

(19)日本国特許庁 ( J P )

## (12) 公表特許公報 ( A ) (11)特許出願公表番号

特表2003 - 504112

(P2003 - 504112A)

(43)公表日 平成15年2月4日(2003.2.4)

(51)Int.Cl <sup>7</sup>	識別記号	F I	テマコード <sup>*</sup> ( 参考 )
A 6 1 B 19/00	502	A 6 1 B 19/00	502
	510		510
10/00	103	10/00	103 B

審査請求 未請求 予備審査請求 ( 全 36数 )

(21)出願番号 特願2001 - 508889(P2001 - 508889)

(86)(22)出願日 平成12年7月5日(2000.7.5)

(85)翻訳文提出日 平成14年1月8日(2002.1.8)

(86)国際出願番号 PCT/US00/18541

(87)国際公開番号 W001/003600

(87)国際公開日 平成13年1月18日(2001.1.18)

(31)優先権主張番号 09/349,524

(32)優先日 平成11年7月8日(1999.7.8)

(33)優先権主張国 米国(US)

(71)出願人 ブレイン チャイルド ファウンデーション  
アメリカ合衆国,アリゾナ 85377 - 5144,ケ  
アフリー,ピラ カンナンドラ ウェイ 6  
622(72)発明者 マンウォーリング, キム  
アメリカ合衆国,ユタ 84604,プロボ,ノー  
ス 1430 イースト 2287(72)発明者 マンウォーリング, マーク エル.  
アメリカ合衆国,ワシントン 99163,ブルマ  
ン,サウスウエスト ウッドレイ ドライブ  
1430

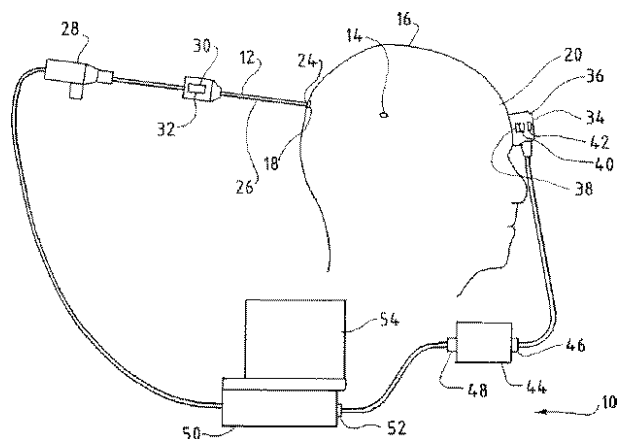
(74)代理人 弁理士 石田 敬 ( 外 3 名 )

最終頁に続く

(54)【発明の名称】 目標へ誘導するための収束磁気接触走性装置

## (57)【要約】

外科用機器 ( 1 2 ) を視覚的な情報なしで組織内の目標 ( 1 4 ) に案内するための誘導システム ( 1 0 )。システム ( 1 0 ) は、機器 ( 1 2 ) に設けられた固定磁石 ( 3 0 )、または、交流または直流の電磁石から放射するゼロ磁束曲線の無限群の軌道上で目標 ( 1 4 ) を中心位置決めする。目標 ( 1 4 ) へのアプローチは、目標 ( 1 4 ) と交差するゼロ磁束線に基づいて、直線のおよび曲線の軌道を選択することを可能にする。磁石 ( 3 0 ) を保持する自動センタリングアタッチメント ( 3 2 ) が、真直ぐな機器 ( 1 2 ) がシステム ( 1 0 ) によって案内されるのを可能にする。ゼロ磁束線は、組織内または組織上における離隔位置に配置された磁力計 ( 3 4 ) によって測定される。磁力計 ( 3 4 ) の変換器 ( 3 8、4 0、4 2 ) が、機器 ( 1 2 ) がゼロ磁束線から偏位する場合に存在する磁界の強さを測定する。誘導情報がディスプレイ ( 5 0 ) 上でプロットされる。ディスプレイは、ユーザが機器 ( 1 2 ) をゼロ磁束線に沿って目標 ( 1 4 ) に案内することを可能にする。



**【特許請求の範囲】**

【請求項1】 実質的に真直ぐな部分と先端とを有する機器と関連して使用するための誘導システムであって、システムが、組織内部の目標部位への機器の通路を検出するようになっており、

システムが、等ガウス平面に対して垂直なゼロ磁束線群を有する磁界を放出する磁石を有しており、目標部位が、選択されたゼロ磁束線によって交差させられ、磁石が、機器の真直ぐな部分に設けられており；

システムが、目標部位と略整列する遠隔組織箇所内または遠隔組織箇所上に配置された磁力計を有しており、磁力計がx平面変換器と、y平面変換器と、z平面変換器とを有しており；さらに、

システムが、磁石が選択されたゼロ磁束線から偏位するとそれを表示する変換器アレイに接続された誘導回路を有していることを特徴とする誘導システム。

【請求項2】 システムがさらに、外科用機器の実質的に真直ぐな部分に接続された自動センタリングハウジングを有しており、自動センタリングハウジングが磁石を、磁石の中心が機器と整列するように保持している請求項1記載の誘導システム。

【請求項3】 誘導回路がさらに、磁力計によってゼロ磁束線に対して垂直な磁界の強さを測定することによって、目標部位までの距離を検出するための距離回路を有している請求項1記載の誘導システム。

【請求項4】 変換器が、磁力計内に同心的に設けられている請求項1記載の誘導システム。

【請求項5】 変換器が、磁力計内にインライン式に設けられている請求項1記載の誘導システム。

【請求項6】 変換器が、磁束ゲート変換器である請求項1記載の誘導システム。

【請求項7】 変換器が、磁気抵抗センサである請求項1記載の誘導システム。

【請求項8】 磁石が、それぞれが磁極を有する2つのアームを備えたU字形磁石であり、2つのアームが、外科用機器の実質的に真直ぐな部分に対して平

行に配置されている請求項2記載の誘導システム。

【請求項9】 磁石が、2つの対向磁極を有する棒磁石であり、棒磁石が、外科用機器の実質的に真直ぐな部分に対して垂直に配置されている請求項1記載の誘導システム。

【請求項10】 磁石が、2つの対向磁極を有する棒磁石であり、棒磁石が、外科用機器の実質的に真直ぐな部分に対して平行に配置されている請求項1記載の誘導システム。

【請求項11】 磁石が、アルニコ、セラミックスまたは希土類から製造されている請求項1記載の誘導システム。

【請求項12】 磁石が電磁石である請求項1記載の誘導システム。

【請求項13】 電磁石が、直流電流、パルス式直流電流または交流電流によって給電されるようになっている請求項12記載の誘導システム。

【請求項14】 誘導システムがさらに、電磁石から放出された磁界からの位相からずれた磁界を放出する第2の電磁石を有している請求項12記載の誘導システム。

【請求項15】 誘導システムがさらに、磁石に接続されたモータを有しており、磁石が、交番磁界を形成するために、機器の中心軸線を中心にして回転させられるようになっている請求項1記載の誘導システム。

【請求項16】 誘導システムがさらに、誘導回路に接続されたディスプレイを有しており、ディスプレイが、目標の位置に対する機器の先端の位置を示すようになっている請求項2記載の誘導システム。

【請求項17】 ディスプレイが液晶ディスプレイである請求項16記載の誘導システム。

【請求項18】 ディスプレイが陰極線管ディスプレイである請求項16記載の誘導システム。

【請求項19】 ディスプレイが、  
目標部位の位置を表す交差点を有する一組の十字線と；  
機器先端の実際の位置を表す交差点を有するx位置線とy位置線とから成る一組の十字線とを有しており、磁界束がx平面変換器によって最大値で測定され、

かつ、磁界束がy平面変換器によって最小値で測定されたときに、z平面変換器によって感知された磁界の大きさから、x位置線が引き出され、また、磁界束がy平面変換器によって最大値で測定され、かつ、磁界束がx平面変換器によって最小値で測定されたときに、z平面変換器によって感知された磁界の大きさから、y位置線が引き出されるようになっている請求項16記載の誘導システム。

【請求項20】 磁石が円形形状を有しており、機器の実質的に真直ぐな部分の周りに設けられている請求項1記載の誘導システム。

【請求項21】 機器が顕微鏡である請求項20記載の誘導システム。

【請求項22】 誘導システムがさらに、誘導回路に接続されたディスプレイを有しており、ディスプレイが目標の位置に対する機器の先端の位置を示すようになっており、ディスプレイが、

目標部位の位置を表す交差点を有する一組の十字線と；

磁石の実際の位置を表す交差点を有するx位置線とy位置線とから成る一組の十字線とを有しており、x位置線はx平面変換器によって感知された磁界の大きさから引き出され、y位置線はy平面変換器によって感知された磁界の大きさから引き出されるようになっている請求項20記載の誘導システム。

【請求項23】 機器が内視鏡である請求項1記載の誘導システム。

【請求項24】 機器がカテーテルのためのスタイレットである請求項1記載の誘導システム。

【請求項25】 機器が生検プローブである請求項1記載の誘導システム。

【請求項26】 誘導システムがさらに、補償回路を有しており、補償回路が、磁力計のx、yおよびz平面変換器の磁束オフセットをゼロに減じることにより、地磁界の静的効果および強磁性または電磁性の直流効果に関して磁力計をゼロにする請求項1記載の誘導システム。

【請求項27】 自動センタリングハウジングがさらに、環状の滑り嵌めリングを有しており、滑り嵌めリングが、実質的に真直ぐな部分の周りで緩めまたは締めることができ、滑り嵌めリングを緩めることによりハウジングを取り外すことができる請求項2記載の誘導システム。

【請求項28】 組織内の目標部位に機器を案内する方法において、

目標部位および外側の固定入口箇所からの予想軌道と略整列した状態で、組織表面内部または組織表面上に、 $x$ 、 $y$  および  $z$  平面変換器を有する磁力計を位置固定するステップと；

磁界を放出する磁石を機器に取り付けるステップと；

固定入口箇所では組織内に機器を挿入するステップと；さらに、

磁界の磁束線を測定することによって、目標部位に対する機器の位置を検出するステップとを含んで成ることを特徴とする、組織内の目標部位に機器を案内する方法。

【請求項29】 方法がさらに、目標部位と磁力計とに向かって略肉眼により方向付けを行って、磁石が取り付けられた機器を固定入口箇所に配置し、磁力計の  $x$ 、 $y$  および  $z$  平面変換器の磁束オフセットをゼロに減じることにより、地磁界の静的効果および強磁性または電磁性の直流効果に関して磁力計をゼロにするステップを有する請求項28記載の方法。

