

(12) 特許協力条約に基づいて公開された国際出願

(19) 世界知的所有権機関
国際事務局



(43) 国際公開日
2010年7月1日(01.07.2010)

PCT

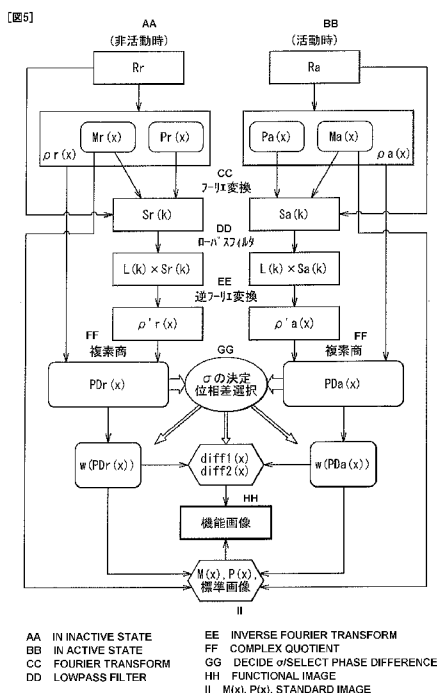
(10) 国際公開番号
WO 2010/073923 A1

- (51) 国際特許分類:
A61B 5/055 (2006.01) G01R 33/54 (2006.01)
- (21) 国際出願番号: PCT/JP2009/070763
- (22) 国際出願日: 2009年12月11日(11.12.2009)
- (25) 国際出願の言語: 日本語
- (26) 国際公開の言語: 日本語
- (30) 優先権データ:
特願 2008-334556 2008年12月26日(26.12.2008) JP
- (71) 出願人 (米国を除く全ての指定国について): 国立大学法人 熊本大学(NATIONAL UNIVERSITY CORPORATION KUMAMOTO UNIVERSITY) [JP/JP]; 〒8608555 熊本県熊本市黒髪2丁目3番1号 Kumamoto (JP).
- (72) 発明者; および
- (75) 発明者/出願人 (米国についてのみ): 米田 哲也 (YONEDA Tetsuya) [JP/JP]; 〒8608555 熊本県熊本市本荘1丁目1番1号 国立大学法人熊本大学内 Kumamoto (JP). 肥合 康弘(HIAI Yasuhiro) [JP/JP]; 〒8608555 熊本県熊本市本荘1丁目1番1号 国立大学法人熊本大学内 Kumamoto (JP).
- (74) 代理人: 藤島 洋一郎, 外(FUJISHIMA Youichiro et al.); 〒1600022 東京都新宿区新宿1丁目9番5号大台ビル2F Tokyo (JP).
- (81) 指定国 (表示のない限り、全ての種類の国内保護が可能): AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CL, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IS, JP, KE, KG, KM, KN, KP, KR, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LT, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PE, PG, PH, PL, PT, RO, RS, RU, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, ST, SV, SY, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, ZA, ZM, ZW.
- (84) 指定国 (表示のない限り、全ての種類の広域保護が可能): ARIPO (BW, GH, GM, KE, LS, MW, MZ, NA, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), ユーラシア (AM, AZ, BY, KG, KZ, MD, RU, TJ, TM), ヨーロッパ (AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, MK, MT, NL, NO, PL, PT, RO, SE, SI, SK, SM, TR), OAPI (BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, ML, MR, NE, SN, TD, TG).

[続葉有]

(54) Title: PHASE DIFFERENCE ENHANCED IMAGING METHOD (PADRE), FUNCTIONAL IMAGE CREATING METHOD, PHASE DIFFERENCE ENHANCED IMAGING PROGRAM, PHASE DIFFERENCE ENHANCED IMAGING APPARATUS, FUNCTIONAL IMAGE CREATING APPARATUS, AND MAGNETIC RESONANCE IMAGING (MRI) APPARATUS

(54) 発明の名称: 位相差強調画像化法(Phase Difference Enhanced Imaging ; P A D R E)、機能画像作成法、位相差強調画像化プログラム、位相差強調画像化装置、機能画像作成装置および磁気共鳴画像化(Magnetic Resonance Imaging ; M R I)装置



(57) Abstract: Provided are a functional image creating method and a functional image creating apparatus wherein activated areas can be rendered. A complex image ($\sigma_r(x)$) created from an MR signal occurring during an inactive state and a complex image ($\sigma_a(x)$) obtained by filtering the complex image ($\sigma_r(x)$) are used to create a phase difference image ($PDr(x)$). A complex image ($\sigma_a(x)$) created from an MR signal occurring during an active state and a complex image ($\sigma'a(x)$) obtained by filtering the complex image ($\sigma_a(x)$) are used to create a phase difference image ($PDa(x)$). The phase difference image ($PDr(x)$) and phase difference image ($PDa(x)$) are used to create functional signal images ($d_{iff1}(x)$, $d_{iff2}(x)$). The functional signal image ($d_{iff1}(x)$) or the functional signal image ($d_{iff2}(x)$) is masked by an intensity image ($M_r(x)$), an intensity image ($M_a(x)$), a standard image or a morphological image ($I(x)$) to create a functional image ($I'(x)$) in which activated areas have been rendered.

(57) 要約: 賦活領域を描画することの可能な機能画像作成法および機能画像作成装置を提供する。非活動時のMR信号から作成された複素画像 $\sigma_r(x)$ と、複素画像 $\sigma_r(x)$ に対してフィルタ処理の施された複素画像 $\sigma'a(x)$ とを利用して位相差画像 $PDr(x)$ が作成される。活動時のMR信号から作成された複素画像 $\sigma_a(x)$ と、複素画像 $\sigma_a(x)$ に対してフィルタ処理の施された複素画像 $\sigma'a(x)$ とを利用して位相差画像 $PDa(x)$ が作成される。位相差画像 $PDr(x)$ と位相差画像 $PDa(x)$ とを利用して機能信号画像 $d_{iff1}(x)$ 、 $d_{iff2}(x)$ が作成される。機能信号画像 $d_{iff1}(x)$ または機能信号画像 $d_{iff2}(x)$ が、強度画像 $M_r(x)$ 、強度画像 $M_a(x)$ 、標準画像もしくは形態画像 $I(x)$ にマスクされ、賦活領域が描画された機能画像 $I'(x)$ が作成される。

WO 2010/073923 A1

添付公開書類:

— 国際調査報告 (条約第 21 条(3))

明 細 書

発明の名称：

位相差強調画像化法(Phase Difference Enhanced Imaging ; P A D R E)
、機能画像作成法、位相差強調画像化プログラム、位相差強調画像化装置
、機能画像作成装置および磁気共鳴画像化(Magnetic Resonance Imaging
; M R I)装置

技術分野

[0001] 本発明は、目的とした組織(tissue)の強調を行う位相差強調画像化法、位相差強調画像化プログラム、位相差強調画像化装置および磁気共鳴画像化装置に関する。また、本発明は、賦活領域を描画する機能画像作成法および機能画像作成装置に関する。

背景技術

[0002] M R I は、N M R (Nuclear Magnetic Resonance ; 核磁気共鳴)現象を利用して被検体内の内部情報を画像化する方法である。得られるMR画像は、回転する磁化ベクトルの大きさや角度を持った複素画像(complex image)となる。従来から、MR画像として、MR信号の強度成分(magnitude)のみを画像化した強度画像(magnitude image)が用いられてきた。しかし、近年のM R I 技術の伸展により、磁場の不均一性が十分に小さくなったことから、磁化ベクトルの回転角を画像化した位相画像(phase image)も利用可能になった。それに伴い、例えば、特許文献1に記載されているように、強度画像の他に位相画像も用い、磁化率(susceptibility)変化による位相差を強調したS W I (SusceptibilityWeighted Imaging)画像を実際に得ることが可能となった。これにより、画像コントラストや分解能が劇的に良くなった。

先行技術文献

特許文献

[0003] 特許文献1：米国特許出願公開第2003/0212322号明細書

発明の概要

- [0004] ところで、上記の位相画像には、磁場の不均一性による低周波成分の位相の乱れが若干、含まれている。そのため、特許文献1では、それを除去するためにLPF (Low Pass Filter ; 低周波通過フィルタ) が用いられる。このLPFは、元画像データから低周波成分を、複素商を用いて取り除くことにより、HPF (High Pass Filter ; 高周波通過フィルタ) と等価な役割を果たしている。すなわち、特許文献1では、LPFの大きさを調整することによりHPFを用いずにHPFの効果を得ている。そこで、以下では、フィルタサイズについて議論する際には、LPFを前提とする。さらに、特許文献1では、磁化率変化による位相差を強調する位相マスク画像が、フィルタ処理された位相画像から作成される。この位相マスク画像には冪乗の重み付けがなされる。重み付けのなされた位相マスク画像は、位相差の多項式関数となっており、その最高次数は、強調したい対象（例えば血管）のCNR (contrast-to-noise ratios) を最大にするように選択される。最高次数としては、常に正数が選択され、好ましくは4が選択される。
- [0005] このように、特許文献1に記載の方法では、コントラストを付けたい組織があらかじめ決められており、その組織に対応する特定の位相差が強調されるように、位相マスク画像があらかじめ設定されている。しかし、実際には、位相差の分布は、被検体の撮像部位や撮像条件によって変わってしまう。そのため、特許文献1に記載されているように、一元化された位相差の多項式を位相マスク画像として用いた場合には、被検体の撮像部位や撮像条件を変えた際に、冪乗の指数を調整したとしても、位相差の分布の変化に柔軟に対応することが困難である。
- [0006] 例えば、医療の現場では、撮像時間の都合で、低い解像度で撮像することが必要となることがあるが、その逆に、高い分解能で撮像しなくてはならないこともある。このように、解像度を変える必要がある場合には、解像度の大きさに応じて、LPFのフィルタサイズを変えることが必要となる。フィルタサイズを大きくすると階調の変化が鈍ってしまうからである。しかし、

強調の元となる位相差の分布がLPFによって決定されるので、強調画像を得るにあたって、解像度の大きさに応じてLPFのフィルタサイズを変えた場合には、位相差の分布が変化してしまう。ところが、特許文献1では、一元化された位相差の多項式を位相マスク画像として用いているので、冪乗の指数によって位相差の分布の変化に柔軟に対応することが困難である。従って、特許文献1では、例えば、解像度を変えると、コントラストが変わってしまい、目的とした組織の強調を確実に行うことができないという問題があった。

[0007] 本発明はかかる問題点に鑑みてなされたもので、その第1の目的は、撮像部位や撮像条件を変えた場合であっても、目的とした組織の強調を確実に行うことの可能な位相差強調画像化法、位相差強調画像化プログラム、位相差強調画像化装置および磁気共鳴画像化装置を提供することにある。第2の目的は、上記した位相差強調画像化法を利用して、賦活領域を描画することの可能な機能画像作成法および機能画像作成装置を提供することにある。

[0008] 本発明による位相差強調画像化法は、以下の(A1)～(A3)の各ステップを含むものである。本発明による位相差強調画像化プログラムは、以下の(A1)～(A3)の各ステップをコンピュータに実行させるようにしたものである。

(A1) 磁気共鳴信号から得られた、強度画像および位相画像を含む第1複素画像と、第1複素画像に対してフィルタ処理の施された第2複素画像とを利用して位相差画像を作成する第1ステップ

(A2) 位相差画像のうち、目的とする組織に対応した位相を、フィルタ処理による位相差分布の変化を加味して選択すると共に、選択した位相を強調する強調関数として指数関数を選択し、選択した位相を指数関数で強調することにより強調画像を作成する第2ステップ

(A3) 強調画像で所定の画像をマスクすることにより位相差強調画像を作成する第3ステップ

[0009] 本発明による位相差強調画像化装置は、位相差画像作成部、強調画像作成

部および位相差強調画像作成部を備えたものである。位相差画像作成部は、磁気共鳴信号から得られた、強度画像および位相画像を含む第1複素画像と、第1複素画像に対してフィルタ処理の施された第2複素画像とを利用して位相差画像を作成するものである。強調画像作成部は、位相差画像のうち、目的とする組織に対応した位相を、フィルタ処理による位相差分布の変化が加味された上で選択すると共に、選択した位相を強調する強調関数として指数関数を選択し、選択した位相を指数関数で強調することにより強調画像を作成するものである。位相差強調画像作成部は、強調画像で所定の画像をマスクすることにより位相差強調画像を作成するものである。

[0010] 本発明による磁気共鳴画像化装置は、静磁場、傾斜磁場およびRF磁場を対象に印加して対象から発せられる磁気共鳴信号を検波する検波部と、検波部で検波された磁気共鳴信号に基づいて画像を作成する画像作成部とを備えたものである。画像作成部は、上記した位相差強調画像化装置と同一の構成要素を有している。

[0011] 本発明による位相差強調画像化法、位相差強調画像化プログラム、位相差強調画像化装置および磁気共鳴画像化装置では、第1複素画像と第2複素画像とを利用して作成された位相差画像のうち、目的とする組織に対応する位相がフィルタ処理による位相差分布の変化を加味して選択される。これにより、コントラストを付けたい組織に対応する位相を任意に選択することができる。また、選択された位相を強調する強調関数として指数関数が選択される。これにより、例えば、任意の冪関数を任意の精度で近似することができるので、位相差の分布の変化に柔軟に対応することができる。

[0012] 本発明による第1の機能画像作成法は、以下の(B1)～(B4)の各ステップを含むものである。

(B1) 目的とする組織の非活動時の磁気共鳴信号から、強度画像および位相画像を含む第3複素画像を作成すると共に、目的とする組織の活動時の磁気共鳴信号から、強度画像および位相画像を含む第4複素画像を作成する第1ステップ

(B2) 第3複素画像に対してフィルタ処理を施すことにより第5複素画像を作成すると共に、第4複素画像に対してフィルタ処理を施すことにより第6複素画像を作成したのち、第3複素画像と前記第5複素画像とを利用して第1位相差画像を作成すると共に、第4複素画像と第6複素画像とを利用して第2位相差画像を作成する第2ステップ

(B3) 第1位相差画像および第2位相差画像の差分をとることにより位相差変化量を作成したのち、位相差変化量を強調する強調関数として第1指数関数を選択し、位相差変化量を第1指数関数で強調することにより第1機能信号画像を作成する第3ステップ

(B4) 第1機能信号画像で所定の画像をマスクすることにより、賦活領域が描画された第1機能画像を作成する第4ステップ

[0013] 本発明による第1の機能画像作成装置は、複素画像作成部、位相差画像作成部、機能信号画像作成部および賦活領域描画部を備えたものである。複素画像作成部は、目的とする組織の非活動時の磁気共鳴信号から、強度画像および位相画像を含む第3複素画像を作成すると共に、目的とする組織の活動時の磁気共鳴信号から、強度画像および位相画像を含む第4複素画像を作成するようになっている。位相差画像作成部は、第3複素画像に対してフィルタ処理を施すことにより第5複素画像を作成すると共に、第4複素画像に対してフィルタ処理を施すことにより第6複素画像を作成したのち、第3複素画像と第5複素画像とを利用して第1位相差画像を作成すると共に、第4複素画像と第6複素画像とを利用して第2位相差画像を作成するようになっている。機能信号画像作成部は、第1位相差画像および第2位相差画像の差分をとることにより位相差変化量を作成したのち、位相差変化量を強調する強調関数として第1指数関数を選択し、位相差変化量を第1指数関数で強調することにより第1機能信号画像を作成するようになっている。賦活領域描画部は、第1機能信号画像で所定の画像をマスクすることにより、賦活領域が描画された第1機能画像を作成するようになっている。

