

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第4059670号
(P4059670)

(45) 発行日 平成20年3月12日 (2008. 3. 12)

(24) 登録日 平成19年12月28日 (2007. 12. 28)

(51) Int. Cl.

F 1

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

G 0 1 R 33/48 (2006. 01)

G 0 1 R 33/54 (2006. 01)

G 0 1 R 33/28 (2006. 01)

A 6 1 B 5/05 3 8 2

A 6 1 B 5/05 3 8 3

A 6 1 B 5/05 3 7 0

A 6 1 B 5/05 3 8 0

G 0 1 N 24/08 5 1 0 Y

請求項の数 6 外国語出願 (全 17 頁) 最終頁に続く

(21) 出願番号 特願2001-399331 (P2001-399331)
 (22) 出願日 平成13年12月28日 (2001. 12. 28)
 (65) 公開番号 特開2002-315735 (P2002-315735A)
 (43) 公開日 平成14年10月29日 (2002. 10. 29)
 審査請求日 平成16年12月7日 (2004. 12. 7)
 (31) 優先権主張番号 09/681092
 (32) 優先日 平成12年12月30日 (2000. 12. 30)
 (33) 優先権主張国 米国 (US)

前置審査

(73) 特許権者 501232872
 ユニフォームド・サービシズ・ユニバー
 シティ・オブ・ヘルス・サイアンス
 アメリカ合衆国・20814・メリーラン
 ド州・ベセスダ・ジョーンズ ブリッジ
 ロード・4301
 (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・53
 188・ワウケシャ・ノース・グランドヴ
 ユー・ブルバード・ダブリュー・710
 ・3000

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 マルチステーション検査において遠位動脈視覚化を強調した末梢血管系の最適撮影方法

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

医療用撮影スキャナを制御するためのコンピュータプログラムにおいて、コンピュータを制御するために、少なくとも1つの近位ステーションと、少なくとも1つの遠位ステーションとを含むように、複数のスキャンステーション (76、78、80) を通って患者テーブル (72) を移動するための命令 (302、304) と、前記少なくとも1つの近位ステーションに前記患者テーブル (72) を位置決めするための命令 (302) と、低分解能MR画像を再構成するのに十分な造影剤ボラス (92) を投与した後、前記少なくとも1つの近位ステーションで急速にMRデータを収集するための命令 (302) と、前記患者テーブル (72) を前記少なくとも1つの遠位ステーションへ移動するための命令 (304) と、前記少なくとも1つの遠位ステーションで (304)、高分解能画像を再構成するのに十分なMRデータを収集するための命令 (320) と、前記患者テーブル (72) を前記少なくとも1つの近位ステーションに戻すための命令 (302) と、前記少なくとも1つの近位ステーション (302) で急速に収集されたMR画像より高い空間分解能のMR画像のMRデータであって、1つのMR画像を再構成するのに十分な別個のMRデータを収集するための命令 (322) と、
 急速に収集されたMRデータ (302) を前記少なくとも1つの近位ステーション (302) からのより高い空間分解能k空間データの複数の選択された部分と組み合わせて、組み合わせデータスペース (326) を形成し、末梢血管系のMR画像 (326) を再構成するための命令と、

10

20

を有することを特徴とするコンピュータプログラム。

【請求項2】

前記遠位ステーション（304）における末梢血管系の最適撮影のために、高分解能MRデータ（322）は造影剤ボラス（92）の到着中に収集されることを特徴とする請求項1記載のコンピュータプログラム。

【請求項3】

患者（70）の体内を通過する造影剤ボラス（92）の動きを追跡するための命令（114）と、造影剤（92）をクリアするように前記患者テーブル（72）を定期的に移動させて、MRデータ（104）を収集するための命令とを更に有することを特徴とする請求項2記載のコンピュータプログラム。

10

【請求項4】

後の時点で収集されたより高い空間分解能のMR画像から取り出される低空間周波数データを使用して、早く収集されたMRデータにおいて動脈構造を静脈構造から分割するための命令を更に有することを特徴とする請求項1記載のコンピュータプログラム。

【請求項5】

MRA画像を収集するためのMRI装置において、分極磁界を印加するためにマグネット（54）の孔の周囲に配置された複数の勾配コイル（50）と、パルスモジュール（38）により制御され、MR画像を収集するためにRF信号をRFコイルアセンブリ（56）へ送信するRFトランシーバシステム（58）及びRFスイッチ（62）とを有する磁気共鳴撮影（MRI）システム（10）と、プログラムされたコンピュータとを具備し、このコンピュータは、患者（70）の体内における造影剤ボラス（92）の通過の指示を受信し、第1の近位ステーション（302）で低空間分解能画像データセットを収集し、各近位ステーション（302）についてMRデータが収集されるまで、低空間分解能画像データセットの収集が完了するたびに造影剤ボラス（92）の通過を追跡し、それに応答して患者テーブル（72）を移動し、遠位ステーション（304）で高空間分解能画像データセットを収集し、且つ前記患者テーブル（72）を第1の近位ステーション（302）へ移動し、各近位ステーションについて高空間分解能画像データセットであって、1つのMR画像を再構成するのに十分な、前記低空間分解能画像データセットとは別個の高空間分解能画像データセットを収集し、近位ステーションごとに低空間周波数k空間データと高空間周波数k空間データとを組み合わせる（326）ようにプログラムされていることを特徴とするMRI装置。

20

30

【請求項6】

前記コンピュータプログラムは、前記患者テーブル（72）を第1の近位ステーション（302）へ戻し、且つ低空間分解能画像データセットが収集された各近位ステーション（302）で高空間分解能画像データセットを収集するように更にプログラムされていることを特徴とする請求項5記載のMRI装置。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】

本発明は一般に磁気共鳴撮影（MRI）技術に関し、特に、末梢血管系の撮影を最適化するための装置及び方法に関する。

40

【0002】

【従来の技術】

動脈は、心臓から延出し、人体の器官及び組織に必要な栄養分を供給する血管である。動脈が狭窄又は緊縮すると、受容組織への酸素などの栄養分の供給が減少し、組織の機能に多大な影響を及ぼす。一般に、動脈が著しく狭窄すると、最良でも問題の器官の機能の低下につながり、最悪の場合には器官の障害や死滅をもたらす。腹部大動脈からふくらはぎを通る動脈の経路に沿っていくつかの場所で血管の狭まり、すなわち、狭窄が起こると、遠位下肢(distal lower extremities)への動脈血の流れが損なわれてしまう。末梢血管の評価は、いずれも動脈血の流れの減少の隠れた原因となりうる縦に並んだ又は同時多発的

50

な病巣が高い発生率で出現することによっても更に複雑になっている。更に、遠位血流を改善するためのバイパス処置を実施するか否かの外科的決断は、足の動脈の評価の可否によって大きな影響を受ける。その結果、下肢（すなわち、末梢流出研究peripheral run-off study）を申し分なく撮影するには、狭窄の有無及び機能上の重大性を正確に評価することのみならず、腹部大動脈から足に至る末梢動脈樹の動脈経路全体を評価することも必要である。

