



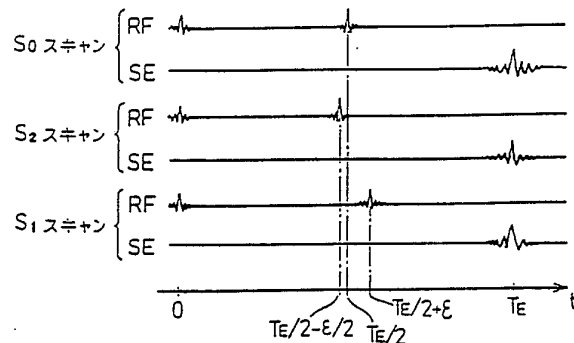
特許協力条約に基づいて公開された国際出願

(51) 国際特許分類 4 A61B 5/05, G01N 24/08	A1	(11) 国際公開番号 WO 89/11822 (43) 国際公開日 1989年12月14日 (14.12.89)
(21) 国際出願番号 PCT/JP89/00542 (22) 国際出願日 1989年5月31日 (31. 05. 89) (30) 優先権データ 特願昭63-134261 1988年5月31日 (31. 05. 88) JP (71) 出願人 (米国を除くすべての指定国について) 横河メディカルシステム株式会社 (YOKOGAWA MEDICAL SYSTEMS, LTD.) [JP/JP] 〒191 東京都日野市旭が丘4丁目7番地の127 Tokyo, (JP) (72) 発明者; および (75) 発明者/出願人 (米国についてのみ) 井上勇二 (INOUE, Yuji) [JP/JP] 〒191 東京都日野市旭が丘4丁目7番地の127 横河メディカルシステム株式会社内 Tokyo, (JP) (81) 指定国 AT (欧州特許), BE (欧州特許), CH (欧州特許), DE (欧州特許), FR (欧州特許), GB (欧州特許), IT (欧州特許), LU (欧州特許), NL (欧州特許), SE (欧州特許), US. 添付公開書類 国際調査報告書		

(54) Title: SEPARATIVE IMAGING METHOD FOR WATER AND FAT BY MRI

(54) 発明の名称 MRIにおける水、脂肪分離イメージング方法

- 1 ... S_0 scanning
 2 ... S_2 scanning
 3 ... S_1 scanning



(57) Abstract

A separative imaging is provided to obtain separate images of water and fat using quantitative MRI while eliminating separation error caused by non-uniform magnetic field. When a spin echo signal is received, there are carried out the S_0 scanning in which the phases of magnetization vectors of water and fat are in agreement with each other, the S_1 scanning in which the phases of magnetization vectors are different by 180° and the S_2 scanning in which the phases of magnetization vectors are different by 90° . A quantitative difference between water and fat is calculated from the image data of the S_1 and S_2 scan-nings, and a separation image of water and fat is obtained from the absolute value images of the S_0 and S_1 scan-nings. According to the invention which uses absolute value images of the S_0 and S_1 scan-nings, there does not develop any separation error caused by deviation in the phase that stems from non-uniform magnetic field. Further, the phase term due to non-uniform static magnetic field is removed and a quantitative difference between water and fat is calculated based on the image data of the S_1 and S_2 scan-nings. Water and fat component are identified for the separation images found from the absolute value data.

(57) 要約

本発明の目的は、磁場不均一等による分離エラーを除去し、且つ、定量性のあるMRIにおける水、脂肪分離イメージング方法を提供することにある。

本発明は、スピンエコー信号受信時に水と脂肪の磁化ベクトルの位相が一致した S_0 スキャンと、これら磁化ベクトルの位相が 180° 異なる S_1 スキャンと、これら磁化ベクトルの位相が 90° 異なる S_2 スキャンとを行い、 S_1 及び S_2 スキャンの画像データから水と脂肪の量的な差異を演算し、 S_0 及び S_1 スキャンの絶対値像から水と脂肪の分離像を得ることを特徴とする。

本発明によれば、 S_0 及び S_1 スキャンの絶対値像を用いるため磁場不均一などに起因した位相ずれによる分離エラーが生じない。なおかつ、 S_1 及び S_2 スキャンの画像データから、静磁場不均一による位相項を取り除くと共に、水と脂肪の量的な差異を演算することができ、絶対値データから求めた分離像に対して、水と脂肪成分の同定を行うことができる。

情報としての用途のみ

PCTに基づいて公開される国際出願のパンフレット第1頁にPCT加盟国を同定するために使用されるコード

AT オーストリア
AU オーストラリア
BB バルバードス
BE ベルギー
BG ブルガリア
BJ ベナン
BR ブラジル
CF 中央アフリカ共和国
CG コンゴ
CH スイス
CM カメルーン
DE 西ドイツ
DK デンマーク
FI フィンランド

FR フランス
GA ガボン
GB イギリス
HU ハンガリー
IT イタリア
JP 日本
KP 朝鮮民主主義人民共和国
KR 大韓民国
LI リヒテンシュタイン
LK スリランカ
LU ルクセンブルグ
MC モナコ
MG マダガスカル
ML マリ

MR モーリタニア
MW マラウイ
NL オランダ
NO ノルウェー
RO ルーマニア
SD スーダン
SE スウェーデン
SN セネガル
SU ソビエト連邦
TD チャード
TG トーゴ
US 米国

明 細 書

MR Iにおける水、脂肪分離イメージング方法

〔技術分野〕

本発明は、ケミカルシフトを利用して体内の水と脂肪の分離像を得るMR I (Magnetic Resonance Imaging) における水と脂肪の分離イメージング方法に関し、更に詳しくは、水と脂肪の分離を正確に行った定量性のあるMR Iにおける水、脂肪分離イメージング方法に関する。