【請求項30】 方法がさらに、磁石が取り付けられた機器を入口箇所から離隔して配置し、磁力計の  $x$ 、 $y$  および  $z$  平面変換器の磁束オフセットをゼロに減じることにより、地磁界の静的効果および強磁性または電磁性の直流効果に関して磁力計をゼロにするステップを有する請求項28記載の方法。

【請求項31】 方法がさらに、位置固定された磁力計上で収束するゼロ磁束線群を明らかにするために、軸線方向および/または矢状方向および/または冠状方向の平面における等ガウス磁束平面のパターンを、身体の画像スキャンにオーバーレイするステップを有する請求項28記載の方法。

【請求項32】 機器を挿入するステップがさらに、入口箇所から延びて磁力計および目標部位で収束する、交差するゼロ磁束線を選択することを含む請求項28記載の方法。

【請求項33】 方法がさらに、  
目標部位を表示するステップと；  
目標部位に対する機器の実際の位置を表示するステップと；  
選択されたゼロ磁束軌道線と重なるように機器の位置を補正可能にするために、フィードバックディスプレイを提供するステップと

を有する請求項32記載の方法。

【請求項34】 方法がさらに、ゼロ磁束軌道線に沿って目標部位に通じる通路の深さの3次元ディスプレイを表示するステップを有する請求項33記載の方法。

【請求項35】 3次元ディスプレイが、目標部位が機器によって交差させられるまで、拡大する同心円として表示される請求項34記載の方法。

【請求項36】 位置を検出するステップが、以下のステップ、すなわち：磁石を回転させるステップと；

磁界束がx平面変換器によって最大値で測定され、かつ、磁界束がy平面変換器によって最小値で測定されたときに、z平面変換器によって感知された磁界の大きさから、機器のx軸位置を引き出すステップと；さらに、

磁界束がy平面変換器によって最大値で測定され、かつ、磁界束がx平面変換器によって最小値で測定されたときに、z平面変換器によって感知された磁界の大きさから、y軸位置を引き出すステップとを含む請求項35記載の方法。

【請求項37】 組織内に挿入される先端を有する外科用機器と関連して使用するための誘導システムであって、システムが、組織内部の目標部位への外科的機器の先端の到着を検出するようになっており、

システムが、機器先端内に設けられた磁力計を有しており、磁力計がx平面変換器と、y平面変換器と、z平面変換器とを有しており；

システムが、等ガウス平面に対して垂直なゼロ磁束線群を有する磁界を放出する磁石を有しており、目標部位が、選択されたゼロ磁束線によって交差させられ、磁石が、目標部位と略整列する遠隔組織箇所上に配置されており；さらに、

システムが、磁石が選択されたゼロ磁束線から偏位するとそれを表示する変換器アレイに接続された誘導回路を有していることを特徴とする誘導システム。

【請求項38】 誘導回路がさらに、磁力計によってゼロ磁束線に対して垂直な磁界の強さを測定することによって、目標部位までの距離を検出するための距離回路を有している請求項37記載の誘導システム。

【請求項39】 変換器が、磁力計内にインライン式に設けられている請求

項37記載の誘導システム。

【請求項40】 磁石が電磁石である請求項37記載の誘導システム。

【請求項41】 誘導システムがさらに、誘導回路に接続されたディスプレイを有しており、ディスプレイが、目標の位置に対する機器の先端の位置を示すようになっている請求項37記載の誘導システム。

【請求項42】 ディ스플레이が液晶ディスプレイである請求項41記載の誘導システム。

【請求項43】 ディ스플레이が陰極線管ディスプレイである請求項41記載の誘導システム。

【請求項44】 ディ스플레이が、

目標部位の位置を表す交差点を有する一組の十字線と；

機器先端の実際の位置を表す交差点を有するx位置線とy位置線とから成る一組の十字線とを有しており、磁界束がx平面変換器によって最大値で測定され、かつ、磁界束がy平面変換器によって最小値で測定されたときに、z平面変換器によって感知された磁界の大きさから、x位置線が引き出され、また、磁界束がy平面変換器によって最大値で測定され、かつ、磁界束がx平面変換器によって最小値で測定されたときに、z平面変換器によって感知された磁界の大きさから、y位置線が引き出されるようになっている請求項41記載の誘導システム。

【請求項45】 機器がファイバースコープである請求項37記載の誘導システム。

【請求項46】 機器が内視鏡である請求項37記載の誘導システム。

【請求項47】 x、yおよびz平面変換器を有する磁力計を備えた先端を有する機器を、組織内の目標部位に案内する方法であって、方法が以下のステップ、すなわち：

目標部位および外側の固定入口箇所からの予想軌道と略整列した状態で、身体表面内部または身体表面上に、磁石を位置固定するステップと；

組織内に機器を挿入するステップと；さらに、

磁界の磁束線を測定することによって、目標部位に対する機器の位置を検出するステップとを含んで成ることを特徴とする、組織内の目標部位に機器を案内す

る方法。

【請求項48】 方法がさらに、磁力計のx、yおよびz平面変換器の磁束オフセットをゼロに減じることにより、地磁界の静的効果および強磁性または電磁性の直流効果に関して磁力計をゼロにするステップを有する請求項47記載の方法。

【請求項49】 方法がさらに、位置固定された磁力計上で収束するゼロ磁束線群を明らかにするために、軸線方向および/または矢状方向および/または冠状方向の平面における等ガウス磁束平面のパターンを、身体の画像スキャンにオーバーレイするステップを有する請求項47記載の方法。

【請求項50】 機器を挿入するステップが、入口箇所から延びて磁力計および目標部位で収束する、交差するゼロ磁束線を選択することを含む請求項47記載の方法。

【請求項51】 方法がさらに、  
目標部位を表示するステップと；  
目標部位に対する機器の実際の位置を表示するステップと；  
選択されたゼロ磁束軌道線と重なるように機器の位置を補正可能にするために、フィードバックディスプレイを提供するステップとを有する請求項50記載の方法。

【請求項52】 方法がさらに、ゼロ磁束軌道線に沿って目標部位に通じる通路の深さの3次元ディスプレイを表示するステップを有する請求項51記載の方法。

【請求項53】 3次元ディスプレイが、目標部位が機器によって交差させられるまで、拡大する同心円として表示される請求項52記載の方法。



**【発明の詳細な説明】****【0001】****発明の分野**

本発明は手術器具を目標位置に誘導する方法および装置に関するものである。更に特定すれば、本発明は、磁石および磁力計を用いてゼロ磁束線上の器具を目標の位置に誘導することに関する。

**【0002】****関連技術の説明**

非常に多様な内科処置および外科処置は、手術器具が組織を的確に通過して目標位置に到達する際最も適切に遂行され、最善の診断または治療効果が得られる。これらの処置の一般的な例には、脳水腫処置において、異常と疑われる組織の生検、脳室フィステル形成術を施すこと、または、脳内ヘシャントカテーテルを配置することが含まれる。誘導または位置決めの改良技術が開発されている。しかしながら、これらの技術には、どれも重大な欠陥がある。

**【0003】**

これらの欠陥を例示すると、脳水腫を処置するためにシャントカテーテルを脳内に配置するのに使用可能な技術がある。脳水腫は、主に脳脊髄液（CSF）の吸収不良の病気であり、脳内の脳室が徐々に拡大、展退し、ゆくゆくは隣接する組織が永久に損傷される結果になる。その処置を行うには、頭蓋にドリルで孔を開けシリコンシャントカテーテルまたは脳室フィステル形成管を脳室内に誘導するのが最も一般的である。脳脊髄液は、その通常の経路およびカテーテルを通過する妨げられた経路から分流する。短絡装置は頭皮および本体の下を貫き、腹膜腔（VPシャント）または心房（VAシャント）において終端し、脳脊髄液（CSF）を身体の循環系に導くのが通常である。脳水腫の長期の成功すなわち制御は、カテーテルを適切に配置することに左右される。カテーテルを誤って配置すると、脳組織とともに管の急性閉塞または、脈絡叢の段階的な内殖による後発の閉塞を招く可能性がある。次に、これらの閉塞によって、更に手術を行ってカテーテルを交換することが要求される。

**【0004】**

位置異常の危険を極力小さくするため手術はいくつかの選択肢を有する。例えば、十分に説明済であるが、外部より触診可能な頭蓋ランドマークを用いて孔を選択してあけることが可能である。次に、コンピュータ断層撮影（ＣＴ）および磁気共鳴像（ＭＲＩ）のような画像分析の評価から判断した一定の深度における最適目標位置と交わることを見込んで、カテーテルを頭の別の触診可能ランドマークに向ける。しかしながら、ランドマークは人間によってばらつくこと、心室の大きさおよび位置の多様性ならびに手術分野を分離するのに用いられる外科的ドレープの障害になるものためにこの手法は採用しにくい。これらの変数に起因する位置異常が、一般的な厄介な問題となっている。

#### 【0005】

あるいは、リアルタイムの超音波を用い、開かれた泉門を介して乳幼児に的確にカテーテルを導くことは可能である。しかしながら、泉門は通常生後18ヶ月経つと閉じてしまうため、更に年齢を重ねたときに脳を撮像するための骨孔を設けることが強いられる。これは、他の場合には不要である。

#### 【0006】

また、定位固定フレームを用いてカテーテルを的確に導くことは可能であるが、これには手術前に放射線室において長々とした目標座標の取得が必要となる。また、フレームの使用は侵襲的な処置である、なぜなら、フレームは頭蓋に挿入される一連のピンとともに取り付けられるからである。同様に、更に最近の「フレームレス定位脳手術」の技法は、配向のための基準点または標識の位置限定を手術前に行うことが要求され、単一处置のために高価な器具を用いる。

#### 【0007】

手術中のＣＴおよびＭＲＩ（いわゆる開放ＭＲＩ）によつて的確に誘導することが可能となるが、これらの処置のために必要とされる装置は、無菌設定、適時手術、手術室の効率、および経費の点では大きな障害となる。なぜなら、そのような装置は手術室では通常は使用しないからである。またこれらの技法は、イオン化エネルギーを放出することによって操作し、イオン化エネルギーは、ＣＴの場合、潜在的な有害作用が累積され、ＭＲＩの場合、干渉電磁界を有する可能性がある。

## 【0008】

シャントカテーテルの内視鏡による補助的誘導により、最終配置は容易に行うことができるが、脳の硬い組織を通過する軌道精度、すなわち最終位置の主要な決定要因の改善は図れない。また、単純な脳水腫の管理において、内部視覚確認は、通常、必要ない。

