

(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2014-184146
(P2014-184146A)

(43) 公開日 平成26年10月2日(2014.10.2)

(51) Int.Cl.

A 6 1 B 5/055 (2006.01)

F 1

A 6 1 B 5/05 3 7 0
A 6 1 B 5/05 3 1 2
A 6 1 B 5/05 3 7 6

テーマコード(参考)

4 C 0 9 6

審査請求 未請求 請求項の数 17 O L (全 35 頁)

(21) 出願番号 特願2014-60022 (P2014-60022)
 (22) 出願日 平成26年3月24日 (2014.3.24)
 (31) 優先権主張番号 10 2013 205 208.1
 (32) 優先日 平成25年3月25日 (2013.3.25)
 (33) 優先権主張国 ドイツ(DE)

(71) 出願人 390039413
 シーメンス アクチエンゲゼルシャフト
 S i e m e n s A k t i e n g e s e l l
 I s c h a f t
 ドイツ連邦共和国 D-80333 ミュ
 ンヘン ヴィッテルスバッハ-プラツ
 2
 W i t t e l s b a c h e r p l a t z
 2, D-80333 M u e n c h e n
 , G e r m a n y
 (74) 代理人 100075166
 弁理士 山口 嶽
 (74) 代理人 100133167
 弁理士 山本 浩

最終頁に続く

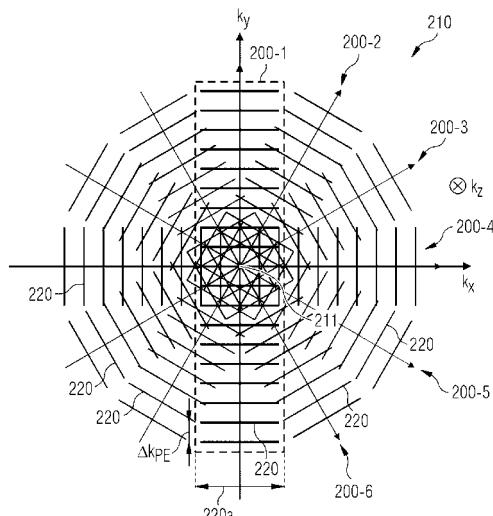
(54) 【発明の名称】複数の磁気共鳴画像の決定方法および磁気共鳴装置

(57) 【要約】 (修正有)

【課題】得られたMR画像の比較的高い空間分解能を提供すると共に、動きに比較的敏感でない方法を提供する。

【解決手段】それぞれ異なるエコー時点についての複数の磁気共鳴画像を決定する技術に関する。k空間210は、少なくとも2つの矩形のk空間セグメント200-1~200-6により、セグメントごとに走査される。これらのk空間セグメント200-1~200-6は、それぞれ互いに平行に向けられたk空間行により行ごとに走査される。矩形のk空間セグメントの短辺がk空間行220に対して平行に向けられている。第1および第2のグラジエントエコーが、各k空間行220について照射された高周波パルスに基づいてそれぞれ検出される。

【選択図】図6



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

マルチエコーMR測定シーケンスにより、それぞれ異なるエコー時点(501, 502, 503)について、高められた分解能を有する検査対象(101)の複数の磁気共鳴(MR)画像を決定する方法であって、

マルチエコーMR測定シーケンスが、k空間(210)を少なくとも2つのk空間セグメント(200, 200-1~200-6)についてセグメントごとに走査し、

少なくとも2つのk空間セグメント(200, 200-1~200-6)が、k空間行に沿って行ごとに走査され、

マルチエコーMR測定シーケンスが、各k空間行(220)について、第1のグラジエントエコーを第1のエコー時点(501)で形成し、第2のグラジエントエコーをそれより遅い第2のエコー時点(502)で形成し、

この方法が、各k空間行(220)について、次のステップ、即ち、

横磁化を操作するために高周波パルス(401-1, 401-2a, 401-2b, 401-2c)を照射するステップと、

現在のk空間行(220)の位相エンコーディングをするために位相エンコード傾斜磁場(402, 402a)を印加するステップと、

現在のk空間行(220)のために照射された高周波パルス(401-1, 401-2a, 401-2b, 401-2c)によって操作された横磁化の第1のグラジエントエコーを、第1の読み出し傾斜磁場(403-2)の印加期間中に読み出し、しかもその第1のグラジエントエコーの読み出しを第1のエコー時点(501)を中心とする時間インターバル(901)内で行うステップと、

第2のグラジエントエコーを第2の読み出し傾斜磁場(404-2)の印加期間中に読み出し、その第2のグラジエントエコーの読み出しは第2のエコー時点(502)を中心とする時間インターバル(902)内で行うステップと、を含み、

少なくとも2つのk空間セグメント(200, 200-1~200-6)が矩形であり、

少なくとも2つのk空間セグメント(200, 200-1~200-6)の長辺が、それぞれのk空間セグメント(200, 200-1~200-6)の位相エンコード傾斜磁場(402, 402a)によって規定される方向(ky)に沿って向けられ、

少なくとも2つのk空間セグメント(200, 200-1~200-6)の短辺が、それぞれのk空間セグメント(200, 200-1~200-6)の読み出し傾斜磁場(403-2, 404-2)によって規定される方向(kx)に沿って向けられている複数の磁気共鳴画像の決定方法。

【請求項 2】

それぞれ互いに平行に向けられたk空間行について行ごとの走査が行われ、

少なくとも2つのk空間セグメント(200, 200-1~200-6)の長辺がk空間行(220)に対して垂直に向けられ、

少なくとも2つのk空間セグメント(200, 200-1~200-6)の短辺がk空間行(220)に沿って向けられている請求項1記載の方法。

【請求項 3】

少なくとも2つのk空間セグメント(200, 200-1~200-6)の全てが1つのk空間中心点(211)を含み、

少なくとも2つのk空間セグメント(200, 200-1~200-6)が、スライス選択傾斜磁場(407a, 407b)によって規定される1つの平面内において、好ましくはk空間中心点を中心として、互いに回転させられている請求項1又は2記載の方法。

【請求項 4】

2つのk空間セグメント(200, 200-1~200-6)が走査され、

2つのk空間セグメント(200, 200-1~200-6)が、スライス選択傾斜磁場(407a, 407b)によって規定される前記平面内において、k空間中心点(21

10

20

30

40

50

1)を中心としてほぼ90°の角度だけ互いに回転させられている請求項3記載の方法。

【請求項5】

少なくとも2つのk空間セグメント(200, 200-1~200-6)が、スライス選択傾斜磁場(407a, 407b)によって規定される1つの平面内において、少なくとも2つのk空間セグメント(200, 200-1~200-6)の短辺にほぼ平行に移動されている請求項2記載の方法。

【請求項6】

少なくとも2つのk空間セグメント(200, 200-1~200-6)の全てが1つのk空間中心点(211)を含み、

k空間(210)内で球体(240)が走査されるように、少なくとも2つのk空間セグメント(200, 200-1~200-6)がk空間中心点(211)を中心に互いに回転させられている請求項1又は2記載の方法。 10

【請求項7】

少なくとも2つのk空間セグメント(200, 200-1~200-6)が直方体形であり、

少なくとも2つのk空間セグメント(200, 200-1~200-6)のそれぞれが、+他の位相エンコード傾斜磁場の印加によって、スライス選択傾斜磁場(407a, 407b)によって規定される方向(kz)に沿って互いに移動された複数の矩形のサブセグメント(200aa, 200bb)からなり、

複数の矩形のサブセグメント(200aa, 200bb)の長辺が、位相エンコード傾斜磁場又は他の位相エンコード傾斜磁場によって規定される方向(ky)に沿って向けられ、 20

複数の矩形のサブセグメント(200aa, 200bb)の短辺が、読み出し傾斜磁場(403-2, 404-2)によって規定されるそれぞれのk空間セグメント(200, 200-1~200-6)の方向(kx)に沿って向けられている請求項1記載の方法。

【請求項8】

少なくとも2つのk空間セグメント(200, 200-1~200-6)の全てが1つのk空間中心点(211)を含み、

それらのk空間セグメント(200, 200-1~200-6)が、それぞれの読み出し傾斜磁場(403-2, 404-2)によって規定される1つの平面および位相エンコード傾斜磁場(402, 402a)又は他の位相エンコード傾斜磁場によって規定される1つの平面において互いに回転させられている請求項7記載の方法。 30

【請求項9】

少なくとも2つのk空間セグメント(200, 200-1~200-6)の全てが1つのk空間中心点(211)を含み、

k空間(210)内で球体(240)又は円筒体が走査されるように、それらのk空間セグメント(200, 200-1~200-6)がk空間中心点(211)を中心として互いに回転させられている請求項7記載の方法。

【請求項10】

グラジエントエコーの形成がスピニエコー・グラジエントエコー・ハイブリッドシーケンスに基づいて行われる請求項1乃至9の1つに記載の方法。 40

【請求項11】

高周波パルス(401-1, 401-2a, 401-2b, 401-2c)が、横磁化のスピニエコーを生成するためのリフォーカパルス(401-2a, 401-2b, 401-2c)であり、

第1のエコー時点(501)および第2のエコー時点(502)がスピニエコーの時間範囲内にある請求項10記載の方法。

【請求項12】

リフォーカパルス(401-2a, 401-2b, 401-2c)が、横磁化を励起するために高周波励起パルス(401-1)の後に続く複数のリフォーカパルス(401- 50

2 a , 4 0 1 - 2 b , 4 0 1 - 2 c) の系列の一部であり、

複数のリリフォーカパルス (4 0 1 - 2 a , 4 0 1 - 2 b , 4 0 1 - 2 c) の系列の 1 つ
のリリフォーカパルス (4 0 1 - 2 a , 4 0 1 - 2 b , 4 0 1 - 2 c) の後に、少なくとも
2 つの k 空間セグメント (2 0 0 , 2 0 0 - 1 ~ 2 0 0 - 6) のそれぞれの k 空間行のうち
少なくとも 1 つの k 空間セグメント (2 0 0) がそれぞれ走査される請求項 1 1 記載の
方法。

【請求項 1 3】

相前後するグラジエントエコーが、異なる符号を有する読み出し傾斜磁場 (4 0 3 - 2
, 4 0 4 - 2) の印加期間中に読み出される請求項 1 乃至 1 2 の 1 つに記載の方法。

【請求項 1 4】

更に同じエコー時間で検出された少なくとも 2 つの k 空間セグメント (2 0 0 , 2 0 0
- 1 ~ 2 0 0 - 6) の読み出されたグラジエントエコーに基づいてそれぞれ 1 つの MR 画像
(1 0 0 0) を決定するステップを含み、

それぞれ 1 つの MR 画像の決定が、次の a) ~ f) のグループ、即ち、
a) k 空間 (2 1 0) におけるリグリッディング、
b) k 空間 (2 1 0) における密度補償、
c) k 空間 (2 1 0) における逐次ずれ操作、
d) パラレルイメージング技術、特に G R A P P A (Generalized Autocalibrating Part
ially Parallel Acquisition)、
e) 各エコー時間について：走査された各 k 空間セグメントについてそれぞれ得られた複
数の中間画像を組み合わせて 1 つの MR 画像を決定する技術、
f) 各エコー時間について：走査された各 k 空間セグメントについてそれぞれ取得された
複数の MR データを組み合わせて合成 MR データとし、合成 MR データから MR 画像を決
定する技術、

のグループから選ばれた技術により行われる請求項 1 乃至 1 3 の 1 つに記載の方法。

【請求項 1 5】

マルチエコー MR 測定シーケンスが、各 k 空間行 (2 2 0) について、少なくとも 1 つ
の第 3 のエコー時点 (5 0 3) で少なくとも 1 つの第 3 のグラジエントエコーを形成し、

更に、少なくとも 1 つの第 3 の読み出し傾斜磁場 (4 0 5 - 2) の印加期間中に少なく
とも 1 つの第 3 のグラジエントエコーを読み出すステップを含み、

少なくとも 1 つの第 3 のグラジエントエコーがそれぞれ少なくとも 1 つの第 3 のエコー
時点 (5 0 3) を中心とする時間インターバル (9 0 3) 内で読み出され、

その少なくとも 1 つの第 3 のエコー時点 (5 0 3) は第 1 のエコー時点 (5 0 1) およ
び第 2 のエコー時点 (5 0 2) の後に続く請求項 1 乃至 1 4 の 1 つに記載の方法。

【請求項 1 6】

マルチエコー MR 測定シーケンスによりそれぞれ異なるエコー時点 (5 0 1 , 5 0 2 ,
5 0 3) について検査対象 (1 0 1) の複数の MR 画像 (1 0 0 0) を決定するように構
成された磁気共鳴 (MR) 装置 (1 0 0) であって、

マルチエコー MR 測定シーケンスが、k 空間 (2 1 0) を少なくとも 2 つの k 空間セグ
メント (2 0 0 , 2 0 0 - 1 ~ 2 0 0 - 6) によりセグメントごとに走査し、

少なくとも 2 つの k 空間セグメント (2 0 0 , 2 0 0 - 1 ~ 2 0 0 - 6) が、k 空間行
に沿って行ごとに走査され、

マルチエコー MR 測定シーケンスが、各 k 空間行 (2 2 0) について、第 1 のエコー時
点 (5 0 1) で第 1 のグラジエントエコーを形成し、第 2 のエコー時点 (5 0 2) で第 2
のグラジエントエコーを形成し、

この MR 装置 (1 0 0) が、

A) 横磁化を操作するための高周波パルス (4 0 1 - 1 , 4 0 1 - 2 a , 4 0 1 - 2 b ,
4 0 1 - 2 c) を照射するように構成された高周波送信ユニット (1 3 0) と、

B) 現在の k 空間行 (2 2 0) の位相エンコーディングをするための位相エンコード傾
斜磁場 (4 0 2 , 4 0 2 a) を印加するように構成された傾斜磁場システム (1 4 1) と、

10

20

30

40

50

C) 現在の k 空間行 (2 2 0) のために照射された高周波波パルス (4 0 1 - 1 , 4 0 1 - 2 a , 4 0 1 - 2 b , 4 0 1 - 2 c) によって操作された横磁化の第 1 のグラジエントエコーを第 1 の読み出し傾斜磁場 (4 0 3 - 2) の印加期間中に読み出し、しかもその第 1 のグラジエントエコーの検出を第 1 のエコー時点 (5 0 1) を中心とする時間インターバル (9 0 1) 内で行うステップ、

第 2 のグラジエントエコーを第 2 の読み出し傾斜磁場 (4 0 4 - 2) の印加期間中に読み出し、しかもその第 2 のグラジエントエコーの検出を第 2 のエコー時点 (5 0 2) を中心とする時間インターバル (9 0 2) 内で行うステップ、

を実行するように構成された高周波受信システム (1 3 2) と、
を含み、

10

少なくとも 2 つの k 空間セグメント (2 0 0 , 2 0 0 - 1 ~ 2 0 0 - 6) が矩形であり、

少なくとも 2 つの k 空間セグメント (2 0 0 , 2 0 0 - 1 ~ 2 0 0 - 6) の長辺が、それぞれの k 空間セグメント (2 0 0 , 2 0 0 - 1 ~ 2 0 0 - 6) の位相エンコード傾斜磁場 (4 0 2 , 4 0 2 a) によって規定される方向 ($k y$) に沿って向けられ、

少なくとも 2 つの k 空間セグメント (2 0 0 , 2 0 0 - 1 ~ 2 0 0 - 6) の短辺が、それぞれの k 空間セグメント (2 0 0 , 2 0 0 - 1 ~ 2 0 0 - 6) の読み出し傾斜磁場 (4 0 3 - 2 , 4 0 4 - 2) によって規定される方向 ($k x$) に沿って向けられている磁気共鳴装置 (1 0 0) 。

20

【請求項 1 7】

更に請求項 1 乃至 1 5 の 1 つに記載の方法を実施するように構成されている請求項 1 6 記載の磁気共鳴装置 (1 0 0) 。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0 0 0 1】

