

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第5650732号  
(P5650732)

(45) 発行日 平成27年1月7日 (2015.1.7)

(24) 登録日 平成26年11月21日 (2014.11.21)

(51) Int.Cl.

F I

A 6 1 B 19/00 (2006.01)

A 6 1 B 19/00 5 0 2

請求項の数 15 (全 14 頁)

(21) 出願番号 特願2012-516924 (P2012-516924)  
 (86) (22) 出願日 平成22年6月21日 (2010.6.21)  
 (65) 公表番号 特表2012-531936 (P2012-531936A)  
 (43) 公表日 平成24年12月13日 (2012.12.13)  
 (86) 国際出願番号 PCT/IB2010/052785  
 (87) 国際公開番号 W02011/001322  
 (87) 国際公開日 平成23年1月6日 (2011.1.6)  
 審査請求日 平成25年6月20日 (2013.6.20)  
 (31) 優先権主張番号 09163970.8  
 (32) 優先日 平成21年6月29日 (2009.6.29)  
 (33) 優先権主張国 欧州特許庁 (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  
 オランダ国 5 6 5 6 アーエー アイン  
 ドーフエン ハイテック キャンパス 5  
 (74) 代理人 100070150  
 弁理士 伊東 忠彦  
 (74) 代理人 100091214  
 弁理士 大貫 進介  
 (74) 代理人 100107766  
 弁理士 伊東 忠重  
 (72) 発明者 カニヤン, ハイリイェ  
 オランダ国, 5 6 5 6 アーエー アイン  
 ドーフエン, ハイ・テク・キャンパス・ビ  
 ルディング 4 4

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 外科的軌跡の視覚化

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

外科軌跡を視覚化するシステムの作動方法であって、前記システムは、入力、プロセッサ及び表示装置を有し、前記作動方法は：

前記入力が入力、手術を行う領域の 3 D イメージ情報を受け取るステップ；

前記プロセッサが、手術を行う前記領域の組み合わせマップを得るために、前記受け取った 3 D イメージ情報を解剖モデルレポジトリからのデータと組み合わせるステップであって、前記組み合わせマップは、手術を行う前記領域での解剖構造の予想される位置を含む、ステップ；

前記入力が入力、前記手術のための前記外科軌跡を受け取るステップ；

前記プロセッサが、前記組み合わせマップと前記外科軌跡を用いて、前記外科軌跡と前記解剖構造との交点の位置を決定するステップ；及び

前記表示装置が、前記外科軌跡に沿って定められた座標システムに前記交点の位置を与えるステップ；を含む、

作動方法。

【請求項 2】

請求項 1 に記載の作動方法であり、前記組み合わせマップが、手術を行う領域の統計マップを含み、前記統計マップが前記領域での前記解剖構造の確率を含む、作動方法。

【請求項 3】

請求項 1 に記載の作動方法であり、さらに、前記表示装置が、前記外科軌跡に沿って定

10

20

められた前記座標システムでの前記交点の前記位置を表示するステップを含む、作動方法。

【請求項 4】

請求項 1 に記載の作動方法であり、前記交点の前記位置が、前記交点と前記外科軌跡の目標間の距離で与えられる、作動方法。

【請求項 5】

請求項 1 に記載の作動方法であり、前記外科軌跡が計画された軌跡である、作動方法。

【請求項 6】

請求項 1 に記載の作動方法であり、外科道具の現在位置が前記外科軌跡に沿って定められた配列された前記座標システム上にマッピングされる、作動方法。

10

【請求項 7】

請求項 6 に記載の作動方法であり、前記外科道具が電気生理学的プローブであり、前記作動方法はさらに：

前記入力<sup>1</sup>が、前記プローブから電気生理学的シグナルを受け取るステップ；及び、

前記表示装置<sup>2</sup>が、前記電気生理学的シグナルを前記座標システム中の関連する位置に視覚化するステップ；を含む、作動方法。

【請求項 8】

請求項 6 に記載の作動方法であり、前記外科道具が反射測定のための集積光学ファイバを持つ針プローブであり、前記作動方法はさらに：

前記プロセッサ<sup>3</sup>が、前記プローブから前記反射測定からの光学スペクトルを取得するステップ；及び

20

前記表示装置<sup>4</sup>が、前記光学スペクトルを前記座標システム中の関連する位置に表示するステップ；を含む、作動方法。

【請求項 9】

請求項 6 に記載の作動方法であり、前記外科道具が電気生理学的プローブであり、前記作動方法はさらに：

前記入力<sup>5</sup>が、前記プローブから電気生理学的シグナルを受け取るステップ；

前記プロセッサ<sup>6</sup>が、前記受け取った電気生理学的シグナルから特徴を抽出するステップ；

前記プロセッサ<sup>7</sup>が、前記抽出された特徴を前記座標システムに関連付けるステップ；及び

30

前記表示装置<sup>8</sup>が、前記抽出された特徴を前記座標システムに関連付けされた位置と組み合わせ視覚化するステップ；を含む、作動方法。

【請求項 10】

請求項 9 に記載の作動方法であり、前記電気生理学的プローブが神経電気生理学的プローブである、作動方法。

【請求項 11】

請求項 6 に記載の作動方法であり、前記外科軌跡が、前記外科道具により前記現在位置へ辿られた経路の少なくとも 1 部を含む、作動方法。

【請求項 12】

40

請求項 6 に記載の作動方法であり、前記外科軌跡が、前記外科道具が前記現在位置から辿られるべき予想経路の少なくとも 1 部を含む、作動方法。

【請求項 13】

請求項 1 に記載の作動方法であり、前記 3 D イメージ情報が、MRI 又は CT スキャンイメージを含む、作動方法。

【請求項 14】

コンピュータプログラムであり、前記プログラムが、

手術を行う前記領域の組み合わせマップを得るために、手術を行う領域の 3 D イメージ情報を解剖モデルレポジトリからのデータと組み合わせるステップであって、前記組み合わせマップは、手術を行う前記領域での解剖構造の予想される位置を含む、ステップ

