

(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2005-245937

(P2005-245937A)

(43) 公開日 平成17年9月15日(2005.9.15)

(51) Int. Cl. <sup>7</sup>	F I	テーマコード (参考)
A 6 1 B 1/04	A 6 1 B 1/04 3 6 2 J	4 C 0 1 7
A 6 1 B 1/00	A 6 1 B 1/00 3 0 0 D	4 C 0 2 7
A 6 1 B 5/00	A 6 1 B 1/00 3 2 0 B	4 C 0 3 8
A 6 1 B 5/0205	A 6 1 B 5/00 N	4 C 0 6 1
A 6 1 B 5/04	A 6 1 B 5/00 1 0 1 E	4 C 1 1 7
審査請求 未請求 請求項の数 18 O L (全 19 頁) 最終頁に続く		

(21) 出願番号 特願2004-64143 (P2004-64143)

(22) 出願日 平成16年3月8日(2004.3.8)

(71) 出願人 000000527

ペンタックス株式会社

東京都板橋区前野町2丁目36番9号

(74) 代理人 100078880

弁理士 松岡 修平

(72) 発明者 伊藤 栄一

東京都板橋区前野町2丁目36番9号 ペ

ンタックス株式会社内

(72) 発明者 松本 光弘

東京都板橋区前野町2丁目36番9号 ペ

ンタックス株式会社内

(72) 発明者 津田 浩二

東京都板橋区前野町2丁目36番9号 ペ

ンタックス株式会社内

最終頁に続く

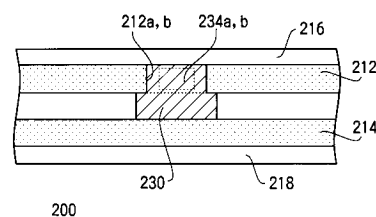
(54) 【発明の名称】 通信機能付き着衣、及び内視鏡システム

## (57) 【要約】

【課題】 柔軟性及び軽量化を保ちつつ、レイアウトフリーで多数のアンテナを実装でき、耐久性にも優れていること。

【解決手段】 導電性を有し、被験者の体の一部を覆うよう型取られた導電シートと、該導電シート上に散在され、該導電シートを利用して近接した通信モジュールに信号を伝達していく複数の通信モジュールと、を含んだ2次元拡散信号伝送テクノロジーを用いた基板を有した着衣であって、該複数の通信モジュールの中の少なくとも1つの通信モジュールに外部機器と通信する為の通信手段を搭載し、該通信手段が該外部機器に対して空間中を伝搬される空間伝搬信号を送信または受信或いは送受信できるよう、該導電シートに空間伝搬信号を透過させる領域を持たせた。

【選択図】 図3



## 【特許請求の範囲】

## 【請求項 1】

導電性を有し、被験者の体の一部を覆うよう型取られた導電シートと、該導電シート上に散在され、該導電シートを利用して近接した通信モジュールに信号を伝達していく複数の通信モジュールと、を含んだ 2 次元拡散信号伝送テクノロジーを用いた基板を有した、着用させた被験者の体に関する情報を取得する為の通信機能付き着衣であって、

該複数の通信モジュールの中の少なくとも 1 つの通信モジュールに、外部機器と通信する為の通信手段を搭載し、

該通信手段が該外部機器に対して空間中を伝搬される空間伝搬信号を送信または受信或いは送受信できるよう、該導電シートに空間伝搬信号を透過させる領域を持たせたこと、  
を特徴とする通信機能付き着衣。

10

## 【請求項 2】

前記導電シートに、前記通信手段の少なくとも一部を露出させる開口部であって、空間伝搬信号を透過させる通信用開口部を形成したこと、を特徴とする請求項 1 に記載の通信機能付き着衣。

## 【請求項 3】

露出させた前記通信手段を前記導電シート上に配置したこと、を特徴とする請求項 2 に記載の通信機能付き着衣。

## 【請求項 4】

前記通信手段は前記通信モジュール上に積層されており、該通信手段の前記導電シートへの射影領域は、該通信モジュールの前記導電シートへの射影領域より広いこと、を特徴とする請求項 1 から請求項 3 のいずれかに記載の通信機能付き着衣。

20

## 【請求項 5】

前記複数の通信モジュールの中の少なくとも 1 つの通信モジュールに、被験者の体調に関する体調情報を取得する為のセンサを搭載したこと、を特徴とする請求項 1 から請求項 4 のいずれかに記載の通信機能付き着衣。

## 【請求項 6】

前記導電シートに、前記センサを被験者に密着させる為の第 1 のセンサ用開口部をさらに形成したこと、を特徴とする請求項 5 に記載の通信機能付き着衣。

## 【請求項 7】

前記導電シートが絶縁性を有する絶縁シートに覆われている場合、該絶縁シートに、前記センサを被験者に密着させる為の第 2 のセンサ用開口部を形成したこと、を特徴とする請求項 6 に記載の通信機能付き着衣。

30

## 【請求項 8】

前記センサを搭載した通信モジュールの各々は、体温を測定する為のセンサ、呼吸数や心拍数或いは血圧を測定する為のセンサ、血流量を測定する為のセンサ、酸素飽和度を測定する為のセンサ、発汗を測定する為のセンサ、尿酸値を測定する為のセンサ、出血の有無を測定する為のセンサ、或いは心電測定する為の電極のいずれかのセンサを搭載したこと、を特徴とする請求項 5 から請求項 7 のいずれかに記載の通信機能付き着衣。

## 【請求項 9】

前記複数の通信モジュールの各々が取得した情報が自身に伝達されるようその伝達経路を決定する経路決定処理と、伝達された各情報に所定の処理を施してモニタ表示可能に変換する情報変換処理と、を実行する制御手段をさらに備えたこと、を特徴とする請求項 1 から請求項 8 のいずれかに記載の通信機能付き着衣。

40

## 【請求項 10】

前記複数の通信モジュールの中の少なくとも 1 つの通信モジュールに前記センサが装着されている場合、前記制御手段は、該外部機器から受信した信号及び前記センサが取得した前記体調情報を、同一タイミング毎に自身に伝達させること、を特徴とする請求項 9 に記載の診断用着衣システム。

## 【請求項 11】

50

前記複数の通信モジュールの中の少なくとも１つの通信モジュールに前記センサが装着されている場合、前記制御手段は、該外部機器から受信した信号と前記センサが取得した前記体調情報とを、それぞれ異なったタイミング毎に自身に伝達させること、を特徴とする請求項 9 に記載の診断用着衣システム。

【請求項 12】

前記制御手段は、外部機器から受信した信号を第 1 のタイミング毎に自身に伝達させ、前記センサが取得した前記体調情報を、該第 1 のタイミングより間隔の長い第 2 のタイミング毎に自身に伝達させること、を特徴とする請求項 11 に記載の診断用着衣システム。

【請求項 13】

前記制御手段は、外部機器からの信号を受信させる通信手段の選択処理を、該外部機器から受信した信号及び前記センサが取得した前記体調情報を自身に伝達させるタイミングより間隔の長い第 3 のタイミング毎に実行すること、を特徴とする請求項 9 から請求項 12 のいずれかに記載の診断用着衣システム。 10

【請求項 14】

前記少なくとも 1 つの通信モジュールに前記センサが搭載されている場合、前記制御手段は、変換後の前記体調情報を変換後の画像情報に重畳させ、モニタに同時に表示させること、を特徴とする請求項 9 から請求項 13 のいずれかに記載の通信機能付き着衣。

【請求項 15】

体腔内に投入されるカプセル型内視鏡であって、該体腔内の画像を撮像して画像情報を取得する撮像手段と、該画像情報を外部機器に送信する為の無線通信手段と、を有したカプセル型内視鏡と、 20

請求項 1 から請求項 14 のいずれかに記載の通信機能付き着衣であって、該無線通信手段からの画像情報を受信する通信機能付き着衣と、

前記情報変換処理が施された情報を表示するモニタと、を備えたこと、を特徴とする内視鏡システム。

【請求項 16】

前記制御部は、前記通信手段を搭載した少なくとも 1 つの通信モジュールの中から、前記カプセル型内視鏡に対する受信強度が最も高い通信モジュールを選択し、

選択された通信モジュールに、該カプセル型内視鏡との通信処理を実行させること、を特徴とする請求項 15 に記載の内視鏡システム。 30

【請求項 17】

前記通信処理において前記通信モジュールは、前記カプセル型内視鏡に電源を供給する為の空間伝搬信号を所定のタイミングで発信すること、を特徴とする請求項 16 に記載の内視鏡システム。

【請求項 18】

互いに絶縁された、被験者の体の一部を覆うよう型取られた第 1 の導電シートと、該第 1 の導電シートを覆うように配置された第 2 の導電シートと、これらの導電シートに介在され、少なくとも一方の導電シートを利用して近接した通信モジュールに画像情報を伝達していく複数の通信モジュールと、を含んだ 2 次元拡散信号伝送テクノロジーを用いた基板を有した、着用させた被験者の体腔内の画像情報を取得する為の通信機能付き着衣であって、 40

