(19)日本国特許庁(JP)　(12)特　許　公　報(B2)　(11)特許番号
特許第6270174号
(P6270174)
(45)発行日　平成30年1月31日(2018.1.31)　(24)登録日　平成30年1月12日(2018.1.12)

(51)Int.Cl.　F I
A61B 5/055 (2006.01)　A61B 5/05 382
A61B 5/05 390
A61B 5/05 370

請求項の数 1　(全 11 頁)

(21)出願番号　特願2016-78256(P2016-78256)
(22)出願日　平成28年4月8日(2016.4.8)
(62)分割の表示　特願2014-158809(P2014-158809)の分割
原出願日　平成21年5月19日(2009.5.19)
(65)公開番号　特開2016-147094(P2016-147094A)
(43)公開日　平成28年8月18日(2016.8.18)
審査請求日　平成28年4月15日(2016.4.15)
(31)優先権主張番号　P.385276
(32)優先日　平成20年5月26日(2008.5.26)
(33)優先権主張国　ポーランド(PL)

(73)特許権者　514033448
アカデミア　ゴルニツォ－ハットニツァ
アイエム.　スタニスラワ　スタシツァ
ダブリュー　クラクフィ
ポーランド共和国、ピーエル－３０－０５９　クラクフ　エーエル.　ミツキエビツァ　３０
(74)代理人　110000877
龍華国際特許業務法人
(72)発明者　カージイザック、アーター
ポーランド国、　３０－５０５　クラコウ、　カルワリジュスカ　９６／２６

審査官　島田　保

最終頁に続く

(54)【発明の名称】ＭＲＩで用いられる拡散テンソルイメージングパルスシーケンスのキャリブレーション方法

(57)【特許請求の範囲】
【請求項１】
ＭＲＩスキャナー用のＭＲ－ＤＴＩシーケンスを校正するための方法であって、
互いに異なる少なくとも６セットのオイラー角（α，β，γ）のそれぞれにより定義される少なくとも６セットの向きに対応する既知の要素からなる拡散テンソルを有する異方性拡散モデルファントムを、テストされるＭＲＩスキャナーのボリューム内のＲＦコイルの相互作用エリア内に配置する段階と、
前記異方性拡散モデルファントムを回転させて、少なくとも６個の向きに前記異方性拡散モデルファントムを回転させる段階と、
前記少なくとも６個の向きのそれぞれにおいて、テストされる前記ＭＲＩスキャナーの前記ボリュームの各ボクセルについて、（ｉ）拡散勾配が印加されない場合のＭＲイメージ強度、及び、（ｉｉ）拡散勾配が少なくとも６方向に印加されて得られる少なくとも６種類のＭＲイメージ強度を測定する段階と、
（ア）前記測定されたＭＲイメージ強度及び（イ）前記拡散テンソルの複数の要素D_{ij}の値に基づいて、下記の数式１、
［数式１］

【数１】

$$\ln\left(\frac{A(b)}{A(0)}\right) = -\sum_{i=1}^{3}\sum_{j=1}^{3} b_{ij}D_{ij}$$

（数式１において、

Ａ（ｂ）は、拡散勾配が所与の方向に印加されて得られた前記ＭＲイメージ強度を表し、

Ａ（０）は、拡散勾配が印加されない場合の前記ＭＲイメージ強度を表し、

ｂは、対称な「ｂ」マトリクスを表し、

Ｄは、前記拡散テンソルを表し、

ｉ及びｊは、拡散勾配の方向を表す。）

を用いて、前記ＭＲＩスキャナーの前記ボリュームの各ボクセルについて、前記少なくとも６個の前記拡散勾配の印加方向のそれぞれに関する、前記対称な「ｂ」マトリクスを決定する段階と、

検査される対象物の各ボクセルについて、前記ＭＲＩスキャナー用の前記校正されたＭＲ－ＤＴＩシーケンスを用いて、その後のＭＲ－ＤＴＩ試験における拡散テンソルの決定に用いられる少なくとも６個の対称な「ｂ」マトリクスの前記セットを提供する段階と、

を有し、

前記異方性拡散モデルファントムは、水素原子核を含む物質を有し、

前記少なくとも６個の向きのそれぞれは、

互いに異なる少なくとも６セットのオイラー角（α_L，β_L，γ_L）のそれぞれにより定義され、

前記少なくとも６セットのオイラー角のそれぞれに関する前記拡散テンソルの複数の要素に対応する複数の行を有する行列D_Mの行列式ｄｅｔ（D_M）が０にならないように決定され、

