

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第4133967号

(P4133967)

(45) 発行日 平成20年8月13日 (2008. 8. 13)

(24) 登録日 平成20年6月6日 (2008. 6. 6)

(51) Int. Cl.

F 1

A 6 1 B 5/055 (2006. 01)

A 6 1 B 5/05 3 7 4

G O 1 R 33/54 (2006. 01)

A 6 1 B 5/05 3 7 O

G O 1 R 33/48 (2006. 01)

G O 1 N 24/02 5 3 O Y

G O 1 N 24/08 5 2 O Y

請求項の数 3 (全 12 頁)

(21) 出願番号 特願2004-236950 (P2004-236950)
 (22) 出願日 平成16年8月17日 (2004. 8. 17)
 (65) 公開番号 特開2005-131366 (P2005-131366A)
 (43) 公開日 平成17年5月26日 (2005. 5. 26)
 審査請求日 平成17年3月23日 (2005. 3. 23)
 (31) 優先権主張番号 10/696, 947
 (32) 優先日 平成15年10月30日 (2003. 10. 30)
 (33) 優先権主張国 米国 (US)

(73) 特許権者 300019238
 ジーイー・メディカル・システムズ・グロ
 ーバル・テクノロジー・カンパニー・エル
 エルシー
 アメリカ合衆国・ウィスコンシン州・5 3
 1 8 8・ワウケシャ・ノース・グランドヴ
 ユー・ブルバード・ダブリュー・7 1 O
 ・3 0 0 0
 (74) 代理人 100085187
 弁理士 井島 藤治
 (74) 代理人 100090424
 弁理士 鯨島 信重

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 磁気共鳴撮像システム

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

B₀ 磁場と呼ばれる高強度磁場を発生する磁石と、
 前記 B₀ 磁場の均一性を高めるシム・コイルと、
 前記 B₀ 磁場の分布を測定する磁場検出器と、
 前記 B₀ 磁場に重ね合わされる勾配磁場を印加する勾配コイルと、
 R F パルス及び各々のスライスについて特定の周波数を有する R F プリパルスを印加
 する送信器と、

磁気共鳴信号を検出する受信器と、

前記 B₀ 磁場に対応する R F プリパルスの第一の周波数を取得し、

前記各々のスライスについて、

前記磁場検出器で測定した B₀ 磁場の分布から B₀ 磁場マップを取得し、

前記 B₀ 磁場マップにおけるピクセル値をその大きさ順に並べたピクセル値の集合から
 ピクセル値に対応する前記 B₀ 磁場の中央値を算出し、

前記 B₀ 磁場マップにおいて、B₀ よりも大きい磁場を有するピクセルを正のピクセルと
 し、B₀ よりも小さい磁場を有するピクセルを負のピクセルとしたとき、前記正のピクセ
 ルの数をピクセルの総数で除算した値又は前記負のピクセルの数をピクセルの総数で除算
 した値が所定の閾値よりも大きい場合に、前記 R F プリパルスの第一の周波数に前記 B₀
 磁場の中央値から B₀ を減算して得られる磁場強度に対応する周波数を加算することによ
 り、R F プリパルスの第二の周波数を算出し、

10

20

前記第一の周波数のRFプリパルス又は前記第二の周波数のRFプリパルスを印加させて予備飽和を行った後に、前記RFパルスを印加させて磁気共鳴撮像画像を取得する処理モジュールとを有する磁気共鳴撮像システム。

【請求項2】

請求項1に記載の磁気共鳴撮像システムにおいて、
前記 B_0 磁場マップを記憶する第一の記憶ユニットと、
前記各々のスライスでの B_0 磁場の中央値を記憶する第二の記憶ユニットと、
前記各々のスライスの磁気共鳴撮像画像を記憶する第三の記憶ユニットとを有する磁気共鳴撮像システム。

【請求項3】

請求項1又は請求項2に記載の磁気共鳴撮像システムにおいて、
脂肪分子を予備飽和させて水分子の磁気共鳴撮像画像を取得する場合に、
 B_0 の磁場が1.5テスラならば脂肪分子の共鳴周波数と水分子の共鳴周波数との差が220Hzであり、
前記処理モジュールが取得するRFプリパルスの第一の周波数は送信周波数から220Hzを減算した値である磁気共鳴撮像システム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、磁気共鳴撮像(MRI)の分野に関する。さらに具体的には、本発明は、予備飽和式MRIの分野に関する。

【背景技術】

【0002】

磁気共鳴撮像は、体内器官の非侵襲的撮像に有用な撮像ツールである。MRIの普及率の高まりの重要な理由の一つは、MRI画像の際立った明瞭さにある。また、MRIはX線ではなく無線周波数の波を用いる。

