

(19) 日本国特許庁(JP)

## (12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第4745642号  
(P4745642)

(45) 発行日 平成23年8月10日(2011.8.10)

(24) 登録日 平成23年5月20日(2011.5.20)

(51) Int.Cl.

**A 6 1 B 5/055 (2006.01)**

F 1

A 6 1 B 5/05 382  
A 6 1 B 5/05 370

請求項の数 5 (全 15 頁)

(21) 出願番号 特願2004-323287 (P2004-323287)  
 (22) 出願日 平成16年11月8日 (2004.11.8)  
 (65) 公開番号 特開2006-130116 (P2006-130116A)  
 (43) 公開日 平成18年5月25日 (2006.5.25)  
 審査請求日 平成19年11月1日 (2007.11.1)

(73) 特許権者 000153498  
 株式会社日立メディコ  
 東京都千代田区外神田四丁目14番1号  
 (72) 発明者 阿部 貴之  
 東京都千代田区内神田1丁目1番14号  
 株式会社日立メディコ内  
 (72) 発明者 高橋 哲彦  
 東京都千代田区内神田1丁目1番14号  
 株式会社日立メディコ内  
 審査官 島田 保

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】磁気共鳴イメージング装置

## (57) 【特許請求の範囲】

## 【請求項 1】

被検体を載置するベッドの移動を制御するベッド移動制御手段と、前記ベッドを移動させながらフローエンコード傾斜磁場を印加して前記被検体からのエコー信号の計測を制御する計測制御手段と、前記エコー信号を用いて前記被検体の血流像を再構成する演算を行う演算処理手段とを備える磁気共鳴イメージング装置において、

前記計測制御手段は、前記ベッドの移動速度と前記被検体の血流速度とに対応して、前記フローエンコード傾斜磁場の印加量を制御し、

前記演算処理手段は、前記ベッドの移動によって前記エコー信号に発生する位相オフセットを除去して前記血管像を取得することを特徴とする磁気共鳴イメージング装置。 10

## 【請求項 2】

被検体を載置するベッドの移動を制御するベッド移動制御手段と、前記ベッドを移動させながらフローエンコード傾斜磁場を印加して前記被検体からのエコー信号の計測を制御する計測制御手段と、前記エコー信号を用いて前記被検体の血流像を再構成する演算を行う演算処理手段とを備える磁気共鳴イメージング装置において、

前記計測制御手段は、前記ベッドの移動速度と前記被検体の血流速度とに対応して、前記フローエンコード傾斜磁場の印加量を制御することを特徴とする磁気共鳴イメージング装置。

## 【請求項 3】

請求項 1 又は 2 記載の磁気共鳴イメージング撮像装置において、

前記計測制御手段は、前記血流からのエコー信号の信号強度が最大となるように、前記フローエンコード傾斜磁場の印加量を制御することを特徴とする磁気共鳴イメージング装置。

#### 【請求項 4】

請求項1乃至3の何れか一項に記載の磁気共鳴イメージング撮像装置において、

前記計測制御手段は、前記被検体の血流速度が早い領域での前記フローエンコード傾斜磁場の印加量を、血流速度が遅い領域での前記フローエンコード傾斜磁場の印加量よりも少なくすることを特徴とする磁気共鳴イメージング装置。

#### 【請求項 5】

請求項1乃至4の何れか一項に記載の磁気共鳴イメージング装置において、

10

前記計測制御手段は、前記フローエンコード傾斜磁場の印加量を異なさせてエコー信号を計測し、

前記演算処理手段は、前記前記フローエンコード傾斜磁場の印加量の異なるエコー信号からそれぞれ画像を再構成すると共に、これらの画像を用いて前記被検体の血流像を取得することを特徴とする磁気共鳴イメージング装置。

#### 【発明の詳細な説明】

##### 【技術分野】

##### 【0001】

本発明は、核磁気共鳴(以下「NMR」と略記する)現象を利用して被検体の所望部位の画像を得る磁気共鳴イメージング(以下「MRI」と略記する)装置に関し、特に、血流による位相拡散の極性が異なる2つの信号の差分から血流のみを描画するフェーズコントラストアンギオグラフィーを用いて、被検体を移動しながら広範囲の血管像を取得する技術に関する。 20

##### 【背景技術】

##### 【0002】

MRI装置は、NMR現象を利用して被検体中の所望の検査部位における原子核スピン(以下単に「スピン」と略記する)の密度分布、緩和時間分布等を計測して、その計測データから被検体の任意の断面を画像化して表示する装置である。そして、このMRI装置には、血流を描画するMRアンギオグラフィー(以下、「MRA」と略記する)という撮像機能を有しているものがある。このMRA撮像機能には、造影剤を使用せず、血流速度に応じて位相がシフトする原理を用いて血流を画像化するフェーズコントラストMRA(以下、PC-MRA)法(非特許文献1)がある。 30

##### 【0003】

PC-MRA法では、図3に示すような正負両極性のフローエンコードパルス(以下、「FEP」と略記する)を、RFパルス印加からエコー信号を収集するまでの間に印加する。さらに、同一位相エンコードにおいてFEPの極性を反転して印加することにより血流成分のフローエンコード量の極性が異なる2種のエコー信号を取得する。その操作を位相エンコード回数繰り返すことで2種類の画像を取得し、両者の複素差分をとることで血流の流速値を反映した位相画像(流速画像)が取得される。このPC-MRA計測において良好な画像を得るために、撮像部位における対象血管の血流速度に応じた適切なフローエンコード量の設定が必要となる。 40

##### 【0004】

このPC-MRA計測を含めて、MRI計測は、一般的には、被検体をセッティングした後は、寝台は停止した状態で1つの撮像領域について計測される。しかしながら、病態によっては1度に広範囲の撮像(検査)が必要とされる場合がある。近年、この要求に答えるために、被検体をセッティングした後、ベッドをステップ的もしくは連続的に移動しながら広範囲領域の計測を行うベッド移動計測が検討されつつある。特に、血管においては、アテローム性の動脈硬化症のように広範囲の血管に分布する疾患があるため、1回の検査で、広い領域のスクリーニング検査が必要とされている。