〔背景技術〕

MR Iにおいて、2成分の分子構造の違いにより同一核種の共鳴周波数がずれるケミカルシフトを利用して、体内の同一断層面を、水のみプロトン画像と脂肪のみのプロトン画像に分離して表示する分離イメージング法がある。

始めに、水と脂肪の分離イメージング方法の1つである従来例のディクソン法を第4図、第5A図及び第5B図を用いて説明する。第4図は従来例のディクソン法のパルスシーケンスを表す図である。第4図において、 t は時間軸であり、 90° パルスの印加タイミングを $t=0$ とする。以後の説明において、静磁場方向(水平とする)をZ軸とし、垂直方向をY軸、Z軸に垂直な水平方向(右手系)をX軸とする。RFはZ軸方向に向いたプロトンの磁化ベクトルを、これと垂直な方向に所定角回転させるラーモア周波数のRF(Radio-Frequency)波であり、回転角に応じて 90° パルス、 180° パルスと呼ぶ。SEは $t=0$ における 90° パルス印加後、XY平面内に静磁場不均一によってばらけた磁化ベクトルの位相を、 180° パルスで反転して再び収束した時に観測されるスピネコー信号である。 90° パルスからスピネコーが得られるまでの時間を T_E とする。ディクソン法においては、始めに、 180° パルスの印加タイミングを、 90° パルス印加後、 T_E の中間の $t=T_E/2$ とした S_0 スキャンを行う。次に、 90° パルス印加後 $T_E/2$ から ε 早い $t=T_E/2-\varepsilon$ において 180° パルスを印加する S_1 スキャンを行う。 S_0 スキャン、 S_1 スキャン共にスピネコーが得られる時刻は、 $t=T_E$ である。

ここで、前記 ε は次式を満たす。

$$\varepsilon = (4 \cdot \sigma \cdot f)^{-1} \quad \dots (1)$$

σ : 水脂肪のケミカルシフト量

f : プロトンの共鳴周波数

ε は水を基準にした脂肪磁化ベクトルの位相ずれ周期、即ちケミカルシフトの周期 $1/(\sigma \cdot f)$ の $1/4$ に相当する。水と脂肪中のプロトンの共鳴周波数の差、すなわちケミカルシフト σ は、約 3.5 ppm である。従って、静磁場強度が 0.5 T (^1H のラーモア周波数 $f = 21.3\text{MHz}$) の時、 ε は約 3.5 msec となる。

第 5 A 図及び第 5 B 図は各々、 S_0 、 S_1 スキャンにおける水と脂肪の磁化ベクトルの位相関係を表す図である。第 5 A 図及び第 5 B 図において、 W は水の磁化ベクトル、 F は脂肪の磁化ベクトルを表し、 $X'-Y'$ 座標は水の磁化ベクトルの回転速度で Z 軸の回りを回転する座標系である。第 5 A 図の S_0 スキャンにおいて、 $t=0$ 、即ち 90° パルス印加時は、両ベクトルの位相は揃っている。 $t=T_E/2$ では、ケミカルシフトによって水と脂肪の磁化ベクトルの位相のずれ ψ ($-\pi < \psi \leq \pi$) が生じている。両ベクトルの位相は、 Y' 軸方向からの 180° パルスで、 Y' 軸の回りに位相が反転される。この後、脂肪の磁化ベクトルは、 180° パルス印加までと同じ量だけ回転し、 $t=T_E$ で水の磁化ベクトルと位相が一致する。第 5 B 図の S_1 スキャンでは、 $t=T_E/2 - \varepsilon$ で 180° パルスが印加される。これは S_0 スキャン時より時間で ε 、位相ずれの角度で $\pi/2$ 早い。 180° パルスによって位相が反転された後、スピンエコーが得られるまでの時間は、 90° パルスから 180° パルスまでの時間よりも 2ε 長い。この分だけ脂肪の磁化ベクトルが余計に回転するため、 $t=T_E$ で水と脂肪の磁化ベクトルが 180° の位相ずれを生じる。

次に、このようにして得られたローデータから分離像を得るための信号処理の方法を説明する。各スキャンによって得られるローデータを画像再構成した画像データは、

$$S_0 = W + F \quad \dots (2)$$

$$S_1 = W - F \quad \dots (3)$$

になる。ここで、 $W (\geq 0)$ は水のプロトン密度、 $F (\geq 0)$ は脂肪のプロトン密度である。そこで、

$$W = (S_0 + S_1) / 2 \quad \dots (4)$$

$$F = (S_0 - S_1) / 2 \quad \dots (5)$$

を再構成画像データのマトリックスの各ピクセル毎に計算することによって、水と脂肪を分離した画像を得ることができる。

しかし、各スキャンデータには、受信系などで生じる装置固有の0次位相オフセット及び、 S_1 スキャンデータに含まれるRFパルスの中心周波数のラーモア周波数からのずれや、静磁場不均一等による位相のずれがあるため、実際の画像データは次式のようになる。

$$S_0 = (W+F) \exp(i\alpha_0) \quad \dots (6)$$

$$S_1 = (W-F) \exp\{i(\alpha_0 + 2\theta)\} \quad \dots (7)$$

ここで、 $i^2 = -1$ であり、 $\exp(i\alpha_0)$ は装置固有の位相オフセット成分、 $\exp(i2\theta)$ は、静磁場不均一等による位相ずれ成分であり、 S_1 データのみに含まれる。このような位相ずれ成分があると、式(4)、(5)の分離がうまく行かずシェーディング等の水と脂肪の分離エラーが生じる。そこで、従来では均一な水ファントムを用いて予め静磁場不均一分布 $\exp(i\theta)$ を測定し、この情報を用いて S_1 スキャンの位相ずれ成分を除去して補正していた。又、別の方法では S_0 と S_1 の画像データの絶対値像