【0003】

MRIシステムは、磁気共鳴の原理に基づいて作用して人体の画像を得る。人体組織は水素原子を含んだ水及び脂肪のような分子で構成されている。水素の原子核は関連する磁気モーメントを有しており、この磁気モーメントが水素原子核の正味の磁気特性の尺度となる。典型的なMRIシステムでは、電磁石が B_0 磁場と呼ばれる強い磁場を発生する。 B_0 磁場は水素原子核の磁気モーメントと相互作用して、一部の核を B_0 磁場に整列させる。 B_0 磁場はまた、整列した原子核の磁気モーメントを、歳差運動周波数(ω)と呼ばれる周波数で B_0 磁場方向の周囲で歳差運動させる。歳差運動の周波数は、 B_0 磁場の強さ及び原子核の磁気回転比(γ)に依存しており、原子核の特有の特性である。数学的に表わすと、 ω 、 B_0 及び γ は次式のように関係付けられる。

【0004】

$$\omega = \gamma * B_0 \quad \text{式(1)}$$

原子核の歳差運動の周波数をラーモア周波数と呼ぶ。次いで、MRIシステムは、水素原子核のラーモア周波数にある無線周波数(RF)パルスを印加する。印加されるRFパルスの周波数を送信周波数と呼ぶ。歳差運動をしている水素原子核が水素のラーモア周波数にあるRFパルスで照射されると、磁気共鳴が生ずる。磁気共鳴が生ずると、歳差運動している水素原子核は特定の無線周波数信号の形態にあるエネルギーを放出する。水分子(走査空間内に存在する)内の共鳴した水素原子核によって発生される無線周波数信号をMRIシステムによって処理してMRI画像を形成する。多くの応用において、水以外の分子内の共鳴した水素原子核によって発生される無線周波数信号は、MRI画像の品質を低下させ得るため望ましくない。

【0005】

MRIシステムは、走査空間と呼ばれる体内空間を画像化する。走査空間を画像化する方法の一つは、走査空間を走査スライスと呼ばれる多数のスライスに分割するものである

10

20

30

40

50

。次いで、走査スライスを1枚ずつ画像化する。次いで、これらの走査スライスの画像を結合すると走査空間の画像を形成することができる。走査空間をうまく画像化するためには、 B_0 磁場は走査空間にわたって均一でなければならない。走査空間にわたって B_0 磁場が不均一であると、MR I 画像の品質に悪影響が及ぶ可能性がある。式(1)を見ると、送信周波数(ラーモア周波数に等しい)は B_0 磁場の強さに依存している。 B_0 磁場が不均一であると、走査空間の異なる位置に位置する水素原子核が異なる B_0 磁場強度を経験する。このことは、磁気共鳴を生じさせるために印加される送信周波数が走査空間にわたって変動することを意味する。典型的なMR I システムは、走査空間全体について単一の送信周波数を用いる。このことから、走査空間内に磁気共鳴を経験しない原子核が存在することになる。これらの原子核は適正な無線周波数信号を発生しないため、低品質のMR I 画像を生ずる。従って、良質のMR I 画像を得るためには、走査空間にわたって均一な B_0 磁場が望ましい。

10

【0006】

均一な B_0 磁場は、予備飽和を用いるMR I システムに特に望ましい。予備飽和は、画質を損なう望ましくない信号を抑制するために用いられる方法である。予備飽和では、RFパルスの前に、RFプリパルス(RF pre-pulse)と呼ばれる周波数選択飽和パルスを印加する。周波数選択RFプリパルスを用いると望ましくない信号が抑制される。かかるRFプリパルスの一例は脂肪飽和である。脂肪飽和は、脂肪分子に存在する水素原子核からの望ましくない信号を選択的に抑制する手法である。選択的抑制は、RFパルスの前に特定の脂肪飽和RFプリパルスを印加することにより行なわれる。

20

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0007】

B_0 磁場に少しでも不均一性があると、水分子に存在する水素原子核を励起させるのに用いられるRFパルスに対してRFプリパルスの周波数を決定するときに誤りが生じ得る。誤った周波数のRFプリパルスを用いると、画質に大きな影響がある。例えば脂肪飽和において、誤った周波数のRFプリパルスは、脂肪分子に存在する水素原子核からの信号を完全には抑制しない。場合によっては、誤った周波数の脂肪飽和パルスは水分子に存在する水素原子核からの信号を抑制して、これにより画質を損なう可能性がある。図1は、 B_0 磁場不均一性のMR I 画像に対する影響を示す。このMR I 画像は、不十分な脂肪飽和、及び水分子に存在する水素原子核からの信号の無用の抑制を呈している。

