

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公開特許公報(A)

(11) 特許出願公開番号

特開2008-200191

(P2008-200191A)

(43) 公開日 平成20年9月4日(2008.9.4)

(51) Int.Cl.	F I	テーマコード (参考)
A 6 1 B 1/00 (2006.01)	A 6 1 B 1/00 3 2 0 Z	4 C 0 3 8
A 6 1 B 5/06 (2006.01)	A 6 1 B 1/00 3 2 0 B	4 C 0 6 1
A 6 1 B 5/07 (2006.01)	A 6 1 B 5/06	
	A 6 1 B 5/07 1 0 0	

審査請求 未請求 請求項の数 24 O L (全 16 頁)

(21) 出願番号	特願2007-37968 (P2007-37968)	(71) 出願人	306037311
(22) 出願日	平成19年2月19日 (2007.2.19)		富士フイルム株式会社
			東京都港区西麻布2丁目26番30号
		(74) 代理人	100075281
			弁理士 小林 和憲
		(74) 代理人	100095234
			弁理士 飯嶋 茂
		(74) 代理人	100117536
			弁理士 小林 英了
		(72) 発明者	西納 直行
			神奈川県足柄上郡開成町宮台798番地
			富士フイルム株式会社内
		Fターム(参考)	4C038 CC03 CC09
			4C061 CC06 GG22 HH52

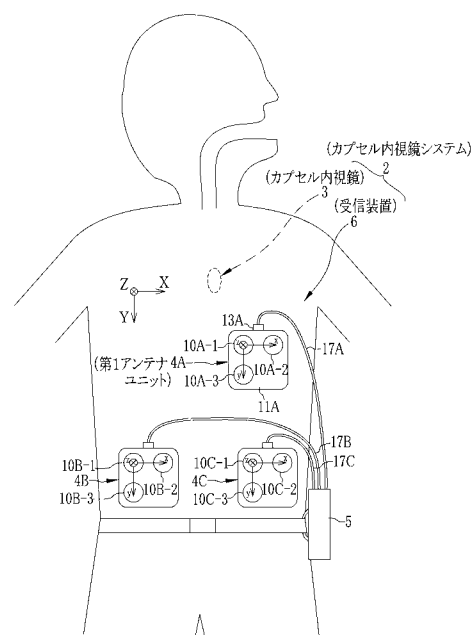
(54) 【発明の名称】 情報取得装置の位置検出装置及び方法、情報取得システム、カプセル内視鏡システム、並びに情報取得装置の位置検出用アンテナ及び位置検出用アンテナユニット

(57) 【要約】

【課題】カプセル内視鏡の位置を高精度に検出する。

【解決手段】カプセル内視鏡システム2を、カプセル内視鏡3と、第1～第3フェイズドアレイユニット4A、4B、4C、及び受信装置本体5とからなる受信装置6と、から構成する。各フェイズドアレイユニット4A、4B、4Cは、それぞれx軸及びy軸方向で放射角を変更し、カプセル内視鏡3が発する電波の到来方向を割り出す。受信装置本体7では、割り出した電波の到来方向に直線を延ばし、これらの直線の交点を幾何学的に算出して、この交点位置をカプセル内視鏡3の位置として検出する。

【選択図】図1



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

被検体内に導入され、前記被検体内の情報を取得して、この情報を電波に変調して送信する情報取得装置の前記被検体内における位置を検出する装置であって、

可変指向性を有し、前記情報取得装置から送信されるビーコンを受信する少なくとも二つのアンテナと、

前記アンテナの放射角を変更する変更手段と、

前記ビーコンの受信強度を測定する測定手段と、

前記放射角、および前記測定手段の測定結果に基づいて、前記位置に関するデータを算出する算出手段とを備えることを特徴とする情報取得装置の位置検出装置。

10

【請求項 2】

前記アンテナは、直交する二つの軸に沿って等間隔に配列された複数のアンテナ素子を有するフェイズドアレイアンテナであることを特徴とする請求項 1 に記載の情報取得装置の位置検出装置。

【請求項 3】

前記アンテナ素子の駆動を前記二つの軸毎に切り替える切り替え手段を備えることを特徴とする請求項 2 に記載の情報取得装置の位置検出装置。

【請求項 4】

前記変更手段は、前記アンテナ素子の移相量を変化させる移相器であることを特徴とする請求項 2 または 3 に記載の情報取得装置の位置検出装置。

20

【請求項 5】

前記複数のアンテナ素子の一部は、前記二つの軸で共用されていることを特徴とする請求項 2 ないし 4 のいずれかに記載の情報取得装置の位置検出装置。

【請求項 6】

前記算出手段は、前記測定結果が最大となる前記放射角を用いて、前記算出を行うことを特徴とする請求項 1 ないし 5 のいずれかに記載の情報取得装置の位置検出装置。

【請求項 7】

前記情報と前記データとを関連付けて記憶する記憶手段を備えることを特徴とする 1 ないし 6 のいずれかに記載の情報取得装置の位置検出装置。

【請求項 8】

30

前記放射角、および前記測定結果に基づいて、前記少なくとも二つのアンテナから、前記電波を受信するアンテナを選定し、最大利得となる条件で選定したアンテナを駆動させる制御手段を備えることを特徴とする請求項 1 ないし 7 のいずれかに記載の情報取得装置の位置検出装置。

【請求項 9】

被検体内に導入され、前記被検体内の情報を取得して、この情報を電波に変調して送信する情報取得装置と、

可変指向性を有し、前記情報取得装置から送信されるビーコンを受信する少なくとも二つのアンテナ、

前記アンテナの放射角を変更する変更手段、

前記ビーコンの受信強度を測定する測定手段、

40

並びに、前記放射角、および前記測定手段の測定結果に基づいて、前記位置に関するデータを算出する算出手段を備える受信装置とから構成されることを特徴とする情報取得システム。

【請求項 10】

前記アンテナは、直交する二つの軸に沿って等間隔に配列された複数のアンテナ素子を有するフェイズドアレイアンテナであることを特徴とする請求項 9 に記載の情報取得システム。

【請求項 11】

前記受信装置は、前記アンテナ素子の駆動を前記二つの軸毎に切り替える切り替え手段

50

を備えることを特徴とする請求項 10 に記載の情報取得システム。

【請求項 12】

前記変更手段は、前記アンテナ素子の移相量を変化させる移相器であることを特徴とする請求項 10 または 11 に記載の情報取得システム。

【請求項 13】

前記複数のアンテナ素子の一部は、前記二つの軸で共用されていることを特徴とする請求項 10 ないし 12 のいずれかに記載の情報取得システム。

【請求項 14】

前記算出手段は、前記測定結果が最大となる前記放射角を用いて、前記算出を行うことを特徴とする請求項 9 ないし 13 のいずれかに記載の情報取得システム。

10

【請求項 15】

前記受信装置は、前記情報と前記データとを関連付けて記憶する記憶手段を備えることを特徴とする 9 ないし 14 のいずれかに記載の情報取得システム。

【請求項 16】

前記受信装置は、前記放射角、および前記測定結果に基づいて、前記少なくとも二つのアンテナから、前記電波を受信するアンテナを選定し、最大利得となる条件で選定したアンテナを駆動させる制御手段を備えることを特徴とする請求項 9 ないし 15 のいずれかに記載の情報取得システム。

