

(19) 日本国特許庁(JP)

## (12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第6987040号  
(P6987040)

(45) 発行日 令和3年12月22日(2021.12.22)

(24) 登録日 令和3年12月2日(2021.12.2)

(51) Int.Cl.

A 61 B 8/12 (2006.01)

F 1

A 61 B 8/12

請求項の数 14 (全 15 頁)

(21) 出願番号	特願2018-510425 (P2018-510425)
(86) (22) 出願日	平成28年8月12日 (2016.8.12)
(65) 公表番号	特表2018-525135 (P2018-525135A)
(43) 公表日	平成30年9月6日 (2018.9.6)
(86) 國際出願番号	PCT/EP2016/069309
(87) 國際公開番号	W02017/036774
(87) 國際公開日	平成29年3月9日 (2017.3.9)
審査請求日	令和1年6月27日 (2019.6.27)
(31) 優先権主張番号	PCT/CN2015/088353
(32) 優先日	平成27年8月28日 (2015.8.28)
(33) 優先権主張国・地域又は機関	中国(CN)
(31) 優先権主張番号	15192146.7
(32) 優先日	平成27年10月29日 (2015.10.29)
(33) 優先権主張国・地域又は機関	歐州特許庁(EP)

(73) 特許権者	590000248 コーニンクレッカ フィリップス エヌ ヴェ KONINKLIJKE PHILIPS N. V. オランダ国 5656 アーヘー アイン ドーフェン ハイテック キャンパス 5 2
(74) 代理人	100122769 弁理士 笛田 秀仙
(74) 代理人	100163809 弁理士 五十嵐 貴裕

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】運動関係を決定する方法及び装置

## (57) 【特許請求の範囲】

## 【請求項 1】

身体の表面上の場所の表面運動と前記身体内の対象の対象運動との間の関係を決定する装置において、

前記表面運動を有する前記身体の前記表面上の場所に配置された第1の要素と、

前記表面運動を有する前記身体の前記表面上の前記場所に配置された前記第1の要素の位置を示す第1の位置信号を取得するように構成された第1の感知ユニットと、

介入装置に取り付けられ、前記対象の上又は中に配置された第2の要素と、

前記介入装置に取り付けられ、前記対象の上又は中に配置された前記第2の要素の位置を示す第2の位置信号を取得するように構成された第2の感知ユニットであって、前記第1の位置信号及び前記第2の位置信号が、所与の持続時間の間に同期して取得される、当該第2の感知ユニットと、

前記第1の位置信号及び前記第2の位置信号に基づいて、前記表面運動と前記対象運動との間の関係を計算する第3のユニットと、

を有し、

前記介入装置に取り付けられた前記第2の要素が、前記介入装置の場所を追跡するよう構成され、前記装置が、前記表面運動と前記対象運動との間の関係を決定することを完了すると、対象運動測定から介入装置追跡に前記第2の要素の動作を切り替えるように構成される、

装置。

10

20

**【請求項 2】**

前記第1の感知ユニットが、前記身体の前記表面の領域に向けて第1の所与の信号を生成するように構成された第1の信号ユニットを有し、

前記第1の要素が、前記表面上かつ前記表面の前記領域内に配置されるように構成された第1の受信器を有し、

前記第1の感知ユニットが、前記第1の受信器によって感知された前記第1の所与の信号に基づいて前記第1の位置信号を導出するように構成される、

請求項1に記載の装置。

**【請求項 3】**

前記装置が、前記第1の位置信号と前記第1の信号ユニットにより生成された前記第1の所与の信号とに基づいて第1の位置情報を導出するように構成される、請求項1又は2に記載の装置。 10

**【請求項 4】**

前記第2の感知ユニットが、前記対象に向けて第2の所与の信号を生成するように構成された第2の信号ユニットを有し、

前記第2の要素が、前記対象の上又は中に配置されるように構成された第2の受信器を有し、

前記第2の感知ユニットが、前記第2の受信器により感知された前記第2の所与の信号に基づいて前記第2の位置信号を導出するように構成される、

請求項1、2又は3に記載の装置。 20

**【請求項 5】**

前記装置が、前記第2の位置信号と前記第2の信号ユニットにより生成された前記第2の所与の信号とに基づいて第2の位置情報を導出するように構成される、請求項1、2、3又は4に記載の装置。 20

**【請求項 6】**

前記第1の信号ユニットが、電磁場発生器であり、

前記第1の受信器が、コイルであり、

前記装置が、前記第1の受信器において発生された電圧を測定するように構成される、請求項2に記載の装置。 30

**【請求項 7】**

前記第2の信号ユニットが、超音波プローブを有し、

前記第2の受信器が、超音波音響センサであり、

前記装置が、(i)前記第2の受信器により検出されたビーム及び(ii)前記ビームを検出する対応する持続時間を識別するように構成される、

請求項4に記載の装置。 30

**【請求項 8】**

前記装置が、前記測定された電圧及び電磁位置決め計算に基づいて前記第1の受信器の第1の位置情報を導出するように構成される、請求項6に記載の装置。 30

**【請求項 9】**

前記装置が、

前記対応する持続時間及び所定の速度に基づいて、前記第2の受信器から前記第2の信号ユニットまでの距離を計算し、

前記距離及び前記ビームの情報に基づいて前記第2の受信器の第2の位置情報を導出する、

よう構成される、請求項7に記載の装置。 40

**【請求項 10】**

前記計算する第3のユニットが、非線形フィッティング、ニューラルネットワーク、又は論理回帰を有する機械学習アルゴリズムに基づいて前記表面運動と前記対象運動との間の関係を計算するように構成される、請求項1乃至9のいずれか一項に記載の装置。 40

