

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第6675495号  
(P6675495)

(45) 発行日 令和2年4月1日 (2020. 4. 1)

(24) 登録日 令和2年3月12日 (2020. 3. 12)

(51) Int. Cl.	F I
<b>A 6 1 B</b> 6/12 (2006. 01)	A 6 1 B 6/12
<b>A 6 1 B</b> 6/03 (2006. 01)	A 6 1 B 6/03 3 7 7
<b>A 6 1 B</b> 5/055 (2006. 01)	A 6 1 B 6/03 3 6 0 Q
<b>G 0 1 T</b> 1/161 (2006. 01)	A 6 1 B 6/03 3 6 0 G
<b>A 6 1 N</b> 1/36 (2006. 01)	A 6 1 B 5/055 3 9 0
請求項の数 17 (全 23 頁) 最終頁に続く	

(21) 出願番号	特願2018-544352 (P2018-544352)	(73) 特許権者	514130426
(86) (22) 出願日	平成29年1月24日 (2017. 1. 24)		ブレインラボ アーゲー
(65) 公表番号	特表2019-511268 (P2019-511268A)		ドイツ国 8 1 8 2 9 ミューニック オ
(43) 公表日	平成31年4月25日 (2019. 4. 25)		ーロフーパルメーシュトラーセ 9
(86) 国際出願番号	PCT/EP2017/051426	(74) 代理人	110001999
(87) 国際公開番号	W02018/137759		特許業務法人はなぶさ特許商標事務所
(87) 国際公開日	平成30年8月2日 (2018. 8. 2)	(72) 発明者	アハツ, シュテファン
審査請求日	平成30年8月22日 (2018. 8. 22)		ドイツ国 8 5 3 5 4 フライジング ガ
		(72) 発明者	ヴェルライン, スヴェン
			ドイツ国 8 1 4 7 9 ミューニク デイ
			ーフェンバッハシュトラーセ 1 0
		審査官	松岡 智也
			最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 脳深部刺激療法の電極の三次元画像における回転配向の決定

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

患者の解剖学的構造物を電氣的に刺激するように構成されるとともに、回転配向マーカーを含む電極の配向を決定するためにコンピュータが実行する医療データの処理方法であって、少なくとも1つのコンピュータの少なくとも1つのプロセッサが方法のステップを実行することを含み、これらのステップは、

a) 少なくとも1つのプロセッサが、前記解剖学的構造物及び前記電極の二次元医療画像を記述する回転画像データを取得するステップ (S 1 . 1) であって、前記二次元医療画像は、二次元医療用撮像装置を用いて、前記二次元医療用撮像装置の前記解剖学的構造物に対する回転の間に撮像され、前記回転画像データは、さらに、複数の前記二次元医療画像のそれぞれについて、対応する前記二次元医療画像に関連付けられた前記解剖学的構造物に対する撮像視点を記述し、

b) 少なくとも1つのプロセッサが、前記回転画像データに基づいて、前記二次元医療画像の参照系における前記電極の回転配向データを決定するステップ (S 1 . 2)、

c) 少なくとも1つのプロセッサが、前記解剖学的構造物の断層医療画像の組を記述する断層画像データを取得するステップ (S 1 . 3)、

d) 少なくとも1つのプロセッサが、前記回転画像データ、前記断層画像データ、及び前記回転配向データに少なくとも部分的に基づいて、前記断層画像データの参照系における前記電極の回転配向を記述する電極配向データを決定するステップ (S 1 . 4)、を含むことを特徴とする方法。

## 【請求項 2】

少なくとも 1 つのプロセッサが、前記二次元医療画像の参照系における前記電極の既定の回転配向を記述する既定の配向データを取得するステップ、

前記回転配向データ及び前記既定の配向データに基づいて、前記二次元医療画像の参照系における前記既定の回転配向に関して既定の条件を満たす前記電極の回転配向に関連付けられた、前記二次元医療画像を記述する最適配向データを決定するステップ、を含み、  
該最適配向データによって記述される前記二次元医療画像は最適二次元医療画像と呼ばれ、さらに、

少なくとも 1 つのプロセッサが、前記断層画像データに基づいて、一連の前記二次元医療画像に関連付けられた全ての撮像視点のそれぞれからの前記断層画像データから生成される複数の投影断層医療画像を記述する投影画像データを決定し、該投影画像データから、前記最適二次元医療画像に関連付けられた撮像視点からの前記断層画像データから生成される投影断層医療画像を記述する投影画像データを決定するステップ、

少なくとも 1 つのプロセッサが、前記最適二次元医療画像に関連付けられた撮像視点からの前記断層画像データから生成される投影断層医療画像を記述する投影画像データ及び前記回転画像データに基づいて、前記投影断層医療画像の参照系における前記電極の回転配向を記述する投影配向データを決定するステップ、を含み、

少なくとも 1 つのプロセッサは、前記投影配向データ及び前記投影画像データに基づいて、前記電極配向データを決定する、ことを特徴とする請求項 1 に記載の方法。

## 【請求項 3】

前記投影配向データは、前記最適二次元医療画像に最良に一致する前記投影断層医療画像に基づいて決定され、前記一致は、

- 前記最適二次元医療画像と前記投影断層医療画像との間のグレースケール値を比較するステップ、

- 前記最適二次元医療画像を前記複数の投影断層医療画像のそれぞれに位置合わせする融合アルゴリズムを適用し、前記投影配向データを決定するために、前記複数の投影断層医療画像から、最良の融合結果に関連付けられた前記投影断層医療画像のみを選択するステップ、のうちの少なくとも 1 つによって決定される、ことを特徴とする請求項 2 に記載の方法。

## 【請求項 4】

前記回転配向データを決定するステップは、

少なくとも 1 つのプロセッサが、前記回転画像データに基づいて、前記回転配向マーカの画像の外見を、

- 前記二次元医療画像中の前記電極の画像の外見をセグメント化するステップ、

- 前記二次元医療画像の構成要素のエッジ検出をするステップ、

- 前記二次元医療画像の中の前記電極の画像の外見を、以前に取得された、前記電極の構造データを記述する既定の電極テンプレートデータと比較するステップ、のうちの少なくとも 1 つによって決定するステップを含む、ことを特徴とする請求項 1 から 3 のいずれか 1 項に記載の方法。

## 【請求項 5】

それぞれの前記二次元医療画像は、異なる撮像視点に関連付けられることを特徴とする請求項 1 から 4 のいずれか 1 項に記載の方法。

## 【請求項 6】

前記投影画像データを決定するステップは、前記回転画像データが定義される参照系と前記断層画像データが定義される参照系との間の変換を決定するステップを含み、前記電極配向データを決定するステップは、前記回転配向データによって記述される回転配向に前記変換を適用するステップを含む、ことを特徴とする請求項 2 または請求項 2 に従属する請求項 3 から 5 のいずれか 1 項に記載の方法。

## 【請求項 7】

前記回転画像データ及び前記断層画像データは、X 線に基づく撮像モダリティを適用す

10

20

30

40

50

ることによって生成されたことを特徴とする請求項 1 から 6 のいずれか 1 項に記載の方法。

【請求項 8】

前記回転画像データは、X 線に基づく撮像モダリティを適用することによって生成され、前記断層画像データは、X 線の適用を含まない撮像モダリティを適用することによって生成されたことを特徴とする請求項 1 から 6 のいずれか 1 項に記載の方法。

【請求項 9】

少なくとも 1 つのプロセッサが、X 線の適用を含まない撮像モダリティ及び X 線に基づく断層撮像モダリティにおける前記解剖学的構造物のモデル及び前記解剖学的構造物の画像の外見に関する情報を記述する地図データを取得するステップと、

少なくとも 1 つのプロセッサが、前記断層画像データ及び前記地図データに基づいて、X 線に基づく断層撮像モダリティにおける前記解剖学的構造物の画像の外見を記述する変換後外見データを決定するステップと、を含み、

前記電極配向データが、さらに前記変換後外見データに基づいて決定され、そして、本請求項に係る方法が請求項 2 の特徴を含む場合、前記投影画像データが、さらに前記変換後外見データに基づいて決定される、ことを特徴とする請求項 8 に記載の方法。

【請求項 10】

前記変換後外見データを決定するステップは、前記地図データを前記断層画像データに照合するステップを含むことを特徴とする請求項 9 に記載の方法。

【請求項 11】

前記投影断層医療画像は、デジタル処理により再構築された放射線画像であることを特徴とする請求項 2 または請求項 2 に従属する請求項 3 から 10 のいずれか 1 項に記載の方法。

【請求項 12】

前記電極は、互いに空間的に離れた少なくとも 2 つの指向性コンタクトを含み、該少なくとも 2 つの指向性コンタクトの間の少なくとも 2 つのスペースのそれぞれの少なくとも一部の、前記二次元医療画像における画像の外見は、前記回転配向データによって記述される前記回転配向を検証するために使用されることを特徴とする請求項 1 から 11 のいずれか 1 項に記載の方法。

【請求項 13】

少なくとも 1 つのコンピュータの少なくとも 1 つのプロセッサで実行されたとき、または、少なくとも 1 つのコンピュータの少なくとも 1 つのメモリーにロードされたとき、請求項 1 から 12 のいずれか 1 項に記載された方法を前記少なくとも 1 つのコンピュータに実行させるコンピュータ用のプログラム。

【請求項 14】

請求項 13 に記載のプログラムが保存された非一時的かつコンピュータ可読なプログラムストレージ媒体。

【請求項 15】

前記少なくとも 1 つのプロセッサとメモリーとを含む前記少なくとも 1 つのコンピュータであって、請求項 13 に記載のプログラムが前記少なくとも 1 つのプロセッサで実行されているか、もしくは前記メモリーにロードされている、または、請求項 14 に記載のプログラムストレージ媒体を含んでいる、ことを特徴とするコンピュータ。

