

(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2010-240000

(P2010-240000A)

(43) 公開日 平成22年10月28日(2010.10.28)

(51) Int.Cl.	F I	テーマコード (参考)
A 6 1 B 1/00 (2006.01)	A 6 1 B 1/00 3 2 0 B	4 C 0 6 1
H 0 4 N 7/18 (2006.01)	H 0 4 N 7/18 M	5 C 0 5 4

審査請求 未請求 請求項の数 12 O L (全 15 頁)

(21) 出願番号	特願2009-88810 (P2009-88810)	(71) 出願人	000113263
(22) 出願日	平成21年4月1日(2009.4.1)		H O Y A 株式会社
			東京都新宿区中落合2丁目7番5号
		(74) 代理人	100078880
			弁理士 松岡 修平
		(74) 代理人	100148895
			荒木 佳幸
		(72) 発明者	石和 淳子
			東京都新宿区中落合2丁目7番5号 H O
			Y A 株式会社内
		Fターム(参考)	4C061 AA01 AA04 BB02 CC06 JJ19
			NN10 SS21 SS23 UU06 WW04
			YY12
			5C054 FD03 FE11 GA04 HA12

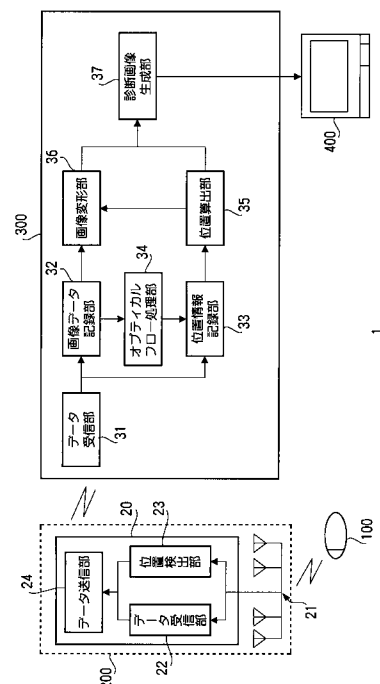
(54) 【発明の名称】 画像処理装置、画像処理方法、およびシステム

(57) 【要約】

【課題】 内視鏡における処理の負荷を軽減すると共に、診断に適した画像を提供することが可能な画像処理装置、方法およびシステムを提供することを目的とする。

【解決手段】 内視鏡により撮影された内視鏡画像を用いて診断用画像を生成する診断画像生成手段と、内視鏡画像の特徴パラメータを算出する特徴パラメータ算出手段と、特徴パラメータに基づいて、内視鏡画像の優先順位を決定する優先順位決定手段と、を備え、診断画像生成手段は、複数の内視鏡画像が重複する場合には、優先順位の最も高い内視鏡画像を用いて診断用画像を生成することを特徴とする画像処理装置が提供される。

【選択図】 図2



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

内視鏡により撮影された内視鏡画像を処理するための画像処理装置であって、
前記内視鏡画像を用いて診断用画像を生成する診断画像生成手段と、
前記内視鏡画像の特徴パラメータを算出する特徴パラメータ算出手段と、
前記特徴パラメータに基づいて、前記内視鏡画像の優先順位を決定する優先順位決定手段と、を備え、

前記診断画像生成手段は、複数の内視鏡画像が重複する場合には、前記優先順位の最も高い内視鏡画像を用いて前記診断用画像を生成することを特徴とする画像処理装置。

【請求項 2】

前記画像処理装置は、
前記内視鏡の位置情報を取得する位置情報取得手段と、
前記内視鏡の位置情報に基づいて、前記内視鏡画像の位置を算出する画像位置算出手段と、を更に備え、

前記診断画像生成手段は、前記画像位置算出手段で算出された位置に基づいて、前記内視鏡画像を用いて診断用画像を生成することを特徴とする請求項 1 に記載の画像処理装置。

【請求項 3】

前記画像処理装置は、前記内視鏡画像を前記診断画像の生成に適した画像へと変形する画像変形手段を更に備えることを特徴とする請求項 1 または請求項 2 に記載の画像処理装置。

【請求項 4】

前記画像変形手段は、前記内視鏡画像を複数の領域に分割し、該分割した画像それぞれを前記診断画像の生成に適した画像へと変形することを特徴とする請求項 3 に記載の画像処理装置。

【請求項 5】

前記位置情報は、前記内視鏡が備える加速度センサ、前記内視鏡と通信を行う複数のアンテナにおける信号の受信強度、もしくは前記内視鏡画像に基づくオプティカルフローの少なくともいずれか一つに基づいて取得されることを特徴とする請求項 2 から請求項 4 のいずれかに記載の画像処理装置。

【請求項 6】

前記位置情報は、前記内視鏡が備える加速度センサ、前記内視鏡と通信を行う複数のアンテナにおける信号の受信強度、および前記内視鏡画像に基づくオプティカルフローに基づいて得られた位置情報の平均値を求めることで取得されることを特徴とする請求項 2 から請求項 4 のいずれかに記載の画像処理装置。

【請求項 7】

前記特徴パラメータは、前記内視鏡画像の明度、彩度、赤色度、または輪郭の少なくともいずれか 1 つに基づいて算出されることを特徴とする請求項 1 から請求項 6 のいずれかに記載の画像処理装置。

【請求項 8】

前記画像処理装置は、診断者による入力を受け付ける入力手段を更に備え、
前記特徴パラメータ算出手段は、前記入力手段によって入力された情報に従って、前記特徴パラメータの算出を行うことを特徴とする請求項 1 から請求項 7 のいずれかに記載の画像処理装置。

【請求項 9】

前記特徴パラメータ算出手段、および前記優先順位決定手段における処理は、複数の内視鏡画像が重複する場合に、該重複する部分の画像に対してのみ行われることを特徴とする請求項 1 から請求項 8 のいずれかに記載の画像処理装置。

【請求項 10】

前記診断画像生成手段は、複数の前記内視鏡画像を、体腔内部位の 3D モデルに貼付け

10

20

30

40

50

て診断用画像を生成することを特徴とする請求項 1 から請求項 9 のいずれかに記載の画像処理装置。

【請求項 1 1】

内視鏡により撮影された内視鏡画像の処理を行う画像処理装置によって実行される画像処理方法であって、

前記内視鏡画像の特徴パラメータを算出する特徴パラメータ算出ステップと、

前記特徴パラメータに基づいて、前記内視鏡画像の優先順位を決定する優先順位決定ステップと、

複数の前記内視鏡画像が重複する場合には、前記優先順位の高い内視鏡画像を用いて診断用画像を生成する診断用画像生成ステップと、を備えることを特徴とする画像処理方法。

10

【請求項 1 2】

体腔内の撮影を行うカプセル内視鏡と、

請求項 1 から請求項 1 0 のいずれかに記載の画像処理装置と、

前記画像処理装置によって生成された診断用画像を表示する表示装置と、からなることを特徴とするカプセル内視鏡システム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0 0 0 1】

