

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第5395671号
(P5395671)

(45) 発行日 平成26年1月22日(2014.1.22)

(24) 登録日 平成25年10月25日(2013.10.25)

(51) Int.Cl.

F I

A 6 1 B 1/04 (2006.01)

A 6 1 B 1/04 3 6 2 J

A 6 1 B 1/04 3 6 0 E

請求項の数 4 (全 20 頁)

(21) 出願番号 特願2009-537228 (P2009-537228)
 (86) (22) 出願日 平成19年11月15日(2007.11.15)
 (65) 公表番号 特表2010-509990 (P2010-509990A)
 (43) 公表日 平成22年4月2日(2010.4.2)
 (86) 国際出願番号 PCT/US2007/024084
 (87) 国際公開番号 W02008/063565
 (87) 国際公開日 平成20年5月29日(2008.5.29)
 審査請求日 平成22年11月11日(2010.11.11)
 (31) 優先権主張番号 60/859,413
 (32) 優先日 平成18年11月16日(2006.11.16)
 (33) 優先権主張国 米国 (US)

(73) 特許権者 507025881
 ストライカー・コーポレーション
 アメリカ合衆国ミシガン州49002, カ
 ラマズー, エアビュー・ブルヴァード・
 2825
 (74) 代理人 100080056
 弁理士 西郷 義美
 (72) 発明者 レイド カバー
 アメリカ合衆国 94041 カリフォル
 ニア州, マウンティン ビュー, フラ
 ンクリン ストリート 340
 (72) 発明者 エメット マッカーサー
 アメリカ合衆国 95020 カリフォル
 ニア州, ギルロイ ダフォディル ピー
 エル, 8875

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 無線内視鏡カメラ

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

無線内視鏡カメラ装置であって、
 患者の体内の組織を見る外科用の内視鏡を設け、
 前記内視鏡によって見られる内視鏡画像を表すデジタル画像データを処理するカメラ・
 ヘッドを設け、
 前記カメラ・ヘッドは、近端部と遠端部とを備え、前記遠端部が前記内視鏡に着脱可能
 に接続され、
 前記カメラ・ヘッドは、前記内視鏡画像を表すに必要なデジタル画像データ量を圧縮す
 る圧縮装置を備え、
 前記カメラ・ヘッドから離れて、リモート受信装置を設け、
 前記カメラ・ヘッドは、前記圧縮装置によって圧縮された圧縮デジタル画像データを前
 記リモート受信装置へ送信する送信装置を備え、
 前記カメラ・ヘッド上には、前記送信装置と通信し、前記送信装置から前記圧縮デジタ
 ル画像データを受信するとともに、前記圧縮デジタル画像データを前記リモート受信装置
 へ送信するための複数の送信用アンテナを設置し、
 前記複数の送信用アンテナは、前記カメラ・ヘッドの前記遠端部に着脱可能に接続され
 る前記内視鏡の長軸方向と平行になるように、前記カメラ・ヘッドから一方が外側に突出
 していることを特徴とする無線内視鏡カメラ装置。

【請求項 2】

無線内視鏡カメラ装置であって、
患者の体内の組織を見る外科用の内視鏡を設け、
前記内視鏡によって見られる内視鏡画像を表すデジタル画像データを処理するカメラ・
ヘッドを設け、

前記カメラ・ヘッドは、近端部と遠端部とを備え、前記遠端部が前記内視鏡に着脱可能に接続され、

前記カメラ・ヘッドは、前記内視鏡画像を表すに必要なデジタル画像データ量を圧縮する圧縮装置を備え、

前記カメラ・ヘッドから離れて、リモート受信装置を設け、

前記カメラ・ヘッドは、前記圧縮装置によって圧縮された圧縮デジタル画像データを前記リモート受信装置へ送信する送信装置を備え、

前記カメラ・ヘッド上には、前記送信装置と通信し、前記送信装置から前記圧縮デジタル画像データを受信するとともに、前記圧縮デジタル画像データを前記リモート受信装置へ送信するための複数の送信用アンテナを設置し、

前記複数の送信用アンテナは、前記カメラ・ヘッド上で、前記カメラ・ヘッドの表面から突出しないように、前記カメラ・ヘッドの表面と同一平面に取り付けられ、

前記複数の送信用アンテナのうち少なくとも1本のアンテナは、前記カメラ・ヘッドの前記遠端部に着脱可能に接続される前記内視鏡の長軸方向と平行になるように、前記カメラ・ヘッドから一方が外側に突出していることを特徴とする無線内視鏡カメラ装置。

【請求項3】

無線内視鏡カメラ装置であって、
患者の体内の組織を見るために電気エネルギーが必要な少なくとも1つの装置を内蔵した外科用の内視鏡を設け、

前記内視鏡は、近端部と遠端部とを備え、前記近端部上に少なくとも1つの電気接触子を備え、

前記内視鏡で見られる内視鏡画像を表すデジタル画像データを処理するカメラ・ヘッドを設け、

前記カメラ・ヘッドは、近端部と遠端部とを備え、

前記カメラ・ヘッドの前記遠端部は、前記内視鏡との間で相対回転できるように、前記内視鏡に着脱可能に接続され、

前記カメラ・ヘッドの前記遠端部上には、前記カメラ・ヘッドから電力を受け取って通電される少なくとも1つの環状接触部を取り付け、

前記カメラ・ヘッドは、前記内視鏡画像を表すに必要なデジタル画像データ量を圧縮する圧縮装置を備え、前記圧縮装置によって圧縮された圧縮デジタル画像データを送信する送信装置を備え、

前記カメラ・ヘッドから離れて、前記送信装置によって送信された前記圧縮デジタル画像データを受信する受信装置を設け、

前記少なくとも1つの電気接触子は、前記カメラ・ヘッドから前記内視鏡へと電力を伝えるために、前記内視鏡が前記カメラ・ヘッドに接続され、前記カメラ・ヘッドと前記内視鏡との間で相対回転する期間、前記カメラ・ヘッドから前記内視鏡へ電力を伝えさせる
とき、前記少なくとも1つの通電された環状接触部と電氣的に接触することを特徴とする無線内視鏡カメラ装置。

【請求項4】

前記少なくとも1つの通電された環状接触部は、前記内視鏡と前記カメラ・ヘッドとの間にある回転角度によって変化する電気抵抗を示すことを特徴とする請求項3に記載の無線内視鏡カメラ装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、米国仮出願番号第60/859413号(2006年11月16日申請)の

10

20

30

40

50

優先権を主張するものであり、参照することにより、その開示全体が本出願中に組み込まれるものである。

本発明は、高信頼かつ高性能無線内視鏡カメラ装置と、画像を内視鏡カメラ・ヘッドから制御装置へ無線送信する方法に関するものである。

【背景技術】

【0002】

内視鏡は、侵襲を最小にしつつ患者の体内の特徴を見ることを可能とする技術である。医学において、内視鏡は侵襲的手術を必要とせず、人体の内部特徴の高品質な画像の取得を可能にする。内視鏡の基本ツールは内視鏡であり、患者の身体を見るために体内へ挿入される。内視鏡による措置には、たとえば消化器病学の医療分野では、可撓性内視鏡の使用がある。関節鏡検査あるいは腹腔鏡検査などの他の医療措置においては、固定型内視鏡が用いられる。前記内視鏡は、通常内視鏡を通して体内へ光を伝えるための高輝度光源に結合されている。前記体内の画像を示す反射光は前記内視鏡に入り、ビデオ画像データを取得する電子回路を含むカメラ・ヘッドへ送られる。前記カメラ・ヘッドは、通常、前記カメラによって取得された前記ビデオ画像を表示および／または記録するためのビデオ・モニターかその他の表示装置に直接結合されているか、あるいは中間ビデオ処理システムに結合されている。

10

【先行技術文献】

【特許文献】

【0003】

20

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0004】

従来の内視鏡の場合、前記カメラ・ヘッドとビデオ・モニターまたは処理システムとの物理的接続のためにワイヤー接続が用いられる。内視鏡によって見られた画像は前記カメラ・ヘッドによってビデオ画像データへ変換され、次に前記ワイヤー接続を通して前記ビデオ・モニターへ送られて表示される。

【0005】

残念ながら前記カメラ・ヘッドとモニターとの間に前記ワイヤ接続があるので、さまざまな問題が生じている。第1に、ワイヤー接続による前記カメラ・ヘッドはワイヤー接続に基づいていいるので、前記内視鏡の自由な動きが阻害されることがしばしばで、外科医には操作が困難である。さらにワイヤー接続を使用したカメラ・ヘッドの場合、手術中の感染リスクが高まってしまう。前記内視鏡および付随するカメラ・ヘッドは外科用ツールであり、その分、滅菌野（滅菌したものだけが許される患者の周辺特定エリア）において使用されるものである。しかし前記カメラ・ヘッドに接続した前記装置、つまりビデオ・モニター、ビデオ・レコーダー等は滅菌処置が不可能であり、よって前記滅菌野の外側に維持管理されねばならない。したがって前記ワイヤー接続の場合、前記滅菌カメラ・ヘッドと前記非滅菌モニターとの間に物理的リンクがあるため、滅菌野の維持が複雑になる。

