

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第5579077号

(P5579077)

(45) 発行日 平成26年8月27日(2014.8.27)

(24) 登録日 平成26年7月18日(2014.7.18)

(51) Int.Cl. F I
A 6 1 B 1/00 (2006.01)
A 6 1 B 5/07 (2006.01)
 A 6 1 B 1/00 3 2 O Z
 A 6 1 B 5/07
 A 6 1 B 1/00 3 2 O B

請求項の数 23 (全 13 頁)

(21) 出願番号	特願2010-541042 (P2010-541042)	(73) 特許権者	390039413
(86) (22) 出願日	平成20年12月8日(2008.12.8)		シーメンス アクチエンゲゼルシャフト
(65) 公表番号	特表2011-509106 (P2011-509106A)		Siemens Aktiengesellschaft
(43) 公表日	平成23年3月24日(2011.3.24)		ドイツ連邦共和国 D-80333 ミュンヘン ヴィッテルスバッハープラッツ 2
(86) 国際出願番号	PCT/EP2008/066988		Wittelsbacherplatz 2, D-80333 Muenchen, Germany
(87) 国際公開番号	W02009/083409	(74) 代理人	100061815
(87) 国際公開日	平成21年7月9日(2009.7.9)		弁理士 矢野 敏雄
審査請求日	平成22年7月2日(2010.7.2)	(74) 代理人	100099483
(31) 優先権主張番号	102008003005.8		弁理士 久野 琢也
(32) 優先日	平成20年1月2日(2008.1.2)		
(33) 優先権主張国	ドイツ(DE)		

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 位相差測定によって行われる、人体中の医療機器の位置のコントロール

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

作業空間 (A) 内の医療機器 (10) の位置 (x, y, z) のコントロール方法であって、

前記医療機器 (10) は送信装置を有し、

前記送信装置が送信した信号 (S) は、1つまたは複数の受信装置 (11 ~ 14) によって受信されるコントロール方法において、

・信号処理装置 (20) において、基準信号 (R) と、前記受信装置 (11 ~ 14) で受信された信号 (SE11 ~ SE14) とに基づいて、位相差 ($\Delta\phi_1$, $\Delta\phi_2$, $\Delta\phi_3$...) を求め、

・求められた前記位相差 ($\Delta\phi_1$, $\Delta\phi_2$, $\Delta\phi_3$...) を制御装置 (70) へ供給し、

・前記制御装置 (70) は、前記受信装置 (11 ~ 14) に対する前記医療機器 (10) の動きを相殺するために、前記位相差 ($\Delta\phi_1$, $\Delta\phi_2$, $\Delta\phi_3$...) に依存して前記医療機器 (10) の位置 (x, y, z) を調整するための操縦装置 (80) を制御することを特徴とする、コントロール方法。

【請求項 2】

前記医療機器 (10) が静止するように前記医療機器 (10) を調整する、請求項 1 記載のコントロール方法。

【請求項 3】

・前記基準信号 (R) を基準信号源 (6 0) によって生成し、
 ・前記信号処理装置 (2 0) において、前記基準信号 (R) と、前記受信装置 (1 1 ~ 1 4) で受信された信号 (S E 1 1 ~ S E 1 4) との位相偏差 ($d \Delta \varphi_{11}$, $d \Delta \varphi_{12}$, $d \Delta \varphi_{13}$, $d \Delta \varphi_{14}$. . .) を検出し、
 ・前記位相偏差 ($d \Delta \varphi_{11}$, $d \Delta \varphi_{12}$, $d \Delta \varphi_{13}$, $d \Delta \varphi_{14}$. . .) から前記位相差 ($\Delta \varphi_1$, $\Delta \varphi_2$, $\Delta \varphi_3$. . .) を求める、請求項 1 または 2 記載のコントロール方法。

【請求項 4】

前記位相差 ($\Delta \varphi_1$, $\Delta \varphi_2$, $\Delta \varphi_3$. . .) を求めるために、
 ・前記位相偏差 ($d \Delta \varphi_{11}$, $d \Delta \varphi_{12}$, $d \Delta \varphi_{13}$, $d \Delta \varphi_{14}$. . .) のうち 1 つの位相偏差 ($d \Delta \varphi_{11}$) を基準として決定し、
 ・他の前記位相偏差 ($d \Delta \varphi_{12}$, $d \Delta \varphi_{13}$, $d \Delta \varphi_{14}$. . .) と前記基準 ($d \Delta \varphi_{11}$) との各差 ($\Delta \varphi_1$, $\Delta \varphi_2$, $\Delta \varphi_3$. . .) を形成する、請求項 3 記載のコントロール方法。

【請求項 5】

・前記受信装置 (1 1 ~ 1 4) のうち任意の受信装置 (1 4) で受信された信号 (S E 1 4) を基準信号 (R) として使用し、
 ・前記信号処理装置 (2 0) において、前記基準信号 (S E 1 4, R) と、他の前記受信装置 (1 1 ~ 1 3) で受信された信号 (S E 1 1 ~ S E 1 3) との位相差 ($\Delta \varphi_1$, $\Delta \varphi_2$, $\Delta \varphi_3$. . .) を求める、請求項 1 記載のコントロール方法。

【請求項 6】

前記制御装置 (7 0) は、前記位相差 ($\Delta \varphi_1$, $\Delta \varphi_2$, $\Delta \varphi_3$. . .) が時間的に一定になるように、前記操縦装置 (8 0) を制御する、請求項 1 から 5 までのいずれか 1 項記載のコントロール方法。

【請求項 7】

1 つの時点 (t 1) で求められた前記位相差 ($\Delta \varphi_1$ (t 1), $\Delta \varphi_2$ (t 1), $\Delta \varphi_3$ (t 1) . . .) を記憶する、請求項 1 から 5 までのいずれか 1 項記載のコントロール方法。

【請求項 8】

前記制御装置 (7 0) は、前記位相差 ($\Delta \varphi_1$, $\Delta \varphi_2$, $\Delta \varphi_3$. . .) が前記記憶された位相差 ($\Delta \varphi_1$ (t 1), $\Delta \varphi_2$ (t 1), $\Delta \varphi_3$ (t 1) . . .) に対応するように、前記操縦装置 (8 0) を制御する、請求項 7 記載のコントロール方法。

