

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第4046847号
(P4046847)

(45) 発行日 平成20年2月13日(2008.2.13)

(24) 登録日 平成19年11月30日(2007.11.30)

(51) Int.Cl.

F I

A 6 1 B 5/055 (2006.01)

A 6 1 B 5/05 3 9 0

請求項の数 1 (全 9 頁)

(21) 出願番号 特願平10-129193
(22) 出願日 平成10年5月12日(1998.5.12)
(65) 公開番号 特開平11-318849
(43) 公開日 平成11年11月24日(1999.11.24)
審査請求日 平成17年5月9日(2005.5.9)

(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 100087505
弁理士 西山 春之
(72) 発明者 前 田 常 雄
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 右▲高▼ 孝幸

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】

被検体が配置される空間に静磁場を発生すると共に、この静磁場へ加えられる傾斜磁場を発生する磁場発生手段と、上記被検体の検査すべきスライス位置に対応した周波数の高周波パルス磁界を発生して照射する送信系と、この照射により上記被検体のスライス位置から発生されるNMR信号を検出する受信系と、この検出されたNMR信号を処理し画像表示する信号処理系とを備え、被検体の任意断層面を透視撮像する磁気共鳴イメージング装置において、

上記被検体の動きを検出する手段を設け、この動き検出手段により被検体の動きを検出した位置で撮像位置決め画像を得ると共に、そのときの被検体の透視撮像の断層面を設定しておき、上記動き検出手段からの検出信号を上記信号処理系で参照し、上記検出信号を用いて該検出信号に対応する被検体の動き量を演算し、この被検体の動き量を用いて透視撮像の断層面位置を推定し、被検体の動きに対応して透視撮像の断層面位置を自動的に変えるようにした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】

本発明は、核磁気共鳴(NMR)現象を利用して被検体の任意断層面を透視撮像し画像表示する磁気共鳴イメージング装置に関し、特に、被検体の動きに対応して透視撮像の断層面位置を自動的に変え常に関心部位を画像として捕らえることができる磁気共鳴イメージ

10

20

ング装置に関する。

【 0 0 0 2 】

【従来の技術】

磁気共鳴イメージング装置は、核磁気共鳴（NMR）現象を利用して被検体中の所望の検査部位における原子核スピンの密度分布、緩和時間分布を計測して、この計測データから被検体の任意断層面を画像表示するものである。従来の磁気共鳴イメージング装置は、被検体が配置される空間に静磁場を発生する手段と、この静磁場へ加えられる傾斜磁場を発生する手段と、上記被検体の検査すべきスライス位置に対応した周波数の高周波パルス磁界を発生して照射する手段と、この照射により上記被検体のスライス位置から発生されるNMR信号を検出する手段とを備え、被検体の任意断層面を透視撮像するようになっていた。

10

【 0 0 0 3 】

そして、上記磁気共鳴イメージング装置による被検体の任意断層面の透視撮像は、医師等の術者が被検体の病変部へ穿刺針や生検針を進める際の穿刺位置や進入方向をリアルタイムに確認したり、或いは被検体の関節部の動態検査を行うのに用いられている。この場合、透視撮像における撮像断層面の設定は、透視撮像中において固定としておくか、又は操作器により被検体テーブルを移動させ被検体を動かして変化させるか、或いは操作器により撮像断層面自体を平行移動又は回転させて変化させていた。

【 0 0 0 4 】

【発明が解決しようとする課題】

20

しかし、このような従来の磁気共鳴イメージング装置においては、撮像断層面の設定を固定としておくか、又は被検体テーブルの移動により被検体を動かして変化させるか、或いは操作器により撮像断層面自体を平行移動又は回転させて変化させていたので、被検体の呼吸動や関節部の動き等の小さい変化に対しては撮像断層面の設定を追従させることができなかった。即ち、術者が被検体の病変部へ穿刺針や生検針を進める際、又は被検体の関節部の動態検査を行う際に、撮像断層面を被検体の呼吸動や関節部の動き等の小さい変化に対して自動的に追従させることはできなかった。したがって、被検体の動きに対応して関心部位の画像が見えたり、見えなかったりすることがあった。このことから、透視撮像の途中で撮像断層面の設定をし直すこともあり、円滑な撮像ができないと共に検査時間がかかり且つ被検体の負担も大きくなるものであった。

