

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第6199148号  
(P6199148)

(45) 発行日 平成29年9月20日(2017.9.20)

(24) 登録日 平成29年9月1日(2017.9.1)

(51) Int.Cl.

F I

A 6 1 B 5/055 (2006.01)

A 6 1 B 5/05 3 1 1

A 6 1 B 5/05 (2006.01)

A 6 1 B 5/05 Z D M

請求項の数 6 (全 11 頁)

(21) 出願番号 特願2013-208471 (P2013-208471)  
 (22) 出願日 平成25年10月3日(2013.10.3)  
 (65) 公開番号 特開2014-76359 (P2014-76359A)  
 (43) 公開日 平成26年5月1日(2014.5.1)  
 審査請求日 平成28年8月22日(2016.8.22)  
 (31) 優先権主張番号 10 2012 218 422.8  
 (32) 優先日 平成24年10月10日(2012.10.10)  
 (33) 優先権主張国 ドイツ(DE)

早期審査対象出願

(73) 特許権者 390039413  
 シーメンス アクチエンゲゼルシャフト  
 Siemens Aktiengesellschaft  
 ドイツ連邦共和国 D-80333 ミュンヘン  
 ヴィッテルスバッハープラッツ 2  
 Wittelsbacherplatz  
 2, D-80333 Muenchen, Germany  
 (74) 代理人 100075166  
 弁理士 山口 巖  
 (74) 代理人 100133167  
 弁理士 山本 浩

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 磁気共鳴装置による撮像方法および磁気共鳴装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

磁気共鳴シーケンスを用いた磁気共鳴装置による撮像方法であって、

k 空間の中心を含まない k 空間の第 1 領域が、k 空間の中心から出発する複数のスポークに沿って半径方向に走査されることによって、撮像部位に相当する k 空間が走査され、少なくとも 2 つの位相エンコード傾斜磁場が励起パルス ( 1 ) の印加前に既に完全に立ち上げられ、第 1 領域なしの残りの k 空間の第 2 の中心領域が、デカルト走査により走査され、コントラスト増強のために、それぞれ規定個数の個別測定の前に 1 つのプリパルス ( 3 ) が印加される磁気共鳴装置による撮像方法において、

k 空間の第 2 領域の測定点のうち、k 空間中心の直ぐ近傍に位置する少なくとも 1 つの部分が、中心測定点として、プリパルス ( 3 ) の最初の印加後に、撮像時に区別されるべき少なくとも 2 つの物質のうちの 1 つの物質のコントラスト用の磁化の零通過後に測定されることを特徴とする磁気共鳴装置による撮像方法。

【請求項 2】

中心測定点の測定が、プリパルスの印加後に、撮像時に区別されるべき少なくとも 2 つの物質のうちの 1 つの物質の T 1 を 1 n ( 2 ) 倍してなる開始時間 ( 1 0 ) 後に開始されることを特徴とする請求項 1 記載の方法。

【請求項 3】

先ず k 空間の中心に相当する中心測定点が測定されることを特徴とする請求項 1 又は 2 記載の方法。

10

20

## 【請求項 4】

k 空間の中心の直ぐ近傍に位置する  $n^3$  個 ( $n = 2, 3, 4$  又は  $5$ ) の点が中心測定点として測定されることを特徴とする請求項 1 乃至 3 の 1 つに記載の方法。

## 【請求項 5】

中心測定点が、k 空間内のスパイラル状の測定軌道に沿って、k 空間の中心の直ぐ近傍に位置する中心測定点から出発して測定されることを特徴とする請求項 1 乃至 4 の 1 つに記載の方法。

## 【請求項 6】

請求項 1 乃至 5 の 1 つに記載の方法を実施するように構成された制御装置 (14) を含む磁気共鳴装置 (11)。

10

## 【発明の詳細な説明】

## 【技術分野】

## 【0001】

本発明は、磁気共鳴シーケンス、特に PETRA シーケンスを用いた磁気共鳴装置による撮像方法であって、k 空間の中心を含まない k 空間の第 1 領域が、k 空間の中心から出発する複数のスポークに沿って半径方向に走査されることによって、撮像部位に相当する k 空間が走査され、少なくとも 2 つの位相エンコード傾斜磁場が励起パルスの印加前に既に完全に立ち上げられ、第 1 領域なしの残りの k 空間の第 2 の中心領域が、デカルト走査により、特にシングルポイントイメージング法により走査され、コントラスト増強のために、それぞれ規定個数の個別測定の前に 1 つのプリパルス、特に T1 コントラスト生成のための 1 つの反転パルスが印加される磁気共鳴装置による撮像方法に関する。更に、本発明は磁気共鳴装置に関する。

