

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第4444413号
(P4444413)

(45) 発行日 平成22年3月31日(2010.3.31)

(24) 登録日 平成22年1月22日(2010.1.22)

(51) Int.Cl. F I
A 6 1 B 5/055 (2006.01) A 6 1 B 5/05 3 8 2
G 0 1 R 33/48 (2006.01) G 0 1 N 24/08 5 1 0 Y

請求項の数 23 (全 23 頁)

<p>(21) 出願番号 特願平11-307248 (22) 出願日 平成11年10月28日(1999.10.28) (65) 公開番号 特開2000-135206(P2000-135206A) (43) 公開日 平成12年5月16日(2000.5.16) 審査請求日 平成18年10月20日(2006.10.20) (31) 優先権主張番号 179955 (32) 優先日 平成10年10月28日(1998.10.28) (33) 優先権主張国 米国(US)</p>	<p>(73) 特許権者 594131304 トーシバ アメリカ エムアールアイ インコーポレイテッド TOSHIBA AMERICA MRI, INC. アメリカ合衆国、カリフォルニア州 94080、サウス・サン・フランシスコ、スイート 100、ユタ・アベニュー 300、トーシバ・アメリカ・エムアールアイ・リサーチ・アンド・ディベロップメント・センター気付 (74) 代理人 100058479 弁理士 鈴江 武彦 (74) 代理人 100084618 弁理士 村松 貞男</p>
---	---

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 4重フィールドエコーシーケンスを用いて水と脂肪を定量的にMR撮影する装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

MR Iデータを収集し、第1のラーモア周波数を有する第1の核種の成分と前記第1のラーモア周波数とは異なる第2のラーモア周波数を有する第2の核種の成分を定量化するMR I装置において、

- a) 撮影対象物内の原子核を磁氣的に整列させる手段と、
- b) 整列された前記核種のNMR周波数を第1の方向に沿ったスライス選択傾斜磁場により分散させる手段と、
- c) 選択されたスライスの核種をRF送信パルスにより歳差運動させ、TR期間を開始する手段と、
- d) 前記歳差運動する核種に第2の方向に沿った位相エンコード傾斜磁場と第3の方向に沿ったリードアウト傾斜磁場を印加し、前記核種の位相を分散させる手段、ここで、第2、第3の方向は第1の方向に直交し、互いに直交する、と、
- e) 前記リードアウト傾斜磁場を反転し、第1のフィールドエコーを第1の生データマトリクスで発生させ、記録する手段、ここで、第1の核種と第2の核種は前記第1のフィールドエコーの中心でほぼ180°の位相差を有する、と、
- f) 前記第1のフィールドエコーの後に、前記リードアウト傾斜磁場を再び反転させ、第2のフィールドエコーを第2の生データマトリクスで発生させ、記録する手段、ここで、前記第1、第2の核種は前記第2のフィールドエコーの中心でほぼ0°の位相差を有する、と、

g) 前記第2のフィールドエコーの後に、前記リードアウト傾斜磁場を再び反転させ、第3の生データマトリクス第3のフィールドエコーを発生させ、記録する手段、ここで、第1の核種と第2の核種は第3のフィールドエコーの中心でほぼ180°の位相差を有する、と、

h) 前記第3のフィールドエコーの後に、前記リードアウト傾斜磁場を再び反転させ、第4の生データマトリクス第4のフィールドエコーを発生させ、記録する手段、ここで、第1の核種と第2の核種は第4のフィールドエコーの中心でほぼ0°の位相差を有する、と、

i) 前記手段(b)乃至手段(h)の処理を種々の位相エンコード傾斜磁場に関して繰り返し、前記第2の方向の生データマトリクスを完成させる手段と、

j) 前記生データマトリクスを処理し、前記第1、第2の核種の成分を定量化する手段と、

を具備することを特徴とするMRI装置。

【請求項2】

前記手段(d)は前記スライス選択方向に付加的な位相エンコードをかける手段と、種々のスライスエンコード傾斜磁場パルスについて前記手段(b)乃至手段(i)の処理を繰り返し、3次元イメージングモードにおける前記第1の方向の生データマトリクスを完成させる手段とを具備することを特徴とする請求項1に記載のMRI装置。

【請求項3】

前記RFパルスの中心と前記第1のフィールドエコーの中心との間隔は、連続する前記フィールドエコーの中心どうしの間隔と等しいことを特徴とする請求項1に記載のMRI装置。

【請求項4】

$TR^2 = 2TR^1$ 、RFパルスのフリップ角度 = 90°で前記2回のスキャンが実行され2組の生データマトリクスを完成させることを特徴とする請求項1に記載のMRI装置。

【請求項5】

前記手段(j)は、

i) 前記生データマトリクス第2、第4のフィールドエコーの時間軸を反転する手段と、

ii) 前記全ての方向に生データマトリクスをフーリエ変換し、画像を生成する手段と、

iii) 領域拡張法により前記画像から磁場強度の不均一性による位相係数を求める手段と、

iv) 前記磁場強度の不均一性による位相係数に基づいて前記画像の位相を補正する手段と、

v) 1つの関心領域が前記第1、第2の核種の両方を含むか、あるいはいずれか一方のみを含むかを判断する手段と、

vi) 前記関心領域の信号の T_2^* 緩和減衰を補正する手段と、

vii) 前記関心領域の信号の T_1 緩和減衰を補正する手段と、

viii) 前記第1、第2の核種成分の割合を求める手段と、

ix) すべての関心領域について前記手段i)乃至手段viii)の処理を繰り返すサブステップと、

を具備することを特徴とする請求項1に記載のMRI装置。

【請求項6】

前記関心領域は画像の単一の画素であることを特徴とする請求項5に記載のMRI装置。

【請求項7】

前記関心領域は画像の複数の画素であることを特徴とする請求項5に記載のMRI装置。

【請求項8】

10

20

30

40

50

前記複数の関心領域は画像の全画素であることを特徴とする請求項 5 に記載の M R I 装置。

【請求項 9】

前記複数の関心領域は画像の複数の画素からなる複数の領域であることを特徴とする請求項 5 に記載の M R I 装置。

【請求項 10】

前記画像の全ての画素について、前記第 1 の核種成分の割合を第 1 の成分画像にセットし、前記第 2 の核種成分の割合を第 2 の成分画像にセットすることにより 2 つの成分画像を生成することを特徴とする請求項 5 に記載の M R I 装置。

【請求項 11】

前記第 1 の核種は水であり、前記第 2 の核種は脂肪であることを特徴とする請求項 5 に記載の M R I 装置。

【請求項 12】

M R I データを収集し、第 1 のラーモア周波数を有する第 1 の核種の成分と前記第 1 のラーモア周波数とは異なる第 2 のラーモア周波数を有する第 2 の核種の成分を定量化する M R I 装置において、

- a) 撮影対象物内の原子核を磁氣的に整列させる手段と、
- b) 整列された前記核種にスライス選択傾斜磁場を印加し、核種の平面スライスをイメージングのために磁気に感度を持たせる手段と、
- c) 選択されたスライスの核種を R F 送信パルスにより歳差運動させ、T R 期間を開始する手段と、

d) 前記歳差運動する核種に第 2 の方向に沿った位相エンコード傾斜磁場と第 3 の方向に沿ったリードアウト傾斜磁場を印加し、前記核種の位相を分散させる手段と、

e) 前記リードアウト傾斜磁場を反転し、第 1 のフィールドエコーを第 1 の生データマトリクスで発生させ、記録する手段、ここで、前記第 1、前記第 2 の核種は前記第 1 のフィールドエコーの中心でほぼ 180° の位相差を有する、と、

f) 前記第 1 のフィールドエコーの後に、前記リードアウト傾斜磁場を再び反転させ、第 2 のフィールドエコーを第 2 の生データマトリクスで発生させ、記録する手段、ここで、前記第 1、第 2 の核種は前記第 2 のフィールドエコーの中心でほぼ 0° の位相差を有する、と、

g) 前記第 2 のフィールドエコーの後に、前記リードアウト傾斜磁場を再び反転させ、第 3 の生データマトリクスの第 3 のフィールドエコーを発生、記録する手段、ここで、前記第 1、第 2 の核種は第 3 のフィールドエコーの中心でほぼ 180° の位相差を有する、と、

h) 前記第 3 のフィールドエコーの後に、前記リードアウト傾斜磁場を再び反転させ、第 4 の生データマトリクスの第 4 のフィールドエコーを発生、記録する手段、ここで、前記第 1、第 2 の核種は第 4 のフィールドエコーの中心でほぼ 0° の位相差を有する、と、

i) 前記手段 (b) 乃至手段 (h) の処理を種々の位相エンコード傾斜磁場に関して繰り返し、前記位相エンコード方向の生データマトリクスを完成させる手段と、

j) 前記 R F パルスと前記第 1 のフィールドエコー信号の間隔と、連続する前記フィールドエコー信号の中心どうしの間隔が等しくなるように、前記 R F パルスと傾斜磁場パルスを制御する手段と、

k) 前記 R F パルスの歳差運動角度を制御し、異なる T R ($T R^2 = 2 T R^1$)、R F パルスの歳差運動角度 = 90° について前記新データ収集のための前記収集ステップを繰り返し、2 組の生データマトリクスを生成する手段と、

l) 前記生データマトリクスを処理し、前記第 1、第 2 の核種の成分を定量化する手段と、

を具備することを特徴とする M R I 装置。

【請求項 13】

第 1 のラーモア周波数を有する第 1 の核種の成分と前記第 1 のラーモア周波数とは異なる

10

20

30

40

50

る第2のラーモア周波数を有する第2の核種の成分を定量化するMRI装置において、

- a) エコーの中心で前記第1、第2の核種の位相差が交互に 180° 、 0° 、 180° 、 0° となる等間隔の連続した4つのフィールドエコーを発生させ、収集する手段と、
 - b) 種々の位相エンコードにおいて前記手段(a)の処理を繰り返し、全ての位相エンコード、周波数エンコード方向において4つの生データマトリクス、第1のフィールドエコーは第1の生データマトリクスで、第2のフィールドエコーは第2の生データマトリクスで、第3のフィールドエコーは第3の生データマトリクスで、第4のフィールドエコーは第4の生データマトリクスで、を完成させる手段と、
 - c) 前記生データマトリクスの第2、第4のフィールドエコーの時間軸を反転する手段と、
 - d) 前記生データマトリクスをフーリエ変換し、画像を生成する手段と、
 - e) 領域拡張法により前記画像から磁場強度の不均一性による位相係数を求める手段と、
 - f) 前記磁場強度の不均一性による位相係数に基づいて前記画像の位相を補正する手段と、
 - g) 関心領域が前記第1、第2の核種の両方を含むか、あるいはいずれか一方のみを含むかを判断する手段と、
 - h) 前記手段(g)の結果に従って前記関心領域の信号の T_2^* 緩和減衰を補正する手段と、
 - i) 前記関心領域の信号の T_1 緩和減衰を補正する手段と、
 - j) 前記第1、第2の核種の平衡磁化を求める手段と、
 - k) 前記第1、第2の核種成分の割合を求める手段と、
 - l) 全ての関心領域について前記手段(g)乃至手段(k)の処理を繰り返す手段と、
 - m) 前記第1、第2の核種の成分画像を生成する手段と、
- を具備することを特徴とするMRI装置。

