

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第4532178号
(P4532178)

(45) 発行日 平成22年8月25日(2010.8.25)

(24) 登録日 平成22年6月18日(2010.6.18)

(51) Int.Cl.

A 6 1 B 5/055 (2006.01)

F 1

A 6 1 B 5/05 3 1 1

請求項の数 10 (全 11 頁)

(21) 出願番号 特願2004-180417 (P2004-180417)
 (22) 出願日 平成16年6月18日 (2004.6.18)
 (65) 公開番号 特開2005-7181 (P2005-7181A)
 (43) 公開日 平成17年1月13日 (2005.1.13)
 審査請求日 平成19年6月11日 (2007.6.11)
 (31) 優先権主張番号 10/250,260
 (32) 優先日 平成15年6月18日 (2003.6.18)
 (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・53188・ワウケシャ・ノース・グランドビュー・ブルバード・ダブリュー・710・3000
 (74) 代理人 100137545
 弁理士 荒川 智志
 (74) 代理人 100105588
 弁理士 小倉 博
 (74) 代理人 100106541
 弁理士 伊藤 信和

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】MR分光法において代謝産物の信号分離を改良させた方法及び装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

代謝産物からの信号オーバーラップを減少させるためのMR分光法あって、
 複数の異なるエコー時間(TE)を決定する工程と、
 前記複数の異なるエコー時間の間にデータを収集する工程と、
 前記収集したデータを平均化する工程と、
 代謝産物信号の空間分布を検出し、前記平均化したデータから臨床解析のための代謝産物信号を分離する工程と、を含む方法。

【請求項2】

収集したデータを平均化する前記工程は、

10

初期エコー時間(TE0)を決定する工程と、
 データ収集点の数を決定する工程と、
 前記データ収集点の数及び前記初期エコー時間(TE0)に基づいて、TE平均化寸法にわたって各データ収集ごとにエコー時間(TE)の長さを変更する工程と、
 前記複数の異なるエコー時間にわたって収集したデータを蓄積する工程と
 前記蓄積したデータを前記データ収集点の数で割り算する工程と、
 を含む、請求項1に記載の方法。

【請求項3】

あるデータ収集から次のデータ収集に移る際に前記エコー時間を増分させる工程をさらに含む請求項1に記載の方法。

20

【請求項 4】

前記増分が直線的であり、このため t_1 バンド幅に逆比例している、請求項 3 に記載の方法。

【請求項 5】

$G_{1u}(134)$ と $G_{1u}(134) + G_{1n}(136)$ に関する信号分離を提供する工程をさらに含む請求項 1 に記載の方法。

【請求項 6】

前記エコー時間を最小値から少なくとも 115 ms まで増分させている請求項 3 に記載の方法。

【請求項 7】

前記データ収集点の数は概ね 7 から 128 までの範囲にあり、かつ前記エコー時間は概ね 30 ms を始点として増分させている、請求項 1 に記載の方法。

【請求項 8】

ボリューム選択用の 2 重スピニエコー収集シーケンスを印加する工程をさらに含む請求項 1 に記載の方法。

【請求項 9】

代謝産物の絶対組織信号レベルを計算する工程をさらに含む請求項 1 に記載の方法。

【請求項 10】

代謝産物の識別可能な MR 分光法イメージング装置であって、

偏向磁場を印加するようにマグネットのボアの周りに位置決めした複数の傾斜コイルと、パルスモジュールによって制御され RF 信号を RF コイル・アセンブリへ送信させてこの RF コイル・アセンブリから RF 信号を受信して MR 画像を獲得する RF 送受信器システム並びに RF スイッチとを有する磁気共鳴画像システムと、

初期 T_2 緩和時間を決定し、エコー時間 (T_E) = 0 での代謝産物信号を推定し、標準ファーネットム収集データを用いて、対象の T_2 変動に依存しない代謝産物レベルを決定し、

、 収集寸法にわたる所望のスパンのエコー時間 T_E を受け取り、

所望の数の収集点を受け取り、

1 つの収集点から他の収集点でのエコー時間 T_E の変化量を計算し、

前記変化量に基づいて異なるエコー時間 (T_E) により MR パルスシーケンスを印加し、

MR データを収集し、改善した代謝産物信号分離を用いてスペクトル画像を再構成することを特徴とする MR 分光法イメージング装置。

【発明の詳細な説明】**【技術分野】****【0001】**

本発明は、全般的には MR 分光法に関し、さらに詳細には、代謝産物信号を分離して臨床解析を改良させることができる技法に関する。

【背景技術】**【0002】**

人体組織などの物質を均一な磁場 (偏向磁場 B_0) にかけると、組織中のスピンの個々の磁気モーメントはこの偏向磁場と整列しようとして、この周りをラーモアの特性周波数で無秩序に歳差運動することになる。この物質に、 x - y 平面内にありラーモア周波数に近い周波数をもつ磁場 (励起磁場 B_1) がかけられると、正味の整列モーメント (すなわち、「縦方向磁化」) M_z は、 x - y 平面内に来るよう回転させられ (すなわち、「傾けられ (tipped)」) 、正味の横方向磁気モーメント M_t が生成される。励起信号 B_1 を停止させた後、励起したスピンにより信号が放出され、さらにこの信号を受信し処理して画像を形成することができる。

