

(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2005-245938

(P2005-245938A)

(43) 公開日 平成17年9月15日(2005.9.15)

(51) Int.Cl. ⁷	F I	テーマコード (参考)
A 6 1 B 1/00	A 6 1 B 1/00	3 2 0 B 4 C 0 1 7
A 6 1 B 5/00	A 6 1 B 5/00	1 0 2 A 4 C 0 3 8
A 6 1 B 5/0205	A 6 1 B 5/08	4 C 0 6 1
A 6 1 B 5/08	A 6 1 B 5/02	H 4 C 1 1 7
審査請求 未請求 請求項の数 15 O L (全 20 頁)		
(21) 出願番号	特願2004-64144 (P2004-64144)	(71) 出願人 000000527
(22) 出願日	平成16年3月8日 (2004.3.8)	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

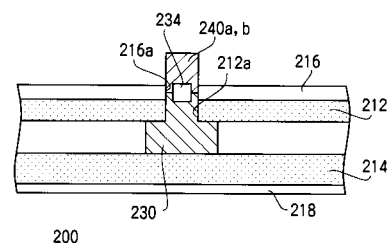
(54) 【発明の名称】 診断用着衣、診断用着衣システム、及び内視鏡システム

(57) 【要約】

【課題】 それぞれ異なる症状の被験者に対してよりの確な診断を行う。

【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、複数種類のユニットの任意の1つを電気的に接続させる接続部が設けられた診断用着衣を用いて診断を行う。

【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診断用着衣であって、

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、複数種類のユニットの任意の 1 つを電氣的に接続させる接続部が設けられていること、を特徴とする診断用着衣。

【請求項 2】

10

被験者の体に関する情報を取得する為の診断用着衣システムであって、

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診断用着衣と、

該複数の通信モジュールの各々に着脱自在なユニットであって、それぞれ異なった該情報を取得する為の複数種類のユニットと、を備えたこと、を特徴とする診断用着衣システム。

【請求項 3】

20

前記複数種類のユニットは、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、心電測定する為の電極、或いは体に関する情報を測定する外部機器から発信される信号を受信する機能を有した通信ユニット、の少なくとも 1 つを含んだこと、を特徴とする請求項 2 に記載の診断用着衣システム。

【請求項 4】

前記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、伝達された情報を所定の記憶媒体に格納する格納処理と、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 2 または請求項 3 のいずれかに記載の診断用着衣システム。

【請求項 5】

30

前記制御手段は、前記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を実行すること、を特徴とする請求項 4 に記載の診断用着衣システム。

【請求項 6】

前記制御手段は外部記憶媒体を装着可能なインターフェイス手段をさらに有し、

前記情報は該インターフェイス手段を介して該外部記憶媒体に格納されること、を特徴とする請求項 4 または請求項 5 のいずれかに記載の診断用着衣システム。

【請求項 7】

前記制御手段は外部機器と無線通信可能な機能をさらに有し、

前記情報はその機能により該外部機器に送信されること、を特徴とする請求項 4 から請求項 6 のいずれかに記載の診断用着衣システム。

40

【請求項 8】

前記複数種類のユニットはそれぞれ異なった識別情報を有し、

前記複数の通信モジュールの各々は、自身に装着されたユニットの識別情報を取得し、自身の識別情報と共に前記制御手段に送信すること、を特徴とする請求項 4 から請求項 7 のいずれかに記載の診断用着衣システム。

【請求項 9】

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外部機器から発信される信号を受信する機能を有した通信ユニット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外部機器から発信される信号以外の前記被験者の体に関する情報を、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 4 か

50

ら請求項 8 のいずれかに記載の診断用着衣システム。

【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外部機器から発信される信号を受信する機能を有した通信ユニット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外部機器から発信される信号以外の前記被験者の体に関する情報とを、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 4 から請求項 8 のいずれかに記載の診断用着衣システム。

【請求項 11】

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、前記外部機器から発信される信号以外の前記被験者の体に関する情報を、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 10 に記載の診断用着衣システム。 10

【請求項 12】

前記制御手段は、外部機器からの信号を受信する通信ユニットの選択処理を、該外部機器から受信した信号及び前記外部機器から発信される信号以外の前記被験者の体に関する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 11 のいずれかに記載の診断用着衣システム。

【請求項 13】

前記複数種類のユニットは、外部機器に所定の情報を含んだ信号を送信する機能、または外部機器から発信される信号を受信する機能の少なくとも一方の機能を有した通信ユニットを含んだこと、を特徴とする請求項 2 から請求項 8 のいずれかに記載の診断用着衣システム。 20

【請求項 14】

前記複数種類のユニットが外部機器に送信する所定の情報には、該外部機器に電力を供給するための信号、または該外部機器を駆動制御するための信号の少なくとも一方が含まれていること、を特徴とする請求項 13 に記載の診断用着衣システム。

【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、 30

請求項 9 から請求項 14 のいずれかに記載の診断用着衣システムであって、前記通信ユニットが取り付けられた前記通信モジュールを少なくとも 1 つ含み、該無線通信手段からの画像情報を受信する診断用着衣システムと、

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。

【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診断用着衣、及び該診断用着衣を備えた診断用着衣システム、さらには該診断用着衣システムを備えた内視鏡システムに関する。 40

【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）。

【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、製品として完成された時点で当該ベルトに対して固定された状態で配置されている。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。

