

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第4155769号
(P4155769)

(45) 発行日 平成20年9月24日(2008.9.24)

(24) 登録日 平成20年7月18日(2008.7.18)

(51) Int.Cl.

A 6 1 B 5/055 (2006.01)

F 1

A 6 1 B 5/05 3 8 3
A 6 1 B 5/05 3 1 1
A 6 1 B 5/05 3 7 6

請求項の数 2 (全 9 頁)

(21) 出願番号 特願2002-203894 (P2002-203894)
 (22) 出願日 平成14年7月12日 (2002.7.12)
 (65) 公開番号 特開2004-41476 (P2004-41476A)
 (43) 公開日 平成16年2月12日 (2004.2.12)
 審査請求日 平成17年7月1日 (2005.7.1)

(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
 (74) 代理人 100099852
 弁理士 多田 公子
 (74) 代理人 100099760
 弁理士 宮川 佳三
 (72) 発明者 阿部 貴之
 東京都千代田区内神田1丁目1番14号
 株式会社 日立メディコ内
 (72) 発明者 渡部 滋
 東京都千代田区内神田1丁目1番14号
 株式会社 日立メディコ内

審査官 伊藤 幸仙

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】磁気共鳴イメージング装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

静磁場内に置かれた被検体に、所定のパルスシーケンスに則り高周波磁場及び傾斜磁場を印加するとともに、前記被検体から発生する磁気共鳴信号を計測する撮像手段と、前記磁気共鳴信号を処理し、前記被検体の所望の組織を画像化し表示する信号処理手段と、前記撮像手段及び信号処理手段を制御する制御手段とを備えた磁気共鳴イメージング装置において、

前記制御手段が行う制御は、(1)複数の時系列画像を取得するダイナミック3次元計測のためのパルスシーケンスを、位相エンコード又はスライスエンコードを付与しないで実行し、連続的に画像の再構成と表示を行い、(2)本計測開始時点の入力を受け付け、(3)本計測開始時点の入力と同時に、位相エンコード及びスライスエンコードを付与する以外は前記3次元計測のためのパルスシーケンスと同じパルスシーケンスを実行し、連続的に画像の再構成と表示を行い、(4)前記本計測開始直後の画像の再構成において、本計測開始直前の位相エンコード又はスライスエンコードを付与しないパルスシーケンスの実行により取得したデータを含むデータを用いて画像再構成することを含む磁気共鳴イメージング装置。

【請求項 2】

請求項1に記載の磁気共鳴イメージング装置であって、前記制御手段は、前記(3)において、位相エンコード又はスライスエンコードを付与しないで実行したパルスシーケンスで取得したデータの信号値に基づき前記本計測開始時点を指示す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】

【発明が属する技術分野】

この発明は核磁気共鳴（以下、NMRと略記する）現象を利用して被検体の任意の断層像を得るための磁気共鳴イメージング装置（以下、MRI装置という）に関し、特に造影剤を用いて血管系を描出することが可能なMRI装置に関する。

【0002】

【従来の技術】

MRI装置を用いた血管描出法は、MR angiography (MRA)と呼ばれ、造影剤を用いる方法と造影剤を用いない方法がある。造影剤を用いるMRAでは、Gd-DTPAなどのT1短縮型の造影剤を用いるとともにグラディエントエコー系のTRが短いシーケンスによる撮像を行う。同一の領域に対して、高周波磁場による励起を短時間で連続的に行うことにより、その領域の組織に含まれるスピンは飽和状態となり、得られるエコー信号は低いものとなるが、T1短縮型の造影剤を含む血流スピンは、同じTRで励起されても飽和が起こりにくく、他の組織よりも相対的に高い信号を発する。これを利用し、撮像目的である血管内に造影剤が留まっている間に、当該血管を含むボリュームデータの計測を行い、投影処理、差分処理等の必要な画像処理を行うことにより2次元投影像として血管を描出することができる。

【0003】

また病態の臨床診断においては、動脈系のみならず静脈系の描出も必要な場合があり、造影MRAの計測を複数のフェイズに亘って連続的に行なうことが好ましい場合もある。このような撮像方法をダイナミックMRAと呼ぶ。ダイナミックMRAでは病態の診断精度を向上する上で時間分解能が重要なパラメータとなる。即ち、短い時間間隔で1回の撮像を終了して各時刻の画像を表示することが要求される。空間分解能を犠牲にすることなく、時間分解能を向上させる技術として同一の計測データをフェイズ間で共有し、実質的に1回あたりの撮像時間を短縮する方法が提案されている。

