

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第4594482号  
(P4594482)

(45) 発行日 平成22年12月8日(2010.12.8)

(24) 登録日 平成22年9月24日(2010.9.24)

(51) Int.Cl. F 1  
**A 6 1 B 5/055 (2006.01)**  
 A 6 1 B 5/05 3 8 2  
 A 6 1 B 5/05 3 8 0

請求項の数 30 (全 27 頁)

<p>(21) 出願番号 特願2000-70639(P2000-70639)                  (22) 出願日 平成12年3月14日(2000.3.14)                  (65) 公開番号 特開2001-252263(P2001-252263A)                  (43) 公開日 平成13年9月18日(2001.9.18)                  審査請求日 平成19年3月7日(2007.3.7)</p>	<p>(73) 特許権者 000003078                  株式会社東芝                  東京都港区芝浦一丁目1番1号                  (74) 代理人 100078765                  弁理士 波多野 久                  (74) 代理人 100078802                  弁理士 関口 俊三                  (72) 発明者 金沢 仁                  栃木県大田原市下石上1385番の1 株                  式会社東芝 那須工場内                   審査官 島田 保</p>
---	--

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 磁気共鳴イメージング方法及び磁気共鳴イメージング装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

磁気共鳴イメージング装置の制御手段が当該装置の各部を制御することで、被検体の撮像領域の少なくとも一部の領域のスピンを反転させるタグ付けを行うために選択励起傾斜磁場と共にタグ付けインバージョンパルスを送信し、その後、一定時間が経過した後にパルスシーケンスを開始して前記スピンのエコー信号を受信し、前記エコー信号から前記撮像領域内の動きのある撮像対象を画像化する磁気共鳴イメージング方法において、

前記一部の領域の空間位置を変更して前記選択励起傾斜磁場及び前記タグ付けインバージョンパルスを複数回送信し、この送信の度に前記一定時間が経過してから前記パルスシーケンスを実行すると共に、送信の度に行われる前記パルスシーケンスに回答してそれぞれ発生する前記エコー信号に基づいて複数の画像を生成し、前記複数の画像を投影処理して複数の投影画像を作成し、前記複数の投影画像を動的に表示することを特徴とする磁気共鳴イメージング方法。

【請求項2】

請求項1記載の磁気共鳴イメージング方法において、

前記タグ付けを行うために、前記撮像領域全体に印加するための別のインバージョンパルスを最初に送信し、その直後に前記タグ付けインバージョンパルスを送信することを特徴とする磁気共鳴イメージング方法。

【請求項3】

請求項1又は2記載の磁気共鳴イメージング方法において、

前記複数の投影画像を所定の順に連続的に表示することで、前記複数の投影画像を動的に表示することを特徴とする磁気共鳴イメージング方法。

【請求項 4】

請求項 3 記載の磁気共鳴イメージング方法において、  
前記複数の投影画像は、前記一部の領域の空間位置の変更順に応じて連続的に表示されることを特徴とする磁気共鳴イメージング方法。

【請求項 5】

請求項 1 又は 2 記載の磁気共鳴イメージング方法において、  
前記複数の投影画像を同時に表示することで、前記複数の投影画像を動的に表示することを特徴とする磁気共鳴イメージング方法。

10

【請求項 6】

請求項 1 又は 2 記載の磁気共鳴イメージング方法において、  
前記複数の画像に対して、前記一部の領域に対応する画像上の位置を求めると共に、求めた位置にマスク処理を施し、前記マスク処理後における前記複数の画像から一定値の画素を投影することで、前記複数の投影画像を作成することを特徴とする磁気共鳴イメージング方法。

【請求項 7】

請求項 6 記載の磁気共鳴イメージング方法において、  
前記複数の投影画像を所定の順に連続表示することで、前記複数の投影画像を動的に表示することを特徴とする磁気共鳴イメージング方法。

20

【請求項 8】

請求項 1 乃至 7 の何れか一項記載の磁気共鳴イメージング方法において、  
前記複数の投影画像を作成する処理は、最大値投影処理又は最小値投影処理であることを特徴とする磁気共鳴イメージング方法。

【請求項 9】

請求項 1 又は 2 記載の磁気共鳴イメージング方法において、  
前記複数の投影画像のそれぞれにおける、前記一部の領域により 2 分割される分割領域の内の一方のみを連続的に表示することで、前記複数の投影画像を動的に表示することを特徴とする磁気共鳴イメージング方法。

【請求項 10】

請求項 1 又は 2 記載の磁気共鳴イメージング方法において、  
前記複数の投影画像を作成するために、前記複数の画像のそれぞれにおける、前記一部の領域により 2 分割される分割領域の内の一方のみにマスク処理を施すことを特徴とする磁気共鳴イメージング方法。

30

【請求項 11】

請求項 10 記載の磁気共鳴イメージング方法において、  
前記マスク処理が施されて生成された前記複数の投影画像を連続的に表示することを特徴とする磁気共鳴イメージング方法。

【請求項 12】

請求項 10 記載の磁気共鳴イメージング方法において、  
前記マスク処理を施した前記複数の画像のそれぞれの少なくとも一部から一定値の画素を投影した前記複数の投影画像を作成することを特徴とする磁気共鳴イメージング方法。

40

【請求項 13】

請求項 10 乃至 12 の何れか一項記載の磁気共鳴イメージング方法において、  
前記マスク処理は、前記撮像対象の動きの方向の上流側の分割領域に施されることを特徴とする磁気共鳴イメージング方法。

【請求項 14】

請求項 1 又は 2 記載の磁気共鳴イメージング方法において、  
前記タグ付けインバージョンパルスは、前記撮像対象の動きに比較して同時と見なすこ

50

とができる微小時間毎に連続して発信する複数のインバージョンパルスから成り、これにより、各回の前記パルスシーケンス毎に、前記少なくとも一部の領域が複数設定されることを特徴とする磁気共鳴イメージング方法。

【請求項 15】

請求項 14 記載の磁気共鳴イメージング方法において、

前記複数のインバージョンパルスの発信条件、及び、前記複数のインバージョンパルスと同時に発信する前記選択励起傾斜磁場の発信条件は、前記少なくとも一部の領域が前記撮像領域上に空間的に一定間隔で並び、且つ、各回の前記パルスシーケンス毎に相互にずれた位置になるように設定されることを特徴とする磁気共鳴イメージング方法。

【請求項 16】

被検体の撮像領域の少なくとも一部の領域のスピンを反転させるタグ付けを行うために、選択励起傾斜磁場と共にタグ付けインバージョンパルスを発信後、一定時間の経過後にパルスシーケンスを開始して前記スピンのエコー信号を受信し、前記エコー信号に基づいて前記撮像領域内の動きのある撮像対象を画像化する磁気共鳴イメージング装置において

前記一部の領域の空間位置を変更して前記選択励起傾斜磁場及び前記タグ付けインバージョンパルスを複数回発信する手段と、

前記発信の都度、前記一定時間の経過後に前記パルスシーケンスを実行する手段と、

前記発信の都度に行われる前記パルスシーケンスにตอบสนองしてそれぞれ発生するエコー信号に基づいて、複数の画像を生成する手段と、

前記複数の画像を投影処理して複数の投影画像を作成する手段と、

前記複数の投影画像を動的に表示する手段と

を備えていることを特徴とする磁気共鳴イメージング装置。

【請求項 17】

請求項 16 記載の磁気共鳴イメージング装置において、

前記タグ付けインバージョンパルスの発信の直前に、前記撮像領域全体に印加するための別のインバージョンパルスを発信する手段をさらに備えることを特徴とする磁気共鳴イメージング装置。

【請求項 18】

請求項 16 又は 17 記載の磁気共鳴イメージング装置において、

前記表示する手段は、前記複数の投影画像を所定の順に連続的に表示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 19】

請求項 18 記載の磁気共鳴イメージング装置において、

前記表示する手段は、前記一部の領域の空間位置の変更順に応じて、前記複数の投影画像を連続的に表示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 20】

請求項 16 又は 17 記載の磁気共鳴イメージング装置において、

前記表示する手段は、前記複数の投影画像を同時に表示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 21】

請求項 16 又は 17 記載の磁気共鳴イメージング装置において、

前記複数の投影画像を作成する手段は、前記複数の画像に対して、前記一部の領域に対応する画像上の位置を求めると共に、求めた位置にマスク処理を施し、前記マスク処理後における前記複数の画像から一定値の画素を投影することで、前記複数の投影画像を作成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 22】

請求項 21 記載の磁気共鳴イメージング装置において、

前記表示する手段は、前記複数の投影画像を所定の順に連続表示することを特徴とする磁気共鳴イメージング装置。

10

20

30

40

50

## 【請求項 23】

請求項 16 乃至 22 の何れか一項記載の磁気共鳴イメージング装置において、  
前記複数の投影画像を作成する手段は、最大値投影処理又は最小値投影処理を含むこと  
を特徴とする磁気共鳴イメージング装置。

## 【請求項 24】

請求項 16 又は 17 記載の磁気共鳴イメージング装置において、  
前記表示する手段は、前記複数の投影画像のそれぞれにおける、前記一部の領域により  
2 分割される分割領域の内的一方のみを連続表示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 25】

請求項 16 又は 17 記載の磁気共鳴イメージング装置において、  
前記複数の投影画像を作成する手段は、前記複数の画像のそれぞれにおける、前記一部  
の領域により 2 分割される分割領域の内的一方のみにマスク処理を施すことを特徴と  
する磁気共鳴イメージング装置。

## 【請求項 26】

請求項 25 記載の磁気共鳴イメージング装置において、  
前記表示する手段は、前記マスク処理が施されて生成された前記複数の投影画像を  
連続的に表示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 27】

請求項 25 記載の磁気共鳴イメージング装置において、  
前記複数の投影画像を作成する手段は、前記マスク処理を施した前記複数の画像の  
それぞれの少なくとも一部から一定値の画素を投影することで、前記複数の投影画像を作  
成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 28】

請求項 25 乃至 27 の何れか一項記載の磁気共鳴イメージング装置において、  
前記マスク処理は、前記撮像対象の動きの方向の上流側の分割領域に施されること  
を特徴とする磁気共鳴イメージング装置。

## 【請求項 29】

請求項 16 又は 17 記載の磁気共鳴イメージング装置において、  
前記タグ付けインバージョンパルスは、前記撮像対象の動きに比較して同時と見なすこ  
とができる微小時間毎に連続して発信する複数のインバージョンパルスから成り、これに  
より、各回の前記パルスシーケンス毎に、前記少なくとも一部の領域を複数設定すること  
を特徴とする磁気共鳴イメージング装置。

## 【請求項 30】

請求項 29 記載の磁気共鳴イメージング装置において、  
前記複数のインバージョンパルスの発信条件、及び、前記複数のインバージョンパルス  
と同時に発信する前記選択励起傾斜磁場の発信条件は、前記少なくとも一部の領域が前記  
撮像領域上に空間的に一定間隔で並び、且つ、各回の前記パルスシーケンス毎に相互にず  
れた位置になるように設定されることを特徴とする磁気共鳴イメージング装置。

## 【発明の詳細な説明】

## 【0001】

## 【発明の属する技術分野】

この発明は、医用の磁気共鳴イメージングにおいて高周波の選択励起用インバージョン（  
反転回復：IR）パルスを用いて被検体の血管像やCSF（脳脊髄液）をイメージングす  
るイメージング法に係り、とくに、造影剤を投与しないが、あたかも造影剤を投与したか  
の如く、血流やCSFの動態を擬似的に表示することができる、非造影磁気共鳴イメージ  
ングに関する。

