

(12) 特許協力条約に基づいて公開された国際出願

(19) 世界知的所有権機関
国際事務局

(43) 国際公開日
2014 年 12 月 11 日(11.12.2014)



(10) 国際公開番号
WO 2014/196326 A1

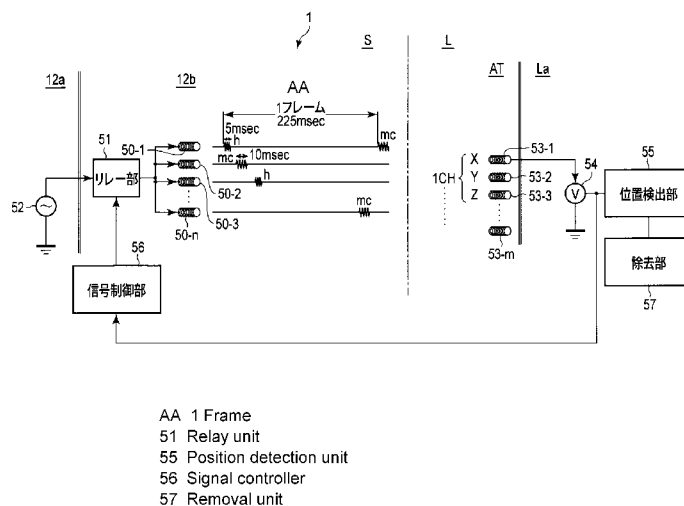
- (51) 国際特許分類:
A61B 1/00 (2006.01) *G02B 23/24* (2006.01)
- (21) 国際出願番号: PCT/JP2014/062857
- (22) 国際出願日: 2014 年 5 月 14 日(14.05.2014)
- (25) 国際出願の言語: 日本語
- (26) 国際公開の言語: 日本語
- (30) 優先権データ:
特願 2013-121017 2013 年 6 月 7 日(07.06.2013) JP
- (71) 出願人: オリンパスメディカルシステムズ株式会社 (OLYMPUS MEDICAL SYSTEMS CORP.)
[JP/JP]; 〒1510072 東京都渋谷区幡ヶ谷 2 丁目 4 3 番 2 号 Tokyo (JP).
- (72) 発明者: 生熊 聡一 (IKUMA, Soichi); 〒1928512 東京都八王子市久保山町 2-3 オリンパス知的財産サービス株式会社 知的財産技術部内 Tokyo (JP). 長谷川 潤 (HASEGAWA, Jun); 〒1928512 東京都八王子市久保山町 2-3 オリンパス知的財産サービス株式会社 知的財産技術部内 Tokyo (JP).

- (74) 代理人: 蔵田 昌俊, 外 (KURATA, Masatoshi et al.); 〒1050001 東京都港区虎ノ門一丁目三番二番 勸銀不二屋ビル六階 鈴栄特許総合事務所内 Tokyo (JP).
- (81) 指定国 (表示のない限り、全ての種類の国内保護が可能): AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BN, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CL, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IR, IS, JP, KE, KG, KN, KP, KR, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LT, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PA, PE, PG, PH, PL, PT, QA, RO, RS, RU, RW, SA, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, ZA, ZM, ZW.
- (84) 指定国 (表示のない限り、全ての種類の広域保護が可能): ARIPO (BW, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, RW, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), ユーロパ (AM, AZ, BY, KG, KZ, RU, TJ, TM), ヨーロッパ (AL, AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, MK, MT, NL, NO, PL, PT, RO, RS, SE, SI, SK, SM, TR), OAPI

[続葉有]

(54) Title: POSITION DETECTION DEVICE AND POSITION DETECTION METHOD FOR MEDICAL EQUIPMENT, AND ENDOSCOPIC DEVICE

(54) 発明の名称: 医療機器の位置検出装置及び位置検出方法、内視鏡装置



(57) Abstract: This position detection device for medical equipment includes a transmission unit, a reception unit, and a signal controller. During a prescribed frame interval, the signal controller prompts the transmission unit to transmit a magnetic field by a multiplexed composite signal composed of at least two different frequencies, and in the event that, in a prescribed frame interval other than the aforementioned prescribed frame interval, a detection signal output from the reception unit has changed by at least a prescribed threshold value, prompts the transmission unit to transmit the magnetic field by a multiplexed composite signal.

(57) 要約: 医療機器の位置検出装置は、送信部と、受信部と、信号制御部を含む。前記信号制御部は、所定の前記フレーム期間において、少なくとも2つ以上の異なる周波数から成る多重合成信号による磁界を前記送信部から送信させ、かつ前記所定のフレーム期間外の前記フレーム期間において、前記受信部から出力される検出信号が所定の閾値以上に変化した場合、多重合成信号による前記磁界を前記送信部から送信させる。

WO 2014/196326 A1

WO 2014/196326 A1



(BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, KM, ML, MR, NE, SN, TD, TG).

添付公開書類:
— 国際調査報告 (条約第 21 条(3))

明 細 書

発明の名称：

医療機器の位置検出装置及び位置検出方法、内視鏡装置

技術分野

[0001] 本発明は、例えば内視鏡等の医療機器を被検体内に対して挿入したときの形状などを検出する医療機器の位置検出装置及び位置検出方法、位置検出装置を用いた内視鏡装置に関する。

背景技術

[0002] 内視鏡を患者等の被検体内に対して挿入したときの形状などを検出する内視鏡挿入形状観察装置がある。当該装置は、内視鏡の挿入部に受けられた複数の送信コイルと、アンテナ A T としての受信コイルとを備える。当該装置は、各送信コイルから磁界を時分割に送信し、この磁界をアンテナ A T としての受信コイルで受信することにより各送信コイルの位置を検出し、これら位置から内視鏡挿入部の形状を検出する。

[0003] 内視鏡を使用する環境には、例えば手術室のように X 線透視装置や手術台、患者のベッド等の各種医療機器が設置されている。これら医療機器は、それぞれ金属部材を用いて構成されている。このような環境において内視鏡の挿入部は、患者等の被検体内に挿入され、当該被検体内に挿入された挿入部の形状が検出される。

[0004] このように患者等の被検体内に挿入された挿入部の形状などを検出するために上記各送信コイルから磁界が送信されると、当該磁界によって各種医療機器の金属部材に渦電流が発生し、当該渦電流によって 2 次の磁界が発生する。当該渦電流は、各送信コイルから送信する磁界の周波数が高くなる程大きくなる。当該渦電流により発生した磁界は、上記装置の送信コイルと受信コイルとの間の磁界の送受信に擾乱を引き起こし易い。

[0005] このような磁界による擾乱を補正する技術として例えば特許文献 1 がある。特許文献 1 は、コンピュータ・システムによって、多数の周波数で生成さ

れた位置表示信号を解析し、当該位置表示信号に基づいて渦電流位相及び振幅を計算し、位置表示を補正して渦電流によって誘発された測定誤差を取り除くことを開示する。

先行技術文献

特許文献

- [0006] 特許文献1：特表2006-523473号公報（WO2004/091391A1）

発明の概要

発明が解決しようとする課題

- [0007] 以上のように送信コイルと受信コイルとの間で磁界の送受信を行うときに、渦電流により発生した磁界の擾乱による影響を取り除く為には、送信コイルと受信コイルとの間の磁界の周波数を低くする必要がある。

一方、上記装置では、多数の送信コイルから磁界を時分割に順次送信する。このため、渦電流による磁界の影響を取り除くために磁界の送信の周波数を低くすると、1つの送信コイルから磁界を送信するのに要する時間が長くなり、全ての送信コイルから磁界の送信が終了するまでに長時間が要してしまう。

このため、全ての送信コイルから磁界を送信して内視鏡の挿入部の形状を検出するまでの時間、すなわち1フレームに要する時間が長くなる。この結果、内視鏡挿入部の形状を常に最新の情報とするために内視鏡挿入部の形状を更新するが、この更新するまでに要する時間が長くなる。

- [0008] 本発明の目的は、磁界の送受信のときに渦電流による磁界の擾乱の影響を受けずに医療機器の形状等の検出に要する時間を短くできる医療機器の位置検出装置及びその方法、内視鏡装置を提供することにある。

課題を解決するための手段

- [0009] 本発明に係る医療機器の位置検出装置は、複数のフレーム期間毎に磁界を送信する送信部と、前記送信部から送信された前記磁界を検知して前記送信

部の位置に対応する検出信号を出力する受信部と、所定の前記フレーム期間において、少なくとも2つ以上の異なる周波数から成る多重合成信号による前記磁界を前記送信部から送信させ、かつ前記所定のフレーム期間外の前記フレーム期間において、前記受信部から出力される前記検出信号が所定の閾値以上に変化した場合、前記多重合成信号による前記磁界を前記送信部から送信させる信号制御部とを具備する。

[0010] 本発明に係る医療機器の位置検出装置は、複数のコイルを含み、複数のフレーム期間毎に磁界を送信する送信部と、前記送信部から送信された前記磁界を検知して前記複数のコイルのそれぞれの位置に対応する検出信号を出力する受信部と、前記複数のコイルの位置関係に基づいて当該複数のコイルにそれぞれ少なくとも2つ以上の異なる周波数から成る多重合成信号による前記磁界を前記送信部から送信させる信号制御部とを具備する。

[0011] 本発明に係る医療機器の位置検出方法は、複数のフレーム期間毎に送信部から磁界を送信し、前記磁界を受信部により検出して前記送信部の位置に対応する検出信号を出力し、所定の前記フレーム期間において、少なくとも2つ以上の異なる周波数から成る多重合成信号による前記磁界を前記送信部から送信させ、前記所定のフレーム期間外の前記フレーム期間において、前記受信部から出力される前記検出信号が所定の閾値以上に変化した場合、前記多重合成信号による前記磁界を前記送信部から送信させる。

[0012] 本発明に係る医療機器の位置検出方法は、連続する複数のフレーム期間毎に複数のコイルから磁界を送信し、前記送信された前記磁界を受信部により受信して前記複数のコイルのそれぞれの位置に対応する検出信号を出力し、前記複数のコイルの位置関係に基づいて信号制御部により当該複数のコイルにそれぞれ少なくとも2つ以上の異なる周波数から成る多重合成信号による前記磁界を前記送信部から送信させる。

[0013] 本発明に係る内視鏡装置は、上記医療機器の位置検出装置と、被検体内に挿入する可撓性を有する挿入部とを具備し、前記送信部は、前記挿入部に配置される。

本発明に係る内視鏡装置は、上記医療機器の位置検出装置と、被検体内に挿入する可撓性を有する挿入部とを具備し、前記送信部は、前記挿入部に配置される。

発明の効果

[0014] 本発明によれば、磁界の送受信のときに渦電流による磁界の擾乱の影響を受けずに医療機器の形状等の検出に要する時間を短くできる医療機器の位置検出装置及びその方法、内視鏡装置を提供できる。

図面の簡単な説明

[0015] [図1]図1は、本発明に係る医療機器の位置検出装置の実施の形態を示す構成図である。

[図2]図2は、同装置を適用する内視鏡装置を示す構成図である。

[図3]図3は、同装置の挿入部20における複数の送信コイルの配置を示す図である。

[図4]図4は、同装置の第1の実施の形態における最初のフレーム期間における送信タイミングを示す図である。

[図5]図5は、同装置における2番目のフレーム期間における送信タイミングを示す図である。

[図6]図6は、同装置における3番目以降のフレーム期間における送信タイミングを示す図である。

[図7]図7は、同装置の第2の実施の形態における奇数番目のフレーム期間における送信タイミングを示す図である。

[図8]図8は、同装置における偶数番目のフレーム期間における送信タイミングを示す図である。

発明を実施するための形態

[0016] [第1の実施の形態]

