

(54) 【発明の名称】 内視鏡システム及び、内視鏡画像取得方法

【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

内視鏡を体内に挿入して該体内における対象物の画像を取得する内視鏡システムであって、

前記対象物に照射した光の反射光の強度から前記内視鏡と前記対象物の間の距離である対象間距離を取得する距離取得手段と、

前記距離取得手段が取得した前記対象間距離に基づいて、前記対象物の画像中における該対象物の大きさの指標となる目盛を生成する目盛生成手段と、

前記目盛生成手段により生成された前記目盛と前記対象物の画像とを合成する画像合成手段と、

前記画像合成手段によって合成された前記目盛と前記対象物の画像を表示する表示手段と、を備え、

前記距離取得手段は、

人の口腔内の粘膜における光の反射率に基づく、前記反射光の強度と前記対象間距離との関係を格納したテーブルを記憶した記憶部と、

前記テーブルから、前記対象物に照射した光の反射光の強度に対応する対象間距離を取得する取得部と、を有することを特徴とする、内視鏡システム。

【請求項 2】

前記内視鏡システムで使用可能な複数の内視鏡の光学系の光学特性情報を記憶する第二記憶部と、

前記第二記憶部に記憶された光学特性情報から、実際に使用中の前記内視鏡についての光学特性情報を取得し、取得された光学特性情報に基づいて前記目盛の形状を補正する目盛補正手段と、をさらに備えることを特徴とする、請求項 1 に記載の内視鏡システム。

【請求項 3】

前記目盛生成手段は、

前記内視鏡システムで使用可能な複数の内視鏡の光学系の収差により歪曲した目盛画像である補正目盛画像を、前記対象間距離毎に有し、

前記距離取得手段により測定された対象間距離と、実際に使用中の内視鏡とに応じた前記補正目盛画像を選択することで、前記目盛を生成することを特徴とする、請求項 1 に記載の内視鏡システム。

【請求項 4】

前記目盛は升目を有し、

前記表示手段に表示された前記目盛における所望の前記升目の表示を変化させる表示変換手段と、

前記表示変換手段の機能によって表示が変化した前記升目により構成される領域のうち、所定の輝度以上の輝度を有する領域の面積を算出する面積算出手段と、

をさらに備えることを特徴とする、請求項 1 から 3 のいずれか一項に記載の内視鏡システム。

【請求項 5】

内視鏡を体内に挿入して該体内における対象物の画像を取得する内視鏡画像取得方法であって、

前記内視鏡で前記対象物の画像を撮像する対象物撮像工程と、

前記対象物に照射した光の反射光の強度から前記内視鏡と前記対象物の間の距離である対象間距離を取得する距離取得工程と、

前記距離取得工程において取得した前記対象間距離に基づいて、前記対象物の画像中における該対象物の大きさの指標となる目盛を生成する目盛生成工程と、

前記目盛生成工程において生成された前記目盛と、前記対象物撮像工程において撮像された前記対象物の画像とを合成する画像合成工程と、

前記画像合成工程において合成された前記目盛と前記対象物の画像を表示する表示工程と、を有し、

10

20

30

40

50

前記距離取得工程の前に実行され、所定の反射板に照射された光の反射光の強度と、該反射板と前記内視鏡との間の距離と、の関係を求める関係取得工程と、
人の口腔内の粘膜における反射率を測定する口内反射率測定工程と、
前記口内反射率測定工程において測定された人の口腔内の粘膜における反射率によって、前記関係取得工程において求められた前記関係を補正する、反射率補正工程と、
をさらに有することを特徴とする、内視鏡画像取得方法。

【請求項 6】

請求項 5 に記載の内視鏡画像取得方法に使用可能な複数の内視鏡を用いて、格子画像を前記対象間距離を変化させつつ撮像することで、前記複数の内視鏡の光学系の光学特性情報を取得する光学特性情報取得工程と、

10

前記光学特性情報取得工程において取得された複数の光学特性情報の中から実際に使用される内視鏡の光学特性情報を選択する光学特性情報選択工程と、

前記光学特性情報選択工程において選択された光学特性情報を用い、前記目盛生成工程で生成された目盛の形状を補正する目盛補正工程と、

をさらに有することを特徴とする、内視鏡画像取得方法。

【請求項 7】

請求項 5 に記載の内視鏡画像取得方法に使用可能な複数の内視鏡を用いて、格子画像を前記対象間距離を変化させつつ撮像する格子画像取得工程をさらに有し、

前記目盛生成工程では、前記格子画像取得工程において取得された各内視鏡に対する格子画像の中から、実際に使用される内視鏡に対する格子画像を選択することで、前記目盛を生成することを特徴とする、内視鏡画像取得方法。

20

【請求項 8】

前記目盛は升目を有し、

前記表示工程において表示された前記目盛において前記対象物と重なる前記升目の表示を変化させる表示変換工程と、

前記表示変換工程において表示が変化した升目により構成される領域のうち、所定の輝度以上の輝度を有する領域の面積を算出する面積算出工程と、

をさらに備えることを特徴とする、請求項 5 から 7 のいずれか一項に記載の内視鏡画像取得方法。

【請求項 9】

30

請求項 6 または 7 に記載の内視鏡画像取得方法に使用され、内視鏡を用いて格子画像を、前記対象間距離を変化させつつ撮像する格子画像撮像装置であって、

前記内視鏡の先端部分を固定する固定手段と、

格子が表示された部材である格子表示部材と、

前記格子表示部材を前記固定手段に固定された内視鏡の光軸方向に移動可能に保持する格子移動手段と、

前記格子表示部材と前記内視鏡との距離を測定する格子距離測定手段と、

前記格子移動手段によって前記格子表示部材を移動させつつ、前記格子表示部材の各位置において前記内視鏡を用いて前記格子表示部材に表示された前記格子を撮像する撮像手段と、

40

を備えることを特徴とする、格子画像撮像装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、消化器等の体内の画像を撮像し、撮像した撮像画像を表示する内視鏡システムにおいて、撮像画像に対象物の大きさの指標となる目盛を重ねて表示する技術に関する。

【背景技術】

【0002】

近年、消化器等の体内の対象物を撮像画像として撮像し、撮像した撮像画像をディスプレイ

50

レイにリアルタイムに表示する内視鏡システムが普及している。このような内視鏡システムでは、内視鏡に備えられたレンズ等からなる撮像光学部によって、対象物で反射した反射光を被写体像としてCCDやCMOS等のイメージセンサに結像し、結像した被写体像を撮像画像として撮像する。

【0003】

通常、撮像光学部を用いてイメージセンサに結像された被写体像は、撮像光学部を構成するレンズの収差により実際の対象物と比較して歪む場合があった。図17は、撮像光学部の収差による被写体像の歪みを示す図である。ここで、図17(a)は実際の対象物の例としての格子画像を示す。また、図17(b)は、樽型の歪曲収差を持つ撮像光学部を用いて図17(a)に示した格子画像を結像した場合の被写体像を示す。このように、撮像光学部により結像される被写体像は実際の対象物と比較して歪んでいるため、最終的にディスプレイに表示される対象物の撮像画像も実際の対象物と比較して歪んでしまう。

【0004】

なお、図17(b)に示したような樽型歪みは、撮像光学部として焦点距離の短い所謂広角レンズを用いた場合に生じ易く、また、近距離にある対象物を撮影した場合に顕著に現れることが分かっている。内視鏡においては焦点距離が短いレンズが使用されることが多く、また、数mm～数十cm程度の比較的近距離に存在する対象物を撮像する場合が多い。このような理由により、内視鏡システムにおける撮像画像においては、上述した樽型歪みが顕著に現れる場合が多い。なお、撮像光学部を構成するレンズの収差による歪みとしては、上述のような、格子の各辺の中央部が凸状に曲がる樽型歪の他、格子の各辺の中央部が凹状に曲がる糸巻型歪、格子の各辺が波打つ陣笠型歪を挙げることができる。

【0005】

ところで、このような内視鏡システムを用いて対象物を撮像する場合、ディスプレイに表示された画像から対象物の大きさを測定したいという要望がある。このような要望を満たすために、(1)大きさが既知の比較対象を対象物に近づけ、直接大きさを比較する方法、(2)内視鏡の焦点調整機構を利用して対象物までの距離を計測する方法、(3)撮影距離を実測し、対象物の拡大率から計測する方法、(4)回折格子によるパターン光を対象物に投影して計測する方法、(5)立体内視鏡の視差を利用して計測する方法を含め、様々な方法が提案されている。

【0006】

しかしながら、(1)の方法では、大きさの比較対象を対象物の近傍に配置する作業が煩雑で、検査時間が長びく場合があるという不都合があった。また、(2)の方法では、操作者の視度の違いや焦点合わせのばらつきによる誤差が生じ易いという不都合があった。また、(3)の方法では、測定時に電極を組織に接触させて測定する手法がとられることが多いため、組織の変形によって精度が低下したり、電極の接触により臓器が損傷する危険性があるという不都合があった。また、(4)の方法では、レーザ光を投影するための回折格子やミラーを内視鏡に組み込む必要があり、装置構成が複雑になり実用性が低いという不都合があった。また、(5)の方法では、2つのレンズから得られた映像間における特徴点の探索の困難性や、それに要する計算時間が長期化するという不都合があった。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0007】

【特許文献1】特開2002-156212号公報

【特許文献2】特開2000-210248号公報

【特許文献3】特開平5-041901号公報

【特許文献4】特開2005-087468号公報

【特許文献5】特開2011-69965号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【 0 0 0 8 】

本発明は、上記の実情を鑑みてなされたものであり、その目的は、内視鏡システム導入時のコストを抑え、従来の内視鏡の操作を維持しつつ、より精度よく撮像対象物の大きさを測定可能とする技術を提供することである。