前記行列D_Mは、下記の数式２のように定義され、

［数式２］

【数２】

$$D_M = \begin{pmatrix} D_{11} & D_{12} & D_{13} & D_{14} & D_{15} & D_{16} \\ D_{21} & D_{22} & D_{23} & D_{24} & D_{25} & D_{26} \\ D_{31} & D_{32} & D_{33} & D_{34} & D_{35} & D_{36} \\ D_{41} & D_{42} & D_{43} & D_{44} & D_{45} & D_{46} \\ D_{51} & D_{52} & D_{53} & D_{54} & D_{55} & D_{56} \\ D_{61} & D_{62} & D_{63} & D_{64} & D_{65} & D_{66} \end{pmatrix},$$

（数式２のD_{ij}において、

ｉは、前記拡散テンソルの連続する要素：ｘｘ、ｙｙ、ｚｚ、ｘｙ、ｘｚ、ｙｚであり、

ｊは、１から６の範囲にある、オイラー角の連続するセットである。）

前記対称な「ｂ」マトリクスを決定する段階は、

前記測定されたＭＲイメージ強度のそれぞれと、前記既知の拡散テンソルの複数の要素の値とを前記数式１に代入して得られる連立方程式を解いて、前記数式２で定義される行列D_Mを算出する段階と、

前記測定されたＭＲイメージ強度のそれぞれと、前記数式２で定義される行列D_Mの、前記算出された複数の要素の値とを下記の数式３に代入して、前記対称な「ｂ」マトリクスを算出する段階と、

［数式３］

【数３】

$$L = b\,D_{M/}$$

（数式３において、
ｂは、ベクトルに変換された前記「ｂ」マトリクスの６つの計算された要素、
Ｌは、転置ベクトルに変換された測定値からの連続したｌｎ（Ａ（ｂ）／Ａ（０））値である。）
を有する、
方法。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【０００１】

本発明の主題事項は、あらゆる拡散ＭＲ-ＤＴＩイメージングシーケンスのキャリブレーション用異方性拡散ファントム、およびあらゆる磁気共鳴（ＭＲ）イメージングシーケンス及びＭＲＩスキャナーのための量的スペシフィックであるところの「ｂ」マトリクスに基づく異方性拡散モデル、および生物組織、固体、無性性物質及び液体の検査に用いられる磁気共鳴映像（ＭＲＩ）スキャナーを用いて、キャリブレーション（校正）する方法に関する。

【背景技術】

【０００２】

従来においては、拡散テンソルを計算するために必要な「ｂ」マトリクスの値は、あらゆる拡散ＭＲイメージングシーケンスおよびＭＲＩスキャナーのために分析的にかつ別々に決定され、その結果は、計算に用いた複雑な式のゆえのみに近似されていた。あるいは、問題の対象物の全ボリュームのために仮定された「ｂ」マトリクスの単一の値が、拡散テンソルの計算のために用いられていた。

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【０００３】

従来既知の拡散テンソル計算法の不利な点は、近似した「ｂ」マトリクス値が用いられ、「ｂ」マトリクスの空間分布の欠如が仮定されていたため、計算誤差が大きくなるということであった。従って、ＭＲＩスキャナーを使って適切、正確、かつ定量的に検査された対象物における水拡散変動を決定することはかなり困難であり、結果の再現性はなかった。識別可能なＭＲシーケンスは様々なＭＲＩスキャナーで生じ、そのため、結果は矛盾するものであり、比較できるものではない。その結果は、「ｂ」マトリクス値を正確に決定することができないため、エラーを多数含むものである。

【０００４】

以下の略語は、本書を通じて用いられる。

ＭＲ　磁気共鳴

ＤＴＩ　拡散テンソルイメージング

ＬＣ　液晶

【課題を解決するための手段】

【０００５】

本件発明のあらゆるＭＲＩに用いられるキャリブレーション法は、これらの欠点をなくし、あらゆるＭＲＩスキャナーおよびあらゆるイメージングシーケンス、特にＤＴＩにおける、「ｂ」マトリクス値の正確で空間的な決定を可能にするものである。