以下、本発明の第1の実施の形態について図面を参照して説明する。

図1は医療機器の位置検出装置（以下、本装置と称する）1の構成図を示す。本装置1は、医療機器として例えば図2に示すような内視鏡装置（管状

挿入システム) 10に設けられる。内視鏡装置10は、被検体として例えば患者等の体腔(管腔)内に当該内視鏡装置10の挿入部20を挿入し、体腔内における患部や病変部等を観察・処置する。本装置1は、内視鏡装置10の挿入部20を体腔内に挿入したときの当該挿入部20の位置や形状などを検出する。本装置1は、内視鏡装置10に限らず、医療機器として内視鏡装置10に用いられる鉗子やカテーテルの位置や形状などの検出に適用可能である。

図1において、本装置1は、送信部Sと受信部Lとを含む。送信部Sは、内視鏡装置10の内視鏡12における本体側12aとスコープ側12bとを含む。受信部Lは、アンテナATと受信本体側Laとを含む。

[0017] 内視鏡装置10は、図2に示すように内視鏡12と、画像処理装置(例えばビデオプロセッサ)14と、モニタ16と、光源装置18と、挿入形状推定装置18aと、制御装置19とを含む。

内視鏡12は、患者等の体腔(管腔)内を撮像する。

画像処理装置14と、内視鏡12によって撮像された患者等の体腔内の画像を画像処理する。

モニタ16は、画像処理装置14と接続されている。モニタ16は、内視鏡12によって撮像され、この後に、画像処理装置14によって画像処理された患者等の体腔内の画像を表示する。

[0018] 光源装置18は、内視鏡12から出射する照明光のために光を出射する。

挿入形状推定装置18aは、送信コイル50-1~50-n(n:自然数)に電力を供給すると共に、アンテナATを構成する複数の受信コイル53-1~53-m(m:自然数)の電圧を検出し、当該検出された電圧に基づいて例えば患者等の体腔内における挿入部20の挿入形状を推定する。

制御装置19は、内視鏡12と画像処理装置14とモニタ16と光源装置18と挿入形状推定装置18aとを含む内視鏡装置10の全体を制御する。

[0019] 内視鏡12は、患者等の体腔内に挿入される挿入部20と、挿入部20の基端部と連結され、内視鏡12を操作するための操作部30とが設けられて

いる。

挿入部 20 は、中空状で細長く、管状に形成されている。挿入部 20 は、先端部側から基端部側に向かって先端硬質部 21 と湾曲部 23 と可撓管部 25 とが連続的に形成されている。先端硬質部 21 は、硬質部材により形成されている。先端硬質部 21 の基端部は、湾曲部 23 の先端部に連結している。先端硬質部 21 は、挿入部 20 の先端部及び内視鏡 12 の先端部である。

[0020] 湾曲部 23 は、湾曲自在に形成されている。湾曲部 23 の基端部は、可撓管部 25 の基端部に連結している。湾曲部 23 は、湾曲操作部 37 に対するオペレータの操作によって例えば上下左右といった所望の方向に湾曲する。当該湾曲部 23 の湾曲により先端硬質部 21 は、位置と向きとが変化する。これにより、内視鏡 12 の観察視野内に患者等の体腔内が捉えられる。これと共に内視鏡 12 から出射される照明光が患者等の体腔内に照射される。湾曲部 23 は、節輪が挿入部 20 の長手軸方向に沿って回動可能に連結されて構成されている。

[0021] 可撓管部 25 は、可撓性を有する部材により形成される。可撓管部 25 は、外力を受けることにより曲がる。可撓管部 25 は、操作部 30 の本体部 31 から延出されている管状部材である。

操作部 30 は、可撓管部 25 が延出している本体部 31 と、本体部 31 の基端部とを連結し、内視鏡 12 を操作するオペレータによって把持される把持部 33 と、把持部 33 と接続しているユニバーサルコード 41 とを含む。

[0022] 把持部 33 には、湾曲部 23 を湾曲するために操作ワイヤを操作するための湾曲操作部 37 が配設されている。湾曲操作部 37 は、上下湾曲操作ノブ 37UD と、左右湾曲操作ノブ 37LR と、固定ノブ 37c とを含む。上下湾曲操作ノブ 37UD は、湾曲部 23 を上下に湾曲操作させる。左右湾曲操作ノブ 37LR は、湾曲部 23 を左右に湾曲操作させる。固定ノブ 37c は、湾曲した湾曲部 23 の位置を固定する。

[0023] ユニバーサルコード 41 は、内視鏡 12 の把持部 33 と、画像処理装置 14 と、光源装置 18 と、挿入形状推定装置 18a との間をそれぞれ接続する

もので、把持部 33 の側面から延出されている。ユニバーサルコード 41 は、把持部 33 と、画像処理装置 14 と、光源装置 18 と、挿入形状推定装置 18a との間のデータ授受を行う。ユニバーサルコード 41 には、画像処理装置 14 と、光源装置 18 と、挿入形状推定装置 18a とに着脱可能なコネクタ 42 が基端部に設けられている。

[0024] 画像処理装置 14 と光源装置 18 と挿入形状推定装置 18a と制御装置 19 とは、互いに電氣的に接続されている。画像処理装置 14 と光源装置 18 と挿入形状推定装置 18a とは、コネクタ 42 を介して内視鏡 12 に対して着脱自在に接続される。

このような内視鏡装置 10 における挿入部 20 には、例えば図 3 に示すような複数の送信コイル 50-1 ~ 50-n、例えば 30 個 ($n = 30$) の送信コイルが例えば所定間隔毎に配置されている。各送信コイル 50-1 ~ 50-n は、それぞれ電力供給を受けて磁界（電磁界）を発生し、これら磁界を送信する。各送信コイル 50-1 ~ 50-n は、例えば当該送信コイル 50-1 ~ 50-n の順に No. 1 の送信コイル 50-1、No. 2 の送信コイル 50-2、・・・、No. n の送信コイル 50-n とする。

[0025] 各送信コイル 50-1 ~ 50-n には、選択的に電力を供給するためのリレー部 51 を介して送信用電源 52 が接続されている。リレー部 51 は、例えばコネクタ 42 又は操作部 30 などに設けられる。リレー部 51 は、例えば複数の送信コイル 50-1 ~ 50-n にそれぞれ接続される複数のリレーを含む。リレー部 51 は、磁界を送信する各送信コイル 50-1 ~ 50-n に対応するリレーをオンすることにより、当該各送信コイル 50-1 ~ 50-n にリレーを介して送信用電源 52 から交流電力が供給される。

[0026] 送信用電源 52 は、例えば挿入形状推定装置 18a などに設けられる。送信用電源 52 は、少なくとも 2 つ以上の異なる周波数、例えば第 1 の周波数 $f_1 (= 400 \text{ Hz})$ と第 2 の周波数 $f_2 (= 800 \text{ Hz})$ との各交流電力を出力する。送信用電源 52 からリレー部 51 を通して各送信コイル 50-1 ~ 50-n への電力供給は、例えばユニバーサルコード 41 内に複数の電

力供給線を配設することにより行われる。各送信コイル $50-1 \sim 50-n$ とリレー部 51 と送信用電源 52 等とにより送信部 S が構成される。

[0027] 複数の受信コイル $53-1 \sim 53-m$ は、アンテナ AT を構成する。各受信コイル $53-1 \sim 53-m$ 、例えば 12 個 ($m=12$) の受信コイルは、患者等の被検体の外部に設けられる。各受信コイル $53-1 \sim 53-m$ は、例えば検査室や手術室等に設けられている。患者等の被検体がヘッド上に載った状態で、患者等の体腔内に挿入部 20 を挿入して患者等の体腔内の観察・処置等を行う場合がある。この場合、各受信コイル $53-1 \sim 53-m$ は、ヘッド近傍の各送信コイル $50-1 \sim 50-n$ から送信される磁界を検出可能な範囲内に設けられる。

[0028] 各受信コイル $53-1 \sim 53-m$ は、例えば当該コイルの軸の向きが x 方向に 4 個、 y 方向に 4 個、 z 方向に 4 個の計 12 個である。各受信コイル $53-1 \sim 53-m$ は、それぞれアンテナ AT 内の異なる位置に配置されている。各受信コイル $53-1 \sim 53-m$ は、各送信コイル $50-1 \sim 50-n$ からそれぞれ送信される各交番磁界を $x y z$ 方向においてそれぞれ検出し、これら $x y z$ 方向の各磁界の強度に応じた電圧を当該受信コイル $53-1 \sim 53-m$ の両端に発生する。

[0029] 各受信コイル $53-1 \sim 53-m$ の各出力端には、それぞれ電圧検出器 54 が接続されている。各電圧検出器 54 は、挿入形状推定装置 $18a$ に設けられている。各電圧検出器 54 は、それぞれ各受信コイル $53-1 \sim 53-m$ の両端に発生する電圧レベルを検出し、周波数解析し、周波数別に振幅と位相とを算出する。各電圧検出器 54 から出力される各電圧検出信号は、除去部 57 に送られる。除去部 57 は、挿入形状推定装置 $18a$ に設けられている。

[0030] 除去部 57 は、外部の磁性部材（金属）の渦電流の影響を取り除いた送信波形の振幅を算出する。当該振幅の計算方法は、各送信コイル $50-1 \sim 50-n$ ごとの送信波形の種類（ mc 、 h ）により 2 種類に分かれる。

第 1 に、各送信コイル $50-1 \sim 50-n$ の送信波形の種類が（ mc ）の

場合には、渦電流による磁界の強度が相違する例えば第1の周波数 f_1 ($= 400\text{ Hz}$) と第2の周波数 f_2 ($= 800\text{ Hz}$) との振幅と位相とに基づいて外部の磁性部材（金属）の渦電流の影響を取り除いた振幅を算出する。当該振幅の算出法は、公知であり、例えばWO 01/33162（特表2003-513260号公報）、WO 2004/091391（特表2006-523473号公報）を参照。算出した周波数ごとの振幅は、位相と共に、挿入形状推定装置18aに設けられた位置検出部55に送られる。

[0031] 第2に、各送信コイル50-1～50-nの送信波形の種類が(h)の場合、除去部57は、第2の周波数 f_2 ($= 800\text{ Hz}$) の振幅と位相と、直近の渦電流影響割合とに基づいて外部の磁性部材（金属）の渦電流の影響を取り除いた振幅を算出する。当該直近の渦電流による影響の割合とは、各送信コイル50-1～50-nが過去にmcの送信波形を送信したフレーム期間のうち直近のフレーム期間において、各受信コイル53-1～53-mの外部の磁性部材（金属）の影響を取り除く前後の振幅の比である。除去部57は、当該算出した振幅を、位相と共に、挿入形状推定装置18aに設けられた位置検出部55に送る。

[0032] 位置検出部55は、各受信コイル53-1～53-mの周波数ごとの位相と渦電流の影響を取り除いた振幅に基づいて各送信コイル50-1～50-nの各コイル位置を検出し、各送信コイル50-1～50-nの各コイル位置から内視鏡装置10の挿入部20の形状、例えば患者等の体腔内に挿入されて湾曲等している挿入部20の形状を検出する。各受信コイル53-1～53-mと電圧検出器54と除去部57と位置検出部55等とにより受信部Lが構成される。

[0033] 磁界の送受信が行われる環境中に外部の磁性部材である金属が存在すると、当該金属に発生する磁界成分により磁界の送受信に擾乱を与えることがある。例えば変動する磁界中に存在する金属には、変動する磁界によって渦電流が発生し、当該渦電流により2次の磁界が発生する。2次の磁界が各受信コイル53-1～53-mにより受信されると、各受信コイル53-1～5