30

【0006】

40

上述の問題と取り組むため、メーカー各社は前記滅菌野の外側にある前記装置へ前記ビデオ画像データを無線送信するための送信装置を内蔵した内視鏡カメラ・ヘッドの製造を開始した。しかしこれにより、新たにさまざまな問題が生じている。無線通信はさまざまなタイプの電磁干渉を頻繁に受けやすいので、前記カメラ・ヘッドの信頼性低下を招いている。障害物に起因する前記無線信号の中断もまた問題となりうる。措置中に外科医は前記カメラ・ヘッドまたは内視鏡をたびたび持ち替えるため、前記カメラ・ヘッドのアンテナが覆われてしまうとか、またはブロックされてしまうこともある。外科医は措置中に見え方あるいはアクセスを良くしようとして、前記患者に対する自分の位置を変えるためによく動くこと場合もある。その結果、前記カメラ・ヘッドの位置は頻繁に変えられ、室内の物体、あるいは外科医自身によってすら、無線信号パスが阻害される確率が高くなる。

50

また前記カメラ・ヘッドとモニターとの間がワイヤー接続されている場合、データ送信速度が比較的低いレベルに限定される。従って、より高帯域で強いハイファイ・デジタル・ビデオ信号の送信は制限されてしまう。既存の内視鏡カメラが使用する前記画像圧縮方式における制約は、概して前記無線接続の信頼性を低下させると同時に、前記ビデオの品質にも制約を課してしまう傾向にある。

【課題を解決するための手段】

【0007】

本発明は、

無線内視鏡カメラ装置であって、

患者の体内の組織を見る外科用内視鏡と、

前記内視鏡によって見られる内視鏡画像を表すデジタル画像データを処理するカメラ・ヘッドで、近端部と遠端部があり、前記遠端部で前記内視鏡に着脱可能で接続されるカメラ・ヘッドと、

前記カメラ・ヘッドに含まれ、前記内視鏡画像を表すに必要なデジタル画像データ量を軽減する圧縮装置と、

前記カメラ・ヘッドに含まれ、前記圧縮デジタル画像データをリモート受信装置へ送信する送信装置と、

前記カメラ・ヘッドの本体上に設置され、前記送信装置と通信し前記送信装置から前記圧縮デジタル画像データを受信し、前記圧縮デジタル画像データを前記リモート受信装置に無線中継する複数のアンテナと、
からなることを特徴とする。

【発明の効果】

【0008】

本発明の無線内視鏡カメラ装置は、フレーム固有、可変圧縮アルゴリズムを用いることで、いろいろな解像度で画像を発生することができる性能がより良い高品質を得る。

【図面の簡単な説明】

【0009】

【図1】図1は本発明の1つの実施の形態による無線内視鏡カメラ装置のシステム構成図である。

【図2A】図2Aは本発明の他のいくつかの別の実施の形態における無線カメラ・ヘッドのための種々のアンテナ構成を示す平面図である。

【図2B】図2Bは本発明の他のいくつかの別の実施の形態における無線カメラ・ヘッドのための種々のアンテナ構成を示す平面図である。

【図2C】図2Cは無線カメラ・ヘッドの斜視図である。

【図2D】図2Dは無線カメラ・ヘッドの断面図である。

【図3】図3はカメラ・ヘッドを構成する基本的な構成部品と、これらの構成部品を介してのビデオ画像データの流れを示す構成図である。

【図4】図4は制御装置の基本的な構成部品と、これらの構成部品を介してのビデオ画像データの流れを示す構成図である。

【図5】図5は無線内視鏡カメラの縦方向断面図で、カメラとカメラ・ヘッドの間に無線光学通信リンクが組み込まれている図である。

【図6】図6は無線内視鏡カメラの縦方向断面図で、カメラとカメラ・ヘッドの間に非接触RF通信リンクが組み込まれている図である。

【図7】図7は無線カメラ・ヘッドの縦方向断面部分図で、1つの実施の形態によるLEDアレイが組み込まれている図である。

【図8】図8は図7のカメラ・ヘッドの端面図であり、LEDアレイを示すために、内視鏡が切り離されている図である。

【図9】図9は1つの実施の形態による無線カメラの縦方向断面図であり、カメラ・ヘッドと取り付けられた内視鏡との間に電氣的インターフェースが組み込まれている図である。

。

10

20

30

40

50

【図１０】図１０は図９のカメラ・ヘッドの端面図であり、通電される同心的接触リングを示すために、前記内視鏡が切り離されている図である。

【図１１】図１１はカメラ・ヘッドの端面図で、通電される可変抵抗接触リングが組み込まれている図である。

【図１２】図１２は可撓性内視鏡に取り付けられた無線カメラを含む無線内視鏡カメラ装置を示している図である。

【発明を実施するための形態】

【００１０】

本発明は、無線内視鏡カメラ装置は内視鏡カメラ・ヘッドから制御装置へのビデオ画像データの信頼性の高い、そして同時に高性能の無線伝送を可能にしてくれる。高感度画像センサーが低光度状態においても画像捕捉を可能にする。そして、このビデオ画像データは、１つの実施の形態においては、データの損失を伴うか、あるいはそれを伴わない可変圧縮プロセスを受ける。別の実施の形態では、１つあるいは複数のエラー補正コードを用いることで、信号の忠実性が増大される。

さらに別の実施の形態では、カメラ・ヘッドから制御装置にビデオ画像信号を送るために、ＵＶＷのような高性能の短距離無線技術が用いられる。

無線技術では、必要とされる電力が少ないので、カメラ・ヘッドのバッテリー寿命の増大も達成される。

さらに別の実施の形態では、複数の装置間での通信ミスや干渉をできるだけ少なくするために、各装置において１つの送信装置を１つの受信装置にロックしたり同期させたりすることによって、前記制御装置がその対応するカメラ・ヘッドからだけ無線信号を受け入れるようにすることができる。

充電可能バッテリーなどの携帯用電源装置が、前記カメラ・ヘッドに対して電源を提供する。１つの実施の形態によれば、前記カメラ・ヘッドは複数の携帯用電源装置を同時に内蔵して、それによって、他の電源装置が前記カメラ・ヘッドに電力を供給している間に、１つの電源装置を交換できるようにしている。別の実施の形態においては、充電されたバッテリーがなかったり、あるいは無線通信が中絶するなどの緊急事態が発生した場合、前記カメラ・ヘッドを制御装置に接続してカメラが作動し続けることができるようにするために、滅菌可能なバックアップ・ケーブルが使用される。

カメラ・ヘッドと制御装置との間の無線通信の信頼性を向上させるために、さらに別の実施の形態においては、カメラ・ヘッドと制御装置のいずれか一方あるいは両方のための複数のアンテナが使用される。これら複数のアンテナを前記カメラ上、あるいは操作室内でいろいろな位置と構成で配置することができる。

【実施例】

【００１１】

図１は、本発明の１つの実施の形態による無線カメラ装置５を示している。無線カメラ・ヘッド１０はコネクタ１４によって内視鏡１２に取り外し可能に搭載されている。カメラ・ヘッド１０内部には、前記カメラ自体のための電気装置と、前記送信装置で構成される電気装置を駆動するバッテリーが組み込まれている。前記カメラ・ヘッド１０内部あるいはその上に無線信号を受信装置に送るための１つあるいは複数のアンテナ１６が取り付けられている。前記カメラ・ヘッド１０は、そのカメラ・ヘッド１０に電源を提供することが出来るワイヤー接続を受け入れたり、あるいはビデオ画像信号を伝送することができるジャックなどの１つあるいは複数のインターフェース１８を含むこともできる。

【００１２】

滅菌野の外側には、前記カメラ・ヘッド１０から送られた無線ビデオ信号を受信し処理するための制御装置２０が配置されている。この制御装置２０には前記制御装置２０への無線ビデオ信号を遮断したり伝送するための１つあるいは複数のアンテナ２２が組み合わされている。これらのアンテナ２２はその制御装置２０内部に組み込こんだり、それに取り付けたり、あるいはその近傍に配置することができる。あるいは、前記中央制御装置２０上に、データを伝送するための、あるいは種々の制御装置やスイッチ２６及び組み込ま