【0003】

これらの信号を用いて画像を作成する際には、磁場傾斜 (G_x 、 G_y 及び G_z) が利用さ

10

20

30

40

50

れる。典型的には、撮像しようとする領域は、使用する具体的な位置特定方法に従ってこれらの傾斜を変更させている一連の計測サイクルによりスキャンを受ける。結果として得られる受信NMR信号の組はデジタル化されかつ処理され、よく知られている多くの再構成技法のうちの1つを用いて画像が再構成される。

【0004】

個々の化合物を決定するために核磁気共鳴イメージングを使用することは、MR分光法(MRS)として知られている。MRSの基礎となる原理は、任意の外部磁場から原子核を非常に僅かにシールドしているような電子の雲に原子核が囲まれていることにある。電子雲の構造は個々の分子または化合物に特異的であるため、この遮蔽効果の大きさも個々の原子核の化学的環境に特徴的である。共鳴周波数が加えられた磁場に比例することを考えると、共鳴周波数は外部から印加した磁場によるだけではなく、電子雲が発生させるこの僅かな磁場シフトによっても決定されることがあり得る。この周波数のシフトのことを化学シフトと呼ぶ。この化学シフトの影響は極めて小さく、通常は主たる周波数に対する「百万分率」(PPM)で表現されることに留意されたい。異なる化学種を分解させるためには、したがって、主磁場 B_0 の均一性に関して極めて高い水準を達成する必要がある。

【0005】

人体MRSのコンテキストでは、 H^1 と P^{31} という2つの原子核が特に注目されている。陽子MR分光法は、ある種の代謝産物から際立ったピークが生じるような脳の検査で主に使用されている。リン31のMR分光法は、膜の合成及び分解に関連したある種の化合物内でエネルギー代謝に関わりをもつ化合物を検出している。MRS検査において特に注目される代謝産物には、グルタミン酸(Glu)、グルタミン(Gln)、コリン(Cho)、クレアチン(Cre)、N-アセチルアスパラギン酸(NAA)、並びにイノシトール類(mI及びsI)が含まれる。

【0006】

Gluは中枢神経系の最も重要な興奮性神経伝達物質である。脳内では、Glu、Gln及びGlu/Gln酵素はニューロン及びグリア細胞(星状細胞)内に区画化されている。神経伝達に関連する細胞外のGlu(Glu_0)の一過性の増加は、正常な脳機能にとって重要である。 Glu_0 は、シナップス空間から回収されてグリア細胞によって内在化され、Glnに転化される。この正常サイクルによって、N-メチル-D-アスパラギン酸(NMDA)やAMPAA-カイニン酸たんぱく質などの膜受容体にグルタミン酸が結合される場所である細胞外の区画内にグルタミン酸が蓄積することが防止される。しかし、高い Glu_0 に対して長時間細胞外曝露を受けることは有害である。シナップス空間内の過剰な Glu_0 は、NMDA受容体を通じて毒性連鎖を誘発させ、細胞内カルシウムの過剰な蓄積のためにニューロン細胞や非ニューロン細胞(乏突起膠細胞)が死に至ることがあり、さらにフリーラジカルや酸化窒素の生成、並びにアポトーシス体の形成に至ることがある。この神経興奮毒性連鎖は、MS、AD、ALS、HDを含む多くの神経変性疾患で重要な役割を有することや、脳卒中や脳外傷における傍観者効果(bystander effect)の役割を有していることがある。グルタミン酸拮抗薬に反応するような神経膠腫も発見されている。 Glu_0 は3Tの全身型MR分光法では検出能未満となる可能性が高いが、GluとGlnの両方の細胞内濃度はMRS検出にとって十分に高い濃度である。従来の陽子スペクトルでは、GluとGlnからのオーバーラップした信号がトータルの $Glu + Gln$ (Glx)として容易に計測されている。幾つかの検査では、低酸素性脳症、急性MS病変、HD、ALS、及びある種の腫瘍などの重度の異常に関して Glx の上昇を示した。 Glx 信号の減少も報告されている。しかしながら、 Glx は Glu と Gln 状態の変化を計測しておらず、このため、有毒な Glu_0 の状態に至ったり、該状態に付随することがあるようなおまり顕著でない細胞内状態の変化に関しては適当なマーカとならない可能性が高い。従来のスペクトルでは、Gln、Glu、NAA及びmIに関するスペクトルのオーバーラップのために、GluとGlnを個々に高信頼に選別することが困難である。

