

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第5291852号  
(P5291852)

(45) 発行日 平成25年9月18日 (2013.9.18)

(24) 登録日 平成25年6月14日 (2013.6.14)

(51) Int. Cl. F I  
**A 6 1 B 5/055 (2006.01)** A 6 1 B 5/05 3 1 1  
**G O 1 R 33/48 (2006.01)** G O 1 N 24/08 5 1 O Y

請求項の数 7 (全 9 頁)

(21) 出願番号	特願2002-502460 (P2002-502460)	(73) 特許権者	390035448
(86) (22) 出願日	平成13年5月19日 (2001.5.19)		フォルシュングスツェントルム・ユーリッヒ・ゲゼルシャフト・ミット・ベシュレンクテル・ハフツング
(65) 公表番号	特表2003-535632 (P2003-535632A)		ドイツ連邦共和国、ユーリッヒ、ウイヘルヘルム-ヨーネン-ストラッセ (番地なし)
(43) 公表日	平成15年12月2日 (2003.12.2)	(74) 代理人	100069556
(86) 国際出願番号	PCT/DE2001/001923		弁理士 江崎 光史
(87) 国際公開番号	W02001/094965	(74) 代理人	100092244
(87) 国際公開日	平成13年12月13日 (2001.12.13)		弁理士 三原 恒男
審査請求日	平成20年5月14日 (2008.5.14)	(74) 代理人	100111486
(31) 優先権主張番号	100 28 171.0		弁理士 鍛冶澤 實
(32) 優先日	平成12年6月9日 (2000.6.9)	(72) 発明者	シャー・ナディム・ヨニ
(33) 優先権主張国	ドイツ (DE)		ドイツ連邦共和国、リンニヒ、ヴィカーリエストラッセ、4

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 パルス列、核磁気共鳴断層撮影装置及びイメージング法

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

磁気共鳴断層プロセスの縦緩和時間 ( $T_1$ ) 内の少なくとも二つの時点で繰り返される、それらの時点の各々において k 空間ライン用データを取得するためのパルスシーケンスであって、

このパルスシーケンスは、一つの  $180^\circ$  パルス又は一つの  $90^\circ$  パルス及びその後の  $180^\circ$  パルスと、それに続く少なくとも二つの断層の k 空間ライン用データを取得するために繰り返される取得モジュールとから構成され、この取得モジュールが、一つの断層に関する一つ以上の k 空間ライン用データを取得するために、一つの高周波パルス ( ) と、一つの断層選択傾斜磁場 ( $G_s$ )、一つ以上のデータ読出傾斜磁場 ( $G_r$ ) 及び一つ以上の位相符号化傾斜磁場 ( $G_p$ ) から成る一連の傾斜磁場とから構成されるパルスシーケンスにおいて、

$180^\circ$  パルス又は一つの  $90^\circ$  パルスとそれに続く  $180^\circ$  パルスの後に、断層選択傾斜磁場 ( $G_s$ )、データ読出傾斜磁場 ( $G_r$ ) 及び位相符号化傾斜磁場 ( $G_p$ ) による横磁化  $M_{xy}$  を零にするためのスポイラー傾斜磁場が印加されることを特徴とするパルスシーケンス。

【請求項 2】

請求項 1 に記載の取得モジュールにおいて、読取方向に対して、少なくとも二つの相次ぐデータ読出傾斜磁場 ( $G_r$ ) が交互に反転された符号で印加されることを特徴とする請求項 1 に記載のパルスシーケンス。

## 【請求項 3】

当該の相次ぐ傾斜磁場の印加の間に、データが読み取られることを特徴とする請求項 2 に記載のパルスシーケンス。

## 【請求項 4】

高周波パルスの照射及び少なくとも 1 つの傾斜磁場の印加によって、少なくとも 1 つの断層領域又は体積領域を選択して、核磁気共鳴を発生させ、測定信号を検出する核磁気共鳴イメージング法において、