【請求項 17】

前記情報取得装置は、前記電波の前記情報が重畳される領域とは別の領域に、前記ビーコンを重畳することを特徴とする請求項 9 ないし 16 のいずれかに記載の情報取得システム。

20

【請求項 18】

前記情報取得装置は、前記情報が重畳される領域と、前記ビーコンが重畳される領域とが一定周期で繰り返されるように、前記ビーコンを重畳することを特徴とする請求項 17 に記載の情報取得システム。

【請求項 19】

前記ビーコンは、一定の振幅を有することを特徴とする請求項 9 ないし 18 のいずれかに記載の情報取得システム。

【請求項 20】

前記ビーコンは、パルス波であることを特徴とする請求項 9 ないし 19 のいずれかに記載の情報取得システム。

30

【請求項 21】

被検体内に導入され、前記被検体内の情報を取得して、この情報を電波に変調して送信する情報取得装置の前記被検体内における位置を検出する方法であって、

可変指向性を有する少なくとも二つのアンテナで、その放射角を変更しながら前記情報取得装置から送信されるビーコンを受信して、ビーコンの受信強度を測定し、前記放射角、および前記受信強度の測定結果に基づいて、前記位置に関するデータを算出することを特徴とする情報取得装置の位置検出方法。

【請求項 22】

体腔内に嚥下され、前記体腔内の被観察部位を撮像して、これにより得られた画像データを電波に変調して送信するカプセル内視鏡と、

可変指向性を有し、前記カプセル内視鏡から送信されるビーコンを受信する少なくとも二つのアンテナ、

前記アンテナの放射角を変更する変更手段、

前記ビーコンの受信強度を測定する測定手段、

並びに、前記放射角、および前記測定手段の測定結果に基づいて、前記位置に関するデータを算出する算出手段を備える受信装置とから構成されることを特徴とするカプセル内視鏡システム。

【請求項 23】

40

50

被検体内に導入され、前記被検体内の情報を取得して、この情報を電波に変調して送信する情報取得装置の前記被検体内における位置を検出するために用いられるアンテナであって、

直交する二つの軸に沿って等間隔に配列された複数のアンテナ素子を有し、前記アンテナ素子の駆動が前記二つの軸毎に切り替えられるフェイズドアレイアンテナであることを特徴とする情報取得装置の位置検出用アンテナ。

【請求項 24】

被検体内に導入され、前記被検体内の情報を取得して、この情報を電波に変調して送信する情報取得装置の前記被検体内における位置を検出するために、前記被検体の外面に貼り付けて用いられる情報取得装置の位置検出用アンテナユニットであって、

10

直交する二つの軸に沿って等間隔に配列された複数のアンテナ素子を有し、前記アンテナ素子の駆動が前記二つの軸毎に切り替えられるフェイズドアレイアンテナと、

前記フェイズドアレイアンテナを保持するとともに、シート状に形成されて一方の面が貼り付け面になっている基体と、

前記基体に一端部が取り付けられた柔軟な線状体とを備え、

前記線状体は、前記二つの軸のうちいずれか一方に沿うように延ばしたときに、この延長線上に、前記アンテナユニットの重心位置が位置するようにして、前記基体に取り付けられていることを特徴とする情報取得装置の位置検出用アンテナユニット。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

20

【0001】

本発明は、被検体内に導入された情報取得装置の位置を検出する位置検出装置及び方法などに関する。

【背景技術】

【0002】

被検体内に導入されて被検体内の情報を取得する情報取得装置として、例えば、体腔内に嚥下されて体腔内の被観察部位の画像情報を取得するカプセル内視鏡が知られている。カプセル内視鏡を利用した医療診断では、患者にカプセル内視鏡を嚥下させ、撮像素子で撮像した体腔内の被観察部位の画像データを電波として体外に発信する。発信された電波は体に装着された受信装置で受信される。

30

【0003】

特許文献1記載のシステムは、カプセル内視鏡と受信装置とを備え、この受信装置は人体に装着される複数のアンテナを有している。受信装置では、カプセル内視鏡からの電波を複数のアンテナでそれぞれ受信させた上で、受信順序と逆の順序になるようにして複数のアンテナからカプセル内視鏡へ電力信号を送信している。これにより、カプセル内視鏡に効率的に電力を供給することを試みている。

【0004】

また、特許文献2記載のシステムは、カプセル内視鏡と受信装置とを備え、この受信装置は、複数のアンテナ素子をアレイ状に並べたアンテナアレーベルトを有する。カプセル内視鏡からの電波は、アンテナアレーベルトの各アンテナ素子で受信される。電波の信号強度は距離が離れると減衰することから、信号強度と距離との関係式を用いて、各アンテナ素子からカプセル内視鏡までの距離を推定することができる。この距離推定結果に基づいて、カプセル内視鏡の位置が算出される。

40

【特許文献1】特開2006-502785号公報

【特許文献2】特開2003-19111号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0005】

カプセル内視鏡を備えたシステムにおいては、カプセル内視鏡の体内位置を高精度に検出することが要求されている。しかしながら、特許文献1記載のシステムでは、カプセル

50

内視鏡への電力供給技術が記載されているだけであり、位置検出技術については言及がない。

【0006】

また、特許文献2記載のシステムでは、各アンテナ素子の受信信号強度から距離を推定した上でカプセル内視鏡の体内位置を検出しているが、体内には各種臓器が分布していることから信号強度の減衰率が体内位置に応じて異なり、このため、カプセル内視鏡の位置を大まかにしか推定できないという問題があった。その上、受信信号強度から直接に距離を推定する技術では、信号強度レベルを正確に測定する必要があるため、強い電波を用いなければならない、例えば、近年注目されている超広帯域を利用して高速通信を行うUWB (Ultra Wide Band) 通信技術に使用されるような微弱な電波を使用することができないという問題があった。

10

【0007】

本発明は、情報取得装置の被検体内の位置を高精度に検出することができる情報取得装置の位置検出装置及び方法、情報取得システム、並びに情報取得装置の位置検出用アンテナ及び位置検出用アンテナユニットを提供することを目的とする。また、カプセル内視鏡の体腔内の位置を高精度に検出することができるカプセル内視鏡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】

