

(19)日本国特許庁(JP)

(12)特許公報(B2)

(11)特許番号

特許第7258907号

(P7258907)

(45)発行日 令和5年4月17日(2023.4.17)

(24)登録日 令和5年4月7日(2023.4.7)

(51)国際特許分類

F I

A 6 1 B 8/12 (2006.01)

A 6 1 B 8/12

A 6 1 B 6/12 (2006.01)

A 6 1 B 6/12

請求項の数 19 (全21頁)

(21)出願番号	特願2020-550600(P2020-550600)	(73)特許権者	590000248
(86)(22)出願日	平成31年3月19日(2019.3.19)		コーニンクレッカ フィリップス エヌ
(65)公表番号	特表2021-518204(P2021-518204		ヴェ
	A)		Koninklijke Philips
(43)公表日	令和3年8月2日(2021.8.2)		N.V.
(86)国際出願番号	PCT/EP2019/056847		オランダ国 5 6 5 6 アーヘー アイン
(87)国際公開番号	WO2019/180023		ドーフエン ハイテック キャンパス 5 2
(87)国際公開日	令和1年9月26日(2019.9.26)		High Tech Campus 5 2 ,
審査請求日	令和4年3月17日(2022.3.17)		5 6 5 6 AG Eindhoven , N
(31)優先権主張番号	62/644,644		etherlands
(32)優先日	平成30年3月19日(2018.3.19)	(74)代理人	110001690
(33)優先権主張国・地域又は機関	米国(US)		弁理士法人M&Sパートナーズ
		(72)発明者	ヴィニョン フランソワ ガイ ジェラルド
			マリエ
			オランダ国 5 6 5 6 アーエー アイン
			最終頁に続く

(54)【発明の名称】 複数方式画像化位置合わせ

(57)【特許請求の範囲】

【請求項1】

X線画像及び超音波画像の位置合わせを維持するためのコントローラであって、
命令を記憶するメモリと、
前記命令を実行するプロセッサと、
を有し、
前記プロセッサにより実行された場合に前記命令が前記コントローラに、
X線撮像を実行するために使用されるX線システムからデータを受信するステップ、
超音波撮像を実行するために使用される超音波撮像プローブからデータを受信するステ
ップ、
X線に基づく画像を前記超音波撮像プローブからの画像に対して前記X線に基づく画像
のうちの前記超音波撮像プローブのX線画像に基づいて位置合わせするステップ、及び
前記超音波撮像プローブからのデータから、該超音波撮像プローブの動きを検出するス
テップ、
を有する処理を実行させる、コントローラにおいて、
前記コントローラにより実行される前記処理は、
介入治療デバイスが前記超音波撮像プローブからのシネループにおいて移動された領域
を識別するステップ、及び
前記超音波撮像プローブの動きの検出から、前記領域内の動きを除外するステップ、
を更に有する、コントローラ。

10

20

【請求項 2】

前記コントローラにより実行される前記処理は、
前記超音波撮像プローブの動きが所定の閾値を超えるかを判定するステップ、及び
前記超音波撮像プローブの動きを検出することに基づいて通知を発生するステップ、
を更に有する、請求項 1 に記載のコントローラ。

【請求項 3】

前記コントローラにより実行される前記処理は、
前記 X 線に基づく画像と前記超音波撮像プローブからの画像との間の位置合わせを維持
するために前記超音波撮像プローブの動きを補償するステップ、
を更に有する、請求項 1 に記載のコントローラ。

10

【請求項 4】

前記所定の閾値は複数の所定の閾値の間で変化し、
前記通知が前記超音波撮像プローブの動きの量に基づいて変化する、
請求項 2 に記載のコントローラ。

【請求項 5】

前記コントローラにより実行される前記処理は、
前記超音波撮像プローブの動きの量を測定するステップ、及び
前記 X 線に基づく画像と前記超音波撮像プローブからの画像との間の位置合わせを維持
するために前記超音波撮像プローブの動きを補償するステップ、
を更に有し、

20

前記補償するステップが、前記 X 線に基づく画像と前記超音波撮像プローブからの画像
との間の位置合わせ不整合を補正するためのものである、
請求項 4 に記載のコントローラ。

【請求項 6】

前記超音波撮像プローブの動きが、該超音波撮像プローブからのシネループの分析に基
づいて検出される、請求項 1 に記載のコントローラ。

【請求項 7】

前記コントローラにより実行される前記処理は、
三次元で撮像された心臓のデータについて、前記超音波撮像プローブに影響を与える時間
にわたる四次元のデータセットとして識別するステップ、及び

30

前記四次元のデータセットを使用して心周期の間で前記超音波撮像プローブの動きを検
出するステップ、
を更に有する、請求項 6 に記載のコントローラ。

【請求項 8】

前記コントローラにより実行される前記処理が、
前記超音波撮像プローブに影響を与える呼吸周期を識別するステップ、及び
前記呼吸周期における呼吸による周期性を識別して除去するステップ、
を更に有する、請求項 6 に記載のコントローラ。

【請求項 9】

呼吸運動が外部呼吸装置から受信される入力に基づいて補償される、請求項 8 に記載の
コントローラ。

40

【請求項 10】

前記超音波撮像プローブの動きを検出するステップが外部センサに基づくものである、
請求項 1 に記載のコントローラ。

【請求項 11】

前記コントローラにより実行される前記処理は、
前記 X 線に基づく画像及び前記超音波撮像プローブからの画像を、前記超音波撮像プロ
ーブの動きを補償することに基づいて位置合わせするステップ、
を更に有する、請求項 1 に記載のコントローラ。

【請求項 12】

50

X線画像及び超音波画像の位置合わせを維持するよう制御するコントローラの作動方法であって、前記コントローラは、

命令を記憶するメモリ及び前記命令を実行するプロセッサを含み、
前記プロセッサが、X線撮像を実行するために使用されるX線システムからデータを受信するステップと、

超音波撮像を実行するために使用される超音波撮像プローブからデータを受信するステップと、

前記プロセッサが、X線に基づく画像を前記超音波撮像プローブからの画像に対して、前記X線に基づく画像のうちの前記超音波撮像プローブのX線画像に基づいて位置合わせするステップと、

前記プロセッサが、前記超音波撮像プローブからのデータから、該超音波撮像プローブの動きを検出するステップと、

を有する、方法において、

前記プロセッサが、介入治療デバイスが前記超音波撮像プローブからのシネループにおいて移動された領域を識別するステップ、及び

前記プロセッサが、前記超音波撮像プローブの動きの検出から、前記領域内の動きを除外するステップ、

を更に有する、方法。

【請求項13】

前記プロセッサが、前記X線に基づく画像と前記超音波撮像プローブからの画像との間の位置合わせを維持するために前記超音波撮像プローブの動きを補償するステップ、
を更に有する、請求項12に記載の方法。

【請求項14】

前記プロセッサが、前記超音波撮像プローブの動きが所定の閾値を超えるかを判定するステップ、及び

前記プロセッサが、前記超音波撮像プローブの動きを検出することに基づいて通知を発生するステップ、

を更に有する、請求項12に記載の方法。

【請求項15】

前記所定の閾値は複数の所定の閾値の間で変化し、

前記通知が前記超音波撮像プローブの動きの量に基づいて変化する、
請求項14に記載の方法。

【請求項16】

前記超音波撮像プローブは経食道心エコー（TEE）プローブを有し、

前記超音波撮像プローブからの画像はTEE画像を有し、

前記超音波撮像プローブからのデータが前記TEE画像を有する、

請求項12に記載の方法。

【請求項17】

前記プロセッサが、前記X線に基づく画像及び前記超音波撮像プローブからの画像を、前記超音波撮像プローブの動きを補償することに基づいて融合するステップ、

を更に有する、請求項13に記載の方法。

【請求項18】

前記超音波撮像プローブの動きが、該超音波撮像プローブからのシネループの分析に基づいて検出される、

請求項12に記載の方法。

【請求項19】

X線画像及び超音波画像の位置合わせを維持するためのシステムであって、

X線に基づいて画像を発生するX線システムと、

超音波画像を発生する超音波撮像プローブと、

命令を記憶するメモリ及び前記命令を実行するプロセッサを含むコントローラと、

10

20

30

40

50

を有し、

前記プロセッサにより実行された場合に前記命令が前記コントローラに、

前記X線システムからデータを受信すること、

前記超音波撮像プローブからデータを受信すること、

X線に基づく画像を前記超音波撮像プローブからの画像に対して前記X線に基づく画像のうちの前記超音波撮像プローブのX線画像に基づいて位置合わせすること、及び

前記超音波撮像プローブからのデータから、該超音波撮像プローブの動きを検出すること、

を有する処理を実行させる、システムにおいて、

前記コントローラにより実行される前記処理は、

介入治療デバイスが前記超音波撮像プローブからのシネループにおいて移動された領域を識別するステップ、及び

前記超音波撮像プローブの動きの検出から、前記領域内の動きを除外するステップ、
を更に有する、システム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、X線画像及び超音波画像の位置合わせを維持するためのコントローラ、方法及びシステムに関する。

