

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第6251379号

(P6251379)

(45) 発行日 平成29年12月20日(2017.12.20)

(24) 登録日 平成29年12月1日(2017.12.1)

(51) Int.Cl.

F I

A 6 1 B 34/20 (2016.01)

A 6 1 B 34/20

A 6 1 B 5/05 (2006.01)

A 6 1 B 5/05

A

請求項の数 16 (全 13 頁)

| | | | |
|---------------|-------------------------------|-----------|---------------------------|
| (21) 出願番号 | 特願2016-500162 (P2016-500162) | (73) 特許権者 | 512303149 |
| (86) (22) 出願日 | 平成26年1月13日 (2014.1.13) | | ジャイラス・エーシーエムアイ・インコーポレーテッド |
| (65) 公表番号 | 特表2016-512457 (P2016-512457A) | | アメリカ合衆国・マサチューセッツ・O 1 |
| (43) 公表日 | 平成28年4月28日 (2016.4.28) | | 772・サウスボロー・ターンパイク・ロード・136 |
| (86) 国際出願番号 | PCT/US2014/011238 | (74) 代理人 | 100108453 |
| (87) 国際公開番号 | W02014/143388 | | 弁理士 村山 靖彦 |
| (87) 国際公開日 | 平成26年9月18日 (2014.9.18) | (74) 代理人 | 100110364 |
| 審査請求日 | 平成28年1月27日 (2016.1.27) | | 弁理士 実広 信哉 |
| (31) 優先権主張番号 | 61/783,607 | (74) 代理人 | 100133400 |
| (32) 優先日 | 平成25年3月14日 (2013.3.14) | | 弁理士 阿部 達彦 |
| (33) 優先権主張国 | 米国 (US) | | |
| 早期審査対象出願 | | | |

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 外科的位置決め回路

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

外科的標的を検出する位置決め装置の作動方法において、

前記位置決め装置内の複数のセンサの各々によって、センサでの信号源からの場の強度を示す強度信号を受信するステップと、

信号調整器によって、前記強度信号の各々を調整して、センサの各々が受信する信号の強度間の相違を吸収するステップと、

マルチチャネルコンパレータによって、受信した強度信号から、位置決め装置の中心軸が、信号源と位置決め装置の中心点を通る直線に合わされる時を判定するステップとを有して、

前記複数のセンサは、位置決め装置の中心軸と直交する平面内に配置されていて、かつ位置決め装置の中心点から等しい距離にあり、前記中心点は前記平面内にあり、

前記マルチチャネルコンパレータは、複数の強度信号を比較して、これらが等しい時に前記中心軸と直線が合っていると判定し、

前記調整するステップは、複数のセンサの各々と直列に接続された固定素子からの事前の較正に基づく既知の信号強度の読みを比較するステップを更に有している

ことを特徴とする位置決め装置の作動方法。

【請求項 2】

前記固定素子は、予測可能な電圧降下を有する固定抵抗であり、前記調整するステップは、

固定抵抗およびセンサを通る電流レベルを識別するステップと、
固定抵抗の両端の予測可能な電圧降下を計算するステップと、
調整された信号が相互に等しくなるように、複数のセンサの各々から受信される信号を調整するステップとを更に有していることを特徴とする請求項 1 に記載の方法。

【請求項 3】

前記センサは、平面および中心軸を定めていて、前記強度信号は、定められた平面が軸と直交する時を示していることを特徴とする請求項 1 に記載の方法。

【請求項 4】

前記センサは、回路区間上の等距離の方位にあり、かつ軸を中心に合わせてあり、平面が軸と直交する位置に合っていて、かつ軸が中心軸と合っている時、センサの各々からの受信信号は等しいことを特徴とする請求項 3 に記載の方法。

【請求項 5】

外科的標的を識別するためのセンサ回路において、

外科的標的の遠位側に配置されたエミッタとセンサ回路の中心点を通る直線が、センサ回路の中心軸と合っている時を判定するための、センサ回路の中心軸と直交する平面内に配置された複数のセンサと、

複数のセンサを相互接続する複数の回路区間とを備えていて、各センサは、それぞれの回路区間上に配置され、

更に、直線に対する複数のセンサの方位に基づいて出力信号を誘導するために、回路区間の各々に接続された電圧源を備えていて、前記出力信号は、平面が直線と直交する時に、予め定められた値にマッチングし、

それぞれの回路区間上のセンサの各々に隣接する固定素子を更に備えていて、前記固定素子は、エミッタとは無関係な電圧源に対する固定された反応を有していて、他の回路区間との較正のために前記電圧源に反応する

ことを特徴とするセンサ回路。

【請求項 6】

前記エミッタは、磁場を発する磁気源であり、前記センサは、発された磁場の強度および方位に反応する磁気センサであることを特徴とする請求項 5 に記載の回路。

【請求項 7】

前記センサは、磁場に反応する可変抵抗を有する磁場センサであり、前記固定素子は、磁場に影響されない電圧源に対する線形の反応を有する静的な抵抗であることを特徴とする請求項 6 に記載の回路。

【請求項 8】

前記固定素子とセンサ間の較正基準を更に備えていて、前記較正基準は、回路区間上の対応するセンサの調整パラメータを計算するために構成されていることを特徴とする請求項 6 に記載の回路。

【請求項 9】

前記較正基準は、固定素子の両端の電圧降下を測定するために構成されていて、測定された電圧降下は、対応するセンサの調整パラメータの計算のためのそれぞれの区間の電流の流れを示していることを特徴とする請求項 8 に記載の回路。

