

FIG. 1

【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

身体の空腔内で非侵襲的にフレキシブルな目的部位の速度ベクトル場を計算する方法であって：

手術前のイメージング手法を使用して前記目的部位を囲んでいる領域の手術前のイメージを生成するステップであって、前記領域は前記目的部位を有し、前記手法はグレイスケール超音波でなくかつ初期の目的部位算出を生成するところのステップ；

超音波画像手法を使用して前記目的部位を囲んでいる領域の超音波イメージを生成するステップであって、前記領域は前記目的部位を有し、イメージ位置合わせ技術を使用して空間的に前記超音波イメージを前記手術前のイメージに合わせ、これによって更新された目的部位算出を提供し、かつオーバレイ技術を使用して前記超音波イメージを前記手術前のイメージと結合するところのステップ；並びに

前記目的部位の前記速度ベクトル場を計算するステップであって、前記場を計算するステップは、非侵襲的にかつ前記目的部位および周囲組織のフレキシビリティ値に合わせられ、これによって身体の空腔内で非侵襲的にフレキシブルな目的部位の速度ベクトル場を計算するところのステップ；

を有する方法。

【請求項 2】

前記手術前のイメージまたは手術前の手法は、磁気共鳴イメージ法、コンピュータ断層撮影、造影剤増強超音波などからなる群から選択された少なくとも 1 つである、請求項 1 記載の方法。

【請求項 3】

前記初期の目的部位算出のうちの少なくとも 1 つ、および、更なる前記更新された目的部位算出は更に、前記目的部位の位置、範囲、および形状からなる群から選択される少なくとも 1 つの目的部位パラメータを有する、請求項 1 記載の方法。

【請求項 4】

前記超音波イメージは、二次元イメージである、請求項 1 記載の方法。

【請求項 5】

前記超音波イメージは、三次元イメージである、請求項 1 記載の方法。

【請求項 6】

連続したフレームの超音波強度データを比較することによって、前記目的部位の前記速度ベクトル場を推定するために前記超音波イメージを使用するステップ、

を更に有する請求項 1 記載の方法。

【請求項 7】

前記速度ベクトル場を計算するステップは、変位場を計算するステップを更に有する、請求項 1 記載の方法。

【請求項 8】

前記速度ベクトル場および / または変位場を計算するステップは、前記目的部位の回転、移動、および変形からなる群から選択される少なくとも 1 つの目的部位パラメータを算出するステップ、を更に有する請求項 6 記載の方法。

【請求項 9】

単一の手術前のイメージを生成するステップ、単一のイメージ位置合わせを使用するステップ、および前記速度ベクトル場および / または変位場を計算するために単一のイメージング手法を使用するステップからなる群から選択される少なくとも 1 つのステップによって、計算時間を短縮するステップ、を更に有する請求項 1 記載の方法。

【請求項 10】

フレキシブルな目的部位の診断または治療のための介入医療処置を導く方法であって、

リアルタイムで目的部位算出を変更するために前記目的部位の速度ベクトル場および / または変位場を使用するステップであって、前記場を計算するステップは、非侵襲的で、かつ、前記目的部位および周囲組織のフレキシビリティ値に適応しているところのステッ

10

20

30

40

50

ブ；

リアルタイムで介入装置の少なくとも一つの超音波イメージを生成するステップ；および

前記介入装置の配置を変えるために、前記介入装置の超音波イメージ、および超音波mの前記目的部位算出をリアルタイムに使用するステップであって、これによりフレキシブルな目的部位の診断または治療のための介入医療処置を導くところのステップ；

を有する方法。

【請求項 1 1】

前記目的部位算出は、前記目的部位の場所、範囲、および形状からなる群から選択される少なくとも一つの目的部位パラメータを、更に有する請求項 1 0 記載の方法。

10

【請求項 1 2】

前記超音波イメージは、二次元イメージである、請求項 1 0 記載の方法。

【請求項 1 3】

前記超音波イメージは、三次元イメージである、請求項 1 0 記載の方法。

【請求項 1 4】

介入医療処置を導くための複数のタイプの医用イメージを結合する方法であって、イメージング手法を使用して、目的部位を囲んでいる領域の初期のイメージを生成するステップであって、前記領域は、前記目的部位を有し、前記手法は、グレイスケール超音波ではなく、かつ対応する超音波インデックスイメージを生成するところのステップ；

前記目的部位の超音波イメージをリアルタイムに生成し、かつ、前記超音波インデックスイメージと、リアルタイム超音波イメージとの間のイメージベースの位置合わせを作るステップ；および

20

オーバレイ技術および前記超音波インデックスイメージのうちの少なくとも1つを使用して、前記初期のイメージを前記リアルタイム超音波イメージと結合するステップ、を有する方法。

【請求項 1 5】

前記イメージまたは前記イメージング手法は、コンピュータ断層撮影、磁気共鳴イメージ法、造影剤増強超音波などからなる群から選択された少なくとも1つである、請求項 1 4 記載の方法。