【背景技術】

【0002】

[001] エコーナビゲータ(EchoNav)は、術中のX線透視画像と術中の経食道心エコー(TEE)画像との融合を可能にするカテーテルラボ(cathlab)ソフトウェアスイートにおけるツールである。TEEプローブは、患者を過度のX線に曝すことへの懸念のため連続的にはないが、X線透視上で断続的に追跡される。高精度の場合、三次元(3D)空間でのTEEプローブの位置及び方向を決定するために、2以上のX線透視投影が最初に使用される。もっとも、典型的には、X線透視のTEEに対する初期位置合わせの後では、1つの面のみが使用される。TEEプローブは、X線透視画像からセグメント化され、X線透視上での位置と向きが決定される。これに基づいて、TEE画像がX線透視画像上の正しい位置にオーバーレイされる。TEEプローブの位置は、続いて、新たなX線透視画像(単一のX線透視投影)が取得されるたびに更新される。

【0003】

[002] 図1は、上述した既知の融合処理を示す。図1におけるS101Aにおいて、X線透視投影#1はTEEプローブ100を含む。S101Bにおいて、X線透視投影#2もTEEプローブ100を含む。S102において、TEEプローブ100は上記2つのX線透視投影からセグメント化される。この場合、これはTEEプローブ100の分離された位置及び向きを反映するからである。S103において、TEEプローブ100の位置及び向きが、2つのX線透視投影からのTEEプローブ100の上記セグメント化に基づいて決定される。S104において、TEEプローブ100の画像がX線透視画像上に該TEEプローブ100の位置及び向きの上記決定に基づいてオーバーレイされる。

【0004】

[003] TEEプローブ100はX線透視を使用してのみ追跡されるので、X線透視撮像が実行されない場合、現在の視覚化が有効であるかどうかをユーザに伝えるために利用可能な情報は存在しない。現在のところ、この情報は、電子ディスプレイ上のモデル内のTEEプローブ100のカラーコーディングを介して伝達され得るものであり、最後のX線透視画像から一定量の時間後、該TEEプローブ100のモデルの色は、例えば、緑から白へ変化し、当該位置合わせが古くなっていることを示す。加えて、後続の蛍光透視取得において生のX線透視画像は単一の面からのX線透視投影となるため、精度は現在のところ制限されている。

【0005】

10

20

30

40

50

【004】 時折の（X線透視法が使用されていない場合等）超音波撮像プローブの位置を認識しないことは、重要なワークフローの障壁になる可能性がある。超音波画像のX線透視画像に対する位置合わせは、生の超音波画像をX線透視画像に関連付ける（例えば融合）ためだけでなく、超音波画像内/上から戻ってX線蛍光透視画像内/上に位置合わせされる注釈を表示するためにも使用される。

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0006】

位置合わせが不明な場合、注釈は超音波画像に誤って表示され得、この結果、混乱又は信頼性の低下につながる可能性がある（状態が技術的に正しい場合でも）。従って、位置合わせが最早有効でないということの知識は、タイムアウトからの結果である現在の解決策よりもワークフローの利益をもたらす。超音波撮像プローブの動きを補償することは、更に大きな利益をもたらし得る。

【課題を解決するための手段】

【0007】

【005】 本開示の一態様によれば、X線画像及び超音波画像の位置合わせを維持するためのコントローラは、命令を記憶するメモリと、前記命令を実行するプロセッサとを有する。前記プロセッサにより実行された場合、前記命令は前記コントローラに、X線撮像を実行するために使用されるX線システムからデータを受信するステップ、及び超音波撮像を実行するために使用される超音波撮像プローブからデータを受信するステップを含む処理を実行させる。該コントローラにより実行される処理は、X線に基づく画像を前記超音波撮像プローブからの画像に対して前記X線に基づく画像のうちの前記超音波撮像プローブのX線画像に基づいて位置合わせするステップ、及び前記超音波撮像プローブからのデータから、該超音波撮像プローブの動きを検出するステップも含む。

【0008】

【006】 本開示の他の態様によれば、X線画像及び超音波画像の位置合わせを維持するための方法は、命令を記憶するメモリ及び前記命令を実行するプロセッサを含むコンピュータにより、X線撮像を実行するために使用されるX線システムからデータを受信するステップを含む。該方法は、前記コンピュータにより、超音波撮像を実行するために使用される超音波撮像プローブからデータを受信するステップも含む。該方法は、更に、X線に基づく画像を前記超音波撮像プローブからの画像に対して、前記X線に基づく画像のうちの前記超音波撮像プローブのX線画像に基づいて位置合わせするステップと、前記コンピュータにより且つ前記超音波撮像プローブからのデータから、該超音波撮像プローブの動きを検出するステップと、を含む。

【0009】

【007】 本開示の更に他の態様によれば、X線画像及び超音波画像の位置合わせを維持するためのシステムは、X線システム、超音波撮像プローブ及びコントローラを含む。前記X線システムは、X線に基づいて画像を発生する。前記超音波撮像プローブは、超音波画像を発生する。前記コントローラは、命令を記憶するメモリ及び前記命令を実行するプロセッサを含む。前記プロセッサにより実行された場合、前記命令は前記コントローラに、前記X線システムからデータを受信するステップ及び前記超音波撮像プローブからデータを受信するステップを含む処理を実行させる。該プロセッサにより実行される処理は、X線に基づく画像を前記超音波撮像プローブからの画像に対して前記X線に基づく画像のうちの前記超音波撮像プローブのX線画像に基づいて位置合わせするステップ、及び前記超音波撮像プローブからのデータから該超音波撮像プローブの動きを検出するステップも含む。

【0010】

【008】 例示的な実施態様は、添付図と共に精読すれば、以下の詳細な説明から最もよく理解される。種々のフィーチャは必ずしも実寸で描かれているわけではないことを強調しておく。実際に、説明を明確にするために、寸法は任意に増減することができる。適用可能で実用的な場合、同様の参照番号は同様の要素を指す。

10

20

30

40

50

【図面の簡単な説明】**【 0 0 1 1 】**

【図 1】[009] 図 1 は、術中 X 線画像を術中経食道心エコー（TEE）画像と融合するための既知の融合処理を示す。

【図 2 A】[010] 図 2 A は、代表的実施態様による、複数方式画像化位置合わせを初期ビューで示す。

【図 2 B】[011] 図 2 B は、図 2 A の代表的実施態様による、超音波撮像プローブの動きの後の複数方式画像化位置合わせを示す。

【図 2 C】[012] 図 2 C は、図 2 A 及び図 2 B の代表的実施態様による、超音波撮像プローブの動きの補償の後の複数方式画像化位置合わせを示す。

10

【図 3】[013] 図 3 は、代表的実施態様による、複数方式画像化位置合わせのためのシステムを示す。

【図 4】[014] 図 4 は、代表的実施態様による、複数方式画像化位置合わせを実施化することができる汎用コンピュータシステムを示す。

【図 5】[015] 図 5 は、代表的実施態様による、複数方式画像化位置合わせのための処理を示す。

【図 6】[016] 図 6 は、代表的実施態様による、複数方式画像化位置合わせのための他の処理を示す。

【図 7】[017] 図 7 は、代表的実施態様による、複数方式画像化位置合わせのための他の処理を示す。

20

【発明を実施するための形態】**【 0 0 1 2 】**

[018] 以下の詳細な説明においては、限定ではなく説明の目的で、本教示による実施態様の完全な理解を提供するために、特定の詳細を開示する代表的な実施態様が記載される。既知のシステム、装置、材料、操作方法及び製造方法の説明は、代表的な実施態様の説明を曖昧にしないようにするために省略され得る。それにもかかわらず、当業者の範囲内にあるシステム、装置、材料及び方法は、本教示の範囲内であり、代表的な実施態様に従って使用することができる。本明細書で使用される用語は、特定の実施態様を説明することのみを目的としており、限定することを意図するものではないことを理解されたい。定義された用語は、本教示の技術分野で一般的に理解され受け入れられている該定義された用語の技術的及び科学的意味に追加されるものである。

30

【 0 0 1 3 】

[019] 本明細書では、第 1、第 2、第 3 等の用語が様々な要素又は構成要素を説明するために使用され得るが、これらの要素又は構成要素はこれらの用語によって限定されるべきではないことが理解されよう。これらの用語は、ある要素又は部品を別の要素又は構成要素から区別するためにのみ使用される。従って、以下で論じる第 1 の要素又は構成要素は、本発明の概念の教示から逸脱することなく、第 2 の要素又は構成要素と呼ぶことができる。

