



**【特許請求の範囲】****【請求項 1】**

人体通信を行うカプセル型医療装置を臓器内部に導入する被検体の体表面に配置される複数の電極パッドと、

前記カプセル型医療装置に対して磁界を印加して前記カプセル型医療装置を誘導する磁気誘導手段と、

前記複数の電極パッドによって検出された電気信号から、前記磁界の変化によって前記被検体に発生した渦電流による信号成分を除去する除去手段と、

前記除去手段によって前記渦電流による信号成分が除去された残りの電気信号である前記カプセル型医療装置からの電気信号をもとに、前記カプセル型医療装置の位置を算出する位置算出手段と、

を備えたことを特徴とするカプセル誘導システム。

**【請求項 2】**

前記除去手段は、

前記磁気誘導手段が前記カプセル型医療装置に対して印加する磁界の時間変化率を検出する磁界変化検出手段と、

前記磁界の時間変化率が所定の閾値を超過したか否かを判断し、超過した場合、前記位置算出手段による前記カプセル型医療装置の位置算出処理を停止する制御手段と、

によって形成され、前記渦電流による信号成分は、前記制御手段が前記カプセル型医療装置の位置算出処理を停止することによって除去されることを特徴とする請求項 1 に記載のカプセル誘導システム。

**【請求項 3】**

前記除去手段は、

前記磁気誘導手段が前記カプセル型医療装置に対して印加する磁界の時間変化率を検出する磁界変化検出手段と、

前記渦電流による信号成分を算出する渦電流算出手段と、

前記複数の電極パッドによって検出された各電気信号の電圧から前記渦電流による信号成分を減算する減算処理を行う減算処理手段と、

前記磁界の時間変化率が所定の閾値を超過したか否かを判断し、超過した場合、前記減算処理手段の減算処理を実行させる制御手段と、

によって形成され、前記位置算出手段は、前記減算処理手段の減算処理によって算出された前記カプセル型医療装置からの電気信号の電圧をもとに、前記カプセル型医療装置の位置を算出することを特徴とする請求項 1 に記載のカプセル誘導システム。

**【請求項 4】**

前記除去手段は、前記複数の電極パッドによって検出された各電気信号から前記渦電流による信号成分を除去するフィルタであることを特徴とする請求項 1 に記載のカプセル誘導システム。

**【請求項 5】**

前記除去手段は、

前記複数の電極パッドによって検出された電気信号の周波数帯域を制限するバンドパスフィルタと、

前記バンドパスフィルタによって帯域制限された電気信号を周波数成分に変換し、この変換した周波数成分から前記渦電流の周波数成分を除去するデジタルフィルタと、

によって形成されることを特徴とする請求項 1 に記載のカプセル誘導システム。

**【請求項 6】**

前記複数の電極パッドによって検出された電気信号を受信する受信手段を備え、

前記除去手段は、

前記磁気誘導手段が前記カプセル型医療装置に対して印加する磁界の時間変化率を検出する磁界変化検出手段と、

前記磁界の時間変化率が所定の閾値を超過したか否かを判断し、超過した場合、前記受

10

20

30

40

50

信手段に対して前記電気信号を除去する制御を行う制御手段と、

によって形成され、前記位置算出手段は、前記受信手段によって出力された前記カプセル型医療装置からの電気信号をもとに前記カプセル型医療装置の位置を算出することを特徴とする請求項 1 に記載のカプセル誘導システム。

【請求項 7】

前記除去手段によって前記渦電流による信号成分が除去された残りの電気信号である前記カプセル型医療装置からの電気信号をもとに、前記カプセル型医療装置からのデータを取得するデータ取得手段をさらに備えたことを特徴とする請求項 1 ~ 6 のいずれか一つに記載のカプセル誘導システム。

【請求項 8】

前記除去手段は、前記被検体に前記渦電流が発生した場合、前記データ取得手段のデータ取得処理を停止することによって前記渦電流による信号成分を除去することを特徴とする請求項 7 に記載のカプセル誘導システム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、患者等の人体内部に導入されたカプセル型医療装置と人体通信を行うとともに該カプセル型医療装置の位置を検出して、この人体内部のカプセル型医療装置を誘導するカプセル誘導システムに関するものである。

【背景技術】

【0002】

近年、内視鏡の分野においては、飲み込み型のカプセル型内視鏡（カプセル型医療装置の一例）が登場している。このカプセル型内視鏡には、撮像機能と無線機能が設けられている。カプセル型内視鏡は、観察（検査）のために患者の口から飲み込まれた後、人体から自然排出されるまでの間、体腔内、たとえば胃、小腸などの臓器の内部をその蠕動運動に従って移動し、順次撮像する機能を有する。

【0003】

しかし、このカプセル型内視鏡は、無線機能によって人体外との通信を行っているため、消費電力が大きく、動作時間が短くなるとともに、1次電池の占める容積が大きくなり、カプセル型内視鏡の小型化・高機能化を阻害するという問題があった。そこで、近年、人体を通信媒体として人体内（臓器内部）のカプセル型内視鏡と人体外の受信装置との通信（すなわち人体通信）を行う人体通信システムが登場している。

【0004】

かかる人体通信システムでは、カプセル型内視鏡の表面に形成された送信電極間の電位差によって電流が発生し、この電流が人体を通して流れると、人体の表面に装着された2つの受信電極間に電圧が誘起され、この誘起された電圧によってカプセル型内視鏡からのデータを人体外の受信装置が受信する。かかる人体通信を用いたカプセル型内視鏡では、数百MHzの高周波信号を必要とせず、10MHz程度の低周波信号でデータを送信することができるため、消費電力を極端に低減することができる（特許文献1, 2参照）。

【0005】

一方、カプセル型内視鏡に磁石を設け、このカプセル型内視鏡に外部回転磁界をかけることによってカプセル型内視鏡を回転させ、この回転によって被検体内のカプセル型内視鏡を所望位置に誘導させて検査を行おうとする磁気誘導システムがある（特許文献3, 4参照）。

【0006】

このような人体通信システムと磁気誘導システムとを組み合わせた場合、人体通信を行うために被検体の体表面に配置された複数の受信電極対が検出した電圧によって、この被検体の臓器内部のカプセル型内視鏡からのデータを受信するとともに、この臓器内部のカプセル型内視鏡の位置を検出し、この検出した位置をもとに、この臓器内部のカプセル型内視鏡を誘導するというカプセル誘導システムを実現することができる。

10

20

30

40

50

## 【 0 0 0 7 】

【特許文献1】特表2006-513001号公報

【特許文献2】特表2006-513670号公報

【特許文献3】特開2004-255174号公報

【特許文献4】特開2005-304638号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

## 【 0 0 0 8 】

しかしながら、上述した従来のカプセル誘導システムでは、被検体の臓器内部に導入されたカプセル型内視鏡を誘導する際に、このカプセル型内視鏡に対して印加する外部回転磁界が急激に経時変化することがあり、かかる外部回転磁界の急激な経時変化に起因して、この被検体の体表面に渦電流が発生し、この発生した渦電流に起因する不要な電圧が人体通信用の受信電極対によって検出される虞がある。この結果、かかる渦電流に起因して、被検体内におけるカプセル型内視鏡の位置を検出することが困難になるという問題点があった。

## 【 0 0 0 9 】

本発明は、上記事情に鑑みてなされたものであって、被検体内のカプセル型内視鏡を磁気によって誘導する際に体表面に発生した渦電流に阻害されずに、被検体内におけるカプセル型内視鏡の位置を検出できるカプセル誘導システム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】

## 【 0 0 1 0 】

上述した課題を解決し、目的を達成するために、本発明にかかるカプセル誘導システムは、人体通信を行うカプセル型医療装置を臓器内部に導入する被検体の体表面に配置される複数の電極パッドと、前記カプセル型医療装置に対して磁界を印加して前記カプセル型医療装置を誘導する磁気誘導手段と、前記複数の電極パッドによって検出された電気信号から、前記磁界の変化によって前記被検体に発生した渦電流による信号成分を除去する除去手段と、前記除去手段によって前記渦電流による信号成分が除去された残りの電気信号である前記カプセル型医療装置からの電気信号をもとに、前記カプセル型医療装置の位置を算出する位置算出手段と、を備えたことを特徴とする。

## 【 0 0 1 1 】

また、本発明にかかるカプセル誘導システムは、上記の発明において、前記除去手段は、前記磁気誘導手段が前記カプセル型医療装置に対して印加する磁界の時間変化率を検出する磁界変化検出手段と、前記磁界の時間変化率が所定の閾値を超過したか否かを判断し、超過した場合、前記位置算出手段による前記カプセル型医療装置の位置算出処理を停止する制御手段と、によって形成され、前記渦電流による信号成分は、前記制御手段が前記カプセル型医療装置の位置算出処理を停止することによって除去されることを特徴とする。

## 【 0 0 1 2 】

また、本発明にかかるカプセル誘導システムは、上記の発明において、前記除去手段は、前記磁気誘導手段が前記カプセル型医療装置に対して印加する磁界の時間変化率を検出する磁界変化検出手段と、前記渦電流による信号成分を算出する渦電流算出手段と、前記複数の電極パッドによって検出された各電気信号の電圧から前記渦電流による信号成分を減算する減算処理を行う減算処理手段と、前記磁界の時間変化率が所定の閾値を超過したか否かを判断し、超過した場合、前記減算処理手段の減算処理を実行させる制御手段と、によって形成され、前記位置算出手段は、前記減算処理手段の減算処理によって算出された前記カプセル型医療装置からの電気信号の電圧をもとに、前記カプセル型医療装置の位置を算出することを特徴とする。

## 【 0 0 1 3 】

また、本発明にかかるカプセル誘導システムは、上記の発明において、前記除去手段は、前記複数の電極パッドによって検出された各電気信号から前記渦電流による信号成分を

除去するフィルタであることを特徴とする。

【0014】

また、本発明にかかるカプセル誘導システムは、上記の発明において、前記除去手段は、前記複数の電極パッドによって検出された電気信号の周波数帯域を制限するバンドパスフィルタと、前記バンドパスフィルタによって帯域制限された電気信号を周波数成分に変換し、この変換した周波数成分から前記渦電流の周波数成分を除去するデジタルフィルタと、によって形成されることを特徴とする。

【0015】

また、本発明にかかるカプセル誘導システムは、上記の発明において、前記複数の電極パッドによって検出された電気信号を受信する受信手段を備え、前記除去手段は、前記磁気誘導手段が前記カプセル型医療装置に対して印加する磁界の時間変化率を検出する磁界変化検出手段と、前記磁界の時間変化率が所定の閾値を超過したか否かを判断し、超過した場合、前記受信手段に対して前記電気信号を除去する制御を行う制御手段と、によって形成され、前記位置算出手段は、前記受信手段によって出力された前記カプセル型医療装置からの電気信号をもとに前記カプセル型医療装置の位置を算出することを特徴とする。

10

【0016】

また、本発明にかかるカプセル誘導システムは、上記の発明において、前記除去手段によって前記渦電流による信号成分が除去された残りの電気信号である前記カプセル型医療装置からの電気信号をもとに、前記カプセル型医療装置からのデータを取得するデータ取得手段をさらに備えたことを特徴とする。

20

【0017】

また、本発明にかかるカプセル誘導システムは、上記の発明において、前記除去手段によって前記被検体に前記渦電流が発生した場合、前記データ取得手段のデータ取得処理を停止することによって前記渦電流による信号成分を除去することを特徴とする。

【発明の効果】

【0018】

本発明にかかるカプセル誘導システムは、被検体の臓器内部に導入したカプセル型医療装置に磁界を印加して、このカプセル型医療装置を誘導するとともに、このカプセル型医療装置と人体通信を行ってカプセル型医療装置からの電気信号を受信し、かかる磁界の変化によって被検体に渦電流が発生した場合、この渦電流による信号成分を除去してカプセル型医療装置からの電気信号を抽出し、かかるカプセル型医療装置からの電気信号をもとにカプセル型医療装置の位置を算出するように構成したので、被検体内部のカプセル型医療装置を磁気によって誘導する際に、被検体の体表面上の電極パッドによって検出された電気信号の中から磁界由来の渦電流による信号成分を除去することができ、この結果、かかる渦電流に阻害されずに、被検体内部におけるカプセル型医療装置の位置を検出することができるという効果を奏する。

