

(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2007-536973

(P2007-536973A)

(43) 公表日 平成19年12月20日(2007.12.20)

(51) Int.Cl.	F I	テーマコード (参考)
<b>A61B 6/03 (2006.01)</b>	A61B 6/03 360Q	2G088
<b>G06T 1/00 (2006.01)</b>	G06T 1/00 290	4C093
<b>H04N 1/387 (2006.01)</b>	H04N 1/387	4C096
<b>A61B 6/00 (2006.01)</b>	A61B 6/00 360B	4C601
<b>A61B 5/055 (2006.01)</b>	A61B 6/03 375	5B057
審査請求 未請求 予備審査請求 未請求 (全 16 頁) 最終頁に続く		

(21) 出願番号 特願2007-512679 (P2007-512679)  
 (86) (22) 出願日 平成17年5月9日(2005.5.9)  
 (85) 翻訳文提出日 平成18年10月27日(2006.10.27)  
 (86) 国際出願番号 PCT/IB2005/051497  
 (87) 国際公開番号 W02005/111932  
 (87) 国際公開日 平成17年11月24日(2005.11.24)  
 (31) 優先権主張番号 04102126.2  
 (32) 優先日 平成16年5月14日(2004.5.14)  
 (33) 優先権主張国 欧州特許庁 (EP)

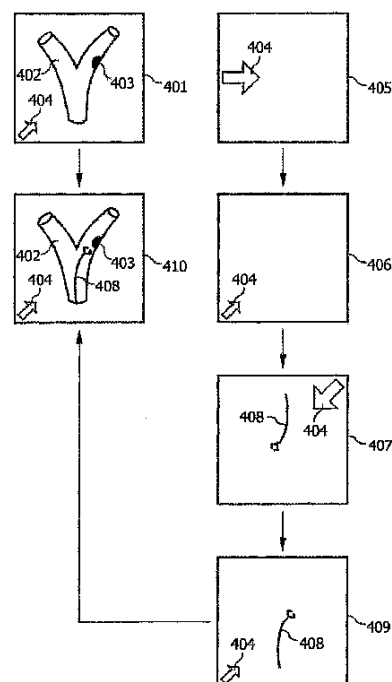
(71) 出願人 590000248  
 コーニンクレッカ フィリップス エレクトロニクス エヌ ヴィ  
 オランダ国 5621 ペーアー アイン  
 ドーフェン フルーネヴァウツウェッハ  
 1  
 (74) 代理人 100087789  
 弁理士 津軽 進  
 (74) 代理人 100114753  
 弁理士 宮崎 昭彦  
 (74) 代理人 100122769  
 弁理士 笛田 秀仙

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 情報強調された画像誘導介入

## (57) 【要約】

介入的及びリアルタイム超音波情報と、例えばX線回転血管造影法により提供される血管又は腫瘍脈管化の非リアルタイムな生体構造情報とのリンク付けは、高い計算性能を必要とする。本発明の側面によれば、超音波基準画像が異なる画像化システムにより得られる高品質画像に関して較正される。そして、操作的な介入の間、その介入の間得られるデータセットの位置合わせ又は較正が、(従来技術のデバイスにおける)高品質画像に対してではなく、基準画像に対して行われる。有利なことに、これは、高品質画像とリアルタイム画像との高速な融合を可能にすることができ、従って、患者に関して行われる操作的な介入の改良されたトラッキングを可能にすることができる。



**【特許請求の範囲】****【請求項 1】**

第 2 のデータセットを第 1 のデータセットへリンク付けするデバイスであって、  
第 1 の画像化システムにより得られる前記第 1 のデータセットを受信するための、前記デバイスに対する第 1 のデータポートと、

第 2 の画像化システムにより得られる前記第 2 のデータセットと第 3 のデータセットとを受信するための、前記デバイスに対する第 2 のデータポートであって、前記第 2 の画像化システムが前記第 1 の画像化システムとは異なり、前記第 3 のデータセットは前記第 1 のデータセットとリンク付けされている、第 2 のデータポートと、

前記第 1、第 2 及び第 3 のデータセットを格納するメモリと、

前記第 1、第 2 及び第 3 のデータセットをロードする処理、及び

前記第 2 のデータセットを前記第 3 のデータセットへリンク付けし、前記第 3 のデータセットを介して、前記第 2 のデータセットの前記第 1 のデータセットへのリンク付けを生じさせる処理を行う画像プロセッサとを有するデバイス。

10

**【請求項 2】**

前記第 3 のデータセットが、前記第 2 のデータセットの取得の前に取得され、

前記第 3 のデータセットの前記第 1 のデータセットへのリンク付けが、前記第 1 の画像化システムに対する前記第 2 の画像化システムの記録された位置及び所定の位置のいずれかに基づき行われる、請求項 1 に記載のデバイス。

**【請求項 3】**

20

前記第 2 のデータセットを前記第 3 のデータセットへリンク付けすることが、

前記第 2 のデータセットにおける第 1 の注目領域から、前記第 3 のデータセットにおける第 2 の注目領域への変換を決定するステップと、

前記変換に基づき、前記第 2 のデータセットと前記第 3 のデータセットとを対応付けるステップとを有し、

前記第 1 の注目領域が前記第 2 の注目領域に対応する、請求項 1 に記載のデバイス。

**【請求項 4】**

前記第 1 の画像化システムが、CTスキャナシステム、MRIスキャナシステム、PETスキャナシステム、SPECTスキャナシステム及びX線回転血管造影システムのいずれかである、請求項 1 に記載のデバイス。

30

**【請求項 5】**

前記第 2 の画像化システムが、超音波画像化システム及びMRIスキャナシステムのいずれかである、請求項 1 に記載のデバイス。

**【請求項 6】**

前記第 1 のデータセットが、第 1 の注目対象物を有し、

前記第 2 のデータセット及び前記第 3 のデータセットは、少なくとも前記第 1 の注目対象物の第 1 の部分を有する、請求項 1 に記載のデバイス。

**【請求項 7】**

前記画像プロセッサが、更に、

前記第 2 のデータセットの前記第 1 のデータセットへのリンク付けに基づき、少なくとも前記第 2 のデータセットの第 2 の部分を、少なくとも前記第 1 のデータセットの第 3 の部分に融合し、融合されたデータセットを生じさせる処理を行う、請求項 1 に記載のデバイス。

