(19)日本国特許庁(JP)　(12)公開特許公報(A)　(11)特許出願公開番号
特開2005-103275
(P2005-103275A)
(43)公開日　平成17年4月21日(2005.4.21)

(51)Int.Cl.[7]	F I	テーマコード（参考）
A61B 17/58	A61B 17/58　315	4C060

審査請求 未請求　請求項の数 10　ＯＬ　外国語出願　（全 25 頁）

(21)出願番号　特願2004-284693 (P2004-284693)
(22)出願日　平成16年9月29日 (2004.9.29)
(31)優先権主張番号　674760
(32)優先日　平成15年9月30日 (2003.9.30)
(33)優先権主張国　米国 (US)

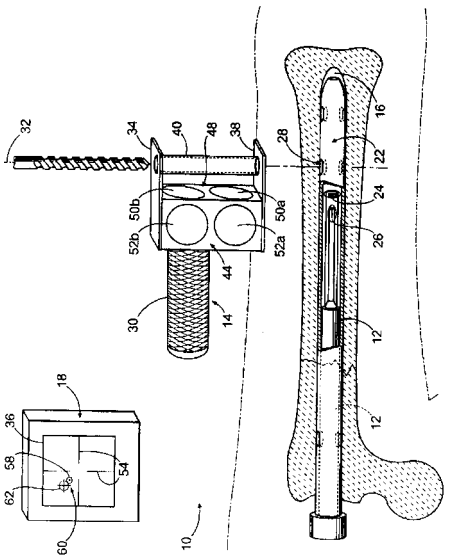
（特許庁注：以下のものは登録商標）
１．Ｂｌｕｅｔｏｏｔｈ

(71)出願人　501384115
デピュイ・プロダクツ・インコーポレイテッド
アメリカ合衆国インディアナ州４６５８１　ワーソー・オーソピーディックドライブ７００
(74)代理人　100066474
弁理士　田澤　博昭
(74)代理人　100088605
弁理士　加藤　公延
(74)代理人　100123434
弁理士　田澤　英昭
(74)代理人　100101133
弁理士　濱田　初音

最終頁に続く

(54)【発明の名称】骨髄内釘の中における係止ねじの遠位側位置合わせのための方法および装置

(57)【要約】　（修正有）
【課題】コンピュータ、プローブ、および各平面が互いに垂直になるようにドリル・ブッシュに取り付けられている一対のセンサー平面を含むドリル・ブッシュの中に配置されている器具の軸対軸の様式の位置決めを可能にするシステムを提供する。
【解決手段】プローブ１２はその先端部の近くに取り付けることのできる２個の駆動コイル２４，２６を有している。これら２個の駆動コイルは互いに近接して配置されていて、これらが一定の交流電流の供給源に対して選択的に結合される時にこれらが互いに直交している磁場をそれぞれ発生するように配向されている。また、コンピュータ１８はそれぞれのセンサーからの電気的な信号を受け取り、標的の位置、ブッシュの整合状態、およびブッシュの配向状態のそれぞれの値を計算する。これらの値は一定の表示装置において表示することができ、上記ドリル・ブッシュに関連している種々の方向の矢印を照明するために使用できる。
【選択図】図１



【特許請求の範囲】
【請求項１】
一定のドリル・ブッシュに対応する一定の標的の位置を確認するプローブにおいて、
一定の細長い部材、および
前記細長い部材に取り付けられている第１および第２の駆動コイルを備えており、これら第１および第２の駆動コイルが互いに近接していて、その第１の駆動コイルにより発生される一定の磁場が第２の駆動コイルにより発生される一定の磁場に対して直交するようにそれぞれ配向されているプローブ。
【請求項２】
前記第１および第２の駆動コイルが磁気双極子であり、この第１の磁気双極子が前記細長い部材の長手軸に対して水平方向に横切るようにその細長い部材に取り付けられており、第２の双極子が前記長手軸に対して垂直方向に横切るように前記プローブに取り付けられている請求項１に記載のプローブ。
【請求項３】
前記第１および第２の駆動コイルが前記細長い部材の先端部に取り付けられている請求項１に記載のプローブ。
【請求項４】
前記第１および第２の駆動コイルが約０．１００インチだけ分離している請求項１に記載のプローブ。
【請求項５】
前記第１および第２の駆動コイルが０．１００インチを超えないように分離している請求項１に記載のプローブ。
【請求項６】
一定のドリル・ブッシュに対応する一定の標的の位置を位置決めするためのシステムにおいて、
２個の駆動コイルを有する一定のプローブを備えており、これらの駆動コイルが前記プローブの中に取り付けられていて、その第１の駆動コイルに結合している一定の交流電流に応答してその第１の駆動コイルにより発生される一定の磁場が第２の駆動コイルに結合している一定の交流電流に応答してその第２の駆動コイルにより発生される一定の磁場に対して直交するように配向されており、さらに
一定のドリル・ブッシュの近くに取り付けられている一対のセンサー平面を有する一定の案内手段を備えており、これらのセンサー平面が互いに直交しており、それぞれのセンサー平面が一対のセンサーを含み、それぞれのセンサーが前記第１および第２の駆動コイルにより発生されるそれぞれの磁場に応答して一定の電気的な信号を発生し、さらに
前記それぞれのセンサー平面内の各センサーに結合していて各センサーからの信号の読取値を受け取り、前記一対のセンサー平面が取り付けられているドリル・ブッシュの標的の位置を決定するための一定のコンピュータを備えているシステム。
【請求項７】
前記第１および第２の駆動コイルが約２０ＫＨｚ乃至３０ＫＨｚの範囲内の一定の交流電流により駆動されてそれぞれの磁場を発生する請求項６に記載のシステム。
【請求項８】
前記第１の駆動コイルが約２６．３１５ＫＨｚの一定の交流電流により駆動されて一定の磁場を発生し、前記第２の駆動コイルが約２５ＫＨｚの一定の交流電流により駆動されて一定の磁場を発生する請求項６に記載のシステム。
【請求項９】
前記それぞれのセンサー平面内の各センサーが誘導型のコイル・センサーである請求項６に記載のシステム。
【請求項１０】
前記それぞれのセンサー平面内の各センサーがホール効果型のセンサーである請求項６に記載のシステム。

【発明の詳細な説明】
【技術分野】
【０００１】
本発明は一般に骨髄内釘の中の開口部に対して係止ねじを整合するためのシステムに関連しており、特に、一定の骨髄内釘の中の横方向の開口部に対して係止ねじを電磁気学的に整合するシステムに関連している。
【背景技術】
【０００２】
骨折した骨を一体に固定するために用いられている骨髄内釘の中に係止ねじを整合するためのシステムが知られている。このような多数のシステムについての説明が、特に開示内容の全体が本明細書に参考文献として含まれている、特許文献１において記載されている。これらのシステムは以下の３種類、すなわち、Ｘ線画像処理システム、機械的なシステム、および電磁的なシステムに大きく分類できる。Ｘ線画像処理システムは外科医が釘に配置されている横穴を見ることができるように挿入されている骨髄内釘により処理されている肢の一定の画像を提供するためにＸ線の画像処理を用いている。このような画像は一定の外科医によるドリル穿孔処理のための骨の外表面部における適当な位置の位置決めおよび上記の横穴に対するドリルの先端部の位置合わせを容易にする。その後、適正なドリルの位置および位置合わせが決定されると、このＸ線画像処理システムが除去されて、外科医がその釘の中の穴を通る一定の穴をその骨の中にドリルにより穿孔することができるようになる。しかしながら、これらのＸ線画像処理システムはその患者および外科医をＸ線および累積的なＸ線に対して曝露し、特に外科医においては、長期の因果関係を有する可能性がある。
【０００３】
上記の機械的なシステムは幾つかの基準点を必要とし、外科医により外部から決定および観察できるその基準点からのずれの距離が上記の骨髄内釘における穴の開口部に対応する一定の位置に相関するようになっている。しかしながら、これらの機械的なシステムはそのドリルの先端部が上記の横穴の中にその穴の各壁部に係合することなく通過するようにそのドリルの位置および角度の配向を一貫して確認することができない。
【０００４】
また、上記の横穴にドリルの先端部を通すように一定の骨に一定の穴を孔あけするために一定のドリルを整合するための電磁気的な構成要素をこれまでに使用しているシステムは多くの制限を有する。一部のこの種のシステムは骨の表面における一定の磁気的な双極子が上記の釘の中における双極子に対して整合するように一定の磁気的な双極子を上記の横穴の中に機械的に位置決めすることを必要とする。その後、この位置がドリルによる穿孔のために標識されるが、そのドリルの角度の配向はこのドリルによる穿孔処理のために除去された上記の外部双極子に対するその後の基準を伴わずに外科医により維持される必要がある。さらに、米国特許第５，５８４，８３８号において開示されているシステム等のような別の電磁的なシステムは一定の骨髄内釘の中における横穴に対する一定のドリル・ブッシュの整合を案内するために１個以上の電磁駆動コイルおよび複数の電磁束センサーを使用している。これらのシステムは上記の横穴の軸に対するドリル・ブッシュの軸の整合を決定するために一定の骨髄管の中に位置決めされている一定の駆動コイルにより一定のドリル・ブッシュに付随している各コイル・センサーにおいて誘発される電流または電圧を測定する。このような米国特許第５，５８４，８３８号において開示されているシステムの一例の制限は上記の駆動コイルを通して孔あけすることなくドリルによる穿孔処理が行なえるようにその駆動コイルを上記横穴の中におけるその位置から除去する必要がある。しかしながら、この駆動コイルをその横穴から除去すると、上記のコイル・センサーは上記ドリル・ブッシュを整合するために使用できる種々の信号を発生しなくなる。この結果、外科医はそのドリルの適正な配置を確認する指示手段を全く伴わずにそのドリルの適正な配向および配置を維持することが必要になる。
【０００５】

上記のような問題を解消する一例の電磁的なシステムは上記の米国特許第５，４１１，５０３号において開示されているシステムである。このシステムは一定の骨髄内釘を一定の骨折した骨の骨髄管の中に挿入した後にその釘の中に配置される一定のプローブの中に取り付けられる一対の駆動コイルを用いている。さらに、互いに直交した関係で取り付けられている２個のセンサー平面が一定のドリル・ブッシュに対して固定されている関係で位置決めされている。上記の駆動コイルは上記ドリル・ブッシュの軸からの上記センサー平面のずれに相当する一定の距離だけ分離している。さらに、これらの駆動コイルはこれらのコイルにより発生されるそれぞれの磁場が同一方向に整合されるように配向されているが、これらのコイルはこれらのコイルの内の１個からの場が別の駆動コイルにより一定の磁場が発生される時に一定のセンサー・コイルを通過しないようにそれぞれ独立して制御される。この結果、上記の各センサー・コイルの平面がいずれのコイルも一定のセンサー・コイルの中に電流を誘発しないようにそれぞれの駆動コイルに対して整合されている場合に、そのドリル・ブッシュは上記横穴に対して整合する。すなわち、上記のドリル・ブッシュからの各センサー平面の固定されたずれはいずれのセンサー・コイルにおいても信号が誘発しない場合にそのドリル・ブッシュの軸を上記横穴に対して整合状態に配置するように設定される。さらに、前方の駆動コイルは上記プローブが上記骨髄内釘の中に挿入されている時にその釘に対してそのプローブの外部における端部において一定のプローブ停止部材を係合することにより上記横穴の極めて近くに配置される。

