

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第5751746号
(P5751746)

(45) 発行日 平成27年7月22日 (2015. 7. 22)

(24) 登録日 平成27年5月29日 (2015. 5. 29)

(51) Int. Cl.

F I

A 6 1 B 5/055 (2006.01)

A 6 1 B 5/05 3 8 2

A 6 1 B 5/05 3 1 1

A 6 1 B 5/05 3 8 3

請求項の数 20 (全 11 頁)

(21) 出願番号 特願2009-186579 (P2009-186579)
 (22) 出願日 平成21年8月11日 (2009. 8. 11)
 (65) 公開番号 特開2010-42257 (P2010-42257A)
 (43) 公開日 平成22年2月25日 (2010. 2. 25)
 審査請求日 平成24年6月18日 (2012. 6. 18)
 (31) 優先権主張番号 12/189, 241
 (32) 優先日 平成20年8月11日 (2008. 8. 11)
 (33) 優先権主張国 米国 (US)

(73) 特許権者 593063105

シーメンス メディカル ソリューション
 ズ ユーエスエー インコーポレイテッド
 Siemens Medical Sol
 utions USA, Inc.
 アメリカ合衆国 ペンシルヴァニア マル
 ヴァーン ヴァレー ストリーム パーク
 ウェイ 51
 51 Valley Stream Pa
 rkway, Malvern, PA 19
 355-1406, U. S. A.

(74) 代理人 100075166

弁理士 山口 巖

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 磁気共鳴灌流画像の生成方法及び磁気共鳴装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

磁気共鳴灌流画像を生成する方法であって、

対をなして交互に生じる複数の標識画像及び制御画像を含む一連の磁気共鳴灌流画像から、各対毎に、前記対をなす標識画像から同じ対をなす制御画像を減算することを含めて、初期処理された磁気共鳴灌流画像を生成するステップと、

少なくとも1つの画質基準に関して各初期処理された画像（以下、初期処理画像と呼ぶ）を分析することによって各初期処理画像が画質管理見直しを受けるようにし、前記画質基準を満たさない前記初期処理画像は排除して、複数の許容磁気共鳴灌流画像を得るステップと、

前記許容磁気共鳴灌流画像だけを自動的に組み合わせて、出力として合成磁気共鳴灌流画像を得るステップと、

前記画質管理見直しを前記一連の画像収集に対しリアルタイムで実施するステップ、

前記画質管理見直しにおいて予め定められた数の排除が生じると、人間に知覚できる表示を発生するステップと

が含まれている磁気共鳴灌流画像の生成方法。

【請求項 2】

前記各初期処理画像が強度分布を示し、前記画質基準として前記強度分布の平均偏差及び標準偏差を用いることを特徴とする請求項 1 に記載の方法。

【請求項 3】

前記各初期処理画像がエッジ特徴を含み、前記画質基準としてエッジ検出技術を用いることを特徴とする請求項 1 に記載の方法。

【請求項 4】

前記エッジ検出技術を、 $grad$ 演算子を用いて実施するステップが含まれることを特徴とする請求項 3 に記載の方法。

【請求項 5】

前記エッジ検出技術を、ラプラス演算子を用いて実施するステップが含まれることを特徴とする請求項 3 に記載の方法。

【請求項 6】

前記画質基準として基準画像を用い、各初期処理画像と前記基準画像を比較するステップが含まれることを特徴とする請求項 1 に記載の方法。

10

【請求項 7】

前記画質管理見直しを完全自動で実施するステップが含まれることを特徴とする請求項 1 に記載の方法。

【請求項 8】

前記画質管理見直しをユーザ対話式に実施するステップが含まれることを特徴とする請求項 1 に記載の方法。

【請求項 9】

各対毎に、前記対をなす標識画像から制御画像を減算することによって、前記初期処理された磁気共鳴灌流画像を生成するステップが含まれることを特徴とする請求項 1 に記載の方法。