## 【0002】

## 【従来の技術】

磁気共鳴イメージングは、静磁場中に置かれた被検体の原子核スピンをラーモア周波数の

10

20

30

40

50

高周波信号で磁氣的に励起し、この励起に伴って発生する F I D (自由誘導減衰) 信号やエコー信号から画像を得る手法である。

【 0 0 0 3 】

この磁気共鳴イメージングの一つのカテゴリとして、血液の動態を画像化する M R アンギオグラフィ ( M R A ) が注目されている。

【 0 0 0 4 】

この M R A では、一般には、M R I における信号強度を大きく変化させる性質を有する造影剤を血管内に投与され、同一条件のスキャンを連続して行ない、血流の移動の様子を画像化する、造影ダイナミック M R アンギオグラフィ (以下、C E - D M R A : c o n t r a s t e n h a n c e d d y n a m i c M R A と呼ばれる) が採用されている (例えば、「M . P r i n c e , R a d i o l o g y 1 9 9 4 ; 1 9 1 : 1 4 4 - 1 6 4 」

10

【 0 0 0 5 】

この C E - D M R A の撮像手順の概念的に図 1 2 に示す。まず、造影剤を静脈に注入し、撮像領域に在る血管に造影剤が到達する時期から連続的にスキャンを行なう。同図 ( a ) の曲線 C B は、撮像対象内の 1 点の位置における信号強度の時間変化を示す。同図 ( b ) に示す如く、造影剤注入時刻  $t_0$  から造影剤の到達点が撮像領域を横切り、全ての血管が描出されるのは、部位や撮像領域の大きさにも依り、一概には定義できないが、およそ 3 0 秒から 2 分程度である。同図 ( b ) の期間 P D 1、P D 2、... は、第 1 番目、第 2 番目、... のスキャン期間を表している。また、このスキャン期間 P D 1、P D 2、... では所望の、例えば 3 次元パルスシーケンスが実行され、この実行に応じて発生するエコー信号が収集される。エコー信号は、そのスキャン毎に再構成して、同図 ( c ) に概念的に表す如く、例えば 3 次元画像データ D 1、D 2、... に生成される。この画像データ D 1、D 2、... は、例えばある視点からみたときの最大値を投影する処理 (最大値投影処理) に付され、同図 ( d ) に概念的に表す如く、最大値投影像 I M m a x 1、I M m a x 2、... に処理され、表示される。

20

【 0 0 0 6 】

この C E - D M R A で使用されるスキャン法は、主に、F E (フィールドエコー) 法に基づくパルスシーケンスである。この一例を図 1 3 に示す。同図に示す如く、高調波励起パルス  $P_{e x t}$  がスライス選択励起傾斜磁場  $G_{s s e l}$  と共に印加され、エコー信号  $S_{e c h}$  がリード方向傾斜磁場  $G_r$  の印加と共に受信される。図中、傾斜磁場  $G_{s r e w}$  はスライス方向のリwind傾斜磁場を示す。この一連の励起及び収集は、位相エンコード傾斜磁場  $G_e$  の例えば強度を変更しながら、画像再構成に必要なエコーデータが揃うまで所定回数、繰返し時間 T R 毎に繰返される。繰返し時間 T R は通常、3 - 1 0 m s 程度である。

30

【 0 0 0 7 】

なお、図 1 3 は 2 次元フーリエ法に基づく画像再構成に必要なパルスシーケンスで説明しているが、撮像目的によっては、3 次元フーリエ法に基づく画像再構成であってもよい。その場合、各励起の繰返しにより位相エンコード傾斜磁場  $G_e$  の強度を変化させて一連のデータが収集されると、今度はスライス方向のリwind傾斜磁場  $G_{s r e w}$  の強度を変化させる。そして、再び位相エンコード傾斜磁場  $G_e$  の強度変化に伴う一連のデータを収集する、という操作が、スライス方向のマトリクス数分、実行される。これにより、3 次元フーリエ法に拠る画像再構成に必要な全データが収集される。

40

【 0 0 0 8 】

このように C E - D M R A において、再構成された時系列に沿った画像  $D_1$ 、 $D_2$ 、...、又は、その画像を最大値投影した画像  $I M_{m a x 1}$ 、 $I M_{m a x 2}$ 、... を時系列に表示・観察することで、血管 B V を流れる血液 B D の動的な挙動を把握することができる。この手法は、撮像対象において動きのある対象物、例えば撮像対象が人体のときには、C S F (脳脊髄液) などの撮像に適用可能で、同様な処理を経てその挙動を観察可能である。なお、C S F を撮像対象とするときには、ハイドログラフィ ( h y d r o g r a p h y ) と

50

呼ばれる。

【0009】

一方、造影剤を投与しないで、インバージョン（IR）パルスにより局所的に動きのあるスピンの標識を付け、血管像を得る従来法が、論文「“Considerations of Magnetic Resonance Angiography by Selective Inversion Recovery”, D.G.Nishimura et al., Magnetic Resonance in Medicine, Vol. 7, 472 - 484, 1988」で提案されている。この従来法に係るアンギオグラフィの概要を図14に示す。同図（a）はECG（心電図）同期法を併用するときのパルスシーケンスを、同図（b）は撮像対象の各部におけるスピンの縦磁化の時間変化の様子を、同図（c）は撮像断面と標識付け用（タグ用）インバージョンパルス  $P_{inv-A}$  で励起される領域  $RG_A$  との位置関係を示す。

10

【0010】

同図（a）に示す如く、ECG信号のR波から一定の時間経過後（但し、同図ではR波の直後に記載）に、フリップ角が180度のインバージョンパルス  $P_{inv-A}$  が印加される。このとき、関心のある血管の撮像断面CSへの流入元と思われる領域  $RG_A$  が選択的に励起されるように、インバージョンパルス  $P_{inv-A}$  のRF周波数がその中心周波数からオフセット量  $Df$  だけシフトされ、このインバージョンパルス  $P_{inv-A}$  と共に選択励起傾斜磁場  $G_e$  が印加される。インバージョンパルス  $P_{inv-A}$  が印加された後、300~1000ms程度の一定時間を置いた後、エコー信号を収集するためのパルスシーケンス  $P_{seq}$  が実行される。このシーケンスは例えばSE（スピンエコー）法で構成される。この一連の操作が1画面の再構成に必要な全てのエコーデータが収集できるまで繰り返される。エコーデータは再構成処理されて、血管像に生成される。このアンギオグラフィに使用可能なパルスシーケンスは、SE法に限らず、セグメント分割されたFE法であってもよい。このセグメントドFE法は、一例として、論文「Fast Angiography Using Selective Inversion Recovery”, Samuel J.Wang et al., Magnetic Resonance in Medicine, Vol. 23, 109 - 121, 1992」で提案されている。

20

【0011】

なお、“D.G.Nishimura et al.”の論文には、インバージョンパルス  $P_{inv-A}$  で励起される一部領域  $RG_A$  の位置や幅を変更した複数の画像を収集し、それぞれの画像から差画像を作成する手法が述べられている。この差分演算により、血管以外の部分の信号を抑制し、血管の描出能を上げる、というものである。

30

【0012】

さらに、造影剤を使用しないアンギオグラフィの他の例として、図15（a）~（c）に説明する手法も知られている。同図の手法は、前述した図14に示す手法と、論文「D.Chien et al., “High Speed black blood imaging of vessel stenosis in the presence of pulsatile flow”, J.Magn.Reson.Imaging, Vol. 2(4), 437 - 441, 1992」、又は、「Simonetti O.P. et al., Radiology, 199, 49, 1996」に記載の手法とを組合せたものである。エコー信号を得るためのスキャン用パルスシーケンス  $P_{seq}$  としては、例えば高速SE（FSE）法が用いられる。この図15記載の手法は、図14記載のものと同様であるが、インバージョンパルスの印加の点で異なる。つまり、撮像したい断面CS全体を励起するインバージョンパルス  $P_{inv-A}$  を最初に選択的に印加し、この直後（例えば2~10ms後）に、図14と同様に関心血管の流入元と思われる一部領域  $RG_A$  が選択励起されるように2番目のインバージョンパルス  $P_{inv-B}$  が印加される。この第1番目及び第2番目のインバージョンパルス  $P_{inv-A}$  及び  $P_{inv-B}$  の間の時間は、血流速度に比して極めて短いので、血管の原子核スピンからみた場合、ほぼ同

40

50

じと見なすことができる。したがって、関心血管の原子核スピンは極めて短時間の内に、180度パルスの印加を2回受けるので、同図(b)に示すように、縦磁化はほぼ初期状態に戻された状態で一部領域 $RG_A$ から撮像断面CSに流れ出るから、組織よりも高信号の部分として描出される。なお、前述した図14の手法が、血管の信号は組織のそれよりも低い値として画像化されることと対称を成す。

【0013】

【発明が解決しようとする課題】

しかしながら、上述した造影剤を用いた従来のCE-DMRA法の場合、造影剤は1回の検査中に1回(或は2回程度)しか注入できないため、注入された造影剤に抛り信号強度が変化している30秒から2分程度の限られた時間内に全てのスキャンを完了させなければならない。原則として、十分な時間分解能を確保するには、1回のスキャン時間はなるべく短くする必要がある。その一方で、画像のS/Nはスキャン時間の平方根に比例するので、スキャン時間を短くすればするほど、S/Nは低下する。このため、従来法に抛れば、スキャンの時間分解能と空間分解能とはトレードオフの関係にあり、両者を共に飛躍的に高くすることはできない。

10

【0014】

一方、前述した造影剤を投与しないMRアンギオグラフィの場合、前述した図14又は図15記載のパルスシーケンスの実行を通して得た複数の血管像の差分を演算し、背景となる血管以外の部分の信号を抑制することは述べられている。これにより、血管の描出能を上げることができるが、血流の動態をダイナミックに捉える表示や観察の手法は提示されていない。血流の場合には、その描出能もさることながら、経時的にどのような挙動をとるかについての情報も極めて重要である。

20

【0015】

本発明は、上述した従来技術が抱える状況に鑑みてなされたもので、従来法のスキャンに因る時間分解能と空間分解能とのトレードオフの関係を打破し、造影剤を投与することなく、時間分解能と空間分解能を共に非常に高いレベルまで引き上げた画像を提供することを、1つの目的とする。

【0016】

また、造影剤を投与することなく、時間分解能と空間分解能を共に非常に高いレベルまで引き上げ、かつ、動く対象物の動態観察を可能にする画像を提供することを、別の目的とする。

30

【0017】

【課題を解決するための手段】

本発明の原理は、被検体の撮像したい領域の少なくとも一部の領域に局所的に高周波のインバージョン(IR)パルスを印加し、その少なくとも一部の領域内に在るスピンの縦磁化を反転励起することでタグ(標識)付けする(ラベリングとも呼ばれる)。その一部領域の内、タグ付けされた静止部のスピンはそのままの位置に留まるが、動きのある対象物としての例えば血液のタグ付けされたスピンは、その後も血管に沿って流れ続ける。スキャンとしては、上述のインバージョンパルスを印加した後、一定時間が経過すると、撮像領域に対して所望のパルスシーケンスに抛るスキャンが開始され、エコー信号が収集される。このエコー信号に基づき撮像領域の画像を得る。この画像には、タグ付けされたまま撮像領域まで流れ出た血液などの信号がその他の部位とは異なるコントラストで反映されるので、血液などの動態情報を提供することができる。

40

【0018】

以下の発明の構成で説明するように、一例として、タグ付けを行ってからエコー信号を収集するまでの時間、或は、タグ付けを行なう一部領域の位置を撮像領域にて徐々に変更しながら、エコー信号が収集され、画像に生成される。かかる時間や位置の変更に対応して生成された複数枚の画像を順に観察することで、血液などの動きのある対象物の動態を擬似的に把握することができる。

【0019】

50

具体的な構成として、本発明に係る磁気共鳴イメージング方法は、磁気共鳴イメージング装置の制御手段が当該装置の各部を制御することで、被検体の撮像領域の少なくとも一部の領域のスピンを反転させるタグ付けを行なうために選択励起傾斜磁場と共にタグ付けインバージョンパルスを送信し、その後、一定時間が経過した後にパルスシーケンスを開始して前記スピンのエコー信号を受信し、このエコー信号から前記撮像領域内の動きのある撮像対象を画像化する方法であり、前記一部の領域の空間位置を変更して前記選択励起傾斜磁場及び前記タグ付けインバージョンパルスを複数回送信し、この送信の度に前記一定時間が経過してから前記パルスシーケンスを実行すると共に、送信の度に行われる前記パルスシーケンスに反応してそれぞれ発生する前記エコー信号に基づいて複数の画像を生成し、前記複数の画像を投影処理して複数の投影画像を作成し、前記複数の投影画像を動的に表示することを特徴とする。

