

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第4494732号  
(P4494732)

(45) 発行日 平成22年6月30日 (2010. 6. 30)

(24) 登録日 平成22年4月16日 (2010. 4. 16)

(51) Int. Cl.

F I

A 6 1 B 5/055 (2006. 01)

G O 1 R 33/3415 (2006. 01)

G O 1 R 33/48 (2006. 01)

A 6 1 B 5/05 3 5 5

A 6 1 B 5/05 3 7 4

G O 1 N 24/04 5 2 O C

G O 1 N 24/08 5 2 O Y

請求項の数 10 (全 11 頁)

(21) 出願番号 特願2003-186246 (P2003-186246)  
 (22) 出願日 平成15年6月30日 (2003. 6. 30)  
 (65) 公開番号 特開2004-49907 (P2004-49907A)  
 (43) 公開日 平成16年2月19日 (2004. 2. 19)  
 審査請求日 平成18年6月27日 (2006. 6. 27)  
 (31) 優先権主張番号 10/064, 309  
 (32) 優先日 平成14年7月1日 (2002. 7. 1)  
 (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・5 3  
 1 8 8・ワウケシャ・ノース・グランドヴ  
 ュー・ブルバード・ダブリュー・7 1 0  
 ・3 0 0 0  
 (74) 代理人 100137545  
 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

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 感度エンコーディング磁気共鳴イメージングの方法及びシステム

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

磁気共鳴イメージング・システム ( 1 0 ) においてコイル感度を推定するための方法であ  
 って、

磁気共鳴画像の 1 つまたは複数の縦列または横列内でエッジ画素を位置特定するステッ  
 プ ( 8 2 、 1 1 0 ) と、

前記エッジ画素 ( 1 1 0 ) の内方にある 2 個以上のフィッティング画素 ( 1 1 8 ) に基づ  
 いて該エッジ画素 ( 1 1 0 ) のコイル感度を記述する感度関数 ( 1 1 4 ) をフィッティン  
 グ画素による線形外挿として算出するステップ ( 8 6 、 1 1 4 ) であって、 1 つまたは  
 複数のスペーシング画素からなるスペーシング間隔 ( 1 2 2 ) によって、 2 個以上の前記  
 フィッティング画素 ( 1 1 8 ) と前記エッジ画素 ( 1 1 0 ) とが分離されている、算出工程  
 ( 8 6 、 1 1 4 ) と、

前記 1 つまたは複数のスペーシング画素 ( 1 2 2 ) とエッジ画素 ( 1 1 0 ) の各々に関  
 連する計測感度を、前記線形外挿から導出したそれぞれの算出感度に置き換えるステッ  
 プ ( 9 0 ) と、

を具備することを特徴とする方法。

【請求項 2】

前記エッジ画素 ( 1 1 0 ) は強度しきい値に基づいて、該エッジ画素の強度値が該強度し  
 きい値、並びにエッジ画素の近傍かつ外方で該強度しきい値を超えない画素 ( 1 2 6 ) の  
 強度値と比べて等しいか超えるようにして位置特定されていることを特徴とする請求項 1

10

20

に記載の方法。

【請求項 3】

前記磁気共鳴画像が低分解能画像（４６）であることを特徴とする請求項 1 に記載の方法。

【請求項 4】

前記低分解能画像（４６）が較正画像であることを特徴とする請求項 3 に記載の方法。

【請求項 5】

前記エッジ画素（１１０）の外方に配置された１つまたは複数の外側画素（１２６）の各々に、それぞれの外挿感度を割り当てるステップ（９２）をさらに含む請求項 1 乃至 4 のいずれかに記載の方法。

10

【請求項 6】

コイル感度を推定することができる磁気共鳴イメージング・システム（１０）であって、較正画像を作成することができる磁気共鳴スキャナ（２６）と、

前記較正画像を受信することができる解析回路（３０）であって、画像の縦列または横列内でエッジ画素を位置特定すること（８２、１１０）、並びに該エッジ画素（１１０）の内方に配置された２個以上のフィッティング画素（１１８）から線形外挿によって、前記エッジ画素の近傍のコイル感度を記述する感度関数を算出すること（８６、１１４）によって画像を処理（７４）する解析回路（３０）であって、前記２個以上のフィッティング画素（１１８）と前記エッジ画素（１１０）の間に、１つまたは複数のスペーシング画素を備えるスペーシング間隔（１２２）が配置されている、解析回路（３０）とを具備する磁気共鳴イメージング・システム（１０）であって、

20

前記解析回路（３０）は、１つまたは複数のスペーシング画素（１２２）及びエッジ画素（１１０）の各々に関連する計測感度（９０）を、前記感度関数から導出したそれぞれの算出感度（１１４）に置き換えることによって画像を処理することを特徴とする磁気共鳴イメージング・システム（１０）。