【請求項 1 6】

前記リアルタイム超音波イメージは、前記介入の処置の間に生成される、請求項 1 4 記載の方法。

30

【請求項 1 7】

複数のイメージング手法を使用した介入医療処置を導くシステムであって、

手術前のイメージを生成するための、および、初期の目的部位算出を生成するための手術前のイメージング手法であって、該手法は、グレイスケール超音波ではないところの手法；

リアルタイムに介入医療装置のイメージを生成する手法、および前記目的部位の速度ベクトル場および/または変位場を計算する手法であって、前記場は更新された目的部位算出を生成するために使われるところの手法、のうちの少なくとも一つの超音波画像手法；および

40

前記目的部位に挿入するための前記介入医療装置であって、前記更新された目的部位算出および前記介入装置の前記リアルタイムのイメージが前記介入装置の前記配置を変えるために用いられるところの装置；

を有するシステム。

【請求項 1 8】

前記手術前の手法または手術前のイメージは、コンピュータ断層撮影、磁気共鳴イメージ法、造影剤増強超音波などからなる群から選択された少なくとも1つである、請求項 1 7 記載のシステム。

【請求項 1 9】

50

前記初期の目的部位算出のうちの少なくとも１つ、および、前記更新された目的部位算出は、前記目的部位の位置、範囲、および形状からなる群から選択される少なくとも１つの目的部位パラメータからなる群から選択される少なくとも一つの目的部位パラメータ、を更に有する請求項１８記載のシステム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【０００１】

本発明の技術分野は、介入医療処置における超音波によるガイドのための方法および装置である。

【背景技術】

10

【０００２】

介入医療処置は、小型の生物医学的装置（例えば針またはカテーテル）を、典型的には、診断または治療の目的のための解剖学的な目標の位置の患者の体に挿入するステップを含む。様々なイメージング手法によるイメージが、挿入を導き、および／または装置の設置を調整するために使われる。その手法の一つとして、静止画像またはリアルタイム画像を提供する超音波グレイスケールイメージングであり、挿入することなく、かつローコストで作動する。超音波スキャナは、同様に効果的に介入装置を視覚化し、かつ装置と連動して簡単に使用できる。

【先行技術文献】

【非特許文献】

20

【０００３】

【非特許文献１】Rohlfing T. Maurer CR Jr. O'dell WG. Zhong J. Medical Physics. 31(3): 427-32, 2004 Mar

【非特許文献２】Lunn, K. E., Paulsen, K. D., Roberts, D. W., Kennedy, F. E., Hartov, A., West, J. D. Medical Imaging, IEEE Transactions on, 22(11), pp. 1358-1368, Nov. 2003

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

30

【０００４】

超音波グレイスケール手法は、しかしながら、例えば健康な組織に囲まれた部位に関する音響的サインが一定でなく、あるいは特定されないという点で、利用が困難であった。例えば、肝細胞癌は、それらが周囲の健康な肝実質組織（parenchyma）によって低エコー（hypoechoic）であるか、高エコー（hyperechoic）であるか、同エコー（isoechoic）であるので、検出するのが困難であった。したがって、このタイプ、および、類似した手法の悪性の組織に対しての介入治療の良好な超音波ガイドは、難しいものであった。したがって、例えばコンピュータ断層撮影（CT）、造影剤増強超音波（CEUS: contrast enhance ultrasound）または磁気共鳴イメージ法（MRI）のような、よりセンシティブな手法によって得られた情報が、目的部位の手術前のイメージとして利用されてきており、超音波グレイスケールは、介入装置を映し出すために使用されてきた。そして、位置合わせ（coregistration）技術によって、手術前のイメージをリアルタイム超音波イメージと結合する。手術前のイメージの目的部位の位置を、超音波イメージに結合することによって、医師の信頼が増すと共に、介入装置の位置の精度を高めることとなる。

40

【０００５】

現在の位置合わせ技術は、別の手法（modality）（例えばCT、および、超音波イメージ）によるイメージを位置合わせするものである。この別の手法（cross-modality）による位置合わせは、効果であると共に、長い計算時間を必要とする。クロスモダリティ位置合わせは、しばしば高価で、かつ、長い計算時間を必要とする。

50

C E U S とグレイスケール超音波との間の位置合わせも、同様に難しい。なぜなら、目的部位を検出するために使用するC E U S イメージは、時間変化 (t i m e v a r i a n t) するのに対し、介入装置をモニタするために使用するグレイスケール超音波イメージは時間変化するものではないからである。

【 0 0 0 6 】

しかも、ほとんどの現在の位置合わせ技術は、目標の器官、および周囲の構造が静的な固体で、かつ、介入の処置の間、器官の運動または変形を無視すると仮定しているのである。しかしながら、器官 (例えば呼吸および/または心臓) の運動または患者の一般の動きは、処置の間、しばしば無視できないものである。腹部の目標が 1 0 - 3 0 m m のオーダーでの典型的な変位が観察されている (非特許文献 1 参照)。それらの変位によって、目的部位の正しい位置の推定が不正確となり、その結果不正確な処置となってしまう。