50

；及び

前記組み合わせマップと手術のための外科軌跡を用いて、前記外科軌跡と前記解剖構造との交点の位置を決定するステップ；を外科軌跡を視覚化するシステムのプロセッサに実行させる、コンピュータプログラム。

【請求項 15】

外科軌跡を視覚化するためのシステムであり、前記システムが：

手術を行う領域の 3D イメージ情報と前記手術のための前記外科軌跡を受け取る入力

；

前記受け取った 3D イメージ情報、前記外科軌跡及び解剖モデルレポジトリを記憶するための記憶装置；

プロセッサであって、

前記 3D イメージ情報を前記解剖レポジトリからのデータと組み合わせて手術を行う前記領域の組み合わせマップを得て、前記組み合わせマップが手術を行う前記領域での解剖構造の予想される位置を含み、及び

前記組み合わせマップと前記外科軌跡を用いて、前記少なくとも 1 つの外科軌跡と前記解剖構造との交点の位置を決定する、

プロセッサ；及び

前記外科軌跡に沿って定められた座標システムに前記交点の位置を与える表示装置、とを含むシステム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は外科的軌跡の視覚化の方法に関する。本発明方法は 3D イメージ情報を、前記 3D イメージ情報の区分けされた解剖学的構造のためのデジタル化解剖モデルと組み合わせる。計画された外科的軌跡が、前記外科的軌跡を視覚化するために前記組み合わせられたイメージ上に投影される。

【0002】

本発明はさらに、前記方法を実施するためのシステム及びコンピュータプログラム製品に関する。

【背景技術】

【0003】

このような方法は、例えば Guo らの「Development and Application of Functional Databases for Planning Deep-Brain Neurosurgical Procedures」から知られている。Guo らのこの文献から、個々の患者の手術前の MR イメージをデジタル化解剖アトラスと融合させることが知られている。MR イメージのみからは、しばしば脳深部刺激術の目標とされる視床下核 (STN) などの小さい異なる神経構造間を区別することは難しいか全く不可能である。解剖アトラス及び/又は確率的機能アトラスからの追加の情報をを用いて、この手術前計画から手術目標物の位置特定するための正確さと精度を高めることが可能となる。Guo らの文献では、手術に先立って利用可能な追加の標準化電気生理学的情報に基づく確率機能アトラスが、前記手術目標物の決定を補助するため、及び前記 3D イメージデータに解剖学的ラベルを与えるために使用される。前融合されたイメージ及び前記標準化電気生理学的情報が一緒になって作用し、実際の又はシミュレートされた外科的軌跡に沿ってプローブ針の位置を表示することができる。前記プローブ針の位置は患者の 3D イメージ容積中及び 2D スライス中に表示される。

【0004】

しかし、前記アトラスを手術前 MR イメージにレジストレーションすることは、全てのレジストレーション方法に本質的に起因するレジストレーション誤差により精度に限界がある。区分けなどのイメージ処理はさらに前記解剖学的ラベル付けを改善するために利用され得る。しかしまた、この技術は本質的に正確性に限界がある。さらに、手術の際にイ

10

20

30

40

50

ンプラントされるプローブは意図せずに、計画された軌跡からずれることがあり得る（例えば、前記プローブの僅かな曲がりなどの不完全性により）。又は前記解剖体が、手術手順自体により（例えば、前記組織に前記プローブをインプラントすることで小さな力が生じこれが前記組織を押してずらす；脳脊髄液が手術中に失われ、前記組織中に圧力変化を起こし、その結果大きな変形が生じる、「脳シフト」と参照されるものなど）。小さい目標へのプローブの高精度のインプラントは、従って通常は術中測定（例えば、電気生理学的測定など）が、正確に前記目標物を特定するために必要とされ、かつ手術前計画での不正確性による誤差、または手術中の解剖体シフトや計画された軌跡からの（意図しない）プローブのずれを補正するために必要とされる。かかる手術中測定の正しい解釈は、正確な目標位置づけにとって非常に重要であるが、これは実行することは非常に難しい分析である。というのは、この分析を実行する際に専門家により処理されるべき情報が複雑でかつ膨大な量であるからである。

10

#### 【 0 0 0 5 】

G u oらの文献に記載された方法の問題は、得られるデータが外科医にとって十分明瞭かつ曖昧性でない情報を提供しないということである。かかる情報とは、医者が、神経構造のタイプを予測し、かつ計画された外科経路又は実施された外科経路に沿って外科目標物を位置づけることを助けることができるものである。

#### 【 発明の概要 】

#### 【 発明が解決しようとする課題 】

#### 【 0 0 0 6 】

20

本発明の課題は、外科医に、計画された手段経路及び行われた手段経路に沿って予測される神経構造のタイプを知るために、十分に明瞭な情報を表示するための方法を提供することである。

#### 【 課題を解決するための手段 】

#### 【 0 0 0 7 】

本発明の第1の側面によれば、この課題は外科的軌跡を視覚化する方法を提供することで達成され、前記方法は、進行中の外科手術の領域の3Dイメージ情報を受け取り、前記受け取った3Dイメージ情報を解剖学モデルレポジトリ、例えばデジタル化解剖アトラスからのデータと組み合わせて手術進行のための前記領域の組み合わせマップを得、前記組み合わせマップが手術を進行するための前記領域での解剖構造の予想位置を含み、前記手術のための外科的軌跡を受け取り、前記外科的軌跡と前記解剖構造との交点の位置を決定し、及び前記外科軌跡に沿って定められた座標システムに前記交点の位置を与える、ことを含む。