$$|S_0| = (S_0 \times S_0^*)^{1/2} = W+F \quad \dots (8)$$

$$|S_1| = (S_1 \times S_1^*)^{1/2} = |W-F| \quad \dots (9)$$

をとり、位相ずれ成分を取り除いた後、この絶対値データを用いた水と脂肪の分離像を得ていた。

しかし、上記のような補正方法においては以下の問題点がある。まず、水ファントムを用いる方法においては、水と人体の組織成分の相違による透磁率、反磁界の変化等のため、ファントム測定時と被検体撮影時との磁場分布状態が異なる。従って、正確な補正ができず、分離エラーが完全には除去できない。又、位相ずれの範囲が $\pm\pi$ を越えると、位相飛びを起こし、補正が困難になるという制約もある。次に絶対値像を用いる方法では、 $|W-F|$ となるため、水と脂肪のどちらが多いのかという情報が失われる。このため、式(8)と(9)の和と差の1/2の計算結果は、どちらが水でどちらが脂肪かという同定ができず定量性に欠ける。

〔発明の開示〕

本発明の目的は、磁場不均一等による分離エラーを除去し、且つ、定量性のあるMRIにおける水、脂肪分離イメージング方法を提供することにある。

本発明は、スピンエコー信号受信時に水と脂肪の磁化ベクトルの位相が一致した S_0 スキャンと、これら磁化ベクトルの位相が 180° 異なる S_1 スキャンと、これら磁化ベクトルの位相が 90° 異なる S_2 スキャンとを行い、 S_1 及び S_2 スキャンの画像データから水と脂肪の量的な差異を演算し、 S_0 及び S_1 スキャンの絶対値像から水と脂肪の分離像を得ることを特徴とする。

本発明によれば、 S_0 及び S_1 スキャンの絶対値像を用いるため磁場不均一などに起因した位相ずれによる分離エラーが生じない。なおかつ、 S_1 及び S_2 スキャンの画像データから、静磁場不均一による位相項を取り除くと共に、水と脂肪の量的な差異を演算することができ、絶対値データから求めた分離像に対して、水と脂肪成分の同定を行うことができる。

〔図面の簡単な説明〕

第1図は本願発明の一実施例のパルスシーケンスを表す図、

第2図は本願発明の一実施例の動作を表すフローチャート、

第3A図乃至第3C図は本願発明の他の実施例のパルスシーケンスを表す図、

第4図は従来例のディクソン法のパルスシーケンスを表す図、

第5A図及び第5B図は従来例のディクソン法における水と脂肪の磁化ベクトルの位相関係を表す図である。

〔発明を実施するための最良の形態〕

以下、図面を参照して本発明について詳細に説明する。第1図は本願発明の一実施例のパルスシーケンスを表す図である。第1図において、記号は第4図と同じ意味で用いている。第1図において、 S_0 及び S_1 スキャンは各々、従来のディクソン法の S_0 及び S_1 のスキャンシーケンスと同様である。即ち、 S_0 スキャンでは、水と脂肪の磁化ベクトルの位相が $t = T_E$ で一致するように、 $t = T_E / 2$ において 180° パルスを印加する。 S_1 スキャンでは、両ベクトルの位相が $t = T_E$ で 180° ずれるように、 S_0 スキャン時から ε 遅れた $t = T_E / 2 + \varepsilon$ において 180° パルスを印加する。

従来例と異なる点は、この S_0 及び S_1 スキヤンの他に、両ベクトルの位相が 90° ずれる S_2 スキヤンを行うことにある。この S_2 スキヤンでは、 S_0 スキヤン時から $\varepsilon/2$ 早い $t = T_E/2 - \varepsilon/2$ において 180° パルスを印加し、 90° パルスから 180° パルスまでの時間と、 180° パルスからSEまでの時間の差を ε とする。従って、時刻 T_E での水と脂肪の磁化ベクトルの位相ずれは、 S_1 スキヤン時の $1/2$ の 90° となる。各スキヤンデータを画像再構成した画像データは、

$$S_0 = (W+F) \exp(i\alpha_0) \quad \dots (10)$$

$$S_1 = (W-F) \exp\{i(\alpha_0 - 2\theta)\} \quad \dots (11)$$

$$S_2 = (W+iF) \exp\{i(\alpha_0 + \theta)\} \quad \dots (12)$$

となる。

上式中の記号 W , F , i , α_0 , θ は式(6), (7)と同様に用いている。

次に、これらのデータを用いて分離像を作る方法を第2図のフローチャートを用いて説明する。以後の計算は、再構成画像データのマトリックスの各ピクセル毎に行う。

始めに、 S_0 の画像データの位相項を

$$\text{Arctan}\{\text{Re}(S_0) / \text{Im}(S_0)\} = \alpha_0$$

から求める。 $\text{Re}(S_0)$ は S_0 の実数部、 $\text{Im}(S_0)$ は S_0 の虚数部である。

次に、システム固有の0次位相項 $\exp(i\alpha_0)$ を取り除くために、 S_0 、 S_1 及び S_2 の各画像データに $\exp(-i\alpha_0)$ を掛ける。この結果、各画像データは

$$S_0 = W+F \quad \dots (13)$$

$$S_1 = (W-F) \exp(-2i\theta) \quad \dots (14)$$

$$S_2 = (W+iF) \exp(i\theta) \quad \dots (15)$$

となる。

次に、水と脂肪のどちらが量的に多いかを求めるために、 S_3 として次式を計算する。

$$\begin{aligned} S_3 &= S_2 \times S_2 \times S_1 \\ &= (W+iF)^2 \times (W-F) \times \exp(i\theta) \times \exp(i\theta) \\ &\quad \times \exp(-2i\theta) \\ &= (W-F)^2 \cdot (W+F) + 2iF \cdot W \cdot (W-F) \quad \dots (16) \end{aligned}$$