10

【 0 0 0 7 】

イメージをガイドとした脳神経外科において、手術前のイメージまたはデータセットに対して、動きによる弊害 (「脳変形 (b r a i n - s h i f t) 」) として知られている弊害) の是正は、手術中の超音波による変異の推定によってなされている。L u n n らによる最近の研究において、ステンレスのビーズが豚の脳に移植された (非特許文献 2)。このビーズをマーカとして、手術前に 3 次元の C T スキャンイメージが撮られ、そして超音波によりトラッキングされた。このトラッキングによって、脳変形の動きのモデルの変換ベクトルを取り出すことを可能としている。手術前のデータセットは、それから、推定された変換ベクトルを逆変換することによって修正される。この方法の最も不利な点はマーカを埋め込むように挿入しなければならないことと、変換のみのための動きを前提としていることである。これは、目標の構造の変形を無視している。この変形は、ソフトな組織 (たとえば脳または肝臓) あるいは、ソフトおよび/または動きのある組織 (たとえば心臓または隔膜) で起きるものである。目標の組織の動きのあるイメージングデータを修正する改良された方法が必要とされる。

20

【課題を解決するための手段】

【 0 0 0 8 】

したがって、本願明細書において提供される典型的な実施例は、身体の空腔内で非侵襲的にフレキシブルな目的部位の速度ベクトル場を計算する方法であって：手術前のイメージング手法を使用して前記目的部位を囲んでいる領域の手術前のイメージを生成するステップであって、前記領域は前記目的部位を有し、前記手法はグレイスケール超音波でなくかつ初期の目的部位算出を生成するところのステップ；超音波画像手法を使用して前記目的部位を囲んでいる領域の超音波イメージを生成するステップであって、前記領域は前記目的部位を有し、イメージ位置合わせ技術を使用して空間的に前記超音波イメージを前記手術前のイメージに合わせ、これによって更新された目的部位算出を提供し、かつオーバーレイ技術を使用して前記超音波イメージを前記手術前のイメージと結合するところのステップ；並びに前記目的部位の前記速度ベクトル場を計算するステップであって、前記場を計算するステップは、非侵襲的かつ前記目的部位および周囲組織のフレキシビリティ値に合わせられ、これによって身体の空腔内で非侵襲的にフレキシブルな目的部位の速度ベクトル場を計算するところのステップ；を有する方法である。

30

40

【 0 0 0 9 】

関連した実施例において、前記手術前のイメージまたは手術前の手法は、磁気共鳴イメージ法、コンピュータ断層撮影、造影剤増強超音波などからなる群から選択された少なくとも 1 つである。

【 0 0 1 0 】

他の関連した実施例において、前記初期の目的部位算出のうちの少なくとも 1 つ、および、更なる前記更新された目的部位算出は更に、前記目的部位の位置、範囲、および形状からなる群から選択される少なくとも 1 つの目的部位パラメータを有する。

【 0 0 1 1 】

更にもう一つの実施例においては、前記超音波イメージは、二次元イメージであり、前

50

記超音波イメージは、三次元イメージである。関連した実施例は、連続したフレームの超音波強度データを比較することによって、前記目的部位の前記速度ベクトル場を推定するために前記超音波イメージを使用するステップ、を更に有する。

【0012】

上記の方法に関連した実施例において、前記速度ベクトル場を計算するステップは、変位場を計算するステップを更に有する。他の関連した実施例において、前記速度ベクトル場および/または変位場を計算するステップは、前記目的部位の回転、移動、および変形からなる群から選択される少なくとも1つの目的部位パラメータを算出するステップ、を更に有する。

【0013】

関連した実施例は、単一の手術前のイメージを生成するステップ、単一のイメージ位置合わせを使用するステップ、および前記速度ベクトル場および/または変位場を計算するために単一のイメージング手法を使用するステップからなる群から選択される少なくとも1つのステップによって、計算時間を短縮するステップ、を更に有する。

【0014】

本願明細書において提供される特徴的な本発明の実施例は、フレキシブルな目的部位の診断または治療のための介入医療処置を導く方法であって、リアルタイムで目的部位算出を変更するために前記目的部位の速度ベクトル場および/または変位場を使用するステップであって、前記場を計算するステップは、非侵襲性で、かつ、前記目的部位および周囲組織のフレキシビリティ値に適応しているところのステップ；リアルタイムで介入装置の少なくとも一つの超音波イメージを生成するステップ；および前記介入装置の配置を変えるために、前記介入装置の超音波イメージ、および前記超音波目的部位算出をリアルタイムに使用するステップであって、これによりフレキシブルな目的部位の診断または治療のための介入医療処置を導くところのステップ；を有する。

【0015】

上記の方法と関連した実施例において、前記目的部位算出は、前記目的部位の場所、範囲、および形状からなる群から選択される少なくとも一つの目的部位パラメータを、更に有する。