**【請求項 11】**

前記装置は、生体の身体の呼吸運動の場合に、前記表面運動と前記対象運動との間の関係を決定するように構成される、請求項 1 乃至 10 のいずれか一項に記載の装置。

**【請求項 1 2】**

前記装置は、前記所定の持続時間が、生体の身体の少なくとも 1 つの呼吸周期である場合に、前記表面運動と前記対象運動との間の関係を決定するように構成される、請求項 1 乃至 11 のいずれか一項に記載の装置。

**【請求項 1 3】**

前記装置が、少なくとも前記対象の所与の画像及び前記第 2 の位置信号に基づく前記第 2 の要素の前記位置情報を表示するディスプレイに接続されるように構成される、請求項 5 に記載の装置。

10

**【請求項 1 4】**

身体の表面上の場所の表面運動と前記身体内の対象の対象運動との間の関係を決定する装置の作動方法において、前記装置は、第 1 の感知ユニット、第 2 の感知ユニット、及び第 3 のユニットを有し、

前記第 1 の感知ユニットが、前記表面運動を有する前記身体の前記表面上の前記場所に配置された第 1 の要素の位置を示す第 1 の位置信号を取得する第 1 のステップと、

前記第 2 の感知ユニットが、介入装置に取り付けられ、前記対象の上又は中に配置された第 2 の要素の位置を示す第 2 の位置信号を取得する第 2 のステップであって、前記第 1 の位置信号及び前記第 2 の位置信号が、所定の持続時間の間に同期して取得される、当該第 2 のステップと、

20

前記第 3 のユニットが、前記第 1 の位置信号及び前記第 2 の位置信号に基づいて前記表面運動と前記対象運動との間の関係を計算する第 3 のステップと、

を有し、

前記介入装置に取り付けられた前記第 2 の要素が、前記介入装置の場所を追跡するよう構成され、前記装置が、前記表面運動と前記対象運動との間の関係を決定することを完了すると、対象運動測定から介入装置追跡に前記第 2 の要素の動作を切り替えるように構成される、

方法。

**【発明の詳細な説明】**

**【技術分野】**

30

**【0001】**

本発明は、身体の表面上の場所の運動と身体内の対象の運動との間の関係を決定するための方法及び装置に関する。

**【背景技術】**

**【0002】**

画像誘導介入（IGI）療法は、癌の処置又は治療に広く用いられている。IGI療法の目的は、患者の体内の対象、例えば、腫瘍細胞で起こる病理を消すことである。IGI療法は、対象の画像によってナビゲートされる。IGI治療中、熱アブレーションは、通常、繰り返し使用され、他の治療オプションと併用される。これは、例えば、高周波又はマイクロ波アブレーションの形態で、患者体内の対象にいくらかのエネルギーを送達することによって行われる。

40

**【0003】**

しかしながら、IGI治療プロセス全体の間に、患者の身体の運動、例えば呼吸器により引き起こされる運動は、介入針を配置し、熱アブレーションが適用される位置に関して不正確さを生じさせる可能性がある。実際に、患者体内の対象の位置は、呼吸運動によって変化し得る。患者体内の対象の位置変化は、患者身体の表面の位置変化と同じではない。対応する表面運動を測定することは、患者体内の対象の運動を反映するほど正確ではない。

**【0004】**

文献 Int J CARS (2013) 8 : 1027-1035 には、人体表面の位置情報と人体内の対象の位置

50

情報に基づいて運動モデルを構築する方法が、開示されている。取得された対象の超音波画像を処理することにより、対象の位置情報が、取得される。超音波撮像を使用する場合、超音波エコーは、人体内の深い位置にある対象を検出するほど正確ではない。超音波撮像は、また、低分解能の問題を有する。したがって、この方法を用いることにより、身体の表面上の場所の運動と身体内の対象の運動との間の関係を構築する精度は、良くない。国際公開公報2006/066494A2は、文献Int J CARSと同様に、外部マーカ特性及び内部運動に基づいて運動モデルを生成する装置を開示している。内部運動は、時間tにわたる病変又は標的の一連の画像から得られる。国際公開第2006/000789A1は、複数の表面点での外面移動を追跡し、同時に内部組織運動を画像化し、部分最小二乗回帰を使用して外面及び内面の移動を相關させることによって、内部組織運動を外部体面の運動と相關させることを開示する。

10

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0005】

本発明の目的は、身体の表面運動と身体内の対象運動との間の関係を高精度に決定する方法及び装置を提供することである。

【課題を解決するための手段】

【0006】

本発明の第1の態様によると、前記目的は、身体の表面上の場所の表面運動と身体内の対象の対象運動との間の関係を決定する装置により達成され、前記装置は、

20

前記表面運動を有する前記身体の前記表面上の前記場所に配置された第1の要素の位置を示す第1の位置信号を取得するように構成された第1の感知ユニットと、

介入装置に取り付けられ、前記対象の上又は中に配置された第2の要素の位置を示す第2の位置信号を取得するように構成された第2の感知ユニットであって、前記第1の位置信号及び前記第2の位置信号が、所定の持続時間中に同期して取得される、当該第2の感知ユニットと、