【請求項14】

脂肪成分画像を発生するために用いられるNMRイメージングデータを収集するMRI装置において、

- RF励起パルスを発生する手段と、
 - 前記RF励起パルスの発生後に位相エンコード傾斜磁場を発生する手段と、
 - 前記RF励起パルス、位相エンコード傾斜磁場の発生後に、第1のリードアウト傾斜磁場パルスを発生する手段と、
 - 前記第1のリードアウト傾斜磁場パルスの発生後に、第2のリードアウト傾斜磁場パルスを発生する手段と、
 - 前記第2のリードアウト傾斜磁場パルスの発生後に、第3のリードアウト傾斜磁場パルスを発生する手段と、
 - 前記第3のリードアウト傾斜磁場パルスの発生後に、第4のリードアウト傾斜磁場パルスを発生する手段とを具備し、
- ここで、前記第1～第4のリードアウト傾斜磁場パルスの前記RF励起パルスに対するタイミングと極性を制御することにより等エコー間隔Tで分離されたフィールドエコー信号が発生され、水の核種から発生されたNMR信号はエコー間隔内に脂肪の核種から発生されたNMR信号に対してラジアン(180°)の位相差を有し、
- 前記第1～第4のリードアウト傾斜磁場の間に脂肪の核種と水の核種から発生された第1、第2、第3、第4のNMRフィールドエコー信号を収集する手段を具備することを特徴とするMRI装置。

【請求項15】

前記第1、第2、第3、第4のNMRフィールドエコー信号はRF検出コイルにより収集されることを特徴とする請求項14に記載のMRI装置。

【請求項16】

第1のラーモア周波数を有する水の核種と前記第1のラーモア周波数とは異なる第2の

10

20

30

40

50

ラーモア周波数を有する脂肪の核種とからなる撮影対象物の関心領域の脂肪成分磁気共鳴画像を生成するMRI装置において、

a) 第1のMRIスキャンに対応する第1の多数の4重フィールドエコーNMRイメージングシーケンスを発生する手段、この第1の多数のイメージングシーケンスは第1、第2、第3、第4のリードアウト傾斜磁場パルスと、第1の所定期間のシーケンス繰り返し時間TRを有し、各イメージングシーケンス期間で脂肪の核種と水の核種の励起により発生された第1、第2、第3、第4NMRフィールドエコー信号が収集される、と、

b) 第2のMRIスキャンに対応する第2の多数の4重フィールドエコーNMRイメージングシーケンスを発生する手段、この第2の多数のイメージングシーケンスは第1、第2、第3、第4のリードアウト傾斜磁場パルスと、第2の所定期間のシーケンス繰り返し時間TRを有し、各イメージングシーケンス期間で脂肪の核種と水の核種の励起により発生された第1、第2、第3、第4NMRフィールドエコー信号が収集される、と、

c) 前記手段(a)、(b)で収集された前記NMRフィールドエコー信号を処理し、脂肪成分の磁気共鳴画像データを発生する手段とを具備することを特徴とするMRI装置。

【請求項17】

前記NMRフィールドエコー信号を処理する手段(c)は、

信号の位相を決定するために領域拡張位相巻き戻しアルゴリズムを適用し、磁場強度の不均一性の影響を取り除く手段と、

前記脂肪成分画像の画素領域に対応するフィールドエコー信号に脂肪の核種と水の核種の両方が存在するかどうかを判定する手段と、

画像の画素領域の画像データが水の核種のNMR信号成分のみからなるか、脂肪の核種のNMR信号成分のみからなるかを判定する手段と、

存在する場合は、水、または脂肪の核種のNMR信号成分の値を決定する手段と、

T_2^* 緩和の影響を補償する手段と、

T_1 緩和の影響を補償するために使われる水の核種信号と脂肪の核種信号の平衡磁化の値を決定し、脂肪の核種と水の核種による全体の信号内の脂肪の核種による信号の割合に基づいて脂肪成分画像の各画素領域毎の脂肪成分割合値fを求める手段とを具備することを特徴とする請求項16に記載のMRI装置。

【請求項18】

前記4重フィールドエコーNMRイメージングシーケンスを発生する手段は、

i) RF励起パルスを発生する手段と、

ii) 前記RF励起パルスの発生後に、位相エンコード傾斜磁場を発生する手段と、

iii) 前記RF励起パルス、位相エンコード傾斜磁場の発生後に、第1のリードアウト傾斜磁場パルスを発生する手段と、

iv) 前記第1のリードアウト傾斜磁場パルスの発生後に、第2のリードアウト傾斜磁場パルスを発生する手段と、

v) 前記第2のリードアウト傾斜磁場パルスの発生後に、第3のリードアウト傾斜磁場パルスを発生する手段と、

vi) 前記第3のリードアウト傾斜磁場パルスの発生後に、第4のリードアウト傾斜磁場パルスを発生する手段と、

ここで、前記第1～第4のリードアウト傾斜磁場パルスの前記RF励起パルスに対するタイミングと極性を制御することにより等エコー間隔Tで分離されたフィールドエコー信号が発生され、水の核種から発生されたNMR信号はエコー間隔内に脂肪の核種から発生されたNMR信号に対してラジアン(180°)の位相差を有することを特徴とする請求項16に記載のMRI装置。

【請求項19】

前記第2の所定期間のシーケンス繰り返し時間は前記第1の所定期間のシーケンス繰り返し時間の2倍であることを特徴とする請求項18に記載のMRI装置。

【請求項20】

10

20

30

40

50

互いに位相が異なる脂肪の核種と水の核種を含む組織の核種別の NMR 画像データを求める MRI 装置において、

異なる繰り返し時間で 4 重フィールドエコー NMR イメージングシーケンスを発生する手段と、

NMR フィールドエコー信号データを収集し、保存する手段と、

画素毎に NMR フィールドエコー信号データを解析し、水の核種画像データと脂肪の核種画像データを発生する手段とを具備し、

一对の MRI スキャンから収集されたフィールドエコー信号データは各スキャン毎に異なる繰り返し時間の 4 重フィールドエコー NMR イメージングシーケンスを含むことを特徴とする MRI 装置。

10

【請求項 2 1】

異なるスキャン時間の 4 重フィールドエコー NMR イメージングシーケンスを用いて収集され、及び脂肪成分画像、あるいは水成分画像のいずれかを含む核種成分画像を生成するために使われる NMR フィールドエコー信号を処理する MRI 装置において、

信号の位相を決定するために領域拡張位相巻き戻しアルゴリズムを適用し、前記 4 重フィールドエコー信号データから磁場強度の不均一性の影響を取り除く手段と、

前記成分画像の画素領域に対応するフィールドエコー信号に脂肪の核種の NMR 信号成分と水の核種の NMR 信号成分が存在するかどうかを判定する手段と、

前記成分画像の画素領域の画像データが水の核種の NMR 信号成分のみからなるか、脂肪の核種の NMR 信号成分のみからなるかを判定する手段と、

20

存在する核種に応じて、水、および/または脂肪の核種の NMR 信号成分の値を決定する手段と、

T_2^* 緩和の影響を補償する手段と、

T_1 緩和の影響を補償するために使われる水の核種信号と脂肪の核種信号の平衡磁化の値を決定する手段と、

脂肪の核種と水の核種による全体の信号内の脂肪の核種による信号の割合に基づいて脂肪成分画像の各画素領域毎の脂肪成分割合値を求める手段と、この脂肪成分割合値は脂肪成分画像、または水成分画像を生成するために使われる、

を具備する MRI 装置。

【請求項 2 2】

30

4 重フィールドエコー法により収集された NMR 信号データから水の核種成分画像と脂肪の核種成分画像とを求めるコンピュータプログラムは、コンピュータに

信号の位相を決定するために領域拡張位相巻き戻しアルゴリズムを適用し、磁場強度の不均一性の影響を取り除かせ、

前記脂肪成分画像の画素領域に対応するフィールドエコー信号に脂肪の核種の NMR 信号成分と水の核種の NMR 信号成分が存在するかどうかを判定させ、

画像の画素領域の画像データが水の核種の NMR 信号成分のみからなるか、脂肪の核種の NMR 信号成分のみからなるかを判定させ、

存在すれば、水、脂肪信号成分の T_2^* 緩和の影響を補償させ、

T_1 緩和の影響を補償するために使われる水の核種信号と脂肪の核種信号の平衡磁化の値を決定させ、

40

画素領域毎に脂肪の核種と水の核種による全体の信号内の脂肪の核種による信号の割合に基づいて脂肪成分画像の各画素領域毎の脂肪成分割合値 f を求めさせ、

画素領域毎に脂肪の核種と水の核種による全体の信号内の水の核種による信号の割合に基づいて水成分画像の各画素領域毎の水成分割合値 w を求めさせることを特徴とするコンピュータプログラム。

