

(19) 日本国特許庁(JP)

## (12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第5449175号  
(P5449175)

(45) 発行日 平成26年3月19日(2014.3.19)

(24) 登録日 平成26年1月10日(2014.1.10)

(51) Int.Cl.

A 61 B 8/00 (2006.01)

F 1

A 61 B 8/00

請求項の数 27 (全 11 頁)

(21) 出願番号 特願2010-530602 (P2010-530602)  
 (86) (22) 出願日 平成20年10月20日 (2008.10.20)  
 (65) 公表番号 特表2011-500250 (P2011-500250A)  
 (43) 公表日 平成23年1月6日 (2011.1.6)  
 (86) 国際出願番号 PCT/IB2008/054315  
 (87) 国際公開番号 WO2009/053896  
 (87) 国際公開日 平成21年4月30日 (2009.4.30)  
 審査請求日 平成23年10月19日 (2011.10.19)  
 (31) 優先権主張番号 60/982,824  
 (32) 優先日 平成19年10月26日 (2007.10.26)  
 (33) 優先権主張国 米国(US)

(73) 特許権者 590000248  
 コーニングレッカ フィリップス エヌ  
 ヴェ  
 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  
 (74) 代理人 100087789  
 弁理士 津軽 進  
 (74) 代理人 100122769  
 弁理士 笛田 秀仙  
 (72) 発明者 シュ シエン  
 アメリカ合衆国 ニューヨーク州 105  
 10-8001 ブリアクリフ マノアー  
 ピオー ボックス 3001 345  
 スカボロー ロード

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】マルチモダリティ軟組織画像化のための閉ループレジストレーション制御

## (57) 【特許請求の範囲】

## 【請求項 1】

画像レジストレーション装置であって、  
 スキヤナにより事前に生成された目標領域の3次元以上の診断ボリューム画像を記憶する診断ボリューム画像メモリと、  
 前記目標領域の事前に生成された3次元以上の低解像度ボリューム画像を記憶する低解像度ボリューム画像メモリと、

2次元以上のリアルタイム画像を生成するリアルタイムスキヤナと、

前記目標領域の前記3次元以上の診断ボリューム画像と前記3次元以上の低解像度ボリューム画像とを位置合わせするベースライン変換、及び、前記2次元以上のリアルタイム画像と前記3次元以上の低解像度ボリューム画像とを位置合わせする動き補正変換を決定するローカライザ・レジストレーションユニットと、

前記ベースライン変換及び前記動き補正変換を用いて、前記3次元以上の診断ボリューム画像の少なくとも一部分を調整して前記3次元以上の診断ボリューム画像の少なくとも対応する部分と前記2次元以上のリアルタイム画像を位置合わせする、画像調整プロセッサと、

を有する装置。

## 【請求項 2】

請求項1に記載の装置であって、前記ローカライザ・レジストレーションユニットが、前記3次元以上の低解像度ボリューム画像の収集中、及び前記2次元以上のリアルタイム

画像の収集中において前記リアルタイムスキャナの2次元又は3次元プローブの空間位置及び方向を決定する空間追跡システムを含む、装置。

**【請求項3】**

請求項2に記載の装置であって、前記空間追跡システムは、電磁気的、光学的、又は超音波の追跡システムを含み、前記リアルタイムスキャナは、2次元又は3次元超音波プローブを備えた超音波スキャナを含む、装置。

**【請求項4】**

請求項1に記載の装置であって、前記ローカライザ・レジストレーションユニットは、複数の次元の各々に対して自動位置合わせを反復的に適用するプロセッサと、

前記自動位置合わせを確認し必要に応じて調整し承認する手段としてのユーザインターフェースと、  
を含む、  
装置。

**【請求項5】**

請求項1に記載の装置であって、前記低解像度ボリューム画像は、超音波ボリューム画像である、装置。

**【請求項6】**

請求項5に記載の装置であって、前記リアルタイムスキャナがリアルタイム超音波スキャナである、装置。

**【請求項7】**

請求項6に記載の装置であって、前記リアルタイム超音波スキャナは、一連のリアルタイム2次元超音波画像を生成し、2次元画像位置信号は、前記ベースライン変換及び前記動き補正変換に応じて調整すべき前記3次元以上の診断ボリューム画像の一部分を識別する際に用いるために前記画像調整プロセッサに伝送される、装置。

**【請求項8】**

請求項7に記載の装置であって、前記リアルタイム超音波スキャナ及び前記ローカライザ・レジストレーションユニットは、前記低解像度ボリューム画像メモリに接続され、これに対して複数の2次元超音波画像を伝送し、前記3次元以上の超音波ボリューム画像へのコンパイルをなすようにする、装置。

