

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第6204673号
(P6204673)

(45) 発行日 平成29年9月27日 (2017. 9. 27)

(24) 登録日 平成29年9月8日 (2017. 9. 8)

(51) Int. Cl.

A 6 1 B 5/05 (2006.01)

F 1

A 6 1 B 5/05

A

請求項の数 1 (全 8 頁)

(21) 出願番号 特願2013-65129 (P2013-65129)
(22) 出願日 平成25年3月26日 (2013. 3. 26)
(65) 公開番号 特開2013-226407 (P2013-226407A)
(43) 公開日 平成25年11月7日 (2013. 11. 7)
審査請求日 平成28年2月16日 (2016. 2. 16)
(31) 優先権主張番号 特願2012-93387 (P2012-93387)
(32) 優先日 平成24年3月29日 (2012. 3. 29)
(33) 優先権主張国 日本国 (JP)

(73) 特許権者 309019408
株式会社 ケーエンジニアリング
秋田県秋田市将軍野桂町 1 2 番 7 号
(73) 特許権者 507294395
株式会社ホクシンエレクトロニクス
秋田県秋田市牛島東 1 丁目 1 1 - 8
(74) 代理人 100131026
弁理士 藤木 博
(74) 代理人 100083437
弁理士 佐々木 實
(72) 発明者 金野 正史
秋田県秋田市新屋町砂奴寄 4 - 1 1 株式
会社ケーエンジニアリング内

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 磁性流体検知装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

体内に滞留している磁性流体を励磁する 1 以上の磁石と、
この磁石により励磁した磁性流体から発生される磁気信号を検出する複数の磁気センサと、

前記磁石、又は、前記磁石及び前記複数の磁気センサを振動させる振動手段と、
前記磁気センサの検出側とは反対側に配置された磁性体よりなる基準信号発生部と、
前記複数の磁気センサからの出力の差分をとり磁性流体を検出する検出手段とを備え、
前記磁石、前記複数の磁気センサ、前記振動手段、及び、前記基準信号発生部は一方向
に伸長された収納体に収納され、

前記複数の磁気センサは前記収納体の先端面に沿って並べて配設され、
前記磁石は、前記複数の磁気センサの検出側とは反対側に配置され、
前記基準信号発生部は、前記複数の磁気センサ及び前記磁石の検出側とは反対側に配置
され、

前記磁気センサが常に前記基準信号発生部を検出する
ことを特徴とする磁性流体検知装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、体内に注入した磁性流体を利用して、センチネルリンパ節 (S L N = S e n

10

20

tinel Lymph Node)の正確な位置を同定するための磁性流体検知装置に関する。

【背景技術】

【0002】

癌治療における癌転移診断のひとつとして、センチネルリンパ節生検がある。これは、センチネルリンパ節に転移がなければ、それ以降のリンパ系への癌転移はないと診断する診断方法である。従って、センチネルリンパ節を摘出、検査した結果、転移が認められなければ、それ以降のリンパ節郭清部位を最小限にすることができる。

【0003】

従来、乳癌では、ガンマ線を発する放射性同位元素薬と青色の色素を腫瘍周囲に投与し、手術前に体外から、ガンマ線検出器であるガンマプローブを用いて、およそそのセンチネルリンパ節の位置を探し、手術時に、色素により染色されセンチネルリンパ節を視認により同定していた。しかし、この方法では、放射性同位元素薬を使用するので、患者及び医療従事者が放射線被ばくしてしまうという問題があった。また、放射性同位元素薬を扱うため、高額な設備が必要であるという問題もあった。

【0004】

そこで、腫瘍周囲に注入した磁性流体をトレーサーとして、これを検出することによって、センチネルリンパ節の位置を同定する方法がある。例えば、特許文献1には、2つ以上の磁気センサと励磁手段からなる磁性流体検出素子を用いた装置が提案されている。しかし、センチネルリンパ節に滞留する磁性流体の量は僅かであるため、地磁気の影響を受けやすく、手術室での利用は難しいという問題があった。このように極微量の磁性流体から発せられる磁気信号を感度良く捉えるには、トレーサーとなる磁性流体からの磁気信号以外の磁氣的ノイズを、効果的にフィルタリングしなければならない。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0005】

【特許文献1】特許第4090722号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0006】

本発明は、このような問題に基づきなされたものであり、磁気ノイズを効果的にフィルタリングすることにより、高い精度で磁性流体を検出することができる磁性流体検知装置を提供することを目的とする。