【０００６】

本件発明の方法において、「ｂ」マトリクスは、テストされたボリュームの各ボクセルのために、異方性の拡散モデルに基づいて正確に決定される。

【０００７】

本件発明のＭＲイメージングシーケンスのキャリブレーションのための異方性拡散ファ

ントムは、例えばH_2OやＬＣ中に含まれた水素のための如何なる形状の如何なる異方性拡散モデルでも良い。本件発明に係る拡散モデルは、好ましくは、H_2O、ヒドロゲル、あるいは水素を含む他のあらゆる物質で満たされた毛細管の束である。水素原子核のない非磁性筒状ロッドで密に満たされた他の三次元形状、好ましくは筒状形状も、参照拡散モデルであると見なすことができる。ロッドは、好ましくは、グラス、テフロン（登録商標）、あるいは類似した特性を有する他の材料からなるものである。それらは、H_2O、ヒドロゲル、または水素原子核を含む他の物質に浸漬される。

【０００８】

１つの実施形態において、拡散モデルは、H_2O、ヒドロゲル、または水素原子核を含む他の物質の層によって分離された薄いグラスプレートのアレイである。その拡散モデルも、異方性液晶（ＬＣ）または例えば^{2}H、^{3}He、^{13}C、^{14}N、^{17}O、^{19}F、^{29}Si、^{31}P等のような、将来、イメージングの際に用いられ得る他のエレメントのためのもので形成されても良い。毛細管の束を備えたパイプであるモデルは、毛細軸に直交する方向に、ある温度で拡散の制限は、拡散ＭＲイメージングシーケンスにおける拡散時間△の範囲に関して重要である。

【０００９】

周囲温度において水が満たされた拡散モデルでは、０．１μmないし１００μmの範囲内である。ヒドロゲルの場合、その値はもっと低い。毛細管を横切る、あるいは筒状ロッドを横切る、あるいは薄いガラスプレートの面に垂直な、水分子の自由拡散は、反対の毛細管によって、あるいはロッド壁によって、あるいは反対の薄いガラスプレートの面によって、阻止され、その拡散プロセスが制限される。その毛細管直径、筒状ロッド径、あるいはH_2O、ヒドロゲル、あるいは薄いガラスプレート間に水素原子核を含むあらゆる他の物質を調整することによって、拡散の限界が、自由拡散は以下のアインシュタイン-スモルコフスキーの式で与えられるという事実に基づいて特定の拡散時間△および温度Ｔで決定される。

【００１０】

【数１】

$$\langle(\vec{r}-\vec{r}_o)(\vec{r}-\vec{r}_o)\rangle = 6Dt \qquad [1]$$

但し、

$\vec{r}$ – 時間tにおける拡散分子の位置ベクトル
$\vec{r}_o$ – 初期位置ベクトル

【００１１】

この式は、パスと拡散係数Ｄの二乗の平均を決定する。

【００１２】

主軸の系における異方性拡散モデルは、２つ以上の識別できる拡散テンソルコンポーネントを有し、毛細管の束からなるファントムについては、対称な拡散テンソルＤは、以下のとおりである。

【００１３】

【数２】

$$\begin{pmatrix} D_{xx} & D_{xy} & D_{xz} \\ D_{yx} & D_{yy} & D_{yz} \\ D_{zx} & D_{zy} & D_{zz} \end{pmatrix}$$

【００１４】

上記対称拡散テンソルＤは、主軸の系における対角化後に以下のフォームを得る。

【００１５】
【数３】

$$\begin{pmatrix} D_1 & 0 & 0 \\ 0 & D_2 & 0 \\ 0 & 0 & D_3 \end{pmatrix}$$

【００１６】
上式において、
D_{ij}は、この実験システムにおける対称拡散テンソルの要素、
D_1、D_2は、毛細管の横断方向の拡散係数、
D_3は、毛細管の長さ方向の拡散係数である。
この場合、$D_1 = D_2$、かつ$D_2 \neq D_3$である。
【００１７】
本件発明において、異方性拡散モデルは、以下のようにして決定される。
典型的な一次元の実験を、拡散時間および温度に応じて、例えばD_1、D_2およびD_3を決定するために、異方性方向について拡散係数を測定するために行う。しかして、異方性拡散モデルが得られ、それは温度Ｔおよび拡散時間△の関数である。
【００１８】
あらゆるＭＲＩスキャナーは、「ｂ」マトリクスを正確に空間的に測定するために本件発明の方法を用いて校正することができる。結果的に、生物組織において主として水拡散テンソルであると仮定して拡散テンソルの正確な測定を可能にする。
【００１９】
拡散テンソルは以下の既知の式［２］で示される。
【００２０】
【数４】

$$\ln\left(\frac{A(b)}{A(0)}\right) = -\sum_{i=1}^{3} \sum_{j=1}^{3} b_{ij} D_{ij} \qquad [2]$$