10

20

30

40

50

れた制御装置 29 のためのワイヤー接続を受け入れるためのインターフェース 24 を設けることができる。ビデオ・モニター 30 はカメラ・ヘッド 10 からのビデオ信号を受信し表示するために前記制御装置 20 に接続されている。さらに別の実施の形態によれば、制御装置 20 は 1 つ又は複数の有線あるいは無線リモート制御装置 27 及び 28 とそれぞれ接続することもできる。例えば、ビデオ・レコーダあるいはプリンタなどの追加的なビデオ処理装置 40 を制御装置 20 と交信できる状態で配置することもできる。

【0013】

前記カメラ装置 5 はカメラ・ヘッド 10 と接続された少なくとも 1 つの送信用アンテナ 16 を含んでいる。同様に、前記装置は制御装置 20 と接続された少なくとも 1 つの受信用アンテナ 22 を含んでいる。あるいは、この装置は無線信号の正確さと信頼性を構造させるために、複数の送信用アンテナ及び / 又は受信用アンテナを種々の構成で用いることができる。

10

【0014】

例えば、1 つの実施の形態において、無線内視鏡カメラ装置 5 は前記無線内視鏡カメラ装置 5 は単一の送信用アンテナ 16 を備えたカメラ・ヘッド 10 を組み込むことで、多重入力、単一出力 (MISO) モードで作動し、一方、制御装置 20 には操作室全体のいろいろな場所に配置することができる複数の受信用アンテナ 22 を備えるように構成することができる。あるいはまた、この装置 5 は複数の送信用アンテナ 16 を備えたカメラ・ヘッド 10 を組み込むことで単一入力、複数出力 (SIMO) モードで作動し、他方、制御装置 20 は単一の受信用アンテナ 22 を備えるように構成することができる。さらに別の実施の形態によれば、カメラ装置 5 は多重入力、多重出力 (MIMO) モードで作動するように構成することによってより大きな無線ゲインを得られるようにすることができ、それによって、カメラ・ヘッド 10 と制御装置 20 の両方に複数の送信装置 16 と受信アンテナ 22 をそれぞれ備えるようにすることができる。

20

【0015】

相互に一定の距離あるいは角度をもって配置される複数の送信用アンテナ 16 及び / 又は受信用アンテナ 22 を利用することで、この装置 5 は利用しない場合と比較してより大きな面積で無線通信を行えるようにすることもできる。複数の送信用アンテナ 16 及び / 又は受信用アンテナ 22 を利用することで、装置の信頼性も改善される。特に、2 つ以上の送信用アンテナ及び / 又は受信用アンテナを利用することで、この装置はカメラ・ヘッド 10 と制御装置 20 との間で複数の無線信号を伝送することができる。その結果、害を及ぼす可能性のある多経路電波伝搬効果が減少され、1 つの無線信号経路が遮断状態になってアンテナが信号を受信できなくなった場合のシステム冗長性が改善される。

30

【0016】

本発明のさらに別の実施の形態によれば、差動モードで作動するように構成された複数の送信用及び受信用アンテナを備えることで、前記装置 5 の無線交信可能面積を最大化することができる。あるいは、この無線カメラ装置 5 は切換えモードで作動するように構成された一連の送信用及び / 又は受信用アンテナを備えることができ、それによってその装置は信号強度を最大に保ったままアンテナへの信号送信を自動的に切り替えることができる。

40

【0017】

上にも述べたように、前記の制御装置がカメラ・ヘッド 10 から送信された無線カメラ信号を受信できるようにするために、1 つあるいは複数の受信用アンテナ 22 が制御装置 20 に接続される。配置に関して言えば、前期受信用アンテナ 22 は高度に正確な信号を提供する手術室のどこにでも配置することができる。例えば、1 つの実施の形態では、制御装置 20 の上に単に複数の受信用アンテナ 22 を載せるだけでよい。他の実施の形態では、より複雑な構成を採り、1 つあるいは複数の受信用アンテナ 22 を、例えば、壁面とかあるいはその部屋内部の種々のものあるいは取り付け具上に載せるなど、制御装置 20 から離れた位置に配置することも可能である。

【0018】

50

カメラ・ヘッドに接続される送信用アンテナに関しては、多数のアンテナを用いた構成も可能である。図 2 A に示されている 1 つの実施の形態によれば、最大の露出と性能をもたらすために、1 つあるいは複数の送信用アンテナ 2 1 0 が片持ち状態で、カメラ・ヘッド 2 0 0 の本体の遠端部から軸方向外側に延びている。性能を改善するために、それらアンテナ 2 1 0 の方向的なずれを調節することも可能である。例えば、内視鏡 2 0 2 の方向に下向きになるようにアンテナ 2 1 0 を向けると、通常にアンテナの露出が最大になり、そして、その結果として性能が向上する。

【 0 0 1 9 】

別の実施の形態によれば、1 つ以上の送信用アンテナをカメラ・ヘッドの表面上に取り付けたりその内部に組み込んだりすることができる。説明目的であるが、図 2 B を参照すると、この図はアンテナ 3 1 0 が内視鏡 3 0 2 に取り付けられた無線カメラ・ヘッド 3 0 0 を示している。この実施の形態では、複数のカメラ・ヘッド 3 0 0 の表面に円周方向で相互に間隔をおいて、そして、アンテナ 3 1 0 がカメラ・ヘッド 3 0 0 の本体から突き出ないように、そしてその縁に基本的に揃えて取り付けられている。図 2 B に示すような取り付け配置を用いると、アンテナ 3 1 0 がより保護され、それによって寿命が長くなる。

【 0 0 2 0 】

図 2 C と 2 D に示されている実施の形態で、さらに別の送信用アンテナの配置構成が示されている。特に、図 2 C は遠端部 3 5 2 が内視鏡（図示せず）を受け入れたり取り付けたりすることができるようになっていた無線カメラ・ヘッド 3 5 0 の俯瞰図である。前記内視鏡によって得られた画像を無線で送信するために、カメラ・ヘッド 3 5 0 は第 1 と第 2 の送信用アンテナを組み込んでいる。前記第 1 のアンテナ 3 5 4 は前記カメラ・ヘッド 3 5 0 と端がほぼ揃うようにカメラ・ヘッド 3 5 0 の上に搭載される。第 2 のアンテナ 3 5 6 は内視鏡から突き出して、カメラ・ヘッド 3 5 0 に取り付けられた場合に内視鏡の軸に対して全体として平行になるように片持ち状態で延びている。

【 0 0 2 1 】

図 2 D は別の実施の形態による無線カメラ・ヘッド 3 6 0 の断面図である。この実施の形態においては、カメラ・ヘッド 3 6 0 はその遠端部 3 6 2 で内視鏡（図示せず）を受け入れるように構成されている。第 1 のアンテナ 3 6 4 はその端がカメラ・ヘッド 3 6 0 の端とほぼ揃うようにカメラ・ヘッド 3 6 0 内に組み込まれている。より具体的には、アンテナ 3 6 4 はカメラ・ヘッド 3 6 0 のハウジング 3 6 1 A に形成されている細長い凹部あるいは溝 3 6 1 内に設けられる。第 2 及び第 3 の送信用アンテナ 3 6 6 A と 3 6 6 B はそれぞれカメラ・ヘッド 3 6 0 に取り付けられた場合に、カメラ・ヘッド 3 6 0 の遠端部 3 6 2 とか反対側から片持ち状態で延出し、内視鏡の方向に突出する。

【 0 0 2 2 】

本発明のさらに別の実施の形態（図示せず）で、無線カメラ・ヘッドは同期して、あるいは同じ極性で作動する複数の送信用アンテナを組み込んでいる。あるいは、このカメラ・ヘッドは前記送信用アンテナのうちの 1 つあるいは複数の他のアンテナに対して非同期で作動して、それによって異なった極性を有する電磁信号をつくりだすように構成することもできる。

【 0 0 2 3 】

さらに別の実施の形態（図示せず）によれば、無線カメラ・ヘッドは無線信号をすべての方向に効果的に発信することができる少なくとも 1 つの全方向タイプのアンテナ、つまり円形アンテナを組み込んでいる。その全方向アンテナを補強して無線送信の性能を向上させるために、必要であれば、1 つあるいは複数の方向性アンテナを組み込むことも出来る。

【 0 0 2 4 】

カメラ・ヘッド 1 0 を構成する構成部品について、図 3 の構成図を参照して以下に詳細に説明する。なお、図 3 に示されている実施の形態ではカメラ・ヘッド 1 0 が画像センサー 4 1 0 を含むように描かれている。この例では、カメラ・ヘッド 1 0 に取り付けられた場合、内視鏡は画像を構成する光を捉え、その光をセンサー 4 1 0 に送り、センサー 4 1 0 は