【0004】

これら各種造影MRAの詳細については、例えば「3D Contrast MR Angiography 2nd edition. Prince MR, Grist TM and Debatin JF, Springer, pp3-39, 1988」に記述されている。

【0005】

上述のようにダイナミックMRAは、造影剤の注入後、動脈を造影した血液が静脈へ戻るまでの短い時間に複数のフェイズの画像を撮像できる有用な方法であるが、その撮像タイミングが重要な要因となる。

【0006】

撮像タイミングを決定する方法として、主として、1) 本撮像前に少量の造影剤を注入し、予め目的血管への造影剤到達時間を計測しておくテストインジェクション法、2) 撮像時間の短い2次元撮像による透視下で目的血管への造影剤の到達をモニタリングし、造影剤が到達すると同時に3次元の本撮像を開始するフルオロスコピックトリガー法、がある。図5にその様子を示す。

【0007】

しかし、テストインジェクション法は、造影剤を2度に亘って投与する必要があり撮像時間が長くなると共に操作が煩雑である。フルオロスコピックトリガー法は、2次元計測から3次元計測に撮像を切り替える際の遅れから最適なタイミングを逃す可能性がある。また2次元計測の場合、体動などによって計測断面から目的とする血管位置がずれた場合、正確に造影剤の到達をモニターできない場合がある。

【0008】

【発明が解決しようとする課題】

そこで本発明は、造影剤を用いたダイナミックMRAにおいて、適切なタイミングで本撮

10

20

30

40

50

像を開始することができ、それによって良好な血管像を得ることができるM R I 装置を提供することを目的とする。

【 0 0 0 9 】

【課題を解決するための手段】

上記目的を達成するため、本発明のM R I 装置は、ダイナミックM R A の際に目的血管への造影剤の到達をモニタリングするパルスシーケンスとして、本撮像シーケンスと実質的に同一の連続的なパルスシーケンスであって位相エンコードまたはスライスエンコードを付与しないものを用いることにより、テストインジェクション等の煩雑な操作をすることなく、最適な撮像タイミングで造影M R A を行うことができ、これにより目的とする動脈から静脈までの一連の画像を高画質で描出することができる。

10

【 0 0 1 0 】

即ち、本発明のM R I 装置は、静磁場内に置かれた被検体に、所定のパルスシーケンスに則り高周波磁場及び傾斜磁場を印加するとともに、前記被検体から発生する磁気共鳴信号を計測する撮像手段と、前記磁気共鳴信号を処理し、前記被検体の所望の組織を画像化し表示する信号処理手段と、前記撮像手段及び信号処理手段を制御する制御手段とを備えたM R I 装置において、制御手段は、(1)複数の時系列画像を取得するダイナミック3次元計測のためのパルスシーケンスを位相エンコード又はスライスエンコードを付与しないで実行し、連続的に画像の再構成と表示を行い、(2)本計測開始時点の入力を受け付け、(3)本計測開始時点の入力と同時に前記3次元計測のためのパルスシーケンスを位相エンコード及びスライスエンコードを付与して実行し、連続的に画像の再構成と表示を行うことを含む制御を行うものである。

20

【 0 0 1 1 】

このM R I 装置によれば、モニタリング用のパルスシーケンスと本計測のパルスシーケンスとがエンコードの有無を除き同一であるので、本計測開始時にパルスシーケンスの切り替えを不要とし、それに伴う計測の遅れを防止することができ、最適なタイミングで本計測を開始することができる。

【 0 0 1 2 】

またこのM R I 装置によれば、モニタリングのためのパルスシーケンスと本計測用パルスシーケンスとが実質的に同じであるので、モニタリング時に取得したデータをそのまま画像用データとして利用することができる。例えば、本計測開始直後の画像データの一部にそれ以前に取得した位相エンコード又はスライスエンコードを付加していないデータを利用することができる。これにより、本計測開始後、速やかに画像の表示を行うことができる。

30

【 0 0 1 3 】

即ち、本発明のM R I 装置は、制御手段が、本計測開始直後の画像の再構成において、それ以前のパルスシーケンスの実行により取得したデータを含むデータを用いて画像再構成するように前記信号処理手段を制御するものである。