**【請求項9】**

請求項6に記載の装置であって、さらに、各リアルタイム2次元超音波画像を、前記3次元以上の診断ボリューム画像の当該対応する変換部分と融合して融合画像とする画像融合器と、

前記融合画像を表示するディスプレイと、  
を含む装置。

**【請求項10】**

請求項9に記載の装置であって、複数のリアルタイム超音波スキャナ画像をバッファ処理するバッファメモリをさらに含み、前記ローカライザ・レジストレーションユニットは、当該記憶された複数のリアルタイム超音波画像を前記3次元以上の超音波ボリューム画像と位置合わせして、前記動き補正変換を生成し、この動き補正変換が、複数のリアルタイム超音波画像が生成された後に更新されるようにしている、装置。

**【請求項11】**

請求項6に記載の装置であって、前記ローカライザ・レジストレーションユニットは、さらに、当該位置合わせされたリアルタイム超音波画像と前記3次元以上の超音波ボリューム画像との類似性の程度を示す類似性測度信号を生成する、装置。

**【請求項12】**

請求項11に記載の装置であって、前記ディスプレイは、さらに、前記類似性測度の視覚的表現を表示する、装置。

**【請求項13】**

10

20

30

40

50

請求項 1 に記載の装置であって、前記ローカライザ・レジストレーションユニットは、1つ又は複数のコンピュータプロセッサを含み、当該プロセッサは、

( a ) 第 1 の次元又は複数次元のうちの一部の次元に沿って位置合わせを最適化すること、

( b ) 前記第 1 の次元において位置合わせされた前記 3 次元以上の診断ボリューム画像及び前記 3 次元以上の低解像度ボリューム画像を示す表示を表すこと、

( c ) オペレータ入力装置から、当該位置合わせに対する手動調整及び当該位置合わせのオペレータ承認のうちの少なくとも一方を受けること、

( d ) 複数の付加的次元の各々について前記ステップ ( a ) ないし ( c ) を繰り返すこと、

( e ) 前記ステップ ( a ) ないし ( d ) を反復して行うこと、

を有する方法を行うようプログラムされている、

装置。

#### 【請求項 14】

目標領域の 3 次元以上の診断ボリューム画像を前記目標領域の 3 次元以上の低解像度ボリューム画像と半自動的に位置合わせする方法であって、

( a ) 第 1 の次元又は複数次元のうちの一部の次元に沿って位置合わせを自動的に最適化すること、

( b ) 前記第 1 の次元において位置合わせされた前記 3 次元以上の診断ボリューム画像及び前記 3 次元以上の低解像度ボリューム画像を示す表示を表すこと、

( c ) 前記位置合わせに対する手動調整及び前記位置合わせのオペレータ承認のうちの少なくとも一方を受けること、

( d ) 複数の付加的次元の各々について前記ステップ ( a ) ないし ( c ) を繰り返すこと、

前記目標領域の一連の 2 次元以上のリアルタイム画像を生成すること、

前記 3 次元以上の診断ボリューム画像と前記 3 次元以上の低解像度ボリューム画像とを位置合わせするベースライン変換、及び、前記 2 次元以上のリアルタイム画像と前記 3 次元以上の低解像度ボリューム画像とを位置合わせする動き補正変換を決定すること、

前記ベースライン変換及び前記動き補正変換を用いて、前記 3 次元以上の診断ボリューム画像の少なくとも一部分を調整して前記 3 次元以上の診断ボリューム画像の少なくとも対応する部分を前記 2 次元以上のリアルタイム画像との位置合わせ画像に変換すること、

を有する方法。

#### 【請求項 15】

請求項 14 に記載の方法であって、前記ステップ ( a ) ないし ( d ) を反復して行うことをさらに含む方法。

#### 【請求項 16】

請求項 15 に記載の方法であって、前記低解像度ボリューム画像は、超音波ボリューム画像である、方法。

#### 【請求項 17】

請求項 16 に記載の方法であって、

複数の 2 次元以上の超音波画像を生成すること、及び

前記複数の 2 次元以上の超音波画像を合成して前記 3 次元以上の超音波ボリューム画像を形成すること

をさらに含む方法。

#### 【請求項 18】

請求項 16 に記載の方法であって、

前記目標領域の一連の 2 次元以上のリアルタイム画像が、リアルタイム超音波スキャナによって生成されるリアルタイム超音波画像である、方法。

#### 【請求項 19】

請求項 18 に記載の方法であって、

10

20

30

40

50

各リアルタイム超音波画像を前記3次元以上の診断ボリューム画像の対応する変換部分と融合して融合画像を形成すること、及び

前記融合画像を表示すること、  
をさらに含む方法。

**【請求項20】**

請求項18に記載の方法であって、前記リアルタイム超音波画像及び前記3次元以上の超音波ボリューム画像を位置合わせするステップは、さらに類似性測度を生成し、前記類似性測度の表示を生成することをさらに含む方法。

