

(19)日本国特許庁(JP)

(12)特許公報(B2)

(11)特許番号
特許第7418357号
(P7418357)

(45)発行日 令和6年1月19日(2024.1.19)

(24)登録日 令和6年1月11日(2024.1.11)

(51)国際特許分類

F I

A 6 1 B 5/055(2006.01)

A 6 1 B 5/055 3 8 0

請求項の数 14 (全20頁)

(21)出願番号	特願2020-568502(P2020-568502)	(73)特許権者	590000248
(86)(22)出願日	令和1年6月4日(2019.6.4)		コーニンクレッカ フィリップス エヌ
(65)公表番号	特表2021-527470(P2021-527470		ヴェ
	A)		Koninklijke Philips
(43)公表日	令和3年10月14日(2021.10.14)		N. V.
(86)国際出願番号	PCT/EP2019/064432		オランダ国 5 6 5 6 アーヘー アイン
(87)国際公開番号	WO2019/238466		ドーフエン ハイテック キャンパス 5 2
(87)国際公開日	令和1年12月19日(2019.12.19)		High Tech Campus 52,
審査請求日	令和4年6月2日(2022.6.2)		5 6 5 6 AG Eindhoven, N
(31)優先権主張番号	18176929.0		etherlands
(32)優先日	平成30年6月11日(2018.6.11)	(74)代理人	110001690
(33)優先権主張国・地域又は機関	欧州特許庁(EP)		弁理士法人M&Sパートナーズ
		(72)発明者	ヘレ ミハエル ギュンター
			オランダ国 5 6 5 6 アーヘー アイン
			ドーフエン ハイ テック キャンパス 5
			最終頁に続く

(54)【発明の名称】 導電率変化の電気特性トモグラフィマッピング

(57)【特許請求の範囲】

【請求項1】

機械実行可能命令を記憶するメモリと、
医用撮像システムを制御するプロセッサと、
を含む、医用撮像システムであって、
前記機械実行可能命令の実行は、前記プロセッサに、
被験者の関心領域のB 1位相マップの休止グループを受信させ、
前記被験者の前記関心領域のB 1位相マップの活動グループを受信させ、
電気特性トモグラフィアルゴリズムに従って、B 1位相マップの前記休止グループを
使用して、前記関心領域の導電率マップの休止グループを計算させ、
前記電気特性トモグラフィアルゴリズムに従って、B 1位相マップの前記活動グルー
プを使用して、前記関心領域の前記導電率マップの活動グループを計算させ、
前記導電率マップの前記休止グループ及び前記導電率マップの前記活動グループを使
用して、前記関心領域の導電率変化マッピングを計算させ、
前記被験者の関心領域は、前記被験者の脳領域であり、
B 1位相マップの前記休止グループは、前記被験者が休止状態であるときに取得された
前記被験者の関心領域の磁気共鳴撮像データから再構成されたものであり、
B 1位相マップの前記活動グループは、前記被験者が活動状態であるときに取得された
前記被験者の関心領域の磁気共鳴撮像データから再構成されたものである、医用撮像シ
ステム。

【請求項 2】

B 1 位相マップの前記休止グループは、脳を画像化し、B 1 位相マップの前記活動グループは、前記脳を画像化し、前記導電率変化マッピングは、脳活動の差を記述している、請求項 1 に記載の医用撮像システム。

【請求項 3】

前記導電率マップの前記活動グループ及び前記導電率マップの前記休止グループの前記計算の前記電気特性トモグラフィアルゴリズムは、機械学習アルゴリズムとして少なくとも部分的に実装される、請求項 2 に記載の医用撮像システム。

【請求項 4】

前記導電率マップの前記活動グループ及び前記導電率マップの前記休止グループの前記計算の前記電気特性トモグラフィアルゴリズムは、前進微分方程式ソルバとして少なくとも部分的に実装される、請求項 2 又は 3 に記載の医用撮像システム。

【請求項 5】

前記前進微分方程式ソルバは、各ボクセルを囲むボクセルのカーネルの前記 B 1 位相マップのラプラシアンを使用して各ボクセルの導電率を計算する、請求項 4 に記載の医用撮像システム。

【請求項 6】

前記機械実行可能命令の実行はさらに、前記プロセッサに、
前記関心領域内の各ボクセルに組織タイプを割り当てる組織セグメンテーションを受信させ、

前記ラプラシアンを計算する前に、前記組織セグメンテーションを使用して各ボクセルを囲むボクセルの前記カーネルを調整させ、

各ボクセルを囲むボクセルの前記カーネルは、前記カーネル内のすべてのボクセルが同じ組織タイプを有するように調整される、
請求項 5 に記載の医用撮像システム。

【請求項 7】

前記機械実行可能命令の実行はさらに、前記プロセッサに、
前記関心領域のマグニチュード画像を受信させ、
前記マグニチュード画像及び前記導電率変化マッピングをディスプレイ上にレンダリングさせ、

前記導電率変化マッピングは前記マグニチュード画像に重ねられることと、前記導電率変化マッピング及び前記マグニチュード画像は同じスケールで隣接する領域に表示されることとのうちのいずれか 1 つである、

請求項 1 から 6 のいずれか一項に記載の医用撮像システム。

【請求項 8】

前記機械実行可能命令の実行はさらに、前記プロセッサに、
前記被験者の前記関心領域を記述する B 1 位相マッピング磁気共鳴撮像プロトコルに従って取得された磁気共鳴撮像データを受信させ、

前記磁気共鳴撮像データの一部を、前記被験者の休止状態又は前記被験者の活動状態に割り当てるメタデータを受信させ、

前記磁気共鳴撮像データの前記一部から、前記被験者の前記関心領域の複数の B 1 磁気共鳴位相マップを再構成させ、

前記メタデータを使用して前記複数の B 1 磁気共鳴位相マップのそれぞれを割り当てることにより、B 1 位相マップの前記活動グループ及び B 1 位相マップの前記休止グループを構成させる、請求項 1 から 7 のいずれか一項に記載の医用撮像システム。

【請求項 9】

前記被験者からの前記磁気共鳴撮像データを撮像ゾーンから取得する磁気共鳴撮像システムをさらに含み、前記メモリは、パルスシーケンスコマンドをさらに含み、前記パルスシーケンスコマンドは、前記磁気共鳴撮像システムを制御して、前記 B 1 位相マッピング磁気共鳴撮像プロトコルに従って、前記関心領域から前記磁気共鳴撮像データを取得する

10

20

30

40

50

ように構成され、前記関心領域は前記撮像ゾーン内にあり、前記機械実行可能命令の実行はさらに、前記プロセッサに、前記磁気共鳴撮像システムを制御させて、前記パルスシーケンスコマンドを使用して前記磁気共鳴撮像データを取得させる、請求項 8 に記載の医用撮像システム。

【請求項 1 0】

前記 B 1 位相マッピング磁気共鳴撮像プロトコルは、平衡定常状態自由歳差運動磁気共鳴撮像プロトコル、マルチエコー勾配エコー磁気共鳴撮像プロトコル、及びスピンエコーベースの磁気共鳴撮像プロトコル、のうちのいずれか 1 つである、請求項 9 に記載の医用撮像システム。

【請求項 1 1】

前記磁気共鳴撮像システムは、前記被験者に前記休止状態及び前記活動状態を示す被験者インジケータをさらに含み、前記機械実行可能命令の実行はさらに、前記プロセッサに、前記磁気共鳴撮像システムを制御させて、前記被験者インジケータが前記休止状態と前記活動状態とを交互にする間、前記磁気共鳴撮像データを繰り返し取得させ、

前記磁気共鳴撮像データの前記取得中に、前記被験者インジケータに一致するように、前記磁気共鳴撮像データの前記メタデータを生成させる、
請求項 9 又は 1 0 に記載の医用撮像システム。

【請求項 1 2】

B 1 位相マップの前記休止グループ及び B 1 位相マップの前記活動グループはそれぞれ、少なくとも 5 つの B 1 位相マップ、少なくとも 1 0 個の B 1 位相マップ、少なくとも 2 0 個の B 1 位相マップ、少なくとも 4 0 個の B 1 位相マップ、少なくとも 6 0 個の B 1 位相マップ、及び少なくとも 8 0 個の B 1 位相マップのうちのいずれか 1 つを含む、請求項 1 から 1 1 のいずれか一項に記載の医用撮像システム。

