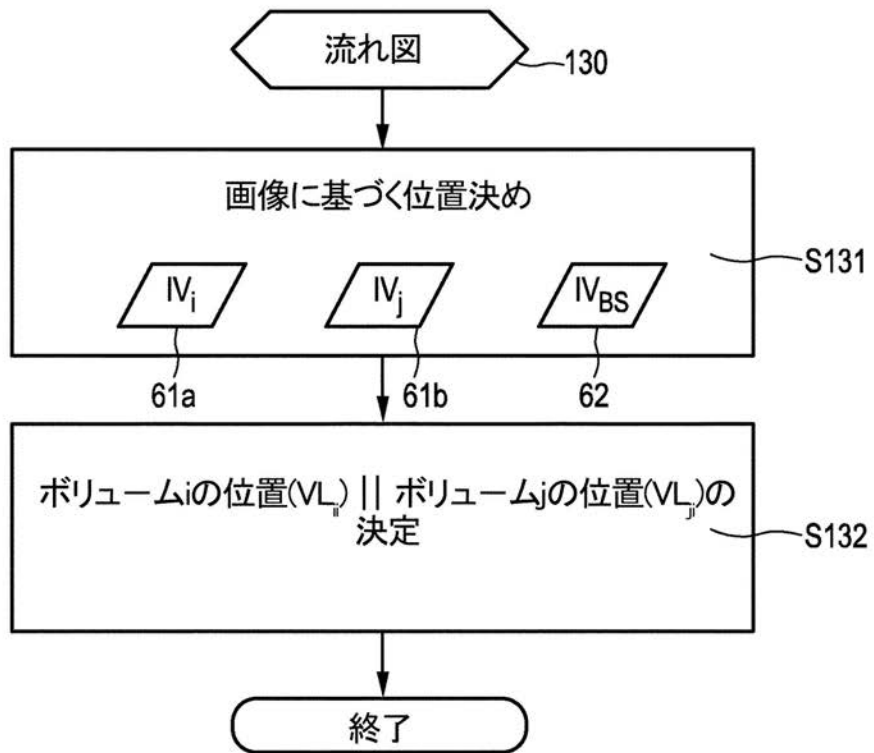
【 図 6 】



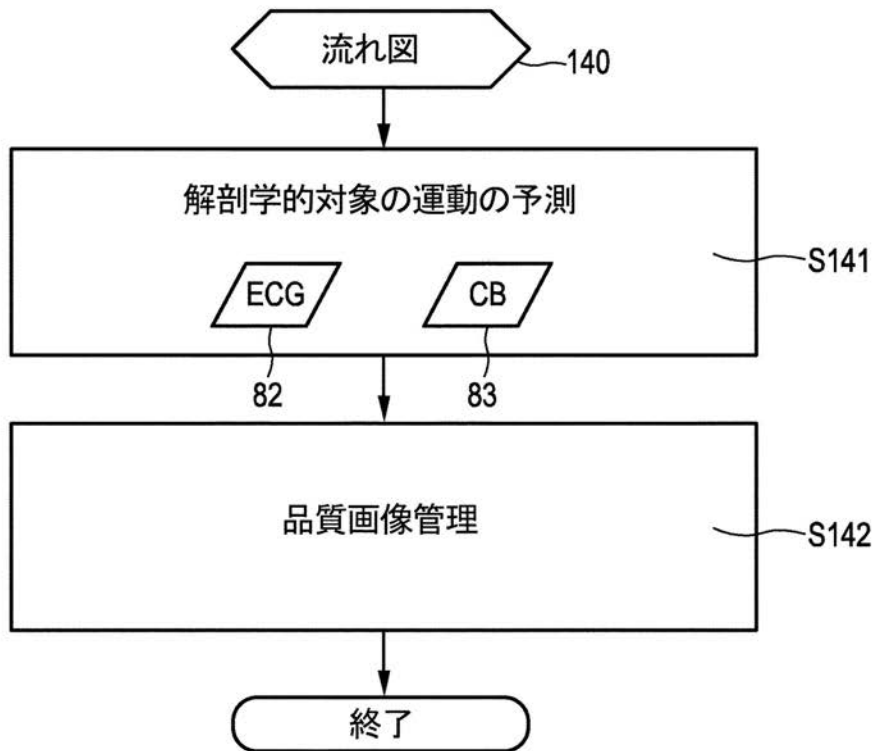
【図7A】



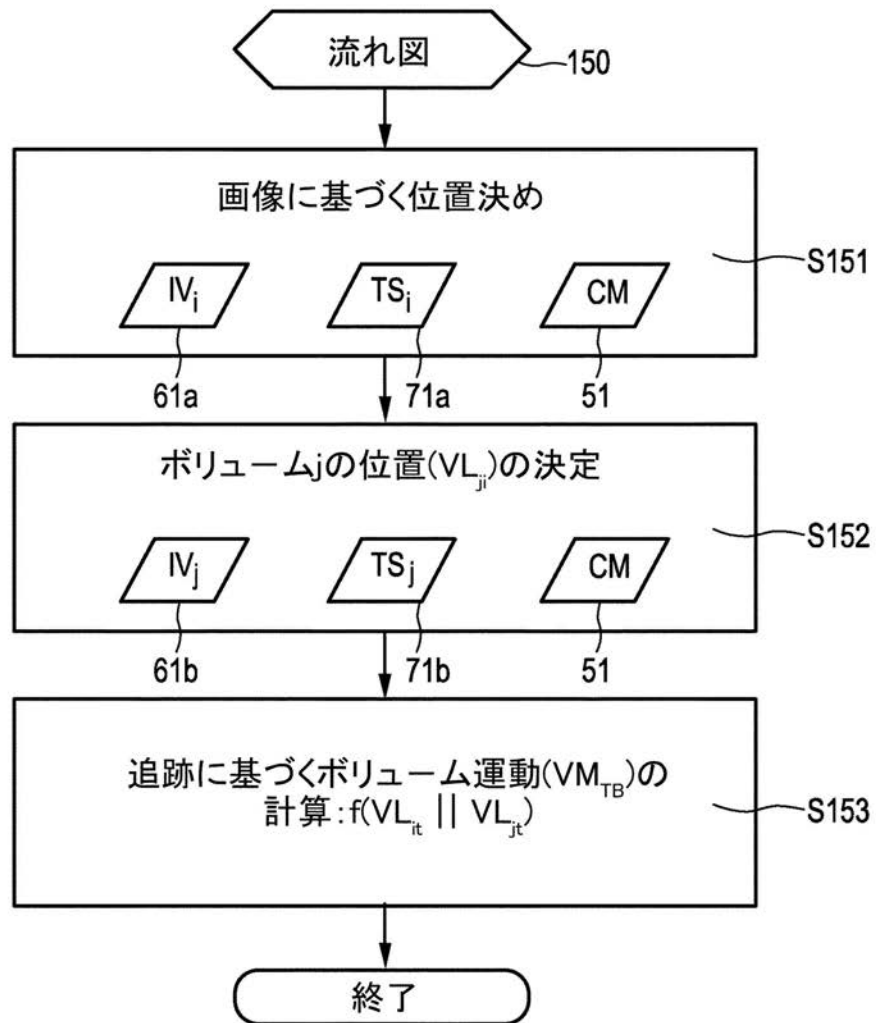
【図7B】