10

20

30

40

50

その光を接続された制御装置に無線で送ることが出来るデジタル信号に変換する。

【 0 0 2 5 】

しかしながら、別の実施の形態（図示せず）によれば、前記カメラ・ヘッドは画像センサーを含まず、その代わりにすでにデジタル信号に変換された画像を受信するように構成することも可能である。具体的には、この実施の形態においては、カメラ・ヘッドに取り付けられる内視鏡が素自体の画像センサーを含んでおり、その内蔵された画像センサーが画像を構成する光を受信してそれを表示用のデジタル信号に変換する。従って、この内視鏡は画像を捕捉し、それをデジタル信号に変換して、そしてこのデジタル信号を前記カメラ・ヘッドに送る。カメラ・ヘッドはその信号を受信すると、さらにそのデジタル画像信号を処理して、その信号を無線で制御装置に送信する。従って、この実施の形態においては、内視鏡はカメラ・ヘッドから切り離された独立型カメラ装置であるが、デジタル画像信号を伝送するためにカメラ・ヘッドに接続することもできる。

10

【 0 0 2 6 】

以下の図3の説明は、カメラ・ヘッド10が画像センサー410を含んでいることを前提としている。しかしながら、カメラ・ヘッド10の構成部品に関する以下の検討は、上に述べたカメラの代わりに、画像センサーが内視鏡内に組み込まれている他の実施例についても同様にあてはまるものである。

【 0 0 2 7 】

カメラ・ヘッド10内には、画像を構成する光のパターンを電気信号に変換するための画像センサー410が含まれている。1つの実施の形態によれば、画像センサー410は前記カメラ装置が低光度状態でも良好に作動することができるように高感度に構成されている。この画像センサー410は、最も明るいハイライトから最も暗い影までの画像のグラデーションを捕捉できるようにするために、高いダイナミック・レンジを有するように構成することも可能である。

20

【 0 0 2 8 】

画像センサー410で発生されたビデオ信号は、その後、一定の時間内でより多くのデータが制御装置に提供されるように、圧縮装置420で圧縮される。1つの実施の形態によれば、圧縮装置420はビデオ画像信号が圧縮される速度を変えることができる可変圧縮アルゴリズムを用いてその画像信号を処理する。さらに、この圧縮速度は、カメラ・ヘッド10と制御装置20との間に現在存在している無線リンクの質やその時点で捕捉されるべき場面に応じて速度決定アルゴリズムによって動的に調整される。

30

【 0 0 2 9 】

この圧縮装置420はさらに、『データ損失を伴う』あるいは『データ損失を伴わない』圧縮方式のいずれかを用いて、ビデオ画像データを圧縮するように構成することができる。圧縮装置420が『データ損失を伴う』圧縮方式を用いるように構成された場合、ビデオ画像データの指定された部分が圧縮プロセスの過程で無視あるいは廃棄される。これによって、通常はデータを画像の品質を犠牲にしてより大幅に圧縮することが可能になる。対照的に、圧縮装置420が『データ損失を伴わない』圧縮方式を用いるように構成されたばあい、そのビデオ画像を発生させるためにその画像データのすべてが用いられる。

40

【 0 0 3 0 】

1つの実施の形態によれば、圧縮装置420はさらに、画像データの個々のフレームで作動してそれぞれのフレームを他のフレームから独立したものとして取り扱う圧縮アルゴリズムを用いるように構成することもできる。このフレーム固有圧縮アルゴリズムは、通常フレーム間の違いを活用して画像の動きがない時により大きな圧縮率を達成することができる従来の圧縮方式で達成される圧縮速度と比較して、特別の利点はない。しかしながら、この実施の形態で用いられているフレーム固有圧縮アルゴリズムはスループット・ディレイがより低くなるという点とエラーの影響度が少なくなるという、基本的な利点を提供する。

【 0 0 3 1 】

特に、本実施の形態におけるこのフレーム固有圧縮アルゴリズムは一回にビデオ信号の

50

ただ1つだけの画像フレームを分析し、圧縮する。対照的に、MPEG2などの通常のビデオ圧縮アルゴリズムは、ビデオ信号の隣接する画像フレーム間の違いを分析し判断することによって信号を圧縮する。

【0032】

フレーム固有圧縮アルゴリズムを用いることの結果として、本発明の装置はビデオ/画像信号のコード化とデコードとの間の待ち時間を短くすることができる。特に、本発明によるフレーム固有圧縮アルゴリズムは1画像フレーム+関連する演算及び送信に伴う時間的遅れとほぼ等しい待ち時間あるいは時間的遅れで1つの画像フレームをエンコード及びデコードすることができる。対照的に、従来のビデオ・アルゴリズムのように隣接する画像フレーム間の違いに着目するように設計されているアルゴリズムにおいては、2画像フレーム+関連する演算及び送信に伴う時間的遅れに等しいずっと大きな価値時間あるいは時間的遅れを伴うこと免れられない。

10

【0033】

この実施の形態でフレーム固有圧縮アルゴリズムを用いることで、本発明による無線内視鏡カメラ装置はエラーに対する抵抗性がより強くなる。画像においてエラーが発生すると、圧縮中に発生する、そしてそのエラーに関係した何らかの歪みはその特定の画像フレームだけに限定されることになる。対照的に、1つの画像フレームとそれに隣接する画像フレームとの間の違いに着目する従来の圧縮アルゴリズムにおいては、1つのフレームの画像におけるエラーが複数のフレームの歪みをもたらしてしまう。

【0034】

20

1つの実施の形態によれば、圧縮装置420はエンコードされたビットストリームから画像の品質を変化させることができるアルゴリズムを用いている。カメラ・ヘッドによって画像データの無線送信を行うと、前進型誤信号訂正/自動回復要請(FEC/ARQ)に基づく方式を用いて、最初に最小限、あるいは基礎的品質の画像ストリームが送られる。この最初の画像ストリームが送られた後、カメラ・ヘッドはより高い品質の画像をつくりだすために制御装置が利用することができる追加的な画像データを送信する。この追加的な画像データは一定の時間内で漸進的に送られる。その装置が最初の最小限あるいは基礎的品質画像ストリームに続いてより高い品質の画像データを送るための時間が不足する場合、この装置は現在の画像の残りを棄てて、次の画像の送信を開始する。

【0035】

30

1つの例示的な実施の形態においては、圧縮装置420はJPEG(Joint Photographic Experts Group)2000標準を用いてビデオ信号を圧縮するように構成されている。JPEG2000標準はフレームに正確に対応した信号をつくりだし、この方式では元のビデオ信号のすべての画像フレームが圧縮されたビデオ信号に含まれている。さらに、JPEG2000圧縮方式では、特定のデータを最初から無視するような方法でビット・ストリームをコード化するので、データ・ストリームの最初に詳細度がより低い情報が配置されることになる。ストリームが進行すると、装置はデータの無視を止めるので、そのデータ・ストリームでは後になるほどより詳細な情報が送られることになる。その結果、そのビデオ信号は異なった解像度と品質レベルで画像を発生させる場合がある。例えば、解像度がより低い画像はビデオ・モニターに送られ、同じビデオ信号から得られる解像度がより高い画像はファイル保管のためにビデオ・レコーダに送られる。

40

【0036】

前に述べた圧縮アルゴリズムの場合と同様に、JPEG2000標準はコーディングとデコーディングの間の待ち時間が短く、同時にエラーに対する抵抗性が增大されるフレーム固有圧縮方式である。さらに、JPEG2000標準は最同期化マーカとデータを比較的小さな独立のブロックにコード化するステップ、さらに各ブロック内でのエラーを検出したり隠したりするメカニズムを含んでいるので、JPEG2000標準では、JPEGやMPEG2などの従来のいくつかの圧縮方式と比較してエラーに対する抵抗性がより高くなっている。

50

【 0 0 3 7 】

J P E G 2 0 0 0 は要求に基づいて『データ損失を伴わない』画像を送信する能力も提供してくれる。この実施の形態によれば、無線内視鏡カメラ装置を内視鏡を用いた手術手順中に『データ損失を伴う』デジタル画像を送るように構成することも可能である。しかしながら、一定の場合には、手術が診断目的のためにより高い品質の画像を必要とする場合もある。J P E G 2 0 0 0 エンコーダは通常の『データ損失を伴う』画像のために用いられるのと同じコーディング・メカニズムを用いて、要求があれば、『データ損失を伴わない』画像を発生させる能力も有している。より品質の高い画像に対する外科医の要求に対応して、前記カメラ・ヘッドは画像をデータ損失を伴わない方式でエンコードし、F E D / A R Q メカニズムを用いてその完全な画像を送信する。『データ損失を伴わない』画像をつくりだすために追加的な処理が求められれば、画像送信における時間的遅れは必然的に増大する。しかしながら、こうした状況においては、そうした送信の遅れには通常注意を払われない。何故なら、外科医は通常、そのビデオ信号の『停止フレーム』画像を捕捉する間に発生する短い時間的遅れを常に予期しているからだ。