本発明は、画像処理装置、画像処理方法、およびシステムに関し、特に医療用内視鏡によって撮影された画像の処理装置、方法およびシステムに関する。

20

【背景技術】

【0 0 0 2】

患者の体腔内を診断又は治療するために、先端部に CCD などの固体撮像素子を備えた電子内視鏡と、固体撮像素子により生成された画像信号を処理してモニタに出力する電子内視鏡用プロセッサとを備えた電子内視鏡システムが広く知られており、実用に供されている。また、近年、電子内視鏡の挿入部を咽喉部に差し込まれることに因る患者の苦痛を無くすために、患者が嚥下することにより被検者の体腔内（消化管内）に導入されるカプセル内視鏡と、患者の体外に配置される体外受信装置とからなるカプセル内視鏡システムが開発されている。

30

【0 0 0 3】

このようなカプセル内視鏡システムで用いられるカプセル内視鏡は、カプセル型の容器内に、体腔内の画像を撮影するための小型のイメージセンサや光源、およびそれらの電源となる電池を備えている。また、カプセル内視鏡は、その移動を制御するためのケーブル等は備えておらず、患者によって嚥下された後は、撮影を行いながら体内を流動し排出される。このようなカプセル内視鏡では、嚥下されてから排出されるまでの間に、例えば、2 フレーム / 秒の撮影間隔で約 8 時間分の画像を撮影することができる。そして、カプセル内視鏡によって撮影された画像は、随時、患者の体外の受信装置に無線で送信され、受信装置が備えるメモリに記憶される。その後、カプセル内視鏡による撮影が終了すると、画像処理装置によって、受信装置のメモリに記憶された画像に所定の画像処理が行われる。そして、処理された画像がモニタに表示され、診断者による観察が行なわれる。

40

【0 0 0 4】

このとき、診断者によってカプセル内視鏡で撮像された 8 時間分の画像を全て確認しようとすると、多大な時間と労力がかかってしまう。具体的には、上述のように 2 フレーム / 秒のフレームレートによる撮影が行われた場合には 5 7 6 0 0 枚もの画像を確認しなければならず、診断者にかかる負担が大きいといった問題があった。この問題を解決するため、従来より、カプセル内視鏡によって撮像された画像から病変部を含む画像のみを抽出してモニタに表示させるなど、診断者が診断しやすい画像を生成して提供するための種々の画像処理方法や画像処理装置が提案されている。このような画像処理方法の一例が、特許文献 1 に記載される。

50

【 0 0 0 5 】

特許文献 1 は、カプセル内視鏡と、カプセル内視鏡により撮像された画像を記憶するための受信装置と、画像処理を行う P C とからなるカプセル内視鏡システムに関する。特許文献 1 に記載されるカプセル内視鏡システムでは、カプセル内視鏡によって撮影された画像を、アンテナの受信強度に基づいて検出した位置情報やパターン情報に基づいてつなぎ合わせ、体腔内の該当部位の輪郭図と共に表示させることで、診断者が容易に体腔内の状態を診断できるようにしている。また、当該カプセル内視鏡システムでは、位置情報に基づいて、カプセル内視鏡の移動速度が遅い部分では撮影のフレームレート下げ、早い部分ではフレームレートを上げるという処理が行われる。このようにフレームレートを制御することにより、カプセル内視鏡によって撮影される画像における前のフレームと次のフレームとの画像の重なり量を調整し、滑らかな画像を作成できるようになっている。

10

【 先行技術文献 】

【 特許文献 】

【 0 0 0 6 】

【 特許文献 1 】 特開 2 0 0 7 - 2 3 6 7 0 0 号 公 報

【 発明の概要 】

【 発明が解決しようとする課題 】

【 0 0 0 7 】

しかしながら、特許文献 1 のカプセル内視鏡のように、位置情報に応じてフレームレートの変更を行う場合は、カプセル内視鏡の C P U において複雑な制御が必要となり、C P U に対して大きな負荷をかけてしまうといった問題がある。特にカプセル内視鏡の場合には、小型の C P U を用いて制御を行う必要があるため、C P U における処理には限界がある。

20

【 0 0 0 8 】

また、特許文献 1 のカプセル内視鏡システムで行われる画像処理では、画像の重なり部分を位置情報やパターン画像から見出す構成となっているが、重なり部分の画像をどのように表示するかについては記載されていない。体腔壁の同じ位置を撮影した画像であっても、体腔内の蠕動運動などにより病変部の見え方が異なる場合がある。そのため、重なり部分が適切に表示されないことにより、病変部を見逃してしまう恐れがある。

【 0 0 0 9 】

30

そこで、本発明は上記事情に鑑みてなされたものであり、内視鏡における処理の負荷を軽減すると共に、診断に適した画像を提供することが可能な画像処理装置、方法およびシステムを提供することを目的とする。

【 課題を解決するための手段 】

【 0 0 1 0 】

上記の課題を解決するため、本発明により、内視鏡により撮影された内視鏡画像を用いて診断用画像を生成する診断画像生成手段と、内視鏡画像の特徴パラメータを算出する特徴パラメータ算出手段と、特徴パラメータに基づいて、内視鏡画像の優先順位を決定する優先順位決定手段と、を備える画像処理装置が提供される。また、当該画像処理装置における診断画像生成手段は、複数の内視鏡画像が重複する場合には、優先順位の最も高い内視鏡画像を用いて前記診断用画像を生成することを特徴とする。

40

【 0 0 1 1 】

このように構成することにより、複数の内視鏡画像が重複する場合には、内視鏡画像における特徴パラメータに基づく優先順位に従って診断画像が生成される。これにより、特徴部を発見するための情報が多い、またはより特徴部を多く含む、優先順位の高い画像が他の画像と重複することによって隠れてしまうことを防ぐことができる。そして、このように体内における特徴部を適切に表示させた診断用画像を提供することにより、診断にかかる時間や労力を軽減することが可能となる。

【 0 0 1 2 】

また、上記画像処理装置は、内視鏡の位置情報を取得する位置情報取得手段と、内視鏡

50

の位置情報に基づいて、内視鏡画像の位置を算出する画像位置算出手段と、を更に備える構成としても良い。さらに、この場合、診断画像生成手段は、画像位置算出手段で算出された位置に基づいて、内視鏡画像を用いて診断用画像を生成する。

【0013】

このように構成することにより、時系列で撮影された内視鏡画像から、時間ではなく内視鏡の位置に基づいた診断画像を生成することができる。これにより、診断者は、時系列に画像を確認する必要がなく、時間に縛られることなく、位置に基づいて内視鏡画像を観察することが可能となり、診断に係る負担を軽減することができる。