該複数の通信モジュールの中の少なくとも 1 つの通信モジュールに、外部機器と通信する為の通信手段を搭載し、

該通信手段が該外部機器に対して空間中を伝搬される空間伝搬信号を送信または受信或いは送受信できるよう、該第 1 の導電シートに空間伝搬信号を透過させる領域を持たせたこと、を特徴とする通信機能付き着衣。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

この発明は、着用させた被験者の体に関する情報を取得する為の通信機能付き着衣、及 50

び該着衣を備えた内視鏡システムに関する。

【背景技術】

【0002】

従来、被験者の体腔内を観察する場合、ケーブルやファイバを配置した可撓管の先端部にある撮像素子により当該体腔内の画像を撮像する電子内視鏡が利用されている。しかしながらこのような内視鏡は、長い可撓管を体腔内に挿入する形態である為、被験者にとって負担となっている。また、このような内視鏡では、その内部が細長く且つ蛇行した腸類に挿入させることが難しい。そこで近年、被験者の負担を軽減させると共に腸類の観察も想定したカプセル型の内視鏡を備えた様々なシステムが提案されている（例えば特許文献1）。

10

【特許文献1】特開2003-19111号公報

【0003】

上記特許文献1に記載されたシステムは、複数のアンテナを搭載したベルトを被験者の体に巻き付けたり接着したりし、体腔内に投入したカプセル型内視鏡から発信される電波を当該アンテナにより受信させ、その発信源の位置を探知するものである。なお、当該文献において、カプセル型内視鏡は、体腔内の状態を測定するものや、体腔内の画像を撮像するものとして記載されている。

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0004】

上記特許文献1に記載のベルトに搭載された各アンテナは、有線ケーブル或いは銅箔のパターンによってベルト全体の制御を司る信号レコーダに接続されている。しかしながらこのような構成の場合、以下に指摘する問題点が発生する。

20

【0005】

例えば各アンテナが有線ケーブルにより信号レコーダに接続されている場合、上記ベルト上に、各アンテナと各ケーブルとを実装する必要がある。この為、アンテナ1つを実装する為に必要な面積が大きくなってしまい、多数のアンテナを実装することができない。従って、体腔内の全範囲を受信可能領域としてカバーできない可能性がある。また、体に巻き付けられるものである為に柔軟性が要求されるが、上記ケーブルを実装することによりその柔軟性は失われてしまう。さらに、多数のケーブルを実装することによりベルト自体の重量が増加してしまう為、被験者に対する負担が大きくなってしまう。また、ベルトを頻繁に屈曲させることにより、当該ケーブルの断線といった問題も生じる。

30

【0006】

また、各アンテナが銅箔のパターンにより信号レコーダに接続されている場合、上記ベルトは、フレキシブルプリント基板から成ると想像される。この為、上述の有線ケーブルの場合と比較すると、ある程度の柔軟性が確保される。しかしながら実装された素子に応じたパターンを基板上に形成する必要がある為、アンテナを実装できる領域に制限が生じてしまう。従って、最適な位置にアンテナを実装できなかったり、多数のアンテナを実装できなかったりするという事態を招く。また、パターンを頻繁に屈曲させることにより、当該パターンを断線させてしまう可能性もある。

40

【0007】

また、いずれの場合においてもアンテナは基板上に露出されて実装されている。この為、アンテナがカプセル型内視鏡以外の外部機器からも信号を受信してしまうことがあり、画像信号のS/N比を低下させる要因となっていた。

【0008】

そこで、本発明は上記の事情に鑑み、柔軟性及び軽量化を保ちつつ、レイアウトフリーで多数の通信手段を実装でき、耐久性にも優れた通信機能付き着衣及び該着衣を備えた内視鏡システムを提供することを目的とする。また、周囲の環境に左右されることなく高いS/N比で画像信号を取得することができる通信機能付き着衣及び該着衣を備えた内視鏡システムを提供することを目的とする。

50

## 【課題を解決するための手段】

## 【0009】

上記の課題を解決する本発明の一態様に係る通信機能付き着衣は、導電性を有し、被験者の体の一部を覆うよう型取られた導電シートと、該導電シート上に散在され、該導電シートを利用して近接した通信モジュールに信号を伝達していく複数の通信モジュールと、を含んだ2次元拡散信号伝送テクノロジーを用いた基板を有した、着用させた被験者の体に関する情報を取得する為の着衣であり、該複数の通信モジュールの中の少なくとも1つの通信モジュールに外部機器と通信する為の通信手段を搭載し、該通信手段が該外部機器に対して空間中を伝搬される空間伝搬信号を送信または受信或いは送受信できるよう、該導電シートに空間伝搬信号を透過させる領域を持たせている。なお、この通信機能付き着衣は、導電シートに、通信手段の少なくとも一部を露出させる開口部であって、空間伝搬信号を透過させる通信用開口部が形成されたものであってもよい。また、露出させた通信手段を導電シート上に配置したものであってもよい。また、通信手段は通信モジュール上に積層されたものであってもよく、また、通信手段の導電シートへの射影領域は、通信モジュールの導電シートへの射影領域より広いものであってもよい。

10

## 【0010】

また、上記通信機能付き着衣は、複数の通信モジュールの中の少なくとも1つの通信モジュールに、被験者の体調に関する体調情報を取得する為のセンサを搭載したものであってもよい。また、導電シートにセンサを被験者に密着させる為の第1のセンサ用開口部をさらに形成したものであってもよい。また、導電シートが絶縁性を有する絶縁シートに覆われている場合、該絶縁シートに、該センサを被験者に密着させる為の第2のセンサ用開口部を形成してもよい。上記センサには、例えば、体温を測定する為のセンサ、呼吸数や心拍数或いは血圧を測定する為のセンサ、血流量を測定する為のセンサ、酸素飽和度を測定する為のセンサ、発汗を測定する為のセンサ、尿酸値を測定する為のセンサ、出血の有無を測定する為のセンサ、或いは心電測定する為の電極などがあり、センサを搭載した通信モジュールの各々は、上述のいずれかのセンサを搭載したものであってもよい。

20

## 【0011】

また、上記通信機能付き着衣は、複数の通信モジュールの各々が取得した情報が自身に伝達されるようその伝達経路を決定する経路決定処理と、伝達された各情報に所定の処理を施してモニタ表示可能に変換する情報変換処理とを実行する制御手段をさらに備えたものであってもよい。

30

## 【0012】

なお、前述の通信機能付き着衣において、複数の通信モジュールの中の少なくとも1つの通信モジュールにセンサが装着されている場合、制御手段は、該外部機器から受信した信号及び該センサが取得した体調情報を、同一タイミング毎に自身に伝達させることができる。

## 【0013】

或いは、該外部機器から受信した信号と該センサが取得した体調情報とを、それぞれ異なるタイミング毎に自身に伝達させることができる。このとき制御手段は、外部機器から受信した信号を第1のタイミング毎に自身に伝達させ、該体調情報を、該第1のタイミングより間隔の長い第2のタイミング毎に自身に伝達させることができる。

40

## 【0014】

また、制御手段は、外部機器からの信号を受信させる通信手段の選択処理を、該外部機器から受信した信号及び該センサが取得した体調情報を自身に伝達させるタイミングより間隔の長い第3のタイミング毎に実行することができる。

## 【0015】

また、制御手段は、変換後の体調情報を変換後の画像情報に重畳させ、モニタに同時に表示させることができる。

## 【0016】

また、上記の課題を解決する本発明の一態様に係る内視鏡システムは、体腔内に投入さ

50

れるカプセル型内視鏡であって、該体腔内の画像を撮像して画像情報を取得する撮像手段と、該画像情報を外部機器に送信する為の無線通信手段とを有したカプセル型内視鏡と、上述したいずれかに記載の通信機能付き着衣であって、該無線通信手段からの画像情報を受信する通信機能付き着衣と、情報変換処理が施された情報を表示するモニタとを備えたものである。

#### 【0017】

また、上記内視鏡システムにおいて、制御部は、通信手段を搭載した少なくとも1つの通信モジュールの中から、カプセル型内視鏡に対する受信強度が最も高い通信モジュールを選択し、選択された通信モジュールに、該カプセル型内視鏡との通信処理を実行させることができる。この通信処理において通信モジュールは、カプセル型内視鏡に電源を供給する為の空間伝搬信号を所定のタイミングで発信することができる。

