

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公表特許公報(A)

(11) 特許出願公表番号

特表2008-510557  
(P2008-510557A)

(43) 公表日 平成20年4月10日(2008.4.10)

(51) Int.Cl.	F I	テーマコード (参考)
<b>A 6 1 B 5/055 (2006.01)</b>	A 6 1 B 5/05 3 7 4	4 C 0 9 6
	A 6 1 B 5/05 3 9 0	
	A 6 1 B 5/05 3 8 3	
	A 6 1 B 5/05 3 8 0	

審査請求 未請求 予備審査請求 未請求 (全 12 頁)

(21) 出願番号 特願2007-529077 (P2007-529077)  
 (86) (22) 出願日 平成17年8月19日 (2005. 8. 19)  
 (85) 翻訳文提出日 平成19年1月31日 (2007. 1. 31)  
 (86) 国際出願番号 PCT/IB2005/052739  
 (87) 国際公開番号 W02006/021920  
 (87) 国際公開日 平成18年3月2日 (2006. 3. 2)  
 (31) 優先権主張番号 04104074. 2  
 (32) 優先日 平成16年8月25日 (2004. 8. 25)  
 (33) 優先権主張国 欧州特許庁 (EP)

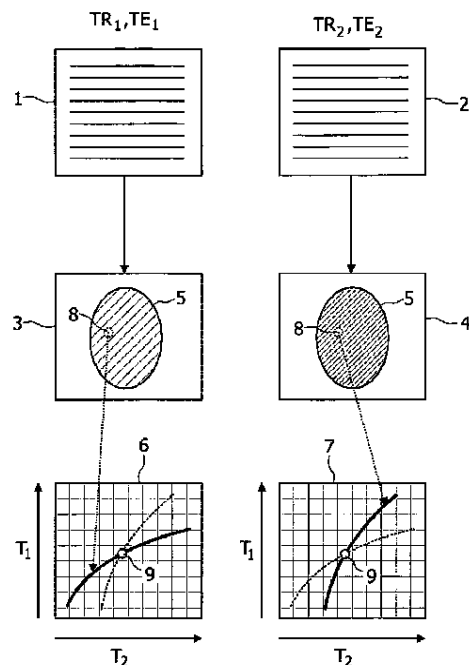
(71) 出願人 590000248  
 コーニンクレッカ フィリップス エレク  
 トロニクス エヌ ヴィ  
 オランダ国 5 6 2 1 ベーアー アイ  
 ドーフェン フルーネヴァウツウェッハ  
 1  
 (74) 代理人 100087789  
 弁理士 津軽 進  
 (74) 代理人 100114753  
 弁理士 宮崎 昭彦  
 (74) 代理人 100122769  
 弁理士 笛田 秀仙

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 校正されたファントムを使用して局所弛緩時間値を決定する方法

(57) 【要約】

本発明は、検査対象5の局所弛緩時間値 $T_1$ 、 $T_2$ を決定するMR方法に関する。最初に、画像化シーケンスの異なる時間パラメータセット $TR_1$ 、 $TE_1$ 、 $TR_2$ 、 $TE_2$ を各々用いて、検査対象5の二つ又はそれより多くのMR画像3、4が記録される。ファントムのMR画像6、7が同様に記録され、ここで画像化シーケンスの同じ前記時間パラメータセット $TR_1$ 、 $TE_1$ 、 $TR_2$ 、 $TE_2$ が使用され、ファントムは弛緩時間値 $T_1$ 、 $T_2$ の知られている空間分布を有する。検査対象5の局所弛緩時間値 $T_1$ 、 $T_2$ は、検査対象5のMR画像3、4の画像値をファントムのMR画像6、7の画像値と比較することによって、及びファントムの弛緩時間値 $T_1$ 、 $T_2$ の知られている空間分布による弛緩時間値 $T_1$ 、 $T_2$ にファントムのMR画像6、7の画像値を割り当てることによって決定される。