【請求項 9】

前記操縦装置 (8 0) は、前記制御装置 (7 0) によって設定された制御に依存して、1 つまたは複数のグラジエント磁界 (G_{ij}) および / または 1 つまたは複数の磁界成分 (B_x , B_y , B_z) を生成する、請求項 6 または 8 記載のコントロール方法。

【請求項 10】

前記操縦装置 (8 0) が、前記医療機器 (1 0) の動きまたは該医療機器 (1 0) の位置 (x, y, z) と目標位置 (x (t 1), y (t 1), z (t 1)) との偏差に抗する力を該医療機器 (1 0) に対して生成するように、該操縦装置 (8 0) を制御する、請求項 6, 8 および 9 のいずれか 1 項記載のコントロール方法。

【請求項 11】

供給された前記位相差のうち、前記制御装置 (7 0) において前記操縦装置 (8 0) を制御するために考慮される位相差の数を制限し、とりわけ大きさが最大の位相差 ($\Delta \varphi_1$, $\Delta \varphi_2$, $\Delta \varphi_3$, $\Delta \varphi_5$, $\Delta \varphi_6$, $\Delta \varphi_7$. . .) のみに制限し、他の位相差 ($\Delta \varphi_4$) を無視する、請求項 1 から 10 までのいずれか 1 項記載のコントロール方法。

【請求項 12】

作業空間 (A) 内の医療機器 (1 0) の位置 (x, y, z) のコントロール装置であって、

前記医療機器 (1 0) は信号 (S) を送信するための送信装置を有するコントロール装

置において、

- ・前記信号 (S) を受信するための 1 つまたは複数の受信装置 (1 1 ~ 1 4) と、
- ・基準信号 (R) を生成するための基準信号源 (6 0) と、
- ・前記受信装置 (1 1 ~ 1 4) で受信された信号 (S E 1 1 ~ S E 1 4) と前記基準信号 (R) とに基づいて位相差 ($\Delta \phi_1$, $\Delta \phi_2$, $\Delta \phi_3$. . .) を求めるための信号処理装置 (2 0) と、

が設けられており、

- ・前記受信装置 (1 1 ~ 1 4) および前記基準信号源 (6 0) は、受信した前記信号 (S E 1 1 ~ S E 1 4) および前記基準信号 (R) を伝送するために前記信号処理装置 (2 0) に接続されており、

- ・前記信号処理装置 (2 0) は前記位相差 ($\Delta \phi_1$, $\Delta \phi_2$, $\Delta \phi_3$. . .) を伝送するために制御装置 (7 0) に接続されており、

前記制御装置 (7 0) は、前記受信装置 (1 1 ~ 1 4) に対する前記医療機器の動きを相殺するために、前記位相差 ($\Delta \phi_1$, $\Delta \phi_2$, $\Delta \phi_3$. . .) に依存して前記医療機器 (1 0) の位置 (x , y , z) を調整するための操縦装置 (8 0) を制御することを特徴とする、コントロール装置。

【請求項 1 3】

前記制御装置 (7 0) は、前記医療機器 (1 0) が静止するように前記操縦装置 (8 0) を制御する、請求項 1 2 記載のコントロール装置。

【請求項 1 4】

前記信号処理装置 (2 0) は、
前記基準信号 (R) と前記受信された信号 (S E 1 1 ~ S E 1 4) との位相偏差 ($d\phi_{11}$, $d\phi_{12}$, $d\phi_{13}$, $d\phi_{14}$. . .) を検出するための 1 つまたは複数の装置 (2 1 ~ 2 4) と、

前記位相偏差 ($d\phi_{11}$, $d\phi_{12}$, $d\phi_{13}$, $d\phi_{14}$. . .) から前記位相差 ($\Delta \phi_1$, $\Delta \phi_2$, $\Delta \phi_3$. . .) を求めるための差形成装置 (5 0) と
を有する、請求項 1 2 または 1 3 記載のコントロール装置。

【請求項 1 5】

前記位相偏差 ($d\phi_{11}$, $d\phi_{12}$, $d\phi_{13}$, $d\phi_{14}$. . .) を検出するための 1 つまたは複数の装置 (2 1 ~ 2 4) はそれぞれ、第 1 の信号入力端と、第 2 の信号入力端と、信号出力端とを有し、

- ・前記基準信号源 (6 0) は、前記位相偏差 ($d\phi_{11}$, $d\phi_{12}$, $d\phi_{13}$, $d\phi_{14}$. . .) を検出するための 1 つまたは複数の装置 (2 1 ~ 2 4) それぞれの第 1 の信号入力端に接続されており、

- ・前記受信装置 (1 1 ~ 1 4) はそれぞれ、前記位相偏差 ($d\phi_{11}$, $d\phi_{12}$, $d\phi_{13}$, $d\phi_{14}$) を検出するための 1 つまたは複数の装置 (2 1 ~ 2 4) の第 2 の信号入力端に接続されており、

- ・前記位相偏差 ($d\phi_{11}$, $d\phi_{12}$, $d\phi_{13}$, $d\phi_{14}$. . .) を検出するための 1 つまたは複数の装置 (2 1 ~ 2 4) の信号出力端は前記差形成装置 (5 0) に接続されており、

- ・前記差形成装置 (5 0) は、前記位相差 ($\Delta \phi_1$, $\Delta \phi_2$, $\Delta \phi_3$. . .) を伝送するために前記制御装置 (7 0) に接続されている、請求項 1 4 記載のコントロール装置。

【請求項 1 6】

前記位相偏差 ($d\phi_{11}$, $d\phi_{12}$, $d\phi_{13}$, $d\phi_{14}$. . .) を検出するための 1 つまたは複数の装置 (2 1 ~ 2 4) の数は、前記受信装置 (1 1 ~ 1 4) の数に相応する、請求項 1 4 または 1 5 記載のコントロール装置。

【請求項 1 7】

前記位相偏差 ($d\phi_{11}$, $d\phi_{12}$, $d\phi_{13}$, $d\phi_{14}$. . .) を検出するための 1 つまたは複数の装置 (2 1 ~ 2 4) はそれぞれ、ミキサ (3 1 ~ 3 4) と位相測定器 (4 1 ~ 4 4) を有し、