10

#### 【0018】

また、上記の課題を解決する本発明の一態様に係る通信機能付き着衣は、互いに絶縁された、被験者の体の一部を覆うよう型取られた第1の導電シートと、該第1の導電シートを覆うように配置された第2の導電シートと、これらの導電シートに介在され、少なくとも一方の導電シートを利用して近接した通信モジュールに画像情報を伝達していく複数の通信モジュールと、を含んだ2次元拡散信号伝送テクノロジーを用いた基板を有した、着用させた被験者の体腔内の画像情報を取得する為の着衣であり、該複数の通信モジュールの中の少なくとも1つの通信モジュールに外部機器と通信する為の通信手段を搭載し、該通信手段が該外部機器に対して空間中を伝搬される空間伝搬信号を送信または受信或いは送受信できるよう、該第1の導電シートに空間伝搬信号を透過させる領域を持たせている。

20

#### 【発明の効果】

#### 【0019】

本発明のアンテナ機能付き着衣は、2次元拡散信号伝送テクノロジーを採用した基板を有し、その導電層に特定方向からの電磁波が透過可能な領域を形成している。これにより、周囲の環境に左右されることなく高いS/N比で所望の信号を送受信できる。また、柔軟性及び軽量化を保ちつつ、レイアウトフリーで多数のアンテナを実装でき、耐久性にも優れたアンテナ機能付き着衣を実現できる。

#### 【発明を実施するための最良の形態】

#### 【0020】

本発明の実施形態の内視鏡システムは、本発明の特徴部分であるアンテナ機能付き着衣を備えたものである。このアンテナ機能付き着衣は、有線ケーブルや銅箔のパターンを用いることなく、その着衣上に被験者の体調や体腔内の画像情報を取得する為の回路が実装されたものであり、より優れた柔軟性や耐久性、軽量化、設計の自由度、より高密度なアンテナの実装、及び高S/N比の画像信号の取得などを実現するものである。以下に、図面を参照して、本実施形態の内視鏡システムの構成及び作用について説明する。

30

#### 【0021】

図1は、本発明の実施形態の内視鏡システム10の構成を示したブロック図である。本実施形態では、内視鏡システム10を利用し、被験者1の体調や体腔内の画像情報を取得して当該被験者に対する診断を行っている。この内視鏡システム10は、被験者1の体腔内に投入されるカプセル型内視鏡100と、被験者1に着用されたジャケットであって、カプセル型内視鏡100から発信された画像情報（この画像情報は空間中を伝搬される空間伝搬信号であり、ここでは電波の形態である）を取得するアンテナ機能付きジャケット200と、ジャケット200が取得した画像情報を表示させるモニタ付きPC300から構成されている。なお、本実施形態では、被験者の体調に関する情報は、当該被験者の体温や血圧などの体調に関する体調情報を示し、被験者の体に関する情報は、少なくとも当該被験者の体腔内に投入されたカプセル型内視鏡100から発信された画像情報を含んだ情報であり、ここではさらに体調情報を含んだ情報を示している。

40

#### 【0022】

図2は、カプセル型内視鏡100の構成を示したブロック図である。このカプセル型内

50

視鏡１００は、微小なカプセル状の内視鏡である為、細長く且つ蛇行した腸類に容易に進入してその内部を撮像することができる。カプセル型内視鏡１００は、各構成要素に電源を供給する電源部１０２と、全体の制御を司る制御部１０４と、各種データが記憶されるメモリ１０６と、体腔内を照明する２つの照明部１０８と、体腔内を観察する為の対物光学系１１０と、体腔内の画像を撮像する固体撮像素子１１２と、外部機器に電波を発信する発信部１１４と、外部機器からの電波を受信する受信部１１５と、外部機器に電波を送受信するアンテナ部１１６から構成されている。

#### 【００２３】

電源がオンされて被験者１の体腔内に投入されると、カプセル型内視鏡１００は、照明部１０８により当該体腔内を照明する。体腔内の壁部などで反射された照明光は、対物光学系１１０に入射され、該対物光学系１１０の像側焦点面上にその受光面を有した固体撮像素子１１２に受光される。固体撮像素子１１２は、受光した反射光を光電変換し、画像信号を生成する。制御部１０４は、発信部１１４を制御し、生成された画像信号を変調して所定の周波数に重畳させてアンテナ部１１６を介して外部に伝搬させる。本実施形態においてここで伝搬された画像信号は、アンテナ機能付きジャケット２００によって受信される。受信部１１５は外部機器からの電波を受信し、制御部１０４は、受信されるデータに基いて、照明部１０８のオン／オフ、カプセル型内視鏡１００の駆動制御等を行う。

#### 【００２４】

次に、本発明の特徴部分であるアンテナ機能付きジャケット２００の構成及び作用について説明する。

#### 【００２５】

アンテナ機能付きジャケット２００は、被験者１の体の一部を覆うよう型取られたジャケットであり、その内部に散在された複数の通信モジュール２３０によって、カプセル型内視鏡１００から発信された画像信号を取得する回路、カプセル型内視鏡１００へ電源供給のための電磁波や制御信号を発信する回路、及び被験者１の体調に関わる体調情報を取得する回路を構築している。また、被験者１の腰付近に位置するよう取り付けられ、上述の回路全体の制御を司る制御ユニット２２０を備えている。

#### 【００２６】

図３は、アンテナ機能付きジャケット２００の断層構造を示した断面図である。アンテナ機能付きジャケット２００は、２次元拡散信号伝送テクノロジー（株式会社セルクロス、[平成１５年１２月検索]、インターネット、<http://www.utri.co.jp/venture/venture2.html> 参照）を用いた基板、或いは特開２００３－１８８８８２号公報で開示されている通信装置（すなわち、２つの信号層間に複数のチップを散在させ、これらの信号層を利用して近接したチップ間を接続させ、所望のデータを目的地に向けてパケットで送信する装置）の構成を一部利用したものであり、２層の導電シート２１２、２１４、及びこれらの導電シートと外部とを絶縁する為の絶縁シート２１６、２１８の計４層のシートが積層され、さらに導電シート２１２と２１４との間に複数の通信モジュール２３０が図１の如く散在されたものである。

#### 【００２７】

２層の導電シート２１２及び２１４は、柔軟性及び導電性を有し、被験者１の胸部辺りから腹部辺りまでを覆うジャケットの如く型取られたシートであり、例えば導電ゴムや導電体が織り込まれた布から成る。導電シート２１２と２１４とは、その間に介在された通信モジュール２３０や図示しない絶縁層または絶縁シートなどによって、所定の間隔を空けて配置されている。この為、導電シート２１２と２１４は、互いに絶縁された状態で積層されている。また、導電シート２１２は、導電シート２１４より被験者１に近接して配置されたシートである。すなわち、導電シート２１２はアンテナ機能付きジャケット２００の裏側に配置されたシートであり、導電シート２１４はアンテナ機能付きジャケット２００の表側に配置されたシートである。

#### 【００２８】

絶縁シート２１６は、柔軟性及び絶縁性を有し、導電シート２１２の外側の面（すなわ

10

20

30

40

50

ち導電シート 214 側の面と対向する面)を覆うよう型取られたシートであり、例えば絶縁ゴムや、絶縁フィルム、絶縁性を有した布から成る。また、絶縁シート 218 も、絶縁シート 216 と同様に柔軟性及び絶縁性を有したものであり、導電シート 214 の外側の面(すなわち導電シート 212 側の面と対向する面)を覆うよう型取られたシートである。これらの絶縁シートの作用により、導電シート 212 または 214 に電流が流れた場合であっても、当該導電シート 212 或いは 214 と外部(例えば被験者 1 の体の表面)との絶縁性は保たれる。

#### 【0029】

次に、通信モジュール 230 の構成及び作用について説明する。通信モジュール 230 は、カプセル型内視鏡 100 から発信された画像信号を取得し、カプセル型内視鏡 100 へ電源供給のための電磁波や制御信号を発信する為の画像用通信モジュール 230a と、被験者 1 の体調を測定してその測定結果(以下、体調情報と称する)を取得する為の測定用通信モジュール 230b の 2 つのタイプに大別される。

10

#### 【0030】

図 4 は、上述した通信モジュール 230 の 1 つのタイプである画像用通信モジュール 230a の構成を示したブロック図である。画像用通信モジュール 230a は、当該モジュール全体の制御を司る制御部 232a と、所定周波数の電波の送受信を行うアンテナ 234a と、当該モジュールの ID 情報や画像信号等を含む各種データが記憶されるメモリ 236a と、近接した通信モジュール 230 との通信を果たす為の通信部 238a から構成されている。

20

#### 【0031】

画像用通信モジュール 230a は、主にアンテナ 234a を用い、カプセル型内視鏡 100 から発信された画像信号を受信する機能、及びカプセル型内視鏡 100 に電源供給用の信号や術者の意図を反映した駆動制御信号を含んだ電波を発信する機能を果たす。この画像用通信モジュール 230a の作用により、術者は、小型のバッテリーしか搭載できないカプセル型内視鏡 100 を、長時間駆動させると共に遠隔操作することもできる。なお、カプセル型内視鏡 100 は主に腸類内部の画像を撮影するものである為、画像用通信モジュール 230a は、これら腸類に比較的近い被験者 1 の腹部近辺に集中的に位置するよう導電シート間に散在されている。また、画像用通信モジュール 230a は、上述したように送受信の機能を有したものであるが、別の実施形態では送信または受信のいずれか一方の機能を有したものであってもよい。