30

【 0 0 0 5 】

そこで、本発明は、このような問題点に対処し、被検体の動きに対応して透視撮像の断層面位置を自動的に変え常に関心部位を画像として捕らえることができる磁気共鳴イメージング装置を提供することを目的とする。

【 0 0 0 6 】

【課題を解決するための手段】

上記目的を達成するために、本発明による磁気共鳴イメージング装置は、被検体が配置される空間に静磁場を発生すると共に、この静磁場へ加えられる傾斜磁場を発生する磁場発生手段と、上記被検体の検査すべきスライス位置に対応した周波数の高周波パルス磁界を発生して照射する送信系と、この照射により上記被検体のスライス位置から発生されるNMR信号を検出する受信系と、この検出されたNMR信号を処理し画像表示する信号処理系とを備え、被検体の任意断層面を透視撮像する磁気共鳴イメージング装置において、上記被検体の動きを検出する手段を設け、この動き検出手段により被検体の動きを検出した位置で撮像位置決め画像を得ると共に、そのときの被検体の透視撮像の断層面を設定しておき、上記動き検出手段からの検出信号を上記信号処理系で参照し、上記検出信号を用いて該検出信号に対応する被検体の動き量を演算し、この被検体の動き量を用いて透視撮像の断層面位置を推定し、被検体の動きに対応して透視撮像の断層面位置を自動的に変えるようにしたものである。

40

【 0 0 0 7 】

【発明の実施の形態】

50

以下、本発明の実施の形態を添付図面に基づいて詳細に説明する。

図 1 は本発明による磁気共鳴イメージング装置の実施の形態を示すブロック図である。この磁気共鳴イメージング装置は、NMR 現象を利用して被検体中の所望の検査部位における原子核スピンの密度分布、緩和時間分布を計測して、この計測データから被検体の任意断層面を画像表示するもので、図 1 に示すように、静磁場発生磁石 1 と、傾斜磁場発生系 2 と、シーケンサ 3 と、送信系 4 と、受信系 5 と、信号処理系 6 と、中央処理装置 (CPU) 7 と、操作部 8 とを有し、さらに動き検出手段 9 を備えて成る。

【0008】

上記静磁場発生磁石 1 は、被検体 10 が配置される空間において該被検体 10 の周りにその体軸方向又は体軸と直交する方向に均一な静磁場を発生する手段となるもので、上記被検体 10 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或いは超電導方式の静磁場発生手段が配置されている。

10

【0009】

傾斜磁場発生系 2 は、上記静磁場発生磁石 1 で発生された静磁場へ加えられる傾斜磁場を発生する手段となるもので、X, Y, Z の三軸方向の傾斜磁場コイル 11, 11, ... と、これらの傾斜磁場コイル 11 を駆動する傾斜磁場電源 12 とから成る。そして、後述のシーケンサ 3 からの命令に従ってそれぞれの傾斜磁場コイル 11 の傾斜磁場電源 12 を駆動することにより、X, Y, Z の三軸方向に傾斜磁場 G_s (スライス方向傾斜磁場)、 G_p (位相エンコード方向傾斜磁場)、 G_f (周波数エンコード方向傾斜磁場) を被検体 10 に印加するようになっている。これらの傾斜磁場の印加方法により、上記被検体 10 に対するスライス位置や断層面を設定することができる。

20

【0010】

シーケンサ 3 は、上記被検体 10 の生体組織を構成する原子の原子核に NMR を起こさせる高周波パルスと傾斜磁場をある所定のパルスシーケンスで繰り返し印加し、被検体 10 の関心部位について計測データを収集するための制御手段となるもので、CPU 7 の制御で動作し、被検体 10 の断層像のデータ収集に必要な種々の命令を、上記傾斜磁場発生系 2 並びに後述の送信系 4 及び受信系 5 に送るようになっている。

【0011】

送信系 4 は、上記シーケンサ 3 から命令される高周波パルスにより被検体 10 の生体組織を構成する原子の原子核に NMR を起こさせるために該被検体の検査すべきスライス位置に対応した周波数の高周波パルス磁界を発生して照射する手段となるもので、高周波発振器 13 と変調器 14 と高周波増幅器 15 と照射コイル 16 とから成る。そして、上記高周波発振器 13 から出力された高周波パルスをシーケンサ 3 の命令に従って変調器 14 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 15 で増幅した後に、被検体 10 に近接して配置された照射コイル 16 に供給することにより、電磁波が上記被検体 10 に照射されるようになっている。