請求項 1 から 3 までのいずれか 1 つに記載のパルスシーケンスが使用されることを特徴とする核磁気共鳴イメージング法。

## 【請求項 5】

測定されたデータがフーリエ変換の使用のために組替えられることを特徴とする請求項 4 に記載の核磁気共鳴イメージング法。

## 【請求項 6】

パルスシーケンスの発生のための手段を備えた核磁気共鳴断層撮影装置において、パルスシーケンスの発生のための手段が、請求項 1 から 3 までのいずれか 1 つに記載のパルスシーケンスを発生することを特徴とする核磁気共鳴断層撮影装置。

## 【請求項 7】

この核磁気共鳴断層撮影装置に測定データの組替えを可能にする電子評価装置が付設されていることを特徴とする請求項 6 に記載の核磁気共鳴断層撮影装置。

## 【発明の詳細な説明】

## 【技術分野】

## 【0001】

本発明は、請求項 1 の上位概念によるパルス列、核磁気共鳴断層撮影装置及びイメージング法に関する。

## 【背景技術】

## 【0002】

既に磁気共鳴の方法—イメージング法 (MRI) が発明されて以来、この方法が単に簡単な定性的イメージングを可能にする以上に定量的イメージングにも好適であることが預期された。MRI は、一方では簡単な定性的イメージング表示のための臨床的イメージングに日常使用される成熟した方法である。他方では、MRI は、品質制御、医薬工業における薬物の前臨床的評価及び石油化学工業の岩石標本における細孔サイズの決定のような、種々の使用領域を有する工業及び知識において非常に重要な器具である。岩石見本のために、定量的イメージングが要求されかつ実施もされた。MRI 信号は、求めるパラメータの影響を示すために、パルスシーケンスのような相応したパラメータの慎重かつ制御された操作によって感度を高められ又は重要度をつけられている。一般に、相異なる重要度の一連の画像の検出の際及び好適なモデルの使用の際に、選択されたパラメータの定量的表示を行うことが可能である。この方法で、拡散、陽子密度又はスピン・格子緩和時間のような特定のパラメータの局所的な値を決定するために、試料の定量的画像が形成されることができる。

## 【0003】

概念「試料」は、本発明の場合その最も広い意味でありかつ生きている材料及び生きていない材料を含む。

## 【0004】

試料が励起パルス及び多くの応答 (Rephasing) パルスによって試験される種々の方法が公知である。

## 【発明が解決しようとする課題】

## 【0005】

技術分野の方法では、試料は励起に好適なエネルギーを有する電磁波照射によって励起される。

## 【0006】

10

20

30

40

50

核磁気共鳴断層撮影装置において、試料のエコー信号の励起によって試料についての情報を得ることが公知である。

【0007】

核磁気共鳴断層撮影装置では、磁気モーメントを有する原子核は、印加される外部磁場によって整列される。その際核は磁場の方向の周りで特徴的な角速度（ラーモア回転）を有する歳差運動を行う。ラーモア回転は、磁場の強さ及び物質の磁気特性、特に核のジャイロ磁気定数に依存する。ジャイロ磁気定数は、各種の原子にとって特徴的な値である。原子核は、磁気モーメント  $\mu = \gamma p$  を有し、ここで  $p$  は核の回転パルスを表す。

【0008】

試験すべき物質、例えば、試験すべき人は、核磁気共鳴断層撮影装置で均一な磁場を受ける。均一な磁場を分極磁場  $B_0$ 、均一な磁場の軸を  $z$  軸と称する。人体組織におけるスピンの個別の磁気モーメントは、均一な磁場の軸のまわりの特徴的なラーモア回転によって歳差運動を生じさせる。