【請求項 10】

信号調整器を更に備えていて、前記信号調整器は、回路区間の各々から較正基準を受信して、回路区間の各々からの一様な反応のために出力信号を修正する目的で、調整パラメータを利用することを特徴とする請求項 9 に記載の回路。

【請求項 11】

前記固定素子は、電圧源とセンサの間に直列に接続されていて、較正基準は、センサに基づく電流の流れを示す信号を供給し、前記電流の流れは、センサおよび較正基準によって整合され、前記信号は、較正基準にわたる電圧降下を示すことを特徴とする請求項 6 に記載の回路。

【請求項 12】

10

20

30

40

50

修正された出力信号を受信して、修正された出力信号に基づいて、予め定められた値にマッチングさせるためのマルチチャネルコンパレータを更に備えていることを特徴とする請求項 10 に記載の回路。

【請求項 13】

同一平面上に配置された複数の区間を備えていて、前記複数の区間のうちの各区間は、磁気源までの距離を示すセンサを有していて、

更に、前記区間の各々に接続された電圧源と、

前記区間の各々に接続され、磁気源とは無関係な電圧源に対する反応を有する固定素子と、

前記固定素子とセンサ間の較正基準であって、固定素子の両端の電圧降下を示す較正基準とを備えていて、

前記複数の区間のそれぞれは、電圧源と接地の間に直列に接続された固定素子とセンサを有していて、較正基準は、それぞれの区間の電流の流れに応じることを特徴とするセンサ回路。

【請求項 14】

前記固定素子は、センサの各々と直列であり、対応するセンサ素子と共通の電流レベルを有することを特徴とする請求項 13 に記載の回路。

【請求項 15】

センサの各々が磁気源から同じ距離である時に、較正基準の各々からの増大された信号が同じになるように、較正基準から受信する信号を増大させるための調整パラメータを有する信号調整器を更に備えていることを特徴とする請求項 14 に記載の回路。

【請求項 16】

前記調整パラメータは、区間によって定められる平面内のセンサ間の中心の軸が、磁気源とセンサ間の中心の点とを通る直線と合っている時に、区間の各々から整合した信号を計算するためのものであることを特徴とする請求項 15 に記載の回路。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、外科的位置決め回路に関する。

【背景技術】

【0002】

外科的処置は、しばしば、外科的結果に悪影響を与え得る近くの構造を乱さずに、特定の外科的標的の位置を決める (locate) ための正確な位置決め (positioning) に依存する。開く分野の手術は、外科医の安定した手および鋭い目に依存し、それに応じて外科的介入の焦点が合うことを確実にする。ここ数十年間、内視鏡および腹腔鏡の技術は、大きく開く分野ではなく、小さい切開を通して働く細長い器具で、最小限の侵襲性の処置を実行している。多くの処置は、単に、腫瘍、嚢胞またはポリープのような有害な生長物または構造の位置を特定して取り除くことを伴う。腎結石の場合、例えば、一旦内視鏡器材で位置を特定されれば、結石は粉碎され、取り除かれ得る。

【発明の概要】

【課題を解決するための手段】

【0003】

外科的ロケータ (locator) 回路は、外科的標的の後ろまたは隣りの磁気源のようなエミッタを配置して、エミッタに対する軸を識別するために回路を用い、外科的標的に対する軸または経路を定めることによって、腎結石のような外科的標的を識別する。等距離、同一平面上に配置されたセンサの列は、エミッタに対する距離および方向を示す信号を検出する。マグネトレジスタセンサの場合、可変抵抗は、マグネトレジスタから磁場を発している磁気コイルによって定められるエミッタまでの距離および方向に反応する。同一平面上のセンサの各々からの等しい信号は、センサの中心の点を通り、平面と直交する軸上の位置どりを示している。固定素子および信号調整器は、センサの各々から受信した信号

10

20

30

40

50

を増強して正規化し、複数のセンサ間のマグネト抵抗反応の微妙な相違を吸収する。

【0004】

ここでの構成は、部分的に、外科的ロケータおよび配置装置が、正確な位置決めおよび位置決め情報を効果的に中継するために微小な電気信号を区別することができる対応する電子回路に依存するという所見に基づく。残念ながら、従来のアプローチは、個々の電子部品が物理的特性の微妙な変動を持ち得るので、同じ設計仕様を有するおそらく同一または等価な部品に対してでさえ、信号または刺激反応の対応する変動に至るという欠点を持つ。これらの微妙な変動は、多くの応用において重要ではなく、おそらく部品の発表された許容誤差の範囲内ではあるが、外科的位置決め装置における望ましくない変動を生じ得る。従って、ここでの構成は、複数の検出素子から受信するセンサ信号を正規化するための、検出素子と結合された固定素子を開示する。この固定素子は、既知の反応または信号を供給し、それは、信号調整器が複数のセンサの各々からのセンサ信号を調整することを可能にし、各センサが、較正され、整合された信号を生成し、それは、個々のセンサ信号の相違を相殺する。従って、整合した反応、従って整合した位置決め情報が、センサ列中の全てのセンサから受信される。

10

【0005】

後述する例としての配置において、センサ素子は、磁場に応じて抵抗を変化させるマグネトレジスタであり、固定素子は、一定の抵抗を維持する固定抵抗である。結合されたマグネトレジスタおよび固定抵抗は、各々、修正されたホイートストンブリッジ構成における4つの区間（leg）のうちの1つの区間を定める。ホイートストンブリッジは、周知のように、正方形の配置の4つの区間を有し、かつ電圧源に接続されていて、区間のうちの2つの抵抗の比が、他の2つの区間の抵抗の比に等しい。ここでの構成は、（センサ素子が正方形のまわりで同様の位置を定めている場合に、）正方形の中心を通り、それ故に区間の各々から等距離である軸から、距離および方向を決定することを可能にする。実施態様において、マグネトレジスタ（センサ）によって定められる平面に垂直な中心軸上に位置合わせされる時、マグネトレジスタの抵抗値は等しい。それ故に、区間の各々にわたる電圧の差によって定められる出力信号はゼロである。