10

20

30

40

50

・前記第1の信号入力端および前記第2の信号入力端は前記ミキサ(31~34)に接続されており、

・前記位相測定器(41~44)は前記ミキサの出力端に接続されており、

・前記位相測定器(41~44)の出力端は前記差形成装置(50)に接続されている、請求項15または16記載のコントロール装置。

【請求項18】

作業空間(A)内の医療機器(10)の位置(x, y, z)のコントロール装置であって、

前記医療機器(10)は信号(S)を送信するための送信装置を有するコントロール装置において、

・前記信号(S)を受信するための少なくとも2つの受信装置(11~14)であって、1つの第1の受信装置(14)と1つまたは複数の第2の受信装置(11~13)とを含む受信装置(11~14)と、

・前記受信装置(11~14)で受信された信号(SE11~SE14)に基づいて位相差($\Delta\phi_1, \Delta\phi_2, \Delta\phi_3, \dots$)を求めるための信号処理装置(20)と、
が設けられており、

・前記受信装置(11~14)は、受信した前記信号(SE11~SE14)を伝送するために前記信号処理装置(20)に接続されており、

・前記信号処理装置(20)は前記位相差($\Delta\phi_1, \Delta\phi_2, \Delta\phi_3, \dots$)を伝送するために制御装置(70)に接続されており、

前記制御装置(70)は、前記受信装置(11~14)に対する前記医療機器の動きを相殺するために、前記位相差($\Delta\phi_1, \Delta\phi_2, \Delta\phi_3, \dots$)に依存して前記医療機器(10)の位置(x, y, z)を調整するための操縦装置(80)を制御することを特徴とする、コントロール装置。

【請求項19】

前記制御装置(70)は、前記医療機器(10)が静止するように前記操縦装置(80)を制御する、請求項18記載のコントロール装置。

【請求項20】

前記信号処理装置(20)は、前記位相差($\Delta\phi_1, \Delta\phi_2, \Delta\phi_3, \dots$)を求めるための1つまたは複数の装置(21~23)、とりわけ位相検出器(21~23)を有し、

前記位相差($\Delta\phi_1, \Delta\phi_2, \Delta\phi_3, \dots$)を求めるための装置(21~23)の数は少なくとも、前記第2の受信装置(11~13)の数に相応する、請求項18または19記載のコントロール装置。

【請求項21】

前記位相差($\Delta\phi_1, \Delta\phi_2, \Delta\phi_3, \dots$)を求めるための装置(21~23)はそれぞれ、第1の信号入力端と、第2の信号入力端と、信号出力端とを有し、

・前記第1の受信装置(14)は、受信した前記信号(SE14)を伝送するために、前記位相差($\Delta\phi_1, \Delta\phi_2, \Delta\phi_3, \dots$)を求めるための装置(21~23)それぞれの第1の信号入力端に接続されており、

・前記第2の受信装置(11~13)はそれぞれ、前記位相差($\Delta\phi_1, \Delta\phi_2, \Delta\phi_3, \dots$)を求めるための装置(21~23)の第2の信号入力端に接続されており、

・前記位相差($\Delta\phi_1, \Delta\phi_2, \Delta\phi_3, \dots$)を求めるための装置(21~23)の信号出力端は前記求められた位相差($\Delta\phi_1, \Delta\phi_2, \Delta\phi_3, \dots$)を伝送するために、前記制御装置(70)に接続されている、請求項20記載のコントロール装置。

【請求項22】

前記操縦装置(80)は、前記医療機器(10)を非接触案内するためのコイル装置であり、とりわけ内視鏡カプセルを非接触案内するためのコイル装置である、請求項12から21までのいずれか1項記載のコントロール装置。

【請求項23】

10

20

30

40

50

前記医療機器（１０）は、電磁的かつ非接触で操縦可能な内視鏡カプセルである、請求項１２から２２までのいずれか１項記載のコントロール装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【０００１】

本発明は、たとえば内視鏡カプセル等の医療機器の位置変化を測定するためのシステムと、該位置変化の測定結果を使用して該医療機器の位置を調整するための装置とに関する。

【０００２】

医療において、患者の体内の診断または処置を行うために内視鏡カプセルがますます幅広く使用されてきている。内視鏡カプセルはとりわけ、たとえば身体に生検を行うかまたは薬物を取り込むための医療器具を含み、かつ／または、カメラ等の撮像システムを含むことができる。さらに、カプセルに永久磁石を該カプセルに組み込むことにより、該カプセルに磁気的雙極モーメントが生じ、たとえばＤＥ１０３４０９２５Ｂ３に記載されているように、電磁コイル装置を使用して任意に操作できるようにすることができる。

【０００３】

一般的には、体内をたとえば内視鏡カプセル等の医療機器によって検査する際には、該医療機器の位置を監視し、場合によっては調整する。たとえば胃を検査する際には、胃の半分を水によって充填し、内視鏡カプセルを水面で泳がせる。胃内壁の画像を撮影する場合、避けられない水の運動によってカプセルがカメラとともに運動してしまい、不鮮明でぶれてしまった画像しか得られなくなってしまうという問題が生じる。特定の領域の連続した写真を撮影する場合にも、カプセルが静止している必要がある。

【０００４】

位置検出を行うためには、電磁的な測定手法はたいいてい、低周波の交番電磁界を使用し、この低周波の交番電磁界は人体にほぼ影響を及ぼさないように透過することにより、絶対位置を検出することができる。ＷＯ２００５／１２０３４５Ａ２にこのようなシステムが記載されている。しかし公知のシステムは、測定精度が制限されるという欠点を有し、さらに、信号雑音比が良好でないことと、このような信号雑音比に伴って所要積分時間が長くなることに起因して、時間分解能が比較的低くなり、測定値遅延が比較的大きくなってしまふ。択一的に、体内の医療機器の絶対位置測定を行うために、高周波の電磁波で位相差測定を行うことが提案されている。この測定では、電磁波が身体の組織を通過して伝播するときの誘電率および導電度が異なることにより、自由空間中では球形である波面が著しく変形することは考慮されていない。それにも関わらず絶対位置検出を行えるようにするためには、面倒な補正手法が必要である。

