

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第5362580号  
(P5362580)

(45) 発行日 平成25年12月11日(2013.12.11)

(24) 登録日 平成25年9月13日(2013.9.13)

(51) Int.Cl. F I  
**A 6 1 B 5/055 (2006.01)**  
 A 6 1 B 5/05 3 1 1  
 A 6 1 B 5/05 3 8 2

請求項の数 14 (全 14 頁)

<p>(21) 出願番号 特願2009-541109 (P2009-541109)                  (86) (22) 出願日 平成20年11月6日 (2008.11.6)                  (86) 国際出願番号 PCT/JP2008/070195                  (87) 国際公開番号 W02009/063791                  (87) 国際公開日 平成21年5月22日 (2009.5.22)                  審査請求日 平成23年11月4日 (2011.11.4)                  (31) 優先権主張番号 特願2007-297534 (P2007-297534)                  (32) 優先日 平成19年11月16日 (2007.11.16)                  (33) 優先権主張国 日本国(JP)</p>	<p>(73) 特許権者 000153498                  株式会社日立メディコ                  東京都千代田区外神田四丁目14番1号                  (72) 発明者 熊井 秀樹                  東京都千代田区外神田四丁目14番1号                  株式会社日立メディコ内                  (72) 発明者 伊藤 多恵子                  東京都千代田区外神田四丁目14番1号                  株式会社日立メディコ内                    審査官 伊藤 幸仙</p>
---	--

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 磁気共鳴イメージング装置及び血管撮像方法

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

被検体の予備飽和領域を予備飽和するプリサチュレーションパルスと、各々がある血流速度で流れる方向の異なる複数の血流を含む被検体の撮像領域からのエコー信号を計測する本撮像シーケンスと、を有して成るパルスシーケンスに基づいて、前記撮像領域の一部又は全部に前記予備飽和領域をオーバーラップさせて前記予備飽和を行い、前記本撮像シーケンスによる前記エコー信号の計測を制御する計測制御部と、

前記エコー信号を用いて前記撮像領域の血管画像を再構成する演算処理部と、  
 を有し、

前記演算処理部は、前記本撮像シーケンスによる前記エコー信号の計測時において、前記予備飽和される抑制対象の血流が前記撮像領域内の血管を完全に満たし、前記予備飽和される撮像対象の血流が前記撮像領域から完全に流出するように、前記撮像領域における前記予備飽和領域の割合(オーバーラップ率)を各々の血流速度に応じて定め、

前記計測制御部は、前記定められたオーバーラップ率を有する前記予備飽和領域の前記予備飽和を行い、該一部又は全部が予備飽和された撮像領域からのエコー信号の計測を制御することを特徴とする磁気共鳴イメージング装置。

【請求項2】

請求項1記載の磁気共鳴イメージング装置において、

前記計測制御部は、前記撮像領域における、画像化する血流の流出側の領域を前記予備飽和することを特徴とする磁気共鳴イメージング装置。

10

20

## 【請求項 3】

請求項2記載の磁気共鳴イメージング装置において、  
前記血流は、動脈と静脈を含み、  
前記計測制御部は、前記撮像領域における、動脈の流出側の領域を前記予備飽和すること  
を特徴とする磁気共鳴イメージング装置。

## 【請求項 4】

請求項1乃至3のいずれか一項に記載の磁気共鳴イメージング装置において、  
前記計測制御部は、前記撮像領域を複数のスライスで区分し、スライス毎に前記パルス  
シーケンスを実行して撮像し、その際、各スライスの一部又は全部と前記予備飽和領域と  
をオーバーラップさせることを特徴とする磁気共鳴イメージング装置。

10

## 【請求項 5】

請求項4記載の磁気共鳴イメージング装置において、  
前記計測制御部は、少なくとも2つのスライスにおいて前記予備飽和領域を異ならせる  
ことを特徴とする磁気共鳴イメージング装置。

## 【請求項 6】

請求項5記載の磁気共鳴イメージング装置において、  
前記計測制御部は、流速の早い血流が流れるスライスにおける予備飽和領域を、流速の  
遅い血流が流れるスライスにおける予備飽和領域よりも、広くすることを特徴とする磁気  
共鳴イメージング装置。

20

## 【請求項 7】

請求項5又は6に記載の磁気共鳴イメージング装置において、  
前記計測制御部は、画像化する血流方向と逆方向に向けて、撮像するスライスを移動さ  
せることを特徴とする磁気共鳴イメージング装置。

## 【請求項 8】

請求項1乃至7のいずれか一項に記載の磁気共鳴イメージング装置において、  
前記計測制御部は、前記血流速度と前記予備飽和の緩和時間とに応じて、前記プリサチ  
ュレーションパルスと前記本撮像シーケンスとの間の時間を制御することを特徴とする磁  
気共鳴イメージング装置。

## 【請求項 9】

請求項1乃至8のいずれか一項に記載の磁気共鳴イメージング装置において、  
前記計測制御部は、前記プリサチュレーションパルスと前記本撮像シーケンスとの間の  
時間に応じて、前記撮像領域における前記予備飽和領域を制御することを特徴とする磁気  
共鳴イメージング装置。

30

## 【請求項 10】

請求項1乃至9のいずれか一項に記載の磁気共鳴イメージング装置において、  
前記計測制御部は、前記オーバーラップ率と前記血流速度とに応じて、前記プリサチ  
ュレーションパルスと前記本撮像シーケンスとの間の時間を設定することを特徴とする磁気  
共鳴イメージング装置。

## 【請求項 11】

請求項1乃至10のいずれか一項に記載の磁気共鳴イメージング装置において、  
前記血流の速度の入力を受け付ける血流速度入力部を有することを特徴とする磁気共鳴  
イメージング装置。

40

## 【請求項 12】

請求項1乃至11のいずれか一項に記載の磁気共鳴イメージング装置において、  
前記演算処理部は、各スライスの血管画像を合成して前記撮像領域の血管画像を取得す  
ることを特徴とする磁気共鳴イメージング装置。