##### 【0005】

50

特許文献1には、PC-MRA法を用いて、ベッドをステップ移動させて、抹消動脈血管系のスクリーニング検査を行う方法が開示されている。

【非特許文献1】C.L DUMOULIN, et al:Three-dimensional phase contrast angiography. MRM 9, 139-149(1989)

【特許文献1】特開2000-95647号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0006】

上記PC-MRA計測をベッド移動計測において実現しようとする場合に以下の2つの課題が生じる。 10

第1の課題は、ベッド移動計測においては、図3に示すFEPの印加によって、静止組織と血液(流体)の両方の横磁化にベッドの移動速度に応じた一定量の位相変化(以下、「位相オフセット量」と略記する)が生じることである。このため、静止組織を除去して血流のみを良好に描出することが困難になる。また、血流速度を正確に反映した血流像を取得できない。

【0007】

一方、被検体が静止している時の撮像(ベッド停止下での撮像)においては、図3に示すFEPを印加しても、静止組織と血液(流体)の両方の横磁化には、上記ベッド移動による位相オフセット量が発生しないので、上記課題は発生しない。

【0008】

第2の課題は、ベッド移動により撮像部位が移動することによって、対象となる血流の血流速度にこのベッド移動速度がプラスされるため、計測初期に設定したフローエンコード量は最適値から外れてしまい、広い領域に亘って、良好な血管像が得られないということである。一方、被検体が静止している時の撮像(ベッド停止下での撮像)においては、この第2の問題は発生しない。 20

【0009】

上記文献には、上記第1及び第2の課題に対する解決策は開示されていない。

そこで、本発明は、ベッド移動計測においてPC-MRA計測を実現するにあたり、上記課題を解決するためになされたものであり、第1の目的は、ベッドの移動速度に応じた前記一定量の位相オフセット量を補償することである。また第2の目的は、ベッド移動速度と撮像領域の対象血管の血流速度とに対応して、フローエンコード量を最適に設定することである。 30

【課題を解決するための手段】

【0010】

上記問題を解決するために、本発明のMRI装置は以下の様に構成される。即ち、  
本発明のMRI装置は、被検体を載置するベッドの移動を制御するベッド移動制御手段と  
、ベッドを移動させながらフローエンコード傾斜磁場を印加して被検体からのエコー信号  
の計測を制御する計測制御手段と、エコー信号を用いて被検体の血流像を再構成する演算  
を行う演算処理手段とを備えて、演算処理手段は、ベッドの移動によってエコー信号に発  
生する位相オフセットを除去して血管像を取得する。 40

【0011】

これにより、ベッド移動により連続的に被検体の撮像位置が移動することによってエコー信号に発生する位相オフセット量を除去できるので、良好な血流像及び対象血管の血流速度を正確に反映した流速像を取得することができる。

【0012】

また、本発明のMRI装置は、ベッドの移動速度と被検体の血流速度とに対応して、フローエンコード傾斜磁場の印加量を制御する。好ましくは、血流からのエコー信号の信号強度が最大となるように、フローエンコード傾斜磁場の印加量を制御する。

これにより、ベッドの移動速度と血流流速とに対応して、フローエンコード傾斜磁場の印加量を最適に設定して撮像できるので、常に血流からの信号強度を最大にしてエコー信 50

号を取得することができ、S/Nの良い血管像を取得することができる。

#### 【0013】

また、本発明のMRI装置は、被検体を載置するベッドの移動を制御するベッド移動制御手段と、被検体の撮影領域を複数の領域に分割して、領域毎に前記ベッドをステップ移動させ、各領域ではベッドを停止させてフローエンコード傾斜磁場を印加して被検体からのエコー信号の計測を制御する計測制御手段と、領域毎に前記エコー信号を用いて被検体の血流像を再構成する演算を行う演算処理手段とを備え、計測制御手段は、領域毎の被検体の血流の流速に対応して、該血流からのエコー信号の信号強度が最大となるように、フローエンコード傾斜磁場の印加量を制御する。

#### 【0014】

これにより、ベッドのステップ移動計測において、血流流速に対応して、フローエンコード傾斜磁場の印加量を最適に設定して撮像できるので、常に血流からの信号強度を最大にしてエコー信号を取得することができ、S/Nの良い血管像を取得することができる。

#### 【0015】

また、本発明のMRI装置は、被検体の血流速度が早い領域でのフローエンコード傾斜磁場の印加量を、血流速度が遅い領域での前記フローエンコード傾斜磁場の印加量よりも少なくする。

これにより、広範囲の領域にわたって、良好な血管像を取得することができる。

#### 【発明の効果】

#### 【0016】

本発明によれば、ベッド移動PC-MRA計測において、ベッド移動により被検体の撮像領域が連続的に移動する状態で、ベッド移動によって発生する一定量の位相オフセット量を補償して血流像を取得することができる。また、ベッド移動速度と撮像する被検体の対象血管の血流速度とに対応して、各部位でフローエンコード量を最適にして計測することが可能となる。また、ベッドのステップ移動計測においても、撮像する被検体の対象血管の血流速度に対応して、各領域でのフローエンコード量を最適にして計測することが可能となる。これらにより、広い範囲にわたって良好な血管像を取得することができる。

#### 【発明を実施するための最良の形態】

#### 【0017】

以下、本発明の実施形態を図面に基づいて説明する。なお、発明の実施形態を説明するための全図において、同一機能を有するものは同一符号を付け、その繰り返しの説明は省略する。

図1は本発明を適用したMRI装置の一実施例に関する全体構成を示すブロック図である。このMRI装置は、NMR現象を利用して被検体の断層画像を得るもので、図1に示すように、静磁場発生系2と、傾斜磁場発生系3と、送信系5と、受信系6と、信号処理系7と、シーケンサ4と、中央処理装置(CPU)8とを備えて構成される。

#### 【0018】

静磁場発生系2は、被検体1の周りの空間にその体軸方向または体軸と直交する方向に均一な静磁場を発生させるもので、被検体1の周りに永久磁石方式または常電導方式あるいは超電導方式の磁場発生手段が配置されている。