30

【発明を実施するための最良の形態】

【0019】

以下、この発明を実施するための最良の形態であるカプセル誘導システムについて説明する。なお、以下では、本発明にかかるカプセル誘導システムのカプセル型医療装置の一例として被検体の臓器内部の画像（以下、体内画像という場合がある）を撮像するカプセル型内視鏡を例示するが、この実施の形態によって本発明が限定されるものではない。

40

【0020】

（実施の形態1）

図1は、本発明の実施の形態1にかかるカプセル誘導システムの一構成例を模式的に示すブロック図である。図1に示すように、この実施の形態1にかかるカプセル誘導システム10は、患者等の被検体1の臓器内部に導入されるカプセル型内視鏡2と、この被検体1内部のカプセル型内視鏡2から送信されたデータを受信する受信装置3と、この被検体1内部のカプセル型内視鏡2を磁力によって誘導する磁気誘導装置4とを備える。

【0021】

50

カプセル型内視鏡 2 は、被検体 1 の臓器内部に導入されるカプセル型医療装置の一例であり、撮像機能および人体通信機能を有する。具体的には、カプセル型内視鏡 2 は、被検体 1 の臓器内部に導入された場合、この被検体 1 の臓器内部を移動しつつ被検体 1 の体内画像を撮像し、この撮像した体内画像を被検体 1 外部の受信装置 3 に送信する人体通信を行う。この場合、カプセル型内視鏡 2 は、被検体 1 の体内画像を送信するために被検体 1 に対して電流を流して、この被検体 1 の体内もしくは体表面に電位分布を形成する。この結果、カプセル型内視鏡 2 は、この被検体 1 (すなわち人体) を通信媒体にして被検体 1 の体内画像に対応する電気信号を受信装置 3 に送信する。かかるカプセル型内視鏡 2 は、被検体 1 の体内画像を撮像する都度、受信装置 3 との間で人体通信を繰り返し行い、被検体 1 の体内画像に対応する電気信号を受信装置 3 に順次送信する。

10

**【0022】**

受信装置 3 は、被検体 1 を通信媒体にして臓器内部のカプセル型内視鏡 2 と人体通信を行う人体通信機能と、この被検体 1 内部におけるカプセル型内視鏡 2 の位置を検出する位置検出機能とを有する。このような受信装置 3 は、図 1 に示すように、被検体 1 の体表面に配置される複数の電極パッド 5 と、これら複数の電極パッド 5 を介してカプセル型内視鏡 2 からの電気信号を受信する受信部 6 と、受信部 6 が受信した電気信号に対応する被検体 1 の体内画像を生成する画像処理部 7 と、被検体 1 の体表面に形成された電位分布を取得する電位分布取得部 8 と、被検体 1 内部におけるカプセル型内視鏡 2 の位置を算出する位置算出部 9 と、を有する。また、受信装置 3 は、各種情報を入力する入力部 11 と、被検体 1 の体内画像等の各種情報を表示する表示部 12 と、被検体 1 の体内画像群およびカ

20

**【0023】**

複数の電極パッド 5 は、被検体 1 (すなわち人体) を通信媒体にして伝達されるカプセル型内視鏡 2 からの電気信号を検出するためのものである。具体的には、複数の電極パッド 5 は、電極対をそれぞれ有し、臓器内部にカプセル型内視鏡 2 を導入する被検体 1 の体表面における既知の位置に分散配置される。ここで、被検体 1 の体表面に分散配置された複数の電極パッド 5 の各電極対には、カプセル型内視鏡 2 が被検体 1 を通信媒体にして電気信号を送信した際に電圧が誘起される。この場合、複数の電極パッド 5 の各々は、このように電極対に誘起された電圧を電気信号として検出し、この検出した電気信号を受信部

30

**【0024】**

受信部 6 は、上述した複数の電極パッド 5 によって検出された電気信号を受信する。具体的には、受信部 6 は、複数の電極パッド 5 と接続され、これら複数の電極パッドの各電極対に誘起された電圧を電気信号として受信する。ここで、かかる受信部 6 が受信する電気信号には、少なくともカプセル型内視鏡 2 からの電気信号が含まれる。受信部 6 は、複数の電極パッド 5 によって検出された電圧のうちの最も高い電圧に対応する電気信号を選択し、この選択した電気信号に対して復調処理等を行って、この電気信号から画像信号を

40

**【0025】**

また、受信部 6 は、被検体 1 の体表面上に配置された複数の電極パッド 5 の各位置における電圧値を電位分布取得部 8 に対して通知する。具体的には、受信部 6 は、これら複数の電極パッド 5 の各々が検出した各電気信号を受信し、受信した各電気信号を電位分布取得部 8 に送出する。これによって、受信部 6 は、複数の電極パッド 5 の各々が検出した電気信号の電圧値、すなわち、複数の電極パッド 5 の各電極対に誘起された電圧値を電位分布取得部 8 に対して通知する。このようにして、受信部 6 は、これら複数の電極パッド 5

50

の各位置における電圧値を電位分布取得部 8 に対して通知する電圧通知処理を達成する。

【 0 0 2 6 】

なお、このような受信部 6 は、カプセル型内視鏡 2 が被検体 1 の体内画像を送信する人体通信を行う都度、上述した画像信号の復調処理と電圧通知処理とを繰り返し行うように制御部 1 4 によって制御される。

【 0 0 2 7 】

画像処理部 7 は、人体通信によってカプセル型内視鏡 2 から送信された電気信号をもとに、カプセル型内視鏡 2 が撮像した被検体 1 の体内画像（カプセル型医療装置からのデータの一例）を取得するデータ取得手段として機能する。具体的には、画像処理部 7 は、受信部 6 によって復調された画像信号を取得し、この取得した画像信号に対して所定の画像処理を行う。ここで、かかる受信部 6 から取得した画像信号は、上述したように、カプセル型内視鏡 2 が撮像した被検体 1 の体内画像を含むものである。画像処理部 7 は、かかる画像信号をもとに被検体 1 の体内画像を生成（再構築）し、この生成した被検体 1 の体内画像を制御部 1 4 に送出する。なお、かかる画像処理部 7 の画像生成処理タイミングは、制御部 1 4 によって制御される。

【 0 0 2 8 】

電位分布取得部 8 は、被検体 1 の体表面上に形成される電位分布を取得する。具体的には、電位分布取得部 8 は、受信部 6 によって通知された複数の電極パッド 5 の各位置における電圧値を取得する。ここで、電位分布取得部 8 は、被検体 1 の体表面上に配置された複数の電極パッド 5 の各位置を予め把握している。かかる電位分布取得部 8 は、受信部 6 が複数の電極パッド 5 によって検出された各電気信号を受信する都度、この受信部 6 によって通知された各電圧値をもとに、被検体 1 の体表面上における複数の電極パッド 5 の各位置と複数の電極パッド 5 の各電圧値との対応関係を把握し、これに基づいて、被検体 1 の体表面上に形成された電位分布（以下、被検体 1 の電位分布という）を取得する。かかる電位分布取得部 8 は、被検体 1 に渦電流が発生していない場合、カプセル型内視鏡 2 からの電気信号によって被検体 1 の体表面上に形成された電位分布を理解する。電位分布取得部 8 は、このように取得した被検体 1 の電位分布を位置算出部 9 に通知する。

【 0 0 2 9 】

位置算出部 9 は、複数の電極パッド 5 によって検出されたカプセル型内視鏡 2 からの電気信号をもとに、被検体 1 内部におけるカプセル型内視鏡 2 の位置を算出する位置算出手段として機能する。具体的には、位置算出部 9 は、電位分布取得 8 によって通知された被検体 1 の電位分布を取得し、この取得した被検体 1 の電位分布をもとに、被検体 1 内部におけるカプセル型内視鏡 2 の位置を算出する。例えば、位置算出部 9 は、被検体 1 の電位分布の電圧源であるカプセル型内視鏡 2 の電圧値（詳細には人体通信を行う際にカプセル型内視鏡 2 の送信電極間に発生する電圧値）を既知の情報として予め有する。また、位置算出部 9 は、仮に設定した被検体 1 内部の仮定位置にカプセル型内視鏡 2 が存在する場合に各電極パッド 5 に誘起される各電圧の仮定値と被検体 1 の電位分布（すなわち各電圧パッド 5 に誘起された電圧の実測値）との誤差を算出する誤差関数を予め有する。かかる位置算出部 9 は、かかる誤差関数を用いて各電極パッド 5 の電圧の仮定値と被検体 1 の電位分布との誤差を繰り返し算出し、この誤差が最小となる被検体 1 内部の仮定位置を被検体 1 内部におけるカプセル型内視鏡 2 の位置として算出する。位置算出部 9 は、このように算出したカプセル型内視鏡 2 の位置情報を制御部 1 4 に送出する。なお、かかる位置算出部 9 の位置算出処理タイミングは、制御部 1 4 によって制御される。

【 0 0 3 0 】

なお、位置算出部 9 は、上述したように誤差関数を用いたカプセル型内視鏡 2 の位置算出処理に限らず、被検体 1 の電位分布の電圧源であるカプセル型内視鏡 2 の電圧値と、被検体 1 の電位分布（各電極パッド 5 に誘起された電圧の実測値）と、通信媒体（導体）である被検体 1 のインピーダンスとをもとに、カプセル型内視鏡 2 と複数の電極パッド 5 との各距離を算出し、この算出した各距離をもとに、（例えば三角法等に基づいて）被検体 1 内部におけるカプセル型内視鏡 2 の位置を算出してもよい。

10

20

30

40

50

## 【 0 0 3 1 】

入力部 1 1 は、キーボードおよびマウス等の入力デバイスを用いて実現され、医師または看護師等のユーザによる入力操作に応じて、制御部 1 4 に各種情報を入力する。かかる入力部 1 1 が制御部 1 4 に入力する各種情報は、例えば、制御部 1 4 に対して指示する指示情報（磁気誘導装置 4 を操作するための指示情報を含む）、被検体 1 の患者情報、被検体 1 の検査情報等である。

## 【 0 0 3 2 】

なお、被検体 1 の患者情報は、被検体 1 を特定する特定情報であり、例えば、被検体 1 の患者名、患者 ID、生年月日、性別、年齢等である。また、被検体 1 の検査情報は、被検体 1 に対して実施されるカプセル型内視鏡検査（臓器内部にカプセル型内視鏡 2 を導入して臓器内部を観察するための検査）を特定する特定情報であり、例えば、検査 ID、検査日等である。

10

## 【 0 0 3 3 】

表示部 1 2 は、CRT ディスプレイまたは液晶ディスプレイ等の各種ディスプレイを用いて実現され、制御部 1 4 によって表示指示された各種情報を表示する。具体的には、表示部 1 2 は、カプセル型内視鏡 2 が撮像した被検体 1 の体内画像群、被検体 1 の患者情報、被検体 1 の検査情報、被検体 1 内部におけるカプセル型内視鏡 2 の位置情報等を表示する。

## 【 0 0 3 4 】

記憶部 1 3 は、RAM、EEPROM、フラッシュメモリ、またはハードディスク等の書き換え可能にデータを保存する各種記憶メディアを用いて実現される。記憶部 1 3 は、制御部 1 4 が記憶指示した各種データを記憶し、記憶した各種データの中から制御部 1 4 が読み出し指示したデータを制御部 1 4 に送出する。かかる記憶部 1 3 は、制御部 1 4 の制御に基づいて、画像処理部 7 によって生成された被検体 1 の体内画像群と、入力部 1 1 によって入力された被検体 1 の患者情報および検査情報と、位置算出部 9 によって算出されたカプセル型内視鏡 2 の位置情報とを記憶する。