【 0 0 1 4 】

[020] 本明細書で使用される用語は、特定の実施態様を説明することのみを目的としており、限定することを意図するものではない。明細書及び添付請求項で使用される場合、単数形の実語は、文脈が明確に別段の指示をしない限り、単数形及び複数形の両方を含むことを意図している。更に、「有する」、「有した」及び／又は同様の用語は、本明細書で使用される場合、記載されたフィーチャ、要素及び／又は構成要素の存在を指定するが、1 以上の他のフィーチャ、要素、構成要素及び／又はこれらのグループの存在若しくは追加を排除するものではない。本明細書で使用される場合、「及び／又は」という用語は、関連するリストされた項目の 1 以上の如何なる及び全ての組み合わせを含む。

40

【 0 0 1 5 】

[021] 特に断りのない限り、要素又は構成要素が他の要素又は構成要素に「接続され」、「結合され」又は「隣接する」と言われる場合、該要素又は構成要素は前記他の要素又

50

は構成要素に直接接続若しくは結合することができ、又は介在する要素又は構成要素が存在することができる。すなわち、これら及び類似の用語は、1以上の中間要素又は構成要素を使用して2つの要素又は構成要素を接続することができる場合を包含する。しかしながら、要素又は構成要素が別の要素又は構成要素に「直接接続される」と言われる場合、これは、2つの要素又は構成要素が中間の若しくは介在する要素又は構成要素なしで互いに接続される場合のみを含む。

【0016】

[022] 上記の観点から、本開示は、その様々な態様、実施態様及び/又は特定のフィーチャ若しくは部分構成要素の1以上により、以下に具体的に記載されるような利点の1以上を引き出すことを意図している。限定ではなく説明の目的で、本教示による実施態様の完全な理解を提供するために、特定の詳細を開示する例示的な実施態様が示される。しかしながら、本明細書に開示された特定の詳細から逸脱する本開示と一致する他の実施態様は、添付請求項の範囲内に留まるものである。更に、例示的な実施態様の説明を曖昧にしないように、良く知られた装置及び方法の説明は省略され得る。このような方法及び装置は、本開示の範囲内にある。

10

【0017】

[023] 以下においては、X線透視はX線と称し、TEEを含む如何なるタイプの超音波も超音波と称する。

【0018】

[024] 図2A、図2B及び図2Cは、EchoNavソフトウェアスイートのビューを融合ビューで示している。

20

【0019】

[025] 図2Aは、代表的実施態様による複数方式画像化位置合わせを初期ビューで示している。

【0020】

[026] 図2Aにおいて、X線画像及び超音波画像の融合の後、X線ビュー及び超音波ビューが位置合わせされる。図2Aにおいて、X線ビュー及び超音波ビューは心臓の画像及び該心臓内/上の介入医療デバイスの画像である。

【0021】

[027] 図2Bは、図2Aの代表的実施態様による、超音波撮像プローブの移動の後の複数方式画像化位置合わせを示す。

30

【0022】

[028] 図2Bにおいて、超音波撮像プローブの移動の後、リアルタイムの心臓(X線)ビューは、動きが発生する前の以前の心臓(X線)ビューに対してずれて見える。即ち、図2Bにおいて、当該デバイスの高い方の表示は超音波に基づくものであり、該デバイスの低い方の表示は運動が起きる前の以前のX線ビューである。該デバイスの高い方の表示と低い方の表示との間の差は、次いで、当該複数方式画像化位置合わせにより解決される。

【0023】

[029] 図2Cは、図2A及び図2Bの代表的実施態様による、超音波撮像プローブの動きの補償後の複数方式画像化位置合わせを示す。

40

【0024】

[030] 図2Cにおいて、動き補償は、超音波ビューを前の心臓(X線)ビューと一致するように戻す。言い換えると、図2Cに示され且つここで及び本明細書の何処かで説明される補償は、X線に基づく画像と超音波撮像プローブからの画像との間の位置合わせ不整合を補正する。

【0025】

[031] 図2Bに示されるように、超音波撮像プローブの動きは、結果として超音波撮像プローブからの画像とX線からの画像との間の変位、不整合又は他の不均衡をもたらし得る。言い換えると、超音波撮像プローブが2つのX線収集の間で移動すると、超音波画像とX線画像との間の空間的關係が失われる。X線は、患者及び要員の放射線被曝のために

50

常に使用することはできないが、X線を常に使用することが、前もって動きを認識する唯一の方法であろう。更に、幾つかの構造的な介入処置等の幾つかの介入処置の場合、X線撮像が主要な撮像方式ではない場合がある。特に僧帽弁又は三尖弁の手術の場合、治療のために視覚化する必要のある生きた軟組織構造はX線により画像化することができないため、エコーが主にデバイスのナビゲーションのために使用される。

【0026】

[032] 本明細書で説明されるように、超音波画像を分析して動きを検出し、プローブが移動したこと及び位置合わせがもはや正確ではないことをユーザに示すことができる。更に、図2Cに示すように、動きは、X線と超音波との間の正確な位置合わせを可能にするために補償することができる。動きの補償は、X線なしで実行され、その代わりに検出された超音波の動きに基づくものとなる。

10

【0027】

[033] 図3は、代表的実施態様による複数方式画像化位置合わせのためのシステムを示す。

【0028】

[034] 図3において、超音波システム350は、プロセッサ361及びメモリ362を備えた中央ステーション360、タッチパネル363、モニタ359、データ接続部358（例えば、有線又は無線データ接続部）によって中央ステーション360に接続された超音波撮像プローブ356、及びデータ接続部357（例えば、有線又は無線データ接続部）を介して中央ステーション360に接続された介入医療デバイス355を含む。図3における介入医療デバイス（機器）355は、シースS及びワイヤWを含む。

20

【0029】

[035] X線放出器372はX線をX線スクリーン371に向かって放出する。更に、人工呼吸器380がX線放出器372の近傍に配置されている。

【0030】

[036] 位置合わせシステム390は、プロセッサ391及びメモリ392を含む。位置合わせシステム390は、X線放出器372、呼吸器380及び中央ステーション360からデータを受信する。位置合わせシステム390は、例えば、プロセッサ391がメモリ392内の命令を実行することにより、本明細書に記載の処理を実行する。しかしながら、位置合わせシステム390は、中央ステーション360において若しくは中央ステーション360によって、又は何らかの他のメカニズムで実施化することもできる。プロセッサ391及びメモリ392の組み合わせは、位置合わせシステム390内であるか又は別の構成内であるかに拘わらず、本明細書において該用語が使用されるように、「コントローラ」と見なすことができる。

30

【0031】

[037] 介入医療デバイス355は、図示されるようにツールTを含み得る。介入医療デバイス355は、図2A、図2B及び図2Cの様々なビューで示されるデバイスに対応し、X線放出器372によって生成される画像及び超音波撮像プローブ356によって作成される画像から位置合わせされる対象である。この場合、異なる画像の位置合わせは、超音波撮像プローブ356からの（のものというより）ビューがX線放出器372からのビューに適切にオーバーレイされて示されることを可能にする。

40

【0032】

[038] 説明として、介入医療デバイス355は、医療処置中に患者の内部に配置される。介入医療デバイス355の位置は、X線放出器372によって生成される画像及び超音波撮像プローブ356によって生成される画像の両方で見ることができる。異なる撮像モードにおける介入医療デバイス355の位置の位置合わせは、可能な範囲で維持される。本明細書に記載されるように、超音波撮像プローブ356からのデータを、該超音波撮像プローブ356の動きを検出するために使用することができ、これは、様々な方法において使用され且つ有用である。

【0033】

50

[039] 例えば、超音波撮像プローブ 356 の動きを検出したら、該超音波撮像プローブ 356 の動きを、所定の閾値と比較することができる。超音波撮像プローブ 356 の動きが所定の閾値を超えると判定された場合、該動きを検出すること及び該動きが所定の閾値を超えると判定することに基づいて通知を生成することができる。通知は、動きが検出されたことを視覚的にオペレータに警告する警告灯又はインジケータ等の二進メカニズムとすることができる。該通知は、所定の閾値が、各々が異なる輝度設定又は異なるカラーの警告灯に対応する多数の異なる所定の閾値の 1 つであり得るようにして、超音波撮像プローブ 356 の動きが大きくなるにつれて次第に明るくなる警告灯等の可変メカニズムとすることもできる。このように、通知は、超音波撮像プローブ 356 の動きの量に基づいて変化することができ、二進メカニズムに限定されるものではない。

