

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B1)

(11) 特許番号

特許第5493091号
(P5493091)

(45) 発行日 平成26年5月14日(2014.5.14)

(24) 登録日 平成26年3月14日(2014.3.14)

(51) Int.Cl. F 1
A 6 1 B 5/055 (2006.01) A 6 1 B 5/05 3 8 2
 A 6 1 B 5/05 3 8 0

請求項の数 6 (全 22 頁)

<p>(21) 出願番号 特願2013-202993 (P2013-202993)</p> <p>(22) 出願日 平成25年9月30日 (2013.9.30)</p> <p>(62) 分割の表示 特願2013-59990 (P2013-59990) の分割</p> <p>原出願日 平成25年3月22日 (2013.3.22)</p> <p>審査請求日 平成25年12月3日 (2013.12.3)</p> <p>早期審査対象出願</p>	<p>(73) 特許権者 393031586 株式会社国際電気通信基礎技術研究所 京都府相楽郡精華町光台二丁目2番地2</p> <p>(74) 代理人 100109162 弁理士 酒井 将行</p> <p>(72) 発明者 西本 博則 京都府相楽郡精華町光台二丁目2番地2 株式会社エイティーアールプロモーションズ内</p> <p>(72) 発明者 河内山 隆紀 京都府相楽郡精華町光台二丁目2番地2 株式会社エイティーアールプロモーションズ内</p>
------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------	----------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 脳活動測定装置および脳活動測定方法

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

被験者からの核磁気共鳴に起因する検出信号を検知して、被測定対象の断層画像を生成するための脳活動測定装置であって、

前記被測定対象に静磁場を印加するための静磁場印加手段と、

前記被測定対象の選択された断面内において、前記検出信号を発する原子核の位置情報を前記検出信号が有するように変調した磁場を前記被測定対象に印加するための傾斜磁場印加手段と、

前記被測定対象に対して電磁波を印加し、前記被測定対象からの前記検出信号を検知するための電磁波送受信手段と、

前記電磁波を前記電磁波送受信手段に与え、前記検出信号を受けてスライスに対する前記断層画像を生成するための断層撮影制御手段と、

撮像された前記断層画像を記憶するための記憶手段とを備え、

前記断層撮影制御手段は、

過去の測定において撮像され前記記憶手段に記憶された前記被験者についての基準断層画像と、現在の撮像処理において撮像された前記被験者についての予備断層画像との相互情報量が極大となるように、前記基準断層画像と前記予備断層画像の間の3次元の剛体変換を決定する変換決定手段と、

前記決定された剛体変換のパラメータに基づいて、現在の撮像処理において、前記傾斜磁場印加手段を制御することで、断層画像のスライスの位置および方向を補正する補正手

段とを含む、脳活動測定装置。

【請求項 2】

前記補正手段は、前記基準断層画像と前記予備断層画像とにより断層画像の座標系で決定された前記剛体変換のパラメータに基づいて、前記脳活動測定装置の座標系での前記スライス位置の補正を行う、請求項 1 記載の脳活動測定装置。

【請求項 3】

撮像された前記断層画像に基づき、バイオフィードバックを前記被験者に与えるための提示手段をさらに備える、請求項 2 記載の脳活動測定装置。

【請求項 4】

前記バイオフィードバックは、デコーディッドニューロフィードバック法に基づくバイオフィードバックである、請求項 3 記載の脳活動測定装置。

【請求項 5】

被験者からの核磁気共鳴に起因する検出信号を検知して、被測定対象の断層画像を生成するための脳活動測定方法であって、

前記被測定対象に静磁場を印加するステップと、

前記被測定対象の選択された断面内において、前記検出信号を発する原子核の位置情報を前記検出信号が有するように変調した磁場を前記被測定対象に印加するステップと、

前記被測定対象に対して電磁波を印加し、前記被測定対象からの前記検出信号を検知するステップと、

演算装置が、前記検出信号を受けてスライスに対する前記断層画像を生成するステップと、

撮像された前記断層画像を記憶装置に記憶するステップとを備え、

前記演算装置が、前記断層画像を生成するステップは、

過去の測定において撮像され前記記憶装置に記憶された前記被験者についての基準断層画像と、現在の撮像処理において撮像された前記被験者についての予備断層画像との相互情報量が極大となるように、前記基準断層画像と前記予備断層画像の間の 3 次元の剛体変換の変換行列を決定するステップと、

前記決定された変換行列のパラメータに基づいて、現在の撮像処理において、前記傾斜磁場印加手段を制御することで、断層画像のスライスの位置および傾きを補正するステップとを含む、脳活動測定方法。

【請求項 6】

前記演算装置は、前記補正するステップにおいて、前記基準断層画像と前記予備断層画像とにより断層画像の座標系で決定された前記剛体変換のパラメータに基づいて、前記脳活動測定装置の座標系での前記スライス位置の補正を行う、請求項 5 記載の脳活動測定方法。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

この発明は、脳活動測定装置および脳活動測定方法に関する。

【背景技術】

【0002】

近年、バーチャル・リアリティ（VR）などコンピュータ・グラフィックス（CG）技術を利用して訓練を行う訓練システムとして、被訓練者の生体反応を測定しながら訓練を行うものがある（たとえば、特許文献 1、特許文献 2 を参照）。この特許文献 1 に開示された訓練支援装置では、被訓練者の生体反応として脳の活動領域を近赤外光により検出し、障害を有する被訓練者のリハビリテーションやイメージトレーニングを手助けするものである。この訓練支援装置では、訓練として課された計算課題や記憶課題等を行っている最中の被訓練者の脳の活動領域を測定し、訓練終了後に訓練の効果を確認する、というものである。また、特許文献 2 には、訓練中の被訓練者の生体反応に応じて訓練シナリオを常に最適なものとする訓練システムが開示されている。

10

20

30

40

50

【 0 0 0 3 】

このように、本来感知することのできない生理学的な指標を科学的にとらえ、対象者に知覚できるようにフィードバックして体内状態を制御する技術を、「バイオフィードバック」と呼ぶ。従来のバイオフィードバックは、脈拍や呼吸などの生体情報が用いられる場合はあるものの、主として、人からの脳波による出力を画像や音など視聴覚等で感知できる形態へ変換してフィードバックする。脳波の状態をリアルタイムで知ることができるため、自ら脳波の状態を制御するために役立つ技術である。

【 0 0 0 4 】

ところで、人の感覚・知覚システムは、周囲を取り巻く環境に応じて常に変化する。こうした変化の大半は、発達早期の決まった段階、すなわち「臨界期」と呼ばれる時期に起こる。しかし、成人においても、周辺環境の重要な変化に適応できる程度には感覚・知覚システムの可塑性が保たれる。たとえば、成人が特定の知覚刺激を使った訓練を受けたり、特定の知覚刺激に曝露されることによって、その訓練課題の成績あるいは知覚刺激への感度が向上し、さらに、その訓練結果が数ヶ月から数年間維持されることが報告されている（たとえば、非特許文献1を参照）。こうした変化は知覚学習と呼ばれ、すべての感覚器、すなわち視覚、聴覚、嗅覚、味覚、触覚のそれぞれにおいて起こることが確認されている。

10

【 0 0 0 5 】

このようなバイオフィードバックにおいて、脳波ではなく、核磁気共鳴画像法（MRI：Magnetic Resonance Imaging）を利用して、ヒトの脳の活動に関連した血流動態反応を視覚化する方法の機能的核磁気共鳴画像法（fMRI：functional Magnetic Resonance Imaging）を応用した報告もある（非特許文献2）。さらに、特に、このような方法において、学習対象となる刺激を直接被験者に与えることなく、脳の活動を検出し、かつ、脳活動をデコードして、所望の脳活動との近似度のみを被験者にフィードバックすることで、「知覚学習」が可能であることについても報告がある（非特許文献3）。このようなバイオフィードバックの方法を、デコーディッドニューロフィードバック法（DecNeF法：Decoded NeuroFeedback法）と呼ぶ。

20

【 0 0 0 6 】

このような核磁気共鳴画像法について、簡単に説明すると、以下のとおりである。

【 0 0 0 7 】

すなわち、従来から、生体の脳や全身の断面を画像する方法として、生体中の原子、特に、水素原子の原子核に対する核磁気共鳴現象を利用した核磁気共鳴映像法が、人間の臨床画像診断等に使用されている。

30

【 0 0 0 8 】

核磁気共鳴映像法は、それを人体に適用する場合、同様の人体内断層画像法である「X線CT」に比較して、たとえば、以下のような特徴がある。

【 0 0 0 9 】

(1) 水素原子の分布と、その信号緩和時間（原子の結合の強さを反映）に対応した濃度の画像が得られる。このため、組織の性質の差異に応じた濃淡を呈し、組織の違いを観察しやすい。