**【特許請求の範囲】****【請求項 1】**

検査対象の局所弛緩時間値を決定するMR方法であって、

a) 画像化シーケンスの異なる時間パラメータセットを各々用いて、前記検査対象の二つ又はそれより多くのMR画像を記録すると共に再構成するステップと、

b) 前記画像化シーケンスの同じ前記時間パラメータセットでファントムのMR画像を記録すると共に再構成し、前記ファントムは前記弛緩時間値の知られている空間分布を有するステップと、

c) 前記検査対象のMR画像の画像値を前記ファントムのMR画像の画像値と比較することによって、及び前記ファントムの弛緩時間値の知られている空間分布による弛緩時間値に前記ファントムのMR画像の画像値を割り当てることによって前記検査対象の局所弛緩時間値を決定するステップと

を有する方法。

**【請求項 2】**

前記検査対象のMR画像と前記ファントムのMR画像とが同時に記録される請求項 1 に記載の方法。

**【請求項 3】**

前記ファントムは、異なる横弛緩時間値及び / 又は異なる縦弛緩時間値を有する空間的に分離された領域を有する請求項 1 又は 2 に記載の方法。

**【請求項 4】**

前記ファントムは、異なる縦弛緩時間値及び基本的に同じ横弛緩時間値を有する領域を有する請求項 3 に記載の方法。

**【請求項 5】**

前記ファントムは、異なる横弛緩時間値及び基本的に同じ縦弛緩時間値を有する領域を有する請求項 3 又は 4 に記載の方法。

**【請求項 6】**

前記弛緩時間値を決定するために、前記MR画像の画像値の間で補間が実行される請求項 1 乃至 5 の何れか一項に記載の方法。

**【請求項 7】**

前記局所弛緩時間値を明確に決定するために、前記ファントムのMR画像の画像値と前記検査対象のMR画像の画像値とは、前記全ての画像化シーケンスの時間パラメータセットに対して比較される請求項 1 乃至 6 の何れか一項に記載の方法。

**【請求項 8】**

前記MR画像は、前記縦弛緩時間と前記横弛緩時間とによって強調される態様で記録される請求項 1 乃至 7 の何れか一項に記載の方法。

**【請求項 9】**

核スピン密度値の知られている空間分布を更に有する前記ファントムと前記検査対象との少なくとも三つのMR画像が記録されると共に再構成され、前記局所弛緩時間値に加えて、前記検査対象の局所核スピン密度値が、前記検査対象のMR画像の画像値を前記ファントムのMR画像の画像値と比較することによって、及び前記ファントムのMR画像の画像値を前記ファントムの核スピン密度値の知られている空間分布による核スピン密度値に割り当てることによって決定される請求項 1 乃至 8 の何れか一項に記載の方法。

**【請求項 10】**

前記MR画像を記録するために、例えばターボスピンエコーシーケンスのようなスピンエコー画像化シーケンスが使用される請求項 1 乃至 9 の何れか一項に記載の方法。

**【請求項 11】**

MR信号を記録するための記録手段と、前記MR信号からMR画像を再構成すると共に前記MR画像から局所弛緩時間値を決定するためのコンピュータ手段とを有するMR画像化デバイスであって、前記コンピュータ手段は、好適なプログラム制御によって、請求項 1 乃至 10 の何れか一項に記載の方法を実行するように設計されるMR画像化デバイス。

10

20

30

40

50

## 【請求項 1 2】

造影剤の異なる濃度を有する溶液が位置されるコンパートメントのマトリックス態様の構成体を有するファントムを有する請求項 1 1 に記載の MR 画像化デバイス。

## 【請求項 1 3】

MR 画像化デバイスのためのコンピュータプログラムであって、請求項 1 乃至 9 の何れか一項に記載の方法が、前記 MR 画像化デバイスのコンピュータ手段上の前記コンピュータプログラムによって実現されるコンピュータプログラム。

## 【発明の詳細な説明】

## 【技術分野】

## 【0001】

10

検査ボリューム（体積）（examination volume）における局所弛緩時間値（local relaxation time value）を決定する（求める）MR 方法に関する。

## 【0002】

更には、本発明は、前記方法を実行するための MR 画像化デバイス（MR imaging device）及び当該 MR 画像化デバイスのためのコンピュータプログラムに関する。

