

(12) 特許協力条約に基づいて公開された国際出願

(19) 世界知的所有権機関
国際事務局

(43) 国際公開日
2014 年 3 月 6 日(06.03.2014)



(10) 国際公開番号

WO 2014/034724 A1

- (51) 国際特許分類:
G01T 1/161 (2006.01)
- (21) 国際出願番号: PCT/JP2013/073007
- (22) 国際出願日: 2013 年 8 月 28 日(28.08.2013)
- (25) 国際出願の言語: 日本語
- (26) 国際公開の言語: 日本語
- (30) 優先権データ:
特願 2012-190107 2012 年 8 月 30 日(30.08.2012) JP
- (71) 出願人: 株式会社島津製作所 (SHIMADZU CORPORATION) [JP/JP]; 〒6048511 京都府京都市中京区西ノ京桑原町 1 番地 Kyoto (JP). 国立大学法人東京大学 (THE UNIVERSITY OF TOKYO) [JP/JP]; 〒1138654 東京都文京区本郷七丁目 3 番 1 号 Tokyo (JP). 富士フイルム R I ファーマ株式会社 (FUJIFILM RI PHARMA CO., LTD.) [JP/JP]; 〒1040031 東京都中央区京橋二丁目 1 4 番 1 号 Tokyo (JP).
- (72) 発明者: 百瀬 敏光 (MOMOSE Toshimitsu); 〒1138654 東京都文京区本郷七丁目 3 番 1 号 国立大学法人東京大学内 Tokyo (JP). 佐藤 友彦 (SATO Tomohiko); 〒6048511 京都府京都市中京区西ノ京桑原町 1 番地 株式会社島津製作所内 Kyoto (JP). 相馬 努 (SOMA Tsutomu); 〒1040031 東

京都中央区京橋二丁目 1 4 番 1 号 富士フイルム R I ファーマ株式会社内 Tokyo (JP). 齋藤 大輔 (DAISUKE SAITO); 〒1138654 東京都文京区本郷七丁目 3 番 1 号 国立大学法人東京大学内 Tokyo (JP). 高橋 美和子 (TAKAHASHI Miwako); 〒1138654 東京都文京区本郷七丁目 3 番 1 号 国立大学法人東京大学内 Tokyo (JP). 大垣 慶介 (OGAKI Keisuke); 〒1138654 東京都文京区本郷七丁目 3 番 1 号 国立大学法人東京大学内 Tokyo (JP).

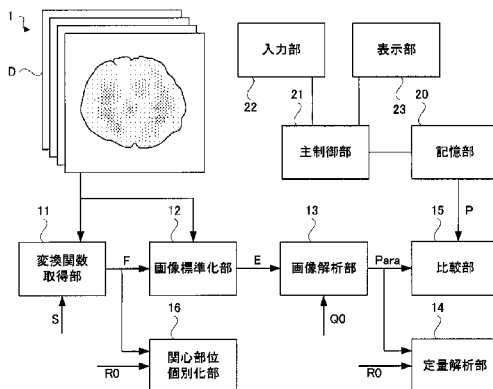
(74) 代理人: 杉谷 勉 (SUGITANI Tsutomu); 〒5300047 大阪府大阪市北区西天満 1 丁目 1 0 番 8 号 西天満第 1 1 松屋ビル Osaka (JP).

(81) 指定国 (表示のない限り、全ての種類の国内保護が可能): AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BN, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CL, 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, 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, PA, PE, PG, PH, PL, PT, QA, RO, RS, RU, RW, SA, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, ZA, ZM, ZW.

[続葉有]

(54) Title: BRAIN TOMOGRAPHIC DYNAMIC IMAGE ANALYSIS DEVICE

(54) 発明の名称: 脳断層動態画像解析装置



- 11 Transform function acquisition unit
12 Image standardization unit
16 Region-of-interest individualization unit
22 Input unit
21 Main control unit
13 Image analysis unit
20 Display unit
23 Storage unit
15 Comparison unit
14 Quantitative analysis unit

(57) Abstract: In order to provide a simple and easy tomographic image analysis device capable of obtaining stable results, this tomographic image analysis device (1) is provided with an image standardization unit (12) for deforming a PET image (D) prior to a tomographic image analysis such that the contour of the brain of a subject in the PET image (D) becomes a brain contour indicated by standard data (S). By performing such a deformation operation prior to the analysis, the need for acquiring an MRI image as in the prior art is eliminated, and the burden on the subject can be reduced. According to the present invention, the analysis time can be reduced. Further, according to the present invention, the temporal change of radioactive medicine distribution in a corresponding region on a standardized PET image (E), which corresponds to a region of interest on the standard image (S), is analyzed. By doing so, the analysis result can be stabilized.

(57) 要約: 簡便で結果が安定した断層画像解析装置を提供するために、本発明に係る断層画像解析装置 1 は、断層画像解析に先立って、PET 画像 D に写り込んだ被検体の脳の輪郭が標準データ S が示す脳の輪郭となるように PET 画像 D を変形させる画像標準化部 12 を備えている。この様な変形動作を解析前に行うことにより、従来のように MRI 画像を取得する必要がなく、被検体に対する負担を軽減することができる。そして本発明によれば、解析の時間が短縮される。また、本発明によれば、標準データ S 上の関心部位に相当する標準化 PET 画像 E 上の相当部位について放射性薬剤分布の時間的変化の解析が実行される。この様にすることで解析結果を安定なものとする事ができる。



(84) 指定国 (表示のない限り、全ての種類の広域保護が可能): ARIPO (BW, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, RW, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), ユーラシア (AM, AZ, BY, KG, KZ, RU, TJ, TM), ヨーロッパ (AL, 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, RS, SE, SI, SK, SM, TR),

OAPI (BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, KM, ML, MR, NE, SN, TD, TG).

添付公開書類:

— 国際調査報告 (条約第 21 条(3))

明 細 書

発明の名称：脳断層動態画像解析装置

技術分野

[0001] 本発明は、時間軸に対し連続撮像された断層画像に解析を行う断層画像解析装置に係り、特に機能画像に対して断層画像の解析を行う断層画像解析装置に関する。

背景技術

[0002] 医療機関には、放射線で被検体の断層画像を撮影する放射線断層画像撮影装置が備えられている。このような放射線断層撮影装置として、例えば被検体内の放射性薬剤をイメージングするPET (Positron Emission Tomography) 装置がある。

[0003] PET装置で撮影される断層画像は、被検体をある平面で裁断としたときの画像となっており、輝度によって放射性薬剤の濃度が表されている。一度の検査で一定時間内に連続的に撮像される動的断層画像を生成することで、放射性薬剤が被検体内を移動する様子が分かる。あるいは一定時間経過後に一回撮影で得られる静的断層画像により、放射性薬剤の被検体における代謝や蓄積が分かる。

[0004] PET装置は、アルツハイマー病など脳に関する診断に用いられる。このような診断の場合、被検体にラジオアイソトープでラベリングした脳内アミロイド蛋白と結合する薬剤を注射投与し、この薬剤の脳内における挙動を調べる診断が行われる。

[0005] この様な断層画像を用いて診断を行うには、まず、被検体の脳の動的断層画像が取得される。そして、断層画像に写り込んだ脳内の特定部位の放射性薬剤濃度の一定時間内の時間変化について解析を行う。このような解析を行うことにより、その特定部位の機能画像に基づく診断ができるようになるのである。機能画像とは、脳の様々な活動性を表した画像の総称であり、脳の溝や中空などの構造物を写し込んだ形態画像とは区別される。このとき取得さ

れる断層画像を動的PET画像と呼ぶことにする。

[0006] ところで機能画像の診断を行うには、断層画像の一部位を関心部位として指定することが多い。解析は、この指定された関心部位を特定部位として行われることになる。このときに指定される関心部位としては、例えば小脳皮質などがある。脳の形状は個体差があるので、小脳皮質の形状も個体間で異なっている。したがって、関心部位は、個体の小脳皮質の形状を認識して個別に指定する必要がある。

[0007] そこで、従来構成によれば、関心部位の指定を行う際に、関心部位が認識できる静的PET画像や形態画像が参照される。形態画像とは、脳の内部形状がイメージングされた静的断層画像である。この形態画像は、PET装置による撮影の前後にMRI装置やCT装置などで取得されたものである。PET装置で取得される動的断層画像は、放射性薬剤の濃度の分布を表しているので、脳の内部形状を表した画像ではなく、関心部位の指定に使用することができない。