10

【0009】

正味磁化  $M_z$  は、分極磁場の方向で行われ、その際偶発的に方向づけされた磁気成分は、これに対して垂直な平面（ $x-y$  平面）内で互いに相殺される。均一な磁場の印加によって、追加の励起磁場  $B_1$  が発生する。励起磁場  $B_1$  は、 $x-y$  平面において分極されかつできる限りラーモア回転に近い周波数を有する。こうして正味磁気モーメント  $M_z$  は、 $x-y$  平面内に傾けられることができ、その結果交差磁化  $M_t$  が発生する。磁化の横成分は  $x-y$  平面内でラーモア運動によって回転する。

20

【0010】

励起磁場の時間的なバリエーションによって、磁化  $M_t$  が種々の時間的経過を経て行われることができる。印加された少なくとも1つの勾配磁場と関連して、種々の断層状態が実現され得る。

【0011】

NMR - イメージング法によって、高周波パルスの最適な照射及び勾配磁場の印加の下に、デジタル化されかつ測定コンピュータ内に一次元又は多次元磁場として記憶される測定信号を供給する断層又は体積が選択される。

【0012】

測定によって得られるこの多次元磁場は、空間周波数スペース、 $k$  - スペースでも表されることができる。この空間周波数スペースの座標は、 $k = -\frac{G}{2\pi} dt$  から得られる。 $k$  - スペースの外側の領域は再構成された画像の構造を特定し、一方内側領域はコントラストを特定する。

30

【0013】

撮影された生データから、1次元又は多次元のフーリエ変換によって、所望のイメージングが得られる（再構成される）。多次元データフィールドの測定データが、対応した断層の各  $k$  - スペースが得られるように、データメモリーに収納されねばならないことが前提とされ得る。このために、組換えプロセスが行われる。

【0014】

再構成された断層画像はピクセルから成り、体積データレコードは体積ピクセルから成る。ピクセル（画素）は、二次元画素、例えば、矩形である。画像はピクセルから構成される。ボクセル（体積ピクセル）は、三次元体積要素、例えば、直方体である。ピクセルの大きさは、 $1 \text{ mm}^2$  のオーダ、ボクセルは  $1 \text{ mm}^3$  のオーダである。寸法及び広さは可変である。

40

【0015】

断層画像では経験的理由から、厳密な二次元平面から出発することができないので、画像平面が厚さを有するボクセルの概念が使用される。

【0016】

スピン・格子緩和時間  $T_1$  の表示は、僅かな注意力で行われた、そのわけは、大抵文章で表される方法は、この方法を型に嵌った臨床試験には使用できなくなる長い経験時間を

50

必要とするからである。

【0017】

医薬における磁気共鳴第16巻、238～245頁(1990)のアール・ジェー・オーディッジ(R. J. Ordidge)の「反転回復(反転-緩和)EPI(エコー平面イメージング)法」によって得られた迅速なデータ入手の利点は、EPIがより普及した方法ではないことによって効果を発揮しない。この方法と結びついた内在する人工物は、他方では巧みなこの方法の使用を妨げる。このことは、特に、人の脳の細分化のためのような最も高い品質のイメージングが必要とされる場合に通じる。他の定量的イメージング法{ダイヒマン(Deichmann)の方法-ジャーナル オブ マグネチック レゾナンス 第96巻の608～612頁(1992);ブルムル(Blumel)方法-MRM30の289～295頁(1993);ダイヒマンの方法-医薬における磁気共鳴第42巻の206～209頁(1999)}は、IR-EPIよりも緩やかでかつ実際の意味で十分迅速にイメージングを得ることができない。両イメージング方法は、主として分光式ロック-ロッカー法;ロックDC及びロッカーDR{レビューオブサイエンティフィックインストルメンツ、41巻、第2号の250～251頁(1970)}に基礎を置いており、該両方法は、緩和中十分な多数の時点を集めるために、縦緩和中相次ぐ励起パルスを利用する。そのようにして、人工的動きを抑制する効果的な時間-表示パターンが形成されることができる。