[0014] 本発明による第1の機能画像作成法および第1の機能画像作成装置では、

第3複素画像と第5複素画像とを利用して作成された非活動時の第1位相差画像と、第4複素画像と第6複素画像とを利用して作成された活動時の第2位相差画像との差分（位相差変化量）を強調関数で強調することにより第1機能信号画像が作成される。これにより、賦活化された組織が呼び込むBOLD（Blood Oxygen Level Dependent）効果を反映するだけでなく、血流流入による信号（例えば、毛細血管ではない大きな血管が呈する、組織の賦活化による2次元的効果による信号）を区別することができる。また、本発明では、強調関数として指数関数が選択される。これにより、例えば、任意の冪関数を任意の精度で近似することができるので、位相差の分布の変化に柔軟に対応することができる。

[0015] 本発明による第2の機能画像作成法は、以下の（C1）～（C4）の各ステップを含むものである。

（C1）目的とする組織の非活動時の磁気共鳴信号から、強度画像および位相画像を含む第3複素画像を作成すると共に、目的とする組織の活動時の磁気共鳴信号から、強度画像および位相画像を含む第4複素画像を作成する第1ステップ

（C2）第3複素画像に対してフィルタ処理を施すことにより第5複素画像を作成すると共に、第4複素画像に対してフィルタ処理を施すことにより第6複素画像を作成したのち、第3複素画像と前記第5複素画像とを利用して第1位相差画像を作成すると共に、第4複素画像と第6複素画像とを利用して第2位相差画像を作成する第2ステップ

（C3）第1位相差画像および第2位相差画像を強調する強調関数として第2指数関数を選択し、第1位相差画像および第2位相差画像を第2指数関数で強調することにより第1強調画像および第2強調画像を作成し、第1強調画像および第2強調画像の差分をとることにより第2機能信号画像を作成する第3ステップ

（C4）第2機能信号画像で所定の画像をマスクすることにより、賦活領域が描画された第2機能画像を作成する第4ステップ

[0016] 本発明による第2の機能画像作成装置は、複素画像作成部、位相差画像作成部、機能信号画像作成部および賦活領域描画部を備えたものである。複素画像作成部は、目的とする組織の非活動時の磁気共鳴信号から、強度画像および位相画像を含む第3複素画像を作成すると共に、目的とする組織の活動時の磁気共鳴信号から、強度画像および位相画像を含む第4複素画像を作成するようになっている。位相差画像作成部は、第3複素画像に対してフィルタ処理を施すことにより第5複素画像を作成すると共に、第4複素画像に対してフィルタ処理を施すことにより第6複素画像を作成したのち、第3複素画像と第5複素画像とを利用して第1位相差画像を作成すると共に、第4複素画像と第6複素画像とを利用して第2位相差画像を作成するようになっている。機能信号画像作成部は、第1位相差画像および第2位相差画像を強調する強調関数として第2指数関数を選択し、第1位相差画像および第2位相差画像を第2指数関数で強調することにより第1強調画像および第2強調画像を作成し、第1強調画像および第2強調画像の差分をとることにより第2機能信号画像を作成するようになっている。賦活領域描画部は、第2機能信号画像で所定の画像をマスクすることにより、賦活領域が描画された第2機能画像を作成するようになっている。

[0017] 本発明による第2の機能画像作成法および第2の機能画像作成装置では、非活動時の第1位相差画像および活動時の第2位相差画像を強調関数で強調することにより作成された第1強調画像および第2強調画像の差分をとることにより第2機能信号画像が作成される。これにより、賦活化された組織が呼び込むBOLD (Blood Oxygen Level Dependent) 効果を反映するだけでなく、血流流入による信号（例えば、毛細血管ではない大きな血管が呈する、組織の賦活化による2次元的効果による信号）を区別することができる。また、本発明では、強調関数として指数関数が選択される。これにより、例えば、任意の冪関数を任意の精度で近似することができるので、位相差の分布の変化に柔軟に対応することができる。

[0018] 本発明による位相差強調画像化法、位相差強調画像化プログラム、位相差

強調画像化装置、磁気共鳴画像化装置、第1および第2の機能画像作成法、ならびに第1および第2の機能画像作成装置によれば、コントラストを付けたい組織に対応する位相を任意に選択することができ、かつ位相差の分布の変化に柔軟に対応することができるようにした。これにより、位相差の選択と同時に、例えば、目的とする組織に応じたフィルタサイズの調整や、フィルタの種類の変更が可能となり、撮像部位や撮像条件を変えた場合であっても、コントラストを同一もしくは同等に維持することが可能である。従って、撮像部位や撮像条件を変えた場合であっても、目的とした組織の強調を確実に行うことができる。

[0019] さらに、本発明による第1および第2の機能画像作成法、ならびに第1および第2の機能画像作成装置によれば、賦活化された組織が呼び込むBOLD効果を反映するだけでなく、血流流入による信号を区別することができる。さらに、位相情報の、組織の酸素代謝等に対する鋭敏性のおかげで、高空間分解能な機能画像を作成できる。これにより、賦活化領域が主に皮質部分で示されるようになり、賦活化領域の解剖学的な見地からも正確な表示を示すことが可能である。

図面の簡単な説明

[0020] [図1]本発明の第1の実施の形態に係るMRIの概要構成図である。
[図2]図1のRFコイル部の一変形例を表した断面構成図である。
[図3]形態画像を作成するまでのデータの流れを表した流れ図である。
[図4]位相差分布とLPFサイズとの関係について説明するための模式図である。
[図5]本発明の第2の実施の形態に係るMRI装置において、賦活領域が描画された機能画像を作成するまでのデータの流れを表した流れ図である。

発明を実施するための形態

[0021] 以下、本発明を実施するための形態について、図面を参照して詳細に説明する。なお、説明は以下の順序で行う。

1. 第1の実施の形態

位相差強調画像化法(PADRE)による形態画像の作成

2. 第1の実施の形態の変形例

RFコイル部が多チャンネル構成となっている例

3. 第2の実施の形態

非活動時および活動時のデータを利用した機能画像の作成

4. 上記各実施の形態の変形例

異なるフィルタサイズのLPFを利用した機能画像の作成

上記インデックス内に記載の形態画像は、本発明の「位相差強調画像」の一具体例に相当する。

[0022] <第1の実施の形態>

図1は、本発明の第1の実施の形態に係るMRI装置1（磁気共鳴画像化装置）の概略構成を表したものである。なお、本発明の一実施の形態に係る位相差強調画像化法、位相差強調画像化プログラムおよび位相差強調画像化装置は、このMRI装置1によって具現化されるので、以下、MRI装置1の説明と併せて、それらについての説明を行う。

[0023] このMRI装置1は、NMR現象を利用して被検体2内の内部情報を画像化する装置である。このMRI装置1は、後述するように、MR画像として、MR信号の強度成分を画像化した強度画像の他に、磁化ベクトルの回転角を画像化した位相画像を利用して形態画像を描画する、新しいタイプのMRI装置である。このMRI装置1は、図1に示したように、例えば、コイルシステム10、制御システム20を備えている。

[0024] [コイルシステム10]

コイルシステム10は、例えば、静磁場コイル部11、傾斜磁場コイル部12、RF(Radio Frequency)コイル部13を含んで構成されている。これらは、例えば、概ね円筒状の形状となっており、それぞれの中心軸（図示せず）が互いに同軸となるように配置されている。その中心軸を含む面内に、被

検体 2 を支持する寝台部 30 が設けられている。この寝台部 30 は、コイルシステム 10 のボア 10A（内部空間）に設置されている。寝台部 30 上の被検体 2 は、図示しない搬送手段による寝台部 30 の移動により、ボア 10A に搬入されたり、搬出されたりするようになっている。なお、本実施の形態では、図 1 に示したように、中心軸と平行な方向を Z 軸とし、Z 軸と直交する 2 方向を X 軸、Y 軸とする。

[0025] 静磁場コイル部 11 は、ボア 10A に静磁場を形成するものであり、例えば、超伝導コイルや、常伝導コイルなどによって構成されている。静磁場の方向は、概ね Z 軸方向と平行となっている。なお、図 1 では、被検体 2 の体軸方向が、静磁場の方向と平行となっている場合が例示されているが、静磁場の方向と直交する方向となってもよい。

[0026] 傾斜磁場コイル部 12 は、例えば、互いに垂直な 3 つの軸、すなわち、スライス軸、位相軸および周波数軸のそれぞれの方向に傾斜磁場（勾配磁場）を形成するものである。この傾斜磁場コイル部 12 は、例えば、スライス軸方向用コイル、位相軸方向用コイル、周波数軸方向用コイルの 3 種類のコイルからなる。このとき、X 軸、Y 軸および Z 軸のいずれの軸についてもスライス軸とすることが可能である。例えば、Z 軸をスライス軸とした場合には、X 軸を位相軸とし、Y 軸を周波数軸とすることが可能である。なお、MR 信号の収集は上で想定されているカーテシアン座標系以外の座標系（例えば極座標系）でも行うことは可能であり、そのような座標系で MR 信号の収集を行う場合には、その座標系に適した軸（例えば動径方向、角度方向）が設定される。

[0027] RF コイル部 13 は、静磁場の空間に、被検体 2 内のスピンを励起する RF 磁場を形成すると共に、形成された RF 磁場による励起に伴って発生した MR 信号を受信するものである。なお、RF コイル部 13 において、MR 信号を受信するコイルが、RF 磁場を形成するコイルと兼ねていてもよいし、RF 磁場を形成するコイルと別体に設けられていてもよい。また、RF コイル部 13 は、単一のコイルで構成されていてもよいし、例えば、図 2 に示し

たように、複数のコイル13-1~13-8（多チャンネル）で構成されていてもよい。なお、RFコイル部13が多チャンネルで構成されている場合には、チャンネルごとにMR信号が得られる。

[0028] 上記のMR信号は、例えば、GE (gradient echo ; グラディエントエコー) 系のパルスシーケンスによって得られるものであり、周波数ドメイン、すなわち、フーリエ空間 (k空間(k-space)) についてのサンプリング信号となっている。GE系には、GEの他に、例えば、ステディステート (steady state) が含まれる。なお、パルスシーケンスは、例えば、Balanced SSFP (Steady State Free Precession) 、 True FISP (True Fast Imaging with Steady-state Precession) であってもよく、SE (spinecho ; スピンエコー) などのGE以外のものであってもよい。

[0029] [制御システム20]

制御システム20は、例えば、図1に示したように、コイルシステム10を駆動する静電場電源21、傾斜磁場電源22および送信部23と、コイルシステム10の駆動により発生したMR信号を受信する受信部24と、傾斜磁場電源22、送信部23および受信部24を制御するシーケンス制御部25とを備えている。なお、静電場電源21、傾斜磁場電源22、送信部23、受信部24、シーケンス制御部25およびコイルシステム10が、本発明の「検波部」の一具体例に相当する。

[0030] 静電場電源21は、静磁場コイル部11に電力を供給するものである。静磁場コイル部11への電力の供給により、ボア10Aに静磁場が形成される。傾斜磁場電源22は、シーケンス制御部25から入力された制御信号に基づいて傾斜磁場コイル部12に電力を供給するものである。傾斜磁場コイル部12への電力の供給により、所望の傾斜磁場（勾配磁場）がスライス軸、位相軸および周波数軸のそれぞれの方向に形成される。

[0031] 送信部23は、例えば、シーケンス制御部25から入力された制御信号に基づいてRF信号をRFコイル部13に印加するものである。受信部24は、例えば、RFコイル部13で受けたMR信号を検波して、所要の信号処理

を実行すると共に、A/D (Analog-to-Digital) 変換することにより、デジタル化された複素データ（生データ）を生成するものである。なお、受信部 24 は、検波した MR 信号を直接、A/D 変換して生データを生成するようになっていてもよい。生成された生データは、例えば、シーケンス制御部 25 へ出力される。

[0032] シーケンス制御部 25 は、例えば、傾斜磁場電源 22、送信部 23 および受信部 24 を駆動するのに必要な制御信号を生成し、生成した制御信号を傾斜磁場電源 22、送信部 23 および受信部 24 に印加するものである。この制御信号は、例えば、傾斜磁場電源 22、送信部 23 および受信部 24 に印加するパルス電流の大きさ、印加時間および印加タイミングなどを規定したパルスシーケンスに従って生成される。このパルスシーケンスについての情報は、後述の情報処理装置 26 からシーケンス制御部 25 へ入力される。また、シーケンス制御部 25 は、例えば、受信部 24 から入力された生データを情報処理装置 26 へ出力する。

[0033] 制御システム 20 は、さらに、例えば、図 1 に示したように、情報処理装置 26（位相差強調画像化装置）を備えている。この情報処理装置 26 は、例えば、演算部 26A、入力部 26B、表示部 26C、記憶部 26D を含んで構成されている。なお、演算部 26A が、本発明の「位相差画像作成部」、「強調画像作成部」、「位相差強調画像作成部」および「画像作成部」の一具体例に相当する。

[0034] 入力部 26B は、例えば、ユーザからの情報をデジタルデータとして情報処理装置 26 内部に取り込む装置であり、例えばキーボードやマウス、スキャナなどによって構成されている。表示部 26C は、演算部 26A により処理された結果（例えば形態画像）や、撮像条件などのデータ入力用のダイヤログ等を表示するためのもので、例えば液晶表示装置等のディスプレイデバイスで構成されている。記憶部 26D には、MRI 装置 1 を制御する種々のプログラムが記憶されており、例えば、位相差強調画像化法 (PADRE) を実行する際に用いられるプログラム 27（位相差強調画像化プログラム）が

記憶されている。

- [0035] 演算部 26A は、例えば、各種プログラムの命令を解釈し、実行するためのものであり、例えば CPU (Central Processing Unit) により構成されている。この演算部 26A には、例えば、記憶部 26D に記憶されたプログラム 27 が MRI 装置 1 の起動に併せてロードされ、それにより、演算部 26A は、例えば、ユーザからの指示に応じて、プログラム 27 の命令を解釈し、実行するようになっている。なお、演算部 26A が、各種プログラム（例えばプログラム 27）の機能に対応したハードウェアによって構成されていてもよい。
- [0036] 以下、演算部 26A においてプログラム 27 の命令が実行されることによって形態画像が作成されるものとする。本実施の形態では、この形態画像を作成するにあたって PADRE が用いられている。なお、PADRE についての説明は、以下の MRI 装置 1 の動作の説明の中で行うものとする。
- [0037] 次に、本実施の形態の MRI 装置 1 の動作の一例について説明する。
- [0038] 形態画像を得るためには、強度画像と位相画像が必要である。これらの画像を得る際には、GE のパルスシーケンスを用いることが好ましいが、例えば、GE 系に含まれる他のパルスシーケンスや、GE 系以外のパルスシーケンスを用いてもよい。
- [0039] GE 系のパルスシーケンスによって得られた位相画像は、各ピクセル内に含まれる組織が作る局所磁場（外部磁場に比べた局所磁場）の変化量 ΔB と、撮像に要したエコータイム (TE) の積 ($\Delta B \times TE$) に比例している。そのため、位相画像から、大きな位相（差）情報を取り出すためには、TE を大きくしたり、 ΔB を強調する関数（いわゆる強調関数）をより強いものに変えたりすることが必要である。本実施の形態では、後述するように、TE などの撮像パラメタの変化に柔軟に対応可能な強調関数を選択することにより、TE、フィルタサイズなどの撮像パラメタが変化した場合であっても、常に同じ強調画像（後述）が得られるようにしている。
- [0040] [位相差強調画像化法 (PADRE)]

