

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第3847554号  
(P3847554)

(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. Cl.

F I

A 6 1 B 5/055 (2006.01)

A 6 1 B 5/05 3 1 1

G O 1 R 33/54 (2006.01)

A 6 1 B 5/05 3 7 6

G O 1 R 33/48 (2006.01)

G O 1 N 24/02 5 3 O Y

G O 1 N 24/08 5 1 O Y

請求項の数 3 (全 12 頁)

(21) 出願番号 特願2000-368220 (P2000-368220)  
 (22) 出願日 平成12年12月4日(2000.12.4)  
 (65) 公開番号 特開2002-165776 (P2002-165776A)  
 (43) 公開日 平成14年6月11日(2002.6.11)  
 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 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 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】

被検体に核磁気共鳴を起させる手段と、前記核磁気共鳴信号に位相エンコードを付与する手段と、前記核磁気共鳴信号を測定し、前記核磁気共鳴信号に基づき画像を再構成する手段と、前記各手段を制御し、位相エンコードで決まる k 空間の計測を制御する制御手段とを備え、

前記制御手段は、前記 k 空間上に、k 空間中央領域を含む必須計測領域と、前記必須計測領域と重複した領域を持たない周辺計測領域とを設定し、前記 k 空間にデータとして配置される核磁気共鳴信号の計測を繰り返し行い、各回の計測が、前記必須計測領域のデータと、前記周辺計測領域から選択した一部のデータの計測を含み、各回毎に選択する部分を順次変更するように制御する磁気共鳴イメージング装置において、

前記制御手段は、前記周辺計測領域に存在する全サンプル点を、その空間的分布がほぼ均等な複数の群に分け、前記計測の各回毎に選択する群を順次変更するように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】

請求項1に記載の磁気共鳴イメージング装置において、

前記画像再構成手段は、今回の計測ステップで計測しなかった群のデータを、過去の計測ステップで計測された群のデータから生成し、周辺計測領域に補充し、この補充された k 空間のデータに基づいて画像を生成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】

10

20

請求項 1 または 2 に記載の磁気共鳴イメージング装置において、

前記 k 空間は 3 次元の k 空間であって、前記必須計測領域と周辺計測領域の設定は、当該 3 次元の k 空間全体を、前記 3 次元の k 空間を規定する 3 つの座標軸のうちの少なくとも 2 つの座標軸で決まる 2 次元空間について前記必須領域と周辺領域を設定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】

【0001】

【発明の属する技術分野】

本発明は、核磁気共鳴現象を利用して被検体の断層画像を得る磁気共鳴イメージング装置(MRI)に関し、特に、磁気共鳴イメージング装置におけるダイナミック磁気共鳴アンジオグラフィ撮影に好適な計測方法に関するものである。

10

【0002】

【従来の技術】

MRI (磁気共鳴イメージング装置) 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】

また、このような磁気共鳴イメージング装置を利用して血流画像を得る技術は、MRA (磁気共鳴アンジオグラフィ) と呼ばれる。この MRA は、造影剤を使用しない手法と造影剤を使用する手法に大別することができる。

20

【0004】

造影剤を用いる MRA の手法としては、Gd-DTPA 等の T1 短縮型の造影剤とグラジエントエコー系の TR の短いパルスシーケンスを組み合わせる手法が一般的である。この手法では、数 ms ~ 数 10 ms の短時間間隔の高周波磁場による同一領域の励起の繰り返しによって、血流以外の部分のスピンを飽和させ、T1 の短い造影剤を含むためにスピンの飽和が起こりにくい血流部分からの信号を高信号で得る。造影剤が血管内にとどまっている間に血管を含む体積の計測を行うことにより血管を他組織に対し高コントラストで描出することができる。さらに、造影前後の画像差分をとるによって、血流部分のコントラストを上げた画像を得る手法 DSA (Digital Substraction Angiography) も行われている。

【0005】

30

このような造影剤を用いる MRA の手法では、通常肘静脈から造影剤を注入する。注入された造影剤は、心臓、動脈系、毛細血管、静脈系と順に循環する。そこで、ダイナミック MRA と呼ばれる技術では、造影剤の循環の各段階において繰り返し計測を行い、各部の血流の時系列画像が得られるようにしている。このような造影剤を用いる MRA の手法やダイナミック MRA については、例えば「3D Contrast MR Angiography 2nd edition. Prince MR, Grist TM and Debatin JF, Springer, pp3-39, 1988」に詳細に記載されている。

