

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第3731135号

(P3731135)

(45) 発行日 平成18年1月5日(2006.1.5)

(24) 登録日 平成17年10月21日(2005.10.21)

(51) Int. Cl.

F I

A 6 1 B 5/055 (2006.01)

A 6 1 B 5/05 3 3 2

G O 1 R 33/387 (2006.01)

A 6 1 B 5/05 3 7 6

G O 1 R 33/54 (2006.01)

G O 1 N 24/06 5 2 O Y

G O 1 N 24/02 5 3 O Y

請求項の数 2 (全 12 頁)

(21) 出願番号 特願平11-28823
 (22) 出願日 平成11年2月5日(1999.2.5)
 (65) 公開番号 特開2000-225105 (P2000-225105A)
 (43) 公開日 平成12年8月15日(2000.8.15)
 審査請求日 平成16年3月25日(2004.3.25)

(73) 特許権者 000153498
 株式会社日立メディコ
 東京都千代田区内神田1丁目1番14号
 (74) 代理人 100066979
 弁理士 鶴沼 辰之
 (72) 発明者 平田 智嗣
 東京都国分寺市東恋ヶ窪一丁目280番地
 株式会社 日立製作所 中央
 研究所内
 審査官 伊藤 幸仙

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 磁気共鳴イメージング装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

被検体に印加する静磁場を発生する静磁場発生手段と、前記静磁場の強度分布を調整する複数チャンネルのシムコイルを有するシム磁場発生手段と、前記被検体に印加する互いに異なる3方向の傾斜磁場を発生する傾斜磁場発生手段と、前記被検体に印加する高周波パルスを発生する高周波パルス発生手段と、前記被検体から発生する磁気共鳴信号を検出する信号検出手段と、該信号検出手段から得られた磁気共鳴信号に基づいて演算を行う演算手段と、前記シム磁場発生手段と前記傾斜磁場発生手段と前記高周波パルス発生手段と前記信号検出手段とを制御すると共に、パルスシーケンスを制御するシーケンス制御手段と、前記シム磁場発生手段と前記傾斜磁場発生手段の少なくとも一方を制御して前記静磁場の均一度を調整する静磁場均一度調整手段とを含む磁気共鳴イメージング装置において、

前記シーケンス制御手段は、マルチグラジエント系のパルスシーケンスを実行し、前記傾斜磁場の少なくとも1方向の傾斜磁場の勾配極性を周期的に反転させて印加しながら撮像部位に係る前記磁気共鳴信号を検出させる静磁場調整用シーケンス制御を実行し、

前記演算手段は、前記静磁場調整用シーケンス制御により検出された前記磁気共鳴信号のエコートレイン信号を奇数番目と偶数番目のエコー信号のグループに分割し、それぞれのグループのエコー信号群のケミカルシフト軸とリードアウト軸に関する2次元スペクトルを求め、求めた2つの2次元スペクトルを加算して前記撮像部位に係る全体のスペクトルを求めて、求めた全体のスペクトルに基づいて水信号のスペクトルのピークを抽出し、

10

20

前記静磁場均一度調整手段は、前記ピークの幅を狭くするように前記静磁場の均一度を調整することを特徴とする磁気共鳴イメージング装置。

【請求項 2】

被検体に印加する静磁場を発生する静磁場発生手段と、前記静磁場の強度分布を調整する 3 以上の複数チャンネルのシムコイルを有するシム磁場発生手段と、前記被検体に印加する互いに異なる第 1 方向、第 2 方向及び第 3 方向の傾斜磁場を発生する傾斜磁場発生手段と、前記被検体に印加する高周波パルスが発生する高周波パルス発生手段と、前記被検体から発生する磁気共鳴信号を検出する信号検出手段と、該信号検出手段から得られた磁気共鳴信号に基づいて演算を行う演算手段と、前記シム磁場発生手段と前記傾斜磁場発生手段と前記高周波パルス発生手段と前記信号検出手段とを制御すると共に、パルスシーケンスを制御するシーケンス制御手段と、前記シム磁場発生手段と前記傾斜磁場発生手段の少なくとも一方を制御して前記静磁場の均一度を調整する静磁場均一度調整手段とを含む磁気共鳴イメージング装置において、

10

前記シーケンス制御手段は、マルチグラジエント系と静磁場調整用のパルスシーケンス制御を実行し、該パルスシーケンス制御は、前記高周波パルスと前記第 3 方向のスライス又はボリュームに含まれる原子核を選択的に励起するように前記第 3 方向の前記傾斜磁場とを同時に印加し、設定時間経過後、反転高周波パルスと前記第 3 方向の前記傾斜磁場とを同時に印加し、その後、前記第 1 方向の傾斜磁場のリードアウト傾斜磁場の勾配極性を周期的に反転させて印加して前記第 1 方向のケミカル位相情報と空間情報とを有する前記磁気共鳴信号のエコートレイン信号を発生させて該エコートレイン信号を検出し、

