

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第4991908号
(P4991908)

(45) 発行日 平成24年8月8日(2012.8.8)

(24) 登録日 平成24年5月11日(2012.5.11)

(51) Int.Cl.

F I

A 6 1 B 5/055 (2006.01)

A 6 1 B 5/05 3 1 1

G O 1 R 33/48 (2006.01)

A 6 1 B 5/05 3 8 2

G O 1 N 24/08 5 1 O Y

請求項の数 5 (全 25 頁)

(21) 出願番号 特願2010-113339 (P2010-113339)
 (22) 出願日 平成22年5月17日 (2010.5.17)
 (62) 分割の表示 特願2000-70639 (P2000-70639)
 の分割
 原出願日 平成12年3月14日 (2000.3.14)
 (65) 公開番号 特開2010-172762 (P2010-172762A)
 (43) 公開日 平成22年8月12日 (2010.8.12)
 審査請求日 平成22年5月17日 (2010.5.17)

(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 110001380
 特許業務法人東京国際特許事務所
 (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

最終頁に続く

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

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

プリスキャンの実行後に、被検体の撮像対象が含まれる撮像領域を画像化するためのエコー信号を受信する本スキャンを実行する磁気共鳴イメージング方法であって、

印加された領域の前記撮像対象のスピンを反転させるインバージョンパルスが前記本スキャン実行時に前記撮像領域の一部の領域に印加される場合の条件決定に反映される前記プリスキャンとして、前記インバージョンパルスを発信後、所定時間が経過してから前記スピンのエコー信号を受信するためのパルスシーケンスに基づくスキャンを、前記パルスシーケンスのパルス列を構成する前記インバージョンパルスの条件を変更して複数回繰り返す、

各々の前記スキャンに応答してそれぞれ発生する前記エコー信号に基づいて前記撮像対象を含む画像を複数生成し、

前記複数の画像の内、特定の画像を得た前記プリスキャンの前記インバージョンパルスの条件を、前記本スキャンのパルスシーケンスでの前記インバージョンパルスの条件に反映し、

前記本スキャンとして、前記インバージョンパルスの条件が反映されたパルスシーケンスにより前記インバージョンパルスを前記撮像領域の一部の領域に選択的に印加後、前記スピンのエコー信号を受信するイメージングスキャンを実行し、これにより発生する前記エコー信号に基づいて前記撮像領域を画像化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、

前記インバージョンパルスの条件は、前記インバージョンパルスが選択的に印加される領域である前記撮像領域の一部の領域の空間位置に関する条件を含み、

前記プリスキャンは、変更される前記一部の領域の大きさの順に複数の前記画像を連続表示する処理を含む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 記載の磁気共鳴イメージング方法において、

前記インバージョンパルスの条件は、前記インバージョンパルスの励起位置および励起厚さであ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 4】

請求項 1 乃至請求項 3 のいずれかに記載の磁気共鳴イメージング方法において、

前記画像は、前記撮像対象としての脳脊髄液を描出する画像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 5】

プリスキャンの実行後に、被検体の撮像対象が含まれる撮像領域を画像化するためのエコー信号を受信する本スキャンを実行する磁気共鳴イメージング装置であって、

印加された領域の前記撮像対象のスピンを反転させるインバージョンパルスが前記本スキャン実行時に前記撮像領域の一部の領域に印加される場合の条件決定に反映される前記プリスキャンとして、前記インバージョンパルスを発信後、一定時間が経過してから前記スピンのエコー信号を受信するためのパルスシーケンスに基づくスキャンを、前記パルスシーケンスのパルス列を構成する前記インバージョンパルスの条件を変更して複数回繰り返す、各々の前記スキャンにตอบสนองしてそれぞれ発生する前記エコー信号に基づいて前記撮像対象を含む画像を複数生成する手段と、

20

前記複数の画像の内、特定の画像を得た前記プリスキャンの前記インバージョンパルスの条件を、前記本スキャンのパルスシーケンスでのインバージョンパルスの条件に反映する手段と、

前記本スキャンとして、前記インバージョンパルスの条件が反映されたパルスシーケンスにより前記インバージョンパルスを前記撮像領域の一部の領域に選択的に印加後、前記スピンのエコー信号を受信するイメージングスキャンを実行し、これにより発生する前記エコー信号に基づいて前記撮像領域を画像化する手段と

30

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。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、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る。特に、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できる非造影磁気共鳴イメージングに関する。

【背景技術】

40

【0002】

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FID（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。

【0003】

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

【0004】

このMRAでは、一般には、MRI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

50

画像化する、造影ダイナミックMRアンギオグラフィ（以下、CE - DMRA : contrast enhanced dynamic MRAと呼ばれる）が採用されている（例えば非特許文献1参照）。

【0005】

このCE - DMRAの撮像手順の概念的に図12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CB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30秒から2分程度である。同図(b)の期間PD1、PD2、...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PD1、PD2、...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D1、D2、...に生成される。この画像データD1、D2、...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IMmax1、IMmax2、...に処理され、表示される。

