

(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2009-525  
(P2009-525A)

(43) 公開日 平成21年1月8日(2009.1.8)

(51) Int.Cl.

A 6 1 B 5/055 (2006.01)

F 1

A 6 1 B 5/05

3 8 2

テーマコード(参考)

4 C 0 9 6

審査請求 未請求 請求項の数 31 O L (全 17 頁)

(21) 出願番号 特願2008-160828 (P2008-160828)  
 (22) 出願日 平成20年6月19日 (2008.6.19)  
 (31) 優先権主張番号 102007028901.6  
 (32) 優先日 平成19年6月22日 (2007.6.22)  
 (33) 優先権主張国 ドイツ(DE)

(71) 出願人 390039413  
 シーメンス アクチエンゲゼルシャフト  
 S i e m e n s A k t i e n g e s e l l  
 I s c h a f t  
 ドイツ連邦共和国 D-80333 ミュ  
 ンヘン ヴィッテルスバッハ-プラツ  
 2  
 W i t t e l s b a c h e r p l a t z  
 2, D-80333 M u e n c h e n  
 , G e r m a n y  
 (74) 代理人 100075166  
 弁理士 山口 巍  
 (72) 発明者 ハイコ マイラー  
 ドイツ連邦共和国 91058 エアラン  
 ゲン ホルツシューアーリング 43  
 最終頁に続く

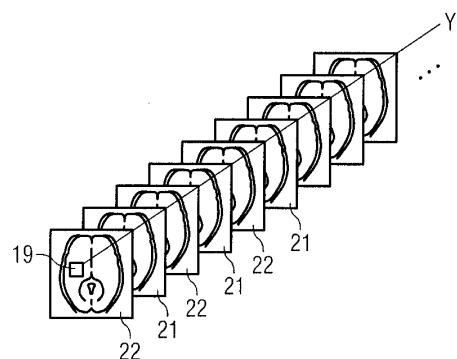
(54) 【発明の名称】磁気共鳴装置による灌流の自動決定方法および装置

## (57) 【要約】

【課題】灌流情報を描出する磁気共鳴画像の質を改善する。

【解決手段】灌流に感應する撮像シーケンスによりボリューム要素(15)から複数の第1の磁気共鳴データ(21)が時間経過と共に検出され、制御撮像シーケンス、特に灌流に感應しない撮像シーケンスにより同一のボリューム要素(15)から複数の第2の磁気共鳴データ(22)が時間経過と共に検出される。ボリューム要素(15)における灌流( $\mu$ )を決定するために、これらの第1の磁気共鳴データ(21)および第2の磁気共鳴データ(22)の統計的解析(16)が行なわれる。

【選択図】図2A



## 【特許請求の範囲】

## 【請求項 1】

磁気共鳴装置(5)による灌流の自動決定方法であって、灌流に感應する撮像シーケンスによりボリューム要素(15)から検出される複数の第1の磁気共鳴データ(21)を時間経過と共に作成するステップと、制御撮像シーケンスにより同一のボリューム要素(15)から検出される複数の第2の磁気共鳴データ(22)を時間経過と共に作成するステップと、ボリューム要素(15)における灌流( $\mu$ )を決定するために第1の磁気共鳴データ(21)および第2の磁気共鳴データ(22)の統計的解析(16)を行なうステップとを有する磁気共鳴装置による灌流の自動決定方法。10

## 【請求項 2】

制御撮像シーケンスは灌流に感應しない撮像シーケンスである請求項1記載の方法。

## 【請求項 3】

灌流に感應する撮像シーケンスは灌流に感應する傾斜磁場設定により作成され、灌流に感應しない撮像シーケンスは灌流に感應しない傾斜磁場設定により作成される請求項2記載の方法。20

## 【請求項 4】

第1の磁気共鳴データ(21)および第2の磁気共鳴データ(22)から一連の磁気共鳴画像が作成され、時間経過と共に個々の画素(19)の信号経過が求められる請求項1乃至3の1つに記載の方法。20

## 【請求項 5】

前記信号経過が前記統計的解析(16)により検査され、係数( $\mu$ )が求められ、この係数( $\mu$ )の解析により灌流に関する情報が求められる請求項4記載の方法。

## 【請求項 6】

ボリューム要素(15)について第1の磁気共鳴データ(21)の成分および第2の磁気共鳴データ(22)の成分が交互に検出される請求項1乃至5の1つに記載の方法。

## 【請求項 7】

前記統計的解析(16)が、一般線形モデル(16)にしたがって、またはスチュードントのt検定にしたがって、または相互相關にしたがって行なわれる請求項1乃至6の1つに記載の方法。30

## 【請求項 8】

前記統計的解析(16)に少なくとも1つのモデル関数(17)が少なくとも1つのリグレッサとして付加され、該少なくとも1つのリグレッサは、磁気共鳴装置(5)によって検出された測定結果から導き出されたリグレッサと、磁気共鳴装置(5)に属さない装置によって検出されたリグレッサと、灌流測定が行なわれる生物(0)の機能的变化から導き出されたリグレッサとを有するグループの中の1つ又は複数のリグレッサを含む請求項1乃至7の1つに記載の方法。

## 【請求項 9】

前記統計的解析(16)に少なくとも1つのモデル関数(17)が少なくとも1つのリグレッサとして付加され、該少なくとも1つのリグレッサは、灌流測定が行なわれる生物(0)の運動と、磁気共鳴装置(5)の走査安定性と、生物(0)の呼吸と、生物(0)の心拍動と、生物(0)の生理学的状態と、生物(0)の機能的活性とを有するグループの中の1つ又は複数のリグレッサを含む請求項1乃至8の1つに記載の方法。40

## 【請求項 10】

前記統計的解析(16)によって、方法によりボリューム要素(15)について求められた結果の信頼性に関する情報と、ボリューム要素(15)の画素(19)についてのコントラスト対ノイズ比に関する情報と、アーチファクトに関する情報とを有するグループから少なくとも1つの他の結果が求められ、前記アーチファクトが、灌流測定が行なわれる生物(0)の呼吸と、生物(0)の心拍動と、生物(0)の運動と、生物(0)の機能的活性と、BOLD効果とを含む請求項1乃至9の1つに記載の方法。50

## 【請求項 1 1】

前記統計的解析(16)によって検出されたアーチファクトが予め定められた閾値を上回っている場合、既に作成された第1の磁気共鳴データ(21)および第2の磁気共鳴データ(22)が方法から排除されることおよび/または他の第1の磁気共鳴データ(21)および第2の磁気共鳴データ(22)が作成されることによって、作成された第1の磁気共鳴データ(21)および第2の磁気共鳴データ(22)の品質制御が前記少なくとも1つの結果により行なわれる請求項10記載の方法。

## 【請求項 1 2】

ボリューム要素(15)の磁気共鳴画像は、前記統計的解析(16)により、該磁気共鳴画像が、ボリューム要素(15)の組織の血中酸素含有量に関する情報と、灌流測定が行なわれる生物(0)の機能的活性に関する情報と、BOLD効果と機能的活性との相関結果に関する情報を有するグループの中の少なくとも1つの情報を含んでいるように作成される請求項1乃至11の1つに記載の方法。

