

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 公表特許公報 (A)

(11) 特許出願公表番号

特表2012-503500

(P2012-503500A)

(43) 公表日 平成24年2月9日 (2012. 2. 9)

(51) Int. Cl.	F I	テーマコード (参考)
A 6 1 B 5/055 (2006. 01)	A 6 1 B 5/05 3 8 0	4 C 0 9 3
A 6 1 B 6/03 (2006. 01)	A 6 1 B 6/03 3 6 0 D	4 C 0 9 6

審査請求 未請求 予備審査請求 未請求 (全 16 頁)

(21) 出願番号	特願2011-528144 (P2011-528144)	(71) 出願人	505325073
(86) (22) 出願日	平成21年4月9日 (2009. 4. 9)		セダラ ソフトウェア コーポレイション
(85) 翻訳文提出日	平成23年5月20日 (2011. 5. 20)		カナダ国 エル4 ヴィ 1 エス7 オンタ
(86) 国際出願番号	PCT/CA2009/000444		リオ ミシソーガ エアポート ロード
(87) 国際公開番号	W02010/034099		6 5 0 9
(87) 国際公開日	平成22年4月1日 (2010. 4. 1)	(74) 代理人	100070150
(31) 優先権主張番号	12/236, 854		弁理士 伊東 忠彦
(32) 優先日	平成20年9月24日 (2008. 9. 24)	(74) 代理人	100091214
(33) 優先権主張国	米国 (US)		弁理士 大貫 進介
(31) 優先権主張番号	12/420, 660	(74) 代理人	100107766
(32) 優先日	平成21年4月8日 (2009. 4. 8)		弁理士 伊東 忠重
(33) 優先権主張国	米国 (US)	(72) 発明者	ガイガー, ポール, アーサー
			カナダ国 エム5アール 2エックス3
			オンタリオ, トロント, ウォルマー・ロー
			ド 5 0 8 - 3 5

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 AC-PCセグメント化システム及び方法

(57) 【要約】

ボリューム神経放射線画像内で前交連 (AC) 点及び後交連 (PC) 点を決定する、コンピュータ実装システム及び方法を提供する。当該方法は、コンピュータによって、中央矢状面の推定結果を決定し、ボリューム神経放射線画像から中央矢状面画像を抽出することと、中央矢状面画像内でAC点及びPC点の推定結果を決定することを含む。当該方法は更に、前記コンピュータによって、AC点及びPC点の推定結果から、微調整された中央矢状面の推定結果を決定し、微調整された中央矢状面画像を抽出することと、微調整された中央矢状面画像及びAC点からPC点を決定することを含む。

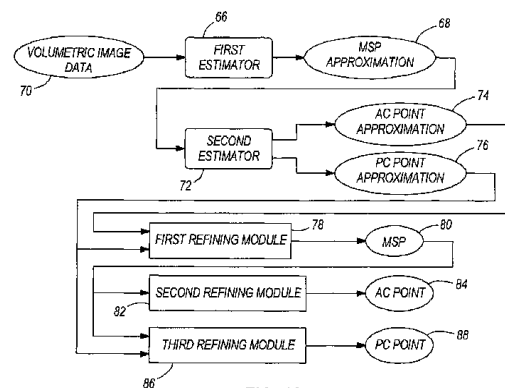


FIG. 16

【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

ボリューム神経放射線画像内で前交連（ＡＣ）点及び後交連（ＰＣ）点を決定する、コンピュータにより実行される方法であって：

コンピュータによって、中央矢状面の推定結果を決定し、前記ボリューム神経放射線画像から中央矢状面画像を抽出すること；

前記コンピュータによって、前記中央矢状面画像内でＡＣ点及びＰＣ点の推定結果を決定すること；

前記コンピュータによって、前記ＡＣ点及びＰＣ点の推定結果から、微調整された中央矢状面の推定結果を決定し、微調整された中央矢状面画像を抽出すること；

前記コンピュータによって、前記微調整された中央矢状面画像から前記ＡＣ点を決定すること；及び

前記コンピュータによって、前記微調整された中央矢状面画像及び前記ＡＣ点から前記ＰＣ点を決定すること；

を有する方法。

【請求項 2】

前記中央矢状面の推定結果を決定することは：

複数のアクシャル画像スライスの各々のエッジマスクを作成すること；

各エッジマスクの対称軸を特定すること；及び

前記対称軸に平面をフィッティングすること；

を有する、請求項 1 に記載の方法。

【請求項 3】

前記エッジマスクを作成することに先立って、前記複数のアクシャル画像スライスの輝度を等化すること、を更に有する請求項 2 に記載の方法。

【請求項 4】

前記複数のアクシャル画像スライスは、延髄から脳梁の頂部まで縦方向範囲内のスライス群を含む、請求項 2 に記載の方法。

【請求項 5】

各エッジマスクの前記対称軸を特定することは：

（a）該エッジマスクの第 1 及び第 2 の半分部分を定める暫定的な対称軸を特定すること；

（b）該暫定的な対称軸で該エッジマスクの前記第 1 の半分部分の各画素を折り返すこと；

（c）該エッジマスクの前記第 2 の半分部分上に着地する画素ごとに 1 ポイントを記録すること；及び

（d）各ポイントを該暫定的な対称軸の総得点へと足し合わせること；

を有し、

当該方法は更に、或る範囲内の暫定的な対称軸の各々に対して前記（a）、（b）、（c）及び（d）を繰り返し、最も高い総得点を有する暫定的な対称軸を前記対称軸として特定することを有する、