【0008】

本発明は、被検体内に導入され、前記被検体内の情報を取得して、この情報を電波に変調して送信する情報取得装置の前記被検体内における位置を検出する位置検出装置に関し、可変指向性を有し前記情報取得装置から送信されるビーコンを受信する少なくとも二つのアンテナと、前記アンテナの放射角を変更する変更手段と、前記ビーコンの受信強度を測定する測定手段と、前記放射角、および前記測定手段の測定結果に基づいて、前記位置に関するデータを算出する算出手段とを備えることを特徴とする。

20

【0009】

上記の位置検出装置において、前記アンテナは、直交する二つの軸に沿って等間隔に配列された複数のアンテナ素子を有するフェイズドアレイアンテナであることが好ましい。前記アンテナ素子の駆動を前記二つの軸毎に切り替える切り替え手段を備えることが好ましい。前記変更手段は、前記アンテナ素子の移相量を変化させる移相器であることが好ましい。前記複数のアンテナ素子の一部は、前記二つの軸で共用されていることが好ましい。前記算出手段は、前記測定結果が最大となる前記放射角を用いて、前記算出を行うことが好ましい。前記情報と前記データとを関連付けて記憶する記憶手段を備えることが好ましい。前記放射角、および前記測定結果に基づいて、前記少なくとも二つのアンテナから、前記電波を受信するアンテナを選定し、最大利得となる条件で選定したアンテナを駆動させる制御手段を備えることが好ましい。

30

【0010】

本発明の情報取得システムは、被検体内に導入され、前記被検体内の情報を取得して、この情報を電波に変調して送信する情報取得装置と、可変指向性を有し前記情報取得装置から送信されるビーコンを受信する少なくとも二つのアンテナ、前記アンテナの放射角を変更する変更手段、前記ビーコンの受信強度を測定する測定手段、並びに、前記放射角、および前記測定手段の測定結果に基づいて、前記位置に関するデータを算出する算出手段を備える受信装置とから構成されることを特徴とする。

40

【0011】

上記の情報取得システムにおいて、前記アンテナは、直交する二つの軸に沿って等間隔に配列された複数のアンテナ素子を有するフェイズドアレイアンテナであることが好ましい。前記受信装置は、前記アンテナ素子の駆動を前記二つの軸毎に切り替える切り替え手段を備えることが好ましい。前記変更手段は、前記アンテナ素子の移相量を変化させる移相器であることが好ましい。前記複数のアンテナ素子の一部は、前記二つの軸で共用されていることが好ましい。前記算出手段は、前記測定結果が最大となる前記放射角を用いて

50

、前記算出を行うことが好ましい。

【0012】

また、上記の情報取得システムにおいて、前記受信装置は、前記情報と前記データとを関連付けて記憶する記憶手段を備えることが好ましい。前記受信装置は、前記放射角、および前記測定結果に基づいて、前記少なくとも二つのアンテナから、前記電波を受信するアンテナを選定し、最大利得となる条件で選定したアンテナを駆動させる制御手段を備えることが好ましい。前記情報取得装置は、前記電波の前記情報が重畳される領域とは別の領域に、前記ビーコンを重畳することが好ましい。前記情報取得装置は、前記情報が重畳される領域と、前記ビーコンが重畳される領域とが一定周期で繰り返されるように、前記ビーコンを重畳することが好ましい。前記ビーコンは、一定の振幅を有することが好ましい。前記ビーコンは、パルス波であることが好ましい。

10

【0013】

本発明は、被検体内に導入され、前記被検体内の情報を取得して、この情報を電波に変調して送信する情報取得装置の前記被検体内における位置を検出する位置検出方法に関し、可変指向性を有する少なくとも二つのアンテナで、その放射角を変更しながら前記情報取得装置から送信されるビーコンを受信して、ビーコンの受信強度を測定し、前記放射角、および前記受信強度の測定結果に基づいて、前記位置に関するデータを算出することを特徴とする。

【0014】

本発明のカプセル内視鏡は、体腔内に嚥下され、前記体腔内の被観察部位を撮像して、これにより得られた画像データを電波に変調して送信するカプセル内視鏡と、可変指向性を有し前記カプセル内視鏡から送信されるビーコンを受信する少なくとも二つのアンテナ、前記アンテナの放射角を変更する変更手段、前記ビーコンの受信強度を測定する測定手段、並びに、前記放射角、および前記測定手段の測定結果に基づいて、前記位置に関するデータを算出する算出手段を備える受信装置とから構成されることを特徴とする。

20

【0015】

本発明は、被検体内に導入され、前記被検体内の情報を取得して、この情報を電波に変調して送信する情報取得装置の前記被検体内における位置を検出するために用いられるアンテナに関し、直交する二つの軸に沿って等間隔に配列された複数のアンテナ素子を有し、前記アンテナ素子の駆動が前記二つの軸毎に切り替えられるフェイズドアレイアンテナであることを特徴とする。

30

【0016】

本発明は、被検体内に導入され、前記被検体内の情報を取得して、この情報を電波に変調して送信する情報取得装置の前記被検体内における位置を検出するために、前記被検体の外面に貼り付けて用いられる情報取得装置の位置検出用アンテナユニットに関し、直交する二つの軸に沿って等間隔に配列された複数のアンテナ素子を有し、前記アンテナ素子の駆動が前記二つの軸毎に切り替えられるフェイズドアレイアンテナと、前記フェイズドアレイアンテナを保持するとともに、シート状に形成されて一方の面が貼り付け面になっている基体と、前記基体に一端部が取り付けられた柔軟な線状体とを備え、前記線状体は、前記二つの軸のうちいずれか一方に沿うように延ばしたときに、この延長線上に、前記アンテナユニットの重心位置が位置するようにして、前記基体に取り付けられていることを特徴とする。前記線状体は、細糸であってもよいし、前記フェイズドアレイアンテナに電氣的に接続された電気ケーブルであってもよい。

40

【発明の効果】

【0017】

本発明によれば、複数のアンテナの放射角およびビーコンの受信強度に基づいて、情報取得装置の位置に関するデータを算出するので、情報取得装置の被検体内での位置を高精度に検出することができる。このとき、情報取得装置が発する電波が微弱であっても位置検出は問題なく高精度に行うことができる。

【0018】

50

本発明によれば、複数のアンテナの放射角およびビーコンの受信強度に基づいて、カプセル内視鏡の位置に関するデータを算出するので、カプセル内視鏡の体腔内での位置を高精度に検出することができる。このとき、カプセル内視鏡が発する電波が微弱であっても位置検出は問題なく高精度に行うことができる。

