

【公報種別】特許法第17条の2の規定による補正の掲載

【部門区分】第1部門第2区分

【発行日】平成26年7月24日(2014.7.24)

【公表番号】特表2012-531936(P2012-531936A)

【公表日】平成24年12月13日(2012.12.13)

【年通号数】公開・登録公報2012-053

【出願番号】特願2012-516924(P2012-516924)

【国際特許分類】

A 6 1 B 19/00 (2006.01)

【F I】

A 6 1 B 19/00 5 0 2

【誤訳訂正書】

【提出日】平成26年6月2日(2014.6.2)

【誤訳訂正1】

【訂正対象書類名】特許請求の範囲

【訂正対象項目名】全文

【訂正方法】変更

【訂正の内容】

【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各部が制御手段により制御される該システムの制御方法であって：

3Dイメージ情報受取手段が、手術を行う領域の3Dイメージ情報を受け取るステップ；

組み合わせ手段が、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3Dイメージ情報を解剖モデルレポジトリー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；

外科軌跡受取手段が、前記手術のための前記外科軌跡を受け取るステップ；

決定手段が、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

位置を与える手段が、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、

制御方法。

【請求項2】

請求項1に記載の制御方法であり、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、制御方法。

【請求項3】

請求項1に記載の制御方法であり、さらに、表示手段が、前記外科軌跡に沿って定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、制御方法。

【請求項4】

請求項1に記載の制御方法であり、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、制御方法。

【請求項5】

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

【請求項6】

請求項1に記載の制御方法であり、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、制御方法。

**【請求項 7】**

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

電気生理学的シグナル受取手段が、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、

視覚化手段が、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、制御方法。

**【請求項 8】**

請求項 6 に記載の制御方法であり、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、前記制御方法はさらに：

光学スペクトル取得手段が、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

前記表示手段が、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、制御方法。

**【請求項 9】**

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

電気生理学的シグナル受取手段が、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；

特徴抽出手段が、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；

関連付け手段が、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

視覚化手段が、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て視覚化するステップ；を含む、制御方法。

**【請求項 10】**

請求項 9 に記載の制御方法であり、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、制御方法。

**【請求項 11】**

請求項 6 に記載の制御方法であり、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、制御方法。

**【請求項 12】**

請求項 6 に記載の制御方法であり、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、制御方法。

**【請求項 13】**

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

**【請求項 14】**

コンピュータプログラムであり、前記プログラムが請求項 1 に記載の制御方法を実行するようにプロセッサを操作する、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メモリ；

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出力、とを含むシステム。

【誤訳訂正2】

【訂正対象書類名】明細書

【訂正対象項目名】0007

【訂正方法】変更

【訂正の内容】

【0007】

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。

【誤訳訂正3】

【訂正対象書類名】明細書

【訂正対象項目名】0016

【訂正方法】変更

【訂正の内容】

【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ロックダイヤグラムを示す。

【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、本発明に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、本発明に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、本発明に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ヤグラムを示す。

【誤訳訂正4】

【訂正対象書類名】明細書

【訂正対象項目名】0019

【訂正方法】変更

【訂正の内容】

【0019】

図1のイメージ100は外科手術を計画する上で助けるとなる。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、いわゆるミ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が提供される。

【誤訛訂正5】

【訂正対象書類名】明細書

【訂正対象項目名】0022

【訂正方法】変更

【訂正の内容】

【0022】

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15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。

【誤訛訂正6】

【訂正対象書類名】明細書

【訂正対象項目名】0023

【訂正方法】変更

【訂正の内容】

【0023】

図4は解剖部41の交点43、44の位置の計算及び軌跡42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42、46、47及び解剖構造41とのそれ自身の交点43、44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45で終了する。交点43、44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43、44が前記それぞれの手術経路42、46、47に沿って定められた座標システムに与えられる。

【誤訛訂正7】

【訂正対象書類名】明細書

【訂正対象項目名】0030

【訂正方法】変更

【訂正の内容】

【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E P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。

【誤訳訂正8】

【訂正対象書類名】明細書

【訂正対象項目名】0031

【訂正方法】変更

【訂正の内容】

【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。例えば異なる深ま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。

【誤訳訂正9】

【訂正対象書類名】明細書

【訂正対象項目名】0033

【訂正方法】変更

【訂正の内容】

【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予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。