20

【0006】

本発明の前述の、および他の目的、特徴および利点は、添付図面に示したような、本発明の具体的な実施形態の以下の記載から明らかになるであろう。その中で、同じ参照符号は、異なる図面の全体にわたって同じ部分を指す。これらの図面はスケールが必ずしも比例的に示されておらず、本発明の原理を示す部分が強調されている。

30

【図面の簡単な説明】

【0007】

【図1】ここで開示されるような位置決め装置の状況図を示している。

【図2】図1の位置決め装置を用いて外科的標的位置を特定するフローチャートを示している。

【図3】動作中の図1の位置決め装置の線図である。

【図4A】位置決め装置のセンサ列回路を示している。

【図4B】位置決め装置のセンサ列回路を示している。

【図4C】位置決め装置のセンサ列回路を示している。

40

【発明を実施するための形態】

【0008】

以下の例および説明は、開示されたアプローチの様々な構成を示している。例としての構成において、提案されたアプローチは、経皮的腎切石術の針の、標的とされた腎杯との位置合わせを容易にする。このような位置合わせは、経皮的腎フィステル形成の間の正確なステップであり、これは、より一般的には腎結石除去と呼ばれる、経皮的腎切石術（PCNL）処置のための準備である。このような処置の間、手動でアクセスを得る作業は、相当な技術を必要とし、収集システムが拡張しない時、特に困難であり得る。針の不正確な配置は、腎臓および隣接する器官を傷つける危険を冒し得るので、患者の臨床結果と同

50

様に、予定の経皮的処置を危うくする。

【 0 0 0 9 】

図 1 は、ここで開示される位置決め装置 1 3 0 の状況図を示している。図 1 を参照すると、特定の例において、患者 1 0 0 は、腎臓 1 1 2 からの腎結石のような外科的標的 1 1 0 の除去のための処置を受ける。磁気コイルのような信号源 1 2 0 が、腎結石 1 1 0 の遠位側 1 1 4 に、外科的に配置される。信号源 1 2 0 は、任意の適切な方法、通常は内視鏡器具によって、腎臓 1 1 2 の空隙 1 1 6 内に配置され得る。位置決め装置 1 3 0 は、患者 1 0 0 の外科的表面 1 3 3 (すなわち皮膚) の外部上または近くに配置される。位置決め装置 1 3 0 は、複数のセンサ 1 3 4 - 1、1 3 4 - 2 (一般に 1 3 4) から信号源 1 2 0 への距離および相対的方位を比較することによって、信号源に対する軸 1 3 2 の位置を特定する。センサ 1 3 4 が磁場の強度を検出する点に留意する必要がある、それは、場の方位にも基づくが、距離に関連する。従って、センサ 1 3 4 の方位は、信号源 1 2 0 からの方位および距離を示す場の強度によって、軸 1 3 2 の位置を特定しようとする。信号源 1 2 0 を軸 1 3 2 上で腎結石または他の外科的標的 1 1 0 の後ろに配置することによって、位置決め装置 1 3 0 は、軸 1 3 2 上で挿入地点 1 3 6 の位置および角度を決め、それは、次に、外科的標的 1 1 0 に到達することにより得る。位置決め装置 1 3 0 は、従って、外科的標的 1 1 0 と交わるための軸 1 3 2 上への外科的挿入を確実にし、不正確な経路に沿った不注意な針の挿入の可能性のある従来のアプローチを改善する。従って、軸 1 3 2 上での位置合わせは、更に以下で述べられるように、1 3 2 からオフセットされた軸、例えば 1 3 5 に沿った位置合わせから生じる、バランスがとれていないセンサの読みによって容易になる。一実施形態において、本発明の装置は、内視鏡の遠位先端に配置された信号源 1 2 0 によって動作し得る。内視鏡は、標的の直接観察および標的の結石の直後への信号源の配置を可能にする。

【 0 0 1 0 】

図 2 は、図 1 の位置決め装置を用いて外科的標的の位置を特定するフローチャートを示している。図 1 および 2 を参照すると、ここで開示されかつ示される外科的標的を検出する方法は、ステップ 2 0 0 に示すような、信号源 1 2 0 を外科的標的 1 1 0 の遠位側 1 1 4 に配置するステップを含んでいる。ステップ 2 0 1 に示すように、外科医または他の手術者は、位置決め装置 1 3 0 が信号源 1 2 0 に反応するように、外科的標的 1 1 0 の近位側の位置決め装置 1 3 0 の向きを定める。ステップ 2 0 2 に示すように、位置決め装置 1 3 0 内のセンサ回路は、位置決め装置 1 3 0 内の複数のセンサ 1 3 4 の各々によって、信号源 1 2 0 からセンサ 1 3 4 までの距離および方位を示す信号を受信する。ステップ 2 0 3 で開示されるように、(以下で、1 5 0 としてより詳細に示される) センサ回路は、以下で更に詳細に述べられる、受信した強度信号から、位置決め装置 1 3 0 が、信号源 1 2 0 および外科的標的 1 1 0 によって定められる軸 1 3 2 上に位置合わせされる時を判定するための、位置決めシステムを定める。例としての配置において、信号源 1 2 0 は、磁気コイルであり、センサ 1 3 4 は、磁気コイルからセンサ 1 3 4 までの距離を示す磁場に反応するマグネトレジスタを含む。