40

**【請求項 8】**

更に、前記融合されたデータセットから形成される画像を表示する表示手段を有する、請求項 7 に記載のデバイス。

**【請求項 9】**

前記デバイスが、前記第 1 の注目対象物の検査の間に、第 2 の注目対象物の位置を決定し、

前記第 2 のデータセットは、前記第 1 の注目対象物の前記検査の間に得られる、請求項

50

1 に記載のデバイス。

【請求項 10】

前記デバイスは、前記第 1 の画像化システム及び前記第 2 の画像化システムのいずれかに一体化される、請求項 1 に記載のデバイス。

【請求項 11】

第 2 のデータセットを第 1 のデータセットへリンク付けする方法において、  
第 1 の画像化システムにより前記第 1 のデータセットを取得するステップと、  
第 2 の画像化システムにより第 3 のデータセットを取得するステップであって、前記第 2 の画像化システムが、前記第 1 の画像化システムとは異なっており、前記第 3 のデータセットは前記第 1 のデータセットへリンク付けされる、ステップと、  
前記第 2 の画像化システムを用いて、前記第 2 のデータセットを取得するステップと、  
前記第 1、第 2 及び第 3 のデータセットを前記デバイスに送信するステップと、  
前記第 2 のデータセットを前記第 3 のデータセットへリンク付けし、前記第 3 のデータセットを介して、前記第 2 のデータセットの前記第 1 のデータセットへのリンク付けを生じさせるステップとを有する、方法。

10

【請求項 12】

前記第 3 のデータセットが、前記第 2 のデータセットの取得の前に取得され、  
前記第 3 のデータセットの前記第 1 のデータセットへのリンク付けが、前記第 1 の画像化システムに対する前記第 2 の画像化システムの記録された位置及び所定の位置のいずれかに基づき行われ、  
前記第 2 のデータセットを前記第 3 のデータセットへリンク付けするステップが、  
前記第 2 のデータセットにおける第 1 の注目領域から、前記第 3 のデータセットにおける第 2 の注目領域への変換を決定するステップと、  
前記変換に基づき、前記第 2 のデータセットと前記第 3 のデータセットとを対応付けるステップとを有し、  
前記第 1 の注目領域が前記第 2 の注目領域に対応する、請求項 11 に記載の方法。

20

【請求項 13】

前記第 1 の画像化システムが、CTスキャナシステム、MRIスキャナシステム、PETスキャナシステム、SPECTスキャナシステム及びX線回転血管造影システムのいずれかであり、  
前記第 2 の画像化システムが、超音波画像化システム及びMRIスキャナシステムのいずれかである、請求項 11 に記載の方法。

30

【請求項 14】

前記第 1 のデータセットが、第 1 の注目対象物を有し、  
前記第 2 のデータセット及び前記第 3 のデータセットが、少なくとも前記第 1 の注目対象物の第 1 の部分を有し、  
前記第 1 の注目対象物の検査の間、第 2 の注目対象物の位置が決定され、  
前記第 1 の注目対象物の検査の間、前記第 2 のデータセットが得られる、請求項 11 に記載の方法。

【請求項 15】

前記第 2 のデータセットの前記第 1 のデータセットへのリンク付けに基づき、少なくとも前記第 2 のデータセットの第 2 の部分を、少なくとも前記第 1 のデータセットの第 3 の部分に融合し、融合されたデータセットを生じさせるステップと、  
前記融合されたデータセットから形成される画像を表示するステップとを更に有する、請求項 11 に記載の方法。

40

【請求項 16】

第 2 のデータセットを第 1 のデータセットへリンク付けするコンピュータプログラムであって、該コンピュータプログラムは、画像プロセッサで実行されるとき、該画像プロセッサに、前記第 1 のデータセット、前記第 2 のデータセット、及び前記第 1 のデータセットにリンク付けされる第 3 のデータセットをロードする処理と、前記第 2 のデータセットを前記第 3 のデータセットにリンク付けし、前記第 3 のデータセットを介して、前記第 2

50

のデータセットの前記第1のデータセットへのリンク付けを生じさせる処理とを行わせる、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、デジタル画像化に関し、例えば、医療画像化の分野に関する。特に、本発明は、第2のデータセットを第1のデータセットへリンク付けするデバイス、第2のデータセットを第1のデータセットへリンクする方法、及び第2のデータセットを第1のデータセットへリンクするコンピュータプログラムに関する。

【背景技術】

10

【0002】

最小侵襲介入は、リアルタイム(又はわずかに遅延する)介入画像フィードバックを必要とする。通常、診断画像又はボリュームは、そのボリュームの重要な特徴を表示するように最適に調整されるものの、そのボリュームを対話的に表示することはできない。例としては、x線回転血管造影図、MRI、CT及びPETである。他方、介入画像化方法は、リアルタイムにおける医師の活動を画像化することを可能にするが、必要な画像品質が欠けていたり、重要な機能的又は生体構造的特徴のいくつかを全く表示しないことがある。

【0003】

介入画像化のためには、医師が自分の操作のためのフィードバック源として(アニメ化された)診断ボリュームを用いることを可能にする態様で、診断ボリュームに関する情報をリアルタイム介入ボリュームへリンク付け(link:関連付け)することが非常に望ましい。こうして、介入画像化システムの情報の対話的な特徴と共に診断情報の優れた品質が提供されることができる。

20

【0004】

通常の例は、介入の間の、(血管に関する生体構造情報を与える)x線回転血管造影ボリュームと、(リアルタイムに腫瘍を画像化する)超音波ボリュームとの融合である。多くの場合において、腫瘍の処置は、塞栓及び切除の組み合わせされた使用を必要とする。血管内カテーテルを用いてCathlabにおいて塞栓が行われる間、連続的な切除が、リアルタイムフィードバックのため超音波画像化を用いて経皮切除カテーテルで行われる。

