

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公開特許公報(A)

(11) 特許出願公開番号

特開2010-42245
(P2010-42245A)

(43) 公開日 平成22年2月25日(2010.2.25)

(51) Int.Cl.	F I	テーマコード (参考)
A 6 1 B 5/055 (2006.01)	A 6 1 B 5/05 3 7 6	4 C 0 9 6
G O 1 R 33/48 (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 8 0	
	G O 1 N 24/08 5 1 0 Y	
	G O 1 N 24/02 5 3 0 Y	

審査請求 未請求 請求項の数 23 O L (全 31 頁)

(21) 出願番号 特願2009-157250 (P2009-157250)
 (22) 出願日 平成21年7月1日(2009.7.1)
 (31) 優先権主張番号 特願2008-185829 (P2008-185829)
 (32) 優先日 平成20年7月17日(2008.7.17)
 (33) 優先権主張国 日本国(JP)

(71) 出願人 000003078
 株式会社東芝
 東京都港区芝浦一丁目1番1号
 (71) 出願人 594164542
 東芝メディカルシステムズ株式会社
 栃木県大田原市下石上1385番地
 (74) 代理人 100078765
 弁理士 波多野 久
 (74) 代理人 100078802
 弁理士 関口 俊三
 (74) 代理人 100077757
 弁理士 猿渡 章雄
 (74) 代理人 100130731
 弁理士 河村 修

最終頁に続く

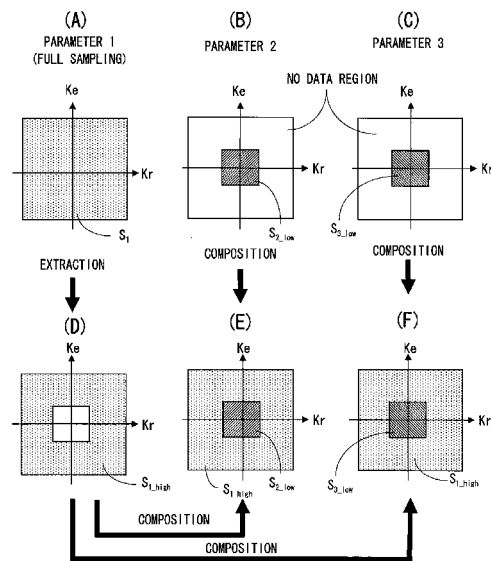
(54) 【発明の名称】 磁気共鳴イメージング装置

(57) 【要約】

【課題】同一の被検体についてTRやTE等のパラメータ値が異なる複数の画像をより短時間で取得することが可能な磁気共鳴イメージング装置を提供することである。

【解決手段】磁気共鳴イメージング装置は、データ収集手段および画像データ生成手段を備える。データ収集手段は、コントラストを制御するためのパラメータを互に異なる値に設定してコントラストが互に異なる複数の種類の画像データを生成するための複数の磁気共鳴データを、データ量を変えて同一の被検体から収集する。画像データ生成手段は、複数の磁気共鳴データまたは複数の磁気共鳴データから得られる複数のデータに対する合成処理および画像再構成処理を行うことによって複数の種類の画像データを生成する。

【選択図】 図8



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

コントラストを制御するためのパラメータを互に異なる値に設定してコントラストが互に異なる複数の種類の画像データを生成するための複数の磁気共鳴データを、データ量を変えて同一の被検体から収集するデータ収集手段と、

前記複数の磁気共鳴データまたは前記複数の磁気共鳴データから得られる複数のデータに対する合成処理および画像再構成処理を行うことによって前記複数の種類の画像データを生成する画像データ生成手段と、
を備える磁気共鳴イメージング装置。

【請求項 2】

前記データ収集手段は、コントラストを制御するための少なくとも1つのパラメータ値に対応する磁気共鳴データが画像データの生成に必要な全てのデータ量となる一方、別のコントラストを制御するための少なくとも1つのパラメータ値に対応する磁気共鳴データが画像データの生成に必要なデータ量よりも少ないデータ量となるように前記複数の磁気共鳴データを収集するように構成される請求項1記載の磁気共鳴イメージング装置。

【請求項 3】

前記データ収集手段は、コントラストを制御するための少なくとも1つのパラメータ値に対応する磁気共鳴データが画像データの生成に必要な全てのデータ量となる一方、別のコントラストを制御するための少なくとも1つのパラメータ値に対応する磁気共鳴データが低周波領域のみとなるように前記複数の磁気共鳴データを収集するように構成される請求項1記載の磁気共鳴イメージング装置。

【請求項 4】

前記データ収集手段は、前記複数の磁気共鳴データとしてT1強調画像データ、T2強調画像データ、プロトン密度画像データ、FLAIR画像データ、DWIデータおよびPWIデータの少なくとも2つを生成するための複数の磁気共鳴データを収集するように構成される請求項1記載の磁気共鳴イメージング装置。

【請求項 5】

前記データ収集手段は、motion probing gradientパルスの強度を示すb値をゼロとみなせる値およびゼロより大きい値に設定してそれぞれ対応する磁気共鳴データを収集するように構成される請求項1記載の磁気共鳴イメージング装置。

【請求項 6】

前記データ収集手段は、motion probing gradientパルスの印加方向を互に異なる方向に設定してそれぞれ対応する磁気共鳴データを収集するように構成される請求項1記載の磁気共鳴イメージング装置。

【請求項 7】

前記画像データ生成手段は、前記複数の磁気共鳴データまたは前記複数のデータに対して振幅および位相の少なくとも一方の補正を行った後に前記合成処理を行うように構成される請求項1記載の磁気共鳴イメージング装置。

【請求項 8】

前記画像データ生成手段は、前記複数の磁気共鳴データまたは前記複数のデータに対して振幅および位相の少なくとも一方の補正を行って、データ量が最大の磁気共鳴データまたは前記データ量が最大の磁気共鳴データから得られるデータの振幅および位相の少なくとも一方に他の磁気共鳴データまたは前記他の磁気共鳴データから得られるデータの振幅および位相の少なくとも一方を合わせた後に前記合成処理を行うように構成される請求項1記載の磁気共鳴イメージング装置。

【請求項 9】

前記画像データ生成手段は、前記複数の磁気共鳴データから得られる複数の実空間データに対して複素データのまま振幅および位相の少なくとも一方の補正を行った後に前記合成処理を行うように構成される請求項1記載の磁気共鳴イメージング装置。

【請求項 10】

10

20

30

40

50

前記データ収集手段は、前記合成処理の対象となる前記複数の磁気共鳴データまたは前記複数のデータがオーバーラップするように前記複数の磁気共鳴データを収集するように構成され、

前記画像データ生成手段は、前記複数の磁気共鳴データまたは前記複数のデータがオーバーラップする部分におけるデータに基づいて得られる補正パラメータを用いることによって前記複数の磁気共鳴データまたは前記複数のデータに対して補正処理を行い、前記補正処理後に前記合成処理を行うように構成される請求項 1 記載の磁気共鳴イメージング装置。

【請求項 1 1】

前記データ収集手段は、前記合成処理の対象となる前記複数の磁気共鳴データまたは前記複数のデータがオーバーラップするように前記複数の磁気共鳴データを収集するように構成され、

前記画像データ生成手段は、前記複数の磁気共鳴データまたは前記複数のデータに対してそれぞれ重み関数を用いてウィンドウングした後に前記合成処理を行うように構成される請求項 1 記載の磁気共鳴イメージング装置。

【請求項 1 2】

前記データ収集手段は、motion probing gradientパルスの強度を示すb値をゼロとみなせる第 1 の値およびゼロより大きい第 2 の値に設定し、かつ前記b値を前記第 1 の値および前記第 2 の値にそれぞれ設定したスキンの実行により得られる画像データの歪みが互に同等となるように設定されたショット数、サンプリング数、エコー間隔および複数の受信用のコイル要素を用いて前記複数の磁気共鳴データを受信し、かつ位相エンコードをスキップさせるパラレルイメージングにおける倍速率で前記複数の磁気共鳴データを収集するように構成される請求項 1 記載の磁気共鳴イメージング装置。

【請求項 1 3】

前記データ収集手段は、motion probing gradientパルスの強度を示すb値をゼロとみなせる第 1 の値およびゼロより大きい第 2 の値に設定し、シングルショットデータ収集により前記第 1 の値に対応する磁気共鳴データを収集する一方、マルチショットデータ収集により前記第 2 の値に対応する磁気共鳴データを収集するように構成される請求項 1 記載の磁気共鳴イメージング装置。

【請求項 1 4】

前記データ収集手段は、空間軸および時間軸のうち複数の任意軸を有する複数の種類の画像データを生成するための複数の磁気共鳴データを収集するように構成される請求項 1 記載の磁気共鳴イメージング装置。

【請求項 1 5】

前記データ収集手段は、motion probing gradientパルスの強度を示すb値を互に異なる複数の値に設定して前記複数の磁気共鳴データを収集するように構成され、

前記画像データ生成手段は、前記b値の複数の値にそれぞれ対応する複数の磁気共鳴データに対する合成処理によって、対応するb値が大きい順にk空間の中心部から高周波側に向かって配置したk空間データに基づいて前記複数の種類の画像データの1つを生成するように構成される請求項 1 記載の磁気共鳴イメージング装置。

【請求項 1 6】

前記データ収集手段は、motion probing gradientパルスの印加方向を等方的な方向を含む互に異なる複数の方向に設定してそれぞれ対応する磁気共鳴データを収集するように構成され、

前記画像データ生成手段は、前記motion probing gradientパルスを前記等方的な方向に印加して収集された磁気共鳴データをk空間の中心部に配置したk空間データに基づいて前記複数の種類の画像データの1つを生成するように構成される請求項 1 記載の磁気共鳴イメージング装置。

【請求項 1 7】

前記データ収集手段は、コントラストを制御するための同一のパラメータを互に異なる 3

10

20

30

40

50

つ以上の値に設定するように構成される請求項 1 記載の磁気共鳴イメージング装置。

【請求項 18】

前記データ収集手段は、コントラストを制御するための複数のパラメータを含むパラメータセットの値の少なくとも 1 つが互に異なる値となるように互に異なる 3 つ以上の複数のパラメータセットを設定するように構成される請求項 1 記載の磁気共鳴イメージング装置。

【請求項 19】

前記画像データ生成手段は、前記複数の磁気共鳴データから得られる複数の種類の画像データのコントラストが所望のコントラストに類似している順に、前記複数の磁気共鳴データを k 空間に低周波領域側から配置することによって得られる k 空間データに基づいて前記複数の種類の画像データの 1 つを生成するように構成される請求項 1 記載の磁気共鳴イメージング装置。

10

【請求項 20】

前記データ収集手段は、前記複数の磁気共鳴データを非直交状に収集するように構成される請求項 1 記載の磁気共鳴イメージング装置。

【請求項 21】

前記画像データ生成手段は、前記複数の磁気共鳴データまたは前記複数のデータのコントラストの大小関係を揃えて前記合成処理を行うように構成される請求項 1 記載の磁気共鳴イメージング装置。

【請求項 22】

前記画像データ生成手段は、前記複数の磁気共鳴データまたは前記複数のデータのうちのコントラストが逆のデータの符号を反転させることにより前記大小関係を揃えるように構成される請求項 21 記載の磁気共鳴イメージング装置。

20

【請求項 23】

前記画像データ生成手段は、前記複数の磁気共鳴データまたは前記複数のデータの共通部分に対応するデータ間の比を取ることにより前記大小関係を判定し、判定した前記大小関係を揃えるように構成される請求項 21 記載の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、被検体の原子核スピンをラーモア周波数の高周波(RF: radio frequency)信号で磁氣的に励起し、この励起に伴って発生する核磁気共鳴(NMR:nuclear magnetic resonance)信号から画像を再構成する磁気共鳴イメージング(MRI: Magnetic Resonance Imaging)装置に係り、特に、同一の被検体についてTRやTE等のパラメータ値が異なる複数の画像を取得する磁気共鳴イメージング装置に関する。

30

【背景技術】

【0002】

磁気共鳴イメージングは、静磁場中に置かれた被検体の原子核スピンをラーモア周波数のRF信号で磁氣的に励起し、この励起に伴って発生するMR信号から画像を再構成する撮像法である。

40

【0003】

磁気共鳴イメージングでは、撮影条件である繰り返し時間(TR: repetition time)、エコー時間(TE: echo time)、反転回復(IR: inversion recovery)法によるスキャンの場合における反転時間(TI: inversion time)、拡散強調イメージング(DWI: diffusion weighted imaging)において印加されるMPG (motion probing gradient)パルスの強度を示すb値(b-factor)、コントラストを制御するためのプリパルスの有無や強度等のパラメータを変えることによって縦緩和(T1)強調画像(T1WI: T1 weighted image)、横緩和(T2)強調画像(T2WI: T2 weighted image)、プロトン密度画像(PDWI: proton density weighted image)、FLAIR (fluid attenuated IR)画像、拡散強調画像(DWI: diffusion weighted image)、毛細血管内血流の拡散強調画像(PWI: perfusion weighted image)等の様々な異種パラメ

50

ータ画像が撮像される。

【 0 0 0 4 】

図 1 は、従来の MRI 装置において同一の被検体について DWI および非 DWI をそれぞれ収集するためのパルスシーケンスの例を示す図である。

【 0 0 0 5 】

図 1 の (A), (B) において、ECHO は収集されるエコーデータ (磁気共鳴信号) を、Gr は読出し (RO: readout) 用傾斜磁場を、Ge は位相エンコード (PE: phase encode) 用傾斜磁場を、それぞれ示す。

【 0 0 0 6 】

図 1 に示すように、同一の被検体から DWI および非 DWI を収集する場合には 2 つの異なるシーケンス (A)、(B) に従ってそれぞれスキャンが行われる。

10

【 0 0 0 7 】

すなわち、図 1 (A) に示すように DWI を収集する場合には、例えば b 値をゼロでない値 b_n に設定した MPG パルスの印加を伴う EPI (echo planar imaging) シーケンスによってエコーデータが収集される。より具体的には、 N_r 個のエコー信号がそれぞれサンプリングピッチ t で収集され、 N_r 個のエコー信号で構成されるエコー信号列がエコートレイン間隔 (ETS: echo train spacing) で 1 ショット当たり N_e/m 回に亘って収集される。そして、 m ショットのデータ収集により N_e 個のエコー信号列が収集される。