【特許文献１】米国特許第５，４１１，５０３号明細書

【特許文献２】米国特許第５，５８４，８３８号明細書

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【０００６】

上記特許文献１のシステムは一定の骨髄内釘の中の横穴に対して一定のドリル・ブッシュの軸を整合するために十分に動作するが、幾つかの制限を有している。一例において、上記の穴の壁部に係合することなくドリルの先端部がその穴の中に入りこれを通るように一定のドリル・ブッシュの軸を一定の横穴に対して整合することはそのドリル・ブッシュが２個の点、すなわち、上記穴の入口および出口の各開口部を通過するようにそのドリル・ブッシュの配向を制限する必要がある。一部の適用例において、単一の点、通常において出口の点が要求されることの全てである。例えば、一定の外科医は一定の骨の一方の側を見てそのドリルによる穿孔処理を始める位置を選択できるが、その骨の反対側における所望の点においてそのドリルの先端部がその骨から出るようにそのドリルの先端部を正確に配向することができない。従って、要望されていることは外科医ができるだけ速やかに、正確に、さらに簡単にドリルの先端部がその出口の点まで骨に孔あけするように一定のドリルを整合することにおいて補助する一定の方法である。

【０００７】

上記特許文献１において開示されているシステムはまた上記のプローブおよび案内手段がそれぞれのケーブルを介して表示装置に接続されることを必要としている。これらのケーブルは患者からの血液および種々の体液に対して接触可能になるように無菌状態である必要がある。加えて、手術室の設備における多くの部分はこれらから延出している種々のケーブルおよびチューブを有している。従って、上記特許文献１において開示されているシステム等のような外科用の位置決めシステムからのケーブルがその手術室内における別の装置に付随する種々のケーブルおよびチューブと絡み合わないように注意する必要がある。従って、要望されていることは無菌状態の種々のケーブルの必要性を回避してケーブルの絡み合いの可能性を減少している一定のシステムである。

【０００８】

上記特許文献１において開示されているシステムにおける別の制限は上記各駆動コイルのプローブの先端部における配置によりそのプローブの中に導入される一定の構造的な弱さである。このプローブは上記駆動コイルが一端部において取り付けられている一定の主導管により構成されており、さらにこの主導管／駆動コイルの組立体は一定のシースの中

に封入されている。また、これらの駆動コイルは上記プローブの組み立てを容易にするために一体型のユニットに形成されている。この一体型のユニットは各駆動コイルを同一の方向に配向して長さが約１．２５インチ（３．１８センチメートル）の一定の導管部分を各コイルの間に配置してその一体型のユニットを硬質化することにより形成されている。その後、これらの駆動コイルおよび短い導管部分は一定の高分子の樹脂の中に包まれて、これらの駆動コイルに対する各ワイヤがこの駆動コイルのユニットの一端部から先に同一方向に延出している状態になる。さらに、この一体型のユニットは上記導管の先端部に接着剤等により結合されて、この一体型のユニットにおける各ワイヤがその主導管の長さに沿って延出している状態になる。その後、この導管／一体型ユニットの組立体は一定のシースの中に封入されて上記プローブが形成される。このようなプローブの構成は一定の構造的な弱さを有しており、この場合に、上記一体型のユニットが上記主導管に結合している。例えば、場合により、上記プローブにおける一定の応力がその一体型のユニットおよび主導管が互いに結合している位置においてその一体型のユニットを主導管から分離させる可能性がある。従って、要望されていることは上記のプローブ組立体を単純化して一定の駆動コイルにおける一定のプローブ内の構造的な弱さの可能性を減少する一定の駆動コイル型プローブを構成する方法である。

【課題を解決するための手段】

【０００９】

本発明は上記の要望ならびにその他の要望に対処しており、一定のプローブが一定の細長い部材および当該細長い部材に取り付けられている第１および第２の駆動コイルを有しており、これら第１および第２の駆動コイルは互いに近接していて、第１の駆動コイルにより発生される一定の磁場が第２の駆動コイルにより発生される一定の磁場に対して直交するようにそれぞれ配向されている。さらに、これらの駆動コイルはこれらの駆動コイルにより発生されるそれぞれの磁場の発生源が一定の外科医のドリルに付随している一定のセンサーにより同一であるように見えるように互いに近接して配置されている。好ましくは、これらの駆動コイルは約０．１００インチ（０．２５４センチメートル）またはそれ以下の一定の距離だけ分離している。このような近接さにより上記２個の駆動コイルを含む一体型のユニットがこれらの駆動コイルを互いに近接している垂直方向の配列で配向して、上記高分子の樹脂中にこれらを包むことにより構成することが可能になる。また、上記の構成は上記一体型のユニットを硬質化するために上記の短い導管部分が必要でなくなるのでその一体型ユニットの形成を単純化している。さらに、この一体型ユニットが主導管から分離する前にこの一体型ユニットと主導管との結合部分に比較的に大きな応力が必要になる。従って、このプローブ構成は単純化されており、このプローブは比較的に大きな機械的強度を有している。

【００１０】

本発明のプローブは好ましくは上記の各駆動コイルにおいて磁気的な双極子を使用している。一方の磁気双極子はこの双極子が上記細長い部材の長手軸に対して水平方向に横切るようにその細長い部材に取り付けられており、第２の双極子は上記長手軸に対して垂直方向に横切るようにプローブに取り付けられている。好ましくは、これらの駆動コイルは上記細長い部材の先端部にそれぞれ取り付けられている。

【００１１】

本発明のプローブは一定のドリル・ブッシュに対応する一定の標的の位置を位置決めするための一定のシステムにおいて使用できる。このシステムは２個の駆動コイルを有する一定のプローブを含み、これらの駆動コイルはそのプローブの中に互いに近接して取り付けられていて、一定の交流電流に応答してその第１の駆動コイルにより生じる一定の磁場が一定の交流電流に応答して第２の駆動コイルにより生じる一定の磁場に対して直交するように配向されており、さらに上記プローブは一定のドリル・ブッシュの近くに取り付けられている一対のセンサー平面を有する一定の案内手段を含み、これらのセンサー平面は互いに直交して取り付けられており、それぞれのセンサー平面は一対のセンサーを含み、それぞれのセンサーは上記第１および第２の各駆動コイルにより生じるそれぞれの磁場に

応答して一定の電気的な信号を発生し、さらに上記プローブは各センサー平面内のセンサーに連結していてそれぞれのセンサーからの読取情報を受け取り上記一対のセンサー平面が取り付けられているドリル・ブッシュの標的の位置を決定するための一定のコンピュータを含む。上記センサー平面内における各センサーは種々の誘導コイル・センサー、ホール効果センサー、磁気抵抗センサー、またはその他の一定の磁場の存在に応答して一定の電気的な信号を発生するセンサーとすることができる。また、上記コンピュータは上記駆動コイルの内の１個に近接している一定の骨髄内釘の穴の軸に対するドリル・ブッシュの整合状態を計算することもできる。さらに、上記コンピュータは上記駆動コイルの内の１個の平面内におけるドリル・ブッシュの標的位置を示すための指示情報、上記駆動コイルの内の１個に近接している一定の骨髄内釘の穴に対応する一定の軸に対するドリル・ブッシュの整合状態を示す指示情報、および上記駆動コイルの内の１個に近接している一定の骨髄内釘の穴に対するドリル・ブッシュの角度の配向を示す指示情報も発生できる。さらに、これらの指示情報は上記のコンピュータまたは案内手段に付随している方向指示装置により表示できる。

【００１２】

本発明の一例の実施形態において、上記の磁場を生じるために用いる交流電流は約２０ＫＨｚ乃至３０ＫＨｚの範囲内の一定の周波数を有しているが、別の周波数も使用可能である。このような直交している磁場の発生は上記駆動コイルの１個のみを一定の磁場を発生するための交流電流に選択的に結合して各センサー平面内のそれぞれのセンサーからの一定の電気的な信号を読み取ることにより時間多重化できる。その後、この交流電流をその活性な駆動コイルから減結合または反結合してそのプローブ中の別の駆動コイルに結合する。上記コンピュータは上記センサーのそれぞれから一定の電気信号の読取値を得る。その後、上記の交流電流の供給源を活性な駆動コイルから減結合して不活性な駆動コイルに再結合し、この処理を繰り返すことができる。このようにして、上記の交流電流の供給源が単一の周波数に維持されて一定の交流の様式で上記２個の駆動電流に供給され、それぞれの駆動コイルにより生成される磁場が同一の時間に存在しなくなる。このようにして最初の１個の磁場およびその後の別の磁場のそれぞれの作用の下に各センサーから上記コンピュータにより得られる測定値が一定の標的の位置、一定の軸の整合状態、および一定の案内手段の回転を計算するために用いられる。この計算のために用いられるそれぞれの計算式は、以下においてさらに詳しく論じられているように、交流電流が供給されている駆動コイルの確認情報を必要とする。さらに、この活性な駆動コイルの確認情報は上記コンピュータからプローブに、あるいは、上記プローブからコンピュータに供給できる。好ましくは、時間多重化した動作モードにおいて、上記活性な駆動コイルの確認データは上記コンピュータからプローブに供給される。

【００１３】

好ましくは、上記の各駆動コイルによる磁場の発生は一定の周波数多重化の様式で行なわれる。この種の場の発生は各コイルにおける交流電流が同期化するように２個のコイルに対して同時に供給される２種類の交流電流の周波数により行なわれる。これら２種類の電流はバーストと呼ばれる一定時間の期間にわたりそれぞれの駆動コイルに供給された後に、一定の短い期間にわたりそれぞれの駆動コイルから減結合されるかオフにされる。各センサー・コイルから測定値を得るために、各センサーから得られる一定の信号と上記交流周波数の内の１個に対応する第１の基準信号との積が上記バーストの期間にわたり平均化される。さらに、一定の位相同期ループが上記センサーの内の１個から得られる一定の信号に対して第１の信号に対応する直交信号を同期化するために用いられる。この同相の基準信号による一定のセンサー信号の多重化は一定のセンサー・コイルからの信号を効果的に変調してその基準信号に対応する一定の周波数を有する交流電流に結合した駆動コイルにより発生される磁場に対する一定のセンサーの応答に比例する一定の信号を生じる。このような第１の交流電流の周波数により発生する磁場に対する上記センサー・コイルの応答が測定されて上記コンピュータに供給され、このコンピュータにおいてこれらの応答が一定の標本化間隔の間に保存される。次に、上記センサー・コイルからの第２の磁場に