40

【 0 0 1 0 】

(2) 磁場は、骨による吸収がない。このため、骨に囲まれた部位（頭蓋内、脊髄など）を観察しやすい。

【 0 0 1 1 】

(3) X線のように人体に害になるということがないので、広範囲に活用できる。

【 0 0 1 2 】

このような核磁気共鳴映像法は、人体の各細胞に最も多く含まれ、かつ最も大きな磁性を有している水素原子核（陽子）の磁気性を利用する。水素原子核の磁性を担うスピン角運動量の磁場内での運動は、古典的には、コマの歳差運動にたとえられる。

【 0 0 1 3 】

50

以下、本発明の背景の説明のために、この直感的な古典的モデルで、簡単に核磁気共鳴の原理をまとめておく。

【0014】

上述したような水素原子核のスピン角運動量の方向（コマの自転軸の方向）は、磁場のない環境では、ランダムな方向を向いているものの、静磁場を印加すると、磁力線の方向を向く。

【0015】

この状態で、さらに振動磁界を重畳すると、この振動磁界の周波数が、静磁界の強さで決まる共鳴周波数 $f_0 = B_0 / 2$ （ γ ：物質に固有の係数）であると、共鳴により原子核側にエネルギーが移動し、磁化ベクトルの方向が変わる（歳差運動が大きくなる）。この状態で、振動磁界を切ると、歳差運動は、傾き角度を戻しながら、静磁界における方向に復帰していく。この過程を外部からアンテナコイルにより検知することで、NMR信号を得ることができる。

10

【0016】

このような共鳴周波数 f_0 は、静磁界の強度が B_0 (T) であるとき、水素原子では、 $42.6 \times B_0$ (MHz) となる。

【0017】

さらに、核磁気共鳴映像法では、血流量の変化に応じて、検出される信号に変化が現れることを用いて、外部刺激等に対する脳の活動部位を視覚化することも可能である。このような核磁気共鳴映像法を、特に、fMRI (functional MRI) と呼ぶ。

20

【0018】

fMRI では、装置としては通常のMRI装置に、さらに、fMRI計測に必要なハードおよびソフトを装備したものが使用される。

【0019】

ここで、血流量の変化がNMR信号強度に変化をもたらすのは、血液中の酸素化および脱酸素化ヘモグロビンは磁気的な性質が異なることを利用している。酸素化ヘモグロビンは反磁性体の性質があり、周りに存在する水の水素原子の緩和時間に影響を与えないのに対し、脱酸素化ヘモグロビンは常磁性体であり、周囲の磁場を変化させる。したがって、脳が刺激を受け、局部血流が増大し、酸素化ヘモグロビンが増加すると、その変化分をMRI信号として検出する事ができる。被験者への刺激は、たとえば、視覚による刺激や聴覚による刺激、あるいは所定の課題（タスク）の実行等が用いられる（たとえば、特許文献3）。

30

【0020】

ここで、脳機能研究においては、微小静脈や毛細血管における赤血球中の脱酸素化ヘモグロビンの濃度が減少する現象（BOLD効果）に対応した水素原子の核磁気共鳴信号（MRI信号）の上昇を測定することによって脳の活動の測定が行われている。

【0021】

特に、人の運動機能に関する研究では、被験者に何らかの運動を行わせつつ、上記MRI装置によって脳の活動を測定することが行われている。上記被験者が行う動作（タスク）としては、たとえば、物体の把持運動等が考えられ、把持力検出装置の検出部を被験者が把持することにより、この把持力検出装置に作用する力を検出しつつ、被験者が上記把持運動を行う際の脳活動を上記MRI装置により測定する。

40

【0022】

ところで、ヒトの場合、非侵襲的な脳活動の計測が必要であり、この場合、fMRIデータから、より詳細な情報を抽出できるデコーディング技術が発達してきている（たとえば、非特許文献4を参照）。知覚学習に対するタスクについて、このようなデコーディング技術を応用したものが、上述したDecNeF法である。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0023】

50

【特許文献1】特開2004-294593号公報

【特許文献2】特開2007-264055号公報

【特許文献3】特開2011-000184号公報

【非特許文献】

【0024】

【非特許文献1】T. Watanabe, J. E. Nanez Sr, S. Koyama, I. Mukai, J. Liederman and Y. Sasaki: Greater plasticity in lower-level than higher-level visual motion processing in a passive perceptual learning task. Nature Neuroscience, 5, 1003-1009, 2002.

【非特許文献2】Nikolaus Weiskopf, "Real-time fMRI and its application to neurofeedback", NeuroImage 62 (2012) 682-692 10

【非特許文献3】Kazuhisa Shibata, Takeo Watanabe, Yuka Sasaki, Mitsuo Kawato, "Perceptual Learning Incepted by Decoded fMRI Neurofeedback Without Stimulus Presentation", SCIENCE VOL 334 9 DECEMBER 2011

【非特許文献4】Kamitani Y, Tong F. Decoding the visual and subjective contents of the human brain. Nat Neurosci. 2005; 8: 679-85.

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0025】

ただし、上述したようなDecNeF法では、機能的核磁気共鳴画像法により計測される脳活動の変化を、リアルタイムまたはリアルタイムに近い状態でデコーディングする必要があるだけでなく、たとえば、デコーディングした結果をフィードバックしながら実施するタスクを複数日にわたって、複数回に分けて行う必要がある。この場合、各回によって、たとえば、装置に対する被験者の頭の位置や方向が必ずしも一致するとは限らない。しかし、複数日にわたるタスクを複数回にわたって正確に行うためには、MRI装置からの測定信号が、各回で再現性よく取得できることが必要になる。 20

【0026】

また、MRI装置は、基本的には医療用途で使用される装置であって、ある機関に設置されている場合に、当該機関の検査技師等により患者のプライバシーに直接関わる患者の検査が行われるという作業と、実験的に、あるいは、検査や治療用途であっても、他機関の医師や研究者が、当該装置を使用して行う作業とが、混在して運用される可能性もある。このような場合には、当該装置の運営を、このような各患者のプライバシー保護を図りつつ行うことが必要となる。 30

【0027】

また、このような他機関の医師や研究者が、MRI装置を利用する場合、必ずしも、MRI装置に本来装備されたコンピュータ等だけで作業を行うことができず、このような本来のコンピュータ以外の他のコンピュータ機器を使用して、作業を行うことが必要となる場合がある。ただし、このような場合でも、MRI装置から取得されるデータを安定的に他のコンピュータ機器でも取得でき、かつ、本来のコンピュータには、このような他の機器の影響が及ばないようなシステムとすることも必要となる。 40

【0028】

この発明は、上記のような問題点を解決するためになされたものであって、その目的は、複数回に分けて行われる機能的核磁気共鳴画像法による計測において、測定の再現性を厳密に保証することが可能な脳活動測定装置および脳活動測定方法を提供することである。

【0029】

この発明の他の目的は、複数の操作主体により運営される場合でも、安定的な運営を可能とし、患者のプライバシーの保護を図ることを可能とする脳活動測定装置および脳活動測定方法を提供することである。

【課題を解決するための手段】

【0030】

この発明の1つの局面に従うと、被験者からの核磁気共鳴に起因する検出信号を検知して、被測定対象の断層画像を生成するための脳活動測定装置であって、被測定対象に静磁場を印加するための静磁場印加手段と、被測定対象の選択された断面内において、検出信号を発生する原子核の位置情報を検出信号が有するように変調した磁場を被測定対象に印加するための傾斜磁場印加手段と、被測定対象に対して電磁波を印加し、被測定対象からの検出信号を検知するための電磁波送受信手段と、電磁波を電磁波送受信手段に与え、検出信号を受けてスライスに対する断層画像を生成するための断層撮影制御手段と、撮像された断層画像を記憶するための記憶手段とを備え、断層撮影制御手段は、過去の測定において撮像され記憶手段に記憶された被験者についての基準断層画像と、現在の撮像処理において撮像された被験者についての予備断層画像との相互情報量が極大となるように、基準断層画像と予備断層画像の間の3次元の剛体変換を決定する変換決定手段と、決定された剛体変換のパラメータに基づいて、現在の撮像処理において、傾斜磁場印加手段を制御することで、断層画像のスライスの位置および方向を補正する補正手段とを含む。

10

【0031】

好ましくは、補正手段は、基準断層画像と予備断層画像とにより断層画像の座標系で決定された剛体変換のパラメータに基づいて、脳活動測定装置の座標系でのスライス位置の補正を行う。

【0032】

好ましくは、撮像された断層画像に基づき、バイオフィードバックを被験者に与えるための提示手段をさらに備える。

20

【0033】

好ましくは、バイオフィードバックは、デコーディッドニューロフィードバック法に基づくバイオフィードバックである。

【0034】

好ましくは、脳活動測定装置は、第1のネットワークで中継サーバと通信するためのネットワークインターフェース手段をさらに備え、中継サーバは、ネットワークインターフェース手段により転送された断層画像データを、第1のネットワークとは独立な第2のネットワークを介して、端末装置に転送する。