#### 【0019】

傾斜磁場発生系3は、X, Y, Zの3軸方向に巻かれた傾斜磁場コイル9と、それぞれの傾斜磁場コイル9を駆動する傾斜磁場電源10とから成り、後述のシーケンサ4からの命令に従ってそれぞれのコイルの傾斜磁場電源10を駆動することにより、X, Y, Zの3軸方向の傾斜磁場 $G_z$ ,  $G_y$ ,  $G_x$ を被検体1に印加する。より具体的には、X, Y, Zのいずれかの1方向にスライス方向傾斜磁場パルス( $G_z$ )を印加して被検体1に対するスライス面を設定し、残り2つの方向に位相エンコード方向傾斜磁場パルス( $G_y$ )と周波数エンコード方向傾斜磁場パルス( $G_x$ )を印加して、エコー信号にそれぞれの方向の位置情報をエンコードする。

#### 【0020】

10

20

30

40

50

シーケンサ4は、高周波磁場パルス(以下、「RFパルス」という)と傾斜磁場パルスをある所定のパルスシーケンスで繰り返し印加する制御手段で、CPU8の制御で動作し、被検体1の断層画像のデータ収集に必要な種々の命令を送信系5、傾斜磁場発生系3、および受信系6に送る。さらに本発明のMRI装置では、シーケンサ4は高周波磁場パルスの出力を変化させながら計測できる手段を備える。

#### 【0021】

送信系5は、被検体1の生体組織を構成する原子の原子核スピンに核磁気共鳴を起こさせるためにRFパルスを照射するもので、高周波発振器11と変調器12と高周波増幅器13と送信側の高周波コイル14aとから成る。高周波発振器11から出力された高周波パルスをシーケンサ4からの指令によるタイミングで変調器12により振幅変調し、この振幅変調された高周波パルスを高周波増幅器13で増幅した後に被検体1に近接して配置された高周波コイル14aに供給することにより、RFパルスが被検体1に照射される。

10

#### 【0022】

受信系6は、被検体1の生体組織を構成する原子核スピンの核磁気共鳴により放出されるエコー信号(NMR信号)を検出するもので、受信側の高周波コイル14bと増幅器15と直交位相検波器16と、A/D変換器17とから成る。送信側の高周波コイル14aから照射された電磁波によって誘起される被検体1の応答のNMR信号が被検体1に近接して配置された高周波コイル14bで検出され、増幅器15で増幅された後、シーケンサ4からの指令によるタイミングで直交位相検波器16により直交する二系統の信号に分割され、それぞれがA/D変換器17でデジタル量に変換されて、信号処理系7に送られる。

20

#### 【0023】

信号処理系7は、光ディスク19、磁気ディスク18等の外部記憶装置と、CRT等からなるディスプレイ20とを有し、受信系6からのデータがCPU8に入力されると、CPU8が信号処理、画像再構成等の処理を実行し、その結果である被検体1の断層画像をディスプレイ20に表示すると共に、外部記憶装置の磁気ディスク18等に記録する。

#### 【0024】

なお、図1において、送信側及び受信側の高周波コイル14a, 14bと傾斜磁場コイル9は、被検体1が挿入される静磁場発生系2の静磁場空間内に被検体1に対向して設置されている。

現在MRI装置の撮像対象核種は、臨床で普及しているものとしては、被検体の主たる構成物質である水素原子核(プロトン)である。プロトン密度の空間分布や、励起状態の緩和時間の空間分布に関する情報を画像化することで、人体頭部、腹部、四肢等の形態または、機能を2次元もしくは3次元的に撮像する。

30

#### 【0025】

次に、撮像方法を説明する。図2は公知のグラディエントエコーを用いたPC-MRA法のパルスシーケンスである。図2のRF, G<sub>s</sub>, G<sub>p</sub>, G<sub>r</sub>, A/D, 及びEchoは、それぞれ、RFパルス、スライス傾斜磁場、位相エンコード傾斜磁場、周波数エンコード傾斜磁場、サンプリング期間、及びエコー信号の軸を表し、201はRFパルス、202はスライス選択傾斜磁場パルス、203はスライスエンコード傾斜磁場パルス、204は位相エンコード傾斜磁場パルス、205は周波数エンコード傾斜磁場パルス、206はエコー信号、207は双極性パルスであるFEPである。

40

#### 【0026】

PC-MRA法による撮像では、短い繰り返し時間TR毎に、スライス選択傾斜磁場202を印加しながらRFパルス201を印加して撮像領域を選択した後に、FEP207を必要な軸に印加する。3次元計測の場合は、スライスエンコード傾斜磁場203と位相エンコード傾斜磁場204の印加量を変えて異なるスライスエンコード量及び位相エンコード量を印加し、かつ、周波数エンコード傾斜磁場205を印加しながら3軸方向の位相情報をエコー信号206に付与して検出する。この操作を(スライスエンコード数) × (位相エンコード数) × (フローエンコード印加軸数 + 1)の回数だけ繰り返し、再構成に必要な数のエコー信号を取得する。2次元計測の場合は、スライスエンコード傾斜磁場203は印加しないので、その

50

分だけ繰り返し回数が3次元の場合よりも減る。

**【0027】**

スライスエンコード数は8, 16, 32, 64等の値が選ばれ、位相エンコードの数は通常1枚の画像あたり64, 128, 256, 512等の値が選ばれる。各エコー信号は通常128, 256, 512, 1024個のサンプリングデータからなる時系列信号として検出される。これらのデータを2次元もしくは3次元フーリエ変換して画像を作成する。

**【0028】**

エコー信号を計測した後は、例えば図2に示すように3次元の場合は、スライスエンコード量及び位相エンコード量の印加量をTR間で0(ゼロ)になるように、スライスエンコード傾斜磁場203と逆極性の傾斜磁場208と、位相エンコード傾斜磁場204と逆極性の傾斜磁場209を印加する。2次元の場合は、スライスエンコード傾斜磁場203を印加しないので、逆極性の傾斜磁場208も印加しない。3次元及び2次元の何れの場合も、周波数エンコード方向には横磁化の位相を分散させるスピラル-210を周波数エンコード傾斜磁場205の後に印加する。尚、血流を撮像対象としているので、流れによるディフェイズをリフェイズするための傾斜磁場即ちグラディエントモーメントヌリング(Gradient Moment Nulling)を付加してもよい。