[0008] つまり、従来構成においては、PET装置を用いた画像解析を行うにあたり、脳の内部形状が把握できる静的PET画像や形態画像を利用する構成となっている。その際、関心部位の設定には、被検体の脳の形状に設定する方法と被検体の脳形状を予め決められた標準脳形状に変換し、その上に予め決められた標準関心部位を設定する方法がある（例えば特許文献1参照）。

先行技術文献

特許文献

[0009] 特許文献1：特開2003-199715号公報

発明の概要

発明が解決しようとする課題

[0010] しかしながら、従来の画像解析では、次のような問題点がある。

すなわち、従来の画像解析では、動的PET撮影の他に静的PET撮影や形態画像の撮像を行わなければならない。従来方法によれば、動的PET画

像の解析をするには、静的PET撮影や形態画像の撮影が必要なのである。
つまり、それだけ診断に長い時間を要するということになる。

[0011] また、従来方法における手動による関心部位の指定では、指定される関心部位にバラツキが生じてしまう。つまり、静的PET断層画像や形態画像における小脳皮質の写り込み方や、操作者のクセにより関心部位の形状や大きさがばらついてしまう。あるいは、静的PET断層画像や形態画像が無い場合は、動的PET画像から関心部位を推定しなければならない。すると、解析の結果もばらついたものとなってしまふ。このように画像解析が操作者の主観に依存しているという事情は、安定的な結果を得る観点から望ましくない。

[0012] 本発明は、このような事情に鑑みてなされたものであって、その目的は、動的PET画像において簡便な操作で精度良く、結果が安定した断層画像解析装置を提供することにある。

課題を解決するための手段

[0013] 本発明は上述の課題を解決するために次のような構成をとる。

すなわち、本発明に係る断層画像解析装置は、放射性薬剤の分布を示す断層画像である動的分布画像を解析する断層画像解析装置であって、標準的な脳の形状を示す標準データを予め記憶する記憶手段と、動的分布画像に写り込んだ被検体の脳の形態が標準データが示す脳の形態となるように動的分布画像の各々を変形させることにより、放射性薬剤の分布が標準化された標準化分布画像を動的分布画像の各々について生成する分布画像標準化手段と、標準データに基づいて放射性薬剤分布の時間的変化の解析を実行する解析手段とを備えることを特徴とするものである。

[0014] また、本発明に係る解析プログラムは、コンピュータに放射性薬剤の分布を示す断層画像である動的分布画像の解析を実行させる解析プログラムであって、コンピュータを前記コンピュータに予め記憶された標準的な形状を示す標準データを読み出す標準データ読み出し手段と、動的分布画像に写り込んだ被検体の脳の形態が標準データが示す脳の形態となるように動的分布画

像の各々を変形させることにより、放射性薬剤の分布が標準化された標準化分布画像を動的分布画像の各々について生成する分布画像標準化手段と、標準データに基づいて放射性薬剤分布の時間的変化の解析を実行する解析手段として機能させることを特徴とするものである。

[0015] 〔作用・効果〕本発明に係る断層画像解析装置は、断層画像解析に先立って、分布画像に写り込んだ被検体の脳の形態を標準データが示す脳の形態となるように動的分布画像を変形させる分布画像標準化手段を備えている。したがって本発明によれば、分布画像に写り込んだ被検体の脳について動的分布画像に相当する動的PET画像の他に静的PET画像や形態画像を取得する必要がない。これにより、従来手法と比べて本発明は被検体に対する負担を軽減することができるのである。また、これら静的PET画像や形態画像を参照した各種画像処理をする必要がないので解析の時間が短縮される。

[0016] そして、本発明によれば、形態情報が無いあるいは単独では標準化できない動的分布画像を変形させることにより、標準化分布画像が動的分布画像の各々について生成され、その動的分布画像を元に形態画像から得られた関心部位の時間的濃度変化を値として取得でき構成となっている。

[0017] また、本発明は同等の動作をコンピュータに実行させる解析プログラムおよびそれを記憶する記憶媒体という形態で実現してもよい。

[0018] また、上述の断層画像解析装置において、被検体の動的分布画像のうちから脳の形態が認識できる選択された分布形態表示画像と標準データが示す脳の形態とを比較することにより、分布画像標準化手段が動的分布画像を変形する際に用いる変換関数を取得する変換関数取得手段を備えればより望ましい。

[0019] 〔作用・効果〕上述の構成は、本発明のより具体的な構成を示すものとなっている。すなわち、動的分布画像標準化手段が動的分布画像を変形する際に用いる変換関数は、変換関数取得手段により取得される。この様な構成とすることにより、本発明の断層画像解析装置は確実に動作する。

[0020] また、上述の断層画像解析装置において、標準データ上の関心部位を予め

記憶する記憶手段を備え、解析手段は、標準データ上の関心部位に相当する標準化分布画像上の相当部位について放射性薬剤分布の時間的変化の解析を実行すればより望ましい。

[0021] [作用・効果] 上述の構成によれば、変形後生成される標準化分布画像について次のような解析が行われる。すなわち、標準データ上の関心部位に相当する標準化分布画像上の相当部位について放射性薬剤分布の時間的変化を示す数値をそのまま利用して解析が実行されるのである。この様にする事で解析結果を精度良く安定なものとする事ができる。従来手法によれば、形態画像を準備し、動的分布画像に対して被検体ごとに関心部位が手動で設定される。もしくは、この形態画像を用いて標準データに変換し関心部位を設定する。しかし本発明では、動的分布画像以外の形態画像を準備することなくこの関心部位の設定を自動で行うことができるので、解析時間の短縮化を実現し、かつ主観の入り込む余地がなくなり解析の結果が安定する。

[0022] また、上述の断層画像解析装置において、解析手段の解析結果を、標準化分布画像上の相当部位における解析結果に基づき正規化する正規化手段とを備えればより望ましい。

[0023] [作用・効果] 上述の構成は、本発明のより具体的な構成を示すものとなっている。本発明のように正規化を施す構成とすれば、より柔軟で多様な画像解析が行えるようになる。

[0024] また、上述の断層画像解析装置において、記憶手段は、放射性薬剤の時間変化のパターンを記憶し、解析手段の解析結果とパターンとを比較する比較手段を備えればより望ましい。

[0025] また、上述の断層画像解析装置において、記憶手段は、解析手段が出力した正常脳の解析結果を記憶し、比較手段は、解析手段の解析結果と、正常脳の解析結果との比較を行えばより望ましい。

[0026] また、上述の断層画像解析装置において、記憶手段は、解析手段が出力した過去の解析結果を記憶し、比較手段は、解析手段の解析結果と、過去の解析結果との比較を行えばより望ましい。

[0027] [作用・効果] 上述の構成は、断層画像の解析の一例を表している。本発明の構成は、多様な解析方法に応用が可能である。特に、本発明によれば、解析時に手動の動作を介する必要が少ないので、解析結果を自動的に取得することが容易となる。

[0028] また、上述の断層画像解析装置において、標準データが示す脳の形状が動的分布画像が写り込んだ被検体の脳の形状となるような変形様式で標準データ上の関心部位を変形し、分布画像上の関心部位を取得する関心部位個別化手段を備えればより望ましい。

[0029] [作用・効果] 上述の構成によれば、標準データ上の関心部位を変形することで分布画像上の関心部位を取得する関心部位個別化手段を備えている。この様な構成とすることにより、被検体の脳内の様々な関心部位の情報簡便に知ることができる。

発明の効果

[0030] 本発明に係る断層画像解析装置は、断層画像解析に先立って、分布画像に写り込んだ被検体の脳の形態が標準データの示す脳の形態となるように動的分布画像を変形させる分布画像標準化手段を備えている。この様な変形動作を解析前に行うことにより、従来のように静的PET画像や形態画像を別に取得する必要がなく、被検体に対する負担を軽減することができる。また、本発明により、解析の時間が短縮される。また、本発明によれば、標準データ上の関心部位に相当する動的標準化分布画像上の相当部位について放射性薬剤分布の数値を自動で取得できることで、動的標準分布画像の時間的変化の解析が実行される。この様にすることで解析結果を精度良く安定なものとすることができる。

