

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第3891799号
(P3891799)

(45) 発行日 平成19年3月14日(2007.3.14)

(24) 登録日 平成18年12月15日(2006.12.15)

(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 33/48 (2006.01)	A 6 1 B 5/05 3 7 6
G O 1 R 33/54 (2006.01)	G O 1 N 24/08 5 1 O Y
	G O 1 N 24/02 5 3 O Y

請求項の数 9 (全 12 頁)

(21) 出願番号	特願2001-187956 (P2001-187956)	(73) 特許権者	300019238
(22) 出願日	平成13年6月21日(2001.6.21)		ジーイー・メディカル・システムズ・グローバル・テクノロジー・カンパニー・エルエルシー
(65) 公開番号	特開2003-10148 (P2003-10148A)		アメリカ合衆国・ウィスコンシン州・53188・ワウケシャ・ノース・グランドビュー・ブルバード・ダブリュー・710・3000
(43) 公開日	平成15年1月14日(2003.1.14)	(74) 代理人	100095511
審査請求日	平成16年12月1日(2004.12.1)		弁理士 有近 紳志郎
		(72) 発明者	山崎 亜紀
			東京都日野市旭ヶ丘4丁目7番地の127 ジーイー横河メディカルシステム株式会社内

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 MRI装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

R Fパルスを送信するための送信コイルと、勾配磁場を印加するための勾配コイルと、N M R信号を受信するための受信コイルと、前記送信コイルと勾配コイルと受信コイルとを駆動してデータを収集するスキャン手段と、収集したデータを演算処理して画像を生成するデータ処理手段とを具備してなるMRI装置であって、

前記スキャン手段は、S S F P状態でデータ収集を行うことを位相エンコード量を次々に変えて繰り返してk空間を埋める各ビューvのデータf v(k)を取得することをk = 0からk = N - 1までN (= 2のべき乗数)回繰り返し、その際、R F位相を360°・v・k / Nとし、

前記データ処理手段は、操作者がD F T処理を選択すればデータf v(k)をR F位相に対してD F T処理してデータF v(n)を生成し、操作者がD F T処理を選択しなければデータf v(k)をそのままデータF v(n)とし、次に荷重加算処理とM I P処理のうち少なくとも一つの処理および平方自乗平均処理のうちから操作者が選択した処理をデータF v(n)に施してデータA vを生成することを特徴とするMRI装置。

【請求項2】

R Fパルスを送信するための送信コイルと、勾配磁場を印加するための勾配コイルと、N M R信号を受信するための受信コイルと、前記送信コイルと勾配コイルと受信コイルとを駆動してデータを収集するスキャン手段と、収集したデータを演算処理して画像を生成するデータ処理手段とを具備してなるMRI装置であって、

前記スキャン手段は、S S F P状態でデータ収集を行うことを位相エンコード量を次々に変えて繰り返してk空間を埋める各ビューvのデータ $f_v(k)$ を取得することをk = 0からk = N - 1までN (= 4以上である2のべき乗数)回繰り返す、その際、RF位相を $360^\circ \cdot v \cdot k / N$ とし、

前記データ処理手段は、データ $f_v(k)$ をRF位相に対してDFT処理してデータ $F_v(n)$ を生成し、次に荷重加算処理とMIP処理のうち少なくとも一つの処理および平方自乗平均処理のうちから操作者が選択した処理をデータ $F_v(n)$ に施してデータAvを生成することを特徴とするMRI装置。

【請求項3】

RFパルスを送信するための送信コイルと、勾配磁場を印加するための勾配コイルと、NMR信号を受信するための受信コイルと、前記送信コイルと勾配コイルと受信コイルとを駆動してデータを収集するスキャン手段と、収集したデータを演算処理して画像を生成するデータ処理手段とを具備してなるMRI装置であって、

10

前記スキャン手段は、S S F P状態でデータ収集を行うことを位相エンコード量を次々に変えて繰り返してk空間を埋める各ビューvのデータ $f_v(k)$ を取得することをk = 0からk = N - 1までN (= 2のべき乗数)回繰り返す、その際、RF位相を $360^\circ \cdot v \cdot k / N$ とし、

前記データ処理手段は、データ $f_v(k)$ をそのままデータ $F_v(n)$ とし、次に荷重加算処理とMIP処理のうち少なくとも一つの処理および平方自乗平均処理のうちから操作者が選択した処理をデータ $F_v(n)$ に施してデータAvを生成することを特徴とするMRI装置。

20

【請求項4】

請求項1から請求項3のいずれかに記載のMRI装置において、S S F P状態でデータ収集を行うパルスシーケンスが、1TR内の勾配磁場の時間積分値が0でFID信号とエコー信号とを同時に収集するシーケンスであることを特徴とするMRI装置。

【請求項5】

請求項1、請求項2または請求項3のいずれかに記載のMRI装置において、RF位相に対するDFT処理が、

$$F_v(n) = \sum_{k=0}^{N-1} f_v(k) \cdot \exp\{-j \cdot n \cdot 2\pi \cdot k/N\}$$

