

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公開特許公報(A)

(11) 特許出願公開番号

特開2010-42108

(P2010-42108A)

(43) 公開日 平成22年2月25日(2010.2.25)

(51) Int.Cl.
A61B 6/03 (2006.01)F I
A61B 6/03 360Jテーマコード (参考)
4C093

審査請求 未請求 請求項の数 14 O L (全 25 頁)

(21) 出願番号 特願2008-207338 (P2008-207338)
(22) 出願日 平成20年8月11日 (2008.8.11)(71) 出願人 000003078
株式会社東芝
東京都港区芝浦一丁目1番1号
(71) 出願人 594164542
東芝メディカルシステムズ株式会社
栃木県大田原市下石上1385番地
(74) 代理人 100083806
弁理士 三好 秀和
(74) 代理人 100095500
弁理士 伊藤 正和
(74) 代理人 100101247
弁理士 高橋 俊一
(74) 代理人 100098327
弁理士 高松 俊雄

最終頁に続く

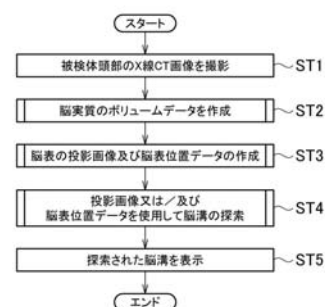
(54) 【発明の名称】 脳溝位置特定方法、画像処理装置及び医用画像診断装置

(57) 【要約】

【課題】簡易な操作によってX線CT装置によって撮影された画像を鮮明化させるとともに、特定の脳溝の位置を精度良く抽出、特定することのできる脳溝位置特定方法、画像処理装置及び医用画像診断装置を提供する。

【解決手段】被検体の頭部を撮影することにより取得されたCT画像を用いて3次元の脳ボリュームデータを作成するステップと、脳ボリュームデータに基づいて被検体の脳表部分のX線吸収量を表わすX線吸収量データを作成するステップと、脳ボリュームデータに基づいて被検体の脳表の位置表わす脳表位置データを作成するステップと、X線吸収量データと脳表位置データとを用いて脳溝の位置を探索するステップと、探索された脳溝の位置を被検体の脳表上に位置づけて脳溝領域マップを作成するステップとを備える。

【選択図】 図3



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

被検体の頭部を撮影することにより取得された C T 画像を用いて 3 次元の脳ボリュームデータを作成するステップと、

前記脳ボリュームデータに基づいて前記被検体の脳表部分の X 線吸収量を表わす X 線吸収量データを作成するステップと、

前記脳ボリュームデータに基づいて前記被検体の脳表の位置を表わす脳表位置データを作成するステップと、

前記 X 線吸収量データと前記脳表位置データとを用いて脳溝の位置を探索するステップと、

前記探索された脳溝の位置を前記被検体の脳表上に位置づけて脳溝領域マップを作成するステップと、

を備えることを特徴とする脳溝位置特定方法。

【請求項 2】

前記脳溝領域マップ作成ステップの後に、表示手段によって前記脳溝領域マップを前記 X 線吸収量データ上に反映させて表示させるステップを備えることを特徴とする請求項 1 に記載の脳溝位置特定方法。

【請求項 3】

前記表示ステップの後に、前記脳溝領域マップ作成手段によって作成された脳溝領域マップと、別途撮影された前記被検体の脳の状態を示す画像とを重ね合わせるステップを備えることを特徴とする請求項 2 に記載の脳溝位置特定方法。

【請求項 4】

前記脳ボリュームデータ作成ステップは、撮影された前記被検体の脳の X 線 C T 画像を鮮明化するステップと、前記 X 線 C T 画像から頭蓋骨を除去し脳実質のみのデータとするマスクを作成するステップと、前記鮮明化された X 線 C T 画像と前記マスクの重なる領域を抜き出すステップと、を備えることを特徴とする請求項 1 ないし請求項 3 のいずれかに記載の脳溝位置特定方法。

【請求項 5】

前記 X 線吸収量データ作成ステップは、

前記脳ボリュームデータの脳表の位置を探索するステップと、

探索された前記脳表位置に設けられた仮想の接線に直交する法線を算出するステップと

、前記法線上に位置する画素の C T 値を前記画素ごとに算出し平均することで、前記各法線における平均画素値を算出するステップと、

前記算出された平均画素値を基に対応する前記脳表位置における各画素の輝度値を定めるステップと、

前記定められた輝度値に基づいて X 線吸収量データを作成するステップと、

を備えることを特徴とする請求項 1 ないし請求項 4 のいずれかに記載の脳溝位置特定方法。

【請求項 6】

前記脳表位置データを作成するステップは、

前記脳ボリュームデータの脳表の位置を探索するステップと、

基準位置から前記探索された脳表までの距離を把握するステップと、

前記把握された距離に応じて脳表を表示する画素ごとの輝度値を規定するステップと、

前記規定された輝度値に基づいて脳表位置データを作成するステップと、

を備えることを特徴とする請求項 1 ないし請求項 4 のいずれかに記載の脳溝位置特定方法。

【請求項 7】

前記脳溝位置探索ステップは、

前記 X 線吸収量データを用いて探索対象となる脳溝の始点及び終点を設定するステップ

10

20

30

40

50

と、

前記設定された始点と終点を直線で結び仮の脳溝とするステップと、

前記仮の脳溝上に複数の点を載置するステップと、

前記脳表位置データを用いて前記載置された複数の点の位置を前記仮の脳溝付近において前記脳表位置データにおいて前記基準位置から前記脳表までの距離が最も遠い位置に移動させるステップと、

前記始点、修正後の前記載置された複数の点及び前記終点を結んで前記探索対象となる脳溝とするステップと、

を備えることを特徴とする請求項 1 ないし請求項 6 のいずれかに記載の脳溝位置特定方法。

10

【請求項 8】

前記脳溝位置探索ステップは、

前記脳表位置データに予め用意される標準脳を重ねて探索対象となる脳溝の始点及び終点を設定するステップと、

前記設定された始点と終点を直線で結び仮の脳溝とするステップと、

前記仮の脳溝上に複数の点を載置するステップと、

前記載置された複数の点の位置を前記仮の脳溝付近において前記脳表位置データにおいて前記基準位置から前記脳表までの距離が最も遠い位置に移動させるステップと、

前記始点、修正後の前記載置された複数の点及び前記終点を結んで前記探索対象となる脳溝とするステップと、

20

を備えることを特徴とする請求項 1 ないし請求項 6 のいずれかに記載の脳溝位置特定方法。

【請求項 9】

前記脳溝位置探索ステップは、

前記 X 線吸収量データを用いて探索対象となる脳溝の始点及び終点を設定するステップと、

前記設定された始点と終点を直線で結び仮の脳溝とするステップと、

前記仮の脳溝上に複数の点を載置するステップと、

前記載置された複数の点の位置を前記仮の脳溝付近において最も輝度値の低い位置に移動させるステップと、

30

前記始点、修正後の前記載置された複数の点及び前記終点を結んで前記探索対象となる脳溝とするステップと、

を備えることを特徴とする請求項 1 ないし請求項 6 のいずれかに記載の脳溝位置特定方法。

【請求項 10】

被検体の脳を撮影することにより取得された CT 画像を用いて 3 次元の脳ボリュームデータを作成する手段と、

前記脳ボリュームデータに基づいて前記被検体の脳表を 2 次元に表わす X 線吸収量データを作成する X 線吸収量データ作成手段と、

前記脳ボリュームデータに基づいて前記被検体の脳表を輝度の明暗をもって表わす脳表位置データを作成する脳表位置データ作成手段と、

40

前記 X 線吸収量データ作成手段によって作成された X 線吸収量データと前記脳表位置データ作成手段によって作成された脳表位置データとを用いて脳溝の位置を探索する脳溝探索手段と、

前記脳溝探索手段によって探索された脳溝の位置を前記被検体の脳表上に位置づける脳溝領域マップ作成手段と、

を備えることを特徴とする画像処理装置。

【請求項 11】

前記画像処理装置は、前記脳溝領域マップ作成手段によって作成された脳溝領域マップと、別途撮影された前記被検体の脳の状態を示す画像とを重ね合わせることを可能とする

50

請求項 10 に記載の画像処理装置。

【請求項 12】

X線管と、

前記 X線管から照射され被検体を通過した X線を受光する X線検出器と、

前記 X線検出器によって生成される電気信号から、前記被検体の画像を形成する画像生成手段と、

前記画像生成手段によって生成された被検体の脳に関する CT画像を用いて 3次元の脳ボリュームデータを作成する手段と、前記脳ボリュームデータに基づいて前記被検体の脳表を 2次元に表わす X線吸収量データを作成する X線吸収量データ作成手段と、前記脳ボリュームデータに基づいて前記被検体の脳表を輝度の明暗をもって表わす脳表位置データを作成する脳表位置データ作成手段と、前記 X線吸収量データ作成手段によって作成された X線吸収量データと前記脳表位置データ作成手段によって作成された脳表位置データとを用いて脳溝の位置を探索する脳溝探索手段と、前記脳溝探索手段によって探索された脳溝の位置を前記被検体の脳表上に位置づける脳溝領域マップ作成手段と、を有する画像処理装置と、

10

を備えることを特徴とする医用画像診断装置。

【請求項 13】

前記医用画像診断装置は、さらに前記脳溝領域マップ作成手段によって特定された脳溝を前記 X線吸収量データ上に反映させて表示させる表示手段を備えることを特徴とする請求項 12 に記載の医用画像診断装置。

20

【請求項 14】

前記表示手段は、前記脳溝領域マップ作成手段によって作成された脳溝領域マップと、別途撮影された前記被検体の脳の状態を示す画像とを重ね合わせることを可能とする請求項 13 に記載の医用画像診断装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、X線 CT装置で撮影された被検体の脳に関する画像を用いて、その脳の脳溝の位置を特定する脳溝位置特定方法、この脳溝位置特定方法を実施することのできる画像処理装置及びこの画像処理装置を搭載する医用画像診断装置に関する。