10

## 【請求項 1 3】

ボリューム要素(15)の磁気共鳴画像は、絶えずリアルタイムで作成され、新しい第1の磁気共鳴データ(21)および第2の磁気共鳴データ(22)によって更新される請求項1乃至12の1つに記載の方法。

## 【請求項 1 4】

ボリューム要素(15)の磁気共鳴画像は、第1の磁気共鳴データ(21)および第2の磁気共鳴データ(22)の全体に基づいて、または第1の磁気共鳴データ(21)および第2の磁気共鳴データ(22)の一部分に基づいて作成される請求項1乃至13の1つに記載の方法。

20

## 【請求項 1 5】

前記統計的解析が一般線形モデル(16)により実施され、該一般線形モデルの係数( $\mu$ )は、この係数( $\mu$ )がボリューム要素(15)における相対的または絶対的な灌流単位を生じるように基準化される請求項1乃至14の1つに記載の方法。

## 【請求項 1 6】

磁気共鳴装置用の灌流の自動決定装置であって、

灌流の自動決定装置(6)が、磁気共鳴装置(5)を制御する制御ユニット(11)と、磁気共鳴装置(5)によって撮影されたボリューム要素(15)の複数の第1の磁気共鳴データ(21)および第2の磁気共鳴データ(22)を受信する受信装置(12)と、第1の磁気共鳴データ(21)および第2の磁気共鳴データ(22)を評価して第1の磁気共鳴データ(21)および第2の磁気共鳴データ(22)に基づいてボリューム要素(15)における灌流( $\mu$ )を可視化するボリューム要素(15)の磁気共鳴画像を作成する評価装置(13)とを含み、

30

磁気共鳴装置(5)が第1の磁気共鳴データ(21)の受信時にボリューム要素(15)において灌流に感応する撮像シーケンスを実行しつつ磁気共鳴装置(5)が第2の磁気共鳴データ(22)の受信時にボリューム要素(15)において制御撮像シーケンスを実行するように灌流の自動決定装置(6)が制御ユニット(11)を介して磁気共鳴装置(5)を制御し、

40

評価装置(13)がボリューム要素(15)における灌流( $\mu$ )を決定するために第1の磁気共鳴データ(21)および第2の磁気共鳴データ(22)の統計的解析(16)を実行する磁気共鳴装置用の灌流の自動決定装置。

## 【請求項 1 7】

灌流の自動決定装置(6)は、磁気共鳴装置(5)が第2の磁気共鳴データ(22)の作成時にボリューム要素(15)において灌流に感応しない撮像シーケンスを実行するように制御ユニット(11)を介して磁気共鳴装置(5)を制御する請求項16記載の装置。

## 【請求項 1 8】

制御ユニット(11)は、受信装置(12)が第1の磁気共鳴データ(21)の成分と

50

第2の磁気共鳴データ(22)の成分とを交互に受信するように制御される請求項16又は17記載の装置。

【請求項19】

評価装置(13)は一般線形モデル(16)にしたがって、またはスチュードントのt検定にしたがって、または相互相間にしたがって前記統計的解析を行なう請求項16乃至18の1つに記載の装置。

【請求項20】

評価装置(13)は前記統計的解析時に少なくとも1つのモデル関数(17)を少なくとも1つのリグレッサとして付加し、該少なくとも1つのリグレッサは、磁気共鳴装置(5)によって検出された測定結果から導き出されたリグレッサと、磁気共鳴装置(5)に属さない装置によって検出されたリグレッサと、灌流測定が行なわれる生物(0)の機能的变化から導き出されたリグレッサとを有するグループの中の1つ又は複数のリグレッサを含む請求項16乃至19の1つに記載の装置。

10

【請求項21】

評価装置(13)は前記統計的解析時に少なくとも1つのモデル関数(17)を少なくとも1つのリグレッサとして付加し、該少なくとも1つのリグレッサは、灌流測定が行なわれる生物(0)の運動と、磁気共鳴装置(5)の走査安定性と、生物(0)の呼吸と、生物(0)の心拍動と、生物(0)の運動と、生物(0)の生理学的状態と、生物(0)の機能的活性とを有するグループの中の1つ又は複数のリグレッサを含む請求項16乃至20の1つに記載の装置。

20

【請求項22】

評価装置(13)は、前記統計的解析(16)によって少なくとも1つの他の結果を、方法によってボリューム要素(15)について求められた結果の信頼性に関する情報と、ボリューム要素(15)の画素についてのコントラスト対ノイズ比に関する情報と、アーチファクトに関する情報とを有するグループから求め、前記アーチファクトが、灌流測定が行なわれる生物(0)の呼吸と、生物(0)の心拍動と、生物(0)の運動と、生物(0)の機能的活性と、BOLD効果とを含む請求項16乃至21の1つに記載の装置。

20

【請求項23】

前記統計的解析(16)によって検出されたアーチファクトが予め定められた閾値を上回っていることを評価装置(13)が検出した場合に、評価装置(13)が既に作成された第1の磁気共鳴データ(21)および第2の磁気共鳴データ(22)を磁気共鳴画像の作成から排除することおよび/または装置(6)が他の第1の磁気共鳴データ(21)および第2の磁気共鳴データ(22)を作成することによって、灌流の自動決定装置(6)が、前記少なくとも1つの結果により、作成された第1の磁気共鳴データ(21)および第2の磁気共鳴データ(22)の品質制御を行なう請求項22記載の装置。

30

【請求項24】

評価装置(13)は、前記統計的解析(16)により磁気共鳴画像を、該磁気共鳴画像が、ボリューム要素(15)の組織の血中酸素含有量に関する情報と、灌流測定が行なわれる生物(0)の機能的活性に関する情報と、BOLD効果と機能的活性との相関結果に関する情報とを有するグループの中の少なくとも1つの情報を含むように作成する請求項16乃至23の1つに記載の装置。

40

【請求項25】

評価装置(13)は、磁気共鳴画像を絶えずリアルタイムで作成し、新しい第1の磁気共鳴データ(21)および第2の磁気共鳴データ(22)によって更新する請求項16乃至24の1つに記載の装置。

【請求項26】

評価装置(13)は、磁気共鳴画像を、第1の磁気共鳴データ(21)および第2の磁気共鳴データ(22)の全体に基づいてまたは第1の磁気共鳴データ(21)および第2の磁気共鳴データ(22)の一部分に基づいて作成する請求項16乃至25の1つに記載の装置。

50

## 【請求項 27】

評価装置(13)は一般線形モデル(16)を用いて前記統計的解析を実施し、評価装置(13)は、一般線形モデル(16)の係数(μ)がボリューム要素(15)における相対的または絶対的な灌流単位を生じるよう一般線形モデル(16)の係数(μ)を基準化する請求項16乃至26の1つに記載の装置。

## 【請求項 28】

灌流の自動決定装置(6)が請求項1乃至15の1つに記載の方法を実施する請求項16乃至27の1つに記載の装置。

## 【請求項 29】

請求項16乃至28の1つに記載の灌流の自動決定装置(6)を有する磁気共鳴装置。

10

## 【請求項 30】

磁気共鳴装置(5)のプログラム可能な制御装置(6)のメモリに直接に読み込み可能であるコンピュータプログラム製品であって、プログラムが磁気共鳴装置(5)の制御装置(6)において実行されるときに、請求項1乃至15の1つに記載の方法の全てのステップを実行するためのプログラム手段を有するコンピュータプログラム製品。

