

(19) 日本国特許庁(JP)

## (12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第3847519号  
(P3847519)

(45) 発行日 平成18年11月22日(2006.11.22)

(24) 登録日 平成18年9月1日(2006.9.1)

(51) Int.C1.

F 1

A 61 B 5/055 (2006.01)  
G O 1 R 33/48 (2006.01)A 61 B 5/05 311  
G O 1 N 24/08 510 Y

請求項の数 6 (全 13 頁)

(21) 出願番号 特願2000-97632 (P2000-97632)  
 (22) 出願日 平成12年3月31日 (2000.3.31)  
 (65) 公開番号 特開2001-276016 (P2001-276016A)  
 (43) 公開日 平成13年10月9日 (2001.10.9)  
 審査請求日 平成16年10月18日 (2004.10.18)

(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  
 (74) 代理人 100099852  
 弁理士 多田 公子  
 (74) 代理人 100099760  
 弁理士 宮川 佳三  
 (72) 発明者 渡部 滋  
 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 伊藤 幸仙

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】

被検体の置かれる空間に静磁場を発生する静磁場発生手段と、前記空間にスライス方向、位相エンコード方向及び読み出し方向の各傾斜磁場を与える傾斜磁場発生手段と、前記被検体の生体組織の原子核に核磁気共鳴を起こさせるために高周波磁場を照射する送信系と、前記核磁気共鳴により放出されるエコー信号を検出する受信系と、前記傾斜磁場発生手段、送信系および受信系を制御する制御系と、受信系で検出したエコー信号を用いて画像再構成演算を行なう信号処理系と、得られた画像を表示する手段とを備えた磁気共鳴イメージング装置において、

前記制御系は、スライスエンコード及び位相エンコードの少なくとも一方を付与して二次元又は三次元シーケンスを実行し、この際、スライスエンコード数および位相エンコード数の少なくとも一方で規定されるk空間の計測点を、原点を共有し、互いに複素共役の関係にある第1及び第2の群に分割し、第1の群では原点から計測点までの距離が計測順に漸減し、第2の群では原点から計測点までの距離が計測順に漸増するように前記スライス方向および位相エンコード方向の少なくとも一方の傾斜磁場発生手段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 2】

前記k空間の計測点は、隣り合う計測点は異なる群に属するように分割されることを特徴とする請求項1に記載の磁気共鳴イメージング装置。

## 【請求項 3】

10

20

前記 2 分割された 2 つの群の少なくとも一方は、計測されない点を含むことを特徴とする請求項 1 又は 2 に記載の磁気共鳴イメージング装置。

【請求項 4】

前記 2 分割された領域の和は、計測空間に内接する円又は橜円若しくは球または橜円体であることを特徴とする請求項 1 ないし 3 いずれか 1 項に記載の磁気共鳴イメージング装置。

【請求項 5】

被検体の所定の領域を選択して励起する手段と、前記被検体に少なくとも二方向の傾斜磁場を印加する傾斜磁場印加手段と、前記領域から生じるエコー信号を計測する計測手段と、前記励起手段、傾斜磁場印加手段及び計測手段を制御し、少なくとも二方向にエンコードする傾斜磁場を印加し、前記領域から生じるエコー信号を計測するステップを前記傾斜磁場の強度を変えながら複数回繰り返し、三次元画像データを収集する制御手段とを備えた磁気共鳴イメージング装置において、10

前記制御手段は、前記二方向のエンコード傾斜磁場強度で規定される  $k$  空間の計測点を、原点を共有し、互いに複素共役の関係で且つ隣り合う格子点は異なる群に属するよう第 1 及び第 2 の群に分割し、第 1 及び第 2 の群について順次計測を行い、その際、最初に計測される第 1 の群では、前記  $k$  空間の原点から計測点までの距離が計測順に漸減するよう計測し、後で計測される第 2 の群では前記  $k$  空間の原点から計測点までの距離が計測順に漸増するよう計測することを特徴とする磁気共鳴イメージング装置。20

【請求項 6】

前記制御手段は、前記第 1 の群では、全計測点のうち、一部の計測点のみを計測し、第 2 の群では全計測点を計測することを特徴とする請求項 6 記載の磁気共鳴イメージング装置。20

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】

本発明は、核磁気共鳴（以下、NMR という）現象を利用して被検体の所望部位の断層画像を得る磁気共鳴イメージング装置に関し、特に血管系の走行を描出する際に必要最小限の時間で、所望の描出範囲と画質を確保することの可能な磁気共鳴イメージング装置（以下、MRI 装置という）に関するものである。30

【0002】

【従来の技術】

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（以下単にスピンと称す）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表示するものである。

【0003】

この MRI 装置の撮像機能に、血流を描画する MR アンジオグラフィ（以下、MRA と略す）があり、MRA には造影剤を使用しない方法と造影剤を使用する方法がある。