6

この S_3 は、静磁場不均一による位相ずれ成分 $\exp(i\theta)$ が除去されていると同時に、式(16)の実数部は常に0以上であるため、 S_3 の位相の正負、即ち虚数部の符号が水と脂肪の量的な差異に対応している。

次に、 S_0 と S_1 の画像データの絶対値像

$$|S_0| = (S_0 \times S_0^*)^{1/2} = W + F \quad \dots (17)$$

$$|S_1| = (S_1 \times S_1^*)^{1/2} = |W - F| \quad \dots (18)$$

を計算する。そして、水と脂肪を分離するため、

$$a = (|S_0| + |S_1|) / 2 \quad \dots (19)$$

$$b = (|S_0| - |S_1|) / 2 \quad \dots (20)$$

を計算する。

最後に、式(19)と(20)のどちらが水でどちらが脂肪かを同定するために、 S_3 データの位相を求める。虚数部の符号が正、即ち $W > F$ のときは、 $|W - F| = W - F$ となり、式(19)、(20)において、 a が水、 b が脂肪になる。逆に、虚数部の符号が負、即ち $W < F$ のときは、 $|W - F| = F - W$ であるから、各々 a が水、 b が脂肪となる。ここで、人体内で水成分を含まない脂肪成分はないことから、式(16)の虚数部が0の場合は、 $F = 0$ 、即ち a が水と判断することができる。最後に、このようにして得られた水成分と脂肪成分の画像データを基に、水と脂肪の分離画像を表示する。

このように、本実施例の分離イメージング方法では、 S_2 スキンの画像データの2乗と S_1 スキンの画像データの積を計算することにより、静磁場不均一等による位相ずれ成分が除去すると共に、その虚数部の符号から水と脂肪の量的な差異を知ることができる。この結果から絶対値データから得た分離像に対して水と脂肪成分の同定を行っている。従って、 S_1 の静磁場不均一等による位相ずれ成分が除去できる絶対値像を用いながらも、定量的な情報を失わない分離像が得られる。

第3A図乃至第3C図は本願発明の他の実施例のパルスシーケンスを表す図である。これらの図における記号は、第1図と同様に用いている。上記実施例においては、 S_1 スキンの場合は S_0 スキンの場合よりも ε 遅く、 S_2 スキンの場合は $\varepsilon/2$ 早く 180° パルスを印加した。この逆に第3A図のように、 S_1 スキンの場合は S_0 スキンの場合よりも ε 早い $t = T_E/2 - \varepsilon$ で、 S_2 スキンの場合は $\varepsilon/2$ 遅い $t = T_E/2 + \varepsilon/2$ で各々

7

180° パルスを印加しても良い。この場合式(11), (12), (16)は各々、

$$S_1 = (W-F) \text{EXP}\{i(\alpha_0 + 2\theta)\} \quad \dots (21)$$

$$S_2 = (W-iF) \text{EXP}\{i(\alpha_0 - \theta)\} \quad \dots (22)$$

$$S_3 = (W-F)^2 \cdot (W+F) - 2iF \cdot W \cdot (W-F) \quad \dots (23)$$

となり、 S_3 の虚数部の符号が式(16)と逆になる。更に、第3B図のように、180° パルスの印加タイミングを各々、 S_1 スキャンでは S_0 スキャン時よりも ε 遅い $t = T_E/2 + \varepsilon$ とし、 S_2 スキャンでは $\varepsilon/2$ 遅い $t = T_E/2 + \varepsilon/2$ としても良い。又は、第3C図のように、180° パルスの印加タイミングを各々、 S_1 スキャンでは S_0 スキャン時よりも ε 早い $t = T_E/2 - \varepsilon$ とし、 S_2 スキャンでは $\varepsilon/2$ 早い $t = T_E/2 - \varepsilon/2$ としても良い。第3B図及び第3C図の場合 S_3 として各々、

$$\begin{aligned} S_3 &= S_2 \times S_2 / S_1 \\ &= (W+F) \pm 2iF \cdot W / (W-F) \quad \dots (24) \end{aligned}$$

を計算する。式(24)において、虚数部の符号 $\pm$ は、第3B図の時は $-$ 、第3C図の時は $+$ になる。 $W=F$ の時は、式(24)が発散してしまうため、場合分けが必要になる。式(24)も静磁場不均一等による位相ずれ成分が除去されていると同時に、虚数部の符号から水と脂肪の量的な差異を知ることができる。又、スキャン時間短縮のため、 S_1 、 S_2 スキャンのいずれか一方、又は双方共、 S_0 スキャンのデータ数よりも少ないデータマトリックス数でデータ収集し、画像再構成時に残りの領域にゼロデータを埋め込んで画像データを得ても良い。

以上の説明の通り、本発明のMRIにおける水、脂肪分離イメージング方法によれば、以下の効果が得られる。即ち、

(1) S_1 及び S_2 スキャンの画像データから、静磁場不均一等による位相ずれ成分を除去すると同時に、その計算結果の位相から水と脂肪の量的な差異を知ることができる。この結果から S_0 及び S_1 スキャンから得られる絶対値像を用いた分離像に対して水と脂肪成分の同定が正確に行える。従って、絶対値データを用いながらも、正確な水と脂肪の分離が行えることができ、定量的な情報を失わない分離画像を得ることができる。

