

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第6348909号
(P6348909)

(45) 発行日 平成30年6月27日(2018.6.27)

(24) 登録日 平成30年6月8日(2018.6.8)

(51) Int.Cl.	F I
A 6 1 B 5/055 (2006.01)	A 6 1 B 5/055 3 8 2
	A 6 1 B 5/055 3 1 1
	A 6 1 B 5/055 Z D M

請求項の数 16 (全 14 頁)

(21) 出願番号	特願2015-547239 (P2015-547239)	(73) 特許権者	590000248
(86) (22) 出願日	平成25年12月12日(2013.12.12)		コーニンクレッカ フィリップス エヌ ヴェ
(65) 公表番号	特表2015-536793 (P2015-536793A)		KONINKLIJKE PHILIPS N. V.
(43) 公表日	平成27年12月24日(2015.12.24)		オランダ国 5656 アーエー アイン ドーフエン ハイテック キャンパス 5
(86) 国際出願番号	PCT/IB2013/060831		High Tech Campus 5, NL-5656 AE Eindhoven
(87) 国際公開番号	W02014/091433		
(87) 国際公開日	平成26年6月19日(2014.6.19)		
審査請求日	平成28年12月9日(2016.12.9)		
(31) 優先権主張番号	61/737,194		
(32) 優先日	平成24年12月14日(2012.12.14)		
(33) 優先権主張国	米国 (US)		

早期審査対象出願

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 磁気共鳴システム及び磁気共鳴方法

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

対象のイメージングのための磁気共鳴(MR)システムであって、
処理を行うようにMRスキャナを制御するように形成される電子データ処理装置を有し、
前記処理は：

ブラック・ブラッド・イメージング・シーケンスを複数回反復することであって、前記
ブラック・ブラッド・イメージング・シーケンスは、組織ヌル化サブ・シーケンスに続いて、
前記組織ヌル化サブ・シーケンスの後或る時間インターバルで実行されるブラック・
ブラッド取得サブ・シーケンスを含む、こと；

前記ブラック・ブラッド・イメージング・シーケンスが順に反復される間に、組織ヌル
化サブ・シーケンスに続いて、当該組織ヌル化サブ・シーケンスの後前記時間インター
バルで実行されるブライト・ブラッド取得サブ・シーケンスを含むブライト・ブラッド・イ
メージング・シーケンスを実行することであって、前記ブラック・ブラッド・イメージン
グ・シーケンス及び前記ブライト・ブラッド・イメージング・シーケンスの前記時間イン
ターバルは同じ持続時間によるものである、こと；

前記ブラック・ブラッド・イメージング・シーケンスを実行することにより生成される
MRイメージング・データを再構築し、ブラック・ブラッド画像を生成すること；

前記ブライト・ブラッド・イメージング・シーケンスを実行することにより生成される
MRイメージング・データを再構築し、ブライト・ブラッド画像を生成すること；

を含み、前記ブラック・ブラッド・イメージング・シーケンスは、前記時間インターバ

10

20

ルの間で、前記組織スル化サブ・シーケンスと前記ブラック・ブラッド取得サブ・シーケンスとの間に介在する 1 つ以上の連続的な R F パルス・ペアを含み、

前記ブライト・ブラッド・イメージング・シーケンスは、前記時間インターバルの間で、前記組織スル化サブ・シーケンスと前記ブライト・ブラッド取得サブ・シーケンスとの間に介在する 1 つ以上の連続的な R F パルス・ペアを含む、M R システム。

【請求項 2】

前記組織スル化サブ・シーケンスは、空間的に非選択的な 90 度 R F パルスの後にスポイラ磁場グラジエントが続くことを含む、請求項 1 に記載の M R システム。

【請求項 3】

前記連続的な R F パルス・ペアの各々は、 α R F パルスの後に $-\alpha$ R F パルスを含む、請求項 1 又は 2 に記載の M R システム。

10

【請求項 4】

α は 180 度である、請求項 3 に記載の M R システム。

【請求項 5】

前記ブラック・ブラッド・イメージング・シーケンスにおいて、前記 α R F パルスは空間的に選択的でなく、前記 $-\alpha$ R F パルスは空間的に選択的である、請求項 3 に記載の M R システム。

【請求項 6】

前記電子データ処理装置は、前記ブライト・ブラッド画像に基づいて動脈入力関数を算出するように更に形成される、請求項 1 に記載の M R システム。

20

【請求項 7】

対象のイメージングのために、電子データ処理装置が実行する磁気共鳴 (M R) 方法であって、

M R スキャナを利用してブラック・ブラッド・イメージング・シーケンスを複数回反復するステップであって、前記ブラック・ブラッド・イメージング・シーケンスは、約 90 度無線周波数 (R F) パルスと、ブラック・ブラッド・イメージングのためのブラック・ブラッド取得サブ・シーケンスと、前記ブラック・ブラッド・イメージング・シーケンスの前記 90 度 R F パルスから前記ブラック・ブラッド取得サブ・シーケンスに至るまでの遅延とを含む、ステップと、

前記ブラック・ブラッド・イメージング・シーケンスが順に反復される間に、前記 M R スキャナを利用して、ブライト・ブラッド・イメージング・シーケンスを実行するステップであって、前記ブライト・ブラッド・イメージング・シーケンスは、約 90 度 R F パルスと、ブライト・ブラッド・イメージングのためのブライト・ブラッド取得サブ・シーケンスと、前記ブライト・ブラッド・イメージング・シーケンスの前記 90 度 R F パルスから前記ブライト・ブラッド取得サブ・シーケンスに至るまでの遅延とを含む、ステップと、

30

前記ブラック・ブラッド・イメージング・シーケンスを実行することにより生成される M R イメージング・データを再構築し、ブラック・ブラッド画像を生成するステップと、

前記ブライト・ブラッド・イメージング・シーケンスを実行することにより生成される M R イメージング・データを再構築し、ブライト・ブラッド画像を生成するステップと