20

【請求項 10】

前記一連の画像収集中に前記許容磁気共鳴灌流画像の画像内容に依存して前記画質基準を動的に更新するステップが含まれることを特徴とする請求項 1 に記載の方法。

【請求項 11】

磁気共鳴灌流画像を生成する磁気共鳴装置であって、
被検者との相互作用で、対をなして交互に生じる複数の標識画像及び制御画像を含む一連の磁気共鳴灌流画像を収集する磁気共鳴データ収集装置と、

各対毎に、前記対をなす標識画像から同じ対をなす制御画像を減算して、初期処理された磁気共鳴灌流画像を生成する画像プロセッサと、

30

少なくとも 1 つの画質基準に関して各初期処理された画像（以下、初期処理画像と呼ぶ）を分析することによって各初期処理画像が画質管理見直しを受けるようにし、前記画質基準を満たさない前記初期処理画像は排除して、複数の許容磁気共鳴灌流画像を得る画質管理モジュールと、

前記許容磁気共鳴灌流画像だけを自動的に組み合わせ、出力として合成磁気共鳴灌流画像を得る画像コンピュータと

を備え、

前記画質管理モジュールは、前記画質管理見直しを前記一連の画像収集に対しリアルタイムで実施し、

前記画質管理モジュールは、前記画質管理見直しにおいて予め定められた数の排除が生じると、人間に知覚できる表示を発生する

40

磁気共鳴装置。

【請求項 12】

前記各初期処理画像が強度分布を示し、前記画質管理モジュールは前記画質基準として前記強度分布の平均偏差及び標準偏差を用いることを特徴とする請求項 11 に記載の磁気共鳴装置。

【請求項 13】

前記各初期処理画像がエッジ特徴を含み、前記画質管理モジュールは前記画質基準としてエッジ検出技術を用いることを特徴とする請求項 11 に記載の磁気共鳴装置。

【請求項 14】

50

前記画質管理モジュールは、前記エッジ検出技術を $grad$ 演算子を用いて実施することを特徴とする請求項 13 に記載の磁気共鳴装置。

【請求項 15】

前記画質管理モジュールは、前記エッジ検出技術をラプラス演算子を用いて実施することを特徴とする請求項 13 に記載の磁気共鳴装置。

【請求項 16】

前記画質管理モジュールは、前記画質基準として基準画像を用いて、各初期処理画像と前記基準画像を比較することを特徴とする請求項 11 に記載の磁気共鳴装置。

【請求項 17】

前記画質管理モジュールは前記画質管理見直しを完全自動で実施することを特徴とする請求項 11 に記載の磁気共鳴装置。

【請求項 18】

前記画質管理モジュールは前記画質管理見直しをユーザ対話式に実施することを特徴とする請求項 11 に記載の磁気共鳴装置。

【請求項 19】

前記プロセッサは、各対毎に標識画像から制御画像を減算することによって前記初期処理された磁気共鳴灌流画像を生成することを特徴とする請求項 11 に記載の磁気共鳴装置。

【請求項 20】

前記品質管理モジュールは、前記一連の画像収集中に前記許容磁気共鳴灌流画像の画像内容に依存して前記画質基準を更新することを特徴とする請求項 11 に記載の磁気共鳴装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、磁気共鳴画像を生成する磁気共鳴方法及び装置、とりわけ、磁気共鳴灌流画像を生成する磁気共鳴方法及び装置に関する。

【背景技術】

【0002】

磁気共鳴技術は、例えば X 線による透視法またはコンピュータ断層撮影法といった他の医用画像診断法に比べて、とりわけ患者及び医療関係者が放射線被曝しないという利点があるため、近年ますます利用されるようになっている。

【0003】

磁気共鳴 (MR) 技術は、被検者の内部画像を生成することが可能な既知の技術である。このため、被検者は、被検者の核スピンの基本静磁場に沿った配向になるように MR 装置の強力な均一な基本静磁場 (0.2 テスラ ~ 7 テスラ以上の磁場強度) 内に配置される。被検者の体内に高周波励起パルスを放射して、核磁気共鳴を励起し、この励起された核磁気共鳴が測定される (検出され、それに基づいて MR 画像が再構成される)。測定データを空間エンコーディングする場合には、基本静磁場に迅速にスイッチされる傾斜磁場が重ね合わせられる。収集した測定データはデジタル化されて、k 空間マトリックスに複素数値として記憶される。多次元フーリエ変換によって、こうした値が取り込まれた k 空間マトリックスから MR 画像を再構成することが可能である。

