

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第5543091号
(P5543091)

(45) 発行日 平成26年7月9日 (2014.7.9)

(24) 登録日 平成26年5月16日 (2014.5.16)

(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 9 0

請求項の数 23 (全 18 頁)

(21) 出願番号	特願2008-225051 (P2008-225051)	(73) 特許権者	390039413
(22) 出願日	平成20年9月2日 (2008.9.2)		シーメンス アクチエンゲゼルシャフト
(65) 公開番号	特開2009-56313 (P2009-56313A)		Siemens Aktiengesellschaft
(43) 公開日	平成21年3月19日 (2009.3.19)		ドイツ連邦共和国 D-80333 ミュンヘン ヴィッテルスバッハープラッツ 2
審査請求日	平成23年6月17日 (2011.6.17)		Wittelsbacherplatz 2, D-80333 Muenchen, Germany
(31) 優先権主張番号	102007041826.6	(74) 代理人	100075166
(32) 優先日	平成19年9月3日 (2007.9.3)		弁理士 山口 巖
(33) 優先権主張国	ドイツ (DE)	(74) 代理人	100133167
前置審査			弁理士 山本 浩

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 血管造影磁気共鳴画像の最適化方法、磁気共鳴装置、コンピュータ読取可能な媒体および電子読取可能なデータ媒体

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

血管造影磁気共鳴画像において動脈が静脈から分離されて表示可能である、検査対象の血管造影磁気共鳴画像の最適化方法であって、

複数の磁気共鳴概観画像の撮影時に少なくとも1つの撮像パラメータが変化させられ、複数の磁気共鳴概観画像がそれらの全ての組み合わせにおいて対にされて互いに減算されて差画像が作成され、この差画像に基づいて品質基準が算出され、

この品質基準に基づいて、最適化された撮像パラメータが自動的に算出され、

動脈が静脈から分離されて表示可能である血管造影磁気共鳴画像の撮影のために最適化された撮像パラメータが準備される血管造影磁気共鳴画像の最適化方法。

【請求項 2】

動脈および静脈の分離のために血管造影磁気共鳴画像が心周期もしくは血液循環の2つの異なる位相期間中に撮影されるように撮像パラメータが最適化される請求項1記載の方法。

【請求項 3】

磁気共鳴概観画像が心周期もしくは血液循環の異なる時点の期間に撮影される請求項1又は2記載の方法。

【請求項 4】

心周期もしくは血液循環が監視され、最適化される撮像パラメータがトリガー遅延時間

TDである請求項1乃至3の1つに記載の方法。

【請求項5】

第1の位相期間における血管造影磁気共鳴画像の撮影のために最適化されたトリガー遅延時間 TD_{sys} および第2の位相期間における血管造影磁気共鳴画像の撮影のために最適化されたトリガー遅延時間 TD_{dia} が算出される請求項4記載の方法。

【請求項6】

磁気共鳴概観画像を作成するための撮像シーケンスが実質的に血管造影磁気共鳴画像のための撮像シーケンスに対応し、磁気共鳴概観画像のために3次元の撮像シーケンスの両位相エンコード方向のうちの一方の位相エンコード方向における位相エンコードグラジエントが除外される請求項1乃至5の1つに記載の方法。

10

【請求項7】

異なる磁気共鳴概観画像を作成するためにトリガー遅延時間が最大値と最小値との間で変化させられる請求項4乃至6の1つに記載の方法。

【請求項8】

磁気共鳴概観画像または差画像内の画素が予め定められた範囲外では全く考慮されないかまたは僅かしか考慮されないように、磁気共鳴概観画像または差画像がマスキング処理またはフィルタリング処理される請求項1乃至7の1つに記載の方法。

【請求項9】

差画像内の画素が、動脈血管画素、背景画素、決められていない画素のカテゴリの少なくとも1つに分類される請求項1乃至8の1つに記載の方法。

20

【請求項10】

差画像における品質基準の算出時に、動脈血管として分類された画素の平均信号と背景画素の平均信号との間の差が使用される請求項1乃至9の1つに記載の方法。

【請求項11】

差画像の両磁気共鳴概観画像のトリガー遅延時間が動脈血管画素の平均信号と背景画素の平均信号との間の差を最大にすると、両トリガー遅延時間 TD_{sys} および TD_{dia} が撮像パラメータとして決定される請求項1乃至10の1つに記載の方法。

【請求項12】

使用者が最適化された撮像パラメータを血管造影磁気共鳴画像のための撮像パラメータの設定時に考慮するように、最適化された撮像パラメータが使用者に対して表示される請求項1乃至11の1つに記載の方法。

30

【請求項13】

最適化された撮像パラメータが、血管造影磁気共鳴画像を作成するための撮像パラメータとして自動的に使用される請求項1乃至12の1つに記載の方法。

【請求項14】

第1の最適化進行過程でトリガー遅延時間TDが予め定められたステップで変化させられ、第2の最適化進行過程ではトリガー遅延時間TDが前記予め定められたステップより小さなステップで変化させられる請求項4乃至13の1つに記載の方法。

【請求項15】

差画像に血管強調フィルタが適用される請求項1乃至14の1つに記載の方法。

40

【請求項16】

品質基準の算出時に差画像が選別され、動脈血管として分類される画素の個数が背景として分類される画素の個数よりも多い請求項1乃至15の1つに記載の方法。

【請求項17】

品質基準を算出するために、後処理によって、動脈を表す画素が識別される請求項1乃至16の1つに記載の方法。

【請求項18】

血管造影磁気共鳴画像において動脈が静脈から分離されて表示可能である、検査対象の血管造影磁気共鳴画像の最適化のための磁気共鳴装置であって、

複数の磁気共鳴概観画像を撮影し撮影時に少なくとも1つの撮像パラメータを変化させ

50

る画像撮影ユニットと、

品質基準に基づいて撮像パラメータを最適化する計算ユニットと、

最適化された撮像パラメータを出力する出力ユニットと

を備え、複数の磁気共鳴概観画像がそれらの全ての組み合わせにおいて対にされて互いに減算されて差画像が作成され、この差画像に基づいて品質基準が算出される磁気共鳴装置。

【請求項 19】

出力ユニットは最適化された撮像パラメータを表示ユニットに出力する請求項 18 記載の磁気共鳴装置。

【請求項 20】

表示ユニットは最適化された撮像パラメータを画像作成ユニットに伝送し、画像作成ユニットは最適化された撮像パラメータにより自動的に血管造影磁気共鳴画像を撮影する請求項 18 記載の磁気共鳴装置。

【請求項 21】

請求項 1 乃至 17 の 1 つに記載の方法にしたがって動作する請求項 18 乃至 20 の 1 つに記載の磁気共鳴装置。

【請求項 22】

コンピュータシステム (20) での実行時に請求項 1 乃至 17 の 1 つに記載の方法を実行するコンピュータプログラムを記録したコンピュータ読取可能な媒体。

【請求項 23】

コンピュータシステム (20) でのデータ媒体の使用時に請求項 1 乃至 17 の 1 つに記載の方法を実行するように構成されている電子読取可能な制御情報を記憶した電子読取可能なデータ媒体。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、検査対象の血管造影磁気共鳴画像の最適化方法およびそのための磁気共鳴 (MR) 装置に関する。本発明は、特に、血管造影画像が造影剤の使用なしに作成される末梢の MR 血管造影画像を作成する場合に使用される。造影剤を使用しないで磁気共鳴血管造影を作成するための可能性は高速のスピンエコー撮像シーケンスの使用にあり、例えば 3 次元ターボスピンエコー撮像シーケンスがいわゆるハーフフーリエ技術と組み合わせられる。ハーフフーリエ技術において、フーリエ空間すなわち k 空間が測定データで完全に満たされておらず、取得されていないデータが再構成中にデータの対称化要求によって算出される。この種のハーフフーリエターボスピンエコー撮像シーケンスにおいては、シーケンスの適切なパラメータ化の場合にデータ取得が遅い血流において行われるならば血管が明るく表示される。これに対して信号取得中の血流が速い場合には血管が暗く見える。