【0006】

このようなダイナミック MRA における 1 回の撮像時間は、2 次元計測の場合は繰り返し時間 TR と位相エンコードステップ数を乗じた時間となり、3 次元計測の場合は繰り返し時間 TR と位相エンコードステップ数にスライスエンコードステップ数を乗じた時間となる。したがって、空間分解能を向上するためには位相エンコードステップ数やスライスエンコードステップ数を大きくとることが望ましい一方、そのようにすると時間分解能は低下する。すなわち基本的に空間分解能と時間分解能はトレードオフの関係にある。

40

【0007】

そこで、このような問題を解決するために、計測の繰り返しにおいて前の回で計測したデータを共有する MR フルオロスコピーと呼ばれる手法や、全エンコードステップについては計測したデータをレファレンスとして、以後は一部の領域 (低周波領域) のみを計測し更新するキーホール法と呼ばれる手法がある。さらに米国特許 5,713,358 号、米国特許 5,830,143 号には、次のような計測方法を提案している。

50

## 【0008】

すなわち、これらの技術では、一回の計測においてk空間全てを計測するのではなく、k y-kz空間をky方向に複数の領域に分割し、分割した領域を単位として、k空間の中心領域（低周波数領域）をより高い頻度で、周辺領域をより低い頻度で計測するように、各回で計測するk空間の部分を制御する。そして、今回計測しなかったk空間の部分については、それ以前に計測した回の計測結果を流用する。または、それ以前に計測した複数の回の計測結果から補間によって生成する。

## 【0009】

この技術によれば、各回の計測において位相エンコードステップの全てを実行しないために、各回の計測時間を短縮し時間分解能を向上することができると共に、比較的、診断に重要なコントラストを決定するk空間の中心領域（低周波領域）については経時的な変化を確実に捉えることができる。

10

## 【0010】

## 【発明が解決しようとする課題】

しかしながら、前記米国特許に記載される技術では、高周波数領域のデータについては低い頻度でしか計測されないため、高周波数領域の時間分解能の犠牲が著しく大きかった。また、k空間の分割の仕方がky方向のみと一次元方向のみであるために、計測結果に方向依存性が生じ、これによって生成される画像の品質を劣化する場合があった。

## 【0011】

そこで、本発明は、MRIにおいて繰り返し撮像を行う際に、高周波数領域の時間分解能を大きく劣化させることなく、各回の計測時間を短縮化する計測方法を提供することを課題とする。また、このような計測方法において、さらに、計測結果の方向依存性を排除することを課題とする。

20

## 【0012】

## 【課題を解決するための手段】

上記課題を達成するために、本発明は、MRI装置を用いて被検体の計測を繰り返し行う計測方法であって、k空間上に、k空間中央領域を含む必須計測領域と、各々前記必須計測領域と重複した領域を持たない周辺計測領域とを設定する初期設定ステップと、周辺計測領域に存在する全サンプル点を、その空間的分布がほぼ均等な複数の群に分けるステップと、前記k空間に配置されるデータとして前記被検体からの核磁気共鳴信号を計測する計測ステップと、前記計測ステップを繰り返し行う繰り返しステップとを有し、前記繰り返しステップによって繰り返し行われる各回の計測ステップは、前記必須計測領域のデータと、前記周辺計測領域の複数の群から選択した一つの群のデータの計測を含み、各回毎に選択する群を順次変更することを特徴とするMRI装置における計測方法を提供する。

30

## 【0013】

ここで「サンプル点の空間的分布がほぼ均等な群」とは、各群のサンプル点が、それぞれ空間的に偏りが無い（k空間の中心に対し、ほぼ等方的に分布する）状態で存在し、かつ各群が互いに同等であることを意味する。

## 【0014】

本発明のMRIにおける計測方法は、さらに、計測ステップで計測したデータを用いて画像再構成するステップを含み、当該画像再構成するステップは、今回の計測ステップで計測しなかった群のデータを、他の回（過去の回）の計測ステップで計測された群のデータを用いて生成し、周辺計測領域に補充し、この補充されたk空間のデータに基づいて画像を生成することを特徴とする。

40

## 【0015】

このような計測方法によれば、各回の計測ステップにおける測定されるデータに、高周波領域の成分として、必ず周辺計測領域分の一つの群のデータが含まれることになるため、前記従来のk空間分割計測手法（米国特許5,713,358号、米国特許5,830,143号等）に比べ、高周波数領域の時間分解能の劣化は小さく、生成画質の劣化も小さい。しかも各回の周辺計測領域のデータは、空間的に均等であるので、計測結果に方向依存性が生じることが