10

【0020】

例えば、前記タグ付けを行なうための処理としては、前記撮像領域全体に印加するための別のインバージョンパルスを最初に送信し、その直後に前記タグ付けインバージョンパルスを送信する工程を含む。

【0021】

また、好適には、前記複数の投影画像を所定の順に連続的に表示することができる。例えば、前記複数の投影画像は、前記一部の領域の空間位置の変更順に応じて連続的に表示される。

【0022】

さらに例えば、前記複数の投影画像を同時に表示することで、前記複数の投影画像を動的に表示することができる。

20

【0023】

さらに、一例として、前記複数の画像に対して、前記一部の領域に対応する画像上の位置を求めて当該位置にマスク処理を施し、このマスク処理後における前記複数の画像から一定値の画素を投影することで、前記複数の投影画像を作成してもよい。この場合、例えば、前記複数の投影画像が所定の順に連続表示される。

【0024】

さらに、好適には、前記一定値の画素を投影する処理は、画素値の最大値又は最小値を投影する処理である。

30

【0025】

さらに、別の例として、前記複数の投影画像のそれぞれにおける、前記一部の領域により2分割される分割領域の内的一方のみを連続的に表示するようにしてもよい。

【0026】

さらに、別の例として、前記複数の投影画像を作成するために、前記複数の画像それぞれにおける、前記一部の領域により2分割される分割領域の内的一方のみにマスク処理を施すこともできる。このとき、好適には、前記マスク処理が施されて生成された前記複数の投影画像を連続的に表示するようにする。また、前記マスク処理を施した前記複数の画像のそれぞれの少なくとも一部から一定値の画素を投影した前記複数の投影画像を作成し、これらの投影画像を表示するようにしてもよい。例えば、前記マスク処理は、前記撮像対象の動きの方向の上流側の分割領域に施される。

40

【0027】

さらに、別の例として、前記タグ付けインバージョンパルスは、前記撮像対象の動きに比較して同時と見なすことができる微小時間毎に連続して送信する複数のインバージョンパルスから成り、これにより、各回の前記パルスシーケンス毎に、前記少なくとも一部の領域が複数設定される。このときの好適な一例として、前記複数のインバージョンパルスの送信条件、及び、前記複数のインバージョンパルスと同時に送信する前記選択励起傾斜磁場の送信条件は、前記少なくとも一部の領域が前記撮像領域上に空間的に一定間隔で並び、且つ、各回の前記パルスシーケンス毎に相互にずれた位置になるように設定される。

【0032】

50

一方、本発明に係る磁気共鳴イメージング装置は、被検体の撮像領域の少なくとも一部の領域のスピンを反転させるタグ付けを行うために、選択励起傾斜磁場と共にタグ付けインバージョンパルスを発信後、一定時間が経過した後にパルスシーケンスを開始して前記スピンのエコー信号を受信し、このエコー信号に基づいて前記撮像領域内の動きのある撮像対象を画像化する磁気共鳴イメージング装置において、前記一部の領域の空間位置を変更して前記選択励起傾斜磁場及び前記タグ付けインバージョンパルスを複数回発信する手段と、前記発信の都度、前記一定時間の経過後に前記パルスシーケンスを実行する手段と、前記発信の都度に行われる前記パルスシーケンスに応答してそれぞれ発生するエコー信号に基づいて複数の画像を生成する手段と、前記複数の画像を投影処理して複数の投影画像を作成する手段と、前記複数の投影画像を動的に表示する手段とを備えたことを特徴とする。

10

【 0 0 3 3 】

本発明のその他の態様に係る具体的な構成及び特徴は、以下に記す発明の実施形態及び添付図面により明らかにされる。

【 0 0 3 4 】

【発明の実施の形態】

以下、本発明の実施の形態を添付図面に基づき説明する。

【 0 0 3 5 】

(第1の実施形態)

第1の実施形態に係るMRI(磁気共鳴イメージング)装置を、図1~3を参照して説明する。

20

【 0 0 3 6 】

このMRI装置は、特徴的には、造影剤を使用することなく、被検体内の動く対象物としての例えば血流の動態を表す擬似的なダイナミック画像を例えばシネモード画像として提示する非造影MRアンギオグラフィ(MRA)を実行する機能を有する。この非造影MRAを行なうパルスシーケンスには、選択励起の高調波反転回復(IR)パルスを用いる。

【 0 0 3 7 】

このMRI装置の概略構成を図1に示す。この装置構成は、後述する各実施形態で共通に使用可能なものである。

【 0 0 3 8 】

30

このMRI装置は、被検体としての患者Pを載せる寝台部と、静磁場を発生させる静磁場発生部と、静磁場に位置情報を付加するための傾斜磁場発生部と、高周波信号を送受信する送受信部と、システム全体のコントロール及び画像再構成を担う制御・演算部と、被検体Pの心時相を表す信号としてのECG信号を計測する心電計測部と、患者Pに息止めを指令するための息止め指令部とを備えている。

【 0 0 3 9 】

静磁場発生部は、例えば超電導方式の磁石1と、この磁石1に電流を供給する静磁場電源2とを備え、被検体Pが遊挿される円筒状の開口部(診断用空間)の軸方向(Z軸方向)に静磁場 $H_0$ を発生させる。なお、この磁石部にはシムコイル14が設けられている。このシムコイル14には、後述するホスト計算機の制御下で、シムコイル電源15から静磁場均一化のための電流が供給される。寝台部は、被検体Pを載せた天板を磁石1の開口部に退避可能に挿入できる。

40

【 0 0 4 0 】

傾斜磁場発生部は、磁石1に組み込まれた傾斜磁場コイルユニット3を備える。この傾斜磁場コイルユニット3は、互いに直交するX、Y及びZ軸方向の傾斜磁場を発生させるための3組(種類)のx、y、zコイル $3x \sim 3z$ を備える。傾斜磁場部はまた、x、y、zコイル $3x \sim 3z$ に電流を供給する傾斜磁場電源4を備える。この傾斜磁場電源4は、後述するシーケンサ5の制御のもと、x、y、zコイル $3x \sim 3z$ に傾斜磁場を発生させるためのパルス電流を供給する。

【 0 0 4 1 】

50

傾斜磁場電源 4 から  $x$  ,  $y$  ,  $z$  コイル  $3x \sim 3z$  に供給されるパルス電流を制御することにより、物理軸である 3 軸  $X$  ,  $Y$  ,  $Z$  方向の傾斜磁場を合成して、互いに直交するスライス方向傾斜磁場  $G_s$ 、位相エンコード方向傾斜磁場  $G_e$ 、および読出し方向（周波数エンコード方向）傾斜磁場  $G_r$  の各論理軸方向を任意に設定・変更することができる。スライス方向、位相エンコード方向、および読出し方向の各傾斜磁場は、静磁場  $H_0$  に重畳される。

#### 【 0 0 4 2 】

送受信部は、磁石 1 内の撮影空間にて被検体 P の近傍に配設される RF コイル 7 と、このコイル 7 に接続された送信器 8 T 及び受信器 8 R とを備える。この送信器 8 T 及び受信器 8 R は、後述するシーケンサ 5 の制御のもとで動作する。送信器 8 T は、核磁気共鳴 (NMR) を起こさせるためのラーモア周波数の RF 電流パルスを RF コイル 7 に供給する。受信器 8 R は、RF コイル 7 が受信したエコー信号（高周波信号）を取り込み、これに前置増幅、中間周波変換、位相検波、低周波増幅、フィルタリングなどの各種の信号処理を施した後、A/D 変換してエコー信号に応じたデジタル量のエコーデータ（原データ）を生成する。

10

#### 【 0 0 4 3 】

さらに、制御・演算部は、シーケンサ（シーケンスコントローラとも呼ばれる）5、ホスト計算機 6、演算ユニット 10、記憶ユニット 11、表示器 12、入力器 13、および音声発生器 16 を備える。この内、ホスト計算機 6 は、記憶したソフトウェア手順により、シーケンサ 5 にパルスシーケンス情報を指令するとともに、装置全体の動作を統括する機能を有する。

20

#### 【 0 0 4 4 】

ホスト計算機 6 は、位置決め用スキャンなどの準備作業に引き続いて、図 2 に示すパルスシーケンスに基づいてイメージングスキャンを実施する。このイメージングスキャンは、画像再構成に必要なエコーデータの組を収集するスキャンであり、ここでは 2 次元スキャンに設定されている。イメージングスキャンは、ECG 信号に依る ECG ゲート法を併用して行われる。なお、この ECG ゲート法は場合によっては併用しなくてもよい。

#### 【 0 0 4 5 】

このパルスシーケンスとしては、3 次元 (3D) スキャンまたは 2 次元 (2D) スキャンである。そのパルス列の形態としては、SE (スピンエコー) 法、FSE (高速 SE) 法、FASE (高速 Asymmetric SE) 法（すなわち、高速 SE 法にハーフフーリエ法を組み合わせたイメージング法）、EPI (エコープラナーイメージング) 法、などが用いられる。

30

#### 【 0 0 4 6 】

シーケンサ 5 は、CPU およびメモリを備えており、ホスト計算機 6 から送られてきたパルスシーケンス情報を記憶し、この情報にしたがって傾斜磁場電源 4、送信器 8 T、受信器 8 R の動作を制御するとともに、受信器 8 R が出力したエコーデータを一旦入力し、これを演算ユニット 10 に転送するように構成されている。ここで、パルスシーケンス情報とは、一連のパルスシーケンスにしたがって傾斜磁場電源 4、送信器 8 T および受信器 8 R を動作させるために必要な全ての情報であり、例えば  $x$  ,  $y$  ,  $z$  コイル  $3x \sim 3z$  に印加するパルス電流の強度、印加時間、印加タイミングなどに関する情報を含む。

40

#### 【 0 0 4 7 】

また、演算ユニット 10 は、受信器 8 R が出力したエコーデータ（原データ又は生データ）をシーケンサ 5 を通して入力し、その内部メモリ上のフーリエ空間（ $k$  空間または周波数空間とも呼ばれる）にエコーデータを配置し、このエコーデータを各組毎に 2 次元又は 3 次元のフーリエ変換に付して実空間の画像データに再構成する。また演算ユニットは、必要に応じて、画像に関するデータの合成処理、差分演算処理などを行うことができる。

#### 【 0 0 4 8 】

この合成処理には、2 次元の複数フレームの画像データを対応する画素毎に加算する加算処理、3 次元データに対して視線方向の最大値又は最小値を選択する最大値投影 (MIP

50

)又は最小値(MIP)投影処理などが含まれる。また、合成処理の別の例として、フーリエ空間上で複数フレームの軸の整合をとってエコーデータのまま1フレームのエコーデータに合成するようにしてもよい。なお、加算処理には、単純加算処理、加算平均処理、重み付け加算処理などが含まれる。

【0049】

記憶ユニット11は、再構成された画像データのみならず、上述の合成処理や差分処理が施された画像データを保管することができる。表示器12は画像を表示する。また入力器13を介して、術者が希望する撮影条件、パルスシーケンス、画像合成や差分演算に関する情報をホスト計算機6に入力できる。

【0050】

また、息止め指令部の一要素として音声発生器16を備える。この音声発生器16は、ホスト計算機6から指令があったときに、息止め開始及び息止め終了のメッセージを音声として発することができる。

【0051】

さらに、心電計測部は、被検体の体表に付着させてECG信号を電気信号として検出するECGセンサ17と、このセンサ信号にデジタル化処理を含む各種の処理を施してホスト計算機6およびシーケンサ5に出力するECGユニット18とを備える。この心電計測部による計測信号は、イメージングスキャンを実行するときにシーケンサ5により用いられる。これにより、ECGゲート法(心電同期法)による同期タイミングを適切に設定でき、この同期タイミングに基づくECGゲート法のイメージングスキャンを行ってデータ収集できるようになっている。

