

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号
特許第4675556号
(P4675556)

(45) 発行日 平成23年4月27日 (2011. 4. 27)

(24) 登録日 平成23年2月4日 (2011. 2. 4)

(51) Int.Cl.

A 6 1 B 5/055 (2006.01)

F I

A 6 1 B 5/05 3 8 2

請求項の数 11 (全 21 頁)

(21) 出願番号	特願2003-293662 (P2003-293662)	(73) 特許権者	390041542
(22) 出願日	平成15年8月15日 (2003. 8. 15)		ゼネラル・エレクトリック・カンパニイ
(65) 公開番号	特開2004-73866 (P2004-73866A)		GENERAL ELECTRIC CO
(43) 公開日	平成16年3月11日 (2004. 3. 11)		MPANY
審査請求日	平成18年8月9日 (2006. 8. 9)		アメリカ合衆国、ニューヨーク州、スケネ
(31) 優先権主張番号	10/219, 637		クタデイ、リバーロード、1 番
(32) 優先日	平成14年8月15日 (2002. 8. 15)	(74) 代理人	100137545
(33) 優先権主張国	米国 (US)		弁理士 荒川 聡志
		(74) 代理人	100105588
			弁理士 小倉 博
		(74) 代理人	100106541
			弁理士 伊藤 信和
		(72) 発明者	ダニエル・ブレゼク
			アメリカ合衆国、ニューヨーク州、ニスカ
			ユナ、カウンティ・レーン、10 番
			最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 脂肪／水分分離と脂肪を最小化する核磁気共鳴撮像システムと方法

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

核磁気共鳴（「MR」）画像において脂肪と他の物質の信号の相対的寄与を識別する方法であって、

核磁気共鳴撮像（「MRI」）脂肪抑制方法に従うところの、磁場と磁場感度の非一様性を考慮ファクタとして取り入れた画像信号モデル $I_{observed}$ として、 I_{fat} と I_{water} を夫々脂肪画像と前記他の物質の画像とし、 β' を空間依存性とすると、

【数 1】

$$I_{observed} = (I_{water} + I_{fat}e^{-i2\pi\omega_f TE})\beta'(4)$$

$$\beta' = \beta_{(x,y)}e^{-i\phi_{(x,y)}}$$

10

【数 2】

$$\log(|I_{observed}|) = \log(|I_{object}|) + \log(|\beta'|),$$

により表される前記画像信号モデル $I_{observed}$ を選択する工程と、
スキャンパラメータとしての核磁気共鳴撮像用のエコータイム（TE）を、このエコータイム（TE）と、前記脂肪と他の物質の共鳴周波数差（ ω_f ）との間の関係（ $2\omega_f TE$ ）が60度乃至120度の範囲内に入るように、選択する工程と、

前記選択された画像信号モデルと選択されたエコータイム（TE）とにより、バイアス

20

場の推定値 (x, y) を形成する工程と、

位相画像に、前記バイアス場の前記推定値 (x, y) による修正を適用する工程と、

複数のボクセルの各々で、前記脂肪と前記他の物質の信号の一部を推定する工程と、

前記脂肪と前記他の物質のいずれか一方に対する抑制された画像を形成する工程と、を備えることにより、

MRI 脂肪抑制法で一枚の画像のみの取得で十分としたことを特徴とする方法。

【請求項 2】

前記画像信号モデルは、 θ を観測された位相とし、 θ_{obj} を真の位相とすると、

【数 3】

$$\angle I_{\text{observed}} = \angle (\beta' I_{\text{water}} + \beta' I_{\text{fat}} e^{-i2\pi \omega_f TE})$$

$$\angle I_{\text{observed}} = \theta = \theta_{\text{object}} + \phi(x, y),$$

10

をさらに含むことを特徴とする請求項 1 の方法。

【請求項 3】

さらに、空間依存性 (x, y) を推定し、これを除去して真の位相を復元することを特徴とする請求項 1 の方法。

【請求項 4】

勾配リコールエコーシーケンスとスピネコーパルスシーケンスと高速スピネコーパルスシーケンスから選択されたパルスシーケンスを用いて画像を取得する工程をさらに備える請求項 1 乃至 3 のいずれかの方法。

20

【請求項 5】

前記画像の位相をアンラップする工程をさらに備えることを特徴とする請求項 1 乃至 4 のいずれかの方法。

【請求項 6】

観察された位相を次式

【数 4】

$$p(\theta_i | \Gamma_{\text{water}} \beta_i) = G(\theta_i - \mu_{\text{water}} - \beta_i \phi_{\text{water}})$$

$$p(\theta_i | \Gamma_{\text{fat}} \beta_i) = G(\theta_i - \mu_{\text{fat}} - \beta_i \phi_{\text{fat}}),$$

30

に基づくガウシアン分布としてモデル化する工程をさらに備え、 θ_i は、画素 i でアンラップ観察された位相であり、 $\Gamma_{\text{water}}, \Gamma_{\text{fat}}$ は組織クラスであり、 $\mu_{\text{water}}, \mu_{\text{fat}}$ はそれぞれ、水分クラスと脂肪クラスのクラス平均と分散であり、 $G(x, \sigma)$ は、 x で評価された、平均がゼロで分散が σ であるガウシアン分布関数であることを特徴とする請求項 1 乃至 5 のいずれかの方法。

【請求項 7】

バイアス場 Γ が与えられた場合に観察された位相の条件付確率

【数 5】

$$p(\theta_i | \beta_i) = \sum_n p(\theta_i | \Gamma_n \beta_i)$$

$$= \sum_n p(\theta_i | \Gamma_n \beta_i) p(\Gamma_n),$$

40

を利用する工程をさらに備え、 $p(\Gamma_i)$ は、組織クラスの不変事前確率分布であることを特徴とする請求項 6 の方法。

【請求項 8】

一様分布の「別の」クラス Γ_{other} を導入して次式

【数 6】

$$p(\theta_i|\beta_j) = p(\theta_{\text{water}}|\Gamma_{\text{water}})p(\Gamma_{\text{water}}) + p(\theta_{\text{fat}}|\Gamma_{\text{fat}})p(\Gamma_{\text{fat}}) + p(\Gamma_{\text{other}})$$

$$W_{ij} = (p(\theta_i|\Gamma_j)\beta_j p(\Gamma_j)) / (\sum_j p(\theta_i|\Gamma_j)\beta_j p(\Gamma_j))$$

$$R_i = W_{ij=\text{water}}(\theta_i - \mu_{\text{water}})\varphi_{\text{water}} + W_{ij=\text{fat}}(\theta_i - \mu_{\text{fat}})\varphi_{\text{fat}}$$

$$\beta = HR,$$

を生成する工程をさらに備え、 $p(\text{other})$ は一様分布であることを特徴とする請求項 7 の方法。

10

【請求項 9】

次式

【数 7】

$$\mu_j = (\sum_i p(\Gamma_i = j|\theta_i)(\theta_i - \beta_j)) / (\sum_i p(\Gamma_i = j|\theta_i))$$

$$\varphi_j = (\sum_i p(\Gamma_i = j|\theta_i)(\theta_i - \mu_j - \beta_j)^2) / (\sum_i p(\Gamma_i = j|\theta_i)),$$

を使ってクラスパラメータを推定する工程をさらに備え、 j [water, fat]であることを特徴とする請求項 8 の方法。

【請求項 10】

20

ベクトル場から前記脂肪と前記他の物質に関する画像を再生することによって、脂肪と他の物質に関する画像を生成する工程をさらに備えることを特徴とする請求項 1 乃至 9 のいずれかの方法。

【請求項 11】

MRI 脂肪抑制法は、

= 0 度を除く、> -180 度と、< 180 度間の相対位相を選択する工程と、

期待値最大化アルゴリズムを使って複素画像の位相を分類する工程と、

複素ベクトルから脂肪成分と水成分を生成して、脂肪画像と水分画像を得る工程を備えることを特徴とする請求項 1 乃至 10 のいずれかの方法。

【発明の詳細な説明】

30

【技術分野】

【0001】

本発明は一般的に、核磁気共鳴撮像 (MRI) システムと方法に関する。特に、本発明は、単エコーパルスシーケンスを利用して MRI に関する化学シフトアーチファクトを除去 / 低減し、MRI 読出し方向に沿った脂肪の化学シフトだけでなく、MRI スライス選択方向に沿った脂肪の部分ボリューム効果を最小にするシステムと方法に関する。