【請求項 1 3】

医用撮像システムの作動方法であって、
被験者の関心領域の B 1 位相マップの休止グループを受信するステップと、
前記被験者の前記関心領域の B 1 位相マップの活動グループを受信するステップと、
電気特性トモグラフィアルゴリズムに従って、B 1 位相マップの前記休止グループを使用して、前記関心領域の導電率マップの休止グループを計算するステップと、
前記電気特性トモグラフィアルゴリズムに従って、B 1 位相マップの前記活動グループを使用して、前記関心領域の導電率マップの活動グループを計算するステップと、
導電率マップの前記休止グループ及び導電率マップの前記活動グループを使用して、前記関心領域の導電率変化マッピングを計算するステップと、を含み、

前記被験者の関心領域は、前記被験者の脳領域であり、
B 1 位相マップの前記休止グループは、前記被験者が休止状態であるときに取得された前記被験者の関心領域の磁気共鳴撮像データから再構成されたものであり、
B 1 位相マップの前記活動グループは、前記被験者が活動状態であるときに取得された前記被験者の関心領域の磁気共鳴撮像データから再構成されたものである、方法。

【請求項 1 4】

医用撮像システムを制御するプロセッサによる実行のための機械実行可能命令を含むコンピュータプログラムであって、前記機械実行可能命令の実行は、前記プロセッサに、
被験者の関心領域の B 1 位相マップの休止グループを受信させ、
前記被験者の前記関心領域の B 1 位相マップの活動グループを受信させ、
電気特性トモグラフィアルゴリズムに従って、B 1 位相マップの前記休止グループを使用して、前記関心領域の導電率マップの休止グループを計算させ、
前記電気特性トモグラフィアルゴリズムに従って、B 1 位相マップの前記活動グループを使用して、前記関心領域の導電率マップの活動グループを計算させ、
導電率マップの前記休止グループ及び導電率マップの前記活動グループを使用して、前記関心領域の導電率変化マッピングを計算させ、
前記被験者の関心領域は、前記被験者の脳領域であり、

B 1 位相マップの前記休止グループは、前記被験者が休止状態であるときに取得された前記被験者の関心領域の磁気共鳴撮像データから再構成されたものであり、

B 1 位相マップの前記活動グループは、前記被験者が活動状態であるときに取得された前記被験者の関心領域の磁気共鳴撮像データから再構成されたものである、コンピュータプログラム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、磁気共鳴撮像に関し、特に、電気特性トモグラフィに関する。

【背景技術】

【0002】

磁気共鳴撮像（MRI）スキャナは、患者の体内の画像を生成する手順の一部として、大きな静磁場（B0）に依存して原子の核スピンを整列させる。これらの画像は、被験者のさまざまな量や特性を反映している。例えば、脳の活性化の血液動態反応は、活性化された脳領域に磁気及び電気的变化を引き起こす。MRIは、磁気的变化を、例えば脳血流又は血中酸素濃度依存（BOLD）効果に基づいて視覚化することを可能にする。後者は、通常、機能的MRI（fMRI）と呼ばれる。

【0003】

Katscherおよびvan den Bergによるレビュー論文「Electric properties tomography: Biochemical, physiological and technical background, evaluation and clinical applications」、NMR in Biomedicine 2017; e: 2729 (DOI: 10.1002/nmb.3729) は、フォワードベース及びその他の方法の電気特性トモグラフィ（EPT）を開示している。

【発明の概要】

【0004】

本発明は、独立請求項における医用撮像システム、コンピュータプログラム製品、及び方法を提供する。実施形態は、従属請求項に記載されている。

【0005】

実施形態は、脳の活性化又は脳活動の変化の間の導電率及び／又は誘電率を測定する電気特性トモグラフィ（EPT）の使用を提供する。測定は、従来のfMRI実験と同様に行われるが、活性化期間及び休止期間についてEPTマップが生成される。その後、データは、統計的手法（t検定など）を使用して分析することができるが、活性化期間及び休止期間中の電気特性を定量化することもできる。

【0006】

一態様では、本発明は、機械実行可能命令を記憶するメモリを含む医用撮像システムを提供する。医用撮像システムは、医用撮像システムを制御するプロセッサをさらに含む。機械実行可能命令の実行は、プロセッサに、被験者の関心領域のB1位相マップの休止グループを受信させる。本明細書で使用される「B1位相マップの休止グループ」という用語は、B1位相マップのあるグループである。「休止」という用語は、B1位相マップの特定のグループを示すためのものである。

【0007】

機械実行可能命令の実行はさらに、プロセッサに、被験者の関心領域のB1位相マップの活動グループを受信させる。本明細書で使用される「B1位相マップの活動グループ（active group of B1 phase maps）」という用語は、B1位相マップのあるグループを包含する。「B1位相マップ」の前の「活動」は、B1位相マップの特定のグループを示すことを目的としている。機械実行可能命令の実行はさらに、プロセッサに、電気特性トモグラフィアルゴリズムに従って、B1位相マップの休止グループを使用して、関心領域の導電率マップの休止グループを計算させる。ここでも、導電率マップの休止グループの「休止」という用語は、導電率マップの特定のグループを示すためのものである。機械実行

10

20

30

40

50

可能命令の実行はさらに、プロセッサに、電気特性トモグラフィアルゴリズムに従って、B 1 位相マップの活動グループを使用して、関心領域の導電率マップの活動グループを計算させる。本明細書で使用される「導電率マップの活動グループ (active group of conductivity maps)」という用語は、導電率マップのあるグループであり、前の「活動」という用語は、導電率マップの特定のグループを示すことを意図している。

【0008】

機械実行可能命令の実行はさらに、プロセッサに、導電率マップの休止グループ及び導電率マップの活動グループを使用して、関心領域の導電率変化マッピングを計算させる。この実施形態は、被験者の2つの異なる状態の導電率の変化を示すマッピングを生成する効果的な手段を提供するので、有益である。導電率変化マッピングの計算は、さまざまな例でさまざまな手段で影響を受ける可能性がある。例えば、一実施形態では、導電率マップの休止グループを使用して、導電率マップの平均休止グループを計算することができ、また、導電率マップの活動グループを使用して、平均活動導電率マップを計算することができる。

【0009】

この場合、導電率変化マッピングは、これら2つの平均導電率マップの差であってよい。他の例では、2つのグループを使用して、さまざまな統計的手法を適用することができる。例えば機能的磁気共鳴撮像法では、例えば脳内の機能的活動の位置を決定するために、繰り返し測定を使用する技術がいくつかある。これらの技術は、導電率マップの休止グループ及び導電率マップの活動グループに直接適用することができる。B 1 位相マップの残りのグループは、例えば、3次元データセット、2次元スライスのセット、又は場合によっては、関心領域ごとに1つの2次元スライスである。

【0010】

別の実施形態では、被験者の関心領域は、被験者の脳内の関心領域である。

【0011】

別の実施形態では、B 1 位相マップの休止グループは、脳を画像化する。B 1 位相マップの活動グループは、脳を画像化する。導電率変化マッピングは、脳活動の差を記述する。この実施形態は、脳の機能的撮像の代替手段を提供するため、有益である。導電率の変化は、脳のさまざまな領域への血流の変化に関連している。

【0012】

この実施形態の例では、脳が撮像されている被験者は、B 1 位相マップの活動グループが取得されるときにある活動を行い、B 1 位相マップの休止グループが取得されるときにこの活動を行うことを控える。そうすると、導電率変化マッピングは、活動を行うことによって引き起こされた脳の特定部分への血流の増加を示す。例えば、被験者は、B 1 位相マップの活動グループが取得されるときに、手などの特定の身体部分を動かす。別の例では、B 1 位相マップの活動グループが取得されるときに、被験者は特定のことを考えたり、光や音などの刺激を受けたりする。

【0013】

別の実施形態では、導電率マップの活動グループ及び導電率マップの休止グループの計算の電気特性トモグラフィアルゴリズムは、少なくとも部分的に機械学習アルゴリズムとして実装される。例えば、ニューラルネットワークを使用して微分方程式を解くことができる。

【0014】

別の実施形態では、導電率マップの活動グループ及び導電率マップの休止グループの計算の電気特性トモグラフィアルゴリズムは、少なくとも部分的に前進微分方程式 (forward differential equation) ソルバとして実装される。この実施形態は、さまざまな導電率マップを計算する数値的に効率的な手段を提供するので、有益である。