## 【0009】

種々の外部からの位置あわせ装置が開発されている。例えば、マサチューセッツ州レイナム(Raynham, Massachusetts)所在のゴッドマンアンドシャートルッフ(Godman and Shurtleff)社が製造したガジャラ(Ghajara)ガイドは、頭蓋に対し垂直性を保証する誘導管である。しかしながら、ガジャラガイドは、深度制御は行わず、正中傍の冠状入口骨孔を必要とする。また、このガイドは、頭蓋または脳室構成の人間によるばらつきは補償しないため、位置異常を招く可能性がある。

## 【0010】

したがって、a)単純であって、最低限の設定時間、費用、外科医の訓練または専門知識が必要とされるだけであり、b)外科的ドレープの障害、および一般的なランドマークの触診における困難にも拘らず手術中の的確な誘導を可能にし、c)頭のCTおよびMRIのような手術前の画像分析に基づいて最適な目標選択を可能にし、d)患者にフレームをあてる信襲性または特別の画像処置は回避し、そのような誘導を可能にする、さらにe)既存の基準に基づいて脳室機構への外科的手法を構築するカテーテル配置装置が求められている。

## 【0011】

また、内視鏡または他のいずれの外科器具にも結合することができ、目標への誘導を可能とし、生検または診断用脳室鏡検査といった追加的処置を同等の精度で行うことができるようにする誘導装置を有することは望ましいことである。経路、例えば、脳表面上の切ってはならない大血管において、障害物が認識された場合、「その場で」代替入口選択を可能とする誘導技法が求められている。また、目標方向にわずかに、または大きく湾曲した軌道をユーザが選択することのできる誘導装置が求められている。前述の技術のほとんどの場合、ユーザは直線軌

道しか選択できなかった。また、外側隆起、測定された関係、フレーム、視線またはサウンドディジタイザを参照するのではなく内部すなわち体内の配列を信頼することは有益である。

#### 【0012】

##### 発明の概要

上記の要望および問題は本発明によって解決される。本発明は、略真っ直ぐな部分または先端を有する器具と一緒に用いられる誘導装置において具現化される。この装置は、組織内の目標領域への器具の経路を判定する。この装置は、器具の略真っ直ぐな部分上に搭載され、一群のゼロ磁束線が等磁面に対して垂直な磁界を発する磁石を有する。目標領域には、選択されたゼロ磁束線が交わる。自動心出しハウジングは、手術器具の略真っ直ぐな部分に結合することが可能であり、磁気を中心が器具に対して一線上にそろうように磁石を維持する。目標領域に対して概ね一線上にそろうように、磁力計を離れた組織部位または部位内に配置する。磁力計はx面変換器、y面変換器およびz面変換器を含む。誘導回路は変換器アレイに結合され、磁石が選択したゼロ磁束線から逸脱した場合これを知らせる。

#### 【0013】

また、本発明は、器具を組織内の目標領域に誘導する方法において具現化される。x、yおよびz面変換器を有する磁力計を、組織表面または表面上に、目標領域および予想した軌道に対して略一線上にそろうように、外部の固定入口部位から取り付ける。磁界を発する磁石を器具に取り付ける。固定入口部位において、器具を組織内に挿入する。磁界の磁束線を測定することによって、目標領域に対する器具の位置を決定する。

#### 【0014】

また、本発明は、組織内に挿入される先端を有する手術器具と一緒に使用される誘導装置において具現化される。この装置は、手術器具の先端が組織内の目標領域へ到達したことを判定する。この装置は、器具先端に磁力計を有する。この磁力計は、x面変換器、y面変換器およびz面変換器を含む。一群のゼロ磁束線が等磁面に対し垂直な磁界を発する磁石を備える。目標領域は選択したゼロ磁束

線と交差する。磁石を、離れた組織上に目標領域に対して略一線上にそろえて配置する。選択したゼロ磁束線から逸脱した時に知らせる誘導回路を変換器アレイに結合する。

#### 【0015】

更に、本発明は、 $x$ 、 $y$  および  $z$  面変換器を有する磁力計を先端に備えた器具を組織内の目標領域に誘導する方法において具現化される。外部の固定入口部位から、目標領域および予想した軌道に対して略一線上にそろえて、体の表面の内側または表面上に、磁石を取り付ける。この器具を組織内に挿入する。目標領域に対するこの器具の位置決定を行うには、磁界の磁束線を測定する。

#### 【0016】

前述の概略の説明および以下の詳細な説明は、いずれも限定するのではなく本発明の請求の更なる説明を行うことを意図したものであることを理解すべきである。本発明に組み込みこまれ、本明細書の部分を構成する添付図面を、本発明の方法および装置を図示し、且つ理解を更に深めるために含める。以下、添付図面を参照して本発明の本発明の原理を説明する。

#### 【0017】

好ましい実施形態の詳細な説明

本発明は各種形式で実施が可能であるが、現在好ましい1つの実施形態を添付図面を参照して説明する。以下の開示は本発明の一例であり、本発明を特定の実施形態に限定する趣旨ではないことは理解されよう。

#### 【0018】

図1を参照して本発明の一例を説明する。図1には誘導システム10が図示されている。誘導システム10を用いて、機器12が患者の頭蓋16内の目標位置または領域14に案内される。頭蓋16は、外科医が外科的処置のために穿設したバーホール18を有する。頭蓋16は、中線額領域20と、バーホール18が穿設される右後頭部とを有する。以下に説明するように、バーホール18は目標位置14に対して頭蓋16上のあらゆる便宜な表面に穿設することができる。

#### 【0019】

機器12は頭蓋16に挿入するチップ24を有する。機器12はこの例では内

視鏡であるが、カテーテル用スタイレットや生検プローブまたは生検針等あらゆる直線機器を本発明のシステム10と共に利用することができる。機器12は、シャフト26などの実質的に直線部分を有しており、該シャフトの一端にチップ24が連結される。シャフト26の他端は内視鏡カメラ28に連結される。誘導システム10は自動調心ハウジング32内に取り付けられた磁石30を含んでいる。該自動調心ハウジングは、機器12において直線シャフト26上のチップ24から所定距離の位置に取り付けられている。頭蓋16の中線額領域20の代表的な眉間上の位置に磁力計34が設置され、機器12に取り付けた磁石30による自動調心ハウジング32内から放出される磁界を検出する。磁力計34の配置は図示の目的のためのみである。磁力計34は目標14に対して適切に一直線上にある遠隔組織部位または部位内に設置することができる。

#### 【0020】

磁力計34は、同心のx-、y-、およびz-面変換器38、40、42を持つ変換器アレイ36と同心設計である。各変換器38、40、42は、異なる面で磁石30からの磁界強度を感知する。変換器38、40、42は磁束ゲートタイプの変換器であるが、磁気抵抗センサなど他のタイプの変換器を用いることができる。あるいは、変換器38、40、42は、磁力計34内に直列構成として設置することができる。この例において磁力計34は、カリフォルニア州マウンテンビュー(Mountain View, CA)所在のアプライドフィジックスシステム(Applied Physics Systems)社が製造するModel 533 Miniature 3-axis Fluxgate Magnetometer、またはミネソタ州ミネアポリス(Minneapolis, MN)所在のハネウェル(Honeywell)社が製造するHMR 2300 Smart Magnetometerである。ただし、他の磁力計を使用してもよい。

#### 【0021】

機器12は頭蓋16のバーホール18に挿入される。外科医がバーホール18などの固定導入部位を選択すると、以下に説明するように、これがピボットポイントになり、磁力計34によって測定された磁石30から定義されるゼロ磁束線

に沿って目標領域14に機器12を案内する。磁力計34はデータ入力46を介してデータインターフェース装置44に連結される。この例のデータインターフェース44は、ユタ州ローガン(Logan, Utah)所在のキャンベルサイエンティフィック社(Campbell Scientific, Incorporated)が製造する21X Dataloggerである。ただし、リアルタイムの地磁界測定および磁石の放出磁界からの減算が可能なあらゆるデータインターフェースを用いることができる。データインターフェース44は、ハネウェル(Honeywell)社が製造するHMR2300デジタル磁力計などの信号処理機能付きのデジタル磁力計を用いる場合には用いなくとも良い。磁力計34から取り出したデータはデータ出力ポート48を介して出力する。

#### 【0022】

データインターフェース装置44は、RS232ポート52を介してコンピュータ50などの誘導回路に連結される。インターフェース装置44は、磁力計34のx、y、およびz面変換器38、40、42のサンプリングおよび磁石30からの磁界の測定を制御する。磁力計34のデータ出力のアナログ・デジタル変換は、インターフェース装置44によって行う。あるいは、デジタル出力は、Honeywell Smart Magnetometer HMRなどのデジタル磁力計からの出力を直接利用可能である。コンピュータ50は、また、内視鏡カメラ28の出力に連結されたビデオ入力を有する。コンピュータ50はディスプレイ装置54に接続され、以下に図4を参照して説明するように、スクリーンディスプレイを生成する適切なソフトウェアおよびハードウェアを含む。

#### 【0023】

図2は、シャフト26に取り付けた自動調心ハウジング32の斜視図、図3は断面図である。自動調心ハウジング32は、共通ドリルビットストップと設計が同一である。ハウジング32は、磁石30などの有心馬蹄またはU字形磁石を入れる内形状を有する。周知のように、磁石30の磁極は「U」形のアームの端部にある。磁石30のアームはシャフト26に平行である。前方磁界強度が増すためアルニコ馬蹄磁石が望ましい。

#### 【0024】

あるは、馬蹄磁石の代わりに棒磁石を用いることができる。このような棒磁石は、シャフト26の垂直に取り付けて、磁極を馬蹄磁石の磁極と同様の位置に設置する。あるいは、磁石30は電磁石でよい。電磁石は、DC電流、パルスDC電流、またはAC電流のいずれかで励起する。磁石30には一般的なセラミック磁石を利用することができるが、磁力計34によるゼロ磁束線の測定を最適化するため、アルニコまたは希土磁石などのはるかに強力な磁石が望ましい。同様に、ワインドアップモータまたは電気モータなどの小型ロータリー運動ソースを利用して、ハウジング内で磁石を回転させることにより、交番磁界を得ることもできる。

#### 【0025】

磁石30はまた、ニューヨーク州ニューヨーク(New York, N.Y.)所在のジェネラルツールズマニュファクチャリング社(General Tools Manufacturing Company, Inc.)が製造するGeneral Tools Part No 372A(パラメータボタンアルニコ磁石)などの標準磁石でもよい。システム10を固定磁石アプローチによって効果的に用いることができるが、地面のフィールドのリアルタイムな減算または機器が外科環境を通過している間のデータインターフェース44の干渉源の利点はない。