50

ない。

#### 【0016】

本発明の計測方法は、好適には3次元のk空間の計測に適用される。この場合、必須領域と周辺領域を設定するステップにおいて、当該3次元のk空間全体を、前記3次元のk空間を規定する3つの座標軸のうちの少なくとも2つの座標軸で決まる2次元空間について必須計測領域と周辺計測領域を設定する。

一般に3次元k空間の計測法においては、スライスエンコード方向(kz軸)のサンプル数および/または位相エンコード方向(ky軸)のエンコードステップを間引いたときに計測時間の低減効果を得ることができる。従って、本発明の計測方法においてもこれらに2軸で決まる空間について、周波数領域の群の分割を行うことにより、計測時間低減による時間分解能の向上を高めることができる。

10

#### 【0017】

また、このような計測方法において、k空間の全領域を計測するのではなく、その一部を非計測とすることができる。即ち、必須計測領域および周辺計測領域の和集合空間に外接する直方体状のk空間は、和集合空間と重複しない、非計測領域を有するものとしてすることができる。この場合、非計測領域についてはゼロデータを埋めて画像再構成する。このように、直方体状のk空間のうちの、計測目的上重要でない空間周波数部分を非計測領域とすることにより、計測目的への適合度を大きく損なうことなく、時間分解能を向上することができる。

#### 【0018】

20

本発明の計測方法では、さらに、周辺測定領域を低中周波領域と高周波領域に分割し、低中周波領域と高周波領域で、分割する群の数を異ならせることも可能である。例えば低中周波領域の分割数を少なくすることにより、低中周波領域で計測するサンプル点の密度を高くし、この領域が画像コントラストに寄与する部分の画質の劣化を防止することができる。

#### 【0019】

本発明のMRI装置は、被検体に核磁気共鳴を起させる手段と、前記核磁気共鳴信号に位相エンコードを付与する手段と、前記核磁気共鳴信号を測定し、前記核磁気共鳴信号に基づき画像を再構成する手段とを備えた磁気共鳴イメージング装置であって、前記各手段を制御し、位相エンコードで決るk空間の計測を制御する制御手段と、k空間上の、k空間中央領域を含む必須計測領域と、前記必須計測領域と重複した領域を持たない周辺計測領域との設定および前記周辺計測領域のサンプル点を空間的分布が均等である複数の群に分割した群の設定を記憶する記憶手段とを有し、制御手段は、被検体の計測を繰り返し行う制御を行うと共に、繰り返し行う各回の計測において、前記必須計測領域のデータと、計測の各回毎に順次選択した一つの周辺計測領域の群のデータとを計測し、今回の計測で計測しなかった群のデータを、他の回の計測で計測された群のデータを用いて生成し、周辺計測領域に補充することを特徴とする。

30

#### 【0020】

##### 【発明の実施の形態】

以下、本発明の実施形態について、ダイナミックMRAへの適用を例にとり説明する。

40

#### 【0021】

図1に、本実施形態に係るMRI装置の構成を示す。

図示するように、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、傾斜磁場発生系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とを備えて成る。

#### 【0022】

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。

#### 【0023】

50

傾斜磁場発生系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 $G_x, G_y, G_z$ 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（サンプル点）の位置、計測順序を規定することができる。

#### 【0024】

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、傾斜磁場発生系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が制御する傾斜磁場発生系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。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。シーケンサ4の制御については後に詳述する。

10

#### 【0025】

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。

20

#### 【0026】

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。

30

#### 【0027】

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3次元フーリエ変換、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。

#### 【0028】

次に、このようなMRI装置における、ダイナミックMRA撮像動作について説明する。まず、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。

40

#### 【0029】

このパルスシーケンスは、例えば図2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。ただし、Gradient Moment Nulling等のフローコンペンセーションなどが付加される場合もある。

#### 【0030】

図示した例では、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、Z方向の位相エンコード傾斜磁場 $G_z$ およびY方向の位相エンコード傾斜磁場 $G_y$ を印加し、次いで読み出し/周波数エンコード傾斜磁場 $G_x$ を印加するとともにその極性を反転さ

50

せてエコー信号を計測している。3次元イメージングでは、このようなパルスシーケンスを、Z方向の位相エンコード傾斜磁場G<sub>z</sub>、Y方向の位相エンコード傾斜磁場G<sub>y</sub>の磁場強度の組み合わせを変えながら、所定の繰り返し時間TRで繰り返すことによって、三次元データを得る。