【請求項 7】

前記解析回路（３０）は前記エッジ画素（１１０）を強度しきい値に基づいて位置特定していることを特徴とする請求項 6 に記載の磁気共鳴イメージング・システム（１０）。

【請求項 8】

前記較正画像が低分解能画像（４６）であることを特徴とする請求項 6 または 7 に記載の磁気共鳴イメージング・システム（１０）。

30

【請求項 9】

前記解析回路（３０）は、前記２個以上のフィッティング画素（１１８）のそれぞれの２つ以上の計測感度からの線形外挿によって感度関数（８６）を算出していることを特徴とする請求項 6 乃至 8 のいずれかに記載の磁気共鳴イメージング・システム（１０）。

【請求項 10】

前記解析回路（３０）はさらに、１つまたは複数のスペーシング画素（１２２）及びエッジ画素（１１０）の各々に関連する計測感度（９０）を、前記感度関数から導出したそれぞれの算出感度（１１４）に置き換えることによって画像を処理していることを特徴とする請求項 9 に記載の磁気共鳴イメージング・システム（１０）。

40

【発明の詳細な説明】

【０００１】

【発明の属する技術分野】

本発明は、全般的には医用イメージングに関する。本発明は、さらに詳細には、磁気共鳴イメージング及び受信コイル感度の算出に関する。

【０００２】

【発明の背景】

医用磁気共鳴イメージングの分野では、その患者を空間的に均一な磁場（ $B_0$ ）内に配置する。組織内のスピンの個々の磁気モーメントはこの偏向磁場と概して整列し、該磁場の周りでラーモアの特性周波数に依存したランダム方式で歳差運動する。３次元撮像ボリュ

50

ーム内において  $B_0$  磁場に特性磁場差分を付与するように傾斜磁場が使用される。次いで、患者組織には、ラーモア周波数に近い周波数でありかつ  $B_0$  磁場と直交するような RF 励起パルス ( $B_1$ ) を与え、そのスピンを  $B_0$  磁場に対する横断面まで回転させ (すなわち、「倒し (tip) 」) 正味の横方向磁気モーメントを生成させる。RF 励起パルスが停止された後、スピンは  $B_0$  磁場と再整列し、この際に磁気共鳴信号を放出する。この磁気共鳴信号は、傾斜磁場によって位置特定することがあり、またフーリエ変換を介して検出し処理して画像を形成させることができる。RF 信号は典型的には「送信」コイルによって付与し、また得られた信号は「受信」コイルによって検出する。ある種のシステムでは、これらの機能を単一のコイルまたはコイル組に統合している。磁気共鳴信号は、イメージング・システム内の受信コイルに誘導される電圧として収集される。

10

#### 【0003】

スキンの継続時間は、実行する位相エンコードのステップ数によってその一部が決定されており、このステップ数自体は所望の画像サイズ及び画像分解能に依存している。診断価値のある画像を作成するには、磁気共鳴イメージング技法が撮像データを収集するために長時間を要するのが普通である。したがって、患者の快適性を向上させ、患者スループットを上昇させ、かつ不注意による患者の動きに起因する画像アーチファクトを減少させるためには、スキャン時間の短縮が望ましい目標となる。

#### 【0004】

画像収集時間を短縮するための一技法は、同じ位相エンコード傾斜を維持しているが縦列データを一列おきでのみ収集しこれにより収集時間を半分にすることなどによって位相エンコード・ステップの数を減少させることである。したがって、位相エンコード方向でのデータ点の間隔は2倍になり、対応する画像領域における撮像域は事実上半分になる。しかしながら、縮小させた撮像域の外部からの共鳴信号は受信コイルによって検出されたままで、画像上に「折りたたまれ (folded) 」すなわちエイリアシングとなっており、エイリアシングとなった画素は撮像ボリューム内の複数の点に関する強度データを表すことになる。したがって、こうしたエイリアシングは画質に悪影響を及ぼすという点で望ましくない。

20

#### 【0005】

これら不要の信号を相殺させるための一技法は、多重受信コイル・システムにおける空間感度プロフィールを利用して関心領域内の信号位置情報を決定しているような、一般に感度エンコーディングまたは SENSE と呼ばれるものである。これら複数の受信コイル信号からなる SENSE 再構成によってエイリアシングを減少させることが可能となる、すなわち、各受信コイルに対するそれぞれの感度情報を用いてエイリアシングの生じた画像を「展開させ (unfolded) 」ている。詳細には、各コイルに対する感度情報は、撮像ボリューム内の様々な点が発生させる共鳴信号に対するコイルの応答を記述した1つの複素関数である。この情報を用いると、エイリアシングの影響を排除することができる。この方式により、その収集時間が縮小撮像域画像を取得するのに要する時間だけである (すなわち、収集時間を半分にできる) にもかかわらず、完全な画像を作成することができる。