【0004】

磁気共鳴を利用して、組織内の流体流である組織灌流を表わした画像を生成することが可能である。灌流を研究することによって生体内における器官の機能を評価することが可能になる。このため、磁気共鳴技術によって検出可能な信号を発生する造影剤が被検者に注入され、造影剤が関心領域つまり関心解剖学的構造に最適に流入した時点で、磁気共鳴データが収集される。造影剤は被検者の血管系に注入されるので、磁気共鳴画像における造影剤の様子は関心領域つまり関心解剖学的構造における血流を表わしている。磁気共鳴灌流技術は、脳血流 (CBF) が確認される頭部とりわけ脳の磁気共鳴画像に関して特に

10

20

30

40

50

有効である。既知の動脈スピン標識法（ASL）を利用した磁気共鳴灌流技術の場合、画像は、灌流感応性標本（標識画像）と非灌流感応性画像（制御画像）が交互に収集されることが多い。標識画像の灌流情報は、収集される磁気共鳴画像における、関心領域に標識したすなわち磁気共鳴標識したスピンが流入することによる画像コントラストのわずかな変化だけを表わす。一般に、灌流信号は全磁気共鳴画像強度のわずか数パーセントほどである。

【0005】

従って、相対的灌流画像及び定量的灌流画像の抽出及び定量化はアーチファクトを生じやすい。灌流信号の強度が低いので、数分の時間枠内で複数画像を収集しなければならない。この結果、標識画像と制御画像とが交互に時系列をなす画像が収集される。これらの標識画像及び制御画像をサブトラクション法によって互いに対をなすように組み合わせると、複数のサブトラクション画像が得られ、これらを組み合わせて、合成灌流画像を作成することが可能になる。複数の灌流画像を組み合わせることによって、その組合せ画像において低強度の灌流信号をより容易に認識できるようになる。

10

【0006】

こうした画像系列の収集に必要な時間の長さのため、画像アーチファクトの最も重大な原因は、全身（筋肉）運動または呼吸及び心臓の動きのような自然運動といった患者の動きである。制御画像は、灌流から生じる小さな信号変調を含む標識画像から理論上減じることが可能な静止スナップショット画像になるように意図されている。上述のように、標識画像と制御画像とのこの信号差はわずか数パーセントほどである。アーチファクトは、制御画像に対する信号の影響が不安定であるために発生しやすく、従って、制御画像は真の静止画像から逸脱することになる可能性がある。被検者内で生じる非静信号の影響に加えて、磁気共鳴データの収集に用いられるスキャナの不安定性のために、制御画像が真に静的でなくなる可能性もある。制御画像における１パーセントほどのわずかな誤差によって、灌流画像に起因すると考えられるほぼ１００％偽変化のアーチファクトを生じることになる可能性がある。

20

【0007】

上述のように、この問題を最小限に抑えるために用いられる典型的な処理は、それぞれ標識画像と制御画像との差である複数の灌流画像を生成することである。次に、複数の灌流画像が平均される。倍率または較正係数を適用して、灌流重み付き画像または定量的灌流画像を得ることが可能である。より高度な技術では、差分画像における時間分解能を回復するため、時系列をなす灌流画像の時間的補間法が用いられる。典型的な手法は、平均する前に動きに対してもとの画像系列を補正することである。これは、反復測定 of 画像ボリュームを基準ボリュームにレジストレーション（位置合わせ）することによって実施される。後続のボリュームを完全に位置合わせすることが可能である限り、これによってサブトラクションアーチファクトを大幅に抑えることが可能になる。しかし、モーションアーチファクトがボリューム内で生じる場合、こうしたボリュームに基づく位置合わせは役に立たず、かなりのサブトラクションアーチファクトが生じるままに放置され、結果として擬似灌流画像が生じることになる。