## 【請求項 31】

データ媒体(14)の使用時に磁気共鳴装置(5)の制御装置(6)において請求項1乃至15の1つに記載の方法を実行するように構成されている電子的に読み取可能な制御情報が記憶されている電子的に読み取可能なデータ媒体。

## 【発明の詳細な説明】

20

## 【技術分野】

## 【0001】

本発明は、磁気共鳴装置による灌流の自動決定方法および装置に関する。更に、本発明は、本発明による灌流の自動決定装置により構成されている磁気共鳴装置ならびに本発明による方法を実施することを可能にするコンピュータプログラム製品および本発明による方法が記憶されている電子的に読み取可能なデータ媒体に関する。

## 【背景技術】

## 【0002】

MR灌流法(磁気共鳴装置による灌流決定方法)は、例えば種々の身体領域における血流、例えば頭部における血流(脳血流量(CBF))を測定するために使用される。CBFは、100gの組織に1分間に当たりに流れる動脈血の容積(mL)であり、人間において脳におけるCBFの典型的な値は60mL/(100g × min)である。脳の密度を約1g/mLに仮定すると、人間のCBFは、0.6mL/(mL × min)、すなわち0.01s<sup>-1</sup>である。したがってボリュームに関連づける場合に、CBFのディメンジョンは時間の逆数、すなわち速度定数であり、速度定数は組織ボリュームへの動脈血の供給を規定する。CBFは、組織内の血液量(CBV、脳血液量)との因果関係もボリューム内の血液移動(血液速度)との因果関係も持たない。磁気共鳴装置による灌流決定中には、従来技術にしたがってASL(=Arterial Spin Labeling、動脈スピン標識)法が使用され、血液中に含まれる水が特別な磁気状態(一般には反転させられた磁化)に変えられる。要するに、観察されるボリューム要素に流れ込むこの血液粒子をこのボリューム要素における他の組織から区別することができるようになるために血液が標識される。この場合に、一方では灌流に感應する画像シーケンスを有する磁気共鳴画像(MR画像)が作成され、他方では制御撮像シーケンスを有する磁気共鳴制御画像が作成される。灌流情報は、関心領域に流れ込む特別な磁気状態を有する標識された血液粒子と磁気共鳴画像が検出されるこの領域における組織との間に存在する画像コントラストにおける小さな変化によってしか形成されない。典型的には、灌流信号の大きさの程度は、対応する磁気共鳴画像の全体強度のごく僅かな割合しかない。したがって、相対的な灌流の画像検出もしくは定量的な灌流決定のための画像検出はアーチファクトに対して抵抗力がない。この理由から今日では僅かな灌流信号の検出のために長い時間(分)をかけて多数の画像が作成され、その後、かなり多数の灌流情報により特徴づけられた磁気共

30

40

40

50

鳴画像および(灌流情報なしの)制御画像が得られなければならない。その際に、交互にその都度、灌流情報を有する画像と対応する制御画像とが作成される。

【0003】

灌流情報を有するこれらの画像および対応する制御画像から、灌流を可視化する磁気共鳴画像を作成するために、従来技術によれば、その都度、灌流情報を有する画像とそれに対応する制御画像との間の差が形成される。それによって得られる差値が一連の画像にわたって平均化される。最終的には、発生する磁気共鳴画像において相対的または定量的な灌流情報を得るために、倍率または較正係数が決定される。

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

10

【0004】

灌流情報を表示する従来算出された磁気共鳴画像の質は低い。なぜならば、従来技術による灌流決定方法が非常に誤差を含みやすく、例えばアーチファクトや他の障害に対して抵抗力がないからである。したがって、本発明の課題は、灌流情報を表示する磁気共鳴画像の質を改善することにある。

【課題を解決するための手段】

【0005】

この課題は、本発明によれば、請求項1による磁気共鳴装置による灌流の自動決定方法、請求項16による磁気共鳴装置用の灌流の自動決定装置、請求項29による磁気共鳴装置、請求項30によるコンピュータプログラム製品、ならびに請求項31による電子的に読取可能なデータ媒体によって解決される。従属の請求項は本発明の優れた有利な実施態様を規定する。

20

【0006】

磁気共鳴装置による灌流の自動決定方法に関する課題は、本発明によれば、磁気共鳴装置による灌流の自動決定方法であって、

灌流に感応する撮像シーケンスによりボリューム要素から検出される複数の第1の磁気共鳴データを時間経過と共に作成するステップと、

制御撮像シーケンスにより同一のボリューム要素から検出される複数の第2の磁気共鳴データを時間経過と共に作成するステップと、

30

ボリューム要素における灌流を決定するために第1の磁気共鳴データおよび第2の磁気共鳴データの統計的解析を行なうステップと  
を有することによって解決される。

磁気共鳴装置による灌流の自動決定方法に関する本発明の実施態様は次の通りである。

- 制御撮像シーケンスは灌流に感応しない撮像シーケンスである(請求項2)。
- 灌流に感応する撮像シーケンスは灌流に感応する傾斜磁場設定により作成され、灌流に感応しない撮像シーケンスは灌流に感応しない傾斜磁場設定により作成される(請求項3)。

第1の磁気共鳴データおよび第2の磁気共鳴データから一連の磁気共鳴画像が作成され、時間経過と共に(つまり経時的に)個々の画素の信号経過が求められる(請求項4)。前記信号経過が前記統計的解析により検査され、係数が求められ、この係数の解析により灌流に関する情報が求められる(請求項5)。

40

- ボリューム要素について第1の磁気共鳴データの成分および第2の磁気共鳴データの成分が交互に検出される(請求項6)。

- 前記統計的解析が、一般線形モデルにしたがって、またはスチュードントのt検定にしたがって、または相互関係にしたがって行なわれる(請求項7)。

- 前記統計的解析に少なくとも1つのモデル関数が少なくとも1つのリグレッサとして付加され、該少なくとも1つのリグレッサは、磁気共鳴装置によって検出された測定結果から導き出されたリグレッサと、磁気共鳴装置に属さない装置によって検出されたリグレッサと、灌流測定が行なわれる生物の機能的变化から導き出されたリグレッサとを有するグループの中の1つ又は複数のリグレッサを含む(請求項8)。

50

・ 前記統計的解析に少なくとも 1 つのモデル関数が少なくとも 1 つのリグレッサとして付加され、該少なくとも 1 つのリグレッサは、灌流測定が行なわれる生物の運動と、磁気共鳴装置の走査安定性と、生物の呼吸と、生物の心拍動と、生物の生理学的状態と、生物の機能的活性とを有するグループの中の 1 つ又は複数のリグレッサを含む（請求項 9）。