30

【0008】

従って、予備飽和式MR I 実験での B_0 磁場不均一性の影響を低減する方法が必要とされている。

【課題を解決するための手段】

【0009】

本発明の一観点によれば、磁気共鳴撮像での予備飽和を最適化する方法を提供する。この方法は先ず、走査空間の各々の走査スライスの B_0 磁場マップを形成する。この後に、標準的な手順によってRFプリパルスの第一の周波数を得る。次いで、各々の走査スライスの B_0 磁場マップを用いて、各々の走査スライスでの B_0 磁場の中央値(メジアン)、及び各々の走査スライスにおける正負の走査スライス・ピクセルの百分率を算出する。各々の走査スライスにおいて正の走査スライス・ピクセル又は負の走査スライス・ピクセルのいずれかの百分率が所定の閾値よりも大きい場合には、各々の走査スライスについてRFプリパルスの第二の周波数を算出する。ある走査スライスについてのRFプリパルスの第二の周波数は、RFプリパルスの第一の周波数に当該走査スライスでの B_0 磁場の中央値を加算することにより算出される。しかしながら、ある走査スライスの正の走査スライス・ピクセルの百分率値又は負の走査スライス・ピクセルの百分率値のいずれも所定の閾値を上回らない場合には、MR I システムの利用者にシムを改善するように助言する。利用者によってシムが改善された後に、正の走査スライス・ピクセル又は負の走査スライス・ピクセルのいずれかの百分率が所定の閾値を上回るまで、以上に述べた工程を各々の走査

40

50

スライスについて繰り返す。この後に、各々の走査スライスについての第二の周波数にあるRFプリパルスを用いて、走査スライスのMRI画像を得る。

【0010】

本発明のもう一つの観点によれば、走査空間のMRI画像を形成するMRIシステムを提供する。このMRIシステムは、 B_0 磁場と呼ばれる高強度磁場を発生する磁石を含んでいる。MRIシステムはさらに、 B_0 磁場均一性を高める一組のシム・コイルと、 B_0 磁場に重ね合わされる勾配磁場を発生する一組の勾配コイルとを含んでいる。勾配磁場は、磁気共鳴撮像の走査空間の特定の領域を選択するためにMRIシステムによって用いられる。各々の走査スライスでの B_0 磁場分布を B_0 磁場マップの形態で記憶するデータベースが設けられている。また、走査スライスについてRFプリパルスの第一の周波数を算出する処理モジュールが設けられている。処理モジュールはさらに、各々の走査スライスでの B_0 磁場の中央値を算出する。処理モジュールはさらに、RFプリパルスの第一の周波数に当該走査スライスでの B_0 磁場の中央値を加算することによりRFプリパルスの第二の周波数を各々の走査スライスについて算出する。送信器が設けられており、算出された第二の周波数にある予備飽和用RFプリパルス、及び走査空間内の水素原子核の磁気共鳴を生じさせるRFパルスを発生する。検出器が設けられており、磁気共鳴によって発生される無線周波数信号を検出する。処理モジュールは、磁気共鳴によって発生される無線周波数信号を処理してMRI画像を得る。

10

【発明を実施するための最良の形態】

【0011】

20

以下、添付図面を参照して本発明の様々な実施形態を説明するが、図面は本発明を説明するために掲げられており限定するためではない。また、図面では類似の参照符号は類似の構成要素を表わしている。

【0012】

本発明は、磁気共鳴撮像における予備飽和を最適化する方法、システム及びコンピュータ・プログラム・プロダクトに関するものである。最適化は、全走査スライスについてRFプリパルスの正しい送信器周波数を設定することにより行なわれる。

【0013】

一実施形態では、本発明は、脂肪飽和の手法を用いるMRIシステムと共に動作するものとして思量されている。脂肪飽和は、脂肪分子に存在する水素原子核によって発生される磁気共鳴信号からの干渉を低減するのに用いられる手法である。

30

【0014】

当業者には、本発明が脂肪飽和以外の予備飽和手法を用いるMRIシステムと共に動作するようにも構成され得ることが明らかであろう。例えば、本発明は、高分子（タンパク質等）からの信号の抑制を行なう磁化移動、及び水分子からの信号の抑制を行なう分光実験に応用することができる。

【0015】

図2及び図3は、本発明の一実施形態による磁気共鳴撮像での予備飽和を最適化する方法に関わる工程を示す流れ図を示す。

ステップ202では、走査空間の各々の走査スライスでの B_0 磁場の分布を得る。 B_0 磁場分布を得るためには幾つかの方法が存在する。かかる方法の実例としては、二重勾配エコー法、二重スピン・エコー法及び二重エコー・スパイラル走査がある。 B_0 磁場分布は、各々の走査スライスの B_0 磁場マップとして得られる。ある走査スライスの B_0 磁場マップは、当該走査スライスにわたっての B_0 磁場のマップである。走査スライスの B_0 磁場マップのあるピクセルの値は、当該ピクセルでの B_0 磁場の平均 B_0 磁場からの周波数オフセットである。本発明の一実施形態では、 B_0 磁場マップはデータベースに記憶される。