30

#### 【 0 0 0 8 】

この方法の結果として、前記ユーザは、前記外科軌跡に沿ってどの位置でどの解剖構造が予期されるべきかについて明瞭な概観を受け取ることとなる。実際に、本発明の方法は3D解剖学的情報を前記外科軌跡上にマッピングする。本発明の方法により、前記ユーザは、計画された又は誘導された手術経路に沿ってどの位置でどのような構造が予期されるべきかを知る。従って、重要な構造に入り、前記手術目標を位置づけし又は例えば、特定の解剖構造で特定の薬物を放出することを容易にする。

40

#### 【 0 0 0 9 】

本発明による方法は、( i ) 3D医学的イメージ情報を、( i i ) 前記3D医学的イメージ情報中の区分けされた解剖構造についての解剖モデルレポジトリ及び( i i i ) 前記外科的介入の際に得られる外科的プローブからの解剖的又は組織タイプを示す位置測定とを組み合わせる。前記モデルレポジトリは前記3Dイメージ情報と組み合わせる前記イメージの3D解剖的ラベル化を与える（例えば、デジタル解剖アトラスをMRIにレジストリする）。少なくとも1つの外科手術目標について少なくとも1つの計画された外科軌跡が、前記解剖的にラベル化されたイメージと組み合わせられ、前記解剖的にラベル化された3Dイメージ情報を持つ前記軌跡の断面が前記外科軌跡上に解剖的ラベルとして投影される。

50

## 【 0 0 1 0 】

場合により、前記医学的イメージデータ及び関連する解剖的ラベル化は、手術中に、術中イメージング、例えばフラットパネル３ＤＸ線システム、介入MRI又は３Ｄ超音波などにより、更新され得る。少なくとも１つの外科プローブを用いる局所測定が計画された外科軌跡に沿ってなされることができ、これにより前記測定プローブ位置での手術中の解剖体タイプの同定の助けとなる。前記局所測定から得られるデータは、前記ラベル化された外科軌跡と共に視覚化され、それらの解釈の助けとなり、また手術中の前記手術目標の正確な位置を支持するための助けとなる。局所測定から得られるデータはさらに、前記ラベル化された外科軌跡と組み合わせられてコンピュータ処理され（例えば、特徴クラスタ分析アルゴリズムを用いる）、特定の解剖体を示す特徴的構造を抽出して目標の位置を支持するためにユーザに提示され得る。

10

## 【 0 0 1 1 】

好ましい実施態様では、前記組み合わせられたマップは手術を行う領域の統計的マップを含む。前記統計マップは前記領域での位置での前記解剖構造の存在確率を含む。かかる統計マップでは、ある解剖構造から他の解剖構造への移行はシャープではなく、徐々に移行する。従ってその交点は単一の点では示されず、ある構造が他の構造と隣接する。その代わりに前記交点では、第１の構造の確率が徐々に減少していき、少なくとも１つの構造の確率が徐々に増加する。例えば、前記外科軌跡に沿ったある位置で、第１の構造である確率が３０％であり、他の構造である確率が７０％である。ある位置では２以上の異なる解剖構造が有意な確率をもつことも可能である。留意すべきは、シャープな交点を用いる方法は、確率０％及び１００％の場合のみである。

20

## 【 0 0 1 2 】

前記外科軌跡中のどの位置でどの構造が予期されるかの明瞭な指示のために、前記交点の位置が、前記交点及び前記外科軌跡との間の距離として与えられ得る。これにより、ユーザが、特定の解剖構造が前記目標領域にどの程度近いかを知ることができるようになる。前記外科軌跡は計画されたもの又は辿られたものであってよい。軌跡を計画する際には、本方法は、前記目標に安全で容易に到達する経路を見出すための助けとなる。外科道具を用いて軌跡を辿る際、本発明の方法は誘導が、どのタイプの解剖構造を現在作業しているのか、及び多分どのタイプの解剖構造が、目標構造へさらに進む経路で予期されるかを知ることができる。

30

## 【 0 0 1 3 】

本発明による方法の実用的実施態様では、前記外科道具は電気生理学的プローブであり、本方法はさらに前記プローブから電気生理学的シグナルを受け取るステップと、前記受け取った電気生理学的シグナルから特徴を抽出するステップと、前記抽出された特徴を前記座標システムでの位置へ関連付けるステップと、及び前記抽出された特徴を前記座標システムの前記関連付けられた位置と組み合わせるステップとを含む。

## 【 0 0 1 4 】

１つの実施態様では、脊柱周りの領域のCT又はCT類似の３Ｄイメージデータが使用される。区分け及び解剖モデルを用いて、前記３Ｄイメージは解剖的にラベル化され、外科軌跡が計画される。光学的反射測定のための集積化ファイバを持つ外科プローブが、プローブのチップ（「ホトニックニードル（photonic needle）」）で局所解剖マップ化のために使用される。前記３Ｄイメージ情報及び関連する解剖ラベル化は、フラットパネル回転型Ｘ線システムを用いて、手術中３ＤＸ線により更新され得る。光学スペクトルは異なるプローブ位置で取得される。光学スペクトルは、前記３Ｄイメージ（解剖的ラベル化された）中での前記外科プローブのチップの辿った軌跡に基づいて前記外科プローブチップに関してある解剖ラベルの近さ及び方向を可視化するマップと共に可視化される。

