

(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2004-154176

(P2004-154176A)

(43) 公開日 平成16年6月3日(2004.6.3)

(51) Int.Cl.⁷**A61B 1/04****A61B 1/00**

F 1

A 6 1 B	1/04	3 6 2 J
A 6 1 B	1/04	3 7 2
A 6 1 B	1/00	3 2 0 B

テーマコード(参考)

4 C 0 6 1

審査請求 未請求 請求項の数 4 O L (全 24 頁)

(21) 出願番号

特願2002-320239 (P2002-320239)

(22) 出願日

平成14年11月1日 (2002.11.1)

(71) 出願人

オリンパス株式会社

東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号

(74) 代理人

100076233

弁理士 伊藤 進

(72) 発明者

穂満 政敏

東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オ

リンパス光学工業株式会社内

(72) 発明者

古藤田 眞

東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オ

リンパス光学工業株式会社内

(72) 発明者

東 基雄

東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オ

リンパス光学工業株式会社内

最終頁に続く

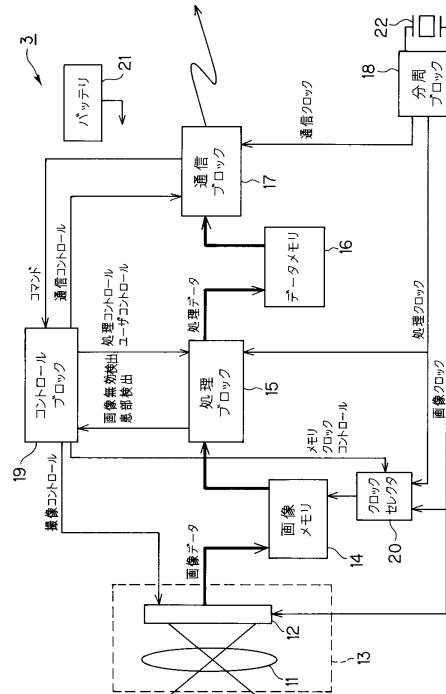
(54) 【発明の名称】内視鏡撮像装置

(57) 【要約】

【課題】撮像ユニット内にセンサを設けることを不要にし、体外ユニット側への画像の伝送量を適切に制御できる内視鏡撮像装置を提供する。

【解決手段】体内を検査する撮像ユニット3には、撮像プロック13で撮像した画像に対して、処理プロック15内に、画像における所定の特徴量を検出して、その検出値に対して画像の有効性を判断する判定手段を設け、その判定結果をコントロールプロック19に送り、コントロールプロック19は判定結果に応じて撮像を行う時間間隔を可変制御し、患部等の注目画像の場合には体外ユニットへの画像送出レートを大きくし、有効性の低い画像の場合には画像送出レートを低くする制御を行い、体外ユニット側への画像の伝送を適切に行えるようにすると共に、バッテリ21による不要な電力消費を低減化できるようにした。

【選択図】 図2



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

撮像ユニットにより体内画像の撮像を行い、体外ユニットに画像を無線伝送する内視鏡撮像装置において、

撮像ユニットは、

画像を取り込む撮像手段と、

前記撮像手段により取得された画像を複数の送出レートで体外ユニットに送出するデータ送出手段と、

前記画像より所定の特徴量を検出する特徴量検出手段と、

前記特徴量検出手段の出力から画像の有効性を判定する判定手段とを有し、

前記データ送出手段は前記判定手段が出力する判定結果に応じてデータ送出レートをコントロールすることを特徴とする内視鏡撮像装置。

【請求項 2】

前記判定手段は、画像が無効であるか有効であるかを判定する無効判定手段と、画像が注目画像であるか否かを判定する注目画像判定手段を有し、

それぞれの判定結果の組み合わせから画像の有効性を複数段階で判定し、判定結果を出力することを特徴とする請求項 1 記載の内視鏡撮像装置。

【請求項 3】

前記特徴量検出手段は、特徴量として画像中の特定の色を持つ画素の数量を検出する画素数検出手段を有し、

前記判定手段は前記特定色画素の数量が所定の閾値以上である場合に画像を有効とすることを特徴とする請求項 1 記載の内視鏡撮像装置

【請求項 4】

撮像ユニットにより体内画像の撮像を行い、体外ユニットに画像を無線伝送する内視鏡撮像装置において、

撮像ユニットは、画像を取り込む撮像手段と、

前記撮像手段により取得された画像を圧縮する圧縮手段と、

前記圧縮手段により圧縮されたデータを複数の送出レートで体外ユニットに送出するデータ送出手段と、

前記圧縮手段により圧縮したデータサイズを所定の閾値と比較し画像の有効性を判定する判定手段を有し、

前記データ送出手段は、前記判定手段が出力する判定結果に応じてデータ送出レートをコントロールすることを特徴とする内視鏡撮像装置。

【発明の詳細な説明】**【0001】****【発明の属する技術分野】**

本発明は撮像ユニットにより体内画像の撮像を行い、体外ユニットに画像を無線伝送する内視鏡撮像装置に関する。

【0002】**【従来の技術】**

撮像ユニットにより体内画像の撮像を行い、体外ユニットに画像を無線伝送する内視鏡撮像装置の従来例として、例えば特表 2002-508201 号公報がある。

この従来例では、体内に挿入される撮像ユニット内部に軸方向の運動検出器としての加速度センサを内蔵し、その軸方向の動きを検出し、かつその軸方向の加速度が予め設定したしきい値より低いと電源を切離し、それによって冗長な画像の収集を防止することにより、撮像ユニットの消費エネルギーを最小化するようにしている。

【0003】**【特許文献 1】**

特表 2002-508201 号公報

【0004】

10

20

40

50

【発明が解決しようとする課題】

しかし、上記従来例では撮像ユニット内にセンサを内蔵することを必要とすると共に、そのセンサにより電源を切離するため、所望とする情報を適切に得にくいという欠点がある。

例えば、注目すべき部分或いは関心領域では、撮像ユニットから体外ユニット側に送信する画像送信量を減らすことなく伝送し、注目すべき部分以外では画像伝送量を低減化するように画像伝送量を適切に調整したいようなニーズには対応できない。

【0005】

(発明の目的)

本発明は、上述した点に鑑みてなされたもので、撮像ユニット内にセンサを内蔵することを不要にして、体外ユニット側への画像の伝送量を適切に制御できるようにした内視鏡撮像装置を提供することを目的とする。 10

【0006】

【課題を解決するための手段】

撮像ユニットにより体内画像の撮像を行い、体外ユニットに画像を無線伝送する内視鏡撮像装置において、

撮像ユニットは、

画像を取り込む撮像手段と、

前記撮像手段により取得された画像を複数の送出レートで体外ユニットに送出するデータ送出手段と、 20

前記画像より所定の特徴量を検出する特徴量検出手段と、

前記特徴量検出手段の出力から画像の有効性を判定する判定手段とを有し、

前記データ送出手段は前記判定手段が出力する判定結果に応じてデータ送出レートをコントロールすることにより、撮像ユニット内にセンサを設けることを不要にして、体外ユニット側への画像の伝送量を適切に制御できるようにしている。

【0007】

【発明の実施の形態】

以下、図面を参照して本発明の実施の形態を説明する。

(第1の実施の形態)

図1ないし図19は本発明の第1の実施の形態に係り、図1は第1の実施の形態のシステム概要図、図2は撮像ユニットの概要を示すブロック図、図3は撮像ユニット動作タイミングチャート、図4は図2における処理ブロックの構成を示すブロック図、図5は処理ブロックのタイミングチャート、図6は図4における画像無効検出ブロックの構成を示すブロック図、図7は図6における輝度範囲検出ブロックの構成を示すブロック図、図8は図6における画像変化検出ブロックの構成を示すブロック図、図9は変形例の画像変化検出ブロックの構成を示すブロック図、図10は図4における患部検出ブロックの構成を示すブロック図、図11は図10における特定色検出ブロックの構成を示すブロック図、図12は図10における特定色変化検出ブロックの構成を示すブロック図、図13は図10の色分布特性検出ブロックの構成を示すブロック図、図14は正常部位および変色部位の色相および彩度例を示す図、図15は色空間変換ブロックの構成を示すブロック図、図16は図13における色相ヒストグラム算出ブロックの構成を示すブロック図、図17は図16におけるヒストグラムメモリ動作図、図18は図13における色相分布特性検出ブロックの構成を示すブロック図、図19は色相分布特性検出ブロックの動作説明図である。 30 40

【0008】

まず、図1～図3により本実施の形態に用いるシステムの基本構成について説明する。

図1に示すように本発明の第1の実施の形態の内視鏡撮像装置或いは内視鏡撮像システム1は、人体2内に挿入されることにより、人体2内で撮像を行い、画像データを無線送出する撮像ユニット3と、この撮像ユニット3から無線送出された画像データを受信して、画像データを蓄積及び表示する体外ユニット4より構成される。

【0009】

図1に示すように撮像ユニット3はカプセル形状の密閉容器5内に、図2で説明する撮像ブロック13等のブロックと、バッテリ21を内蔵し、このバッテリ21からの電気エネルギーを撮像ブロック13等に供給して撮像ブロック13で撮像した画像を無線で体外ユニット4に送信する。