20

前記演算手段は、前記静磁場調整用シーケンス制御により検出された前記エコートレイン信号を奇数番目と偶数番目のエコー信号のグループに分割し、それらを再配列して前記第 1 方向のケミカル位相情報と空間情報の 2 次元情報を有する磁気共鳴スペクトル画像を求め、前記第 1 方向の傾斜磁場のリードアウト位置におけるスペクトルを加算して前記スライス又はボリューム全体の積分スペクトルを求め、該積分スペクトルに基づいて特定の原子核に対応するスペクトルのピークを抽出して該ピークの幅を求め、

前記静磁場均一度調整手段は、前記ピークの幅を狭くするように前記静磁場の均一度を調整することを特徴とする磁気共鳴イメージング装置。

【発明の詳細な説明】

【0001】

30

【発明の属する技術分野】

本発明は、磁気共鳴イメージング装置に係り、特に測定時間の短縮化を狙いとしたマルチグラジエントエコー系のシーケンス（例えば、ケミカルシフトに関する情報の空間分布を高速に測定するエコープラナースペクトロスコピックイメージング）による撮像に好適な磁気共鳴イメージング装置に関するものである。

【0002】

【従来の技術】

磁気共鳴イメージング装置は、静磁場中に置かれた被検体に、その被検体を構成する特定の物質に対応した特定周波数の高周波磁場を照射して、その特定物質の磁気共鳴現象を引き起こし、その被検体から発生する磁気共鳴信号を利用して、物質の化学的、物理的な情報を画像化する装置である。特に、磁気共鳴スペクトロスコピックイメージング (Magnetic Resonance Spectroscopic Imaging: MRSI) は、様々な分子の化学結合の違いによる磁気共鳴周波数の差異（以下、ケミカルシフトと呼ぶ）を測定し、各分子ごとの空間分布像（以下、ケミカルシフト画像と呼ぶ）を得る方法として知られている。ここで、分子の化学結合の違いによるケミカルシフトの大きさは、通常、磁気共鳴周波数に対して ppm（百万分の一）オーダーと非常に小さい。そのため、MRSI においては磁気共鳴周波数に影響を与える磁場均一性の調整が重要になる。

40

【0003】

一般に、磁場均一性に与える影響が大きい因子の 1 つに被検体の存在があることから、被検体を磁場内に置いた状態において磁場均一性を向上させる必要がある。磁場均一性を調

50

整する方法として、互いに異なる3方向の傾斜磁場の各オフセット値、及び各シムコイルに流す電流量を変化させて、各傾斜磁場コイル及び各シムコイルの発生する磁場を静磁場に重畳させることにより磁場均一度を調整する方法が提案されている（例えば、ジャーナル オブ マグネティック レゾナンス（Journal of Magnetic Resonance）第77巻、第40 - 52頁（1988年）等）。この方法は、予め、模擬試料を測定対象として、各傾斜磁場コイル及び各シムコイルの電流 - 磁場分布特性を示すリファレンス画像を計測しておき、次いで被検体を磁場内に挿入し、シミング対象のターゲット画像として被検体内の磁場分布画像を計測する。そして、被検体内の磁場分布が均一になるように、リファレンス画像から得られた各傾斜磁場コイル及び各シムコイルの電流 - 磁場分布特性の組み合わせ（各コイルに流す電流値）を算出し、これに基づいて磁場の調整が行われる。ここで用いられるリファレンス画像及びターゲット画像としては、一般に、MRIの位相分布画像が利用される。この位相分布画像を測定するには、通常、スピンエコーシーケンスと呼ばれる撮影シーケンスが用いられ、特に、スピンエコータイムとグラジエントエコータイムを t だけずらしたシーケンスが用いられる。

10

【0004】

【発明が解決しようとする課題】

しかし、上記文献に記載された従来の技術では、測定時間の短縮化を目的としたマルチグラジエントエコー系のシーケンスを用いる場合の磁場均一性の調整について配慮されていないという問題がある。

【0005】

20

すなわち、マルチグラジエントエコー系のシーケンスでは、短時間に高強度の傾斜磁場の勾配極性を連続反転させて、複数のエコー信号からなるエコートレイン信号を計測するため、磁石内のボア内面や被検体表面等に大きな渦電流が発生する。そして、この渦電流が引き起こす磁場により、エコー信号検出時の磁場分布が不均一となる大きな問題がある。しかし、従来技術におけるリファレンス画像を計測するスピンエコーシーケンスは、一回の励起で1つのエコー信号を計測するものであり、高強度の傾斜磁場の極性を短時間で反転させることを繰り返すものでない。そのため、得られるリファレンス画像データには、渦電流の影響が表れないため、渦電流を考慮した調整を行うことができないという問題がある。

【0006】

30

なお、渦電流の影響を打ち消すために、アクティブシールド付きのグラジエントコイルが用いられることが多いが、磁石ボア内面の渦電流を完全に打ち消すことは困難であり、被検体表面の渦電流には効果がないため、渦電流を考慮した均一度調整が必要とされていた。