40

## 【 0 0 1 5 】

本発明のこれらの及び他の側面は以下説明される実施態様を参照して明らかとなり、理解されるであろう。

50

## 【図面の簡単な説明】

## 【0016】

【図1】図1は、MRI、アトラス及び外科軌跡からのデータを含むイメージを示す。

【図2】図2は、電気生理学的記録の出力の1例を示す。

【図3】図3は、本発明によるシステムのブロックダイアグラムを示す。

【図4】図4は、解剖部分と外科軌跡の交点の位置計算を示す。

【図5】図5は、本発明のよるシステムにより提供される外科軌跡の可視化の1例を示す。

【図6】図6は、本発明のよるシステムにより提供される外科軌跡の可視化の1例を示す。

【図7】図7は、本発明のよるシステムにより提供される外科軌跡の可視化の1例を示す。

【図8A】図8Aは、手術経路回りの解剖情報と組み合わされた神経EPパラメータ値のさらなる可視化を示す。

【図8B】図8Bは、手術経路回りの解剖情報と組み合わされた神経EPパラメータ値のさらなる可視化を示す。

【図9】図9は、ノイズレベル対発火率(firing rate)を示す。

【図10】図10は、本発明による方法のフローダイアグラムを示す。

## 【発明を実施するための形態】

## 【0017】

以下、本発明は、電気生理学的プローブを用いた神経外科に関連する例示的实施態様により説明される。本発明はしかし、神経EPシステムに限定されるものではない。他の外科介入であって、外科軌跡(計画された、又は辿られた)に沿った解剖学的情報についての知識が医療的及び/又は診断目的で有用であるものは、本発明において同様に有益である。本発明は、例えば光学的針ガイド介入のために適しているものである。

## 【0018】

図1はMRI、アトラス及び外科軌跡101からのデータを含むイメージ100を示す。かかるイメージ100が手術前に外科軌跡を計画するために使用されることが知られている。このイメージで、アトラス情報は、MRIイメージで示される前記脳の前記領域での特定構造102、103、104を示すために使用される。イメージ100は人の脳の断面のMRIイメージである。外科軌跡101は、計画された手術の目標104に向かって脳組織を貫通する。この例では、手術目標104は視床下核(STN)104の特定の部分である。この例では、軌跡101は、前記手術の外科道具に他の構造102が接触せず損傷を受けないように選ばれる。このことは、主要な血管又は脳室を損傷させない上で非常に重要である。

## 【0019】

図1のイメージ100は外科手術を計画する上で助けとなる。手術中においては電気生理学的(EP)記録が使用されることが知られている。図2はEP記録の出力200の例を示す。かかる神経EP記録は通常、いわゆるマイクロ電極針を用いて実施される。これらは微小電極(約10 $\mu$ m直径)をそのチップで持ち、前記電極チップ近くの個々の脳細胞(ニューロン)からの電気シグナル(「スパイク」)を拾うために使用され得る。通常の手順では、神経生理学者は複数の位置で(100位置まで、それぞれは通常10~20秒のデータを記録)の記録を研究する。通常はかかる記録は深さを増加して実施され、通常0.5mmステップごとである。このステップは医学用MRIシステムで両可能な分解能よりもずっと低いものである。種々の記録の統計的特徴の比較に基づいて(例えば、スパイクタイミングの特徴であり、バーストネス及び平均発火率、ノイズ強度など)、神経生理学者は前記測定データを前記研究された位置の機能的特徴に変換する(即ち機能的解剖を前記記録された位置へ帰属させる)。図2から明らかなように、EP記録の分析は複雑であり、多くの専門知識を必要とする。特に時間的に追われる状況で実行する必要がある場合には特にそうである。従って本発明によれば、外科軌跡を可視化するためのシステム

10

20

30

40

50

が提供される。

【 0 0 2 0 】

図 3 は、本発明のシステム 1 0 のブロックダイアグラムが示される。システム 1 0 は、手術を進行させる領域の 3 D イメージ情報 3 1 を受け取る入力 1 1 を含む。前記 3 D イメージ 3 1 情報は、例えば M R I 又は C T スキャナーから来る。入力 1 1 はまた、計画された又は辿られた外科軌跡を定める軌跡情報 3 2 を受け取るために提供される。場合により、例えばシステム 1 0 は、手術中にリアルタイムで軌跡を視覚化するために使用され、前記入力 1 1 はまた E P データ 3 3 を E P 記録システムから受け取るために提供される。プロセッサ 1 3 は入力データ 3 1 , 3 2 、 3 3 を処理するために提供される。前記データ処理はいくつかのステップを含み、そのいくつかのステップは必須であり、またいくつかのステップは選択的である。第 1 に、受け取られた 3 D イメージ情報 3 1 はデジタル化された解剖アトラスからのデータと組み合わせて、手術を行うための前記領域に組み合わされたマップを得る。前記解剖アトラスデータは、システム 1 0 の一部である記憶装置 1 2 に記憶されたデータベースから来る。又は、システム 1 0 はかかるデータベースと閉鎖ネットワーク又は広域領域ネットワーク、例えばインターネットを介してそこからアトラスデータを受け取るために接続される。この実施態様では、いわゆる解剖アトラスが前記関連する領域の解剖データを得るために使用される。しかし、この解剖データはまた、他の方法、例えば適切なイメージ治療法により提供され得る。1 例は C T イメージの強度値区分けであり、これは異なるタイプの組織（骨、血液など）と接続されて解剖データを得る。一般に、前記解剖データは適切な方法で記憶された解剖モデルから得られ得る。

10

20

【 0 0 2 1 】

結合されたマップは、手術を行う領域での解剖構造の予測位置を含む。前記組み合わされたマップは、イメージ認識技術を用いて前記 3 D イメージ情報間の移行を見出し、前記 3 D イメージを前記解剖アトラスからの情報と比較することで生成される。前記組み合わされたマップは、例えば重要な解剖構造の予想位置を記述するデータポイントのリスト又はイメージである得る。前記マップは図 1 に示すイメージ 1 0 0 のように見え得る。前記組み合わされたマップが利用可能となると、前記プロセッサ 1 3 が前記受け取った外科軌跡データ 3 2 を用いて、前記解剖構造を持つ前記外科軌跡の交点の位置を決定する。これらの交点の位置が知られると、前記外科軌跡上の解剖構造がないかも知られることとなる。これにより、軌跡を計画した主要血管などの重要な構造を傷つけることなく従うことが可能となる。