## 【請求項 13】

被検体の予備飽和領域を予備飽和するプリサチュレーションパルスと、各々がある血流  
速度で流れる方向の異なる複数の血流を含む撮像領域からのエコー信号を計測する本撮像  
シーケンスと、を有して成るパルスシーケンスに基づいて、前記撮像領域の一部又は全部

50

に前記予備飽和領域をオーバーラップさせて前記予備飽和を行い前記本撮像シーケンスによる前記エコー信号の計測を制御し、該エコー信号を用いて前記撮像領域の血管画像を再構成する血管撮像方法であって、

前記本撮像シーケンスによる前記エコー信号の計測時において、前記予備飽和される抑制対象の血流が前記撮像領域内の血管を完全に満たし、前記予備飽和される撮像対象の血流が前記撮像領域から完全に流出するように、前記撮像領域における前記予備飽和領域の割合(オーバーラップ率)を各々の血流速度に応じて定めるステップと、

前記定められたオーバーラップ率を有する前記予備飽和領域を前記予備飽和する予備飽和ステップと、

前記撮像領域からエコー信号を計測する計測ステップと、

前記エコー信号を用いて前記血管画像を再構成する再構成ステップと、

を有してなることを特徴とする血管撮像方法。

10

#### 【請求項14】

請求項13記載の血管撮像方法において、

前記予備飽和ステップと前記計測ステップとを繰り返して、複数のスライスで区分された前記撮像領域を、スライス毎に撮像するステップを有し、その際、前記予備飽和ステップは、各スライスの一部又は全部と、前記予備飽和領域とをオーバーラップさせ、

前記再構成ステップは、前記スライス毎に再構成した血管画像を合成して、前記撮像領域の血管画像を取得することを特徴とする血管撮像方法。

#### 【発明の詳細な説明】

20

#### 【技術分野】

#### 【0001】

本発明は、血流描出能を備えた磁気共鳴イメージング装置(以下、MRI装置という)における血管・血流の撮像(MRA)に関する。

#### 【背景技術】

#### 【0002】

MRIは静磁場中に置かれた被検体に高周波磁場を印加することにより被検体に生じるエコー信号を検出し、これを信号処理し画像化する装置である。MRI装置における血管撮像方法としては、Time-of-flight法(以下、TOF法)が一般的であったが、近年では、特に四肢などの部位においては、短い時間間隔で繰り返しRFパルス照射することにより磁化を定常状態(SSFP)にして撮像するシーケンスを用いて血管撮像を行う方法が使用されている。

30

#### 【0003】

このSSFPパルスシーケンスでは、TOF法のように血流速に依存した血管描出能を呈するのではなく、得られる信号が $T2/T1$ ( $T2/T1$ )となるため、 $T2$ 値の長い血液、脊髄液、関節液、膀胱、脂肪などが高信号として描出される。このため、比較的流速の遅い四肢等ではTOF法にとって変わる撮像方法の一つとなっている。

#### 【0004】

一方、血流撮像において、動静脈をそれぞれ選択的に描出する方法としては、プリサチュレーション法が用いられる(特許文献1、特許文献2など)。この方法では、被検体の血管走行に垂直に撮像領域を設定して血流撮像を行い、その際、撮像領域の励起に先立って、撮像領域に隣接する領域のスピンを予備励起し、撮像領域に流入する血流からの信号を抑制する。これにより予備励起された領域から撮像領域へと流れる血流とは、反対方向に流れる血流を選択的に描出する。予備励起するパルスはプリサチュレーションパルスと呼ばれ、予備励起される領域をここではプリサチュレーション領域と呼ぶ。

40

#### 【0005】

【特許文献1】特開平10-248825号公報

【特許文献1】特開平7-327956号公報

#### 【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

50

## 【0006】

プリサチュレーション法を用いて動静脈分離を行う際、特に血流速の遅い静脈の信号を抑制する場合は、プリサチュレーションパルス印加からエコー信号取得までの間に、プリサチュレーションパルスが印加された静脈血の撮像領域への流入が不十分となり、その結果縦緩和の進んだ磁化を有する血液が撮像領域に停滞してしまうことによる、撮像領域における静脈信号の抑制不良が大きな問題となっていた。

## 【0007】

またSSFPパルスシーケンスを用いた血管撮像方法では、前述したようにT2値の長い組織が高信号として描出されるために、血管信号以外にも、脊髄液、関節液、膀胱、脂肪なども高信号として描出されるという問題がある。

10

## 【0008】

そこで、本発明の目的は、方向の異なる血流を選択的に描出でき、背景信号が抑制された、血管コントラストの良好な血管画像(MRA画像)を取得することである。

## 【課題を解決するための手段】

## 【0009】

上記目的を達成するために、本発明では、スピンを予備励起するプリサチュレーションパルスを用いた血管撮像において、撮像領域の少なくとも一部を含む領域にプリサチュレーション領域(予備飽和領域)を設定して撮像を行うことにより、従来法での抑制不良の原因となっていた撮像領域内に停滞している血液信号を抑制することができ、且つ、撮像領域内の背景信号(脊髄液、関節液、膀胱、脂肪など)も同時に抑制することができる。これにより、血管コントラストの良好なMRA画像を安定に得ることができる。

20

## 【0010】

具体的には、本発明のMRI装置は、被検体の所望の領域を予備飽和するプリサチュレーションパルスと、被検体からのエコー信号を計測する本撮像シーケンスと、を有して成るパルスシーケンスに基づいて、被検体の血流を含む撮像領域からのエコー信号の計測を制御する計測制御部と、エコー信号を用いて血管画像を再構成する演算処理部と、を有し、計測制御部は、撮像領域内の、プリサチュレーションパルスで予備飽和する領域を、血流の速度に応じて制御することを特徴とする。

## 【0011】

また本発明の血管撮像方法は、撮像領域内の、プリサチュレーションパルスで予備飽和する領域を、血流の速度に応じて設定するステップと、設定された予備飽和領域をプリサチュレーションパルスで予備飽和する予備飽和ステップと、撮像領域からエコー信号を計測する計測ステップと、エコー信号を用いて血管画像を再構成する再構成ステップと、を有してなることを特徴とする。