以下、PADREについて詳細に説明する。PADREとは、得られた位相差画像PD(x)（後述）の一部を任意に選択し、その一部もしくは全部を取捨選択し、強調関数w(θ)（後述）によって強調することによって選択された位相情報に対応する画像の部分を強度画像M(x)（後述）上に表現する方法である。さらに、PADREとは、強調関数w(θ)によって作成された画像を提供することを指す。ところで、PADREでは、所定のパルスシーケンスを用いて撮像を行う。撮像回数は、1回でもよいし、統計を用いることができるように複数回としてもよい。また、RFコイル部13が多チャンネルで構成され、チャンネルごとにMR信号が得られる場合には、例えば、以下の2つの方法によって形態画像を作成することが可能である。

[0041] 一つ目は、チャンネルごとに得られたMR信号の相加平均を算出し、相加平均されたMR信号を用いて強度画像および位相画像を作成したのち、形態画像を作成する方法である。二つ目は、チャンネルごとに得られたMR信号から、強度画像および位相画像をチャンネルごとに作成し、形態画像をチャンネルごとに作成したのち、チャンネルごとの形態画像の相加平均を算出することにより、形態画像を作成する方法である。いずれの方法であっても、PADREでは、MR信号から得られた強度画像および位相画像を利用して、形態画像が作成される。なお、前者のケースでは、相加平均を算出するにあたって、事前に、個々のMR信号に対して感度補正を行っておいてもよい。また、後者のケースでは、相加平均の代わりに加重平均を用いてもよい。具体的には、個々の形態画像に対して何らかの重み付けを行い、重み付けされた後の形態画像の平均を算出することにより、形態画像を作成することも可能である。以下に、MR信号の検波から形態画像の作成までのプロセスについて詳細に説明する。

[0042] (生データRの取得)

図3は、形態画像を作成するまでのデータの流れを表したものである。演算部26Aは、ユーザからの指示を受けて、演算を開始する。演算部26Aは、まず、シーケンス制御部25に対して、所定のパルスシーケンスを用い

て生データを取得することを要求する制御信号を出力する。すると、シーケンス制御部 25 から、傾斜磁場電源 22、送信部 23 および受信部 24 に対して、所定のパルスシーケンスに従った制御信号が出力される。制御信号の出力に対応して、傾斜磁場電源 22 および送信部 23 から、コイルシステム 10 に対して所定の電流パルスが出力され、RF コイル部 13 で MR 信号が検波される。検波された MR 信号は受信部 24 における所定の信号処理によって生データ R に変換される。得られた生データ R は受信部 24 からシーケンス制御部 25 に入力され、シーケンス制御部 25 から演算部 26 A に転送（入力）される。このようにして、演算部 26 A は MR 信号に対応したデータ（生データ R）を取得する。

[0043] （強度画像 $M(x)$ 、位相画像 $P(x)$ の作成）

次に、演算部 26 A は、シーケンス制御部 25 から入力された生データ R を、内部メモリ（図示せず）に設定した k 空間に配置する。なお、 k 空間に配置したデータは k 空間データ $S(k)$ と呼ばれる。演算部 26 A は、 k 空間に配置した k 空間データ $S(k)$ に対して逆フーリエ変換を施して、画像を再構成する。再構成により、リアル画像を実部に持ち、イマジナリ画像を虚部に持つ複素画像 $\rho(x)$ （第 1 複素画像）が得られる。演算部 26 A は、複素画像 $\rho(x)$ から、強度画像 $M(x)$ と位相画像 $P(x)$ を得る。

[0044] （位相差画像 $PD(x)$ の作成）

ところで、本実施の形態では、MR 信号の取得に際して、長い TE を用いている。そのため、位相画像 $P(x)$ にフェーズラッピング (phase wrapping) が発生し、位相が 2π を超えるものが、実際の位相から $2\pi n$ (n は整数) を差し引いた位相値を取る。そのため、位相画像 $P(x)$ が縞模様の画像となり、本来の位相値を示さなくなる。そこで、演算部 26 A は、このフェーズラッピングを取り除くと共に、位相差を取り出す処理を行う。

[0045] 具体的には、演算部 26 A は、まず、複素画像 $\rho(x)$ に対してフーリエ変換を施して、複素画像 $\rho(x)$ を一度、 k 空間データ $S(k)$ に戻す。もしくは、 k 空間に配置しておいた k 空間データ $S(k)$ を読み出す。次に、

演算部26Aは、 $S(k)$ に対してLPF (Low Pass Filter ; ローパスフィルタ) をかけ、それにより得られたデータ $L(k) \times S(k)$ に対して逆フーリエ変換を施して、複素画像 $\rho'(x)$ (第2複素画像) を得る。なお、上記の $L(k)$ はLPFの関数である。

[0046] 次に、演算部26Aは、複素画像 $\rho(x)$ および $\rho'(x)$ を利用して、位相差画像 $PD(x)$ を作成する。具体的には、演算部26Aは、複素画像 $\rho(x)$ を複素画像 $\rho'(x)$ で除算し、複素商の演算を行うことにより、位相差画像 $PD(x)$ を作成する。これにより、位相部分のフェーズラッピングが取り除かれる。このとき、位相差画像 $PD(x)$ に含まれる位相差は、 2π の幅を持っており、本実施の形態では、位相差画像 $PD(x)$ に含まれる位相差を、 $-\pi \leq PD(x) < \pi$ と仮定する。位相差画像 $PD(x)$ に含まれる位相差の符号は、 $-\gamma \times \Delta B \times TE$ で決定されるものである。ただし、LPFの定義と、位相差画像 $PD(x)$ を取り出すときの複素商の定義とを変えることにより、位相差の大きさは変わらなくても、位相差画像 $PD(x)$ に含まれる位相差の符号が変わることがある。そこで、それに対応するために、特に静脈血に対しては符号が負となるように、上記の定義がなされている。なお、上記の γ は、正の比例定数であり、例えば、水素の磁気回転比に相当するものである。

[0047] (強調画像 $w(PD(x))$)の作成)

次に、演算部26Aは、位相差画像 $PD(x)$ の一部の位相 θ を任意に選択し、その選択した位相 θ を強調する。具体的には、演算部26Aは、まず、位相差画像 $PD(x)$ のうち、目的とする組織に対応する位相 θ を、フィルタ処理による位相差分布の変化を加味して選択する。

[0048] 位相差分布は、例えば、LPFサイズの変更により、例えば、図4(A)~(C)に示したモデルのように変化する。すなわち、LPFサイズの増加とともに、位相差ゼロを中心としたほぼ対称な位相差分布の幅が減少する。このため、位相差画像は位相差ゼロおよびその近傍の値を主に持ち、位相差画像として組織のコントラストが付けづらくなる。しかし、細かい構造を持

つ組織においては、サイズの大きなLPFを用いた方が、サイズの小さなLPFを用いたときよりもコントラストが付け易くなるという反面もある。このような現象の単純な理解は、位相差画像を得るに際して用いられる複素商が指数上の減算に相当することを考慮すれば容易である。すなわち、 $\exp(\phi - \phi')$ (ϕ : フェーズラップを含む全位相、 ϕ' : フェーズラップを主に含むローパス成分(低周波成分)の位相)において、LPFサイズが全画像サイズとなっている場合には、全ての周波数を含むことを意味するので、 $\phi = \phi'$ となり、位相差はゼロに近づくはずである。このため、位相差分布の幅が狭くなっていく。

[0049] しかし、これはあくまでも極限傾向であり、一般的な組織において、どのフィルタを用いた場合にどの分布になるかを予測するのは事実上不可能である。このような位相差分布の変化に対応するために、本実施の形態では、後述する強調関数として柔軟に対応可能なものを選び出し、図4(A)~(C)に示したような、同じ位相差に対して異なる度数分布を示すものに対して、同じコントラストを付けられるように工夫を行っている。

[0050] 例えば、演算部26Aは、目的とする組織のコントラストが所望の大きさとなるように、位相差の幅および、その中心値を選択する。なお、位相差の幅および、その中心値の選択については、演算部26Aに任せず、MRI装置1のユーザに委ねてもかまわない。その場合には、演算部26Aは、目的とする組織の位相 θ を、フィルタ処理による位相差分布の変化が加味された上で選択することになる。

[0051] 続いて、演算部26Aは、その選択した位相 θ を強調関数 $w(\theta)$ で強調することにより、強調画像 $w(PD(x))$ を得る。

[0052] ここで、強調関数 $w(\theta)$ としては指数関数が用いられる。本実施の形態では、指数関数の一例として、 π 関数を用いる。この π 関数は、以下の2つの式で表される。

$$[0053] \quad w(\theta) = 1 \cdots (-\sigma \leq \theta \leq \sigma)$$

$$w(\theta) = \exp(-a \times (\text{Abs}(\theta) - \sigma)^b) \cdots (\theta \text{ が上記の範囲以外})$$

のとき)

[0054] (a、b、 σ の決定)

パラメタ a、b、 σ はいずれも、実数の値をとる。パラメタ a、bは、位相差強調の度合いを調整するものであり、LPFのフィルタサイズによって決定される。パラメタ a、bは、また、目的とする組織と、そのバックグラウンドとのコントラストCもしくはコントラスト・ノイズ比CNRを最大にするように決定される。パラメタ σ は、位相差画像PD(x)上のノイズを低減するものであり、例えば、位相差画像PD(x)上の位相平均値が0(ゼロ)付近をとる組織の標準偏差によって決定される。パラメタ σ は、多くの実験から得られるデータに基づいて求めることが可能である。ただし、位相平均値が0(ゼロ)付近をとる組織が一度に撮像された全ての位相差画像PD(x)上に存在しない場合もある。その場合には、パラメタ σ は、例えば、コントラストCまたはコントラスト・ノイズ比CNRによって決定される。

[0055] なお、上述したコントラストCは、以下の式で示したように、画像上の位置x1にある目的とする組織の強調後の信号 $w(PD(x1)) \times M(x1)$ と、画像上の位置x2にある強調された組織のバックグラウンドの信号 $w(PD(x2)) \times M(x2)$ との差分を絶対値で表したものによって決定される。また、コントラスト・ノイズ比CNRについては、以下の式で示したように、 C/σ' で表される。なお、 σ' は、目的とする組織の強調画像上の標準偏差か、または目的とする組織のバックグラウンドの強調画像上の標準偏差によって決定される。ただし、 σ' の決定に際して、上述したいずれの標準偏差も採用できないことがある。その場合には、被検体2の外部信号の標準偏差か、または差分法による標準偏差を採用するものとする。このようにして決定された σ によって規定された π 関数を用いることにより、位相差が持つノイズ部分のみを除去することができ、高いS/N比のPADRE画像を作成することが可能となる。これは、上記特許文献1に記載のマスク(negative phase mask)には無い、独自の効果である。

$$[0056] \quad C = \text{Abs} (w (PD (x_1)) \times M (x_1) - w (PD (x_2)) \times M (x_2))$$

$$CNR = C / \sigma'$$

[0057] また、 $\text{Abs}(\theta)$ は、 θ の絶対値を表している。 π 関数は、 $\text{Abs}(\theta) \leq \sigma$ の範囲で $PD(x)$ を強調せず、その他の範囲で位相差画像 $PD(x)$ の強調を行う関数である。この π 関数は、任意の冪関数を任意の精度で近似することの可能なものであることから、強調関数として多項式を用いた場合と比べて、より柔軟な強調を行うことが可能である。

[0058] 例えば、撮像領域のサイズに合わせて LPF のフィルタサイズを変更すると、これに伴って位相差の分布も若干、変化する。一方、撮像領域のサイズを一定に固定した状態で、LPF のフィルタサイズを変更すると、これに伴って位相差の分布が大幅に変化する。このように、撮像条件などが互いに異なる場合には、位相差の分布も互いに異なる。従って、撮像条件などとは無関係に常に同一の強調関数を用いた場合には、それぞれのコントラストが変わってしまい、目的とした組織の強調を確実に行うことができなくなってしまう。一方、本実施の形態では、上述したように、強調関数のパラメータ a 、 b 、 σ は実数の値をとり、これらを撮像条件などに応じて柔軟に変更することが可能である。これにより、撮像条件を変えた場合であっても、コントラストを同一もしくは同等に維持することが可能である。

[0059] ここで、パラメータ a 、 b と、上記特許文献 1 に記載のマスク (negative phase mask) 内のパラメータ q との関係について説明する。上記した 2 つの式のうち 2 番目の式の右辺は、 $[\exp(-(\text{Abs}(\theta) - \sigma)^b)]^a$ と等しいことから、パラメータ a は、まさにパラメータ q と同等の意味を持つ。しかし、パラメータ b が 2 という特別な値を持つ場合には、 π 関数はガウス関数に帰着する。その場合には、パラメータ a は分散の逆数に比例する意味合いを持つので、強調関数の拡がり調整する機能を有していると考えられる。また、パラメータ b は $\text{Abs}(\theta)$ が 0 (ゼロ) より離れた値をとった場合に、0 (ゼロ) からの離れ具合に応じた強調の度合いを調整する機能を有していると考え

えられる。

[0060] 一方、上記特許文献 1 に記載のマスクは、以下のように展開することが可能である。

[数1]

$$\left(1 - \frac{|\theta|}{\pi}\right)^P = 1 - \sum_{k=1}^P {}_P C_k \left(-\frac{|\theta|}{\pi}\right)^{P-k}$$

[0061] ここで、上記の式の右辺第二項は、以下の式に示したように、 π 関数を上記と同様にして展開したときの右辺第二項と対応させることが可能である。

[数2]

$$e^{-a(|\theta|-\sigma)^b} = 1 + \sum_{k=1}^{\infty} \frac{\left\{-a(|\theta|-\sigma)^b\right\}^k}{k!}$$

[0062] 上記の 2 つの式を対比してみると、パラメタ b がパラメタ p と対応していることがわかる。以上のことから、パラメタ p の効果は、パラメタ a およびパラメタ b によって π 関数上に複雑に取り込まれていると考えられる。これは、逆に言えば、上記特許文献 1 に記載のマスク上でのパラメタ p だけでは、パラメタ a およびパラメタ b を表現することは不可能であり、 π 関数の有用性が極めて高いことを意味しているといえる。

[0063] (形態画像 $I(x)$ の作成)

次に、演算部 26A は、例えば、所定のモード (ルール) に従って、強調画像 $w(PD(x))$ で強度画像 $M(x)$ をマスクし、それにより形態画像 $I(x)$ を得る。強調画像 $w(PD(x))$ で強度画像 $M(x)$ をマスクする際の具体的な条件は、強調したい対象に応じて設定することが可能なものであり、基本的には以下に例示した 4 種類 (組織強調、血管強調、全強調、構造強調) の強調モードに対応して設定される。例えば、パラメタ σ と位相差画像 $PD(x)$ とが共に正であるか負であるかで、組織強調および血管強

調のいずれか一方を選択することが可能である。全強調については、パラメータ σ および位相差画像 $PD(x)$ の符号に依らないが、構造強調の場合には、例えば、皮質内構造が作り出す位相差 α （以下、単に位相差 α と称する）の値をあらかじめ実験で求めておき、位相差 α と位相差画像 $PD(x)$ との大小関係に応じて条件式を設定する。