40

を有し、前記ブラック・ブラッド・イメージング・シーケンス及び前記ブライト・ブラッド・イメージング・シーケンスの前記遅延は同じ持続時間によるものであり、

前記ブラック・ブラッド・イメージング・シーケンスは、前記ブラック・ブラッド・イメージング・シーケンスの前記遅延の間に、前記ブラック・ブラッド・イメージング・シーケンスの前記約 90 度 R F パルスと前記ブラック・ブラッド取得サブ・シーケンスとの間に介在する 1 つ以上の連続的な R F パルス・ペアを含み、

前記ブライト・ブラッド・イメージング・シーケンスは、前記ブライト・ブラッド・イメージング・シーケンスの前記遅延の間で、前記ブライト・ブラッド・イメージング・シーケンスの前記約 90 度 R F パルスと前記ブライト・ブラッド取得サブ・シーケンスとの間に介在する 1 つ以上の連続的な R F パルス・ペアを含む、M R 方法。

50

【請求項 8】

前記ブラック・ブラッド・イメージング・シーケンスは、前記ブラック・ブラッド・イメージング・シーケンスの前記約 90 度 RF パルスの後にスポイラ・グラジエントが続くことを含む組織ヌル化サブ・シーケンスを含み、前記ブライト・ブラッド・イメージング・シーケンスは、前記ブライト・ブラッド・イメージング・シーケンスの前記約 90 度 RF パルスの後にスポイラ・グラジエントが続くことを含む同じ組織ヌル化サブ・シーケンスを含む、請求項 7 に記載の MR 方法。

【請求項 9】

前記連続的な RF パルス・ペアの各々は、 α RF パルスと $-\alpha$ RF パルスとを含み、 α は 0 度よりも大きく 359 度以下の範囲内にある、請求項 8 に記載の MR 方法。

10

【請求項 10】

前記ブラック・ブラッド・イメージング・シーケンスにおいて、前記 α RF パルスは空間的に選択的ではなく、前記 $-\alpha$ RF パルスは空間的に選択的な磁場グラジエントにより生じる、請求項 9 に記載の MR 方法。

【請求項 11】

MR スキャナに関連して動作する電子データ処理装置により実行される命令を格納する非一時的な記憶媒体であって、前記 MR スキャナは、対象の磁気共鳴 (MR) イメージングのための方法を実行するように前記電子データ処理装置により制御され、前記方法は：

MR スキャナを利用してブラック・ブラッド・イメージング・シーケンスを複数回反復するステップであって、前記ブラック・ブラッド・イメージング・シーケンスは、約 90 度無線周波数 (RF) パルスと、ブラック・ブラッド・イメージングのためのブラック・ブラッド取得サブ・シーケンスと、前記ブラック・ブラッド・イメージング・シーケンスの前記 90 度 RF パルスから前記ブラック・ブラッド取得サブ・シーケンスに至るまでの遅延とを含む、ステップと、

20

前記ブラック・ブラッド・イメージング・シーケンスが順に反復される間に、前記 MR スキャナを利用して、ブライト・ブラッド・イメージング・シーケンスを実行するステップであって、前記ブライト・ブラッド・イメージング・シーケンスは、約 90 度 RF パルスと、ブライト・ブラッド・イメージングのためのブライト・ブラッド取得サブ・シーケンスと、前記ブライト・ブラッド・イメージング・シーケンスの前記 90 度 RF パルスから前記ブライト・ブラッド取得サブ・シーケンスに至るまでの遅延とを含む、ステップと

30

、
を有し、前記ブラック・ブラッド・イメージング・シーケンス及び前記ブライト・ブラッド・イメージング・シーケンスの前記遅延は同じ持続時間によるものであり、

前記ブラック・ブラッド・イメージング・シーケンスは、前記ブラック・ブラッド・イメージング・シーケンスの前記遅延の間に、前記ブラック・ブラッド・イメージング・シーケンスの前記約 90 度 RF パルスと前記ブラック・ブラッド取得サブ・シーケンスとの間に介在する 1 つ以上の連続的な RF パルス・ペアを含み、

前記ブライト・ブラッド・イメージング・シーケンスは、前記ブライト・ブラッド・イメージング・シーケンスの前記遅延の間に、前記ブライト・ブラッド・イメージング・シーケンスの前記約 90 度 RF パルスと前記ブライト・ブラッド取得サブ・シーケンスとの間に介在する 1 つ以上の連続的な RF パルス・ペアを含む、記憶媒体。

40

【請求項 12】

MR スキャナを有し、対象のイメージングのための磁気共鳴 (MR) システムであって、

前記 MR スキャナは、ブラック・ブラッド・イメージング・シーケンスを複数回反復するように形成され、前記ブラック・ブラッド・イメージング・シーケンスは、無線周波数 (RF) パルスによる組織信号ヌル化サブ・シーケンスと、ブラック・ブラッド・イメージング・データを生成するための取得サブ・シーケンスと、前記ブラック・ブラッド・イメージング・シーケンスの前記組織信号ヌル化サブ・シーケンスの前記 RF パルスから前記ブラック・ブラッド・イメージング・シーケンスの前記取得サブ・シーケンスに至るま

50

での遅延とを含み、前記ブラック・ブラッド・イメージング・シーケンスは、前記遅延の間に、前記組織信号スル化サブ・シーケンスと前記取得サブ・シーケンスとの間に介在する1つ以上の連続的なRFパルス・ペアを更に含み、