・ 前記統計的解析によって、方法によりボリューム要素について求められた結果の信頼性に関する情報と、ボリューム要素の画素についてのコントラスト対ノイズ比に関する情報と、アーチファクトに関する情報とを有するグループから少なくとも 1 つの他の結果が求められ、前記アーチファクトが、灌流測定が行なわれる生物の呼吸と、生物の心拍動と、生物の運動と、生物の機能的活性と、BOLD 効果とを含む（請求項 10）。前記統計的解析によって検出されたアーチファクトが予め定められた閾値を上回っている場合、既に作成された第 1 の磁気共鳴データおよび第 2 の磁気共鳴データが方法から排除されることおよび / または他の第 1 の磁気共鳴データおよび第 2 の磁気共鳴データが作成されることによって、作成された第 1 の磁気共鳴データおよび第 2 の磁気共鳴データの品質制御が前記少なくとも 1 つの結果により行なわれる（請求項 11）。

・ ボリューム要素の磁気共鳴画像は、前記統計的解析により、該磁気共鳴画像が、ボリューム要素の組織の血中酸素含有量に関する情報と、灌流測定が行なわれる生物の機能的活性に関する情報と、BOLD 効果と機能的活性との相関結果に関する情報とを有するグループの中の少なくとも 1 つの情報を含んでいるように作成される（請求項 12）。

・ ボリューム要素の磁気共鳴画像は、絶えずリアルタイムで作成され、新しい第 1 の磁気共鳴データおよび第 2 の磁気共鳴データによって更新される（請求項 13）。

・ ボリューム要素の磁気共鳴画像は、第 1 の磁気共鳴データおよび第 2 の磁気共鳴データの全体に基づいて、または第 1 の磁気共鳴データおよび第 2 の磁気共鳴データの一部分に基づいて作成される（請求項 14）。

・ 前記統計的解析が一般線形モデルにより実施され、該一般線形モデルの係数は、この係数がボリューム要素における相対的または絶対的な灌流単位を生じるように基準化される（請求項 15）。

#### 【0007】

磁気共鳴装置用の灌流の自動決定装置に関する課題は、本発明によれば、磁気共鳴装置用の灌流の自動決定装置であって、

灌流の自動決定装置が、磁気共鳴装置を制御する制御ユニットと、磁気共鳴装置によって撮影されたボリューム要素の複数の第 1 の磁気共鳴データおよび第 2 の磁気共鳴データを受信する受信装置と、第 1 の磁気共鳴データおよび第 2 の磁気共鳴データを評価して第 1 の磁気共鳴データおよび第 2 の磁気共鳴データに基づいてボリューム要素における灌流を可視化するボリューム要素の磁気共鳴画像を作成する評価装置とを含み、

磁気共鳴装置が第 1 の磁気共鳴データの受信時にボリューム要素において灌流に感應する撮像シーケンスを実行しかつ磁気共鳴装置が第 2 の磁気共鳴データの受信時にボリューム要素において制御撮像シーケンスを実行するように灌流の自動決定装置が制御ユニットを介して磁気共鳴装置を制御し、

評価装置がボリューム要素における灌流を決定するために第 1 の磁気共鳴データおよび第 2 の磁気共鳴データの統計的解析を実行することによって解決される。

#### 【0008】

磁気共鳴装置用の灌流の自動決定装置に関する本発明の実施態様は次の通りである。

・ 灌流の自動決定装置は、磁気共鳴装置が第 2 の磁気共鳴データの作成時にボリューム要素において灌流に感應しない撮像シーケンスを実行するように制御ユニットを介して磁気共鳴装置を制御する請求項（17）。

・ 制御ユニットは、受信装置が第 1 の磁気共鳴データの成分と第 2 の磁気共鳴データの成分とを交互に受信するように制御される（請求項 18）。

・ 評価装置は一般線形モデルにしたがって、またはスチュードントの  $t$  検定にしたがって、または相互相關にしたがって前記統計的解析を行なう（請求項 19）。

・ 評価装置は前記統計的解析時に少なくとも 1 つのモデル関数を少なくとも 1 つのリグ

10

20

30

40

50

レッサとして付加し、該少なくとも 1 つのリグレッサは、磁気共鳴装置によって検出された測定結果から導き出されたリグレッサと、磁気共鳴装置に属さない装置によって検出されたリグレッサと、灌流測定が行なわれる生物の機能的变化から導き出されたリグレッサとを有するグループの中の 1 つ又は複数のリグレッサを含む（請求項 20）。

・ 評価装置は前記統計的解析時に少なくとも 1 つのモデル関数を少なくとも 1 つのリグレッサとして付加し、該少なくとも 1 つのリグレッサは、灌流測定が行なわれる生物の運動と、磁気共鳴装置の走査安定性と、生物の呼吸と、生物）の心拍動と、生物の運動と、生物の生理学的状態と、生物の機能的活性とを有するグループの中の 1 つ又は複数のリグレッサを含む（請求項 21）。

・ 評価装置は、前記統計的解析によって少なくとも 1 つの他の結果を、方法によってボリューム要素について求められた結果の信頼性に関する情報と、ボリューム要素の画素についてのコントラスト対ノイズ比に関する情報と、アーチファクトに関する情報とを有するグループから求め、前記アーチファクトが、灌流測定が行なわれる生物の呼吸と、生物の心拍動と、生物の運動と、生物の機能的活性と、BOLD 効果とを含む（請求項 22）。前記統計的解析によって検出されたアーチファクトが予め定められた閾値を上回っていることを評価装置が検出した場合に、評価装置が既に作成された第 1 の磁気共鳴データおよび第 2 の磁気共鳴データを磁気共鳴画像の作成から排除することおよび／または装置が他の第 1 の磁気共鳴データおよび第 2 の磁気共鳴データを作成することによって、灌流の自動決定装置が、前記少なくとも 1 つの結果により、作成された第 1 の磁気共鳴データおよび第 2 の磁気共鳴データの品質制御を行なう（請求項 23）。

・ 評価装置は、前記統計的解析により磁気共鳴画像を、該磁気共鳴画像が、ボリューム要素の組織の血中酸素含有量に関する情報と、灌流測定が行なわれる生物の機能的活性に関する情報と、BOLD 効果と機能的活性との相関結果に関する情報とを有するグループの中の少なくとも 1 つの情報を含むように作成する（請求項 24）。

・ 評価装置は、磁気共鳴画像を絶えずリアルタイムで作成し、新しい第 1 の磁気共鳴データおよび第 2 の磁気共鳴データによって更新する（請求項 25）。

・ 評価装置は、磁気共鳴画像を、第 1 の磁気共鳴データおよび第 2 の磁気共鳴データの全体に基づいてまたは第 1 の磁気共鳴データおよび第 2 の磁気共鳴データの一部分に基づいて作成する（請求項 26）。

・ 評価装置は一般線形モデルを用いて前記統計的解析を実施し、評価装置は、一般線形モデルの係数がボリューム要素における相対的または絶対的な灌流単位を生じるように一般線形モデルの係数を基準化する（請求項 27）。

・ 灌流の自動決定装置が上述した本発明による方法を実施する（請求項 28）。

#### 【0009】

コンピュータプログラム製品に関する課題は、本発明によれば、磁気共鳴装置のプログラム可能な制御装置のメモリに直接に読み込み可能であるコンピュータプログラム製品であって、プログラムが磁気共鳴装置の制御装置において実行されるときに、上述した本発明による方法の全てのステップを実行するためのプログラム手段を有することによって解決される。