[0064] 強調モードA（組織強調）

$$I(x) = w(PD(x)) \times M(x) \cdots (PD(x) \geq 0)$$

$$I(x) = M(x) \cdots (PD(x) < 0)$$

[0065] 強調モードB（血管強調）

$$I(x) = w(PD(x)) \times M(x) \cdots (PD(x) \leq 0)$$

$$I(x) = M(x) \cdots (PD(x) > 0)$$

[0066] 強調モードC（全強調）

$$I(x) = w(PD(x)) \times M(x)$$

[0067] 強調モードD（構造強調）

$$|\alpha| \leq \sigma$$

$PD(x) \leq 0$ のとき

$$I(x) = w(PD(x)) \times M(x) \cdots (-|\alpha| \leq PD(x) \leq -\sigma)$$

$$I(x) = M(x) \cdots (PD(x) < -|\alpha|)$$

$PD(x) > 0$ のとき

$$I(x) = w(PD(x)) \times M(x)$$

[0068] 強調モードAでは、演算部26Aは、位相差画像 $PD(x)$ が0（ゼロ）以上となる部分を取り出し、その部分についてだけ強調を行うことにより、形態画像 $I(x)$ を作成する。このとき、位相差画像 $PD(x)$ が負となる部分については、強調を行わない。強調モードAでは、形態画像 $I(x)$ は、組織強調された画像となる。

[0069] 強調モードBでは、演算部26Aは、位相差画像 $PD(x)$ が0（ゼロ）以下となる部分を取り出し、その部分についてだけ強調を行うことにより、形態画像 $I(x)$ を作成する。このとき、位相差画像 $PD(x)$ が正となる

部分については、強調を行わない。強調モードBでは、形態画像 $I(x)$ は、血管強調された画像となる。

[0070] 強調モードCでは、演算部26Aは、位相差画像 $PD(x)$ 全体を強調することにより、形態画像 $I(x)$ を作成する。強調モードCでは、形態画像 $I(x)$ は、組織や血管などを含む全体が強調された画像となる。

[0071] 強調モードDでは、演算部26Aは、位相差画像 $PD(x)$ が0（ゼロ）以下となっているときに、 $-|\alpha| \leq PD(x) \leq -\sigma$ を満たす部分を強調することにより、形態画像 $I(x)$ を作成する。このとき、 $PD(x) < -|\alpha|$ を満たす部分については、強調を行わない。また、演算部26Aは、位相差画像 $PD(x)$ が0（ゼロ）よりも大きいときにも、上記の条件式を用いて、形態画像 $I(x)$ を作成する。強調モードDでは、形態画像 $I(x)$ は、構造強調された画像となる。なお、位相差 α は、皮質内構造によって作り出されたものであることから、形態画像 $I(x)$ は、実際には、皮質構造が強調された画像となる。

[0072] このように、本実施の形態では、強調画像 $w(PD_r(x))$ 、 $w(PD_a(x))$ の、強度画像 $M(x)$ へのマスクの仕方を変えることにより、各形態画像 $I(x)$ が示す組織コントラストを背景とした、より正確な脳機能の解剖学的位置を特定することができる。

[0073] 次に、本実施の形態のMRI装置1の作用および効果について説明する。

[0074] 本実施の形態では、MR信号から複素画像 $\rho(x)$ が得られ、得られた複素画像 $\rho(x)$ から強度画像 $M(x)$ と位相画像 $P(x)$ がそれぞれ得られる。強度画像 $M(x)$ と位相画像 $P(x)$ に対して、 k 空間にてLPFがかけられ、これにより、フィルタ処理された複素画像 $\rho'(x)$ が得られる。複素画像 $\rho(x)$ が、フィルタ処理された複素画像 $\rho'(x)$ によって除算され、これにより、位相差画像 $PD(x)$ が作成される。

[0075] 位相差画像 $PD(x)$ のうち、目的とする組織に対応する位相 θ が、フィルタ処理による位相差分布の変化を加味して選択され、その選択された位相 θ を強調する強調関数 $w(\theta)$ として指数関数が選択される。指数関数とし

て、例えば π 関数が用いられ、その指数に対応する部分には、位相差強調の度合いを調整する2つのパラメタ a 、 b と、位相差画像 $PD(x)$ 上のノイズを低減する1つのパラメタ σ とが含まれている。パラメタ a 、 b は、例えば、フィルタサイズと、コントラスト C もしくはコントラスト・ノイズ比 CNR とに基づいて決定され、パラメタ σ は、例えば、位相差画像 $PD(x)$ に基づいて決定される。このような決定プロセスを経ることにより作成された強調画像 $w(PD(x))$ が、例えば所定の強調モードに従って強度画像 $M(x)$ にマスクされる。これにより、形態画像 $I(x)$ が作成される。

[0076] まとめると、本実施の形態では、MR信号から得られた強度画像 $M(x)$ および位相画像 $P(x)$ を含む複素画像 $\rho(x)$ と、複素画像 $\rho(x)$ に対して k 空間にてフィルタ処理の施された複素画像 $\rho'(x)$ とを利用して、位相差画像 $PD(x)$ が作成される。その位相差画像 $PD(x)$ のうち、目的とする組織に対応する位相 θ が、フィルタ処理による位相差分布の変化を加味して選択され、選択された位相 θ を強調する強調関数 $w(\theta)$ として指数関数が選択される。そして、その指数関数に含まれるパラメタが撮像部位や撮像条件に基づいて決定され、このような決定プロセスを経ることにより作成された強調画像 $w(PD(x))$ が例えば所定の強調モードに従って強度画像 $M(x)$ にマスクされ、これにより、形態画像 $I(x)$ が作成される。

[0077] (上記特許文献1との対比)

ところで、上記特許文献1では、コントラストを付けたい組織があらかじめ決められており、その組織に対応する特定の位相差が強調されるように、位相マスク画像があらかじめ設定されている。そのため、ユーザが位相マスク画像で規定されたもの以外の組織に対してコントラストを付けたくても、付けることができなかった。一方、本実施の形態では、強調関数 $w(\theta)$ を決定する際に、コントラストを付けたい組織に対応する特定の位相 θ を任意に選択することができ、具体的には、フィルタ処理による位相差分布の変化を加味して目的とする組織に対応する位相 θ を選択することができる。これ

により、様々な組織に対してコントラストを付けることが可能となる。

[0078] また、上記特許文献1では、位相マスク画像の関数として、一元化された位相差の多項式を用いている。そのため、冪乗の指数によって位相差の分布の変化に柔軟に対応することは困難である。従って、例えば、解像度を変える必要がある場合に、解像度の大きさに応じて、LPFのフィルタサイズを変えると、コントラストが変わってしまい、目的とした組織の強調を確実に行うことができなかった。一方、本実施の形態では、強調関数 $w(\theta)$ として、例えば、任意の冪関数を任意の精度で近似することの可能な指数関数が選択され、撮像部位や撮像条件に基づいて指数関数のパラメタが決定されるので、位相差の分布の変化に柔軟に対応することができる。これにより、位相差の選択と同時に、目的とする組織に応じたフィルタサイズの調整や、フィルタの種類の変更が可能となり、撮像部位や撮像条件を変えた場合であっても、コントラストを同一もしくは同等に維持することが可能である。従って、上記特許文献1のケースよりも、より多くの臨床応用を提案することができる。

[0079] また、上記特許文献1では、位相の組織内磁性に対する高感受性を利用して、1ピクセル以下のサイズを持つ微小血管を描出することが可能である。しかし、そのためには、微小構造による信号とノイズとを区別しなければならない。一般に、ノイズは平均値を中心としてランダムに生成されるものであると考えられているが、反磁性体と常磁性体とが部分的に混在するような生体が被検体となる場合には、必ずしもその通りであるとは言えない。ところが、上記特許文献1では、その点についての対策が全く施されていない。これは、位相マスク画像の関数として多項式を用いている限り、ノイズについての対策を施すことは非常に難しいからである。一方、本実施の形態では、強調関数 $w(\theta)$ として指数関数が選択されており、指数関数のパラメタとして、例えば、位相差画像 $PD(x)$ 上のノイズを低減するパラメタ σ が用意されている。これにより、位相差選択において、ノイズ部分をあらかじめ特定しておき、特定したノイズ部分を、位相差選択の一つとして強調しな

いように設定することが可能である。このように、位相差選択とノイズ除去を組み合わせることにより、ピクセル内に存在する信号とノイズとを確実に分離することができる。なお、このノイズは、フィルタサイズに影響されているので、この意味でも、フィルタサイズに対応して柔軟な強調をすることの可能な指数関数を強調関数 $w(\theta)$ として用いることは極めて重要である。

[0080] ところで、本実施の形態のMRI装置1では、これまで3T MRIでは不可能と考えられていた皮質内構造を描出することが可能である。これは、皮質と白質とを位相差によって区分し、かつ皮質内のノイズを除去した上で、皮質内構造に基づく信号を強調描出することにより実現することができる。これにより、皮質形成異常などの病気を正確に検出することが可能であり、その効果が臨床からも注目されている。

[0081] <第1の実施の形態の変形例>

上記実施の形態において、RFコイル部13が、例えば、図2に示したように、被検体2の中心軸（図示せず）を中心とした円周上に配置された複数のコイル13-1～13-8（多チャンネル）で構成されている場合には、単一の強調関数 $w(\theta)$ を設定してもよいが、場合によっては、強調関数 $w(\theta)$ をチャンネルごとに設定することが好ましい。

[0082] 例えば、強調関数 $w(\theta)$ をチャンネルごとに設定した場合には、演算部26Aは、例えば、以下のようにして、形態画像 $I_{\text{indiv}}(x)$ を作成する。まず、演算部26Aは、被検体2の周囲に並列配置された複数のチャンネルからチャンネルごとに検波されたMR信号に対応したデータ（生データ R_i ）（ $1 \leq i \leq N$ ：Nはチャンネルの総数）を取得する。次に、演算部26Aは、その生データ R_i に基づいてチャンネルごとに強度画像 $M_i(x)$ 、位相画像 $P_i(x)$ および複素画像 $\rho_i(x)$ を作成したのち、チャンネルごとに複素画像 $\rho'_i(x)$ および位相差画像 $PD_i(x)$ を作成する。次に、演算部26Aは、位相差画像 $PD_i(x)$ の一部の位相 θ を任意に選択し、その選択した位相 θ を強調する。具体的には、演算部26Aは、まず、位相差画像 P

$D_i(x)$ のうち、目的とする組織に対応する位相 θ を、フィルタ処理による位相差分布の変化を加味して選択する。続いて、演算部26Aは、その選択した位相 θ を強調関数 $w_i(\theta)$ で強調することにより、チャンネルごとに強調画像 $w_i(PD_i(x))$ を得る。ここで、チャンネルごとの位相差画像 $PD_i(x)$ に対応する強調関数 $w_i(\theta)$ としては指数関数が用いられる。本変形例でも、指数関数の一例として、 π 関数を用いる。次に、演算部26Aは、例えば、所定のモード（ルール）に従って、チャンネルごとの強調画像 $w_i(PD_i(x))$ でチャンネルごとの強度画像 $M_i(x)$ をマスクし、それによりチャンネルごとに形態画像 $I_i(x)$ を得る。次に、演算部26Aは、チャンネルごとの形態画像 $I_i(x)$ の相加平均もしくは加重平均（形態画像 $I_{indiv}(x)$ ）を作成する。このようにして、形態画像 $I_{indiv}(x)$ が作成される。

[0083] 以下に、強調関数 $w(\theta)$ をチャンネルごとに設定した場合と、単一の強調関数 $w(\theta)$ を設定した場合とを対比して説明する。なお、以下では、相加平均が用いられている場合が例示されているが、相加平均の代わりに加重平均が用いられている場合であっても、相加平均が用いられている場合と同様の結論を得ることができる。強調関数 $w(\theta)$ をチャンネルごとに設定することにより得られた形態画像を $I_{indiv}(x)$ とし、単一の強調関数 $w(\theta)$ を設定することにより得られた形態画像を $I_{av}(x)$ とすると、 $I_{indiv}(x)$ および $I_{av}(x)$ は、以下の数3および数4から求められ、 $I_{indiv}(x)$ および $I_{av}(x)$ の差分 ΔI は、以下の数5から求められる。

[0084] [数3]

$$I_{indiv}(x) = \frac{1}{N} \sum_i \{W_i(PD_i(x)) \times M_i(x)\}$$

[数4]

$$\begin{aligned} I_{av}(x) &= W(PD_{av}(x)) \times M_{av}(x) \\ &= W(PD_{av}(x)) \times \frac{1}{N} \sum_i M_i(x) \end{aligned}$$

[数5]

$$\begin{aligned}\Delta I &= I_{\text{indiv}}(x) - I_{\text{av}}(x) \\ &= \frac{1}{N} \sum_i \left[\{W_i(\text{PD}_i(x)) - W(\text{PD}_{\text{av}}(x))\} M_i(x) \right]\end{aligned}$$

[0085] $\text{PD}_i(x)$: チャンネルごとに得られたMR信号を用いて得られた位相差画像

$w_i(\theta)$: チャンネルごとの位相差画像 $\text{PD}_i(x)$ に対応する強調関数

$M_i(x)$: チャンネルごとに得られたMR信号を用いて得られた強度画像

$\text{PD}_{\text{av}}(x)$: チャンネルごとに得られた強度画像および位相画像の相加平均を用いて得られた位相差画像

$w(\theta)$: 平均化された位相差画像 $\text{PD}_{\text{av}}(x)$ に対応する強調関数

$M_{\text{av}}(x)$: チャンネルごとに得られた強度画像の相加平均

[0086] 強調関数 $w_i(\theta)$ と強調関数 $w(\theta)$ とが仮に同じであった場合に、強調画像 $w_i(\text{PD}_i(x))$ と強調画像 $w(\text{PD}_{\text{av}}(x))$ とは一般的には同じではない。そのため、数5からわかるように、強調関数 $w_i(\theta)$ と強調関数 $w(\theta)$ とが同一である場合に、 ΔI は一般的にはゼロにはならない。なお、強調関数 $w_i(\theta)$ と強調関数 $w(\theta)$ とが互いに異なる場合についても、 ΔI は一般的にはゼロにはならない。つまり、チャンネルごとに強調関数 $w_i(\theta)$ を設定した場合には、単一の強調関数 $w(\theta)$ を設定した場合とは異なる、新しいコントラストを作り出すことができ、これまで見えてこなかった組織の差を描出することができる。

[0087] 各チャンネルに近い部分の組織は静磁場に非常に鋭敏に反応し、これに伴い位相も鋭敏に反応する。そのため、平均化する前の位相差画像 $\text{PD}_i(x)$ では、平均化された位相差画像 $\text{PD}_{\text{av}}(x)$ から作成された形態画像 $I_{\text{av}}(x)$ よりも細かな組織のコントラストを得ることができる。

[0088] <第2の実施の形態>

次に、本発明の第2の実施の形態に係るMRI装置について説明する。本実施の形態のMRI装置は、上記第1の実施の形態のMRI装置1と同様、

NMR現象を利用して被検体2内の内部情報を画像化する装置である。しかし、本実施の形態のMRI装置は、賦活領域を描画するfMRIの機能を備えている点で、上記実施の形態のMRI装置1の構成と相違する。そこで、以下では、上記実施の形態との相違点について主に説明し、上記実施の形態との共通点についての説明を適宜省略するものとする。