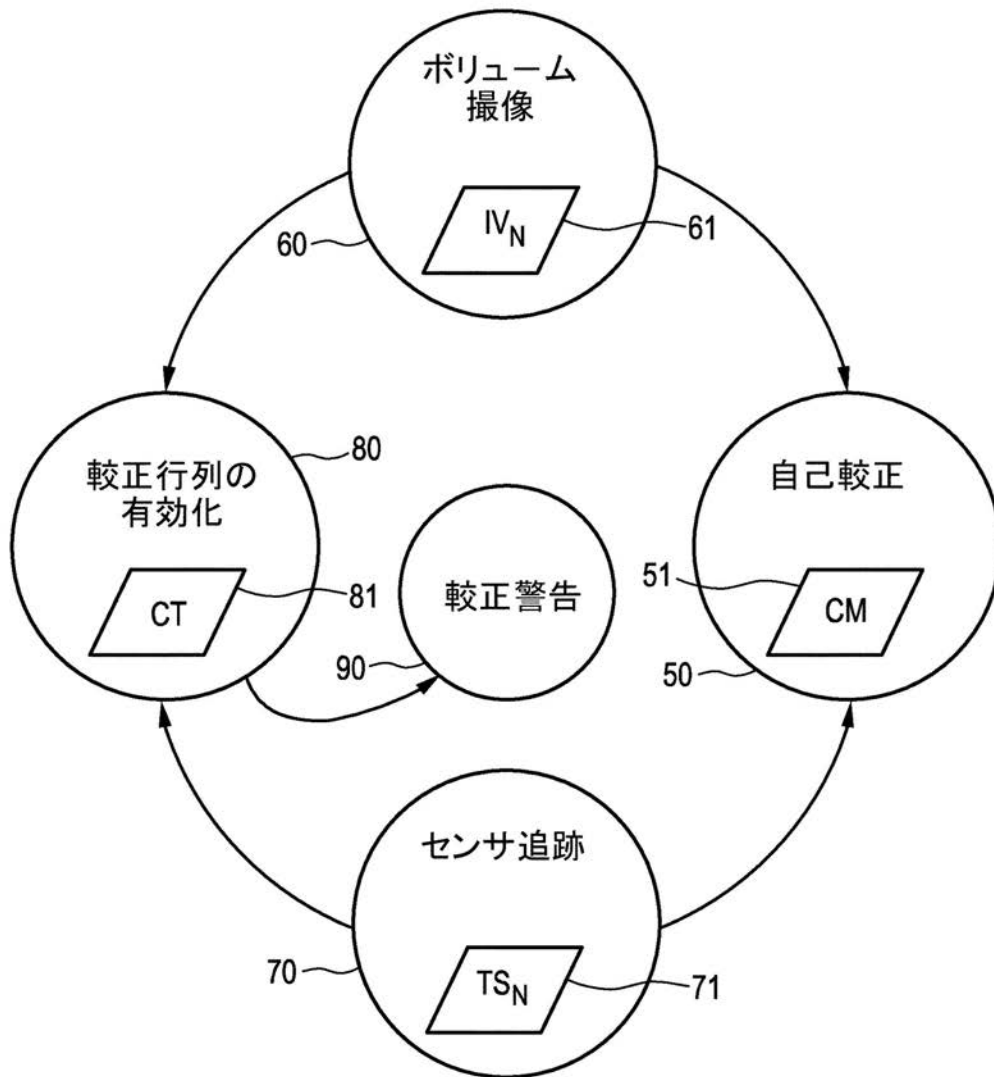
【 図 8 】



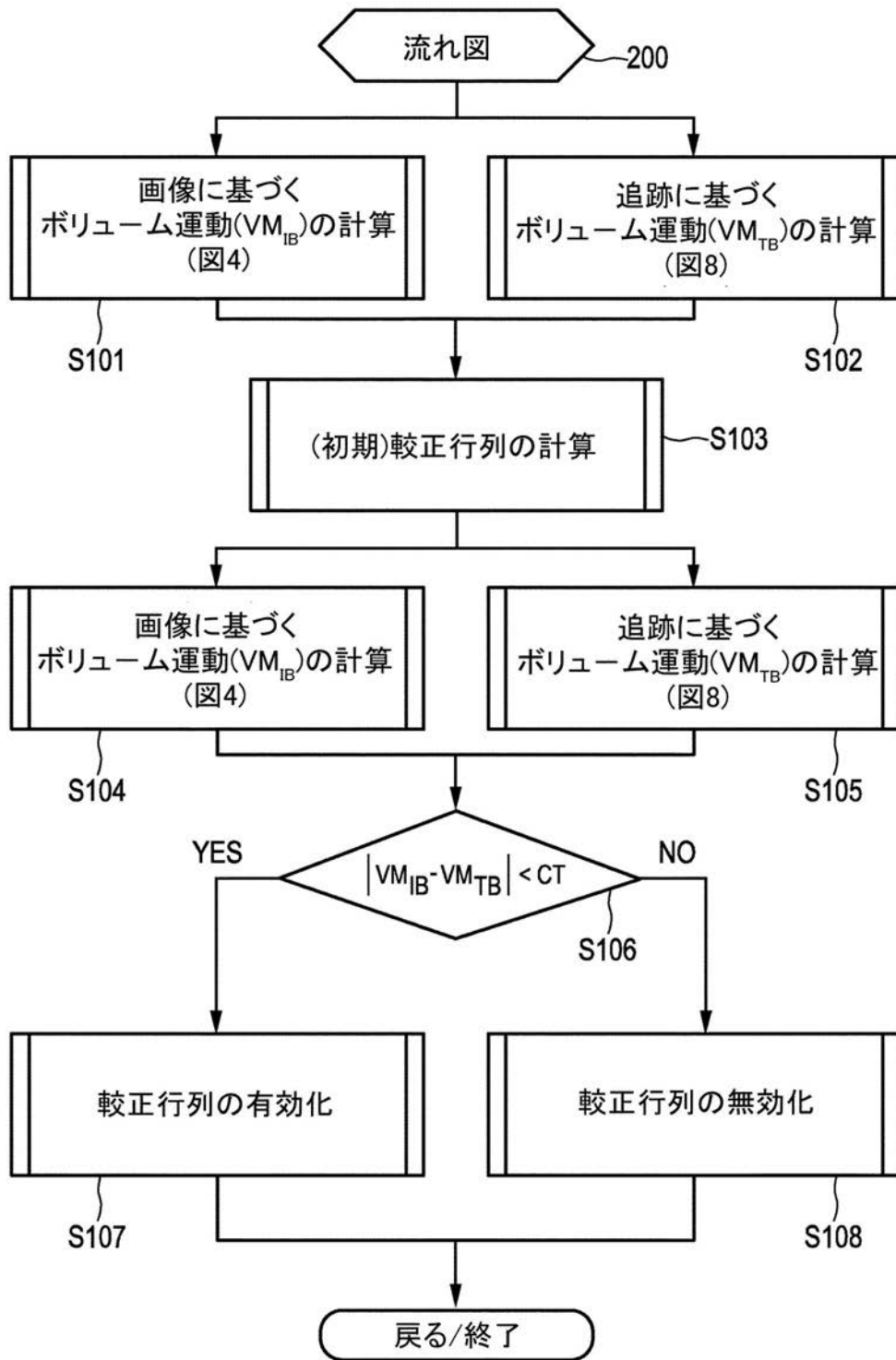
【 図 9 】



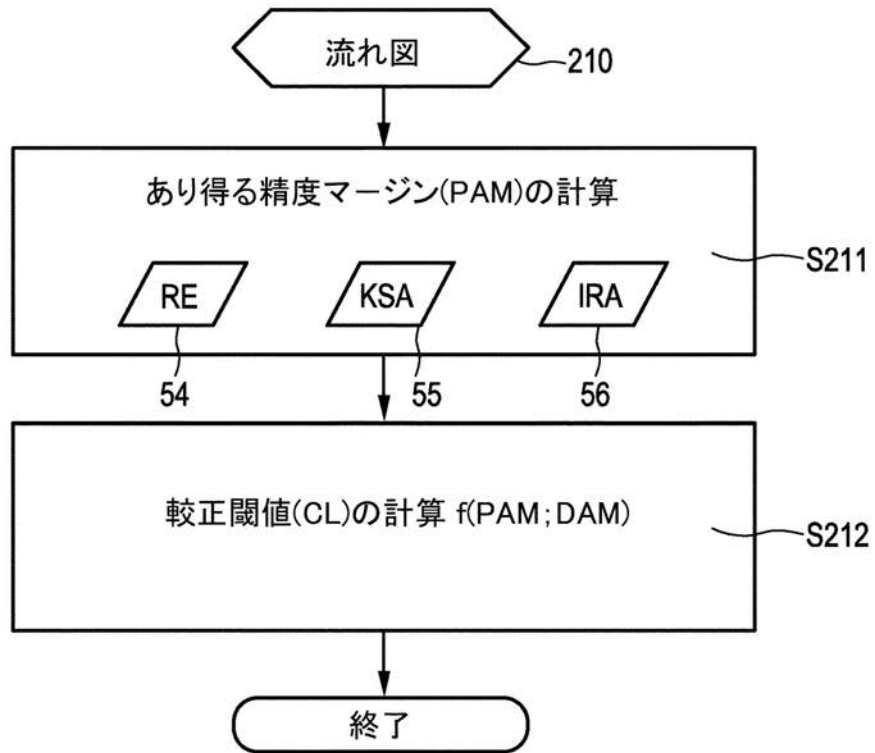
【図10】