前記第1の位置信号及び前記第2の位置信号に基づいて前記表面運動と前記対象運動との間の関係を計算する第3のユニットと、

を有する。

【0007】

30

この装置を用いて、前記対象運動は、前記介入装置に取り付けられた前記第2の要素の位置信号に基づいて、例えば前記介入装置に取り付けられた前記第2の要素を身体内の前記対象の上又は中に単純に配置することによって、直接的に測定される。より具体的には、前記第2要素は、前記介入装置の先端に取り付けられる。前記介入装置の先端が、前記対象の表面に穿刺する場合、前記身体表面運動と前記対象運動との間の関係を規定する代理モデルを構築するモデル化段階が、トリガされる。前記介入装置は、前記モデル化段階において身体内の同じ場所に留まり、これにより、前記第2の要素が、前記対象とともに移動し、前記第2の要素によって感知された運動が、例えば呼吸効果のために内部の対象運動のみから生じる。同時に、身体表面に配置された前記第1の要素によって感知された第1の位置信号の位置は、各呼吸深さに同期して捕捉される。このような直接的な対象運動測定は、スペックル追跡技術が、超音波画像から前記対象の運動を追跡するために使用されることができるが、前記超音波画像のスペックルノイズ及び劣悪な画像品質が、前記対象の運動追跡の精度を制限し、このような不正確さが、呼吸運動補償の失敗の主な原因であるという本願の発明者の発見に基づいて提案される。更に、本発明は、介入装置追跡の目的で前記介入装置に通常取り付けられている前記第2の要素を利用することによって、直接的な前記対象の運動測定を実行する。より具体的には、前記介入装置の位置を追跡する代わりに、前記介入装置に取り付けられた前記第2の要素が、前記代理モデルを構築するために前記対象運動を直接測定するように切り替えられる。代理モデル構築が完了すると、前記介入装置に取り付けられた前記第2の要素は、通常の介入装置追跡に戻すように切り替えられる。追加の対象運動測定のために前記介入装置に通常取り付けられてい

40

50

る前記第2の要素を利用することによって、余分なハードウェア及び／又はソフトウェアが導入されず、前記第2の要素を前記対象の上又は中に配置するために余分な手術が行われない。結果として、前記対象表面運動と前記内部対象運動との間の関係を決定する、より費用対効果が高く、ユーザフレンドリでロバストな装置が、達成される。

#### 【0008】

前記第1の位置情報及び前記第2の位置情報は、適切な感知ユニットを選択することによって正確に取得することができる。これは、呼吸運動によって引き起こされる身体内の対象の位置変化を検出する精度を改善する。

#### 【0009】

この後に、前記取得された第1の位置情報及び第2の位置情報に基づいて、前記身体表面運動と前記対象運動との関係を構築することが、高い精度を有する。

10

#### 【0010】

本発明の一実施例は、

前記第1の感知ユニットが、前記身体の表面の領域に向かって第1の所定の信号を生成するように構成された第1の信号ユニットを有し、

前記第1の要素が、前記表面上及び前記表面の領域内に配置されるように構成された第1の受信器を有し、

前記第1の感知ユニットが、第1の受信器によって感知された前記第1の所定の信号に基づいて前記第1の位置信号を導出するように構成される、  
装置である。

20

#### 【0011】

前記第1の受信器を身体の表面上に置くことは、操作が容易であり、身体の表面の位置を示す信号を高精度で検出することを可能にする。

#### 【0012】

本発明の実施例は、前記第1の位置信号と、前記第1の信号ユニットによって生成された前記第1の所与の信号とに基づいて前記第1の位置情報を導出するように構成された装置である。

#### 【0013】

本発明の一実施例は、

前記第2の感知ユニットが、前記対象に向かって第2の所定の信号を生成するように構成された第2の信号ユニットを有し、

30

前記第2の要素が、前記対象の上又は中に配置されるように構成された第2の受信器を有し、

前記第2の感知ユニットが、前記第2の受信器によって感知された前記第2の所与の信号に基づいて前記第2の位置信号を導出するように構成される、  
装置である。

#### 【0014】

前記第2の受信器を身体内の前記対象の上又は中に置くことは、前記対象の位置を示す信号を高精度に検出することを可能にする。

#### 【0015】

本発明の一実施例は、前記第2の位置信号と、前記第2の信号ユニットによって生成された前記第2の所定の信号とに基づいて前記第2の位置情報を導出するように構成された装置である。

40

#### 【0016】

前記第2の位置情報を導出することは、身体内の前記対象の直接位置情報を得ることを可能にする。

#### 【0017】

本発明の一実施例は、以下のような装置である。

前記第1の信号ユニットが、電磁場発生器であり、

前記第1の受信器が、コイルであり、

50

前記装置が、前記第1の受信器で生成された電圧を測定するように構成されている。

#### 【0018】

前記コイルを患者の身体上に置くことは、ユーザにとって操作しやすく、患者にとって安全である。磁界を発生させることは、治療処置全体の間に適用される場合、ユーザにとって操作が容易であり、患者にとって安全である。