**【請求項21】**

画像レジストレーション方法であって、  
目標領域の3次元以上の診断ボリューム画像及び当該目標領域の3次元以上の超音波ボリューム画像を位置合わせして、前記3次元以上の診断ボリューム画像及び前記3次元以上の超音波ボリューム画像を位置合わせ画像に変換するベースライン変換を生成すること、

一連のリアルタイム超音波画像を生成すること、

前記リアルタイム超音波画像を前記3次元以上の超音波ボリューム画像と位置合わせして、前記3次元以上の超音波ボリューム画像の少なくとも一部と前記リアルタイム超音波画像を位置合わせ画像に変換する動き補正変換を生成すること、

前記ベースライン変換及び動き補正変換により前記3次元以上の診断ボリューム画像の少なくとも対応する一部分を調整して、前記3次元以上の診断ボリューム画像の少なくとも当該対応する部分を前記リアルタイム超音波画像と位置合わせすること、  
を有する、方法。

**【請求項22】**

請求項21に記載の方法であって、  
前記ベースライン変換及び前記動き補正変換により処理された前記3次元以上の診断ボリューム画像の対応する部分と各リアルタイム超音波画像を融合させて融合画像を発生すること、

及び

前記融合画像を表示すること、  
をさらに含む方法。

**【請求項23】**

請求項21に記載の方法であって、  
複数の前記リアルタイム超音波画像をバッファ処理すること、  
グループとしての当該バッファ処理された複数のリアルタイム超音波画像を前記3次元以上の超音波ボリューム画像と位置合わせて前記動き補正変換を生成すること、  
をさらに含む方法。

**【請求項24】**

請求項21に記載の方法であって、前記リアルタイム超音波画像及び前記3次元以上の超音波ボリューム画像を位置合わせするステップは、さらに類似性測度を生成し、前記類似性測度の表示を生成することをさらに含む方法。

**【請求項25】**

請求項21に記載の方法であって、前記3次元以上の診断ボリューム画像は、3次元以上の磁気共鳴ボリューム画像である、方法。

**【請求項26】**

コンピュータソフトウェアがプログラムされたコンピュータ媒体又はプロセッサであって、当該ソフトウェアは、前記プロセッサにおいて実行されるとき、

3次元以上の診断ボリューム画像と3次元以上の超音波又はその他の低解像度ボリューム画像を位置合わせ画像に変換するベースライン変換を生成するステップと、

一連のリアルタイムな超音波又はその他の低解像度画像を前記3次元以上の超音波又はその他の低解像度画像に位置合わせして、前記3次元以上の超音波又はその他の低解像度

10

20

30

40

50

ボリューム画像の少なくとも一部分を位置合わせ画像に変換する動き補正変換を生成するステップと、

前記ベースライン変換及び前記動き補正変換により前記3次元以上の診断ボリューム画像の少なくとも対応する部分を処理して、前記3次元以上の診断ボリューム画像の当該対応する部分の少なくとも一部を、前記リアルタイムな超音波又はその他の低解像度画像と位置合わせするステップと、

を行う、

コンピュータ媒体又はプロセッサ。

【請求項27】

請求項26に記載のコンピュータ媒体又はプロセッサであって、前記ソフトウェアは、10  
実行されるときに、

類似性測度を決定するステップと、

前記類似性測度の表示を生成するステップと、

をさらに行う、

コンピュータ媒体又はプロセッサ。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、診断画像形成技術に関する。これは、超音波によりリアルタイムで生検針の進行が監視されリアルタイムの超音波画像がMR又はCT画像のような前に発生された診断画像と位置合わせされる標的化された前立腺の生検及び治療に関連した特定の用途を有するものであり、これに関して説明するものである。但し、本提示の技術は、腎臓、他の器官、他の種類の軟組織や、他の画像化モダリティに適用可能であることが分かる筈である。20