10

【0006】

このCE - DMRAで使用されるスキャン法は、主に、FE（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13に示す。同図に示す如く、高調波励起パルス $P_{ex t}$ 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 $S_{e c h o}$ 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TR毎に繰返される。繰返し時間TRは通常、3 - 10ms程度である。

20

【0007】

なお、図13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。

30

【0008】

このようにCE - DMRA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 $IM_{max 1}$ 、 $IM_{max 2}$ 、...を時系列に表示・観察することで、血管BVを流れる血液BD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、CSF（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、CSFを撮像対象とするときには、ハイドログラフィ（hydrography）と呼ばれる。

40

【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、非特許文献2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 $P_{i n v - A}$ で励起される領域 RG_A との位置関係を示す。

【0010】

50

同図 (a) に示す如く、E C G 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 $P_{i n v - A}$ が印加される。このとき、関心のある血管の撮像断面 C S への流入元と思われる領域 $R G_A$ が選択的に励起されるように、インバージョンパルス $P_{i n v - A}$ の R F 周波数がその中心周波数からオフセット量 $D f$ だけシフトされ、このインバージョンパルス $P_{i n v - A}$ 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 $P_{i n v - A}$ が印加された後、 $300 \sim 1000$ m s 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 $P_{s e q}$ が実行される。このシーケンスは例えば S E (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、S E 法に限らず、セグメント分割された F E 法であってもよい。このセグメンティド F E 法は、一例として、非特許文献 3 で提案されている。

【 0 0 1 1 】

なお、非特許文献 2 には、インバージョンパルス $P_{i n v - A}$ で励起される一部領域 $R G_A$ 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。

【 0 0 1 2 】

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 1 5 (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 1 4 に示す手法と、非特許文献 4 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 $P_{s e q}$ としては、例えば高速 S E (F S E) 法が用いられる。この図 1 5 記載の手法は、図 1 4 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 C S 全体を励起するインバージョンパルス $P_{i n v - A}$ を最初に選択的に印加し、この直後 (例えば $2 \sim 10$ m s 後) に、図 1 4 と同様に関心血管の流入元と思われる一部領域 $R G_A$ 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 $P_{i n v - B}$ 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 $P_{i n v - A}$ 及び $P_{i n v - B}$ 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 $R G_A$ から撮像断面 C S 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 1 4 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。

【 先行技術文献 】

【 非特許文献 】

【 0 0 1 3 】

【 非特許文献 1 】 M . P r i n c e , R a d i o l o g y 1994 ; 191 : 144 - 164

【 非特許文献 2 】 論文「 “ C o n s i d e r a t i o n s o f M a g n e t i c R e s o n a n c e A n g i o g r a p h y b y S e l e c t i v e I n v e r s i o n R e c o v e r y ” , D . G . N i s h i m u r a e t a l . , M a g n e t i c R e s o n a n c e i n M e d i c i n e , V o l . 7 , 472 - 484 , 1988 」

【 非特許文献 3 】 論文「 F a s t A n g i o g r a p h y U s i n g S e l e c t i v e I n v e r s i o n R e c o v e r y ” , S a m u e l J . W a n g e t a l . , M a g n e t i c R e s o n a n c e i n M e d i c i n e , V o l . 23 , 109 - 121 , 1992 」

【 非特許文献 4 】 論文「 D . C h i e n e t a l . , “ H i g h S p e e d b l a c k b l o o d i m a g i n g o f v e s s e l s t e n o s i s i n

10

20

30

40

50

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」

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0014】

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(又は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。

【0015】

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はできるが、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。

【0017】

本発明は、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目的とする。

【課題を解決するための手段】

【0018】

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できる。

【0019】

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、或いは、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

【0020】

一実施形態に係る磁気共鳴イメージング方法は、プリスキャンの実行後に、被検体の撮像対象が含まれる撮像領域を画像化するためのエコー信号を受信する本スキャンを実行する方法であって、印加された領域の前記撮像対象のスピンを反転させるインバージョンパルスが前記本スキャン実行時に前記撮像領域の一部の領域に印加される場合の条件決定に反映される前記プリスキャンとして、前記インバージョンパルスを発信後、所定時間が経過してから前記スピンのエコー信号を受信するためのパルスシーケンスに基づくスキャンを、前記パルスシーケンスのパルス列を構成する前記インバージョンパルスの条件を変更

して複数回繰り返し、各々のスキャンに 응답してそれぞれ発生する前記エコー信号に基づいて前記撮像対象を含む画像を複数生成し、前記複数の画像の内、特定の画像を得た前記プリスキャンの前記インバージョンパルスの条件を、前記本スキャンのパルスシーケンスでの前記インバージョンパルスの条件に反映後、前記本スキャンとして、前記インバージョンパルスの条件が反映されたパルスシーケンスにより前記インバージョンパルスを前記撮像領域の一部の領域に選択的に印加後、前記スピンのエコー信号を受信するイメージングスキャンを実行し、これにより発生する前記エコー信号に基づいて前記撮像領域を画像化する。