#### 【0019】

本発明の一実施例は、以下の装置である。

前記第2の信号ユニットは、超音波プローブを有し、

前記第2の受信器は、超音波音響センサであり、

前記装置は、(i)前記第2の受信器によって検出されたビームと、(ii)前記ビームを検出するための対応する持続時間とを識別するように構成される。10

#### 【0020】

前記超音波音響センサを患者身体内の対象内に置くことは、前記患者にとって安全である。超音波信号を生成することは、治療処置全体に適用される場合、ユーザにとって操作が容易であり、患者にとって安全である。加えて、前記音響センサを使用することにより、前記音響センサの2D / 3D位置は、超音波撮像ビームが従来の撮像パルスエコー取得中に視野を掃引するので、前記音響センサにより受信された前記超音波撮像ビームを処理することによって得られ、角度位置情報は、最大振幅で前記音響センサに当たる超音波ビームの角度方向を処理することにより導出され、範囲情報は、これらのビームの出射から前記介入装置に取り付けられた前記音響センサによる受信までの飛行時間から導出される。音響追跡及びパルスエコー超音波撮像の両方が、同じ超音波ビームを使用するので、前記音響センサの位置及び超音波画像のバイアスなしの相互位置合わせは、音響追跡システム、例えばEMセンサのEMベースの追跡のための外部電磁場発生器を装備する必要なく、設計によって達成される。競争力の高い追跡精度に加えて、音響ベースの追跡は、より費用対効果が高く、反干渉、例えば反電磁干渉である。本発明の一実施例は、測定された電圧及び電磁的な位置決め計算に基づいて前記第1の受信器の前記第1の位置情報を導出するように構成された装置である。20

#### 【0021】

所与のマッピングを使用することは、前記第1の受信器において生成された電流と、前記第1の所与の信号、すなわち電磁気ユニットによって生成される磁場の領域内の対応する位置情報との間の接続に基づいて正確に前記第1の位置情報を導出することを可能にする。30

#### 【0022】

本発明の一実施例は、

前記対応する持続時間及び所与の速度に基づいて、前記第2の受信器から前記第2の信号ユニットまでの距離を計算し、

前記距離及び前記ビームの情報に基づいて前記第2の受信器の前記第2の位置情報を導出する、

ように構成された装置である。

#### 【0023】

上記の装置を使用することは、前記超音波信号の所与の速度及び前記超音波音響センサによって感知された信号に基づいて、前記第2のセンサの位置情報を正確に導出することを可能にする。40

#### 【0024】

本発明の一実施例は、計算のための前記第3のユニットが、非線形フィッティング、ニューラルネットワーク、又は論理回帰を含む機械学習アルゴリズムに基づいて身体の表面上の場所の運動と前記対象の運動との間の関係を計算するように構成された装置である。

#### 【0025】

機械学習アルゴリズムを適用することは、運動関係を計算する自動アプローチを提供する。50

**【0026】**

本発明による装置の他の実施例において、前記介入装置に取り付けられた前記第2の要素は、前記介入装置の位置を追跡するように更に構成される。更に、前記装置は、前記表面運動と前記対象運動との間の関係の決定の完了時に、前記第2の要素の運動を対象運動測定から介入装置追跡に切り替えるように構成される。前記第2の受信器を前記介入装置に取り付けることは、前記介入装置を前記対象に挿入するときに、前記第2の受信器を前記患者の体内の前記対象の上又は中に配置することを可能にし、これは、前記対象の上又は中に配置するのに余計な手術が実行されないので、患者の快適性を改善する。また、前記介入装置に通常取り付けられている前記第2の要素を、通常の介入装置追跡から追加の対象運動測定に切り替えることにより、余分なハードウェア及び／又はソフトウェアが導入されず、費用効果の高い解決策を提供する。

10

**【0027】**

本発明による装置の他の実施例において、前記所与の持続時間は、生体の身体の少なくとも1つの呼吸周期であるように選択される。

**【0028】**

前記少なくとも1つの呼吸周期の情報は、呼吸周期内で完全な運動情報を得ることを可能にする。したがって、呼吸周期内の完全な運動関係が、導出され得る。

20

**【0029】**

本発明による装置の他の実施例において、前記装置は、前記第2の位置信号に基づいて、少なくとも前記対象の所与の画像及び前記第2の要素の位置情報を表示するディスプレイに接続されるように構成される。

**【0030】**

前記ディスプレイは、少なくとも前記対象の画像及び前記第2の要素の位置情報を画面上で視覚化することを可能にする。

**【0031】**

本発明の第2の態様によると、身体の表面上の場所の表面運動と身体内の対象の対象運動との間の関係を決定するための方法が、提供され、前記方法は、

前記表面運動を有する前記身体の前記表面上の前記場所に配置された第1の要素の位置を示す第1の位置信号を取得する第1のステップと、

介入装置に取り付けられ、前記対象の上又は中に配置された第2の要素の位置を示す第2の位置信号を取得する第2のステップであって、前記第1の位置信号及び前記第2の位置信号が、所与の持続時間の間に同期して取得される、当該第2のステップと、