(2) S_0 及び S_1 スキャンの絶対値像を用いるため、装置固有の0次位相オフセット、

8

及びRFパルスの中心周波数のラーモア周波数からのずれや、前記静磁場不均一等による位相ずれが除去できる。この時、位相ずれの範囲が $\pm\pi$ を越えても影響を受けないため、補正できる位相ずれの範囲に制約を受けない。この結果、シェーディング等の水と脂肪の分離エラーが除去でき、分離画像の画質を向上することができる。

以上、本発明を実施するための最良の形態に付いて説明したが、本発明が属する技術の分野の通常の知識を有するものにとって下記の請求の範囲を逸脱することなく種々の変形をすることは容易である。

9

請求の範囲

1. 軸方向に略一様な静磁場を印加し、この静磁場中の被検体にZ軸に垂直な方向から 90° のRFパルスを印加し、所定の時間後に 180° のRFパルスを印加して、被検体からのスピネコー信号を受信するSE法を用いたMRIにおける水、脂肪分離イメージング方法において、前記スピネコー信号受信時に水と脂肪の磁化ベクトルの位相が一致した S_0 スキャンと、前記磁化ベクトルの位相が 180° 異なる S_1 スキャンと、前記磁化ベクトルの位相が 90° 異なる S_2 スキャンとを行い、前記 S_1 及び S_2 スキャンの画像データから水と脂肪の量的な差異を演算し、前記 S_0 及び S_1 スキャンの絶対値像から水と脂肪の分離像を得ることを特徴とするMRIにおける水、脂肪分離イメージング方法。

2. S_0 スキャンの画像データの結果の位相から、装置固有の0次位相オフセット量を求め、これに応じて各画像データに補正を施すことを特徴とする請求の範囲1記載のMRIにおける水、脂肪分離イメージング方法。

3. 水と脂肪の量的な差異から、 S_0 及び S_1 スキャンの絶対値像の和の $1/2$ と差の $1/2$ に対して、どちらが水成分でどちらが脂肪成分かを同定することを特徴とする請求の範囲1又は2記載のMRIにおける水、脂肪分離イメージング方法。

4. S_1 の S_2 スキャンのいずれか一方、又は双方は、 S_0 スキャンのデータ数よりも少ないデータマトリックス数でデータ収集を行い、画像再構成時に残りの領域にゼロデータの挿入を行うことを特徴とする請求の範囲1、2又は3記載のMRIにおける水、脂肪分離イメージング方法。

5. S_1 及び S_2 スキャンは、 180° のRFパルスの印加タイミングを、 S_0 スキャン時よりも S_1 スキャンでは ϵ 、 S_2 スキャンでは $\epsilon/2$ 、各々早く又は遅くすることを特徴とする請求の範囲1、2、3又は4記載のMRIにおける水、脂肪分離イメー