【背景技術】

【0002】

核磁気共鳴撮像 (MRI) では、磁場内で歳差運動する陽子の磁気信号から、K 空間と呼ばれるフーリエ領域のデータを収集する。共鳴周波数とも呼ばれるスピン周波数は、マテリアルのジャイロ磁化率と磁場強度の関数である。収集した信号を空間的に配置するために、MRI システムと方法では、この信号が主に水分の陽子から構成されるという、このスピン周波数に関する基礎的前提をとる。一般的に、この前提は人体では有効であるが、脂肪の陽子は、水分の陽子よりも低周波数で共鳴する。この共鳴周波数は化学シフトと呼ばれる。水分と脂肪の信号を共に撮像すると、脂肪の信号にシフトが起こる。k 空間でのこの周波数変化によって、撮像空間で空間シフトが起こる。周波数エンコーディング中に、オフ共鳴脂肪信号は、実際の信号が発生した場所とは異なる空間位置で発生すると解釈され、2 つのオフセット画像、即ち、水分の応答画像と脂肪の応答画像の重ね合わせ画像が生成される。

40

【0003】

50

化学シフトアーチファクト（「CSA」）は、小さな特徴に関するMR画像定量分析にとって著しく障害となる。シフト量はオブジェクトの寸法に匹敵する。MR画像の読み出し方向に沿った「シャドーイング」効果としてCSAが出現する。このシャドーイング効果を図1に示す。脂肪の共鳴周波数は（1.5T磁場では約220Hz）水分よりも低い。脂肪信号は、 B_0 磁場と画像のビュー（「FOV」）の磁場とその信号を獲得するために利用される帯域幅に比例する空間シフトを使って再生される。例えば、1.5T磁石、20cmFOV、256画素マトリクス、20kHz帯域幅の場合は、シフトは2.81画素、即ち、2.2mmとなる。また、オブジェクト境界は、このアーチファクトによって悪化することがある。

【0004】

一般的に、CSAの悪化は、X線技師によって「読まれる」が、近傍領域間の境界が悪化すると、脂肪含有組織に囲まれる水分の小信号の定量測定ができなくなる。シフトの大きさは、磁場強度に比例して増大するので、 B_0 磁場強度が増大するほど、アーチファクト効果も大きくなる可能性がある。このシフトは、主に周波数エンコーディング時、即ち、画像の読み取り方向に依存して発生する。図1を参照すると、ズームビュー（図1（b））では、右脚のCSAは、矢印で示されるように無効信号として表現されている。左脚には、脂肪と水分の信号が重ね合う高輝度領域としてCSAが現れるので、信号が大きくなる。

【0005】

「脂肪のついた肝臓」等を診断するためにはCSAは役立つかもしれないが、方法の中にはそれに逆らうものも提案されている。これらは、大きく2つに分類される。即ち、脂肪の飽和/抑制（ファット・サチュレーション/サプレッション）とディクソン法である。

【0006】

1984年以来、ディクソン法は注目されてきた。ディクソン法は、異なる共鳴周波数から引き起こされる位相関係を利用して、CSA効果を除去し、2つの画像、即ち、同相の脂肪と水分の画像と逆位相の画像を生成するものである。エコータイムを選択することによって、ディクソン法では、脂肪と水分間の化学シフトに基づいて2つの画像、即ち、同相の脂肪と水分を含む画像と、180度異位相の脂肪と水分の信号の画像を収集する。2つの画像の加算と減算によって、脂肪信号と水信号と画像を生成することができる。以下の式（1）

$$\begin{aligned} I_0 &= S_{\text{fat}} + S_{\text{water}} \\ I &= S_{\text{fat}} - S_{\text{water}} \end{aligned}$$

では、 I_0 は同相の脂肪と水分を使って収集された画像であって、 I は、逆位相の脂肪と水分を使って収集された画像である。次式（2）を使って、2つの画像から脂肪と水分の画像を生成することができる。

【0007】

$$\begin{aligned} I_{\text{fat}} &= (I_0 + I) / 2 \\ I_{\text{water}} &= |I_0 - I| / 2 \end{aligned}$$

ディクソン法の元論文では、2つの信号の位相の違いの唯一の原因は化学シフトであるという前提にした単純な加算/減算法を利用している。しかしながら、輝度が非一様であると、2ポイント法の効果が得られず、再生画像に誤差がでる。この問題は、Skinner、Glover、Coombs他で言及されている。Lodes他は、 $[-, 0,]$ で得られる3つの画像を使って、輝度の非一様度を計算することを示唆している。この方法は、収集された位相に多項式をフィッティングさせる修正アルゴリズムを備えて、位相に関するトレンド分析を行うように拡張されている。

【0008】

非一様性の修正は、提案された単ポイントディクソン法での枢軸要素である。本願で使われるバイアスもしくはバイアス場という用語は、MRI画像のシェーディングに空間的なばらつきを引き起こす人体の磁場の非一様性と磁場感度を意味する。バイアス場は、収集された信号の大きさと位相の両方に影響を与えるものである。バイアス場の効果についての研究とシミュレーションがなされてきたが、実際には、その基礎的なメカニズムを理解するのではなく、その磁場を近似値にフィッティングすることによって、MRI場のバイア

10

20

30

40

50

ス場に近づくことができる。文献の主要部では、MRIでの輝度バイアスの修正に関するものである。Meyer他は、輝度バイアスの修正のためにLCJアルゴリズムを用いた。著者のなかには、多項式のフィッティング、もしくは、薄面スプラインを利用する者いる。また、ノンパラメトリック修正法は、バイアスの修正を行うために有望なものである。Schombergは、アーチファクトを回顧的に修正するのではなく、MRI再生プロセスに修正ステップを組み入れた。また、情報理論による方法と同形ノイズマスクをその問題に適用した。Primaは、モデルによる方法の比較を行い、幾人かの著者は、輝度修正とセグメンテーションを組み合わせた。これは、本願で記載された脂肪低減技術のコアを構成するセグメンテーションを組み込むことを採用したものである。

【0009】

10

上述の問題に加えて、組織を特徴づけるために、2つの画像の画素値は、一般的に、 $T2^*$ と $T2$ と拡散のための区分毎に比較される。区分は悪影響をキャンセルするかもしれないが、まだ、取り囲む脂肪や内包する脂肪の影響を除去ノ低減する必要がある。脂肪は、小さいノ薄い組織領域内の複数の表面ボクセルに影響を与える。CSAは、スライス選択ノ読出方向に脂肪を移動させることによって、数画素幅にわたってオーバーラップする。高帯域幅制限によって、このオーバーラップが軽減されるが、ノイズが増大する。

【0010】

理想的には、比較的大きな体積部の脂肪の比較的大きい臨界値と正しい値より小さい部分ボリューム部の正しい組織特性($T2^*$ 等)を計算で求める。脂肪と水分の信号は、結果に影響を与えることがあるので、TEの選択値を使って、部分ボリューム効果を最小にすることができる。

20

【特許文献1】特開2000-135206号

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0011】

従って、依然として必要なものは、複雑な画像からの正しい位相情報が正確に推定可能であるとする、1つの画像だけを使って脂肪と水分の信号を区別できる新しいアルゴリズムである。また、必要なものは、脂肪の近傍の $T2^*$ などのパラメータのロバスト推定が可能な新しいアルゴリズムである。

【課題を解決するための手段】

30

【0012】

上述したが、化学シフトアーチファクト(「CSA」)を克服する核磁気共鳴撮像(「MRI」)脂肪抑制法は、主にディクソン法から派生した方法による計算に基づくアプローチがなされてきた。論文では多ポイント、特に3ポイント法が圧倒的である。これらの方法は、

$[-\frac{\pi}{2}, 0, \frac{\pi}{2}]$ である脂肪と水分の相対位相で得られる3つのエコーを利用して一連の方程式を解くことによって、脂肪信号と水分信号の寄与を推定するものである。しかしながら、本発明のシステムと方法は、1枚の画像を得ることだけが必要な新しい脂肪抑制方法を提供するものである。凡そ $\frac{\pi}{2}$ である相対位相を選択して、期待値最大化アルゴリズムを利用して複素MR画像の位相を分類することによって、画像の真の位相の推定値が得られる。位相の推定によって、複素ベクトルから脂肪と水分の成分を生成することによって脂肪と水分の画像が得られる。本発明のシステムと方法は、1枚の画像に対する撮像時間を減らし、カスタムパルスシーケンスを生成する必要をなくすことによって、既存の多ポイントディクソン法を改良することができる。算術的ノ物理的ファントムと臨床的に関連する結果についての報告がある。