30

【0012】

受信系 5 は、上記送信系 4 の照射コイル 16 からの高周波パルス磁界の照射により上記被検体 10 のスライス位置から生体組織の原子核の NMR により発生されるエコー信号 (NMR 信号) を検出する手段となるもので、受信コイル 17 と増幅器 18 と直交位相検波器 19 と A/D 変換器 20 とから成る。そして、上記照射コイル 16 から照射された電磁波による被検体 10 の応答の電磁波 (NMR 信号) は被検体 10 に近接して配置された受信コイル 17 で検出され、増幅器 18 及び直交位相検波器 19 を介して二系列の収集データとされ、A/D 変換器 20 に入力してデジタル信号に変換され、そのデジタル信号が後述の信号処理系 6 に送られるようになっている。

40

【0013】

信号処理系 6 は、上記受信系 5 からのデジタル信号を入力して処理し画像表示する手段となるもので、CPU 7 と、磁気ディスク 21 及び光ディスク 22 などの記録装置と、CRT などのディスプレイ 23 とから成る。そして、上記 CPU 7 でフーリエ変換、補正係数演算、画像再構成などの処理を行い、被検体 10 の任意断層面の原子核スピンの密度分

50

布、緩和時間分布の計測データに所要の演算を行い、得られた分布データを画像化してディスプレイ 23 に断層像として表示するようになっている。

【0014】

また、CPU 7 は、上記各構成要素の動作を制御するものである。さらに、操作部 8 は、上記信号処理系 6 で行う処理の制御情報を入力するもので、入力器としてキーボード 8 やマウス、トラックボールなどを備えている。

【0015】

以上のような装置構成により、被検体 10 の任意断層面の透視撮像は、該被検体 10 のスライス位置からの NMR 信号の計測、画像再構成などの処理、画像表示を短時間で繰り返し行うことで実施される。

【0016】

ここで、本発明においては、上記被検体 10 の動きを検出する動き検出手段 9 が設けられ、この動き検出手段 9 からの検出信号は A/D 変換器 25 を介して前記 CPU 7 に入力されるようになっている。そして、動き検出手段 9 で被検体 10 の動きを定量的に検出し、このアナログの検出信号は A/D 変換器 25 によりデジタル信号に変換されて CPU 7 に入力され、CPU 7 は入力したデジタルの検出信号を参照して被検体 10 の透視撮像の断層面位置を推定し、その制御信号をシーケンサ 3 へ送る。シーケンサ 3 は、上記 CPU 7 からの制御信号に応じて前述のように傾斜磁場電源 12 を制御し、被検体 10 に対する断層面を自動的に変えるように動作する。

【0017】

図 2 は、上記動き検出手段 9 の具体例を示す平面説明図である。この例は、被検体 10 の例えば頸部の動態検査を行う際に用いるもので、被検体 10 を寝載するテーブル 26 の一端部に、頭部を乗せる板状の頭受け台 27 を回転軸部 28 により矢印 A、B のように回転可能に設け、上記回転軸部 28 と動き検出手段 9 に設けられたプーリー 29 とをベルト 30 で連結し、該動き検出手段 9 としては例えばポテンショメータを用いたものである。そして、上記頭受け台 27 が回転軸部 28 を中心として矢印 A、B のように回転すると、その回転動作がベルト 30 を介してプーリー 29 に伝達され、このプーリー 29 の回転によりポテンショメータが回転され、該ポテンショメータにより上記頭受け台 27 の回転を定量的に検出するようになっている。この場合、上記頭受け台 27 上には被検体 10 の頭部が乗せられるので、その頭受け台 27 の回転により被検体 10 の頸部の動きを定量的に検出することができる。