3-mの両端に発生する電圧には、各送信コイル50-1~50-nから送信された各磁界の電圧成分に加えて2次の磁界の電圧成分が加わる。このため、各受信コイル53-1~53-mにより受信する磁界強度には、外部の金属に発生する磁界成分の影響が加わる。

[0034] 磁界強度の影響を受けると、各受信コイル53-1~53-mにより磁界を検出しての各送信コイル50-1~50-nの位置検出が正確に行えなくなることがある。渦電流による磁界強度の影響を除去するためには、個々の送信コイル50-1~50-nからそれぞれ送信する磁界の周波数値を複数にする必要がある。

[0035] 複数の周波数の値は、磁界の送受信の環境中に存在する外部の磁性部材（金属）の種類に拠るが、例えば数十Hz~数百Hzの比較的低い周波数である必要がある。この理由は、低い周波数であれば、渦電流が受信信号の位相に与える影響が大きくなり、検出しやすくなる為である。この位相は、渦電流の影響を取り除く計算に使用するので、当該低い周波数であれば、より正確に渦電流の影響を取り除くことができる。このような周波数は、少なくとも2つ以上の異なる周波数値、例えば、第1の周波数 f_1 （=400Hz）と、当該第1の周波数 f_1 よりも高い第2の周波数 f_2 （=800Hz）とである。

[0036] 挿入形状推定装置18aに設けられた信号制御部56は、上記リレー部51をオン・オフ駆動し、送信用電源52からリレー部51を通して各送信コイル50-1~50-nに電力を供給し、各送信コイル50-1~50-nから時分割的に順次磁界を送信する。全ての送信コイル50-1~50-nから磁界の送信を終了するまで期間を1フレーム期間とする。

[0037] 信号制御部56は、所定のフレーム期間、例えば最初のフレーム期間において、少なくとも2つ以上の異なる周波数値、例えば第1の周波数 f_1 （=400Hz）と第2の周波数 f_2 （=800Hz）との合成波から成る多重合成信号による磁界 m_c を各送信コイル50-1~50-nから順次一定間隔毎に送信させる。

当該多重合成信号による磁界 m_c は、例えば4波長の振幅の変化で、送信期間10msで送信される。信号制御部56は、磁界の送受信の環境中に存在する外部の磁性部材（金属）に発生する渦電流による磁界強度に影響を見積もるために、最初のフレーム期間において、全ての送信コイル50-1～50-nから多重合成信号による磁界 m_c を送信させる。例えば $n=30$ の場合は、フレーム期間は300msである。

[0038] 信号制御部56は、所定のフレーム期間外のフレーム期間、例えば最初のフレーム以降の各フレーム期間において、上記リレー部51を駆動し、第2の周波数 f_2 （＝800Hz）の単一信号による磁界 h のみを各送信コイル50-1～50-nから一定間隔毎に順次送信させる。

信号制御部56は、同所定のフレーム期間外のフレーム期間、例えば最初のフレーム以降の各フレーム期間において、各受信コイル53-1～53-mにより検出される磁界の強度が変化した場合、すなわち電圧検出器54から出力される検出信号の電圧レベルが所定の閾値以上に変化した場合、多重合成信号による磁界 m_c を各送信コイル50-1～50-nから送信させる。各多重合成信号による磁界 m_c も、例えば4波長の振幅の変化で、送信期間10msにより送信される。

[0039] 信号制御部56は、各送信コイル50-1～50-nから送信される磁界の強度、すなわち電圧検出器54から出力される検出信号の電圧レベルが所定の閾値以上でなければ、第2の周波数 f_2 （＝800Hz）の単一信号による磁界 h のみを各送信コイル50-1～50-nから送信させる。当該単一信号は、例えば4波長の振幅の変化で、送信期間5msで各送信コイル50-1～50-nから送信される。

[0040] 磁界の強度に対応する検出信号の電圧レベルが所定の閾値以上であるか否かの第1の判定方法について説明する。第1の判定方法は、磁界の強度に応じた検出信号の振幅の変化率の閾値で判定する方法である。

先ず、No. n （ $n=1, 2, \dots, 30$ ）の順に各送信コイル50-1～50-nから時分割に順次磁界が送信される。

次に、電圧検出器 54 は、No. n ($n = 1, 2, \dots, 30$) の各送信コイル 50-1 ~ 50- n から時分割に順次磁界が送信される毎に、各電圧検出信号を時系列に A/D 変換し、当該 A/D 変換された一連のデジタル検出信号を FFT 解析し、当該 FFT 解析により得られた第 1 の周波数 f_1 ($= 400 \text{ Hz}$) と第 2 の周波数 f_2 ($= 800 \text{ Hz}$) との周波数別に振幅と位相とを算出する。

[0041] 次に、信号制御部 56 は、現フレーム期間の 1 つの前のフレーム期間において、例えば No. 1 の送信コイル 50-1 から磁界を送信したときに、各受信コイル 53-1 ~ 53- m により磁界を受信したときの電圧検出器 54 から出力される第 2 の周波数 f_2 ($= 800 \text{ Hz}$) の振幅の例えば 2 % に対応する電圧レベルを上記所定の閾値として設定する。最初のフレーム期間では、1 つの前のフレーム期間が存在しないので、信号制御部 56 は、閾値の設定を行わない。

[0042] 信号制御部 56 は、上記の通り、最初のフレーム以降の各フレーム期間において、各受信コイル 53-1 ~ 53- m により検出される磁界の強度、すなわち電圧検出器 54 から出力される第 2 の周波数 f_2 ($= 800 \text{ Hz}$) の振幅が所定の閾値以上に変化した場合、多重合成信号による磁界 m_c を各送信コイル 50-1 ~ 50- n から送信する。

[0043] 具体的には、上記 FFT 解析して算出した第 2 の周波数 f_2 ($= 800 \text{ Hz}$) の第 1 の振幅と、例えば 1 フレーム期間前の直近のフレーム期間において FFT 解析により算出した第 2 の周波数 f_2 ($= 800 \text{ Hz}$) の第 2 の振幅との差 (第 1 の振幅 - 第 2 の振幅) が上記所定の閾値以上であれば、信号制御部 56 は、次回の No. 1 の送信コイル 50-1 からの磁界の送信時に、第 1 の周波数 f_1 ($= 400 \text{ Hz}$) と第 2 の周波数 f_2 ($= 800 \text{ Hz}$) との合成波から成る多重合成信号による磁界 m_c を送信する。

[0044] 上記第 2 の周波数 f_2 ($= 800 \text{ Hz}$) の第 2 の振幅は、上記 1 フレーム期間前の直近のフレーム期間において、多重合成信号により磁界 m_c を例えば No. 1 の送信コイル 50-1 と各受信コイル 53-1 ~ 53- m との間

で送受信をしたときの各受信コイル $53-1 \sim 53-m$ により検出される磁界の強度に対応する信号、すなわち電圧検出器 54 から出力される検出信号を F F T 解析して算出される。

上記所定の閾値は、例えば F F T 解析により算出した第 2 の周波数 f_2 ($= 800 \text{ Hz}$) の振幅の例えば 2 % に対応する電圧レベルである。

[0045] 次に、磁界の強度に対応する検出信号の電圧レベルが所定の閾値以上であるか否かの第 2 の判定方法について説明する。第 2 の判定方法は、計算結果の位置情報の変化量の閾値で判定する方法である。

まず、No. 1 の送信コイル $50-1$ が磁界を送信した略同タイミングで、当該磁界を各受信コイル $53-1 \sim 53-m$ により受信した後の信号処理は、以下のように行われる。

各受信コイル $53-1 \sim 53-m$ は、例えば 12 個設けられている。各受信コイル $53-1 \sim 53-m$ に発生する磁界の強度に応じた各電圧は、それぞれ並列に処理される。

各受信コイル $53-1 \sim 53-m$ は、それぞれ磁界を受信すると、当該磁界の強度に応じた電圧が当該各受信コイル $53-1 \sim 53-m$ の各両端にそれぞれ発生する。

[0046] 電圧検出器 54 は、各受信コイル $53-1 \sim 53-m$ の各出力端にそれぞれ接続されている。

電圧検出器 54 は、No. n ($n = 1, 2, \dots, 30$) の各送信コイル $50-1 \sim 50-n$ から順次磁界を送信する毎に、磁界の検出信号を時系列に A/D 変換して一連のデジタル検出信号とする。

電圧検出器 54 は、一連の電圧のデジタルデータを F F T 解析し、第 1 の周波数 f_1 ($= 400 \text{ Hz}$) と第 2 の周波数 f_2 ($= 800 \text{ Hz}$) との周波数別に振幅と位相とを算出する。

除去部 57 は、外部の磁性部材 (金属) の影響を取り除いた振幅を算出する。

[0047] 次に、位置検出部 55 は、12 個の受信コイル $53-1 \sim 53-m$ におけ

る外部の磁性部材（金属）の影響を取り除いた振幅から各送信コイル 50-1 ~ 50-n のコイル位置と当該各送信コイル 50-1 ~ 50-n の軸の方向（コイル向き）を算出する。

次に、信号制御部 56 は、所定の閾値を例えば 5 mm に設定する。

次に、信号制御部 56 は、送信コイル 50-1 のコイル位置と、例えば 1 フレーム期間前の直近のフレーム期間において多重合成信号による磁界 m_c の送受信をした送信コイル 50-1 のコイル位置との差が所定の閾値（5 mm）以上であるか否かを判定する。この判定の結果、上記各コイル位置の差が所定の閾値（5 mm）以上であれば、信号制御部 56 は、次回の No. 1 の送信コイル 50-1 からの磁界の送信時に、第 1 の周波数 f_1 （= 400 Hz）と第 2 の周波数 f_2 （= 800 Hz）との合成波から成る多重合成信号による磁界 m_c を送信する。

[0048] これ以降、No. 2、No. 3、...、No. m の各送信コイル 50-1 から時分割に順次磁界が送信され、これら磁界の送信の毎に、上記同様の処理が行われる。信号制御部 56 は、各送信コイル 50-2 ~ 50-n のコイル位置と、例えば 1 フレーム期間前の直近のフレーム期間において多重合成信号により磁界 m_c の送受信を行った各送信コイル 50-2 ~ 50-n のコイル位置との差が所定の閾値（5 mm）以上であるか否かを判定する。

[0049] 判定の結果、上記コイル位置の差が所定の閾値（5 mm）以上であれば、信号制御部 56 は、次回の No. 2、No. 3、...、No. m の送信コイル 50-1 からの磁界の送信時に、第 1 の周波数 f_1 （= 400 Hz）と第 2 の周波数 f_2 （= 800 Hz）との合成波から成る多重合成信号による磁界 m_c を送信する。

[0050] 第 2 の判定方法において、送信コイルのコイル位置の差 5 mm を所定の閾値としたが、当該閾値は、例えばユーザの操作やアプリケーションにより変更できるようにしても良い。

閾値は、各送信コイル 50-1 ~ 50-n から送信された磁界を受信する各受信コイル 53-1 ~ 53-m の $x y z$ の各軸方向において磁界方向を検

出可能である。

閾値は、例えば1フレーム期間前の直近のフレーム期間における多重合成信号による磁界 m_c の送受信をしたときの各送信コイルのコイル向きと現フレーム期間におけるコイル向きとの差が例えば 5° などの数値として設定し、多重合成信号による磁界 m_c の送信を行うか否かの判定に用いても良い。

[0051] 一般的に磁気式の位置検出装置においては、各送信コイル $50-1 \sim 50-n$ と各受信コイル $53-1 \sim 53-m$ との距離が離れている場合、位置精度が悪くなる傾向がある。これにより、上記閾値は、アンテナATである受信コイル $53-1 \sim 53-m$ と送信コイル $50-1 \sim 50-n$ との距離に応じて変更しても良い。