10

**【0029】**

ここで、FEP207の詳細を図3に基づいて説明する。図3に示す様に、FEP207は、正極性のFEP301と、その極性を反転した負極性パルス302からなる。正極性のFEP301は、振幅G、印加期間T、面積S( $=G \times T$ )の単極性パルス301-1と、その極性を反転した単極性パルス301-2を、相互に期間 $t_i$ だけ離し、相互の中心を期間 $T_i$ だけ離して組み合わせた双極性パルスである。これにより、FEP印加軸方向に速度vで流れている流体の横磁化に正の位相シフトを印加することができる。具体的には、FEP印加軸方向に速度vで流れている流体の位相シフト量 f、つまりフローインコード量は次の(1)式で表される。

20

**【0030】**

$$f = \times (S \times T_i) \times v \quad (1)$$

ここで、 $\times$ は磁気回転数比である。(1)式から、流速vの流体に与えるフローインコード量を制御するためには、FEP印加量( $=S \times T_i$ )、つまり、FEPを構成する一対の単極性パルスの振幅G、印加時間T、時間間隔 $T_i$ のいずれかを制御すればよく、いずれの値の変化に正比例してフローインコード量が変化することが理解される。一般的には、振幅Gを制御することが容易である。

30

**【0031】**

一方、負極性のFEP302は、正極性のFEP301の極性を反転したもので、2つの単極性パルス302-1, 302-2を組み合わせた双極性パルスで、これにより速度vで流れている流体の横磁化に負の位相シフトを印加することができる。具体的には、FEP印加軸方向に速度vで流れている流体の位相シフト量は、(1)式の符号を反転した量となる。

**【0032】**

上記2つのFEP301, 302を印加して取得された信号を複素差分して得られる信号強度I、即ちPC-MRA像における血流の信号強度は、次の(2)式で表される。

$$I = 2 \times \sin f \times \quad (2)$$

40

ここで、 $f$ はプロトン密度である。(1), (2)とから、この信号強度Iは血流速度に依存し、 $f$ が $\pm \pi/2$ で最大となることが理解される。そのため、対象とする部位における撮像血管で推定される血流速度に基づいて、(2)式の信号値Iができるだけ大きくなるようにFEPのパラメータ(振幅G、印加期間T、間隔 $T_i$ )を調整して、最適なフローインコード量を印加する。

**【0033】**

次に、3次元PC-MRA計測について説明する。上述したように、PC-MRA法は、FEPの印加によって、血流速度に応じて血液の横磁化の位相がシフトする原理を用いて血流を画像化する方法である。特に、3次元PC-MRA計測の場合には、図3に示すような正負両極性のFEPを、例えば図4に示す様な極性パターンで3軸方向に印加することで4種類の画像データを取

50

得し、この4種類の画像データから2次元血流像を取得する。

**【0034】**

図4に示すFEPの印加パターンでは、第1回目(1)から第3回目(3)までは、それぞれライス方向、位相方向、及び周波数方向にのみ正極性のFEPを印加し、他の方向には負極性のFEPを印加して、それぞれ3次元画像データを取得する。そして第4回目(4)では、全ての方向に負極性のFEPを印加して3次元画像データを取得する。

**【0035】**

第4回目(4)のパターンで取得された画像データは、リファレンス画像データとし、それ以外の第1回目(1)から第3回目(3)のパターンで取得された画像データとの複素差分がそれぞれ行われる。これら3つの複素差分画像には、ライス方向、位相エンコード方向、及び周波数エンコード方向の血流がそれぞれ描出される。その後、3つの複素差分画像、つまり各軸の血流画像を加算して3次元合成画像を作成する。最後に、この3次元合成画像の絶対値画像を所望の方向に投影する投影処理を施すことによって所望の2次元血管像を取得する。

**【0036】**

また、第4回目(4)のパターンで取得されたリファレンス画像データの位相画像とそれ以外のパターンで取得された画像データの位相画像との位相差分を行うと、各軸方向に流れる流速像を取得でき、これにより、所望の位置の流速値も測定できる。

**【0037】**

次にベッド移動計測について説明する。ベッド移動計測には、主に次の2つの方法がある。一つは、広範囲の撮影領域を複数の小領域(以下、「ステーション」と表記する)に分割して、ベッドをステーション毎にステップ的に移動させて、各ステーションを撮像する方法である。この方法はベッドをステップ的に移動させるため、ステーション間の画像には継ぎ目が生じる。しかし、計測中はベッドを停止して撮像するので、比較的安定な撮像が可能であり、基本的に特殊な補正処理も不要である(以下、本方法を「ステップ移動方式」と表記する)。

**【0038】**

他の一つは、ベッドを連続移動させながら広範囲の撮影領域を撮影する手法である。この方法では、継ぎ目のない広範囲の画像が得られる。しかし、撮影中にベッドが動いているため、収集データに対して様々な補正処理が必要となる(以下、本方法を「連続移動方式」と表記する)。

尚、本発明は上記2つのベッド移動方式のどちらを用いてもよい。

**【0039】**

以上のPC-MRA計測の説明を踏まえて、本発明によるベッド移動PC-MRA計測の一実施形態を図5～図10に基づいて説明する。

図5は本実施形態の処理フローであり、この図5に基づいて本実施形態の処理フローを以下に説明する。

**【0040】**

ステップ500で、被検体の撮像位置の初期設定を行う。つまり、被検体を静磁場発生系内の計測空間に配置し、被検体及びベッドを最初のポジションに設定する。例えば、被検体の頭部から脚部に向かって撮像する場合は、ベッドを移動して最初に頭部を磁場中心に合わせるようにして被検体を設定する。逆に、脚部から頭部に向かって撮像する場合は、ベッドを移動して最初に脚部を磁場中心に合わせるようにして被検体を設定する。