【請求項 16】

患者の解剖学的構造物を電気的に刺激するように構成されるとともに、回転配向マーカを含む電極の配向を決定するための医療システムであって、

a) 請求項 15 に記載の少なくとも 1 つのコンピュータと、

b) 少なくとも回転画像データまたは断層画像データのうちの 1 つを保存する少なくとも 1 つの電子的データストレージ装置と、を含み、

前記少なくとも 1 つのコンピュータは、少なくとも前記回転画像データまたは前記断層画像データのうちの 1 つを、少なくとも 1 つの前記電子的データストレージ装置から取得

10

20

30

40

50

するために、少なくとも1つの前記電子的データストレージ装置に動作可能に結合される、ことを特徴とする医療システム。

【請求項17】

前記二次元医療用撮像装置をさらに含み、該二次元医療用撮像装置は、前記少なくとも1つのコンピュータと動作可能に結合され、前記少なくとも1つのコンピュータは、前記二次元医療用撮像装置から、前記回転画像データに対応する少なくとも1つの電気信号を受信可能であることを特徴とする請求項16に記載の医療システム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、電極の配向を決定するためにコンピュータが実行する医学的方法に関連する。この電極は、例えば、患者の解剖学的構造物を電氣的に（例えば、電磁的に）刺激するように構成され、回転配向マーカを含む。本発明は、この方法に対応するプログラムを実行するように構成されたコンピュータ、並びに、このようなコンピュータを含む、電極の配向を決定するための医療システムにも関連する。

【背景技術】

【0002】

指向性の脳深部刺激療法（Deep Brain Stimulation：DBS）用リード（電極とも呼ばれる）によって、リード（すなわち、電極）の特定の角度に向けて刺激を集中できるようになった。刺激の計画または刺激の効果の評価のために、患者の解剖学的構造に対するリードの配向を知る必要である。このリードは、術後画像によって検出及び評価されるように設計された回転非対称のマーカを備えている。残念ながら、MRIは、リード中の金属のために適格ではなく、CTは、マーカを十分な精度で見分けるためには不鮮明すぎる。

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0003】

全てのこれまでの方法では、電極の、その長手軸回りの回転角度方向（配向）を定める回転角度の、自動化され、トレーサブルであり、かつ正確な測定はできなかった。

【0004】

本発明は、三次元医療画像の参照系における電極の配向を決定するための信頼できる方法を提供するように構成される。

【課題を解決するための手段】

【0005】

以下に、本発明の態様、例及び例示的なステップ、並びにそれらの実施形態が開示される。本発明の様々な例示的な特徴は、技術的に有利かつ実行可能である限り、本発明に従って組み合わせることができる。

【0006】

（本発明の例の簡単な説明）

次に、本発明の特定の特徴を簡単に説明する。この説明は、本発明を、この節において説明される1つの特徴または複数の特徴の組み合わせのみに限定するものではない。

【0007】

開示される方法では、回転型X線装置（例えば、回転型血管造影から、コーンビームCT、Cアーム形X線装置）が使用される。リード（電極）及びそのマーカは、検出器が頭部の回りを回転する間に撮影された一連のX線画像において、画像上で様々な角度から明確に視認可能である。これらの画像によって、画像平面及び/または画像の参照系に対するマーカの角度を決定することができる。この知識を三次元患者系に移行するために、二次元X線画像は、自動アルゴリズムを用いて解剖学的三次元画像体積と位置合わせ（レジストレーション）される。デジタル処理により再構築された三次元画像データの放射線画像を二次元X線画像に合成（ブレンド）することによって、ユーザは、直ちに二次元

10

20

30

40

50

画像と三次元画像の一致を検証し、また、算出された配向角度の正確性を評価することができる。また、三次元画像体積の参照系におけるリードの回転配向を、決定することができる。

【0008】

(本発明の一般的な説明)

この節では、例えば、本発明の可能な実施形態を参照することによって、本発明の一般的な特徴を説明する。

【0009】

一般に、本発明は、第1の態様においては、電極の配向を決定するためにコンピュータが実行する医学的方法を提供することにより、上述した目的を達成するものである。この電極は、例えば、患者の解剖学的構造物を電氣的に（例えば、電磁的に）刺激するように構成される。また、この電極は、回転配向マーカを含む。

【0010】

電極は、脳深部刺激療法用の指向性電極（DBS電極）であってもよい。この電極は、様々に異なるコンタクトを含んでおり、これらのコンタクトは、電極の長手軸方向に沿った離散的な区画内に配置されている。また、これらのコンタクトは、電極の周囲の全体にわたっては延びておらず、電極の長手軸回りの角度セクタ（リング区画）に沿ってのみ延びている小区画の形をとるものであってもよい。電極は、一般に、長尺かつ基本的に円筒形の形状を有する。一例において、電極は、患者の身体の内側を指す先端部と、患者の身体の外側を指す基端部を有する。電極は、長尺であるため、（例えば、電極の基端部から先端部まで）延びる長手軸を有するように定められる。電極は、一般に、指向性DBS電極であり、この電極によって、それぞれのコンタクトの方向にある三次元の角度セクタのみを選択的に刺激することが可能となる。刺激すべき標的領域であるかまたは標的領域を含む解剖学的構造物の所望の刺激を達成するために、解剖学的構造物（標的領域）が、電極の少なくとも1つの指向性コンタクトの指向特性（放射特性）によってカバーされるセクタ内に存在するように、解剖学的構造物（標的領域）の位置に対する指向性電極の回転配向を決定する必要がある。

【0011】

第1の態様に従う方法は、以下に説明するさらなる情報に基づいて、例えば解剖学的構造物と電極の両方が描かれる三次元画像データの参照系における解剖学的構造物に対する電極の回転配向を決定するために、例えば電極が二次元医療画像中に描かれる平面に対して、電極の回転配向を決定することに関する。回転配向は、二次元画像内の電極（例えば、配向マーカ）の、電極の長手軸の延長によって定められる回転軸回りの回転位相として、例えば、二次元画像の画像平面内に描かれた電極を通る平面部の、電極の外周上の配向マーカの周方向の位置に対する回転位相として、定義することができる。言い換えれば、回転配向は、例えば電極の外周上の配向マーカの位置に対する、電極の周方向に沿った回転角度として定義される。さらに言い換えれば、回転配向は、1つは配向マーカ（例えば、その第1部分）の少なくとも1つの既定の位置（例えば、既知の位置または固定された位置の少なくとも一方）またはその位置と交差する電極の半径、そして電極の長手軸が存在する平面と、もう1つは二次元医療画像の画像平面と、の間の角度（例えば、球座標系のような三次元参照系で定義できる空間角）によって定義される。これらの2つの平面の配向は互いに略平行であり、及び/または、両方の配向は1つの共通の平面内に存在する。

【0012】

2つの配向の間のこの空間的關係からの小さな三次元の偏差は、第1の態様に従う方法の効果を達成するために、無視することができる。配向マーカの既定の位置と電極の残りの部分との間の空間的關係は、例えば、電極の幾何学的特徴を記述する（例えば、定義するまたは表す）構造データを含む電極テンプレートデータから、予め定められている（例えば、既知であるまたは固定されている、のうちの少なくとも一方）。回転配向が定義される参照系と、電極の残りの部分または二次元画像中の画像位置の少なくとも一方が定

義される座標系との間の座標変換は、予め定められている（例えば、既知であるまたは固定されている、のうちの少なくとも一方）。本開示の意味の範囲において、参照系という用語は、座標系という用語を含み、一般には同義である。したがって、（二次元医療画像の画像コンテンツを定める位置が定義される）二次元医療画像の参照系における電極の回転配向は、二次元医療画像を解析することから決定することができる。

【0013】

特に、このような電極の人間または動物の身体内への配置は、開示される方法の一部ではない。さらに、開示される方法の実行は、開示される方法が実行されている間に電極が配置されることを要しない。言い換えれば、第1の態様に従う開示される方法は、データ処理装置（例えば、コンピュータ）を動作させる方法または制御する方法の少なくとも一方であり、例えば、データ処理装置で対応するプログラムを実行し、それによってデータ処理装置に第1の態様に従う方法のステップを実行させることである。

10

【0014】

第1の態様に従う方法は、例えば、データ処理方法である。第1の態様に従う方法は、少なくとも1つのコンピュータ（例えば、少なくとも1つのコンピュータは、脳深部刺激の較正または調整システムの一部である）の少なくとも1つのプロセッサで、少なくとも1つのプロセッサが実行する以下の例示的なステップを実行することを含む。

【0015】

1つの（例えば、第1の）例示的なステップにおいて、解剖学的構造物及び電極の（すなわち、解剖学的構造物及び電極を描画するまたは表示する）二次元医療画像を記述する（例えば、定義するまたは表す、の少なくとも一方）回転画像データが取得される。特に、二次元画像（例えば、複数の二次元画像のそれぞれ）は、解剖学的構造物と電極の両方を描画する。一般に、解剖学的構造物は、電氣的（電磁的）に刺激され得る少なくとも1つの神経線維（例えば、解剖学的構造物は、例えば脳の少なくとも一部を含む）、または電氣的刺激により筋収縮または筋伸長を生じさせ得る筋組織、を含む任意の解剖学的身体部位であってもよい。

20

【0016】

二次元医療画像は、回転型血管造影またはコーンビーム形コンピュータX線トモグラフィ（コーンビームCT）によって、C形アーム（C形アームX線、C形アーム放射線撮像とも呼ばれる）のような二次元医療用撮像装置または方法を用いて撮像されたか、または撮像されている。例えば、二次元画像は、医療用撮像装置の解剖学的構造物に対する回転の間に撮像されたか、または撮像されている。すなわち、それぞれの二次元画像は、医療用撮像装置の解剖学的構造物及び電極の位置に対する異なる回転位置で、例えば、医療用撮像装置の一連の位置が、一連で撮像された二次元画像と、それらが生成された順序で関連するように撮像された。例えば、それぞれの二次元画像は、（例えば、解剖学的構造物の位置に対する）異なる撮像視点に関連付けられている。