【背景技術】

【0002】

造影剤を使用しない磁気共鳴血管造影法における特別な関心事は、磁気共鳴画像 (MR 画像) における血管表示の際における静脈からの動脈の分離である。このために、データ取得を、例えば心電図同期 (ECG 同期) により、心周期 (およびそれにもなう血液循環) に同期させ、MR データを ECG 同期にて取得することができる。この場合に第 1 のデータセットが検査範囲の動脈および静脈における血流が遅い心位相の期間中に取得され、これは画像内で動脈も静脈も明るく表示されることをもたらす。検査範囲の動脈における血流が速くかつ検査範囲の静脈における血流が遅い心周期の第 2 の位相の期間中に第 2 のデータセットを取得することがうまくいく場合には、付属の血管造影において動脈が暗く見え、静脈が明るく見える。以下において、検査範囲の動脈および静脈における血流が遅い血液循環の第 1 の位相が心拡張位相 (または心拡張期) と呼ばれ、検査範囲の動脈における血流が速くかつ検査範囲の静脈における血流が遅い血液循環の第 2 の位相が心収縮位相 (または心収縮期) と呼ばれる。心臓から検査範囲への血液が必要とする時間のため

10

20

30

40

50

に、そのように定義された心収縮期は、一般に心収縮期と呼ばれる心筋の下方の室の収縮に対して時間的に遅れて発生する。同様のことが心拡張期に対して当てはまる。動脈情報を静脈情報から分離するが望まれる。心収縮期において撮影された血管造影から静脈を識別することができる。なぜならば、画像において動脈は暗く見え、静脈は明るく見えるからである。動脈の識別のためには、心拡張期に取得されたMRデータを心収縮期に取得されたMRデータから減算することが必要である。

【0003】

周辺の流れない組織の信号成分を抑制するために、本来の画像撮影の前に、本来の信号励起の前の180°パルス（反転回復パルス）を使用することができる。証明力のあるMR血管造影のためには、そして静脈から動脈を分離するためには、心周期において心拡張期および心収縮期を正確に見つけ、それからこれらの両時点でMR血管造影画像を撮影することが重要である。この場合に本発明に関連して時点が言及される。この場合に画像撮影が極小的に僅かな時間で可能でないし、心収縮期および心拡張期が極小的に小さくもないことが明白である。心周期の種々の時点でECD同期される準備撮影を行ない、種々のECGトリガー撮影画像を操作者に示すことは公知である（例えば、特許文献1および非特許文献参照）。操作者は、MR血管造影を行なうために、選択された画像に属するトリガー遅延時間を引き継がなければならない。この方法は非常に時間がかかり、しかも誤りに対して弱い。更に、正しい準備画像の選択のために特別に訓練された専門知識を持った人が必要である。

【特許文献1】米国特許第6801800号明細書

【非特許文献1】Mitsue Miyazaki et al., "Non-Contrast-Enhanced MR Angiography Using 3D ECG-Synchronized Half-Fourier Fast Spin Echo", Journal of Magnetic Resonance Imaging 12: 776-783, 2000

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0004】

したがって、本発明の課題は、正しい撮像パラメータがより簡単かつ高速に決定可能であるように、造影剤強調なしの磁気共鳴血管造影法を簡単化することにある。

【課題を解決するための手段】

【0005】

この課題は、本発明によれば、血管造影磁気共鳴画像において動脈が静脈から分離されて表示可能である、検査対象の血管造影磁気共鳴画像の最適化方法であって、複数の磁気共鳴概観画像の撮影時に少なくとも1つの撮像パラメータが変化させられ、複数の磁気共鳴概観画像がそれらの全ての組み合わせにおいて対にされて互いに減算されて差画像が作成され、この差画像に基づいて品質基準が算出され、この品質基準に基づいて、最適化された撮像パラメータが自動的に算出され、動脈が静脈から分離されて表示可能である血管造影磁気共鳴画像の撮影のために最適化された撮像パラメータが準備されることによって解決される（請求項1）。

血管造影磁気共鳴画像の最適化方法に関する本発明の実施態様は次の通りである。

- ・動脈および静脈の分離のために血管造影磁気共鳴画像が心周期もしくは血液循環の2つの異なる位相期間中に撮影されるように撮像パラメータが最適化される（請求項2）。
- ・磁気共鳴概観画像が心周期もしくは血液循環の異なる時点の期間に撮影される（請求項3）。
- ・心周期もしくは血液循環が監視され、最適化される撮像パラメータがトリガー遅延時間TDである（請求項4）。
- ・第1の位相期間における血管造影磁気共鳴画像の撮影のために最適化されたトリガー遅延時間TD_{Sys}および第2の位相期間における血管造影磁気共鳴画像の撮影のために最適化されたトリガー遅延時間TD_{Dia}が算出される（請求項5）。

・磁気共鳴概観画像を作成するための撮像シーケンスが実質的に血管造影磁気共鳴画像のための撮像シーケンスに対応し、磁気共鳴概観画像のために3次元の撮像シーケンスの両位相エンコード方向のうちの一方の位相エンコード方向における位相エンコードグラジエントが除外される（請求項6）。

・異なる磁気共鳴概観画像を作成するためにトリガー遅延時間が最大値と最小値との間で変化させられる（請求項7）。

・磁気共鳴概観画像または差画像内の画素が予め定められた範囲外では全く考慮されないかまたは僅かしか考慮されないように、磁気共鳴概観画像または差画像がマスキング処理またはフィルタリング処理される（請求項8）。

・差画像内の画素が少なくとも、動脈血管画素、背景画素、決められていない画素のカテゴリの1つに分類される（請求項9）。

・差画像における品質基準の算出時に、動脈血管として分類された画素の平均信号と背景画素の平均信号との間の差が使用される（請求項10）。

・差画像の両磁気共鳴概観画像のトリガー遅延時間が動脈血管画素の平均信号と背景画素の平均信号との間の差を最大にすると、両トリガー遅延時間 $T_{D_{Sys}}$ および $T_{D_{Dia}}$ が撮像パラメータとして決定される（請求項11）。

・使用者が最適化された撮像パラメータを血管造影磁気共鳴画像のための撮像パラメータの設定時に考慮するように、最適化された撮像パラメータが使用者に対して表示される（請求項12）。

・最適化された撮像パラメータが、血管造影磁気共鳴画像を作成するための撮像パラメータとして自動的に使用される（請求項13）。

・第1の最適化進行過程でトリガー遅延時間 T_D が予め定められたステップで変化させられ、第2の最適化進行過程ではトリガー遅延時間 T_D が前記予め定められたステップより小さなステップで変化させられる（請求項14）。

・差画像に血管強調フィルタが適用される（請求項15）。

・品質基準の算出時に差画像が選別され、動脈血管として分類される画素の個数が背景として分類される画素の個数よりも多い（請求項16）。

・品質基準を算出するために、後処理によって、動脈を表す画素が識別される（請求項17）。

前述の課題は、本発明によれば、血管造影磁気共鳴画像において動脈が静脈から分離されて表示可能である、検査対象の血管造影磁気共鳴画像の最適化のための磁気共鳴装置であって、複数の磁気共鳴概観画像を撮影し撮影時に少なくとも1つの撮像パラメータを変化させる画像撮影ユニットと、品質基準に基づいて撮像パラメータを最適化する計算ユニットと、最適化された撮像パラメータを出力する出力ユニットとを備え、複数の磁気共鳴概観画像がそれらの全ての組み合わせにおいて対にされて互いに減算されて差画像が作成され、この差画像に基づいて品質基準が算出される磁気共鳴装置によっても解決される（請求項18）。