10

【0018】

ダイヒマンのジャーナル オブ マグネチック レゾナンス 第96巻の608～612頁(1992)の独創的な「スナップショット フラッシュ」法は、長い検出時間を必要とする、そのわけは、当初の磁化が完全に再現されなければならないからである。高い立体的な分解能の場合に追加的に時間的な分解能が明らかに制限される。これは、特に、高出力勾配システムなしの核スピン断層撮影装置で使用される。

20

【0019】

脳、特に人の脳の核磁気共鳴測定の前替りに、全脳体積に亘って断層画像の可能最高の分解能につながりかつ短い時間でできる限り多くの断層画像を生成する測定点を得るという要請がある。必要性は、特に患者及び重症の人が迅速に診断されるべき場合に存する。従来技術から公知の方法は、1時間以上の長い検出時間を必要としかつ臨床試験には使用できない。「スナップショット」法の基礎となる方法は速い。しかし、単一断層法が対象であるので、高い立体的な分解能は得られない。EPIに基礎づけられる方法は非常に速いが、方法の必然的な性質の結果に基づく多くの欠点を有する。この人造物は、連続した位相誤差のゴースト画像及び時折生じる強度の幾何学的な障害を含む。

30

【発明が解決しようとする課題】

【0020】

従って本発明の課題は、できる限り短い測定時間で脳の断層画像又は一連の断層画像を最高の分解能で生成するイメージング法、核磁気共鳴断層撮影装置及びパルス列を創造することである。

【課題を解決するための手段】

【0021】

請求項1の上位概念から出発して、この課題は本発明によれば、請求項1の特徴部分に記載された特徴によって解決される。

40

【0022】

本発明によるイメージング法は、8分28秒の時間内で $256 \times 256$ のマトリックスサイズに対する16の相異なる時点に対する20の断層の取得を可能にする。

【0023】

本発明の有利な他の構成は、従属請求項に記載されている。

【実施例】

【0024】

図は種々の試験結果及びパラメータを示す。

50

## 【0025】

次に本発明を例を挙げて説明する。

## 【0026】

縦緩和定数  $T_1$  の決定のための本発明による方法の実施の際に、試料、例えば、試験されるべき患者の頭蓋が使用され、試料には核磁気共鳴断層撮影装置のコイルが導入される。試料は、均一で、基本静磁場  $B_0$  の中心に位置する。立体的分解能は、時間的に可変の磁場（勾配）によって行われる。磁場はデカルト座標系に構造的に制約されて配設されている。データ取得のために、高周波励起磁場を投入することが必要である。励起周波数は、一方では基本静磁場に、他方では試験されるべき試料の核の種類（特性）に依存する。断層選択的ではない（又は体積選択的） $180^\circ$ -パルス又は選択的に $90^\circ$ -パルスで行われる励起の後に、 $180^\circ$ -パルスについて行われ—両者は断層選択的でなく又は両者は体積選択的である—が行われ、データは、2つの互いに相違する経過で取得される。 $180^\circ$ -パルスの後に、横断磁化  $M_{xy}$  がゼロにされねばならない（例えば、スポイラ—傾斜磁場による）。両場合に、データ取得のために、 $Hf$ -パルス（ ）が印加され、 $k$ -スペースの符号化された少なくとも1つのエコーの発生のための勾配列と組み合わせられる。この測定パターン{ $Hf$ -パルス（ ）及び勾配列}については、次の取得モジュールで述べる。測定終了後に $k$ -スペースは完全に走査される。 $Hf$ -パルス（ ）は、選択された断層若しくは断層厚さの励起に使用されかつこの目的のために当業者は通常の方法で公知のパルス形を想定し得る。これらは、例えば、ガウス—パルス又はジंक（ $Sinc$ ）パルスである。両可能性に対するパルス列は、図2（a）及び（b）から把握され得る。図2（a）及び（b）に表された[ ]（括弧）は、断層若しくは時間一点上の括弧内にある順序（取得モジュール）の使用を図式化している。その際図2（b）は、各 $Hf$ -パルス（ ）に従って3つの $k$ -スペースラインが測定される取得パターンに関する。図2（a）は、 $Hf$ -パルス（ ）当たり一つの $k$ -スペースラインに対する取得ケースについて記載する。これらの $Hf$ -パルス（ ）と平行に、断層選択勾配 $G_z$ （ $G_s$ ）に対する関連断層の決定が行われる。これに続いて、断層選択勾配による反転された符号のボクセル磁化のリフェージングが行われる。リフェージングの間、勾配  $G_x$ （ $G_r$ ）が投入され、勾配はボクセル磁気をディフェージング（ $Dephasieren$ ）させ、かつそれによって $k$ -スペースにおける符号化を実施する。同時に、ボクセル磁化をディフェージングさせかつ再び $k$ -スペースの符号化を実施するために、勾配 $G_y$ （ $G_p$ ）が投入される。 $x$ 方向におけるディフェージングは、後に投入される反転された符号の $G_x$ -勾配によって補償される。このリフェージングのために作用する勾配  $G_x$  に対して同時に、データ取得が行われる。勾配の下方の面は、勾配エコーが取得窓の中央に現れる{図2（a）}のように、決定される。しかし、他の取得パターン、例えば、非対称の勾配エコーも可能である。それによって $k$ -スペースのラインも測定される。上記のステップは、断層若しくは時点が測定される頻度で繰り返される。こうして反転パルス（ $180^\circ$ -パルス）若しくは $90^\circ$ -及び反転パルスの組み合わせが改めて適用される。工程は繰り返され、しかし、全ての断層に対するその都度最も近い $k$ -スペースラインが測定される。繰り返しの数は、位相符号化工程の数から得られる。図1は、縦磁化の緩和曲線及びこの際本発明により取得されるデータブロックを示す。データブロック—時点—の内方に、 $n$ -断層に対する $k$ -スペースラインが測定される。測定は、 $k$ -スペースが全ての断層若しくは時点に対して完全に走査された時に終了する。