【発明の開示】

30

【発明が解決しようとする課題】

【0005】

本発明の目的は、改良された画像化を提供することにある。

【課題を解決するための手段】

【0006】

請求項1に記載される本発明の例示的な実施形態によれば、上記目的は、第2のデータセットを第1のデータセットへリンク付けするデバイスにより解決されることができ、そのデバイスは、第1の画像化システムにより得られる第1のデータセットを受信するための、そのデバイスに対する第1のデータポートと、第2の画像化システムにより得られる第2のデータセット及び第3のデータセットを受信するための、そのデバイスに対する第2のデータポートとを有する。第2の画像化システムは、第1の画像化システムとは異なり、第3のデータセットは、第1のデータセットにリンク付けされる。更に、そのデバイスは、第1のデータセット、第2のデータセット及び第3のデータセットを格納するメモリと、以下の処理を行うよう適合される画像プロセッサとを有する：第1、第2及び第3のデータセットをロードし、第2のデータセットを第3のデータセットへリンク付けし、結果として、第3のデータセットを介して、第2のデータセットから第1のデータセットへのリンク付けを生じさせる処理である。

40

【0007】

例えば、操作の前段において、第1の(高品質、機能的、又は分子の)データセットを得る第1の画像化システム、及び同じ領域の第3の(低品質又は非機能的な)データセットを

50

得る(第1の画像化システムとは異なる)第2の画像化システムにより、患者は検査されることができる。後に、画像取得の間、又は画像取得の直後に、較正手順が実行されることができ、結果として、第1のデータセットと第3のデータセットとの間のリンク付けを生じさせる。操作的な介入(operative intervention)の間、第2のデータセットが第2の画像化システムにより取得され、第3のデータセットへリンク付けされる。有利なことに、第2のデータセットと第3のデータセットとは、同じ(第2の)画像化システムにより取得される、つまり比較可能なデータセットの位置合わせが行われるので、第2のデータセットの第3のデータセットへのリンク付けは非常に高速に行われる。そこで、第2のデータセットと第1のデータセットとの間のリンク付けが、第3のデータセットの助けを借りて確立される。有利なことに、第1及び第2のデータセット間のリンク付けが分かると、第2のデータセットからの情報が、例えばマルチモダリティ融合により第1のデータセットへ転送されることができる。

10

**【0008】**

請求項2に記載される本発明の別の例示的な実施形態によれば、第2のデータセットの取得の前に第3のデータセットが取得され、第3のデータセットの第1のデータセットへのリンク付けは、第1の画像化システムに相対的な第2の画像化システムについての記録された位置及び所定の位置のいずれかに基づいて行われる。

**【0009】**

有利なことに、これは、第3のデータセットの第1のデータセットへの高速かつ正確なリンク付けを可能にすることができる。

20

**【0010】**

請求項3に記載される本発明の別の例示的な実施形態によれば、第2のデータセットの第3のデータセットへのリンク付けは、第2のデータセットにおける第1の注目領域から第3のデータセットにおける第2の注目領域への変換を決定するステップと、その変換に基づき、第2のデータセットと第3のデータセットとを位置合わせするステップとを有する。第1の注目領域は、第2の注目領域に対応する。

**【0011】**

有利なことに、本発明のこの例示的な実施形態によれば、非常に見えやすい注目領域が第2及び第3のデータセットにおいて決定されることができ、従って、簡単に信頼性のある正確な画像の位置合わせを可能にする。

30

**【0012】**

請求項4及び5に記載される本発明の別の例示的な実施形態によれば、第1の画像化システムはCTスキャナシステム、MRIスキャナシステム、PETスキャナシステム、SPECTスキャナシステム及びX線回転血管造影システムのいずれかである。更に、第2の画像化システムは、超音波画像化システム及び介入的(interventional)MRIスキャナシステムのいずれかである。

**【0013】**

これは、第1のデータセットからの、高品質な画像化又は機能的な画像化と、第2の画像化システムにより得られる第2及び第3のデータセットからの、第1のデータからの画像より低品質な画像の高速な取得とを可能にすることができる。

40

**【0014】**

請求項6に記載される本発明の別の例示的な実施形態によれば、第1のデータセットは、第1の注目対象物を有し、第2及び第3のデータセットは、少なくとも第1の注目対象物の第1の部分を含む。

**【0015】**

有利なことに、本発明のこの例示的な実施形態によれば、第2の画像化システムは必ずしも第1の注目対象物全体の画像を取得する必要はなく、第1の注目対象物の一部だけからより詳細な又はより小さい画像を取ることができる。これは、非常に注目度の高い第1の注目対象物における部分にのみ焦点を当てる事により、第2及び第3のデータセットの品質を改善することができる。更に、第1の注目対象物の一部にのみ焦点を当てることに

50

より、計算的なコストを効果的に減少することができる。

【0016】

請求項7に記載される本発明の別の例示的な実施形態によれば、画像プロセッサが、第2のデータセットの第1のデータセットへのリンク付けに基づき、第2のデータセットの少なくとも第2の部分第1のデータセットの少なくとも第3の部分に融合させ、結果として、融合されたデータセットを生じさせる処理を行うよう適合される。

【0017】

これは、生体構造的及び機能的な情報を同時に有するデータセットを生成することを可能にすることができる。

【0018】

請求項8に記載される本発明の別の例示的な実施形態によれば、そのデバイスは更に、その融合されたデータセットから形成される画像を表示する手段を有する。これは、第1のデータセット及び第2のデータセットに含まれる情報をオーバーレイとして表示することを可能にすることができる。有利なことに、本発明のこの例示的な実施形態によれば、第2のデータセットの部分だけが、第1のデータセットに融合され、結果として、第1のデータセットの全体情報と、第2のデータセットにおける選択された情報だけ(例えば、生体検査針の位置)とを有する画像を生じさせる。

【0019】

請求項9に記載される本発明の別の例示的な実施形態によれば、そのデバイスは第1の注目対象物の検査の間に、第2の注目対象物の位置を決定するよう適合され、そこでは、第2のデータセットが第1の注目対象物の検査の間に取得される。