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。

・出力ユニットは最適化された撮像パラメータを表示ユニットに出力する（請求項19）。

・表示ユニットは最適化された撮像パラメータを画像作成ユニットに伝送し、画像作成ユニットは最適化された撮像パラメータにより自動的に血管造影磁気共鳴画像を撮影する（請求項20）。

さらに、本発明によれば、コンピュータシステムでの実行時に本発明による方法を実行するコンピュータプログラムを記録したコンピュータ読取可能な媒体が提案される（請求項22）。

さらにまた、本発明によれば、コンピュータシステムでのデータ媒体の使用時に本発明による方法を実行するように構成されている電子読取可能な制御情報を記憶した電子読取可能なデータ媒体が提案される（請求項23）。

10

20

30

40

50

【 0 0 0 6 】

本発明の第 1 の観点によれば、血管造影磁気共鳴画像において動脈が静脈から分離されて表示可能である、検査対象の血管造影磁気共鳴画像の最適化方法が提供される。この方法では、最初のステップにおいて複数の磁気共鳴概観画像が撮影され、磁気共鳴概観画像の撮影時に少なくとも 1 つの画像パラメータが変化させられる。引き続いて、品質基準に基づいて自動的に少なくとも 1 つの最適化された撮像パラメータが算出され、最適化された撮像パラメータが、動脈が静脈から分離されて表示可能である血管造影磁気共鳴画像の撮影のために準備される。本発明による方法においては、動脈と静脈とを分離させる撮像パラメータを決定するために操作者がもはや磁気共鳴概観画像を詳しく調べる必要がない。したがって操作者の負担が軽減され、この血管造影法について特別に人を訓練することが必須ではなく、磁気共鳴装置内での被検者の滞在時間が短縮される。なぜならば、最適化された撮像パラメータの自動決定が、人手による複数の M R 画像の選別による決定よりも明白に迅速であり、誤りも少ないからである。

10

【 0 0 0 7 】

有利な実施態様によれば、動脈および静脈の分離のために血管造影磁気共鳴画像が心周期の 2 つの異なる位相期間中に撮影されるように撮像パラメータが最適化される。上述の場合に心周期は血液循環を意味している。なぜならば血流速度が重要なパラメータであるからである。上述の如く、M R 血管造影画像を心周期の 2 つの時点の間に撮影することが有利である。なぜならば時点が正しく選択されると静脈と動脈との間の信号区別が達成されるからである。このためには心周期の異なる時点間に磁気共鳴概観画像が撮影されることが好ましい。更に、同様に心周期が監視されることが好ましく、最適化される撮像パラメータの可能性はトリガー遅延時間 T D であってよい。もちろん本発明はトリガー遅延時間の最適化に限定されない。本方法は、この種の血管造影測定においてあらゆる他の撮像パラメータの最適化に使用可能である。例えば、グラジエント投入もしくはグラジエント振幅を本発明方法により最適化することもできる。同様に 1 つよりも多い撮像パラメータを最適化することも可能であり、例えば第 1 のステップにおいて 1 つの撮像パラメータが最適化され、この第 1 の最適化期間中、最適化すべき他の撮像パラメータは一定に保持される。第 1 の撮像パラメータが最適化された後に、第 2 のステップにおいて第 2 の撮像パラメータを最適化することを試みることができる。この場合に、第 2 の撮像パラメータの最適化によって品質基準を更に改善することができるかどうかを検査されるとよい。この第 2 のステップにおける最適化は、一般的に 2 次元探索範囲における詳細な探索よりも迅速であるが、しかし一般的に 2 次元探索範囲において包括的な最適条件は見つけ出せない。

20

30

【 0 0 0 8 】

実施態様によれば、心収縮期の血管造影磁気共鳴画像の撮影のために最適化されたトリガー遅延時間 T D_{Sys} および心拡張期の血管造影磁気共鳴画像の撮影のために最適化されたトリガー遅延時間 T D_{Dia} が算出される。最適化されたトリガー遅延時間によって、一度は画像内に動脈および静脈が両方とも明るく表示され、次には静脈のみが明るく表示されるので、差形成によって実質的に動脈のみを表す画像が得られるように撮像が制御される。

40

【 0 0 0 9 】

異なる磁気共鳴概観画像の撮影時に撮像パラメータを変化させる際に、異なる磁気共鳴概観画像を作成するために、トリガー遅延時間を最大値と最小値との間で変化させるとよい。トリガー遅延時間は、心周期全体が磁気共鳴概観画像により網羅されるように変化させられるとよい。

【 0 0 1 0 】

最初に述べたように、造影剤強調されない M R 血管造影法のために、高速の 3 次元ターボスピンエコーシーケンスがハーフフーリエ技術と組み合わせられて使用される。この場合に、3 次元撮像シーケンスは適切な厚みを有する複数の 2 次元スライスの相次ぐ励起ではなく、本発明においては、3 次元撮像シーケンスは大きなボリューム内の核スピンの励起

50

を意味している。この場合に第3の次元における分解が、3D撮影技術において一般的であるように、他の位相エンコードグラジエントによって行なわれる。高速のターボスピンエコーシーケンスにおいては、一般的に位相エンコード方向の全ての位相エンコードラインが唯一のエコートレインに沿って測定されるのに対して、他の位相エンコード方向への位相エンコードグラジエントのモーメントはこのエコートレインの全てのエコーについて一定である。その後、エコートレインが他の位相エンコードグラジエントの異なるモーメントについて繰り返される。

【0011】

MR概観画像は、短い撮影時間で撮影することができるようにすべきであり、MR概観画像の撮影に使用されるシーケンスは、できるだけ血管造影3DMRデータの取得に使用されるシーケンスと同じ流れ感度を有するべきである。これらの要求を満たすことは、本発明によれば、血管造影3D磁気共鳴測定に使用される撮像シーケンスに実質的に相当する磁気共鳴概観画像作成用の撮像シーケンスを使用することにある。その場合に、磁気共鳴概観画像のために位相エンコードグラジエントが、3次元撮像シーケンスの両位相エンコード方向のうち一方の位相エンコード方向において除外される。高速のターボスピンエコーシーケンスを使用する場合には、例えばMR概観画像の撮影のために、その都度、位相エンコードグラジエントがスライス方向において零である3Dシーケンスのエコートレインが投入される。異なるMR概観画像間において最適化すべき撮像パラメータが変化させられる。1つの方向の位相エンコーディングが除外されている3次元撮像シーケンスを使用することによって、励起された検査ボリュームが2次元のMR画像に投影される。

【0012】

2次元概観画像を作成するために、血管造影撮影が行なわれるべきである3次元励起ボリュームを使用することは、方法の大幅な自動化のための重要なステップである。なぜならば概観画像のための励起ボリュームの位置決めのための特別の位置決めステップが省略されるからである。一般的に2次元の測定の場合のように薄いスライスを励起する際には、まず操作者によって、表示すべき血管が励起されたボリューム内に含まれていることが保証されなければならない。1つの方向の位相エンコーディングが除外されている3次元撮像シーケンスを使用することは、更に、品質基準の決定に使用される画像のために、後続く本来の血管造影測定用と同じシーケンスパターン、従って同じ流れ感度が使用されるという利点を持つ。2Dターボスピンエコーシーケンスは、例えば一般的に、3Dターボスピンエコーシーケンスと違って、不完全なリフォーカスパルスによる望ましくない信号を抑制するために必要とされるいくつかのグラジエントを投入する。したがって、2Dターボスピンエコーシーケンスは異なった流れ感度も有する。