30

【背景技術】

【0002】

近年、被検体内部の情報を収集し、この収集された情報に基づいて被検体内部を画像化して医用画像を生成する医用画像診断装置が用いられるようになってきている。この医用画像診断装置としては、例えば、X線 CT装置（computed tomography：コンピュータ断層撮影装置）、や磁気共鳴診断装置（MRI：magnetic resonance imaging）等が該当する。生成された医用画像はこれらの医用画像診断装置上に表示される。

【0003】

これらの医用画像診断装置の使用の可否については様々な条件があるものの、例えば、被検体の頭部（脳）を画像として提示することが可能であることから、診断や読影者によるレポートの作成を行う場合に大きな威力を発揮する。さらには例えば、脳神経科、脳外科、脳科学といった分野における被検体の脳野と病状に関する研究が行われる際にも有用である。特に診断等を行う際や脳野の区別を行うために、脳溝の位置を手がかりとすることが多い。

40

【0004】

脳の内部を画像化して表示させるためには、脳の形状を鮮明に表わすことのできる MRI が使用されることも多い。一方で、X線 CT装置では、脳の形状を表わすことはできるものの被検体への被爆等の弊害をなるべく低く抑さえて撮影するため、画像の鮮明さに欠ける部分があった。

【0005】

50

X線CT装置を使用して撮影された画像の濃淡の不鮮明さを解消する1つの方法として、以下に示す特許文献1には次のような発明が開示されている。

【0006】

特許文献1記載の発明では、コヒーレントフィルタを用いて空間及び時間分解能の低下を抑えながら、ノイズを効果的に抑制することによって脳組織の毛細血管の血流動態を定量的に表わすCBP等のインデックスを高精度に計算している。これによって、CPBスタディの解析精度が向上するとされる。

【特許文献1】特開2008-100121号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

10

【0007】

しかしながら、MRIは、例えばペースメーカーを埋め込んでいる被検体や金属等を身につけた被検体については検査できず、計測にも時間がかかるという弊害がある。

【0008】

また、上記特許文献1において開示されている発明では、上述したCBPスタディと呼ばれる脳組織の毛細血管の血流動態を定量的に表わす方法には有用であるが、脳溝を鮮明に表示させる方法としては適切ではない。

【0009】

X線CT装置によって撮影された画像であっても特許文献1記載の発明とは別の方法によって鮮明化させることは可能であるが、例えば、鮮明化させるための条件の設定等は装置を扱う技師等の技能に依る部分が大きく、操作者によって表示される画像の鮮明度にばらつきが生ずる原因ともなっていた。

20

【0010】

また、X線CT装置によって撮影された画像が不鮮明であるが故に、脳溝を表示させるに当たって脳溝と表示される被検体の脳のうち頭蓋骨を除く実質的な脳の部分（以下、この部分を「脳実質」と表わす）との境界を定めることが難しい、画像全体から特定の脳溝のみを抽出することが難しい、といった指摘もされている。

【0011】

本発明は上記課題を解決するためになされたものであり、本発明の目的は、簡易な操作によってX線CT装置によって撮影された画像を鮮明化させるとともに、特定の脳溝の位置を精度良く抽出、特定することのできる脳溝位置特定方法、画像処理装置及び医用画像診断装置を提供することにある。

30

【課題を解決するための手段】

【0012】

請求項1に記載の発明の特徴は、脳溝位置特定方法において、被検体の頭部を撮影することにより取得されたCT画像を用いて3次元の脳ボリュームデータを作成するステップと、脳ボリュームデータに基づいて被検体の脳表部分のX線吸収量を表わすX線吸収量データを作成するステップと、脳ボリュームデータに基づいて被検体の脳表の位置表わす脳表位置データを作成するステップと、X線吸収量データと脳表位置データとを用いて脳溝の位置を探索するステップと、探索された脳溝の位置を被検体の脳表上に位置づけて脳溝領域マップを作成するステップとを備える。

40

【0013】

請求項10に記載の発明の特徴は、画像処理装置において、被検体の脳を撮影することにより取得されたCT画像を用いて3次元の脳ボリュームデータを作成する手段と、脳ボリュームデータに基づいて被検体の脳表を2次元に表わすX線吸収量データを作成するX線吸収量データ作成手段と、脳ボリュームデータに基づいて被検体の脳表を輝度の明暗をもって表わす脳表位置データを作成する脳表位置データ作成手段と、X線吸収量データ作成手段によって作成されたX線吸収量データと脳表位置データ作成手段によって作成された脳表位置データとを用いて脳溝の位置を探索する脳溝探索手段と、脳溝探索手段によって探索された脳溝の位置を被検体の脳表上に位置づける脳溝領域マップ作成手段とを備え

50

る。

【0014】

請求項12に記載の発明の特徴は、医用画像診断装置において、X線管と、X線管から照射され被検体を通過したX線を受光するX線検出器と、X線検出器によって生成される電気信号から、被検体の画像を形成する画像生成手段と、画像生成手段によって生成された被検体の脳に関するCT画像を用いて3次元の脳ボリュームデータを作成する手段と、脳ボリュームデータに基づいて被検体の脳表を2次元に表わすX線吸収量データを作成するX線吸収量データ作成手段と、脳ボリュームデータに基づいて被検体の脳表を輝度の明暗をもって表わす脳表位置データを作成する脳表位置データ作成手段と、X線吸収量データ作成手段によって作成されたX線吸収量データと脳表位置データ作成手段によって作成された脳表位置データとを用いて脳溝の位置を探索する脳溝探索手段と、を有する画像処理装置と、脳溝探索手段によって探索された脳溝の位置を被検体の脳表上に位置づける脳溝領域マップ作成手段とを備える。

10

【発明の効果】

【0015】

本発明によれば、簡易な操作によってX線CT装置によって撮影された画像を鮮明化させるとともに、特定の脳溝の位置を精度良く抽出、特定することのできる脳溝位置特定方法、画像処理装置及び医用画像診断装置を提供することができる。

【発明を実施するための最良の形態】

【0016】

以下、本発明の実施の形態について図面を参照して詳細に説明する。

20

【0017】

〔医用画像診断装置の内部構成〕

図1は、本発明の実施の形態における医用画像診断装置1の内部構成を示すブロック図である。医用画像診断装置としては、上述したMRIのように様々な装置があるが、本発明の実施の形態においては、医用画像診断装置1としてX線CT装置を例に挙げて以下説明を行う。

【0018】

医用画像診断装置1は、CPU(Central Processing Unit)1aと、ROM(Read Only Memory)1bと、RAM(Random Access Memory)1c及び入出力インターフェイス1dがバス1eを介して接続されている。入出力インターフェイス1dには、入力手段1fと、表示手段1gと、通信制御手段1hと、記憶手段1iと、リムーバブルディスク1jと、駆動部制御手段1kとが接続されている。この駆動部制御手段1kには、例えば、X線CT装置を構成するX線管やX線を受光するX線検出器等の駆動部1lが含まれ、駆動部制御手段1kによって制御される。さらに、入出力インターフェイス1dを介して画像処理装置10も接続されている。

30

【0019】

CPU1aは、入力手段1fからの入力信号に基づいてROM1bから医用画像診断装置1を起動するためのブートプログラムを読み出して実行し、記憶手段1iに格納されている各種オペレーティングシステムを読み出す。またCPU1aは、入力手段1fや入出力インターフェイス1dを介して、図1において図示していないその他の外部機器からの入力信号に基づいて各種装置の制御を行う。さらにCPU1aは、RAM1cや記憶手段1i等に記憶されたプログラム及びデータを読み出してRAM1cにロードするとともに、RAM1cから読み出されたプログラムのコマンドに基づいて、画像処理やデータの計算、加工等、一連の処理を実現する処理装置である。

40

【0020】

入力手段1fは、医用画像診断装置1の操作者(例えば、医師や検査技師)が各種の操作を入力するキーボード、ダイヤル等の入力デバイスにより構成されており、操作者の操作に基づいて入力信号を作成しバス1eを介してCPU1aに送信される。また、医用画像診断装置1には、キーボード等だけでなく専用の操作パネルが設けられており、その操

50

作パネル上の入力デバイスを介して操作画面に対する操作を行うこともできる。表示手段 1 g は、例えば液晶ディスプレイである。この表示手段 1 g は、C P U 1 a からバス 1 e を介して出力信号を受信し、例えば仮撮影のための R O I の設定や本撮影の際の諸条件の設定を行うにあたって必要な画像等、或いは C P U 1 a の処理結果等を表示する。

【0021】

通信制御手段 1 h は、L A N カードやモデム等の手段であり、医用画像診断装置 1 をインターネットや L A N 等の通信ネットワークに接続することを可能とする手段である。通信制御手段 1 h を介して通信ネットワークと送受信したデータは入力信号または出力信号として、入出力インターフェイス 1 d 及びバス 1 e を介して C P U 1 a に送受信される。

【0022】

記憶手段 1 i は、半導体や磁気ディスクで構成されており、C P U 1 a で実行されるプログラムやデータが記憶されている。

【0023】

リムーバブルディスク 1 j は、光ディスクやフレキシブルディスクのことであり、ディスクドライブによって読み書きされた信号は、入出力インターフェイス 1 d 及びバス 1 e を介して C P U 1 a に送受信される。

【0024】

画像生成手段 1 m は、X 線管から被検体に照射され、被検体を透過した X 線を検出する X 線検出器によって生成される電気信号から被検体の画像を生成する。

【0025】

画像処理装置 1 0 は入出力インターフェイス 1 d に接続され、画像生成手段 1 m によって生成された被検体の画像を脳溝位置特定を特定することが可能なように鮮明化する。