20

## 【背景技術】

## 【0002】

超短エコー時間、つまり  $0.5\text{ ms}$  よりも短いエコー時間 TE を有するシーケンスは、磁気共鳴イメージングにおいて新しい応用分野を提供する。これらのシーケンスは、従来の磁気共鳴シーケンス、例えばスピンエコーシーケンス又はグラジエントエコーシーケンスによっては可視化できない物質を表示することができる。可視化できない理由は、繰り返し時間 T2 がエコー時間よりも明らかに短く、撮像時点で既に信号が減衰していることにある。更に、超短エコー時間を有する幾つかの磁気共鳴シーケンスは非常に僅かな傾斜磁場変化しか必要としないために極めて静かである。患者の騒音負荷を明白に低減するこの種のシーケンスの例が、zTE シーケンス (ゼロエコー時間シーケンス)、WASPI シーケンス (Water and Fat Suppressed Proton Projection MRI)、SWIFT シーケンス (Sweep Imaging with Fourier Transform) および PETRA シーケンス (Pointwise Encoding Time Reduction with Radial Acquisition) である。

30

## 【0003】

従来技術において、既に、超短エコー時間を有する多くの磁気共鳴シーケンス、例えばラジアルUTE シーケンス (「Ultrashort Echo time、超短エコー時間」、例えば非特許文献 1 参照) が提案されている。これによると、励起パルス後の待ち時間後に傾斜磁場が立ち上げられ、同時にデータ収集が開始される。この種の励起後に走査される k 空間軌道は k 空間中心から外側に向かって半径方向に延びる。従って、k 空間内で収集された生データから出発してフーリエ変換により画像データを再構成する前に、これらの生データが、例えばリグリidding (regridding) 処理によって、先ずデカルト k 空間格子に換算されなければならない。

40

## 【0004】

短いエコー時間を可能にするための他の試みは、自由誘導減衰 (FID) を検出することによって k 空間を点状に走査することである。このような方法は、シングルポイントイメージングとも呼ばれる。というのは、高周波励起パルスごとに k 空間内において基本的には 1 つの生データ点しか検出されないからである。シングルポイントイメージングのためのこのような方法の例が、RAS P 法 (非特許文献 2 参照) である。高周波励起パルス

50

後からエコー時間  $T_E$  までの固定の時点で、傾斜磁場によって位相をエンコードされた生データ点が読み出される。傾斜磁場は、 $k$  空間を点ごとに逐一走査することができるように、磁気共鳴装置により生データ点もしくは測定点ごとに变化させられる。

#### 【0005】

エコー時間および総撮像時間の更なる短縮が、P E T R A シーケンスにより可能にされる（例えば、特許文献 1 および非特許文献 3 参照）。これらの文献の開示は、関連付けによって本発明の開示内容に取り込まれており、このことが P E T R A シーケンスの具体的な実現に関係している。P E T R A シーケンスでは、撮像部位に相当する  $k$  空間が 2 つの異なる様式で読み出される。まず、少なくとも 2 つの位相エンコード傾斜磁場が、それぞれ 1 つの空間方向において、磁気共鳴装置の傾斜磁場システムにより投入され、投入された位相エンコード傾斜磁場の全強度到達後にはじめて非選択性の高周波励起パルスが磁気共鳴装置の高周波送受信装置により送出されることにより、 $k$  空間中心を含まない第 1 領域が走査される。最後に送出された励起パルス後の或る時間  $t_1$  後に、高周波送受信装置（場合によっては、専用の高周波受信装置）により、エコー信号が収集され、これらのエコー信号が、位相エンコード傾斜磁場の強度によって予め設定されたラジアル  $k$  空間軌道（スポーク）に沿った生データ点として記憶される。これらのステップは、撮像部位に相当する  $k$  空間を時間  $t_1$  に依存した第 1 領域においてラジアル  $k$  空間軌道に沿って読み出し終えるまで繰り返される。位相エンコード傾斜磁場の投入およびこれらの位相エンコード傾斜磁場の始動する（立ち上がる）までの待機、従ってエコー時間は、例えば U T E シーケンスに比べて更に低減することができる。勿論、位相エンコード傾斜磁場が既に立ち上げられていることによって、 $k$  空間中心を含む中央の球形領域、即ち  $k$  空間第 2 領域を走査することができない。従って、 $k$  空間の第 1 領域で覆われていない  $k$  空間中心を含む  $k$  空間第 2 領域は他の方法で測定され、ここではデカルト走査が、例えば R A S P のようなシングルポイントイメージング法により行われる。ラジアル（半径方向）に読み出される生データは、既に述べたように生データからフーリエ変換により画像データを再構成する前にデカルト  $k$  空間格子に換算されなければならないのに対して、この第 2 の走査成分において収集される生データは、既にデカルト  $k$  空間格子にあるので、費用および時間の更なる節約がもたらされる。