【課題を解決するための手段】

【 0 0 0 9 】

上記の課題を解決するための本発明は、内視鏡を体内に挿入して該体内における対象物の画像を取得する内視鏡システムであって、

前記対象物に照射した光の反射光の強度から前記内視鏡と前記対象物の間の距離である対象間距離を取得する距離取得手段と、

前記距離取得手段が取得した前記対象間距離に基づいて、前記対象物の画像中における該対象物の大きさの指標となる目盛を生成する目盛生成手段と、

前記目盛生成手段により生成された前記目盛と前記対象物の画像とを合成する画像合成手段と、

前記画像合成手段によって合成された前記目盛と前記対象物の画像を表示する表示手段と、を備え、

前記距離取得手段は、

人の口腔内の粘膜における光の反射率に基づく、前記反射光の強度と前記対象間距離との関係を格納したテーブルを記憶した記憶部と、

前記テーブルから、前記対象物に照射した光の反射光の強度に対応する対象間距離を取得する取得部と、を有することを特徴とする。

【 0 0 1 0 】

本発明によれば、距離取得手段が、人の体内（例えば消化器内）と同等の反射率を有する、人の口腔内の粘膜における光の反射率に基づいて校正された反射光の強度と、対象間距離の関係を格納したテーブルと、実際に人の体内における対象物に照射した光の反射光の強度から、対象間距離を取得するので、反射面の反射率の影響を排除でき、より正確に、対象間距離を取得することが可能となる。その結果、目盛生成手段より高精度な目盛を生成することが可能となり、より精度よく、対象物の大きさを測定することが可能となる。

【 0 0 1 1 】

また、本発明においては、前記内視鏡システムで使用可能な複数の内視鏡の光学特性情報を記憶する第二記憶部と、

前記第二記憶部に記憶された光学特性情報から、実際に使用中の前記内視鏡についての光学特性情報を取得し、取得された光学特性情報に基づいて前記目盛の形状を補正する目盛補正手段と、をさらに備えるようにしてもよい。

【 0 0 1 2 】

そうすれば、内視鏡システムに実際に使用される内視鏡毎の光学特性情報に基づいて、目盛の形状を補正することが可能となり、さらに精度のよい目盛により、対象物の大きさを測定することが可能となる。

【 0 0 1 3 】

また、本発明においては、前記目盛生成手段は、

前記内視鏡システムで使用可能な複数の内視鏡の光学系の収差により歪曲した目盛画像である補正目盛画像を、前記対象間距離毎に有し、

前記距離取得手段により測定された対象間距離と、実際に使用中の内視鏡とに応じた前記補正目盛画像を選択することで、前記目盛を生成するようにしても良い。

【 0 0 1 4 】

これによれば、内視鏡の光学系の収差により歪曲した目盛画像である補正目盛画像を、内視鏡毎、対象間距離毎に有することとし、これに基づいて、実際に使用される内視鏡に対する対象間距離毎の目盛画像を生成することが可能となる。すなわち、先ず、実際に使用する内視鏡で歪みのない格子画像を撮影し、撮影された格子画像に基づいて目盛を作成

10

20

30

40

50

する（あるいは、撮影された格子画像をそのまま目盛として利用する）ので、実際の内視鏡の光学特性（収差）を反映した目盛を生成することが可能である。よって、内視鏡の光学特性に拘わらず、より精度よく、対象物の大きさを測定することが可能である。

【0015】

また、本発明においては、前記目盛は升目を有し、

前記表示手段に表示された前記目盛における所望の前記升目の表示を変化させる表示変換手段と、

前記表示変換手段の機能によって表示が変化した前記升目により構成される領域のうち、所定の輝度以上の輝度を有する領域の面積を算出する面積算出手段と、

をさらに備えるようにしてもよい。

10

【0016】

そうすれば、使用者は、例えば、対象物と少なくとも一部において重なっている升目の表示を変化させ、表示が変化した升目により構成される領域のうち、所定の輝度以上の輝度を有する領域の面積を算出することで、より容易に、対象物の面積を測定することが可能となる。

【0017】

また、本発明は、内視鏡を体内に挿入して該体内における対象物の画像を取得する内視鏡画像取得方法であって、

前記内視鏡で前記対象物の画像を撮像する対象物撮像工程と、

前記対象物に照射した光の反射光の強度から前記内視鏡と前記対象物の間の距離である対象間距離を取得する距離取得工程と、

20

前記距離取得工程において取得した前記対象間距離に基づいて、前記対象物の画像中における該対象物の大きさの指標となる目盛を生成する目盛生成工程と、

前記目盛生成工程において生成された前記目盛と、前記対象物撮像工程において撮像された前記対象物の画像とを合成する画像合成工程と、

前記画像合成工程において合成された前記目盛と前記対象物の画像を表示する表示工程と、を有し、

前記距離取得工程の前に実行され、所定の反射板に照射された光の反射光の強度と、該反射板と前記内視鏡との間の距離と、の関係を求める関係取得工程と、

人の口腔内の粘膜における反射率を測定する口内反射率測定工程と、

30

前記口内反射率測定工程において測定された人の口腔内の粘膜における反射率によって、前記関係取得工程において求められた前記関係を補正する、反射率補正工程と、

をさらに有することを特徴とする、内視鏡画像取得方法であってもよい。

【0018】

本発明によれば、人の体内（例えば、消化器内）と同等の反射率を有する、人の口腔内の粘膜における光の反射率によって、関係取得工程によって求められた、所定の反射板に照射された光の反射光の強度と、該反射板と前記内視鏡との間の距離と、の関係を補正することが可能となる。よって、目盛の生成時における反射面の反射率の影響を排除でき、より正確に、対象間距離を取得することが可能となる。その結果、より高精度な目盛を生成することが可能となり、より精度よく、対象物の大きさを測定することが可能となる。

40

【0019】

また、本発明においては、上記の内視鏡画像取得方法に使用可能な複数の内視鏡を用いて、格子画像を前記対象間距離を変化させつつ撮像することで、前記複数の内視鏡の光学系の光学特性情報を取得する光学特性情報取得工程と、

前記光学特性情報取得工程において取得された複数の光学特性情報の中から実際に使用される内視鏡の光学特性情報を選択する光学特性情報選択工程と、

前記光学特性情報選択工程において選択された光学特性情報を用い、前記目盛生成工程で生成された目盛の形状を補正する目盛補正工程と、

をさらに有するようにしてもよい。

【0020】

50

これによれば、内視鏡システムに実際に使用される内視鏡の光学特性情報に基づいて、目盛の形状を補正することが可能となり、さらに精度のよい目盛により、対象物の大きさを測定することが可能となる。

【0021】

また、本発明においては、上記の内視鏡画像取得方法に使用可能な複数の内視鏡を用いて、格子画像を前記対象間距離を変化させつつ撮像する格子画像取得工程をさらに有し、前記目盛生成工程では、前記格子画像取得工程において取得された各内視鏡に対する格子画像の中から、実際に使用される内視鏡に対する格子画像を選択することで、前記目盛を生成するようにしてもよい。

【0022】

これによれば、実際に使用される内視鏡の光学系の収差により歪曲した格子画像を、対象間距離毎に有することとし、これに基づいて、対象距離毎の目盛を生成することが可能となる。すなわち、実際に使用される内視鏡で歪のない格子を撮像し、実際に使用される内視鏡の収差で歪んだ撮像画像に基づいて目盛を作成するので、実際に使用される内視鏡の光学特性（収差）を反映した目盛を直接生成することが可能である。よって、内視鏡の光学特性に拘わらず、より精度よく、対象物の大きさを測定することが可能である。

【0023】

また、本発明においては、前記目盛は升目を有し、前記表示工程において表示された前記目盛において前記対象物と重なる前記升目の表示を変化させる表示変換工程と、前記表示変換工程において表示が変化した升目により構成される領域のうち、所定の輝度以上の輝度を有する領域の面積を算出する面積算出工程と、をさらに備えるようにしてもよい。これによれば、より容易に、対象物の面積を測定することが可能となる。

【0024】

また、本発明は、上記の内視鏡画像取得方法に使用され、内視鏡を用いて格子画像を、前記対象間距離を変化させつつ撮像する格子画像撮像装置であって、前記内視鏡の先端部分を固定する固定手段と、格子が表示された部材である格子表示部材と、前記格子表示部材を前記固定手段に固定された内視鏡の光軸方向に移動可能に保持する格子移動手段と、前記格子表示部材と前記内視鏡との距離を測定する格子距離測定手段と、前記格子移動手段によって前記格子表示部材を移動させつつ、前記格子表示部材の各位置において前記内視鏡を用いて前記格子表示部材に表示された前記格子を撮像する撮影手段と、を備えることを特徴とする、格子画像撮像装置であってもよい。

【0025】

これによれば、自動的または半自動的に、実際に使用される内視鏡についての、格子画像と対象間距離との関係を取得することが可能となる。その結果、実際に使用される内視鏡についての、光学系の特性に関連する収差情報を取得したり、実際に使用される内視鏡の光学特性（収差）を反映した目盛を直接生成することが可能である。