請求項 2 に記載の方法。

【請求項 6】

前記対称軸に平面をフィッティングすることは、ロバスト回帰法を使用することを有する、請求項 2 に記載の方法。

【請求項 7】

前記ＡＣ点及びＰＣ点の推定結果を決定することは、前記中央矢状面画像にアクティブ・アピアランス・モデルを適用することを有する、請求項 1 に記載の方法。

【請求項 8】

前記アクティブ・アピアランス・モデルは、脳幹及び第 3 脳室領域のうちの一方である、請求項 7 に記載の方法。

10

20

30

40

50

【請求項 9】

前記微調整された中央矢状面の推定結果を決定することは：

前記中央矢状面の推定結果に垂直であり且つ前記 A C 点及び P C 点の推定結果を通る平面状に、複数のアクシャル画像スライスを再フォーマットすること；

アクシャル面画像を抽出すること；

前記 A C 点及び P C 点の推定結果とそれらの間に延在する脳室の少なくとも一部とを含む領域へと、前記アクシャル面画像を切り取ること；

切り取られたアクシャル面画像のエッジマスクを作成すること；及び

前記切り取られたアクシャル面画像の対称軸を特定すること；

を有する、請求項 1 に記載の方法。

10

【請求項 10】

前記エッジマスクの前記対称軸は、

(a) 前記エッジマスクの第 1 及び第 2 の半分部分を定める暫定的な対称軸を特定すること；

(b) 該暫定的な対称軸で前記エッジマスクの前記第 1 の半分部分の各画素を折り返すこと；

(c) 前記エッジマスクの前記第 2 の半分部分上に着地する画素ごとに 1 ポイントを記録すること；及び

(d) 各ポイントを該暫定的な対称軸の総得点へと足し合わせること；

によって特定され、

20

当該方法は更に、或る範囲内の暫定的な対称軸の各々に対して前記 (a)、(b)、(c) 及び (d) を繰り返し、最も高い総得点を有する暫定的な対称軸を前記対称軸として特定することを有する、

請求項 9 に記載の方法。

【請求項 11】

前記 A C 点を決定することは：

前記微調整された中央矢状面画像上に前記 A C 点の推定結果を投影すること；及び

投影された A C 点の推定結果を囲む領域内の輝度のピークを前記 A C 点として特定すること；

を有する、請求項 1 に記載の方法。

30

【請求項 12】

前記 P C 点を決定することは：

前記微調整された中央矢状面画像上に前記 P C 点の推定結果を投影すること；

前記微調整された中央矢状面画像のエッジマスクを作成すること；

投影された P C 点の推定結果を囲む領域内の点 X を特定することであり、該点 X は前記エッジマスク上に位置し、該点 X での前記微調整された中央矢状面画像の勾配が前記 A C 点から該点 X へ方向に近似的に平行である、点 X を特定すること；

前記 A C 点から前記点 X への前記方向に沿って前記点 X を平行移動することによって点 Y を取得すること；及び

前記 A C 点から前記点 Y への前記方向に垂直な方向内の強度ピークを前記 P C 点として特定すること；

40

を有する、請求項 1 に記載の方法。

【請求項 13】

ボリューム神経放射線画像内で前交連 (A C) 点及び後交連 (P C) 点を決定するように構成された画像処理システムであって：

前記ボリューム神経放射線画像から中央矢状面の近似結果を決定する第 1 の推定部；

前記中央矢状面の近似結果から A C 点及び P C 点の近似結果を決定する第 2 の推定部；

前記 A C 点及び P C 点の近似結果を用いて中央矢状面を特定する第 1 の微調整モジュール；

前記中央矢状面から前記 A C 点を特定する第 2 の微調整モジュール；及び

50

前記中央矢状面及び前記 A C 点から前記 P C 点を特定する第 3 の微調整モジュール；
を有する画像処理システム。

【請求項 14】

画像保管通信システム（PACS）内に実装される請求項 13 に記載の画像処理システム。

【請求項 15】

前記ボリューム神経放射線画像は、インターネットを介してアクセス可能なデータベースから取得される、請求項 13 に記載の画像処理システム。

【請求項 16】

セグメント化ツールキットの一構成要素である請求項 13 に記載の画像処理システム。

【請求項 17】

ボリューム神経放射線画像内で前交連（AC）点及び後交連（PC）点を特定するための複数のプロセッサ実行可能命令が符号化されたコンピュータ読み取り可能媒体であって、前記命令は：

中央矢状面の推定結果を決定し、前記ボリューム神経放射線画像から中央矢状面画像を抽出すること；

前記中央矢状面画像内で AC 点及び PC 点の推定結果を決定すること；

前記 AC 点及び PC 点の推定結果から中央矢状面を決定し、微調整された中央矢状面画像を抽出すること；

前記微調整された中央矢状面画像から前記 AC 点を決定すること；及び

前記微調整された中央矢状面画像及び前記 AC 点から前記 PC 点を決定すること；

を有する方法の実行を可能にする、コンピュータ読み取り可能媒体。

【請求項 18】

画像保管通信システム（PACS）内のプロセッサにインストールされている請求項 17 に記載のコンピュータ読み取り可能媒体。

【請求項 19】

前記 AC 点及び前記 PC 点は、介入放射線機器にて使用される入力データである、請求項 18 に記載のコンピュータ読み取り可能媒体。

【請求項 20】

前記 AC 点及び前記 PC 点は、複数の撮像モダリティからの画像を融合するために使用される入力データである、請求項 18 に記載のコンピュータ読み取り可能媒体。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、ヒトの脳の 3 次元画像内で前交連（anterior commissure；AC）及び後交連（posterior commissure；PC）の位置特定を行うシステム及び方法に関する。