【請求項 2 3】

4 重フィールドエコー法により収集された NMR 信号データから水の核種成分画像と脂肪の核種成分画像とを求める装置において、前記装置は記憶メモリと I/O 装置を有するコンピュータを具備し、前記メモリは NMR 信号解析を実行するルールを記憶し、前記コ

50

ンピュータは、

信号の位相を決定するために領域拡張位相巻き戻しアルゴリズムを適用し、磁場強度の不均一性の影響を取り除き、

前記脂肪成分画像の画素領域に対応するフィールドエコー信号に脂肪の核種のNMR信号成分と水の核種のNMR信号成分が存在するかどうかを判定し、

画像の画素領域の画像データが水の核種のNMR信号成分のみからなるか、脂肪の核種のNMR信号成分のみからなるかを判定し、

存在すれば、水、脂肪信号成分の T_2^* 緩和の影響を補償し、

T_1 緩和の影響を補償するために使われる水の核種信号と脂肪の核種信号の平衡磁化の値を決定し、

画素領域毎に脂肪の核種と水の核種による全体の信号内の脂肪の核種による信号の割合に基づいて脂肪成分画像の各画素領域毎の脂肪成分割合値 f を求め、

画素領域毎に脂肪の核種と水の核種による全体の信号内の水の核種による信号の割合に基づいて水成分画像の各画素領域毎の水成分割合値 w を求めるようにプログラムされていることを特徴とする水の核種成分画像と脂肪の核種成分画像とを求める装置。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】

本発明は磁気共鳴イメージング(MRI)技術に関し、特に4重のフィールドエコー法を用いて水と脂肪とを撮影するMRI装置、およびその方法に関する。さらに、詳しく言うと、本発明は組織の脂肪成分と水成分とを定量的に求め、脂肪画像と水画像とを求める方法に関する。

【0002】

【従来の技術】

核磁気共鳴(NMR)現象の影響を受けやすい原子核の集合からなる対象物(例えば、人体)の内部構造を表すデジタル化画像を得るために、MRI装置が広く、しかも商業的に利用されている。撮影する対象物内のMRI核は、核に強力な主磁場 H_0 を印加することにより配向される。特定のNMR周波数の高周波(RF)信号を印加することにより選択された核が励起される。局所的な磁場を空間的に分布させること、そして核からのRF応答の結果を適切に解析することにより、核の位置の関数としての相対的なNMR応答のマップ、あるいは画像が得られる。フーリエ変換をすることにより、空間内のNMR応答を表す画像をCRT上に表示することができる。

【0003】

図1に示すようにNMRイメージングシステムは、主に、静磁場を発生する磁石10と、空間的に分布された磁場を3つの直交する座標に沿って発生する傾斜磁場コイル14と、選択された核へRF信号を送信し、核から戻ってきたRF信号を受信するRFコイル15、16からなる。コイル16で受信されたNMR信号はコンピュータ19に供給され、そこでデータが処理され表示部24で表示する画像が得られる。磁気共鳴画像はピクセル(画素)と称される画像要素からなる。画素の強度は撮影対象物の対応する容量要素(ボクセル)に含まれるNMR信号強度に比例する。コンピュータ19はRFアンプ/検出器21、22と傾斜磁場アンプ20を介してRFコイル15、16と傾斜磁場コイル14の動作も制御する。

【0004】

奇数個の陽子および/または中性子を有する核のみが磁気モーメントを有し、したがってNMR現象の影響を受ける。MRIにおいては、核の向きを揃えるために強力な静磁場(主磁場とも称する)が用いられ、平衡状態において主磁場に平行に配向された大きな磁気ベクトルが発生する。第1の磁場(主磁場)を横切る方向に単一のRFパルスとして印加される第2の磁場が核にエネルギーを与え(励起)、磁気ベクトルを、例えば90°倒す。この励起の後、核は歳差運動をし、静磁場に従った配向状態に徐々に戻っていく(緩和と称する)。核が歳差運動、緩和する際に、自由誘導減衰(FID)として知られている弱

10

20

30

40

50

いが、周囲のコイルにより検出可能な電氣的エネルギーを発生する。これらの F I D 信号および/または傾斜磁場・リフォーカスフィールドエコー（ここでは、これらを M R 信号と総称する）はコンピュータにより解析され、空間内の核の画像が得られる。

【 0 0 0 5 】

M R 信号を発生させ収集するために種々のコイルが R F 励起パルスと傾斜磁場を発生する動作は M R I パルスシーケンスと称される。3次元 M R I で使用される M R I パルスシーケンスの一例を図 2 に示す。この例のパルスや磁場を印加する特定のタイミングは、M R 信号が傾斜磁場・リフォーカスフィールドエコーとして出現しているため、フィールドエコー法として知られているものである。まず、傾斜磁場 G_{slice} が静磁場に沿って重畳的に印加され、撮影対象物のあるスラブ内の核を特定の R F 共鳴周波数に対して感度を与える。次に、特定の周波数の R F 励起磁場、あるいは歳差運動パルスが発生され、磁気ベクトルを倒し、平衡状態から非平衡状態に変化させる。そして、強度が変化する傾斜磁場パルス G_{pe} 、 G_{slice} を発生し、特定の方向に沿った異なる位置にあるスラブ内の核の間に一時的な周波数変化、すなわち位相差を発生させ、核を位相エンコードする。同時に、他の傾斜磁場パルス G_{r0} が傾斜磁場パルス G_{pe} に直交するリードアウト方向に発生される。これにより、歳差運動する核は先ずデフェーズされ（位相がずらされ）、次にリフェーズされ（位相が合わせられ）、フィールドエコー信号 S が発生する。歳差運動パルスの中心からフィールドエコー信号 S の中心までの時間はエコー時間 $T E$ と称され、パルスシーケンス全体の周期は繰り返し時間 $T R$ と称される。

【 0 0 0 6 】

傾斜磁場パルス G_{r0} は選択されたスラブ内の核をリードアウト方向に周波数エンコードする。その結果、M R 信号 S （生データ、あるいは k 空間データとも称する）が読み出され、フーリエ解析される。この解析結果の周波数空間でのプロット（表示）は $X - Y - Z$ 空間に対応するフーリエ空間（画像空間とも称する）での核の集合に関する情報（画像）に変換される。

【 0 0 0 7 】

磁気ベクトルは主磁場 B_0 に関して縦方向、横方向の成分に分けられる。通常は、縦方向の成分は主磁場 B_0 に平行な成分、横方向の成分は主磁場 B_0 に直交する成分である。磁気ベクトルが平衡状態から外れると、緩和と呼ばれるプロセスにより、縦成分は主磁場 B_0 に沿った平衡状態強度 M_0 に戻され、横成分は減衰される。これらの 2 つの緩和プロセスはそれぞれの時定数を T_1 、 T_2 とする指数関数で特徴付けられるスピン・格子緩和、スピン・スピン緩和と称される。 T_2 緩和に加えて磁場、特に主磁場の不均一性は横成分をさらに減衰させる。スピン・スピン緩和と主磁場 B_0 の不均一性による横成分信号の減衰を特徴付けるために見かけ上の（緩和）時定数 T_2^* がさらに定義される。

【 0 0 0 8 】

N M R 周波数と主磁場 B_0 はラーモアの式により関係付けられている。ラーモアの式とは、核の歳差運動の角周波数 ω_0 は主磁場 B_0 と磁気回転比（各核種についての基本的な物理定数）との積により表されるというものである。

【 0 0 0 9 】

$$\omega_0 = B_0 \cdot \gamma \quad (1)$$

γ は核の周囲の化学的環境を表すシールド係数であり、ケミカルシフトと称される。

【 0 0 1 0 】

R F スピン歳差運動パルスは特定の領域内の目標とする同位元素の核種以外の核種も倒してしまう。非平衡状態になってから、各核種は自身の固有速度で歳差運動を開始する。歳差運動する核種の位相は各核種が位置する環境の物理的、化学的なパラメータに応じて徐々にずれていく（デフェーズ）。例えば、脂肪内の核種はケミカルシフトの影響により水内の核種とは異なる速度で歳差運動する。さらに、主磁場の不均一性も歳差運動する核種のデフェーズに影響を与える。

【 0 0 1 1 】

水素原子核は容易に認識できる N M R 信号であり、人体中で最も多数ある同位元素である

10

20

30

40

50

ので、人体のMRI画像はほとんどの場合、水素原子核からのNMR信号の画像である。そして、水と脂肪が水素原子核を含む組織成分である。

【0012】

画像を生成するためには、MR信号の周波数情報を用いるだけでなく、周波数空間内のMR信号の位相も、ある物理量を示す情報を提供するために使われる。例えば、使用するパルスシーケンスによっては、MR信号の位相が水と脂肪とを分離するために使われる。これは、主磁場 B_0 の不均一性も示し、移動するスピンの速度に応じている。

【0013】

1. 水・脂肪分離

水、脂肪の両MR画像は同じ、あるいは異なる診断情報を含んでいるが、これらの診断情報はMRI画像上に重畳される場合、互いに干渉し、複合MR画像を適切に診断することを困難にする。

【0014】

静磁場強度が大きい場合、選択励起、あるいは非選択励起により、水画像と脂肪画像の分離、あるいは2つの成分の一方を抑制することができる。静磁場強度が中程度、あるいは小さい場合は、ケミカルシフトを用いた手法は不可能ではないが、実用的ではない。全ての磁場強度において、静磁場の不均一性があると、水画像と脂肪画像との分離の困難性はさらに高まる。