30

前記第1の位置信号及び前記第1の位置信号に基づいて、前記表面運動と前記対象運動との間の関係を計算する第3のステップと、

を有する。

**【0032】**

本発明の詳細な説明及び他の態様が、以下に示される。

**【0033】**

本発明の特定の態様は、同一の部分又はサブステップが、同様に指定される添付の図面に関連して、以下に記載及び検討される実施例を参照して例により説明される。

40

**【図面の簡単な説明】****【0034】**

【図1】本発明によって運動関係を決定するフローチャートを示す。

【図2】本発明による身体の変位モデルの一例を示す。

【図3A】本発明による実施例を示す。

【図3B】本発明による実施例を示す。

【図4】本発明による第1の感知ユニットの実施例を示す。

【図5】本発明による第2の感知ユニットの一実施例を示す。

【図6】本発明による超音波音響ビームを受信する一例を示す。

【図7】本発明による装置の概略図を示す。

50

【図8】本発明の一実施形態による装置の概略図を示す。

【発明を実施するための形態】

【0035】

IGI療法は、癌治療において、又はより一般的には、例えば、医学療法において、広く使用される治療である。癌治療に使用されるIGI療法は、臓器の獲得画像によってナビゲートされる腫瘍の位置にエネルギーを送達することによって、患者の身体の器官の腫瘍細胞を殺すことを目的とする。以下では、エネルギーを受け取る患者体内の臓器を「対象」と記載する。前記患者の身体の対象は、例えば、前記患者の体内的対象における腫瘍の治療中に動きを有してもよく、前記対象は、前記患者の呼吸によって引き起こされる特定の動きを有してもよい。

10

【0036】

治療の開始前に、患者身体の対象を医用撮像システムでスキャンし、画像、例えばCT及びMRI等を取得する。例えば、前記スキャンは、前記治療の数時間又は数分前に行われる。これらの画像は、前記患者の呼吸によって引き起こされる体の動きを防ぐように前記患者が息を止めるように求められている間に取得される。

【0037】

治療中に、前記患者は、水平に、例えばベッドに横たわっている。治療中に、前記対象の画像は、手術器具が外科医によって操作されている間に、前記外科医に適切かつ正確なガイドを提供するために、視覚化される必要がある。例えば、介入装置は、前記対象内に挿入され、標的腫瘍位置にエネルギーを送達するように前記外科医により操作される。

20

【0038】

治療中に、介入をガイドするように視覚化される画像は、取得されたCT/MRI画像と前記介入装置の位置情報との組み合わせである。前記視覚化された画像に基づいて、前記外科医は、前記介入装置がどこにあるか、どこで処理するかを知る。

【0039】

しかしながら、治療中に、前記対象の位置は、患者の呼吸によって生じる体の動きにより変化する。前記介入装置が、前記対象内に挿入されるので、前記介入装置の動きは、前記対象の動きを反映する。

【0040】

CT/MRI画像は、前記対象の情報を含む。これらのCT/MRI画像は、前記患者の呼吸運動がない条件下で治療前に取得される。前記介入装置の位置情報は、前記治療中に取得され、前記患者身体の呼吸運動とともに変化する。したがって、前記患者身体の呼吸周期内のある特定の瞬間に、前記取得されたCT/MRI画像は、前記介入装置の位置情報とともに視覚化される必要がある。したがって、取得されたCT/MRI画像の動き補償が、必要である。

30

【0041】

前記患者身体の表面位置も、また、前記患者の呼吸によって引き起こされる体の動きによって変化する。前記患者体内の前記対象の位置変化は、前記患者身体の表面の位置変化と同じではない。対応する表面運動を測定することは、前記患者体内の前記対象運動を反映するのに十分に正確ではない。本発明者は、前記患者身体の表面の運動と前記患者身体の器官の運動との間の関係が、経時的に安定していることを認識した。身体の表面上の場所の運動と身体内の対象運動との間の関係を決定することは、動き補償のために前記対象の正確な運動を反映するのに役立つ。この関係に基づいて、身体内の前記対象の運動は、身体の表面上の場所の運動から導出され、通常の動き補償に使用されてもよい。

40

【0042】

前記介入装置の位置及び前記決定された運動関係に基づいて、正確な動き補償は、治療前に取得されたCT/MRI画像に対して適用される。前記運動情報は、治療に使用されるプロセッサ、例えば、超音波プロセッサに送られる。前記プロセッサは、この運動情報を前記患者体内の前記対象の運動を補償するために使用し、前記対象が特定の動きを有する場合であっても、この特定の時点で視覚化されるべきCT/MRI画像を識別する結果となる。

【0043】

50

本発明によると、以下に詳述されるように、身体BDの表面上の場所の運動と身体BD内の対象OBの運動との間の関係が決定される。

【0044】

対象OBは、位置情報を決定する必要がある様々なタイプの対象を含むことができる。例えば、IGI治療の分野では、対象OBは、患者の体内の組織又は器官に対応する。

【0045】

図1は、本発明による運動関係を決定するためのフローチャートを示す。

【0046】

この方法は、第1の感知ユニットSEU1により、身体BDの表面上の場所に配置された第1の要素の位置を示す第1の位置信号を取得する第1のステップ101を含む。

10

【0047】

第1感知ユニットSEU1は、信号を生成し、及び/又は前記生成された信号の領域において信号変化を感知しうる。

【0048】

実施される前記第1の要素は、複数の技術、例えば、電磁場計算、光学技術、X線技術、カメラ技術及びレーダ技術等から選択されてもよい。前記第1の要素の実施例は、これらの記載された技術に限定されない。