30

## 【発明の効果】

## 【0012】

本発明によれば、撮像領域の少なくとも一部を含む領域にプリサチュレーション領域を設定して撮像を行うことにより、方向の異なる血流を選択的に描出できると共に、背景信号が抑制されることにより、血管コントラストの良好なMRA画像を得ることができる。

## 【図面の簡単な説明】

40

## 【0013】

【図1】本発明が適用されるMRI装置の全体構成を示すブロック図

【図2】本発明で採用される血管描出用の撮像シーケンスの一例を示す図

【図3】図2の本計測で採用されるSSFPシーケンスを示す図

【図4】撮像領域とプリサチュレーション領域の関係を示す図

【図5】プリサチュレーション制御の手順の一実施の形態を示す図

【図6】プリサチュレーション制御の一実施形態を示す図

【図7】本発明で採用される血管描出用の撮像シーケンスの他の例を示す図

【図8】プリサチュレーション制御の手順の他の実施の形態を示す図

【図9】プリサチュレーション制御の手順の更に別の実施の形態を示す図

50

## 【符号の説明】

## 【0014】

1 静磁場発生磁気回路、2 傾斜磁場発生系、3 送信系、4 受信系、5 信号処理系、6 シーケンス、7 CPU、8 操作部、9 被検体。

## 【発明を実施するための最良の形態】

## 【0015】

以下、本発明の実施の形態を、図面を参照して説明する。

## 【0016】

図1は、本発明が適用されるMRI装置の全体構成を示すブロック図である。このMRI装置は、静磁場発生磁気回路1と、傾斜磁場発生系2と、送信系3と、受信系4と、信号処理系5と、シーケンサ6と、中央処理装置(CPU)7と、操作部8とを備えて成る。

10

## 【0017】

静磁場発生磁気回路1は、被検体9の周りにその体軸方向または体軸と直交する方向に均一な静磁場を発生させるもので、被検体9の周りのある広がりをもった空間に永久磁石方式又は常電導方式あるいは超電導方式の磁場発生手段が配置されている。傾斜磁場発生系2は、X、Y、Zの三軸方向に巻かれた傾斜磁場コイル10と、それぞれのコイルを駆動する傾斜磁場電源12とから成り、シーケンサ6から命令に従って、それぞれの傾斜磁場コイル10の傾斜磁場電源11を駆動することにより、X、Y、Zの三軸方向の傾斜磁場Gs、Gp、Gfを被検体9に印加するようになっている。この傾斜磁場の加え方により、核磁気共鳴信号(エコー信号)に位置情報を付与し、また被検体9に対するスライス面を設定することができる。

20

## 【0018】

送信系3は、シーケンサ6から送出される高周波磁場パルスにより被検体9の生体組織を構成する原子の原子核に核磁気共鳴を起こさせるために高周波信号を照射するもので、高周波発振器14と変調器15と高周波増幅器16と送信側の高周波コイル17とから成る。高周波発振器14から出力された高周波パルスを高周波増幅器16で増幅した後に被検体9に近接して配置された受信側の高周波コイル18に供給することにより、電磁波が被検体9に照射される。

## 【0019】

受信系4は、被検体9の生体組織の原子核の核磁気共鳴により放出されるエコー信号を検出するもので、受信側の高周波コイル18と増幅器19と直交位相検波器20とA/D変換器21とから成る。送信側の高周波コイル17から照射された電磁波による被検体9の応答の電磁波(NMR信号)は、被検体9に近接して配置された受信側の高周波コイル18で検出され、増幅器19及び直交位相検波器20を介してA/D変換器21に入力されデジタル量に変換され、さらにシーケンサ6からの命令によるタイミングで直交位相検波器20によりサンプリングされた二系列の収集データとされ、信号処理系5に送られる。

30

## 【0020】

信号処理系5は、受信系4で検出したエコー信号を用いて画像再構成演算を行うと共に画像表示をするもので、エコー信号についてフーリエ変換、補正係数計算、画像再構成等の処理及びシーケンサ6の制御を行うCPU7と、経時的な画像解析処理及び計測を行うプログラムやその実行において用いる不変のパラメータなどを記憶するROM(読み出し専用メモリ)22と、前計測で得た計測パラメータや受信系4で検出したエコー信号、及び関心領域設定に用いる画像を一時保管すると共にその関心領域を設定するためのパラメータなどを記憶するRAM(随時書き込み読み出しメモリ)23と、CPU7で再構成された画像データを記録するデータ格納部となる光磁気ディスク24及び磁気ディスク25と、これらの光磁気ディスク24又は磁気ディスク25から読み出した画像データを映像化して断層像として表示する表示部となるディスプレイ26とから成る。

40

## 【0021】

シーケンサ6は、CPU7とともに制御手段を構成し、CPU7の制御で動作し、被検体9の断層像のデータ収集に必要な種々の命令を送信系3及び傾斜磁場発生系2並びに受信系4に送る。本発明のMRI装置では、シーケンサ6による制御プログラムであるパルスシーケンスとし

50

て、血流描出のためのパルスシーケンス(本計測シーケンス)と、それに組み合わせられたプリサチュレーションパルスが備えられており、制御手段はプリサチュレーションパルスの励起領域や本計測シーケンスとの間隔を制御する機能を備えている。

【 0 0 2 2 】

操作部8は、信号処理系5で行う処理の制御情報を入力するもので、マウス27及びキーボード28などを備えている。ユーザーは操作部8とディスプレイ26をユーザーインターフェイスとして、必要な撮像条件の設定をしたり制御手段に対し指令を与えることができる。

【 0 0 2 3 】

< 第一の実施の形態 >

次に、上記のように構成されるMRI装置を用いた血流撮像方法の一実施の形態を説明する。本実施形態は、撮像領域内の、プリサチュレーションパルスで予備飽和する領域を、血流の速度に応じて制御する。