前記MRスキャナは、ブライト・ブラッドMRイメージング・データを生成するために、前記ブラック・ブラッド・イメージング・シーケンスの複数の反復に対してインターリーブされる複数のブライト・ブラッド・イメージング・シーケンスを反復するように形成され、前記ブライト・ブラッド・イメージング・シーケンスは、前記RFパルスによる組織信号スル化サブ・シーケンスと、ブライト・ブラッド・イメージング・データを取得するための取得サブ・シーケンスと、前記ブライト・ブラッド・イメージング・シーケンスの前記組織信号スル化サブ・シーケンスの前記RFパルスから前記ブライト・ブラッド・イメージング・シーケンスの前記取得サブ・シーケンスに至るまでの遅延とを含み、前記ブライト・ブラッド・イメージング・シーケンスは、前記遅延の間に、前記組織信号スル化サブ・シーケンスと前記ブライト・ブラッド取得サブ・シーケンスとの間に介在する1つ以上の連続的なRFパルス・ペアを含み、

10

前記ブラック・ブラッド・イメージング・シーケンス及び前記ブライト・ブラッド・イメージング・シーケンスの前記遅延は同じ持続時間によるものであり、

前記ブラック・ブラッド・イメージング・シーケンスを実行することにより生成されるブラック・ブラッドMRイメージング・データを再構築し、ブラック・ブラッド画像を生成し；

前記ブライト・ブラッド・イメージング・シーケンスを実行することにより生成されるブライト・ブラッドMRイメージング・データを再構築し、ブライト・ブラッド画像を生成する、MRシステム。

20

【請求項13】

前記ブラック・ブラッド画像及び前記ブライト・ブラッド画像のうち少なくとも何れかを表示するように構成されるディスプレイ装置を更に有する請求項1に記載のMRシステム。

【請求項14】

前記ブラック・ブラッド画像、前記ブライト・ブラッド画像、及び動脈入力関数のうち少なくとも何れかを表示するように構成されるディスプレイ装置を更に有する請求項6に記載のMRシステム。

30

【請求項15】

前記ブラック・ブラッド画像及び前記ブライト・ブラッド画像のうち少なくとも何れかをディスプレイ装置に表示するステップを更に有する請求項7に記載のMR方法。

【請求項16】

前記ブラック・ブラッド画像及び前記ブライト・ブラッド画像のうち少なくとも何れかを表示するように構成されるディスプレイ装置を更に有する請求項12に記載のMRシステム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

40

以下の説明は一般に医療画像診断に関連する。本説明は交互になされるブラック及びブライト・ブラッド・イメージングに特に関連し、それらについて特に具体的に説明される。しかしながら、他の利用形態も見出され、必ずしも上記の用途に限定されないことが理解されるべきである。

【背景技術】

【0002】

インターリーブ・ブラック・ブライト・ブラッド・イメージング(Interleaved black and bright blood imaging: IBBI)は、コントラストが鮮明に強調される(dynamic contrast enhanced: DCE)血管壁の磁気共鳴画像診断(magnetic resonance imaging: MRI)に有用であり、その理由は、血管壁についての空間分解能が高い画像(ブラック・ブラ

50

ッド画像)と、動脈入力関数(arterial input function:AIF)を判定するための時間分解能が高い画像(ブライツ・ブラッド画像)との双方を同時に取得できるからである。しかしながら、IBBI-DCEの現在の実現手段は、一般に、ブラック・ブライツ・ブラッド画像による信号が直接的に比較可能になる以前に、通常、ポスト取得処理(post acquisition processing)を必要とするように制約される。これは余分なデータ取得や余分な処理時間を要する。更に、変換はエラーを導入する可能性がある。

【先行技術文献】

【非特許文献】

【0003】

【非特許文献1】FAN Z ET AL: "TIME-resolved contrast-enhanced black-blood carotid vessel wall imaging with SRDIR", PROCEEDINGS OF THE INTERNATIONAL SOCIETY FOR MAGNETIC RESONANCE IN MEDICINE, ISMRM, 20TH ANNUAL MEETING AND EXHIBITION, MELBOURNE, AUSTRALIA, 5-11 MAY 2012, 21 April 2012 (2012-04-21), page 3822, XP040626243

10

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0004】

本願は上記及び他の問題を克服する新しい改善された方法及びシステム等を提供する。

【課題を解決するための手段】

【0005】

20

一実施形態では、対象を画像診断するための磁気共鳴(MR)システムが提供される。本システムは、MRスキャナを制御するように形成される電子データ処理装置を含む。MRスキャナは、ブラック・ブラッド・イメージング・シーケンスを複数回反復するように制御される。ブラック・ブラッド・イメージング・シーケンスは、組織ヌル化サブ・シーケンスに続いて、前記組織ヌル化サブ・シーケンスの後或る時間インターバルで実行されるブラック・ブラッド取得サブ・シーケンスを含む。MRスキャナは、ブラック・ブラッド・イメージング・シーケンスが順に反復される間に、組織ヌル化サブ・シーケンスに続いて、組織ヌル化サブ・シーケンスの後或る時間インターバルで実行されるブライツ・ブラッド取得サブ・シーケンスを含むブライツ・ブラッド・イメージング・シーケンスを実行する。ブラック・ブラッド・イメージング・シーケンス及びブライツ・ブラッド・イメー

30

【0006】

別の実施形態では、対象を画像診断するための磁気共鳴(MR)方法が提供される。本方法は、MRスキャナを利用してブラック・ブラッド・イメージング・シーケンスを複数回反復することを実行するステップを含む。ブラック・ブラッド・イメージング・シーケンスは、約90度無線周波数(RF)パルスと、ブラック・ブラッド・イメージングのためのブラック・ブラッド取得サブ・シーケンスと、ブラック・ブラッド・イメージング・シーケンスの90度RFパルスからブラック・ブラッド取得サブ・シーケンスに至るまでの遅延とを含む。本方法は、ブラック・ブラッド・イメージング・シーケンスが順に反復される間に、MRスキャナを利用して、ブライツ・ブラッド・イメージング・シーケンスを実行するステップであって、ブライツ・ブラッド・イメージング・シーケンスは、約90度RFパルスと、ブライツ・ブラッド・イメージングのためのブライツ・ブラッド取得サブ・シーケンスと、ブライツ・ブラッド・イメージング・シーケンスの90度RFパルスからブライツ・ブラッド取得サブ・シーケンスに至るまでの遅延とを含む、ステップを更に含む。ブラック・ブラッド・イメージング・シーケンス及びブライツ・ブラッド・イメー