[0089] 本実施の形態では、記憶部26Dには、本実施の形態のMRI装置を制御する種々のプログラムが記憶されており、例えば、機能画像を作成する際に用いられるプログラム（機能画像作成プログラム）がプログラム27の一部として記憶されている。以下、演算部26Aにおいてプログラム27の命令が実行されることによって機能画像が作成されるものとする。本実施の形態のMRI装置では、脳の一部や、脳の全体、脳以外の部位、脳を含む広範囲の部位などについての機能画像を得ることが可能である。なお、本実施の形態において、演算部26Aが、本発明の「複素画像作成部」、「位相差画像作成部」、「機能信号画像作成部」および「賦活領域描画部」の一具体例に相当する。本実施の形態では、この機能画像を作成するにあたってPADREの一部が用いられている。

[0090] 次に、本実施の形態のMRI装置の動作の一例について説明する。

[0091] [脳機能画像について]

MRI装置の動作の説明を始める前に、脳機能画像について説明する。脳機能画像とは、上述したように、思考や行動、外的刺激によって賦活された脳の部分を示す画像をいう。このような画像を作成するためには、賦活化された時の画像信号値が、平常時（賦活化されていない時）の画像信号値と比べて、いかに異なっているかを示すことが必要となる。そのため、通常、賦活領域を描画した機能画像を作成する場合には、賦活化を行った活動時の画像だけでなく、賦活化を行わない非活動時の画像も取得する必要がある。この際に、本実施の形態では、MR画像として、MR信号の強度成分を画像化した強度画像の他に、磁化ベクトルの回転角を画像化した位相画像を取得する。位相画像の作成にあたっては、あらゆる位相生成に必要なパルスシーケ

ンスが許される。それは、個々のパルスシーケンスによって生成された位相のそれぞれの意味が微妙に異なっているからである。このような撮像方法による位相画像の物理的な意味の違いは、それらを使って作成される画像に反映されるが、PADREは、このような意味の違いを画像上に反映させることが可能である。

[0092] 賦活領域を描画した機能画像を得るためには、上述したように、活動時および非活動時の双方において、強度画像と位相画像が必要である。これらの画像を得る際には、GEのパルスシーケンスを用いることが好ましいが、例えば、GE系に含まれる他のパルスシーケンスや、GE系以外のパルスシーケンスを用いてもよい。

[0093] GE系のパルスシーケンスによって得られた位相画像は、各ピクセル内に含まれる組織が作る局所磁場（外部磁場に比べた局所磁場）の変化量 ΔB と、撮像に要したエコータイム（TE）の積（ $\Delta B \times TE$ ）に比例している。そのため、位相画像から、大きな位相（差）情報を取り出すためには、TEを大きくしたり、 ΔB を強調する関数（いわゆる強調関数）をより強いものに変えたりすることが必要である。また、本実施の形態では、活動の前後で変化する ΔB の時系列変化（ ΔB （活動時） $-\Delta B$ （非活動時））を画像上に描出することを目的としているので、 ΔB の差を強調する必要がある。従って、本実施の形態では、 ΔB の強調関数をより強いものに変えることが好ましい。

[0094] 以下、所定のパルスシーケンスを用いて、目的とした組織が活動している時と活動していない時の双方において撮像を行った場合について説明する。この際、撮像する部位を、活動により賦活化される脳部位にだけ絞ってもよいし、脳全体としてもよい。撮像する部位が大きくなればなる程、撮像時間も長くなる、というだけのことである。ただし、活動時および非活動時の双方において撮像を行う際に、スライス面を動かさないようにしておくことが重要である。スライス面が動いてしまうと、 ΔB の差が不正確になってしまうからである。撮像回数は、活動時および非活動時の双方において一回ずつ

としてもよいし、統計を用いることができるように複数回ずつとしてもよい。

[0095] また、RFコイル部13が多チャンネルで構成され、チャンネルごとにMR信号が得られる場合には、例えば、以下の2つの方法によって機能信号画像（後述）を作成することが可能である。

[0096] 一つ目は、チャンネルごとに得られたMR信号の相加平均を算出し、相加平均されたMR信号を用いて強度画像および位相画像を作成したのち、機能信号画像を作成する方法である。二つ目は、チャンネルごとに得られたMR信号から、強度画像および位相画像をチャンネルごとに作成し、機能信号画像をチャンネルごとに作成したのち、チャンネルごとの機能信号画像の相加平均を算出することにより、機能信号画像を作成する方法である。いずれの方法であっても、PADREでは、MR信号から得られた強度画像および位相画像を利用して、機能信号画像が作成される。なお、前者のケースでは、相加平均を算出するにあたって、事前に、個々のMR信号に対して感度補正を行っておいてもよい。また、後者のケースでは、相加平均の代わりに、感度補正に対応する加重平均を用いてもよい。具体的には、個々の機能信号画像に対して何らかの重み付けを行い、重み付けされた後の機能信号画像の平均を算出することにより、機能信号画像を作成することも可能である。以下に、MR信号の検波から機能信号画像、さらには機能画像の作成までのプロセスについて詳細に説明する。

[0097] （生データ R_r 、 R_a の取得）

図5は、賦活領域を描画した機能画像を作成するまでのデータの流れを表したものである。演算部26Aは、ユーザからの指示を受けて、演算を開始する。演算部26Aは、まず、シーケンス制御部25に対して、所定のパルスシーケンスを用いて活動時および非活動時の双方の生データを取得することを要求する制御信号を出力する。すると、シーケンス制御部25から、傾斜磁場電源22、送信部23および受信部24に対して、所定のパルスシーケンスに従った制御信号が、活動時および非活動時にそれぞれ出力される。

制御信号の出力に対応して、傾斜磁場電源 2 2 および送信部 2 3 から、コイルシステム 1 0 に対して所定の電流パルスが出力され、RFコイル部 1 3 で MR 信号が検波される。検波された MR 信号は受信部 2 4 において生データ R_r 、 R_a に変換される。得られた生データ R_r 、 R_a は受信部 2 4 からシーケンス制御部 2 5 に入力され、シーケンス制御部 2 5 から演算部 2 6 A に転送（入力）される。このようにして、演算部 2 6 A は、活動時および非活動時の双方の、MR 信号に対応したデータ（生データ R_r 、 R_a ）を取得する。なお、 R_r のサフィックス r は非活動を意味し、 R_a のサフィックス a は活動を意味する。以下に登場するサフィックス r 、 a についても同様の意味を有するものとする。

[0098] ここで、活動時および非活動時の双方の生データは、時間を空けて取得されるものである。従って、演算部 2 6 A は、上記したような、活動時および非活動時にパルスシーケンスをそれぞれ実行する単発の制御信号を出力する以外の方法も採ることが可能である。例えば、演算部 2 6 A は、活動時および非活動時のそれぞれに一回ずつ制御信号を出力し、制御信号が出力される度に、シーケンス制御部 2 5 にパルスシーケンスを実行させることも可能である。

[0099] また、以下のデータ処理において、活動時および非活動時の双方の生データを取得したのち、取得した双方の生データを一括で処理して、以下に説明する強調関数を導出してもよい。また、先に取得した生データを処理して、非活動時の強調関数を導出したのち、後に取得した生データを処理して、活動時の強調関数を導出してもよい。なお、以下では、活動時および非活動時の双方の生データを取得したのち、取得した双方の生データを一括で処理するケースについて説明する。

[0100] （強度画像 $M_a(x)$ ，位相画像 $P_a(x)$ の作成）

次に、演算部 2 6 A は、シーケンス制御部 2 5 から入力された、活動時および非活動時の双方の生データ R_r 、 R_a を、内部メモリ（図示せず）に設定した k 空間に配置する。演算部 2 6 A は、 k 空間に配置した k 空間データ

$S_r(k)$ 、 $S_a(k)$ に対して逆フーリエ変換を施して、画像を再構成する。再構成により、リアル画像を実部に持ち、イマジナリ画像を虚部に持つ複素画像 $\rho_r(x)$ (第3複素画像)、 $\rho_a(x)$ (第4複素画像) が得られる。演算部26Aは、複素画像 $\rho_r(x)$ から、強度画像 $M_r(x)$ と位相画像 $P_r(x)$ を得る。また、演算部26Aは、複素画像 $\rho_a(x)$ から、強度画像 $M_a(x)$ と位相画像 $P_a(x)$ を得る。

[0101] (位相差画像 $PD_r(x)$ 、 $PD_a(x)$ の作成)

次に、演算部26Aは、フェーズラッピングを取り除くと共に、位相差を取り出す処理を行う。具体的には、演算部26Aは、まず、複素画像 $\rho_r(x)$ 、 $\rho_a(x)$ に対してフーリエ変換を施して、複素画像 $\rho_r(x)$ 、 $\rho_a(x)$ を一度、 k 空間データ $S_r(k)$ 、 $S_a(k)$ に戻す。もしくは、 k 空間に配置しておいた k 空間データ $S_r(k)$ 、 $S_a(k)$ を読み出す。次に、演算部26Aは、 $S_r(k)$ 、 $S_a(k)$ に対してLPFをかけ、それにより得られたデータ $L(k) \times S_r(k)$ 、 $L(k) \times S_a(k)$ に対して逆フーリエ変換を施して、複素画像 $\rho'_r(x)$ (第5複素画像)、 $\rho'_a(x)$ (第6複素画像) を得る。

[0102] 次に、演算部26Aは、複素画像 $\rho_r(x)$ 、 $\rho_a(x)$ および $\rho'_r(x)$ 、 $\rho'_a(x)$ を利用して、非活動時の位相差画像 $PD_r(x)$ (第1位相差画像)、活動時の位相差画像 $PD_a(x)$ (第2位相差画像) を作成する。具体的には、演算部26Aは、複素画像 $\rho_r(x)$ 、 $\rho_a(x)$ を複素画像 $\rho'_r(x)$ 、 $\rho'_a(x)$ で除算し、複素商の演算を行うことにより、位相差画像 $PD_r(x)$ 、 $PD_a(x)$ を作成する。これにより、位相部分のフェーズラッピングが取り除かれる。このとき、 $PD_r(x)$ 、 $PD_a(x)$ に含まれる位相差は、 2π の幅を持っており、本実施の形態では、 $PD_r(x)$ 、 $PD_a(x)$ に含まれる位相差を、 $-\pi \leq PD_r(x) < \pi$ 、 $-\pi \leq PD_a(x) < \pi$ と仮定する。 $PD_r(x)$ 、 $PD_a(x)$ に含まれる位相差の符号は、 $-\gamma \times \Delta B \times TE$ で決定されるものであり、特に静脈血に対しては負となるように定義されている。ただし、LPFの定義と、位

相差画像 $PD_r(x)$ 、 $PD_a(x)$ を取り出すときの複素商の定義とを
えることにより、位相差の大きさは変わらなくても、位相差画像 $PD_r(x)$ 、 $PD_a(x)$ に含まれる位相差の符号が変わることがある。そこで、それに対応するために、特に静脈血に対しては符号が負となるように、上記の定義がなされている。

[0103] (機能信号画像 $d_{iff1}(x)$ または機能信号画像 $d_{iff2}(x)$ の作成)

次に、演算部 26A は、位相差画像の位相差変化量 ($PD_r(x) - PD_a(x)$) を強調するか、または位相差画像 $PD_r(x)$ 、 $PD_a(x)$ をそれぞれ強調したものの差分を作製する。なお、位相差画像 $PD_r(x)$ 、 $PD_a(x)$ には、静磁場に対する組織独自の応答 (組織の磁化率) によって作り出された位相の他に、組織がその機能によって作り出した位相も含まれている。そのため、位相差画像の差分 ($PD_r(x) - PD_a(x)$) をとったり、位相差画像 $PD_r(x)$ 、 $PD_a(x)$ をそれぞれ強調したものの差分をとったりすることにより、組織独自の応答 (組織の磁化率) によって作り出された位相が取り除かれ、組織の活動によって付加された位相またはその位相に対応した位相が取り出される。

[0104] 具体的には、まず、演算部 26A は、位相差画像 $PD_r(x)$ 、 $PD_a(x)$ の差分をとることにより、位相差変化量 ($PD_r(x) - PD_a(x)$) を作成する。次に、演算部 26A は、位相差画像の位相差変化量 ($PD_r(x) - PD_a(x)$) を強調する強調関数 $w(\theta)$ として指数関数 (第 1 指数関数) を選択する。その後、演算部 26A は、位相差変化量 ($PD_r(x) - PD_a(x)$) を強調関数 $w(\theta)$ で強調することにより強調画像 $w(PD_r(x) - PD_a(x))$ を得る。これにより、位相差変化量を強調した機能信号画像 $d_{iff1}(x)$ (第 1 機能信号画像) が得られる。

[0105] さらに、演算部 26A は、位相差画像 $PD_r(x)$ および位相差画像 $PD_a(x)$ を強調する強調関数 $w(\theta)$ として指数関数 (第 2 指数関数) を選択する。その後、演算部 26A は、位相差画像 $PD_r(x)$ および位相差画

像 $PD_a(x)$ を強調関数 $w(\theta)$ で強調することにより強調画像 ($w(PD_r(x))$ 、 $w(PD_a(x))$) を得る。続いて、演算部 26A は、強調画像 ($w(PD_r(x))$ 、 $w(PD_a(x))$) の差分をとる。これにより、位相差を強調した強調画像の差分である機能信号画像 $diff_2(x)$ (第 2 機能信号画像) が得られる。

$$[0106] \quad diff_1(x) = w(PD_r(x) - PD_a(x))$$

$$diff_2(x) = w(PD_r(x)) - w(PD_a(x))$$

[0107] ここで、強調関数 $w(\theta)$ としては指数関数が用いられる。本実施の形態では、指数関数の一例として、 π 関数を用いる。この π 関数は、上記実施の形態で記載した 2 つの式で表される。

[0108] (a、b、 σ の決定)

パラメタ a、b、 σ はいずれも、実数の値をとるものである。パラメタ a、b は、LPF のフィルタサイズによって決定される。パラメタ a、b は、また、目的とする組織と、そのバックグラウンドとのコントラスト C もしくはコントラスト・ノイズ比 CNR を最大にするように決定される。パラメタ σ は、例えば、位相差画像 $PD_r(x)$ 、 $PD_a(x)$ 上の位相平均値が 0 (ゼロ) 付近をとる組織の標準偏差によって決定される。ただし、位相平均値が 0 (ゼロ) 付近をとる組織が一度に撮像された全ての位相差画像 $PD_r(x)$ 、 $PD_a(x)$ 上に存在しない場合もある。その場合には、パラメタ σ は、例えば、コントラスト C またはコントラスト・ノイズ比 CNR によって決定される。なお、上述したコントラスト C、コントラスト・ノイズ比 CNR は、上記実施の形態と同様にして決定される。

[0109] なお、 $diff_1$ 、 $diff_2$ には強調関数 $w(\theta)$ として π 関数を用いても取り除けないノイズが含まれている場合がある。そのようなノイズが含まれている場合には、そのノイズを取り除くために、ノイズと信号を区別する閾値を設定することが好ましい。この閾値が設定されている場合には、演算部 26A は、必要に応じて、機能信号画像 $diff_1(x)$ または機能信号画像 $diff_2(x)$ に含まれる、閾値以下の信号 (もしくは閾値を下回