【0015】

別の実施形態では、前進微分方程式ソルバは、有限差分アルゴリズムである。

【0016】

10

20

30

40

50

別の実施形態では、前進微分方程式ソルバは、各ボクセルを囲むボクセルのカーネルの B 1 位相マップのラプラシアンを使用して、各ボクセルの導電率を計算する。

【0017】

別の実施形態では、機械実行可能命令の実行はさらに、プロセッサに、関心領域内の各ボクセルに組織タイプを割り当てる組織セグメンテーションを受信させる。

【0018】

機械実行可能命令の実行はさらに、プロセッサに、ラプラシアンを計算する前に、組織セグメンテーションを使用して各ボクセルを囲むボクセルのカーネルを調整させる。各ボクセルを囲むボクセルのカーネルは、各カーネル内のボクセルが同じ組織タイプを持つように調整される。この実施形態は、導電率マップを計算する数値的に正確な手段を提供するので、有益である。

【0019】

別の実施形態では、機械実行可能命令の実行はさらに、プロセッサに、関心領域を記述する磁気共鳴画像を受信させる。この磁気共鳴画像は、例えばマグニチュード画像である。機械実行可能命令の実行はさらに、プロセッサに、磁気共鳴画像をセグメント化させて、関心領域内の各ボクセルに組織タイプを割り当てる組織セグメンテーションを生成させる。

【0020】

別の実施形態では、機械実行可能命令の実行はさらに、プロセッサに、関心領域のマグニチュード画像を受信させる。機械実行可能命令の実行はさらに、プロセッサに、マグニチュード画像及び導電率変化マッピングをディスプレイ上にレンダリングさせる。これは、いくつかの異なるやり方で達成することができる。ある態様では、導電率変化マッピングがマグニチュード画像に重ね合わされる。別の態様では、導電率変化マッピング及びマグニチュード画像が同じスケールで隣接する領域に表示される。これらの両方は、医師又はオペレータが導電率変化マッピングの結果を容易に解釈することを可能にする手段を提供する。

【0021】

この例のマグニチュード画像は、さまざまな形式をとることができる。これは、個別に取得された陽子密度画像又は他の磁気共鳴画像であってもよく、また、B 1 位相マップを取得するときに取得された画像の平均であってもよい。

【0022】

別の実施形態では、機械実行可能命令の実行はさらに、プロセッサに、被験者の関心領域を記述している B 1 位相マッピング磁気共鳴撮像プロトコルに従って取得された磁気共鳴撮像データを受信させる。機械実行可能命令の実行はさらに、プロセッサに、磁気共鳴撮像データの一部分を被験者の休止状態又は被験者の活動状態に割り当てるメタデータを受信させる。

【0023】

機械実行可能命令の実行はさらに、プロセッサに、磁気共鳴撮像データの部分から被験者の関心領域の複数の B 1 磁気共鳴位相マップを再構成させる。機械実行可能命令の実行はさらに、プロセッサに、メタデータを使用して複数の B 1 磁気共鳴位相マップのそれぞれを割り当てることにより、B 1 位相マップの活動グループ及び B 1 位相マップの休止グループを構成させる。この実施形態では、生の磁気共鳴撮像データは、B 1 磁気共鳴位相マップに再構成され、次いで、これらは、メタデータを使用して、活動グループ又は休止グループのいずれかに割り当てられる。

【0024】

別の実施形態では、医用撮像システムは、撮像ゾーンから被験者から磁気共鳴撮像データを取得する磁気共鳴撮像システムをさらに含む。メモリは、パルスシーケンスコマンドをさらに含む。これらのパルスシーケンスコマンドは、磁気共鳴撮像システムを制御して、B 1 位相マッピング磁気共鳴撮像プロトコルに従って関心領域から磁気共鳴撮像データを取得するように構成されている。関心領域は、撮像ゾーン内にある。機械実行可能命令

10

20

30

40

50

の実行はさらに、プロセッサに、磁気共鳴撮像システムを制御させて、パルスシーケンスコマンドを使用して磁気共鳴撮像データを取得させる。

【0025】

別の実施形態では、B1位相マッピング磁気共鳴撮像プロトコルは、平衡定常状態自由歳差運動磁気共鳴撮像プロトコル、マルチエコーグラディエントエコー磁気共鳴撮像プロトコル、及びスピリエコーベースの磁気共鳴撮像プロトコルのうちのいずれか1つである。

【0026】

別の実施形態では、磁気共鳴撮像システムは、被験者に休止状態及び活動状態を示す被験者インジケータをさらに含む。機械実行可能命令の実行はさらに、プロセッサに、磁気共鳴撮像システムを制御させて、被験者インジケータが休止状態と活動状態とを交互に繰り返す間、磁気共鳴撮像データを繰り返し取得させる。各取得では、取得は、完全に休止状態と動作中の活動状態とのいずれかにある。機械実行可能命令の実行はさらに、プロセッサに、磁気共鳴撮像データの取得中に、被験者インジケータに一致するように磁気共鳴撮像データのメタデータを生成させる。

【0027】

別の実施形態では、B1位相マップの休止グループ及びB1位相マップの活動グループはそれぞれ、少なくとも5つのB1位相マップ、少なくとも10個のB1位相マップ、少なくとも20個のB1位相マップ、少なくとも40個のB1位相マップ、少なくとも60個のB1位相マップ、及び少なくとも80個のB1位相マップのうちのいずれか1つを含む。

【0028】

他の実施形態では、さまざまなB1マグニチュード画像が取得され、誘電率マッピングを導電率マッピングと併せて行うこともできる。いくつかの実施形態では、誘電率の変化は、導電率マッピングの変化と共に表示されてもよい。

【0029】

別の態様では、本発明は、医用撮像システムを操作する方法を提供する。方法は、被験者の関心領域からB1位相マップの休止グループを受信するステップを含む。方法は、被験者の関心領域のB1位相マップの活動グループを受信するステップをさらに含む。方法は、電気特性トモグラフィアルゴリズムに従って、B1位相マップの休止グループを使用して、関心領域の導電率マップの休止グループを計算するステップをさらに含む。方法は、電気特性トモグラフィアルゴリズムに従って、B1位相マップの活動グループを使用して、関心領域の導電率マップの活動グループを計算するステップをさらに含む。方法は、導電率マップの休止グループ及び導電率マップの活動グループを使用して、関心領域の導電率変化マッピングを計算するステップをさらに含む。

【0030】

別の態様では、本発明はさらに、医用撮像システムを制御するプロセッサによる実行のための機械実行可能命令を含むコンピュータプログラム製品を提供する。機械実行可能命令の実行は、プロセッサに、被験者の関心領域のB1位相マップの休止グループを受信させる。機械実行可能命令の実行はさらに、プロセッサに、被験者の関心領域のB1位相マップの活動グループを受信させる。機械実行可能命令の実行はさらに、プロセッサに、電気特性トモグラフィアルゴリズムに従って、B1位相マップの休止グループを使用して、関心領域の導電率マップの休止グループを計算させる。

【0031】

機械実行可能命令の実行はさらに、プロセッサに、電気特性トモグラフィアルゴリズムに従って、B1位相マップの活動グループを使用して、関心領域の導電率マップの活動グループを計算させる。機械実行可能命令の実行はさらに、プロセッサに、導電率マップの休止グループ及び導電率マップの活動グループを使用して、関心領域の導電率変化マッピングを計算させる。

【0032】

組み合わせられた実施形態が相互に排他的でない限り、本発明の前述の実施形態のうちの

1つ以上を組み合わせることができることが理解される。

【0033】

当業者には理解されるように、本発明の態様は、装置、方法、又はコンピュータプログラム製品として具現化され得る。したがって、本発明の態様は、全体的にハードウェアの実施形態、全体的にソフトウェアの実施形態（ファームウェア、常駐ソフトウェア、マイクロコードを含む）、又はソフトウェア及びハードウェアの態様を組み合わせた実施形態の形態をとることができ、本明細書ではすべて一般に「回路」、「モジュール」、又は「システム」と呼ぶことができる。さらに、本発明の態様は、コンピュータ実行可能コードが具現化された1つ以上のコンピュータ可読媒体に具現化されたコンピュータプログラム製品の形態をとることができる。