【背景技術】

【0002】

AC 及び PC の識別は、例えば標的定位固定及び機能的脳神経外科などの処置、脳マッピングにおける分析、構造セグメント化、並びに神経放射線学に非常に重要である。例えば、空間的な正規化を実行するために神経科学者及び神経外科医によって広く使用されている Talairach アトラスとそれに関連する変形（transformation）は、中央矢状面（mid-sagittal plane；MSP）、AC 及び PC の識別を必要とする。

【0003】

ボリューム（体積）神経放射線画像からの AC 及び PC の手動識別は、面倒であり、且つ本質的に、分析の間に或る程度のバラつきを生じさせ、既知のコンピュータ画像分析によるこれら構造の識別は、計算的に過度に時間を消費するか、信頼性のない結果を生成するかの何れかである。

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

10

20

30

40

50

【0004】

これらの理由により、正確、堅牢且つ効率的であることを同時に満たすAC及びPC識別の自動化手法が望まれる。

【課題を解決するための手段】

【0005】

一実施形態において、本発明は、ボリウム神経放射線画像内で前交連（AC）点及び後交連（PC）点を決定する、コンピュータにより実行される方法を提供する。当該方法は、コンピュータによって、中央矢状面の推定結果を決定し、ボリウム神経放射線画像から中央矢状面画像を抽出することと、中央矢状面画像内でAC点及びPC点の推定結果を決定することとを含む。当該方法は更に、前記コンピュータによって、AC点及びPC点の推定結果から、微調整された中央矢状面の推定結果を決定し、微調整された中央矢状面画像を抽出することと、微調整された中央矢状面画像からAC点を決定することと、微調整された中央矢状面画像及びAC点からPC点を決定することとを含む。

10

【0006】

他の一実施形態において、本発明は、ボリウム神経放射線画像内で前交連（AC）点及び後交連（PC）点を特定するための複数のプロセッサ実行可能命令が符号化されたコンピュータ読み取り可能媒体であって、前記命令は上述の方法の実行を可能にする、コンピュータ読み取り可能媒体を提供する。

【0007】

更なる他の一実施形態において、本発明は、ボリウム神経放射線画像内で前交連（AC）点及び後交連（PC）点を決定するように構成された画像処理システムを提供する。当該システムは、ボリウム神経放射線画像から中央矢状面の近似結果を決定する第1の推定部と、中央矢状面の近似結果からAC点及びPC点の近似結果を決定する第2の推定部とを含む。当該システムはまた、AC点及びPC点の近似結果を用いて中央矢状面を特定する第1の微調整モジュールと、中央矢状面からAC点を特定する第2の微調整モジュールと、中央矢状面及びAC点からPC点を特定する第3の微調整モジュールとを含む。

20

【0008】

以下の詳細な説明及び添付の図面を検討することにより、本発明のその他の態様が明らかになる。

【図面の簡単な説明】

30

【0009】

【図1】ヒトの頭部のボリウムスキャンにより取られた一連のアクシャル画像スライスを示す図である。

【図2】輝度の等化の前／後での図1の1つのアクシャル画像スライスを示す図である。

【図3】図2の輝度等化後のアクシャル画像スライスから生成されたエッジマスクを示す図である。

【図4】暫定的な対称軸に関して折り返されたアクシャル画像スライスのエッジマスクを示す図である。

【図5】図2の輝度等化後のアクシャル画像スライスについての暫定的な対称軸パラメータの範囲を例示する図である。

40

【図6】平面への対称軸フィッティングを為された図1の一連のアクシャル画像スライスを例示する図である。

【図7】中央矢状面の推定結果に沿って取られたアクシャル画像スライスを示す図である。

【図8】図7の画像に適用される脳幹領域のアクティブ・アピアランス・モデルを例示する図である。

【図9】AC点及びPC点の推定結果を含む平面に沿って取られたアクシャル画像スライスを示す図である。

【図10】図9の画像の一部のエッジマスクを示す図である。

【図11】微調整された中央矢状面画像スライス内のACの推定結果及びAC点を例示す

50

る図である。

【図 1 2】微調整された中央矢状面画像スライス内の P C の推定結果を例示する図である。

【図 1 3】微調整された中央矢状面画像スライスのエッジマスクを示す図である。

【図 1 4】図 1 2 の微調整された中央矢状面画像スライス及び図 1 3 のエッジマスクの拡大図である。

【図 1 5】本発明の一実施形態に従った A C - P C システム及び方法の段階及びステップを例示するフローチャートである。

【図 1 6】本発明の一実施形態に従った A C - P C システムを例示する図である。

【発明を実施するための形態】

【0010】

本発明の実施形態を詳細に説明する前に、理解されるべきことには、本発明は、以下の記載にて説明され、あるいは図面によって図示される方法ステップや個々のアルゴリズムのパラメータの詳細事項への適用に限定されるものではない。本発明は、その他の実施形態で実施されることができ、あるいは様々なように実行されることができる。

【0011】

本発明に係るシステム及び方法は、磁気共鳴撮像（MR 及び f MR）及びコンピュータ断層撮影（CT）を介して取得される入力ボリューム画像データに広く適用可能であり、また、適当な度合いの解像度及びコントラストが得られれば、その他の撮像モダリティからのデータを用いて実現されることも可能である。さらに、複数のモダリティからのデータが融合されて、システム及び方法が実現されるときに用いる複合データセットを作り出すことができる。入力画像データは、撮像モダリティ又は画像保管通信システム（PACS）から直接的に取得されてもよいし、インターネットを介してアクセス可能なデータベースから取得されてもよい。