【０００５】

したがって本発明の課題は、医療機器の位置変化を検出してこの位置変化に対抗できる装置および方法を提供することである。

【０００６】

前記課題は、独立請求項に記載された発明によって解決される。従属請求項に有利な実施形態が記載されている。

【０００７】

本発明は、体内における医療機器の位置をコントロールし、場合によっては位置補正を行うためには、該医療機器の絶対位置は必要なく、位置変化の方向と、少なくとも大まかな量とを検出すればよいことに基づく。医療機器と目標位置との偏差を検出した場合、またはより一般的には、医療機器が不所望の動きをしている場合、この偏差ないしは動きに対抗する調整を行うことができる。したがって、相対位置の検出を行うだけで十分である。

【０００８】

こうするためには、医療機器は連続的または間欠的に、高周波の電磁信号を送信し、該電磁信号は、空間的に分布された複数の受信装置によって受信される。医療機器の運動を

10

20

30

40

50

検出するためには、受信装置で受信された信号と基準信号との間の位相差の時間特性を監視する。この基準信号は、別個の基準信号源から得るか、または前記受信装置のうち1つの受信装置から得ることができる。前記受信装置の位相差のうち1つまたは複数の位相差が変化した場合、医療機器が動いたと推定することができ、場合によっては、医療機器のこのような運動に対抗するために適切な措置を行うことができる。

【0009】

この対抗措置は制御装置によって、検出された位相差に依存して行われる。前記制御装置は、医療機器の位置を調整するための操縦装置を制御する。この操縦装置は、DE10340925B3に記載されているように、電磁コイル装置とすることができる。

【0010】

10

本発明の方法は、相対位置測定を行うだけで、信号雑音比が高いことにより迅速な測定ひいては短い応答時間を実現できるという利点を有する。それゆえ、医療機器と目標位置との偏差を迅速に検出し、位置変化量が過度に大きくなる前に相応に短時間で補正することができる。さらに、絶対位置測定と異なって有利には、医療機器ないしは送信装置と受信装置との間の身体の組織に関する情報（たとえば誘電率、導電度）が既知である必要はない。

【0011】

より正確かつ迅速な絶対位置測定を実現するために、本発明の方法ないしは装置たとえば低周波の別の測定方式とを組み合わせることが考えられる。

【0012】

20

下記の実施例および図面に、本発明の別の利点、構成および詳細が記載されている。

【図面の簡単な説明】

【0013】

【図1】本発明による装置の第1実施例を示す。

【図2】本発明による装置の第2実施例を示す。

【図3】患者に配置された複数の受信装置および医療機器の配置図である。

【図4】図3中の医療機器が動いた場合に得られる位相差の変化の概略図である。

【図5】操作装置を示す。

【0014】

第1実施例

30

図1に、作業空間A内における医療機器10の位置 x 、 y 、 z をコントロールするための本発明の第1の実施形態の装置を示す。この作業空間Aは患者の体内の空洞とすることができ、たとえば胃とすることができ、医療機器10は有利には内視鏡カプセルである。内視鏡カプセル10に永久磁石が備えられていることにより、該内視鏡カプセル10は磁気双極子モーメントを有し、たとえばDE10340925B3の記載内容と図5中に一例として示された相応の内容のように、操縦装置80ないしは電磁コイル装置とによって該内視鏡カプセル10を電磁的かつ非接触で操縦することができる。

【0015】

さらに、内視鏡カプセル10は送信装置も有する。この送信装置は連続的または間欠的に、変調信号または非変調信号Sを送信し、たとえば435MHzの周波数の高周波信号Sを送信する。

40

【0016】

この信号Sは1つまたは複数の受信装置11～14によって受信され、この第1実施例では4つの受信装置11～14によって受信される。こうするためには、受信装置11～14に電界および/または磁界を受信するためのアンテナが備えられている。さらに、受信装置11～14はそれぞれ、受信された信号を増幅するためのプリアンプを有する。受信装置11～14によって受信されて増幅された信号SE11～SE14は信号処理装置20へ伝送される。この信号処理装置20は複数の装置21～24を有し、各受信装置11～14に1つの装置21～24が所属している。装置21～24はそれぞれ、第1の信号入力端および第2の信号入力端と1つの信号出力端とを有し、受信された信号SE11

50

～ S E 1 4 はそれぞれ第 2 の信号入力端に入力される。

【 0 0 1 7 】

さらに、基準信号 R を生成する基準信号源 6 0 が設けられている。基準信号源 6 0 は基準発振器とすることができ、有利には、該基準発振器の周波数と信号 S の周波数との偏差は僅かだけである。基準信号 R は装置 2 1 ～ 2 4 の各第 1 の信号入力端に入力される。

【 0 0 1 8 】

装置 2 1 ～ 2 4 は有利には、それぞれミキサ 3 1 ～ 3 4 と位相測定器 4 1 ～ 4 4 とを有し、各ミキサ 3 1 ～ 3 4 はそれぞれ第 1 の信号入力端と第 2 の信号入力端とを有する。装置 2 1 ～ 2 4 の第 1 の信号入力端ないしは第 2 の信号入力端はミキサ 3 1 ～ 3 4 の第 1 の信号入力端ないしは第 2 の信号入力端に相応する。位相測定器 4 1 ～ 4 4 の信号出力端は装置 2 1 ～ 2 4 の信号出力端に相応する。