10

【0034】

1つ以上のコンピュータ可読媒体の任意の組合せを利用することができる。コンピュータ可読媒体は、コンピュータ可読信号媒体又はコンピュータ可読記憶媒体であってもよい。本明細書で使用される「コンピュータ可読記憶媒体」は、コンピューティングデバイスのプロセッサによって実行可能な命令を記憶することができる任意の有形の記憶媒体を包含する。コンピュータ可読記憶媒体は、非一時的コンピュータ可読記憶媒体と呼ばれることもある。コンピュータ可読記憶媒体はまた、有形コンピュータ可読媒体と呼ばれることもある。いくつかの実施形態では、コンピュータ可読記憶媒体はまた、コンピューティングデバイスのプロセッサによってアクセス可能なデータを記憶することもできる。コンピュータ可読記憶媒体の例としては、フロッピー（登録商標）ディスク、磁気ハードディスクドライブ、ソリッドステートハードディスク、フラッシュメモリ、USBサムドライブ、ランダムアクセスメモリ（RAM）、読み出し専用メモリ（ROM）、光ディスク、磁気光ディスク、及びプロセッサのレジスタファイルが挙げられるが、これらに限定されない。光ディスクの例としては、CD-ROM、CD-RW、CD-R、DVD-ROM、DVD-RW、又はDVD-Rディスクなどのコンパクトディスク（CD）及びデジタル汎用ディスク（DVD）がある。コンピュータ可読記憶媒体という用語はまた、ネットワーク又は通信リンクを介してコンピュータデバイスによってアクセス可能なさまざまなタイプの記録媒体を指す。例えば、データは、モデムを介して、インターネットを介して、又はローカルエリアネットワークを介して取得される。コンピュータ可読媒体上に具現化されたコンピュータ実行可能コードは、無線、有線、光ファイバケーブル、RFなどや、前述のものの任意の適切な組合せを含むがこれらに限定されない、任意の適切な媒体を使用して送信され得る。

20

30

【0035】

コンピュータ可読信号媒体は、例えば、ベースバンドで、又は搬送波の一部として、コンピュータ実行可能コードがその中に具現化された伝搬データ信号を含み得る。このような伝播信号は、電磁、光学、又はこれらの任意の適切な組合せを含むが、それらに限定されない、さまざまな形態のいずれかをとることができる。コンピュータ可読信号媒体は、コンピュータ可読記憶媒体ではなく、命令実行システム、装置、又はデバイスによる、又はそれらに関連する使用のためのプログラムを通信、伝播、又は搬送することができる任意のコンピュータ可読媒体であってもよい。

40

【0036】

「コンピュータメモリ」又は「メモリ」は、コンピュータ可読記憶媒体の一例である。コンピュータメモリは、プロセッサに直接アクセス可能な任意のメモリである。「コンピュータ記憶装置」又は「記憶装置」は、コンピュータ可読記憶媒体のさらなる例である。コンピュータ記憶装置は、任意の不揮発性コンピュータ可読記憶媒体である。いくつかの実施形態では、コンピュータ記憶装置がコンピュータメモリであってもよく、又はその逆であってもよい。

【0037】

本明細書で使用される「プロセッサ」は、プログラム、機械実行可能命令又はコンピュータ実行可能コードを実行することができる電子構成要素を包含する。「プロセッサ」を

50

含むコンピューティングデバイスへの参照は、おそらく2つ以上のプロセッサ又は処理コアを含むものと解釈されるべきである。プロセッサは、例えば、マルチコアプロセッサである。プロセッサはまた、単一のコンピュータシステム内の、又は複数のコンピュータシステム間で分散されたプロセッサの集合体を指すこともある。コンピューティングデバイスという用語はまた、1つ以上のプロセッサをそれぞれが含むコンピューティングデバイスの集合体又はネットワークを指すことがあると解釈されるべきである。コンピュータ実行可能コードは、同一のコンピューティングデバイス内にあるか、又は複数のコンピューティングデバイスに分散されていてもよい複数のプロセッサによって実行され得る。

【0038】

コンピュータ実行可能コードは、機械実行可能命令や、プロセッサに本発明の態様を行わせるプログラムを含み得る。本発明の態様のための動作を実行するためのコンピュータ実行可能コードは、Java（登録商標）、Smalltalk（登録商標）、C++などのオブジェクト指向プログラミング言語及び「C」プログラミング言語又は類似のプログラミング言語などの従来の手続き型プログラミング言語を含み、機械実行可能命令にコンパイルされた1つ以上のプログラミング言語の任意の組み合わせで書くことができる。場合によっては、コンピュータ実行可能コードは、高水準言語の形態であっても、事前にコンパイルされた形態であってもよく、その場で機械実行可能命令を生成するインタプリタと共に使用されてもよい。

【0039】

コンピュータ実行可読コードは、完全にユーザのコンピュータ上で、部分的にユーザのコンピュータ上で、スタンドアロンのソフトウェアパッケージとして、部分的にユーザのコンピュータ上かつ部分的にリモートコンピュータ上で、又は完全にリモートコンピュータ若しくはサーバ上で実行することができる。後者のシナリオでは、リモートコンピュータは、ローカルエリアネットワーク（LAN）又は広域ネットワーク（WAN）を含む任意のタイプのネットワークを介してユーザのコンピュータに接続されても、又は（例えば、インターネットサービスプロバイダを使用してインターネットを介して）外部コンピュータに接続されてもよい。

【0040】

本発明の態様は、本発明の実施形態による方法、装置（システム）、及びコンピュータプログラム製品のフローチャート図及び／又はブロック図を参照して説明される。フローチャート、図、及び／又はブロック図の各ブロック若しくはブロックの一部は、適用できる場合、コンピュータ実行可能コードの形態のコンピュータプログラム命令によって実装できることを理解される。さらに、相互に排他的でない場合、異なるフローチャート、図、及び／又はブロック図におけるブロックの組み合わせが組み合わされてもよいことが理解される。これらのコンピュータプログラム命令は、汎用コンピュータ、専用コンピュータ、又は他のプログラマブルデータ処理装置のプロセッサに提供されて、コンピュータ又は他のプログラマブルデータ処理装置のプロセッサを介して実行される命令がフローチャート及び／又はブロック図の1つ以上のブロックで指定された機能／動作を実施するための手段を作成するように、機械を生成することができる。

【0041】

これらのコンピュータプログラム命令はまた、コンピュータ、プログラマブルデータ処理装置、及び／又は他のデバイスに特定の方法で機能するように指示することができるコンピュータ可読記憶媒体に記憶されてもよく、その結果、コンピュータ可読記憶媒体に記憶された命令は、フローチャート及び／又はブロック図の1つ以上のブロックで指定された機能／動作を実装する命令を含む製造品を生成する。

【0042】

コンピュータプログラム命令はまた、コンピュータ、他のプログラマブルデータ処理装置、又は他のデバイスにロードされて、一連の動作ステップがコンピュータ、他のプログラマブル装置、又は他のデバイス上で行われて、コンピュータ又は他のプログラマブル装置上で実行される命令がフローチャート及び／又はブロック図の1つ以上のブロックで指

10

20

30

40

50

定された機能／動作を実装するためのプロセスを提供するように、コンピュータ実装プロセスを生成することも可能である。

【0043】

本明細書で使用される「ユーザインターフェース」は、ユーザ又はオペレータがコンピュータ又はコンピュータシステムと対話することを可能にするインターフェースである。「ユーザインターフェース」は、「ヒューマンインターフェースデバイス」とも呼ばれる。ユーザインターフェースは、情報又はデータをオペレータに提供し、及び／又はオペレータから情報又はデータを受信する。ユーザインターフェースは、オペレータからの入力をコンピュータが受信することを可能にし、コンピュータからの出力をユーザに提供することができる。換言すれば、ユーザインターフェースは、オペレータがコンピュータを制御又は操作することを可能にし、インターフェースは、コンピュータがオペレータの制御又は操作の効果を示すことを可能にする。ディスプレイ又はグラフィカルユーザインターフェース上のデータ又は情報の表示は、オペレータに情報を提供する一例である。キーボード、マウス、トラックボール、タッチパッド、ポインティングスティック、グラフィックスタブレット、ジョイスティック、ゲームパッド、ウェブカメラ、ヘッドセット、ペダル、ワイヤードグローブ、リモートコントロール、及び加速度計を介したデータの受信はすべて、オペレータからの情報又はデータの受信を可能にするユーザインターフェース構成要素の例である。

10

【0044】

本明細書で使用される「ハードウェアインターフェース」は、コンピュータシステムのプロセッサが外部のコンピューティングデバイス及び／又は装置と対話及び／又は制御することを可能にするインターフェースを包含する。ハードウェアインターフェースは、プロセッサが制御信号又は命令を外部のコンピューティングデバイス及び／又は装置に送信することを可能にする。ハードウェアインターフェースはまた、プロセッサが外部のコンピューティングデバイス及び／又は装置とデータを交換することも可能にする。ハードウェアインターフェースの例としては、ユニバーサルシリアルバス、IEEE 1394ポート、パラレルポート、IEEE 1284ポート、シリアルポート、RS-232ポート、IEEE-488ポート、Bluetooth接続、無線ローカルエリアネットワーク接続、TCP/IP接続、イーサネット（登録商標）接続、制御電圧インターフェース、MIDIインターフェース、アナログ入力インターフェース、及びデジタル入力インターフェースが挙げられるが、これらに限定されない。