【0026】

なお、本発明における課題を解決するための手段は、可能な限り組み合わせて使用することができる。

【発明の効果】

【0027】

本発明によれば、内視鏡システム導入時のコストを抑え、従来の内視鏡の操作を維持しつつ、より精度よく撮像対象物の大きさを測定することが可能となる。

【図面の簡単な説明】

【0028】

10

20

30

40

50

- 【図 1】本発明の実施例 1 における内視鏡システムの機能ブロック図である。
- 【図 2】本発明の実施例 1 における距離計算部と目盛生成部の機能ブロック図である。
- 【図 3】対象間距離とレーザ光成分の受光量の関係について説明するための図である。図 3 (a) は各対象間距離におけるレーザ光成分の受光量を計測した結果のグラフである。図 3 (b) は白い紙からの反射光量に、人の口腔内の粘膜の反射率 γ を乗じた値 I_n と、対象間距離 D_n の関係を格納したテーブルのイメージ図である。
- 【図 4】本発明の実施例 1 における目盛補正部の作動の結果を説明する図である。
- 【図 5】本発明の実施例 1 により生成されるグリッドイメージ及びグリッドイメージ合成後の内視鏡画像と、対象物までの距離の関係を示す図である。
- 【図 6】本発明の実施例 1 における内視鏡システムの動作を説明するフローチャートである。 10
- 【図 7】本発明の実施例 1 における白い紙からの反射光量に、人の口腔内の粘膜の反射率 γ を乗じた値 I_n と、対象間距離 D_n の関係を格納したテーブルを作成する処理のフローチャートである。
- 【図 8】本発明の実施例 1 における面積算出処理ルーチンのフローチャートである。
- 【図 9】本発明の実施例 1 における内視鏡システムで、500 円硬貨の画像と歪曲目盛とを合成した撮像画像に対し、格子を白黒反転させることで対象物の面積を測定した場合の結果を示す図である。
- 【図 10】本発明の実施例 1 において格子を白黒反転させることで対象物の面積を測定する場合の内視鏡システムの機能ブロック図の一部である。 20
- 【図 11】本発明の実施例 2 における内視鏡システムの機能ブロック図である。
- 【図 12】本発明の実施例 2 におけるキャリブレーションシステムの概略構成について示す図である。
- 【図 13】本発明の実施例 3 における応用例 1 の概略構成を示す図である。
- 【図 14】本発明の実施例 3 における応用例 2 の概略構成を示す図である。
- 【図 15】本発明の実施例 3 における応用例 3 の概略構成を示す図である。
- 【図 16】本発明の実施例 3 における応用例 4 の概略構成を示す図である。
- 【図 17】撮像光学部の収差による被写体像の歪みを示す図である。
- 【発明を実施するための形態】
- 【0029】 30
- 以下に図面を参照して、この発明を実施するための最良の形態を例示的に詳しく説明する。
- 【0030】
- < 実施例 1 >
- 図 1 は、本発明の実施例 1 に係る内視鏡システム 100 の機能ブロック図である。図 1 に示すように、本実施例の内視鏡システム 100 は、照明光源 110 と、レーザ光源 120 と、受光部 130 と、光分離部 140 と、撮像光学部 150 と、撮像部 160 と、距離計算部 170 と、目盛生成部 180 と、目盛補正部 190 と、データ記憶部 200 と、画像合成部 210 と、表示部 220 と、操作部 230 とを有している。
- 【0031】 40
- 図 1 において、照明光源 110 は、操作部 230 からの照明光照射の指示を受けて、少なくとも可視光の波長領域 (380 nm ~ 750 nm) の一部もしくは全ての領域を含む光を照明光 300 として対象物に照射する。照明光源 110 としてはキセノンランプやハロゲンランプの他、LED 光源等を用いることができる。
- 【0032】
- また、レーザ光源 120 は、操作部 230 からのレーザ光照射の指示を受けて、対象物に対してレーザ光 310 を照射する。ここでは、レーザ光源 120 は、波長 780 nm のレーザ光 310 を照射する。このように、レーザ光 310 として可視光の波長領域を外れた波長領域を用いることで、撮像部 160 が対象物を撮像した際に撮像画像にレーザ光 310 が映り込むことを回避している。なお、レーザ光源 120 が照射するレーザ光 310 50

の波長はこれに限定されるものではなく、他の波長領域に属するものであってもよい。

【0033】

また、受光部130は、対象物によって反射された照明光300とレーザ光310とを含む反射光320を受光する。受光部130は、例えば、内視鏡システム100における内視鏡の先端部に相当する。また、光分離部140は、受光部130で受光された反射光320を、レーザ光310の成分（レーザ光成分）と、照明光300の成分を含むそれ以外の成分（照明光成分）とに分離する。光分離部140により分離された照明光成分は撮像光学部150に、レーザ光成分は距離計算部170にそれぞれ入射される。なお、光分離部140としては、ダイクロイックプリズム等のビームスプリッタを使用することができる。

10

【0034】

撮像光学部150は、光分離部140から入射された照明光成分を用いて、対象物の被写体像を撮像部160に結像する。撮像光学部150はレンズ等の光学系を含んで構成され収差を有している。これにより、撮像光学部150によって結像される対象物の被写体像は実際の対象物と比較して歪んだものになる。撮像部160は、操作部230からの撮像開始の指示を受けて、撮像光学部150により結像された対象物の被写体像を撮像画像として撮像する。ここでは、撮像部160は、あらかじめ設定された撮像フレームレートに基づいて、結像された対象物の被写体像の撮像を繰り返す。撮像部160としては、CCDやCMOS等のイメージセンサが用いられる。

20

【0035】

距離取得手段に含まれる距離計算部170は、操作部230からの目盛生成開始の指示を受けて、光分離部140から入射されたレーザ光成分に基づいて受光部130と対象物との間の距離である対象間距離を計算する。ここでは、距離計算部170は、撮像部160の撮像フレームレートに基づいて対象間距離の計算を繰り返す。目盛生成手段としての目盛生成部180は、距離計算部170で計算された対象間距離に基づいて、撮像部160で撮像された撮像画像中の対象物の大きさの指標となる目盛の目盛幅を計算し、計算した目盛幅に応じた目盛を生成する。目盛生成部180は、距離計算部170で対象間距離が計算されるたびに目盛の生成を行う。

【0036】

目盛補正手段としての目盛補正部190は、目盛生成部180により生成された目盛に撮像光学部150の収差による歪みと同等の歪みを与える補正を行う。ここでは、目盛補正部190は、目盛生成部180で目盛が生成されるたびに当該目盛に対する補正を行う。記憶部及び第二記憶部としてのデータ記憶部200は、距離計算部170における対象間距離の計算値、目盛生成部180における目盛幅の計算値、目盛補正部190における目盛の補正に用いられる補正用データである補正パラメータや補正マトリクス等を記憶している。これらの値は、距離計算部170や目盛生成部180、目盛補正部190等を介して、操作部230から変更することが可能になっている。

30

【0037】

ここで、本実施例においては、データ記憶部200は、内視鏡システム100において使用可能な複数の内視鏡について、上記の補正パラメータや補正マトリクス等を記憶している。これは、個別の内視鏡毎に撮像光学部150の光学特性は異なっているからである。本実施例においては、補正パラメータや補正マトリクスを、内視鏡システム100において使用可能な内視鏡毎にデータ記憶部200に記憶しているため、目盛補正部190において、実際に使用している内視鏡に応じてより精度良く、目盛の補正を行うことが可能である。なお、ここにおける補正パラメータ及び、補正マトリクスは、例えば、内視鏡の光学系における焦点距離、倍率、F値（明るさ）、照度分布、収差（球面、コマ、非点、像面湾曲、歪曲）に基づくものである。

40

【0038】

画像合成手段としての画像合成部210は、目盛補正部190において補正され歪曲された目盛を撮像部160において撮像された撮像画像に重ねて合成し、合成した撮像画像

50

を表示部 220 に出力する。なお、画像合成部 210 は、操作部 230 において目盛生成の開始を指示する使用者の操作が受け付けられていない場合、歪曲された目盛の合成を行わずに撮像部 160 から出力された撮像画像をそのまま表示部 220 に出力する。表示手段としての表示部 220 は、画像合成部 210 から出力された撮像画像を表示する。操作部 230 は、使用者による上述した各種操作を受け付け、その旨を各構成要素に指示する。

【0039】

次に、図 2 を参照して、距離計算部 170 と目盛生成部 180 の構成について詳細に説明する。図 2 は、図 1 に示した距離計算部 170 と目盛生成部 180 の機能ブロック図である。

10

【0040】

まず、距離計算部 170 の構成について説明する。図 2 に示すように、距離計算部 170 は、結像光学部 171 と、距離センサ 172 と、反射距離計算部 173 とを有している。結像光学部 171 は、光分離部 140 から入射されたレーザ光成分を距離センサ 172 に集光する。距離センサ 172 は、結像光学部 171 により集光されたレーザ光成分の強度である受光量を計測する。距離センサ 172 としては、撮像部 160 と同様に、CCD や CMOS 等のイメージセンサを用いることができる。

【0041】

反射距離計算部 173 は、操作部 230 からの目盛生成開始の指示を受けて、距離センサ 172 で計測されたレーザ光成分の受光量とデータ記憶部 200 に記憶されている距離キャリブレーションパラメータとに基づいて対象間距離を計算する。なお、反射距離計算部 173 は、撮像部 160 の撮像フレームレートに基づいて対象間距離の計算を繰り返す行う。

20

【0042】

レーザ光成分の受光量から対象間距離を計算する際には、対象間距離が長くなるほどレーザ光成分の受光量が減少することを利用している。レーザ光成分の受光量は対象間距離に対して指数関数的に減少するため、予め各対象間距離でのレーザ光成分の受光量を計測し、近似曲線から距離キャリブレーションパラメータを算出しておくことで、レーザ光成分の受光量から対象間距離を逆算することができるようになる。

【0043】

図 3 は、対象間距離とレーザ光成分の受光量の関係について説明するための図である。図 3 (a) は、各対象間距離におけるレーザ光成分の受光量を計測した結果のグラフを示す。この図は、レーザ光 310 を白い紙に照射して反射光量を取得し、対象間距離と反射光量の関係をプロットしたものである。そして、以下の式 (1) に近似することで距離キャリブレーションパラメータに含まれる α 、 β が算出される。

30

$$\text{対象間距離 } L_{DBO} = \alpha \cdot V^{\beta} \cdots \cdots (1)$$

【0044】

そして、本実施例では、さらに (1) の式に、予め測定した人の口腔内の粘膜の反射率 γ を乗じることで、近似曲線の式 (2) を算出する。これにより対象間距離と反射光量との関係を、実際に体内 (例えば、消化器内) の壁面にレーザ光 310 を照射した場合の対象間距離を、より精度よく測定することが可能となる。

40

$$\text{対象間距離 } L_{DBO} = \alpha \cdot \gamma \cdot V^{\beta} \cdots \cdots (2)$$