30

【0017】

回転画像データは、さらに、複数の二次元医療画像のそれぞれについて、対応する二次元医療画像に関連付けられた解剖学的構造物に対する撮像視点を記述する。撮像視点は、好ましくは、医療用撮像装置の位置によって定義される。この位置は、医療用撮像装置が、対応する二次元画像が生成されたときに解剖学的構造物及び例えば電極に対して有していた位置である。回転画像データを生成する（すなわち、関連する撮像手順を実行する）ステップは、一般には、請求される方法の一部ではなく、一例において、第1の態様に従う方法が実行される前に実行される。次いで、回転画像データは、後の時点において、本方法により取得される（読み取られる）。但し、本方法の別の例において、回転画像データの生成は、第1の態様に従う方法の一部であってもよい。

40

【0018】

さらなる（例えば、第2の）例示的なステップにおいて、（回転画像データの画像コンテンツを定める位置が定義される）二次元医療画像の参照系における電極の回転配向を記述する（例えば、定義する、または表す）回転配向データが決定される。二次元医療画像の

50

参照系は、例えば、回転画像データを生成するために使用される参照系であり、二次元医療用撮像装置（例えば、Cアーム型X線装置）によって予め定められるものであってもよい。回転配向データは、例えば回転画像データに基づいて、例えば対応する二次元画像中の電極の描画像から、決定される。このため、複数の二次元医療画像の少なくとも1つが、二次元画像における配向マーカの画像の外見に関して解析される。一例において、このようにして全ての二次元医療画像が解析される。

#### 【0019】

この解析は、例えば次のステップのうちの少なくとも1つにより、例えば、回転画像データに基づいて配向マーカの画像の外見を決定することによって、実行することができる。

- 複数の二次元医療画像の少なくとも1つまたはそれぞれにおいて、電極の画像の外見をセグメント化する。

- 複数の二次元医療画像の少なくとも1つまたはそれぞれの構成要素について、エッジ検出する。

- 複数の二次元医療画像の少なくとも1つまたはそれぞれにおいて、電極の画像の外見を、電極の構造データを記述する（以前に取得されかつ既定の）電極テンプレートデータと比較する。電極の構造データは、例えば、電極の幾何学的特性及び指向性コンタクトと配向マーカとの間の空間的關係（位置及び配向の少なくとも1つ）の少なくとも1つである。

#### 【0020】

次いで、電極の回転配向が、二次元医療画像の参照系における、対応する二次元画像に関連する撮像視点についての知識、及び、例えば以前に取得された電極テンプレートデータから決定される。この際、必要な場合、電極の各部分の位置または配向、あるいは電極テンプレートデータによって記述される空間的關係の二次元画像の参照系への再計算が考慮される。

#### 【0021】

別の例において、例えば第2の例示的なステップは、二次元医療画像の参照系における電極の既定の回転配向を記述する（例えば、定義するまたは表す）既定の配向データを取得するステップを含む。配向マーカの電極に対する位置及び配向は、例えば、予め定められており（既知であるまたは固定されている、の少なくとも一方）、電極テンプレートデータに含まれるか、または電極テンプレートデータから導出可能である。この目的のため、電極テンプレートデータは、第1の態様に従う方法によって取得されるものであってもよい。既定の配向は、例えば、配向マーカが二次元画像中で既定の（例えば、既知のまたは固定された、の少なくとも一方）外見を有する配向であってもよい。例えば、配向マーカは、第1部分を有し、この第1部分は、電極の長手軸に沿った既定の（例えば、既知のまたは固定された、の少なくとも一方）長さ（さらに特定の例では、全長よりも短い長さ）だけ、外周を残しつつ、外周の180°より小さい範囲に沿って外周面を覆う。一例において、配向マーカは、長手軸に沿って遠い位置に、電極表面を少なくとも外周の残りの部分にわたって覆うさらなる第2部分を有している。

#### 【0022】

電極の配向は、一般に、少なくとも1つの二次元医療画像から配向マーカの外見を抽出し、それを配向マーカの既定の（例えば、既知のまたは固定された、の少なくとも一方）の外見と比較することによって決定される。例えば、第1部分は、特定の画像平面（例えば、電極の長手軸が交差し、かつ配向マーカの鏡映対称面を表す面）に二次元的に画像化された場合、既定の厚みを有する。この第1部分の画像の外見の厚みによって、配向マーカと電極の既定の配向を定めることができる。次いで、本方法は、回転配向データ及び既定の配向データに基づいて、最適配向データを決定する。

#### 【0023】

最適配向データは、（二次元医療画像の画像平面における）電極の、既定の配向に対して既定の条件を満たす回転配向に関連付けられた二次元医療画像を記述する（例えば、定

10

20

30

40

50

義するまたは表す)。本開示では、この二次元医療画像は、最適二次元医療画像とも呼ばれる。これは、特に、この二次元医療画像が、既定の配向と比較されたときに、配向マーカの最適回転配向と呼ばれる配向に関連付けられるからである。最適二次元画像は、例えば、配向マーカの画像の外見が既定の画像の外見に対して既定の条件を満たすか否かを決定するために、少なくとも1つの二次元医療画像(例えば、それぞれの二次元医療画像)中の配向マーカの画像の外見を、配向マーカの既定の画像の外見と比較することによって決定される。既定の条件は、例えば、少なくとも1つの二次元医療画像中の厚みが、その既定の厚みに等しい既定の(例えば、既知のまたは固定された、の少なくとも一方)制限の範囲内にあるか否かである。

【0024】

10

少なくとも1つの二次元医療画像中の配向マーカの画像の外見が、既定の条件を満たす場合、関連する二次元医療画像は、最適二次元医療画像として決定される。1より多くの二次元医療画像がこのやり方で解析され、そして、別の1つの二次元医療画像に対して既定の条件をより良好に満たすと決定された場合、その別の二次元医療画像が最適二次元医療画像であると決定される。

【0025】

一つの(例えば、第3の)例示的なステップにおいて、解剖学的構造物の断層医療画像の組を記述する(例えば、定義するまたは表す)断層画像データが取得される。断層画像データの画像コンテンツを定める位置は、三次元(すなわち、三次元の参照系)において定義される。断層画像データは、例えば、第1の態様に従う方法の実行が開始する前に生成される。断層画像データは、例えば、想定される医療手順を計画するために使用される計画画像データセットの形で存在するものであってもよい。断層画像データによって、解剖学的構造物の、最適二次元医療画像に関連付けられた視点を含む様々な視点からの薄切り画像の生成が可能となる。断層画像データは、コンピュータX線トモグラフィー、医療用共鳴画像法、陽電子放出トモグラフィー、MR拡散テンソル画像法、または、回転画像データからの三次元画像体積の再構築のうちの少なくとも1つによって生成されるものであってもよい。

20

【0026】

1つの(例えば、第4の)例示的なステップにおいて、医療用断層画像データの参照系において電極の回転配向を記述する電極配向データが決定される。電極配向データは、回転画像データ、断層画像データ、及び回転配向データに基づいて決定される。例えば、(回転画像データの画像コンテンツを定める位置が定義される)最適二次元医療画像の参照系における回転配向が、(断層画像データの画像コンテンツを定める位置が定義される)断層画像データの参照系に変換される。このような変換は、予め定められており(例えば、既知であるまたは固定されている、の少なくとも一方)、2つの参照系の間の既定の(既知のまたは固定された、の少なくとも一方)空間的關係に基づいている。この変換は、例えば線形変換であり、例えば、2つの参照系の間の基底の変換であってもよい。

30

【0027】

本方法は、一例において、断層画像データの参照系における電極の位置及び配向を決定し、解剖学的構造物が、電極の既定のコンタクトの指向特性によって(すなわち、例えば既定の電界強度、並びに、指向性コンタクトの位置及び解剖学的構造物の位置のうちの少なくとも一方に対する既定の空間的關係を有する、解剖学的構造物を刺激するための電界によって)カバーされるか否かを決定するステップを含む。この目的のため、本方法により、電極の既定の(例えば、既知のまたは固定された、の少なくとも一方)幾何学的特徴(特に、配向マーカと所望の指向性コンタクトとの間の空間的關係)を記述する構造データを含む電極テンプレートデータが取得され、指向性コンタクトと解剖学的構造物の位置との間の空間的關係を決定するための基礎として役立てられるものであってもよい。解剖学的構造物の位置は、解剖学的構造物の幾何学的または物理的な重心によって定義されるものであってもよい。次いで、本方法は、電界によってカバーされる解剖学的構造物の全体積のパーセンテージと、このパーセンテージが解剖学的構造物の電気刺激を実行する

40

50



ための所望の範囲内にあるか否かを決定するものであってもよい。

【0028】

第1の態様に従う方法は、例えば、投影画像データを決定するステップを含む。投影画像データは、断層画像データに基づいて（例えば、断層画像データから）決定され、最適二次元医療画像に関連付けられた（例えば、解剖学的構造物、特に解剖学的構造物の位置、に対する）撮像視点からの断層画像データから生成される（例えば、合成される）投影断層医療画像を記述する（例えば、定義するまたは表す）。言い換えれば、投影断層医療画像は、少なくとも既定の限界（例えば、精度限界）内で最適二次元医療画像と同じ（すなわち、少なくとも既定の程度同様の）外見で、解剖学的構造物を記述する（例えば、表示するまたは描画する）。投影医療画像は、デジタル処理による再構築された放射線画像であってよい。投影画像データは、例えば、（回転画像データの画像コンテンツを定める位置が定義される）回転画像データの参照系と（断層画像データの画像コンテンツを定める位置が定義される）断層画像データの参照系との間の変換（例えば位置変換）を決定することによって、決定される。次いで、電極配向データが、回転配向データによって記述される回転配向に変換を適用することによって、決定される。このような変換は、予め定められており（例えば、既知であるまたは固定されている、の少なくとも一方）、2つの参照系の間の既定の（既知のまたは固定された、の少なくとも一方）空間的關係に基づいている。この変換は、例えば、線形変換であり、行列の積によって実現されるものであってもよく、さらに、例えば、2つの参照系の間の基底の変換であってよい。