20

【0045】

本明細書で使用される「ディスプレイ」又は「表示デバイス」は、画像又はデータを表示する出力デバイス又はユーザインターフェースを包含する。ディスプレイは、視覚データ、聴覚データ、及び／又は触覚データを出力する。ディスプレイの例としては、コンピュータモニタ、テレビ画面、タッチスクリーン、触覚電子ディスプレイ、点字スクリーン、陰極線管（CRT）、蓄積管、双安定ディスプレイ、電子ペーパー、ベクトルディスプレイ、フラットパネルディスプレイ、真空蛍光ディスプレイ（VF）、発光ダイオード（LED）ディスプレイ、エレクトロルミネッセンスディスプレイ（ELD）、プラズマディスプレイパネル（PDP）、液晶ディスプレイ（LCD）、有機発光ダイオードディスプレイ（OLED）、プロジェクタ、及びヘッドマウントディスプレイが挙げられるが、これらに限定されない。

30

40

【0046】

本明細書では、磁気共鳴撮像データは、MR走査中に磁気共鳴装置のアンテナを使用して、原子スピンによって放出された無線周波数信号の記録された測定値であると定義される。本明細書では、磁気共鳴画像データは、磁気共鳴k空間データから再構成された解剖学的データの2次元又は3次元の再構成された視覚化であると定義される。磁気共鳴画像データの視覚化は、コンピュータを使用して行うことができる。

【図面の簡単な説明】

【0047】

50

以下では、本発明の好ましい実施形態を、単なる例として、図面を参照して説明する。

【0048】

【図1】図1は、医用撮像システムの例を示す。

【図2】図2は、図1の医用撮像システムを操作する方法を説明するフローチャートを示す。

【図3】図3は、医用撮像システムのさらなる例を示す。

【図4】図4は、図3の医用撮像システムを操作する方法を説明するフローチャートを示す。

【図5】図5は、複数のB1磁気共鳴位相マップを分類する方法を説明する。

【図6】図6は、本明細書のいくつかの例に従って構成された導電率変化マッピングの例を示す。

10

【発明を実施するための形態】

【0049】

これらの図の同様の番号の要素は、同等の要素であるか、同じ機能を実行する。機能が同等である場合、以前に説明した要素については、後の図で必ずしも説明する必要はない。

【0050】

図1は、医用撮像システム100の一例を示す。医用撮像システム100は、プロセッサ104を含むコンピュータ102を含むものとして示されている。プロセッサは、オプションのハードウェアインターフェース106及びオプションのユーザインターフェース108に接続されているものとして示されている。ユーザインターフェース108は、画像をレンダリングするためのディスプレイであるか、又はそれを含み得る。ハードウェアインターフェース106は、例えば、ネットワークインターフェースであるか、又はそれはまた、医用撮像システムの他の構成要素とデータ又はコマンドを交換するために使用される。プロセッサ104は、メモリ110に接続されているものとしてさらに示されている。メモリ110は、プロセッサ104にアクセス可能なメモリの任意の組み合わせであり得る。これには、メインメモリ、キャッシュメモリ、及びフラッシュRAM、ハードドライブ、その他のストレージデバイスなどの不揮発性メモリが含まれ得る。いくつかの例では、メモリ110は、非一時的なコンピュータ可読媒体と見なされてもよい。

20

【0051】

メモリは、機械実行可能命令120を含むものとして示されている。機械実行可能命令120は、プロセッサ104がさまざまなデータ処理タスクを行うことを可能にし、また、いくつかの例では、医用撮像システム100の他の構成要素を制御することを可能にする。

30

【0052】

メモリ110は、B1位相マップの休止グループ122を含むものとして示されている。B1位相マップの休止グループ122は、B1位相マップの休止グループとラベル付けされたB1位相マップのグループである。メモリ110は、B1位相マップの活動グループ124を含むものとしてさらに示されている。同様に、B1位相マップの活動グループ124は、B1位相マップの活動グループ124とラベル付けされたB1位相マップのグループである。メモリ110は、B1位相マップの休止グループ122のそれぞれを使用して計算された導電率マップの休止グループ126を含むものとしてさらに示されている。メモリ110は、B1位相マップの活動グループ124のそれぞれを使用して計算された導電率マップの活動グループ128を含むものとしてさらに示されている。メモリ110は、導電率変化マッピング130を含むものとしてさらに示されている。導電率変化マッピング130は、導電率マップの休止グループ126及び導電率マップの活動グループ128を使用して計算された、被験者の関心領域の導電率の変化である。

40

【0053】

図2は、図1の医用撮像システム100を操作する方法を説明するフローチャートを示す。最初に、ステップ200において、プロセッサ104は、被験者の関心領域についてのB1位相マップの休止グループ122を受信する。次に、ステップ202において、プ

50

ロセッサ 104 は、被験者の関心領域の B1 位相マップの活動グループ 124 を受信する。B1 位相マップの休止グループ 122 及び B1 位相マップの活動グループ 124 は、さまざまなやり方で受信することができる。ある場合には、これらは、ネットワーク又は他のデータ転送方法を介して受信される。他の例では、医用撮像システムは、磁気共鳴撮像システムの一部であってよく、B1 位相マップの休止グループ 122 及び B1 位相マップの活動グループ 124 は、磁気共鳴撮像データからそれらを再構成することによって受信される。

【0054】

次に、ステップ 204 において、B1 位相マップの休止グループから、導電率マップの休止グループ 126 が、関心領域について計算される。次に、ステップ 206 において、B1 位相マップの活動グループ 124 を使用して、導電率マップの活動グループ 128 が、関心領域について計算される。導電率マップの休止グループ 126 及び導電率マップの活動グループ 128 は両方とも、電気特性トモグラフィアルゴリズムに従って計算される。最後に、ステップ 208 において、導電率マップの休止グループ 126 及び導電率マップの活動グループ 128 を使用して、導電率変化マッピング 130 が、関心領域について計算される。図 2 に示していないオプションのステップには、導電率変化マッピングをレンダリングすることなどを含み、これはまた、関心領域を示す磁気共鳴画像と共にディスプレイ上に導電率変化マッピングをレンダリングすることを含み得る。

【0055】

図 3 は、医用撮像システム 300 のさらなる例を示す。図 3 の医用撮像システム 300 は、磁気共鳴撮像システムをさらに含むことを除いて、図 1 の医用撮像システム 100 と同様である。

【0056】

磁気共鳴撮像システム 302 は、磁石 304 を含む。磁石 304 は、その中にボア 306 を有する円筒型の超伝導磁石である。異なる種類の磁石の使用も可能である。例えば、分割円筒形磁石やいわゆるオープン磁石の両方を使用することも可能である。分割円筒形磁石は、クライオスタットが磁石のアイソプレーンへのアクセスを可能にするために 2 つのセクションに分割されていることを除いて、標準的な円筒形磁石と同様であり、このような磁石は、例えば、荷電粒子ビーム治療と併用される。オープン磁石は、被験者を受け入れるのに十分な大きさの空間を間に有して、上下の 2 つの磁石セクションを有し、この 2 つのセクションの配置はヘルムホルツコイルの場合と同様である。オープン磁石は、被験者の閉塞感が少ないため、人気がある。円筒形磁石のクライオスタットの内部には、超伝導コイルの集合体がある。円筒形磁石 304 のボア 306 内には、磁気共鳴撮像を行うのに磁場が十分に強力かつ均一である撮像ゾーン 308 がある。関心領域 309 が撮像ゾーン 308 内に示されている。取得される磁気共鳴データは、典型的には関心領域について取得される。被験者 318 は、被験者 318 の少なくとも一部が撮像ゾーン 308 及び関心領域 309 内にあるように、被験者支持体 320 によって支持されているように示されている。

【0057】

磁石のボア 306 内には、磁場勾配コイル 310 のセットも存在し、これは、磁石 304 の撮像ゾーン 308 内の磁気スピンを空間的に符号化するための予備的な磁気共鳴データの取得のために使用される。磁場勾配コイル 310 は、磁場勾配コイル電源 312 に接続されている。磁場勾配コイル 310 は、代表的なものであることが意図されている。典型的には、磁場勾配コイル 310 は、3 つの直交する空間方向において空間的に符号化するための 3 つの別個のコイルセットを含む。磁場勾配電源は、磁場勾配コイルに電流を供給する。磁場勾配コイル 310 に供給される電流は、時間の関数として制御され、ランプ状にされてもパルス状にされてもよい。