【課題を解決するための手段】

【0007】

本発明の磁性流体検知装置は、体内に滞留している磁性流体を励磁する1以上の磁石と、この磁石により励磁した磁性流体から発生される磁気信号を検出する複数の磁気センサと、磁石、又は、磁石及び複数の磁気センサを振動させる振動手段と、磁気センサの検出側とは反対側に配置された常磁性体よりなる基準信号発生部と、複数の磁気センサからの出力の差分をとり磁性流体を検出する検出手段とを備えたものである。

【発明の効果】

【0008】

本発明によれば、磁石、又は、磁石及び磁気センサを振動させ、磁石で励磁した磁性流体から発せられる磁気信号を磁気センサで検出し、その出力の差分を取るようにしたので、磁性流体を検出することができる。また、磁気センサの検出側とは反対側に常磁性体よりなる基準信号発生部を配置するようにしたので、磁気センサが基準信号発生部を検出することにより、磁石、又は、磁石及び磁気センサの振動と同期の取れた検出信号を出力することができる。よって、磁気ノイズを効果的にフィルタリングすることができ、高い精度で磁性流体を検出することができる。

【図面の簡単な説明】

【 0 0 0 9 】

【図 1】本発明の一実施の形態に係る磁性流体検知装置の全体構成を表す図である。

【図 2】図 1 に示した磁性流体検知装置の内部構造を表す図である。

【図 3】図 2 の一部を拡大して表す図である。

【図 4】基準信号発生部のみを検出した時の磁気センサの検出信号を表す特性図である。

【図 5】基準信号発生部と磁性流体とを検出した時の磁気センサの検出信号を表す特性図である。

【図 6】基準信号発生部がない磁性流体検知装置において、磁気シールドされた理想的な環境下で、磁性流体がないときの磁気センサの検出信号を表す特性図である。

【図 7】基準信号発生部がない磁性流体検知装置において、磁気シールドされた理想的な環境下で、磁性流体があるときの磁気センサの検出信号を表す特性図である。

【図 8】基準信号発生部がない磁性流体検知装置において、磁気シールドされてない環境下で、磁性流体がないときの磁気センサの検出信号を表す特性図の一例である。

【図 9】基準信号発生部がない磁性流体検知装置において、磁気シールドされてない環境下で、磁性流体がないときの磁気センサの検出信号を表す特性図の他の一例である。

【発明を実施するための形態】

【 0 0 1 0 】

以下、本発明の実施の形態について図面を参照して詳細に説明する。

【 0 0 1 1 】

図 1 は、本実施の形態に係る磁性流体検知装置 1 の構成を表すものである。図 2 は、磁性流体検知装置 1 の内部構成を表すものであり、図 3 は、その一部を拡大して表すものである。この磁性流体検知装置 1 は、例えば、被検者 M の体内に注入した磁性流体をトレーサとしてセンチネルリンパ節を同定する際に用いるものであり、プローブ 10 と、このプローブ 10 に接続された制御装置 20 とを備えている。

【 0 0 1 2 】

プローブ 10 は、例えば、被検者 M の体内に滞留している磁性流体を励磁する 1 以上の磁石 11 と、この磁石 11 により励磁した磁性流体から発生される磁気信号を検出する複数の磁気センサ 12 と、これら磁石 11 及び複数の磁気センサ 12 を振動させる振動手段 13 と、これらを内部に収納する収納体 14 とを有している。プローブ 10 は、例えば、体腔内に挿入可能な大きさとされている。収納体 14 は、例えば、一方向に伸長され、先端側及び後端側が閉鎖された筒状であり、ポリサルフォン等の医療用樹脂により構成されている。収納体 14 の外側には、例えば、ハンドル 15 が設けられていてもよい。

【 0 0 1 3 】

磁石 11 及び磁気センサ 12 は、例えば、収納体 14 の先端側に配設され、収納体 14 の先端側が磁性流体を検出する側となっている。各磁気センサ 12 は、例えば、収納体 14 の先端面に沿って並べて配設されており、磁石 11 は、各磁気センサ 12 の検出側とは反対側、すなわち後端側に配設されている。なお、図 2 及び図 3 では、磁石が 1 つ、磁気センサ 12 が 2 つの場合を示している。各磁気センサ 12 と収納体 14 の先端面との間の距離 L1 は、例えば、0.1 mm から 0.5 mm 程度とされることが好ましい。磁石 11 は、永久磁石でも電磁石でもよく、磁気センサ 12 は、例えば、磁気抵抗効果素子 (MR センサ)、コイル式磁気センサ、ホール式磁気センサ、又は、MI 式磁気センサにより構成することが好ましい。