る信号)を取り除く。閾値の値については、実験結果に基づいてあらかじめ設定しておくことが好ましいが、場合によっては、フィルタサイズなどの変更に応じて適宜、設定し直すことが好ましい。閾値の変更については、演算部26Aが、所定のアルゴリズムに基づいて自動的に行ってもよいし、MRI装置のユーザが手作業で行ってもよい。

[0110] (賦活領域が描画された機能画像 I' (x) の作成)

次に、演算部26Aは、機能信号画像 $d i f f 1 (x)$ または機能信号画像 $d i f f 2 (x)$ で、所定の画像をマスクすることにより、賦活領域が描画された機能画像 I' (x) (第1機能画像、第2機能画像)を作成する。ここで、マスクされる所定の画像としては、例えば、強度画像 $M r (x)$ 、強度画像 $M a (x)$ 、標準画像、もしくは上記実施の形態で述べた $P A D R E$ によってあらかじめ作成された形態画像 $I (x)$ が挙げられる。なお、ここでの形態画像 $I (x)$ は、非活動時に撮像されたデータを利用した作成されたものであってもよいし、活動時に撮像されたデータを利用して作成されたものであってもよい。このようにして、賦活領域が描画された機能画像 I' (x) が作成される。なお、撮像領域が脳である場合には標準画像として標準脳画像を用いることが可能である。

[0111] (機能画像 I' (x) から得られる医学的な意味)

なお、機能画像 I' (x) の医学的な意味を解析するにあたって、機能画像 I' (x) を作成する過程で得られたデータのうち所定のデータに着目することが有用であると考えられる。具体的には、演算部26Aは、3つのデータ ($P D r (x)$ 、 $d i f f 1 (x)$ 、 $d i f f 2 (x)$) の符号に着目し、3つのデータが以下の I, II, III, IV のいずれのケースに該当するか判定する。

- [0112] I : $P D r (x) \geq 0$ 、 $d i f f 1 (x) > 0$ 、 $d i f f 2 (x) > 0$
 II : $P D r (x) \geq 0$ 、 $d i f f 1 (x) < 0$ 、 $d i f f 2 (x) < 0$
 III : $P D r (x) < 0$ 、 $d i f f 1 (x) > 0$ 、 $d i f f 2 (x) > 0$
 IV : $P D r (x) < 0$ 、 $d i f f 1 (x) < 0$ 、 $d i f f 2 (x) < 0$

[0113] 血液の内部にある酸素量の変化が組織機能の主な変化を表すことを考えると、非活動時に位相差画像 $PD_r(x)$ が負の値をとるものは主に静脈血であるといえ、その逆に、非活動時に位相差画像 $PD_r(x)$ が正の値をとるものは主に動脈血であるといえる。このことから、位相差画像 $PD_r(x)$ が負であるケースでは、静脈に主にターゲットを絞ってその変化を見ることが可能であると思われる。また、位相差画像 $PD_r(x)$ が正であるケースでは、動脈に主にターゲットを絞ってその変化を見ることが可能であると思われる。

[0114] また、機能信号画像 $d_{iff1}(x)$ 、 $d_{iff2}(x)$ が正に移動するケースは、血中酸素が増えたケースに対応していると考えられる。一方、機能信号画像 $d_{iff1}(x)$ 、 $d_{iff2}(x)$ が負に移動するケースは、血中酸素が減ったケースに対応していると考えられる。つまり、活動によって組織が活性化されて、酸素が多く消費された場合には、機能信号画像 $d_{iff1}(x)$ 、 $d_{iff2}(x)$ は必ず負に変化すると考えられる。もっとも、機能信号画像 $d_{iff1}(x)$ 、 $d_{iff2}(x)$ が正に変化するケースについても、活動に伴う変化であると考えることができる。これは、活動によって組織が多くの酸素を要求するために、動脈内の酸素が増加した場合に対応すると考えられる。

[0115] このような考えに沿って、上記の各ケースを大まかに分類すると、以下のように考えられる。これにより、演算部 26A は、例えば、機能画像 $I'(x)$ が I, II, III, IV のいずれのケースに該当しているかを表示部 26C に表示させ、ユーザが機能画像 $I'(x)$ の医学的な意味を解析する際の参考情報をユーザに提供することも可能である。なお、以上の考察は、さらに複雑に入り組んだ組織活動を背景とした考えを必要とするので、実際には、機能画像 $I'(x)$ は、より多くの情報を持っているものと考えられる。

[0116] I : 主に、動脈に多くの酸素が供給された場合

II : 主に、動脈に供給される酸素が減った場合

I I I : 主に、供給された酸素が多く、消費しきれなかった酸素が静脈に入ってきた場合

I V : 主に、組織の活動によって、静脈内の酸素がより多く消費された場合

[0117] 次に、本実施の形態のMRI装置の効果について説明する。

[0118] 本実施の形態では、非活動時のMR信号から作成された、強度画像 $M_r(x)$ および位相画像 $P_r(x)$ を含む複素画像 $\sigma_r(x)$ と、複素画像 $\sigma_r(x)$ に対してフィルタ処理の施された複素画像 $\sigma'_r(x)$ とを利用して、位相差画像 $PD_r(x)$ が作成される。また、活動時のMR信号から作成された、強度画像 $M_a(x)$ および位相画像 $P_a(x)$ を含む複素画像 $\sigma_a(x)$ と、複素画像 $\sigma_a(x)$ に対してフィルタ処理の施された複素画像 $\sigma'_a(x)$ とを利用して、位相差画像 $PD_a(x)$ が作成される。そして、位相差画像 $PD_r(x)$ と位相差画像 $PD_a(x)$ とを利用して、機能信号画像 $d_i f f 1(x)$ 、 $d_i f f 2(x)$ が作成される。さらに、その機能信号画像 $d_i f f 1(x)$ または機能信号画像 $d_i f f 2(x)$ が、強度画像 $M_r(x)$ 、強度画像 $M_a(x)$ 、標準画像もしくは形態画像 $I(x)$ にマスクされ、賦活領域が描画された機能画像 $I'(x)$ が作成される。

[0119] このように、本実施の形態では、位相差を強調するものとして、非活動時の位相差画像 $PD_r(x)$ と活動時の位相差画像 $PD_a(x)$ とから作成された機能信号画像 $d_i f f 1(x)$ または機能信号画像 $d_i f f 2(x)$ が選択される。これにより、賦活化された組織が呼び込むBOLD効果を反映するだけでなく、血流流入による信号（例えば毛細血管ではない大きな血管が呈する、組織の賦活化による2次元的效果による信号）を区別することができる。その結果、賦活化領域が主に皮質部分で示されるようになり、賦活化領域の解剖学的な見地からも正確な表示をすることが可能である。また、本実施の形態では、強調関数として指数関数が選択される。これにより、例えば、任意の冪関数を任意の精度で近似することができるので、位相差の分布の変化に柔軟に対応することができる。

- [0120] なお、強度信号だけを用いて、脳機能を画像化する従来の方法では、BOLD効果を利用して、局所的な磁場の変化を T_2^* コントラストとして抽出していたので、単純な機能賦活化と、血流流入による信号変化を区別することが難しかった。しかし、本実施の形態では、上述した強調関数を用いることによって、これらを明確に区別することが可能である。
- [0121] また、上述した従来の方法では、強度信号が用いられており、信号変化が、ピクセル間に渡っての空間変化に対して鋭敏ではない。そのため、どうしても画素数が低く抑えられてしまうので、指示領域が大きく示され、曖昧となっていた。これは、複数回の賦活化を行い、統計処理の後に機能信号領域を表示する、という統計結果表示に起因するところも大きい。その結果、例えば、味覚野などの小さな領域に対しては、賦活化そのものを示すことはできても、どの部分が賦活化されているのかを細かく示すことは不可能であった。
- [0122] 一方、本実施の形態では、位相画像 $P_r(x)$ 、 $P_a(x)$ が用いられているので、位相画像の、組織の磁氣的応答に対する鋭敏性によって、高分解能で信号を捕らえることができる。例えば、従来の方法では、主に 64×64 マトリックスが標準であったのに対して、本実施の形態では、 256×256 マトリックスや 512×512 マトリックスを実現することが可能である。従って、本実施の形態では、ピンポイントで賦活化領域を示すことができる。これにより、例えば、空間分解能を 1mm 以下にすることができるので、小さな賦活化領域に対しても、賦活化されている部位を正確に示すことができる。
- [0123] また、上述した従来の方法では、低信号の影響や各種ノイズの影響を取り除くために、統計処理を行い、それによって信号を確定している。統計処理を行うために、複数回（一般に10回～15回）の賦活化を行い、信号を加算する必要がある。そのため、被験者に与える負荷が大きい。また、数回の賦活化で信号飽和するような賦活化に対しては、統計処理を行うことで、逆に信頼性を失う虞がある。なお、統計結果により示される信号は、機能信号

の信頼度の高い部分の分布を示すために、ある程度の大きさを持つ領域を表示している。このため、賦活化領域をピンポイントで示すことができない。

[0124] 一方、本実施の形態では、位相画像 $P_r(x)$ 、 $P_a(x)$ が用いられているので、位相の高空間分解能を背景に、原則、一度の賦活化により信号を確定することが可能である。これは、積算時間を通して正と負のランダムな値を持つ位相ノイズ信号がキャンセルされて、位相ノイズが減少し、位相差信号の SNR が向上するからである。この理論的背景は、時間平均と回数平均のエルゴート理論であり、統計作業を時間平均に置き換えることが可能であると考えられる。これにより、従来の方法と統計的に同義の機能画像を作成することが可能である。

[0125] また、本実施の形態では、PADREを基礎原理とした強調技術を用いているので、柔軟な位相差選択を背景に、これまでの機能画像では手に入れられなかった、賦活化前後の組織の酸素濃度変化の測定も可能である。また、本実施の形態では、組織自身が賦活化されて、酸素を消費する様子まで捕らえることが可能である。従来の方法では、このような変化を捕らえることは不可能であり、その点でも、本実施の形態の強調技術は、極めて画期的であるといえる。

[0126] <上記各実施の形態の変形例>

以上、複数の実施の形態を挙げて本発明を説明したが、本発明はこれに限定されるものではなく、種々の変形が可能である。

[0127] 例えば、上記実施の形態において、同一の強度画像 $M(x)$ および位相画像 $P(x)$ に対して、 k 空間にて、互いに異なる2種類のフィルタサイズでLPF処理を施し、それによって得られた2つの機能信号画像 ($diff_3(x)$ 、 $diff_4(x)$) の差分 ($diff_3(x) - diff_4(x)$) をとり、それで、強度画像 $M_r(x)$ 、強度画像 $M_a(x)$ 、標準画像もしくは形態画像 $I(x)$ をマスクするようにしてもよい。これにより、信号値がある大きさの組織上に乗っているものだけを、取り除いたり、取り出したりすることが可能となる。

[0128] 特に、機能信号画像 $d i f f 3 (x)$ が小さなフィルタサイズのLPF処理によって得られたものとし、機能信号画像 $d i f f 4 (x)$ が大きなフィルタサイズのLPF処理によって得られたものとした場合には、画像上に表示される程度の大きさを有する血管内に流入する血液の変化に伴う偽信号（これは本来の組織賦活化に伴う信号値とは言えない信号）を取り除いたり、取り出したりすることが可能となる。

[0129] なお、本明細書全体を通じて、画像そのものに対して演算がなされているような記載となっているが、実際の計算に際しては画像のピクセルごとの信号に対して演算が行われる。例えば、強調画像 $w (P D (x))$ を強度画像 $M (x)$ に掛け合わせる際には、強調画像 $w (P D (x))$ のピクセルごとの信号と、強度画像 $M (x)$ のピクセルごとの信号とが互いに乗算される。

請求の範囲

- [請求項1] 磁気共鳴信号から得られた、強度画像および位相画像を含む第1複素画像と、前記第1複素画像に対してフィルタ処理の施された第2複素画像とを利用して位相差画像を作成する第1ステップと、
- 前記位相差画像のうち、目的とする組織に対応した位相を、前記フィルタ処理による位相差分布の変化を加味して選択すると共に、選択した位相を強調する強調関数として指数関数を選択し、選択した位相を前記指数関数で強調することにより強調画像を作成する第2ステップと、
- 前記強調画像で所定の画像をマスクすることにより位相差強調画像を作成する第3ステップと
- を含む
- 位相差強調画像化法。
- [請求項2] 前記第2ステップにおいて、前記指数関数として π 関数を選択する請求項1に記載の位相差強調画像化法。
- [請求項3] 前記 π 関数は、以下の式で表される
- 請求項2に記載の位相差強調画像化法。
- $$w(\theta) = 1 \dots (-\sigma \leq \theta \leq \sigma)$$
- $$w(\theta) = \exp(-a \times (\text{Abs}(\theta) - \sigma)^b) \dots (\theta \text{が上記の範囲以外のとき})$$
- $w(\theta)$: 強調関数
- a 、 b 、 σ : 実数の値をとるパラメタ
- $\text{Abs}(\theta)$: θ の絶対値
- [請求項4] 前記第2ステップにおいて、前記 a および前記 b は、フィルタサイズと、コントラストもしくはコントラスト・ノイズ比とに基づいて決定される
- 請求項3に記載の位相差強調画像化法。
- [請求項5] 前記第2ステップにおいて、前記 σ は、前記位相差画像に基づいて

決定される

請求項 3 に記載の位相差強調画像化法。

[請求項6] 前記第 1 ステップにおいて、前記第 1 複素画像を前記第 2 複素画像で除算することにより前記位相差画像を作成する

請求項 1 に記載の位相差強調画像化法。

[請求項7] 前記磁気共鳴信号は、グラディエントエコー系のパルスシーケンスによって得られたものである

請求項 1 に記載の位相差強調画像化法。

[請求項8] 前記所定の画像は、前記強度画像である

請求項 1 に記載の位相差強調画像化法。

[請求項9] 前記第 1 ステップにおいて、被検体の周囲に並列配置された複数のチャンネルからチャンネルごとに前記磁気共鳴信号を検波し、前記チャンネルごとに前記位相差画像を作成し、

前記第 2 ステップにおいて、前記チャンネルごとの位相差画像に対応する強調関数として指数関数を選択し、選択した位相を指数関数で強調することにより前記チャンネルごとに強調画像を作成し、

前記第 3 ステップにおいて、前記チャンネルごとの強調画像で所定の画像をマスクすることにより前記チャンネルごとに位相差強調画像を作成し、前記チャンネルごとの位相差強調画像の相加平均もしくは加重平均を作成する

請求項 1 に記載の位相差強調画像化法。

[請求項10] 目的とする組織の非活動時の磁気共鳴信号から、強度画像および位相画像を含む第 3 複素画像を作成すると共に、目的とする組織の活動時の磁気共鳴信号から、強度画像および位相画像を含む第 4 複素画像を作成する第 1 ステップと、

前記第 3 複素画像に対してフィルタ処理を施すことにより第 5 複素画像を作成すると共に、前記第 4 複素画像に対してフィルタ処理を施すことにより第 6 複素画像を作成したのち、前記第 3 複素画像と前記

第5複素画像とを利用して第1位相差画像を作成すると共に、前記第4複素画像と前記第6複素画像とを利用して第2位相差画像を作成する第2ステップと、

前記第1位相差画像および前記第2位相差画像の差分をとることにより位相差変化量を作成したのち、前記位相差変化量を強調する強調関数として第1指数関数を選択し、前記位相差変化量を前記第1指数関数で強調することにより第1機能信号画像を作成する第3ステップと、