【0026】

なお、本発明の実施の形態では、画像処理装置 1 0 を医用画像診断装置 1 に搭載した例を挙げて以下、説明を行うが、この画像処理装置 1 0 は、医用画像診断装置 1 から独立して存在し、通信ネットワークを介して医用画像診断装置 1 と接続されるようにされていても良い。この場合には、さらに画像処理装置 1 0 が例えば、病院情報管理システム（H I S : Hospital Information System）、放射線部門情報管理システム（R I S : Radiological Information System）、医用画像管理システム（P A C S : Picture Archiving Communication System）といった医療機関内に構築された各種管理システムと組み合わされて用いられても良い。この通信ネットワークの例としては、L A N（Local Area Network）やインターネット等のネットワークを挙げることができる。また、この通信ネットワークで使用される通信規格は、D I C O M（Digital Imaging and Communication in Medicine）等、いずれの規格であっても良い。

【0027】

また、医用画像診断装置 1 において画像処理を行うが、その処理は画像処理装置 1 0 によってではなく、記憶手段 1 i、或いはリムーバブルディスク 1 j に格納されている脳溝位置特定プログラムを利用することで行うこともできる。この場合は、これらに格納されているプログラムが C P U 1 a に読み込まれ実行されることにより、脳溝位置特定手段が医用画像診断装置 1 に実装されることになる。

【0028】

[画像処理装置の内部構成]

図 2 は、本発明の実施の形態における画像処理装置 1 0 の全体構成を示すブロック図である。画像処理装置 1 0 は、受診手段 1 1 と、ボリュームデータ作成手段 1 2 と、X 線吸収量データ作成手段 1 3 と、脳表位置データ作成手段 1 4 と、脳溝探索手段 1 5 と、脳溝領域マップ作成手段 1 6 と、送信手段 1 7 とから構成されている。

【0029】

ボリュームデータ作成手段 1 2 は、医用画像診断装置 1 において撮影された X 線 C T 画像を用いて、脳溝領域マップを作成するための材料となる 3 次元の脳ボリュームデータを作成する。X 線吸収量データ作成手段 1 3 と脳表位置データ作成手段 1 4 は、ボリューム

10

20

30

40

50

データ作成手段 12 によって作成された脳ボリュームデータを用いてそれぞれ投影画像、或いは脳表位置データを作成する。なお、ここで「X線吸収量データ」とはCT値等を示すデータであり、このX線吸収量データを利用して、3次元脳ボリュームデータで表わされた被検体の脳をある一方向から見た状態を示す2次元の平面画像を、以下便宜的に「投影画像」と表わす。また、「脳表位置データ」とは、予め定められた基準位置から脳表までの距離に応じて脳表を表示する画素ごとの輝度値を変化させ、この輝度値に基づいて表示される画像を指す。

【0030】

脳溝探索手段 15 は、作成された投影画像や脳表位置データを使用して操作者が必要とする脳溝を探索する手段である。さらに、脳溝領域マップ作成手段 16 は、探索された脳溝をマップとして表示できるように投影画像上、或いは、脳表位置データ上の所定の位置に表示させる。

【0031】

次に、画像処理装置 10 を使用して脳溝領域マップを作成し表示する流れについて、以下、適宜複数のフローチャートを使用して説明を行う。まず図 3 のフローチャートを使用して大まかな流れを説明した後、各ステップの細かな内容を説明する。

【0032】

〔脳溝領域マップ作成の流れ〕

図 3 は、脳溝領域マップを作成し表示する大まかな流れを示すフローチャートである。脳溝領域マップを作成するには、まずX線CT装置を用いて被検体となる者の頭部に関するX線CT画像を撮影する(ST1)。撮影は医用画像診断装置 1 のCPU1aからの指示に基づいて駆動部制御手段 1k がX線管やX線検出器等の駆動部 1l を駆動することによって行われる。

【0033】

撮影されたX線CT画像を用いて、脳実質についての3次元ボリュームデータを作成し(ST2)、この3次元ボリュームデータを基に脳表の投影画像、脳表位置データが作成される(ST3)。これら作成された投影画像、脳表位置データを利用して被検体の所望の脳溝の位置について探索を行い(ST4)、探索された脳溝を表示させる(ST5)。脳溝位置の表示は探索された脳溝のみを表示させても、別途作成されている頭部灌流画像と重ね合わせて(フュージョンさせて)表示させても良い。

【0034】

〔3次元ボリュームデータの作成〕

図 4 は、画像処理装置 10 のボリュームデータ作成手段 12 によって脳実質についての3次元ボリュームデータが作成される流れ(ST2)を示したフローチャートである。3次元ボリュームデータ作成の基となる画像は上述したようにX線CT装置で撮影した画像である。撮影されて得られる画像は3次元画像である。まずはこの画像を鮮明化する作業を行う(ST21)。

【0035】

CT画像ではノイズの標準偏差(sd)が、照射X線量の平方根に反比例すると言われている。そのため、脳溝の位置を特定するために必要な鮮明さ(S/N比)を求めると非常に多くのX線量が必要になり、被検体の被爆量が著しく多くなってしまう。また、脳実質についての詳細な画像を得るために撮影ピッチを細かく設定すると、同一箇所を何度も長い時間を掛けて撮影することになり撮影箇所における被爆量は通常の撮影よりも大分多くなる。そのため、撮影はX線の量を通常の撮影よりも減じて行われるが、今度は必要とされる鮮明さ(S/N比)を得ることができない。

【0036】

そこで、鮮明さを確保する(S/N比を上げる)ために、例えば、指定された時間ごとに撮影された複数のボリュームデータを足し合わせてその平均を取る。このような作業を行うことで鮮明化された3次元ボリュームデータが作成される。なお、最初から鮮明な画像が得られていればこのような処理は必要とされず得られた3次元画像をそのまま使用する

10

20

30

40

50

ることが可能である。

【0037】

一方で、撮影された3次元ボリュームデータを利用して脳実質の部分だけを抜き出す処理を行う(ST22)。すなわち、撮影されたX線CT画像には脳実質以外にも頭蓋骨が写っている。脳溝を表示する際には脳実質のみ表示されていれば足りることから、必要のない頭蓋骨を画像から除去して脳実質のみを抽出する処理を行う。

【0038】

細かくは、例えば、3次元ボリュームデータを表示させる際のCT値が異なることに着目して(骨(頭蓋骨)と脳実質とはCT値が異なる)、このCT値の閾値を用いて鮮明化された3次元ボリュームデータ内の各領域ごとに符号を振る(ラベリングを行う)。その上で必要な領域(脳実質の領域)のみを選択して表示させる。このような処理を行うことで3次元ボリュームデータから頭蓋骨を除去することができる。但し、脳実質の領域のみを抜き出してもその領域内部に血管等を示す部分が残ってしまうので、さらに例えば、膨張縮退処理といった処理を施して脳実質の領域を示すマスクを作成する。

【0039】

その上で、ステップ21で作成された鮮明化された3次元ボリュームデータをステップ22で作成された脳実質の領域を示すマスクと重ね、その重なる領域を抜き出す(ST23)。この処理を行うことで、頭蓋骨が除去されつつ必要とされる脳実質の鮮明な画像を表わすことのできる3次元ボリュームデータを得ることができる(ST24)。

【0040】

[投影画像、能表位置データの作成]

このような処理を経て作成された3次元ボリュームデータを使用して、次に脳の投影画像及び脳表位置データを作成する(ST3)。ここで「投影画像」とは3次元ボリュームデータから被検体の脳をある方向から見た状態を示す2次元の平面画像のことである。また、「脳表位置データ」とは、基準となる位置から脳表までの距離に応じてCT値の濃淡で表わした画像のことである。本発明の実施の形態においては、基準位置から遠くに位置する脳表は黒く(暗く)、基準位置から近くに位置する脳表は白く(明るく)表示される。さらに、投影画像と脳表位置データとの2種類の画像を作成することとしたのは、脳溝の探索を行う上で、どちらか一方のみの画像からでは脳溝の正確な位置を把握することが困難になってしまうためである。

【0041】

まず、「投影画像」の作成について以下、投影画像作成の流れを示す図5チャート及び図6を使用して説明する。なお、ここで図6は、3次元ボリュームデータをX軸、Y軸、Z軸で表わした図であり、便宜上Y軸を横軸に、Z軸を縦軸に取り、X軸は図6において手前から奥に向かって延びるように示している。

【0042】

X線吸収量データ作成手段13は、上述したステップ2で作成された脳実質の3次元ボリュームデータを基に脳表の位置を探索する(ST31)。すなわち、被検体の脳を上から見た投影画像を作成する場合には、例えば、3次元ボリュームデータ上に仮想のX-Y平面を設定し、その設定されたX-Y平面を基準としてその平面から-Z方向に線を降ろす(伸ばす)。このように基準位置から線を伸ばすと、CT値の変化によって3次元ボリュームデータ上における脳の表面(脳表)の位置を探索することができる。これら線はX-Y平面の全面において伸ばされるので、3次元ボリュームデータの存在する領域と存在しない領域を区別すること、すなわち、脳を上から見た際の輪郭及び脳実質の領域を把握することができる。

【0043】

脳表位置が探索されると、これら伸ばされた線と脳表とが交わる位置(脳表位置)における接線を設け、その接線に直交する法線を算出する(ST32)。すなわち、基準位置から複数の線を脳表に向けて伸ばすと、探索された脳表位置を把握することができる。そしてこれら複数の脳表位置において接線を設定することができる。この接線の設定は各脳

表位置における法線を導き出すために行われる。接線に直交し、脳実質内部に向けて法線を設ける。この法線は各脳表位置における輝度値を設定するためのものである。従って、法線を設定後、脳溝の深さを表わすために各法線上にある画素の平均輝度値を算出する（S T 3 3）。

【0044】

なお、これらの法線は脳の3次元ボリュームデータを超えても設定することができるが、本発明の実施の形態においては脳表位置から数画素分に限って輝度値を採取し、それらを平均化する。このように平均輝度値を算出するための画素を脳表位置から数画素分に限ったのは、投影画像上に脳溝を表わすことを考慮すると、脳に存在する脳溝の深さを超えて法線上の全ての画素分の輝度値を求め平均化することは不要であると考えられるからである。