【0021】

また、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の条件を変更しながら被検体の撮像領域に当該傾斜磁場及びパルスを印加して当該撮像領域の一部の領域のスピンを反転後、一定時間が経過してから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する処理を複数回繰り返し、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各回毎に画像化し、これら複数の画像上での撮像対象の表示具体から前記一部の領域の最適な位置及び大きさを決める前工程を含む態様を採ることもできる。例えば、前記前工程は、前記複数の画像を、変更される前記一部領域の大きさの順に連続表示する処理を含む。

【0022】

例えば、タグ付けとして、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発信し、その直後に前記タグ付けインバージョンパルスを発信してもよい。

【0023】

また、前記一部の領域の空間位置の変更に伴って複数回、実行される前記パルスシーケンスに 응답して発生するエコー信号から複数の画像を生成し、この複数の画像を所定の順に連続的に表示できる。例えば、前記複数の画像は、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。

【0024】

さらに例えば、前記一部の領域の空間位置の変更に伴って複数回、実行される前記パルスシーケンスに 응답して発生するエコー信号から複数の画像を生成し、この複数の画像から一定値の画素を投影した複数の投影画像を作成し、この複数の投影画像を所定の順に連続的に表示できる。

【0025】

さらに、一例として、前記一部の領域の空間位置の変更に伴って複数回、実行される前記パルスシーケンスに 응답して発生するエコー信号から複数の画像を生成し、この複数の画像上で、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キング処理を施し、このマスキング処理後の複数の画像から一定値の画素を投影した1つ又は複数の投影画像を作成し、この投影画像に表示してもよい。この場合、例えば、前記投影画像は複数作成され、この複数の投影画像が所定の順に連続表示される。

【0026】

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。

【0027】

さらに、別の例として、前記一部の領域の空間位置の変更に伴って複数回、実行される前記パルスシーケンスに 응답して発生するエコー信号から複数の画像を生成し、この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を連続的に表示してもよい。

【0028】

さらに、別の例として、前記一部の領域の空間位置の変更に伴って複数回、実行される前記パルスシーケンスに 응답して発生するエコー信号から複数の画像を生成し、この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キング処理を施すこともできる。このとき、好適には、前記マスキング処理を施した複

10

20

30

40

50

数の画像を連続的に表示する。また、前記マスクング処理を施した複数の画像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1つ又は複数の投影画像を作成し、この投影画像を表示してもよい。例えば、前記マスクング処理は、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。

【0029】

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、各回のスキャン毎に、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、複数のインバージョンパルス及びこのパルスと同時に発信する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スキャン毎に相互にずれた位置になるように設定される。

10

【0030】

さらに、被検体の撮像領域全体のスピンを反転させるために選択励起傾斜磁場と共に1個のインバージョン（IR）パルスを発信し、この後、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ようにしてもよい。

【0031】

さらにまた、被検体の撮像領域の少なくとも一部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インバージョン（IR）パルスの発信を含む処理を行い、このタグ付けに伴う前記撮像領域のエコー信号の変化を検出し、この信号変化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ようにしてもよい。例えば、前記撮像対象は、前記撮像領域を通る血流である。

20

【0033】

一実施形態に係る磁気共鳴イメージング装置は、プリスキャンの実行後に、被検体の撮像対象が含まれる撮像領域を画像化するためのエコー信号を受信する本スキャンを実行するものであって、「印加された領域の前記撮像対象のスピンを反転させるインバージョンパルスが前記本スキャン実行時に前記撮像領域の一部の領域に印加される場合の条件決定に反映される前記プリスキャンとして、前記インバージョンパルスを発信後、一定時間が経過してから前記スピンのエコー信号を受信するためのパルスシーケンスに基づくスキャンを、前記パルスシーケンスのパルス列を構成する前記インバージョンパルスの条件を変更して複数回繰り返し、各々のスキャンに 응답してそれぞれ発生する前記エコー信号に基づいて前記撮像対象を含む画像を複数生成する手段」と、「前記複数の画像の内、特定の画像を得た前記プリスキャンの前記インバージョンパルスの条件を、前記本スキャンのパルスシーケンスでの前記インバージョンパルスの条件に反映する手段」と、「前記本スキャンとして、前記インバージョンパルスの条件が反映されたパルスシーケンスにより前記インバージョンパルスを前記撮像領域の一部の領域に選択的に印加後、前記スピンのエコー信号を受信するイメージングスキャンを実行し、これにより発生する前記エコー信号に基づいて前記撮像領域を画像化する手段」とを備えている。