## 【背景技術】

## 【0003】

MR 画像化において、知られているように、使用されている MR 画像化デバイスの検査ボリューム内の核磁化（nuclear magnetization）は、一時的な変数、空間的不均一磁場（spatially inhomogeneous magnetic field）（磁場勾配（magnetic field gradient））によって位置される。画像再構成（再現）のために使用される MR 信号は通常、時間領域（ドメイン）における高周波パルス及びスイッチされた磁場勾配の好適なシーケンスの影響（作用）下で、検査ボリュームの領域において構成される高周波コイル内に誘導される電圧として記録される。記録された MR 信号からの実際の画像再構成は通常、時間信号のフーリエ変換によって行われる。画像化されるべき撮影視野及び画像分解能が決定される検査ボリュームに割り当てられる空間周波数領域（いわゆる "k-空間（スペース）（k-space））のスキニング（収集）（scanning）は、使用されている高周波パルス及び磁場勾配の強さ、期間（duration）、テンポラルスペーシング（時間間隔（temporal spacing））、並びに数によって規定される。k-空間のスキニングの間の位相符号化（コーディング）（phase coding）ステップの数、それ故に同時に画像化シーケンスの期間は、FOV 及び画像分解能（image resolution）についての各要求仕様の関数として規定される。

20

30

## 【0004】

従来技術から、核磁化（ $T_1$ -、 $T_2$ - or  $T_2^*$ -弛緩（relaxation））の局所的な縦弛緩時間（longitudinal relaxation time）及び / 又は横弛緩時間（transverse relaxation time）の決定が特に重要になる MR 画像化方法は知られている。例えば核磁化の弛緩に影響を及ぼす造影剤（コントラストエージェント）（contrast agent）が MR 画像化において使用されるとき、弛緩時間の空間分布の映像（視覚）化及び定量（量的）決定は重要になる。例えばガドリニウム（gadolinium）又は酸化鉄（iron oxide）に基づく当該造影剤は最近、MR によって、マークされたセルを追跡すると共に活性物質（アクティブサブスタンス（active substance））を検査ボリューム内に位置させるためにも使用されている。弛緩時間の空間的に分解された決定は、機能 MR 画像化（functional MR imaging（fMRI））でも有用である。一方、従来技術から、弛緩時間の空間分布を映像化するために、 $T_1$ -、 $T_2$ - or  $T_2^*$ 強調（加重）MR 画像（ $T_1$ -、 $T_2$ - or  $T_2^*$ -weighted MR images）を記録することは知られている。他方、ある用途（アプリケーション）において、定量に関して可能な限り正確に局所弛緩時間を決定し得ることが所望され得る。この場合例えば、特定の解剖学的構造体を通じた造影剤ポラス（塊）の通過の一時的な進行が研究されている拡散（パフュージョン（perfusion））研究において研究はなされている。他の例は、MR による毛細血管（capillary vessel）のディメンション（寸法）及びその密度の測定にある。定量 MR 弛緩法（quantitative MR relaxometry）は、ある内臓（例えば、肝臓、肺、及び脳）における鉄含有量（率）の定量的決定のためにも使用され得る。

40

50

## 【 0 0 0 5 】

M R 弛緩法に関する一つの問題は、従来方法を使用する弛緩時間値の空間的に分解された決定に対して、所望されないことに、画像記録時間が長くなることにある。このことは、従来の M R 方法において、通常、特に使用される画像化シーケンスの異なる時間パラメータセットで多くの別個の M R 画像が記録されるという事実による。それから各々の個別の画像ポイントに対して、対応する画像値の時間応答は、例えばエコー（反響）時間（echo time）又は繰り返し時間（repetition time）のような画像化シーケンスの時間パラメータの関数として評価（測定）され得る。通常、適合（フィット）プロシージャによって各々の画像ポイントに対して弛緩時間値を決定し、対応する指数減衰（減少）関数（exponential decay function）が、時間依存態様で記録されている画像値に適応させられる。異なる時間パラメータセットに対して同時に  $T_1$ -及び  $T_2$ -強調 M R 画像を記録することも知られている。異なる時間パラメータセットに対して再構成される M R 画像から、局所弛緩時間値がそのとき、多重指数適合関数（multiexponential fit function）に適合させられる。この方法において、多くの場合、局所弛緩時間値の決定の精度は不十分になる。何れの場合においても、従来の M R 方法において、弛緩時間値を決定するために、十分に多くの画像値が、各々の画像ポイントのための適合プロシージャに対して存在するように、5乃至10の異なる時間パラメータセットに対する完全な M R 画像が記録されなければならない。 $T_1$ 及び  $T_2$ 値が同時に決定されるべきである場合、十分な精度を達成するために、より多くの異なる時間パラメータセットを使用することが通常必要になる。画像記録時間は結果として非常に長くなる。

