

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第4050828号
(P4050828)

(45) 発行日 平成20年2月20日 (2008.2.20)

(24) 登録日 平成19年12月7日 (2007.12.7)

(51) Int.Cl.

F I

A 6 1 B 5/055 (2006.01)
G O 1 R 33/383 (2006.01)A 6 1 B 5/05 3 3 1
G O 1 N 24/06 5 1 O P

請求項の数 3 外国語出願 (全 9 頁)

| | | | |
|--------------|------------------------|-----------|---------------------|
| (21) 出願番号 | 特願平10-219556 | (73) 特許権者 | 501088154 |
| (22) 出願日 | 平成10年6月29日 (1998.6.29) | | マグネブ |
| (65) 公開番号 | 特開平11-99139 | | アメリカ合衆国カリフォルニア州、カール |
| (43) 公開日 | 平成11年4月13日 (1999.4.13) | | ズバード、フアラデイ アベニュー 22 |
| 審査請求日 | 平成17年6月17日 (2005.6.17) | | 25、スウィート エフ |
| (31) 優先権主張番号 | 884415 | (74) 代理人 | 100066692 |
| (32) 優先日 | 平成9年6月27日 (1997.6.27) | | 弁理士 浅村 皓 |
| (33) 優先権主張国 | 米国 (US) | (74) 代理人 | 100072040 |
| | | | 弁理士 浅村 肇 |
| | | (74) 代理人 | 100080263 |
| | | | 弁理士 岩本 行夫 |
| | | (74) 代理人 | 100072822 |
| | | | 弁理士 森 徹 |

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 周辺アクセスおよび非均質磁場を有する磁気共鳴像映システム

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

非均質磁場に物体の画像を形成するためのMRI装置であって、
ベースと、

該ベースに取付けられて、アーチ形N極面を有する第1磁石と、

該ベースに取付けられて、アーチ形S極面を有する第2磁石にして、前記第1磁石の前記N極面と前記第2磁石の前記S極面との間にチャンネル領域を確立するとともに、前記チャンネル領域に非均質磁場を作り、該磁場の一部分は、隣接する面を有し、該面の各々は実質的に一定の磁場の大きさを有するが、それらの面の磁場の大きさは相互に相違している、前記第2磁石と、

前記物体が前記チャンネル領域に配置されたとき、前記磁場の前記面の1つを選択的に照射し、この面に前記物体の画像を形成するための送受信器ユニットと、
を含む装置。

【請求項 2】

請求項1に記載する装置に於いて、前記第1磁石の前記N極面及び前記第2磁石の前記S極面がそれぞれ、

前記ベースに実質的に垂直に向いた直立領域と、

傾斜領域とを含み、該傾斜領域は前記直立領域と前記ベースとの間に位置し、前記直立領域から鈍角で前記ベースの方へ傾斜している、装置。

【請求項 3】

10

20

物体の画像を形成するために非均質磁場を発生する磁石装置であって、
ベースと、

該ベースに取付けられた第1磁石にして、該第1磁石はN極面を有し、該N極面は、該
ベースに実質的に垂直に向いた直立領域と、該直立領域と該ベースとの間に配置された傾
斜領域とを有し、該傾斜領域は前記直立領域から鈍角で前記ベースの方へ傾斜している、
前記第1磁石と、

S極面を有する第2磁石にして、該S極面は前記ベースに実質的に垂直に向いた直立領
域と、該直立領域と前記ベースとの間に位置していて、前記直立領域から鈍角で前記ベ
ースの方へ傾斜する傾斜領域とを有し、前記第2磁石が前記ベースに取付けられて、前記第
1磁石の前記N極面と前記第2磁石の前記S極面との間に実質的にU字形の領域を確立し
ていて、この領域に非均質磁場を作り、この磁場の一部分は隣接する面を有し、該面の各
々は実質的に一定の磁場の大きさを有するが、それらの面の磁場の大きさは一定で相互に
相違している、前記第2磁石と、

を含む磁石装置。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】

本発明は、一般的には磁気共鳴画像(MRI)システムに関する。更に詳しくは、本発明は、生体組織の画像を形成するために非均質磁場を使う小型MRIシステムに関する。本発明は、特に、高度に周辺アクセス性がよく、且つ物体の画像を形成するために、相互に