【 0 0 0 8 】

一方、図 1 (B) に示すように非 DWI を収集する場合には、MPG パルスの印加を伴わない、つまり b 値をゼロとみなせる値 b_0 に設定した EPI シーケンスにより、DWI を収集する場合と同様にエコーデータが収集される。

20

【 0 0 0 9 】

図 2 は、図 1 に示すパルスシーケンスにより得られたエコーデータの k -space (フーリエ空間) における配置方法を示す図である。

【 0 0 1 0 】

図 2 の (A), (B) において、横軸は k -space のリードアウト方向 K_r を、縦軸は k -space の位相エンコード方向 K_e を、それぞれ示す。図 2 に示すように、 $b=b_n$ とした DWI 用のシーケンスによって収集されたエコーデータ (b_n data) と、 $b=b_0$ とした非 DWI 用のシーケンスによって収集されたエコーデータ (b_0 data) は、別々の k -space にそれぞれ配置される。例えばショット数 $m=3$ の場合には、 $N_e/3$ 個のエコー信号列が 3 回収集され、位相エンコード方向のデータ数は N_e 個となる。また、1 つのエコー信号列は N_r 個のエコー信号で構成されるため、リードアウト方向のデータ数は N_r 個となる。

30

【 0 0 1 1 】

このような磁気共鳴イメージングにおいて撮影時間を短縮化させる技術として、 k -space データを分割収集する echo train imaging がある。echo train imaging は、FSE (fast spin echo) シーケンスや EPI シーケンスにより、1 回の励起後に位相エンコードを変えて TE が互に異なる複数のエコー信号を収集し、異なる TE のエコー信号を k -space において対応する周波数に配置して画像を得る撮像法である。

【 0 0 1 2 】

40

また、時間分解能を向上させる技術として keyhole と呼ばれる技術がある (例えば非特許文献 1 参照)。keyhole は、造影剤を用いる dynamic imaging においてしばしば用いられる。すなわち、造影剤の注入前には全ての周波数についてデータを収集する一方、造影剤の注入後には低周波領域についてのみデータを収集し、高周波領域については造影剤の注入前において収集されたデータを用いるか、あるいは時間分解能が低減される。これにより、空間分解能または撮像視野 (FOV: field of view) の範囲を低下させることなく時間分解能を向上させることができる。

【 先行技術文献 】

【 非特許文献 】

【 0 0 1 3 】

50

【非特許文献1】MRIデータブック、107頁および333頁、監修 土屋一洋、編集 扇和之、発行所 株式会社メジカルビュー社

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0014】

しかしながら、MRI装置では、同一の被検体についてTRやTE等のパラメータ値が異なるT1WI、T2WI、PDWI、FLAIR画像、DWI、PWI等の様々な複数の画像が撮像される。これらの複数の画像は、異なるパラメータの数分だけ個別に取得することが必要であるため、MRI装置では、X線CT (computed tomography) 装置等の画像診断装置に比べて撮像時間が長いという問題がある。

10

【0015】

本発明はかかる従来の事情に対処するためになされたものであり、同一の被検体についてTRやTE等のパラメータ値が異なる複数の画像をより短時間で取得することが可能な磁気共鳴イメージング装置を提供することを目的とする。

【課題を解決するための手段】

【0016】

本発明に係る磁気共鳴イメージング装置は、上述の目的を達成するために、コントラストを制御するためのパラメータを互に異なる値に設定してコントラストが互に異なる複数の種類の画像データを生成するための複数の磁気共鳴データを、データ量を変えて同一の被検体から収集するデータ収集手段と、前記複数の磁気共鳴データまたは前記複数の磁気共鳴データから得られる複数のデータに対する合成処理および画像再構成処理を行うこと

20

る。【発明の効果】

【0017】

本発明に係る磁気共鳴イメージング装置においては、同一の被検体についてTRやTE等のパラメータ値が異なる複数の画像をより短時間で取得することができる。

【図面の簡単な説明】

【0018】

【図1】従来のMRI装置において同一の被検体についてDWIおよび非DWIをそれぞれ収集するためのパルスシーケンスの例を示す図。

30

【図2】図1に示すパルスシーケンスにより得られたエコーデータのk-space (フーリエ空間)における配置方法を示す図。

【図3】本発明に係る磁気共鳴イメージング装置の実施の形態を示す構成図。

【図4】図1に示すRFコイルの詳細構成の一例を示す図。

【図5】図4に示す被検体の体表側に設けられるコイル要素の配置例を示す図。

【図6】図4に示す被検体の背面側に設けられるコイル要素の配置例を示す図。

【図7】図3に示すコンピュータの機能ブロック図。

【図8】図7に示す撮像条件設定部において設定される3つのパルスシーケンスによって収集されるk-spaceデータの範囲の例および収集されたk-spaceデータの合成方法を示す図。

40

【図9】図7に示すデータ合成部における合成処理に用いられるウィンドウ関数の例を示す図。

【図10】図3に示す磁気共鳴イメージング装置により同一の被検体からパラメータ値の一例としてのb値がゼロの画像データとb値がゼロでないDWIを撮像する際の手順を示すフローチャート。

【図11】図7に示す撮像条件設定部において設定される非DWI用のfull data収集シーケンスおよびDWI用のpartial data収集シーケンスの一例を示す図。

【図12】図7に示す撮像条件設定部において設定される非DWI用のfull data収集シーケンスおよびDWI用のpartial data収集シーケンスの別の一例を示す図。

50

【図 1 3】図 1 1 に示す 2 種類の EPI シーケンスによって収集された k-space データを合成した例を示す図。

【図 1 4】図 1 2 に示す 2 種類の EPI シーケンスによって収集された k-space データを合成した例を示す図。

【図 1 5】図 7 に示すデータ合成部において 3 つの k-space データに対する合成処理を行う場合の例を示す図。

【図 1 6】図 7 に示すデータ合成部において互に異なる 3 つの b 値に対応する k-space データに対する合成処理を行う場合の例を示す図。

【図 1 7】図 7 に示すデータ合成部において FLAIR 画像、T1WI および T2WI 用の 3 つの k-space データに対する合成処理を行う場合の例を示す図。

10

【図 1 8】PROPELLER 法によりデータ収集を行う例を示す図。

【図 1 9】合成処理の対象となるデータ間の共通部分に対応する中間周波数領域におけるデータ間の比を取ることによりデータ間におけるコントラストの大小関係を判定し、コントラストの大小関係を揃えて合成処理を行う方法を説明する図。

【発明を実施するための形態】

【0019】

本発明に係る磁気共鳴イメージング装置の実施の形態について添付図面を参照して説明する。

【0020】

(構成および機能)

20

図 3 は本発明に係る磁気共鳴イメージング装置の実施の形態を示す構成図である。

【0021】

磁気共鳴イメージング装置 20 は、静磁場を形成する筒状の静磁場用磁石 21、この静磁場用磁石 21 の内部に設けられたシムコイル 22、傾斜磁場コイル 23 および RF コイル 24 を備えている。

【0022】

また、磁気共鳴イメージング装置 20 には、制御系 25 が備えられる。制御系 25 は、静磁場電源 26、傾斜磁場電源 27、シムコイル電源 28、送信器 29、受信器 30、シーケンスコントローラ 31 およびコンピュータ 32 を具備している。制御系 25 の傾斜磁場電源 27 は、X 軸傾斜磁場電源 27x、Y 軸傾斜磁場電源 27y および Z 軸傾斜磁場電源 27z で構成される。また、コンピュータ 32 には、入力装置 33、表示装置 34、演算装置 35 および記憶装置 36 が備えられる。

30

【0023】

静磁場用磁石 21 は静磁場電源 26 と接続され、静磁場電源 26 から供給された電流により撮像領域に静磁場を形成させる機能を有する。尚、静磁場用磁石 21 は超伝導コイルで構成される場合が多く、励磁の際に静磁場電源 26 と接続されて電流が供給されるが、一旦励磁された後は非接続状態とされるのが一般的である。また、静磁場用磁石 21 を永久磁石で構成し、静磁場電源 26 が設けられない場合もある。

【0024】

また、静磁場用磁石 21 の内側には、同軸上に筒状のシムコイル 22 が設けられる。シムコイル 22 はシムコイル電源 28 と接続され、シムコイル電源 28 からシムコイル 22 に電流が供給されて静磁場が均一化されるように構成される。

40

【0025】

傾斜磁場コイル 23 は、X 軸傾斜磁場コイル 23x、Y 軸傾斜磁場コイル 23y および Z 軸傾斜磁場コイル 23z で構成され、静磁場用磁石 21 の内部において筒状に形成される。傾斜磁場コイル 23 の内側には寝台 37 が設けられて撮像領域とされ、寝台 37 には被検体 P がセットされる。RF コイル 24 にはガントリに内蔵された RF 信号の送受信用の全身用コイル (WBC: whole body coil) や寝台 37 や被検体 P 近傍に設けられる RF 信号の受信用の局所コイルなどがある。

【0026】

50

また、傾斜磁場コイル 2 3 は、傾斜磁場電源 2 7 と接続される。傾斜磁場コイル 2 3 の X 軸傾斜磁場コイル 2 3 x、Y 軸傾斜磁場コイル 2 3 y および Z 軸傾斜磁場コイル 2 3 z はそれぞれ、傾斜磁場電源 2 7 の X 軸傾斜磁場電源 2 7 x、Y 軸傾斜磁場電源 2 7 y および Z 軸傾斜磁場電源 2 7 z と接続される。

【 0 0 2 7 】

そして、X 軸傾斜磁場電源 2 7 x、Y 軸傾斜磁場電源 2 7 y および Z 軸傾斜磁場電源 2 7 z からそれぞれ X 軸傾斜磁場コイル 2 3 x、Y 軸傾斜磁場コイル 2 3 y および Z 軸傾斜磁場コイル 2 3 z に供給された電流により、撮像領域にそれぞれ X 軸方向の傾斜磁場 G x、Y 軸方向の傾斜磁場 G y、Z 軸方向の傾斜磁場 G z を形成することができるように構成される。

【 0 0 2 8 】

RFコイル 2 4 は、送信器 2 9 および/または受信器 3 0 と接続される。送信用の RFコイル 2 4 は、送信器 2 9 から RF信号を受けて被検体 P に送信する機能を有し、受信用の RFコイル 2 4 は、被検体 P 内部の原子核スピンの RF信号による励起に伴って発生した NMR信号を受信して受信器 3 0 に与える機能を有する。

【 0 0 2 9 】

図 4 は図 1 に示す RFコイル 2 4 の詳細構成の一例を示す図であり、図 5 は図 4 に示す被検体 P の体表側に設けられるコイル要素 2 4 c の配置例を示す図、図 6 は図 4 に示す被検体 P の背面側に設けられるコイル要素 2 4 c の配置例を示す図である。

【 0 0 3 0 】

図 4 に示すように RFコイル 2 4 は、筒状の全身用 (WB:whole-body) コイル 2 4 a とフェーズドアレイコイル 2 4 b を備えている。フェーズドアレイコイル 2 4 b は、複数のコイル要素 2 4 c を備えており、被検体 P の体表側と背面側とにそれぞれ複数のコイル要素 2 4 c が配置される。

【 0 0 3 1 】

例えば図 5 に示すように被検体の体表側には、広範囲の撮影部位がカバーされるように x 方向に 4 列、z 方向に 8 列の合計 3 2 個のコイル要素 2 4 c が配置される。また、図 6 に示すように被検体の背面側にも同様に広範囲の撮影部位がカバーされるように x 方向に 4 列、z 方向に 8 列の合計 3 2 個のコイル要素 2 4 c が配置される。背面側では、被検体 P の背骨の存在を考慮した感度向上の観点から、体軸付近に他のコイル要素 2 4 c よりも小さいコイル要素 2 4 c が配置される。

【 0 0 3 2 】

一方、受信器 3 0 は、デュプレクサ 3 0 a、アンプ 3 0 b、切換合成器 3 0 c および受信系回路 3 0 d を備えている。デュプレクサ 3 0 a は、送信器 2 9、WBコイル 2 4 a および WBコイル 2 4 a 用のアンプ 3 0 b と接続される。アンプ 3 0 b は、各コイル要素 2 4 c および WBコイル 2 4 a の数だけ設けられ、それぞれ個別に各コイル要素 2 4 c および WBコイル 2 4 a と接続される。切換合成器 3 0 c は、単一または複数個設けられ、切換合成器 3 0 c の入力側は、複数のアンプ 3 0 b を介して複数のコイル要素 2 4 c または WBコイル 2 4 a と接続される。受信系回路 3 0 d は、各コイル要素 2 4 c および WBコイル 2 4 a の数以下となるように所望の数だけ設けられ、切換合成器 3 0 c の出力側に設けられる。

【 0 0 3 3 】

WBコイル 2 4 a は、RF信号の送信用のコイルとして用いることができる。また、NMR信号の受信用のコイルとして各コイル要素 2 4 c を用いることができる。さらに、WBコイル 2 4 a を受信用のコイルとして用いることもできる。

【 0 0 3 4 】

このため、デュプレクサ 3 0 a は、送信器 2 9 から出力された送信用の RF信号を WBコイル 2 4 a に与える一方、WBコイル 2 4 a において受信された NMR信号を受信器 3 0 内のアンプ 2 4 d を経由して切換合成器 3 0 c に与えるように構成されている。また、各コイル要素 2 4 c において受信された NMR信号もそれぞれ対応するアンプ 2 4 d を経由して切換合成器 3 0 c に出力されるように構成されている。

10

20

30

40

50

【0035】

切換合成器30cは、コイル要素24cやWBコイル24aから受けたNMR信号の合成処理および切換を行って、対応する受信系回路30dに出力するように構成されている。換言すれば、受信系回路30dの数に合わせてコイル要素24cやWBコイル24aから受けたNMR信号の合成処理および切換が切換合成器30cにおいて行われ、所望の複数のコイル要素24cを用いて撮影部位に応じた感度分布を形成して様々な撮影部位からのNMR信号を受信できるように構成されている。