30

【 0 0 2 2 】

これらの交点の位置は前記軌跡に沿って定められた座標に与えられる。かかる座標システムは、前記軌跡に沿って予測されるべき解剖構造の直感的概観を与える助けとなる。例えば、前記交点の位置は、前記軌跡の出発又は目標点からの距離として与えられ得る。この距離は好ましくは、軌跡に沿って測定されたものである。前記交点の位置が知られると、前記情報は視覚化される。例えば表示装置 1 5 上に前記軌跡上に前記軌跡を表示するか、又はグラフィカルに表現される。例えばテキストラベル、色でコード又はハイライトすることで前記外科軌跡に対して重要な構造の位置が表示される。

40

【 0 0 2 3 】

図 4 は解剖部 4 1 の交点 4 3 、 4 4 の位置の計算及び軌跡 4 2 が示される。神経外科においては 1 以上の針が外科手術において使用される。通常 5 つの記録針が使用される。これらは、「中央」、「横」、「内側」、「前」、「後」針と呼ばれる。それぞれの針は自身の軌跡 4 2 、 4 6 、 4 7 及び解剖構造 4 1 とのそれ自身の交点 4 3 、 4 4 を持つ。さらに、それぞれの外科軌跡は通常わずかに目標とは異なる点 4 5 で終了する。交点 4 3 、 4 4 の位置は従って、それぞれの針で別々に計算され、それぞれの針の位置 4 3 、 4 4 が前記それぞれの手術経路 4 2 、 4 6 、 4 7 に沿って定められた座標システムに与えられる。

【 0 0 2 4 】

図 5 、 6 及び 7 は、本発明によるシステム 1 0 により与えられる外科軌跡の例示的視覚化を示す。図 5 では 5 つの針につき計画された手術経路に沿って位置される解剖構造が視

50

覚化されている。手術手順は目標として視床下核（STN）を持つ。前記目標点から0mmの距離で、5つ全ての針は前記視床下核にある。中央51、横52及び内側53針について、視床下核の前に、不確帯（ZI）及び視床（Th）を通過することが決められる。後針54及び前針55はまた、視床（Th）を通過することが予測されている。前記針が患者の脳に目標点を超えて挿入されると黒質緻密部（SNc）に入ることとなる。図5から分かるように、全ての針が、前記目標から同じ距離で同じ構造に到達するものではない。本発明による前記システム及び方法は、それぞれの針が、何時どの解剖構造に到達するかを予測することを可能とする。

#### 【0025】

図5の影付きグラフは計画された手術経路上の予測される解剖構造を表す。手術実行の際に、この画像は外科医に、なにが予測されるか、及び現在前記針がどこに位置するのか示すために使用される。現在の深さで線56が引かれ、針の現在の位置を示す。図5では全ての針が視床（Th）にある。この実施態様では、全ての針は共に動き、それぞれの目標に関して同じ距離を持つ。又は、前記針は別々に操作されそれぞれの針はそれ自身に対応する現深さレベルをもち得る。

#### 【0026】

図6で、ひとつの針61のみが視覚化されている。この実施態様では、前記外科軌跡と解剖構造との交点はひとつの構造から他の構造へははっきりした変化を示していない。手術の対象とされる領域の3Dにイメージを前記解剖アトラスからのデータと組み合わせる手順は、ある誤差の範囲で予期される位置に異なる構造がくる結果となる。特にひとつの組織タイプから他への移行に近い位置では、解剖構造のタイプについて完全に確実であるということはないかもしれない。従って、この実施態様は手術を行うための領域の統計的マップを使うものである。前記統計的マップは、ある特定の位置である解剖構造の存在する確率を含む。針61の手術経路を可視化するためのかかる統計マップを用いる場合、その結果は図6のバーグラフのようになり得る。例えば「現在の深さ」で針はある確率で視床（Th）にある。前記針がわずかにさらに前記経路を進むと、針はすでに不確帯（ZI）にいるのかまだ視床（Th）にあるのかがわからなくなる点に到達する。

#### 【0027】

図7は5つの外科軌跡62、63、64、65、66での解剖構造と、これらの同じ位置での手術中得られた神経EPデータから抽出されたパラメータ値82、83、84、85、86との視覚化が示される。解剖データ及びEPデータが簡単な概観で利用可能であり、これは決定プロセスを助けるものである。神経EPデータは1以上のプローブ、例えば深部脳刺激（DBS）治療で機能的目標を位置づけるために使用されるプローブから誘導され得るものである。前記生データからあるシグナル特徴を抽出するための自動化神経EP分析方法が知られている。これらの抽出された特徴を前記経路（計画された、又は辿られた）に沿って解剖部を視覚化するために使用される座標システムに位置付けして関連付けすることで、前記抽出された値の関連性がより容易に評価され得る。神経EPデータから抽出される際にしばしば起る偽陰性及び/又は偽陽性は、前記抽出された特徴をこれらの抽出された特徴に基づき予想される解剖帯位置と共に表示することで容易に認識されることとなる。神経EPデータ33から抽出する代わりに、神経EPデータ自体を、それらが記録された位置に応じた位置で視覚化されることも可能である。