であることを特徴とするMRI装置。

30

【請求項6】

請求項1から請求項5のいずれかに記載のMRI装置において、N = 2の場合の荷重加算処理が、

$$A_v = 0.5 \times F_v(0) + 0.5 \times F_v(1)$$

であることを特徴とするMRI装置。

【請求項7】

請求項1から請求項5のいずれかに記載のMRI装置において、N = 2の場合の荷重加算処理が、

$$A_v = 0.5 \times F_v(0) - 0.5 \times F_v(1)$$

であることを特徴とするMRI装置。

40

【請求項8】

請求項1から請求項7のいずれかに記載のMRI装置において、MIP処理が、 $\max\{\}$ を最大値を取り出す関数とするとき、

$$A_v = \max\{F_v(0), \dots, F_v(N-1)\}$$

であることを特徴とするMRI装置。

【請求項9】

請求項1から請求項8のいずれかに記載のMRI装置において、平方自乗平均処理が、

$$A_v = \sqrt{\{ (F_v(0)^2 + \dots + F_v(N-1)^2) / N \}}$$

であることを特徴とするMRI装置。

【発明の詳細な説明】

50

【 0 0 0 1 】

【 発明の属する技術分野 】

本発明は、M R (Magnetic Resonance) イメージング方法およびM R I (Magnetic Resonance Imaging) 装置に関し、更に詳しくは、画質の良好な画像を得ることが出来るM R イメージング方法およびM R I 装置に関する。

【 0 0 0 2 】

【 従来技術 】

特許第 2 8 9 8 3 2 9 号公報には、次のM R イメージング方法が開示されている。

(1) S S F P (Steady State Free Precession) 状態でデータ収集を行うことを位相エンコード量を次々に変えて繰り返してk空間を埋める各ビューvのデータ $f_v(0)$ を取得する。

(2) S S F P 状態でデータ収集を行うことを位相エンコード量を次々に変えると共にR F 位相を交互に 180° 変えることを繰り返してk空間を埋める各ビューvのデータ $f_v(1)$ を取得する。

(3) $f_v(0)$ と $f_v(1)$ を加算処理または減算処理してデータ A_v を生成する。

$$A_v = 0.5 \times F_v(0) + 0.5 \times F_v(1)$$

または

$$A_v = 0.5 \times F_v(0) - 0.5 \times F_v(1)$$

(4) 得られたデータ A_v から画像を再構成する。

【 0 0 0 3 】

【 発明が解決しようとする課題 】

特許第 2 8 9 8 3 2 9 号公報に開示のM R イメージング方法では、画質の良好な画像を得ることが出来る場合もあったが、画質の悪い画像(例えば、磁場不均一によるバンドアーチファクトが現れた画像)しか得られない場合もあった。

そこで、本発明の目的は、従来のM R イメージング方法では画質の悪い画像しか得られない場合に、画質の良好な画像を得られる可能性のあるM R イメージング方法およびM R I 装置を提供することにある。

【 0 0 0 4 】

【 課題を解決するための手段 】

第1の観点では、本発明は、(1) S S F P 状態でデータ収集を行うことを位相エンコード量を次々に変えて繰り返してk空間を埋める各ビューvのデータ $f_v(k)$ を取得することを $k = 0$ から $k = N - 1$ まで $N (= 2$ のべき乗数)回繰り返し、その際、R F 位相を $360^\circ \cdot v \cdot k / N$ とし、(2) 操作者がD F T 処理を選択すればデータ $f_v(k)$ をR F 位相に対してD F T 処理してデータ $F_v(n)$ を生成し、操作者がD F T 処理を選択しなければデータ $f_v(k)$ をそのままデータ $F_v(n)$ とし、(3) 荷重加算処理とM I P 処理のうち少なくとも一つの処理および平方自乗平均処理のうちから操作者が選択した処理をデータ $F_v(n)$ に施してデータ A_v を生成し、(4) 得られたデータ A_v から画像を再構成することを特徴とするM R イメージング方法を提供する。

【 0 0 0 5 】

上記第1の観点によるM R イメージング方法では、データ $f_v(k)$ をR F 位相に対してD F T 処理するか否かを操作者が選択できる。D F T 処理すると、データのF I D (Free Induction Decay) 成分とスピネコー(Spin Echo)成分もしくは励起エコー(Stimulated Echo)成分の支配性を分離することが可能となる。この理由は次の通りである。

例えば $N = 4$ とした場合、 $k = 0$ では、R F 位相は $0 - 0 - 0 - 0 - \dots$ となり、データ $f_v(0)$ におけるF I D 成分の極性は+ Y (Y軸の正方向)、スピネコー成分もしくは励起エコー成分の極性は- Y (Y軸の負方向)になる。 $k = 1$ では、R F 位相は $0 - \pi / 2 - \pi - 3\pi / 2 - \dots$ となり、データ $f_v(1)$ におけるF I D 成分の極性は+ Y、スピネコー成分もしくは励起エコー成分の極性は+ X (X軸の正方向)になる。 $k = 2$ では、R F 位相は $0 - \pi - 0 - \pi - \dots$ となり、データ $f_v(2)$ におけるF I D 成分の極性は+ Y、スピネコー成分もしくは励起エコー成分の極性は+ Yになる。 $k = 3$ では、R F