**【0041】**

ステップ501で、ベッド移動撮像を行う。このステップ501の詳細処理フローを図6に示す。

ステップ501-1で、ベッド移動速度と撮像領域の血流速度とに対応して、FEP印加量の設定を行う。

ここで、本発明のベッド移動PC-MRA計測におけるFEP印加量の設定方法について、図9に基づいて説明する。

10

20

30

40

50

#### 【0042】

本発明のFEP印加量の設定の第1の方法は、撮像領域の血流の血流速度範囲に応じて、対象血管の信号強度が高信号となるようにFEP印加量を撮影領域毎に制御してエコー信号を取得する。そのためには、(2)式で示した様にフローエンコード量  $f \geq \pm 1/2$ で信号強度  $I$ が最大となるので、フローエンコード量  $f \geq \pm 1/2$ となるように、撮像領域の血管の血流速度範囲に応じてFEP印加量を制御する。つまり、血流速度の早い撮影領域ではFEP印加量を少なくし、血流速度の遅い撮影領域ではFEP印加量を多くする。FEP印加量の制御は、例えば、それを構成する単極性パルスの振幅Gで制御する場合は、血流速度の早い撮像領域では振幅Gを小さくし、血流速度の遅い撮像領域では振幅Gを大きくする。ただし、FEP印加量を制御するためには、振幅Gの他に、印加時間T又は時間間隔Tiを制御してもよい。

10

#### 【0043】

ステップ移動方式のベッド移動であれば、ステーション毎にそのステーションにおける撮像領域の血流の血流速度範囲に対応して、上記の様なFEP印加量制御を行う。連続移動方式のベッド移動であれば、ベッド移動速度と撮像領域の血流の血流速度範囲とを考慮して、本来の血流速度範囲にベッド移動速度をプラスしてシフトさせた血流速度範囲に対応して、上記の様なFEP印加量制御を行う。

#### 【0044】

図9(a)にFEP印加量制御の第1の方法の一例を示す。この例は、全体の撮像領域を頭頸部、胸腹部、及び下肢部から成る3つの領域(ステーション)に分割して、ステーション毎にFEP印加量を制御する方法の一例である。生体の循環器システムでは、一般的に、心臓から離れるにつれて血流速度は遅くなるので、図9(a)に示す例では、ステーション毎のFEP印加量を、胸腹部(対象速度～150cm/s程度) < 頭頸部(～60cm/s程度) < 下肢部(対象速度～30cm/s程度)となるように制御する。その結果、フローエンコード量が全ての撮影領域において略一定(つまり、 $\pm 1/2$ )となるので、血流部からの信号強度は、上図に示す様に、略一定の大きな値となる。ただし、ステーション毎にその最大血流速度でフローエンコード量  $f \geq \pm 1/2$ となるようにFEP印加量を設定した場合に、胸腹部では下肢部に近い方が信号強度が若干小さくなり、下肢部では胸腹部に近い方が信号強度が若干大きくなり、頭頸部では胸腹部に近い方が信号強度が若干大きくなる。

20

#### 【0045】

また図9(b)にFEP印加量制御の第2の方法の一例を示す。この例は、フローエンコード量が全ての撮影領域において略一定となるように、撮像領域に連動して連続的にFEP印加量を制御する一例である。一般的に、心臓から離れるにつれて血流速度は遅くなるので、この例では、心臓の位置を中心として、頭頸部に向かうに従ってFEP印加量を増加する。同様に、下肢部の向かうに従ってFEP印加量を増加する。その結果、フローエンコード量が全ての撮像領域において略一定(つまり、 $\pm 1/2$ )となるので、血流部からの信号強度は、上図に示す様に、略一定の大きな値となる。

30

尚、上記第1及び第2の例のいずれにおいても、予めに本計測前に各領域の血流速度を測定しておき、その測定値からFEP印加量を決定してもよい。

#### 【0046】

ステップ501-2で、撮像領域でPC-MRA計測を行う。

40

撮像シーケンスについては、図2に示したようなFEPを有するフェーズコントラストシーケンスを用いて、図4に示すFEPの印加パターンで4回の3次元計測を行う。

なお、ステップ移動方式のベッド移動であればベッドを静止させて撮像シーケンスが実行され、連続移動方式のベッド移動であればベッド移動と連動して撮像シーケンスが実行される。

#### 【0047】

ステップ501-3で、ベッド移動を行う。ステップ移動方式のベッド移動であればベッドを静止させて撮像シーケンスが実行され、そのステーションの撮像後にベッドを次のステーションに移動する。一方、連続移動方式であればベッド移動と連動してステップ501-2の撮像シーケンスが実行されるが、図6では便宜的にステップ501-2とステップを分けて記

50

載している。

**【0048】**

ステップ501-4で、ベッドが終了位置に到達したか否かを判断し、到達していればベッド移動撮像を終了し、到達していなければステップ501-1に移行する。

**【0049】**

ステップ502で、上記ステップ501で計測した計測データをフーリエ変換して、4つの3次元画像データを取得する。

**【0050】**

ステップ503で、ベッド移動による位相オフセット量の補償処理を行う。このステップ503の詳細処理フローを図7に示す。

10

**【0051】**

ステップ503-1で、FEP印加によってベッド移動による静止組織及び血流の横磁化に発生する位相オフセット量を算出する。ここで、この位相オフセット量について図10に基づいて説明する。

**【0052】**

ベッド移動方式には、上述したように、主に2つの方式があり、ステップ移動方式ではFEP印加時にベッドは停止しているため、ベッド移動による位相オフセット量は生じない。これを、図10(a)に示す磁化ベクトル図を用いて説明する。図10(a)は、FEP印加時にベッドが停止している場合における静止組織の磁化ベクトル $S^+$ と血流の磁化ベクトル $F^+$ を示したものである。