## 【0027】

このような方法で、本発明によれば、完全な縦緩和に対する時間間隔が、複数の断層及び複数の時点に亘るデータ取得のために、できる限り効果的に利用される。それによって所定の時間内に多くのデータが取得されることができる。データは本発明の意味では、複数の断層及び複数の相異なる時点の情報取得であると解される。

## 【0028】

データ取得を効果的に行うために、順次— $Hf$ -パルス（ ）による断層選択的励起に従って—それぞれ1つの層に対して複数の $k$ -スペースラインが測定されることができ

10

20

30

40

50

。この方法は、セグメント化の概念でも表される。ここで表される方法のバリエーションは、セグメント化の論理的限界を表す、そのわけは、1つのセグメント当たり、1つのk - スペースラインのみが取得されるからである。データ取得は、例えば、5又は7のような複数のセグメントを含むことができる。ここに記載した方法では、3つのk - スペースラインそれぞれセグメント当たり1つのラインが順次取得される。このことは、先行するk - スペースラインのデータ取得後に勾配Gxの符号が反転されて行われる。相応するk - スペースラインが位相符合化勾配Gyによって前もって符合化される(図3)。

【0029】

総括して記載された4つのパルスシーケンスをフローパターンに基づいて記載する。

【0030】

(a)  $180^\circ \{ (1\text{つの}k\text{-スペースラインの} \quad \text{—勾配エコー測定}) - \times \text{断層} \times \text{時点} \}$

(b)  $180^\circ - \{ (複数のk\text{-スペースラインの} \quad \text{—勾配エコー測定}) - \times \text{断層} \times \text{時点} \}$

(c)  $90^\circ / 180^\circ - \{ (1\text{つの}k\text{-スペースラインの} \quad \text{—勾配エコー測定}) - \times \text{断層} \times \text{時点} \}$

(d)  $90^\circ / 180^\circ - \{ (複数のk\text{-スペースラインの} \quad \text{—勾配エコー測定}) - \times \text{断層} \times \text{時点} \}$