#### 【0006】

超短エコー時間を有する磁気共鳴シーケンスのコントラストは、特に P E T R A シーケンスのコントラストも、プロトン密度強調もしくは  $T_1$  強調の範囲内にある。測定期間中に繰り返し時間およびフリップ角が一定の場合、正確なコントラストを決定するいわゆる定常状態が形成される。z T E シーケンス、W A S P I シーケンス、S W I F T シーケンスおよび P E T R A シーケンスの場合には、フリップ角がしばしばほぼ  $8 \sim 12$  度以下に制限され、このことが、 $3 \sim 5$  m s の典型的な繰り返し時間において、とりわけプロトン密度強調コントラストをもたらす。

#### 【0007】

$T_1$  コントラストを、又は  $T_2$  コントラストも得るために、測定過程の少なくとも一部分の前にその都度印加されるプリパルスを使用することが提案された。従って、時間節約のためにプリパルスを全部で  $n$  回繰り返して印加することが考えられ得る（例えば、非特許文献 4 参照）。なお、 $T_1$  は縦緩和時間を表し、 $T_2$  は横緩和時間を表す。

#### 【0008】

M P R A G E シーケンス（例えば、非特許文献 5 参照）については、デカルト走査により個々の  $k$  空間ラインが走査される。この場合にもプリパルスが使用され、まずプリパルス後に規定時間  $T_{VP}$  が待たれ、そのあと直ちに収集時間  $T_{ACQ}$  が続き、この時間内に、 $n = T_{ACQ} / T_R$  なる回数の繰り返しが測定される。 $T_R$  は通常の如く繰り返し時間である。その収集時間後に、次のプリパルスが印加される前に、なおも待機時間が用意されている。その待機時間中にスピンの緩和が、これが、場合によっては、信号雑音比にとって有利となり得るが、しかし一般的には完全な緩和は生じない。

#### 【0009】

10

20

30

40

50

T 1 強調のための反転パルスの例を詳細に説明する。先ず反転パルスとして形成されたプリパルスによってスピンの反転され、従って  $180^\circ$  のフリップ角だけ向きを変えられる。緩和の際に、常に繰り返し時間の間隔で、より小さいフリップ角に該当する励起パルスが与えられれば、その都度における物質の緩和に依存して、最大横磁化には対応しない安定磁化がもたらされ、この安定磁化の際に緩和が励起パルスにより結局「ストップ」させられる。この安定磁化は、異なる物質ごとに、例えば灰色又は白色の脳物質ごとに異なっている。これにより T 1 強調がもたらされる。

#### 【 0 0 1 0 】

その際に、新たなプリパルスのためにデータ収集が中断され、完全な緩和も行われず、従って最大横磁化から向きを変えられるのではなくて、安定磁化から直接に、又は最大横磁化と安定磁化との間の値から向きを変えられる。従って、規定時間後に、即ち過渡過程後に定常状態が生じる。この定常状態は、プリパルスおよび測定過程からなる各サイクルにおける磁化の経過が等しいことを意味する。

10

#### 【 0 0 1 1 】

M P R A G E シーケンスの場合には、全体測定の開始時に数サイクル後に、部分的には既に 1 サイクル後に整定する定常状態においてのみ測定を行う。この場合に、しばしば、過渡過程からのデータにより測定を劣化させないために、的確に若干のサイクルが経過するのが待たれる。

#### 【 0 0 1 2 】

可能なかぎり高い信号雑音比で可能なかぎり良好なコントラスト、例えば灰色脳物質と白色脳物質との間のコントラストを達成するように M P R A G E シーケンスを最適化する方法が知られている。そこでは、可能なかぎり良好なコントラスト、例えば横磁化成分の間に明白な差がもたらされ、しかし同時に、例えば横磁化成分の絶対値が十分に大きく、信号雑音比が十分に高いという、プリパルス印加後の最適時点 T I が求められる。最終的には評価が行われ、その評価の結果から最適時点 T I を導き出すことができる。この最適時点 T I は、緩和過程において通常は上述の安定磁化の到達前にある。