10

【 0 0 3 8 】

J P E G 2 0 0 0 画像圧縮標準が提供してくれるさらに別の利点は、その画像の中の関心の対象となる特定の領域 (R O I) 毎に指定されたエンコーディング (符号化) 行うことができる点だ。より具体的に言えば、手術状況において、1つのビデオ画面のいくつかの領域が他の領域と比較してより重要になる場合があり、つまり、ビデオが画像の一部が内視鏡の視野外に置かれて、有用な情報を含まないというような場合がある。こうした状況においては、そのビデオ場面の役に立たない領域は非常に遅い速度でエンコードして、それによって、処理能力やメモリー、そして帯域を保持し、そのビデオ場面の適切な領域だけが良好な質の画像をもたらす高速度でエンコードされる。

20

【 0 0 3 9 】

他の実施の形態によれば、前記無線内視鏡カメラ装置はビデオ・ストリームの重要な部分、例えば、ヘッダー・データをより信頼性の高いサブ・チャンネルで送信し、そのデータの残りは通常に送られる。このサブ・チャンネルは重要な情報のために時間依存エラー訂正チャンネルとしてつくられる。

【 0 0 4 0 】

圧縮されると、ビデオ画像データはビデオ信号の一部として R F リンク依存前進型語信号訂正 (F E C) コードを実施するためにチャンネル・エンコーダ 4 3 0 によって処理され、それによって、所定のアルゴリズムの使用を通じて送信された画像データに冗長性が付加される。これによって、前記装置は送信された信号内のエラーを検出訂正し、従って、無線チャンネルの正確さを向上させることができる。

30

【 0 0 4 1 】

別の実施の形態は、無線チャンネルにより高い正確さをもたらすために、F E C コードと一緒に、あるいはそれだけで実施される限定自動反復要求 (A R Q) を含んでいる。A R Q はデータ送信のためのエラー訂正方法で、それによって、受信装置が1つのメッセージ内に送信エラーを検出した場合に、送信装置からの再送信を自動的に要求する。

【 0 0 4 2 】

エンコードされてしまうと、ビデオ画像データはフォーマット化ユニット 4 4 0 に送られ、そこでデータは最終に調整されてから無線で送られる。データが受ける実際の調整のタイプはその内視鏡カメラ装置が用いている無線技術 / 標準によって変化する。例えば、ファスト・フーリエ・トランスフォーメーション (F a s t F o u r i e r T r a n s f o r m a t i o n) アルゴリズムを適用することもできる。ビデオ信号を構成するビデオ画像データは異なったチャンネルあるいは周波数で送信される異なったストリームに分離することもできる。

40

【 0 0 4 3 】

他の例示的な実施の形態によれば、超広域 (U W B) 技術を用いてビデオ信号をカメラ・ヘッドから制御装置に無線で送信する。U W B は非常に高いデータ転送速度 (5 0 0 +

50

Mbps)で短い距離(最大20メートル)間でデータを転送するために設計された無線技術である。高速データ転送速度を実現するために、UWBでは一連の非常に狭い低出力パルスを用いて、広い範囲の無線スペクトルでデータを転送する。2005年の時点で、連邦通信委員会はUWB無線送信を放出信号帯域が500MHzか20%帯域のいずれか小さい方を超える帯域のためのアンテナからの送信と決め、3.1-10.6GHzスペクトルの範囲でのUWBの使用を許可した。

【0044】

この実施の形態で有効に用いられる可能性のある1つの特殊なUWBに基づく標準はマルチバンド直交周波数分割多重(MB-OFDM)として知られている。正確に周波数間隔で分離された複数の担体で同時にデータを送信することで、MB-OFDM標準はRF干渉とマルチパス効果に対して弾力性のある無線送信を可能にする。

10

【0045】

フォーマット化装置440は1つあるいは複数のアルゴリズムによって、信号送信及び無線リンク・ステータスもモニターする。例えば、メディア・アクセス・アルゴリズム(MAC)は無線チャンネル/周波数の利用可能性の決定に関与する。MACアルゴリズムが利用可能なチャンネルを決定すると、その段階で圧縮され符号化されたビデオ画像データは無線受信装置450によって制御装置に無線で送信される。

【0046】

画像センサー及び信号処理用の構成部品410-440に加えて、カメラ・ヘッド10は電源装置460と電源制御装置470も組み込んでいる。電源装置460は、例えば、ニッケル金属ハロゲン化合物あるいはリチウム・イオン充電可能電池、あるいは使い捨てアルカリ電池などのどんなタイプの携帯用エネルギー源でもよい。

20

【0047】

別の実施の形態で、カメラ・ヘッド10は2つ以上の電池を同時に収容できるように構成される。この二重電池システムは、他方の電池がカメラ・ヘッドに電源を供給している間に一方の電池を交換できるように構成される。

【0048】

さらに別の実施の形態によれば、上に述べた二重電池システム内の電池の一方を電池の交換中に前記カメラ・ヘッドに一時的に電源を供給するのに十分な容量を有するコンデンサと置き換えられている。そうした事態が発生した場合に、内視鏡カメラによって発生されつつあるビデオ信号は一時的に失われる可能性がある。しかしながら、前記のコンデンサを用いて、カメラ・ヘッド10は文の前後関係やその装置の現在の作動状態を維持するのに必要な最低量の電源を継続的に受け取ることができる。その電池の取替えが終了して電源が通常の状態に回復すれば、ビデオ信号は通常の状態に戻り、カメラ・ヘッド10はその電池交換直前の状態で引き続き作動する。

30

【0049】

さらに別の実施の形態で、前記カメラ・ヘッド10はカメラ・ヘッドの設定及び動作内容を保存記憶するための非揮発性メモリーを内蔵している。電池の交換時など、電源が失なわれると、カメラ・ヘッド10の現在の作動状態を定義する設定及び構成が前記非揮発性メモリーに書き込まれる。カメラ・ヘッド10に対する電源が回復すると、前記カメラ・ヘッド10の直前の作動状態設定が取り出され、再び有効化される。

40

【0050】

前記カメラ・ヘッド10によって送信された無線信号はその後制御装置20によってピックアップ・アップされ、処理される。具体的には、無線信号は1つあるいは複数の受信用アンテナによって獲得され、制御装置20に伝送される。そしてそのビデオ信号はその後その信号を最初の状態に戻すために、逆方向で制御装置20による処理を受ける。図4に示すように、初期の、あるいは意図されたデジタル画像を作成するために無線信号を逆方向で処理するためには、多数の構成部品が必要である。

【0051】

アンテナで受信された後、無線ビデオ信号は無線受信装置510に、そしてさらにフォ

50

フォーマット解除装置 520 に送られ、このフォーマット解除装置 520 がそのビデオ信号からその信号を無線で送るために最初に必要とされたフォーマット化のための諸設定を取り除く。

【0052】

受信信号を構成しているビデオ画像データは、その後、チャンネル・デコーダ 530 に送られ、チャンネル・デコーダ 530 はカメラ・ヘッドによって前に行われた符号化を逆転させると同時に、前に行われた前進型誤信号訂正 (FEC) を取り除く。

【0053】

信号を構成しているビデオ画像データがデコードされてしまうと、そのデータは脱圧縮装置 540 によって脱圧縮される必要がある。そのビデオ画像データが最初にデータ損失を伴わない圧縮方式で圧縮されたものであれば、前記脱圧縮装置 540 は圧縮プロセスを逆に行って、画像センサーによって当初に作成された通りのビデオ信号を発生させる。そのビデオ画像信号が当初にデータ損失を伴い圧縮方式で圧縮されたものであれば、そのデジタル信号の一部が廃棄され、そして、脱圧縮装置 540 は圧縮プロセスを逆方向に行って当初のビデオ信号と非常に近いビデオ信号を発生しようとする。

【0054】

この圧縮状態から回復されたビデオ信号は前記カメラ・ヘッドの画像センサーによってつくられた当初のビデオ信号と同じであるか、あるいはほぼ同じでなくてはならない。そして、このビデオ信号はビデオ・モニター 30 を含む 1 つあるいは複数の周辺装置に送られ、そこで、その信号をモニター 30 で視認することができる画像に戻すことができる。追加的な周辺装置には、例えば、ビデオ・レコーダあるいはプリンタなどが含まれる。