【0036】

ただし、コイル要素24cを設けずに、WBコイル24aのみでNMR信号を受信するようにしてもよい。また、切換合成器30cを設けずに、コイル要素24cやWBコイル24aにおいて受信されたNMR信号を直接受信系回路30dに出力するようにしてもよい。さらに、より多くのコイル要素24cを広範囲に亘って配置することもできる。

【0037】

一方、制御系25のシーケンスコントローラ31は、傾斜磁場電源27、送信器29および受信器30と接続される。シーケンスコントローラ31は傾斜磁場電源27、送信器29および受信器30を駆動させるために必要な制御情報、例えば傾斜磁場電源27に印加すべきパルス電流の強度や印加時間、印加タイミング等の動作制御情報を記述したシーケンス情報を記憶する機能と、記憶した所定のシーケンスに従って傾斜磁場電源27、送信器29および受信器30を駆動させることによりX軸傾斜磁場 G_x 、Y軸傾斜磁場 G_y 、Z軸傾斜磁場 G_z およびRF信号を発生させる機能を有する。

【0038】

また、シーケンスコントローラ31は、受信器30におけるNMR信号の検波およびA/D (analog to digital)変換により得られた複素データである生データ(raw data)を受けてコンピュータ32に与えるように構成される。

【0039】

このため、送信器29には、シーケンスコントローラ31から受けた制御情報に基づいてRF信号をRFコイル24に与える機能が備えられる一方、受信器30には、RFコイル24から受けたNMR信号を検波して所要の信号処理を実行するとともにA/D変換することにより、デジタル化された複素データである生データを生成する機能と生成した生データをシーケンスコントローラ31に与える機能が備えられる。

【0040】

また、コンピュータ32の記憶装置36に保存されたプログラムを演算装置35で実行することにより、コンピュータ32には各種機能が備えられる。ただし、プログラムによらず、各種機能を有する特定の回路を磁気共鳴イメージング装置20に設けてもよい。

【0041】

図7は、図3に示すコンピュータ32の機能ブロック図である。

【0042】

コンピュータ32は、プログラムにより撮像条件設定部40、シーケンスコントローラ制御部41、k空間データベース42、データ合成部43、画像再構成部44、画像データベース45、画像処理部46および感度分布データベース47として機能する。

【0043】

撮像条件設定部40は、入力装置33からの指示情報に基づいてパルスシーケンスを含む撮像条件を設定し、設定した撮像条件をシーケンスコントローラ制御部41に与える機能を有する。そのために、撮像条件設定部40は、撮像条件の設定用画面情報を表示装置34に表示させる機能を備えている。

【0044】

撮像条件設定部40では、高速撮像技術であるパラレルイメージング(PI: parallel imaging)用の撮像条件も設定することができる。PIは、複数のコイル要素24cを用いてエコーデータを受信し、かつ位相エンコードをスキップさせることによって画像再構成に必要な位相エンコード数を減らす撮像法である。原理的には、位相エンコード数を、最大で

10

20

30

40

50

画像再構成に必要な位相エンコード数のコイル要素 24c の数分の 1 に減らすことができる。複数のエコー信号を連続的に収集する EPI 法によるスキャンは、多くの場合、PI によって実行される。PI が行われる場合には、エコーデータの収集に用いるコイル要素 24c の数、各コイル要素 24c と撮影部位を関連付けた情報、倍速率（高速化率）R を始めとして PI に必要な情報が撮影条件として設定される。倍速率 R は、PI ではない場合のデータ収集速度に対する PI におけるデータ収集速度の比率である。従って、倍速率 R は、原理的には最大でデータの受信に用いるコイル要素 24c の数または受信チャンネル数のうち小さい側の値に設定することができる。

【0045】

シーケンスコントローラ制御部 41 は、入力装置 33 またはその他の構成要素からの情報に基づいて、シーケンスコントローラ 31 にパルスシーケンスを含む撮影条件を与えることにより駆動制御させる機能を有する。また、シーケンスコントローラ制御部 41 は、シーケンスコントローラ 31 から生データを受けて k 空間データベース 42 に形成された k-space に配置する機能を有する。このため、k 空間データベース 42 には、受信器 30 において生成された各生データが k-space 空間データとして保存される。

10

【0046】

特に、上述した撮像条件設定部 40 は、互にコントラストを制御するためのパラメータの値が互に異なる複数の異種パラメータ画像をそれぞれ収集するための複数の撮影条件を設定する機能を備えている。パラメータ画像データは、x 軸方向、y 軸方向および z 軸方向の空間軸のうち複数の任意軸を有する 2 次元 (2D: two-dimensional) 画像データや 3 次元 (2D: three-dimensional) 画像データのみならず、時間軸 t を有するダイナミック画像データとすることができる。従って、(x, y, z, t) の 4 軸を有する 4 次元 (4D: four-dimensional) 画像データを得るための撮影条件を設定することもできる。

20

【0047】

ただし、少なくとも 1 つのパラメータ画像を収集するためのパルスシーケンスは、k-space において画像データの生成のために必要な全てのデータを収集する full data 収集シーケンスとされ、別の少なくとも 1 つのパラメータ画像を収集するためのパルスシーケンスは、k-space において画像データの生成のために必要なデータのうちの一部の領域のデータのみを収集する partial data 収集シーケンスとされる。つまり、収集されるデータ量が互に異なる複数の（第 1、第 2、...、第 N の）パルスシーケンスが撮影条件として設定される。

30

【0048】

そして、後述するように、あるパラメータ画像用の収集されなかった領域のデータとして、全ての領域について収集された他のパラメータ画像用のデータが代用される。このため、複数の異種パラメータ画像を取得する場合に、共通に用いるデータ数に応じて収集すべきデータ数が削減されるため、全体として撮像時間を短縮することができる。

【0049】

コントラストを制御するためのパラメータとしては、TR、TE、IR 法によるスキャンの場合における TI、DWI において印加される MPG パルスの強度を示す b 値およびコントラストを制御するためのプリパルスの有無や強度が挙げられる。TR は、励起パルスから次の励起パルスまでの時間であり、TE は、励起パルスの中心からエコーのピークまでの時間である。IR 法は、90° パルスの印加の前にプリパルスとして 180° インバージョンパルスを印加することにより z 軸方向の縦磁化成分を反転させ、T1 により縦磁化が回復してくる過程で 90° パルスを印加して自由誘導減衰 (FID: free induction decay) 信号またはスキャンによってエコー信号を収集する手法である。IR 法における TI は、初めの 180° インバージョンパルスから、次に印加される 90° パルスまでの時間間隔である。

40

【0050】

これらのパラメータの値を複数の異なる値に設定してイメージングを行うと異なるコントラストを有する T1WI、T2WI、PDWI、FLAIR 画像、DWI、PWI 等の複数の異種パラメータ画像が得られる。

50

【 0 0 5 1 】

例えば、スピンエコー(SE: spin echo)法やフィールドエコー(FE: field echo)法によるスキャンにおいて、TRを組織のT1時間よりも短く設定し、TEをT2時間よりも非常に短く設定すれば、各組織間におけるT1の差が強調される一方、T2の影響が少ないT1WIが得られる。IR法においても反転状態からの回復の速度は、T1にのみ依存するので、T1強調度の強い画像を得ることができる。そして、TIの調節によりT1強調度を変えることができる。

【 0 0 5 2 】

逆に、TRをすべての組織のスピンが回復するほど長く設定すれば、各組織間におけるT1の差は画像に反映されない。さらに、TEを長く設定すると、各組織間におけるT2の差が強調されたT2WIが得られる。

10

【 0 0 5 3 】

一方、TRを長く、TEを短く設定すると、T1およびT2のいずれの影響も少なくPDWIを得ることができる。PDWIは、主としてプロトンの密度を反映している。PDWIは、スピン密度画像(spin density image)と呼ばれることもある。

【 0 0 5 4 】

また、IR法におけるTIを、脳脊髄液(CSF: cerebrospinal fluid)の磁化がゼロ点を通る1500~2500ms程度に設定することによってCSFからの信号等の水信号が抑制されたFLAIR画像を得ることができる。

【 0 0 5 5 】

また、強度が大きい傾斜磁場パルスであるMPGパルスを長時間にわたって印加すると、MPGパルスの印加中において各磁化ベクトルの移動によって生じる位相のずれが無視できなくなり、拡散が活発な領域ほど信号強度が低いDWIを得ることができる。尚、毛細血管内血流のDWIはPWIと呼ばれ、通常のDWIと区別される。MPGパルスの強度を表す指標はb値(b-factor)であり、b=0に設定すれば非DWIデータが得られ、b>0に設定すればDWIデータを得ることができる。b値は一般にテンソル量であり、大きさとMPGパルスの印加方向によって定まる。従って、MPGパルスの印加方向もコントラストを制御するためのパラメータとなる。

20

【 0 0 5 6 】

コントラストを制御するためのプリパルスとしては、水選択励起パルス等の選択励起パルス、脂肪抑制パルスやシリコン抑制パルス等の抑制パルス、SORS (slice-selective off-resonance sinc pulse)、t-SLIP (TIME-SLIP: time-Spatial Labeling Inversion Pulse)やASL (Arterial spin labeling)パルス等のスピンラベリング(タグ付けまたは標識化ともいう)パルス、MTC (magnetization transfer contrast)パルス、(プレ)サチュレーション(Presat: presaturation)パルスが挙げられる。

30

【 0 0 5 7 】

水選択励起パルスは、水を選択的に励起するプリパルスであり、脂肪抑制パルスは脂肪を抑制するためのプリパルスである。水選択励起パルスや脂肪抑制パルス等の選択励起パルスや抑制パルスには、共鳴周波数が物質ごとに異なるケミカルシフトを利用するものがある。ケミカルシフトを利用する脂肪抑制パルスの例としてはCHESSパルスがある。

【 0 0 5 8 】

スピンラベリングパルスは、撮像断面に流入する血液やCSF等の動体にタグ付けを行うためのプリパルスである。特に血液のスピンラベリングを行うためのスピンラベリングパルスは、ASLパルスと呼ばれる。また、スピンラベリングパルスの1つとして複数のラベリング用のパルスの印加を伴うt-SLIPがある。

40

【 0 0 5 9 】

t-SLIPは、領域非選択インバージョンパルスと領域選択インバージョンパルスとで構成される。領域非選択インバージョンパルスはON/OFFの切替が可能である。つまり、t-SLIPは、領域選択インバージョンパルスを少なくとも含み、領域選択インバージョンパルスのみで構成される場合や領域選択インバージョンパルスおよび領域非選択インバージョンパルスの双方で構成される場合がある。

50

【 0 0 6 0 】

領域選択インバージョンパルスは、撮影断面と独立に任意に設定することが可能である。この領域選択インバージョンパルスで撮影領域に流入する血液をラベリングすると、TI後に血液が到達した部分の信号強度が高くなる。尚、領域非選択インバージョンパルスをOFFにすると、TI後に血液が到達した部分の信号強度が低くなる。このため血液の移動方向や距離を把握することができる。すなわち、TI後に撮影断面に到達した血液のみの信号強度を選択的に強調または抑制することができる。

【 0 0 6 1 】

また、Presatパルスは、所望の物質のスピンを飽和させることによって所望の物質からの信号を抑制するためのプリパルスである。Presatパルスは、ディフェーシンググラジエント傾斜磁場の印加前に印加される。MTCパルスは、MTC効果を利用して結合水のプロトンの磁化を飽和させ、実質臓器の信号を抑制するプリパルスである。SORSは、スライス選択傾斜磁場とともに印加されるMTCパルスである。

【 0 0 6 2 】

ところで、一般に異種パラメータ画像間のk-spaceにおけるデータの周波数空間分布の差は、低周波領域において大きく、高周波領域ほど小さくなる。従って、k-spaceの高周波領域において異種パラメータ画像間でデータが等しいとみなし、データを共有できる場合が多い。また、k-spaceの全てのデータを収集するスキャンは少ないほど、つまり1回行うのみとすれば撮像時間の短縮化に繋がる。そこで、以後、1つの代表的なパラメータ画像用にk-spaceの全てのデータを収集するfull data収集シーケンスを設定する一方、他の単一または複数のパラメータ画像用にk-spaceの低周波領域のみのデータを収集するpartial data収集シーケンスを設定し、k-spaceの高周波領域において複数の異種パラメータ画像間でデータを共有する場合について説明する。

【 0 0 6 3 】

図8は、図7に示す撮像条件設定部40において設定される3つのパルスシーケンスによって収集されるk-spaceデータの範囲の例および収集されたk-spaceデータの合成方法を示す図である。

【 0 0 6 4 】

図8の各縦軸はk-spaceの位相エンコード方向 k_e を、横軸はリードアウト方向 k_r を、それぞれ示す。図8の(A)に示すように任意のfull data収集シーケンスでパラメータ1の画像生成用のk-spaceデータ S_1 が全周波数領域について収集される。一方、図8の(B)および(C)にそれぞれ示すように任意のpartial data収集シーケンスでパラメータ1と異なる値のパラメータ2の画像生成用のk-spaceデータ $S_{2_{low}}$ 並びにパラメータ1およびパラメータ2と異なる値のパラメータ3の画像の生成用のk-spaceデータ $S_{3_{low}}$ が低周波領域のみについて収集される。

【 0 0 6 5 】

収集されたパラメータ1の画像生成用のk-spaceデータ S_1 、パラメータ2の画像生成用のk-spaceデータ $S_{2_{low}}$ およびパラメータ3の画像の生成用のk-spaceデータ $S_{3_{low}}$ は、それぞれk空間データベース42に保存され、対応するk-spaceに配置される。