#### 【0010】

電子的に読み取可能なデータ媒体に関する課題は、本発明によれば、データ媒体の使用時に磁気共鳴装置の制御装置において本発明による方法を実行するように構成されている電子的に読み取可能な制御情報が記憶されていることによって解決される。

#### 【0011】

本発明の枠内において、磁気共鳴装置による灌流の自動決定方法が提供される。本発明による方法によって、相次いで複数の第 1 の磁気共鳴データ（MR データ）が作成される。第 1 の磁気共鳴データは、灌流に感応する撮像シーケンスにより生物の体内のボリューム要素から求められる。同様にして、相次いで複数の第 2 の磁気共鳴データ（MR データ）が、制御撮像シーケンス、特に灌流に感応しない撮像シーケンスにより同一のボリューム要素から求められる。更に、本発明による方法は、第 1 の磁気共鳴データおよび第 2 の

10

20

30

40

50

磁気共鳴データを統計的解析により評価するステップを含み、それによってボリューム要素における灌流が決定される。

【0012】

灌流に感應する撮像シーケンスとは、灌流の影響下にある粒子が第1の磁気状態に置かることであると理解される。それによって、磁気共鳴装置による第1のデータの検出時に、これらの粒子は、ボリューム要素へ流入する場合に、他の粒子、例えば灌流の影響下にない組織と区別される。制御撮像シーケンスによって、灌流の影響下にある粒子が第2の磁気状態に置かれる。第2の磁気状態は、磁気共鳴装置による第2の磁気共鳴データの検出時に、できるだけ良好に第1の磁気状態とは区別され、灌流効果に対して感應しないことが好ましい。

10

【0013】

従来技術と違って、本発明による方法の場合、灌流を決定するのに第1の磁気共鳴データと第2の磁気共鳴データとの間の差が形成されず、第1の磁気共鳴データおよび第2の磁気共鳴データからなる全体の統計的解析が行なわれる。本発明にしたがって第1の磁気共鳴データと第2の磁気共鳴データとの間の差が形成されないことによって、好ましいことに第1の磁気共鳴データおよび第2の磁気共鳴データから灌流決定に使用できる適切な絶対値が算出可能である。

【0014】

本発明による方法では、第1の磁気共鳴データおよび第2の磁気共鳴データから一連の磁気共鳴画像が作成され、これらの磁気共鳴画像内における個々のその都度相応の画素もしくはボクセルにおいて信号経過が求められる。その後統計的解析によりこの信号経過が検査されるとよい。統計的解析は係数を算出し、灌流に関する情報を求めるために係数が解析される。

20

【0015】

有利な本発明による実施態様では、ボリューム要素に関して、第1の磁気共鳴データ、それに続いて第2の磁気共鳴データ、それに続いて再び第1の磁気共鳴データというよう 30 に第1の磁気共鳴データと第2の磁気共鳴データとが交互に検出される。言い換えれば、磁気共鳴装置により、灌流に感應する撮像シーケンスによる磁気共鳴画像と制御撮像シーケンスによる磁気共鳴画像とが交互に作成される。磁気共鳴装置によって検出される灌流感應値に関する灌流を有するボクセルの信号経過は、ジグザグ形を有する。なぜならば、例えば、値が第1の磁気共鳴データの場合には高い測定値を有し、第2の磁気共鳴データの場合には比較的低い値を有するからである。このジグザグ形の信号経過は、当該ボクセルについての灌流情報を求めるために、統計的解析により評価可能である。

30

【0016】

統計的解析は、一般線形モデルにしたがってまたはスチューデントのt検定にしたがって実行可能である。代替として、例えば相互関係のような他の統計学的方法が使用可能である。

【0017】

一般線形モデルにより相対的な灌流情報を求めることができ、あるいは定量的な灌流情報も求めることができる。これに対してスチューデントのt検定は、第1の磁気共鳴データセットにおける画素の強度が第2の磁気共鳴データセットにおける対応画素の強度と異なるかどうかを証明するために使用される。更に、例えば第1および第2の磁気共鳴データの品質に関する情報が検出され、その情報は、例えば劣った品質に基づいて特定の第1および/または第2の磁気共鳴データを灌流情報の決定から排除するために、および/または満足な品質を持つ十分に多くの第1および第2の磁気共鳴データがまだ存在しないので他の第1および第2の磁気共鳴データを検出するように操作者に指示するために使用される。

40

【0018】

特にスチューデントのt検定により、本発明にしたがって作成される磁気共鳴画像内のコントラストの統計量を算出することができ、それらの統計量は磁気共鳴画像における灌

50

流情報に関するコントラスト対ノイズ比と直接的に相関する。リアルタイムで行なわれるこれらの統計量もしくはコントラスト対ノイズ比の表示は、操作者に対して、本発明にしたがって作成される磁気共鳴画像内における灌流情報の品質を第1および第2の磁気共鳴データが検出される時間に依存して観察することを可能にする。

【0019】

統計的解析によって灌流情報を改善するために、統計的解析に少なくとも1つのモデル関数もしくは関数モデルが少なくとも1つのリグレッサ (regressor; 独立変数) として付加されるとよい。少なくとも1つのリグレッサは、次のリグレッサを含むグループの中からの1つ又は複数のリグレッサに相当する。

磁気共鳴装置によって検出された測定結果から導き出されたリグレッサ：例えば、測定結果から磁気共鳴装置の系統的な誤差が導き出される場合には、この誤差が相応のモデル関数を介して統計的解析によって考慮される。灌流決定が行なわれる生物の運動も、剛体の運動であるかぎり、つまり運動時に体の変形が生じないかぎり、測定結果を介して検出される。

磁気共鳴装置に属さない装置によって検出されたリグレッサ：第1および第2の磁気共鳴データの検出が影響を及ぼされる障害がこれらの装置によって検出される場合には、これらの故障は相応のモデル関数を介して統計的解析によって考慮される。

生物の機能的变化もしくは変更から導き出されたリグレッサ：機能的变化のもとで、特に生物の生理学的状態の変化または生物の機能的活性が生じる。機能的活性の例は、生物の体部分、例えば指の周期的な動きである。機能的活性は、灌流変化を介して、脳血流量の変化を介して、または BOLD (= Blood Oxygenation Level Dependent、血中酸素レベル依存) 効果によって検出可能である。

【0020】

リグレッサは、統計的解析にしたがって、説明されるべき変数、特に本発明においては灌流に対して説明影響を有する説明変数と理解される。例えば生物の予定外の動きのような望ましくないもしくは邪魔になるリグレッサが存在するが、しかし例えば生物の予定された機能的活性のような望ましいもしくは役に立つリグレッサも存在する。望ましいリグレッサも望ましくないリグレッサも本発明によれば統計的解析によって灌流決定時に考慮されるが、しかし望ましいリグレッサは、例えば一般線形モデルにおいて、より良好にもしくはより正確に予め計画に入れられる。なぜならば、当該リグレッサが存在することが、そして当該リグレッサがいつどのように現れるかが予め既知であるからである。