【0058】

撮像ゾーン 308 に隣接して、撮像ゾーン 308 内の磁気スピンの配向を操作し、撮像ゾーン 308 内のスピンからの無線送信も受信するための無線周波数コイル 314 がある

。この例では、無線周波数コイル 3 1 4 は、ヘッドコイルであり、関心領域 3 0 9 は、被験者 3 1 8 の脳を画像化する。

【 0 0 5 9 】

無線周波数アンテナは、複数のコイル要素を含むことができる。無線周波数アンテナはまた、チャンネル又はアンテナとも呼ばれる。無線周波数コイル 3 1 4 は、無線周波数トランシーバ 3 1 6 に接続されている。無線周波数コイル 3 1 4 及び無線周波数トランシーバ 3 1 6 は、別個の送信コイル及び受信コイル、ならびに別個の送信器及び受信器と置き換えられてもよい。無線周波数コイル 3 1 4 及び無線周波数トランシーバ 3 1 6 は、代表的であることが理解される。無線周波数コイル 3 1 4 は、専用の送信アンテナ及び専用の受信アンテナを表すことも意図されている。同様に、トランシーバ 3 1 6 もまた、別個の送信器及び受信器を表してもよい。無線周波数コイル 3 1 4 はまた、複数の受信／送信要素を有してもよく、無線周波数トランシーバ 3 1 6 は、複数の受信／送信チャンネルを有してもよい。例えば SENSE などのパラレル撮像技術が行われる場合、無線周波数コイル 3 1 4 は、複数のコイル要素を有することになる。

【 0 0 6 0 】

磁石 3 0 4 のボア 3 0 6 内に、被験者インジケータ 3 2 2 が存在する。被験者インジケータは、例えば、被験者 3 1 8 に音声及び／又は視覚刺激を提供する。被験者インジケータ 3 2 2 は、2 つの異なる明白な状態、すなわち、活動状態及び休止状態のうちの 1 つで刺激を提供することができる。被験者インジケータ 3 2 2 が活動状態を示すとき、被験者 3 1 8 は、特定のことを考えているか、又は、手足を動かすか若しくは別の行動を行うなど、特定の身体活動を行っている。被験者インジケータ 3 2 2 は、例えば、被験者 3 1 8 に見えるライトを有するか、ディスプレイであるか、又は音声信号を提供する。トランシーバ 3 1 6、勾配コントローラ 3 1 2、及び被験者インジケータ 3 2 2 は、コンピュータシステム 1 0 2 のハードウェアインターフェース 1 0 6 に接続されているものとして示されている。

【 0 0 6 1 】

メモリ 1 1 0 は、パルスシーケンスコマンド 3 3 0 を含むものとしてさらに示されている。パルスシーケンスコマンドは、プロセッサ 1 0 4 が磁気共鳴撮像システム 3 0 2 を制御することを可能にするコマンドか、又はそのようなコマンドに変換可能なデータのいずれかである。メモリ 1 1 0 は、パルスシーケンスコマンド 3 3 0 で磁気共鳴撮像システム 3 0 2 を制御することによって取得された磁気共鳴撮像データ 3 3 2 を含むものとしてさらに示されている。パルスシーケンスコマンド 3 3 0 はまた、磁気共鳴撮像データ 3 3 2 の個々の取得中に、被験者インジケータ 3 2 2 が活動状態を示すことと休止状態を示すこととの間で変化するようにする命令を含み得る。磁気共鳴撮像データ 3 3 2 がどちらの状態にあるのかを後に決定するために使用することができるデータはメタデータ 3 3 4 内にある。

【 0 0 6 2 】

メタデータ 3 3 4 は、メモリ 1 1 0 に記憶されているものとして示されている。メモリ 1 1 0 は、磁気共鳴撮像データ 3 3 2 から再構成された複数の B 1 磁気共鳴位相マップ 3 3 6 を示している。メタデータ 3 3 4 は、複数の B 1 磁気共鳴位相マップのどれが B 1 位相マップの休止グループ 1 2 2 及び B 1 位相マップの活動グループ 1 2 4 に属するかを決定するために使用することができるキーである。プロセッサ 1 0 4 は、メタデータ 3 3 4 を使用して、複数の B 1 磁気共鳴位相マップ 3 3 6 を、B 1 位相マップの休止グループ 1 2 2 及び B 1 位相マップの活動グループ 1 2 4 に分類することができる。

【 0 0 6 3 】

図 4 は、図 3 の医用撮像システム 3 0 0 を操作する方法を説明するフローチャートを示す。図 4 の方法は、図 2 に説明した方法と同様であるが、いくつかの追加ステップが追加されている。図 4 の方法は、ステップ 4 0 0 から開始する。ステップ 4 0 0 において、プロセッサ 1 0 4 は、磁気共鳴撮像システム 3 0 2 を制御して、磁気共鳴撮像データ 3 3 2 を繰り返し取得する。ステップ 4 0 0 が行われると、ステップ 4 0 2 も行われる。ステッ

プ 4 0 2 において、プロセッサ 1 0 4 は、磁気共鳴撮像データ 3 3 2 のメタデータ 3 3 4 を生成する。これは、磁気共鳴撮像データの取得中にメタデータが被験者インジケータ 3 2 2 と一致するようにするためである。

【 0 0 6 4 】

次に、ステップ 4 0 4 において、プロセッサは、磁気共鳴撮像データ 3 3 2 を受信する。この方法の磁気共鳴撮像データは、被験者 3 1 8 の脳領域の関心領域 3 0 9 について取得されている。次に、ステップ 4 0 6 において、プロセッサ 1 0 4 は、メタデータ 3 3 4 を受信する。次に、ステップ 4 0 8 において、プロセッサは、磁気共鳴撮像データ 3 3 2 の部分から、複数の B 1 磁気共鳴位相マップ 3 3 6 を再構成する。次に、ステップ 4 1 0 において、プロセッサ 1 0 4 は、メタデータ 3 3 4 を使用して、複数の B 1 磁気共鳴位相マップのそれぞれを B 1 位相マップの活動グループ 1 2 4 及び位相マップの休止グループ 1 2 2 に割り当てることによって、B 1 位相マップの活動グループ 1 2 4 及び位相マップの休止グループ 1 2 2 を構成又は分類する。ステップ 4 1 0 の後、方法は、次に、図 2 に示すステップ 2 0 0 に進む。

【 0 0 6 5 】

磁気共鳴撮像法は、体のさまざまな臓器の解剖学的構造及び形態を視覚化するのに非常に貴重なツールである。それに加えて、MRI は、脳血流に関連する変化を検出することによって脳活動を測定するために使用することができる。これはまた、機能的磁気共鳴撮像法 (fMRI) とも呼ばれる。これは、脳血流と神経細胞活性化とが結びついているという事実依存している。脳の特定の領域が使用されている場合 (例えば、人が積極的に筋肉を動かしているときの運動皮質の一部)、その領域への脳血流及び酸素消費量が増加する。

【 0 0 6 6 】

脳の活性化の血液動態反応は、活性化された脳領域に磁気及び電気的变化を引き起こす。これまで、例えば、脳血流 (CBF) の変化又は脱酸素化された血液の磁気特性に基づいて、血液動態反応の磁気変化を MRI で画像化する方法しか分かっていない。血液動態反応の電気的变化を画像化する方法は分かっていない。

【 0 0 6 7 】

fMRI の主要な形式は、血中酸素濃度依存 (BOLD) 効果に基づいている。ヘモグロビンは、その酸素化型及び脱酸素化型で異なる磁気特性を示し、これは、MRI スキャナを使用して、通常は T 2 * に敏感なシーケンスによって検出可能な磁気信号の変動をもたらす。スキャン中に被験者が行う行動が何度も繰り返される場合、統計的手法を使用して、結果としてこの違いが確実により多くある脳の領域、したがって、当該行動中に脳のどの領域が最も活動であるかが決定される。結果として得られる脳の活性化は、色分けされ、以前に取得された解剖学的画像に重ね合わされ、したがって、脳の活動的な部分を視覚化することができる。

【 0 0 6 8 】

fMRI は、外科医が手術を計画したり、他の治療法を決定したりできるようにするために、腫瘍に関する脳の活性化を視覚化するために臨床的に使用される。神経科学では、fMRI は、うつ病、統合失調症、自閉症、てんかんなどのさまざまな病気の理解を深める可能性のある、挙動や行動などに関連する脳内の複雑なプロセスを研究するための待ち望まれたツールである。