10

【0034】

[040] 当該通知は、動きが特定のしきい値を超えていることを示すことができ、このことは、画面に表示されている超音波画像の空間位置が、最早、信頼することができないことを意味する。例えば、インターフェース上に示される超音波撮像プローブは、白又は赤に着色することができる。この場合、ユーザは、もし必要なら、当該位置合わせを再固定するために新たな X 線画像を取得するための選択を有する。前述したように、ユーザには、二進閾値、又は異なる意味の通知を表示することができる信頼性フィードバックのいずれかを供給することができる。例えば、通知は、超音波撮像プローブが検出されて安定していることを意味する緑から、超音波撮像プローブが移動して新たな入力が必要であることを意味する赤まで等のように、異なる陰影又は輝度レベルのカラーを示すバーとすることができる。

20

【0035】

[041] 呼吸器 380 は、位置合わせシステム 390 に入力を供給するために使用することができる。呼吸運動は、生きている患者に常に存在し、このような呼吸運動は周期的であり得る。従って、呼吸サイクルの呼吸による周期性は、自然の補助によらない呼吸によるものであれ、呼吸器 380 によって補助される呼吸によるものであれ、識別及び除去することができる。呼吸運動が常に存在する限り、そのような呼吸運動は、閾値を超え且つ新たな X 線画像取得を起動する超音波撮像プローブ 356 の動きの原因としての考慮から除外されるべきである。時間の経過に伴う三次元 (3D) 呼吸運動の四次元 (4D) データセットを使用して、呼吸運動を除外することができる。4D データセットは、心周期とは別の呼吸周期 (呼吸サイクル) を反映する。他の例として、個々の呼吸サイクルよりも長い時間 (10 秒等) を使用して、呼吸運動による変化とプローブの運動による変化を区別するために画像の変化のパターン分析を実行することができる。呼吸運動は、呼吸器 380 等の外部呼吸装置から、又は呼吸は監視するが呼吸を補助することはない外部センサから受信される入力に基づいて補償することができる。

30

【0036】

[042] オプションとして、患者が全身麻酔下にある場合等において、呼吸器 380 からの入力を直接使用することができる。代わりに、ベルトを呼吸運動推定に使用することもできる。呼吸器 380 又は代替ベルトのいずれかからの入力を位置合わせシステム 390 に供給して、呼吸運動と超音波撮像プローブ 356 の運動とを区別することができる。運動パターンを超音波エコー画像で測定することができ、相互相関分析 (例えば、正規化された相互相関) を測定された運動に対し実行することができる。超音波エコー画像から推定された時間的運動パターンと呼吸器 380 又は代替ベルト / ベルトの入力との間の相互相関が高い場合、推定された運動は殆ど呼吸である可能性が高い。

40

【0037】

[043] 超音波撮像プローブ 356 の動きの量は、どの程度該動きが補償されるべきかを決定するために測定することもできる。例えば、動きの検出は、超音波シネループにおける変化検出によって実現することができる。シネループは、ある期間の関連する一連の画像であり、個々のフレームのシーケンスとしてデジタルで保存される。従って、超音波撮像プローブからのシネループの分析に基づいて、該超音波撮像プローブの動きを検出する

50

ことができる。

【 0 0 3 8 】

[044] ロバストさのために、動きの量を決定するための上記分析は、心周期ごとに実行することができる。心臓は三次元で撮像することができ、これは時間の経過とともに心周期を明らかにすることができる。時間の経過とともに三次元で撮像された各心周期は四次元（4D）データセットである。すなわち、経時的に識別された三次元心周期は四次元心周期であり、超音波撮像プローブの動きは、このような四次元心周期の間で検出することができる。連続する心周期の4Dデータセットを比較して、動きの量を含む動きを検出することができる。

【 0 0 3 9 】

[045] 例えば、異なるサイクルからの超音波画像は、時空間ローパスフィルタ処理の後、二乗差の合計又は他の同様の尺度を使用して比較することができる。他の例として、位置合わせマトリックスにおける変化量が、解剖学的構造の回転及び／又は並進等の特性を反映し得る。動きの量は、解剖学的目印に対して測定することができる。変化の量は、解剖学的構造のセグメンテーションから測定することもできる。更に、変化量は、解剖学的構造の回転及び／又は並進等の特性を反映するが、心臓モデルの3D超音波データセットへの適合も反映する位置合わせマトリックスから測定することができる。

【 0 0 4 0 】

[046] 6-DOF（六次の自由度）の動き推定を、四次元超音波心臓シネループ（又はX平面＋時間）に基づいて実行することができる。6次の自由度は、3つの平行移動軸及び3つの回転軸を含む。ここで、心臓は固定ビーコンとして使用することができ、視野内の心臓の見かけの動きは、心臓の周りの視野の動きに対応する。即ち、視野内の心臓の見かけの動きは、心臓の周りの視野に影響を与えるプローブの動きに対応するので、これを、超音波撮像プローブの動きが発生したことを判断すること及び後の補償の基礎として使用することができる。既知の運動推定及び補償技術を使用して、X線オーバーレイ上で心臓の位置を一定に保つことができ、かくして、X線画像上の超音波セクターの位置は調整され、X線上で見られる超音波撮像プローブの位置からオフセットすることができる。後者は古いX線画像に対応するからである。該オフセットは図2B及び図2Cに示されている。超音波撮像プローブが移動したこと、及び位置合わせを更新することができるように新しいX線画像が再度取得されるべきであることを示すために指示表示を提供することができる。

【 0 0 4 1 】

[047] 別の例では、超音波撮像プローブ356の動きを検出したら、該超音波撮像プローブ356の動きを補償して、X線放出器からのX線に基づく画像と超音波撮像プローブからの画像との間の位置合わせを維持することができる。

【 0 0 4 2 】

[048] 更に、介入医療デバイス355の動きを、複雑化を回避するために動き分析から除外することができる。例えば、超音波ボリューム内での介入医療デバイス355の動きは、超音波撮像プローブ356が移動したという誤った肯定指示情報を生成し得る。このような理由で、一層のロバストさを提供するためにX面又は4Dデータセットを使用することができる。代わりに、モデルベースの位置合わせ手法を使用してロバストさ強化することもできる。画像ベースのセグメンテーション又はナビゲーションを含む多くの方法のうちの1つを使用して介入医療デバイス355が追跡される場合、超音波ボリューム内の該介入医療デバイス355の位置は既知となる。機器追跡システムの例として、電磁（EM）追跡システムはフィールド発生器及び追跡されるセンサコイルを使用する。原位置追跡システムは、超音波を検出し、場所を識別するために使用することができる検出された超音波信号に基づく信号を送信する受動型超音波センサを使用する。結果として、当該デバイスを取り巻く超音波画像の部分は、動き検出アルゴリズムから除外することができる。例えば、パレル缶又はボックス等の一般的な三次元形状を、除外される領域を最小化するために、超音波画像内の介入医療デバイス355に密に重ね合わせることができる。

10

20

30

40

50

【 0 0 4 3 】

[049] 図 4 は、代表的実施態様による、複数方式画像化位置合わせの方法を実施化することができる汎用コンピュータシステムを示す。

【 0 0 4 4 】

[050] コンピュータシステム 4 0 0 は、該コンピュータシステム 4 0 0 に、本明細書に開示される方法又はコンピュータベースの機能のうちの何れか 1 以上を実行させるために実行することができる一群の命令を含むことができる。コンピュータシステム 4 0 0 は、自立型装置として動作することができ、又は、例えば、ネットワーク 4 0 1 を使用して、他のコンピュータシステム又は周辺装置に接続することができる。図 4 のコンピュータシステム 4 0 0 の要素及び特性の何れか又は全ては、中央ステーション 3 6 0、位置合わせシステム 3 9 0、超音波撮像プローブ 3 5 6、超音波システム 3 5 0、又はコントローラを含むと共に本明細書に記載の処理を実行することができる他の同様の装置及びシステムの要素及び特性を表すことができる。

10

【 0 0 4 5 】

[051] ネットワーク構成では、コンピュータシステム 4 0 0 は、サーバクライアントユーザネットワーク環境においてクライアントの能力で動作することができる。コンピュータシステム 4 0 0 は、制御ステーション、撮像プローブ、受動型超音波センサ、静止型コンピュータ、モバイルコンピュータ、パーソナルコンピュータ (P C) 又は当該マシンによりなされるべき動作を指定する一群の命令 (順次又はその他) を実行することができる何らかの他のマシン等の種々の装置として完全に若しくは部分的に実施化する又は斯かる種々の装置に組み込むことができる。コンピュータシステム 4 0 0 は、追加のデバイスを含む統合システム内にある装置として、又は斯かる装置内に組み込むことができる。一実施態様では、コンピュータシステム 4 0 0 は、ビデオ又はデータ通信を提供する電子装置を使用して実施化することができる。更に、コンピュータシステム 4 0 0 が示されているが、「システム」という用語は、1 以上のコンピュータ機能を実行するための命令のセット又は複数のセットを個別に若しくは共同で実行するシステム又はサブシステムの如何なる集合も含むと解釈されるべきである。