[0052] 次に、上記の如く構成された本装置1の動作について説明する。

まず、最初のフレーム期間（1フレーム目）において、信号制御部56は、リレー部51をオン・オフ駆動し、送信用電源52からリレー部51を通してNo. n ($n=1, 2, \dots, 30$)の各送信コイル $50-1 \sim 50-n$ に一定間隔毎に順次、第1の周波数 f_1 ($=400\text{Hz}$)と第2の周波数 f_2 ($=800\text{Hz}$)とを含む周波数の電力を供給する。

この電力供給により各送信コイル $50-1 \sim 50-n$ は、例えば図4に示すようにそれぞれ一定間隔毎に順次、第1の周波数 f_1 ($=400\text{Hz}$)と第2の周波数 f_2 ($=800\text{Hz}$)との合成波から成る多重合成信号による磁界 m_c を送信する。各多重合成信号による磁界 m_c は、例えば4波長の振幅の変化で 10ms の期間で送信される。

[0053] 信号制御部56は、磁界の送受信の環境中に存在する外部の磁性部材（金属）に発生する渦電流による磁界強度に影響を見積もるために、最初のフレーム期間において、全ての送信コイル $50-1 \sim 50-n$ から多重合成信号による磁界 m_c を送信させる。

[0054] 一方、各受信コイル $53-1 \sim 53-m$ は、各送信コイル $50-1 \sim 50-n$ からそれぞれ順次送信される各磁界 m_c を $x y z$ 方向においてそれぞれ検出し、これら $x y z$ 方向の各磁界の強度に応じた電圧を当該受信コイル5

3-1 ~ 53-mの両端に発生する。

各電圧検出器54は、それぞれ各受信コイル53-1 ~ 53-mの両端に発生する電圧レベルを検出して検出信号を出力する。各電圧検出器54は、当該検出信号を時系列にA/D変換し、当該A/D変換された一連のデジタル検出信号をFFT解析し、第1の周波数 f_1 (= 400 Hz) と第2の周波数 f_2 (= 800 Hz) との周波数別に振幅と位相とを算出する。

[0055] 最初のフレーム期間では、各送信コイル50-1 ~ 50-nが1回ずつ、第1の周波数 f_1 (= 400 Hz) と第2の周波数 f_2 (= 800 Hz) とを含む周波数の磁界 m_c が送信され、当該磁界の送信が終了する。

[0056] 一方、信号制御部56は、各送信コイル50-1 ~ 50-nから順次磁界を送信する毎に、各電圧検出器54から出力される検出信号を時系列にA/D変換し、当該A/D変換された一連のデジタル検出信号をFFT解析し、第1の周波数 f_1 (= 400 Hz) と第2の周波数 f_2 (= 800 Hz) との周波数別に振幅と位相とを算出する。

[0057] 除去部57は、第1の周波数 f_1 (= 400 Hz) と第2の周波数 f_2 (= 800 Hz) との合成波から成る多重合成信号により磁界 m_c が発生したときの最初の1フレーム期間において、x方向の受信コイルとy方向の受信コイルとz方向の受信コイルとの第1の周波数 f_1 (= 400 Hz) と第2の周波数 f_2 (= 800 Hz) とに対応する各検出信号の電圧レベルの強度差を求める。

除去部57は、当該強度差に基づいてx y z方向における渦電流による各磁界の強度を算出し、当該算出したx y z方向における渦電流による各磁界の強度分を各送信コイル50-1 ~ 50-nから送信される磁界の強度、すなわち電圧検出器54から出力される検出信号から除去する。

[0058] 次に、最初のフレーム以降の各フレーム期間において、信号制御部56は、リレー部51を駆動し、第2の周波数 f_2 (= 800 Hz) の単一信号による磁界 h のみを各送信コイル50-1 ~ 50-nから一定間隔毎に順次送信させる。例えば、図5は2番目のフレーム期間における送信タイミングを

示す。

各受信コイル53-1～53-mは、上記同様に、各送信コイル50-1～50-nからそれぞれ順次送信される各磁界hをx y z方向においてそれぞれ検出し、当該各磁界hの強度に応じた電圧を当該受信コイル53-1～53-mの両端に発生する。各電圧検出器54は、それぞれ各受信コイル53-1～53-mの両端に発生する電圧レベルに対応する電圧検出信号を出力する。

[0059] 信号制御部56は、現フレーム期間の1つの前の最初のフレーム期間において、各送信コイル50-1～50-nから磁界を送信したときに、各受信コイル53-1～53-mにより磁界を受信したときの電圧検出器54から出力される第2の周波数 f_2 （＝800Hz）の振幅の例えば2%に対応する電圧レベルを上記所定の閾値として設定する。このとき、 $n \times m$ 個の閾値が設定される。

[0060] これと共に、信号制御部56は、各受信コイル53-1～53-mにより検出される磁界の強度、すなわち電圧検出器54から出力される振幅が所定の閾値以上に変化したか否かを判定する。この判定の結果、電圧検出器54から出力される振幅が所定の閾値以上に変化すると、信号制御部56は、次のフレーム期間において、多重合成信号による磁界 m_c を各送信コイル50-1～50-nから送信する。

[0061] 図6は3番目以降のフレーム期間における送信タイミングの一例を示す。同図6の例では、一つ前のフレーム期間において、各受信コイル53-1～53-mにより検出される磁界のうち各送信コイル50-2および50-nが送信した磁界の強度が所定の閾値以上に変化したため、第1の周波数 f_1 （＝400Hz）と第2の周波数 f_2 （＝800Hz）との合成波から成る多重合成信号による磁界 m_c を送信したことを示す。

[0062] 具体的に、信号制御部56は、上記第1の判定方法、すなわち、各受信コイル53-1～53-mにより磁界を受信したときの第2の周波数 f_2 （＝800Hz）の振幅（第1の振幅）と、直近で多重合成信号により磁界 m_c

の送受信をしたときの第2の周波数 f_2 ($=800\text{ Hz}$) の振幅 (第2の振幅) との差を求め、この差が所定の閾値以上であるか否かを判定する。上記第1の振幅は、各受信コイル $53-1 \sim 53-m$ により磁界を受信したときの電圧検出器54から出力される検出信号をFFT解析して算出される。上記第2の振幅は、直近で多重合成信号により磁界 m_c の送受信をしたときの磁界の強度に対応する電圧検出器54の検出信号をFFT解析して算出される。

[0063] この判定の結果、上記各振幅の差が所定の閾値以上であれば、信号制御部56は、所定の閾値以上であった各送信コイル $50-1 \sim 50-n$ からの磁界の送信時に、第1の周波数 f_1 ($=400\text{ Hz}$) と第2の周波数 f_2 ($=800\text{ Hz}$) との合成波から成る多重合成信号による磁界 m_c を送信する。

[0064] 除去部57は、第1の周波数 f_1 ($=400\text{ Hz}$) と第2の周波数 f_2 ($=800\text{ Hz}$) との合成波から成る多重合成信号により磁界 m_c が発生したときに、第1の周波数 f_1 ($=400\text{ Hz}$) と第2の周波数 f_2 ($=800\text{ Hz}$) との振幅と位相とに基づいて外部の磁性部材 (金属) の渦電流の影響を取り除いた振幅を算出する。

一方、磁界 h が発生した場合には、除去部57は、第2の周波数 f_2 ($=800\text{ Hz}$) の幅と位相と、直近の渦電流による影響の割合とに基づいて外部の磁性部材 (金属) の渦電流の影響を取り除いた振幅を算出する。除去部57は、 $x y z$ 方向における渦電流による各磁界の強度分を除去する。

[0065] 位置検出部55は、除去部57の計算結果に基づいて各送信コイル $50-1 \sim 50-n$ の各コイル位置を検出し、当該各送信コイル $50-1 \sim 50-n$ の各コイル位置から内視鏡装置10の挿入部20の形状、例えば患者等の体腔内に挿入されて湾曲等している挿入部20の形状を検出する。

信号制御部56は、上記第2の判定方法により磁界の強度に対応する検出信号の電圧レベルが所定の閾値以上であるか否かの判定を行っても良い。

[0066] このように上記第1の実施の形態によれば、最初のフレーム期間において、各送信コイル $50-1 \sim 50-n$ からそれぞれ一定間隔毎に順次、第1の

周波数 f_1 ($=400\text{Hz}$) と第2の周波数 f_2 ($=800\text{Hz}$) との合成波から成る多重合成信号による磁界 m_c を送信し、最初のフレーム以降の各フレーム期間において、各受信コイル $53-1 \sim 53-m$ により検出される磁界の強度に対応する電圧レベルが所定の閾値以上に変化した場合、多重合成信号による磁界 m_c を各送信コイル $50-1 \sim 50-n$ から送信する。この多重合成信号による磁界 m_c を送信した場合、除去部 57 は、各受信コイル $53-1 \sim 53-m$ の両端に発生する外部の磁性部材 (金属) により生じる磁界成分を除去する。

[0067] これにより、多重合成信号による磁界 m_c を送信するのは、最初のフレーム期間と、磁界の強度に対応する電圧レベルが所定の閾値以上に変化したときのフレーム期間とである。他のフレーム期間では、第2の周波数 f_2 ($=800\text{Hz}$) の単一信号による磁界 h のみを各送信コイル $50-1 \sim 50-n$ から送信するのみである。これにより、磁界を送信するに要する時間が短縮できる。磁界の送受信のときに渦電流による磁界の擾乱の影響を受けずに医療機器の形状等の検出に要する時間が短くできる。

[0068] ところで、第1の周波数 f_1 ($=400\text{Hz}$) と第2の周波数 f_2 ($=800\text{Hz}$) との合成波から成る多重合成信号の磁界 m_c を例えば4波長の振幅の変化で 10ms の期間で、例えば内視鏡 12 の挿入部 20 に配置された30個の送信コイル $50-1 \sim 50-n$ に順次送信すると、当該全ての送信コイル $50-1 \sim 50-n$ に送信終了するのに、単純に計算しても1フレームで 300ms の期間を要してしまう。これにより、フレームレートは、3.33フレーム/秒となり、非常に遅いものとなる。

[0069] これに対して上記第1の実施の形態によれば、最初のフレーム期間において、第1の周波数 f_1 ($=400\text{Hz}$) と第2の周波数 f_2 ($=800\text{Hz}$) との合成波から成る多重合成信号による磁界 m_c を各送信コイル $50-1 \sim 50-n$ から順次送信させて渦電流により影響する磁界の強度を算出し、最初のフレーム以降の各フレーム期間において、各受信コイル $53-1 \sim 53-m$ により検出される各送信コイル $50-1 \sim 50-n$ の各コイル位置の

磁界強度に応じた各受信信号の電圧レベルが所定の閾値以上に変化した場合に、多重合成信号 m_c による磁界を各送信コイル $50-1 \sim 50-n$ から送信させる。

上記第1の実施の形態によれば、各送信コイル $50-1 \sim 50-n$ の各コイル位置の磁界強度に応じた各受信信号の電圧レベルが所定の閾値以上でなければ、第2の周波数 $f_2 (=800\text{Hz})$ の単一信号 h による磁界のみを各送信コイル $50-1 \sim 50-n$ から送信させる。

[0070] これにより、フレームレートを上げることができ、かつ磁界の送受信のときに渦電流による磁界の擾乱の影響を受けずに医療機器の形状等の検出に要する時間を短くできる。