【0045】

図 3 (b) には、レーザ光 310 を白い紙に照射して得られた反射光量に、人の口腔内の粘膜の反射率 γ を乗じた値 I_n と、その値に対応する対象間距離 D_n の関係を格納したテーブルのイメージ図を示す。本実施例においては、このテーブルをデータ記憶部 200 に格納しておき、このテーブルと、実際に距離センサ 172 で計測されたレーザ光成分の受光量とから、反射距離計算部 173 において対象間距離を求めるようにする。この場合、データ記憶部 200 は記憶部に相当し、反射距離計算部 173 は取得部に相当する。この場合、距離取得手段は距離計算部 170 とデータ記憶部 200 を含んで構成される。

50

【 0 0 4 6 】

ここで、反射率 γ を求めるために人の口腔内の粘膜を利用したのは、人の口腔内の粘膜における光の反射率が、人の体内における光の反射率に近いことによる。そして、人の口腔内の粘膜としては、例えば、舌と舌下部を含む口腔底、口唇の裏の部分、上唇歯肉、下唇歯肉、軟口蓋と硬口蓋を含む口蓋、頬粘膜などを利用することが適切である。これらの部分における壁面の色合い、濡れ度合いが、実際の体内の壁面と類似しているからである。

【 0 0 4 7 】

次に、目盛生成部 1 8 0 の構成について説明する。図 2 に示すように、目盛生成部 1 8 0 は、面内目盛計算部 1 8 1 と、生成部 1 8 2 とを有している。面内目盛計算部 1 8 1 は、反射距離計算部 1 7 3 で計算された対象間距離と、データ記憶部 2 0 0 に記憶されている面内目盛幅パラメータとに基づいて、撮像部 1 6 0 で撮像された撮像画像中の対象物の大きさの指標となる目盛の目盛幅を計算する。

10

【 0 0 4 8 】

ここで目盛幅パラメータは、対象間距離と生成する目盛の目盛幅の関係を示すパラメータであり、各対象間距離における実空間での一定の幅が撮像画像中の何ピクセル分に相当するかをキャリブレーションすることで求めることができる。この目盛幅パラメータは、各内視鏡における光学系の焦点距離や倍率の他、撮像画像における対象物の大きさに影響を及ぼす F 値や照度分布を含んだものであってもよい。なお、面内目盛計算部 1 8 1 で計算される目盛幅は、撮像画像中の奥行きが対象間距離と等しい面内における対象物の大きさを示す目盛である面内目盛の目盛幅である。以降、この目盛幅を面内目盛幅と呼ぶ。生成部 1 8 2 は、面内目盛計算部 1 8 1 にて計算された面内目盛幅に基づいて面内目盛を生成し、目盛補正部 1 9 0 に出力する。

20

【 0 0 4 9 】

図 4 は、図 1 に示した目盛補正部 1 9 0 の動作を説明する図である。ここで、図 4 (a) は目盛生成部 1 8 0 により生成された目盛の一例を、図 4 (b) は目盛補正部 1 9 0 により補正された歪曲目盛の一例をそれぞれ示している。目盛補正部 1 9 0 は、データ記憶部 2 0 0 にあらかじめ記憶されている補正用データである補正パラメータおよび補正マトリクスを用いて図 4 (a) に示すような目盛生成部 1 8 0 が生成した目盛に対して、形状補正として幾何学変換を行うことで、図 4 (b) に示すような歪んだ目盛である歪曲目盛を生成する。ここで補正用データである補正パラメータおよび補正マトリクスは、撮像光学部 1 5 0 の歪曲収差による被写体像の歪みと同様の歪みを生成した目盛に与えるための幾何学変換を示すパラメータおよびマトリクスである。

30

【 0 0 5 0 】

補正パラメータおよび補正マトリクスは、所定の格子の画像、例えば市松模様の画像等を撮像光学部 1 5 0 によって撮像し、格子画像の歪み具合から計算することができる。より具体的には、所定の格子画像を撮像光学部 1 5 0 によって撮像した画像から、Zhang の手法等の公知の技術により撮像光学部 1 5 0 の歪曲収差による歪みをなくす幾何学補正を行うための補正用パラメータおよび補正用マトリクスを求め、その逆変換を行う補正パラメータおよび補正マトリクスを求めることで計算することができる。

40

【 0 0 5 1 】

なお、補正パラメータおよび補正マトリクスを用いた幾何学変換方法は、上述した Zhang の手法等の公知の技術における幾何学変換方法と同様の方法を用いることができる。また、補正用データである補正パラメータおよび補正マトリクスは撮像光学部 1 5 0 特有のものになるため、本実施例の内視鏡システム 1 0 0 の製造時等に計算し、初期設定としてデータ記憶部 2 0 0 に記憶させておけば良い。

【 0 0 5 2 】

このようにして生成した歪曲目盛を、画像合成部 2 1 0 にて撮像画像に重ねて合成し、合成した撮像画像を表示部 2 2 0 にて表示することで、撮像画像中の対象物の大きさを歪曲目盛に基づいて求めることができる。なお、ここでは、図 4 (a) に示すように目盛生

50

成部 180 は計算した目盛幅に応じて格子状の目盛を生成するものとしているが、十字や直線等の他の形状の目盛を生成してもよい。また、図 4 (b) に示すように撮像光学部 150 は樽型収差を持つものとしているが、糸巻型収差や陣笠型収差等の他の収差を持つものであってもよい。

【0053】

図 5 には、本実施例で算出された、対象間距離毎の目盛（グリッド）の例を示す。図 5 における上段は、対象間距離が各々 5 mm、10 mm、15 mm の場合の目盛の画像（グリッドイメージ）である。この目盛の各々の格子は、1 mm の寸法に対応している。また、図 5 における下段は、得られた目盛を、対象間距離を各々 5 mm、10 mm、15 mm として実際に撮影した 1 mm 間隔の格子画像に、上記の目盛の画像（グリッドイメージ）を合成した場合の内視鏡画像を示す。

10

【0054】

図 5 より、各々の対象間距離において、実際に撮影した格子画像と目盛の画像（グリッドイメージ）が精度よく合致していることが分かる。すなわち、本実施例によれば、対象間距離に拘らず、対象物の大きさを精度よく計測することが可能である。

【0055】

次に、図 6 を参照して図 1 に示した内視鏡システム 100 の動作について説明する。図 6 は、図 1 に示した内視鏡システム 100 の動作を説明するフローチャートである。このフローチャートは、内視鏡システム 100 が備える記憶部（不図示）に記憶されたプログラムである。

20

【0056】

まず、内視鏡システム 100 の使用者により操作部 230 にて照明光 300 およびレーザ光 310 の照射を指示する操作が行われると、ステップ S101 において、照明光源 110 およびレーザ光源 120 は照明光 300 およびレーザ光 310 の照射をそれぞれ開始する。

【0057】

また、使用者により、操作部 230 にて撮像開始を指示する操作と、目盛生成開始を指示する操作が行われると、ステップ S102 において、撮像部 160 は撮像画像の撮像を、距離計算部 170 は対象間距離の計算をそれぞれ開始する。照明光 300 とレーザ光 310 の照射が開始されると、対象物にそれらが反射した反射光 320 が受光部 130 で受光される。ステップ S102 の処理が終了するとステップ S103 に進む。

30

【0058】

ステップ S103 においては、受光部 130 で受光された反射光 320 は、光分離部 140 にて、照明光成分とレーザ光成分とに分離され、照明光成分は撮像光学部 150 に、レーザ光成分は距離計算部 170 の結像光学部 171 にそれぞれ入射される。ステップ S103 の処理が終了すると、ステップ S104 及びステップ S107 の処理が並行して進められる。

【0059】

ステップ S104 においては、撮像光学部 150 は、照明光成分が入射されると、照明光成分に基づいて対象物を被写体像として撮像部 160 に結像する。この際、撮像光学部 150 の歪曲収差により被写体像は実際の対象物と比べて歪んでいる。ステップ S104 が終了するとステップ S105 に進む。

40

【0060】

ステップ S105 においては、操作部 230 からの指示に応じて撮像画像の撮像を開始している撮像部 160 は、結像された被写体像を撮像画像として撮像する。ステップ S105 は本実施例において対象物撮像工程に相当する。そして、ステップ S106 において、撮像画像を画像合成部 210 に出力する。ステップ S106 の処理が終了するとステップ S112 に進む。

【0061】

一方、ステップ S107 において、結像光学部 171 は、レーザ光成分が入射されると

50

、レーザ光成分を距離センサ 172 に集光する。距離センサ 172 は、結像光学部 171 により集光されたレーザ光成分の受光量を計測し、反射距離計算部 173 に出力する。操作部 230 からの指示に応じて対象間距離の計算を開始している反射距離計算部 173 は、距離センサ 172 で計算された受光量に基づいて対象間距離を計算し、目盛生成部 180 の面内目盛計算部 181 に出力する。ステップ S 107 は本実施例において距離取得工程に相当する。ステップ S 107 の処理が終了するとステップ S 108 に進む。

【0062】

ステップ S 108 において、面内目盛計算部 181 は、反射距離計算部 173 で計算された対象間距離と、データ記憶部 200 に記憶されている目盛幅パラメータとに基づいて面内目盛幅を計算する。ステップ S 108 の処理が終了するとステップ S 109 に進む。

10

【0063】

ステップ S 109 においては、生成部 182 は、面内目盛計算部 181 で計算された面内目盛幅に基づいて、面内目盛を目盛として生成する。ステップ S 109 は本実施例において目盛生成工程に相当する。ステップ S 109 の処理が終了するとステップ S 110 に進む。

【0064】

ステップ S 110 において、目盛補正部 190 は、生成部 182 にて生成された目盛に対して、データ記憶部 200 に記憶されている補正マトリクスに基づいて形状補正を行うことで歪曲目盛を生成する。そして、ステップ S 111 において、画像合成部 210 に出力する。ステップ S 111 の処理が終了すると、ステップ S 112 に進む。