30

#### 【0032】

ここで、図 3 に示すように導電シート 212 には、画像用通信モジュール 230a (より正確にはアンテナ 234a)を被験者 1 側に露出させるような開口部 212a が形成されている。この開口部 212a は、導電体に閉じ込められたアンテナ装置と外部通信機器との間における良好な電波の送受信、具体的には、被験者 1 の体腔内に位置しているカプセル型内視鏡 100 とアンテナ 234a との間で良好に電波を送受信させる為のものである。

#### 【0033】

例えば導電シート 212 に開口部 212a が形成されていない場合、カプセル型内視鏡 100 とアンテナ 234a との間に導電シート 212 が介在することになる。しかしながら導電シート 212 は、上述したように導電性を有したシートである為、電波を遮断する所謂シールドとして作用してしまう。この為、カプセル型内視鏡 100 とアンテナ 234a との間で良好に電波を送受信させることができない。

40

#### 【0034】

このような事態を鑑みて、本実施形態のアンテナ機能付きジャケット 200 では、上述の如く導電シート 212 に開口部 212a を形成している。そしてこの開口部 212a の作用により、カプセル型内視鏡 100 とアンテナ 234a との間で電波を遮断或いは減衰させることなく良好に送受信できるようになっている。

#### 【0035】

50



なお、本実施形態では、導電シート 2 1 2 の外側の面の全域に絶縁シート 2 1 6 が積層されている。しかしながら絶縁シート 2 1 6 は、絶縁性を有したシートである為、シールドとして作用することはない。この為、絶縁シート 2 1 6 がカプセル型内視鏡 1 0 0 とアンテナ 2 3 4 a との間に介在しても、これらの間の電波の送受信に何ら不都合を生じさせることはない。

#### 【 0 0 3 6 】

また、本実施形態のアンテナ機能付きジャケット 2 0 0 では、アンテナ 2 3 4 a は、開口部 2 1 2 a においてのみ露出され、それ以外の全ての部分は導電シート 2 1 2 及び 2 1 4 によって覆われている。従って、導電シート 2 1 2 及び 2 1 4 は、開口部 2 1 2 a 以外の方向からアンテナ 2 3 4 a に向けて発信されてくる電波（例えば内視鏡システム 1 0 の周囲に配置されている外部機器が発信している電波）に対してシールドとして作用し、アンテナ 2 3 4 a に不要なノイズを受信させない（別の観点ではアンテナ 2 3 4 a が周囲の外部機器に影響を及ぼさない）。すなわち導電シート 2 1 2 及び 2 1 4 は、実質的に、カプセル型内視鏡 1 0 0 から発信される電波以外の全ての電波を遮断或いは減衰させる。この為、アンテナ 2 3 4 a は、カプセル型内視鏡 1 0 0 から画像信号を高い S / N 比で受信することができる。

10

#### 【 0 0 3 7 】

また、アンテナ機能付きジャケット 2 0 0 の別の形態の構成として図 9 に示したものが考えられる。この図 9 に示した別の実施形態のアンテナ機能付きジャケット 2 0 0 では、その特徴的な構造としてアンテナ 2 3 4 a が導電シート 2 1 2 上に位置している（別の言い方をすると、少なくともアンテナ 2 3 4 a の一部が露出するよう導電シート 2 1 2 上に位置している）。この構造では、図 3 の構造に比べて、アンテナ 2 3 4 a が導電シート 2 1 2 によってシールドされている部分が少なくなる為、アンテナ 2 3 4 a による電波を送受信可能な角度が広くなり、結果、当該アンテナ 2 3 4 a の送受信能力が向上する。この為、内視鏡システム 1 0 の周囲に電波を発信する外部機器が配置されていない或いは少ない場合には有効な構造といえる。またさらに、このアンテナ機能付きジャケット 2 0 0 は、アンテナ 2 3 4 a の導電シートへの射影領域が通信モジュール 2 3 0 の導電シートへの射影領域より広くなるよう構成されている。その為、図 3 の構造に比べて、アンテナ 2 3 4 a における電波を受信する為の面積を必要に応じて広く設計することが可能となる。その場合、カプセル型内視鏡 1 0 0 から高い S / N 比で画像信号を受信することができるようになる。

20

30

#### 【 0 0 3 8 】

なお、本実施形態ではカプセル型内視鏡 1 0 0 と画像用通信モジュール 2 3 0 a とは所定周波数の電波を用いて通信を行っているが、別の実施形態では他の形態の空間伝搬信号を使用して通信を行うようにしてもよい。例えば、フォトダイオードや L E D (Light Emitting Diode) 或いは L D (Laser Diode) 等（すなわち光波）を利用して上述の通信を行うようにしてもよい。画像用通信モジュール 2 3 0 a に光波を利用した受信機能を付与させたい場合には、アンテナ 2 3 4 a をフォトダイオードに置き換えればよい。また、送信機能を付与させたい場合には、アンテナ 2 3 4 a を L E D 或いは L D に置き換えればよい。また、送受信機能を付与させたい場合には、アンテナ 2 3 4 a を、フォトダイオード及び L E D (或いは L D) の両方の構成要素に置き換えればよい。

40

#### 【 0 0 3 9 】

また、さらに別の実施形態では、他の形態の空間伝搬信号として考えられる音波を利用して上述の通信を行うようにしてもよい。音波を利用した画像信号の受信は、アンテナ 2 3 4 a を超音波受信機に置き換えることにより果たされる。また、音波を利用した駆動信号等の送信は、アンテナ 2 3 4 a を超音波発信機に置き換えることにより果たされる。

#### 【 0 0 4 0 】

図 5 は、上述した通信モジュール 2 3 0 の 1 つのタイプである測定用通信モジュール 2 3 0 b の構成を示したブロック図である。測定用通信モジュール 2 3 0 b は、当該モジュール全体の制御を司る制御部 2 3 2 b と、被験者 1 の体調を測定する為のセンサ 2 3 4 b

50

と、当該モジュールのID情報や体調情報等を含む各種データが記憶されるメモリ236bと、近接した通信モジュール230との通信を果たす為の通信部238bから構成されている。

#### 【0041】

測定用通信モジュール230bは、主に被験者1の体調情報、例えば体温や呼吸数或いは心拍数等のデータを取得する機能を果たす。この測定用通信モジュール230bの作用により、術者は、カプセル型内視鏡100で被験者1の体腔内の画像を観察すると共にその体調までも同時にチェックすることができる。この為、体腔内観察中に被験者1の容態が悪化すると、直ぐさまそれを認識することができる。

#### 【0042】

上述したように通信モジュール230は導電シート間に数多く散在されている。この為、その中の1タイプである測定用通信モジュール230bも導電シート間に数多く散在されている。ここで、センサ234bには様々なタイプのセンサがあり、例えば、体温を測定する為の温度センサ、呼吸数や心拍数または血圧を測定する為の圧力センサ、汗の水素イオン濃度を測定するpHセンサ、汗の尿酸値を測定する尿酸センサ、出血の有無を測定する光センサ、血流量を測定する為の超音波センサ、酸素飽和度を測定する為のフォトセンサ、心電測定する為の電極等がある。これら各機能を有したセンサを搭載した測定用通信モジュール230bの各々は、アンテナ機能付きジャケット200内の適切な箇所に取り付けられている。例えば心拍数を測定する為の圧力センサを搭載した測定用通信モジュール230bは、被験者1がアンテナ機能付きジャケット200を着用したときにその左胸部（すなわち心臓部）付近に位置するよう導電シート間に配置されている。

10

20

#### 【0043】

温度センサを搭載した測定用通信モジュール230bは、図5のセンサ234bのブロックにサーミスタ等を使用した温度センサを当てはめることにより成される。この温度センサは、主に体温（より正確には被験者1の体の表面の温度）を測定する為に取り付けられたものである。

#### 【0044】

また、圧力センサを搭載した測定用通信モジュール230bは、図5のセンサ234bのブロックにダイヤフラム型や半導体式圧力センサを当てはめることにより成される。この圧力センサを用いて呼吸数を測定する場合、測定周波数10～20回/分程度により被験者1の体の表面の圧力を測定し、その測定結果に基づき呼吸数を算出する。また、心拍数を測定する場合、測定周波数50～100回/分程度によりその圧力を測定し、その測定結果に基づき心拍数を算出する。また、アンテナ機能付きジャケット200は伸縮自在であり、実装されたセンサは常時一定の押し当て力を付与されるため体表面の血管に押し付けられた圧力センサにより血圧を測定することが出来る。