【 0 0 6 6 】

そうすると、図8の(D)に示すようにパラメータ2およびパラメータ3の画像生成用にk-spaceデータが収集されなかった高周波領域におけるパラメータ1の画像生成用のk-spaceデータ $S_{1_{high}}$ を抽出することができる。そして、抽出した高周波領域におけるパラメータ1の画像生成用のk-spaceデータ $S_{1_{high}}$ と低周波領域におけるパラメータ2の画像生成用のk-spaceデータ $S_{2_{low}}$ を合成することにより、図8の(E)に示すような全周波数領域についてのパラメータ2の画像生成用のk-spaceデータ S_2 を取得することができる。同様に、抽出した高周波領域におけるパラメータ1の画像生成用のk-spaceデータ $S_{1_{high}}$ と低周波領域におけるパラメータ3の画像生成用のk-spaceデータ $S_{3_{low}}$ を合成することにより、図8の(F)に示すような全周波数領域についてのパラメータ3の画像生成用のk-spaceデータ S_3 を取得することができる。

10

20

30

40

50

【0067】

尚、パラメータ1の画像生成用のk-spaceデータ $S1$ 、パラメータ2の画像生成用のk-spaceデータ $S2_{low}$ およびパラメータ3の画像の生成用のk-spaceデータ $S3_{low}$ の収集のためのゲインは互に共通とすることが合成処理の観点から望ましい。また、高周波領域におけるパラメータ1の画像生成用のk-spaceデータ $S1_{high}$ と低周波領域におけるパラメータ2の画像生成用のk-spaceデータ $S2_{low}$ とがオーバーラップするように、パラメータ2の画像生成用のk-spaceデータ $S2_{low}$ を収集すれば、つまり、パラメータ1の画像生成用のk-spaceデータ $S1$ が代用される領域の一部も含めてパラメータ2の画像生成用のk-spaceデータ $S2_{low}$ を収集すれば、合成されるk-spaceデータ間の不連続性を低減させる補正処理を行うことにより不自然でない異種パラメータ画像を生成することが可能となる。

10

【0068】

また、図8には、k-spaceデータ間において合成処理を行う例を示したが、画像再構成後の画像データ間において合成処理を行うこともできる。画像再構成処理は、画像再構成部44において行われる。

【0069】

すなわち、画像再構成部44は、k空間データベース42からk-spaceデータを取り込んでフーリエ変換(FT: Fourier transformation)を含む画像再構成処理を施すことにより実空間(real space)データである画像データを再構成する機能と、再構成して得られた画像データを画像データベース45に書き込む機能を有する。このため、画像データベース45には、画像再構成部44において再構成され、異なる複数のパラメータにそれぞれ対応する画像データまたは後述するデータ合成部43において合成された画像データが保存される。

20

【0070】

データ合成部43は、複数の異種パラメータ画像の生成用のデータ間で合成処理を行う機能を有する。複数の異種パラメータ画像の生成用のk-spaceデータ間において合成処理を行う場合には、データ合成部43は、k空間データベース42から全周波数領域について収集されたパラメータ画像の生成用のk-spaceデータと、他の低周波領域のみについて収集されたパラメータ画像の生成用のk-spaceデータとを読み込んで、上述したような合成処理を行うことにより全てのパラメータ画像の生成用の全周波数領域についてのk-spaceデータを作成するように構成される。作成された全てのパラメータ画像の生成用の全周波数領域についてのk-spaceデータは、k空間データベース42に書き込まれる。

30

【0071】

一方、複数の異種パラメータ画像に対応する画像データ間において合成処理を行う場合には、データ合成部43は、画像データベース45から異なる複数のパラメータにそれぞれ対応する画像データを読み込んで、一部の実空間領域について得られている部分画像データと全実空間領域について得られている画像データのうち部分画像データに合成すべき部分の画像データとの合成処理を行うことにより各パラメータ値に対応する全実空間領域についての複数の画像データを作成するように構成される。作成された各パラメータ値に対応する全実空間領域についての複数の画像データは、画像データベース45に書き込まれる。

40

【0072】

また、データ合成部43には、k-spaceデータ間の合成処理に伴って必要となるk-spaceデータの補正処理を行う機能が備えられる。例えば、合成処理に先立って、各パラメータ値に対応する、すなわち合成処理の対象となるk-spaceデータまたは画像データごとに振幅(ゲイン)補正、位相補正、符号反転補正等の補正を行うことができる。これにより合成処理後のk-spaceデータまたは画像データの接続部分における不連続性によるリングング等のデータ劣化を防止することができる。すなわちデータの連続性を向上させることができる。

【0073】

尚、補正処理を画像データに対して行う一方、合成処理をk-spaceデータ間において行

50

うこともできる。その場合には、データ合成部 43 には、補正処理後の画像データに逆フーリエ変換 (IFT: inverse Fourier transformation) 処理を施すことによって合成処理用の k-space データを得る機能が備えられる。

【0074】

振幅補正および位相補正は、全周波数領域に亘って収集されたデータ量が最大の k-space データまたは画像データの振幅および位相に、低周波領域のみについて収集された他の k-space データまたは画像データの振幅および位相を合わせる補正とすることができる。そのための振幅補正のためのゲインや位相補正のための位相シフト量等の補正パラメータは、合成対象となるデータ間におけるオーバーラップ部分におけるデータに基づいて求めることができる。

10

【0075】

例えば、式(1)に示すように、全周波数領域に亘って収集された 1 番目の k-space データ S_1 のオーバーラップ部分 $S_{1_overlap}$ における絶対値データの平均値を、低周波領域のみについて収集された N 番目 ($N=2, 3, 4, \dots, N_{max}$) の k-space データ S_N のオーバーラップ部分 $S_{N_overlap}$ における絶対値データの平均値で除した値を N 番目の k-space データ S_N の振幅補正用のゲイン G_N とすることができる。

【0076】

$$G_N = \text{ave}[\text{abs}(S_{1_overlap})] / \text{ave}[\text{abs}(S_{N_overlap})] \quad (1)$$

但し、式(1)において $\text{abs}(S)$ は信号強度 S の絶対値を、 $\text{ave}(S)$ は信号強度 S の平均値を求める関数である。実空間データに対するゲインも同様に画像データのオーバーラップ部分の絶対値の平均値に基づいて決定することができる。そして、決定したゲインを合成対象となる低周波領域のみについて収集されたデータに乗じることにより振幅補正を行うことができる。すなわち、合成処理の対象となるデータ間におけるオーバーラップ部分の信号強度比をゲインとしてデータの振幅補正を行うことができる。

20

【0077】

一方、位相補正も k-space データおよび画像データのいずれに対しても行うことができるが、FT後の画像データに対して行う方が、処理が簡便となる。位相補正を画像データに対して行う場合には、画像データをオーバーラップ部分において滑らかに接続するための windowing 後の画像データに対して行うことにより、より良好に画像データ間における位相ずれを少なくすることができる。この場合には、全周波数領域に亘って収集された k-space データの低周波領域の部分から得られる基準となる画像データを用いて他の低周波領域のみについて収集された k-space データから得られる部分画像データの位相補正を行うことができる。

30

【0078】

具体的には、式(2-1)に示すように、全周波数領域に亘って収集された 1 番目の k-space データ S_1 またはその低周波領域の部分 S_{1_low} にウィンドウ関数 W_{low} を乗じて FT することにより、低周波領域に対応する画像データ V_{1_low} を生成する。同様に、式(2-2)に示すように、低周波領域のみについて収集された N 番目 ($N=2, 3, 4, \dots, N_{max}$) の各 k-space データ S_N の低周波領域の部分 S_{N_low} に、対応するゲイン G_N およびウィンドウ関数 W_{low} をそれぞれ乗じて FT することにより、低周波領域に対応する各画像データ V_{N_low} を生成する。そして、N 番目の各画像データ V_{N_low} については、1 番目の k-space データ S_1 の低周波領域に対応する画像データ V_{1_low} と N 番目の各 k-space データ S_N の低周波領域に対応する振幅補正後の各画像データ V_{N_low} との間における位置差に対応する位相差 ϕ_1 を用いて式(2-3)に示すように位相補正を行うことができる。これにより、N 番目の各 k-space データ S_N の振幅補正および位相補正後の画像データ $V_{N_low_cor}$ が得られる。すなわち、合成対象となる画像データまたは k-space データ間における振幅差および位相差が解消される。

40

【0079】

$$V_{1_low} = \text{FT}[W_{low} * S_{1_low}] \quad (2-1)$$

$$V_{N_low} = \text{FT}[G_N * W_{low} * S_{N_low}] \quad (2-2)$$

$$V_{N_low_cor} = V_{N_low} * \exp(-j\phi_1) \quad (2-3)$$

50

但し、 $N=2, 3, 4, \dots, N_{\max}$ である。

【0080】

尚、合成対象がT1WIデータとT2WIデータである場合のように、合成対象となる画像データまたはk-spaceデータ間における組織コントラストが互いに逆となる場合には、合成対象となる画像データの任意の一方または合成対象となるk-spaceデータの任意の一方の符号を反転する符号反転補正が合成処理に先立ってデータ合成部43において行われる。

【0081】

合成処理は、上述したようにk-spaceデータ間または画像データ間において行うことができる。k-spaceデータ間で合成する場合には、合成対象となるk-spaceデータをオーバーラップさせ、合成対象となるk-spaceデータに上述したようなウィンドウ関数をかけて滑らかに合成することができる。

10

【0082】

図9は、図7に示すデータ合成部43における合成処理に用いられるウィンドウ関数の例を示す図である。

【0083】

図9において横軸はk-spaceの任意軸方向kを、縦軸はウィンドウ関数の重みWを、それぞれ示す。また、図9においてKminおよびKmaxは、画像データを生成するために必要な最小および最大のk-spaceデータを示す。

【0084】

図9に示すように、オーバーラップしてサンプリングされる部分における重みWが低周波領域から高周波領域に向かって1から0に滑らかに変化する重み関数 W_{low} が、低周波領域のみについて収集されたN番目の各k-spaceデータ $S_{N_{low}}$ の境界部分を滑らかに変化させるためにかけるウィンドウ関数として設定される。一方、オーバーラップしてサンプリングされる部分における重みWが低周波領域から高周波領域に向かって0から1に滑らかに変化する重み関数 $1-W_{low}$ が、全周波数領域に亘って収集された1番目のk-spaceデータ S_1 から高周波領域の部分 $S_{1_{high}}$ を境界部分が滑らかになるように抽出するためのウィンドウ関数として設定される。

20

【0085】

そして、k-spaceデータ間において合成処理を行う場合には式(3)に示すように、既に式(2-2)により重み関数 W_{low} によりウィンドウイングされ、かつ振幅補正、FTおよび式(2-3)に示す位相補正後のN番目の低周波領域に対応する画像データ $V_{N_{low_cor}}$ に対してIFTを施すことによって、ウィンドウイング、振幅補正および位相補正後のk-spaceデータ $S_{N_{low_cor}}$ を得ることができる。そして、式(3)に示すように、低周波領域における補正後のk-spaceデータ $S_{N_{low_cor}}$ と、重み関数 $1-W_{low}$ によりウィンドウイングされることによって1番目のk-spaceデータ S_1 から抽出された高周波領域の部分 $S_{1_{high}}$ とを加算することによって合成処理後の全周波数領域に亘るk-spaceデータ $S_{N_{syn}}$ を得ることができる。

30

【0086】

$$S_{N_{syn}} = (1 - W_{low}) * S_1 + \text{IFT}[V_{N_{low_cor}}] \quad (3)$$

このように合成された全周波数領域に亘るk-spaceデータ $S_{N_{syn}}$ は、k空間データベース42に書き込まれ、画像再構成部44における画像再構成処理に用いることができるようになる。

40

【0087】

一方、実空間における画像データ間において合成処理を行う場合には、式(4-1)に示すように、重み関数 $1-W_{low}$ によるウィンドウイングによって1番目のk-spaceデータ S_1 から高周波領域の部分 $S_{1_{high}}$ を抽出し、抽出した高周波領域の部分 $S_{1_{high}}$ にFTを施すことによって高周波領域の部分 $S_{1_{high}}$ に対応する画像データ $V_{1_{high}}$ を生成する。次に、高周波領域の部分 $S_{1_{high}}$ に対応する画像データ $V_{1_{high}}$ と、式(2-3)によって得られるN番目の低周波領域に対応する画像データ $V_{N_{low_cor}}$ とを加算することによって合成処理後の全周波数領域に対応する画像データ $V_{N_{syn}}$ を得ることができる。すなわち、FTにより生成された周波数コンポーネント画像データごとに複素データのまま加算すればよい。

50

【 0 0 8 8 】

$$V_{1_high}=FT[(1-W_{low}) * S_1] \quad (4-1)$$

$$V_{N_syn}=V_{1_high}+V_{N_low.cor} \quad (4-2)$$

このように合成された全周波数領域に対応する画像データ V_{N_syn} は、画像データベース45に書き込まれる。

【 0 0 8 9 】

尚、画像処理部46は、画像データベース45から合成処理後の各パラメータ値ごとの画像データを取り込んで必要な画像処理を行って表示用の2次元の画像データを生成する機能と、生成した表示用の画像データを表示装置34に表示させる機能を有する。

【 0 0 9 0 】

尚、PIによりエコーデータが収集された場合には、各コイル要素24cに対応する画像データに対してPIの条件に基づいてPIにおける後処理であるunfolding処理を行うことにより、展開された画像データを生成することが必要となる。そこで、unfolding処理を行う機能が画像処理部46に備えられる。unfolding処理には、各コイル要素24cの感度分布が用いられる。

【 0 0 9 1 】

感度分布データベース47には、unfolding処理に必要な各コイル要素24cの感度分布が保存される。そして、画像処理部46により感度分布データベース47に保存された各コイル要素24cの感度分布データを参照できるように構成される。

【 0 0 9 2 】

(動作および作用)

次に磁気共鳴イメージング装置20の動作および作用について説明する。

【 0 0 9 3 】

図10は、図3に示す磁気共鳴イメージング装置20により同一の被検体Pからパラメータ値の一例としてのb値がゼロの画像データとb値がゼロでないDWIを撮像する際の手順を示すフローチャートであり、図中Sに数字を付した符号はフローチャートの各ステップを示す。