【0052】

次に、図2~3を参照して、本実施形態に係るMRI装置の動作を説明する。

【0053】

図2には、本実施形態に係る非造影MRアンギオグラフィで用いるパルスシーケンスを、図3には、スキャンから表示画像生成までの処理過程を説明する図を示す。なお、理解を容易にするため、この実施形態で行なう非造影MRアンギオグラフィは、3回の2次元スキャンを行なって、連続する3枚の最終的な画像を得て、これらをシネ表示するものとする。

【0054】

また、実際の画像では信号値が低い画素ほど暗く表示されるが、図2(b)~(d)では高信号に描出される部分ほど濃いハッチングで表し、低信号の描出領域は薄いハウジングで表すものとする。

【0055】

最初にパルスシーケンスを説明する。図2(a)~(c)に示すパルスシーケンスは、非常に短い時間(2~10ms)の間に2つのインバージョンパルスを印加する前述した図15の手法に基づくパルス列である。具体的には、ECG信号のR波に同期して(R波に対する遅延時間は任意)1回目のインバージョンパルス $P_{inv-A}$ が撮像したい領域CS(図3(a)参照)を含むように非選択的に印加される。

【0056】

この後、血流速度から見た場合、同時であると思なすことができる、極めて短い時間が経過した後で、2回目のインバージョンパルス $P_{inv-B}$ が選択励起傾斜磁場 $G_e$ と共に印加される。この後、予め定めた一定のTI時間(例えば600ms)が経過すると、例えばFSE法に拠るパルスシーケンスに基づくイメージングスキャンが撮像領域CSに対して実行される。

【0057】

なお、図2(a)~(c)の各パルスシーケンスは、2回目のインバージョンパルス $P_{inv-B}$ に拠る選択励起位置、すなわち撮像領域CSに対するタグ領域 $RG_A$ (スピン反転領域)の空間的位置を変えるように構成されている点相互に異なっている。具体的には、インバージョンパルス $P_{inv-B}$ の搬送周波数のオフセット量 $Df$ が互いに変更さ

10

20

30

40

50

れている。

【0058】

そこで、2回目のインバージョンパルス  $P_{inv-B}$  によって選択的に励起されるタグ領域  $RG_A$  ( $: RG_{A1} \sim RG_{A3}$ ) は、選択励起傾斜磁場  $G_e$  と周波数オフセット量  $Df$  の調整によって、最初には、図3(a)左欄の点線で如く、撮像対象である患者(被検体)における、撮像する領域  $CS$  (例えば断面)に流入する血液  $BD$  の上流部分に設定される。

【0059】

撮像時には、ホスト計算機6は、かかるタグ領域  $RG_A$  の設定位置の情報を含むパルスシーケンス情報をシーケンサ5に送る。これに应答し、シーケンサ5は、与えられたパルスシーケンス情報にしたがって、傾斜磁場電源4及び送信器8Tを駆動する。これにより、図2(a)のパルスシーケンスのパルス列を構成するパルスが時系列に印加される。

10

【0060】

これにより、前述の図15で説明した如く、最初のインバージョンパルス  $P_{inv-A}$  により撮像領域  $CS$  全体のスピンの  $180$  度、反転される。しかし、その後直ぐに印加される2回目のインバージョンパルス  $P_{inv-B}$  により、選択されたタグ領域  $RG_A$  のスピンのみが再び  $180$  度反転(タグ付け)されて、ほぼ初期状態に戻される(図15(b)参照)。このスピンのフリップ角の戻り、すなわちタグ付けに拠り、前述の図15(c)に模式的に示す如く、両方のインバージョンパルス  $P_{inv-A}$  及び  $P_{inv-B}$  で励起された部分の血液のエコー信号が一番、高強度に発生する。

20

【0061】

この血液からのエコー信号を含む全体のエコー信号は、RFコイル7を介して受信器8Rで受信され、エコーデータとしてシーケンサ5を介して演算ユニット10に送られる。

【0062】

演算ユニット10は、このエコーデータを適宜な処理に付して2次元  $k$  空間に配置する。この  $k$  空間全部がエコーデータで埋まると、演算ユニット10は、そのエコーデータを2次元フーリエ変換し、図3(b)左欄に示す如くの2次元の再構成画像  $IM_{rec1}$  を得る。

【0063】

この再構成画像  $IM_{rec1}$  から分かるように、2回目のインバージョンパルス  $P_{inv-B}$  を印加するときタグ領域  $RG_A$  内にあった血液  $BD$  は、その磁化スピンの殆ど初期状態に戻されていることから、撮像領域  $CS$  上において、2回目のインバージョンパルス  $P_{inv-B}$  を印加した後、イメージング用のパルスシーケンス  $P_{seq}$  を印加するまでの間にタグ領域から流れ出た分だけ部分的に高信号に描出される。また、タグ領域  $RG_A$  のうち、背景となる動きの無い組織の部分は、2回目のインバージョンパルス  $P_{inv-B}$  を受けて殆ど初期状態のスピンのなっているので、最初のインバージョンパルス  $P_{inv-A}$  が印加されただけの動きの無い部分とは異なるコントラストで描出される。

30

【0064】

この再構成が終わると、演算ユニット10により、再構成画像  $IM_{rec1}$  の内、コントラストが異なる部分についてマスキング処理が実行される。同図中、クロスハッチング部分  $MG_1$  はマスキング領域を示す。マスキング処理は、画像上のある範囲の画像値をある一定の画素値に書き換える処理である。マスキング処理により、図3(c)左欄のように表される中間画像  $IM_{int1}$  が得られる。

40

【0065】

上述した第1回目のスキャンと同様にして第2回目及び第3回目のスキャンも行なわれる。そして、それらのスキャンにより得たエコー信号も同様に処理されて、図3(c)の真中欄及び右欄に示す如く、マスキング処理を行った中間画像  $IM_{int2}$  及び  $IM_{int3}$  が得られる。

【0066】

ただし、第2回目及び第3回目のスキャンの場合には、2回目に選択的に印加するインバ

50

ージョンパルス  $P_{inv-B}$  の印加位置は図 3 ( a ) ~ ( c ) の真中欄及び右欄に示す如く、血液の流れ方向に沿って少しずつ移動させるように、選択励起傾斜磁場  $G_e$  及びインバージョンパルス  $P_{inv-B}$  の搬送周波数 ( 高周波 ) のオフセット量が変更されて、前述したパルスシーケンスが実行される。

【 0 0 6 7 】

なお、演算ユニット 1 0 において実行される画像再構成及びマスキング処理による中間画像の生成の処理のタイミングは任意でよい。

【 0 0 6 8 】

このようにして中間画像  $IM_{int1}$  ,  $IM_{int2}$  ,  $IM_{int3}$  が得られと、演算ユニット 1 0 は、この画像を適宜に組み合わせて最大値投影処理を実行し、複数枚の最終画像  $IM_{fin1}$  ,  $IM_{fin2}$  ,  $IM_{fin3}$  が生成される。この最大値投影処理の際、最初の中間画像  $IM_{int1}$  については、そのままマスキング領域を外して 1 番目の最終画像  $IM_{fin1}$  として再記憶し、1 番目及び 2 番目の中間画像  $IM_{int1}$  ,  $IM_{int2}$  については、それら画像間の対応する 2 つの画素を相互に比較して大きい方を採ることで 2 番目の最終画像  $IM_{fin2}$  が生成され、さらに、1 番目、2 番目、及び 3 番目の中間画像  $IM_{int1}$  ,  $IM_{int2}$  ,  $IM_{int3}$  については、それらの対応する 3 画素を互いに比較して最大値を採ることで 3 番目の採集画像  $IM_{fin3}$  が生成される。

【 0 0 6 9 】

この 3 枚の最終画像  $IM_{fin1}$  ,  $IM_{fin2}$  ,  $IM_{fin3}$  は、表示器 1 2 によって、シネモードの元に連続的に動画表示される。これにより、関心領域に流入する血液の流入状況 ( 動態 ) をダイナミックに観察し、把握することができる。

【 0 0 7 0 】

とくに、血液の動態が時間的により短い場合でも同様のダイナミック観察を行うことができる。この場合、全体のスキャン時間は長くなるが、インバージョンパルス  $P_{inv-B}$  を印加するタグ領域  $RG_A$  の空間的位置の移動量を小さくして、より多くの画像を収集すればよい。さらに、各画像の空間分解能を更に向上させたい場合、インバージョンパルス  $P_{inv-B}$  を印加するタグ領域  $RG_A$  の空間的位置を変えずに、繰り返してスキャンすればよい。これにより、マトリクス数の多い、すなわち空間分解能が高い画像を得ることができる。さらに、 $S/N$  の高い画像を得たい場合も同様に、インバージョンパルス  $P_{inv-B}$  を印加する空間的位置を変えずにスキャンを繰り返し、加算回数の多いスキャンを行えばよい。

【 0 0 7 1 】

つまり、前述した従来の  $CE-DMRA$  の場合 ( 図 1 2 参照 ) 、造影剤に因って関心領域にて信号変化が起こる時間は一定であるため、スキャンの繰り返し数などの撮像条件を変更すると、時間分解能が低下するという問題があったが、本実施形態によれば、インバージョンパルスによる反転励起を繰り返し実行可能であるため、従来のような制約は無い。したがって、許される時間内で、空間分解能、時間分解能を自由に変更でき、かつ、その両方を共に向上させることができる。

【 0 0 7 2 】

この実施形態は、以下のように種々の変形が可能である。

【 0 0 7 3 】

例えば、上述のダイナミック表示法の他の例として、表示器 1 2 に 3 枚の最終画像  $IM_{fin1}$  ,  $IM_{fin2}$  ,  $IM_{fin3}$  を単純に同時表示させ、読影者が目視によりそれらの画像を相互に比較するようにしてもよい。これにより、目視による血行動態の観察が可能になる。

【 0 0 7 4 】

また、本実施形態は血液を画像化する  $MRA$  について説明したが、撮像対象としてその他の動きのある対象物、例えば  $CSF$  などについても同様に画像化できる。この  $CSF$  の場合、インバージョンパルスの印加からイメージングスキャンまでの時間幅を適宜変更すればよい。

10

20

30

40

50

## 【0075】

また、図2に示すパルスシーケンスにおいて、必要に応じて、2回目のインバージョンパルス  $P_{inv-B}$  とイメージングスキャン  $P_{seq}$  との間にて、撮像する断面に在る脂肪からの信号を抑える脂肪抑制パルスを印加するようにしてもよい。

## 【0076】

さらに、本実施形態は、前述した図15の手法と同様にインバージョンパルスを2つ用いる手法に基づく実施形態を説明したが、これに代えて、前述した図14に示すように、インバージョンパルスを1つだけ用いる手法に基づいて上述の実施形態を行なってもよい。この場合の後処理は、前述の最大値投影処理に代えて、最小値投影処理を行なえばよい。

10

## 【0077】

また、本実施形態で使用可能なパルスシーケンスは、上述したようにFSE法を使用する例に限らず、FE法、セグメンティドFE法、SE法、エコープラナー法などの各種の手法を採用できる。さらに、データ収集及び画像再構成についても、上述した2次元スキャン及び2次元再構成に限定されるものではなく、それらを3次元で行なってもよい。

## 【0078】

さらに、上述した実施形態では、中間画像  $IM_{int1} \sim IM_{int3}$  から最大値投影処理を行なって最終画像  $IM_{fin1} \sim IM_{fin3}$  を生成するようにしたが、これについても各種の変形が可能である。例えば、最大値投影処理を実行しないで、複数枚の中間画像をシネモードで順に表示させるだけであっても、血流の動態を観察することができる。

20

## 【0079】

(第2の実施形態)

第2の実施形態に係るMRI装置を、図4, 5を参照して説明する。なお、これ以降の実施形態において、前述した第1の実施形態におけるのと同一又は同等の構成要素には同一符号を付して、その説明を省略又は簡略化する。