【背景技術】

【0002】

前立腺癌は、最も一般的な皮膚でない癌であり、アメリカの男性の中で癌死亡の2番目に多い原因である。経直腸超音波(TRANSRECTAL ULTRASOUND)で誘導される針生検は、その実時間特性、低コスト及び簡単さにより前立腺癌を診断するための最も頻繁に用いられる方法である。しかしながら、前立腺癌を検出するための超音波の使用は、その比較的乏しい画質と前立腺及び他の癌に対する低い感應性とによって制限される。すなわち、超音波画像は、癌組織とその隣接組織との区別は少ししかない。前立腺及び他の癌による音波ホログラフィの欠落は、癌の可能性のある組織が実際に生検がなされたかどうかについての不確実性をもたらす。TRANSRECTAL ULTRASOUND誘導生検は、概して20%のケースにおいて正しく前立腺癌の存在を検出し損なうことが推測されている。30

【0003】

磁気共鳴画像などの他の画像形成モダリティは、前立腺及び癌組織の高度な区別を提供する。しかしながら、磁気共鳴画像法は、コスト高であり、通常はリアルタイムではなく、やっかいな又は用いるのが難しく、型にはまった生検誘導にとって望ましくないものとなる。40

【0004】

磁気共鳴画像及び超音波画像は、融合され又は位置合わせされている。しかしながら、解像度、鮮明度及び解剖学的マーカの特性の違い、コントラスト差、画像特性の差及び磁気共鳴画像と超音波画像との他の差を原因として、リアルタイム超音波画像及びボリュームMR画像の確実な自動レジストレーション(位置合わせ)は、実現し難いことが分かっている。接合した若しくは並列配置した又は融合した表示を伴うことなく簡単な自覺的な比較は、今日では、リアルタイム超音波誘導処理の間において予め取得した磁気共鳴画像を用いるための典型的判断基準である。

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

50

**【0005】**

本願は、これら問題及びその他の点を克服する新規でかつ改良された装置及び方法を記述するものである。

**【課題を解決するための手段】****【0006】**

一態様によれば、画像レジストレーション装置が提供される。診断ボリューム画像メモリは、スキャナにより発生された目標領域の3D診断ボリューム画像を受ける。超音波ボリューム画像メモリは、目標領域の3D超音波ボリューム画像を記憶する。ローカライザ及びレジストレーションユニットは、3D診断ボリューム画像及び目標領域の3D超音波画像を位置合わせさせるベースライン変換を決定する。画像調整プロセッサは、ベースライン変換に応じて診断ボリューム画像の少なくとも選択された部分を調整する。10

**【0007】**

他の態様によれば、目標領域の3D診断ボリューム画像を目標領域の3D超音波ボリューム画像と半自動的に位置合わせする方法が提供される。第1の次元又は複数次元の一部に沿った位置合わせは、自動的に最適化される。3D診断画像及び第1の次元において位置合わせされた3D超音波ボリューム画像を描く表示が呈示される。当該位置合わせに対するマニュアルの調整の少なくとも1つ又は当該位置合わせのオペレータ承認は、受け取られる。これらステップは、複数の付加的次元の各々につき繰り返される。ベースライン変換は、3D診断ボリューム画像及び3D超音波ボリューム画像を位置合わせするものが定められる。20

**【0008】**

他の態様によれば、画像レジストレーション方法が提供される。目標領域の3D診断ボリューム画像及び目標領域の3D超音波ボリューム画像は、3D診断ボリューム画像及び超音波ボリューム画像を位置合わせ画像に変換するベースライン変換を発生するために位置合わせされる。一連のリアルタイム超音波画像が発生される。リアルタイム超音波画像は、3D超音波ボリューム画像の少なくとも一部及びリアルタイム超音波画像を位置合わせ画像に変換する動き補正変換を発生するよう3D診断画像と位置合わせされる。3D診断ボリューム画像の少なくとも対応の部分は、3D診断ボリューム画像の少なくとも当該対応の部分を、当該リアルタイム超音波画像との位置合わせをなすよう、ベースライン変換及び動き補正変換により処理される。30