【0010】

体外ユニット4は通信ブロック7により撮像ユニット3側からの無線により変調されて送信される画像データを受信して復調し、その復調した画像データを画像蓄積ブロック8に蓄積すると共に、モニタ9側に送り、モニタ9の表示面に撮像された画像を表示する。また、画像蓄積ブロック8に蓄積された画像データをモニタ9側に送り、その画像を表示することもできる。

10

【0011】

図2は撮像ユニット3の電気系の構成を示す。撮像ユニット3は、この撮像ユニット3が挿入された体腔内の検査対象部位等の光学像を結像する対物光学系11及びCCD, CMOSセンサ等の(固体)撮像素子12とからなる撮像ブロック13、撮像素子12で撮像され、図示しないA/D変換器を介しデジタルの画像データを一旦蓄積する画像メモリ14、画像メモリ14に蓄積された画像データに対し、各種処理を行う処理ブロック15、この処理ブロック15で処理した処理データを一旦蓄積するデータメモリ16、データメモリ16から処理データを読み出し体外ユニット4へ送出し、また、体外ユニット4から撮像ユニット3をコントロールするためのコマンドを受信する通信ブロック17、各ブロックで必要となるクロックを生成する分周ブロック18、各ブロックへのコントロール信号を出力するコントロールブロック19、画像データの処理速度を変更するためのクロックセレクタ20、そして各ブロックや撮像素子12等の電気デバイスを駆動する電源を供給するバッテリ21、及び撮像ブロック13で撮像する検査対象部位側を照明する図示しない白色LED等で形成される照明ブロックから構成される。

20

【0012】

上記コントロールブロック19は撮像素子12には撮像を制御する撮像コントロール信号を、処理ブロック15には処理を制御する処理コントロール信号を、通信ブロック17には通信を制御する通信コントロール信号を、クロックセレクタ20には画像メモリ14の読み書きする画像クロックの周波数を切り替えるメモリクロックコントロール信号をそれぞれ出力する。

30

【0013】

また、処理ブロック15は、後述するように画像メモリ14からの画像に対してその画像より所定の特徴量を検出し、かつその特徴量の出力から画像が有効部分、例えば患部(或いは注目画像)と判定した場合には患部検出信号をコントロールブロック19に出力し、画像が無効と判定した場合には画像無効検出信号をコントロールブロック19に出力する。また、通信ブロック17は体外ユニット4からコマンドを受信すると、そのコマンドをコントロールブロック19に供給する。

【0014】

また、本実施の形態では、撮像ユニット3を小型化するため、単一の水晶発振子22によるクロックを分周ブロック18で分周して、通信ブロック17に供給する通信クロック、処理ブロック15に供給する処理クロック、撮像素子12及び画像メモリ14に供給する画像クロックを生成している。

40

【0015】

なお、第2の実施の形態で説明するように体外ユニット4からユーザによりコマンドをコントロールブロック19に送信することにより、コントロールブロック19から処理ブロック15にユーザによる制御信号としてのユーザコントロール信号を送り、処理ブロック15による処理動作を制御することもできるようにしている。

【0016】

図3は撮像ユニット3の動作タイミングチャートを示す。

撮像開始パルスは所定の周期で画像を送るために、コントロールブロック19のコントロ

50

ーラを形成する図示しないC P U等から発生する信号である。撮像ブロック13は撮像開始パルスにより撮像を開始し、撮像された画像データは画像メモリ14に格納される(図3中でこの処理をS1で示す。以下S2等も同様)。

【0017】

1画面分の画像データを格納した後、処理ブロック15は画像メモリ14より画像データを読み出し(S2)、圧縮・特徴検出等の処理を行い、その処理ブロック15の処理結果はデータメモリ16に蓄積される(S3)。処理終了後、データメモリ16に蓄積されたデータは通信ブロック17に送られ、通信ブロック17で変調されて体外ユニット4へ送信される(S4)。

【0018】

図3に示す様に本実施の形態の基本システムでは各ブロックは同時に動作しないシーケンスになっており、バッテリ21からの電力の消費のピーク値を下げている。つまり、図3の最下段に示すように撮像及び撮像した画像を格納する撮像処理、格納された画像を読み出し、画像処理してその結果をデータメモリ16に格納する画像処理、画像処理されたデータを読み出して送信する送信処理を時分割して順次それらを処理するシーケンスとなっている。

【0019】

また、上述したように画像メモリ14等には画像クロックが供給される。

ここで、画像信号はフレームレート等の制約によりある程度、高速クロックが必要となる。

10

20

30

30

40

50

【0020】

撮像時には図3に示す撮像ユニット3における撮像ブロック13を除く殆どのブロック(内部ブロック)がほとんど動作しないため、消費電力は大きくならないが、処理時および送信時には撮像ユニット3の殆どの内部ブロックが動作するため、内部ブロックを低速のクロックで動作させることで消費電力を下げるようしている。

【0021】

つまり、処理ブロック15には画像クロックよりも低速な処理クロックで動作させ、また通信ブロック17も画像クロックよりも低速な通信クロックで動作させるようにしている。

【0022】

この場合、画像メモリ14に関しては、撮像時と処理時で高速・低速クロックを切り替えるクロックセレクタ20を用いることにより消費電力の低減を行っている。つまり、コントロールブロック19はメモリクロックコントロール信号によりクロックセレクタ20を制御し、画像メモリ14に対して、撮像時には高速の画像クロックを、処理時には低速な処理クロックが供給されるように切り替えるしている。

【0023】

図4～図19により、本実施の形態のより詳細な構成及び動作を説明する。

図4は本実施の形態における処理ブロック15の構成を示す。

処理ブロックに入った画像データは、画像データの圧縮を行う圧縮ブロック24と、画像データにより特徴量を検出する特徴量検出手段及びその有効性を判定する判定手段を構成する画像無効検出ブロック25及び患部検出ブロック26とに入力される。

圧縮ブロック24は画像データを圧縮しデータ量を減らした圧縮データにした後、データメモリ16へ格納するものである。

【0024】

画像無効ブロック25は画像における白飛び、黒つぶれ、画像が変化していない等の無効性に関する特徴量を検出して、その画像が無効か否かを判断するものであり、検出した場合には画像無効検出信号を出力する。

また、患部検出ブロック26は画像データ内の患部またはその類似物の有無に関する特徴量を検出し、その検出結果から注目画像であるか否かの判定をするものであり、検出した場合には患部検出信号を出力する。

【0025】

画像無効検出信号および患部検出信号はそれぞれコントロールブロック19に入力される。コントロールブロック19はこれらの信号により、次の撮像タイミングおよび画像データ送出のコントロールを行う。

図5は処理ブロック15のタイミングチャートを示す。

【0026】

まず、画像無効検出信号がアクティブ(Hレベル)の場合には、画像データを送出せず、かつ次の撮像周期を延ばす。これにより無効と判定された無駄な画像の処理・送出を行わない(この場合は、撮像ユニット3のステータスは画像無効(ステータス)という)。

【0027】

画像無効検出信号がアクティブでなく、患部検出信号もアクティブ(Hレベル)でない場合には、所定の周期で撮像を行い、正常部位の画像として体外ユニットへ送出を行う(この場合は、撮像ユニット3のステータスは正常部位画像(ステータス)という)。

さらに患部検出信号がアクティブの場合には注目すべき画像を撮像していると考えられるので、その診断能を上げるために撮像・送出周期を短くし、患部周辺の画像を多く取得して体外ユニット4への送出を行う(この場合は、撮像ユニット3のステータスは患部画像(ステータス)という)。

【0028】

このように本実施の形態では、処理ブロック15において撮像した画像に対して、その画像の特徴量を検出し、その特徴量が無効部分を含むか有効部分を含むかの画像の有効性を判定し、その判定結果に応じて通信ブロック17から体外ユニット4に送出される画像データの送出レートを制御するようにしている。

【0029】

つまり、画像が無効部分を含むものであると判定した場合には、その送出レートを停止、通常の画像と判定した場合には通常の送出レートにし、さらに患部等の有効部分を含むものであると判定した場合には送出レートを大きくするように制御するようにしている。

【0030】

このように制御することにより、情報量が大きい画像データの送出のためにバッテリ21の電力が費やされることに対し、ユーザに必要となる有効画像の送出レートを大きくし、他の画像の送出レートを低減化して、バッテリ21による電力消費を適正な状態に自動調整できるようにしている。

【0031】

以上の動作とは別に、コントロールブロック19は体外ユニット4からのコマンド受信により、撮像・送出周期のコントロールを行い、また、別のコマンドの受信により撮像ユニット3内部の撮像・送出周期のコントロールを無効としたり、体外ユニット4からのコマンドによるコントロールを優先させ、撮像・送出周期のコントロールを行えるようにしている。

これにより、より高度な判定を体外ユニット4側で行ったような場合には、その判定結果をコマンドで撮像ユニット3に送信し、撮像ユニット3による撮像・送出レートをそのコマンドでコントロールすることが可能となる。

【0032】

次に各ブロックの詳細構成および動作について説明する。

図6は図4における画像無効検出ブロック25の構成を示す。

画像無効検出ブロック25は輝度範囲検出ブロック27と、画像変化検出ブロック28と、画像圧縮サイズ比較ブロック29と、これらの出力信号が入力されるオア回路30とから構成される。

