

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公表特許公報(A)

(11) 特許出願公表番号

特表2010-509990

(P2010-509990A)

(43) 公表日 平成22年4月2日(2010.4.2)

(51) Int.Cl.	F I	テーマコード (参考)
A 6 1 B 1/04 (2006.01)	A 6 1 B 1/04 3 6 2 J	4 C 0 6 1
	A 6 1 B 1/04 3 6 0 E	

審査請求 未請求 予備審査請求 未請求 (全 29 頁)

(21) 出願番号	特願2009-537228 (P2009-537228)	(71) 出願人	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
(86) (22) 出願日	平成19年11月15日(2007.11.15)	(74) 代理人	100080056 弁理士 西郷 義美
(85) 翻訳文提出日	平成21年5月13日(2009.5.13)	(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
(86) 国際出願番号	PCT/US2007/024084	(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
(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)		
(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)		

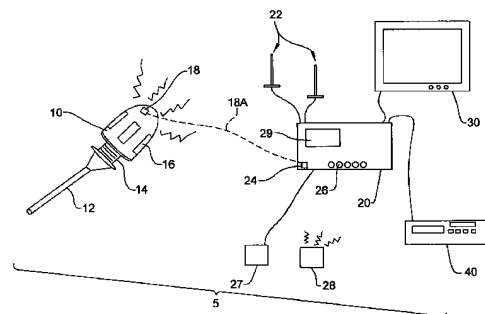
最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 無線内視鏡カメラ

(57) 【要約】

本発明は、ビデオが相信号を保存及び/又はビデオ・モニター上で表示するために内視鏡カメラから受信装置あるいは制御装置に無線送信するための装置及び方法であり、データ・ストリームを漸進的に符号化することができるフレーム固有、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の無線内視鏡カメラ装置を提供する。超広帯域(UWS)などの短距離高性能無線技術を用いることによってその装置の性能を向上させることができ、また、電力消費を抑えると同時に電池の寿命を長くすることができ、更に、エラー訂正コードの採用と複数の送信用及び受信アンテナを用いることで、無線通信の正確度がさらに向上する。

【選択図】 図1



【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無線内視鏡カメラ装置。

10

【請求項 2】

前記リモート受信装置は、前記送信装置によって無線送信される前記圧縮デジタル画像データを受信する複数のアンテナを含み
前記無線内視鏡カメラ装置は、多重入出力 (MIMO) モードで作動し、それによって前記圧縮デジタル画像データは、前記送信装置と前記リモート受信装置との間の多重無線パスに沿って同時に送信されることを特徴とする請求項 1 に記載の無線内視鏡カメラ装置。

20

【請求項 3】

前記複数のカメラ・ヘッド・アンテナは、前記カメラ・ヘッド上に前記カメラ・ヘッド本体と基本的には同一平面でぴったり重なるように取り付けられていることを特徴とする請求項 1 に記載の無線内視鏡カメラ装置。

【請求項 4】

前記複数のカメラ・ヘッド・アンテナは、前記カメラ・ヘッド本体から外側へ突き出していることを特徴とする請求項 1 に記載の無線内視鏡カメラ装置。

【請求項 5】

前記複数のカメラ・ヘッド・アンテナは、通常前記カメラ・ヘッドの前記遠端部に着脱可能に接続された内視鏡の長軸方向に平行であるように、前記カメラ・ヘッド本体から一方が外側に突出していることを特徴とする請求項 4 に記載の無線内視鏡カメラ装置。

30

【請求項 6】

前記カメラ・ヘッド本体上に設置された前記複数のアンテナは、前記カメラ・ヘッド本体上に、前記カメラ・ヘッド本体と基本的に同一平面でぴったり重なるように取り付けられ、少なくとも 1 本のアンテナが前記カメラ・ヘッドの前記遠端部に着脱可能に接続される内視鏡の長軸方向にほぼ平行になるよう、前記カメラ・ヘッド本体から一方が突出していることを特徴とする請求項 1 に記載の無線内視鏡カメラ装置。

【請求項 7】

前記複数のアンテナのうち少なくとも 1 本が、全方向性アンテナであることを特徴とする請求項 1 に記載の無線内視鏡カメラ装置。

40

【請求項 8】

前記カメラ・ヘッド本体に設置された前記複数のアンテナが差動モードで作動することを特徴とする請求項 1 に記載の無線内視鏡カメラ装置。

【請求項 9】

前記カメラ・ヘッド本体に設置された前記複数のアンテナが切換モードで作動し、これにより前記デジタル画像データの送信は、自動的に最大信号強度を持つアンテナを経由して送信されることを特徴とする、請求項 1 に記載の無線内視鏡カメラ装置。

【請求項 10】

50

前記送信装置は、前記複数のアンテナが同相で作動するように設定することを特徴とする請求項 1 に記載の無線内視鏡カメラ装置。

【請求項 1 1】

前記送信装置は、前記複数のアンテナのうちの少なくとも 1 本が他のアンテナに対してずれた位相で作動するように設定することを特徴とする請求項 1 に記載の無線内視鏡カメラ装置。

【請求項 1 2】

前記送信装置によるすべての無線送信が 3 . 1 G H z ~ 1 0 . 6 G H z の電波スペクトルで行われることを特徴とする請求項 1 に記載の無線内視鏡カメラ装置。

【請求項 1 3】

前記送信装置からのすべての無線送信が 5 0 M b i t / 秒と同等もしくはそれ以上のデータ転送速度で行われることを特徴とする請求項 1 に記載の無線内視鏡カメラ装置。