【0012】

本発明の一実施形態において、A C - P C セグメント方法は、以下の 5 つの基本段階に分解される：1）中央矢状面（MSP）の近似、2）A C 点及び P C 点の近似、3）中央矢状面の微調整、4）A C 点の微調整、及び 5）P C 点の微調整。これらの段階（及び、後に詳細に特定して議論する各段階内のステップ群）は、単に説明目的で規定されるものである。故に、当業者に理解されるように、連続した段階／ステップの結合、及び／又は個々のステップの要素の別々の実行も、本発明の範囲内である。さらに、以下にて特定されるステップの全てが本発明の全ての実施形態において必要とされるわけではなく、後述するプロセス内のステップ群の順序の変更も本発明の範囲内である。

【0013】

第 1 の段階、すなわち、ボリューム画像からの中央矢状面の近似は、画像ボリュームから幾つかの 2 次元アクシャル画像すなわちスライス（断層像）を抽出することによって開始する。図 1 に示すように、選択されたスライス 2 2、2 4 a、2 6、2 8、3 0 は近似的に、延髄から脳梁の頂部まで縦方向（軸方向）範囲にわたっている。この範囲の外側では、頭部及び頸部の断面画像はおおよそ円形になる傾向にあり、故に、この方法によって頭部の向きを決定することには有用でない。一部の実施形態において、約 1 5 個の等間隔画像が使用され得る。しかしながら、正確な数は重要でなく、等間隔であることも要件ではない。

【0014】

選択されたアクシャル画像スライス群に対し、必要に応じて、輝度の等化が適用される。これは一般的に、画像群が均一な明るさで始まっていない場合にのみ必要である。例えば、MR 画像はしばしば不均一な輝度に悩まされるが、CT 画像はそうではない。図 2 は、輝度の等化前のアクシャル画像スライス 2 4 a と、輝度の等化後のアクシャル画像スライス 2 4 b とを例示している。輝度等化の目的は、より良好な、より完全なエッジマスク（後述）を作り出すことである。輝度等化は、画像処理の分野において一般的な処理であり、多様な手法で実行されることができる。標準的に参照されるのは、S o n k a、H l

avac及びBoyleによる“Image Processing, Analysis, and Machine Vision”である。

【0015】

そのような輝度等化の一手法は、以下のように実行される。入力画像Xを仮定し、LをXの幅及びXの高さのうちの大きい方とし、先ず、画像Xを、サイズが L/f であるガウス核（ガウシアンカーネル）と畳み込む（コンボリューションする）ことによって補助的な画像（補助画像）Yを作り出す。このAC-PCセグメント化方法の目的で、係数 $f=20$ が良好な結果を与えることが見出されているが、おおまかに言って10から30の範囲内の値も同様に使用され得る。そして、輝度等化された画像Zが、

$$Z = X * (Y_{min} + D) / (Y + D)$$

10

として計算される。ただし、

$$D = (Y_{max} - K * Y_{min}) / (K - 1)$$

であり、Kは等化の量を制御するパラメータである。 Y_{min} は画像Y内の最小の画素値であり、 Y_{max} は画像Y内の最大の画素値である。パラメータ $K=3$ は、画像雑音を許容できない程度まで増大させることなく十分な等化を提供することが見出されている。画像雑音は、一般的なものであるが、輝度等化の望ましくない副作用である。

【0016】

段階1を継続し、各選択アクシャル画像スライスのエッジマスクが作成される。図3は、輝度等化された画像24bとそのエッジマスクとを例示している。輝度等化と同様に、画像からエッジマスクを作成することには、幾つかの周知技術が存在している。ここで開示する方法によるAC-PCセグメント化の結果は、選択された具体的な技術に強くは依存しない。周知のCannyアルゴリズムは、エッジマスクを生成するために使用されるのに有効な手法である（J. Canny, “A computational approach to edge detection”, IEEE Trans. Pattern Anal. Machine Intell., 第8巻、pp. 679-698）。

20

【0017】

各アクシャル画像スライス24b（及び、その対応するエッジマスク24c）の対称軸が、以下のように決定される（図4）。暫定的な対称軸38aが選択され、エッジマスクの一方の半分上の各画素40aが暫定的な対称軸38aで折り返され、エッジマスクの別の画素40b上に着地した折り返し画素40aごとに1ポイント（得点）が記録される。これらのステップは、或る範囲の複数の暫定的な対称軸に対して繰り返され、最高得点を生み出したものとして、実際の対称軸38bが特定される。各エッジマスクの対称軸を特定するこの手法は、計算的にあまり複雑でなく、その結果として多くの場合、精度を犠牲とすることなく、その他の既知の手法より高速である。

30

【0018】

図5に示すように、このAC-PCセグメント化手法の目的での繰り返し範囲は、暫定的な軸の中心点34に関して値32の範囲を含む。中心点34は、画像の中心から画像の幅の $+/-20\%$ だけ1画素の大きさの刻み幅（ステップサイズ）で移動される。また、指定範囲32内の各中心点34に対して、垂直の $+/-30^\circ$ の範囲36内で 1° の刻み幅の軸角度が、繰り返し処理に含められる。MSPの向きは後に当該方法の段階3で微調整されるため、刻み幅は極めて小さくされる必要はない。これらのパラメータは、具体的な用途の要求精度及び撮像状況についての妥当な期待によって決定される。特に、患者はスキャナ内で仰向けに寝転がるため、これらの画像内で頭部はほぼ縦向きであることが期待される。しかしながら、範囲が増大し刻み幅が減少するに連れて計算時間が長くなるものの、この対称軸の発見手法は如何なる角度範囲及び刻み幅にも有効である。