【0013】

本発明の実施態様によれば、複数のMR概観画像が対にされて互いに減算されて差画像が作成される。これらの差画像は品質基準を算出するための基礎として使用される。差画像に基づいて、概観画像において心収縮期および心拡張期の心位相が的確にとらえられたかどうかを認識することができる。なぜならば、この場合には差画像において動脈のみが見えなければならないかである。その理由は、最初に述べたように、静脈は両画像において同じ信号成分を持つのに対して、動脈の信号成分は心収縮位相と心拡張位相とにおいて変わることにある。

【0014】

本発明の他の実施態様によれば、MR概観画像または差画像がマスキング処理またはフィルタリング処理される。マスキング処理またはフィルタリング処理の狙いは、MR概観画像または差画像内の画素が予め定められた範囲外では全く考慮されないかまたは僅かしか考慮されないことにある。MR画像のコロナル方向では、例えば体軸方向の信号強度がMR画像の上下の縁辺において一般的に歪を受けさせられる。これはこの範囲におけるB₀磁場の不均一性の結果である。これらの歪は品質基準の決定時に誤差を生じる。これはこの範囲におけるマスキング処理によって防止される。

【0015】

10

20

30

40

50

品質基準の決定時に差画像がピクセルごとに検査されることが好ましく、例えば各画素が動脈、背景としてまたは未決定として分類されるとよい。これは、セグメンテーションアルゴリズムの使用によって、そしてオプションとして動脈の位置および形状に関する予備知識によって可能である。

【0016】

算出時に、動脈として分類される画素の個数が背景画素の個数よりも多いことが生じる場合には、これらの差画像は拒絶されか、もしくは品質基準が零にセットされるか、もしくは低い値を得る。

【0017】

品質基準は、差画像内の動脈がどのように良好に認識されるかの尺度である。品質基準を決定することは、動脈として分類される画素と背景として分類される画素との間の平均的な信号差を決定することである。動脈と背景との間の平均的な信号差が例えば大きい場合には、差画像が良好な品質であること、すなわち差画像内の動脈を良好に認識することができることが推定される。各差画像には、当該差画像を作成した磁気共鳴概観画像を介して、最適化すべき撮像パラメータの値対が割り当てられる。最適化の結果として、品質基準を最大にする差画像に割り当てられている値対が使用される。例えば、磁気共鳴概観画像の撮影時にトリガー遅延時間が撮像パラメータとして変化させられた場合、各差画像に2つのトリガー遅延時間が割り当てられている。品質基準を最大にする差画像が、探求められた両トリガー遅延時間 $T_{D_{sys}}$ および $T_{D_{dia}}$ を決定する。 $T_{D_{dia}}$ は被減数側のトリガー遅延時間に等しくセットされ、 $T_{D_{sys}}$ は減数側のトリガー遅延時間に等しくセ

10

20

【0018】

実施態様においては、R波間隔内において、その都度 T_D だけ異なる種々のトリガー遅延時間で心周期が検査されるように、心周期をトリガー遅延時間変化分 T_D でステップ状に走査することが可能である。しかしながら、他の実施態様では、トリガー遅延時間 T_D が大きなステップで変化させられかつこれから第1の大まかなトリガー遅延時間 $T_{D_{sys}}$ および $T_{D_{dia}}$ が算出される第1の最適化進行経過を実行することも可能であり、これに対して、第2の最適化進行経過においては、第1の進行過程において決定されたトリガー遅延時間 $T_{D_{sys}}$ および $T_{D_{dia}}$ を更に詳細に決定するために、トリガー遅延時間が、より小さいステップでかつより小さい探索範囲にて変化させられる。2つの部分からなる最適化によって、全体として概観画像を撮影するための撮影時間が短縮される。なぜならば、進行過程において心周期が小さいトリガー遅延時間ステップで検査される実施態様に比べて、撮影される概観画像が全体として少なくすむからである。従来技術においては、対応する2分方法が一般に全体検査時間の短縮をもたらさない。なぜならば、操作者が第1ステップ後に画像を選別し第2ステップ用の撮像パラメータを決定するために必要である付加的な時間が、一般に概観画像の少ない総数によって節約された測定時間よりも長くなるからである。

30

【0019】

他の実施態様によれば、例えばセグメンテーションを容易にするために、作成されたサブトラクション画像に血管強調フィルタを適用することも可能である。しかしながら、この血管強調フィルタは必ず適用されなければならないというわけではない。しばしば、動脈がフィルタ処理されていない差画像においても十分に識別することができる。

40

【0020】

品質基準により、血管の最適なコントラストをもたらす差画像もしくは両概観画像が識別された後に、算出された撮像パラメータ、すなわち本例ではトリガー遅延時間 $T_{D_{sys}}$ および $T_{D_{dia}}$ が、MR装置の操作者のために表示される。操作者は表示された値の信用性をチェックし、その後後続く3次元磁気共鳴血管造影測定において使用することができる。使用者対話を更に最小限にしようとする場合には、最適化後に算出されたトリガー遅延時間を直接に画像撮影ユニットに転送し、その後この画像撮影ユニットが血管造影測定を算出されたトリガー遅延時間で行なうこともできる。

50

【 0 0 2 1 】

更に、本発明は、磁気共鳴画像に動脈を静脈から分離して表示可能であるべきである、検査対象の血管造影磁気共鳴画像の最適化のための磁気共鳴装置に関する。磁気共鳴装置は、複数の磁気共鳴概観画像を撮影し撮影時に少なくとも1つの撮像パラメータを変化させる画像撮影ユニットを有する。更に、品質基準に基づいて撮像パラメータを最適化する計算ユニットが設けられ、出力ユニットが最適化された撮像パラメータを出力する。最適化された撮像パラメータが表示ユニットに表示されるか、または直接に画像作成ユニットに伝送され、画像作成ユニットは最適化された撮像パラメータを受け取り、この最適化された値により血管造影磁気共鳴測定を開始する。

【 0 0 2 2 】

更に、本発明は、コンピュータシステムでの実行時に上述の方法を実行するコンピュータプログラム製品に関する。同様に本発明は、コンピュータシステムでのデータ媒体の使用時に上述の方法を実行する制御情報を有する電子読取可能なデータ媒体に関する。

【発明を実施するための最良の形態】

【 0 0 2 3 】

以下において添付図面に関連付けて本発明を更に詳細に説明する。

図1は本発明による血管造影測定の最適化のための磁気共鳴(MR)装置を概略的に示し、

図2は心周期の同時監視をとまなう撮像シーケンスの一部を概略的に示し、

図3はMR血管造影測定におけるパラメータ最適化のためのステップを有するフローチャートを示し、

図4はパラメータ最適化されたMR血管造影画像の作成のための他のステップを有するフローチャートを示す。

【 0 0 2 4 】

図1には、撮像パラメータを血管造影測定の実施前に簡単に最適化することを可能にするMR装置が概略的に示されている。この種のMR装置は分極磁場 B_0 を発生するための磁石10を有する。検査対象、ここでは被検者11が寝台13上において、概略的に矢印12によって示されているように磁石の中に送り込まれる。更に、MR装置は撮像および空間エンコーディングに使用される傾斜磁場を発生する傾斜磁場システム14を有する。主磁場において発生する分極の励起のために高周波パルス装置15が設けられ、高周波パルス装置15は磁化を平衡位置からそらすために高周波磁場を被検者11へ照射する。傾斜磁場の制御のために傾斜磁場ユニット17が設けられ、照射される高周波パルスの制御のために高周波ユニット16が設けられている。画像撮影ユニット18が中心的に磁気共鳴装置を制御し、撮像シーケンスの選択が同様に画像撮影ユニットにおいて行なわれる。入力ユニット19を介して操作者はシーケンスプロトコルを選択し、撮像パラメータを入力および変更することができ、撮像パラメータが表示装置20に表示される。