40

【0016】

ステップ204では、標準的な手順によってRFプリパルスの第一の周波数を得る。この手順は、RFパルス用の送信周波数を算出することを含んでいる。この計算は、水分子に存在する水素原子核の最大数が共鳴する周波数を算出する実験によって行なわれる。一

50

且、送信周波数が算出されたら、RFプリパルスの第一の周波数は、脂肪分子が平均 B_0 磁場で共鳴する周波数と水分子が平均 B_0 磁場で共鳴する周波数との間の差に基づいて算出される。例えば、平均 B_0 磁場が1.5テスラの場合には、この周波数差は220Hzである。このため、送信周波数が63, 584, 500Hzに設定されているならばRFプリパルス周波数は63, 584, 280Hzに設定される。周波数63, 584, 280HzがRFプリパルスの第一の周波数となる。

【0017】

RFプリパルスの形式及び周波数は、磁気共鳴信号を抑制したい対象分子の種類に依存する。本発明の一実施形態では、RFプリパルスを用いて脂肪分子からの磁気共鳴信号を抑制する。

10

【0018】

ステップ206では、各々の走査スライスでの B_0 磁場の中央値を算出する。ある走査スライスでの B_0 磁場の中央値の計算は、該走査スライスの B_0 マップ・ピクセル値の中央値を算出することにより行なわれる。一実施形態では、各々の走査スライスでの B_0 磁場の中央値は、データベースに記憶されている B_0 磁場マップを用いて算出される。

【0019】

ステップ208では、各々の走査スライスでの正の走査スライス・ピクセル及び負の走査スライス・ピクセルの百分率を算出する。この計算は、ある走査スライスについて次のようにして行なわれる。先ず、走査スライス内での正負の走査スライス・ピクセルの総数を算出する。正の走査スライス・ピクセルは、走査スライスの B_0 磁場マップにおいて正値又はゼロ値を有するピクセルとして定義される。同様に、負の走査スライス・ピクセルは、走査スライスの B_0 磁場マップにおいて負値を有するピクセルとして定義される。この後に、走査スライス内でのピクセルの総数を算出する。

20

【0020】

ある走査スライス内の正の走査スライス・ピクセルの百分率は、走査スライス内の正の走査スライス・ピクセル数を走査スライス内のピクセルの総数で除算することにより得られる。同様に、ある走査スライス内の負の走査スライス・ピクセルの百分率は、走査スライス内の負の走査スライス・ピクセル数を走査スライス内のピクセルの総数で除算することにより得られる。本発明の一実施形態では、各々の走査スライス内の正の走査スライス・ピクセルの及び負の走査スライス・ピクセルの百分率は、データベースに記憶されている B_0 磁場マップから算出される。

30

【0021】

ステップ210では、各々の走査スライスについて、当該走査スライスの正の走査スライス・ピクセルの百分率値又は負の走査スライス・ピクセルの百分率値のいずれかが所定の閾値を上回っているか否かを判定する検査を行なう。本発明の一実施形態では、閾値は80%である。

【0022】

ステップ210において、少なくとも1枚の走査スライスについて、該走査スライスの正の走査スライス・ピクセルの百分率値又は負の走査スライス・ピクセルの百分率値のいずれも所定の閾値を上回っていないならば、ステップ212を実行する。

40

【0023】

ステップ212では、MRIシステムの利用者にシムを改善するように助言する。当業者であれば、シムを改善する多くの方法が存在することが明らかであろう。例えば、MRIシステムが B_0 磁場の線形勾配のみを補正するシム・プロトコルを用いている場合には、高次シム・プロトコルを用いることによりシムを改善するように利用者に助言することができる。すると、利用者は、助言に従うことによりステップ213においてシムを改善することができる。

【0024】

ステップ213においてシムを改善した後に、本方法はステップ202に戻る。

ステップ210に戻り、各々の走査スライスについて、該走査スライスの正の走査スラ

50

イス・ピクセルの百分率値又は負の走査スライス・ピクセルの百分率値のいずれかが所定の閾値を上回っている場合には、ステップ214を実行する。

【0025】

ステップ214では、各々の走査スライスについてRFプリパルスの第二の周波数を算出する。ある走査スライスについてのRFプリパルスの第二の周波数の計算は、当該走査スライスでの B_0 磁場の中央値及びRFプリパルスの第一の周波数を用いることにより行なわれる。一実施形態では、ある走査スライスについてのRFプリパルスの第二の周波数は、RFプリパルスの第一の周波数に当該走査スライスでの B_0 磁場の中央値を加算することにより算出される。