【発明を実施するための最良の形態】

【0019】

図1に示すように、カプセル内視鏡システム2は、患者の口部から体腔（被検体）内に嚥下されるカプセル内視鏡（情報取得装置）3と、患者の体に貼り付けられる第1～第3フェイズドアレイアンテナユニット（以下、第1～第3アンテナユニットと略する）4A、4B、4C及びベルトなどに取り付けられて携帯される受信装置本体5からなる受信装置（位置検出装置）6と、から構成される。

10

【0020】

第1アンテナユニット4Aは、略正方形のシート状の基体11Aと、この基体11Aに取り付けられた3つのアンテナ素子10A-1、10A-2、10A-3と、基体11Aの上端部に取り付けられたコネクタ13aと、を有する。基体11Aにはアンテナ素子の他に、移相器（変更手段）14A、切替器（切り替え手段）15A、及び合成分配器16Aなども取り付けられる（図5参照）。アンテナ素子10A-1とアンテナ素子10A-2とは、基体11Aの上辺に沿うようにして基体11Aの上部に並べられ、アンテナ素子10A-1とアンテナ素子10A-3とは、基体11Aの側辺に沿うようにして基体11Aの左部に並べられている。基体11Aの裏面（紙面奥側の面）は粘着性を有する貼付面になっており、この貼付面が人体に貼り付けられる。

20

【0021】

第2及び第3アンテナユニット4B、4Cは、第1アンテナユニット4Aと同様の構成である。第2アンテナユニット4Bは、3つのアンテナ素子10B-1、10B-2、10B-3を有し、また、移相器14B、切替器15B、合成分配器16Bを有する（図5参照）。第3アンテナユニット4Cは、3つのアンテナ素子10C-1、10C-2、10C-3を有し、また、移相器14C、切替器15C、合成分配器16Cを有する（図5参照）。第1～第3アンテナユニット4A、4B、4Cの各コネクタには、それぞれ受信装置本体5から延びるケーブル17A、17B、17Cが接続される。第1アンテナユニット4Aに関する構成要素には数字の後にAを付し、また、第2アンテナユニット4Bに関する構成要素には数字の後にBを付し、第3アンテナユニット4Cに関する構成要素には数字の後にCを付す。

30

【0022】

第1～第3アンテナユニット4A、4B、4Cは、それぞれ体の胸部の定められた箇所に貼り付ける。本実施形態では、第1アンテナユニット4Aを肋骨下部上に貼り付け、第2アンテナユニット4Bを前から見て左の骨盤上に貼り付け、第3アンテナユニット4Cを右の骨盤上に貼り付けている。

【0023】

第1アンテナユニット4Aのアンテナ素子10B-1の中心を原点とし、上辺に沿う方向にx軸を、側辺に沿う方向にy軸を、奥方向をz軸に設定した座標系を、アンテナユニット座標系（xyz座標系）と定義する。xyzの各軸は互いに直交する。また、直立した人を前から見て左胸に原点を配し、水平方向にX軸を、鉛直方向にY軸を、奥方向にZ軸を設定した座標系を、人体座標系（XYZ座標系）と定義する。XYZの各軸は互いに直交する。第1～第3アンテナユニット4A、4B、4Cを体に貼り付ける際には、水平を保ちながら定められた位置に貼り付けることにより、各アンテナユニット座標系の原点を人体座標系の定められた位置に配し、各アンテナユニット座標系のxyzの各軸を人体座標系のXYZの各軸に平行にする。

40

【0024】

図2に示すように、カプセル内視鏡3は、カプセル内視鏡3の各部を制御する制御部20を有する。この制御部20にはメモリ21が接続されており、制御部20はメモリ21

50

に記憶されたプログラムに基づいて各部の動作を制御する。メモリ 21 は、ROM または RAM である。制御部 20 にはバッテリー 23 が接続されており、このバッテリー 23 から各部に電力が供給される。

【0025】

制御部 20 には撮像部 24 が接続されている。この撮像部 24 は対物レンズと撮像素子とを有し、対物レンズを透過した体腔内の被観察部位の画像光は撮像素子によって撮像されて画像信号とされる。この画像信号は各種画像処理が施されて画像データとして制御部 20 に出力される

【0026】

制御部 20 にはビーコン信号生成部 25 と変調部 26 とが接続されている。ビーコン信号生成部 25 は、制御部 20 の制御に基づいてビーコン信号を生成し、このビーコン信号を変調部 26 に出力する。ビーコン信号は、受信装置 6 がカプセル内視鏡 3 の位置を検出するときに用いられる。

【0027】

変調部 26 は、ビーコン信号生成部 25 で生成されたビーコン信号と、撮像部 24 で生成された画像データとを電波に変調してアンテナ 27 に出力する。アンテナ 27 には無指向性の全方位アンテナが用いられており、変調部 26 からの電波を外部に発信する。

【0028】

図 3 に示すように、変調部 26 は、1 コマ分の画像データの先頭にビーコン信号を配し、これを電波に変調（重畳）する。ビーコン信号と 1 コマ分の画像データを組み合わせたものを送信フレームと定義するとき、変調部 26 では送信フレームを順次作成して、この送信フレームを順次アンテナに出力する。なお、本実施形態では、ビーコン信号を画像データ 1 コマ毎に配したが、複数コマ毎に配してもよい。ビーコン信号は、複数のパルス波によって構成される。パルス波の振幅は全て同じである。

【0029】

以下では、受信装置 6 の電氣的構成を説明するが、その前に、フェイズドアレイアンテナの放射特性の一般式について説明する。フェイズドアレイアンテナの放射特性は以下の式で表すことができる。これから、フェイズドアレイの放射特性を制御するのはアレイファクタ分であることが分かる。以下の式は、本郷廣平著「アンテナの基礎理論と設計法」より抜粋している。

$E(\text{フェイズドアレイアンテナ}) = E(\text{単一アンテナ素子}) \times AF(\text{アレイファクタ})$

【0030】

また、2 つのアンテナ素子のアレイファクタは以下の式で表すことができる。

【数 1】

$$AF = 2\cos\left[\frac{1}{2}(kdcos\theta + \delta)\right]$$

$k = 2\pi / \lambda$: 波数

d : 素子間隔

δ : 位相差

θ : アレイアンテナ角度

この式で δ を変更する制御（移相制御）を行うことで、フェイズドアレイアンテナの放射角が変化することが分かる。フェイズドアレイアンテナの放射角を変化させることで、フェイズドアレイアンテナの利得を変えることができる。図 4 に、 δ を変更したときの放射角の変化の様子を示す。

【0031】

以下、図 5 を用いて、受信装置 6 の電氣的構成について説明する。移相器 14A はアンテナ素子 10A - 1 に接続し、切替器 15A はアンテナ素子 10A - 2 及びアンテナ素子 10A - 3 に接続し、合成分配器 16A は移相器 14A 及び切替器 15A に接続している