【0055】

別の実施例によれば、そして図 1 を参照して、ケーブル 18A はワイヤー接続を確立するために、カメラ・ヘッド 10 と制御装置 20 の両方に接続することができる。具体的には、カメラ・ヘッド 10 と制御装置 20 にケーブル・インターフェース 18 及び 24 をそれぞれ備えることができる。ケーブル 18A は 2 つのケーブル・インターフェース 18 と 24 を接続するもので、滅菌することができる。例えば、充電された電池がなかったり無線通信を不害する RF インターフェースが発生するなどの緊急事態が発生した場合、滅菌したケーブル 18A をインターフェース 18 及び 24 に差し込んで、カメラ・ヘッド 10 と制御装置 20 との間のワイヤー接続を行うことができる。ビデオ信号をカメラ・ヘッド 10 から制御装置 20 に伝送するのに加えて、この装置 20 はケーブル 18A によってカメラ・ヘッド 10 に電源を供給するように構成することもできる。

【0056】

別の実施の形態 (図示せず) で、ケーブル 18A はインターフェース 18 によってはカメラ・ヘッド 10 に接続しない。その代わりに、ケーブル 18A の一端はその大きさと形状がカメラ・ヘッド 10 によって受け入れられる電池の大きさや形状とほぼ同一のプラグで終端している。カメラ・ヘッド 10 に対するケーブル接続が必要な場合、この電池をカメラ・ヘッド 10 から取り外して、ケーブル 18A の電池に類似したプラグと取り替えればよい。

【0057】

最近の多くの内視鏡手術では、異なった解剖学的特徴の画面をつくりだしたり、同じ特徴と異なった画面をつくりだすために、複数のカメラの使用を必要とする。例えば、手術場面の立体的あるいは三次元場面を必要とするような手術などの特殊な手術状況においては、複数のカメラを用いた装置も使われている。従って、本発明による無線内視鏡カメラ装置を複数のカメラを必要とする手術状況で用いることも想定される。本発明の 1 つの実施の形態によれば、第 1 及び第 2 の内視鏡と、それに組み合わせられた無線カメラ・ヘッドが第 1 と第 2 の無線ビデオ信号を送信して、それらの信号がそれぞれ第 1 及び第 2 の制御装置によって受信処理される。あるいは、前記第 1 と第 2 のカメラ・ヘッドと対応する無線信号は、単一の制御装置によって受信処理される場合もある。

【0058】

上に示したいずれの状況においても、１つの装置内で用いられる可能性のある２つ以上の無線内視鏡カメラ装置あるいは２つ以上の無線内視鏡カメラ間に発生する無線干渉あるいは誤った交信の可能性をできるだけ少なくすることが望ましい。この問題を解決するために、無線内視鏡のさらに別の実施の形態においては、特定のカメラ・ヘッド１０の送信装置を特定の制御装置２０の受信装置にロックする手段が用いられる。ロックされると、その受信装置はその対応する送信装置からの無線信号だけを受け入れる。

【００５９】

送信装置の受信装置に対するロッキングは、カメラ・ヘッドのトランシーバと制御装置の受信装置間の第２の無線通信チャンネルの利用を含む、いろいろな方法で達成することができる。あるいは、この装置はカメラ・ヘッドのトランシーバを最初に同期させて、その受信装置が対応する送信装置の識別コードを含む無線新語浦家を受け入れるようにする必要がある。上に述べたロッキング・プロセスを開始するためには、トランシーバと受信装置を同期させる必要がある。この同期プロセスは、手作業でプログラミングすることから、バーコードの無線操作あるいは制御装置及び／又はカメラ・ヘッド上のＲＦＩＤタグの読取に至るまで、いろいろな方法で実行することができる。

【００６０】

１つの実施の形態で、無線内視鏡カメラ装置はデジタル画像信号を発生することができる画像センサーを組み込んだ内視鏡を含んでいる。デジタル画像信号が発生すると、そのデジタル画像信号がワイヤー接続などの直接的な電気接触によって取り付けられたカメラ・ヘッドに送られる。しかしながら、別の実施の形態によれば、このデジタル画像信号は内視鏡からカメラ・ヘッドに無線で送られる。

【００６１】

具体的には、図５に示す別の実施の形態で、カメラ・ヘッド６００と内視鏡６２０との間の無線データ接続は、例えば、内視鏡６２０がカメラ・ヘッド６００に取り付けられると完成する赤外線あるいはレーザーに基づく通信回路などの非接触光学リンク６１０によって達成される。手術の画像は内視鏡６２０の画像センサー６２２によって捕捉され、デジタル画像信号に変換され、そして光学リンク６１０に送られて、この光学リンク６１０がそのデジタル信号をカメラ・ヘッド６００に一連の光パルスとして無線で送信する。光学リンク６１０によって送信されると、そのデジタル画像信号がカメラ・ヘッド６００の制御回路６１２によって処理されて、アンテナ６１４に送られ、このアンテナ６１４が処理されたデジタル画像信号を制御装置あるいはその他の適切な受信装置に無線送信する。

【００６２】

図６に示すさらに別の実施の形態で、カメラ・ヘッド７００と内視鏡７２０との間の無線データ接続は非接触無線周波数（ＲＦ）リンクによって達成される。具体的には、内視鏡７２０は第１の画像アンテナ７１３Ａを組み込んでおり、カメラ・ヘッド７００は同様の画像アンテナ７１３Ｂを組み込んでいる。内視鏡７２０がカメラ・ヘッド７００に取り付けられると、画像アンテナ７１３Ａと７１３Ｂとは相互に非常に近接した位置に配置される。内視鏡７２０はデジタル画像信号を画像アンテナ７１３Ａに送り、画像アンテナ７１３Ａがそのデジタル画像信号をカメラ・ヘッド７００の画像アンテナ７１３Ｂに無線で送信する。そのデジタル画像信号を受信すると、カメラ・ヘッド７００はそのデジタル画像信号を前の実施の形態で述べたように処理して送信する。

【００６３】

本発明の別の実施の形態は、通常カメラ・ヘッドを含む無線内視鏡カメラ装置を含んでおり、そのカメラ・ヘッドは内視鏡に接続しており、上に述べた内視鏡で得られたデジタル画像をそのカメラ・ヘッドから制御装置に無線で送信する。図７で述べたように、無線内視鏡カメラ・ヘッド８００は前記カメラ・ヘッド８００の遠端部で内視鏡８０２を受け入れるように構成されている。また、カメラ・ヘッド８００の遠端部には一連の発光ダイオード（ＬＥＤ）８０６が全体としては環状のパターンで配置されており、内視鏡８０２のカメラ・ヘッド８００への直接の結合をし易くすると同時に、取り付けられた内視鏡８０２のカメラ・ヘッド８００に対する回転を容易にしている。

【 0 0 6 4 】

内視鏡 8 0 2 がカメラ・ヘッド 8 0 0 に取り付けられると、LED 8 0 6 の行列が、これも全体としては環状パターンで配置され内視鏡 8 0 2 の長さ方向に延びている複数の光ファイバー 8 0 4 の近端にほぼ位置揃えされている。こうした方法で、内視鏡 8 0 2 がカメラ・ヘッド 8 0 0 に取り付けられた場合に、一連の LED 8 0 6 が光ファイバー 8 0 4 と光学的に結合され、LED 8 0 6 から発せられた光が光ファイバー 8 0 4 に入り、さらに内視鏡 8 0 2 を通過して、内視鏡 8 0 2 の遠端部から放出されて、内視鏡 8 0 2 が観察している手術箇所を照明する。手術箇所に照射された光の一部が反射されて、内視鏡 8 0 2 の遠端部の方向に戻る。この反射された光の一部が内視鏡 8 0 2 を通じて中心方向に延びている光学チューブ・アセンブリ 8 0 2 に入り、内視鏡 8 0 2 の近端部に送り戻され、そこで、内視鏡 8 0 2 に組み込まれているか、あるいはカメラ・ヘッド 8 0 0 に組み込まれている画像センサー 8 0 1 に送られる。

10

【 0 0 6 5 】

図 7 のカメラ・ヘッド 8 0 0 の遠端部を示している図 8 でさらに説明したように、LED 8 0 6 のアレイは複数の赤、緑、そして青の LED を含んでいる。これら LED 8 0 6 の制御はカメラ・ヘッド 8 0 0 内に配置されている電子制御回路（図示せず）によって行われる。この制御回路によって、各 LED はそのアレイ内の他の LED とは無関係にそれぞれ制御することが可能である。そして、それら赤、緑、そして青の LED が駆動されるレベルを調節することで、ユーザーは手術箇所に照射されている光の色温度を調節することができ、従って、それぞれの手術ケースに対して最適な光スペクトルを得ることができる。