【0021】

これらのモデル関数は、灌流を証明する灌流モデル関数と一緒に、一般線形モデルによる多次元の統計的解析のための入力をなす。

【0022】

更に、リグレッサのグループは次のリグレッサを含むことができる。

生物の運動：これは、特に予定外の運動と理解すべきである。

磁気共鳴装置の走査安定性：例えば、磁気共鳴装置が第1および第2の磁気共鳴データを検出する安定性が一定でない場合に、第1および第2の磁気共鳴データの検出は或る振動の影響下にある。

生物の呼吸：呼吸に依存して生物の少なくとも一部が動く。

生物の心拍動：心拍動に依存して少なくとも生物の心臓が動き、他方では、例えば血液の流速も心拍動に依存する。

【0023】

本発明による方法は灌流情報を作成することができるだけでなく、更に次の他の結果も求めることができる。

当該ボリューム要素についての本発明による方法によって求められた結果の信頼性に関する情報：例えばスチュードントの  $t$  検定により、例えば本発明にしたがって決定された定量的な灌流情報がどのように良好であるかの品質指定がなされる。

ボリューム要素内部の特定の画素についてのコントラスト対ノイズ比に関する情報：そ

10

20

30

40

50

れによって、好ましいことに本発明による方法によって決定された灌流情報の質に関する検証が可能である。

次のアーチファクトに関する情報：

- 生物の呼吸、
- 生物の心拍動、
- 生物の運動、
- 生物の機能的活性、
- BOLD効果。

【0024】

アーチファクトに関する情報は、例えばアーチファクトの範囲または広さに関する情報を含み、これは再び例えば決定された灌流情報の品質に対する推論を可能にする。例えば統計的解析によって、第1および第2の磁気共鳴データの検出時における生物の呼吸および/または運動があまりにも激しく、それによって灌流情報の質が影響を受け得ることが検出されるならば、この情報は灌流情報の評価にとって有意義である。

10

【0025】

本発明によれば、種々のリグレッサの強度および/または統計的重要性がリグレッサごとに個別に表示される描写も作成可能である。これらの描写によって、例えば、特定の磁気共鳴画像内部におけるどのボクセルが呼吸、心拍動、運動などによって影響を及ぼされるかを導き出すことができる。

20

【0026】

前述の結果により、検出された第1および第2の磁気共鳴データの品質制御を行なうことができる。これに加えて、例えば結果に応じて、既に作成された第1および/または第2の磁気共鳴データを方法から排除することができ、もしくは解析しないようにすることができます。更に、結果が他の第1および/または第2の磁気共鳴データの作成を促す場合には、他の第1および/または第2の磁気共鳴データが作成されるとよい。これは、例えば、1つ又は複数のアーチファクトの範囲または広さが予め定められた閾値を上回っていることを統計的解析が検出した場合であってよい。検出された第1および第2の磁気共鳴データの品質は、例えば生物の激しすぎる運動によって強く影響され、この運動自体は磁気共鳴データの評価によって認識される。誤った正のまたは誤った負の灌流情報も、前述の結果から導き出して品質制御に使用することができる。

30

【0027】

本発明による方法によれば、統計的解析により、次の情報を含む磁気共鳴画像も作成することができる。

観察すべきボリューム要素の組織の血中酸素含有量の変化：BOLD効果が磁気共鳴装置によって検出された結果に対して影響を有するので、血中酸素含有量の変化を第1および第2の磁気共鳴データから導き出すことができる。

生物の機能的活性：生物の機能的活性が同様に磁気共鳴装置によって検出された結果に対して影響を有するので、機能的活性の範囲を第1および第2の磁気共鳴データから導き出すことができる。

BOLD効果と特定の機能的活性との間の相関結果：統計的解析が既に灌流情報の検出のために使用されることから、統計的解析によりBOLD効果と特定の機能的活性との間の相関も求めるために多大な費用はかかるない。

40

【0028】

灌流情報を含み第1および第2の磁気共鳴データに基づいて作成される磁気共鳴画像（MR画像）は、本発明にしたがって、絶えずリアルタイムで作成されるので、磁気共鳴画像は、本発明にしたがって新たに検出された第1および第2の磁気共鳴データによって絶えず更新される。換言するならば、灌流情報を表示する最初の一連の磁気共鳴画像は、特に、この最初の一連の磁気共鳴画像に表示された灌流情報が相応の質を有することを統計的解析が予め求めたときに作成される。この最初の一連の磁気共鳴画像は既に検出された第1および第2の磁気共鳴データならびに更に新たに検出された第1および第2の磁気共

50

鳴データに基づいて絶えず更新される。

【0029】

もちろん、第1および第2の磁気共鳴データは、全ての第1および第2の磁気共鳴データの検出終了後にはじめて評価されてもよい。

【0030】

本発明による方法によって作成された灌流情報を有する磁気共鳴画像は、本発明にしたがって検出された第1および第2の磁気共鳴データの全体に基づいて作成されてもよいし、第1および第2の磁気共鳴データの特定の一部分に基づいて作成されてもよい。磁気共鳴画像が第1および第2の磁気共鳴データの特定の一部分から作成される場合、該一部分は、灌流情報を求めるための統計的解析により使用できない第1および第2の磁気共鳴データを含んでいない。更に、該一部分はできるだけ最新の第1および第2の磁気共鳴データを含むので、例えば該一部分から周期的に最も古い第1および第2の磁気共鳴データが取り除かれる。

10

【0031】

統計的解析が一般線形モデルにより実行される場合、この一般線形モデルの係数は、これらの係数により相対的な灌流に関する指定および/または絶対的な灌流に関する指定が可能であるように基準化(スケーリング)されるとよい。

【0032】

本発明の枠内において、磁気共鳴装置用の灌流の自動決定装置も提供される。灌流の自動決定装置は、磁気共鳴装置を制御する制御ユニットと、磁気共鳴装置によって(特に局所コイルによって)撮影された複数の第1の磁気共鳴データおよび第2の磁気共鳴データを受信する受信装置と、これらの第1の磁気共鳴データおよび第2の磁気共鳴データを評価してそれから磁気共鳴画像を作成する評価装置とを含む。灌流の自動決定装置は、磁気共鳴装置が第1の磁気共鳴データおよび第2の磁気共鳴データを撮影もしくは検出するよう<sup>20</sup>に制御装置を介して磁気共鳴装置を制御するように構成されている。制御装置は、磁気共鳴装置が第1の磁気共鳴データの受信時にはボリューム要素に対して灌流に感応する撮像シーケンスを実行しかつ第2の磁気共鳴データの受信時にはボリューム要素に対して制御撮像シーケンス、特に灌流に感応しない撮像シーケンスを実行するように磁気共鳴装置を制御する。灌流の自動決定装置は、その評価装置により第1および第2の磁気共鳴データの統計的解析を、それによってボリューム要素における灌流を算定するために実行することができる。