【 0 0 1 1 】

通常の実施態様において、位置決めシステムは、腎結石 1 1 0 のような内部の標的、外科用の針に取り付けられた、信号源 1 2 0 によって定められる外部の標的、患者の回りの三次元空間内でのこれらの座標を特定するためのセンサ回路 1 5 0 を含む検出システム、およびユーザのための表示システムから成る。内部の標的は、検出システムによって三次元空間内で検出されて特定される単一のエネルギー源である。標的の針は、その長手方向に沿って配置された 2 つ以上の同様のエネルギー源を有する。これらの源の各々は、検出システムによって三次元空間内で検出されて特定される。内部の標的に対する空間位置情報が、三次元空間内での地点を生成すると共に、針上の複数の源に対する検出システムからの空間位置情報が、三次元空間内でのベクトルを生成する。この情報は、ユーザインタフェースである表示システムに送られる。

【 0 0 1 2 】

位置決めシステムは、連続的に更新を行い、外科医またはユーザが、地点と関連するベクトルの位置および方位を視覚化することを可能にする。このシステムによってユーザに提供される情報の連続ストリームは、針が、リアルタイムで内部の標的に向けられかつ操縦されることを可能にする。外科用の針は、信号源 1 2 0 を外科的標的 1 1 0 がある軸 1 3 2 上に挿入して位置決めするための任意の適切な技術を用いることができる。

【 0 0 1 3 】

任意の標的の空間的な位置の検出のための開示された位置決めシステムは、様々な物理的検出手段で達成することができる。前述の源のいずれかは、単一の地点のエミッタであってもよい。これは、通常、電氣的または音響的エネルギー源を用いる。これは、以下のものに限定されるわけではないが、磁気、超音波、高周波 R F エネルギー、低周波 R F エネルギー、時間によって変化する磁場、または時間によって変化する電場であり得る。位置決めシステムは、体の外側に配置された、複数の、適切な、同じ位置に配置されていないエネルギーセンサを備え得る。各センサは、いくつかの検出方式を利用して、それとエネルギー発生源の間の直線距離を判定する。これは、適切なエネルギー受信器および以下の複数の手段を用いる検出によって達成され得るが、これらに限定されるわけではない。

1) 位相が飛行の時間と共に変化するので、源を駆動する信号の位相情報を利用する。および、2) それがエミッタと受信器の間の距離によって変化するので、受信エネルギーの振幅の変化を測定する。または、3) チャープまたはパルスのような信号振幅の変化の飛行のトリップ時間を利用する。高度なフェーズドアレイ検出に基づいてセンサとエミッタの間の距離を判定するための他の測定方式も考えられる。

【 0 0 1 4 】

動作において、検出器システムの複数のセンサ 1 3 4 の各々からの距離情報は、三次元空間内で与えられた信号源 1 2 0 を特定するために用いられる。例としてのアプローチにおいて、これは、周知の空間位置を有する列の中に検出器を配置して、測定された距離による三角測量を用いることによって達成される。フェーズドアレイアンテナまたは合成開口アンテナ法のようなフェーズドアレイ方式を用いる、より高度な方法が可能である。

【 0 0 1 5 】

例としての構成において、P C N L 標的発見システム (P C N L T F) は、2つの主要なサブシステム、すなわち、(信号源 1 2 0 によって定められる) 内部の標的物 (I T O) および位置決め装置 1 3 0 によって定められる、外部の標的発見器 (E T F) を含む。I T O は、柔軟な尿管鏡の作業通路を通して配置されるか、または尿管鏡の先端の内部に内蔵された部分としての磁場を生成する装置である。先端において、I T O は、静的またはパルス化された磁場を生じる小さいヘッドである。尿管鏡を通しての視覚誘導の下で、尿管鏡の先端は、結石に感染した腎杯の前に位置決めされ、その結果、I T O の先端は、腎杯の結石に面するように位置決めされ / 向きを定められる。E T F は、ハンドヘルドまたはロボット / メカニカルアームに取り付けられた磁場検出装置である。それは、この装置の中心が I T O によって生成される磁場と位置合わせされる時、それがこのような位置合わせが確立されたという信号を送るように、装備される。中心誘導チャンネルは、それから、体内の腎臓の腎杯に向けてアクセス針を導くことができる。全システムは、軟部組織構造を区別することの困難に遭遇する従来の X 線または超音波法と対照的に、人体が静磁場および低周波の電磁波の磁気の部分を大部分「透過する」という事実に基づいて機能する。この構成において、I T O の磁場生成部品は、信号源 1 2 0 を定めているコイルによって区別されかつ表される。I T O および尿管鏡上の他の全てのパーツは、明確にするため省略される。I T O と E T F を分離している様々な体組織は、結合され、外科的表面 1 3 3 のような 1 つの障壁として表され、以下でより詳細に動作の中で説明される。

【 0 0 1 6 】

図 3 は、動作中の図 1 の位置決め装置の線図である。図 1 および 3 を参照すると、ここでの構成と共に用いられるのに適した一般化された位置決め装置が開示されている。図 3 において、位置決め装置 1 3 0 は、正方形に配置された 4 つのセンサ 1 3 4 - 1 ~ 1 3 4 - 4、センサ 1 3 4 の列を定めるセンサ回路 1 5 0 (センサ列回路) を定めるための位置

決め装置 130 の平面基部 140 上の配置を用いる。センサが平面基部 140 の中心 148 を通る軸 132 を中心にして直交して配置される時、平面基部 140 および等距離の正方形の配置の使用は同一の信号を供給する。例としての構成において、信号源 120 は、磁気コイルであり、センサ 134 は、信号源 120 によって発せられる磁場 152 に応じて抵抗を変化させるマグネトレジスタである。センサ 134 - 1 ~ 134 - 4 からの距離は、それぞれ点線 135 - 1 ~ 135 - 4 によって示されている。距離 135 - 1 ~ 135 - 4 が等しい時、センサ 134 の各々の反応（すなわち抵抗）は等しい。