#### 【0031】

ここで、Z、Y方向のエンコードステップ数はZ、Y方向の領域の分割数を決めるもので、例えばそれぞれ128、256などに設定されている。また、このZ、Y方向のエンコードステップ数によってk空間のk<sub>y</sub>-k<sub>z</sub>平面のマトリクスサイズが規定される。即ち、図2のシーケンスにおいて、傾斜磁場強度G<sub>z</sub>のある値と傾斜磁場強度G<sub>y</sub>のある値の組み合わせのときに計測された信号は、G<sub>z</sub>、G<sub>y</sub>の値に対応するk空間の座標(k<sub>y</sub>,k<sub>z</sub>)に配置されることになる。逆に言えば、k空間のk<sub>y</sub>-k<sub>z</sub>平面のある座標(k<sub>y1</sub>,k<sub>z1</sub>)をサンプルするということは、k<sub>y1</sub>に対応するG<sub>y</sub>とk<sub>z1</sub>に対応するG<sub>z</sub>の組み合わせにおいて、図2のパルスシーケンスを実行することであり、座標(k<sub>y1</sub>,k<sub>z1</sub>)をサンプルしないということは、k<sub>y1</sub>に対応するG<sub>y</sub>とk<sub>z1</sub>に対応するG<sub>z</sub>の組み合わせにおいて、図2のパルスシーケンスの実行を省略するということである。

10

#### 【0032】

従来の基本的なダイナミックMRAでは、各回の計測におけるZ、Y方向のエンコードステップ数、ステップ幅を固定として、毎回の計測において、全てのG<sub>y</sub>とG<sub>z</sub>の組み合わせについて図2のパルスシーケンスを実行し、全ての座標にデータが充足された3次元のk空間を得る。

20

#### 【0033】

これに対し、本実施形態では、ダイナミックMRA撮像において、各回の計測におけるZ、Y方向のエンコードステップ数、ステップ幅を固定せずに、各回の計測を以下のように制御する。

#### 【0034】

すなわち、本実施形態では、X方向の周波数エンコード数、Z、Y方向の位相エンコードステップ数に応じて大きさを定めたk<sub>x</sub>,k<sub>y</sub>,k<sub>z</sub>の座標軸を有する3次元k空間のk<sub>y</sub>-k<sub>z</sub>平面上に、原点を中心とする略円形の中央領域である必須計測領域と、その周辺に周辺計測領域を設定する。そして周辺計測領域については、周辺計測領域に存在する全てのサンプル点を複数の群に分割する。その際、分割された各群において、サンプル点は空間的な偏りがないよう分布し、かつ各群が互いに同等であるように分割する。このようなサンプル点の設定分割は、後述する計測の順序とともに、CPU8のメモリに記憶される。

30

#### 【0035】

各回の計測において、必須計測領域は必ず計測し、周辺計測領域の各群については所望の順序で一つずつ計測する。従って各群の数と同じ数の計測を終了した時点で、周辺計測領域の全てのサンプル点についてのデータを得ることになる。

#### 【0036】

図3および図4に、第1の実施形態として周辺計測領域を3つの群に分割した場合を示す。ここでは、説明を簡単にするために、マトリクスサイズが5×9であるk<sub>y</sub>-k<sub>z</sub>空間について説明する。

40

#### 【0037】

本例では、図3に示すように、黒丸で示す、座標原点を含む1×1のサンプル点が必須計測領域であり、必須計測領域を除く他の領域が周辺計測領域である。周辺計測領域の3×4のサンプル点は、図3(a)、(b)、(c)に斜線が付された丸で示すように1×2、1×1、1×1に3分割されており、それぞれ空間的にほぼ均等に分散している。

#### 【0038】

最初の計測では、まず図4に示すように、必須計測領域の1×1のサンプル点と(a)に示す群(以下、群aとする)の計測を行い、必須計測領域と周辺計測領域の1×2のサンプル点のデータを収集する。次に必須計測領域の1×1のサンプル点と(b)に示す群bの計測を行い、必須計測領域と周辺計測領域の群aとは異なる1×1のサンプル点のデータを収集する。さ

50

らに3回目の計測では、必須計測領域必須計測領域の11のサンプル点と周辺計測領域のうち群a、b以外の11のサンプル点のデータを収集する。

【0039】

この3回の計測で周辺計測領域について全てのデータが揃うので、ここでk空間の全領域のデータを用いて画像を再構成する。すなわち、3次元のk空間に対して3次元フーリエ変換を施し、3次元データを得、これを投影した2次元画像を得る。