20

#### 【 0 0 1 3 】

M P R A G E のために、k 空間中心の直ぐ近傍にあって撮像のコントラストおよび信号雑音比にとって最も重要である k 空間ラインを的確にプリパルス印加後の最適時点 T I で測定することが提案されている。

30

#### 【 0 0 1 4 】

その他の原理に基づいて、M P R A G E シーケンスにおけるこの方法を P E T R A シーケンスに直接的に移転することはできない。

#### 【 先行技術文献 】

#### 【 特許文献 】

#### 【 0 0 1 5 】

【 特許文献 1 】 独国特許出願公開第 1 0 2 0 1 0 0 4 1 4 4 6 号明細書

#### 【 0 0 1 6 】

【 非特許文献 1 】 Sonia Nielles-Vallespin, "3D radial projection technique with ultrashort echo times for sodium MRI: clinical applications in human brain and skeletal muscle", Magn. Reson. Med. 2007; 57; p.74-81

40

【 非特許文献 2 】 O.Heid. et al, "Rapid Signal Point Imaging", SMR, 3rd Annual Meeting, p.684, 1995

【 非特許文献 3 】 D.Grodzki et al., "Ultrashort Echo Time Imaging Using Pointwise Encoding Time Reduction With Radial Acquisition (PETRA)", Magnetic Resonance in Medicine 67, p510-518, 2012

【 非特許文献 4 】 R.Chamberlain et al., "Quiet T1- and T2-weighted brain imaging using SWIFT", Proc. ISMRM 2011, p.2723

【 非特許文献 5 】 M.Brant-Zawadzki et al., "MP RAGE: a three-dimensional T1-Weighted, gradient-echo sequence initial experience in the brain", Radiology 182,

50

p.769-775, 1992

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0017】

本発明の課題は、 $k$ 空間のラジアル走査とデカルト走査とを組み合わせた磁気共鳴シーケンスにおいても、特にPETRAシーケンスにおいても、コントラストおよび信号雑音比の改善を可能にすることにある。

【課題を解決するための手段】

【0018】

この課題の解決のために、冒頭に述べた如き方法において、本発明によれば、 $k$ 空間の第2領域の測定点のうち、 $k$ 空間の中心の直ぐ近傍に位置する少なくとも1つの部分が、中心測定点として、プリパルスの最初の印加後に、撮像時に区別されるべき少なくとも2つの物質のうちの1つの物質のコントラスト用の磁化の零通過後に、特に零通過直後に測定される。

【0019】

それゆえ、 $k$ 空間の中心の周囲の規定個数の $k$ 空間点、例えば $3^3$ 、 $4^3$ 又は $5^3$ 個の点を、いちばん最初のプリパルス、例えば1つの反転パルスの後に直ちに測定することが提案されている。いちばん最初のプリパルスの後、既述の如くスピン系はまだ定常状態に整定していなく、横磁化は定常状態におけるよりも明らかに高い値に達している。 $k$ 空間の中心の領域内の点をこのように早期に測定することの第2の利点は、磁化が最大に緩和された際に最初のプリパルスが投入されることによって、明確に規定された出発位置に基づいて、測定に最適なコントラストおよび/又は最適な信号雑音比が存在する時点を解析的に決定できることにある。これについて、以下に更に詳しく説明する。

【0020】

$k$ 空間の中心はコントラストおよび信号雑音比にとって極めて重要であるので、このようにして、コントラストを安定させ、かつ信号雑音比を高めることができる。

【0021】

従って、 $T_1$ コントラストにとって重要な点は、過渡過程において定常状態におけるよりも高い横磁化が存在しかつ区別されるべき物質の磁化において定常状態におけるよりも大きい比が実現できることである。 $T_2$ コントラストを生成するための、例えば一連の反転、リフォーカシング等の $T_2$ プリパルスの場合に、良好なコントラストのためには、プリパルスの最初の印加の際に存在する完全に緩和した磁化状態が適切であり、それによって非常に良好なコントラストが得られるが、これに対して整定状態においては最適ではないが次善のコントラストが存在する。従って、「整定状態」、即ち定常状態では、 $k$ 空間内でさらに外側に位置する測定点（およびラジアルスポーク）が測定される。