【0020】

例えば、本発明のこの例示的な実施形態によれば、ユーザ(例えば、医師)は、第1の注目対象物(例えば、患者の内部器官)の検査を行うことができ、そこでは、その検査が第2の画像化システム(例えば、超音波画像化システム又は介入的MRIスキャナシステム)により監視される。検査の間、そのデバイスは第2の注目対象物(例えば、生体検査針)の位置を自動的に決定し、その後、生体検査針のセグメンテーションが続くことができる。更なるステップにおいて、第2の注目対象物は第1の(高品質な)データセットに融合されることができる。

【0021】

請求項10に記載される本発明の別の例示的な実施形態によれば、そのデバイスは第1の画像化システム及び第2の画像化システムのいずれかに組み込まれる。

【0022】

請求項11は、本発明の例示的な実施形態による、第2のデータセットを第1のデータセットへリンク付けする方法を記載する。その方法は：第1の画像化システムにより第1のデータセットを取得するステップと；第2の画像化システムにより第3のデータセットを取得するステップであって、第2の画像化システムが第1の画像化システムと異なっており、第3のデータセットが第1のデータセットにリンク付けられている、ステップと；第2の画像化システムを用いて第2のデータセットを取得するステップと；第1、第2及び第3のデータセットをそのデバイスに送信するステップと；第2のデータセットを第3のデータセットへリンク付けし、結果として、第3のデータセットを介して、第2のデータセットの第1のデータセットへのリンク付けを生じさせるステップとを有する。

【0023】

有利なことに、これは、誘導介入に対して使用されることのできる、高速、効率的かつ正確な画像化方法を可能にすることができる。

【0024】

更に、本発明による方法の例示的な実施形態が、請求項12から15に記載される。

【0025】

本発明は、コンピュータプログラムにも関し、それは、例えば、画像プロセッサのようなプロセッサで実行されることができる。斯かるコンピュータプログラムは、例えば、CT

10

20

30

40

50

スキャナシステム、MRIスキャナシステム、PETスキャナシステム、SPECTスキャナシステム、X線回転血管造影システム又は超音波画像化システムの一部とすることができる。本発明の例示的な実施形態によるコンピュータプログラムが、請求項16に記載される。好ましくは、これらのコンピュータプログラムは、画像プロセッサのワーキングメモリにロードされることができる。そして、画像プロセッサは、本発明の例示的な実施形態を実行するよう具備される。そのコンピュータプログラムは、CD-ROMのようなコンピュータ可読媒体に格納されることができる。そのコンピュータプログラムは、ワールドワイドウェブのようなネットワークを介して提供されることもでき、斯かるネットワークから画像プロセッサのワーキングメモリにダウンロードされることができる。本発明のこの例示的な実施形態によるコンピュータプログラムは、C++といったいずれかの適切なコンピュータ言語で記述されることができる。

10

#### 【0026】

本発明の例示的な実施形態の要旨として、第1の画像化システムが、注目対象物(例えば血管など)についての第1の高品質画像を取得し、その取得と同時に又はその後すぐ、第1の画像化システムとは異なる第2の画像化システムが、注目対象物についての第3の(より低品質の)画像を取得する点にあることが理解されることができる。較正処理により、高品質画像と低品質画像とが互いに関してリンク付けされる。ここで、較正の後、第2の画像を有する第2の(低品質の)データセットが(第2の画像化システムにより)取得され、第2の画像のいずれかと第1の画像との融合が、第2の画像を第3の画像と位置合わせ(registering)し(第2及び第3の画像は同じ画像化システムにより得られるので、これは簡単である)、そして、以前に決定された較正を用いることにより行われる。有利なことに、これは、第1及び第2の画像の高速な融合を可能にすることができ、従って、患者に対して行われる操作的介入の改善された追跡を可能にすることができる。

20

#### 【発明を実施するための最良の形態】

#### 【0027】

本発明のこれら及び他の側面は、本書において述べられる実施形態から明らかとなり、及び実施形態を参照して説明されることになる。

#### 【0028】

以下、図面を参照して、本発明の例示的な実施形態が説明されることになる。

#### 【0029】

図1は、第2のデータセットを第1のデータセットへリンク付け(link)するデバイスの例示的な実施形態の概略的表現を示し、第1のデータセットを取得するCTスキャナシステムと第2及び第3のデータセットを取得する超音波スキャナシステム23とを有する。この例示的な実施形態を参照して、本発明は医療画像化における用途のために説明が行われることになる。しかしながら、本発明は、医療画像化の分野における用途に限定されるものではなく、例えば材料検査といった用途にも使用されることができることに留意されたい。

30

#### 【0030】

図1に表されるスキャナは、コーンビームCTスキャナである。図1に表されるCTスキャナは、回転軸2の周りに回転可能なガントリ1を有する。ガントリは、モータ3を用いて駆動される。参照番号4は、X線源のような放射線源を表し、本発明の側面によれば、多色放射ビームを放出する。

40

#### 【0031】

参照番号5は、開口系を表し、それは、放射線源から放出される放射線ビームをコーン形状の放射線ビーム6へ形成する。

#### 【0032】

コーンビーム6は、それがガントリ1の中心、つまりCTスキャナの検査範囲に配置される注目対象物7を貫通し、検出器8へ衝突するよう向けられる。図1からわかるように、検出器8は、放射線源4の反対側にあるガントリ1上に、検出器8の表面がコーンビーム6により覆われるように配置される。図1に表わされる検出器8は、複数の検出器要素を

50

有する。

【0033】

注目対象物7のスキヤンの間、放射線源4、開口系5及び検出器8は、矢印16で示される方向へガントリ1に沿って回転される。放射線源4、開口系5及び検出器8と共にガントリ1が回転するために、モータ3は、計算ユニット18に接続されるモータ制御ユニット17に接続される。