前記第1機能信号画像で所定の画像をマスクすることにより、賦活領域が描画された第1機能画像を作成する第4ステップと

を含む

機能画像作成法。

[請求項11] 前記第3ステップにおいて、前記第1機能信号画像に含まれる、閾値以下の信号を取り除く

請求項10に記載の機能画像作成法。

[請求項12] 前記所定の画像は、前記強度画像、標準画像、または以下の第5ステップないし第7ステップを経てあらかじめ作成された位相差強調画像である

請求項10に記載の機能画像作成法。

第5ステップ：磁気共鳴信号から得られた、強度画像および位相画像を含む第7複素画像と、前記第7複素画像に対してフィルタ処理の施された第8複素画像とを利用して第3位相差画像を作成すること

第6ステップ：前記第3位相差画像のうち、目的とする組織に対応した位相を、前記フィルタ処理による位相差分布の変化を加味して選択すると共に、選択した位相を強調する強調関数として第3指数関数を選択し、選択した位相を前記第3指数関数で強調することにより第3強調画像を作成すること

第7ステップ：前記第3強調画像で所定の画像をマスクすることによ

り前記位相差強調画像を作成すること

[請求項13]

目的とする組織の非活動時の磁気共鳴信号から、強度画像および位相画像を含む第3複素画像を作成すると共に、目的とする組織の活動時の磁気共鳴信号から、強度画像および位相画像を含む第4複素画像を作成する第1ステップと、

前記第3複素画像に対してフィルタ処理を施すことにより第5複素画像を作成すると共に、前記第4複素画像に対してフィルタ処理を施すことにより第6複素画像を作成したのち、前記第3複素画像と前記第5複素画像とを利用して第1位相差画像を作成すると共に、前記第4複素画像と前記第6複素画像とを利用して第2位相差画像を作成する第2ステップと、

前記第1位相差画像および前記第2位相差画像を強調する強調関数として第2指数関数を選択し、前記第1位相差画像および前記第2位相差画像を前記第2指数関数で強調することにより第1強調画像および第2強調画像を作成し、前記第1強調画像および前記第2強調画像の差分をとることにより第2機能信号画像を作成する第3ステップと、

前記第2機能信号画像で所定の画像をマスクすることにより、賦活領域が描画された第2機能画像を作成する第4ステップと

を含む

機能画像作成法。

[請求項14]

前記所定の画像は、前記強度画像、標準画像、または以下の第5ステップないし第7ステップを経てあらかじめ作成された位相差強調画像である

請求項13に記載の機能画像作成法。

第5ステップ：磁気共鳴信号から得られた、強度画像および位相画像を含む第7複素画像と、前記第7複素画像に対してフィルタ処理の施された第8複素画像とを利用して第3位相差画像を作成すること

第6ステップ：前記第3位相差画像のうち、目的とする組織に対応した位相を、前記フィルタ処理による位相差分布の変化を加味して選択すると共に、選択した位相を強調する強調関数として第3指数関数を選択し、選択した位相を前記第3指数関数で強調することにより第3強調画像を作成すること

第7ステップ：前記第3強調画像で所定の画像をマスクすることにより前記位相差強調画像を作成すること

[請求項15] 前記第3ステップにおいて、前記第2機能信号画像に含まれる、閾値以下の信号を取り除く

請求項13に記載の機能画像作成法。

[請求項16] 前記第3ステップにおいて、前記第1位相差画像および前記第2位相差画像の差分をとることにより位相差変化量を作成したのち、前記位相差変化量を強調する強調関数として第1指数関数を選択し、前記位相差変化量を前記第1指数関数で強調することにより第1機能信号画像を作成し、

前記第4ステップにおいて、前記第1機能信号画像で所定の画像をマスクすることにより、賦活領域が描画された第1機能画像を作成する

請求項13に記載の機能画像作成法。

[請求項17] 前記第4ステップにおいて、前記第1位相差画像、前記第1機能信号画像および前記第2機能信号画像が以下のI、II、III、IVのいずれのケースに該当するか判定する

請求項16に記載の機能画像作成法。

I : $PD_r(x) \geq 0$ 、 $diff_1(x) > 0$ 、 $diff_2(x) > 0$

II : $PD_r(x) \geq 0$ 、 $diff_1(x) < 0$ 、 $diff_2(x) < 0$

III : $PD_r(x) < 0$ 、 $diff_1(x) > 0$ 、 $diff_2(x)$

) > 0

$I V : P D r (x) < 0$ 、 $d i f f 1 (x) < 0$ 、 $d i f f 2 (x) < 0$

$P D r (x)$: 前記第 1 位相差画像

$d i f f 1 (x)$: 前記第 1 機能信号画像

$d i f f 2 (x)$: 前記第 2 機能信号画像

[請求項18]

磁気共鳴信号から得られた、強度画像および位相画像を含む第 1 複素画像と、前記第 1 複素画像に対してフィルタ処理の施された第 2 複素画像とを利用して位相差画像を作成する第 1 ステップと、

前記位相差画像のうち、目的とする組織に対応した位相を、前記フィルタ処理による位相差分布の変化が加味された上で選択すると共に、選択した位相を強調する強調関数として指数関数を選択し、選択した位相を前記指数関数で強調することにより強調画像を作成する第 2 ステップと、

前記強調画像で所定の画像をマスクすることにより位相差強調画像を作成する第 3 ステップと

をコンピュータに実行させる位相差強調画像化プログラム。

[請求項19]

磁気共鳴信号から得られた、強度画像および位相画像を含む第 1 複素画像と、前記第 1 複素画像に対してフィルタ処理の施された第 2 複素画像とを利用して位相差画像を作成する位相差画像作成部と、

前記位相差画像のうち、目的とする組織に対応した位相を、前記フィルタ処理による位相差分布の変化が加味された上で選択すると共に、選択した位相を強調する強調関数として指数関数を選択し、選択した位相を前記指数関数で強調することにより強調画像を作成する強調画像作成部と、

前記強調画像で所定の画像をマスクすることにより位相差強調画像を作成する位相差強調画像作成部と

を備えた位相差強調画像化装置。

[請求項20]

目的とする組織の非活動時の磁気共鳴信号から、強度画像および位相画像を含む第3複素画像を作成すると共に、目的とする組織の活動時の磁気共鳴信号から、強度画像および位相画像を含む第4複素画像を作成する複素画像作成部と、

前記第3複素画像に対してフィルタ処理を施すことにより第5複素画像を作成すると共に、前記第4複素画像に対してフィルタ処理を施すことにより第6複素画像を作成したのち、前記第3複素画像と前記第5複素画像とを利用して第1位相差画像を作成すると共に、前記第4複素画像と前記第6複素画像とを利用して第2位相差画像を作成する位相差画像作成部と、

前記第1位相差画像および前記第2位相差画像の差分をとることにより位相差変化量を作成したのち、前記位相差変化量を強調する強調関数として第1指数関数を選択し、前記位相差変化量を前記第1指数関数で強調することにより第1機能信号画像を作成する機能信号画像作成部と、

前記第1機能信号画像で所定の画像をマスクすることにより、賦活領域が描画された第1機能画像を作成する賦活領域描画部と

を備えた機能画像作成装置。

[請求項21]

目的とする組織の非活動時の磁気共鳴信号から、強度画像および位相画像を含む第3複素画像を作成すると共に、目的とする組織の活動時の磁気共鳴信号から、強度画像および位相画像を含む第4複素画像を作成する複素画像作成部と、

前記第3複素画像に対してフィルタ処理を施すことにより第5複素画像を作成すると共に、前記第4複素画像に対してフィルタ処理を施すことにより第6複素画像を作成したのち、前記第3複素画像と前記第5複素画像とを利用して第1位相差画像を作成すると共に、前記第4複素画像と前記第6複素画像とを利用して第2位相差画像を作成する位相差画像作成部と、

前記第 1 位相差画像および前記第 2 位相差画像を強調する強調関数として第 2 指数関数を選択し、前記第 1 位相差画像および前記第 2 位相差画像を前記第 2 指数関数で強調することにより第 1 強調画像および第 2 強調画像を作成し、前記第 1 強調画像および前記第 2 強調画像の差分をとることにより第 2 機能信号画像を作成する機能信号画像作成部と、

前記第 2 機能信号画像で所定の画像をマスクすることにより、賦活領域が描画された第 2 機能画像を作成する賦活領域描画部と
を備えた機能画像作成装置。

[請求項22]

静磁場、傾斜磁場および RF 磁場を対象に印加して前記対象から発せられる磁気共鳴信号を検波する検波部と、

前記検波部で検波された磁気共鳴信号に基づいて画像を作成する画像作成部と

を備え、

前記画像作成部は、

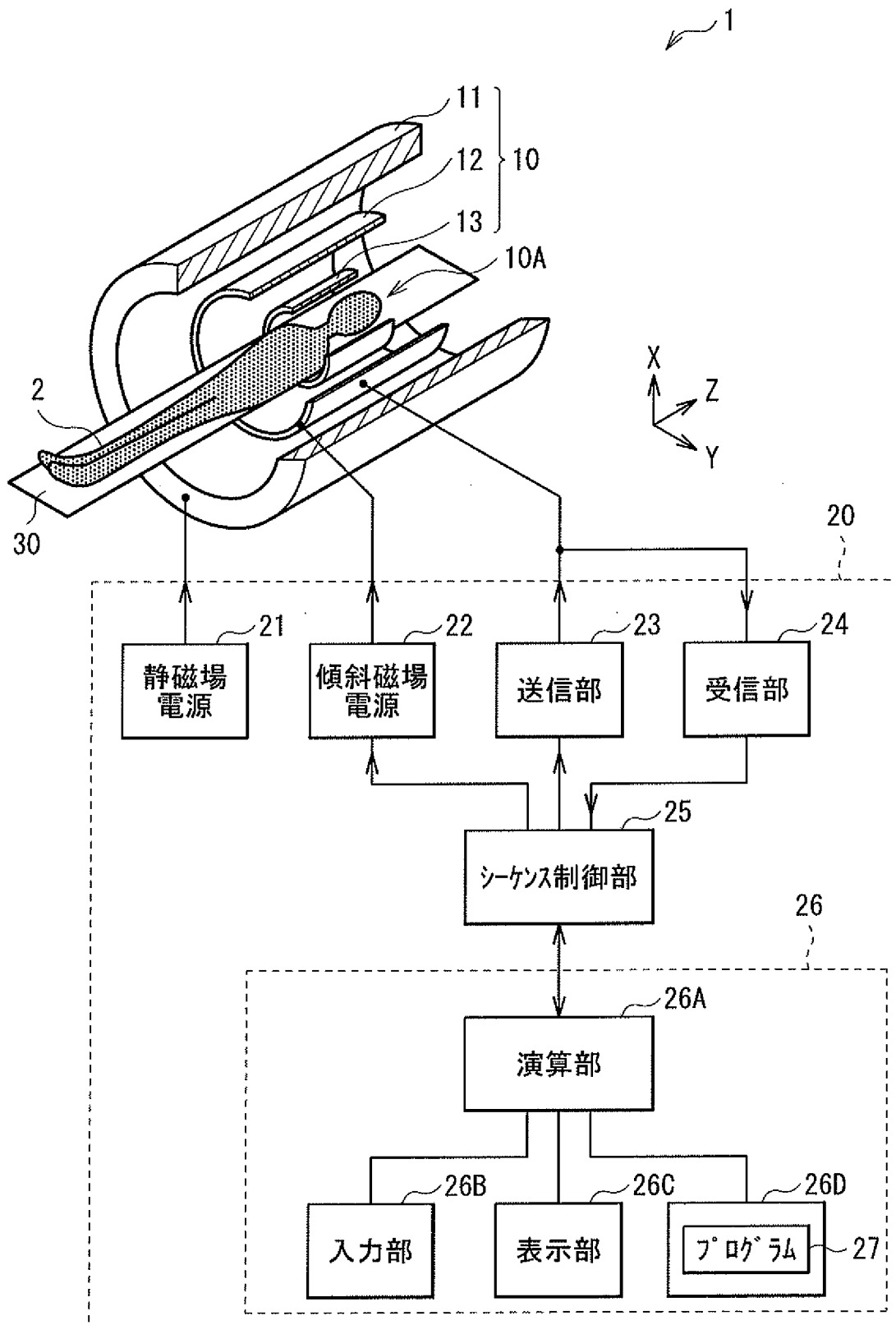
磁気共鳴信号から得られた、強度画像および位相画像を含む第 1 複素画像と、前記第 1 複素画像に対してフィルタ処理の施された第 2 複素画像とを利用して位相差画像を作成する位相差画像作成部と、

前記位相差画像のうち、目的とする組織に対応した位相を、前記フィルタ処理による位相差分布の変化が加味された上で選択すると共に、選択した位相を強調する強調関数として指数関数を選択し、選択した位相を前記指数関数で強調することにより強調画像を作成する強調画像作成部と、

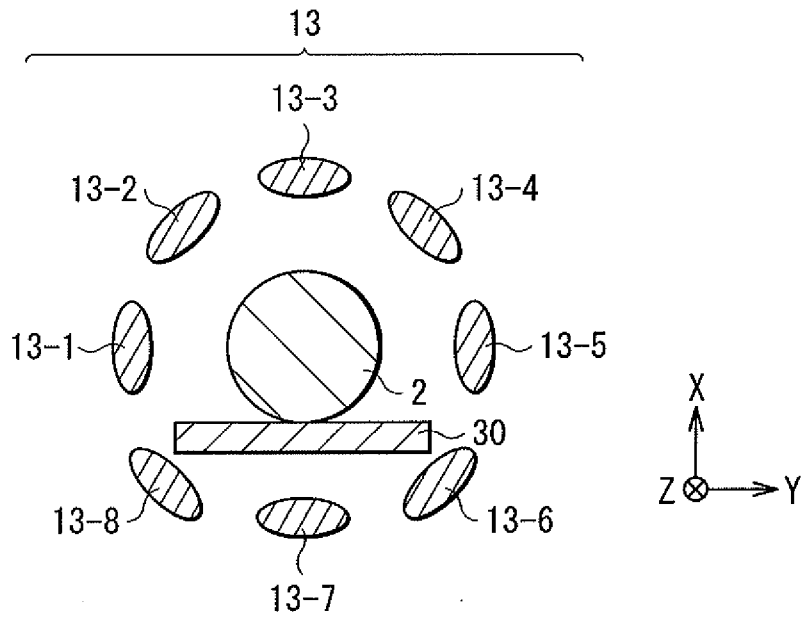
前記強調画像で所定の画像をマスクすることにより位相差強調画像を作成する位相差強調画像作成部と