【 0 0 2 4 】

図2～図3に、本実施の形態で採用する撮像シーケンスの一例を示す。図2は、プリサリュレーションパルスと脂肪抑制パルスを伴うSSFPパルスシーケンスを示す図で、図3は、図2に示す撮像シーケンスの一部を示す図である。図4は、図2に示す撮像シーケンスによって励起される領域を説明する図である。図2及び図3において、横軸は時間を、縦軸は各信号の強度を示し、上から順に、RFパルス、スライス傾斜磁場Gs、位相エンコード傾斜磁場Gp、リードアウト傾斜磁場に相当する周波数エンコード傾斜磁場Grを示している。

【 0 0 2 5 】

本実施の形態では、図4(a)に示すように、撮像しようとする血管の走行方向に対し撮像断面(スライス)41をほぼ直交するように設定し、血管の走行方向に沿って複数のスライスを順次撮像し、所望の領域の画像データを得る。一般に撮像領域に流れる血液は動脈と静脈が含まれ、一方の血液例えば動脈Bを撮像する場合、図4(b)に示すように、撮像断面41に対し動脈Bの下流側の領域(プリサチュレーション領域)42をプリサチュレーションパルスで予備飽和し、撮像断面41の撮像を行なう。その際、プリサチュレーション領域42の一部が撮像断面41の一部又は全部とオーバーラップするようにプリサチュレーション領域を設定する。図4(b)は、撮像断面41の全部をプリサチュレーションする場合を示す。

【 0 0 2 6 】

撮像手順を図2の撮像シーケンスを参照して説明する。まず、プリサチュレーションを行う領域を選択するスライス傾斜磁場パルス201を印加しながら、プリサチュレーション用のRFパルス101を照射する。この際、プリサチュレーションを行う領域は、撮像断面に対し、信号を抑制すべき血流が流入する側であり、その幅や範囲は血流速を考慮して自動或いは手動で設定される。プリサチュレーションパルス101を印加した後、スライス方向、位相エンコード方向および読み出し方向の傾斜磁場パルス202、302、402を印加することにより、RFパルス101で励起されたスピンの位相を拡散し、後続の本計測シーケンス501の実行時に、該スピンが磁気共鳴信号を発生しないようにする。なお傾斜磁場パルス202、302、402は、好ましくは3軸方向全てに印加するが、RFパルス101で励起されたスピンの位相を拡散して、スピンの巨視的な横磁化の位相がランダムに拡散して、合成成分を小さくできれば必ずしも3軸全てに印加する必要はない。

【 0 0 2 7 】

次に、脂肪抑制を行うスライス部位を選択するスライス傾斜磁場パルス203を印加しながら、脂肪抑制用のRFパルス102を照射する。この場合のスライス部位は本計測の撮像断面と同じであるが、RFパルス102は周波数選択パルスであり、撮像断面内の脂肪のみを励起する。その後、プリサチュレーションパルス印加後と同様に、RFパルス102で励起されたスピンの位相を拡散させるために、所定の傾斜磁場パルス204、304、404を印加する。脂肪抑制は、本計測のパルスシーケンスが本実施の形態のようにSSFPシーケンスの場合には、特に有効であるが、本発明において必須ではない。特に、プリサチュレーションパルス101から本計測のパルスシーケンス501までの時間が十分に短い場合は実施しなくても良い。

10

20

30

40

50

## 【 0 0 2 8 】

本計測シーケンスは、その詳細を図3に示したように、まず高周波パルス103とスライス選択傾斜磁場パルス206を印加し、スライスを選択する。続いて、スライス選択傾斜磁場パルス206によって分散した磁化を収集するためのスライス方向のリフェーズ用傾斜磁場パルス207、位相エンコード方向のオフセット傾斜磁場パルス305、読み出し方向のオフセット傾斜磁場パルス405を印加した後、読み出し傾斜磁場パルス406を印加する。この時、読み出し傾斜磁場パルス406の印加中に発生するエコー信号を受信する。

## 【 0 0 2 9 】

次に、読み出し方向のリフェーズ傾斜磁場407と位相方向のリwind用傾斜磁場パルス306とを印加する。更に次のRFパルス104のスライス方向傾斜磁場パルス206のためのオフセット傾斜磁場パルス205を印加する。このように1繰り返し時間(TR)内の傾斜磁場印加量の総和が0となるようにパルスシーケンスを制御することによって、磁化を定常状態(SSFP)にして撮像することができる。この状態でパルスシーケンスをTRを繰り返し、1スライスの画像に必要な数のエコー信号を計測する。なお1回の本計測で全てのエコー信号を計測するのではなく、数回の本計測で1スライスの画像に必要な数のエコー信号を計測してもよい。

## 【 0 0 3 0 】

例えば、位相エンコード数128のとき、1回の本計測で32エコー取得すると、図2に示す撮像シーケンスを4回の繰り返しすることにより、1画像分のデータが取得できることとなる。

## 【 0 0 3 1 】

このような計測を、順次スライスを異ならせて実行し、最終的に図4(a)に示す撮像領域全体のデータを収集する。こうして撮像した画像では、図2に示す撮像シーケンスのプリサチュレーションパルス101から本計測のパルスシーケンス501までの間に、撮像断面には信号抑制された静脈Aの血液43が流入すると共に、信号抑制されていない動脈Bの血液44が流入する(図4(b))。これにより動脈Bのみを選択的に画像化することが可能となる。

## 【 0 0 3 2 】

次にプリサチュレーション領域の設定について説明する。図5は、プリサチュレーション領域設定の手順を示すフローである。

## 【 0 0 3 3 】

まずユーザーによって撮像シーケンスが選択され、必要なパラメータ(エコー時間TE、スライス厚D等)が設定されると、プリサチュレーションパルスの印加から本計測開始(最初のRFパルス103の印加)までの時間T [ sec ] 及びスライス厚D [ cm ] が決まる(ステップ51)。また撮像部位が設定されると(ステップ52)、予め登録された撮像部位と血流速との関係を示すテーブル53から血流速の情報を読み出し、プリサチュレーション領域を設定する(ステップ54)。血流速の情報は、テーブル53から読み出すのではなく、ユーザーに入力を促し、ユーザーが被検体の撮像部位に応じた推定血流速を入力するようにしてもよい。或いは、前計測において求められた血流速を自動的に設定するようにしてもよい。