30

#### 【0006】

必要とする感度情報を取得するには、診断スキャン以外に較正スキャンも実行する。最終的な目標はシステムのスキャン時間の短縮であるため、この較正スキャンはできるだけ迅速とする必要がある。この較正スキャン時間は、スキンの空間分解能を低下させることによって短縮することができる。しかしながら、分解能を低下させているため対象のエッジ近傍でコイル感度の評価が不正確となり、これによりエイリアシング・アーチファクトの排除が若干妨げられる可能性がある。別の問題点は、診断スキャンと較正スキャンの間で不注意による患者の動き (例えば、呼吸) や位置の変化 (例えば、保持する吸気量が較正中では全くあるいは比較的少ないが撮像中ではより多いこと) があると、較正スキャン時には撮像されていないが診断スキャン時には撮像されるような幾つかのエリアが生じることがあり得ることである。較正スキャン時にはこれらのエリアの信号が存在しないため

40

50

、エイリアシング・アーチファクトを除去するためのコイル感度情報をこれらのエリアから全く入手できない。

【 0 0 0 7 】

したがって、SENSE技法を利用する際に較正スキャンの間でコイル感度情報を取得するための改良型技法が必要とされている。既存のシステムの欠点に対処するためには、対象エッジの近傍と、計測可能な感度をもたない画素（すなわち、「空の（empty）」画素）においてコイル感度の正確な推定を可能とするように単純明快な方式で利用できる技法が特に必要とされている。本発明は、上で述べた1つまたは複数の問題点による影響を克服する、あるいは少なくとも軽減させることを目的としている。

【 特 許 文 献 1 】

米国特許第 6 5 5 9 6 4 2 号

【 0 0 0 8 】

【 課題を解決するための手段 】

本発明は、磁気共鳴イメージング・システムの受信コイルに対するコイル感度マトリックスを作成するための新たな技法を提供する。本技法は対象のエッジ近傍のコイル感度を近似するために導出式の感度関数を利用している。この方式では、診断画像でエイリアシング・アーチファクトの補正を可能とするような修正済み受信コイル感度マトリックスを決定することがある。

【 0 0 0 9 】

感度マトリックスの決定は、分解能を低下させて較正スキャンを実行することによって実施する。このスキャンによるデータを処理して較正画像を形成させる。この画像の各縦列内において、撮像対象のエッジを位置特定し、各エッジごとに該エッジの内方に位置する多数の画素に基づいて感度関数を導出する。この感度関数は典型的には線形外挿を含むが、別の統計当てはめモデルを使用することもある。この数学モデルに基づいて、対象のエッジ近傍にある画素の実際の感度に関する推定を実施することができる。この方式では、対象エッジの内方にある画素の感度値は、これらがエッジに近いため不正確となっており、それぞれの算出感度値に置き換えることがある。さらに、共鳴信号がないために全く感度が計測されないことがあるような対象エッジの外方にある画素に対して算出感度を割り当てることがある。

【 0 0 1 0 】

本技法の一態様では、磁気イメージング・システムにおいてコイル感度を推定するための方法を提供する。磁気共鳴画像内において、画像の縦列または横列内でエッジ画素を位置特定する。このエッジ画素に対するコイル感度を記述するような感度関数を算出する。この感度関数はエッジ画素の内方の2個以上のフィッティング画素を用いて算出する。

【 0 0 1 1 】

本技法の別の態様では、対象に関して強調した感度マトリックスを生成させるための方法を提供する。対象の初期較正画像を先ず取得する。次いで、較正画像の縦列または横列内で対象エッジ画素を含む対象エッジを位置特定する。次いで、対象エッジ画素の内方に位置する2個以上のフィッティング画素を用いて、各対象エッジに対する感度関数を算出する。次いで、この感度関数からそれぞれの感度値を導出し、これを対象エッジ画素の外方に位置する1つまたは複数の画素の各々に割り当てる。

【 0 0 1 2 】

本技法の別の態様では、コイル感度を推定することができる磁気共鳴イメージング・システムを提供する。本磁気共鳴イメージング・システムは、較正画像を作成することができる磁気共鳴スキャナを備えている。本システムはさらに、このスキャナから較正画像を受信することができる解析回路を備えている。この解析回路は、画像の縦列または横列内でエッジ画素を位置特定し、このエッジ画素の内方に配置された2個以上のフィッティング画素から感度関数を計算することによって画像を処理する。この感度関数はエッジ画素の近傍のコイル感度を記述している。