20

【 0 0 6 6 】

他の実施の形態（図示せず）によれば、図 7 に示されているものと同様のカメラ・ヘッドもそのカメラ・ヘッドの遠端部に LED のアレイを含んでおり、そのカメラ・ヘッドが内視鏡に取り付けられると、それらの LED によって発生された光が内視鏡の長さ方向に延びている複数の光ファイバー内に送られる。しかしながら、上に述べた実施の形態とは異なって、この実施の形態のすべての LED は基本的に同じ周波数スペクトル（例えば白色光 LED）の光を放出することになっている。

【 0 0 6 7 】

さらに、図 9 に示す実施の形態では、無線内視鏡カメラ・ヘッド 8 2 0 がその遠端部に内視鏡 8 2 2 を取り付け可能に構成されている。内視鏡 8 2 2 は、例えば LED アレイ 8 2 4 かその他の光源、あるいは画像センサー（図示せず）など 1 つ以上の電力を消費する構成部品を内蔵している。電源を供給される構成部品の使用をより容易にするために、カメラ・ヘッド 8 2 0 と内視鏡 8 2 2 との間に電氣的インターフェースが設けられており、電源及び / 又はカメラ・ヘッド 8 2 0 からの制御信号を内視鏡構成要素（つまり、LED 8 2 4）に送ることができるようになっている。

30

【 0 0 6 8 】

この電氣的インターフェースはカメラ・ヘッド 8 2 0 に搭載されている一連の接触リング 8 2 6 と、内視鏡 8 2 2 に組み込まれた複数の電気接触子 8 2 8 で行使されており、この電気接触子 8 2 8 は内視鏡 8 2 2 の近端部から突出している。

40

【 0 0 6 9 】

前記無線カメラ・ヘッド 8 2 0 の近端部の端面を示している図 1 0 で説明したように、これらの接触リング 8 2 6 はカメラ・ヘッド 8 2 0 上に固定された一連の電氣的に駆動される、基本的には同心円状の接触リング 8 2 6 によって構成されている。内視鏡 8 2 2 をカメラ・ヘッド 8 2 0 に取り付けると、内視鏡 8 2 2 から突出している電氣的接触子 8 2 8 が電気駆動される同心円状接触リングを位置的に揃い接触する。各電氣的接触子 8 2 2 は内視鏡 8 2 2 がカメラ・ヘッド 8 2 0 に取り付けられている限り、対応する同心円状接触子 8 2 6 と定常的に接触するようになっている。さらに、この接触リング 8 2 6 は環状形状をしているので、内視鏡 8 2 2 とカメラ・ヘッド 8 2 0 が相互に対して回転しても、内視鏡 8 2 2 とカメラ・ヘッド 8 2 0 との間の電氣的接続は維持される。

50

【 0 0 7 0 】

図 9 と図 1 0 に示されている実施の形態はカメラ・ヘッドと内視鏡の間に存在する電氣的インターフェースによって内視鏡の 1 つあるいは複数の構成部品に、それぞれの装置が相互にフル回転していても電源及び制御信号を提供できるようにしている。しかしながら、さらに別の実施の形態によれば、電氣的に駆動される同心円状の接触リング 8 2 6 が単一の電氣的に駆動される可変抵抗リング 8 3 0 と取り替えられている。上に述べた同心円状リング 8 2 6 と同様に、可変抵抗リング 8 3 0 は、図 1 1 に示されているように、それぞれの装置が相互に自由に回転しつつ、同時に内視鏡と無線カメラ・ヘッド間の電氣的接続を可能にしている。

【 0 0 7 1 】

10

しかしながら、同心円状の接触リング 8 2 6 とは違って、この可変励行リング 8 3 0 は角度、つまり 1 - 2、1 - 3、1 - 4 に応じて変化する電気抵抗を示す。その結果、この抵抗リング 8 3 0 は内視鏡とカメラ・ヘッドとの間に存在する回転角度に応じて異なったレベルの電気抵抗を示す。その結果、この装置は抵抗リング 8 3 0 によって示されている電気抵抗のレベルをモニターすることができ、その情報に基づいて、内視鏡がカメラ・ヘッドに対して行った回転の角度を判定することができる。

【 0 0 7 2 】

上に述べた複数の実施の形態で、無線カメラ・ヘッドは腹腔鏡や胸腔鏡を用いた手術手順で用いられるような剛性タイプの内視鏡の使用を前提として示されている。しかしながら、本発明は剛性タイプの内視鏡の使用だけに限定されるものではなく、内視鏡及び/又はカメラ・ヘッドが相互に取り付けたり交信できるように構成されている限り、基本的にはどんなタイプの内視鏡でも用いることができる。このことは図 1 2 に示されている実施の形態によく示されている。この図では、無線カメラ・ヘッド 9 0 0 が食道鏡あるいは結腸鏡などの可撓性内視鏡 9 0 2 に取り外し可能に接続されている。

20

【 0 0 7 3 】

上に具体的な例示的な実施の形態を参照して本発明を説明したが、この発明は上に述べた実施の形態に限定されるものではなく、添付請求項の精神及び範囲内で修正・変更は可能である。従って、明細書と図面は限定的なものではなく、例示的なものと解されるべきである。

【 産業上の利用可能性 】

30

【 0 0 7 4 】

本発明のカメラを、他の装置に適用できる。

【 符号の説明 】

【 0 0 7 5 】

- 5 無線カメラ装置
- 1 0 カメラ・ヘッド
- 1 2 内視鏡
- 1 6 送信用アンテナ
- 2 0 制御装置
- 2 2 受信用アンテナ
- 4 0 ビデオ処理装置