10

20

## 【 発明の開示 】

## 【 発明が解決しようとする課題 】

## 【 0 0 0 6 】

このことに基づいて本発明の目的は、十分な精度での局所弛緩時間値の決定を可能にし、その測定時間は、従来技術から知られている方法における測定時間よりも短くなり得る M R 方法を提供することにある。

## 【 課題を解決するための手段 】

## 【 0 0 0 7 】

本発明は、請求項 1 に記載の特徴を有する M R 方法によって当該目的を達成する。

## 【 0 0 0 8 】

本発明によれば、第一の方法ステップにおいて、関心検査対象（目的物）の少なくとも二つの M R 画像が記録されると共に再構成され、画像の各々は、使用される画像化シーケンスの異なる時間パラメータセットで記録される。それ故に本発明による M R 方法において、弛緩時間値を決定するために核磁化の時間応答が分析され得るように、異なる時間パラメータセットを用いた少なくとも二つの M R 画像の記録が必要になる。更なる方法ステップで、本発明による M R 方法において、ファントムの M R 画像が、特に検査対象の M R 画像と同じ画像化シーケンス及び同じ時間パラメータセットで更に記録される。この場合、以前から知られている弛緩時間値の空間分布を有するファントムが使用される。本発明によれば、それから検査対象の局所弛緩時間値の実際の決定は、検査対象の M R 画像の画像値をファントムの M R 画像の画像値と比較することによって、及びファントムの弛緩時間値の知られている空間分布による弛緩時間値にファントムの M R 画像の画像値を割り当てることによって行われる。それ故に本発明によれば、各々の時間パラメータセットに対して、検査対象の M R 画像内の関心画像ポイントのグレイ（白黒諧調）値（gray value）は、同じ時間パラメータセットで記録されるファントムの M R 画像のグレイ値と比較される。ファントムに対する弛緩時間値の空間分布は知られているため、グレイ値が検査対象の M R 画像に対応するとき、正確な弛緩時間値が関心画像ポイントに割り当てられ得る。

30

40

## 【 0 0 0 9 】

本発明は、好適なファントムが使用されるとき、検査対象のたった二つだけの M R 画像の記録が、各々の画像ポイントに対して関心局所弛緩時間値を十分に明確に決定するという認識に基づいている。本発明によれば、二つの M R 画像だけしか記録される必要がない

50

ため、画像記録は、先行して従来技術から知られている方法における記録よりもずっと速く行われる。それにもかかわらず、画像値上について横弛緩と縦弛緩との効果を明確に識別し得るために、少なくとも二つのMR画像が記録されなければならない。ここで前記効果は互いに独立している。

【0010】

本発明によるMR方法の一つの有利な実施例によれば、検査対象のMR画像とファントムのMR画像とは同時に記録される。ファントムは、画像記録動作の間に使用されるMRデバイスの検査ボリュームにおいて検査対象と共に収容されてもよい。そのときファントムのMR画像を記録するためのいかなる追加の測定時間に対する必要性もない。同時画像記録の場合、ファントムのMR画像は検査対象のMR画像にそのまま含まれる。MRデバイスの検査ボリュームにおいて利用可能な空間が十分でない場合、当然のことながら、後続して、又は事前に、ファントムの画像を記録する可能性もある。しかしながら、ファントムのMR画像の記録の間、及び検査対象のMR画像の記録の間、そのとき同じ時間パラメータセットを備える同じ画像化シーケンスが使用されることを保証するように注意はなされるべきである。