40

【0013】

本発明の方法には、多くの離散ステップが含まれる。これらのステップには、画像信号モデルを構築し、適切なスキャンパラメータを選択し、画像の位相をアンラッピングし、バイアス場の推定値を生成し、位相画像に対してバイアス修正値を適用し、各ボクセルで脂肪と水分の部分ボリュームを推定することが含まれる。

【0014】

50

核磁気共鳴(「MR」)画像の脂肪と水分の信号の相対的な寄与を識別する本発明の一実施形態のシステムと方法には、画像信号モデルを選択し、スキャンパラメータを選択し、バイアス場の推定値を求め、位相画像にバイアス修正値を適用し、複数のボクセルの各々での脂肪と水分の信号の一部を推定し、脂肪を抑制した画像や、脂肪画像と水分画像の組み合わせを生成するために使用可能なアルゴリズムが含まれる。

【0015】

単一画像だけを得ることが必要な本発明の別の実施形態の核磁気共鳴撮像(「MRI」)脂肪抑制システムと方法には、凡そ $\pi/2$ の相対位相もしくはその他の適切な相対位相を選択して、期待値最大化アルゴリズムを利用して複素画像の位相を分類し、複素ベクトルから脂肪と水分の成分を生成して、脂肪と水分の画像を得るために使用可能なアルゴリズム

10

【0016】

脂肪と水分は、所定のボクセル内の脂肪成分と水分成分間の位相関係だけでなく、MRI読み出し方向の化学シフトをそれぞれ引き起こす様々な歳差運動周波数をもつので、周知の磁化ベクトルの位相間を利用して、水分や脂肪などの注目のオブジェクトの脂肪の部分ボリュームに鈍感な推定パラメータを生成することができる。これは、TEなどの適切な獲得パラメータを選択することによって達成可能である。

【0017】

核磁気共鳴(「MR」)撮像に関する化学シフトアーチファクトと脂肪の部分ボリューム効果を最小にする本発明の別の実施形態の方法には、脂肪と水分の位相関係の所定の範囲を選択し、所定の範囲内の脂肪と水分の位相関係値を選択し、脂肪と水分の位相関係値を使って組織パラメータを推定することが含まれる。脂肪と水分の位相関係値の所定の範囲には、約60度と約120度間の値が含まれることが好ましい。また、約 $\pi/2$ であればさらに好ましい。推定された組織パラメータには、例えば、T1、T2、T2*もしくは拡散が含まれる。

20

【0018】

核磁気共鳴(「MR」)撮像に関する化学シフトアーチファクトと脂肪の部分ボリューム効果を最小にする本発明の別の実施形態のシステムには、脂肪と水分の位相関係の所定の範囲を選択し、所定の範囲内の脂肪と水分の位相関係値を選択し、脂肪と水分の位相関係値を使って組織パラメータを推定することが含まれる。脂肪と水分の位相関係値の所定の範囲には、約60度と約120度間の値が含まれることが好ましい。また、約 $\pi/2$ であればさらに好ましい。推定された組織パラメータには、例えば、T1、T2、T2*もしくは拡散が含まれる。

30

【発明を実施するための最良の形態】

【0019】

本発明のシステムと方法は、核磁気共鳴(「MR」)画像で脂肪と水分の信号を識別する新しいアルゴリズムを利用し提供するものである。MR画像は、核磁気共鳴周波数のスペクトルで歳差運動する陽子群から形成される。最も一般的な2つの周波数は水分と脂肪に対応する。単純化した構成では、画像は次式に基づいて生成される。

【0020】

【数5】

$$I_{\text{observed}} = I_{\text{water}} + I_{\text{fat}} e^{-i2\pi\omega_f TE}, (3)$$

40

【0021】

ここで、 I_{observed} は、観察された複素画像であって、 I_{fat} と I_{water} は、脂肪と水分の信号であり、 ω_f は、脂肪と水分の共鳴周波数差であり、TEは、エコーの時間である。既知の ω_f とTEを適切に設定することによって、脂肪と水分の相対位相が所望の値となる画像を得ることができる。ディクソンは、 $\omega_f = \omega_{\text{fat}} - \omega_{\text{water}}$ で、TE= [0, π/ω_f] の画像を使って脂肪信号を抑制した。画像形成のためのより完全なモデルが次式で提供される。

【0022】

50

【数 6】

$$I_{observed} = (I_{water} + I_{fat}e^{-i2\pi\omega_f TE})\beta'(4)$$

$$\beta' = \beta_{(x,y)}e^{-i\phi_{(x,y)}}$$

【0023】

ここで、 $\beta' = \beta_{(x,y)}e^{-i\phi_{(x,y)}}$ は空間依存バイアス場である。前述のバイアス場修正アルゴリズムは、次式で示される観察画像のログをとることによって $\beta_{(x,y)}$ を推定しようとするものである。

【0024】

【数 7】

$$\log(|I_{observed}|) = \log(|I_{object}|) + \log(|\beta'|), (5)$$

【0025】

ここで、 I_{object} は、劣化無し画像である。TEを適切に選択して、 $2\pi\omega_f TE = \pi/2$ を設定することによって、

【0026】

【数 8】

$$\angle I_{observed} = \angle(\beta'I_{water} + \beta'I_{fat}e^{-i2\pi\omega_f TE}) (6)$$

$$\angle I_{observed} = \theta = \theta_{object} + \phi_{(x,y)}$$

【0027】

ここで、 θ と θ_{object} はそれぞれ、観察された位相と真の位相である。 $\phi_{(x,y)}$ の推定と除去が可能な場合は、真の位相を回復することができる。その結果得られる複雑な画像の真の位相 θ_{object} を使って、1つの画像から脂肪と水分の信号を個々の要素に分離することができる。バイアス場の一例を図2に示す。図2(a)は、脚のマグニチュード画像を示し、図2(b)は、同様の領域を矢印でプロットして、複素データを視覚化したものである。各複素ベクトルは短矢印として示されており、x軸とy軸はそれぞれ実数成分と虚数成分に対応する。獲得されたこの画像では、脂肪信号の方向は凡そ $-\pi/2$ であって、水分信号に対応する筋肉領域で $2\pi\omega_f TE = -\pi/2$ であり、ベクトルの位相は凡そ0である。図2(b)の厳密な検査によって、約 $-\pi/2$ の相対位相である、際立った2つのベクトル方向が明らかになる。また、ゆっくりと変化する時計回り加法場で可視であり、マグニチュード画像ではアーチファクトを容易に見つけることはできないが、それは複素画像を劣化させてしまうものである。

【0028】

本発明のシステムと方法によって、TEを様々に設定して一連のスキャンを行うことによって、脂肪と水分間の化学シフトを測定した。水分信号が優位を占める組織と、脂肪が優位を占める組織から関心領域(「ROI」)が選択された。近傍領域からROIを選択して、不均質性効果を最小にした。2つの組織の平均位相を比較して、2つのマテリアル間の凡その共鳴周波数差(Hz)を計算した。図3は、収集されたデータと $r^2 = 0.9988$ の回帰式フィッティング結果を示す。このデータから、1.5 T GE Signaスキャナー(ウィスコンシン州ミルウォーキーのGeneral Electric Medical Systems社)で脂肪と水分間で206Hzの化学シフトを計算した。勾配リコールエコーパルスシーケンスを使った。水分の陽子は脂肪の陽子よりも206Hz速く歳差運動するので、脂肪の陽子と比べて、水分の陽子は4.85ミリ秒毎にさらに1回転する。2つのマテリアル間の相対位相はTEの関数であって、 $(TE = TE = TE)/4.85$ ミリ秒である。水分と脂肪は、4.85ミリ秒、9.70ミリ秒、14.55ミリ秒などで同位相である。相対位相は、6.06ミリ秒、10.91ミリ秒、15.76ミリ秒などで $\pi/2$ であり、8.49

10

20

30

40

50

ミリ秒、13.34ミリ秒などで- /2である。

【 0 0 2 9 】

位相アンラッピングステップでは、複素MRI画像から正しい位相が推定される。収集された画像データは、 [- ,] にアンラップされる。図 4 には例が示されている。頭部画像(図4(a))には、左目の後ろと中央左の髄膜の動脈近辺に明瞭な位相不連続部分が含まれている。図4(b)では、位相ラップが、脚の後部の脚の筋肉と皮下脂肪層間の境界で発生している。両画像ともに、背景領域の位相はノイズによるものである。

【 0 0 3 0 】

最小スパニングツリー(「MST」)による位相アンラッピングアルゴリズムを利用した。基本的に、MSTアルゴリズムは、領域を広げ、次の画素を選択し、重み値に基づいてその領域に加えるものである。エッジの重み値は、以下のように、2つの画素 p_i , p_j 間で生成される。