#### 【0028】

1つの実施態様で、脊椎回りの領域のCT又はCT類似の3Dイメージデータが使用される。区分け及び解剖モデルを用いて前記3Dイメージは解剖学的にラベル化され、外科軌跡が計画される。光学的反射測定のための集積ファイバを持つ外科プローブがプローブチップ（「ホトニック針」）で局所解剖マッピングのために使用される。前記3Dイメージ情報及び関連する解剖ラベル化は、フラットパネル回転X線システムを用いた手術中3DX線により更新される。光学スペクトルは異なるプローブ位置で取得される。光学スペクトルは、前記3D（解剖学的ラベル化）イメージでの前記外科プローブチップの辿った軌跡に基づき前記外科プローブチップに関してある解剖学的ラベル化の近さ及び方向に付

10

20

30

40

50



き視覚化するマップと共に視覚化される。

【0029】

図8A及び8Bはさらに、手術経路について解剖的情報と組み合わせられた神経EPパラメータの視覚化を示す。図8Aはノイズレベル(y軸)对外科軌跡に沿った深さ(x軸)を示す。この軌跡での目標は視床下核(STN)であり、0mm深さで定義されている。図から分かるように、目標領域に近いノイズレベルは高い。STN(三角形91で示す)に入ると急激に増加することが見出される。STN内ではノイズは一定に高い(円形92で示される)。STNの外ではノイズレベルは急に減少する。しかしノイズレベルはSTNに入る前に観察されたベースライン94の上で維持され、黒質(SN、四角93で示される)に入るとさらに増加する。図8Aから、ノイズレベルのみではSTN及びSNを区別することは十分ではないことが分かる。高いノイズレベルはこれらの両方の解剖構造で観察される。解剖的知識と3Dイメージを本発明による方法で神経EPパラメータシグナルと組み合わせると、解剖構造の違いがより簡単にかつ信頼性高く区別できるようになる。

10

【0030】

図8Bは発火率(y軸)对外科軌跡に沿った深さ(x軸)を示す。STNへ入ると非常に高い発火率を示す(三角形91で示す)。STN(円形92で示す)内では発火率は減少し、SN(三角形93で示す)に入ると再び増加する。従って、発火率自身はまたSTN(及びSNを区別するには十分ではない。同様に、発火率などの測定は、神経単位の近さを測定することに敏感であることから高い変動性を示す。外科軌跡に沿ったある深さ及びSTN内で、発火率はベースライン94よりも低くなる。これらの位置は円形92aで表されている。発火率自体から判断すると外科医は間違った決定をする。解剖学的知識と3Dイメージを本発明により方法で神経EPシグナルと組み合わせる場合に、異なる解剖構造をより容易にかつ高信頼性を持って区別できる。

20

【0031】

図9で、ノイズレベル(y軸)が、発火率(x軸)に対してプロットされている。深さ情報がない条件で、ノイズレベルと発火率の組み合わせは明確にSTN及びSNを他の領域から区別する。STN内に全ての測定(三角形91及び円形92)及びSN内の全ての測定(四角系93)はベースライン94の十分上にある。全ての他の測定はベースラインよりも下である。しかし、これらの測定はSTN(円形92)とSN(三角形91)の間を区別するには十分ではない。本発明による方法及びシステムにより、前記深さ情報がSTNをSNから区別するために使用され、前記ダイヤグラムにそのように示される。例えば異なる深さでのデータポイントに異なる形状や色を付すことによる。

30

【0032】

図10は本発明による方法の1つのフローダイヤグラムを示す。前記方法はイメージ受け入れステップ71から始まる。これは手術を行う領域の3Dイメージ情報を取得するためである。前記3Dイメージ情報は、例えばMRI又はCTスキャナーから得られる。結合ステップ72では、前記受け取られた3Dイメージ情報がデジタル化された解剖アトラスからのデータと組分され、手術される前記領域の組み合わせマップを得る。前記組み合わせられたマップは、手術が行われる領域の解剖構造の予想される位置を含む。軌跡入力ステップ73で、前記手術のための少なくとも1つの外科軌跡が受け取られる。前記軌跡は前記手術が行われる領域を通るように計画される経路として受け取られてもよい。前記受け取られた軌跡情報はまた、外科道具の現在位置を含むことができる。外科道具の実際の位置の連続は、辿られた軌跡を形成する。軌跡入力ステップ73で受け取られた外科軌跡は、計画されたものか、既に辿られたものかのいずれかである。又は、前記受け取られた軌跡は、計画されたものと実際に辿られたものの組み合わせでよい。内挿又は外挿が外科軌跡の形成又は調節に使用され得る。

40

【0033】

交点計算ステップ74では、解剖構造の表面と少なくとも1つの外科軌跡との交点位置が計算される。これらの位置は出力ステップ75として与えられる。前記位置情報をより

50

容易に理解するために、前記交点位置が、前記外科軌跡に沿って定められた座標システムに与えられる。それにより、前記外科軌跡に沿って異なる位置でどの解剖構造が预期されるかが容易に理解できるようになる。前記与えられた位置はその後、例えば図5、6及び7に示されるように、前記外科軌跡を視覚化するために利用可能となる。