【0049】

前記方法は、更に、第2の感知ユニットSEU2によって、対象OBの上又は中に配置された第2の要素の位置を示す第2の位置信号を取得する第2のステップ102を有し、前記第1の位置信号及び前記第2の位置信号は、所与の持続時間中に同期して取得される。

20

【0050】

第2の感知ユニットSEU2は、信号を生成し、及び/又は前記生成された信号の領域において信号変化を感知しうる。

【0051】

実施される前記第2の要素は、複数の技術、例えば、電磁計算、超音波技術、及び光ファイバジャイロスコープ技術等から選択されてもよい。前記第2の要素の実施例は、これらの記載された技術に限定されない。

【0052】

前記方法は、更に、前記第1の位置信号及び第2の位置信号に基づいて、身体の表面上の場所の運動と対象OBの運動との間の関係を計算する第3のステップ103を含む。

30

【0053】

前記関係は、対象OBの上又は中の第2の位置の位置変化と、対象BDの表面上の場所の位置変化との間の傾向を反映する。身体BDの表面上の所与の第1の位置について、対象OBの上又は中の対応する第2の位置は、前記関係に基づいて導出される。

【0054】

有利には、前記運動は、生体の身体BDの呼吸運動である。

【0055】

身体BDの運動は、様々な運動によって引き起こされうる。身体BDの呼吸運動は、周期的運動である一般的な運動である。

40

【0056】

図2は、本発明による身体の変位モデルの一例を示す。

【0057】

横軸は、時間に対応し、縦軸は、身体BDの変位に対応する。前記変位モデルは、時間に關して変化する身体BDの位置を反映する。前記運動が、呼吸運動によって引き起こされるので、前記変位モデルは、通常は、周期的な曲線である。1つの周期的な時間サイクルは、Tである。

【0058】

有利には、前記所定の持続時間は、生体の身体BDの少なくとも1つの呼吸周期であるように選択される。

50

**【 0 0 5 9 】**

一例として、実験は、範囲[T; 10T]において選択される前記所定の持続時間が、現実的である。

**【 0 0 6 0 】**

有利には、第1の感知ユニットSEU1は、身体BDの表面の領域に向かって第1の所定の信号SG1を生成する第1の信号ユニットSU1を有し、前記第1の要素は、表面上に、及び前記表面の領域内に配置された第1の受信器R1を有し、前記第1の位置信号は、第1の受信器R1によって感知された第1の所与の信号SG1に基づいて導出される。

**【 0 0 6 1 】**

図3Aは、本発明による方法のステップ101において使用される感知ユニットSEU1の一実施例を示す。 10

**【 0 0 6 2 】**

この実施例において、前記第1の要素は、身体BDの表面の場所に配置される。例えば、対象OBは、身体BD内の肝臓であり、第1の受信器R1は、患者がベッドに横たわる場合に、肝臓上の表面の隣接する場所に配置されるように選択される。第1の信号ユニットSU1は、肝臓の上の表面の隣接する場所の領域、例えば脊髄脊柱管路の周辺の第1の所与の信号SG1を生成する。

**【 0 0 6 3 】**

例えば、第1信号ユニットSU1は、光ビームを生成する。第1の受信器R1は、例えば光ビームの反射をもたらす。これらの反射は、通常の位置検出技術を用いて、前記第1の要素の正確な位置を示す位置情報を導出する光学センサによって決定ができる。 20

**【 0 0 6 4 】**

他の例は、第1信号ユニットSU1が、レントゲン放射線ビームを生成することである。前記第1の要素の位置は、第1要素の位置を検出するための通常のレントゲン技術によって検出される。

**【 0 0 6 5 】**

他の代替技術が、存在する。例えば、電磁的技術は、磁場を感知し、電磁場分布に基づいて計算することに基づいている。

**【 0 0 6 6 】**

前記第1の要素の位置を決定することを可能にする技術は、上述の技術に限定されない。 30

**【 0 0 6 7 】**

ステップ101において、第1の位置情報は、前記第1の位置信号と、第1の信号ユニットSU1によって生成された第1の所与の信号SG1に基づいて導出される。

**【 0 0 6 8 】**

前記第1の位置情報は、前記第1の要素の正確な位置を示す。

**【 0 0 6 9 】**

図4は、本発明による方法のステップ101における前記第1の要素の位置を決定するのにコイルを使用する第1の感知ユニットSEU1の一実施例を示す。

**【 0 0 7 0 】**

前記電磁場発生器は、電磁気技術に基づく連続的な3次元位置特定装置／ユニットである。前記電磁場発生器は、身体BDの表面の場所に向かって磁場を発生させる。 40

**【 0 0 7 1 】**

前記コイルは、身体BDの表面上の場所を示すために身体BDの表面上に配置される。前記コイルは、また、発生した磁場内にある。前記電磁場発生器によって生成された磁場は、接続された第1の感知ユニットSEU1によって測定される前記コイル内の電圧を誘導する。

**【 0 0 7 2 】**

この実施例において、説明の目的で1つのコイルが使用されている。代替実施例は、1つのコイルを使用することに限定されない。

**【 0 0 7 3 】**

50

有利には、第1の受信器R1の前記第1の位置情報は、測定された電圧と電磁的な位置計算に基づいている。

【0074】

第1感知ユニットSEU1は、前記コイルの位置及び向きを連続的に計算する。前記コイルの第1の位置情報は、測定された電圧及び電磁的位置決め計算に基づいて計算され、第1の信号ユニットSU1によって生成された磁場の分布に依存する。