20

## 【 0 0 3 5 】

なお、記憶部 1 3 は、フレキシブルディスク（FD）、コンパクトディスク（CD）、またはDVD（Digital Versatile Disk）等の携帯型記録媒体を着脱可能に挿着でき、挿着された携帯型記録媒体に対して各種データの読取処理または書込処理を行うドライブ等を用いて実現されてもよい。

30

## 【 0 0 3 6 】

制御部 1 4 は、受信装置 3 の各構成部（受信部 6、画像処理部 7、電位分布取得部 8、位置算出部 9、入力部 1 1、表示部 1 2、および記憶部 1 3）の動作を制御し、かかる各構成部間における信号の入出力を制御する。具体的には、制御部 1 4 は、入力部 1 1 によって入力された指示情報に基づいて受信部 6 の動作を開始し、カプセル型内視鏡 2 が人体通信を行う都度、上述した画像信号の復調処理と電圧通知処理とを繰り返し行うように受信部 6 を制御する。また、制御部 1 4 は、画像処理部 7 によって生成された被検体 1 の体内画像群と位置算出部 9 によって算出されたカプセル型内視鏡 2 の位置情報とを記憶部 1 3 に記憶させるとともに、かかる体内画像群および位置情報を表示部 1 2 に表示させる。かかる制御部 1 4 の制御は、入力部 1 1 によって入力された指示情報に基づいて行われる。

40

## 【 0 0 3 7 】

また、制御部 1 4 は、被検体 1 の体表面に発生した渦電流の影響を受けずに被検体 1 の体内画像を生成でき且つカプセル型内視鏡 2 の位置を算出できるように、画像処理部 7 の画像生成処理タイミングと位置算出部 9 の位置算出処理タイミングとを制御する。具体的には、制御部 1 4 は、被検体 1 の体表面に渦電流が発生した場合に画像処理部 7 の画像生成処理と位置算出部 9 の位置算出処理とをとともに停止するように、画像処理部 7 の動作タイミングと位置算出部 9 の動作タイミングとを制御する。ここで、かかる渦電流は、被検体 1 内部のカプセル型内視鏡 2 を誘導するために磁気誘導装置 4 が発生させた磁界の変化

50

に起因して発生する。このため、制御部 14 は、後述する磁気誘導装置 4 の磁界変化検出部 17 によって検出された磁界の時間変化率を取得し、この取得した磁界の時間変化率に基づいて、画像処理部 7 の画像生成処理タイミングと位置算出部 9 の位置算出処理タイミングとを制御する。

【0038】

一方、磁気誘導装置 4 は、被検体 1 の臓器内部に導入されたカプセル型内視鏡 2 を磁気によって誘導する磁気誘導手段として機能する。具体的には、磁気誘導装置 4 は、被検体 1 内部のカプセル型内視鏡 2 を所望の方向に誘導可能な磁界（例えば回転磁界）をカプセル型内視鏡 2 に印加し、この磁界によって被検体 1 内部のカプセル型内視鏡 2 を所望の位置に移動させる。このような磁気誘導装置 4 は、図 1 に示すように、被検体 1 内部のカプセル型内視鏡 2 を誘導可能な磁界を発生する磁界発生部 15 と、この磁界を発生するために磁界発生部 15 に供給する交流信号を発生する信号発生部 16 と、磁界発生部 15 が発生する磁界の時間変化率を検出する磁界変化検出部 17 と、磁界発生部 15 が発生した磁界によるカプセル型内視鏡 2 の誘導を制御する磁気誘導制御部 18 とを備える。

10

【0039】

磁界発生部 15 は、ヘルムホルツコイル等の電磁石を組み合わせて実現され、信号発生部 16 から電流が供給されることによって、被検体 1 内部のカプセル型内視鏡 2 を所望の位置に誘導可能な磁界を発生する。具体的には、磁界発生部 15 は、所定の 3 軸座標系の X 軸、Y 軸、および Z 軸の各方向に磁界を発生可能な構成を有し、かかる X Y Z の各軸方向に発生する磁界の強度を変化させることによって 3 次元の回転磁界（被検体 1 内部のカプセル型内視鏡 2 を誘導可能な磁界の一例）を被検体 1 内部のカプセル型内視鏡 2 の位置に形成する。かかる磁界発生部 15 は、被検体 1 内部のカプセル型内視鏡 2 に磁界（例えば 3 次元の回転磁界を）印加することによって、このカプセル型内視鏡 2 を被検体 1 内部の所望の位置に誘導する磁気誘導手段として機能する。

20

【0040】

信号発生部 16 は、被検体 1 内部のカプセル型内視鏡 2 を誘導可能な磁界を発生するために必要な電流を磁界発生部 15 に供給するよう機能する。具体的には、信号発生部 16 は、磁気誘導制御部 18 の制御に基づいて、カプセル型内視鏡 2 を被検体 1 内部の所望の位置に誘導可能な磁界（例えば 3 次元の回転磁界）の発生に必要な交流信号を発生し、発生した交流信号を磁界発生部 15 に送出する。これによって、信号発生部 16 は、このカプセル型内視鏡 2 を誘導可能な磁界の発生に必要な電流を磁界発生部 15 に供給する。また、信号発生部 16 は、このように交流信号を発生する都度、発生した交流信号を磁界変化検出部 17 にも送出する。

30

【0041】

磁界変化検出部 17 は、被検体 1 内部のカプセル型内視鏡 2 を誘導するために磁界発生部 15 が発生する磁界の変化を検出する磁界変化検出手段として機能する。具体的には、磁界変化検出部 17 は、被検体 1 内部のカプセル型内視鏡 2 を誘導するために磁界発生部 15 に供給される交流信号と同じ交流信号を信号発生部 16 から順次取得し、取得した交流信号をもとに、かかる信号発生部 16 から磁界発生部 15 に順次供給される電流値の時間的変化を監視する。磁界変化検出部 17 は、かかる電流値の時間的変化の監視結果に基づいて、磁界発生部 15 がカプセル型内視鏡 2 に対して印加する磁界の時間変化率を検出する。磁界変化検出部 17 は、このように検出した磁界の時間変化率を上述した受信装置 3 の制御部 14 に通知する。

40

【0042】

磁気誘導制御部 18 は、カプセル型内視鏡 2 を被検体 1 内部の所望の位置に誘導可能な磁界を発生するために信号発生部 16 が磁界発生部 15 に供給する交流信号の電流値を制御し、かかる電流値の制御（すなわち磁界発生部 15 への通電量の制御）を通して、被検体 1 内部のカプセル型内視鏡 2 の磁気誘導を制御する。具体的には、磁気誘導制御部 18 は、上述した受信装置 3 の制御部 14 と接続され、磁気誘導に関する操作の指示情報を制御部 14 から取得する。なお、この磁気誘導に関する操作の指示情報は、被検体 1 内部の

50

カプセル型内視鏡 2 を所望の位置に誘導するように磁気誘導装置 4 を操作するための指示情報であり、制御部 1 4 を介して入力部 1 1 から磁気誘導制御部 1 8 に入力される。また、磁気誘導制御部 1 8 は、上述した位置算出部 9 がカプセル型内視鏡 2 の位置を算出する都度、このカプセル型内視鏡 2 の位置情報を制御部 1 4 から取得する。かかる磁気誘導制御部 1 8 は、かかる位置算出部 9 によって算出されたカプセル型内視鏡 2 の位置情報をもとに被検体 1 内部のカプセル型内視鏡 2 の現在位置を把握する。そして、磁気誘導制御部 1 8 は、制御部 1 4 を介して入力部 1 1 から磁気誘導に関する操作の指示情報を取得し、この指示情報によって指示された被検体 1 内部の位置にカプセル型内視鏡 2 を移動させるように磁界発生部 1 5 への通電量を制御する。

#### 【0043】

ここで、上述した磁界変化検出部 1 7 および受信装置 3 の制御部 1 4 は、複数の電極パッド 5 によって検出される各電気信号から渦電流による信号成分を除去する除去手段を形成する。すなわち、磁界変化検出部 1 7 は、上述したように、被検体 1 内部のカプセル型内視鏡 2 に対して印加される磁界の時間変化率を検出し、この検出した磁界の時間変化率を受信装置 3 の制御部 1 4 に通知する。制御部 1 4 は、かかる磁界変化検出部 1 7 と接続され、磁界変化検出部 1 7 によって通知された磁界の時間変化率に基づいて、画像処理部 7 の画像生成処理タイミングと位置算出部 9 の位置算出処理タイミングとを制御する。この場合、制御部 1 4 は、カプセル型内視鏡 2 に印加された磁界の急激な強度変化によって被検体 1 に渦電流が発生した状態において、画像処理部 7 の画像生成処理と位置算出部 9 の位置算出処理とをとともに停止する。この結果、制御部 1 4 は、受信部 6 が受信した電気信号（すなわち複数の電極パッド 5 によって検出された各電気信号）から、渦電流による信号成分をノイズ成分として含む電気信号（以下、ノイズ含有信号という）を除去する。このようにして、かかる渦電流による信号成分が除去される。

#### 【0044】

つぎに、上述した磁界発生部 1 5 が発生した磁界によって誘導可能なカプセル型内視鏡 2 の構成について説明する。図 2 は、本発明の実施の形態 1 にかかるカプセル誘導システムのカプセル型内視鏡 2 の一構成例を示す模式図である。図 2 に示すように、カプセル型内視鏡 2 は、不透明の筒状筐体 2 0 a の一端が不透明のドーム形状となり、他端が透明のドーム形状筐体 2 0 b によって塞がれたカプセル型構造を有する。この筒状筐体 2 0 a とドーム形状筐体 2 0 b との内部には、ドーム形状筐体 2 0 b 側に、LED などによって実現される照明部 2 2、集光レンズ 2 3、撮像素子 2 4 が備えられ、ドーム形状筐体 2 0 b 側の周囲の被写体が撮像される。撮像素子 2 4 から出力された撮像信号は、信号処理部 2 5 によって処理され、画像信号として送信部 2 7 から後述する送信電極 2 1 a、2 1 b より出力され、被検体 1（すなわち人体）を介して電極パッド 5 に送信される。

#### 【0045】

ここで、ドーム形状筐体 2 0 b の表面と、ドーム形状筐体 2 0 b の反対側のドーム表面とは、それぞれ人体通信用の送信電極 2 1 a、2 1 b が形成されている。ドーム形状筐体 2 0 b の表面に形成された送信電極 2 1 a は、ITO などによって実現される透明電極である。また、各送信電極 2 1 a、2 1 b は、耐腐食性に優れ、人体に無害な金属であり、例えば送信電極 2 1 b は、SUS 316L や金などによって実現される。さらに、各送信電極 2 1 a、2 1 b は、体液などによって人体内部と電氣的に接続されることになる。

#### 【0046】

カプセル型内視鏡 2 の中央部には電池 2 6 とともに磁石 2 8 が配置されている。磁石 2 8 の磁極は、図 2 に示すように、カプセル型内視鏡 2 の長手方向すなわち軸方向に垂直な方向に配置される。かかる磁石 2 8 は、カプセル型内視鏡 2 の軸周りに回転磁界がかかることによって、この回転磁界に引かれてモータの回転子のように軸周りに回転する。このように磁石 2 8 が軸周りに回転することによって、カプセル型内視鏡 2 が回転する。

#### 【0047】

ここで、カプセル型内視鏡 2 の円筒部周りには、螺旋突起 2 9 が形成される。上述したように磁石 2 8 の回転によってカプセル型内視鏡 2 が回転すると、螺旋突起 2 9 は、体内

10

20

30

40

50

の消化管壁に螺合するようになる。カプセル型内視鏡 2 は、かかる螺旋突起 2 9 と消化管壁との螺合によって、ネジのように軸方向に移動することになる。例えば、図 2 において、軸周り A 方向にカプセル型内視鏡 2 が回転すると、カプセル型内視鏡 2 は、F 方向に進行し、軸周り A 方向とは逆方向にカプセル型内視鏡 2 が回転すると、カプセル型内視鏡 2 は、B 方向に後退する。このようにカプセル型内視鏡 2 を回転させる回転磁界を磁界発生部 1 5 がカプセル型内視鏡 2 に印加することによって、カプセル型内視鏡 2 は、被検体 1 内部において移動することが可能になる。