10

【0029】

次いで、本方法は、投影配向データを決定するステップ含むものであってもよい。投影配向データは、投影医療画像の参照系における電極の回転配向を記述する（例えば、定義するまたは表す）。投影配向データは、投影画像データ、回転画像データ、及び回転配向データに基づいて、例えば、（回転画像データの画像コンテンツを定める位置が定義される）二次元医療画像の参照系から以前に決定された電極の回転配向データを、（投影断層医療画像の画像コンテンツを定める位置が定義される）断層医療画像の参照系へ変換することによって、決定される。このような変換は、予め定められており（例えば、少なくとも既知であるまたは固定されている、の少なくとも一方）、2つの参照系の間の既定の（少なくとも既知のまたは固定された、の少なくとも一方）空間的關係に基づいている。この変換は、例えば、線形変換であり、行列の積によって実現されるものであってもよく、さらに、例えば、2つの参照系の間の基底の変換であってよい。投影断層画像に関連付けられた撮像視点は既知であるため、投影断層画像における電極の回転配向を、断層医療画像の組の全てにおける電極の回転配向に変換することが可能であり、それによって、例えば電極の幾何学的特徴に関する既知の情報と合わせて、断層画像データの参照系における電極の配向を（及び、例えば位置も）決定することができる。したがって、第1の態様に従う方法は、例えば、投影配向データ及び投影画像データに基づいて電極配向データを決定する。

20

30

【0030】

一例において、投影画像データは、一連の二次元医療画像が関連付けられる全ての撮像視点に対して決定される。投影画像データは、それぞれの撮像視点に対する投影断層医療画像を記述する。投影配向データは、最適二次元画像に最も良く一致する投影断層医療画像に基づいて決定される。この一致は、例えば次のステップの少なくとも1つによって決定される。

40

【0031】

- 最適二次元医療画像と投影断層医療画像との間の色値（例えば、グレイ値）を比較する。次いで、例えば、2つの画像の間の色値の相関が確立されるものであってもよい。その際、隣接する画像要素（例えば、ピクセルまたはボクセル）の空間的關係及び隣接する画像要素の関連する色値が考慮されるものであってもよい。

- 融合アルゴリズム（画像融合アルゴリズム、例えば剛体融合アルゴリズムまたは弾性融合アルゴリズム）を適用し、最適二次元医療画像をそれぞれの投影断層医療画像に位置合

50

わせし、投影配向データを決定するために、複数の投影断層医療画像から最良の融合結果に関連する投影断層医療画像のみを選択する。最良の融合結果は、融合アルゴリズムによって計算される距離によって定義されるものであってもよい。この距離は、データセット同士の（例えば、画像コンテンツのような幾何学的特徴の間の）最良の対応を（1つには、1つの画像の画像コンテンツの構成要素の相互の空間的關係の間の対応、他方では、1つの画像の画像コンテンツの構成要素の別の画像の画像コンテンツの構成要素に対する空間的關係の間の対応を、比較することによって）、示すものである。

#### 【0032】

第1の態様に従う方法の一例において、回転画像データと断層画像データは、X線に基づく撮像モダリティを適用することによって生成された。例えば、回転画像データは回転型の従来のX線撮像装置、例えば回転型放射線撮像装置、を適用することによって生成され、断層画像データは、コンピュータX線トモグラフィー装置を適用することによって生成された。特に、回転画像データの画像コンテンツを定める色値（例えば、グレイ値）と断層画像データの画像コンテンツを定める色値（例えば、グレイ値）との間の対応は、予め定められており（例えば、既知であるかまたは固定されている、の少なくとも一方）、第1の態様に従う方法への入力として使用されるものであってもよい。このような対応は、一般的には、特定の物質（例えば解剖学的構造物を構成する生物学的組織）に対するX線吸収の物理から、既知である。

#### 【0033】

第1の態様に従う方法の別の例において、回転画像データは、X線に基づく撮像モダリティの適用により生成され、断層画像データは、X線を含まない撮像モダリティの適用により生成された。例えば、回転画像データは、（上述した例と同様の）回転型の従来のX線撮像装置を適用することによって生成され、断層画像データは、磁気共鳴型撮像装置、または陽電子放出型撮像装置（PET）、または超音波診断装置（ソノグラフィー）、または磁気共鳴拡散テンソル型撮像装置（MR-DTI）の適用によって生成された。断層画像データの画像コンテンツを定める色値（例えば、グレイ値）と比較可能な回転画像データの画像コンテンツを定める色値（例えば、グレイ値）を比較可能とするために、一例において、回転画像データと断層画像データにそれぞれ関連付けられた2つの異なる色値スケールの間の写像が、本方法に入力されるものであってもよい。このような写像は、解剖学的構造物のマルチモーダル地図を記述する地図データに含まれるものであってもよい。

#### 【0034】

したがって、本方法は、この例では、次のステップを含む。

- 解剖学的構造物のモデル（例えば、画像に基づくモデル）と、X線の適用を含まない撮像モダリティ及びX線に基づく断層画像モダリティにおける解剖学的構造物の（例えば、両方のモダリティにおける解剖学的構造物の画像の構成要素を定める色値（例えば、グレイ値）によって定義される）画像の外見に関する情報を記述する地図データを取得する。ここで、X線に基づく撮像モダリティは、例えばX線トモグラフィー装置である。

- 断層画像データ及び地図データに基づいて、X線に基づく断層撮像モダリティにおける解剖学的構造物の（例えば、X線に基づく断層撮像モダリティにおける画像の構成要素を定める色値（例えば、グレイ値）によって定義される）画像の外見を記述する変換後外見データを決定する。

次いで、電極配向データが、さらに変換後外見データに基づいて決定されるものであってもよく、例えば、次いで、投影画像データが、さらに変換後外見データに基づいて（例えば、変換後外見データから）決定されるものであってもよい。

#### 【0035】

地図データは、解剖学的構造物のマルチモーダル地図を記述するものであってもよい。マルチモーダル地図には、様々な撮像モダリティのそれぞれを用いて生成された解剖学的身体部位のモデルと、モデルの解剖学的に対応する部分同士の変換規則が保存されている。これによって、断層画像データを、その生成に使用されたものとは異なる撮像モダリテ

ィへ変換する、例えば、医療画像データを異なる撮像モダリティの医療画像データと比較可能なものにする、ことが可能となる。変換規則は、それぞれの撮像モダリティにおける解剖学的身体部位の構成要素の外見（例えば、マルチカラー値またはグレイスケール値のような色値）を記述する、それぞれのモデルに対して保存された組織クラス情報に基づくものであってもよい。

【0036】

さらに、地図データは、複数の患者の解剖学的構造物の医療画像から生成されたものであってもよい。あるいは、地図データは、回転画像データ及び断層画像データが生成された特定の患者のみの解剖学的構造物の少なくとも1つの医療画像から生成され、すなわち、モデルは、この患者特有の地図の一部であってもよい。

10

【0037】

地図データは、例えば、（地図データに含まれる位置情報を定義するために使用された参照系を表す）三次元座標系で定義された位置情報を含んでいる。例えば、地図データは、解剖学的構造物の断層画像から生成されたものである。

【0038】

変換後外見データは、例えば、（断層画像データの画像コンテンツを定める位置が定義される）断層画像データの参照系と（地図データの画像コンテンツを定める位置が定義される）地図データの参照系との間の変換（例えば、位置変換）を決定するか、または、例えば、断層画像データと地図データとの間の色値の照合（例えば、グレイ値の照合）を実行することにより、地図データを断層画像データに照合することによって決定されるものであってもよい。位置変換は、予め定められている（例えば、既知であるまたは固定されている、の少なくとも一方）ものであってもよく、あるいは、断層画像データ及び地図データに融合アルゴリズム（例えば、剛体融合アルゴリズムまたは弾性融合アルゴリズム）を適用することによって、第1の態様に従う方法の一部として確立されるものであってもよい。

20

【0039】

第1の態様に従う方法の一例において、電極は、互いに空間的に離れた少なくとも2つの指向性コンタクトを含む。この際、回転配向データによって記述される回転配向を検証するために、二次元医療画像中の少なくとも2つの指向性コンタクトの間の少なくとも2つのスペースのそれぞれの少なくとも一部の画像の外見が、使用される。

30

【0040】

第2の態様において、本発明は、少なくとも1つのコンピュータ（例えば、1つのコンピュータ）の少なくとも1つのプロセッサ（例えば、1つのプロセッサ）で実行されたとき、または、少なくとも1つのコンピュータ（例えば、1つのコンピュータ）の少なくとも1つのメモリー（例えば、1つのメモリー）にロードされたとき、第1の態様に従う上述した方法を少なくとも1つのコンピュータに実行させる、コンピュータプログラムに関する。

【0041】

第3の態様において、本発明は、第2の態様に従うプログラムが保存された非一時的かつコンピュータ可読なプログラムストレージ媒体に関する。

40

【0042】

第4の態様において、本発明は、少なくとも1つのプロセッサ（例えば、1つのプロセッサ）及び少なくとも1つのメモリー（例えば、1つのメモリー）を含む、少なくとも1つのコンピュータ（例えば、1つのコンピュータ）に関し、第2の態様に従うプログラムは、このプロセッサ上で実行されるかまたはこのメモリーにロードされ、または、この少なくとも1つのコンピュータは、第3の態様に従うプログラムストレージ媒体に保存されたプログラムを実行するために、第3の態様に従うプログラムストレージ媒体に動作可能に結合されている。