## 【0080】

この実施形態のMRI装置は、前述の図15記載の手法に基づくMRAを実施するものであるが、とくに、インバージョンパルスの印加からスキャンまで、すなわちイメージング用のスキャンを実行するまでの時間内に血液が移動する距離よりも広い範囲の血管像又は血流動態を表すシネ画像を収集することに特徴を有する。

30

## 【0081】

このMRI装置のハードウェア的な構成は第1の実施形態のものと同様である。

## 【0082】

図4には、本実施形態に係る非造影MRアンギオグラフィ撮像で用いるパルスシーケンスを、図5には、スキャンから表示画像生成までの処理過程を説明する図を示す。この実施形態で行なう非造影MRアンギオグラフィは、3回の2次元スキャンを行なって、1枚の広い範囲の最終的な血管像を得ものとする。

## 【0083】

なお、図5(b)~(d)では画素値の大小をハッチングの濃さで表しており、高信号に描出される部分ほど濃いハッチングで表している。

40

## 【0084】

最初にパルスシーケンスを説明する。図4(a)~(c)に示すパルスシーケンスは、非常に短い時間(2~10ms)の間隔で4つのインバージョンパルスを印加する。具体的には、ECG信号のR波に同期して(R波に対する遅延時間は任意)1回目のインバージョンパルス  $P_{inv-A}$  が撮像したい領域CS(図5(a)参照)を含むように非選択的に印加される。この後、血流速度から見た場合、同時であると見なすことができる、極めて短い時間間隔で、2回目~4回目のインバージョンパルス  $P_{inv-B} \sim P_{inv-D}$  が順次、選択励起傾斜磁場  $G_e$  と共に印加される。このインバージョンパルス  $P_{inv-B} \sim P_{inv-D}$  の印加位置は、図5(a)左欄に示す如く、撮像領域CSに流入する血

50

液の上流部分から下流方向に向かって一定間隔で並ぶように、選択励起傾斜磁場  $G_e$  とそれらのパルスの周波数のオフセット量  $D_f$  が設定されている。このタグ領域間の血流走行方向における空間間隔は、第1の実施形態の場合とは異なり、インバージョンパルスが印加されてからスキャンが開始されるまでの間に血液が進む距離よりもやや長くなるように設定されている。なお、インバージョンパルス間の時間間隔は非常に短いので、これらの4個のインバージョンパルスは血流から見て同時と見なすことができる。

【0085】

この一連のインバージョンパルスの印加の後、予め定めた一定の  $T_I$  時間（例えば600ms）が経過すると、例えばFSE法に拠るパルスシーケンスに基づくイメージングスキャンが撮像領域CSに対して実行される。

10

【0086】

なお、図4(a)~(c)の各パルスシーケンスにおいて、周波数のオフセット量  $D_f$  がシーケンス毎に調整されている。これにより、2回目~4回目のインバージョンパルス  $P_{inv-B} \sim P_{inv-D}$  に拠る3個の選択励起位置、すなわち撮像領域CSに対するタグ領域  $RGA \sim RGC$  の空間的位置が図5(a)~(c)の左欄、真中欄、右欄に示す如く、互いに変更されている。

【0087】

撮像が開始されると、第1の実施形態と同様に、シーケンサ5により、与えられたパルスシーケンス情報にしたがって図4(a)のパルスシーケンスが実行される。これにより、前述の如く、最初のインバージョンパルス  $P_{inv-A}$  及び2回目~4回目のインバージョンパルス  $P_{inv-B} \sim P_{inv-D}$  の何れかで励起された部分の血液のエコー信号が一番、高強度に発生する。このエコー信号はエコーデータとして演算ユニット10に送られる。演算ユニット10は、このエコーデータを適宜な処理に付して2次元k空間に配置し、このデータを2次元フーリエ変換する。これにより、図5(b)左欄に示す如くの2次元の再構成画像  $IM_{rec1}$  を得る。

20

【0088】

この再構成画像  $IM_{rec1}$  から分かるように、2回目~4回目のインバージョンパルス  $P_{inv-B} \sim P_{inv-D}$  を印加するときにタグ領域  $RGA \sim RGC$  内にあった血液BDは、その磁化スピンの殆ど初期状態に戻されていることから、撮像領域CS上において、2回目~4回目のインバージョンパルス  $P_{inv-B} \sim P_{inv-D}$  を印加した後、イメージング用のパルスシーケンス  $P_{seq}$  を印加するまでの間にタグ領域から流れ出た分だけ部分的に高信号に描出される。また、タグ領域  $RGA \sim RGC$  のうち、背景の動きの無い組織の部分は、2回目~4回目のインバージョンパルス  $P_{inv-B} \sim P_{inv-D}$  の何れかを受けて殆ど初期状態のスピンのなっているため、最初のインバージョンパルス  $P_{inv-A}$  が印加されただけの動きの無い部分とは異なるコントラストで描出される。

30

【0089】

この再構成が終わると、演算ユニット10により、再構成画像  $IM_{rec1}$  の内、コントラストが異なる部分についてマスキング処理が実行される。同図中、クロスハッチング部分  $MG_{11} \sim MG_{21}$  はマスキング領域を示す。このマスキング処理により、図5(c)左欄のように表される中間画像  $IM_{int1}$  が得られる。

40

【0090】

上述した第1回目のスキャンと同様に第2回目及び第3回目のスキャンも行なわれる。そして、それらのスキャンにより得たエコー信号も同様に処理されて、図5(c)の真中欄及び右欄に示す如く、マスキング処理を行った中間画像  $IM_{int2}$  及び  $IM_{int3}$  が得られる。

【0091】

ただし、第2回目及び第3回目のスキャンの場合には、2回目~4回目に選択的に印加するインバージョンパルス  $P_{inv-B} \sim P_{inv-D}$  の印加位置は図5(a)~(c)の真中欄及び右欄に示す如く、血液の流れ方向に沿って少しずつ下流に移動させるように、選択励起傾斜磁場  $G_e$  及びインバージョンパルス  $P_{inv-B} \sim P_{inv-D}$  の周波数オ

50

フセット量  $D_f$  が変更されて、前述したパルスシーケンスが実行される。

【0092】

なお、演算ユニット10において実行される画像再構成及びマスクング処理による中間画像の生成の処理のタイミングは任意でよい。

【0093】

このように得られた中間画像  $IM_{i n t 1}$ 、 $IM_{i n t 2}$ 、 $IM_{i n t 3}$  は、演算ユニット10により、最大値投影処理に付され、1枚の最終画像  $IM_{f i n}$  が生成される。この最終画像  $IM_{f i n}$  は表示器12によって表示される。これにより、関心領域に流入する血液の流入状況(動態)を観察することができる。

【0094】

このように、複数回行う各回のスキャンにおいて、2回目～4回目のインバージョンパルスの印加時に複数のタグ領域  $RG_A \sim RG_C$  に在った血液の移動分を同時に検出して、インバージョンパルス印加からスキャンまでの間に血流が移動する距離以上に広い範囲の血管像が得られる。これにより、1回のスキャンで設定する複数個のタグ領域の数(つまり2回目以降のインバージョンの印加数)、その幅(選択励起幅)、全体のスキャン回数などの条件を適宜に選択することにより、血流速度が遅い場合でも、少ないスキャン回数で、血流の全走行路を網羅した広い領域にわたって精細な血管像を提供することができる。

【0095】

この実施形態は、以下の変形も可能である。

【0096】

上述した実施形態において得られた複数の中間画像  $IM_{i n t 1} \sim IM_{i n t 3}$  から、マスクング処理を施していない残りの部分の画像  $R_1 \sim R_9$  を切り出し、例えばこの順に表示してもよい。

【0097】

また、前述した図3(d)に示した如く、最大値投影処理に付す元画像(ここでは中間画像)を増やしながらか、複数枚の最大値投影画像を作成し、それらを適宜な順番に表示するようにしてもよい。これにより、擬似的に血流動態のダイナミック画像を提供ことができ、血流の挙動の把握が容易化される。

【0098】

さらに、本実施形態は血液を画像化するMRAについて説明したが、撮像対象としてその他の動きのある対象物、例えばCSFなどについても同様に画像化できる。このCSFの場合、インバージョンパルスの印加からイメージングスキャンまでの時間幅を適宜に変更すればよい。

【0099】

また、図4に示すパルスシーケンスにおいて、必要に応じて、4回目のインバージョンパルス  $P_{i n v . D}$  とイメージングスキャン  $P_{s e q}$  との間で脂肪抑制パルスを印加するようにしてもよい。

【0100】

さらに、本実施形態は、前述した図15の手法に基づく実施形態を説明したが、これに代えて、前述した図14に示す手法に基づいて上述の実施形態を行なってもよい。この場合は、前述の最大値投影処理に代えて、最小値投影処理を行なえばよい。

【0101】

一方、本実施形態では、イメージング用のパルスシーケンスは、FE法、セグメンティドFE法、SE法、エコープラナー法などの各種の手法を採用できる。さらに、データ収集及び画像再構成は3次元で行なってもよい。

【0102】

(第3の実施形態)

次に、本発明の第3の実施形態を図6～8に基づき説明する。この実施形態に係るMRI装置は、流れの方向を分離して表す血管像を表示する機能に特徴を有する。

【0103】

10

20

30

40

50

図6は、このMRAで使用するパルスシーケンスを、図7は、紙面上方に流れる血流（例えば静脈 $BD_V$ ）を描出する手法を、さらに、図8は、紙面下方に流れる血流（例えば動脈 $BD_A$ ）を描出する手法を夫々示す。

【0104】

図6に示すパルスシーケンスは、2回目に印加するインバージョンパルス $P_{inv-B}$ の周波数オフセット量 $Df$ の設定を除いて、前述した図2のものと同様に設定される。すなわち、一例としての合計3回のスキャンにおいて印加される2回目のインバージョンパルス $P_{inv-B}$ のオフセット量 $Df$ は+極性の所定値、零、及び-極性の所定値に設定される。これにより、この3回のスキャンによって選択的に励起されるタグ領域 $RG_{A1} \sim RG_{A3}$ の空間的位置は、図7(a)及び図8(a)に示す如く、撮像領域CS上で血流の流れ方向において対称的に上部、中間、及び下部の所定部位に位置し、且つ、相互に所定距離ずつ離して設定される。

10

【0105】

いま、図7, 8に示す如く、左右1本ずつ上下方向にて相互に反対向きに流れている2本の血管を含む撮像部位CSの動静脈分離をしたMR像を得るものとする。

【0106】

最初に、静脈 $BD_V$ を画像化する場合を図6, 7に基づき説明する。図6(a)~(c)に示すパルスシーケンスがそれぞれ実行される。これにより、図7(a)の左欄、中央欄、右に示す如く、2回目のインバージョンパルス $P_{inv-B}$ に拠る選択励起によって、血流走行方向に等距離ずつ離れ且つ対称な位置に在るタグ領域 $RG_{A1} \sim RG_{A3}$ が励起される（タグ付けされる）、この選択励起を反映したエコー信号がそれぞれ収集される。

20

【0107】

このエコー信号は、前述と同様に、デジタル量のエコーデータに処理され、演算ユニット10により再構成される。この再構成画像を図7(b)の画像 $IM_{rec1}$ ,  $IM_{rec2}$ ,  $IM_{rec3}$ として示す。

【0108】

この再構成画像 $IM_{rec1}$ ,  $IM_{rec2}$ ,  $IM_{rec3}$ から分かるように、2回目のインバージョンパルス $P_{inv-B}$ を印加するときにタグ領域 $RG_{A1} \sim RG_{A3}$ 内にあった動脈 $BD_A$ 及び静脈 $BD_V$ は、その磁化スピンの殆ど初期状態に戻されていることから、撮像領域CS上において、2回目のインバージョンパルス $P_{inv-B}$ を印加した後、イメージング用のパルスシーケンス $P_{seq}$ を印加するまでの間にそのタグ領域から流れ出た分（符号 $A1 \sim A3$ 及び $V1 \sim V3$ 参照）だけ部分的に高信号に描出される。このとき流れ出る距離は、動脈及び静脈の流速に応じて差が生じる。