40

【0019】

図6は、ロバスト回帰法を用いて単一平面42に適合（フィッティング）された、アクシャル画像スライス22、24b、26、28、30の対称軸を例示している。この平面42は、MSPの推定結果（又は、近似）として採用される。ロバスト回帰法は、一組の

50

データ点（この場合、軸角度及び中心点）を、パラメータ化された関数（この場合、平面）にフィッティングするための周知技術である。ロバスト回帰法は、通常の回帰法より計算要求が厳しいが、より正確であることが多い。

【0020】

第2段落、すなわち、AC点及びPC点の近似は、ボリューム画像データをMSPの推定結果上に再フォーマットして、図7に示すようなMSP画像44を抽出することによって開始する。図8に示すように、脳幹及び第3脳室領域のアクティブ・アピアランス・モデル(AAM)46がMSP画像44に適用される。AAMを取得する処理は、更なる他の広く知られた手法である(T. F. Cootes、G. J. Edwards及びC. J. Taylor、“Active appearance model”、IEEE Trans. Pattern Anal. Machine Intell. 1、第23巻、第6号、pp. 681-685、2001年)。AAM46がMSP画像44上で自身の内部モデルとの最良の合致(マッチング)を見出すと、AC点及びPC点の推定結果48、50が、モデル内で特定された位置に対応する画像内の位置にて特定される。

【0021】

画像内の解剖学的構造を特定するためにAAMを使用することは、“バイナリー”法に対して幾つかの利点を有する。例えば、AAMは画像内のグレースケール情報の全てを使用するが、バイナリー法は画像を白黒に変換し、情報の喪失を伴うとともに閾値の選択を必要とする。通常、数多くの画像にわたってこの目的のために良好に作用する閾値を見出すことは、不可能でないとしても困難である。また、AAMの結果の精度は、しばしば、更なる画像上でモデルをトレーニングすることによって向上され得る。バイナリー法の結果を改善するような対応する手法は存在しない。AAMでの脳幹及び第3脳室領域の選択は、何れも被検体にわたって比較的一定であり且つAAM法によって認識可能な解剖学的特徴に関して、多数の脳画像を調査することによって達せられ、一組のテスト画像上でセグメント化の結果を分析することによって確認され且つ微調整された。(例えば、病理結果として)解剖学的異常がこの領域内にあることが予期される場合、異なる脳構造のAAMが、AC及びPC点の推定結果を特定するために使用され得る。他の例では、異なる脳構造のAAMの適用は、脳幹及び第3脳室のAAMの適用により与えられたAC点及びPC点の推定結果が許容可能な近似であることを検証するために使用され得る。

【0022】

第3段階、すなわち、MSPを微調整することは、AC点及びPC点近似を通るアクシシャル平面上にボリューム画像データを再フォーマットすることによって開始する(図9)。得られた画像は、AC点及びPC点の推定結果48、50と第3脳室54の一部とを囲むのに十分な大きさより僅かに大きい領域52に切り取られる。切り取られた画像の幅は、AC-PC離隔距離の0.8倍に取られ、切り取られた画像の高さは、AC-PC離隔距離の1.1倍に取られている。しかしながら、他の実施形態においては、切り取られる画像の寸法は、これらのパラメータとは異なってもよい。

【0023】

Cannyアルゴリズム又は技術的に知られたその他の同等の手法を用いて、切り取られた画像からエッジマスク(図10)が作成される。エッジマスクの対称軸56は、第1段階にて説明した技術を用いて特定される。対称軸56の向きは、微調整されたMSPを与える。

【0024】

第4段階、すなわち、AC点を微調整することは、微調整されたMSP上にボリューム画像データを再フォーマットして、図11及び12に示すMSP画像58を抽出することによって開始する。段階2からのAC推定結果48が、微調整されたMSP画像58上に投影され、投影されたAC推定結果48を中心とするおよそ6mm×6mmの矩形領域60が特定される。この領域内の最も明るいピークがAC点62であると考えられる。

【0025】

第5段階、すなわち、PC点を微調整することは、図12に示すように、第2段階から

のPC推定結果50を、微調整されたMSP画像58上に投影することによって開始する。Cannyアルゴリズム又は技術的に知られたその他の同等の手法を用いて、画像からエッジマスク(図13)が作成され、投影されたPC推定結果50を中心とするおよそ6mm×6mmの矩形領域64が特定される。図14には、エッジマスク(図13)からPC点を特定することに含まれる3つの段階に対応する3つの点(X、Y、PC)が特定されている。点Xは、直線AC-XがXにおける画像勾配に対して最も平行に近くなるような、エッジマスク上の点である。点Yは、直線AC-Xに沿ってACから離れるように点Xを1mmだけ平行移動させることによって得られる。最後に、Yを通り且つ直線AC-Yに垂直な直線に沿った最大の強度ピークとして、PC点が特定される。