【0005】

例えば被験者によって症状が異なる場合、カプセル型内視鏡で重点的に観察すべき場所もそれぞれ異なる。この為、上記構成の場合、ある被験者にとっては観察すべき場所近傍に多数のアンテナが配置され、別の被験者にとっては観察すべき場所近傍にアンテナが配置されていない、或いは配置されているアンテナ数が少ないという事態が生じる。アンテナ数が少ない場合、カプセル型内視鏡から発信される電波を上記ベルトが受信する確実性が低下する為、モニタに良好な映像が表示され難くなる。すなわち上記ベルトでは、それぞれ異なる症状の被験者の診断に対応しきれなかった。

【0006】

そこで、本発明は上記の事情に鑑み、それぞれ異なる症状の被験者に対してよりの確な診断を行う為に有効な診断用着衣、及び該診断用着衣を備えた診断用着衣システム、さらには該診断用着衣システムを備えた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】

【0007】

上記の課題を解決する本発明の一態様に係る診断用着衣は、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ものであり、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、複数種類のユニットの任意の1つを電氣的に接続させる接続部が設けられたものである。

【0008】

また、上記の課題を解決する本発明の一態様に係る診断用着衣システムは、被験者の体に関する情報を取得する為のものであり、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診断用着衣と、該複数の通信モジュールの各々に着脱自在なユニットであって、それぞれ異なった該情報を取得する為の複数種類のユニットとを備えたシステムである。

【0009】

また、上記診断用着衣システムにおいて、複数種類のユニットは、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、心電測定する為の電極、或いは被験者の体に関する情報を測定する外部機器から発信される信号を受信する機能を有した通信ユニットの少なくとも1つを含んだものであってもよい。

【0010】

10

20

30

40

50

また、上記診断用着衣システムは、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、伝達された情報を所定の記憶媒体に格納する格納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。なお、この制御手段は、伝達された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を実行することもできる。また、制御手段は外部記憶媒体を装着可能なインターフェイス手段をさらに有したものであってもよく、この場合、伝達された情報は該インターフェイス手段を介して該外部記憶媒体に格納される。また、制御手段は外部機器と無線通信可能な機能をさらに有したものであってもよく、この場合、伝達された情報はその機能により該外部機器に送信される。

【0011】

さらに、複数種類のユニットがそれぞれ異なった識別情報を有している場合、複数の通信モジュールの各々は、自身に装着されたユニットの識別情報を取得し、自身の識別情報と共に制御手段に送信することができる。

【0012】

また、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から発信される信号を受信する機能を有した通信ユニット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外部機器から発信される信号以外の被験者の体に関する情報を、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前記被験者の体に関する情報とを、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、該外部機器から発信される信号以外の被験者の体に関する情報を、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。

【0014】

また、制御手段は、外部機器からの信号を受信する通信ユニットの選択処理を、該外部機器から受信した信号及び該外部機器から発信される信号以外の被験者の体に関する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、上記診断用着衣システムにおいて、複数種類のユニットは、外部機器に所定の情報を含んだ信号を送信する機能、または外部機器から発信される信号を受信する機能の少なくとも一方の機能を有した通信ユニットを含んだものであってもよい。なお、複数種類のユニットが外部機器に送信する所定の情報には、該外部機器に電力を供給するための信号、または該外部機器を駆動制御するための信号の少なくとも一方が含まれていてもよい。

【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、上述の通信ユニットが取り付けられた通信モジュールを少なくとも1つ含み、該無線通信手段からの画像情報を受信する診断用着衣システムと、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システムである。

【発明の効果】

【0017】

本発明の診断用着衣はその機能を自由にカスタマイズできるよう構成されている。その為、術者は、被験者の症状に応じて的確に診断が行えるよう着衣を設定することができる。

【発明を実施するための最良の形態】

【0018】

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診断用ジャケットを備

10

20

30

40

50

えたものである。この診断用ジャケットは、有線ケーブルや銅箔のパターンを用いることなく、そのジャケット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構築され得るものであり、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ことができる。またさらに、様々な被験者の症状に対応してよりの確に診断を行う上で有効に機能することができる。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。

【0019】

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を取得する診断用ジャケット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、また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のいずれかを含んだ情報を示し、外部機器から発信される信号以外の被験者の体に関する情報は、前述の体調情報のみを含んだ情報を示している。

【0020】

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。

【0021】

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、診断用ジャケット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。

【0022】

次に、本発明の特徴部分である診断用ジャケット200の構成及び作用について説明する。

【0023】

診断用ジャケット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を利用し、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や、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、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させることができる。また、被験者1の腰付近に位置するよう取り付けられ、上述の回路全体を制御することができる制御ユニット220を備えている。

【0024】

図3は、診断用ジャケット200の断層構造を示した断面図である。診断用ジャケット

10

20

30

40

50

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。

【0025】

10

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は診断用ジャケット200の裏側に配置されたシートであり、導電シート214は診断用ジャケット200の表側に配置されたシートである。

【0026】

20

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。

【0027】

次に、通信モジュール230と、これに取り付けられるアンテナユニット240a及びセンサユニット240bの構成及び作用について説明する。

30

【0028】

図4は、電波を送受信する為のアンテナユニット240aが取り付けられた通信モジュール230(以下、アンテナ付き通信モジュール230と称する)の構成を示したブロック図である。また、図5は、被験者1の体調を測定する為のセンサユニット240bが取り付けられた通信モジュール230(以下、測定用通信モジュール230と称する)の構成を示したブロック図である。先ず、図4または図5を参照して、通信モジュール230の構成及び作用について説明する。