10

【 0 0 1 9 】

ミキサ 3 1 ～ 3 4 の信号入力端に入力される信号は、自明のように相互にダウンミックスされる。ミキサ 3 1 ～ 3 4 の出力信号はそれぞれ、位相測定器 4 1 ～ 4 4 の信号入力端へ伝送される。位相測定器 4 1 ～ 4 4 は、該位相測定器 4 1 ～ 4 4 の入力端に入力された信号の位相位置を検出する。その際にはたとえば、ほぼ方形波信号になるように信号が増幅され、その後に方形波信号のゼロ交差が検出される。このようにして、位相測定器 4 1 ～ 4 4 の出力信号はそれぞれ、装置 2 1 ～ 2 4 ないしはミキサ 3 1 ～ 3 4 の第 1 の信号入力端に入力された信号の位相と第 2 の信号入力端に入力された信号の位相との位相偏差 $d\phi_{11}$, $d\phi_{12}$, $d\phi_{13}$, $d\phi_{14}$ に相応するようになる。たとえば、装置 2 1 の第 1 の信号入力端に信号 R が入力され、該装置 2 1 の第 2 の信号入力端に、受信装置 1 1 で受信された信号 S E 1 1 が入力される。装置 2 1 の出力信号は、信号 S E 1 1 の位相 $\phi(S E 1 1)$ と基準信号 R の位相 $\phi(R)$ との偏差 $d\phi_{11} = \phi(S E 1 1) - \phi(R)$ に相応する。装置 2 2 ～ 2 4 の入力信号および出力信号にも相応のことが当てはまる。すなわち、装置 2 1 ～ 2 4 の出力信号は、受信装置 1 1 ～ 1 4 で受信された信号 S E 1 1 ～ S E 1 4 の位相 $\phi(S E 1 1)$, $\phi(S E 1 2)$, $\phi(S E 1 3)$, $\phi(S E 1 4)$ と、基準信号源 6 0 によって生成された基準信号 R の位相 $\phi(R)$ との位相偏差 $d\phi_{11}$, $d\phi_{12}$, $d\phi_{13}$, $d\phi_{14}$ に相応する。

20

【 0 0 2 0 】

基準信号源 6 0 の周波数と内視鏡カプセル 1 0 の送信装置の周波数とは通常は正確には一致しないので、位相偏差 $d\phi_{11}$, $d\phi_{12}$, $d\phi_{13}$, $d\phi_{14}$ は時間的に一定ではなく、時間経過とともに線形に増大する。しかし、内視鏡カプセル 1 0 が動かないことを前提条件とすると、位相偏差間の差は時間的に一定でなければならない。それゆえ、信号処理装置 2 0 に差形成装置 5 0 が設けられており、この差形成装置 5 0 に偏差 $d\phi_{11}$, $d\phi_{12}$, $d\phi_{13}$, $d\phi_{14}$ が供給される。

30

【 0 0 2 1 】

差形成装置 5 0 において位相差 $\Delta\phi_1$, $\Delta\phi_2$, $\Delta\phi_3$ が求められる。その際には、位相偏差 $d\phi_{11}$, $d\phi_{12}$, $d\phi_{13}$, $d\phi_{14}$ のうち任意の位相偏差を基準値 $d\phi_{ref}$ として決定し、たとえば $d\phi_{ref} = d\phi_{11}$ であると決定し、他の位相偏差 $d\phi_{12}$, $d\phi_{13}$, $d\phi_{14}$ と該基準値 $d\phi_{ref}$ との差を形成する。すなわち、 $\Delta\phi_1 = d\phi_{12} - d\phi_{11}$, $\Delta\phi_2 = d\phi_{13} - d\phi_{11}$ 、および $\Delta\phi_3 = d\phi_{14} - d\phi_{11}$ を形成する。前記位相偏差のうち 1 つを基準値 $d\phi_{ref}$ として選択することは、任意に行うか、またはたとえば、該位相偏差 $d\phi_{11}$, $d\phi_{12}$, $d\phi_{13}$, $d\phi_{14}$ の大きさに依存して行うことができる。

40

【 0 0 2 2 】

位相差 $\Delta\phi_1$, $\Delta\phi_2$, $\Delta\phi_3$ は時間的に連続して検出されるか、または間欠的に検出される。

【 0 0 2 3 】

位相差 $\Delta\phi_1$, $\Delta\phi_2$, $\Delta\phi_3$ は制御装置 7 0 へ供給される。制御装置 7 0 は、内視鏡カプセル 1 0 の位置 x , y , z を調整するための操縦装置 8 0 に接続されており、該操縦

50

装置 80 を調整するために位相差 $\Delta \varphi_1$, $\Delta \varphi_2$, $\Delta \varphi_3$ を使用する。その際には、 x , y , z が内視鏡カプセル 10 の重心の位置をデカルト座標系で定義する。このデカルト座標系はたとえば、操縦装置 80 のジオメトリによって設定することができる。

【 0024 】

第 2 実施例

図 2 に示した第 2 の有利な実施例では、医療機器 10 は第 1 実施例と同様に送信装置によって連続的または間欠的に、変調信号または非変調信号 S を送信する。信号 S は受信装置 11 ~ 14 によって受信される。以下では、受信装置 11 ~ 14 のうち 1 つを第 1 の受信装置 14 と称し、他の受信装置を第 2 の受信装置 11 ~ 13 と称する。受信装置 11 ~ 14 はそれぞれ、電界および / または磁界を受信するためのアンテナと、受信された信号を増幅するためのプリアンプとを有する。

10

【 0025 】

受信装置 11 ~ 14 によって受信されて増幅された信号 $SE11$ ~ $SE14$ は信号処理装置 20 へ伝送される。信号処理装置 20 において、第 2 の受信装置 11 ~ 13 で受信された信号 $SE11$ ~ $SE13$ と第 1 の受信装置 14 で受信された信号 $SE14$ との間の位相差 $\Delta \varphi_1$, $\Delta \varphi_2$, $\Delta \varphi_3$ が求められる。すなわち、 $\Delta \varphi_1 = \varphi(SE11) - \varphi(SE14)$ 、 $\Delta \varphi_2 = \varphi(SE12) - \varphi(SE14)$ 、 $\Delta \varphi_3 = \varphi(SE13) - \varphi(SE14)$ が求められる。ここで $\varphi(X)$ は信号 X の位相を表す。その後、第 1 の受信装置 14 の受信された信号 $SE14$ が、第 1 の実施例の表現によれば基準信号 R として使用される。

20

【 0026 】

位相差 $\Delta \varphi_1$, $\Delta \varphi_2$, $\Delta \varphi_3$ を求めるために装置 21 ~ 23 が設けられており、たとえば位相検出器 21 ~ 23 が設けられている。この位相検出器 21 ~ 23 の数は少なくとも、第 2 の受信装置 11 ~ 13 の数に相応する。