【0014】

また、上記画像処理装置は、内視鏡画像を診断画像の生成に適した画像へと変形する画像変形手段を更に備える構成としても良い。このように構成することにより、様々な角度から撮影された画像を診断用画像に適した画像へと統一させることが可能となり、より適切な診断用画像を提供することが可能となる。

10

【0015】

また、上記画像変形手段は、内視鏡画像を複数の領域に分割し、該分割した画像それぞれを診断画像の生成に適した画像へと変形しても良い。このように構成することにより、画像の変形作業を容易に行うことが可能となる。

【0016】

また、上記位置情報は、内視鏡が備える加速度センサ、内視鏡画像を受信する複数のアンテナにおける信号の受信強度、もしくは内視鏡画像に基づくオプティカルフローの少なくともいずれか一つに基づいて求められても良い。もしくは、上記位置情報は、内視鏡が備える加速度センサ、内視鏡画像を受信する複数のアンテナにおける信号の受信強度、および内視鏡画像に基づくオプティカルフローに基づいて求められた位置情報の平均値であっても良い。このように構成することにより、内視鏡の位置検出精度をより向上させることが可能となる。

20

【0017】

また、上記特徴パラメータは、内視鏡画像の明度、彩度、赤色度、または輪郭の少なくともいずれか一つに基づいて算出されても良い。このように構成することにより、病変部であると推測される部分を含む画像であるか否かを、特徴パラメータに基づいて判断することが可能となる。

30

【0018】

また、上記画像処理装置は、診断者による入力を受け付ける入力手段を更に備えても良い。そして、特徴パラメータ算出手段は、入力手段によって入力された情報に従って、特徴パラメータの算出を行っても良い。これにより、診断者が所望する特徴を備えた診断用画像を提供することが可能となり、診断者の負担を更に軽減することが可能となる。

【0019】

また、上記特徴パラメータ算出手段、および優先順位決定手段における処理は、複数の内視鏡画像が重複する場合に、重複する部分のみに対して行われても良い。これにより、重複する部分における画像の特徴の有無をより反映した診断用画像を提供することが可能となる。

40

【0020】

また、上記診断画像生成手段は、複数の前記内視鏡画像を、体腔内部の3Dモデルに貼付けて診断用画像を生成しても良い。このように構成することで、診断者が容易に体内の部位の状況を確認することができ、診断の負担を軽減することが可能となる。

【0021】

また、本発明により内視鏡画像の特徴パラメータを算出する特徴パラメータ算出ステップと、特徴パラメータに基づいて、内視鏡画像の優先順位を決定する優先順位決定ステップと、複数の内視鏡画像が重複する場合には、優先順位の高い内視鏡画像を用いて診断用画像を生成する診断用画像生成ステップと、を備える、内視鏡により撮影された内視鏡画像の処理を行う画像処理装置によって実行される画像処理方法が提供される。

50

【 0 0 2 2 】

さらに本発明により、体腔内の撮影を行うカプセル内視鏡と、上記いずれかの画像処理装置と、画像処理装置によって生成された診断用画像を表示する表示装置と、からなるカプセル内視鏡システムが提供される。

【 0 0 2 3 】

上記画像処理方法およびカプセル内視鏡システムによっても、上記画像処理装置と同様の効果を得ることができる。

【 発明の効果 】

【 0 0 2 4 】

したがって、本発明によれば、内視鏡における処理の負荷を増加させることなく、複数の内視鏡画像が重複する場合には、特徴を多く備えた内視鏡画像を用いて診断用画像を生成することができる。これにより、診断者が診断画像に基づいて容易に診断を行うことができ、また病変部の見逃しを減らすことも可能となる。

【 図面の簡単な説明 】

【 0 0 2 5 】

【 図 1 】 本発明のカプセル内視鏡システムの概略構成を示す図である。

【 図 2 】 本発明の受信装置および画像処理装置の概略構成を示す図である。

【 図 3 】 画像処理装置の位置算出部における画像の貼付位置算出処理を示すフローチャートである。

【 図 4 】 貼付位置算出処理における画像の貼付位置算出方法を説明するための図である。

【 図 5 】 診断画像生成部における診断画像生成処理を示すフローチャートである。

【 発明を実施するための形態 】

【 0 0 2 6 】

以下、図面を参照して、本発明の実施形態について説明する。図 1 は、本発明が適用されるカプセル内視鏡システム 1 の概略構成を示す図である。図 1 に示すように、カプセル内視鏡システム 1 は、患者の体内に導入されるカプセル内視鏡 100、体外に配置され、カプセル内視鏡 100 により撮影された画像のデータを受信する受信装置 200、受信装置 200 から該画像データを受信し、該画像データに対して画像処理を行う画像処理装置 300、および画像処理装置 300 によって処理された画像を表示するモニタ 400 から構成される。

【 0 0 2 7 】

カプセル内視鏡 100 は、両端面が半球状で中央部が円筒状の形状を有する外装内に、体腔内の画像を撮影するための対物光学系 11、複数の光源 12 および撮像部 13、体外の受信装置 200 へ図示しないアンテナを介して画像データを送信するためのデータ送信部 16、各部に電力を供給するための電池 17、ならびに各部を制御するための制御部 15 を備えている。また、本実施形態のカプセル内視鏡 100 は、体内におけるカプセル内視鏡 100 の位置を検出するための様々なセンサを含むセンサ部 14 を備えている。

【 0 0 2 8 】

ここで、センサ部 14 には、カプセル内視鏡 100 の直線移動量や回転量を検出するための加速度センサ、体内の各部位における PH 値を検出するための PH センサ、およびカプセル内視鏡 100 が体腔内に導入されてからの経過時間を計測するタイマーなどが含まれる。また、本実施形態では、カプセル内視鏡 100 の空間的な位置を検出するために X 軸、Y 軸、Z 軸における直線移動量および回転量を検出可能な三軸の加速度センサが用いられる。また、直線移動量および回転量を検出するセンサとしては、加速度センサ以外にもジャイロセンサなどを用いることも可能である。さらに、その他にも、例えば体腔内における圧力を検出するための圧力センサなど、様々なセンサをセンサ部 14 に備えても良い。

【 0 0 2 9 】

カプセル内視鏡 100 が患者によって嚥下され、体腔内に導入された状態において撮影が開始されると、電池 17 からの駆動電流を受けて、光源 12 から照明光が体腔壁に照射