【0040】

4回目の計測では、1回目の計測と同様に必須計測領域と群aについての計測を行い、必須計測領域のデータと周辺計測領域の一部のデータを得る。この回で得られなかった周辺計測領域のデータについては、既に2回目および3回目の計測で得た周辺計測領域のデータを用い、必須計測領域と全ての周辺計測領域のデータが充填された3次元データを作成し、この3次元データを用いて画像を再構成する。

10

【0041】

5回目以降は、同様に、その回で得た必須計測領域のデータと周辺計測領域の一部のデータと、その回に最も近い過去2回の計測で得た周辺計測領域のデータを用いて、3次元データを作成し、画像再構成する。

【0042】

このようにすることで、1回の計測時間を、k空間の全領域のデータを計測する場合に比べ、大幅に(前掲の例で約1/2程度)短縮することができ、その1回の計測時間と同じ間隔で画像を再構成することができるので、ダイナミックMRAで表示される画像の時間分解能を向上することができる。また形成される画像(すなわち更新される画像)は、k空間の全領域のデータを用いているので、低周波領域のみならず、高周波領域についても画像の劣化がない。さらに低周波領域のデータについては常にその領域内の全サンプル点のデータを含んでいるので、コントラストの高い血流画像を得ることができる。

20

【0043】

次にサンプル点の計測順序について説明する。k空間を計測する順序としては、セントリックオーダー、シーケンシャルオーダー等が知られている。本発明の計測方法では、これらのいずれも採用できるが、図4に示す例では、サンプル点の原点からの距離によって順序を決めている。すなわち、本例では、まずk空間をk<sub>y</sub>軸またはk<sub>z</sub>軸に沿って2分割し、一方の領域(例えば、図中下側のE-C領域)では、サンプル点を原点からの距離が遠い順に計測順序をソートし、他方の領域(図中、上側の領域C-E領域)では、サンプル点を原点からの距離が近い順に計測順序をソートする。このように計測順序をソートした後、E-C領域の原点からの距離が最も遠いサンプル点から計測を開始し、その後はソートした計測順序に従って計測を進め、C-E領域の、原点からの距離が最も遠いサンプル点で計測を終了する。あるサンプル点を計測するということは、既に説明したように、そのサンプル点の座標(k<sub>y</sub>、k<sub>z</sub>)に対応するスライスエンコード傾斜磁場強度および位相エンコード傾斜磁場強度で、例えば図2のパルスシーケンスを実行することを意味する。

30

【0044】

このような計測順序は、群が異なっても同様とする。この計測順序によれば、計測開始から終了までの中央の時点を含む比較的広い時間範囲で低周波領域のデータを計測することになるので、目的とする血管の造影剤濃度が最も高い時点で、低周波領域を計測するようにタイミングを合わせることが容易となるという利点がある。これにより、目的血管についての画像を高コントラストで描画することができる。

40

【0045】

但し、本発明の計測方法は、このような計測順序に限定されず、例えば図5に示すように、図中、左下端のサンプル点を開始点として、順番に右端まで進み、右端においてk<sub>z</sub>軸を一つ上に進み、今度は左端に進むというようなシーケンシャルオーダーで行うことも可能である。

【0046】

次に本発明の第2の実施形態として、周辺計測領域をさらに低中周波領域と高周波領域に

50

分割し、それぞれについて領域内のサンプル点を空間的に均等な群に分ける場合を説明する。

【0047】

本例では、図6に示すように、 $k$ 空間を原点を含む低周波領域の必須計測領域61と、その外側の低中周波領域62と、さらにその外側の高周波領域63に分割する。各領域は互いに排他的な領域であって重ならない。必須計測領域61は、第1の実施形態と同様に、各回の計測でデータ計測を行う領域であり、低中周波領域62と高周波領域63は、サンプル点が空間的に均等である複数の群に分割されており、各回の計測では群の一つずつを順次計測する。この場合、低中周波領域62と高周波領域63とでは、群の分割数を異ならせ、例えば低中周波領域62は2つの群a、bからなり、高周波領域は4つの群a~dからなる。これは、1回の計測で計測されるサンプル点の密度が、必須計測領域61を1とすると、低中周波領域62ではその1/2、高周波領域63では1/4になることと同義である。