【 0027 】

各位相検出器 21 ~ 23 に第 1 の信号入力端および第 2 の信号入力端と、信号出力端とが設けられている。第 1 の受信装置 14 は受信した信号 $SE14$ を伝送するために、各位相検出器 21 ~ 23 の第 1 の信号入力端に接続されている。第 2 の受信装置 11 ~ 13 はそれぞれ、位相検出器 21 ~ 23 の第 2 の信号入力端に接続されており、信号出力端は、求められた位相差 $\Delta \varphi_1$, $\Delta \varphi_2$, $\Delta \varphi_3$ を伝送するために制御装置 70 に接続されている。

30

【 0028 】

受信される信号 $SE11$ ~ $SE14$ の周波数は同じであるから、第 2 実施例では第 1 実施例とは異なり、位相差を直接検出することができる。

【 0029 】

位相差 $\Delta \varphi_1$, $\Delta \varphi_2$, $\Delta \varphi_3$ は第 1 実施例と同様に制御装置 70 へ供給される。制御装置 70 は第 1 実施例と同様に、内視鏡カプセル 10 の位置 x , y , z を調整するための操縦装置 80 に接続されており、該操縦装置 80 を調整するために位相差 $\Delta \varphi_1$, $\Delta \varphi_2$, $\Delta \varphi_3$ を使用する。

【 0030 】

40

信号処理装置 20 は、第 1 の受信装置 14 の受信した信号 $SE14$ の代わりに、他の受信装置 11 ~ 13 のうち任意の受信装置で受信された信号 $SE11$ ~ $SE13$ を基準信号 R として使用することができるように構成されている。すなわち、たとえば受信装置 12 の信号 $SE12$ を基準信号 R として使用できるように構成されている。このことに相応して位相差 $\Delta \varphi_1$, $\Delta \varphi_2$, $\Delta \varphi_3$ は、 $\Delta \varphi_1 = \varphi(SE11) - \varphi(SE12)$, $\Delta \varphi_2 = \varphi(SE13) - \varphi(SE12)$, $\Delta \varphi_3 = \varphi(SE14) - \varphi(SE12)$ で計算される。受信装置 12 は第 1 の受信装置の役割を果たし、受信装置 11 , 13 , 14 は第 2 の受信装置のグループを構成する。第 1 のマルチプレクサおよび第 2 のマルチプレクサを使用する構成が考えられる。この構成では、第 1 のマルチプレクサは信号 $SE11$ ~ $SE14$ から 1 つの信号を選択し、たとえば $SE14$ を選択し、この 1 つの信号を位相検出器

50

21 ~ 23の第1の信号入力端へ出力し、第2のマルチプレクサは信号SE11 ~ SE14から他の3つの信号を選択し、この実施例ではSE11, SE12およびSE13を選択し、これらの信号をそれぞれ第2の信号入力端へ伝送する。また択一的に、受信装置11 ~ 14のうち任意の受信装置を第1の受信装置として回路技術的に規定し、信号SE11 ~ SE14を相応に、位相検出器の第1の信号入力端および第2の信号入力端へ伝送する別の構成も可能である。

【0031】

有利には、測定精度を上昇させるために4つより多くの受信装置が使用される。図3に、内視鏡カプセル10と8つの受信装置11 ~ 18とから成るシステムを示しており、該受信装置11 ~ 18は作業空間Aの領域に取り付けられている。具体的な適用例では、作業空間Aは患者の体内であり、内視鏡カプセルはたとえば患者の胃の中に存在することができる。図3に示された受信装置11 ~ 18の他に付加的に、同図中の図平面の前方および後方の平面に別の受信装置を設けることもできる。有利には受信装置は、内視鏡カプセル10によって検査される領域全体が受信装置網によって包囲されるように配置される。

【0032】

動作

第1実施例と第2実施例との相違点は、基準信号Rの準備の仕方である。第1実施例では別個の基準信号源60が基準信号Rを生成するのに対し、第2実施例では受信装置11 ~ 14のうち任意の受信装置が基準信号Rの発生源として使用される。求められた位相差 $\Delta\phi_1, \Delta\phi_2, \Delta\phi_3$ に基づいて制御装置70で実施される内視鏡カプセル10の位置 x, y, z のコントロール方法の基本的なステップは、両実施例ともに同じである。

【0033】

図3に示されたシステムでは7つの位相差 $\Delta\phi_1 \sim \Delta\phi_7$ が求められ、制御装置70へ供給される。内視鏡カプセル10が動かない場合、すなわち受信装置11 ~ 18に対して相対的に静止している場合、位相差 $\Delta\phi_1 \sim \Delta\phi_7$ は時間的に一定である。

【0034】

カプセル10が動くと、これが動いている間、位相差 $\Delta\phi_1 \sim \Delta\phi_7$ のうち少なくともいずれかの位相差が変化する。一般的には、位相差の変化が大きいと、カプセル10は該カプセル10と相応の受信装置とを接続する接続線の方に大きく動くと仮定することができる。

【0035】

制御装置70は、該制御装置70に供給された位相差 $\Delta\phi_1 \sim \Delta\phi_7$ の時間特性 $\Delta\phi_1(t) \sim \Delta\phi_7(t)$ を監視することによって、求められた位相差 $\Delta\phi_1 \sim \Delta\phi_7$ を評価する。その際には、現在すなわち時点 t_2 で求められた位相差 $\Delta\phi_1(t_2) \sim \Delta\phi_7(t_2)$ と、直前に時点 t_1 で求められた位相差 $\Delta\phi_1(t_1) \sim \Delta\phi_7(t_1)$ とを連続的に比較する($t_1 < t_2$)。