10

20

30

40

50

【発明の開示】**【発明が解決しようとする課題】****【0007】**

したがって、グルタミン酸、グルタミン、コリン、クレアチン、N-アセチルアスパラギン酸及びイノシトール類などの代謝産物に対するインビボでの分光計測に対する改良を提供できるような技法があれば有利である。

【課題を解決するための手段】**【0008】**

本発明は、様々な代謝産物信号のオーバーラップを大幅に減少させるように収集寸法にわたってエコー時間を変化させることによって、代謝産物に対するMR分光法の上述の欠点を解決している。したがって、この技法によって、グルタミン酸(Glu)、グルタミン(Gln)、コリン(Cho)、クレアチン(Cre)、N-アセチルアスパラギン酸(NAA)及びイノシトール類(mI及びsI)などの代謝産物に対するインビボでの分光計測の改良を提供することができる。適用の際に、本技法は、これらの代謝産物から得られる信号のオーバーラップ、並びにGABA、グルタチオン及び高分子成分などの別の分子からの信号のオーバーラップを大幅に減少させることによって、ヒトの脳の分光法においてGlu及びGlnの直接計測を提供することができる。

10

【0009】

本発明の態様の1つによれば、代謝産物からの信号オーバーラップを減少させているMR分光法を開示する。本技法は、TE平均化寸法にわたる複数のエコー時間を決定する工程と、データ収集点の数を決定する工程と、このデータ収集点の数に基づきTE平均化寸法にわたって各データ収集ごとにエコー時間の長さを変更する工程と、を含んでいる。この技法は、代謝産物信号の空間分布を検出して臨床解析のための代謝産物信号を分離する際に有効である。

20

【0010】

本発明の別の態様によれば、代謝産物を識別させたMR分光法画像を収集するための装置を開示する。本装置は、偏向磁場を印加するようにマグネットのボアの周りに位置決めした複数の傾斜コイルを有するMRIシステムを含んでいる。RF送受信器システム及びRFスイッチは、RF信号をRFコイル・アセンブリへ送信させかつRFコイル・アセンブリからRF信号を受信するようにパルスモジュールによって制御し、MR画像を収集している。このMRI装置はさらに、収集寸法にわたる所望の平均エコー時間と、所望の数の収集点と、を受け取るようにプログラムしたコンピュータを含んでいる。さらに、あるエコー時間から次のエコー時間への変化量を決定することができる。次いで、このシステムは、様々なエコー時間を有するパルスシーケンスを印加している、ただし必ずしもすべてのエコー時間が異なっている必要はない。データは、様々なエコー時間によって代謝産物の信号分離を改善させて再構成した画像内で収集している。

30

【0011】

本発明のまた別の態様によれば、コンピュータによって実行させた際にそのコンピュータに対して、少なくとも3つのエコー時間の長さが異なっているような、ある収集期間にわたって平均化させる複数のデータ収集エコー時間を有するパルスシーケンスを印加させている一組の命令を有するコンピュータ・プログラムを開示する。このプログラムはさらに、様々な代謝産物信号間で違いを有するMR画像を再構成させる命令を含んでいる。

40

【0012】

本発明に関する別の様々な特徴、目的及び利点は、以下の詳細な説明及び図面から明らかとなろう。

【発明を実施するための最良の形態】**【0013】**

図面では、本発明を実施するために目下のところ企図されている好ましい実施の一形態を図示している。

【0014】

50

図1を参照すると、本発明を組み込んでいる好ましい磁気共鳴イメージング(MRI)システム10の主要コンポーネントを表している。このシステムの動作は、キーボードその他に入力デバイス13、制御パネル14及び表示スクリーン16を含むオペレータ・コンソール12から制御を受けている。コンソール12は、オペレータが画像の作成及び表示スクリーン16上への画像表示を制御できるようにする独立のコンピュータ・システム20と、リンク18を介して連絡している。コンピュータ・システム20は、バックプレーン20aを介して互いに連絡している多くのモジュールを含んでいる。これらのモジュールには、画像プロセッサ・モジュール22、CPUモジュール24、並びに当技術分野でフレーム・バッファとして知られている画像データ・アレイを記憶するためのメモリ・モジュール26が含まれる。コンピュータ・システム20は、画像データ及びプログラムを記憶するためにディスク記憶装置28及びテープ駆動装置30とリンクしており、さらに高速シリアル・リンク34を介して独立のシステム制御部32と連絡している。入力デバイス13は、マウス、ジョイスティック、キーボード、トラックボール、タッチ作動スクリーン、光学読み取り棒、音声制御器、あるいは同様な任意の入力デバイスや同等の入力デバイスを含むことができ、また入力デバイス13は対話式の幾何学的指定をするために使用することができる。