図面の簡単な説明

[0031] [図1]本発明に係る断層画像解析装置の全体構成を説明する機能ブロック図である。

[図2]本発明に係る標準データを説明する模式図である。

[図3]本発明に係る動的分布画像の形態表示画像を説明する模式図である。

[図4]本発明に係る変換関数の取得原理を説明する模式図である。

[図5]本発明に係る変換関数の取得原理を説明する模式図である。

[図6]本発明に係る画像標準化部の動作を説明する模式図である。

[図7]本発明に係る画像処理の概要を説明する模式図である。

[図8]本発明に係る関心部位を説明する模式図である。

[図9]本発明に係る関心部位と相当部位を説明する模式図である。

[図10]本発明に係る関心部位個別化部の動作を説明する模式図である。

[図11]本発明に係る関心部位個別化部の動作を説明する模式図である。

発明を実施するための形態

[0032] 以下、本発明を実施するための形態について説明する。

実施例 1

[0033] <断層画像解析装置が行う処理の概要>

実施例 1 に係る断層画像解析装置 1 は、図 1 に示すように、PET 装置で撮影された PET 画像 D を入力すると、種々の画像処理がなされて、動的に取得された PET 画像 D に写り込んだ放射性薬剤の分布状況が異常であるかどうか画像解析部 13 により判定される構成となっている。すなわち、本発明の断層画像解析装置 1 は、放射性薬剤の分布を示す断層画像である PET 画像 D の解析を目的とするものである。

[0034] PET 画像 D とは、消滅 γ 線対を生じる陽電子放出型の核種によってラベリングされた化合物（放射性薬剤）を被検体に注射投与し、放射性薬剤をトレースすることで得られた断層画像である。より具体的には、放射性薬剤より生じる γ 線のペアを検出することにより得られた放射性薬剤の脳内の分布状況を示す断層画像である。従って、PET 画像 D は、脳内の放射性薬剤の濃度が色分けされて表示されている。

[0035] このように、PET 画像 D は、脳を横切る裁断面上の放射性薬剤の濃度分布を表している。PET 装置での撮影では、この PET 画像 D の撮影が経時的に複数回に亘って行われる。したがって、断層画像解析装置 1 には、同じ裁断面でありつつも撮影時点の異なる PET 画像 D が複数枚入力されること

になる。これら複数のPET画像Dを時系列順に見ていくと、脳内において放射性薬剤の分布がどのように変化しているかが分かる。このような放射性薬剤分布の変化は、被検体の脳に異常があるかどうかを示していることにはなる。しかし、単にPET画像Dを並べて検討しても脳が正常であるかの診断を正確に行うことは難しい。したがって、PET画像Dによる診断には本発明のような断層画像解析装置1による解析が必要となるのである。

[0036] ところで、PET画像Dは、脳内の放射性薬剤の分布状況を表すものであるから、被検体の脳の形態が当然写り込んでいるようにも思われる。しかし実際は、必ずしもそうではない。例えば、放射性薬剤の投与直後の撮影で取得されたPET画像Dには脳のほんの一部しか写り込んでいない。このようなPET画像Dは、注射投与され血流に乗った放射性薬剤が脳内に十分に回り切れていない状態で撮影されたものだからである。また、PET画像D連写終了間際に撮影されたPET画像Dにも脳の一部が写り込まないこともある。血流を通じて放射性薬剤が脳内の特定部位に蓄積してしまうことがあるからである。図1においては、動的に取得されたPET画像Dのうち、脳の形態が写り込んでいるものを図示している。他の図についても同様である。

[0037] ＜断層画像解析装置の全体構成＞

断層画像解析装置1の全体構成について説明する。断層画像解析装置1は、PET画像Dを変形して標準データに合わせるよう変形させる画像標準化部12と、画像標準化部12がPET画像Dを変形する際に用いる変換関数Fを取得する変換関数取得部11とを備えている。また、断層画像解析装置1は、標準化されたPET画像Dについて放射性薬剤分布の時間変化を解析する画像解析部13および定量解析部14を備えている。比較部15は、画像解析部13の解析結果と、過去に画像解析部13が出力した解析結果あるいは予め正常被検体についての画像解析部13が出力した解析結果とを比較する構成である。関心部位個別化部16は、実測の脳の関心部位の位置、範囲、大きさを取得するための構成でありその具体的構成は後述のものとする。

[0038] 主制御部 21 は、各部を統括的に制御する目的で設けられている。この主制御部 21 は、CPU によって構成され、各種プログラムを実行することにより、各部 11, 12, 13, 14, 15 を実現している。記憶部 20 は、標準的な脳の形状を示す標準データ S, 標準データ S 上の関心部位 Q0, R0 を表すデータ、放射性薬剤の時間変化のパターン P, および過去に画像解析部 13 が出力した解析結果など解析に必要な画像やパラメータの一切を記憶する。この他、断層画像解析装置 1 は、操作者の指示を入力させる入力部 22 と、解析結果を出力表示する表示部 23 とを備えている。主制御部 21 は、本発明のコンピュータに相当する。

[0039] <標準データについて>

図 2 は、記憶部 20 が記憶する標準的な脳の形状がデータ化された標準データ S を概念的に表したものである。標準データ S は、図 2 左側に示すように標準脳の形状が 3 次的に表された 3 次元画像データとなっている。標準脳とは、脳内部位が同定できる基準となる脳の形態である。そしてこの標準データ S は、標準脳の内部の構造をも表したデータである。したがって、図 2 左側の標準脳をある裁断面で裁断するように 2 次元画像を生成すると図 2 右側に示すように脳の内部構造が現れる。この標準脳は、どの位置がどの構造体に当たるか既に解析がなされている。したがって、標準データ S を構成する範囲のどの部分が海馬に相当し、どの部分が小脳皮質に相当するか全て解析済みである。

[0040] 標準データ S 上の関心部位 Q0, R0 とは、標準データ S の一部領域であり、標準脳内部の構造体の位置、範囲、大きさを表している。関心部位 Q0, R0 は診断の目的に応じて自由に選択されることができる。例えば、関心部位 Q0, R0 を海馬に設定してもよいし、小脳皮質に設定してもよい。

[0041] 放射性薬剤の時間変化のパターン P は、正常な脳における放射性薬剤の時間変化のパターン P を表す断層画像として記憶部 20 に記憶されており、放射性薬剤の脳内挙動の様子が数値化されて表された 1 枚の断層画像となっている。記憶部 20 は、これとは別に異常な脳における放射性薬剤の時間変化

のパターンPを表す画像として記憶してもいる。これらパターンPは、標準脳の内部に放射性薬剤の脳内挙動状況を表す画素を配置することにより得られたものである。従って、パターンPは、標準脳のパラメトリック画像である。この場合のパラメトリック画像とは、簡単に言えば、動的に取得されたPET画像Dの時間的な解析結果を示す機能画像である。

[0042] ところで、このようなパターンPは、脳をPET装置で実測することにより取得される。しかし、ここで問題なのは、実測された脳の動的分布画像は、標準脳の形状をしていないということである。そこで、パターンPを生成するには、従来の方法に従えば、動的PET撮像の実測前後に用いる脳の形状を静的PET撮影やMRI装置やCT装置などの形態画像の断層撮影装置で撮影して、脳内の構造体の位置、範囲、大きさを認識しなければならない静的PET画像や形態画像により実測の脳の形状が分かるので、実測の脳の形状を標準脳の形状にする変形様式が取得できる。したがって、PET装置で得られた断層画像も同じ変形様式で変形させれば、断層画像に写り込む脳は、標準脳の形状に変形するのである。また、後述の画像標準化部12を動作させることによって、静的PET撮影や形態画像撮影を撮影しないでパターンPを取得することもできる。

[0043] ＜断層画像解析装置の動作＞

続いて、断層画像解析装置の動作について説明する。本発明の最大の特徴は、関心部位と特定するための静的PET撮影や形態画像撮影をPET撮影前後に個別に行わなくても動的PET撮像単独で断層画像解析が完結することにある。この構成について詳しく説明する。まず、PET装置で撮影されたPET画像Dは、変換関数取得部11に送出される。変換関数取得部11は、PET画像Dおよび標準データSを基にPET画像Dに写り込んだ被検体の脳の形状を標準データの形状に変形させるような変換関数Fを取得する。