【0036】

択一的に、任意の第1の時点 t_1 で、該時点で得られた位相差 $\Delta\phi_1(t_1) \sim \Delta\phi_7(t_1)$ を基準値として記憶することができる。たとえば、システムのオペレータが内視鏡カプセル10を、胃内壁の特定の領域の画像列を取り込む目標位置 $x(t_1), y(t_1), z(t_1)$ にもって来た場合、カプセル10が静止している必要がある。この時点 t_1 において、たとえばオペレータがボタンを押すと、このボタンが押されたことに応答して、現時点で求められた位相差 $\Delta\phi_1(t_1) \sim \Delta\phi_7(t_1)$ が記憶される。その後で第2の時点 t で求められた位相差 $\Delta\phi_1(t) \sim \Delta\phi_7(t)$ は、制御装置70において、前記記憶された基準値 $\Delta\phi_1(t_1) \sim \Delta\phi_7(t_1)$ と連続的に比較される。

【0037】

位相差 $\Delta\phi_1 \sim \Delta\phi_7$ のうち1つまたは複数の位相差が変化した場合、制御装置70によって操縦装置80の調整が行われる。操縦装置80は両実施例ともに、有利には、内視鏡カプセル10を非接触案内するための複数の個々のコイルの構成体である。このことは、たとえばDE10340925B3に「電磁コイル装置」として記載されている。操縦

10

20

30

40

50

装置 80 は個々のコイルの適切な所期の通電により、1 つまたは複数の磁界成分 B_x , B_y , B_z および / または 1 つまたは複数のグラジエント磁界 $G_{ij} = \delta B_i / \delta j$ を生成し、カプセル 10 の永久磁石の磁気双極子モーメントとの相互作用により、トルクおよび / または力をカプセル 10 に及ぼすことができる。上記式では $i, j = x, y, z$ である。個々のコイルを所期のように通電すること、ひいてはグラジエント磁界 G_{ij} および / または磁界成分 B_x , B_y , B_z は、制御装置 70 によって設定された制御に依存して構成される。

【0038】

この制御は、上記のように 1 つまたは複数の位相差の変化に関連する内視鏡カプセル 10 の位置 x, y, z が変化した場合、生成されるパワーおよびトルクがカプセルの検出された動きに抗するようにグラジエント磁界 G_{ij} および / または磁界成分 B_x , B_y , B_z を調整するように行われる。

10

【0039】

個々のコイルの 1 つまたは複数の通電と、生成されるトルクおよびパワーの大きさおよび方向との関係は既知であるから、位相差を監視することによって検出された内視鏡カプセルの動きの方向と場合によっては大きさに応じて適切な個別コイルに通電することにより、この動きに対して所期のように抗することができる。操縦装置 80 の基本的な動作に関しては、DE 10340925 B3 を参照されたい。本発明の装置の操縦装置 80 は同文献と同様に動作するが、DE 10340925 B3 の「電磁コイル装置」の構成に決められているわけではなく、該操縦装置 80 が含む個別コイルの数を加減したり、場合によっては、生成される磁気的な自由度の数が DE 10340925 B3 の操縦装置ないしは「電磁コイル装置」と異なるように、該操縦装置 80 を構成することができる。

20

【0040】

したがって、操縦装置 80 の制御を制御装置 70 によって行うことにより、位相差 $\Delta \phi_1(t) \sim \Delta \phi_7(t)$ が時間的に一定になるか、または、現在求められた位相差 $\Delta \phi_1(t) \sim \Delta \phi_7(t)$ と記憶された基準値 $\Delta \phi_1(t_1) \sim \Delta \phi_7(t_1)$ とが一致するようになる。このようにして、内視鏡カプセル 10 の不所望な動き、または、内視鏡カプセル 10 の位置 x, y, z と目標位置 $x(t_1), y(t_1), z(t_1)$ との偏差に対して抗することができる。

【0041】

30

別の実施形態

図 3 中で矢印によって示されたようにカプセル 10 が x 方向に運動すると、受信装置 12, 16 に関して求められた位相差 $\Delta \phi_2, \Delta \phi_6$ が比較的大きく変化する。それに対し、受信装置 14, 18 で求められた位相差 $\Delta \phi_4, \Delta \phi_8$ は全く変化しないか、またはこれらの位相差 $\Delta \phi_4, \Delta \phi_8$ の変化は最小限にのみとどまる。図 4 に、受信装置 11 ~ 18 で得られる位相差 $\Delta \phi_1 \sim \Delta \phi_7$ の変化を任意単位でプロットしたグラフを示す。これらの位相差 $\Delta \phi_1 \sim \Delta \phi_7$ は、図 3 中のカプセル 10 が x 方向に運動した場合に得られる。

【0042】

有利には、位相差が制御装置 70 において評価される際に考慮される位相差の数を制限し、とりわけ、大きさが最大の位相差 $\Delta \phi_1, \Delta \phi_2, \Delta \phi_3, \Delta \phi_5, \Delta \phi_6, \Delta \phi_7$ のみに制限し、他の位相差 $\Delta \phi_4$ は無視する。択一的に、位相差の大きさに応じて重み付けを行うことができる。

40

【0043】

内視鏡カプセルにたとえばカメラ等の撮像システムが備えられ、該内視鏡カプセルがビデオ信号を送信する場合、該カプセル内にそのために設けられた送信器を信号 S の送信にも使用することができる。その搬送周波数には、典型的には 433 MHz が使用される。信号 S の送信のためにカプセル内に設けられる別個の送信装置または別の付加的な組み込み装置を省略することができる。場合によっては、画像伝送が所定の時間間隔で中断され、数 ms にわたって位置測定のための非変調信号が送信されるように、カプセルの送信ブ