【0018】

図 3 は、図 2 に示すテーブル 26 上に寝載された被検体 10 とその頸部に設定される透視撮像の断層面とを示す説明図である。このとき、被検体 10 の頭部 31 は図 2 に示す頭受け台 27 上に乗せられている。図 3 において、まず、被検体 10 の頭部 31 を頭受け台 27 ごと実線で示すように傾けると、その頸部 32 も同一方向に傾く。この位置で画像計測して、該位置における断層面 I a を実線で示すように設定する。次に、同じく頭部 31 を頭受け台 27 ごと破線で示すように傾けると、その頸部 32 も同一方向に傾く。この位置で画像計測して、該位置における断層面 I b を破線で示すように設定する。このとき、上記断層面 I a、I b の設定時に、これらの位置に対応するポテンショメータ (9) からの検出信号が、被検体 10 の動きの情報として A/D 変換器 25 を介して CPU 7 に入力される。

【0019】

図 4 は、上記動き検出手段 9 の他の具体例を示す側面説明図である。この例は、被検体 10 の例えば腹部の病変部に穿刺針や生検針を進める際に用いるもので、被検体 10 の呼吸による病変部 33 の動きを検出する動き検出手段 9 として例えば呼吸動センサを腹部に取り付けたものである。この呼吸動センサは、被検体 10 の呼吸により内部の病変部 33 が例えば実線の位置と破線の位置のように動くのを、腹部の上面の実線の位置 a と破線の位置 b の動きで等価的に検出するもので、例えば腹部の周囲に巻き付けた部材の圧力変化や抵抗値変化などにより上記位置 a、b の動きを検出するように構成されている。

【 0 0 2 0 】

図 5 は、被検体 1 0 とその腹部の病変部 3 3 に設定される透視撮像の断層面とを示す平面説明図である。図 4 及び図 5 において、まず、被検体 1 0 が息をはいた状態では病変部 3 3 は実線の位置にあり、図 5 に示すようにこの位置で画像計測して該位置における断層面 I a を実線で示すように設定する。ここで、断層面 I a は、穿刺点 3 4 と実線で示す病変部 3 3 とを含む断面である。次に、被検体 1 0 が息をいっぱい吸った状態では病変部 3 3 は破線の位置にあり、図 5 に示すようにこの位置で画像計測して該位置における断層面 I b を破線で示すように設定する。ここで、断層面 I b は、穿刺点 3 4 と破線で示す病変部 3 3 とを含む断面である。このとき、上記断層面 I a , I b の設定時に、これらの位置に対応する呼吸動センサ (9) からの検出信号が、被検体 1 0 の動きの情報として A / D 変換器 2 5 を介して C P U 7 に入力される。

10

【 0 0 2 1 】

次に、このように構成された磁気共鳴イメージング装置において透視撮像の断層面位置を推定して自動的に変える動作について、図 6 及び図 7 を参照して説明する。これらの図は、図 2 及び図 3 に示す被検体 1 0 の例えば頸部の動態検査を行う際の動作例を示すものである。

【 0 0 2 2 】

まず、図 2 において、テーブル 2 6 上に寝載された被検体 1 0 (図示せず) の頭部 3 1 を頭受け台 2 7 に乗せ、この頭受け台 2 7 を図 2 上で例えば矢印 A 方向に傾ける。このとき、上記被検体 1 0 の頸部 3 2 が矢印 A 方向に曲がる限度の位置まで傾ける。そして、この位置で画像計測し、図 6 (a) に示すような撮像位置決め画像 I M₁ を得る。また、上記の撮像位置決め画像 I M₁ から被検体 1 0 の頸部 3 2 についての透視撮像の断層面を I a のように設定する。この状態では、上記断層面 I a は、X , Y の直交座標軸の Y 軸に対する角度 α と、撮像中心からの距離 L a とで規定される。さらに、このときの上記位置に対応する動き検出手段 9 (図 2 参照) からの検出信号の大きさを S a とする。

20

【 0 0 2 3 】

次に、図 2 において、被検体 1 0 (図示せず) の頭部 3 1 を乗せた頭受け台 2 7 を例えば矢印 B 方向に傾ける。このとき、上記被検体 1 0 の頸部 3 2 が矢印 B 方向に曲がる限度の位置まで傾ける。そして、この位置で画像計測し、図 6 (b) に示すような撮像位置決め画像 I M₂ を得る。また、上記の撮像位置決め画像 I M₂ から被検体 1 0 の頸部 3 2 についての透視撮像の断層面を I b のように設定する。この状態では、上記断層面 I b は、X , Y の直交座標軸の Y 軸に対する角度 β と、撮像中心からの距離 L b とで規定される。さらに、このときの上記位置に対応する動き検出手段 9 (図 2 参照) からの検出信号の大きさを S b とする。