【0007】

本発明は、マルチグラジエントエコー系の撮影シーケンスを用いる磁気共鳴イメージング装置の磁場均一性の調整を改善することを課題とする。

【0008】

【課題を解決するための手段】

上記課題は、磁気共鳴イメージング装置を次のように構成することにより解決できる。すなわち、本発明は、被検体に印可する静磁場を発生する静磁場発生手段と、前記静磁場の強度分布を調整する磁場を発生するシム磁場発生手段と、前記被検体に印可する互いに異なる3方向の傾斜磁場を発生する傾斜磁場発生手段と、前記被検体に印可する高周波磁場を発生する高周波磁場発生手段と、前記被検体から発生する磁気共鳴信号を検出する信号検出手段と、該信号検出手段から得られた磁気共鳴信号に基づいて演算を行う演算手段と、前記各手段の動作を制御するシーケンス制御手段と、前記シム磁場発生手段と前記傾斜磁場発生手段の少なくとも一方を制御して前記静磁場の均一度を調整する静磁場均一度調整手段とを含む磁気共鳴イメージング装置を対象とする。

40

【0009】

そして、前記シーケンス制御手段は、マルチグラジエント系のパルスシーケンスを実行

50

し、前記傾斜磁場の少なくとも 1 方向の傾斜磁場の勾配極性を周期的に反転させて印加しながら撮像部位に係る前記磁気共鳴信号を検出させる静磁場調整用シーケンス制御を実行し、前記演算手段は、前記静磁場調整用シーケンス制御により検出された前記磁気共鳴信号のエコートレイン信号を奇数番目と偶数番目のエコー信号のグループに分割し、それぞれのグループのエコー信号群のケミカルシフト軸とリードアウト軸に関する 2 次元スペクトルを求め、求めた 2 つの 2 次元スペクトルを加算して前記撮像部位に係る全体のスペクトルを求めて、求めた全体のスペクトルに基づいて水信号のスペクトルのピークを抽出し、前記静磁場均一度調整手段は、前記ピークの幅を狭くするように前記静磁場の均一度を調整することを特徴とする。

【 0 0 1 0 】

このように構成することにより、前記演算手段により磁気共鳴画像、磁気共鳴スペクトル、磁気共鳴スペクトル画像のうちの少なくとも 1 つを得る場合に、前記磁気共鳴画像、磁気共鳴スペクトル、磁気共鳴スペクトル画像の測定に先だって、シーケンス制御手段により被検体又は模擬体に印可する傾斜磁場の勾配極性を周期的に反転させる。これにより、渦電流の影響を受けたマルチグラジエントエコー系の磁気共鳴信号を検出することができる。そして、演算手段により磁気共鳴信号に基づいて磁気共鳴スペクトルを発生させ、特定の原子核に対応する周波数成分のピークを抽出し、そのピークの幅が狭くなるように、つまり急峻になるように静磁場均一度調整手段により調整すると、磁場の均一度が改善される。この場合において、生体のケミカル情報を計測する M R S I の場合は、特定の原子核として水に含まれる原子核（例えば、水素）を選定することが望ましい。

【 0 0 1 1 】

さらに具体的には、上記構成において、静磁場均一度調整手段は、ピーク幅に基づいて一方向の傾斜磁場のオフセット電流値を一定量変更した後、シーケンス制御手段と演算手段にピーク幅の計測を再度実行させる制御を設定回数繰り返し、ピーク幅が最も狭くなる最適オフセット電流値を探索することが好ましい。この場合、一方向の傾斜磁場の最適オフセット電流値を探索後、他の方向の傾斜磁場の最適オフセット電流値を順次探索することが好ましい。

【 0 0 1 2 】

また、上記の傾斜磁場により磁場均一度を調整することに代えて又は組み合わせて、複数のシムコイルを有してなるシム磁場発生手段の各シムコイルの電流値を調整することが

【 0 0 1 3 】

また、ピーク幅として、半値幅を用いること、ピーク最大強度の 2 0 % の値におけるピーク幅を用いることなどは、適宜選択できる。

【 0 0 1 4 】

【 発明の実施の形態 】

以下、本発明の実施の形態を図を用いて説明する。図 1、2 は、本発明の特徴に係る静磁場均一度の調整手順の一実施の形態を示すフローチャートである。図 3 は、本発明が適用される磁気共鳴イメージング装置の一実施形態の全体構成図を示す。図 4 は、本発明の解決課題の対象となるマルチグラジエントエコー系のシーケンスの一例であるエコープラン

【 0 0 1 5 】

図 3 に示すように、磁気共鳴イメージング装置は、静磁場発生マグネット 2、傾斜磁場発生手段を構成する傾斜磁場発生コイル 3 及び傾斜磁場用電源部 7、高周波磁場発生手段を構成する送信器 8、高周波磁場パルスが被写体 1 に印可するとともに、被写体 1 から発生する磁気共鳴信号を検出するプローブ 4、プローブ 4 により検出された磁気共鳴信号を検波処理等の受信処理をする受信器 9、受信処理された磁気共鳴信号を取りこんで画像再構成などの演算処理を行う計算機 5、再構成された画像等を表示するディスプレイ 6、画像信号や測定条件等を記憶させる記憶媒体 1 3、静磁場均一度を調整するためのシム磁場発生手段を構成するシムコイル 1 1 及びシム用電源部 1 2、及び全体の動作、機能を制御す