[0044] ＜変換関数取得部の動作＞

変換関数取得部11は、動的PET撮影による裁断面が同一となっている

複数のPET画像Dのうちから脳の形態を表している適切な画像セットを選んで加算平均し、PET装置で実測された脳の形状を示す分布形態表示画像D1を生成する。この分布形態表示画像D1は、図3に示すように、脳の形状がはっきりと現れた画像となっている。変換関数取得部11がPET画像Dを選択する際に指標となるのは、例えば放射性薬剤の注射から撮影までにかかった時間である。放射性薬剤を注射すると、ある一定の時間で放射性薬剤が脳の全体に行き渡ることが知られている。変換関数取得部11は、この時間前後に撮影されたPET画像Dを合計して分布形態表示画像D1を生成するのである。この分布形態表示画像D1は、PET装置で実測された脳の形態を表している。

[0045] 変換関数取得部11は、この分布形態表示画像D1を利用して変換関数を取得するのであるが、この原理について説明する。図4左側は、標準脳が写り込んだ標準データSを表している。このとき標準データSは、説明の便宜上、断層画像で表すことにする。そして、図4右側は、PET装置で実測された脳の構造画像が写り込んだ仮想上の画像Aである。この仮想上の画像Aは、従来静的PET撮影や形態画像撮影で得られるものである。しかし、本発明では、静的PET撮影や形態画像撮影を行わないので、実際に得られる画像ではない。このような事情があるので、図4では仮想上の画像Aを破線で表すことにする。

[0046] 確かに、PET装置の撮影では、仮想上の画像Aを得ることはできない。しかし、PET装置であっても脳の形態を取得することはできる。分布形態表示画像D1は、まさにこのPET装置で実測された脳の形態を表している。ということは、図5に示すように、分布形態表示画像D1に写り込んだ脳の形態を標準データSが示す脳の形態に変換する変換関数Fを考えることができる。変換関数取得部11は、動的に取得されたPET画像Dから脳の形態が認識できるものが選択された分布形態表示画像D1に写り込んだ被検体の脳の形態と標準データSが示す脳の形態とを比較することにより、分布形態表示画像D1に写り込んだ被検体の脳の形態を標準データSの形態に変形

させるような変換関数Fを取得する。この変換関数Fを分布形態表示画像D1に作用させると、図6に示すように、画像に写り込む脳が標準脳の形状に変形する。つまり、変換関数Fは、脳の形態を標準化することができる関数である。

[0047] <変換関数の意義>

例えばPET画像Dに海馬の断面が含まれているものとする。海馬は、PET画像Dの内部のいずれかに位置しているのであるが、PET画像Dを見ても、どの部分が海馬であるかが分からない。PET画像Dは、放射性薬剤の分布を表したにすぎないからである。いま、PET画像Dに変換関数Fを作用させると、PET画像D上の脳全体の形態が変形されて標準脳の形態になるのに合わせて、PET画像D上の海馬に当たる部分も同じように変形される。しかし、PET画像Dに変換関数Fを作用させて生成された標準化PET画像Eだけ眺めても画像上の海馬の位置を推量することは難しい（図6参照）。

[0048] しかし、標準脳における海馬の位置は、予め分かっている。標準脳は、脳の内部構造が分かるMRI画像などの他の形態画像より生成されたものだからである。一方、標準化PET画像Eには、標準脳の形態をした脳が写り込んでいる。この標準化PET画像Eは、いわば、PET装置で撮影した脳が仮に標準脳の形状をしていたとしたときのPET画像なのである。ということは、標準脳において海馬がある位置と同一の位置にある標準化PET画像E上の領域には、他ならぬ海馬が位置しているのである。この様に海馬などの構造体の位置を標準脳上で予め決めておけば、PET装置で実測された脳について海馬の位置を知ることができるようになるのである。

[0049] <画像標準化部の動作>

変換関数Fは、画像標準化部12に送出される。画像標準化部12は、動的なPET画像Dの各々に変換関数Fを作用させて標準化PET画像EをPET画像Dの各々について生成する。これにより、PET画像Dの各々に写り込んだ被検体の脳の形態は標準データSが示す脳の形態となるようにPE

T画像Dの変形が行われ、放射性薬剤の分布が標準化される。標準化PET画像Eを対応するPET画像Dの撮影順に見ていけば、PET装置の撮影に用いた脳が仮に標準脳の形状となっていたときの放射性薬剤の分布の推移を知ることができる。ところで動的に取得されたPET画像Dには、脳の全体像が写り込んでいるものと写り込んでいないものがある。ということは、画像標準化部12は、被検体の脳の形態が写り込んだPET画像D及び被検体の脳の形態が写り込んでいないPET画像Dを含む撮影時点の異なるPET画像Dに対して変形を施すことになる。

[0050] <画像解析部の動作>

複数の標準化PET画像Eは、画像解析部13に送出される。画像解析部13は、脳全体の放射性薬剤の濃度変化を表したパラメトリック画像Paを生成することで標準化PET画像Eについての画像解析を行う。すなわち、画像解析部13は、図7に示すようなパラメトリック画像Paを生成する。このパラメトリック画像Paは、標準化PET画像Eを構成する画素ごとに例えば次のような解析を行うことで生成される。まず、動的なPET画像Dに対応する標準化PET画像Eを構成する画素のうち、健常・疾患に関わらず同じ挙動を示す参照部位と異なる挙動を示す目的部位について画素値を撮影時点ごとに取得し、時間積分の数学的な手法によりこれらを撮影時点と関連させてグラフ上にプロットする。このプロットを一次近似させたときの傾きを調べることにより、目的部位が健常部位か疾患部位であるかを知ることができる。

[0051] 関心部位ROのデータはそのままに、関心部位ROの代わりにPET画像を構成する全ての画素ごとに一次近似直線の傾きを生成し、その傾きを画素の位置に応じて配列すると直線の傾きの大きさを標準脳（より正確には標準化された実測の脳）が色分けされたパラメトリック画像Paを生成することができる。したがって、パラメトリック画像Paは、1つの裁断面に対して1つしか取得されない。

[0052] なお、画像解析部13は、このパラメトリック画像Paを生成する際に、

記憶部 20 が記憶する関心部位 Q0 を使用することができる。すなわち、画像解析部 13 は、関心部位 Q0 を用いて標準化された標準化 PET 画像 E を解析することで、パラメトリック画像 Pa を生成するのである。この標準化 PET 画像 E は、複数枚取得され、動的な画像となっている。図 8 は、画像解析部 13 が動作する際に参照する関心部位 Q0 を模式的に表している。この関心部位 Q0 は、標準脳における特定の部位である。画像解析部 13 は、標準脳を表す標準データ S の関心部位 Q0 と同一の位置にある分布形態表示画像 D1 上の相当部位を認識して、相当部位をリファレンスに設定する。そして、画像解析部 13 は、リファレンスを基準に動的な標準化 PET 画像 E を画素ごとに解析することでパラメトリック画像 Pa を生成する。この動作を正規化と呼ぶことにする。すなわち、画像解析部 13 は、自らの解析結果を、標準化分布画像上の相当部位における解析結果に基づき正規化する。アルツハイマー病診断の場合、関心部位 Q0 は、標準脳の小脳皮質に相当する部位が選択される。画像解析部 13 は、本発明の正規化手段に相当する。

[0053] このように画像解析部 13 は、標準データ S 上の関心部位 Q0 に相当する動的な標準化 PET 画像 E 上の相当部位について放射性薬剤分布の時間的変化の解析を実行することができる。

[0054] <定量解析部の動作>

パラメトリック画像 Pa は、画像の定量解析を行う定量解析部 14 に送出される。定量解析部 14 が行う具体的な動作について説明する。定量解析部 14 は、画像解析部 13 より正規化後のパラメトリック画像 Pa を取得する。そして、定量解析部 14 は、記憶部 20 より関心部位 R0 を表すデータを一連の操作で自動的に読み出す。

[0055] 図 9 左側は、定量解析部 14 が動作する際に参照する関心部位 R0 を模式的に表している。この関心部位 R0 は、標準脳における特定の部位である。定量解析部 14 は、標準脳を表す標準データ S の関心部位 R0 と同一の位置にあるパラメトリック画像 Pa 上の相当部位 R1 を認識して（図 9 右側参照）、相当部位 R1 における代表値を取得する。ここで、相当部位 R1 にお