10

20

30

40

50

位相は $0 - 3 / 2 - \dots / 2 - \dots$ となり、データ $f_v(3)$ における FID 成分の極性は + Y、スピネコー成分もしくは励起エコー成分の極性は - X (X 軸の負方向) になる。

データ $F_v(0) = f_v(0) + f_v(1) + f_v(2) + f_v(3)$ となるから、上記極性のため、FID 成分が残り、スピネコー成分もしくは励起エコー成分が打ち消し合う。実際には理想状態からのズレがあるが、FID 成分が支配的となる。また、データ $F_v(1) = f_v(0) - j \cdot f_v(1) - f_v(2) + j \cdot f_v(3)$ となるから、上記極性のため、FID 成分が打ち消し合い、スピネコー成分もしくは励起エコー成分が残り、スピネコー成分もしくは励起エコー成分が支配的となる。一般的に、データ $F_v(n)$ の n が奇数なら FID 信号が支配的となり、 n が偶数ならスピネコー成分もしくは励起エコー成分が支配的となる。よって、FID 成分とスピネコー成分もしくは励起エコー成分の支配性を分離することが可能となる。

10

【0006】

また、上記第 1 の観点による MR イメージング方法では、データ $F_v(n)$ に施す処理を荷重加算処理と MIP 処理のうちの少なくとも一つの処理および平方自乗平均処理のうちから操作者が選択できる。荷重加算処理すると、データの FID 成分とスピネコー成分もしくは励起エコー成分の支配性を選ぶことが可能となる。また、MIP 処理すると、SNR を向上することが可能となる。また、平方自乗平均処理すると、SNR を向上することが可能となる。

【0007】

上記第 1 の観点による MR イメージング方法では、上記のように少なくとも 4 通りの処理を選択できるため、従来の MR イメージング方法では画質の悪い画像しか得られない場合に、画質の良好な画像を得られる可能性がある。

20

本発明の発明者の研究によれば、特許第 2898329 号公報に開示の MR イメージング方法ではバンドアーチファクトが画像に現れたデータ $f_v(0)$ と $f_v(1)$ に対して平方自乗平均処理を選択すると、バンドアーチファクトのない画像が得られる場合があった。また、 N の数を大きくする (例えば 8 以上にすると共に DFT 処理および平方自乗平均処理を選択すると、画質の良好な画像が得られる場合が多かった。

【0008】

第 2 の観点では、本発明は、(1) SSFP 状態でデータ収集を行うことを位相エンコード量を次々に変えて繰り返して k 空間を埋める各ビュー v のデータ $f_v(k)$ を取得することを $k = 0$ から $k = N - 1$ まで $N (= 2$ のべき乗数) 回繰り返して、その際、RF 位相を $360^\circ \cdot v \cdot k / N$ とし、(2) データ $f_v(k)$ を RF 位相に対して DFT 処理してデータ $F_v(n)$ を生成し、(3) 荷重加算処理と MIP 処理のうちの少なくとも一つの処理および平方自乗平均処理のうちから操作者が選択した処理をデータ $F_v(n)$ に施してデータ A_v を生成し、(4) 得られたデータ A_v から画像を再構成することを特徴とする MR イメージング方法を提供する。

30

上記第 2 の観点による MR イメージング方法では、データ $f_v(k)$ を RF 位相に対して DFT 処理する。DFT 処理すると、データの FID 成分とスピネコー成分もしくは励起エコー成分の支配性を分離可能となる。また、データ $F_v(n)$ に施す処理を荷重加算処理と MIP 処理のうちの少なくとも一つの処理および平方自乗平均処理のうちから操作者が選択できる。荷重加算処理すると、データの FID 成分とスピネコー成分もしくは励起エコー成分の支配性を選ぶことが可能となる。また、MIP 処理すると、SNR を向上することが可能となる。また、平方自乗平均処理すると、SNR を向上することが可能となる。このように少なくとも 2 通りの処理を選択できるため、従来の MR イメージング方法では画質の悪い画像しか得られない場合に、画質の良好な画像を得られる可能性がある。本発明の発明者の研究によれば、 N の数を大きく (例えば 8 以上にすると共に DFT 処理および平方自乗平均処理を選択すると、画質の良好な画像が得られる場合が多かった。