【0075】

有利には、第2の感知ユニットSEU2は、対象OBに向けて第2の所与の信号SG2を生成する第2の信号ユニットSU2を有し、前記第2の要素は、対象OBの上又は中において身体BD内に配置された第2の受信器R2を有し、前記第2の位置信号は、第2の受信器R2によって感知された第2の所与の信号SG2に基づいて導出される。10

【0076】

図3Bは、本発明による方法のステップ102において使用するための第2の感知ユニットSEU2の一実施例を示す。

【0077】

前記第2の要素は、身体BD内の対象OBの上又は中に配置される。例えば、対象OBは、身体BD内の肝臓であり、前記第2の要素は、肝臓内に配置される。

【0078】

第2の信号ユニットSU2は、身体BD内の対象OBの領域に向かって第2の所定の信号SG2を生成する。20

【0079】

第2の受信器R2は、肝臓内に配置され、第2の所与の信号SG2を受信するように構成される。

【0080】

例えば、第2の信号ユニットSU2は、超音波音響ビームを生成する。第2の受信器R2は、例えば、前記超音波音響ビームの受信を行う。前記第2の要素の位置は、超音波音響センサによって受信された情報及び通常の超音波音響検出技術から導出される。

【0081】

他の例は、第2信号ユニットSU2が磁場を生成することである。第2の受信器R2は、例えば、磁場内に電圧の誘導をもたらす。誘起電圧は、コイルによって決定され、通常の電磁気計算によって前記第2の要素の正確な位置を導出する。30

【0082】

他の代替技術、例えば、光ファイバジャイロスコープは、光ファイバケーブル内のビームを感知し分析することに基づいて、前記第2の要素の位置を決定する。

【0083】

前記第2の要素の位置を決定することを可能にする技術は、上述の技術に限定されない。40

【0084】

有利には、取得する第2のステップ102は、前記第2の位置信号と、第2の信号ユニットSU2によって生成された第2の所与の信号SG2とに基づいて、第2の位置情報を導出するステップを更に有する。

【0085】

前記第2の位置情報は、前記第2の要素の正確な位置を示す。

【0086】

図5は、本発明による方法のステップ102における前記第2の要素の位置を決定するために超音波音響センサを使用する第2の検出ユニットSEU2の一実施例を示す。

【0087】

この実施例において、第2の受信器R2は、超音波音響センサであり、第2の信号ユニットSU2は、超音波プローブを有する。図5に示されるように、前記超音波プローブは、対象OBの上、例えば肝臓の上の表面上に配置される。前記超音波音響センサは、身体BD内の50

対象OB内に配置される。

【0088】

前記超音波音響センサの動作は、人間の可聴範囲の上の周波数を有する超音波音響波の特性を測定することに基づいている。前記超音波プローブは、身体BD内の対象OBに向けて超音波を発生する。前記超音波音響センサは、前記超音波音響波の領域内にあり、前記超音波音響波を受信する。

【0089】

図6は、本発明による超音波音響ビームBMを受信する一例を示す。

【0090】

前記超音波音響波は、超音波音響ビームBMの形で発生される。超音波音響ビームBMは、データ取得中に視野を掃引する。図6に示されるように、超音波ビームBMは、矢印の方向に掃引される。1本のビームは、図6において1本の線として示されている。

【0091】

前記超音波音響センサは、前記ビームの1つを受信する能力を有する。前記超音波音響センサが、1つのビームを受信する場合、第2の信号ユニットSU2は、前記超音波音響センサによってどのビームが受信されたかに関する情報を取得する。

【0092】

同時に、前記ビームの放出から前記超音波音響センサによる受信までの前記ビームを受信する時間も、取得される。

【0093】

有利には、導出する第2のステップは、

前記対応する持続時間及び所与の速度に基づいて、第2の受信器R2から第2の信号ユニットSU2までの距離を計算するサブステップと、

前記距離及び前記ビームの情報に基づいて第2の受信器R2の前記第2の位置情報を導出するサブステップと、  
を有する。

【0094】

第2の感知ユニットSEU2によって取得された信号に基づいて、第2の受信器R2から第2の信号ユニットSU2までの距離、例えば、前記超音波音響センサと前記超音波プローブとの間の距離が、計算される。前記距離は、上述の取得された持続時間と所与の速度とを乗算することにより計算される。前記所与の速度は、超音波音響波に対して1540m/sである。

【0095】

前記第2の位置情報は、前記計算された距離と上述のように取得された前記ビームの情報とに基づいて導出される。例えば、前記超音波音響センサの位置情報は、識別されたビームに沿った前記超音波プローブの位置から導出される。

【0096】

有利には、第2の受信器R2は、介入装置に取り付けられるように構成される。

【0097】

第2の受信器R2は、身体BD内の対象OBの上又は中に配置される。IGI治療に対してこれを行うために、例えば、前記超音波音響センサは、金属針又はゴムカテーテルのような前記介入装置に取り付けられる。前記介入装置は、治療中に身体BD内の対象OBに挿入される。したがって、本発明による介入装置に取り付けられた第2の受信器R2は、結果的に、対象OB内に置かれる。