を有する磁気共鳴画像化装置。

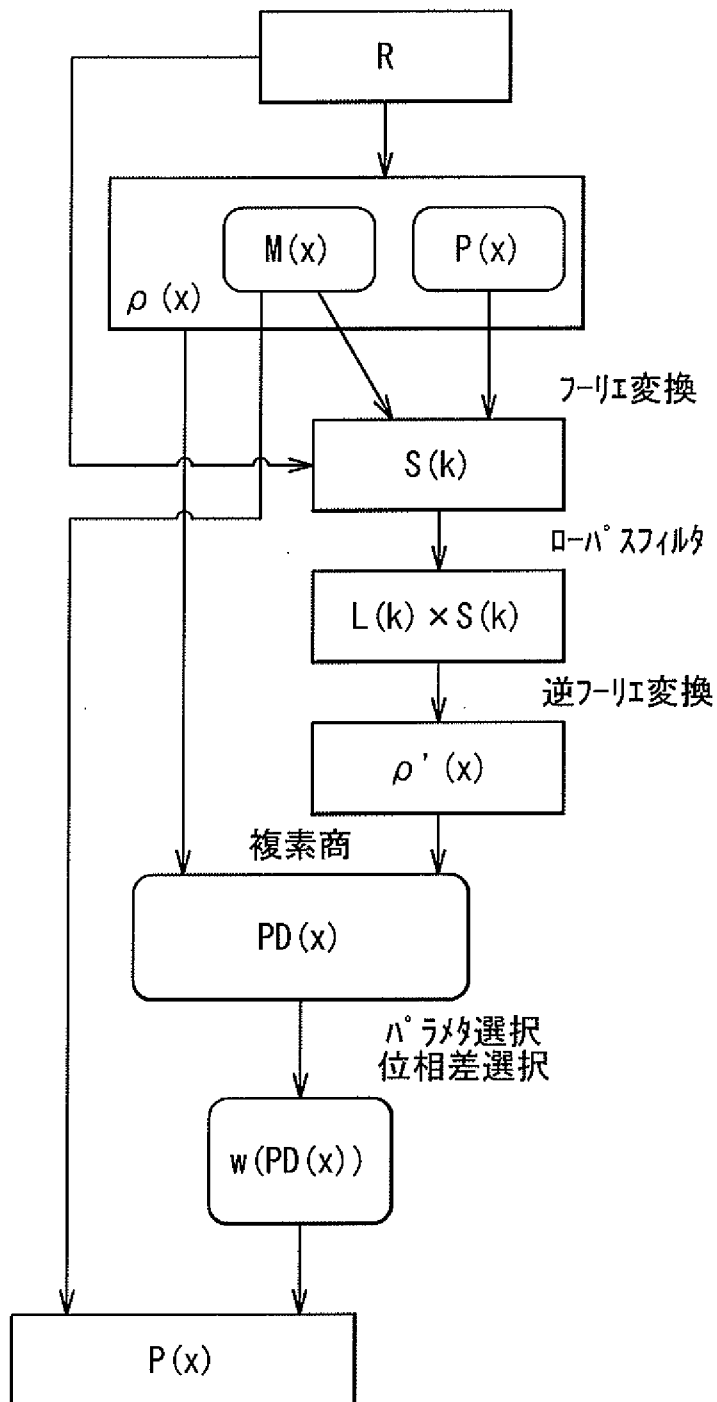
[図1]



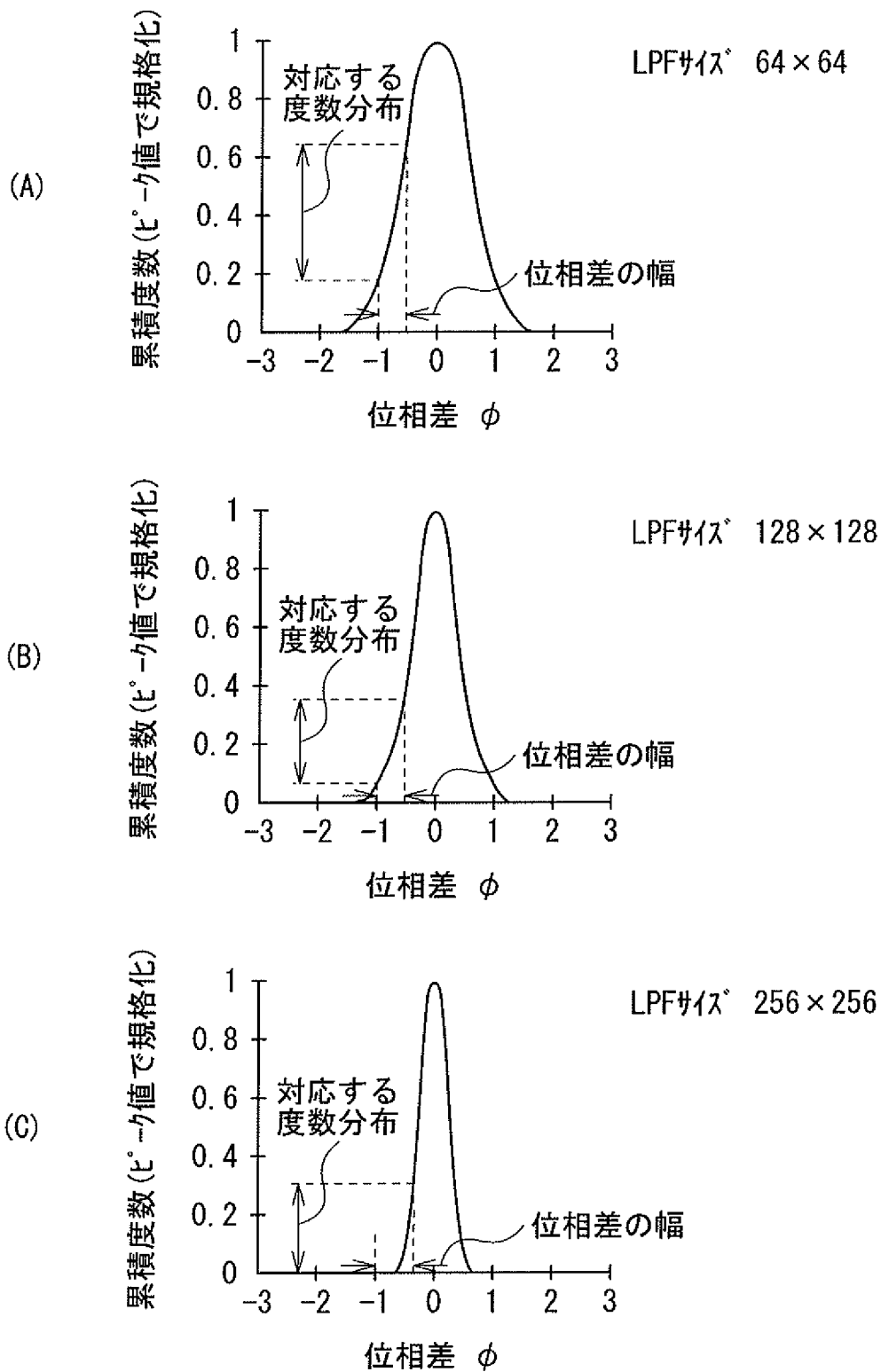
[図2]



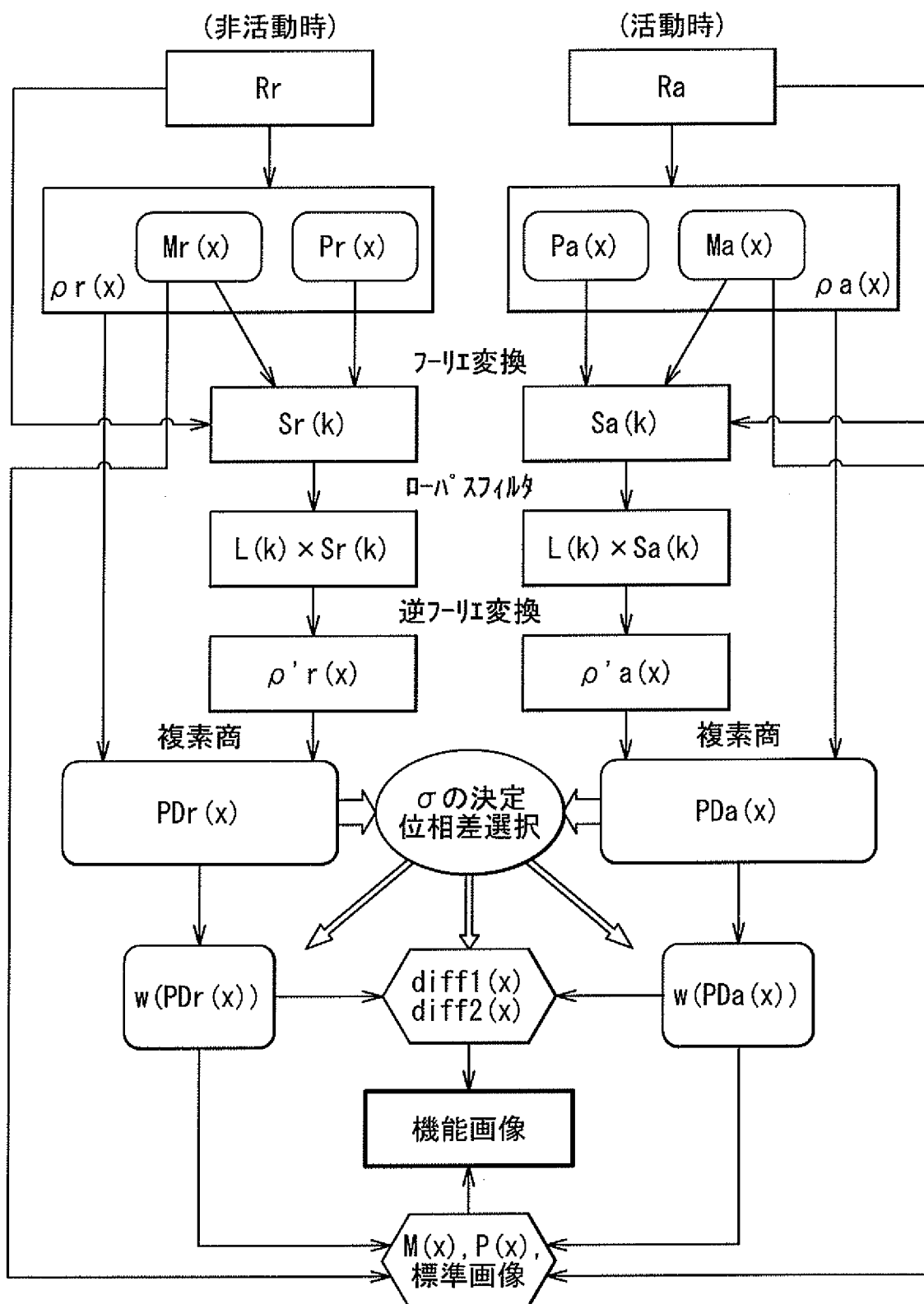
[図3]



[図4]



[図5]



INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2009/070763

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

A61B5/055(2006.01) i, G01R33/54(2006.01) i

According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC

B. FIELDS SEARCHED

Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols)

A61B5/055, G01R33/54

Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched

Jitsuyo Shinan Koho	1922-1996	Jitsuyo Shinan Toroku Koho	1996-2010
Kokai Jitsuyo Shinan Koho	1971-2010	Toroku Jitsuyo Shinan Koho	1994-2010

Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)

JSTPlus/JMEDPlus/JST7580(JDreamII), Wiley InterScience

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
P, X	WO 2009/081786 A1 (Hitachi Medical Corp.), 02 July 2009 (02.07.2009), paragraphs [0045], [0059] to [0069]; fig. 5, 8 (Family: none)	1, 6-8, 18, 19, 22
A	H.Shen, et al., "Reconstruction of SWI for Phased Array Head Coil", Proc.Intl.Soc.Mag. Reson.Med, 2006, P2973	1, 9
A	JP 2008-093418 A (Toshiba Corp., Toshiba Medical Systems Corp.), 24 April 2008 (24.04.2008), entire text; all drawings & US 2008/0071167 A1 & EP 1901082 A2	1-22

 Further documents are listed in the continuation of Box C. See patent family annex.

* Special categories of cited documents:

"A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance

"E" earlier application or patent but published on or after the international filing date

"L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified)

"O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means

"P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed

"T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention

"X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone

"Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art

"&" document member of the same patent family

Date of the actual completion of the international search
01 March, 2010 (01.03.10)Date of mailing of the international search report
16 March, 2010 (16.03.10)Name and mailing address of the ISA/
Japanese Patent Office

Authorized officer

Facsimile No.

Telephone No.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2009/070763

C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	F.M.Martinez Santiesteban, et al., "Object orientation independence of Susceptibility Weighted Imaging by using a Sigmoid-type phase window", Proc.Intl.Soc.Mag.Reson, 2006, P2399	1-22
A	US 2003/0212322 A1 (E. Mark Haacke), 13 November 2003 (13.11.2003), entire text; all drawings & US 2003/0212322 A1 & EP 1538975 A & WO 2003/094696 A2	1-22

A. 発明の属する分野の分類 (国際特許分類 (IPC))

Int.Cl. A61B5/055(2006.01)i, G01R33/54(2006.01)i

B. 調査を行った分野

調査を行った最小限資料 (国際特許分類 (IPC))

Int.Cl. A61B5/055, G01R33/54

最小限資料以外の資料で調査を行った分野に含まれるもの

日本国実用新案公報	1922-1996年
日本国公開実用新案公報	1971-2010年
日本国実用新案登録公報	1996-2010年
日本国登録実用新案公報	1994-2010年

国際調査で使用した電子データベース (データベースの名称、調査に使用した用語)

JSTPlus/JMEDPlus/JST7580(JDreamII)
Wiley InterScience

C. 関連すると認められる文献

引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求項の番号
P, X	WO 2009/081786 A1 (株式会社日立メディコ) 2009.07.02, 段落 0045, 0059-0069, 第5, 8 図 (ファミリーなし)	1, 6-8, 18, 19, 22
A	H. Shen, et al., "Reconstruction of SWI for Phased Array Head Coil", Proc. Intl. Soc. Mag. Reson. Med, 2006, P2973	1, 9

C欄の続きにも文献が列挙されている。

パテントファミリーに関する別紙を参照。

* 引用文献のカテゴリー

「A」特に関連のある文献ではなく、一般的技術水準を示すもの
「E」国際出願日前の出願または特許であるが、国際出願日以後に公表されたもの
「L」優先権主張に疑義を提起する文献又は他の文献の発行日若しくは他の特別な理由を確立するために引用する文献 (理由を付す)
「O」口頭による開示、使用、展示等に言及する文献
「P」国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願

の日の後に公表された文献
「T」国際出願日又は優先日後に公表された文献であって出願と矛盾するものではなく、発明の原理又は理論の理解のために引用するもの
「X」特に関連のある文献であって、当該文献のみで発明の新規性又は進歩性がないと考えられるもの
「Y」特に関連のある文献であって、当該文献と他の1以上の文献との、当業者にとって自明である組合せによって進歩性がないと考えられるもの
「&」同一パテントファミリー文献

国際調査を完了した日

01.03.2010

国際調査報告の発送日

16.03.2010

国際調査機関の名称及びあて先

日本国特許庁 (ISA/J P)
郵便番号100-8915
東京都千代田区霞が関三丁目4番3号

特許庁審査官 (権限のある職員)

後藤 順也

電話番号 03-3581-1101 内線 3292

2Q

4004

C (続き) . 関連すると認められる文献		
引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求項の番号
A	JP 2008-093418 A (株式会社東芝、東芝メディカルシステムズ株式会社) 2008.04.24, 全文、全図 & US 2008/0071167 A1 & EP 1901082 A2	1-22
A	F.M.Martinez Santiesteban, et al., "Object orientation independence of Susceptibility Weighted Imaging by using a Sigmoid-type phase window", Proc. Intl. Soc. Mag. Reson, 2006, P2399	1-22
A	US 2003/0212322 A1 (E. Mark Haacke) 2003.11.13, 全文、全図 & US 2003/0212322 A1 & EP 1538975 A & WO 2003/094696 A2	1-22