【0026】

ステップ216では、各走査スライスを撮像する。ある走査スライスを撮像するためには、当該走査スライスについて算出された第二の周波数にあるRFプリパルスを先ず印加する。この後に、送信周波数にあるRFパルスを走査スライスに印加する。RFパルスの印加によって、走査スライスに存在する水素原子核の磁気共鳴が生ずる。磁気共鳴が生ずると、水素原子核は無線周波数信号を発生する。これらの磁気共鳴信号を測定する。無線周波数信号を処理して、走査スライスのMRI画像を得る。第二の周波数にあるRFプリパルスをを用いると、水分子以外の分子からの不要な無線周波数信号が抑制される。本発明の一実施形態では、RFプリパルスは脂肪飽和に用いられる。かかる実施形態では、RFプリパルスは脂肪分子に存在する水素原子核からの不要な磁気共鳴信号を抑制する。

【0027】

ステップ218では、ステップ216で得られたMRI画像をデータベースに記憶させる。次いで、ステップ218で記憶されたMRI画像は、表示装置に表示させることができる。

【0028】

図4は、本発明の方法を用いたMRIシステムから得られるMRI画像である。図4のMRI画像は、図1のMRI画像と比較して脂肪飽和が改善されており、また水分子に存在する水素原子核からの信号の抑制が低減していることを示している。

【0029】

図5は、本発明の一実施形態による予備飽和式MRIのためのMRIシステム400の一般的な動作環境を示すブロック図である。

MRIシステム400はさらに、処理モジュール402を含んでいる。処理モジュール402は、汎用コンピュータ、プログラム済マイクロプロセッサ、マイクロコントローラ、周辺集積回路素子、及び他の装置又は装置群構成のいずれの形態にあってもよい。MRIシステム400はさらに、処理モジュール402に接続されている制御パネル404を含んでいる。利用者は、制御パネル404から命令を入力することによりこのMRIシステムを制御することができる。

【0030】

MRIシステム400はさらに、処理モジュール402に接続されているデータベース406及び表示装置408を含んでいる。表示装置408の典型例としては、液晶表示器(LCD)、陰極線管(CRT)表示器、発光ダイオード(LED)表示器及びテレビ画面等がある。

【0031】

MRIシステム400はさらに、いずれも処理モジュール402に接続されている強力な分極磁石410と一組のシム・コイル412とを含んでいる。磁石410は、走査空間にわたって B_0 磁場と呼ばれる強磁場を発生する。シム・コイル412は、走査空間全体にわたっての磁場 B_0 の不均一性を低減する付加的な磁場を発生する。

【0032】

MRIシステム400はさらに、処理モジュール402に接続されている磁場検出器414を含んでいる。磁場検出器414は、走査空間の全走査スライスにわたって B_0 磁場分布を測定して、 B_0 磁場分布データを処理モジュール402へ送る。すると、処理モジ

10

20

30

40

50

ジュール402は B_0 磁場分布データから全走査スライスについての B_0 磁場マップを生成する。ある走査スライスの B_0 磁場マップは、当該走査スライスにわたっての B_0 磁場のマップである。この後に、処理モジュール402は B_0 磁場マップをデータベース406に記憶させる。さらに、処理モジュール402は、 B_0 磁場マップのピクセル値の中央値を算出することにより、各々の走査スライスでの B_0 磁場の中央値を算出する。この後に、処理モジュール402は、各々の走査スライスについて算出された中央値をデータベース406に記憶させる。処理モジュール402はさらに、各々の走査スライスについてRFプリパルスの第一の周波数を補正することにより、当該走査スライスについてのRFプリパルスの第二の周波数を算出する。(RFプリパルスの第一の周波数は標準的な手順によって得られる)。一実施形態では、この補正は、RFプリパルスの第一の周波数に当該走査スライスでの B_0 磁場の中央値を加算することにより行なわれる。

10

【0033】

MRIシステム400はさらに、処理モジュール402に接続されている一組の勾配コイル416を含んでいる。勾配コイル416は勾配磁場を発生する通電コイルである。これらの勾配磁場は、磁気共鳴撮像の走査空間の特定の領域を選択するために、MRIシステム400によって B_0 磁場に重ね合わされる。一実施形態では、勾配コイル416は3組の対を成した直交する通電コイルである。

【0034】

MRIシステム400はさらに、処理モジュール402に接続されている送信器418を含んでいる。送信器418は、RFパルス及びRFプリパルスを発生するコイルを含ん

20

【0035】

送信器418によって発生されるRFパルス(送信周波数にある)は、水素原子核に磁気共鳴を発生させる。磁気共鳴によって水素原子核が無線周波数信号を発生する。水素原子核によって発生された無線周波数信号は、処理モジュール402に接続されている受信器420によって受信される。受信器420はコイル又はアンテナを含んでおり、コイル又はアンテナは走査空間内に配置されて受信器サーキットに接続されており、磁気共鳴によって発生される無線周波数信号を検出する。受信器コイルは様々な形式であってよく、例えば、ソレノイド型、平面型、立体型、直交型及びフェーズド・アレイ型のコイルであってよい。受信器420は検出された無線周波数信号を処理モジュール402へ送る。すると、処理モジュール402は検出された無線周波数信号を処理してMRI画像を形成する。