【0043】

第5の態様において、本発明は、第2の態様に従うプログラムを表す情報を担う（物理的

50

な、例えば電氣的な、例えば工学的に生成された)信号波、例えばデジタル信号波、に関する。

【0044】

第6の態様において、本発明は、電極の配向を決定するための医療システムに関する。電極は、患者の解剖学的構造物を電氣的に刺激するように構成され、回転配向マーカを含んでいる。このシステムは、次のものを含む。

a) 上記第4の態様に従う少なくとも1つのコンピュータ。

b) 回転画像データ、または断層画像データ、または、適用可能な限り、地図データのうちの少なくとも1つを保存する少なくとも1つの電子的データストレージ装置。

この際、少なくとも1つのコンピュータは、回転画像データ、または断層画像データ、または、適用可能な限り、地図データのうちの少なくとも1つを、少なくとも1つのデータストレージ装置から取得するために、少なくとも1つの電子的データストレージ装置に動作可能に結合される。

10

【0045】

一例において、第6の態様に従うシステムは、さらに、二次元医療用撮像装置を含む。二次元医療用撮像装置は、少なくとも1つのコンピュータと動作可能に結合され、この少なくとも1つのコンピュータは、二次元医療用撮像装置から、回転画像データに対応する少なくとも1つの電気信号を受信可能である。

【0046】

一般に、本発明には、侵襲的手順は含まれない。この侵襲的手順は、身体に対する実質的な物理的干渉を意味し、医療の専門家によって実施されることを要するとともに、必要とされる専門的配慮と技能をもって実施された場合でも、健康に対する実質的な危険性を伴うものである。例えば、本発明は、人体または動物の身体に対するいかなる治療のステップも含まないように、解剖学的身体部位及び/または患者の身体に電離放射線を照射するステップを含んでいない。例えば、本発明は、治療または手術のステップを含まない。特に、本発明は、いかなる治療上の活動または外科的活動も含まない。代わりに、本発明は、データの読み取り及び処理、または、コンピュータに第1の態様に従うデータ処理方法を実施するプログラムを実行させるコンピュータの動作及び制御に関する。この理由1つをとってみても、本発明を実行することは、外科的活動または治療上の活動、特に、外科的ステップまたは治療上のステップを要するものではなく、または意味するものではない。

20

30

【0047】

新たな実施形態を構成するために、本発明の1つまたは複数の実施形態または態様の1つまたは複数の特徴を組み合わせることは、これが技術的に有利及び/または実行可能である場合はいつでも、本発明の範囲内である。特に、別の実施形態の別の特徴と同じまたは類似の機能を有する1つの実施形態の特徴は、その別の特徴と交換可能であり、別の実施形態にさらなる機能を追加する1つの実施形態の特徴は、例えば、その別の実施形態に追加することができる。

【0048】

(定義)

この節では、本開示の一部として、本開示で使用される特有の用語が提供される。

40

【0049】

本発明に従う方法は、例えば、コンピュータが実行する方法である。コンピュータ(例えば、少なくとも1つのコンピュータ)は、例えば、本発明に従う方法の全てのステップまたは幾つかのステップ(すなわち、全てのステップよりも少数のステップ)を実行することができる。コンピュータが実行する方法の一実施形態は、データ処理方法を実行するためにコンピュータを使用することである。コンピュータが実行する方法の実施形態は、コンピュータが実行するデータ処理方法である。コンピュータが実行する方法の実施形態は、コンピュータが本方法の1つ、複数の、または全てのステップを実行するようなコンピュータの動作に関する方法である。

50

## 【0050】

コンピュータは、例えば電子工学的及び／または光学的に、データを（工学的に）処理するために、例えば、少なくとも1つの処理装置（プロセッサ）と例えば少なくとも1つの記憶装置（メモリー）とを含んでいる。処理装置は、例えば、半導体である物質または混合物、例えば少なくとも部分的にn型及び／またはp型の半導体からなる。この半導体は、例えばII族、III族、IV族、V族、VI族の半導体材料のうちの少なくとも1つであり、例えば（ドーパされた）ケイ素及び／またはガリウム・ヒ素である。上述した算出（計算）ステップは、例えば、コンピュータが実行する。算出（計算）するステップ、または決定する（特定する、定める、判別する）ステップは、例えば、技術的方法のフレームワーク、例えばプログラムのフレームワーク、においてデータを決定する（特定する、定める、判別する）ステップである。コンピュータは、例えば、任意の種類のデータ処理装置であり、例えば電子的データ処理装置である。コンピュータは、例えば、デスクトップ型パーソナルコンピュータ、ノートブック型パーソナルコンピュータ、ネットブック型パーソナルコンピュータ等の、一般的にコンピュータと見なされる装置であってもよい。但し、コンピュータは、例えば携帯電話機または埋め込み型プロセッサ等の、任意のプログラム可能な装置であってもよい。

10

## 【0051】

コンピュータは、例えば、複数の「下位コンピュータ」のシステム（ネットワーク）を含むものであってもよい。ここで、各下位コンピュータは、それ自体がコンピュータに相当する。「コンピュータ」という用語は、クラウドコンピュータ、例えばクラウドサーバを含む。「クラウドコンピュータ」という用語は、クラウドコンピュータシステムを含む。クラウドコンピュータシステムは、例えば、少なくとも1つのクラウドコンピュータからなるシステムを含み、例えばサーバファームのように、動作可能に相互接続された複数のクラウドコンピュータを含む。好ましくは、クラウドコンピュータは、ワールドワイドウェブ（WWW）のような広域ネットワークに接続される。このようなクラウドコンピュータは、全てワールドワイドウェブに接続された複数のコンピュータからなるいわゆるクラウド中に存在する。このような基盤構造は、「クラウドコンピューティング」に使用される。クラウドコンピューティングには、特定のサービスを提供するコンピュータの物理的位置及び／または構成についてエンドユーザが知る必要のない計算、ソフトウェア、データのアクセス及びストレージサービスが含まれる。この点において「クラウド」という用語は、例えば、インターネット（ワールドワイドウェブ）の暗喩として使用される。例えば、クラウドは、サービスの1つとして計算の基盤構造を提供する（IaaS）。クラウドコンピュータは、本発明に係る方法を実行するために使用されるオペレーティングシステム及び／またはデータ処理アプリケーションの仮想ホストとして機能するものであってもよい。クラウドコンピュータは、例えば、Amazon Web Services（登録商標）によって提供されるElastic Compute Cloud（EC2）である。

20

30

## 【0052】

コンピュータは、例えば、データの入出力及び／またはアナログ-デジタル変換を実行するためのインタフェースを含む。このデータは、例えば、物理的特性を表すデータ及び／または工学的信号から生成されたデータである。工学的信号は、特に、（工学的）検出装置（例えば、マーカーデバイスを検出するための装置）及び／または（工学的）分析装置（例えば、画像化の方法を実行する装置）であり、この場合、工学的信号は、例えば、電気信号または光信号である。工学的信号は、例えば、コンピュータにより受信または出力されたデータを表す。

40

## 【0053】

コンピュータは、好ましくは、表示装置に動作可能に結合される。表示装置は、コンピュータによって出力された情報を、例えばユーザに対して、表示することを可能にする。表示装置の一例は、拡張現実デバイス（拡張現実メガネとも呼ばれる）であり、これをナビゲーションのための「ゴーグル」として使用することができる。このような拡張現実メ

50

ガネの特定の例は、グーグル社製のグーグル・グラス（登録商標）である。拡張現実デバイスは、ユーザ相互作用による情報のコンピュータへの入力と、コンピュータによって出力された情報の表示の両方に使用することができる。表示装置の別の例は、標準的なコンピュータ用モニターである。このモニターには、例えば、表示装置上に画像情報のコンテンツを表示するために使用される信号を生成するためのコンピュータからの表示制御データを受信するために、コンピュータと動作可能に結合される液晶ディスプレイが含まれる。このようなコンピュータ用モニターの特定の実施形態は、デジタル・ライトボックスである。モニターは、例えば携帯型の、可搬型のデバイスであってもよく、例えば、スマートホン、またはパーソナル・デジタル・アシスタント、または、デジタル・メディア・プレーヤーであってもよい。

10

**【0054】**

本発明のフレームワークにおいて、コンピュータプログラム要素は、ハードウェア及び/または（ファームウェア、常駐型ソフトウェア、マイクロコード等を含む）ソフトウェアによって実現される。本発明のフレームワークにおいて、コンピュータプログラム要素は、コンピュータプログラム製品の形をとるものであってもよい。コンピュータプログラム製品は、コンピュータが使用可能な、例えばコンピュータが読み取り可能な、データストレージ媒体として実現されるものであってもよい。このデータストレージ媒体には、指令実行システム上でまたは指令実行システムと関連して使用するために、このデータストレージ媒体内に具体的に表されている、コンピュータが使用可能な、特にコンピュータが読み取り可能なプログラム指令、「コード」、または「コンピュータプログラム」が含まれる。このような指令実行システムは、コンピュータであってもよい。コンピュータは、本発明に従うコンピュータプログラム要素及び/またはプログラムを実行するための手段を含むデータ処理装置、特に、コンピュータプログラム要素を実行するためのデジタルプロセッサ（中央処理装置またはCPU）を含み、さらに、任意選択で、コンピュータプログラム要素を実行するために使用されるデータ、及び/または、コンピュータプログラム要素を実行することによって生成されたデータを保存するための揮発性記憶装置（特に、ランダムアクセスメモリーまたはRAM）を含むデータ処理装置である。

20

**【0055】**

本発明のフレームワークにおいて、コンピュータが使用可能な、例えばコンピュータが読み取り可能な、データストレージ媒体は、指令実行システム、指令実行装置、または指令実行デバイス上で、または、これらのシステム、装置、デバイスと関連して使用するためのプログラムについて、それを含む、それを保存する、それと通信する、それを伝搬させる、またはそれを輸送することが可能な任意のデータストレージ媒体とすることができる。コンピュータが使用可能な、例えばコンピュータが読み取り可能な、データストレージ媒体は、例えば、電子的、磁氣的、光学的、電磁的、赤外線、または半導体のシステム、装置、またはデバイスであってもよく、もしくは、例えばインターネットのような伝搬媒体であってもよいが、これらに限定されるものではない。コンピュータが使用可能なまたはコンピュータが読み取り可能なデータストレージ媒体は、プログラムが印刷された紙または他の適切な媒体ですらあってもよい。それは、例えば、紙または他の適切な媒体を光学的にスキャンすることによりプログラムを電子的に取り込み、次いで、適切な手段によりコンパイル、インタープリット、または、他の処理をすることが可能であるからである。好ましくは、データストレージ媒体は、不揮発性のデータストレージ媒体である。