本発明の種々の実施形態は、検査対象の複数の磁気共鳴画像の決定方法および磁気共鳴装置に関する。特に、種々の実施形態は、マルチエコー磁気共鳴測定シーケンスにより、それぞれ異なるエコー時点について、高められた分解能を有する複数の磁気共鳴画像を決定することを可能にする技術に関する。

30

【背景技術】

【0 0 0 2】

マルチエコー磁気共鳴 (M R) 測定シーケンス (M R は「磁気共鳴」と同義であり、以下において「磁気共鳴」を M R と表記する) は公知であり、このマルチエコー M R 測定シーケンスでは、被検者の異なる解剖学的スライスからそれぞれ異なるエコー時間を有する複数の M R 画像が検出される。それらの複数の M R 画像は、一般に、異なるエコー時間に基づいて異なるコントラストを有する。異なるコントラストを有する M R 画像は、異なるスピニ種を分離するいわゆる化学シフト技術において使用される。

【0 0 0 3】

マルチエコー M R 測定シーケンスは、しばしば、エコー時間が完全に特定されて明確に定義された場合に M R 画像が得られるように実行される。エコー時間の具体的な選択は、例えば M R 画像の所望用途に依存する。典型的な用途の例が脂肪 - 水分離である。一般的に、得ようと努められるエコー時間は静磁場強度に依存する (磁場強度依存性である) 。しかも、第 1 の M R 画像のエコー時間 (T E 1) と、相前後して検出される M R 画像のエコー時間の間隔 (T E) とが、 M R 装置の静磁場強度に逆比例して減少するように、静磁場強度に依存する。典型的な静磁場強度は、例えば 1 . 5 テスラ、又は 3 テスラ、又は 5 テスラ、又は 7 テスラである。

40

【0 0 0 4】

さまざまの種類のマルチエコー M R 測定シーケンスが知られている。従来のマルチエコー M R 測定シーケンスでは、検出される全ての M R エコーが、それぞれ横磁化を励起する固有の高周波パルス (H F 励起パルス) のすぐ後に続く時間間隔である異なるエコー時点

50

で検出される。換言するならば、 n 個の MR エコーがそれぞれ 1 つの HF 励起パルスのすぐ後に続く個別の繰り返しインターバル (TR インターバル) において検出される。従って、かかる技術は、当業者に「 n - Echo n - TR」技術としても知られている。「 n - Echo n - TR」技術は、例えばグラジエントエコー検出に関して知られている。読み出し方向 (周波数エンコード方向) における MR 画像の分解能は、一般にフーリエピクセルサイズ \times によって決まる。フーリエピクセルサイズは、読み出し方向の撮像視野 (英語: field of view) のサイズを読み出し点の個数 $N \times$ で割算した値である。撮像視野は、MR 画像によって撮像される検査対象範囲を意味する。フーリエピクセルサイズ \times が小さいほど分解能が高い。フーリエピクセルサイズは、

$$x = 2 / (M_0 \times)$$

10

であり、読み出し傾斜磁場の 0 次モーメントに対して逆比例する。但し、 γ は磁気回転比 (英語: Gyromagnetic ratio) である。水プロトンに関しては、磁気回転比 $\gamma / (2\pi) = 42.576 \text{ MHz/T}$ である。読み出し傾斜磁場の 0 次モーメントは読み出し時間の期間中の読み出し傾斜磁場の振幅の時間積分であり、しばしば読み出し傾斜磁場の「面積」とも呼ばれる。従って、全体読み出し時間中の読み出し傾斜磁場が一定である場合、0 次モーメント $M_0 \times$ は読み出し傾斜磁場の振幅と読み出し時間との積である。

【0005】

グラジエントエコーイメージングにおいては、しばしば励起と読み出し傾斜磁場との間ににおいて読み出し方向のプリフェーズ傾斜磁場パルスが印加され、そのプリフェーズ傾斜磁場パルスの 0 次モーメントは、読み出し傾斜磁場の開始とエコー時点との間ににおける読み出し傾斜磁場のモーメントに大きさが等しい。プリフェーズ傾斜磁場パルスの方向は、一般に読み出し傾斜磁場の方向に対して逆であることから、全体モーメントはエコー時点でちょうど消える。エコー時間は、しばしば励起パルスの中心とエコー時点との間の時間である。例えば、エコー時間はスピニエコーとエコー時点との間の時間であってもよい。

20

【0006】

傾斜磁場パルスの最大振幅および最短の立ち上がり時間は一般に技術的および / または生理学的に制限されるので、従来では、グラジエントエコーに基づく「 n - Echo n - TR」技術における最大分解能は所要の最短グラジエントエコー時間 TE_1 によって制限されているが、しかし相前後するグラジエントエコーの最短の時間差 TE によっては追加制限されない。しかし、マルチエコー MR 測定シーケンスを実行するために必要とされる全体時間 (測定時間) は比較的長い。更に、このような技術は、異なるグラジエントエコーの検出の間の時間的間隔をしばしば長くする。これは、特に被検者の息止め時の呼吸アーチファクトを回避するために行われる測定の際に、不都合な結果をもたらす。更に、例えば測定中の生理学的事象又は温度上昇の結果として生じる時間依存性の静磁場ドリフトが、異なるエコー時点を有する個々の MR 画像の間ににおいて付加的な位相差をもたらす。それによって、後に続く MR 画像解析が限られたにしかできず、可能な定量的な解析は比較的大きな誤差を持つ。

30

【0007】

上述の「 n - Echo n - TR」技術に基づく測定シーケンスとして他のマルチエコー MR 測定シーケンスが知られている。例えば、1 つの単独の高周波励起パルスの後に複数の MR エコーをそれぞれ異なるエコー時点で検出するマルチエコー MR 測定シーケンスも知られている。このようなマルチエコー MR 測定シーケンスの場合には、予め与えられた異なるエコー時点に基づいて、通常は達成可能な最大の空間分解能が第 1 のエコー時間 TE_1 によって制限され、これに加えて、相前後するエコー間の時間差 TE によって制限される。特に、1 つのエコーの検出に使用可能な時間間隔は、時間間隔 TE 後に早くも次のエコーが形成され検出されなければならないことによっても制限される。

40

【0008】

MR 装置の最大の傾斜磁場強度および / または傾斜磁場の最大の立ち上がりおよび立ち下がり時間は、しばしば技術的および / または生理学的に制限されている。例えば、しばしばグラジエントエコーを検出するために、先ずプリフェーズ傾斜磁場パルスを印加し、

50

次にグラジエントエコーの読み出し期間中に読み出し傾斜磁場を印加することが必要である。このために使用できる時間間隔は一般に予め定められた異なるエコー時点によって制限されているので、しばしば読み出し傾斜磁場の最大の0次モーメント M_0 ×およびそれに伴う達成可能な空間分解能が相応に制限されている。1つの高周波パルスの後に続く複数のMRエコーの検出は、当業者に、「n-Echo pro TR」技術としても知られている。

【0009】

上記から明らかのように、一方では、「n-Echo pro TR」技術を使用するマルチエコーMR測定シーケンスは、短縮された測定時間および動きに対する低い敏感性を可能にするが、しかしMR画像の比較的強く制限された空間分解能を持つ。他方では、「n-Echo n-TR」技術によるマルチエコーMR測定シーケンスは、MR画像の高い空間分解能を可能にするが、しかし比較的長い測定時間を必要とし、動きに対して敏感である。従って、一般的に、一方での最適レベルの分解能と、他方での測定時間との間において比較検討して選ぶ必要がある。

10

【0010】

この問題を解決するために、「n-Echo n-TR」技術と、「n-Echo pro TR」技術とを兼ね備えたハイブリッド技術も知られている（例えば、非特許文献1参照）。そこでは、必要とされる6個のエコーのうち3個ずつが、全体で2つの相前後するTRインターバルにおいて検出される。この場合に達成可能な空間分解能は、「n-Echo pro TR」技術の2倍のエコー間隔によってしか制限されていない。しかし、測定時間は「n-Echo pro TR」技術に比べてほぼ倍増し、動きに対する敏感性は増大する。

20

【先行技術文献】

【非特許文献】

【0011】

【非特許文献1】H.Yu et al., “A Multiecho Acquisition Method with Reduced Echo Spacing for Robust IDEAL Water-Fat Decomposition at 3T”, Procc. Intl. Soc. Mag. Reson. Med. 15 (2007) 3353

20

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

30

【0012】

従って、改善されたマルチエコーMR測定シーケンスが要望されている。特に、得られるMR画像の比較的高い空間分解能を提供する技術が要望されている。更に、動きに対して比較的敏感でないそのような技術が要望されている。

【課題を解決するための手段】

【0013】

この課題は、本発明によれば、マルチエコーMR測定シーケンスにより、それぞれ異なるエコー時点について、高められた分解能を有する検査対象の複数の磁気共鳴(MR)画像を決定する方法であって、

40

マルチエコーMR測定シーケンスが、 k 空間を少なくとも2つの k 空間セグメントについてセグメントごとに走査し、

少なくとも2つの k 空間セグメントが、 k 空間行に沿って行ごとに走査され、

マルチエコーMR測定シーケンスが、各 k 空間行について、第1のグラジエントエコーを第1のエコー時点で形成し、第2のグラジエントエコーをそれより遅い第2のエコー時点で形成し、

この方法が、各 k 空間行について、次のステップ、即ち、

横磁化を操作するために高周波パルスを照射するステップと、

現在の k 空間行の位相エンコーディングをするために位相エンコード傾斜磁場を印加するステップと、

現在の k 空間行のために照射された高周波パルスによって操作された横磁化の第1のグ

50

ラジエントエコーを、第1の読み出し傾斜磁場の印加期間中に読み出し、しかもその第1のグラジエントエコーの読み出しを第1のエコー時点を中心とする時間インターバル内で行うステップと、

第2のグラジエントエコーを第2の読み出し傾斜磁場の印加期間中に読み出し、その第2のグラジエントエコーの読み出しあは第2のエコー時点を中心とする時間インターバル内で行うステップと、を含み、

少なくとも2つのk空間セグメントが矩形であり、

少なくとも2つのk空間セグメントの長辺が、それぞれのk空間セグメントの位相エンコード傾斜磁場によって規定される方向に沿って向けられ、

少なくとも2つのk空間セグメントの短辺が、それぞれのk空間セグメントの読み出し傾斜磁場によって規定される方向に沿って向けられている検査対象の複数の磁気共鳴画像の決定方法によって解決される（請求項1）。

検査対象の複数の磁気共鳴画像の決定方法に関する本願発明の実施態様は次の通りである。

- ・ それぞれ互いに平行に向けられたk空間行について行ごとの走査が行われ、
少なくとも2つのk空間セグメントの長辺がk空間行に対して垂直に向けられ、
少なくとも2つのk空間セグメントの短辺がk空間行に沿って向けられている（請求項2）。

- ・ 少なくとも2つのk空間セグメントの全てが1つのk空間中心点を含み、
少なくとも2つのk空間セグメントが、スライス選択傾斜磁場によって規定される1つの平面内において、好ましくはk空間中心点を中心として、互いに回転させられている（請求項3）。

- ・ 2つのk空間セグメントが走査され、
2つのk空間セグメントが、スライス選択傾斜磁場によって規定される前記平面内において、k空間中心点を中心としてほぼ90°の角度だけ互いに回転させられている（請求項4）。

- ・ 少なくとも2つのk空間セグメントが、スライス選択傾斜磁場によって規定される1つの平面内において、少なくとも2つのk空間セグメントの短辺にほぼ平行に移動されている（請求項5）。

- ・ 少なくとも2つのk空間セグメントの全てが1つのk空間中心点を含み、
k空間内で球体が走査されるように、少なくとも2つのk空間セグメントがk空間中心点を中心と互いに回転させられている（請求項6）。

- ・ 少なくとも2つのk空間セグメントが直方体形であり、
少なくとも2つのk空間セグメントのそれぞれが、他の位相エンコード傾斜磁場の印加によって、スライス選択傾斜磁場によって規定される方向に沿って互いに移動された複数の矩形のサブセグメントからなり、

複数の矩形のサブセグメントの長辺が、位相エンコード傾斜磁場又は他の位相エンコード傾斜磁場によって規定される方向に沿って向けられ、

複数の矩形のサブセグメントの短辺が、読み出し傾斜磁場によって規定されるそれぞれのk空間セグメントの方向に沿って向けられている（請求項7）。

- ・ 少なくとも2つのk空間セグメントの全てが1つのk空間中心点を含み、
それらのk空間セグメントが、それぞれの読み出し傾斜磁場によって規定される1つの平面および位相エンコード傾斜磁場又は他の位相エンコード傾斜磁場によって規定される1つの平面において互いに回転させられている（請求項8）。

- ・ 少なくとも2つのk空間セグメントの全てが1つのk空間中心点を含み、
k空間内で球体又は円筒体が走査されるように、それらのk空間セグメントがk空間中心点を中心として互いに回転させられている（請求項9）。

- ・ グラジエントエコーの形成がスピニエコー・グラジエントエコー・ハイブリッドシーケンスに基づいて行われる（請求項10）。

- ・ 高周波パルスが、横磁化のスピニエコーを生成するためのリフォーカパルスであり、

10

20

30

40

50

第1のエコー時点および第2のエコー時点がスピンドルエコーの時間範囲内にある（請求項11）。

・リフォーカパルスが、横磁化を励起するために高周波励起パルスの後に続く複数のリフォーカパルスの系列の一部であり、

複数のリフォーカパルスの系列の1つのリフォーカパルスの後に、少なくとも2つのk空間セグメントのそれぞれのk空間行のうち少なくとも1つのk空間セグメントがそれぞれ走査される（請求項12）。

・相前後するグラジエントエコーが、異なる符号を有する読み出し傾斜磁場の印加期間中に読み出される（請求項13）。

・更に同じエコー時間で検出された少なくとも2つのk空間セグメントの読み出されたグラジエントエコーに基づいてそれぞれ1つのMR画像を決定するステップを含み、

それぞれ1つのMR画像の決定が、次のa)～f)のグループ、即ち、

a) k空間におけるリグリッディング、

b) k空間における密度補償、

c) k空間における逐次ずれ操作、

d) パラレルイメージング技術、特にG R A P P A (Generalized Autocalibrating Partially Parallel Acquisition)、

e) 各エコー時間について：走査された各k空間セグメントについてそれぞれ得られた複数の中間画像を組み合わせて1つのMR画像を決定する技術、

f) 各エコー時間について：走査された各k空間セグメントについてそれぞれ取得された複数のMRデータを組み合わせて合成MRデータとし、合成MRデータからMR画像を決定する技術、

のグループから選ばれた技術により行われる（請求項14）。

・マルチエコーMR測定シーケンスが、各k空間行について、少なくとも1つの第3のエコー時点で少なくとも1つの第3のグラジエントエコーを形成し、

更に、少なくとも1つの第3の読み出し傾斜磁場の印加期間中に少なくとも1つの第3のグラジエントエコーを読み出すステップを含み、

少なくとも1つの第3のグラジエントエコーがその都度少なくとも1つの第3のエコー時点を中心とする時間インターバル内で読み出され、

その少なくとも1つの第3のエコー時点は第1のエコー時点および第2のエコー時点の後に続く（請求項15）。

前述の課題は、本発明によれば、マルチエコーMR測定シーケンスによりそれぞれ異なるエコー時点について検査対象の複数のMR画像を決定するように構成された磁気共鳴(MR)装置であって、

マルチエコーMR測定シーケンスが、k空間を少なくとも2つのk空間セグメントによりセグメントごとに走査し、

少なくとも2つのk空間セグメントが、k空間行に沿って行ごとに走査され、

マルチエコーMR測定シーケンスが、各k空間行について、第1のエコー時点で第1のグラジエントエコーを形成し、第2のエコー時点で第2のグラジエントエコーを形成し、このMR装置が、