【0003】

従来の侵襲カテーテル血管撮影及び超音波法を含めて、末梢動脈を評価するために多数の技法を利用することができる。従来のX線血管撮影では、カテーテルを挿入すると共に、腎細胞破壊性のヨウ素化造影剤を使用しなければならないので、これは最後の選択として取っておくべきである。通常、末梢動脈閉塞疾患（PAOD）の検査は、超音波又は血流計検査などの非侵襲方法を使用して実行される。しかし、これらの技法は、いずれも、血管を血管造影撮影のように示すことはできず、単に介在する動脈構造の個々の部分の評価するだけである。これら2つの技法は共に操作者の技量によって左右され、また、技術的に困難な、操作を誤らせるような問題点を含んでいるため、撮影を実行するのが厄介になる場合が多い。更に、いずれの技法も外科的処置計画を立案するために必要な包括的情報を提供できず、従来のX線血管撮影画像は一般に術前管理の補助的存在として必要とされている。

【0004】

磁気共鳴撮影は動脈の非侵襲評価方法の1つである。MRIは強力な磁界の中で被検体に印加される無線周波数パルス及び磁界勾配を利用して、目に見える画像を生成する。人体組織中の陽子などの、正味核磁気モーメントを有する核を含む物質が均一な磁界（分極磁界 B_0 ）にさらされると、組織中のスピンの個々の磁気モーメントはこの分極磁界と整列しようとする（z方向であると想定される）が、ラーモア回転数として知られる特性周波数(characteristic frequency)でこの磁界の方向に関して歳差運動する。物質又は組織がラーモア回転数と等しい周波数で印加される時変磁界（励磁磁界 B_1 ）にさらされると、正味整列モーメント、すなわち、「長手磁化」(longitudinal magnetization) M_z はx-y平面へ章動(nutated)、すなわち、「チッピング」して、正味横磁気モーメント M_1 を発生する。励磁信号 B_1 が終了した後（励磁スピンの基底状態まで減衰するにつれて）励磁スピンにより信号が放出され、この信号が受信、処理されて、画像を形成する。

【0005】

これらの信号を利用して画像を生成する場合、磁界勾配（ G_x 、 G_y 及び G_z ）を使用する。通常、撮影すべき領域を測定サイクルのシーケンスにより走査するが、そのシーケンスの中で、それらの勾配は使用されている特定の場所限定方法に従って変えられる。得られたMR信号をデジタル化し、処理し、数多くの周知の再構成技法の1つを使用して画像を再構成する。

【0006】

MRI又は磁気共鳴血管撮影(magnetic resonance angiography = MRA)を使用する血管の撮影は、動脈を例示するための他の非侵襲方法に急速に取って代わりつつある、新たに出現した方法である。最近まで、MRAの適用は個々のより小さな血管領域（40～50cmの視野）に限られていた。現在はテーブルを移動させることや、いくつかの重なり合う視野、すなわち、「ステーション」を急速に連続して撮影することが可能になったため、MRAを造影剤ボーラス(bolus)追跡技法と組み合わせて使用できるようになり、PAODの評価に必要な、はるかに広い範囲にわたる人体構造の撮影が可能になっている。造影剤が動脈に沿って下降する間に順次、連続して複数のMRA画像を急速に収集できる性能のお陰で、1～1.2mの動脈経路を描出できるようになった。造影剤ボーラス追跡末梢MRA(bolus chase peripheral MRA)と呼ばれるこの技法は、通常、1～2分間で完了し、静脈内に投与される造影剤、通常は細胞外ガドリニウム(Gd)ーキレート造影剤を利用する。

【0007】

この技法は、画像データの収集（すなわち、MRAスキャン）を通常は造影剤ボーラスの初期動脈相（すなわち、第1のパスの収集）の間に起こる造影剤ボーラスのピーク動脈濃度と協調させる能力に依存している。画像収集の協調が不適切であると（すなわち、タイミングが不適切であると）、動脈信号は不十分になり、動脈は適切に示されない。もし撮影が遅れた場合には、静脈及び背景組織のエンハンスメントが著しく大きくなるため、ただでさえ造影剤の濃度が低いことによって不明瞭である動脈構造の認識度が一層低下してしまう。

【0008】

典型的な造影剤ボーラス追跡MRAは腹部中央で始まり、骨盤を含み、くるぶしから足へと拡げられる。通常、初期ステーション（すなわち、腹部大動脈）に造影剤が到達することによりタイミングが断定され、その後、自動的に順次「ラピッドファイヤ」方式で撮影が実行される。すなわち、第1の撮影目標は腹部大動脈（すなわち、近位ステーション）であり、この技法は、撮影の速度だけで後続する全ての撮影ステーション（例えば、大腿部、ふくらはぎ及び足）の動脈を好適に描出できると想定している。従来の通りに0.3～1.0 mL/secの範囲の相対的に遅い速度で細胞外造影剤を使用することにより、膝より上の末梢動脈樹を撮影する際には、これが十分に機能することがわかっている。注入速度を遅くすることの欠点は、実現できる造影剤の最大動脈濃度が著しく低下し、膝窩下（膝下）末梢動脈樹の細い血管を信頼性をもって描出するには動脈のエンハンスメントが不十分である場合が多い。

【0009】

血管内造影剤は、従来の細胞外Gd-キレート造影剤とは異なり、血管からの漏れが少ないために、血管系の中にはるかに長い時間とどまる。従って、このような造影剤の使用により、より長い時間にわたって動脈内部に造影剤を信頼するに足る高い濃度で維持できるので、それにより、動脈相、すなわち、動脈エンハンスメントの期間が長くとれることとなって、血管構造描出の改善の見込みは高くなる。しかし、静脈エンハンスメントの時間も長くなってしまい、隣接する動脈構造の認識度が著しく低下するおそれがある。更に、血管内造影剤を使用する場合、造影剤ボーラスの末梢組織細胞外空間への分散が少なくなるにつれて、静脈信号エンハンスメントの確率は一層高くなる。従って、血管内造影剤を使用して末梢血管系を全長にわたって撮影するためには、静脈信号の重大性が増し、持続時間も長くなることから、細胞外造影剤を使用する場合と比べて静脈の汚損がはるかに大きな問題となる。更に、動脈が関連する静脈構造より相対的にはるかに細く、数も少ない遠位四肢においては、静脈の汚損は最も顕著である。例えば、末梢MRAに血管内造影剤を使用する場合、足やふくらはぎにおける動脈の描出は静脈の重なり合いによって極めて複雑になる。

【0010】

【発明が解決しようとする課題】

従って、遠位動脈が十分に描出されるように末梢血管系を撮影すると共に、同時に、その他の近位動脈構造(proximal arterial structures)を視覚化するために画像を再構成するのに十分なMRデータを収集するマルチステーションデータ収集技法を開発するのが有利であろう。

【0011】

【課題を解決するための手段】

本発明は、上述の問題を解決する、MR技術を使用してマルチステーション検査(multi-station examination)を実行する間に遠位動脈視覚化(distal arterial visualization)を強調するために造影剤を使用して末梢血管系の最適撮影を行う方法及び装置に関する。

【0012】

本発明は、マルチステーションデータ収集の近位ステーションにおいてデータを急速に収集する技法を含む。造影剤ボーラスの最適到着時間に最遠位のステーションを撮影するために、低分解能収集方式でデータを収集する。最遠位のステーションはこの特定の動脈相撮影の第1の撮影目標であるので、遠位ステーションで収集されるデータは、造影剤ボー