30

【発明の概要】

40

【発明が解決しようとする課題】

【0008】

本発明の課題は、モーションアーチファクトの影響が抑制され、そのために合成灌流画像の精度及び画質が向上する磁気共鳴灌流画像の収集方法及び装置を提供することにある。

【課題を解決するための手段】

【0009】

上記課題は、本発明によれば、それぞれ、標識画像と制御画像とのサブトラクション（減算）によって生じる初期処理された灌流画像を組み合わせる合成灌流画像を作成する前に、初期処理された画像（以下、初期処理画像と呼ぶ）が画質管理分析を受ける磁気共鳴

50

灌流画像生成方法及び装置により達成される。画質管理分析において、予め定められた画質管理基準を満たすことができない初期処理画像は排除され、組合せ灌流画像の生成に利用される後続の平均化または組み合わせ手順において用いられない。従って、過度のモーションアーチファクトを示す初期処理画像が組合せ灌流画像に影響することはないので、組合せ灌流画像の総合画質が大幅に向上する。

しかして、本発明によれば、磁気共鳴灌流画像を生成する方法であって、

対をなして交互に生じる複数の標識画像及び制御画像を含む一連の磁気共鳴灌流画像から、各対毎に、前記対をなす標識画像から同じ対をなす制御画像を減算することを含めて、初期処理された磁気共鳴灌流画像を生成するステップと、

少なくとも1つの画質基準に関して各初期処理された画像（以下、初期処理画像と呼ぶ）を分析することによって各初期処理画像が画質管理見直し（画質管理分析）を受けるようにし、前記画質基準を満たさない前記初期処理画像は排除して、複数の許容磁気共鳴灌流画像を得るステップと、

前記許容磁気共鳴灌流画像だけを自動的に組み合わせ、出力として合成磁気共鳴灌流画像を得るステップと、

前記画質管理見直しを前記一連の画像収集に対しリアルタイムで実施するステップと、

前記画質管理見直しにおいて予め定められた数の排除が生じると、人間に知覚できる表示を発生するステップと

が含まれている磁気共鳴灌流画像の生成方法が提案される（請求項1）。

磁気共鳴灌流画像の生成方法に関する本発明の実施態様は次の通りである。

・前記各初期処理画像が強度分布を示し、前記画質基準として前記強度分布の平均偏差及び標準偏差を用いる（請求項2）。

・前記各初期処理画像がエネルギーを有し、前記画質基準として前記エネルギーの2乗平均平方根を用いる。

・前記各初期処理画像がエッジ特徴を含み、前記画質基準としてエッジ検出技術を用いる（請求項3）。

・前記エッジ検出技術を、grad演算子を用いて実施するステップが含まれる（請求項4）。

・前記エッジ検出技術を、ラプラス演算子を用いて実施するステップが含まれる（請求項5）。

・前記画質基準として基準画像を用い、各初期処理画像と前記基準画像を比較するステップが含まれる（請求項6）。

・前記画質管理見直しを完全自動で実施するステップが含まれる（請求項7）。

・前記画質管理見直しをユーザ対話式に実施するステップが含まれる（請求項8）。

・前記画質管理見直しを前記一連の画像の収集後オフラインで実施するステップが含まれる。

・前記一連の画像収集中に前記画質基準の説明を表示するステップが含まれる。

・各対毎に、前記対をなす標識画像から制御画像を減算することによって、前記初期処理された磁気共鳴灌流画像を生成するステップが含まれる（請求項9）。

・前記一連の画像収集中に前記許容磁気共鳴灌流画像の画像内容に依存して前記画質基準を動的に更新するステップが含まれる（請求項10）。

さらに、本発明によれば、磁気共鳴灌流画像を生成する磁気共鳴装置であって、

被検者との相互作用で、対をなして交互に生じる複数の標識画像及び制御画像を含む一連の磁気共鳴灌流画像を収集する磁気共鳴データ収集装置と、

各対毎に、前記対をなす標識画像から同じ対をなす制御画像を減算して、初期処理された磁気共鳴灌流画像を生成する画像プロセッサと、

少なくとも1つの画質基準に関して各初期処理された画像（以下、初期処理画像と呼ぶ）を分析することによって各初期処理画像が画質管理見直し（画質管理分析）を受けるようにし、前記画質基準を満たさない前記初期処理画像は排除して、複数の許容磁気共鳴灌流画像を得る画質管理モジュールと、