【0029】

通信モジュール230は、当該モジュール全体の制御を司る制御部232と、当該モジュールとアンテナユニット240a或いはセンサユニット240bとを電氣的及び機械的に接続させるI/O部234と、当該モジュールや接続中のユニットのID情報等を含む各種データが記憶されるメモリ236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238から構成されている。

40

【0030】

アンテナユニット240a或いはセンサユニット240bのいずれのユニットも搭載していない通信モジュール230は、ただ単に、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のみ機能する。すなわち通信モジュール230自体は、本来、被験者から何ら情報を取得する能力はなく、信号伝達の中継地点としての機能しか果たさない。

50

【 0 0 3 1 】

本実施形態では、本来上述の如き機能しか果たさない通信モジュールに、共通インターフェイスとして機能する I / O 部 2 3 4 を設けることによって、様々なユニットを搭載できるよう構成している。これにより、各ユニットと一体になった通信モジュールには、様々な機能が付加される。術者は、各通信モジュールに様々なユニットを取り付けることにより、診断用ジャケット 2 0 0 内の回路を自由にカスタマイズすることができる。言い方を変え、術者は、本実施形態の診断用ジャケット 2 0 0 一着で様々な回路を構築することができる。より具体的には、術者は、それぞれ異なる症状の被験者のいずれに対しても、よりの確な診断を行えるよう診断用ジャケット 2 0 0 の回路を構築することができる。なお、各種ユニットが搭載された場合であっても、それらの通信モジュール 2 3 0 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。

10

【 0 0 3 2 】

次に、アンテナユニット 2 4 0 a の構成及び作用について説明する。アンテナユニット 2 4 0 a は、当該ユニット全体の制御を司る制御部 2 4 2 a と、所定周波数の電波の送受信を行うアンテナ 2 4 4 a と、自身の ID 情報等を含む各種データが記憶されたメモリ 2 4 6 a から構成されている。

【 0 0 3 3 】

アンテナユニット 2 4 0 a は、主にアンテナ 2 4 4 a を用い、カプセル型内視鏡 1 0 0 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 1 0 0 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。このアンテナユニット 2 4 0 a 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 1 0 0 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、このアンテナ 2 4 4 a は、受信した電波（アナログ信号）をデジタル信号に変換する A / D コンバータの如き機能、及び送信するデジタル信号をアナログ信号に変換する D / A コンバータの如き機能を有している。また、アンテナユニット 2 4 0 a 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。

20

【 0 0 3 4 】

また、カプセル型内視鏡 1 0 0 は主に腸類内部の画像を撮影するものである為、アンテナユニット 2 4 0 a は、これら腸類に比較的近い被験者 1 の腹部近辺に位置する通信モジュール 2 3 0 に集中的に取り付けられるのが好ましい。

30

【 0 0 3 5 】

ここで、図 3 に示すように導電シート 2 1 2 には、アンテナユニット 2 4 0 a を被験者 1 側に露出させるような開口部 2 1 2 a が形成されている。この開口部 2 1 2 a 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 1 0 0 とアンテナ 2 4 4 a との間で良好に電波を送受信させる為のものである。

【 0 0 3 6 】

例えば導電シート 2 1 2 に開口部 2 1 2 a が形成されていない場合、カプセル型内視鏡 1 0 0 とアンテナ 2 4 4 a との間に導電シート 2 1 2 が介在することになる。しかしながら導電シート 2 1 2 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 1 0 0 とアンテナ 2 4 4 a との間で良好に電波を送受信させることができない。

40

【 0 0 3 7 】

このような事態を鑑みて、本実施形態の診断用ジャケット 2 0 0 では、上述の如く導電シート 2 1 2 に開口部 2 1 2 a を形成している。そしてこの開口部 2 1 2 a の作用により、カプセル型内視鏡 1 0 0 とアンテナ 2 4 4 a 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。

【 0 0 3 8 】

またさらに、絶縁シート 2 1 6 には、開口部 2 1 2 a と位置的に整合した開口部 2 1 6

50

a が形成されている。これにより、I / O 部 2 3 4 にいずれのユニットも接続されていないとき、当該 I / O 部 2 3 4 は、開口部 2 1 2 a 及び開口部 2 1 6 a によって露出されている。この為、術者は、アンテナユニット 2 4 0 a (或いはセンサユニット 2 4 0 b) を I / O 部 2 3 4 に容易に差し込むことができる。

【 0 0 3 9 】

なお、本実施形態の診断用ジャケット 2 0 0 では、アンテナ 2 4 4 a は、被験者 1 側に露出され、これと対向する方向 (すなわち被験者 1 の周囲) には導電シート 2 1 2 及び 2 1 4 によって覆われており、露出されていない。導電シート 2 1 2 及び 2 1 4 は、被験者 1 の周囲からアンテナ 2 4 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 4 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 4 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 4 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 4 0 】

なお、本実施形態では通信ユニットであるアンテナユニット 2 4 0 a は電波を送受信する機能を有しているが、別の実施形態では通信ユニットは送信或いは受信専用の機能を有するものであってもよい。

【 0 0 4 1 】

また、本実施形態ではカプセル型内視鏡 1 0 0 とアンテナユニット 2 4 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。例えば、アンテナユニット 2 4 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 4 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 4 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 4 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。