【 0 0 9 4 】

まずステップS1において、撮影条件設定部40において、MPGパルスの印加を伴わずに、つまり $b=b_0=0$ として全周波数領域のエコーデータを収集するfull data収集シーケンスと、MPGパルスのb値を $b_n>0$ に設定して低周波領域のみについてエコーデータを収集するpartial data収集シーケンスとが、それぞれ撮影条件として設定される。MPGパルスの印加方向は、一方向または等方的(isotropic)とすることができる。

【 0 0 9 5 】

図11は、図7に示す撮影条件設定部40において設定される非DWI用のfull data収集シーケンスおよびDWI用のpartial data収集シーケンスの一例を示す図である。

【 0 0 9 6 】

図11の(A)、(B)において、ECHOは収集されるエコーデータ(磁気共鳴信号)を、Grは読出し用傾斜磁場を、Geは位相エンコード用傾斜磁場を、それぞれ示す。

【 0 0 9 7 】

通常m回のショットを伴ってデータを収集するマルチショット(multi-shot)EPIは、一回のRF励起あたり N_e/m 個のエコー信号列を収集してk-space上にencode方向に入れ子となるように、すなわち1, m+1, 2m+1, ... というようにmとびに交互(interleave)に向きを変えて配置するデータ収集法である。

【 0 0 9 8 】

すなわち、図11(A)に示すように非DWIを収集するためのシーケンスとして、例えばMPGパルスの印加を伴わない、つまりb値をゼロとみなせる値 b_0 に設定したEPIシーケンスが設定される。図11(A)に示すEPIシーケンスでは、1つのエコー信号に対するサンプリングピッチを t としてサンプリング数 N_{r_0} のエコー信号で構成される信号列が時間間隔 $ET S_0$ で1ショット当たり N_{e_0}/m_0 回に亘り収集される。従って、 m_0 回に亘るマルチショットデ

10

20

30

40

50

ータ収集によりトータルでview数 Ne_0 に相当する数の信号列が収集される。図11(A)に示す例では $m_0=3$ である。これにより、 $b=b_0$ に設定して得られるk-spaceデータ(b_0 データ)を全周波数領域に亘って収集することができる。また、PIを併用することが実用的である。

【0099】

一方、図11(B)に示すようにn番目の画像データとしてのDWIを収集するためのシーケンスとして、例えばb値をゼロでない値 b_n に設定したMPGパルスの印加を伴うEPIシーケンスが設定される。図11(B)に示すDWI用のEPIシーケンスでは、1つのエコー信号がサンプリングピッチ t で収集され、サンプリング数 Nr_n のエコー信号で構成される信号列が時間間隔 ETS_n で Ne_n/m_n 回収集される。図11(B)に示す例では $m_n=1$ 、すなわちsingle-shotデータ収集により Ne_n 個のエコー信号列が収集されている。 $b=b_n$ に設定して得られるk-spaceデータである b_n データを収集する場合にもPIを併用することが実用的である。

10

【0100】

ところで、DWIでは、EPIシーケンス等のシーケンスにより、1回の励起で複数のエコーデータを収集するsingle-shotデータ収集が主流である。逆に、複数回の励起を伴って複数セットのエコーデータを収集するmulti-shotデータ収集を行って、k-spaceにおいて複数セットのエコーデータを合成するecho train imagingは、動きによるアーチファクトが生じることからDWIでは実現が困難であると考えられている。すなわち、multi-shotデータ収集を行う場合には、位相補正用のナビゲーションエコーデータをshot毎に収集し、ナビゲーションエコーデータを用いて位相補正が行われるが、十分な精度で補正ができない恐れがある。

20

【0101】

そこで、図11(B)に示すようにDWI用のシーケンスを、1shotで収集可能な低周波部分の b_n データのみを収集するEPIシーケンスとすることが望ましい。これにより、動きによるアーチファクトの発生を抑制することができる。そして、DWIデータを生成するための高周波部分におけるデータとして、図11(A)に示すEPIシーケンスによって収集された高周波部分における b_0 データを用いることができる。

【0102】

このため、動きの影響によるアーチファクトが問題とならない b_0 データについては、図11(A)に示すように複数回の励起を伴うmulti-shotデータ収集により収集し、動きの影響によるアーチファクトの発生を回避する観点から b_n データについては、図11(B)に示すようにsingle-shotデータ収集により収集することが好適である。但し、異なる時刻 t に収集される b_0 データおよび b_n データ間における動きの影響によって、k-spaceデータ間の位相ずれまたは対応する画像データ間の位置ずれが生じる恐れがある。これに対して、k-space中心部におけるk-spaceデータは各画像データの生成に共通に用いられるため、2Dまたは3Dのk-spaceデータに対する位相補正または画像データに対する位置補正によって動きの影響によるk-spaceデータ間の位相ずれまたは対応する画像データ間の位置ずれを補正することができる。

30

【0103】

また、サンプリングピッチ t によりリードアウト方向のFOVが決定されることからサンプリングピッチ t は b_0 データの収集用のEPIシーケンスと b_n データの収集用のEPIシーケンスとの間で共通にすることが望ましい。ただし、エンコード方向のサンプリングピッチに相当するETSに比べてリードアウト方向のサンプリングピッチ t は十分に小さい。このため、サンプリングピッチ t が b_0 データ用のEPIシーケンスと b_n データ用のEPIシーケンスとの間で若干異なってもリードアウト方向の歪にはあまり影響がなく、大きな問題とはならない。

40

【0104】

尚、全周波数領域における b_0 データとして、FSEシーケンスを用いてT2WIデータの生成用のデータを収集することもできる。 b_0 データをFSEシーケンスで収集する場合には、EPIシーケンスにより収集される低周波領域における b_n データの歪み補正またはコントラスト

50

補正が必須となる。また、 b_0 データおよび b_n データの双方をFSE系のシーケンスを用いて収集する場合には、画像データの歪みに起因する制約がないため、 b_0 データおよび b_n データのデータ収集条件の自由度が大きくなる。

【0105】

逆に、図11に示すように b_0 データおよび b_n データの双方をEPIシーケンスにより収集する場合には、 ETS_0 、 ETS_n 、エンコード方向におけるライン数であるview数 Ne_0 、 Ne_n 、リードアウト方向におけるサンプリング数 Nr_0 、 Nr_n およびPIの倍速率等の撮影条件を後述するような一定の条件に従って設定すれば、 b_0 データおよび b_n データからそれぞれ得られる画像データの歪みを互に同等にすることができる。また、拡散効果以外の要因による基本的なコントラストも b_0 データおよび b_n データからそれぞれ得られる画像データ間において同等となる。このため、 b_0 データおよび b_n データの双方をEPIシーケンスにより収集する場合には、 b_n データの歪み補正やコントラスト補正は不要となる。

10

【0106】

EPIシーケンスによって収集される画像データの歪みは位相エンコード方向で大きく、実効的なETS ($ETS_{effective}$)で決定される。すなわち、 $ETS_{effective}$ が小さいほど画像データの歪みが少なくなる。 $ETS_{effective}$ は、ショット数を m とするとショット数が1のときのETSの $1/m$ と等価となる。また、PIの倍速率 R を a 倍にすると、PIの倍速率が $R=1$ のときのETSを $1/a$ にした場合と等価となる。従って、式(5)が成立するように b_0 データの収集用の撮影条件および b_n データの収集用の撮影条件を設定すれば、ETSを実効的に等価にすることができる。

20

【0107】

$$ETS_{effective} = ETS_n / R_n = ETS_0 / (m_0 * R_0) \quad (5)$$

但し、式(5)において R_n は b_n データの収集用のPIの倍速率、 R_0 は b_0 データの収集用のPIの倍速率、 m_0 は b_0 データの収集用のショット数であり、自然数である。

【0108】

つまり式(5)に示すように、 b_n データの収集用のETS $_n$ とPIの倍速率 R_n との比(ETS_n / R_n)が、 b_0 データの収集用のETS $_0$ とPIの倍速率 R_0 との比(ETS_0 / R_0)の $1/m_0$ となるように b_0 データの収集用の撮影条件および b_n データの収集用の撮影条件を設定すれば、 b_n データおよび b_n データからそれぞれ得られる画像データの歪みは同等にすることができる。このため、 b_n データや b_n データの歪み補正が不要となる。

30

【0109】

さらに、 b_0 データと b_n データのサンプリングピッチ t が同じであり、合成対象となるデータにオーバーラップ部分がないと仮定すれば、式(6-1)に示すように b_0 データのview数 Ne_0 と b_n データのview数 Ne_n との比は m_0 となる。一方、合成対象となるデータにオーバーラップ部分がある場合には、式(6-2)が成立する。

【0110】

$$Ne_0 / Ne_n = m_0 \quad (6-1)$$

$$Ne_0 / Ne_n < m_0 \quad (6-2)$$

従って、式(5)より、 b_0 データと b_n データの収集用のPIの倍速率 R_0 、 R_n 間に $R_0 = m_0 * R_n$ の関係が成立すれば、 b_0 データと b_n データの収集用のETSは同じ値に、つまり $ETS_n = ETS_0$ に設定することができる。ただし、式(6)より、 b_n データのSNR (signal to noise ratio)を b_0 データのSNRと同等以上にするためには、式(7)が満たされるように撮影条件を設定すればよい。

40

【0111】

$$NAQ_0 \geq m_0 * NAQ_n \quad (7)$$

ただし、 NAQ_0 は、複数の b_0 データに対してアベレーシング処理を行って画像データを生成する場合におけるアベレーシング処理の対象となるデータ数を、 NAQ_n は、複数の b_n データに対してアベレーシング処理を行ってDWIデータを生成する場合におけるアベレーシング処理の対象となるデータ数を、それぞれ示す。

【0112】

50

式(5)より、 b_0 データと b_n データの収集用のPIの倍速率 R_0 、 R_n を互に同一とし、つまり $R_n=R_0$ に設定しても、式(6)に示すように b_0 データと b_n データのview数の比が m_0 となるように、つまり $Ne_0/Ne_n=m_0$ となるようにview数 Ne_0 、 Ne_n を設定すれば、 $ETS_0=m_0 \cdot ETS_n$ となり式(5)が成立する。

【0113】

従って、 b_0 データと b_n データの収集用のサンプリングピッチ t が同じで、リードアウト傾斜磁場 Gr の波形が矩形であれば、式(5)が成立するように撮影条件を設定することができる。また、リードアウト傾斜磁場 Gr の波形が台形である場合であっても、立ち上がりや立下りの傾斜部分においてもサンプリングを行うramp samplingを行うことにより、 $ETS_0 = m_0 \cdot ETS_n$ が成立するように撮影条件を設定することができる。さらに、view数 Ne_0 、 Ne_n のみの調整によって式(5)に示す条件を成立させるのが困難であれば、PIの倍速率 R_0 、 R_n 、リードアウト方向のサンプリングピッチ t および/またはサンプリング数 Nr_0 、 Nr_n を調整することによって式(5)に示す条件を成立させることができる。

10

【0114】

尚、図11に示す例では、ショット数が異なるが、PIの倍速率 R_n 、 R_0 が等しく、すなわち $R_n=R_0$ であり、 $Ne_0/Ne_n=Nr_0/Ne_n=ETS_0/ETS_n=m_0=3$ となっている。位相エンコード方向のサンプリング数に相当するview数 Ne_0 、 Ne_n の比 Ne_0/Ne_n およびリードアウト方向のサンプリング数 Nr_0 、 Nr_n の比 Nr_0/Ne_n は、互に独立に設定することができる。

【0115】

図11に示す例のように $Ne_0/Ne_n=Nr_0/Ne_n=ETS_0/ETS_n=m_0$ が成立する場合、 b_0 データと b_n データとの間においてショット数を同一として $R_n=m_0R_0$ が成立するようにPIの倍速率 R_n 、 R_0 を設定すれば、PIの倍速率の相違 $m_0=Ne_0/Ne_n$ を、倍速率の相違に相当するデータ数差だけサンプリングされるものと等価的に考えることができるため、図11に示す場合と同様の効果を得ることができる。さらに、 $Ne_0/Ne_n=Nr_0/Ne_n=ETS_0/ETS_n=m_0$ が成立する場合、ショット数およびPIの倍速率の双方が、 b_0 データと b_n データとの間においてそれぞれ異なる場合であっても、式(5)が成立すれば図11に示す場合と同様の効果を得ることができる。

20

【0116】

図12は、図7に示す撮影条件設定部40において設定される非DWI用のfull data収集シーケンスおよびDWI用のpartial data収集シーケンスの別の一例を示す図である。

30

【0117】

図12の(A)、(B)において、ECHOは収集されるエコーデータ(磁気共鳴信号)を、 Gr は読出し用傾斜磁場を、 Ge は位相エンコード用傾斜磁場を、それぞれ示す。

【0118】

図12(A)に示すように、 b_0 データを収集するためのシーケンスとして、サンプリングピッチ t でサンプリング数 Nr_0 のエコー信号で構成される信号列を時間間隔 ETS_0 で1ショット当たり Ne_0/m_0 回収集するマルチショットEPI シーケンスを設定することができる。従って、 m_0 回に亘るマルチショットデータ収集によりトータルでview数 Ne_0 に相当する数の信号列が収集される。図12(A)に示す例では $m_0=3$ である。

【0119】

一方、図12(B)に示すように b_n データを収集するためのシーケンスとして、サンプリングピッチ t でサンプリング数 Nr_n のエコー信号で構成される信号列を時間間隔 ETS_n で Ne_n 回収集するシングルショットEPI シーケンスを設定することができる。

40

【0120】

ただし、 b_0 データのサンプリング数 Nr_0 と b_n データのサンプリング数 Nr_n 、 b_0 データの ETS_0 と b_n データの ETS_n および b_0 データの1ショット当たりの信号列数 Ne_0/m_0 と b_n データの信号列数 Ne_n はそれぞれ同一に設定される。このように、 $Nr_0/Nr_n=1$ 、 $Ne_0/Ne_n=m_0$ 、 $ETS_0/ETS_n=1$ となるように撮影条件を設定しても、PIの倍速率 R_n 、 R_0 を $R_0=R_n/m_0$ となるように設定すれば、式(8)に示すように $ETS_{effective}$ を等しくさせることができる。