【 0 0 2 5 】

MR装置の一般的な動作態様は専門家にとって知られているので、一般的な構成要素の詳細な説明は省略する。更に、MR装置は計算ユニット21を有し、計算ユニット21においては撮像パラメータを自動的に算出し、最適化することができる。

【 0 0 2 6 】

図1に示されたMR装置は核磁気共鳴による血管造影画像の作成に使用される。本発明は造影剤強調されない血管造影法である。この種の血管造影は撮像シーケンス、例えばハーフフーリエターボスピンエコーシーケンスにより行なわれる。ハーフフーリエターボスピンエコーシーケンスでは1つの位相エンコード方向、例えば k_y における全ての位相エンコードラインが1つのエコートレインの期間中に撮影される。これに対して、これらの3次元撮像シーケンスにおいて、他の位相エンコード方向(例えば、 k_z)における位相エンコードグラジエントの振幅は、このエコートレインの全てのエコーに関して同じである。その後、90°励起パルスおよびリフォーカスパルスを含むエコートレインが、第2の位相エンコード方向(ここでは、 k_z)において位相エンコードグラジエントの異な

10

20

30

40

50

る値について繰り返される。造影剤強調されないMR血管造影において動脈を静脈から分離することができるためには、本発明の実施形態にしたがって、心周期の心収縮期中および心拡張期中に血管を撮影することが必要である。心拡張期、すなわち心臓の回復位相においては動脈および静脈における血液速度が遅いのに対して、心収縮期、すなわち心筋の収縮中における血液速度は、動脈では速く、静脈では遅い。この種の撮像シーケンスは一般にECG（心電図）による心臓活動監視とともに撮影される。エコートレインの投入の前に背景および脂肪信号を抑制するために一般に 180° 反転パルスが使用される。この 180° 反転パルスは、時間的に、背景信号が本来の信号取得時にできるだけ僅かな信号成分しか有しないように投入される。

【0027】

図2には撮像シーケンスの一部が概略的に示されている。心臓活動がECGの2つのR波25によって示されている。ECGにおけるR波の検出後に撮像シーケンスがトリガー遅延時間TDで開始させられる。初めは 180° 反転パルス26である。この反転パルス26の後における時間間隔Ti後に本来の撮像シーケンス27が生じる。この概略的に示された撮像シーケンス27は全3D撮像シーケンスの一部である。残りのMR信号が次のR波の後に取得される前に心臓リズムが許容するような数のエコートレインのみが読み出される。RRはR波間隔である。1つのRRインターバルにおいて1つのエコートレインのみを読み出すことも可能であり、この場合に信号の崩壊を避けるためには、各n番目（ $n = 2, 3$ ）のRRインターバルにおいてのみ画像データを取得することも必要であり得る。

【0028】

最適化されたMR血管造影画像については、信号取得時にRRインターバルにおいて心収縮期および心拡張期の時点をとらえることが望ましい。本発明の実施形態によれば、概観画像の撮影時に遅延時間TDが変化させられ、その後心収縮期のために最適化されたトリガー遅延時間TD_{Sys}および心拡張期のために最適化されたトリガー遅延時間TD_{Dia}が自動的に算出される。

【0029】

この最適化方法を図3および図4に関連させて詳細に説明する。

【0030】

ステップ30における方法の開始後に、ステップ31において異なるトリガー遅延時間TDを有する異なる概観画像が作成される。この場合に全体として心周期全体が網羅されるように、概観画像の個数Nが被検者の心拍数に合わせられる。この場合に異なるトリガー遅延時間TDはTDだけ異なる。したがって、図2から容易に分かるように、次の条件が満たされているように複数の概観画像が作成されなければならない。

$$N \times TD = T_{RR} \quad (1)$$

【0031】

なお、 T_{RR} は2つのR波間の平均的な時間間隔である。TDは、例えば $50\text{ms} \sim 100\text{ms}$ に選定されるとよい。概観画像は3次元ハーフフーリエターボスピンエコー撮像シーケンスにより撮影され、第2の位相エンコード方向への位相エンコードグラジエントは零にセットされる。その後、励起されたボリューム全体が2次元画像に投影され、それにより正しく位置決めされると、表示すべき血管がどの場合にも概観画像内に含まれていることが保証される。更に、概観画像を撮影するために特別に再位置決めすることが回避される。作成された概観画像は、後で図4に関連させて詳細に説明するように、品質基準に基づいて詳細に検査され、最適なトリガー遅延時間TD_{Dia}およびTD_{Sys}が算出される（ステップ32）。3Dボリュームのこれらの算出されたトリガー遅延時間が操作者向けに表示装置20に表示される（例えば、 $T_{D_{Dia}} = 400\text{ms}$ および $T_{D_{Sys}} = 650\text{ms}$ ）。操作者はこれらの最適化されたパラメータを入力ユニット19を介して撮像シーケンスに入力することができ、それにとまって、引き続き3次元MR血管造影画像を最適化された心収縮および心拡張のトリガー遅延時間にて撮影することができる（ステップ33、ステップ34）。操作者との対話が望まれない場合、または測定経過が更に最適化され

るべきである場合、算出された最適化トリガー遅延時間を画像撮影ユニット 18 に直接に転送してもよい。画像撮影ユニット 18 は自動的に 3 次元 MR 血管造影測定を行なう。MR 血管造影測定が行なわれた後に、ステップ 35 において静脈血管が MR 血管造影画像内に表示され、および/またはステップ 36 において動脈が表示される。方法はステップ 37 において終了する。本発明による方法は、最適化されたトリガー遅延時間を得るために、操作者が異なるトリガー遅延時間で撮影された概観画像をもはや詳しく調べる必要がないという利点を持つ。

【0032】

図 4 には本発明による方法がもう一度詳しく示されている。ステップ 41 での開始後、概観画像、すなわち、撮影された 3 次元ボリュームの 2 次元投影画像が作成される。各概観画像 $I_i(x, y)$ は静止している組織の信号と流れている組織成分の信号とを有する。インデックス i は概観画像の数であり、 i は 1 から N までである。これらの概観画像において、血管を取り囲む組織の信号成分、いわゆる背景信号が高く、血管は認識するのに苦労する。一般的に背景信号は相対的に強い。なぜならば数センチメートルのスライス厚に関して多大に組織が信号背景に寄与するからである。列インデックス x ($1 \leq x \leq N_x$) および行インデックス y ($1 \leq y \leq N_y$) は画素の空間位置を表し、 x 軸は読み出し方向に沿って延び、 y 軸は第 1 の位相エンコードグラジエントに沿って延びる。各概観画像 $I_i(x, y)$ に関連しているトリガー遅延時間 TD_i は次のとおりである。

$$TD_i = TD_1 + (i - 1) \times TD \quad (2)$$

【0033】

TD_1 は、一般的に零にセットすることができる第 1 の概観画像のトリガー遅延時間である。ステップ 42 において全ての概観画像が作成された後に、画像がステップ 43 においてマスキング処理される。これは、ウィンドウ外の画素の値が零にセットされることを意味する。 x_w, y_w がウィンドウの中心、 w_x が列方向のウィンドウ長さ、 w_y が行方向のウィンドウ長さであるとする、画素の値はマスキング処理後に次のとおりである。