【 0 0 3 1 】

【数 9】

$$W_{i,j} = \text{mod}_{-\pi\pi}(\phi_i - \phi_j), (7)$$

【 0 0 3 2 】

ここで、 $\text{mod}_{-\pi\pi}$ は、2 の倍数を加えたり、引いたりすることによって、位相差を範囲 [- ,] にマップするものであり、 ϕ_x は、画素 p_x のアンラップ位相である。

【 0 0 3 3 】

最も大きなマグニチュードの画素がシード点として選択される。そのアンラップ位相 ϕ_{seed} が、そのラップ位相 ϕ_{seed} に設定される。各ステップでは、全境界画像の最小のエッジ重み値を求めて、対応する境界画素(p_i)がMSTに加えられる。画素がMSTに加えられるときに、次式を使って、そのアンラップ位相が計算される。

【 0 0 3 4 】

【数 10】

$$\theta_i = \phi_i + \text{mod}_{-\pi\pi}(\phi_i - \theta_j), (8)$$

【 0 0 3 5 】

ここで、 ϕ_x は、画素 p_x のアンラップ位相である。全画素がMSTに加えられ、アンラップ画像がセーブされると、本アルゴリズムは終了する。

【 0 0 3 6 】

Wellsによる期待値最大化(「EM」)アルゴリズムは、このアーチファクトの推定と修正に非常に適しており、基本的な信号の真の位相を回復することができきる。EM法では、組織クラスに関する先験的情報を利用して、画像を同時に分割し、バイアス場の劣化の推定値を提供する。改良EMアルゴリズムでは、非ガウシアンモデルを導入して、その他の組織クラス、即ち、CSF、頭蓋骨、背景などを補償することによって、EMアルゴリズムの性能を改善することができる。Van Leemput他では、EMアルゴリズムのクラス平均と分散を更新する追加ステップを加えた。本発明の方法では、脂肪を抑制するためにこれらのアルゴリズムをMR撮像に適用した。

【 0 0 3 7 】

本発明の方法には、非均質アーチファクトのベース推定が含まれる。WellsのEMアルゴリズムを位相画像用に調整するための修正をおこなった。解剖学上の特徴に対応するモデル組織クラスではなく、水分と脂肪からの共鳴信号位相を示す2つのクラスが使われる。GuillemaudとBradyによって提案された一様分散の「その他の」クラスを組み込むことによって、背景画素の位相が考慮される。Wellsによってモデル化されたバイアス場は乗法的特徴があり、位相画像は加法的であるので、データの対数変換計算ステップをなくすることができる。Wellsでは、前のスキャン地図から組織クラス平均と分散が選択されるが、水分信号の平均クラスパラメータは、任意に0に設定され、脂肪の平均クラスパラメータはTEから計算される。経験的に、両クラスの分散は0.2に設定され、「その他の」クラス

10

20

30

40

50

の確率は0.3に設定される。

【 0 0 3 8 】

観察された位相は、以下のガウシアン分布としてモデル化された。

【 0 0 3 9 】

【 数 1 1 】

$$p(\theta_i | \Gamma_{\text{water}}, \beta_i) = G(\theta_i - \mu_{\text{water}} - \beta_i \varphi_{\text{water}}) \quad (9)$$

$$p(\theta_i | \Gamma_{\text{fat}}, \beta_i) = G(\theta_i - \mu_{\text{fat}} - \beta_i \varphi_{\text{fat}}),$$

10

【 0 0 4 0 】

ここで、 θ_i は、画素iのアンラップ観察された位相であり、 Γ_i [water, fat]は組織クラスであり、 μ_{water} , φ_{water} と μ_{fat} , φ_{fat} はそれぞれ、水分と脂肪のクラスのクラス平均と分散であり、 $G(x, \sigma^2)$ は、xで評価され、平均がゼロで分散が σ^2 であるガウシアン分布関数である。本願では、バイアス場は、全画素に対して β_i と表され、Wellsによれば、ゼロ平均ガウシアン事前確率分布としてモデル化される。バイアス場と組織クラスが統計的に独立であるとする、バイアス場 β_i が与えられたときに観察された位相の条件付き確率は、

【 0 0 4 1 】

【 数 1 2 】

$$p(\theta_i | \beta_i) = \sum_{\Gamma_i} p(\theta_i | \Gamma_i, \beta_i) p(\Gamma_i) \quad (10)$$

20

$$= \sum_{\Gamma_i} p(\theta_i | \Gamma_i, \beta_i) p(\Gamma_i),$$

【 0 0 4 2 】

ここで、 $p(\Gamma_i)$ は、組織クラスの不変事前確率分布である。

【 0 0 4 3 】

ここで、本発明のシステムと方法では、Wellsの方法からはずれて、「その他の」クラスを Γ_{other} として導入するGuillemaudとBradyの方法を採用しており、一連の次式を生成することができる。

30

【 0 0 4 4 】

【 数 1 3 】

$$p(\theta_i | \beta_i) = p(\theta_{\text{water}} | \Gamma_{\text{water}}) p(\Gamma_{\text{water}}) + p(\theta_{\text{fat}} | \Gamma_{\text{fat}}) p(\Gamma_{\text{fat}}) + p(\Gamma_{\text{other}}) \quad (11)$$

$$W_{ij} = (p(\theta_i | \Gamma_j, \beta_j) p(\Gamma_j)) / (\sum_{\Gamma_j} p(\theta_i | \Gamma_j, \beta_j) p(\Gamma_j))$$

$$R_i = W_{i,j=\text{water}} (\theta_i - \mu_{\text{water}}) \varphi_{\text{water}} + W_{i,j=\text{fat}} (\theta_i - \mu_{\text{fat}}) \varphi_{\text{fat}}$$

40

$$\beta = H R,$$

【 0 0 4 5 】

ここで、 $p(\Gamma_{\text{other}})$ は一様分布である。尚、バイアス場 β_i はガウシアンクラス Γ_{water} と Γ_{fat} で推定され、ローパスフィルタ処理された平均残差と平均共分散逆行列の比である。

【 0 0 4 6 】

Van Leemput他では、EMアルゴリズムに第3のステップを導入している。クラス重み値と非均一場の推定に加えて、次式（位相画像用に修正）を用いてクラスパラメータの推定も

50

おこなう。

【 0 0 4 7 】

【 数 1 4 】

$$\mu_j = (\sum_i p(\Gamma_i = j | \theta_j)(\theta_i - \beta_j)) / (\sum_i p(\Gamma_i = j | \theta_j)) \quad (12)$$

$$\phi_j = (\sum_i p(\Gamma_i = j | \theta_j)(\theta_i - \mu_j - \beta_j)^2) / (\sum_i p(\Gamma_i = j | \theta_j)),$$

【 0 0 4 8 】

ここで、j [water, fat]である。

【 0 0 4 9 】

2つの方法を使って、明瞭な水分画像と脂肪画像を生成することができる。第1の方法では、 W_{ij} を使って、水分信号と脂肪信号の輝度値を計算することができる。別の方法では、非均一場推定値を使って、複素データを補正し、ベクトル場から水分画像と脂肪画像を再生することができる。

【 0 0 5 0 】

上述の方法の評価のために、算術的ファントムが形成された。水分画像と脂肪画像を形成することによってファントムが生成された。図5にこれらの画像を示す。水分画像には、3画素の外層と、脂肪背景内に組み込まれた大きさが増大する複数の円が含まれている。CSAをシミュレートするために、脂肪画像は水分画像に対して2.8画素シフトされ、水分画像と組み合わせられる。複素画像の両成分に対して、10%振幅のランダムホワイトノイズを加えて、シミュレート画像を生成した。図6を参照すると、図6(a)はマグニチュードを示し、図6(b)は位相を示す。次式を使って非均一場(図6(c))を形成し、位相画像に加えた結果、図6(d)が生成された。

$$(x, y) = \sqrt{8 + 3/4} (\cos(\sqrt{x/2} + y/2)) \quad (13)$$

ここで、 x, y は、[0, 1]の範囲内の画像座標である。元々のWellsとGuillemaudのアルゴリズムは独立に実行され、次に、修正Van Leemput法とともに実行される。その結果、抽出された水分信号と既知の水分信号間の平均2乗(「RMS」)誤差の平方根が計算され、テーブル1に表示される。また、元々のディクソン法はテーブル1に含まれている。何故ならば、本アルゴリズムはバイアス場を推定するものではなく、結果に含まれないからである。