【0015】

3点ディクソン(Dixon)法と称される一連の技術は、中、小程度の磁場強度の応用において有用な効果がある。これらの方法は、静磁場 B_0 の不均一性を補正して水/脂肪の分離のために十分な情報を得るために3つの画像を必要とする。画像はスピンエコー法でもフィールドエコー法でも収集できる。3回のスキャンで3枚の画像を得る手法は、"Three-Point Dixon Technique for True-water-Fat Decompositions with B_0 Inhomogeneity Corrected", Glover et al., Magnetic Resonance in Medicine 18, 371-383(1991)に記載されている。2回のスキャンで3枚の画像を得る手法は、"Separation of True Fat and Water Images by Correcting Magnetic Field Inhomogeneity In Situ", Yenng et al., Radiology 159, 783-786(1986)に記載されている。1回のスキャンで3枚の画像を得る手法は、"True Water and Fat MR Imaging with Use of Multiple-Echo Acquisition" William et al., Radiology 173, 224-253(1989)と、"Separation of Water and Fat MR Images in a Single Scan at 0.35 T Using 'Sandwich' Echoes", Zhang et al, JMRI 6, 909-917(1996)に記載されている。これらの文献は参照のために本明細書に組み込まれる。

【0016】

上述した3点ディクソン法によれば、3枚の画像の収集は、3枚の画像(S_{-} 、 S_0 、 S_{+})の間で水画像情報と脂肪画像情報の位相差が \pm ラジアン(180°)変化するように制御される。3枚の画像からのデータは磁場強度の不均一性を取り除くように処理され、最終的には分離された水画像と脂肪画像を得る。このディクソン法によれば、静磁場の不均一性は位相巻き戻し(phase unwrapping)という処理の後の3つの画像の中の2つの画像の情報をを用いて補償される。

【0017】

複素数の位相角度は $-$ と $+$ の間においてのみあいまいでない値をとるので、MRI信号の位相は偏角からはあいまいにしか決められない。 $-$ と $+$ の間以外の位相値は $-$ と $+$ の間の値に巻き戻される。位相巻き戻しは主位相値が測定された複素信号の位相の絶対値を求めるプロセスである。

【0018】

緩和の影響を無視すると、3点ディクソン画像は次のように表される。

【0019】

$$\begin{aligned} S_{-} &= (W - F e^{-i\theta_0}) e^{-i(\theta_0 - \theta)} \\ S_0 &= (W + F e^{-i\theta_0}) e^{-i\theta_0} \end{aligned}$$

10

20

30

40

50

$$S = (W - F e^{-i\theta_0}) e^{-i(\theta_0 + \phi)}$$

ここで、W、Fはそれぞれ水、脂肪信号、 θ_0 は画像 S_0 で観測された水、脂肪の位相差、 ϕ は静磁場不均一性、及び他のシステム源に起因する画像 S_0 の位相、 θ_0 は静磁場不均一性により引き起こされた連続するエコー間での位相変化である。

【0020】

静磁場不均一性を補正するために、補償角度 θ_c が次のような位相巻き戻しにより画像 S_c 、 S_c^* が求められる。

【0021】

$$\theta_c = (1/2) \text{unwrap} \{ \arg (S_c \cdot S_c^*) \}$$

ここで、 $\arg(\cdot)$ は複素数の位相角度を表し、*は複素共役を示す。

10

【0022】

水みの画像と脂肪みの画像は次の2つの関係式に応じて再構成される。

【0023】

$$W = S_0 + 0.5 S e^{+i\theta_c} + 0.5 S_c e^{-i\theta_c}$$

$$F = S_0 - 0.5 S e^{+i\theta_c} + 0.5 S_c e^{-i\theta_c}$$

水信号と脂肪信号の位相が180°異なる1つの画像 S のみを再構成することもできる。この場合、水信号と脂肪信号とは正しく分離されないことがあるが、画像画素は水、あるいは脂肪のどちらが主であるかに応じて分類することができる。

【0024】

$$S = (W - F) e^{-i\theta_c}$$

20

$$\theta_c = (-1/2) \text{unwrap} \{ \arg (S^2) \}$$

$$I_{\text{water-pixel}} = S + S e^{i\theta_c}$$

$$I_{\text{fat-pixel}} = S - S e^{i\theta_c}$$

ここで、 $I_{\text{water-pixel}}$ 、 $I_{\text{fat-pixel}}$ はそれぞれ水、脂肪が支配的な画像を示す。

【0025】

2. 位相巻き戻しアルゴリズム

本発明で実行される位相巻き戻しのための好ましいアルゴリズムは多項式関数を用いる静磁場のモデリングと、領域拡張法 (Guided Region Growing algorithm) による位相巻き戻しの組み合わせを含む。

【0026】

30

i. 多項式磁場モデリング

磁場は次のような多項式関数を用いてモデリングできる。ここで、シグマは $n = 1 \sim 3$ の加算である。

【0027】

$$B(x, y) = [a_n (x - x_0)^n + b_n (y - y_0)^n] c_0$$

係数 a_n 、 b_n を求めるために、位相値 θ の空間的な偏導関数が計算され、次のように多項式フィッティングされる。

【0028】

$$\theta(x, y) / \sigma = p_3 x^2 + p_2 x + p_1$$

$$\theta(x, y) / \sigma = q_3 y^2 + q_2 y + q_1$$

40

フィッティングは次式にしたがって決定された重み係数を用いる重み付け最小二乗法により行われる。

【0029】

$$w(x, y) = S(x, y) / S_{\text{max}}$$

ここで、 $S(x, y)$ は同相(in-phase)画像の画素値で、 S_{max} は画像の最大値である。

【0030】

p_n 、 q_n を用いて、 a_n 、 b_n は次のように求められる。

【0031】

$$a_1 = p_1 + 2 p_2 x_0 + p_3 x_0^2$$

50

$$\begin{aligned}
 a_2 &= (1/2) p_2 + p_3 \times 0 \\
 a_3 &= (1/3) p_3 \\
 b_1 &= q_1 + 2q_2 y_0 + q_3 y_0^2 \\
 b_2 &= (1/2) q_2 + q_3 y_0 \\
 b_3 &= (1/3) q_3
 \end{aligned}$$

ii. 領域拡張法による位相巻き戻し

位相画像は領域拡張法により次のように位相巻き戻しされる。

【0032】

(a) 画像の中の1画素が位相巻き戻しのためのサブ種(subseed)として選ばれ、測定された位相角が水画像、脂肪画像の再構成のための最終位相値に割り当てられる。

10

【0033】

$$f(x_0, y_0) = (x_0, y_0)$$

(b) サブ種はサブ種を中心とする 6×6 の領域内の全画素が十分な信号強度を有するようによられる。サブ種に隣接する4つの画素が位相値をサブ種の位相値と比較することにより先ず巻き戻しされる。もし、差が所定の閾値以上であれば、2 の巻き戻しが行われる。

【0034】

$$f = \text{sign}(\quad) \times 2$$

ここで、 (x_0, y_0) である。

【0035】

20

(c) 既に決定された5つの画素に基づいて、サブ種を中心とする 3×3 の画素領域が形成される。画素の位相値と既に巻き戻された隣接する画素の位相差が所定の閾値以上であれば、2 の位相巻き戻しが行われる。

【0036】

(d) 3×3 領域が3画素予測により 4×4 領域に拡張される。

【0037】

$$\begin{aligned}
 p &= (1/3) (f^{-3} + f^{-2} + f^{-1}) \\
 &+ (1/3) (3f^{-1} + 2f^{-2} + 3f^{-3})
 \end{aligned}$$

ここで、 p は画素の予測位相値； f^{-i} ($i = 1, 2, 3$)は既に巻き戻された第1 ($i = 1$)、第2 ($i = 2$)、第3 ($i = 3$)の位相値； f^{-i} は既に巻き戻された隣接画素の予測方向に沿った位相値の偏導関数である。

30

【0038】

巻き戻しは p が閾値以上であれば、行われる。

【0039】

(e) 4×4 の種領域に続いて、4画素予測を用いて4列4行の交差領域が形成される。

【0040】

$$\begin{aligned}
 p &= (1/4) (f^{-4} + f^{-3} + f^{-2} + f^{-1}) \\
 &+ (1/4) (4f^{-1} + 3f^{-2} + 2f^{-3} + f^{-4})
 \end{aligned}$$

(f) 交差領域を用いて、画像の4つの象限が同じ4画素予測法を用いて、しかし2方向に用いて巻き戻される。両方向ともが巻き戻しの実行を指示する場合に巻き戻しが行われる。あるいは他の場合では、予測値の平均値が判断材料として使われる。位相値が閾値強度以下の場合、位相値は再び予測平均値とされる。

40

【0041】

3. 水と脂肪の定量的な分離

上述したように3点ディクソン法によれば、分離した水画像と脂肪画像とを得ることができる。しかしながら、分離画像の強度はスピン緩和によりかなり変調されており、水と脂肪の組織内容を定量的に判断するためには使用できない。しかしながら、多くの臨床上の応用では、組織の水成分と脂肪成分との定量化が望まれている。例えば、骨髄の組織の脂肪成分は人間の成長と健康の重要な指標となる。

【0042】

50

従来、MRI、および局所的な核磁気共鳴スペクトロスコピー(MRS)において、水分と脂肪成分との定量化のための多数の試みがなされている。例えば、"Quantitative Proton Chemical-Shift Imaging", R. B. Buxton et al., Magnetic Resonance in Medicine, 3:881-900(1986)や、"Localized In Vivo Proton Spectroscopy of the Bone Marrow In Patients With Leukemia", K. E. Jensen et al., Magnetic Resonance in Imaging, 8:779-789(1990)に記載されている試みがある。

【0043】

代表的な定量的ケミカルシフトイメージング(QCSI)法は同相(in-phase)/逆相(out-of-phase);短TE/長TE;短TR/長TRの異なる組み合わせの6つものスキャンを必要とする。例えば、"Quantitative Chemical Shift Imaging of Vertebral Bone Marrow In Patients With Gaucher Disease", L. A. Johnson et al., Radiology, 182:451-455(1992)や、"Hematologic Bone Marrow Disorders: Quantitative Chemical Shift MR Imaging", B. R. Rosen et al., Radiology, 169:299-804(1988)に記載されている。特に、臨床的な診断を受けている患者にとって、このような多数のスキャンが必要となることは、検査時間の延長につながり、好ましくない。