20

【0065】

次に、ステップ S 112 においては、画像合成部 210 は、目盛補正部 190 から出力された歪曲目盛を撮像部 160 から出力された撮像画像に重ねて合成する。そして、ステップ S 113 において、合成した撮像画像を表示部 220 に出力する。ステップ S 112 及びステップ S 113 は、本実施例において画像合成工程に相当する。ステップ S 113 の処理が終了するとステップ S 114 に進む。

【0066】

次に、ステップ S 114 においては、表示部 220 は、画像合成部 210 から出力された、歪曲目盛と合成された撮像画像を表示する。ステップ S 114 は本実施例において表示工程に相当する。ステップ S 114 の処理が終了するとステップ S 115 に進む。

30

【0067】

以降、使用者により操作部 230 にて撮像および目盛生成の終了を指示する操作が行われるまで、撮像部 160 の撮像フレームレートに基づいてステップ S 104 ~ ステップ S 114 の処理が繰り返される。使用者により、操作部 230 にて撮像および目盛生成の終了を指示する操作が行われると、ステップ S 115 に進む。ステップ S 115 においては、撮像部 160 は撮像画像の撮像を、反射距離計算部 173 は対象間距離の計算を終了する。その後、使用者により、操作部 230 にて照明光 300 およびレーザ光 310 の照射停止の指示が行われるとステップ S 116 に進む。

【0068】

ステップ S 116 においては、照明光源 110 およびレーザ光源 120 は照明光 300 およびレーザ光 310 の照射をそれぞれ停止する。ステップ S 116 の処理が終了すると本フローチャートを一旦終了する。

40

【0069】

次に、図 7 には、上記した内視鏡システム 100 の動作の前に実行され、図 3 (b) に示したテーブルを作成する処理のフローチャートを示す。このフローは、内視鏡システム 100 の製造時に行われてもよいし、内視鏡システム 100 の製造後の適時 (例えば、毎回の使用前) に行われてもよい。この処理が実行されると、まず、ステップ S 11 において、予め準備された白板からなる反射板に内視鏡のレーザ光源 120 からレーザ光 310 が照射される。そして、ステップ S 12 では受光部 130 において反射光 320 が受光され、光分離部 140 を経由して、距離計算部 170 の距離センサ 172 によって受光量が

50

計測される。

【0070】

次に、ステップS13において、反射板と内視鏡との距離（対象間距離に相当する）が変更される。そして、ステップS14において、距離の変更が終了したか、すなわち、図3（b）のテーブルにおいてDnまでの全ての距離において反射光の計測が終了したか否かが判定される。そして、終了していないと判定された場合には、ステップS11の処理の前に戻り、距離の変更と反射板による反射光の計測が継続される。一方、ステップS14において距離の変更と反射板による反射光の計測が終了したと判定された場合には、ステップS15に進む。

【0071】

ステップS15においては、オフラインで、人の口腔内の粘膜の反射率が測定される。この測定については、本実施例における内視鏡システム100を用いて、レーザ光を人の口腔内の粘膜に照射し、出射光量と反射光の受光量の比を計算することで測定してもよい。あるいは、内視鏡システム100のレーザ光源120と同波長を有する他のレーザ光源を用いて、レーザ光を人の口腔内の粘膜に照射し、出射光量と反射光の受光量の比を計算しても構わない。ステップS15の処理が終了するとステップS16に進む。

10

【0072】

ステップS16においては、ステップS15で取得された人の口腔内の粘膜の反射率を、ステップS12で得られた反射光の受光量に乘じることで、反射光量の値を補正する。これにより、図3（b）に示したテーブルを得ることができる。すなわち、人の体内（例えば消化器内）で、内視鏡システム100を用いて対象物を撮像した場合の、対象間距離と、反射光の受光量との関係を等価的に取得することができる。

20

【0073】

上記のフローにおいて、ステップS11からステップS14までの処理は、本実施例において関係取得工程に相当する。また、ステップS15の処理は口内反射率測定工程に相当する。また、ステップS16の処理は反射率補正工程に相当する。

【0074】

なお、本実施例においては、目盛補正部190から出力された目盛を撮像部160から出力された撮像画像に重ねて合成した場合に、目盛における各格子の表示を白黒反転可能にし、且つ、合成された画像において白黒反転された格子により構成される領域のうち、所定の輝度以上の輝度を有する領域の面積を算出する機能を設けても構わない。

30

【0075】

図8には、上記の機能に関する面積算出処理フローの例を示す。本フローが実行されると、まず、ステップS21において、例えば図6のステップS113で出力された、撮像画像と歪曲目盛の合成画像が取得される。ステップS21の処理が終了するとステップS22に進む。ステップS22においては、計測領域が設定される。すなわち、撮像画像と重ねて合成された目盛の格子のうち、対象物に重なっている格子をマウス等のポインタで指定することで、白黒反転させる。この白黒反転された領域が計測領域として設定される。ステップS22の処理が終了するとステップS23に進む。ステップS23においては、設定された計測領域における各画素のRGB値から各画素の輝度を演算し、そのヒストグラム（度数分布）を作成する。ステップS23の処理が終了するとステップS24に進む。

40

【0076】

ステップS24においては、対象物の面積算出のための閾値を設定する。その際、対象物の態様によって閾値の設定手法を変えてもよい。例えば、対象物の輝度が周囲よりも高い場合には、閾値を輝度分布における平均＋標準偏差と設定する。対象物の輝度が周囲よりも低い場合には、閾値を輝度分布における平均－標準偏差と設定する。ステップS24の処理が終了するとステップS25に進む。ステップS25においては、輝度が閾値を超える画素を判定する。すなわち、対象物の輝度が周囲よりも高い場合には、輝度が閾値より高い画素を判定する。対象物の輝度が周囲よりも低い場合には、輝度が閾値より低い画素を

50

判定する。ステップ S 2 5 の処理が終了するとステップ S 2 6 に進む。

【 0 0 7 7 】

ステップ S 2 6 においては、ノイズ除去を行う。すなわち、フィルタ処理等によって、孤立した画素を除去する。ステップ S 2 6 の処理が終了するとステップ S 2 7 に進む。ステップ S 2 7 においては、既を取得されている対象物の距離と、ノイズ除去後の、輝度が閾値を超える画素の数より、対象物の面積を算出する。ステップ S 2 7 の処理が終了すると一旦、本ルーチンを終了する。

【 0 0 7 8 】

以上の面積算出処理によれば、画像合成部 2 1 0 から出力された、歪曲目盛と合成された撮像画像における対象物に重なる格子を白黒反転させて計測領域を設定し、設定された領域の画素うち、閾値を超える画素の数を数えることで、対象物の面積を測定することが可能となる。図 9 には、例として 5 0 0 円硬貨の歪曲目盛と合成された撮像画像に対し、この面積算出処理を適用した場合の結果を示す。図 9 の例では 5 0 0 円硬貨の中央の 0 の数字の面積を、当該数字に重なる格子の白黒を反転させて計測領域を設定し、計測領域の画素中、閾値を超える画素の数を求めることで、面積が 46 mm^2 であることを算出できた。この 46 mm^2 というのは、充分実用に耐える精度であると考えられる。

10

【 0 0 7 9 】

図 1 0 には、この場合の画像合成部 2 1 0 付近の機能ブロック図を示す。この場合には、操作部 2 3 0 からの指令に従い、表示変換手段としての表示変換部 2 1 2 によって対象物に重なる格子の表示が白黒反転された上で、表示部 2 2 0 において表示される。また、操作部 2 3 0 からの指令に従い、面積算出のための輝度の閾値が設定される。さらに、面積算出手段としての面積算出部 2 1 3 によって、白黒反転された格子による計測領域における各画素のヒストグラムが作成され、その中で、閾値を超える画素の数が判定され、ノイズ除去の後、対象物の面積が算出される。また、本実施例において、操作部 2 3 0 からの指令に基づき、表示変換部 2 1 2 によって対象物に重なる格子の表示を白黒反転する工程は表示変換工程に相当する。また、操作部 2 3 0 からの指令に基づき、面積算出部 2 1 3 によって、計測領域のうち、閾値を超える輝度を有する領域の面積が算出される工程は面積算出工程に相当する。

20

【 0 0 8 0 】

次に、本実施例に係る内視鏡システム 1 0 0 の効果について説明する。上述したように本実施例の内視鏡システム 1 0 0 によれば、撮像画像中の対象物の大きさの指標となる目盛を生成し、生成した目盛に対して撮像光学部 1 5 0 の歪曲収差による歪みと同等の歪みを与える形状補正を行い、補正を行った歪曲目盛を撮像画像に合成して表示する。

30

【 0 0 8 1 】

このように本実施例の内視鏡システム 1 0 0 では、生成した目盛に対して形状補正を行うため、撮像画像に対して補正を行う場合と比較して少量の計算で済み、P C 等の汎用計算機でもリアルタイムに目盛を撮像画像に重ねて表示することができる。

【 0 0 8 2 】

また、本実施例の内視鏡システム 1 0 0 では、特殊なセンサを必要としないため撮像装置を安価に提供することができる。また、物理的な位置を精密に制御する機構等の複雑な構成が不要なため、簡潔な構成で実現することができる。さらに、レーザ光 3 1 0 の反射光であるレーザ光成分に基づいて対象間距離を計算し、計算した対象間距離に基づいて面内目盛幅を計算することで対象間距離に応じた目盛を生成するため、対象間距離が変化し、撮像画像中の対象物の大きさが変化しても適切は目盛幅の目盛を撮像画像に重ねて表示することができる。

40

【 0 0 8 3 】

さらに、本実施例の内視鏡システム 1 0 0 では、対象間距離を算出する際に、人の口腔内の粘膜における反射率に基づいて、対象間距離と反射光量との関係を算出している。これによって、内視鏡システム 1 0 0 においてレーザ光 3 1 0 を消化器等の体内の壁面における対象物に照射し、その反射光を用いて対象間距離を求める際に、より精度よく対象間