【 0 0 1 3 】

本技法の別の態様では、被検体に対する強調した感度マトリックスを生成することができる磁気共鳴イメージング・システムを提供する。本システムは較正画像を生成することができる磁気共鳴スキャナを備えている。本システムはさらに、この較正画像を受信することができる解析回路を備えている。この解析回路は、エッジ画素の内方に配置された２個以上のフィッティング画素から感度関数を算出する。この感度関数はエッジ画素の近傍のコイル感度を記述している。この解析回路はさらに、エッジ画素の外方に配置された１つまたは複数の画素の各々に対して、感度関数から導出したそれぞれの算出感度を割り当てている。

#### 【 0 0 1 4 】

本技法の別の態様では、被検体の最適画像を作成することができる磁気共鳴イメージング・システムを提供する。本システムは、診断画像及び較正画像を作成することができる磁気共鳴スキャナと、これら診断画像及び較正画像を受信することができる解析回路と、を備えている。この解析回路は、較正画像を用いて強調した感度マトリックスを生成するための手段を備えている。この解析回路は、この強調感度マトリックスを用いて診断画像を最適化し、最適診断画像を作成している。本システムはさらに、最適診断画像を受信し、この最適診断画像を適当な表示デバイスに送信することができる表示回路を備えている。

#### 【 0 0 1 5 】

本発明の上記その他の利点及び特徴は、図面を参照しながら以下の詳細な説明を読むことにより明らかとなる。

#### 【 0 0 1 6 】

##### 【発明の実施の形態】

ここで図面に移り先ず図１を参照すると、磁気共鳴システム１０及びその構成要素を概略図で表している。オペレータ１４はＭＲシステム１０を利用して患者１８に対する撮像操作を実施する。オペレータ１４はこれらの操作を、ＭＲスキャナ２６、解析回路３０及び表示回路３８などの構成要素によって実行される動作を制御回路２２を介して制御させて実施している。制御回路２２はメモリ回路３４のある種の実用的機能も制御できるが、この検討の目的では、メモリ回路３４の動作は他の構成回路からのニーズに応答するものであると仮定することにする。

#### 【 0 0 1 7 】

オペレータ１４は、自動化されたルーチンと制御回路２２で構成した変数との両者に従って一連の無線周波数（ＲＦ）パルスを送行させるようにＭＲスキャナ２６に指令することによって患者１８に対する撮像操作を実施する。ＭＲスキャナ２６はこれらのＲＦパルスから得られる信号を収集し、次いでこの信号は解析回路３０に直接送られるか、メモリ回路３４に送られ引き続いてデータが解析回路３０に提供されるかのいずれかとなる。解析回路３０は、画像データを作成するためにオペレータ１４が制御回路２２で設定したパラメータに従って、データに対して解析ルーチンを適用する。一方この画像データは、制御回路２２を介してオペレータ１４から受け取った命令に従って、後で表示するためにメモリ回路３４に送られるか、即座に表示するために表示回路３８に直接送られるかのいずれかとなる。次いでこの表示回路３８は、オペレータや担当の医療スタッフが観察できるように、モニタやプリンタなどの表示デバイス４２上にこのデータを表示させる。もちろん、このシステムの具体的な構成及び動作はこの一般的配置とは異なることがある。

#### 【 0 0 1 8 】

磁気共鳴システム１０では、画像収集時間を短縮するために感度エンコーディング（以下において「ＳＥＮＳＥ技法」という）などの技法を利用することがある。スキャン時間は一般に収集する位相エンコード線の数によって決まるため、このＳＥＮＳＥ技法ではＭＲスキャナ２６内で複数のＲＦ表面コイル・アレイを利用し、位相エンコード線間のステップサイズを大きくすることによって画像収集時間を短縮している。しかし、撮像域は位相エンコード線間の距離によって決まるため、ステップサイズを大きくするとＭＲスキャナ２６の撮像域が事実上縮小される。撮像対象がこの縮小撮像域の外まで広がっている場合、位相エンコード方向にエイリアシング・エラー、すなわち折返し（wrap-around）

10

20

30

40

50

nd) エラーが出現することがある。SENSE 技法では、エイリアシングのないスピン分布を生じさせるようなそれぞれの表面コイル感度に依拠することによってエイリアシングを除去している。したがって、エイリアシングがうまく除去されるか否かは、様々なコイル感度を正確に決定できるかどうかに依存する。

#### 【0019】

したがってSENSE 技法では、較正スキャンを利用して感度マトリックスを決定し、これから様々なコイル感度を決定することができる。SENSE 技法を利用する目的の1つは画像収集時間を最小限にするためであるから、較正スキャン時間も最小限にすることが同様に望ましい。較正スキャン時間は較正スキャンの空間分解能を低下させることによって短縮させることがある。この方式では、その較正スキャンによって、撮像しようとする対象のうち診断スキャン対象の全ボリュームを含むような部分組をカバーしている。しかし、このように分解能を低下させているため、対象のエッジ近傍のコイル感度の計測が不正確となり、後続のエイリアシング・エラーの除去を損なう可能性がある。