【請求項 1 4】

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、
前記内視鏡で見られる光学像をデジタル画像データに変換するカメラと、
前記デジタル画像データを 1 つの画像フレームに一度に圧縮する所定の 1 つまたは複数のアルゴリズムを実行し、前記データの画像フレームの圧縮は他のデータの画像フレームからは独立して行なうプロセッサと、

リモート受信装置に 1 つまたは複数の無線リンクを確立し、前記無線リンクの少なくとも 1 つを通じて前記圧縮デジタル画像データを送信する送信装置と、

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へ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無線内視鏡カメラ装置。

【請求項 1 5】

デジタル画像データの個々の前記フレームはそれぞれデフォルトではデータ損失を伴う圧縮アルゴリズムを使用して圧縮されるが、ユーザからの要求を受信すると、デジタル画像データの 1 つまたは複数の選択フレームは可逆圧縮アルゴリズムを使用して圧縮されることを特徴とする請求項 1 4 に記載の無線内視鏡カメラ装置。

【請求項 1 6】

前記プロセッサは、デジタル画像データの個々の前記フレームを、前記リモート受信装置との間に確立された少なくとも 1 つの無線リンクの検出品質に応じて、動的に調整された速度で圧縮することを特徴とする請求項 1 4 に記載の無線内視鏡カメラ装置。

【請求項 1 7】

デジタル画像データの各フレームは、第 1 解像度を持つ第 1 内視画像および前記第 1 内視画像に等しい第 2 内視画像であるが前記第 1 解像度とは異なる第 2 解像度を持つ第 2 内視画像へ変換可能な順次符号化されたデータのビット・ストリームとして前記リモート受信装置へ送信されることを特徴とする請求項 1 4 に記載の無線内視鏡カメラ装置。

【請求項 1 8】

デジタル画像データのフレームごとに、デフォルト品質画像を示す選択デジタル画像データがまず前記リモート受信装置へ送信され、次により高品質な画像を作成するのに使用可能な追加的デジタル画像データが前記リモート受信装置へ送信されることを特徴とする請求項 1 4 に記載の無線内視鏡カメラ装置。

【請求項 1 9】

デジタル画像データのいずれのフレームでも、前記フレームの第 1 領域は第 1 レベルで圧縮され、前記フレームの第 2 領域は前記第 1 レベルとは異なる第 2 レベルで圧縮されることを特徴とする請求項 1 4 に記載の無線内視鏡カメラ装置。

【請求項 2 0】

前記デジタル画像データが J P E G 2 0 0 0 基準に適合するアルゴリズムによって圧縮されることを特徴とする請求項 1 4 に記載の無線内視鏡カメラ装置。

10

20

30

40

50

【請求項 2 1】

前記無線リンクの少なくとも 1 つが、信頼性が異なる多重サブチャネルに構成され、デジタル画像データ・ストリームの選択部分は高い信頼性を有する第 1 サブチャネルを通じて送信されるが、前記デジタル画像データ・ストリームの残りの部分はより低い信頼性を有する 1 つまたは複数の第 2 のサブチャネルを通じて送信されることを特徴とする請求項 1 4 に記載の無線内視鏡カメラ装置。

【請求項 2 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、見られる前記組織を表す画像データを無線送信する第 1 の送信装置を内蔵する外科用内視鏡と、

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し、近端部と遠端部があるカメラ・ヘッドと、

前記カメラ・ヘッドの前記遠端部に具備され、前記内視鏡が前記カメラ・ヘッドの前記遠端部に着脱可能に接続されるとき、前記内視鏡によって送信される前記画像データを無線受信する第 1 の受信装置と、

前記カメラ・ヘッドに内蔵され、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無線送信する第 2 の送信装置と、

前記カメラ・ヘッドから離れ、前記第 2 の送信装置によって送信される前記圧縮デジタル画像データを無線取得する第 2 の受信装置と、

からなることを特徴とする無線内視鏡カメラ装置。

【請求項 2 3】

前記第 1 の送信装置と第 1 の受信装置は、赤外線またはレーザーのいずれかを使用してデータを相互に通信することを特徴とする請求項 2 2 に記載の無線内視鏡カメラ装置。

【請求項 2 4】

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、近端部と遠端部があり、前記遠端部上には少なくとも 1 つの電気接触子を具備する外科用内視鏡と、

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し、近端部と遠端部があるカメラ・ヘッドで、前記遠端部は前記内視鏡が前記内視鏡と前記カメラ・ヘッドとの間を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たカメラ・ヘッドと、

前記カメラ・ヘッドから電力を受け取り、前記カメラ・ヘッドの前記遠端部上に取り付けられた少なくとも 1 つの通電された環状接触部と、

前記カメラ・ヘッドに内蔵され、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・ヘッドに内蔵され、前記圧縮デジタル画像データを無線送信する送信装置と、

前記カメラ・ヘッドから離れ、前記第 2 送信装置によって送信される前記圧縮デジタル画像データを無線取得する受信装置とからなり、

前記少なくとも 1 つの電気接触子が、前記カメラ・ヘッドから前記内視鏡装置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装置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 2 5】

前記少なくとも 1 つの通電された環状接触部が、前記内視鏡とカメラ・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 2 4 に記載の無線内視鏡カメラ装置。

10

20

30

40

50

【請求項 26】

外科用内視鏡からリモート受信装置へ内視鏡画像を無線送信する方法において、
前記内視鏡を使用して患者の体内の組織を見るステップと、
前記内視鏡で見られる前記組織の光学像をデジタル画像データへ変換するステップと、
前記デジタル画像データを 1 つの画像フレームに一度に圧縮し、前記データの画像フレームの圧縮は各々他のデータの画像フレームとは独立して行なわれるステップと、
前記リモート受信装置に 1 つまたは複数の無線リンクを確立するステップと、
前記圧縮デジタル画像データを、複数のアンテナうちの少なくとも 1 つを使用し、1 つまたは複数の無線リンクを通じて前記リモート受信装置へ送信するステップと、
で構成されることを特徴とする外科用内視鏡からリモート受信装置へ内視鏡画像を無線送信する方法。

