

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第3853585号
(P3853585)

(45) 発行日 平成18年12月6日(2006.12.6)

(24) 登録日 平成18年9月15日(2006.9.15)

(51) Int. Cl.

F I

A 6 1 B 5/055 (2006.01)

A 6 1 B 5/05 3 1 1

G 0 1 R 33/48 (2006.01)

G 0 1 N 24/08 5 1 O Y

請求項の数 5 (全 12 頁)

(21) 出願番号 特願2000-310531 (P2000-310531)
 (22) 出願日 平成12年10月11日(2000.10.11)
 (65) 公開番号 特開2002-119491 (P2002-119491A)
 (43) 公開日 平成14年4月23日(2002.4.23)
 審査請求日 平成16年7月20日(2004.7.20)

(73) 特許権者 300019238
 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
 アメリカ合衆国・ウィスコンシン州・53
 188・ワウケシャ・ノース・グランドヴ
 ュー・ブルバード・ダブリュー・710
 ・3000

(74) 代理人 100095511

弁理士 有近 紳志郎

(72) 発明者 佐藤 博司

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】

直交する2方向を位相軸としてK空間を埋めるようにエンコードしてデータを収集するMRI装置であって、

K空間の中心からの各エンコード点の距離および存在する象限を考慮したエンコード順を設定するエンコード順設定手段を具備し、該エンコード順でエンコードを行ってデータを収集し、

前記エンコード順設定手段が、

K空間の中心からの距離が小さい順にN1(>4)個のエンコード点を第1のセグメントとし、次にK空間の中心からの距離が小さい順にN2個のエンコード点を第2セグメントとし、以下同様にセグメント化するセグメント化手段と、

第1セグメントの中では第1象限のエンコード点についてK空間の中心からの距離が小さい順に連番を付し、次に第2象限のエンコード点についてK空間の中心からの距離が小さい順に連番を付し、次に第3象限のエンコード点についてK空間の中心からの距離が小さい順に連番を付し、次に第4象限のエンコード点についてK空間の中心からの距離が小さい順に連番を付し、次に第2セグメントの中では第1象限のエンコード点についてK空間の中心からの距離が小さい順に連番を付し、次に第2象限のエンコード点についてK空間の中心からの距離が小さい順に連番を付し、次に第3象限のエンコード点についてK空間の中心からの距離が小さい順に連番を付し、次に第4象限のエンコード点についてK空間の中心からの距離が小さい順に連番を付し、以下同様に連番を付す連番付け手段と、を

10

20

具備してなることを特徴とするMRI装置。

【請求項2】

X方向をリード軸としY方向およびZ方向を位相軸として撮影領域を3DスキャンするMRI装置であって、

YZ-K空間の中心からの各エンコード点の距離および存在する象限を考慮したエンコード順を設定するエンコード順設定手段を具備し、該エンコード順でYZ-K空間のエンコードを行って3Dスキャンをし、

前記エンコード順設定手段が、

YZ-K空間の中心からの距離が小さい順にN1(>4)個のエンコード点を第1のセグメントとし、次にYZ-K空間の中心からの距離が小さい順にN2個のエンコード点を第2セグメントとし、以下同様にセグメント化するセグメント化手段と、

第1セグメントの中では第1象限のエンコード点についてYZ-K空間の中心からの距離が小さい順に連番を付し、次に第2象限のエンコード点についてYZ-K空間の中心からの距離が小さい順に連番を付し、次に第3象限のエンコード点についてYZ-K空間の中心からの距離が小さい順に連番を付し、次に第4象限のエンコード点についてYZ-K空間の中心からの距離が小さい順に連番を付し、次に第2セグメントの中では第1象限のエンコード点についてYZ-K空間の中心からの距離が小さい順に連番を付し、次に第2象限のエンコード点についてYZ-K空間の中心からの距離が小さい順に連番を付し、次に第3象限のエンコード点についてYZ-K空間の中心からの距離が小さい順に連番を付し、次に第4象限のエンコード点についてYZ-K空間の中心からの距離が小さい順に連番を付し、以下同様に連番を付す連番付け手段と、を具備してなることを特徴とするMRI装置。

【請求項3】

請求項1または請求項2に記載のMRI装置において、

前記連番付け手段は、前記第1, 2, 3, 4象限の順の代わりに、第2, 3, 4, 1象限の順または第3, 4, 1, 2象限の順または第4, 1, 2, 3象限の順とすることを特徴とするMRI装置。