#### 【0020】

このエッジ効果の一例を図2に示している。図2は、4素子線形コイルアレイを用いたデジタル画像の縦列内の感度の大きさをグラフにしたものである。画素ごとの感度は、破線46で表している低分解能の $32 \times 32$ マトリックスと、実線50で表している高分解能の $256 \times 256$ マトリックスの両方に関してグラフ化している。y軸方向の感度は無次元になるように正規化している。x軸は0と200の位置にそのエッジを有するようなファントム物体に対するデジタル画像内の200個の画素からなる1つの縦列を表している。図2から明らかなように、低分解能画像46と高分解能画像50の感度は対象のエッジ近傍部以外ではよく一致しており、対象のエッジ近傍部で両者は分かれていることが確認できる。低分解能画像46と高分解能画像50の間におけるエッジ近傍での計測コイル感度のこの違いによってエイリアシング・エラーの補正が損なわれる可能性がある。

#### 【0021】

さらに実際の実施にあたり、較正スキャンと診断スキャンの両方ともにおいて、患者は息を止めて呼吸運動アーチファクトを最小にすることが必要となることがある。しかし、較正スキャンと診断スキャンの間で、例えば患者の呼吸が第2のスキャンと比べてより深かったりより浅かったりするなど、患者やコイルが位相エンコード方向に動くと、この2回のスキャンのエッジ同士が一致しないため（すなわち、胸部のエッジ位置が変化するため、または感度データが収集できないため）補正不可能なエイリアシング・アーチファクトを生ずることがある。

#### 【0022】

この結果の根拠を図3及び4に示す。図3は、複数の画素を含む診断画像画素マトリックス54の一部分を表している。縦線によって影を付けた内部画素58と、斜め線によって影を付けたエッジ画素62とによって、撮像対象を表している画素を示している。エッジ画素62はある強度しきい値によって規定しており、縦列または横列内でエッジ画素62の強度はこの強度しきい値を超えるが、当該縦列内の隣接する画素（例えば外部画素66）の強度値はこの強度しきい値を超えないようにしている。近傍の画素値同士の強度の差に従うなど別の規定方式も等しく適正に適用することができる。同様に、内部画素58は、ある縦列内でその強度値が強度しきい値を超えているような画素と規定されており、この縦列内で強度しきい値を超える強度値を有する別の2個の画素（すなわち、別の内部画素58またはエッジ画素62）に隣接している。外部画素66は強度しきい値未満の強度値を有する画素である。

#### 【0023】

関心対象のエッジがその画像の範囲内にあると仮定すると、撮像画素の1つの縦列内には一般に上限と下限のエッジ画素62が存在することになる。検討の目的から、内部画素58は、縦列または横列内でこの上限と下限のエッジ画素62の間にある画素（すなわち、エッジ画素の内方にある画素）と記述することができる。同様に、外部画素66は、縦列または横列内で上限及び下限のエッジ画素62の外方にある画素と記述することができる

。

## 【 0 0 2 4 】

ここで図 4 を参照すると、図 3 と同じ領域を表している較正画像画素マトリックス 6 7 の一部分を図示している。患者の動き、あるいは較正と診断スキンの間で患者の呼吸停止が異なることによって、幾つかの画素は較正画像では内部画素であるが、診断画素マトリックス 5 4 では内部画素とならない。さらに、較正画像内には空画素 6 8 が存在し、較正スキャン中では強度しきい値未満である（すなわち、対象の外部にある）が、診断スキャン中には強度しきい値を超えるかまたは等しい（すなわち、対象の内部にある）ような画素を表すことがある。コイル感度は対象境界の内部でしか計測できず、境界の外部の信号は小さすぎて感度を正確に計測できないため、空画素 6 8 は S E N S E 技法にとって重要である。したがって、診断スキャン中に対象境界の内部に来る可能性があるような画素に関しては、較正スキャン中に空画素 6 8 により提供されるコイル感度情報は全くない。診断スキンの信号が較正スキャン中に感度が計測されていないエリアから発せられている場合、補正不可能なエイリアシングが生じる。