【0022】

従って、本発明による方法では、冒頭に示したようにMPRAGEシーケンスにおいて行われたのとまさしく反対のことが行われる。というのは、常に定常状態で測定されるのではなくて、 $k$ 空間中心が的確にいちばん最初のプリパルス後の定常状態への過渡過程において測定されるからである。プリパルスとそれに続く測定（撮像時間）のシリーズをサイクルと呼ぶ場合に、いちばん最初のプリパルスとは、いちばん最初のサイクルのプリパルスのことである。

【0023】

測定は、プリパルスの後において、区別されるべき複数の物質、例えば2つの物質のうちの1つの物質の横磁化が零通過をするときに開始するのが格別に有効である。その他の磁化は、この時点で既にもっと緩和されており、このことは、特に時間的に最後に起こる零通過が考慮されることを意味する。例えば灰色脳物質および白色脳物質が物質として区別されるべきである場合に、 $T_1$ コントラスト生成のための反転パルスの印加後の過渡過程に関して次のことが当てはまる。即ち、灰色脳物質の横磁化が零通過する間に、白色脳物質の横磁化は既に50%近くまで緩和され、従って高い信号貢献をもたらす。プリパル

スとデータ収集時間とから成るその次の測定サイクルでは、定常状態が形成されて、灰色脳物質の横磁化の零通過時に白色脳物質の横磁化が明らかに比較的低いので、そのように際立った相違が生じず、とりわけ比較的低い横磁化が存在し、このことが信号雑音比に好ましくない結果をもたらす。

#### 【 0 0 2 4 】

ここで言及しておくに、本発明は、全体として、コントラストと信号雑音比との間の理想的な妥協をするのではなく、シーケンスの残部においてデータ収集時間を実現することを可能にすることによって、例えば異なる物質の信号間の際立った相違が達成されない時点でも測定を行うことができる。この理由は、コントラストにとって重要な  $k$  空間中心が最適なコントラストで既に測定されていることにある。

10

#### 【 0 0 2 5 】

それゆえ、全体として、コントラスト雑音比およびとりわけ信号雑音比は、特に、純粋に定常状態における最適な測定時点に合わせられる変形例に比べても、明らかに高めることができる。

#### 【 0 0 2 6 】

本発明の他の実施形態においては、中心測定点の測定が、プリパルスの印加後に、撮像時に区別されるべき少なくとも2つの物質のうちの1つの物質の  $T_1$  を  $1/n(2)$  倍してなる開始時間後に開始される。既に説明したように、明確に規定された出発位置、即ち、特に横磁化の完全緩和が、理想的な時点を求めることを可能にする。特に、その際に、区別されるべき物質のうちの1つの物質の時間的に最後の零通過が開始時間として選択され、その最後の零通過は  $T_I = 1/n(2) \times T_1$  なる開始時間で生じる。白色脳物質と灰色脳物質との区別の例では、灰色脳物質の横磁化の零通過が考慮されるとよい。

20

#### 【 0 0 2 7 】

更に、先ず、 $k$  空間の中心に相当する中心測定点が測定されるとよい。零通過の際に最良のコントラストがもたらされる場合には、主としてコントラストに対して責任がある  $k$  空間中心の直ぐ近傍に位置する測定点、特に  $k$  空間中心に位置する測定点を、この最適な時点、例えばちょうど今説明したように計算した時点で測定し、その後初めて  $k$  空間中心の領域内の他の点を考慮することが考えられる。

#### 【 0 0 2 8 】

既に示したように、 $k$  空間の中心の直ぐ近傍に位置する  $n^3$  個 ( $n = 2, 3, 4$  又は  $5$ ) の点が中心測定点として測定される。従って、例えば、最も中心にある  $2^3$  個又は  $1^3$  個の測定点が中心測定点として測定されるとよい。

30

#### 【 0 0 2 9 】

本発明の格別に有利な実施形態では、中心測定点が、 $k$  空間内のスパイラル状の測定軌道に沿って、 $k$  空間の中心の直ぐ近傍に位置する中心測定点から出発して測定される。従って、 $k$  空間内での適切な測定軌道、特にスパイラル状の測定軌道を選択することによって、中心測定点を最終的に  $k$  空間の中心からの距離に応じて整列して測定することが考えられる。付記しておくに、この種の測定軌道 (撮像軌道) は位相エンコード傾斜磁場に関して大きな跳躍なしにも実施できるので、騒音発生がなく、シーケンスが全体的に少なく保たれる。