30

【0036】

処理モジュール402によって形成されたMRI画像はデータベース406に記憶される。データベース406に記憶された画像は表示装置408に表示される。

本発明で述べたようなシステム又はその任意の構成要素は、処理機械の形態で具現化することができる。処理機械の典型例としては、汎用コンピュータ、プログラム済マイクロプロセッサ、マイクロコントローラ、周辺集積回路素子、及び本発明の方法を構成する工程を具現化することが可能な他の装置又は装置群構成等がある。

【0037】

処理機械はコンピュータ・プログラム・コードの形態の一組の命令を実行する。このコンピュータ・プログラム・コードは、入力データを処理するために1以上の記憶ユニットに記憶されていてよい。記憶ユニットはデータベースの形態であってもよいし、又は処理機械内に存在する物理的メモリ素子の形態であってもよい。

40

【0038】

コンピュータ・プログラム・コードは、本発明の方法を構成する工程等の特定のタスクを実行するように処理機械に指令する様々な命令を含んでいてよい。コンピュータ・プログラム・コードは様々な形態であってよく、例えばシステム・ソフトウェア又はアプリケーション・ソフトウェアであってよい。さらに、コンピュータ・プログラム・コードは、別個のプログラムの集合の形態、より大きいプログラムによるプログラム・モジュールの

50

形態又はプログラム・モジュールの一部の形態の何れであってもよい。コンピュータ・プログラム・コードは、C、C++、C#、Java（サンマイクロシステムズ社の登録商標）等の任意のプログラミング言語で書かれていてよい。処理機械による入力データの処理は、利用者の命令に応答して行なわれてもよいし、前段の処理の結果に応答して行なわれてもよいし、他の処理機械によって出される要求に応答して行なわれてもよい。

【0039】

当業者には、様々な処理機械及び／又は記憶ユニットを必ずしも同じ地理的位置に物理的に配置する必要はないことは明らかであろう。処理機械及び／又は記憶ユニットは、地理的に別個の位置に配置されて通信を可能にするように互いに対して接続されていてよい。様々な通信技術を用いて処理機械及び／又は記憶ユニット間の通信を可能にすることができる。かかる通信技術は、TCP/IP、UDP、ATM又はOSIのような様々なプロトコルを用いていてよい。かかる技術は、ネットワークの形態での処理機械及び／又は記憶ユニットの接続を含んでいる。ネットワークは、イントラネット、エクストラネット、インターネット又は通信を可能にする任意のクライアント・サーバ・モデルであってよい。

10

【0040】

本発明のシステム及び方法では、多様な「ユーザ・インタフェース」を用いて、利用者が、本発明を具現化するのに用いられる処理機械（1又は複数）と交信することを可能にすることができる。ユーザ・インタフェースは処理機械によって用いられて、情報を授受するために利用者と双方向に交信する。ユーザ・インタフェースは、利用者が処理機械と双方向に交信することを可能にする処理機械によって用いられる任意のハードウェア、ソフトウェア、又はハードウェアとソフトウェアとの組み合わせであってよい。ユーザ・インタフェースは、対話画面の形態にあってよく、利用者と処理機械との間の通信を可能にする様々な付設装置を含んでいてよい。ユーザ・インタフェースが、利用者ではなく他の処理機械と双方向に交信することも想到される。さらに、ユーザ・インタフェースが、他の処理機械と部分的に双方向に交信すると同時に利用者と部分的に双方向に交信することも想到される。

20

【0041】

本発明の様々な実施形態を図示して説明したが、本発明はこれらの実施形態のみに限定されないことは明らかであろう。特許請求の範囲に記載した本発明の要旨及び範囲から逸脱しない多くの改変、変更、変形、置換及び均等構成は当業者には明らかであろう。

30

【図面の簡単な説明】

【0042】

【図1】 B_0 磁場不均一性によって、不十分な脂肪飽和、及び水分子に存在する水素原子核からの信号の無用の抑制を呈しているMRI画像の一例を中間調画像の写真で示す図である。