30

#### 【0045】

また、超音波センサを搭載した測定用通信モジュール230bは、図5のセンサ234bのブロックに超音波受信機及び超音波発信機（ここではこれら2つの機器を一体に備えたものを超音波センサと称する）を当てはめることにより成される。この超音波センサは、被験者1の体腔内に超音波を発信し、その反射時に発生し得るドップラーシフト（すなわちドップラー効果による周波数の変化）を利用して血流量を測定するものである。

40

#### 【0046】

また、フォトセンサを搭載した測定用通信モジュール230bは、図5のセンサ234bのブロックに光源（例えばLEDやLD）及びフォトダイオード（ここではこれら2つの機器を一体に備えたものをフォトセンサと称する）を当てはめることにより成される。このフォトセンサは、血液中のヘモグロビンの酸素飽和度が変化すると当該ヘモグロビンの赤外光の吸収率が変化するという特性を利用して、血液中の酸素飽和度を測定するものである。説明を加えると、上記フォトセンサは、所謂反射型フォトインタラプタの如く機能する。例えば、体腔内の血液に向けてLEDから光を発し、その反射光をフォトダイオードで受信して当該反射光の状態を検知し、その検知結果に基づいて酸素飽和度を算出す

50

る。

【0047】

ここで、図3に示すように導電シート212には、測定用通信モジュール230b（より正確にはセンサ234b）と被験者1との密着性を高める開口部212bが形成されている。センサ234bは、この開口部212bを埋めるよう配置されている。この開口部212bの作用によりセンサ234bと被験者1との密着性が高まる為、例えばセンサ234bが圧力センサの場合には、より正確な圧力値を測定することができる。

【0048】

なお、本実施形態では、センサ234bと被験者1との間に絶縁シート216が介在されている為、これらが完全に密着しているとは言えず、密着性を高めているに留まっている。しかしながら別の実施形態では、開口部212bと位置的に整合した開口部を絶縁シート216に形成し、そこから露出されたセンサ234bと被験者1とを完全に密着させることも可能である。図10に、そのような構造を有したアンテナ機能付きジャケット200を示す。図10に示した構造では、開口部212bと位置的に整合した開口部216bを絶縁シート216に形成し、そこから露出されたセンサ234bと被験者1とを密着させるようにしている。

10

【0049】

なお、通信モジュール230の中には、アンテナ234aもセンサ234bも搭載していないもの（すなわち制御部とメモリと通信部とを備えた通信モジュール）が存在する。この通信モジュールは、上述の2次元拡散信号伝送テクノロジーを利用して信号を目的地に向けてパケットで送信する際の中継地点として機能する。なお、アンテナ234aやセンサ234bが搭載された場合であっても、それらの通信モジュール230が信号伝達の中継地点としての機能を果たすことは言うまでもない。

20

【0050】

アンテナ234aやセンサ234bを搭載していない中継地点としての通信モジュール230は、画像用通信モジュール230aや測定用通信モジュール230bよりも低コストで製造できる。また、このような通信モジュール230を配置する場合には、画像用通信モジュール230aや測定用通信モジュール230bと異なり、導電シート212に開口部212aや開口部212bを形成する必要がない。この為、このような通信モジュール230を、アンテナ機能付きジャケット200に数多く配置しても比較的成本は上昇しない。

30

【0051】

上述の如き中継地点としての通信モジュール230を多数配置することは、上述の2次元拡散信号伝送テクノロジーを採用した回路の耐久性（別の言い方をすると信号伝達の確実性）を高めることに繋がる。例えば通信モジュール230の数は各種信号の伝達経路の選択肢の数と比例関係にある。従って、通信モジュール230が幾つか故障して上記選択肢が減少した場合であっても、通信モジュール230の多数配置は当該選択肢の絶対数を増加させている為、より確実に当該画像信号を目的地に伝達させることができる。またさらに、上記選択肢の増加は短い伝達経路の増加に繋がる為、より速く当該画像信号を目的地に伝達させることが可能となる。

40

【0052】

次に、アンテナ機能付きジャケット200全体の制御を司る制御ユニット220の構成及び作用について説明する。制御ユニット220は、主に、アンテナ機能付きジャケット200全体を制御する機能と、外部機器とのインターフェイスとしての機能とを有している。

【0053】

図6は、制御ユニット220の構成を示したブロック図である。制御ユニット220は、アンテナ機能付きジャケット200全体の制御部として機能する制御部221と、アンテナ機能付きジャケット200全体の電源として機能する電源222と、近接した通信モジュール230（具体的には図1に示した通信モジュール230Aまたは230B）と導

50

電シート 2 1 2 や 2 1 4 を介して通信する為の通信部 2 2 3 と、各種制御用プログラムや取得した画像信号並びに体調情報等を含む各種データが記憶されるメモリ 2 2 4 と、取得した画像信号をモニタ付き P C 3 0 0 で表示できるように処理を加える信号処理部 2 2 5 と、外部機器との接続及び当該外部機器への画像情報や体調情報の出力をする為のインターフェイス部 2 2 6 (ここでは制御ユニット 2 2 0 とモニタ付き P C 3 0 0 とを接続している)から構成されている。各通信モジュールにおいて取得された情報は、この制御ユニット 2 2 0 の制御によって術者が観察できるようモニタ付き P C 3 0 0 に表示される。

#### 【 0 0 5 4 】

図 7 は、本実施形態の制御ユニット 2 2 0 (より正確には制御部 2 2 1)による画像情報及び体調情報を取得する処理(以下、各種情報取得処理と略記)を示したフローチャートである。以下に、この図 7 を参照して、本実施形態の各種情報取得処理について説明する。

10

#### 【 0 0 5 5 】

制御ユニット 2 2 0 の図示しない電源スイッチがオンされると、電源 2 2 2 は、制御ユニット 2 2 0 に電力を供給して当該制御ユニット 2 2 0 を駆動させる。そして制御部 2 2 1 は、上述の 2 次元拡散信号伝送テクノロジーを用いて各通信モジュール 2 3 0 と通信が可能になる。各通信モジュール 2 3 0 は、各制御部 2 3 2 a 或いは各制御部 2 3 2 b に記憶されたアルゴリズムにより自身の I D 情報を取得し、当該 I D 情報を制御ユニット 2 2 0 に送信する(ステップ 1、以下、ステップを S と略記)。制御部 2 2 1 は、これらの I D 情報に基づいて各通信モジュール 2 3 0 を識別することができる。

20

#### 【 0 0 5 6 】

初期設定である各通信モジュール 2 3 0 の I D 情報設定処理が終了すると、制御部 2 2 1 は、上記電源スイッチがオフされているか否かを判定する(S 2)。電源スイッチがオフされている場合(S 2 : Y E S)、制御部 2 2 1 は、本フローチャートの各種情報取得処理を終了させる。また、電源スイッチがオンされている場合(S 2 : N O)、制御部 2 2 1 は、S 3 の処理に進む。

#### 【 0 0 5 7 】

S 3 の処理において、制御部 2 2 1 は、カプセル型内視鏡 1 0 0 から発信されている電波を受信する画像用通信モジュール 2 3 0 a (これを受信モジュールと称する)を選択する。図 8 は、S 3 の受信モジュール選択処理を示したフローチャートである。以下に、この図 8 を参照して、本実施形態の受信モジュール選択処理について説明する。

30

#### 【 0 0 5 8 】

受信モジュール選択処理に移行すると、制御部 2 2 1 は、先ず、カプセル型内視鏡 1 0 0 から発信されている電波に対する受信強度データであって、アンテナ機能付きジャケット 2 0 0 内に散在されている全ての画像用通信モジュール 2 3 0 a (より正確にはアンテナ 2 3 4 a)の受信強度データを取得する(S 2 1)。そして取得した各受信強度データを比較し(S 2 2)、現在の受信強度が最も高いアンテナ 2 3 4 a を搭載した画像用通信モジュール 2 3 0 a を受信モジュールとして設定する(S 2 3)。そして当該受信モジュールにカプセル型内視鏡 1 0 0 から発信されている電波を受信させ、図 7 のフローチャートの S 4 の処理に進む。なお、上記電波を受信した受信モジュールは、それを復調して画像信号を取得する。

40

#### 【 0 0 5 9 】

なお、S 3 の処理で現在受信モジュールとして設定されている画像用通信モジュール 2 3 0 a は、制御部 2 2 1 の制御により所定のタイミングでカプセル型内視鏡 1 0 0 に電源を供給する為の電波を発信する。カプセル型内視鏡 1 0 0 は、このように定期的に電源を得ることができる為、長時間駆動することができる。なお、電源供給を行う画像用通信モジュール 2 3 0 a は、現在受信モジュールとして設定されているものに限定されず、画像信号を受信していない他の画像用通信モジュール 2 3 0 a であってもよい。また、一部の通信モジュール 2 3 0 は、カプセル型内視鏡 1 0 0 への電源供給機能のみを持つものであってもよい。