【0002】

【従来の技術】

磁気共鳴画像(MRI)が内部生体組織の構造についての有用な情報をもたらせることは広く知られている。MRIの一つの非常に重要で広く使われている用途は、人体の内部の非侵襲性臨床画像用である。よく知られるように、MRIは、人体のこれらの内部のマップまたは画像を作るために、原子核の核磁気共鳴に依存する。重要なことは、MRIが非侵襲的処置であり、特定の内部組織についての医療情報を得るために安全且つ有効に使えることである。

【0003】

ある原子核が核磁気モーメントを有し、それを静磁場に置いたとき、ある個別の方位だけを取り得ることは知られている。これらの方位の各々は、これらの原子核の異なるエネルギー状態に対応する。更に、磁場で核に、電磁波とも言う高周波(RF)電磁放射線を加えると、核のエネルギー状態の一つの準位から他への遷移を誘起できることが知られている。そのような遷移は、核磁気共鳴(NMR)として知られている。

【0004】

ラーモア周波数として知られる、RF電磁波の特定の周波数は、磁場でこのエネルギー状態および特定の核の磁気モーメントの対応する方位の変化を誘起するために最も有効な周波数である。特に、各核に対するラーモア周波数は、それらの特定の核の位置での磁場の大きさに比例する。核の画像を形成するためには、画像を形成すべき核のラーモア周波数の電磁波を、送信器に接続したアンテナによって伝送する。これらのラーモア周波数で伝送された電磁波が画像を形成すべき核の磁気モーメントの方位を変える。次に、核の磁気モーメントが最初の方位に戻ると、核の磁気モーメントが検出可能な電磁波を発生し、それを再び集束してスピンエコーを作ることができる。これらのスピンエコーの特性は、画像を形成する核の局部環境を表す。核によって発生したスピンエコーは、RF受信器によって検出する。重要なことは、検出した電磁波が局部ラーモア周波数で振動することである。上記の議論から、磁場の範囲内に置かれた核がラーモア周波数の対応する範囲内で振動することが分る。

【0005】

大抵のMRI装置は、均質な静磁場を利用する。均質な磁場では、この磁場の大きさの勾配の成分は、この磁場の画像形成領域内の全ての点でほぼゼロに等しい ($G_x = G_y = G_z = 0$)。従って、振動するRF帯域幅が比較的狭い。それに反して、非均質磁場では、少なくとも一つの勾配成分、 G_z 、がゼロに等しくない。“NMR画像装置”に関するリー等に特許された、米国特許第4,498,048号は、ほぼ均質な磁場を有するMRI装置の例である。それに反して、“遠隔配置したMRIシステム”に関するクロウリー等に特許された、米国特許第5,304,930号(以下、‘930特許と称する)は、非均質な静磁場を有するMRI装置の例である。しかるに、‘930特許は、磁場勾配がほぼゼロでないMRI装置で画像を形成するための方法も開示している。

【0006】

均質な磁場を有するMRI装置と非均質な静磁場を有するMRI装置の両方に対して、患者が磁場に適切にアクセスできるように磁石を形作り、位置付けることが重要である。磁場領域へ適切にアクセスできるようにしながら、患者を快適に配置することが高品質の医療画像を形成するために重要である。大きな磁石と、それらの対応する支持構造物は共に、MRI装置の磁場への患者のアクセスを困難とすることがある。均質な磁場を有するMRI装置に対し、磁石の物理的容積は、人体内部の医療的に有用な画像を形成するために必要な画像形成体積よりかなり大きい。均質な磁場を有するMRI装置では、磁石の嵩のために、患者がこれらの装置で磁場にアクセスするための開口部の大きさが一般的に制限される。このアクセスの制限は、高度な均質磁場を作るために磁場源を注意深く並置する必要があるという事実から生ずる。設計によって、これらの勾配の磁場が高い精度で互いに相殺して $G_x = G_y = G_z = 0$ という結果を与えるようにこれらの源を並置する。磁気源は、そのような相互相殺を達成するために、しばしばこの画像形成体積の周辺の至る所に置かねばならず、それによって周辺のアクセスが制限される。それに反して、非均質な磁場を有するMRI装置は、静磁場勾配を完全に相殺する必要はない。その結果、磁石の周辺部の一部が空いたままであり、患者のアクセスがあまり制限されない。患者のアクセスを容易とすることに加えて、非均質磁場は、構築が容易であり、並びに温度および技術的公差の変動に敏感でない。