30

【 0 0 2 4 】

上記動き検出手段 9 からの検出信号 S a , S b は、図 1 に示す A / D 変換器 2 5 を介して C P U 7 へ入力される。これにより、C P U 7 は、上記の各情報 S a , S b , α , β , L a , L b を用いて、図 7 (a) に示すように動き検出手段 9 からの検出信号の大きさ S に対応する角度 θ を線形推定できるグラフを作成し、また、図 7 (b) に示すように検出信号の大きさ S に対応する距離 L を線形推定できるグラフを作成する。

40

【 0 0 2 5 】

このようなグラフを用いて、図 2 及び図 3 に示す被検体 1 0 の頸部 3 2 を矢印 A , B のように動かしながら透視撮像する際の断層面位置を、動き検出手段 9 からの検出信号 S を参照し、この検出信号 S の前述の図 7 (a) , (b) のグラフ上の位置に対応する角度 θ 及び距離 L を線形推定することにより、図 6 と同様に角度 θ と距離 L とで規定されるものとして推定することができる。

【 0 0 2 6 】

その後、このように推定された透視撮像の断層面位置の制御信号を図 1 に示すシーケンサ 3 へ送る。このシーケンサ 3 は、上記 C P U 7 からの制御信号に応じて前述のように傾斜磁場電源 1 2 を制御し、被検体 1 0 に対する断層面を自動的に変える。これにより、被検

50

体 10 の動きに対応して透視撮像の断層面位置を自動的に変え、常に関心部位を画像として捕らえることができる。

【0027】

なお、図 7 (a) , (b) のグラフを作成する際に、情報 S a , S b の点数を増やしてグラフを作成すれば、より精度の高い断層面位置の推定ができる。また、図 6 においては、断層面の位置決めを (a) , (b) の 2 断面を使用して行ったが、これら 2 断面と直交するもう一つの断面を使用することにより、3 次元画像への応用も可能である。

【0028】

また、図 6 及び図 7 は、図 2 及び図 3 に示す被検体 10 の例えば頸部の動態検査を行う際の動作例を示すものであるが、図 4 及び図 5 に示す被検体 10 の例えば腹部の病変部に穿

10

【0029】

【発明の効果】

本発明は以上のように構成されたので、動き検出手段により被検体の動きを検出し、この動き検出手段により被検体の動きを検出した位置で撮像位置決め画像を得ると共に、そのときの被検体の透視撮像の断層面を設定しておき、信号処理系で上記動き検出手段からの検出信号を参照し、上記検出信号を用いて該検出信号に対応する被検体の動き量を演算し、この被検体の動き量を用いて透視撮像の断層面位置を推定し、被検体の動きに対応して透視撮像の断層面位置を自動的に変えることができる。これにより、例えば術者が被検体の病変部へ穿刺針や生検針を進める際、又は被検体の関節部の動態検査を行う際に、撮像断層面を被検体の呼吸動や関節部の動き等の小さい変化に対して自動的に追従させることができ、上記被検体の動きに対応して透視撮像の断層面位置を自動的に変え、常に関心部位を画像として捕らえることができる。このことから、従来のように透視撮像の途中で撮像断層面の設定をし直すことはなく、円滑な撮像ができると共に検査時間を短縮でき且つ被検体の負担も軽減することができる。

20

【図面の簡単な説明】

【図 1】本発明による磁気共鳴イメージング装置の実施形態を示すブロック図である。

【図 2】動き検出手段の具体例を示す平面説明図である。

30

【図 3】テーブル上に寝載された被検体とその頸部に設定される透視撮像の断層面とを示す説明図である。

【図 4】動き検出手段の他の具体例を示す側面説明図である。

【図 5】被検体とその腹部の病変部に設定される透視撮像の断層面とを示す平面説明図である。

【図 6】透視撮像の断層面位置を推定して自動的に変える動作を説明するもので、撮像位置決め画像を得る状態を示すものである。

【図 7】動き検出手段からの検出信号の大きさに対応する角度又は距離を線形推定できるグラフを作成する状態を示すものである。

【符号の説明】

40

- 1 ... 静磁場発生磁石
- 2 ... 傾斜磁場発生系
- 3 ... シーケンサ
- 4 ... 送信系
- 5 ... 受信系
- 6 ... 信号処理系
- 7 ... C P U
- 8 ... 操作部
- 9 ... 動き検出手段
- 10 ... 被検体