50

距離を算出することができる。その結果、より高精度な目盛を撮像画像に重ねて表示することが可能となる。

【0084】

< 実施例 2 >

次に、本発明の実施例 2 について説明する。本実施例においては、目盛の画像を、内視鏡システムに使用可能な各内視鏡の受光部の特性に対し、対象間距離毎に準備しておく例について説明する。

【0085】

図 11 には、本実施例における内視鏡システム 350 について示す。本実施例においては、目盛補正部 190 は備えていない。すなわち、本実施例では、目盛生成部 180 で生成した、対象間距離毎の目盛を目盛補正部 190 で補正するのではない。データ記憶部 200 には、補正パラメータおよび補正マトリクスを記憶しておくのではなく、本内視鏡システム 350 で用いられる各内視鏡（受光部 130 のレンズ特性（収差等の光学特性））に対し、各対象間距離毎の目盛の画像を直接、記憶しておく。そして、内視鏡システム 350 の使用時においては、目盛生成部 185 は、使用している内視鏡の種類及び対象間距離に相当する目盛を呼び出して、画像合成部 210 に出力する。

10

【0086】

これによれば、目盛生成に関わる処理をより単純化することができ、より迅速に目盛生成を行うことができる。また、使用する内視鏡毎に目盛を準備しておくことで、使用する内視鏡の受光部 130 のレンズ特性（収差等の光学特性）に拘らず、正確な目盛を生成することが可能で、より正確に対象物の大きさの測定が可能となる。

20

【0087】

図 12 には、本実施例で、データ記憶部 200 に記憶しておくべき目盛画像を予め準備するための格子画像撮像装置としてのキャリブレーションシステム 400 の概略構成について示す。キャリブレーションシステム 400 は、キャリブレーション装置 410 と、プローブ 420、計測システム 430、内視鏡装置 440、コントロールボックス 450 及び、PC 460 を備えている。

【0088】

キャリブレーション装置 410 は、キャリブレーション用の格子画像または市松模様が描かれた格子表示部材としてのチェッカボード 411 と、チェッカボード 411 が固定され、レール 413 に沿って移動可能な格子移動手段としての可動台 412 と、内視鏡の先端部を固定可能な固定手段としてのファイバースコープ固定台 414 を有する。格子距離測定手段としての計測システム 430 は、プローブ 420 の先端からチェッカボード 411 に対してレーザ光を照射する機能を有する。撮像手段としての内視鏡装置 440 では、プローブ 420 の先端から対象物に照射光を照射するとともに、計測システム 430 から出射したレーザ光と自ら出射した照射光を含む、対象物からの反射光を受光する。そして、得られた内視鏡画像及び、レーザ光の反射光強度を PC 460 に出力する。

30

【0089】

また、PC 460 からは、コントロールボックス 450 に指令を出力し、可動台 412 を、プローブ 420 の先端に接近または離間するように、1 mm ずつ移動させることが可能となっている。

40

【0090】

そして、PC からの指令により、自動的または半自動的に、あるいはマニュアルで、可動台 412 を移動させながら、可動台 412 とプローブ 420 の対象間距離と、当該対象間距離におけるチェッカボード 411 の画像を取り込んで、その画像の歪曲状態に合うように目盛を作成し、記憶する。

【0091】

このキャリブレーションシステム 400 の作動により、内視鏡システム 350 に使用される内視鏡毎に、各対象間距離毎の目盛の画像を生成することが可能となる。これにより、本実施例における内視鏡システム 350 における目盛の画像をより容易に作成すること

50

が可能となる。なお、キャリブレーションシステム４００においては、内視鏡装置４４０で、撮像し記憶した格子画像の歪曲状態を維持したまま加工して、内視鏡システム３５０に使用可能な目盛の画像を生成しても構わないし、格子画像を直接、目盛の画像として使用しても構わない。キャリブレーションシステム４００で生成された目盛の画像は本実施例において補正目盛画像に相当する。

【００９２】

上記において、キャリブレーションシステム４００が、可動台４１２を移動させながら、可動台４１２とプローブ４２０の対象間距離と、当該対象間距離におけるチェッカボード４１１の画像を取り込んで、その画像の歪曲状態に合うように目盛を作成し、記憶する工程は、格子画像取得工程に相当する。

10

【００９３】

なお、ここで説明したキャリブレーションシステム４００は、内視鏡システム３５０におけるデータ記憶部２００に記憶させる目盛の画像データのみならず、実施例１の内視鏡システム１００におけるデータ記憶部２００に記憶させる補正パラメータおよび補正マトリクス（内視鏡毎の焦点距離、倍率、Ｆ値、照度分布、収差（球面、コマ、非点、像面歪曲、歪曲）等に基づく）の算出のために適用されても構わない。このような場合においては、キャリブレーションシステム４００が、可動台４１２を移動させながら、可動台４１２とプローブ４２０の対象間距離と、当該対象間距離におけるチェッカボード４１１の画像を取り込んで、その画像の歪曲状態に合うように目盛を作成し、記憶する工程は、収差情報取得工程に相当する。

20

【００９４】

さらに、内視鏡システム１００において、キャリブレーションシステム４００で取得されデータ記憶部２００に記憶された補正パラメータおよび補正マトリクスの中から、実際に使用される内視鏡に関する補正パラメータおよび補正マトリクスを選択する工程は、収差情報選択工程に相当する。さらに、選択された補正パラメータおよび補正マトリクスを用いて、目盛補正部１９０において、目盛生成部１８０で生成された目盛の形状を補正する工程は、目盛補正工程に相当する。

【００９５】

< 実施例３（応用例） >

次に、本発明の実施例３として、上記の実施例における内視鏡システム１００または内視鏡システム３５０を、実際に装置として組み上げた場合の具体例について説明する。

30

【００９６】

（応用例１）

図１３には、本発明の応用例１の概略構成を示す。図１３に示すように、応用例１における内視鏡システムは、距離計測システム本体５００、イメージプロセッサ５５０、消化器内視鏡５６０、内視鏡映像用ディスプレイ５８０、グリッド合成映像用ディスプレイ５９０を有している。距離計測システム本体５００は、ＦＰＧＡ（Field Programmable Gate Array）ボード５１０、レーザ光源５２０、光学フィルター５３０、計測機器５４０を有している。

【００９７】

ここで、ＦＰＧＡボード５１０は、図１における距離計測部、メモリ生成部、目盛補正部、データ記憶部、画像合成部として機能する。光学フィルター５３０は、対象物からの反射光のうちレーザ光の波長のみを分離する光分離部として機能する。計測機器５４０は、距離計算部の一部として反射光中のレーザ成分の強度を計測する機能を有する。また、イメージプロセッサ５５０は撮像部として機能し、消化器内視鏡５６０は、受光部、照明光源、撮像光学部として機能する。内視鏡映像用ディスプレイ５８０、グリッド合成映像用ディスプレイ５９０は表示部として機能する。なお、上記の構成の他、内視鏡システムは操作部、データ記憶部として機能するＰＣ（不図示）を有している。

40

【００９８】

この応用例１では、消化器内視鏡５６０が有する照明光源から照射された照明光の対象

50

物からの反射光のうち照明光成分は、イメージプロセッサ 550 に入力され内視鏡映像用ディスプレイ 580 に対象物の映像が表示される。一方、レーザ光源 520 から出射されたレーザ光は、処置具用ガイド孔（不図示）を介して消化器内視鏡 560 の先端まで延びたプローブ 570 から対象物に照射される。そして、対象物からの反射光の一部は、消化器内視鏡 560 の受光光学系を介して消化器内視鏡 560 が有する撮像素子上で結像され画像データに変換される。

【0099】

そして、画像データは、イメージプロセッサ 550 において処理された後、内視鏡映像用ディスプレイ 580 に表示されるとともに映像入力端子 510b から F P G A ボード 510 に入力される。一方、対象物からの反射光のうち、光学フィルター 530 に入射された部分については、レーザ光の波長成分を有するレーザ光成分が分離され計測機器 540 で強度が計測される。そして、そのレーザ光成分の強度データは F P G A ボード 510 のアナログ入力端子 510c から F P G A ボードに入力される。

10

【0100】

F P G A ボードにおいて予めプログラムされた処理ルーチンによって、対象間距離及び、消化器内視鏡 560 に応じた目盛（グリッド）の生成及び補正が行われる。生成及び補正が行われた目盛（グリッド）の画像は、映像入力端子 510b から入力された内視鏡映像と合成され、映像出力端子 510a から出力され、グリッド合成映像用ディスプレイ 590 に表示される。

20

【0101】

（応用例 2）

図 14 には、本発明の応用例 2 の概略構成を示す。応用例 2 の内視鏡システムにおける応用例 1 との相違点は、グリッド合成映像用ディスプレイ 690 としてタブレット端末を使用し、距離計測システム本体 600 との接続には、U S B、有線 L A N、無線 L A N、B l u e t o o t h（登録商標）などの汎用の接続手法を用いた点である。この場合には、U S B ホスト、L A N 制御、B l u e t o o t h 制御の機能を有する P C の C P U ボード 610 が必要となる。また、目盛（グリッド）生成及び補正の処理の少なくとも一部は P C 上で行うことも可能となり、処理能力の向上も期待できる。なお、タブレット端末の接続アプリ、表示アプリは市販のものを使用することが可能である。

30

【0102】

（応用例 3）

図 15 には、本発明の応用例 3 の概略構成を示す。応用例 3 における応用例 1 との相違点は、グリッド合成映像用ディスプレイ 790 としてタッチパネルモニタを用いた点である。本応用例では、グリッド合成映像用ディスプレイ 790 のタッチパネルと距離計測システム本体 700 との接続及び制御を W I N D O W S（登録商標）アプリ等を用いている。この場合には、グリッド合成映像は C P U ボード 710 からグリッド合成映像用ディスプレイ 790 に出力され、U S B を介してタッチパネルとの情報の授受が行われる。また、この場合においても、目盛（グリッド）生成及び補正の処理の少なくとも一部は P C 上で行うことも可能であり、処理能力の向上も期待できる。