10

20

30

40

50

される。体腔壁によって反射された光は、対物光学系 1 1 によって撮像部 1 3 に結像される。そして、撮像部 1 3 によって、その撮像面上に結ばれた像を R G B の各原色毎に光電変換するによって、画像データが生成される。撮像部 1 3 によって生成された画像データは、データ送信部 1 6 へ送られる。また、センサ部 1 4 では、画像データの生成と同期してカプセル内視鏡 1 0 0 の位置情報（直線移動量、回転量、P H 値、経過時間）が検出され、データ送信部 1 6 に送られる。データ送信部 1 6 では、生成された画像データと位置情報とが関連付けられ、図示しないアンテナを介して無線通信によって体外へ送信される。画像データの生成、センサ部 1 4 における各種データの検出、およびデータ送信部 1 6 におけるデータの送信は、制御部 1 5 の制御の下、一定の周期（例えば 2 フレーム / 秒）で行われる。

10

【 0 0 3 0 】

図 2 は、本実施形態における受信装置 2 0 0 および画像処理装置 3 0 0 の概略構成を示す図である。図 2 に示すように、受信装置 2 0 0 は、多数個のアンテナ 2 1 と、カプセル内視鏡 1 0 0 および画像処理装置 3 0 0 と、データの送受信を行う通信ユニット 2 0 とから構成される。多数個のアンテナ 2 1 は、カプセル内視鏡 1 0 0 が患者の体内のどこにある場合でも、カプセル内視鏡 1 0 0 から送信される信号を受信できるように、患者の身体表面に分散して取り付けられる。また、通信ユニット 2 0 は、患者が装着するベルトなどに取り付けられ、撮影中は、常時アンテナ 2 1 を介して信号を受信できるように患者によって携帯される。また、本実施形態の受信装置 2 0 0 は、4 つのアンテナ 2 1 を備え、各アンテナ 2 1 が通信ユニット 2 0 に接続されているが、アンテナ 2 1 の数は 4 つに限定されるものではなく、任意の数のアンテナを備えることができる。ただし、後述するように、カプセル内視鏡 1 0 0 の位置を検出するためにアンテナ 2 1 を用いる場合においては、少なくとも 3 つ以上のアンテナ 2 1 を備えることが望ましい。

20

【 0 0 3 1 】

通信ユニット 2 0 は、データ受信部 2 2、位置検出部 2 3、およびデータ送信部 2 4 を備えている。データ受信部 2 2 は、複数のアンテナ 2 1 の何れかを介してカプセル内視鏡 1 0 0 から送信される画像データおよび位置情報を受信する。位置検出部 2 3 は、複数のアンテナ 2 1 における信号の受信強度から、カプセル内視鏡 1 0 0 の体内における直線移動量を検出する。具体的には、位置検出部 2 3 では、まず、複数のアンテナ 2 1 の内、受信強度が高いアンテナの上位 3 つを選択する。そして、選択された 3 つのアンテナ 2 1 における受信強度からカプセル内視鏡 1 0 0 までの距離を推定し、周知の三角法を用いて、カプセル内視鏡 1 0 0 の位置を算出する。そして、アンテナ 2 1 が最初にカプセル内視鏡 1 0 0 からデータを受信した時点のカプセル内視鏡 1 0 0 の位置を基準点として、当該基準点からの変位をカプセル内視鏡 1 0 0 の直線移動量として検出する。位置検出部 2 3 における位置の検出は、カプセル内視鏡 1 0 0 から信号が送信されるタイミングに同期して行われる。そして、検出されたカプセル内視鏡 1 0 0 の直線移動量は、データ受信部 2 2 によって受信した位置情報に付加される。そして、該位置情報は、画像データと共にデータ送信部 2 4 から画像処理装置 3 0 0 へ無線通信によって送信される。

30

【 0 0 3 2 】

画像処理装置 3 0 0 は、カプセル内視鏡 1 0 0 によって生成された画像データに基づいて、診断に適した診断用画像を生成するための処理装置である。画像処理装置 3 0 0 としては、ワークステーションやパーソナルコンピュータ（P C）などが用いられる。また、本実施形態においては、画像処理装置 3 0 0 は、カプセル内視鏡 1 0 0 で撮影された画像を用いて、体腔内の 3 次元モデルの診断画像を生成する。詳しくは、画像処理装置 3 0 0 では、体内の各部位（例えば「胃」、「小腸」、「大腸」など）における既存の 3 D モデルにカプセル内視鏡 1 0 0 で撮影された画像を貼り付けて 3 D の診断用画像を生成するものである。

40

【 0 0 3 3 】

図 2 に示すように、画像処理装置 3 0 0 は、データ受信部 3 1、画像データ記録部 3 2、位置情報記録部 3 3、オプティカルフロー処理部 3 4、位置算出部 3 5、画像変形部 3

50

6、および診断画像生成部37を備えている。また、上記各部は、図示しない制御部によって制御される。データ受信部31は、受信装置200と無線通信を行って、画像データおよび位置情報を受信する受信部である。画像データ記録部32は、データ受信部31で受信した画像データを記録する記録部である。位置情報記録部33は、データ受信部31で受信した位置情報、すなわちセンサ部14によって検出された直線移動量、回転量、PH値および経過時間、ならびに位置検出部23によって検出した直線移動量を記録する記録部である。画像データおよび位置情報は、カプセル内視鏡100が患者に嚥下されてから排出されるまで所定の間隔でカプセル内視鏡100から送信され、受信装置200を介して、随時、各記録部32および33に記録される。そして、カプセル内視鏡100による撮影が終了した時点で、約8時間分の画像データと、該画像データと同期して得られた位置情報とが各記録部32および33にそれぞれ記録される。

【0034】

オプティカルフロー処理部34は、周知のオプティカルフローと呼ばれる方法を用いて、画像データ記録部32に記録される画像データから、カプセル内視鏡100の直線移動距離および回転量を算出する。この方法では、時間的に連続する複数の画像（フレーム）における特徴点の動きから、カプセル内視鏡100の直線移動量と回転量とが算出される。そして、オプティカルフロー処理部34にて算出された直線移動量および回転量は、該オプティカルフローに用いられた画像データに対応する位置情報に付加され、位置情報記録部33に記録される。これにより、位置情報記録部33は、カプセル内視鏡100のセンサ部14により検出された直線移動量、回転量、PH値および経過時間、受信装置200によって検出された、アンテナ21の受信強度に基づくカプセル内視鏡100の直線移動量、ならびに画像処理装置300のオプティカルフロー処理部34によって算出された直線移動量および回転量が記録される。

