

(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2006-15117**(P2006-15117A)**(43) 公開日 **平成18年1月19日(2006.1.19)**

(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 0 0 E	2 H 0 4 0
G 0 2 B 23/26 (2006.01)	G 0 2 B 23/26	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 3 O L (全 18 頁)

(21) 出願番号	特願2005-31127 (P2005-31127)	(71) 出願人	000000376
(22) 出願日	平成17年2月7日 (2005.2.7)		オリンパス株式会社
(31) 優先権主張番号	特願2004-163458 (P2004-163458)		東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号
(32) 優先日	平成16年6月1日 (2004.6.1)	(74) 代理人	100074099
(33) 優先権主張国	日本国 (JP)		弁理士 大菅 義之
		(72) 発明者	中野 澄人
			東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリンパス株式会社内
		(72) 発明者	小川 清富
			東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリンパス株式会社内
		(72) 発明者	小畑 光男
			東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリンパス株式会社内

最終頁に続く

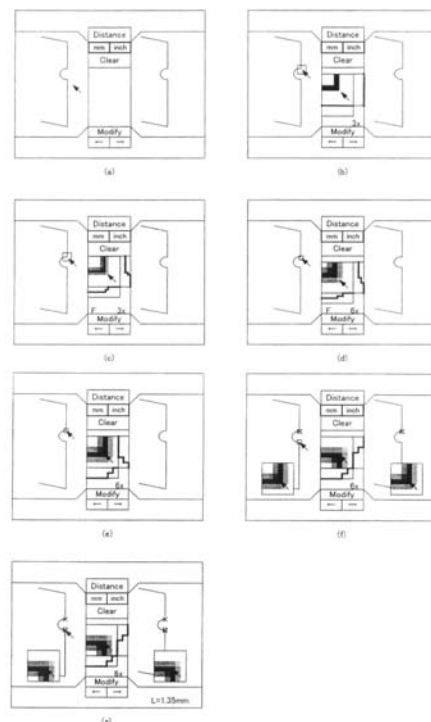
(54) 【発明の名称】 内視鏡装置

(57) 【要約】

【課題】 本発明は被写体を撮像し、所定の画素間隔でデータをサンプリングして元画像とし、元画像上の特徴点を指定して計測を行う内視鏡装置に関し、特に特徴点の位置指定を短時間で容易に行うことが可能な内視鏡装置を提供することを目的とする。

【解決手段】 計測対象を撮像して得られた元画像に対し、拡大画像生成処理を行い、拡大画像上で計測点を指定する際、大きく移動する場合には元画像の画素間隔の指定を行い、詳しく詳細な移動を行うためには元画像の画素間隔より細かな指定を行い、効率よく測定点の指定を行う計測用内視鏡装置である。また、上記設定を切り換え可能とすることによって、より容易に短時間で測定点の指定を行うことが可能となる。

【選択図】 図8



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

所定の画素間隔でデータをサンプリングして第 1 の画像を生成する第 1 の画像生成手段と、前記第 1 の画像に所定の演算を行って第 2 の画像を生成する第 2 の画像生成手段と、前記第 1 及び第 2 の画像を表示する画像表示手段とを備えた内視鏡装置において、

前記第 2 の画像上で所望の位置を指定する位置指定手段と、

該位置指定手段で指定する点の位置を、前記第 1 の画像の画素間隔単位で移動する第 1 の指定位置移動手段と、

前記位置指定手段で指定する点の位置を、前記第 1 の画像の画素間隔より小さい単位で移動する第 2 の指定位置移動手段と、

前記第 1 の指定位置移動手段と前記第 2 の指定位置移動手段の動作状態を切り換える切換手段と、

前記位置指定手段で指定された点の位置を用いて所望の演算を行う演算手段と、を備えたことを特徴とする内視鏡装置。

10

【請求項 2】

前記演算手段によって計測する計測手段を備えたことを特徴とする請求項 1 記載の内視鏡装置。

【請求項 3】

第 1 の画像及び第 2 の画像の輝度値又は色差値を表示する輝度値 / 色差値表示手段を備えたことを特徴とする請求項 1 記載の内視鏡装置。

20

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は被写体を撮像し、所定の画素間隔でデータをサンプリングして元画像とし、元画像上の特徴点を指定して計測を行う内視鏡装置に関する。