#### 【0048】

つぎに、かかるカプセル型内視鏡 2 を誘導可能な回転磁界を発生する磁界発生部 1 5 の構成について説明する。図 3 は、本発明の実施の形態 1 にかかるカプセル誘導システムの磁界発生部 1 5 の一構成例を示す模式図である。図 3 に示すように、磁界発生部 1 5 は、強磁性体などの誘電率の高い部材にコイルが巻かれた状態を形成した電磁石であり、X Y Z の 3 方向に被検体 1 を挟むようにそれぞれ 1 対の電磁石（例えばヘルムホルツコイル等）が組み合わせられた構成を有する。具体的には、磁界発生部 1 5 は、X 軸方向の磁界を発生する 1 対の電磁石 X 1 , X 2 と、Y 軸方向の磁界を発生する 1 対の電磁石 Y 1 , Y 2 と、Z 軸方向の磁界を発生する 1 対の電磁石 Z 1 , Z 2 とを組み合わせることによって形成される。かかる磁界発生部 1 5 は、信号発生部 1 6 から供給される交流信号に基づいて X Y Z の各軸方向に発生する磁界の強弱を制御することによって、被検体 1 内部のカプセル型内視鏡 2 に対して 3 次元の回転磁界を形成することができる。かかる回転磁界の形成は、制御部 1 4 を介して入力部 1 1 から入力された指示情報（磁気誘導に関する操作の指示情報）による操作指示のもとに、磁気誘導制御部 1 8 が X Y Z の各軸方向の電磁石への通電量を制御することによって行われる。

#### 【0049】

つぎに、渦電流による信号成分を除去する除去手段を形成する制御部 1 4 の動作について説明する。図 4 は、渦電流による信号成分を除去するために画像処理部 7 および位置算出部 9 の各動作タイミングを制御する制御部 1 4 の処理手順を例示するフローチャートである。かかる制御部 1 4 は、被検体 1 の体表面に渦電流が発生した場合、上述した複数の電極パッド 5 によって検出された電気信号から渦電流による信号成分を除去するために、画像処理部 7 および位置算出部 9 の各動作タイミングを制御する。

#### 【0050】

すなわち、図 4 に示すように、制御部 1 4 は、磁界変化検出部 1 7 が検出した磁界変化の検出結果を取得する（ステップ S 1 0 1）。具体的には、磁界変化検出部 1 7 は、上述したように、信号発生部 1 6 から磁界発生部 1 5 に順次供給される電流値の時間変化を監視し、この電流値の時間変化の監視結果に基づいて、磁界発生部 1 5 が被検体 1 内部のカプセル型内視鏡 2 に印加する磁界の時間変化率を検出する。制御部 1 4 は、被検体 1 内部のカプセル型内視鏡 2 を誘導するために磁界発生部 1 5 が形成した磁界の変化として、かかる磁界変化検出部 1 7 が検出した磁界の時間変化率を取得する。

#### 【0051】

つぎに、制御部 1 4 は、かかる磁界変化検出部 1 7 から取得した磁界変化の検出結果をもとに、磁界発生部 1 5 が被検体 1（詳細には臓器内部のカプセル型内視鏡 2）に印加した磁界の変化が所定の閾値以下であるか否かを判断する（ステップ S 1 0 2）。具体的には、制御部 1 4 は、ステップ S 1 0 1 において磁界変化検出部 1 7 から取得した磁界の時間変化率と予め設定された所定の閾値とを比較し、この磁界の時間変化率が閾値以下であるか否かを判断する。

#### 【0052】

ここで、上述した磁界発生部 1 5 によって被検体 1 内部のカプセル型内視鏡 2 に印加される磁界の強度が時間とともに急激に変化した場合、この被検体 1 の体表面に磁界由来の渦電流が発生する。すなわち、制御部 1 4 は、この磁界の時間変化率が閾値以下ではない（閾値を超過する）と判断した場合（ステップ S 1 0 2 , No）、被検体 1 の体表面に磁界由来の渦電流が発生している旨を認識する。この渦電流が発生しているタイミングにお

10

20

30

40

50

いて、制御部 14 は、位置算出部 9 および画像処理部 7 を制御して、上述した位置算出処理および画像生成処理を停止させる（ステップ S 103）。その後、制御部 14 は、上述したステップ S 101 に戻り、このステップ S 101 以降の処理手順を繰り返す。

【0053】

かかる制御部 14 は、被検体 1 の体表面に渦電流が発生しているタイミングにおいて位置算出部 9 の位置算出処理と画像処理部 7 の画像生成処理とをともに停止する制御を行うことによって、上述した位置算出処理または画像生成処理の処理対象の電気信号からノイズ含有信号（すなわち渦電流による信号成分を含む電気信号）を除去する。

【0054】

一方、制御部 14 は、ステップ S 101 において磁界変化検出部 17 から取得した磁界の時間変化率が閾値以下であると判断した場合（ステップ S 102, Yes）、被検体 1 の体表面に渦電流が発生していない旨を認識する。この渦電流が発生していないタイミングにおいて、制御部 14 は、位置算出部 9 および画像処理部 7 を制御して、上述した位置算出処理および画像生成処理を実行させる（ステップ S 104）。その後、制御部 14 は、上述したステップ S 101 に戻り、このステップ S 101 以降の処理手順を繰り返す。

10

【0055】

つぎに、磁界由来の渦電流による信号成分を除去する際の磁界変化検出部 17 および制御部 14 の動作を具体的に説明する。図 5 は、磁界発生部 15 が被検体 1 内部のカプセル型内視鏡 2 に印加する磁界強度の時間変化を例示する図である。以下、上述した図 1 と図 5 とを参照しつつ、磁界由来の渦電流による信号成分を除去する際の磁界変化検出部 17 および制御部 14 の動作を具体的に説明する。

20

【0056】

磁界発生部 15 によって被検体 1 内部のカプセル型内視鏡 2 に印加される磁界強度  $H$  が図 5 に示すように時間  $t$  とともに変化する場合、磁界変化検出部 17 は、上述したように信号発生部 16 から磁界発生部 15 に対して供給される電流値を監視することによって、時間  $t$  に対する磁界強度  $H$  の時間変化率を検出する。磁界変化検出部 17 は、かかる磁界強度  $H$  の時間変化率を磁界変化の検出結果として制御部 14 に送出する。制御部 14 は、かかる磁界変化検出部 17 によって検出された磁界強度  $H$  の時間変化率を取得し、この取得した磁界強度  $H$  の時間変化率に基づいて、上述した画像処理部 7 の画像生成処理タイミングと位置算出部 9 の位置算出処理タイミングとを制御する。

30

【0057】

ここで、例えば図 5 に示す時間  $t_1$ ,  $t_2$  の期間または時間  $t_3$ ,  $t_4$  の期間における磁界強度  $H$  の変化に例示されるように、被検体 1 内部のカプセル型内視鏡 2 に印加される磁界強度  $H$  が時間  $t$  とともに急激に変化した場合、この被検体 1 の体内もしくは体表面に渦電流が発生する。この場合、被検体 1 の体表面上に配置された複数の電極パッド 5 の各々には、人体通信を行うカプセル型内視鏡 2 からの電気信号に由来する電圧と渦電流に由来する電圧とがともに誘起される。このため、受信部 6 は、かかる時間  $t_1$ ,  $t_2$  の期間または時間  $t_3$ ,  $t_4$  の期間において、これら複数の電極パッド 5 を介してノイズ含有信号を受信してしまう。この結果、電位分布取得部 8 は、かかるノイズ含有信号に含まれる渦電流による信号成分によって、被検体 1 の正確な電位分布（すなわちカプセル型内視鏡 2 からの電気信号に由来する電位の分布）を取得することを阻害される。これに起因して、位置算出部 9 は、被検体 1 内部のカプセル型内視鏡 2 の位置を正確に算出することが困難となる。また、画像処理部 7 は、かかる渦電流による信号成分によって被検体 1 の体内画像を生成（再構築）する画像生成処理を阻害される。

40

【0058】

これに対して、制御部 14 は、かかる時間  $t_1$ ,  $t_2$  の期間または時間  $t_3$ ,  $t_4$  の期間に例示される渦電流発生期間において、上述した画像処理部 7 の画像生成処理と位置算出部 9 の位置算出処理とをともに停止することによって、処理対象の電気信号からノイズ含有信号を除去する。すなわち、制御部 14 は、例えば時間  $t_1$ ,  $t_2$  の期間または時間  $t_3$ ,  $t_4$  の期間において磁界変化検出部 17 から磁界強度  $H$  の時間変化率を取得した場

50

合、この取得した磁界強度  $H$  の時間変化率が所定の閾値を超過すると判断する。この場合、制御部 14 は、かかる時間  $t_1$  ,  $t_2$  の期間または時間  $t_3$  ,  $t_4$  の期間において、被検体 1 の体表面上に磁界由来の渦電流が発生している旨を認識する。かかる制御部 14 は、磁界由来の渦電流が発生しているタイミング（すなわち時間  $t_1$  ,  $t_2$  の期間または時間  $t_3$  ,  $t_4$  の期間）において、画像処理部 7 の画像生成処理と位置算出部 9 の位置算出処理とをともに停止させ、これによって、画像生成処理または位置算出処理の処理対象の電気信号（すなわち複数の電極パッド 5 によって検出された電気信号）から渦電流による信号成分を除去する。この結果、制御部 14 は、かかる渦電流による信号成分によって画像生成処理および位置算出処理が阻害されることを防止する。

#### 【0059】

以上、説明したように、本発明の実施の形態 1 では、被検体の臓器内部に導入されたカプセル型内視鏡を誘導するために形成した磁界の時間変化率を検出し、この磁界の時間変化率が所定の閾値以下である場合、この被検体の体表面上の電極パッドを介してカプセル型内視鏡から受信した体内画像を生成（再構築）する画像生成処理と、このカプセル型内視鏡の被検体内部における位置を算出する位置算出処理とを実行するようにし、この磁界の時間変化率が所定の閾値を超過する場合、かかる画像生成処理および位置算出処理を停止するように構成した。このため、被検体内部のカプセル型内視鏡に印加した磁界の変化によって被検体の体表面上に渦電流が発生している期間、かかる画像生成処理および位置算出処理を確実に停止することによって、この渦電流による信号成分をノイズ成分として含む電気信号（ノイズ含有信号）が画像生成処理および位置算出処理に用いられることを防止し、これによって、かかるノイズ含有信号を除去することができる。この結果、被検体内部のカプセル型内視鏡を磁気によって誘導する際に、体表面上の電極パッドによって検出された電気信号の中から磁界由来の渦電流による信号成分を除去することができ、かかる渦電流に阻害されずに、被検体内部におけるカプセル型内視鏡の位置を検出でき且つ被検体の体内画像を取得できるカプセル誘導システムを実現できる。

#### 【0060】

（実施の形態 2）

つぎに、本発明の実施の形態 2 について説明する。上述した実施の形態 1 では、磁界由来の渦電流による信号成分を除去するために位置算出部 9 の位置算出処理を停止していたが、この実施の形態 2 では、被検体 1 の体表面上に磁界由来の渦電流が発生した場合、複数の電極パッド 5 によって検出された各電圧から渦電流による信号成分を減算することによって、かかる渦電流による信号成分を除去している。