る代表値は、相当部位 R 1 内を代表する値であって、例えば相当部位 R 1 内の画素値の平均値、あるいは相当部位 R 1 内の画素値の最大値などで良い。定量解析部 1 4 は、取得した画素値を基に相当部位 R 1 内部における代表値を数値化する。この数値に基づいて P E T 画像 D に写り込んだ放射性薬剤の分布状況が異常であるかどうか判定できる。なお、ここではパラメトリック画像 P a から相当部位 R 1 における代表値を取得する態様について説明したが、標準化 P E T 画像 E 上の画素ごとの放射能濃度に基づいて相当部位 R 1 における放射能濃度の代表値を取得し、その値を用いて傾き値を調べ、相当部位 R 1 内における代表値を取得するようにしても良い。

[0056] このときの関心部位 R 0 は、特に限定されない。例えば、関心部位 R 0 は、標準脳における海馬の部位として設定することができる。

[0057] このように、定量解析部 1 4 は、標準データ S 上の関心部位 R 0 に相当するパラメトリック画像 P a 上の相当部位 R 1 について定量解析を実行する。この動作は、標準化 P E T 画像 E 上の相当部位について放射性薬剤分布の時間的変化の解析を実行するということでもある。

[0058] <比較部の動作>

また、正規化後のパラメトリック画像 P a は、比較部 1 5 に送出される。比較部 1 5 は、記憶部 2 0 に記憶された過去の解析結果に関するパラメトリック画像 P a を読み出して、これらの差分を取得するなどして両画像の比較を一連の操作で自動的に行う。仮に、同一の被検体に対してこの様な比較を行えば、被検体の脳の病変の進行を知ることができる。また、異なる被検体に対してこの様な比較を行えば、被検体同士の比較が容易となる。

[0059] また、比較部 1 5 は、記憶部 2 0 が記憶するパターン P を用いて動作するようにしてもよい。すなわち、比較部 1 5 は、記憶部 2 0 から正常脳の解析結果であるパターン P および異常脳の解析結果であるパターン P を読み出して、ある特定の領域についてパラメトリック画像 P a との相関を算出する。各パターン P は、パラメトリック画像となっているので、パラメトリック画像 P a と容易に比較をすることができる。比較部 1 5 の判定によりパラメ

リック画像 P_a が正常脳のパターン P よりも異常脳のパターン P に相関があるとされた場合は、被検体の脳に異常が生じているものと診断できる。具体的な動作としては、比較部 15 は各パターン P の関心部位 R_0 における代表値を取得してこれら結果を比較する。この様にしてパラメトリック画像 P_a に写り込む脳が正常であるかどうかの判断がなされる。

[0060] また、比較部 15 は、その他のパラメトリック画像を用いて今回取得したパラメトリック画像 P_a の解析を行うようにしてもよい。

[0061] <関心部位個別化部の動作>

関心部位個別化部 16 は、PET 装置で実測された脳の形態に則して関心部位 Q_0 、 R_0 を変形させることにより、実測の脳における関心部位の形状を推定する目的で設けられている。関心部位個別化部 16 は、標準化された関心部位の形状を実測の脳に当てはめて個別化する機能を有している。

[0062] 関心部位個別化部 16 は、変換関数取得部 11 より変換関数 F を取得する。そして、関心部位個別化部 16 は、変換関数 F の逆関数である逆変換関数 F^{-1} を求める。この逆変換関数 F^{-1} は、例えば、図 10 に示すように標準化 PET 画像 E に作用させると、PET 画像 D が出力されるような関数である。

[0063] 関心部位個別化部 16 は、記憶部 20 より関心部位 Q_0 、 R_0 を表すデータを取得し、このデータに逆変換関数 F^{-1} を作用させる。すると、図 11 に示すように標準脳における一部分を表していた関心部位 R_0 が変形されて、PET 装置で実測した脳における領域 R_a となる。関心部位 R_0 が海馬を示していたとすると、領域 R_a は、PET 装置で実測した脳内における実際の海馬の位置、範囲、大きさを表している。このように関心部位個別化部 16 により、脳内の構造体の実際の形状を推測することができるようになるのである。

[0064] このように関心部位個別化部 16 は、標準データ S が示す脳の形状が PET 画像 D に写り込んだ被検体の脳の形状となるような変形様式で標準データ S 上の関心部位 Q_0 、 R_0 を変形し、PET 画像 D 上の関心部位を取得する

。

[0065] 以上のように、本発明に係る断層画像解析装置 1 は、断層画像解析に先立って、P E T 画像 D に写り込んだ被検体の脳の形態が標準データ S の示す脳の形態となるように P E T 画像 D を変形させる画像標準化部 1 2 を備えている。したがって本発明によれば、P E T 画像 D に写り込んだ被検体の脳について脳の形態を知るための静的 P E T 画像や形態画像などを取得する必要がない。これにより、従来手法と比べて本発明は被検体に対する負担を軽減することができるのである。また、標準脳から得られた関心部位を動的な標準化 P E T 画像 E に適用する画像解析部 1 3 を備えることで、形態画像などを参照した各種画像処理をする必要がないので解析の時間が短縮される。

[0066] また、本発明によれば、変形後生成される標準化 P E T 画像 E について次のような解析が行われる。すなわち、標準データ S 上の関心部位 R 0 に相当する標準化 P E T 画像 E 上の相当部位 R 1 について放射性薬剤分布の時間的変化の解析が一連の動作で自動的に実行されるのである。この様にする事で解析結果を精度良く安定なものとする事ができる。従来手法によれば、P E T 画像 D に対して関心部位は手動で設定される。このような構成であれば、脳内の構造体の範囲分けが安定して行なえず、動的 P E T 画像の解析が不可能である。しかし本発明では、この関心部位の設定を自動で行うことができ、動的 P E T 画像において関心部位内の経過時間による時間変化を自動的に取得でき、その時間変化データを直接画像解析でパラメトリック画像を得ることができるので、解析に主観の入り込む余地がなくなり高精度で解析の結果が安定する。

[0067] また、上述の構成によれば、標準データ S 上の関心部位を変形することで P E T 画像 D 上の関心部位を取得する関心部位個別化部 1 6 を備えている。このような構成とすることにより、被検体の脳の間で異なる関心部位の形状を簡便に知ることができる。

[0068] 本発明は、上述の構成に限られず、下記のように変形実施することもできる。

[0069] (1) 上述では、変換関数 F は 2 次元画像を縦横に変形するような関数であった。本発明はこの構成に代えて変換関数 F を 3 次元ボクセルデータとして縦横高さ方向に変形するような関数としてもよい。上述の説明では、PET 画像 D は、ある位置平面上の画像となっていたが、実は、PET 装置を用いた撮影では、一度の撮影で PET 画像 D が互いに平行な異なる裁断面上に複数取得される。従って、PET 画像 D の各々を対応する裁断面上に配置すれば、放射性薬剤が 3 次的に配列されたボクセルデータを取得することができるのである。PET 画像 D は、異なる時点で繰り返し撮影されることからすると、PET 装置を用いた撮影によって、異なる時点における放射性薬剤が 3 次的に配列された複数のボクセルデータが取得できることになる。

[0070] この様な変形例における変換関数取得部 11 の動作について説明する。変換関数取得部 11 は、撮影時点が異なる複数のボクセルデータのうちから適当なものを選んで合計し、PET 装置で実測された脳の立体形状を取得する。変換関数取得部 11 がボクセルデータを選択する際に指標となるのは、放射性薬剤の注射から撮影までにかかった時間である。放射性薬剤を注射すると、ある一定の時間で放射性薬剤が脳の全体に行き渡ることが知られている。変換関数取得部 11 は、この時間前後に撮影されたボクセルデータを合計して立体形状を取得するのである。変換関数取得部 11 は、ボクセルデータに写り込んだ被検体の脳の立体的形態と標準データ S が示す脳の立体的形態とを比較することにより、ボクセルデータに写り込んだ被検体の脳の立体的形態を標準データの立体的形態に変形させるような変換関数 F を取得する。

[0071] (2) 本発明に係る断層画像解析装置 1 は、PET 装置により取得された画像の解析を行うように説明がされたが、本発明はこれに限られず SPECT 装置により得られた画像の解析にも使用することができる。

産業上の利用可能性

[0072] 以上のように本発明は医用分野に適している。

符号の説明

[0073] D PET 画像 (動的分布画像)

- E 標準化分布画像
- P パターン
- Q 0 関心部位
- R 0 関心部位
- R 1 相当部位
- S 標準データ
- 1 1 変換関数取得部（変換関数取得手段）
- 1 2 画像標準化部（分布画像標準化手段）
- 1 3 画像解析部（解析手段、正規化手段）
- 1 4 定量解析部（解析手段）
- 1 5 比較部（比較手段）
- 1 6 関心部位個別化部（関心部位個別化手段）
- 2 0 記憶部（記憶手段）