A) 横磁化を操作するための高周波パルスを照射するように構成された高周波送信ユニットと、

B) 現在のk空間行の位相エンコーディングをするための位相エンコード傾斜磁場を印加するように構成された傾斜磁場システムと、

C) 現在のk空間行のために照射された高周波波パルスによって操作された横磁化の第1のグラジエントエコーを第1の読み出し傾斜磁場の印加期間中に読み出し、しかもその第1のグラジエントエコーの検出を第1のエコー時点を中心とする時間インターバル内で行うステップ、

第2のグラジエントエコーを第2の読み出し傾斜磁場の印加期間中に読み出し、しかもその第2のグラジエントエコーの検出を第2のエコー時点を中心とする時間インターバル

10

20

30

40

50

内で行うステップ、
を実行するように構成された高周波受信システムと、
を含み、

少なくとも 2 つの k 空間セグメントが矩形であり、
少なくとも 2 つの k 空間セグメントの長辺が、それぞれの k 空間セグメントの位相エンコード傾斜磁場によって規定される方向に沿って向けられ、
少なくとも 2 つの k 空間セグメントの短辺が、それぞれの k 空間セグメントの読み出し傾斜磁場によって規定される方向に沿って向けられている磁気共鳴装置によっても解決される（請求項 16）。

磁気共鳴装置に関する本発明の実施態様は次の通りである。

・磁気共鳴装置が更に本発明による方法を実施するように構成されている（請求項 17）。

【0014】

1 つの観点によれば、本発明は、マルチエコー MR 測定シーケンスにより、それぞれ異なる時点について、高められた分解能を有する複数の検査対象 MR 画像を決定する方法に関する。マルチエコー MR 測定シーケンスが、 k 空間を少なくとも 2 つの k 空間セグメントについてセグメントごとに走査する。少なくとも 2 つの空間セグメントが k 空間行に沿って行ごとに走査される。マルチエコー MR 測定シーケンスが、各 k 空間行について、第 1 のグラジエントエコーを第 1 のエコー時点で形成し、第 2 のグラジエントエコーを第 1 のエコー時点より遅い第 2 のエコー時点で形成する。この方法は、各 k 空間行について、次のステップ、即ち、横磁化を操作するために高周波パルスを照射するステップと、現在の k 空間行の位相エンコーディングをするために位相エンコード傾斜磁場を印加するステップと、現在の k 空間行のために照射された高周波パルスによって操作された横磁化の第 1 のグラジエントエコーを、第 1 の読み出し傾斜磁場の印加期間中に読み出し、しかもその第 1 のグラジエントエコーの読み出しを第 1 のエコー時点を中心とする時間インターバル内で行うステップと、第 2 のグラジエントエコーを第 2 の読み出し傾斜磁場の印加期間中に読み出し、しかもその第 2 のグラジエントエコーの読み出しを第 2 のエコー時点を中心とする時間インターバル内で行うステップと、を含む。少なくとも 2 つの k 空間セグメントが矩形であり、少なくとも 2 つの k 空間セグメントの長辺が、それぞれの k 空間セグメントの位相エンコード傾斜磁場によって規定される方向に向けられており、少なくとも 2 つの k 空間セグメントの短辺が、それぞれの k 空間セグメントの読み出し傾斜磁場によって規定される方向に向けられている。

【0015】

横磁化は縦磁化に対して垂直である。縦磁化は一般に MR 装置の静磁場方向に向けられている。

【0016】

行ごとの走査は、それぞれ互いに平行に向けられた k 空間行により行うことができる。少なくとも 2 つの空間セグメントの長辺は k 空間行に対して垂直に向けられ、少なくとも 2 つの空間セグメントの短辺は k 空間行の方向に向けられているとよい。

【0017】

それぞれ例えば平行に向けられている k 空間行による k 空間セグメントの行ごとの走査は、しばしば k 空間セグメントのデカルト走査もしくはデカルト座標系の k 空間軌跡による k 空間走査とも呼ばれる。

【0018】

種々の実施形態において、エコー時点はグラジエントエコーの形成時点である。エコー時間は、例えば、高周波パルス、より厳密には高周波パルスの所謂アイソディレイ時点とエコー時点との間の時間インターバルとして定義されている。例えば、高周波パルスは高周波励起パルスであってよい。その場合に、通常、高周波励起パルスのアイソディレイ時点は、高周波励起パルスの照射時間内の時点であって、該時点以後には高周波励起パルスによって励起されたスピンが横平面内、即ち縦磁化に対して垂直な平面内にあるとみなすことができる時点である。高周波励起パルスのアイソディレイ時点と高周波励起パルスの

10

20

30

40

50

終了との間の時間は、例えばスライスリフオーカス傾斜磁場のモーメントの算定に用いられる。このスライスリフオーカス傾斜磁場は例えばスライス選択傾斜磁場とは逆の符号を有する。スライスリフオーカス傾斜磁場は、種々のシナリオにおいて高周波励起パルスの終了後に印加され、スライス励起傾斜磁場によるそのスライスに沿った位相分散を補償することができる。一般にアイソディレイ時点は、高周波パルスの最大値と一致し、従って対称的ないわゆるシンクパルスの場合、高周波パルスの中央と良好な近似で一致する。

【0019】

横磁化の操作は、例えば、高周波励起パルスによる横磁化励起、または、リフオーカスパルスによる横磁化のリフオーカスを意味する。横磁化の励起は、例えば、縦磁化を部分的にのみ、即ち角度 $< 90^\circ$ だけ偏向する所謂 パルスにより行われる。

10

【0020】

例えば、第2のグラジエントエコーの読み出しが、照射された高周波パルスによって操作された横磁化に関係し、従って第1のグラジエントエコーの際に読み出された横磁化も操作した高周波パルスに関係する。換言するならば、1つの k 空間行は1つの高周波パルスに基づいて走査することができる。種々の実施形態において、1つの特定の k 空間行のためのデータを複数の異なる高周波パルスに基づいて、つまり少なくとも2つの高周波パルスによって操作された横磁化に関して読み出すことも可能である。

【0021】

少なくとも2つの k 空間セグメントは、部分的に重なり合っていてもよいし、ばらばらであっても（共通な k 空間点を持たなくとも）よい。少なくとも1つの k 空間セグメントは $k = 0$ が当てはまる k 空間中心を含むとよい。

20

【0022】

上記においては2つのグラジエントエコーに関する技術を検討した。しかし、各 k 空間行について照射された高周波パルスの後に続いてより多くのグラジエントエコーを検出することも可能である。

【0023】

換言するならば、検討したマルチエコーMR測定シーケンスでは、各 k 空間行について少なくとも2つのグラジエントエコーのトレインを付属の周波数パルスおよび位相エンコーディングの後に続いて形成することができる。

30

【0024】

各 k 空間セグメントの全て又は複数の k 空間行を1つの単独の高周波パルスの直ぐ後に続いて満たすことは不要である。むしろ、今検討した観点によれば、先ず k 空間行について、第1および第2のグラジエントエコーが検出され、その後に、直ぐ次の k 空間行に向かって、例えば高周波パルスと場合によっては新たな位相エンコーディングとが先行して実行される、従って、複数の異なるエコー時点でグラジエントエコーを読み出すために、もしくは複数の異なるエコー時点を有するMRデータを取得するために、1つの k 空間セグメントの複数の k 空間行が、1つの単独の高周波パルスの後に続いて、それぞれ複数回通過される。

【0025】

印加された傾斜磁場パルスの傾斜磁場は横磁化の位相応答のディフェージング又はリフェージングを生じさせる。一般に、傾斜磁場パルスは台形であり、傾斜磁場の振幅が直線的に立ち上がる前縁エッジと、傾斜磁場が一定振幅を取る極値（フラットトップ）部分と、傾斜磁場の振幅が再び直線的に立ち下がる後縁エッジとを有する。傾斜磁場は正又は負の振幅を有する。第1および第2のグラジエントエコーのそれぞれの検出は、例えば形成されるグラジエントエコーを中心とする定められた時間インターバル（読み出し時間）の期間中に行われる。しばしば、走査は読み出し傾斜磁場のフラットトップの期間中にのみ行われる。第1および/または第2のグラジエントエコーを付加的に読み出し傾斜磁場のエッジの期間中にも検出することができる（ランプ走査）。

40

【0026】

グラジエントエコーの読み出しが、受信されたデータの復調とデジタル化とを含む。

50

そのようにして取得されたMRデータは、 k 空間内に複素データとして存在し、従って生データとも呼ばれる。生データは、MR画像を得るために、後処理ステップの後にフーリエ変換によって画像空間へ変換される。

【0027】

一般には、読み出し点が、隣接する読み出し点に対して規定された時間的間隔を有するようにデジタル化されるとよい。グラジエントエコーが読み出し傾斜磁場のフラットトップの期間中に検出され、一定のドウェル時間を用いてデジタル化する場合（この場合、ドウェル時間は相前後する読み出し点間の時間を意味する）、 $k \times$ 座標（読み出し傾斜磁場の方向における k 空間座標）とエコー時点に対する読み出し点の相対的な読み出し時間との間に線形の関係が存在する。このような場合、他の補間又は格子正規化（リグリッディング（英語：Regridding））なしに、高速フーリエ変換（英語：Fast Fourier Transformation）を用いて、取得されたMRデータを k 空間から画像空間へ変換することができる。ランプ走査を使用することによって、空間走査のない場合に比べて達成可能な最大空間分解能を高めることができる。しかし、同時に、取得されたMRデータの後処理のために必要な計算コストが増大する。ランプ走査の技術は当業者に基本的には知られている（例えば、K-P. Hwang et al., “Ramp sampling strategies for high resolution single-pass Dixon imaging at 3T” in Proc. Int. Soc. Reson. Med. 15 (2010) 1044参照）。

10

【0028】

一般に、第1の読み出し傾斜磁場の前に、読み出し方向にいわゆる読み出しプリフェーディング傾斜磁場が印加される。読み出しプリフェーディング傾斜磁場のモーメントは、これが、第1のグラジエントエコーの所望のエコー時点での読み出し傾斜磁場によって取得されるモーメントをできるだけ正確に補償するように選ばれる。

20

【0029】

第1および第2の読み出し傾斜磁場は同じ符号を有するので、検出される第1のグラジエントエコーおよび検出される第2のグラジエントエコーは単極性のグラジエントエコー対を成す。この場合には、両読み出し傾斜磁場の間に印加される読み出し方向の他の傾斜磁場パルスが必要である。この他の傾斜磁場パルスは、両読み出し傾斜磁場により第1のグラジエントエコーの後でかつ第2のグラジエントエコーの前にスピノが取得する位相をできるだけ正確に補償するという使命を有する。従って、この傾斜磁場は、読み出しプリフェーディング傾斜磁場と同じ符号を持ち、両読み出し傾斜磁場とは逆の符号を持つ。この代替として第1および第2のグラジエントエコーを両極性の読み出し傾斜磁場により検出することもできる。

30

【0030】

1つの読み出し点の k 空間座標と、励起とその読み出し点の取得時間との間において読み出し方向に印加される全ての傾斜磁場の累積される0次モーメントとの間には、線形の関係が存在する。即ち、 $k \times = / (2) M 0 \times$ である。特に、エコー時点では、このモーメントは零であり、従って、そのエコー時点を中心として対称的に検出される読み出し点の k 空間座標も同様に零である。

40

【0031】

従って、 k 空間行の長さ、即ち各 k 空間セグメントの幅は、読み出し傾斜磁場の0次モーメントによって決まる。読み出し傾斜磁場の最大振幅は一般にシステム上の制約から制限されている。読み出しインターバルの期間はしばしば予め与えられたエコー時間によって制限され、また生理学的にかつここでも構造上の制約から制限されている。従って、このようなシナリオにおいて、 k 空間セグメントの最大/最小の $k \times$ 座標もしくは縁長は、異なるエコー時点の間の時間的間隔 TE もしくは異なるエコー時間の間の差によって制限される。

【0032】

従って、第1のエコー時点と第2のエコー時点との間の時間 TE は、一般に読み出し時間を制限し、従って最大傾斜磁場振幅が制限されているために、読み出し方向の k 空間

50

行の長さを制限する。これが、またしてもMR画像の分解能を制限する。

【0033】

本発明の種々の実施形態の基礎をなす中心思想は、それぞれk空間セグメントの一辺に沿った分解能がk空間セグメントの他辺に沿った分解能よりも低い複数のk空間セグメントを組み合わせてk空間内に1つの全MRデータセットを形成し、その1つの全MRデータセットから等方的に高分解能のMR画像を算定することにある。従って、本発明の種々の実施形態では、k空間をセグメントごとに走査することによって、達成可能な最大の空間分解能が、異なる複数のk空間セグメントの個々のk空間行の制限された長さにより制限されない。複数のk空間セグメントについてMRデータを取得することによって、複数のk空間セグメントについて走査をしない従来の場合において可能であるよりも、むしろ広い範囲でk空間を走査することができる。

10

【0034】

従って、異なるエコー時間におけるMR画像が比較的高い空間分解能を有するという効果を得ることができる。同時に、動きに対する高い不敏感性を達成することができる。というのは、異なるコントラストを検出するのに必要とされる全てのエコーを1つの高周波励起パルスに基づいて形成することができるからである。

【0035】

更に、本発明による方法が、同じエコー時間で検出された少なくとも2つのk空間セグメントのグラジエントエコーからそれぞれ1つのMR画像を決定するステップを含むとよい。それぞれ1つのMR画像を決定するステップは、次のグループa)~f)から選ばれた技術により行われるとよい。

20

a) k空間におけるリグリッディング、

b) k空間における密度補償、

c) k空間における逐次ずれ操作、

d) パラレルイメージング技術、特にG R A P P A (Generalized Autocalibrating Partially Parallel Acquisition) およびS E N S E (Sensitivity Encoding)、

e) 各エコー時間について：走査された各k空間セグメントについてそれぞれ得られた複数のMR画像を組み合わせて1つのMR画像を決定する技術、

f) 各エコー時間について：走査された各k空間セグメントについてそれぞれ取得された複数のMRデータを組み合わせて合成MRデータ（複数の組み合わされたMRデータ）とし、合成MRデータからMR画像を決定する技術。

30

【0036】

従って、「同じエコー時間で」とは、それぞれ異なる高周波パルスに基づく対応するエコー時点を意味する。

【0037】

ここで述べる観点による方法は、例えば少なくとも1つの第3のグラジエントエコーを少なくとも1つの第3の読み出し傾斜磁場の印加期間中に読み出し、少なくとも1つの第3のグラジエントエコーがそれぞれ少なくとも1つの第3のエコー時点を中心とする時間インターバル内で読み出され、しかもその少なくとも1つの第3のエコー時点は第1のエコー時点および第2のエコー時点の後に続く。

40

【0038】

従って、各k空間行について、高周波パルスの後に続いて相応に多い個数のグラジエントエコーを検出することができる。換言するならば、1つのk空間行が高周波パルスの後に続いて、直ぐ次のk空間行へ進行する前に、相応に繰り返して走査される。それによってそれぞれ異なるエコー時間における、もしくは異なるコントラストを有する相応に多い個数のMR画像を獲得することができる。種々の用途にとって、これは目指すに値する。かくして、例えば水および脂肪のような異なるスピン種を分離するための特定のパラメータを定量的に決定する際に精度を高めることができる。例えば脂肪のマルチスペクトル性のような複数のパラメータを使用することができる。より多数のスピン種を分離することもできる。

50

【0039】

上記においては、特に k 空間行に関してマルチエコー MR 測定シーケンスの特性を検討した。以下においては、特にそれぞれ多数の k 空間行を含む k 空間セグメントに関する特性を検討する。