従って、被検体として患者等の体腔（管腔）内に当該内視鏡装置10の挿入部20を挿入して体腔（管腔）内における患部や病変部等を観察・処置する場合、湾曲等の操作がされることが多い挿入部20の患者等の体腔（管腔）内での湾曲等した形状を精度高くかつ短時間で検出することができる。

[0071] [第2の実施の形態]

次に、本発明の第2の実施の形態について図面を参照して説明する。なお、本実施の形態の医療機器の位置検出装置1は、上記図1に示す装置構成と同一であり、その相違する部分について当該図1を援用して説明する。

本装置1は、上記第1の実施の形態と同様に、複数の送信コイル $50-1 \sim 50-n$ 、例えば30個（ $n=30$ ）の送信コイルが内視鏡装置10における挿入部20に所定間隔毎に配置されている。

一方、アンテナATを構成する複数の受信コイル $53-1 \sim 53-m$ 、例えば12個（ $m=12$ ）の受信コイルが患者等の被検体の外部に設けられている。

[0072] 連続する複数のフレーム期間における第1のフレーム期間は、奇数番目のフレーム期間であるとする。第2のフレーム期間は、偶数番目のフレーム期間であるとする。

複数の受信コイル $53-1 \sim 53-m$ は、内視鏡装置10における挿入部

20に一定間隔毎に整列して配置されている。挿入部20の先端側から偶数番目に配置された各送信コイル50-2、50-4、・・・、50-30 ($n=30$) は、第1の位置に配置されたものとする。

挿入部20の先端側から奇数番目に配置された各送信コイル50-1、50-3、・・・、50-29 ($n=30$) は、第2の位置に配置されたものとする。

[0073] 信号制御部56は、リレー部51を駆動し、複数の送信コイル50-1～50-nのコイル位置関係に基づいて当該複数の送信コイル50-1～50-nにそれぞれ少なくとも2つ以上の異なる周波数から成る多重合成信号、例えば第1の周波数 f_1 ($=400\text{Hz}$) と第2の周波数 f_2 ($=800\text{Hz}$) との合成波から成る多重合成信号による磁界 m_c を送信させる。

[0074] 信号制御部56は、連続する複数のフレーム期間のうち第1のフレーム期間である奇数番目のフレーム期間に、例えば図7に示すように複数の送信コイル50-1～50-nの各配置位置のうち第1の位置である偶数番目に配置された各送信コイル50-2、50-4、・・・、50-30 ($n=30$) から多重合成信号による磁界 m_c を送信させ、かつ第2の位置である奇数番目に配置された送信コイル50-1、50-3、・・・、50-29 ($n=30$) から第2の周波数 f_2 ($=800\text{Hz}$) による磁界 h のみを送信させる。

[0075] 信号制御部56は、第2のフレーム期間である偶数番目のフレーム期間に、例えば図8に示すように第2の位置である奇数番目に配置された各送信コイル50-1、50-3、・・・、50-29 ($n=30$) から多重合成信号による磁界 m_c を送信させ、第1の位置である偶数番目に配置された各送信コイル50-2、50-4、・・・、50-30 ($n=30$) から第2の周波数 f_2 ($=800\text{Hz}$) による磁界 h のみを送信させる。

[0076] 次に、上記の如く構成された本装置1の動作について説明する。

先ず、最初のフレーム期間において、信号制御部56は、上記第1の実施の形態と同様に、各送信コイル50-1～50-nからそれぞれ一定間隔毎

に順次、第1の周波数 f_1 ($=400\text{ Hz}$) と第2の周波数 f_2 ($=800\text{ Hz}$) との合成波から成る多重合成信号による磁界 m_c を送信する。

[0077] 一方、信各送信コイル $50-1 \sim 50-n$ から順次磁界を送信する毎に、各電圧検出器 54 は、検出信号を時系列に A/D 変換し、当該 A/D 変換された一連のデジタル検出信号を FFT 解析し、第1の周波数 f_1 ($=400\text{ Hz}$) と第2の周波数 f_2 ($=800\text{ Hz}$) との周波数別に振幅と位相とを算出する。

[0078] 除去部 57 は、第1の周波数 f_1 ($=400\text{ Hz}$) と第2の周波数 f_2 ($=800\text{ Hz}$) との合成波から成る多重合成信号により磁界 m_c が発生したときの最初の1フレーム期間において、各受信コイル $53-1$ 、 $\dots$ 、 $53-n$ ごとに第1の周波数 f_1 ($=400\text{ Hz}$) と第2の周波数 f_2 ($=800\text{ Hz}$) との振幅と位相とに基づいて外部の磁性部材(金属)の渦電流の影響を取り除いた振幅を算出する。当該振幅の計算方法は公知であり、例えば特表 $2003-513260$ 号公報、特表 $2006-523473$ 号公報を参照。算出した周波数ごとの振幅は位相と共に、挿入形状推定装置に設けられた位置検出部 55 に送られる。

当該位置検出部 55 の動作は、上記第1の実施の形態と同じである。

[0079] 次に、第2のフレーム期間である偶数番目のフレーム期間に、信号制御部 56 は、例えば図8に示すように第2の位置である奇数番目に配置された各送信コイル $50-1$ 、 $50-3$ 、 $\dots$ 、 $50-29$ ($n=30$) から多重合成信号による磁界 m_c を送信させ、かつ第1の位置である偶数番目に配置された各送信コイル $50-2$ 、 $50-4$ 、 $\dots$ 、 $50-30$ ($n=30$) から第2の周波数 f_2 ($=800\text{ Hz}$) による磁界 h のみを送信させる。すなわち、奇数番目に配置された各送信コイル $50-1$ 、 $50-3$ 、 $\dots$ 、 $50-29$ ($n=30$) は、それぞれ一定間隔毎に順次、第1の周波数 f_1 ($=400\text{ Hz}$) と第2の周波数 f_2 ($=800\text{ Hz}$) との合成波から成る多重合成信号による磁界 m_c を送信する。

[0080] 偶数番目に配置された各送信コイル $50-2$ 、 $50-4$ 、 $\dots$ 、 $50-$

30 ($n=30$) は、それぞれ一定間隔毎に順次、第2の周波数 f_2 ($=800\text{ Hz}$) による磁界 h のみを送信する。

奇数番目に配置された各送信コイル 50-1、50-3、 $\dots$ 、50-29 ($n=30$) と、偶数番目に配置された各送信コイル 50-2、50-4、 $\dots$ 、50-30 ($n=30$) とからの各磁界 m 、 h の各送信は、各送信コイル 50-1 $\sim$ 50- n の順序にそれぞれ行うようにすればよい。

[0081] 一方、各受信コイル 53-1 $\sim$ 53- m は、奇数番目に配置された各送信コイル 50-1、50-3、 $\dots$ 、50-29 ($n=30$) と、偶数番目に配置された各送信コイル 50-2、50-4、 $\dots$ 、50-30 ($n=30$) とからそれぞれ順次送信される各磁界 m 、 h を $x y z$ 方向においてそれぞれ検出し、当該 $x y z$ 方向の各磁界の強度に応じた電圧を当該受信コイル 53-1 $\sim$ 53- m の両端に発生する。

[0082] 各電圧検出器 54 は、それぞれ各受信コイル 53-1 $\sim$ 53- m の両端に発生する電圧レベルを検出し、検出信号を時系列に A/D 変換し、当該 A/D 変換された一連のデジタル検出信号を FFT 解析し、第1の周波数 f_1 ($=400\text{ Hz}$) と第2の周波数 f_2 ($=800\text{ Hz}$) との周波数別に振幅と位相とを算出し、除去部 57 に送る。

[0083] 除去部 57 は、各受信コイル 53-1、 $\dots$ 、53- m ごとに第1の周波数 f_1 ($=400\text{ Hz}$) と第2の周波数 f_2 ($=800\text{ Hz}$) との振幅と位相とに基づいて外部の磁性部材 (金属) の渦電流の影響を取り除いた振幅を算出する。当該振幅の計算方法は公知であり、例えば特表 2003-513260 号公報、特表 2006-523473 号公報を参照。算出した周波数ごとの振幅は位相とともに、挿入形状推定装置に設けられた位置検出部 55 に送られる。

[0084] 偶数番目のフレーム期間の除去部 57 での上記計算では、第2の位置である奇数番目に配置された各送信コイル 50-1、50-3、 $\dots$ 、50-29 ($n=30$ の場合) について、当該フレーム期間の受信信号の第1の周波数 f_1 ($=400\text{ Hz}$) と第2の周波数 f_2 ($=800\text{ Hz}$) との振幅及

び位相を用いる。

一方、第1の位置である偶数番目に配置された各送信コイル50-2、50-4、・・・、50-30 ($n=30$ の場合) については、当該フレーム期間一つ前のフレーム期間の受信信号の第1の周波数 f_1 ($=400\text{ Hz}$) と当該フレーム期間の第2の周波数 f_2 ($=800\text{ Hz}$) との振幅及び位相を用いる。

位置検出部55の動作は、上記第1の実施の形態と同じである。

[0085] 奇数番目のフレーム期間に、信号制御部56は、リレー部51をオン・オフ駆動し、送信用電源52からリレー部51を通して第1の位置である偶数番目に配置された各送信コイル50-2、50-4、・・・、50-30 ($n=30$) に、一定間隔毎に順次、第1の周波数 f_1 ($=400\text{ Hz}$) と第2の周波数 f_2 ($=800\text{ Hz}$) とを含む周波数の電力を供給する。

この電力供給により偶数番目に配置された各送信コイル50-2、50-4、・・・、50-30 ($n=30$) は、例えば図7に示すようにそれぞれ一定間隔毎に順次、第1の周波数 f_1 ($=400\text{ Hz}$) と第2の周波数 f_2 ($=800\text{ Hz}$) との合成波から成る多重合成信号による磁界 m_c を送信する。多重合成信号による磁界 m_c は、例えば4波長の振幅の変化で10msの期間で送信される。

[0086] 一方、各受信コイル53-1～53-mは、各送信コイル50-1～50-nからそれぞれ順次送信される各磁界 m_c 、 h を $x y z$ 方向においてそれぞれ検出し、当該 $x y z$ 方向の各磁界の強度に応じた電圧を当該受信コイル53-1～53-mの両端に発生する。

各電圧検出器54は、それぞれ各受信コイル53-1～53-mの両端に発生する電圧レベルを検出し、検出信号を時系列にA/D変換し、当該A/D変換された一連のデジタル検出信号をFFT解析し、第1の周波数 f_1 ($=400\text{ Hz}$) と第2の周波数 f_2 ($=800\text{ Hz}$) との周波数別に振幅と位相とを算出し、除去部57に送る。

[0087] 除去部57は、受信コイル53-1、・・・、53-mごとに第1の周波

数 f_1 ($=400\text{ Hz}$) と第2の周波数 f_2 ($=800\text{ Hz}$) との振幅と位相とに基づいて外部の磁性部材 (金属) の渦電流の影響を取り除いた振幅を算出する。当該振幅の計算方法は公知であり、例えば特表2003-513260号公報、特表2006-523473号公報を参照。算出した周波数ごとの振幅は位相とともに、挿入形状推定装置に設けられた位置検出部55に送られる。

[0088] 奇数番目のフレーム期間の除去部57での上記計算では、第1の位置である奇数番目に配置された各送信コイル50-2、50-4、 $\dots$ 、50-30 ($n=30$ の場合) について、当該フレーム期間の受信信号の第1の周波数 f_1 ($=400\text{ Hz}$) と第2の周波数 f_2 ($=800\text{ Hz}$) の振幅と位相を用いる。