【0034】

注目対象物は、コンベアベルト19に配置される。注目対象物7のスキヤンの間、ガントリ1は、患者7の周囲を回転するが、コンベアベルト19は、ガントリ1の回転軸2に平行な方向に沿って注目対象物7を変位させる。これにより、注目対象物7はヘリカルスキヤンパスに沿ってスキヤンされる。コンベアベルト19は、スキヤンの間停止されることもできる。コンベアベルト19を与える代わりに、例えば、注目対象物7が患者であるような医療用途において、移動可能なテーブルが使用される。しかしながら、上述された全ての場合において、回転軸2に平行な方向への変位は生じないが、回転軸2の周囲のガントリ1の回転だけが生じるサーキュラスキヤンを行うことも可能である点に留意されたい。

【0035】

検出器8は、計算ユニット18に接続される。計算ユニット18は、検出結果、つまり、検出器8の検出器要素からの読み出し結果を受信し、その読み出し結果に基づきスキヤン結果を決定する。検出器8の検出器要素は、注目対象物によりコーンビーム6にもたらされる減衰を測定するよう適合されることができる。更に、計算ユニット18は、ガントリ1の動きをモータ3と調和させるため及びコンベアベルト19をモータ20と調和させるために、モータ制御ユニット17と通信する。

【0036】

計算ユニット18は、検出器8の読み出しから画像を再構築するよう適合されることができる。更に、計算ユニット18は本発明による方法を実行するよう適合されることができる。計算ユニット18により生成される、融合された画像は、インタフェース22を介して(図1で図示省略された)ディスプレイに出力されることができる。

【0037】

更に、図1に表されるシステムは、超音波画像化システム23を有し、それは、第2及び第3のデータセットを取得するため超音波25を生成する。そして、これらのデータセットは、第2のデータポート24を介して計算ユニット18において受信される。第1の画像化システム(ここではCT画像化システム)により取得される第1のデータセットは、第1のデータポート25を介して計算ユニット18において受信される。

【0038】

画像処理デバイスに組み込まれる画像プロセッサにより実現されることができる計算ユニット18は、第1、第2及び第3のデータセットを格納するためのメモリを有し、以下の処理を行うよう適合されることができる：第1、第2及び第3のデータセットをロードし、第2のデータセットを第3のデータセットへリンク付けし、結果として第3のデータセットを介する、第2のデータセットから第1のデータセットへのリンク付けを生じさせる処理である。

【0039】

更に、図1からわかるように、例えば、計算ユニット18は、例えば自動的にアラームを出力するためにラウドスピーカ21に接続されることができる。

【0040】

図1は、本発明の例示的な実施形態によるデバイスをCTスキヤナシステム又は超音波画像化システムに組み込まれるものとして表すが、そのデバイスは、例えばMRIスキヤナシステム、PETスキヤナシステム、SPECTスキヤナシステム又は(高品質な第1のデータセットの取得のための)X線回転血管造影システム、及び(低品質な、リアルタイムの第2のデータセットの取得のための)介入的MRIスキヤナシステムといった、高品質又は低品質画像

10

20

30

40

50



化データを取得するためのいずれかの種類の適切な画像化システムに接続される又はその中に実装されることもできる点に留意されたい。

【0041】

第1のデータはしばしば「高品質データ」と記載されるが、第2の画像化システムにより取得されたデータと同じ程度の高品質は持たないが、異なる情報を有することができる、(例えば、PETスキャナシステムにより得られる)「機能的データ」又は「分子データ」とも呼ばれる点に留意されたい。

【0042】

図2は、本発明による方法の例示的な実施形態を実行する、本発明の例示的な実施形態によるデバイスの別の概略的表現を示す。図2に表されるデバイスは、患者といった注目対象物の第1、第2及び第3のデータセットを格納するメモリ152に接続される中央処理ユニット(CPU)、言い換えると画像プロセッサ151を有する。画像プロセッサ151は、第2及び第3のデータセットの取得のためのMRデバイス157及び第1のデータセットの取得のためのCTデバイス156といった複数の入力/出力ネットワーク又は診断デバイスに接続されることができる。第1のデータセットは、第1のデータポート158を介して画像プロセッサ151に送信され、第2及び第3のデータセットは第2のデータポート159を介して画像プロセッサ151に送信される。更に画像プロセッサは、画像プロセッサ151において計算又は適合される情報又は画像を表示するための、例えばコンピュータモニタのような表示デバイス154に接続される。操作者は、キーボード155及び/又は図2において図示省略されている他の出力デバイスを介して画像プロセッサ151と対話することができる。

【0043】

更に、バスシステム153を介して、画像処理及び制御プロセッサ151を、例えば、注目対象物の動きを監視するモーションモニタに接続することも可能である。例えば、患者の肺が画像化される場合、モーションセンサは、呼吸センサとすることができる。心臓が画像化される場合、モーションセンサは、心電図(ECG)とすることができる。

【0044】

図3は、本発明の例示的な実施形態による、第2のデータセットを第1のデータセットへリンク付けする方法の例示的な実施形態のフローチャートを示す。その方法は、ステップS0で開始し、その後、第1の画像化システムにより第1のデータセットの取得が行われる。第1のデータセットは、例えば、陽電子放出型断層撮影スキャナシステム(PETスキャナシステム)により得られる高精度の3次元データセットとすることができる。第1の画像化システムによる第1のデータセットの取得の間、又はその後すぐ、第2の画像化システムにより第3のデータセットが得られる。第2の画像化システムは、例えば、超音波画像化システム又は介入的MRIスキャナシステムとすることができる。第2の画像化システムは、第1の画像化システムとは異なり、本発明の側面によれば、例えば3次元データセット又は4次元データセットのような多次元データセットを取得するよう適合され、それは、3次元ボリュームデータのうち、注目対象物の定期的な動きに関する情報(心電図データ)又は3次元データセットの時系列を有することができる。

【0045】

その後ステップS2において、較正が行われ、結果として、第3のデータセットと第1のデータセットとの間のリンク付けが生じる。較正は、第3のデータセットにおける第1の注目領域から第1のデータセットにおける第2の注目領域への第1の変換(translation)を決定することにより行われ、第1の注目領域は、第2の注目領域に対応する。更に、較正は、それが第1のデータセットと同じスケールであることをもたらすように、第3のデータセットを拡大圧縮(magnification shrinking)することを有することができる。更に、較正は、その方向が、第1のデータセットの方向に対応するような態様で、第3のデータセットの回転を有することができる。有利なことに、第3のデータセットの第1のデータセットへのリンク付けは、第1の画像化システムに相対的な第2の画像化システムの記録された又は所定の位置に基づき行われる。