【0040】

幾つかのシナリオにおいては、少なくとも 2 つの k 空間セグメントが矩形である。このような実施形態において、少なくとも 2 つの k 空間セグメントの長辺が k 空間行に対して垂直であり、かつ位相エンコード傾斜磁場によって規定される各 k 空間セグメントの方向に沿って向けられている。

【0041】

本発明の種々の実施形態は、一般に、位相エンコード方向における k 空間セグメントの縁長が第 1 のエコー時間、つまり最短のエコー時間 TE_1 によって制限されているという認識に基づいている。関連用途において、この制限は一般に読み出し方向の縁長の制限よりも少ない。これは、位相エンコード方向における k 空間セグメントの縁の最大長さが読み出し方向における k 空間セグメントの縁の最大長さよりも大きいことを意味する。この種の矩形の k 空間セグメントの MR データを画像空間へ変換する場合に、読み出し方向においてよりも位相エンコード方向において高い分解能を有する MR 画像が得られる。

10

【0042】

多数の k 空間行について第 1 および第 2 のグラジエントエコーを検出することにより、位相エンコード傾斜磁場によって規定される方向 k_y に沿って固有の高い分解能を達成することができる。本発明の一実施形態においては、読み出し傾斜磁場によって規定される方向 k_x に沿って互いにずらされている複数の k 空間セグメントにおいて、 k 空間をセグメントごとに走査することによって、方向 k_x に沿った比較的高い分解能も達成される。

20

【0043】

上記実施形態においては、それぞれ同じエコー時間を割り当てられた k 空間セグメントの MR データを重ね合わせて画像空間に変換したに基づいて、異なるエコー時点の間の時間的間隔 TE によって制限されない読み出し方向分解能を有する MR 画像が得られる。

【0044】

本発明の一実施形態では、少なくとも 2 つの k 空間セグメントの全てが 1 つの k 空間中心点を含み、それらの少なくとも 2 つの k 空間セグメントがスライス選択傾斜磁場によって規定される 1 つの平面内で、例えば k 空間中心点を中心に互いに回転させられている。

30

【0045】

例えば、少なくとも 2 つの k 空間セグメントが k 空間中心点又は k 空間中心点の近傍にある k 空間点を中心に回転させられているとよい。このような技術は、例えばいわゆる PROPELER 測定シーケンスとして知られている。 k 空間セグメントの長辺が読み出し傾斜磁場によって規定される方向 k_x に対して平行に向けられている従来の PROPELER 技術と違って、本発明の下の観点において規定する特徴は、いわゆる短軸 PROPELLER 技術（英語 : short axis propeller、米国特許第 7 5 3 5 2 2 2 参照）に分類することができる。

40

【0046】

例えば $k_x - k_y$ 平面内で k 空間中心点を中心に複数の異なる k 空間セグメントを互いに回転させることによって、複数の異なる k 空間セグメントの上述のように高い空間分解能を有する位相エンコード傾斜磁場方向 k_y が、異なる k 空間方向に現れる。例えば全ての k 空間セグメントについて MR データを取得した後に、 k 空間セグメントごとに、グラジエントエコーが検出される異なる各エコー時点について、所定数の MR 画像を決定することができる。これらの MR 画像は、それらの基礎をなす k 空間セグメントが互いに回転していることから互いに回転している。複数の異なる MR 画像のそれぞれは、異なる k 空間セグメントごとに変わるそれぞれの位相エンコード傾斜磁場によって規定される方向 k_y に沿って高い空間分解能を持っている。同時に、複数の異なる MR 画像は、複数の異なる

50

k 空間セグメントごとに相応に変わり各読み出し傾斜磁場によって規定される方向 k_x に沿って低い分解能を持っている。

【0047】

互いに回転させられた k 空間セグメントについて定められたエコー時点において取得された MR データつまり MR 画像を重ね合わせて、1 つの唯一の高分解能の MR 画像を合成すること可能にする技術は公知である（例えば、独国特許第 102005046732 号明細書参照）。上記の説明から明らかのように、最終的な MR 画像の達成可能な最大の空間分解能は各 k 空間セグメントの各 k 空間行の制限された長さによって制限されない。むしろ、複数の異なる k 空間セグメントの取得された複数の MR データを組み合わせることによって、特に MR データが異なる k 空間セグメントごとに取得されない場合に比べて、高められた空間分解能を達成することができる。

10

【0048】

種々の異なる個数の k 空間セグメントを走査することができる。一般的には、より多い（より少ない）個数の走査された k 空間セグメントが、その都度決定される MR 画像のより高い（より低い）分解能を可能にする。同時に測定時間がより長く（より短く）なり得る。

20

【0049】

例えば、スライス選択傾斜磁場によって規定される平面内において k 空間中心点を中心互いにほぼ 90° の角度だけ回転されている 2 つの k 空間セグメントが走査されるとよい。

20

【0050】

換言するならば、2 つの k 空間セグメントの対応する辺が互いに垂直であるとよい。ほぼ 90° は、例えば技術的に制約された僅かな誤差角度が正確な 90° に対して偏差を生じることを意味する。換言するならば、ほぼ 90° は、90° ± 10°、又は好ましくは 90° ± 5°、又は特に好ましくは 90° ± 1° を意味する。

30

【0051】

2 つの k 空間セグメントだけが走査される場合には、走査点の密度が、例えば特に周辺の k 空間範囲において、ナイキスト理論に従って必要な走査密度を下回ることがある。しかし、MR 画像の画質低下は比較的少なく、後述の用途にとって許容可能である。従って、2 つだけの k 空間セグメントの走査の場合には、格別に短い測定時間を達成することができ、同時に決定される MR 画像の比較的高い画質を保証することができる

30

【0052】

上記において、とりわけ 1 つの特定の点、例えば k 空間中心点を中心とした複数の異なる k 空間セグメントの回転を行う技術を説明した。上述の回転に対する代替又は追加として、走査される複数の異なる k 空間セグメントが互いに移動させられていてもよい。

【0053】

例えば、少なくとも 2 つの k 空間セグメントが、スライス選択傾斜磁場によって規定される 1 つの平面内において、少なくとも 2 つの k 空間セグメントの短辺に対してほぼ平行に互いに移動させられているとよい。

40

【0054】

短辺に対してほぼ平行な移動とは、短辺に対する平行な移動成分が他の方向の成分よりも著しく多いことを意味する。

【0055】

例えば、少なくとも 2 つの k 空間セグメントの相互の移動だけが行われてもよく、これと同時に、少なくとも 2 つの k 空間セグメントの相互の回転が行われないか、又は僅かな回転しか行われない。少なくとも 2 つの k 空間セグメントの移動をそれらの短辺に対してほぼ平行に行なうことが格別に望ましい。というのは、このようにして MR 画像の分解能を比較的強く高めることができるからである。その移動は、例えば読み出し傾斜磁場によって規定される方向 k_x に沿って行われるとよい。

50

【0056】

上記においては、とりわけスライス選択傾斜磁場によって規定される平面内内で回転および／または移動が行われる技術を説明した。換言するならば、このような技術はスライス特有の、もしくは2次元（2D）のk空間走査に関係する。しかし、3次元（3D）のk空間走査を行うことも可能である。それは、例えばその都度少なくとも2つのk空間セグメントによって広げられる平面に対して垂直な方向の周りにおけるもしくはその方向に沿った少なくとも2つのk空間セグメントの回転および／または移動および／または傾斜によって行うことができる。

【0057】

例えば、少なくとも2つのk空間セグメントの全てが1つのk空間中心点を含み、k空間内で球体が走査されるように、少なくとも2つのk空間セグメントがk空間中心点を中心とし回転させられているとよい。

10

【0058】

例えば、同時に個々のk空間セグメントを互いに回転および傾斜させることによってk空間内で3D球体の走査を行うことができる。その球体の半径は、例えば、それぞれの位相エンコード傾斜磁場によって規定される方向k_yに対して平行である各k空間セグメントの長辺によって定めることができる。

20

【0059】

このような3D変形例の効率の良さは、k空間の中央領域におけるオーバーサンプリングのために、つまり取得されるMRデータの比較的高い密度のために制限される。それにも拘らず、相応の技術は、特にk空間セグメントごとのグラジエントエコーの検出のための時間が短くなければならない場合には利用する価値がある。これは、例えば呼吸等に基づいて被検者の動きが存在する場合である。

20

【0060】

上記においては、とりわけスライス選択傾斜磁場によって規定される方向k_zに沿ったk空間セグメントの分解能が励起されるスライスの幅によって決定されている技術を説明した。換言するならば、個々のk空間セグメントがいわゆる2Dシーケンス技術として取得される技術を説明した。代替又は追加として、k空間セグメント自体が3Dの広がりを有することができる。

30

【0061】

本発明によるシーケンスの第1の3次元（3D）変形例は、スライス選択方向に沿った第2の位相エンコードテーブルの適用を含む。その場合、各k空間セグメントはk空間内の直方体であってもよい。これらの直方体のそれぞれは種々の実施形態において3次元格子において走査される。

30

【0062】

従って、種々の実施形態において、少なくとも2つのk空間セグメントが直方体形であり、少なくとも2つのk空間セグメントのそれぞれが、他の位相エンコード傾斜磁場の印加によってスライス選択傾斜磁場で規定される方向に沿って互いに移動されている複数の矩形のサブセグメントからなる。複数の矩形のサブセグメントの長辺が、前記位相エンコード傾斜磁場又は他の位相エンコード傾斜磁場で規定される方向に沿って向けられている。複数の矩形のサブセグメントの短辺が、読み出し傾斜磁場で規定される方向に沿って向けられている。

40

【0063】

換言するならば、サブセグメントは単に2Dサイズを有するにすぎない。k空間セグメントごとに複数のサブセグメントを使用することによって、k空間セグメントごとの3Dサイズを達成することができる。サブセグメントは、k空間セグメントに関して上述したような特性を有する。

【0064】

換言するならば、スライス選択傾斜磁場によって規定される方向k_zに沿って第2の位相エンコードテーブルを印加することができる。従って、各k空間セグメントが、k空間において3D直方体であるとよい。これらの直方体形のk空間セグメントが3D格子内で

50

走査される。

【0065】

2Dのk空間セグメントに関して上述した技術に応じて、複数の異なる3Dのk空間セグメントをk空間内で回転および/または移動および/または傾斜させることができる。

【0066】

例えば、少なくとも2つのk空間セグメントの全てが1つのk空間中心点を含み、それらのk空間セグメントが、その都度の読み出し傾斜磁場によって規定される1つの平面と、位相エンコード傾斜磁場又は他の位相エンコード傾斜磁場とによって規定される1つの平面において互いに回転させられているとよい。

【0067】

少なくとも2つのk空間セグメントの全てが1つのk空間中心点を含み、k空間において球体又は円筒体が走査されるように、それらのk空間セグメントがk空間中心点を中心として互いに回転させられていてもよい。従って。換言するならば、複数の回転軸および/または1つの回転中心点を中心とする回転が行われる。

【0068】

上記において、少なくとも2つのk空間セグメント同士の相対的な配置および/または向きに関する技術を、2Dにおいても3Dにおいても説明した。次に、少なくとも2つのk空間セグメントの各々についてのグラジエントエコーの検出もしくはMRデータの取得に関する技術を説明する。

【0069】

グラジエントエコーの検出は、スピニエコー・グラジエントエコー・ハイブリッドシーケンスに基づいて行うことができる。例えばスピニエコーシーケンスによりスピニエコーをリフォーカスすることができ、第1および第2のグラジエントエコーをスピニエコーの周辺において検出することができる。

【0070】

スピニエコー・グラジエントエコー・ハイブリッドシーケンスは、基本的には、例えばいわゆるグラジエント・スピニエコー(GRASE)MR測定シーケンスもしくはターボグラジエント・スピニエコー(TGSE)MR測定シーケンスに関連して、当業者に知られている。

【0071】

例えば、高周波パルスが、横磁化のスピニエコーを生成するためのリフォーカパルスであり、第1のエコー時点および第2のエコー時点がスピニエコーの時間範囲内にあるとよい。このような場合、一般的にはエコー時間がスピニエコーとエコー時点との間の時間として与えられている。

【0072】

一実施形態では、スピニエコーシーケンス(SEシーケンス)によりスピニエコーがリフォーカスされ、グラジエントエコーのトレインがスピニエコーの周辺に形成される。

【0073】

GRASE/TGSE等のハイブリッドシーケンスにおいては、その都度1つのリフォーカスパルストレインにより生成される複数のスピニエコーの周辺でグラジエントエコーのトレインが繰り返される。その際に、1つのエコートレインにおける1つのセグメントの複数の異なるk空間行が走査されるように個々のスピニエコー間ににおいて位相エンコード傾斜磁場が変化されることが好ましい。

【0074】

異なる実施形態においては、リフォーカパルスが、横磁化を励起するために高周波励起パルスの後に続く複数のリフォーカパルスの系列の一部であるとよい。複数のリフォーカパルスの系列の1つのリフォーカパルスの後に、少なくとも2つのk空間セグメントのそれぞれのk空間行のうちそれぞれ少なくとも1つが走査されるとよい。

【0075】

換言するならば、個々の高周波励起パルスの後のスピニエコートレインに基づいて1つ

10

20

30

40

50

の k 空間セグメントの複数の異なる k 空間行が走査されるように、リフォーカスパルスによって生成される個々のスピニエコー間ににおいて位相エンコード傾斜磁場を変化させることができ。スピニエコーごとに、複数のグラジエントエコーを検出することができる。例えば、1つの個別の高周波励起パルスに基づいて、即ち1つの個別のスピニエコートレイン内において、1つの k 空間セグメントの全ての k 空間行を検出することができる。

【0076】

このような技術、即ちスピニエコー・グラジエントエコー・ハイブリッドシーケンスを使用することによって、患者が動くことによって生じる問題を軽減することができる。スピニエコートレインの期間は一般に短いので、 k 空間セグメントごとのMRデータ取得中に生じる動きは「凍結」することができる。異なる k 空間セグメントのMRデータ取得の間に発生する被検者の残っている動きは、従来のPROPELLEER-MRIイメージングから知られている技術により補正もしくは低減することができる。これは、例えば複数の異なる k 空間セグメントの取得MRデータの適切な重み付けによって行われる。被検者の動きに起因する望ましくない画像アーチファクトは、このようにして低減することができる。

10

【0077】

異なる実施形態においては、相前後するグラジエントエコーが、異なる符号を有する読み出し傾斜磁場の印加期間中に読み出される。

20

【0078】

従って、任意選択的に、両極性の傾斜磁場パターン、即ち相前後するエコーの取得期間中に印加される読み出し傾斜磁場が反対符号を持つ傾斜磁場パターンにより、検出される第1のグラジエントエコーおよび検出される第2のグラジエントエコーを形成することができる。

20

【0079】

単極性の読み出しパターンを使用することもできる。このような単極性の読み出しパターンの場合には、相前後する読み出し傾斜磁場が同じ符号を持つ。このような読み出しパターンでは、一般に、読み出しインターバルの間に、反対符号を有する読み出し方向の他の傾斜磁場を印加することが必要である。この反対符号を有する読み出し方向の他の傾斜磁場は、スピニエコー第1の読み出し傾斜磁場によって第1のグラジエントエコーの後にかつ第2の読み出し傾斜磁場によって第2のグラジエントエコーの前に取得する位相を補償する。この付加的な傾斜磁場の期間は、与えられたエコー時間差 TE においてエコーの読み出しに使用できる時間を、従って読み出し方向の個別セグメントの最大縁長を短くする。従って、両極性のパターンは一般に能率的である。単極性のパターンは他の利点を有する。例えば、種々の共鳴周波数を有するスピニエコー種が連続的なコントラストで同じ方向にシフトされる。これに対して、両極性の読み出しパターンの場合にはシフト方向が反対であり、このことがディクソン(Dixon)法のような後処理法に困難をもたらし得る。