【0035】

位置算出部35は、位置情報記録部33に記録される位置情報に基づいて、カプセル内視鏡100によって生成された画像の、3Dモデル上における貼付位置を算出する処理部である。図3は、位置算出部35における画像の貼付位置算出処理の流れを示すフローチャートである。まず、貼付位置算出処理では、位置情報記録部33から位置情報が読み出される（S11）。次に、読み出された位置情報に含まれる経過時間およびPH値に基づいて、該位置情報を検出した時点で、カプセル内視鏡100が存在した部位の特定が行われる（S12）。ここで、カプセル内視鏡100が嚥下されてから体腔内の各部位に到達するまでの時間や、各部位におけるPH値は、実験等によって予め求められている。そして、経過時間およびPH値の検出結果から、カプセル内視鏡100の位置する部位を推定することができる。例えば、読み出された位置情報に含まれる経過時間が1時間で、PH値が酸性である場合（例えばPH値=2の場合）は、カプセル内視鏡100は「胃」に存在すると特定される。

【0036】

次にS12にて特定された部位に基づいて、診断画像を生成するための3Dモデルデータが読み出される（S13）。この3Dモデルデータは、一般的に教材などに用いられる既存のデータであり、画像処理装置300の図示しないメモリに予め各部位の3Dモデルデータ記憶されている。そして、上述のように、S12においてカプセル内視鏡100が存在する部位が胃であると特定された場合には、胃の3Dモデルデータがメモリから読み出される。

【0037】

次に、S11にて読み出された位置情報に含まれる直線移動量および回転量を抽出し、それらの平均値が算出される（S14）。詳しくは、カプセル内視鏡100のセンサ部14により検出された直線移動量、受信装置200によって検出されたアンテナ21の受信強度に基づくカプセル内視鏡100の直線移動量、および画像処理装置300のオプティカルフロー処理部34によって算出された直線移動量の平均値、ならびにカプセル内視鏡100のセンサ部14により検出された回転量、および画像処理装置300のオプティカ

ルフロー処理部 34 によって算出された回転量の平均値が算出される。

【0038】

このように、種々の方法にて検出したカプセル内視鏡 100 の位置情報の平均値を求めることで、カプセル内視鏡 100 の位置情報の誤差を減らし、検出結果の精度を向上させることができる。また、このとき、最も信頼性が高いと推測されるカプセル内視鏡 100 のセンサ部 14 により検出された直線移動量および回転量に対して重み付けを行って平均値を算出したり、誤差の許容範囲外のデータを平均値の算出から除外したりすることで、より精度の高い位置情報を得ることができる。

【0039】

次に S14 で算出された直線移動量および回転量に基づいて、3D モデルにおけるカプセル内視鏡 100 の位置（座標）が特定される（S15）。具体的には、まず、S12 にて部位が胃であると特定され、胃の 3D モデルが選択されている場合、胃の入り口付近の中心座標および重力方向を、該 3D モデルにおける直線移動距離および回転量の基準点とする。そして、S12 にて最初に「胃」とであると判断されたときの位置情報を該基準点に位置するものと推定し、その後の位置情報における直線移動量および回転量に基づいて、基準点からの変位を求めることで、カプセル内視鏡 100 が位置する 3D モデルにおける座標を求めることができる。

【0040】

次に、S15 にて求められたカプセル内視鏡 100 の 3D モデルにおける座標に基づいて、カプセル内視鏡 100 によって撮影された画像を貼付する位置（座標）が特定される（S16）。ここで、図 4 を参照して、画像を貼付する座標がどのように特定されるかについて説明する。まず、上述の S15 の処理によって、図 4 に示すカプセル内視鏡 100 の 3D モデル内における座標（ E_x , E_y , E_z ）およびカプセル内視鏡 100 の角度 θ が求められる。そして、本実施形態においては、既存の 3D モデルを用いるため、該 3D モデルの各所（例えば胃壁）の座標は既知である。そのため、これらの情報に基づき、カプセル内視鏡 100 が位置する座標（ E_x , E_y , E_z ）から角度 θ の方向へと線を延ばし、3D モデルにおける体腔壁とが交わる点の座標（ D_x , D_y , D_z ）を求めることで、カプセル内視鏡 100 にて撮影された画像の貼付位置の中心座標を求めることができる。位置算出部 35 では、位置情報記録部 33 に記録される全ての位置情報に対して、S11 から S16 までの処理が行われる。これにより、位置情報に関連付けられる全ての画像データにおける 3D モデルへの貼付け位置が算出される。

【0041】

画像変形部 36 は、画像データ記録部 32 に記録された画像データを、3D モデルへと貼り付けるための貼付画像に変換するための処理部である。画像データ記録部 32 に記録された画像データは、カプセル内視鏡により撮影された全方位画像である。そのため、画像変形部 36 では、まずカプセル内視鏡 100 によって撮影される全方位画像を展開して展開画像を生成する。次いで、該展開画像を正面画像へと変形する処理が行われる。ここで、カプセル内視鏡 100 の撮像部 13 と撮影対象となる体腔壁とは、常に平行に向かい合っているわけではないため、撮影された画像は正面画像ではない場合がある。例えば、図 4 に示されるように、斜め方向から撮影された場合には、当該画像を正面画像へと変換する必要がある。

【0042】

そのため、画像変形部 36 では、位置算出部 35 によって算出されるカプセル内視鏡 100 の 3D モデル内における角度 θ （図 4 参照）に基づいて、斜めから撮影された画像を正面画像へと変形して、貼付画像が生成される。また、このとき、1 フレーム分の画像を複数の領域に分割し、それぞれに対して正面画像への変形が行なわれる。このように画像を分割することにより、作業が容易になるだけでなく、暗部などの体腔内画像でない領域を排除することも可能となる。

【0043】

診断画像生成部 37 は、位置算出部 35 によって算出された画像の貼付位置、および画

10

20

30

40

50

像変形部 36 によって生成された貼付画像に基づいて、診断画像を生成する処理部である。図 5 は、診断画像生成部における診断画像生成処理の流れを示すフローチャートである。本処理では、まず、画像変形部 36 によって生成された貼付画像が、位置算出部 35 によって算出された 3D モデルにおける画像の貼付位置へと貼り付けられる (S21)。そして、このとき、貼付画像の貼付位置が他の貼付画像と重複しているか否かが判断される (S22)。ここで、他の貼付画像と重複していない場合 (S22: No) は、当該貼付画像を位置算出部によって算出された位置に貼り付けて、当該処理を終了する。

【0044】

一方、貼付位置が一部でも他の貼付画像と重複している場合 (S22: Yes)、例えば、貼付画像 B を貼り付けようとした場所に、既に貼付画像 A が貼り付けられているような場合、貼付画像が重複する部分の優先順位に基づいて、最上位に表示させる画像が選択される。ここで、重複部分の優先順位は、貼付画像の重複する部分が病変部等の疾患を含む可能性があるかどうか、および疾患を発見するための情報が多いかどうかに基づいて算出された特徴パラメータによって決定される。

【0045】

まず、貼付画像 A および貼付画像 B の重複する部分の画像がそれぞれ抽出される (S23)。そして、続く S24 ~ S30 に処理において、抽出された重複部分の画像における様々な特徴に基づいて、優先順位を決定するための特徴パラメータが算出される。