40

【0009】

第 3 の観点では、本発明は、(1) SSFP 状態でデータ収集を行うことを位相エンコー

50

ド量を次々に変えて繰り返してk空間を埋める各ビューvのデータ $f_v(k)$ を取得することを $k = 0$ から $k = N - 1$ まで $N (= 2$ のべき乗数)回繰り返し、その際、RF位相を $360^\circ \cdot v \cdot k / N$ とし、(2)データ $f_v(k)$ をそのままデータ $F_v(n)$ とし、(3)荷重加算処理とMIP処理のうちの少なくとも一つの処理および平方自乗平均処理のうちから操作者が選択した処理をデータ $F_v(n)$ に施してデータAvを生成し、(4)得られたデータAvから画像を再構成することを特徴とするMRイメージング方法を提供する。上記第3の観点によるMRイメージング方法では、データ $F_v(n)$ に施す処理を荷重加算処理とMIP処理のうちの少なくとも一つの処理および平方自乗平均処理のうちから操作者が選択できる。荷重加算処理すると、データのFID成分とスピンエコー成分もしくは励起エコー成分の支配性を選ぶことが可能となる。また、MIP処理すると、SNRを向上することが可能となる。また、平方自乗平均処理すると、SNRを向上することが可能となる。このように少なくとも2通りの処理を選択できるため、従来のMRイメージング方法では画質の悪い画像しか得られない場合に、画質の良好な画像を得られる可能性がある。

10

本発明の発明者の研究によれば、特許第2898329号公報に開示のMRイメージング方法ではバンドアーチファクトが画像に現れたデータ $f_v(0)$ と $f_v(1)$ に対して平方自乗平均処理を選択すると、バンドアーチファクトのない画像が得られる場合があった。

【0010】

第4の観点では、本発明は、上記構成のMRイメージング方法において、SSFP状態でデータ収集を行うパルスシーケンスが、1TR内の勾配磁場の時間積分値が0でFID信号とエコー信号とを同時に収集するシーケンスであることを特徴とするMRイメージング方法を提供する。

20

SSFP状態でデータの収集を行うパルスシーケンスは種々知られている。例えば、FIESTA (Fast Imaging Employing STEady state Acquisition)、True SSFPなどである。

上記第4の観点によるMRイメージング方法では、FIESTAと呼ばれているパルスシーケンスを使用できる。

【0011】

第5の観点では、本発明は、上記構成のMRイメージング方法において、RF位相に対するDFT処理が、

30

$$F_v(n) = \sum_{k=0}^{N-1} f_v(k) \cdot \exp\{-j \cdot n \cdot 2\pi \cdot k/N\}$$

であることを特徴とするMRイメージング方法を提供する。

上記第5の観点によるMRイメージング方法により、データ $f_v(k)$ をRF位相に対してDFT処理することが出来る。

【0012】

第6の観点では、本発明は、上記構成のMRイメージング方法において、 $N = 2$ の場合の荷重加算処理が、

$$A_v = 0.5 \times F_v(0) + 0.5 \times F_v(1)$$

であることを特徴とするMRイメージング方法を提供する。

上記第6の観点によるMRイメージング方法では、データ $f_v(k)$ に含まれるFID成分を支配的にすることが出来る。

40

【0013】

第7の観点では、本発明は、上記構成のMRイメージング方法において、 $N = 2$ の場合の荷重加算処理が、

$$A_v = 0.5 \times F_v(0) - 0.5 \times F_v(1)$$

であることを特徴とするMRイメージング方法を提供する。

上記第7の観点によるMRイメージング方法では、データ $f_v(k)$ に含まれるスピンエコー成分もしくは励起エコー成分を支配的にすることが出来る。

【0014】

第8の観点では、本発明は、上記構成のMRイメージング方法において、MIP処理が、

50

$\max\{}$ を最大値を取り出す関数とするとき、

$$A v = \max\{F v(0), \dots, F v(N-1)\}$$

であることを特徴とするMRイメージング方法を提供する。

上記第8の観点によるMRイメージング方法では、N回のデータのうちで最も大きな信号を集めるため、SNRを向上できる場合が多い。

【0015】

第9の観点では、本発明は、上記構成のMRイメージング方法において、平方自乗平均処理が、

$$A v = \{ (F v(0)^2 + \dots + F v(N-1)^2) / N \}$$

であることを特徴とするMRイメージング方法を提供する。

上記第9の観点によるMRイメージング方法では、N回のデータを全て用いると共にデータ同士が互いに相殺しあうことがないため、SNRを向上できる場合が多い。

【0016】

第10の観点では、本発明は、RFパルスを送信するための送信コイルと、勾配磁場を印加するための勾配コイルと、NMR信号を受信するための受信コイルと、前記送信コイルと勾配コイルと受信コイルとを駆動してデータを収集するスキャン手段と、収集したデータを演算処理して画像を生成するデータ処理手段とを具備してなるMRI装置であって、前記スキャン手段は、SSF P状態でデータ収集を行うことを位相エンコード量を次々に変えて繰り返してk空間を埋める各ビューvのデータfv(k)を取得することをk=0からk=N-1までN(=2のべき乗数)回繰り返す、その際、RF位相を $360^\circ \cdot v \cdot k / N$ とし、前記データ処理手段は、操作者がDFT処理を選択すればデータfv(k)をRF位相に対してDFT処理してデータFv(n)を生成し、操作者がDFT処理を選択しなければデータfv(k)をそのままデータFv(n)とし、次に荷重加算処理とMIP処理のうち少なくとも一つの処理および平方自乗平均処理のうちから操作者が選択した処理をデータFv(n)に施してデータAvを生成し、得られたデータAvから画像を再構成することを特徴とするMRI装置を提供する。