【0016】

他の関連した実施例において、前記超音波イメージは、二次元イメージまたは三次元イメージである。

【0017】

他の例示的实施形態は、介入医療処置を導くための複数のタイプの医用イメージを結合する方法であって、イメージング手法を使用して、目的部位を囲んでいる領域の初期のイメージを生成するステップであって、前記領域は、前記目的部位を有し、前記手法は、グレイスケール超音波ではなく、かつ対応する超音波インデックスイメージを生成するところのステップ；前記目的部位の超音波イメージをリアルタイムに生成し、かつ、前記超音波インデックスイメージと、リアルタイム超音波イメージとの間のイメージベースの位置合わせを作るステップ；およびオーバーレイ技術および前記超音波インデックスイメージのうちの少なくとも1つを使用して、前記初期のイメージを前記リアルタイム超音波イメージと結合するステップ、を有する。

【0018】

上記の方法に関連した実施例において、前記イメージまたは前記イメージング手法は、コンピュータ断層撮影、磁気共鳴イメージ法、造影剤増強超音波などからなる群から選択された少なくとも1つである。

【0019】

他の関連した実施例において、前記リアルタイム超音波イメージは、前記介入の処置の間に生成される。

【0020】

他の例示的实施形態は、複数のイメージング手法を使用した介入医療処置を導くシステ

10

20

30

40

50

ムであって、手術前のイメージを生成するための、および、初期の目的部位算出を生成するための手術前のイメージング手法であって、該手法は、グレイスケール超音波ではないところの手法；リアルタイムに介入医療装置のイメージを生成する手法、および前記目的部位の速度ベクトル場および／または変位場を計算する手法であって、前記場は更新された目的部位算出を生成するために使われるところの手法、のうち少なくとも一つの超音波画像手法；および前記目的部位に挿入するための前記介入医療装置であって、前記更新された目的部位算出および前記介入装置の前記リアルタイムイメージが前記介入装置の前記配置を変えるために用いられるところの装置；を有するシステムである。

【 0 0 2 1 】

上記と関連した実施例において、前記手術前の手法または手術前のイメージは、コンピュータ断層撮影、磁気共鳴イメージ法、造影剤増強超音波などからなる群から選択された少なくとも一つである。

10

【 0 0 2 2 】

他の関連する実施例において、前記初期の目的部位算出のうちの少なくとも一つ、および、前記更新された目的部位算出は、前記目的部位の位置、範囲、および形状からなる群から選択される少なくとも一つの目的部位パラメータからなる群から選択される少なくとも一つの目的部位パラメータ、を更に有する。

【 図面の簡単な説明 】

【 0 0 2 3 】

【 図 1 】 イメージングデータを使用した介入医療処置のフローチャートを示した図である。

20

【 発明を実施するための形態 】

【 0 0 2 4 】

本願発明の方法およびシステムの例示的实施例を図 1 に示す。手術前のデータセット（図 1 において P O D として示す）は、イメージング手法によって算出される（例えば、C T、M R I、および／または C E U S）。このデータセットは、初期の目標部位（t a r g e t v o l u m e）の算出に利用される（図 1 において T V 0 として示す）。超音波イメージング手法を用いて、超音波データセットがその後算出される。そして、位置あわせ技術（c o - r e g i s t r a t i o n）技術を用いて、超音波データセットを手術前データセットと重ね合わせる（a l i g n）。手術前のデータセットを超音波モデムに重ね合わせることによって、更新された目的部位の算出（図 1 の T V と特定された）が提供される。そして、連続した超音波データセットが、リアルタイムに計算され、これが目的部位の速度ベクトル場および／または変位場を算出するために用いられる。速度ベクトル場および／または変位場が更新された目的部位の算出のために更に提供される。その後、更新された目的部位は、介入装置によるリアルタイム超音波イメージにスーパーインポーズされる。これは患者の体内での装置の案内、および、ナビゲーションを改善する。介入医療処置は、通常は診断または治療の目的のために、患者の体の解剖学的な目標位置に小型の生物医学的装置（例えば針またはカテーテル）を挿入する。介入医療処置の例としては、電磁波切除治療、凍結融解壊死治療（c r y o a b l a t i o n）およびマイクロ波切除が含まれるが、これに限定されるものではない。

30

40

【 0 0 2 5 】

これらのイメージ融合技術は、同様に、介入医療処置、例えば、挿入しない医療処置または非医学的な処置に関連する応用、および／または関連しない応用の案内に利用できる。同様に、フレキシブルな目的部位の速度ベクトル場および／または変位場を算出するための本願明細書において提供される方法は、挿入しない医療処置または、非医学的な処置の関連する案内、および／または関連しない案内に利用できる。

【 0 0 2 6 】

本願明細書において使われる「目的部位（t a r g e t v o l u m e）」という語は、介入治療の意図された部位またはこの部位を含む患者の体内の物理的な三次元領域を示すための語として用いられる。目的部位算出は、患者の体内の目的部位のサイズ、形状、