【背景技術】

【0002】

今日、内視鏡装置は各種産業に使用され、例えば機械部品の傷や欠損等を計測する計測用内視鏡装置も使用されている。このような内視鏡装置において、ユーザが元画像上の特徴点を容易に指定可能にする技術として、元画像を拡大し、該拡大画像上で特徴点の指定を行う方法が提案されている。

30

【0003】

特許文献 1 には、元画像上の計測点を指定する技術として、元画像を拡大し、拡大画像上で計測点の指定を行う方法が提案されている。この方法は、拡大画像上の画素の中から計測点に対応する画素を選択して指定し、指定された画素に対応する元画素の位置に基づいて計測を行う。さらに、指定された計測点の元画像上での位置は、拡大倍率の逆数単位で算出することができる。従って、この様に算出された位置に基づいて、元画像の画素間隔よりも細かい単位の計測を行うことも可能である。

40

【0004】

例えば、図 1 2 は被写体の元画像を示し、元画像では背景が白であり、太さが 2 画素である 2 本の黒い線が直角に交わっている。特徴点は 2 本の線の交点の中心とし、この点を含む領域を拡大する拡大領域としている。図 1 3 は拡大領域を拡大した拡大画像を示す。そして、拡大画像上には指定点を示す + 印が表示され、図 1 3 に示すように拡大画像上で特徴点を指定し、指定された拡大画像上の画素に対応する元画像上の画素の位置に基づいて演算を行っている。

【特許文献 1】特開平 4 - 3 3 2 5 2 3 号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

50

【 0 0 0 5 】

上記従来方法においては、特徴点の位置指定の単位は元画像の画素間隔、若しくはそれより細かい指定が可能である。ここで、特徴点の位置指定の単位が元画像の画素間隔である場合、より細かい位置指定に比べて特徴点位置指定の精度は低くなる。一方、特徴点の位置指定単位を細かく設定した場合、指定点は拡大倍率の逆数単位で移動されるため、例えば画面上で指定点を大きく移動させる場合、拡大倍率分移動距離が増加し、時間がかかる。

【 0 0 0 6 】

また、指定点の移動時に画像を再生する場合、再生に時間がかかるため、フレームレートが低下して更に移動に時間がかかる。

そこで、本発明は特徴点の位置指定を短時間で容易に行うことが可能な内視鏡装置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 0 7 】

上記課題は本発明によれば、所定の画素間隔でデータをサンプリングして第1の画像を生成する第1の画像生成手段と、前記第1の画像に所定の演算を行って第2の画像を生成する第2の画像生成手段と、前記第1及び第2の画像を表示する画像表示手段とを備えた内視鏡装置において、前記第2の画像上で所望の位置を指定する位置指定手段と、該位置指定手段で指定する点の位置を、前記第1の画像の画素間隔単位で移動する第1の指定位置移動手段と、前記位置指定手段で指定する点の位置を、前記第1の画像の画素間隔より小さい単位で移動する第2の指定位置移動手段と、前記第1の指定位置移動手段と前記第2の指定位置移動手段の動作状態を切り換える切換手段と、前記位置指定手段で指定された点の位置を用いて所望の演算を行う演算手段とを備えた内視鏡装置を提供することによって達成できる。

【 0 0 0 8 】

このように構成することにより、特徴点の指定操作の際、画面上で指定点を大きく移動させたい場合には元画像の画素間隔で移動し、より詳細に特徴点を指定する場合には元画像の画素間隔より細かい間隔で移動し、操作を効率よく短時間で行うことができる。また、切換手段によって上記指定を切り換え、効率よく高精度な計測を短時間で行うことができる。

【 0 0 0 9 】

また、上記内視鏡装置は、例えば前記演算手段によって計測する計測手段を備えた構成である。さらに、例えば前記第1の画像及び第2の画像の輝度値又は色差値を表示する輝度値/色差値表示手段を備えた構成である。

【発明の効果】

【 0 0 1 0 】

本発明によれば、特徴点の指定操作の際、画面上で指定点を大きく移動させたい場合は元画像の画素間隔で移動し、より詳細に特徴点を指定する場合は元画像の画素間隔より細かい間隔で移動することができ、かつそれらを交互に切り換えることが可能であり、処理を短時間に行え、かつ高精度に行うことができる。