【0017】

図 4A ~ 4C は、位置決め装置のセンサ列回路 150 を示している。図 3 および 4A を参照すると、各センサ 134 は、可変素子 154 および固定素子 156 を含んでいて、それらのセンサ 134 の片割れにより 154 - 1 ~ 154 - 4 および 156 - 1 ~ 156 - 4 とラベルを付けられている。例としての配置において、可変素子 154 は、磁気源 120 からの磁界の強度に応じて抵抗を変化させるマグネトレジスタであり、固定素子 156 は、既知の値を有する抵抗である。センサ列回路 150 は、従って、4 つの区間 160 - 1 ~ 160 - 4（一般に 160）を含み、各区間 160 は、可変素子 154 および固定素子 156 を含むセンサ 134 を有している。各区間は、また、区間 160 の固定素子 156（ベタとして示す）と可変素子 154（網掛けとして示す）の間からとられる電圧値 $V_1 \sim V_4$ を有している。電源電圧 V_s は、既知の電圧を各区間 160 に供給し、各区間の固定素子 156 側に接続されている。一方、可変素子 154 は、更に以下で説明するが、電圧降下 $V_1 \sim V_4$ 値を供給するために接地されている。

【0018】

可変素子 154 またはマグネトレジスタの各々は、ゼロの場の強度を表す残り（rest）値（抵抗）を有する。ここで開示される構成において、位置決め装置 130 は、センサ 134 の各々から受信する信号の微小な変化に依存する。可変素子 154 の各々は、除去することが不可能な製造における微妙な変動に応じて、わずかに異なる残り値を有し得る。従って、可変素子 154 の各々の磁場 152 に対する反応は、わずかに異なるかもしれない。電源電圧 V_s の印加時に、対応する電流 $I_1 \sim I_4$ が各区間 160 を流れる。各区間 160 の電流は、固定および抵抗素子にわたって同じであるので、可変素子 154 の両端の電圧 $V_1 \sim V_4$ は、各可変素子 154 の位置での対応する場の強度を判定するために用いられ得る。残りまたは既知の磁場に対して較正することによって、調整値は、各 $V_1 \sim V_4$ に対して計算され、可変素子 154 の抵抗値を補足する。区間 160 を通る電流は、磁界の強度の変化に反応する可変素子 154 の抵抗変化に応じて変化する。 V_s は一定であり、 $V_1 \sim V_4 = V_s * R(154) / R(156)$ である。このように、 $V_1 \sim V_4$ は可変素子 154 に比例する。

【0019】

このように、 V_s がセンサ列回路 150 に接続される時、各マグネトレジスタ（可変素子）154 は、ゼロの場の強度でのその値に対応する特定の R_0 を有している。各区間上で、固定抵抗値（固定素子 156 の値）は、同じ区間 160 上の可変素子 154 の値に対応し、2 つの素子（抵抗）154、156 は、分圧器を形成する。電圧 $V_1 \sim V_4$ は、可変素子 154 の両端の電圧降下を反映するが、これは、センサ列回路 150 内のその位置での場の強度を表している。

【0020】

図 4B および 4C を参照すると、4 つの可変センサ 154 の両端の電圧 $V_1 \sim V_4$ はステップ 170 で調整され、これは、 $V_1' \sim V_4'$ を生成するために増幅、バッファリング、および他の変換を含んでいてもよい。134 の両端の電圧は一定値 V_s である。各センサ 134 出力のために用いられるステップ 170 での利得は、場 152 の強度が同じ、すなわち例示した軸 132 に中心が合っていて直交する時に、調整された値 $V_1' \sim V_4'$ も同じまたは実質的に等価であるように較正される。

【0021】

次に、マルチチャンネル電圧コンパレータ 172 が、これらの電圧 $V_1' \sim V_4'$ を入

10

20

30

40

50

力として用いて、位置決め装置 130 が軸 132 上にあって、標的 110 の方に向けられた(図1)時を計算するために、それらの差を出力する。他の数のセンサも用いられ得るが、134-1~134-4のような例に示される複数のセンサ134が、個々に較正され得るので、マグネトレジスタ(可変素子154)間の物理パラメータおよび反応の差は、適応させられることに注意すべきである。

【0022】

開示された位置決め装置130は、従って、様々な構成の部品または様々な構成によって実行可能なステップとして更に以下で述べられる様々な特徴を有する外科的標的を識別するためのセンサ回路を含む。位置決め装置130は、外科的標的110を通る軸132と実質的に直交する平面内に配置された複数のセンサ134を含む。この軸は、外科的標的110の遠位側114に配置されたエミッタまたは信号源120によって定められる。標的120は、永久磁石、電流が流れているコイル等、またはこれらの組み合わせであり得る。一実施形態において、標的120は、内視鏡の終端に配置された信号源であり、このような配置を可能にするために小さいサイズである。従って、外科的標的を検出する方法は、信号源120を外科的標的110の遠位側に配置するステップと、外科的標的の近位側で、信号源120に反応する位置決め装置130の向きを定めるステップとを含む。