【0007】

‘930特許に開示されている磁石システムは、この一般的なアクセスを制限しない磁石の傾向を表す例である。特に、不均一磁場を有する磁石は、画像形成する組織を囲みも閉込めもしない。そうではなくて、この磁石は、画像形成すべき組織に近接して並置する。本発明は、非均質磁場での周辺アクセスにおける利益を維持しながら、遠隔配置した磁石より幾らか閉込めるような磁石の使用を強制的とする理由があることを認識する。特に、本発明は、まだこの磁石内の画像形成領域への実質的アクセスをできるようにしながら、前述の非ゼロ磁場勾配の相対的大きさを減らすために磁石源を適当に配置してもよいことを認識する。そうであるから、本発明の構造は、開放した、遠隔配置の磁石と閉じた、均質磁場の磁石との間にあると概念的に考えることができる。

【0008】

このアプローチに幾つかの利点があり、それらは全て静磁場勾配での磁場値の範囲間の関係に由来する。特に、もし、非均質磁場勾配を減らすと、指定した画像形成体積を横切るラーモア周波数の対応する範囲が減る。先に引用したRF伝送の観点から、これは、必要な帯域幅を減らすことによって、典型的にピーク電力要件を軽減する。RF送信器電力を減らすことは、患者への不必要なRF露出、電子回路装置のエネルギー消費、並びに送信器および対応する電源装置の複雑さおよび大きさを減らす。RF受信器の観点から、受信した信号に対して相応じて減少した帯域幅が熱ノイズの帯域幅の減少を伴い、SN比が相応じて増加する。

【0009】

本発明が認識するように、SN比の増加、およびラーモア周波数でRF波を伝送するために必要なRF送信器電力の量の減少は、この静磁場を適正に形作ることによって実現できる。この磁場は、磁場源を並置することによって形作り、この磁場勾配、 G_z 、の大きさ

10

20

30

40

50

を、その勾配を完全に相殺しようとする試みをせずに、減らす。磁場勾配、 G_z 、の大きさを減らすことは、固定した画像形成体積を横切る磁場の大きさの範囲を減少し、それによってその体積を画像形成するために必要なラーモア周波数の帯域幅を減少する。ラーモア周波数の帯域幅の減少がRF受信器の帯域幅の減少を可能にし、それが受信器によるノイズの少ないパワーの受信、および対応するSN比の増加という結果になる。ラーモア周波数の帯域幅の減少は、RF送信器の帯域幅の減少も可能にし、それが相応じて送信器電力を減少する。

【0010】

【発明が解決しようとする課題】

上記に照らして、本発明の目的は、磁場へのアクセスが開放的な、物体の画像を形成するためのMRI装置を提供することである。本発明の他の目的は、小型であるが、SN比を比較的大きくし且つ比較的電力の小さいRF送信器を実現するために磁場の大きさの勾配が実質的に非ゼロであるMRI装置を提供することである。本発明の更に他の目的は、実行が容易であり、使用が簡単であり、可搬性があり、且つ比較的成本効果のよい、物体の画像を形成するためのMRI装置を提供することである。

【0011】

【課題を解決するための手段】

物体の画像を形成するためのMRI装置が複数の磁石源、送受信器ユニット、および支持構造物として作用するベースを含む。これらの磁石は、一つの磁石のN極面を他の磁石のS極面に向けて、このベースに取付けられている。このN極面とS極面は、各々ほぼアーチ形で、このN極面とS極面の間のU字形チャンネル領域に磁場を確立する。これらの磁石の詳細形状のために、この磁場容積の一部分は、相互に異なる一定の磁場の大きさを有する、ほぼ平行なほぼ平面に特徴がある。代替実施例では、これらの面が全体として鞍形の非平面形状でもよい。磁石のこの部分は、更に磁場強度が非ゼロの勾配に特徴がある。それで、この勾配をほぼゼロに減らすために、磁石源を画像形成体積の周りに高精度に配置する必要がない。その結果、この磁石の設計が画像形成体積への周辺アクセスを完全には制限しない。しかし、N極面とS極面の長い寸法と相反する性質とが磁場勾配の大きさを減らす作用をする。画像を作るためには、物体を磁場のこの部分に置き、送受信器を作動させてこの磁場体積内の各画像面を適当なラーモア周波数で選択的に照射する。