#### 【0061】

図 6 は、本発明の実施の形態 2 にかかるカプセル誘導システムの一構成例を模式的に示すブロック図である。図 6 に示すように、この実施の形態 2 にかかるカプセル誘導システム 30 は、上述した実施の形態 1 にかかるカプセル誘導システム 10 の受信装置 3 に代えて受信装置 33 を備える。この受信装置 33 は、上述した実施の形態 1 の受信装置 3 の制御部 14 に代えて制御部 38 を備え、さらに、被検体 1 に形成された磁界由来の渦電流による信号成分を算出する渦電流算出部 36 と、複数の電極パッド 5 によって検出された各電気信号の電圧から渦電流による信号成分を減算する減算処理部 37 とを備える。この場合、上述した電位分布取得部 8 と位置算出部 9 とは、減算処理部 37 を介して接続される。その他の構成は実施の形態 1 と同じであり、同一構成部分には同一符号を付している。

#### 【0062】

渦電流算出部 36 は、被検体 1 に渦電流が発生した場合に、かかる渦電流による信号成分を算出する。具体的には、渦電流算出部 36 は、上述した磁界変化検出部 17 と接続され、磁界発生部 15 が被検体 1 内部のカプセル型内視鏡 2 に印加した磁界の時間変化率を磁界変化検出部 17 から取得する。また、渦電流算出部 36 は、被検体 1 の身体の大きさ等の身体情報と被検体 1 の体表面上における各電極パッド 5 の位置情報とを予め把握している。かかる渦電流算出部 36 は、既知である被検体 1 の身体情報および各電極パッド 5 の位置情報と、磁界変化検出部 17 から取得した磁界の時間変化率とをもとに、かかる磁

10

20

30

40

50

界の変化によって被検体 1 の体内もしくは体表面に発生する渦電流を算出する。この場合、渦電流算出部 3 6 は、被検体 1 の体表面上に分散配置された複数の電極パッド 5 の各位置近傍に発生する渦電流を算出する。そして、渦電流算出部 3 6 は、かかる渦電流の算出結果をもとに、これら複数の電極パッド 5 の各々が検出する渦電流による信号成分を渦電流由来の誤差電圧として算出する。なお、かかる渦電流由来の誤差電圧は、被検体 1 の電位分布に関する誤差電圧である。渦電流算出部 3 6 は、かかる渦電流による信号成分の算出結果を減算処理部 3 7 に送出する。なお、かかる渦電流算出部 3 6 の算出処理タイミングは、制御部 3 8 によって制御される。

#### 【 0 0 6 3 】

減算処理部 3 7 は、被検体 1 に渦電流が発生した場合に、上述した電位分布取得部 8 が取得した被検体 1 の電位分布から渦電流由来の誤差電圧を減算する。具体的には、減算処理部 3 7 は、電位分布取得部 8 と接続され、電位分布取得部 8 から被検体 1 の電位分布を取得する。また、減算処理部 3 7 は、渦電流算出部 3 6 によって算出された渦電流由来の誤差電圧（渦電流による信号成分）を取得する。ここで、被検体 1 に渦電流が発生した状態において電位分布取得部 8 が取得した被検体 1 の電位分布には、この渦電流による信号成分（すなわち渦電流由来の誤差電圧）が含まれる。減算処理部 3 7 は、かかる被検体 1 の電位分布を形成する各電圧（すなわち複数の電極パッド 5 によって検出された各電圧）から、渦電流算出部 3 6 が算出した渦電流由来の誤差電圧を減算する。減算処理部 3 7 は、かかる減算処理によって、渦電流由来の誤差電圧を含まない被検体 1 の正確な電位分布（すなわちカプセル型内視鏡 2 の人体通信によって被検体 1 の体表面上に形成された電位分布）を算出する。この場合、減算処理部 3 7 は、複数の電極パッド 5 によって検出された各電気信号の電圧から渦電流による信号成分を減算する減算処理を行って、複数の電極パッド 5 が検出したカプセル型内視鏡 2 からの電気信号の電圧を算出したことになる。減算処理部 3 7 は、上述した位置算出部 9 と接続され、かかる減算処理の結果を位置算出部 9 に送出する。なお、かかる減算処理部 3 7 の減算処理タイミングは、制御部 3 8 によって制御される。

#### 【 0 0 6 4 】

制御部 3 8 は、被検体 1 の体表面に発生した渦電流の影響を受けずに被検体 1 内部のカプセル型内視鏡 2 の位置を算出できるように、渦電流算出部 3 6 の算出処理タイミングと減算処理部 3 7 の減算処理タイミングとを制御する。具体的には、制御部 3 8 は、被検体 1 の体表面に渦電流が発生した場合に、上述した実施の形態 1 に示したように位置算出部 9 の位置算出処理を停止する代わりに、渦電流由来の誤差電圧（渦電流による信号成分）を算出する算出処理を渦電流算出部 3 6 に実行させ、且つ、この渦電流由来の誤差電圧を被検体 1 の電位分布から減算する減算処理を減算処理部 3 7 に実行させる。一方、制御部 3 8 は、被検体 1 の体表面に渦電流が発生していない場合、かかる渦電流算出部 3 6 の算出処理と減算処理部 3 7 の減算処理とを停止する。この場合、制御部 3 8 は、電位分布取得部 8 が取得した被検体 1 の電位分布を位置算出部 9 に転送するように減算処理部 3 7 を制御する。かかる制御部 3 8 のその他の機能は、上述した実施の形態 1 の制御部 1 4 と同じである。

#### 【 0 0 6 5 】

なお、制御部 3 8 は、被検体 1 の体表面に渦電流が発生した場合に、渦電流算出部 3 6 の算出処理と減算処理部 3 7 の減算処理とを実行させていたが、これに限らず、渦電流算出部 3 6 が磁界変化検出部 1 7 から磁界の時間変化率を取得する都度、渦電流算出部 3 6 の算出処理を実行させ、かかる磁界変化検出部 1 7 によって検出された磁界の時間変化率が所定の閾値を超過した場合にのみ、減算処理部 3 7 の減算処理を実行させてもよい。すなわち、制御部 3 8 は、かかる磁界変化検出部 1 7 によって検出された磁界の時間変化率に基づいて、少なくとも減算処理部 3 7 の減算処理タイミングを制御すればよい。

#### 【 0 0 6 6 】

かかる制御部 3 8 によって制御される位置算出部 9 は、被検体 1 の体表面に渦電流が発生しているか否かによらず、減算処理部 3 7 から被検体 1 の電位分布を取得する都度、こ

の被検体 1 の電位分布をもとに被検体 1 内部のカプセル型内視鏡 2 の位置を算出する。詳細には、かかる位置算出部 9 は、被検体 1 の体表面に渦電流が発生している場合、減算処理部 37 によって渦電流由来の誤差電圧が除去された被検体 1 の電位分布をもとにカプセル型内視鏡 2 の位置を算出し、被検体 1 の体表面に渦電流が発生していない場合、減算処理部 37 によって電位分布取得部 8 から転送された被検体 1 の電位分布をもとにカプセル型内視鏡 2 の位置を算出する。いずれの場合であっても、かかる位置算出部 9 は、カプセル型内視鏡 2 からの電位信号によって被検体 1 の体表面に形成された電位分布をもとに、このカプセル型内視鏡 2 の位置を算出できる。

#### 【0067】

ここで、上述した磁界変化検出部 17、渦電流算出部 36、減算処理部 37、および制御部 38 は、複数の電極パッド 5 によって検出される各電気信号から渦電流による信号成分を除去する除去手段を形成する。すなわち、磁界変化検出部 17 は、被検体 1 内部のカプセル型内視鏡 2 に対して印加される磁界の時間変化率を検出し、この検出した磁界の時間変化率を渦電流算出部 36 および制御部 38 に通知する。制御部 38 は、磁界変化検出部 17 によって通知された磁界の時間変化率に基づいて、画像処理部 7 の画像生成処理タイミング、渦電流算出部 36 の算出処理タイミング、および減算処理部 37 の減算処理タイミングを制御する。この場合、制御部 38 は、カプセル型内視鏡 2 に印加された磁界の急激な強度変化によって被検体 1 に渦電流が発生した状態において、画像処理部 7 の画像生成処理を停止させるとともに、渦電流由来の誤差電圧の算出処理を渦電流算出部 36 に実行させ、且つ、この渦電流由来の誤差電圧を被検体 1 の電位分布から減算する減算処理を減算処理部 37 に実行させる。この結果、制御部 38 は、受信部 6 が画像処理部 7 に送出する電気信号から渦電流による信号成分を除去できるとともに、位置算出部 9 に送出される被検体 1 の電位分布から渦電流による信号成分（すなわち渦電流由来の誤差電圧）を除去することができる。

#### 【0068】

つぎに、渦電流による信号成分を除去する除去手段を形成する制御部 38 の動作について説明する。図 7 は、渦電流による信号成分を除去するための制御部 38 の処理手順を例示するフローチャートである。

#### 【0069】

図 7 に示すように、制御部 38 は、上述したステップ S101、S102（図 4 参照）と同様に、磁界変化検出部 17 が検出した磁界変化の検出結果、すなわち磁界の時間変化率を取得し（ステップ S201）、この取得した磁界の時間変化率が所定の閾値以下であるか否かを判断する（ステップ S202）。この場合、渦電流算出部 36 は、かかる制御部 38 が取得した磁界の時間変化率と同じものを磁界変化検出部 17 から取得する。

#### 【0070】

ここで、上述した磁界発生部 15 によって被検体 1 内部のカプセル型内視鏡 2 に印加される磁界の強度が時間とともに急激に変化した場合、この被検体 1 の体表面に磁界由来の渦電流が発生する。すなわち、制御部 38 は、この磁界の時間変化率が閾値以下ではない（閾値を超過する）と判断した場合（ステップ S202、No）、被検体 1 の体表面に磁界由来の渦電流が発生している旨を認識する。

#### 【0071】

この渦電流が発生しているタイミングにおいて、制御部 38 は、この渦電流による信号成分すなわち渦電流由来の誤差電圧を算出する渦電流算出部 36 の算出処理を実行させ（ステップ S203）、この算出された渦電流由来の誤差電圧を減算して位置算出処理を実行させる（ステップ S204）。このステップ S203 において、渦電流算出部 36 は、制御部 38 の制御のもと、磁界変化検出部 17 から取得した磁界変化の時間変化率をもとに渦電流由来の誤差電圧を算出し、この算出した渦電流由来の誤差電圧を減算処理部 37 に送出する。また、このステップ S204 において、制御部 38 は、この渦電流算出部 36 によって算出された渦電流由来の誤差電圧を被検体 1 の電位分布から減算する減算処理部 37 の減算処理を実行させ、この減算処理によって渦電流由来の誤差電圧が除去された

被検体 1 の電位分布をもとにカプセル型内視鏡 2 の位置を算出する位置算出部 9 の位置算出処理を実行させる。

【 0 0 7 2 】

つぎに、制御部 3 8 は、画像処理部 7 を制御して、上述した画像生成処理を停止させる（ステップ S 2 0 5）。その後、制御部 3 8 は、上述したステップ S 2 0 1 に戻り、このステップ S 2 0 1 以降の処理手順を繰り返す。なお、制御部 3 8 は、かかる画像処理部 7 の画像生成処理を停止させる制御を、渦電流算出部 3 6 の算出処理を実行させる前に行ってもよいし、減算処理部 3 7 の減算処理を実行させる前に行ってもよいし、位置算出部 9 の位置算出処理を実行させる前に行ってもよい。

【 0 0 7 3 】

一方、制御部 3 8 は、ステップ S 2 0 1 において磁界変化検出部 1 7 から取得した磁界の時間変化率が閾値以下であると判断した場合（ステップ S 2 0 2 , Y e s）、被検体 1 の体表面に渦電流が発生していない旨を認識する。この渦電流が発生していないタイミングにおいて、制御部 3 8 は、位置算出部 9 および画像処理部 7 を制御して、上述した位置算出処理および画像生成処理を実行させる（ステップ S 2 0 6）。この場合、制御部 3 8 は、上述した渦電流算出部 3 6 の算出処理と減算処理部 3 7 の減算処理とを停止し、且つ、電位分布取得部 8 が取得した被検体 1 の電位分布を位置算出部 9 に転送するように減算処理部 3 7 を制御する。その後、制御部 3 8 は、上述したステップ S 2 0 1 に戻り、このステップ S 2 0 1 以降の処理手順を繰り返す。