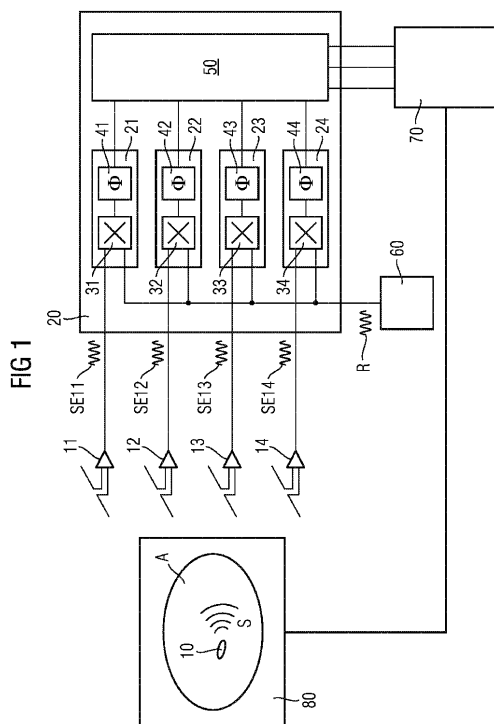
50

プログラムを変化することもできる。

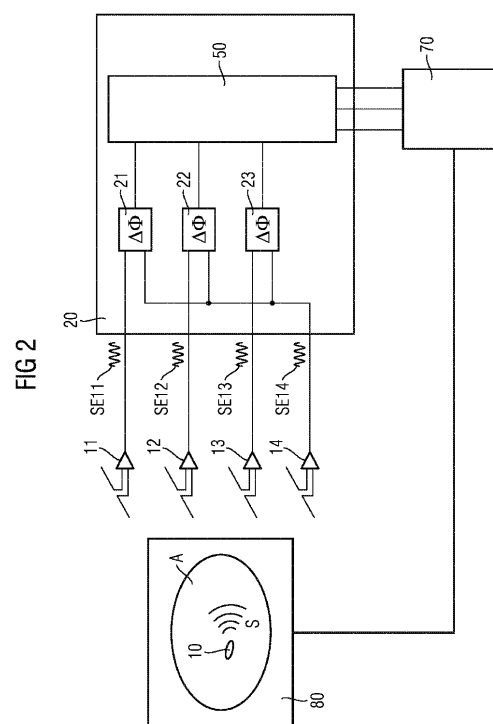
【 0 0 4 4 】

受信装置は患者に直接固定したり、操縦装置 8 0 に固定することができ、たとえば患者の肌に接着することによって固定することができる。実用上の理由から、たとえば D E 1 0 3 4 0 9 2 5 B 3 に記載のような操縦装置 8 0 ないしは電磁コイル装置の場合、シリンダ形の操縦装置 8 0 の内部空間内のシリンダ内壁に受信装置が取り付けられる。

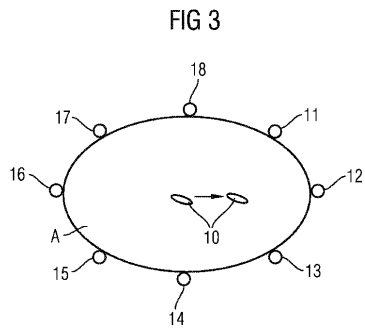
【 図 1 】



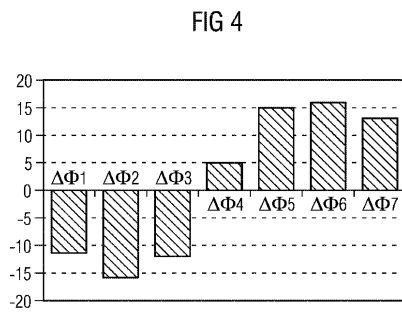
【 図 2 】



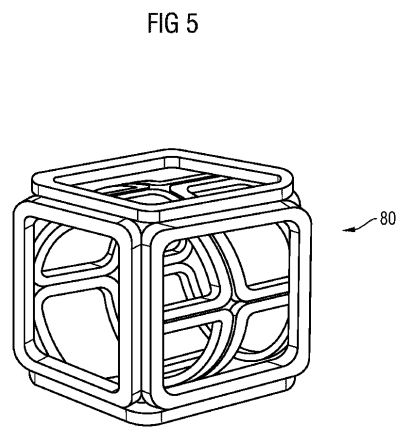
【図 3】



【図 4】



【図 5】



フロントページの続き

- (74)代理人 100110593
弁理士 杉本 博司
- (74)代理人 100112793
弁理士 高橋 佳大
- (74)代理人 100128679
弁理士 星 公弘
- (74)代理人 100135633
弁理士 二宮 浩康
- (74)代理人 100114890
弁理士 アインゼル・フェリックス＝ラインハルト
- (72)発明者 ディルク ディール
ドイツ連邦共和国 エアランゲン ベルリーナー プラッツ 3
- (72)発明者 ラルフ オペルト
ドイツ連邦共和国 ウテンロイト フェーレンヴェーク 14
- (72)発明者 ヨハンネス ラインシュケ
ドイツ連邦共和国 ニュルンベルク ローリッツァー シュトラッセ 8

審査官 安田 明央

- (56)参考文献 特開2004-219329(JP, A)
米国特許出願公開第2004/0210131(US, A1)

- (58)調査した分野(Int.Cl., DB名)
A61B 1/00 - 1/32

专利名称(译)	通过相位差测量控制人体内医疗设备的位置		
公开(公告)号	JP5579077B2	公开(公告)日	2014-08-27
申请号	JP2010541042	申请日	2008-12-08
[标]申请(专利权)人(译)	西门子公司		
申请(专利权)人(译)	西门子激活日元Gezerushiyafuto		
当前申请(专利权)人(译)	西门子激活日元Gezerushiyafuto		
[标]发明人	ディルクディール ラルフオベルト ヨハネスラインシュケ		
发明人	ディルク ディール ラルフ オベルト ヨハネス ラインシュケ		
IPC分类号	A61B1/00 A61B5/07		
CPC分类号	A61B5/073 A61B1/00016 A61B1/00158 A61B1/041 A61B1/273 A61B5/062 A61B5/07 A61B34/73 A61B2034/2051 A61B2034/732 A61B2090/3975		
FI分类号	A61B1/00.320.Z A61B5/07 A61B1/00.320.B		
代理人(译)	矢野俊夫 杉本博司 星 公弘 二宮和也HiroshiYasushi		
优先权	102008003005 2008-01-02 DE		
其他公开文献	JP2011509106A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

本发明涉及一种用于测量诸如内窥镜胶囊的医疗装置的位置变化的系统和一种使用位置变化的测量结果来调节医疗装置的位置的装置。医疗设备发送信号，该信号由多个空间分布的接收设备接收。基于接收信号和参考信号之间的相位差的时间特性，可以估计医疗设备是否在移动。如果检测到医疗设备正在移动，则通过控制设备控制控制设备以针对检测到的医疗设备到医疗设备的移动产生力和/或扭矩到。

【 图 2 】