40

【0007】

別の実施形態では、対象を画像診断するための磁気共鳴(MR)システムが提供される。本システムは、ブラック・ブラッド・イメージング・シーケンスを複数回反復することを実行するように形成されるMRスキャナを含む。ブラック・ブラッド・イメージング・

50

シーケンスは、無線周波数（RF）パルスによる組織信号ヌル化サブ・シーケンスと、ブラック・ブラッド・イメージングのための取得シーケンスと、ブラック・ブラッド・イメージング・シーケンスの組織ヌル化サブ・シーケンスのRFパルスからブラック・ブラッド・イメージング・シーケンスの取得シーケンスに至るまでの遅延とを含む。MRスキャナは、ブラック・ブラッド・イメージング・シーケンスの複数の反復に対してインターリーブされる複数のブライト・ブラッド・イメージング・シーケンスを反復することを実行するように形成される。ブライト・ブラッド・イメージング・シーケンスは、RFパルスによる組織信号ヌル化サブ・シーケンスと、ブライト・ブラッド・イメージングのための取得シーケンスと、ブライト・ブラッド・イメージング・シーケンスの組織ヌル化サブ・シーケンスのRFパルスからブライト・ブラッド・イメージング・シーケンスの取得シーケンスに至るまでの遅延とを含む。ブラック・ブラッド・イメージング・シーケンス及びブライト・ブラッド・イメージング・シーケンスの遅延は同じ持続時間である。

10

【0008】

利点の1つは、直接的に比較可能な信号とともにブラック及びブライト・ブラッド画像を生成する点にある。

【0009】

別の利点は、同じ組織コントラストとともにブラック及びブライト・ブラッド画像を生成する点にある。

【0010】

別の利点は、ブラック及びブライト・ブラッド画像の間の信号干渉を削減する点にある。

20

【0011】

別の利点は、ブラック・ブラッド・イメージングの最中に確実に血管(又は血液)を抑制する点にある。

【0012】

本発明の更なる利点は、以下の詳細な説明を参照及び理解することにより、当業者にとって更に明らかになるであろう。

【図面の簡単な説明】**【0013】**

【図1】非変換インターリーブ・ブラック・ブライト・ブラッド・イメージング(cfIBBI)を利用する磁気共鳴血管造影(MRA)システムを示す図。

30

【図2A】cfIBBIパルスシーケンスの一形態を示す図。

【図2B】cfIBBIパルスシーケンスの別の形態を示す図。

【図3A】ブラック・ブラッド・イメージング・モジュールに関する血管壁信号、プレ・コントラスト信号及びポスト・コントラスト信号をプロットしたシミュレーション結果を示す図。

【図3B】ブライト・ブラッド・イメージング・モジュールに関する血管壁信号、プレ・コントラスト信号及びポスト・コントラスト信号をプロットしたシミュレーション結果を示す図。

【発明を実施するための形態】

40

【0014】

本発明は様々なコンポーネントやコンポーネントの組み合わせ及び様々なステップやステップの組み合わせによる形態をとってよい。図面は好ましい実施形態を説明するために示されているにすぎず、本発明を限定するように解釈されるべきではない。

【0015】

図1は非変換インターリーブ・ブラック・ブライト・ブラッド・イメージング(conversion-free interleaved black and bright blood imaging: cfIBBI)を利用する磁気共鳴血管造影(magnetic resonance angiography: MRA)システムを示す。

【0016】

図2AはcfIBBIパルスシーケンスの一形態を示す。

50

【0017】

図2BはcfIBBIパルスシーケンスの別の形態を示す。

【0018】

図3Aは、ブラック・ブラッド・イメージング・モジュールに関する血管壁(vessel wall)信号、プレ・コントラスト(造影前の)(pre-contrast)信号及びポスト・コントラスト(造影後の)(post contrast)信号をプロットしたシミュレーション結果を示す。

【0019】

図3Bは、ブライト・ブラッド・イメージング・モジュールに関する血管壁信号、プレ・コントラスト信号及びポスト・コントラスト信号をプロットしたシミュレーション結果を示す。

10

【0020】

インターリーブ・ブラック・ブライト・ブラッド・イメージング(IBBI)により取得されるブラック・ブラッド画像及びブライト・ブラッド画像を直ちに比較できないことは、ブラック及びブライト・ブラッド画像を生成するために一般に使用されるコントラスト技術が相違することに起因することが認められる。IBBIは、交互になされるブラック及びブライト血管画像診断と言及されてもよい。例えば、ブラック・ブラッド・イメージングのためのMSDE(motion sensitized driven equilibrium)とブライト・ブラッド・イメージングのためのタイム・オブ・フライト(time-of-flight: TOF)とを利用することは、ブラック・イメージング及びブライト・ブラッド・イメージングについて取得される信号の直接的な比較を不可能にする。すなわち、これら異なるコントラスト技術に関する信号の性質は、異なる規範によって支配される。

20

【0021】

IBBIに関する現在の実現手段にともなう別の問題は、ブラック及びブライト・ブラッド画像の間の信号干渉の除去、及び、ブラック・ブラッド・イメージングの最中における確実な血液の抑制を含む。ブラック・ブラッドの処理はブライト・ブラッド画像における血管信号(又は血液信号)を変更すべきでなく、その逆も然るべきである。更に、血液の抑制は、造影剤の注入の前後において一貫しているべきである。

【0022】

本願ではIBBIに関する改善されたパルスシーケンスが開示され、これは本願では非変換IBBI(cfIBBI)と言及され、ブラック血管信号及びブライト血管信号に対する直接的に比較可能な信号を生成する。開示されるcfIBBI技術思想は、ブラック・ブラッド・イメージングの最中の造影剤投入後における確実な血液の抑制をもたらす。