請求の範囲

- [請求項1] 放射性薬剤の分布を示す断層画像である動的分布画像を解析する断層画像解析装置であって、
- 標準的な脳の形状を示す標準データを予め記憶する記憶手段と、
- 前記動的分布画像に写り込んだ被検体の脳の形態が前記標準データが示す脳の形態となるように前記動的分布画像の各々を変形させることにより、放射性薬剤の分布が標準化された標準化分布画像を前記動的分布画像の各々について生成する分布画像標準化手段と、
- 前記標準データに基づいて放射性薬剤分布の時間的変化の解析を実行する解析手段とを備えることを特徴とする断層画像解析装置。
- [請求項2] 請求項1に記載の断層画像解析装置において、
- 前記動的分布画像のうちから脳の形態が認識できる選択された分布形態表示画像と前記標準データが示す脳の形態とを比較することにより、前記分布画像標準化手段が前記動的分布画像を変形する際に用いる変換関数を取得する変換関数取得手段を備えることを特徴とする断層画像解析装置。
- [請求項3] 請求項1または請求項2に記載の断層画像解析装置において、
- 前記標準データ上の関心部位を予め記憶する記憶手段を備え、
- 前記解析手段は、前記標準データ上の関心部位に相当する前記標準化分布画像上の相当部位について放射性薬剤分布の時間的変化の解析を実行することを特徴とする断層画像解析装置。
- [請求項4] 請求項3に記載の断層画像解析装置において、
- 前記解析手段の解析結果を、前記標準化分布画像上の相当部位における解析結果に基づき正規化する正規化手段とを備えることを特徴とする断層画像解析装置。
- [請求項5] 請求項1ないし請求項4のいずれかに記載の断層画像解析装置において、
- 前記記憶手段は、放射性薬剤の時間変化のパターンを記憶し、

前記解析手段の解析結果と前記パターンとを比較する比較手段を備えることを特徴とする断層画像解析装置。

[請求項6] 請求項5に記載の断層画像解析装置において、
前記記憶手段は、前記解析手段が出力した正常脳の解析結果を記憶し、
前記比較手段は、前記解析手段の解析結果と、正常脳の解析結果との比較を行うことを特徴とする断層画像解析装置。

[請求項7] 請求項5に記載の断層画像解析装置において、
前記記憶手段は、前記解析手段が出力した過去の解析結果を記憶し、
前記比較手段は、前記解析手段の解析結果と、過去の解析結果との比較を行うことを特徴とする断層画像解析装置。

[請求項8] 請求項1ないし請求項7のいずれかに記載の断層画像解析装置において、
前記標準データが示す脳の形状が前記動的分布画像に写り込んだ被検体の脳の形状となるような変形様式で前記標準データ上の関心部位を変形し、前記動的分布画像上の関心部位を取得する関心部位個別化手段を備えることを特徴とする断層画像解析装置。

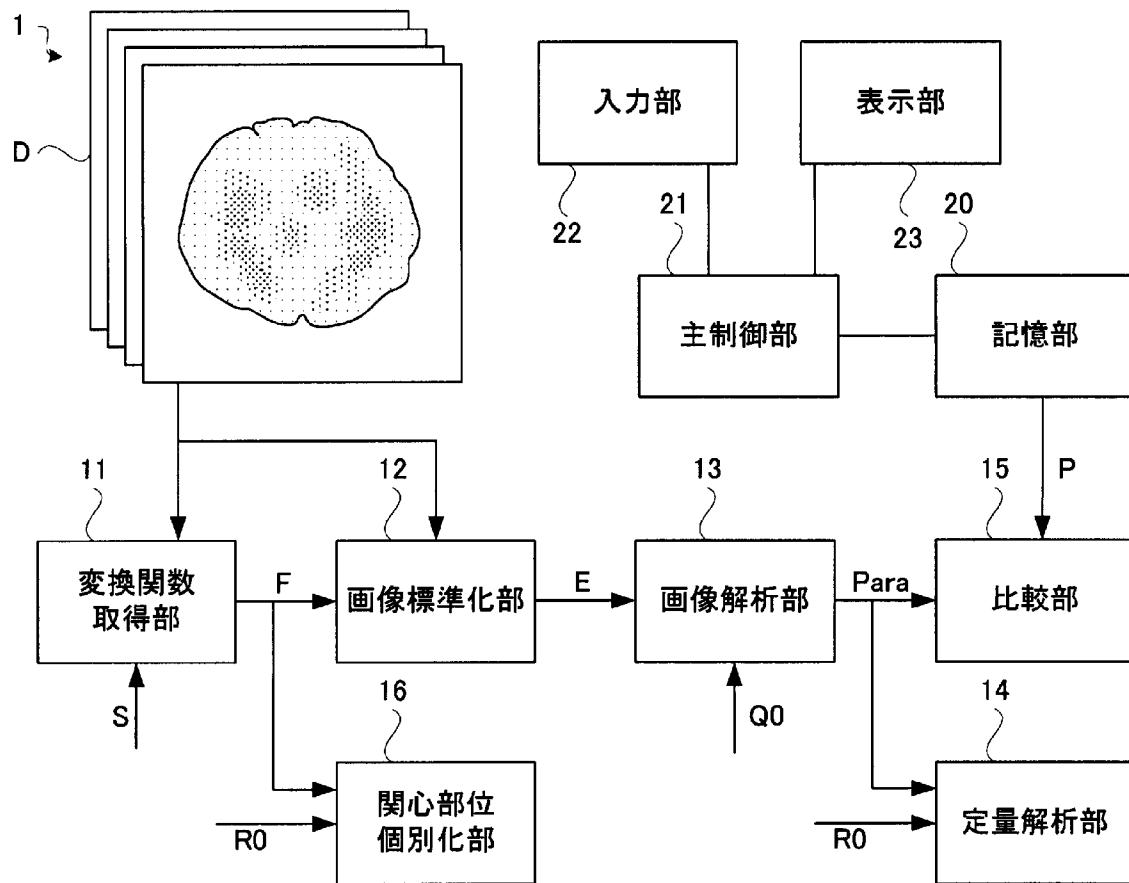
[請求項9] コンピュータに放射性薬剤の分布を示す断層画像である動的分布画像の解析を実行させる解析プログラムであって、
コンピュータを
前記コンピュータに予め記憶された標準的な形状を示す標準データを読み出す標準データ読み出し手段と、
前記動的分布画像に写り込んだ被検体の脳の形態が前記標準データが示す脳の形態となるように前記分布画像の各々を変形させることにより、放射性薬剤の分布が標準化された標準化分布画像を前記動的分布画像の各々について生成する分布画像標準化手段と、
前記標準データに基づいて放射性薬剤分布の時間的変化の解析を実行

する解析手段として機能させることを特徴とする解析プログラム。

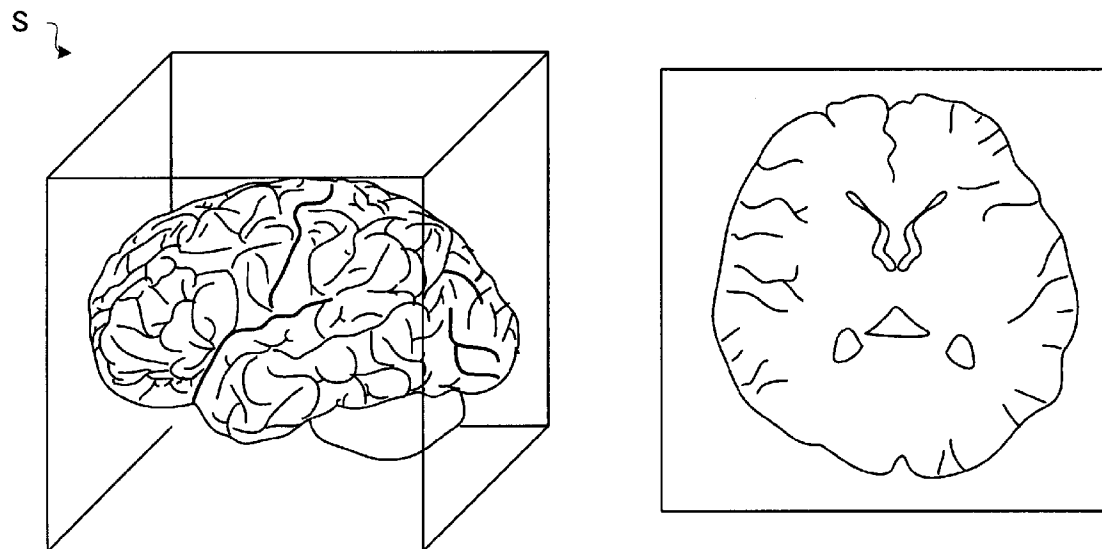
[請求項10]