【 0 0 1 4 】

また本発明のM R I 装置において、制御手段が受け付ける本計測開始時点は、モニタリング画像を監視することによりユーザーが設定しても良いし、制御手段がモニタリング画像をもとに自動的に設定することも可能である。後者の場合、制御手段は、位相エンコード又はスライスエンコードを付与しないで実行したパルスシーケンスで取得したデータの信号値に基づき前記本計測開始時点を設定する。

40

【 0 0 1 5 】

【発明の実施の形態】

以下、本発明の実施の形態を説明する。

【 0 0 1 6 】

図1は、本発明が適用されるM R I 装置の全体構成を示すブロック図である。このM R I 装置は、主たる構成として、被検体1が置かれる空間に均一な静磁場を発生させる静磁場発生磁石2と、静磁場に磁場勾配を与える傾斜磁場発生系3と、被検体1の組織を構成す

50

る原子の原子核（通常、プロトン）に核磁気共鳴を起こさせる高周波磁場を発生する送信系5と、核磁気共鳴によって被検体1から発生するエコー信号を受信する受信系6と、受信系6が受信したエコー信号を処理し、前述した原子核の空間密度やスペクトルを表す画像を作成する信号処理系7と、信号処理系7における各種演算や装置全体の制御を行なうための中央処理装置（CPU）8とを備えている。

【0017】

静磁場発生磁石2は、永久磁石、常電導方式又は超電導方式の磁石からなり、被検体1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。傾斜磁場発生系3は、x、y、zの三軸方向に巻かれた傾斜磁場コイル9と、それぞれの傾斜磁場コイルを駆動する傾斜磁場電源10とからなり、後述のシーケンサ4からの命令に従ってそれぞれのコイルの傾斜磁場電源10を駆動することにより、x、y、zの三軸方向の傾斜磁場Gx、Gy、Gzを被検体1に印加する。この傾斜磁場の加え方により、被検体1の撮像対象領域（スライス、スラブ）を設定することができるとともに、エコー信号に、位相エンコード、周波数エンコードなどの位置情報を付与することができる。

10

【0018】

送信系5は、シーケンサ4から送り出される高周波パルスにより被検体1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磁場を照射するもので、高周波発振器11と、変調器12と、高周波増幅器13と、送信側の高周波コイル14aとからなる。

送信系5では、高周波発振器11から出力された高周波パルスを変調器12で振幅変調し、この振幅変調された高周波パルスを高周波増幅器13で増幅した後に被検体1に近接して配置された高周波コイル14aに供給することにより、高周波磁場（電磁波）を被検体1に照射する。

20

【0019】

受信系6は、被検体1から核磁気共鳴により放出されるエコー信号（NMR信号）を検出するもので、受信側の高周波コイル14bと、増幅器15と、直交位相検波器16と、A/D変換器17とからなる。受信系6では、高周波コイル14bで検出したエコー信号を増幅器15及び直交位相検波器16を介してA/D変換器17に入力してデジタル信号に変換し、二系列の収集データとして信号処理系7に送る。

【0020】

信号処理系7は、CPU8と、磁気ディスク18、磁気テープ19等の記録装置と、CRT等のディスプレイ20とからなり、CPU8でフーリエ変換、補正係数計算、画像再構成等の処理を行い、得られた画像をディスプレイ20に表示する。また図示しないが、信号処理系7における処理の条件や処理に必要なデータなどを入力するための入力手段が備えられている。

30

【0021】

CPU8は、上記演算のほかに、被検体1の断層像のデータ収集に必要な種々の命令を、シーケンサ4を介して、傾斜磁場発生系3、送信系5および受信系6に送る。シーケンサ4は、撮像法によって決まる所定の制御のタイムチャートであるパルスシーケンスに則って、傾斜磁場発生系3、送信系5および受信系6を制御し、画像再構成に必要なデータを収集するようとする。

40

【0022】

本発明のMRI装置では、パルスシーケンスとして、血流撮像のためのパルスシーケンス、具体的には繰り返し時間TRが短いグラディエントエコー系のパルスシーケンスが含まれている。これらパルスシーケンスは、プログラムとしてCPU8内に組み込まれている。

【0023】

次にこのような構成のMRI装置を用いた血管撮像法を3次元計測の場合について説明する。図2はダイナミック計測の一実施形態を示す図、図3は3次元計測に採用される一般的なグラディエントエコー系のパルスシーケンスを示す図、図4はその手順を示すフロー図である。