**【0009】**

1つの利点は、磁気共鳴画像と超音波画像との高精度又は半自動ベースラインレジストレーションを容易にする、ということである。

**【0010】**

本願のもう1つの利点は、超音波画像及び3次元ボリューム画像例えば磁気共鳴画像又はCT画像のリアルタイムの手術中の位置合わせにある。

**【0011】**

他の利点は、軟組織生検における改善された誘導精度である。

**【0012】**

他の利点は、画像融合の精度が、画像レジストレーションによってのみ定まり、追従システムとは独立したものとなっていることである。40

**【0013】**

他の利点は、融合精度が、追従システムの電磁界の金属歪みの影響を受けないことがある。

**【0014】**

他の利点は、当該システムが位置合わせの基準を必要としないことである。

**【0015】**

また別の利点及び効果は、以下の詳細な説明を読んで理解することにより通常の当業者には明らかとなる。

**【0016】**

本発明は、様々な要素及び要素の様々な構成の形態、及び様々なステップ及びステップの様々な構成の形態をとりうるものである。

【図面の簡単な説明】

【0017】

【図1】閉ループ位置合わせ制御の概略図。

【図2】半自動画像位置合わせ処理の概略図。

【図3】リアルタイム画像位置合わせの方法を説明する図。

【発明を実施するための形態】

【0018】

図1を参照すると、磁気共鳴(MR)画像又はCT画像のような目標領域の3D診断ボリューム画像は、スキャナ10により発生され、診断ボリューム画像メモリ12に記憶される。目標領域の3D診断ボリューム画像は、生検処理の前に発生される。3D画像について説明するが、4D以上の次元の画像も含まれるものである。例えば、周期的に動く器官の画像は、当該サイクルにおいて時間又は位置である第4の次元とともに4次元で発生することができる。3D診断ボリューム画像は、例えば、生検処理の直前、生検処理の何時間か、何日か又は何週間か前、又は何か月も前に、磁気共鳴画像形成システムにおいて発生可能である。オプションとして、3D診断ボリューム画像は、患者が生検の際にあることになるのと同じ身体的位置において患者により発生される。好ましくは同じ位置にある患者による、同じ領域の3D超音波ボリューム画像は、当該処理に備えて発生され、超音波ボリューム画像メモリ20に記憶される。一実施例において、複数の2次元超音波画像は、2次元超音波スキャナ22を用いて発生され、3D超音波ボリューム画像にコンパイルされる。3D超音波ボリューム画像及び2次元リアルタイム画像を発生するために同じスキャナを用いることは、超音波センサの共通位置から固有の位置合わせ特性を提供するという利点がある。

10

【0019】

ローカライザ及び位置合わせユニット30は、診断ボリューム画像メモリ12及び超音波ボリューム画像メモリ20に接続されこれらから対応の3Dボリューム画像を受信するようしている。ローカライザ及び位置合わせユニットは、3D診断ボリューム画像及び3D超音波ボリューム画像を位置合わせするベースライン変換 $T_{base}$ を決定する。ベースライン変換は、3D診断ボリューム画像につきこれを3D超音波ボリューム画像とフルの位置合わせ画像に変換するように作用することができる変換を記述するものである。ベースライン変換は、3D診断ボリューム画像又はその一部を3D超音波ボリューム画像との位置合わせ画像に変換することができる画像調整プロセッサ又はプログラム32に具備される。この位置合わせは、最適なベースライン変換が発生するまで反復して行うことができる。

20

【0020】

ローカライザ及び位置合わせユニット30は、自動又は半自動的位置合わせ方法を行うようにプログラムされている1つ又は複数のプロセッサ34を含む。ローカライザ及び位置合わせユニットは、重畠画像を示すためのディスプレイ36とマウス又はキーボードのようなオペレータ入力装置38とに接続され、マニュアル又は半自動の位置合わせ処理の間ににおいて重畠画像の位置合わせを向上させるために医師から指示を受けるようしている。

30

【0021】

様々な位置特定技術は、ベースライン変換を決定するために利用することができる。これは、マニュアルの技術、自動式の技術又は半自動式の技術とすることができる。図2は、利点のある半自動の技術を示している。極小値に落ちる傾向にある、3D診断ボリューム画像及び3D超音波ボリューム画像を全ての次元において同時に位置合わせすることの試みというのではなく、図2の技術は、各次元又は次元のうちのほんの一部に沿って独立して当該位置合わせを行うものである。