30

【発明の効果】

40

【0035】

本発明のMRイメージングでは、インバージョンパルスを発信後、所定時間が経過してからパルスシーケンスを開始してエコー信号を受信する処理を、インバージョンパルスの条件を変更して複数回繰り返し、各々の前記パルスシーケンスに 응답してそれぞれ発生するエコー信号に基づいて画像を複数生成し、複数の画像に基づいて本スキャンでのインバージョンパルスの条件を決定する。換言すれば、プリスキャンで用いられたインバージョンパルスの条件を、本スキャンでのインバージョンパルスの条件決定に反映できる。この結果、例えば、本スキャンにより得られる画像において的確な画像合成やシネ画像表示を実現しうる。

【0036】

50

一実施形態の例では、プリスキャンにより得られた例えば励起厚さ及び空間位置などの情報は、本スキャンのパルスシーケンスにおいて印加されるインバージョンパルスの例えば搬送周波数や、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などに反映される。この場合、本スキャンにより得られる画像において、例えば血流部分の撮像長さや血流速度との関係が適正になる結果、的確な画像合成やシネ画像表示を実現しうる。

【図面の簡単な説明】

【0038】

【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。

10

【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。

20

【図9】第4の実施形態に係るプリ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。

30

【発明を実施するための形態】

【0039】

以下、本発明の実施の形態を添付図面に基づき説明する。

【0040】

(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。

【0041】

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)パルスをを用いる。

40

【0042】

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。

【0043】

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

50

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。

【0044】

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。

【0045】

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 ~ 3z を備える。傾斜磁場部はまた、x、y、z コイル 3x ~ 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 ~ 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。

【0046】

傾斜磁場電源 4 から x、y、z コイル 3x ~ 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。

【0047】

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 8T 及び受信器 8R とを備える。この送信器 8T 及び受信器 8R 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 8T 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 8R 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。

【0048】

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。

【0049】

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。

【0050】

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。

10

20

30

40

50

【0051】

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8T、受信器8Rの動作を制御するとともに、受信器8R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8Tおよび受信器8R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。

【0052】

また、演算ユニット10は、受信器8R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。

10

【0053】

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）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。

20

【0054】

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。

【0055】

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。

30

【0056】

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。

【0057】

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。

40

【0058】

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。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。

【0059】

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、

50

非常に短い時間（ $2 \sim 10 \text{ ms}$ ）の間に2つのインバージョンパルス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。

【0060】

この後、血流速度から見た場合、同時であると思えることができる、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 600 ms ）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

【0061】

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が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 が互いに変更されている。

【0062】

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。

20

【0063】

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。

【0064】

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° 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° 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。

30

【0065】

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。

【0066】

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。

40

【0067】

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} を印加するときにタグ領域 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}

50

P_{inv-A} を受けて殆ど初期状態のスピンになっているので、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。

【0068】

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。

【0069】

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。

【0070】

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。

【0071】

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。

【0072】

このようにして中間画像 IM_{int1} 、 IM_{int2} 、 IM_{int3} が得られると、演算ユニット10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選ぶことで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選ぶことで3番目の最終画像 IM_{fin3} が生成される。

【0073】

この3枚の最終画像 IM_{fin1} 、 IM_{fin2} 、 IM_{fin3} は、表示器12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。

【0074】

とくに、血液の動態が時間的に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。

【0075】

つまり、前述した従来のCE-DMRAの場合(図12参照)、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

10

20

30

40

50

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。

【0076】

この実施形態は、以下のように種々の変形が可能である。

【0077】

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12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。

10

【0078】

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なども同様に画像化できる。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。

【0079】

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。

【0080】

20

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、前述の図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。

【0081】

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。

【0082】

30

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。また、中間画像を作成するためのマスキング処理を省いてもよい。

【0083】

(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も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。

40

【0084】

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。

【0085】

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一である。

【0086】

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

50

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。

【0087】

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。

【0088】

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 Df 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。

【0089】

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。

【0090】

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 Df 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。

【0091】

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。

【0092】

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。

【0093】

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。

【0094】

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。

10

【0095】

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 $P_{inv-B} \sim P_{inv-D}$ の周波数オフセット量 Df が変更されて、前述したパルスシーケンスが実行される。

【0096】

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。

【0097】

20

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} が生成される。この最終画像 IM_{fin} 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。

【0098】

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できる。

30

【0099】

この実施形態は、以下の変形も可能である。

【0100】

上述した実施形態において得られた複数の中間画像 $IM_{int1} \sim IM_{int3}$ から、マスキング処理を施していない残りの部分の画像 $R1 \sim R9$ を切り出し、例えばこの順に表示してもよい。

【0101】

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、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することができ、血流の挙動の把握が容易化される。

40

【0102】

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。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。