20

【0033】

本発明による装置の利点は、実質的に本発明による方法の利点に対応し、したがって、ここで繰り返して述べることはしない。

【0034】

本発明の枠内において、前述の灌流の自動決定装置を含む磁気共鳴装置も提供される。

【0035】

更に、本発明は、磁気共鳴装置のプログラム可能な制御装置のメモリに直接に読み込み可能であるコンピュータプログラム製品、特にソフトウェアを提供する。プログラム手段およびこのコンピュータプログラム製品により、コンピュータプログラム製品が装置において動作するときに、本発明による方法の全ての前述の実施態様が実施可能である。

30

【0036】

更に、本発明は、電子的に読み取可能な制御情報、特にソフトウェアが記憶されている電子的に読み取可能なデータ媒体、例えばDVDを提供する。これらの制御情報がデータ媒体から読み取られ、磁気共鳴装置の制御装置に記憶されるならば、前述の方法の全ての本発明による実施態様が実施可能である。

【0037】

本発明により、灌流情報を有する磁気共鳴画像の検出および評価が従来技術に比べて大幅に改善される。本発明によれば、灌流情報のほかに、求められた結果(例えば定量的な灌流情報)の精度、コントラスト対ノイズ比および定められたアーチファクトの広さに關

40

50

する情報も求めることができる。これらの情報は画像の形で提供することができる。

#### 【0038】

本発明は、特に、磁気共鳴装置による生物の体内の液体の灌流または流動の決定に関して、磁気共鳴画像において灌流を識別できるようにするのに適している。もちろん、本発明はこの優れた用途に限定されず、例えば組織の血中酸素濃度の変化、機能的活性の広さまたは磁気共鳴画像内に表示された情報の質のような他の情報または結果を求めるためにも使用可能である。一般的に、本発明による方法は、これらの情報を含むデータセットから、そして主として情報を持たないことによってデータセットと区別される制御データセットから、情報が求められる場合に使用可能である。

#### 【発明を実施するための最良の形態】

10

#### 【0039】

以下において、添付図面を参照しながら本発明による実施形態に基づいて本発明を更に詳細に説明する。

#### 【0040】

図1は本発明による装置を備えた本発明による磁気共鳴装置を示す。

図2Aは第1および第2の磁気共鳴データもしくは磁気共鳴画像の時系列を示し、

図2Bは第1および第2の磁気共鳴データの相応の一般線形モデルを示す。

#### 【0041】

図1は、灌流の自動決定を可能にする磁気共鳴装置5の実施例を示す。この磁気共鳴装置5の中心部分は断層撮影部3である。断層撮影部3においては、測定空間4を包囲するリング状の静磁場磁石(図示されていない)内の寝台2上に患者0が位置決めされている。

20

#### 【0042】

寝台2は長手方向に、すなわち断層撮影部3の長手軸線に沿って移動可能である。断層撮影部3において静磁場磁石の内側に全身コイル(図示されていない)があり、この全身コイルにより高周波パルスを送出できかつ受信することもできる。更に、断層撮影部3は、各空間方向に傾斜磁場を印加できるようにするために傾斜磁場コイル(図示されていない)を有する。

#### 【0043】

断層撮影部3は、ここでは断層撮影部3から分離されて示されている制御装置6によって制御される。制御装置6には端末装置7が接続されている。端末装置7は、画面8、キーボード9およびマウス10を有する。端末装置7は、特にユーザインターフェースとして用いられ、ユーザインターフェースを介して操作者が制御装置6を操作し、それにより断層撮影部3を操作する。制御装置6も端末装置7も磁気共鳴装置5の構成部分である。

30

#### 【0044】

更に、図1にはDVD14が示されている。DVD14にはソフトウェアが記憶されていて、このソフトウェアが制御装置6に読み込まれている場合に、本発明による方法が実施可能である。

#### 【0045】

更に、磁気共鳴装置5は、例えば画像情報システムの如き通信ネットに接続するためのインターフェース等のような他のあらゆる通常の構成要素もしくは機能を有するとよい。しかしながら、図の分かり易さのために、これらの構成要素の全てが図1に示されているわけではない。

#### 【0046】

操作者は、端末装置7を介して制御装置6と通信し、例えば断層撮影部3が制御装置6により次のように、すなわち、必要な高周波パルス列をアンテナによって送出しつつ傾斜磁場コイルを適切に投入するように制御されることによって、所望の測定の実行を手配する。制御装置6を介して、断層撮影部3から到来する第1の磁気共鳴データ(MRデータ)21および第2の磁気共鳴データ(MRデータ)22も取得され、制御装置6のモジュールである評価ユニット13において相応の画像(MR画像)に変換される。その後、例

40

50

えば、これらの画像の画面 8 への表示および / またはメモリへの保存もしくはネットワークを介する発送が行なわれる。

【 0 0 4 7 】

寝台 2 は制御装置 6 により電動操作で断層撮影部 3 内において移動可能である。制御装置 6 は制御ユニット 11 を有し、制御ユニット 11 は、自動的に断層撮影部 3 を通して寝台 2 を移動させ、もしくは断層撮影部 3 内の種々の位置へ走行させる。更に、制御ユニット 11 は、定められた傾斜磁場が印加され、同時に全身コイルによって磁気共鳴周波数に実質的に一致する高周波信号が送出されるようにする。代替として、高周波信号は特殊に構成された局所コイル（送信 - 受信コイル）によって送信されてもよい。

【 0 0 4 8 】

受信チャネル 12 もしくは制御装置 6 の測定装置によって、第 1 の磁気共鳴データ 21 および第 2 の磁気共鳴データ 22 が患者 0 の体内の相応のボリューム要素 15 から局所コイル 1 により求められて記録される。評価装置 13 において、これらの第 1 の磁気共鳴データつまり磁気共鳴画像 21 と第 2 の磁気共鳴データつまり磁気共鳴画像 22 とから、灌流を可視化した磁気共鳴画像が作成される。

【 0 0 4 9 】

図 2 A には第 1 の磁気共鳴画像 21 および第 2 の磁気共鳴画像 22 の時系列が示されている。第 1 の磁気共鳴画像 21 の撮影時における A S L (= A r t e r i a l S p i n L a b e l i n g 、動脈スピン標識) により、生物 0 の頭の内部の観察されるボクセル 19 に流入する動脈血が標識されて、ボクセル 19 に流入する動脈血がボリューム要素内部の組織と区別される。これに対して、第 2 の磁気共鳴画像 22 の撮影時にはこのような動脈血標識は行なわれない。図 2 A に示されているように、第 1 の磁気共鳴画像 21 の撮影後にその都度、第 2 の磁気共鳴画像 22 が撮影され、各第 2 の磁気共鳴画像 22 の撮影後にその都度、第 1 の磁気共鳴画像 21 が撮影される。換言するならば、交互に第 1 の磁気共鳴画像 21 および第 2 の磁気共鳴画像 22 からなり時間の経過と共に(つまり経時的に)撮影された一連の第 1 および第 2 の磁気共鳴画像 21, 22 が存在する。

【 0 0 5 0 】

参照符号 19 を付された白い四角形は、実際に灌流が決定されるボクセルに相当する。ここで指摘するに、図 1 におけるボリューム要素 15 は患者 0 の脚の内部に示されているのに対して、図 2 A のボクセル 19 は患者の頭の内部に配置されている。