10

【0045】

算出された平均輝度値を用いて脳の2次元の投影画像を作成する（S T 3 4）。作成された投影画像の例を図7に示す。基準位置から遠い、すなわち-Z方向に深い部分は輝度値が小さく表わされるため、それだけ黒く表示される。この部分が脳表における溝（脳溝）である。この投影画像の作成は、基準となる面の設定次第でどのような部分の脳表についても可能である。

【0046】

次に、脳表位置データの作成について説明する。図8のフローチャートに示すように、まず脳表位置データ作成手段14は、図4に示されるステップ2で作成された脳実質の3次元ボリュームデータを基に脳表の位置を探索する（S T 4 1）。このステップは上述した投影画像を作成するステップと同様である。例えば、脳の外側溝を表示させたい場合には、基準となる平面を仮想のY-Z平面として定め、この平面から+X軸方向に線を伸ばす。

20

【0047】

その上で、定められた基準位置から探索された脳表までの距離を把握する（S T 4 2）。なお、基準位置からどのような距離にあるかが正確に把握できるのであれば、把握される距離はどのような単位で把握しても良い。

【0048】

仮想のY-Z平面上の基準となる位置からそれぞれ+Z方向に伸ばされた線は3次元ボリュームデータの脳表にぶつかるまで伸ばされる。このように線を伸ばすことによって脳表の位置及び基準位置からの距離が把握されることになるが、脳溝の部分はそれだけ遠くに、すなわち長い距離として把握される。

30

【0049】

そこで、脳表位置データとして表示する際の表示手段1gにおける明暗（輝度）を把握された距離に応じて設定する（S T 4 3）。これら距離と輝度との関係は、予め例えば、記憶手段1i内に記憶されている。例えば、基準位置から遠く、距離が長い脳表部分については黒く（暗く）、基準位置から近く、距離が短い脳表部分については白く（明るく）表示するように距離を輝度に変換する。そして設定された輝度を用いて脳表位置データを作成する（S T 4 4）。

40

【0050】

このようにして作成された脳表位置データを示すのが図9である。図9は外側溝を脳表位置データで示した例であるが、この図からは破線の矢印によって示されているように、側頭葉と前頭葉との間に黒い線状の領域が見え、この部分が外側溝であると理解できる。また、側頭葉の領域が周囲の領域に比べて白く（明るく）表されていることから、手前に出っ張っていると思われる。

【0051】

以上の処理を行うことによって、被検体の脳についての3次元ボリュームデータから投影画像及び脳表位置データが作成される。これらの画像を用いて、脳溝探索手段15が実際に表示させたい脳溝を探索することになる。以下では、上述した被検体の所望の脳溝の

50

位置について探索を行うステップ（ST4）について、探索する脳溝としてそれぞれ具体的に「大脳縦裂」、「外側溝」、「中心溝」を挙げて説明する。

【0052】

「脳溝位置の探索」

まず探索対象として「大脳縦裂」を例に挙げて説明する。この大脳縦裂を探索する場合には、投影画像及び脳表位置データの双方を利用する。図10は、脳溝（大脳縦裂）の探索を行う際の流れを示すフローチャートである。また、図11は被検体の脳を頭部から脚部に向けて（上から）見た（脳上部の）投影画像を模式的に表わした模式図である。なお、上述したように作成された投影画像は2次元であるが、説明の都合上、図11にはZ軸も表わしている。

10

【0053】

脳溝探索手段15は、図11に示すように投影画像を用いて前頭葉、後頭葉の凸部をそれぞれ2点ずつ探索する（ST51）。これは、例えば、基準位置から脳表まで線を伸ばして脳表と接する点であって、基準位置から最も近い点とすることで探索することができる。これら探索された凸部A、A'、B、B'とする。ここでの基準位置とは、X軸及びX軸に平行な仮想線M（図11では破線で表わす）である。X軸及び仮想線Mは表示される投影画像の端辺を構成する。これらX軸及び仮想線Mからの脳表までの距離を算出し凸部A、A'、B、B'を定める。なお、基準位置から脳表までの距離を把握することができれば、基準位置はどこに設定しても良い。

20

【0054】

探索された凸部A、A'、B、B'の（A、B）、（A'、B'）とに挟まれる領域において基準位置から最も遠い点を探索し、それらをそれぞれ始点、終点を設ける（ST52）。ここでは図11に示されているように、（A、B）の間に設けられた点を始点S1、（A'、B'）の間に設けられた点を終点G1とする。その上で、これら始点S1及び終点G1を直線で結び仮の脳溝（大脳縦裂）とする（ST53）。

【0055】

そして仮の脳溝上に複数の点を載置する（ST54）。実際の脳溝は直線ではなく始点S及び終点Gとの間でジグザグになっていたり、或いは曲線である場合もある。従って載置された複数の点は実際に存在する脳溝の位置をより正確に探索するために使用する。なお、載置される点はどのような間隔で置いても良いが、載置される間隔が小さい方がより細かく（正確に）脳溝の位置を把握するのに資する。

30

【0056】

次に、脳表位置データを利用して、仮置きされた脳溝上に載置された各点を、それらの各点付近において最も-Z軸方向に遠い位置に修正（再配置）する（ST55）。すなわち、脳表位置データは上述したように、距離の遠近を輝度値に変換して表わした画像である。換言すれば、脳上部を表わす脳表位置データであれば、基準位置から各脳表までの距離が把握されている。そこで、載置された仮置きの脳溝を中心として、この脳溝に直交する方向で最も深い位置に（-Z軸方向に）各点を移動させる。このことによって、始点S1から終点G1へ向けてこれらの間において最も脳表から深い位置を辿ることができる。このようにして、脳溝（大脳縦裂）の正確な位置が特定される（ST56）。

40

【0057】

なお、仮置きされた脳溝上に載置された点の仮置きの脳溝に直交する方向への移動量については、あまり大きく移動してしまうと所望の脳溝を特定することができなくなるので、この点を考慮して予め脳溝探索手段15に設定させておく。

【0058】

次に、脳溝探索手段15による別の脳溝探索方法について説明する。以下の説明では、探索対象として「外側溝」を例に挙げて説明する。この外側溝を探索する場合には、脳表位置データのみを利用する。図12は、脳溝（外側溝）の探索を行う際の流れを示すフローチャートである。また、図13は脳を右側面から見た状態を模式的に示す模式図であり、大脳R、小脳L及び脳幹Bが見える。

50

【0059】

まず始点S及び終点Gの設定を行う(ST61)。但し、脳表位置データでは設定を行う始点S及び終点Gの位置が不明確であるので、「標準脳」と呼ばれる脳の模式図を利用する。ヒトの脳は、個々人ごとに細部が異なる。但し、前頭葉や後頭葉といった脳の構成要素の位置関係等は当然異なるものではない。そこで、最も一般的なヒトの脳として「標準脳」が定められている。本発明の実施の形態では、この「標準脳」と被検体の脳を表わした脳表位置データとを重ね合わせることによって、外側溝の始点S及び終点Gの位置を設定する。

【0060】

外側溝の始点S2及び終点G2の位置が定められた後に、始点S2及び終点G2の間を直線で結び、仮の脳溝(ここでは外側溝)とする(ST62)。その上で仮置きされた脳溝上に複数の点を載置する(ST63)。

【0061】

そして仮置きされた脳溝上に載置された各点を、それらの各点付近において最もX軸方向に遠い位置に修正(再配置)する(ST64)。脳の右側面を表わす脳表位置データであれば、基準位置から各脳表までの距離が把握されている。そこで、各点を仮置きの脳溝付近においてX軸方向で最も深い位置に移動させることによって、始点S2から終点G2へ向けてこれらの間において最も脳表から深い位置を辿ることができる。このようにして、脳溝(外側溝)の正確な位置が特定される(ST65)。

【0062】

さらに、脳溝探索手段15による別の脳溝探索方法について説明する。以下の説明では、探索対象として「中心溝」を例に挙げて説明する。この中心溝を探索する場合には、投影画像のみを利用する。図14は、中心溝の探索を行う際の流れを示すフローチャートである。また、図15は図11同様、被検体の脳上部の投影画像を模式的に表わした模式図である。

【0063】

中心溝については大脳縦裂のように始点及び終点を設定するのに目印となるような特徴が少ないことから、脳溝探索手段15は、標準脳に投影画像を重ね合わせた上で始点S3及び終点G3を設定する(ST71)。そして、これら始点S3及び終点G3を直線で結び仮の脳溝(ここでは中心溝)とし(ST72)、仮置きされた脳溝上に複数の点を載置する(ST73)。

【0064】

その上でこれら各点を仮の脳溝付近において輝度値の平均が低い位置に修正する(ST74)。詳細には、以下の通りである。ステップ73において仮置きされた脳溝上には複数の点が載置されている。この載置点のうち、例えば始点に近い載置点から順に仮置きされた脳溝に垂直な方向に載置点を移動させる。移動対象となる載置点よりも始点に近く隣接する載置点(以下、「前載置点」という。)は、以下に述べる方法によって既にその位置が決められている。そこでこの前載置点と移動対象となる載置点との間に位置する各画素の輝度値を算出し、それら算出された輝度値を平均化する。このような算出手法を採用して移動対象となる載置点を移動させるたびに平均輝度値を算出する。その上で算出された複数の平均輝度値を比較すると平均輝度値が最も低く現われる位置が存在する。この位置は、移動対象となる載置点が脳溝上に位置することを示している。従って、この位置に移動対象となる載置点を載置し直す。

【0065】

始点S3から終点G3へ向けて修正された点を通るように各点を結び脳溝の位置を特定する(ST75)。このようにして中心溝を特定する。

【0066】

脳溝探索手段15は以上説明した方法によって必要とされる脳溝を探索する。脳溝探索手段15によって探索された脳溝は、脳溝領域マップ作成手段16によって脳溝領域マップ上に特定され、所望の脳溝が画像上で正確に特定されることになる。これら特定された