10

20

30

40

50

前記許容磁気共鳴灌流画像だけを自動的に組み合わせ、出力として合成磁気共鳴灌流画像を得る画像コンピュータと
を備え、

前記画質管理モジュールは、前記画質管理見直しを前記一連の画像収集に対しリアルタイムで実施し、

前記画質管理モジュールは、前記画質管理見直しにおいて予め定められた数の排除が生じると、人間に知覚できる表示を発生する

磁気共鳴装置が提案される（請求項 1 1）。

磁気共鳴装置に関する本発明の実施態様は次の通りである。

・前記各初期処理画像が強度分布を示し、前記画質管理モジュールは前記画質基準として前記強度分布の平均偏差及び標準偏差を用いる（請求項 1 2）。

・前記各初期処理画像がエネルギーを有し、前記画質管理モジュールは前記画質基準として前記エネルギーの2乗平均平方根を用いる。

・前記各初期処理画像がエッジ特徴を含み、前記画質管理モジュールは前記画質基準としてエッジ検出技術を用いる（請求項 1 3）。

・前記画質管理モジュールは、前記エッジ検出技術を *g r a d* 演算子を用いて実施する（請求項 1 4）。

・前記画質管理モジュールは、前記エッジ検出技術をラプラス演算子を用いて実施する（請求項 1 5）。

・前記画質管理モジュールは、前記画質基準として基準画像を用いて、各初期処理画像と前記基準画像を比較する（請求項 1 6）。

・前記画質管理モジュールは前記画質管理見直しを完全自動で実施する（請求項 1 7）。

・前記画質管理モジュールは前記画質管理見直しをユーザ対話式に実施する（請求項 1 8）。

・前記画質管理モジュールは、前記画質管理見直しを前記一連の画像の収集後オフラインで実施する。

・前記画質管理モジュールは前記一連の画像収集中に前記画質基準の説明を表示する。

・前記プロセッサは、各対毎に標識画像から制御画像を減算することによって前記初期処理された磁気共鳴灌流画像を生成する（請求項 1 9）。

・前記品質管理モジュールは、前記一連の画像収集中に前記許容磁気共鳴灌流画像の画像内容に依存して前記画質基準を更新する（請求項 2 0）。

【 0 0 1 0 】

画質管理は、コンピュータ化された方法により完全自動で行うこともできるし、あるいは、組合せ手順に導入されて、組合せ灌流画像を作成することになる画質のレベルに関して、ユーザが自分自身で判断できるようにユーザと対話して実施することも可能である。手順が自動的に実施される場合でも、過剰な数の許容できない画質の初期処理灌流画像が常に生じる場合には、警報装置または他の何らかのタイプのインディケータによってユーザまたはオペレータに知らせることができるので、ユーザまたはオペレータは磁気共鳴データの生成に用いられている磁気共鳴データ収集システムの設定における補正措置を講じることが可能である。

【 0 0 1 1 】

ユーザまたはオペレータがこうした適切な補正措置を講じることができるようになるため、初期処理灌流画像の収集（生成）中に画質管理分析をリアルタイムで実施することが可能である。代わりに、完全な一揃いの初期処理灌流画像を生成して、さらに画質管理分析をオフラインで実施することが可能である。しかし、この実施形態の場合、患者がまだ磁気共鳴データ収集室内にいる間に組み合わせられた最終的な灌流画像をすぐに利用することはできない。

【図面の簡単な説明】

【 0 0 1 2 】

【図 1】本発明に従って構成され動作する磁気共鳴イメージングシステムの基本構成部品

10

20

30

40

50

を例示した概略図である。

【図2】初期処理灌流画像の画質管理見直しを具現化する、本発明に従って組合せ灌流画像を得るための方法を例示した概略図である。

【図3】本発明による方法及び装置における画質管理見直しを実施するための実施形態を例示したフローチャートである。

【発明を実施するための形態】

【0013】

図1には、基本構成部品と共に磁気共鳴装置1の構成の概略が示されている。磁気共鳴イメージングによって身体を検査するために、時間及び空間特性に関してできる限り正確に調整されたさまざまな磁場が用いられる。