10

## 【 0 0 2 5 】

本技法は、短い較正時間を維持しながら、対象エッジの近傍でコイル感度の計測が不正確であるという問題、並びにスキャン間の患者の動きの結果コイル感度の計測値が較正中に存在しないという問題の両方に対処している。ここで図 5 を参照すると、本技法の態様に関連する方法を表した流れ図を提示している。ブロック 7 0 で示すように、先ず較正スキャンが実行される。典型的には、較正スキャンは分解能を低下させて M R スキャナ 2 6 により実行する。次いで、較正スキャンで収集したデータは、ブロック 7 4 に示すように解析回路 3 8 によって処理する。このデータ処理には、k 空間の画像データにゼロ埋め込みして較正画像の空間分解能を上昇させること、並びに画像データに対して 2 次元高速フーリエ変換を実施して低分解能の較正画像を作成すること、を含むことがある。較正画像の画素の各々は、ブロック 7 8 に示すような感度マトリックスを決定している対応した計測感度を有している。

20

## 【 0 0 2 6 】

この感度は、空間的に滑らかに変化する関数であり、短い距離範囲では線形関数で近似することができる。こうした近似を用いることによって、対象エッジの近傍での不正確な感度計測に関する問題、並びに診断画像内の対象画素に対して感度情報が提供できない空画素に関する問題に対処している。

30

## 【 0 0 2 7 】

詳細には、ブロック 8 2 に示すように、較正画像の各縦列内の各エッジ画素を位置特定する。エッジ画素 6 2 の位置特定は様々な手段で実施することがあるが、典型的には、ある縦列内の画素の強度を何らかの強度しきい値と比較すること及び / または近傍の画素の値と比較することによって実現される。例えば、ある縦列内の上端エッジ画素 6 2 は、この強度しきい値未満の強度値をもつ画素の直ぐ下側にある、すなわちこの画素の内方に位置している画素のうち、このしきい値と比べて等しいかより大きい強度値を有する画素である。下端エッジ画素 6 2 も同様の方式で位置特定する。

## 【 0 0 2 8 】

次に、エッジ画素 6 2 の近傍の画素の感度を算出するための感度関数を生成する。本技法の実施の一形態では、図 5 のブロック 8 6 に示すように、エッジ画素の近傍の画素に対する感度は、別の内方画素の計測感度からこれらの感度を外挿することによって算出している。別の技法を利用する可能性もあるが、典型的には、線形外挿を使用する。この感度は 1 つの複素関数であるため、実数成分と虚数成分は別々に外挿させる。当業者であれば、複素数の実数成分と虚数成分に対する別々の線形外挿は共に線形となるが、続いてこれらの外挿を再結合させると曲線または放物線が得られることがあることを理解するであろう。したがって、線形外挿という表現を使用することがあるが、感度の複素数的性格によって線形外挿に対して曲線の結果が得られることがある。

40

## 【 0 0 2 9 】

50

エッジ近傍の計測感度は不正確であるため、これらの不正確さを受けていないさらに内方の画素を外挿の基準とすることが好ましい。例えば、画像マトリックスの寸法に応じて、エッジ画素 6 2 と外挿をフィッティングさせる基準となる画素との間に 5 ~ 2 0 個の画素からなるスペーサ領域を存在させることがある。このスペーサ領域は、エッジ効果による感度計測の不正確性が最も厳しいスパンを表しており、本実現形態の 1 つでは、エッジ画素 6 2 の内方の 1 0 個の画素と見なすのが普通である。外挿をフィッティングさせるためには、このスペーサ領域から画素 2 ~ 5 個分内方にある画素を用いている。本実現形態の 1 つでは、スペーサの内方の 3 個の画素を用いてその外挿をフィッティングさせている。

#### 【 0 0 3 0 】

次いで、この算出した感度値を用いると、エッジ近傍のコイル感度の計測の不正確性、または対象エリアの外部（すなわち、エッジ画素 6 2 の外方）で感度計測値がないことのいずれか、または両者に関して補償または補正を行うことができる。これらの補正をそれぞれ、図 5 のブロック 9 0 と 9 2 に示す。詳細には、ブロック 9 0 はエッジ画素 6 2 及び近傍の内方画素の計測感度を上述の算出感度に置き換える処理を表している。再び図 2 を参照すると、対象エッジが x 軸に沿った画素 0 と画素 2 0 0 に位置特定された場合、校正画像 4 6 の画素 0 ~ 2 0 または画素 1 8 0 ~ 2 0 0 からなる幾つかの部分組の計測感度が外挿した感度値と置き換えられる可能性がある。典型的にはスペーサ領域を含む画素とエッジ画素 6 2 の計測感度を置き換える。この方式では、画素からなる小さい群を用いて感度の外方への外挿をフィッティングし、これらのフィッティング画素の外方のすべての計測感度を、対象エッジのところまで算出感度で置き換えている。したがって、エッジ近傍の不正確な感度がより正確な感度計測値に基づいた算出感度で置き換えられる。