【0035】

この発明の他の局面に従うと、被験者からの核磁気共鳴に起因する検出信号を検知して、被測定対象の断層画像を生成するための脳活動測定方法であって、被測定対象に静磁場を印加するステップと、被測定対象の選択された断面内において、検出信号を発生する原子核の位置情報を検出信号が有するように変調した磁場を被測定対象に印加するステップと、被測定対象に対して電磁波を印加し、被測定対象からの検出信号を検知するステップと、演算装置が、検出信号を受けてスライスに対する断層画像を生成するステップと、撮像された断層画像を記憶装置に記憶するステップとを備え、演算装置が、断層画像を生成するステップは、過去の測定において撮像され記憶装置に記憶された被験者についての基準断層画像と、現在の撮像処理において撮像された被験者についての予備断層画像との相互情報量が極大となるように、基準断層画像と予備断層画像の間の3次元の剛体変換の変換行列を決定するステップと、決定された変換行列のパラメータに基づいて、現在の撮像処理において、傾斜磁場印加手段を制御することで、断層画像のスライスの位置および傾きを補正するステップとを含む。

30

40

【発明の効果】

【0036】

この発明によれば、複数回に分けて行われる機能的核磁気共鳴画像法による計測において、測定の再現性を厳密に保証することが可能である。

【0037】

また、この発明によれば、複数の操作主体により運営される場合でも、安定的な運営を可能とし、患者のプライバシーの保護を図ることを可能とする。

50

【図面の簡単な説明】

【0038】

【図1】MRI装置10の全体構成を示す模式図である。

【図2】MRI装置10およびその設置環境の外部構成を示す外觀図である。

【図3】MRI装置10に対する制御系統を説明するための概念図である。

【図4】ホストPC(データ処理部32)のハードウェアブロック図である。

【図5】過去のスライス位置と、新規に測定を開始しようとする課程でのスライス位置とを対比して説明する図である。

【図6】過去のスライス位置と、新規に測定を開始しようとする課程でのスライス位置とを対比して説明する図である。

【図7】MRI撮像スライスの位置合わせの処理を説明するためのフローチャートである。

【図8】MRI撮像スライスの位置合わせの処理を説明するためのフローチャートである。

【図9】MRI撮像スライスの位置合わせの処理を説明するためのフローチャートである。

【図10】ホストPCと実験者PCとの接続関係を説明するための図である。

【図11】ホストPCと実験者PCとの接続関係を説明するための図である。

【発明を実施するための形態】

【0039】

以下、本発明の実施の形態のMRIシステムの構成について、図に従って説明する。なお、以下の実施の形態において、同じ符号を付した構成要素および処理工程は、同一または相当するものであり、必要でない場合は、その説明は繰り返さない。

[実施の形態1]

図1は、MRI装置10の全体構成を示す模式図である。

【0040】

図1に示すように、MRI装置10は、被検者2の関心領域に制御された磁場を付与してRF波を照射する磁場印加機構11と、この被検者2からの応答波(NMR信号)を受信してアナログ信号を出力する受信コイル20と、この被検者2に付与される磁場を制御するとともにRF波の送受信を制御する駆動部21と、この駆動部21の制御シーケンスを設定するとともに各種データ信号を処理して画像を生成するデータ処理部32とを備える。

【0041】

なお、ここで、被検者2が載置される円筒形状のボアの中心軸をZ軸にとりZ軸と直交する水平方向にX軸及び鉛直方向にY軸を定義する。

【0042】

MRI装置10は、このような構成であるので、磁場印加機構11により印加される静磁場により、被検者2を構成する原子核の核スピンは、磁場方向(Z軸)に配向するとともに、この原子核に固有のラーモア周波数でこの磁場方向を軸とする歳差運動を行う。

【0043】

そして、このラーモア周波数と同じRFパルス照射すると、原子は共鳴しエネルギーを吸収して励起され、核磁気共鳴現象(NMR現象; Nuclear Magnetic Resonance)が生じる。この共鳴の後に、RFパルス照射を停止すると、原子はエネルギーを放出して元の定常状態に戻る緩和過程で、ラーモア周波数と同じ周波数の電磁波(NMR信号)を出力する。

【0044】

この出力されたNMR信号を被検者2からの応答波として受信コイル20で受信し、データ処理部32において、被検者2の関心領域が画像化される。

【0045】

磁場印加機構11は、静磁場発生コイル12と、傾斜磁場発生コイル14と、RF照射

10

20

30

40

50

部 16 と、被検者 2 をボア中に載置する寝台 18 とを備える。

【0046】

被験者 2 は、寝台 18 に、たとえば、仰臥する。被験者 2 は、特に限定されないが、たとえば、プリズムメガネ 4 により、Z 軸に対して垂直に設置されたディスプレイ 6 に表示される画面を見ることができる。このディスプレイ 6 の画像により、被験者 2 に視覚刺激が与えられる。なお、被験者 2 への視覚刺激は、被験者 2 の目前にプロジェクタにより画像が投影される構成であってもよい。

【0047】

このような視覚刺激は、上述した DecNef 法のようなバイオフィードバックでは、フィードバック情報の提示に相当する。特に、DecNef 法では、fMRI による機能画像に基づいて、脳の活動を検出し、かつ、脳活動をデコードして、所望の脳活動との近似度のみを被験者にフィードバックすることになる。

【0048】

駆動部 21 は、静磁場電源 22 と、傾斜磁場電源 24 と、信号送信部 26 と、信号受信部 28 と、寝台 18 を Z 軸方向の任意位置に移動させる寝台駆動部 30 とを備える。

【0049】

データ処理部 32 は、操作者（図示略）から各種操作や情報入力を受け付ける入力部 40 と、被検者 2 の関心領域に関する各種画像及び各種情報を画面表示する表示部 38 と、各種処理を実行させるプログラム・制御パラメータ・画像データ（後述する構造画像等）及びその他の電子データを記憶する記憶部 36 と、駆動部 21 を駆動させる制御シーケンスを発生させるなどの各機能部の動作を制御する制御部 42 と、駆動部 21 との間で各種信号の送受信を実行するインタフェース部 44 と、関心領域に由来する一群の NMR 信号からなるデータを収集するデータ収集部 46 と、この NMR 信号のデータに基づいて画像を形成する画像処理部 48 と、ネットワークとの間で通信を実行するためのネットワークインタフェース部 50 を備える。

【0050】

また、データ処理部 32 は、専用コンピュータである場合の他、各機能部を動作させる機能を実行する汎用コンピュータであって、記憶部 36 にインストールされたプログラムに基づいて、指定された演算やデータ処理や制御シーケンスの発生をさせるものである場合も含まれる。以下では、データ処理部 32 は、汎用コンピュータであるものとして説明する。

【0051】

静磁場発生コイル 12 は、Z 軸周りに巻回される螺旋コイルに静磁場電源 22 から供給される電流を流して誘導磁場を発生させ、ボアに Z 軸方向の静磁場を発生させるものである。このボアに形成される静磁場の均一性の高い領域に被検者 2 の関心領域を設定することになる。ここで、静磁場コイル 12 は、より詳しくは、たとえば、4 個の空芯コイルから構成され、その組み合わせで内部に均一な磁界を作り、被験者 2 の体内の所定の原子核、より特定的には水素原子核のスピンに配向性を与える。

【0052】

傾斜磁場発生コイル 14 は、X コイル、Y コイル及び Z コイル（図示省略）から構成され、円筒形状を示す静磁場発生コイル 12 の内周面に設けられる。

これら X コイル、Y コイル及び Z コイルは、それぞれ X 軸方向、Y 軸方向及び Z 軸方向を順番に切り替えながら、ボア内の均一磁場に対し傾斜磁場を重畳させ、静磁場に強度勾配を付与する。Z コイルは励起時に、磁界強度を Z 方向に傾斜させて共鳴面を限定し、Y コイルは、Z 方向の磁界印加の直後に短時間の傾斜を加えて検出信号に Y 座標に比例した位相変調を加え（位相エンコーディング）、X コイルは、続いてデータ採取時に傾斜を加えて、検出信号に X 座標に比例した周波数変調を与える（周波数エンコーディング）。

【0053】

この重畳される傾斜磁場の切り替えは、制御シーケンスに従って、X コイル、Y コイル及び Z コイルにそれぞれ異なるパルス信号が送信部 24 から出力されることにより実現さ

10

20

30

40

50

れる。これにより、NMR現象が発現する被検者2の位置を特定することができ、被検者2の画像を形成するのに必要な三次元座標上の位置情報が与えられる。

【0054】

ここで、上述のように、3組の直交する傾斜磁場を用いて、それぞれにスライス方向、位相エンコード方向、および周波数エンコード方向を割り当ててその組み合わせにより様々な角度から撮影を行える。たとえば、X線CT装置で撮像されるものと同じ方向のトランスバーススライスに加えて、それと直交するサジタルスライスやコロナルスライス、更には面と垂直な方向が3組の直交する傾斜磁場の軸と平行でないオブリークスライス等について撮像することができる。このようなスライス面の位置や方向(傾き)の設定のための制御については、たとえば、以下の文献に開示されている。