ジング方法。但し、 ϵ は次式を満たす。

$$\epsilon = (4 \cdot \sigma \cdot f)^{-1}$$

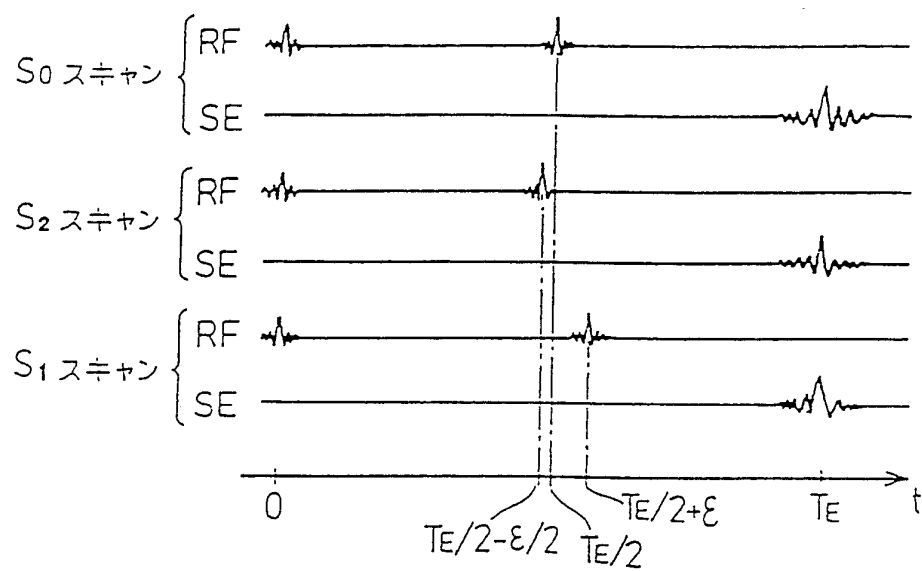
σ : 水と脂肪のケミカルシフト量

f : プロトンの共鳴周波数

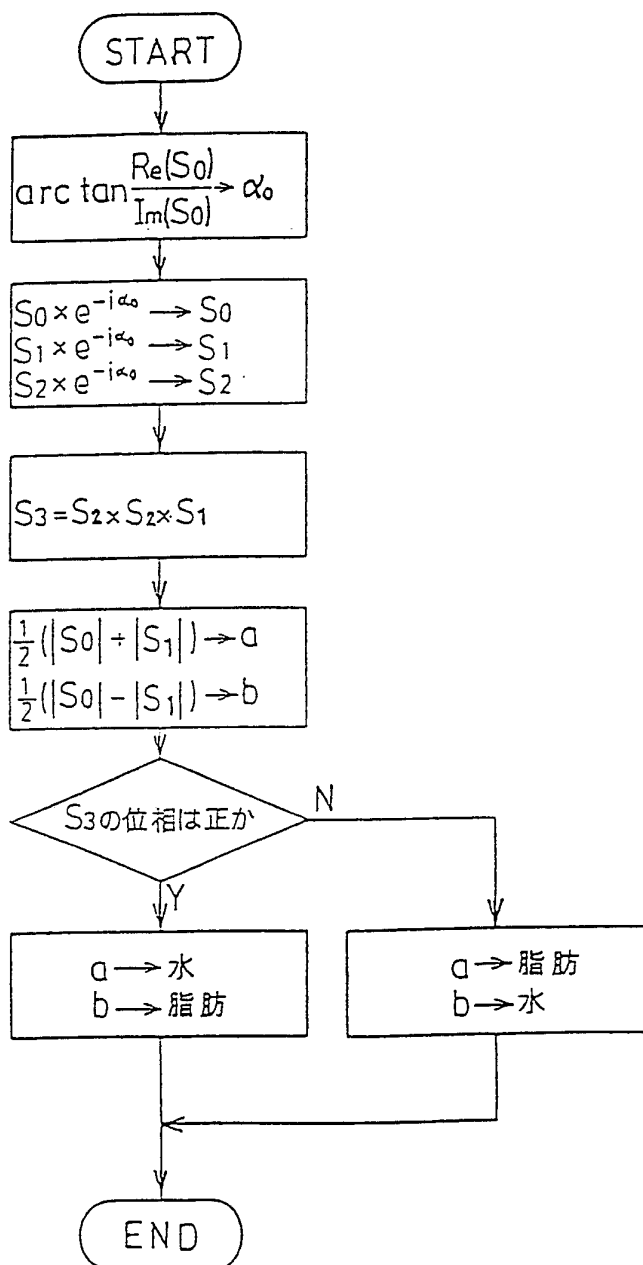
6. S_1 及び S_2 スキャンは、 180° のRFパルスの印加タイミングを、 S_0 スキャン時よりも S_1 スキャンで ϵ 早くした時は S_2 スキャンでは $\epsilon/2$ 遅らせ、 S_1 スキャンで ϵ 遅らせた時は S_2 スキャンでは $\epsilon/2$ 早くすることを特徴とする請求の範囲5記載のMRIにおける水、脂肪分離イメージング方法。

7. S_1 及び S_2 スキャンの結果から、 S_2 スキャンの画像データの2乗と S_1 スキャンの画像データの積を計算し、この計算結果の位相から水と脂肪の量的な差異を求めることを特徴とする請求の範囲6記載のMRIにおける水、脂肪分離イメージング方法。