【 0 0 7 4 】

つぎに、上述した図 5 , 6 を参照しつつ、磁界由来の渦電流による信号成分を除去する際の除去手段（すなわち磁界変化検出部 1 7、渦電流算出部 3 6、減算処理部 3 7、および制御部 3 8）の動作を具体的に説明する。なお、制御部 3 8 は、上述した実施の形態 1 の場合と同様に、磁界強度 H の時間変化率に基づいて画像処理部 7 の画像生成処理タイミングを制御することによって、渦電流による信号成分によって位置算出処理が阻害されることを防止する。このため、ここでは、かかる画像生成処理タイミングを制御する際の制御部 3 8 の動作の説明を省略する。

【 0 0 7 5 】

磁界発生部 1 5 によって被検体 1 内部のカプセル型内視鏡 2 に印加される磁界強度 H が図 5 に示すように時間  $t$  とともに変化する場合、磁界変化検出部 1 7 は、上述したように、時間  $t$  に対する磁界強度 H の時間変化率を検出する。磁界変化検出部 1 7 は、かかる磁界強度 H の時間変化率を磁界変化の検出結果として渦電流算出部 3 6 と制御部 3 8 とに送出する。制御部 3 8 は、かかる磁界変化検出部 1 7 によって検出された磁界強度 H の時間変化率を取得し、この取得した磁界強度 H の時間変化率に基づいて、上述した渦電流算出部 3 6 の算出処理タイミングと減算処理部 3 7 の減算処理タイミングとを制御する。

【 0 0 7 6 】

ここで、例えば図 5 に示す時間  $t_1$  ,  $t_2$  の期間または時間  $t_3$  ,  $t_4$  の期間における磁界強度 H の変化に例示されるように、被検体 1 内部のカプセル型内視鏡 2 に印加される磁界強度 H が時間  $t$  とともに急激に変化した場合、この被検体 1 の体内もしくは体表面に渦電流が発生する。この場合、電位分布取得部 8 は、このカプセル型内視鏡 2 からの電気信号によって形成される被検体 1 の正確な電位分布を取得することが困難であり、この渦電流由来の誤差電圧を含む被検体 1 の電位分布を取得してしまう。

【 0 0 7 7 】

これに対して、制御部 3 8 は、かかる時間  $t_1$  ,  $t_2$  の期間または時間  $t_3$  ,  $t_4$  の期間に例示される渦電流発生期間において、上述した渦電流算出部 3 6 の算出処理および減算処理部 3 7 の減算処理を実行させて、位置算出部 9 の位置算出処理に用いられる被検体 1 の電位分布から渦電流由来の誤差電圧を除去する。

【 0 0 7 8 】

すなわち、制御部 3 8 は、例えば時間  $t_1$  ,  $t_2$  の期間または時間  $t_3$  ,  $t_4$  の期間において磁界変化検出部 1 7 から磁界強度 H の時間変化率を取得した場合、この取得した磁

10

20

30

40

50

界強度 H の時間変化率が所定の閾値を超過すると判断する。この場合、制御部 38 は、かかる時間  $t_1$  ,  $t_2$  の期間または時間  $t_3$  ,  $t_4$  の期間において、被検体 1 の体表面に磁界由来の渦電流が発生している旨を認識する。かかる制御部 38 は、磁界由来の渦電流が発生しているタイミング（すなわち時間  $t_1$  ,  $t_2$  の期間または時間  $t_3$  ,  $t_4$  の期間）において、上述した渦電流算出部 36 の算出処理および減算処理部 37 の減算処理を実行させる。かかる制御部 38 の制御に基づいて、渦電流算出部 36 は、時間  $t_1$  ,  $t_2$  の期間または時間  $t_3$  ,  $t_4$  の期間における渦電流由来の誤差電圧を算出し、この算出した渦電流由来の誤差電圧を減算処理部 37 に送付する。減算処理部 37 は、この渦電流算出部 36 によって算出された渦電流由来の誤差電圧を被検体 1 の電位分布から減算して、この渦電流由来の誤差電圧が除去された被検体 1 の正確な電位分布を算出する。制御部 38 は、かかる減算処理部 37 によって渦電流由来の誤差電圧が除去された被検体 1 の正確な電位分布をもとにカプセル型内視鏡 2 の位置を算出するように位置算出部 9 を制御する。このようにして、制御部 38 は、位置算出処理の処理対象の電気信号から渦電流による信号成分を除去する。この結果、制御部 38 は、かかる渦電流による信号成分によって位置算出処理が阻害されることを防止する。

10

#### 【0079】

以上、説明したように、本発明の実施の形態 2 では、被検体に発生する渦電流による信号成分を渦電流由来の誤差電圧として算出する渦電流算出部と、この渦電流算出部が算出した渦電流由来の誤差電圧を被検体の電位分布から減算する減算処理部とを備え、被検体の臓器内部に導入されたカプセル型内視鏡を誘導するために形成した磁界の時間変化率が所定の閾値を超過する場合、かかる渦電流算出部の算出処理と減算処理部の減算処理とを実行して、渦電流由来の誤差電圧が除去された被検体の電位分布をもとにカプセル型内視鏡の位置を算出する位置算出処理を実行するようにし、その他を上述した実施の形態 1 と略同様に構成した。このため、上述した実施の形態 1 と同様の作用効果に加えて、被検体内部のカプセル型内視鏡に印加した磁界の変化によって被検体の体表面に渦電流が発生している期間であっても、渦電流由来の誤差電圧が除去された被検体の正確な電位分布をもとにカプセル型内視鏡の位置を算出することができる。この結果、上述した実施の形態 1 と同様の作用効果を楽しむとともに、被検体に渦電流が発生しているか否かによらず、被検体内部のカプセル型内視鏡の位置を継続的に検出することができ、この位置検出結果に基づいてカプセル型内視鏡を被検体内部の所望の位置に容易に誘導することができる。

20

30

#### 【0080】

##### （実施の形態 3）

つぎに、本発明の実施の形態 3 について説明する。上述した実施の形態 1 では、被検体 1 に渦電流が発生した場合に、画像処理部 7 の画像生成処理と位置算出部 9 の位置算出処理とを停止することによって渦電流による信号成分を除去していたが、この実施の形態 3 では、複数の電極パッド 5 によって検出された各電気信号から渦電流による信号成分をフィルタによって除去している。

#### 【0081】

図 8 は、本発明の実施の形態 3 にかかるカプセル誘導システムの一構成例を模式的に示すブロック図である。図 8 に示すように、この実施の形態 3 にかかるカプセル誘導システム 40 は、上述した実施の形態 1 にかかるカプセル誘導システム 10 の受信装置 3 に代えて受信装置 43 を備え、磁気誘導装置 4 に代えて磁気誘導装置 44 を備える。この受信装置 43 は、磁界の時間変化率に基づいて画像処理部 7 および位置算出部 9 の各動作タイミングを制御することによって渦電流による信号成分を除去するものではなく、フィルタによって渦電流による信号成分を除去する。すなわち、受信装置 43 は、上述した実施の形態 1 の受信装置 3 の制御部 14 に代えて制御部 48 を備え、さらに、複数の電極パッド 5 によって検出された各電気信号から渦電流による信号成分を除去するフィルタ 44 を備える。一方、この磁気誘導装置 44 は、上述した磁気誘導装置 4 から磁界変化検出部 17 を取り除いたものと略同様の構成を有する。その他の構成は実施の形態 1 と同じであり、同一構成部分には同一符号を付している。

40

50

## 【0082】

フィルタ44は、複数の電極パッド5によって検出された各電気信号から渦電流による信号成分を除去する除去手段として機能する。具体的には、フィルタ44は、バンドパスフィルタまたはハイパスフィルタ等のアナログフィルタであり、磁界発生部15が被検体1内部のカプセル型内視鏡2に対して印加する磁界の変化によって被検体1に発生する渦電流の周波数帯域の信号成分（すなわち渦電流による信号成分）を除去する。かかるフィルタ44は、複数の電極パッド5と接続され、これら複数の電極パッド5によって検出された各電気信号から渦電流による信号成分を除去する。また、フィルタ44は、受信部6と接続され、かかる渦電流による信号成分を除去した残りの電気信号、すなわち、複数の電極パッド5が検出したカプセル型内視鏡2からの電気信号を受信部6に送出する。

10

## 【0083】

制御部48は、上述した磁界の時間変化率に基づいて画像処理部7および位置算出部9の各動作タイミングを制御する機能を有していない。このような制御機能の代わりに、制御部48は、受信部6が被検体1の体内画像を含む画像信号を復調する都度、この画像信号をもとに被検体1の体内画像を生成（再構築）する画像生成処理を実行するように画像処理部7を制御する。また、制御部48は、受信部6が複数の電極パッド5によって検出された各電気信号を受信する都度、すなわち、電位分布取得部8が被検体1の電位分布を取得する都度、この被検体1の電位分布をもとにカプセル型内視鏡2の位置を算出する位置算出処理を実行するように位置算出部9を制御する。かかる制御部48のその他の機能は、上述した実施の形態1の制御部14と同じである。

20

## 【0084】

ここで、被検体1の体内もしくは体表面における渦電流は、上述したように、磁界発生部15が被検体1内部のカプセル型内視鏡2に印加する磁界の変化によって発生する。このため、かかる渦電流による信号成分は、磁界と同様の周波数帯域（例えば100Hz以下）の交流信号として複数の電極パッド5に検出される。一方、人体通信を行うカプセル型内視鏡2からの電気信号は、かかる渦電流による信号成分の周波数帯域に比して十分高い周波数帯域（例えば1MHz～10MHz程度）の信号である。したがって、かかるカプセル型内視鏡2からの電気信号の周波数帯域に比して低い周波数帯域の信号成分を除去する機能を有するフィルタ44は、複数の電極パッド5によって検出された電気信号から渦電流による信号成分を容易に除去することができる。この結果、フィルタ44は、かかる渦電流による信号成分によって画像処理部7の画像生成処理および位置算出部9の位置算出処理が阻害されることを防止できる。

30

## 【0085】

以上、説明したように、本発明の実施の形態3では、人体通信を行うカプセル型内視鏡からの電気信号の周波数帯域に比して低い周波数帯域の信号成分を除去するフィルタと、被検体の体表面に配置される複数の電極パッドとを接続し、これら複数の電極パッドによって検出された電気信号をこのフィルタを通して受信するように構成した。このため、かかるカプセル型内視鏡からの電気信号に比して低い周波数帯域のノイズ成分である渦電流による信号成分をこのフィルタによって除去することができる。この結果、被検体内部のカプセル型内視鏡を磁気によって誘導する際に被検体に発生する渦電流に阻害されずに、被検体内部におけるカプセル型内視鏡の位置を検出でき且つ被検体の体内画像を取得できるカプセル誘導システムを簡易な構成によって実現することができる。

40

## 【0086】

また、このフィルタを通して受信した電気信号をもとにカプセル型内視鏡の位置を算出しているため、被検体に渦電流が発生しているか否かによらず、被検体内部のカプセル型内視鏡の位置を継続的に検出することができ、この位置検出結果に基づいてカプセル型内視鏡を被検体内部の所望の位置に容易に誘導することができる。

## 【0087】

さらに、このフィルタを通して受信した電気信号から復調された画像信号をもとに被検体の体内画像を生成しているため、被検体に渦電流が発生しているか否かによらず、被検

50

体内の体内画像を継続的に取得することができる。この結果、この被検体の臓器内部を観察するための画像データをより多く取得することができ、出血部位または病変部位等の注目箇所の体内画像を取得し損なう事態の発生を抑制することができる。

【0088】

(実施の形態4)

つぎに、本発明の実施の形態4について説明する。上述した実施の形態3では、複数の電極パッド5によって検出された各電気信号から渦電流による信号成分をアナログフィルタによって除去していたが、この実施の形態4では、複数の電極パッド5によって検出された各電気信号に対してFFT処理を行うデジタルフィルタによって渦電流による信号成分を除去している。