。また、移相器 14 A、切替器 15 A、及び合成分配器 16 A は、それぞれ受信装置本体 5 の第 1 制御部 30 A にケーブルを介して接続されている。

【0032】

移相器 14 A は、第 1 制御部 30 A の制御に基づいて、その設定移相量を変更設定する。アンテナ素子 10 A - 1 は常に駆動されており、このアンテナ素子 10 A - 1 が受信した電波は移相器 14 A を介して合成分配器 16 A へと送られるが、このとき設定移相量だけ電波の位相が変更される。移相器 14 A での設定移相量の変更タイミングは、上述したビーコン信号のパルス波の周期に同期するように設定されている。

【0033】

切替器 15 A は、第 1 制御部 30 A の制御に基づいて、アンテナ素子 10 A - 2 またはアンテナ素子 10 A - 3 のいずれかを駆動する。駆動されたいずれかのアンテナ素子は電波を受信し、この電波を合成分配器 16 A へと送る。

【0034】

合成分配器 16 A は、アンテナ素子 10 A - 1 からの電波と、アンテナ素子 10 A - 2 またはアンテナ素子 10 A - 3 からの電波とを合成し、この合成した電波を第 1 制御部 30 A に送信する。

【0035】

アンテナ素子 10 A - 1 を移相制御しながら、アンテナ素子 10 A - 2 を駆動することにより、図 6 に示すように、x 軸方向における放射角 (θX で示す) を順次変更することができる。以下では、この x 軸方向における放射角の変更動作を、x 軸方向走査と称する。また、アンテナ素子 10 A - 1 を移相制御しながら、アンテナ素子 10 A - 3 を駆動することにより、図 7 に示すように、y 軸方向における放射角 (θY で示す) を順次変更することができる。以下では、この y 軸方向における放射角の変更動作を、y 軸方向走査と称する。

【0036】

図 5 に戻って、受信装置本体 5 は、第 1 ~ 第 3 制御部 30 A, 30 B, 30 C と、中央制御部 (制御手段) 31 と、データストレージ (記憶手段) 32 とを有する。第 1 制御部 30 A は、中央制御部 31 の指示に基づいて、移相器 14 A 及び切替器 15 A の動作を制御し、また、合成分配器 16 A からの電波を復調する。

【0037】

第 1 制御部 30 A は測定部 33 A 及びメモリ 34 A を有する。第 1 制御部 30 A は、合成分配器 16 A からの電波がビーコン信号であった場合に、このビーコン信号を測定部 33 A に送る。また、第 1 制御部 30 A は、合成分配器 16 A からの電波が画像データであった場合に、この画像データを中央制御部 31 に出力する。

【0038】

測定部 33 A は、ビーコン信号の信号強度を測定し、この測定した信号強度と、このときの放射角とを関連付けてメモリ 34 A に記憶する。x 軸方向走査で得たビーコン信号の信号強度 ($Sig X$ で示す) と、y 軸方向走査で得たビーコン信号の信号強度 ($Sig Y$ で示す) が、メモリ 34 A に記憶される。

【0039】

また、測定部 33 A は、メモリ 34 A に記憶された、1 回分の x 軸方向走査で得たビーコン信号の信号強度 $Sig X$ の中から、最大の信号強度 ($Sig X 1$ で示す) を選び出して、この最大信号強度 $Sig X 1$ と、このときの放射角 ($\theta X 1$ で示す) とを中央制御部 31 に出力する。図 8 に、1 回分の x 軸方向走査で得たビーコン信号の信号強度 $Sig X$ のデータをプロットしたグラフの例を示す。y 軸方向走査においても、x 軸方向走査のときと同様の動作を行い、最大信号強度 $Sig Y 1$ と、このときの放射角 $\theta Y 1$ とを中央制御部 31 に出力する。

【0040】

第 2 制御部 30 B 及び第 3 制御部 30 C は、第 1 制御部 30 A と同様の構成であり、第 2 制御部 30 B は測定部 33 B 及びメモリ 34 B を有し、第 3 制御部 30 C は測定部 33

10

20

30

40

50

C及びメモリ34Cを有する。第2制御部30Bは、最大信号強度 $SigX2$ 及び放射角 $\theta X2$ 、及び最大信号強度 $SigY2$ 及び放射角 $\theta Y2$ を出力し、第3制御部30Cは、最大信号強度 $SigX3$ 及び放射角 $\theta X3$ 、及び最大信号強度 $SigY3$ 及び放射角 $\theta Y3$ を出力する。

【0041】

中央制御部31は、第1～第3制御部30A, 30B, 30Cからの出力情報に基づいてカプセル内視鏡3の位置を算出する位置算出部(算出手段)35と、第1～第3制御部30A, 30B, 30Cからの出力情報に基づいて、ビーコン信号に続く画像データを受信するアンテナユニットを選択する受信条件決定部36とを有する。

【0042】

位置算出部35は、放射角 $\theta X1$, $\theta Y1$ の情報に基づいて第1アンテナユニット4Aに対する電波の到来方向を求め、放射角 $\theta X2$, $\theta Y2$ の情報に基づいて第2アンテナユニット4Bに対する電波の到来方向を求め、放射角 $\theta X3$, $\theta Y3$ の情報に基づいて第3アンテナユニット4Cに対する電波の到来方向を求める。そして、人体座標系で各アンテナユニット4A, 4B, 4Cに対する到来方向に直線を延ばし、これらの直線の交点を幾何学的に算出する。この交点位置がカプセル内視鏡3の位置になる。なお、上述したように、人体座標系での各アンテナユニット4A, 4B, 4Cの位置は予め分かっている。

【0043】

受信条件決定部36では、6の最大信号強度 $SigX1$, $SigY1$, $SigX2$, $SigY2$, $SigX3$, $SigY3$ の中で一番大きいものを選択し、この一番大きい最大信号強度のビーコン信号を受信したときと同じ受信条件(つまり最大利得になる条件)になるように、第1～第3アンテナユニット4A, 4B, 4Cの中からアンテナユニットを1機選択し、このアンテナユニットの走査方向を決定し(駆動するアンテナ素子を決定し)、さらに放射角を決定する。例えば、一番大きい最大信号強度が $SigY2$ であった場合には、第2アンテナユニット4Bを選択し、y軸方向走査に決定し、さらに放射角を放射角 $\theta Y2$ に決定する。中央制御部31では、受信条件決定部36で決定された受信条件になるように、第1～第3制御部30A, 30B, 30Cを制御する。

【0044】

中央制御部31にはデータストレージ32が接続されている。データストレージ32には、カプセル内視鏡3からの画像データと、位置算出部35で算出された位置データとが関連付けられて記憶される。