る制御装置 10 等を含んで構成されている。一般に、傾斜磁場発生コイル 3 は互いに直交するの 3 軸 (x、y、z) の傾斜磁場コイル (G_x 、 G_y 、 G_z) から構成される。シムコイル 11 は異なる磁場分布特性を有する複数チャンネルのシムコイルで構成されており、シム用電源部 12 からそれぞれのシムコイルに電流が供給される。シムコイルの内、1 次特性のコイル (X、Y、Z チャンネル) は、傾斜磁場と干渉を起こす可能性が有るので、傾斜磁場発生コイル 3 と一体化する場合もある。制御装置 10 は、シーケンス制御手段と静磁場均一度調整手段とを兼ね備えている。静磁場均一度調整手段は、静磁場均一度の調整時に、各シムコイルに流れる電流の制御、傾斜磁場発生コイル 3 のオフセット電流値の制御、又はそれらを組み合わせた制御により静磁場の均一度を調整する。また、シーケンス制御手段は、計算機 5、傾斜磁場用電源部 7、送信器 8、受信器 9 等に命令を送り、予めプログラムされたタイミング、強度で各装置が動作するように制御を行う。被検体 1 は、静磁場発生マグネット 2 により生成される静磁場及び傾斜磁場発生コイル 3 により生成される異なる 3 方向の傾斜磁場が印加される空間に置かれる。図 4 に、本発明の静磁場均一度調整の対象であるマルチグラジエントエコー系の撮影シーケンスの一例として、エコープラナースペクトロスコピックイメージングの撮影シーケンスを示す。この撮影シーケンスは、高速に磁気共鳴スペクトル画像が得られる高速 MRSI として知られている (特開昭 61-13143 等) このパルスシーケンスは、図 4 に示すように、初めに、励起用高周波磁場パルス RF1 (90°パルス) と Z 軸方向のスライス (ボリューム) 選択用の傾斜磁場 G_s1 を同時に印加することにより、測定対象とする領域内に含まれる核スピンを選択的に励起する。次に、この励起により生じる磁化に対して、Y 軸及び Z 軸方向の位相エンコード用の傾斜磁場 G_e1 及び G_e2 を印加することにより、各磁化の位相に Y 軸及び Z 軸方向の空間位置情報を付与する。さらに、RF1 の印加から TE/2 後 (TE: エコータイム) に、反転用高周波磁場パルス RF2 (180°パルス) と Z 軸方向のスライス (ボリューム) 選択用の傾斜磁場 G_s2 を同時に印加する。これにより、静磁場不均一により位相が互いにずれていた核スピンを再び収束させ、RF2 の印加から TE/2 後にスピネコー信号を発生させる。そして、このスピネコー信号を計測する際に、X 軸方向のリードアウト用の傾斜磁場 G_r の勾配を周期的に反転させて印加することにより、ケミカルシフトと X 軸方向の空間情報を含んだエコートレイン信号 S_{ig} を発生させる。リードアウト用の傾斜磁場 G_r の波形としては、台形波もしくはサイン波を用いることができる。この一連のシーケンスを、位相エンコード用の傾斜磁場 G_e1 及び G_e2 の印加強度を、図中に破線で示したように段階的に変化させることにより、Y 軸及び Z 軸方向のピクセル数 (画素数) に相当する回数分、TR の間隔で繰り返す。例えば、空間マトリクス数 $m_x \times m_y \times m_z$ (m は整数) の画像を得るためには、現在、最も広範に用いられている従来法 (4D-C SI) では励起・計測を $m_x \times m_y \times m_z$ 回繰り返す必要がある。その点、図 4 の高速 MRSI では $m_y \times m_z$ 回の励起、計測で済むことから、計測時間を $1/m_x$ に短縮することが可能となる。

【0016】

次に、図 4 の高速 MRSI におけるデータ処理方法について述べる。上記計測で得られるエコートレイン信号 S_{ig} は、リードアウト用傾斜磁場 G_r による外的磁気相互作用と、ケミカルシフトに相当する内的磁気相互作用の双方により周波数変調されている。すなわち、各エコー信号 1 つ 1 つに注目した場合、現在 MRSI において広範に用いられている超高速撮影法 EPI (Echo Planar Imaging) で得られる各エコー信号と同様に、リードアウト軸方向の空間情報が周波数エンコードされている。また、各エコー信号の中心点に注目した場合、これらの点ではリードアウト用傾斜磁場 G_r の作用がキャンセルされているから、各中心点を結んだエコートレイン信号のエンベロープ (envelope) は、ケミカルシフトによってのみ変調されていることになる。そこで、次に述べるデータ処理を行うことにより、エコートレイン信号 S_{ig} からケミカルシフト情報と X 軸方向の空間情報とを抽出することができる。