【0033】

輝度範囲検出ブロック27は輝度値の平均値を検出し、明るすぎる場合および暗すぎる場合に輝度範囲外検出信号をオア回路30に出力する。画像変化検出ブロック28は画像データ、平均輝度値、(画像)圧縮サイズから、画像の変化がないこと、すなわち撮像ユニ

10

20

30

40

50

ット3が体内で移動していない状態であるか否かを検出し、画像無変化検出信号をオア回路30に出力する。

【0034】

画像圧縮サイズ比較ブロック29は画像の圧縮サイズが閾値(Th_size)以下か否かを比較し、この値以下である場合、例えばピントの合っていないぼけた画像である場合に対して画像圧縮サイズ範囲外検出信号をオア回路30に出力する。以上のいずれかが検出された場合には、オア回路30を経て画像無効検出信号をコントロールブロック19に出力する。

【0035】

図6では画像圧縮サイズ比較ブロック29により圧縮サイズが閾値 Th_size 以下か否かの比較を行う動作をその下側に()で示している。このような比較動作を他の図面でも同様に流用する。

【0036】

図7は図6における輝度範囲検出ブロック27の構成を示す。

入力画像信号の全画素の輝度値に対して積算を行う輝度値積算ブロック31と、この輝度値積算ブロック31により積算された輝度値積算値を画素数にて除算或いは1／画素数で乗算して画像信号の平均輝度値 Yav を算出する乗算ブロック32と、この乗算ブロック32から出力される平均輝度値 Yav が、黒レベルの閾値(Th_Black)より小さいか、または白レベルの閾値(Th_White)より大きいかどうかの比較をそれぞれ行う黒レベル閾値比較ブロック33及び白レベル閾値比較ブロック34と、黒レベル閾値比較ブロック33及び白レベル閾値比較ブロック34の出力信号が入力されるオア回路35とから構成される。

そして、このオア回路35から画像が暗すぎるか明るすぎるかの判定を行った輝度範囲外信号を出力する。

【0037】

図8は図6における画像変化検出ブロック28の一例である。この例の画像変化検出ブロック28は、前述の平均輝度値 Yav および圧縮ブロック24から出力された圧縮サイズから画像の変化を検出する。

このため、平均輝度値 Yav と圧縮サイズはそれぞれ1フレーム前のものを保持する前フレーム平均輝度値保持ブロック36と、前フレーム圧縮サイズ保持ブロック37に保持される。

【0038】

1フレーム前の平均輝度値 Yav と現フレームの平均輝度値は、平均輝度値比較ブロック38に入力され、また1フレーム前の圧縮サイズと現フレームの圧縮サイズ値は圧縮サイズ比較ブロック39に入力される。

【0039】

平均輝度値比較ブロック38および圧縮サイズ比較ブロック39はそれぞれの値の前フレームと現フレームの差分を演算し、その絶対値が一定の範囲に収まつていれば画像の変化が無いと判定し、それぞれ平均輝度値及び圧縮サイズの無変化検出信号をアンド回路40に出力する。

そして、アンド回路40は平均輝度値及び圧縮サイズとの2つの無変化検出信号の論理積により、画像無変化検出信号を出力する。

【0040】

また、図9に画像変化検出ブロック28の変形例を示す。この構成では、図2の画像メモリ14より現フレームの画像とあわせて前フレームの画像の読み出しを行い、画像差分演算ブロック41に入力される。

この画像差分演算ブロック41ではそれぞれの画素毎に現フレームと前フレームの差分の演算を行い、この結果の差分画像は差分積算ブロック42に入力され、積算値が演算される。そして、その積算値は差分積算値比較ブロック43に入力される。

【0041】

10

20

30

40

50

この差分積算値比較ブロック43は、1フレーム分の積算値を所定の閾値（例えばTh）と比較し、閾値に満たない場合は画像が変化していないものと判定し、画像無変化検出信号を出力する。

以上の様に画像が見るに値しない、明るすぎるか暗すぎる場合、または以前送った画像と同等であると判定した場合には、画像データの送出を行わないようにするため、バッテリ21の消費電力を低減することが可能である。

【0042】

図4における患部検出ブロック26の構成を図10に示す。

本実施の形態の患部検出ブロック26は、正常部位から変色した患部（潰瘍、腫瘍、出血等）を検出するものであり、画像データ（R，G，B）が入力される特定色検出ブロック46及び色分布特性検出ブロック47と、特定色検出ブロック46からの特定色画素数から特定色変化を検出する特定色変化検出ブロック48と、これら3つのブロックからの出力信号が入力されるオア回路49とから構成される。

【0043】

画像データ（R，G，B）が入力される特定色検出ブロック46は、患部が有する所定の或いは特定の色空間内の画素数が一定量以上あるかどうかにより患部を検出するものであり、この場合に特定色検出信号をオア回路49に出力する。

また、特定色変化検出ブロック48は前記患部が有する所定の色空間の画素数、つまり特定色画素数に変化があった場合に患部を検出するものであり、この場合に特定色変化検出信号をオア回路49に出力する。

【0044】

また、色分布特性検出ブロック47は、入力された画像データから色相・彩度を算出し、その特性から患部を検出するものであり、この場合に色分布特性検出信号をオア回路49に出力する。これらを並行して検出することにより、患部の変色についてある程度の個人差がある場合でも確実に検出することが可能となる。

図10の場合には、特定色検出信号、特定色変化検出信号及び色分布特性検出信号のいずれかが検出された場合に、オア回路49を経て患部検出信号がコントロールブロック19に出力される。

図10におけるそれぞれのブロックの構成と作用について以下に説明する。

図11は特定色検出ブロック46の構成を示す。

【0045】

特定色検出ブロック46は、画像信号（本実施の形態では図10で示したようにR，G，B）の各値について、それぞれ所定の範囲にあるかどうか閾値との比較を行う画像データ比較ブロック51で行う。

具体的には、図11に示すように画像データ比較ブロック51において、R，G，Bの値がそれぞれ $Th_Min < R < Th_Max$, $Th_Min < G < Th_Max$, $Th_Min < B < Th_Max$ かの比較判定を行い、その結果をアンド回路に入力し、それらの論理積を得る。

【0046】

R，G，B全てが所定の範囲内にある場合には特定色画素として次段の特定色画素数カウントブロック52に出力し、この特定色画素数カウントブロック52において画素数のカウントを行う。

これにより、画像中の特定色画素が占める量（特定色画素数）を検出する。この特定色画素数は図10に示す特定色変化検出ブロック48に入力されると共に、図11に示す特定色画素数比較ブロック53に入力される。

【0047】

この特定色画素数比較ブロック53では特定色画素数を所定の閾値 Th_Num と比較し、閾値以上であれば患部の特定色検出と判定する。また、前述の特定色画素数は、特定色変化検出ブロック46へ出力される。

【0048】

10

20

30

40

50

図12は図10における特定色変化検出ブロック48の構成を示す。

特定色変化検出ブロック48を構成する前フレーム特定色画素数保持ブロック56と特定色画素数差分演算ブロック57には、特定色検出ブロック46から特定色画素数が入力され、前フレーム特定色画素数保持ブロック56は、前フレームの値が保持される。

【0049】

特定色画素数差分演算ブロック57には前フレームと現フレームの特定色画素数の差分を算出する演算を行い、その演算結果は特定色画素数差分比較ブロック58に入力される。この特定色画素数差分比較ブロック58では、この差分が所定の値以上になるかどうかを閾値Th_Difと比較し、閾値以上であれば、特定色変化として検出して、特定色変化検出信号を出力する。

【0050】

図13は図10における色分布特性検出ブロック47の構成を示す。

色空間変換ブロック47では入力されたRGB画像を色空間変換ブロック61により色相・彩度に変換する。次に、それぞれの値について、色相ヒストグラム算出ブロック62、彩度ヒストグラム算出ブロック63により、色相、彩度の各ヒストグラム（度数分布）をそれぞれ検出する。

【0051】

色相ヒストグラム及び彩度ヒストグラムはそれぞれ色相分布特性検出ブロック64および彩度分布特性検出ブロック65に入力される。色相分布特性検出ブロック64および彩度分布特性検出ブロック65はそれぞれのヒストグラムを後述の所定の特性を持つか否かの検出を行い、検出した場合にはそれぞれ色相分布特性検出信号及び彩度分布特性検出信号をオア回路66に出力する。

そして、どちらかが所定の特性を有すると検出された場合にはオア回路66を経て色分布特性検出信号が出力される。

【0052】

図14は患部の色相・彩度の色分布特性の一例を示す。

図14(A)及び図14(B)が正常部位のそれぞれ色相及び彩度の特性例である。正常部位では撮影された内臓ほぼ均一であるため、色相及び彩度とも一ヶ所にピークが発生する。

【0053】

図14(C)及び図14(D)が潰瘍・腫瘍により変色が発生した変色部位を撮影した場合における色相及び彩度の特性例である。画像の一部の色相が異なるため正常部位のピーク値とは別にもう一箇所ピークが発生している。