ラスの第1のパスで、造影剤ボーラスの最適到着時間に高空間分解能で収集される。造影剤ボーラスの動脈相パスの2次的撮影目標はより近位のステーションであり、そこでは、最遠位のステーションまでボーラスを追跡するためにテーブル移動方式によって低分解能画像を収集することができる。この技法では、腹部、骨盤及び大腿部を含むより近位のステーションの収集時間は、膝から下の下肢又は肘から下の上肢を含む最遠位のステーションの動脈相コントラストエンハンスメントを損なうことのないように選択される。遠位ステーションの検査が完了したならば、より近位のステーションでより高い空間分解能の画像を収集できるように患者を移動する。このように、後続する収集からの近位ステーションからの高空間分解能データを初期（第1のパス又は動脈相）の収集からのデータと組み合わせるか、あるいは第1のパスによる収集からのデータを使用して、それらの近位ステーションにおける動脈構造を分割することができる。この方法は、高い動脈信号及び静脈信号を延長させる血管内造影剤と共に使用するのに適しているが、それに限定されるわけではない。

10

【0013】

本発明は、まず、患者の血流中に造影剤を投与する工程と、次に、患者が近位ステーションに位置決めされているときに患者の動脈血管系の低空間分解能MR画像を収集する工程と、次に、患者を近位ステーションから遠位ステーションへ移動する工程とを含む末梢血管系撮影方法を含む。この後、遠位ステーションにおいて、患者の四肢の動脈構造を視覚化するために高分解画像を再構成するのに十分な患者の四肢のMRデータを収集する。方法は、次に、患者を近位ステーションに戻す工程と、単独で使用されても良いし、あるいは先に近位ステーションで収集された低空間分解能MR画像と組み合わせることもできる動脈血管系の高空間分解能MR画像を収集する工程とを含む。

20

【0014】

本発明の別の面によれば、医療用撮影スキャナを制御するためのコンピュータプログラムが開示される。コンピュータプログラムは、少なくとも1つの近位ステーションと、少なくとも1つの遠位ステーションとを含む複数のスキャンステーションを通して患者テーブルを移動するためにコンピュータを制御する命令を有する。当初、患者テーブルは近位ステーションに位置決めされ、造影剤ボーラスの投与後、急速にMRデータが収集される。その後、コンピュータプログラムはコンピュータに患者テーブルの動きを制御させ、患者テーブルを遠位ステーションへ移動させて、そこで高分解能MR画像を収集させる。続いて、患者テーブルを近位ステーションに戻して、先に収集されたMR画像データより高い空間分解能のMR画像データを収集する。

30

【0015】

更に、本発明は、分極磁界を印加するためにマグネットの孔の周囲に配置された複数の勾配コイルと、RFトランシーバシステムと、パルス制御モジュールにより制御され、MR画像を収集するためにRFコイルアセンブリへRF信号を送信するRF変調器とを有するMRI装置を含む。また、本発明は、このMRI装置を動作させ、患者の体内における造影剤ボーラスの通過を示す標識を受信した後、MRI装置に第1の近位ステーションで低空間分解能画像を収集させ、造影剤ボーラスの通過を追跡させ、且つ近位ステーションごとにMRデータが収集されるまで、低分解能画像の収集が完了するたびにそれに応答して患者テーブルを移動させるようにプログラムされたコンピュータを含む。患者テーブルが遠位ステーションに達したならば、そこで高分解能画像を収集する。コンピュータは、その後、患者テーブルを第1の近位ステーションに戻し、近位ステーションの各々について高空間分解能画像を収集するようにプログラムされている。

40

【0016】

更に、患者に造影剤を投与する工程と、その後、患者の体内を通過する造影剤を追跡する工程と、四肢の遠位部分における動脈構造がMRスキャナの視野（FOV）に入るように患者テーブルを位置決めする工程とを含むMR血管撮影検査も開示される。検査は、次に、四肢の遠位部分における動脈構造の高分解能画像を収集する工程と、その後、残る動脈構造がMRスキャナのFOVに入るように患者を移動する工程とを含む。この後、残る動

50

脈構造のMR画像が収集される。

【0017】

本発明は、血管からの造影剤の漏れが細胞外造影剤の場合と比べてはるかに少ない血管内造影剤と組み合わせると特に有効である。末梢MRAの間に、まず、血管内造影剤を使用して遠位動脈を撮影することにより、遠位動脈を十分に優先的に描出することができる。このように、マルチステーション検査に際して血液プール造影剤を使用する場合、細い遠位血管について動脈の視覚化は著しく改善される。

【0018】

本発明のその他の様々な特徴、目的及び利点は以下の詳細な説明及び図面から明白にされるであろう。

【0019】

【発明の実施の形態】

図面は、本発明を実施するために現時点で意図されている1つの好ましい実施例を示す。

【0020】

図1を参照すると、本発明を取り入れた好ましいMRIシステム10の主要構成要素が示されている。システムの動作は、キーボード又はその他の入力装置13と、制御パネル14と、表示装置16とを含むオペレータコンソール12から制御される。オペレータコンソール12はリンク18を介して別個のコンピュータシステム20と通信し、それにより、オペレータは画像の生成及び表示装置16の画面への表示を制御することができる。コンピュータシステム20は、バックプレーン20aを介して相互に通信するいくつかのモジュールを含む。それらのモジュールとはイメージプロセッサモジュール22、CPUモジュール24及び画像データアレイを格納するための、当該技術分野においてはフレームバッファとして知られているメモリモジュール26などである。コンピュータシステム20は、画像データ及びプログラムを格納するためのディスク記憶装置28及びテープドライブ30にリンクされており、また、高速シリアルリンク34を介して別のシステム制御装置32と通信する。入力装置13はマウス、ジョイスティック、キーボード、トラックボール、タッチスクリーン、ライトワンド、音声制御又はそれに類する手段のいずれかであれば良く、会話による幾何学的位置指示のために使用される。

【0021】

システム制御装置32は、バックプレーン32aにより相互に接続された一連のモジュールを含む。それらのモジュールにはCPUモジュール36と、シリアルリンク40を介してオペレータコンソール12に接続するパルス発生器モジュール38などがある。システム制御装置32は、実行すべきスキームシーケンスを指示するオペレータからの指令をリンク40を介して受信する。パルス発生器モジュール38は所望のスキームシーケンスを実行するためにシステム構成要素を動作させ、発生されたRFパルスのタイミング、強度及び形状と、データ収集ウィンドウのタイミング及び長さを指示するデータを生成する。パルス発生器モジュール38は、スキーム中に発生される勾配パルスのタイミング及び形状を指示するために、1組の勾配増幅器42に接続している。また、パルス発生器モジュール38は、患者の身体に装着された電極から得られるECG信号などの、患者に接続された複数の異なるセンサからの信号を受信する生理データ収集制御装置44からの患者データも受信する。更に、パルス発生器モジュール38は、患者及びマグネットシステムの状態と関連する様々なセンサからの信号を受信するスキームルームインタフェース回路46にも接続している。患者位置決めシステム48が患者をスキーム時に所望の位置へ移動させるための指令を受信するのもスキームルームインタフェース回路46を介してである。

【0022】

パルス発生器モジュール38が発生する勾配波形は、 G_x 、 G_y 及び G_z 増幅器を有する勾配増幅器システム42に印加される。各勾配増幅器は、得られる信号を空間的に符号化するために使用される磁界勾配を発生させるために、図中符号50で示されるアセンブリにおける適切な物理勾配コイルを励磁する。勾配コイルアセンブリ50は、分極マグネット