## 【 0 0 3 4 】

既に述べたように、本実施の形態は、プリサチュレーション領域を撮像断面に隣接した領域に加えて、撮像断面側にも設定することが特徴であり、プリサチュレーション領域の設定ステップ54では、撮像断面と重なるプリサチュレーション領域の、撮像断面に対する割合をオーバーラップ率として算出する。

## 【 0 0 3 5 】

オーバーラップ率の算定は次のように行なう。信号を抑制すべき血液Aの血流速をVa [ cm/sec ]、撮像しようとする血液Bの血流速をVb [ cm/sec ] とする。プリサチュレーション印加後から血流速Vaの血液Aが厚さdの撮像スライスに完全に流入するまでの時間t [ sec ] は、次式(1)となる。

## 【 0 0 3 6 】

$$t1 = d/Va \quad (1)$$

本計測時において撮像断面がプリサチュレーションされた血液Aで満たされ、血液Aから

10

20

30

40

50

の信号が抑制されるためには、この時間 $t_1$ が、プリサチュレーションパルスと本計測との間隔 $T$ よりも短いこと(次式(2))即ち $V_a \cdot d/T$ である必要がある。

【0037】

$$T > t_1 \quad (2)$$

しかし $t_1$ が式(2)を満たさない場合すなわち血液Aの血流速 $V_a$ が遅く $d/T$ より小さい場合は、信号の抑制が不完全となる。 $t_1$ が式(2)を満たすようにするためには、オーバーラップ率 $R$ が次式(3)を満たせばよい。

【0038】

$$T > (d \times (100-R)/100)/V_a \quad (3)$$

一方、オーバーラップ率を $R$ とした場合に、撮像目的である血液Bのうちプリサチュレーションパルスを受けた血流を完全に撮像断面から流出させるためには、次式(4)を満たす必要がある。従って式(3)及び(4)を満たすようにオーバーラップ率 $R$ を決定する。

【0039】

$$T > (d \times R/100)/V_b \quad (4)$$

一般に血液Aが静脈、血液Bが動脈である場合には、 $V_b > V_a$ の関係があるので、オーバーラップ率 $R$ は50%を超えても式(3)と式(4)の両者を満たすことができる。

【0040】

このようにプリサチュレーション領域を撮像領域にオーバーラップさせることにより、図4(b)に示すように、本計測の時点で、撮像断面はプリサチュレーションされた血液Aとプリサチュレーションされていない血液Bで満たされることになるので、動脈Bのみを良好な画質で描出することが可能となる。

【0041】

図5に示すフローは、例えば、ユーザーがパルスシーケンス及び撮像部位を設定した段階で撮像に先立って実行される。これによりプリサチュレーション領域のオーバーラップ率が設定されると、以後、図4(a)に示すように撮像断面(スライス)を移動させながら設定されたオーバーラップ率でプリサチュレーションパルスを伴う計測を繰り返し、所定の体積の領域のデータを取得する。各撮像断面のデータを合成し、最終的に所定体積の領域の血管画像を得る。なお撮像断面を移動させていく方向は、限定されるものではないが、撮像しようとする血液の血流方向と逆方向とすることが好ましい。これにより次の撮像断面にプリサチュレーションパルスを受けていない血液が常に流れ込むようにすることができる。

【0042】

本実施の形態によれば、血流速に応じてプリサチュレーション領域を撮像断面にオーバーラップさせて撮像を行なうので、血流の遅い部位についても予備飽和不足による画質の劣化のない血流画像を得ることができる。

【0043】

なお以上説明した実施の形態では、本計測シーケンスとして、磁化を定常状態(SSFP)にして撮像するシーケンスを用いているが、TOF法や通常のグラディエント系のパルスシーケンスを用いても良い。

【0044】

< 第二の実施の形態 >

本実施の形態も、図2に示す撮像シーケンスを用いて、図4(a)に示すような領域内を流れる血流を描出することは、第一の実施の形態と同じである。ただし、第一の実施の形態では、プリサチュレーション領域のオーバーラップ率を設定後は固定して複数のスライスを撮像するのに対し、本実施の形態では少なくとも2つのスライスにおいてオーバーラップ率を異ならせることが特徴である。

【0045】

図6は、異なるスライス61、62、63、64を順次撮像する様子を示す図である。

図中矢印で示す方向に流れる血液を描出するために、各スライスに対し、目的とする血流の下流側の領域71、72、73、74をプリサチュレーションパルスにより予備飽和する。こ

10

20

30

40

50

の際、撮像するスライスが下流側に移動するにつれて、プリサチュレーション領域のオーバーラップ率を変化させる。一般に動脈の血流速は下流になるに従って遅くなるので、予備飽和された血流(動脈)が全て流出する時間も遅くなる。その場合には、撮像対象スライスが下流側に移動するにつれて、オーバーラップ率を小さくする。即ち、目的とする血流の血流速度が遅くなる方向へスライスを移動させる場合は、オーバーラップ率を同方向に向けて徐々に小さくしていく。逆に、目的とする血流の血流速度が早くなる方向へスライスを移動させる場合は、オーバーラップ率を同方向に向けて徐々に大きくしていく。

【0046】

オーバーラップ率の設定は、例えば、以下のようにして行うことができる。撮像範囲(撮像部位)が決定したならば、その最も上流側に位置するスライスと最も下流側に位置するスライスについてそれぞれオーバーラップ率を求める。オーバーラップ率の算定方法は、第一の実施の形態と同様である。その中間にあるスライスについては、次式(5)によりオーバーラップ率を決定する。

【0047】

$$R_i = R_1 - (i-1) \times (R_1 - R_2) / n \quad (5)$$

式中、 $R_i$ は最上流側のスライスから*i*番目のスライスのオーバーラップ率、 $R_1$ 、 $R_2$ はそれぞれ最上流側と最下流側のスライスのオーバーラップ率、 $n$ は撮像範囲にあるスライス数である。