図14(E)及び図14(F)は出血等により変色が発生した部位を撮影した場合における色相及び彩度の特性例であり、この場合は色相は変化していないが、正常部位と出血部位で彩度が異なるため、彩度には正常な部位で発生するピークとは別にもう一ヶ所ピークが発生している。

【0054】

この様に、画像中に変色部位がある場合には色相・彩度のヒストグラムにおいて複数のピークが所定の距離をあいて発生する。

次に各ブロックの詳細動作について説明する。

【0055】

図15は図13における色空間変換ブロック61の構成の一例を示す。これは、RGB空間における入力される画像データを色相(H)と彩度(S)に変換するものである。

【0056】

このため、画像データはMax値検出ブロック71およびMin値検出ブロック72に入力され、画像データはMax値検出ブロック71およびMin値検出ブロック72は各画素のR, G, Bそれぞれの値を比較し、最大値と最小値を選択し、それぞれMax値、Min値として彩度算出ブロック73と色相算出ブロック74に出力し、また、Max値がRGBのいずれであったかを示すMax_RGB信号を色相算出ブロック74に出力する

10

20

30

40

50

。なお、色相算出ブロック 7 4 には画像データも入力される。

【0057】

彩度算出ブロック 7 3 は、

$$\text{彩度 } S = (\text{Max 値} - \text{Min 値}) / (\text{Max 値})$$

の演算を行い、前述の Max 値と Min 値から彩度を算出する。

また、色相算出ブロック 7 4 は、Max の値が RGB の何れであったかを示す Max_R_G_B 信号より、下記の演算により色相の値を算出する。

【0058】

すなわち、R が Max である場合には、

$$\text{色相 } H = (G - B) / (\text{Max} - \text{Min})$$

G が Max である場合には、

$$\text{色相 } H = 2 + (B - R) / (\text{Max} - \text{Min})$$

B が Max である場合には、

$$\text{色相 } H = 4 + (R - G) / (\text{Max} - \text{Min})$$

として色相を算出する。

【0059】

図 16 は図 13 における色相ヒストグラム算出ブロック 6 2 の構成を示す。この色相ヒストグラム算出ブロック 6 2 はヒストグラムメモリ 7 6 と +1 の加算を行う加算器 7 7 とから構成される。

ヒストグラムメモリ 7 6 のアドレスには色相値が入力されており、色相値が入力されるとそのアドレスに格納された値が 1 加算される。図 17 はヒストグラムメモリ 7 6 の動作を示す。

【0060】

図 17 (A) は色相値 A が入力された場合である。アドレス A に格納されているデータ N に 1 加算され、N + 1 が格納される。図 17 (B) は続いて色相値 B が入力された場合であり、アドレス B に格納されている M に 1 加算され、M + 1 が加算される。以上の動作を全画素について繰り返すことにより、各色相値の度数分布がヒストグラムメモリ 7 6 に格納される。

なお、図 13 における彩度ヒストグラム算出ブロック 6 3 も同様の構成となるため、その構成及び作用の説明を省略する。

【0061】

図 18 は図 13 における色相分布特性検出ブロック 6 4 の構成を示す。この色相分布特性検出ブロック 6 4 はヒストグラム値 Hist を所定の閾値 Th_Hist と比較するヒストグラム値比較ブロック 8 1、比較結果が閾値 Th_Hist を越えていた場合に、該当する色相値をラッチするラッチ回路 8 2 a、8 2 b、ラッチされた色相値間の差分を演算する色相値差分算出ブロック 8 3、差分が所定の範囲内に入っているかどうかを比較する色相値差分比較ブロック 8 4 により構成される。

【0062】

次に図 19 を用いて色相分布特性検出ブロック 6 4 の動作説明を行う。

図 19 (A) は入力される色相値ヒストグラムを示し、図 19 (B) は色相値ヒストグラム値と閾値を比較して色相値間距離を検出する動作の説明図を示す。

この様に閾値と比較することによりヒストグラムのピーク値の位置付近でパルスを出力する。図 18 のラッチ回路 8 2 a、8 2 b はこのパルスにより対応する色相値をそれぞれラッチし、次段の色相値差分算出ブロック 8 3 により色相値間距離を演算する。

【0063】

すなわち、以上により図 19 (B) に示すようにピーク色相値間距離が求められる。この距離が所定の範囲に入っている場合 (図 18 ではこの範囲を Th_DIF1 < 差分 < Th_DIF2 で示している)、通常の画像に異なる色相の部位があるものとして色相値差分比較ブロック 8 4 は色相分布特性検出信号を出力する。

なお、図 15 の彩度分布特性検出ブロック 7 3 も同等の構成により実現している。

10

20

30

40

50

【 0 0 6 4 】

以上の様に本実施の形態によれば、撮像した画像から画像中における特定の色を持つ画素の数量等の所定の特徴量を検出し、検出された結果に対してその有効性の判定を行うことにより、撮像した画像の体外ユニット4側への送出レートを制御するようにしているので、バッテリ21による負荷の大きい画像伝送による電力消費を適正な状態に設定できると共に、体外ユニット4側では必要とされる画像を効率良く得ることができ、従来例のように無駄な画像中から必要とされる画像を抽出するような手間のかかる作業を不要ないしは大幅に軽減できる効果がある。

【 0 0 6 5 】

つまり、無効な画像を撮像した場合におけるその画像伝送による無駄な電力消費を低減でき、かつ有効な画像の場合には画像伝送レートを抑制することなく、診断用の詳細な画像を体外ユニット4に送信でき、バッテリ21の電気エネルギーを有効に利用できると共に、診断用の画像を効率良く収集できる。

また、無駄な画像を送信すること無く、また、個人差等により患部の発色が異なる場合でも、変色・出血等の患部を確実に検出し、診断用の詳細画像を送出し、術者による画像診断の環境を改善することが可能となる。

【 0 0 6 6 】**(第2の実施の形態)**

次に図20～図25により、本発明の第2の実施の形態を説明する。

図20は第2の実施の形態における処理ブロック15の構成を示す。処理ブロック15に入った画像データは画像サイズ低減ブロック85、画像無効検出ブロック25、患部検出ブロック26に入力される。

【 0 0 6 7 】

画像サイズ低減ブロック85は、画像無効検出ブロック25と患部検出ブロック26からのコントロールにより、画像サイズの低減を制御するブロックである。つまり、画像無効検出ブロック25からの画像無効検出信号により画像サイズを低減化し、また患部検出ブロック26からの患部検出信号が入力された場合には画像サイズの低減を抑制する。

【 0 0 6 8 】

この画像サイズ低減ブロック85の出力画像は圧縮ブロック86に入力される。圧縮ブロック86では患部検出ブロック26からのコントロール信号により圧縮率を変化させ、圧縮した画像を図2の通信ブロック17に出力する。つまり、患部検出ブロック26からの患部検出信号が入力された場合には、画像データの圧縮率を低くして、低い圧縮率で圧縮された圧縮データが通信ブロック17に送られるようとする。

通信ブロック17ではこの圧縮データを体外ユニット4へ送信する。

【 0 0 6 9 】

画像無効検出ブロック25は画像が無効（白飛び、黒つぶれ、取得画像が変化していない等）であることを検出するものである。また、患部検出ブロック26は画像データより患部またはその類似物の有無を検出するものである。

また、体外ユニット4から受信したコマンドにより、コントロールブロック19が出力するユーザコントロール信号によっても画像サイズの低減率、圧縮率のコントロールを行うとともに画像無効信号や患部検出信号によるコントロールのon/offの制御を行っている。

【 0 0 7 0 】

図21は処理ブロック15のタイミングチャートを示す。

画像無効検出の場合には、画像サイズを最小にし、かつ圧縮率も最高にする。これにより、送出データ量を最小に抑える。これは、主に撮像ユニット3の状態のモニタをするための最低限の情報を送出するためのものである。

【 0 0 7 1 】

次に無効検出でなく、患部検出でもない場合、すなわち正常部位の場合には、画像サイズ、圧縮率を中程度とする。これは、正常部位の画像を参照用として体外ユニット4へ送出

10

20

30

40

50

を行うためのものである。患部検出がアクティブの場合には患部画像の情報量を増やすために画像サイズの低減をせず、また、圧縮率も低くし最高画質で外部への出力を行う。

【0072】

なお、図20の患部検出ブロック26および画像無効検出ブロック25に関しては第1の実施の形態と同様の構成であるのでその説明を省略する。

図22(A)は本実施の形態における画像サイズ低減ブロック85の構成を示す。

【0073】

画像サイズ低減ブロック85は画像切り出しブロック87、Bit長削減ブロック88、画像縮小ブロック89と各ブロックからの画像を選択するセレクタ90a、90b、90cとから構成され、患部検出信号、画像無効信号及びユーザコントロール信号により元の画像からサイズ低減等のコントロールを行う。10

【0074】

そして、図22(B)に示すように画像無効信号及び患部検出信号による判断結果、具体的には画像無効時、正常部位撮像時、患部検出時に応じて、元の画像からサイズ低減された画像等とをセレクタ90a～90cを介して出力する。