10

【0014】

高周波遮蔽測定室3内に配置された強力な磁石（一般にトンネル形状の開口部を備えるクライオマグネット5）によって、一般に0.2テスラ～3テスラ以上に達する強力な基本静磁場7が発生する。検査を受ける身体または身体部分（ここでは不図示）は、患者用ベッド9に載せられて、基本静磁場7の均一な領域内に配置される。

【0015】

高周波アンテナ（ここではボディコイル13として示されている）によって放射される磁気高周波励起パルスによって、身体の核スピンの励起が生じる。高周波励起パルスは、パルスシーケンス制御ユニット17によって制御されるパルス発生ユニット15によって生じる。高周波増幅器19による増幅後、パルスは高周波アンテナに中継される。ここに示された高周波システムは概略が示されているだけである。一般に、磁気共鳴装置1には、2つ以上のパルス発生ユニット15、2つ以上の高周波増幅器19、及び、複数の高周波アンテナが用いられる。

20

【0016】

さらに、磁気共鳴装置1は、測定中にスライス選択励起及び測定信号の空間エンコーディングのための傾斜磁場を放射する傾斜磁場コイル21を備えている。傾斜磁場コイル21は、パルス発生ユニット15と同様に、パルスシーケンス制御ユニット17に接続された傾斜磁場コイル制御ユニット23によって制御される。

【0017】

励起された核スピンによって放出される信号は、ボディコイル13及び/または局部コイル25によって収集され、高周波前置増幅器27によって増幅され、収集ユニット29によってさらに処理されデジタル化される。

30

【0018】

伝送モードと収集モードとの両方で動作させることができるコイル（例えばボディコイル13のような）を前提とすると、補正信号中継は上流の送信受信ダイプレクサ39によって調整される。

【0019】

画像処理ユニット31は測定データから画像を生成し、この画像はオペレータコンソール33を介してユーザに提示されるかまたは記憶装置35に記憶される。中央コンピュータ37は個々のシステム構成要素を制御する。従って、コンピュータ37は、コンピュータ37の適切なプログラミングによって本発明による方法を実施できるように構成される。

40

【0020】

図1に示す磁気共鳴装置1は、例えば灌流研究の実施に関して、既知のやり方で操作して、被検者に磁気共鳴で検出可能な造影剤を注入することが可能な略示された造影剤注入器38も含んでいる。造影剤注入器38はやはりコンピュータ37によって制御されるが、そのための特定の接続は明瞭化のために図1から省略されている。

【0021】

図2には、図1に示す装置1のコンピュータ37に適切なプログラミングを施すことによって実施される本発明による方法の基本ステップが例示されている。上述のように、灌

50

流研究を実施する場合、一連の交互の標識画像 T 及び制御画像 C が順次生成される。このために造影剤注入器 38 を操作して、関心解剖学的構造つまり関心領域が造影剤によって強調されない場合には、制御画像 C に関する磁気共鳴データが得られるようにし、関心解剖学的構造つまり関心領域が造影剤によって強調される場合には、標識画像 T に関する磁気共鳴データがそれぞれの時点で収集されるようにする。

【0022】

2 つ一組にして、標識画像 T と制御画像 C とが互いに減算される。必要であるかまたは望ましい場合には、サブトラクション画像に適切なスケールング及び / または重み付けを実施することが可能である。この結果、いくつかの初期処理された画像（以下、初期処理画像と呼ぶ）が生じる。

10

【0023】

本発明によれば、初期処理画像は自動またはユーザ対話式画質管理を受ける。図 2 に示す例の場合、中央の初期処理画像は適用しうる画像管理基準を満たさないと判定され、従って画質管理に合格しない。この結果、4 つの許容可能な画像が得られ、次にこれらの画像を組み合わせて、合成灌流画像が作成される。画質管理分析を満たさない初期処理画像が含まれないので、組合せ灌流画像は高画質で、モーションアーチファクトによって悩まされることはない。