20

【 0 0 4 2 】

また、さらに別の実施形態では、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 4 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 4 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。

30

【 0 0 4 3 】

次に、センサユニット 2 4 0 b の構成及び作用について説明する。センサユニット 2 4 0 b は、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) を取得する為のものであり、当該ユニット全体の制御を司る制御部 2 4 2 b と、被験者 1 の体調を測定する為のセンサ 2 4 4 b と、自身の I D 情報等を含む各種データが記憶されたメモリ 2 4 6 b から構成されている。

【 0 0 4 4 】

センサユニット 2 4 0 b 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。このセンサユニット 2 4 0 b の作用により、術者は、カプセル型内視鏡 1 0 0 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可能である。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可能である。

40

【 0 0 4 5 】

ここで、センサ 2 4 4 b 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 P h 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

50

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２４４ｂを搭載したセンサユニット２４０ｂの各々を、適切な箇所に配置された通信モジュール２３０に取り付けることにより効果的に体調情報を取得することができ、よりの確な診断を行うことができる。例えば心拍数を測定する為の圧力センサを搭載したセンサユニット２４０ｂを、被験者１が診断用ジャケット２００を着用したときにその左胸部（すなわち心臓部）付近に位置する通信モジュール２３０に取り付けると、当該心拍数の測定をより正確に行うことができる。なお、診断用ジャケット２００に対する被験者の左胸部の位置が当該被験者の体格などによって変化することは言うまでもない。

【００４６】

温度センサを搭載したセンサユニット２４０ｂは、図５のセンサ２４４ｂ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。

10

【００４７】

また、圧力センサを搭載したセンサユニット２４０ｂは、図５のセンサ２４４ｂ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。

20

【００４８】

また、超音波センサを搭載したセンサユニット２４０ｂは、図５のセンサ２４４ｂ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。

【００４９】

また、フォトセンサを搭載したセンサユニット２４０ｂは、図５のセンサ２４４ｂ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る。

30

【００５０】

通信モジュール２３０にセンサユニット２４０ｂを取り付けた場合、開口部２１２ａは、各種センサ２４４ｂと被験者１との密着性を高めるよう作用する。これにより、例えばセンサ２４４ｂ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。

40

【００５１】

なお、通信モジュール２３０にアンテナユニット２４０ａ（或いはセンサユニット２４０ｂ）を接続させたとき、通信モジュール２３０側の制御部２３２は、Ｉ／Ｏ部２３４を介してアンテナユニット２４０ａ側のメモリ２４６ａ（或いはセンサユニット２４０ｂ側のメモリ２４６ｂ）を読み込み、当該ユニットのＩＤ情報を始めとする各種情報を取得する。これにより、各通信モジュール２３０は、自身に取り付けられたユニットの種類を認識することができる。さらにこの情報は、当該通信モジュール２３０のＩＤ情報と共に、上述の２次元拡散信号伝送テクノロジーの信号伝達により制御ユニット２２０に伝達される。この為、制御ユニット２２０は、各通信モジュール２３０に付加された機能（すなわち

50

搭載されたユニットの種類)を認識することができる。

【0052】

次に、診断用ジャケット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、診断用ジャケット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、診断用ジャケット200全体の制御部として機能する制御部221と、診断用ジャケット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)と導電シート212や214を介して通信する為の通信部223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224と、取得した画像信号をモニタ付きPC300で表示できるように処理を加える信号処理部225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226(ここでは制御ユニット220とモニタ付きPC300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220の制御によって術者が観察できるようモニタ付きPC300に表示される。

10

【0054】

図7は、本実施形態の制御ユニット220(より正確には制御部221)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。なお、本実施形態では、診断用ジャケット200内に複数のアンテナユニット240a及び複数のセンサユニット240bが搭載されているものとする。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。

20

【0055】

制御ユニット220の図示しない電源スイッチがオンされると、電源222は、制御ユニット220に電力を供給して当該制御ユニット220を駆動させる。そして制御部221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230と通信が可能になる。各通信モジュール230は、各制御部232に記憶されたアルゴリズムにより自身のID情報を取得し、当該ID情報を制御ユニット220に送信する(ステップ1、以下、ステップをSと略記)。また、いずれかのユニットが取り付けられた通信モジュール230は、当該ユニットに電力を供給すると共に当該ユニットのID情報を取得し、この情報を、自身のID情報と共に制御ユニット220に送信する。制御部221は、これらのID情報に基づいて各通信モジュール230を識別することができる。

30

【0056】

初期設定である各通信モジュール230のID情報設定処理が終了すると、制御部221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(S2)。電源スイッチがオフされている場合(S2:YES)、制御部221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(S2:NO)、制御部221は、S3の処理に進む。

【0057】

S3の処理において、制御部221は、カプセル型内視鏡100から発信されている電波を受信するアンテナ付き通信モジュール230(これを受信モジュールと称する)を選択する。図8は、S3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。

40

【0058】

受信モジュール選択処理に移行すると、制御部221は、先ず、カプセル型内視鏡100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、診断用ジャケット200内に散在されている全てのアンテナ付き通信モジュール230(より正確にはアンテナ244a)の受信強度データを取得する(S21)。そして取得した各受信強度データを比較し(S22)、現在の受信強度が最も高いアンテナ244aを搭載したアンテナ付き通信

50

モジュール 230 を受信モジュールとして設定する (S23)。そして当該受信モジュールにカプセル型内視鏡 100 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 S4 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。