30

【0023】

図1を参照すると、cfIBBIパルスシーケンスを利用する例示的な磁気共鳴血管造影(MRA)システム10が示されている。MRAシステム10はMR制御モジュール14により制御される磁気共鳴(MR)スキャナ12を含み、MR制御モジュール14は、cfIBBIシーケンスをシーケンス・ストレージ16から取得し、取得したcfIBBIシーケンスを実行して対象についての画像診断を実行する(対象は、例えば、人間、動物、治療対象、治療前の検査対象などであってよい)。MRスキャナ12は、営利的又は非営利的に利用される任意のタイプの磁気共鳴画像診断(MRI)スキャナとすることが可能であり、例えば、(具体例を示すならば)アチーバ(Achieva)(登録商標)、インジェニア(Ingenia)(登録商標)、インテラ(Intera)(登録商標)又はパノラマ(Panorama)(登録商標)のようなMRIスキャナであってもよい(これらは、オランダ国アインドーフェンのコーニンクレッカ・フィリップス・エレクトロニクス・エヌ・ヴェにより入手可能である)。

40

【0024】

cfIBBIシーケンスがMR画像診断データストレージ18に適切に保存されている場合、実行されるcfIBBIシーケンスは、ブラック及びブライト・ブラッド・シーケンス・モジュールに関するMR画像診断データを生成する。典型的には、cfIBBIシーケンスは、1つのブラック・ブラッド画像毎に4つのブライト・ブラッド画像を生成するが、本願では他の比率も想定されている。この場合において、ブラック・ブラッド画像の空間分解能は、典型的に

50

は、ブライツ・ブラツド画像の空間分解能より高く、ブライツ・ブラツド画像の時間分解能は、典型的には、ブラック・ブラツド画像の時間分解能より高い。「分解能」は「解像度」等と言及されてもよい。

【0025】

MR画像再構築モジュール20は、ブラック・ブラツド・シーケンス・モジュールにより生成されるMR画像診断データに対して、適切な画像再構築アルゴリズムを適用し(例えば、MSDEブラック・ブラツド・イメージング技法を利用してもよい)、血管が黒いコントラストを有する1つ以上のMR画像22(すなわち、1つ以上のブラック・ブラツドMRA画像22)を生成する。再構築モジュール20は、ブライツ・ブラツド・シーケンス・モジュールにより生成されるMR画像診断データに対して、適切な画像再構築アルゴリズムを適用し(例えば、TOFブライツ・ブラツド・イメージング技法を利用してもよいし、或いは、血流に注入される外因性の造影剤を利用してもよい)、血管が白いコントラストを有する1つ以上のMR画像24(すなわち、1つ以上のブライツ・ブラツドMRA画像24)を生成する。ブラック及びブライツ・ブラツド画像22,24はMR画像ストレージ26に適切に保存される。画像再構築アルゴリズムの選択は、画像データの取得に使用される空間エンコード法に依存し、例えば、フーリエ変換に基づく画像再構築アルゴリズムであってもよい。

【0026】

画像視覚化/分析モジュール28は、ブラック及びブライツ・ブラツド画像22,24についての表示及び/又は分析を実行する。1つの応用例では、アテローム性動脈硬化プラークの炎症特性が定量化され、(粥種崩壊又はプラーク破裂(plaque rupture)に関する)繊維性被膜の領域(fibrous cap region)及び初期の病変(early lesion)における炎症(inflammation)を評価する。このため、組織信号変化評価サブモジュール30は、ブラック・ブラツド画像22を処理して内腔又は管腔(lumen)の近辺の領域における組織信号の変化を評価又は定量化する一方、動脈入力関数(AIF)測定サブモジュール32は、ブライツ・ブラツド画像24を処理してAIFを評価又は定量化する。典型的には、ブラック・ブラツド画像は、TOFに基づくブライツ・ブラツド画像と比較した場合に、より正確な内腔の鮮明性(明瞭性)をもたらす、その理由は、TOFは血管壁の近辺における血流速度の減少の影響を受けるからである。一方、ブライツ・ブラツド画像はAIFを算出するための情報を含む。

【0027】

データ処理及び制御コンポーネント14,20,28,30,32は、適切にプログラムされる例示のコンピュータ34、ネットワークベースのサーバ等のような電子データ処理装置34により適切に実現され、電子データ処理装置34はディスプレイ装置36を含んでもよいし或いはディスプレイ装置36を制御するためにアクセスしてもよく、可視化モジュール28はディスプレイ装置36を介して画像及び/又は画像分析結果を表示する。一実施形態において、アナログ又は混合回路が含まれてもよい(例えば、並列的な再構築パイプラインが画像再構築モジュール20において選択的に使用されてもよい)。MR制御モジュール14は、選択的に、別個の専用のMR制御コンピュータとして実現されてもよい。画像可視化モジュール28は、高解像度ディスプレイを備える専用の画像処理ワークステーションとして実現されてもよい。

【0028】

cfIBBIを利用する開示されるMRA画像診断技術についての機器制御及びデータ処理の形態は、一時的でない記憶媒体(図示せず)として具現化されることが可能であり、記憶媒体は、例えば、ハードディスク又はその他の磁気ストレージ媒体、光ディスク又はその他の光ストレージ媒体、ランダムアクセスメモリ(RAM)、フラッシュメモリ又はその他の電子ストレージ媒体などであってもよく、記憶媒体は、開示される技法を実行するように電子データ処理装置34により実行可能な命令を格納する。

【0029】

図2A及び図2Bを参照すると、cfIBBIパルスシーケンス50の2つの形態を示すパルスダイアグラムが示されている。図2A及び図2Bの各々において、図中、「RFパルス」というラベルが付された上側のプロットは、適用又は印加される無線周波数(RF)パルスを示し、図中