10

【0048】

この場合、1回目の計測では、必須計測領域61と低中周波領域の群aと高周波領域の群aを計測し、次の計測では必須計測領域61と低中周波領域の群bと高周波領域の群bを計測し、3回目の計測では必須計測領域61と低中周波領域の群aと高周波領域の群cを計測する、というように、低中周波領域および高周波領域は、それぞれの群を順次、サイクリックに計測する。

【0049】

高周波領域の計測が一巡する4回目で、3次元 $k$ 空間を埋めるデータが得られ、この3次元データを用いて画像を再構成する。以降は、各回の計測毎にその回で計測したデータと、その回で計測されず、過去の回で計測されたデータを用いて3次元データを作成し画像を再構成する。

20

【0050】

この実施形態においても、サンプル点の計測順序は、図4に示したようにE-C領域およびC-E領域について、それぞれサンプル点を原点からの距離によって計測順序にソートし計測してもよいし、図5に示したようにシーケンシャルオーダーで計測してもよい。

【0051】

第2の実施形態においても、第1の実施形態と同様に、1回の計測時間を短縮し、画像の時間分解能を向上することができ、その際、低周波領域のみならず高周波領域についても画像の劣化をなくすることができる。またこの実施形態では、周辺計測領域を2つに分割したことにより、目的とする血管の太さなどに応じて高コントラストで血管描出することができる。なお、周辺計測領域の分割数や、周辺計測領域をさらに分割した群のサンプル密度は、撮影の目的に併せて任意に変更することができる。

30

【0052】

さらに第3の実施形態を説明する。この実施形態では、図7に示すように、 $k$ 空間を必須計測領域71、周辺計測領域72、非計測領域73に3分割する。必須計測領域71は、図3および図6に示す実施例と同様に、各回の計測で計測する領域である。周辺計測領域72は、この必須計測領域71の外側の領域で、第1の実施形態と同様に、サンプル点が空間的に均等である複数の群に分割されている。この分割数も第1の実施形態と同様に任意である。各計測において、群は一つずつ順次計測される。非計測領域73は、計測を行わない領域である。

40

【0053】

なお、図では必須計測領域71を原点を中心とする円形(或いは楕円形)の領域とし、周辺計測領域をそれと同心円状の領域とする場合を示したが、これらは必須計測領域を $k$ 空間座標の辺と平行な或いは45度傾斜した四角形の組み合わせや、四角形と円形の組み合わせとしてもよい。これは周辺計測領域を2つに分割した図6に示す第2の実施形態についても同様である。

【0054】

50



この第3の実施形態についても、各回における必須計測領域71および周辺計測領域72の計測は、第1の実施形態と同じであるが、診断等に比較的重要でない3次元のk空間上の角の領域を非計測領域とすることにより、より短い時間で計測を繰り返せるようになるので、比較的小さな画質の劣化において時間分解能を向上することができる。

【0055】

この場合にも画像再構成は、各回毎に行われ、その回で得られた必須計測領域のデータおよび周辺計測領域の一つの群のデータと、その回で得られず最近の過去の回で得られた他の群のデータとを用いると共に、非計測領域についてはゼロフィリングしたデータを用いて3次元データとし、これを3次元フーリエ変換することにより3次元画像データを得る。この3次元画像データから2次元投影画像を作成することは前述の二つの実施形態と同様である。

10

【0056】

3次元画像データからの画像表示法および2次元投影画像の作成は、公知の手法を用いて行うことができる。例えば、再構成した3次元データと、造影剤投入前に計測しておいて3次元データとの差分をとり、これを最終的な3次元データとしてもよい。この差分は、複素差分であることが好ましいが、強度絶対値の差分であっても良い。また、今回のk空間データと造影剤投入前に計測しておいたk空間データとのk空間データ同士で複素差分を取った後に再構成を行うようにしてもよい。

【0057】

さらに3次元データを、MIP或いはMinIP等の光軸軌跡法を用いて、冠状断、矢状断、軸横断等の任意の方向に投影し2次元画像を生成し、表示する。この場合、ある軸を中心として投影方向を回転させながら順次二次元画像を生成し、これらをつなげて動画像を生成するようにしてもよい。

20

【0058】

さらにSurface rendering、Volume renderingなどの周知のレンダリング手法を用いてもよい。

以上、本発明の実施形態として、ky-kz方向について必須計測領域および周辺計測領域の境界を設定する場合について説明したが、これはkx,ky,kzの3方向のうちの任意の方向、または、任意の2つの方向の組み合わせ、または、3方向の全てについて、必須計測領域および周辺計測領域の境界を設定するようにしてもよい。