【0015】

システム制御部32は、バックプレーン32aにより互いに接続させたモジュールの組を含んでいる。これらのモジュールには、CPUモジュール36や、シリアル・リンク40を介してオペレータ・コンソール12に接続させたパルス発生器モジュール38が含まれる。システム制御部32は、実行すべきスキャンシーケンスを指示するオペレータからのコマンドをリンク40を介して受け取っている。パルス発生器モジュール38は、各システム・コンポーネントを動作させて所望のスキャンシーケンスを実行させ、発生させるRFパルスのタイミング、強度及び形状、並びにデータ収集ウィンドウのタイミング及び長さを指示するデータを発生させている。パルス発生器モジュール38は、スキャン中に発生させる傾斜パルスのタイミング及び形状を指示するために一組の傾斜増幅器42と接続させている。パルス発生装置モジュール38はさらに、生理学的収集制御器44から患者データを受け取っており、この生理学的収集制御器44は、患者に装着した電極からのECG信号など患者に接続した異なる多数のセンサからの信号を受け取っている。また最終的には、パルス発生器モジュール38はスキャン室インターフェース回路46と接続されており、スキャン室インターフェース回路46はさらに、患者及びマグネット系の状態に関連付けした様々なセンサからの信号を受け取っている。このスキャン室インターフェース回路46を介して、患者位置決めシステム48はスキャンのために患者を所望の位置に移動させるコマンドを受け取っている。

【0016】

パルス発生器モジュール38が発生させる傾斜波形は、 G_x 増幅器、 G_y 増幅器及び G_z 増幅器を有する傾斜増幅器システム42に加えられる。各傾斜増幅器は、収集した信号の空間エンコードに使用する磁場傾斜を生成させるように全体を番号50で示す傾斜コイル・アセンブリ内の対応する物理的傾斜コイルを励起させている。傾斜磁場コイル・アセンブリ50は、偏向用マグネット54及び全身用RFコイル56を含んでいるマグネット・アセンブリ52の一部を形成している。システム制御部32内の送受信器モジュール58は、RF増幅器60により増幅を受け送信/受信スイッチ62によりRFコイル56に結合するようなパルスを発生させている。患者内の励起された原子核が放出して得た信号は、同じRFコイル56により検知し、送信/受信スイッチ62を介して前置増幅器64に結合させることができる。増幅したMR信号は、送受信器58の受信器部分で復調され、フィルタ処理され、さらにデジタル化される。送信/受信スイッチ62は、パルス発生器モジュール38からの信号により制御し、送信モードではRF増幅器60をコイル56と電気的に接続させ、受信モードではコイル56に前置増幅器64を接続させている。送信/受信スイッチ62によりさらに、送信モードと受信モードのいずれに関しても同じ単独のRFコイル(例えば、表面コイル)を使用することが可能となる。

10

20

30

40

50

【0017】

R F コイル 5 6 により取り込まれた M R 信号は送受信器モジュール 5 8 によりデジタル化され、システム制御部 3 2 内のメモリ・モジュール 6 6 に転送される。未処理の k 空間データのアレイをメモリ・モジュール 6 6 に収集し終わると 1 回のスキャンが完了となる。この未処理の k 空間データは、各画像を再構成させるように別々の k 空間データ・アレイの形に配置し直しており、これらの各々は、データをフーリエ変換して画像データのアレイにするように動作するアレイ・プロセッサ 6 8 に入力される。この画像データはシリアル・リンク 3 4 を介してコンピュータ・システム 2 0 に送られ、コンピュータ・システム 2 0 において画像データはディスク記憶装置 2 8 内などの記憶装置内に記憶される。この画像データは、オペレータ・コンソール 1 2 から受け取ったコマンドに応じて、テープ駆動装置 3 0 上などの長期記憶内にアーカイブしたり、画像プロセッサ 2 2 によりさらに処理してオペレータ・コンソール 1 2 に伝達しディスプレイ 1 6 上に表示させたりすることができる。10