10

【請求項 27】

さらには、デジタル画像フレームを、それぞれデフォルト非可逆圧縮アルゴリズムを用いて圧縮するステップと、

ユーザからの 1 つまたは複数のより高い解像度の内視鏡画像の要求に応じて、1 つまたは複数のデジタル画像データの選択フレームを、前記デフォルト非可逆圧縮アルゴリズムの代わりに、可逆圧縮アルゴリズムを用いて圧縮するステップと、で構成されることを特徴とする請求項 26 に記載の外科用内視鏡からリモート受信装置へ内視鏡画像を無線送信する方法。

20

【請求項 28】

さらには、前記圧縮デジタル画像データを順次符号化されたデータのビット・ストリームとして無線送信するステップと、

前記順次符号化されたデータのビット・ストリームを、第 1 解像度を持つ第 1 内視鏡画像、および前記第 1 内視鏡画像に同様であるが第 1 解像度とは異なる第 2 解像度を持つ第 2 内視鏡画像へ変換するステップと、
で構成されることを特徴とする請求項 26 に記載の外科用内視鏡からリモート受信装置へ内視鏡画像を無線送信する方法。

【請求項 29】

さらには、前記無線リンクの少なくとも 1 つを信頼性が異なる多重サブチャネルへと設定するステップと、

30

デジタル画像データ・ストリームの選択部分を、高い信頼性を有する第 1 サブチャネルを通じて送信するステップと、

前記デジタル画像データ・ストリームの残りの部分をより低い信頼性を有する 1 つまたは複数の第 2 のサブチャネルを通じて送信するステップと、
で構成されることを特徴とする請求項 26 に記載の外科用内視鏡からリモート受信装置へ内視鏡画像を無線送信する方法。

【請求項 30】

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手術用内視鏡と、

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、

40

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少なくとも 1 本のアンテナと、
からなることを特徴とする無線内視鏡カメラ装置。

50

【請求項 3 1】

前記少なくとも 1 本のアンテナのうちの 1 つまたは複数が、前記カメラ・ヘッド上に前記カメラ・ヘッドから外側へ突き出すようにまたは前記カメラ・ヘッド本体と基本的に同一平面でぴったり重なるようになるように取り付けられていることを特徴とする請求項 3 0 に記載の無線内視鏡カメラ装置。

【請求項 3 2】

前記アンテナのうちの少なくとも 1 つまたは複数が、通常前記カメラ・ヘッドの前記遠端部に着脱可能に接続された内視鏡の長軸方向に平行であるように、前記カメラ・ヘッド本体から一方が外側に突出していることを特徴とする請求項 3 1 に記載の無線内視鏡カメラ装置。

10

【請求項 3 3】

前記少なくともアンテナのうちの 1 つまたは複数が全方向性アンテナであることを特徴とする請求項 3 0 に記載の無線内視鏡カメラ装置。

【請求項 3 4】

前記送信装置によるすべての無線送信が 3 . 1 G H z ~ 1 0 . 6 G H z の電波スペクトルで行われることを特徴とする請求項 3 0 に記載の無線内視鏡カメラ装置。

【請求項 3 5】

前記送信装置からのすべての無線送信が 5 0 M b i t / 秒と同等もしくはそれ以上データ転送速度で行われることを特徴とする請求項 3 0 に記載の無線内視鏡カメラ装置。

【発明の詳細な説明】

20

【技術分野】**【0001】**

本発明は、米国仮出願番号第 6 0 / 8 5 9 4 1 3 号 (2 0 0 6 年 1 1 月 1 6 日申請) の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に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。

30

40

【先行技術文献】**【特許文献】****【0003】****【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。

50

【 0 0 0 5 】

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。

10

【 0 0 0 6 】

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。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。

20

【 課題を解決するための手段 】

【 0 0 0 7 】

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。

40

【 発明の効果 】

【 0 0 0 8 】

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 】

【 0 0 0 9 】

50

【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 2 A】図 2 A 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 2 B】図 2 B 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 2 C】図 2 C は無線カメラ・ヘッドの斜視図である。

【図 2 D】図 2 D 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。

10

【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 R F 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 L E D 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、L E D 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。

20

【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。

【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。

30

【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、U V W 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。

40

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、

50

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。

10

【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。

20

【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。

30

【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。

40

【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

50

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。

【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。

10

【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。

20

【0018】

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 210 が片持ち状態で、カメラ・ヘッド 200 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 210 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 202 の方向に下向きになるようにアンテナ 210 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。

30

【0019】

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 310 が内視鏡 302 に取り付けられた無線カメラ・ヘッド 300 を示している。この実施の形態では、複数のカメラ・ヘッド 300 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 310 がカメラ・ヘッド 300 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 310 がより保護され、それによって寿命が長くなる。

【0020】

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 352 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る無線カメラ・ヘッド 350 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 350 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 354 は前記カメラ・ヘッド 350 と端がほぼ揃うようにカメラ・ヘッド 350 の上に搭載される。第 2 のアンテナ 356 は内視鏡から突き出して、カメラ・ヘッド 350 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。

40

【0021】

図 2 D は別の実施の形態による無線カメラ・ヘッド 360 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 360 はその遠端部 362 で内視鏡（図示せず）を受け