40

【0103】

（応用例 4）

図 16 には、本発明の応用例 4 の概略構成を示す。応用例 4 における応用例 1 との相違点は、グリッド合成映像用ディスプレイ 690 としてタブレット端末を使用し、さらにこれをタッチパネルモニタとして利用する点と、距離計測システム本体 800 においては、F P G A ボードの代わりに、ビデオキャプチャデバイス 820、アナログ入力デバイス 830 とスティック P C 等の小型 P C 810 の組み合わせを用いた点である。この場合には、民生品の組み合わせで容易にシステム構築が可能となる反面、量産には不向きという特徴がある。

【0104】

なお、上述した実施例（応用例を含む）の内視鏡システムは各々一例を示しており、そ

50

の構成及び動作は、発明の主旨を逸脱しない範囲で、適宜に変更可能である。

【符号の説明】

【0105】

100、350・・・内視鏡システム

110・・・照明光源

120・・・レーザ光源

130・・・受光部

140・・・光分離部

150・・・撮像光学部

160・・・撮像部

170・・・距離計算部

171・・・結像光学部

172・・・距離センサ

173・・・反射距離計算部

180・・・目盛生成部

181・・・面内目盛計算部

182・・・生成部

190・・・目盛補正部

200・・・データ記憶部

210・・・画像合成部

212・・・表示変換部

213・・・面積算出部

220・・・表示部

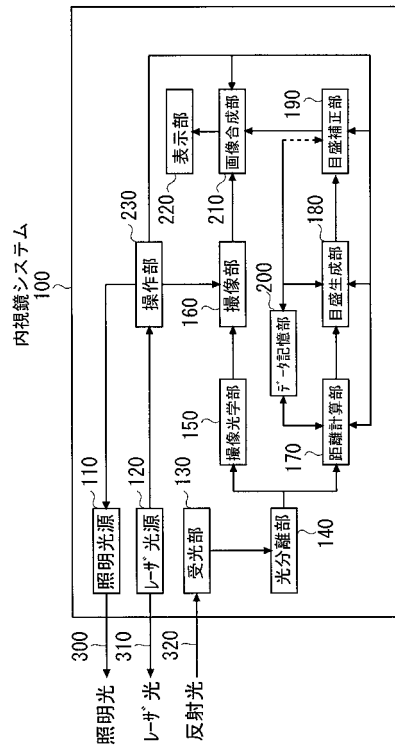
230・・・操作部

400・・・キャリブレーションシステム

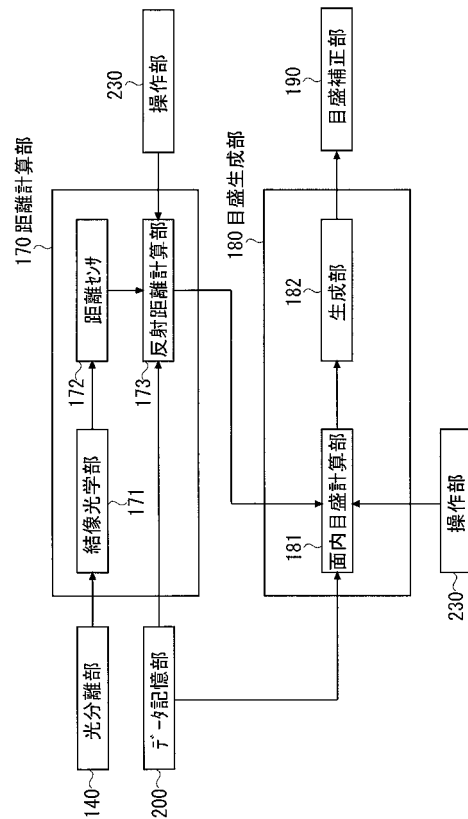
10

20

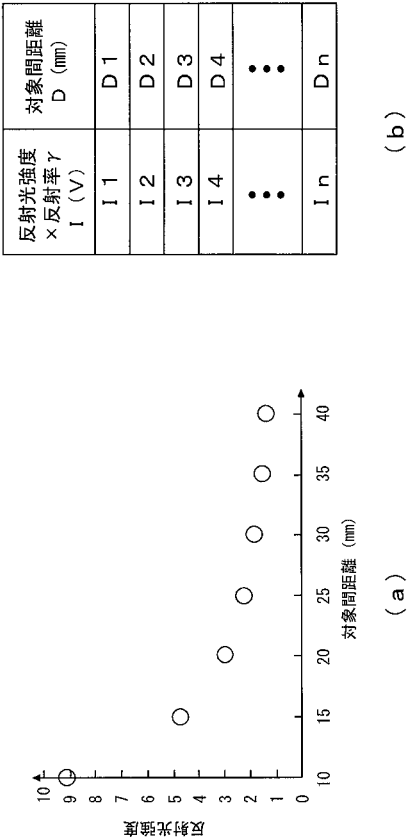
【図1】



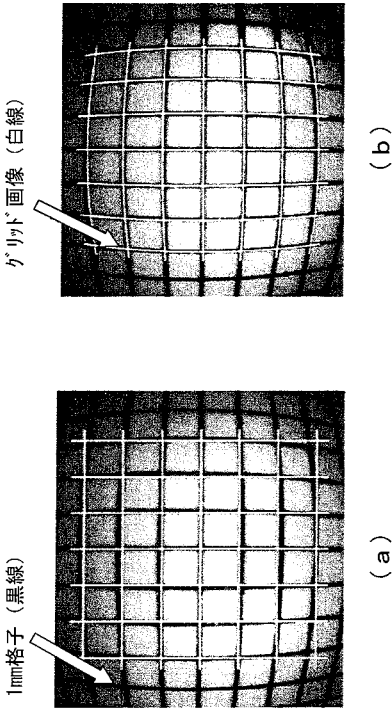
【図2】



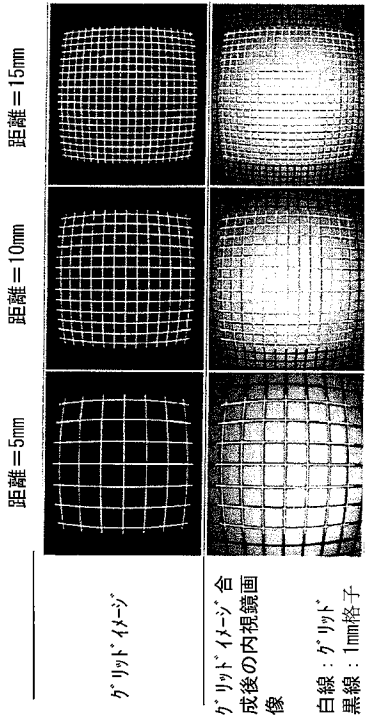
【図 3】



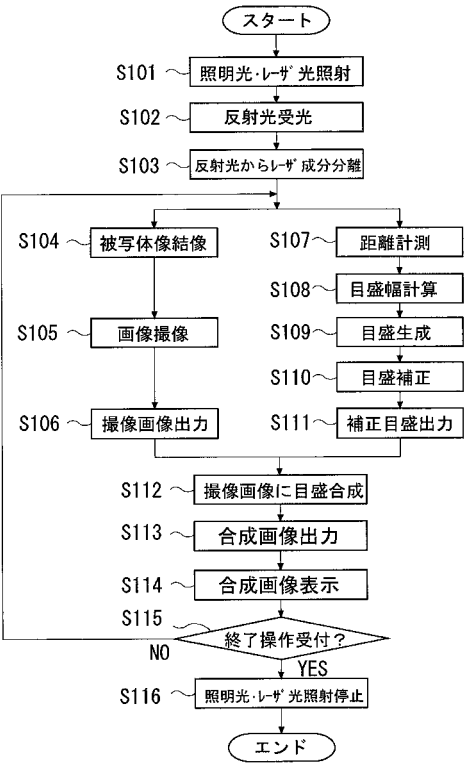
【図 4】



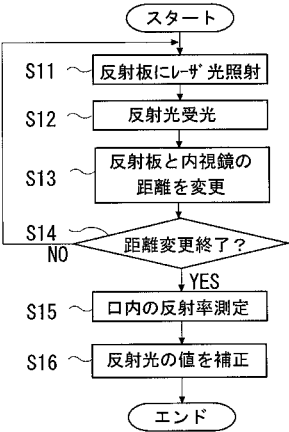
【図 5】



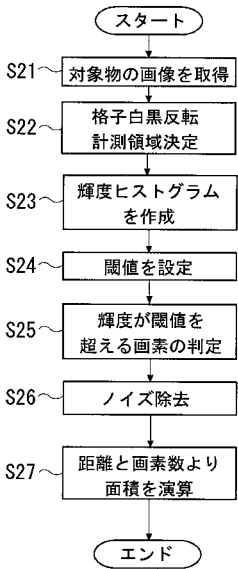
【図 6】



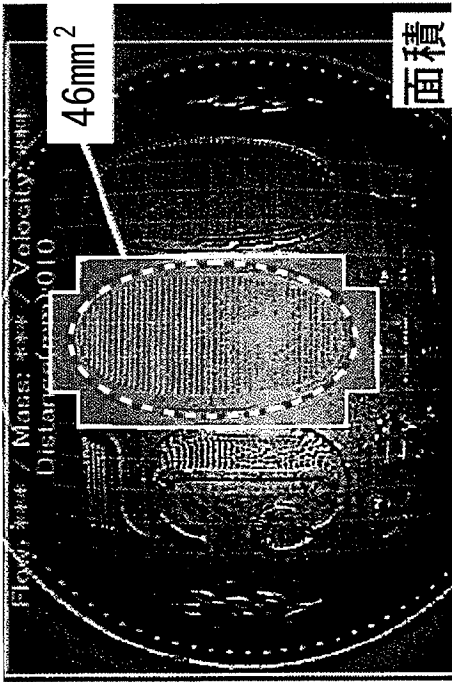
【 図 7 】



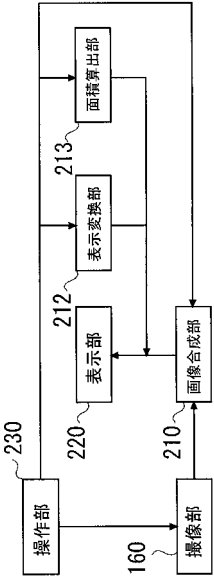
【 図 8 】



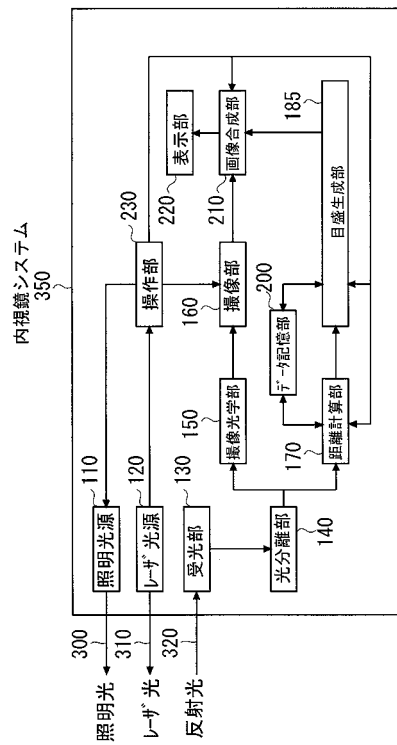
【 図 9 】



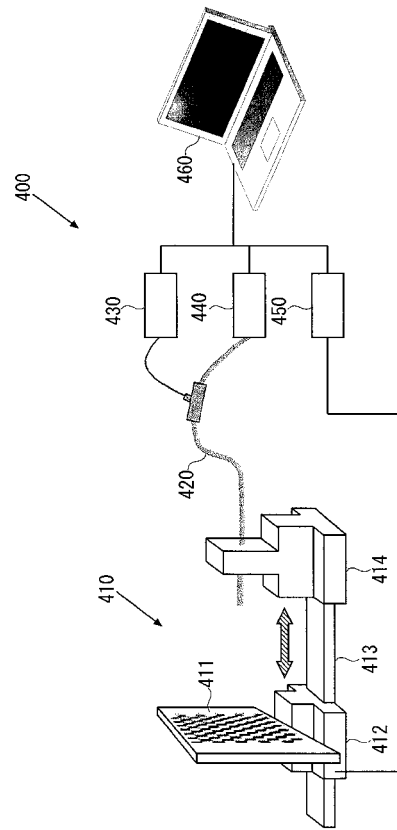
【 図 10 】



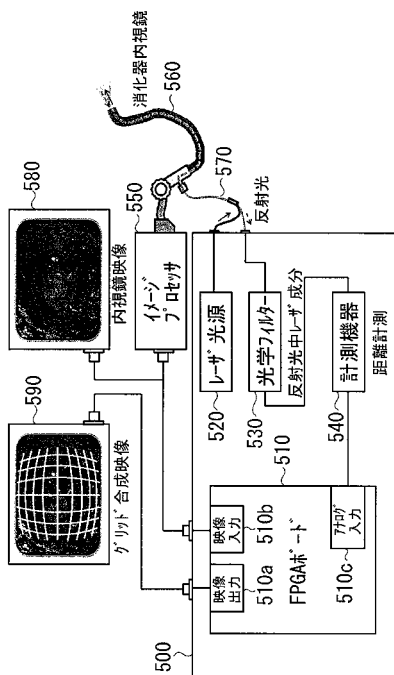
【図 1 1】



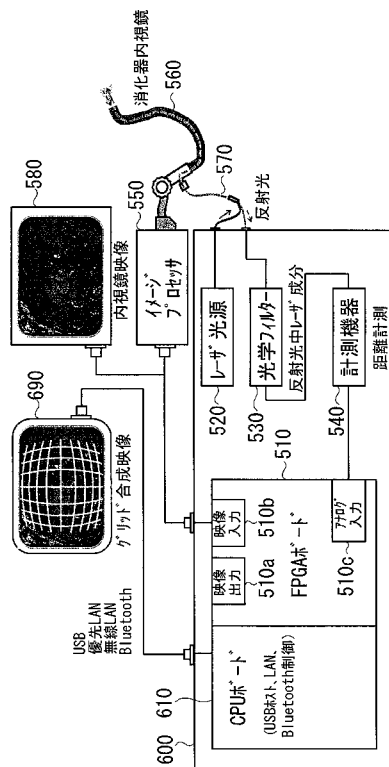
【図 1 2】



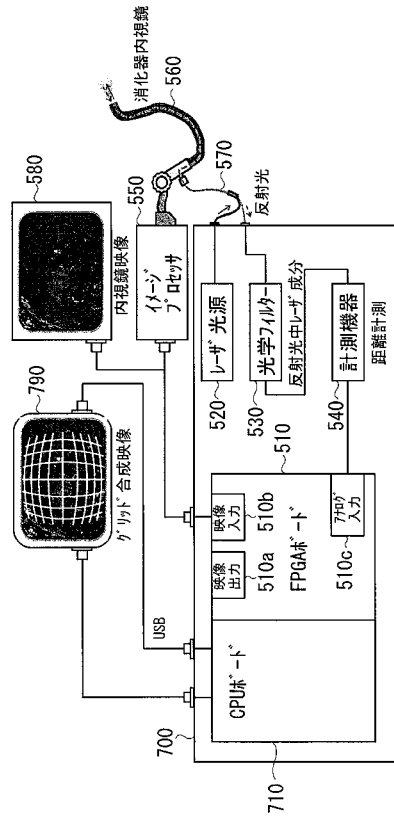