【0022】

40

50

位置合わせ処理 40 が開始すると、自動位置合わせ処理 42 は、1 次元、例えば  $x$  次元に沿って当該位置合わせを最適化する。この最適化は、表面に基づく位置合わせ、画像に基づく位置合わせ、相互情報に基づく位置合わせ、相関比に基づく位置合わせなどの様々な類似性測度、又は他の類似性測度のいずれかに基づいている。自動位置合わせプロセッサが提案の最適な位置合わせを決定すると、オペレータは、その位置合わせを見て、必要に応じて手動での調整を行い(44)、第1の次元の位置合わせを承認する(46)。この過程は、次の次元、例えば  $y$  次元 48 の自動最適化、必要に応じて手動調整 44、及び承認 50 が繰り返されるものである。同様に、第3の変換最適化次元に沿う自動最適化 52 が行われ、適切な手動調整が行われ(44)、変換が承認される(52)。次の次元の位置合わせにおいて、自動回転最適化 54 が或る1つの次元について、例えば  $x$  軸について行われる。必要に応じて、手動調整 44 が行われ、位置合わせが承認される。この同じ処理が他の次元例えば  $y$  次元及び  $z$  次元についての回転最適化 56, 58 に対して繰り返され、必要に応じて手動調整がなされ(44)、位置合わせが承認される(60, 62)。オプションとして、その他の次元の他の位置合わせ(增幅/縮小化、非硬直位置合わせなど)を行うことができる。必要に応じて、このような他の次元の位置合わせの各々が再び手動で調整され、医師により承認される。医師が位置合わせされた画像に満足すると、位置合わせは完了する(64)。医師が位置合わせを改善することができるとした場合、医師は、開始 60 に当該位置合わせを戻すように送り(66)、この処理は繰り返される。この処理は、医師がその位置合わせに満足するまで反復的に繰り返されることが可能である。なお、各反復において、又は同じ反復における異なる次元において異なる類似性測度を用いることができる。いずれかの次元に沿う自動位置合わせの後、医師は、自動位置合わせ処理により用いられた類似性測度が最適に作用しなかったことを判定し、異なる類似性測度を選択し、当該次元に沿う自働位置合わせ処理を再度再実行することができる。他の代替例として、位置合わせ最適化は、一度に2つ以上の次元又はパラメータ、例えば位置合わせすべき対象の次元の一部に対して行うことができる。他の代替例として、幾つかの位置合わせ次元は、初期時に又は当該反復において幾つかの位置合わせ次元を省略することができる。省略する判断は、手動で入力されるか、又は規定された又はユーザ選択の設定に基づくものとすることができます。

#### 【0023】

図1を再び参照すると、超音波誘導生検処理の間、リアルタイム超音波スキャナ 22 は、生検処理の間に一連のリアルタイム 2 次元超音波画像を発生する。これら 2D リアルタイム超音波画像は、オプションとしてバッファ 70 に記憶される。本質的にスラブの範疇に入る各個別のスライス又はスライス群は、ローカライザ及び位置合わせユニット 30 へ伝送される。ローカライザ及び位置合わせユニット 30 は、2 次元リアルタイム超音波スキャナ 22 からのスライス又はスラブ超音波画像を、超音波ボリューム画像メモリ 20 からの 3D 超音波ボリューム画像の対応する部分と位置合わせし、これら 2 つの超音波画像を位置合わせにかける動き補正変換  $T_{m o t i o n}$  を決定する。この態様において、目標領域における組織が、例えば生検針の進行によって動き又は歪むので、ローカライザ及び位置合わせユニット 30 は、3D 超音波ボリューム画像の対応の部分を、リアルタイム超音波画像との位置合わせ画像に変換する動き補正変換  $T_{m o t i o n}$  を決定する。

#### 【0024】

ローカライザ及び位置合わせユニット 30 は、超音波画像と超音波画像とを比較するので、上で挙げた類似性測度のような自動位置合わせ処理において良好に利用することのできる様々な類似性測度がある。

#### 【0025】

各リアルタイム超音波画像が発生すると、これはリアルタイムで画像融合器 72 に送られる。リアルタイム超音波スキャナ 22 の幾何学的構造から、リアルタイム超音波スキャナは、各リアルタイム 2D 又はスライス超音波画像の目標領域に対する構造及び位置を判定する。このスライス情報は、画像調整プロセッサ 32 に伝送され、このプロセッサは、画像変換プロセッサに、ベースライン変換  $T_{base}$  と最も最近決定された動き補正変換

10

20

30

40

50

$T_{moti on}$  により 3D 診断ボリューム画像の対応のスライス又は他の部分を検索し変換させる。3D 診断ボリューム画像の変換されたスライス又は他の部分は、融合器 72 に送られる。この態様において、3D 診断ボリューム画像の対応の部分は、各リアルタイム超音波スライス又は 2D 画像との位置合わせした画像にリアルタイムで変換される。融合した画像は、表示のためにディスプレイ 74 に伝送される。

#### 【0026】

動き補正変換  $T_{moti on}$  は、各リアルタイム超音波画像の後、予め選択された数のリアルタイム超音波画像の後、又は動き補正変換を更新するオペレータ要求により、発生させることができる。