【００２１】
上式において、
Ａ（ｂ）は、各ボクセルについて測定されたエコー信号（ＭＲイメージ強度）、
Ａ（０）は、ｂ＝０におけるＭＲイメージ強度、
b_{ij}は、対称「ｂ」マトリクスの要素、
D_{ij}は、対称拡散テンソルＤの要素
である。
【００２２】
上記式［２］から、ＤＴＩ実験で、水拡散テンソルを計算するために、対称テンソルは３ｘ３マトリクスであり、７以上のＭＲ実験を行う必要があり、そのためにＭＲシーケンスは、６つの識別可能な拡散勾配の非共線方向を含むと共に、適用された拡散勾配のない１つの（第７）方向を含む。従って、もっとも簡単なＤＴＩ実験では、それぞれ６つの識別できる要素を含む、６以上の対称な「ｂ」マトリクスが、各拡散勾配ベクトルについて決定される。
【００２３】
本件発明の異方性拡散ファントムを用いてあらゆるＭＲイメージングシーケンスを校正するためには、異方性拡散ファントムをテストされるＭＲＩスキャナー内に配置する。次

いで、拡散テンソルの計算に必要な「ｂ」マトリクスの数が、異方性拡散モデルに基づいて決定される。これは、各ボクセルおよび拡散勾配ベクトルの特有の方向について空間的に決定されるべき６つ以上の「ｂ」マトリクスを構成する。

【００２４】

拡散勾配ベクトルの方向について「ｂ」マトリクスの値を決定するために、６以上の式の系が、識別できる拡散テンソルＤの値を得るために解かれる。拡散勾配ベクトル方向については、拡散テンソル値は、各実験拡散時間△および温度について特定の拡散モデルに基づいて用いられる。様々な拡散モデルテンソル値は、問題のＭＲＩスキャナー内の異方性拡散ファントムを回転させることによって好適に得られる。異方性拡散ファントムは、主軸の系において拡散テンソルが既知の値であると仮定される拡散モデルである。その拡散モデルは、各種のオイラー角だけ回転され、コラムが拡散テンソルＤの要素に対応するマトリクスの行列式D_Mは、各回転後のゼロとは異なる。

【００２５】

【数５】

$$\det(D_M) \neq 0$$

【００２６】

以下のマトリクスは、測定値から得られる。

【００２７】

【数６】

$$D_M = \begin{pmatrix} D_{11} & D_{12} & D_{13} & D_{14} & D_{15} & D_{16} \\ D_{21} & D_{22} & D_{23} & D_{24} & D_{25} & D_{26} \\ D_{31} & D_{32} & D_{33} & D_{34} & D_{35} & D_{36} \\ D_{41} & D_{42} & D_{43} & D_{44} & D_{45} & D_{46} \\ D_{51} & D_{52} & D_{53} & D_{54} & D_{55} & D_{56} \\ D_{61} & D_{62} & D_{63} & D_{64} & D_{65} & D_{66} \end{pmatrix},$$

【００２８】

但し、D_{ij}において、

ｉは、拡散テンソルの連続する要素：ｘｘ、ｙｙ、ｚｚ、ｘｙ、ｘｚ、ｙｚ

ｊは、１から６の範囲にある、オイラー角の連続するセット、

である。

【００２９】

拡散勾配ベクトルの方向についての「ｂ」マトリクス値の計算は、式［２］から得られた、以下の式［３］で算出される。

【００３０】

【数７】

$$L = b\ D_M, \quad [3]$$

【００３１】

上式において、

ｂは、ベクトルに変換された「ｂ」マトリクスの６つの計算された要素、

D_Mは、マトリクスであり、そのコラムは各種オイラー角だけ連続回転後のモデル拡散テンソルの要素によって形成されたものであり、

Ｌは、転置ベクトルに変換された測定値（ＭＲイメージングに基づく）からの連続したｌｎ(A(b)/A(0))値である。

【００３２】
上記式［３］の系は、拡散勾配の残りの（６つ以上の非共線）方向のために解かれる。従って、３６の「ｂ」マトリクスと「b_0」マトリクスが得られる。従って、「ｂ」マトリクスの値は、拡散勾配の特定の方向および問題のボリュームの各ボクセルのために得られる。