【請求項4】

請求項1または請求項2に記載のMRI装置において、

前記連番付け手段は、前記第1, 2, 3, 4象限の順の代わりに、第4, 3, 2, 1象限の順または第3, 2, 1, 4象限の順または第2, 1, 4, 3象限の順または第1, 4, 3, 2象限の順とすることを特徴とするMRI装置。

【請求項5】

請求項1から請求項4のいずれかに記載のMRI装置において、

N1 1 2 とすることを特徴とするMRI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、MR (Magnetic Resonance) 撮影方法、3D (Three-Dimension) 撮影方法およびMRI (Magnetic Resonance Imaging) 装置に関し、更に詳しくは、エンコード順に起因する残留磁化の悪影響を抑制しうるMR撮影方法、3D撮影方法およびMRI装置に関する。

【0002】

【従来の技術】

図7に、MRI装置における3Dスキャンのパルスシーケンスの一例を示す。

このパルスシーケンスでは、RFパルスRおよびZ方向位相軸パルスSLで撮影領域を励起し、Y方向位相軸パルスPE_yおよびZ方向位相軸パルスPE_zでYZ空間でのエンコードを行い、リード軸パルスRDでX方向に周波数エンコードを行いながら、Echoをサンプリングする。最後に、Y方向位相軸パルスRW_yおよびZ方向位相軸パルスRW_zでYZ空間でのリワインドを行う。これを、YZ-K空間を埋めるようにYZ空間で

のエンコードを順に変えながら繰り返す。T_rは、繰返し時間である。

【0003】

Y Z空間でのエンコードを変える順によるK空間上のデータ点の軌跡をトラジェクトリ (trajectory) という。一般に、3DスキャンにおけるY Z空間でのトラジェクトリは、エリプチカルセントリックビューオーダリング (Elliptical Centric View Ordering) が採用されている。以下、「エリプチカルセントリックビューオーダリング」を「ECVO」と表記する。

【0004】

図8は、ECVOによるエンコード順を示す概念図である。

ECVOでは、Y Z-K空間の中心C_{yz}からの距離が小さい順にエンコードする。すなわち、図8に示すY Z-K空間において、連番“1”～“36”を付しているエンコード点を、この連番の順にエンコードして3Dスキャンを行う。

10

【0005】

なお、ECVOについては、“Performance of an Elliptical Centric View Order for Signal Enhancement and Motion Artifact Suppression in Breath-hold Three-Dimensional Gradient Echo Imaging: Alan H. Wilman, Stephen J. Riederer: MRM 38:793-802(1997)”に記載されている。

【0006】

【発明が解決しようとする課題】

MRI装置、特に永久磁石型のMRI装置では、磁性材料のヒステリシス特性に起因して、勾配磁場の極性が反転する毎に磁性材料の残留磁化の極性も反転し、これがMR画像上にアーチファクトとして現れる。従って、勾配磁場の極性の反転は、回数が少ない方が好ましい。

20

ところが、図8に示す従来例のエンコード順では、Y方向位相軸における勾配磁場の極性の反転が35回、Z方向位相軸における勾配磁場の極性の反転が17回もあり、回数が多く、従って、残留磁化の悪影響が大きい問題点がある。

そこで、本発明の目的は、エンコード順に起因する残留磁化の悪影響を抑制しうるMR撮影方法、3D撮影方法およびMRI装置を提供することにある。

【0007】

【課題を解決するための手段】

30

第1の観点では、本発明は、直交する2方向を位相軸としてK空間を埋めるようにエンコードするMR撮影方法であって、K空間の中心からの各エンコード点の距離および存在する象限を考慮してエンコード順を定め、該エンコード順でエンコードを行うことを特徴とするMR撮影方法を提供する。

上記第1の観点によるMR撮影方法では、K空間の中心からの距離のみに応じてエンコード順を定めるのではなく、K空間の中心からの距離およびエンコード点が存在する象限を考慮してエンコード順を定める。ここで、象限を考慮するのは、同じ象限中の異なるエンコード点を連続してエンコードしても直交する2方向の位相軸における勾配磁場の極性の反転が起こらないからである。よって、距離のみに応じて定めたエンコード順よりも、勾配磁場の極性の反転の回数が少なくなり、残留磁化の悪影響を抑制することが出来る。