【0075】

例えば画像切り出しブロック87は画像の切り出しにより画角(画像の画素サイズ)を小さくすることにより画素数を減らすものである。

図23は画像切り出しブロック87による画像切り出しの例を示す。この例では、元画像として 640×480 の画素があるものをその中心部のみを切り出し、中央部、具体的には 160×120 の画素の画像として出力する。そして、例えば画像無効信号が画像無効を検出した時には、この切り出した画像を後段側に出力する。画像無効信号が画像無効を検出しない場合には、画像切り出しを行わない元の画像を後段側に出力する。20

【0076】

図22(A)のbit長削減ブロック88は画像のbit長を減らすことにより画像サイズを低減する。

本実施の形態では、例えば8bitの諧調を4bitに減らすことにより、画像のbit長を減らすようにしている。

【0077】

画像縮小ブロック89は画素の間引きを行うものであり、図24にその例を示す。この例では、上部側に示す 640×480 の画像を、その下部側に示すように間引きにより 160×120 の画素に縮小している。通常、単純な画素の間引きでは画質的に問題が生じるため、バイリニア、バイキュービック等のアルゴリズムによる補間と併せて処理を行う。30

【0078】

本実施の形態では、画像が無効であると判断された場合には、撮像ユニット3の状態、すなわち白とび、黒つぶれ、停止のいずれかが発生しているかが判定できるレベルの画像を送出する。この時には、画像切り出し部により画角の一部のみとし、Bit長削減によりBit長を4bitとし、画像は縮小している。

【0079】

次に画像無効と患部の両方とも検出されない場合は、参照用として正常部位の画像を送るため、画像切り出しおよびBit長の削減を停止し、画像縮小のみ行って画像を出力する。40

さらに、患部検出時には、診断用に最高の画質とするためにいずれの画像サイズ低減も行わない。

また、前述の様に体外ユニット4から受信したコマンドによるユーザコントロール信号によっても各ブロックのコントロールを行うことが可能である。

【0080】

以上により必要に応じて画像サイズを低減された画像データは圧縮ブロック86により、圧縮される。本実施の形態では、画像の圧縮にはJPEGを用いるが、JPEGでは圧縮パラメータのテーブルにより圧縮率を任意に変えることが可能である。50

【 0 0 8 1 】

図25は図20における圧縮ブロック86の概略構成を示す。この圧縮ブロック86は、高い、中位の、低い圧縮率でそれぞれ圧縮する高圧縮テーブル91、中圧縮テーブル92、低圧縮テーブル93と、これらから1つを選択するセレクタ94と、選択された圧縮テーブルでJPEG圧縮を行うJPEGブロック95とから構成される。

【 0 0 8 2 】

この様に画像無効検出信号が入力された場合には圧縮テーブルを圧縮率の高いものに切り替え、患部検出信号が入力された場合には圧縮率の低いものに切り替え、どちらも検出されなかった場合には中程度のテーブルを使用する。

【 0 0 8 3 】

また、画像サイズ低減ブロックと同様に体外ユニット4から受信したコマンドによるユーザコントロール信号によってもテーブルのコントロールを行うことが可能である。

【 0 0 8 4 】

以上の様に、本実施の形態によれば、画像の重要性（有効性）の判定結果により画像サイズや圧縮データサイズを切り替え、圧縮や通信時間を短縮することにより消費電力の低減を実現し、かつ、診断時には必要とされる高画質の画像を送出することが可能となる。
また、このように制御することにより不要な画像の場合におけるバッテリ21の電力消費を抑制でき、長い時間の使用が可能となる。

【 0 0 8 5 】

本発明はもちろん各種の変形が可能であり、上述した実施の形態では、画像データの送出間隔のコントロールと送出データサイズのコントロールをそれぞれ分けて行っているが、これらを組み合わせて使用することも可能である。

【 0 0 8 6 】

また、患部の検出に当たり所望の色を有する領域が所定の大きさを有するかどうかの検出を行い、上述した記載の方式と組み合わせて使用すること等の応用が考えられ、これらの場合も本発明に属する。

【 0 0 8 7 】**[付記]**

1. 撮像ユニットにより体内画像の撮像を行い、体外ユニットに画像を無線伝送する内視鏡撮像装置において、

撮像ユニットは、

画像を取り込む撮像手段と、前記撮像手段により取得された画像を複数の送出レートで体外ユニットに送出するデータ送出手段と、前記画像より所定の特徴量を検出する特徴量検出手段と、前記特徴量検出手段の出力から画像の有効性を判定する判定手段を有し、前記データ送出手段は前記判定手段が出力する判定結果に応じてデータ送出レートをコントロールすることを特徴とする内視鏡撮像装置。

【 0 0 8 8 】

2. 撮像ユニットにより体内画像の撮像を行い、体外ユニットに画像を無線伝送する内視鏡撮像装置において、

撮像ユニットは、

画像を取り込む撮像手段と、前記撮像手段により取得された画像に対し複数の比率でデータ量を低減する処理を行うデータ処理手段と、前記データ処理手段により処理されたデータを体外ユニットに送出するデータ送出手段と、前記画像より所定の特徴量を検出する特徴量検出手段と、前記特徴量から画像の有効性を判定する判定手段を有し、前記データ処理手段は、前記判定手段が出力する判定結果に応じてデータ量低減率をコントロールすることを特徴とする内視鏡撮像装置。

【 0 0 8 9 】

3. 前記判定手段は、画像が無効であるか有効であるかを判定する無効判定手段と、画像が注目画像であるか否かを判定する注目画像判定手段を有し、

それぞれの判定結果の組み合わせから画像の有効性を複数段階で判定し、判定結果を出力

10

20

30

40

50

することを特徴とする付記第1項および第2項の内視鏡撮像装置。

4. 前記特徴量検出手段は、特徴量として画像中の特定の色を持つ画素の数量を検出する画素数検出手段を有し、

前記判定手段は前記特定色画素の数量が所定の閾値以上である場合に画像を有効とすることを特徴とする付記第1項および第2項の内視鏡撮像装置。

【0090】

5. 前記特徴量検出手段は、画像中の特定の色を持つ画素の数量を検出する画素数検出手段と、前記検出された画素数を蓄積する画素数蓄積手段と、前記画素数蓄積手段に蓄積された過去の画素数と現在の画素数を比較演算し、特徴量として画素数の変化量を出力する画素数比較演算手段を有し、

前記判定手段は前記画素数の変化量が所定の閾値以上である場合に画像を有効とすることを特徴とする付記第1項および第2項の内視鏡撮像装置。

6. 前記特徴量検出手段は、画像中の色分布の特性を検出する色分布検出手段と、検出された色分布と所定の色分布とを比較演算し、特徴量として色分布の誤差を出力する色分布比較演算手段を有し、

前記判定手段は前記色分布の誤差が所定の閾値以下である場合に画像を有効とすることを特徴とする付記第1項および第2項の内視鏡撮像装置。

【0091】

7. 前記特徴量検出手段は、特徴量として画像中の輝度値の平均値を検出する輝度平均値演算手段を有し、

前記判定手段は前記輝度平均値が所定の範囲内である場合に画像を有効とすることを特徴とする付記第1項および第2項の内視鏡撮像装置。

8. 前記特徴量検出手段は、画像中の輝度値の平均値を検出する輝度平均値演算手段と、前記輝度平均値を蓄積する輝度平均値蓄積手段と、前記輝度平均値蓄積手段に蓄積された過去の輝度平均値と現在の輝度平均値を比較演算し、特徴量として輝度平均値の変化量を出力する輝度平均値比較演算手段を有し、

前記判定手段は輝度平均値の変化量が所定の閾値以上である場合に画像を有効とすることを特徴とする付記第1項および第2項の内視鏡撮像装置。

【0092】

9. 前記特徴量検出手段は、撮像された画像を蓄積する画像蓄積手段と、前記画像蓄積手段に蓄積された過去の画像データと現在の画像データの差分を演算し、特徴量として出力する画像データ差分演算手段を有し、

前記判定手段は差分が所定の値以上となる場合に画像を有効と判定することを特徴とする付記第1項および第2項の内視鏡撮像装置。

10. 前記データ処理手段は、画像データを複数の縮小率で縮小する画像縮小手段を有することを特徴とする付記第2項の内視鏡撮像装置。

【0093】

11. 前記データ処理手段は、画像データのbit長を複数の長さに切り替えるbit長調整手段を有することを特徴とする付記第2項の内視鏡撮像装置。

12. 前記データ処理手段は、画像データの一部を切り出して出力する画像切り出し手段を有することを特徴とする付記第2項の内視鏡撮像装置。

13. 前記データ処理手段は、画像データを複数の圧縮率で圧縮する圧縮手段を有することを特徴とする付記第2項の内視鏡撮像装置。

【0094】

14. 撮像ユニットにより体内画像の撮像を行い、体外ユニットに画像を無線伝送する内視鏡撮像装置において、

撮像ユニットは、

画像を取り込む撮像手段と、前記撮像手段により取得された画像を圧縮する圧縮手段と、前記圧縮手段により圧縮されたデータを複数の送出レートで体外ユニットに送出するデータ送出手段と、前記圧縮手段により圧縮したデータサイズを所定の閾値と比較し画像の有