【0045】

以下、上記構成による作用について説明する。患者の体に第1～第3アンテナユニット4A, 4B, 4Cを貼り付け、ベルトに受信装置本体5を取り付ける。患者の口部から嚥下されたカプセル内視鏡3は、ビーコン信号と画像データとを電波として発信する。ビーコン信号と画像データとは送信フレーム単位で順次発信される。

【0046】

図9及び図10のフローチャートの流れに沿って、受信装置6の受信動作について説明する。第1～第3アンテナユニット4A, 4B, 4Cは、それぞれ同様に動作するため、以下では第1アンテナユニット4Aを代表に挙げ、第2及び第3アンテナユニットの詳細な動作説明を省略する。

【0047】

電波の受信前、第1アンテナユニット4Aはx軸方向走査に設定され、放射角 θX は初期値(例えば0度)に設定される。第1アンテナユニット4Aが電波を受信すると、この電波が第1制御部30Aに送られる。第1制御部30Aでは電波を復調してビーコン信号(1パルス分)とし、ビーコン信号の信号強度 $SigX$ と放射角 θX とをメモリ34Aに記憶する。次に、第1制御部30Aは第1アンテナユニット4Aを制御して放射角 θX を変更し、新たに受信したビーコン信号(1パルス分)の信号強度 $SigX$ と放射角 θX とをメモリ34Aに追加して記憶する。この動作はx軸方向での全領域(例えば放射角: 0度～180度)を終えるまで繰り返す。x軸方向走査を終えると、測定部33Aによって

10

20

30

40

50

、今回の x 軸方向走査でメモリ 34A に記憶された信号強度 S_{igX} の中から最大信号強度 S_{igX1} が選出され、最大信号強度 S_{igX1} 及び放射角 θ_{X1} の情報が中央制御部 31 に送られる。

【0048】

次に、第 1 アンテナユニット 4A が y 軸方向走査に設定され、放射角 θ_Y が初期値に設定され、y 軸方向走査が x 軸方向走査と同様に行われる。測定部 33A で最大信号強度 S_{igY1} が選出され、最大信号強度 S_{igY1} 及び放射角 θ_{Y1} の情報が中央制御部 31 に送られる。

【0049】

第 2 及び第 3 アンテナユニットの走査は、第 1 アンテナユニット 4A の走査と同時に行われ、最大信号強度 S_{igX2} 及び放射角 θ_{X2} , 最大信号強度 S_{igY2} 及び放射角 θ_{Y2} , 最大信号強度 S_{igX3} 及び放射角 θ_{X3} , 最大信号強度 S_{igY3} 及び放射角 θ_{Y3} の情報が中央制御部 31 に送られる。

【0050】

中央制御部 31 の位置算出部 35 では、放射角 θ_{X1} , θ_{Y1} , θ_{X2} , θ_{Y2} , θ_{X3} , θ_{Y3} の情報に基づいて、カプセル内視鏡 3 の人体座標系における現在の位置データを算出する。また、受信条件決定部 36 では、最大信号強度 S_{igX1} , S_{igY1} , S_{igX2} , S_{igY2} , S_{igX3} , S_{igY3} の情報に基づいて、最大利得となる受信条件が決定、すなわち、最大利得となる特定の 1 機のアンテナユニット、走査方向、放射角が決定される。

【0051】

中央制御部 31 の指示に基づいて第 1 ~ 第 3 制御部 30A , 30B , 30C が第 1 ~ 第 3 アンテナユニット 4A , 4B , 4C を制御する。カプセル内視鏡 3 が発した電波は、最大利得となる特定の 1 機のアンテナユニット、走査方向、放射角で受信され、第 1 ~ 第 3 制御部 30A , 30B , 30C のいずれかで復調されて画像データとされ、中央制御部 31 に送られる。特定の 1 機のアンテナユニットだけを駆動するため消費電力を抑えることができる。

【0052】

中央制御部 31 に送られた画像データは、位置算出部 35 で算出した位置データと関連付けられて、データストレージ 32 にファイルとして記憶される。以上が、送信フレーム 1 つ分の電波を受信したときの動作である。各アンテナユニット 4A , 4B , 4C が再びビーコン信号を受信した場合には、上記の動作が繰り返されて、画像データ及び位置データがデータストレージ 32 に順次蓄積される。

【0053】

カプセル内視鏡 3 が体外に排出されて検査が完了すると、受信装置 6 を体から取り外して図示しない画像処理装置に接続し、データストレージ 32 に蓄積されたデータを画像処理装置に伝送し、画像処理装置のモニタに所望の体内位置の内視鏡画像を表示させる。

【0054】

本発明によれば、カプセル内視鏡 3 が発する電波の到来方向に基づいてカプセル内視鏡 3 の位置を算出することから、カプセル内視鏡 3 の位置を高精度に検出することができる。本発明では、カプセル内視鏡 3 が発する電波が微弱であっても、問題なくカプセル内視鏡 3 の位置を高精度に検出することができる。

【0055】

なお、アンテナユニットを水平を保って貼り付けるために、本実施形態のアンテナユニットには工夫が施されている。図 11 に示すのは、体に貼り付ける前の第 1 アンテナユニット 4A である。基体 11A の上端部には細系 50 の端部が取り付けられており、この細系 50 の途中に摘み部 51 が設けられている。細系 50 は、摘み部 51 を摘んで第 1 アンテナユニット 4A を鉛直方向に垂らしたときに、基体 11A の上辺が水平になり、細系 50 の延長線上に第 1 アンテナユニット 4A の重心位置（符号 52 で示すバツ印）が位置するように取り付けられている。

10

20

30

40

50

【 0 0 5 6 】

第 1 アンテナユニット 4 A を体に貼り付ける際には、摘み部 5 1 を摘んで第 1 アンテナユニット 4 A を平衡状態にして位置決めして第 1 アンテナユニット 4 A を体に押し付ける。第 1 アンテナユニット 4 A の貼付後、細系 5 0 を取り除いてから、コネクタ 1 3 a に受信装置本体 5 から延ばされたケーブル 1 7 A を接続する。これにより、第 1 アンテナユニット 4 A の貼付時に、ケーブル 1 7 A が干渉することはない、第 1 アンテナユニット 4 A を正確に位置決めすることができる。なお、細系 5 0 を用いる替わりに、コネクタ 1 3 a に予め接続された柔軟なケーブルを用い、このケーブルを摘んで第 1 アンテナユニット 4 A の貼り付け作業を行ってもよい。

【 0 0 5 7 】

上記実施形態では、受信装置 6 が有するフェイズドアレイユニットは 3 機であったが、2 機でもよいし、4 機以上でもよい。フェイズドアレイユニットの数を増やすことで、より高精度にカプセル内視鏡 3 の位置を検出することができる

【 0 0 5 8 】

上記実施形態では、フェイズドアレイユニットが有するアンテナ素子は 3 つであったが、4 つ以上でもよい。アンテナ素子の数を増やすことで、より高精度に電波の到来方向を割り出すことができる。