【0024】

図 2 に例示の手順に基づく典型的な実施形態は下記の通りである。動脈スピン標識法を利用した灌流研究のための磁気共鳴画像において、灌流情報を含む画像（標識画像）と制御画像との複数状態が 2 D または 3 D ボリューム内で収集され、最終灌流画像における信号対雑音比及びコントラスト対雑音比を高めるために、この手順を複数回にわたって反復して、平均される。標識画像及び制御画像が収集され、動脈スピン標識法を用いて標識 - 制御 - 標識 - 制御 - 標識等の交互配置が施される。対をなす標識画像及び制御画像を互いに減算することによって、灌流情報だけを含むサブトラクション画像が得られる。このサブトラクション画像はモーションアーチファクトに悩ませられることがある。

20

【0025】

次に、初期処理画像は上述の画質管理見直し（画質管理分析）を受け、その結果いくつかの許容画像が画質管理に合格する。許容画像だけを組み合わせて、合成灌流画像が作成される。

30

【0026】

図 3 のフローチャートには、画質管理の典型的な実施形態が例示されている。画質管理手順では、分析される初期処理画像と基準データとのメトリック比較（metric comparison）が行われる。基準データは基準画像であってもよい。比較（画質は o k か）によって初期処理画像に適正な画質レベルが存在することが示されると、初期処理画像は許容画像と判断される。基準データは動的に構成され、図 3 に示すように画像収集プロセスの進行中に更新されてもよい。

【0027】

基準データと分析される画像とのメトリック比較は、強度分布の平均偏差及び / または標準偏差に基づくこともできるし、あるいは、初期処理画像のエネルギーの 2 乗平均平方根（root mean square）のようなエネルギー分析に基づくこともできるし、あるいは、勾配演算子またはラプラス演算子を用いるエッジ検出技術とすることもできるし、あるいは、記憶された画像及び初期処理画像に含まれる他の相互情報とすることも可能である。

40

【0028】

画質管理手順は、進行している画像系列のデータ収集中にリアルタイムで実施することもできるし、あるいは、画像系列を利用してオフラインで実施することも可能である。

【0029】

画質管理は、完全自動でまたはユーザ対話式に実施することが可能である。ユーザ対話式に実施される場合、ユーザは、各画像を手渡して組合せ灌流画像に役立てるため、各初期処理画像を手動で見直すことが可能である。画質管理が、ユーザとの対話をせず、コ

50

ンピュータで自動的に実施される場合でも、幾つかの初期処理画像つまり予め定められた数の初期処理画像が画質管理に合格しなければ、ユーザに通知することが可能である。これによって、画像収集プロセスの調整が必要であることをユーザに指示することが可能になる。

【 0 0 3 0 】

図 3 にも示されている画質管理手順において、画質の必要レベルを満たさないと判定された初期処理画像を分析し、それでもなお組合せ灌流画像への組込みを容認し得る画像として用いるのに適した画像を生成する画像処理による補正が実施可能であるか否かの判定を行うことが可能である。補正が実施できなければ、問題となる初期処理画像は排除される。補正が実施可能であれば、補正が施され、許容画像が得られる。

10

【 0 0 3 1 】

当該技術者による修正及び変更の提案は可能であるが、本書を正当な根拠とする特許の範囲内において、当該技術に対する発明者の寄与範囲内に含まれるのが妥当でありかつ適切な全ての変更及び修正を具現化するのが発明者の意図である。