【0017】

図 5 に示すように、位相変調された 1 つのエコートレイン信号 S_{ig} をエコー E1、E2、

10

20

30

40

50

E3、...毎に分割し、奇数番目のエコーE1、E3、...と偶数番目のエコーE2、E4、...にグループ分けした後、新しく定義した時間軸k 軸に沿って2次元的な再配列を行う。この2次元データ配列において、時間軸k 軸に沿った信号の時間変化は、純粋にケミカルシフトに相当する内的磁気相互作用によって決まる。これはリードアウト用傾斜磁場Grの反転が周期的であることにより、Grによる外的磁気相互作用がk 軸に沿って消失してしまうためである。一方、k x軸に沿った個々のエコー信号の形状はGrによる外的磁気相互作用により支配される。Y軸及びZ軸方向の空間情報は、Ge1及びGe2により、k x軸に垂直なk y軸及びk z軸に沿って位相エンコードされる。このようにして、一連のエコー信号S i gを取得することにより、4次元実空間(ケミカルシフト()軸、X軸、Y軸及びZ軸)と、フーリエ変換で結ばれる4次元フーリエ空間(k 軸、k x軸、k y軸及びk z軸)を計測することができる。ここで、各軸のマトリクス数は、リードアウト軸方向では、EPIと同様に1エコー当たりのサンプリング点数で決まり、ケミカルシフト軸方向でのスペクトル点数は、1つのエコートレインに含まれるエコー数の1/2で決まり、位相エンコード軸方向のピクセル数は、Ge1及びGe2の段階数(ステップ数)で決まる。そして、これらの4次元データ配列に4次元逆フーリエ変換を施すことにより、ケミカルシフト画像を得ることが可能となる。奇数番目及び偶数番目のエコーグループから作成される2枚のケミカルシフト画像は、位相補正後、足し合わされる。なお、Grにサイン波駆動を用いた場合には、フーリエ空間を走査する軌跡がサイン波状となるので、サイン補正を含んだ4次元逆フーリエ変換を施す必要がある。

【0018】

前述したように、MRIが検出対象とするケミカルシフトの大きさはppm(百万分の一)オーダーと非常に小さいため、磁気共鳴周波数に影響を与える磁場均一性の調整が重要になり、被検体込みで磁場均一性を向上させる必要がある。磁場均一度を調整する方法としては、互いに異なる3方向の傾斜磁場の各オフセット値及び各シムコイルに流す電流量を変化させることにより、静磁場の磁場均一度を調整することが知られている。この方法は、予め模擬試料を測定対象として、各傾斜磁場コイル及び各シムコイルの電流-磁場分布特性を示すリファレンス画像を計測しておく。そして、被検体を静磁場内に挿入した後、静磁場均一度を調整するシミング対象のターゲット画像としての被検体の磁場分布画像を計測する。次に、被検体内の磁場分布が均一になるように、リファレンス画像から得られた各傾斜磁場コイル及び各シムコイルの電流-磁場分布特性の組み合わせ(各コイルに流す電流値)を算出し、これに基づいて各電流値を調整する。

【0019】

ところで、リファレンス画像及びターゲット画像は、MRIの位相分布画像が利用されている。この位相分布画像を測定するために、従来はスピンエコータイムとグラジエントエコータイムとをずらした変形スピンエコーシーケンスが用いられている。一方、図4に示す高速MRIシーケンスのように、測定時間の短縮化を目的としたマルチグラジエントエコー系のシーケンスでは、渦電流の影響による静磁場不均一を修正しなければならない。つまり、一回の励起に対して、短時間に高強度の傾斜磁場の勾配極性を連続反転させて、異なる空間位置情報を有する一連のエコー信号を計測している。その傾斜磁場の反転繰り返しにより、磁石内のボア内面や被検体表面等に大きな渦電流が発生し、この渦電流が引き起こす磁場により信号検出時の磁場分布が不均一となる。このように大きな渦電流の発生する撮影法を行う装置では、通常、渦電流の影響を打ち消すために、アクティブシールド付きのグラジエントコイルが用いられることが多い。しかし、磁石ボア内面の渦電流を完全に打ち消すことは困難であり、被検体表面の渦電流に対しては打ち消し効果はない。このためスピンエコー法などの小さい渦電流しか発生しない撮影法と高速MRIなどの大きな渦電流が発生する撮影法とでは、撮影領域内の静磁場分布は等しくならない。したがって、前記スピンエコーシーケンスを用いたシミング方法では、高速MRI撮影時の静磁場不均一を取り除くことはできない。

【0020】

次に、本発明の特徴である高速MRI撮影時の静磁場均一度を向上させる具体的な実施

の形態の調整手順を説明する。

【 0 0 2 1 】

(前計測)

まず、磁気共鳴スペクトル画像の本測定 (本計測) に先だって、図 4 のシーケンスにおいて G_{e1} 及び G_{e2} の印加強度を 0 にした前測定 (前計測) を行う。前計測により得られたエコートレイン信号に対し、図 5 で説明した信号処理を施して所定のスライス (ボリューム) における X 軸方向の空間情報とケミカルシフト情報の 2 次元情報だけを有する磁気共鳴スペクトル画像を得る。次に、得られたリードアウト点数分 (X 軸方向の点数分) のスペクトルを全て足し合わせるにより、スライス (ボリューム) 全体のスペクトル (積分スペクトル) を生成する。更に、この積分スペクトルから水分子に含まれる水素原子核に対応する信号ピークを抽出する。この抽出にあたって、通常、全スペクトルにおいて最大強度をとるピークを水信号ピークとする。なお、部位によっては、脂肪信号のピーク強度が水スペクトルのピーク強度をこえることが有り得る。その場合は、脂肪と水のケミカルシフトの違い (約 3 . 5 p p m) を利用して、あらかじめ水と脂肪のスペクトルを分離しておくことができる。そして、水信号ピークの半値幅が最小になるように傾斜磁場オフセット電流値を調整することにより、静磁場の均一度を向上させる。