、「G」というラベルが付された下側のプロットは、適用又は印加される磁場勾配(磁場グラジエント)を示す。何れのプロットについても横軸は時間を示す。cfIBBIパルスシーケンスはブラック・ブラッド・イメージング・モジュール52及びブライト・ブラッド・イメージング・モジュール54を含み、それらはパルスダイアグラムの中の第1半分(左半分)及び第2半分(右半分)に対応する。「モジュール」は「区間」又は「単位」等と言及されてよい。ブラック・ブラッド・イメージング・モジュール52及びブライト・ブラッド・イメージング・モジュール54はそれぞれ交互になされる形式でn回反復されることが可能であり、 $n \geq 1$ である。例えば、ブラック・ブラッド・イメージング・モジュール52は、典型的には、ブライト・ブラッド・イメージング・モジュール54を実行する直後及び/又は直前に実行される。

10

【0030】

ブラック及びブライト・ブラッド・イメージング・モジュール52,54は、それぞれ、取得モジュール(又はサブシーケンス)56,58を含む。取得モジュール又はサブシーケンス56,58は、画像の再構築のためのMR信号を生成するためのパルス及び磁場勾配グラジエントのシーケンスを含む。例えば、ブライト・ブラッド・イメージングに関する取得モジュール58は、グラジエント・エコー・シーケンスに加えて(AIF測定に対する)他のタイプのTI重み付け技術を利用することが可能であり、例えば、スピン・エコー(spin echo:SE)又はエコー・プレーナ・イメージング(echo planar imaging:EPI)を利用してもよい。別の例として、ブラック・ブラッド・イメージングに関する取得モジュール56は、アウト・フロー効果(outflow effect)を利用して血液信号を抑制するスピン・エコー(SE)技術、又は、MSDE(motion sensitized driven equilibrium)技術を利用することが可能である。ブラック又はブライト・ブラッド画像の取得モジュール56,58は、具体的な利用形態に基づいて選択される。しかしながら、ブラック及びブライト・ブラッド・イメージングの取得モジュール56,58は、MR信号を比較可能にするように同一であるべきである。

20

【0031】

cfIBBIシーケンスが1つのブラック・ブラッド画像毎に4つのブライト・ブラッド画像に対するMRイメージング・データ(MR画像診断データ)を生成する例示の形態では、ブライト・ブラッド・イメージング・モジュール54の1つのインスタンスが1つのブライト・ブラッド画像に関する完全なデータ・セットを生成する一方、ブラック・ブラッド・イメージング・モジュール52の4つのインスタンスが1つのブラック・ブラッド画像に関する完全なデータ・セットを生成する。この場合における「インスタンス」は「過程」、「ステップ」等と言及されてもよい。代替的に、ブライト・ブラッド・イメージング・モジュール54の2つのインスタンスが1つのブライト・ブラッド画像に関する完全なデータ・セットを生成する一方、ブラック・ブラッド・イメージング・モジュール52の8つのインスタンスが1つのブラック・ブラッド画像に関する完全なデータ・セットを生成する、等々であってもよい。

30

【0032】

更に、ブラック及びブライト・ブラッド・イメージング・モジュール52,54の各々は、組織信号をゼロにする(ヌル化する又は無信号にする)スポイラ傾斜磁場(spoiler gradient field)が後に続く約90度の(すなわち、90度±5度の)空間的に選択的ではないRFパルス(spatially non-selective RF pulse)を含む。更に、スポイラ傾斜磁場が速やかに90度RFパルスに続く。図2A及び図2Bにおいて、このスポイラ傾斜磁場は、「影」又は「斜線」により強調されている。90度RFパルスは取得モジュール56,58に先行し、遅延(すなわち、反転時間(inversion time)TI)が介在する。ブラック及びブライト・ブラッド・イメージングのための反転時間遅延TIは同じである。従って、ブラック・ブラッド及びブライト・ブラッド・イメージングの双方について、取得時点における組織信号は同じであることが期待(又は予想)される。AIFから取得される血管信号(又は血液信号)は、ブラック・ブラッド画像から得られる組織信号とともに直接的にモデル化されることが可能である。90度パルスは、各々のイメージング・モジュールの始めに全ての組織信号をヌル化(又は無信号化)することにより、ブラック及びブライト・ブラッド・イメージング・モジュール

40

50

ル52,54の間の信号干渉を除去することも可能である。90度パルスが例示されているが、他のフリップ角度も想定されており、フリップ角度及び反転時間(TI)は組織信号を適切にヌル化するように選択される。

【0033】

図3A及び図3Bを参照すると、シミュレーションによる描画は、ブラック・ブラッド・イメージング(図3A)及びブライツ・ブラッド・イメージング(図3B)のそれぞれに関する組織信号を、組織信号のヌル化の後(無信号化の後)の時間の関数として含む。縦軸は信号強度(すなわち、 M_z/M_0)に対応し、横軸は時間に対応する。図3A及び図3Bのプロットは、血管壁信号(実線)と、プレ・コントラスト(造影前の)血管信号(点線)と、ポスト・コントラスト(造影後の)血管信号(波線)とを、ブラック・ブラッド及びブライツ・ブラッド・イメージング・モジュール52,54のそれぞれについてシミュレーションした結果を示す。図示されるように、何れのプロットも同じ血管壁信号(すなわち、組織信号)を含み、1000ミリ秒(ms)の間にヌル状態(ゼロの状態)から $M_z/M_0 \sim 0.59$ まで上昇している。

【0034】

図2A及び図2Bを再び参照すると、図示のブラック・ブラッド・イメージング・モジュール52において、 $\alpha / -\alpha$ RFパルスという連続するペア2組が、血管信号を調整するために、反転時間遅延TIの間に、90度RFパルスと取得モジュール56との間に介在している。各々のペアは、空間的に選択的でない α RFパルスと空間的に選択的な $-\alpha$ RFパルスとを含み、 $-\alpha$ RFパルスは、 α RFパルスの後に続いて空間選択磁場グラジエント(spatial selection magnetic field gradient)を含み、血管信号がフリップ(又は反転)してもパルス・ペアにより組織信号が平衡状態(equilibrium)にフリップして戻るようにする。