50

範囲および／または場所の推定値を含む。本願明細書において使われる「フレキシブルな目的部位」はフレキシブルな値 (flexibility value) を有する目的部位を示す。フレキシブルな値とは、曲がり、撓曲、歪み、変形等が生じる可能性または傾向を意味する。より高いフレキシブルな値とは、曲がり、撓曲、歪み、変形等が生じる、より高い可能性または傾向を意味する。

【0027】

手術前のデータセットは、実質組織 (parenchyma) に囲まれた目的部位を最適に検出し、かつ区別するために用いる。本願明細書において使われるデータセットとは、イメージング手法 (modality) によって算出されるデータを意味し、「イメージ」の語と同義語として使用される。CT、MRIおよび／またはCEUS手法は、本願明細書における方法および装置において、手術前のデータセットを提供する。超音波画像 (ultrasound imaging) (同様に医用音波断層撮影 (medical sonography) または超音波検査法 (ultrasonography) と称する) は、人間の聴覚 (約20キロヘルツが限界) の上限より高い周波数を有する音波を使用する診断医用イメージ技術である。超音波画像は、さまざまな体内の臓器の大きさ、構造および／または位置を視覚化するために用いられ、しばしば病理学的病変の画像取得に使われる。グレイスケール超音波、およびCEUSを含む幾つかの種類の超音波画像が存在する。一般に、グレイスケールデジタル画像は、各々のピクセルの値が単一のサンプルによるイメージである。通常この種の表示イメージは、最も強い値が白、最も弱い値が黒であり、灰色の明度によって構成される。なお、このサンプル値は、いかなる色でも表示される。また、輝度に応じて複数の色で表示させることもできる。グレイスケールイメージは白黒のイメージとは区別される。コンピュータイメージングにおいては、白黒の二つの色だけのイメージであるが、グレイスケールイメージは、白黒の二色の間に、灰色の多くの中間の明度を有する。特に明記しない限り、本願明細書における超音波という語のいかなる参照 (例えば、超音波イメージ、超音波スキャナ) も、超音波の手法 (modality) またはグレイスケール超音波に関連する。

【実施例】

【0028】

本願明細書において提供される方法は、いくつかの目的のための超音波イメージを使用する。超音波イメージは、リアルタイムで、介入装置の位置を提供する。超音波イメージは、同様に、2Dおよび／または3Dにおける、目的部位の速度場および／または変位場を推定するために用いられる。速度ベクトル場は、目的部位の運動の速度、および方向が時間と共にどのように変化するかを記述するものである。変位場は、目的部位の位置が時間とともにどのように変化するかについて記述するものである。この場合は、連続した超音波イメージにおいて超音波強度値を比較することによって算出される。速度場および／または変位場は、目的部位および／または周囲組織の回転、移動 (translation) および、変形のパラメータのうちの少なくとも1つを含む。計算時間は、速度場および／または変位場の推定値の複雑度のレベルで増加するが、2つの超音波データセットを使用する本方法の計算時間は従来技術のそれと比較してかなり減少している。従来技術においては、場の計算は、別の手法によるイメージのイメージベースの位置合わせによるものである。

【0029】

超音波は、高解像度の動き予測を達成するために有用な手法である。例えば、本願明細書において提供される手法は高いフレームレートでのブロックマッチ技術を使用する。これによって、軸方向 (イメージングの軸に対して平行な方向) に1/10ミリメートルのオーダーでの解像度を取得することができる。

【0030】

典型的なブロックマッチの方法において、イメージフレームは、ブロックのピクセル (「ブロック」という) に分けられる。標準のブロックは、矩形形状である。ブロックマッチングアルゴリズムは、ピクセルベースでの、連続したイメージ間の、あるいは連続した

10

20

30

40

50

イメージの部分間の類似点を測定するために使用される。「連続したイメージ」とは、時間的に連続的に取得されるイメージである。例えば、1秒につき5つのイメージが取得される。第2のイメージは第1のイメージに連続したイメージである。第3イメージは第2のイメージに連続したイメージである。第4イメージは第3イメージに連続したイメージである。それ以降も同様である。特定の検索方式を用いて、現在のフレームのブロックが、先行フレームの周辺で配置され移動される。対象ブロックがどれくらい良好に先行のフレームの対応するブロックに合致するかについて判断するための基準が定められる。この基準としては、二乗誤差、最小絶対差、二乗誤差の合計、および絶対差の合計が含まれる。ブロックマッチングの技術を用いる目的は、1つのブロックと次のブロックとの相対的な変位を計算することにより、各々のブロックの動きベクトルを算出することにある。