【 0 0 1 1 】

また、従来方法と同距離を移動する際は、指定点を元画像の画素間隔で移動させると画像を再生する処理が少なくなり、移動時間の増大を抑えることができる。

【発明を実施するための最良の形態】

【 0 0 1 2 】

以下、本発明の実施の形態を図面を参照しながら説明する。

尚、本実施形態の説明では、内視鏡装置としてステレオ計測可能な計測用内視鏡装置を挙げ、指定点としてはステレオ計測の対象である計測点としている。

【 0 0 1 3 】

図1～図11は本実施形態に係わり、図1は計測用内視鏡装置を説明する図であり、図

10

20

30

40

50

2 は計測用内視鏡装置の構成を説明するブロック図であり、図 3 はリモートコントローラを説明する図であり、図 4 は直視型のステレオ光学アダプタを計測用内視鏡先端部に取り付けた構成を示す斜視図であり、図 5 は図 4 の A - A 断面図であり、図 6 はステレオ計測により計測点の 3 次元座標を求める方法を説明する図であり、図 7 は計測用内視鏡装置による計測の流れを説明するフローチャートであり、図 8 は図 1 の計測用内視鏡装置のステレオ計測実行画面を示す説明図であり、図 9 は疑似サンプリング画像の拡大画像を示す図であり、図 10 はサンプリング点移動画像とその拡大画像が生成される原理を説明する図であり、図 11 は元画像におけるサンプリング点と移動されたサンプリング点を示す図である。

【0014】

10

先ず、計測用内視鏡装置 10 は、図 1 に示すようにステレオ計測可能なものを含む光学アダプタを着脱自在に構成された内視鏡挿入部 11 と、該内視鏡挿入部 11 を収納するコントロールユニット 12 と、計測用内視鏡装置 10 のシステム全体の各種動作制御を実行するのに必要な操作を行うリモートコントローラ 13 と、内視鏡画像や操作制御内容（例えば処理メニュー）等の表示を行う液晶モニタ（以下、LCD と記載）14 と、通常の内視鏡画像、あるいはその内視鏡画像を擬似的にステレオ画像として立体視可能なフェイスマウントディスプレイ（以下、FMD と記載）17 と、該 FMD 17 に画像データを供給する FMD アダプタ 18 とを含んで構成されている。

【0015】

次に、図 2 を参照しながら計測用内視鏡装置 10 のシステム構成を詳細に説明する。図 2 に示すように、前記内視鏡挿入部 11 は、内視鏡ユニット 24 に接続される。この内視鏡ユニット 24 は、例えば図 1 に示したコントロールユニット 12 内に搭載されている。また、この内視鏡ユニット 24 は、撮影時に必要な照明光を得るための光源装置と、前記内視鏡挿入部 11 を電氣的に自在に湾曲させるための電動湾曲装置とを含んで構成されている。また、内視鏡挿入部 11 先端の固体撮像素子 43（図 5 参照）からの撮像信号は、カメラコントロールユニット（以下、CCU と記載）25 に入力される。該 CCU 25 は、供給された撮像信号を NTSC 信号等の映像信号に変換し、前記コントロールユニット 12 内の主要処理回路群へと供給する。

20

【0016】

前記コントロールユニット 12 内に搭載された主要回路群は、図 2 に示すように、主要プログラムに基づき各種機能を実行し動作させるように制御を行う CPU 26、及び ROM 27、RAM 28、PC カードインターフェイス（以下、PC カード I/F と記載）30、USB インターフェイス（以下、USB I/F と記載）31、RS - 232C インターフェイス（以下、RS - 232C I/F と記載）29、音声信号処理回路 32、及び映像信号処理回路 33 とを含んで構成されている。尚、前記 CPU 26 は、ROM 27 に格納されているプログラムを実行し、目的に応じた処理を行うように各種の回路部を制御してシステム全体の動作制御を行う。

30

【0017】

前記 RS - 232C I/F 29 は、CCU 25、内視鏡ユニット 24、及びリモートコントローラ 13 にそれぞれ接続されている。リモートコントローラ 13 は、CCU 25、内視鏡ユニット 24 の制御及び動作指示を行うためのものである。RS - 232C I/F 29 は、リモートコントローラ 13 による操作に基づいて CCU 25、内視鏡ユニット 24 を動作制御するために必要な通信を行う構成である。