50

入れるように構成されている。第 1 のアンテナ 364 はその端がカメラ・ヘッド 360 の端とほぼ揃うようにカメラ・ヘッド 360 内に組み込まれている。より具体的には、アンテナ 364 はカメラ・ヘッド 360 のハウジング 361A に形成されている細長い凹部あるいは溝 361 内に設けられる。第 2 及び第 3 の送信用アンテナ 366A と 366B はそれぞれカメラ・ヘッド 360 に取り付けられた場合に、カメラ・ヘッド 360 の遠端部 362 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。

【0022】

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 つあるいは複数が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。

10

【0023】

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。

【0024】

カメラ・ヘッド 10 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 10 が画像センサー 410 を含むように描かれている。この例では、カメラ・ヘッド 10 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 410 に送り、センサー 410 は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。

20

【0025】

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。

30

【0026】

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。

40

【0027】

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。

【0028】

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

50

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。

【0029】

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。

10

【0030】

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。

20

【0031】

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。

30

【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。

40

【0034】

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

50

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。

【 0 0 3 5 】

1つの例示的な実施の形態においては、圧縮装置420はJ P E G (J o i n t P h o t o g r a p h i c E x p e r t s G r o u p) 2 0 0 0 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。J P E G 2 0 0 0 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、J P E G 2 0 0 0 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。

10

【 0 0 3 6 】

前に述べた圧縮アルゴリズムの場合と同様に、J P E G 2 0 0 0 標準はコーディングとで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増大されるフレーム固有圧縮方式である。さらに、J P E G 2 0 0 0 標準は最同期化マーカー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隠したり隠したりするメカニズムを含んでいるので、J P E G 2 0 0 0 標準では、J P E G や M P E G 2 などの従来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。

20

【 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。

30

【 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。

40

【 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

50

訂正チャンネルとしてつくられる。

【0040】

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RFリンク依存前進型語信号訂正(FEC)コードを実施するためにチャンネル・エンコード430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。

【0041】

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、FEC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(AREQ)を含んでいる。AREQ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。

10

【0042】

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440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(Fast Fourier Transformation)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。

20

【0043】

他の例示的な実施の形態によれば、超広域(UWB)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。UWBは非常に高いデータ転送速度(500+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%帯域のいずれかが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。

30

【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。

40

【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。

【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】

50

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。

【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。

【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

10

20

30

40

50

線通信を不害する R F 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 18 A 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 18 A 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 18 A 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 18 A 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 18 A 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 R F I D 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 6 0 0 に一連の光パルスとして無線で送信する。光学リンク 6 1 0 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 6 0 0 の制御回路 6 1 2 によって処理されて、アンテナ 6 1 4 に送られ、このアンテナ 6 1 4 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。

【 0 0 6 2 】

図 6 に示すさらに別の実施の形態で、カメラ・ヘッド 7 0 0 と内視鏡 7 2 0 との間の無線データ接続は非接触無線周波数 (R F) リンクによって達成される。具体的には、内視鏡 7 2 0 は第 1 の画像アンテナ 7 1 3 A を組み込んでおり、カメラ・ヘッド 7 0 0 は同様の画像アンテナ 7 1 3 B を組み込んでいる。内視鏡 7 2 0 がカメラ・ヘッド 7 0 0 に取り付けられると、画像アンテナ 7 1 3 A と 7 1 3 B とは相互に非常に近接した位置に配置される。内視鏡 7 2 0 はデジタル画像信号を画像アンテナ 7 1 3 A に送り、画像アンテナ 7 1 3 A がそのデジタル画像信号をカメラ・ヘッド 7 0 0 の画像アンテナ 7 1 3 B 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 7 0 0 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。

【 0 0 6 3 】

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 8 0 0 は前記カメラ・ヘッド 8 0 0 の遠端部で内視鏡 8 0 2 を受け入れるように構成されている。また、カメラ・ヘッド 8 0 0 の遠端部には一連の発光ダイオード (L E D) 8 0 6 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 8 0 2 のカメラ・ヘッド 8 0 0 への直接の結合をし易くしていると同時に、取り付けられた内視鏡 8 0 2 のカメラ・ヘッド 8 0 0 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、 L E D 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 L E D 8 0 6 が光ファイバー 8 0 4 と光学的に結合され、 L E D 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。

【 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、 L E D 8 0 6 のアレイは複数の赤、緑、そして青の L E D を含んでいる。これら L E D 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 L E D はそのアレイ内の他の L E D 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 L E D 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。

【 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 L E D 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 L E D 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 L E D 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。

【００６７】

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８２０がその遠端部に内視鏡８２２を取り付け可能に構成されている。内視鏡８２２は、例えばＬＥＤアレイ８２４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８２０と内視鏡８２２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８２０からの制御信号を内視鏡構成要素（つまり、ＬＥＤ８２４）に送ることができるようになっている。

【００６８】

この電氣的インターフェースはカメラ・ヘッド８２０に搭載されている一連の接触リング８２６と、内視鏡８２２に組み込まれた複数の電気接触子８２８で行使されており、この電気接触子８２８は内視鏡８２２の近端部から突出している。

【００６９】

前記無線カメラ・ヘッド８２０の近端部の端面を示している図１０で説明したように、これらの接触リング８２６はカメラ・ヘッド８２０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８２６によって構成されている。内視鏡８２２をカメラ・ヘッド８２０に取り付けると、内視鏡８２２から突出している電氣的接触子８２８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８２２は内視鏡８２２がカメラ・ヘッド８２０に取り付けられている限り、対応する同心円状接触子８２６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８２６は環状形状をしているので、内視鏡８２２とカメラ・ヘッド８２０が相互に対して回転しても、内視鏡８２２とカメラ・ヘッド８２０との間の電氣的接続は維持される。

【００７０】

図９と図１０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８２６が単一の電氣的に駆動される可変抵抗リング８３０と取り替えられている。上に述べた同心円状リング８２６と同様に、可変抵抗リング８３０は、図１１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。