【 0 0 5 9 】

図 1 2 に示すのは、5 つのアンテナ素子 1 0 1 ~ 1 0 5 を有するフェイズドアレイユニット 1 0 0 である。x 軸方向でビーム走査を行う場合には、アンテナ素子 1 0 2 , 1 0 3 , 1 0 4 を駆動する。このとき、アンテナ素子 1 0 2 はアンテナ素子 1 0 3 に対して位相を所定量進め、一方、アンテナ素子 1 0 4 はアンテナ素子 1 0 3 に対して位相を所定量遅らせる。また、y 軸方向でビーム走査を行う場合には、アンテナ素子 1 0 1 , 1 0 3 , 1 0 5 を駆動する。このとき、アンテナ素子 1 0 1 はアンテナ素子 1 0 3 に対して位相を所定量進め、一方、アンテナ素子 1 0 5 はアンテナ素子 1 0 3 に対して位相を所定量遅らせる。また、図 1 3 に示すように、4 つのアンテナ素子 2 0 1 ~ 2 0 4 を有するフェイズドアレイユニット 2 0 0 を用いてもよい。

【 0 0 6 0 】

上記実施形態では、情報取得装置としてカプセル内視鏡 3 を用いて説明を行ったが、pH 測定センサを有するハイデルベルグカプセルや、温度センサを有するコアテンブカプセル、腸内の圧力を測定する圧力センサを有するカプセルなどにも本発明を適用することが可能であり、この場合、画像データの替わりに、pH データ、温度データ、圧力データなどが電波として発信される。

【 図面の簡単な説明 】

【 0 0 6 1 】

【 図 1 】 カプセル内視鏡システムの構成を示す概略図である。

【 図 2 】 カプセル内視鏡の電氣的構成を示すブロック図である。

【 図 3 】 送信フレームの構成を示すタイムチャートである。

【 図 4 】 2 つのアンテナ素子を移相制御して放射角が変化した様子を示す説明図である。

【 図 5 】 受信装置の電氣的構成を示すブロック図である。

【 図 6 】 x 軸方向走査を説明する説明図である。

【 図 7 】 y 軸方向走査を説明する説明図である。

【 図 8 】 x 軸方向走査で得たビーコン信号の信号強度をプロットしたグラフである。

【 図 9 】 受信装置の電波受信動作の全体の流れを示すフローチャートである。

【 図 1 0 】 第 1 アンテナユニットの走査動作の流れを示すフローチャートである。

【 図 1 1 】 貼付前の第 1 アンテナユニットの外観図である。

【 図 1 2 】 5 つのアンテナ素子を有するアンテナユニットの外観図である。

【 図 1 3 】 4 つのアンテナ素子を有するアンテナユニットの外観図である。

【 符号の説明 】

【 0 0 6 2 】

10

20

30

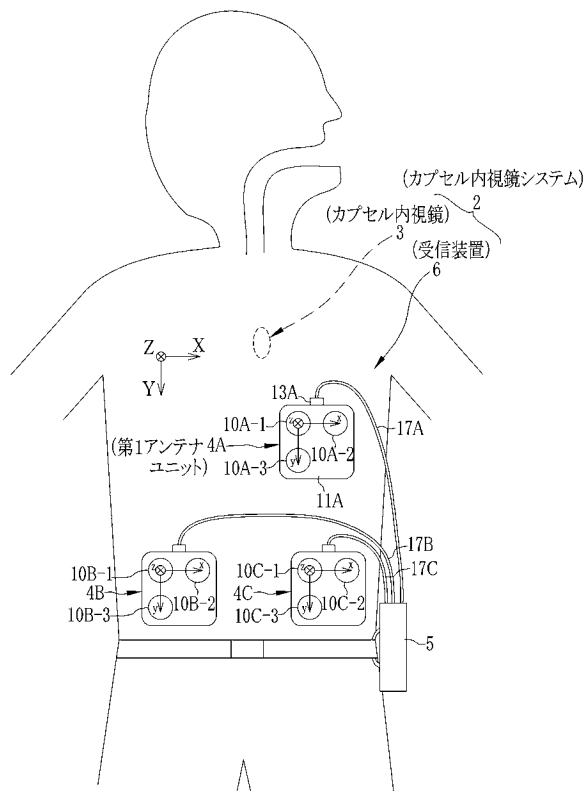
40

50

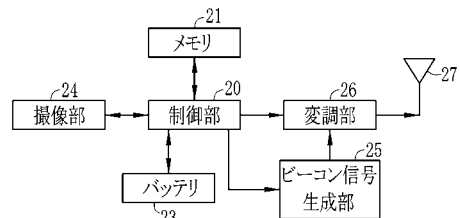
- 2 カプセル内視鏡システム
- 3 カプセル内視鏡
- 4 A , 4 B , 4 C アンテナユニット
- 6 受信装置
- 1 4 A , 1 4 B , 1 4 C 移相器
- 1 5 A , 1 5 B , 1 5 C 切替器
- 3 1 中央制御部
- 3 2 データストレージ
- 3 3 A , 3 3 B , 3 3 C 測定部
- 3 5 位置算出部
- 3 6 受信条件決定部