請求項9に記載の解析プログラムを記憶する記憶媒体。

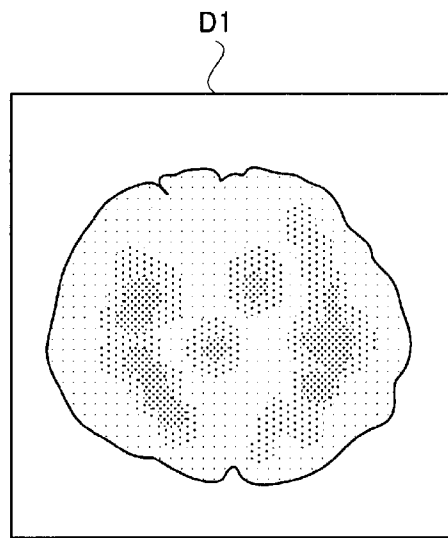
[図1]



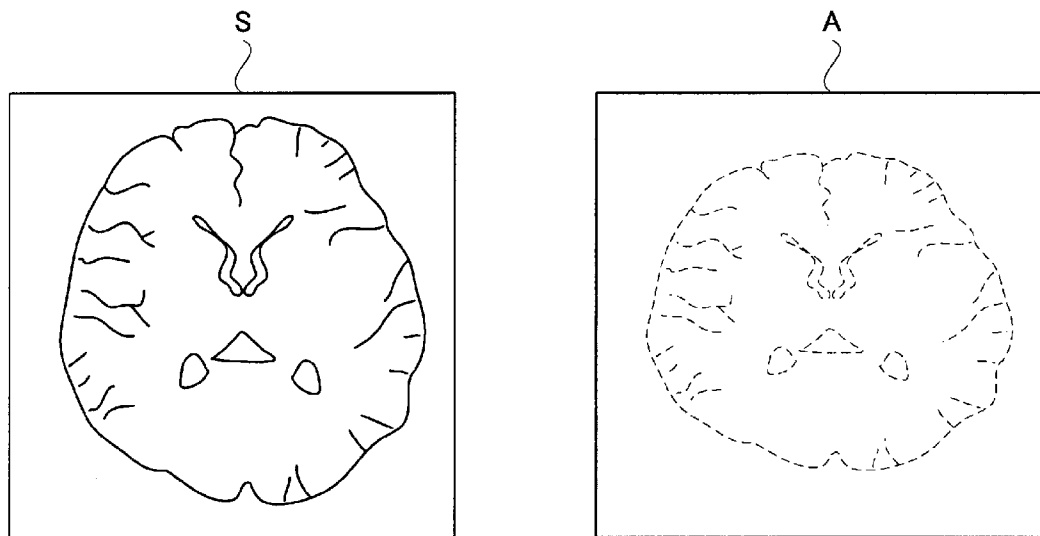
[図2]



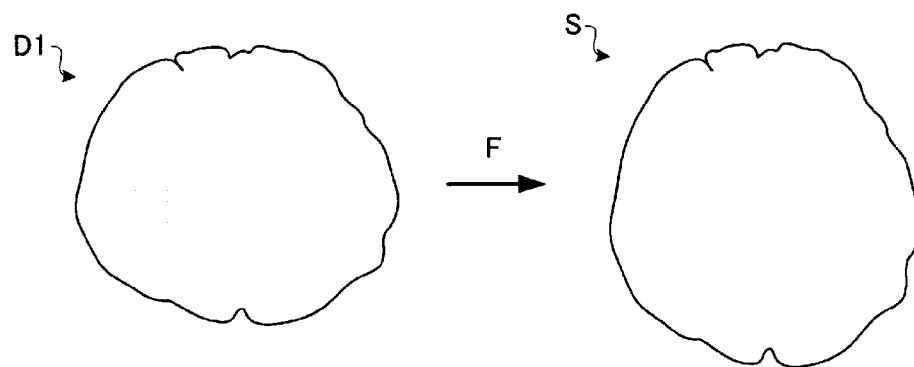
[図3]



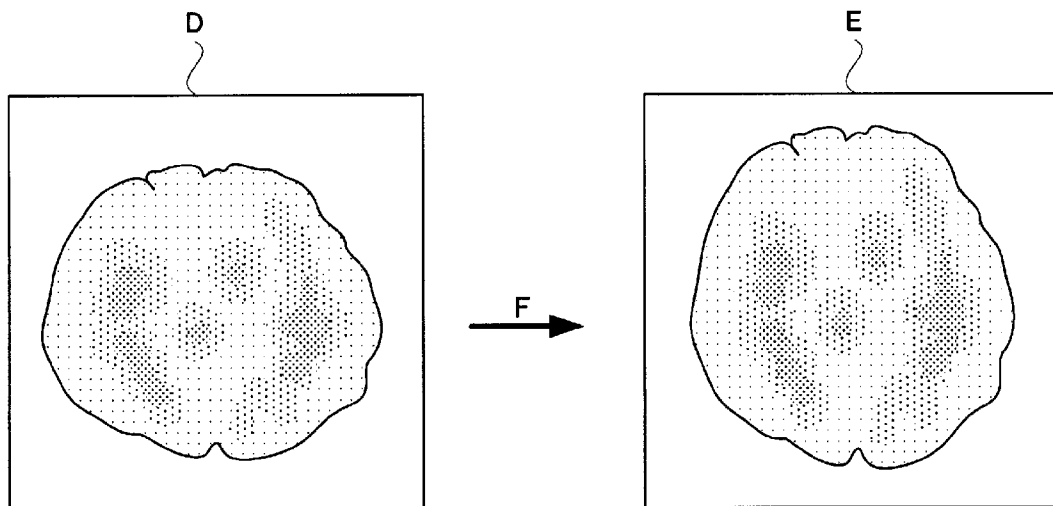
[図4]



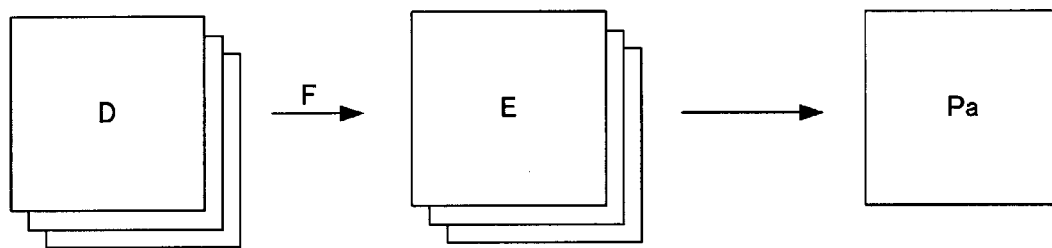
[図5]



[図6]



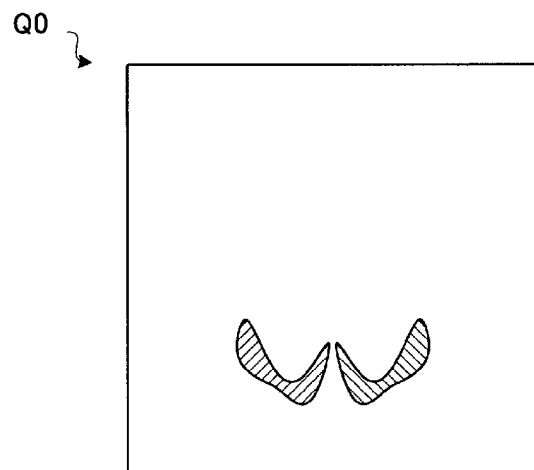
[図7]