30

【0059】

また、以上では、Z方向とY方向について位相エンコーディングを行うことにより3次元計測を行う場合について説明したが、Z方向についてはスライス選択傾斜磁場とRFパルスの組み合わせによって、その位置をエンコードする3次元計測を行う場合についても、以上の必須計測領域および周辺計測領域を用いた計測は同様に適用することができる。

【0060】

さらに以上では3次元計測を行う場合について説明したが、2次元計測（1スライス毎の計測）を行う場合についてもkx-ky方向について必須計測領域および周辺計測領域の境界を設定することにより同様に適用することができる、

【0061】

40

本発明のMRI装置およびそれを用いた計測方法は、造影剤と用いたダイナミックMRAのみならず、MRIにおいて任意の繰り返し計測を行う場合について同様に適用することができる。

【0062】

【発明の効果】

以上のように、本発明によれば、MRIにおいて繰り返し撮像を行う際に、高周波数領域の時間分解能を大きく劣化させることなく、各回の計測時間を短縮化する計測方法を提供することができる。また、このような計測方法において、さらに、計測結果の方向依存性を排除することができる。

【図面の簡単な説明】

50

【図 1】本発明の実施形態に係る磁気共鳴イメージング装置の構成を示すブロック図。

【図 2】本発明の実施形態に係る計測に用いることのできるパルスシーケンスの例を示すタイミングチャート。

【図 3】本発明の第 1 の実施形態による  $k_y - k_z$  空間の分割を示す図。

【図 4】本発明の第 1 の実施形態による計測法を示す図。

【図 5】本発明の第 1 の実施形態による計測法を示す図。

【図 6】本発明の第 2 の実施形態による計測法を示す図。

【図 7】本発明の第 3 の実施形態による計測法を示す図。

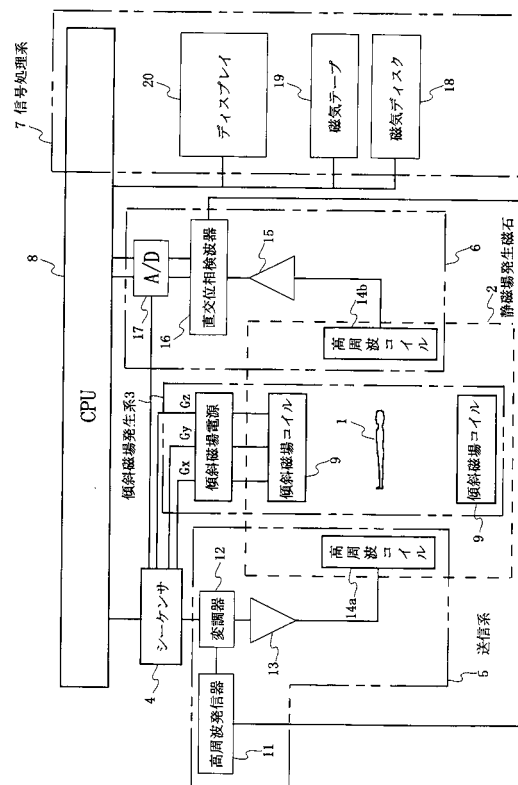
【符号の説明】

- 1...被検体
- 2...磁場発生装置
- 3...傾斜磁場発生系
- 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