30

【0080】

他の観点によれば、本発明は、マルチエコーMR測定シーケンスによりそれぞれ異なるエコー時点について検査対象の複数のMR画像を決定するように構成されたMR装置に関する。マルチエコーMR測定シーケンスが、 k 空間を少なくとも2つの k 空間セグメントによりセグメントごとに走査する。少なくとも2つの k 空間セグメントが、 k 空間行に沿って行ごとに走査される。マルチエコーMR測定シーケンスが、各 k 空間行について、第1のエコー時点で第1のグラジエントエコーを形成し、第2のエコー時点で第2のグラジエントエコーを形成する。MR装置が、横磁化を操作するための高周波パルスを照射するように構成されている高周波送信ユニットを含む。更に、MR装置が、現在の k 空間行の位相エンコーディングをするための位相エンコード傾斜磁場を印加するように構成されている傾斜磁場システムを含む。更に、MR装置が、次のステップを実行するように構成されている高周波受信システムを含む。即ち、現在の k 空間行のために照射された高周波パルスによって操作された横磁化の第1のグラジエントエコーを、第1の読み出し傾斜磁

40

50

場の印加期間中に読み出し、しかもその第1のグラジエントエコーの検出を第1のエコー時点を中心とする時間インターバル内で行うステップと、第2のグラジエントエコーを第2の読み出し傾斜磁場の印加期間中に読み出し、しかもその第2のグラジエントエコーの検出を第2のエコー時点を中心とする時間インターバル内で行うステップとである。少なくとも2つのk空間セグメントが矩形であり、少なくとも2つのk空間セグメントの長辺が、それぞれのk空間セグメントの位相エンコード傾斜磁場によって規定される方向に沿って向けられている。少なくとも2つのk空間セグメントの短辺が、それぞれのk空間セグメントの読み出し傾斜磁場によって規定される方向に沿って向けられている。

【0081】

このようなMR装置に関しては、本発明の他の観点によるMR画像の決定方法に関して得られる効果に匹敵する効果が得られる。

10

【0082】

ここで言及している観点によるMR装置が、本発明の他の観点によるMR画像を決定するための方法を実施するように構成されているとよい。

【0083】

上述の特徴および以下において説明する特徴は、明示的に述べた相応の組み合わせで使用することができるだけでなく、本発明の保護範囲を逸脱することなく他の組み合わせで、又は分離して使用することができる。

【0084】

以下において、本発明の上述の特性、特徴および利点ならびにこれらを達成する方法を明白に理解できるように、図面を参照しながら実施例に基づいて更に詳細に説明する。

20

【図面の簡単な説明】

【0085】

【図1】図1はMR装置の概略図である。

【図2】図2はk空間セグメントを示す図である。

【図3】図3は種々の実施形態による図2のk空間行のためのシーケンスを示す図である。

【図4】図4は種々の実施形態による単極性の読み出し傾斜磁場を有するシーケンスを示す図である。

【図5】図5は種々の実施形態による3つの両極性の読み出し傾斜磁場を有するシーケンスを示す図である。

30

【図6】図6は種々の実施形態による複数のk空間セグメントの短軸プロペラ様式の回転を示す図である。

【図7】図7は種々の実施形態による2つのk空間セグメントの短軸プロペラ様式の回転を示す図である。

【図8】図8は種々の実施形態による短辺に沿ったk空間セグメントの移動を示す図である。

【図9】図9は2つの平行な2Dサブセグメントからなる種々の実施形態によるk空間セグメントを示す図である。

【図10】図10は3D空間セグメントのためのグラジエントエコーを検出するためのシーケンスを示す図である。

40

【図11】図11は3Dk空間セグメントの回転および/または傾斜によって走査されるk空間内の球体を示す図である。

【図12】図12は種々の実施形態によるスピニエコー・グラジエントエコー・ハイブリッドシーケンスを示す図である。

【図13】図13は行ごとにアンダーサンプリングされるk空間セグメントを示す図である。

【図14】図14は種々の実施形態によるMR画像の決定方法を示すフローチャートである。

【発明を実施するための形態】

50

【0086】

以下において、図面を参照しながら好ましい実施形態に基づいて本発明を更に詳細に説明する。図において同一又は類似の要素には同じ参照符号が付されている。

【0087】

それらの図において、それぞれ異なるエコー時点についてグラジエントエコーが形成され、読み出されたグラジエントエコーに基づいてMR画像が決定されるマルチエコーMR測定シーケンスに関する技術を説明する。例えば、このようなMR画像により、いわゆる化学シフトイメージングを実行することができ、従って、例えば異なるエコー時点もしくはエコー時間に関してコントラストを有するMR画像に基づいて異なるスピン種を分離することができる。

10

【0088】

特に、以下に説明する技術の優れた点は、異なるコントラストの対応するk空間行が短い時間間隔で検出され、このことが動きに対する比較的高い不敏感性を可能にすることにある。この技術は、従来技術から知られている「n-Echo pro TR」技術と違って、同時に、決定されるMR画像の高い等方性分解能を可能にする。これは複数のk空間セグメントによりk空間を走査することによって行われ、それらのk空間セグメントの短辺は、それぞれk空間行に沿った方向、つまりそれぞれの読み出し傾斜磁場によって規定される方向k_xに向けられている。k空間セグメントごとに多数の平行なk空間行を走査することにより、それぞれの位相エンコード傾斜磁場によって規定される方向k_yにおいて固有に高分解能を達成することができる。互いに移動および/または回転させられた複数のk空間セグメントのMRデータを組み合わせることによって、重ね合わされたデータセットから算定されるMR画像に等方性の高い分解能を持たせることができる。

20

【0089】

図1には、本発明による技術、方法およびステップを実施するように構成されたMR装置100が示されている。MR装置100は、管111を規定する磁石110を有する。磁石110はその長手軸に平行に静磁場を発生することができる。ここでは被検者101である検査対象が、寝台テーブル102上にて磁石110の中に送り込まれる。更に、MR装置100は傾斜磁場を発生する傾斜磁場システム140を有し、傾斜磁場は、MRイメージングのためと検出される生データの空間エンコーディングのために使用される。一般に傾斜磁場システム140は、互いに明確に規定可能に配置された個別制御可能な少なくとも3つの傾斜磁場コイル141を含む。傾斜磁場コイル141は、定められた空間方向（傾斜磁場軸）に沿って傾斜磁場を印加して切り替えることができる。傾斜磁場コイル141は傾斜磁場システムのチャネルとも呼ばれる。傾斜磁場コイル141の巻線によってMR装置100のマシン座標系が規定されている。傾斜磁場は、例えばスライス選択、（読み出し方向の）周波数エンコーディング、位相エンコーディングのために使用することができる。それによって生データの空間エンコーディングを行うことができる。スライス選択傾斜磁場、位相エンコーディング傾斜磁場および読み出し傾斜磁場に対してそれぞれ平行である空間方向は、マシン座標系と必ずしも一致しなくてもよい。それらの空間方向はむしろ、例えばk空間軌跡に関連して規定されているとよい。更に、そのk空間軌跡は、その都度のMR測定シーケンスの特定の結果および/または被検者101の解剖学的特性に基づいて設定することができる。

30

【0090】

静磁場内で生じる分極もしくは長手方向における磁化の整列を励起するために、振幅変調された高周波励起パルスを被検者101に照射することができる高周波コイル装置121が設けられている。それによって、横磁化を発生させることができる。このような高周波励起パルスを発生させるために、高周波送信ユニット131が高周波スイッチ130を介して高周波コイル装置121に接続される。高周波送信ユニット131は高周波発生器および高周波振幅変調ユニットを含む。高周波励起パルスは、横磁化をスライス選択的に又は2D/3D空間選択的に又は全体的に静止位置から傾斜させることができる。

40

【0091】

50

更に、高周波受信ユニット 132 が高周波スイッチ 130 を介して高周波コイル装置 121 に結合されている。高周波受信ユニット 132 を介して、緩和する横磁化の M R 信号を、例えば高周波コイル装置 121 への誘導結合によって、生データとして検出することができる。

【0092】

一般的には、個別の高周波コイル装置 121 を、高周波送信ユニット 131 により高周波励起パルスを照射するために使用し、かつ高周波受信ユニット 132 により生データを受信するために使用することができる。例えば、高周波パルスを照射するためにボリュームコイル 121 を使用し、生データを検出するために高周波コイルアレイからなる表面コイル（図示されていない）を使用するとよい。例えば生データを検出するための表面コイルは、32 個の個別の高周波コイルからなり、従って部分的パラレルイメージング（partial parallel acquisition）用に格別に適している。当該技術は当業者に知られているので、ここではこれ以上の詳細な説明は必要としない。

10

【0093】

更に、M R 装置 100 は、例えば画面、キーボード、マウス等を含み得る操作ユニット 150 を有する。操作ユニット 150 により使用者入力を検出し、使用者への出力を実現することができる。例えば、操作ユニット 150 により、M R 装置の個々の作動方法もしくは作動パラメータを、使用者によっておよび／または自動的におよび／または遠隔制御により設定することができる。

20

【0094】

更に、M R 装置 100 はコンピュータユニット 160 を有する。コンピュータユニット 160 は、例えばマルチエコー M R 測定シーケンスにおいて M R データの取得を制御するように構成されている。更に、コンピュータユニットは、M R 画像を決定するために、k 空間から画像空間への M R データの変換を実行するように構成されているとよい。更に、コンピュータユニットは、M R 画像を決定するために、複数の k 空間セグメントに関する取得された M R データを重ね合わせるように構成されているとよい。

30

【0095】

マルチエコー M R 測定シーケンスは、同じ k 空間点又は k 空間範囲について、例えば横磁化を操作する高周波パルスに対してそれぞれ異なるエコー時点での M R データが取得されることを意味する。このようなシナリオが図 2 に示されている。

【0096】

図 2 においては、複数の k 空間行 220 を有する k 空間 210 の 1 つの単独の k 空間セグメント 200-1 が走査されている。方向 k_x（図 2 において水平軸）は、k 空間セグメント 200-1 の読み出し傾斜磁場の方向に対して平行である。k 空間セグメント 200-1 の位相エンコード傾斜磁場の方向に平行に向けられている方向 k_y は、前記方向 k_x に対して垂直である。k 空間中心点 211 は k_x 座標および k_y 座標の原点にある。k 空間中心点 211 では、k_x = 0 および k_y = 0 が当てはまる。

【0097】

隣接する k 空間行 220 の間隔は k_{PE} である。k 空間行 220 の長さは N_a k_A であり、ただし N_a は読み出し点の個数であり、k_A は隣接する読み出し点の間隔であって、図 2 の例では一定である。図 2 から分かるように、k 空間行 220 の長さは k 空間セグメント 200-1 の幅 220a を決定する。以下に示されているように、k 空間行 220 の長さは、異なる予め定められたエコー時間もしくはエコー時点についてのグラジエントエコーを検出する必要性によって制限されている。位相エンコード方向の k 空間セグメントの広がり N_{PE} × k_{PE} はその他の制限の影響下にある（N_{PE} は位相エンコードステップの個数である）。ここに関連した用途に関して、この制限は一般に僅かである。即ち、位相エンコード方向の延びは、読み出し方向の延びよりも大きく選ばれるとよい。

40

【0098】

従って、k 空間セグメント 200-1 は矩形であり、k 空間セグメント 200-1 の長辺 200b は k 空間行 220 に対して垂直であり、位相エンコード方向 k_y に向いている

50

。 k 空間セグメント 200 - 1 の短辺 220 a は k 空間行 220 に沿って向けられ、かつ読み出し方向 k_x に沿って向けられている。

【0099】

従って、 k_y に沿って相応に大きな個数の k 空間行 220 の走査によって本質的に高い分解能を提供することができる。 k 空間セグメント 200 - 1 の制限された幅 220 a によって k_x 方向の分解能が先ず制限されている。しかし、 k_x 方向におけるこの制限された分解能は、本発明に従って複数の k 空間セグメントについて MR データを取得すること（図 2 に示されていない）によって補償可能である。

【0100】

図 3 には 1 つの単独の k 空間行 220 についての単純化されたシーケンスパターンが示されている。高周波 300 が図 3 の上段に示されている。先ず高周波パルス 401 - 1 の照射が行われる。図を見易くするために図 3 にはスライス選択傾斜磁場の印加が示されていない。高周波パルス 401 - 1 は、横磁化を励起し（高周波励起パルス）、即ち縦磁化を静止位置から少なくとも部分的に偏向させる。

10

【0101】

次に位相エンコード方向 302 に沿って位相エンコード傾斜磁場 402 が印加される。図 3 では、 k 空間行 220 が 2 度走査される（ダブルエコー・グラジエントエコーシーケンス）。このために、読み出し方向 303 に沿って、先ず第 1 の読み出しプリフェーディング傾斜磁場 403 - 1 が印加される。読み出しプリフェーディング傾斜磁場 403 - 1（英語：readout prephasing gradient）の使命は、読み出し傾斜磁場 403 - 2 によってスピンが取得する位相を、即ち、第 1 のグラジエントエコーの所望の第 1 のエコー時点 501（期間 TE1 に対応）で読み出し傾斜磁場 403 - 2 によって取得されるモーメントを、できるだけ正確に補償することにある。次に横磁化の周波数エンコーディングのために、第 1 の読み出し傾斜磁場 403 - 2 が印加される。読み出し傾斜磁場 404 - 2 が第 2 のエコー時点 502（期間 TE2 に対応）で第 2 のグラジエントエコーを形成する。図示の例では、両読み出し傾斜磁場 403 - 2, 404 - 2 が同じ極性を持つので（単極性の読み出しパターン）、読み出し傾斜磁場 403 - 2, 404 - 2 の間に他の傾斜磁場 404 - 1 が印加される。その傾斜磁場 404 - 1 のモーメントは、スピンが第 1 の傾斜磁場 403 - 2 によって第 1 のエコー時間 TE1 後にかつ第 2 の傾斜磁場 404 - 2 によって第 2 のエコー時間 TE2 前に取得する位相を補償するように選ばれている。

20

【0102】

図 3 の下部に、選ばれた時間間隔の間ににおける k 空間軌跡 230 が矢印によって図解されている。図 3 から分かるように、 k 空間行 220 は読み出し傾斜磁場 403 - 2 および 404 - 2 の期間中に左から右に向けて走査される。

30

【0103】

更に、読み出し傾斜磁場 403 - 2 に関して、立ち上がりエッジの時間範囲 403 - 2 a、立ち下がりエッジの時間範囲 403 - 2 c、フラットトップの時間範囲 403 - 2 b が示されている。完全な期間 403 - 2 b の間にデータが読み出される場合には、 k 空間行 220 の長さが時間インターバル 403 - 2 b の期間中の読み出し傾斜磁場 403 - 2 のモーメントと相關関係にある。このモーメントが大きいほど、 k 空間行 220 のために取得される MR データによって獲得可能な空間分解能が高くなる。特定の技術を用いて、エッジ 403 - 2 a, 403 - 2 c についても、MR データを取得することができる。それによって、空間分解能を更に高めることができる。

40

【0104】

図 4 には、図 3 のシーケンスパターンが複数の k 空間行 220 についてより詳細に示されている。特に、図 4 には、第 1 のグラジエントエコーが形成される第 1 のエコー時点 501 と、第 2 のグラジエントエコーが形成される第 2 のエコー時点 502 とが示されている。グラジエントエコーが読み出される時間インターバル 901, 902 も示されている。グラジエントエコーは、常に、累積される 0 次傾斜磁場モーメント全体に、

【数1】

$$m_i(t) = \int_{t_0}^t G_i(\tilde{t}) d\tilde{t} = 0; i = R, S, \quad (1)$$

が当てはまるような時間 t で形成される。但し、 R, S はそれぞれ読み出し方向 303 およびスライス選択方向 301 を表す。積分開始点 t_0 は、対称シンク状の高周波パルスの場合にその高周波パルス 401 - 1 の時間中心と近似的に良好に一致する高周波パルス 401 - 1 のいわゆるアイソディレイ時点である。