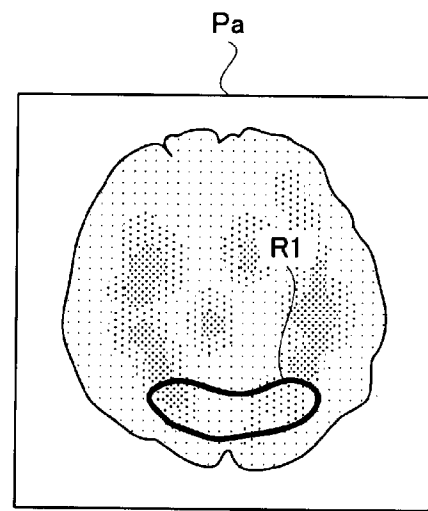
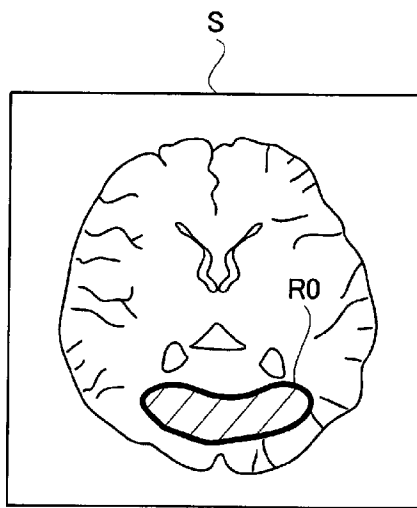
分布画像標準化处理

画像解析処理

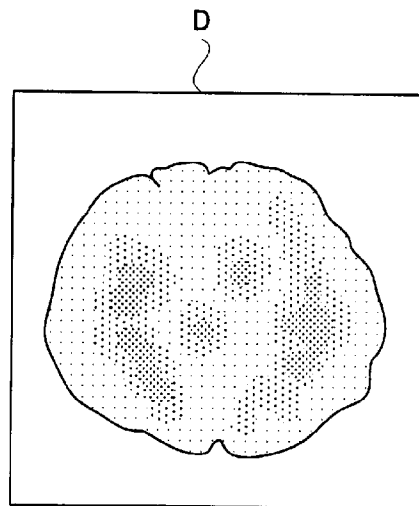
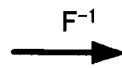
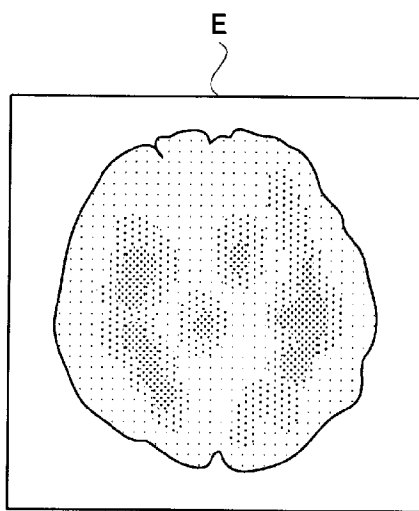
[図8]



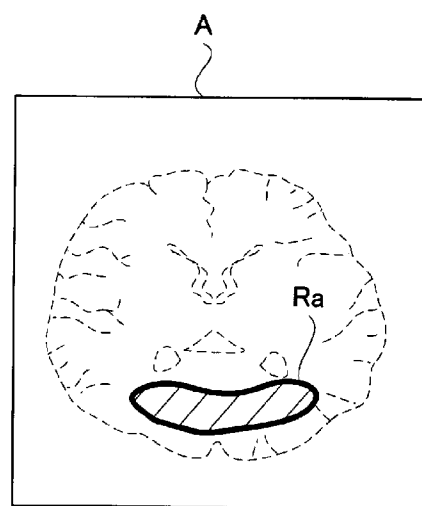
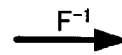
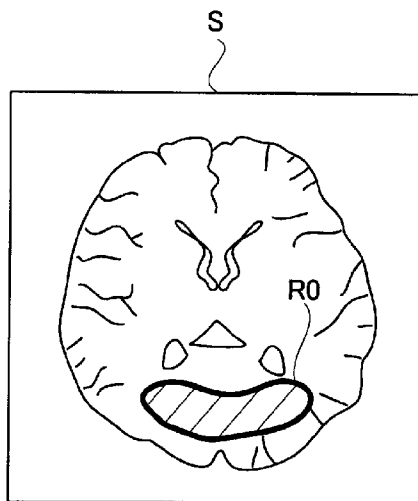
[図9]



[図10]



[図11]



INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2013/073007

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

G01T1/161(2006.01)i

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)

G01T1/161

Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched

Jitsuyo Shinan Koho 1922-1996 Jitsuyo Shinan Toroku Koho 1996-2013
Kokai Jitsuyo Shinan Koho 1971-2013 Toroku Jitsuyo Shinan Koho 1994-2013

Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)

JSTPlus/JMEDPlus/JST7580 (JDreamIII)

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	JP 2011-203009 A (Toshiyuki OGURA), 13 October 2011 (13.10.2011), entire text; all drawings (Family: none)	1-10
A	JP 2009-505709 A (Koninklijke Philips Electronics N.V.), 12 February 2009 (12.02.2009), entire text; all drawings & JP 5123183 B & US 2008/0214933 A1 & EP 1921982 A & WO 2007/023408 A2 & CN 101247755 A	1-10
A	JP 2007-113945 A (Joji NAKAGAWARA), 10 May 2007 (10.05.2007), entire text; all drawings (Family: none)	1-10

☐ 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
17 October, 2013 (17.10.13)

Date of mailing of the international search report
29 October, 2013 (29.10.13)

Name and mailing address of the ISA/
Japanese Patent Office

Authorized officer

Facsimile No.

Telephone No.

A. 発明の属する分野の分類 (国際特許分類 (I P C))

Int.Cl. G01T1/161 (2006.01)i

B. 調査を行った分野

調査を行った最小限資料 (国際特許分類 (I P C))

Int.Cl. G01T1/161

最小限資料以外の資料で調査を行った分野に含まれるもの

日本国実用新案公報	1 9 2 2 - 1 9 9 6 年
日本国公開実用新案公報	1 9 7 1 - 2 0 1 3 年
日本国実用新案登録公報	1 9 9 6 - 2 0 1 3 年
日本国登録実用新案公報	1 9 9 4 - 2 0 1 3 年

国際調査で使用した電子データベース (データベースの名称、調査に使用した用語)

JSTPlus/JMEDPlus/JST7580 (JDreamIII)

C. 関連すると認められる文献

引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求項の番号
A	JP 2011-203009 A (小倉 利幸) 2011.10.13, 全文, 全図 (ファミリーなし)	1-10
A	JP 2009-505709 A (コーニンクレッカ フィリップス エレクトロニクス エヌ ヴィ) 2009.02.12, 全文, 全図 & JP 5123183 B & US 2008/0214933 A1 & EP 1921982 A & WO 2007/023408 A2 & CN 101247755 A	1-10

☒ C 欄の続きにも文献が列挙されている。☐ パテントファミリーに関する別紙を参照。

* 引用文献のカテゴリー

「A」特に関連のある文献ではなく、一般的技術水準を示すもの

「E」国際出願日前の出願または特許であるが、国際出願日以後に公表されたもの

「L」優先権主張に疑義を提起する文献又は他の文献の発行日若しくは他の特別な理由を確立するために引用する文献 (理由を付す)

「O」口頭による開示、使用、展示等に言及する文献

「P」国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願

の日の後に公表された文献

「T」国際出願日又は優先日後に公表された文献であって出願と矛盾するものではなく、発明の原理又は理論の理解のために引用するもの

「X」特に関連のある文献であって、当該文献のみで発明の新規性又は進歩性がないと考えられるもの

「Y」特に関連のある文献であって、当該文献と他の1以上の文献との、当業者にとって自明である組合せによって進歩性がないと考えられるもの

「&」同一パテントファミリー文献

国際調査を完了した日

1 7 . 1 0 . 2 0 1 3

国際調査報告の発送日

2 9 . 1 0 . 2 0 1 3

国際調査機関の名称及びあて先

日本国特許庁 (I S A / J P)

郵便番号 1 0 0 - 8 9 1 5

東京都千代田区霞が関三丁目4番3号

特許庁審査官 (権限のある職員)

井上 香緒梨

2 Q

3 6 1 4

電話番号 0 3 - 3 5 8 1 - 1 1 0 1 内線 3 2 9 2

C (続き) . 関連すると認められる文献		
引用文献の カテゴリ*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求項の番号
A	JP 2007-113945 A (中川原 譲二) 2007.05.10, 全文, 全図 (ファ ミリーなし)	1-10