造影剤を用いる方法としては Gd-DTPA などの T1 短縮型の造影剤とグラジェントエコー系の短い TR のシーケンスを組み合わせる方法が一般的である。この方法では、T1 短縮型の造影剤を含む血流スピンが周囲組織より短い T1 を有しているために、高周波磁場による励起を短い繰り返し時間 TR で受けた場合に飽和が起こりにくく相対的に他の組織より高信号を発することを利用し、造影剤を含む血液に満たされた血管を他組織に対し高コントラストで描出するものである。造影剤が目的とする血管内にとどまっている間に血管を含む Volume のデータ（具体的には三次元）の計測を行ない、得られた三次元画像を重ね合わせて投影処理を行うことにより、血流を描画する。ここで一般的には広範囲で高分解能の情報を得るために、三次元グラディエントエコー法を基本とするシーケンスが用いられる。40

【0004】

このような三次元造影 MRA において良好な画像を得るためには、(1) 造影剤の注入法、(2) 撮像時間およびタイミングが重要である。(1) については、造影剤を撮像対象とする血管50

内に安定して高濃度を維持するように注入しなければならない。このため通常は自動注入器を使用した急速注入が一般的に用いられる。

#### 【0005】

(2)については、例えば動脈のみを分離し選択的に撮像するためには、データ収集時に動脈における造影剤の濃度が高くなるように撮像タイミングを設定する必要がある。特に画像のコントラストを支配しているk空間の中心部分(低周波領域)において造影剤濃度がピークに達するのが理想であり、使用するパルスシーケンスのデータ収集法に応じてタイミングを設定する。

#### 【0006】

データ収集法には、主にk空間の高周波側一端から低周波領域を経て高周波側他端まで計測するシーケンシャルオーダー(Sequential Order)と、k空間の低周波領域から交互に高周波両端に向かって計測するセントリックオーダー(Centric Order)があり、一般的にはセントリックオーダーが用いられている。三次元計測のセントリックオーダーでは、位相エンコードループ、ライスエンコードループを一方を外側、他方を内側のループとし、そのどちらかあるいは両方をセントリックオーダーで制御している。

#### 【0007】

しかしながら、この場合のセントリックオーダーは、図1(b)に示すようにk空間上の原点から計測点(サンプリング点)の距離が変動し真のセントリックオーダーではないため、体動の影響を受けやすく、また動静脈の分離が不十分の場合があった。

#### 【0008】

このような問題を解決する方法としてky-kz空間において相対FOVを考慮し、信号計測が進むに従いk空間上の原点からの距離が徐々に離れていくように制御するエリプティカルセントリックオーダリング(Elliptical Centric Ordering)が提案されている(図1(c))("Performance of an Elliptical Centric View Order for Signal Enhancement and Motion Artifact Suppression in Breath-hold Three-Dimensional Gradient Echo Imaging. Alan, et al. Magnetic Resonance in Medicine 38:793-802, 1997")。

#### 【0009】

##### 【発明が解決しようとする課題】

このデータ収集法では、撮像時間の初めに画像のコントラストを決定する低周波データを計測するので、目的とする血管の造影剤濃度が増加したときに撮像を開始することにより選択的に動静脈像を得ることが可能となった。

#### 【0010】

しかしながら上述したセントリックオーダーやエリプティカルセントリックオーダリングでは、画像のコントラストを早期に決定でき選択的に動脈像を得るのに有効であるものの、至適撮像タイミングがずれた場合、造影剤濃度が薄い時間帯のときにのみ低周波情報を取得してしまうために画質が劣化しやすいという問題がある。特に計測開始が早すぎた場合、低周波領域のデータは血管内が極めて低信号である時間帯にサンプリングされることになり、一方、高周波領域のデータは血管内が高信号である時間帯にサンプリングされるため、直流成分のないリングアーチファクトを発生させることになる。

#### 【0011】

これに対しシーケンシャルオーダーでは計測タイミングが少々ずれても画像に顕著なアーチファクトが現れにくく安定した画像が取得できるが、前述のセントリックオーダーと同様に被検体の体動に弱く、動静脈分離も十分に行われないという問題があった。

#### 【0012】

そこで本発明は、至適撮像タイミングのずれによる画質への影響を軽減しつつ、短時間に目的とする血管全体を高コントラストで描出することができるMRI装置を提供することを目的とする。また体動の影響を受け難く、MRAにおいて動脈と静脈を分離して描出することの可能なMRI装置を提供することを目的とする。さらに本発明はMRAに好適なデータ収集法を提供することを目的とする。

#### 【0013】

10

20

30

40

50

**【課題を解決するための手段】**

上記目的を達成するために、本発明においては、 $ky$ - $kz$ 空間の計測点を互いに複素共役の関係にある2つの群に分けて計測し、最初に計測する第1の群では原点から所定の距離の計測点を始点とし原点からの距離が漸次減少するように原点に向かって計測し、その後計測する第2の群では逆に原点から計測点までの距離が漸次的に増加するデータ収集法を採用する。