【数 1】

$$I_i(x, y) = \begin{cases} I_i(x, y) & x_w - \frac{w_x}{2} \leq x < x_w + \frac{w_x}{2}, \quad y_w - \frac{w_y}{2} \leq y < y_w + \frac{w_y}{2} \\ 0 & \text{それ以外} \end{cases} \quad (3)$$

【0034】

次のステップ 44 において、マスキング処理された各概観画像が他の各概観画像から差し引かれる。

$$S_{i,j}(x, y) = I_i(x, y) - I_j(x, y) \quad (4)$$

$$i = 1 \dots N, j = 1 \dots N, i \neq j$$

【0035】

これは、全体として $N(N - 1)$ の新たな画像、いわゆる差画像またはサブトラクション画像を生じる。ステップ 45 においてオプションとして血管フィルタが、作成された差画像に適用されるとよい。しかし、この血管フィルタは必ずしも必要ではない。ステップ 46 において、作成された各サブトラクション画像について、品質基準 $Q_{i,j}$ が算出される。品質基準 $Q_{i,j}$ はサブトラクション画像 $S_{i,j}(x, y)$ 内の動脈表示を再現する (ステップ 46)。ステップ 47 において、品質基準を最大にするサブトラクション画像が決定される。これは、最高の品質基準 Q を持つサブトラクション画像が選択されることを意味する。最善の品質を有する差画像、すなわち品質基準に基づく最善の動脈表示を有する差画像が決定されると、ステップ 48 において最善の品質を持った差画像を生じる概観画像対を決定することができる。両概観画像の知識により、ステップ 49 において、それぞれの概観画像に属する付属のトリガー遅延時間 TD_{sys} および TD_{dia} を決定することができる。引続いて、ステップ 50 において、これらの最適化されたトリガー遅延時間を血管造影の MR 撮影に使用することができる。その後ステップ 51 において方法が終了する。

【 0 0 3 6 】

ステップ 4 4 におけるサブトラクション（減算）によって背景信号成分が低減される。なぜならば、異なるトリガー遅延時間に対して動かない組織における信号は一般に等しいからである。この差形成時に各画像が各他の画像から差し引かれ、このことは、各画像が最適な心拡張期画像の可能な候補であり、そして各画像が最適な心収縮期画像の可能な候補であることを意味する。減算ステップ 4 4 の後に一般的にサブトラクション画像の 3 つのカテゴリが存在する。

【 0 0 3 7 】

動脈内の血液速度が両候補において同じである場合、差画像は一般的にほとんどノイズのみである。心拡張期の候補における血液速度が心収縮期の候補における血液速度よりも著しく高い場合、動脈は背景に比べて暗く見える。心収縮期の候補における血液速度が心拡張期の候補における血液速度よりも著しく高い場合、動脈は背景に比べて明るく見え、静脈は暗く見える。なぜならば、静脈流速は心収縮期と心拡張期との間において実質的に変化しないからである。最後に述べたカテゴリが所望のカテゴリである。

【 0 0 3 8 】

品質基準を算出するために、1 つのステップにおいて、差画像 $S_{i,j}(x,y)$ の各画素について、動脈画素、背景画素または決められていない画素（すなわち未決定画素）かどうかは確定される。差画像の品質基準は動脈画素の平均信号強度と背景画素の平均信号強度との間の差に等しくセットされる。候補の順序における相反性を回避するために、動脈画素の数が背景画素の数よりも大きい候補対は除外される。 $M_{i,j}(x,y)$ が 1 つの差画像 $S_{i,j}(x,y)$ に属する 1 つのマスキング画像である場合に、そのマスキング画像について、動脈画素 N_{artery} が 1 にセットされ、背景画素 $N_{background}$ が - 1 にセットされ、未決定画素は 0 にセットされる。この場合に品質基準は次のとおりである。

【 数 2 】

$$Q_{i,j} = \frac{\sum_{y=1}^{N_y} \sum_{x=1}^{N_x} \delta[M_{i,j}(x,y)-1] S_{i,j}(x,y)}{N_{artery}(i,j)} - \frac{\sum_{y=1}^{N_y} \sum_{x=1}^{N_x} \delta[M_{i,j}(x,y)+1] S_{i,j}(x,y)}{N_{background}(i,j)} \quad N_{artery}(i,j) < N_{background}(i,j)$$

$$Q_{i,j} = 0$$

それ以外

(5)

この場合に、

【 数 3 】

$$\delta[n] = \begin{cases} 1 & n=0 \\ 0 & \text{それ以外} \end{cases} \quad (6)$$

は、クロネッカーのデルタ関数である。

【 数 4 】

$$N_{artery}(i,j) = \sum_{y=1}^{N_y} \sum_{x=1}^{N_x} \delta[M_{i,j}(x,y)-1] \quad (7)$$

は、動脈として分類された画素 $S_{i,j}(x,y)$ の個数であり、そして

【 数 5 】

$$N_{background}(i,j) = \sum_{y=1}^{N_y} \sum_{x=1}^{N_x} \delta[M_{i,j}(x,y)+1] \quad (8)$$

は、背景として分類された画素 $S_{i,j}(x,y)$ の個数である。

【 0 0 3 9 】

以下において差画像のセグメンテーション方法を説明する。この場合にセグメンテーションは、画素を動脈画素として、背景画素として、または未決定画素として分類することを意味する。差画像の画素を分類する場合にヒステリシス閾値法として公知である技術を

使用するとよい。これは、動脈に属する画素が互いにつながっているという事実に基づくセグメンテーションアルゴリズムである。セグメンテーションアルゴリズムのための入力
は、2つの閾値 $Thresh_{low}$ および $Thresh_{high}$ ($Thresh_{low} < Thresh_{high}$) である。このアルゴリズムは差画像内の全ての画素を探索する。まだ分類されて
いない $Thresh_{high}$ 以上の信号強度を有する各画素が動脈のための種点として扱われ
る。全ての種点と、種画素に直接にまたは $Thresh_{low}$ 以上の値を有する他の画素を
介してつながっている $Thresh_{low}$ 以上の強度値を有する全ての点とが同様に動脈画
素として分類される。更に、セグメンテーションアルゴリズムの第2の進行過程を実行す
ることができる。この進行過程では、第1に進行過程において分類されずかつ第1の進行
過程において動脈画素として分類された画素から最小間隔 $DIST_{min}$ よりも小さい基底
間隔を持つ全ての画素は未決定画素として分類される。この第2の進行過程は閾値パラメ
ータの現在値と品質基準の値との間の依存性を低減するために行なわれる。引続いて、動
脈画素としても未決定画素としても分類されていない全ての画素が背景画素として分類さ
れる。更に、パラメータ $Thresh_{low}$, $Thresh_{high}$ および $DIST_{min}$ が確定さ
れる。固定の経験値は一般的には使用できない。なぜならば、ピクセル値が、使用された
受信コイル、患者におけるコイルの位置およびその他の多くの要因に依存するからである
。動脈に関する次の予備知識を、例えば、閾値パラメータを算出するために使用すること
ができる。

【0040】

1. 主動脈方向がx方向またはy方向に沿って延在しているかどうか。
2. 主動脈方向に対して垂直な方向の画素の単位で主動脈の最小厚の大まかな見積もりが
確定可能である (TH_{artery})。
3. 更に、画像における主動脈の数 N_{artery} に関する予備知識が使用可能である。
4. 主動脈方向におけるピクセルサイズの単位で画像内の主動脈の概略的な長さ L_{artery}
が予備知識として確定可能である。