#### 【0027】

ローカライザ及び位置合わせユニット 30 は、動き補正変換を決めるので、3D 超音波ボリューム画像とリアルタイム超音波画像との類似性の測定値も判定する。この類似性測度は、ビデオディスプレイプロセッサ 76 によりディスプレイ 74 における表示のための適切なフォーマットに変換される。この類似性測度は、類似性の現在の度合を示すよう低めから高めに動くグラフィックディスプレイ 80 に表示可能である。或いは、類似性測度は、数又はパーセンテージとして表示可能である。他のオプションとして、類似性測度は、閾値 84 と比較される(82)。類似性測度は、予め選択された閾値を越えて非類似である場合、生検を行う専門家に警告がなされる。オプションとして、当該表示は、ディスプレイ 74 に現れる明滅又は色のついた警報光 86 の形態のものとすることができる。

#### 【0028】

図 3 を参照すると、MR 又は CT 画像のような 3D 診断ボリューム画像が発生される(90)。複数の 2D 超音波画像が発生され(92)、3D 超音波ボリューム画像に併合される(94)。3D 診断ボリューム画像及び 3D 超音波ボリューム画像は、ベースライン変換  $T_{base}$  を発生するように位置合わせされる(96)。一実施例において、位置合わせ処理は、上述した図 2 の方法に応じて行われる。一連のリアルタイム超音波画像が発生される(98)。各リアルタイム超音波画像又はリアルタイム超音波画像の集合は、3D 超音波ボリューム画像又はそのうちの対応する部分と位置合わせされ(100)、動き補正変換  $T_{moti on}$  を発展させる。3D 診断ボリューム画像又はリアルタイム超音波画像に対応する部分は、ベースライン及び動き補正変換に応じて変換される(102)。各リアルタイム超音波画像は、当該変換された 3D 診断ボリューム画像の対応する部分と融合される(104)。なお、3D 診断ボリューム画像からのスライスは、直交スライスに限定されず、傾斜スライスなどを含むことが分かる筈である。非平坦スライス及びスラブも想定されるところである。リアルタイム超音波画像の各々は、3D 診断画像の対応部分と融合されて表示される(106)。

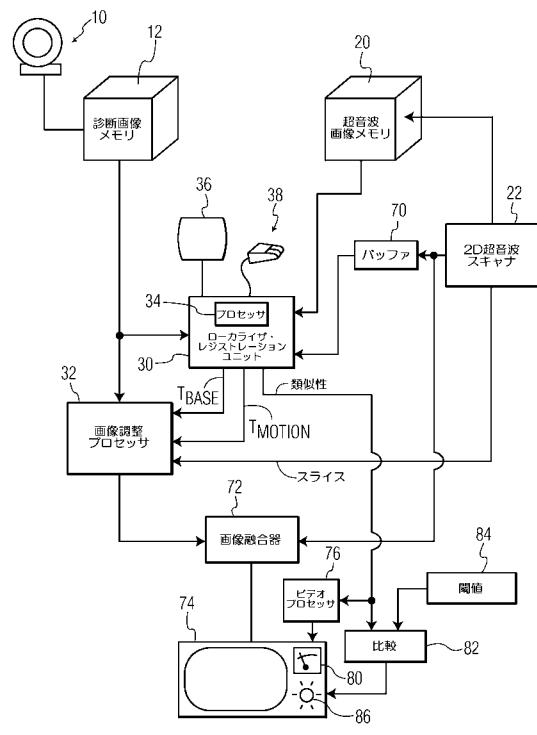
#### 【0029】

オプションとして、リアルタイム及び 3D 超音波ボリューム画像の位置合わせ 100 も、これも表示される類似性測度を示す信号を発生する。他のオプションとして、類似性測度は、閾値と比較され(108)、類似性測度が閾値を越えて非類似であると、表示ステップ 106 において医師に警告が伝えられる。