【0121】

50

$$ETS_{\text{effective}} = ETS_0 / m_0 = ETS_n / m_0 \quad (8)$$

このように撮影条件が設定されると、続いてステップ S 2 において、設定された撮影条件に従ってスキャンが実行される。

【 0 1 2 2 】

すなわち、予め寝台 3 7 に被検体 P がセットされ、静磁場電源 2 6 により励磁された静磁場用磁石 2 1 (超伝導磁石) の撮像領域に静磁場が形成される。また、シムコイル電源 2 8 からシムコイル 2 2 に電流が供給されて撮像領域に形成された静磁場が均一化される。

【 0 1 2 3 】

そして、入力装置 3 3 からシーケンスコントローラ制御部 4 1 にスキャン開始指示情報が与えられると、シーケンスコントローラ制御部 4 1 は撮影条件設定部 4 0 から全周波数領域の b_0 データ収集用のシーケンスおよび低周波領域のみの b_n データ収集用のシーケンスを順次取得してシーケンスコントローラ 3 1 に与える。シーケンスコントローラ 3 1 は、シーケンスコントローラ制御部 4 1 から受けたパルスシーケンスに従って傾斜磁場電源 2 7、送信器 2 9 および受信器 3 0 を駆動させることにより被検体 P がセットされた撮像領域に傾斜磁場を形成させるとともに、RFコイル 2 4 から RF 信号を発生させる。

【 0 1 2 4 】

このため、被検体 P の内部における核磁気共鳴により生じた NMR 信号が、RFコイル 2 4 により受信されて受信器 3 0 に与えられる。受信器 3 0 は、RFコイル 2 4 から NMR 信号を受けて、所要の信号処理を実行した後、A/D変換することにより、デジタルデータの NMR 信号である生データを生成する。受信器 3 0 は、生成した生データをシーケンスコントローラ 3 1 に与える。シーケンスコントローラ 3 1 は、生データをシーケンスコントローラ制御部 4 1 に与え、シーケンスコントローラ制御部 4 1 は k 空間データベース 4 2 に形成された k 空間に生データを k-space データとして配置する。

【 0 1 2 5 】

このため、k 空間データベース 4 2 の第 1 の k 空間には、全周波数領域の b_0 データが配置され、第 2 の k 空間には、低周波領域のみの b_n データが配置される。

【 0 1 2 6 】

次に、ステップ S 3 において、データ合成部 4 3 においてデータ合成処理が行われる。また、合成処理に先立って、必要に応じて上述したようなウィンドウイング、位相補正、振幅補正等の処理が b_0 データ、 b_n データ、 b_0 データから得られる実空間データおよび / または b_n データから得られる実空間データに対して行われる。ここでは、必要な前処理後の k-space データ間において合成する場合について説明する。

【 0 1 2 7 】

図 1 3 は、図 1 1 に示す 2 種類の EPI シーケンスによって収集された k-space データを合成した例を示す図である。

【 0 1 2 8 】

図 1 3 において横軸は、k 空間のリードアウト方向 K_r を示し、縦軸は k 空間の位相エンコード方向 K_e を、それぞれ示す。

【 0 1 2 9 】

図 1 3 に示すように b_n データが低周波領域に配置される。すなわち b_n データとして、ショット数が 1 であり、view 数 N_{e_n} およびサンプリング数 N_{r_n} に相当する数の k-space データが配置される。一方、全周波数領域の b_0 データのうち、 b_n データが存在しない高周波領域の b_0 データが抽出されて、 b_n データの周囲に配置される。図 1 3 の例では、 b_0 データはショット数を 3 として収集されているため、 b_0 データは、各ショットにそれぞれ対応する view 数 N_{e_0} およびサンプリング数 N_{r_0} に相当する数の k-space データで構成されている。

【 0 1 3 0 】

図 1 4 は、図 1 2 に示す 2 種類の EPI シーケンスによって収集された k-space データを合成した例を示す図である。

【 0 1 3 1 】

図 1 4 において横軸は、k 空間のリードアウト方向 K_r を示し、縦軸は k 空間の位相エン

10

20

30

40

50

コード方向 k_e を、それぞれ示す。

【0132】

図14に示すように b_n データが配置される。すなわち b_n データとして、ショット数が1であり、view数 N_{e_n} およびサンプリング数 N_{r_n} に相当する数のk-spaceデータが配置される。 b_n データのリードアウト方向のサンプリング数 N_{r_n} は、全周波数領域の b_0 データのリードアウト方向のサンプリング数 N_{r_0} と等しいため、リードアウト方向には全周波数領域に b_n データが配置される。これに対して、位相エンコード方向には、低周波領域に b_n データが配置される。

【0133】

一方、全周波数領域の b_0 データのうち、 b_n データが存在しない位相エンコード方向の高周波領域の b_0 データが抽出されて、 b_n データの両側に配置される。図13の例では、 b_0 データはショット数を3として収集されているため、 b_0 データは、各ショットにそれぞれ対応するview数 N_{e_0} およびサンプリング数 N_{r_0} に相当する数のk-spaceデータで構成されている。

【0134】

図12に示すような2種類のEPIシーケンスを設定すると、図14に示すように、リードアウト方向の全周波数領域について b_n データを収集することが可能となる。

【0135】

次に、ステップS4において、コントラストが異なる複数の画像データが生成される。すなわち、合成処理後のデータがk-spaceデータであれば、合成処理後のk-spaceデータおよび全周波数領域について収集されたk-spaceデータに対して画像再構成部44において画像再構成処理が施される。これにより得られた2種類の画像データは、画像データベース45に保存される。一方、合成処理後のデータが画像データであれば、画像再構成部44による全周波数領域について収集されたk-spaceデータに対する画像再構成処理により得られた画像データとともに画像データベース45に保存される。

【0136】

そして、画像処理部46は、画像データベース45から合成処理後の画像データおよび全周波数領域について収集されたk-spaceデータに対する画像再構成処理により得られた画像データを読み込んで、必要な画像処理を行って同時にまたは順次表示装置34に表示させる。例えば、PIによりエコーデータが収集された場合には、感度分布データベース47に保存された各コイル要素24cの感度分布データに基づいて画像処理部46において各コイル要素24cに対応する複数の画像データに対するunfolding処理が行われる。

【0137】

このように表示された複数の画像データは、低周波領域のk-spaceデータが共通であるため、より短い撮像時間で得ることができる。このため、ユーザはより短時間で同一の被検体Pについてのコントラストの異なる複数の画像データを収集することができる。

【0138】

つまり以上のような磁気共鳴イメージング装置20は、T1WI、T2WI、PDWI、FLAIR画像、DWI、PWI等の複数の異種パラメータ画像を同一の被検体Pについて撮像する場合に、k-spaceデータの一部を共有し、データ合成処理を行うことにより、情報量を低下させることなくイメージング時間を短縮させるものである。例えば、k-spaceの高周波領域におけるデータが異種パラメータ画像間で共有され、k-spaceの低周波領域におけるデータのみがそれぞれの異種パラメータ画像用に収集される。そして、振幅や位相の補正後に低周波領域のみについて収集されたデータと高周波領域のデータとを合成することによりデータの質を維持したパラメータ画像データを生成することができる。さらに、EPIシーケンスによりb値の異なるDWIのイメージングを行う場合には、各画像データの歪みが互に同等となるように、ETS、ショット数およびPIの倍速率等の撮影条件が所定の条件に設定される。

【0139】

(効果)

10

20

30

40

50

磁気共鳴イメージング装置 20 によれば、同一の被検体 P から複数の異種パラメータ画像を撮像する場合に、画質や情報量を維持しつつトータルの撮像時間を短縮することができる。

【0140】

また、傾斜磁場生成系等のハードウェアにおける制約や神経刺激に由来するスリューレート(slew rate)の制約など様々な制約が存在する結果、FOV、空間分解能および時間分解能に制約のあるEPIシーケンス等のシーケンスを用いたsingle-shotデータ収集では現在または将来的にも収集困難な3D-DWIデータを、他のパラメータ画像データを有効利用することにより1ショットで収集可能なデータのみとすることができる。このため、動きの影響によるアーチファクトの発生を抑制したDWIを得ることができる。尚、スリューレートは、傾斜磁場強度を得るために必要な立ち上がり時間で割った値であり、スリューレートが大きくなると単位時間当たりの磁場変動dB/dtが大きくなり、末梢神経への刺激によって、患者の安全性が損なわれる恐れがある。

10

【0141】

(変形例)

1. 第1の変形例

上述した例では、2つのデータに対する合成処理を行う場合について説明したが、3つ以上のデータに対する合成処理を行うこともできる。

【0142】

図15は、図7に示すデータ合成部43において3つのk-spaceデータに対する合成処理を行う場合の例を示す図である。

20

【0143】

図15において、横軸は、k空間のリードアウト方向 K_r を示し、縦軸はk空間の位相エンコード方向 K_e を、それぞれ示す。図15に示すように、複数のパラメータで構成されるパラメータセットの値の少なくとも1つが互に異なる値となるように3つ以上の複数のパラメータセットを設定してそれぞれ各パラメータセットに対応するk-spaceデータを収集し、収集したk-spaceデータに対する合成処理を行うことができる。図15に示す例では、少なくとも1つのパラメータの値が互に異なる3種類のパラメータセットに対応する高周波領域、中程度の周波数領域および低周波領域におけるk-spaceデータ(PARAMETER 1, PARAMETER 2, PARAMETER 3)が単一の画像データ用に合成されている。

30

【0144】

k-spaceへの複数のk-spaceデータの配置方法としては、各k-spaceデータから得られる複数の画像データのうち、コントラストが所望のコントラストに近くなる画像データに対応するk-spaceデータをk-spaceの中心に配置する方法が所望のコントラストを得る観点から好適である。また、他のk-spaceデータについては、コントラストが所望のコントラストにより類似する画像データに対応するk-spaceデータから順にk-spaceの低周波領域側から高周波領域に向かって配置することが望ましい。従って、低周波領域については各パラメータセットに対応するk-spaceデータをそれぞれ収集しておくことが望ましい。尚、撮像時間はk-spaceの面積に相当するデータ量にほぼ比例する。

【0145】

図16は、図7に示すデータ合成部43において互に異なる3つのb値に対応するk-spaceデータに対する合成処理を行う場合の例を示す図である。

40

【0146】

図16において、横軸は、k空間のリードアウト方向 K_r を示し、縦軸はk空間の位相エンコード方向 K_e を、それぞれ示す。図15に示すように、b値を $b=b_0, b_n$ の2段階に設定するのみならず、 $b=b_0, b_1, b_2$ ($0 < b_0 < b_1 < b_2$)の3段階の値に設定してk-spaceデータ b_0 DATA, b_1 DATA, b_2 DATAを収集し、収集したk-spaceデータに対する合成処理を行うことができる。

【0147】

この場合、 b_2 DATAに対応するコントラストのDWIデータを生成する場合には、k-space

50

の中心側から b_2 DATA, b_1 DATA, b_0 DATAの順に配置すればよい。すなわち、k-spaceの中心部が b_2 DATAであるため、 b_2 DATAに対応するコントラストのDWIデータを生成することができる。また、 b_1 DATAに対応するコントラストのDWIデータを生成する場合には、 b_2 DATAを使用せずに、k-spaceの中心側から b_1 DATA, b_0 DATAの順に配置すればよい。

【 0 1 4 8 】

つまり、b値を異なる3つ以上の値に設定してk-spaceデータを収集する場合には、合成処理後のk-spaceデータに対応するb値が滑らかに変化するようにk-spaceデータを配置することがコントラストの連続性を維持する観点から望ましい。具体的には、b値が大きい順にk-spaceの中心部から高周波側に向かって複数のk-spaceデータを配置することが望ましい。

10

【 0 1 4 9 】

尚、b値やMPGパルスの印加方向を同一として上述したmの値を $m=5$, $m=3$, $m=1$ などと段階的に変えてk-spaceデータを収集してもよい。逆にb値のみならず、MPGパルスの印加方向を異なる複数の方向に設定してそれぞれ対応するk-spaceデータを収集するようにしてもよい。この場合、等方的な方向をMPGパルスの印加方向の1つに設定し、MPGパルスを等方的な方向に印加して収集されたk-spaceデータをk-spaceの中心部に配置すると、生成される画像データの連続性を向上させることができる。

【 0 1 5 0 】

図17は、図7に示すデータ合成部43においてFLAIR画像、T1WIおよびT2WI用の3つのk-spaceデータに対する合成処理を行う場合の例を示す図である。

20

【 0 1 5 1 】

図17において、横軸は、k空間のリードアウト方向 K_r を示し、縦軸はk空間の位相エンコード方向 K_e を、それぞれ示す。図17に示すように、FLAIR画像、T1WIおよびT2WI用の3つのk-spaceデータを収集し、収集したk-spaceデータに対する合成処理を行うことができる。図17は、FLAIR画像データの生成用のk-spaceデータを示しており、k-spaceの中心部におけるk-spaceデータがFLAIR画像用のk-spaceデータとなっている。また、コントラストの連続性を向上させる観点からk-spaceの中程度の周波数領域にT2WI用のk-spaceデータが、k-spaceの高周波領域にT1WI用のk-spaceデータが、それぞれ配置されている。

【 0 1 5 2 】

さらに、低周波領域であるか高周波領域であるかに依らずに決定されたN個の領域における複数のk-spaceデータに対して合成処理を行うこともできる。

30

【 0 1 5 3 】

2. 第2の変形例

上述した例では、k-spaceデータを直交 (Cartesian) 状に収集する場合について説明したが、非直交 (Non Cartesian) 状に収集してもよい。非直交状にk-spaceデータを収集する手法としては、ラジアル収集法その他、複数の平行なデータ収集軌跡により形成されるbladeと呼ばれる帯状領域を繰り返し時間毎に回転させるPROPELLER (periodically rotated overlapping parallel lines with enhanced reconstruction) 法 (BLADE法とも呼ばれる) が知られている。