20

**【0053】**

まず、図3に示す正極性FEP301を印加すると、ベッドは停止しているため、静止組織の磁化ベクトル $S^+_{+}$ の位相変化はないが( $=0$ )、血流の磁化ベクトル $F^+_{+}$ は血流速度に応じた位相 $f$ が生じ、両ベクトルの合成ベクトルは $A^+_{+}$ となる。次に、図3に示す負極性FEP302を印加すると、ベッドは停止しているので、静止組織の磁化ベクトル $S^-_{-} (=S^+_{+})$ の位相変化は生じず、血流の磁化ベクトル $F^-_{-}$ は血流速度に応じた位相 $-f$ が生じ、両ベクトルの合成ベクトルは $A^-_{-}$ となる。次に、血流の信号強度を決める2つの合成ベクトルの差分ベクトル1001を求めるとき、静止磁化は除去されて、

$$A^+_{+} - A^-_{-} = F^+_{+} - F^-_{-} \quad (3)$$

となり、血流のみからの信号強度となる。従って、ステップ移動方式においては、ベッド移動による位相オフセット量の補償は必要ない。

30

**【0054】**

一方、連続移動方式では、ベッドを移動しながら計測するため、FEP印加時にベッドが移動していることになる。そのため、ベッド移動方向についてはベッド移動速度に基づいた位相オフセット量が静止組織と血流の両方の横磁化に生じる。これを、図10(b)に示す磁化のベクトル図で説明する。図10(b)は、ベッド移動方向と血流方向が同方向の場合のベクトル図である。まず、図3に示す正極性FEP301を印加すると、ベッドが移動しているため、静止組織の磁化ベクトル $S^+_{+}$ にも、ベッド移動速度に基づいた一定量の位相変化( $offset$ )が生じる。ここで、ステップ507で取得したベッド移動速度を $V_b$ 、ベッド移動方向に図3に示すFEPが印加されているとするとき、位相オフセット量 $offset$ は(1)式に基づいて

$$offset = \times (S \times T_i) \times V_b \quad (4)$$

となり、ベッド移動による位相オフセット量はベッド移動速度 $V_b$ に基づいて一意に定まる。また、血流の磁化ベクトルは静止組織の磁化ベクトル $S^+_{+}$ に対して、さらに位相量 $f$ が生じ、両ベクトルの合成ベクトルは $A^+_{+}$ となる。次に、図3に示す負極性FEP302を印加すると、同様に静止組織の磁化ベクトル $S^-_{-}$ は $-offset$ が生じ、血流の磁化ベクトルは静止組織の磁化ベクトル $S^-_{-}$ に対して、さらに位相量 $-f$ が生じ、両ベクトルの合成ベクトルは $A^-_{-}$ となる。次に、血流の信号強度を決める2つの合成ベクトルの差分ベクトル1002を求めるとき、

$$A^+_{+} - A^-_{-} = (F^+_{+} - F^-_{-}) + (S^+_{+} - S^-_{-})$$

40

50

$= (\text{血流の合成ベクトル}) + (\text{ベッド移動によるオフセット}) \quad (5)$

となり、血流のみからの信号強度とならない。

#### 【0055】

尚、ベッド移動方向と血流方向が逆方向の場合のベクトル図は図10(c)で、この場合も、合成ベクトルの差分ベクトル1003を求める

$$\begin{aligned} A^+ - A^- &= (F^+ - F^-) - (S^+ - S^-) \\ &= (\text{血流の合成ベクトル}) - (\text{ベッド移動によるオフセット}) \quad (6) \end{aligned}$$

となり、図10(b)の場合と同様に血流のみからの信号強度とならない。従って、連続移動方式においては、(4)式に示したベッド移動による位相オフセット量  $\text{offset}$  を補償する必要がある。

10

#### 【0056】

ここで、留意すべきことは、上記位相オフセットはベッド移動方向にのみ発生するということである。従って、(4)式の位相オフセット量  $\text{offset}$  を求める際には、FEP印加方向のベッド移動速度成分を用いる必要がある。例えば、ベッド移動方向とFEP印加方向とが同じ方向である場合には、ベッド移動速度は(4)式に示す通り  $V_b$  となるが、ベッド移動方向とFEP印加方向とが角度  $\theta$  を成す場合には、ベッド移動速度として  $V_b \cdot \cos \theta$  を用いる必要がある。

#### 【0057】

また、FEPが複数の方向に同時に印加される場合には、印加方向毎のベッド移動速度を求め、その方向毎に位相オフセット量を求めて、方向毎の位相オフセット量を加算した値が全体の位相オフセット量となる。

20

#### 【0058】

ステップ503-2で、ステップ502で取得した各3次元画像データに対して、ステップ503-1で求めた位相オフセット量  $\pm \text{offset}$  を補償するために、画像データの位相から位相オフセット量を減算する。

#### 【0059】

正極性FEP301を印加して取得された画像データから位相オフセット量  $\pm \text{offset}$  を減算するためには、その画像データ  $D_+$  に対して  $- \text{offset}$  の位相回転を与える複素演算を行う。つまり、

$$D_+ \times \exp(-\text{offset} \cdot i) \quad (7)$$

30

の演算を行う。ここで  $i$  は虚数単位である。或いは、画像データ  $D_+$  の位相画像  $D_+$  から  $(+ \text{offset})$  を減算した位相画像  $(D_+ - \text{offset})$  を求め、画像データ  $D_+$  の絶対値画像  $|D_+|$  に掛ける。即ち

$$|D_+| \times \exp[(D_+ - \text{offset}) \cdot i] \quad (8)$$

の演算を行っても良い。

#### 【0060】

また、負極性FEP302を印加して取得された画像データ  $D_-$  から位相オフセット量  $(-\text{offset})$  を減算するためには、上記正極性FEP301の場合と同様にして、

$$D_- \times \exp(+\text{offset} \cdot i) \quad (9)$$

または、

$$|D_-| \times \exp[(D_- + \text{offset}) \cdot i] \quad (10)$$

40

の演算を行う。ここで、  $D_-$  は画像データ  $D_-$  の位相画像である。

#### 【0061】

ステップ504で、位相オフセット補償された4つの3次元画像データを合成して一つの3次元血管像を作成する。このステップ504の詳細処理フローを図8に示す。

ステップ504-1で、スライス方向の血流画像を作成する。そのためには、図4に示した第1回目(1)のパターンでFEPを印加して取得した画像データと、第4回目(4)のパターンでFEPを印加して取得したリファレンス画像データとの複素差分を行う。