10

【0055】

文献：特開2004-24918号公報

後に説明するように、複数回に分けて、MRI装置による測定が行われる場合にも、スライス位置、スライスの方向を上記のような機能により、一致させるように制御することが可能となる。

【0056】

RF照射部16は、制御シーケンスに従って信号送信部33から送信される高周波信号に基づいて、被検者2の関心領域にRF(Radio Frequency)パルスを照射するものである。

なお、RF照射部16は、図1において、磁場印加機構11に内蔵されているが、寝台18に設けられたり、あるいは、受信コイル20と一体化されていてもよい。

20

【0057】

受信コイル20は、被検者2からの応答波(NMR信号)を検出するものであって、このNMR信号を高感度で検出するために、被検者2に近接して配置されている。

ここで、受信コイル20には、NMR信号の電磁波がそのコイル素線を切ると電磁誘導に基づき微弱電流が生じる。この微弱電流は、信号受信部28において増幅され、さらにアナログ信号からデジタル信号に変換されデータ処理部32に送られる。

【0058】

すなわち、静磁界にZ軸傾斜磁界を加えた状態にある被検者2に、共鳴周波数の高周波電磁界を、RF照射部16を通じて印加すると、磁界の強さが共鳴条件になっている部分の所定の原子核、たとえば、水素原子核が、選択的に励起されて共鳴し始める。共鳴条件に合致した部分(たとえば、被検者2の所定の厚さの断層)にある所定の原子核が励起され、スピンのいっせいに回転する。励起パルスを止めると、受信コイル20には、今度は、回転しているスピンの放射する電磁波が信号を誘起し、しばらくの間、この信号が検出される。この信号によって、被検者2の体内の、所定の原子を含んだ組織を観察する。そして、信号の発信位置を知るために、XとYの傾斜磁界を加えて信号を検知する、という構成になっている。

30

【0059】

画像処理部48は、記憶部36に構築されているデータに基づき、励起信号を繰り返し与えつつ検出信号を測定し、1回目のフーリエ変換計算により、共鳴の周波数をX座標に還元し、2回目のフーリエ変換でY座標を復元して画像を得て、表示部38に対応する画像を表示する。

40

【0060】

図2は、MRI装置10およびその設置環境の外部構成を示す外観図である。

【0061】

図2に示すように、MRIが設置される環境には、MRI装置10に対する操作を行うためのデータ処理部32が設置されるオペレーション室202と、後に説明するように、他の機関の実験者などが測定結果をモニタするための端末が設置される次室204とが設けられる。

【0062】

50

図3は、MRI装置10に対する制御システムを説明するための概念図である。

【0063】

まず、MRI装置10で計測が実行され(S1)、計測されたデータは、ホストPC(データ処理部32)に転送される(S2)。操作者は、このホストPCを介して、MRI装置10を制御する。さらに、ホストPCに転送されたデータは、中継サーバ210に転送される(S3)。

【0064】

次室204では、実験者が、中継サーバ210を介して実験者PCに転送された(S4)データをリアルタイムにモニタする。

【0065】

実験者PCは、中継サーバ210を介して、実験に関するデータのみの転送を受ける構成となっており、実験対象となっている被験者以外のデータに対して、実験者PCはアクセスすることができない。

【0066】

特に、上述したDecNeF法での実験においては、以下のような処理が行われる。

【0067】

(1)被験者に対する本日の撮像位置を、同一の被験者についての過去の実験のそれと合わせる(MRI撮像スライスの位置合わせ)。

【0068】

(2)MRIデータがホストPCにリアルタイムに出力される。

【0069】

(3)ホストPCのMRIデータが中継サーバにコピーされる(MRI撮像データのファイル転送)。

【0070】

(4)実験者が実験者PCにより中継サーバのファイルにアクセスする。

【0071】

(1)のMRI撮像スライスの位置合わせと、(3)のMRI撮像データのファイル転送については、後に詳しく説明する。

【0072】

図4は、ホストPC(データ処理部32)のハードウェアブロック図である。

【0073】

データ処理部32のハードウェアとしては、特に限定されないが、汎用コンピュータを使用することが可能である。

【0074】

図4において、データ処理部32のコンピュータ本体2010は、メモリドライブ2020、ディスクドライブ2030に加えて、CPU2040と、ディスクドライブ2030及びメモリドライブ2020に接続されたバス2050と、ブートアッププログラム等のプログラムを記憶するためのROM2060とに接続され、アプリケーションプログラムの命令を一時的に記憶するとともに一時記憶空間を提供するためのRAM2070と、アプリケーションプログラム、システムプログラム、及びデータを記憶するための不揮発性記憶装置2080と、MRI装置10および中継サーバ210と通信するための通信インタフェース2090とを含む。なお、不揮発性記憶装置2080としては、ハードディスク(HDD)やソリッドステートドライブ(SSD:Solid State Drive)などを使用することが可能である。

【0075】

CPU2040が、プログラムに基づいて実行する演算処理により、データ処理部32の各機能が実現される。

【0076】

データ処理部32に、上述した実施の形態の機能を実行させるプログラムは、CD-ROM2200、またはメモリ媒体2210に記憶されて、ディスクドライブ2030また

10

20

30

40

50

はメモリドライブ2020に挿入され、さらに不揮発性記憶装置2080に転送されても良い。プログラムは実行の際にRAM2070にロードされる。

【0077】

データ処理部32は、さらに、入力装置としてのキーボード2100およびマウス2110と、出力装置としてのディスプレイ2120とを備える。

【0078】

上述したようなデータ処理部32として機能するためのプログラムは、コンピュータ本体2010に、情報処理装置等の機能を実行させるオペレーティングシステム(OS)は、必ずしも含まなくても良い。プログラムは、制御された態様で適切な機能(モジュール)を呼び出し、所望の結果が得られるようにする命令の部分のみを含んでいれば良い。データ処理部32がどのように動作するかは周知であり、詳細な説明は省略する。

10

【0079】

また、上記プログラムを実行するコンピュータは、単数であってもよく、複数であってもよい。すなわち、集中処理を行ってもよく、あるいは分散処理を行ってもよい。

【0080】

なお、中継サーバ210や実験者PCなども、ハードウェア構成としては、データ処理部32の構成と同様であるので、説明は繰り返さない。

(MRI撮像スライスの位置合わせ)

MRI撮像スライスの位置合わせ処理では、同一の被験者について、ある測定回(ある測定日)に新規に撮像するMRI頭部撮像データのスライス位置を、過去のMRI頭部撮像データのスライス位置と、自動的に合わせる処理を行う。誤差を小さくすることが目的である。

20

【0081】

DecNef法などのニューロフィードバックでは、fMRI計測による経時的な被験者の学習効果の測定や、その測定結果を元に計算した情報を映像等にして被験者にフィードバックする処理が行われる。過去のfMRI計測のスライス位置と現在のそれを一致させることが、誤差の少ない測定を実現するために重要である。

【0082】

図5および図6は、このような過去のスライス位置と、新規に測定を開始しようとする課程でのスライス位置とを対比して説明する図である。

30

【0083】

図5(a)および図6(a)は、過去のMRI頭部撮像データのスライス位置および断面画像を示し、図5(b)および図6(b)は、新規にMRI頭部を撮像しようとする際の撮像データのスライス位置を示す。

【0084】

図5および図6では、やや誇張して記載しているが、測定日が異なる等により撮像をリセットしてやり直すような場合、スライスの位置および方向(傾き)は、必ずしも一致しない。

【0085】

この結果、図5に示すように、画面中央の位置がほぼ同じ位置となるようなスライス画像でも、両者の画像は、全体としては一致しない。fMRI画像をニューロフィードバックに用いる場合、特定の脳領域からリアルタイムに計測されたデータに基づいて、被験者に計測結果に基づく情報をフィードバックする必要があるため、このようにスライス位置および方向(傾き)が異なると、実験の精度に影響を与える。

40

【0086】

計測終了後に行う画像処理でもスライス位置を合わせることはできるが、解像度が落ちる・計算時間を要するなどの問題がある。

【0087】

また、スライス位置や傾きを手作業で合わせることもできるが、以下の問題がある。

【0088】

50

i) 誤差の小さな位置合わせのためには、操作者の高い技能・熟練度が要求される。

【0089】

ii) 過去のfMRI画像との比較を目視で行うため、非常に時間が掛かる。

【0090】

iii) 同一操作者でも位置合わせの品質にばらつきがある。

【0091】

そこで、本実施の形態では、以下のようにして、計測開始前に2つの画像間の相互情報量を用いて、2つの異なる測定におけるスライス位置およびスライスの方向(傾き)を一致させる処理を行う。

【0092】

なお、MRIとPETなどのようにイメージング方法の異なる画像(マルチモーダル画像)の間の位置合わせに関して、このような画像間の相互情報量とこれを用いた位置合わせについて、以下の文献に開示がある。

【0093】

文献: Frederik Maes, Andre Collignon, Dirk Vandermeulen, Guy Marchal, and Paul Suetens, "Multimodality Image Registration by Maximization of Mutual Information", IEEE TRANSACTIONS ON MEDICAL IMAGING, VOL.16, No.2, APRIL, 1997, pp.187-198