10

【0011】

有利なことに、本発明により使用されるファントムは、異なる横弛緩時間値及び/又は異なる縦弛緩時間値を有する空間的に分離された領域を有している。MR方法が作用するために $T_1$ 弛緩時間値と $T_2$ 弛緩時間値との値の対がファントムのMR画像内の各々の画像ポイントに一意的に割り当てられ得ることは重要になる。ファントムが、異なる縦弛緩時間値及び基本的に同じ横弛緩時間値を有する領域を有している場合、特に有利になる。同時に、ファントムは、異なる横弛緩時間値及び基本的に同じ縦弛緩時間値を有する領域も有しているべきである。空間的に分離された領域のマトリックス(行列)態様(同様)の構成体でファントムを使用し、各々のマトリックス要素が特定の $T_1/T_2$ 値の対を一意に表すことは特に有利になることが分かっている。この場合、例示によって、マトリックスの各々の行は、特定の縦弛緩時間値として割り当てられ、マトリックスの各々の列は、特定の横弛緩時間値として割り当てられる。ファントムによってカバーされる縦弛緩時間値及び横弛緩時間値の範囲並びに弛緩時間値の分解能は、用途に依存して規定されてもよい。いかなる問題なしに、全ての想定され得る用途に対して、好適なファントムに、弛緩時間値の適切な測定範囲及び弛緩時間値の適切な分解能を供給することが可能である。

20

30

【0012】

有利なことに、弛緩時間値を決定するために、MR画像の画像値の間で補間が実行されるので本発明による方法の精度は増大され得る。本発明により使用されるファントムは実際、 $T_1$ 及び $T_2$ 弛緩時間値の別個の勾配(discrete graduation)を有するであろう。ファントムのMR画像の記録の間、画像値の対応する勾配が得られる。画像値を補間することによって、ファントムの別個の弛緩時間値の間にもたらされている検査対象の弛緩時間値を割り当てることも可能である。

【0013】

局所弛緩時間値を明確に決定するために、本発明による方法において、ファントム及び検査対象のMR画像の画像値は、使用される画像化シーケンスの全ての時間パラメータセットに対して互いに比較されるべきである。上述のように、検査対象とファントムとの両方の少なくとも二つのMR画像が記録されると共に互いに比較される場合にのみ、本発明による方法を使用する $T_1$ 及び $T_2$ 弛緩時間値の明確な割り当ては可能になる。核磁化の縦弛緩と横弛緩との両方が画像値振幅に影響を及ぼすため、たった一つのMR画像に基づく弛緩時間値の決定は不可能であり、たった一つの時間パラメータセットで記録されるMR画像に基づいて、関心(のある)画像ポイントに対して決定されるグレイ値は $T_1$ 又は $T_2$ 弛緩に帰すべきであるかどうかを決定することが不可能であることは明らかである。

40

【0014】

本発明によるMR方法において、縦弛緩時間と横弛緩時間との両方によって強調される態様でMR画像を記録することは更に有利になる。当該目的に適した画像化シーケンスが

50

従来技術から知られている。局所弛緩時間値が明確に決定され得ると共に本発明による方法を使用して可能な限り正確に決定され得るように、異なる時間パラメータセットで記録されるMR画像の $T_1$ 強調と $T_2$ 強調との両方は各々の場合において異なっているべきである。

#### 【0015】

ファントムの弛緩時間値の知られている空間分布に基づく割り当てによって局所弛緩時間値を決定するための上記の本発明による方法は、検査対象内の核スピン密度 (nuclear spin density) が多なかれ少なかれ空間で一定になると仮定され得ると共に基本的にファントムの核スピン密度に対応する場合にのみ確実に作用し得る。核スピン密度は、絶対画像値 (absolute image value) (グレイ値) に作用し、このことは基本的に弛緩時間値を決定するための、ファントムの対応する値への割り当ての間に考慮されなければならない。それ故に、本発明による方法の精度を更に改善するために、核スピン密度値の知られている空間分布を更に有する、検査対象とファントムとの両方のちょうど二つではなくむしろ少なくとも三つのMR画像を記録すると共に再構成することは有利になり得るが、ここで局所弛緩時間値に加えて、検査対象の局所核スピン密度値は、検査対象のMR画像の画像値をファントムのMR画像の画像値と比較することによって、且つファントムのMR画像の画像値をファントムの核スピン密度値の知られている空間分布による核スピン密度値に割り当てることによって決定される。結果として、空間的に不均一な核スピン密度値の効果が定量化され、弛緩時間値の決定の間に補償され得る。この有利な実施例においても、本方法はMR弛緩法の従来方法よりもかなり速くなる。ファントムはこの場合、分離された領域のテンソル態様の空間構成を有しており、ここで各々のテンソル (tensor) 要素は、核スピン密度値並びに $T_1$ 及び $T_2$ の特定のセットを一意に表す。