対する応答を得るために、各センサー信号と別の交流電流周波数に対応する第２の同相の基準信号との積が平均化される。その後、上記位相同期ループからの一定の信号が上記第２の磁場に対する第２の応答に対して同相の第２の基準信号を維持するために用いられる。この位相同期ループからの信号は上記の各駆動コイルにおける交流信号が同期化されるので両方の基準信号を同期化するために用いることができる。さらに、この第２の交流電流周波数により発生される磁場に対する各センサー・コイルの応答も測定されて上記コンピュータに送られ、このコンピュータにおいてこれらの応答がその標本化間隔中に保存される。このようにして、一定のセンサーからの一定の信号が同時発生的に両方の磁場に対するその応答に対応して測定できる。

【００１４】

上記の標本化間隔にわたり一定のセンサーに対して得られるそれぞれの値はこれらのデータを統計的に平滑にするために平均化できる。また、この標本化間隔は便宜上において種々の出力幹線から発生される磁場による可能な干渉を減少するための大きさにする可能である。好ましくは、上記の標本化間隔はその出力幹線の周波数の期間の一定の約数であり、５０Ｈｚまたは６０Ｈｚの範囲における電流を供給する出力幹線に対して０．１０秒である。一定の０．１０秒の期間にわたりそれぞれのセンサーの読取値を平均化することにより、上記出力幹線による干渉の影響を最少にできる。これにより、上記システムは標本化間隔を変化する必要を伴わずにいずれかの出力周波数を使用する領域において使用可能になる。その後、上記コンピュータは上記の平均化したコイル・センサーの値を用いて標的の位置、軸の整合状態、および案内手段の配向状態を計算する。

【００１５】

上記センサーの読取値は位置データの計算のために上記コンピュータに供給できるが、これらの読取値は好ましくは一定の無線の様式でコンピュータに供給される。すなわち、上記の案内手段およびコンピュータは無線通信用の一定のトランシーバを含む。好ましくは、このトランシーバはブルートゥース（Bluetooth）基準に従う。この結果、本発明のシステムは滅菌処理した種々のケーブルを必要とすることなく実施可能であり、それゆえ、手術室内のケーブルの絡み合いの可能性を減少できる。

【００１６】

上記コンピュータは一定の場の中の一定の点における磁束に関連して幾つかの計算式により種々のパラメータを計算する一定のプログラムを含む。これらの計算式は、以下においてさらに詳細に論じられているが、上記駆動コイルからの一定のセンサーの距離がこれらの磁気双極子またはその他の駆動コイルとして用いられる磁場発生装置の大きさよりも実質的に大きいので、上記の各センサー平面内におけるそれぞれのセンサーにより発生される信号を説明するために適している。さらに、これらの計算式および上記センサー平面内における各センサーにより発生される電気的な信号の測定値は上記コンピュータにより用いられて一定の標的の位置、横穴の軸の整合状態、およびドリル・ブッシュの角度配向状態を決定できる。

【００１７】

本発明の別の実施形態において、上記駆動コイルは弾性材料により構成されている一定のシンブルまたはグローブの中に取り付けるか埋め込むことができる。さらに、これらの駆動コイルは互いに近接して、好ましくは、約０．１００インチ（０．２５４センチメートル）またはそれ以下の一定の距離で位置決めされている。このような駆動コイルの近接さにより、これらのコイルが上記のシステムを使用する一定の外科医により装着可能な一定のシンブルまたはグローブの中に組み込むことが可能になる。この結果、このシンブルまたはグローブを装着している外科医は上記の駆動コイルを含むそのシンブルまたはグローブの部分をその外科医により観察できる挿入位置に対向している一定の骨の一定の位置に配置できるようになる。その後、この外科医はその挿入位置にドリル・ブッシュを配置して上記コンピュータにより発生される標的位置の指示情報を観察できるようになる。さらに、そのドリル・ブッシュの角度の配向を調節することにより、外科医はその角度の配向が上記シンブルまたはグローブの中の各駆動コイルにおける磁場の発生源に対応するま

で上記標的位置の移動を観察できる。その後、外科医はドリルによる孔あけを開始して、そのドリルによる孔あけ処理が完了するまでそのドリルを上記発生源における標的位置に保持することを容易にするためにその指示情報を観察し続けることができる。

【００１８】

上記の特徴および利点、ならびにその他の特徴および利点が以下の詳細な説明および添付図面を参照することにより当該技術分野における通常の熟練者においてさらに容易に明らかになる。

【発明の効果】

【００１９】

従って、本発明によれば、外科医ができるだけ速やかに、正確に、さらに簡単にドリルの先端部がその出口の点まで骨に孔あけするように一定のドリルを整合することを補助するための方法が提供できる。また、本発明によれば、無菌状態の種々のケーブルの必要性を回避してケーブルの絡み合いの可能性を減少する一定の整合システムが提供できる。さらに、本発明によれば、一定のプローブ組立体を単純化して一定の駆動コイルにおける一定のプローブ内の構造的な弱さの可能性を減少する一定の駆動コイル型プローブを構成する方法が提供できる。

【発明を実施するための最良の形態】

【００２０】

一定のドリル・ブッシュの中における一定のドリルの標的位置を決定するためのシステム１０が図１において示されている。このシステム１０は一定のプローブ１２、一定の手持式案内手段１４、および一定のコンピュータ１８を含む。図２においてさらに詳細に示されているように、プローブ１２は一定の細長い部材２０を含み、この部材２０に対して２個の駆動コイル２４，２６が互いに直交関係で取り付けられている。上記の細長い部材は一般的に上記プローブが一定の骨髄内釘２２の内部通路１６の中に挿入できるような寸法を有する一定のプラスチック材料のシースの中に封入されている主導管および一定の一体型ユニットにより構成されている。このような釘は破壊された骨の各部分を互いに固定するための整形外科分野において良く知られている。上記２個の駆動コイルは一定のフェライト・コアの周囲に一定の電気的な導体を巻き付けることにより形成されている磁気双極子とすることができる。好ましくは、これらの双極子は一定の１ｍｍのフェライト棒材の周囲に４４ＡＷＧ銅線を２０１回巻き付けることにより形成されている。また、これらの駆動コイルはプローブ１２の中に固定して支持されていてもよく、あるいは、プローブ１２内の一定の主導管の端部に結合している一定の樹脂の構造体の中に包まれていてもよい。この最も先端側の駆動コイルは骨髄内釘２２の中の一定の穴２８の近くにあるプローブ１２の一定の位置に配置される。さらに、これらの駆動コイルは、これら２個のコイルにより発生されるそれぞれの磁場が各コイルから約１０ｃｍ以上離れて位置決めされているそれぞれのセンサー・コイルに対する同一の発生源を有するように、互いに可能な限り近接して配置されている。好ましくは、上記２個の駆動コイルは約０．１００インチ（０．２５４ｃｍ）またはそれ以下の一定の距離だけ分離している。さらに、上記の駆動コイル２４および２６はそれぞれのコイルにより発生される場が互いに対してさらに上記プローブ１２の長手軸に対して直交するように直交している関係でそれぞれ配向している。このことにより、上記コンピュータ１８はドリル・ブッシュ４０の中に位置決めされている一定の器具に対応する一定の標的位置を計算することが可能になる。

【００２１】

各駆動コイル２４および２６は時間多重化または周波数多重化できる。この時間多重化は単一の交流電流の周波数を一定時間において１個のみの駆動コイルに結合することを必要とする。このことは１個の駆動コイルが一定の磁場を発生している時に別のコイルが一定の磁場を発生しないことを確実にする。このように各コイル２４および２６によるそれぞれの磁場が同一時間に存在しないように発生することにより、上記案内手段１４の各電子部品がそれぞれの駆動コイルにより発生される別の磁場による何らかの影響を調節することを必要とせずに各センサー５０ａ，５０ｂ，５２ａおよび５２ｂ（図１）において誘

発されるそれぞれの電気信号を測定することが可能になる。しかしながら、上記コンピュータ１８が案内手段１４からのそれぞれの読取値を適正に使用するためには、活性な駆動コイルを確認する必要がある。すなわち、この活性な駆動コイルの確認データはコンピュータ１８が位置データを計算するために用いる種々の計算式の中における各項に対してそれぞれのセンサーの読取値を相関することを可能にする。また、上記の活性な駆動コイルの確認データはコンピュータ１８によりプローブ１２に供給可能であり、これにより、このプローブ１２は一定の交流電流をそれぞれに対応する駆動コイルに供給する。さらに、コンピュータ１８が異なる活性な駆動コイルの確認データを送る場合に、上記プローブ１２はその活性な駆動コイルを減結合してその確認データにより確認されている駆動コイルを上記交流電流に結合する。あるいは、このプローブ１２はコンピュータ１８からの入力を伴わずに上記２個の駆動コイルに対する交流電流の供給を変更することができる。このような動作モードにおいて、上記プローブ１２は活性な駆動コイルの確認データをコンピュータ１８に送り、このコンピュータ１８は上記案内手段１４から得るそれぞれのセンサーの読み取り値をそのプローブ１２からの確認データにより確認される活性な駆動コイルに対して適正に相関することができる。なお、上記の活性な駆動コイルの確認データはコンピュータ１８とプローブ１２との間において無線によるか一定の通信ケーブルを介して伝達できるが、ケーブルの絡み合いの減少された危険性の利点を得ることおよび各ケーブルを滅菌処理する必要性を回避することのために無線通信が好ましい。この目的のために、上記のコンピュータ１８およびプローブ１２はこれらのシステム部品の間の通信を支援するためのトランシーバをそれぞれ備えている。好ましくは、これらのトランシーバはブルートゥース（Bluetooth）基準に従う。また、上記活性なコイルの確認データの送信はそれぞれのセンサーの応答を復調するために用いられる一定の基準信号を同期化するために用いられる。

【００２２】

上記２個の駆動コイルに対する交流電流の時間多重化した適用例は２５ＫＨｚの一定の好ましい電流周波数を用いているが、２０ＫＨｚ乃至３０ＫＨｚの範囲内の一定の電流周波数も使用可能である。さらに、一定の比較的に高い周波数は一定の発生された磁場と各センサー・コイルとの間の結合を改善するので一定の高い電流周波数が好ましいと考えられる。しかしながら、種々の骨髄内釘が一般的に金属材料により構成されている。従って、発生される場の周波数が増大すると、その変化する磁場に対応してそれぞれの金属の中に渦電流が生じ、これらの渦電流はその磁場の強度を有意義に減衰する可能性がある。この減衰は上記の骨髄内釘を構成している材料の厚さおよび導電率に関係している。一般的に、種々の骨髄内釘がステンレス・スチールまたはチタンにより作成されている。なお、２５ＫＨｚの一定の交流電流源により駆動される駆動コイルは上記のような材料により作成されている種々の釘の中において十分に動作するが、上記の減衰の要因が比較的に高い周波数において対処されれば、別の電流周波数も使用可能である。この場合に、上記交流電流源の振幅を高めることが比較的に高い周波数における減衰を補う一例の方法である。もちろん、別の種々の金属材料により構成されているか一定の非典型的な厚さを有する種々の骨髄内釘に対して別の電流周波数が使用可能になるか好ましくなる場合も有り得る。