40

【0008】

第2の観点では、本発明は、直交する2方向を位相軸としてK空間を埋めるようにエンコードするMR撮影方法であって、K空間の中心からの距離が小さい順にN₁ (> 4) 個のエンコード点を第1セグメントとし、次にY Z-K空間の中心からの距離が小さい順にN₂ 個のエンコード点を第2セグメントとし、以下同様にセグメント化し、第1セグメントの中では第1象限のエンコード点についてK空間の中心からの距離が小さい順に連番を付し、次に第2象限のエンコード点についてK空間の中心からの距離が小さい順に連番を付し、次に第3象限のエンコード点についてK空間の中心からの距離が小さい順に連番を付し、次に第4象限のエンコード点についてK空間の中心からの距離が小さい順に連番を付し、次に第2セグメントの中では第1象限のエンコード点についてK空間の中心からの距

50

離が小さい順に連番を付し、次に第2象限のエンコード点についてK空間の中心からの距離が小さい順に連番を付し、次に第3象限のエンコード点についてK空間の中心からの距離が小さい順に連番を付し、次に第4象限のエンコード点についてK空間の中心からの距離が小さい順に連番を付し、以下同様に連番を付し、前記付した連番の順でK空間のエンコードを行ってデータを収集することを特徴とするMR撮影方法を提供する。

上記第2の観点によるMR撮影方法では、K空間の中心からの距離が所定の範囲に入るエンコード点をセグメント化とし、このセグメントの中では、エンコード点が存在する象限を優先し、同一象限の中では距離に応じてエンコード順を定める。ここで、象限を優先するのは、同じ象限中の異なるエンコード点を連続してエンコードしても、直交する2方向の位相軸における勾配磁場の極性の反転が起こらないからである。これにより、距離のみに応じて定めたエンコード順よりも、勾配磁場の極性の反転の回数が少なくなり、残留磁化の悪影響を抑制することが出来る。

10

【0009】

第3の観点では、本発明は、上記構成のMR撮影方法において、前記第1, 2, 3, 4象限の順の代わりに、第2, 3, 4, 1象限の順または第3, 4, 1, 2象限の順または第4, 1, 2, 3象限の順とすることを特徴とするMR撮影方法を提供する。

上記第3の観点によるMR撮影方法では、どの象限から開始しても、巡回する順であるから、勾配磁場の極性の反転の回数を少なくでき、残留磁化の悪影響を抑制することが出来る。

【0010】

20

第4の観点では、本発明は、上記構成のMR撮影方法において、前記第1, 2, 3, 4象限の順の代わりに、第4, 3, 2, 1象限の順または第3, 2, 1, 4象限の順または第2, 1, 4, 3象限の順または第1, 4, 3, 2象限の順とすることを特徴とするMR撮影方法を提供する。

上記第4の観点によるMR撮影方法では、巡回する方向が逆でも、勾配磁場の極性の反転の回数を少なくでき、残留磁化の悪影響を抑制することが出来る。

【0011】

第5の観点では、本発明は、上記構成のMR撮影方法において、N1 12とすることを特徴とするMR撮影方法を提供する。

上記第5の観点によるMR撮影方法では、第1セグメントのエンコード点であって同一象限にあるエンコード点が3個となるので、従来例（同一象限にあるエンコード点が1個に相当する）よりも勾配磁場の極性の反転の回数を少なくでき、残留磁化の悪影響を抑制することが出来る。

30

【0012】

第6の観点では、本発明は、X方向をリード軸としY方向およびZ方向を位相軸として撮影領域を3Dスキャンする3D撮影方法であって、YZ-K空間の中心からの各エンコード点の距離および存在する象限を考慮してエンコード順を定め、該エンコード順でYZ-K空間のエンコードを行って3Dスキャンすることを特徴とする3D撮影方法を提供する。

上記第6の観点による3D撮影方法では、YZ-K空間の中心からの距離のみに応じてエンコード順を定めるのではなく、YZ-K空間の中心からの距離およびエンコード点が存在する象限を考慮してエンコード順を定める。ここで、象限を考慮するのは、同じ象限中の異なるエンコード点を連続してエンコードしても、Y方向位相軸およびZ方向位相軸における勾配磁場の極性の反転が起こらないからである。よって、距離のみに応じて定めたエンコード順よりも、勾配磁場の極性の反転の回数が少なくなり、残留磁化の悪影響を抑制することが出来る。