**【0014】**

即ち、本発明のMRI装置は、被検体の置かれる空間に静磁場を発生する静磁場発生手段と、前記空間にスライス方向、位相エンコード方向及び読み出し方向の各傾斜磁場を与える傾斜磁場発生手段と、前記被検体の生体組織の原子核に核磁気共鳴を起こさせるために高周波磁場を照射する送信系と、前記核磁気共鳴により放出されるエコー信号を検出する受信系と、前記傾斜磁場発生手段、送信系および受信系を制御する制御系と、受信系で検出したエコー信号を用いて画像再構成演算を行なう信号処理系と、得られた画像を表示する手段とを備え、前記制御系は、スライスエンコード及び位相エンコードを付与する三次元シーケンスを実行し、この際、スライスエンコード数および位相エンコード数で規定される $k$ 空間の計測点を、原点を共有し、互いに複素共役の関係にある第1及び第2の群に分割し、第1の群では原点から計測点までの距離が計測順に漸減し、第2の群では原点から計測点までの距離が計測順に漸増するように前記スライス方向および位相エンコード方向の傾斜磁場発生手段を制御する。

**【0015】**

計測点を2つの群に分割する場合、隣り合う計測点は異なる群に属するように分割することが好ましい。尚、2つの群の計測点が互いに複素共役の関係にあるという条件を満たすためには、原点の近傍において一部隣り合う計測点が同一の群に属する必要がある。従つて本明細書において「隣り合う計測点は異なる群に属するように分割する」とは、複素共役の関係にあるという条件を満たし、且つ隣り合う計測点が異なる群に属するという条件が最大限満たされている状態をいう。

**【0016】**

本発明の三次元画像データ収集法は、被検体の所定の領域を選択して励起し、少なくとも二方向にエンコードする傾斜磁場を印加し、前記領域から生じるエコー信号を計測するステップを前記傾斜磁場の強度を変えながら複数回繰り返し、三次元画像データを収集するデータ収集方法において、前記二方向のエンコード傾斜磁場強度で規定される計測空間の計測点を、原点を共有し、互いに複素共役の関係で且つ隣り合う計測点は異なる群に属するように第1及び第2の群に分割し、第1及び第2の群について順次計測を行い、その際、最初に計測される第1の群では、前記計測空間の原点から計測点までの距離が計測順に漸減するように計測し、後で計測される第2の群では前記計測空間の原点から計測点までの距離が計測順に漸増するように計測する。

**【0017】**

本発明のデータ収集方法によれば、図1(a)に示すように原点からの距離変動のない計測を行うことができ、最も低周波成分を計測する時点と目的とする血管の信号強度が造影剤によってピークとなる時点とを一致させることにより、目的血管を高コントラストで描出することができる。また低周波成分を計測する時点と信号強度のピークに多少のずれがあつても、確実に低周波成分を計測することができ、画像の劣化がない。尚、図1(b)～(d)に従来のセントリックオーダー、エリプティカルセントリックオーダー、シーケンシャルオーダーにおける $k$ 空間原点からの距離変化を示す。

**【0018】**

本発明のデータ収集法の好適な態様によれば、第1の群では、全計測点のうち、一部の計測点のみを計測し、第2の群では全計測点を計測することを特徴とする。

2つの群は複素共役の関係にあるので、一方の群は一部の計測点を計測しなくても、計測しなかったデータを他の群の計測データから推定することができる。これにより一方の群の計測時間を短縮することができる。特に造影剤濃度が増加してピークまでの間に第1群

10

20

30

40

50

の計測を行う場合に、信号強度が低い不要なデータの計測をなくすことができ、良好な画像を得ることができる。

#### 【0019】

##### 【発明の実施の形態】

以下、本発明の実施例について添付図面を参照して説明する。

図2は本発明によるMRI装置の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像を得るもので、静磁場発生磁石2と、磁場勾配発生系3と、シーケンサ4と、送信系5と、受信系6と、信号処理系7と、中央処理装置(CPU)8とを備えている。

#### 【0020】

静磁場発生磁石2は、被検体1の周り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の周りのある広がりをもった空間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。

#### 【0021】

磁場勾配発生系3は、X,Y,Zの三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の三軸方向の傾斜磁場G<sub>x</sub>,G<sub>y</sub>,G<sub>z</sub>を被検体1に印加するようになっている。この傾斜磁場の加え方により被検体1の特定のスライス又はスラブを選択的に励起することができ、また計測空間( k 空間)における計測点(サンプリング点)の位置、計測順序を規定することができる。

#### 【0022】

シーケンサ4は、CPU8の制御で動作し、被検体1の断層像のデータ収集に必要な種々の命令を、磁場勾配発生系3、送信系5及び受信系6に送るようになっている。シーケンサ4が制御する磁場勾配発生系3、送信系5及び受信系6の動作タイミングはパルスシーケンスと呼ばれ、ここではパルスシーケンスの一つとして三次元血流撮像のためのシーケンスが採用される。シーケンサ4の制御については後に詳述する。

#### 【0023】

送信系5は、シーケンサ4から送り出される高周波パルスにより被検体1の生体組織を構成する原子の原子核に核磁気共鳴を起こさせるために高周波磁場を照射するもので、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の命令にしたがって変調器12で振幅変調し、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、電磁波が被検体1に照射されるようになっている。