【0048】

式(5)において、(1)最上流側のスライスのオーバーラップ率 $R_1$ を100とし、下流側のスライスのオーバーラップ率 $R_i$ を算定する、(2)最下流側のスライスのオーバーラップ率 $R_2$ をゼロとし、上流側のスライスのオーバーラップ率 $R_i$ を算定する、(3)最上流側のスライスのオーバーラップ率 $R_1$ を100とし最下流側のスライスのオーバーラップ率 $R_2$ をゼロとするなどの変更を加えることも可能である。また式(5)は、オーバーラップ率をスライス間でリニアに変化させているが、血流に応じて、非線形に変化させることも可能である。また撮像範囲をスライス数より少ない範囲に分割してこれら範囲で段階的に変化させてもよく、その場合、各分割範囲毎にオーバーラップ率を算出することも可能である。なお、スライス毎のオーバーラップ率をディスプレイ26に表示してもよい。

【0049】

本実施の形態では、撮像部位毎の血流速に応じてプリサチュレーション領域のオーバーラップ率を変化させることにより、血管描出能を向上することができる。本実施の形態は、特に血流速の変化が大きい広い範囲を撮像する場合に好適である。

【0050】

< 第三の実施の形態 >

次に第三の実施の形態として、オーバーラップ率に代えて或いはオーバーラップ率に加えてプリサチュレーションパルスから本計測シーケンスまでの待ち時間 $T_w$ の設定する場合を説明する。

【0051】

図7に本実施の形態の撮像シーケンスの一例を示す。図7でも、本計測シーケンスとしてSSFPシーケンスを示しているが、TOF法や通常のグラディエント系のパルスシーケンスでもよい。またプリサチュレーションパルス101、脂肪抑制パルス102及び本計測シーケンス501からなることも第一の実施の形態と同様であるが、本実施の形態では、プリサチュレーションパルス101から本計測のパルスシーケンス501に任意の待ち時間 $T_{w1}$ を設定することが特徴である。

【0052】

次に図8に示すフローを参照して待ち時間の設定手順を説明する。なお図5に示すフローと同様の処理については、同じ符号で示し説明を省略する。

【0053】

まずユーザーによって撮像シーケンス及び撮像部位が設定されると、撮像部位と血流速との関係を示すテーブル53から血流速の情報を読み出し、血流速に応じて待ち時間 $T_w$ を算

10

20

30

40

50

定し、設定する(ステップ81)。この場合にも血流速の情報は、テーブル53から読み出すのではなく、ユーザーに inputs を促し、ユーザーが被検体の撮像部位に応じた推定血流速を入力するようにしてもよい。或いは、前計測において求められた血流速を自動的に設定するようにしてもよい。

【0054】

待ち時間 $T_w$ の算定は次のように行なう。信号を抑制すべき血液の血流速を $V$ とする。また図7に示す撮像シーケンスにおいてプリサチュレーションパルス101から本計測のパルスシーケンス501までの間隔の初期設定を $T_0$ とする。

【0055】

プリサチュレーション印加後から本計測シーケンス開始までに、血流速 $V$ の血液が厚さ $d$ の撮像スライスに完全に流入するまでの時間 $t(=d/V)$ は、 $T_0 > t$ を満たすことが望ましい。しかし血流速 $V$ が遅い場合には $T_0 < t$ となる。そこで $T_0 + T_w > t$ となるように待ち時間 $T_w$ を決定する。ただし、本計測シーケンスはプリサチュレーションパルスによる予備飽和が有効である期間に行なう必要があるため、次式で示すように、待ち時間 $T_w$ には緩和時間の制限 $T_r$ がある。

【0056】

$$T_r > T_w > t - T_0$$

ステップ81で待ち時間 $T_w$ を設定した後、更に必要に応じてプリサチュレーション領域のオーバーラップ率 $R$ の設定を行ない(ステップ82、83)、設定した待ち時間 $T_w$ とオーバーラップ率 $R$ で撮像を行なう。

【0057】

本実施の形態においても、設定した待ち時間 $T_w$ は一定にして全スライスの撮像を行なってもよいし、スライス毎に又は段階的に異なる待ち時間 $T_w$ を設定することも可能である。

【0058】

< 第四の実施の形態 >

第三の実施の形態では、待ち時間 $T_w$ の設定をオーバーラップ率 $R$ に優先させて行なう場合を示したが、本実施の形態では、まずオーバーラップ率 $R$ を設定し、設定されたオーバーラップ率 $R$ と血流速に応じて待ち時間 $T_w$ を設定する。手順を図9に示す。図9においても、図5及び図8に示すフローと同様の処理については、同じ符号で示し説明を省略する。

【0059】

まずユーザーによって撮像シーケンス及び撮像部位が設定されると、テーブル53またはユーザー入力により血流速の情報を得て、プリサチュレーション領域のオーバーラップ率を設定する(ステップ91)。オーバーラップ率 $R$ は、第一の実施の形態と同様に、血流速に応じて式(3)を満たすように決めてもよいし、予め決められた数値としてもよい。

【0060】

$$T = (d \times (100 - R) / 100) / V_a \quad (3)$$

式(3)中、 $T$ はプリサチュレーションパルスから本計測シーケンスまでの間隔、 $d$ は撮像断面のスライス厚、 $V_a$ は信号を抑制すべき血液Aの血流速である。

【0061】

次に決定したオーバーラップ率 $R$ が、式(4)を満たすかどうかを判断する(ステップ92)。満たす場合には、このオーバーラップ率 $R$ でプリサチュレーション領域を設定し撮像を開始する(ステップ55)。

【0062】

$$T = (d \times R / 100) / V_b \quad (4)$$

式(4)中、 $V_b$ は撮像しようとする血液Bの血流速である。

【0063】

満たさない場合には、

$$T + T_w = (d \times R / 100) / V_b$$

となる $T_w$ を算出し、待ち時間として設定する(ステップ93)。この場合にも待ち時間 $T_w$ には緩和時間の制限 $T_r$ を設ける。ステップ91及びステップ93で設定した条件で、撮像を開