上記第10の観点によるMRI装置では、前記第1の観点によるMRイメージング方法を好適に実施できる。

【0017】

第11の観点では、本発明は、RFパルスを送信するための送信コイルと、勾配磁場を印加するための勾配コイルと、NMR信号を受信するための受信コイルと、前記送信コイルと勾配コイルと受信コイルとを駆動してデータを収集するスキャン手段と、収集したデータを演算処理して画像を生成するデータ処理手段とを具備してなるMRI装置であって、前記スキャン手段は、SSF P状態でデータ収集を行うことを位相エンコード量を次々に変えて繰り返してk空間を埋める各ビューvのデータfv(k)を取得することをk=0からk=N-1までN(=2のべき乗数)回繰り返す、その際、RF位相を $360^\circ \cdot v \cdot k / N$ とし、前記データ処理手段は、データfv(k)をRF位相に対してDFT処理してデータFv(n)を生成し、次に荷重加算処理とMIP処理のうち少なくとも一つの処理および平方自乗平均処理のうちから操作者が選択した処理をデータFv(n)に施してデータAvを生成し、得られたデータAvから画像を再構成することを特徴とするMRI装置

を提供する。

上記第11の観点によるMRI装置では、前記第2の観点によるMRイメージング方法を好適に実施できる。

【0018】

第12の観点では、本発明は、RFパルスを送信するための送信コイルと、勾配磁場を印加するための勾配コイルと、NMR信号を受信するための受信コイルと、前記送信コイルと勾配コイルと受信コイルとを駆動してデータを収集するスキャン手段と、収集したデータを演算処理して画像を生成するデータ処理手段とを具備してなるMRI装置であって、前記スキャン手段は、SSF P状態でデータ収集を行うことを位相エンコード量を次々に変えて繰り返してk空間を埋める各ビューvのデータfv(k)を取得することをk=0か

10

20

30

40

50

ら $k = N - 1$ まで $N (= 2$ のべき乗数) 回繰り返す、その際、RF 位相を $360^\circ \cdot v \cdot k / N$ とし、前記データ処理手段は、データ $f_v(k)$ をそのままデータ $F_v(n)$ とし、次に荷重加算処理と MIP 処理のうちの少なくとも一つの処理および平方自乗平均処理のうちから操作者が選択した処理をデータ $F_v(n)$ に施してデータ A_v を生成し、得られたデータ A_v から画像を再構成することを特徴とする MRI 装置を提供する。

上記第 12 の観点による MRI 装置では、前記第 3 の観点による MR イメージング方法を好適に実施できる。

【0019】

第 13 の観点では、本発明は、上記構成の MRI 装置において、SSFP 状態でデータ収集を行うパルスシーケンスが、1 TR 内の勾配磁場の時間積分値が 0 で FID 信号とエコー信号とを同時に収集するシーケンスであることを特徴とする MRI 装置を提供する。

10

上記第 13 の観点による MRI 装置では、前記第 4 の観点による MR イメージング方法を好適に実施できる。

【0020】

第 14 の観点では、本発明は、上記構成の MRI 装置において、RF 位相に対する DFT 処理が、

$$F_v(n) = \sum_{k=0}^{N-1} f_v(k) \cdot \exp\{-j \cdot n \cdot 2\pi \cdot k/N\}$$