【 0 0 6 9 】

実施例は、脳の活性化中の導電率及び／又は誘電率を測定するための電気特性トモグラフィ (EPT) の使用を提供する。測定は、従来の fMRI 実験と同様に行われるが、BOLD コントラストの代わりに、活性化期間及び休止期間について EPT マップが生成される。その後、データは、統計的手法を使用して分析できるが、活性化期間及び休止期間中の電気特性を定量化することもできる。BOLD 測定は、主に脱酸素化された血液の増加による変化に依存しているため、信号は静脈血に偏っている可能性があるが、提案されたアプローチではこれは当てはまらない。

【0070】

脳血流量の増加は、活性化領域の導電率（血液の導電率～1.25 S/mは灰／白質の導電率～0.45 S/mよりも高いため）及び活性化領域の誘電率（血液の（比）誘電率～70は灰／白質の（比）誘電率～60よりも高いため）を増加させる。

【0071】

データ収集のための平衡定常状態自由歳差運動（bSSFP）シーケンス（パルスシーケンスコマンド330）を使用して、EPT fMRI測定を行うことができる。スキャンの画像ボリュームは、脳全体又は活動が予想される単一の領域（関心領域309）を対象とする。画像ボリュームは数回取得される。例えば60回のダイナミクスが行われる。スキャン中、ボランティア又は患者は、休止期間と交互に特定のタスク、例えば指をタッピングする、写真を見る、言葉を出すなど（下の図5を参照）を行うようにアドバイスされる。再構成されたマグニチュード画像に加えて、スキャンの位相画像も、

$$\sigma = \Delta \phi / 2 \mu \omega^2 \quad (1)$$

を介する後続の導電率マップの再構成のために記憶される。ここで、 ω はラーモア周波数であり、 Δ はラプラス演算子（3Dの2次空間導関数）であり、 ϕ はbSSFP位相マップであり、 μ は体内の透磁率である。導電率は、式（1）を使用して、60回のダイナミクスすべてに対して個別に再構成され、結果は、fMRIに通常適用される統計的手法を使用して調べられる。組織の誘電率を再構成するために同じ手順を行うことができ、これは、脳のB1マップ（つまり、RF送信フィールドの大きさ）が追加で測定されたならば可能にされる。導電率ベースのfMRIは、誘電率ベースのfMRIよりも将来性がある。これは、（a）位相をB1の大きさよりも高速かつ正確に測定できるため、（b）血液と脳との差が、誘電率よりも導電率の方が高いためである。

【0072】

異なるダイナミクスからの導電率マップを比較すると、不完全な測定又は不完全な再構成からのエラーは、これらのエラーがすべてのダイナミクスについて（ほぼ）同じである限り、相殺される。

【0073】

図5は、複数のB1磁気共鳴位相マップ336を分類する方法を説明する図を示す。患者（被験者318）は、画像ボリュームが絶えず取得されている間に、（被験者インジケータ322によって）特定のタスクを実行するようにアドバイスされている。プロットの上部は、被験者インジケータ322によって提供される信号500を示す方形波波形を示す。2つの状態は、活動状態504と休止状態、つまり、非活動502とを有する。この下には、複数のB1磁気共鳴位相マップ336を表す一連の画像がある。波形500からのデータは、メタデータの形で複数のB1磁気共鳴位相マップ336のそれぞれに関連させることができ、メタデータは、次に、複数のB1磁気共鳴位相マップ336を、B1位相マップの休止グループ122及びB1位相マップの活動グループ124に分類するために使用される。

【0074】

図6は、本明細書のいくつかの実施例に従って構成された導電率変化マッピングの例を示す。マトリックスに配置された9つの画像がある。縦列では、これは、同じ時間に、被験者の異なる動きに対して取得されたデータに対応する。縦列600の画像は、活動状態の被験者による左手の動きに対応している。中央の縦列602の画像は、活動状態の被験者による右手の動きに対応している。右端の縦列604は、被験者の両足の動きに対応している。

【0075】

第1の横列606の画像は、活性化がある場合とない場合との導電率マップ間のt値を計算した結果を示している。活性化を伴う導電率マップは、導電率マップの活動グループ128に対応する。活性化を伴わない導電率マップは、導電率マップの休止グループ126に対応する。横列606の図は、活性化がある場合とない場合との導電率変化マッピング130の一例である。横列608は、BOLD効果を使用した対応する従来のfMRI

研究からの統計的 t 検定の結果を示している。下の横列、つまり、横列 610 は、bSSFPM マグニチュード画像に重ね合わせた横列 608 の結果を示している。各縦列 600、602、604 には、関心領域 612 がある。各縦列内で、関心領域 612 は同一である。
【0076】

上の図 6 は、3 T 磁石を使用して、左手、右手、及び両足の動きをテストする 3 つの異なるボランティア実験の結果を示している。脳の活性化の領域は、従来の EPI を使用した場合と、提案された EPT を使用した場合の fMRI でほぼ同じである。活性化の有無による導電率の差は 0.1 S/m ほどであり、これは、10% の血液量の変化に相当し、予測と一致している。EPT を使用すると、活性化された領域は脳の内部に向かってぼやけて見える。これは、次の問題で説明できる。

10

【0077】

式 (1) のラプラシアンを解くことは、ターゲットボクセルの周りにボクセルのアンサンブル（いわゆる「カーネル」）を数値的に必要とする。このカーネルは、再構成エラーを回避するために、ターゲットボクセルと同じ導電率のボクセルに基づいている必要がある。通常、これは、カーネル及び組織の局所的な幾何学的形状に一致するように、bSSFPM マグニチュード画像からの組織境界を考慮に入れることによって実現される。fMRI の場合、活性化領域及び非活性化領域間の組織境界は得られず、これが、活性化領域がぼやけて見えるという上記の観察の理由である。ぼやけは脳の内部に向かってのみ現れ（活性化領域のこちら側には明確な境界が与えられていないため）、ぼやけは脳の外部に向かっては現れない（活性化領域のこちら側には明確な境界が与えられているため）。

20

【0078】

本発明は、図面及び前述の説明において詳細に図示及び説明されてきたが、このような図示及び説明は例示的であり、限定的ではないと考えられるべきである。本発明は、開示された実施形態に限定されない。

【0079】

開示された実施形態に対する他の変形形態は、図面、開示、及び添付の特許請求の範囲の検討から、特許請求された発明を実施する際に当業者によって理解され、実施されることができる。特許請求の範囲において、「含む」という語は、他の要素又はステップを排除するものではなく、また、単数形は、複数を排除するものではない。単一のプロセッサ又は他のユニットが、特許請求の範囲に列挙されるいくつかのアイテムの機能を満たすことができる。特定の手段が相互に異なる従属請求項に記載されているという単なる事実は、これらの手段の組み合わせを有利に使用することができないことを示すものではない。コンピュータプログラムは、他のハードウェアと一緒に、又はその一部として供給される光記憶媒体又はソリッドステート媒体などの適切な媒体上に記憶／配布することができるが、インターネット又は他の有線もしくは無線電気通信システムを介するなど、他の形態で配布することもできる。特許請求の範囲におけるいかなる参照符号も、範囲を限定するものとして解釈されるべきではない。

30

【符号の説明】

【0080】

- 100 医用撮像システム
- 102 コンピュータ
- 104 プロセッサ
- 106 ハードウェアインターフェース
- 108 ユーザインターフェース
- 110 コンピュータメモリ
- 120 機械実行可能命令
- 122 B1 位相マップの休止グループ
- 124 B1 位相マップの活動グループ
- 126 導電率マップの残りのグループ
- 128 導電率マップの活動グループ