40

【0013】

第7の観点では、本発明は、X方向をリード軸としY方向およびZ方向を位相軸として撮影領域を3Dスキャンする3D撮影方法であって、YZ-K空間の中心からの距離が小さい順にN1 (> 4) 個のエンコード点を第1セグメントとし、次にYZ-K空間の中心か

50

らの距離が小さい順にN 2 個のエンコード点を第2セグメントとし、以下同様にセグメント化し、第1セグメントの中では第1象限のエンコード点についてYZ-K空間の中心からの距離が小さい順に連番を付し、次に第2象限のエンコード点についてYZ-K空間の中心からの距離が小さい順に連番を付し、次に第3象限のエンコード点についてYZ-K空間の中心からの距離が小さい順に連番を付し、次に第4象限のエンコード点についてYZ-K空間の中心からの距離が小さい順に連番を付し、次に第2セグメントの中では第1象限のエンコード点についてYZ-K空間の中心からの距離が小さい順に連番を付し、次に第2象限のエンコード点についてYZ-K空間の中心からの距離が小さい順に連番を付し、次に第3象限のエンコード点についてYZ-K空間の中心からの距離が小さい順に連番を付し、次に第4象限のエンコード点についてYZ-K空間の中心からの距離が小さい順に連番を付し、以下同様に連番を付し、前記付した連番の順でYZ-K空間のエンコードを行って3Dスキャンすることを特徴とする3D撮影方法を提供する。

10

上記第7の観点による3D撮影方法では、YZ-K空間の中心からの距離が所定の範囲に入るエンコード点をセグメント化とし、このセグメントの中では、エンコード点が存在する象限を優先し、同一象限の中では距離に応じてエンコード順を定める。ここで、象限を優先するのは、同じ象限中の異なるエンコード点を連続してエンコードしても、Y方向位相軸およびZ方向位相軸における勾配磁場の極性の反転が起こらないからである。これにより、距離のみに応じて定めたエンコード順よりも、勾配磁場の極性の反転の回数が少なくなり、残留磁化の悪影響を抑制することが出来る。

【0014】

20

第8の観点では、本発明は、上記構成の撮影方法において、前記第1, 2, 3, 4象限の順の代わりに、第2, 3, 4, 1象限の順または第3, 4, 1, 2象限の順または第4, 1, 2, 3象限の順とすることを特徴とする3D撮影方法を提供する。

上記第8の観点による3D撮影方法では、どの象限から開始しても、旋回する順であるから、勾配磁場の極性の反転の回数を少なくでき、残留磁化の悪影響を抑制することが出来る。

【0015】

第9の観点では、本発明は、上記構成の3D撮影方法において、前記第1, 2, 3, 4象限の順の代わりに、第4, 3, 2, 1象限の順または第3, 2, 1, 4象限の順または第2, 1, 4, 3象限の順または第1, 4, 3, 2象限の順とすることを特徴とする3D撮影方法を提供する。

30

上記第9の観点による3D撮影方法では、旋回する方向が逆でも、勾配磁場の極性の反転の回数を少なくでき、残留磁化の悪影響を抑制することが出来る。

【0016】

第10の観点では、本発明は、上記構成の3D撮影方法において、N 1 1 2とすることを特徴とする3D撮影方法を提供する。

上記第10の観点による3D撮影方法では、第1セグメントのエンコード点であって同一象限にあるエンコード点が3個となるので、従来例(同一象限にあるエンコード点が1個に相当する)よりも勾配磁場の極性の反転の回数を少なくでき、残留磁化の悪影響を抑制することが出来る。

40

【0017】

第11の観点では、本発明は、直交する2方向を位相軸としてK空間を埋めるようにエンコードしてデータを収集するMRI装置であって、K空間の中心からの各エンコード点の距離および存在する象限を考慮したエンコード順を設定するエンコード順設定手段を具備し、該エンコード順でエンコードを行ってデータを収集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1の観点によるMR撮影方法を好適に実施できる。