【0059】

なお、S3 の処理で現在受信モジュールとして設定されているアンテナ付き通信モジュール 230 は、制御部 221 の制御により所定のタイミングでカプセル型内視鏡 100 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 100 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、電源供給を行うアンテナ付き通信モジュール 230 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アンテナ付き通信モジュール 230 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 230 a であってもよい

【0060】

S4 の処理において、制御部 221 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 230 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 230 間を伝達されていき、制御ユニット 220 に到達する (S5)。そしてメモリ 224 に格納される (S6)。なお、ここで一端メモリに格納された画像信号は、制御部 221 の制御により、信号処理部 225 の処理により映像信号に変換され、インターフェイス部 226 を介してモニタ付き PC 300 に出力される。これにより、モニタ付き PC 300 には、被験者 1 の体腔内の画像が表示される。

【0061】

制御部 221 は、次に、体調情報を取得する為にセンサユニット 240 b が取り付けられた測定用通信モジュール 230 を選択する (S7)。ここで選択される測定用通信モジュール 230 は、所定の選択順序に応じて設定される。例えば、最初に S7 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 230 を選択し、以後 S7 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 230 を記載順に選択していく。また、通信モジュール 230 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 230 群を選択順序に応じて選択する方法も考えられる。また、診断用ジャケット 200 内に配置されている測定用通信モジュール 230 の数が少ない場合には、全ての測定用通信モジュール 230 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 230 のセンサユニット 240 b は、センサ 244 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 の体調情報として通信モジュール 230 側に出力する。通信モジュール 230 は、この体調情報をメモリ 236 に格納する。

【0062】

制御部 221 は、次に、選択された測定用通信モジュール 230 から自身までを各通信モジュール 230 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 (S8)。伝達経路が設定されると、当該体調情報は、メモリ 236 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 230 間を伝達されていき、制御ユニット 220 に到達する (S9)。そしてメモリ 224 に格納される (S10)。ここで、制御部 221 は、S2 の処理に戻り、再び上述の如き処理を続行させる。なお、S10 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 225 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 225 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 226 を介してモニタ付き PC 300 に出力される。これにより、モニタ付き PC 300 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。

【0063】

なお、カプセル型内視鏡 100 を操作する為の操作手段 (不図示) を術者が操作したとき、S3 の処理で現在受信モジュールとして設定されているアンテナ付き通信モジュール

２３０は、制御部２２１の制御により、カプセル型内視鏡１００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１００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アンテナ付き通信モジュール２３０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アンテナ付き通信モジュール２３０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２３０ａであってもよい。

【００６４】

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。

【００６５】

なお、本実施形態では制御ユニット２２０とモニタ付きＰＣ３００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無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２２０にメモリカード用のスロットを設けてもよい。この場合、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】

図９は、別の実施形態の診断用ジャケット２００の断層構造を示した断面図である。また、図１０は、さらに別の実施形態の診断用ジャケット２００の断層構造を示した断面図である。図９及び図１０に示した実施形態の診断用ジャケット２００は、通信モジュールと各ユニットとの機械的な接続構造が図３の診断用ジャケット２００と異なっている。なお、これ以降の図（すなわち図９～図１１）において、図１～図６に示す上述の実施形態の内視鏡システム１００と同一の構成には、同一の符号を付してここでの詳細な説明は省略する。

【００６７】

図９の診断用ジャケット２００に配置された通信モジュール２３０ｚは、その一部が絶縁シート２１６よりも被験者１側に突出している。Ｉ／Ｏ部２３４は、この突出部分の先端に設けられている。また、この通信モジュール２３０ｚに取り付けられるアンテナユニット２４０ｚａ及びセンサユニット２４０ｚｂは、この突出部分の全てを覆うよう形成されている。実際に各種ユニットを通信モジュール２３０ｚに取り付けたとき、上記突出部分は、図９の如く当該ユニットによって全ての方向から覆われた状態となる。これにより、アンテナユニット２４０ｚａ（或いはセンサユニット２４０ｚｂ）は、取付方向（すなわち図９の上下方向）以外の方向に関しては固定された状態となる。この為、アンテナユニット２４０ｚａに取付方向以外の方向からの外力が加わった場合であっても、通信モジュール２３０と当該ユニットは外れない。すなわち図９に示した実施形態では、通信モジュール２３０と各種ユニットとの機械的な接続が強固となる。また、アンテナ面積を必要に応じて大きく構成することが出来るため、受信強度を高くすることが可能となる。

【００６８】

また、図１０の診断用ジャケット２００に配置された通信モジュール２３０ｙも、図９のものと同様に、その一部が絶縁シート２１６よりも被験者１側に突出している。ただしこの実施形態では、Ｉ／Ｏ部２３４はこの突出部分の側面に設けられている。その為、この実施形態では、通信モジュール２３０ｙの実装面と平行な方向（すなわち図１０の左右方向）から各種ユニット（アンテナユニット２４０ｙａ或いはセンサユニット２４０ｙｂ）を通信モジュール２３０ｙに取り付けるよう構成されている。これにより、この実施形態では他の実施形態よりも診断用ジャケット２００の厚み（すなわち図１０の上下方向の厚み）を抑えることができる。