【００７１】

しかしながら、同心円状の接触リング８２６とは違って、この可変励行リング８３０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８３０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８３０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。

【００７２】

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通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１２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９００が食道鏡あるいは結腸鏡などの可撓性内視鏡９０２に取り外し可能に接続されている。

【００７３】

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

10

20

30

40

50

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】

【0074】

本発明のカメラを、他の装置に適用できる。

【符号の説明】

【0075】

- 5 無線カメラ装置
- 10 カメラ・ヘッド
- 12 内視鏡
- 16 送信用アンテナ
- 20 制御装置
- 22 受信用アンテナ
- 40 ビデオ処理装置

10

【図1】

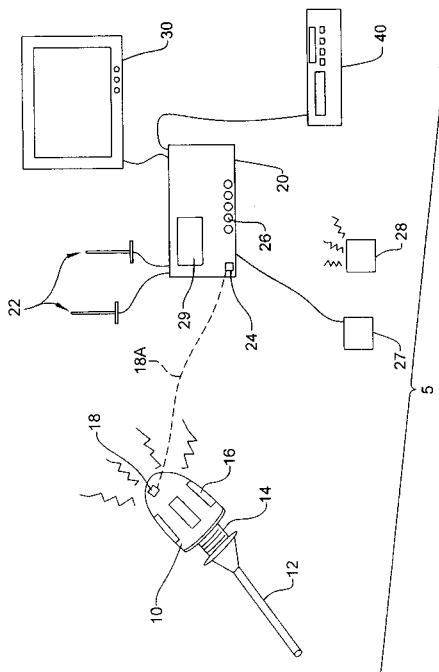


FIG. 1

【図2A】

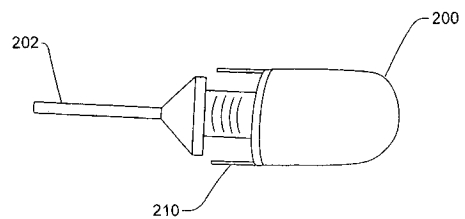


FIG. 2A

【図2B】

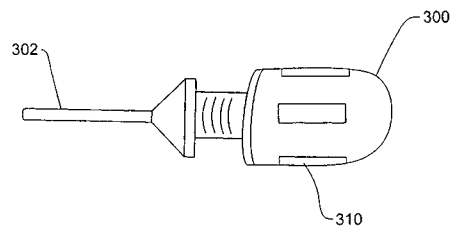


FIG. 2B

【図 2 C】

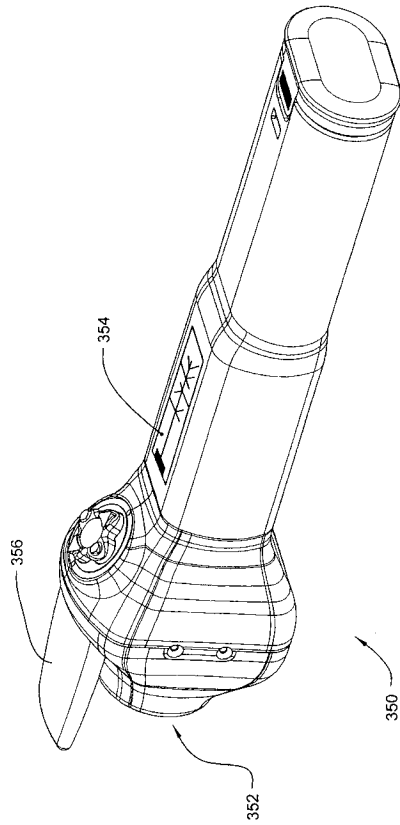


FIG. 2C

【図 2 D】

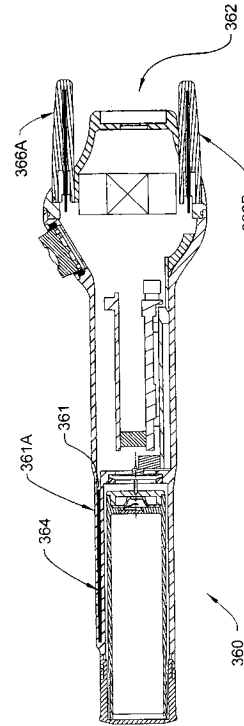


FIG. 2D

【図 3】

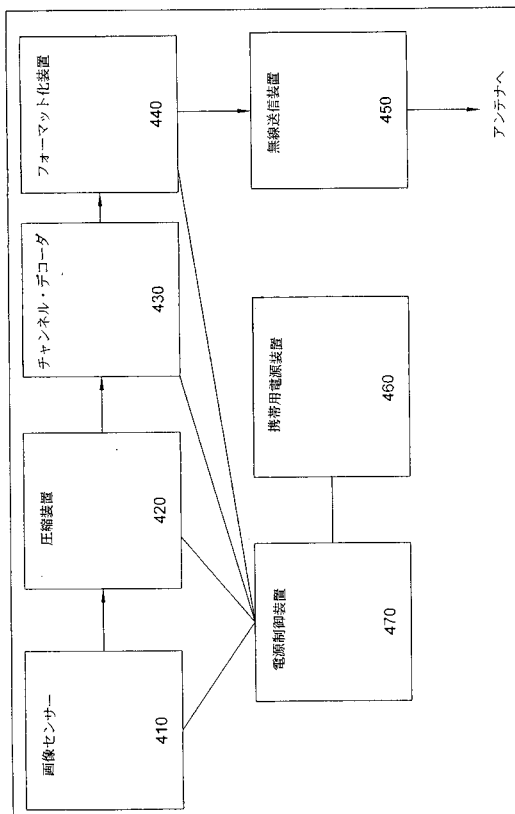


FIG. 3

【図 4】

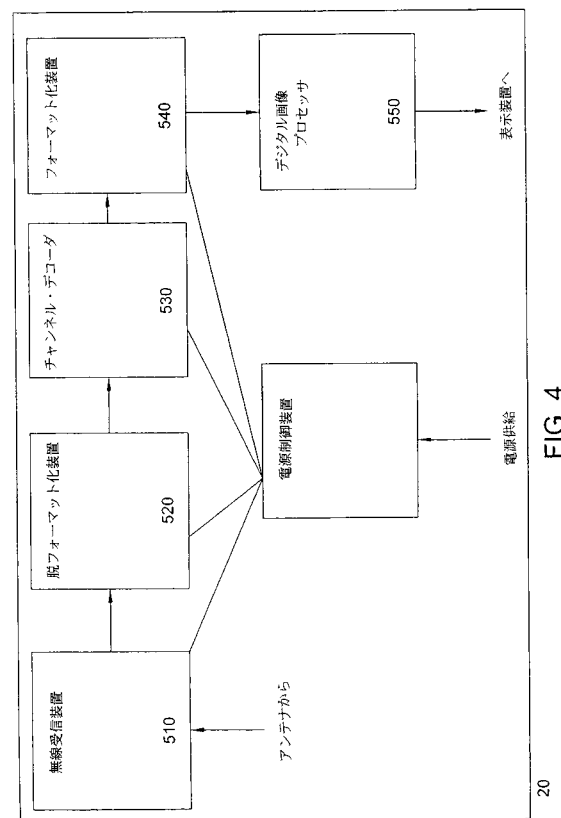


FIG. 4

【図 5】

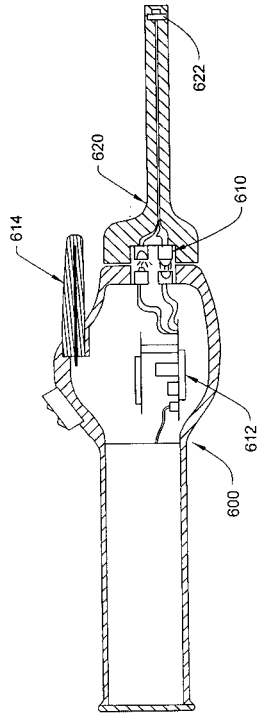


FIG. 5

【図 6】

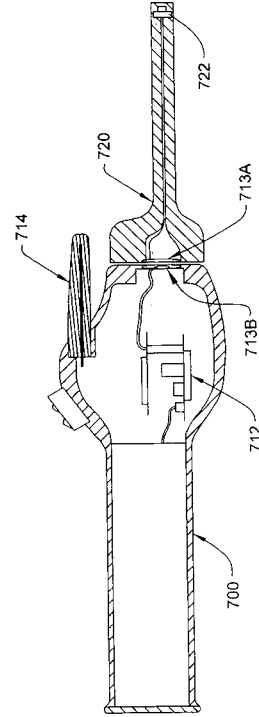


FIG. 6

【図 7】

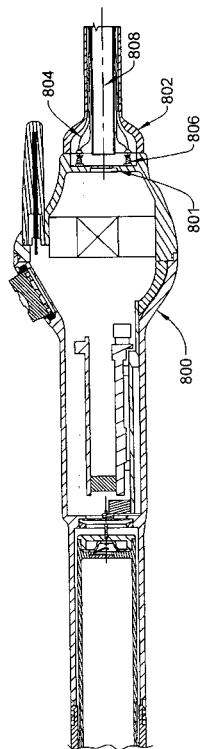


FIG. 7

【図 8】

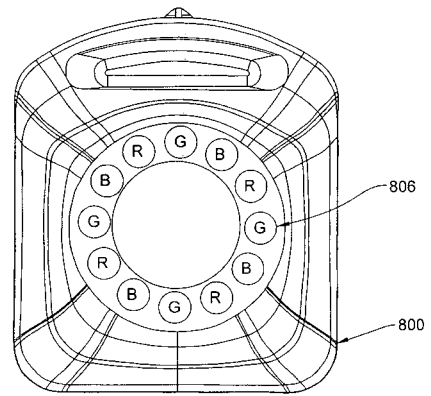


FIG. 8

【 図 9 】

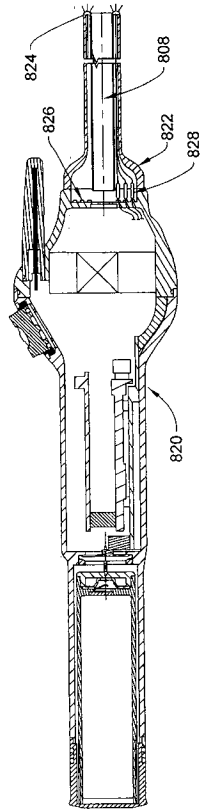


FIG. 9

【 図 10 】

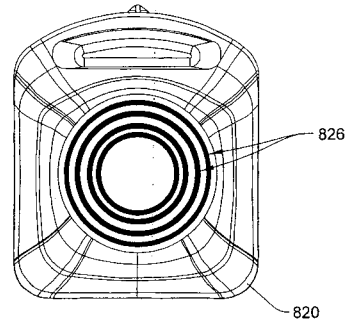


FIG. 10

【 図 11 】

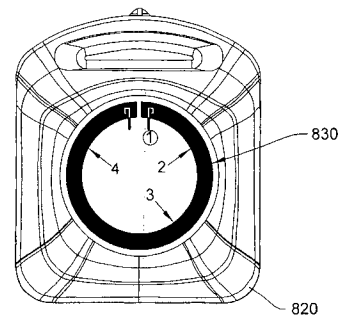


FIG. 11

【 図 12 】

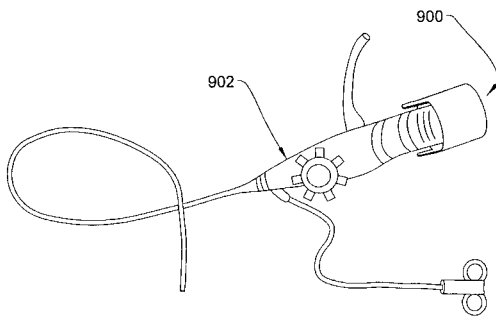


FIG. 12

【国際調査報告】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No

PCT/US2007/024084

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER
INV. A61B1/05

According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC

B. FIELDS SEARCHED

Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols)
A61B

Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched

Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practical, search terms used)

EPO-Internal

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
Y	US 2002/184122 A1 (YAMAGUCHI SEIJI [JP] ET AL) 5 December 2002 (2002-12-05) paragraphs [0035], [0036], [0039], [0047], [0052], [0055]; figures 2,3,5	1-24, 30-35