#### 【0026】

ハウジング32は、バーホール18から目標領域14への略推定深度でチップ24からの深度で機器12の直線部分26に位置決めする。直線部分26上のハウジング32の位置は、安全予防処置を利用して一般的な外科ルーラによって測定することができる。これによって、機器12が頭蓋16に過剰挿入することを防ぐ。ハウジング32は環状スナッグリング56によって直線部分26に連結する。スナッグリング56は、直線部分26上のあらゆる位置でハウジング32を固定するよう、回転可能に調整できる。スナッグリング56をゆるめると、ハウジング32が機器12のチップ24に対して直線部分26上の異なる位置に移動することができる。システム10は、比較的直線的な部分を持つあらゆる機器と共に利用でき、これによってハウジング32の据付と調整を可能にする。



馬蹄またはU字形磁石30の中心を機器12の中心軸に位置決めする。故に、内視鏡シャフト26とハウジング32の中心線は一致する。あるいは、より高い精度が望ましい場合、磁石30とハウジング32の代わりに機器12のチップ24に取り付けた小型磁石を使用することができる。

#### 【0027】

図4は、図1で機器12のチップ24を目標14に向けて組織に通している間のディスプレイ装置54に表示される光学フィードバックスクリーン60を示す。ディスプレイ装置54は、有意な磁界を放出せず、ディスプレイ装置54を機器12に近接する位置に直接設置することができるため液晶ディスプレイが望ましい。あるいは、従来の陰極線管ディスプレイを磁石30から少なくとも1m離して設置して、磁界干渉を軽減することができる。

#### 【0028】

スクリーン60は、1組のグライドパスクロスヘア62および64を含む。グライドパスクロスヘア62はx（左右機器先端位置）軸、グライドパスクロスヘア64はy（上下機器先端位置）軸である。グライドパスクロスヘア62および64はスクリーン60の中央にあり、ゼロ磁束線を下がって目標14へ外科医の理想的なグライドパスを示す。機器12のチップ24のグライドパスからの逸脱は、それぞれxおよびy軸である先端位置クロスヘア66および68によって示される。磁石面はガイドラインクロスヘア62および64から延びるコンパスヘッディングライン70としてプロットされる。先端位置クロスヘア66および68を使って、外科医は機器12のチップ24を物理的に「引き」、スキート射撃手がガンを設置して的で銃身を引き戻すように、先端をグライドパスクロスヘア62および64に合わせる。

#### 【0029】

磁石30が放出する磁界の向きを、グライドパスクロスヘア62および64の交点から延びるコンパスライン70によってスクリーン60上に示す。コンパスライン70の方向は、アークタンジェント $y/x$ から導き、ここでyはy面変換器40から導き、xはx面変換器38から導く。コンパスライン70は、xまたはy面の磁石30の向きを示し、機器の軌跡の補正を可能にする。

## 【0030】

内視鏡機器12のチップ24から取った組織の内視鏡画像72は内視鏡カメラ28により転送され、コンピュータ50によって実際の位置クロスヘア66および68の交点にセンタリングされる。チップ24が目標14の深度に達すると、拡大同心円74が内視鏡画像72の直径と一致する。同心円74は、機器12が目標14に近づくにつれ、直径を拡大する。これにより、スクリーン60上の機器12の目標アプローチの3次元主観効果が得られる。目標14でのチップ24の正しい位置決めは、内視鏡画像72およびグライドパスクロスヘア62および64上の位置クロスヘア66および68のセンタリングと内視鏡画像72の直径の同心円74の直径への一致によって示される。

## 【0031】

本発明によるシステム10の動作を、図1-4および図5を参照して説明するが、図5は円に近似する同心楕円として棒磁石102の磁気中心から放出する磁束線100のパターンを示す。磁束線100は、磁石102の中心から離れると強度が下がる、磁界密度のイソガウス面を表す。単純な固定磁石（または電磁石）は磁界を放出し、形状は磁石の寸法形状と磁気ドメインのアライメント向きに影響を受ける。このパターンはイソガウス分布の近似形を表すが、正確な形状は通常、磁石102から遠い垂直面でやや短い。図5はまた、図1の磁石30などの馬蹄またはU字形磁石のパターンに近似する。

## 【0032】

ある時点での一定の脈動または連続交番磁気磁束分布のパターンを図5に示す。磁石102から放出される磁界の強度は、磁力計変換器38、40、または42が楕円ラインに接する向きの場合、図1の磁力計34による測定によれば、あらゆる磁束線100で一定となる。

## 【0033】

磁石の中心から延び、楕円または略円形磁束線に対し直角の磁束線100と交差する垂線が「ゼロ磁束線」104を限定する。磁石102から放出する磁界の強度は、z面変換器42がライン104に対し垂直の向きを保っていれば、磁力計34の測定によればゼロ磁束線104上で常にゼロである。ゼロ磁束線104

とのミスアライメントにより、z面変換器42に測定可能な正または負の磁界強度が生じる。磁界強度の逸脱がスクリーン60に表示され、ゼロ磁束線104で直接再アライメントするために必要な補正の方向と大きさを示すが、これは目標へのグライドパスを表す。磁力計34のz面変換器42は磁束線104などのゼロ磁束線に垂直にアライメントされる。x-およびy-面変換器38および40は、磁石102の回転に応じて磁石102からの磁気磁束のフル強度を測定する。機器12を磁束線104などのゼロ磁束線に下げると、磁石102の磁気中心と交差することになり、これによって磁力計34への正確な経路を与える。組織中の目標が磁力計と揃うと、正確に交差することができる。

#### 【0034】

図1-3の磁石30は、その位置により図5の磁界と非常によく似た水平向きの時x軸に対称磁界を放出する。Y軸向きは、磁石30をハウジング32に沿って縦位置に対し90度回転させることにより取得する。これにより、コンパスライン70に見るy面の向きについて磁力計34のx-およびy-面変換器38および40により最大および最小磁束密度のフィードバック測定が可能になる。磁石30の回転は、xおよびy面両方のゼロ磁束線での通過を確保するため、定期的に実行しなければならない。向きの変化は機械的回転磁石の使用または収納された電磁石を互いに位置から90度のサイン波で脈動させることにより自動化できる。

#### 【0035】

あるいは、機器12上のハウジング32内の磁石30がワインドアップまたは電気モータによりリアルタイムで回転する場合、サンプリングおよびプロットイングは磁束密度のxおよびy磁力計測定のピークポイントで自動的に実行される。回転する磁界に連結された自動化ディスプレイにより、外科医がグライドパスの両面のアライメントをチェックするため物理的に磁石を回転させる必要がなくなる。

#### 【0036】

グライドパスクロスヘアは、磁石30がデータインターフェース44からのソフトウェア由来データによってそれぞれxおよびy面を向いた時にz面変換器4

2の出力によってスクリーン60に生成される。

先端位置クロスヘア68はx面で導かれ、磁力計34のz面変換器42を使ってゼロ磁束線（またはゼロの値）からの磁界逸脱を測定することによりスクリーン60上で生成される。測定された逸脱は、x面の振幅により誘導クロスヘア64の左または右にプロットされる。ポイントは、x面変換器38が最大磁束密度を読み取り、y面変換器40が同時に最小磁束密度を読み取る時にプロットされる。

#### 【0037】

逆に、先端位置クロスヘア66は、y面のグライドパスからの逸脱を測定することにより生成される。磁力計34のz面変換器42上のゼロ磁束線（あるいはゼロの値）からの逸脱が測定される。この値は、y面上の振幅によりガイドラインクロスヘア62の上または下にプロットされる。ポイントは、y面変換器40が最大磁束密度を読み取り、x面変換器38が同時に最小磁束密度を読み取る時にプロットされる。

#### 【0038】

プロットはコンピュータ50によって動作するソフトウェアにより達成される。マサチューセッツ州ウィルミントン(Wilmington, Massachusetts)所在のラブテック社(LabTech Corporation)が製造するLabTechControlなどのプロットングソフトウェアを使ってスクリーン60を生成することができる。当然ながら、磁界データを読み取りスクリーン60を生成させるためにあらゆる適切なソフトウェアプログラムを用いることができる。適切なビデオハードウェアおよびソフトウェアを用いてスクリーン60上に内視鏡画像72を表示することができる。

#### 【0039】

ゼロ磁束線の横断の精度は、先端とハウジング32との間の距離が最短の内視鏡などの直線機器を用いることによって向上させる。これは、円に近い楕円の接線との交点でのゼロ磁束線の垂直性によるものである。実際には、ゼロ磁束線の磁力計への収束により機器が目標に近づくと精度が向上するため、これは小規模な限定である。

## 【0040】

磁力計34によって検出されたゼロ磁束線に沿って機器チップ24を案内するため、地面の磁界効果を消し、外科環境の磁気干渉源を除去、制御あるいは減算することが必要である。上述の収束精度の技術は、目標14に近づく際に増大する磁界強度の要素を具現化するため、正常な外科環境で遭遇する干渉は最小である。これは、非磁気ステンレススチール機器を従来通り使用し、手術台および顕微鏡台の鉄やスチールなどの実質的な強磁性体材料から十分距離を置いているためである。正常な慣行では、機器および磁石の入ったハウジングを外科フィールドから少なくとも1m離して磁力計をゼロにすることのみ必要である。現在の外科慣行では、このガイドラインを採用する場合、目標としての磁力計の収束を1mm以内とすることが実証されている。

## 【0041】

さらに別のアプローチでは、目標に近づくにつれゼロ磁束線の収束に基づき同様の精度を示す。エントリーバーホールサイト18に、正しい向きで機器12および磁石30の入ったハウジング32を接触させる。機器12は視認アライメント技術により目標14に向けられ、その内部位置を推定する。そして、磁力計34を、既存磁束値をゼロの値に減算することによりゼロに合わせる。機器12がさらに頭蓋16に進むと、目標としての磁力計34へのゼロ磁束線からの逸脱は容易に認識され、上記と同一の誘導が実行され、同様の精度が得られる。

## 【0042】

機器12の目標14への通過中のリアルタイムの地面および干渉減算は、また、発明者の米国特許第5,638,819号、第5,711,299号および第5,891,158号に記載されているように、ペアにした電磁石励起および地面減算またはフィールド逆転による磁力計サンプリングを用いる補償回路の使用によって達成できる。これらの米国特許は本明細書と一体をなすものとして参照する。