文献: Andre Collignon, Frederik Maes, Dominique Delaere, Dirk Vandermeulen, Paul Suetens, Guy Marchal, "Automated multi-modality image registration based on information theory", Information processing in medical imaging (1995), Volume: 3, Issue: 6, Pages: 263-274

文献: 篠原 広行、伊藤 猛、今井 貴祐、伊藤 賢司、橋本 雄幸、「段増映像法の基礎 第20回 画像の相互情報量」、断層映像研究会雑誌 第33巻 第3号 p.154-160

以下に説明するように、本実施の形態では、このような相互情報量とこれを用いた異なる測定回におけるMRI画像の位置合わせに使用する。

【0094】

図7および図8は、MRI撮像スライスの位置合わせの処理を説明するためのフローチャートである。

【0095】

まず、初回の測定が開始されると、MRIの矢状面撮像が行われる(S100)。続いて、この矢状面の画像に基づいて、操作者は、MRI横断面撮像位置を手動で決定し、撮像位置を入力する(S102)。

【0096】

続いて、MRI横断面撮像が行われ、構造画像が取得される(S104)。機能画像について、MRI横断面撮像が行われ(S106)、1枚目の画像であれば、MRI横断面画像のオリジナル画像として記憶部36に登録される(S112)。

【0097】

2枚目の画像以降では、fMRIでの機能画像により脳活動の計測が実行される(S110)。

【0098】

2回目以降の実験では、実験が開始されると、MRIの矢状面撮像が行われる(S200)。続いて、位置合わせ処理前であれば、この矢状面の画像に基づいて、操作者は、機能画像について、現在のMRI画像を手動でスライスの位置・角度を決めて(S202)、撮像を行う(パイロット画像)(S204)。

【0099】

パイロット画像の撮像条件は、スライス位置・角度以外(スライス厚、スライス枚数、視野角、解像度など)オリジナル画像と同じ撮像条件である。スライスの位置・角度はMRI座標系の原点に対する3軸の水平移動と3軸の回転角で決められる。

10

20

30

40

50

【 0 1 0 0 】

続いて、データ処理部 3 2 は、オリジナル画像とパイロット画像の位置合わせ処理を行う (S 2 1 0)。

【 0 1 0 1 】

位置合わせ処理では、両画像間のずれを 3 軸の水平移動と 3 軸の回転角を変換パラメータに持つ剛体変換によりモデル化する。画像類似度として相互情報量を用い、パウエル共役方向法などの最適化アルゴリズムにより相互情報量を極大化する変換パラメータを算出する。

【 0 1 0 2 】

位置合わせ処理により、オリジナル画像に対するパイロット画像のスライス位置・角度の誤差を最小化するように、スライスの位置および角度のパラメータが計算され、記憶部 3 6 に格納される (S 2 1 2)。スライス位置・角度が補正されて (S 2 1 4)、MRI 横断面画像 (機能画像) が撮像され (S 2 1 6)、脳活動の計測が実行される (S 2 1 8)。

10

【 0 1 0 3 】

位置合わせ後に再度計測が行われる場合の処理では、記憶部 3 6 に格納された MRI スライスの位置および角度 (S 2 0 6) が読み出され、ステップ S 2 1 4 以後の処理が行われる。

【 0 1 0 4 】

図 9 は、図 7 示した位置合わせ処理を説明するためのフローチャートである。

20

【 0 1 0 5 】

データ処理部 3 2 において、記憶部 3 6 から、オリジナル MRI 画像 (D I C O M (Digital Imaging and Communications in Medicine) データ) とパイロット MRI 画像 (D I C O M データ) とが読み出される (S 3 0 0 , S 3 0 2)。

【 0 1 0 6 】

オリジナル MRI 画像とパイロット MRI 画像のそれぞれについて、D I C O M データから N i f t i 形式へ変換する (S 3 0 4 , S 3 0 6)。

【 0 1 0 7 】

続いて、双方の画像について座標系がリセットされ (S 3 0 8 , S 3 1 0)、各画像が、たとえば、8 ビットの階調画像に変換され、平滑化処理が施される (S 3 1 2 , S 3 1 4 , S 3 1 6 , S 3 1 8)。

30

【 0 1 0 8 】

データ処理部 3 2 は、双方の画像から統合ヒストグラムを算出し (S 3 2 0)、統合ヒストグラムを平滑化する (S 3 2 2)。

【 0 1 0 9 】

データ処理部 3 2 は、平滑化された統合ヒストグラムから相互情報量を算出する (S 3 2 4)。

【 0 1 1 0 】

ここで、オリジナル MRI 画像を f とし、パイロット MRI 画像を g とし、3 軸の水平移動と 3 軸の回転角を変換パラメータに持つ剛体変換の変換行列を M とする。

40

【 0 1 1 1 】

平均情報量 (エントロピー) を $H (\dots)$ で表すことにすると、相互情報量は、以下のよう表現される。

【 0 1 1 2 】

【数 1】

$$NMI(g, f) = \frac{H(g) + H(f)}{H(g, f)}$$

画像エントロピー: $H(x) = \int_{-\infty}^{+\infty} P(x) \log P(x) dx$

変換行列 M は、以下のようにして算出される。

【0 1 1 3】

【数 2】

$$\hat{M} = \arg \max_M NMI(g(x), f(Mx))$$

実際には、変換行列 M が得られるまで、共役方向法（パウエル法）などを用いて、変換行列を順次更新しながら、相互情報量が極大化（あるいは最大化）して収束するまで、処理を繰り返す（S 3 2 6, S 3 2 8）。

【0 1 1 4】

このようにして、変換行列 M が取得されると（S 3 3 0）、画像位置あわせのための位置・角度パラメータとして出力され、記憶部 3 6 に格納される（S 3 3 2）。

【0 1 1 5】

なお、第 1 日目と第 2 日目以降では MRI 装置内での被験者の頭部の位置が異なるため、厳密には、第 1 日目の MRI 撮像時に設定された MRI 装置の座標系で定義されたスライス位置をそのまま第 2 日目以降に適用しても、MRI 画像上の頭部の撮像断面は同じにならない。そこで、より詳しくは、MRI 画像（断層画像）上での座標系で、同じ撮像断面を得るための計算を行い、その結果を第 2 日目以降の MRI 装置の座標系における位置に変換した上で、第 2 日目以降のスライス位置の補正に使用する。

【0 1 1 6】

以上のような処理により、複数日にわたって、複数回に分けて行われる機能的核磁気共鳴画像法による計測において、測定の実現性を厳密に保証することが可能となる。

（MRI 撮像データのファイル転送）

MRI 撮像データのファイル転送処理では、脳活動計測用の MRI 撮像データを撮像と同時に中継サーバ 2 1 0 に転送する。

【0 1 1 7】

脳活動計測用 MRI 画像を撮り終わると、直後に画像データファイルとして出力される。それを分析用 PC で分析し、被験者に数値や画像等でフィードバックさせたい。しかし、患者のプライバシーの保護等を考慮すると、実験者 PC が直接ホスト PC と接続されるのは好ましくない。また、上述したように、本来、MRI 装置の制御のためのシステムとして構成されていない実験者 PC を MRI 装置と直接接続すると、実験系が不安定化する恐れもある。

【0 1 1 8】

図 1 0 および図 1 1 は、ホスト PC と実験者 PC との接続関係を説明するための図である。

【0 1 1 9】

図 1 0 に示すように、中継サーバ 2 1 0 を設けることで、MRI 制御に関わる部分のネットワーク（測定系ネットワーク）と、分析に関わるネットワーク（実験系ネットワーク）を独立に構成する。

【0 1 2 0】

図 1 1 に示すように、中継サーバ 2 1 0 に、SMB（Server Message Block）や C I F

10

20

30

40

50

S (Common Internet File System) のようなファイル共有プロトコルにより実験者 P C からアクセス可能な第 1 アクセス領域を用意する。

【 0 1 2 1 】

ホスト P C にも、S M B や C I F S のようなファイル共有プロトコルにより中継サーバ 2 1 0 からアクセス可能な第 2 アクセス領域を用意する。

【 0 1 2 2 】

M R I 撮像により出力された M R I データはホスト P C の第 2 アクセス領域に電子ファイルとして出力される。中継サーバ 2 1 0 には、ホスト P C の第 2 アクセス領域を常に監視し、第 1 アクセス領域と同期するファイル転送プログラムが搭載されている。

【 0 1 2 3 】

実験者 P C は、中継サーバ 2 1 0 の第 1 アクセス領域にアクセスし、M R I データを取得する。実験者 P C から、ホスト P C あるいは M R I 装置へアクセスすることは禁止されている。