【0018】

第12の観点では、本発明は、上記構成のMRI装置において、前記エンコード順設定手

50

段が、K空間の中心からの距離が小さい順にN1(>4)個のエンコード点を第1セグメントとし、次にK空間の中心からの距離が小さい順にN2個のエンコード点を第2セグメントとし、以下同様にセグメント化するセグメント化手段と、第1セグメントの中では第1象限のエンコード点についてK空間の中心からの距離が小さい順に連番を付し、次に第2象限のエンコード点についてK空間の中心からの距離が小さい順に連番を付し、次に第3象限のエンコード点についてK空間の中心からの距離が小さい順に連番を付し、次に第4象限のエンコード点についてK空間の中心からの距離が小さい順に連番を付し、次に第2セグメントの中では第1象限のエンコード点についてK空間の中心からの距離が小さい順に連番を付し、次に第2象限のエンコード点についてK空間の中心からの距離が小さい順に連番を付し、次に第3象限のエンコード点についてK空間の中心からの距離が小さい順に連番を付し、次に第4象限のエンコード点についてK空間の中心からの距離が小さい順に連番を付し、以下同様に連番を付す連番付け手段と、を具備してなることを特徴とするMRI装置を提供する。

10

上記第12の観点によるMRI装置では、前記第2の観点によるMR撮影方法を好適に実施できる。

【0019】

第13の観点では、本発明は、X方向をリード軸としY方向およびZ方向を位相軸として撮影領域を3DスキャンするMRI装置であって、YZ-K空間の中心からの各エンコード点の距離および存在する象限を考慮したエンコード順を設定するエンコード順設定手段を具備し、該エンコード順でYZ-K空間のエンコードを行って3Dスキャンすることを

20

特徴とするMRI装置を提供する。
上記第13の観点によるMRI装置では、前記第6の観点によるMR撮影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、前記エンコード順設定手段が、YZ-K空間の中心からの距離が小さい順にN1(>4)個のエンコード点を第1セグメントとし、次にYZ-K空間の中心からの距離が小さい順にN2個のエンコード点を第2セグメントとし、以下同様にセグメント化するセグメント化手段と、第1セグメントの中では第1象限のエンコード点についてYZ-K空間の中心からの距離が小さい順に連番を付し、次に第2象限のエンコード点についてYZ-K空間の中心からの距離が小さい順に連番を付し、次に第3象限のエンコード点についてYZ-K空間の中心からの距離が小さい順に連番を付し、次に第4象限のエンコード点についてYZ-K空間の中心からの距離が小さい順に連番を付し、次に第2セグメントの中では第1象限のエンコード点についてYZ-K空間の中心からの距離が小さい順に連番を付し、次に第2象限のエンコード点についてYZ-K空間の中心からの距離が小さい順に連番を付し、次に第3象限のエンコード点についてYZ-K空間の中心からの距離が小さい順に連番を付し、次に第4象限のエンコード点についてYZ-K空間の中心からの距離が小さい順に連番を付し、以下同様に連番を付す連番付け手段と、を具備してなることを特徴とするMRI装置を提供する。

30

上記第14の観点によるMRI装置では、前記第7の観点によるMR撮影方法を好適に実施できる。

40

【0021】

第15の観点では、本発明は、上記構成のMRI装置において、前記連番付け手段は、前記第1, 2, 3, 4象限の順の代わりに、第2, 3, 4, 1象限の順または第3, 4, 1, 2象限の順または第4, 1, 2, 3象限の順とす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3の観点によるMR撮影方法および前記第8の観点による3D撮影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、前記連番付け手段は、前

50

記第 1, 2, 3, 4 象限の順の代わりに、第 4, 3, 2, 1 象限の順または第 3, 2, 1, 4 象限の順または第 2, 1, 4, 3 象限の順または第 1, 4, 3, 2 象限の順とすることを特徴とする M R I 装置を提供する。

上記第 16 の観点による M R I 装置では、前記第 4 の観点による M R 撮影方法および前記第 9 の観点による 3 D 撮影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 M R I 装置において、N 1 1 2 とすることを特徴とする M R I 装置を提供する。

上記第 17 の観点による M R I 装置では、前記第 5 の観点による M R 撮影方法および前記第 10 の観点による 3 D 撮影方法を好適に実施できる。

【0024】

【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、これにより本発明が限定されるものではない。

【0025】

図 1 は、本発明の一実施形態にかかる M R I 装置を示すブロック図である。

この M R I 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 1 p 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 1 g と、被検体内の原子核のスピンを励起するための R F パルスを与える送信コイル 1 t と、被検体からの N M R 信号を検出する受信コイル 1 r とが配置されている。前記静磁場コイル 1 p，勾配磁場コイル 1 g，送信コイル 1 t および受信コイル 1 r は、それぞれ静磁場電源 2，勾配磁場駆動回路 3，R F 電力増幅器 4 および前置増幅器 5 に接続されている。