10

20

30

40

50

効性を判定する判定手段を有し、

前記データ送出手段は、前記判定手段が出力する判定結果に応じてデータ送出レートをコントロールすることを特徴とする内視鏡撮像装置。

【0095】

15. 撮像ユニットにより体内画像の撮像を行い、体外ユニットに画像を無線伝送する内視鏡撮像装置において、

撮像ユニットは、

画像を取り込む撮像手段と、前記撮像手段により取得された画像を圧縮する圧縮手段と、前記圧縮手段により圧縮されたデータを複数の送出レートで体外ユニットに送出するデータ送出手段と、前記圧縮手段により圧縮したデータサイズを蓄積する圧縮データサイズ蓄積手段と、前記圧縮データサイズ蓄積手段に蓄積した過去の圧縮データサイズと現在の圧縮データサイズの差分を演算する圧縮データサイズ差分演算手段と、前記圧縮データサイズの差分と所定の閾値を比較し画像の有効性を判定する判定手段を有し、

前記データ送出手段は、前記判定手段が出力する判定結果に応じてデータ送出レートをコントロールすることを特徴とする内視鏡撮像装置。

【0096】

16. 撮像ユニットは、

体外ユニットからの複数種類のコマンドを受信するコマンド受信手段を有し、前記データ送出手段は、前記コマンド受信手段の受信したコマンドによりデータ送出レートをコントロールし、また、前記コマンド受信手段の受信した別のコマンドにより前記判定手段によるデータ送出レートのコントロールを無効にすることを特徴とする付記第1項および第14項および第15項の内視鏡撮像装置。

17. 撮像ユニットは、

体外ユニットからの複数種類のコマンドを受信するコマンド受信手段を有し、前記データ処理手段は、前記コマンド受信手段の受信したコマンドによりデータ量低減率をコントロールし、また、前記コマンド受信手段の受信した別のコマンドにより前記判定手段によるデータ量低減率のコントロールを無効にすることを特徴とする付記第2項の内視鏡撮像装置。

【0097】

18. 撮像ユニットにより体内画像の撮像を行い、体外ユニットに画像を無線伝送する内視鏡撮像装置において、

撮像ユニットは、

画像を取り込む撮像手段と、前記撮像手段により取得された画像を格納する記憶手段と、前記記憶手段から画像を読み出し、所定の処理を行う処理手段を有し、

画像を格納する時には、前記記憶手段は前記撮像手段と同一の高速クロックで動作し、画像を処理するときには、前記記憶手段は前記処理手段と同一の低速クロックで動作することを特徴とする内視鏡撮像装置。

(その効果) 動作率の低い格納時には高速クロックを用い、動作率の高い処理時は低速クロックを用いることにより低消費電力化できる。

【0098】

【発明の効果】

以上説明したように本発明によれば、撮像ユニットにより体内画像の撮像を行い、体外ユニットに画像を無線伝送する内視鏡撮像装置において、

撮像ユニットは、

画像を取り込む撮像手段と、

前記撮像手段により取得された画像を複数の送出レートで体外ユニットに送出するデータ送出手段と、

前記画像より所定の特徴量を検出する特徴量検出手段と、

前記特徴量検出手段の出力から画像の有効性を判定する判定手段とを有し、

前記データ送出手段は前記判定手段が出力する判定結果に応じてデータ送出レートをコン

10

20

40

50

トロールするようにしているので、撮像ユニット内にセンサを設けることを不要にして、体外ユニット側への画像の伝送量を適切に値に制御できる。

【図面の簡単な説明】

【図 1】第 1 の実施の形態のシステム概要図。

【図 2】撮像ユニットの概略の構成を示すブロック図。

【図 3】撮像ユニットの動作タイミングチャート図。

【図 4】図 2 における処理ブロックの構成を示すブロック図。

【図 5】処理ブロックのタイミングチャート図。

【図 6】図 4 における画像無効検出ブロックの構成を示すブロック図。

10

【図 7】図 6 における輝度範囲検出ブロックの構成を示すブロック図。

【図 8】図 6 における画像変化検出ブロックの構成を示すブロック図。

【図 9】変形例の画像変化検出ブロックの構成を示すブロック図。

【図 10】図 4 における患部検出ブロックの構成を示すブロック図。

【図 11】図 10 における特定色検出ブロックの構成を示すブロック図。

【図 12】図 10 における特定色変化検出ブロックの構成を示すブロック図。

【図 13】図 10 の色分布特性検出ブロックの構成を示すブロック図。

【図 14】正常部位および変色部位の色相および彩度例を示す図。

【図 15】色空間変換ブロックの構成を示すブロック図。

【図 16】図 13 における色相ヒストグラム算出ブロックの構成を示すブロック図。

20

【図 17】図 16 におけるヒストグラムメモリ動作図。

【図 18】図 13 における色相分布特性検出ブロックの構成を示すブロック図。

【図 19】色相分布特性検出ブロックの動作説明図。

【図 20】本発明の第 2 の実施の形態における処理ブロックの構成を示すブロック図。

【図 21】処理ブロックのタイミングチャート図。

【図 22】画像サイズ低減ブロックの構成を示すブロック図。

【図 23】画像切り出しブロック動作説明図。

【図 24】画像縮小の説明図。

【図 25】圧縮ブロックの構成を示すブロック図。

【符号の説明】

1 … 内視鏡撮像装置（システム）

30

2 … 人体

3 … 撮像ユニット

4 … 対外ユニット

5 … 密閉容器

7 … 通信ブロック

8 … 画像蓄積ブロック

9 … モニタ

1 1 … 光学系

1 2 … 撮像素子

1 3 … 撮像ブロック

1 4 … 画像メモリ

1 5 … 処理ブロック

1 6 … データメモリ

1 7 … 通信ブロック

1 8 … 分周ブロック

1 9 … コントロールブロック

2 0 … クロックセレクタ

2 1 … バッテリ

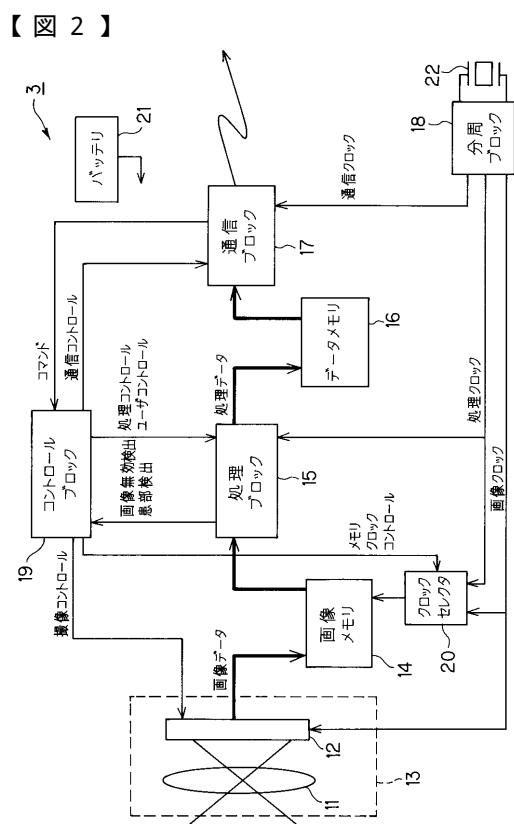
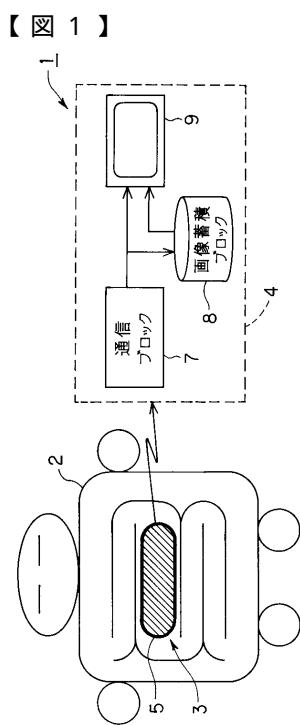
2 4 … 圧縮ブロック

2 5 … 画像無効検出ブロック

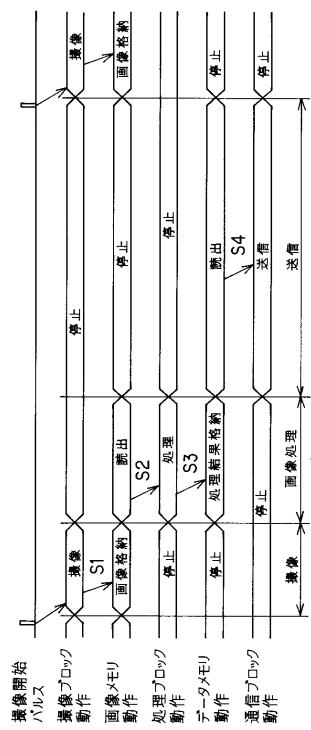
40

50

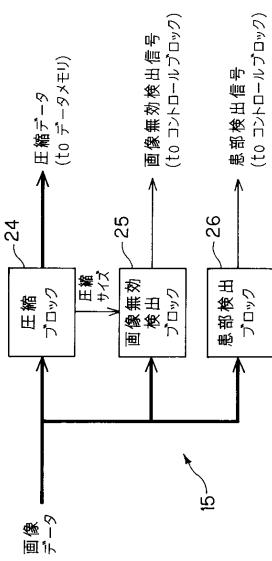
- 2 6 ... 患部検出ブロック
- 2 7 ... 輝度範囲検出ブロック
- 2 8 ... 画像変化検出ブロック
- 2 9 ... 画像圧縮サイズ比較ブロック
- 4 6 ... 特定色検出ブロック
- 4 7 ... 色分布特性検出ブロック
- 4 8 ... 特定色変化検出ブロック