【0046】

S24 では、抽出された重複部分における画像情報から、色情報が抽出される。そして、抽出された色情報に基づいて、明度、彩度および赤色度が算出される (S25 ~ S27)。ここで、明度は画像の明るさを表すものであり、数値が高いほど画像が明るく、また、数値が低いほど画像が暗いことを示す。また、彩度は色の鮮やかさを表すものであり、鮮やかな原色に近い色ほど彩度の数値が高く、色合いの少ないくすんだ色ほど彩度の数値が低くなる。また、赤色度は、色情報に含まれる赤色成分を表すものであり、赤色成分が多いほど赤色度が高くなる。

【0047】

また、S28 では、抽出された重複部分における画像情報から、輪郭情報の抽出が行われる。ここでは、画像情報に対して、周知の方法で二値化処理等を施して輪郭情報が抽出される。また、その他にも、周知の「Shape from Shading」と呼ばれる方法を用いて、画像の陰影から輪郭を抽出することも可能である。

【0048】

続く S29 では、S25、S26、S27 および S28 によって算出された各情報に基づいて、特徴の有無を判断するための各種パラメータ P1 ~ P8 が算出される。この各種パラメータ P1 ~ P8 は、疾患を発見するための情報が多いかどうかを判断するためのパラメータと、病変部等の疾患が存在するかどうかを判断するためのパラメータに分けられる。疾患を発見するための情報が多いかどうかを判断するためのパラメータは、画像の明るさを示すパラメータ P1、色のコントラストを示すパラメータ P2、凹凸の度合いを示すパラメータ P3、および影の度合いを示すパラメータ P4 を含む。また、病変部等の疾患が存在するかどうかを判断するためのパラメータは、出血の有無を示すパラメータ P5、発赤の有無を示すパラメータ P6、腫瘍の有無を示すパラメータ P7、およびボリーブの有無を示すパラメータ P8 を含む。

【0049】

画像の明るさを示すパラメータ P1 は、S25 で算出された明度に基づき算出される。また、色のコントラストを示すパラメータ P2 は、S26 で算出された彩度に基づき算出される。また、凹凸を示すパラメータ P3 は、S28 にて抽出された輪郭情報に基づいて算出される。また、影を示すパラメータ P4 は、S25 で算出された明度および S28 にて抽出された輪郭情報に基づいて算出される。また、出血の有無を示すパラメータ P5 は、S26 で算出された彩度および S27 で算出された赤色度に基づいて算出される。また、発赤の有無を示すパラメータ P6 は、S26 で算出された彩度、S27 で算出された赤

10

20

30

40

50

色度および S 2 8 で抽出された輪郭情報に基づいて算出される。また、腫瘍の有無を示すパラメータ P 7 およびポリープの有無を示すパラメータ P 8 は、S 2 6 で算出された彩度および S 2 8 で抽出された輪郭情報に基づいて算出される。

【0050】

また、パラメータ P 1 から P 8 は、それぞれ 0 ~ 100 の間の数値で表される。具体的には、画像の明るさを示すパラメータ P 1 や、色のコントラストを示すパラメータ P 2 の場合は、算出された明度や彩度の数値がそのままパラメータ P 1 および P 2 となる。また、凹凸を示すパラメータ P 3 の場合は、輪郭情報に基づいて、全く凹凸がない場合を 0 とし、凹凸の大きさおよび量によって、最大値が 100 となるようにその度合いが設定される。その他のパラメータについても同様に、当該パラメータの特徴がない場合（例えば影がない、出血していないなど）のパラメータ値（最小値）が 0 となり、特徴が多く含まれる場合（所定の閾値以上の影や出血が存在する場合）のパラメータ値（最大値）が 100 となるように、各パラメータ値が算出される。

10

【0051】

そして、続く S 30 では、上述の各種パラメータ P 1 ~ P 8 を加算することによって特徴パラメータが算出される。このとき、疾患を発見するための情報が多いもの、および病変部等の疾患が存在する可能性も高いものは、特徴パラメータの数値が高くなる。そして、続く S 31 では、S 30 によって算出された特徴パラメータに基づいて、優先順位が決定される。ここでは、特徴パラメータの値が高いほど、優先順位が高く設定される。従って、例えば、貼付画像 A の特徴パラメータが貼付画像 B の特徴パラメータよりも高い場合は、貼付画像 A の優先順位が高くなる。そのため、貼付画像 A と貼付画像 B が重複する部分においては、貼付画像 A の画像が最上位となるように貼り付けられる。一方、貼付画像 B の特徴パラメータが貼付画像 A の特徴パラメータよりも高い場合は、貼付画像 A と貼付画像 B が重複する部分は、貼付画像 B の画像が最上位となるように貼り付けられる。

20

【0052】

このように、診断画像生成部 38 では、全ての貼付画像データに対して、S 21 から S 31 の処理の処理が行われ、診断画像が生成される。そして、生成された診断画像は、モニタ 400 に送られ、表示される。このように、本実施形態の画像処理装置 300 では、カプセル内視鏡 100 によって、体腔内の同じ位置の画像が複数撮影された場合でも、病変部を発見するための情報を多く含む画像や、病変部などの特徴をより多く含む画像を用いて診断画像を生成することができる。そのため、従来のようにフレームレートを制御して画像の重複量を制御する必要がなく、カプセル内視鏡 100 における処理の負荷を軽減することができる。

30

【0053】

また、病変部などの特徴を発見するための情報が多い画像や、特徴をより多く含む画像を最上位に表示させることにより、画像が重複することにより病変部が隠れてしまうことを防ぐことができる。そのため、同じ位置を撮影した画像において、体内の蠕動運動などにより病変部の見え方が異なる場合でも、病変部が撮影されている画像を用いて診断画像を生成することができるため、病変部の見逃しを有効に防ぐこともできる。さらに、診断画像として 3D モデルによる部位全体を表示させることで、診断者によって、容易に各部の状態を把握することができ、診断にかかる時間や労力を軽減することができる。

40

【0054】

以上が本発明の実施形態であるが、本発明はこの実施形態に限定されるものではなく、本発明の技術的思想の範囲において様々な変形が可能である。まず、上記実施形態においては、画像処理装置 300 において画像の重複部分を検出した場合、予め設定された特徴、すなわち明度、彩度、赤色度及び輪郭情報に基づいて算出した各種パラメータから特徴パラメータを算出し、画像の優先順位を決定する構成としたが、本発明はこれに限定されるものではない。例えば、診断者によって、特徴パラメータを算出するための特徴を任意に指定できるよう構成することも可能である。このような構成とする場合、画像処理装置 300 は、診断者による入力を可能とする入力部を備える。この場合の入力部としては、