【図2】 本発明の一実施形態に従って磁気共鳴撮像での予備飽和を最適化する方法に関わる工程を示す流れ図である。

【図3】 本発明の一実施形態に従って磁気共鳴撮像での予備飽和を最適化する方法に関わる工程を示す流れ図である。

40

【図4】 本発明の方法を用いたMRIシステムから得られるMRI画像の一例を中間調画像の写真で示す図である。

【図5】 本発明の一実施形態による予備飽和式MRIのためのMRIシステムの一般的な動作環境を示すブロック図である。

【符号の説明】

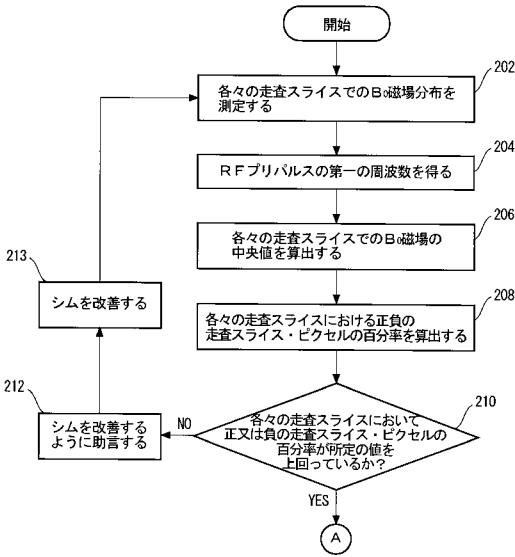
【0043】

- 400 MRIシステム
- 410 分極磁石
- 412 シム・コイル
- 414 磁場検出器

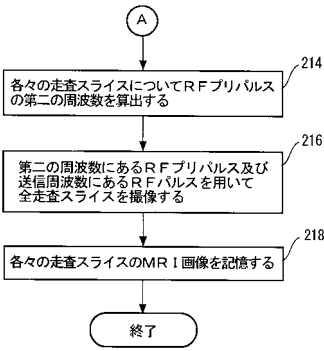
50

- 4 1 6 勾配コイル
- 4 1 8 送信器
- 4 2 0 受信器

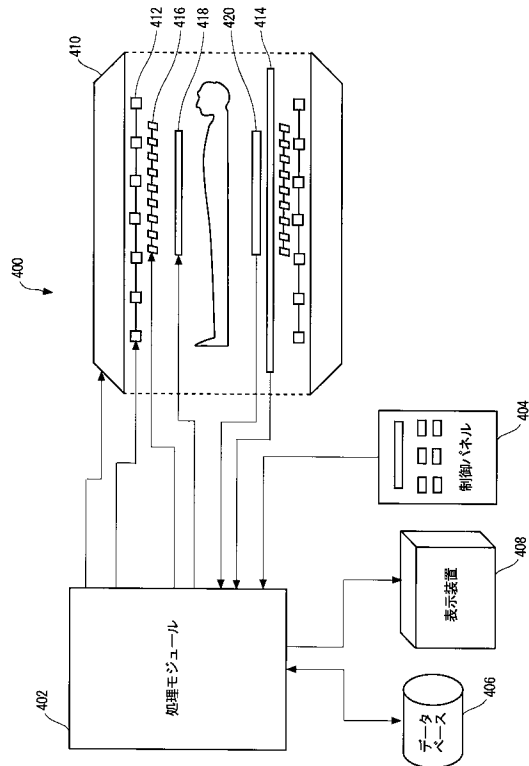
【図 2】



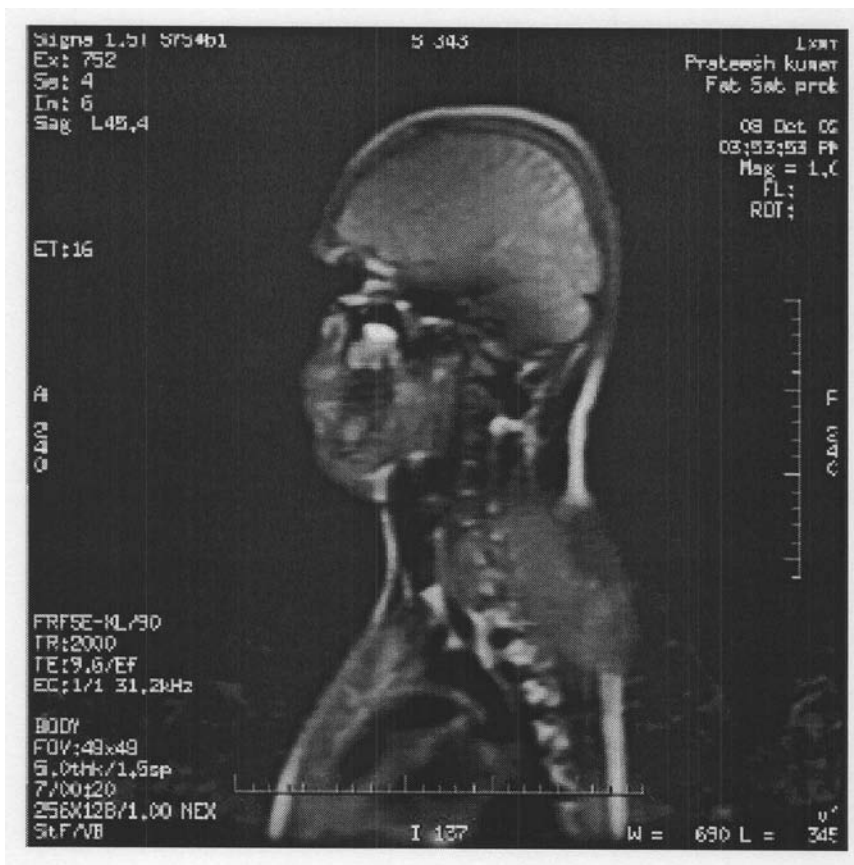
【図 3】



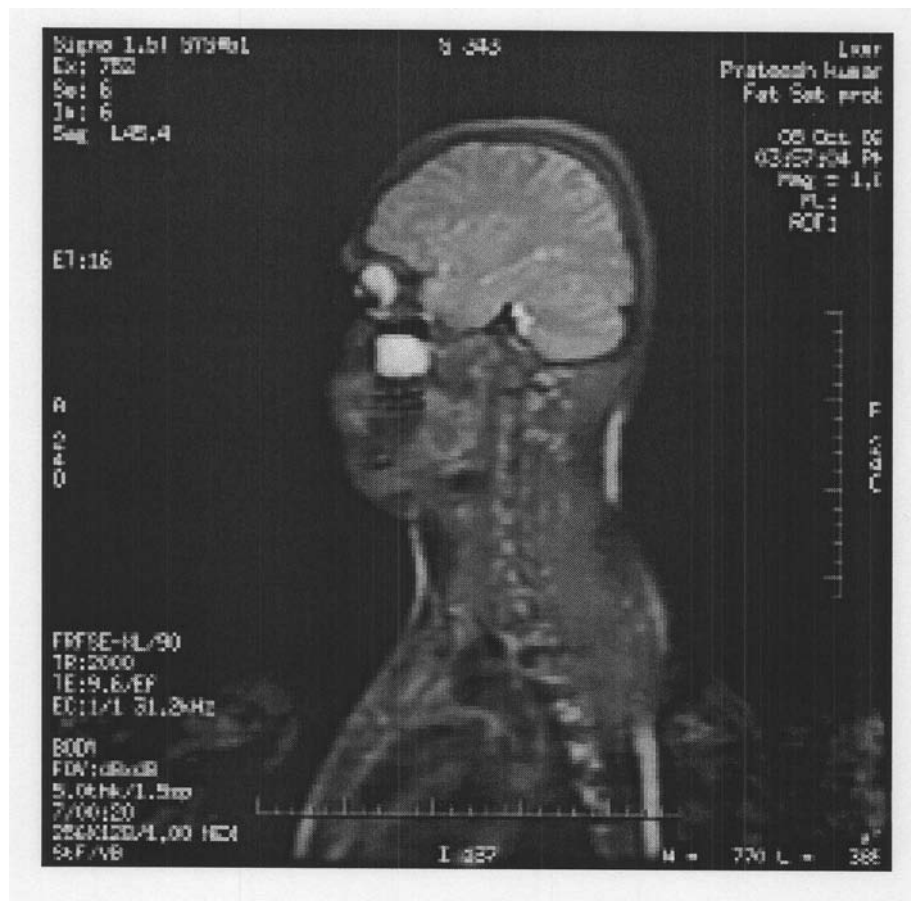
【図 5】



【図 1】



【図 4】



フロントページの続き

- (72)発明者 カシ ビスワナシャン
インド国、カルナタカ-560066、バンガロール、ホワイトフィールド、イクスポート プロ