Y	US 2003/137588 A1 (WANG GUAN-WU [US] ET AL) 24 July 2003 (2003-07-24) paragraph [0025]; figure 1	1, 14, 30
Y	US 2006/034514 A1 (HORN ELI [IL]) 16 February 2006 (2006-02-16) paragraphs [0003], [0004], [0020], [0023], [0029], [0048]	1, 14-21, 30
	----- -/--	

☒ Further documents are listed in the continuation of Box C.☒ See patent family annex.

* Special categories of cited documents:

- *A* document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance
- *E* earlier document but published on or after the international filing date
- *L* document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified)
- *O* document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means
- *P* document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed

- *T* later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention
- *X* document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone
- *Y* document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art.
- *g* document member of the same patent family

Date of the actual completion of the international search

21 August 2008

Date of mailing of the international search report

04/09/2008

Name and mailing address of the ISA/
European Patent Office, P.B. 5818 Patentlaan 2
NL - 2280 HV Rijswijk
Tel. (+31-70) 340-2040, Tx. 31 651 epo nl,
Fax: (+31-70) 340-3016

Authorized officer

Lommel, André

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No

PCT/US2007/024084

C(Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
Y	EP 1 215 893 A (EASTMAN KODAK CO [US]) 19 June 2002 (2002-06-19) paragraphs [0001], [0002], [0009], [0010], [0014], [0016], [0017], [0021]; figure 1	1-21, 30-35
Y	US 2005/177024 A1 (MACKIN ROBERT A [US]) 11 August 2005 (2005-08-11) paragraphs [0001], [0027]; figures 4,5	1-21, 30-35
Y	US 2005/190850 A1 (TAKANO HIROAKI-[JP]) 1 September 2005 (2005-09-01) paragraphs [0007] - [0012]	1-14, 30-35
Y	GB 2 196 211 A (BRITISH BROADCASTING CORP BRITISH BROADCASTING CORP [GB]) 20 April 1988 (1988-04-20) page 1, line 123 - page 2, line 41	1,9,14, 30
Y	US 2005/111746 A1 (KUMAR BHARATH S [IN] ET AL) 26 May 2005 (2005-05-26) paragraphs [0030], [0031]	17,18