30

【0109】

また、タグ領域 $RG_{A1} \sim RG_{A3}$ のうち、背景の動きの無い組織の部分は、2回目のインバージョンパルス $P_{inv-B}$ を受けて殆ど初期状態のスピンのままになっているので、最初のインバージョンパルス $P_{inv-A}$ が印加されただけの動きの無い部分とは異なるコントラストで描出される。

【0110】

この再構成が終わると、演算ユニット10により、再構成画像 $IM_{rec1}$ ,  $IM_{rec2}$ ,  $IM_{rec3}$ の内、背景のコントラストが異なる部分についてマスク処理が実行される。すなわち、図7(c)に示す如く、撮像領域CSを二分するタグ領域 $RG_{A1} \sim RG_{A3}$ のそれぞれを境にして、この各タグ領域 $RG_{A1} (\sim RG_{A3})$ を含む静脈上流側の部分がそれぞれマスクされる。同図中、クロスハッチング部分 $MG_1 \sim MG_3$ はマスク領域を示す。このマスク処理により、図7(c)左欄、中央欄、右欄のように表される中間画像 $IM_{int1} \sim IM_{int3}$ が得られる。

40

【0111】

このように得られた中間画像 $IM_{int1}$ ,  $IM_{int2}$ ,  $IM_{int3}$ は、演算ユニット10により、最大値投影処理に付され、1枚の最終画像 $IM_{fin-v}$ が図7(d)に示す如く生成される。この最終画像 $IM_{fin-v}$ は表示器12によって表示される。こ

50

れにより、関心領域を流れる静脈  $BD_V$  の MRA 像を得ることができる。

【0112】

一方、動脈  $BD_A$  を画像化する場合を図 6, 8 に基づき説明する。このときも図 6 (a) ~ (c) に示すパルスシーケンスがそれぞれ実行される。これにより、静脈  $BD_V$  のときと同様に、再構成画像  $IM_{rec1}$ ,  $IM_{rec2}$ ,  $IM_{rec3}$  が得られ (図 8 (b))、次いでマスク処理に付される。この場合のマスク処理は、静脈の場合とは反対に、図 8 (c) に示す如く、撮像領域  $CS$  を二分するタグ領域  $RG_{A1} \sim RG_{A3}$  のそれぞれを境にして、この各タグ領域  $RG_{A1}$  (~  $RG_{A3}$ ) を含む動脈上流側の部分がそれぞれマスクされる。

【0113】

これにより作成された中間画像  $IM_{int1}$ ,  $IM_{int2}$ ,  $IM_{int3}$  は次いで最大値投影処理に付され、動脈  $BD_A$  のみが現われた MRA 像を表示することができる。

【0114】

このように本実施形態によれば、エコー信号収集後の後処理において、マスク処理の位置を変えるだけの簡単な方法により、動静脈を分離した MRA 像を簡単に提供することができる。また、この MRA 像を利用して、単純に、動静脈の走行方向を調べることができる。

【0115】

なお、この実施形態にあっても、マスクされてできた残りの動静脈別の画像  $R1$ ,  $R2$ ,  $R3$  を順に連続表示してもよいし、再構成画像  $IM_{rec1}$ ,  $IM_{rec2}$ ,  $IM_{rec3}$  を順に連続表示してもよい。これにより、動静脈の擬似的なダイナミック画像を観察することができる。

【0116】

(第4の実施形態)

次に、本発明の第4の実施形態を図 9, 10 に基づき説明する。この実施形態に係る MRI 装置は、イメージングスキャン (本スキャン) を行うときにパルスシーケンスに用いるインバージョン ( $IR$ ) より選択的に励起する厚さ (スライス厚又はスラブ厚) を最適に設定するためのスキャン (プリスキャン) に関する。

【0117】

前述した第2の実施形態に係る図 4, 5、又は、前述した図 14, 14 に係る MR アンギオグラフィを実施するときに、撮像する断面や動態を観察しようとする血管に応じて血流の流入速度が変わることから、インバージョンパルスによって高信号化する部分の距離が短かったり、反対に長過ぎて別のインバージョンで励起されたタグ領域に高信号部分が残ったりして、画像合成やシネ画像表示に適さない場合もあり得る。本実施形態では、このような事態を確実に排除することができるプリスキャンの手法を教示する。

【0118】

このプリスキャンでは、インバージョンパルスによる励起厚さを段階的に変えながら連続的にスキャンを行って、最適な励起厚さ及び励起位置が求められる。

【0119】

図 9 には、このプリスキャンに使用するパルスシーケンスの例を、図 10 には、プリスキャンの手順を模式的に示す。

【0120】

図 9 (a) ~ (c) は、1 回目 ~ 3 回目までの 3 回のスキャンに用いるパルスシーケンスをそれぞれ表している。これらのパルスシーケンスにおいて、スキャンの度に、2 回目のインバージョンパルス  $P_{inv-B}$  の搬送周波数のオフセット量  $Df$  及び選択励起傾斜磁場  $G_e$  の強度の内、少なくとも一方が調整されている。これにより、図 10 (a) の左欄、中央欄、及び右欄に示す如く、撮像する領域  $CS$  に対して設定するタグ領域  $RG_A$  ( $RG_{A1} \sim RG_{A3}$ ) の厚さが徐々に厚くなるとともに、1 回目 ~ 3 回目の何れのスキャンであっても、帯状のタグ領域  $RG_{A1} \sim RG_{A3}$  の血流下流側における境界位置が同じになるように位置選択される。つまり、スキャン回数が増えるにつれて、タグ領域  $RG_{A1}$

10

20

30

40

50

～ $RGA_3$ の血流上流側における境界位置のみが変化して厚くなるように励起位置が設定されている。図9(a)～(c)のパルスシーケンスにおいて、その他のパルス列は前述したもとの同等である。

【0121】

なお、このプリスキャンにおけるスキャンの回数、血流上流側の境界位置の変動幅などの条件は、撮像部位の血流速度とかかる変化幅の所望値とを含む条件を考慮して決定される。

【0122】

プリスキャンとして、これらのパルスシーケンスを順次実行することにより、図10(a)～(c)に示す如く、シーケンス毎に再構成画像 $IM_{rec1} \sim IM_{rec3}$ が得られる。

10

【0123】

そこで、例えば、操作者は、この一連の画像 $IM_{rec1} \sim IM_{rec3}$ を目視観察して、目的とする撮像部位に最適と思われる、インバージョンパルスによる励起厚さ及び空間位置を決定する。このとき、かかる決定を容易にするため、一連の画像 $IM_{rec1} \sim IM_{rec3}$ をタグ領域の厚さの順に連続表示するようにしてもよい。なお、上述の決定は、操作者のよる人為的判断に拠る手法のほか、血流の輪活抽出法など、適宜なアルゴリズムを用いて自動的に行うようにしてもよい。

【0124】

以上のプリスキャンにより得られた励起厚さ及び空間位置の情報は、本スキャンのパルスシーケンスにおいて印加される2回目のインバージョンパルス $P_{inv-B}$ の搬送周波数及びこれと同時に印加される選択励起傾斜磁場の例えば強度に反映される。この結果、本スキャンにより得られるMRA像において、インバージョンパルス $P_{inv-B}$ によりタグ付けされた血流部分の撮像長さとの関係が適正になり、的確な画像合成やシネ画像表示を行うことができる。

20

【0125】

なお、上述の実施形態は血液を画像化するMRAについて説明したが、撮像対象としてその他の動きのある対象物、例えばCSFなどについても同様に画像化できる。このCSFの場合、タグ付け用インバージョンパルスの印加からイメージングスキャンまでの時間幅を適宜に変更すればよい。

30

【0126】

また、図9に示すパルスシーケンスにおいて、必要に応じて、2回目のインバージョンパルス $P_{inv-B}$ とイメージングスキャン $P_{seq}$ との間で脂肪抑制パルスを印加するようにしてもよい。

【0127】

さらに、本実施形態は、前述した図15の手法に基づく実施形態を説明したが、これに代えて、前述した図14に示す手法に基づいて上述の実施形態を行なってもよい。この場合は、前述の最大値投影処理に代えて、最小値投影処理を後処理として行なえばよい。

【0128】

一方、本実施形態では、イメージング用パルスシーケンスは、FSE法に限らず、FE法、セグメンティドFE法、SE法、エコープラナー法などの各種の手法を採用できる。さらに、データ収集及び画像再構成は3次元で行なってもよい。

40

【0129】

(第5の実施形態)

本発明の第5の実施形態に係るMRI装置を説明する。この実施形態は、選択励起に拠るタグ付け領域の別の例に関する。

【0130】

図11(a)には、このMRI装置で使用するパルスシーケンスの一例を示し、同図(b)には、再構成画像の一例を示す。

【0131】

50

このパルスシーケンスに拠れば、インバージョンパルスは1個のパルス  $P_{inv-o}$  のみを用いる。このパルスの搬送周波数と選択励起傾斜磁場  $G_e$  は、インバージョンパルス  $P_{inv-o}$  により励起される領域  $RG_A$  は図11(b)に示す如く、撮像する領域  $CS$  と同じになるように設定される。つまり、このインバージョンパルス  $P_{inv-o}$  はスピンを180度、反転させてタグ付けする機能を有するが、このタグ付けは、スキャン時に流入する新しい血流による高信号に対してコントラストを付けるため、領域  $RG_A$  のスピンを低信号化させる逆タグ付けの機能になる。図11(a)に示す如く、インバージョンパルスは、かかるタグ付けのパルス  $P_{inv-o}$  のみが単独で印加される。その他のパルス列は前述した各実施形態のものと同じである。

【0132】

このパルスシーケンスを実行してエコー信号が収集され、このエコー信号から図11(b)に例示する再構成画像  $IM_{rec}$  が得られる。

【0133】

したがって、インバージョンパルス  $P_{inv-o}$  により撮像領域  $CS$  と同じ領域  $RG_A$  が逆タグ付けされ、その後、反転時間  $TI$  の後に、スキャンが実行される。

【0134】

このため、スキャン時には、インバージョンパルス  $P_{inv-o}$  により選択励起されなかった領域から、例えば動脈  $BD_A$  及び静脈  $BD_V$  が飽和されていないスピンとして撮像領域  $CS$  に流入する。したがって、動脈  $BD_A$  及び静脈  $BD_V$  から高信号を得て、それらを確実に描出することができる。

【0135】

とくに、動静脈では流速に速度差があるので、スキャン時に撮像領域  $CS$  に流入する部分の長さは異なるのが通常である。このため、例えば静脈  $BD_V$  の流入長さ  $L$  分だけ、撮像領域  $CS$  よりも静脈上流側に入り込んだ領域を選択励起するように設定することで、動脈  $BD_A$  のみを表示した画像を提示することができる。

【0136】

なお、以上説明してきた全部の実施形態に共通の変形例として、同期法の手法がある。つまり、前述の各実施形態は心電同期法を前提とした  $MR$  イメージングを説明してきたが、この同期法に代えて、脳波同期法、呼吸同期法などを用いてもよい。また、同じ心電同期法であっても、脈波同期法 ( $PPG$ ) を用いることもできる。

【0137】

さらに、前述した各実施形態では、タグ付け用インバージョンパルスによる励起位置を変更することによって血液や  $CSF$  の動態を表示する手法を教示してきたが、同期法で使用するトリガの発生から一連のインバージョンパルスの印加までの時間幅 (遅延時間) を適宜に変更しながらスキャンを行うようにしてもよい。これにより得られた画像を適宜な順に表示したり、複数の最大値投影画像を作成し表示したりすることにより、心拍や呼吸に同期した撮像対象の周期的な動きを観察することができる。

【0138】

更に、上述した各実施形態は種々の形態に展開できる。第1に、タグ付けインバージョンパルスの印加に伴って画像化される血流部分の転置は、血流の流速に応じて異なるので、この対応関係に基づき血流の流速を測定することができる。