50

【0024】

まず造影剤を注入する前から図3に示すような3次元計測のパルスシーケンスを開始する(ステップ401)。このパルスシーケンスは、スライスエンコードを付与しないことを除き、通常のグラディエントエコー系の3次元パルスシーケンスと同様である。即ち、RFパルス301を照射すると同時に領域を選択する傾斜磁場302を印加して目的血管を含む領域(スラブ)を励起する。次に、位相エンコード方向の傾斜磁場304を印加し、さらに読み出し傾斜磁場305を印加して、エコー信号306を一定のサンプリング時間計測する。RFパルス照射301から次のRFパルス照射までの過程を位相エンコード傾斜磁場の強度を変化させながら、短TR、例えば数ms～数10msの繰り返し時間で繰り返し、位相エンコードの異なる1セットのエコー信号を計測する。

10

【0025】

こうして得られた1セットのエコー信号から画像を再構成し、表示する。このような計測を繰り返し、連続的に画像を再構成し、表示を順次更新する。一方、計測の開始後、所望の時点で、被検体の所定の血管、例えば肘静脈から造影剤を注入し(ステップ402)、連続的に表示される時系列画像によって造影剤の到達をモニタリングする。この計測で得られるエコー信号はスラブ全体から発生したものであり、スライス方向にエンコードされていないため、スライス方向には解像度の低い画像となるが、スラブ全体を反映する画像である。従って、体動等によって目的血管位置が多少ずれても、目的血管への造影剤到達を確実にモニタリングできる。また3次元計測であっても2次元計測と同じように短時間で得られるので、高時間分解能で更新され、造影剤到達時を的確に把握できる。

20

【0026】

次に、造影剤が目的とする血管に到達したことをユーザーが確認し、それによって本計測開始の指令が入力手段を介して入力されると、CPU8は、同じパルスシーケンスを繰り返しながらスライスエンコードを開始するようにシーケンサ4に指令を送る(ステップ403)。

【0027】

即ち、図3に示すパルスシーケンスにおいて、RFパルス301を照射すると同時に、モニタリングの時と同じ領域を選択する傾斜磁場302を印加して目的血管を含む領域を励起した後、位相エンコード方向の傾斜磁場304とスライス方向の傾斜磁場303(図中、点線で示す)を印加して、エコー信号306を計測する。この場合、例えば、スライス方向の傾斜磁場303を固定して位相エンコード方向の傾斜磁場304を順次変更するループ(内ループ)の終了後、スライス方向の傾斜磁場303を変更して再度位相エンコード方向の傾斜磁場304を順次変更し、以後、同様にスライス方向の傾斜磁場303を順次変更させながら内ループを繰り返し、最終的に全ての位相エンコード方向の傾斜磁場とスライス方向の傾斜磁場の組み合わせた3次元データのセットを取得する。

30

【0028】

この3次元データのセットをフーリエ変換することにより、3次元の画像データセットを得る(ステップ404)。さらに3次元の画像データセットに投影処理を施すことにより2次元の造影MRA画像を得る(ステップ405)。ここで、本計測開始直後の画像を再構成する際に、本計測開始を決定した時に表示された画像の画像データを共用する。この画像データは、目的血管に造影剤が到達した時点のデータであり、目的血管をよく描出したデータであり、またこのデータはスライス方向の傾斜磁場303を印加しない、スライスエンコード0のデータである。そこで、本計測開始後に取得したデータを、このスライスエンコード0のデータで補間し画像を再構成することにより、本計測においてスライスエンコード0のデータを取得する時間分の時間を短縮するとともに、目的血管をよく描出した画像を得ることができる。

40

【0029】

以後、3次元データのセットが得られるごとに、フーリエ変換により3次元画像データを得、さらに投影処理を行うことにより複数のフェイズの画像を得る。投影処理は、例えば、光軸上にある信号値の最大のものを血管とみなすMIP処理等の公知の投影法を採用し

50

て行う。

【0030】

このように本実施形態のMRI装置によれば、造影剤到達をモニタリングするために、本計測パルスシーケンスと同様であってスライスエンコード傾斜磁場を含まないパルスシーケンスを実行することにより、目的血管への造影剤到達と同時に遅延なく本計測を開始することができ、良好なMRA画像を得ることができる。しかも造影剤到達を反映した、本計測の直前のデータで補間して本計測画像を作成するので、目的血管を良好に描出したMRA画像を短時間で表示させることができる。