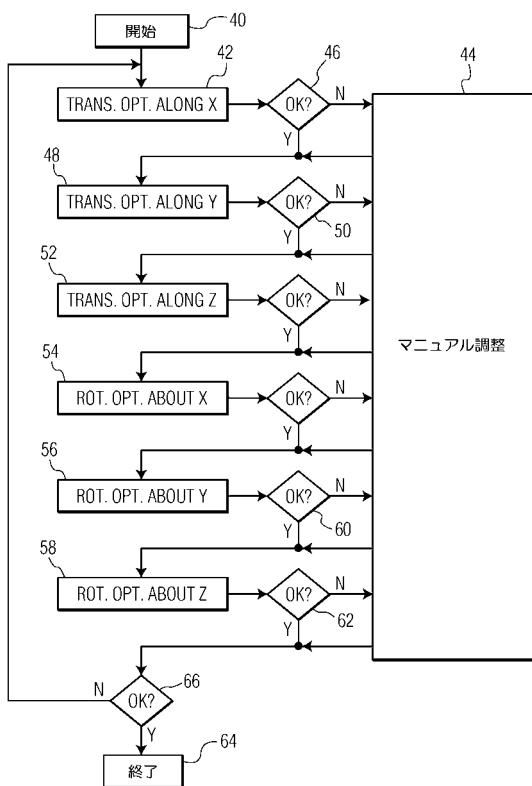
#### 【0030】

以上、本発明を好適な実施例について説明した。変形及び変更は、これまでの詳細な説明を読み理解することにより他の者にも行うことができる。本発明は、添付の請求項の範囲又はその等価範囲内に入る限りにおいてそうした変形及び変更の全てを含むものと解釈すべきであることを意図するものである。

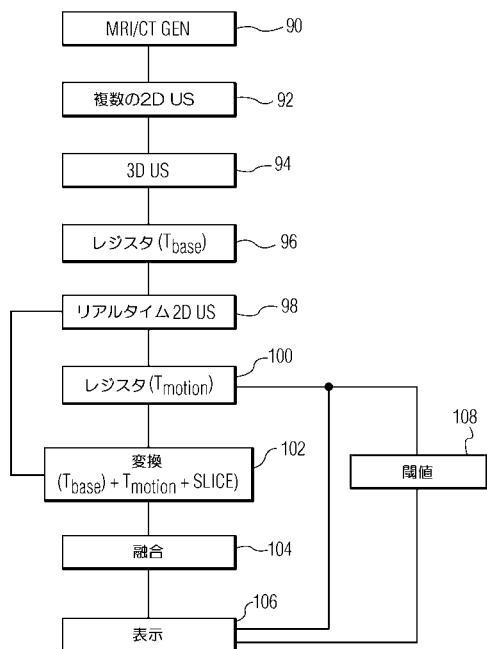
【図1】



【図2】



【図3】



---

フロントページの続き

(72)発明者 クルッカー ヨッヘン

アメリカ合衆国 ニューヨーク州 10510-8001 ブリアクリフ マノアー ピーオー  
ボックス 3001 345 スカボロー ロード

(72)発明者 グティエレス ルイス エフ

アメリカ合衆国 ニューヨーク州 10510-8001 ブリアクリフ マノアー ピーオー  
ボックス 3001 345 スカボロー ロード

審査官 宮川 哲伸

(56)参考文献 特表2003-505132(JP,A)

特開2006-167267(JP,A)

国際公開第2007/066294(WO,A1)

特表2003-529406(JP,A)

特表2009-518101(JP,A)

特開2007-151965(JP,A)

特開2007-244575(JP,A)

特表2009-500110(JP,A)

特表2005-528674(JP,A)

特表2007-515242(JP,A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 5/00, 5/055, 6/00, 8/00

专利名称(译)	用于多模态软组织成像的闭环配准控制		
公开(公告)号	JP5449175B2	公开(公告)日	2014-03-19
申请号	JP2010530602	申请日	2008-10-20
[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)	皇家飞利浦电子股份有限公司的Vie		
当前申请(专利权)人(译)	皇家飞利浦NV哥德堡		
[标]发明人	シュシェン クルッカーヨッヘン グティエレスルイスエフ		
发明人	シュ シエン クルッカーヨッヘン グティエレスルイスエフ		
IPC分类号	A61B8/00		
CPC分类号	G06T7/38 G06T2207/10081 G06T2207/10092 G06T2207/10132 G06T2207/10136 G06T2207/30084		
FI分类号	A61B8/00		
优先权	60/982824 2007-10-26 US		
其他公开文献	JP2011500250A		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

### 摘要(译)

通过定位器和配准单元 (30) 将来自存储器 (20) 的3D超声图像与来自存储器 (12) 的3D诊断图像进行比较，定位器和配准单元确定记录3D诊断和超声体积图像的基线变换 (Tbase)。目标区域继续由超声扫描仪 (22) 检查，超声扫描仪 (22) 产生一系列实时2D或3D超声或其他较低分辨率图像。定位器和配准单元 (30) 将一个或一组2D超声图像与3D超声图像进行比较，以确定运动校正变换 (Tmotion)。图像调整处理器或程序 (32) 利用基线变换 (Tbase) 和运动校正变换 (Tmotion) 对3D诊断体图像进行操作，以生成在适当的显示器 (74) 上显示的运动校正图像。