20

【 0 0 4 6 】

[052] 図 4 に示されるように、コンピュータシステム 4 0 0 は、プロセッサ 4 1 0 を含む。コンピュータシステム 4 0 0 のためのプロセッサ 4 1 0 は、有形で非一時的である。本明細書で使用される場合、「非一時的」という用語は、状態の永久的特徴としてではなく、ある期間続く状態の特徴として解釈されるべきである。「非一時的」という用語は、特に、搬送波若しくは信号の特徴又は如何なる場所及び時点でも一時的にのみ存在する他の形態等のつかの間の特徴を否定するものである。本明細書に記載の如何なるプロセッサも、製造品及び / 又はマシン部品である。コンピュータシステム 4 0 0 のプロセッサは、本明細書の様々な実施態様に記載される機能を果たすためのソフトウェア命令を実行するように構成される。コンピュータシステム 4 0 0 のプロセッサは、汎用プロセッサであってもよく、特定用途向け集積回路 (A S I C) の一部であってもよい。コンピュータシステム 4 0 0 のプロセッサは、マイクロプロセッサ、マイクロコンピュータ、プロセッサチップ、コントローラ、マイクロコントローラ、デジタル信号プロセッサ (D S P)、状態マシン又はプログラマブルロジックデバイスでもあり得る。コンピュータシステム 4 0 0 のプロセッサは、フィールドプログラマブルゲートアレイ (F P G A) 等のプログラマブルゲートアレイ (P G A) を含む論理回路、又は個別ゲート及び / 又はトランジスタロジックを含む別のタイプの回路でもあり得る。コンピュータシステム 4 0 0 のプロセッサは、中央処理装置 (C P U)、グラフィックス処理ユニット (G P U) 又はその両方であり得る。更に、本明細書に記載の如何なるプロセッサも、複数のプロセッサ、並列プロセッサ又はその両方を含み得る。複数のプロセッサは、単一のデバイス又は複数のデバイスに含まれるか、又はこれらに結合され得る。

30

40

【 0 0 4 7 】

[053] 更に、コンピュータシステム 4 0 0 は、バス 4 0 8 を介して相互に通信すること

50

ができるメインメモリ 4 2 0 及びスタチックメモリ 4 3 0 を含む。本明細書に記載のメモリは、データ及び実行可能命令を格納することができる有形の記憶媒体であり、内部に命令が記憶される間において非一時的である。本明細書で使用される場合、「非一時的」という用語は、状態の永久的特徴としてではなく、ある期間続く状態の特徴として解釈されるべきである。「非一時的」という用語は、特に、搬送波若しくは信号の特徴、又は如何なる場所及び如何なる時点でも一時的にのみ存在する他の形態等のつかの間の特徴を否定するものである。本明細書に記載のメモリは、製品及び／又はマシン部品である。本明細書に記載のメモリは、コンピュータによりデータ及び実行可能な命令を読み取ることができるコンピュータ読取可能な媒体である。本明細書に記載のメモリは、ランダムアクセスメモリ (RAM)、読み取り専用メモリ (ROM)、フラッシュメモリ、電氣的にプログラム可能な読み取り専用メモリ (EPROM)、電氣的に消去可能なプログラム可能な読み取り専用メモリ (EEPROM)、レジスタ、ハードディスク、リムーバブルディスク、テープ、コンパクトディスク読み取り専用メモリ (CD-ROM)、デジタル多用途ディスク (DVD)、フロッピーディスク、ブルーレイディスク又は当技術分野で知られている他の形式の記憶媒体とすることができる。メモリは、揮発性又は不揮発性、安全な及び／又は暗号化された、安全でない及び／又は暗号化されていないものとすることができる。

10

【 0 0 4 8 】

[054] 図示されるように、コンピュータシステム 4 0 0 は、液晶ディスプレイ (LCD)、有機発光ダイオード (OLED) ディスプレイ、フラットパネルディスプレイ、ソリッドステートディスプレイ又はブラウン管 (CRT) 等のビデオディスプレイユニット 4 5 0 を更に含むことができる。更に、コンピュータシステム 4 0 0 は、キーボード／仮想キーボード、タッチ感知入力スクリーン又は音声認識を備えた音声入力部等の入力装置 4 6 0、及びマウス又はタッチ感知入力スクリーン若しくはパッド等のカーソル制御装置 4 7 0 を含み得る。コンピュータシステム 4 0 0 は、ディスクドライブユニット 4 8 0、スピーカー又はリモートコントロール等の信号発生装置 4 9 0 及びネットワークインターフェース装置 4 4 0 も含むことができる。

20

【 0 0 4 9 】

[055] 一実施態様では、図 4 に示されるように、ディスクドライブユニット 4 8 0 はコンピュータ読取可能な媒体 4 8 2 を含むことができ、該媒体内に 1 以上の組の命令 4 8 4、例えば ソフトウェアを埋め込むことができる。命令 4 8 4 の組は、コンピュータ読取可能な媒体 4 8 2 から読み取ることができる。更に、命令 4 8 4 は、プロセッサによって実行された場合、本明細書に記載される方法及び処理の 1 以上を実行するために使用することができる。一実施態様において、命令 4 8 4 は、完全に又は少なくとも部分的に、メインメモリ 4 2 0、スタチックメモリ 4 3 0 内に、及び／又はコンピュータシステム 4 0 0 による実行中にプロセッサ 4 1 0 内に存在し得る。

30

【 0 0 5 0 】

[056] 代替の実施態様において、特定用途向け集積回路 (ASIC)、プログラマブルロジックアレイ及び他のハードウェア部品等の専用ハードウェア実施化例は、本明細書で説明される方法の 1 以上を実施するよう構成することができる。本明細書に記載される 1 以上の実施態様は、2 以上の特定の相互接続されたハードウェアモジュール又は装置を、斯かるモジュールの間で及びを介して通信され得る関連する制御及びデータ信号と共に使用して、機能を実施することができる。従って、本開示は、ソフトウェア、ファームウェア及びハードウェア構成を包含する。本出願における如何なるものも、有形の非一時的プロセッサ及び／又はメモリ等のハードウェアではなく、ソフトウェアのみで実施化され又は実施化可能であると解釈されるべきではない。

40

【 0 0 5 1 】

[057] 本開示の様々な実施態様によれば、本明細書に記載される方法は、ソフトウェアプログラムを実行するハードウェアコンピュータシステムを使用して実施することができる。更に、例示的な非限定的な実施態様において、実施化例は、分散処理、コンポーネント／オブジェクト分散処理及び並列処理を含むことができる。仮想コンピュータシステム

50

処理を、本明細書に記載の方法又は機能の 1 以上を実施するために構築することができ、本明細書に記載のプロセッサを使用して、仮想処理環境をサポートすることができる。

【0052】

[058] 本開示は、命令 484 を含むコンピュータ読取可能な媒体 482 を想定するか、又は伝播される信号に応答して命令 484 を受信及び実行する。かくして、ネットワーク 401 に接続された装置は、該ネットワーク 401 を介してビデオ又はデータを通信することができる。更に、命令 484 は、ネットワークインターフェース装置 440 によりネットワーク 401 を介して送信又は受信することができる。

【0053】

[059] 図 5 は、代表的実施態様による複数方式画像化位置合わせのための処理を示す。

10

【0054】

[060] S510 においては、データが、X線放出器 372 等の X線システムから受信される。該データは、位置合わせシステム 390 によって受信され得る。該データは、X線画像、X線画像を作成するために使用され得る生データ、又はその両方であり得る。該 X線画像は、患者の画像であり、完全に又は部分的に患者内の介入医療デバイス 355 の視覚化を含むと共に、超音波撮像プローブ 356 の画像も含み得る。しかしながら、最初から述べたように、X線システムによる X線撮像は、複数方式画像化位置合わせにおける超音波撮像プローブ 356 の動きを決定する基礎ではない。

【0055】

[061] むしろ、S520 において超音波撮像プローブ 356 から受信されるデータが、該超音波撮像プローブ 356 の動きを検出する基礎である。S520 において超音波撮像プローブ 356 から受信されるデータは、超音波画像、超音波画像を作成するために使用することができる生データ、又はその両方であり得る。該超音波画像も、患者の画像であり、完全に又は部分的に患者内の介入医療デバイス 355 の視覚化を含み得る。

20

【0056】

[062] S525 において、X線画像において超音波撮像プローブが識別される。

【0057】

[063] S530 において、心周期及び / 又は呼吸周期が、X線システムから受信されたデータから及び / 又は超音波撮像プローブ 356 から受信されたデータから識別される。