脳溝は、例えば、投影画像上や 3 次元のボリュームデータ上において脳溝マップとして表示させることができる。

【0067】

さらには、別途作成された、例えば、C T 灌流画像 (CT Perfusion) と重ね合わせて表示させることも可能である。「C T 灌流画像」とは、造影剤を急速静注しながら X 線 C T 装置によって連続的に撮影し、濃度や信号の経時変化から脳循環を解析する検査法に基づいて作成された画像である。この C T 灌流画像を利用することで、脳血流量 (cerebral blood flow : CBF)、脳血液量 (cerebral blood volume : CBV)、平均通過時間 (mean transit time : MTT) が算出でき被検体の脳の状態をある程度簡易に評価することが可能とされる。

10

【0068】

図 1 6 及び図 1 7 は、上述した方法によって作成された脳溝マップに C T 灌流画像を重ね合わせたフュージョン画像を示す。本来はカラー画像としての表示が可能であるが、図 1 6 及び図 1 7 では白黒の画像として表わしている。図 1 6 は、被検体の脳を脳上部から見たフュージョン画像であり、図 1 7 は、右側面から見たフュージョン画像である。これらの図において、疾患のある領域は黒っぽく現われている。

【0069】

従って、単なる C T 灌流画像だけではなく脳溝の位置が明瞭に把握することができるようにされている脳溝マップを重ね合わせたフュージョン画像を利用することによって、被検体の脳における疾患の範囲を特定する際に、脳の機能のどの部分が疾患を負っているかの判定がやりやすくなる。例えば、図 1 6 や図 1 7 のフュージョン画像からは、血流が低下している領域と、脳の機能低下を関連づけて読みとることができるため、診断により資する。

20

【0070】

以上説明した方法を採用することによって、簡易な操作によって X 線 C T 装置によって撮影された画像を鮮明化させるとともに、特定の脳溝の位置を精度良く抽出、特定することのできる脳溝位置特定方法を提供することができ、併せてこの脳溝位置特定方法を行う画像処理装置及び該画像処理装置を搭載する医用画像診断装置を提供することができる。

【0071】

なお、上述した脳溝位置の探索の説明において、説明の理解のために「大脳縦裂」等、具体的な脳溝を例として挙げて説明を行っているが、探索方法と脳溝との組み合わせが固定されることはなく、脳溝位置を探索する上ではどのような探索方法を採用しても構わない。

30

【0072】

この発明は、上記実施の形態そのままに限定されるものではなく、実施段階ではその要旨を逸脱しない範囲で構成要素を変形して具体化できる。また、上記実施の形態に開示されている複数の構成要素を適宜組み合わせることにより種々の発明を形成できる。例えば、実施の形態に示される全構成要素から幾つかの構成要素を削除してもよい。更に、異なる実施の形態に亘る構成要素を適宜組み合わせてもよい。

【図面の簡単な説明】

40

【0073】

【図 1】本発明の実施の形態における医用画像診断装置の内部構成を示すブロック図である。

【図 2】本発明の実施の形態における画像処理装置の内部構成を示すブロック図である。

【図 3】脳溝領域マップを作成し表示する大まかな流れを示すフローチャートである。

【図 4】画像処理装置のボリュームデータ作成手段によって脳実質についての 3 次元ボリュームデータが作成される流れを示したフローチャートである。

【図 5】投影画像を作成する流れを示したフローチャートである。

【図 6】3 次元ボリュームデータを X 軸、Y 軸、Z 軸で表わした図である。

【図 7】作成された投影画像の一例を示す模式図である。

50

【図 8】脳表位置データ投影画像を作成する流れを示したフローチャートである。

【図 9】作成された脳表位置データの一例を示す模式図である。

【図 10】脳溝の探索を行う際の流れの一例を示すフローチャートである。

【図 11】被検体の脳を頭部から脚部に向けて（上から）見た（脳上部の）投影画像を模式的に表わした模式図である。

【図 12】脳溝の探索を行う際の流れの一例を示すフローチャートである。

【図 13】脳を右側面から見た状態を模式的に示す模式図である。

【図 14】脳溝の探索を行う際の流れの一例を示すフローチャートである。

【図 15】被検体の脳を頭部から脚部に向けて（上から）見た（脳上部の）投影画像を模式的に表わした模式図である。

10

【図 16】被検体の脳を脳上部から見た一例としてのフュージョン画像である。

【図 17】右側面から見た一例としてのフュージョン画像である。

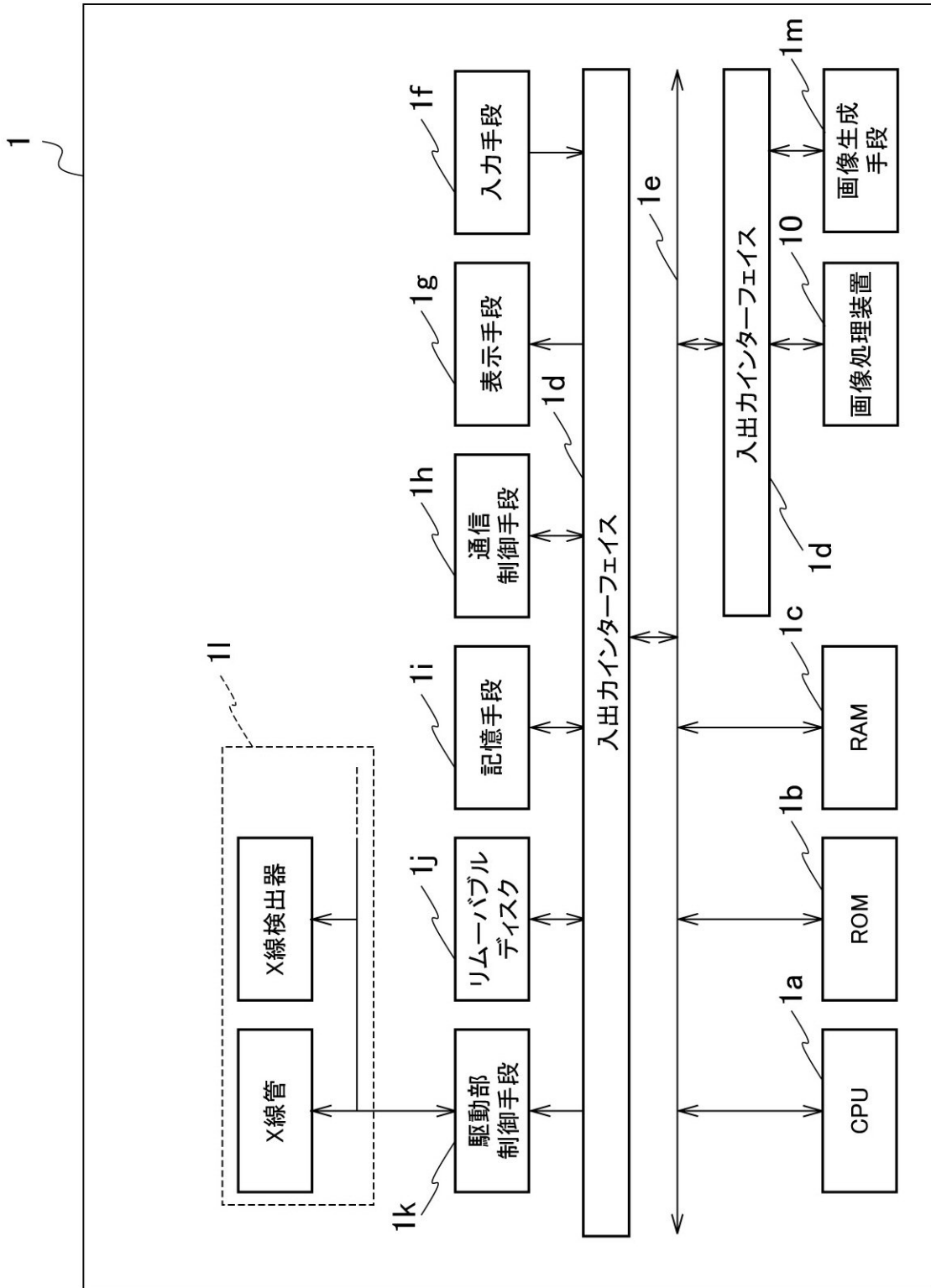
【符号の説明】

【0074】

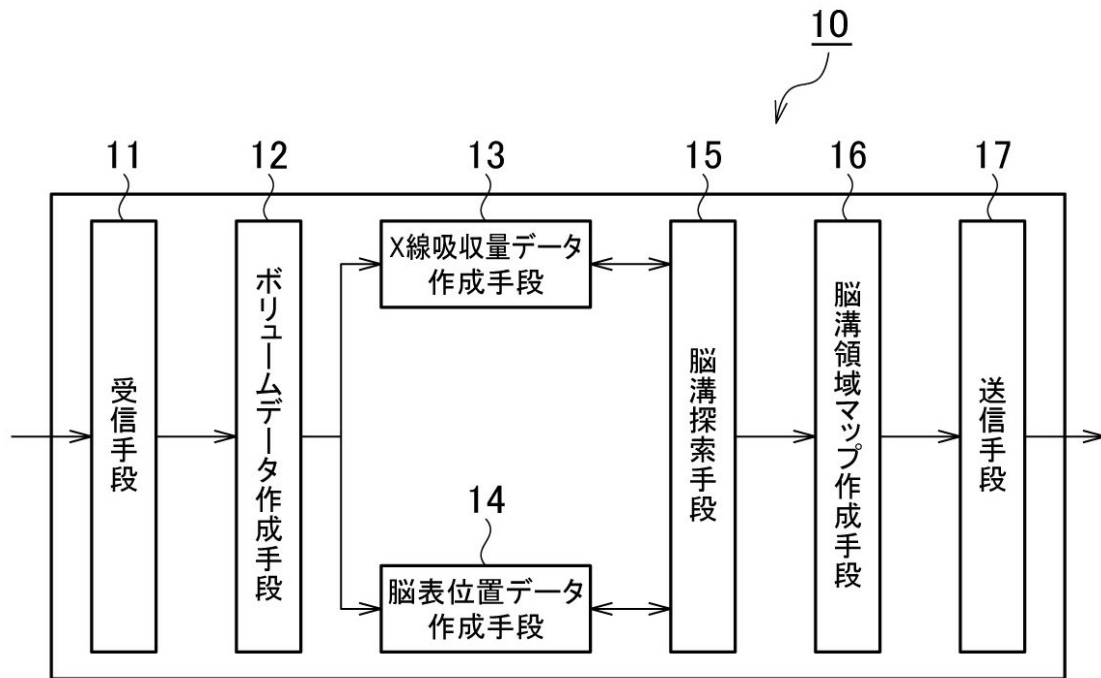
- 1 医用画像診断装置
- 10 画像処理装置
- 11 受信手段
- 12 ボリュームデータ作成手段
- 13 X線吸収量データ作成手段
- 14 脳表位置データ作成手段
- 15 脳溝探索手段
- 16 脳溝領域マップ作成手段
- 17 送信手段