10

【0031】

造影剤増強超音波（CEUS）は、グレイスケール超音波イメージ技術と超音波造影剤の使用を組合せた方法である。超音波造影剤は、体循環に静注で投与されるガス入りのマイクロバブルである。マイクロバブルは高いエコー輝度（echogenicity）を有する。これは超音波を反射する対象となる。マイクロバブルのガスと、体の軟組織の周辺とのエコー輝度の差異は、非常に大きい。このように、マイクロバブル造影剤を使用した超音波イメージは、超音波後方散乱または超音波の反射波を増強し、高いエコー輝度差による増加したコントラストを有するユニークなソノグラムを生成する。CEUSは、器官（心臓、および、他の器官の手段血流速度）の血液灌流のイメージ取得に使われる。もちろん、同様に他の応用にも利用される。

20

【0032】

コンピュータ断層撮影（CT）は、単一の回転軸周辺で撮影される二次元のX線イメージから対象の内部の三次元イメージを生成する医用イメージング法である。CTは、組織がX線をどの程度ブロックするかに基づいて、様々な組織を視覚化するために、ウィンドーイングとして知られる方法で、対象の部位のデータを提供する。同様に最新のスキャナによっても、組織のさまざまな平面（2Dイメージ）または体積のある（3D）表示に変換できる部位のデータを取得することができる。

【0033】

磁気共鳴イメージ法（MRI）（同様に磁気共鳴断層撮影法（MRT）または核磁気共鳴（NMR）とも呼ばれる手法）は、強力な磁石、および電波を使用して、生体の臓器の内部を視覚化する手法である。MRIは、主に生体の組織の病理学的あるいは他の生理的变化を示すために用いられ、医療イメージングとして一般的に用いられる手法である。従来のX線撮影、および、CTイメージング（これらは潜在的に有害な放射（X線）を利用する手法）と異なり、MRIイメージングは原子の磁気特性に基づいている。強力な磁石は、地球の磁場よりおよそ10,000倍強い磁場を生成する。例えば人体の体内の水素原子のうち、非常に少ない割合の水素原子は、この地場において整列配置する。集中した電磁波のパルスが、組織の整列配置された水素原子の方向にブロードキャストされる。その後、組織から信号が戻る。さまざまな体組織からの信号の微妙な違いによって、MRIは、器官を区別し、潜在的に良性と悪性の組織を対比することを可能にする。イメージング平面（またはスライス）のいかなるものも、投影され、コンピュータに保存され、または、フィルムに印刷されてもよい。MRIは、衣類、および、骨のイメージ取得に使われる。しかしながら、関心領域に特定のタイプの金属が存在すると、得られる画像に大きな誤差を発生させる。これは、アーチファクトと呼ばれている。

30

40

【0034】

イメージ位置合わせは、通常三次元で、空間座標を使用して空間的にイメージを整列配置させる。いくつかの実施例では、位置合わせは、マニュアルでのイメージ類似評価を含む。その他の実施例では、位置合わせは、イメージに基づく自動化したイメージ類似評価を含む。いくつかの実施例では、位置合わせは、イメージ間のイメージベースのランドマーク位置合わせを含む。位置合わせの後において、オーバレイステップは、データの統合した表示にとって重要である。イメージ融合（image fusion）とは、イメー

50

ジ位置合わせの後のイメージのオーバーレイのプロセスを指す。

【0035】

イメージのオーバーレイとは、視覚的に2つのイメージを1つのディスプレイにマージすることを指す。

【0036】

例えば、2Dリアルタイム超音波イメージは、初期のイメージの三平面(3D)図上にスーパーインポーズされる。あるいは、例えば、透明のオーバーレイを用いて、3D超音波イメージが、初期のイメージ上へオーバーレイされる。仮想超音波探針(virtual ultrasound probe)が、物理超音波探針と関連してイメージの左右の手がかりを提供するために、超音波イメージの上に提供される。本願明細書において用いられる仮想超音波探針は、超音波画像手法によって示される物理超音波探針のデジタル表現を指す。本願明細書において使われる物理超音波探針は、超音波イメージングシステムの一部を指す。これは超音波イメージングシステムによって生成されるイメージを変化させるためにオペレータが移動させる。超音波探針が移動すると、(例えば1秒につき約5つのフレームで)画面が再びレンダリングされる。超音波イメージ、および、初期のイメージは、それぞれを区別するために、イメージのオーバーレイにおいて、しばしば別の色に表示される。

【0037】

別の実施例では、他のイメージ融合技術を提供し、以下のステップを含む。すなわち、初期のイメージ、および、対応する超音波インデックスイメージを生成するステップ；リアルタイムで超音波イメージを生成するステップ；リアルタイムイメージを有するインデックスイメージを(例えば、フィリップスQ1aソフトウェアを使用して)位置合わせするステップ；および、イメージオーバーレイアルゴリズムを用いてリアルタイムイメージ上へ初期のイメージをオーバーレイするステップ、を有する。この技術において、位置合わせは、マニュアルおよび/またはイメージベースのイメージ類似評価、およびイメージベースのインデックスイメージとのリアルタイムイメージとの間のランドマーク位置合わせを含む。