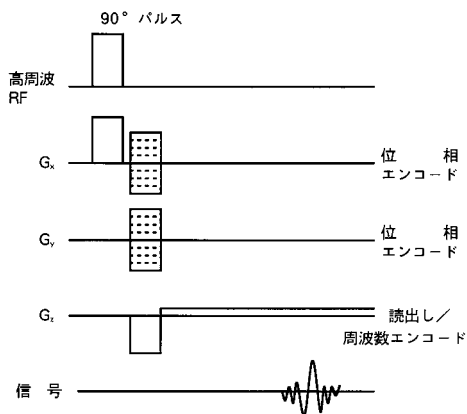
10

20

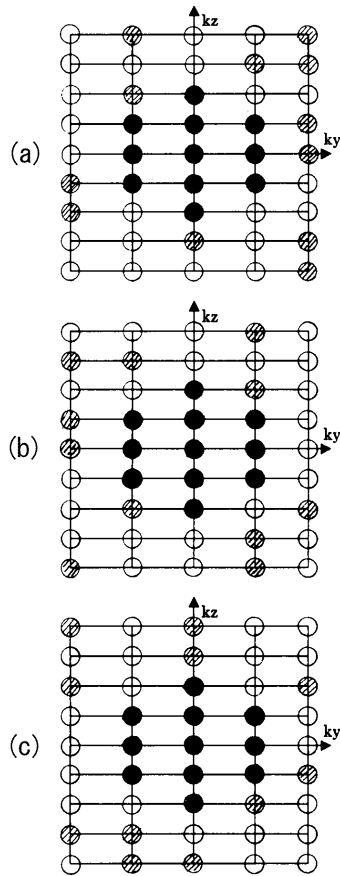
【図 1】



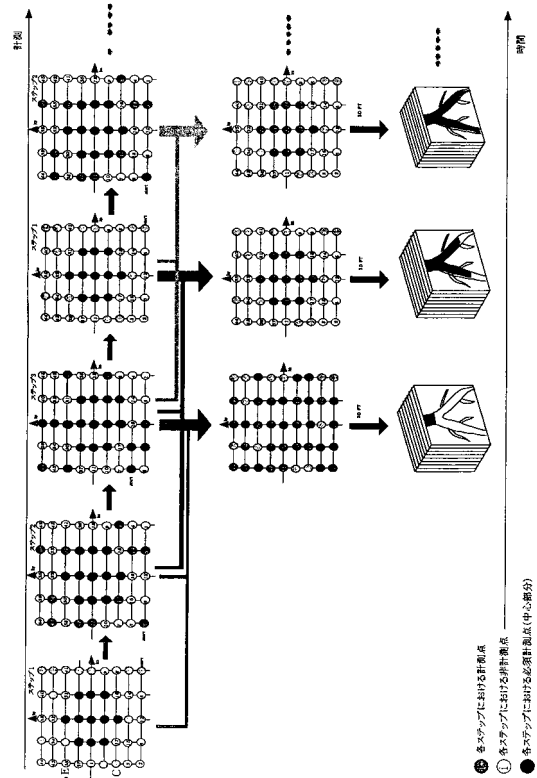
【図 2】



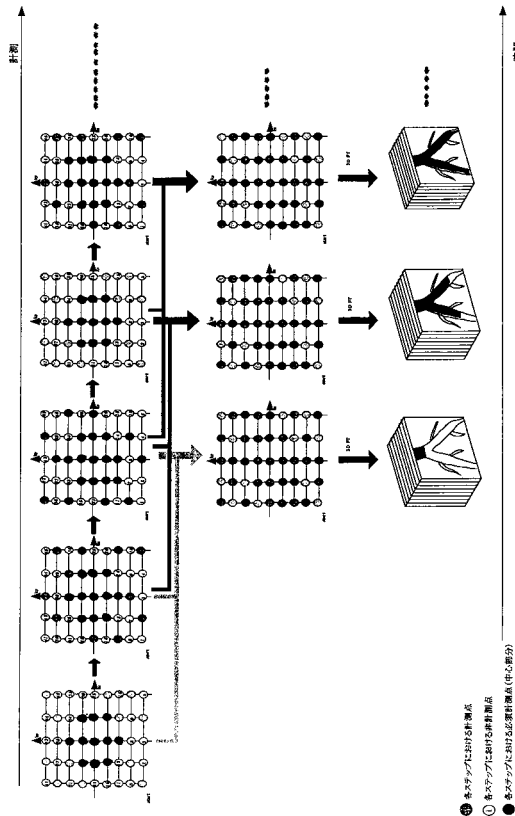
【図 3】



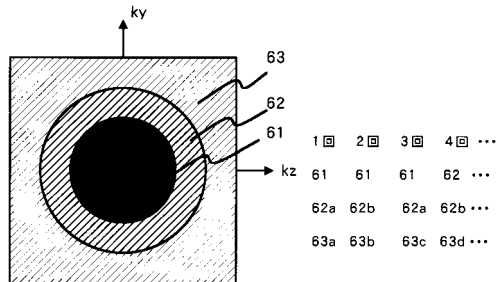
【図 4】



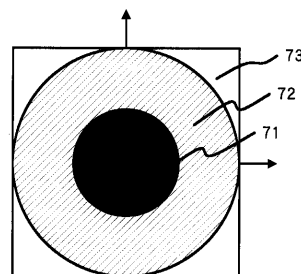
【図 5】



【図 6】



【図 7】



---

フロントページの続き

- (56)参考文献 特開平06-343621(JP,A)  
特開平10-005191(JP,A)  
特開平10-512482(JP,A)  
特開2000-350715(JP,A)  
国際公開第02/045584(WO,A1)  
米国特許出願公開第2004/27124(US,A1)

- (58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 5/055