【0018】

本発明は、上で言及した M R システムや、M R 画像を取得するための同様または同等の任意のシステムと一緒に使用するのに適した方法及びシステムを含む。

【0019】

本発明は、関心対象の代謝産物における信号オーバーラップを減少させるような、代謝産物に対するインビオでの分光計測の改良を提供する一技法を含む。一般に、本発明は、T E 平均化寸法にわたって多数の異なるエコー時間を決定する工程と、データ収集点の数を決定する工程と、を含む。このエコー時間 (T E) は、このデータ収集点の数に基づいてその T E 平均化寸法にわたって各データ収集ごとにその長さを変化させている。データを収集した後、このデータは異なるエコー時間の数に基づいて平均化している。この方式により、T E 平均化したデータにおいて、関心対象の代謝産物による信号オーバーラップの大幅な低下を実現させ、これによって代謝産物信号の空間分布を検出し、臨床解析のための代謝産物信号を分離することが可能となる。T E 平均化に関するこの技法はさらに、T E 平均化寸法及びゼロ周波数スペクトルの抽出において FFT を使用することによって達成させることができる。20

【0020】

本発明は、その処理用コンピュータが収集寸法にわたって初期エコー時間及びエコー時間の所望のスパンを受け取るようにプログラムされているような、図 1 を参照しながら説明したシステムなどのシステム内に実装される。収集点の所望の数を決定し、さらにあるエコー時間から次のエコー時間への変化量を決定している。次いで、様々なエコー時間を有するパルスシーケンスを印加してデータを収集し、代謝産物信号分離を改善させたスペクトルまたはスペクトル画像を再構成させている。代替として、T E 平均化で使用するエコー時間のスパンは、1 つの一覧表として提供することができる。30

【0021】

本発明はさらに、コンピュータ読み取り可能記憶媒体上に格納したコンピュータ・プログラムであって、コンピュータによって実行させた際にそのコンピュータに対して、そのエコー時間のうちの少なくとも 3 つでその長さが異なるようにした、ある収集期間にわたって平均化させる多数のデータ収集エコー時間に有するパルスシーケンスを印加しているコンピュータ・プログラム内に実装される。次いで、様々な代謝産物信号間で違いを有するような M R 画像が再構成される。40

【0022】

好ましい実施の一形態では、図 2 に示すように、あるエコー時間 (T E) から次のエコー時間 (T E) への変化量がその収集寸法にわたって一定であるような 3 つのフレーム 1 0 2 、 1 0 4 及び 1 0 6 に対するパルスシーケンス 1 0 0 を表している。これらのエコー時間は、フレーム 1 0 2 に示すような変化量、フレーム 1 0 4 の変化量、次いでフレーム 1 0 6 への変化量、等々というように、基準値から一定の変化量だけ増分させている。各フレームシーケンスは、励起 R F パルス 1 0 8 を含んでおり、これに続いて、第 1 のリフ50

オーカシング R F パルス 112 を含んだ各フレームが実質的に同じであるような一組のリフォーカシング R F パルス 110 を含んでいる。この第 1 のリフォーカシング R F パルス 112 は励起パルス 108 から時間 t_{e1} で放射させ、これに続く時間 $T_E_0 / 2$ 後にリフォーカシング R F パルス 114 を放射させている。R F パルスのこの組み合わせによって R F パルス 114 の後の $T_E_0 / 2 - t_{e1}$ の時刻を中心としてエコー 116 が生成される。この例示的技法 100 で示すように、 T_E_0 で表しているフレーム 102 の総エコー時間は励起 R F パルス 108 からエコー 116 までの時間となる。この時間は、フレーム 104 では 2 だけ増分させてフレーム 104 の総エコー時間を $T_E_0 + 2$ としており、また、フレーム 106 に関してはさらに 2 だけ増分させて総エコー時間を $T_E_0 + 4$ としている。ここで一般に、フレーム n に関する総エコー時間は $T_E_0 + 2(n - 1)$ となる。当業者であれば容易に理解するように、3Dボリューム選択では、上述のシーケンスに対して各フレームごとに相互に直交する 3 つの傾斜磁場パルスを付随させることになる。このケースでは、2重スピニエコー (PRESS) 収集スキームが使用される。

【0023】

エコー時間を変化させる方法は数多く存在する。一定の増分量の増分は単なる一例であり、これが目下のところ好ましい実施形態である。換言すると、エコー時間を一定でない量の変更及び / または減分 (decrement) も同様に可能である。これらの技法やその他の技法も企図されると共に、本発明の趣旨の域内にある。