【００３３】
本発明の校正方法に基づいて、検査されたボリュームのための拡散モデルが形成あされ、その形状およびパラメータに応じてＲＦコイルのために形成され、選択される。校正はイメージングシーケンスパラメータの変化の前毎に、特に拡散勾配を変化させるときに、繰り返される。

【００３４】
拡散ＭＲ－ＤＴＩイメージングシーケンスの校正のために異方性拡散ファントムに基づく異方性拡散モデルを用いるＭＲＩスキャナーのための校正方法の利点は、「ｂ」マトリクス値の正確で空間的な決定である。その結果、従来技術とは異なり、先ず第一に生物学的な系においてのみならず他の件においても、拡散テンソルを正確に測定することができる。また、この校正方法は、各種ＭＲＩスキャナーおよび識別されるＭＲイメージングシーケンスを用いて得られた、テストした対象物の拡散テンソル値を比較する現実的な可能性を提供するものである。

［項目１］
ＭＲイメージングシーケンスの校正のための異方性拡散ファントムであって、
上記ファントムは、H_2O、ヒドロゲル、または水素原子核を含む他の物質で満たされた、水素原子核のない非磁性毛細管エレメント（１）で密に満たされたボリュームによって形成され、あるいはH_2O、ヒドロゲル、または水素原子核（２）を含む他の物質の層で分離された薄いガラスプレート（１）のアレイで形成されたものであり、
上記拡散ファントムは、例えば^{2}Ｈ、^{3}Ｈｅ、^{13}Ｃ、^{14}Ｎ、^{17}Ｏ、^{19}Ｆ、^{29}Ｓｉ、^{31}Ｐ等のような他の要素のために、異方性液晶（ＬＣ）または他のものによっても形成されうる、
異方性拡散ファントム。

［項目２］
H_2O、ヒドロゲル、または水素原子核を含む他の物質の層で分離された、水素原子核のない非磁性筒状ロッドで密に満たされた筒状のボリュームによって形成された、
項目１に記載の異方性拡散ファントム。

［項目３］
上記毛細管の径、上記筒状ロッドの径、または薄いガラスプレート間のH_2O、ヒドロゲル、または水素原子核を含む他の物質の層の厚さを調整することを特徴とし、その拡散限界は、特定の拡散時間△および温度で決定される、
項目１又は２に記載の異方性拡散ファントム。

［項目４］
上記拡散ファントムの密な非磁性毛細管または他の要素は、ガラス、テフロン（登録商標）、また同様の特性を有する他の材料からなる、
項目１に記載の異方性拡散ファントム。

［項目５］
上記ファントムは、毛細管軸に直交する方向に所定の温度での拡散の制限が、拡散ＭＲイメージングシーケンスにおいて拡散時間△の範囲に対して重要であるように、H_2O、ヒドロゲル、または水素原子核で満たされた好適な毛細管の束を有するパイプである、
項目１に記載の異方性拡散ファントム。

［項目６］
「ｂ」マトリクス値の空間的決定に存在するあらゆるＭＲＩスキャナーを校正するための方法であって、異方性拡散ファントムを用いてあらゆるＭＲＩスキャナーシーケンスを校正するために、異方性拡散ファントムが、テストされたＭＲＩスキャナーのボリューム

内のＲＦコイルの相互作用エリア内に配置され、

次いで、上記拡散テンソルの校正のために、「ｂ」マトリクスの必要な数が異方性拡散モデルに基づいて計算され、それによって各ボクセルおよび要求された各拡散勾配ベクトル方向のために６以上の「ｂ」マトリクスを決定し、拡散勾配ベクトルの方向のための「ｂ」マトリクス値が識別できる拡散テンソルＤ値のための６以上の式の系を解くことで決定され、

拡散勾配ベクトルの方向については、好ましくはテストしたＭＲＩスキャナーのボリューム内で異方性拡散ファントムを回転させることにより、各種拡散テンソル値が得られ、それは主軸の系において拡散テンソルが既知の値を有する拡散モデルであり、