【0035】

α の大きさは約180度(すなわち、 180 ± 5 度)であってもよいが、画像処理アプリケーションに依存して、0度ないし359度の範囲内で変えることが可能である。例えば、 α は120度であってもよい。 $\alpha / -\alpha$ RFパルスの2つのペアを利用すると、ブラッド無信号化(blood nulling effect)のTI感度を排除することができる。図3A及び図3Bのプロットは、 $\alpha = 180$ 度についてシミュレーションされている。 α が180度である場合、 $\alpha = -\alpha$ 及び $\alpha / -\alpha$ サブシーケンスが、4倍反転リカバリ(Quadruple Inversion-Recovery: QIR)シーケンスの180度パルスに対応する、ということになる(この点について、例えば、Yarnykh et al., “ T_1 -Insensitive Flow Suppression Using Quadruple Inversion-Recovery”, Magnetic Resonance in Medicine vol. 48 pages 899-905 (2002))。QIR自体は、造影剤注入後の血液TI値に依存しない一般的な血液抑制法として知られている。このTI非依存性は、図3A及び図3Bのシミュレーションによる組織信号に見受けられる。 α が180度以外であった場合(すなわち、180度未満であった場合)、ブラック・ブラッド・イメージング・モジュール52において、より短い反転時間TIを利用して、血液の無信号化を達成できることが認められる。有利なことに、IBBIに関し、これは、画像処理時間を短縮し、画像取得の効率を改善することが可能になる。より短い反転時間TIは、外因性の造影剤濃度(exogenous contrast agent concentration)とMR信号強度との間で近似的に線形性を維持することを促す。

【0036】

図2Aに示されるcfIBBIシーケンスでは、ブライツ・ブラッド・イメージング・モジュール54が、90度RFパルスと取得モジュール58との間に α 及び $-\alpha$ RFパルスが含まれていない。しかしながら、一実施形態では、ブライツ・ブラッド・イメージング・モジュール54は、図2Bに示されるように、血液信号を調整するために反転時間TIの間に、取得モジュール58と90度RFパルスとの間に介在する $\alpha / -\alpha$ RFパルスによる2つの連続的なペアを含む。 $\alpha / -\alpha$ RFパルスの2つの連続的なペアは、 $-\alpha$ RFが選択的でない点(すなわち、磁場グラジエントを含まない点)を除いて、上述したとおりである。ブラック・ブラッド・イメージング・モジュール52及びブライツ・ブラッド・イメージング・モジュール54の双方において $\alpha / -\alpha$ RFパルスの連続的なペアを利用することにより、組織信号は更に適切に比較可能になる。反転時間遅延TIの間に2回より多く $\alpha / -\alpha$ シーケンスを反復すること、或いは代替的

に、反転時間遅延TIの間に唯1つの α / - α シーケンスを含むこと等も想定されている。

【0037】

有利なことに、cfIBBIシーケンスは、交互になされるブラック・ブラッド及びブライト・ブラッド・ダイナミック・コントラスト・エンハンスド(DCE)イメージングに高い空間解像度をもたらす。この種の画像診断において、AIF、組織信号及び他の信号がDCE薬物動態分析(pharmacokinetic analysis)及び/又はモデリングのために直接的に利用可能になるように、本cfIBBIシーケンスは、2つのイメージング・モジュールに比較可能な信号強度をもたらす。応用可能な分野は、例えば、頸動脈、大動脈、心臓、末梢(peripheral)、全身のブラックDCE画像診断などを含む。更に、インターリーブ・ブラック・ブラッド・ブライト・ブラッド・イメージングが様々な診断用途の具体例として説明されているが、開示される手法は、他のタイプの流体境界層に関する交互になされるブラック流体及びブライト流体画像診断(interleaved black fluid and bright fluid imaging)に一般化されることが可能である。

10

【0038】

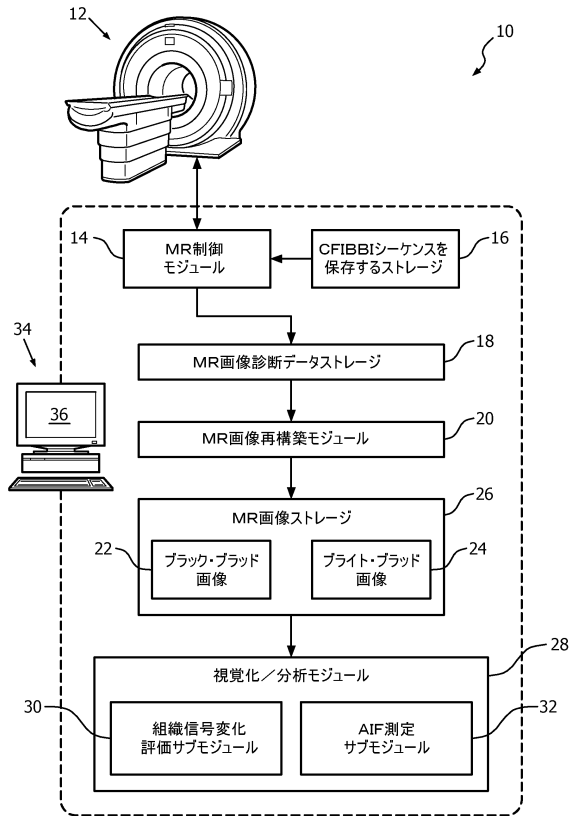
図1を再び参照すると、結果のブラック及びブライト・ブラッド画像は、有益な診断情報を生成するために様々な処理されることが可能である。例えば、画像はDCE運動モデリング(DCE kinetic modeling)で使用されることが可能である(この点については、例えば、次の文献が挙げられてもよく、この文献は全体的に本願のリファレンスに組み入れられる: Kerwin et al., "Quantitative Magnetic Resonance Imaging Analysis of Neovasculation Volume in Carotid Atherosclerotic Plaque", Circulation, 2003 Feb 18, 107(6): 851-6)。cfIBBIとともにDCE運動モデリングを利用することは、有利なことに、より小さな構造が可視化されることが、及び、病気が早期に診断されることが等可能にする。