【 0 1 2 4 】

以上のような構成により、複数の操作主体により運営される場合でも、安定的な運営が可能となり、患者のプライバシーの保護を図ることが可能となる。

【 0 1 2 5 】

今回開示された実施の形態は、本発明を具体的に実施するための構成の例示であって、本発明の技術的範囲を制限するものではない。本発明の技術的範囲は、実施の形態の説明ではなく、特許請求の範囲によって示されるものであり、特許請求の範囲の文言上の範囲および均等の意味の範囲内での変更が含まれることが意図される。

【符号の説明】

【 0 1 2 6 】

2 被験者、6 ディスプレイ、10 M R I 装置、11 磁場印加機構、12 静磁場発生コイル、14 傾斜磁場発生コイル、16 R F 照射部、18 寝台、20 受信コイル、21 駆動部、22 静磁場電源、24 傾斜磁場電源、26 信号送信部、28 信号受信部、30 寝台駆動部、32 データ処理部、36 記憶部、38 表示部、40 入力部、42 制御部、44 インタフェース部、46 データ収集部、48 画像処理部、50 ネットワークインタフェース。

【要約】

【課題】複数回に分けて行われる機能的核磁気共鳴画像法による計測において、測定の再現性を厳密に保証することが可能な脳活動測定装置を提供する。

【解決手段】M R I 装置 1 0 において、データ処理部 3 2 は、過去の測定において撮像され記憶部 3 6 に記憶されたオリジナル断層画像と、現在の撮像処理において撮像されたパイロット断層画像との相互情報量が極大となるように、オリジナル断層画像とパイロット断層画像の間の剛体変換を決定し、決定された剛体変換のパラメータに基づいて、現在の撮像処理における断層画像のスライス画像の位置および方向を補正する。