20

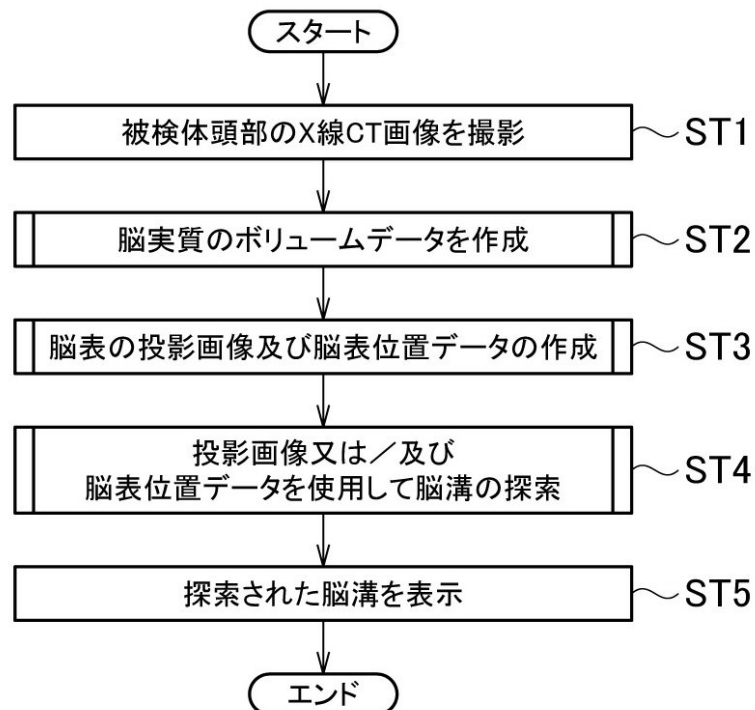
【図 1】



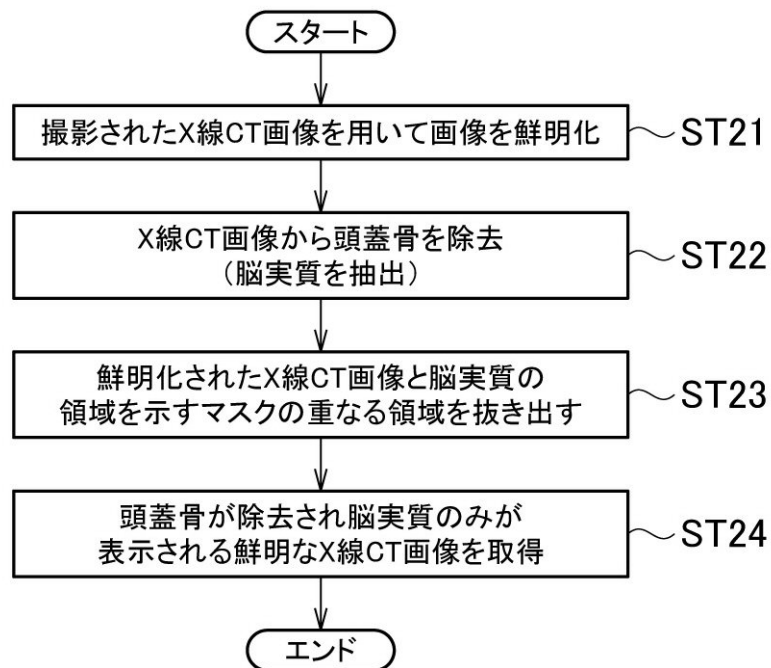
【図 2】



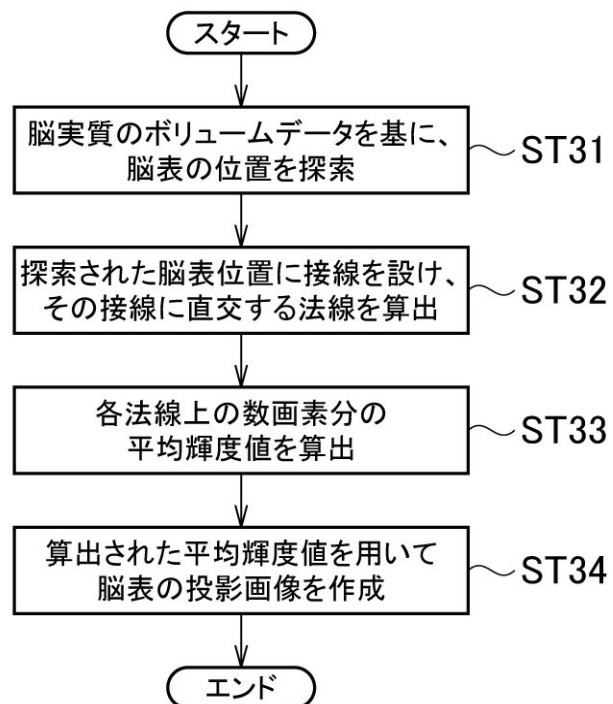
【図 3】



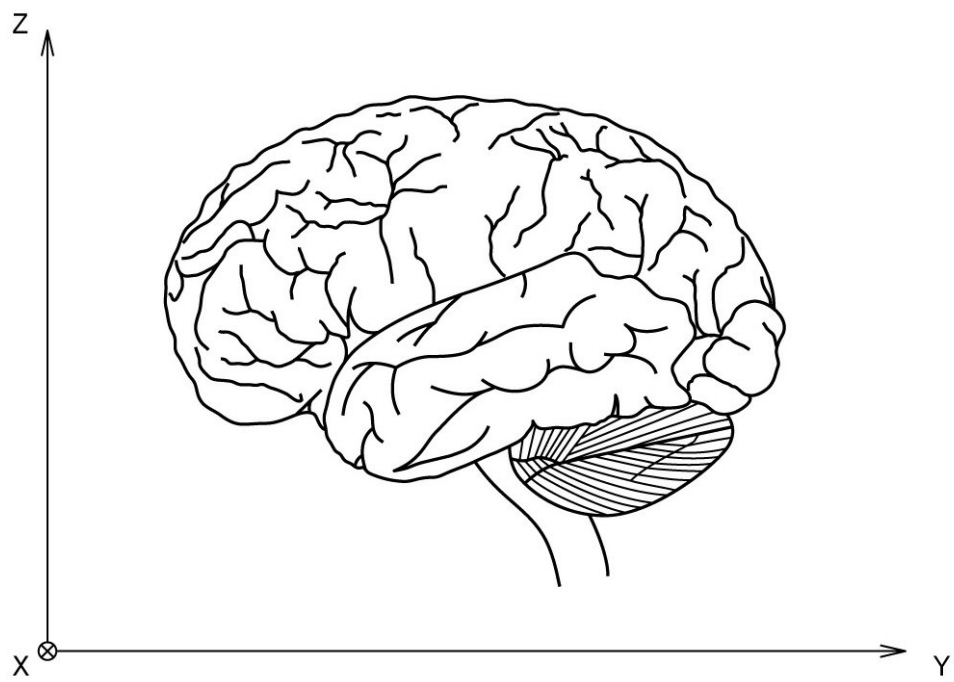
【図 4】



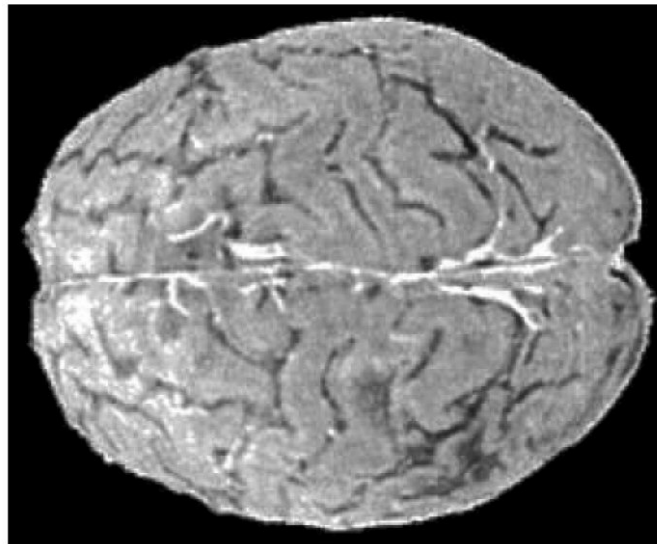
【図 5】



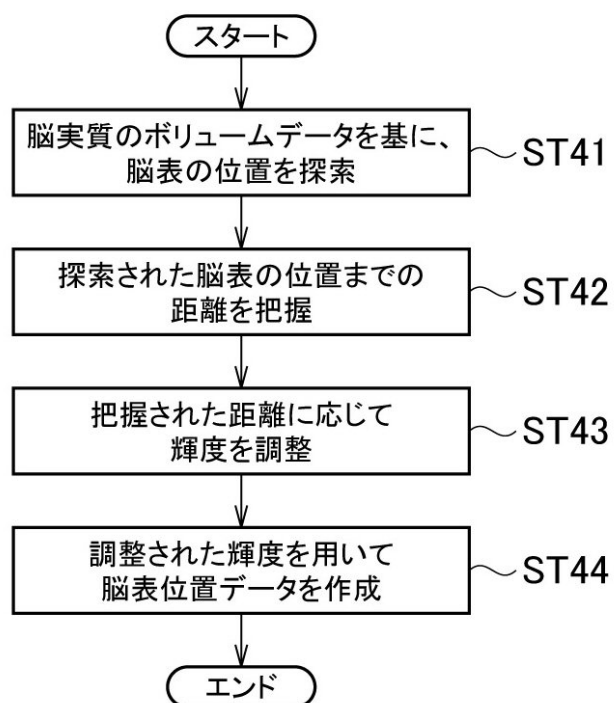
【図 6】



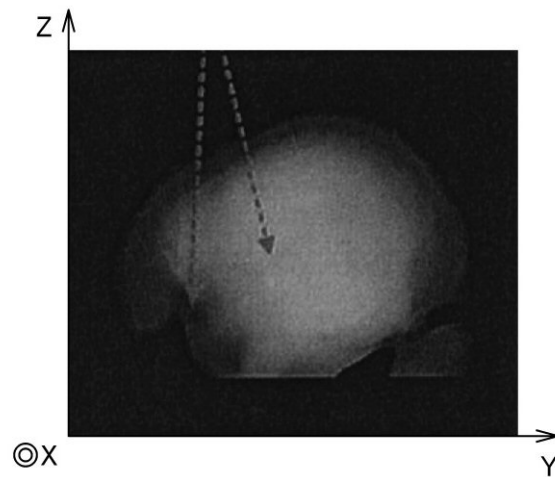