20

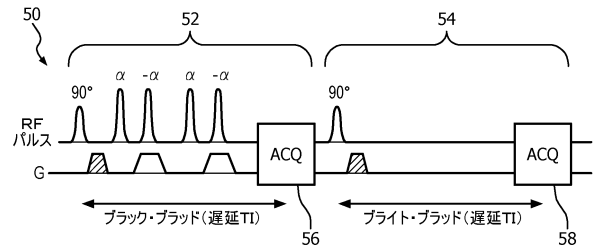
【0039】

以上、本発明は好ましい実施形態を参照しながら説明されてきた。上記の詳細な説明を参照及び理解する者は、変形例及び代替例にも気付くであろう。そのような変形例及び代替例が添付の特許請求の範囲又はその均等な範囲に属する限り、本発明は変形例及び代替例の全てを包含するように解釈されることが意図される。

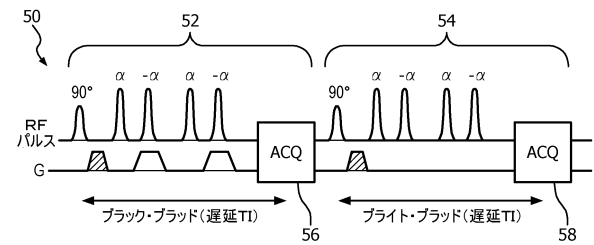
【図 1】



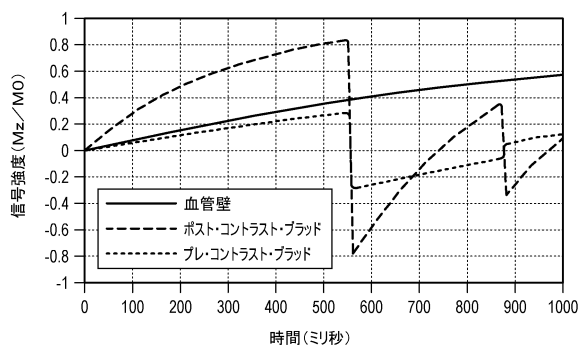
【図 2 A】



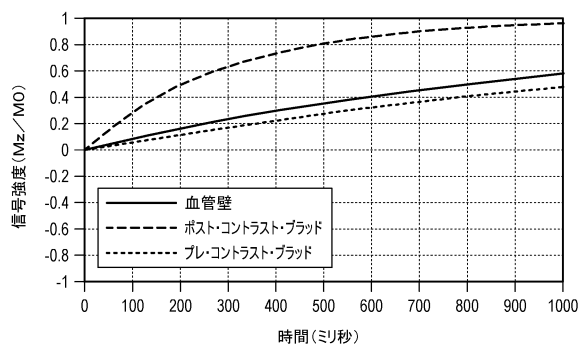
【図 2 B】



【図 3 A】



【図 3 B】



フロントページの続き

(73)特許権者 514104933

ユニヴァーシティ オブ ワシントン

アメリカ合衆国 98105-0905 ワシントン州 シアトル 11 アベニュー ノースイ
ースト 4311 スイート 500

(74)代理人 100107766

弁理士 伊東 忠重

(74)代理人 100070150

弁理士 伊東 忠彦

(74)代理人 100091214

弁理士 大貫 進介

(74)代理人 100112759

弁理士 藤村 直樹

(72)発明者 ワン, ジンナン

オランダ国, 5656 アーエー アインドーフエン, ハイ・テク・キャンパス・ビルディング
5

(72)発明者 チェン, ファイジュン

オランダ国, 5656 アーエー アインドーフエン, ハイ・テク・キャンパス・ビルディング
5

(72)発明者 ブールネルト, ペーテル

オランダ国, 5656 アーエー アインドーフエン, ハイ・テク・キャンパス・ビルディング
5

(72)発明者 ユアン, チュン

オランダ国, 5656 アーエー アインドーフエン, ハイ・テク・キャンパス・ビルディング
5

審査官 島田 保

(56)参考文献 特表2014-514112 (JP, A)

特開2008-272248 (JP, A)

米国特許出願公開第2010/0191099 (US, A1)

Philip M Robson, et al., "Dual Imaging with Bright Blood Arterial Input Function and Black Blood Tissue Acquisition for Vessel Wall Imaging in Atherosclerosis:BB-SHILO(Black-Blood Simultaneous High-Low Temporal(Low-High Spatial)Resolution Imaging)", Proc. Intl. Soc. Mag. Reson. Med., 2012年 5月 5日, p.321

J.Wang, et al., Interleaved Local excited Black Blood (LOBBI) and Bright Blood MRI for improved vessel wall DCE, Proceedings of International Society for magnetic Resonance in Medicine, 2011年, p.1234

Zhaoyang Fan, et al., "Time-Resolved Contrast-Enhanced Black-Blood Carotid Vessel Wall Imaging with SRDIR", Proc. Intl. Soc. Mag. Reson. Med., 2012年 5月 5日, p.3822

Ek T.Tan, et al., "Fast Inversion Recovery Magnetic Resonance Angiography of the Intracranial Arteries", Magnetic Resonance in Medicine, 2010年, Vol.63, p.1648-p.1658

小原真、他, 「Black Blood Imaging の新しい高速化コンセプト:MSDE法—血管壁病変およびその他の病変への応用の可能性」, INNERVISION, 2008年, Vol.23 No.9, p.82-p.83

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 5/055

JSTPlus/JMEDPlus/JST7580 (JDreamIII)
Wiley Online Library