10

【 0 0 2 2 】

図 1、2 に、傾斜磁場オフセット電流値を調整して静磁場の均一度を調整する一実施形態の手順をフローチャートにして示す。まず、調整開始にあたって、カウンタ n 及び半値幅 $dF(0)$ の初期値をそれぞれ 0 に (S 1)、また 3 軸 (x 、 y 、 z 軸) 方向の傾斜磁場のオフセット電流初期値 $G_{x0ff}(0)$ 、 $G_{y0ff}(0)$ 、 $G_{z0ff}(0)$ を 0 にリセットする (S 2)。次いで、カウンタ n をインクリメントし (S 3)、1 回目の前計測を行う。

20

【 0 0 2 3 】

1 回目の前計測では、予め定めたオフセット電流初期値 $G_{x0ff}(1)$ 、 $G_{y0ff}(1)$ 、 $G_{z0ff}(1)$ に設定して、図 4 の撮影シーケンスを実行し、エコートレイン信号を計測する (S 4)。そして、計測されたエコートレイン信号に基づいて、図 5 で説明した信号処理を行い、積分スペクトルから水信号ピークを抽出し、その半値幅 $dF(1)$ を算出する (S 5)。この算出した半値幅 $dF(1)$ と前回の前計測で得られた半値幅とを比較し、前回よりも小さければステップ S 3 に戻って、カウンタ n をインクリメントして S 4 ~ S 6 により前計測を繰り返す。この繰り返し前計測では、繰り返しの都度、3 方向の傾斜磁場のうち第 1 方向のオフセット電流値を所定の値 (例えば dG_{x0ff}) づつ変化させて、水ピーク幅の計測を行う。つまり、2 回目は、

30

$$G_{x0ff}(2) = G_{x0ff}(1) + dG_{x0ff},$$

$$G_{y0ff}(2) = G_{y0ff}(1),$$

$$G_{z0ff}(2) = G_{z0ff}(1) \text{で行う。}$$

【 0 0 2 4 】

そして、2 回目の前計測の半値幅 $dF(2)$ を算出し、ステップ S 6 の判断が、 $dF(2) < dF(1)$ の場合は、さらにステップ S 3 に戻って、各軸のオフセット電流値を変更して、上述の処理を繰り返す。つまり、

$$G_{x0ff}(n) = G_{x0ff}(1) + (n-1) \times dG_{x0ff},$$

$$G_{y0ff}(n) = G_{y0ff}(1),$$

$$G_{z0ff}(n) = G_{z0ff}(1) \text{で、} n (\quad 3) \text{ 回目の計測を行う。}$$

40

【 0 0 2 5 】

n 回目の前計測で、ステップ 6 における判断で、半値幅 $dF(n)$ が $dF(n-1)$ 未満であれば、ステップ S 3 ~ S 6 を繰り返す。そして、ステップ 6 における判断で、半値幅 $dF(n)$ が $dF(n-1)$ より大きい場合は、ステップ S 7 以降に進む。ステップ S 7 では、カウンタ n の値が 2 を超えているか否か判断し、超えていなければステップ S 8 ~ S 11 の処理を実行し、超えていればステップ S 12 にジャンプする。つまり、ステップ S 7 ~ S 12 において、第 1 方向のオフセット電流値の最適値 ($G_{x0ff}(1) + (n-1) \times dG_{x0ff}$) を決定する。

【 0 0 2 6 】

50

まず、ステップ S 7 の判断で、カウンタ n の値が 2 を超えていなければ、ステップ S 8 でカウンタ n に 1 を加算して、ステップ S 9 の処理を実行する。ステップ S 9 では、各軸のオフセット電流値を、それぞれ

$$G_{x0ff}(n) = G_{x0ff}(1) - (n-2) \times dG_{x0ff},$$

$$G_{y0ff}(n) = G_{y0ff}(1),$$

$G_{z0ff}(n) = G_{z0ff}(1)$ で設定して、前述と同様に n (3) 回目の計測を行う。そして、ステップ S 11 で S 6 と同様に、n 回目の前計測での半値幅 $dF(n)$ が $dF(n-1)$ 未満であれば、ステップ S 8 ~ S 10 を繰り返す。一方、半値幅 $dF(n)$ が $dF(n-1)$ 以上の場合は、ステップ S 12 に進み、第 1 方向のオフセット電流値の最適値 $G_{x0ff}(opt)$ を、 $(G_{x0ff}(1) - (n-2) \times dG_{x0ff})$ に決定する。