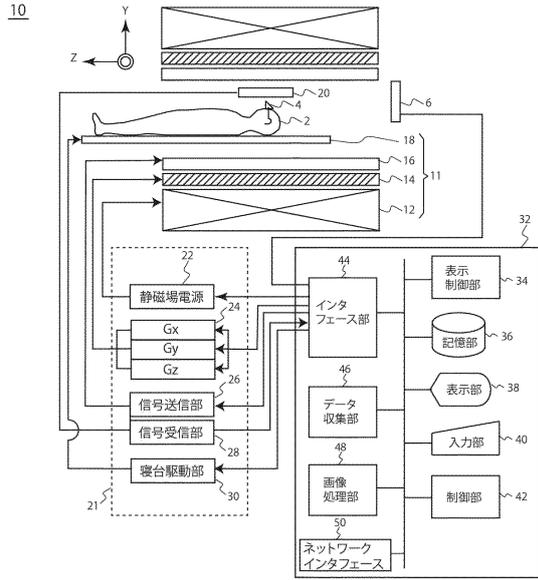
【選択図】図 1

10

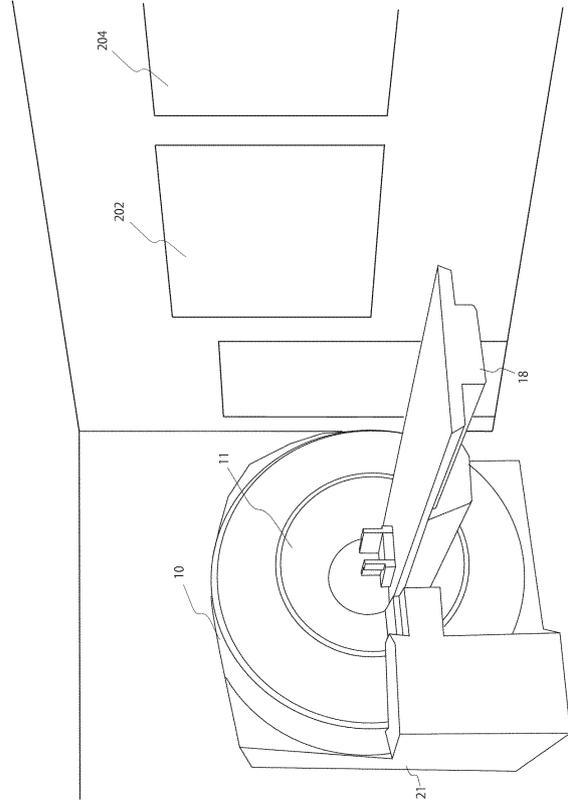
20

30

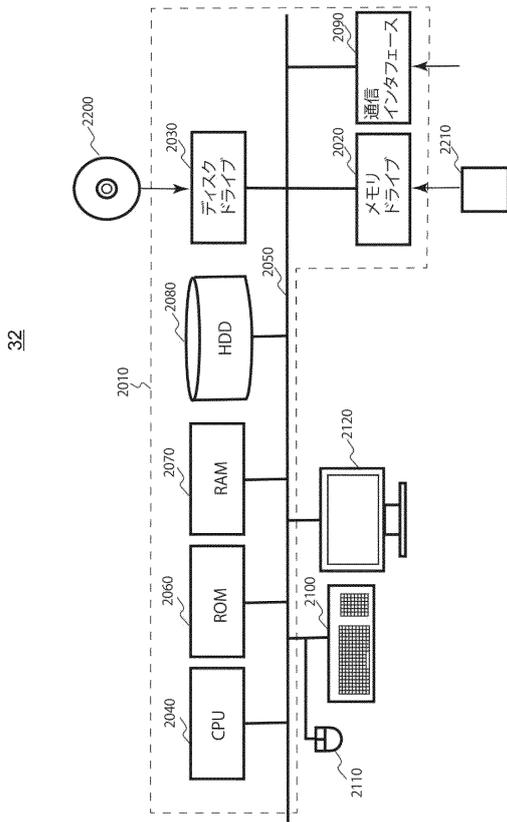
【図1】



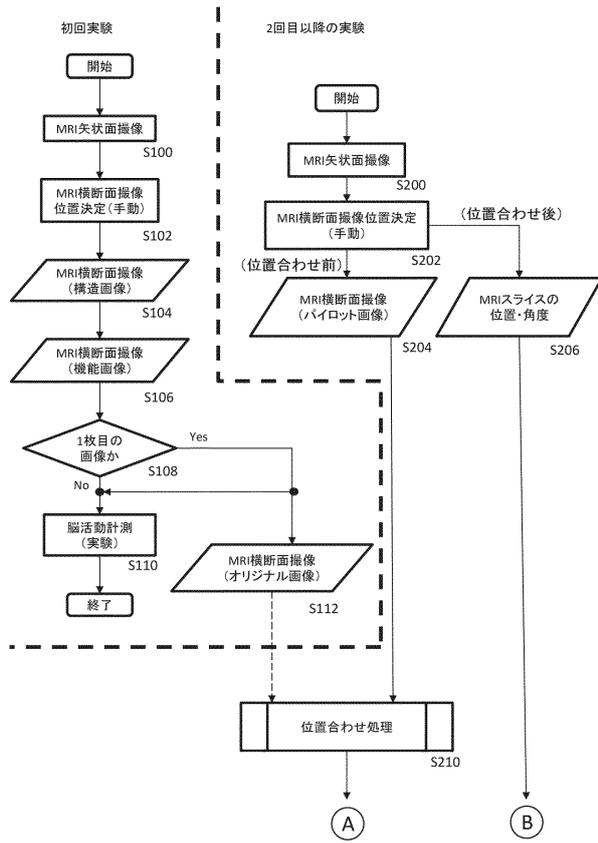
【図2】



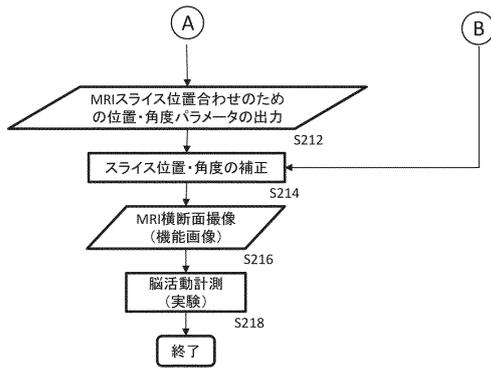
【図4】



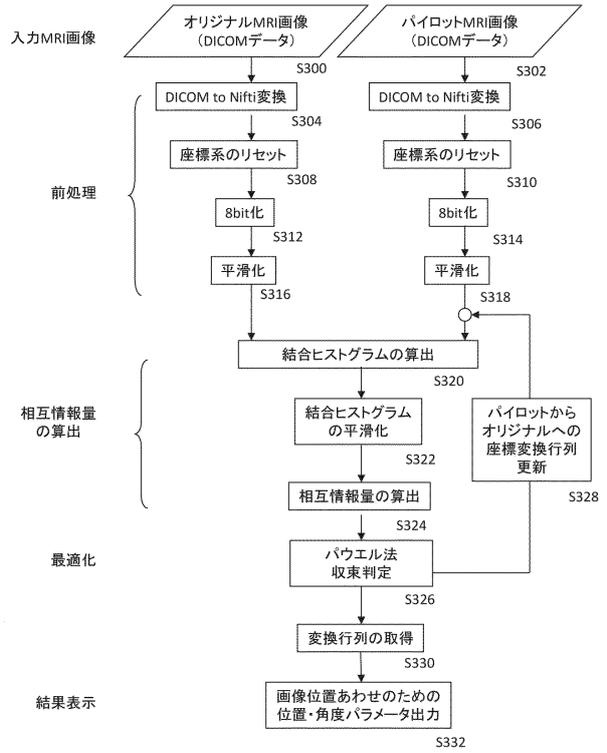
【図7】



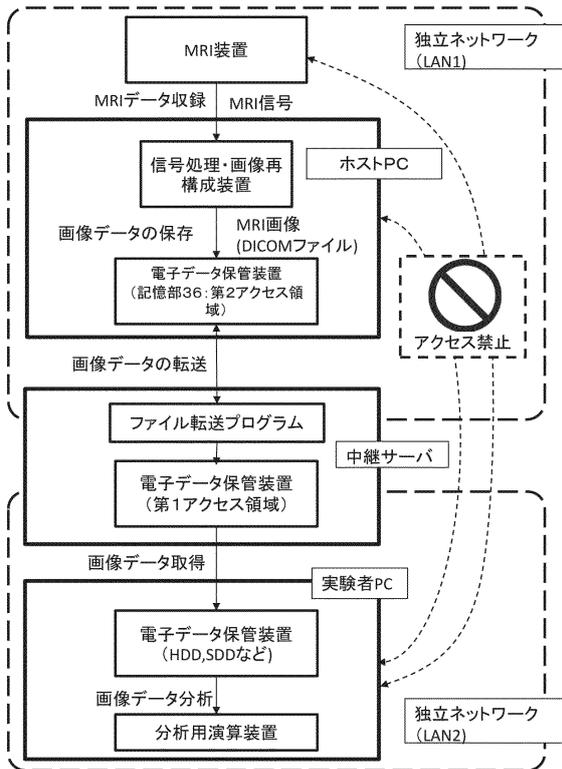
【図8】



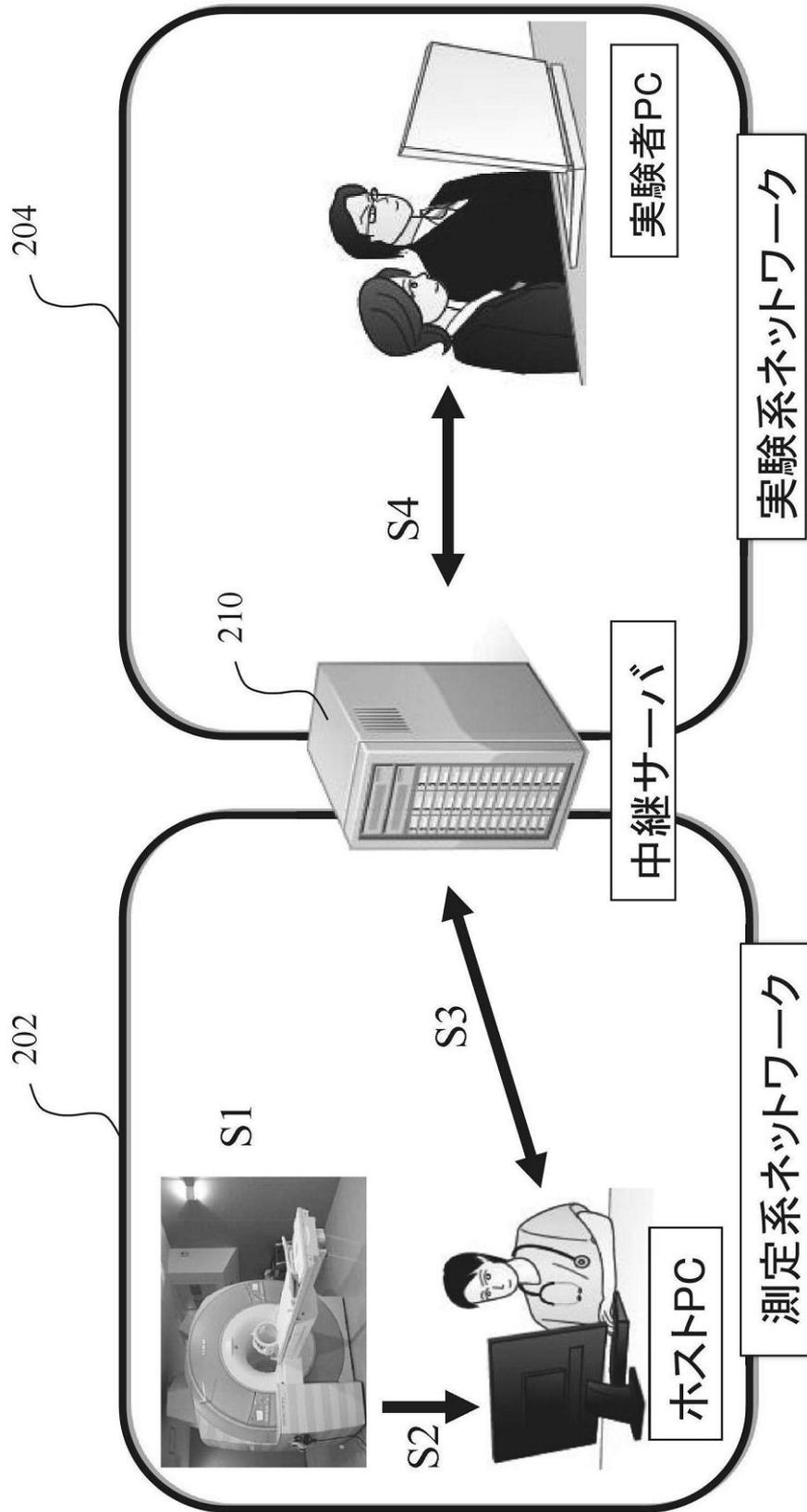
【図9】



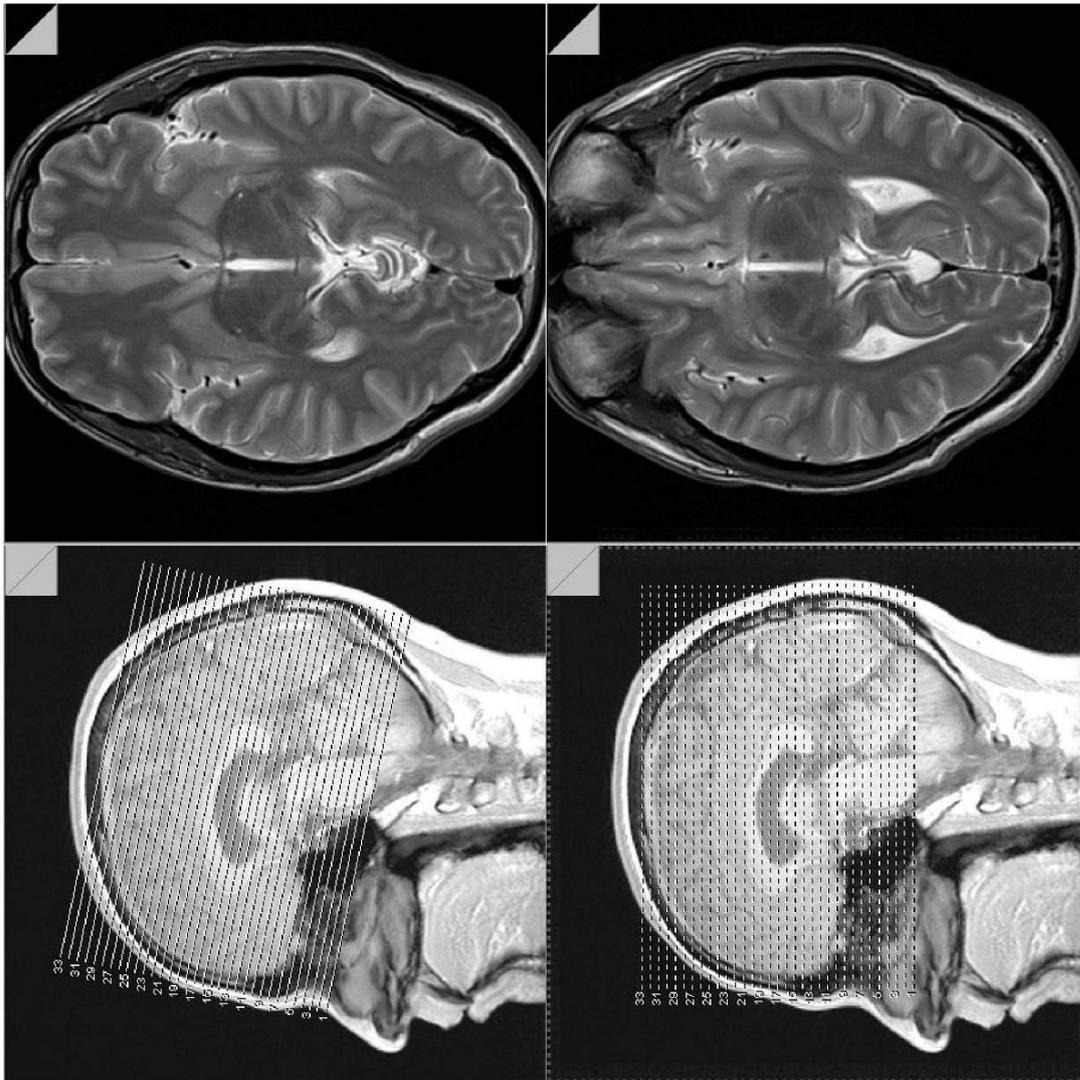
【図11】