【0031】

データ取得に従って、フーリエ変換を適用することができるために、前もって取得されたデータが組替えられる。このことは、所属の断層の各完全なデータレコード(k - スペース)が相異なる時点で総和されるという方法及び形式で行われる。この組替えは、測定終了後に固有の再構成の前に行われる。Hf - パルス( ) 当たりのk - スペースラインを測定するパターンを基礎としたシーケンス型のための組替え方法は、Hf - パルス( ) 当たりの複数のk - スペースラインの測定パターンとは相違する。Hf - パルス( ) 当たりの1つだけのk - スペースラインを取得するシーケンスでは、測定メモリーにおけるパルスシーケンスによって特定される時系列のデータ列のみがk - スペースラインに相応した基準で組替えられる。Hf - パルス( ) 当たり複数のk - スペースラインを測定する型のシーケンスでは、追加的にデータは、k - スペースラインの各ラインが同一の符号を有するように、組替えられねばならない。

【0032】

図4は、人体模型の再構成された緩和状況図を示す。人体模型の内方に9つの個々の管状組織がある。これらの管状組織の8つはそれぞれ相異なる濃度でGd - DTPAを充填され、このことは相異なるグレー値によって明らかに認識される。測定は、本発明による方法で行われ、その際 $180^\circ$  - パルスに従ってHf - パルス( ) 当たりそれぞれ1つのk - スペースラインが撮影される。

【0033】

本発明によるイメージング法、核磁気共鳴断層画像装置及びパルス列は、例えば、縦緩和時間の決定のために8分28秒の測定時間で $256 \times 256$ のマトリックスサイズに対して16の相異なる時点で20の断層の取得を可能にする。断層の数、マトリックスサイズ並びに測定される時点の数は、勿論可変であり得る。ここで記載された方法の精度は、標準化された分光法に比して95%よりも高いが、多くの断層及び時点のデータを明らかに短い測定間隔で若しくは全般的に測定するという本質的な利点を有する。

【0034】

本発明による核スピン断層撮影装置は、本発明によるパルスシーケンスの生成を可能にする手段を備える。本発明によるパルスシーケンスの発生手段として、データ媒体が把握され、その際データ媒体は、本発明によるパルスシーケンスを送るために必要な情報をメモリーし、かつHf - パルス( ) の準備のための高周波ユニットに供給する。本発明によるパルスシーケンスの発生のために、更に、基本静磁場の発生のためのコイル、時間的に可変の磁場(勾配)の発生のためのコイル並びに全システムに制約される構成部分の制

10

20

30

40

50

御のためのコンピュータが使用される。更に、本発明による核スピン断層撮影装置は、本発明により測定データを組替える電子評価装置を備える。

【 0 0 3 5 】

例

90° / 180° の3つのk - スペースラインシーケンスを有する人体模型測定

$T_R$  (= 反復時間) = 13 msec ;  $T_I$  (= 反転時間) = 30 msec ;

$T_D$  (= 遅延時間) = 3 sec ;  $\alpha$  (= フリップ角) = 6° ; 4 断層 ; 断層厚 = 8 mm ;  
マトリックスサイズ = 256 ;  $FOV$  (= 図示範囲) = 250 mm ; 48 時点。

【 図面の簡単な説明 】

【 図 1 】 図 1 は、本発明によるパルスシーケンスの走査パターンを示す。

10

【 図 2 】 図 2 は、本発明によるパルスシーケンスであり、( a ) は、H f - パルス ( ) 当たりのk - スペースラインに対する取得のケースを表し、( b ) は、各H f - パルス ( ) に従って3つのk - スペースラインが測定される取得パターンを表す。