【 0 0 1 4 】

振動手段 13 は、例えば、一方向に伸長され、先端側において磁石 11 及び各磁気センサ 12 を支持する支持体 13A と、この支持体 13A を後端側において回転可能に支持し、後端側を支点 13B として回転させることにより磁石 11 及び各磁気センサ 12 を振動させる回転部 13C とを有している。すなわち、磁石 11 及び各磁気センサ 12 は、例えば、一体として、支点 13B を中心とした往復円弧運動をするように構成されている。

【 0 0 1 5 】

磁石 11 及び各磁気センサ 12 の振動の方向は、例えば、各磁気センサ 12 の配列方向

10

20

30

40

50

とすることが好ましく、振幅は、例えば、1 mmから3 mmの範囲内、周波数は、例えば、5 Hzから20 Hzの範囲内とすることが好ましい。支持体13Aの支点13Bから磁石11又は各磁気センサ12までの距離は、例えば、200 mmから400 mmとすることが好ましく、振動時における収納体14の先端面と磁石11又は各磁気センサ12との間の距離の変動量L2は、例えば、0.005 mmから0.01 mmの範囲内とすることが好ましい。回転部13Cは、例えば、サーボモータ等により支持体13Aを回転するように構成されている。

【0016】

プローブ10の内部には、また、例えば、磁気センサ12及び磁石11の検出側とは反対側、すなわち後端側に、鉄などの常磁性体よりなる基準信号発生部16を有している。基準信号発生部16を配設することにより、磁気センサ12が基準信号発生部16を検出し、地磁気や磁気外乱ノイズよりも大きく安定で、かつ、磁石11及び磁気センサ12の振動と同期の取れた検出信号を出力することができるからである。基準信号発生部16は、例えば、板状であり、磁気センサ12の振動の範囲に対応して設けられていることが好ましい。

【0017】

基準信号発生部16と磁気センサ12との間の距離L3は、例えば、基準信号発生部16を配置した時の磁気センサ12の抵抗値が、磁気センサ12の抵抗値可変範囲が500 Ωから1500 Ωのセンサを用いた場合は、510 Ωから512 Ωの範囲内となるようにすることが好ましい。基準信号発生部16が磁気センサ12に近すぎると磁気センサ12の抵抗値が飽和し、磁性流体を検出することが難しくなり、遠すぎると基準信号発生部16の検出信号が小さくなり、地磁気や磁気外乱ノイズの影響を抑える効果が小さくなるからである。

【0018】

制御装置20は、例えば、プローブ10と接続ケーブル21により接続されており、磁石11及び磁気センサ12の振動を制御する振動制御手段22と、各磁気センサ12からの出力の差分をとり磁性流体を検出する検出手段23と、検出手段23による検出結果を表示する表示手段24とを有している。制御装置20は、更に、検出結果を音声により伝える音声通知手段を有していれば好ましい。

【0019】

この磁性流体検知装置1では、例えば、磁性流体を注入した被検者Mにプローブ10の先端側を近づけ、磁石11及び磁気センサ12を振動させて、被検者Mの体内に注入した磁性流体を検出する。磁性流体が滞留していない場合には、磁気センサ12は、基準信号発生部16のみを検出し、例えば、図4に示したように、磁気センサ12の運動と同期のとれた基準信号発生部16の検出信号を出力する。また、磁性流体が滞留している場合には、磁気センサ12は、基準信号発生部16と磁性流体とを検出し、例えば、図5に示したように、磁気センサ12の運動と同期のとれた基準信号発生部16の検出信号と、磁性流体の検出信号とを加算して出力する。よって、基準信号発生部16のみを検出している時の検出信号を基準信号とし、この基準信号よりも検出信号が大きくなった分（検出波形の振幅が高くなった分）を磁性流体の検出信号として、磁性流体を検出する。