【0058】

30

[064] S540 において、X線に基づく画像は、超音波撮像プローブ 356 からの画像に位置合わせされる。位置合わせは、異なる撮像方式における同じ目的物を整列させることを含み、ある座標系を別の座標系に合致させること、ある撮像モードにおける目印を他の撮像モードにおける同じ目印に一致させること、ある撮像モードを他の撮像モードのサイズに一致するようにサイズ変更すること、又は同じシーンの 2 つの別々の画像間の位置合わせを確立する他の既知の形態を含み得る。一方のモードからの画像は、基準画像又は固定画像として指定することができ、幾何学的変換又は局所的変位を他方のモードからの他の画像に適用して、2 つの画像モードからの画像を整列させることができる。前述したように、複数方式画像化位置合わせは、超音波撮像プローブ 356 の動きが検出された場合のように、S540 での位置合わせが古くなった場合等の状況に対処する。

40

【0059】

[065] S550 において、図 5 の処理は、介入治療デバイス 355 を含む領域を識別して除外するステップを含む。介入医療デバイス 355 を含む領域は、X線に基づく画像及び超音波撮像プローブ 356 からの画像の何れか又は両方において識別することができる。

【0060】

[066] S555 では、新たなデータセットが超音波撮像プローブ 356 から受信される。S550 までの処理 (S550 を含む) は、古くなり得る S540 における最初の位置合わせが、本明細書に記載される複数方式画像化位置合わせによって対処される中心的関心事 (又はその 1 つ) であるという意味で、S550 以降の処理に対する一形態の背景と見なすことができる。S555 における超音波撮像プローブからの新たなデータセットは

50

、該超音波撮像プローブの動きが検出されるデータセットである。

【 0 0 6 1 】

[067] S 5 5 6 においては、超音波撮像プローブ 3 5 6 の位置が、新たな各データセットから決定される。S 5 5 7 では、当該超音波撮像プローブの位置の変化が、上記新たなデータセットのうちの 2 つの間で決定される。例えば、新たなデータセットが S 5 5 5 で取得されるたびに、該新たなデータセットから S 5 5 6 において決定された超音波撮像プローブ 3 5 6 の位置を、直前のデータセット、又は該新たなデータセットの前の所定の期間から若しくは該新たなデータセットの前の所定の数のデータセットからのもの等の他の以前のデータセットにおける位置と比較することができる。

【 0 0 6 2 】

[068] S 5 6 0 においては、超音波撮像プローブ 3 5 6 の位置の変化が、1 以上の所定の閾値と比較される。例えば、超音波撮像プローブ 3 5 6 の位置は、目印の回転若しくはオフセット又は前述した他のメカニズム等により、超音波撮像プローブ 3 5 6 からのデータに基づいて異なる画像フレームから識別することができる。上記異なる画像フレームは、連続していてもよく、又は特定の時間量又は介在する画像フレームの数によってオフセットされていてもよい。前記閾値は、二進の閾値とすることができ、又は各々が結果的通知のレベル等の異なる意味若しくは結果を持つ異なる閾値を含むスライディングスケールとすることもできる。移動量が決定されたなら、S 5 6 0 での比較は、決定された移動量を 1 以上の閾値と比較することを含む比較的単純な問題となり得る。

【 0 0 6 3 】

[069] S 5 7 0 では、超音波撮像プローブ 3 5 6 の動きが、該超音波撮像プローブ 3 5 6 からのデータから正式に検出される。S 5 7 0 での検出は、S 5 6 0 での位置の変化が僅少なものの以上であることに基づくと共に、S 5 3 0 からの心周期及び / 又は呼吸周期も考慮に入れる。このように、S 5 7 0 における超音波撮像プローブからのデータからの該超音波撮像プローブの動きの検出は、例えば、X 線に基づく画像が古く、S 5 4 0 での画像の位置合わせが古い可能性があることを反映する動きの正式な確認を含む。

【 0 0 6 4 】

[070] S 5 8 0 において、超音波撮像プローブ 3 5 6 の検出された動きを通知するための通知が発生される。

【 0 0 6 5 】

[071] S 5 9 0 において、図 5 の処理は、超音波撮像プローブの動きを補償して、該超音波撮像プローブからの画像に対する X 線に基づく画像の位置合わせを維持する。補償は、1 若しくは 2 以上のデカルト軸上での画像情報のシフト、又は 1 つの軸若しくは 2 以上の軸の回りでの画像情報の回転を含むことができる。図 5 には示されていないが、S 5 4 0 における位置合わせは、S 5 9 0 での補償に基づいて再度実行することができる。

【 0 0 6 6 】

[072] 図 6 は、代表的実施態様による、複数方式画像化位置合わせのための他の処理を示す。

【 0 0 6 7 】

[073] 図 6 の処理は S 6 0 1 において開始する。S 6 1 0 において、当該 X 線システムからデータが受信され、S 6 2 0 において、超音波撮像プローブ 3 5 6 からデータが受信される。S 6 1 0 及び S 6 2 0 におけるデータの受信は、図示されたように同時であるか、順次であるか、又は受信が部分的に同時であり且つ部分的に順次となるように重なり合うこともできる。

【 0 0 6 8 】

[074] S 6 2 5 において、超音波撮像プローブ 3 5 6 が X 線画像において識別される。S 6 3 0 において、心周期及び / 又は呼吸周期が X 線システムからのデータ及び超音波撮像プローブ 3 5 6 からのデータから識別される。

【 0 0 6 9 】

[075] S 6 4 0 において、X 線に基づく画像が超音波撮像プローブ 3 5 6 からの画像に

10

20

30

40

50

対し、識別された超音波撮像プローブ 3 5 6 を含む X 線画像に基づいて位置合わせされる。

【 0 0 7 0 】

[076] S 6 5 0 において、X 線に基づく画像及び超音波撮像プローブ 3 5 6 からの画像において介入医療デバイス 3 5 5 の (の周辺の) 領域が識別されて除外される。

【 0 0 7 1 】

[077] S 6 5 5 において、新たなデータセット (又は複数のデータセット) が超音波撮像プローブ 3 5 6 から受信され、該超音波撮像プローブ 3 5 6 の位置が新たな各データセットから決定され、該超音波撮像プローブ 3 5 6 の位置の変化が新たなデータセットの 2 つから決定される。

【 0 0 7 2 】

[078] S 6 6 0 において、当該超音波撮像プローブの位置の変化が、予め定められた閾値と比較される。該変化は、どんなに小さくても、順次の画像フレームの間の如何なる観察される動きでもあり得る。

【 0 0 7 3 】

[079] S 6 5 5 において、動きが検出されたかについて判定がなされる。動きは、S 6 6 0 における位置の変化が閾値を超える場合に検出される。動きが検出されない場合 (S 6 6 5 = ノー)、当該処理は S 6 5 5 に戻り、X 線システム及び超音波撮像プローブ 3 5 6 からのデータを再び受信する。

【 0 0 7 4 】

[080] 動きが検出された場合 (S 6 6 5 = イエス)、S 6 7 0 において、当該超音波撮像プローブの動きが心周期及び / 又は呼吸周期を考慮に入れて検出される。即ち、自然の心運動及び / 又は自然の若しくは補助された呼吸運動に基づく該プローブの動きは、除外され、オフセットされ又はそれ以外で取り除かれ得る。

【 0 0 7 5 】

[081] S 6 8 0 では、超音波撮像プローブ 3 5 6 の検出された動きの通知が生成される。S 6 9 0 では、超音波撮像プローブの動きが、該超音波撮像プローブ 3 5 6 からの画像への X 線に基づく画像の位置合わせを維持するために補償される。S 6 8 0 での通知及び S 6 9 0 での補償は、図示されるように同時とすることができ、順次とすることができ、又は通知及び補償が部分的に同時且つ部分的に順次となるように重なり合うようにすることができる。

【 0 0 7 6 】

[082] 図 7 は、代表的な実施態様による、複数方式画像化位置合わせのための別の処理を示す。図 7 において、要素番号は、他の実施態様における要素番号との相関関係を明確に描くために番号順から外れる場合がある。それにもかかわらず、図 7 に示される流れは、図 7 に示される実施態様における複数方式画像化位置合わせの処理の態様を表すものである。

【 0 0 7 7 】

[083] 図 7 の処理は、S 7 0 1 で開始する。S 7 1 0 では、二重投影 X 線撮像が取得される。二重投影 X 線撮像は 2 つの面から投影された X 線撮像であり、これは初期的に実行することができる一方、後続の X 線撮像は単一の面からであり得る。S 7 2 0 では、T E E 撮像が T E E プローブから取得される。S 7 1 0 での二重投影 X 線撮像及び S 7 2 0 での T E E 撮像の受信は、図示されたように同時であり得るか、順次であり得るか、又は受信が部分的に同時且つ部分的に順次となるように重なり得る。