10

【 0 0 2 7 】

次いで、ステップ S 13、S 14 に進んで、第 1 の方向と異なる第 2 方向のオフセット電流値について、ステップ S 2 ~ S 12 と同様の操作を繰り返し、最適値 $G_{y0ff}(opt)$ を決定する。なお、その際、第 1 方向のオフセット電流値には、ステップ S 12 で決定した最適値 $G_{x0ff}(opt)$ を設定しておく。第 2 の方向の傾斜磁場のオフセット電流値の最適値 $G_{y0ff}(opt)$ が決まったら、ステップ S 15、16 に進んで、第 3 方向のオフセット電流値について、ステップ S 2 ~ S 12 と同様の操作を繰り返し、最適値 $G_{z0ff}(opt)$ を決定する。なお、その際、第 1 方向及び第 2 方向のオフセット電流値には、ステップ S 12、14 で決定した最適値をそれぞれ設定しておく。

【 0 0 2 8 】

20

全ての方向の傾斜磁場のオフセット電流値の最適値を求めたら調整を終了し (S 17)、制御装置 10 はそれらの最適値を各方向の傾斜磁場のオフセット電流とし (S 18)、これに基づいて傾斜磁場用電源部 7 を介して各傾斜磁場発生コイル 3 の電流を制御し、渦電流に起因する静磁場不均一を改善した静磁場を発生させた後、図 4 に示した撮影シーケンスにより、MRSI 撮影を実行する。これにより、高速撮影法であるマルチグラディエント系の撮影シーケンスを用いても、渦電流の影響を低減したケミカルシフト情報を計測することができる。

【 0 0 2 9 】

上述したように、前計測により 3 方向の傾斜磁場のオフセット電流を順次 1 つずつ変化させながら、X 軸方向の空間情報とケミカルシフト情報の 2 次元情報だけを有する磁気共鳴スペクトル画像を得て、得られたリードアウト点数分 (X 軸方向の点数分) のスペクトルを全て足し合わせることににより、スライス (ボリューム) 全体のスペクトル (積分スペクトル) を生成し、その積分スペクトルから水分子に含まれる水素原子核に対応する信号ピークを抽出し、そのピーク値の急峻度が最も強くなる各方向の傾斜磁場オフセット電流の最適値を求め、これに従って傾斜磁場強度を調整することにより、渦電流に起因する静磁場不均一を向上させるデータが得られる。

30

【 0 0 3 0 】

なお、図 1、2 の例では、傾斜磁場オフセット電流値の調整を行ったが、各シム磁場発生コイルに流す電流値を調整した場合にも同様の効果が得られる。

【 0 0 3 1 】

40

また、図 1、2 の例では、水信号ピークの半値幅 (最大値の 50 % 減衰値でのピーク幅) を用いていたが、最大値の 20 % 減衰値でのピーク幅を用いてもよい。また、高速 MRSI として、エコープラナースペクトロスコピックイメージング以外に、マグネティック レゾナンス イン メディシン (Magnetic Resonance in Medicine) 第 1 巻、第 370 - 386 頁 (1984 年) 等に記載されたマンズフィールド (Mansfield) 提案の EPSM 法及び PREP 法を用いた場合も、同様の効果が得られる。また、静磁場調整後に高速 MRSI を行う場合について述べたが、エコープラナースペクトロスコピックイメージングと同様にマルチグラジエントエコー系のシーケンスであるエコープラナーイメージングでも、画質向上効果が得られる。

【 0 0 3 2 】

50

また、水素原子以外の磁気共鳴信号を観測する場合にも、予め図 1、2 の手法を用いて、磁場均一度の向上を行うことにより、同様の効果が得られる。

【 0 0 3 3 】

【 発明の効果 】

本発明によれば、マルチグラジエントエコー系の撮影シーケンスを用いる磁気共鳴イメージング装置の磁場均一性の調整を改善することができる。その結果、磁場不均一の影響の無いケミカルシフト画像を短時間で測定できる。

【 図面の簡単な説明 】

【 図 1 】 本発明の静磁場均一度調整に係る一実施形態の調整手順を示すフローチャートの前半である。

10

【 図 2 】 本発明の静磁場均一度調整に係る一実施形態の調整手順を示すフローチャートの後半である。

【 図 3 】 本発明を適用可能な磁気共鳴撮影装置の一例の全体構成図である。

【 図 4 】 本発明を適用するのに好適な撮影シーケンスの一例であるエコーブナラースペクトロスコピックイメージングのシーケンスを示す図である。

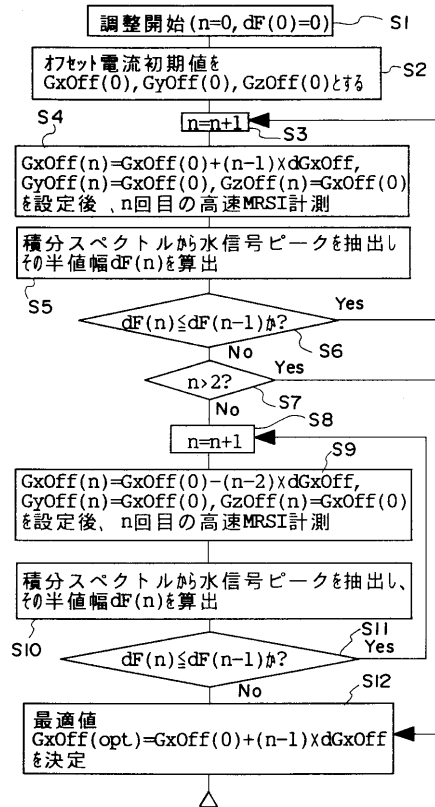
【 図 5 】 エコーブナラースペクトロスコピックイメージングにより計測された磁気共鳴信号に基づいてケミカルシフト情報を得る信号処理方法を説明する図である。