ステップ504-2で、位相エンコード方向の血流画像を作成する。そのためには、図4に示した第2回目(2)のパターンでFEPを印加して取得した画像データと、第4回目(4)のパター

50

ンでFEPを印加して取得したリファレンス画像データとの複素差分を行う。

#### 【0062】

ステップ504-3で、周波数エンコード方向の血流画像を作成する。そのためには、図4に示した第3回目(3)のパターンでFEPを印加して取得した画像データと、第4回目(4)のパターンでFEPを印加して取得したリファレンス画像データとの複素差分を行う。

ステップ504-4で、スライス方向、位相エンコード方向、及び周波数エンコード方向の各血流画像データを複素加算して、一つの3次元合成画像を取得する。この合成画像には、3軸方向の血流が合成されて立体的な血流が描出される。

#### 【0063】

ステップ505で、ステップ504で求めた3次元複素合成画像から3次元絶対値画像を求める。  
10

ステップ506で、ステップ505で求めた3次元絶対値画像を所望の方向に投影処理して、2次元血流像を取得する。投影処理は、例えば、公知のMIP(Maximum Intensity Projection)法を用いることができる。

#### 【0064】

以上説明したように、本発明のMRI装置によれば、ベッド移動PC-MRA計測において、ベッド移動によって発生する一定量の位相オフセット量を補償することができる。また、ベッド移動を考慮して撮像領域の対象血管の血流速度に対応して、フローエンコード量を最適に設定することができる。これらにより、広い領域にわたって良好な血管像の取得することができるようになる。  
20

#### 【0065】

以上までが、本発明のMRI装置の実施形態の説明である。しかし、本発明は、以上の実施形態の説明で開示された内容にとどまらず、本発明の趣旨を踏まえた上で他の形態を取り得る。例えば、上記実施形態の説明では、3次元パルスシーケンスを用いて3次元画像データを取得した後に投影処理して2次元血流像を取得する例を説明したが、厚いスライスを直接2次元パルスシーケンスを用いて撮像して2次元血管像を取得しても良い。この場合には投影処理は不要になる。

#### 【0066】

また、パルスシーケンスとして図2に示す様なグラディエントエコー法を用いた例を説明したが、これに限らずスピニエコー法を用いても良い。また、FEPを構成する単極性パルスの波形も図3に示すような矩形状でなく、他の波形でも良く、例えばサイン波状、半円状、半楕円状のいずれでも良い。  
30

#### 【図面の簡単な説明】

#### 【0067】

【図1】本発明を適用したMRI装置の一実施例の全体構成を示すブロック。

【図2】公知の3次元フェーズコントラストシーケンスの概略図。

【図3】フローエンコードパルスの概略図。

【図4】3次フェーズコントラストシーケンスにおけるフローエンコードパルスの極性パターンを説明する図。

【図5】本発明のメイン処理フローを説明する図。

40

【図6】ベッド移動撮影の詳細処理フローを説明する図。

【図7】位相オフセット補償処理の詳細処理フローを説明する図。

【図8】合成画像作成の詳細処理フローを説明する図。

【図9】本発明のフローエンコードパルス印加量の制御を説明する図。

【図10】ベッド静止時及びベッド移動時にフローエンコードパルスを印加した場合の磁化ベクトルを説明する図。

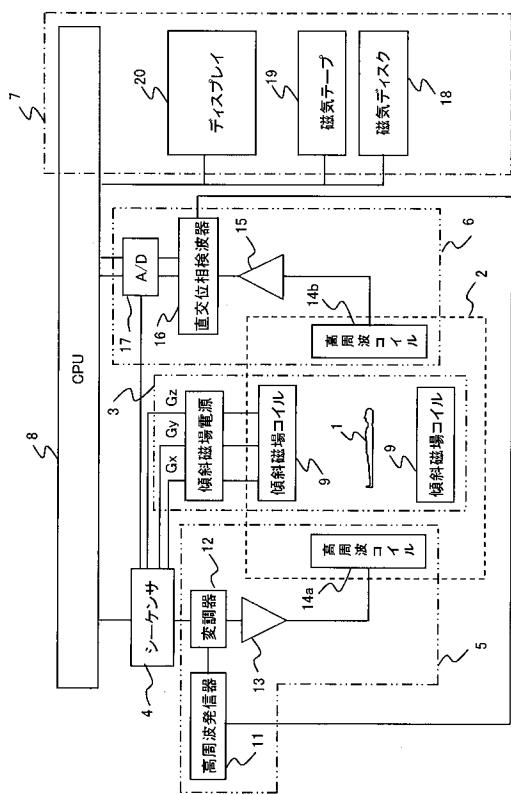
#### 【符号の説明】

#### 【0068】

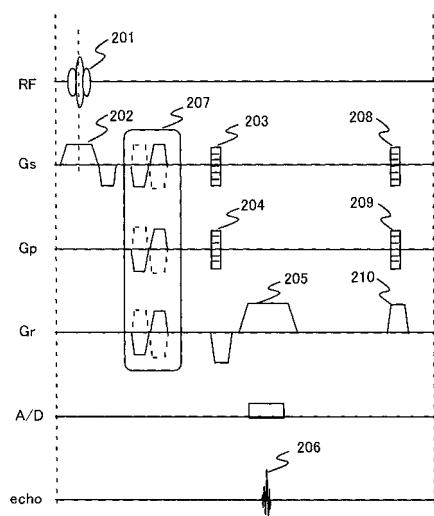
1 … 被検体、 2 … 磁場発生装置、 3 … 磁場勾配発生系、 4 … 送信系、 5 … 受信系、 6 … 信号処理系、 7 … シーケンサ、 8 … CPU、 9 … 傾斜磁場コイル、 10 … 傾斜磁場電源、 11 …  
50