【0038】

本願明細書において使われるインデックスイメージとは、初期の手術前に撮像される患者の体の部位を表す超音波イメージを指す。例えば、CTイメージング手法が、患者の体内の領域の初期のイメージを生成するために用いられ、かつ、対応する超音波インデックスイメージが、患者の体内で同様のサイズ、形状および/または場所の領域のイメージ取得に使われる。

【0039】

位置合わせの他の方法と比較して、本願明細書において提供される方法および装置は、いくつかの効果がある。この方法は、挿入人工マーカ、たとえばステンレススチールのピンを体に挿入する他の方法と比較して、挿入を要しない。速度ベクトル場および/または変位場は、目的部位および/または周囲の構造のフレキシブルな値を提供し、結果として目的部位の正確な治療をもたらす。計算時間が減少する。その理由として以下の点が挙げられる。(1)器官の異なる動きのフェーズに対応するいくつかの数値ではなく、1つの手術前のデータセットだけを提供すること、(2)1つの異なる手法(cross modal ity)のイメージ位置合わせだけを実行すること(例えば超音波に対するCTまたは超音波に対するMRI)、および、(3)単一のイメージング手法(超音波)(多数の手法よりむしろ)を使用して速度場および/または変位場を計算すること、が挙げられる。

【0040】

他のイメージ融合技術は、以下の効果がある。すなわち、2つのイメージング手法間の順像位置合わせを回避する；その代わりに、間接的に初期の(例えばCT)イメージをリアルタイム超音波イメージと合わせるために、インデックス超音波イメージを使用する；これは、介入治療の間、人工マーカの使用を必要としない；初期のイメージは、介入治療

10

20

30

40

50

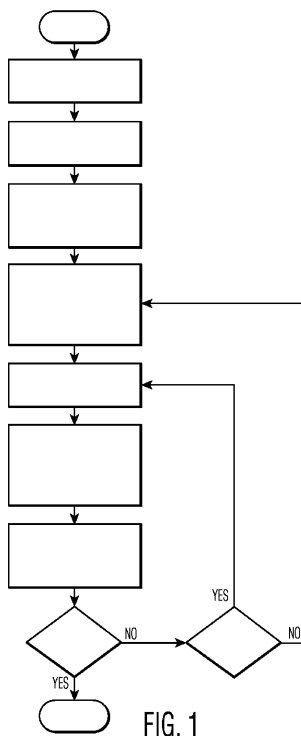
(例えば、2、3日前に)に先立って集めることができる。さらに、もしデュアルイメージング能力を有する超音波イメージングシステムを使用している場合には、C E U S 初期のイメージ、および、超音波インデックスイメージが、同時に、同じイメージング平面から取得される。更に、リアルタイム造影像の代わりに既存の造影像を使用することで、時間、および、コストを節約し、および水蒸気によって生じるイメージング課題を回避する。これは、熱的にセルを処理することによって生じる水のまとまりによるものである。

【 0 0 4 1 】

他のおよび更なる発明の形態、および上述した内容または請求項に記載した特定の実施例以外の実施例を、添付の請求項およびその均等物の精神および範囲から逸脱することなく、当業者が構成することができることは明らかである。したがって、本発明の範囲は、そのような均等物を包含し、詳細な説明および請求項は、例示であり、更なる限定を付すものと解釈してはならない。

10

【 図 1 】



【 国際調査報告 】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No
PCT/IB2007/055319

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER
INV. G06T7/00 G06T7/20

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, COMPENDEX, INSPEC

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
Y	LINDSETH FRANK ET AL: "Multimodal image fusion in ultrasound-based neuronavigation: improving overview and interpretation by integrating preoperative MRI with intraoperative 3D ultrasound." COMPUTER AIDED SURGERY : OFFICIAL JOURNAL OF THE INTERNATIONAL SOCIETY FOR COMPUTER AIDED SURGERY 2003, vol. 8, no. 2, 2003, pages 49-69, XP002481510 ISSN: 1092-9088 abstract ----- -/-	1-13, 17-19

☒ 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)

O document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means

P document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed

T later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention

X document of particular relevance: the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone

Y document of particular relevance: the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art

G document member of the same patent family

Date of the actual completion of the international search

28 May 2008

Date of making of the international search report

03/09/2008

Name and mailing address of the ISA/

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

Authorized officer

Eveno, Nicolas

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No

PCT/IB2007/055319

C(Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
Y	YEUNG F ET AL: "Feature-adaptive motion tracking of ultrasound image sequences using a deformable mesh." IEEE TRANSACTIONS ON MEDICAL IMAGING DEC 1998, vol. 17, no. 6, December 1998 (1998-12), pages 945-956, XP002481511 ISSN: 0278-0062 abstract	1-13, 17-19
A	SKRINJAR O M ET AL: "REAL TIME 3D BRAIN SHIFT COMPENSATION" INFORMATION PROCESSING IN MEDICAL IMAGING. INTERNATIONAL CONFERENCE. PROCEEDINGS, XX, XX, vol. 1613, 1 June 1999 (1999-06-01), pages 42-55, XP008010724 abstract	1-13, 17-19