10

20

30

40

50

54と、全身RFコイル56とを含むマグネットアセンブリ52の一部を形成している。システム制御装置32のトランシーバモジュール58が発生するパルスはRF増幅器60により増幅され、送受信スイッチ62によりRFコイル56に結合される。患者の体内の励磁核により放出された信号は同じRFコイル56により感知されて、送受信スイッチ62を介して前置増幅器64に結合される。増幅されたMR信号はトランシーバモジュール58の受信器部分において復調、フィルタリング、デジタル化される。送信モードの間はRF増幅器60をコイル56に電氣的に結合し、受信モードの間には前置増幅器64を接続するように、送受信スイッチ62はパルス発生器モジュール38からの信号により制御される。送受信スイッチ62により、送信モード又は受信モードのいずれかで別個のRFコイル（例えば、サーフェスコイル）を使用することもできる。

10

【0023】

RFコイル56によりピックアップされたMR信号はトランシーバモジュール58によりデジタル化されて、システム制御装置32のメモリモジュール66へ転送される。スキャンが完了したとき、メモリモジュール66では生k空間データのアレイが収集されている。以下に更に詳細に説明するが、この生k空間データは再構成すべき画像ごとに別個のk空間データアレイとして再配列され、各アレイがアレイプロセッサ68に入力される。そこで、アレイプロセッサ68はそのデータを画像データのアレイへフーリエ変換するように動作する。この画像データはシリアルリンク34を介してコンピュータシステム20へ搬送され、ディスクメモリ28に格納される。オペレータコンソール12を介して受信される指令に応答して、この画像データをテープドライブ30にアーカイビングしても良いし、あるいはイメージプロセッサモジュール22により更に処理して、オペレータコンソール12へ搬送し、表示装置16に提示しても良い。

20

【0024】

本発明は、マルチステーション検査における末梢血管の最適な撮影によって遠位動脈の視覚化を強調することができるように、以上説明したようなMRシステム、あるいはMR画像を得るための類似の又は等価のシステムと共に使用するのに適する方法及びシステムを含む。

【0025】

本発明は、本発明を実施している間に患者の身体を通過する造影剤ボラスを追跡するために前述のMRIシステムを使用することを含む。図2から図5は、一連のMR画像のデータを収集し且つ造影剤ボラスの通過を追跡する技法を示す。一実施例では、近位ステーションに関しては、高空間分解能画像を再構成するために必要なk空間データ全体のうちのごく一部分を収集する。しかし、図6に示すように、近位ステーションに関して収集された低空間周波数データ自体を再構成して、低空間分解能画像を生成することも可能である。

30

【0026】

一般に、本発明は、遠位ステーションにおける側頭動脈分割画像の画質を損なわないように近位ステーションにおけるスキャンプロトコルを選択することを要求する技法を含む。より近位のステーションにおけるデータ収集は、好ましくは造影剤が最初に通過する間に、収集時間を最短にすることなく低空間分解能画像を収集することによって進行させることができる。むしろ、造影剤の通過が検出されたならば、直ちにコンピュータ制御装置により患者／患者テーブルを自動的に次のステーションへ移動させる。最終近位ステーションに到達するまでこのプロセスを繰り返し、最終近位ステーションに到達した時点で、遠位ステーションにおいて完全な高分解能画像の収集を実行することができる。次に、テーブルと患者を第1の近位ステーションまで戻し、1つの画像を再構成するのに十分な別個の高空間分解能MRAデータを収集する。近位ステーションごとにこのプロセスを繰り返す。

40

【0027】

図2を参照すると、コンピュータ制御の移動自在のテーブル72に支えられた患者70が示されている。テーブル72は、矢印74により指示するように、MR装置10のマグネ

50

ットの中で前後方向に摺動又は並進運動させられる。すなわち、主マグネット50の孔の内部で患者70を選択的に位置決めすることができる。テーブルの動きはコンピュータによって制御され、マグネット開口部の軸74に沿った患者の位置を精密に制御でき、再現させることも可能である。

【0028】

更に詳細に説明すると、図2に示す患者70の大動脈、大腿動脈又はその他の動脈などの相当な長さの血管84は被検体の腹部領域から下肢まで伸びている。この血管84の全体のMR画像データを収集することが望ましい。しかし、血管84は相当な長さであるため、患者70の身体の長さに沿って、MRシステムの構成要素の中で複数のスキャン場所、すなわち、スキャンステーション76、78、80を設定することによりデータを収集することが必要である。各スキャンステーション76、78、80は患者70の事前に定義された一部分を含む。例えば、スキャンステーション76は患者70の上部胴体領域を含み、スキャンステーション78は下部胴体領域を含み、スキャンステーション80は患者70の下肢を含む。特定のスキャンステーションと関連するMRデータを収集するために、移動自在のテーブル72を軸74に沿って前後に移動させて、その特定のスキャンステーションを主マグネット50と指定の関係となるように位置決めする。例えば、図2は、スキャンステーション76の中央がマグネット50のアイソセンター82に位置決めされている状態を示す。

【0029】

従来の構成では、スキャンステーション76が図2に示す位置にある間に、スキャンステーション76内部に位置する血管84の部分に関連するMRデータのセットの全てが収集されることになるであろう。その後、テーブル72により、図2で見て左の方向へ患者70を並進移動させて、スキャンステーション78の中央をアイソセンター82に位置決めする。スキャンステーション78の内部にある血管84の部分に関連するデータのセットを全てスキャンした後、患者70を更に並進移動させて、スキャンステーション80の中央をアイソセンター82に位置決めする。そこで、スキャンステーション80に関連するMRデータのセットをスキャンして、データ収集手続きは完了する。尚、隣接するスキャンステーションの間では幾分かの重複86、88が起こる。これは、各ステーションからの画像を全てのステーションからの撮影領域の範囲全体をカバーする1つの組み合わせ画像に有効に組み合わせることができるようにするためには望ましいと共に、必要なことでもある。

【0030】

MR血管撮影においては、血管（腹部大動脈）84を流れる血流90の中に20～40mLのGdキレートのような造影剤を血管内注入するのが一般的である。これにより、造影剤のボラス92が血流90を通して流れることになる。血管84は患者70の上半身から下肢へと血液を運ぶため、流れの方向は図2で見て左から右の方向になる。肺血管系96に到達した後、ボラス92はまずスキャンステーション76に達し、その後にスキャンステーション78に至り、最後にスキャンステーション80に到達するであろう。

【0031】

General Electric Companyにより開発され、市場ではSMARTPREP（商標）として知られている従来の技法によれば、また、Foo TKL、Saranathan M、Prince MR及びChenevert TLによる「AUTOMATED DETECTION OF BOLUS ARRIVAL AND INITIATION OF DATA ACQUISITION IN FAST, THREE DIMENSIONAL, GADOLINIUM-ENHANCED MR ANGIOGRAPHY」（Radiology 1997, 203ページ、273～280ページ）及び米国特許第6,167,293号に記載されているように、スキャンステーション76を構成する視野（FOV）の動脈血流の上流側の血管84にごく近接してモニタ96が配置されている。その一例を図2に示す。モニタ96を精密に位置決めすることは重要ではないが、関連するスキャンステーションの初めの25%以内に配置されるのが好ましい。モニタ96は血管84の小さなボリューム又は領域で励起されるMR信号を周期的に検出する。検出されるMR信号は、造影剤が血管84の、スキャンステーション76内部に位置する部分に入った時点で指定の閾値レベル