4 a ... 送信側の高周波コイル、14 b ... 受信側の高周波コイル

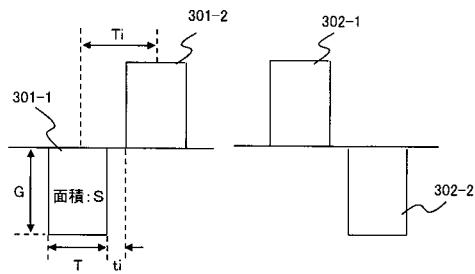
【図1】



【図2】



【図3】

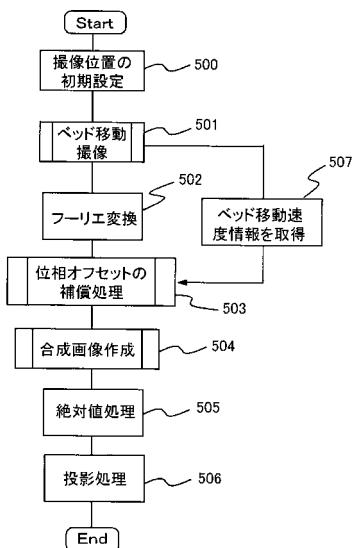


【図4】

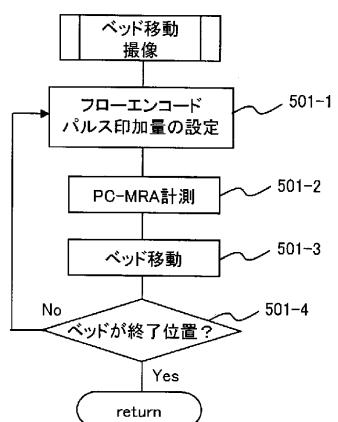
|        | スライス方向 | 位相方向 | 周波数方向 |
|--------|--------|------|-------|
| 1回目(1) | +      | -    | -     |
| 2回目(2) | -      | +    | -     |
| 3回目(3) | -      | -    | +     |
| 4回目(4) | -      | -    | -     |

+ : 正極性(図3の301)  
- : 負極性(図3の302)

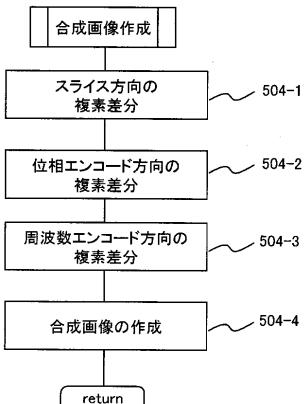
【図5】



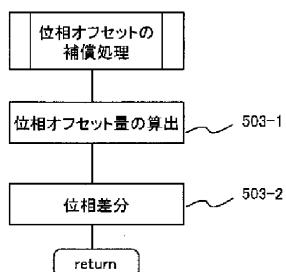
【図6】



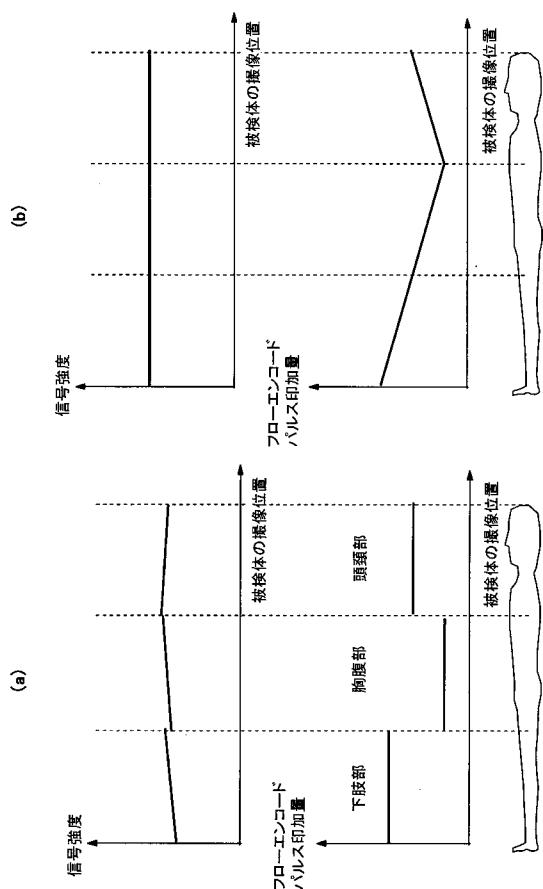
【図8】



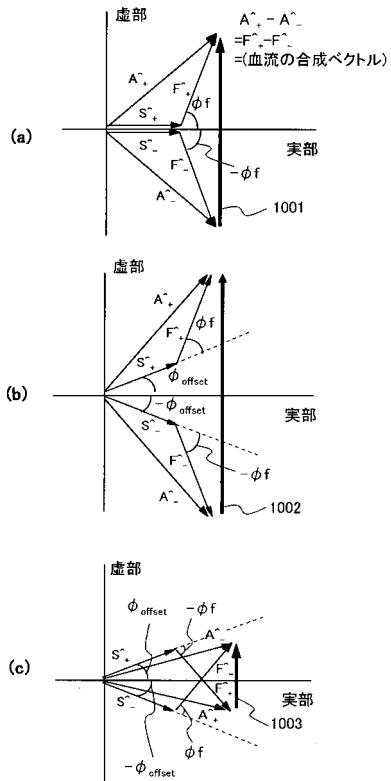
【図7】



【図9】



【図10】



---

フロントページの続き

(56)参考文献 特開平05-207982(JP,A)  
特開2001-070279(JP,A)  
特開2002-095646(JP,A)  
特開2000-229073(JP,A)  
特開2004-097826(JP,A)  
特表2005-503874(JP,A)  
米国特許出願公開第2003/0060698(US,A1)  
特開2000-079107(JP,A)  
F.J.Browning, et al., "Continuous Moving Table 3D Phase Contrast:Feasibility Using the FLIPR Technique", Proc. Intl. Soc. Mag. Reson. Med., 2003年 7月10日, p2517

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A 61 B 5 / 055  
J S T P l u s / J M E D P l u s / J S T 7 5 8 0 ( J D r e a m I I )  
W i l e y I n t e r S c i e n c e