【００６９】

図１１は、別の実施形態のアンテナユニット２４０ｘａが取り付けられた通信モジュール２３０ｘの構成を示したブロック図である。この実施形態では、アンテナユニット２４０ｘａは、アンテナ２４４ａと、自身のＩＤ情報のみを記憶したＩＤメモリ２４６ｘａから構成されている。すなわちこのアンテナユニット２４０ｘａには上述の実施形態のアンテナユニット２４０ａの制御部２４２ａに該当するものがない。この為、アンテナユニッ

10

20

30

40

50

ト 2 4 0 x a は、低コストで製造される。なお、上述の実施形態の制御部 2 4 2 a が実行していた処理は、通信モジュール 2 3 0 x の制御部 2 3 2 x によって実行される。例えばアンテナ 2 4 4 a が受信した電波は I / O 部 2 3 4 を介してアナログ信号として通信モジュール 2 3 0 x に入力され、制御部 2 3 2 x がこの電波をデジタル信号に変換する。また、カプセル型内視鏡 1 0 0 に電力を供給する為の信号は、制御部 2 3 2 x によりデジタル信号からアナログ信号に変換され、I / O 部 2 3 4 を介してアンテナ 2 4 4 a に送信される。

【 0 0 7 0 】

なお、図 1 1 に示した実施形態ではアンテナ 2 4 4 a は送受信機能を有しているが、別の実施形態では送信或いは受信のいずれかの機能を有したものであってもよい。また、信号媒体は、電波に限らず光波や音波であってもよい。 10

【 0 0 7 1 】

また、図 1 1 に示した実施形態ではアンテナ 2 4 4 a を有したアンテナユニット 2 4 0 x a が取り付けられた構成を示したが、この構成に限定されるものではなく、体調測定用のセンサを有したセンサユニットであってもよい。

【 0 0 7 2 】

また、本実施形態のジャケット 2 0 0 は、カプセル型内視鏡 1 0 0 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。

【 0 0 7 3 】

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。 20

【 0 0 7 4 】

図 1 2 は、別の実施形態の制御ユニット 2 2 0 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 2 2 4 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 1 2 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 1 2 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 1 2 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。

【 0 0 7 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て S 1 の I D 情報設定処理が実行されると、制御部 2 2 1 は、後述の S 3 3 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 (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) 。 30

【 0 0 7 6 】

さらに S 5 の処理から S 1 0 の処理 (すなわち画像信号及び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) 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 A であるかをチェックする (S 3 3) 。より具体的には、カウンタの値が所定の値 (= A 1) であるかチェックする。 40
ここでカウンタ A の値が所定の値 (= A 1) 値でないとき (S 3 3 : 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、再び各種情報をメモリ 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 3 3 : Y E S) 、制御部 2 2 1 は、カウンタ A を初期値にリセット (すなわち A = 0) し (S 3 4) 、S 2 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 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。

【 0 0 7 7 】

図 1 2 に示した処理では、画像及び体調情報をメモリ 2 2 4 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 50

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ておらず、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 12 の如き処理は有効に作用する。

【0078】

また、図 13 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 13 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 13 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 13 に示した処理において、図 7 及び図 12 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

【0079】

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タ A (= 0)、及びカウンタ B (= 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 インクリメントする (S32)。

【0080】

さらに S5 及び S6 の処理 (すなわち画像信号が制御ユニット 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 (S41)。より具体的には、カウンタ A の値が所定値 (= 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) に該当する値でないとき (S41: NO)、制御部 221 は、S32 の処理に戻り、カウンタ A の値を 1 インクリメントし、再び取得した画像信号をメモリ 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 (S41: YES)、制御部 221 は、カウンタ B を 1 インクリメントし (S42)、S7 の処理から S10 の処理 (すなわち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) を実行する。

20

【0081】

S10 の処理が実行されると、制御部 221 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 (S43)。より具体的には、カウンタ B が所定の値 (= B1) 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 (= B1) に該当する値でないとき (S43: NO)、制御部 221 は、カウンタ A の値を初期値にリセット (すなわち A = 0) し (S44)、S32 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 224 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 (= B1) に該当する値であったとき (S43: YES)、制御部 221 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 (S45)、S2 の処理に戻る。上述の処理では、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が、画像信号を制御ユニット 220 に伝達させるタイミングの周期より長く、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 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

40

【0082】

図 13 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 13 に示した処理では、体調情報をメモリ 224 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

50

も高くなるよう設定してもよい。

【図面の簡単な説明】

【 0 0 8 3 】

【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。

【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診断用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アンテナユニットが取り付けられた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センサユニットが取り付けられた通信モジュールの構成を示したブロック図である。

10

【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。

【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】別の実施形態の診断用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診断用ジャケットの断層構造を示した断面図である。