に達し、その時点でスキャンステーション76のスキャンが開始される。スキャンが完了すると、MR装置は後続するスキャンステーション78及び80からデータを収集するために順次動作を進行させる。

【0032】

先に指示した通り、撮影時間は造影剤ボラス92が1つのスキャンステーションから次のスキャンステーションへ進むために要求される時間によって決まる。この時間は患者ごとに異なるため、その進行時間をリアルタイムで知ることが有益であろう。そこで、スキャンステーション78及び80にある血管84に向かってモニタ98及び100を導くことができる。モニタ98及び100はスキャンステーション78及び80の内部に造影剤ボラス92が到達するのをそれぞれ検出することができる。モニタ98及び100の動作と構成はモニタ96に類似している。

10

【0033】

マルチステーションMR画像収集を完了するための主要なアルゴリズムは2つある。図3に示すように、第1のアルゴリズムは、試験用造影剤ボラス進行時間判定(test bolus travel time determination)ともいべきアルゴリズム102であり、第2のアルゴリズムは、図4に示すように、図3の試験用造影剤ボラス進行タイミング判定を利用したMR画像収集アルゴリズム104である。

【0034】

図3を参照すると、試験用造影剤ボラス進行タイミング判定アルゴリズム102の始動（ステップ106）後の第1のステップ108は、全てのスキャンステーションに関してモニタボリューム位置及びベースラインデータを獲得するステップである。ベースラインデータは、造影剤を使用せずに血管撮影検査の画像データの収集に先立って各モニタから獲得される。そのデータから、モニタごとに、対応するスキャンステーションへの造影剤ボラスの到達を指示するための閾値レベルをリセットしても良い。そのような局所化されたスキャンを通常スカウトビュー(scout views)と呼ぶ。次に、システムを第1のスキャンステーションにリセットし、通常は1～5ml程度の少量の造影剤を正規の検査用造影剤ボラスと同じ流量で注入することにより、試験用造影剤ボラスをスタートさせる（112）。試験用造影剤ボラスが患者の末梢血管系を通過するにつれて、アルゴリズムはスタート時間を記録し且つ造影剤ボラスの監視を開始する（114）。尚、各ステーション内部の画像視野中のどの場所にでもモニタボリューム96、98及び100の位置を規定しても良いが、所望の視野の内部の関心領域に厳密に重なり合うようにモニタボリュームを配置できるのが好ましい。監視されたMR信号をあらかじめ設定されていた閾値と比較し（116）、監視信号が事前設定閾値を越えていなければ（118）、スタート時間をリセットし、ステップ114で造影剤ボラスの監視を再び開始する。監視信号が事前設定閾値を越えていれば（120）、そのスキャンステーションについて造影剤ボラスが検出された時間を格納する（122）。現在スキャンステーションが事前定義済みの最終スキャンステーションとなるまで、患者テーブルを次の又は後続するスキャンステーションへ移動する（124、126）。次に、次のモニタボリューム位置でデータを収集するためにモニタボリュームを調整し（128）、その時点で、システムはステップ114に戻って、造影剤ボラスの監視と、その特定のモニタボリュームのスタート時間の記録を開始し、最終スキャンステーションが検出されるまで、所定の数のスキャンステーションの各々を試験用造影剤ボラスが通過する時間を収集しつつ、ループし続ける（124、130）。次に、ステーションごとに正規の検査用造影剤ボラスで撮影データを収集するために利用できる時間を T_{avail} として格納し（132）、この時点で、システムは正規のMR画像収集を実行できる状態となる（134）。

20

30

40

【0035】

図4を参照すると、画像収集アルゴリズム104が示されており、初期設定ステップ136の後、全てのスキャンステーションに関してモニタボリューム位置とベースラインデータを収集する（138）。次に、システムをリセットし、患者テーブルを第1のスキャンステーションに戻し（140）、正規の検査用造影剤ボラスを患者に注入する（142

50

）。次に、第1のスキャンステーションについてモニタボリュームを監視しつつ、造影剤ボーラスの監視を開始する（144）。監視信号を事前設定の閾値と比較し（146）、監視信号がその事前設定閾値を越えていなければ（148）、監視信号が事前設定閾値を越える（150）まで、モニタは造影剤ボーラスの存在を再検査する（144）。監視信号が事前設定閾値を越えた時点で、タイマ（ t_n ）を起動し（152）、MR装置は第1に中央k空間データの収集から始めて、画像収集を開始する（154）。次に、その特定のステーションについてタイマを試験用造影剤ボーラス進行時間と比較し（156）、現在データ収集時間が試験用造影剤ボーラス進行時間より短い（158）間は、データ収集がまだ完了していなければ（160、162）、システムはデータを収集し続ける（164）。この特定のスキャンステーションのデータ収集時間が試験用造影剤ボーラス進行時間以上になる（156、166）か、又はシステムが十分なデータを収集し終わった（160、168）場合には、システムがその時点で最終スキャンステーションにないならば、患者テーブルを次のスキャンステーションに調整する（170、172）。続いて、システムは、次のモニタボリュームの場所でのデータ収集へと移り（174）、造影剤ボーラスの監視を再び開始する（144）。その後、最終スキャンステーションについてデータが収集される（176）か、又はシステムが時間切れになるまで、前述のようにシステムはループする。その後、システムはk空間データセットが完全には収集されていないスキャンステーションに戻り、欠落しているk空間データを収集する（178）。全てのスキャンステーションについて全てのk空間データが収集されたならば、画像収集アルゴリズムは完了する（180）。

【0036】

図2は3つのスキャンステーション76、78及び80を示しているが、他の実施例においては、スキャンステーションの数nがこの実施例に示されている数より多い場合もあり、少ない場合もあることは容易に理解できる。更に、図4から明白であるように、各スキャンステーションにおける初期データ収集は中央k空間データ、すなわち、低空間周波数のk空間データを収集することとして説明されている。時間に余裕があるならば、より高い空間周波数のk空間データをも収集するようにこの収集を拡張することは可能である。しかし、本発明の好ましい一実施例では、以下に更に説明するように、まず初めに完全な低分解能画像を収集することがわかるであろう。

【0037】

図5は、図1に示すようにMRI装置に接続し且つ移動自在の患者テーブル72に接続するコンピュータ188の機能ブロック線図を示す。制御装置の入力190は、試験用造影剤ボーラス及び／又は検査用造影剤ボーラスのスタートを造影剤ボーラス検出部192に指示するために使用される。これに加えて、又はこれに代えて、先に説明したモニタボリューム手続きにより造影剤ボーラスの検出を実行することも可能であり、その一例は前述の市販のGeneral Electric Company製造のSMARTPREP（商標）である。記憶装置194は造影剤ボーラス検出部192に接続し、モニタボリュームからの監視信号と比較するための事前設定閾値を受信する。事前設定閾値は信号比較器196において監視信号と比較され、信号比較器196の出力は、MRI収集制御部198で、タイマ200の出力と共に、MRI装置10を使用して造影剤ボーラスの場所を検査するために使用される。MRI収集制御部198は、テーブルモーション制御部204を介して患者テーブル72を制御するスキャンステーション制御部202にも接続している。スキャンステーション制御部202は、手続きを初めに初期設定するときに患者テーブルを第1のスキャンステーションにリセットするために、造影剤ボーラス検出部192にも接続している。タイマ200は、試験用造影剤ボーラスが所定のスキャンステーションを通過するのに要する最長進行時間を格納するための記憶装置194にも接続している。また、タイマ200は信号比較器196とMRI収集制御部198との間にも接続し、画像収集中、現在MRI収集タイミングを測定し、それを時間比較器206において記憶装置194から検索された最長試験用造影剤ボーラス進行時間と比較するために使用される。画像収集を最適化するために、スキャンステーションごとに試験用造影剤ボーラス進行時間として格納されている値は