【0023】

センサ回路150は、複数のセンサ134を相互接続している複数の回路区間160を含み、各センサは、それぞれの回路区間160上に配置されている。基部140の平面が軸132と直交し、かつ軸がセンサ134間の中心に実質的に合っている時に、各区間160からの出力信号が等しいか実質的に等価な値であるように、軸132に関する複数のセンサ134の方位に部分的に応じて出力信号を誘導するために、電圧源が回路区間160の各々に接続している。出力値は、基部140の源120からの距離および方位に応じて変化し得る。軸132の位置を決めるステップは、位置決め装置130内の複数のセンサ134の各々によって、信号源110からセンサ134までの距離135および方位を示す信号を受信するステップと、受信した信号の強度から、位置決め装置が、信号源によって定められる軸132上に位置合わせされる時を判定するステップとを含む。標的と中心が合っていないもう1つの軸135上の方位は、場の強度の相違のため、センサ154のうちの少なくとも1つの中でアンバランスな値を生じる。動作において、装置130の位置を変化させるステップは、手術者が、位置合わせされていない軸135から軸132上に位置合わせされるまで「ホームイン」することを可能にする。

【0024】

較正によって、同じ距離および方位に配置した時でさえマグネトレジスタによって与えられる、信号(抵抗)間の小さい相違による、センサ134の各々が受信する信号の強度の相違を吸収するように、強度信号の各々を調整する。センサ回路150では、それぞれの回路区間160上のセンサ(マグネトレジスタ)154の各々の隣りに固定抵抗156を配置している。可変利得調整は、図4Bのステップ170において達成され得る。適切な利得は、固定抵抗値の小さい不整合を補正して、出力V1~V4を較正するための適切な利得値を決定するために、磁場信号がない状態で、センサボードの軸132'に十分に合わされたその軸と共に既知の較正磁場がある状態で、または両方の状態で決定され得る。そして、実行中の処置の間の磁場がある状態で、センサ回路150からの磁場の方向および方位の正確な読みを得るために、信号出力V1~V4が利得ステップ170に再び通される。固定素子(抵抗)156からの既知の信号の強度の読みを比較するために、図4Cのように、コンパレータが用いられ得る。固定抵抗156は、予測可能な電圧降下を有する。調整するステップは、固定抵抗の両端の予測可能な電圧降下を計算するステップと、複数のセンサの各々から受信した信号を調整するステップとを更に含む。調整された信号は、位置合わせされた位置決め装置の残りの位置のセンサ154の各々に対して等価である。固定抵抗156は、電圧源からの信号には反応するが、磁場120の強度および方位によって変化するマグネトレジスタとは対照的に、方位または距離に関係なく一定の抵抗を有する。

10

20

30

40

50

【 0 0 2 5 】

換言すれば、センサ回路 1 5 0 は、信号 $V 1' \sim V 4'$ による較正に続いて、それ自身の中心軸 1 3 2' を定める。センサ回路 1 5 0 の位置合わせ、従って装置 1 3 0 の位置合わせは、センサ回路の軸 1 3 2' が標的の軸 1 3 2 に合った時に起こり、センサ回路 1 5 0、従って位置決め装置 1 3 0 が、磁気源 1 2 0 によって定められる外科的標的 1 1 0 の方を向いていることを示している。従って、もし、センサが磁気源 1 2 0 から等しく距離を置かれて / 磁気源 1 2 0 の方に向けられて配置され、かつ軸 1 3 2 上に合わされた時に、センサからの出力が他と異なるのであれば、回路の軸 1 3 2' が望ましい挿入を示す軸 1 3 2 と合った時に出力が等しくなるように、図 4 B のように、較正によって個々の出力 $V 1' \sim V 4'$ を増幅すべきである。

10

【 0 0 2 6 】

本発明の回路は、いくつかの他の種類の較正のために用いられ得ると考えられる。例えば、検出される場合は、光、放射線、または電磁スペクトルの他の範囲であってもよく、センサ 1 3 4 は、検出される場の種類に適したものであればよい。本発明の教示によれば、回路 1 5 0 は、各可変抵抗 1 5 4 に対して固定抵抗 1 5 6 を有している。なぜなら、これは、電圧として読み出される、可変抵抗 1 5 4 の変化する抵抗値を得る効果的な方法を提供するからである。直列に接続された可変抵抗 1 5 4 と固定抵抗 1 5 6 は、可変抵抗 1 5 4 と固定抵抗 1 5 6 の比に応じて V_s を分割する分圧器を形成している。

【 0 0 2 7 】

例としての構成において、センサ 1 3 4 は、平面を定め、信号の強度は、定められた平面が軸 1 3 2 と直交する時を示す。センサ 1 3 4 は、回路区間上の等距離の方位、通常は正方形の配置にあり、中心軸 1 3 2' を中心にしていて、センサ回路 1 5 0 の平面が軸 1 3 2 と直交し、かつセンサ 1 3 4 間の中心に合わせられる時に、センサの各々からの受信信号は等しくなる。標的を定める過程において、開示された方法では、軸 1 3 2' を信号源からの軸 1 3 2 と合わせることを試みる。

20

【 0 0 2 8 】

例としての配置において、エミッタまたは信号源 1 2 0 は、磁場 1 5 2 を発する磁気源であり、センサ 1 3 4 は、発された磁場の強度および方位に反応する磁気センサである。この構成において、可変素子 1 5 4 は、磁場 1 5 2 に反応する可変抵抗を有する磁場センサ（マグネトセンサとしても知られる）であり、固定素子 1 5 6 は、電圧源に対する線形の反応を有するが、磁場 1 5 2 には影響されない静的な抵抗である。接地点と対応する可変素子（マグネトレジスタ）1 5 4 との間でとられる較正基準（calibration reference） $V 1 \sim V 4$ は、磁場 1 5 2 の強度を測定する。増幅器 1 7 0 によって提供される調整パラメータは、 $V 1' \sim V 4'$ を定め、これは、回路の軸 1 3 2' が中心に合わされた時に、等しい値 $V 1' \sim V 4'$ が受信されるように、較正基準（calibrated reference） $V 1 \sim V 4$ をオフセットするために選択される。