10

20

30

40

50

## 【 0 0 4 6 】

そして、ステップ S 3 において、第 2 のデータセットが第 2 の画像化システムを用いて得られる。第 2 のデータセットは、第 1 の注目対象物を有する。第 2 のデータセットは、医師により行われる操作的な介入の間得られる。その介入は、例えば、生体検査法を含む。第 2 のデータセットの取得の後、第 2 のデータセットの第 3 のデータセットへの変換がステップ S 4 において決定される。第 2 の変換の決定は、第 2 のデータセットにおける第 3 の注目領域の選択及び第 3 のデータセットにおける第 4 の注目領域の選択により行われる。そこでは、第 3 及び第 4 の注目領域が互に対応する。

## 【 0 0 4 7 】

第 2 の変換の決定の後、第 2 のデータセット及び第 3 のデータセットの位置合わせが第 2 の変換に基づき行われる。更に、第 2 のデータセットの較正が、第 3 のデータセットについて以前に行われた較正に基づき行われることができる。その後ステップ S 5 において、第 2 の注目対象物、例えば生体検査針が、患者の検査の間に取得される第 2 のデータセットにおいて特定される。生体検査針を特定した後、第 2 のデータセットから生体検査針(第 2 の注目対象物)のセグメンテーションがステップ S 6 において行われる。

10

## 【 0 0 4 8 】

そして、ステップ S 7 において、第 1 及び第 2 の変換に基づき、第 2 の注目対象物を有する第 2 のデータセットの一部が、第 1 のデータセットに融合され、結果として、第 1 の注目対象物の高品質データと、第 2 の注目対象物の低品質データとを有する融合されたデータセットを生じさせる。そして、ステップ S 8 において、その融合されたデータセットから画像が形成され、介入の間、医師をガイドするために表示される。

20

## 【 0 0 4 9 】

その方法は、ステップ S 9 で終了する。

## 【 0 0 5 0 】

図 4 は、第 1 及び第 2 の画像化システムにより得られる画像を示し、本発明による方法の例示的な実施形態を概略的に表す。始めに、第 1 の高品質画像 4 0 1 が第 1 の画像化システムを用いて得られる。画像 4 0 1 は、介入の間除去されなければならない癒着 (accreration) 4 0 3 を有する血管 4 0 2 を表す。画像 4 0 1 は更に、高コントラストの領域 4 0 4 を有し、それは、超音波画像化により簡単に見ることができ、基準点として取られる。同時に、画像 4 0 5 が、超音波画像化システムを用いて得られる。図 4 からわかるように、画像 4 0 5 は、基準点 4 0 4 を有するが、約 4 5 度回転され、わずかに拡大されている。

30

## 【 0 0 5 1 】

第 1 の処理ステップにおいて、超音波画像は、高品質 CT 画像 4 0 1 に対して較正される。これは、画像スライス 4 0 6 に表され、それは、CT 画像 4 0 1 によれば、画像が - 4 5 度回転され、更にスケールダウンされていることを示す。その後、患者は、例えば、誘導介入が行われる手術室といった別の部屋へ移される。

## 【 0 0 5 2 】

誘導介入の間、画像 4 0 7 が、超音波画像化システムを用いて得られる。画像スライス 4 0 7 から分かるように、超音波画像は、較正された(基準)超音波画像 4 0 6 に対して約 1 8 0 度回転される。更に、画像 4 0 7 は、画像 4 0 6 に対して拡張される。しかしながら、画像 4 0 7 は、第 2 の注目対象物 4 0 8 を示し、それは、例えば組織を除去するため、又は、ここでの場合がそうだが、血管 4 0 2 内部の癒着を除去するための生体検査針といった手術器具であってよい。生体構造コントラストが最小又はまったくゼロであることにより、血管 4 0 2 又は癒着 4 0 3 は、超音波画像 4 0 7 では見えない。

40

## 【 0 0 5 3 】

しかしながら、次のステップにおいて、画像 4 0 7 (第 2 のデータセット)と画像 4 0 6 (第 3 のデータセット)との間の変換が行われ、1 8 0 度の回転と、(較正された)基準画像 4 0 6 のスケールへの画像 4 0 7 のダウンスケーリングとを有する較正が続く。その結果は画像 4 0 9 に表され、基準マーク 4 0 4 と第 2 の注目対象物 4 0 8 とを有するが、こ

50

では、基準画像 403、従って高品質画像 401 に対して正しい大きさ及び正しい方向にある。

【0054】

その後、生体検査針 408 のセグメンテーションが、Hough変換のような、知られた識別及びセグメンテーション手順に基づき行われることができる。そして、融合が行われ、そこでは、生体検査針 408 の画像が高品質画像 401 に融合され、結果として、基準 404、血管 402、癒着 403 及び生体検査針 408 を有する融合された画像 410 を生じさせる。

【0055】

言い換えると：超音波取得はフリーハンドで行われるので、オーバーレイは、2つのボリュームの慎重な較正と超音波源のトランスデューサ位置の動き補償とを必要とする。較正を行うために、回転血管造影ボリュームの取得の間又はそのすぐ後、超音波画像化システムを用いて、記憶された又は所定の位置から注目領域の一部が画像化される。この較正されたハイブリッド画像化装置は、介入的超音波から、生体構造的回転血管造影データへのリンクを与える。トランスデューサの動き補償のため、従来のブロックマッチング法が使用されることができる。一旦変換が分かると、回転血管造影図及び超音波からの情報が融合されることができる。

10

【0056】

上述された本発明は、例えば、医療画像化の分野に適用されることができる。しかしながら、上述されたように、本発明は、非破壊検査又は荷物検査の分野において適用されることがもできる。有利なことに、本発明の側面によれば、生体構造的又は機能的及び介入的ボリュームが、異なるモダリティで得られ、両方のモダリティの較正された取得を用いてリンク付けされることができる。これは、介入画像化の待ち時間と割合とで、生体構造的及び機能的情報を表示することを可能にする。更に、リアルタイム画像を伴う高品質画像の高速な融合が達成されることができ、従って、本発明は、患者に対して行われる操作的介入の改良された追跡を可能にすることができる。本発明は、画像化システムに対するアドオン機能として適用されることができる。