【0024】

上述の分光技法の具体的な応用の 1 つは、グルタミン酸 (Glu) 及びグルタミン (Gln) に関する自動インビオ検出である。上述したように、Glu 及び Gln からの信号は、典型的には、図 3 に示すように、互いの信号同士で、また NAA や mI などの別の分子からの信号と別個に、オーバーラップしている。図 3 のグラフは、3T スキャナにおいて TE を 35 としつつ TR を 2000 として、PRESS として知られる従来の収集スキームを用いて収集したスペクトルを表している。スケールの最上部には典型的なインビオデータ 130 を表しており、また NAA 132、Glu 134、Gln 136 及び mI 138 に対する個々の化学的応答をその下に表している。2 つの関心対象エリア 140 及び 142 で示すように、これらの代謝産物の信号同士で激しいスペクトルのオーバーラップが発生し、個々の代謝産物信号の定量を極めて困難としている。臨床 MR 分光法で通常使用される磁場強度 (1.5T や 3.0T) では、従来の情報当てはめ (knowledge fitting) プログラムであっても、組織レベルの決定の際に、Glu + Gln (Glx) の合算に対する当てはめを余儀なくされている。Glu : Gln のシフトに関連する興奮毒性イベントに関する最近の研究によれば、一般に Glx と呼ばれるこれらの成分の和ではなく、Glu と Gln を両方計測すると有利となる。

【0025】

上述のスキームを実現させることによって、図 4 に示すように 3T でのヒトの脳スペクトルにおいて Glu 及び Gln の直接計測を提供することができる。図 4 は、図 3 と同様の様々な代謝産物スペクトルを表している。同じ信号を特定するためには同じ参照番号を使用している。ただし、2 つの関心対象エリア 144 及び 146 に示したように、本発明を実施すると、十分な信号の識別が達成される。TE を基準最小値である概ね 30ms から少なくとも 115ms まで増分させることによって、TE 平均化により NAA 132、Glu 134、Gln 136 及び mI 138 に対するスペクトル・パターンが単純化される。関心対象エリア 144 及び 146 で示すように、146 で収集した Glu 信号は、Gln の計測値を提供するように、144 で収集した Glu 信号から容易に差し引くことができる。さらに、特にサンプリング時間が k 空間エンコードによって支配されているような従来の MRSI では、t1 尺法においてより大きな段階及び / または非直線的な段階を使用することが可能であることも企図される。

【0026】

この TE 平均化技法を PRESS と共に使用することによって、様々な代謝産物 (具体

10

20

30

40

50

的には G l u 、 G l n 、 m I 、 N A_{tot} 、 C h o 及び C r e) の組織レベルに対する T E 以上での定量化を改善させるような十分な分解能を提供することができる。しかし、通常の母集団にわたる変動が T 2 であるとき、絶対定量化のためには個々の T 2 を T E 平均化前のデータから計算することが有利となり得る。

【 0 0 2 7 】

さらに、2 . 5 m s の 1 2 8 段階で、N E X が 2 、T R が 2 s e c として、3 5 m s から 3 3 5 m s までの T E を平均化することによって優れたデータが得られているが、2 . 5 m s の 6 4 段階で 2 N E X 及び 2 s e c T R で 3 5 m s から 1 9 5 m s までの T E の平均化や、例えば 1 0 m s の 1 6 段階で T E の同じスパンにわたる平均化によっても、実質的に同等のデータが収集されることに留意されたい。

10

【 0 0 2 8 】

したがって、この技法によって、代謝産物の定量的計測に関して最適化スペクトルが提供され、実効 T E 値を比較的短くしかつ t 1 内の点の数を比較的少なくして、良好な基準線及び十分な分解能を提供することができる。

【 0 0 2 9 】

さらに、与えられた任意の対象において T₂ 変動と独立に代謝産物レベルを決定するためには、T E 平均化の前に T E = 0 において T₂ 緩和及び推定信号を決定していれば、このデータを標準ファントームと協働して使用し、独立した代謝産物レベルを得ることができる。こうしたファントームには、G E M e d i c a l S y s t e m s (W a u k e s h a , WI) から提供される G E M R S H D ファントーム (p a r t / m o d e l n o . 2 1 5 2 2 2 0) が含まれる。

20

【 0 0 3 0 】

さらに、T E データの各フレームは残留水信号を用いて位相補正することができること、並びにさらに任意の周波数誤差及び位相誤差を補正するように水基準点を含めることができること、が企図される。水基準はさらに、非抑制データに対する T E 平均化フレームを含むことができる。

【 0 0 3 1 】

本発明を好ましい実施形態について記載してきたが、明示的に記述した以外に等価、代替及び修正が可能であり、これらも添付の特許請求の範囲の域内にあることを理解されたい。