【 0 0 7 8 】

[084] S 7 2 5 において、T E E プローブの姿勢が X 線撮像において識別される。該 T E E プローブの姿勢は、該 T E E プローブの位置及び向きを含む。

【 0 0 7 9 】

[085] S 7 4 0 において、T E E 撮像が最新の X 線画像上に重ねられる。S 7 9 9 における判定は新たな X 線画像が利用可能であるかについてなされ、そうでないなら (S 7 9 9 = ノー)、当該処理は S 7 2 0 に戻って新たな T E E 撮像を取得する。新たな X 線画像

10

20

30

40

50

が利用可能なら（Ｓ７９９＝イエス）、当該処理はＳ７２５に戻って該新たなＸ線画像におけるＴＥＥプローブの姿勢を再び識別する。

【００８０】

[086] Ｓ７５０では、機器領域が識別され、Ｓ７２０で取得されたＴＥＥ画像から削除される。Ｓ７３０では、心運動及び呼吸運動がＴＥＥ撮像から削除される。Ｓ７７０において動きが検出され、Ｓ７９０において、検出された動きが補償される。Ｓ７９０後の補償された動きの出力は、Ｓ７４０での最新のＸ線画像上のオーバーレイのため、並びにＳ７９０で補償された測定された動きの量及び補償の品質を反映するためにユーザに提供される視覚的指示子を更新するための両方のために供給される。Ｓ７８０において視覚的指示子を更新した後、当該処理はＳ７２０に戻り、ＴＥＥ撮像を再度取得する。

10

【００８１】

[087] 図７に示され、上記で説明したように、２つの並列処理を、複数のループを用いて再帰的パターンで実行することができる。したがって、Ｓ７１０において二重投影Ｘ線画像として取得される最初のＸ線画像には、単一投影Ｘ線画像（図示せず）が後続され得、かくして、Ｓ７２５でのＴＥＥプローブの識別は新たなＸ線画像が利用可能となる（Ｓ７９９＝イエス）毎に実行される。Ｓ７２０からＳ７８０までのＴＥＥ処理もループで実行することができ、補償された動きが、Ｓ７４０において最新のＸ線画像上に新しいＴＥＥ撮像をオーバーレイすると共に、Ｓ７２０において新しいＴＥＥ撮像を再度取得する前にＳ７８０において視覚的指示子を更新するために繰り返し使用されるようにする。

【００８２】

20

[088] 前述したように、図７における要素番号は番号順から外れて見え得るが、これは、他の実施態様において同様の要素番号との相関関係を明確に描くために行われたものである。斯かるステップの異なる順序は、種々の実施態様に示されるステップを、まったくではなくて異なる順序で、又は追加の介在するステップ及び処理（図示せず）が間に実行されるようにして実行することができる点で、複数方式画像化位置合わせのための処理ステップの変動性を反映している。したがって、複数方式画像化位置合わせは、超音波プローブの動きを識別して対処するためのメカニズムを提供する。測定された動きは、閾値と比較することができ、呼吸周期及び／又は心周期からの影響を除去し若しくはそれ以外で考慮するための補正を施すことができる。測定された動きが修復を正当化するのに十分なほど重要である場合、オペレータに動きの程度を反映する可変通知を含む通知を提供することができ、及び／又は当該動きを、超音波からの画像をＸ線からの画像のジオメトリと再び一致するように調整するために補償することができる。

30

【００８３】

[089] 複数方式画像化位置合わせを幾つかの例示的な実施態様を参照して説明したが、使用された文言は、限定の文言ではなく、説明及び例示の文言であることが理解される。各態様における複数方式画像化位置合わせの範囲及び趣旨から逸脱することなく、現在述べられ及び補正される添付請求項の範囲内で変更を行うことができる。複数方式画像化位置合わせは、特定の手段、材料及び実施態様を参照して説明されているが、複数方式画像化位置合わせは、開示された詳細に限定されることを意図していない。むしろ、複数方式画像化位置合わせは、添付請求項の範囲内にあるような、すべての機能的に等価な構造、方法及び使用にまで及ぶものである。

40

【００８４】

[090] 例えば、図３は中央ステーション３６０及びＸ線放出器３７２とは別個の位置合わせシステム３９０を示している。しかしながら、位置合わせは中央ステーション３６０若しくは均等物又はＸ線放出器若しくは均等物の一方又は他方により実行することもできる。

【００８５】

[091] 本明細書に記載の実施態様の図示は、様々な実施態様の構造の一般的な理解を提供することを意図している。これらの図示は、本明細書に記載されている本開示の全ての要素及びフィーチャの完全な説明として働くことを意図するものではない。本開示を検討

50

すれば、他の多くの実施態様が当業者には明らかとなり得る。本開示の範囲から逸脱することなく構造的及び論理的置換及び変更を行うことができるように、本開示から他の実施態様を利用し、導き出すことができる。更に、各図は単なる表現であり、縮尺どおりに描かれていない場合がある。図示内の特定の比率は誇張されている場合があり、他の比率は最小化されている場合がある。したがって、本開示及び図面は、限定的ではなく例示的であると見なされるべきである。

【 0 0 8 6 】

[092] 本開示の 1 以上の実施態様は、ここでは、本出願の範囲を如何なる特定の発明又は発明的概念に自発的に限定することを意図することなく、単に便宜のために「発明」という用語によって、個別に及び / 又は集合的に参照され得る。更に、本明細書では特定の
10 実施態様が図示及び説明されているが、同一又は同様の目的を達成するように設計された如何なる後の構成も、上記特定の実施態様と置換することができると理解されたい。本開示は、様々な実施態様の如何なる及び全ての後の適応又は変形をカバーすることを意図している。上記実施態様の組み合わせ及び本明細書に具体的に記載されていない他の実施態様は、本記載を検討すれば当業者には明らかであろう。

【 0 0 8 7 】

[093] 本開示の要約は、37C.F.R § 1.72 (b) に準拠するために提供されたものであり、請求項の範囲又は意味を解釈又は制限するために使用されるものではないとの理解で提示されるものである。更に、前述の詳細な説明では、開示を合理化する目的で、様々なフ
20 ィーチャと一緒にグループ化するか、又は単一の実施態様で説明することができる。本開示は、請求項に記載された実施態様が各請求項に明示的に記載されているよりも多くのフィーチャを必要とするという意図を反映していると解釈されるべきではない。むしろ、以下の請求項が反映するように、本発明の主題は、開示された実施態様の何れかのフィーチャの全てよりも少ないものに向けられ得る。したがって、以下の請求項は、各請求項が自身で請求項に記載された主題を別途定義するものとして、詳細な説明に組み込まれる。

【 0 0 8 8 】

[094] 開示された実施態様の前述の説明は、当業者が本開示に記載された概念を実施することを可能にするために提供されている。したがって、上記の開示された主題は、例示的であり、限定的ではないと見なされるべきであり、添付の請求項は、本開示の真の趣旨
30 及び範囲内にあるそのような全ての修正、強化及び他の実施態様をカバーすることを意図する。したがって、法律で認められる最大限の範囲で、本開示の範囲は、以下の請求項及びそれらの均等物の最も広い許容可能な解釈によって決定されるべきであり、前述の詳細な説明によって制限又は限定されるべきではない。

10

20

30

40

50

【図面】

【図 1】

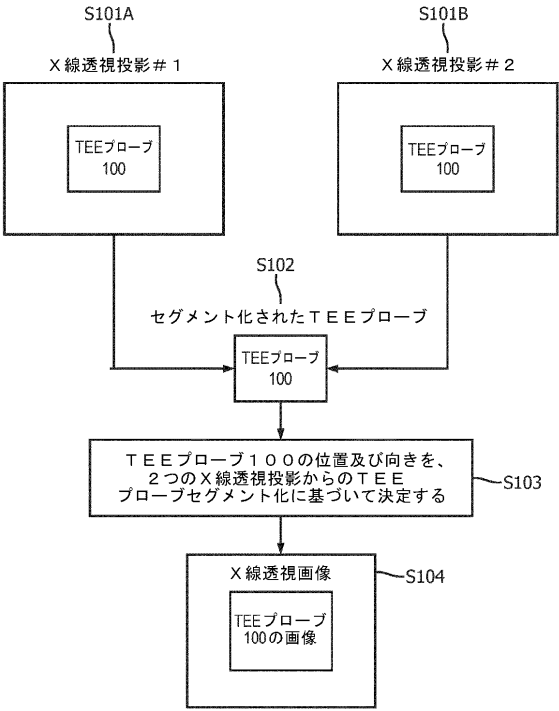


図 1
(従来技術)