【００２３】

好ましくは、上記の駆動コイル２４および２６はそれぞれ一定の異なる交流電流の周波数により同時に駆動される。このようなそれぞれの駆動コイルを動作する周波数多重化型の方法は上記の時間多重化型の方法における上述したようなそれぞれの駆動コイルに対する交流電流の交互の供給を必要としない。むしろ、各駆動コイルに対して供給される２種類の電流の内の１個に対応する一定の基準信号に対して一定のセンサー・コイルから得られる一定の信号を同期化および掛け合わせることにより、一定のセンサー読取値が復調されて特定の駆動コイルにより発生される磁場に対するそのセンサー・コイルの応答の一定の測定値が得られる。好ましくは、一定のセンサー・コイルからの読取値が一対の復調回路に対する一定の入力として供給される。これらの内の１個の復調回路は上記駆動コイルの周波数の内の１個に対応している一定の基準信号に結合しており、別の復調回路は別の

駆動コイルの周波数に結合している。さらに、上記の内の１個の復調回路の出力は１個の磁場に対するセンサーの応答を供給し、別の復調回路の出力は別の復調回路に対するセンサーの応答を供給する。この場合に、一定の位相同期ループが以下においてさらに詳細に説明されているように上記の各駆動コイルを駆動するそれぞれの電流に対してそれぞれの基準信号を同相に維持する。

【００２４】

手持式の案内手段１４は一定の上方プラットホーム３４と下方プラットホーム３８との間に取り付けることのできる一定のハンド・グリップ３０を含み、あるいは、このハンド・グリップ３０はそれぞれのプラットホームと一体に形成できる。さらに、一定の軸３２を有する種々のドリル・ブッシュ４０が種々のメス、ドリル先端部、またはスクリュードライバを案内するために上方プラットホーム３４から下方プラットホーム３８まで延在している。また、２個のセンサー平面４４および４８が上方プラットホーム３４と下方プラットホーム３８との間に互いに直交して配置されている。それぞれのセンサー平面は少なくとも２個のセンサーを含み、これらのセンサーは一定のセンサーの平面内にそれぞれ垂直に配列されており、一定のセンサー平面内の各センサーの中心は垂直に整列している。さらに、センサー５０ａの中心はセンサー５２ａの中心に対して水平に配列されている。また、各センサー５０ａ，５０ｂ，５２ａおよび５２ｂは案内手段１４の中において信号測定回路に結合しているが、これらの信号は測定のためにコンピュータ１８に供給することも可能である。すなわち、これらのセンサーの応答を同期化および復調するための信号測定回路は上記ハンド・グリップ３０またはコンピュータ１８の中に収容できる。コンピュータ１８は一定のケーブルを介して案内手段１４に結合することができ、あるいは、一定のＲＦリンクを用いてコンピュータ１８と案内手段１４との間を連携することも可能である。好ましくは、このＲＦリンクは上記のブルートゥース基準に適合する一定の無線式リンクである。好ましくは、外科医はケーブルまたは無線のいずれかにより上記のコンピュータ１８を案内手段１４に結合することが決定でき、これらのコンピュータ１８および案内手段１４はいずれかの通信方法の選択的な使用にも適合できる。

【００２５】

上記のセンサー平面４４および４８は約２インチ（５．０８センチメートル）×１インチ（２．５４センチメートル）の寸法であり、各センサーは直径が約１インチ（２．５４センチメートル）の螺旋形である。さらに、各センサー５０および５２は一定の螺旋形のパタンに配列されている電気的な導体にすることができ、あるいは、これらはホール効果またはその他の磁場センサーとすることができる。すなわち、これらのセンサー５０および５２は各センサーの軸に対して平行な駆動コイル２４および２６により発生される磁束の各成分に応じて種々の電気的な信号を発生する。

【００２６】

上記コンピュータ１８は一定のペンティアム（Pentium(登録商標)）プロセッサまたはそれ以上、１６ＭＢのＲＡＭ、および一定の２０ＧＢハード・ドライブを有する一定のコンピュータとすることができる。あるいは、このコンピュータ１８は上記プローブ１２を制御して案内手段１４からの種々のセンサー読取値を得るための適当な支援回路を伴う一定のアプリケーション特定集積回路（ＡＳＩＣ）とすることができる。このような各駆動コイルに対する一定の交流電流の供給タイミングを制御するための回路はプローブ１２の中に配置できる。また、上記コンピュータ１８の動作に対応するプログラムされたそれぞれの命令は上記ハード・ドライブにおいて記憶することができ、あるいは、これらの命令は一定のＰＲＯＭまたはＲＯＭ等のような不揮発性のメモリーの中に保存できる。これらのプログラムされた命令は上記コンピュータ１８がプローブ１２の動作を制御すること、および案内手段１４を介して各センサー５０ａ，５０ｂ，５２ａおよび５２ｂから得られるデータを分析することを可能にする。

【００２７】

上記の一定の空間内の点における磁束密度は以下の式、すなわち、$B = \mu_0 m / 4\pi r^3 (2\cos\theta_1 r_2 + \sin\theta_1 \theta_2)$により定めることができ、この場合に、Ｂは磁

束密度であり、μ_0は自由空間における透磁率であり、mは双極子モーメントであり、rは双極子から測定を行なう一定の点までの半径方向の距離、およびθ_1は図３において示されているような磁場の方向から一定の点に対する角度である。さらに、r_2およびθ_2は測定点における単位ベクトルおよびこれらの角度の配向を示している。上記の式は上記半径方向の距離ｒが上記双極子の半径よりも実質的に大きい場合に一定の点における磁束密度を正確に表現している。

【００２８】

図４において示されているように、上記駆動コイル２４により発生される磁場は上記プローブ１２の軸に対して垂直である一定の極の配向を有している。さらに、上記駆動コイル２６により発生される磁場はプローブ１２の軸に対して垂直であると共に駆動コイル２４により発生される場の極の配向に対しても垂直である一定の極の配向を有している。また、駆動コイル２４により発生される磁場は各センサー５０ａ，５０ｂ，５２ａおよび５２ｂの中に一定の電流を誘発し、上記案内手段１４の中の信号測定回路はこれらの電流の一定の測定値を得るために使用できる。同様に、駆動コイル２６により発生される磁場も各センサー５０ａ，５０ｂ，５２ａおよび５２ｂの中に一定の電流を誘発し、上記案内手段１４の中の信号測定回路はこれらの電流の一定の測定値を得るために使用できる。従って、８種類の測定値が各センサーおよび各駆動コイル２４および２６により発生されるそれぞれの磁場の相互作用により得ることができる。各センサー平面４４および４８は直交して配列されていて、各センサー・コイル５０ａ，５０ｂ，５２ａおよび５２ｂはドリル・ブッシュ４０の軸３２が穴２８に対して整合している時に駆動コイル２４により発生される場に対応してゼロの応答を発生するようになっている。このことは駆動コイル２４により発生される場の定常的な磁束線が各センサー平面４４および４８の中心を通ることにより生じる。しかしながら、駆動コイル２６により発生される場の定常的な磁束線はブッシュ４０が穴２８に対して整合している時に各センサー平面４４および４８を通過しないので、各センサー５０ａ，５０ｂ，５２ａおよび５２ｂはその整合中に種々のセンサー読取値を発生する。

【００２９】

さらに、図５において示されているように、上記手持式の案内手段１４が傾斜して上記センサー平面の内の１個４４または４８により定められる軸が上記駆動コイル２４が配置されている平面に対して交差しない場合には、そのセンサー平面内に収容されている２個のセンサーのそれぞれの中心は異なる半径方向の距離および異なる角度でそれぞれ存在する。従って、これら２個のセンサーにおける測定値は、上記の計算式において記載されているような、双極子に対する各点の半径方向の距離により、ならびに、その計算式における角度の項により変化する。しかしながら、手持式の案内手段１４が図６において示されているように磁気双極子に対して交差するように整合されている場合には、上記の各センサーは上記駆動コイルの磁気の軸に対して同一の角度で存在するが、それぞれのセンサーにより発生される電気的な信号は異なる半径方向の距離を有すると言う結果としてのみ異なる。すなわち、両方のコイルに対応する角度θ_1は同一であり、それゆえ、それら２個の測定値における上記の（$2\cos\theta_1 r_2 + \sin\theta_1 \theta_2$）の項は同一になる。

【００３０】

上記の各センサー５０ａ，５０ｂ，５２ａおよび５２ｂのそれぞれの磁気モーメントにより表現されている各点における磁束密度に関する幾何学的な情報を用いて、コンピュータ１８は駆動コイル２４からのブッシュの整合のずれを決定するようにプログラムすることができ、一定の標的の位置を一定の表示装置における一定の位置ずれしている点として、あるいは、上記手持式の案内手段における方向の指示情報として投影できる。例えば、コンピュータ１８に付随できる一定の表示スクリーン３６（図１）を用いて駆動コイル２４の近くにある標的の穴の位置を示す一組の十字線５４を表示することができる。すなわち、標的の点５８がドリル・ブッシュから駆動コイル２４の軸に対して直交している一定の平面まで延在している投影された標的の位置における２次元的なずれの一定の指示情報を与える。また、ガイド・クロス６０の位置は駆動コイル２４の近くにある穴２８の軸に

対しする整合からのドリル・ブッシュの軸のずれを示す。さらに、このガイド・クロス６０における交差した各線６２の角度配向は駆動コイル２６により発生される磁場に対するセンサー平面４８の角度的な回転を示す。上記コンピュータ１８はこのコンピュータ１８に付随している一定の表示装置において示すための上記のような指示手段を交互にまたは付加的に発生することができるが、このコンピュータ１８は手持式の案内手段１４に付随している方向指示装置（図示されていない）を照明するために使用できる一定の標的方向信号、一定の軸整合信号、および一定の角度配向信号を発生できる。さらに、上記の標的方向信号は外科医が駆動コイル２４を目指してドリル・ブッシュの先端部を移動することが必要な方向を示すための方向の矢印を照明するために用いることができる。また、上記の軸整合信号は外科医が骨髄内釘２２の穴２８の軸に対してドリル・ブッシュ４０を整合するために案内手段１４を移動することが必要な方向を示すための方向の矢印を照明するために使用できる。さらに、上記の角度配向信号は案内手段１４が各センサー平面４４および４８を各駆動コイル２４および２６の磁気の軸に対して整合するために回転することが必要な方向を示すための方向の矢印を照明するために使用できる。