【0098】

有利には、計算するステップ103は、非線形フィッティング、ニューラルネットワーク、又は論理回帰を有する機械学習アルゴリズムに基づく。

【0099】

機械学習アルゴリズムを適用することは、所与のデータセットに基づいて予測又は決定を行うために、利用可能なデータセットを訓練することによってモデルを構築することで

10

20

30

40

50

ある。

【0100】

前記機械学習アルゴリズムは、非線形フィッティング、ニューラルネットワーク及び論理回帰に限定されない。

【0101】

図7は、運動関係を決定するための本発明による装置400の概略図を示す。装置400は、第1の感知ユニットSEU1を用いて、身体BDの表面上の場所に配置された第1の要素の位置を示す第1の位置信号を取得する第1のユニット401と、

第2の感知ユニットSEU2を用いて、対象OBの上又は中に配置された第2の要素の位置を示す第2の位置信号を取得する第2のユニット402であって、前記第1の位置信号及び第2の位置信号が、所定の持続時間の間に同期して取得される、当該第2のユニットと、

前記第1の位置信号及び前記第2の位置信号に基づいて、前記身体の表面上の場所の運動と対象OBの運動との間の関係を計算する第3のユニット403と、  
を有する。

【0102】

本発明による装置の様々なユニットは、前述した様々なステップを実行するように構成される。

【0103】

図8は、本発明の一実施例による装置の概略図を示す。

【0104】

有利には、装置400は、少なくとも対象OBの所与の画像と前記第2の位置信号に基づく前記第2の要素の位置情報を表示するディスプレイ410に接続されるように構成される。

【0105】

上記の実施例は、单なる例示であり、本発明の技術アプローチを限定することを意図されない。本発明は、好ましい実施例を参照して詳細に説明されているが、当業者であれば、本発明の技術アプローチが、本発明の請求項の保護範囲に入る限り、本発明の技術アプローチの精神及び範囲から逸脱することなく、変更される又は等しく置き換えられることができることを理解するであろう。特許請求の範囲において、「有する」という単語は、他の要素又はステップを排除するものではなく、不定冠詞「a」又は「an」は複数を除外しない。特許請求の範囲における参照符号は、その範囲を限定するものとして解釈されるべきではない。

10

20

30

【図1】

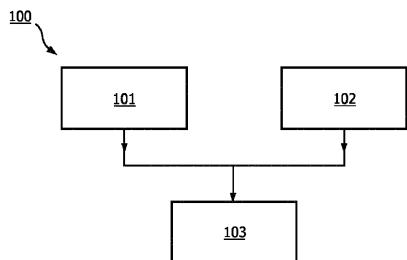


FIG. 1

【図3A】

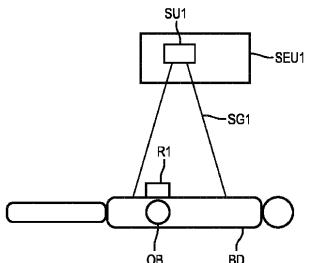
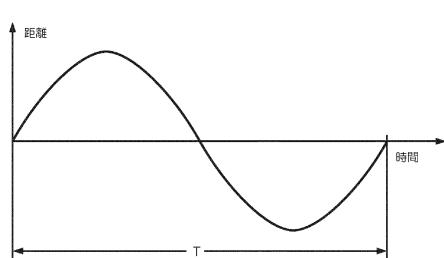


FIG. 3A

【図2】



【図3B】

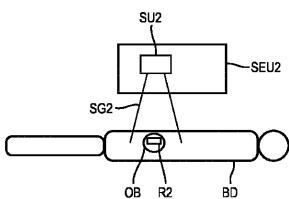


FIG. 3B

【図4】

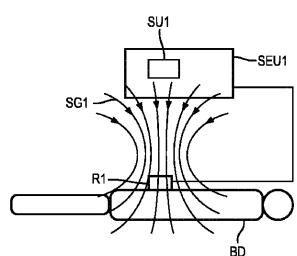


FIG. 4

【図6】

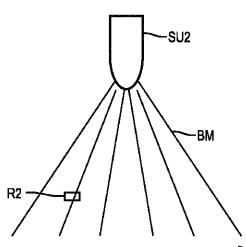


FIG. 6

【図5】

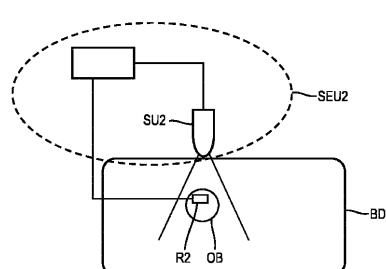


FIG. 5

【図7】

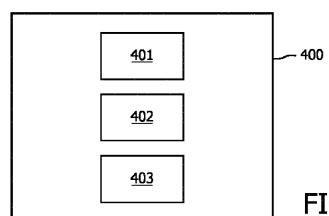


FIG. 7

【図8】

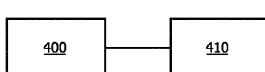


FIG. 8

---

フロントページの続き

(72)発明者 チエン イーナン

オランダ国 5656 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 リー ジュンボ

オランダ国 5656 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 永田 浩司

(56)参考文献 特許第3772151(JP, B2)

特開2000-308646(JP, A)

国際公開第94/04938(WO, A1)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 8/00