【 0 0 5 1 】

図 2 B には一般線形モデルが示されている。左側のベクトル Y (  $y_1, y_2, y_3, \dots$  ) の個々の成分値は、時間的に連続する複数の第 1 および第 2 の磁気共鳴画像 21, 22 のボクセルに関する個々の測定値に相当する。換言するならば、ベクトル Y は、連続する磁気共鳴画像 21, 22 の画素すなわちボクセル 19 の経時的な信号経過に相当する。

【 0 0 5 2 】

等式記号の直ぐ右隣にあるマトリックスは、一方では灌流モデル 18 を含み、他方では 3 つの関数モデル 17 を含む。灌流モデル 18 は値 1, 0, 1, 0, ... を有するベクトルであり、したがって、図 2 B では黒い線マークが 1 に対応し、白い線マークが 0 に対応する。値 1 は、Y ベクトルの対応成分が灌流情報を有することを意味し、値 0 は、Y ベクトルの対応成分が灌流情報を含んでいないことを表している。

【 0 0 5 3 】

3 つの関数モデル 17 は受信装置 12 の走査動作の安定性もしくは不安定性を描出する関数モデルである。同様に、患者 0 の心拍動を描出する関数モデルと、例えば患者 0 の指の周期的な動きのような機能的な活動を描出する関数モデルとが、ここで使用されてもよい。相応の関数モデルを表すベクトル 17 は一般にその都度、不安定性が存在する場合もしくは心臓がちょうど拍動している場合には、成分値として 1 を有し、そうでない場合には成分値として 0 を有する。例えば B O L D 効果が第 1 および第 2 の磁気共鳴画像 21, 22 の検出中に時間に沿って高まる値を有する場合、B O L D 効果を表す関数モデルの図示されていないベクトルは、この時間において、対応する第 1 の磁気共鳴画像 21 につい

10

20

30

40

50

ても対応する第2の磁気共鳴画像22についても成分値として1を有するであろう。

【0054】

灌流モデル18と3つの関数モデル17とからなるマトリックスは、デザインマトリックスとも呼ばれる。

【0055】

ここで指摘しておくに、一般線形モデルにおいて成分値0の代わりに成分値-1が使用されてもよく、したがってこの場合にデザインマトリックス17, 18は成分値-1および+1を有する。

【0056】

デザインマトリックス17, 18が掛算されるベクトルは、一般線形モデル16を用いた統計的解析によって決定すべき係数 $\mu$ ,  $T_1$ ,  $T_2$ ,  $T_3$ もしくは量的パラメータを含んでいる。この場合にパラメータ $\mu$ はボクセル19における灌流についての量的な値を示す。同様に、パラメータ $T_1$ は受信装置12の走査動作の安定性についての量的な値を示し、パラメータ $T_2$ は患者0の心拍動についての量的な値を示し、パラメータ $T_3$ はボクセル19に関する患者0の機能的活性についての量的な値を示す。

【0057】

ベクトル $U(u_1, u_2, u_3, \dots)$ は、ノイズによって生じさせられる残留誤差、または関数モデル17によって描出されない誤差によって形成される残留誤差を含む。

【0058】

灌流もしくはパラメータ $\mu$ ならびにパラメータ $T_1$ ,  $T_2$ ,  $T_3$ の決定は、デザインマトリックス17, 18の構成によって調整された一般線形モデルにより、異なったボクセルについての対応する測定値に基づいて行なわれる所以、最終的に灌流（および走査動作の安定性、心拍動および機能的活性）に関する情報が大きなボリューム部分において決定されかつ表示され得る。パラメータ $\mu$ は、それが相対的または絶対的な灌流値（単位： $mL/(100g \times min)$ ）を表すように基準化（スケーリング）される。

【0059】

関数モデル17を適切に選択するならば、一般線形モデルにより適切な係数 $T_1$ ,  $T_2$ ,  $T_3$ を介して確率や信頼性の統計量またはボクセルごとに決定される結果（灌流）の品質を表す他の統計量も求めることができる。

【図面の簡単な説明】

【0060】

【図1】本発明による装置を備えた本発明による磁気共鳴装置を示す概略図

【図2A】第1および第2の磁気共鳴データの時系列を示す図

【図2B】一般線形モデルを示す図

【符号の説明】

【0061】

- |    |        |
|----|--------|
| 0  | 患者     |
| 1  | 局所コイル  |
| 2  | 寝台     |
| 3  | 断層撮影部  |
| 4  | 測定空間   |
| 5  | 磁気共鳴装置 |
| 6  | 制御装置   |
| 7  | 端末装置   |
| 8  | 画面     |
| 9  | キーボード  |
| 10 | マウス    |
| 11 | 制御ユニット |
| 12 | 受信装置   |
| 13 | 評価ユニット |

10

20

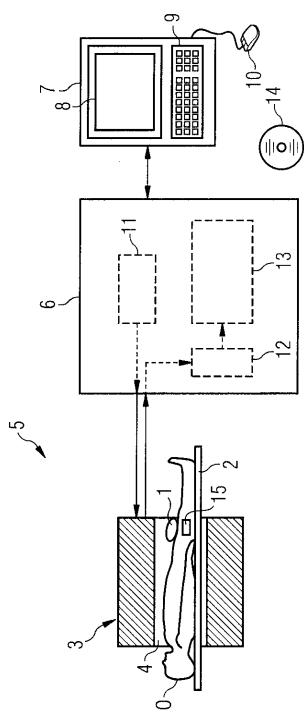
30

40

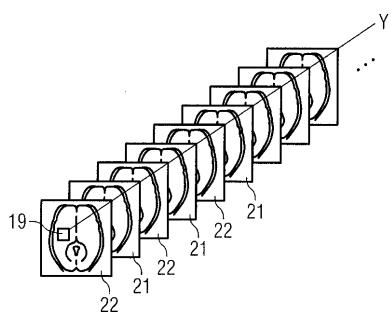
50

- |     |            |
|-----|------------|
| 1 4 | D V D      |
| 1 5 | ボリューム要素    |
| 1 6 | 一般線形モデル    |
| 1 7 | 関数モデル      |
| 1 8 | 灌流モデル      |
| 1 9 | ボクセル       |
| 2 1 | 第1の磁気共鳴データ |
| 2 2 | 第2の磁気共鳴データ |

【 図 1 】



## 【図2A】



【 図 2 B 】

$$\begin{bmatrix} y_1 \\ y_2 \\ y_3 \\ y_4 \\ y_5 \\ y_6 \\ y_7 \\ \vdots \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \text{[7x1]} \\ \text{[7x1]} \\ \text{[7x1]} \\ \text{[7x1]} \\ \text{[7x1]} \\ \text{[7x1]} \\ \text{[7x1]} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \mu \\ T_1 \\ T_2 \\ T_3 \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} u_1 \\ u_2 \\ u_3 \\ u_4 \\ u_5 \\ u_6 \\ u_7 \\ \vdots \end{bmatrix}$$

18                    17

---

フロントページの続き

(72)発明者 ヨーゼフ プフォイファー

アメリカ合衆国 02461 マサチューセッツ ニュートン シェイディ ヒル ロード 70

F ターム(参考) 4C096 AA17 AB11 AD06 DC33