## 【0043】

一般に、目標14へのアプローチは画像化研究を用いて選択する。この例では、外科医は目標14への後頭蓋アプローチを選択している。図6は頭蓋16の軸

方向MRIスキャンで、目標14および目標14に通じる選択したゼロ磁束線と磁力計34を示す。磁界が頭蓋16と障害のない頭皮および脳の軟組織を透過するにつれ、目標へのゼロ磁束軌跡ライン108は頭蓋16内および外で検出可能である。磁力計34を、サイズおよび外部電気接続のため中線額領域20に設置する。磁力計34は、目標14および磁石30とその磁界から下がった選択したゼロ磁束線108にある。

#### 【0044】

外科医が経路に重なる生きた血管などの障害に遭遇した場合、ゼロ磁束線がこの領域と交差する限り、隣接あるいは離れた場所に移動することができ、これもまた外科医を目標に案内する。本発明の優れた利点は、導入部位の地理的近似のみ必要とし、図6に示すような目標上の収束を可能とする広範囲なオプションが外科医に提示される点である。さらに、比較的直線の経路に対して利点がある場合、曲線経路を選択することができる。磁力計34で検出される放出される磁界ゼロ磁束線108は、図6に示すように目標14上に収束する曲線軌跡線である。さらに、同じ目標に対して追加計画なしに複数の機器について複数の逐次あるいは同時経路を採用することができる。

#### 【0045】

頭蓋内目標への別のアプローチの例を図7に示すが、これは脳の代表的な冠状カットのMRIスキャンである。このアプローチでは図1-4のシステム10と同じ要素を採用する。目標14は、図6に示すような頭蓋16の側脳室の前頭角の同一位置にある。磁力計34は麻酔をかけた患者の口内の軟口蓋で気管の典型的な位置の背面に設置する。外科医は、目標スペースからその交点までの範囲内で軌跡を提供する一群のゼロ磁束線110を選択することができる。頭頂部の冠状バーホールから目標への深度は、CTまたはMRIタイプ画像からの放射線セットで容易に入手可能な従来の技術により測定できる。

#### 【0046】

目標14への深度はまた、磁力計34のxおよびy面変換器38および40の増加する磁界強度を測定することにより表示される。磁力計34の第3のz面変換器42は、機器通過に向かう方向の磁束を測定し、ゼロ磁束「グライドパス」

からの逸脱を示す。そのため、磁力計34は機器12を目標14へのガイドパスに再アライメントする補正情報を提供する。

#### 【0047】

上記システムのバリエーションを図8に示すが、これは磁石150を有するシステム10を示す。図8の同様要素は図1の相手方と同じ番号を持つ。システム10は、目標領域14の上に顕微鏡152などの機器のアライメントを可能にする。顕微鏡152は、円筒形レンズ154である直線部分を持つ。レンズ154は、以下に説明するように目標領域14上に案内される。磁石150は、レンズ154周囲に取り付ける円形磁石である。

#### 【0048】

磁石150のこの向きによって、図8に示すようにゼロ磁束線パターンが生じる。本実施形態では、磁力計34のx面およびy面変換器38および40は、磁石150からエミュレートする磁束線に平行な位置からの顕微鏡152と磁石150の逸脱を測定する。磁石150の向きにより、磁力計34のxおよびy面変換器38および40が磁束線に垂直であるためゼロ磁界強度を読み取る時、ゼロ磁束線を検出することになる。逆に、z面変換器42はこれに平行で一致する時に磁束線のフル強度を測定する。頭蓋16での目標14に対する磁力計34への磁石150の近似は、ゆえにz面変換器42の測定する磁界の増大する強度から導く。

#### 【0049】

図4に示す誘導ディスプレイ60同様、本実施形態の誘導ディスプレイはx面およびy面変換器38および40からの測定に依存する。x位置およびy位置クロスヘアは磁石150の実際の位置、すなわち顕微鏡152のレンズ154を表す交点を持つ。x位置クロスヘアはx面変換器38の感知した磁界の強度から導く。逆に、y位置クロスヘアは、y面変換器40の感知した磁界の強度から導く。このバリエーションは、機器12の先端のxおよびy面ゼロ磁束線位置を得るために磁石150を回転させる必要がないという利点を持つ。顕微鏡152を目標14にアライメントすることができる。顕微鏡は、目標14に達するためエントリーの正確なポイントを決定するよう設置することができる。磁石150のア

ライメントにより、機器 12 が磁力計 34 から横に離れた一定の距離にある時、目標への軌跡曲線は大きくなる。

#### 【0050】

本発明の別の実施形態を図 9 に示すが、これは図 1 のシステム 10 に似た誘導システム 200 を示すが、磁石および磁力計のそれぞれの位置は逆である。誘導システム 200 を用いて患者の頭蓋 206 内の目標位置 204 に機器 202 を案内する。

#### 【0051】

機器 202 は頭蓋 206 に挿入する先端 214 を持つ。機器 202 は先端 214 に連結された一端を持つ直線シャフト 216 を持つ。シャフト 216 の他端は内視鏡カメラ 218 に連結される。電磁石 220 は、頭蓋 206 の鼻梁上（眉間）前方中線の頭皮に設置する。磁力計 224 は機器の先端 214 に設置し、磁石 220 からの放出磁界を検出する。機器 202 はこの例では内視鏡だが、あらゆる形状の機器を本発明のシステム 200 と共に使用することができる。

#### 【0052】

磁力計 224 は、同心の x -、y -、および z - 面変換器 228、230、および 232 を有する変換器アレイ 226 を持つ。各変換器 228、230、232 は異なる面の磁界強度を感知する。磁力計 224 は、ジョンソンアンドジョンソン（Johnson and Johnson）社の一部門であるニュージャージー州ニューブランズウィック（New Brunswick, New Jersey）所在のバイオセンスコーディス - ウェブスター（Biosense, Cordis - Webster）社の製造する磁力計先端である。

#### 【0053】

磁力計 224 はデータ入力 236 を介してデータインターフェース装置 234 に連結される。データインターフェース 234 はリアルタイムの地磁界測定と磁石の放出磁界からの減算が可能である。磁力計 234 から取ったデータは、データ出力ポート 238 を介して出力する。

#### 【0054】

データインターフェース装置 234 は RS 232 ポート 242 を介してコンピ



ュータ240に接続される。インターフェース装置234は、磁力計224のx-、y-、およびz-感知変換器228、230、および232の磁石220からの磁界のサンプリングを制御する。コンピュータ240はまた内視鏡カメラ218の出力に接続される。コンピュータ240はディスプレイ装置244に接続され、図4に示すものに似たスクリーンディスプレイを生成するため適切なソフトウェアおよびハードウェアを含む。

#### 【0055】

小型磁力計224が機器202の先端214に収納されているため、誘導システム200によってゼロ磁束線に正確な精度が可能である。さらに、本実施形態では、磁力計224が先端214に直接設置されるため、これと先端との間の距離を補償する必要がないので、直線あるいは曲線の機器を用いることができる。操縦可能ファイバースコープのような柔軟な先端機器と共に別の実施形態を用いることができる。患者外の磁石220の位置により、磁石、ひいては磁界をさらに強くし、より測定可能にすることができる。

#### 【0056】

図10および図11は、それぞれ軸方向および矢状向きの脳のMRIスキャンの代表的な図を誘導システム200と共に示す。図10および図11では、目標204は頭蓋206の側脳室の前頭角にある。磁石220から出る磁束線とゼロ磁束線256を重ねて、機器12を磁石220に向かって前向きに案内する適切なバーホールについて選択可能な一連の収束経路を示す。検査では、前頭角で目標と交差する収束ライン組は容易に特定可能である。後方で、磁石から上に目標に向かうゼロ磁束線を追う潜在的導入部位を幅広く選択できる。

#### 【0057】

図10および図11のスキャンは、磁石220を額に設置した時の目標に向かう収束を示す。これは、目標204と略位置が揃う組織内または上のあらゆる便宜な位置に磁石220を設置できるため、図示目的に過ぎない。広範囲な潜在的頭蓋導入部位を示す一群のゼロ磁束線256は目標領域の境界上および内に収束する。

#### 【0058】

機器202および付属の磁力計224は、磁力計224の測定するゼロ磁束線256のいずれかに沿って進めることができる。測定した磁束線を図4に似た視認ディスプレイに用いて好適なグライドパスに沿って機器202を案内する。

【0059】

本発明の方法およびシステムには、本発明の精神または範囲を逸脱することなく各種修正およびバリエーションが可能なことは当業者にとって明白である。ゆえに、本発明は前記説明に限定されることなく、本発明および請求の範囲の精神の範囲内でのすべての修正および変形をカバーするものである。

【図面の簡単な説明】

【図1】

頭蓋に挿入される医療器具と一緒に使用する本発明による導入装置の斜視図である。

【図2】

本発明による磁石用自動心出しハウジングの斜視図である。

【図3】

本発明の自動心出しハウジングの断面図である。

【図4】

本発明によって取得される誘導データを示す誘導表示画面である。

【図5】

本発明によって使用される磁石の磁束線および垂直な「ゼロ・磁束」軌道のチャートである。

【図6】

磁束線の方向および本発明を適用する磁力計の配置を示す軸方向のMRI走査である。

【図7】

一群の「ゼロ磁束線」および本発明を適用する磁力計の代替構成を示す脳の冠状MRI走査である。

【図8】

本発明による手術器具の誘導装置の変形である。

## 【図9】

本発明の代替実施形態のブロック図である。

## 【図10】

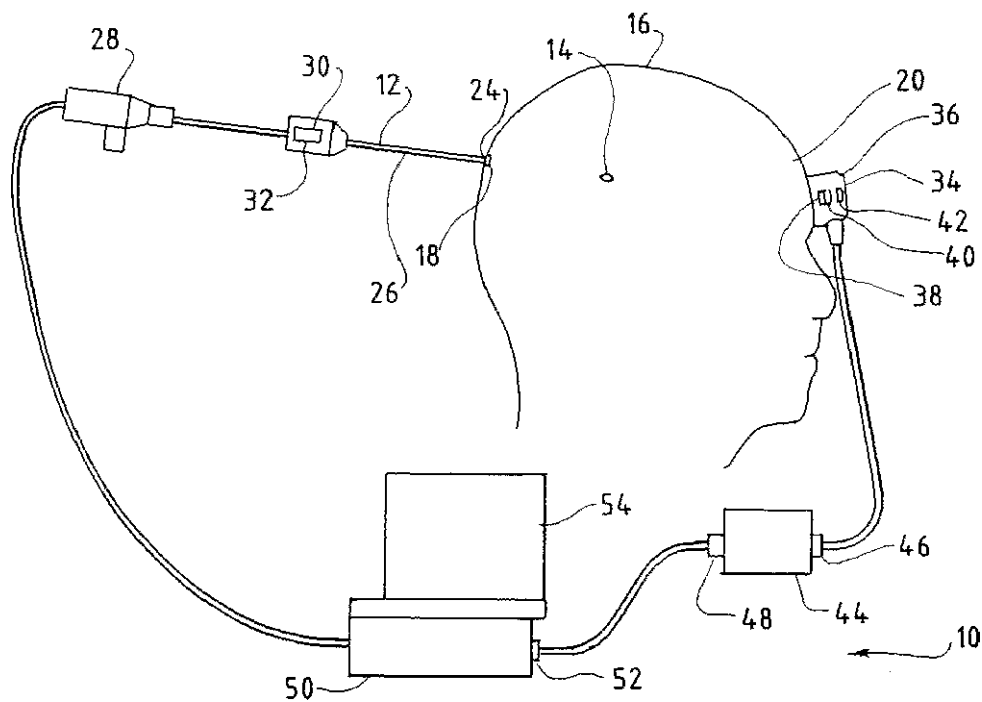
目標領域、目標領域に向かって収束する「ゼロ磁束線」の一群および本発明の代替実施形態を用いた磁力計を示す脳の軸方向MRI走査である。