#### 【 0 0 3 1 】

さらに、ブロック 9 2 に示すように、これらの算出感度は計測可能な信号が存在しないため計測感度を有していないようなエッジ画素 6 2 の外方の画素に対応している。この方式では、診断スキャンと校正スキャンの間の患者の動きの影響を、少なくとも外挿した領域内では軽減することができる。この方式ではエッジ画素 6 2 の外方の任意の範囲の画素に対して感度の割り当てが可能であるが、本技法の実施の一形態では、エッジ画素 6 2 の外方の 1 5 個の画素に対して外挿感度を割り当てている。ブロック 9 0 及び 9 2 に示した処理の結果は、計測感度と算出感度の両方を含む複合感度マトリックス 9 4 となる。

#### 【 0 0 3 2 】

これらの処理の結果を、画像エッジの近傍の感度曲線に外挿感度線を追加している図 6 に示す。簡略化するため、表示した感度曲線の一方のエッジに対してのみ補正を実行してある。計測感度線 1 0 6 は実際の計測感度を表している。エッジ 1 1 0 は撮像対象のエッジの位置を表している。外挿感度線 1 1 4 は、フィッティング領域 1 1 8 内の画素に基づいた算出感度を表している。上で検討したように、本実現形態の 1 つでは、フィッティング領域 1 1 8 は典型的には 3 個の画素を含んでいる。スペーサ領域 1 2 2 は、校正スキャンの低い空間分解能のためにその計測感度の不正確さがエッジの近傍で増大しているようなエッジ 1 1 0 とフィッティング領域 1 1 8 の間に配置された画素（本実現形態の 1 つでは典型的には、1 0 個の画素）からなるスパンである。さらに、外側領域 1 2 6 は、エッジの外方にある画素（本実現形態の 1 つでは典型的には、1 5 個の画素）であって該画素に対しては意味のある計測感度は存在しないが患者の動きの影響を軽減させるために感度値の割り当てによる恩恵を得られる可能性があるような画素からなるスパンである。外挿感度線 1 1 4 はスペーサ領域 1 2 2 と外側領域 1 2 6 の両方をカバーしており、これらの領域内で意味のある感度値が提供される。

#### 【 0 0 3 3 】

本発明は様々な修正形態や代替形態とする余地があるが、具体的な実施形態を一例として図面に示すと共に本明細書で詳細に記載してきた。しかし、本発明を開示した特定の形態に限定しようとする意図ではないことを理解されたい。むしろ、本発明は、添付の特許請求の範囲で規定した本発明の精神及び趣旨に属するすべての修正形態、等価形態、代替形態に及ぶものである。