【図 2 A】

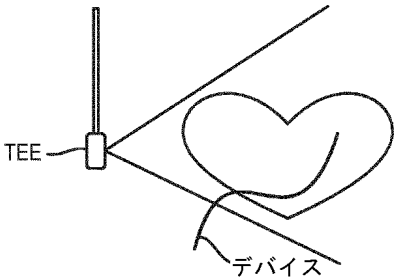


図 2 A

10

【図 2 B】

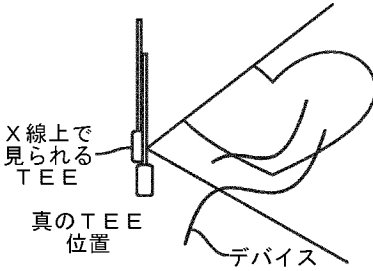


図 2 B

【図 2 C】

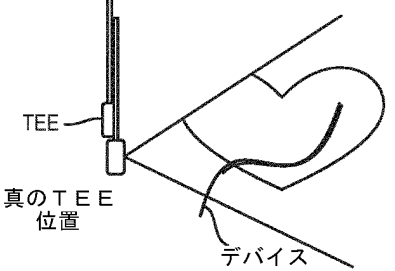


図 2 C

30

40

50

【図 3】

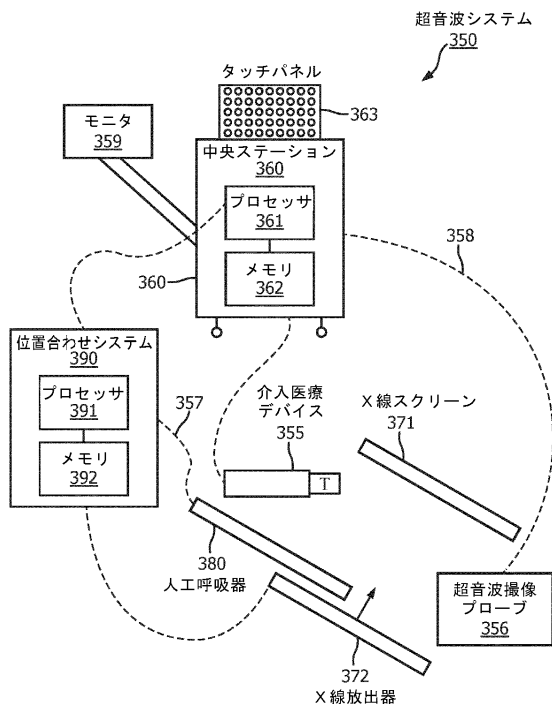


図 3

【図 4】

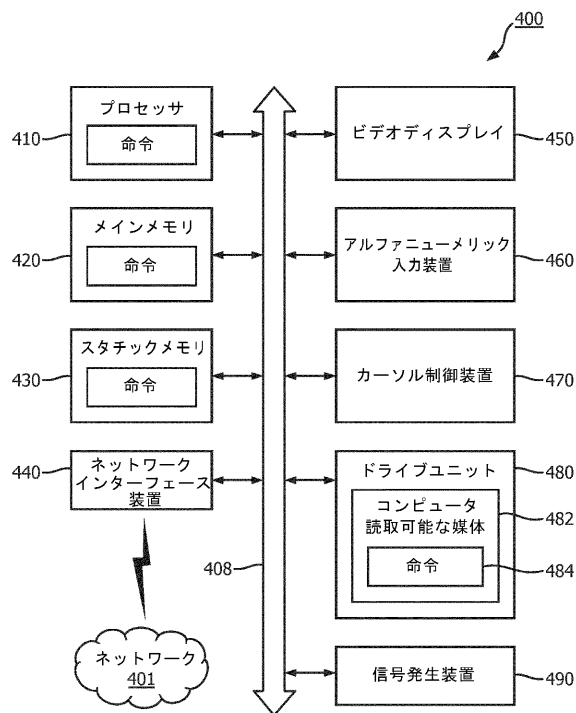


図 4

【図 5】

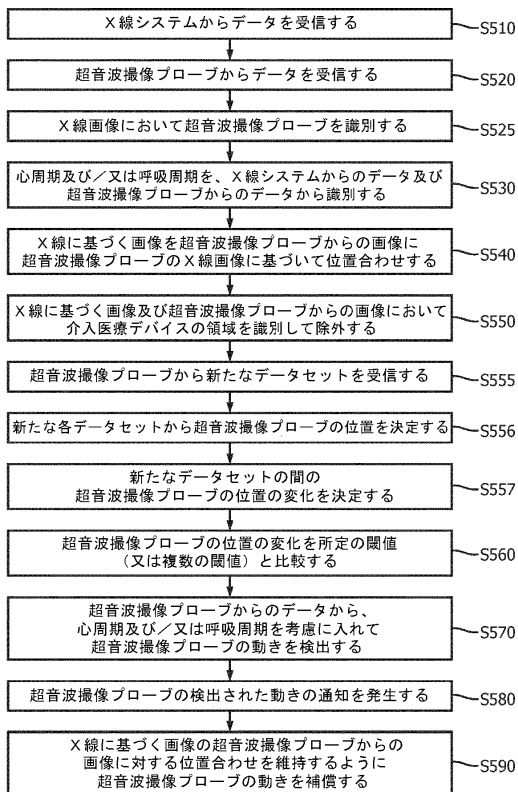


図 5

【図 6】

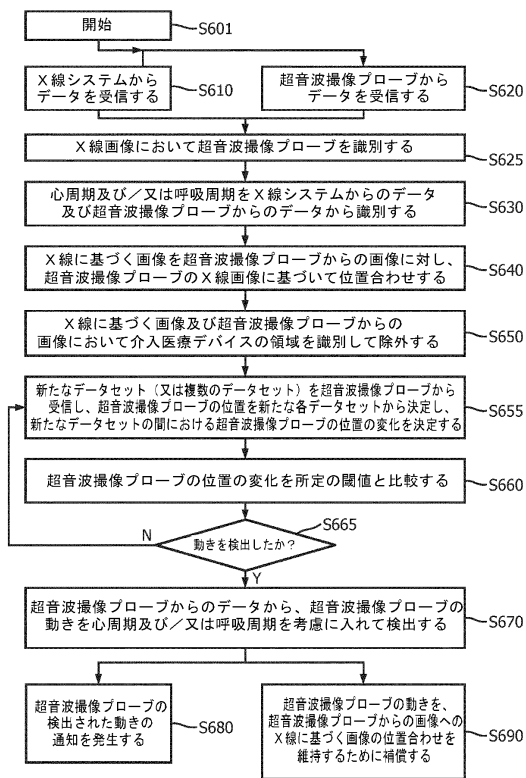


図 6

10

20

30

40

50

【図 7】

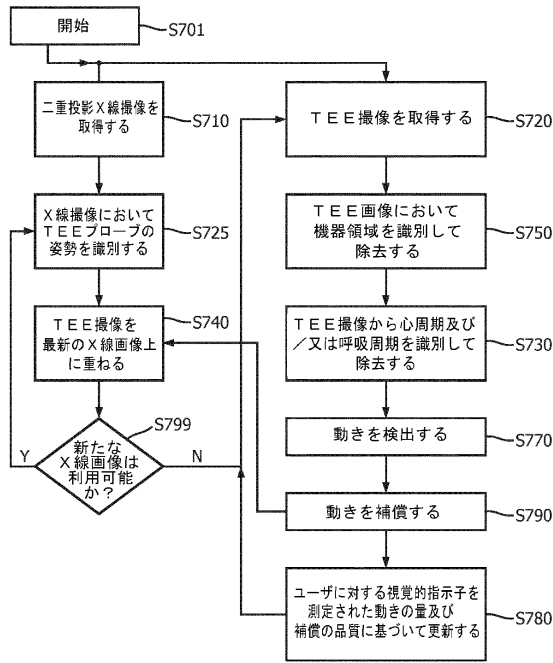


図 7

10

20

30

40

50

フロントページの続き

- ドーフェン ハイ テック キャンパス 5
(72)発明者 フレックスマン モリー ララ
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 5
(72)発明者 ジャイン アーミート クマー
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 5
(72)発明者 ネイホフ ニールズ
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 5
審査官 佐々木 創太郎
(56)参考文献 国際公開第 2 0 1 7 / 0 8 9 5 0 9 (W O , A 1)
米国特許出願公開第 2 0 1 6 / 0 3 0 0 0 8 (U S , A 1)
米国特許出願公開第 2 0 1 3 / 2 7 9 7 8 0 (U S , A 1)
(58)調査した分野 (Int.Cl. , D B 名)
A 6 1 B 8 / 0 0 - 8 / 1 5
A 6 1 B 6 / 0 0 - 6 / 1 4