50

キーボードやタッチパネル等を用いることができる。そして、例えば、診断者によって入力部から画像の明るさ、出血の有無、ポリープの有無など、各種パラメータにおける特徴のいずれかが入力されると、診断画像生成部 37 において、入力された特徴のパラメータ値がそのまま特徴パラメータとして設定される。これにより、診断者により入力された特徴に基づいて、重複する画像の優先順位が決定される。

【0055】

また、その他にも、診断者によって特徴に重み付けを行って、特徴パラメータを算出することも可能である。具体的には、診断者が体内における出血の状況に重点をおいて確認したいという場合は、入力部から、出血の有無に重み付けを行うよう指示がなされる。そして、診断画像生成部 37 は、上記実施形態のようにパラメータ P1 ~ P8 を単に加算するのではなく、該入力部からの指示に基づいて出血の有無を示すパラメータ P5 に対して重み付けを行って（例えば 2 倍して）特徴パラメータを算出する。これにより、出血度が高い画像に対して優先順位を高く設定することが可能となる。このように構成することにより、より診断者の要望に適した診断画像を提供することができ、診断にかかる労力および時間をより軽減することができる。

【0056】

また、上記入力部を用いて、診断者が診断を所望する部位の入力を行うことも可能である。例えば、診断者が小腸の画像のみを確認したい場合には、入力部を介して小腸の診断画像のみを表示するよう指示が行われる。そして、診断画像生成部 37 では、位置情報に含まれる経過時間や PH 値に基づいて、入力された部位に該当する画像データおよび位置情報のみが抽出される。そして、当該部位の 3D モデルへの画像の貼付が行われ、診断画像が生成される。このように構成することで、目的の部位以外の診断画像については、処理が不要となり画像処理装置 300 の負荷を軽減することが可能になるとともに、診断者が、目的の部位のみを迅速に観察することができる。

【0057】

また、上記実施形態においては、重複する部分における画像の特徴パラメータを算出し、優先順位を決定する構成となっていたが、重複していない部分も含めて、画像全体の特徴パラメータを算出し、優先順位を決定する構成としても良い。この場合は、重複部分の抽出等を行う必要がないため、画像処理装置 300 における処理を簡素化することが可能となる。さらに、上記実施形態のように、画像における明度、彩度等の特徴だけでなく、位置情報に含まれる検出値に基づいて特徴パラメータを算出することも可能である。例えばカプセル内視鏡 100 のセンサ部 14 に圧力センサを備え、圧力センサによる圧力値や、PH センサによる PH 値に基づいてポリープの有無を示すパラメータ P8 を算出することも可能である。この場合は、例えばポリープが存在する位置の圧力が高くなることを考慮し、圧力が高いほどパラメータ P8 の値が大きくなるよう設定される。

【0058】

また、上記実施形態においては、カプセル内視鏡 100 の位置情報の精度を向上させるため、カプセル内視鏡 100 のセンサ部 14、受信装置 200 の位置検出部 23、および画像処理装置 300 のオプティカルフロー処理部 34 の 3 種類の検出手段でカプセル内視鏡 100 の直線移動量と回転量を求め、それぞれの平均値を算出する構成としたが、本発明はこれに限定されるものではない。例えば、直線移動量であれば、カプセル内視鏡 100 のセンサ部 14、受信装置 200 の位置検出部 23、もしくは画像処理装置 300 のオプティカルフロー処理部 34 のいずれか 1 つを備え、該いずれかの検出値に基づいて位置算出部 35 の処理を行う構成としても良い。また、上述の 3 手段以外の方法によって、カプセル内視鏡 100 の位置を検出するような構成とすることも可能である。

【0059】

また、上記実施形態のように、既存の 3D モデルにカプセル内視鏡 100 で撮影された画像を貼り付けるだけでなく、検出されたカプセル内視鏡の位置情報に基づいて、既存の 3D モデルを変形させることも可能である。具体的には、まず、位置情報に含まれる直線移動量に基づいて、カプセル内視鏡 100 の体内における軌跡を形成する。そして、形成

された軌跡が、３Ｄモデルの中心軸となるように３Ｄモデルの形状を変形させる。このように構成することで、より患者の体腔内の状態に近い診断画像を提供することが可能となり、診断者がより容易に、かつ正確に体腔内の状態を確認することが可能となる。

【００６０】

また、上記実施形態においては、３Ｄモデルにカプセル内視鏡１００で撮影された画像を貼り付ける構成としたが、本発明は、これに限定されるものではない。例えば、二次元の体腔内モデルに、貼付画像を貼り付けて診断画像を生成する際にも、本発明を適用することが可能である。さらに、カプセル内視鏡だけでなく、一般的な電子内視鏡によって撮影された画像を処理する際にも、本発明を適用することができる。この場合も、電子内視鏡の先端位置に関する位置情報および画像データに基づいて、診断画像の生成が行われる。

10

【００６１】

さらに、本実施形態においては、受信装置２００と画像処理装置３００とが無線通信を行い、画像処理装置３００が備える画像データ記録部３２および位置情報記録部３３に画像データ及び位置情報を記録する構成となっているが、受信装置２００に各記録部３２および３３を設ける構成としても良い。この場合は、受信装置２００の記録部に、カプセル内視鏡１００からの画像データおよび位置情報を記録する。そして、例えば受信装置２００の記録部を着脱可能に構成し、受信装置２００での記録が終了した時点で、該記録部を受信装置２００から取り外して画像処理装置３００に取り付けて使用する。このように構成することで、受信装置２００にデータ送信部を備える必要がなくなり、構成を簡素化することが可能となる。