10

【0089】

図9は、本発明の実施の形態4にかかるカプセル誘導システムの一構成例を模式的に示すブロック図である。図9に示すように、この実施の形態4にかかるカプセル誘導システム50は、上述した実施の形態3にかかるカプセル誘導システム40の受信装置43に代えて受信装置53を備える。この受信装置53は、上述した実施の形態3の受信装置43のフィルタ44に代えて帯域制限のためのフィルタ54を備え、受信部6に代えてデジタルフィルタを有する受信部55を備える。その他の構成は実施の形態3と同じであり、同一構成部分には同一符号を付している。

【0090】

フィルタ54は、複数の電極パッド5を介して受信部55に受信される電気信号の帯域制限を行うためのものである。具体的には、フィルタ54は、例えばバンドパスフィルタであり、複数の電極パッド5と電氣的に接続される。かかるフィルタ54は、複数の電極パッド5によって検出された電気信号(詳細には、少なくともカプセル型内視鏡2からの電気信号を含む電気信号)のうちの所定の周波数帯域外の信号成分を除去する。また、フィルタ54は、受信部55と電氣的に接続され、かかる所定の周波数帯域外の信号成分を除去することによって抽出した所定の周波数帯域内の電気信号を受信部55に送出する。このようにして、フィルタ54は、後述する受信部55のA/D変換部55aによってアナログ-デジタル変換処理(A/D変換処理)される電気信号の周波数帯域を制限する。

20

【0091】

受信部55は、FFT処理等のデジタル処理を行って渦電流による信号成分を除去するデジタルフィルタ処理機能と、渦電流による信号成分を除去した残りの電気信号(すなわちカプセル型内視鏡2からの電気信号)をもとに画像信号を復調する復調処理機能と、複数の電極パッド5によって検出された各電圧から渦電流による信号成分を除去したもの(すなわちカプセル型内視鏡2からの電気信号によって各電極パッド5に誘起された電圧)を電位分布取得部8に通知する電圧通知処理機能とを有する。かかる受信部55は、例えば図10に示すように、A/D変換部55a、FFT処理部55b、および復調部55cを備える。

30

【0092】

A/D変換部55aは、フィルタ54を介して複数の電極パッド5から受信する各電気信号(アナログ信号)をデジタル信号に変換する。具体的には、A/D変換部55aは、上述したフィルタ54によって帯域制限されたアナログ信号をデジタル信号に変換し、この変換したデジタル信号をFFT処理部55bに送出する。すなわち、A/D変換部55aは、上述したフィルタ54によって帯域制限された周波数帯域のデジタル信号をFFT処理部55bに送出する。

40

【0093】

FFT処理部55bは、複数の電極パッド5によって検出された各電気信号を周波数成分に変換し、この変換した周波数成分から渦電流の周波数成分を除去するデジタルフィルタとして機能する。具体的には、FFT処理部55bは、A/D変換部55aによってA/D変換処理されたデジタル信号に対してFFT処理を行って、このデジタル信号を時間成分から周波数成分に変換し、この変換した周波数成分を、カプセル型内視鏡2からの電

50

気信号に対応する周波数成分（人体通信信号の周波数成分）と、渦電流による信号成分に対応する周波数成分（渦電流の周波数成分）とに分離する。FFT処理部55bは、かかるFFT処理によって分離した周波数成分のうちの渦電流の周波数成分を除去することによって、人体通信信号の周波数成分を抽出する。その後、FFT処理部55bは、このように抽出した人体通信信号の周波数成分に対して逆FFT処理を行って、この人体通信信号の周波数成分を時間成分に変換する。これによって、FFT処理部55bは、上述したA/D変換部55aによってA/D変換処理されたデジタル信号からカプセル型内視鏡2からの電気信号（すなわち複数の電極パッド5の各々が検出したカプセル型内視鏡2からの電気信号）を抽出する。FFT処理部55bは、このように抽出したカプセル型内視鏡2からの電気信号を復調部55cに送出する。

10

#### 【0094】

復調部55cは、カプセル型内視鏡2が撮像した被検体1の体内画像を含む画像信号を復調する復調処理機能と、カプセル型内視鏡2からの電気信号によって複数の電極パッド5の各電極対に誘起された電圧値を電位分布取得部8に通知する電圧通知処理機能とを有する。具体的には、復調部55cは、FFT処理部55bによって渦電流による信号成分が除去された残りの電気信号（すなわち複数の電極パッド5の各々が検出したカプセル型内視鏡2からの電気信号）を取得する。復調部55cは、この取得したカプセル型内視鏡2からの電気信号の中から、複数の電極パッド5によって検出された電圧のうちの最も高い電圧に対応する電気信号を選択し、この選択した電気信号に対して復調処理等を行って、この電気信号から画像信号を復調する。復調部55cは、このように復調した画像信号（すなわち被検体1の体内画像を含む画像信号）を画像処理部7へ送出する。一方、復調部55cは、上述したFFT処理部55bから取得した各電気信号（詳細には複数の電極パッド5の各々が検出したカプセル型内視鏡2からの電気信号）の各電圧値を電位分布取得部8へ送出（通知）する。

20

#### 【0095】

ここで、上述したフィルタ54およびFFT処理部55bは、複数の電極パッド5によって検出される電気信号から渦電流による信号成分を除去する除去手段を形成する。すなわち、フィルタ54は、複数の電極パッド5によって検出された電気信号の周波数帯域を制限し、FFT処理部55bは、かかるフィルタ54によって帯域制限された電気信号を周波数成分に変換し、この変換した周波数成分の中から渦電流の周波数成分を除去して人体通信信号の周波数成分を抽出する。なお、かかるFFT処理部55bによって変換された周波数成分には、人体通信信号の周波数成分と、この人体通信信号の周波数成分に比して低周波成分である渦電流の周波数成分とが含まれる。したがって、FFT処理部55bは、かかるフィルタ54によって帯域制限された電気信号に対してFFT処理を行うことによって、たとえ人体通信信号の周波数成分と渦電流の周波数成分とが互いに近接する周波数帯域の信号成分であっても、この帯域制限された電気信号を人体通信信号の周波数成分と渦電流の周波数成分とに分離することができる。かかるFFT処理部55bは、FFT処理によって分離した周波数成分のうちの人体通信信号の周波数成分に比して低い周波数成分を除去することによって、渦電流の周波数成分を確実に除去することができる。この結果、FFT処理部55bは、上述した渦電流による信号成分によって画像処理部7の画像生成処理および位置算出部9の位置算出処理が阻害されることを防止できる。

30

40

#### 【0096】

以上、説明したように、本発明の実施の形態4では、被検体の体表面に配置された複数の電極パッドによって検出された電気信号の周波数帯域をバンドパスフィルタによって制限し、FFT処理等の周波数分析機能を有するデジタルフィルタによって、この帯域制限された電気信号を人体通信信号の周波数成分と渦電流の周波数成分とに分離し、この人体通信信号の周波数成分に比して低い周波数帯域の信号成分である渦電流の周波数成分を除去するように構成した。このため、かかる人体通信信号の周波数成分と渦電流の周波数成分とが互いに近接する周波数帯域の信号成分であっても、人体通信信号の周波数成分と渦電流の周波数成分とを確実に分離することができ、これによって、カプセル型内視鏡から

50

の電気信号に比して低い周波数帯域のノイズ成分である渦電流による信号成分を確実に除去することができる。この結果、被検体内部のカプセル型内視鏡を磁気によって誘導する際に被検体に発生する渦電流由来の信号成分（ノイズ成分）を確実に除去でき、かかる渦電流に起因する悪影響を確実に防止しつつ、被検体内部におけるカプセル型内視鏡の位置を検出でき且つ被検体の体内画像を取得できるカプセル誘導システムを実現することができる。

【0097】

また、このデジタルフィルタによって抽出されたカプセル型内視鏡からの電気信号をもとにカプセル型内視鏡の位置を算出しているため、被検体に渦電流が発生しているか否かによらず、被検体内部のカプセル型内視鏡の位置を継続的に検出することができ、この位置検出結果に基づいてカプセル型内視鏡を被検体内部の所望の位置に容易に誘導することができる。

10

【0098】

さらに、このデジタルフィルタによって抽出されたカプセル型内視鏡からの電気信号から復調された画像信号をもとに被検体の体内画像を生成しているため、被検体に渦電流が発生しているか否かによらず、被検体内の体内画像を継続的に取得することができる。この結果、この被検体の臓器内部を観察するための画像データをより多く取得することができ、出血部位または病変部位等の注目箇所の体内画像を取得し損なう事態の発生を抑制することができる。

【0099】

なお、本発明の実施の形態1では、被検体1に磁界由来の渦電流が発生した場合に画像処理部7の画像生成処理と位置算出部9の位置算出処理とを停止することによって、この渦電流による信号成分を除去していたが、これに限らず、被検体1に磁界由来の渦電流が発生した場合に受信部6の受信処理を停止するように受信部6の動作タイミングを制御し、かかる制御によって、渦電流による信号成分を除去してもよい。この場合、制御部14は、磁界変化検出部17から取得した磁界の時間変化率が所定の閾値に基づいて、受信部6の動作タイミングを制御すればよい。具体的には、制御部14は、かかる磁界変化検出部17から取得した磁界の時間変化率が所定の閾値以下であるか否かを判断し、磁界の時間変化率が閾値を超過する場合、被検体1に渦電流が発生していると認識して受信部6の受信処理を停止させ、磁界の時間変化率が閾値以下である場合、被検体1に渦電流が発生していないと認識して受信部6の受信処理を実行させる。

20

30

【0100】

また、本発明の実施の形態1～4では、被検体の体内画像を撮像する撮像機能と人体を通信媒体にして体内画像を外部に送信する人体通信機能とを備えたカプセル型内視鏡2を磁気誘導するカプセル誘導システムを例示したが、これに限らず、本発明にかかるカプセル誘導システムのカプセル型医療装置は、人体通信機能を有し且つ磁気誘導が可能なものであれば、生体内のpHを計測するカプセル型pH計測装置であってもよいし、生体内に薬剤を散布または注射する機能を備えたカプセル型薬剤投与装置であってもよいし、生体内の物質を採取するカプセル型採取装置であってもよい。

【0101】

さらに、本発明の実施の形態1～4では、カプセル型内視鏡2の送信電極は、撮像側の透明な送信電極21aと、反対側のドーム形状部分の不透明な送信電極21bとによって実現されていたが、これに限らず、1対の送信電極の配置とパターンは、任意である。たとえば、螺旋突起29上に1対の送信電極を設けてもよいし、2重の螺旋突起を設け、各螺旋突起に送信電極を設けるようにしてもよい。これによって、カプセル型内視鏡2と被検体1（すなわち人体）との接触状態を安定させることができる。

40

【0102】

また、人体通信の通信特性を向上させるため、検査時に、被検体1のインピーダンスに近いイオン水を飲んでおくことによって、カプセル型内視鏡2と被検体1との接触状態を改善するようにしてもよい。さらに、カプセル型内視鏡2の誘導を行う方式として螺旋突