#### 【0024】

受信系6は、被検体1の生体組織の原子核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。上記送信側の高周波コイル14aから照射された電磁波による被検体1の応答の電磁波(NMR信号)は被検体1に近接して配置された高周波コイル14bで検出される。

検出されたエコー信号は、増幅器15及び直交位相検波器16を介してA/D変換器17に入力されデジタル量に変換され、さらにシーケンサ4からの命令によるタイミングで直交位相検波器16によりサンプリングされた二系列の収集データとされ、信号処理系7に送られる。

#### 【0025】

信号処理系7は、CPU8と、磁気ディスク18及び磁気テープ19等の記録装置と、CRT等のディスプレイ20とから成り、CPU8でフーリエ変換、補正係数計算像再構成等の処理を行い、任意断面の信号強度分布あるいは複数の信号に適当な演算を行って得られた分布を画像化してディスプレイ20に断層像として表示するようになっている。なお、図2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の周りの空間に配置された静磁場発生磁石2の磁場空間内に設置されている。

10

20

30

40

50

## 【0026】

次に本発明のMRI装置における血流撮像機能について説明する。

既に述べたようにシーケンス4は、所定のパルスシーケンス、ここでは三次元MRAシーケンス、に従い磁場勾配発生系3、送信系5及び受信系6の動作タイミングを制御する。このパルスシーケンスはCPU8に備えられたメモリに予めプログラムとして組み込まれており、他のパルスシーケンスと同様、使用者が撮影の目的に応じて適宜選択することにより実行することができる。即ち、CPU8の入力装置を介して造影剤を用いたMRAが選択されると、シーケンス4はCPU8によって制御され、三次元MRAシーケンスを実行する。

## 【0027】

このパルスシーケンスは、例えば図3に示すように、グラディエントエコー法を基本とするシーケンスで、三次元MRAシーケンスに一般的なものである。即ち、領域選択傾斜磁場Gsと同時に高周波磁場パルスRFを印加して目的血管を含む領域（スラブ）を励起した後、スライス方向の傾斜磁場パルスGe1および位相エンコード方向の傾斜磁場パルスGe2を印加し、次いで読み出し傾斜磁場Gr印加するとともにその極性を反転させてエコー信号を計測する。高周波磁場パルスRFからエコー信号計測までをスライス方向の傾斜磁場Ge1および位相エンコード方向の傾斜磁場Ge2の磁場強度を変えながら、所定の繰り返し時間TRで繰り返し、三次元データを得る。

## 【0028】

スライス方向および位相エンコード方向のエンコード数は両方向の画像分解能を決めるもので、計測時間等を考慮して予め設定されている。例えば位相エンコード方向のエンコード数は128、256など、スライス方向は10～30などに設定されている。またこのスライス方向および位相エンコード方向のエンコード数によってk空間（ky - kz）が規定される。即ち図3のシーケンスにおいて、スライス方向の傾斜磁場強度のある値Ge1(Gz)と位相エンコード方向の傾斜磁場強度のある値Ge2(Gy)のときに計測された信号は、Gz、Gyに対応するk空間の格子点、（ky, kz）に配置されることになる。

## 【0029】

例えば図3に示す三次元MRAシーケンス自体はMRAにおいて一般的なものであるが、本実施例が採用するこのシーケンスでは、データ収集法が従来のセントリックオーダー或いはエリプティカルセントリックオーダーリングとは異なる。

## 【0030】

この方法では、ky-kz空間（以下、単にk空間という）の格子点、即ち計測点を2つの群に分割し、これら2つの群を順次計測する。計測点を2つの群に分割する場合、1) 2つの群は原点を共有し、2つの群に属する計測点が互いに複素共役の関係にあること、2) k空間において隣接する計測点が異なる群に属することが必要である。

## 【0031】

図4に上述のデータ収集法の単純化した一例として、スライスエンコード数が8、位相エンコード数が8である8×8マトリックスのk空間を示す。このマトリクスには64の格子点（計測点）が存在し、これら格子点は図中、左側に示す第1群と右側に示す第2群に分割されている。これら2つの群に属する格子点は互いに複素共役の関係にあり、隣接する格子点は異なる群に属する。但し、複素共役の関係を満たすために、原点の近傍においては、隣接する格子点は一つの群に属することになる。

## 【0032】

これら2つの群のうち最初に計測する第1の群では、k空間上の原点0からの距離が大きい点から計測を開始し、その後漸次原点0に近づくようにサンプリング点を高周波成分から低周波成分に向かってサンプリング制御する。また第2の群では、逆に原点0或いはその近傍から、原点0からの距離が漸次離れていくようにサンプリング点を低周波成分から高周波成分に向かってサンプリング制御する。

## 【0033】

図中、丸で囲まれた数字はデータ収集順序を示す。同じ数字の計測点には序列がなく、それらのうちのいずれから計測してもよいことを示している。

10

20

20

30

40

50

最初に計測を開始する第1群では原点（番号33が付された格子点）から最も遠い格子点（番号1）、即ち最も高周波成分から計測を開始し、次に番号2の格子点、番号3の格子点というように順次原点まで計測を行う。続いて第2群の計測を行い、ここでは原点に最も近い格子点（番号34）、即ち低周波成分から計測を開始し、順次原点から離れる順序で計測を行う。