30

40

**【0056】**

本明細書に記載されたコンピュータプログラム製品、並びに、任意のソフトウェア及び/またはハードウェアは、例示的な実施形態において、本発明の機能を実施するための様々な形をとるものである。コンピュータ及び/またはデータ処理装置は、特に、ガイダンス情報を出力するための手段を含むガイダンス情報装置を含むものであってもよい。ガイダンス情報は、例えば、視覚的指示手段（例えば、モニター及び/またはランプ）による視覚的な方法、及び/または、聴覚的指示手段（例えば、スピーカー及び/またはデジタル音声出力装置）による聴覚的な方法、及び/または、触覚的指示手段（例えば、振動要

50

素または機器に組み込まれた振動要素)による触覚的な方法により、例えばユーザに対して、出力されるものであってもよい。本明細の目的に対して、コンピュータは工学的コンピュータであり、例えば工学的な(例えば触知可能な)構成要素、例えば機械的な構成要素、及び/または、電子的な構成要素を含むものである。本明細書にこのように記載された任意の装置は、工学的かつ例えば触知可能な装置である。

【0057】

「データの取得」という語句には、例えば、(コンピュータが実行する方法のフレームワークにおいて)コンピュータが実行する方法またはプログラムによってデータが決定されることが含まれる。データの決定には、例えば、物理量を測定し、その測定値を、例えばデジタルデータのような、データに変換すること、及び/または、そのデータをコンピュータにより計算すること、特に、本発明に従う方法のフレームワークにおいてデータを計算することが含まれる。例えば、「データの取得」の意味には、コンピュータが実行する方法またはプログラムが、例えば別のプログラム、該方法の先行するステップ、またはデータストレージ媒体からのデータを、例えばコンピュータが実行する方法またはプログラムによる後の処理のために、受け取ることまたは取り出すことも含まれる。したがって、「データの取得」は、例えば、データを受け取るために待機すること及び/またはそのデータを受け取ることを意味する場合もある。受け取られたデータは、例えば、インタフェースを介して入力されるものであってもよい。「データの取得」は、コンピュータが実行する方法またはプログラムが、例えばデータストレージ媒体(例えば、ROM、RAM、データベース、ハードドライブ等)のようなデータ源から、または(例えば、別のコンピュータまたはネットワークから)インタフェースを介して、データを(能動的に)受け取るまたは取り出すためのステップを実行することを意味する場合もある。データは、取得ステップに先行する追加のステップを実行することによって、「使用のために準備される」ものであってもよい。データは、この追加のステップに従って、取得されるために生成されるものであってもよい。例えば、データは、(例えば、分析装置によって)検出またはキャプチャーされるものであってもよい。

【0058】

その代わりに、または、それに追加して、データは、追加のステップに従って、例えばインタフェースを介して入力されるものである。例えば、生成されたデータは、(例えばコンピュータに)入力されるものであってもよい。データは、(取得ステップに先行する)追加のステップに従って、本発明に従う方法またはプログラムのフレームワークにおいてそのデータが利用可能となるようにデータストレージ媒体(例えば、ROM、RAM、CD、及び/または、ハードドライブ)にデータを保存する追加のステップを実行することにより、準備されるものであってもよい。したがって、「データの取得」には、取得されるべきデータを取得するように及び/または準備するように、装置に指令することも含まれ得る。

【0059】

特に、取得ステップには、侵襲的手順は含まれない。この侵襲的手順は、身体に対する実質的な物理的干渉を意味し、医療の専門家によって実施されることを要するとともに、必要とされる専門的配慮と技能をもって実施された場合でも、健康に対する実質的な危険性を伴うものである。特に、データを取得すること、例えばデータを決定することには、外科的処置は含まれておらず、かつ、特に、人間または動物の身体を手術または治療を用いて処置するステップは含まれていない。本発明に係る方法によって使用される様々なデータを区別するために、データは、「XYデータ」等のように記載(または、参照)され、このデータが記述する情報(好ましくは、「XY情報」等と呼ばれる)の観点から定義される。

【0060】

医学分野において、撮像法(撮像モダリティ及び/または医療撮像モダリティとも呼ばれる)は、人の身体の解剖学的構造物(例えば、柔組織、骨、臓器等)の画像データ(例えば、二次元画像データまたは三次元画像データ)を生成するために使用される。「医療

10

20

30

40

50

撮像法」という用語は、（有利には装置に基づく）撮像法（所謂、医療撮像モダリティ及び／または放射線撮像法）を意味するものとして理解されている。それらは、例えば、コンピュータトモグラフィー（ＣＴ）及びコーンビーム・コンピュータトモグラフィー（ＣＢＣＴ、例えばポリユーメトリックＣＢＣＴ）、Ｘ線トモグラフィー、磁気共鳴トモグラフィー（ＭＲＴまたはＭＲＩ）、従来のＸ線、ソノグラフィー及び／または超音波検査、並びに、陽電子放出トモグラフィーである。例えば、医療撮像法は、分析装置によって実行される。医療撮像法に適用される医療撮像モダリティの例は、W i k i p e d i aで言及されているように、Ｘ線撮像法、磁気共鳴撮像法、医療用超音波診断法または超音波内視鏡検査法、弾性率測定法、触覚イメージング、サーモグラフィー、医療撮影、及び、陽電子放出トモグラフィー（ＰＥＴ）及び単一光子放射トモグラフィー（ＳＰＥＣＴ）のような核医学機能イメージングである。

10

#### 【 0 0 6 1 】

このようにして生成された画像データは、「医療画像データ」とも呼ばれる。分析装置は、例えば、装置に基づく撮像法において、画像データを生成するために使用される。撮像法は、特に医療診断のために使用され、画像データによって記述される画像を生成するために解剖学的身体を分析するものである。撮像法は、特に、人の身体中の病変を検出するために使用される。しかし、解剖学的構造物中の変化（例えば、構造物（組織）中の病変）の幾つかは、検出可能ではない可能性があり、したがって、撮像法によって生成された画像中で視認できない可能性がある。例えば、腫瘍は、解剖学的構造物中の病変の例に相当する。腫瘍が成長すると、膨張した解剖学的構造物を示すといわれる。この膨張した解剖学的構造物は、検出可能ではない（例えば、膨張した解剖学的構造物の一部のみが検出可能である）可能性がある。例えば、原発脳腫瘍または悪性度の高い脳腫瘍は、造影剤が腫瘍に浸透するように使用された場合、通常、ＭＲＩ走査で見ることができる。ＭＲＩ走査は、撮像法の一例に相当する。このような脳腫瘍のＭＲＩ走査の場合、ＭＲＩ画像中の（造影剤が腫瘍に浸透したことによる）信号強調部が、固形腫瘍塊を示すものと考えられる。したがって、この腫瘍は検出可能であり、特に、撮像法によって生成された画像で識別可能である。これらの「増感」腫瘍と呼ばれる腫瘍に加えて、脳腫瘍の約１０％は走査で識別可能ではなく、例えば、撮像法によって生成された画像でユーザが見た時に視認可能ではないと考えられている。

20

#### 【 0 0 6 2 】

画像融合は、弾性画像融合または剛体画像融合であり得る。剛体画像融合の場合、二次元画像のピクセル及び／または三次元画像のボクセル間の相対位置は固定されている。一方、弾性画像融合の場合、相対位置は変化することができる。

30

#### 【 0 0 6 3 】

本出願において、「弾性画像融合」という用語の代わりに、「画像モーフィング（image morphing）」という用語も使用されるが、両者は同じ意味である。

#### 【 0 0 6 4 】

弾性画像変換（例えば、弾性画像融合の変換）は、例えば、１つのデータセット（例えば、例えば第１の画像のような、第１のデータセット）から別のデータセット（例えば、例えば第２の画像のような、第２のデータセット）への継ぎ目のない遷移が可能となるように設計される。この変換は、例えば、第１及び第２のデータセット（画像）のうち的一方が、例えば第１及び第２の画像のうち他方における同じ場所に対応する構造物（例えば、対応する画像要素）が配置されるように、変形されるものである。第１及び第２の画像のうち的一方から変換された変形（変換）画像は、例えば、第１及び第２の画像のうち他方と可能な限り類似する。好ましくは、最適な類似度が得られる変換を見つけるために、（数値的）最適化アルゴリズムが適用される。この類似度は、好ましくは、類似性の尺度（以下では、「類似尺度」ともいう）によって測られる。

40

#### 【 0 0 6 5 】

最適化アルゴリズムのパラメータは、通常、最適化パラメータとなるパラメータについての２つのステップの間の変化量を決定する。これらそれぞれのステップの結果は、例え

50



ば、変形場のベクトルである。この変形場を画像データに適用することによって、2つの画像の間の類似性が決定される。これらのベクトルは、最適化アルゴリズムによって最大の類似度が生じるように決定される。したがって、最大の類似度は、最適化アルゴリズムに対する条件、特に拘束条件を表す。ベクトルの後端は、例えば変換される第1及び第2の画像のうちの方のボクセル位置にあり、ベクトルの先端は、変換された画像の対応するボクセル位置にある。好ましくは、これらの複数のベクトルは、例えば画像から全てのデータ点に対して準備される。好ましくは、変換（変形）に対する（他の）複数の拘束条件があり、これは、例えば、異常な変換（例えば、全てのボクセルが同じ位置に移動するような変換）を回避するためである。これらの拘束条件には、例えば、変換が正則であるという条件が含まれる。この拘束条件は、例えば、変形場（例えば、ベクトル場）の行列から計算されるヤコビ行列式が、ゼロよりも大きいことを意味する。また、これらの拘束条件には、変換（変形）された画像が自己交差しないという条件も含まれる。また、拘束条件には、例えば、画像と同時にかつ対応する態様で構造格子が変換される場合、構造格子が、そのどの位置でも折り重ならないという条件が含まれる。