【００３１】

上記コンピュータ１８が駆動コイル２４により発生される磁場により誘発される上記４個のセンサー５０ａ，５０ｂ，５２ａおよび５２ｂからの電気的な信号の測定値（図４においてＣ０として示されている）および駆動コイル２６により発生される磁場により誘発される上記４個のセンサーからの電気的な信号の測定値（図４においてＣ１として示されている）を得た後に、その標的の符号の位置が計算できるようになる。さらに、コンピュータ１８は上記標的の符号の位置を計算するために以下の計算式を使用できる。すなわち、標的の位置＝（センサー５０ｂ$_{C0}$／センサー５２ｂ$_{C1}$－センサー５０ａ$_{C0}$／センサー５２ａ$_{C1}$）ｘ＋（センサー５２ｂ$_{C0}$／センサー５２ｂ$_{C1}$－センサー５２ａ$_{C0}$／センサー５２ａ$_{C1}$）ｙ。それぞれの下付きの記号は特定のセンサーにおける測定が行なわれていて、そのセンサーがそれぞれの下付きの記号により確認されている駆動コイルにより発生された磁場の中にあることを示している。また、ｘおよびｙの下付きの記号は表示軸のそれぞれにおける方向を示している。上記標的位置の式における各センサー読取値に対応する上記磁束密度の式の置き換えによりその位置がそれぞれの測定値に対して直接的に比例することが示され、この理由は各センサーの読取値に対応する分母および分子のμｍ／４πの各項が相殺して、それぞれの分母および分子におけるr^3の項がほぼ等しく、それゆえ、これらも相殺するからである。好ましくは、センサー５２ｂ$_{C1}$の読取値は各センサー５０ｂおよび５２ｂにおいて駆動コイル２６により生じる場の大きさにより置き換えられ、センサー５２ａ$_{C1}$の読取値は各センサー５０ａおよび５２ａにおいて駆動コイル２６により生じる場の大きさにより置き換えられる。それゆえ、一定のセンサー平面が上記の駆動コイルを含む場合に、その計算される標的位置はゼロになる。各センサー５０ｂおよび５２ｂにおける駆動コイル２６に対応する場の大きさは以下の式、すなわち、（（センサー５２ｂ$_{C1}$）^{2}＋（センサー５０ｂ$_{C1}$）^{2}）$^{1/2}$により示すことができ、各センサー５０ａおよび５２ａにおける駆動コイル２６に対応する場の大きさは以下の式、すなわち、（（センサー５２ａ$_{C1}$）^{2}＋（センサー５０ａ$_{C1}$）^{2}）$^{1/2}$により示すことができる。このような場の大きさの計算を使用することにより、上記案内手段１４がドリル・ブッシュ４０の軸の周囲に回転する場合の一定の正確な標的の符号の決定が与えられる。

【００３２】

上記コンピュータ１８は以下の式、すなわち、センサー５０ａ$_{C0}$ｘ＋センサー５２ａ$_{C0}$ｙにより上記ガイド・クロス６０に対応する位置を計算することができる。さらに、この値を上記の（（センサー５２ａ$_{C1}$）^{2}＋（センサー５０ａ$_{C1}$）^{2}）$^{1/2}$により割ることによりその分子および分母におけるμ_0ｍ／４πが相殺できる。また、上記ガイド・クロス６０の回転角度は以下の式、すなわち、（センサー５０ａ$_{C1}$ｘ＋センサー５２ａ$_{C1}$ｙ）／（（センサー５２ａ$_{C1}$）^{2}＋（センサー５０ａ$_{C1}$）^{2}）$^{1/2}$により決定できる。これにより、コンピュータ１８は、各センサー平面４４および４８の中に含まれているセンサー５０ａ，５０ｂ，５２ａおよび５２ｂにおいて得られる電気的な信号の測定値により、上記

ドリル・ブッシュ４０に対応する標的の位置、駆動コイル２４の近くにある穴２８の軸に対するドリル・ブッシュ４０の整合状態、およびドリル・ブッシュ４０の角度配向状態が決定できるようになる。

【００３３】

上記の標的位置、軸の整合状態、および角度的な回転を決定するための時間多重化モードにおいてシステム１０を動作する一定の例示的なプログラムは図７において示されているプロセスを実行できる。このプロセスは一定の活性な駆動コイルを確認することにより始まる（ボックス１００）。この確認データに応じて、確認されない駆動コイル、例えば、駆動コイル２６は電流供給源から減結合されるが（ボックス１０２）、確認された駆動コイル、この実施例において、駆動コイル２４は交流電流に結合される（ボックス１０４）。その後、各センサー平面４４および４８の中のそれぞれのセンサーからの信号が復調されて（ボックス１０８）、これらのセンサー読取値がその活性な駆動コイルに関連してコンピュータ・メモリーの中に保存される（ボックス１１０）。その後、この活性な駆動コイルの確認データは更新される（ボックス１１２）。さらに、上記のデータにより確認されない駆動コイルは上記交流電流の供給源から減結合され（ボックス１１４）、そのデータにより確認された駆動コイルはその交流電流の供給源に結合される（ボックス１１８）。その後、各センサー平面４４および４８におけるそれぞれのセンサーからの信号が復調され（ボックス１２０）、これらのセンサー読取値が上記の活性な駆動コイルに関連してコンピュータ・メモリーの中に保存される（ボックス１２４）。次に、標的の位置が上記の計算式および８種類の測定値を用いて計算可能になる。同様に、ドリル・ブッシュの整合状態（ボックス１３０）およびドリル・ブッシュの回転（ボックス１３４）が決定できる。これらの値は表示装置５０における表示のための指示情報を発生するために用いられるか（ボックス１３８）、あるいは、またはさらに、案内手段１４における方向の指示情報を調整するために用いられる。あるいは、各センサーに対応する多数のサンプリングからのデータ値が一定のバッファの中に保存されて、上記の各計算式への置き換えのための種々の値を発生するために平均化することができる。この場合に、一定のデータ値の平均値は一定の平均値または重み付けした平均値とすることができる。

【００３４】

一定の周波数多重化法を用いることにより位置データを決定するためのシステム１０が図８において示されている。このシステム１０はコンピュータ１８、プローブ１２、および案内手段１４を含む。さらに、このプローブ１２の中に、一定のタイマー７０、鉱石制御型発振器７２、２個の除算機７４ａ，７４ｂ、およびスイッチ７６ａ，７６ｂが含まれている。上記の鉱石発振器７２は一定の電池（図示されていない）により電力供給されて一定の交流電流を発生するように自由に動作し、この電流は１ＭＨｚの一定の周波数であることが好ましい。除算機７４ａは好ましくは上記発振器の信号を３８で割り、別の除算機７４ｂは好ましくは上記発振器の信号を４０で割る。これにより、各除算機７４ａおよび７４ｂは好ましくは２６．３１５ＫＨｚの一定の交流電流および２５．０００ＫＨｚの一定の交流電流をそれぞれ生じる。また、タイマー７０は各スイッチ７６ａおよび７６ｂをイネーブルにしてこれらが上記の各電流をそれぞれの駆動コイル２４および２６に通過させるようにする。好ましくは、このタイマー７０は７６０マイクロ秒にわたり上記の発生された各交流電流を通過するようにそれぞれのスイッチ７６ａおよび７６ｂをイネーブルにした後に、４０マイクロ秒にわたりそれぞれのスイッチ７６ａおよび７６ｂをディスエーブルにする。これにより、各駆動コイル２４および２６に供給される２種類の交流電流はその信号バーストの開始において互いに精密に同相になる。このプローブ１２内における回路は継続的に動作し、各駆動コイル２４および２６は７６０マイクロ秒にわたりそれぞれ磁場を発生して４０マイクロ秒にわたりオフ状態になる。好ましくは、上記の除算機７４ａおよび７４ｂおよびタイマー７０は一定のマイクロプロセッサ実行用のソフトウェアにより実装されるが、これらは既知の種々のカウンタおよび分離しているロジック部品により実装することも可能である。

【００３５】

上記案内手段１４の中には、８個の復調回路８４ａ，８４ｂ，８４ｃ，８４ｄ，８４ｅ，８４ｆ，８４ｇおよび８４ｈが含まれている。さらに、復調回路８４ｉが以下において説明されているような位相の同期化のために用いられている。ＶＣＯ８０は除算機７８ａおよび７８ｂにより除算される一定の交流電流を発生する。このＶＣＯ８０および除算機７８ａおよび７８ｂにより発生される周波数は各除算機７８ａおよび７８ｂから発生される２種類の交流電流が上記のプローブ１２内の各駆動コイル２４および２６に供給される２種類の電流と同一の周波数になるように調節されている。これにより、ＶＣＯ８０は好ましくは１ＭＨｚの信号を発生し、各除算機７８ａおよび７８ｂは好ましくはそれぞれ３８で割る周波数除算機および４０で割る周波数除算機であり、２６．３１５ＫＨｚの一定の周波数および２５．０００ＫＨｚの一定の周波数を有する信号をそれぞれ発生する。その後、除算機７８ａからの信号は各復調回路８４ａ，８４ｂ，８４ｃおよび８４ｄに対して一定の基準信号として供給され、除算機７８ｂからの信号は各復調回路８４ｅ，８４ｆ，８４ｇ，８４ｈに対して一定の基準信号として供給される。一方、センサー５２ａからの応答信号が復調回路８４ａおよび８４ｅに対して結合していて、センサー５２ｂは復調回路８４ｂおよび８４ｆに対して結合しており、センサー５０ａが復調回路８４ｃおよび８４ｇに結合していて、センサー５０ｂは復調回路８４ｄおよび８４ｈに結合している。この結果、各センサーは一対の復調回路に結合しており、一方の復調回路がプローブ１２により生じる一方の磁場を発生するための駆動回路に対応する一定の基準信号に結合しており、他方の復調回路がプローブ１２により生じる他方の磁場を発生する駆動回路に対応する一定の基準信号に結合している。上記の復調回路８４ａ乃至８４ｈは上記のそれぞれの磁場がプローブ１２により発生されている間にその基準信号とセンサー読取値との積を平均化する。その後、それぞれの復調回路８４ａ乃至８４ｈから値はコンピュータ１８内のトランシーバ８８に送信するためのトランシーバ８６に供給される。好ましくは、これらのトランシーバ８６および８８は上記のブルートゥース基準に従って通信を行なう。あるいは、上記の各値は一定のケーブル内の導体によるコンピュータ１８への配給のためのＩ／Ｏ回路に供給することも可能である。好ましくは、コンピュータ１８および案内手段１４は無線式および有線式の部品の両方により互いに通信するように構成されていて、一定の外科医が手術中に使用するための通信モードを決定できるようになっている。これにより、上記システム１０はコンピュータ１８とプローブ１２または案内手段１４のいずれかとの間にケーブルを伴うことなく動作できる。このような動作モードは滅菌処理したケーブルの必要性ならびに手術室内における別のケーブルとの絡み合いの可能性を減少する。