一方、第2の位置である偶数番目に配置された各送信コイル50-1、50-3、 $\dots$ 、50-29 ($n=30$ の場合) については、当該フレーム期間一つ前のフレーム期間の受信信号の第1の周波数 f_1 ($=400\text{ Hz}$) と当該フレーム期間の第2の周波数 f_2 ($=800\text{ Hz}$) の振幅と位相を用いる。

位置検出部55の動作は、上記第1の実施の形態と同じである。

[0089] このように上記第2の実施の形態によれば、奇数番目のフレーム期間に、偶数番目に配置された各送信コイル50-2、50-4、 $\dots$ 、50-30 ($n=30$) から多重合成信号による磁界 m_c を送信させ、かつ奇数番目に配置された送信コイル50-1、50-3、 $\dots$ 、50-29 ($n=30$) から第2の周波数 f_2 ($=800\text{ Hz}$) による磁界 h のみを送信させる。

[0090] 一方、偶数番目のフレーム期間に、奇数番目に配置された各送信コイル50-1、50-3、 $\dots$ 、50-29 ($n=30$) から多重合成信号による磁界 m_c を送信させ、偶数番目に配置された各送信コイル50-2、50-4、 $\dots$ 、50-30 ($n=30$) から第2の周波数 f_2 ($=800\text{ Hz}$) による磁界 h のみを送信させる。

[0091] これにより、全ての送信コイル $50-1 \sim 50-n$ に多重合成信号による磁界 m_c を送信させることがなく、多重合成信号による磁界 m_c の送信を短時間で終了することができる。従って、フレームレートを上げることができ、かつ磁界の送受信のときに渦電流による磁界の擾乱の影響を受けずに医療機器の形状等の検出に要する時間が短くできる。

[0092] [第3の実施の形態]

次に、本発明の第3の実施の形態について図面を参照して説明する。なお、本実施の形態の医療機器の位置検出装置1は、上記図1に示す装置構成と同一であり、その相違する部分について当該図1を援用して説明する。

本装置1は、上記第1の実施の形態と同様に、複数の送信コイル $50-1 \sim 50-n$ 、例えば30個($n=30$)の送信コイルが内視鏡装置10における挿入部20に所定間隔毎に配置されている。

[0093] 一方、アンテナATを構成する複数の受信コイル $53-1 \sim 53-m$ 、例えば12個($m=12$)の受信コイルが患者等の被検体の外部に設けられている。

信号制御部56は、全フレーム期間において、複数の送信コイル $50-1 \sim 50-n$ のうち挿入部20の先頭側に配置された第1のコイル、例えば先頭側から5個の送信コイル $50-1 \sim 50-5$ から多重合成信号による磁界 m_c を送信させる。

信号制御部56は、上記第1のコイル以外の第2のコイル、すなわち挿入部20の先頭側から6個以降の送信コイル $50-6 \sim 50-n$ からは、数フレーム期間に1回だけ多重合成信号による磁界 m_c を送信させる。

[0094] このように上記第3の実施の形態によれば、内視鏡装置10の挿入部20の先頭側に配置された第1のコイル、例えば先頭側から5個の送信コイル $50-1 \sim 50-5$ からフレーム期間毎に多重合成信号による磁界 m_c を送信させるので、全ての送信コイル $50-1 \sim 50-n$ に多重合成信号による磁界 m_c を送信させることがなく、多重合成信号による磁界 m_c の送信を短時間で終了することができる。これにより、フレームレートを上げることがで

き、かつ磁界の送受信のときに渦電流による磁界の擾乱の影響を受けずに医療機器の形状等の検出に要する時間を短くできる。

[0095] 内視鏡装置 10 の挿入部 20 の先頭側に配置された第 1 のコイル、例えば先頭側から 5 個の送信コイル 50-1 ~ 50-5 から各フレーム期間毎に多重合成信号による磁界 m_c を送信させるので、挿入部 20 の先頭側の形状等を短時間で検出できる。被検体として患者等の体腔（管腔）内に当該内視鏡装置 10 の挿入部 20 を挿入して体腔（管腔）内における患部や病変部等を観察・処置する場合、挿入部 20 は、湾曲等の操作がされることが多く、挿入部 20 の患者等の体腔（管腔）内での湾曲等した形状を精度高くかつ短時間で検出することが重要である。本装置 1 であれば、かかる課題を解決できる。

[0096] なお、本発明は上記実施形態そのままに限定されるものではなく、実施段階ではその要旨を逸脱しない範囲で構成要素を変形して具体化できる。また、上記実施形態に開示されている複数の構成要素の適宜な組み合わせにより、種々の発明を形成できる。例えば、実施形態に示される全構成要素から幾つかの構成要素を削除してもよい。さらに、異なる実施形態にわたる構成要素を適宜組み合わせてもよい。

符号の説明

[0097] 1 : 本装置、10 : 内視鏡装置（管状挿入システム）、12 : 内視鏡、14 : 画像処理装置、16 : モニタ、18 : 光源装置、18a : 挿入形状推定装置、19 : 制御装置、20 : 挿入部、21 : 先端硬質部、23 : 湾曲部、25 : 可撓管部、30 : 操作部、31 : 本体部、33 : 把持部、41 : ユニバーサルコード、37 : 湾曲操作部、37LR : 左右湾曲操作ノブ、37UD : 上下湾曲操作ノブ、37c : 固定ノブ、42 : コネクタ、50-1 ~ 50-n : 送信コイル、51 : リレー、52 : 送信用電源、53-1 ~ 53-m : 受信コイル、54 : 電圧検出器、55 : 位置検出部、56 : 信号制御部、57 : 除去部。

請求の範囲

- [請求項1] 複数のフレーム期間毎に磁界を送信する送信部と、
前記送信部から送信された前記磁界を検知して前記送信部の位置に対応する検出信号を出力する受信部と、
所定の前記フレーム期間において、少なくとも2つ以上の異なる周波数から成る多重合成信号による前記磁界を前記送信部から送信させ、かつ前記所定のフレーム期間外の前記フレーム期間において、前記受信部から出力される前記検出信号が所定の閾値以上に変化した場合、前記多重合成信号による前記磁界を前記送信部から送信させる信号制御部と、
を具備する医療機器の位置検出装置。
- [請求項2] 前記送信部から前記多重合成信号による前記磁界を送信した場合、前記受信部から出力される前記検出信号から外部の磁性部材により生じる磁界成分を除去する除去部を更に備える請求項1に記載の医療機器の位置検出装置。
- [請求項3] 前記信号制御部は、
最初の前記フレーム期間において、前記多重合成信号による前記磁界を前記送信部から送信させ、
前記最初の前記フレーム期間以降の前記各フレーム期間において、前記受信部から出力される前記検出信号が前記所定の閾値以上に変化した場合、前記多重合成信号による前記磁界を前記送信部から送信させる、
請求項1に記載の医療機器の位置検出装置。
- [請求項4] 前記少なくとも2つ以上の異なる周波数は、第1の周波数と、当該第1の周波数よりも高い第2の周波数とを含み、
前記信号制御部は、前記受信部から出力される前記検出信号が前記所定の閾値以上でなければ、前記第2の周波数による前記磁界のみを前記送信部から送信させる、

請求項 1 に記載の医療機器の位置検出装置。

[請求項5]

前記送信部は、複数のコイルを含み、

前記受信部は、前記複数のコイルからそれぞれ送信された前記磁界を検出して前記複数のコイルの各位置に対応する前記検出信号をそれぞれ出力する、

請求項 1 に記載の医療機器の位置検出装置。

[請求項6]

前記受信部は、前記送信部の位置に対応する強度の前記検出信号を出力する請求項 1 に記載の医療機器の位置検出装置。

[請求項7]

前記複数のコイルは、整列して配置され、

前記信号制御部は、

前記複数のコイルのうち先頭側に配置された第 1 のコイルから前記各フレーム期間毎に前記多重合成信号による前記磁界を送信させ、

前記第 1 のコイル以外の第 2 のコイルから数フレーム期間毎に前記多重合成信号による前記磁界を送信させる、

請求項 1 に記載の医療機器の位置検出装置。

[請求項8]

請求項 1 に記載の医療機器の位置検出装置と、

被検体内に挿入する可撓性を有する挿入部と、
を具備し、

前記送信部は、前記挿入部に配置される、
内視鏡装置。

[請求項9]

複数のコイルを含み、複数のフレーム期間毎に磁界を送信する送信部と、

前記送信部から送信された前記磁界を検知して前記複数のコイルのそれぞれの位置に対応する検出信号を出力する受信部と、

前記複数のコイルの位置関係に基づいて当該複数のコイルにそれぞれ少なくとも 2 つ以上の異なる周波数から成る多重合成信号による前記磁界を前記送信部から送信させる信号制御部と、

を具備する医療機器の位置検出装置。

[請求項10] 前記多重合成信号の前記磁界を送信した場合、前記受信部から出力される前記検出信号から外部の磁性部材により生じる磁界成分を除去する除去部を更に備える請求項9に記載の医療機器の位置検出装置。

[請求項11] 前記少なくとも2つ以上の異なる周波数は、第1の周波数と、当該第1の周波数よりも高い第2の周波数とを含み、

前記信号制御部は、

前記複数のフレーム期間のうち第1のフレーム期間に、前記複数のコイルの各配置位置のうち第1の位置に配置された前記各コイルから前記多重合成信号による前記磁界を送信させ、第2の位置に配置された前記各コイルから前記第2の周波数による前記磁界のみを送信させ、

前記第1のフレーム期間と異なる第2のフレーム期間に、前記複数のコイルの各配置位置のうち前記第2の位置に配置された前記各コイルから前記多重合成信号による前記磁界を送信させ、前記第1の位置に配置された前記各コイルから前記第2の周波数による前記磁界のみを送信させる、