40

【0018】

前記 USB I/F 31 は、前記コントロールユニット 12 とパーソナルコンピュータ 21 とを電氣的に接続するためのインターフェイスである。前記 USB I/F 31 を介して前記コントロールユニット 12 とパーソナルコンピュータ 21 とを接続した場合には、パーソナルコンピュータ 21 側でもコントロールユニット 12 における内視鏡画像の表示指示や計測時における画像処理などの各種の指示制御を行うことが可能であり、またコントロールユニット 12、パーソナルコンピュータ 21 間で各種の処理に必要な制御情報やデータ

50

等の入出力を行うことが可能である。

【0019】

また、前記PCカード1/F30は、PCMCIAメモリカード23、及びコンパクトフラッシュ(登録商標)メモリカード22が着脱自由に接続される構成である。つまり、前記いずれかのメモリカードが装着された場合、コントロールユニット12は、CPU26による制御によって、記録媒体としてのメモリカードに記憶された制御処理情報や画像情報等のデータを再生し、前記PCカード1/F30を介してコントロールユニット12内に取り込み、或いは制御処理情報や画像情報等のデータを、前記PCカード1/F30を介してメモリーカードに供給して記録することができる。

【0020】

前記映像信号処理回路33は、CCU25から供給された内視鏡画像とグラフィックによる操作メニューとを合成した合成画像を表示するように、CCU25からの映像信号とCPU26の制御により生成される操作メニューに基づく表示信号とを合成処理し、更にLCD14の画面上に表示するのに必要な処理を施してLCD14に供給する。これにより、LCD14には内視鏡画像と操作メニューとの合成画像が表示される。尚、映像信号処理回路33では、単に内視鏡画像、あるいは操作メニュー等の画像を単独で表示するための処理を行うことも可能である。

【0021】

また、図1に示したコントロールユニット12は、前記CCU25を経由せずに映像信号処理回路33に映像を入力する外部映像入力端子70を別に設けている。該外部映像入力端子70に映像信号が入力された場合、映像信号処理回路33はCCU25からの内視鏡画像に優先して前記合成画像を出力する。

【0022】

前記音声信号処理回路32は、マイク20により集音されて生成され、メモリーカード等の記録媒体に記録する音声信号、或いはメモリカード等の記録媒体の再生によって得られた音声信号、あるいはCPU26によって生成された音声信号が供給される。前記音声信号処理回路32は、供給された音声信号に再生するために必要な処理(増幅処理等)を施し、スピーカ19に出力する。これにより、スピーカ19によって音声信号が再生される。

【0023】

前記リモートコントローラ13は、図3に示すようにジョイスティック61、レバースイッチ62、フリーズスイッチ63、ストアースイッチ64、計測実行スイッチ65、及び拡大表示切り換え用WIDEスイッチ66、TELEスイッチ67を併設して構成されている。

【0024】

前記リモートコントローラ13において、ジョイスティック61は内視鏡先端部の湾曲動作を行うスイッチであり、360度の何れの方角にも自在に操作指示を与えたり、真下に押下することで湾曲動作の微調整の指示等を与えることが可能である。また、ジョイスティック61は後述するステレオ計測における計測点指定の指示にも使用される。また、レバースイッチ62は、グラフィック表示される各種メニュー操作や計測を行う場合のポインター移動及び真下への押下による選択項目の決定操作を行うためのスイッチであり、前記ジョイスティックスイッチ61と略同形状に構成されたものである。

【0025】

フリーズスイッチ63は、LCD14表示にかかわるスイッチである。ストアースイッチ64は、前記フリーズスイッチ63の押下によって静止画像を表示した場合、該静止画像をPCMCIAメモリカード23(図2参照)に記録する場合に用いられるスイッチである。また、計測実行スイッチ65は、計測ソフトを実行する際に用いられるスイッチである。拡大表示切り換え用WIDEスイッチ66、及びTELEスイッチ67は、内視鏡画像を拡大縮小するのに用いられるスイッチである。尚、前記フリーズスイッチ63、ストアースイッチ64、及び計測実行スイッチ65は、例えばオン/オフの押下式を採用して構成されている。