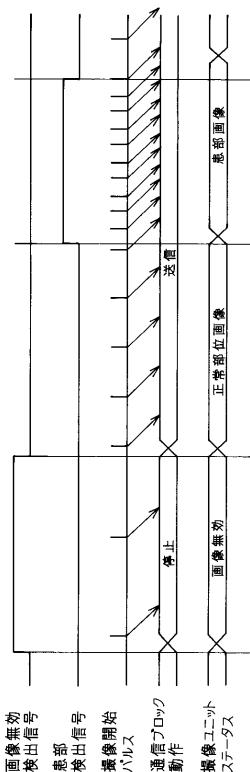
【図3】



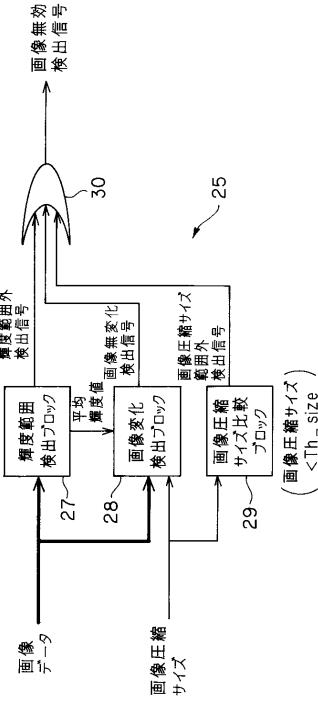
【図4】



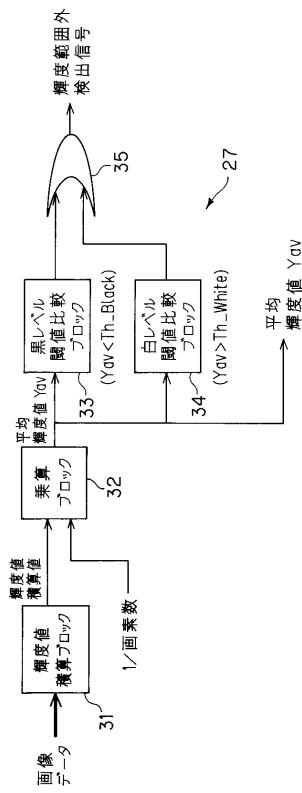
【図5】



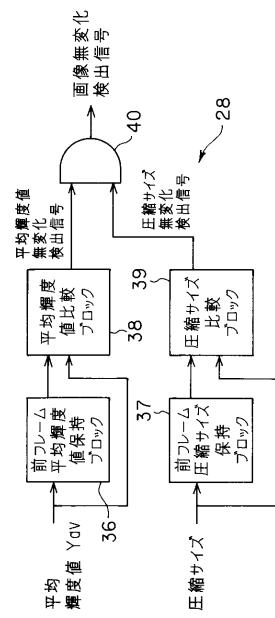
【図6】



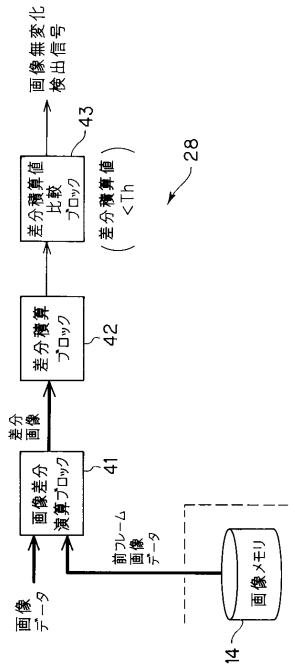
【図7】



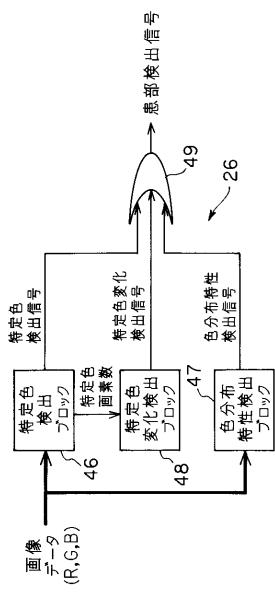
【図8】



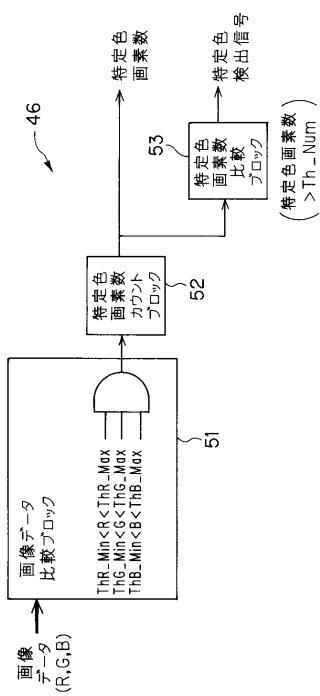
【図9】



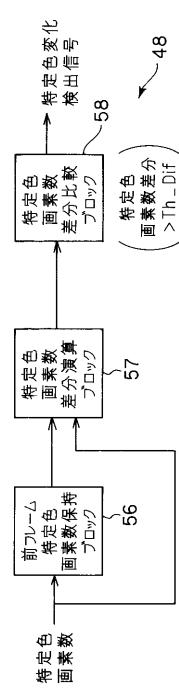
【図10】



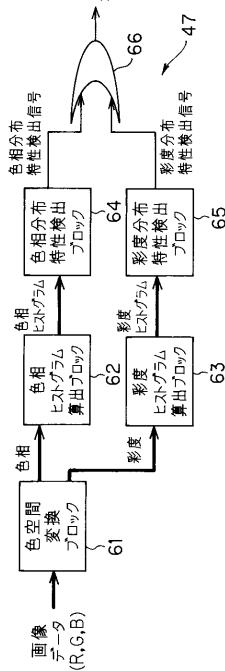
【図 1 1】



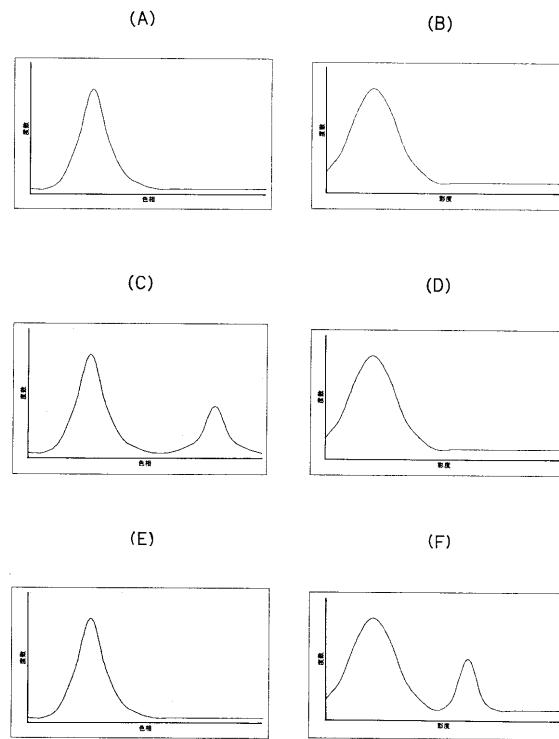
【図 1 2】



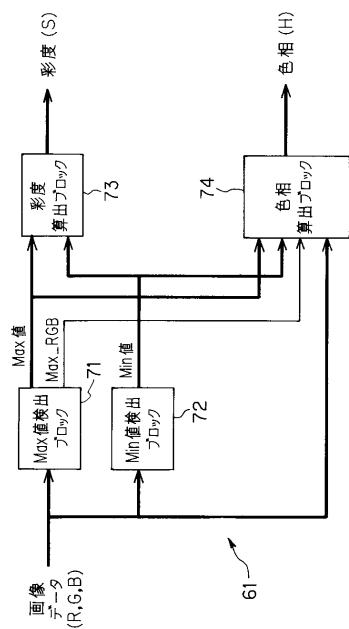
【図 1 3】



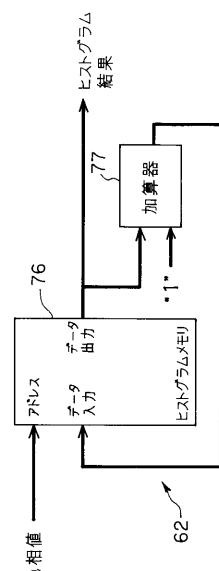
【図 1 4】



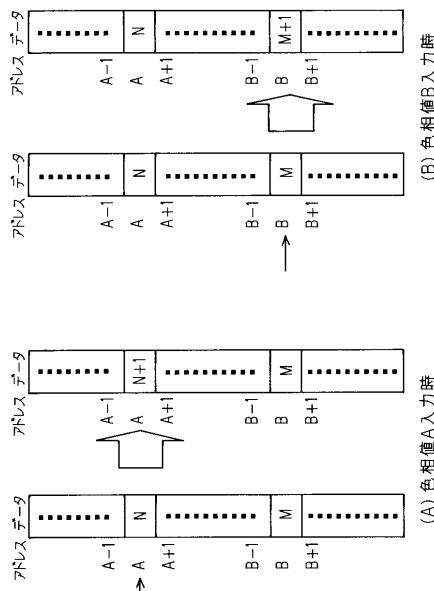
【図 1 5】



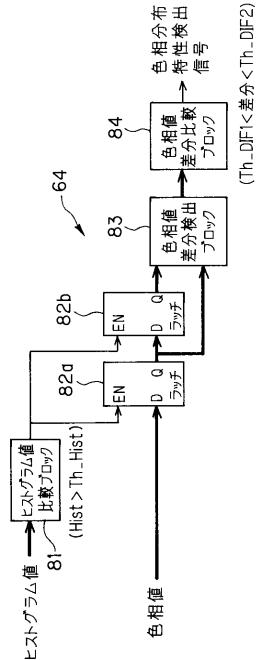
【図 1 6】



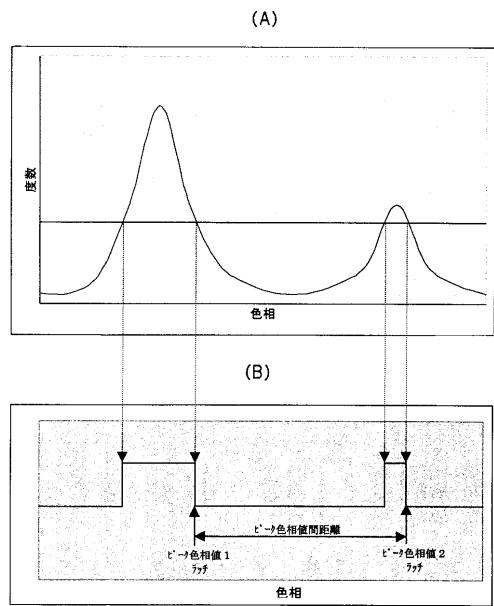
【図 1 7】



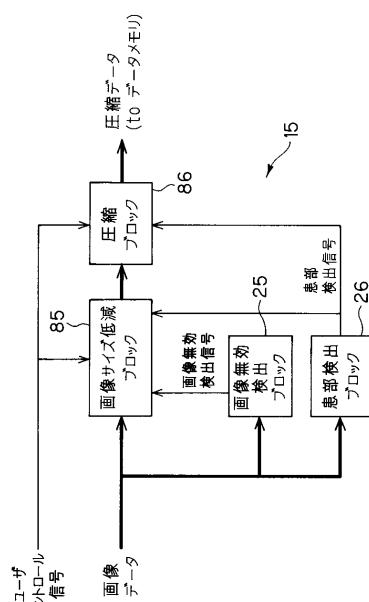
【図 1 8】



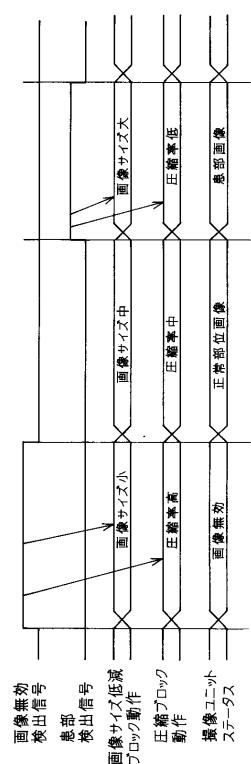
【図19】



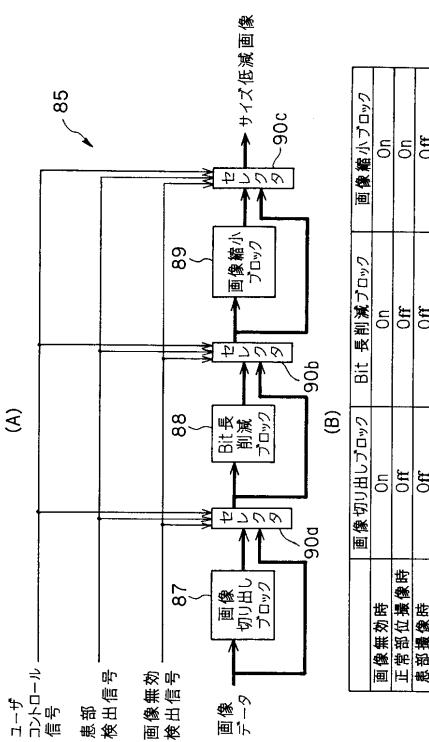
【図20】



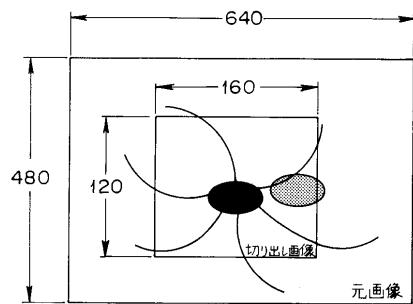
【図21】



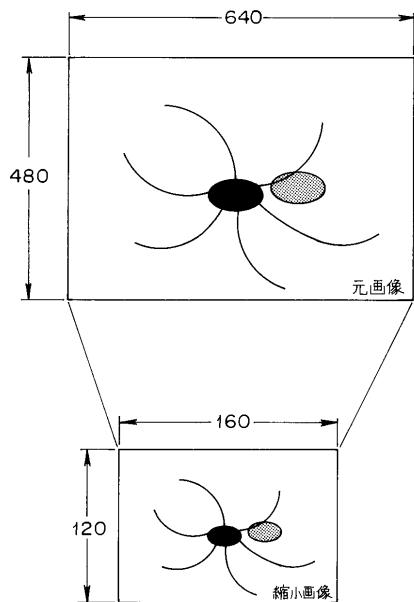
【図22】



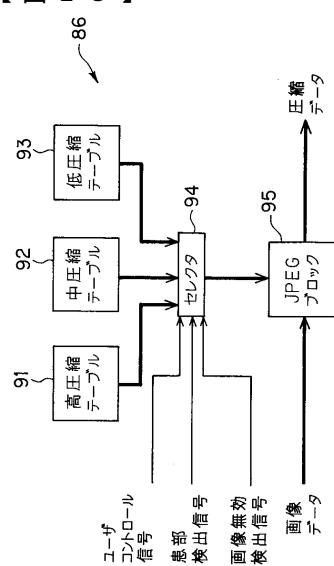
【図23】



【図24】



【図25】



フロントページの続き

F ターム(参考) 4C061 AA01 AA04 BB02 CC06 HH54 JJ17 JJ19 LL01 MM02 NN03
NN05 SS14 SS21 TT01 TT05 UU06 UU09 UU10 WW08 WW09