50

## 【 0 0 6 0 】

S 4 の処理において、制御部 2 2 1 は、選択された受信モジュールから自身までを各通信モジュール 2 3 0 で結ぶ伝達経路であって、画像信号の最短の伝達経路を設定する。伝達経路が設定されると、当該画像信号は、その経路に沿って各通信モジュール 2 3 0 間を伝達されていき、制御ユニット 2 2 0 に到達する ( S 5 )。そしてメモリ 2 2 4 に格納される ( S 6 )。なお、ここで一端メモリに格納された画像信号は、制御部 2 2 1 の制御により、信号処理部 2 2 5 の処理により映像信号に変換され、インターフェイス部 2 2 6 を介してモニタ付き P C 3 0 0 に出力される。これにより、モニタ付き P C 3 0 0 には、被験者 1 の体腔内の画像が表示される。

## 【 0 0 6 1 】

制御部 2 2 1 は、次に、体調情報を取得する為に測定用通信モジュール 2 3 0 b を選択する ( S 7 )。ここで選択される測定用通信モジュール 2 3 0 b は、所定の選択順序に応じて設定される。例えば、最初に S 7 の処理を行った際には、温度センサを搭載した測定用通信モジュール 2 3 0 b を選択し、以後 S 7 の処理が実行される毎に、圧力センサ、超音波センサ、フォトセンサ、電極を搭載した測定用通信モジュール 2 3 0 b を記載順に選択していく。また、通信モジュール 2 3 0 が実装されている面を胸部や腹部等の領域毎に区切り、各領域内に配置された測定用通信モジュール 2 3 0 b 群を選択順序に応じて選択する方法も考えられる。また、アンテナ機能付きジャケット 2 0 0 内に配置されている測定用通信モジュール 2 3 0 b の数が少ない場合には、全ての測定用通信モジュール 2 3 0 b を選択するようにしてもよい。なお、選択された測定用通信モジュール 2 3 0 b の制御部 2 3 2 b は、センサ 3 2 4 b で検出された検出値に基づいて測定値を算出し、被験者 1 の体調情報としてメモリ 2 3 6 b に格納する。

## 【 0 0 6 2 】

制御部 2 2 1 は、次に、選択された測定用通信モジュール 2 3 0 b から自身までを各通信モジュール 2 3 0 で結ぶ伝達経路であって、体調情報の最短の伝達経路を設定する ( S 8 )。伝達経路が設定されると、当該体調情報は、メモリ 2 3 6 b から読み出され、設定された伝達経路に沿って各通信モジュール 2 3 0 間を伝達されていき、制御ユニット 2 2 0 に到達する ( S 9 )。そしてメモリ 2 2 4 に格納される ( S 1 0 )。ここで、制御部 2 2 1 は、S 2 の処理に戻り、再び上述の如き処理を続行させる。なお、S 1 0 の処理において一端メモリに格納された体調情報は、信号処理部 2 2 5 の処理によりキャラクタ信号に変換され、この次に信号処理部 2 2 5 で処理された映像信号に重畳されてインターフェイス部 2 2 6 を介してモニタ付き P C 3 0 0 に出力される。これにより、モニタ付き P C 3 0 0 には、被験者 1 の体腔内の画像に加えて、当該被験者 1 の体調を示すキャラクタが表示される。

## 【 0 0 6 3 】

なお、カプセル型内視鏡 1 0 0 を操作する為の操作手段 ( 不図示 ) を術者が操作したとき、S 3 の処理で現在受信モジュールとして設定されている画像用通信モジュール 2 3 0 a は、制御部 2 2 1 の制御により、カプセル型内視鏡 1 0 0 に向けて当該操作に対応した駆動制御信号を発信する。術者は、この駆動制御信号の作用により、カプセル型内視鏡 1 0 0 を自在に操作することができる。なお、駆動制御信号供給を行う画像用通信モジュール 2 3 0 a は、現在受信モジュールとして設定されているものに限定されず、画像信号を受信していない他の画像用通信モジュール 2 3 0 a であってもよい。また、駆動制御信号の供給のみを行う通信モジュール 2 3 0 a であってもよい

## 【 0 0 6 4 】

以上が本発明の実施形態である。本発明はこれらの実施形態に限定されるものではなく様々な範囲で変形が可能である。

## 【 0 0 6 5 】

なお、本実施形態では制御ユニット 2 2 0 とモニタ付き P C 3 0 0 は有線で接続されている ( 図 1 参照 ) が、別の実施形態ではこれらを実線で接続させてもよい。また、さらに別の実施形態では、制御ユニット 2 2 0 にメモリカード用のスロットを設けてもよい。こ

10

20

30

40

50

の場合、映像信号や体調情報をメモリカードに蓄積させることができる。

【0066】

また、本実施形態のジャケット200は、カプセル型内視鏡100からの画像信号と体調情報を得る構成としたが、この構成に限定されるものではなく、どちらか一方の機能を有するものであってもよい。

【0067】

また、本実施形態の着衣は、ジャケット形状であるとしたが、この形状に限定されるものではなく、ベルト状等、他の形状であってもよい。

【0068】

図11は、別の実施形態の制御ユニット220による各種情報取得処理を示したフローチャートである。図7に示した処理では取得した画像及び体調情報をメモリ224に格納させる度に毎回受信モジュールを選択しているが、図11に示した処理では所定のタイミング毎に受信モジュールを選択している。以下に、この図11を参照して、別の実施形態の各種情報取得処理について説明する。なお、図11に示した処理において、図7に示した処理と同一の処理には、同一の符号を付してここでの詳細な説明は省略する。

10

【0069】

制御ユニット220の図示しない電源スイッチがオンされてS1のID情報設定処理が実行されると、制御部221は、後述のS33の処理に備えて初期値のカウンタA(=0)をスタートさせる(S31)。そして、S2の電源チェック処理、S3の受信モジュール選択処理、S4の経路設定処理が実行されると、制御部221は、上記カウンタAを1

20

【0070】

さらにS5の処理からS10の処理(すなわち画像信号及び体調情報が制御ユニット220に伝達されてメモリ224に格納される)が実行されると、制御部221は、カウンタAをチェックし、現在のタイミングがいずれのタイミングであるかをチェックする(S33)。より具体的には、カウンタAの値が所定の値(=A1)であるかチェックする。ここでカウンタAの値が所定の値(=A1)でないとき(S33:NO)、制御部221は、S32の処理に戻り、カウンタAを1インクリメントし、再び各種情報をメモリ224に格納させる処理を実行させる。また、カウンタAの値が所定の値(=A1)であったとき(S33:YES)、制御部221は、カウンタAを初期値にリセット(すなわちA=0)し(S34)、S2の処理に戻る。上述の処理では、受信モジュールを選択するタイミングの周期が、画像信号及び体調情報を制御ユニット220に伝達させるタイミングの周期より長くなっている。

30

【0071】

図11に示した処理では、画像及び体調情報をメモリ224に格納させるタイミング毎に受信モジュールが選択されているわけではなく、所定のタイミング毎に受信モジュールが選択されている。この為、この処理では、受信モジュール選択処理が頻繁に実行されおらず、制御部221の負担が軽減されている。カプセル型内視鏡100が体腔内を低速で移動している場合には受信モジュールを頻繁に変更させる必要がない為、図11の如き処理は有効に作用する。

40

【0072】

また、図12は、さらに別の実施形態の制御ユニット220による各種情報取得処理を示したフローチャートである。図12に示した処理では画像情報の取得、体調情報の取得、及び受信モジュールの選択をそれぞれ別のタイミング毎に実行している。以下に、この図12を参照して、別の実施形態の各種情報取得処理について説明する。なお、図12に示した処理において、図7及び図11に示した処理と同一の処理には、同一の符号を付してここでの詳細な説明は省略する。

【0073】

制御ユニット220の図示しない電源スイッチがオンされてS1のID情報設定処理が実行されると、制御部221は、後述のS41及びS42の処理に備えて初期値のカウン

50

タ A ( = 0 )、カウンタ B ( = 0 ) をスタートさせる ( S 3 1 )。そして、S 2 の電源チェック処理、S 3 の受信モジュール選択処理、S 4 の経路設定処理が実行されると、制御部 2 2 1 は、上記カウンタ A を 1 インクリメントする ( S 3 2 )。