【0020】

なお、基準信号発生部16がない場合には、磁気シールドされた理想的な環境下であれば、磁性流体がないと、例えば、図6に示したように、磁気センサ12から検出信号は出力されず、磁性流体が磁気センサ12の正面にあると、例えば、図7に示したように、磁気センサ12の運動と同期のとれた検出信号が出力される。出力の大きさは、磁性流体の磁気強度に応じて大きくなる。一方、磁気シールドがされていない環境下では、磁性流体がなくても、地磁気や外乱磁気ノイズの影響を受け、基準信号発生部16がない場合には、例えば、図8又は図9に示したように、磁気センサ12から検出信号が出力される。このような磁気ノイズを受けている状態では、磁気センサ12の正面に磁性流体があっても、磁性流体を検出することが難しくなる。磁性流体により検出信号の位相や波形の形状は

10

20

30

40

50

変化するが、必ずしも検出波形の振幅が高くなるわけではないからである。

【 0 0 2 1 】

しかし、このように磁気ノイズがある場合でも、磁気ノイズの検出信号が磁気センサ 1 2 の運動と同期がとれていれば、磁性流体を検出した時の波形高さは、磁気ノイズの波形高さに磁性流体の波形高さが加算されたものとなるので、磁気ノイズ分を減算すれば磁性流体の波形高さを得ることができる。この磁性流体検知装置 1 では、磁気センサ 1 2 の近傍に基準信号発生部 1 6 を設け、磁気センサ 1 2 が常に基準信号発生部 1 6 を検出するようにすることにより、地磁気や磁気外乱ノイズよりも大きく安定で、かつ、磁気センサ 1 2 の運動と同期のとれた基準信号を発生させ、基準信号発生部 1 5 よりも遠い位置から発生する地磁気や外乱磁気ノイズの影響を抑えている。

10

【 0 0 2 2 】

このように本実施の形態によれば、磁石 1 1 及び複数の磁気センサ 1 2 を振動させ、磁石 1 1 で励磁した磁性流体から発せられる磁気信号を複数の磁気センサ 1 2 で検出し、その出力の差分を取るようにしたので、磁性流体を検出することができる。また、磁気センサ 1 2 の検出側とは反対側に常磁性体よりなる基準信号発生部 1 6 を配置するようにしたので、磁気センサ 1 2 が基準信号発生部 1 6 を検出することにより、磁石 1 1 及び磁気センサ 1 2 の振動と同期の取れた検出信号を出力することができる。よって、磁気ノイズを効果的にフィルタリングすることができ、高い精度で磁性流体を検出することができる。

【 0 0 2 3 】

以上、実施の形態を挙げて本発明を説明したが、本発明は上記実施の形態に限定されるものではなく、種々変形可能である。例えば、上記実施の形態では、磁石 1 1 及び磁気センサ 1 2 を振動させる場合について説明したが、磁石 1 1 のみを振動させるようにしてもよい。

20

【 産業上の利用可能性 】

【 0 0 2 4 】

体内に注入した磁性流体をトレーサーとしたセンチネルリンパ節の同定に用いることができる。

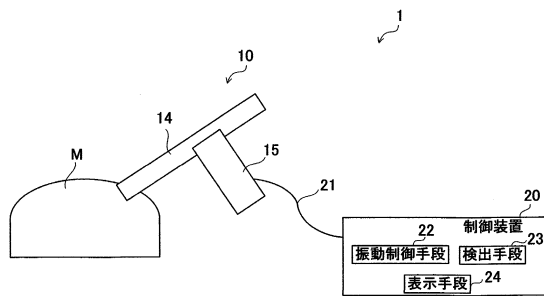
【 符号の説明 】

【 0 0 2 5 】

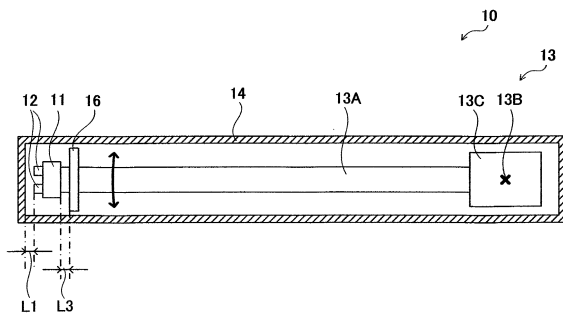
1 ... 磁性流体検知装置、 1 0 ... プローブ、 1 1 ... 磁石、 1 2 ... 磁気センサ、 1 3 ... 振動手段、 1 3 A ... 支持体、 1 3 B ... 支点、 1 3 C ... 回転部、 1 4 ... 収納体、 1 5 ... ハンドル、 1 6 ... 基準信号発生部、 2 0 ... 制御装置、 2 1 ... 接続ケーブル、 2 2 ... 振動制御手段、 2 3 ... 検出手段、 2 4 ... 表示手段