10

【0044】

最近、水と脂肪の定量化のために単一スキャンのケミカルシフトイメージングが実用化されている。これは、位相反転RFパルスの前と後のエコー列のサンプリングに基づいている。エコーはケミカルシフト変調期間の半分の期間に位置される。この方法は高い磁場強度においては有効かもしれないが、小、中程度の磁場強度ではケミカルシフト変調期間の増加はこの方法により要求される多数のエコーの発生、収集を困難にする。例えば、"A Single-Scan Imaging Technique for Measurement of Relative Concentration of Fat and Water Protons and Their Transverse Relaxation Times", J. Ma et al., J. Magn. Reson. 125, 92-101(1987)に記載されている。

20

【0045】

【発明が解決しようとする課題】

このように従来のMRIにおいては、水画像と脂肪画像とを定量的に分離するには多数回のスキャン、あるいは多数のエコーの収集を必要とし、撮影時間が延長するという問題点があった。

【0046】

本発明の目的は、全体のスキャン時間を短縮できる4重フィールドエコー法を利用して水と脂肪とを定量化するMRI技術を提供することを目的とする。

30

【0047】

【課題を解決するための手段】

イメージングシーケンス

本発明のイメージングシーケンスはスライス選択励起パルスと、それに後続する4つの分離した傾斜磁場・リフォーカスフィールドエコーとからなる。各フィールドエコーはリードアウト傾斜磁場のタイミングと極性を制御することにより収集される。フィールドエコーの時間間隔(T)は水信号と脂肪信号とのケミカルシフト差に応じて選択され、2つの信号がエコー間隔でラジアン(180°)の位相差が得られるように展開される。短いTRが用いられる場合のT₁緩和を説明するために、90°のフリップ角で異なるTRの2つのスキャンが実行される。データは組織の脂肪成分の割合と水分の割合を求めするために画素毎に記録され、解析される。好ましい実施例によれば、一方のスキャンのTRは他方のスキャンのTRの2倍である。あるいは、T₁緩和が無視できるくらい十分に長いTRの単一のスキャンが実行される。

40

【0048】

データ処理方法

生データ(k空間データ)の複素周波数領域データ(画像領域データとも称する)へのフーリエ変換後、領域拡張位相巻き戻し法を用いて同相(in-phase)の水/脂肪成分データから補償位相を得ることにより背景の磁場強度(静磁場)の不均一性が補償される。組織の

50

水成分の割合と脂肪成分の割合を決定する前に、 T_2^* 緩和の影響が取り除かれ、2回スキャンの場合は T_1 緩和の影響も取り除かれる。 T_2^* 緩和の影響の除去は、関心領域(ROI)の画素、あるいは領域が水信号成分と脂肪信号成分の1つ、あるいは両方を含んでいるかに基づいている。1つの成分のみを含んでいる場合は、信号対雑音性能を向上するために、平均処理が行われる。水成分と脂肪成分の割合は、最終的には、各画素、あるいは各ROI毎に計算される。

【0049】

6回のスキャンを必要とする公知の定量化ケミカルシフトイメージング法に比べると、本発明は、長いTRの2回の、あるいは単一のスキャンを用いて水、脂肪の定量的分離(QWFS)を実現できる。したがって、本発明は従来の方法に比べて経済的である。

10

【0050】

【発明の実施の形態】

以下、図面を参照して本発明によるMRI装置の第1の実施形態を説明する。

【0051】

周知のように、核は特定の周波数で特定の位相で歳差運動する。核に異なる直交方向に沿って傾斜磁場を印加することにより、歳差運動の周波数と位相は核を空間的にエンコードするために使うことができる。直交方法の1つの方向において、核のスライスが励起される。このスライス内では、スライス内の残りの2つの方向からMR信号が抽出される。選択された核の歳差運動の周波数を用いて核は一方向に空間的にエンコードされ、選択された核の歳差運動の位相を用いて核は他(第2の)方向に空間的にエンコードされる。その結果のMR信号の複素周波数と位相を解析することにより、選択されたスライス内の核密度に関する情報が得られる。

20

【0052】

図1は本発明の第1実施形態のMRIシステムを示す。本システムは患者撮影空間11内でほぼ均一な1次の偏向静磁場 B_0 を発生する大型の静磁場磁石10を含む。撮影空間11内に患者13の所望の部分を送入する寝台装置12が設けられる。傾斜磁場は傾斜磁場コイル14により選択的に発生される。RFコイル15は撮影空間内の患者の組織へ歳差運動パルスを送信する。患者組織から送信されたMR信号を構成するRF応答はRF検出器16により受信される。

【0053】

MRIデータを収集するために、MRIシステムはプログラマブルコンピュータ/プロセッサ19の制御の下でMRIパルスシーケンスコントローラ17, 18を介して傾斜磁場とRF歳差運動パルスを発生する。さらに、プロセッサ19は傾斜磁場アンプ20とRF信号源、増幅回路21, 22を制御する。MR信号(RF検出器)回路22はシールドされたMRIシステムガントリ内に置かれたMR信号RFコイル16と好適に干渉する。受信したMR応答はA/D変換器23によりデジタル化され、プロセッサ19に供給される。プロセッサ19は画像処理のためのアレイプロセッサと、データ収集とMR信号データの処理を制御するプログラムが格納され、制御端末24のCRTで画像を表示させるためにプログラムが選択的に利用される所望のコンピュータプログラム記録媒体(図示せず)とを有する。MRIシステムはイメージングシーケンスコントローラ17, 18を通してオペレータの制御を行使するためのキーボードスイッチ等の入力部材を具備する制御端末24を有する。画像は直にフィルム上に記録してもよいし、プリンタ23により他の媒体上に記録してもよい。

30

【0054】

システムコンピュータ/プロセッサ19に関連して、オペレータにはMRIシーケンス/データ処理法の選択メニューが提示される。実施形態では、オペレータが選択可能な選択肢は、4重のフィールドエコー法を用いた単一の、あるいは2回のスキャンによる定量的水・脂肪分離(QWFS)のためのプログラムである。本発明で説明した処理を実施するための詳細なコンピュータプログラムの生成は図4から図6のフローチャートと以下の説明に基づいて、当業者であればよく理解できるであろう。

40

50

【0055】

4重フィールドエコーMRイメージングシーケンス

図3に示すように、本発明のイメージングシーケンスは、主に、RF歳差運動（励起）パルス30、それに続くスライス選択傾斜磁場パルス G_{slice} 、位相エンコード傾斜磁場パルス G_{phase} 、さらに後続する時間的に離間された4つのリードアウト傾斜磁場 G_{read} を含む。この4つのリードアウト傾斜磁場 G_{read} により、時間的に均等に配置された4つのフィールドエコー31～34が収集される。エコー間隔Tは、時間T内に水信号と脂肪信号の間にラジアン位の位相差が生じるように、水信号と脂肪信号とのケミカルシフト量の差に応じて設定される。

【0056】

例えば、本発明の好適な実施形態では、エコー間隔Tは $1/f$ に設定される。fは水・脂肪のケミカルシフトの差（ヘルツ）であり、例えば、0.35テスラで、3.2ppmのケミカルシフト差であれば、 $T = 10.3ms$ である。このタイプの2回のスキャンはそれぞれ異なるスキャン時間TRに対して行われる。好ましくは、1回のスキャンのスキャン時間は 90° のフリップ角度を有する他のスキャンのスキャン時間の2倍である。長いTRの場合は、単一のスキャンで十分である。2次元イメージングの場合は、パルスシーケンスは連続して多数回繰り返される。各スキャンで、例えば 128×256 データポイントからなる4つの生データマトリクスが発生する。各データポイントはMR画像を構成する画素に対応し、実数成分、虚数成分別々に格納される複素データ値である。3次元イメージングの場合は、シーケンスはスライス方向に沿って異なる位相エンコードが与えられ、再び多数回繰り返される。このように発生された生データの各マトリクスは周波数領域へのデータのフーリエ変換後に、1枚のフィールドエコー画像を生成する。フーリエ変換後に、データは上述するようにさらに処理され、4つのフィールドエコーの周波数領域画像データから脂肪成分画像と水成分画像を生成する。

【0057】

脂肪・水成分画像データ処理

各画素毎、あるいはROIの脂肪成分、水成分は静磁場不均一性、および T_1 緩和、 T_2^* 緩和の影響を補償した後、4つのフィールドエコーの各々からの信号情報から決定される。

【0058】

T_1 緩和、 T_2^* 緩和の影響を考慮すると、図3に示したシーケンスを用いて収集された3重エコー信号は次のように表される。

【0059】

$$E^n_m = \{ W^n(\alpha)^m + F^n(\beta)^m \} e^{-i(m\theta)} \quad (1)$$

$$= -\exp(-T/T_{2W}^*) \quad (2)$$

$$= -\exp(-T(-T/T_{2F}^*)) \quad (3)$$

$$W^n = W^0 (1 - \exp(-TR^n/T_{1W})) / (1 - \cos(\alpha) \exp(TR^n/T_{1W})) \quad (4)$$

$$F^n = F^0 (1 - \exp(-TR^n/T_{1F})) / (1 - \cos(\beta) \exp(TR^n/T_{1F})) \quad (5)$$

ここで、 E^n_m は4つのフィールドエコー信号の各々のフーリエ変換信号であり、 $m = 1, 2, 3, 4$ は4つのフィールドエコーのそれぞれを示し、 $n = 1, 2$ は TR^1 、 TR^2 （ $= TR^2 = 2(TR^1)$ ）時間の2つのスキャンを示し、 α はエコー間隔T内に累積された磁場不均一性による信号位相を示し、 β は水信号成分の T_2^* 係数、 θ は脂肪信号成分の T_2^* 係数、 α はRF励起パルス回転角、あるいはフリップ角度を示し、 W^n 、 F^n はスキャンn中に観測された水磁場と脂肪磁場を示し、 W^0 、 F^0 は水と脂肪の平衡状態の磁場値、 T_{1W} 、 T_{1F} は水、脂肪のスピン・格子緩和時間、 T_{2W}^* 、 T_{2F}^* は水、脂肪の見かけ上の横緩和時間を示す。