10

20

30

40

50

【 0 0 2 6 】

内視鏡挿入部 1 1 で撮像される内視鏡画像は、映像信号処理回路 3 3 で必要に応じて拡大または縮小され、LCD 1 4 または外部映像入力端子 7 0 に出力される。この場合の拡大または縮小の倍率の制御は W I D E スイッチ 6 6 と T E L E スイッチ 6 7 で行われる。また、計測実行時における拡大画像を表示する際の倍率の制御も W I D E スイッチ 6 6 と T E L E スイッチ 6 7 で行われる。

【 0 0 2 7 】

次に、本実施の形態の計測用内視鏡装置 1 0 に用いられる光学アダプタの一種であるステレオ光学アダプタの構成を図 4 と図 5 を参照しながら説明する。

図 4 及び図 5 はステレオ光学アダプタ 3 7 を内視鏡先端部 3 9 に取り付けられた状態を示しており、該ステレオ光学アダプタ 3 7 は、固定リング 3 8 の雌ねじ 5 3 により内視鏡先端部 3 9 の雄ねじ 5 4 と螺合することによって固定される構成である。

【 0 0 2 8 】

また、ステレオ光学アダプタ 3 7 の先端には、一对の照明レンズ 3 6 と 2 つの対物レンズ系 3 4、3 5 が設けられている。2 つの対物レンズ系 3 4、3 5 は、内視鏡先端部 3 9 内に配設された撮像素子 4 3 上に 2 つの画像を結像する。そして、撮像素子 4 3 により得られた撮像信号は、電氣的に接続された信号線 4 3 a、及び図 2 に示す内視鏡ユニット 2 4 を介して CCU 2 5 に供給され、該 CCU 2 5 により映像信号に変換された後に映像信号処理回路 3 3 に供給される。尚、映像信号は輝度値または輝度値と色差値を含む。また、CCU 2 5 に供給される撮像信号によって生成される画像を元画像と呼ぶ。

【 0 0 2 9 】

次に、図 6 を参照して、ステレオ計測による計測点の 3 次元座標の求め方を説明する。左側及び右側の光学系にて撮像された元画像上の計測点の座標をそれぞれ (X L , Y L)、(X R , Y R) とし、計測点の 3 次元座標を (X , Y , Z) とする。但し、(X L , Y L)、(X R , Y R) の原点は、それぞれ左側及び右側の光学系における光軸と、撮像素子 4 3 の交点であり、(X , Y , Z) の原点は左側及び右側の光学中心の中間点である。左側と右側の光学中心の距離を D、焦点距離を F とすると、三角測量の方法により、

$$X = t \times X R + D / 2$$

$$Y = t \times Y R$$

$$Z = t \times F$$

ただし、 $t = D / (X L - X R)$ となる。

【 0 0 3 0 】

このように、元画像上の計測点の座標が決定されると、既知のパラメータ D 及び F を用いて計測点の 3 次元座標が求まる。そして、いくつかの点の 3 次元座標を求めることによって、2 点間の距離、2 点を結ぶ線と 1 点の距離、面積、深さ、表面形状など様々な計測が可能である。

【 0 0 3 1 】

以上の構成の計測用内視鏡装置において、以下に図 7 ~ 図 1 1 を用いて本例の処理動作を説明する。ここで、図 7 はステレオ計測のフローチャートを示し、図 8 はステレオ計測の画面を示す図である。また、図 8 の画像は、例えば航空機のエンジン部品であるタービンブレードに欠けが生じた例を示しており、欠けの最も外側の幅を計測する場合の計測画面を示している。

【 0 0 3 2 】

まず、前述のジョイスティック 6 1 に設けられた計測実行スイッチ 6 5 を押下すると、図 7 - 1 (a) に示す計測フローのステップ S 0 0 1 により、画素単位でサンプリングして読み取った画像を元画像として取得し、ステップ S 0 0 2 で表示装置に表示する。図 8 (a) は読み取られた左右 2 つの元画像と、計測の操作を指示するアイコンと、レバースイッチ 6 2 で位置が指定されるポインタからなる計測画面を示す。