各種オイラー角だけ回転することで拡散モデルが得られ、特定のオイラー角だけ拡散モデルの連続的な回転後に拡散テンソルの要素に対応するマトリクスの行列式D_Mが以下のマトリクスによって定義され、

［数１］

$$D_M = \begin{pmatrix} D_{11} & D_{12} & D_{13} & D_{14} & D_{15} & D_{16} \\ D_{21} & D_{22} & D_{23} & D_{24} & D_{25} & D_{26} \\ D_{31} & D_{32} & D_{33} & D_{34} & D_{35} & D_{36} \\ D_{41} & D_{42} & D_{43} & D_{44} & D_{45} & D_{46} \\ D_{51} & D_{52} & D_{53} & D_{54} & D_{55} & D_{56} \\ D_{61} & D_{62} & D_{63} & D_{64} & D_{65} & D_{66} \end{pmatrix},$$

上記行列式のｄｅｔ　（ＤＭ）は０ではなく、ついで拡散勾配ベクトルの方向の「ｂ」マトリクス値の計算のために、以下の系の式を解き、

［数２］

$$L = b\ D_M,$$

この工程を、例えば拡散勾配の６以上の非共線方向であって１以上の拡散勾配のない方向のために、拡散勾配ベクトル方向の必要な数だけ繰り返す、ことを特徴とする、

方法。

［項目７］

異方性拡散ファントムのために、温度Ｔおよび拡散時間△の関数としての主軸D_1、D_2、D_3の系において拡散テンソル値が、異方性方向のための拡散係数の典型的な一次元測定において決定される、

項目６に記載の方法。

［項目８］

校正されたＭＲＩスキャナーボリュームのために、形状およびパラメータに応じてＲＦコイルのために拡散モデルが形成され、選択される、

項目６に記載の方法。

［項目９］

ＭＲＩスキャナーの校正を、イメージングシーケンスパラメータの変更前毎、とくに拡散勾配を変更する際に、繰り返す、

項目６に記載の方法。

【実施例】

【００３５】

以下のオペレーションは、Ｔ＝２１°Ｃ、拡散時間△＝５０ｍｓで異方性拡散モデルを用いて、超電導磁石（磁界強度：４．７Ｔ）を備えたＭＲＩスキャナーにおいてＭＳＥＤ（Multislice Spin Echo Diffusion, マルチスライス　スピンエコー拡散）の校正のために行った。

【００３６】

１．H_2O層（厚さ：１０μｍ）で分離された薄いガラスプレートのアレイ形式の異方性拡散ファントムが、超電導磁石（磁界強度：４．７Ｔ）を３センチのバードケージＲＦ

コイルの影響圏内に配置した状態で、ＭＲＩスキャナー内に配置した。トモグラフィー測定をＭＳＥＤシーケンスを用いて行った。

【００３７】

２．　拡散ベクトルの一方向の空間「ｂ」マトリクスを決定するため、ＭＲトモグラフィー測定を、オイラー角で異方性拡散ファントムの回転で定義された６つの区別される位置で行った。ＲＦコイルの相互作用エリアにおけるＭＲＩスキャナー内でテストした全測定ボリュームをスキャンして「ｂ」マトリクスの空間分布を得た。その測定を、更なる拡散勾配ベクトル方向を得るために繰り返し行った。合計３６のＭＲ測定を、６つの識別可能な拡散勾配ベクトル位置で行い、拡散勾配ベクトル＝０の追加のスキャンを行った。

【００３８】

３．　続いて、ステップ１および２の工程を、他のシーケンスパラメータのためにおこなった。その結果、空間「ｂ」マトリクス値のデジタルレコードが各種イメージングシーケンスパラメータに対応して得られた。このようにして得られた「ｂ」マトリクス値は、「ｂ」マトリクス値が決定されたパラメータ範囲内のＤＴＩシーケンスを用いることによって拡散テンソルの正確な校正が可能となった。

【００３９】

この実施例に係るあらゆるＭＲイメージングシーケンスのための異方性拡散ファントムおよび校正方法は、図面に示されている。図１は、H_2O層で分離された薄いガラスプレートのアレイの形態をなす異方性拡散ファントムの概要を示しており、図２は、連続するオイラー角によるファントム（拡散モデル）回転法を示す。