【図 7】



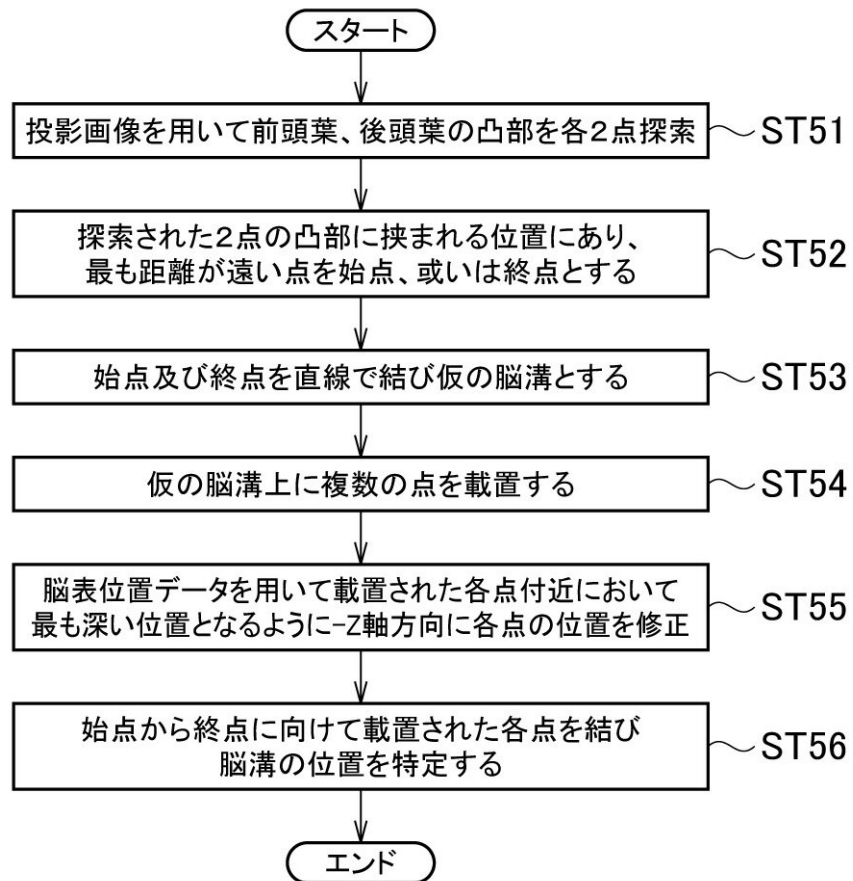
【図 8】



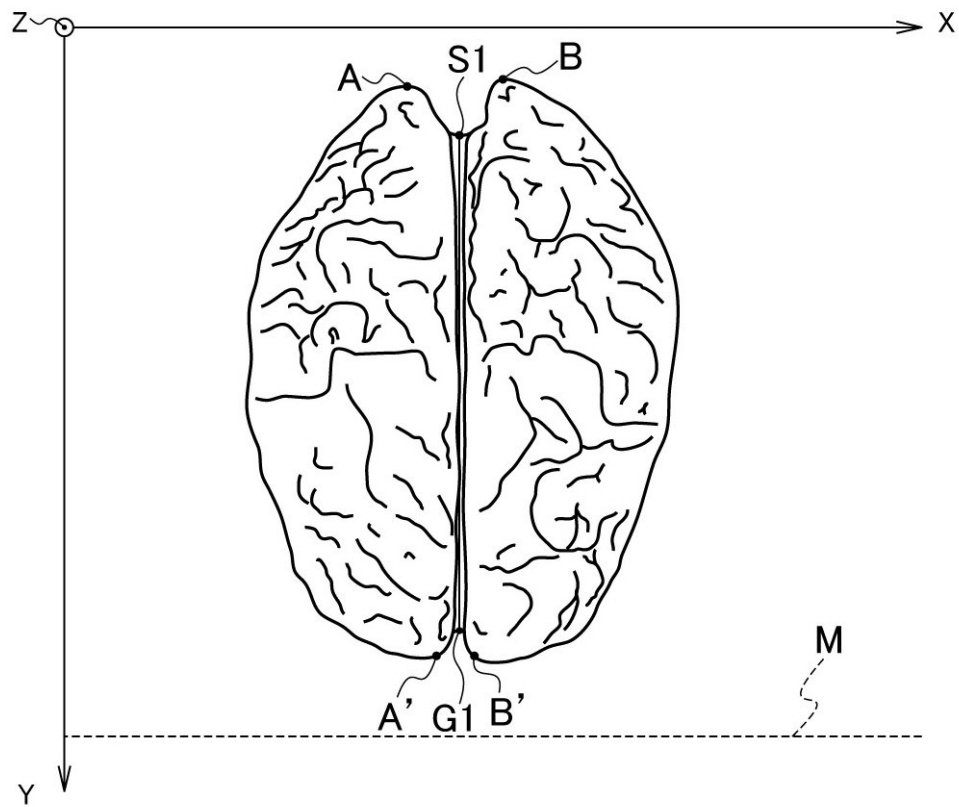
【図 9】



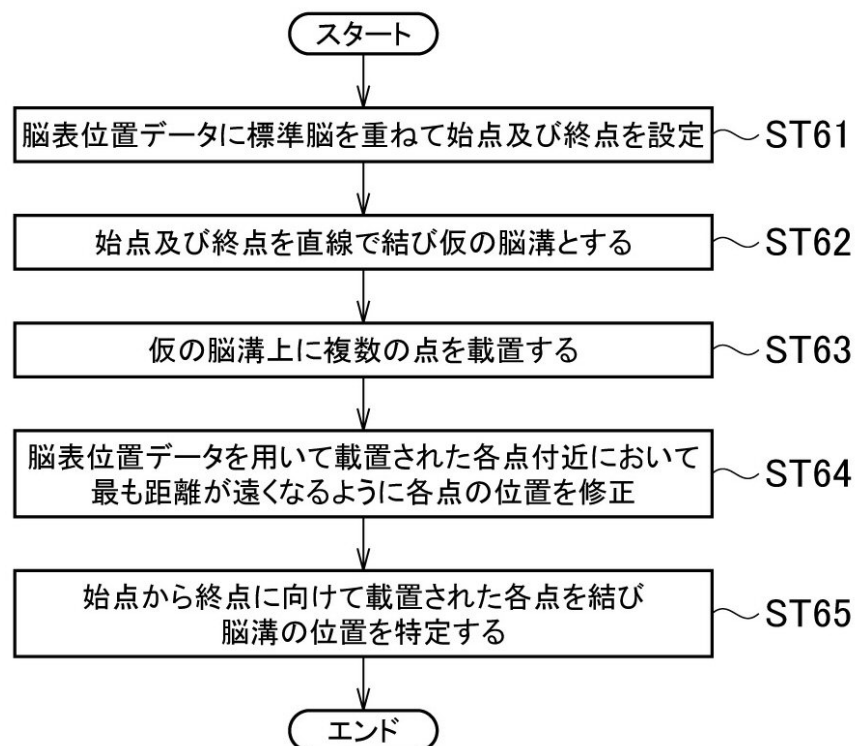
【図 10】



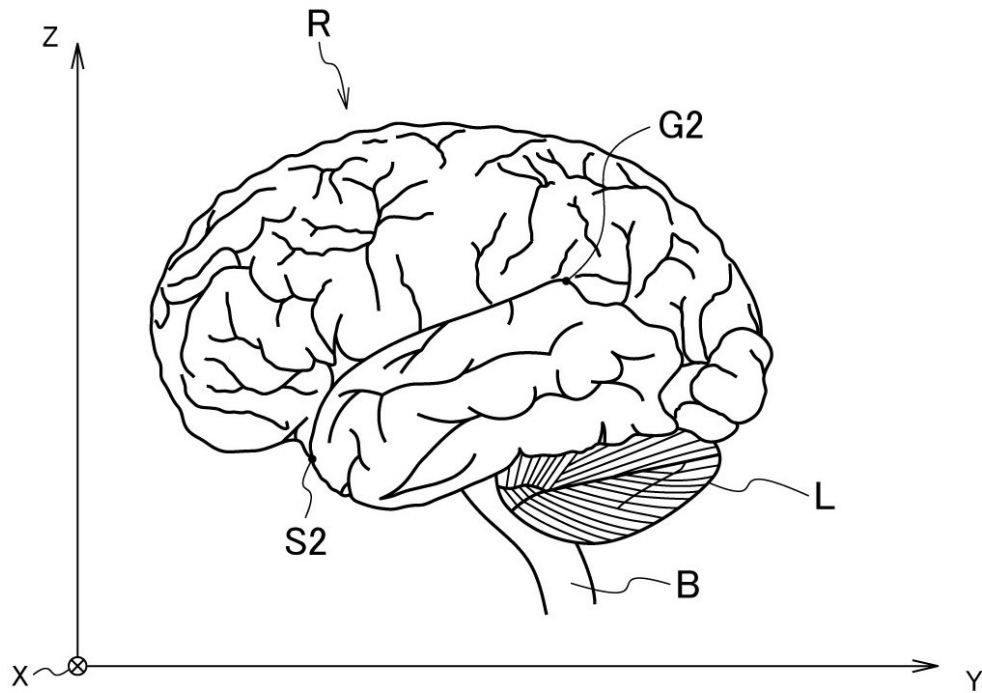
【図 1 1】



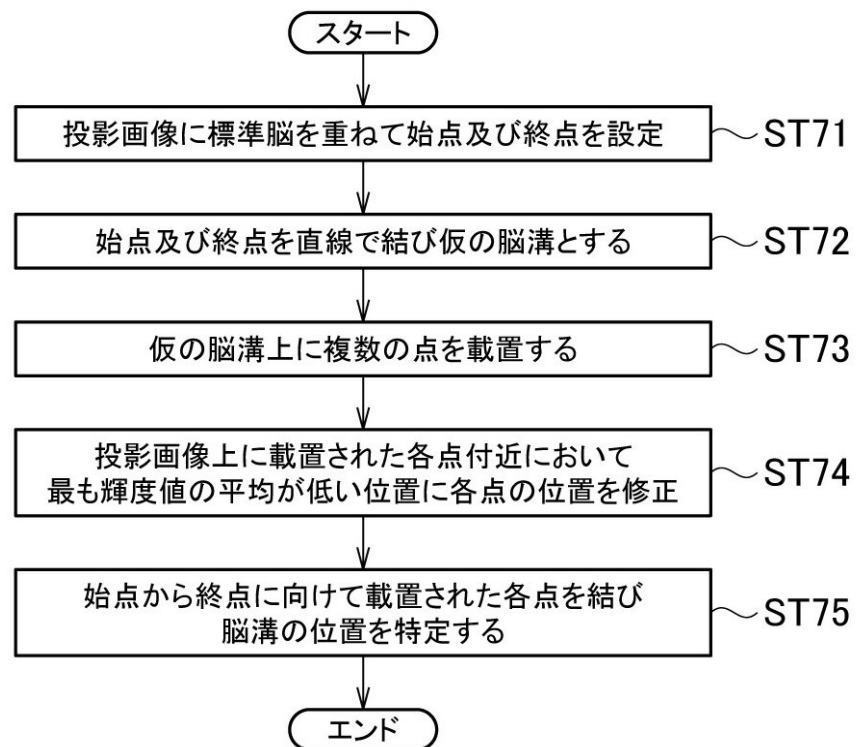
【図 1 2】



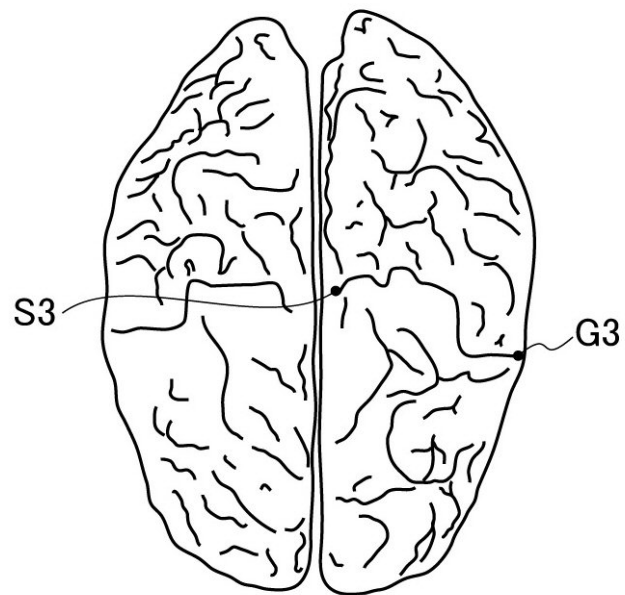
【図 1 3】



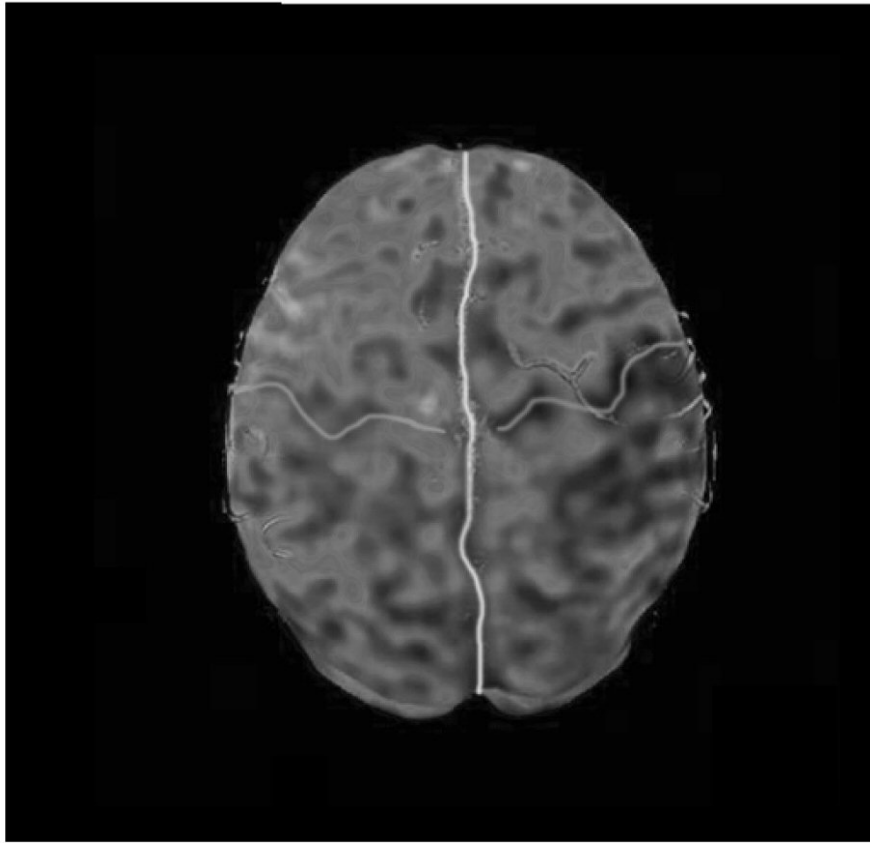