【0105】

10

図4では、スライス選択方向 301 に3つの傾斜磁場 407a, 407b, 407c が印加される。407a は、高周波照射の期間中に印加されるスライス選択傾斜磁場である。傾斜磁場 407b は、スライス選択傾斜磁場によってスピンが累積する位相を補償する使命を有する。式(1)に関して、高周波パルスのアイソディレイ時点とスライス選択傾斜磁場 407a (英語: slice selection gradient) の終端との間ににおいて累積されるスライス選択方向のモーメントがスライス選択傾斜磁場 407b (英語: slice refocusing gradient) によって補償されるので、スライス選択傾斜磁場 407b の終端と、スボイラ・スライス選択傾斜磁場 407c (英語: slice spoiling gradient) の始端との間の全ての時間 t について、 $m_s(t) = 0$ となる。

【0106】

20

読み出し傾斜磁場方向 k_x において、読み出しプリフェージング傾斜磁場 403 - 1 (英語: readout prephasing gradient) のモーメントは、これが読み出し傾斜磁場 403 - 2 によって所望の第1のエコー時点 501 で取得されるモーメントを補償するように選ばれる。

【0107】

30

図4の例では、読み出し傾斜磁場 403 - 2, 404 - 2 が同じ極性および同じ振幅を有する。この選択は強制的ではないが、後で行われるMR画像の再構成の際に有利な効果を有する。何故ならば、例えば、第1のエコー時点 501 もしくは第2のエコー時点 502 についてそれぞれ得られる脂肪MR画像と水MR画像との間のシフトが、読み出し方向 303 では等しいからである。

【0108】

40

読み出し方向のグラジエントエコー 403 - 2, 404 - 2 のフラットトップ期間は、等しい長さであってもよい。読み出しチャネル 304 について、取得されるMRデータの走査時点を得るためにグラジエントエコーが検出されてアナログ・デジタル変換される時間インターバル 901, 902 がそれぞれ示されている。

【0109】

第1のエコー時点 501 はアイソディレイ時点 t_0 を基準に規定されている(図4に、エコー時間 TE1 で示す)。これに対応して、第2のエコー時点 502 はアイソディレイ時点 t_0 を基準に規定されている(図4に、エコー時間 TE2 で示す)。第1のエコー時点 501 と第2のエコー時点 502 との間の時間差は TE にて示されている。この時間間隔はエコー時間 TE1, TE2 間の差にも相当する。

【0110】

図5には、マルチエコーMR測定シーケンスの代替的実施形態のシーケンスパターンが示されている。図5のシーケンスパターンにおいては、1つの k 空間行 220 について、高周波パルス 401 - 1 の後に続く3個のグラジエントエコーが、両極性の読み出し傾斜磁場 403 - 2, 404 - 2, 405 - 2 の印加によって検出される(図5に、それらのグラジエントエコーを星印で示す)。3つのグラジエントエコーは、それぞれエコー時点 501, 502, 503 で形成される。

【0111】

50

図5では傾斜磁場エコートレインが3つのグラジエントエコーからなるのに対して、異

なる実施形態では、例えば2つだけのグラジエントエコー又は3つより多いグラジエントエコーを検出することが可能である。

【0112】

更に、図5の実施形態では、読み出し傾斜磁場403-2, 404-2, 405-2のエッジの期間中にも読み出しチャネル304上でのMRデータの取得(ランプ走査)が行われる。それによって比較的高い分解能を達成することができる。

【0113】

図6には6個のk空間セグメント200-1, 200-2, 200-3, 200-4, 200-5, 200-6が示されている。先の諸図に関連して検討したk空間セグメント200-1が、図6において破線枠によって強調されている。図6においてk空間の方向k_xは、その強調されたk空間セグメントの読み出し方向と一致する。相応のことが、k空間の方向k_yおよびその強調されたk空間セグメントの位相エンコード方向に当てはまる。異なるk空間セグメント200-1, 200-2, 200-3, 200-4, 200-5, 200-6は、それぞれ隣のk空間セグメントに対して30°だけ、k空間中心点211を含む回転軸を中心に回転させられており、その回転軸はスライス選択傾斜磁場方向k_zに対して平行に向いている。

10

【0114】

k空間210のこの種のセグメント化は、既に挙げた米国特許第7535222号明細書からの短軸PROPELLEER技術においても使用される。米国特許第7535222号明細書と違って、ここでは1つのk空間セグメント(プロペラブレード)の行220が励起パルス後にEPI軌跡で満たされていない。1つのk空間行220を取得するためのk空間軌跡は、ここではそれぞれk空間中心点211でスタートし、k空間行を連続的には通過しない(米国特許第7535222号明細書における図1bと対比して図3参照)。更に、ここでは、各k空間行220が、異なるコントラストを取得するために、例えば直接的に相前後して何度も通過される。この実施例において存在する課題設定も、米国特許第7535222号明細書の課題設定とは異なる。米国特許第7535222号明細書での技術は、位相エンコード方向にk空間を通過する速度を増大することによって、エコープラナー(EPI)シーケンスの歪みを低減するために利用される。本発明の種々の実施形態の効果は、エコー時間が予め与えられる場合にマルチコントラストシーケンスの分解能を高めることにある。

20

【0115】

図7にはk空間210が2つのk空間セグメント200-1, 200-2によって走査されるシナリオが図解されている。2つのk空間セグメント200-1, 200-2は、k空間中心点211を中心として、スライス選択傾斜磁場によって規定される平面(例えば、この平面はk_zに対して平行に向けられた基準ベクトルを有する)内で90°の角度だけ互いに回転させられている。このようなシナリオでは、k空間210の格別に速い走査を行うことができる。更に、図7には、検出されたグラジエントエコーのデジタル化によって取得されたMRデータとして得られる走査点235が示されている。

30

【0116】

k空間210を2つのみのk空間セグメント200-1, 200-2で走査することは、種々の効果を可能にする。2つのk空間セグメント200-1, 200-2のうちの一方のk空間セグメントの位相エンコード傾斜磁場方向k_yにおいて、

40

$$k_{PE} = 1 / F_oV_{PE} = 1 / (N_{PE} p_{PE}) \text{, 即ち、}$$

$$N_{PE} k_{PE} = 1 / p_{PE} \quad (2)$$

が成り立つ。但し、p_{PE}は位相エンコード傾斜磁場方向k_yにおける隣接行の間隔であり、N_{PE}は位相エンコードステップ数であり、F_oV_{PE}はMR画像1000(図7に挿入画として示す)のための画像空間270における位相エンコード方向の撮像視野(英語: Field of View, F_oV)のサイズを示す。

【0117】

位相エンコード傾斜磁場方向k_yに沿った撮像視野(F_oV)が小さく選ばれるほど、

50

MR 画像 1000 のための所望の分解能を実現するために必要な位相エンコードステップ数 N_{PE} が小さい。

【 0 1 1 8 】

それゆえ、デカルト座標系のイメージングにおいては、従来、標準的な実施時に位相エンコード傾斜磁場方向 k_y が被検者 101 の身体短軸方向に沿って向けられ、位相オーバーサンプリングを含む位相エンコード傾斜磁場方向 k_y の実際の撮像視野が読み出し方向 k_x の撮像視野よりも小さく選ばれる。更に、デカルト座標系のイメージングにおける標準的な実施時に、位相エンコード傾斜磁場方向 k_y の分解能がしばしば読み出し方向 k_x の分解能よりも小さく選ばれる。

【 0 1 1 9 】

しかし、冒頭で述べた PROPEL L L E R 技術を用いた MR イメージングにおいては、正方形でない撮像視野を実現することが従来技術では非常に困難であり、一般には効率性改善が僅かである（これについては、例えば、Proc. Intl. Soc. Mag. 15 (2007) 1726 頁における P.E. Larson および D.G. Nishimura 共著、"Anisotropic Field-of views for PROPEL LER MRI" 参照）。しかし、図 7 に示すような 2 つの k 空間セグメント 200-1 および 200-2 を有する実施形態では、矩形の撮像視野は比較的簡単に実現することができ、高い効率性改善を意味する。

10

【 0 1 2 0 】

使用者によって設定されるべき 2 つの直交方向 x および y 、即ち x 方向に沿った広がり FoV_x および y 方向に沿った広がり FoV_y と、 x 方向の所望のピクセルサイズ x および y 方向の所望のピクセルサイズ y と、所望のエコー時間差とによって指定される一般に正方形でない撮像視野から出発して、 k 空間セグメント 200-1 の読み出し傾斜磁場方向 k_x は x 方向に沿って向けられ、 k 空間セグメント 200-1 の読み出し傾斜磁場方向 k_y は y 方向に沿って向けられる。従って、

20

$$FoV_{PE,1} = FoV_y, \quad p_{PE,1} = -y, \\ FoV_{RO,1} = k_1 FoV_x, \quad p_{RO,1} = x$$

が成り立つ。但し、 $FoV_{PE,1}$ は第 1 の k 空間セグメント 200-1 についての位相エンコード方向の撮像視野であり、 $FoV_{RO,1}$ は第 1 の k 空間セグメント 200-1 についての読み出し方向の撮像視野である。

【 0 1 2 1 】

30

第 2 の k 空間セグメント 200-2 の読み出し傾斜磁場方向 k_x を y 方向に沿って、その第 2 の k 空間セグメント 200-2 の位相エンコード傾斜磁場方向 k_y を x 方向に沿って置くことによって、

$$FoV_{PE,2} = FoV_x, \quad p_{PE,2} = -x, \\ FoV_{RO,2} = k_2 FoV_y, \quad p_{RO,2} = -y$$

が成り立つ。但し、 $FoV_{PE,2}$ は第 2 の k 空間セグメント 200-2 についての位相エンコード方向の撮像視野であり、 $FoV_{RO,2}$ は第 2 の k 空間セグメント 200-2 についての読み出し方向の撮像視野である。

【 0 1 2 2 】

40

k_1 および k_2 は任意に選択できる付加的な読み出しオーバーサンプリング係数であり、これらの値は 1 より大きく又は 1 に設定できる。従って、式 (2) により、両 k 空間セグメント 200-1, 200-2 のそれぞれの位相エンコード方向の k 空間行間隔 $k_{PE,1}, k_{PE,2}$ が確定される。更に、位相エンコードステップ数、つまり k 空間行 220 の数 $N_{PE,1}, N_{PE,2}$ が確定される。

【 0 1 2 3 】

読み出し方向 k_x の 2 つの走査点の k 空間間隔が 2 つの k 空間セグメント 200-1, 200-2 についてそれぞれ $k_{RO,1}, k_{RO,2}$ として定められ、

$$k_{RO,i} = 1 / FoV_{RO,i}, \quad i = 1, 2 \quad (3)$$

によって与えられている。

【 0 1 2 4 】

50

読み出し方向の走査点 235 の数 $N_{RO,1}, N_{RO,2}$ は、本発明による実施形態の場合には、公知の解決策と違って、自由に選択することができ、デカルト座標系（又は半径方向）イメージングのために次式から算定される値よりも非常に小さい。

$$N_{RO, \text{cart}} \quad k_{RO,i} = 1 / \quad p_{RO,i}, \quad i = 1, 2 \quad (4)$$

従って、読み出し方向 k_x の走査点の数 N_{RO} については、

$$N_{RO,i} < N_{RO, \text{cart}} = 1 / (\quad k_{RO,i} \quad p_{RO,i}) \\ = F \circ V_{RO,i} / \quad p_{RO,i}, \quad i = 1, 2 \quad (5)$$

が成り立つ。この場合に、 $N_{RO,i}$ は、相前後するエコー時点間の所望のエコー時間差 T_E をかろうじて実現することができるよう、できるだけ大きく選ぶことが好ましい。かくして k 空間の走査されない周辺の隅をできる限り小さくすることができる。

10

【0125】

次に、 x 方向の k 空間格子間隔 k_x および y 方向の k 空間格子間隔 k_y が確定され、そして x 方向の格子間隔 $k_{RO,1}$ および y 方向の格子間隔 $k_{PE,1}$ を有する第1のセグメントの ($k_{RO,1}, k_{PE,1}$) データマトリックスと、 x 方向の格子間隔 $k_{PE,2}$ および y 方向の格子間隔 $k_{RO,2}$ を有する第2のセグメントの ($k_{PE,2}, k_{RO,2}$) データマトリックスとが、(k_x, k_y) 格子へ補間される。格子間隔を適切に選定すると、この補間は特に正確なかつ特に効率的な sinc 補間によって実行することができる。 k 空間セグメントの MR データが複素加算される。MR 画像の決定は、(k_x, k_y) データマトリックスの二次元高速フーリエ変換 (2D FFT) によって行うことができる。フーリエ変換の線形性により、フーリエ変換の前又は後に MR データの重ね合わせを行うことができる。補間前又は補間後に、 k 空間 210 において、両セグメントの重複範囲における密集したデータ走査を補償する密度補償が行われる。重ね合わせの前に両セグメントの位相補正および動き補償も行うことができる。

20

【0126】

図7には、2つの k 空間セグメント 200-1, 200-2 および正方形でない撮像視野により k 空間 210 をカバーする（覆う）状態が示されている。この例では、 $F \circ V_x = 2 F \circ V_y, k_1 = 1, K_2 = 2$ である。

【0127】

図8には本発明の他の実施例が示されている。この実施例では、 k 空間 210 が3つの k 空間セグメント 200-1, 200-2, 200-3 により走査される。 k 空間セグメント 200-1, 200-2, 200-3 はそれぞれ矩形である。各 k 空間セグメント 200-1, 200-2, 200-3 の位相エンコード傾斜磁場方向 k_y に沿った長辺と、読み出し傾斜磁場方向 k_x に沿った短辺とから成る。各 k 空間セグメント 200-1, 200-2, 200-3 の k 空間行 220 は、既述のマルチエコー-MR 測定シーケンスによりその都度異なるエコー時点において複数のグラジエントエコーを検出するため何度も通過される。これに対し、各 k 空間セグメント 200-1, 200-2, 200-3 の異なる k 空間行 220 は、グラジエントエコーシーケンス又はスピニエコーシーケンスを使用する場合、異なる励起パルス 401-1 に基づいて取得される。TGS E ハイブリッドシーケンスを使用する場合には、異なるスピニエコーの周辺において1つのセグメントの複数の異なる行が取得される。

30

【0128】

例えば図6および図7に関連して既に述べた PROPELLE R 様式の技術と違って、異なる k 空間セグメント 200-1, 200-2, 200-3 が k 空間中心点 211 を中心に互いに回転させられていない。むしろ3つの k 空間セグメント 200-1, 200-2, 200-3 は短辺に対してほぼ平行な方向に、即ち読み出し傾斜磁場方向 k_x に対して平行な方向に移動させられている。読み出し傾斜磁場方向 k_x に沿った k 空間セグメント 200-1, 200-2, 200-3 の移動は、全ての k 空間セグメント 200-1, 200-2, 200-3 が一緒に k 空間 210 を所望の分解能を達成するのに必要な大きさでカバーするように行われている。

40

50

【0129】

図8の例では、異なるk空間セグメント200-1, 200-2, 200-3が部分的に重なり合っている。しかし、k空間セグメント200-1, 200-2, 200-3が部分的に重なり合うことが絶対に必要というわけではない。過大(過小)な重なり度合は、マルチエコーMR測定シーケンスの効率を低下(向上)させる。これは、異なるk空間セグメント200-1, 200-2, 200-3の重なり領域においてMRデータが重複取得されるからである。重複取得されたMRデータは、MR画像のアーチファクトを補正又は低減するのに利用できる。さもなければ、例えば異なるk空間セグメント200-1, 200-2, 200-3に関してグラジエントエコーを検出する間に被検者が動くことによってMR画像にアーチファクトが生じる。