請求項9に記載の医療機器の位置検出装置。

[請求項12] 前記複数のフレーム期間における前記第1のフレーム期間は、奇数番目のフレーム期間であり、

前記第2のフレーム期間は、偶数番目のフレーム期間であり、

前記複数のコイルは、整列して配置され、

前記第1の位置に配置された前記各コイルは、前記偶数番目に配置され、

前記第2の位置に配置された前記各コイルは、前記奇数番目に配置される、

請求項11に記載の医療機器の位置検出装置。

[請求項13] 前記複数のコイルは、整列して配置され、

前記信号制御部は、

前記複数のコイルのうち先頭側に配置された第1のコイルから前記各フレーム期間毎に前記多重合成信号による前記磁界を送信させ、

前記第1のコイル以外の第2のコイルから数フレーム期間毎に前記多重合成信号による前記磁界を送信させる、
請求項9に記載の医療機器の位置検出装置。

[請求項14] 前記受信部は、前記送信部の位置に対応する強度の前記検出信号を出力する請求項9に記載の医療機器の位置検出装置。

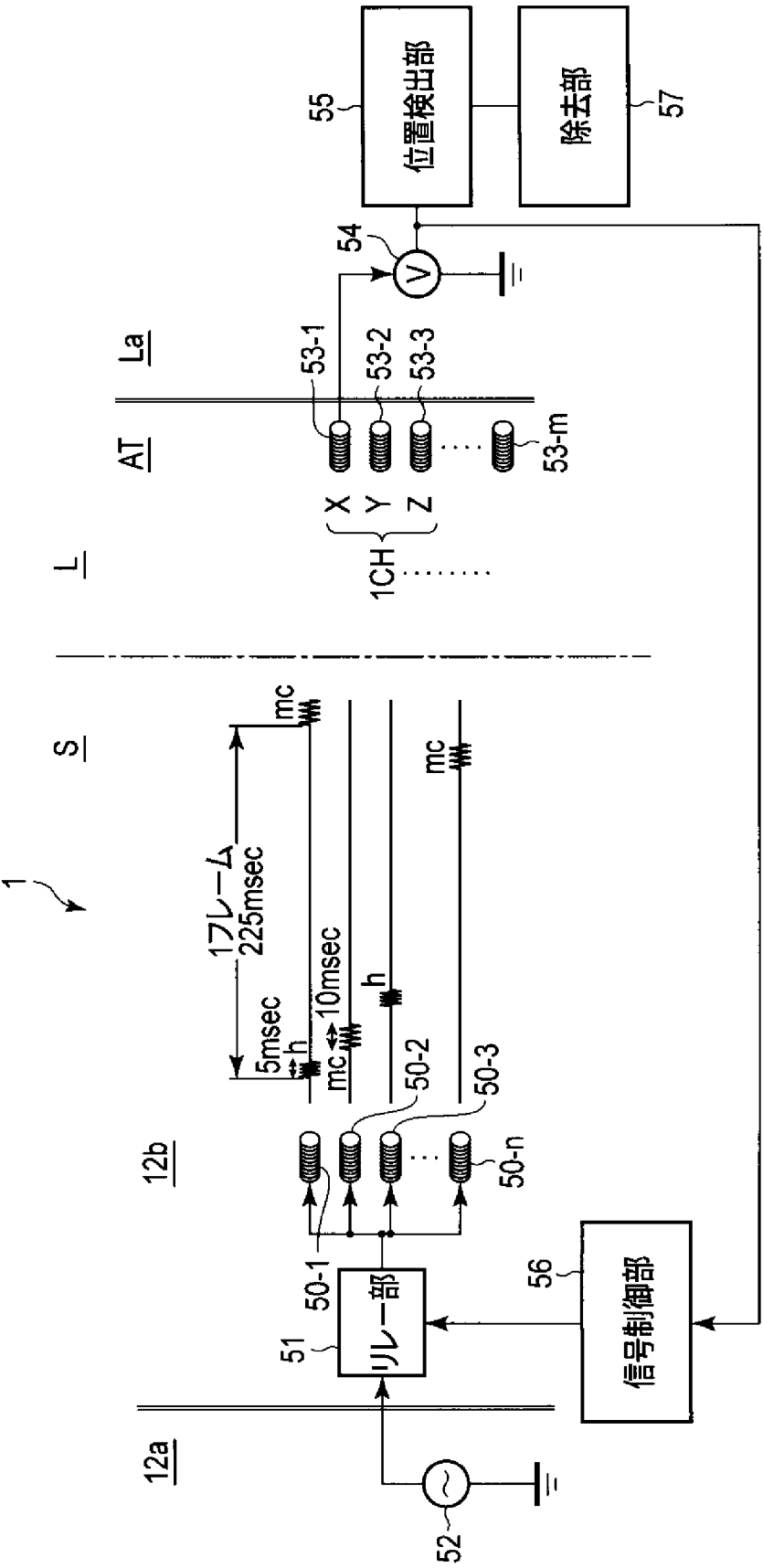
[請求項15] 請求項9に記載の医療機器の位置検出装置と、
被検体内に挿入する可撓性を有する挿入部と、
を具備し、
前記送信部は、前記挿入部に配置される、
内視鏡装置。

[請求項16] 複数のフレーム期間毎に送信部から磁界を送信し、
前記磁界を受信部により検出して前記送信部の位置に対応する検出信号を出力し、
所定の前記フレーム期間において、少なくとも2つ以上の異なる周波数から成る多重合成信号による前記磁界を前記送信部から送信させ、
前記所定のフレーム期間外の前記フレーム期間において、前記受信部から出力される前記検出信号が所定の閾値以上に変化した場合、前記多重合成信号による前記磁界を前記送信部から送信させる、
医療機器の位置検出方法。

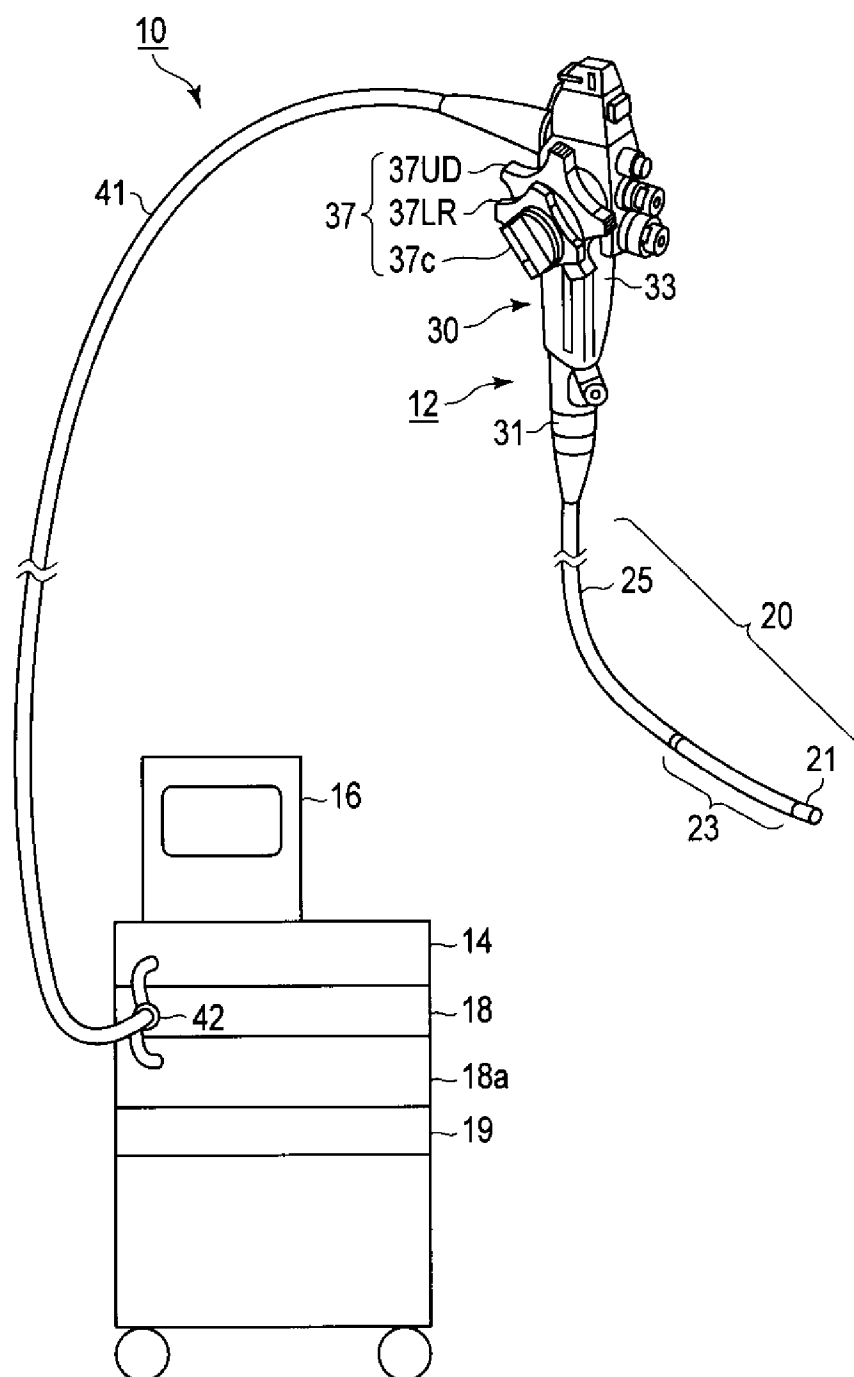
[請求項17] 連続する複数のフレーム期間毎に複数のコイルから磁界を送信し、
前記送信された前記磁界を受信部により受信して前記複数のコイルのそれぞれの位置に対応する検出信号を出力し、
前記複数のコイルの位置関係に基づいて信号制御部により当該複数のコイルにそれぞれ少なくとも2つ以上の異なる周波数から成る多重合成信号による前記磁界を前記送信部から送信させる、

医療機器の位置検出方法。

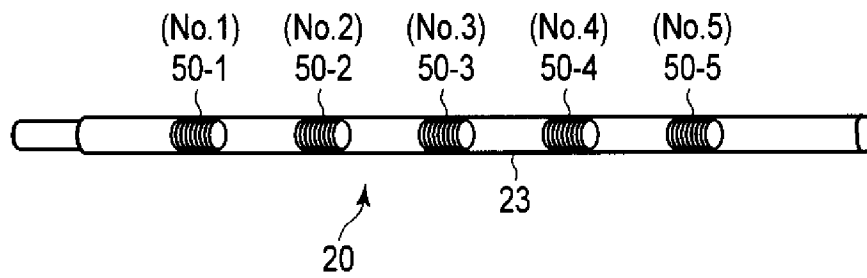
[図1]



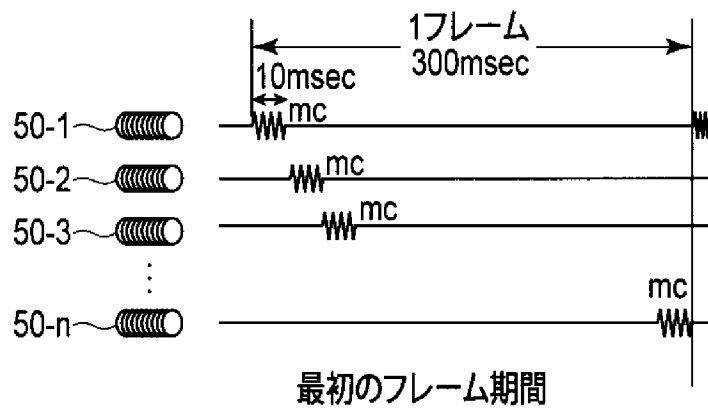
[図2]



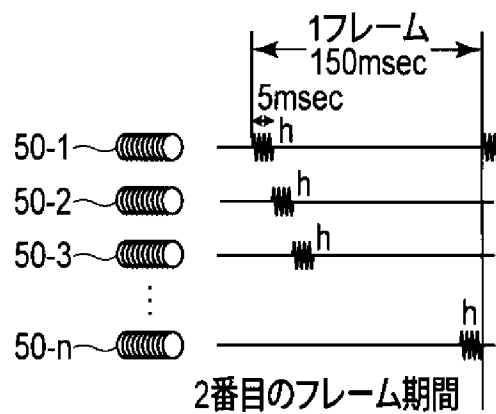
[図3]