## 【図面の簡単な説明】

【図 1】受信コイル感度を推定するように適合させた磁気共鳴イメージング・システムの概略図である。

【図 2】高分解能画像の縦列と低分解能磁気共鳴画像の縦列の両者に対する感度関数を表した線グラフである。

【図 3】診断画像の画素マトリックスの一部を表した図である。

【図 4】較正画像の画素マトリックスの一部を表した図である。

【図 5】強調感度マトリックスを生成させるステップを表した流れ図である。

【図 6】ある縦列に関して、導出した感度関数に基づく外挿感度を含む感度関数を表した線図である

10

## 【符号の説明】

1 0 磁気共鳴システム

1 4 オペレータ

1 8 患者

2 2 制御回路

2 6 MR スキャナ

3 0 解析回路

3 4 メモリ回路

3 8 表示回路

4 2 表示デバイス

4 6 低分解能画像

5 0 高分解能画像

5 4 診断画像画素マトリックス

5 8 内部画素

6 2 エッジ画素

6 6 外部画素

6 7 較正画像画素マトリックス

6 8 空画素

1 0 6 計測感度線

1 1 0 エッジ

1 1 4 外挿感度線

1 1 8 フィッティング領域

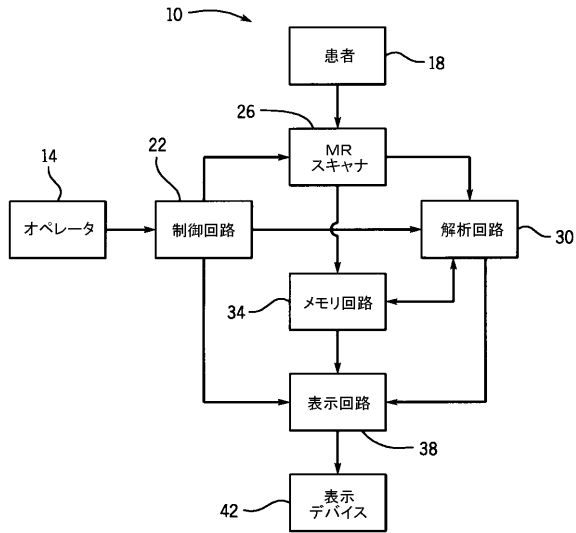
1 2 2 スペーサ領域

1 2 6 外側領域

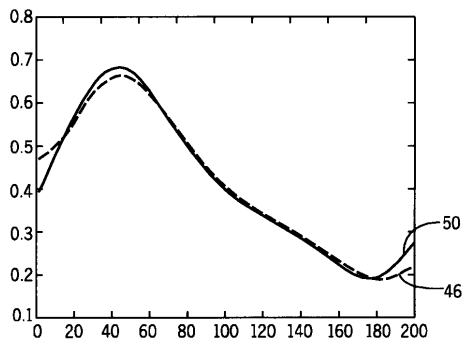
20

30

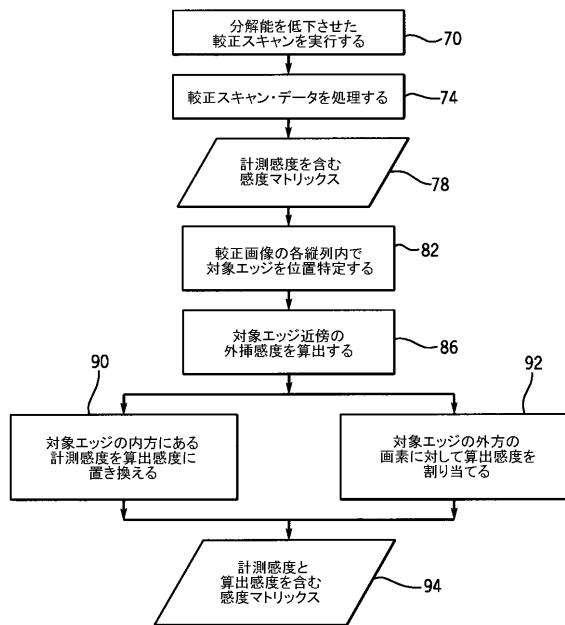
【図 1】



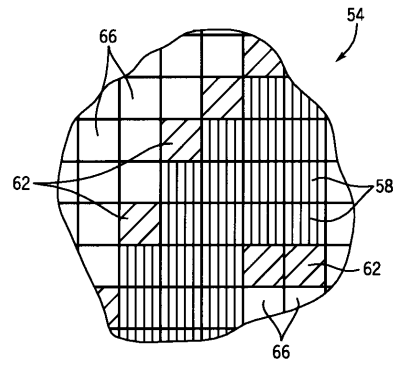
【図 2】



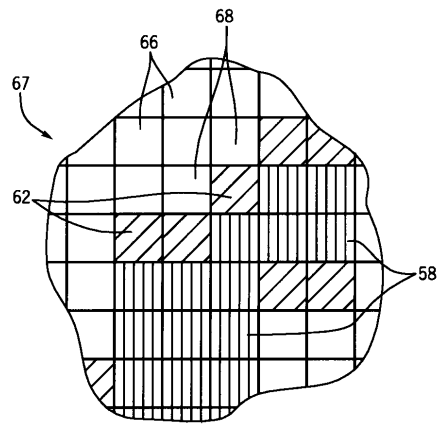
【図 5】



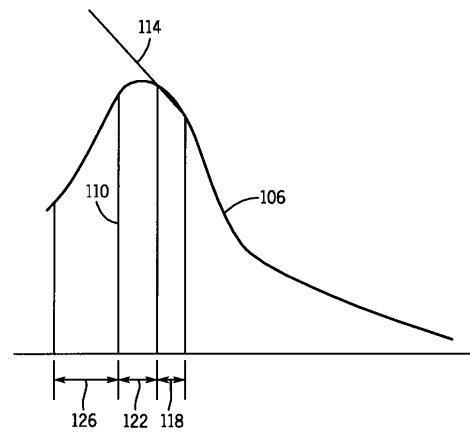
【図 3】



【図 4】



【図 6】



---

フロントページの続き

(72)発明者 ケビン・エフ・キング  
アメリカ合衆国、ウィスコンシン州、ニュー・ベルリン、ウエスト・リッジ・ロード、15651番

(72)発明者 エリザベス・アンゲロス  
アメリカ合衆国、ウィスコンシン州、ハートランド、パークビュー、923番

審査官 伊藤 幸仙

(56)参考文献 特開2004-008533(JP,A)  
欧州特許出願公開第1378760(EP,A2)  
米国特許第6836116(US,B2)  
K.F.King, L.Angelos, L.Estkowski, "Iterative SENSE Reconstruction for reduced Motion Artifacts", Proc.Intl.Soc.Mag.Reson.Med. 10, 2002年 5月, p2411

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)  
A61B 5/055