Y	US 5 166 787 A (IRION KLAUS [DE]) 24 November 1992 (1992-11-24) column 6, lines 21-23	22,23
Y	WO 2006/077966 A (OLYMPUS CORP [JP]; IJI CHI TOSHIRO [JP]; TAKAHASHI KAZUMASA [JP]; SUZUKI) 27 July 2006 (2006-07-27) the whole document & EP 1 839 560 A (OLYMPUS CORP [JP]) 3 October 2007 (2007-10-03)	22,23
Y	US 2004/147809 A1 (KAZAKEVICH YURI [US]) 29 July 2004 (2004-07-29)	24
A	paragraphs [0042], [0043], [0045], [0047], [0048], [0051], [0056]; figure 2	25
A	EP 1 638 333 A (MITSUBISHI ELECTRIC INF TECH [GB]; MITSUBISHI ELECTRIC CORP [JP]) 22 March 2006 (2006-03-22) the whole document	16
A	US 2002/120181 A1 (IRION KLAUS M [DE]) 29 August 2002 (2002-08-29) paragraph [0110]; figure 5	1,14,30

-/--

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No

PCT/US2007/024084

C(Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	TRENGEHEL T M ET AL: "Region-based guaranteed image quality in JPEG2000" INFORMATION, COMMUNICATIONS AND SIGNAL PROCESSING, 2003 AND FOURTH PACIFIC RIM CONFERENCE ON MULTIMEDIA. PROCEEDINGS OF THE 2003 JOINT CONFERENCE OF THE FOURTH INTERNATIONAL CONFERENCE ON SINGAPORE 15-18 DEC. 2003, PISCATAWAY, NJ, USA, IEEE, vol. 1, 15 December 2003 (2003-12-15), pages 464-468, XP010702599 ISBN: 978-0-7803-8185-8 the whole document	1,14-21, 30
A	JP 09 182715 A (YOSHIDA SEISAKUSHO KK) 15 July 1997 (1997-07-15) figure 1	24

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

 International application No.
 PCT/US2007/024084

Box No. II Observations where certain claims were found unsearchable (Continuation of item 2 of first sheet)

This international search report has not been established in respect of certain claims under Article 17(2)(a) for the following reasons:

1. ☒ Claims Nos.: 26-29
 because they relate to subject matter not required to be searched by this Authority, namely:
 Rule 39.1(iv) PCT - Method for treatment of the human or animal body by surgery
2. ☐ Claims Nos.:
 because they relate to parts of the international application that do not comply with the prescribed requirements to such an extent that no meaningful international search can be carried out, specifically:
3. ☐ Claims Nos.:
 because they are dependent claims and are not drafted in accordance with the second and third sentences of Rule 6.4(a).