50

25 ... A / D 変換器

31 ... 頭部

32 ... 頸部

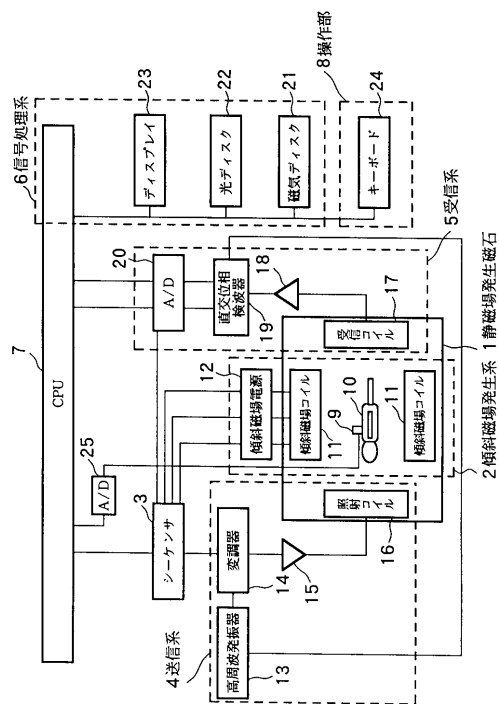
33 ... 病変部

34 ... 穿刺点

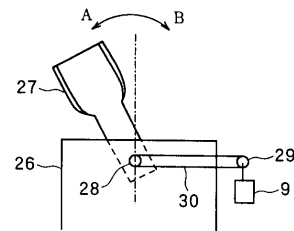
I a , I b ... 断層面

I M₁ , I M₂ ... 撮像位置決め画像

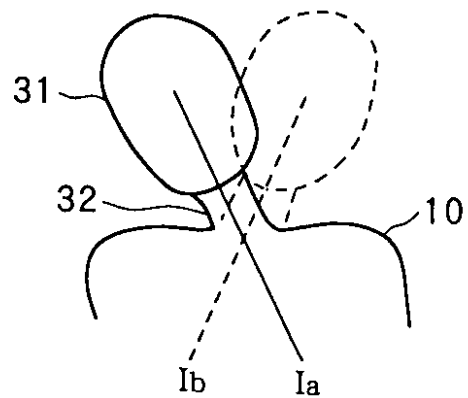
【図1】



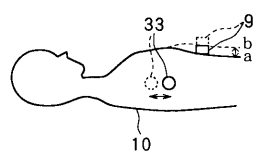
【図2】



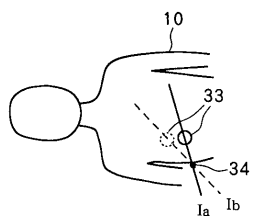
【図3】



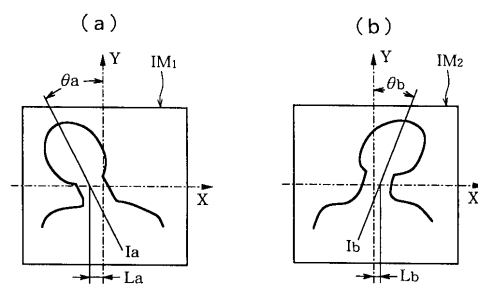
【 図 4 】



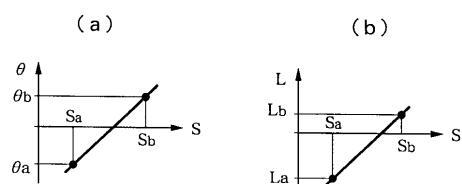
【 図 5 】



【 図 6 】



【圖 7】



フロントページの続き

- (56)参考文献 特開平2 - 26539 (J P , A)
特開平7 - 194569 (J P , A)
特開平8 - 33617 (J P , A)
特開平8 - 84719 (J P , A)
特開平9 - 294733 (J P , A)

- (58)調査した分野(Int.Cl. , D B 名)
A61B 5/055