モーション インダストリアル パーク、フェーズ2、#152、ジョン エフ ウェルチ テク
ノロジー センター
- (72)発明者 マサナム マリアッパン
インド国、カルナタカ-560066、バンガロール、ホワイトフィールド、イクスポート プロ
モーション インダストリアル パーク、フェーズ2、#152、ジョン エフ ウェルチ テク
ノロジー センター
- (72)発明者 ヘマラシャ コルー
インド国、カルナタカ-560066、バンガロール、ホワイトフィールド、イクスポート プロ
モーション インダストリアル パーク、フェーズ2、#152、ジョン エフ ウェルチ テク
ノロジー センター
- (72)発明者 ベンカタ ラマナン エス
インド国、カルナタカ-560066、バンガロール、ホワイトフィールド、イクスポート プロ
モーション インダストリアル パーク、フェーズ2、#152、ジョン エフ ウェルチ テク
ノロジー センター

審査官 右▲高▼ 孝幸

- (56)参考文献 特開平02-013434 (JP, A)
特開平07-327960 (JP, A)
Glen Morrell, Daniel Spielman, "Dynamic Shimming for Multi-Slice Magnetic Resonance Im
aging", Magnetic Resonance in Medicine, 1997年 9月, Issue 3, Volume 3, P.477-483
- (58)調査した分野(Int.Cl., DB名)
A61B 5/055