30

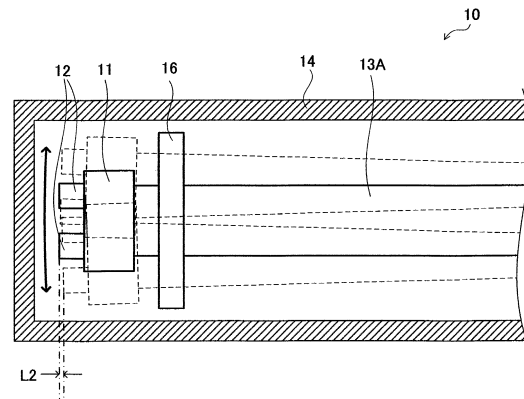
【図 1】



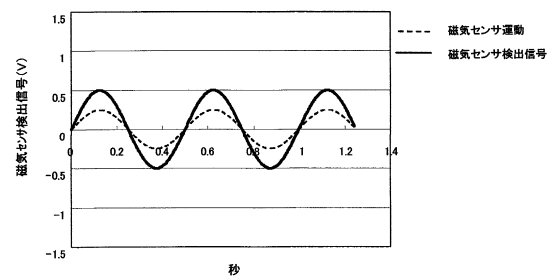
【図 2】



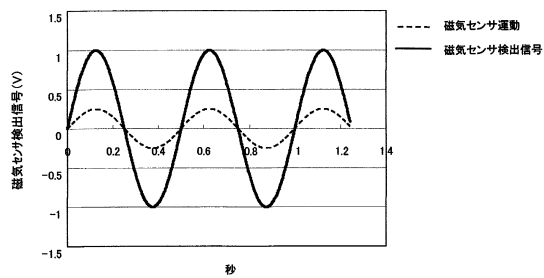
【図 3】



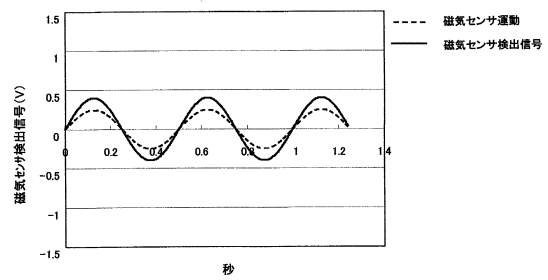
【図 4】



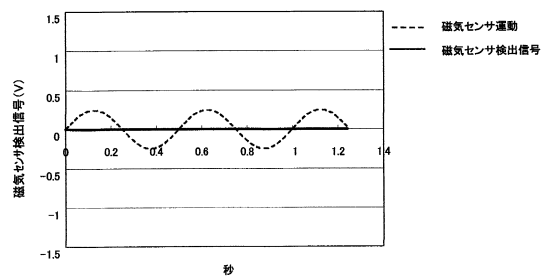
【図 5】



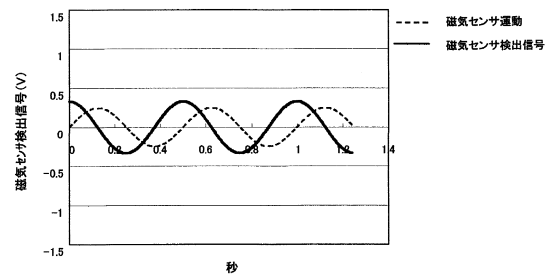
【図 7】



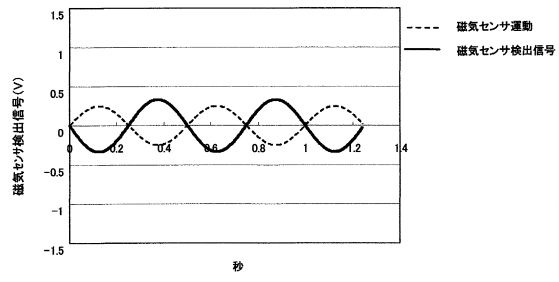
【図 6】



【図 8】



【図 9】



フロントページの続き

(72)発明者 田中 義克

秋田県秋田市牛島東1丁目11番8号 株式会社ホクシンエレクトロニクス内

審査官 松本 隆彦

(56)参考文献 特開2006-212344(JP,A)

特開2005-168674(JP,A)

特開2004-305636(JP,A)

特開2003-128590(JP,A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 5/05