40

#### 【 0 0 3 0 】

本発明による方法は、一般的に言うならば、 $k$  空間の第2領域の測定点の規定された成分をそれらの測定中に予定よりも早く始め、かつそれらの測定を既に第1領域におけるラジアルスポークの撮像前に行うために、 $k$  空間の第1領域内に含まれる  $k$  空間中心が、いずれにせよデカルト走査で、特にシングルポイントイメージング法によって走査されるという事実を利用する。これは、特に、磁気共鳴シーケンスが非常に少なく実施できるという利点を弱め得る、位相エンコード傾斜磁場における大きな跳躍を強いることなしに可能である。

#### 【 0 0 3 1 】

本発明は、上述の方法のほかに、本発明による方法を実施するように構成された制御装

50

置を含む磁気共鳴装置にも関する。磁気共鳴装置は、従来技術において既に広範に知られており、具体的な撮像を制御する制御装置を含み、従って、本発明による方法において予定されている測定手順も実行することができ、この測定手順では定常状態への過渡過程において既に測定が行われる。本発明による方法に関する全ての実施形態は、同じように本発明による磁気共鳴装置に移転できるので、この磁気共鳴によっても本発明の利点を維持することができる。

#### 【 0 0 3 2 】

以下において説明する実施例からおおよび図面に基づいて本発明の他の利点および詳細を明らかにする。

#### 【 図面の簡単な説明 】

10

#### 【 0 0 3 3 】

【 図 1 】 図 1 は撮像部位に相当する  $k$  空間を取得するための従来技術による P E T R A シーケンスを示すタイムチャートである。

【 図 2 】 図 2 は従来技術および本発明による方法におけるプリパルスの印加時の測定経過を示すタイムチャートである。

【 図 3 】 図 3 は  $T_1$  コントラストを助長する 1 つのプリパルスの際の異なる物質の横磁化経過を複数のサイクルについて示すタイムチャートである。

【 図 4 】 図 4 は本発明による磁気共鳴装置を示す概略図である。

#### 【 発明を実施するための形態 】

#### 【 0 0 3 4 】

20

図 1 は、従来技術、例えば特許文献 1 から公知であって磁気共鳴装置における撮像に使用できるような磁気共鳴シーケンスとしての P E T R A シーケンスの経過を示す。図 1 の上から一段目は照射される高周波励起パルス 1 を示し、二段目は付属の読み出し時間 2 を示す。励起パルス 1 はそれぞれ、シーケンス全体にわたって一定のままである繰り返し時間  $T_R$  の間隔で繰り返される。この実施例では、2 つの位相エンコード傾斜磁場が投入され、従って第 3 の方向、即ちスライス方向、ここでは  $z$  方向におけるエンコーディングは行われない ( $G_z = 0$ )。

#### 【 0 0 3 5 】

$k$  空間の第 1 領域が半径方向に走査される第 1 の測定区分 A においても、その第 1 領域を含まない  $k$  空間の中心を含む  $k$  空間の第 2 領域が走査される第 2 の測定区分 B においても、明らかに傾斜磁場は非常に僅かしか変化せず、測定区分 A においては特に連続的に変化するので、生データの非常に僅かな収集しか可能でない。

30

#### 【 0 0 3 6 】

この実施例では、次のケースが考察される。即ち、このケースでは、白色脳物質と灰色脳物質との間の  $T_1$  コントラスト生成のために、規定回数の繰り返しのためのプリパルスとして反転パルスが与えられ、従って励起パルス 1 と読み出し時間 2 との組み合わせによってもたらされる全体の繰り返し (測定過程) が、図 2 に概略的に示されているように、複数のプリパルスに配分されている。図 2 には後続の測定時間 4 を伴うプリパルス 3 が概略的に示されている。以下では、プリパルス 3 後に測定が開始されるまでの待ち時間は  $T_{VP}$  で示され、測定時間 4 内の測定期間は繰り返し時間  $T_R$  の複数倍でありそして  $T_{ACQ}$  で示され、次のプリパルス 3 までの任意の他の待ち時間は  $T_{Wait}$  で示されている。プリパルス 3 とそれぞれ等しい長さの時間  $T_{VP}$  ,  $T_{ACQ}$  ,  $T_{Wait}$  とを規則的に使用する場合には、プリパルス 3 および測定時間 4 からなる各サイクルの磁化経過が同じである定常状態が生じる。

40

#### 【 0 0 3 7 】

従来技術では、図 2 の上側に示すように、時点 5 でデカルト成分の測定が開始されることにより、測定が測定区分 A および B に区分されているが、本発明の場合には、測定区分がそれとは異なる。即ち、図 2 の下側に示すように、 $k$  空間の中心の直ぐ近傍に位置する測定点の部分が最初のプリパルス 3 の直後の部分測定区分 B 1 において格別に高いコントラストで測定され、その後に初めて  $k$  空間のラジアル走査のための第 1 の測定区分 A が開