#### 【0034】

次にこのようなデータ収集法を採用した上記MRI装置による造影MRAの一実施例を図5を参照して説明する。

まず被検体を静磁場磁石内の計測空間に配置し、目的とする血管を含む撮像領域を決定し、タイミング撮像を行なう。タイミング撮像はテストインジェクション法によって行なう。この方法では、少量の造影剤（約1～2ml）をテスト注入して、図5に示すように、対象部位における時間　信号曲線を得、そこから造影剤の到達時刻（信号強度がピークとなる時刻） $t_1$ を計測し、この結果を基にして本撮像を行なうタイミングを決定する方法である。タイミング撮像の方法としては、このテストインジェクション法の他に、造影剤の到達に関してモニタ領域内で特定の部位にROIを設定し、同部位の信号変化を捉え、設定した閾値を超えた時点で自動的に撮像が始まる方法やフルオロスコピーと呼ばれる短時間撮像、表示の繰り返しによって目的とする血管をリアルタイムで観察し適切な信号上昇がえられた時点で撮像を開始する方法があり、これらの方法を採用することも可能であるが、テストインジェクション法は造影剤を本撮像に先行して使用することにより、正確にタイミングを測定することができるので好適である。

10

#### 【0035】

タイミング撮像の後、図5（b）に示すように本撮像を行なう。本撮像是造影剤注入後の撮像のみを行ってもよいが、好適には造影剤注入前と造影注入後の画像を撮像する。造影前と造影後の撮像是、同一条件で同一スライスまたはスラブ位置について連続的に行なう。

撮像シーケンスは図3に示すような短TRの三次元グラディエントエコー法を基本とするシーケンスである。この場合、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）を付加してもよいが、これは必須ではなく、TR/TE短縮のためにはむしろ単純なグラディエントエコーとするのが好ましい。

30

#### 【0036】

パルスシーケンスの繰り返し時間TRおよびマトリクスサイズ（スライスエンコード数及び位相エンコード数）並びに加算数が決まると撮像時間Tが決まるので、上記タイミング撮像で得られた目的とする血管の造影剤到達時刻 $t_1$ を基に、目的とする血管に造影剤が到達した時にky-kz空間の低周波領域のデータ計測が行われるように、撮像開始時刻 $t_2$ （造影剤を注入してから撮像を開始するまでの時間）を設定する。撮像是まず第1群の計測を開始し、続いて第2群の計測を行なう。この場合、シーケンサ4は先に計測する第1群ではスライス方向傾斜磁場パルスと位相エンコード方向の傾斜磁場パルスをともに高周波成分から低周波成分を順に計測するように制御し、またその後に計測する第2群では低周波成分から高周波成分の順に計測するように制御する。こうして造影後の三次元画像データを得る。

40

#### 【0037】

これと同じ手順で造影前についても三次元画像データを得ておけば、これらの差分を取ることにより、血管のみの三次元データを得ることができる。差分処理は、例えば三次元内のスライス位置の一致するスライス間でそれぞれ複素差分することにより行う。差分は絶対値の差分でもよい。このように造影前後の画像間で差分処理を行なって血管以外の組織を除去する方法は3D MR-DSA(Digital Subtraction Angiography)と呼ばれ公知の手法であり、本発明において必須ではないが、特に血管以外の組織とのコントラストを十分に得られにくい細い血管の描出に好適である。

#### 【0038】

50

さらに差分処理後の三次元データを、冠状断、矢状断、軸横断等、任意の方向に投影することにより立体的に観察できる。投影の手法としては公知の最大値投影法 (Maximum Intensity Projection) 等を採用することができる。またボリュームレンダリングのような擬似的三次元表示処理を行うことも可能であり、差分後のデータを使用して単純な全スライス積分処理を行うことも可能である。

#### 【0039】

このように本発明の造影MRAによれば、目的とする血管に造影剤が到達し目的血管を流れる血液の信号強度が最も高くなった時点で  $k$  空間の低周波成分を計測することとなり、動脈の画像を高いコントラストで描画できる。しかも図5に示すように造影剤到達時刻  $t_1$  を挟んで両側に低周波成分を計測する時間帯が存在するので、タイミング撮像と本撮像との間のわずかな条件の違い等によって両者の造影剤到達時刻  $t_1$  にずれが生じた場合にも、画質の劣化が殆どない高品質の画像を得ることができる。10

#### 【0040】

尚、以上の実施例では、データ収集法としては第1群と第2群のいずれも群に属する全計測点を計測する場合を説明したが、図5(c)に示すように第1群は所定の高周波成分の計測を省き、短時間で低周波成分の計測を行うデータ収集法を採用してもよい。