10

20

30

40

50

始する(ステップ55)。

【0064】

本実施の形態において、ステップ91で設定するオーバーラップ率Rは例えば100%にしておき、そのオーバーラップ率で式(4)を満たさない場合に、待ち時間を設定するようにしてもよい。この場合には、撮像しようとする血液の血流速の予測が可能であれば、待ち時間Twを調整するのみで、血流描出能を向上することができる。しかもオーバーラップ率Rを100%にしておいた場合には、本計測の時点で血液B以外の撮像領域からの信号がプリサチュレーションパルスによって抑制されているため、高い血流描出能が達成できる。

【0065】

以上、本発明の実施の形態を説明したが、本発明の特徴は(1)血流速に応じてプリサチュレーション領域及び/又はプリサチュレーションパルスから本計測シーケンスまでの待ち時間を制御すること、或いは(2)プリサチュレーション領域を撮像領域にオーバーラップさせることであり、その特徴の範囲で種々の変更が可能である。例えば、上記実施の形態では、撮像領域を一方向に流れる血流を描出する場合を説明したが、心臓のように、血流方向が一定ではない部位についても、撮像領域にオーバーラップしてプリサチュレーション領域を設定することにより、背景信号を抑制し、新たに心臓に流入する血流のみを描出することが可能である。

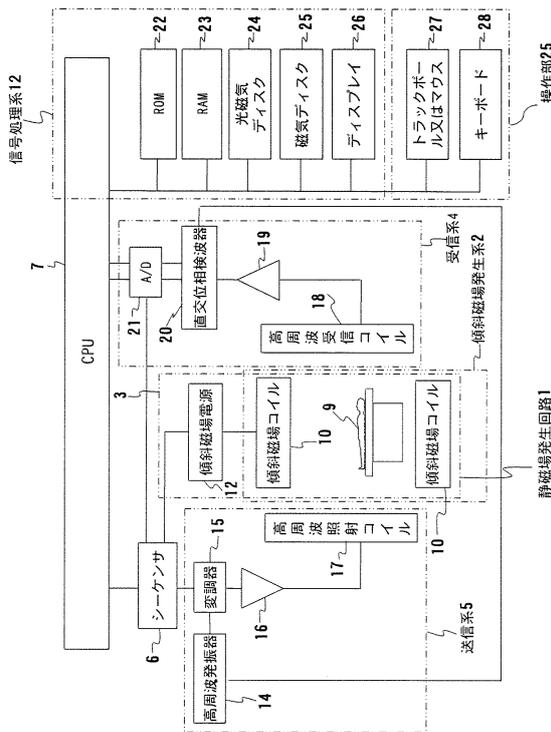
【0066】

また本発明は血流速の遅い場合のみならず、血流速が比較的速い部位についても適用でき、背景信号を抑制し血流描出能を向上することができる。さらに本発明は、撮像断面に流入する血液のみを選択的に画像化する技術であり、同期計測を併用することにより、血管描出能を向上することができる。