であることを特徴とする MRI 装置を提供する。

上記第 14 の観点による MRI 装置では、前記第 5 の観点による MR イメージング方法を好適に実施できる。

20

【0021】

第 15 の観点では、本発明は、上記構成の MRI 装置において、 $N = 2$ の場合の荷重加算処理が、

$$A_v = 0.5 \times F_v(0) + 0.5 \times F_v(1)$$

であることを特徴とする MRI 装置を提供する。

上記第 15 の観点による MRI 装置では、前記第 6 の観点による MR イメージング方法を好適に実施できる。

【0022】

第 16 の観点では、本発明は、上記構成の MRI 装置において、 $N = 2$ の場合の荷重加算処理が、

30

$$A_v = 0.5 \times F_v(0) - 0.5 \times F_v(1)$$

であることを特徴とする MRI 装置を提供する。

上記第 16 の観点による MRI 装置では、前記第 7 の観点による MR イメージング方法を好適に実施できる。

【0023】

第 17 の観点では、本発明は、上記構成の MRI 装置において、MIP 処理が、 $\max\{\}$ を最大値を取り出す関数とするとき、

$$A_v = \max\{F_v(0), \dots, F_v(N-1)\}$$

であることを特徴とする MRI 装置を提供する。

上記第 17 の観点による MRI 装置では、前記第 8 の観点による MR イメージング方法を好適に実施できる。

40

【0024】

第 18 の観点では、本発明は、上記構成の MRI 装置において、平方自乗平均処理が、

$$A_v = \sqrt{\{ (F_v(0))^2 + \dots + F_v(N-1)^2 \} / N}$$

であることを特徴とする MRI 装置を提供する。

上記第 18 の観点による MRI 装置では、前記第 9 の観点による MR イメージング方法を好適に実施できる。

【0025】

【発明の実施の形態】

以下、図に示す実施形態により本発明をさらに詳しく説明する。なお、これにより本発明

50

が限定されるものではない。

【0026】

図1は、本発明の一実施形態にかかるMRI装置を示すブロック図である。

このMRI装置100において、マグネットアセンブリ1は、内部に被検体を挿入するための空間部分(ボア)を有し、この空間部分を取りまくようにして、被検体に一定の静磁場を印加する静磁場コイル1pと、X軸、Y軸、Z軸の勾配磁場(X軸、Y軸、Z軸の組み合わせによりスライス勾配軸、リード勾配軸、位相エンコード勾配軸が形成される)を発生するための勾配磁場コイル1gと、被検体内の原子核のスピンを励起するためのRFパルスを与える送信コイル1tと、被検体からのNMR信号を検出する受信コイル1rとが配置されている。静磁場コイル1p、勾配磁場コイル1g、送信コイル1tおよび受信コイル1rは、それぞれ静磁場電源2、勾配磁場駆動回路3、RF電力増幅器4および前置増幅器5に接続されている。

10

なお、静磁場コイル1pの代わりに永久磁石を用いてもよい。

【0027】

シーケンス記憶回路6は、計算機7からの指令に従い、記憶しているパルスシーケンスに基づいて勾配磁場駆動回路3を操作し、マグネットアセンブリ1の勾配磁場コイル1gから勾配磁場を発生させると共に、ゲート変調回路8を操作し、RF発振回路9の搬送波出力信号を所定タイミング・所定包絡線形状のパルス状信号に変調し、それをRFパルスとしてRF電力増幅器4に加え、RF電力増幅器4でパワー増幅した後、マグネットアセンブリ1の送信コイル1tに印加し、所望の撮像面を選択励起する。

20

【0028】

前置増幅器5は、マグネットアセンブリ1の受信コイル1rで受信された被検体からのNMR信号を増幅し、位相検波器10に入力する。位相検波器10は、RF発振回路9の搬送波出力信号を参照信号とし、前置増幅器5からのNMR信号を位相検波して、AD変換器11に与える。AD変換器11は、位相検波後のアナログ信号をデジタルデータに変換して、計算機7に入力する。

【0029】

計算機7は、操作コンソール12から入力された情報を受け取るなどの全体的な制御を受け持つ。また、計算機7は、AD変換器11からデジタルデータを読み込み、演算処理を行って画像を生成する。

30

表示装置13は、画像やメッセージを表示する。

【0030】

図2は、MRI装置100によるMRIイメージング処理を示すフロー図である。

ステップS1では、繰返しカウンタ $k = 0$ に初期化する。

ステップS2では、SSF P状態でデータ収集を行うことを位相エンコード量を次々に変えて繰り返して k 空間を埋める各ビュー v のデータ $f_v(k)$ を取得する。その際、RF位相を $360^\circ \cdot v \cdot k / N$ とする。

ステップS3、S4では、 $k = 1 \sim N - 1$ について上記ステップS2を繰り返す。

なお、説明の都合上、 $N = 8$ とする。このとき、RF位相は $v \cdot k \cdot \quad / 4$ となる。

【0031】

図3は、SSF P状態でデータ収集を行うパルスシーケンスの一つで、FIESTAと呼ばれるパルスシーケンスの例示図である。

40

このFIESTAシーケンスでは、RFパルスを測定対象の T_2 よりも短い T_R で繰り返し打ち、SSF P状態になって現れるFID信号およびエコー信号(スピンエコー信号もしくはステイミュレイテッドエコー信号)からデータ $f_v(k)$ を収集する。1 T_R 内の勾配磁場の時間積分値が“0”になるような勾配磁場波形が採用される。また、位相エンコード軸勾配は、各ビュー v に対応した大きさに順に変えられる。さらに、RF位相も各ビュー v と繰返しカウンタ k の値に対応して順に変えられる。

【0032】

図4は、 k 空間とデータ収集軌跡の概念図である。

50

k空間は、リード軸方向と位相エンコード軸方向の2次元空間である。

ここでは、位相エンコード軸方向に#0～#31のビューvがあるものとする。

そして、k空間は、ビュー#0～#7の第1領域と、ビュー#8～#15の第2領域と、ビュー#16～#23の第3領域と、ビュー#24～#31の第4領域とに分割されているものとする。

【0033】

図5は、k=0におけるデータ収集順とRF位相の例示図である。

まず、データを収集しないでF I E S T Aシーケンスを繰り返し、S S F P状態にする。これを空うちと言う。

S S F P状態になったら、F I E S T Aシーケンスにより第1領域のビュー#0～#7のデータf0(0)～f7(0)を連続的に収集する。RF位相は、0-0-0-0-0-0-0-0とする。