#### 【0041】

このようなデータ収集法の一例を図6に示す。図6でも、スライスエンコード数が8、位相エンコード数が8である $8 \times 8$ マトリックスの  $k$  空間を例示した。この実施例でも図4に示す実施例と同様の条件で  $k$  空間を2つの群に分割しているが、ここでは最初に計測する第1群では所定の高周波成分の計測を行わず、低周波成分のみを計測する。図示する実施例では  $k$  空間の格子点のうち低周波領域の $4 \times 4$ マトリックスに存在する格子点のみが計測される。まずこれら低周波領域の格子点のうち原点(番号9の格子点)からの距離が一番遠い格子点を始点とし、番号2の格子点、番号3の格子点の順に、原点まで計測する。20

#### 【0042】

第2群では、図4に示す実施例と同様に原点に隣接する格子点(番号10)から計測し、原点から離れる順序で最高周波成分まで第2群に属する格子点全体を計測する。

#### 【0043】

この場合、第1群のうち計測されなかった高周波領域のデータは、第1群と第2群の複素共役性に基づき推定することができる。未計測データの推定方法は、公知のハーフフーリエ再構成法に基づく方法を採用することができる。図7はこれらの処理を模式的に示したものである。計測データをまず周波数エンコード方向( $k \times$ 方向)に一次元フーリエ変換し、三次元ハイブリッド空間の実計測データを得る。この実計測データから三次元推定データを得て、実計測データと推定データとを合成することによりハイブリッド空間データを得る。このハイブリッド空間データを二次元フーリエ変換することにより三次元画像データを得る。30

#### 【0044】

これによりデータ点数を削減しても空間分解能を劣化させることがない。  
この実施例でも、図4に示すデータ収集法と同様に目的とする血管に造影剤が到達し目的血管を流れる血液の信号強度が最も高くなった時点で  $k$  空間の低周波成分を計測することとなり、動脈の画像を高いコントラストで描画できる。40

#### 【0045】

また一般に図7に示すように造影剤注入後、造影剤濃度(信号強度)は急激に上昇するので、最も低周波成分を計測する時点を信号強度のピークに合わせ、かつ造影剤到達前の不要な信号の計測を避けるためには、ピーク前の計測が短い本実施例が好適である。

#### 【0046】

撮像法(データ収集法)の違いによる動静脈分離の違いをシミュレーションした結果を図8及び図9に示す。このシミュレーションは、動脈および静脈の模擬血管を用い、これに流速40cm/s、動脈静脈還流時間7秒、注入速度2cc/sで造影剤を流入し、これを異なる撮50

像法で撮像したものである。図8は、上記条件における信号強度を示し、最初に動脈からの信号のピークが見られ、遅れて静脈からの信号のピークが現れる。また図9(a)は本発明の撮像法による画像、同図(b)はエリプティカルセントリックオーダーによる画像である。

#### 【0047】

図からわかるように、エリプティカルセントリックオーダーでは動脈の他に静脈も画像化してしまい、動静脈分離が完全でないのに対し、本発明の撮像法では動脈のみを高コントラストで描画できる。

#### 【0048】

尚、以上の実施例では三次元MRAシーケンスとしてグラディエントエコー法によるシーケンスを例示したが、1回の励起で複数のエコー信号を計測するEPI(Echo Planer Imaging)法や分割型のEPIなども採用することができる。 10

#### 【0049】

さらにk空間におけるデータ収集は、図4や図6に示すような矩形のマトリックスに限らず、図10に示すように原点を中心とする円（橍円）内のデータを収集することも可能である。図中、実線で示す第1の群では、k空間上の原点0からの距離が大きい点から計測を開始し、その後漸次原点0に近づくようにサンプリング点を高周波成分から低周波成分に向かってサンプリング制御する。また第2の群では、逆に原点0或いはその近傍から、原点0からの距離が漸次離れていくようにサンプリング点を低周波成分から高周波成分に向かってサンプリング制御する。 20

#### 【0050】

この場合にも図4および図6に示す実施例と同様の効果を得ることができる。またこの場合にも必要に応じて第1群の高周波成分の計測を省略することができる。

#### 【0051】

#### 【発明の効果】

以上説明したように本発明のMRI装置によれば、ky-kz空間の計測点を互いに複素共役の関係にある2つの群に分割し、第1群、第2群の順に計測し、その際第1群ではk空間上の原点からの距離が漸次的に近づくようにサンプル点を高周波成分から低周波成分に向かってサンプリング制御し、第2群では逆にその距離が漸次的に離れていくようにサンプル点を低周波成分から高周波成分に向かってサンプリング制御するようにしたので、撮像タイミングのずれによる影響を低減し、従来の造影MRAで問題となっていた造影タイミングに依存したアーチファクトの発生や、動静脈の重なりを防ぎ、血管描出能を向上することが可能となる。また、最初に計測する第1群の計測点数を少なくすることにより、不要な信号の計測とそれによる画像の劣化をなくし、しかも撮像時間の短縮を図ることができる。 30