10

#### 【0066】

最適化問題は、例えば、反復により解かれる。この反復は、例えば最適化アルゴリズム、例えば一階の最適化アルゴリズムによって実行される。一階の最適化アルゴリズムは、例えば勾配降下アルゴリズムである。最適化アルゴリズムの他の例には、滑降シンプレックスアルゴリズムのような、微分を使用しない最適化アルゴリズム、または、広義ニュートン法に基づくアルゴリズムのような、高階の微分を使用するアルゴリズムが含まれる。最適化アルゴリズムは、好ましくは、局所的最適化を実行するものである。但し、複数の局所最適解が存在する場合、例えばシミュレーテッド・アニーリングまたは遺伝的アルゴリズムのような大域的アルゴリズムを使用するものであってもよい。線形最適化問題の場合には、例えばシンプレックス法を使用することができる。

20

#### 【0067】

最適化アルゴリズムの各ステップにおいて、ボクセルは、例えば、特定の方向に特定の大きさで、類似度が増大するように移動される。この大きさは、好ましくは、所定の限界値よりも小さく（例えば、画像の直径の $1/10$ 、または $1/100$ 、または $1/1000$ よりも小さい）、また、例えば、隣接するボクセル間の距離に略等しいかまたはそれよりも小さいものである。大きな変形は、例えば（反復の）ステップ数を増大させることにより実行することができる。

30

#### 【0068】

決定された弾性融合変換は、例えば、第1のデータセット（第1の画像）と第2のデータセット（第2の画像）との間の類似度（または類似尺度。上記参照）を決定するために使用され得る。この目的のため、弾性融合変換の偏差及び恒等変換が決定される。偏差の程度は、例えば、弾性融合変換と恒等変換の行列式の差を決定することによって算出される。偏差が大きくなると、類似度が低下する。したがって、偏差の程度は、類似度を決定するために使用することができる。

#### 【0069】

類似度は、例えば、第1のデータセットと第2のデータセットとの間の決定された相関に基づいて決定されるものであってもよい。

40

#### 【0070】

好ましくは、解剖学的身体部位の一般的な三次元形状を記述する（例えば「定義する」、より具体的には「表す」及び/または「である」）地図データが取得される。したがって、この地図データは、解剖学的部位の地図を表す。地図は、典型的には、複数のオブジェクトの一般モデルからなる。複数のオブジェクトの一般モデルは、全体として複雑な構造を構成する。例えば、地図は、複数の人体から（例えば、このような人体の画像を含む医療画像データから）収集された解剖学的情報から生成された、患者の身体（例えば、身体部位）の統計モデルを構成する。したがって、原理的には、地図データは、複数の人体の医療画像データの統計分析の結果を表す。この結果は、画像として出力されるものであ

50

ってもよく、この場合、地図データは、医療画像データを含むか、または医療画像データと比較可能である。このような比較は、例えば、地図データと医療画像データとの間の画像融合を行う画像融合アルゴリズムを適用することによって実施することができる。この比較の結果は、地図データと医療画像データの類似尺度であってもよい。

【0071】

地図データは、例えば、弾性画像融合アルゴリズムまたは剛体画像融合アルゴリズムを適用することによって、例えば医療画像データに含まれる位置情報と照合可能な位置情報を含む。これによって、例えば、地図データによって定義される解剖学的構造物に対応する解剖学的構造物の医療画像データ中の位置を決定するために、地図データが医療データと比較される。

10

【0072】

その解剖学的構造が地図データを生成するための入力として用いられる複数の人体は、有利には、例えば性別、年齢、民族、身体寸法（例えば、大きさ及び/または質量）、及び病態のうちの少なくとも1つのような共通の特徴を共有しているものである。解剖学的情報は、例えば人体の解剖学的構造を記述するものであり、例えば人体に関する医療画像情報から抽出される。例えば、大腿骨の地図は、大腿骨頭、大腿骨頸、大腿骨体、大転子、小転子、及び遠位端をオブジェクトとして含み、これらの全体で完全な構造が構成される。脳の地図は、例えば、終脳、小脳、間脳、脳橋、中脳、及び延髄をオブジェクトとして含み、これらの全体で複雑な構造を構成する。このような地図の1つの応用例は、医療画像の区画化（セグメンテーション）である。区画化において、画像データの点（ピクセルまたはボクセル）に照合された地図のオブジェクトを割り当て、それによって画像データを複数のオブジェクトに区画化するために、地図は医療画像と照合され、画像データが照合された地図と比較される。

20

【0073】

以下に、本発明の特定の実施形態を表す添付図面を参照して、本発明が説明される。但し、本発明の範囲は、図面に開示される特定の特徵によって限定されるものではない。

【図面の簡単な説明】

【0074】

【図1】図1は、第1の態様に従って、開示される方法の基本的なステップを示すフローチャートである。

30

【図2】図2は、配向マーカーを備える指向性DBS電極を示す図である。

【図3】図3は、第1の態様に従って、開示される方法の実施形態を示す図である。

【図4】図4は、二次元医療画像から電極の回転配向を決定する特定の方法を示す図である。

【発明を実施するための形態】

【0075】

図1は、第1の態様に従って、開示される方法の基本的なステップを示すフローチャートである。図1に示す例は、回転画像データを取得するステップS1.1から開始する。次のステップS1.2では、回転配向データが決定される。次いで、ステップS1.3では、断層画像データを取得し、次いで、ステップS1.4は、先行するステップS1.1からS1.3で取得及び決定されたデータに基づいて、電極の配向データを決定することを含む。

40

【0076】

図2には、指向性DBS電極1（リードとも呼ばれる）が示されている。指向性DBS電極1は、円筒形の長尺の本体を含み、この本体上にコンタクト2が配置される。コンタクト2は、指向性コンタクト8を含む。指向性コンタクト8は、本体の全周にわたって延びてはならず、周囲の360°よりも小さい範囲の三次元区域内のみに電界を放射するように構成されている。図2の例では、指向性コンタクト8のそれぞれは、少なくとも実質的に周囲の約60°を覆い、指向性コンタクト8間のスペースを形成するスリット7によって互いに分けられている。このスペースは、空虚であってもよく、または非導電性の材

50

料（例えば、電極 1 の本体を形成する材料）で充填されていてもよい。スリット 7 は、電極 1 の本体の長手軸に平行に延び、したがって、電極 1 の基本的な形を構成する円筒形の母線上に存在する。

#### 【 0 0 7 7 】

電極 1 は、配向マーカー 3 も含んでいる。配向マーカー 3 は、第 1 部分 5 及び第 2 部分 4 を有するマーカーバンド部と、マーカーウィンドウ部 5 を含む。配向マーカーの回転配向は、電極 1 の本体の外部方向を指し、かつ第 1 部分 5 の中央部の表面に対して直交するように向き付けられたベクトルによって定められる。すなわち、このベクトルは、第 1 部分 5 の鏡映対称面中に存在する点にその基部を有し、この鏡映対称面には、電極の本体の長手軸も存在する。マーカーバンド部は、白金（Pt）または少なくとも白金（Pt）を含む材料（例えば、合金）からなり、マーカーウィンドウ部 5 よりも放射線不透過性が高い。一例において、マーカーバンド部は、電極 1 の本体よりも放射線不透過性が高い。二次元医療画像のうち、最適な二次元医療画像は、第 1 部分 5 の描像（画像の外見）が最も薄い、すなわち画像要素（例えば、ピクセル）の数が最小であることによって定義される、放射線画像である。

#### 【 0 0 7 8 】

図 3 に示すように、回転画像データは、患者の身体内の解剖学的構造物を、C アーム形 X 線装置を使用して撮像することによって取得されるものであってもよい。次いで、例えば二次元医療画像にセグメント化アルゴリズムを適用することによって、二次元医療画像（二次元 X 線画像 / 放射線画像）から電極（リード）1 の描像が抽出される。図 3 の下側左角のボックスにおいて、右端の二次元画像は、マーカーバンド部の第 1 部分 5 の最も薄い描像を含むため、この画像が最適な二次元医療画像として選択される。このボックス内の矢印によって示されるように、電極 1 の回転配向（及び、したがってマーカー 3 の配向）は、右端の二次元医療画像の画像平面内に存在し、かつこの画像の右下を指す向きとして決定される。

#### 【 0 0 7 9 】

図 3 に示すように、断層画像データまたは変換後外見データに対応する三次元画像も取得される。断層画像データは、CT によって生成されるものであってもよく、または、二次元 X 線画像からの三次元画像の再構築によって生成されるものであってもよい。その代わりに若しくはそれに加えて、三次元画像は、CT の外見に変換された MR 断層画像に基づいて取得され、それによって、三次元画像データセットである変換後外見データが生成されるものであってもよい。MR 断層画像の変換は、断層画像データを統合するとともに、マルチモーダル地図データを取得し、地図データと MR 断層画像との間の照合を実行することによって、CT のグレイスケール値に変換される。この照合は、図 3 では、ユニバーサル地図照合と呼ばれている。組織に依存する MR のグレイスケール値と、地図に含まれる組織に依存する CT のグレイスケール値との間の対応に基づいて、MR 断層画像のグレイスケール値を、（例えば、ボクセル毎に）対応する CT 画像のグレイスケール値に交換することによって、MR 断層画像から CT（コンピュータ X 線断層画像）がシミュレートされる。

#### 【 0 0 8 0 】

三次元画像から、DRR（Digitally Reconstructed Radiographs：デジタル処理により再構築された放射線画像）が生成される。一例において、最適な二次元医療画像に関連する視点に対応する解剖学的構造物に向かう視点から、1 つの DRR が生成される。別の例では、二次元画像が取得及び生成された全ての視点に関して複数の DRR が生成される。次いで、最適な二次元医療画像に最も良く一致する DRR が、さらなる処理用として選択される。二次元画像の参照系と 1 つまたは複数の DRR との間の変換（図 3 では、二次元 - 三次元の位置合わせと呼ばれている）が、例えば、画像データセットを別の画像データセットに融合することによって、確立される。この変換に基づいて、二次元 X 線画像の参照系における電極の回転配向を、二次元 X 線画像の生成に関連する（すなわち、生成したときに使用された）解剖学的構造物に対する撮像の視点の知識に基づき、決定するこ