【0026】

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、前記マグネットアセンブリ 1 の勾配磁場コイル 1 g 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、R F 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 R F パルスとして R F 電力増幅器 4 に加え、R F 電力増幅器 4 でパワー増幅した後、前記マグネットアセンブリ 1 の送信コイル 1 t に印加し、所望の撮影領域を選択励起する。

【0027】

前置増幅器 5 は、マグネットアセンブリ 1 の受信コイル 1 r で検出された被検体からの N M R 信号を増幅し、位相検波器 10 に入力する。位相検波器 10 は、R F 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 N M R 信号を位相検波して、A / D 変換器 11 に与える。A / D 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。

【0028】

計算機 7 は、X 方向をリード軸とし Y 方向および Z 方向を位相軸として撮影領域を 3 D スキャンする場合、Y Z - K 空間の中心からの各エンコード点の距離およびエンコード点の存在する象限を考慮してエンコード順を定め 3 D スキャンを実行する。そして、計算機 7 は、A / D 変換器 11 からデジタルデータを読み込み、画像再構成演算を行って M R 画像を生成する。また、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。

表示装置 13 は、M R 画像などを表示する。

【0029】

図 2 は、X 方向をリード軸とし Y 方向および Z 方向を位相軸として撮影領域を 3 D スキャンする場合における、上記 M R I 装置 100 による 3 D 撮影処理のフローチャートである。

10

20

30

40

50

なお、図 3 に示すように、エンコード点の位置、セグメント数 I および各セグメントを構成するエンコード点の数 N_i は、予め設定されているものとする。例えば、 $I = 3$, $N_i = 12$ とする。

ステップ P 1 では、セグメント番号カウンタ i を “ 1 ” に初期化する。

【 0 0 3 0 】

ステップ P 2 では、 $Y Z - K$ 空間の中心からの距離が小さい順に N_i 個のエンコード点を第 i セグメントとする。例えば、 $i = 1$ では、図 4 に連番 “ 1 ” ~ “ 12 ” を付している 12 個のエンコード点を第 1 セグメントとする。

【 0 0 3 1 】

ステップ P 3 では、第 i セグメントの第 1 象限のエンコード点に対し中心からの距離が小さい順に連番を付ける。例えば、 $i = 1$ では、図 4 に示すように連番 “ 1 ” ~ “ 3 ” を付ける。

10

ステップ P 4 では、第 i セグメントの第 2 象限のエンコード点に対し中心からの距離が小さい順に連番を付ける。例えば、 $i = 1$ では、図 4 に示すように連番 “ 4 ” ~ “ 6 ” を付ける。

ステップ P 5 では、第 i セグメントの第 3 象限のエンコード点に対し中心からの距離が小さい順に連番を付ける。例えば、 $i = 1$ では、図 4 に示すように連番 “ 7 ” ~ “ 9 ” を付ける。

ステップ P 6 では、第 i セグメントの第 4 象限のエンコード点に対し中心からの距離が小さい順に連番を付ける。例えば、 $i = 1$ では、図 4 に示すように連番 “ 10 ” ~ “ 12 ” を付ける。

20

【 0 0 3 2 】

ステップ P 7 では、 $i = I$ かチェックし、 $i = I$ でないならステップ P 8 へ進み、 $i = I$ ならステップ P 9 へ進む。

ステップ P 8 では、セグメント番号カウンタ i を “ 1 ” だけインクリメントして、前記ステップ P 2 に戻る。

【 0 0 3 3 】

戻ったステップ P 2 ~ P 6 では、 $i = 2$ のときには、図 5 に連番 “ 13 ” ~ “ 24 ” を付している 12 個のエンコード点を第 2 セグメントとし、第 1 象限のエンコード点に連番 “ 13 ” ~ “ 15 ” を付け、第 2 象限のエンコード点に連番 “ 16 ” ~ “ 18 ” を付け、第 3 象限のエンコード点に連番 “ 19 ” ~ “ 21 ” を付け、第 4 象限のエンコード点に連番 “ 22 ” ~ “ 24 ” を付ける。また、 $i = 3$ のときには、図 6 に連番 “ 25 ” ~ “ 36 ” を付している 12 個のエンコード点を第 3 セグメントとし、第 1 象限のエンコード点に連番 “ 25 ” ~ “ 27 ” を付け、第 2 象限のエンコード点に連番 “ 28 ” ~ “ 30 ” を付け、第 3 象限のエンコード点に連番 “ 31 ” ~ “ 33 ” を付け、第 4 象限のエンコード点に連番 “ 34 ” ~ “ 36 ” を付ける。