【 0 0 7 4 】

さらに S 5 及び S 6 の処理 ( すなわち画像信号が制御ユニット 2 2 0 に伝達されてメモリ 2 2 4 に格納される ) が実行されると、制御部 2 2 1 は、カウンタ A をチェックし、現在のタイミングがいずれのタイミングであるかをチェックする ( S 4 1 )。より具体的には、カウンタ A の値が所定値 ( = A 1 ) であるかチェックする。ここでカウンタ A の値が A 1 に該当する値でないとき ( S 4 1 : N O )、制御部 2 2 1 は、S 3 2 の処理に戻り、カウンタ A を 1 インクリメントし、再び取得した画像信号をメモリ 2 2 4 に格納させる処理を実行させる。また、カウンタ A の値が所定の値 ( = A 1 ) であったとき ( S 4 1 : Y E S )、制御部 2 2 1 は、カウンタ B を 1 インクリメントし ( S 4 2 )、S 7 の処理から S 1 0 の処理 ( すなわち体調情報が制御ユニット 2 2 0 に伝達されてメモリ 2 2 4 に格納される ) を実行する。

10

【 0 0 7 5 】

S 1 0 の処理が実行されると、制御部 2 2 1 は、カウンタ B をチェックし、現在のタイミングがいずれのタイミングであるかをチェックする ( S 4 3 )。より具体的には、カウンタ B が所定の値 ( = B 1 ) であるかチェックする。ここでカウンタ B の値が所定の値 ( = B 1 ) でないとき ( S 4 3 : N O )、制御部 2 2 1 は、カウンタ A の値をリセット ( すなわち A = 0 ) し ( S 4 4 )、S 3 2 の処理に戻り、カウンタ A を 1 インクリメントし、再び取得した画像信号をメモリ 2 2 4 に格納させる処理を実行させる。また、カウンタ B の値が所定の値 ( = B 1 ) に該当する値であったとき ( S 4 3 : Y E S )、制御部 2 2 1 は、カウンタ A 及び B を初期値にリセット ( すなわち A = 0、B = 0 ) し ( S 4 5 )、S 2 の処理に戻る。上述の処理では、体調情報を制御ユニット 2 2 0 に伝達させるタイミングの周期が、画像信号を制御ユニット 2 2 0 に伝達させるタイミングの周期より長く、さらに、受信モジュールを選択するタイミングの周期が、体調情報を制御ユニット 2 2 0 に伝達させるタイミングの周期より長くなっている。

20

【 0 0 7 6 】

図 1 2 に示した処理では、画像信号と体調情報とを同一タイミング毎に取得しておらず、上述した如く画像信号を取得するタイミングより長いタイミング毎に体調情報を取得している。またさらに図 1 2 に示した処理では、体調情報をメモリ 2 2 4 に格納させるタイミングより長いタイミング毎に受信モジュールが選択されている。すなわちこの処理では、画像情報取得処理、体調情報取得処理、受信モジュール選択処理をそれぞれ異なったタイミング毎に実行している。この処理の場合には画像情報取得に重点を置いている為、当該取得処理が最も頻繁に実行されている。なお、体調情報取得処理に重点を置く場合には画像情報取得処理と体調情報取得処理とを入れ替えて、体調情報取得処理の実行頻度が最も高くなるよう設定してもよい。