40

【図 1】

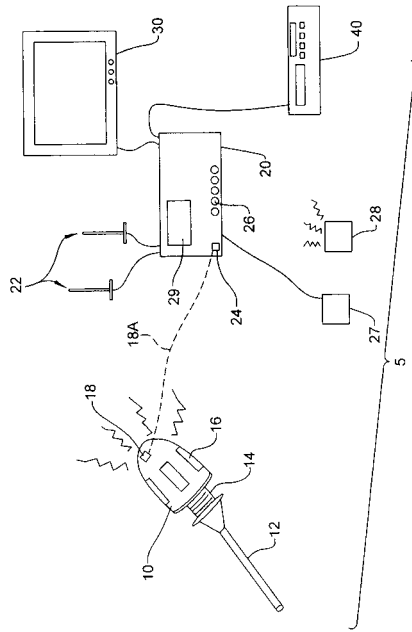


FIG. 1

【図 2 A】

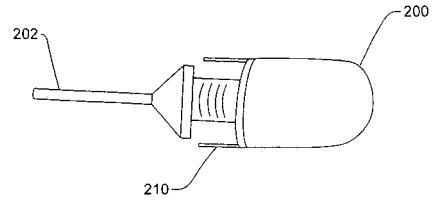


FIG. 2A

【図 2 B】

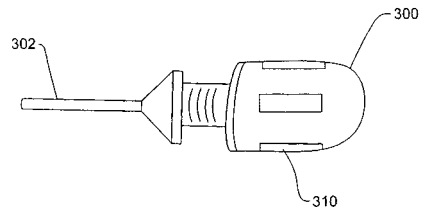


FIG. 2B

【図 2 C】

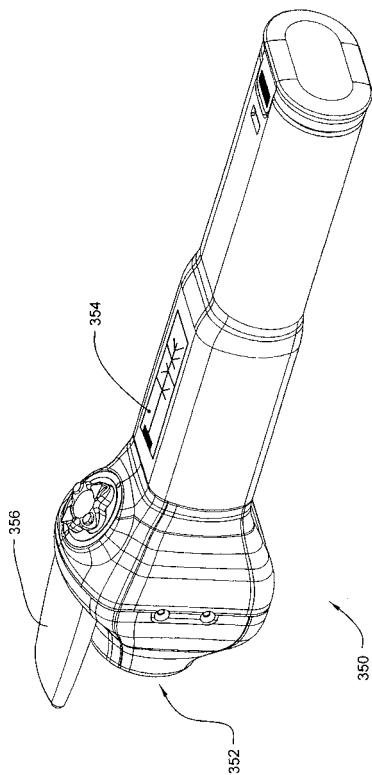


FIG. 2C

【図 2 D】

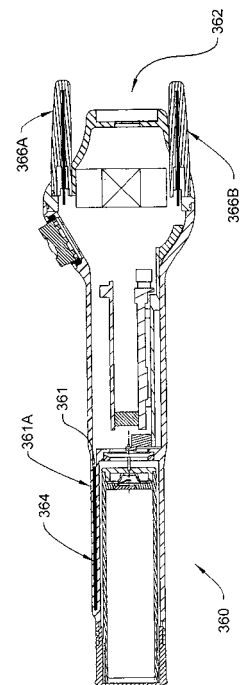


FIG. 2D

【図 3】

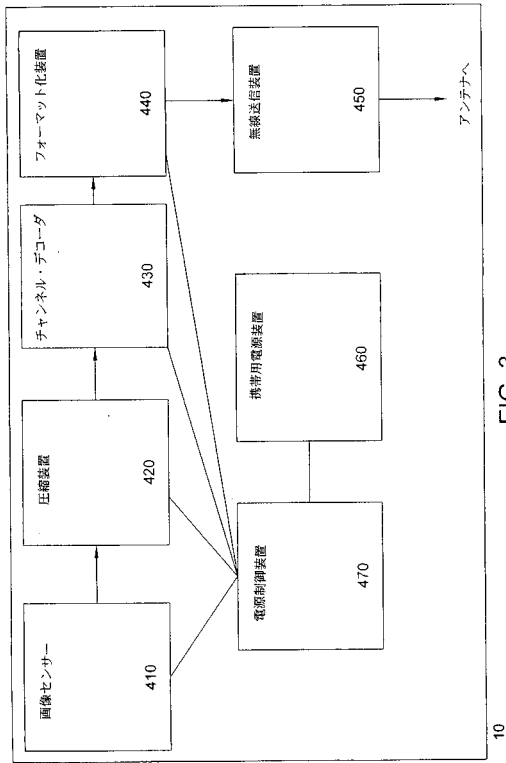


FIG. 3

【図 4】

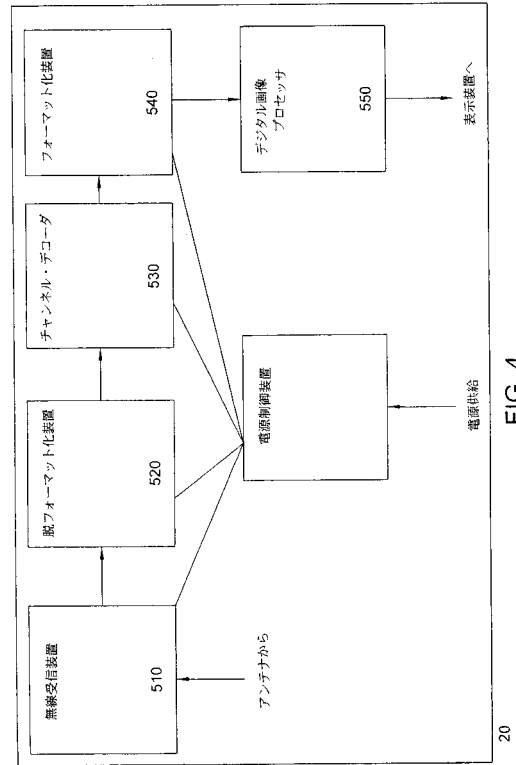


FIG. 4

【図 5】

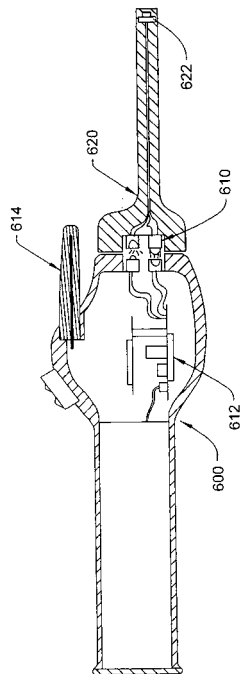


FIG. 5

【図 6】

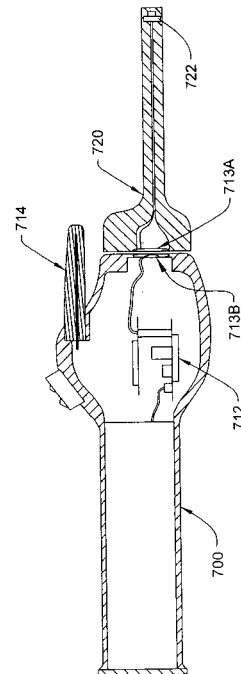


FIG. 6

【図 7】

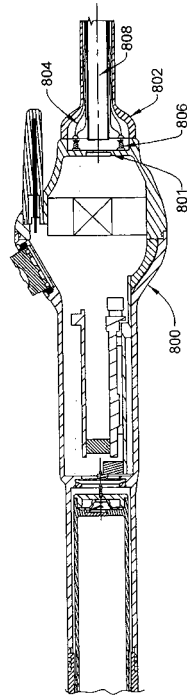


FIG. 7

【図 8】

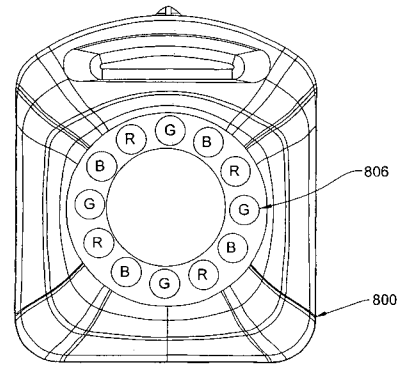


FIG. 8

【図 9】

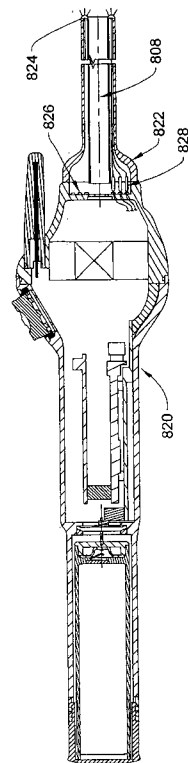


FIG. 9

【図 10】

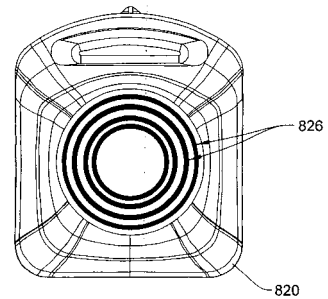


FIG. 10

【図 11】

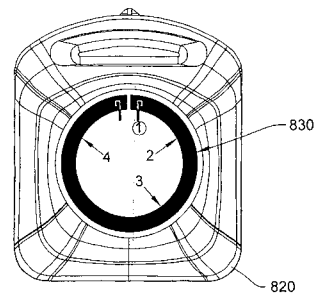


FIG. 11

【図 12】

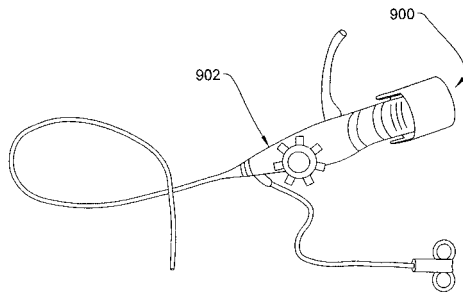


FIG. 12

フロントページの続き

(72)発明者 バサデブ ナムバカム

アメリカ合衆国 9 5 1 2 3 カリフォルニア州, サン ジョーゼ グレン ドライブ フット
ヒル 6 0 7 4

審査官 安田 明央

(56)参考文献 特開2001-251612(JP,A)

特開2004-305373(JP,A)

特表2007-522686(JP,A)

特開2001-353124(JP,A)

特開2007-082059(JP,A)

特開2001-078960(JP,A)

国際公開第2006/077966(WO,A1)

国際公開第2006/098377(WO,A1)

特表2007-507147(JP,A)

特開2008-029480(JP,A)

特開2003-190081(JP,A)

特開平10-165362(JP,A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 1/00 - 1/32

专利名称(译)	无线内窥镜摄像头		
公开(公告)号	JP5395671B2	公开(公告)日	2014-01-22
申请号	JP2009537228	申请日	2007-11-15
[标]申请(专利权)人(译)	史赛克公司		
申请(专利权)人(译)	史赛克公司		
当前申请(专利权)人(译)	史赛克公司		
[标]发明人	レイドカバー エメットマッカーサー バサデブナムバカム		
发明人	レイド カバー エメット マッカーサー バサデブ ナムバカム		
IPC分类号	A61B1/04		
CPC分类号	A61B1/00016 A61B1/00036 A61B1/00105 A61B1/041 H04N5/2256 H04N7/185 H04N19/60 H04N2005/2255 A61B1/00009 A61B1/04		
FI分类号	A61B1/04.362.J A61B1/04.360.E		
优先权	60/859413 2006-11-16 US		
其他公开文献	JP2010509990A5 JP2010509990A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

一种用于将视频图像信号从内窥镜摄像机无线传输到接收器或控制单元以便在视频监视器上存储和/或显示的系统和方法。使用能够逐步编码数据流的帧特定的可变压缩算法提供了能够以不同分辨率生成图像的更好性能和更高质量的无线内窥镜摄像机系统。使用诸如Ultrawideband (UWB) 之类的短程高性能无线技术可提高系统的性能，同时最大限度地降低功耗并延长电池寿命。纠错码的实现以及多个发送和接收天线的使用进一步提高了无线通信的保真度。