【0103】

また、図4の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

50

ス P_{inv-D} とイメージングスキャン P_{seq} との間で脂肪抑制パルス印加してもよい。

【0104】

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。

【0105】

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。

10

【0106】

(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。

【0107】

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。

【0108】

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。

20

【0109】

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。

30

【0110】

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。

【0111】

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。

40

【0112】

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。

【0113】

50

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。

【0114】

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キング処理が行われる。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キングされる。同図中、クロスハッチング部分 $MG_1 \sim MG_3$ はマスキング領域を示す。このマスキング処理により、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。

10

【0115】

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。

【0116】

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))、次いでマスキング処理に付される。この場合のマスキング処理は、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 $RG_{A1} (\sim RG_{A3})$ を含む動脈上流側の部分がそれぞれマスキングされる。

20

【0117】

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。

【0118】

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、マスキング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もできる。

30

【0119】

なお、この実施形態にあっても、マスキングされてできた残りの動静脈別の画像 R_1 , R_2 , R_3 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できる。

【0120】

(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)を最適値に設定するためのスキャン(プリスキャン)に関する。

40

【0121】

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, 15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。

50

【 0 1 2 2 】

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。

【 0 1 2 3 】

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。

【 0 1 2 4 】

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 $RG_{A1} \sim RG_{A3}$ 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。

【 0 1 2 5 】

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。

【 0 1 2 6 】

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で、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。

【 0 1 2 7 】

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。

【 0 1 2 8 】

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。

【 0 1 2 9 】

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。

【 0 1 3 0 】

また、図 9 の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してもよい。

【 0 1 3 1 】

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。

【0132】

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。

【0133】

(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。

【0134】

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。

【0135】

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} 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} 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} 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} 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一である。

【0136】

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。

【0137】

したがって、インバージョンパルス P_{inv} 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。

【0138】

このため、スキャン時には、インバージョンパルス P_{inv} 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。

【0139】

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。

【0140】

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MRI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。

【0141】

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

10

20

30

40

50

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。

【 0 1 4 2 】

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。

【 0 1 4 3 】

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可変することで、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。

10

【 0 1 4 4 】

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。

【 0 1 4 5 】

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 1 8 0 度であるが、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 1 8 0 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。

【 0 1 4 6 】

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ができ、それらも本発明の権利範囲に属する。

20

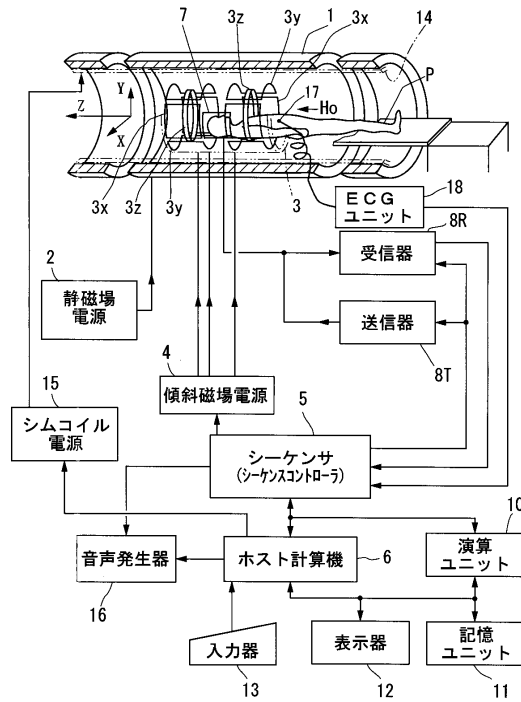
【符号の説明】

【 0 1 4 7 】

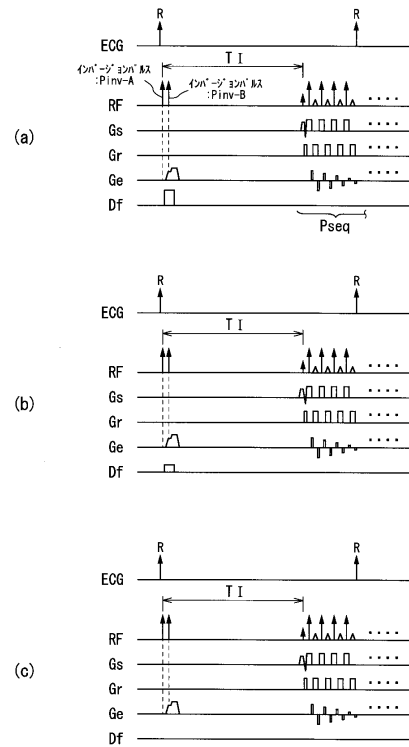
- 1 磁石
- 2 静磁場電源
- 3 傾斜磁場コイルユニット
- 4 傾斜磁場電源
- 5 シーケンサ
- 6 ホスト計算機
- 7 R F コイル
- 8 T 送信器
- 8 R 受信器
- 1 0 演算ユニット
- 1 1 記憶ユニット
- 1 2 表示器
- 1 3 入力器