【 0 0 5 1 】

【表1】

アルゴリズム	RMS _{water}	RMS _{fat}
Wells	12.027191	0.367528
Guillemaud	6.196007	0.127467
Wells & Van Leemput	24.930277	0.454563
Guillemaud & Van Leemput	6.767336	1.672937
Dixon(ディクソン)	27.010386	---

【 0 0 5 2 】

テーブル1. アルゴリズムの比較

Guillemaudアルゴリズムは、算術的ファントムデータに関して最も正確な性能を備えていた。そして、「その他の」クラスを加えることによって、ファントムの研究に関する元々のWells法の結果が改善された。この改善は、以下で説明されるボランティアのデータで量的に示される。

【 0 0 5 3 】

(実施例)

2人の健康で正常なボランティアの画像が得られた。図7に示されるように、1組のデ

10

20

30

40

50

ータセットは頭部のものであり、別のデータセットは脚部のものである。TE / TRが6.1ミリ秒/700ミリ秒で、唇の角度が42度で、1.5 T GE SignaスキャナーのGREシーケンスを利用することによって頭部のデータセットが得られた。マグニチュードの実数部と虚数部の画像がスキャナーによってセーブされた。同じスキャナーを使って、9ミリ秒/117ミリ秒のTE / TRであって、20度のフリップ角で脚部のデータセットが得られた。上述の位相アンラッピングアルゴリズムを使って、複素データが前処理された。Guillemaudアルゴリズムでは、 $\text{water} = \text{fat} = 0.2$ 、 $\text{water} = 0$ 、 $\text{fat} = \text{mod}_2 (\text{TE} / 4.85 \text{ミリ秒})$ 、 $\text{other} = 0.3$ であった。その結果を図8と図9に示す。

【0054】

比較するために、拡張2ポイントディクソン法を利用し、その結果を図10に示す。得られた複数の画像を合わせる試みは行われなかった。非合わせによるアーチファクトが「差」画像(図10(c)と図10(f))で見られる。単ポイント法は、高品質な頭部画像と脚部画像を提供するものである。右目のモーションアーチファクトを防ぐために、1ポイント法を2ポイント法と同様に実行して、視神経(図10(a))を隠す脂肪信号を抑制することができる。図10(d)では、アーチファクト領域の幾つかを皮膚表面で観察することができる。2ポイントディクソン法は、外側の皮膚表面を忠実に保存するが、非均一場の推定を困難にするランダム位相の空気画素の極近傍では単ポイント法は働かない。

【0055】

また、シミュレーション、ファントムの研究、ボランティアの研究によって、様々なTEの双勾配エコー画像が比較された。これらの比較には、水分と脂肪の位相差 $0, \pi/2$ 、のエコーペアと、それらの混合ケースが含まれていた。獲得パラメータを最適に選択することによって、MRIスライス選択方向の脂肪の部分ボリューム効果が最小になった。また、これらの最適な脂肪信号と水分信号を使って、化学シフトを誘導するオーバーラップの効果も、MRI読み出し方向で最小化される。

【0056】

脂肪の汚れによって、 T_2^* と類似の画像間の比較の品位が落ちる。両画像の脂肪と水分の位相が $\pi/2$ ずれている場合は、誤差は最小になる。勾配エコー画像では、TEを選択することによって位相差が決まる。単エコー撮像では、Hahnと勾配エコーを別々に制御する必要がある。脂肪の効果を抑制することによって、低い帯域幅を利用することができるので、高いSN比、S/N、画像を生成することができる。

【0057】

本発明のシステムと方法に基づく、単エコーパルスシーケンスを利用してMRIに関連する化学シフトアーチファクトを除去/低減し、MRIスライス選択方向の脂肪の部分ボリューム効果と、MRI読み出し方向の脂肪の化学シフトを最小にする手段が提供されたことは明らかである。好適な実施形態とその例に関して、本発明のシステムと方法を説明したが、その他の実施形態と例で、同じ機能を実行したり、同様の結果を得ることもできる。本発明の精神と範囲内にある、そのような全ての実施形態と例は、請求項で網羅されるものである。

【図面の簡単な説明】

【0058】

【図1】化学シフトアーチファクト(「CSA」)に関係する位相エンコーディング方向の「シャドーイング」効果の核磁気共鳴(「MR」)画像(拡大/ズームビュー)である。

【図2】マグニチュード画像と、バイアス場の一例のベクター場を視覚化したものである。

【図3】図3は、エコータイムTEの関数としての位相差をプロットしたものであって、それらは、本発明のシステムと方法に関するものである。

【図4】左目の後ろと、中央左の髄膜の動脈近辺に明らかな位相の不連続部分がある頭のMR画像(a)、及び脚の後部の脚の筋肉との皮下脂肪層間の境界に位相ラップのある脚のMR画像(b)である。

【図5】本発明のシステムと方法を評価するために構成された算術的ファントムに関する

MR画像（水分と脂肪）である。

【図 6】本発明のシステムと方法を評価するために構成された算術的ファントムに関するMR画像（水分と脂肪）である。

【図 7】本発明のシステムと方法を使って得られた 2 人の正常で健康なボランティアのMR画像（頭と脚）である。

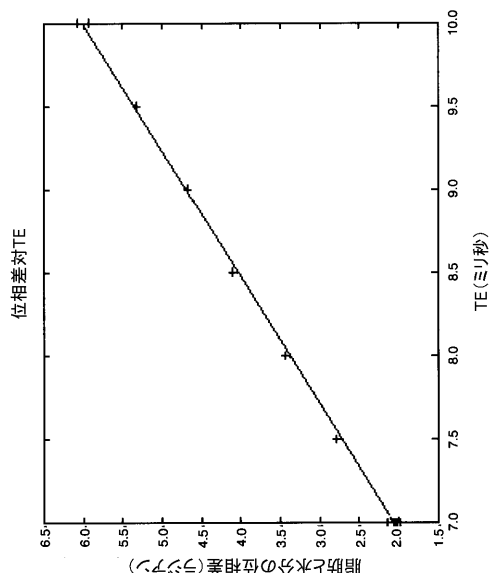
【図 8】図 8 は、本発明のシステムと方法を使って得られた 2 人の正常で健康なボランティアのMR画像（頭と脚）である。

【図 9】図 9 は、本発明のシステムと方法を使って得られた 2 人の正常で健康なボランティアのさらに別のMR画像（頭と脚）である。

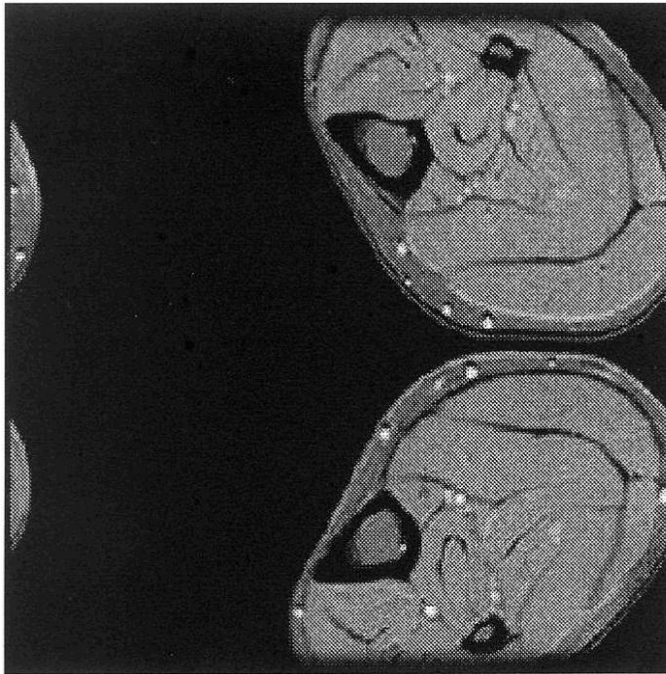
【図 10】図 10 は、本発明のシステムと方法を用いて比較する目的のために 2 ポイントディクソン法を利用して得られたMR画像（頭と脚）である。