、MRI収集制御部198において、MRI装置10で最も望ましいコイル要素を選択し且つMRI装置10で最適の受信器及び身体用コイル送信器利得パラメータを設定するために使用される。

【0038】

上述の技法は患者の体内を通過する造影剤を追跡するための1つの特定の方法であることが分かる。次のステーションの先行スキャンと、前のスキャンステーションのデータの収集とをインタリーブして、造影剤ボラスの到着を待ち受けて追跡するなどの、他の技法も使用できるであろう。

【0039】

次に図6を参照すると、本発明の技法がフローチャートの形で説明されている。マルチステーション末梢MRAは患者の血流中に造影剤を投与することによって開始され(300)、次に、患者が第1の近位ステーションに位置決めされている間に患者の動脈血管系の低空間分解能画像を再構成するのに十分な第1のデータセットAを収集する(302)。次に、システムは現在ステーションが最遠位ステーションであるか否かを知るための検査を実行し(304)、最遠位ステーションでなければ(306)、患者テーブル上の患者を1つの近位ステーションから次の近位ステーションへ移動し、同時に造影剤が患者の体内を通過するのを追跡するプロセスを開始する(308)。好ましい一実施例では、これは透視スキャンを画像データ収集とインタリーブすることにより実行される。造影剤が次のステーションに到達していなければ(310、312)、システムは造影剤の通過を追跡し続け、最前のステーションでデータを収集する(308)。造影剤ボラスが次のステーションに到達したならば(310、314)、患者テーブルを次のステーションまで進ませ(316)、新たな低空間分解能画像のセットを収集する(302)。事前に定義された近位ステーションの数だけ、システムは低空間分解能画像を収集し続ける。造影剤が最遠位ステーションに到達し、テーブルがそのステーションまで移動されてきたならば(304、318)、システムは、高空間分解能画像のデータ収集が完全に実行され終わるまでその遠位ステーションでデータを収集し続ける(320)。次に、患者と患者テーブルを第1の近位ステーションに戻して、高空間分解能画像を収集する(322)。次に、システムはテーブルの移動をインタリーブし、それらの近位ステーションの各々について、全ての高空間分解能画像が324で収集され終わるまで、高空間分解能画像を収集する。尚、近位ステーションにおける高空間分解能画像(322)は動脈構造と静脈構造の双方からの信号を含み、一方、第1のパス、すなわち、動脈相の間に収集される低空間分解能画像(302)は好ましくは動脈血管構造のみからの信号を含む。

【0040】

血管の狭窄が疑われる領域を識別するために、低空間分解能画像302を使用して高空間分解能画像322から血管狭窄の程度の評価を行うことはできるが、ステップ326で、302及び322から得られたデータを組み合わせることにより新たな画像を生成することも可能である。

【0041】

MR画像の空間分解能はサンプリングされる最大 k 空間周波数によって決まることがわかっている。低空間分解能画像の場合、この最大空間周波数($k_{\max, \text{low}}$)は高空間分解能画像の場合の最大空間周波数($k_{\max, \text{high}}$)より小さい。302からの(好ましくは動脈構造の)データと、322からの(好ましくは動脈構造及び静脈構造双方の)データとを組み合わせ、動脈又は静脈いずれか一方の高空間分解能の画像を生成することができる。

【0042】

動脈血管構造のみを描出するという優先順位を維持しつつ、302におけるよりも高い空間分解能の画像を生成するために、302からのデータ、すなわち、空間周波数 $|k| = 0, \dots, k_{\max, \text{low}}$ のデータを空間周波数 $|k| = k_{\max, \text{low}}, \dots, k_{\max, \text{high}}$ を使用する322からのデータと326で組み合わせ、動脈血管構造のみを描出するという優先順位を維持しつつ302より高い空間分解能画像を生成することができる。逆に、322で得られ

10

20

30

40

50

た画像から326で得られた画像を減算することにより、動脈構造の高空間分解能優先描出を生成することも可能である。

【0043】

末梢MRA検査中に、まず、遠位動脈を撮影することにより、遠位動脈の十分な優先描出が実現される。その後、後の遅延相又は平衡相の間に近位のより太い血管の高空間分解能撮影を実行し、そのデータを先に、最初の動脈相パスの間に収集された低空間分解能データと組み合わせることができる。後の遅延相又は平衡相の間に収集された静脈汚損は、画像処理を利用して静脈から動脈を分離することにより除去できる。すなわち、初期パスで収集されたデータと、後の収集から得られたデータとを組み合わせ、動脈と静脈を分割することができるのである。初期パスからのデータは動脈構造のみからの信号を含み、第2のデータセットは動脈構造と静脈構造の双方からの信号を含む高空間分解能データである。そのため、第1のパスからの低空間周波数情報と、後の、第2のパスからの高空間周波数情報とを組み合わせることにより、動脈信号と静脈信号との分離を実現できる。双方のケースで同じ低空間周波数情報が収集されるため、生k空間データの位相補正を使用するか、又は画像ぼやけアーティファクトを最小にするために組み合わせデータ空間の遷移境界に平滑化関数を適用することにより、それら2回のデータ収集により得られたデータを空間的に整列させるために位相補正を実行することができる。

10

【0044】

尚、本発明の技法はどのような長い血管領域にも適用可能である。膝から下の動脈や、肘から下の動脈は、通常、対応する静脈血管と平行に走っており、また、相対的に細く、それらの領域にある静脈構造に近接して位置しているために撮影が困難であるので、このような動脈に特に本発明を適用することができる。加えて、より細い遠位血管を撮影するために一時的分離を使用することにより、包括的マルチステーション末梢MRA検査の範疇で1mL/secを越える注入速度でボラスの送り出し及び撮影を最適化することができる。

20

【0045】

この方法は、コントラスト強調マルチステーションMRA検査に際してより細い遠位血管の動脈の視覚化を改善するために、まず、最遠位のステーションにおける画像データの動脈相収集を強調している。この結果、1つのFOVを越える範囲にわたって広がっている動脈樹を表示するための、時間に関してより効率的な方法が実現される。近位ステーションで収集される低空間分解能画像は造影剤の第1のパスの間に優先的に収集され、最遠位ステーションの画質を損なうことを回避するために、それらの近位ステーションでは同程度の空間分解能しか収集されない。尚、k空間データは最小限の量で収集されるのではなく、また、より近位のステーションでは最短収集時間が課されない。あらゆるステーションにおいて、あらゆる時点で完全な画像に対応するデータが収集される。後に遅延相又は平衡相の間に近位ステーションで高空間分解能画像を収集することにより、低空間分解能の第1のパスからのk空間データと、高空間分解能の第2のパスからのk空間データとを組み合わせ、動脈構造優先の画像を生成することができる。第2のパスの低空間周波数データの位相を基準として使用する第1のパスの低空間周波数データの位相補正により、画像ぼやけアーティファクトは最小限に押さえられる。