10

20

#### 【0016】

本発明によるMR画像を記録するために、本発明による方法を使用する $T_2^*$ 弛緩時間値の決定は問題があるため、 $T_2^*$ 弛緩時間の効果を除外するために例えばターボスピンエコーシーケンス (turbo spin echo (TSE) sequence) のようなスピンエコー画像化シーケンス (spin echo imaging sequence) を使用することは更に特に有利になる。

#### 【0017】

本発明による方法を実行するために、MR信号を記録するための記録手段を有するMR画像化デバイス及びMR信号からMR画像を再構成すると共にMR画像から局所弛緩時間値を決定するためのコンピュータ手段が使用されてもよい。上記のMR方法は、コンピュータ手段の好適なプログラム制御によってMR画像化デバイス上で実現され得る。本発明による方法は、対応するコンピュータプログラムの形態でMR画像化デバイスのユーザに対して利用可能であってもよい。コンピュータプログラムは、例えばCD-ROM又はフロッピーディスクのような好適なデータキャリア (担体) 上に記憶されてもよく、さもなければ、インターネットからMR画像化デバイスのコンピュータ手段上にダウンロードされてもよい。

30

#### 【0018】

本発明は、図面に示されている実施例に関して更に記載されるであろうが、本発明が図面に限定されることはない。

40

#### 【発明を実施するための最良の形態】

#### 【0019】

図1に示されている方法は、画像化シーケンスの異なる時間パラメータセットでの二つのMR信号データレコード1及び2の記録から始められている。データレコード1は、繰り返し時間 (repetition time)  $TR_1$  及びエコー時間  $TE_1$  で記録されるが、データレコード2の記録の間に繰り返し時間は $TR_2$  になり、エコー時間は $TE_2$  になる。MR画像3及び4はそれぞれ、データレコード1及び2から再構成される。MR画像3及び4は、検査対象のスライス表示を示す。異なるグレイステージ (段) は、異なる時間パラメータ $TR_1$ ,  $TE_1$ ,  $TR_2$ ,  $TE_2$  により、画像3及び4において示され得る。同じ時間パラメータの場合、弛緩時間値 $T_1$ 及び $T_2$ のマトリックス態様の分布を有するファントムのMR画像6及び7が事前に

50

(先行して)記録されている。マトリックスの各々の行は特定の $T_1$ 値として割り当てられ、マトリックスの各々の列は特定の $T_2$ 値として割り当てられる。MR画像1及び2と6及び7とは、縦弛緩時間と横弛緩時間との両方によって強調されている態様で使用される画像化シーケンスによって記録されるため、マトリックス値 $(M_1)_{i,j}$ 及び $(M_2)_{i,j}$ は以下の式に従って得られる。