【図3】



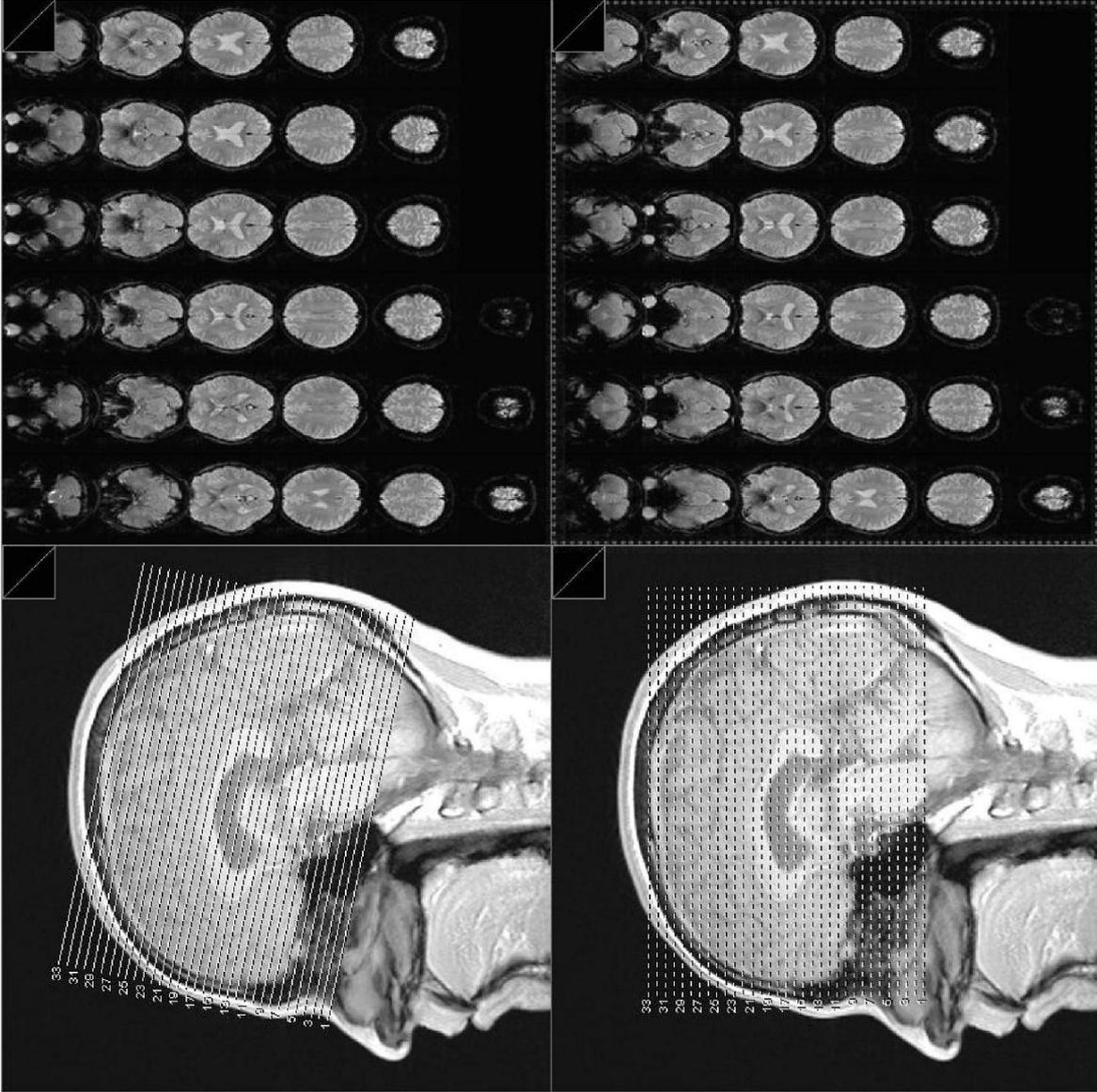
【 図 5 】



(b)

(a)

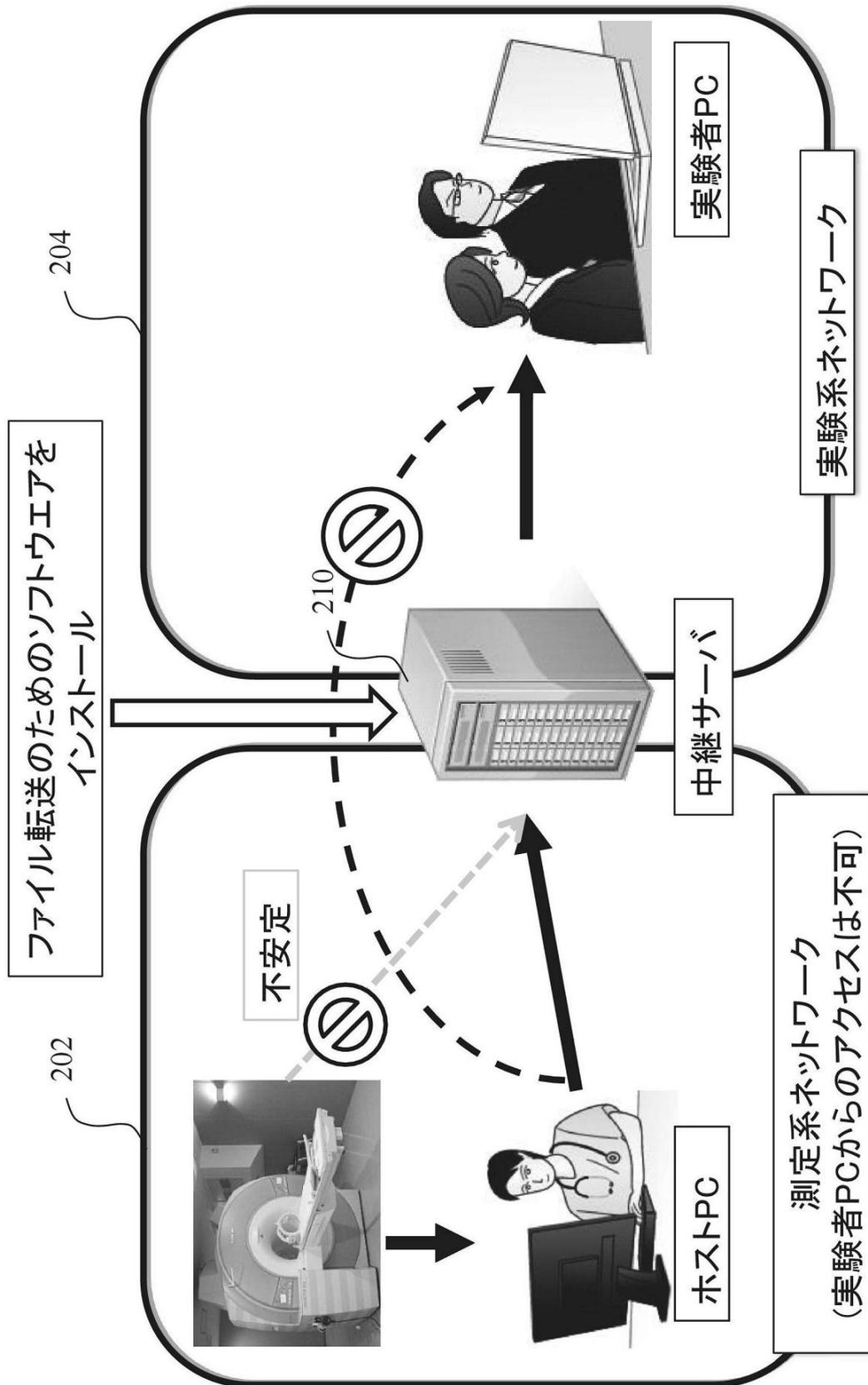
【 図 6 】



(b)

(a)

【図10】



フロントページの続き

(72)発明者 島田 育廣

京都府相楽郡精華町光台二丁目2番地2 株式会社エイティーアールプロモーションズ内

(72)発明者 藤本 一郎

京都府相楽郡精華町光台二丁目2番地2 株式会社エイティーアールプロモーションズ内

審査官 宮澤 浩

(56)参考文献 特開2005-296627(JP,A)

特開2009-28147(JP,A)

特開2009-279218(JP,A)

特開2013-94335(JP,A)

特開2013-99392(JP,A)

国際公開第2013/027540(WO,A1)

(58)調査した分野(Int.Cl.,DB名)

A61B 5/055