【0026】

図15は、上述のAC-PCセグメント化方法の段階及びステップを例示するフローチャートである。

【0027】

図16に示すように、AC-PCセグメント化システムがモジュール形式で実現され得る。各モジュールは、矩形のブロック又は角を丸めた矩形のブロックによって表されている。入力及び出力のデータは楕円によって表されており、入力データは図の左側から各モジュールに入り、出力データは図の右側で各モジュールから出て行く。矢印は、このシステム内でのデータの移動を指し示している。このシステムは以下のように機能する。第1の推定部66が、ボリューム神経放射線画像データ70から中央矢状面の近似68を決定する。第2の推定部72が、中央矢状面近似68からAC点及びPC点の近似74、76を決定する。第1の微調整モジュール78が、入力データとしてAC点近似及びPC点近似74、76を用いて、中央矢状面80を特定する。第2の微調整モジュール82が、中央矢状面80からAC点84を特定し、第3の微調整モジュール86が、中央矢状面80及びAC点84からPC点88を特定する。

【0028】

一部の実施形態において、上述の方法の実行を介した中央矢状面、AC及びPCの特定は、以下に限られないが、複数の撮像モダリティからの被検体画像を融合するための入力データとしての使用；治療計画作成のために介入放射線機器内に被検体を位置付けること等；神経放射線学研究のため、などを含む数多くの目的に役立ち得る。このシステム及び方法はまた、当該方法の特定のパラメータは調整を必要とするものの、一部の動物の神経放射線ボリューム画像内でAC点及びPC点を見出すために使用され得る。例えば、暫定的な対称軸の範囲は、スキャナ内での被検動物の頭部の位置／向きに応じて異なる。

【0029】

一部の実施形態において、このシステム及び方法は、例えば複数の被検体に跨っての画像の正規化、又は上述したものなどの広範囲の目的の何れかを容易にするよう、画像保管通信システム(PACS)内で実現され得る。これに代えて、あるいは加えて、システム及び方法は、ソフトウェア実装されたセグメント化ツールキットの部分とされてもよい。当該方法を実現するこのツールキット又はアプリケーションソフトウェアは、スタンドアロンのコンピュータワークステーション、又はネットワーク上でワークステーションによってアクセス可能なサーバにインストールされることが出来る。他の一実施形態において、開示のAC-PCセグメント化方法を実行するための命令を符号化したコンピュータ読み取り可能媒体が、例えばPDA又はラップトップ型コンピュータなどの移動装置にて使用され得る。他の実施形態において、システム及び方法は、撮像モダリティの自動化された機能として実現され得る。ボリューム神経放射線画像データは、閲覧又は保管のための標準フォーマットに再フォーマットされることが出来る。標準フォーマットは、関心ある様々な位置及び平面での幾つかの画像スライスを含み得る。