【0012】

【発明の実施の形態】

詳しくは、これらの磁石のN極面およびS極面が各々ベースにほぼ垂直に向いた直立領域を含む。各極面は、この直立領域とベースの間に位置する傾斜領域も含む。各傾斜領域は、そのそれぞれの直立領域から鈍角で下方に傾斜する。特に、これらの傾斜領域は、互いの方およびベースの方へ傾斜し、上述のU字形領域を確立する。磁場の局部成形をするために、これらの極面に、小さな間隙または突起を使うことができる。磁石源形態のこの組合せがU字形領域内に非均質磁場を確立し、それは、相互に異なる一定の磁場の大きさおよび1次元での低磁場勾配に特徴がある。更に、これらの磁石の直立領域は、互いから離隔してU字形チャンネル領域への開放したアクセスを確立する。従って、画像形成すべき物体をU字形領域の上または一端からこのU字形領域へ挿入できる。

【0013】

上に暗示したように、物体の画像を形成するためには、その物体をこのアクセスを通してこの装置のU字形領域に置く。特に、画像形成すべき物体をこの磁場の相互に異なる一定の磁場の大きさを有する平面に特徴がある部分に配置する。一旦この物体を磁場に適正に配置すると、送受信器を使って、適当なラーモア周波数の電磁波で一定の磁場の大きさの各面で物体を選択的に照射する。これが物体に識別可能な高周波スピンエコー信号を放射させ、それをアンテナおよび送受信器で受け、それを使って画像を作る。代替実施例では、画像形成すべき物体を通過させるために、U字形領域の底が開いたままでもよい。その場合、ベースは、通過をさせながら、適当な支持をすると理解すべきである。

【0014】

10

20

30

40

50

【実施例】

この発明それ自体は勿論、その新規な特徴が、その構造と作用の両方に関して、添付の図面に関する以下の説明から最も良く理解できよう。これらの図面で、類似の参照文字は、類似の部品を指す。

【0015】

最初に図1を参照すると、本発明に従って物体の画像を形成するためのMRI装置が示され、全体を10で指す。このMRI装置10は、ベース12、並びにこのベース12に取付けられた、第1磁石14および第2磁石16を含む。

【0016】

第1磁石14は、直立領域20、傾斜領域22、および高架領域24を含むN極面18を有する。第1磁石14は、その長さに沿ってほぼ中間点に位置する間隙25も有する。同様に、第2磁石16は、直立領域28、傾斜領域30、および高架領域32を含むS極面26を有する。第2磁石16は、その長さに沿ってほぼ中間点に位置する間隙33も有する。直立領域20および直立領域28は、ほぼ平面であり、共にベース12にほぼ垂直に向いている。その上、高架領域24および高架領域32は、共にベース12にほぼ垂直に向いている。傾斜領域22は、直立領域20と高架領域24の間に位置し、この直立領域20からベース12の方へ約135°の鈍角34で傾斜する。同様に、傾斜領域30は、直立領域28と高架領域32の間に位置し、この直立領域28からベース12の方へ約135°の鈍角36で傾斜する。当業者には、鈍角34、36が90°と180°の間の135°以外の値を採ってもよいことが分るだろう。当業者には、更に、この磁場の他の特徴が直立領域20と28および高架領域24と32の平行度を調整することによって調整できることが分るだろう。磁場成形は、間隙25と33の幅を調整することによっても確立する。

【0017】

図1に示すように、N極面18およびS極面26は、各々全体としてアーチ形の形状を有する。S極面26に対するN極面18の位置、並びにN極面18およびS極面26のアーチ形の形状のために、ほぼU字形の領域38がN極面18とS極面26の間に確立する。その代りに、このU字形領域38は、各傾斜領域22、30を弧の形に作ることによって、より近くU字形に近似してもよい。

【0018】

直立領域20および直立領域28は、約18cm(約7インチ)の距離50だけ離れて、このU字形領域38の中にアクセス開口部42を確立する。その上、第1磁石14および第2磁石16は、各々約33cm(約13インチ)の距離44の長さを有する。更に、第1磁石14の背面46および第2磁石の背面48は、約33cm(約13インチ)の距離40だけ離れている。当業者は、これらの距離40、44、50がかなり大きくても小さくてもよいこと、および一般的に磁石14、16の大きさをかなり大きくも小さくも作れることが分るだろう。これらの磁石14、16は、永久磁石、電磁石、または超伝導体磁石でもよい。