【数1】

$$(M_1)_{i,j} = M_0(1 - \exp(-TR_1/(T_1)_{i,j}))\exp(-2TE_1/(T_2)_{i,j}),$$

$$(M_2)_{i,j} = M_0(1 - \exp(-TR_2/(T_1)_{i,j}))\exp(-2TE_2/(T_2)_{i,j}).$$

10

【0020】

$M_0$ は核磁化の絶対値を表しており、この場合、当該値は一定と仮定される。 $(T_1)_{i,j}$ 及び $(T_2)_{i,j}$ はファントムの弛緩時間値である。局所弛緩時間値は、検査対象5の領域8に対して決定されるべきである。このために、まず最初に、MR画像3の対応する画像ポイントのグレイ値が、ファントムの対応するMR画像6のグレイ値と比較される。MR画像6内の連続曲線(カーブ)上にもたらされている画像ポイントは、グレイ値についてMR画像3の関心画像ポイント8に対応していることが分かる。当該曲線上にもたらされている値の対 $T_1$ 及び $T_2$ は、MR画像3の画像ポイント8で測定される画像値に関連付けられ得る。次のステップにおいて、対応する態様で検査対象5のMR画像4は、ファントムのMR画像7と比較される。この比較においても、画像ポイント8の画像値に関連付けられ得る複数の $T_1/T_2$ 値対が見つけれられる。対応する値の対は、ファントムのMR画像7における連続曲線によってもう一度示される。それからMR画像6及び7内に示されている二つの曲線の交点(交差部)9のポイントを決定することによって、画像ポイント8への弛緩時間値の一意的割り当てが可能になる。二つの異なる時間パラメータセット $TR_1$ 及び $TE_1$ と $TR_2$ 及び $TE_2$ とで決定される画像ポイント8における画像値は、交点9のポイントに一意的に割り当てられる $T_1/T_2$ 値対に関連付けられ得る。上記の方法はそれから、検査対象の局所弛緩時間値の全てが決定されるまで、MR画像3及び4内の全ての画像ポイントに対して繰り返され得る。概して、この方法の場合、二つのMR画像しか記録される必要がなく、この方法は、従来の方法で従来通りに行われている5乃至10のMR画像の記録よりもずっと少ない測定時間しかとらない。

20

30

【0021】

図2は、本発明による方法が実行され得るMR画像化デバイスのブロック図を示している。MR画像化デバイスは、患者11及びファントム12が位置される検査ボリュームにおいて均一な静磁場を発生させるためのメインフィールド(静磁場)コイル(main field coil)10から構成される。ファントム12は、好適な造影剤、例えばガドリニウムに基づく造影剤又は酸化鉄を含む造影剤の異なる濃度を有する溶液が位置されるコンパートメント(区分)のマトリックス態様の構成体から構成される。弛緩時間値 $T_1$ 及び $T_2$ は、造影剤濃度に基づいて正確に決定され得る。ファントムを校正(キャリブレーション)するために、好適な画像化シーケンスを用いた、個別のコンパートメント内の弛緩時間値の1回限り(単発)の正確な測定が必要になる。MR画像化デバイスは、検査ボリューム内で異なる空間方向に磁場勾配を発生させるための勾配(グラジエント)コイル(gradient coil)13, 14, 及び15を更に有する。検査ボリューム内の磁場勾配の時間及び空間経路(コース)は、勾配増幅器(gradient amplifier)17を介して勾配コイル13, 14, 及び15に接続される中央制御ユニット(central control unit)16によって制御される。示されているMR画像化デバイスは、検査ボリュームにおいて高周波磁場を発生させると共に検査ボリュームからMR信号を受信するための高周波コイル(high-frequency coil)18も有する。高周波コイル18は、送信器ユニット19を介して制御ユニット16に接続される。高周波コイル18によって記録されるMR信号は受信器ユニット20によって復調されると共に増幅され、再構成及び映像化ユニット(visualization unit)21に入力される。高周波コイル18は受信器ユニット20と共に、本発明によるMR画像化デバイスの

40

50

記録手段を形成する。制御ユニット 16 並びに再構成及び映像化ユニット 21 は MR 画像化デバイスのコンピュータ手段になる。再構成及び映像化ユニット 21 によって処理される MR 信号は、スクリーン 22 上に表示されてもよい。再構成及び映像化ユニット 21 並びに制御ユニット 16 は本発明による方法を実行するための好適なプログラム制御部を有する。