とができる。

【 0 0 8 1 】

次いで、二次元 - 三次元の位置合わせを適用することによって、回転配向を、二次元 X 線画像の参照系から 1 つの D R R または複数の D R R の参照系へ変換することができる。次いで、図 4 に示すように、1 つの D R R または複数の D R R の生成のために使用された撮像視点の知識に基づいて、三次元画像の参照系における電極の回転配向を決定することができる。次いで、例えば、三次元画像の参照系において、決定された回転配向を、例えば電極の既定の（例えば、所望の）回転配向と比較することができる。決定された回転配向が、少なくとも、既定の回転配向に略等しい既定の距離の範囲内にある場合、希望通りに想定された医療処置を開始することができる。決定された回転配向が、少なくとも、既定の回転配向に略等しい既定の距離の範囲内にない場合、電極の回転配向は、既定の回転配向との一致が見出されるまで調整されるものであってもよい。

10

【 0 0 8 2 】

図 4 に示すように、指向性コンタクト 8 の間のスリット 7 は、例えば、二次元医療画像の配向マーカーの外見に関する解析から受け取った結果を検証するために、回転配向の決定の支援用として使用されるものであってもよい。図 4 の右側部分には、二次元医療画像を生成するために使用された X 線が、有限の確率でスリット 7 を通過することが可能ならば、指向性コンタクト 8 を構成する材料は、スリット 7 を構成する材料またはスリット 7 に充填される材料とは、放射線非透過性が異なるため、二次元医療画像中に対応するマークが生成されることが示されている。例えば、2 つのスリット 7 を通過する X 線は、指向性コンタクト 8 の画像の外見と比較して、半透明性を示すマークを生成する。これによって、配向マーカーの画像の外見から決定された回転配向が有効か否かについて、図 1 及び図 4 の例において約 60° の精度を備えた追加の指標を受け取ることができる。

20

【 0 0 8 3 】

開示される方法は、さらに以下のように要約することができる。

【 0 0 8 4 】

本方法は、患者の頭部のような解剖学的構造物の回りを回転する間に、X 線システムによって撮像された画像を使用する。任意の断層スキャナーからの頭部の三次元（ポリュメトリック）画像が使用されるものであってもよい。さらに、二次元 X 線画像を三次元画像に位置合わせするためのアルゴリズムが使用される。別のアルゴリズムが、二次元 X 線画像中の 1 つまたは複数のリードを検出し、リードの配向マーカーの画像平面に対する（すなわち、二次元 X 線画像の参照系に対する）角度を定める。この角度情報は、位置合わせによって、二次元画像空間から三次元（解剖学的）空間に写像して戻される。コンピュータシステムは、算出された位置合わせを尺度として任意の二次元 X 線画像上に合成された三次元画像のシミュレートされた投影を表示することが可能である。

30

【 0 0 8 5 】

次のような幾つかの実施形態が考えられる。

- ・ 1 つの X 線、2 つの X 線、または複数の（回転型の）X 線を使用して作業する。使用される画像の数が増えるほど、角度の決定のロバスト性が向上する。
- ・ 三次元画像として標準的な CT を使用する。それらは、ハンスフィールド値に較正される。デジタル処理により再構築された放射線画像（DDR）は、最初から計算することができる。
- ・ X 線スキャナーから直接再構築された CT を三次元画像として使用する。この場合、追加のスキャンの必要はない。ハンスフィールド値への再較正が必要な場合があり、それは、ユニバーサル地図を使用して実行することができる。
- ・ 事前動作させた MRI を三次元画像として使用する。この場合、この画像は事前処理を要し、対応する CT 描像のハウスフィールド値に変換する必要がある。これは、ユニバーサル地図を使用して実行することができる。
- ・ デジタル処理により再構築された放射線画像（DDR）の計算は、グラフィックスカードで実行することができる。

40

50

・指向性リードは、区分化されたコンタクトの間にスリットを有し、それらは特定の角度のX線で可視化される。これは、角度の精度を改善するために、追加的に使用することができる。

・リードは、アルゴリズムによって、X線画像または三次元画像においてセグメント化され得る。

・マーカーの回転配向は、テンプレート照合または機械学習により見出すことができる。

・二次元X線画像のカメラのパラメータ（例えば、撮像視点）は、X線画像情報とともに及び/またはX線画像情報に関連付けられて保存されたD I C O M情報から取得されるものであってもよい。

・X線のカメラのパラメータは、D I C O Mから利用可能ではない場合、例えば二次元画像におけるリードの幾何学的特徴から、推定される。

10

#### 【0086】

回転配向に加えて、例えば、電極の少なくとも一部の画像の外見の電極テンプレートデータとの比較に基づいて、リードの種類（製造業者、モデル）もX線で検出することができる。

#### 【0087】

開示された方法は、D B Sリードの配向についての情報を、二次元画像から三次元の解剖学的構造に迅速かつトレサブルに移行することを目的とする。この方法が迅速なのは、システムが、二次元座標と三次元座標の位置合わせを可能にする自動アルゴリズムを含むからである。これがなければ、面倒なステップ（例えば、二次元画像と三次元画像を照合するために、シフト/回転/ズーム/焦点距離といった幾つかの自由度を手動で採用する）をユーザの手動により実行する必要がある。さらに、二次元 - 三次元の位置合わせによって、最終的な角度の割り当てを、ユーザにとってトレサブルなものとすることができる。ユーザは、算出された角度が、二次元画像と三次元画像の両方に関して妥当であることを、直ちに検証することができる。

20

#### 【図1】

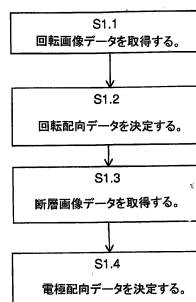


Fig. 1

#### 【図2】

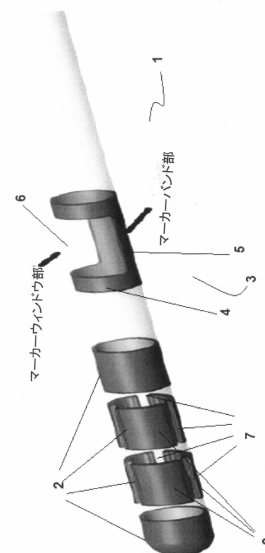


Fig. 2

【 図 3 】

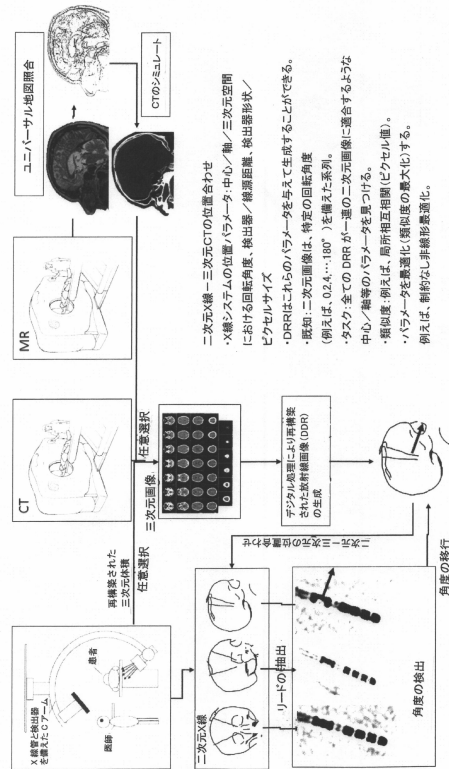
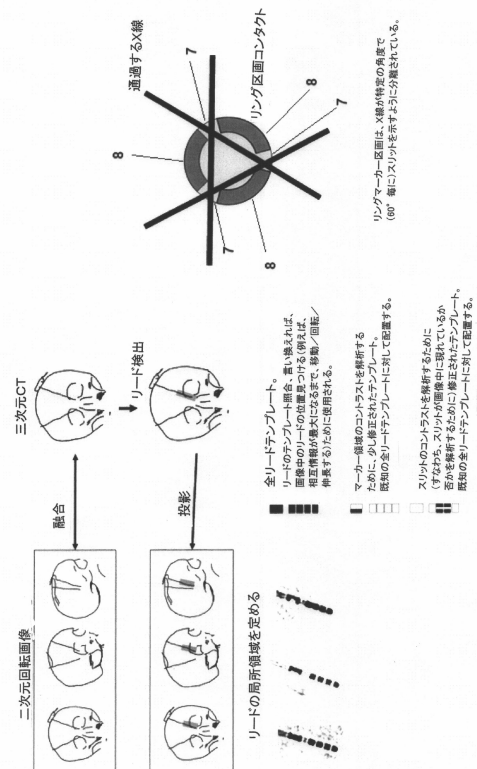


Fig. 3

【 図 4 】



**Fig. 4**

---

フロントページの続き

(51)Int.Cl. F I  
G 0 1 T 1/161 D  
A 6 1 N 1/36

(56)参考文献 特開 2 0 1 6 - 0 8 3 1 1 5 ( J P , A )  
特開 2 0 1 5 - 1 8 1 7 7 3 ( J P , A )  
特開 2 0 0 8 - 0 9 3 4 4 3 ( J P , A )  
特表 2 0 1 3 - 5 3 2 5 1 2 ( J P , A )  
特表 2 0 1 6 - 5 1 1 6 4 4 ( J P , A )  
米国特許出願公開第 2 0 0 9 / 0 2 0 4 1 9 2 ( U S , A 1 )

(58)調査した分野(Int.Cl. , D B 名)  
A 6 1 B 6 / 0 0 - 6 / 1 4  
A 6 1 N 1 / 0 0 - 1 / 4 4