【0041】

主動脈方向がy軸に沿っているならば、閾値パラメータを算出するために次のアルゴリ
ズムを使用することができる。

【0042】

W_y 個の整数が記憶可能である記憶場所がアレイ i_{artery} のために割り当てられ、整数
変数 I_{max} が、計算ユニットによって表示可能である最小整数値に初期設定される。

【0043】

画像ウィンドウの各行yに、 $N_{artery} \times TH_{artery}$ 個の最大強度画素を見つけることが
適用される。これらの値のうち最小の値が使用され、アレイ i_{artery} の

$$y - (y_w - (W_y / 2)_{int}) \quad (7)$$

なる位置に記憶される。なお、 int は、括弧でくくられた部分の値が次の整数に丸めら
れることを意味する。引続いてこれらの値の最大値が I_{max} と比較される。それが I_{max} よ
りも大きい場合には、 I_{max} の値が検査された行の最大値によって置き換えられる。

【0044】

画像ウィンドウの全ての行が処理された後に、アレイにおける値が上昇する順序に整理
されるので、 i_{artery} は、

$$i_{artery}[y_1] \quad i_{artery}[y_2] \quad (8)$$

である。引続いて次が定められる。

$$\begin{aligned} Thresh_{low} &= i_{artery}[W_y - L_{artery}] \\ Thresh_{high} &= (Thresh_{low} + I_{max}) / 2 \end{aligned} \quad (9)$$

$$DIST_{min} = TH_{artery}$$

【0045】

主動脈方向がx軸に沿っている場合には、類似の処理ルーチンが使用される。この場合
に、行インデックスyが列インデックスxによって置き換えられ、ウィンドウサイズ W_y
がウィンドウサイズ W_x によって置き換えられる。更に、画像ウィンドウが第2のステッ

ブにおいて列ごとに処理される。

【 0 0 4 6 】

ステップ 4 3 で実行される概観画像のマスキング処理のために、画像ウィンドウが規定されなければならない。この画像ウィンドウは、操作者によってグラフィックにてスライス位置決め中に規定することができる。画像ウィンドウの規定は自動的に行なうことが好ましい。この種の血管造影測定は一般に四肢においては画像のコロナル方向および大きな撮像視野 (F O V) を用いて行なわれる。頭 - 足方向における画像の縁辺においては一般的に、この範囲における B_0 磁場不均一性に起因する大きな磁場歪が生じる。これらの範囲はピクセルの分類のためのセグメンテーションアルゴリズムを邪魔するので、これらの邪魔になる画素は画像ウィンドウ外に置かれるべきである。画像ウィンドウの次の簡単な自動決定が一般的にこの要求を満たす。すなわち、

$$W_x = N_x / 2 \text{ (列方向が磁石の } z \text{ 軸に沿って示される場合)}$$

$$W_x = N_x \text{ (それ以外の場合)}$$

であり、そして、

$$W_y = N_y / 2 \text{ (行方向が磁石の } z \text{ 軸に沿って示される場合)}$$

$$W_y = N_y \text{ (それ以外の場合)} \quad (10)$$

である。

【 0 0 4 7 】

他の可能性は、画像における定められた方向および大きさの血管に似た構造を増幅する血管フィルタの使用にある。従来技術においてはさまざまなこの種の血管フィルタが知られており、これらの血管フィルタは、血管セグメンテーションを改善するために使用することができる。

【 0 0 4 8 】

残っている特徴は、主動脈方向、 $T_{D_{artery}}$ 、 N_{artery} および L_{artery} なるパラメータの選定である。一方では、これらのパラメータを操作者によって選定させることができる。しかし、他の実施形態によれば、これらのパラメータは自動的に選定される。この場合に、もちろん操作者は、選定されたパラメータを書き換えることができる。抹消血管造影の場合、主動脈方向は大概は被検者の足 - 頭方向に延在する。読み出しグラジエントが頭 - 足方向に延在する場合には主動脈方向は画像の列方向に延在し、頭 - 足方向が位相エンコード方向に経過する場合には主動脈方向は行方向に延在する。最小動脈太さは例えば 5 mm にセットされるとよい。値 $T_{H_{artery}}$ は、5 mm を主動脈方向に対して垂直方向に画素サイズによって区分することによって算出される。いつものように被検者の両脚が撮像視野内にある場合に、主動脈の数 N_{artery} を 2 に確定すること、したがって各脚について 1 つに確定することができる。動脈の長さ L_{artery} は、動脈の主方向に沿っている、マスキングされなかったウィンドウ長に等しくセットされるとよい。もちろんパラメータの他の選定も可能である。これらの情報の全てが差画像における動脈の自動決定を改善することができる。

【 0 0 4 9 】

更に、本発明の他の実施形態において、概観画像の撮影時間を短縮することができる。撮影される概観画像の個数 N は、1 つの心周期を含むために、ほぼ $N = T_{RR} / T_D$ である。典型的な RR インターバルは、1 分間に 60 の心拍動を基礎とする場合に、 $T_{RR} = 1000 \text{ ms}$ の長さである。 T_D の典型的な値は約 50 ms である。ターボスピンエコー撮像法の場合には、許容できる信号を得るのに、1 つの測定が 2 番目の心拍動ごとにしかまたは 3 番目の心拍動ごとにしか可能でない。したがって概観画像を撮影するための全時間は $T = N_{Trigger} \times N \times T_{RR}$ となり、この場合に $N_{Trigger}$ は 2 つの心拍動 ($N_{Trigger} = 2$) または 3 つの心拍動 ($N_{Trigger} = 3$) ごとにのみ画像データを取得可能であることを考慮する。したがって、1 分間に 60 の心拍動および各 2 番目の心拍動に基づく測定の場合の撮影時間は、 $T = N_{Trigger} \times N \times T_{RR} = 2 \times 20 \times 1000 \text{ ms} = 40 \text{ sec}$ となる。

【 0 0 5 0 】

10

20

30

40

50

この撮影時間を心臓インターバルの多段走査法によって短縮することができる。第1の反復において間隔 TDが高められるので、第1の反復においてRRインターバルの大きな走査のみが行なわれる。

$$TD_{grob} = 2^{N_{iterations}-1} TD_{fein}$$

【0051】

TD_{fein} は、時間分解能を決定する最後の反復のトリガー遅延時間であり、 $N_{iterations}$ は実行される反復の回数である。第1の反復の結果は第1の心拡張期のトリガー遅延時間 $TD_{Dia}^{(1)}$ および心収縮期のトリガー遅延時間 $TD_{Sys}^{(1)}$ である。第2の反復および各他の反復においては、遅延時間 TDが先行のステップに比べて半分にされる。前もって大まかに決定された遅延時間が次のステップにおいてより正確に決定される。心拡張期のトリガー遅延時間をより正確に決定するために次の遅延時間が実行される。