30

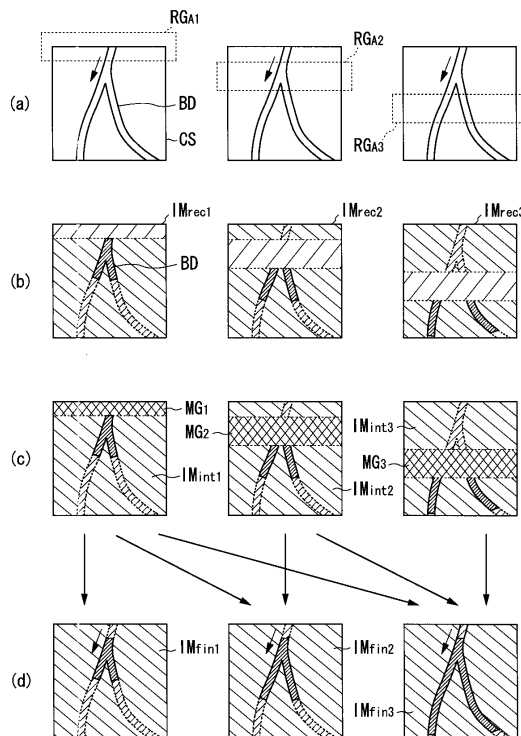
【図 1】



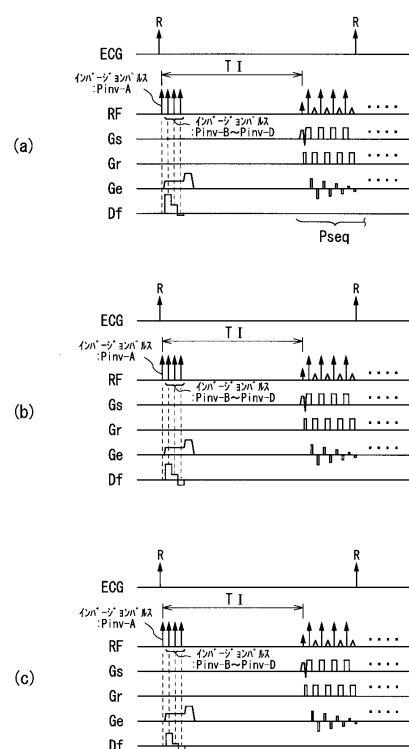
【図 2】



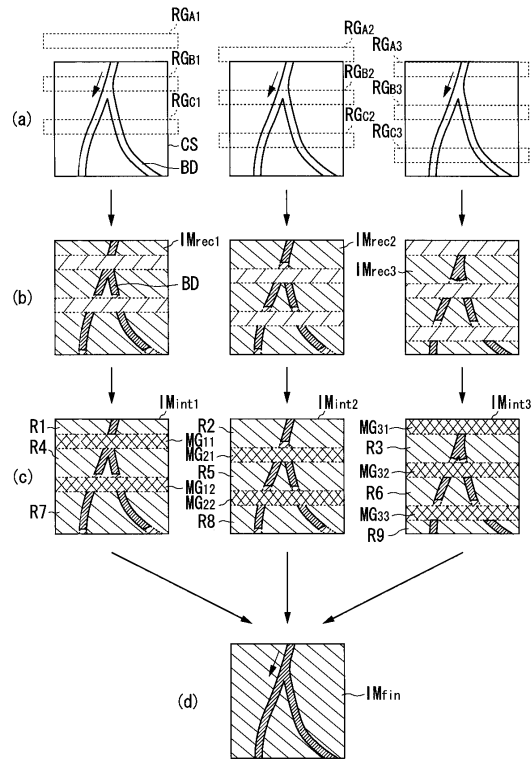
【図 3】



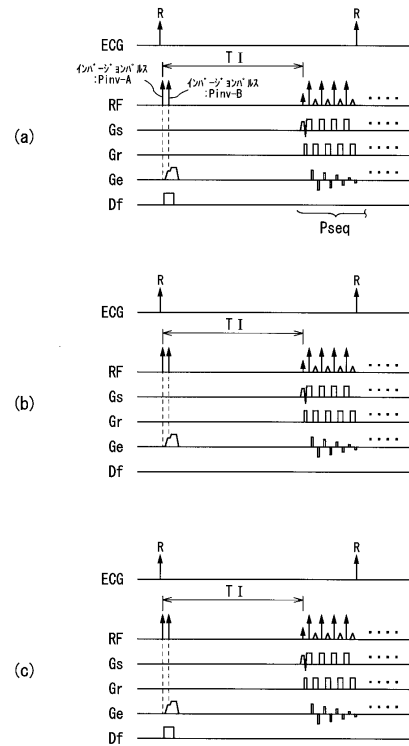
【図 4】



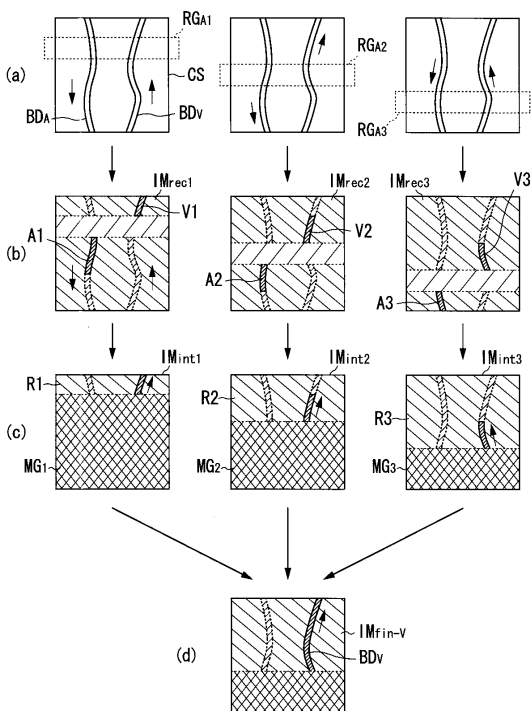
【図 5】



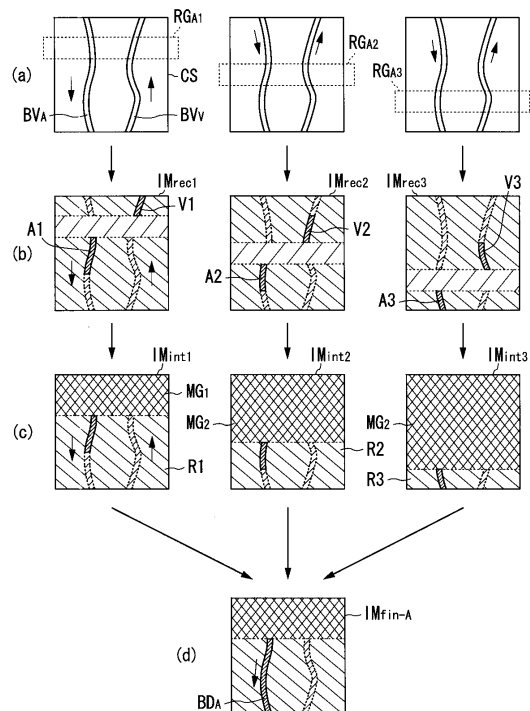
【図 6】



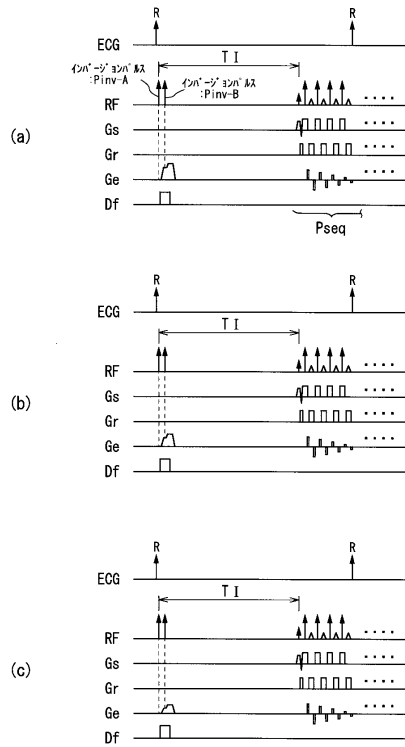
【図 7】



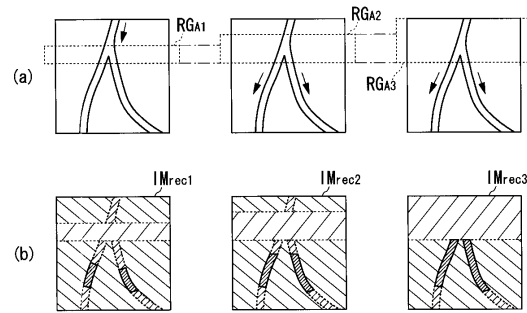
【図 8】



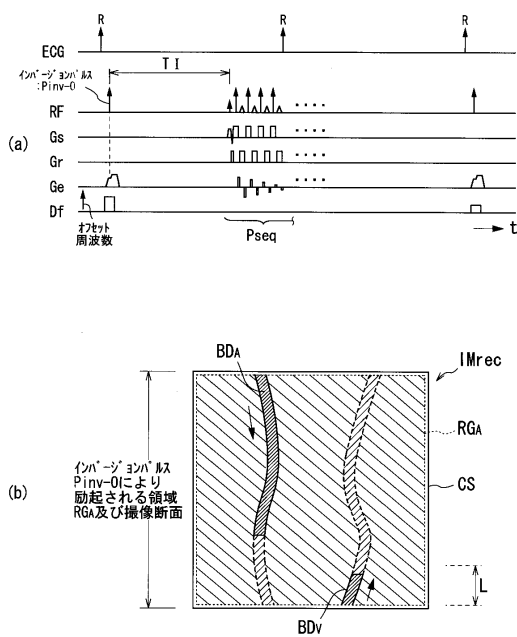
【図 9】