【0139】

第2に、タグ付けインバージョンパルスの搬送周波数のオフセット量と選択励起傾斜磁場の強度を適宜に変換することで、タグ領域を任意のスライス位置 (スラブ位置)、スライス厚 (スラブ厚)、又はオブリーク励起位置に設定することができる。

【0140】

第3に、タグ付けインバージョンパルスによるスライス厚 (スラブ厚) を可変することで、任意のスライス厚 (スラブ厚) の血管を描出することができる。

【0141】

第4に、タグ付けインバージョンパルスのフリップ角の好適な一例は180度であるが、

10

20

30

40

50

このフリップ角は必ずしもこれに限定されない。この角度を180度未満の適宜な値に設定することで、より短いT I時間で、信号低下させた領域の信号を収集して、スキャン時間全体を短縮させることができる。

【0142】

なお、本発明は、代表的に例示した上述の実施形態及び変形形態に限定されるものではなく、当業者であれば、特許請求の範囲の記載内容に基づき、その要旨を逸脱しない範囲内で種々の態様に変形、変更することができ、それらも本発明の権利範囲に属するものである。

【0143】

【発明の効果】

以上説明したように、本発明のMRイメージングによれば、従来のMRAで問題となっていた、時間分解能と空間分解能との両立が図られ、共に高いレベルに保持でき、血液やCSFのような流体の動態に関する詳細な情報を得ることができる。

【0144】

さらに、本発明のMRイメージングの手法では、従来のCE-DMRAで必須であった造影剤の投与が不要になるので、非侵襲となり、被検者の精神的、物理的な負担を著しく軽減することができる。また、造影剤投与時のような撮像タイミングの認識に伴う煩わしさも不要で、検査の準備や手間が大幅に軽減される。

しかも、造影剤を使用していないので、検査のやり直しにも容易に対応できる。

【0145】

さらに、本発明によるMRイメージングの手法によれば、インバージョンパルスによってタグ付けする領域の位置は自在に設定できるため、流入血管を限定して検査することもでき、精度及び確実性の高い検査が可能になる。

【図面の簡単な説明】

【図1】本発明の実施形態に係るMRI装置の概略構成を示すブロック図。

【図2】第1の実施形態で使用する、タグ用インバージョンパルスが1個であるパルスシーケンス。

【図3】第1の実施形態における撮像領域とタグ領域の位置関係及びMRA像の生成手順を説明する図。

【図4】第2の実施形態で使用する、複数のタグ用インバージョンパルスを有するパルスシーケンス。

【図5】第2の実施形態における撮像領域とタグ領域の位置関係及びMRA像の生成手順を説明する図。

【図6】第3の実施形態で使用するパルスシーケンス。

【図7】第3の実施形態における動静脈分離に関する、撮像領域とタグ領域の位置関係及びMRA像の生成手順を説明する図。

【図8】第3の実施形態における動静脈分離に関する、撮像領域とタグ領域の位置関係及びMRA像の生成手順を説明する図。

【図9】第4の実施形態に係るプリンスキャンで使用する、タグ用インバージョンパルスが1個であるパルスシーケンス。

【図10】第4の実施形態に係るプリンスキャンにおける、撮像領域とタグ領域の位置関係及びMRA像の生成手順を説明する図。

【図11】第5の実施形態に係るパルスシーケンス及び画像例を示す図。

【図12】従来技術としてのCE-DMRAを説明する図。

【図13】CE-DMRAに用いるパルスシーケンスの例示する図。

【図14】従来のMRAの一例をパルスシーケンスと共に説明する図。

【図15】従来のMRAの別の一例をパルスシーケンスと共に説明する図。

【符号の説明】

- 1 磁石
- 2 静磁場電源

10

20

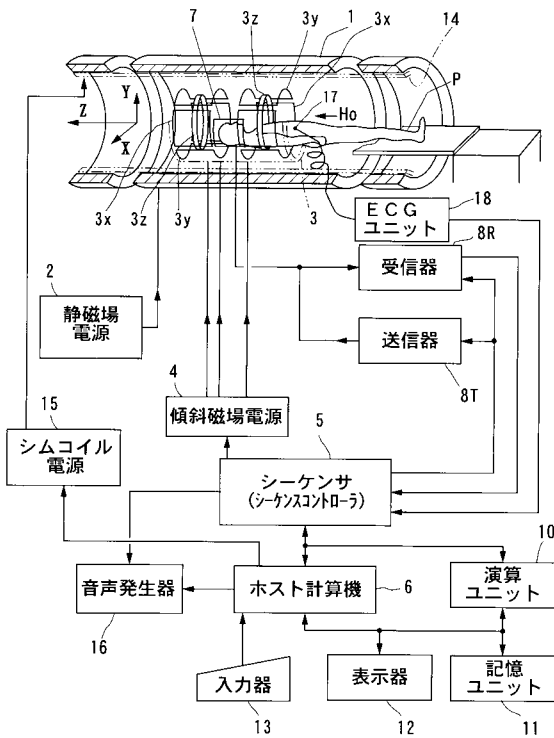
30

40

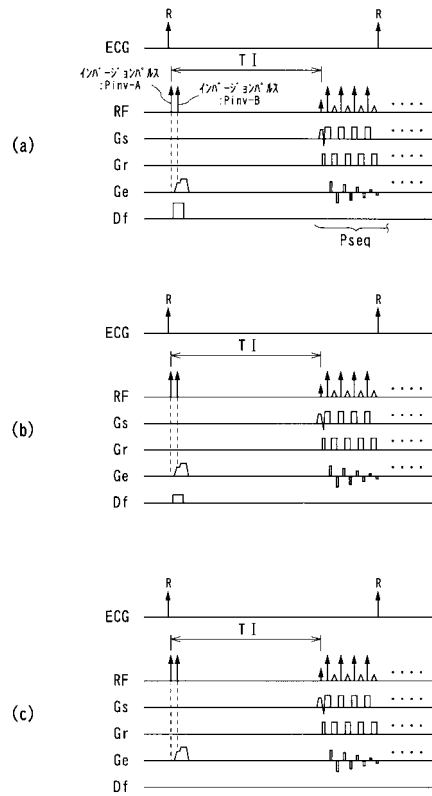
50

- 3 傾斜磁場コイルユニット
- 4 傾斜磁場電源
- 5 シーケンサ
- 6 ホスト計算機
- 7 RFコイル
- 8 T 送信器
- 8 R 受信器
- 10 演算ユニット
- 11 記憶ユニット
- 12 表示器
- 13 入力器