【図 11】別の実施形態のアンテナユニットが取り付けられた通信モジュールの構成を示したブロック図である。

【図 12】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。

20

【図 13】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】

【 0 0 8 4 】

1 0 内視鏡システム

1 0 0 カプセル型内視鏡

2 0 0 診断用ジャケット

2 1 2、2 1 4 導電シート

2 2 0 制御ユニット

2 3 0 通信モジュール

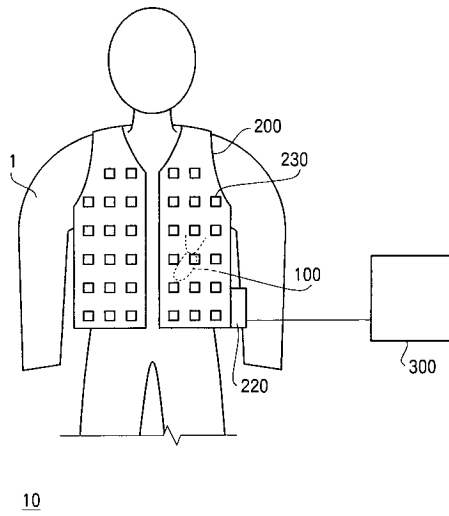
2 3 4 I / O 部

2 4 0 a アンテナユニット

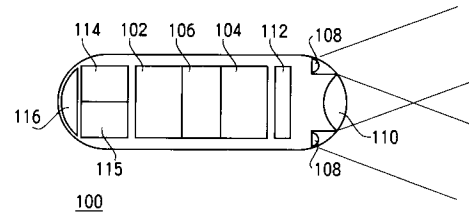
2 4 0 b センサユニット

30

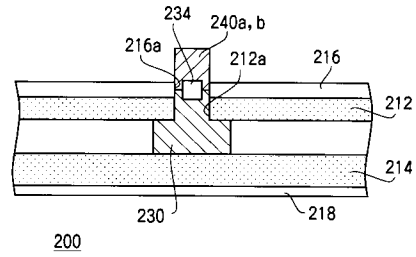
【図 1】



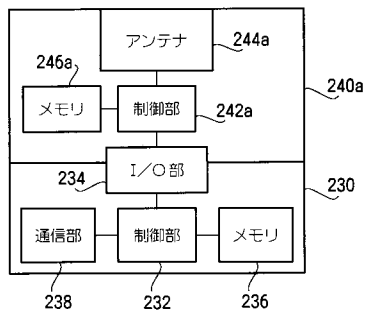
【図 2】



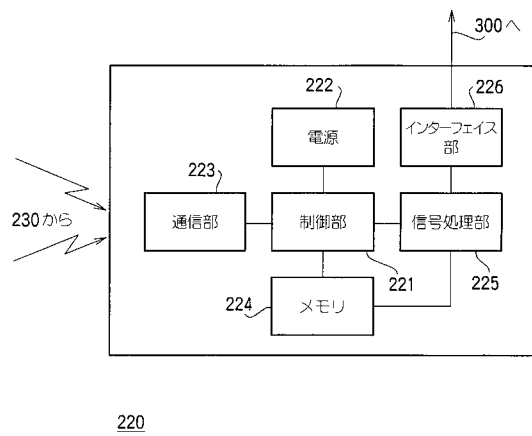
【図 3】



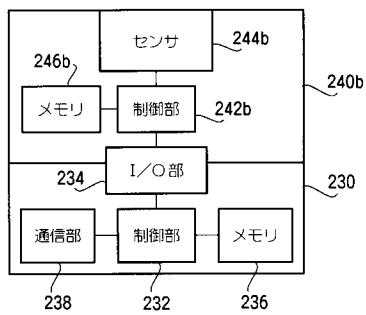
【図 4】



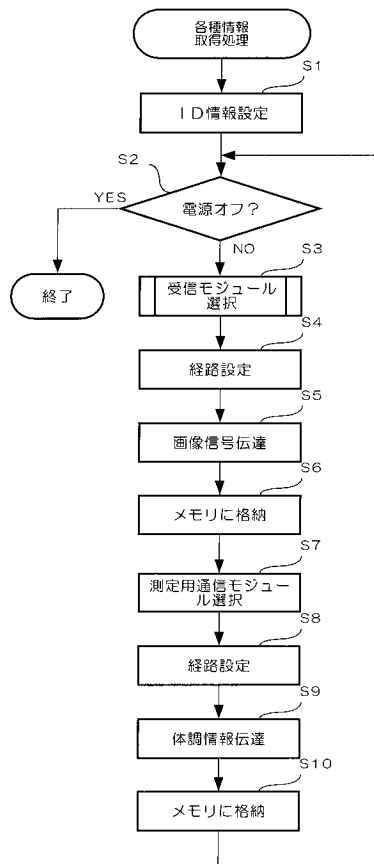
【図 6】



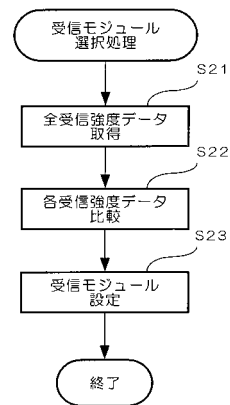
【図 5】



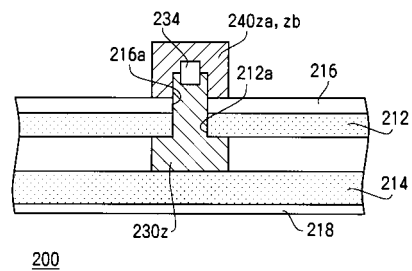
【図 7】



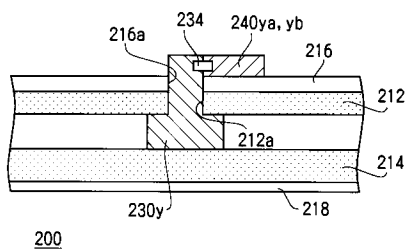
【図 8】



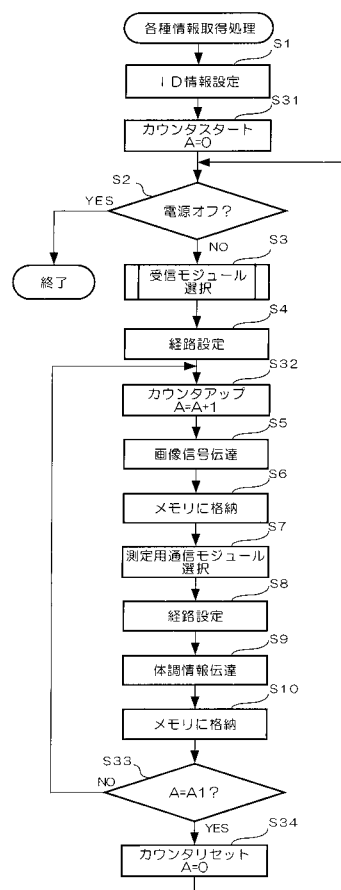
【図 9】



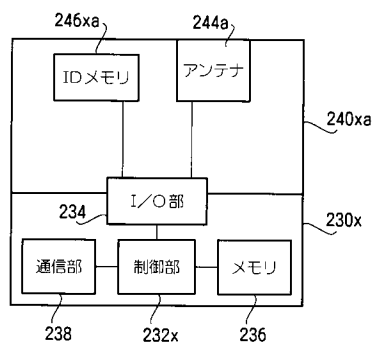
【図 10】



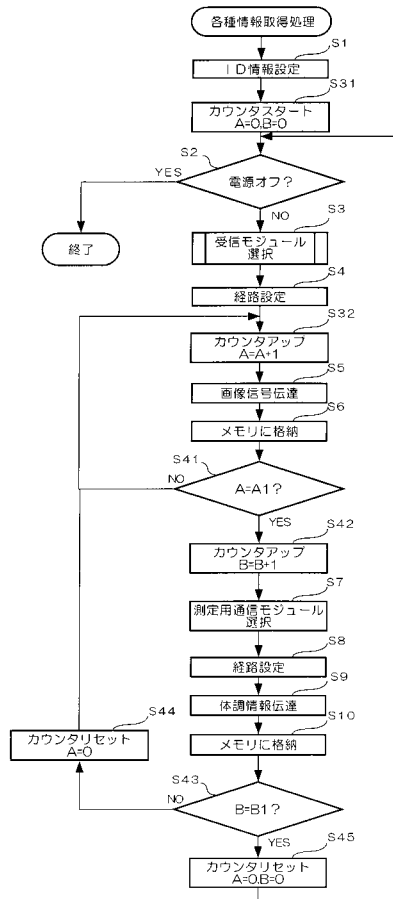
【図 12】



【図 11】



【図 13】



フロントページの続き

(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 AA08 AA11 AA12 AA14 AA16 AB04 AC01 AC11 AC16 AC23
AC26 BB12 BC16 CC01 FF05
4C038 SS08 SU00 SV00 SX01
4C061 AA30 CC06 LL02 NN03 UU06 UU08 YY01 YY11
4C117 XA01 XB01 XB11 XC19 XC21 XD27 XE13 XE15 XE16 XE17
XE23 XE24 XE34 XE37 XE42 XH02 XH05 XH07 XH11 XH12