20

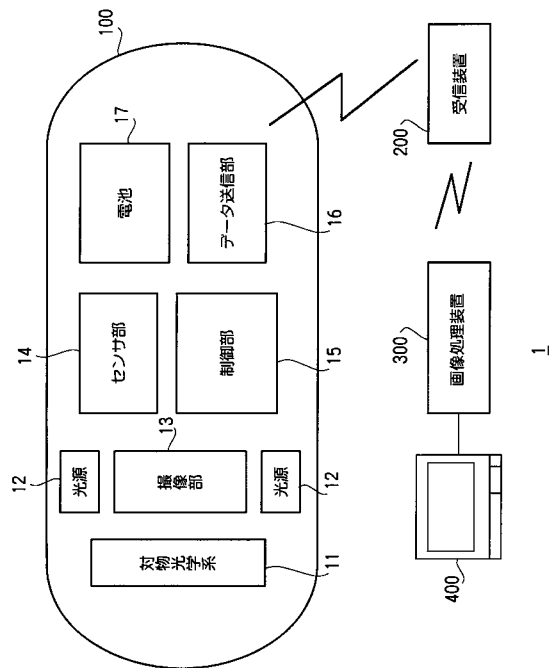
【符号の説明】

【００６２】

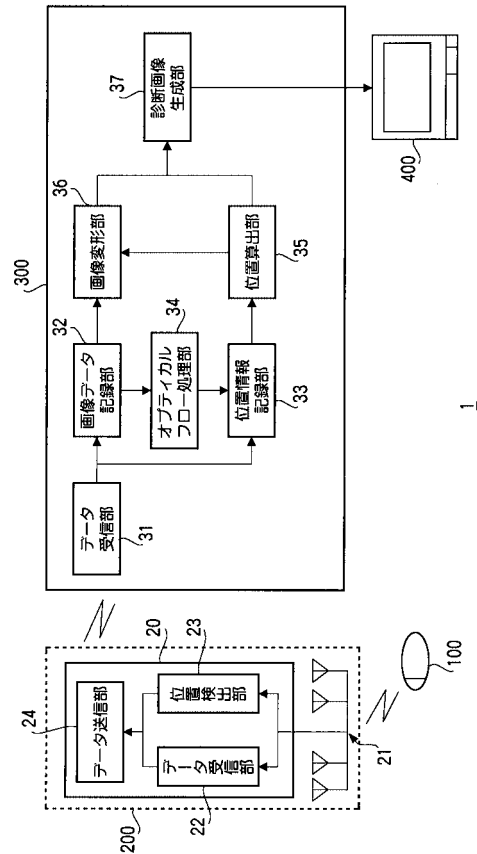
- １ カプセル内視鏡システム
- ２１ アンテナ
- ２２ 通信ユニット
- １００ カプセル内視鏡
- ２００ 受信装置
- ３００ 画像処理装置
- ４００ モニタ

30

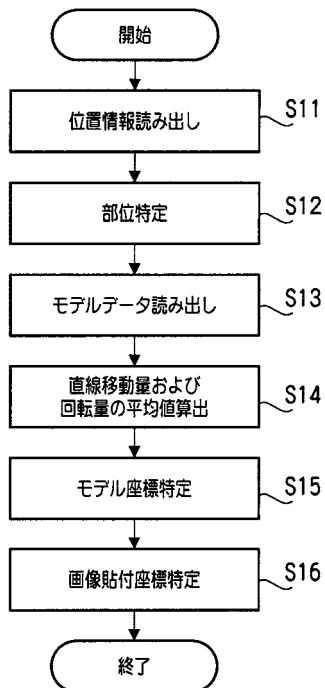
【 図 1 】



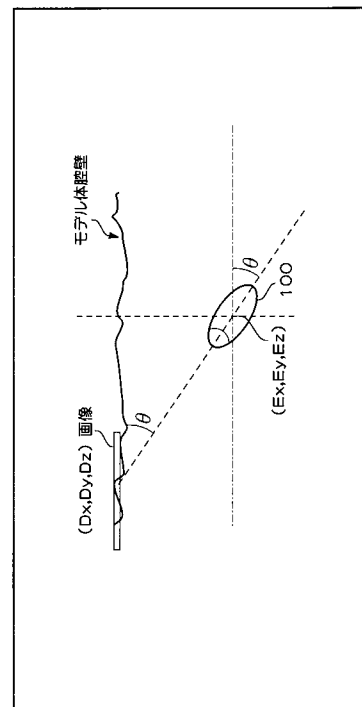
【 図 2 】



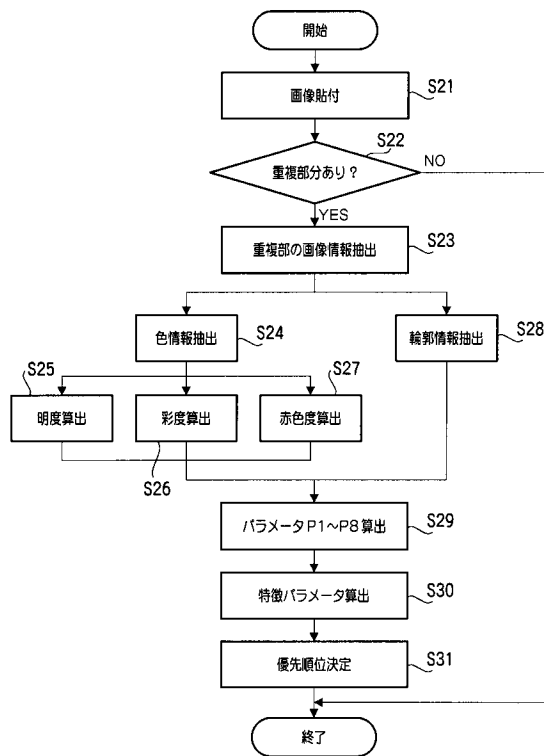
【 図 3 】



【 図 4 】



【 図 5 】



专利名称(译)	图像处理设备，图像处理方法和系统		
公开(公告)号	JP2010240000A	公开(公告)日	2010-10-28
申请号	JP2009088810	申请日	2009-04-01
[标]申请(专利权)人(译)	保谷股份有限公司		
申请(专利权)人(译)	HOYA株式会社		
[标]发明人	石和 淳子		
发明人	石和 淳子		
IPC分类号	A61B1/00 H04N7/18		
FI分类号	A61B1/00.320.B H04N7/18.M A61B1/00.C A61B1/00.552 A61B1/00.610 A61B1/04 A61B1/04.370 A61B1/045.610 A61B1/045.615 A61B1/045.616 G02B23/24.B		
F-TERM分类号	4C061/AA01 4C061/AA04 4C061/BB02 4C061/CC06 4C061/JJ19 4C061/NN10 4C061/SS21 4C061/SS23 4C061/UU06 4C061/WW04 4C061/YY12 5C054/FD03 5C054/FE11 5C054/GA04 5C054/HA12 2H040/BA23 2H040/DA51 2H040/GA10 2H040/GA11 4C161/AA01 4C161/AA04 4C161/BB02 4C161/CC06 4C161/DD07 4C161/JJ19 4C161/NN10 4C161/SS21 4C161/SS23 4C161/TT15 4C161/UU06 4C161/WW04 4C161/YY12		
代理人(译)	荒木义行		
其他公开文献	JP5388657B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

本发明的目的是提供一种图像处理设备，方法和系统，其可以减轻内窥镜上的处理负荷并提供适合于诊断的图像。诊断图像生成单元，其使用由内窥镜捕获的内窥镜图像来生成诊断图像；特征参数计算单元，其计算内窥镜图像的特征参数；以及基于特征参数的特征参数计算单元。并且，优先顺序确定单元确定内窥镜图像的优先顺序，并且当多个内窥镜图像重叠时，诊断图像生成单元确定具有最高优先顺序的内窥镜图像。提供一种图像处理设备，其特征在于，使用该图像处理设备生成诊断图像。[选择图]图2