【００３６】

上記の除算機７８ａおよび７８ｂにより発生されるそれぞれの基準信号はＶＣＯ８０、移相器８２、および復調回路８４ｉの動作により各駆動コイル２４および２６に供給されるそれぞれの基準信号と同期化される。駆動コイル２６により発生される場が各センサー平面４４および４８内のセンサーを常に通過するので、この駆動コイル２６に対して供給される電流に対応する基準信号が移相器９０に供給される。その後、この移相器９０はその基準信号の位相を９０°だけずらしてその信号を一定の入力として復調回路８４ｉに供給する。さらに、好ましくは、センサー５２ａ内において誘発する信号が復調回路８４ｉに対する入力として選択され、この理由は、このセンサー５２ａが駆動コイル２６に対して比較的に近いからであるが、別のセンサー信号も使用可能である。すなわち、一定の駆動コイルに最も近いセンサーは一定の比較的に大きな強さを有する磁束線が通過する。さらに、上記の復調回路８４ｉにより発生される平均の積の値はゼロを中心にしており、この理由は、正確に９０°だけ位相がずれている同一の周波数における２種類の信号は一定のゼロの積の値を生じるからである。このように復調回路８４ｉの出力がゼロを上下するのに従って、その出力がＶＣＯ８０により発生される信号の周波数をずらすようにそのＶＣＯ８０の動作を変化するので、この動作は駆動コイル２６に供給されている電流に同期化する。一方、駆動コイル２４に対して供給される基準信号に対する別の同期化は必要とされないが、この同期化は一定の類似している様式で達成することが可能であり、この理

由は、各駆動コイル２４および２６を駆動するために供給されるそれぞれの電流がプローブ１２内の同一のクロック信号から由来しているので精密に同期化されるからである。すなわち、このようなバーストの開始時に各駆動コイル２４および２６に供給されるそれぞれの電流の位相は同相であることが知られている。上記の位相同期ループにおいて不活性な４０マイクロ秒の期間を検出することにより、駆動コイル２４の位相がその位相同期ループにおいて検出される駆動コイル２６の位相に同期化していることが分かる。このことは案内手段１４が上記の釘２２内における標的の穴２８に対して整合する時に駆動コイル２４からの信号がゼロに近づくので重要である。

【００３７】

コンピュータ１８は案内手段１４に対する連絡のための入出力（Ｉ／Ｏ）回路９０を含む。また、このコンピュータ１８は一定のプロセッサ９４、メモリー９６、および表示回路９８も含む。このプロセッサ９４は種々の命令を実行してシステム１０の動作を制御する。案内手段１４から受け取られたデータはメモリー９６の中に記憶されて、プロセッサ９４により計算された位置データが外科医に対する指示のために表示回路９８に供給される。

【００３８】

標的の位置、軸の整合状態、および角度的な回転を決定するための上記の周波数多重化モードにおけるシステム１０を動作するための一定の例示的なプロセスが図９において示されている。このプロセスはプローブ１２の電流が各駆動コイル２４および２６を刺激するためのバースト動作モードを開始することを可能にすることにより始まる（ボックス２００）。好ましくは、このプローブ電流回路は７６０マイクロ秒にわたり２６．３１５ＫＨｚの一定の周波数を有する交流電流を駆動コイル２４に供給して、２５．０００ＫＨｚの一定の周波数を有する交流電流を駆動コイル２６に供給する。その後、この回路は４０マイクロ秒にわたり両方の駆動コイルに対して交流電流をオフにする。上記２種類の交流電流の周波数はバースト期間中に一定の整数の完全な周期を行なうように選択される。また、上記のオフ期間は案内手段１４の中における駆動コイル２６に対応する位相同期ループからの一定の信号が駆動コイル２４を駆動する信号の位相を決定するために使用できるように備えられる。駆動コイル２４からの磁場が各センサーにその整合位置において一定の読取値を発生させないので、その位相はその整合位置において決定できない。しかしながら、駆動コイル２６を駆動する信号の位相はこの駆動コイル２６により発生される磁場がその整合位置において各センサー内に信号を生じるので案内手段１４の中の駆動コイル２６に対応する位相同期ループにより決定できる。その後、オフ期間が駆動コイル２４に対応する復調回路が上記バースト期間の開始を検出することを可能にする。この時に、両方の駆動コイルに対応する交流電流の位相は上記バースト期間が各駆動コイルに供給される２種類の電流の間にゼロのずれを伴って始まるので同一である。この結果、駆動コイル２４に対応する復調回路はその位相の整合状態において８００マイクロ秒ごとに再同期化することが可能になる。

【００３９】

上記のプロセスは案内手段１４が各センサー平面内におけるセンサーを読み取ること、プローブ１２内の各駆動電流に対してその基準信号を同期化すること、およびこれらのセンサー読取値を復調することを可能にすることにより継続する（ボックス２０４）。その後、この回路は７６０マイクロ秒の間に各センサー５０ａ，５０ｂ，５２ａおよび５２ｂからの一定の読取値を得て、上記において説明されているように一定の基準信号と一定のセンサー読取値との積を平均化することによりそれぞれの読取値を復調する。この場合に、この基準信号とセンサー読取値の信号との間に一定の同相関係が一定の位相同期ループ回路により維持される。その後、上記の復調された信号に対応するデータが捕捉されてコンピュータ１８に供給される。

【００４０】

別の駆動コイル制御回路（ボックス２００）およびセンサー読取回路（ボックス２０４）が既にイネーブルになっており、上記プロセスは案内手段１４からそれぞれのセンサー

読取値を得る（ボックス２０８）。これらの読取値は一定の平均値を形成するためにコンピュータ１８内のメモリーに蓄積される。好ましくは、コンピュータ１８が上記の位置の各計算式を解き始める前に１２５個の各センサーに対応する読取値が平均化される。この読取値の数（１２５）が１個の読取値を得るための時間の期間（８００マイクロ秒）に掛け合わされて、０．１０秒と言う一定の時間期間が得られ、この期間は１０Ｈｚの一定の周波数に対応している。さらに、この周波数は電力が一定の送電設備網を有する大抵の先進国において供給されている５０または６０Ｈｚの周波数の一定の約数である。従って、これら両方の５０Ｈｚおよび６０Ｈｚの一定の約数を選択することにより、上記システムはいずれかの周波数において電力を配給している種々の国における使用に対して変更または調節することを必要としなくなる。

【００４１】

上記プロセスは上記の読取値を平均化して一定のセンサーの値を発生する（ボックス２１０）。これらの値は上記の各計算式を用いて標的位置（ボックス２１４）、整合位置（ボックス２１８）、およびドリル・ブッシュの配向状態（ボックス２２０）を発生するために用いられる。その後、次の組のセンサー読取値を得ると（ボックス２２４）、最も古い読取値が最新のセンサー読取値により置き換えられる（ボックス２２４）。さらに、これらの読取値が平均化されて（ボックス２１０）、それぞれの位置の値がその更新された各値を用いて決定される（ボックス２１４，２１８および２２０）。これらの最も古く記憶されたセンサーの値を最新の値に置き換える処理、そのセンサーの値を更新する処理、およびその位置の各値を再計算する処理はコンピュータ１８がリセットされるかオフになるまで続く（ボックス２３０）。

【００４２】

図１０において示されている本発明の別の代替的な実施形態において、２個の駆動コイル２４，２６は一定の外科医の指に配置するためのシンブル６０の中にまたは一定の外科医の手を覆うためのグローブの中に形成されている一定の弾性材料の中に埋め込むかこれと異なる様式で配置することができる。好ましくは、これらの駆動コイル２４，２６は上記シンブルの実施形態において示されているような一定の指または親指の先端部に配置される。また、これらの駆動コイルは一定の指、親指、またはシンブルの長手軸に沿って約０．１００インチ（０．２５４センチメートル）またはそれ以下だけ分離している。さらに、各駆動コイル２４，２６からの電気的なリード線６２用いてそれぞれの駆動コイルをこれらの駆動コイルの周波数多重化型の動作のためのプローブ１２に対応して図８において示されているような回路に結合することができる。あるいは、上記の駆動コイルは上記の時間多重化型の動作における単一の交流電流の周波数に一定の交流の様式で結合できる。このように各駆動コイルが一定の駆動電流に結合されると、外科医はその外科医が一定の外科器具を出すことを望む一定の位置の近くに各駆動コイル２４，２６を移動するように上記シンブル６０を担持している指を配置できるようになる。その後、その選択された入口の部位にドリル・ブッシュを配置することにより、外科医は表示されている標的の位置におけるそのドリル・ブッシュの角度的な配向を変化する影響を観察できるようになる。このようにしてその標的位置が上記の十字線５４の中心に移動すると、外科医はそのドリルが入口の位置から駆動コイル２４の近くの位置に進行することが分かる。さらに、この外科医はその外科医が駆動コイル２４におけるドリルの隆起を感じ始めるまでドリル・ブッシュ４０の標的位置における投影を観察し続けることができる。このようにして、一定の外科医は上記のグローブまたはシンブルの実施形態を用いて点対点式のドリル穿孔処理を行なうことができる。もちろん、各駆動コイル２４，２６は上記のドリル穿孔処理のための一定の出口の位置における各駆動コイルの配置を容易にするために別の種々の構造体の中に組み込むことも可能である。

【００４３】

以上において、本発明は種々の例示的な方法およびシステムの構成部品の説明により例証されていて、種々の方法および構成部品が相当に詳細に説明されているが、本特許出願人は添付の特許請求の範囲をこれらの詳細に限定すること、あるいは、何らかの制限を行

なうことを目的としていない。すなわち、付加的な種々の利点および変更も当該技術分野における熟練者において容易に考え出せるようになる。例えば、本発明のシステムはそのプローブの中における２個の駆動コイルおよびその案内手段に付随する種々のセンサー・コイルを有するシステムとして説明されている。しかしながら、この構成は案内手段において互いに直交していて近接した関係で取り付けられている駆動コイル、および各センサー・コイルがプローブの中に直交して配列されている状態により逆にすることもできる。同様に、本発明は２個の駆動コイルおよび４個のセンサーを用いているものとして説明されているが、さらに多くのセンサーをそれぞれの位置の計算の精度をさらに高めるために使用することができる。それゆえ、本発明は、その最も広い種々の態様において、上記の種々の特定の詳細、実施方法、または図示および開示されている例示的な実施例に限定されない。従って、種々の変形および変更が本特許出願人の総括的な発明の概念の趣旨または範囲から逸脱することなく上記の詳細により行なうことができるようになる。

【産業上の利用可能性】

【００４４】

本発明は外科医ができるだけ速やかに、正確に、さらに簡単にドリルの先端部がその出口の点まで骨に孔あけするように一定のドリルを整合することを補助するための方法に適用できる。また、本発明は無菌状態の種々のケーブルの必要性を回避してケーブルの絡み合いの可能性を減少する一定の整合システムに適用可能である。さらに、本発明は一定のプローブ組立体を単純化して一定の駆動コイルにおける一定のプローブ内の構造的な弱さの可能性を減少する一定の駆動コイル型プローブを構成する方法に適用できる。