40

50

- 1 3 0 導電率変化マッピング
- 2 0 0 被験者の関心領域の B 1 位相マップの休止グループを受信する
- 2 0 2 被験者の関心領域の B 1 位相マップの活動グループを受信する
- 2 0 4 電気特性トモグラフィアルゴリズムに従って、B 1 位相マップの休止グループを使用して、関心領域の導電率マップの休止グループを計算する
- 2 0 6 電気特性トモグラフィアルゴリズムに従って、B 1 位相マップの活動グループを使用して、関心領域の導電率マップの活動グループを計算する
- 2 0 8 導電率マップの休止グループ及び導電率マップの活動グループを使用して、関心領域の導電率変化マッピングを計算する
- 3 0 0 医用撮像システム
- 3 0 2 磁気共鳴撮像システム
- 3 0 4 磁石
- 3 0 6 磁石のボア
- 3 0 8 撮像ゾーン
- 3 0 9 関心領域
- 3 1 0 磁場勾配コイル
- 3 1 2 磁場勾配コイルの電源
- 3 1 4 無線周波数コイル
- 3 1 6 トランシーバ
- 3 1 8 被験者
- 3 2 0 被験者支持体
- 3 2 2 被験者インジケータ
- 3 3 0 パルスシーケンスコマンド
- 3 3 2 磁気共鳴撮像データ
- 3 3 4 メタデータ
- 3 3 6 複数の B 1 磁気共鳴位相マップ
- 4 0 0 磁気共鳴撮像システムを制御して、被験者インジケータが休止状態と活動状態とを交互に繰り返す間、磁気共鳴撮像データを繰り返し取得する
- 4 0 2 磁気共鳴撮像データの取得中に、被験者インジケータと一致するように磁気共鳴撮像データのメタデータを生成する
- 4 0 4 被験者の関心領域を記述している B 1 位相マッピング磁気共鳴撮像プロトコルに従って取得された磁気共鳴撮像データを受信する
- 4 0 6 磁気共鳴撮像データの一部を被験者の休止状態又は被験者の活動状態に割り当てるメタデータを受信する
- 4 0 8 磁気共鳴撮像データの一部から被験者の関心領域の複数の B 1 磁気共鳴位相マップを再構成する
- 4 1 0 メタデータを使用して複数の B 1 磁気共鳴位相マップのそれぞれを割り当てることにより、B 1 位相マップの活動グループ及び B 1 位相マップの休止グループを構成する
- 5 0 0 被験者インジケータによって提供される信号
- 5 0 2 休止状態
- 5 0 4 活動状態
- 6 0 0 活動期間中の左手の動き
- 6 0 2 活動期間中の右手の動き
- 6 0 4 活動期間中の両足の動き
- 6 0 6 活性化を伴う場合と伴わない場合との導電率マップ間の t 値
- 6 0 8 BOLD を使用した従来の fMRI の結果
- 6 1 0 bSSFP マグニチュードマップにオーバーレイされた 6 0 8 からの図
- 6 1 2 マッピングを有する関心領域

10

20

30

40

50

【図面】

【図 1】

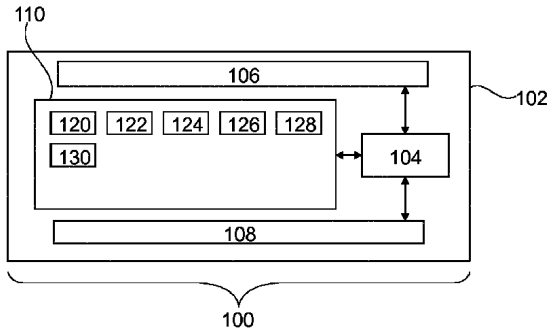


Fig. 1

【図 2】

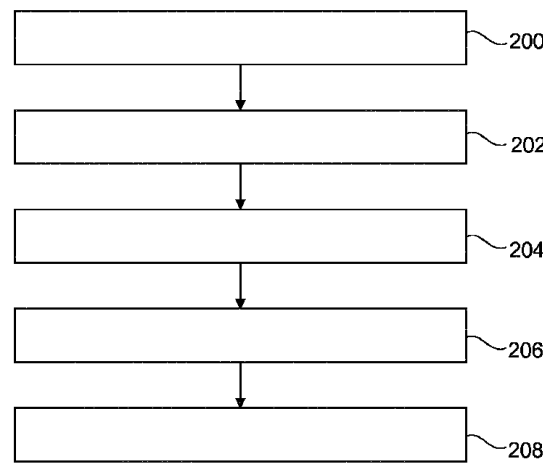


Fig. 2

【図 3】

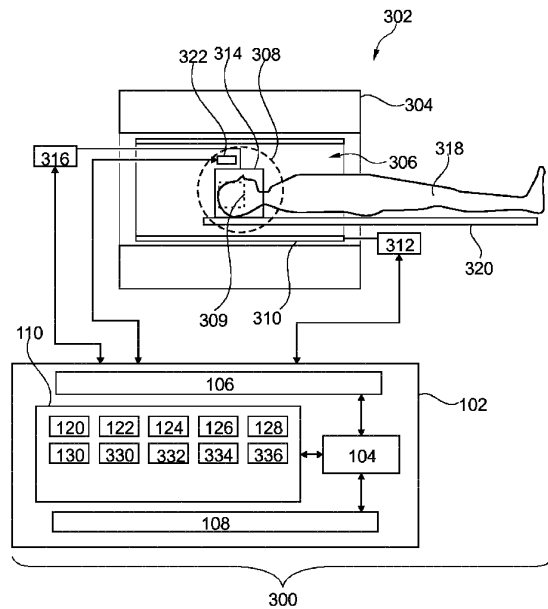


Fig. 3

【図 4】

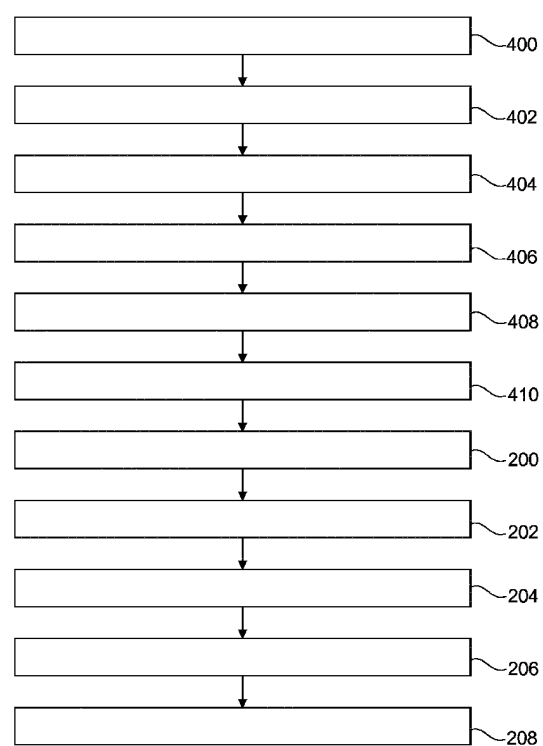


Fig. 4

10

20

30

40

50

【図 5】

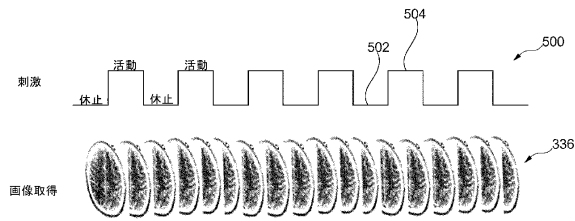


図 5

【図 6】

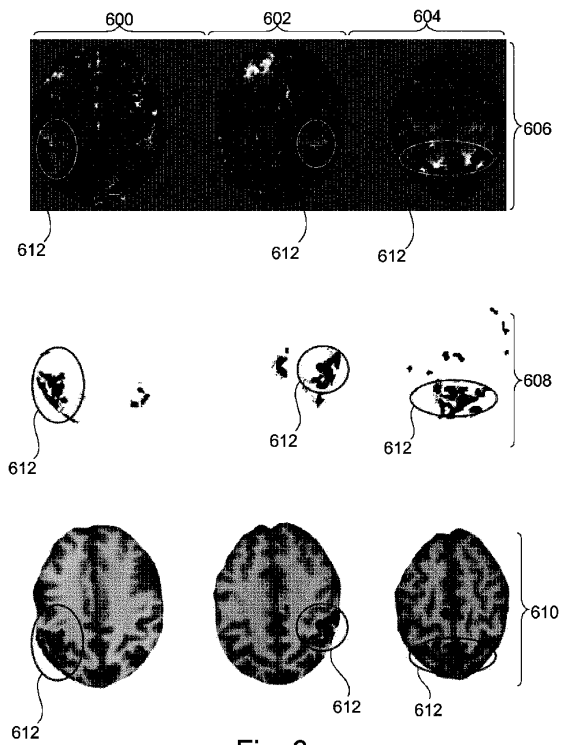


Fig. 6

フロントページの続き

(72)発明者 キャッシャー ウーリッヒ

オランダ国 5656 アーエー アインドーフェン ハイ テック キャンパス 5

審査官 佐々木 創太郎

(56)参考文献 米国特許出願公開第2017/0030988 (US, A1)

国際公開第2007/043462 (WO, A1)

特表2018-506337 (JP, A)

特開2011-245202 (JP, A)

特表2014-530081 (JP, A)

J.D. Allison ほか4名, Functional MRI cerebral activation and deactivation during finger movement, NEUROLOGY, vol.54 no.1, 2000年, pp.135-142, DOI: <https://doi.org/10.1212/WNL.54.1.135>

(58)調査した分野 (Int.Cl., DB名)

A61B 5/055

G01R 33/28 - 33/64