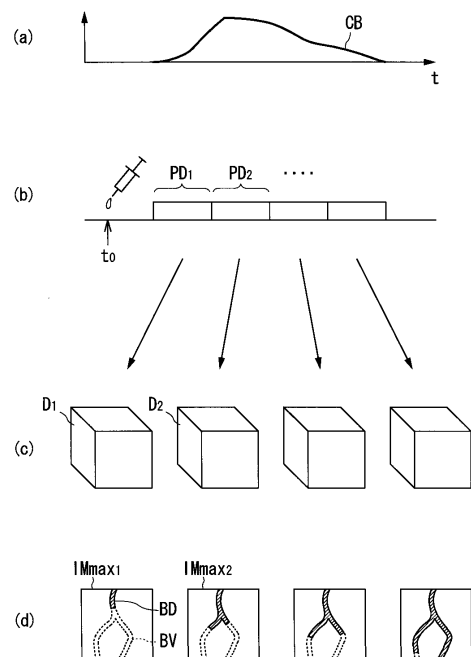
【図 10】



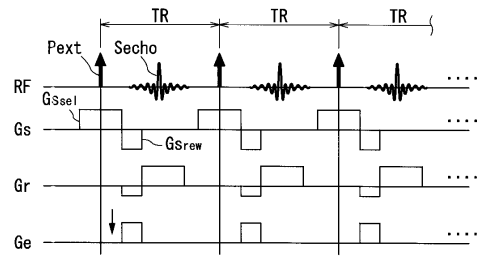
【図 11】



【図 12】

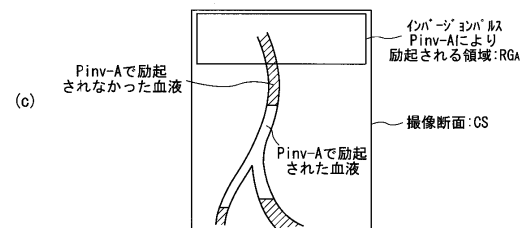
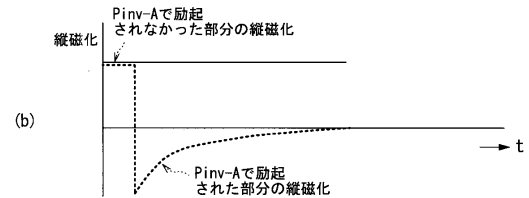
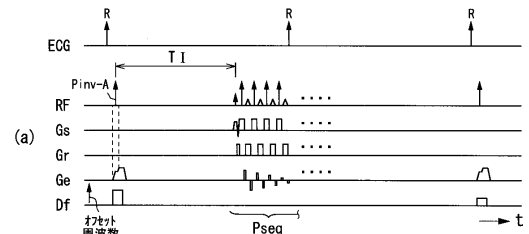


【図 13】

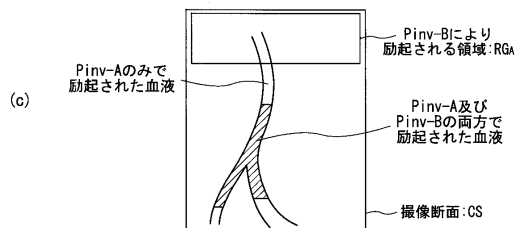
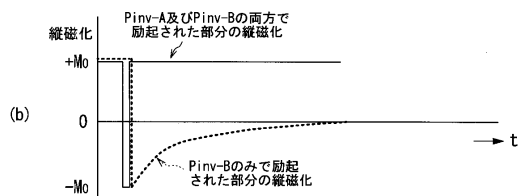
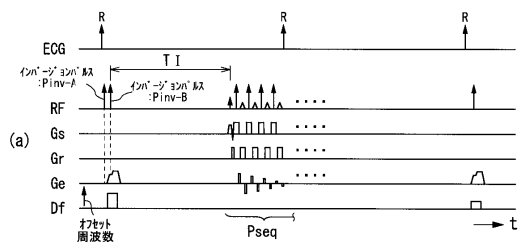


従来法 (CE-DMRA) のパルスシーケンス

【図 14】



【図 15】



フロントページの続き

(56)参考文献 特開2000-023937(JP,A)

特開平11-239571(JP,A)

特開平10-328158(JP,A)

特開平05-277085(JP,A)

Mark D.Shattuck, et al., "MR Microimaging of the Lung Using Volume Projection Encoding", Magnetic Resonance in Medicine, 1997年, vol.38, p938-p942

Graeme F.Mason, et al., "T1-Based Segmentation of Brain Tissue with a Surface Coil", Proc. Intl. Soc. Mag. Reson. Med., 1999年 5月24日, p123

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 5/055

JSTPlus/JMEDPlus/JST7580(JDreamII)

Wiley InterScience