【0031】

尚、以上の実施形態では、モニタリング用のパルスシーケンスにおいてスライスエンコード傾斜磁場を印加しないこととしたが、スライスエンコード傾斜磁場を印加しないのではなく、一定のエンコード量、好適には0に近いエンコード量を印加した状態でモニタリング用のパルスシーケンスを実行してもよい。またスライスエンコード方向の傾斜磁場ではなく、位相エンコード傾斜磁場について位相エンコード量を0或いは固定としてもよい。さらに本計測におけるスライスエンコード及び位相エンコードの制御方法（印加順序の制御）も図示する例に限定されず、任意のオーダリングで行うことができる。

【0032】

また上記実施形態では、造影剤注入後に計測した画像データのみを用いて画像を作成した場合を説明したが、動きの少ない部位や息止め撮像などにより動きの影響を無視できる場合には、必要に応じ造影剤注入前に計測された3次元画像との差分処理を行った上で投影像を作成表示してもよい。これにより、血管以外の組織の信号強度を抑制し、血管のコントラストを向上することができる。ここで差分処理は3次元データの同一直線位置にあるデータ間でそれぞれ行う。また差分処理は、複素差分が望ましいが、絶対値の差分でもよく、さらに再構成前のデータに対し複素差分を行ったものを再構成してもよい。

【0033】

さらに以上の実施形態では、ユーザーがディスプレイに表示されるモニター画像を見て、造影剤到達時、即ち本計測開始時を設定した場合を説明したが、装置側でデータの信号値の変化を監視することにより自動的に設定することも可能である。

【0034】

この場合には、例えば、モニタリング用のパルスシーケンスで得られたデータセットを1次元フーリエ変換したものの信号値を算出し、その信号値或いは信号値の変化が所定の閾値に達した時点を本計測開始時と設定することができる。

【0035】

【発明の効果】

本発明によれば、造影剤を用いたダイナミックMRAにおいて、適切なタイミングで本計測を開始することができる。これにより目的領域内に造影剤が止まっている間に、その領域の撮像を行うことができ、良好な血管像を得ることができる。またモニタリングに用いた画像データを本計測の画像データに共有できるので、最も造影剤濃度が高い時点のデータを無駄にすることなく、また表示の遅れを生じることなく、良好な時系列画像を得ることができる。