30

【 特許文献 1 】米国特許第 6 5 2 9 7 6 3 号

【 図面の簡単な説明 】

【 0 0 3 2 】

【 図 1 】本発明と共に使用する M R イメージング・システムの概要ブロック図である。

【 図 2 】本発明の実施の一形態に従って図 1 のシステム内に実装することができるパルスシーケンスの一部分及びデータ収集スキームの概要図である。

【 図 3 】幾つかの代謝産物に関して、従来の M R 分光法検査からの結果を周波数に対して表したグラフである。

【 図 4 】図 3 と同様のグラフで、M R 分光法検査で実施させた図 2 のパルスシーケンスの結果を表したグラフである。

40

【 符号の説明 】

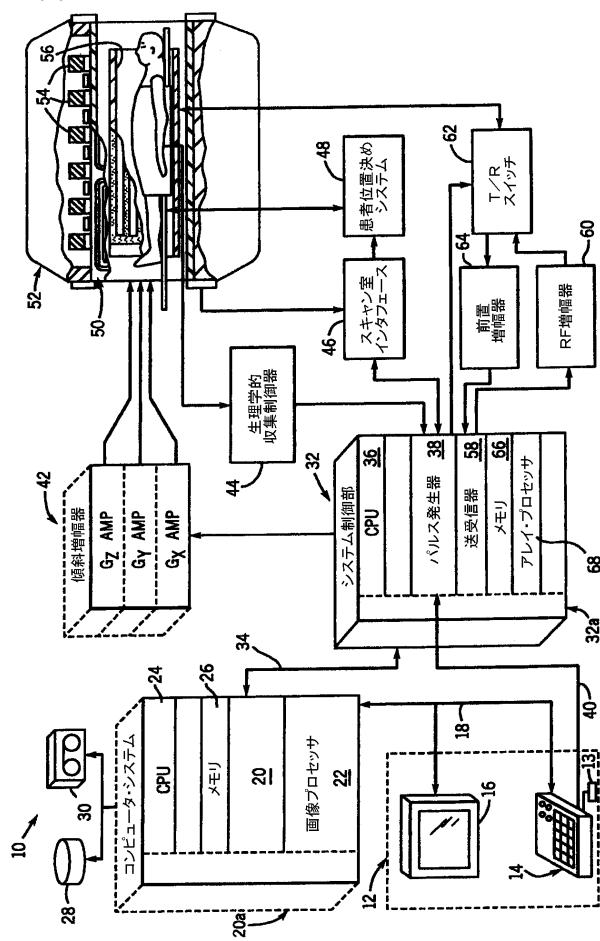
【 0 0 3 3 】

- 1 0 M R I システム
- 1 2 オペレータ・コンソール
- 1 3 入力デバイス
- 1 4 制御パネル
- 1 6 表示スクリーン、ディスプレイ
- 1 8 リンク
- 2 0 コンピュータ・システム
- 2 0 a バックプレーン