【0030】

本発明の様々な特徴及び利点が以下の請求項にて説明される。

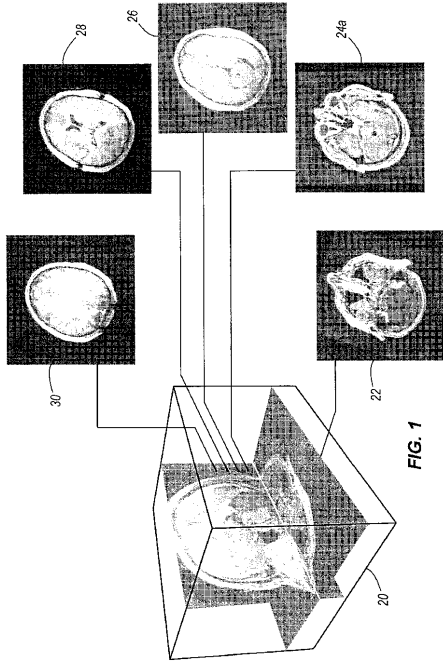
10

20

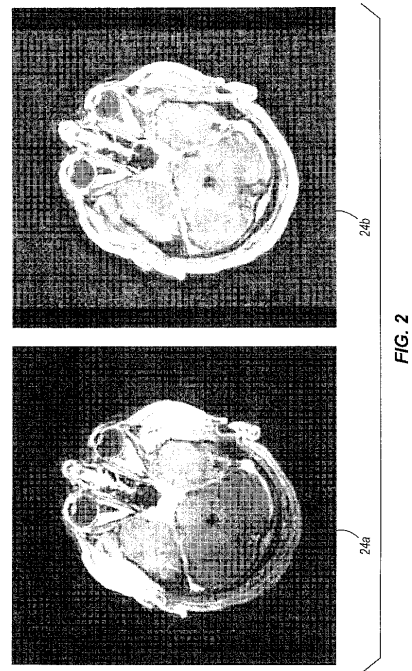
30

40

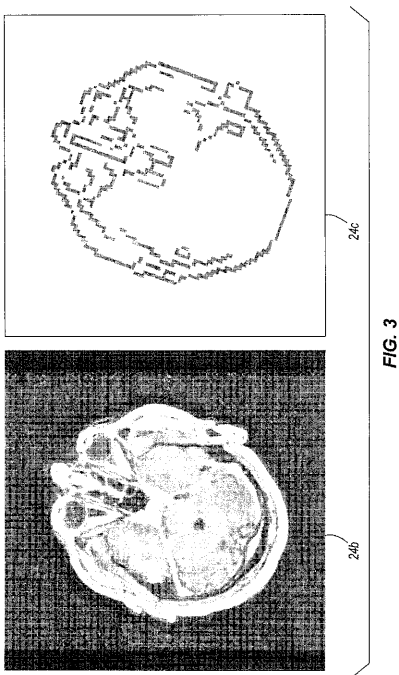
【図 1】



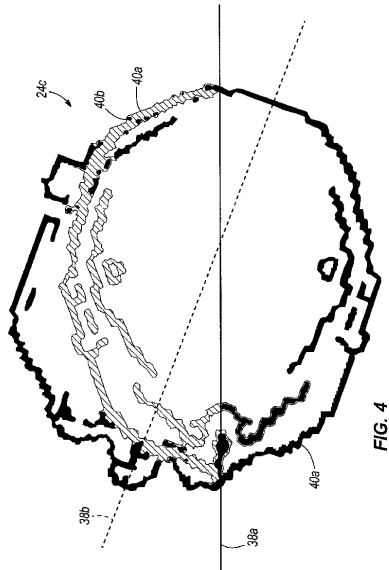
【図 2】



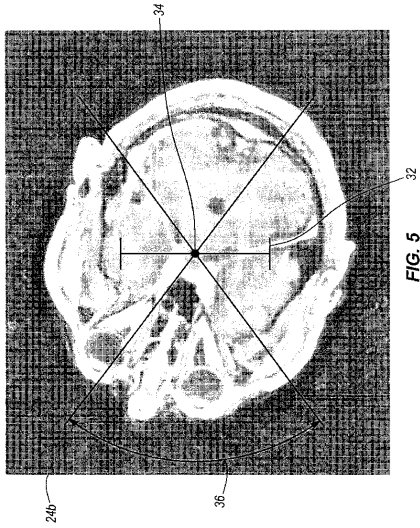
【図 3】



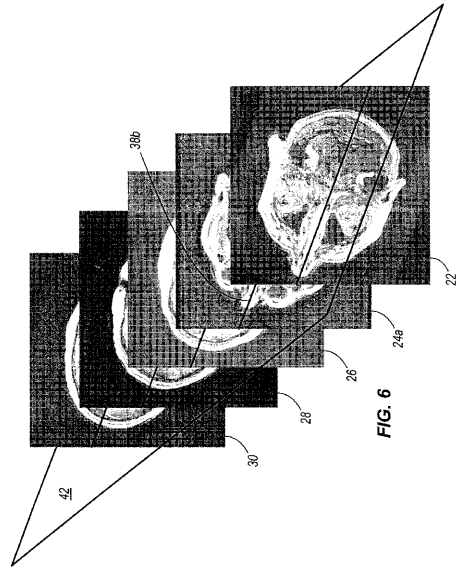
【図 4】



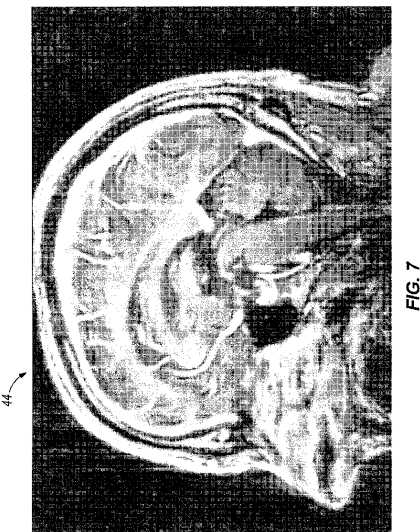
【図 5】



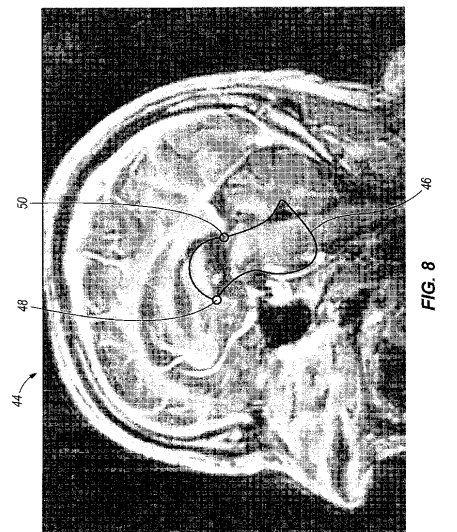
【図 6】



【図 7】



【図 8】



【図 9】

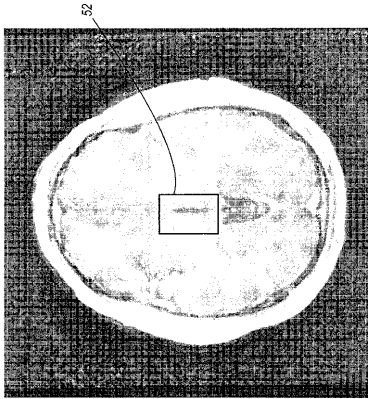


FIG. 9

【図 10】

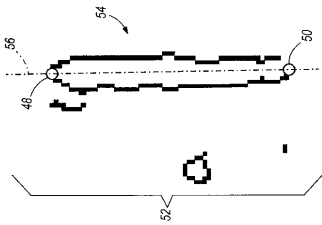


FIG. 10

【図 12】

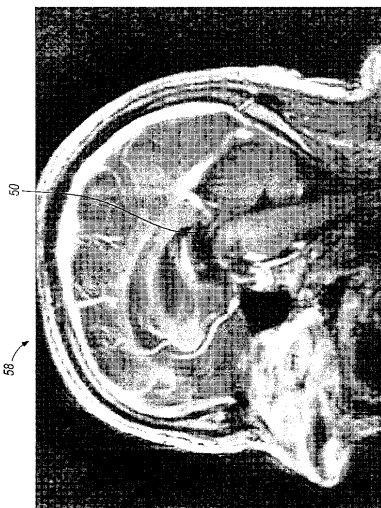


FIG. 12

【図 11】



FIG. 11

【図 13】

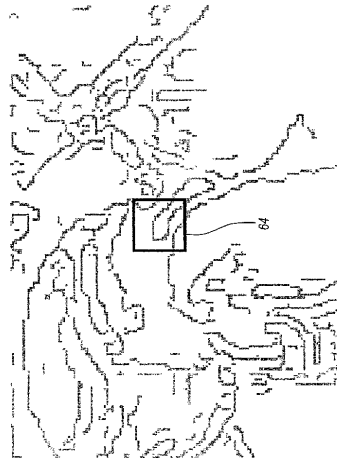
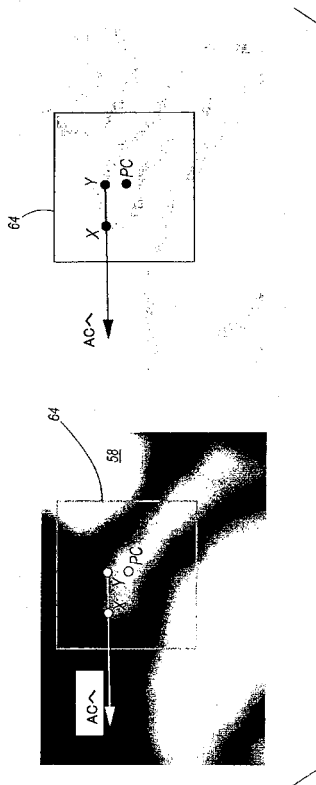
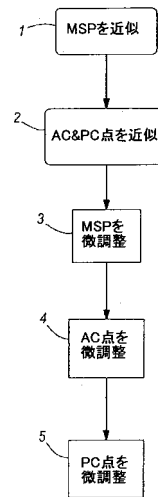


FIG. 13

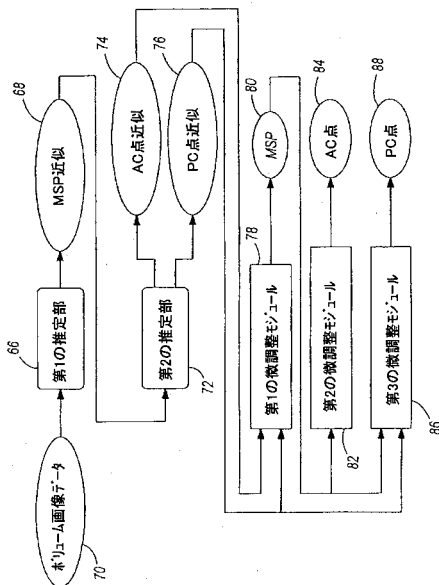
【図14】



【図15】



【図16】



【国際調査報告】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT		International application No. PCT/CA2009/000444
A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER IPC: <i>A61B 6/02</i> (2006.01) , <i>A61B 5/055</i> (2006.01) , <i>A61B 6/03</i> (2006.01) , <i>A61G 99/00</i> (2006.01) 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) A61B*(2006.01)(all subgroups in combination with keywords)		
Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched		
Electronic database(s) consulted during the international search (name of database(s) and, where practicable, search terms used) Delphion, USPTO West, IEEE Xplore, Canadian Patent Database, Google Scholar (keywords: mid-sagittal plane, anterior commissure, posterior commissure, edge mask, point estimate)		
C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	US 2007/0076927 A1 (Nagaraja Rao et al.) 5 April 2007 (05-04-2007) * see entire document	1-20