【００４５】

本発明の具体的な実施態様は以下のとおりである。

（１）前記それぞれのセンサー平面内の各センサーが磁気抵抗型センサーである請求項６に記載のシステム。

（２）前記コンピュータが前記駆動コイルの内の１個に近接している一定の骨髄内釘の穴の軸に対する前記ドリル・ブッシュの整合状態を決定する請求項６に記載のシステム。

（３）前記コンピュータが前記駆動コイルの内の１個の平面内における前記ドリル・ブッシュの標的の位置を確認するための標的の指示情報を発生する請求項６に記載のシステム。

（４）前記コンピュータが前記駆動コイルの内の１個に近接している一定の骨髄内釘の穴に対応する一定の軸に対する前記ドリル・ブッシュの整合状態を確認するための整合の指示情報を発生する請求項６に記載のシステム。

（５）前記コンピュータが前記駆動コイルの内の１個に近接している一定の骨髄内釘の穴に対する前記ドリル・ブッシュの一定の角度的な配向状態を確認するための回転の指示情報を発生する請求項６に記載のシステム。

【００４６】

（６）さらに、

前記ドリル・ブッシュの標的の位置を示す指示情報を表示するための一定の表示装置を備えている請求項６に記載のシステム。

（７）前記プローブがさらに、

前記第１および第２の駆動コイルに結合するための一定の交流電流の供給源、および

前記の一方のまたは他方の駆動コイルに前記交流電流を選択的に結合するための一定のスイッチを含む請求項６に記載のシステム。

（８）さらに、

前記第１の駆動コイルに結合するための第１の交流電流の供給源、および

前記第２の駆動コイルに結合するための第１の交流電流の供給源を備えている請求項６に記載のシステム。

（９）前記プローブがさらに、

前記第１の交流電流を前記第１の駆動コイルに選択的に結合するための第１のスイッチ、および

前記第２の交流電流を前記第２の駆動コイルに選択的に結合するための第２のスイッチを含む実施態様（８）に記載のシステム。

（１０）前記第１および第２のスイッチが７６０マイクロ秒にわたり前記第１および第２の交流電流を前記第１および第２の駆動コイルにそれぞれ選択的に結合する実施態様（９）に記載のシステム。

【００４７】

（１１）前記第１および第２のスイッチが４０マイクロ秒にわたり前記第１および第２の交流電流を前記第１および第２の駆動コイルからそれぞれ選択的に減結合する実施態様（１０）に記載のシステム。

（１２）前記第１の交流電流の供給源が一定のクロック信号発生器および当該クロック信号発生器により発生されるクロック信号により前記第１の交流電流を発生するための第１の除算器を含み、

前記第２の交流電流の供給源が前記クロック信号発生器により発生されるクロック信号により前記第２の交流電流を発生するための第２の除算器を含み、前記第１および第２の交流電流の関係が精密に同期化される実施態様（８）に記載のシステム。

（１３）前記案内手段がさらに、

前記駆動コイルの内の１個により発生される一定の磁場に応答するそれぞれのセンサーに対応する一定の読取値を決定するための複数の復調回路を含む請求項６に記載のシステム。

（１４）前記案内手段がさらに、

一定のセンサー平面の中のセンサーの内の１個からの信号に対して第１の基準信号を同期化するための一定の位相同期ループを含む実施態様（１３）に記載のシステム。

（１５）前記位相同期ループが９０°だけずれている前記第１の基準信号を用いることにより一定のセンサー信号に対して前記第１の基準信号を同期化する実施態様（１４）に記載のシステム。

【００４８】

（１６）前記位相同期ループの制御による一定の信号が第１および第２の基準信号を発生し、これら第１および第２の基準信号が前記第１および第２の駆動コイルに供給されている第１および第２の交流電流に対して実質的に同相になる実施態様（１４）に記載のシステム。

（１７）前記第２の基準信号の位相が一定のバースト期間の開始時に前記第１の基準信号の位相に対して同期化される実施態様（１６）に記載のシステム。

（１８）前記復調回路が前記第１および第２の基準信号の内の１個と一定のセンサー平面内の一定のセンサーからの信号との積を平均化して一定のセンサー読取値を発生する実施態様（１６）に記載のシステム。

（１９）前記コンピュータが前記標的の位置を決定する前にそれぞれのセンサーに対応する複数のセンサー読取値を平均化する実施態様（１８）に記載のシステム。

（２０）前記コンピュータが一定の出力幹線の周波数の約数に相当する多数の読取値を平均化する実施態様（１９）に記載のシステム。

【００４９】

（２１）前記コンピュータが一定の５０Ｈｚおよび一定の６０Ｈｚの出力幹線の周波数に相当する多数の読取値を平均化する実施態様（２０）に記載のシステム。

（２２）前記コンピュータがさらに、

一定のトランシーバを含み、さらに

前記案内手段がさらに一定のトランシーバを含み、これにより、前記コンピュータが前記案内手段からそのセンサー読取値を無線により受信できる請求項６に記載のシステム。

（２３）前記コンピュータが前記交流電流の供給源に結合している前記第１および第２の駆動コイルの内の１個を確認するための活性な駆動コイルの確認データを発生する請求項６に記載のシステム。

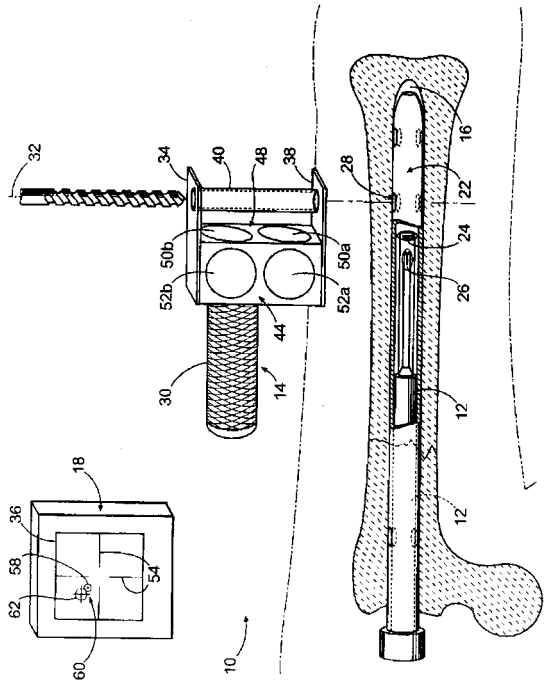
（２４）前記コンピュータがさらに、

前記プローブに対して前記の発生された活性な駆動コイルの確認データを送信するための一定の送信機を含み、さらに
前記プローブがさらに前記コンピュータからの前記の発生された確認データを受信するための一定の受信機を含む実施態様（２３）に記載のシステム。
（２５）前記プローブが前記交流電流の供給源に対して結合している前記第１および第２の駆動コイルの内の１個を確認するための活性な駆動コイルの確認データを発生する請求項６に記載のシステム。
【００５０】
（２６）前記プローブがさらに、
前記コンピュータに対して前記の発生された活性な駆動コイルの確認データを送信するための一定の送信機を含み、
前記コンピュータがさらに前記プローブから前記の発生された確認データを受信するための一定の受信機を含む実施態様（２３）に記載のシステム。
（２７）一定の骨髄内釘の中における一定の穴に対する整合状態を決定するための方法において、
それぞれの場の発生源が一定の骨髄内釘の中における穴に近接するように互いに直交している第１および第２の磁場を発生する工程、
一定の外科工具に対応する一定の案内手段に付随しているそれぞれのセンサーにおいて発生される前記の場に対してそれぞれのセンサー読取値を決定する工程、
前記の決定されたセンサー読取値により一定の標的の位置を計算する工程を含む方法。
（２８）前記第１および第２の磁場の発生がさらに、
前記第１および第２の磁場の発生が重なり合わないように前記第１および第２の駆動コイルに対して一定の交流電流を結合する処理を含む実施態様（２７）に記載の方法。
（２９）前記第１および第２の磁場の発生がさらに、
第１の交流電流および第２の交流電流を発生する処理、および
前記第１の交流電流を第１の駆動コイルに供給して、前記第２の交流電流を第２の駆動コイルに供給する処理を含む実施態様（２７）に記載の方法。
（３０）前記第１および第２の交流電流の発生がさらに、
一定のクロック信号を発生する処理、
前記クロック信号を第１の整数により割って前記第１の交流電流を発生する処理、および
前記クロック信号を第２の整数により割って前記第２の交流電流を発生する処理を含む実施態様（２９）に記載の方法。
【００５１】
（３１）前記センサー読取値の決定がさらに、
一定の外科工具に対応している一定の案内手段に付随しているそれぞれのセンサーから受信される信号を復調する処理を含む実施態様（２７）に記載の方法。
（３２）前記信号の復調がさらに、
第１の基準信号と一定のセンサーから受信される一定の信号との積を発生する処理、および
第１および第２の磁場の発生において使用する一定のバースト期間にわたり前記の積を平均化して前記第１の磁場の発生に対応する一定のセンサー読取値を決定する処理を含む実施態様（３１）に記載の方法。
（３３）前記平均化の処理が７６０マイクロ秒の一定の期間にわたり行なわれる実施態様（３２）に記載の方法。
（３４）前記信号の復調がさらに、
第２の基準信号と一定のセンサーから受信される一定の信号との積を発生する処理、および
前記バースト期間にわたり前記の積を平均化して前記第２の磁場の発生に対応する一定のセンサー読取値を決定する処理を含む実施態様（３２）に記載の方法。