#### 【図面の簡単な説明】

【図1】本発明によるMRI装置が採用するデータ収集法および従来のデータ収集法を説明する概略図

【図2】本発明が適用されるMRI装置の全体構成を示すブロック図

【図3】本発明のMRI装置が実行する造影MRA計測の一実施例を示す図

【図4】本発明によるk空間のデータ収集順序の一実施例を模式的に示す図 40

【図5】本発明のMRI装置によるMRA撮像を説明する図

【図6】本発明によるk空間のデータ収集順序の他の実施例を模式的に示す図

【図7】図6のデータ収集法を適用した画像再構成法を説明する図

【図8】本発明のMRI装置によるMRA撮像を評価するためのシミュレーションを示す図

【図9】本発明のMRI装置によるMRA撮像および従来法によるMRA撮像をシミュレーションした結果を示す図

【図10】本発明によるk空間のデータ収集順序の他の実施例を模式的に示す図

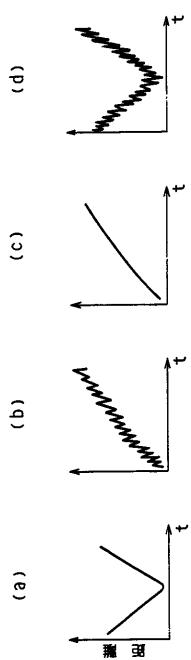
#### 【符号の説明】

1 … 被検体

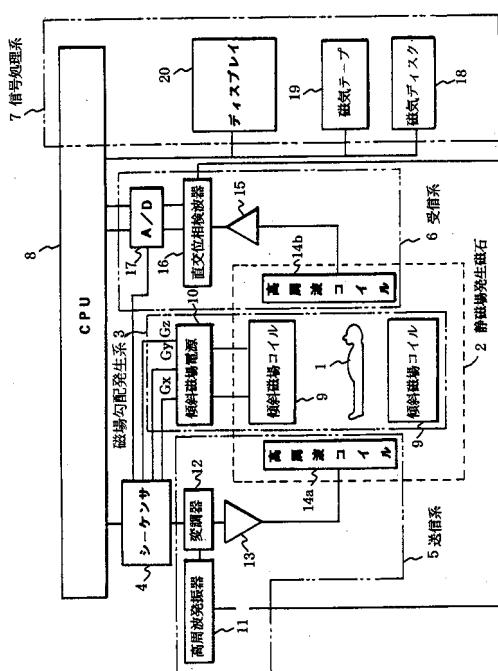
2 … 磁場発生装置

- 3 ... 磁場勾配発生系  
 4 ... シーケンサ  
 5 ... 送信系  
 6 ... 受信系  
 7 ... 信号処理系  
 8 ... CPU  
 9 ... 傾斜磁場コイル  
 14a、... 送信側の高周波コイル  
 14b... 受信側の高周波コイル