## 【図11】

目標領域、「ゼロ磁束線」、および図10の磁力線を示す脳の矢状MRI走査である。

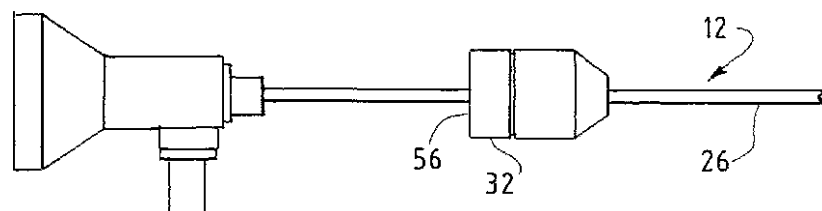
## 【図1】

FIG. 1



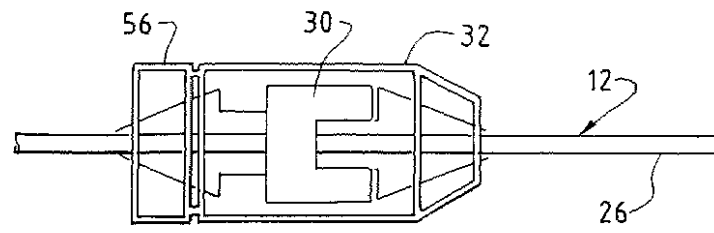
## 【図2】

FIG. 2



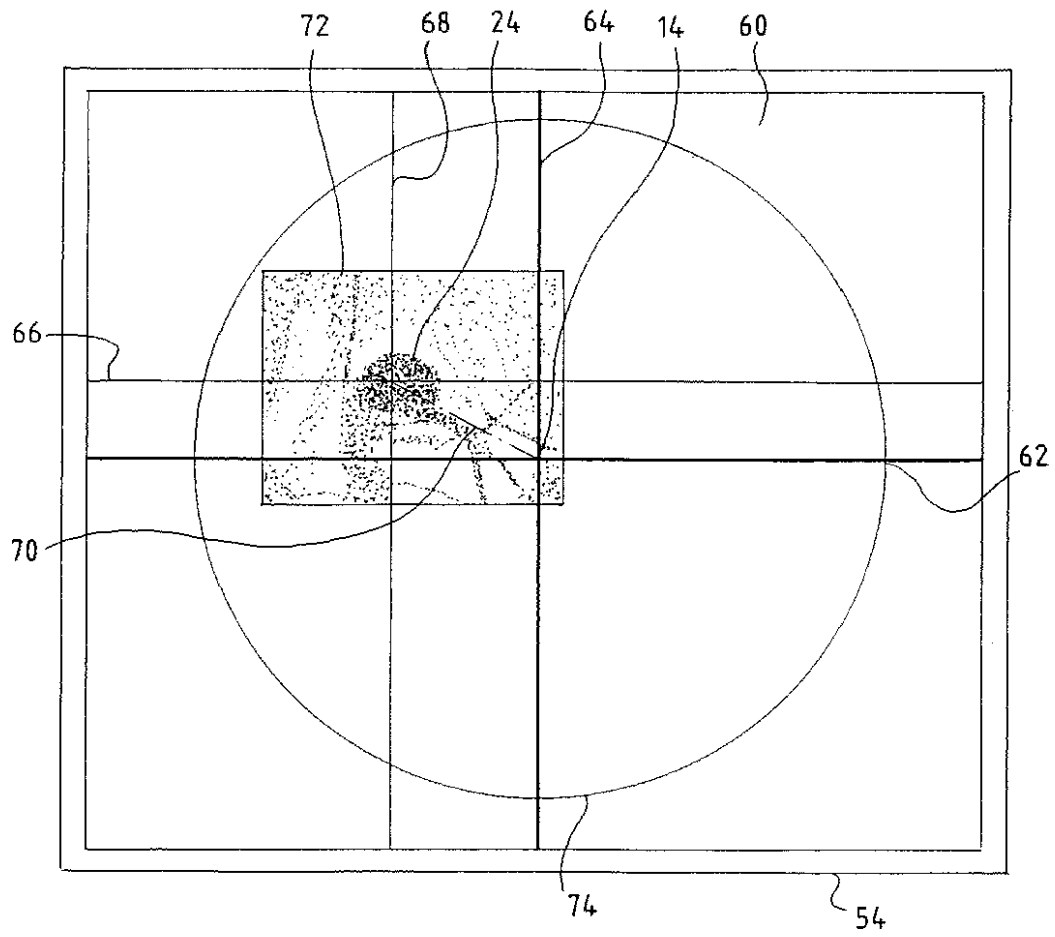
【図3】

FIG. 3



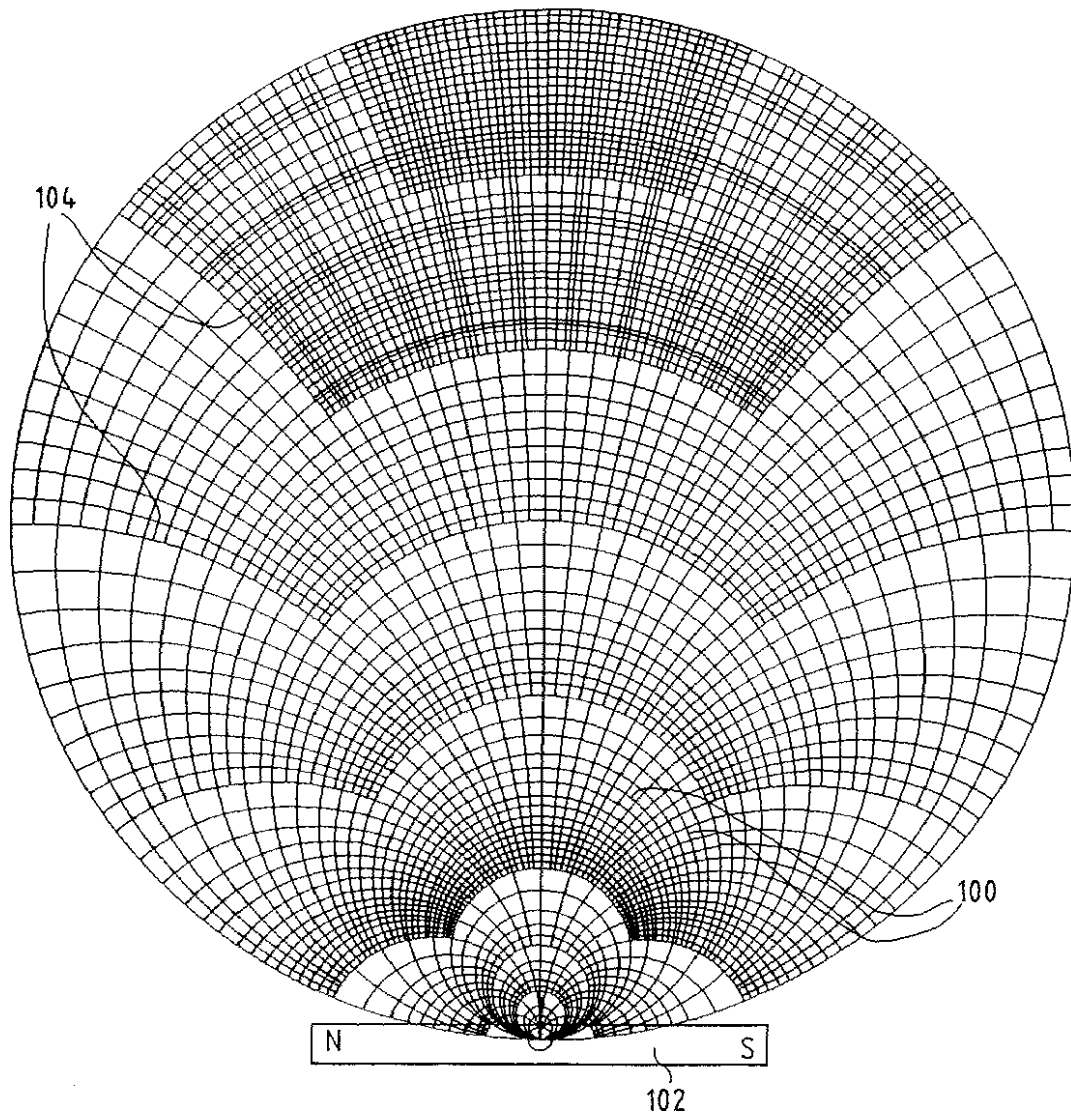
【図4】

FIG. 4



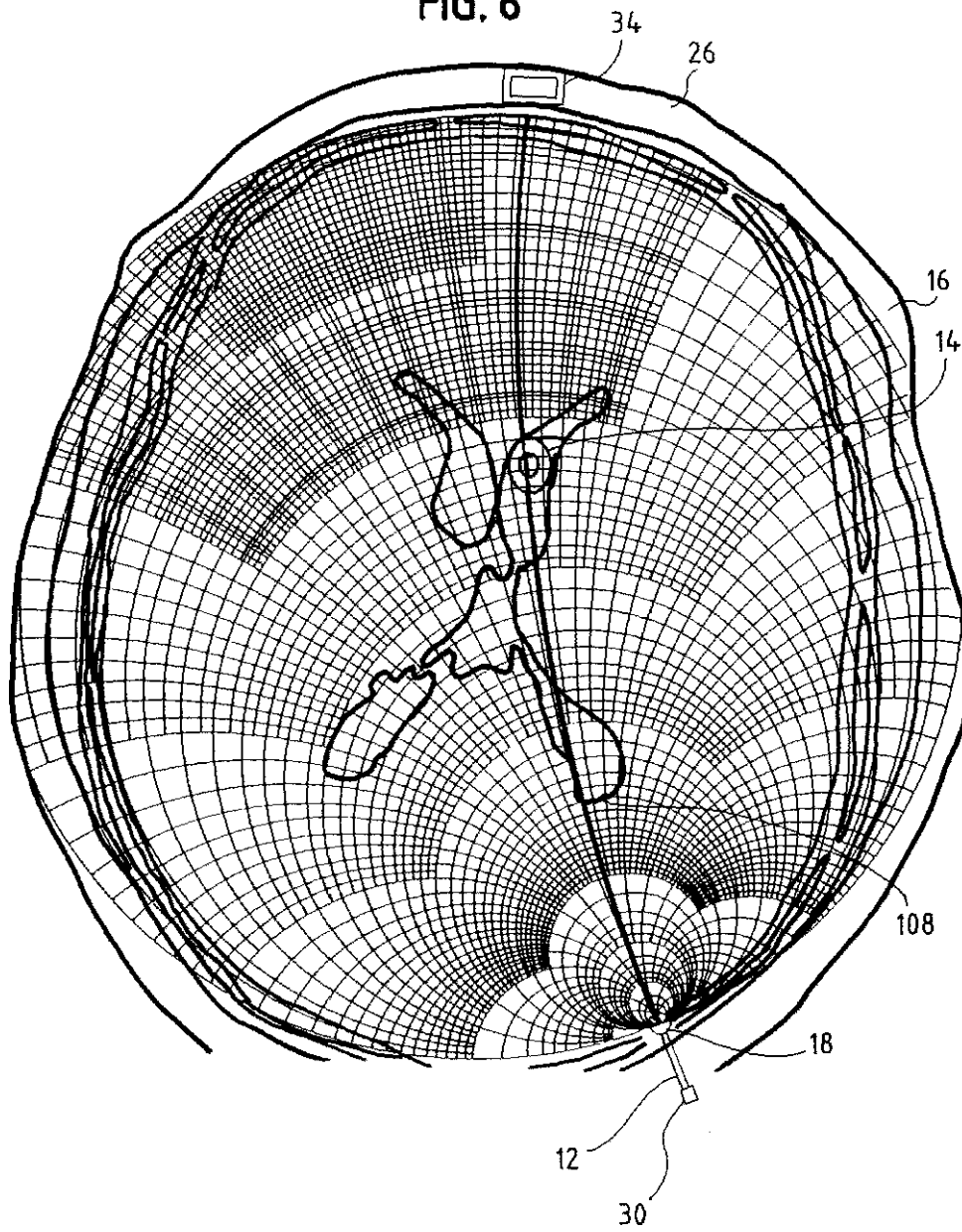
【図5】

FIG. 5



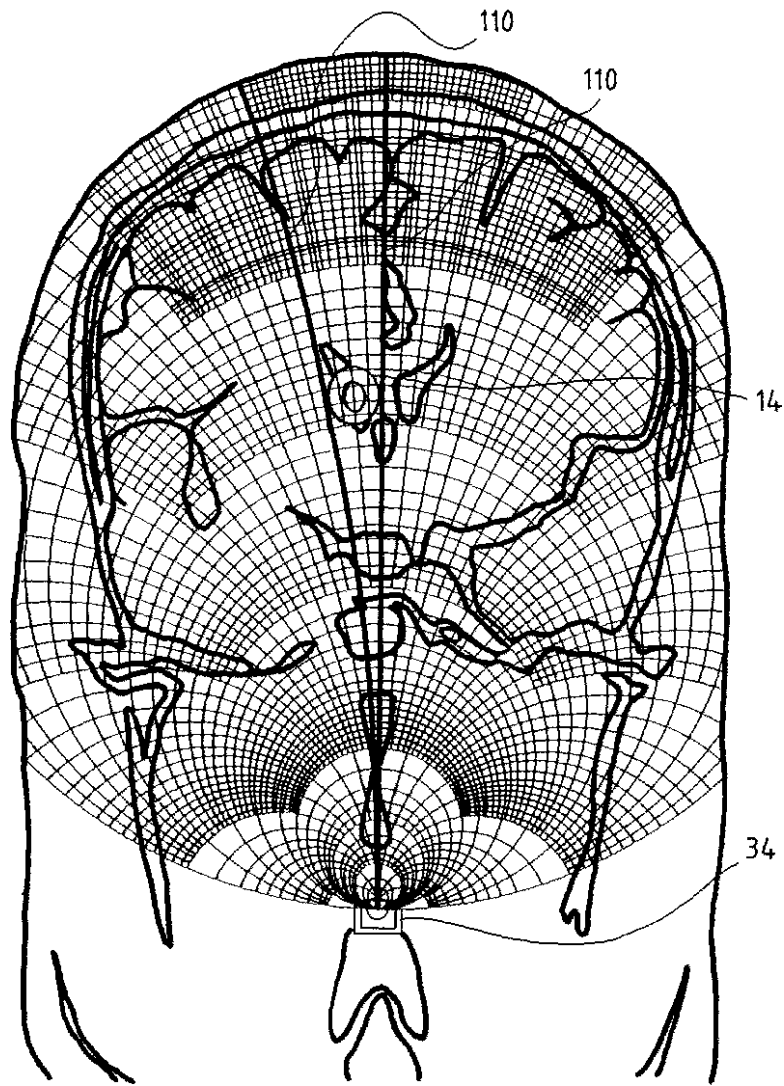
【図6】

FIG. 6



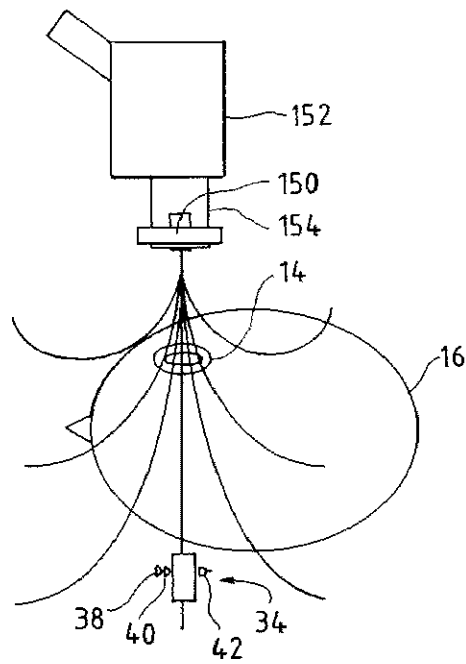
【図7】

FIG. 7



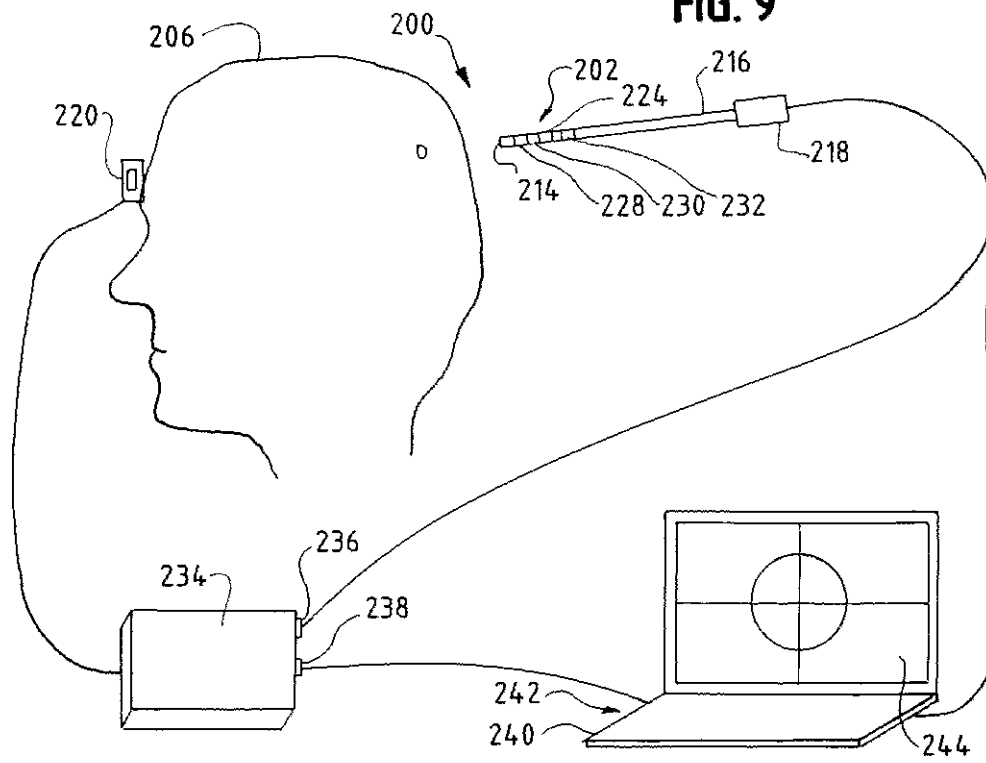
【図8】

FIG. 8



【図9】

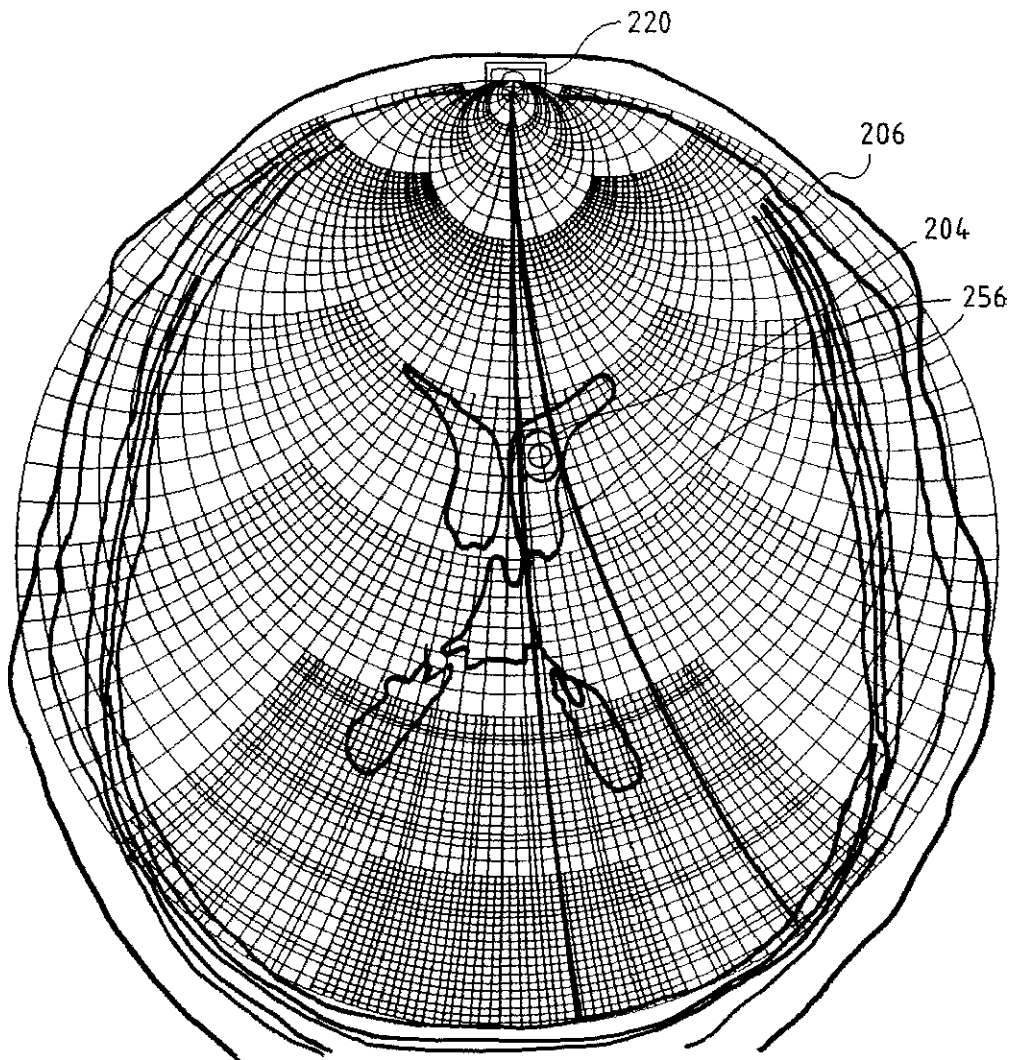
FIG. 9





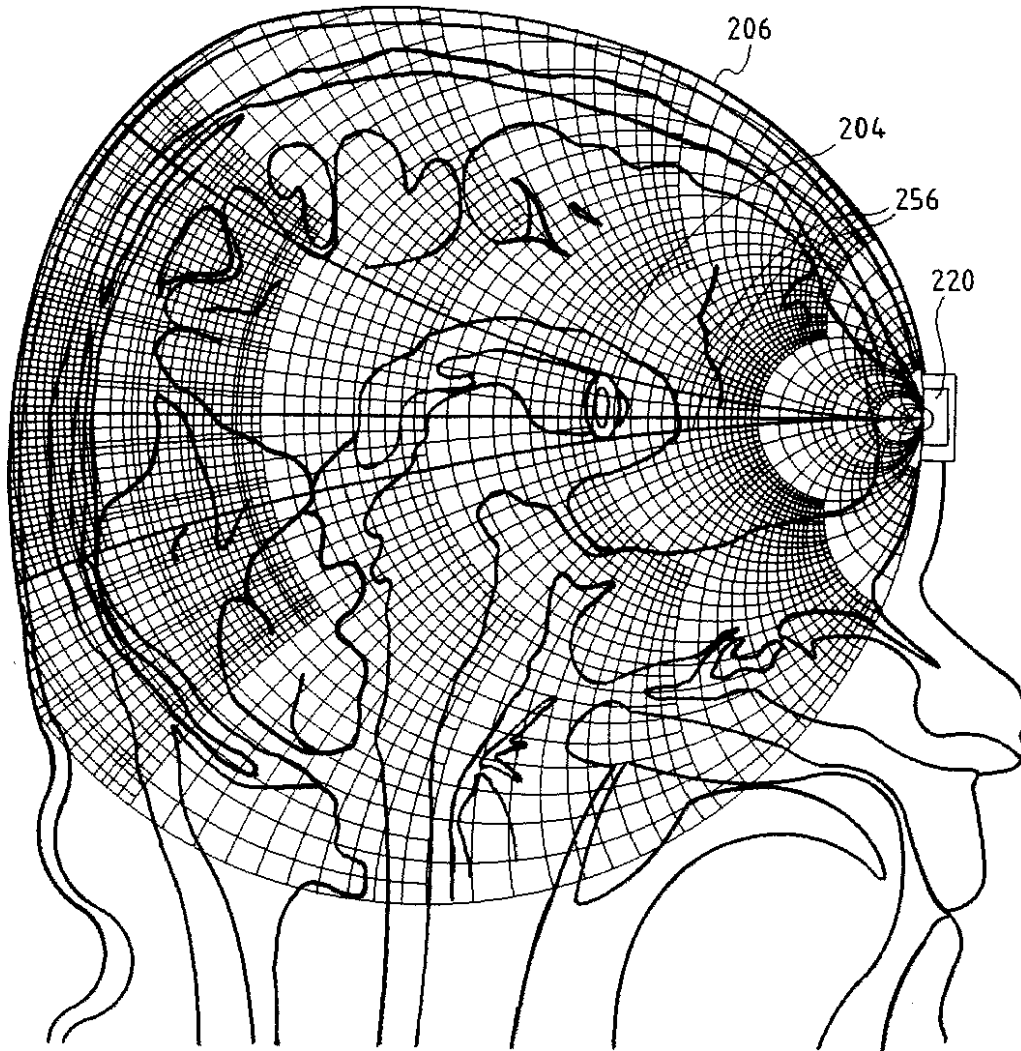
【図10】

FIG. 10



【図11】

FIG. 11



## 【国際調査報告】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT		International application No. PCT/US00/18541
<b>A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER</b> IPC(7) : A61B 19/00 US CL : 606/130 According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC		
<b>B. FIELDS SEARCHED</b> Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols) U.S. : 600/114, 117; 606/129, 130 Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used) EAST Search Terms: magnet, magnetometer, electromagnet, guidance, computer		
<b>C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT</b>		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X,P	US 6,052,610 A (KOCH) 18 April 2000, figures and col. 5, lines 32-60.	1-3, 11-16, 18, 28
Y		4-10, 17, 20, 23-25, 37,38, 40-43, 45-47