50

始され、その後にその第 1 の測定区分 A に、中心測定点に相当しないデカルト成分の残りの測定点のための部分測定区分 B 2 が続く。

【 0 0 3 8 】

図 3 は白色脳物質のため（曲線 6 ）と灰色脳物質（曲線 7 ）のための横磁化の時間経過を示す。曲線 8 は両磁化相互の比を示す。図示の曲線は時点 9 の直後に始まり、その時点 9 では、与えられた最初のプリパルス（ここでは反転パルス）が終了し、従って最大に緩和された横磁化の反転が行われた。

【 0 0 3 9 】

図 3 から、第 2 サイクル I I から定常状態が既に生じていることが分かる。これは、曲線 6 , 7 による磁化がサイクル I I , I I I , I V , ... において常に同じ経過をすることを意味する。しかし、最初のプリパルス後のサイクル I は明らかに異なり、従って、第 1 サイクル I は定常状態への過渡過程である。完全に緩和された磁化から出発した後に、磁化に関して明らかに高い値が生じ、特に目立つのは、灰色脳物質に関する曲線 7 の零通過時点、即ち時点 1 0 において既に、白色脳物質の横磁化、即ち曲線 6 に関して、後のサイクル I I , I I I , I V におけるよりも明らかに高い値が存在することである。従って、時点 1 0 では、後のサイクルにおいてこのようには繰り返されることのない抜群の T 1 コントラストが実現されている。従って、時点 1 0 からの時間、即ち部分測定区分 B 1 が、k 空間の中心の直ぐ近傍に位置する若干の、例えば 2 7 又は 1 2 5 個の点を、既にその際に測定するために利用される。従って、過渡的段階の間でのみ生じ、定常状態では生じない最適な条件が利用される。

【 0 0 4 0 】

これらの中心測定点の測定開始点として、灰色脳物質の横磁化が零通過をする時点 1 0 が選択され、具体的には  $1/n(2) \times T_{1\text{grau}}$  なる時間の経過時点である。図 3 から明らかなように、この時点で白色脳物質の横磁化が 5 0 % 近くまで緩和されているので、これが高い信号成分をもたらす。

【 0 0 4 1 】

付記するに、他のサイクルにおける測定は、先ず、既に図 2 により示したように、第 1 の測定区分 A における k 空間のラジアル走査を、プリパルス 3 後の第 1 サイクル I における最適時点 1 0 で開始する必要はなく、むしろ、もちろん他の設定が選択されてもよい。特に、灰色脳物質の信号と白色脳物質の信号との間の際立った相違が達成されない例えば  $S_W / S_G = 1.5$  ( $S_W$ ; 白色脳物質の信号、 $S_G$ ; 灰色脳物質の信号) の時点での設定が選択されてもよい。これは可能である。というのは、コントラストにとって重要な k 空間中心が既に最適なコントラストで測定されているからである。

【 0 0 4 2 】

部分測定区分 B 1 における中心測定点の測定は次のように行われる。即ち、先ず k 空間中心の直ぐ近傍に位置する点、特に k 空間中心に位置する点が測定され、その後、他の中心測定点が k 空間中心からの距離に応じて整列されて測定されるよう配慮したスパイラル状の撮像軌道が使用される。

【 0 0 4 3 】

図 4 は本発明による磁気共鳴装置 1 1 の原理的概略図を示す。この磁気共鳴装置 1 1 は基本的には公知であるように、静磁場ユニット 1 2 を有し、この静磁場ユニット 1 2 の中に患者撮像部 1 3 を通して患者を送り込むことができる。患者撮像部 1 3 の周囲には、ここでは図を見易くするために詳しくは図示されていないが、高周波送受信装置、例えばボディコイルと、傾斜磁場コイルとが設けられている。

【 0 0 4 4 】

磁気共鳴装置 1 1 の動作は制御装置 1 4 を介して制御され、この制御装置 1 4 は撮像時に設定されたシーケンスパラメータを用いて P E T R A 磁気共鳴シーケンスを実現する。制御装置 1 4 は操作ユニット 1 5 に接続されており、その操作ユニット 1 5 は表示装置 1 7 および入力装置 1 6 を有する。これにより、設定可能なシーケンスパラメータ、例えば多数の撮影すべき半径方向のスポークに基づく使用者要望が設定される。