【 符号の説明 】

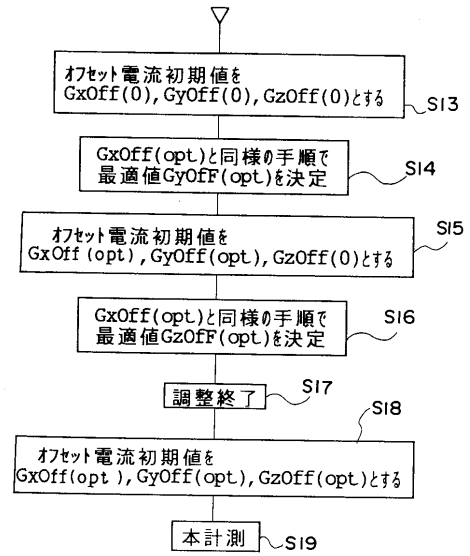
- 2 静磁場発生マグネット
- 3 傾斜磁場発生コイル
- 4 プローブ
- 5 計算機
- 6 ディスプレイ
- 7 傾斜磁場用電源部
- 8 送信器
- 9 受信器
- 10 制御装置

20

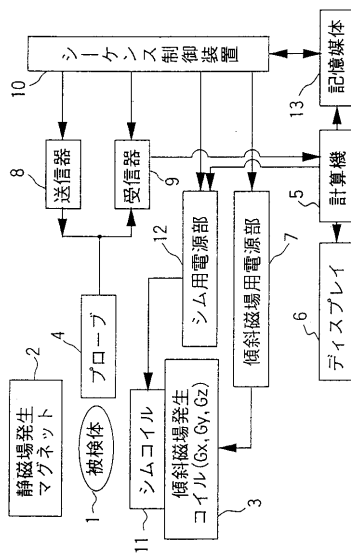
【図 1】



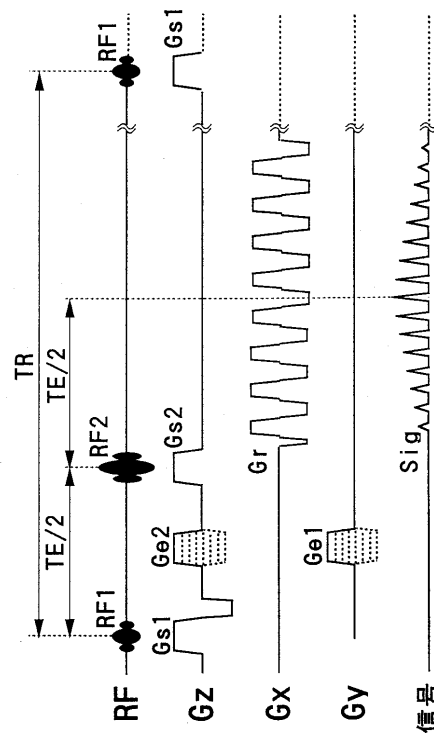
【図 2】



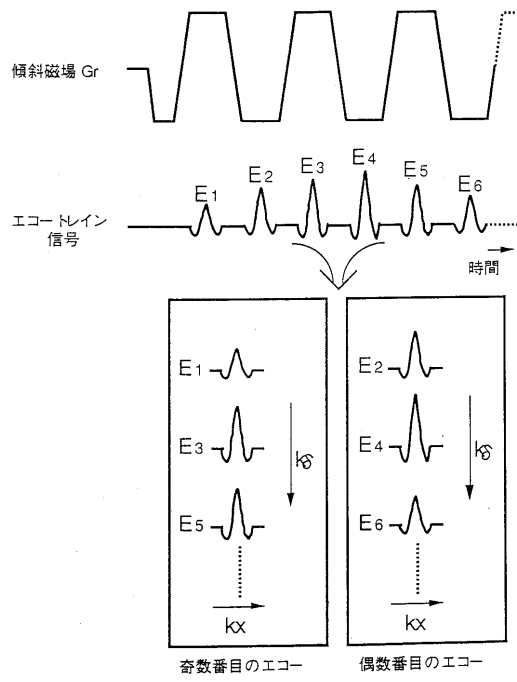
【図 3】



【図 4】



【 図 5 】



フロントページの続き

- (56)参考文献 特開平08-112267(JP,A)
特開平04-227232(JP,A)
特開平10-248822(JP,A)
特開2000-070235(JP,A)
特許第2973114(JP,B1)

- (58)調査した分野(Int.Cl., DB名)
A61B 5/055