专利名称(译)	内窥镜成像装置		
公开(公告)号	JP2004154176A	公开(公告)日	2004-06-03
申请号	JP2002320239	申请日	2002-11-01
[标]申请(专利权)人(译)	奥林巴斯株式会社		
申请(专利权)人(译)	奥林巴斯公司		
[标]发明人	穗満政敏 古藤田薰 東基雄		
发明人	穗満 政敏 古藤田 薫 東 基雄		
IPC分类号	A61B1/04 A61B1/00		
F1分类号	A61B1/04.362.J A61B1/04.372 A61B1/00.320.B A61B1/00.C A61B1/00.610 A61B1/00.680 A61B1/00.682 A61B1/045.613 A61B1/045.616 A61B1/05		
F-TERM分类号	4C061/AA01 4C061/AA04 4C061/BB02 4C061/CC06 4C061/HH54 4C061/JJ17 4C061/JJ19 4C061/LL01 4C061/MM02 4C061/NN03 4C061/NN05 4C061/SS14 4C061/SS21 4C061/TT01 4C061/TT05 4C061/UU06 4C061/UU09 4C061/UU10 4C061/WW08 4C061/WW09 4C161/AA01 4C161/AA04 4C161/BB02 4C161/CC06 4C161/DD07 4C161/HH54 4C161/JJ17 4C161/JJ19 4C161/LL01 4C161/MM02 4C161/NN03 4C161/NN05 4C161/SS14 4C161/SS21 4C161/TT01 4C161/TT05 4C161/TT15 4C161/UU06 4C161/UU07 4C161/UU09 4C161/UU10 4C161/WW08 4C161/WW09 4C161/WW19		
代理人(译)	伊藤 进		
其他公开文献	JP4583704B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

解决的问题：提供一种内窥镜图像拾取装置，其能够在图像拾取单元中不设置传感器的情况下，适当地控制向外部单元侧的图像传输量。用于检查身体内部的图像拾取单元(3)在处理块(15)中检测由图像拾取块(13)捕获的图像中的预定特征量，并检测该检测值的图像值。在诸如患病部位的目标图像的情况下，提供用于确定有效性的确定装置，并且将确定结果发送到控制块19，并且控制块19根据确定结果可变地控制成像的时间间隔。提高了到体外单元的图像传输速率，并且执行控制以降低效率低的图像的情况下的图像传输速率，从而可以将图像正确地传输到体外单元侧和电池。现在可以通过21减少不必要的功耗。[选择图]图2