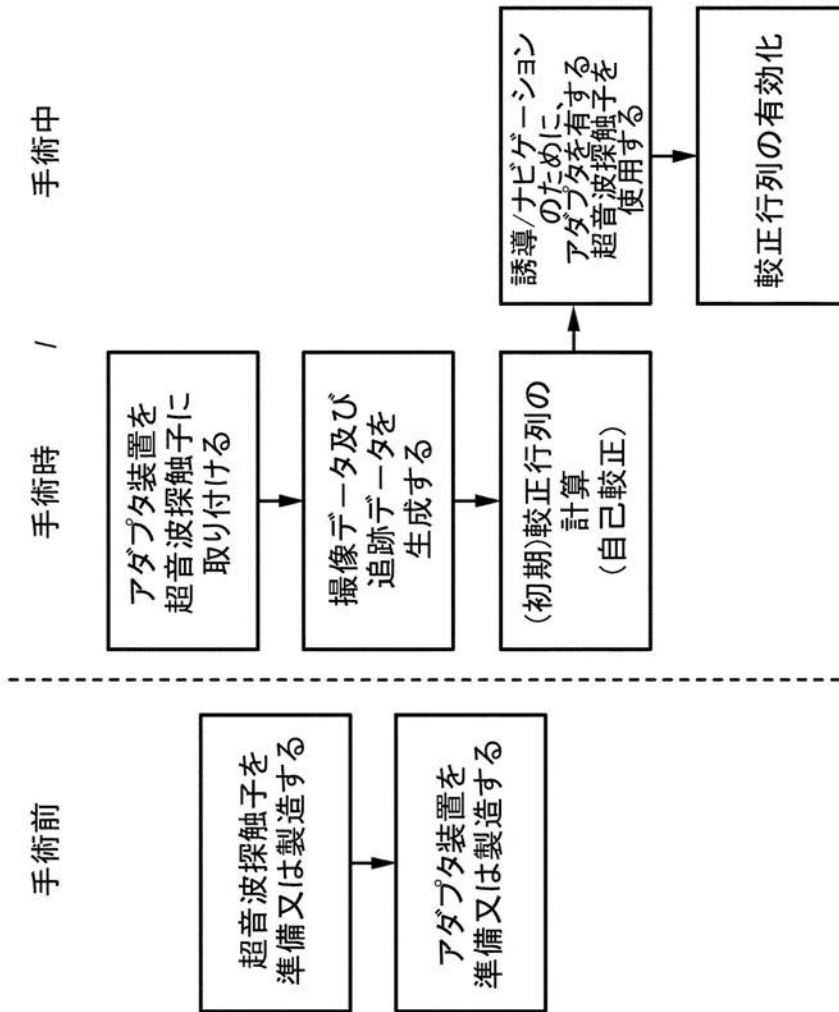
【図11】



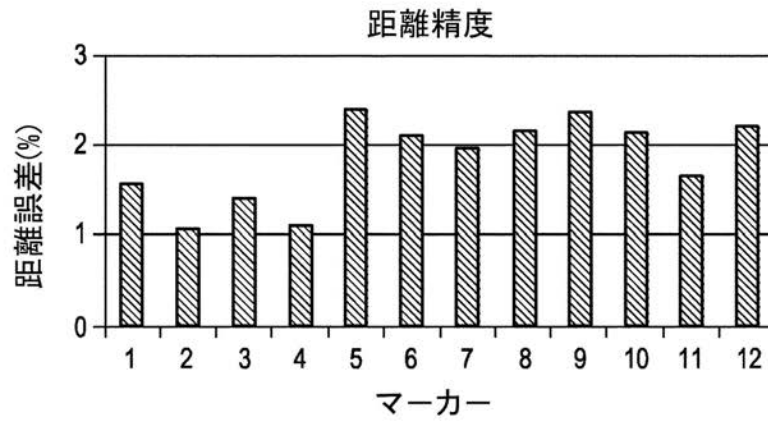
【 図 1 2 】



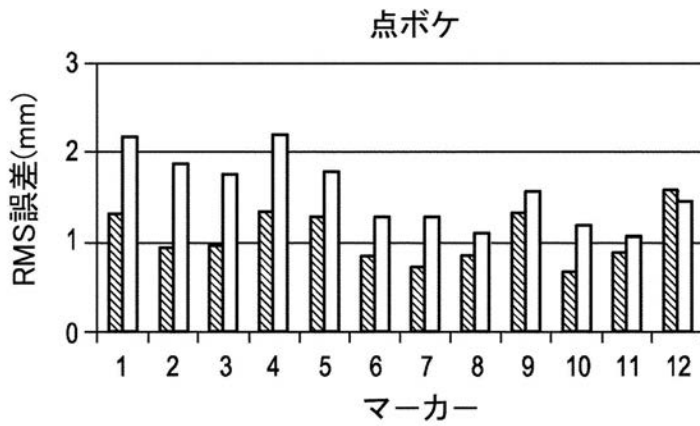
【 図 1 3 】



【図 1 4 A】



【図 1 4 B】





**INTERNATIONAL SEARCH REPORT**

International application No  
PCT/IB2012/053138

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 6 338 716 B1 (HOSSACK JOHN A [US] ET AL) 15 January 2002 (2002-01-15)  column 2, line 35 - line 59 column 7, line 33 - line 39 figure 8  -----	1-3, 6-12,14, 15