【図 1 3】



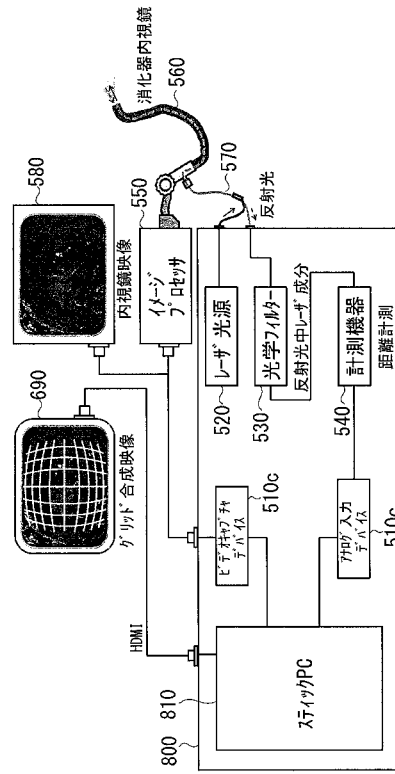
【図 1 4】



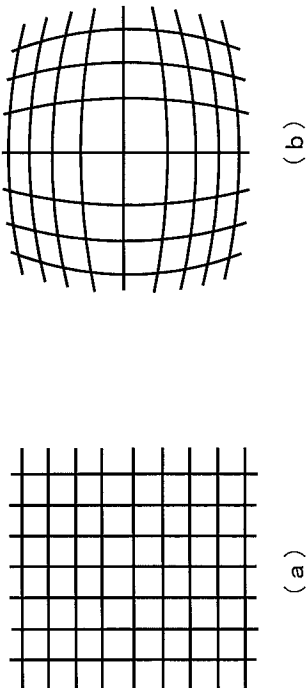
【図 15】



【図 16】



【図 17】



フロントページの続き

(51)Int.Cl.

F I

テーマコード(参考)

G 0 1 B 11/28

H

F ターム(参考) 2F065 AA06 AA22 AA58 CC16 DD02 EE08 EE11 EE12 FF01 FF04
FF26 GG02 GG03 GG04 GG07 JJ03 JJ26 LL20 LL46 PP26
QQ08 QQ21 QQ23 QQ25 QQ42 RR09 UU09
2H040 BA06 DA03 GA02 GA11
4C161 AA08 HH52 WW12

专利名称(译)	内窥镜系统和内窥镜图像获取方法		
公开(公告)号	JP2018202104A	公开(公告)日	2018-12-27
申请号	JP2017114615	申请日	2017-06-09
[标]发明人	岡 潔		
发明人	岡 潔		
IPC分类号	A61B1/00 A61B1/24 A61B1/045 G02B23/24 G01B11/28		
FI分类号	A61B1/00.553 A61B1/24 A61B1/045.622 A61B1/00.630 G02B23/24.B G01B11/28.H		
F-TERM分类号	2F065/AA06 2F065/AA22 2F065/AA58 2F065/CC16 2F065/DD02 2F065/EE08 2F065/EE11 2F065/EE12 2F065/FF01 2F065/FF04 2F065/FF26 2F065/GG02 2F065/GG03 2F065/GG04 2F065/GG07 2F065/JJ03 2F065/JJ26 2F065/LL20 2F065/LL46 2F065/PP26 2F065/QQ08 2F065/QQ21 2F065/QQ23 2F065/QQ25 2F065/QQ42 2F065/RR09 2F065/UU09 2H040/BA06 2H040/DA03 2H040/GA02 2H040/GA11 4C161/AA08 4C161/HH52 4C161/WW12		
代理人(译)	平川 明 关根武彦 胜彦Imahori		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种能够在引入内窥镜系统时保持成本并且保持传统内窥镜的操作并且更准确地测量成像对象的尺寸的技术。距离获取单元从照射在物体上的光的反射光的强度获取物体间距离，该物体间距离是内窥镜和物体之间的距离。基于物体之间的距离，物体的尺寸一种用于产生分度的分度产生装置，它是由分度产生装置产生的分度的指标，用于合成由分度产生装置产生的分度的图像合成装置和物体的图像，显示装置，用于显示图像，距离获得装置，基于光的在人类中，用于存储表中存储的强度和反射光之间的目标距离之间的关系的存储单元的口腔粘膜中的反射率并且获取单元获取与从桌子上照射在物体上的光的反射光的强度相对应的物体间距离。 .The 13