10

【0130】

読み出し傾斜磁場方向kxに沿ったk空間セグメント200-1, 200-2, 200-3の移動は、読み出しプリフェージング傾斜磁場403-01を適切に選択することによって達成することができる。読み出しプリフェージング傾斜磁場403-01の特定の大きさ選定によって付加的な読み出しプリフェージングモーメントを達成することができる。図8の例における3つのk空間セグメント200-1, 200-2, 200-3が、例えば図3のシーケンスにより取得される場合には、読み出しインターバルにわたる読み出し傾斜磁場の積分をAとすると、第1/第3のk空間セグメント200-1, 200-3の取得のための-A/+Aなる付加的な読み出しプリフェージングモーメントにより、k空間セグメントの縁長分だけk空間内で読み出し方向とは反対の移動/読み出し方向に沿った移動が得られる。この移動は、ちょうど重なり合っていないセグメントに相当する。重なり合っているセグメントについては、付加的な読み出しプリフェージング傾斜磁場の大きさが相応に小さく選ばれる。

20

【0131】

図9には直方体形のk空間セグメント200が示されている。k空間セグメント200は、スライス選択傾斜磁場方向kzに沿って互いに移動された2つの矩形の二次元サブセグメント200aa, 200bbから成る。従って、k空間セグメント200は三次元k空間セグメント200である。図9には、更に両サブセグメント200aa, 200bbのためのk空間行220が描かれている。ここでもk空間行220が矩形のサブセグメント200aa, 200bbの短辺に沿って、即ち読み出し傾斜磁場方向kxに沿って向けられている。一般的には、既に二次元k空間セグメントに関連して述べた技術は、三次元k空間セグメント200のサブセグメント200aa, 200bbにも適用することができる。

30

【0132】

図10には、図9に示したような読み出し点235のためのMRデータの取得を可能にするシーケンスパターンが示されている。スライス選択方向301に沿って、サブセグメント200aa, 200bbの1つを選択するための他の位相エンコード傾斜磁場402aが印加される。他の位相エンコード傾斜磁場402aの選択に応じて多い又は少ない個数のサブセグメント200aa, 200bbを実現することができ、スライス選択傾斜磁場方向kzに沿った2つの隣接するサブセグメント200aa, 200bbの間隔は明確に規定して選ぶことができる。

40

【0133】

上記において図9および図10に関連して検討した三次元k空間セグメント200は、k空間210内での傾斜および/または回転および/または移動によってk空間210をカバーするために使用することができる。例えば、それらのk空間セグメント200は、読み出し傾斜磁場方向kxと、第1の位相エンコード方向ky又はスライス選択方向kzとによって規定される平面に沿って、互いに回転させられているとよい。上記において図9および図10に関連して検討したような三次元k空間セグメント200は、k空間210において球体240(図11参照)又は円筒体を走査するように、k空間中心点211を中心互いに回転させられているとよい。

50

【0134】

図12には、読み出し傾斜磁場403-2, 404-1, 405-1により両極性グラジエントエコートレインについて異なるエコー時点501, 502, 503でグラジエントエコーを検出する方法が示されている。これらのグラジエントエコーの検出は、スピニエコー・グラジエントエコー・ハイブリッドシーケンスに基づいて行われる。グラジエントエコー(図12に星印によって示す)は、それぞれリフォーカスパルス401-2a, 401-2b, 401-2cの後に続く。スピニエコー・グラジエントエコー・ハイブリッドシーケンスの一点鎖線によって強調された部分が、異なるk空間行220のために繰り返される。従って、繰り返しの際に位相エンコード傾斜磁場402のモーメントが変化される。最後に、残留横磁化をディフェーズするスポイラー傾斜磁場が印加される(図12には示されていない)。

10

【0135】

1つのエコートレイン内で1つのk空間セグメントの全ての位相エンコード行を検出することができるならば、患者の動きによって生じる問題は軽減される。1つのエコートレインの持続時間は一般に非常に短いので、1つのk空間セグメントの取得中に発生する患者の動きが「凍結」される。異なるk空間セグメントの取得の間に発生する残留する動きは、従来のPRPELLEERイメージングにより公知であるように、補正することができ、もしくは個々のk空間セグメントの重み付けによって、もしくはデカルト座標系のイメージングに比べて、画像アーチファクトを相対的に軽減することができる。

20

【0136】

例えば、第2のエコー時点502が各リフォーカスパルス401-2a, 401-2b, 401-2cによって形成されるスピニエコーと時間的に一致することが考えられ得る。脂肪と水との間の位相展開差が180°となるように、相前後するグラジエントエコー間のエコー間隔TEを選ぶならば、位相シフト-180°, 0, +180°を有する3つのコントラストが得られる。その都度における第2のグラジエントエコー502はスピニエコーと時間的に一致し、従って同相であり、他の2つのグラジエントエコー501および503は逆相である。

【0137】

図12から、異なるリフォーカスパルス401-2a, 401-2b, 401-2cが高周波励起パルス401-1の後に続く複数のリフォーカスパルスの系列の一部であることは明らかである。高周波励起パルス401-1と第1のリフォーカスパルス401-2aとの間ににおいて、プリフェージング読み出し傾斜磁場403-1が印加される。両極性のグラジエントエコー403-2, 404-1, 405-1の代わりに、単極性の読み出し傾斜磁場を用いても相応の技術が可能である。

30

【0138】

図13には、1つのk空間セグメント200-1のアンダーサンプリングが図解されている。鎖線で示されたk空間行220はデータ取得中に測定されない。アンダーサンプリングは、測定される走査点235の密度がナイキスト理論に従って必要な密度を下回ることを意味する。多数の受信コイルおよびいわゆるコイル較正データが存在する場合には、測定されないk空間行220の代用のためにppaイメージングの技術を使用することができる。一般に、コイル較正データは、十分に走査されかつ同じ受信コイルにより受信される低分解能画像のデータである。欠けたk空間行220を算定するために、種々のppa技術、例えば、GRAPPAのようにk空間で動作する技術、又はSENSEのように画像空間で動作する技術を使用することができる。いわゆる自動較正技術の場合には、コイル較正データ(ACSデータ)が、例えばk空間中心点211の近くで高密度走査によって検出されるとよい。このことが、図13には、k空間中心点211の近くに欠けたk空間行220が存在しないことによって示されている。

40

【0139】

例えば、k空間セグメント200-1についてだけACSデータを取得し、他のk空間セグメントについては、そのACSデータから再構成することができる。これらの他のk

50

空間セグメントについては、グリッディング操作又はズレ操作により k 空間 210 において検出 ACS データを回転することによって、ACS データを得ることができる。その代わりとして、ACS データを得るために、複数の k 空間セグメント又は全 k 空間セグメントについて、 k 空間中心点 211 の近くの領域が高密度走査されるとよい。

【0140】

図 14 にはマルチエコー MR 測定シーケンスにより MR 画像の決定方法のフローチャートが示されている。

【0141】

この方法はステップ S1 で始まる。先ず、ステップ S2 において現在の k 空間セグメントが決定される。ステップ S3 において横磁化を励起するために高周波パルスが照射される。ステップ S4 において現在の k 空間セグメントの現在の k 空間行が、特に位相エンコード傾斜磁場の印加によって選択される。

10

【0142】

ステップ S5 において、第 1 のエコー時点で第 1 のグラジエントエコーの検出が行われる。次に、ステップ S6 において、第 2 のエコー時点で第 2 のグラジエントエコーの検出が行われる。任意選択的に、続いて他のグラジエントエコーを検出することができる。

【0143】

ステップ S7 において、現在の k 空間セグメントについて他の k 空間行が走査されるべきかどうかがチェックされる。これが肯定である場合には、ステップ S3 ~ S7 が改めて実行される。否定の場合には、他の k 空間セグメントが走査されるべきかどうかがチェックされる。これが肯定の場合には、ステップ S2 ~ S7 が改めて実行される。否定の場合には、ステップ S9 において、2 つの MR 画像がそれぞれ第 1 および第 2 のエコー時点について決定される。この方法はステップ S10 において終了する。

20

【0144】

上述の実施形態の特徴および本発明の観点は互いに組み合わせることができる。特に、それらの特徴は、本発明の範囲を逸脱することなく、記載した組み合わせだけでなく、他の組み合わせでも、あるいは単独とみなして使用することができる。

【符号の説明】

【0145】

100	MR 装置
101	検査対象（被検者）
102	寝台テーブル
110	磁石
111	管
121	高周波コイル装置
130	高周波スイッチ
131	高周波送信ユニット
132	高周波受信ユニット
140	傾斜磁場システム
141	傾斜磁場コイル
150	操作ユニット
160	コンピュータユニット
200	k 空間セグメント
200a	k 空間セグメントの短辺
200b	k 空間セグメントの長辺
200aa	サブセグメント
200bb	サブセグメント
210	k 空間
211	k 空間中心点
220	k 空間行

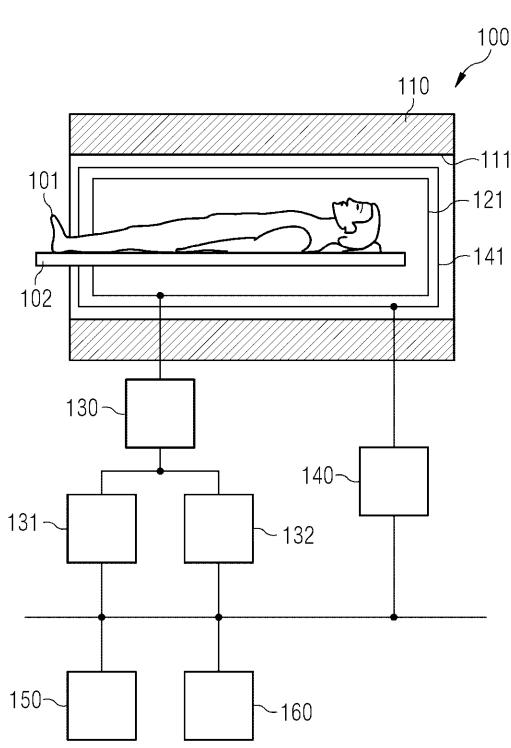
30

40

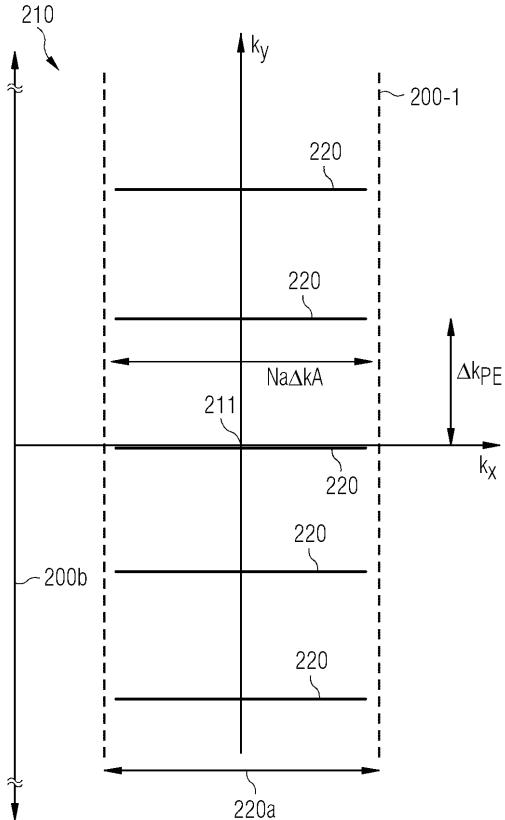
50

2 3 0	k 空間軌跡	
2 3 5	走査点	
2 4 0	球体	
2 7 0	画像空間	
3 0 0	高周波	
3 0 1	スライス選択方向	10
3 0 2	位相エンコード方向	
3 0 3	読み出し方向	
3 0 4	読み出しチャネル	
4 0 1	高周波パルス	
4 0 2	位相エンコード傾斜磁場	
4 0 3	読み出し傾斜磁場	
4 0 4	読み出し傾斜磁場	
4 0 5	読み出し傾斜磁場	
4 0 7	スライス選択傾斜磁場	
5 0 1	エコー時点	
5 0 2	エコー時点	
5 0 3	エコー時点	
9 0 1	時間インターバル	20
9 0 2	時間インターバル	
1 0 0 0	MR 画像	