A	WO 2006/118549 A1 (Nowinski et al.) 9 November 2006 (09-11-2006) * see entire document	1-20
A	US 2008/0123923 A1 (Gielen et al.) 29 May 2008 (29-05-2008) * see entire document	1-20
☐ 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 application or patent 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 "&" document member of the same patent family
Date of the actual completion of the international search 11 August 2009 (11-08-2009)		Date of mailing of the international search report 12 August 2009 (12-08-2009)
Name and mailing address of the ISA/CA Canadian Intellectual Property Office Place du Portage I, C114 - 1st Floor, Box PCT 50 Victoria Street Gatineau, Quebec K1A 0C9 Facsimile No.: 001-819-953-2476		Authorized officer Saadia Khan 819-934-6752

INTERNATIONAL SEARCH REPORT
Information on patent family membersInternational application No.
PCT/CA2009/000444

Patent Document Cited in Search Report	Publication Date	Patent Family Member(s)	Publication Date
US 2007076927A1	05-04-2007	EP 1691687A1 EP 1691687A4 SG 147488A1 WO 2005048844A1	23-08-2006 12-09-2007 28-11-2008 02-06-2005
WO 2006118549A1	09-11-2006	EP 1899917A1 US 2007014453A1	19-03-2008 18-01-2007
US 2008123923A1	29-05-2008	EP 2063801A1 EP 2063802A1 US 2008097187A1 US 2008123921A1 US 2008123922A1 WO 2008030263A1 WO 2008030264A1	03-06-2009 03-06-2009 24-04-2008 29-05-2008 29-05-2008 13-03-2008 13-03-2008

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, HR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, MK, MT, NL, NO, 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, ST, SV, SY, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, ZA, ZM, ZW

Fターム(参考) 4C093 AA22 AA26 CA18 DA04 FD03 FD11 FF06
4C096 AA20 AB38 AB39 AC01 DC08 DC12 DC19 DC36 DE06