## 【 0 0 4 5 】

制御装置 1 4 は本発明による方法を実施するように構成されており、これは、第 1 のプリパルスの印加後の過渡過程で中心測定点が測定されるように制御装置 1 4 が撮像動作を調整することを意味する。

## 【 0 0 4 6 】

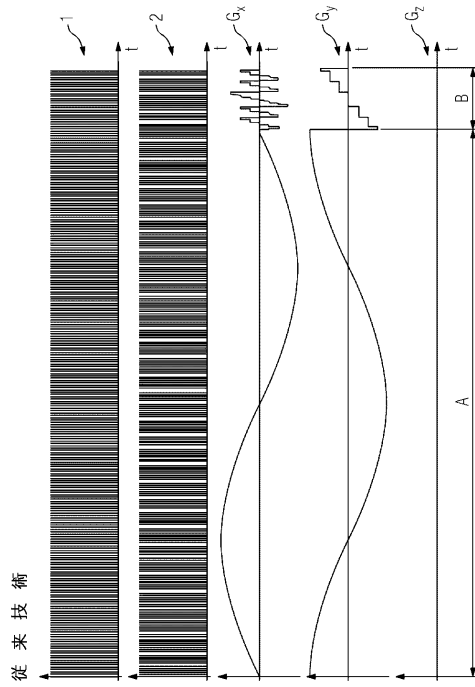
本発明は細部において好ましい実施例によって詳しく図解して説明したが、本発明は開示された例によって限定されず、その他の変形を当業者によって、本発明の保護範囲を逸脱することなく導き出すことができる。

## 【 符号の説明 】

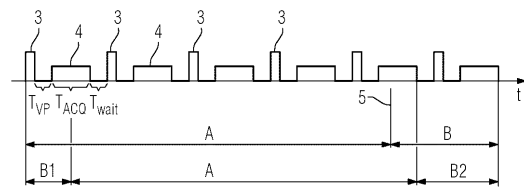
## 【 0 0 4 7 】

1	励起パルス	
2	読み出し時間	
3	プリパルス	
4	測定時間	
5	時点	
6	曲線	
7	曲線	
8	曲線	
9	時点	
1 0	時点	10
1 1	磁気共鳴装置	
1 2	静磁場ユニット	
1 3	患者撮像部	
1 4	制御装置	
1 5	操作ユニット	
1 6	入力装置	
1 7	表示装置	
A	第 1 の測定区分	
B	第 2 の測定区分	
B 1	部分測定区分	30
B 2	部分測定区分	
G x	x 方向傾斜磁場	
G y	y 方向傾斜磁場	
G z	z 方向傾斜磁場	

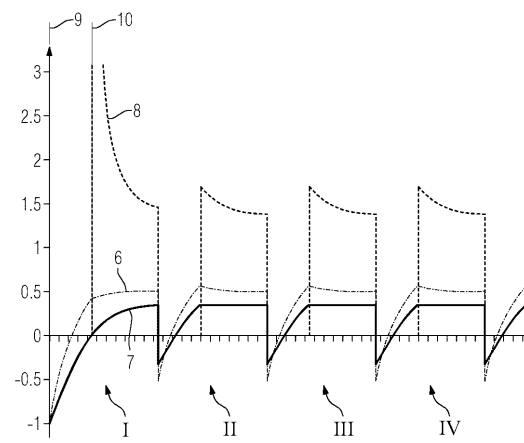
【図 1】



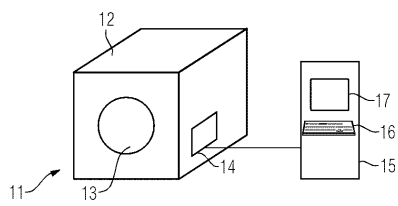
【図 2】



【図 3】



【図 4】



---

フロントページの続き

(72)発明者 ダーフィット グロズキ

ドイツ連邦共和国 9 1 0 5 4 エアランゲン ヴェールシュトラッセ 7

審査官 伊藤 幸仙

(56)参考文献 特表2008-529643(JP,A)

国際公開第2008/111416(WO,A1)

米国特許出願公開第2012/0074938(US,A1)

米国特許出願公開第2012/0081113(US,A1)

米国特許第9395429(US,B2)

独国特許発明第102012218422(DE,B3)

D.M. Grodzki, Ultra short Echo Time Imaging using Pointwise Encoding Time reduction with Radial Acquisition (PETRA), Proc. Intl. Soc. Mag. Reson. Med. 19, 2011年7月13日, P.2815

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 5/055

G01R 33/48