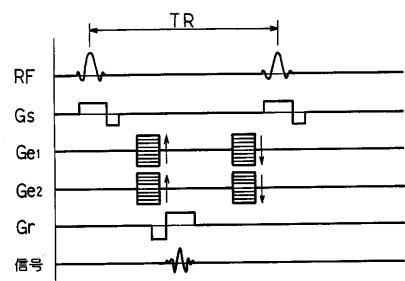
【図1】



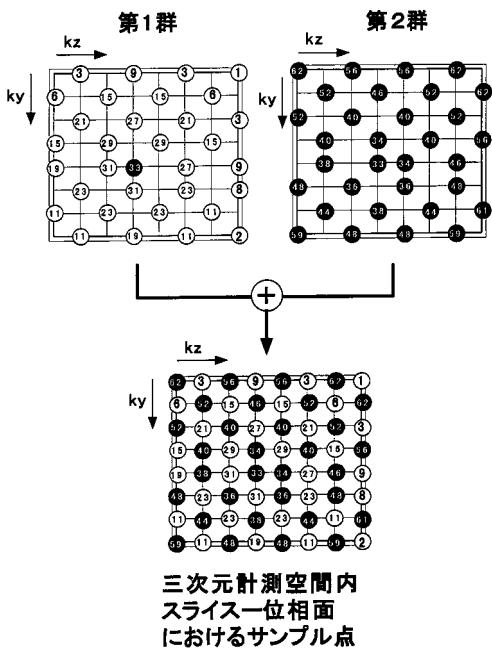
【図2】



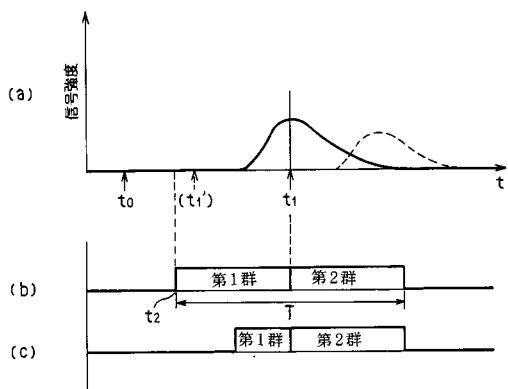
【図3】



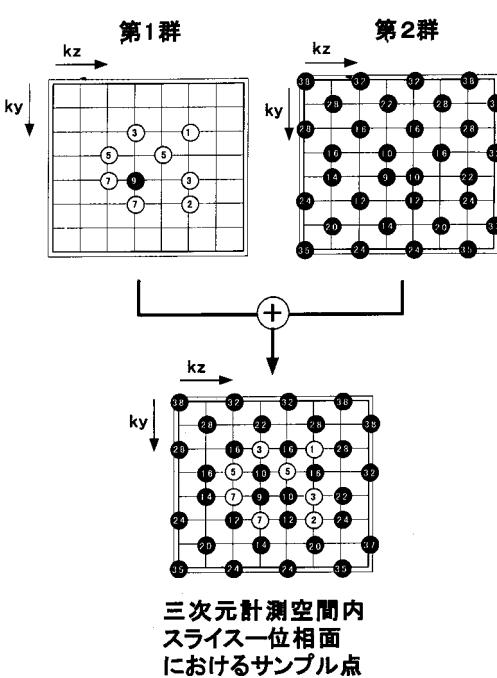
【図4】



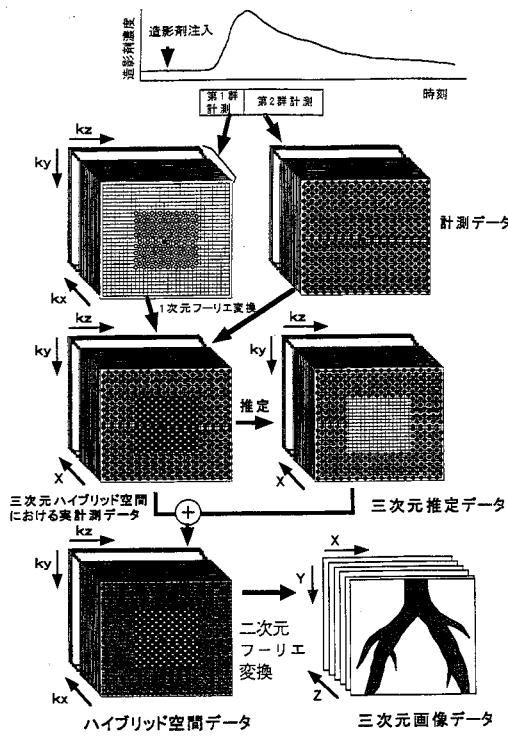
【図5】



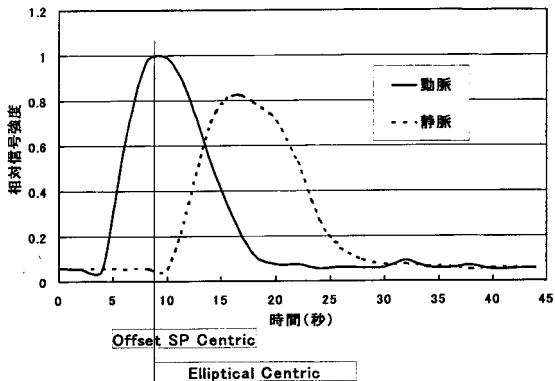
【図6】



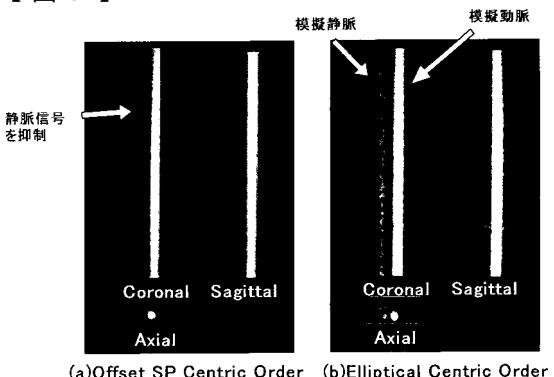
【図7】



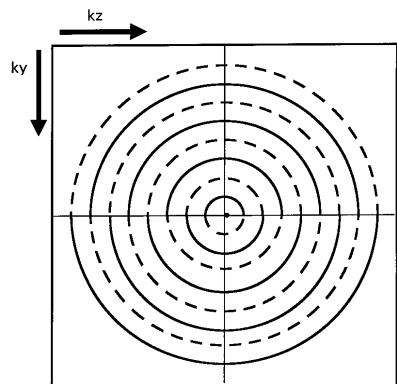
【図8】



【図9】



【図10】



---

フロントページの続き

- (56)参考文献 特開2001-070283(JP,A)  
特開2000-350715(JP,A)  
特開平10-277002(JP,A)  
特開平05-023314(JP,A)  
特開2001-212108(JP,A)  
国際公開第01/058352(WO,A1)  
米国特許出願公開第2003/11368(US,A1)  
Alan H. Wilman, et. al., "Improved Centric Phase Encoding Orders for Three-Dimensional Magnetization-Prepared MR Angiography", Magnetic Resonance in Medicine, 米国, 1996年, Vol.36, No.3, p384-p392  
Alan H. Wilman, et. al., "Performance of an Elliptical Centric View Order for Signal Enhancement and Motion Artifact Suppression in Breath-hold Three Dimensional Gradient Echo Imaging", Magnetic Resonance in Medicine, 米国, 1997年, Vol.38, p793-p802

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 5/055