Box No. III Observations where unity of invention is lacking (Continuation of item 3 of first sheet)

This International Searching Authority found multiple inventions in this international application, as follows:

see additional sheet

1. ☒ As all required additional search fees were timely paid by the applicant, this international search report covers all searchable claims.
2. ☐ As all searchable claims could be searched without effort justifying an additional fees, this Authority did not invite payment of additional fees.
3. ☐ As only some of the required additional search fees were timely paid by the applicant, this international search report covers only those claims for which fees were paid, specifically claims Nos.:
4. ☐ No required additional search fees were timely paid by the applicant. Consequently, this international search report is restricted to the invention first mentioned in the claims; it is covered by claims Nos.:

Remark on Protest

- ☐ The additional search fees were accompanied by the applicant's protest and, where applicable, the payment of a protest fee.
- ☐ The additional search fees were accompanied by the applicant's protest but the applicable protest fee was not paid within the time limit specified in the invitation.
- ☒ No protest accompanied the payment of additional search fees.

International Application No. PCT/US2007/024084

FURTHER INFORMATION CONTINUED FROM PCT/ISA/ 210

This International Searching Authority found multiple (groups of) inventions in this international application, as follows:

1. claims: 1-21, 30-35

a wireless endoscope camera system comprising a plurality of antennas located on a body of the camera head

2. claims: 22, 23

a wireless endoscope camera system comprising a transmitter located in the surgical endoscope and a receiver located in the distal end of the camera head

3. claims: 24, 25

a wireless endoscope camera system comprising a camera head being detachably connected to the endoscope while allowing relative rotation between said two parts and including a electrically energized contact ring

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

Information on patent family members

International application No.

PCT/US2007/024084

Patent document cited in search report		Publication date	Patent family member(s)	Publication date
US 2002184122	A1	05-12-2002	JP 2002304584 A	18-10-2002
US 2003137588	A1	24-07-2003	NONE	
US 2006034514	A1	16-02-2006	WO 2006003647 A2	12-01-2006
EP 1215893	A	19-06-2002	JP 2002271674 A	20-09-2002
			US 2002107052 A1	08-08-2002
US 2005177024	A1	11-08-2005	US 2008021273 A1	24-01-2008
US 2005190850	A1	01-09-2005	JP 2005236481 A	02-09-2005
GB 2196211	A	20-04-1988	NONE	
US 2005111746	A1	26-05-2005	CN 1622631 A	01-06-2005
			DE 102004056538 A1	23-06-2005
			JP 2005152645 A	16-06-2005
US 5166787	A	24-11-1992	AT 120628 T	15-04-1995
			DE 3921233 A1	14-02-1991
			WO 9100049 A1	10-01-1991
			EP 0434793 A1	03-07-1991
			JP 4500768 T	13-02-1992
WO 2006077966	A	27-07-2006	CN 101090664 A	19-12-2007
			EP 1839560 A1	03-10-2007
EP 1839560	A	03-10-2007	CN 101090664 A	19-12-2007
			WO 2006077966 A1	27-07-2006
US 2004147809	A1	29-07-2004	EP 1423042 A2	02-06-2004
			JP 2005501639 T	20-01-2005
			WO 03022135 A2	20-03-2003
			US 2003050534 A1	13-03-2003
EP 1638333	A	22-03-2006	CN 1756359 A	05-04-2006
			JP 2006087125 A	30-03-2006
			US 2006088094 A1	27-04-2006
US 2002120181	A1	29-08-2002	NONE	
JP 9182715	A	15-07-1997	NONE	

フロントページの続き

(81)指定国 AP(BW, GH, GM, KE, LS, MW, MZ, NA, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), EA(AM, AZ, BY, KG, KZ, MD, RU, TJ, TM), EP(AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, MT, NL, PL, PT, RO, SE, SI, SK, TR), OA(BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, ML, MR, NE, SN, TD, TG), AE, AG, AL, AM, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IS, JP, KE, KG, KM, KN, KP, KR, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LT, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PG, PH, PL, PT, RO, RS, RU, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, SV, SY, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, ZA, ZM, ZW

(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

Fターム(参考) 4C061 BB01 CC06 LL01 NN03 SS14 UU05 UU06 UU08

专利名称(译)	无线内窥镜摄像头		
公开(公告)号	JP2010509990A	公开(公告)日	2010-04-02
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		
[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		
F-TERM分类号	4C061/BB01 4C061/CC06 4C061/LL01 4C061/NN03 4C061/SS14 4C061/UU05 4C061/UU06 4C061/UU08		
优先权	60/859413 2006-11-16 US		
其他公开文献	JP2010509990A5 JP5395671B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

本发明是一种用于将相位信号从内窥镜摄像机无线传输到接收器或控制器的装置和方法，用于在视频监视器上存储和/或显示相位信号，其中数据流是逐步的。本发明提供了一种具有更好性能的高质量无线内窥镜摄像设备，其能够通过使用可被编码为高质量图像的帧特定和可变压缩算法来生成具有各种分辨率的图像。通过使用诸如超宽带（UWS）的短距离高性能无线技术可以改善设备的性能，并且可以抑制功耗并延长电池寿命，通过采用该代码并使用多个发送和接收天线，进一步提高了无线通信的准确性。 点域1