30

【0046】

従って、本発明による末梢血管撮影方法は、患者の血流中に造影剤を投与する工程と、次に、患者が近位ステーションに位置決めされたときに患者の動脈血管系の低空間分解能MR画像を収集する工程と、その後、患者を近位ステーションから遠位ステーションへ移動する工程とを含む。方法は、遠位ステーションにおいて、動脈構造を視覚化するために画像を再構成するのに十分な患者の四肢のMRデータを収集する工程と、患者を近位ステーションに戻して、近位ステーションにおける動脈構造の高空間分解能MRデータを収集する工程とを含む。

40

【0047】

造影剤の通過に伴って自動的に患者テーブルを移動するために、透視スキャンをMRデータ収集とインタリーブすると共に、低空間周波数データと高空間周波数データを組み合わ

50

せて、動脈血管系の画像を再構成するのが好ましい。そのような動脈MRA検査によって、遠位ステーションにおけるMRデータの収集が第1の目標になり、近位ステーションにおけるMRデータの収集は2次的な目標になることは明白である。本発明は複数の近位ステーションと、少なくとも1つの遠位ステーションとを意図しているが、遠位ステーションを複数の遠位ステーションに分割することも可能である。本発明は非常に長い血管領域に容易に適用可能であるが、四肢の動脈構造において特に有用である。

【0048】

本発明は、医療用イメージスキャナを制御するためのコンピュータプログラムに取り入れられる。コンピュータプログラムは、先に説明したように、少なくとも1つの近位ステーションと、少なくとも1つの遠位ステーションとを含むように複数のスキンステーションを通して患者テーブルを移動させ、その後、患者テーブルを少なくとも1つの近位ステーションに位置決めするためにコンピュータを制御する命令のセットを有する。その後、コンピュータプログラムは、造影剤ボラスの投与後に近位ステーションで急速にMRデータを収集し、患者テーブルを遠位ステーションへ移動し、遠位ステーションで高分解能画像を収集した後、患者テーブルを近位ステーションに戻して、より分解能の高いMRデータを収集するために、コンピュータにより医療用撮影スキャナを制御させる。

【0049】

コンピュータプログラムは、患者の体内を通過する造影剤ボラスの動きを追跡し、定期的に患者テーブルを移動し、造影剤ボラスを追跡するようにMRデータを収集するための命令を更に有する。近位ステーションにおけるMRデータ収集の収集時間は、遠位ステーションにおいてMRデータ収集が近位ステーションでの急速なMRデータの収集を犠牲にして最適化されるように、造影剤ボラスの通過に基づいてオンザフライ方式で設定される。

【0050】

上述の技法は、血管内造影剤のように信頼に足る、長い時間にわたる大きな動脈信号を提供する造影剤に完璧に適している。大きな動脈信号が持続するため、後の遅延相又は平衡相の間に、より高品質の高空間分解能MRデータが得られ、システムは低空間分解能データと高空間分解能データを組み合わせて、組み合わせデータ空間を形成し、末梢血管系のMR画像を再構成することができる。コンピュータは、後に収集される高分解能MRデータから取り出される低空間分解能データを使用して、急速に収集されたMRデータにおける静脈構造から動脈構造を分離することができる。この分離は、生k空間データの位相補正か、又は画像ぼやけアーティファクトを最小にするために組み合わせデータ空間の遷移境界に平滑化関数を適用するかのいずれかにより実行できる。

【0051】

本発明は、図1を参照して説明したようなMRIシステムを含むMRI装置を含む。コンピュータは、患者の体内における造影剤ボラスの通過を指示する標識を受信し、第1の近位ステーションで低分解能画像を収集し、その後、造影剤ボラスの通過を追跡し、近位ステーションごとにMRデータが収集され終わるまで、低分解能画像の収集が完了するたびに患者テーブルを移動するようにプログラムされる。テーブルが遠位ステーションまで移動されると、直ちに高分解能画像を収集し、これが完了すると、患者テーブルは第1の近位ステーションに戻される。テーブルは各々の近位ステーションを通して移動され、そのたびに高分解能データを収集する。また、近位ステーションごとの低分解能データと高分解能データを組み合わせて、全ての近位ステーションについての動脈のみの画像を生成するようにコンピュータをプログラムすることもできる。

【0052】

本発明は、患者に造影剤を投与する工程と、患者の体内を通過する造影剤を追跡する工程と、四肢の遠位部分の動脈構造がMRIスキャナのFOVに入るように患者を位置決めする工程とを含むMRA検査を更に含む。検査は、四肢の遠位部分の動脈構造の高分解能画像データを収集する工程と、その後、残る動脈構造がMRIスキャナのFOVに入るように患者を移動して、残る動脈構造のMRデータを収集する工程とを含む。

【0053】

更に、このMRA検査は、後処理で収集されるMRデータから動脈構造と静脈構造を分離する工程を含むことができる。MRA検査は、四肢の遠位部分がFOVに入るように患者を位置決めする前に近位ステーションで低空間分解能画像を収集する工程と、各近位ステーションを通して定期的に患者を移動する工程とを含むのが好ましい。遠位ステーションに到達したならば、直ちに高分解能画像を収集する。血管内造影剤を使用することにより、低空間分解能画像と後に収集されるデータとを組み合わせ、末梢血管系の動脈のみの画像を再構成できる。

【0054】

まず、患者の血流中に造影剤を投与する工程と、次に、患者が近位ステーションに位置決めされたときに患者の動脈血管系の低空間周波数MRデータを収集する工程と、その後、患者を近位ステーションから遠位ステーションへ移動する工程とを含む末梢血管系撮影方法を使用して、本発明を実行することも可能である。次に、遠位ステーションで、患者の四肢における動脈構造を視覚化するために画像を再構成するのに十分である患者の四肢のMRデータを収集する。方法は、その後、患者を近位ステーションに戻す工程と、動脈血管系の残る高空間周波数MRデータを収集して、低空間周波数データと組み合わせ、近位ステーションからの画像を再構成する工程とを更に含む。

【0055】

あるいは、先に説明したように、別の実施例は全てのステーションで画像を再構成するために必要な完全なデータセットを収集する。より遠位のステーションで動脈構造の描出が最適であるように保証するために、より近位のステーションの画像をより低い空間分解能で収集し、最も遠位のステーションの画像をより高い空間分解能で収集する。低空間分解能画像の場合、ボクセルサイズははるかに大きくなり、そのような画像では血管狭窄の複雑な血流パターン特性が強調されすぎてしまうであろう。この現象は血管MR撮影の分野では特に顕著であり、低空間分解能で収集された画像によって狭窄症が過大評価される結果になることは知られている。本発明が提案する技法はこの現象を利点に変えるものである。

【0056】

より近位のステーションで低空間分解能画像を使用することにより、これは血管狭窄に対する感度を向上させるスクリーンとして機能する。これにより、より近位のステーションにおける画像をより空間分解能の高い画像より短い時間で収集できるようになるので、最も遠位のステーションに関わるデータを静脈信号の著しい汚損が現れる前に収集することができる。より近位のステーションの画像では、収集時間が短いために、静脈汚損は最小である。より近位のステーションに立ち戻り、血管狭窄の程度を正確に評価するために必要な十分な空間分解能を有する画像を収集することにより、血管狭窄の程度をより正確に評価できる。最初の動脈相低空間分解能画像が出現している可能性のある血管狭窄の領域を既に目標に定めていたという事実によって、この作業は更に容易になる。