【0019】

更に図1を参照すると、電気ケーブル56でアンテナ54に接続された送受信器52が示されている。このアンテナ54は、ベース12の上の高架領域24、32の間に位置する。しかし、このアンテナ54は、都合のよい場所のどこにあってもよい。送受信器52とアンテナ54は、以下に詳しく議論する、高周波を送信および受信するために使う。当業者は、もし望むなら送受信器52ではなく、互いに別々の送信器(図示せず)および受信器(図示せず)を使ってもよいことが分るだろう。

【0020】

図2を参照すると、磁石14、16によってU字形領域38にできた磁場58の断面が示されている。この磁場58は、相互に異なる一定の磁場の大きさ B_0 の勾配を有する面60a~eを作る。N極面とS極面を並置するために、どちらかの面からだけの横勾配が相殺され、縦勾配が部分的に相殺される。N極面18とS極面26のアーチ形形状および配

10

20

30

40

50

置のために、磁場勾配が非ゼロで、面 60a ~ e が磁場 58 の部分 62 でほぼ平行且つ平面である。当業者は、図 2 に示す面 60a ~ e が代表的であり、磁場 58 の部分 62 で使用できる面の実際の数遙かに大きくてもよいことが分るだろう。

【0021】

N 極面 18 と S 極面 26 の形状および配置は、磁場の大きさを、この N 極面または S 極面だけによるものより大きくもする。面 60a ~ e の磁場の大きさ B_0 の称呼中央値は、約 2,000 Gs であるが、かなり大きいまたは小さい中央値とすることもできる。

【0022】

物体の画像を形成するためには、この場合患者（図示せず）の手 64 である、物体をアクセス開口部 42 を通して磁場 58 の部分 62 に置く。このアクセス開口部 42 は、磁場 58 の部分 62 に容易にアクセスできるような形状および大きさになっている。ベース 12 は、物体を通過させる開口部 66 があってもよい。

10

【0023】

図 3 を参照すると、面 60a ~ e のほぼ平行で平面の部分の断面が示されている。各面 60a ~ e の磁場の大きさをそれぞれ $B_{0,1-5}$ で示す。この好適実施例では、面 60a ~ e がほぼ等距離で、各面 60a ~ e の間の磁場の大きさの変化はほぼ一定に等しく、 B_0 で示す。従って、z 方向の磁場の大きさの勾配 G_z は、一定で、 B/B_0 に等しい。

【0024】

典型的に、この勾配 G_z は、約 2 Gs/mm と約 4 Gs/mm の間の値を有するが、当業者には、MRI 装置 10 を他の G_z 値で実施できることが分るだろう。更に、代替実施例が非一定勾配、 B/B_0 を使ってもよいことが分る。

20

【0025】

磁石 14, 16 のこの形状によって生ずる勾配 G_z の相対値は、単独に置いたどちらかの磁石に存在する勾配より小さい。これは、面 60a ~ e の $B_{0,1-5}$ に対する値の範囲が比較的狭い結果となる。ラーモア周波数が $B_{0,1-5}$ の値に依存するために、 $B_{0,1-5}$ の値の範囲が狭いことは、対応するラーモア周波数の、帯域幅とも称する、周波数範囲が比較的狭い結果となる。ラーモア周波数の帯域幅が小さい結果として、送受信器 52 の RF 受信器部の帯域幅を小さくできる。この小さい帯域幅は、送受信器 52 がノイズの少ないパワーを受信する結果となり、対応して SN 比を増し、それが画像品質を改善する。ラーモア周波数の帯域幅が小さいことのもう一つの結果は、送受信器 52 の RF 送信器部の帯域幅も小さくできることである。RF 送信器部の帯域幅の減少は、送信器電力の減少を可能にするかも知れない。送信器電力の減少は、送信器および対応する電源装置のエネルギー消費、複雑さおよび大きさ、並びに患者への不必要な RF 露出を減らす。その代りに、RF 送信器および受信器の帯域幅を減らすのではなく、比較的小さい値の勾配 G_z が同じ帯域幅で厚い平面領域の画像形成を可能にする。