20

【0057】

単語「comprising(有する)」は、他の構成要素又はステップの存在を排除するものではなく、「a」又は「an」は、複数性を排除するものではなく、単一のプロセッサ又はシステムが、請求項に記載された複数の手段の機能を満たすことができる点に留意されたい。また、異なる実施形態に関連して述べられた要素が組み合わされることもできる。

30

【0058】

請求項におけるいかなる参照符号も請求項の範囲を限定するものとして解釈されるべきではない点に留意されたい。

【図面の簡単な説明】

【0059】

【図1】本発明の例示的な実施形態による、超音波スキャナシステム及びCTスキャナシステムによりそれぞれ得られる、第2のデータセットを第1のデータセットへリンク付けするデバイスの簡略化された概略表現を示す図である。

40

【図2】本発明の例示的な実施形態によりデバイスの別の概略表現を示す図である。

【図3】本発明による第2のデータセットを第1のデータセットへリンク付けする方法の例示的な実施形態のフローチャートを示す図である。

【図4】第1及び第2の画像化システムにより得られる画像と本発明の例示的な実施形態の概略表現とを示す図である。

【 図 1 】

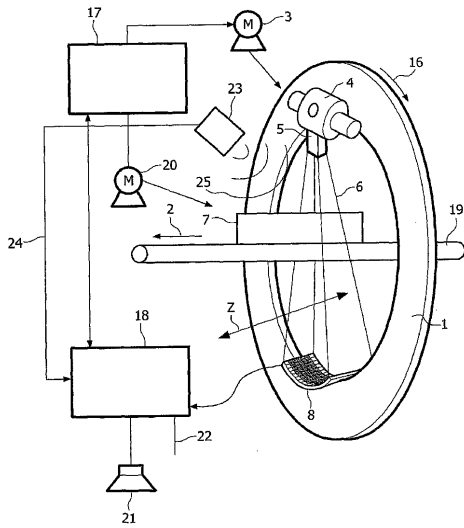


FIG.1

【 図 2 】

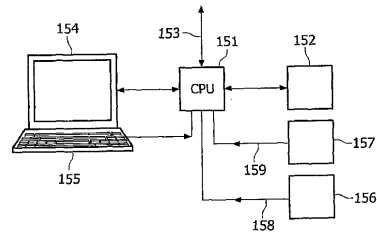


FIG.2

【 図 3 】

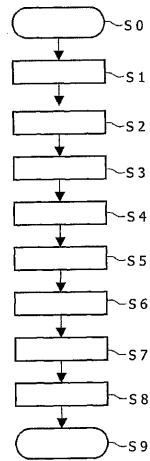


FIG.3

【 図 4 】

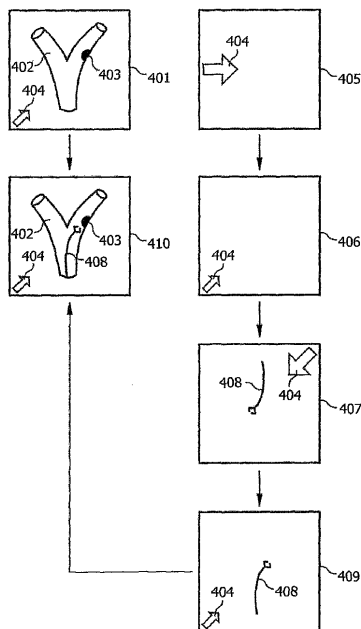


FIG.4

## 【国際調査報告】

## INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No  
PCT/IB2005/051497A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER  
G06T5/00 G06T7/00

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)  
G06T

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, PAJ

## C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X	US 5 871 013 A (WAINER ET AL) 16 February 1999 (1999-02-16)	1-3, 6-12, 14-16
Y	figures 1-6 column 2, line 39 - column 3, line 25 column 5, line 31 - column 6, line 54 ----- -/-	4,5,13

☒ Further documents are listed in the continuation of Box C.☒ 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)

"C" 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.

"&amp;" document member of the same patent family

Date of the actual completion of the international search

8 March 2006

Date of mailing of the international search report

16/03/2006

Name and mailing address of the ISA/

European Patent Office, P.O. 5818 Patentkanal 2  
NL-2280 HV Rijswijk  
Tel. (+31-70) 340-2040, Tx. 31 651 epo nl,  
Fax (+31-70) 340-3016

Authorized officer

Gauthier, J-C

2

Form PCT/ISA210 (second sheet) (April 2005)

## INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No  
PCT/IB2005/051497

C(Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X	ERBE H ET AL: "3D-ULTRASONOGRAPHY AND IMAGE MATCHING FOR DETECTION OF BRAIN SHIFT DURING INTRACRANIAL SURGERY" INTERNATIONAL CONGRESS SERIES, EXCERPTA MEDICA, AMSTERDAM, NL, vol. 1124, 1996, pages 225-230, XP001040003 ISSN: 0531-5131 page 226, paragraphs 2,3 page 227, paragraph 1-3; figure 1 page 228, paragraph 1; figure 2 page 229; figure 3	1-3,7,8, 10-12, 15,16
Y	MAINTZ J B A ET AL: "A SURVEY OF MEDICAL IMAGE REGISTRATION" MEDICAL IMAGE ANALYSIS, OXFORDUNIVERSITY PRESS, OXFORD, GB, vol. 2, no. 1, 1998, pages 1-37, XP001032679 ISSN: 1361-8423	4,5,13
A	page 17, paragraph 10.1.15 page 8, paragraph 5 - page 9, paragraph 6; figure 1 page 11, paragraph 8 - page 12	3,12
A	WEINBERG I N ET AL: "Implementing PET-guided biopsy: integrating functional imaging data with digital X-ray mammography cameras" DENSHI JOHO TSUSHIN GAKKAI GIJUTSU KUNKYU HOKOKU - IEICE TECHNICAL REPORT, DENSHI JOHO TSUSHIN GAKKAI, TOKYO, JP, vol. 4319, 18 February 2001 (2001-02-18), pages 82-87, XP002282122 ISSN: 0913-5685 page 82, paragraph 1 - page 84, paragraph 2.2; figure 2	1
A	US 2004/057609 A1 (WEINBERG IRVING N) 25 March 2004 (2004-03-25) figure 2 page 2, paragraph 12 - page 3, paragraph 18	1
A	US 6 368 331 B1 (FRONT YARON ET AL) 9 April 2002 (2002-04-09) column 3, line 9 - column 4, line 50 column 6, line 50 - line 67 column 8, line 20 - line 25	1

## INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.  
PCT/IB2005/051497

Patent document cited in search report		Publication date	Patent family member(s)	Publication date
US 5871013	A	16-02-1999	CA 2177784 A1	01-12-1996
			DE 19621540 A1	23-01-1997
			FR 2734935 A1	06-12-1996
			JP 3022773 B2	21-03-2000
			JP 9133771 A	20-05-1997
US 2004057609	A1	25-03-2004	NONE	
US 6368331	B1	09-04-2002	AU 766301 B2	16-10-2003
			AU 2823200 A	14-09-2000
			CA 2362981 A1	31-08-2000
			EP 1162921 A1	19-12-2001
			WO 0049958 A1	31-08-2000
			JP 2002541885 T	10-12-2002
			US 6173201 B1	09-01-2001

## フロントページの続き

(51) Int. Cl.	F I			テーマコード (参考)
<b>A 6 1 B 8/00 (2006.01)</b>	A 6 1 B	6/00	3 3 1	5 C 0 7 6
<b>G 0 1 T 1/161 (2006.01)</b>	A 6 1 B	5/05	3 9 0	
	A 6 1 B	8/00		
	G 0 1 T	1/161	C	

(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, 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, HR, HU, ID, IL, IN, IS, JP, KE, KG, KM, KP, KR, KZ, LC, LK, LR, LS, LT, LU, LV, MA, MD, MG, MK, MN, MW, MX, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PG, PH, PL, PT, RO, RU, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, SY, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, YU, ZA, ZM, ZW

(72) 発明者 エク カイ

ドイツ連邦共和国 5 2 0 6 6 アーヘン ヴァイスハウストラッセ 2 フィリップス イン  
テレクチュアル プロパティ アンド スタンダーズ ゲーエムベーハー

(72) 発明者 ベレドノ ヨルグ

ドイツ連邦共和国 5 2 0 6 6 アーヘン ヴァイスハウストラッセ 2 フィリップス イン  
テレクチュアル プロパティ アンド スタンダーズ ゲーエムベーハー

F ターム(参考) 2G088 EE02 FF02 FF04 FF07 FF20 KK27 KK29 KK33 KK35 LL13  
LL27

4C093 AA24 CA21 DA02 FF28 FF35

4C096 AA18 AB37 AB39 AD14 DC20 DC28 DC40

4C601 BB03 DD03 EE11 JC21 JC25 JC33 JC37 KK21 KK24 LL33

5B057 AA07 CA08 CA13 CA16 CB08 CB13 CB16 CD02 CD03 CD05

CE08 DA07 DA16 DC08 DC32

5C076 AA12 AA17 AA21 AA22 AA24 CB02



专利名称(译)	信息强调图像引导干预		
公开(公告)号	<a href="#">JP2007536973A</a>	公开(公告)日	2007-12-20
申请号	JP2007512679	申请日	2005-05-09
[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		
[标]发明人	エクカイ ベレドノヨルグ		
发明人	エク カイ ベレドノ ヨルグ		
IPC分类号	A61B6/03 G06T1/00 H04N1/387 A61B6/00 A61B5/055 A61B8/00 G01T1/161 A61B8/08 G06T5/00 G06T7/00		
CPC分类号	A61B6/504 A61B6/032 A61B6/4085 A61B6/5247 A61B6/541 A61B8/0833 A61B8/0841 A61B8/5238 G06T7/38 G06T2207/30004		
FI分类号	A61B6/03.360.Q G06T1/00.290 H04N1/387 A61B6/00.360.B A61B6/03.375 A61B6/00.331 A61B5/05.390 A61B8/00 G01T1/161.C		
F-TERM分类号	2G088/EE02 2G088/FF02 2G088/FF04 2G088/FF07 2G088/FF20 2G088/KK27 2G088/KK29 2G088/KK33 2G088/KK35 2G088/LL13 2G088/LL27 4C093/AA24 4C093/CA21 4C093/DA02 4C093/FF28 4C093/FF35 4C096/AA18 4C096/AB37 4C096/AB39 4C096/AD14 4C096/DC20 4C096/DC28 4C096/DC40 4C601/BB03 4C601/DD03 4C601/EE11 4C601/JC21 4C601/JC25 4C601/JC33 4C601/JC37 4C601/KK21 4C601/KK24 4C601/LL33 5B057/AA07 5B057/CA08 5B057/CA13 5B057/CA16 5B057/CB08 5B057/CB13 5B057/CB16 5B057/CD02 5B057/CD03 5B057/CD05 5B057/CE08 5B057/DA07 5B057/DA16 5B057/DC08 5B057/DC32 5C076/AA12 5C076/AA17 5C076/AA21 5C076/AA22 5C076/AA24 5C076/CB02		
代理人(译)	宫崎明彦		
优先权	2004102126 2004-05-14 EP		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

#### 摘要(译)

将介入和实时超声信息与通过例如X射线旋转血管造影术提供的血管或肿瘤血管形成的非实时生物结构信息相关联需要高计算性能。根据本发明的一个方面，针对由不同成像系统获得的高质量图像校准超声参考图像。然后，在操作干预期间，在介入期间获得的数据集的登记或校准在参考图像上执行，而不是在高质量图像上（在现有技术设备中）。有利地，这可以实现高质量图像和实时图像的快速融合，从而能够改进对患者执行的操作干预的跟踪。