30

【 0 0 2 9 】

調整パラメータは、信号調整器 1 7 0 によって利用される。信号調整器は、回路区間 1 6 0 の各々から較正基準 V を受信して、固定抵抗 1 5 6 の各々からの同一の反応のために出力信号を修正する目的で、調整パラメータに反応する。固定素子 1 5 6 は、電圧源と可変素子 1 5 4 の間に直列に接続される。較正基準は、センサに基づく電流の流れを示す信号を供給する。この電流の流れは、センサおよび較正基準によって整合され、信号は、較正基準にわたる電圧降下を示す。マルチチャネルコンパレータは、修正された出力信号を受信して、修正された出力信号に基づいて、予め定められた値にマッチングさせる。

40

【 0 0 3 0 】

ここでの構成は、開示されたような P C N L 処置に加えて様々な状況において信号源を識別するために動作可能なセンサ回路を含んでいる。このセンサ回路は、同一平面上に配置された複数の区間 1 6 0 を含んでいて、複数の区間のうちの各区間は、磁気源までの距離を示すセンサを有していて、電圧源が区間の各々に接続されている。区間の各々に接続された固定素子 1 5 6 は、磁気源とは関係ない電圧源に対する反応を有している。較正基

50

準は、固定素子と電圧源の間の端子または接点によって定められる。この較正基準は、固定素子の両端の電圧降下を示す。例としての配置において、複数の区間 1 6 0 および対応するセンサは、修正されたホイートストンブリッジを定める。較正基準は、それぞれの区間の電流の流れに応じ、かつホイートストンブリッジ配置のハーフブリッジとして実現される分圧器を定める。

【 0 0 3 1 】

開示されている修正されたホイートストンブリッジは、固定素子 1 5 6 が、可変素子 1 5 6 (可変磁気センサ)の各々と直列に接続され、直列の電流の流れのため、対応するセンサ素子と共通の電流レベルを有するようにされる。信号調整器は、それぞれの回路区間上でとられる読みのための、可変素子 1 5 6 の各々に対する調整パラメータを有する。この調整パラメータは、較正基準から受信した信号を増強するためのものであり、センサの各々が磁気源から同じ距離にある時に、較正基準の各々からの増強された信号が同じになるようにする。従って、調整パラメータは、区間によって定められる平面が、センサ 1 3 4 間の中心の軸 1 3 2 に対して垂直である時に、区間 1 6 0 の各々からの整合した信号の計算を可能にする。

【 0 0 3 2 】

代替の配置において、外部の標的および検出システムは、全体的にシステムを単純化するために、機械的に連結され得る。この場合、P C N L 針は、直接または間接的に、検出システムに、機械的手段によって連結される。これは、内部の標的と P C N L 針の位置を定めている外部の標的との相対的な空間位置を決定する際に必要な情報のいくつかを省く。検出システムに対する針の位置および方位は、予め定められている。そして、この情報は、内部の標的と外部の標的との間の三角測量に関する方程式の解法を単純化するために用いられる。これは、検出システムのセンサに対して固定された方位に針の位置を合わせている固定式の取付メカニズムによって達成され得る。そして、結合されたユニットとしての P C N L 針および検出アセンブリは、内部の標的の方へリアルタイムに操縦され得る。より制限されていない実施態様において、機械的連結は、P C N L 針と検出システムとの間に 1 つ以上の自由度を許容する。これは、関節メカニズムおよび適切なインデクシングセンサまたはステッパモータの使用または他の類似の方法で達成され得る。検出システムにおけるセンサに対する P C N L 針の相対的な位置および方位を与えるこの情報は、内部の標的に対するこれらの位置を特定するために、三角測量の方程式の解法の一部になる。

【 0 0 3 3 】

ここで開示された構成は、プログラムされた命令のセットに基づくコンピュータまたは類似のプロセッサによって実現され得る、少なくともいくつかの特徴を含む。本発明の代替の構成は、従って、本発明の実施形態としてここで開示された方法の動作のいずれかまたは全てを処理するために、例えばソフトウェアおよび/または回路で構成されるハンドヘルド、モバイル、またはデスクトップ形式等のマルチプロセッサ、コントローラまたは専用のコンピューティング装置(例えばすでに要説したプロセッサ)のような、多重プログラミングまたはマルチプロセッシングコンピュータ化装置を含み得る。本発明のさらに他の実施形態は、例えばJava(登録商標)仮想マシンおよび/またはオペレーティングシステムのような、ソフトウェアプログラムを含む。これは、上記で要約されて、以下に詳細に開示される方法の実施形態のステップおよび動作を実行するために、単独で、またはマルチプロセッシングコンピュータ化装置と相互に連動して動作することができる。1 つのそのような実施形態は、その上に命令としてコード化されたコンピュータプログラムロジックを含む非一時的コンピュータ可読記録媒体を有するコンピュータプログラム製品を含む。それは、メモリとプロセッサの組み合わせを有するマルチプロセッシングコンピュータ化装置内で実行される時、データアクセス要求を実行するための本発明の実施形態としてここで開示された動作を実行するために、プロセッサをプログラムする。本発明のこのような配置は、通常は、例えば光媒体(例えば、C D - R O M)、フロッピー(登録商標)またはハードディスクまたは例えば 1 つ以上の R O M、R A M または P R O M チップ、フィー