【００４０】

異方性拡散ファントムは、複数枚の薄いガラスプレート１からなり、それぞれ１０μｍのH_2O層２で分離されている。図２に示す主軸Ｅの系は、下に示すオイラー角で定義された回転後の拡散モデルおよびその相互配向性に関連した実験参照系Ｌである。

【００４１】

【数８】

$$\Omega_L = (\alpha_L, \beta_L, \gamma_L).$$

【００４２】

対称性のために、実験室系において測定された拡散テンソルは、ゼロではない６つの要素を備えている。主軸Ｅの系において、拡散テンソルは、３つの主たる要素および３つのオイラー角ΩＬで定義される。主軸Ｅおよび既知のオイラー角の系における既知のテンソルのために、実験室系Ｌにおけるテンソル値は、以下の式に従って、回転変換Ｒ（αＬ、βＬ、γＬ）によって決定される。

【００４３】

【数９】

$$D_L = \mathrm{R}^{-1}(\Omega_L) D_E \mathrm{R}(\Omega_L)$$

【００４４】

ここで、

Ｒ（ΩＬ）は、ウイグナ回転マトリクス、

ΩＬ＝（αＬ、βＬ、γＬ）は、オイラー角であり、実験室系Ｌに対する主軸Ｅの系の配向性を定義する、

D_L、D_Eは、それぞれＬ系およびＥ系における拡散テンソルである。

【００４５】

拡散モデルは、オイラー角によって回転され、拡散テンソルＤの要素に対応するコラムである、マトリクスの行列式D_Mは、角回転後のゼロとは異なる。即ち、

【００４６】

【数１０】

$$\det(D_M) \neq 0$$

【図面の簡単な説明】

【００４７】

【図１】図１は、Ｈ$_2$Ｏ層で分離された薄いガラスプレートのアレイの形態をなす異方性拡散ファントムの概要を示す。

【図２】図２は、連続するオイラー角でファントム（拡散モデル）回転法を示す。

【図１】

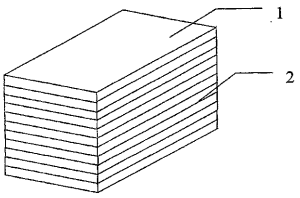

図1

【図２】

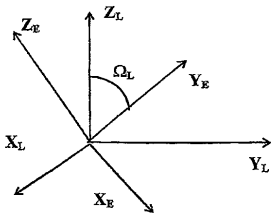

図2

フロントページの続き

(56)参考文献 特開平０７－３１３４８７（ＪＰ，Ａ）
特開２００４－１０５７３０（ＪＰ，Ａ）
国際公開第２００７／０６６９９８（WO，Ａ１）
米国特許出願公開第２００６／０１９５０３０（ＵＳ，Ａ１）
L.G.Raguin, et al., “QUANTITATIVE ANALYSIS OF Q-SPACE MRI DATA”, IFMBE PROCEEDINGS, INTERNATIONAL FEDERATION FOR MEDICAL AND BIOLOGICAL ENGINEERING, ２００５年１１月２０日, vol.11 No.1, P1-P6
YANASAK N, USE OF CAPILLARIES IN THE CONSTRUCTION OF AN MRI PHANTOM FOR THE ASSESSMENT OF DIFFUSION TENSOR IMAG, MAGNETIC RESONANCE IMAGING, 米国, ELSEVIER SCIENCE, ２００６年１２月 １日, V24 N10, P1349-1361
TOURNIER J D, RESOLVING CROSSING FIBRES USING CONSTRAINED SPHERICAL DECONVOLUTION:VALIDATION USING DIFFUSION-WEIGH, NEUROIMAGE, 米国, ACADEMIC PRESS, ２００８年 5月 9日, V42 N2, P617-625
FIEREMANS, SIMULATION AND EXPERIMENTAL VERIFICATION OF THE DIFFUSION IN AN ANISOTROPIC FIBER PHANTOM, JOURNAL OF MAGNETIC RESONANCE, 米国, ACADEMIC PRESS, ２００８年 2月, V190 N2, P189-199

(58)調査した分野(Int.Cl., ＤＢ名)
Ａ６１Ｂ 5／０５５
ＪＳＴＰｌｕｓ／ＪＭＥＤＰｌｕｓ／ＪＳＴ７５８０（ＪＤｒｅａｍＩＩＩ）
Ｗｉｌｅｙ Ｏｎｌｉｎｅ Ｌｉｂｒａｒｙ