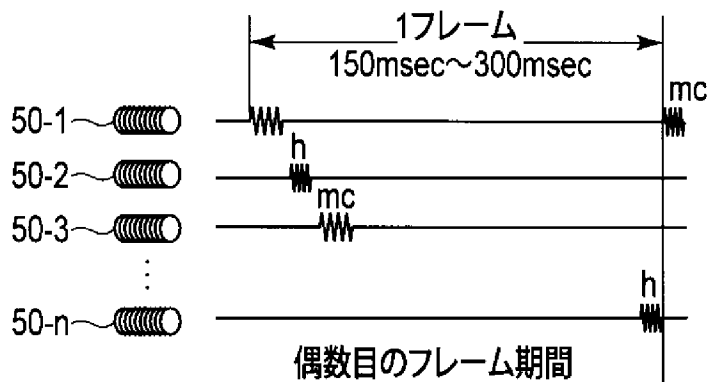
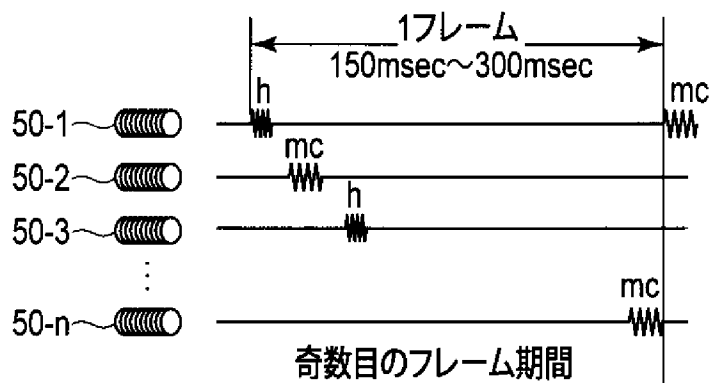
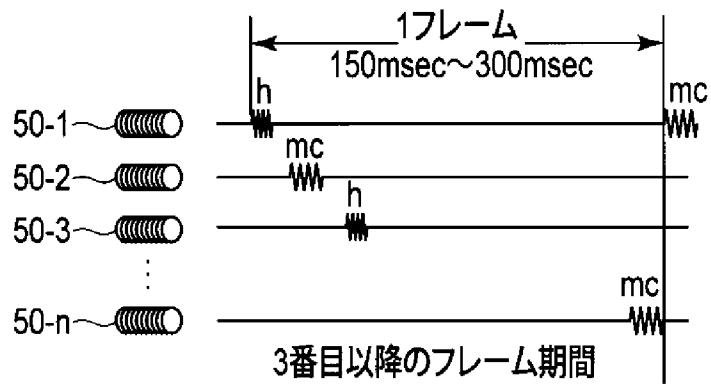


[図4]



[図5]





INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2014/062857

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

A61B1/00(2006.01)i, G02B23/24(2006.01)i

According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC

B. FIELDS SEARCHED

Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols)

A61B1/00, G02B23/24

Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched

Jitsuyo Shinan Koho	1922-1996	Jitsuyo Shinan Toroku Koho	1996-2014
Kokai Jitsuyo Shinan Koho	1971-2014	Toroku Jitsuyo Shinan Koho	1994-2014

Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
Y A	JP 9-28661 A (Olympus Optical Co., Ltd.), 04 February 1997 (04.02.1997), entire text; all drawings (Family: none)	9-10, 14-15 1-8, 11-13
Y A	JP 2012-528309 A (Commissariat a l'Energie Atomique et aux Energies Alternatives), 12 November 2012 (12.11.2012), entire text; all drawings & US 2012/0092004 A1 & EP 2435861 A2 & WO 2010/136316 A2 & FR 2946154 A1	9-10, 14-15 1-8, 11-13

☒ Further documents are listed in the continuation of Box C.

☐ 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 application or patent but 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

"&" document member of the same patent family

Date of the actual completion of the international search
12 August, 2014 (12.08.14)

Date of mailing of the international search report
19 August, 2014 (19.08.14)

Name and mailing address of the ISA/
Japanese Patent Office

Authorized officer

Facsimile No.

Telephone No.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2014/062857

C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
Y A	JP 2006-523473 A (Northern Digital Inc.), 19 October 2006 (19.10.2006), entire text; all drawings & US 2004/0207389 A1 & EP 2052681 A2 & WO 2004/091391 A1 & CA 2521537 A1 & KR 10-2006-0023960 A & CN 1774202 A & AT 536802 T	9-10, 14-15 1-8, 11-13
A	JP 2003-513260 A (Ascension Technology Corp.), 08 April 2003 (08.04.2003), entire text; all drawings & US 6172499 B1 & WO 2001/033162 A1 & DE 10083648 T & AU 1335701 A	1-15
A	JP 2010-57631 A (Olympus Medical Systems Corp.), 18 March 2010 (18.03.2010), claim 1 & US 2011/0213205 A1 & EP 2327355 A1 & WO 2010/026943 A1 & KR 10-2011-0049842 A	1-8

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2014/062857

Box No. II Observations where certain claims were found unsearchable (Continuation of item 2 of first sheet)

This international search report has not been established in respect of certain claims under Article 17(2)(a) for the following reasons:

1. ☒ Claims Nos.: 16-17
because they relate to subject matter not required to be searched by this Authority, namely:
(See extra sheet)
2. ☐ Claims Nos.:
because they relate to parts of the international application that do not comply with the prescribed requirements to such an extent that no meaningful international search can be carried out, specifically:
3. ☐ Claims Nos.:
because they are dependent claims and are not drafted in accordance with the second and third sentences of Rule 6.4(a).

Box No. III Observations where unity of invention is lacking (Continuation of item 3 of first sheet)

This International Searching Authority found multiple inventions in this international application, as follows:

1. ☐ As all required additional search fees were timely paid by the applicant, this international search report covers all searchable claims.
2. ☐ As all searchable claims could be searched without effort justifying additional fees, this Authority did not invite payment of additional fees.
3. ☐ As only some of the required additional search fees were timely paid by the applicant, this international search report covers only those claims for which fees were paid, specifically claims Nos.:
4. ☐ No required additional search fees were timely paid by the applicant. Consequently, this international search report is restricted to the invention first mentioned in the claims; it is covered by claims Nos.:

Remark on Protest

- ☐ The additional search fees were accompanied by the applicant's protest and, where applicable, the payment of a protest fee.
- ☐ The additional search fees were accompanied by the applicant's protest but the applicable protest fee was not paid within the time limit specified in the invitation.
- ☐ No protest accompanied the payment of additional search fees.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2014/062857

Continuation of Box No.II-1 of continuation of first sheet(2)

The inventions according to claims 16 to 17 that relate to a method for detecting the position of a medical instrument include a method for detecting the position of a medical instrument in the course of using a device (an endoscope device) in the human body. Thus, these inventions pertain to methods for treatment of the human body by surgery as well as diagnostic methods, and thus relate to a subject matter which this International Searching Authority is not required, under the provisions of Article 17(2)(a)(i) of the PCT and Rule 39.1(iv) of the Regulations under the PCT, to search.

A. 発明の属する分野の分類（国際特許分類（I P C））

Int.Cl. A61B1/00(2006.01)i, G02B23/24(2006.01)i

B. 調査を行った分野

調査を行った最小限資料（国際特許分類（I P C））

Int.Cl. A61B1/00, G02B23/24

最小限資料以外の資料で調査を行った分野に含まれるもの

日本国実用新案公報	1 9 2 2 - 1 9 9 6 年
日本国公開実用新案公報	1 9 7 1 - 2 0 1 4 年
日本国実用新案登録公報	1 9 9 6 - 2 0 1 4 年
日本国登録実用新案公報	1 9 9 4 - 2 0 1 4 年

国際調査で使用した電子データベース（データベースの名称、調査に使用した用語）

C. 関連すると認められる文献

引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求項の番号
Y A	JP 9-28661 A（オリンパス光学工業株式会社）1997.02.04, 全文、 全図（ファミリーなし）	9-10, 14-15 1-8, 11-13
Y A	JP 2012-528309 A（コミサリア ア レネルジ ア トミク エ オ ウ エネルジ アルタナティヴ）2012.11.12, 全文、全図 & US 2012/0092004 A1 & EP 2435861 A2 & WO 2010/136316 A2 & FR 2946154 A1	9-10, 14-15 1-8, 11-13

☒ C 欄の続きにも文献が列挙されている。☐ パテントファミリーに関する別紙を参照。

* 引用文献のカテゴリー

「A」特に関連のある文献ではなく、一般的技術水準を示すもの

「E」国際出願日前の出願または特許であるが、国際出願日以後に公表されたもの

「L」優先権主張に疑義を提起する文献又は他の文献の発行日若しくは他の特別な理由を確立するために引用する文献（理由を付す）

「O」口頭による開示、使用、展示等に言及する文献

「P」国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願

の日の後に公表された文献

「T」国際出願日又は優先日後に公表された文献であって出願と矛盾するものではなく、発明の原理又は理論の理解のために引用するもの

「X」特に関連のある文献であって、当該文献のみで発明の新規性又は進歩性がないと考えられるもの

「Y」特に関連のある文献であって、当該文献と他の1以上の文献との、当業者にとって自明である組合せによって進歩性がないと考えられるもの

「&」同一パテントファミリー文献

国際調査を完了した日

1 2 . 0 8 . 2 0 1 4

国際調査報告の発送日

1 9 . 0 8 . 2 0 1 4

国際調査機関の名称及びあて先

日本国特許庁（I S A / J P）

郵便番号 1 0 0 - 8 9 1 5

東京都千代田区霞が関三丁目4番3号

特許庁審査官（権限のある職員）

樋熊 政一

2 Q

4 4 6 0

電話番号 0 3 - 3 5 8 1 - 1 1 0 1 内線 3 2 9 2

C (続き) . 関連すると認められる文献		
引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求項の番号
Y A	JP 2006-523473 A (ノーザン・デジタル・インコーポレイテッド) 2006.10.19, 全文、全図 & US 2004/0207389 A1 & EP 2052681 A2 & WO 2004/091391 A1 & CA 2521537 A1 & KR 10-2006-0023960 A & CN 1774202 A & AT 536802 T	9-10, 14-15 1-8, 11-13
A	JP 2003-513260 A (アセンション テクノロジー コーポレイショ ン) 2003.04.08, 全文、全図 & US 6172499 B1 & WO 2001/033162 A1 & DE 10083648 T & AU 1335701 A	1-15
A	JP 2010-57631 A (オリンパスメディカルシステムズ株式会社) 2010.03.18, 【請求項1】 & US 2011/0213205 A1 & EP 2327355 A1 & WO 2010/026943 A1 & KR 10-2011-0049842 A	1-8

第Ⅱ欄 請求の範囲の一部の調査ができないときの意見（第1ページの2の続き）

法第8条第3項（PCT17条(2)(a)）の規定により、この国際調査報告は次の理由により請求の範囲の一部について作成しなかった。

1. ☒ 請求項 16-17 は、この国際調査機関が調査をすることを要しない対象に係るものである。つまり、

請求項 16 - 17 の医療機器の位置検出方法の発明は、人体内で装置（内視鏡装置）を使用している最中に、医療機器の位置を検出する方法を含むことから、人の身体の手術及び診断方法に関するものであって、PCT17条(2)(a)(i)及びPCT規則39.1(iv)の規定により、この国際調査機関が国際調査をすることを要しない対象に係るものである。

2. ☐ 請求項 _____ は、有意義な国際調査をすることができる程度まで所定の要件を満たしていない国際出願の部分に係るものである。つまり、

3. ☐ 請求項 _____ は、従属請求の範囲であってPCT規則6.4(a)の第2文及び第3文の規定に従って記載されていない。

第Ⅲ欄 発明の単一性が欠如しているときの意見（第1ページの3の続き）

次に述べるようにこの国際出願に二以上の発明があるところの国際調査機関は認めた。

1. ☐ 出願人が必要な追加調査手数料をすべて期間内に納付したので、この国際調査報告は、すべての調査可能な請求項について作成した。
2. ☐ 追加調査手数料を要求するまでもなく、すべての調査可能な請求項について調査することができたので、追加調査手数料の納付を求めなかった。
3. ☐ 出願人が必要な追加調査手数料を一部のみしか期間内に納付しなかったため、この国際調査報告は、手数料の納付のあった次の請求項のみについて作成した。
4. ☐ 出願人が必要な追加調査手数料を期間内に納付しなかったため、この国際調査報告は、請求の範囲の最初に記載されている発明に係る次の請求項について作成した。

追加調査手数料の異議の申立てに関する注意

- ☐ 追加調査手数料及び、該当する場合には、異議申立手数料の納付と共に、出願人から異議申立てがあった。
- ☐ 追加調査手数料の納付と共に出願人から異議申立てがあったが、異議申立手数料が納付命令書に示した期間内に支払われなかった。
- ☐ 追加調査手数料の納付はあったが、異議申立てはなかった。