30

【0026】

磁場勾配を画像形成領域でほぼゼロにする要求がないので、上述の結果が小型磁石でかなりの程度の周辺アクセスと共に得られる。

【0027】

MRI 装置 10 で物体の画像を形成するためには、物体、例えば手 64、をアクセス開口部 42 から、面 60a ~ e がほぼ平行且つ平面である磁場 58 の部分 62 の中へ置く。面 60a ~ e の一つ、例えば面 60a、の磁場の大きさに対応するラーモア周波数の RF 電磁波を送受信器 52 によって発生し、アンテナ 54 によって手 64 に伝送する。この技術で広く知られる方法によって、この面を横切る磁場勾配で原子核をコード化し、これらの原子核を空間コード化および識別する。面 60a が交差する手 64 の部分の原子核は、ラーモア周波数で伝送される電磁波によって異なるエネルギー状態に励起される。これらの原子核は、次に、これらの原子核に特有の、スピンエコーと称する、検出可能な電磁波を発生する。これらの原子核が発生する電磁波をアンテナ 54 および送受信器 52 が受け、次に、この技術で広く知られる方法で処理して手 64 の画像を形成する。

40

【0028】

50

ここに図示し且つ詳細に説明した、物体の画像を形成するための特定のMRI装置は、先に記述した目的を完全に達し、利点をもたらすが、それはこの発明の現在好適な実施態様の例示に過ぎないこと、および前記の特許請求の範囲に記載する以外、ここに示す構成または設計の詳細に如何なる制限も意図しないことを理解すべきである。

【図面の簡単な説明】

【図1】本発明のMRI装置の透視図である。

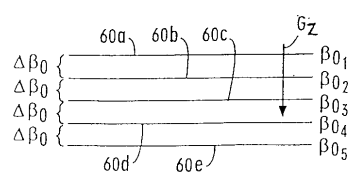
【図2】図1のMRI装置の、図1の線2-2に沿って見た、物体をこの装置の磁場に置いて示す断面図である。

【図3】図2に示す装置の磁場の実質的に平行な平面の拡大図である。

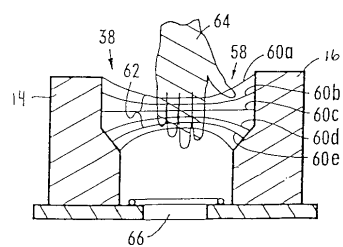
【符号の説明】

| | | |
|---------------------|-----------|----|
| 10 | MRI装置 | |
| 12 | ベース | |
| 14 | 第1磁石 | |
| 16 | 第2磁石 | |
| 18 | N極面 | |
| 20 | 直立領域 | |
| 22 | 傾斜領域 | |
| 24 | 高架領域 | |
| 25 | 間隙 | |
| 26 | S極面 | 20 |
| 28 | 直立領域 | |
| 30 | 傾斜領域 | |
| 32 | 高架領域 | |
| 33 | 間隙 | |
| 34, 36 | 鈍角 | |
| 38 | チャンネル領域 | |
| 52 | 送受信器ユニット | |
| 54 | アンテナ | |
| 58 | 磁場 | |
| 60 a ~ e | 面 | 30 |
| 62 | 磁場の一部分 | |
| 66 | 開口部 | |
| B ₀ | 磁場の大きさ | |
| B _{0, 1-5} | 各面の磁場の大きさ | |

【圖 3】



【 図 2 】



フロントページの続き

- (72)発明者 フリーマン エイチ・ローズ,ジュニア.
アメリカ合衆国 カリフォルニア州デルマー,ピスタ ド ラ ティエラ 4718
- (72)発明者 ウェイン コルネリウス
アメリカ合衆国 カリフォルニア州サン ディエゴ,チッペナム ウェイ 11619
- (72)発明者 クリストファー ダブリュ・クラウリイ
アメリカ合衆国 カリフォルニア州サン ディエゴ,スクリップス ストリート 5921

審査官 伊藤 幸仙

- (56)参考文献 特開昭60-024831(JP,A)
特開昭51-127785(JP,A)
欧州特許第887655(EP,B1)
米国特許第5935065(US,A)

- (58)調査した分野(Int.Cl.,DB名)
A61B 5/055