50

起を回転させる方式について記述してきたが、それに限らず、磁気勾配を利用し、磁気引力によりカプセル型内視鏡 2 を牽引誘導する方式にも適用できる。

【図面の簡単な説明】

【0103】

【図 1】本発明の実施の形態 1 にかかるカプセル誘導システムの一構成例を模式的に示すブロック図である。

【図 2】本発明の実施の形態 1 にかかるカプセル誘導システムのカプセル型内視鏡の一構成例を示す模式図である。

【図 3】本発明の実施の形態 1 にかかるカプセル誘導システムの磁界発生部の一構成例を示す模式図である。

【図 4】渦電流による信号成分を除去するために画像処理部および位置算出部の各動作タイミングを制御する制御部の処理手順を例示するフローチャートである。

【図 5】磁界発生部が被検体内部のカプセル型内視鏡に印加する磁界強度の時間変化を例示する図である。

【図 6】本発明の実施の形態 2 にかかるカプセル誘導システムの一構成例を模式的に示すブロック図である。

【図 7】渦電流による信号成分を除去するための制御部の処理手順を例示するフローチャートである。

【図 8】本発明の実施の形態 3 にかかるカプセル誘導システムの一構成例を模式的に示すブロック図である。

【図 9】本発明の実施の形態 4 にかかるカプセル誘導システムの一構成例を模式的に示すブロック図である。

【図 10】本発明の実施の形態 4 にかかるカプセル誘導システムの受信部の一構成例を模式的に示すブロック図である。

【符号の説明】

【0104】

- 1 被検体
- 2 カプセル型内視鏡
- 3, 33, 43, 53 受信装置
- 4, 44 磁気誘導装置
- 5 電極パッド
- 6, 55 受信部
- 7 画像処理部
- 8 電位分布取得部
- 9 位置算出部
- 10, 30, 40, 50 カプセル誘導システム
- 11 入力部
- 12 表示部
- 13 記憶部
- 14, 38, 48 制御部
- 15 磁界発生部
- 16 信号発生部
- 17 磁界変化検出部
- 18 磁気誘導制御部
- 20a 筒状筐体
- 20b ドーム形状筐体
- 21a, 21b 送信電極
- 22 照明部
- 23 集光レンズ
- 24 撮像素子

10

20

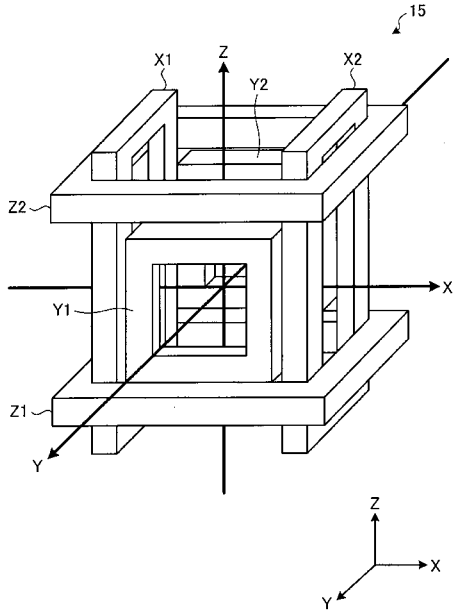
30

40

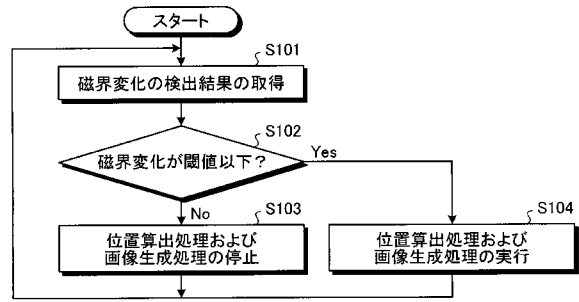
50



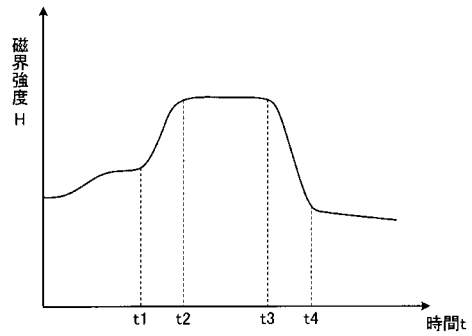
【 図 3 】



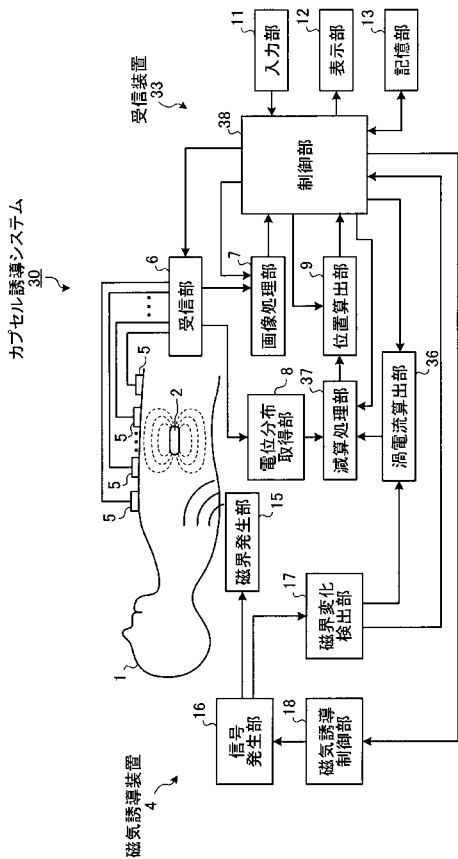
【 図 4 】



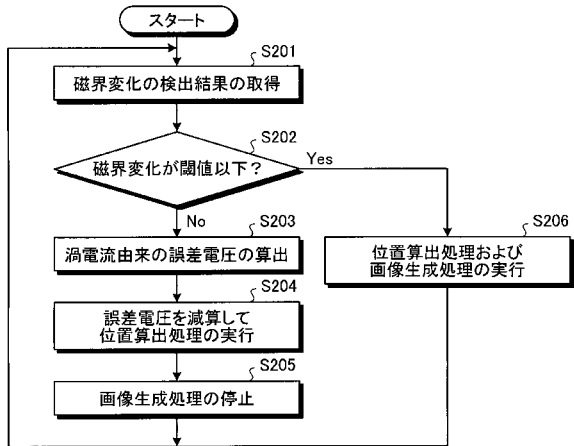
【 図 5 】



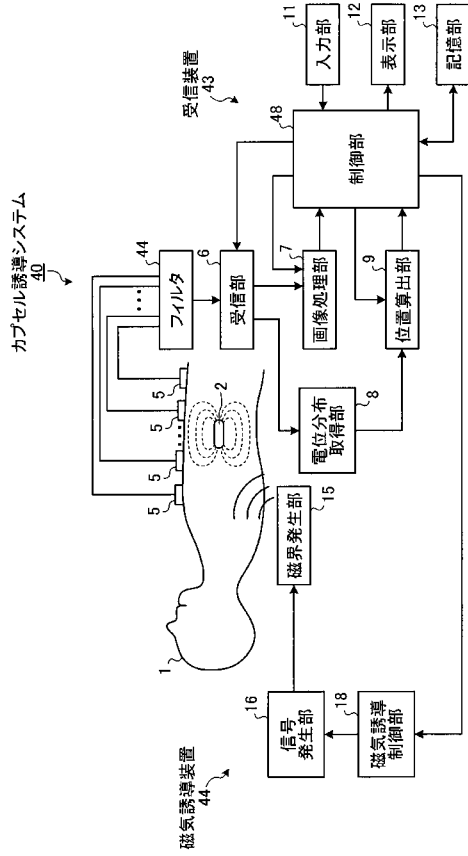
【 図 6 】



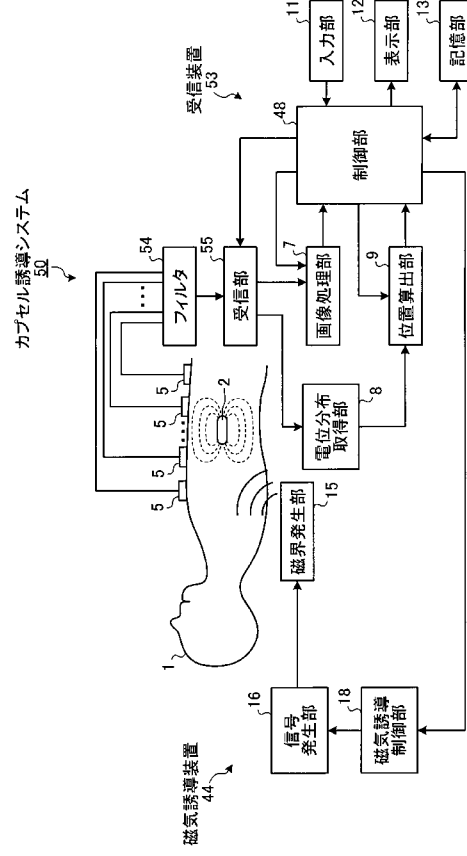
【 図 7 】



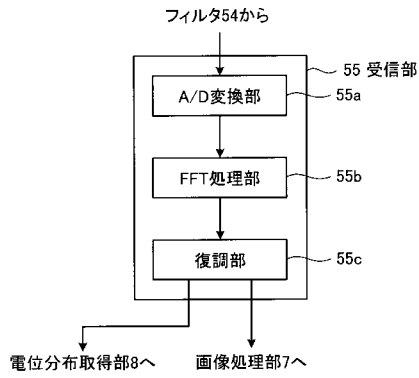
【 図 8 】



【 図 9 】



【 図 10 】



---

フロントページの続き

(72)発明者 薬袋 哲夫

東京都渋谷区幡ヶ谷 2丁目4番2号 オリジナルメディカルシステムズ株式会社内

(72)発明者 瀧澤 寛伸

東京都渋谷区幡ヶ谷 2丁目4番2号 オリジナルメディカルシステムズ株式会社内

(72)発明者 森 健

東京都渋谷区幡ヶ谷 2丁目4番2号 オリジナル株式会社内

Fターム(参考) 4C038 CC07 CC09

4C061 GG11 HH51 JJ06 JJ17 LL02 NN03 UU03 UU08 UU09

专利名称(译)	胶囊导向系统		
公开(公告)号	<a href="#">JP2010057631A</a>	公开(公告)日	2010-03-18
申请号	JP2008225148	申请日	2008-09-02
[标]申请(专利权)人(译)	奥林巴斯医疗株式会社 奥林巴斯株式会社		
申请(专利权)人(译)	オリンパスメディカルシステムズ株式会社 奥林巴斯公司		
[标]发明人	内山昭夫 木村敦志 薬袋哲夫 瀧澤寛伸 森健		
发明人	内山 昭夫 木村 敦志 薬袋 哲夫 瀧澤 寛伸 森 健		
IPC分类号	A61B1/00 A61B5/06 A61B5/07		
CPC分类号	A61B1/00009 A61B1/00158 A61B1/041 A61B5/0028 A61B5/061 A61B5/073 A61B5/7257 A61B34/73 H04B13/005		
FI分类号	A61B1/00.320.B A61B1/00.320.Z A61B5/06 A61B5/07 A61B1/00.C A61B1/00.552 A61B1/00.610 A61B1/00.611 A61B1/01		
F-TERM分类号	4C038/CC07 4C038/CC09 4C061/GG11 4C061/HH51 4C061/JJ06 4C061/JJ17 4C061/LL02 4C061/NN03 4C061/UU03 4C061/UU08 4C061/UU09 4C161/DD07 4C161/FF15 4C161/GG11 4C161/GG28 4C161/HH51 4C161/JJ06 4C161/JJ17 4C161/LL02 4C161/NN03 4C161/UU03 4C161/UU08 4C161/UU09		
代理人(译)	酒井宏明		
其他公开文献	JP5096268B2		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

摘要(译)

解决的问题：当以电磁方式引导胶囊型医疗装置在对象中时，检测胶囊型医疗装置在对象中的位置而不受在体表上产生的涡流的干扰。根据本发明的胶囊引导系统提供了多个电极垫5，用于与被检体内的胶囊内窥镜2进行人体通信，以及用于引导胶囊内窥镜2的磁场。磁场产生部15产生磁场，该磁场变化检测部17检测该磁场的时变化率，并根据由多个电极垫5检测出的电压来计算胶囊内窥镜2的位置。提供了计算单元9和控制位置计算单元9的操作定时的控制单元14。控制单元14从磁场变化检测单元17获取磁场的时变化率，并且当所获得的磁场的时变化率超过预定阈值时，识别出在对象中已经发生了源自磁场的涡流。然后，位置计算单元9停止。[选型图]图1