【数6】

$$TD_1^{(i)} = \begin{cases} TD_{Dia}^{(i-1)} - \Delta TD^{(i)} & \Delta TD^{(i)} \leq TD_{Dia}^{(i-1)} \\ TD_{Dia}^{(i-1)} + T_{RR} - \Delta TD^{(i)} & \Delta TD^{(i)} > TD_{Dia}^{(i-1)} \end{cases} \quad (11)$$

$$TD_2^{(i)} = TD_{Dia}^{(i-1)} + \Delta TD^{(i)} \quad (12)$$

心収縮期のトリガー遅延時間に関しては、遅延時間が次のとおりである。

【数7】

$$TD_3^{(i)} = \begin{cases} TD_{Sys}^{(i-1)} - \Delta TD^{(i)} & \Delta TD^{(i)} \leq TD_{Sys}^{(i-1)} \\ TD_{Sys}^{(i-1)} + T_{RR} - \Delta TD^{(i)} & \Delta TD^{(i)} > TD_{Sys}^{(i-1)} \end{cases} \quad (13)$$

$$TD_4^{(i)} = TD_{Sys}^{(i-1)} + \Delta TD^{(i)} \quad (14)$$

【0052】

4つの新たなトリガー遅延時間によって算出された概観画像がマスキング処理され、8つの新たな差画像が算出される。引続いて、これらの8つの他の差画像について品質基準を算出し、算出した基準を先の反復の結果と比較することができる。その際に、最大の品質基準が現在の反復ステップの結果として選択される。最後の反復ステップが総合結果を決定する。この種の2ステップ方式において、例えば第1ステップにおいてトリガー遅延時間 $TD = 100 \text{ ms}$ を変更し、第2ステップにおいて、見つけ出したトリガー遅延時間の周りで4つの他の測定を行なうならば、全撮影時間を例えば28秒に低減することができるのに対して、単一ステップの反復においては同じ時間分解能 $TD = 50 \text{ ms}$ に関してほぼ40秒となる。

【0053】

この出願においては、本発明を、最適なトリガー遅延時間を得るためにトリガー遅延時間の変更に関して説明した。しかしながら、本発明はトリガー遅延時間の最適化に限定されない。本発明による方法により、他の撮像パラメータを自動的に最適化することも可能である。例えば、シーケンスの流れ感度が、ターボスピンエコーシーケンスのスプイラグラジエントまたはシーケンスに組み込まれ得る付加的なグラジエントによっても、制御可能である。その際に、本発明による方法により、動脈および静脈の最善の分離をもたらすようなグラジエントの振幅を自動的に見つけることができる。これらの他のパラメータの最適化は、単独にまたはトリガー遅延時間の最適化と組み合わせて、あるいは相前後して行なうことができる。相前後した最適化の場合、第1ステップにおいて両パラメータのうちの一方のパラメータが最適化され、第2ステップにおいては他方のパラメータが最適化される。

【0054】

10

20

30

40

50

以上のとおり、本発明は、簡単に造影剤強調なしの血管造影法において動脈から分離して静脈の表示を可能にする。撮像パラメータの変更時に、動脈信号強度の最適化された撮像パラメータを有する概観画像を選択することは、従来技術では時間を要し困難であったが、本発明では省略することができる。なぜならば撮像パラメータが自動的に最適化されるからである。これによって、全体として測定経過が加速されるので、被検者の磁石内滞在時間が短縮可能である。更に、操作者の特別な訓練が必要でない。

【図面の簡単な説明】

【 0 0 5 5 】

【図 1】本発明による血管造影測定のお最適化のための磁気共鳴装置の概略図

【図 2】心周期同時監視をともなう撮像シーケンスの一部を示すタイムチャート

10

【図 3】M R 血管造影測定におけるパラメータ最適化のためのステップを有するフローチャート

【図 4】パラメータ最適化された M R 血管造影画像の作成のための他のステップを有するフローチャート

【符号の説明】

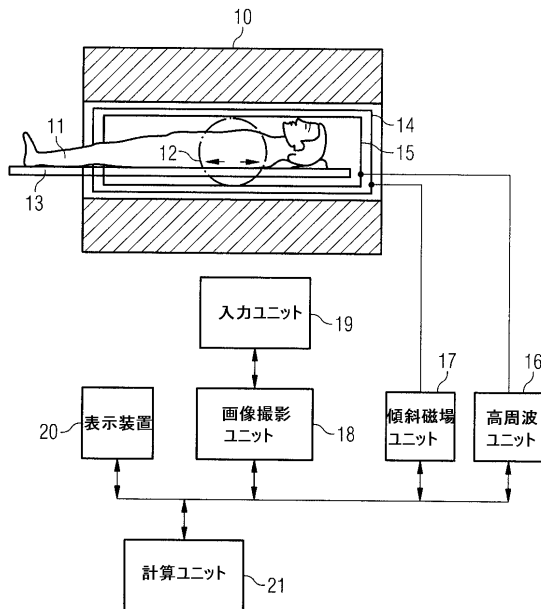
【 0 0 5 6 】

1 0	磁石
1 1	被検者
1 2	矢印
1 3	寝台
1 4	傾斜磁場システム
1 5	高周波コイル装置
1 6	高周波ユニット
1 7	傾斜磁場ユニット
1 8	画像撮影ユニット
1 9	入力ユニット
2 0	表示装置
2 5	R 波
2 6	1 8 0 ° 反転パルス
2 7	撮像シーケンス
3 0 ~ 3 7	ステップ
4 1 ~ 5 1	ステップ

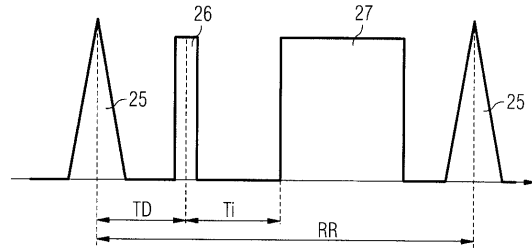
20

30

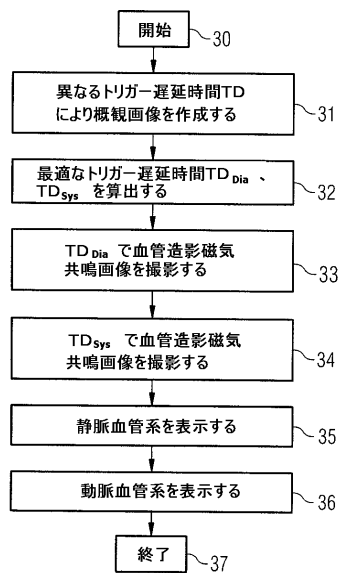
【図 1】



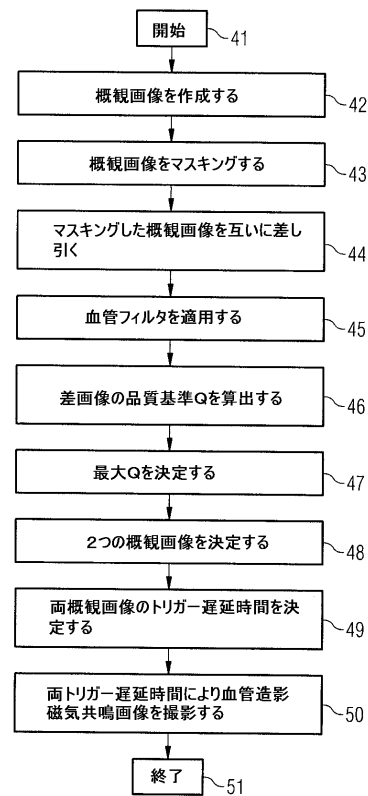
【図 2】



【図 3】



【図 4】



フロントページの続き

(72)発明者 アルト シュテンマー

ドイツ連邦共和国 9 1 1 8 3 アーベンベルク ヘルガッセ 3

審査官 宮澤 浩

(56)参考文献 特開 2 0 0 8 - 0 2 3 3 1 7 (J P , A)

特開 2 0 0 1 - 1 4 9 3 4 1 (J P , A)

特開 2 0 0 1 - 1 7 8 7 0 1 (J P , A)

(58)調査した分野(Int.Cl. , D B 名)

A 6 1 B 5 / 0 5 5