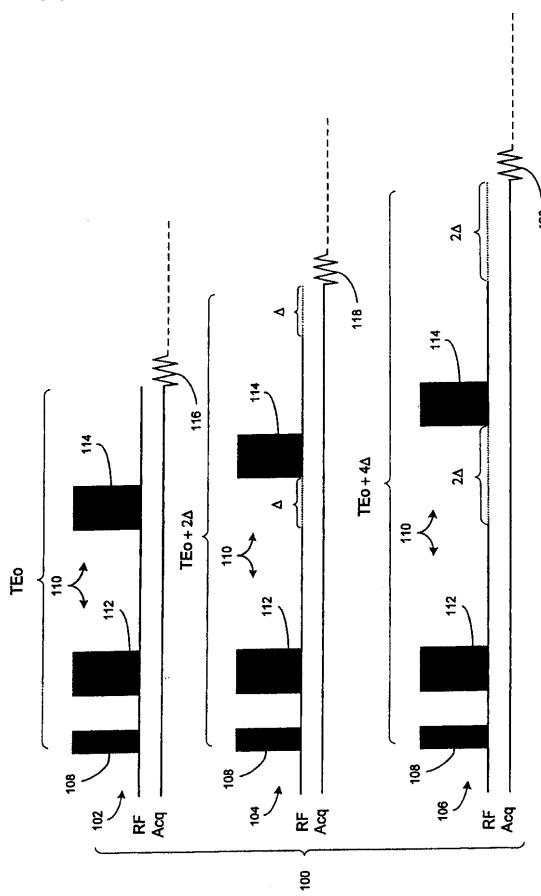
50

2 2	画像プロセッサ・モジュール	
2 4	C P U モジュール	
2 6	メモリ・モジュール	
2 8	ディスク記憶装置	
3 0	テープ駆動装置	
3 2	システム制御部	
3 2 a	バックプレーン	
3 4	高速シリアル・リンク	
3 6	C P U モジュール	10
3 8	パルス発生器モジュール	
4 0	シリアル・リンク	
4 2	傾斜増幅器	
4 4	生理学的収集制御器	
4 6	スキャン室インターフェース回路	
4 8	患者位置決めシステム	
5 0	傾斜磁場コイル・アセンブリ	
5 2	マグネット・アセンブリ	
5 4	偏向用マグネット	
5 6	R F コイル	
5 7	ローダ	20
5 8	送受信器モジュール	
6 0	R F 増幅器	
6 2	送信 / 受信スイッチ	
6 4	前置増幅器	
6 6	メモリ・モジュール	
6 8	アレイ・プロセッサ	
1 0 0	パルスシーケンス	
1 0 2	フレーム	
1 0 4	フレーム	
1 0 6	フレーム	30
1 0 8	励起R F パルス	
1 1 0	リフォーカシングR F パルスの組	
1 1 2	リフォーカシングR F パルス	
1 1 4	リフォーカシングR F パルス	
1 1 6	エコー	
1 3 0	インビボデータ	
1 3 2	N A A	
1 3 4	G l u	
1 3 6	G l n	
1 3 8	m I	40
1 4 0	関心対象エリア	
1 4 2	関心対象エリア	
1 4 4	関心対象エリア	
1 4 6	関心対象エリア	

【図1】

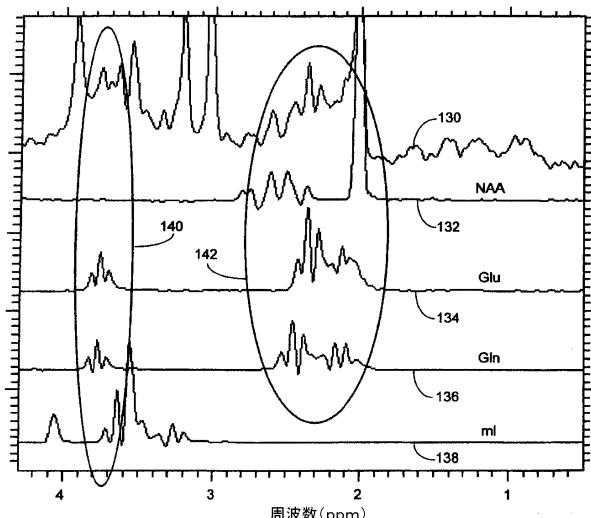


【図2】

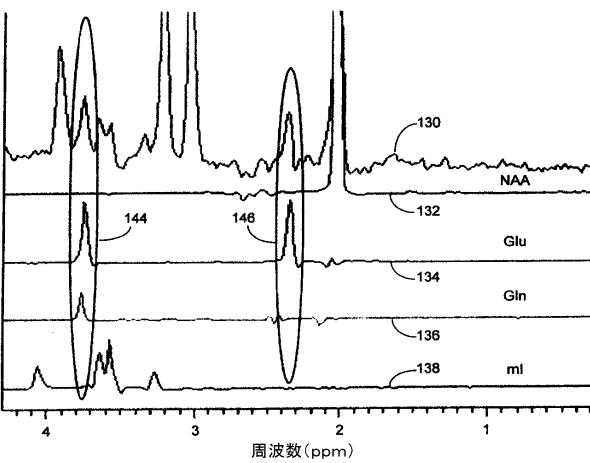


【図3】

従来技術



【図4】



フロントページの続き

(74)代理人 100129779

弁理士 黒川 俊久

(72)発明者 ラルフ・イー・ハード

アメリカ合衆国、カリフォルニア州、ミルピタス、ユリディアス・ランチ・ロード、2110番

(72)発明者 ナパポン・セイラスター

アメリカ合衆国、カリフォルニア州、モーガン・ヒル、ジャクソン・オーツ・ドライブ、166
45番

審査官 右 高 孝幸

(56)参考文献 特開平2-13430 (JP, A)

特開平5-123312 (JP, A)

特開平8-252238 (JP, A)

特開2001-112735 (JP, A)

特開2004-148024 (JP, A)

米国特許第5570019 (U.S., A)

米国特許第6529763 (U.S., B1)

Mark SWANSON et al, Proc. Int'l. Soc. Mag. Reson. Med 9, 2001年, #272

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A 61 B 5 / 055