【図面の簡単な説明】

【0022】

【図 1】本発明による方法の進行の概略図を示す。

【図 2】本発明による MR デバイスを示す。

【図 1】

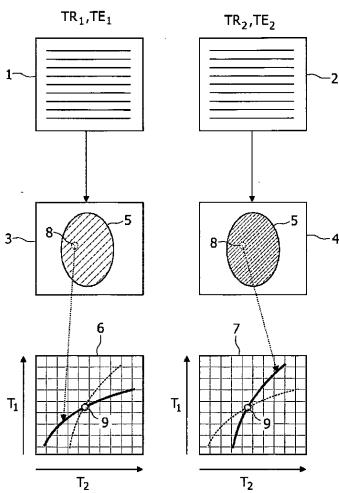


FIG.1

【図 2】

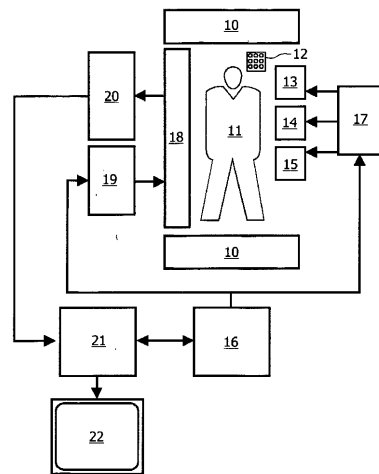


FIG.2





## INTERNATIONAL SEARCH REPORT

 International Application No  
 PCT/IB2005/052739

C.(Continuation) DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category *	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	KEEVIL SF ET AL: "Calibration of a 0.08 Tesla magnetic resonance imager for in vivo T1 and T2 measurement" THE BRITISH JOURNAL OF RADIOLOGY, vol. 65, 1992, pages 438-442, XP009058428 the whole document	1-13
A	KURLAND RJ: "Strategies and tactics in NMR imaging relaxation time measurements - I. Minimizing relaxation time errors due to image noise - the ideal case" MAGNETIC RESONANCE IN MEDICINE, vol. 2, 1985, pages 136-158, XP009058647 the whole document	1-13
A	CONTURO T E ET AL: "IMPROVED DETERMINATION OF SPIN DENSITY, T1 AND T2 FROM A THREE- PARAMETER FIT TO MULTIPLE-DELAY-MULTIPLE-ECHO (MDME) NMR IMAGES" PHYSICS IN MEDICINE AND BIOLOGY, TAYLOR AND FRANCIS LTD. LONDON, GB, vol. 31, no. 12, December 1986 (1986-12), pages 1361-1380, XP002071923 ISSN: 0031-9155 the whole document	1-13
P,A	BOSTON R C ET AL: "Estimation of the content of fat and parenchyma in breast tissue using MRI T1 histograms and phantoms" MAGNETIC RESONANCE IMAGING, TARRYTOWN, NY, US, vol. 23, no. 4, May 2005 (2005-05), pages 591-599, XP004907892 ISSN: 0730-725X the whole document	1-13
A	US 4 528 510 A (LOEFFLER ET AL) 9 July 1985 (1985-07-09) column 2, line 54 - column 4, line 8 figures 2-5	1-13
A	US 4 551 678 A (MORGAN ET AL) 5 November 1985 (1985-11-05) column 3, line 41 - column 4, line 2 figures 5,6	1-13

**INTERNATIONAL SEARCH REPORT**

Information on patent family members

International Application No  
PCT/IB2005/052739

Patent document cited in search report	Publication date	Patent family member(s)	Publication date
US 4528510	A	09-07-1985	DE 3235113 A1 22-03-1984
			EP 0105220 A1 11-04-1984
			JP 59064030 A 11-04-1984
<hr/>			
US 4551678	A	05-11-1985	NONE
<hr/>			

## フロントページの続き

(81)指定国 AP(BW, GH, GM, KE, LS, MW, MZ, NA, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), EA(AM, AZ, BY, KG, KZ, MD, RU, TJ, TM), EP(AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, NL, PL, PT, RO, SE, SI, SK, TR), OA(BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, ML, MR, NE, SN, TD, TG), AE, AG, AL, AM, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, HR, HU, ID, IL, IN, IS, JP, KE, KG, KM, KP, KR, KZ, LC, LK, LR, LS, LT, LU, LV, MA, MD, MG, MK, MN, MW, MX, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PG, PH, PL, PT, RO, RU, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, SY, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, YU, ZA, ZM, ZW

(72)発明者 カッセル ウルリッヒ

ドイツ連邦共和国 5 2 0 6 6 アーヘン ヴァイスハウスストラッセ 2 フィリップス イン  
テレクチュアル プロパティ アンド スタンダーズ ゲーエムベーハー

(72)発明者 ダンケ ハンネス

ドイツ連邦共和国 5 2 0 6 6 アーヘン ヴァイスハウスストラッセ 2 フィリップス イン  
テレクチュアル プロパティ アンド スタンダーズ ゲーエムベーハー

Fターム(参考) 4C096 AA03 AA04 AA05 AA11 AD06 AD07 BA05 BB06 BB07 FA06