30

【 0 0 3 4 】

ステップ P 9 では、付けた連番の順に $Y Z - K$ 空間のエンコードを行って 3 D スキャンする。そして、処理を終了する。

【 0 0 3 5 】

40

以上の M R I 装置 100 によれば、 $Y Z - K$ 空間の中心 C_{yz} からの距離のみに応じてエンコード順を定めるのではなく、 $Y Z - K$ 空間の中心 C_{yz} からの距離およびエンコード点が存在する象限を考慮してエンコード順を定めるので、距離のみに応じて定めたエンコード順よりも勾配磁場の極性の反転の回数が少なくなり、残留磁化の悪影響を抑制することが出来る。

【 0 0 3 6 】

なお、ステップ P 3 ~ P 6 における第 1 , 2 , 3 , 4 象限の順の代わりに、第 2 , 3 , 4 , 1 象限の順または第 3 , 4 , 1 , 2 象限の順または第 4 , 1 , 2 , 3 象限の順で連番を付してもよい。また、第 4 , 3 , 2 , 1 象限の順または第 3 , 2 , 1 , 4 象限の順または第 2 , 1 , 4 , 3 象限の順または第 1 , 4 , 3 , 2 象限の順で連番を付してもよい。

50

【 0 0 3 7 】

【 発 明 の 効 果 】

本発明のMR撮影方法、3D撮影方法およびMRI装置によれば、エンコード順に起因する残留磁化の悪影響を抑制することが出来る。

【 図 面 の 簡 単 な 説 明 】

【 図 1 】 本発明の一実施形態にかかるMRI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3D撮影処理のフローチャートである。