XK31 XK56 XR20

专利名称(译)	诊断服装，诊断服装系统和内窥镜系统		
公开(公告)号	JP2005245938A	公开(公告)日	2005-09-15
申请号	JP2004064144	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 A61B1/00 A61B1/04 A61B1/06 A61B5/0205 A61B5/04 A61B5/08 A61B19/00 A61F2/82		
CPC分类号	A61B1/041 A61B1/04		
FI分类号	A61B1/00.320.B A61B5/00.102.A A61B5/08 A61B5/02.H A61B1/00.C A61B1/00.550 A61B1/00.610 A61B1/00.640 A61B1/00.682		
F-TERM分类号	4C017/AA08 4C017/AA11 4C017/AA12 4C017/AA14 4C017/AA16 4C017/AB04 4C017/AC01 4C017/AC11 4C017/AC16 4C017/AC23 4C017/AC26 4C017/BB12 4C017/BC16 4C017/CC01 4C017/FF05 4C038/SS08 4C038/SU00 4C038/SV00 4C038/SX01 4C061/AA30 4C061/CC06 4C061/LL02 4C061/NN03 4C061/UU06 4C061/UU08 4C061/YY01 4C061/YY11 4C117/XA01 4C117/XB01 4C117/XB11 4C117/XC19 4C117/XC21 4C117/XD27 4C117/XE13 4C117/XE15 4C117/XE16 4C117/XE17 4C117/XE23 4C117/XE24 4C117/XE34 4C117/XE37 4C117/XE42 4C117/XH02 4C117/XH05 4C117/XH07 4C117/XH11 4C117/XH12 4C117/XK31 4C117/XK56 4C117/XR20 4C161/AA30 4C161/CC06 4C161/DD07 4C161/GG28 4C161/LL02 4C161/NN03 4C161/UU06 4C161/UU07 4C161/UU08 4C161/YY01 4C161/YY11		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：对具有不同症状的受试者进行更准确的诊断。 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。 一种用于获得关于已穿着的被检者的身体的信息的服装，其具有使用二维扩展信号传输技术的基板，该技术包括多个通信模块，使用诊断服进行诊断，在诊断服中，至少一个通信模块设置有用与电连接多种类型的单元中的任何一种的连接部。 [选择图]图3