【 0 1 5 4 】

図18は、PROPELLER法によりデータ収集を行う例を示す図である。

40

【 0 1 5 5 】

図18(A)は、 $b=b_0$ に設定して収集されるk-spaceデータ (b_0 データ) のk空間上における配置を示し、図18(B)は $b=b_n > 0$ に設定して収集されるk-spaceデータ (b_n データ) のk空間上における配置を示す。

【 0 1 5 6 】

図18(A), (B)に示すようにPROPELLER法によりデータ収集を行う場合には、k空間の中心付近ほどデータが密となり、かつオーバーラップして収集される。例えば、DWIデータを得る場合には、上述したように b_0 データと b_n データとをデータ合成部43において合成することによりDWI像データを得ることができる。

50

【 0 1 5 7 】

このとき、図 1 8 (A), (B)に示すように b_n データを収集するためのbladeのstep角度が b_0 データを収集するためのbladeのstep角度よりも大きくなるように撮影条件を設定すれば、 b_n データのデータ量を低減させることができる。さらに、 b_n データを収集するためのbladeの幅が b_0 データを収集するためのbladeの幅よりも小さくなるように撮影条件を設定することによっても、 b_n データのデータ量を低減させることができる。つまり、 b_0 データを密に収集する一方、 b_n データを粗に収集することにより収集すべきデータ量を低減できる。

【 0 1 5 8 】

そして、 $b=b_n$ に対応するDWIデータを作成するために不足する高周波部分のデータとして b_0 データの高周波部分を利用することができる。PROPELLER法やラジアル収集法によりデータ収集が行われた場合には、放射状のデータからCartesian samplingの格子点上のデータを補間処理により作成するregridding処理が行われる。regridding処理とデータの合成処理は別々に任意の順序で行うことができるが、regridding処理とデータの合成処理を一体的に行うこともできる。

10

【 0 1 5 9 】

regridding処理では、データ密度が大きい程、重みが小さくなる一方、データ密度が小さい程、重みが大きくなるようにデータの重なり度に応じた重み付けを伴ってデータの補間を行うための密度関数(density function)が通常用いられ、密度関数により不等密度のデータから等密度のデータが作成される。そして、等密度のデータにFTを施せば画像データが得られる。

20

【 0 1 6 0 】

一方、データの合成処理において b_0 データと b_n データとがオーバーラップする低周波部分については、本来収集すべきデータである b_n データの重みの方が大きくなるように b_0 データと b_n データとを重み付け加算することが、 b_n に対応するより適切なDWIデータを作成する観点から望ましい。

【 0 1 6 1 】

さらに、データの重み付け補間による合成処理を行う場合において、求めるべきデータの位置から元データまでの距離に応じて重みを変えることも、より適切なDWIデータを作成する観点から望ましい。すなわち、着目する格子点からの距離が小さいほど大きくなり、着目する格子点からの距離が大きいほど小さくなるように重みを決定することにより、格子点から各データまでの距離も考慮したデータの合成処理を行うことができる。

30

【 0 1 6 2 】

尚、ラジアル収集法は、PROPELLER法においてbladeの幅がデータ 1 ライン分である場合に相当する。従って、ラジアル収集法によりデータ収集を行う場合には、 b_0 データのstep角度を密にする一方、 b_n データのstep角度を粗にすればよい。

【 0 1 6 3 】

また、上述したようにNon Cartesian状に収集された3つ以上のデータに対する合成処理を行うこともできる。さらに、 b 値以外のコントラストを制御するための複数のパラメータに対応する画像データを作成する場合にもNon Cartesianデータ収集法を適用することができる。

40

【 0 1 6 4 】

さらに、Non Cartesian samplingを行う場合には、オーバーラップした低周波部分のデータを公知の動き補正に用いることができる。この場合、動きによるblade間および b_0 データと b_n データとの間におけるずれを補正することとなるが、基準とするデータを動きの影響を受けない b_0 データのbladeとすることが好適である。ただし、 b_n データのbladeを基準とすることもできる。

【 0 1 6 5 】

3 . 第 3 の 変 形 例

合成処理の対象となるデータ間においてコントラストが逆となる場合には、合成処理の

50

前に一方または一部のデータの符号を反転させてコントラストの大小関係を揃える必要が生じる。しかしながら、データ間におけるコントラストの大小関係が不明である場合もある。そこで、合成処理の対象となるデータを利用してコントラストの大小関係を判定することができる。この機能は、データ合成部43に設けることができる。

【0166】

図19は、合成処理の対象となるデータ間の共通部分に対応する中間周波数領域におけるデータ間の比を取ることでデータ間におけるコントラストの大小関係を判定し、コントラストの大小関係を揃えて合成処理を行う方法を説明する図である。

【0167】

図19における各データはk空間データの1次元方向のプロファイルを示す。すなわち、各縦軸は信号強度Sを、各横軸はk空間の位置Kを示す。

10

【0168】

図19の実線枠で示すように第1のパラメータ値に対応する全周波数領域におけるk空間データ $S_{para.1}(full)$ のコントラストと、第2のパラメータ値に対応する低周波領域におけるk空間データ $S_{para.2}(low)$ のコントラストが互に逆となる場合がある。しかし、コントラストが反転した第1のパラメータ値に対応するk空間データ $S_{para.1}(full)$ からHPF (high pass filter)により抽出した高周波部分におけるk空間データ $S_{para.1}(high)$ をそのまま第2のパラメータ値に対応する低周波領域におけるk空間データ $S_{para.2}(low)$ と合成しても第2のパラメータ値に対応するコントラストの全周波数領域におけるk空間データ $S_{para.2}(full)$ を得ることができない。

20

【0169】

そこで、オーバーラップ領域に相当する中間周波数領域における第1のパラメータ値に対応するk空間データ $S_{para.1}(mid)$ および第2のパラメータ値に対応するk空間データ $S_{para.2}(mid)$ をMPF (mid pass filter)により抽出して比を取ることでコントラストが反転したk空間データ $S_{para.1}(high)$ の符号とともに信号強度を補正するための補正係数scaleを決定することができる。但し、k空間データ $S_{para.1}(mid)$ の絶対値がある正の閾値Th以下となる場合には無信号部分とみなせるため、補正係数scaleをゼロとすることが望ましい。従って、補正係数scaleは式(9)のように決定することができる。

【0170】

$$\begin{aligned} \text{scale} &= S_{para.2}(mid)/S_{para.1}(mid) : |S_{para.1}(mid)| > Th \\ &= 0 : \text{otherwise} \end{aligned}$$

30

(9)

尚、閾値Thは、信号の有無を判断できる値に設定すればよく、例えば、ノイズレベルの数倍などに決定することができる。

【0171】

そして、補正係数scaleを式(10)に示すように第1のパラメータ値に対応する高周波部分におけるk空間データ $S_{para.1}(high)$ に乗じることによってコントラストが補正された高周波領域のk空間データ $S_{para.1.cor}(high)$ を作成することができる。

【0172】

$$S_{para.1.cor}(high) = \text{scale} * S_{para.1}(high) \quad (10)$$

40

さらに、コントラストが補正された高周波領域のk空間データ $S_{para.1.cor}(high)$ と第2のパラメータ値に対応する低周波領域におけるk空間データ $S_{para.2}(low)$ とを加算することによって第2のパラメータ値に対応する全周波数領域におけるk空間データ $S_{para.2}(full)$ を作成することができる。

【0173】

このように、合成処理の対象となるデータ間の共通部分におけるデータ間の信号比を取ることで補正係数を決定すれば、コントラストの大小関係が不明であってもコントラストが反転している場合には補正係数が負の値となるためコントラストの大小関係を揃えることができる。従って、特に、コントラストが互い逆になる可能性が高いT1WIおよびT2WIを収集する場合に有効である。

50

【 0 1 7 4 】

一方、コントラストが殆ど同様な傾向となるPDWIおよびT2WIを収集するような場合には、上記の処理を省略することがデータ処理量低減化に繋がる場合がある。さらに、コントラストが逆となることが既知である場合には、第1のパラメータ値に対応する高周波部分におけるk空間データ $S_{para.1}(high)$ の信号値の符号を単に反転させることにより簡易にコントラストの大小関係を揃えることができる。すなわち、符号を反転させた高周波部分におけるk空間データ $S_{para.1}(high)$ をそのまま低周波領域におけるk空間データ $S_{para.2}(low)$ と加算することができる。

【 0 1 7 5 】

4. 他の変形例

さらに、Non Cartesian状データ収集のみならずCartesian状データ収集においても、データ収集点の密度を合成処理の対象となる複数のk-spaceデータごとに変えることができる。例えば、コントラストへの影響が少ない高周波領域におけるデータ収集密度を低周波領域におけるデータ収集密度よりも粗くすれば、収集すべきデータ数の低減化に繋がる。

【 0 1 7 6 】

また、磁気共鳴イメージング装置とネットワークを介して画像処理装置を接続し、画像処理装置においてデータの合成処理を行うようにすることもできる。この場合、画像処理装置には、磁気共鳴イメージング装置からネットワークを介してk-spaceデータまたは画像データを取得する機能、取得したk-spaceデータまたは画像データに対して補正処理および合成処理を施す機能並びに画像再構成処理またはIFT処理を行う機能が備えられる。

【 符号の説明 】

【 0 1 7 7 】

- 20 磁気共鳴イメージング装置
- 21 静磁場用磁石
- 22 シムコイル
- 23 傾斜磁場コイル
- 24 RFコイル
- 25 制御系
- 26 静磁場電源
- 27 傾斜磁場電源
- 28 シムコイル電源
- 29 送信器
- 30 受信器
- 31 シーケンスコントローラ
- 32 コンピュータ
- 33 入力装置
- 34 表示装置
- 35 演算装置
- 36 記憶装置
- 37 寝台
- 40 撮像条件設定部
- 41 シーケンスコントローラ制御部
- 42 k空間データベース
- 43 データ合成部
- 44 画像再構成部
- 45 画像データベース
- 46 画像処理部
- 47 感度分布データベース
- P 被検体