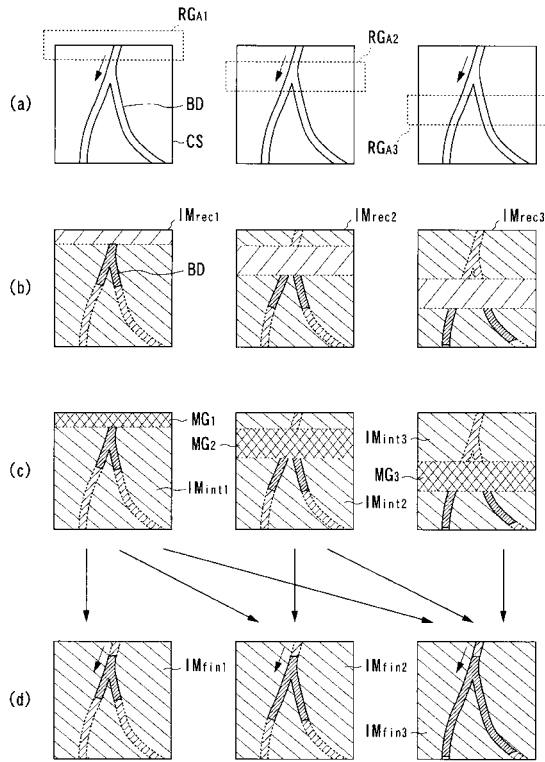
【図1】



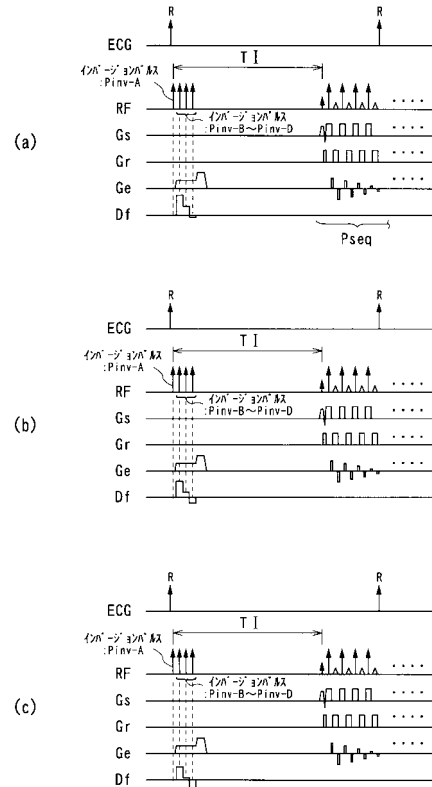
【図2】



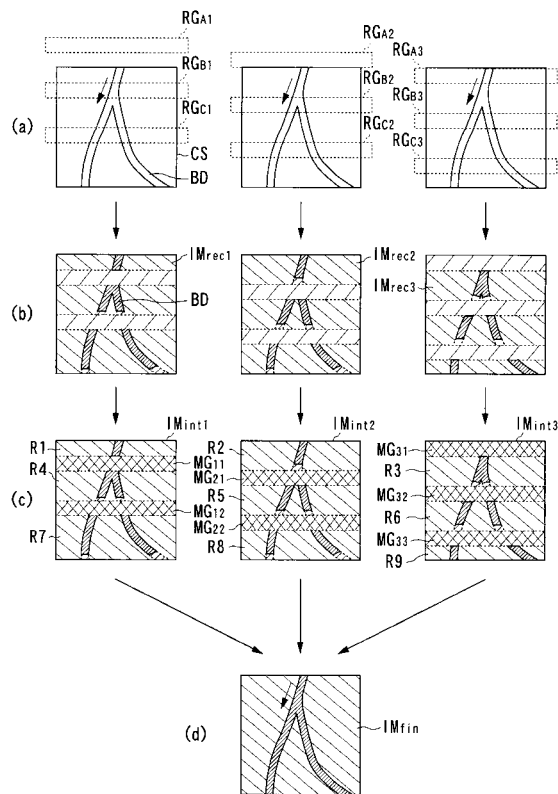
【 図 3 】



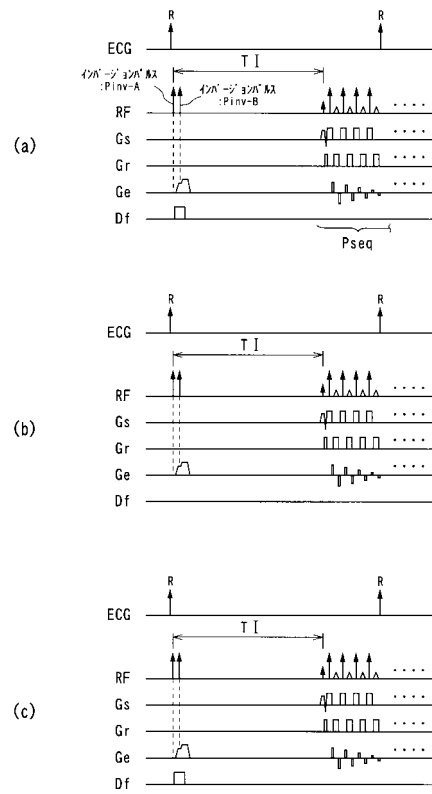
【 図 4 】



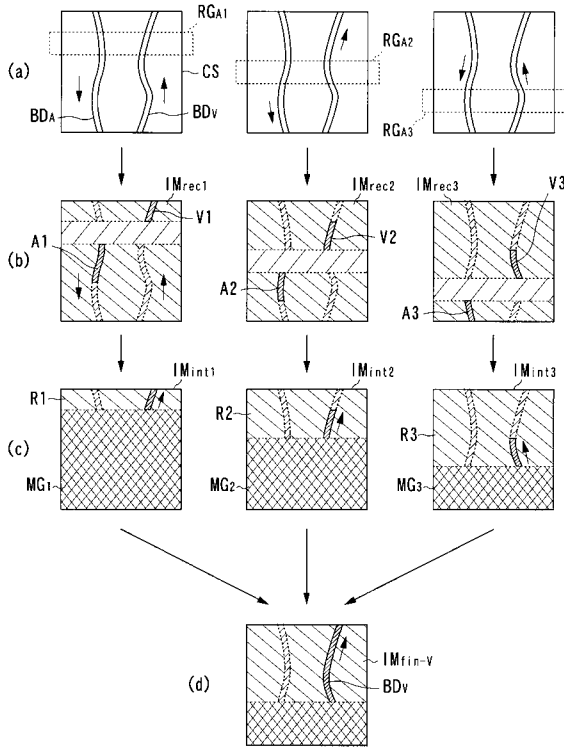
【 図 5 】



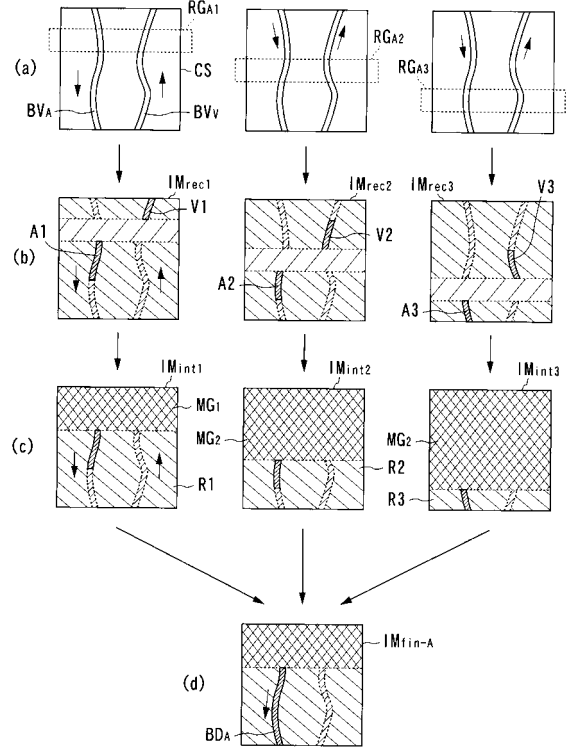
【 図 6 】



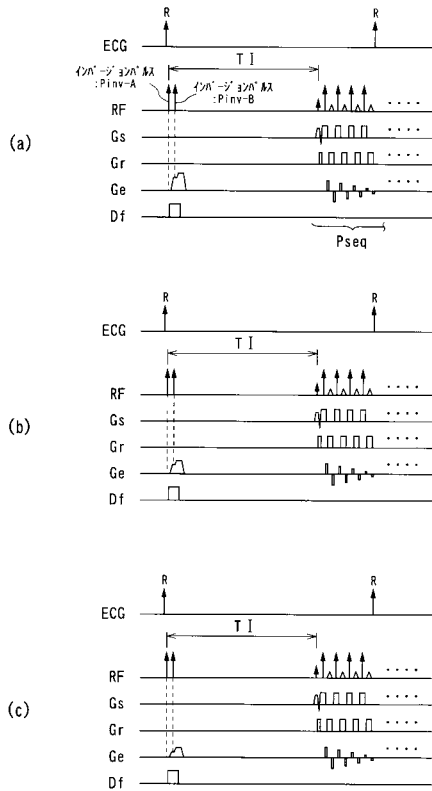
【 図 7 】



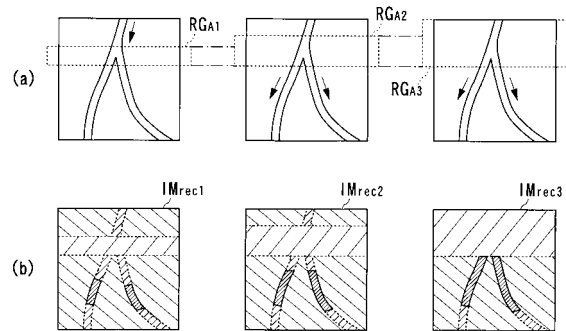
【 図 8 】



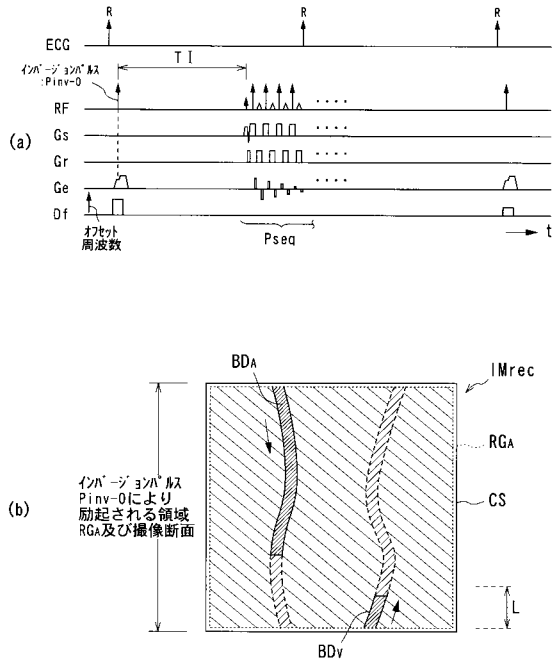
【 図 9 】



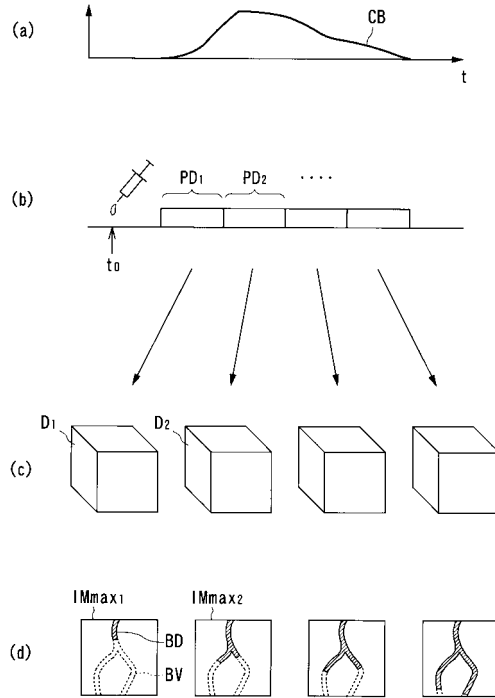
【 図 10 】



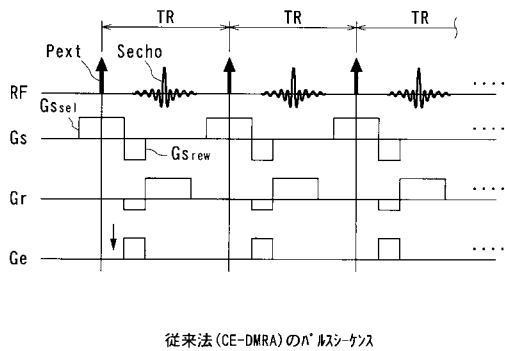
【図11】



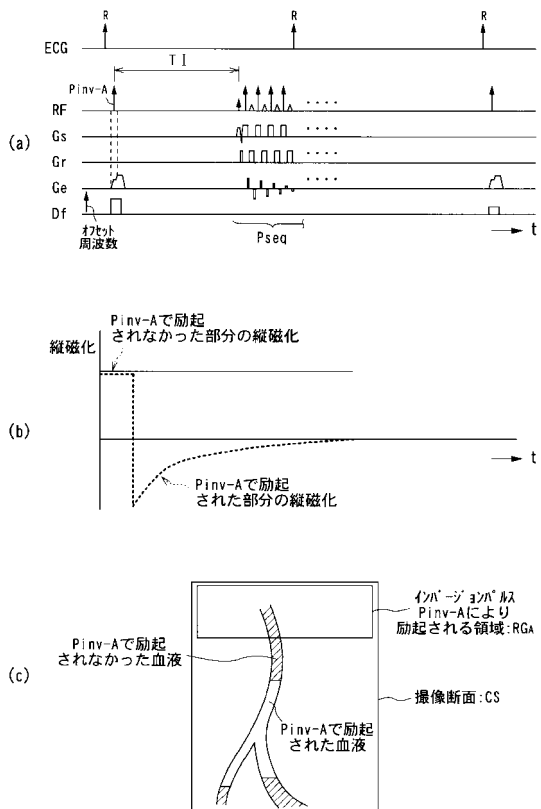
【図12】



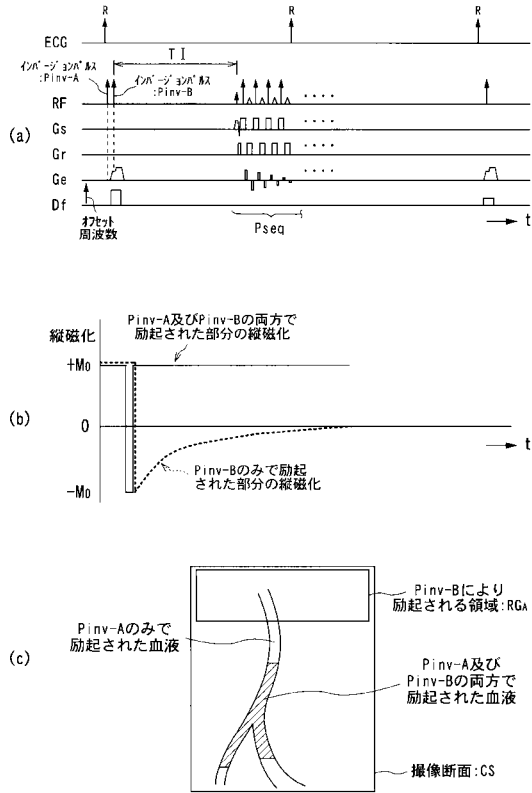
【図13】



【図14】



【 図 15 】



## フロントページの続き

- (56)参考文献 特開昭63-186639(JP,A)  
特開平07-116143(JP,A)  
特開平09-276250(JP,A)  
特開平11-313810(JP,A)  
特開平11-056811(JP,A)  
特開2008-221024(JP,A)  
特開2000-023937(JP,A)  
SAMUEL J.WANG, et al., "Fast Angiography Using Selective Inversion Recovery", *Magnetic Resonance in Medicine*, 1992年, Vol.23, p109-p121  
Orlando P.Simonette, PhD, J.Paul Finn, MD, Richard D.White, MD, Gerhard Laub, PhD, Daniel A.Henry, MD, "Black Blood" T2-weighted Inversion-Recovery MR Imaging of the Heart", *Radiology*, 米国, 1996年11月1日, Volume 199, 49-57  
U.Sinha, et al., "3D Black Blood Cardiac MR Images in Breathhold Times with:Proton Density, MR and T2 Contrast Options", *Proc. Intl. Soc. Mag. Reson. Med.*, 1998年, p576  
J. Gonzalez-Atavales, et al., "Quantification of Flow Changes Accompanying Task Activation Using Transit Time Sensitive ASL Images", *Proc. Intl. Soc. Mag. Reson. Med.*, 1999年, p1732  
S. Wiese, S. Posse, "Highly Effective Outer Volume Suppression for Short TE Spin Echo Spectroscopic Imaging using Echo Dephasing", *Proc. Intl. Soc. Mag. Reson. Med.*, 1999年, p680  
J.L. Tanabe, et al., "MR perfusion imaging in human brain using the UNFAIR technique", *Proc. Intl. Soc. Mag. Reson. Med.*, 1999年, p1842  
HP Hetherington, et al., "Tissue segmentation analysis in 3D 31P spectroscopic imaging for enhanced accuracy in lateralization of focal epilepsy", *Proc. Intl. Soc. Mag. Reson. Med.*, 1999年, p370

## (58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 5/055  
JSTPlus/JMEDPlus/JST7580(JDreamII)  
Wiley InterScience