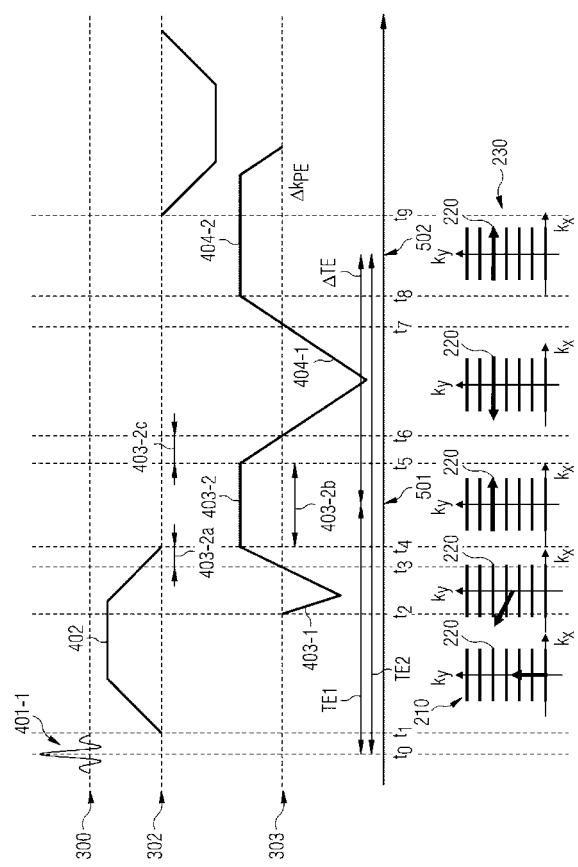
【図1】



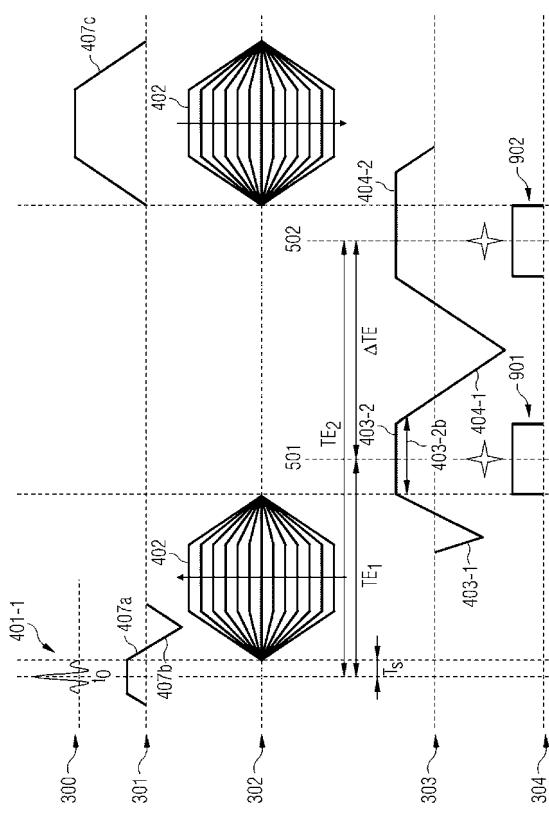
【図2】



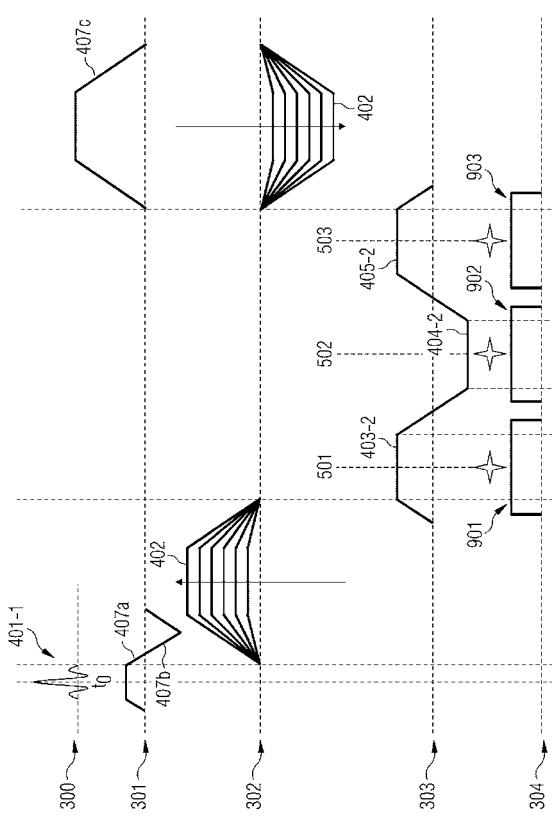
【図3】



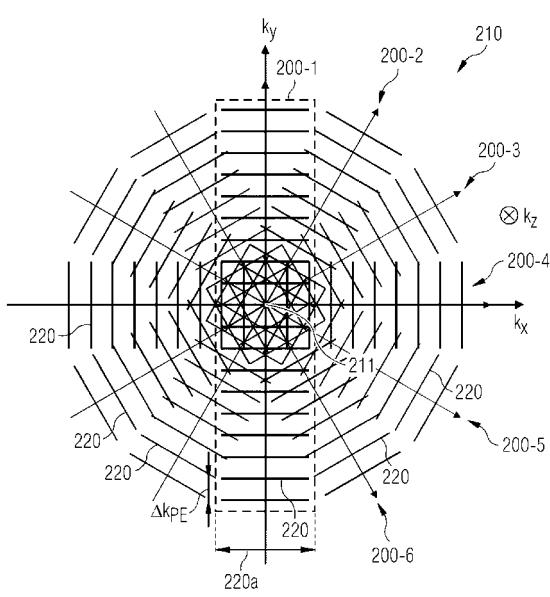
【図4】



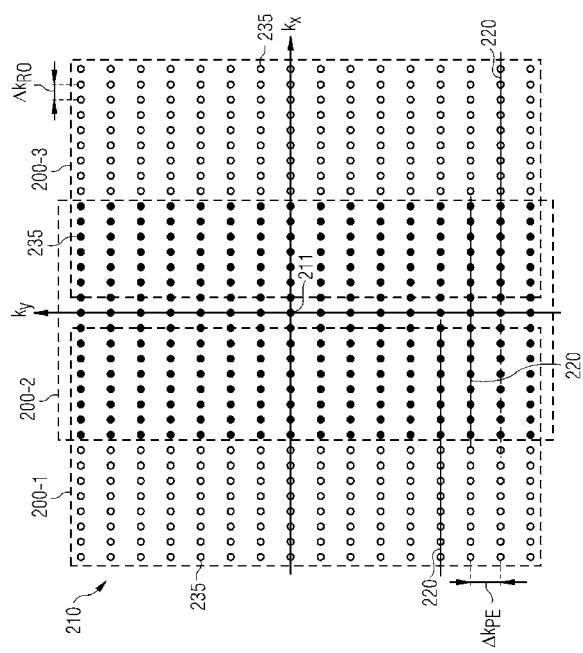
【図5】



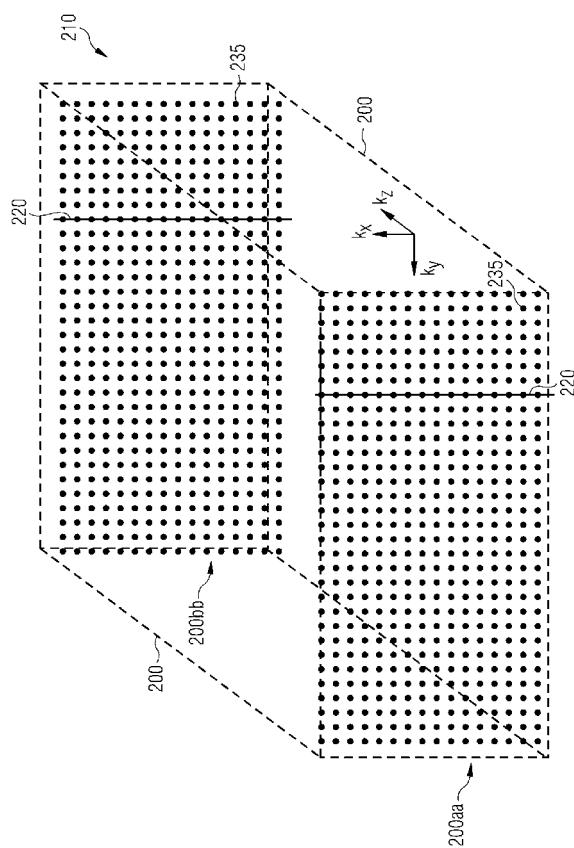
【図6】



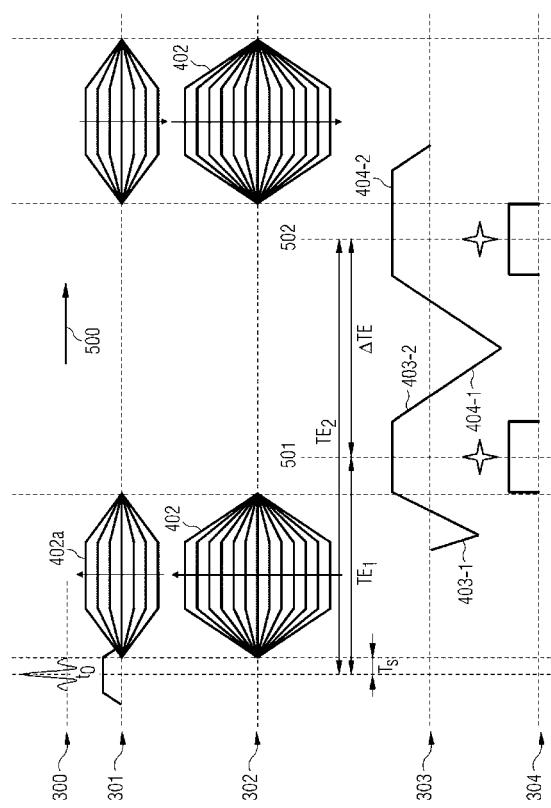
【図 8】



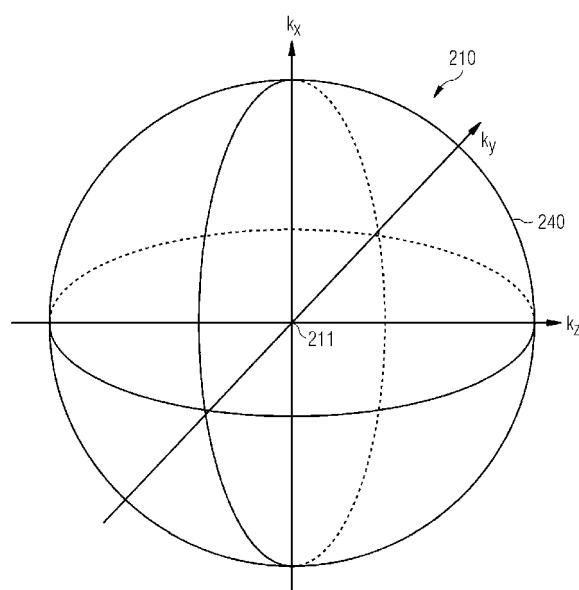
【図 9】



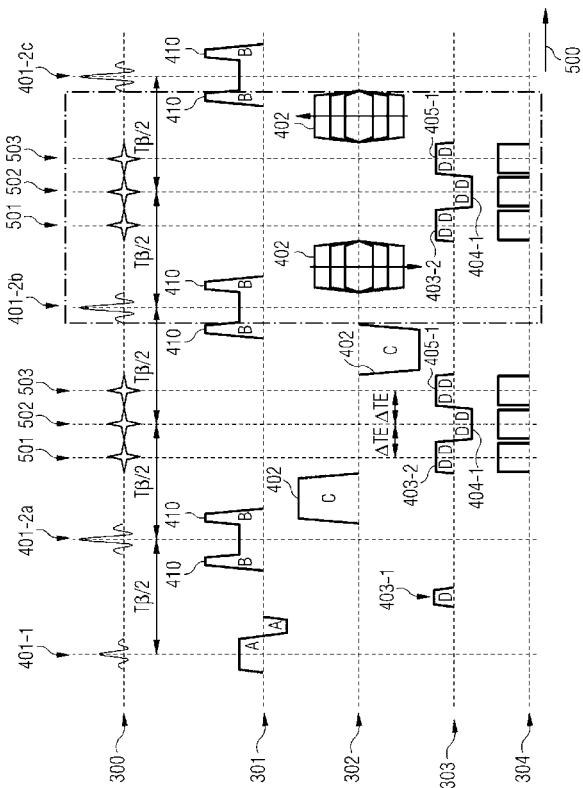
【図 10】



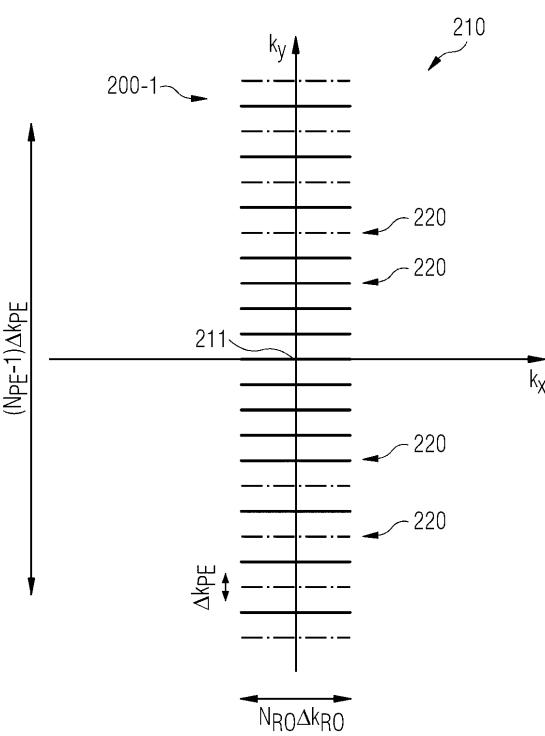
【図 11】



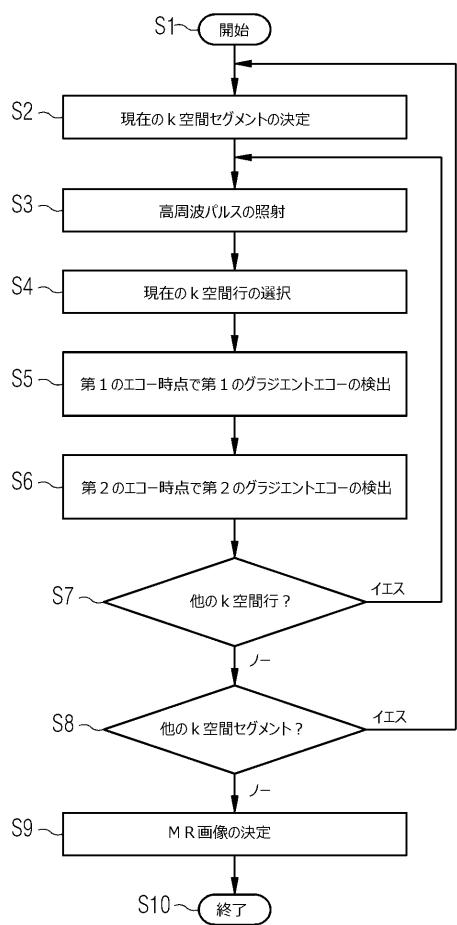
【 図 1 2 】



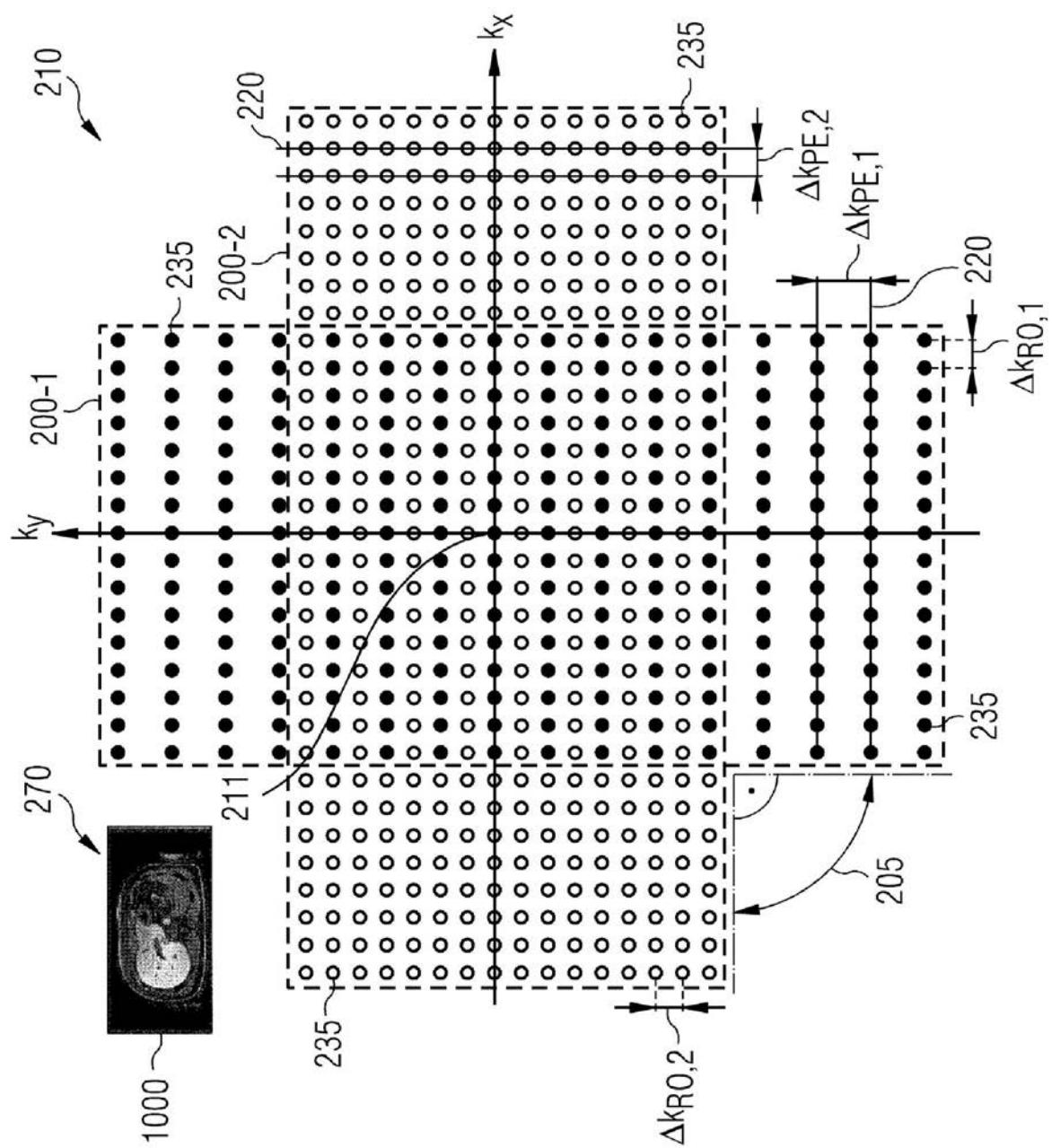
【 図 1 3 】



【 図 1 4 】



【図7】



フロントページの続き

(72)発明者 アルト シュテンマー

ドイツ連邦共和国 91054 エアランゲン ジークリツツホーファー シュトラーセ 53

F ターム(参考) 4C096 AB02 AB12 AB25 AD06 AD12 BA02 BA05 BA06 BA07 BA18

BB02 BB40 DA30