1

**INTERNATIONAL SEARCH REPORT**

Information on patent family members

International application No

PCT/IB2012/053138

Patent document cited in search report	Publication date	Patent family member(s)	Publication date
WO 2009063360 A1	22-05-2009	CN 101861526 A EP 2223150 A1 JP 2011511652 A RU 2010123952 A US 2010249595 A1 WO 2009063360 A1	13-10-2010 01-09-2010 14-04-2011 20-12-2011 30-09-2010 22-05-2009
EP 1932477 A1	18-06-2008	CN 101193594 A CN 101695451 A EP 1932477 A1 JP 4850841 B2 JP 2011251165 A US 2009275833 A1 WO 2007040172 A1	04-06-2008 21-04-2010 18-06-2008 11-01-2012 15-12-2011 05-11-2009 12-04-2007
US 6338716 B1	15-01-2002	NONE	

## フロントページの続き

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

(72)発明者 ハル クリストファー ステフェン

オランダ国 5 6 5 6 アーエー アインドーフェン ハイ テック キャンパス ビルディング  
4 4

Fターム(参考) 4C601 BB03 DD15 EE09 FE01 FF02 GA19 GA25 JB51

## 【要約の続き】

を使用事象ごとに自動で自己較正するように動作可能な計算装置40を更に含む。画像に基づくボリューム運動VMIBは、撮像データ22から得られる少なくとも2つの画像ボリューム13i、13jの画像の動きを表す。追跡に基づくボリューム運動VMIBは、追跡データ32から得られる画像ボリューム13i、13jの追跡運動を表す。

专利名称(译)	<无法获取翻译>		
公开(公告)号	<a href="#">JP2014522683A5</a>	公开(公告)日	2015-08-06
申请号	JP2014518004	申请日	2012-06-21
[标]申请(专利权)人(译)	皇家飞利浦电子股份有限公司		
申请(专利权)人(译)	皇家飞利浦NV哥德堡		
[标]发明人	ジャインアーミートクマー スタントンダグラスアレン ハルクリストファーステフェン		
发明人	ジャイン アーミート クマー スタントン ダグラス アレン ハル クリストファー ステフェン		
IPC分类号	A61B8/12		
CPC分类号	A61B8/0841 A61B8/0883 A61B8/4254 A61B8/4455 A61B8/4477 A61B8/486 A61B8/5207 A61B8/5215 A61B8/585 G06T7/80 G06T2207/10136		
FI分类号	A61B8/12		
F-TERM分类号	4C601/BB03 4C601/DD15 4C601/EE09 4C601/FE01 4C601/FF02 4C601/GA19 4C601/GA25 4C601/JB51		
优先权	61/501271 2011-06-27 US		
其他公开文献	JP6023190B2 JP2014522683A		

#### 摘要(译)

本发明涉及超声图像引导系统以及用于操作该系统的基于体积运动的校准方法。该系统包括一个或多个超声探头(20)，可操作以产生解剖对象(10)的图像体积(13i, 13j)。该系统还包括适配器设备(50)，该适配器设备(50)包括至少一个位置传感器(30)，对于一种使用事件，适配器设备(50)可附接到超声探头(20)之一。从一个使用事件到另一使用事件，至少一个位置传感器(30)相对于一个或多个超声探头(20)处于可变位置。该系统进一步包括跟踪装置(51)，其可操作以生成表示在坐标系(11)内跟踪至少一个位置传感器(30)的跟踪数据(32)，以及超声成像装置(21)，其可用于生成基于图像体积(13i, 13j)的解剖对象(10)的成像数据(22)。该系统进一步包括计算设备(40)，该计算设备(40)可操作于针对每个使用事件通过计算至少一个位置传感器(30)的坐标系(11)而自动自校准成像数据(22)。使用基于图像的体积运动(VM IB)和基于跟踪的体积运动(VM TB)的校准矩阵(51)。基于图像的体积运动(VM IB)表示从成像数据(22)导出的至少两个图像体积(13i, 13j)的图像运动。基于跟踪的体积运动(VM TB)表示从跟踪数据(32)导出的图像体积(13i, 13j)的跟踪运动。