続いて、空うちによりS S F P状態にし、第2領域のビュー#8～#15のデータf8(0)～f15(0)を連続的に収集する。RF位相は、0-0-0-0-0-0-0-0とする。

続いて、空うちによりS S F P状態にし、第3領域のビュー#16～#23のデータf16(0)～f23(0)を連続的に収集する。RF位相は、0-0-0-0-0-0-0-0とする。

続いて、空うちによりS S F P状態にし、第4領域のビュー#24～#31のデータf24(0)～f31(0)を連続的に収集する。RF位相は、0-0-0-0-0-0-0-0とする。

【0034】

図6は、k=1におけるデータ収集順とRF位相の例示図である。

まず、空うちによりS S F P状態にし、第1領域のビュー#0～#7のデータf0(1)～f7(1)を連続的に収集する。RF位相は、0- / 4 - / 2 - 3 / 4 - - 5 / 4 - 3 / 2 - 7 / 4と変化させる。

続いて、空うちによりS S F P状態にし、第2領域のビュー#8～#15のデータf8(1)～f15(1)を連続的に収集する。RF位相は、0- / 4 - / 2 - 3 / 4 - - 5 / 4 - 3 / 2 - 7 / 4と変化させる。

続いて、空うちによりS S F P状態にし、第3領域のビュー#16～#23のデータf16(1)～f23(1)を連続的に収集する。RF位相は、0- / 4 - / 2 - 3 / 4 - - 5 / 4 - 3 / 2 - 7 / 4と変化させる。

続いて、空うちによりS S F P状態にし、第4領域のビュー#24～#31のデータf24(1)～f31(1)を連続的に収集する。RF位相は、0- / 4 - / 2 - 3 / 4 - - 5 / 4 - 3 / 2 - 7 / 4と変化させる。

【0035】

図2に戻り、ステップS5では、操作者がD F T処理を選択しておればステップS6へ進み、そうでないならステップS7へ進む。

ステップS6では、データfv(k)をRF位相に対してD F T処理してデータFv(n)を生成する。すなわち、

$$Fv(n) = \sum_{k=0}^{31} fv(k) \cdot \exp\{-j \cdot n \cdot \pi \cdot k/4\}$$

とする。そして、ステップS8へ進む。

【0036】

ステップS7では、データfv(k)をそのままデータFv(n)とする。そして、ステップS8へ進む。

【0037】

ステップS8では、操作者が平方自乗平均処理を選択しておればステップS9へ進み、そうでないならステップS10へ進む。

ステップS9では、データFv(n)に対して平方自乗平均処理を施し、データAvを生成する。すなわち、

10

20

30

40

50

$$A v = \{ (F v (0) ^ 2 + \dots + F v (7) ^ 2) / 8 \}$$

とする。そして、ステップ S 1 1 へ進む。

【 0 0 3 8 】

ステップ S 1 0 では、データ $F v (n)$ に対して荷重加算処理または M I P 処理のいずれか操作者に選択された処理を施し、データ $A v$ を生成する。すなわち、

荷重加算処理なら、 $C 0, C 1, \dots, C 7$ を荷重とするとき、

$$A v = C 0 \cdot F v (0) + C 1 \cdot F v (1) + \dots + C 7 \cdot F v (7)$$

とする。なお、 $N = 2$ なら、 $C 0 = C 1 = 0.5$ または $C 0 = 0.5, C 1 = -0.5$ とする。

M I P 処理なら、 $\max\{\}$ を最大値を取り出す関数とするとき、

$$A v = \max\{ F v (0), \dots, F v (7) \}$$

とする。

そして、ステップ S 1 1 へ進む。

【 0 0 3 9 】

ステップ S 1 1 では、データ $A v$ から画像を再構成する。そして、処理を終了する。

【 0 0 4 0 】

以上の M R I 装置 1 0 0 によれば、データ $f v (k)$ を R F 位相に対して D F T 処理するかどうかを操作者が選択でき、また、データ $F v (n)$ に施す処理を荷重加算処理と M I P 処理のうち少なくとも一つの処理および平方自乗平均処理のうちから操作者が選択できるため、従来の M R イメージング方法では画質の悪い画像しか得られない場合に、画質の良好な画像を得られる可能性がある。

【 0 0 4 1 】

上記実施形態では、 k 空間を 4 つの領域に分割したが、分割しなくてもよいし、5 以上に分割してもよい。

【 0 0 4 2 】

【 発明の効果 】

本発明の M R イメージング方法および M R I 装置によれば、バンドアーチファクトの無い画質の良好な画像が得られる可能性がある。

【 図面の簡単な説明 】

【 図 1 】 本発明の一実施形態にかかる M R I 装置のブロック図である。

【 図 2 】 本発明の一実施形態にかかる M R イメージング処理のフローチャートである。

【 図 3 】 F I E S T A シーケンスのパルスシーケンスを示す例示図である。

【 図 4 】 k 空間とビューの説明図である。

【 図 5 】 データ収集順と R F 位相の例示図である。

【 図 6 】 データ収集順と R F 位相の別の例示図である。

【 符号の説明 】

1 0 0	M R I 装置
1	マグネットアセンブリ
1 t	送信コイル
1 r	受信コイル
4	R F 電力増幅器
5	前置増幅器
7	計算機
8	シーケンス記憶回路