A	US 5,258,755 A (KUCKES) 02 November 1993, entire document.	1-53
A	US 5,769,843 A (ABELA et al.) 23 June 1998, entire document.	1-53
A	US 4,079,730 A (WIKSWO et al.) 21 March 1978, entire document.	1-53
<input type="checkbox"/> Further documents are listed in the continuation of Box C. <input type="checkbox"/> See patent family annex.		
* Special categories of cited documents: *A* document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance *E* earlier document published on or after the international filing date *L* document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified) *O* document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means *P* document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed *T* later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention *X* document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone *Y* document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art *Z* document member of the same patent family		
Date of the actual completion of the international search 07 AUGUST 2000		Date of mailing of the international search report 28 AUG 2000
Name and mailing address of the ISA/US Commissioner of Patents and Trademarks Box PCT Washington, D.C. 20231 Facsimile No. (703) 305-3230		Authorized officer <i>Eduardo C. Robert</i> EDUARDO C. ROBERT Telephone No. (703) 305-7333

## フロントページの続き

(81)指定国 EP(AT, BE, CH, CY, DE, DK, ES, FI, FR, GB, GR, IE, IT, LU, MC, NL, PT, SE), OA(BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GW, ML, MR, NE, SN, TD, TG), AP(GH, GM, KE, LS, MW, MZ, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZW), EA(AM, AZ, BY, KG, KZ, MD, RU, TJ, TM), AL, AM, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BR, BY, CA, CH, CN, CU, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, HR, HU, ID, IL, IN, IS, JP, KE, KG, KP, KR, KZ, LC, LK, LR, LS, LT, LU, LV, MD, MG, MK, MN, MW, MX, NO, NZ, PL, PT, RO, RU, SD, SE, SG, SI, SK, SL, TJ, TM, TR, TT, UA, UG, UZ, VN, YU, ZW

专利名称(译)	用于引导目标的会聚磁接触装置		
公开(公告)号	<a href="#">JP2003504112A</a>	公开(公告)日	2003-02-04
申请号	JP2001508889	申请日	2000-07-05
[标]申请(专利权)人(译)	顺风顺水基金会		
申请(专利权)人(译)	顺风顺水基金会		
[标]发明人	マンウォーリングキム マンウォーリングマークエル		
发明人	マンウォーリング,キム マンウォーリング,マーク エル.		
IPC分类号	A61B10/02 A61B17/34 A61B19/00 A61B10/00		
CPC分类号	A61B90/10 A61B17/3403 A61B34/20 A61B90/36 A61B90/361 A61B2034/107 A61B2034/2051 A61B2034/2072		
FI分类号	A61B19/00.502 A61B19/00.510 A61B10/00.103.B		
优先权	09/349524 1999-07-08 US		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

#### 摘要(译)

引导系统 ( 10 ) , 用于在没有视觉信息的情况下将手术器械 ( 12 ) 引导至组织中的目标 ( 14 ) 。 系统 ( 10 ) 将目标 ( 14 ) 居中于从设置在装置 ( 12 ) 上的固定磁体 ( 30 ) 或AC或DC的电磁体辐射的无限零磁通曲线的无限大的轨道上。 接近靶材 ( 14 ) 的方法使得可以基于与靶材 ( 14 ) 相交的零通量线来选择线性和曲线轨迹。 带有磁铁 ( 30 ) 的自动对中附件 ( 32 ) 可以使直型器械 ( 12 ) 由系统 ( 10 ) 引导。 零磁通线由位于组织内或组织上间隔位置的磁力计 ( 34 ) 测量。 磁力计 ( 34 ) 的换能器 ( 38、40、42 ) 测量仪器 ( 12 ) 偏离零磁通线时出现的磁场强度。 引导信息绘制在显示器上 ( 50 ) 。 显示器允许用户沿着零磁通线将设备 ( 12 ) 引导至目标 ( 14 ) 。