10

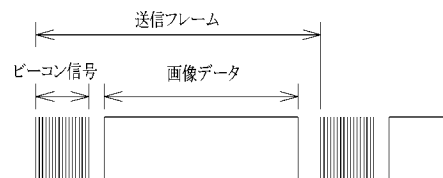
【 図 1 】



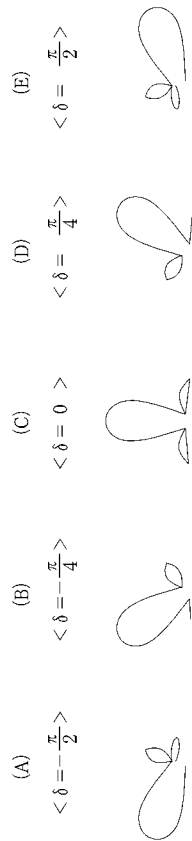
【 図 2 】



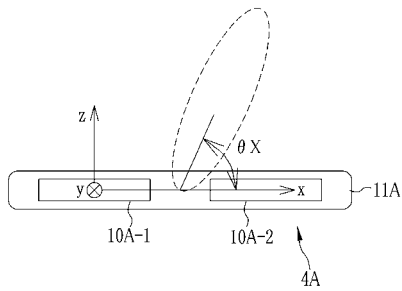
【 図 3 】



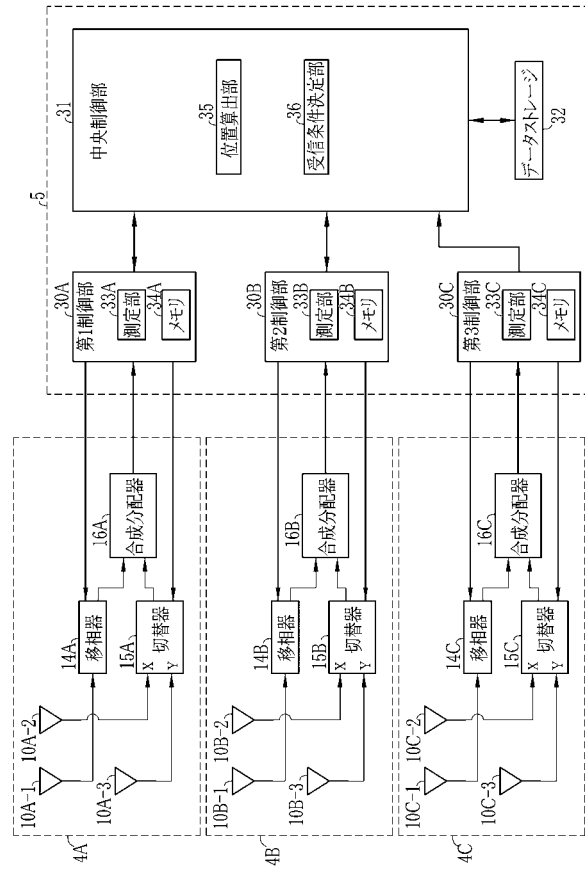
【図 4】



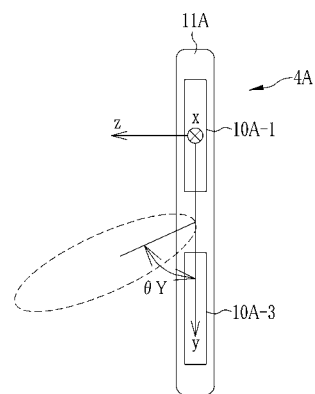
【図 6】



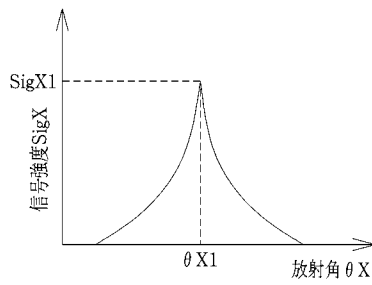
【図 5】



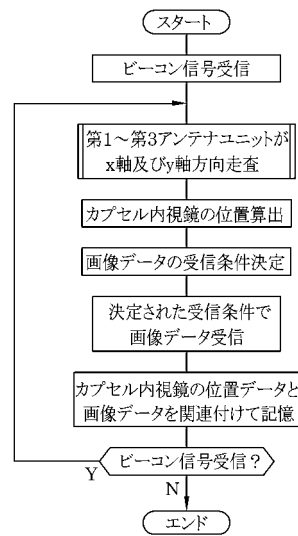
【図 7】



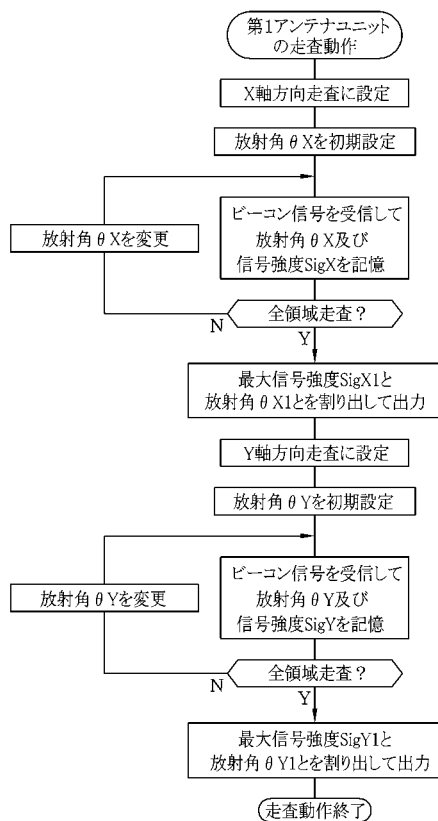
【図 8】



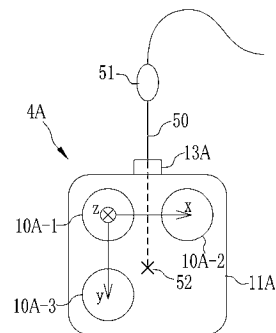
【図 9】



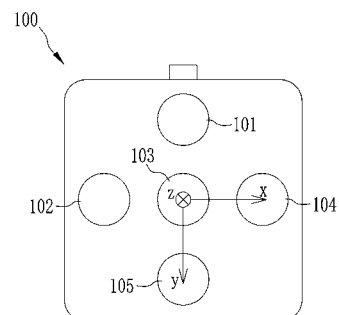
【図 10】



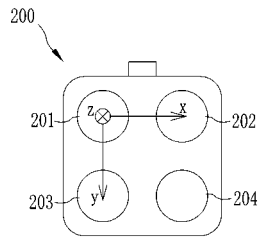
【図 11】



【図 12】



【図 13】



专利名称(译)	信息获取装置的位置检测装置和方法，信息获取系统，胶囊内窥镜系统，信息获取装置的位置检测天线和位置检测天线单元		
公开(公告)号	JP2008200191A	公开(公告)日	2008-09-04
申请号	JP2007037968	申请日	2007-02-19
[标]申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社		
申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社		
[标]发明人	西納直行		
发明人	西納 直行		
IPC分类号	A61B1/00 A61B5/06 A61B5/07		
FI分类号	A61B1/00.320.Z A61B1/00.320.B A61B5/06 A61B5/07.100 A61B1/00.C A61B1/00.550 A61B1/00.552 A61B1/00.610 A61B1/00.650 A61B1/00.682 A61B1/01		
F-TERM分类号	4C038/CC03 4C038/CC09 4C061/CC06 4C061/GG22 4C061/HH52 4C161/CC06 4C161/DD07 4C161/FF15 4C161/GG22 4C161/GG28 4C161/HH52 4C161/UU07		
代理人(译)	小林和典 饭岛茂		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：高度准确地检测胶囊内窥镜的位置。解决方案：该胶囊内窥镜系统2包括胶囊内窥镜3和包括第一 - 第三相控阵列单元4A，4B和4C以及接收装置主体5的接收装置6.各个相控阵列单元4A，4B和4C改变辐射角度分别在x轴和y轴方向上确定由胶囊内窥镜3发射的电波的到达方向。接收装置主体7在所确定的电波的到达方向上延伸直线，几何地计算所确定的电波的交叉点。直线并检测交叉位置作为胶囊内窥镜3的位置

