

【公報種別】特許法第 17 条の 2 の規定による補正の掲載

【部門区分】第 1 部門第 2 区分

【発行日】平成23年8月4日(2011.8.4)

【公開番号】特開2009-56313(P2009-56313A)

【公開日】平成21年3月19日(2009.3.19)

【年通号数】公開・登録公報2009-011

【出願番号】特願2008-225051(P2008-225051)

【国際特許分類】

**A 6 1 B 5/055 (2006.01)**

【F I】

A 6 1 B 5/05 3 8 2

A 6 1 B 5/05 3 9 0

【手続補正書】

【提出日】平成23年6月17日(2011.6.17)

【手続補正 1】

【補正対象書類名】特許請求の範囲

【補正対象項目名】全文

【補正方法】変更

【補正の内容】

【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、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  $T_D$  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  $T_{D_{sys}}$  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  $T_{D_{dia}}$  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。

【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】

複数の磁気共鳴概観画像が対にされて互いに減算されて差撮像が作成され、この差画像に基づいて品質基準が算出される請求項 1 乃至 7 の 1 つに記載の方法。

【請求項 9】

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 記載の方法。

【請求項 10】

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 8 又は 9 記載の方法。

【請求項 11】

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 8 乃至 10 の 1 つに記載の方法。

【請求項 12】

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 8 乃至 11 の 1 つに記載の方法。

【請求項 13】

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 12 の 1 つに記載の方法。

【請求項 14】

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 13 の 1 つに記載の方法。

【請求項 15】

第 1 の最適化進行過程でトリガー遅延時間  $T_D$  が第 1 の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  $T_D$  が第 1 のステップより小さな第 2 のステップで変化させられる請求項 4 乃至 14 の 1 つに記載の方法。

【請求項 16】

差画像に血管強調フィルタが適用される請求項 8 乃至 12 の 1 つに記載の方法。

【請求項 17】

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 8 乃至 12 の 1 つ又は 16 に記載の方法。

【請求項 18】

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 17 の 1 つに記載の方法。

【請求項 19】

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  
を有する磁気共鳴装置。

【請求項 20】

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 記載の磁気共鳴装置。

【請求項 21】

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 19 記載の磁気共鳴装置。

【請求項 22】

請求項 1 乃至 18 の 1 つに記載の方法にしたがって動作する請求項 19 乃至 21 の 1 つに記載の磁気共鳴装置。

【請求項 23】

コンピュータシステム (20) での実行時に請求項 1 乃至 18 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 24】

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 18 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。

【手続補正 2】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】発明の名称

【補正方法】変更

【補正の内容】

【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

【手続補正 3】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】0005

【補正方法】変更

【補正の内容】

【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、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  $T_D$  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  $T_{D_{sys}}$  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  $T_{D_{dia}}$  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）。

・複数の磁気共鳴概観画像が対にされて互いに減算されて差撮像が作成され、この差画像に基づいて品質基準が算出される（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 9）。

・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 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 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き、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 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 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 14）。

・第 1 の最適化進行過程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、第 2 の最適化進行過程ではトリガー遅延時間  $T D$  が小さなステップで変化させられる。すなわち、第 1 の最適化進行過程でトリガー遅延時間  $T D$  が第 1 の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  $T D$  が第 1 のステップより小さな第 2 のステップで変化させられる（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 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 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 18）。

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有する磁気共鳴装置によっても解決される（請求項 19）。

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 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 21）。

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。

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請求項 1 乃至 18 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が提案される。