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.
PCT/IB2007/055319

Box No. II Observations where certain claims were found unsearchable (Continuation of item 2 of first sheet)

This international search report has not been established in respect of certain claims under Article 17(2)(a) for the following reasons:

1. ☐ Claims Nos.:
because they relate to subject matter not required to be searched by this Authority, namely:
2. ☐ Claims Nos.:
because they relate to parts of the international application that do not comply with the prescribed requirements to such an extent that no meaningful international search can be carried out, specifically:
3. ☐ Claims Nos.:
because they are dependent claims and are not drafted in accordance with the second and third sentences of Rule 6.4(a).

Box No. III Observations where unity of invention is lacking (Continuation of item 3 of first sheet)

This International Searching Authority found multiple inventions in this international application, as follows:

see additional sheet

1. ☐ As all required additional search fees were timely paid by the applicant, this international search report covers all searchable claims.
2. ☐ As all searchable claims could be searched without effort justifying an additional fees, this Authority did not invite payment of additional fees.
3. ☐ As only some of the required additional search fees were timely paid by the applicant, this international search report covers only those claims for which fees were paid, specifically claims Nos.:
4. ☒ No required additional search fees were timely paid by the applicant. Consequently, this international search report is restricted to the invention first mentioned in the claims; it is covered by claims Nos.:

see extra sheet

Remark on Protest

- ☐ The additional search fees were accompanied by the applicant's protest and, where applicable, the payment of a protest fee.
- ☐ The additional search fees were accompanied by the applicant's protest but the applicable protest fee was not paid within the time limit specified in the invitation.
- ☐ No protest accompanied the payment of additional search fees.

International Application No. PCT/IB2007/055319

FURTHER INFORMATION CONTINUED FROM PCT/ISA/ 210

This International Searching Authority found multiple (groups of) inventions in this international application, as follows:

1. claims: 1-13,17-19

guidance of an intervention device based on preoperative image and on ultrasound images

2. claims: 14-16

combination of an initial image with real time ultrasound images

フロントページの続き

(81)指定国 AP(BW, GH, GM, KE, LS, MW, MZ, NA, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), EA(AM, AZ, BY, KG, KZ, MD, RU, TJ, TM), EP(AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, MT, 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, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, 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, PG, PH, PL, PT, RO, RS, RU, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, SV, SY, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, ZA, ZM, ZW

(72)発明者 ホール, クリストファー

アメリカ合衆国 ニューヨーク州 1 0 5 1 0 - 8 0 0 1 ブライアクリフ・マナー スカーボロ
ウ・ロード 3 4 5 ピー・オー・ボックス 3 0 0 1

(72)発明者 ジャン, ホイ エム

アメリカ合衆国 ニューヨーク州 1 0 5 1 0 - 8 0 0 1 ブライアクリフ・マナー スカーボロ
ウ・ロード 3 4 5 ピー・オー・ボックス 3 0 0 1

(72)発明者 シュワーツ, ギャリー エイ

アメリカ合衆国 ニューヨーク州 1 0 5 1 0 - 8 0 0 1 ブライアクリフ・マナー スカーボロ
ウ・ロード 3 4 5 ピー・オー・ボックス 3 0 0 1

F ターム(参考) 4C093 AA30 FF37 FF42

4C096 AA20 AD14 DC33 DC36

4C601 DE06 JC09 JC15 JC26 KK02 KK24 LL33

专利名称(译)	改进的图像配准和补偿图像引导介入手术的术中运动的方法		
公开(公告)号	JP2010514488A	公开(公告)日	2010-05-06
申请号	JP2009543565	申请日	2007-12-27
[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	ホールクリストファー ジャンホイエム シュワーツギャリーエイ		
发明人	ホール,クリストファー ジャン,ホイ エム シュワーツ,ギャリー エイ		
IPC分类号	A61B8/08 A61B5/055 A61B6/03		
CPC分类号	A61B90/36 A61B34/20 A61B2090/365 A61B2090/378 G06T7/223 G06T7/38 G06T2207/10072 G06T2207/30016 G06T2207/30021		
FI分类号	A61B8/08 A61B5/05.390 A61B6/03.377 A61B6/03.360.Q		
F-TERM分类号	4C093/AA30 4C093/FF37 4C093/FF42 4C096/AA20 4C096/AD14 4C096/DC33 4C096/DC36 4C601 /DE06 4C601/JC09 4C601/JC15 4C601/JC26 4C601/KK02 4C601/KK24 4C601/LL33		
代理人(译)	伊藤忠彦		
优先权	60/882669 2006-12-29 US		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

本发明提供了用于使用超声成像来引导介入医疗过程的方法和系统。使用改进的图像融合技术，本发明提供了一种用于处理柔性目标体积和/或柔性周围结构的改进方法。