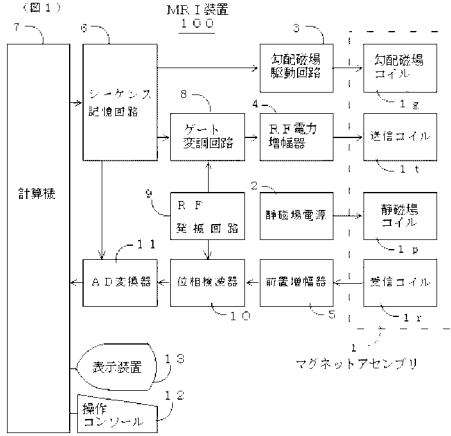
10

20

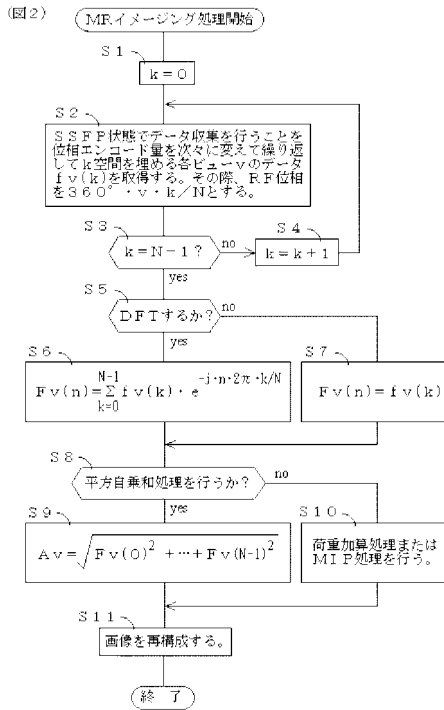
30

40

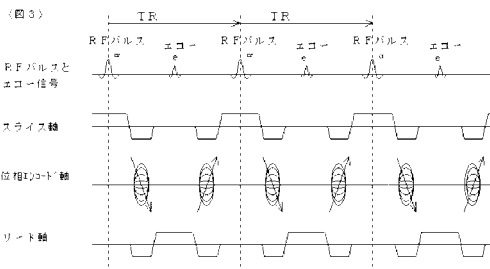
【図1】



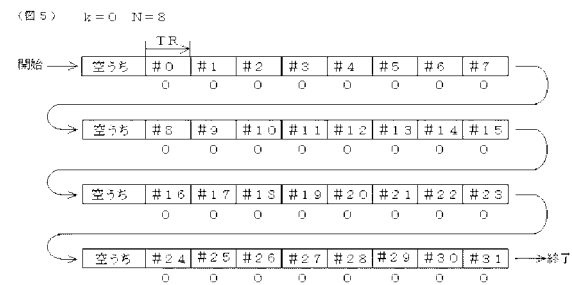
【図2】



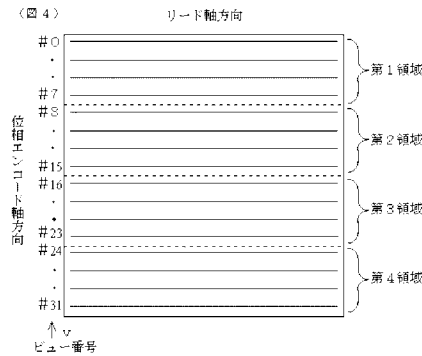
【図3】



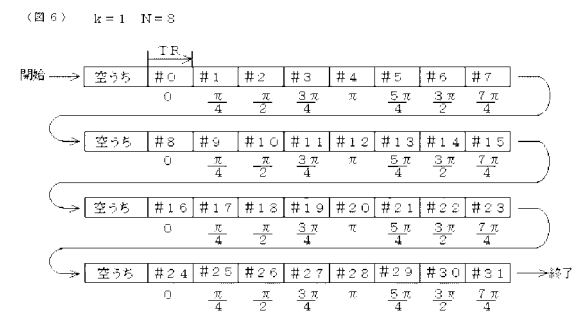
【図5】



【図4】



【図6】



フロントページの続き

(72)発明者 尾田 善洋

東京都日野市旭ヶ丘4丁目7番地の127 ジーイー横河メディカルシステム株式会社内

(72)発明者 安立 直剛

東京都日野市旭ヶ丘4丁目7番地の127 ジーイー横河メディカルシステム株式会社内

審査官 伊藤 幸仙

(56)参考文献 特開平02-261425(JP,A)

特開平03-015987(JP,A)

特開平09-198490(JP,A)

特開平06-335467(JP,A)

米国特許第6819104(US,B2)

(58)調査した分野(Int.Cl.,DB名)

A61B 5/055