【図 1 4】



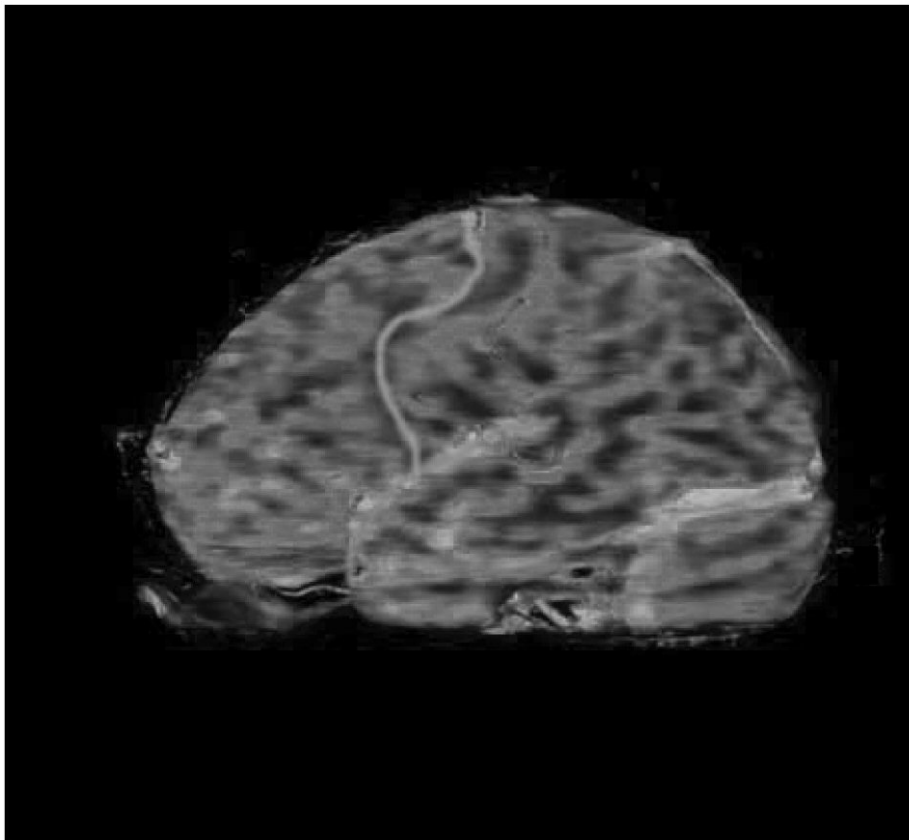
【図 15】



【図 16】



【図 17】



フロントページの続き

(72)発明者 渡辺 友希

東京都港区芝浦一丁目1番1号 株式会社東芝内

(72)発明者 奥村 美和

栃木県大田原市下石上1385番地 東芝メディカルシステムズ株式会社内

(72)発明者 豊嶋 直穂子

東京都港区芝浦一丁目1番1号 株式会社東芝内

(72)発明者 高瀬 康德

東京都港区芝浦一丁目1番1号 株式会社東芝内

Fターム(参考) 4C093 AA22 CA23 DA04 FD09 FD11 FF07 FF09 FF16 FF22 FF35
FF37 FF42 FG04