10

20

30

40

50

ルドプログラマブルゲートアレイ（ＦＰＧＡ）内のファームウェアまたはマイクロコードまたは特定用途向け集積回路（ＡＳＩＣ）のような他の媒体のようなコンピュータ可読記録媒体上に配列またはコード化されたソフトウェア、コードおよび／または他のデータ（例えば、データ構造）として提供される。ソフトウェアまたはファームウェアまたは他のこのような構成は、コンピュータ化された装置に本発明の実施形態としてここで説明された技術を実行させるために、（例えば、オペレーティングシステム実行の間、または環境インストールの間に）コンピュータ化された装置上にインストールされ得る。

【００３４】

ここで定義されたシステムおよび方法をその実施形態を参照して詳細に示しかつ記載してきたが、様々な形および詳細の変更が、添付の請求の範囲によって定義される本発明の範囲内においてなされ得ることは、当業者によって理解されるであろう。

10

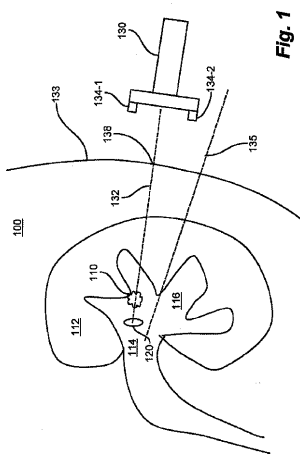
【符号の説明】

【００３５】

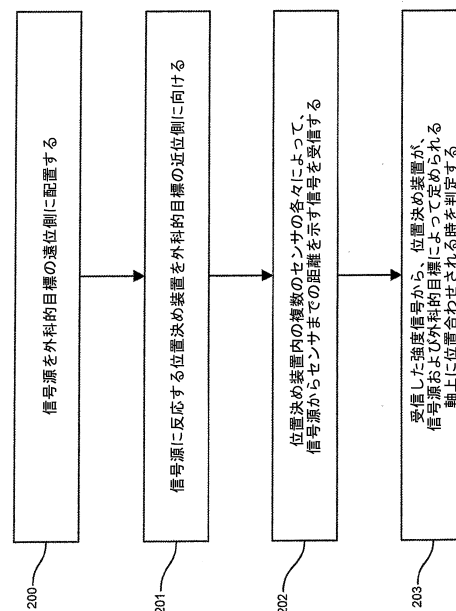
- １００ 患者
- １１０ 外科的標的
- １１２ 腎臓
- １１４ 遠位側
- １１６ 空隙
- １２０ 信号源
- １３０ 位置決め装置
- １３２ 軸
- １３３ 外科的表面
- １３４ センサ

20

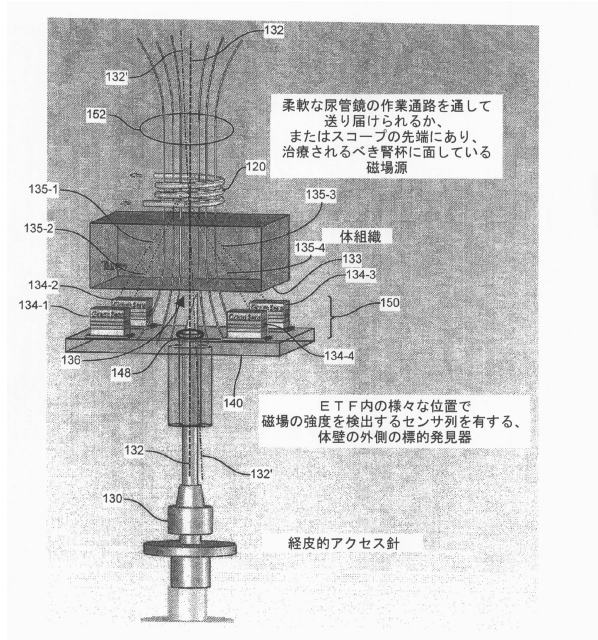
【図１】



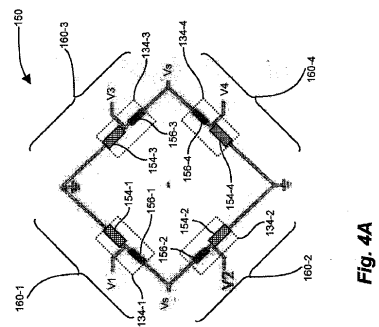
【図２】



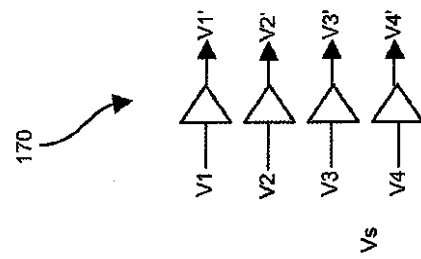
【図 3】



【図 4 A】



【図 4 B】



【図 4 C】

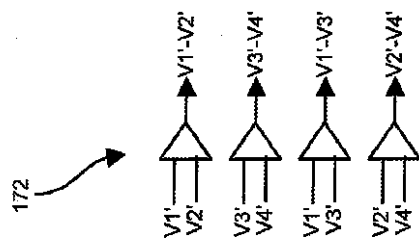


Fig. 4C

フロントページの続き

(72)発明者 タイリン・ファン

アメリカ合衆国・ニューハンプシャー・03063・ナシュア・ウィンデミア・ウェイ・27

審査官 近藤 利充

(56)参考文献 特表2006-503621(JP,A)

米国特許出願公開第2010/0094116(US,A1)

米国特許出願公開第2011/0169488(US,A1)

特表2002-529133(JP,A)

特開2004-130094(JP,A)

特開2007-215993(JP,A)

特開平08-075835(JP,A)

特開2011-27683(JP,A)

特表2013-506141(JP,A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 5/00 - 5/22

A61B 13/00 - 90/98