10

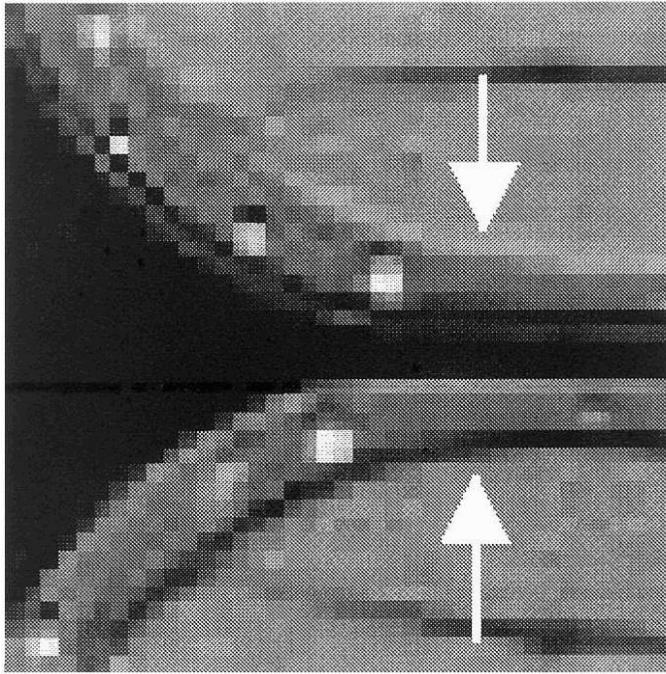
【図 3】



【図 1】

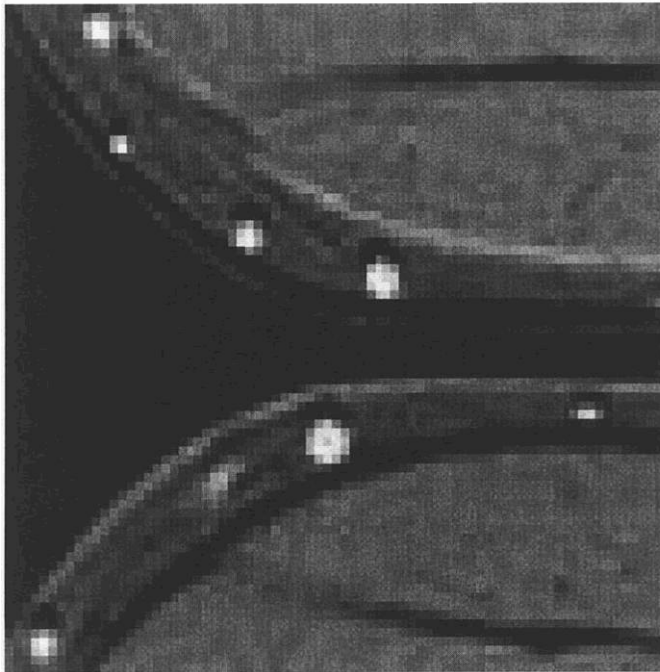


(a) 化学シフトアーチファクトの拡大ビュー

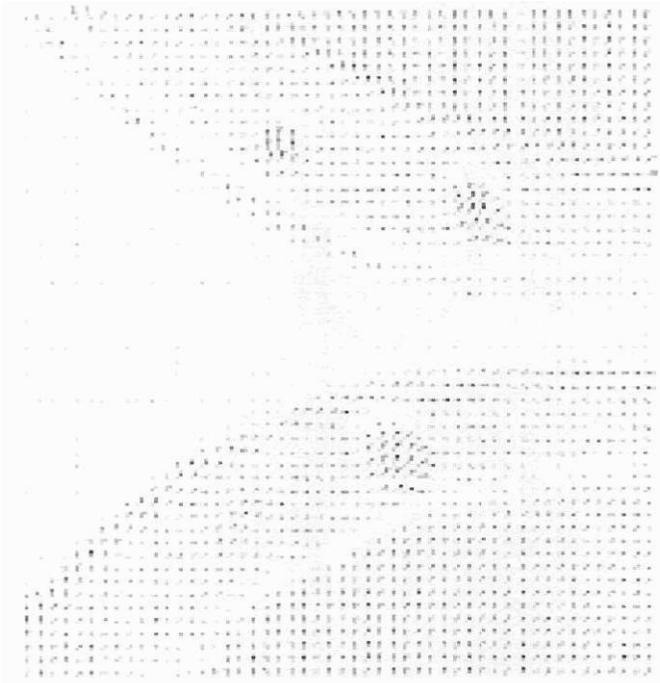


(b) 化学シフトアーチファクトのズームビュー

【図 2】

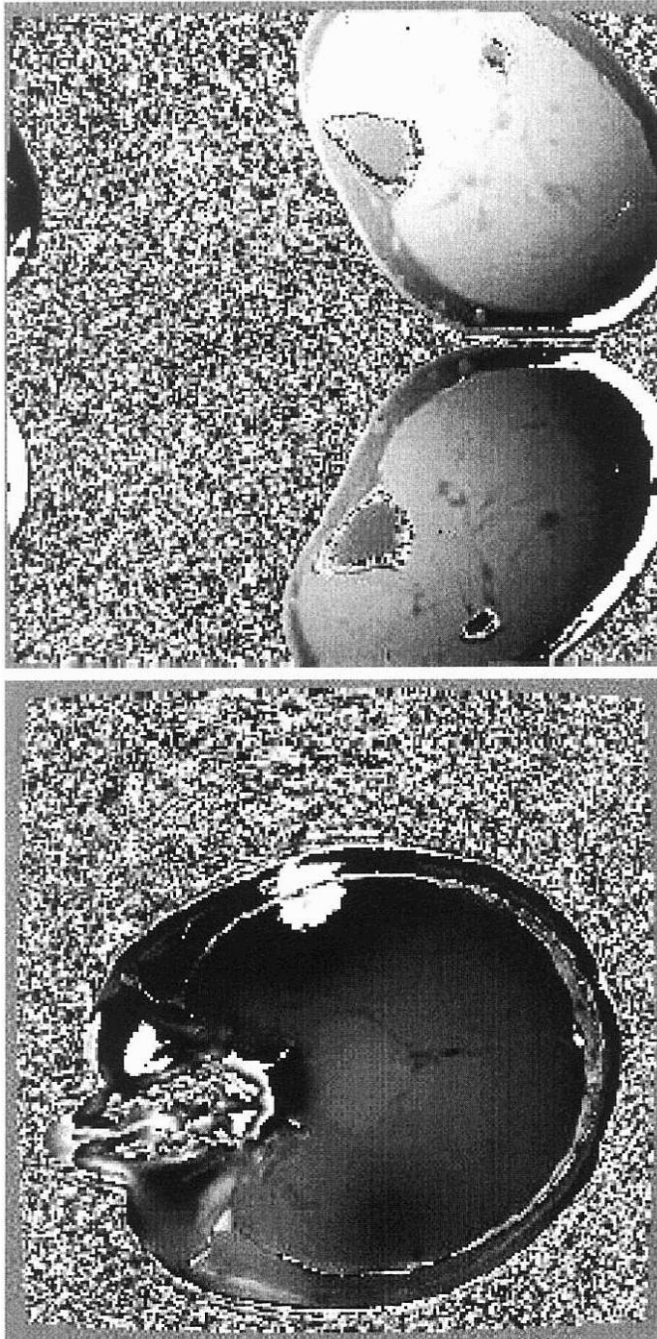


(a) マグネニチュード画像



(b) ベクトル場の視覚化

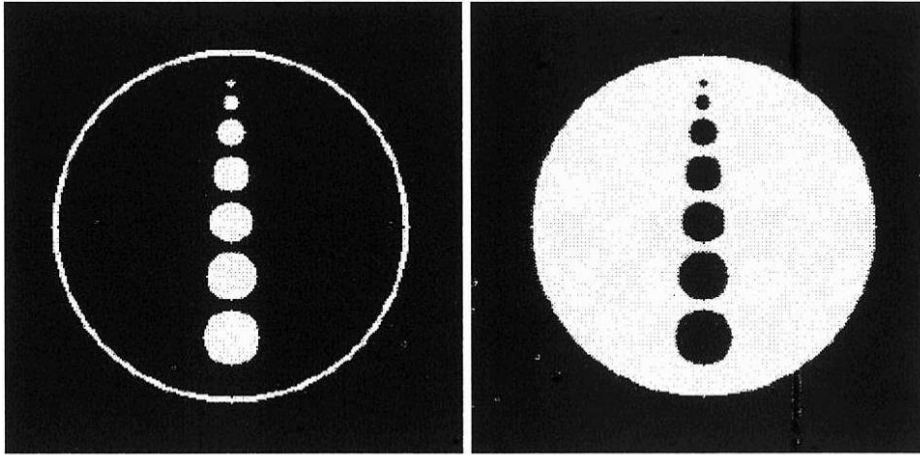
【図 4】



(b) 脚部

(a) 頭部

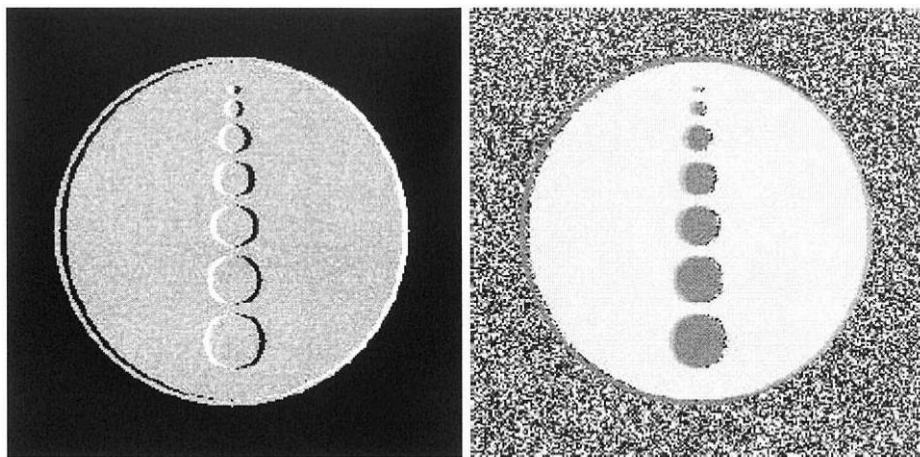
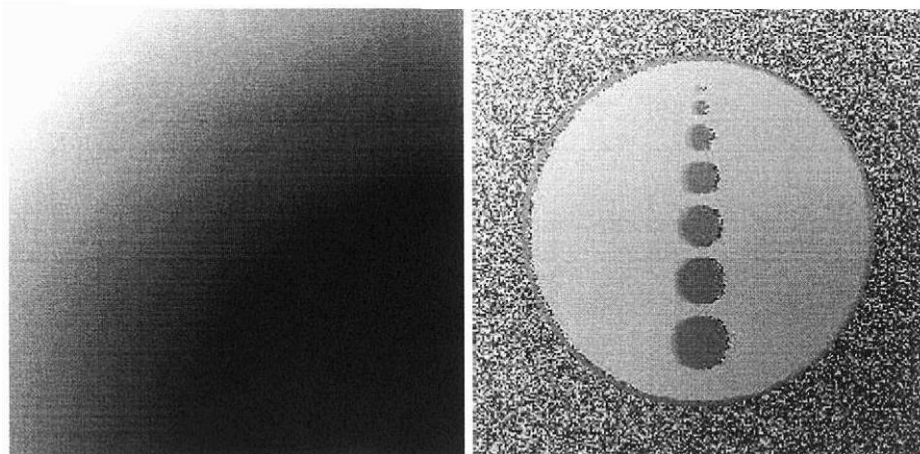
【図 5】