#### 【0034】

理解されるべきことは、本発明はまた、コンピュータプログラムへ拡張可能だということである。特に本発明を実行するための適合されたキャリア上又はキャリア中でのコンピュータプログラムである。前記プログラムは、ソースコード、オブジェクトコード、コード中間ソース及び部分的コンパイル済みオブジェクトコードの形であり得る。又は本発明による方法を実行するために使用するために適切な全ての他の形を含む。また理解されるべきことは、かかるプログラムは多くの異なるアーキテクチャを持つことができる、ということである。例えば、本発明の方法又はシステムの機能を実行するプログラムコードは、1以上のサブルーチンに分けることができる。これらのサブルーチン間で前記機能を分配するための多くの異なる方法については当業者にとって明らかである。前記サブルーチンは1つの実行可能なファイルと一緒に記憶され自己包含プログラムであってよい。かかる実行可能なファイルは、コンピュータ実行可能な命令を含み、例えばプロセッサ命令及び/又はインタプリタ命令である(例えば、Java(登録商標)インタプリタ命令)。又は前記サブルーチンの1以上又は全てが少なくとも1つの外部ライブラリファイルに記憶され、静的又は動的例えばランタイムにメインプログラムとリンクされていてよい。メインプログラムは前記サブルーチンの少なくとも1つを呼び出すことを含む。また、前記サブルーチンはお互いに呼び出す機能を含む。コンピュータプログラム製品に関する1つの実施態様は、本方法の少なくとも1つのステップを処理するそれぞれに対応するコンピュータ実行可能命令を含む。これらの命令はサブルーチンに分けられるか及び/又は1以上のファイルに記憶されてよく、前記ファイルは静的又は動的にリンクされていてよい。コンピュータプログラム製品の他の実施態様は、少なくとも1つの本システムの方法及び/又は製品に対応するコンピュータ実行可能な命令を含む。これらの命令はサブルーチンに分けられ及び/又は1以上のファイルに記憶されてよく、これらのファイルは静的又は動的にリンクされていてよい。

#### 【0035】

コンピュータプログラムのキャリアはプログラムを担持できるものであれば全てのものが含まれる。前記キャリアは、例えばCDROMや半導体ROMなどのROM、フロッピディスクやハードディスクなどの磁気記憶媒体などの記憶媒体を含む。さらに前記キャリアは、伝達可能なキャリア例えば電気又は光学シグナルであってよい。これらは電氣的又は光学的ケーブル又はラジオ又は他の手段を介して伝達され得る。前記プログラムがかかるシグナルに埋め込まれる場合、前記キャリアはかかるケーブル又は他の装置や方法に組み込まれ得る。又は、前記キャリアは前記プログラムが埋め込まれた集積回路であってよく、前記集積回路は関連する方法を実行するか、又は実行するために使用されるように構成されたものである。

#### 【0036】

留意すべきは、前記実施態様は本発明を限定するものではなく説明するものであるということである。また当業者であれば、添付の特許請求の範囲から離れることなく多くの他の実施態様を設計することができる、ということである。特許請求の範囲において括弧内の符号は発明を制限するものではない。「含む」には特許請求の範囲の記載されたエレメント又はステップ以外のエレメント又はステップを除外するものではない。「ひとつの」がかかるエレメントは複数をエレメントを除外するものではない。本発明はいくつかのエレメントを含むハードウェア手段により実施され、又適切にプログラムされたコンピュータ手段により実行可能である。いくつかの手段を含む装置発明において、これらの手段はハードウェアの1つ及びお同じ事項により埋めこまれてよい。ある手段が相互に異なる従属請求項に記載されているという事実は、これらの手段の組み合わせが有利に使用されないということではない。