【0057】

また、k空間データの様々な異なる部分を組み合わせる新たな画像を生成することも可能である。一例として、造影剤ボラスの第1のパス、すなわち、動脈相の間に収集された完全な低空間分解能データを後の収集によるより高い空間周波数のデータと組み合わせ、より高い空間分解能によって動脈構造の描出を強調した画像を生成することができる。別の方法でデータを組み合わせ、静脈構造を優先させた画像を生成することも可能である。

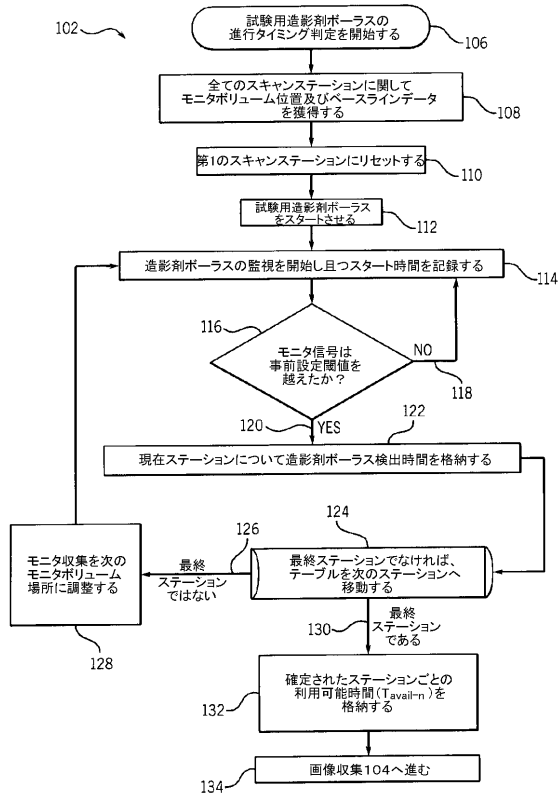
【0058】

本発明を好ましい実施例によって説明したが、ここで明確に挙げた以外の等価の構成、代替構成及び変形が可能であり、それらも特許請求の範囲の範囲内に入ることが認められる。

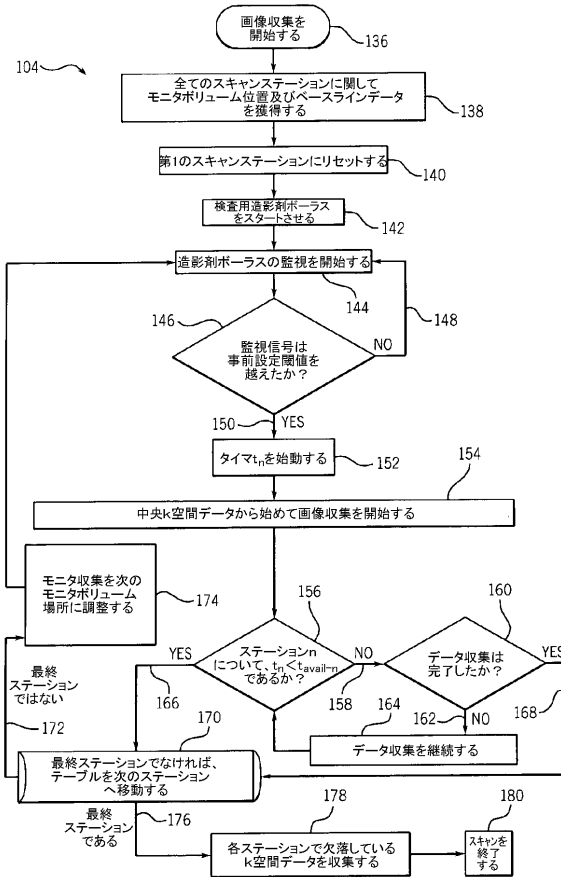
【図面の簡単な説明】

【図1】 本発明と共に使用するためのNMR撮影システムの概略ブロック線図。

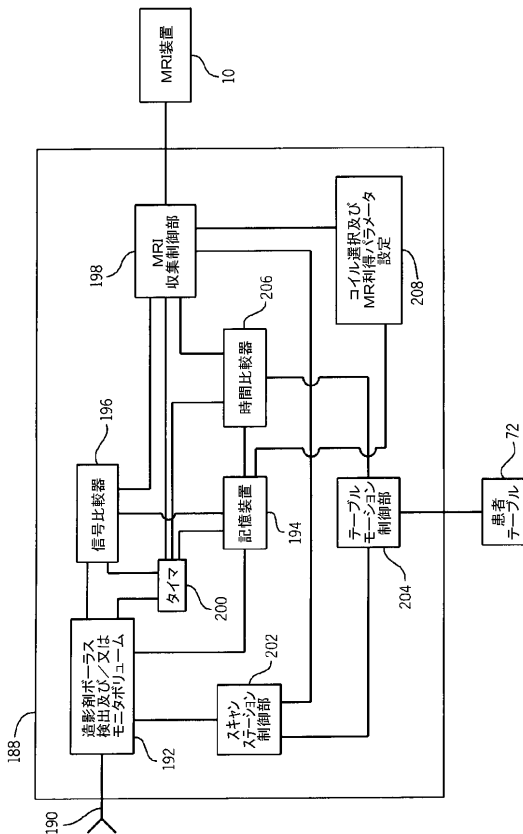
【図 3】



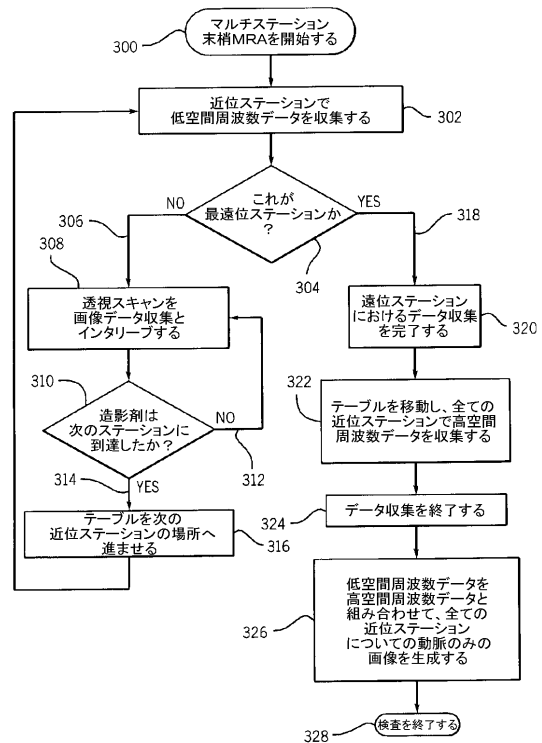
【図 4】



【図 5】



【図 6】



フロントページの続き

(51)Int.Cl. F I
G 0 1 N 24/02 5 3 0 Y
G 0 1 N 24/02 B

(74)代理人 100093908

弁理士 松本 研一

(72)発明者 ビンセント・ビー・ホー

アメリカ合衆国、メリーランド州、ノース・ベテスダ、キャッスルゲート・コート、11908番

(72)発明者 トマス・クウォークファ・フー

アメリカ合衆国、メリーランド州、ロックビル、グレート・パインズ・コート、ナンバー10番

審査官 伊藤 幸仙

(56)参考文献 特開2000-079107 (JP, A)

特開2000-308627 (JP, A)

欧州特許出願公開第1221623 (EP, A2)

米国特許第6580937 (US, B2)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 5/055