【 図 3 】 YZ-K空間におけるエンコード点を示す概念図である。

【 図 4 】 第1グループのエンコード点と連番の説明図である。

【 図 5 】 第2グループまでのエンコード点と連番の説明図である。

【 図 6 】 第3グループまでのエンコード点と連番の説明図である。

【 図 7 】 3Dスキャンのパルスシーケンスの例示図である。

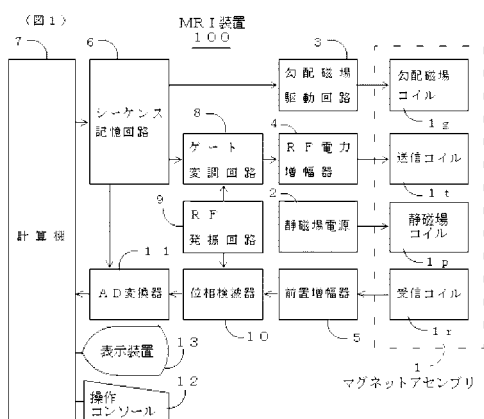
【 図 8 】 ECVによるエンコード順を示す概念図である。

【 符号の説明 】

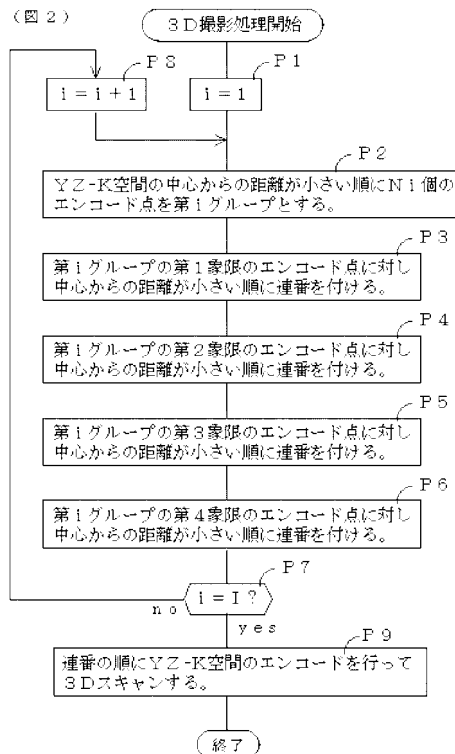
- 6 シーケンス記憶回路
7 計算機
100 MRI装置

10

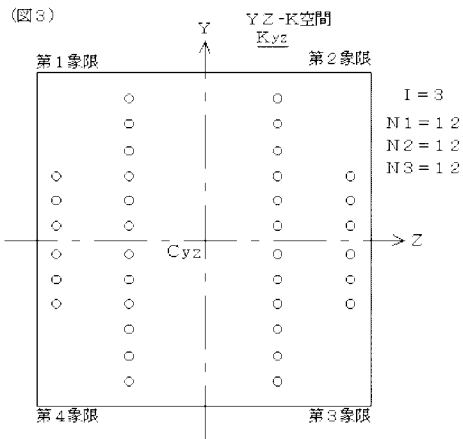
【 図 1 】



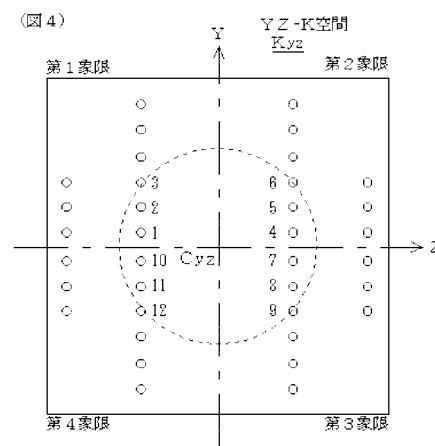
【 図 2 】



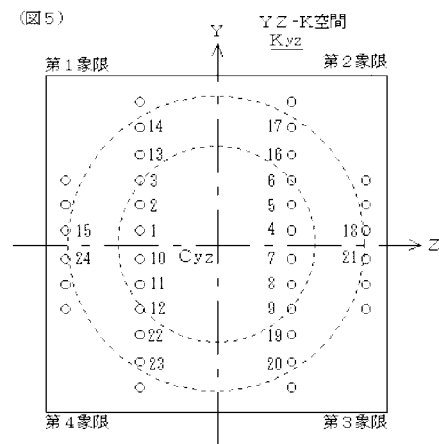
【図 3】



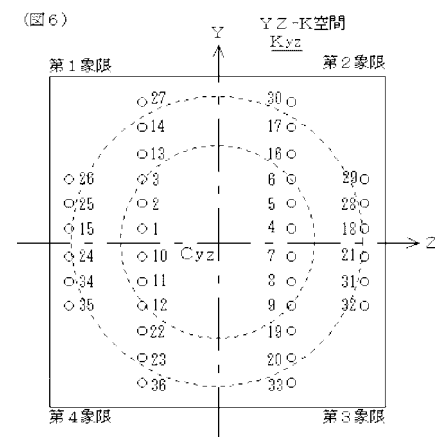
【図 4】



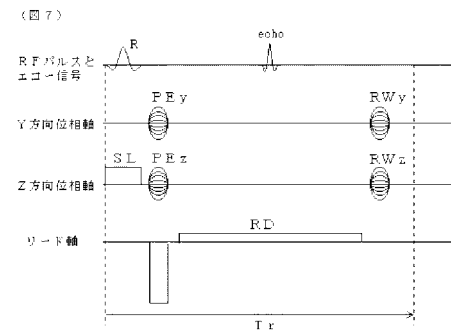
【図 5】



【図 6】

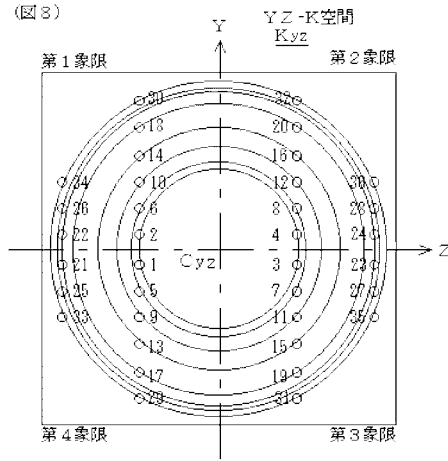


【図 7】



【図 8】

(図 8)



フロントページの続き

(72)発明者 小杉 進

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2001-212108(JP, A)

欧州特許出願公開第1197760(EP, A2)

米国特許第6912302(US, B2)

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 Suppress", 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