【 図 1 】

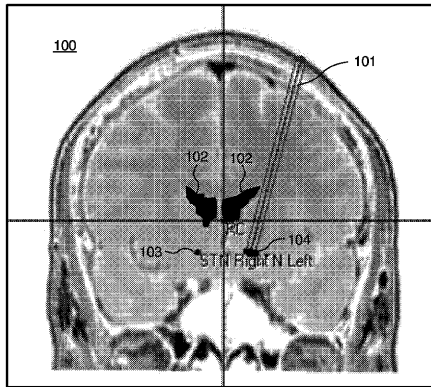


FIG. 1

【 図 2 】

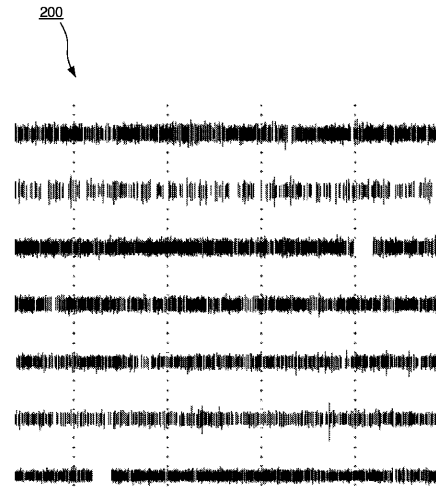


FIG. 2

【 図 3 】

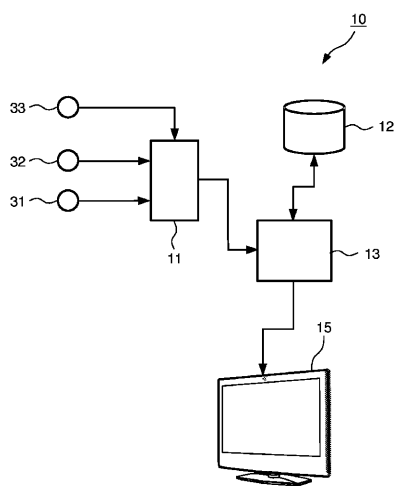


FIG. 3

【 図 4 】

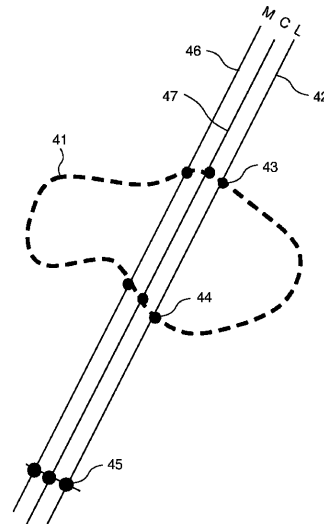
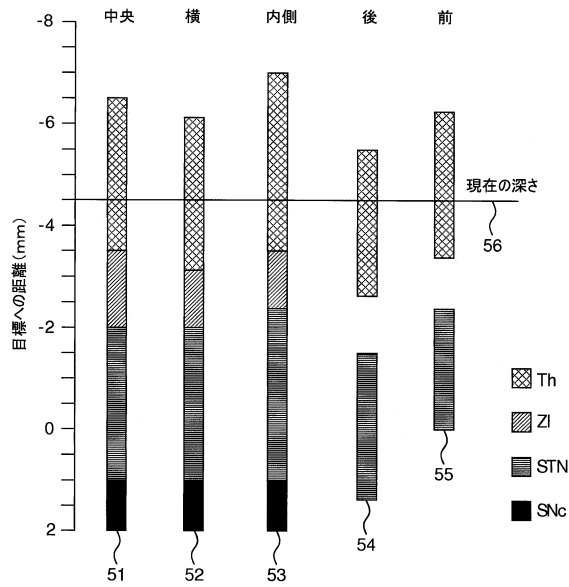
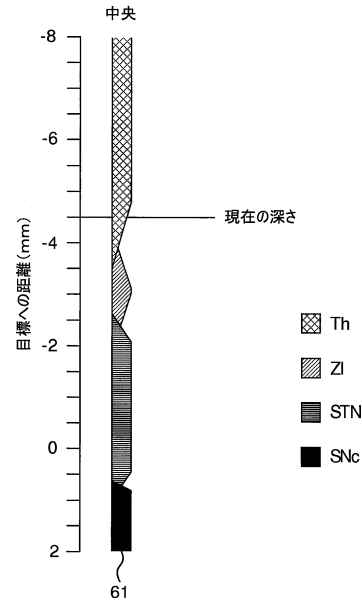


FIG. 4

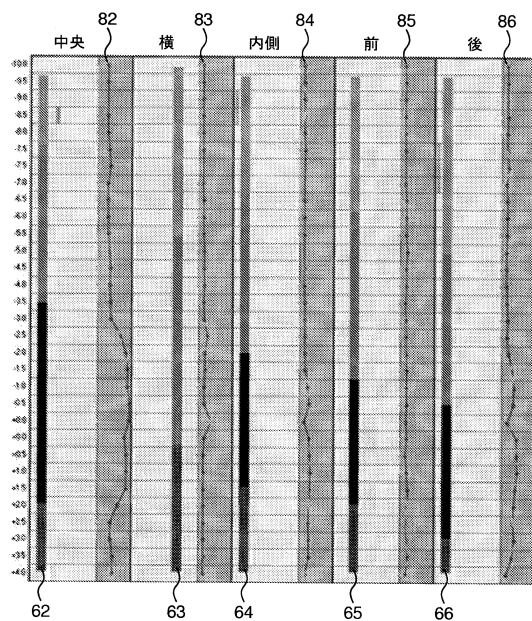
【図 5】



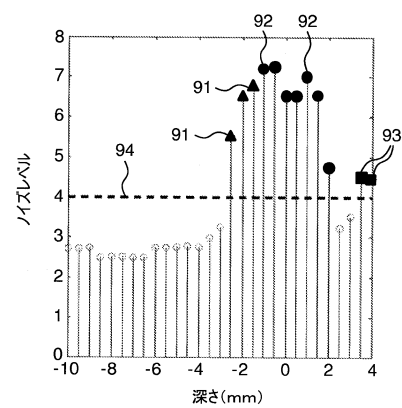
【図 6】



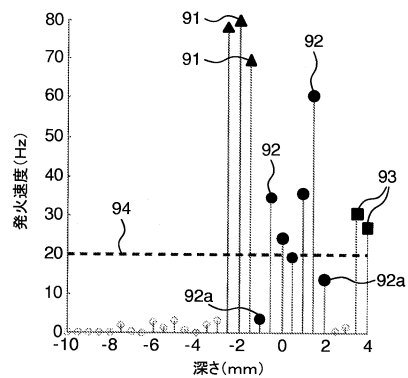
【図 7】



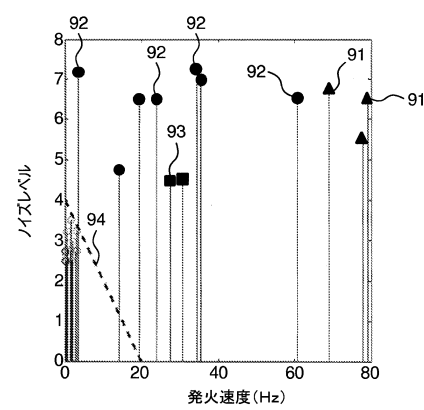
【図 8 A】



【図 8 B】



【図 9】



【図 10】

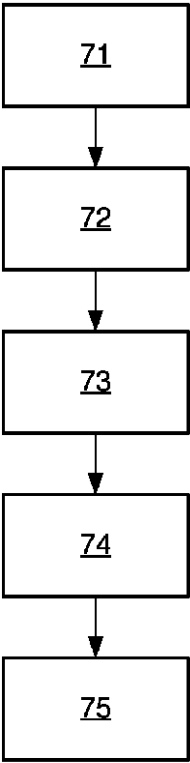


FIG. 10

---

フロントページの続き

- (72)発明者 マルテンス, ヒューベルト セシル フランソワ  
オランダ国, 5 6 5 6 アーエー アインドーフエン, ハイ・テク・キャンパス・ビルディング  
4 4
- (72)発明者 ドラン, ケヴィン トーマス  
オランダ国, 5 6 5 6 アーエー アインドーフエン, ハイ・テク・キャンパス・ビルディング  
4 4

審査官 木村 立人

- (56)参考文献 米国特許出願公開第2008/0097187(US, A1)  
米国特許出願公開第2005/0267360(US, A1)  
米国特許出願公開第2008/0071292(US, A1)

- (58)調査した分野(Int.Cl., DB名)  
A 6 1 B 1 9 / 0 0