【 図 3 】 図 3 は、得られたエコーをk - スペースラインで表す図である。

【 図 4 】 図 4 は、人体模型の再構成された緩和状況図である。

【 図 5 】 図 5 は人の脳の横断面のピボ ( v i v o )  $T_1$  図で表す定性的表示を示す。

【 符号の説明 】

- 高周波パルス
- $FOV$  表示領域
- $T_D$  遅延時間
- $T_I$  反転時間
- $T_R$  反復時間

20

【 図 1 】

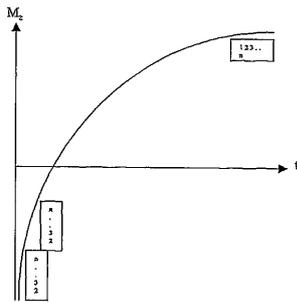


Fig. 1

【 図 2 a 】

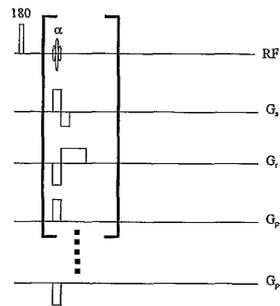


Fig. 2a

【 図 2 b 】

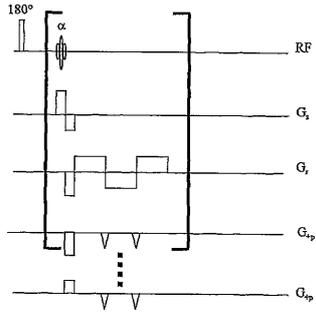


Fig. 2b

【 図 4 】

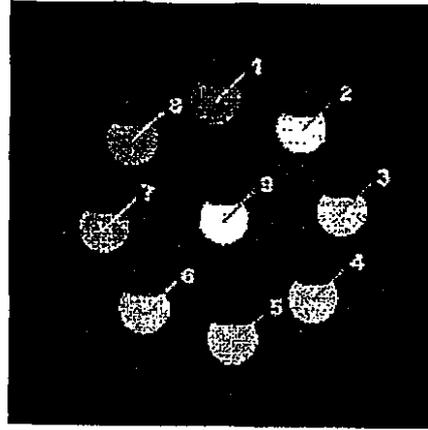
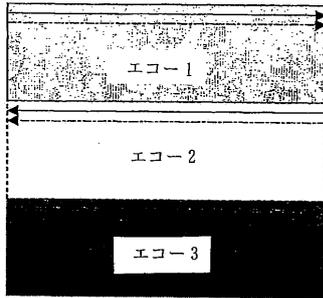


Fig. 4

【 図 3 】



【 図 5 】

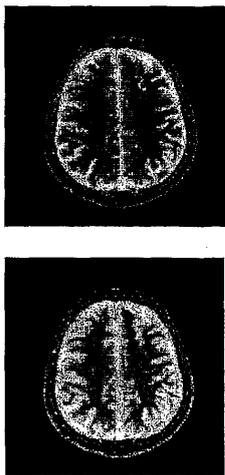


Fig. 5

---

フロントページの続き

- (72)発明者 シュタインホフ・スヴェン  
ドイツ連邦共和国、ユーリッヒ、オストリング、2
- (72)発明者 ツァイツェフ・マクシム  
ドイツ連邦共和国、ユーリッヒ、シュテューガーストラッセ、5アー

審査官 宮澤 浩

- (56)参考文献 特開平04 - 189342 (JP, A)  
特開平09 - 289980 (JP, A)  
特開2000 - 135206 (JP, A)  
特表平07 - 502907 (JP, A)  
特開平02 - 074234 (JP, A)  
特開昭61 - 148357 (JP, A)  
KOICHI OSHIO, "Single-Shot GRASE Imaging without Fast Gradients", Magnetic Resonance in Medicine, 1992年 8月, Volume 26, Issue 2, p.355-360  
H.W.Park et al., "Time-Multiplexed Multislice Inversion Recovery Technique for NMR Imaging", Magnetic Resonance in Medicine, 1985年12月, Volume 2, Issue 6, p.534-539

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 5/055  
G01R 33/48