(a) 水分画像

(b) 脂肪画像

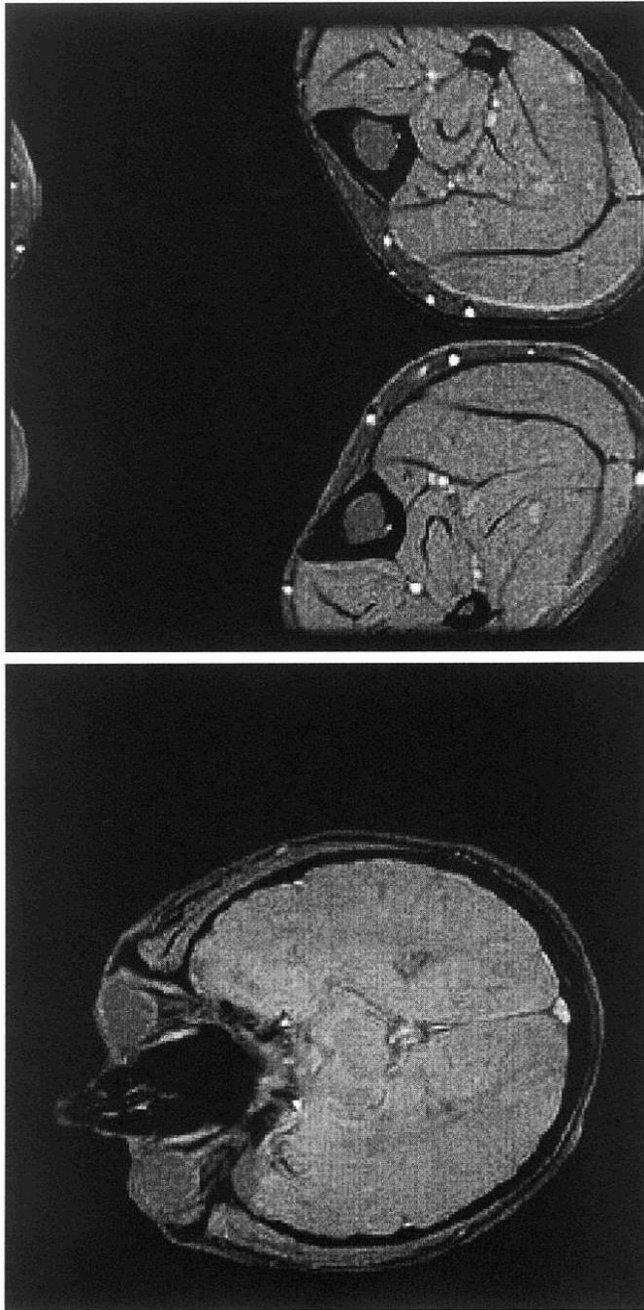
【図 6】

(a) 組み合わせ画像の
マグニチュード画像(b) 組み合わせ画像の
位相画像

(c) 非均一場

(d) バイアス位相画像場

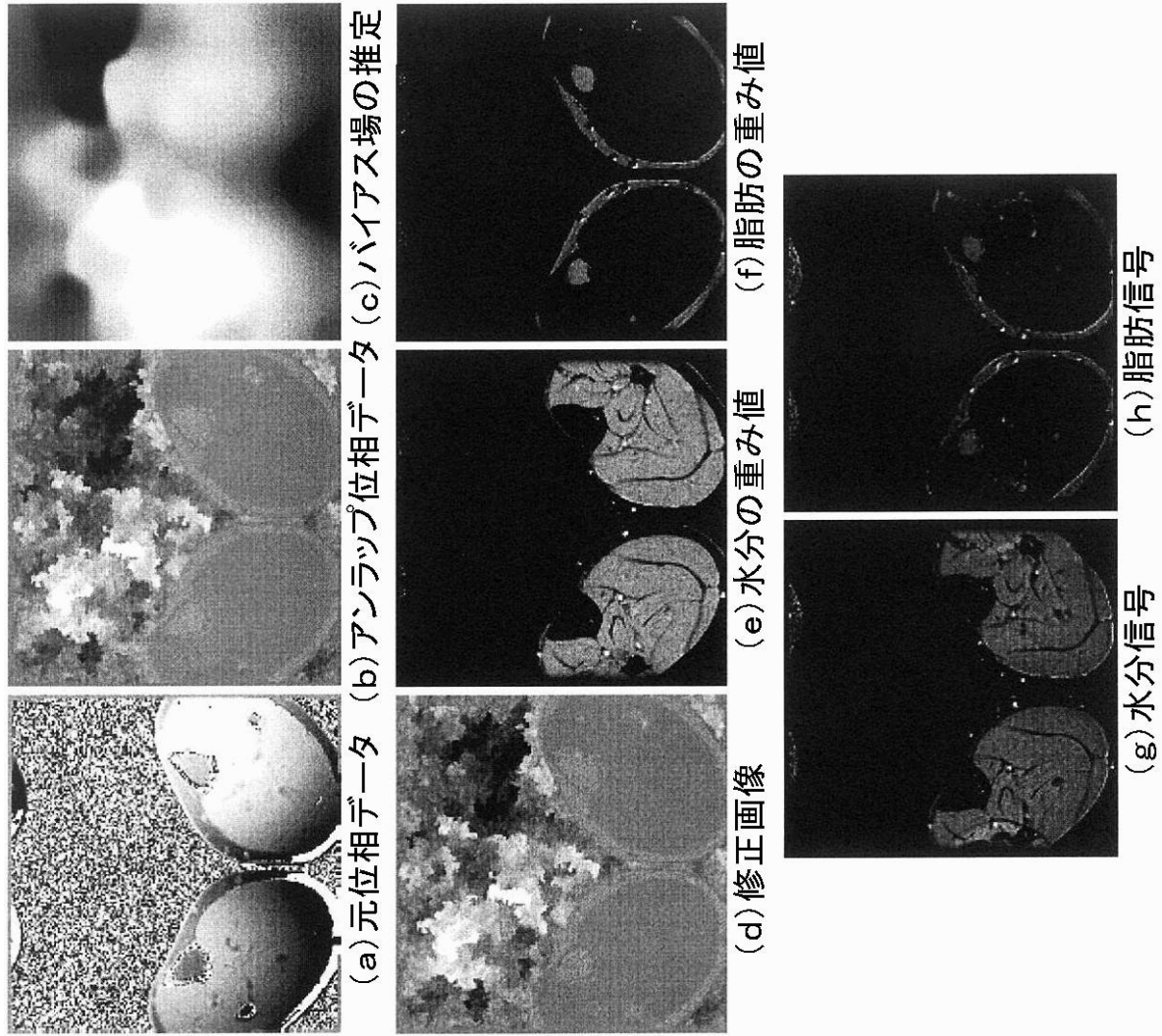
【図 7】



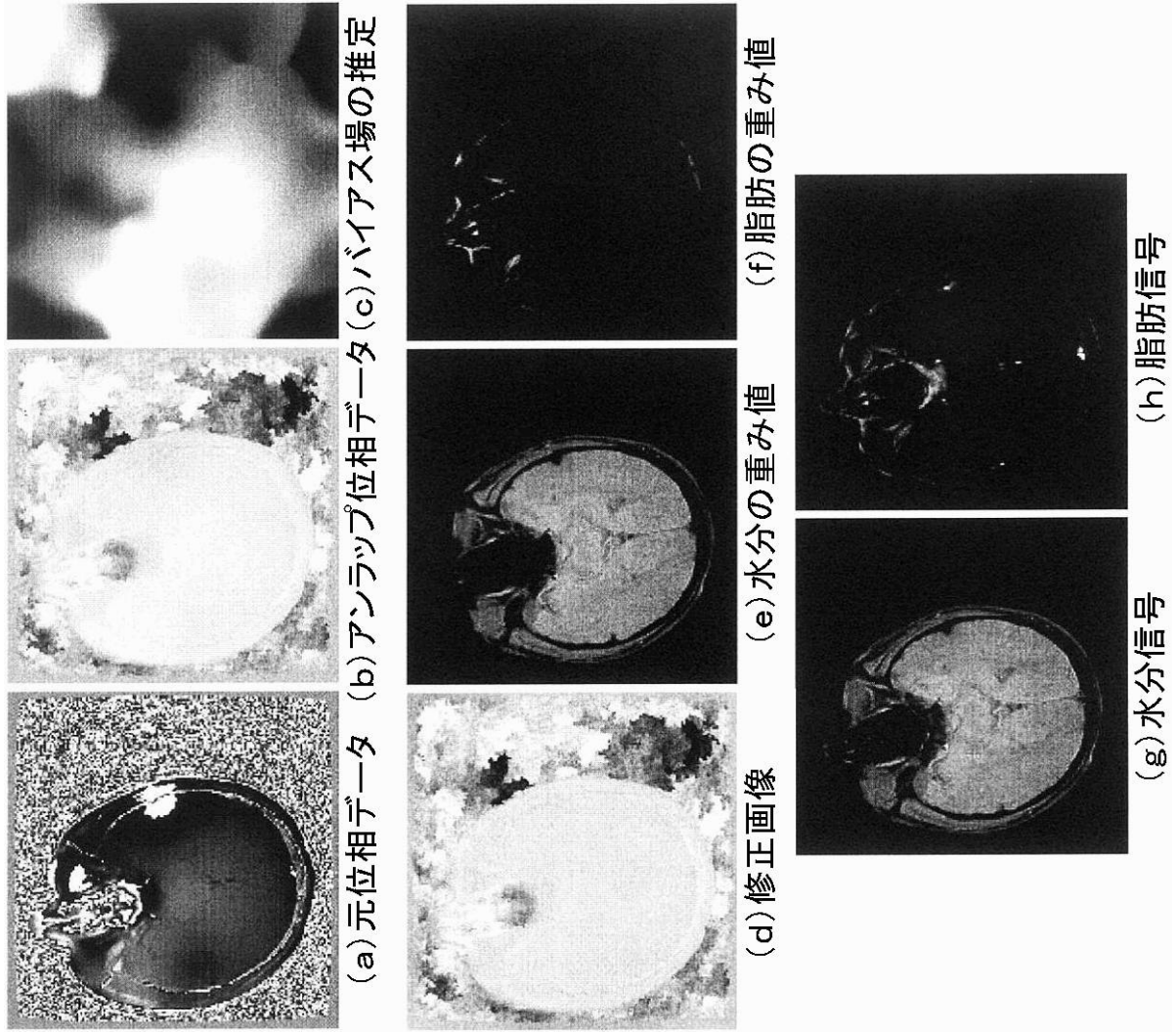
(a)頭部画像

(b)脚部画像

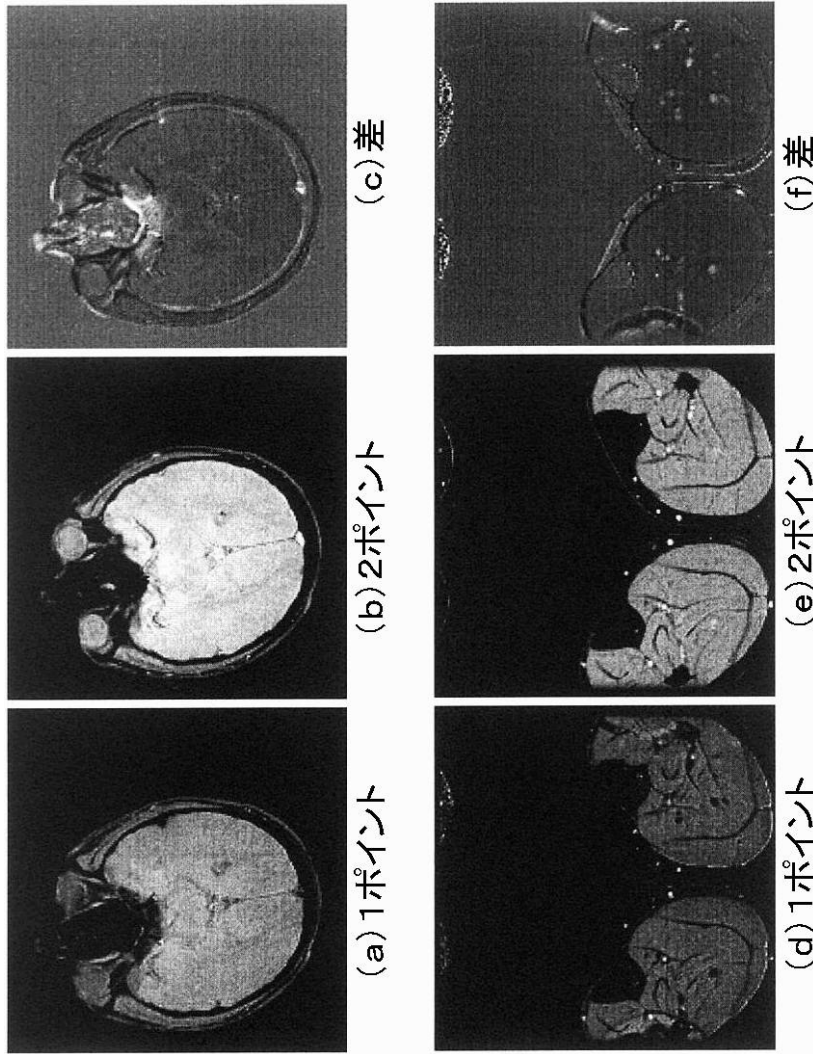
【図 8】



【図 9】



【図 10】



フロントページの続き

- (72)発明者 パリトッシュ・ダーウェール
アメリカ合衆国、ニューヨーク州、セルカーク、ユニバーシティー・ストリート、23番
- (72)発明者 ウィリアム・ディクソン
アメリカ合衆国、ニューヨーク州、クリフトン・パーク、ホランデール・23エイチ(番地なし)

審査官 右 高 孝幸

- (56)参考文献 特開2000 - 135206 (J P , A)
特開2000 - 300539 (J P , A)
Weiguo Zhang et al , Separation of water and fat MR images in a single scan at .35 T using "sandwich" echoes , Journal of Magnetic Resonance Imaging , 1996年11月 , vol.6, no.6 , pp.909-917
Alexei A. Samsonov et al , Parametric method for correction of intensity inhomogeneity in MRI data , Proc. Intl. Soc. Mag. Reson. Med. 10 , 2002年 5月 , #154

- (58)調査した分野(Int.Cl. , D B 名)
A 6 1 B 5 / 0 5 5