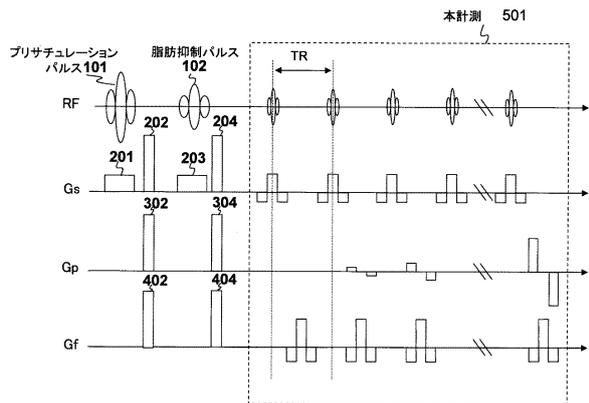
10

20

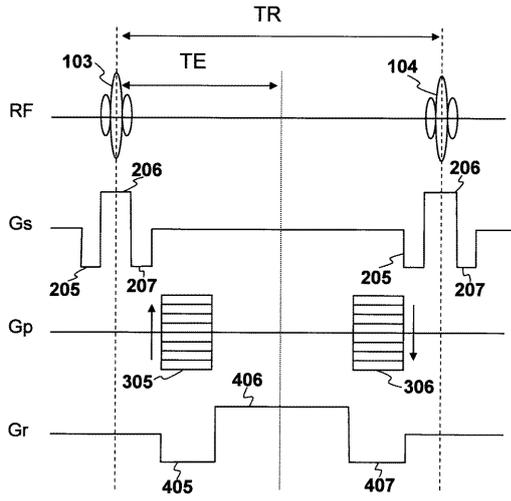
【図1】



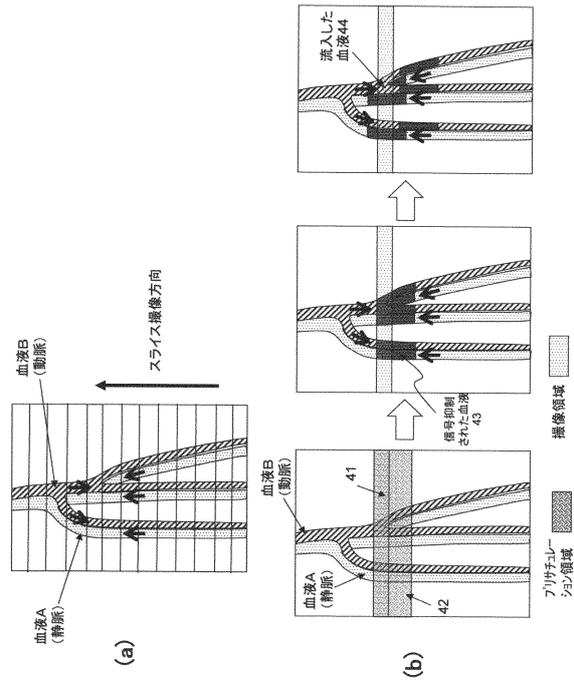
【図2】



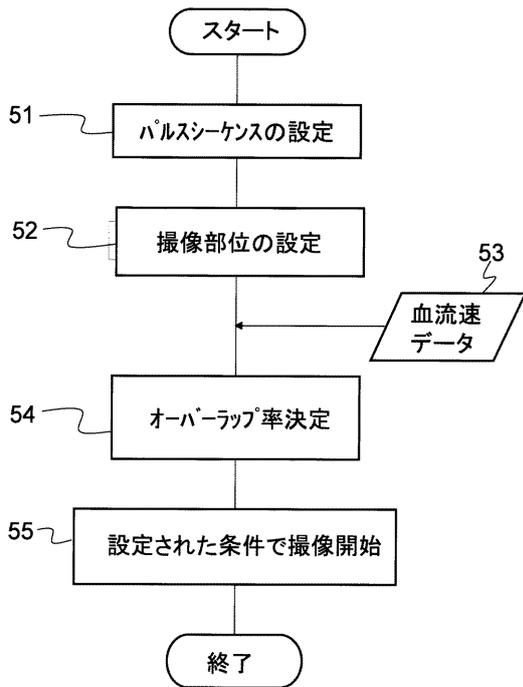
【図3】



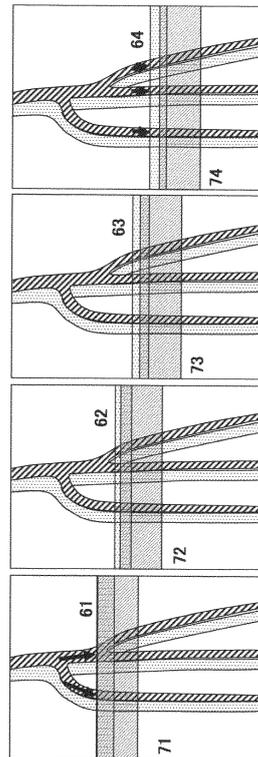
【図4】



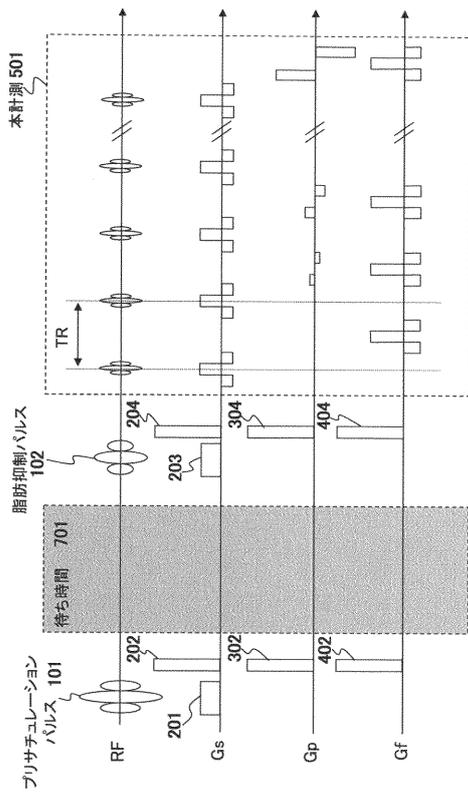
【図5】



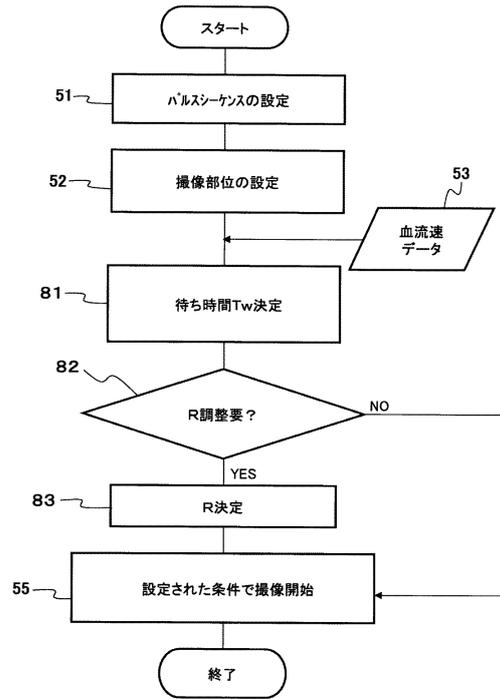
【図6】



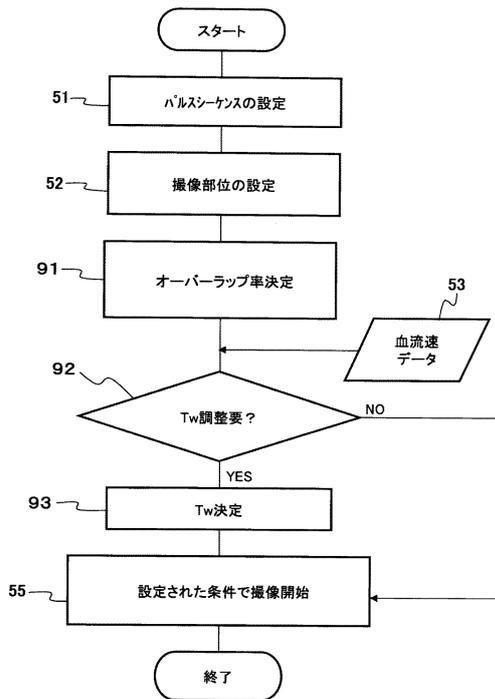
【図7】



【図8】



【図9】



---

フロントページの続き

- (56)参考文献 特開平05 - 095932 (JP, A)  
特開平04 - 008350 (JP, A)  
特開平07 - 023921 (JP, A)  
特開2001 - 008918 (JP, A)  
特開2001 - 252263 (JP, A)  
特開平10 - 323336 (JP, A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 5/055