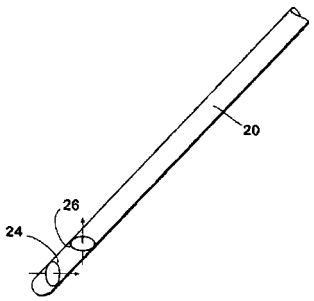
（３５）前記復調がさらに、
前記第１および第２の基準信号を前記センサーから受信されるそれぞれの信号に対して同期化する処理を含む実施態様（３４）に記載の方法。
【００５２】
（３６）前記同期化がさらに、
前記第１および第２の基準信号に対応する一定の発生器を調節するために一定の位相同期ループに対して前記第１の基準信号の一定の直角位相を供給する処理を含む実施態様（３５）に記載の方法。
（３７）前記同期化がさらに、
前記第１および第２の基準信号に対応する発生器からの一定の信号を第１の整数により割って前記第１の基準信号を発生する処理、および
前記第１および第２の基準信号に対応する発生器からの信号を第２の整数により割って前記第２の基準信号を発生する処理を含む実施態様（３６）に記載の方法。
（３８）さらに、
前記の決定されたそれぞれのセンサー読取値を前記標的の位置の計算のために一定のコンピュータに無線により送信する工程を含む実施態様（２７）に記載の方法。
（３９）さらに、
前記交流電流の供給源に対して結合している前記第１および第２の駆動コイルの内の１個を確認する工程を含む実施態様（２７）に記載の方法。
（４０）さらに、
前記交流電流の供給源に対して結合している駆動コイルの確認情報を送信する工程、および
前記交流電流の供給源に対して結合している駆動コイルの確認情報を受信する工程を含む実施態様（３９）に記載の方法。
【図面の簡単な説明】
【００５３】
【図１】軸対軸式の位置合わせを行なうための本発明の原理に従って作成されている一定のシステムの概略図である。
【図２】図１のシステムにおいて示されているプローブの一定の先端部分を示している概略図である。
【図３】空間内の一定の点における磁束密度を決定するための種々のパラメータを示している概略図である。
【図４】図１の各駆動コイルにより発生されるそれぞれの磁場の間の関係およびこれらの図１の各センサー平面に含まれているそれぞれのセンサーとの相互作用の概略図である。
【図５】一定のセンサー平面が一定の磁気双極子に向いていない場合のその磁気双極子とそのセンサー平面内における各センサーとの間の関係を示している概略図である。
【図６】一定のセンサー平面が一定の磁気双極子に向いている場合のその磁気双極子とそのセンサー平面内における各センサーとの間の関係を示している概略図である。
【図７】単一の交流電流の周波数を有する標的位置、ブッシュの整合状態、およびブッシュの配向状態を決定するための一定の例示的なプロセスのフローチャートである。
【図８】標的位置、ブッシュの整合状態、およびブッシュの配向状態を決定するための周波数多重化法を実施するための一定の例示的なシステムのブロック図である。
【図９】周波数多重化法を用いて標的位置、ブッシュの整合状態、およびブッシュの配向状態を決定するための一定の例示的な方法のフローチャートである。
【図１０】駆動コイルが一定のグローブまたはシンブルの中に取り付けられている図１において示されているプローブの一定の代替的な実施形態の概略図である。
【符号の説明】
【００５４】
１０　システム
１２　プローブ

１４　案内手段
１８　コンピュータ
２０　細長い部材
２２　骨髄内釘
２４，２６　駆動コイル
２８　穴
３２　軸
３６　表示スクリーン
４０　ドリル・ブッシュ
４４，４８　センサー平面
５０，５２　センサー

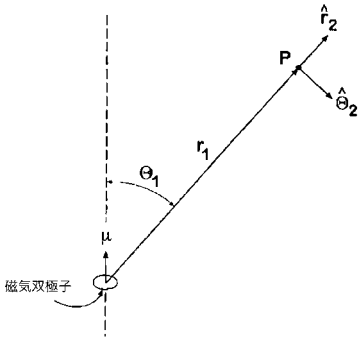
【図１】



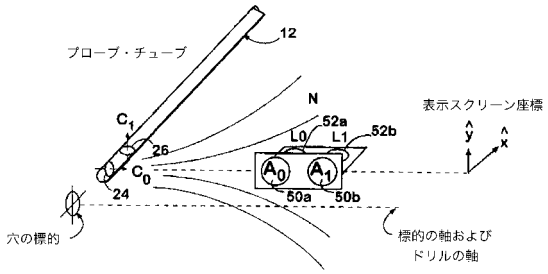
【図２】



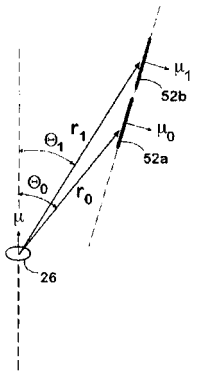
【図３】


磁気双極子
μ
Θ1
r1
P
r̂2
Θ̂2

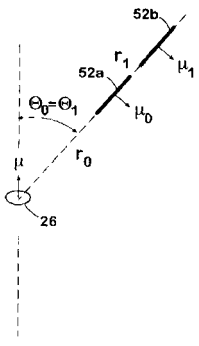
【図４】


プローブ・チューブ
12
N
C1
26
C0
24
52a
52b
L0
L1
A0
A1
50a
50b
表示スクリーン座標
ŷ
x̂
穴の標的
標的の軸および
ドリルの軸

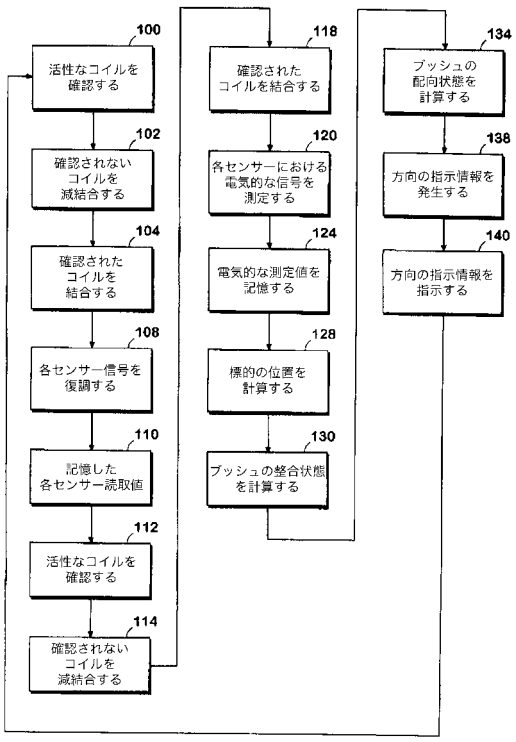
【図５】


μ1
52b
Θ1
r1
μ0
52a
Θ0
r0
μ
26

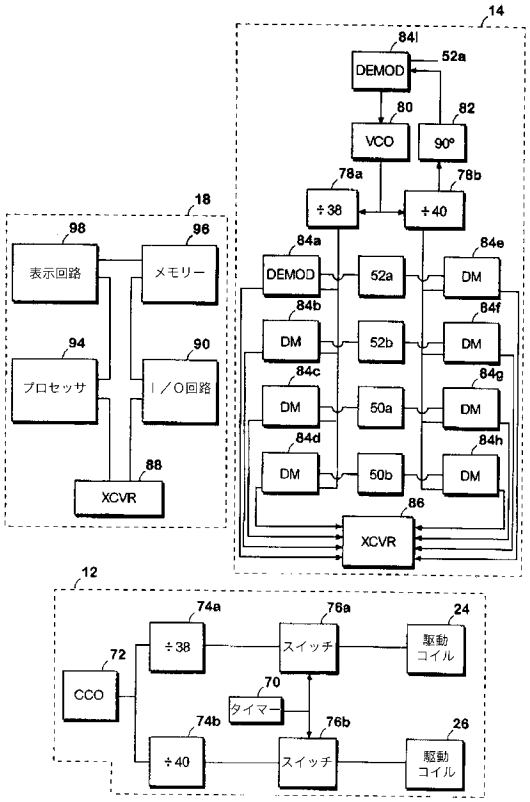
【図６】


52b
r1
μ1
52a
Θ0=Θ1
μ0
r0
μ
26

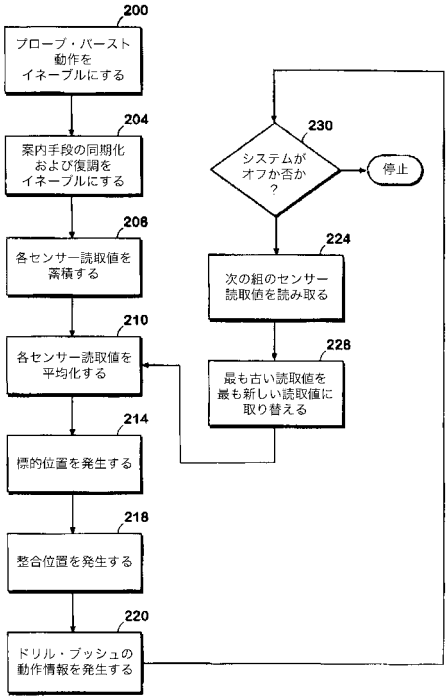
【図７】


100
活性なコイルを確認する
102
確認されないコイルを減結合する
104
確認されたコイルを結合する
108
各センサー信号を復調する
110
記憶した各センサー読取値
112
活性なコイルを確認する
114
確認されないコイルを減結合する
118
確認されたコイルを結合する
120
各センサーにおける電気的な信号を測定する
124
電気的な測定値を記憶する
128
標的の位置を計算する
130
プッシュの整合状態を計算する
134
プッシュの配向状態を計算する
138
方向の指示情報を発生する
140
方向の指示情報を指示する

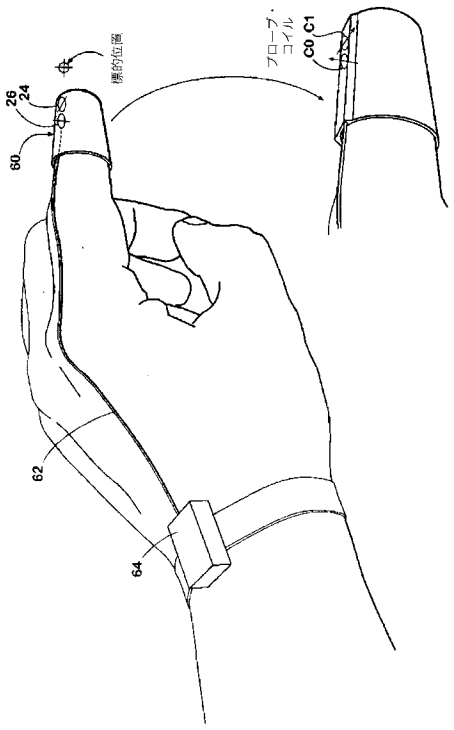
【図８】


14
84l
DEMOD
52a
80
82
VCO
90°
78a
78b
÷38
÷40
18
98
96
表示回路
メモリー
84a
84e
DEMOD
52a
DM
84b
84f
DM
52b
DM
94
90
プロセッサ
I／O回路
84c
84g
DM
50a
DM
84d
84h
DM
50b
DM
88
XCVR
86
XCVR
12
74a
76a
24
÷38
スイッチ
駆動コイル
72
CCO
70
タイマー
74b
76b
26
÷40
スイッチ
駆動コイル

【図９】


200
プローブ・バースト動作をイネーブルにする
204
案内手段の同期化および復調をイネーブルにする
208
各センサー読取値を蓄積する
210
各センサー読取値を平均化する
214
標的位置を発生する
218
整合位置を発生する
220
ドリル・プッシュの動作情報を発生する
230
システムがオフか否か？
停止
224
次の組のセンサー読取値を読み取る
228
最も古い読取値を最も新しい読取値に取り替える

【図１０】


標的位置
プローブ・コイル
C0, C1
26
24
60
62
64

フロントページの続き

(72)発明者　デイビッド・スチュアート・ホルスタイン
アメリカ合衆国、９３４６５　カリフォルニア州、テンプルトン、メドウ・ビュー・レーン　１４８０
(72)発明者　ロイ・ビー・ホルスタイン
アメリカ合衆国、９３４２２　カリフォルニア州、アタスカデロ、アルティガ・レーン　７０５０

Ｆターム(参考) 4C060 LL07　LL13　LL16

【外国語明細書】
2005103275000001.pdf