【図面の簡単な説明】

【図1】本発明を適用したMRI装置の全体概要を示す図

【図2】本発明のMRI装置を用いたダイナミック計測の一例を示す図

【図3】本発明のダイナミック計測で用いる一般的なパルスシーケンスの一例を示す図。

【図4】本発明のダイナミック計測の手順を示すフロー図

【図5】従来のダイナミック計測を示す図

【符号の説明】

1 . . . 被検体

2 . . . 静磁場発生磁気回路

4 . . . シーケンサ

10

20

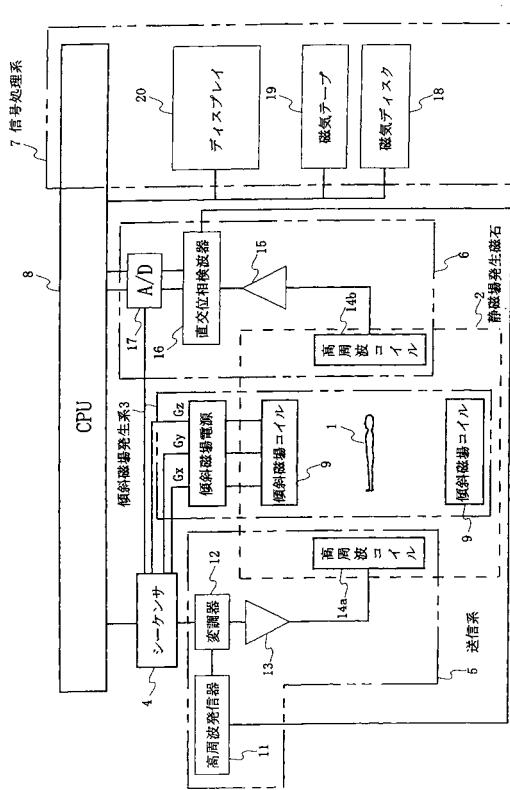
30

40

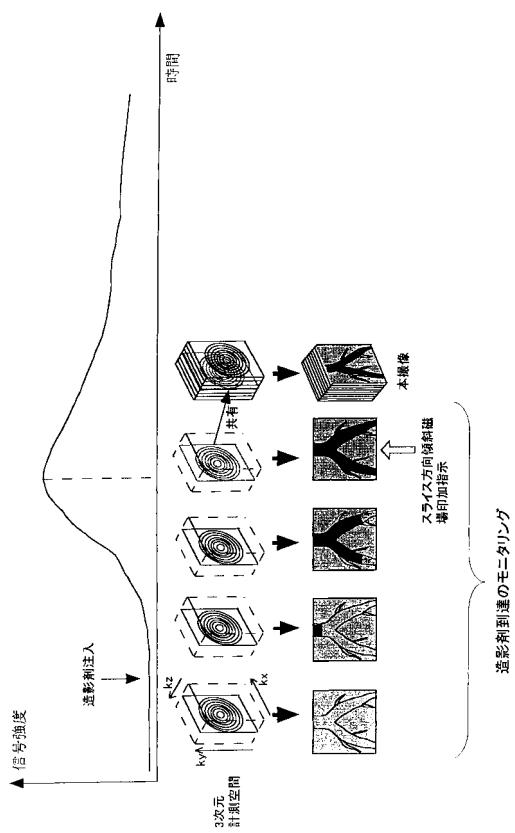
50

- 3 . . . 傾斜磁場発生系
 - 5 . . . 送信系
 - 6 . . . 受信系
 - 7 . . . 信号処理系
 - 8 . . . C P U (中央処理装置)

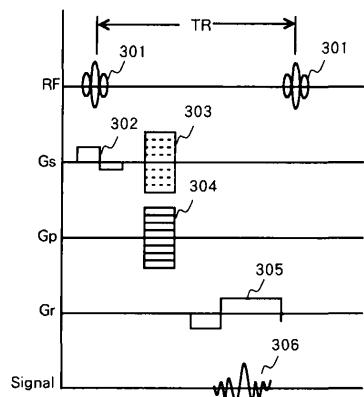
【図1】



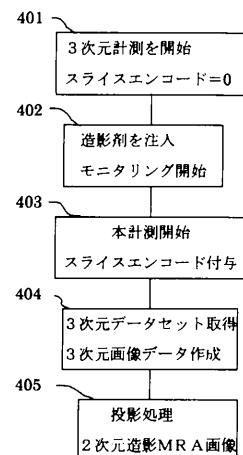
【 义 2 】



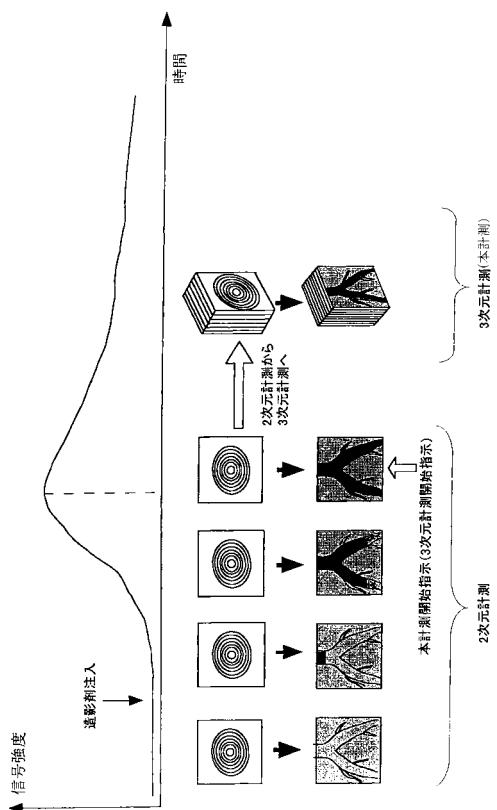
【図3】



【図4】



【図5】



フロントページの続き

(56)参考文献 国際公開第02/004970 (WO, A1)
特開平05-137709 (JP, A)
特開2000-237163 (JP, A)
国際公開第00/040990 (WO, A1)
米国特許第06195579 (US, B1)
特開2001-276016 (JP, A)
国際公開第01/75469 (WO, A1)
米国特許出願公開第2002/0113589 (US, A1)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

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