【 符号の説明 】

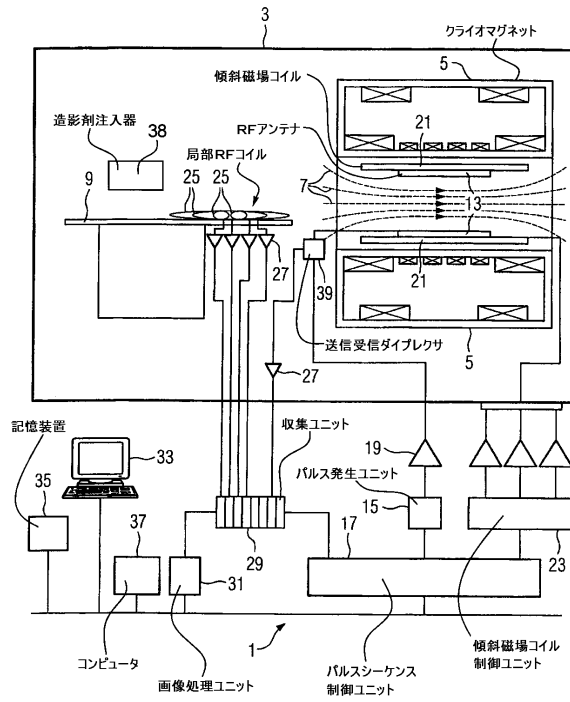
【 0 0 3 2 】

- 1 磁気共鳴装置
- 3 高周波遮蔽測定室
- 5 クライオマグネット
- 7 基本静磁場
- 9 患者用ベッド
- 13 高周波アンテナ（ボディコイル）
- 15 パルス発生ユニット
- 17 パルスシーケンス制御ユニット
- 19 高周波増幅器
- 21 傾斜磁場コイル
- 23 傾斜磁場コイル制御ユニット
- 25 局部コイル
- 27 高周波前置増幅器
- 29 収集ユニット
- 31 画像処理ユニット
- 33 オペレータコンソール
- 35 記憶装置
- 37 中央コンピュータ
- 38 造影剤注入器
- 39 送信受信ダイプレクサ

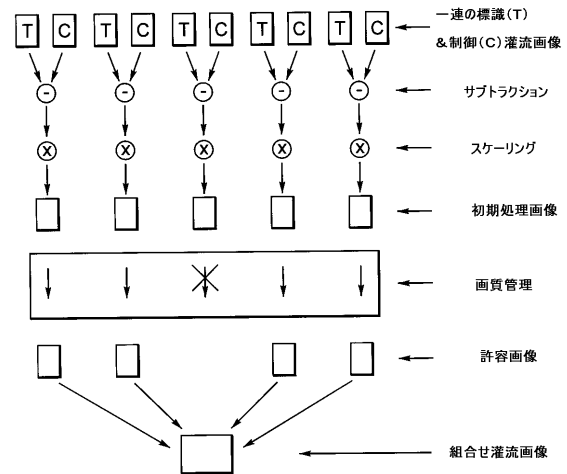
20

30

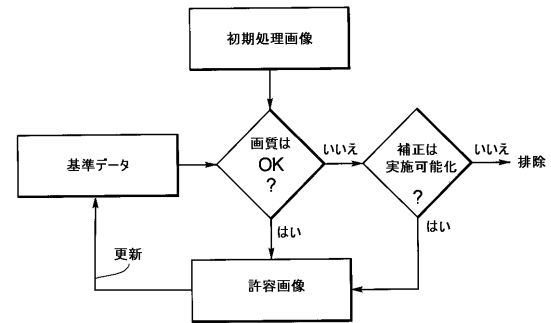
【図 1】



【図 2】



【図 3】



フロントページの続き

(72)発明者 ヨーゼフ ブフォイファー

ドイツ連邦共和国 9 1 3 5 8 クンロイト ヒンテレ プファッフェンライテ 1 7

審査官 竹内 あや乃

(56)参考文献 特開 2 0 0 4 - 2 4 2 9 4 8 (J P , A)

特開 2 0 0 8 - 0 3 5 8 9 5 (J P , A)

特開 2 0 0 0 - 2 7 9 3 9 0 (J P , A)

特表 2 0 0 7 - 5 2 9 0 7 1 (J P , A)

特開平 0 2 - 3 0 2 2 4 8 (J P , A)

特開平 0 7 - 1 4 8 1 5 5 (J P , A)

(58)調査した分野(Int.Cl. , D B 名)

A 6 1 B 5 / 0 5 5