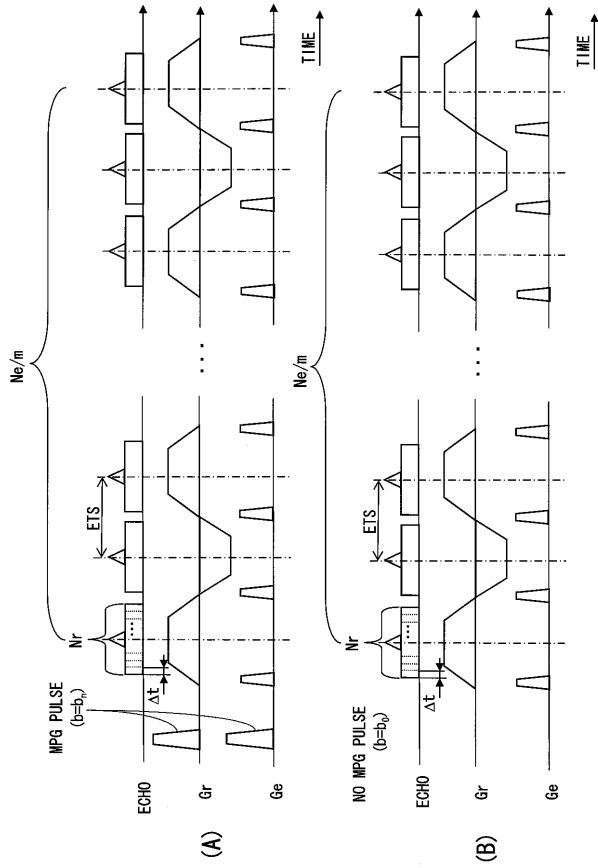
10

20

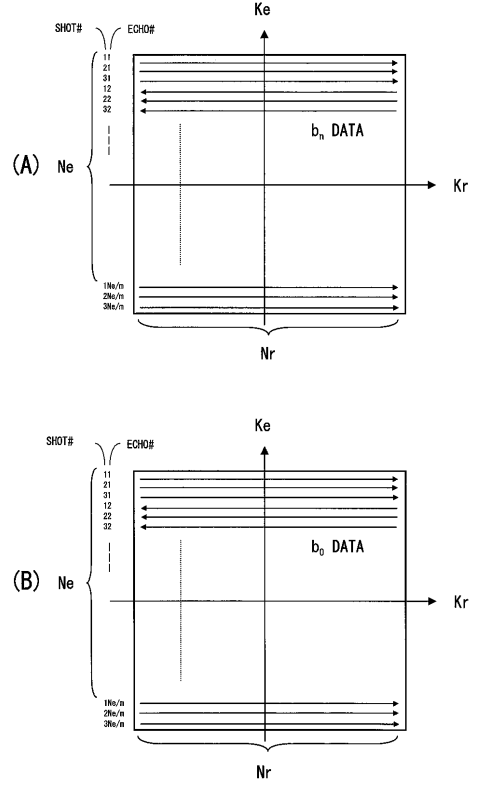
30

40

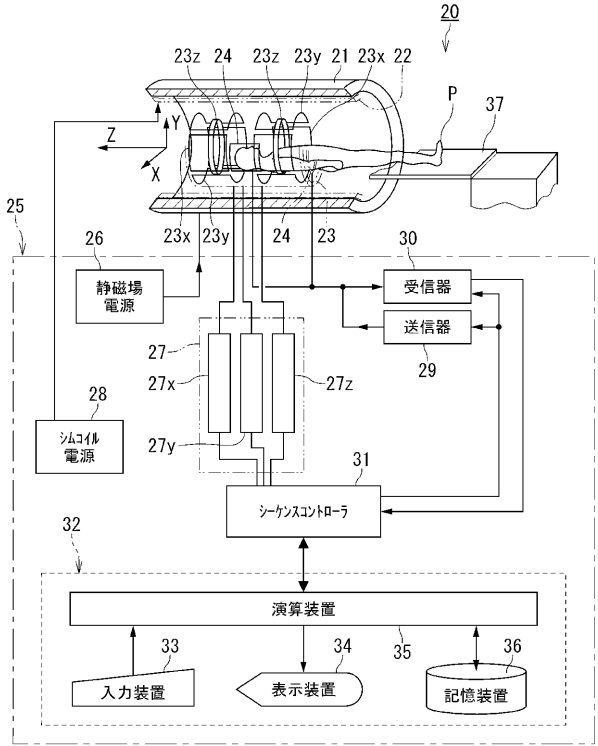
【 図 1 】



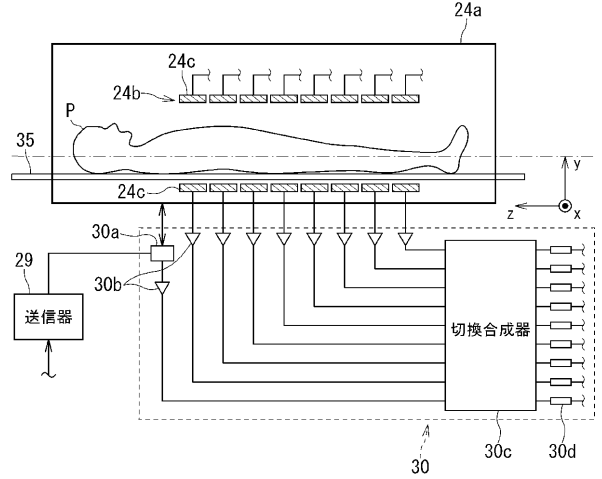
【 図 2 】



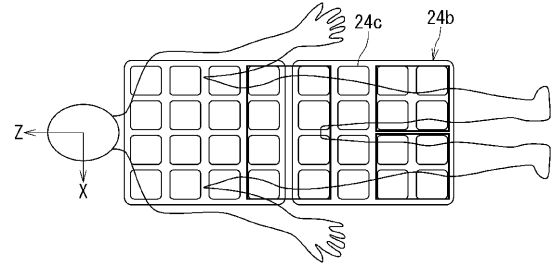
【 図 3 】



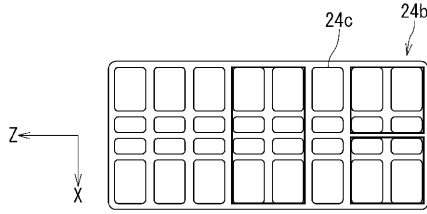
【 図 4 】



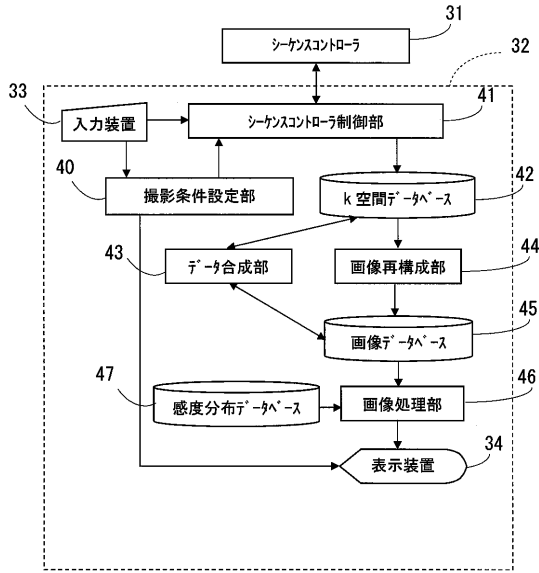
【 図 5 】



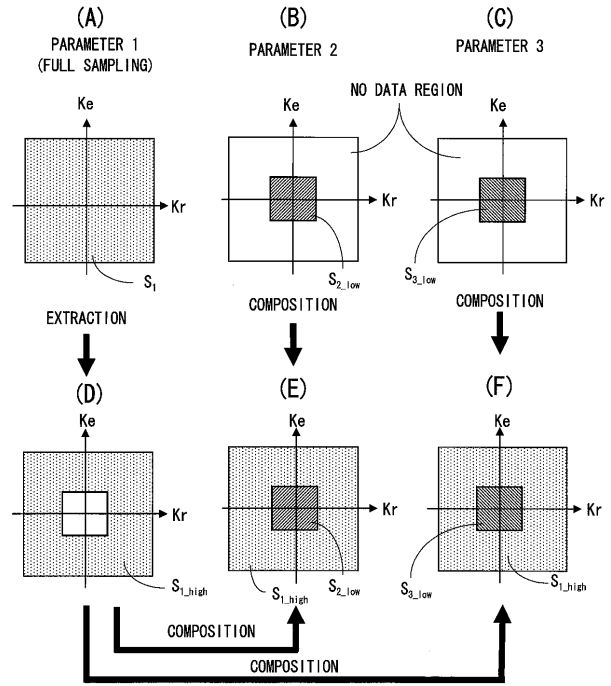
【 図 6 】



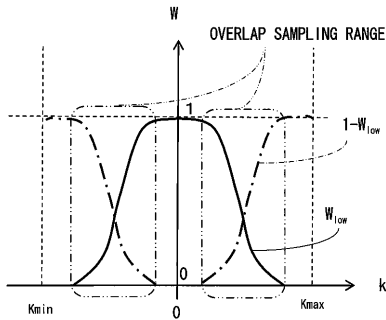
【 図 7 】



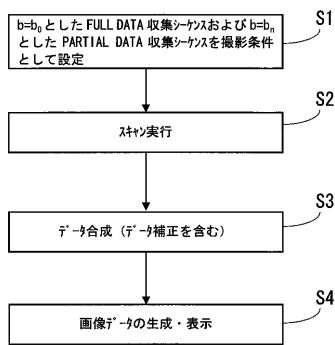
【 図 8 】



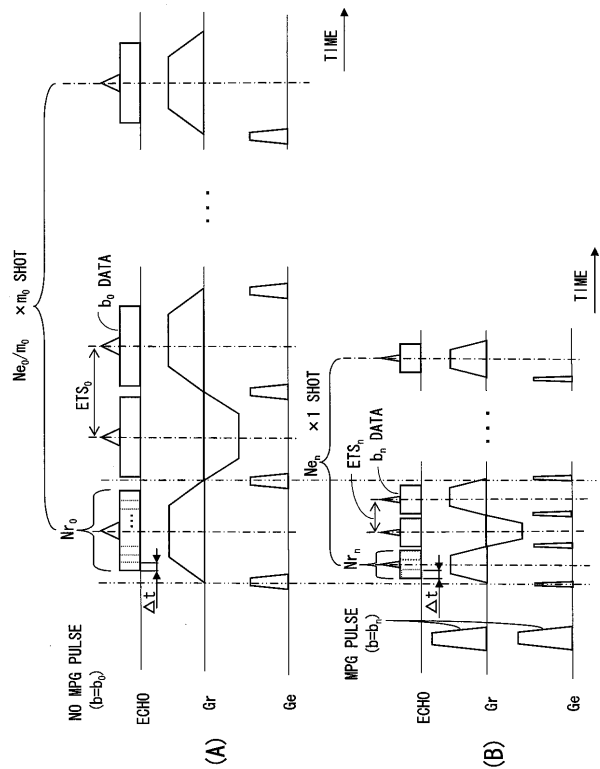
【 図 9 】



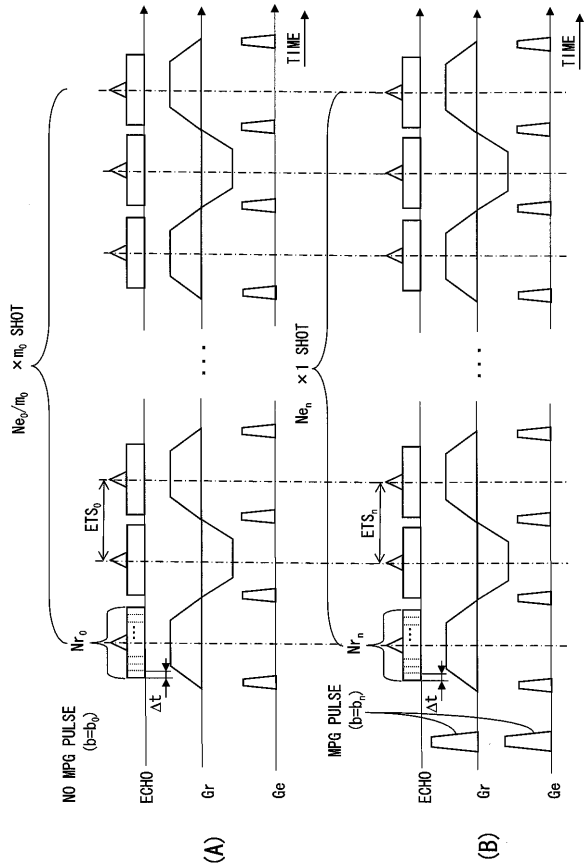
【 図 10 】



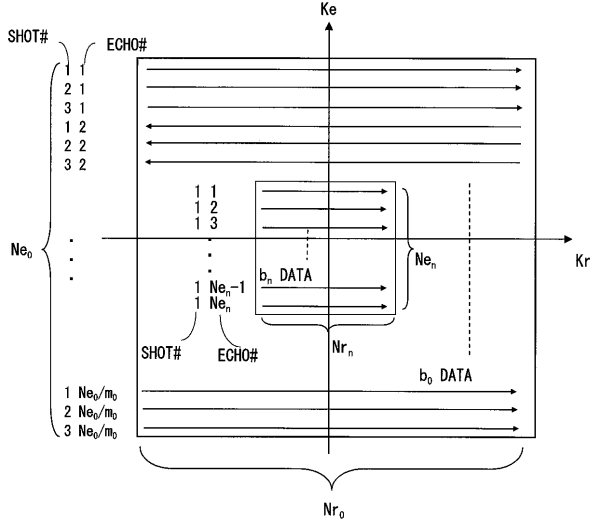
【 図 11 】



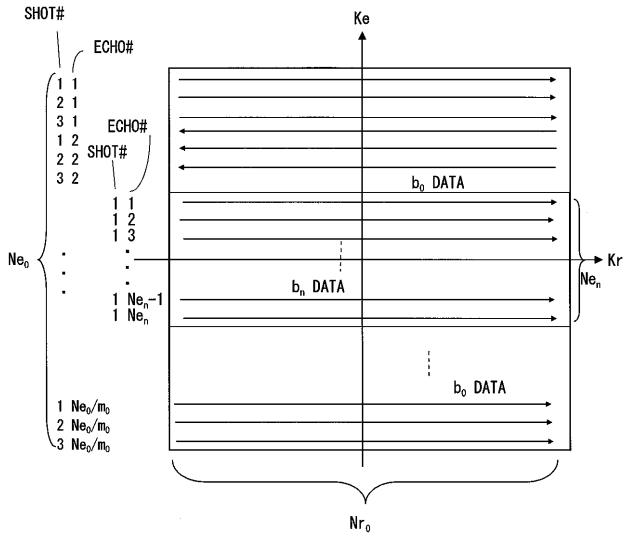
【 図 1 2 】



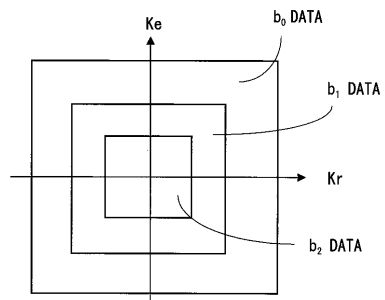
【 図 1 3 】



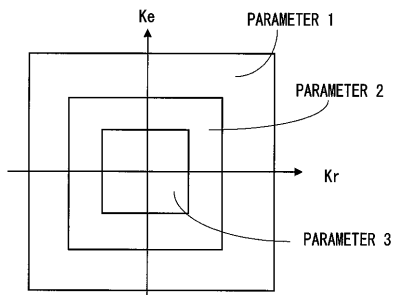
【 図 1 4 】



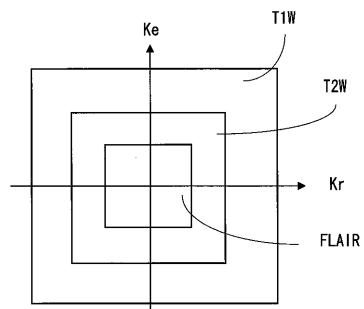
【 図 1 6 】



【 図 1 5 】

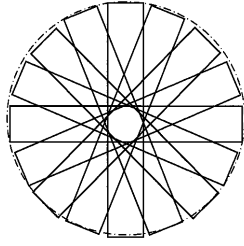


【 図 1 7 】

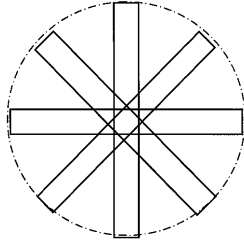


【 図 1 8 】

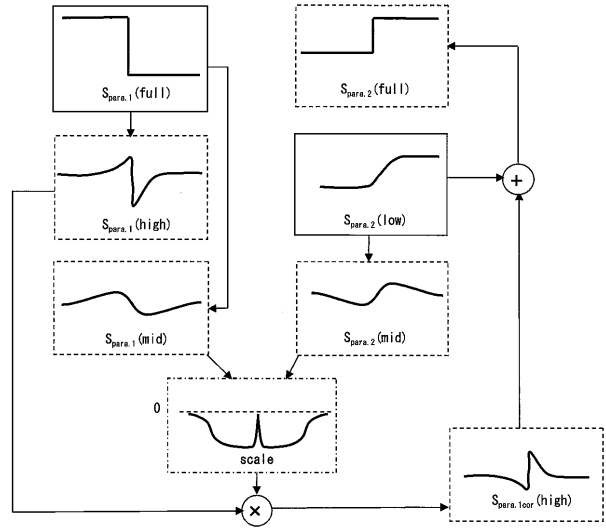
(A) b_0 ($b=0$) DATA



(B) b_n ($b>0$) DATA



【 図 1 9 】



フロントページの続き

(74)代理人 100136504

弁理士 山田 毅彦

(72)発明者 木村 徳典

栃木県大田原市下石上 1 3 8 5 番地 東芝メディカルシステムズ株式会社内

Fターム(参考) 4C096 AA03 AA04 AA05 AA07 AA11 AA17 AA20 AB39 AD06 AD12
AD13 AD24 BA05 BA06 BA19 BA36 BA42 CC06 DA04 DB09