30

【 図面の簡単な説明 】

【 0 0 7 7 】

【 図 1 】 本発明の実施形態の内視鏡システムの構成を示したブロック図である。

40

【 図 2 】 本発明の実施形態のカプセル型内視鏡の構成を示したブロック図である。

【 図 3 】 本発明の実施形態のアンテナ機能付きジャケットの断層構造を示した断面図である。

【 図 4 】 本発明の実施形態の通信モジュールの 1 つのタイプである画像用通信モジュールの構成を示したブロック図である。

【 図 5 】 本発明の実施形態の通信モジュールの 1 つのタイプである測定用通信モジュールの構成を示したブロック図である。

【 図 6 】 本発明の実施形態の制御ユニットの構成を示したブロック図である。

【 図 7 】 本発明の実施形態の制御ユニットによる各種情報取得処理を示したフローチャートである。

50

【図 8】図 7 の S 4 の受信モジュール選択処理を示したフローチャートである。

【図 9】別の実施形態のアンテナ機能付きジャケットの断層構造を示した断面図である。

【図 10】さらに別の実施形態のアンテナ機能付きジャケットの断層構造を示した断面図である。

【図 11】別の実施形態の制御ユニットによる各種情報取得処理を示したフローチャートである。

【図 12】さらに別の実施形態の制御ユニットによる各種情報取得処理を示したフローチャートである。

【符号の説明】

【0078】

10

10 内視鏡システム

100 カプセル型内視鏡

200 アンテナ機能付きジャケット

212、214 導電シート

212a、b 開口部

220 制御ユニット

230 通信モジュール

230a 画像用通信モジュール

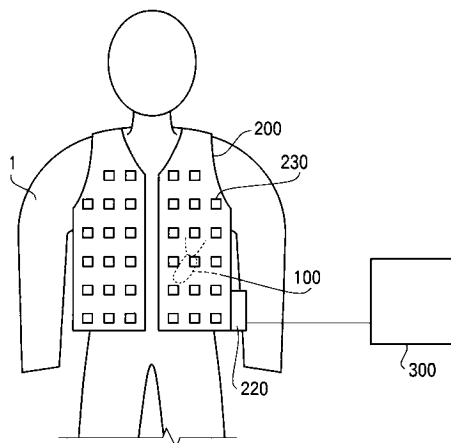
230b 測定用通信モジュール

234a アンテナ

20

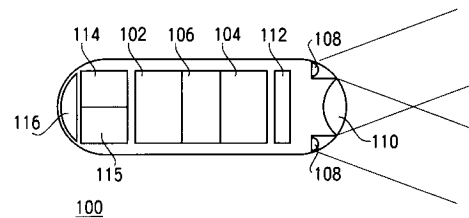
234b センサ

【図 1】

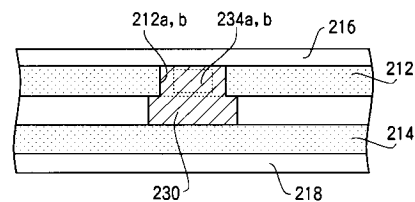


10

【図 2】



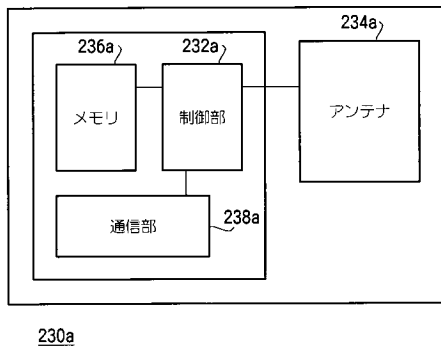
【図 3】



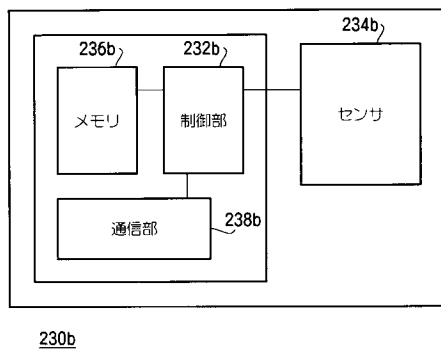
200



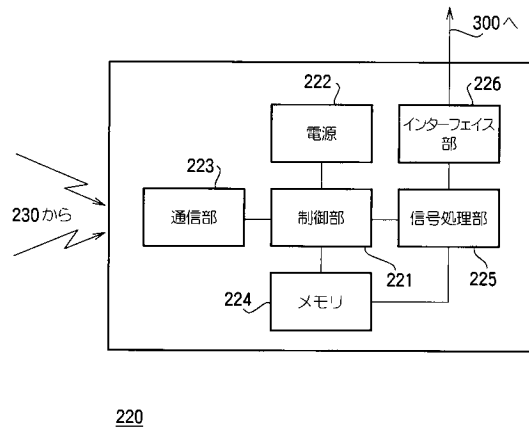
【図 4】



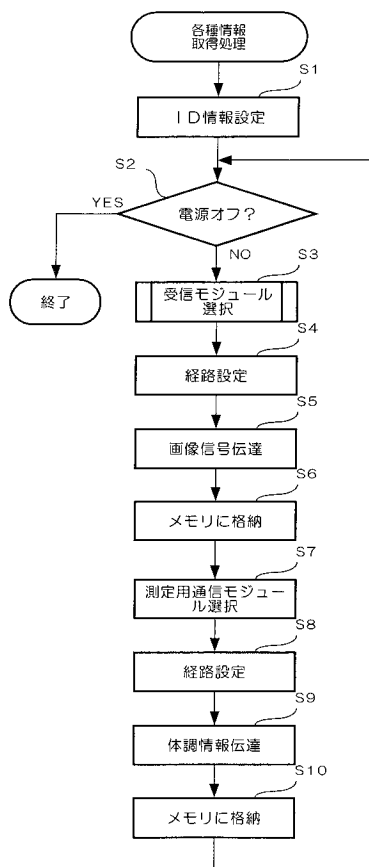
【図 5】



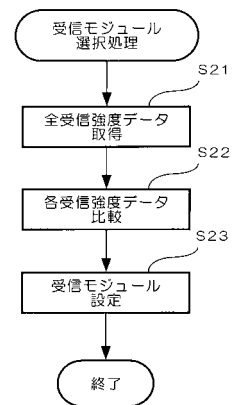
【図 6】



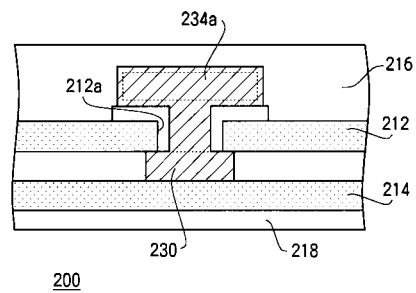
【図 7】



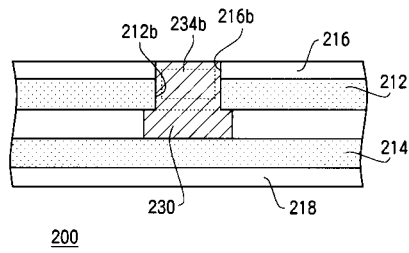
【図 8】



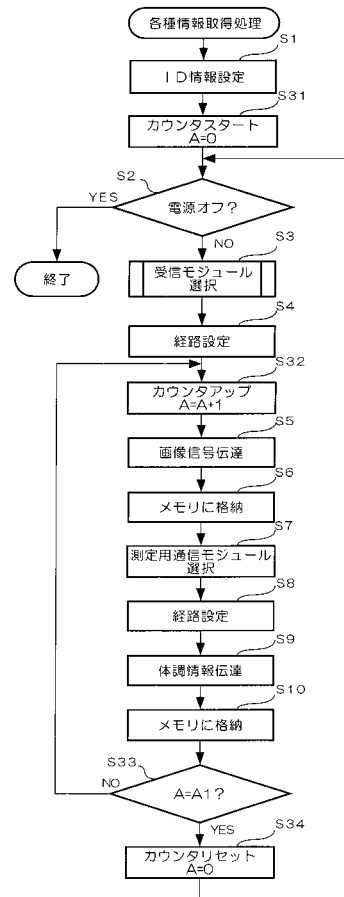
【図 9】



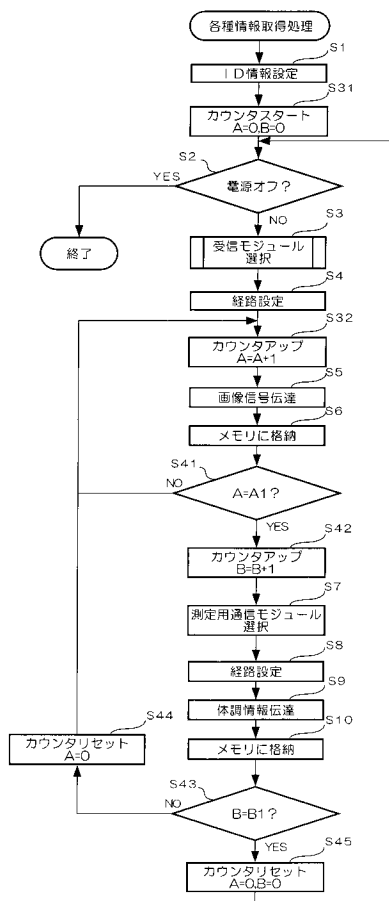
【図 10】



【図 11】



【図 12】



## フロントページの続き

(51) Int.Cl. <sup>7</sup>		F I		テーマコード (参考)	
A 6 1 B	5/0408	A 6 1 B	5/04	R	
A 6 1 B	5/0478	A 6 1 B	5/07		
A 6 1 B	5/07	A 6 1 B	5/08		
A 6 1 B	5/08	A 6 1 B	5/02	H	
A 6 1 B	5/145	A 6 1 B	5/14	3 1 0	
		A 6 1 B	5/04	3 0 0 M	

(72)発明者 本所 昌幸

東京都板橋区前野町2丁目3番9号 ペンタックス株式会社内

F ターム(参考) 4C017 AA02 AA08 AA11 AA12 AA14 AA16 AA19 AC16 FF05  
 4C027 AA02 BB03 JJ03  
 4C038 KK01 KL05 SS08 SV00  
 4C061 AA03 AA04 BB01 CC06 GG11 HH51 HH60 JJ06 JJ15 JJ17  
 JJ19 NN03 NN10 UU03 UU06 UU08 UU09  
 4C117 XA01 XB01 XC19 XC21 XD22 XD27 XE05 XE06 XE13 XE15  
 XE16 XE17 XE23 XE24 XE34 XE37 XE42 XF03 XG02 XG12  
 XG34 XG37 XG39 XH05 XH07 XJ24 XK13 XQ07

专利名称(译)	带通讯功能的衣服和内窥镜系统		
公开(公告)号	<a href="#">JP2005245937A</a>	公开(公告)日	2005-09-15
申请号	JP2004064143	申请日	2004-03-08
[标]申请(专利权)人(译)	旭光学工业株式会社		
申请(专利权)人(译)	宾得株式会社		
[标]发明人	伊藤 栄一 松本 光弘 津田 浩二 本所 昌幸		
发明人	伊藤 栄一 松本 光弘 津田 浩二 本所 昌幸		
IPC分类号	A61B5/00 A41D1/00 A41D1/02 A61B1/00 A61B1/04 A61B1/05 A61B5/01 A61B5/0205 A61B5/021 A61B5/024 A61B5/026 A61B5/04 A61B5/0408 A61B5/0478 A61B5/06 A61B5/07 A61B5/08 A61B5/145 G08C17/02 H01Q1/12		
CPC分类号	A61B1/00016 A61B1/0002 A61B1/00029 A61B1/041 A61B5/01 A61B5/0205 A61B5/021 A61B5/024 A61B5/026 A61B5/062 A61B5/0816 A61B5/4261 A61B5/6805 A61B2560/0219		
FI分类号	A61B1/04.362.J A61B1/00.300.D A61B1/00.320.B A61B5/00.N A61B5/00.101.E A61B5/04.R A61B5/07 A61B5/08 A61B5/02.H A61B5/14.310 A61B5/04.300.M A61B1/00.C A61B1/00.550 A61B1/00.610 A61B1/00.680 A61B1/00.682 A61B5/01.100 A61B5/14.322 A61B5/145 A61B5/1455		
F-TERM分类号	4C017/AA02 4C017/AA08 4C017/AA11 4C017/AA12 4C017/AA14 4C017/AA16 4C017/AA19 4C017/AC16 4C017/FF05 4C027/AA02 4C027/BB03 4C027/JJ03 4C038/KK01 4C038/KL05 4C038/SS08 4C038/SV00 4C061/AA03 4C061/AA04 4C061/BB01 4C061/CC06 4C061/GG11 4C061/HH51 4C061/HH60 4C061/JJ06 4C061/JJ15 4C061/JJ17 4C061/JJ19 4C061/NN03 4C061/NN10 4C061/UU03 4C061/UU06 4C061/UU08 4C061/UU09 4C117/XA01 4C117/XB01 4C117/XC19 4C117/XC21 4C117/XD22 4C117/XD27 4C117/XE05 4C117/XE06 4C117/XE13 4C117/XE15 4C117/XE16 4C117/XE17 4C117/XE23 4C117/XE24 4C117/XE34 4C117/XE37 4C117/XE42 4C117/XF03 4C117/XG02 4C117/XG12 4C117/XG34 4C117/XG37 4C117/XG39 4C117/XH05 4C117/XH07 4C117/XJ24 4C117/XK13 4C117/XQ07 4C127/AA02 4C127/BB03 4C127/JJ03 4C127/LL13 4C161/AA03 4C161/AA04 4C161/BB01 4C161/CC06 4C161/DD07 4C161/GG11 4C161/GG28 4C161/HH51 4C161/HH60 4C161/JJ06 4C161/JJ15 4C161/JJ17 4C161/JJ19 4C161/NN03 4C161/NN10 4C161/UU03 4C161/UU06 4C161/UU07 4C161/UU08 4C161/UU09		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

#### 摘要(译)

要解决的问题：以无布局的方式提供大量天线，同时保持灵活性和轻量化，并具有出色的耐用性。 解决方案：一种导电片，该导电片形成为覆盖受试者的身体的一部分，并且使用散布在该导电片上的导电片将信号传输到附近的通信模块。 多个通信模块，以及具有包括使用该通信模块的二维扩展信号传输技术的具有基板的衣服，用于与外部设备与多个通信模块中的至少一个通信模块进行通信。 导电片具有用于传输空间传播信号的区域，使得通信装置可以将空间中传播的空间传播信号发送，接收或发送/接收外部设备。。 [选择图]图3