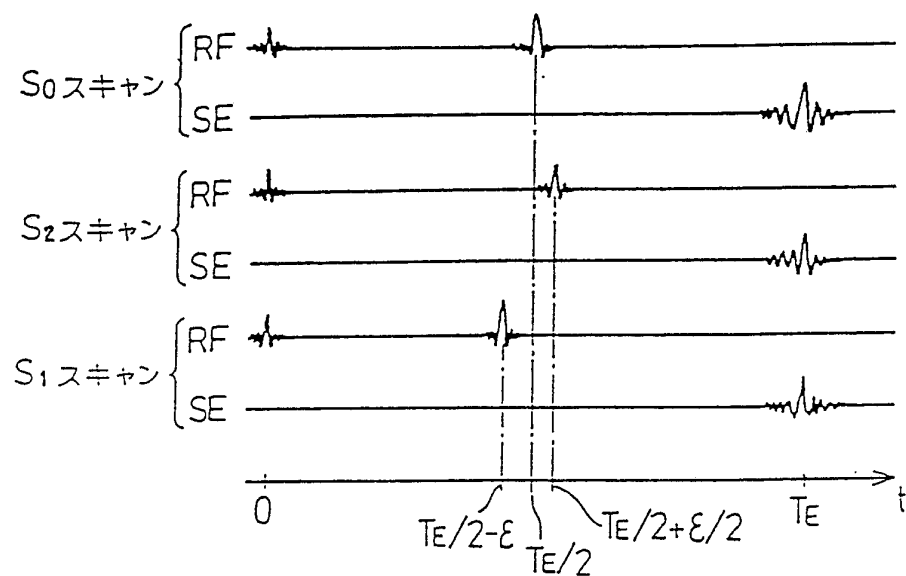
第 1 図



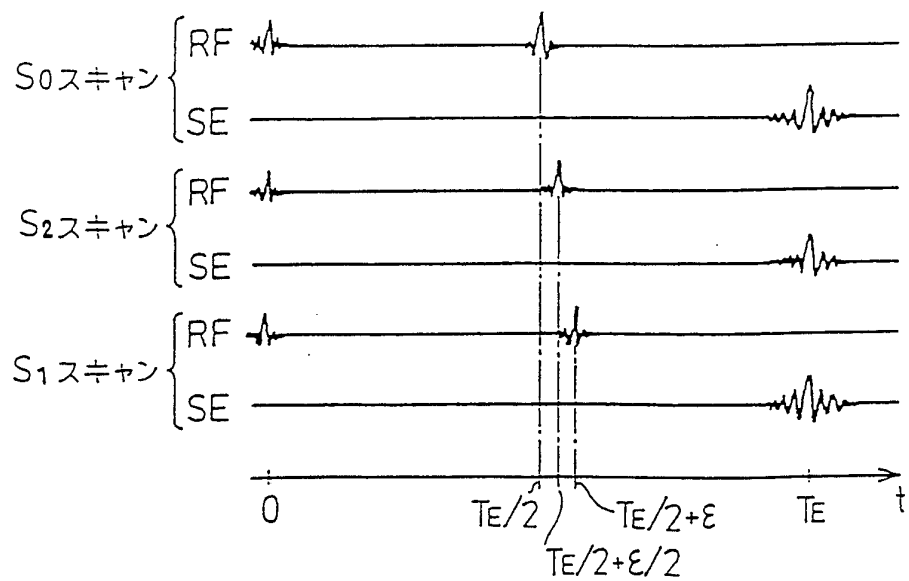
第2図



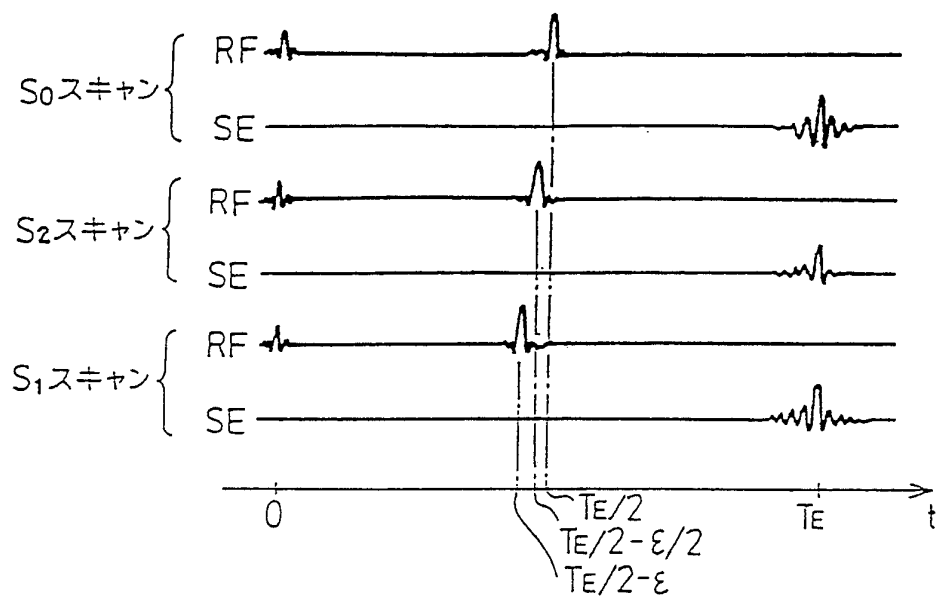
第3A図



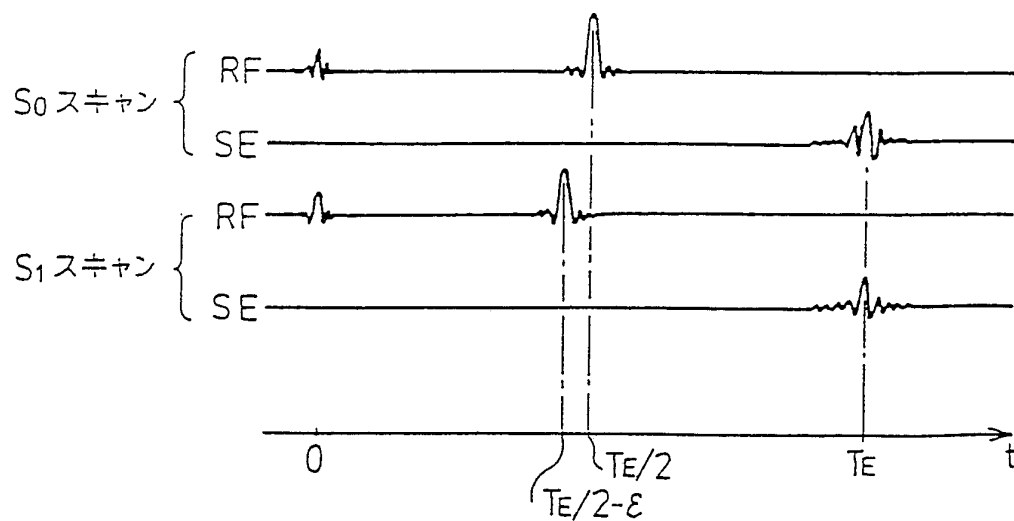
第3B図



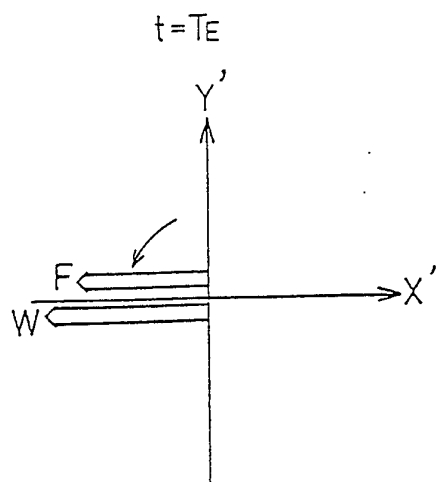
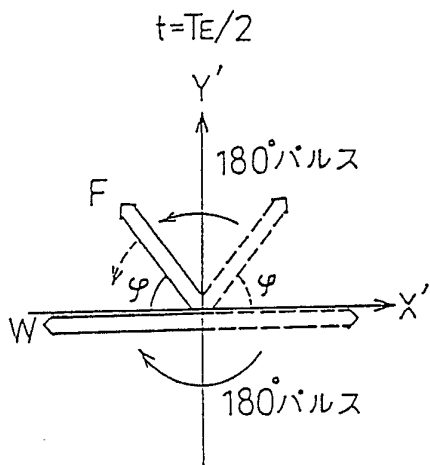
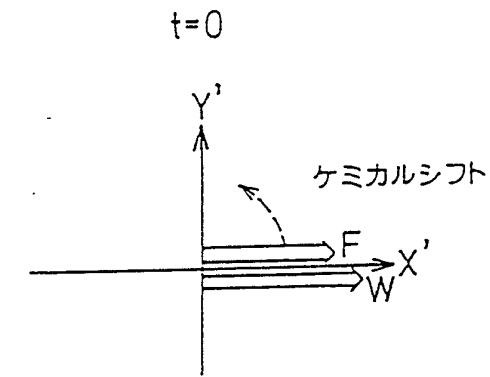
第3C図