【0060】

i. 磁場不均一性の補償

背景の磁場不均一性の影響を補償するために、位相係数は同相(in-phase)画像から次のように決定される。

【0061】

$$= (1/2) \text{unwrap} \{ \arg [(E^1_2 + E^2_2) (E^1_4 + E^2_4)^*] \} \quad (6)$$

ここで、 $\arg []$ は入力信号の位相角度を返す演算を示し、*は共役を示す。

【0062】

は - と + との間においてのみあいまいでない値をとるので、を巻き戻すために上述したような領域拡張位相巻き戻しアルゴリズムが用いられる。磁場不均一性の影響は次の式に従ってフィールドエコー信号 E^n_m から取り除かれる。

【0063】

$$S^n_m = E^n_m e^{j(\dots)} \quad (7)$$

ここで、 S^n_m は磁場不均一性が取り除かれた周波数領域での信号である。

【0064】

ii. T_2^* 緩和の補償

T_2^* 緩和の影響は異なるTRの2回のスキャンにおいて同じである事実を利用して、2回のスキャンの信号が加算される。

【0065】

$$S^+_m = S^1_m + S^2_m$$

T_2^* 緩和の影響は、画素データが水と脂肪の両成分を含んでいるか、あるいは水と脂肪のいずれか一方のみを含んでいるかに応じて画素毎に補償される。

【0066】

水、脂肪のいずれか一つの成分のみを含んでいる場合のみ次の関係が成り立つことを当業者は理解している。

【0067】

$$S^+_1 S^+_3 - (S^+_2)^2 = 0 \quad (8)$$

同様に、次の関係に基づいて水のみ、脂肪のみの画像を識別することができることを理解している。

【0068】

次の関係を満たす画素は水のみである：

$$(S^+_2 / S^+_1) + (S^+_3 / S^+_2) + (S^+_4 / S^+_3) > 0$$

次の関係を満たす画素は脂肪のみである：

$$(S^+_2 / S^+_1) + (S^+_3 / S^+_2) + (S^+_4 / S^+_3) < 0$$

水信号成分と脂肪信号成分の両方を含む画素について、 T_2^* 減衰係数は次のように決定される。

【0069】

$$a = (S^+_1 S^+_4 - S^+_2 S^+_3) / (S^+_1 S^+_3 - (S^+_2)^2) \quad (9)$$

b = ()

$$= (S^+_2 S^+_4 - (S^+_3)^2) / (S^+_1 S^+_3 - (S^+_2)^2) \quad (10)$$

$$= (1/2) (a + (a^2 - 4b)^{1/2}) \quad (11)$$

$$= (1/2) (a - (a^2 - 4b)^{1/2}) \quad (12)$$

水信号成分と脂肪信号成分の一方のみ含む画素について、とは信号対雑音性能を向上するために平均処理により決定される。

【0070】

水のみの場合、= 0であり、

$$= ((S^+_2 / S^+_1) + (S^+_3 / S^+_2) + (S^+_4 / S^+_3)) / 3 \quad (13)$$

10

20

30

40

50

脂肪のみの場合、 $\rho = 0$ であり、

$$\rho = \left(\frac{S^+_{22}}{S^+_{11}} \right) + \left(\frac{S^+_{33}}{S^+_{22}} \right) + \left(\frac{S^+_{44}}{S^+_{33}} \right) / 3 \quad (14)$$

T_2^* 減衰係数、 ρ を決定後、水と脂肪の磁化は次の式に従った線形回帰処理を用いて T_2^* 緩和の影響を取り除くことにより決定される。

【0071】

$$W^n = \left(S^n_m \left(\frac{\rho}{1-\rho} \right)^m \left(\frac{1-\rho}{\rho} \right)^m - S^n_m \left(\frac{\rho}{1-\rho} \right)^m \left(\frac{1-\rho}{\rho} \right)^{2m} \right) / \left(\left(\frac{\rho}{1-\rho} \right)^m \right)^2 - \left(\frac{1-\rho}{\rho} \right)^{2m} \left(\frac{\rho}{1-\rho} \right)^{2m} \quad (15)$$

$$F^n = \left(S^n_m \left(\frac{\rho}{1-\rho} \right)^m \left(\frac{1-\rho}{\rho} \right)^m - S^n_m \left(\frac{\rho}{1-\rho} \right)^m \left(\frac{1-\rho}{\rho} \right)^{2m} \right) / \left(\left(\frac{\rho}{1-\rho} \right)^m \right)^2 - \left(\frac{1-\rho}{\rho} \right)^{2m} \left(\frac{\rho}{1-\rho} \right)^{2m} \quad (16)$$

10

ここで、 ρ は $m = 1 \sim 4$ の である。

【0072】

一つの成分のみを含む画素については：

水の場合

$$W^n = \left(S^n_m \left(\frac{\rho}{1-\rho} \right)^m \right) / \left(\left(\frac{\rho}{1-\rho} \right)^{2m} \right) \quad (17)$$

$$F^n = 0 \quad (18)$$

脂肪の場合

$$W^n = 0 \quad (19)$$

$$F^n = \left(S^n_m \left(\frac{\rho}{1-\rho} \right)^m \right) / \left(\left(\frac{\rho}{1-\rho} \right)^{2m} \right) \quad (20)$$

iii. T_1 緩和の補償

20

短い T_R 時間の場合は、 T_1 緩和を考慮する必要がある。長い T_R 時間の単一のスキャンの T_1 補償のステップは省略される。

【0073】

ρ 、 T_R^1 、 T_R^2 を知るにより、 T_1 緩和の影響は上述した式 4、式 5 に従って W^n 、 F^n から補償される。 $\rho = 90^\circ$ 、 $T_R^2 = 2 T_R^1$ ならば補償の計算は以下のように簡単化される。

【0074】

水信号成分と脂肪成分信号の両方を含む画素について：

$$W^0 = \left(W^1 \right)^2 / \left(2 W^1 - W^2 \right) \quad (21)$$

$$F^0 = \left(F^1 \right)^2 / \left(2 F^1 - F^2 \right) \quad (22)$$

30

水信号成分と脂肪成分信号の一方のみを含む画素について：

水の場合：

$$W^0 = \left(W^1 \right)^2 / \left(2 W^1 - W^2 \right) \quad (23)$$

$$F^0 = 0 \quad (24)$$

脂肪の場合：

$$W^0 = 0 \quad (25)$$

$$F^0 = \left(F^1 \right)^2 / \left(2 F^1 - F^2 \right) \quad (26)$$

iv. 脂肪と水の割合の決定

最後に、脂肪と水の割合を次の関係に従って決定する。

【0075】

40

$$f = F^0 / \left(W^0 + F^0 \right) \times 100 (\%) \quad (27)$$

$$= W^0 / \left(W^0 + F^0 \right) \times 100 (\%) \quad (28)$$

各画素毎の定量化された脂肪と水成分の割合は図 8 に示すような脂肪成分画像のような複合脂肪成分画像を生成するために使われる。

【0076】

v. データ処理ステップ

図 4 から図 6 を参照して図 1 の MRI システムにより実行され、本発明によって脂肪成分画像と水成分画像とを生成する QWFS のためのデータ処理方法の各ステップを示すフロー図を説明する。これらのステップは画素毎、あるいは ROI に対して実行される。本発明の QWFS 方法の全ステップは従来のプログラミング技術により MRI システムに関連

50

するコンピュータ、あるいはプロセッサ上を実現される。例えば、本発明のQWFS法、および画像処理はCC言語で書かれたプログラムによりIndigo 2（登録商標）SGIワークステーションにより実現される。

【0077】

図4を参照して、ステップ1で、2つの4重エコーシーケンススキンのそれぞれから4つのフィールドエコー信号が収集され、周波数領域へのフーリエ変換が行われる。あるいは、十分長いTR時間の場合は、単一のスキンの場合でもよい。次に、ステップ2で、領域拡張法を利用して位相画像を巻き戻すことにより磁場不均一性が補償され、補償済みフィールドエコー信号の値が決定される。

【0078】

異なるTR時間の2つのスキンの場合は、 T_1 緩和の影響と T_2^* 緩和の影響は、フィールドエコー信号が水信号成分と脂肪信号成分の一方、あるいは両方を含んでいることがわかっているならば、線形回帰処理により有効に取り除かれる。そのため、ステップ3, 4で信号加算と比較処理が行われ、一方の成分のみを含むか、あるいは両方の成分を含むかが判断される。

【0079】

ステップ3で、各フィールドエコーの補償された信号は両スキンの対応するフィールドエコーと加算される。異なるフィールドエコー信号の積がステップ4に示すように比較され、画素、あるいはROIが水と脂肪の両方を含むのか、水のみ、あるいは脂肪のみを含むかが判断される。

【0080】

もし、一つの信号成分のみ（脂肪、あるいは水）を含むならば、図5に示すステップに従って T_2^* 緩和と T_1 緩和が補償される。しかしながら、水信号成分、脂肪信号成分の両方を含む場合は、図6に示すステップに従って T_2^* 緩和と T_1 緩和が補償される。

【0081】

ステップ4で画素データが一方の信号成分のみを含む場合、図5のステップ5で画素データが信号のみの信号か脂肪のみの信号か判断される。次に、ステップ6, 7で、脂肪信号の T_2^* 減衰係数、あるいは水信号の T_2^* 減衰係数が計算される。ステップ8, 9に示すような回帰関係に従って T_2^* 緩和が補償される。

【0082】

ステップ10, 11に示すように T_1 緩和が補償され、水と脂肪の平衡磁化の値が決定される。最後に、ステップ12, 13に示すように、脂肪と水の成分の割合が決定され、ステップ14で脂肪成分画像と水成分画像とが生成される。