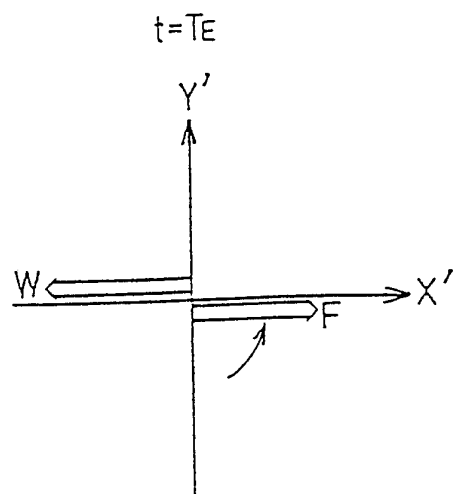
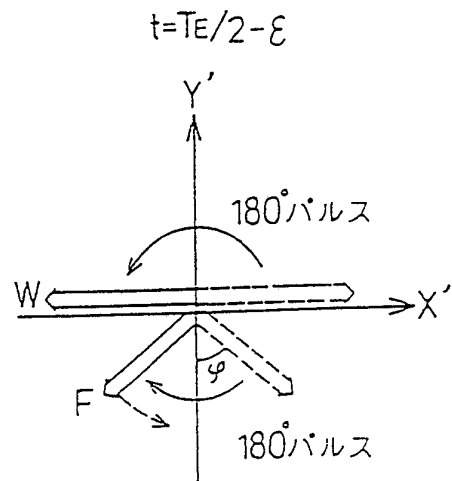
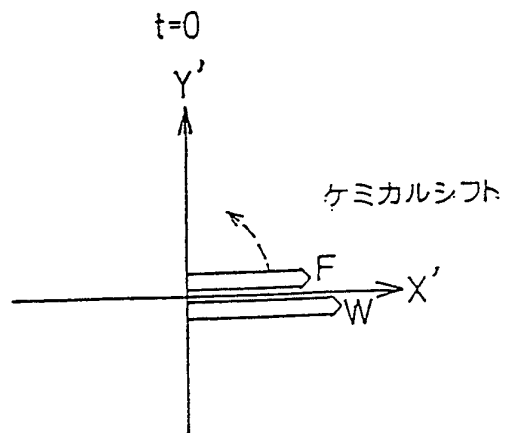
第4図



第5A図



第5B図



INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International Application No PCT/JP89/00542

I. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER (if several classification symbols apply, indicate all) ⁶		
According to International Patent Classification (IPC) or to both National Classification and IPC		
Int. Cl ⁴ A61B5/05, G01N24/08		
II. FIELDS SEARCHED		
Minimum Documentation Searched ⁷		
Classification System	Classification Symbols	
IPC	A61B5/05, G01N24/08	
Documentation Searched other than Minimum Documentation to the Extent that such Documents are Included in the Fields Searched ⁸		
Jitsuyo Shinan Koho	1926 - 1989	
Kokai Jitsuyo Shinan Koho	1971 - 1989	
III. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT ⁹		
Category ¹⁰	Citation of Document, ¹¹ with indication, where appropriate, of the relevant passages ¹²	Relevant to Claim No. ¹³
A	JP, A, 62-72346 (Technicare Corporation) 2 April 1987 (02. 04. 87) Page 1, lower left column, line 3 to page 13, lower left column, line 2 (Family : none)	1 - 7
* Special categories of cited documents: ¹⁰ "A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance "E" earlier document 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 "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		
IV. CERTIFICATION		
Date of the Actual Completion of the International Search	Date of Mailing of this International Search Report	
August 1, 1989 (01. 08. 89)	August 14, 1989 (14. 08. 89)	
International Searching Authority	Signature of Authorized Officer	
Japanese Patent Office		

国 際 調 査 報 告

国際出願番号PCT/JP 89/ 00542

I. 発明の属する分野の分類		
国際特許分類 (IPC) Int. Cl. A 61 B 5 / 05, G 01 N 24 / 08		
II. 国際調査を行った分野		
調 査 を 行 っ た 最 小 限 資 料		
分 類 体 系	分 類 記 号	
IPC	A 61 B 5 / 05, G 01 N 24 / 08	
最小限資料以外の資料で調査を行ったもの		
日本国実用新案公報 1926-1989年 日本国公開実用新案公報 1971-1989年		
III. 関連する技術に関する文献		
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	請求の範囲の番号
A	JP, A, 62-72346 (テクニケア・コーポレーション) 2. 4月. 1987 (02. 04. 87) 第1頁, 左下欄, 第3行-第13頁, 左下欄, 第2行 (ファミリーなし)	1-7
※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」 先行文献ではあるが、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の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の文献		
IV. 認 証		
国際調査を完了した日 01. 08. 89	国際調査報告の発送日 14.08.89	
国際調査機関 日本国特許庁 (ISA/JP)	権限のある職員 特許庁審査官 村 上 友 幸 ®	4 C 7 2 5 9