【0083】

水信号成分と脂肪信号成分の両方が存在する場合、ステップ4の決定の後に脂肪 T_2^* 緩和減衰係数の値、水 T_2^* 緩和減衰係数が図6のステップS15に示すように決定される。

【0084】

T_2^* 緩和はステップ16に示す回帰関係に従って補償される。ステップ17に示すように、 T_1 緩和が補償され、水と脂肪の平衡磁化の値が決定される。最後に、ステップ18, 19に示すように、脂肪と水の成分の割合 f 、 w が決定され、脂肪成分画像、水成分画像が生成される。

【0085】

vi. 画像の例

図7、図8、図9に示す画像はRF励起パルスを発生する大型のX翼形の送信コイルを用い、0.35テスラで動作するMRスキャナを用いて撮影された。MR信号の受信のために、膝の撮影には肢コイルが使用され、脊椎の撮影には小型のボディコイルと直交モードの脊椎コイルの組み合わせが用いられる。画像は、 $T = 10.3 \text{ ms}$ 、 $\theta = 90^\circ$ 、 $TR^1 = 300 \text{ ms}$ 、 $TR^2 = 600 \text{ ms}$ のパラメータで上述した4重フィールドエコーシーケンスに従って収集されたデータに基づいて生成された。

10

20

30

40

50

【0086】

図7の(a)～(d)は4つの連続したエコー時間TEに対して、TR = 300msで本発明による4重フィールドエコー法を用いて撮影した人間の膝の画像である。ここで(a)はTE = 10.3ms、(b)はTE = 20.6ms、(c)はTE = 30.9ms、(d)はTE = 41.2msである。ハイライト表示されているROIの信号の平均を図10に示す。図10はTR = 600msの第2のスキャンのデータも含む。膝の画像は17.0cm × 17.0cmの視野(FOV: Field of View)、データマトリクスは128 × 256データ点、4スライスの厚みは5mm、NA = 4、2回のスキャンのトータル収集時間は7分41秒で収集された。

【0087】

図8は図7の(a)～(d)に示した画像を生成するために使われたデータに対して本発明によるQWFSデータ処理法を画素毎に適用して得られた人間の膝の脂肪成分画像である。

【0088】

図9の(a)～(d)は本発明に従った4重フィールドエコー法を用いて得られた人間の脊椎の画像である。この例は、4スライスの厚みを5mm、FOVを25.0 × 25.0cm²、データマトリクスのサイズを128 × 256データ点、NA = 4、2回のスキャンのトータル収集時間を7分41秒、シーケンス繰り返し時間TRを300ms、600msとして収集された。

【0089】

図10の(a)、(b)は測定した平均信号強度のプロットを示し、(a)は骨髄に、(b)は脊椎に関する図7の(a)～(d)にハイライト表示したROIに関するエコー番号対逆計算値である。白抜き三角と矩形はTR = 300ms、TR = 600msのスキャンの画像からの値であり、黒塗り三角と矩形は本発明のQWFS法で得られたパラメータに対応して計算された値である。各ROI毎の脂肪成分割合fは各グラフの右上コーナーに示す。

【0090】

図11、図12は測定した平均信号強度を示し、図9の(a)に示したハイライト表示されたROIについてのエコー番号対逆計算値に対応する。これらのグラフで、測定信号は白抜きの三角と矩形で表され、計算値は黒塗りの三角と矩形で表される。各ROI毎の脂肪成分割合fは各グラフの右上コーナーに示す。

【0091】

本発明を現在最も実用的で、しかも好ましい実施形態について説明したが、本発明は上述した実施形態に限定されず、本発明の趣旨を変更しない範囲で種々変形して実施可能である。

【0092】

【発明の効果】

以上説明したように本発明によれば、全体のスキャン時間を短縮できる4重フィールドエコー法を利用して水と脂肪とを定量化するMRI技術を提供することができる。

【図面の簡単な説明】

【図1】本発明によるMRIシステムの第1実施形態の構成を示すブロック図。

【図2】3次元イメージングのためのフィールドエコーMRI応答を発生するためのMRIパルスシーケンスの例を示すRFパルスと傾斜磁場パルス波形のタイミング図。

【図3】本発明による水と脂肪の定量的な分離処理のための4重フィールドエコー法のRFパルスと傾斜磁場パルス波形のタイミング図であり、傾斜磁場パルスG_{slice}は3次元イメージングのための位相エンコードを示す。

【図4】本発明による図1に示したMRIシステムにより実行される定量化水脂肪分離(QWFS)のためのデータ処理ステップを示すフロー図。

【図5】本発明による図1に示したMRIシステムにより実行されるQWFSのためのデータ処理ステップを示すフロー図。

10

20

30

40

50

【図 6】本発明による図 1 に示した MRI システムにより実行される QWFS のためのデータ処理ステップを示すフロー図。

【図 7】本発明により生成された人間の膝の 4 重フィールドエコー MRI 画像の画面表示を示す写真。

【図 8】本発明により図 5 に示す 4 つのフィールドエコー画像から得られた人間の膝の脂肪成分画像の画面表示を示す写真。

【図 9】本発明により生成された人間の脊椎の 4 重フィールドエコー MRI 画像の画面表示を示す写真。

【図 10】図 7 にハイライト表示された関心領域についてのエコー番号対平均信号値および対応する計算値のプロットを示すグラフ図。

10

【図 11】図 9 にハイライト表示された関心領域についてのエコー番号対信号値および対応する計算値のプロットを示すグラフ図。

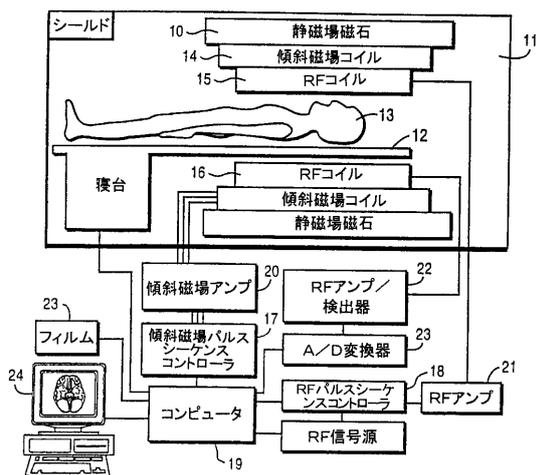
【図 12】図 9 にハイライト表示された関心領域についてのエコー番号対信号値および対応する計算値のプロットを示すグラフ図。

【符号の説明】

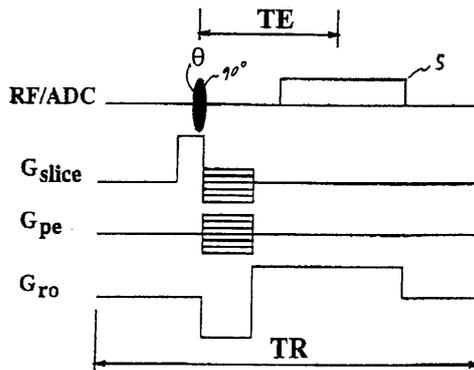
- 10 ... 静磁場磁石
- 14 ... 傾斜磁場コイル
- 15, 16 ... RF コイル
- 17 ... 傾斜磁場パルスシーケンスコントローラ
- 18 ... RF パルスシーケンスコントローラ
- 19 ... コンピュータ
- 20 ... 傾斜磁場アンプ
- 21 ... RF アンプ
- 22 ... RF アンプ / 検出器
- 23 ... フィルム
- 24 ... 制御端末

20

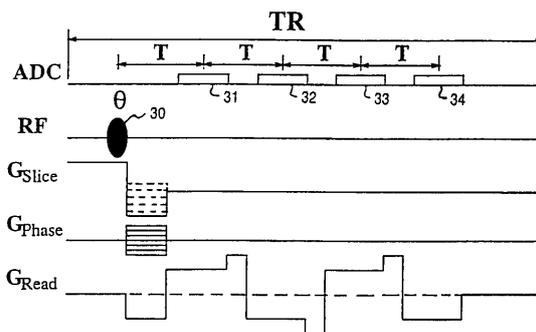
【図1】



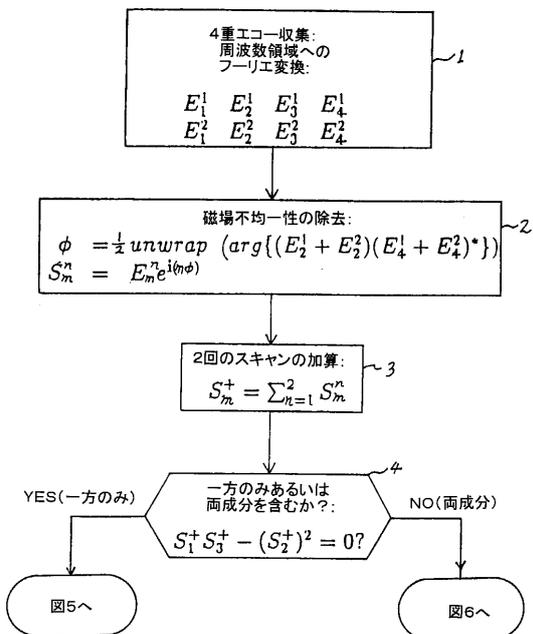
【図2】



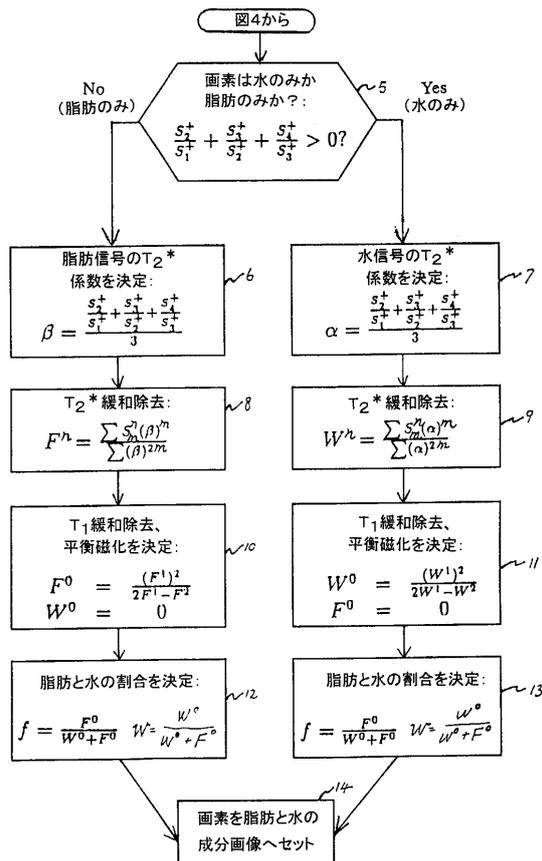
【図3】



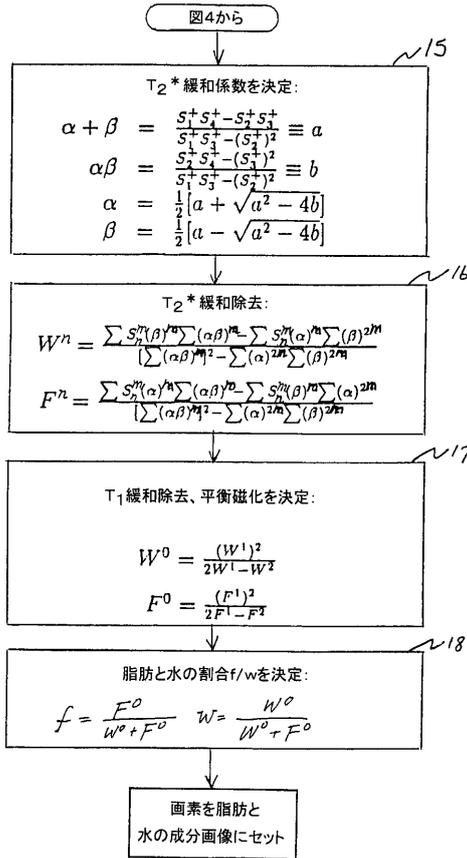
【図4】



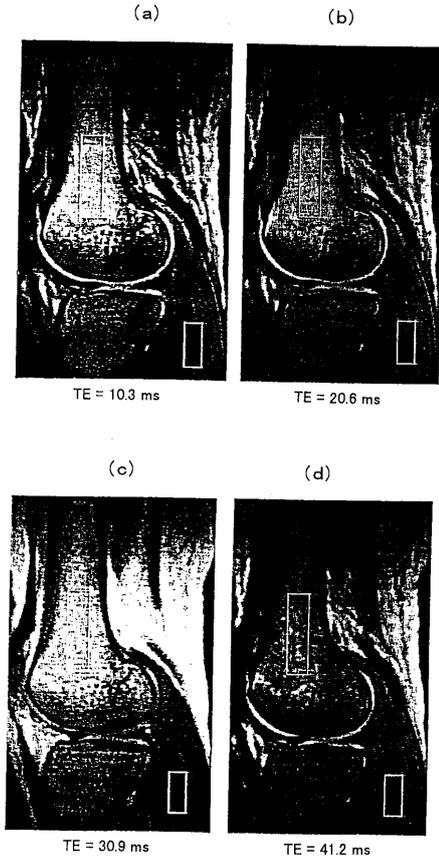
【図5】



【 図 6 】



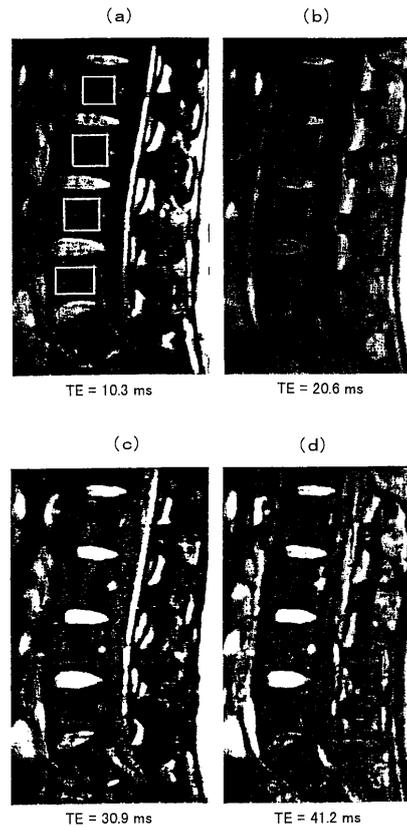
【 図 7 】



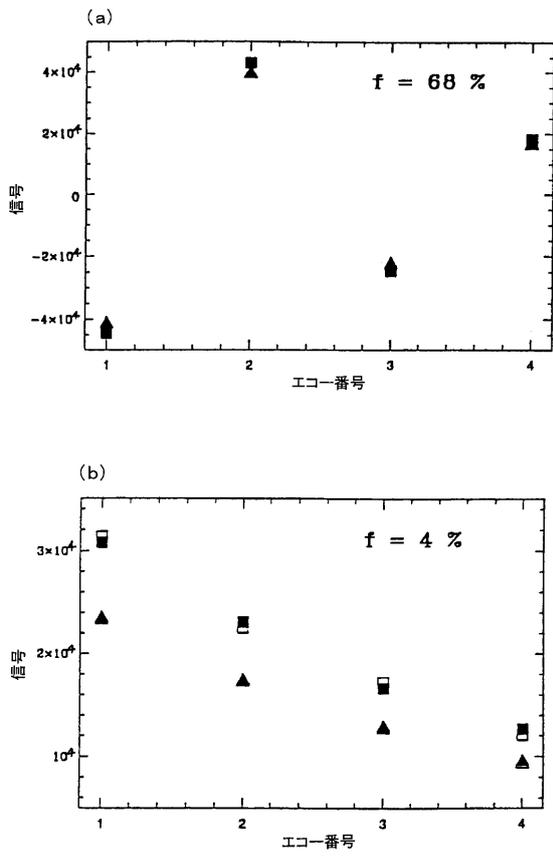
【 図 8 】



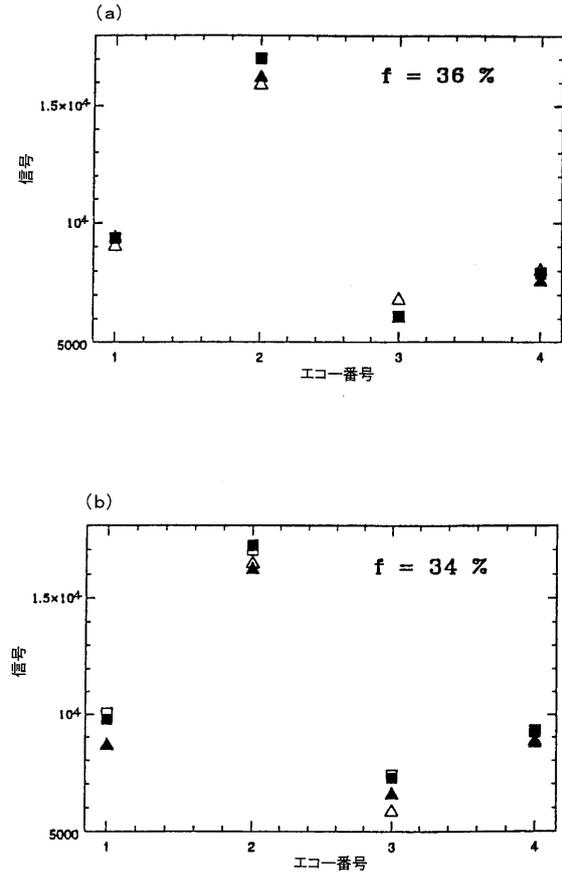
【 図 9 】



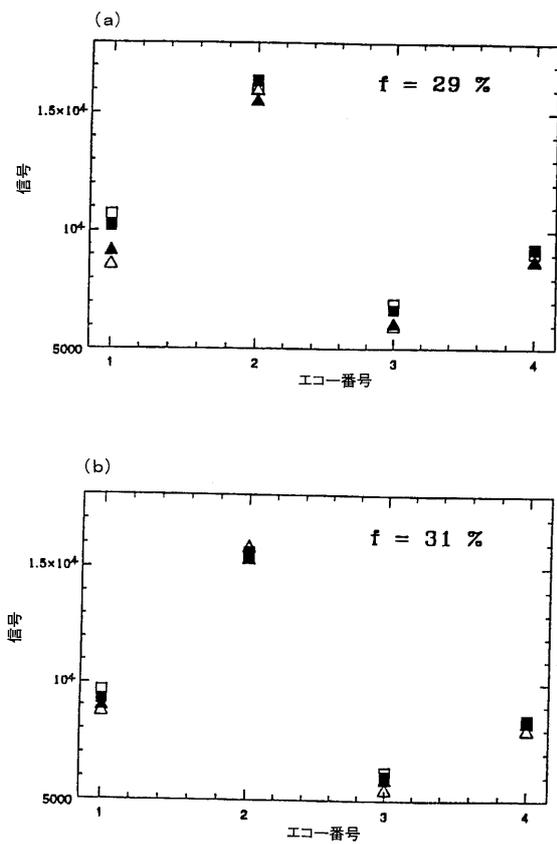
【図10】



【図11】



【図12】



フロントページの続き

(74)代理人 100092196

弁理士 橋本 良郎

(74)代理人 100095441

弁理士 白根 俊郎

(72)発明者 ウェイグオ・ツァン

アメリカ合衆国、カリフォルニア州 94404、フォスター・シティー、ピンタ・レーン 74
6

(72)発明者 ジョーゼフ・ダブリュ・カールソン

アメリカ合衆国、カリフォルニア州 94708、ケンシントン、ケンブリッジ・アベニュー 2
40

審査官 伊藤 幸仙

(56)参考文献 特開平11-225995(JP,A)

特開平10-305020(JP,A)

特開平09-164125(JP,A)

米国特許第6147492(US,A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 5/055