【 0 0 3 3 】

次に、ステップ S 0 0 3 において左画像上で計測点を指定する。この計測点の指定は、

10

20

30

40

50

図 7 - 1 (b) に示す計測点指定フローにより実行する。まず、ステップ S 1 0 1 で元画像上で拡大対象となる拡大領域を設定する。この拡大領域の設定は、更に図 7 - 2 (c) に示す拡大領域設定フローにより実行する。すなわち、ステップ S 5 0 1 でレバースイッチ 6 2 を操作し、元画像上の計測点付近の位置を指定し、ステップ S 5 0 2 で拡大画像表示指示を行うと、ステップ S 5 0 3 で拡大領域を決定する。本例では、拡大領域はレバースイッチ 6 2 に指定された位置を中心とする所定の範囲の領域とする。

【 0 0 3 4 】

次に、ステップ S 1 0 2 において、拡大画像を生成する。この拡大画像の生成は、図 7 - 2 (d) に示すフローに従って実行される。まず、ステップ S 6 0 1 で、拡大領域内のサンプリング点の位置に基づいて画像を生成する。拡大領域内のサンプリング点の位置は、最初は元画像取得時におけるサンプリングの位置であり、後述のステップ S 1 0 7 で移動される。

10

【 0 0 3 5 】

ここで、拡大領域のサンプリング点の位置が移動された場合、元画像取得時のサンプリングの位置からずれるため、元画像上の画素から補間によって画像を生成する。この場合のサンプリング点を擬似サンプリング点とし、このステップ S 6 0 1 で生成される画像を擬似サンプリング画像とする。

【 0 0 3 6 】

次に、ステップ S 6 0 2 で WIDE スイッチ 6 6、又は TELE スイッチ 6 7 の押下回数から拡大倍率を設定し、ステップ S 6 0 3 で擬似サンプリング画像の画素数を補間により拡大倍率分だけ増加させることで、拡大画像を生成する。補間方法は、最近傍補間、線形補間、双 3 次補間などを使用する。

20

【 0 0 3 7 】

次に、ステップ S 1 0 3 において、拡大画像を大きさと位置を決定して表示する。尚、表示位置は元画像に重畳することも可能であり、この場合、拡大画像の表示位置を元画像の拡大領域から常に所定の距離以上離れた位置とすることで、拡大領域及びその付近が表示されなくならないようにする。

【 0 0 3 8 】

次に、ステップ S 1 0 4 では、拡大画像上において指定点となる画素を選択する。そして、選択された画素上には指定点を示すカーソルを表示する。尚、指定点となる画素は拡大画像上の所定の固定位置でもよい。

30

【 0 0 3 9 】

図 8 (b) は、計測点付近にポインティングして拡大画像を表示させた場合の計測画面を示している。この計測画面には画面中央に拡大画像と指定点を示すカーソルが表示される。拡大画像の右及び下には、それぞれ指定点から垂直方向及び水平方向の画素の輝度を示すグラフが表示され、指定点とその周辺の輝度を確認することができる。また、拡大倍率が 3 倍であることを示す「 3 x 」が表示される。

【 0 0 4 0 】

次に、ステップ S 1 0 5 において、上記指定点により計測点が指定されているか判断する。ここで、計測点の指定がされていなければ、ステップ S 1 0 6 に進み、指定されていればレバースイッチ 6 2 を押下してステップ S 1 0 8 に進む。

40

【 0 0 4 1 】

ステップ S 1 0 6 ではサンプリング点を移動するか判断する。拡大画像上に計測点が存在し、サンプリング点と計測点が一致しているためにサンプリング点を移動する必要がなければ、ステップ S 1 0 4 に移り、表示されている計測点を指定点として選択する。拡大画像上に計測点が存在するが、サンプリング点と計測点が一致せずサンプリング点を移動する必要がある場合や、拡大画像上に計測点が存在しない場合はステップ S 1 0 7 に移る。このステップ S 1 0 7 では、拡大画像上の指定点により計測点が指定されるように、サンプリング点を移動する。このサンプリング点の移動は図 7 - 2 (e) に示すフローに従って行われる。最初にサンプリング点の移動量の単位を設定する。ステップ S 8 0 1 でジョ

50

イスティック 6 1 が押下されているか判断する。押下されていなければ、ステップ S 8 0 2 でサンプリング点の移動量の単位は元画像の画素間隔の単位に設定される。押下されていれば、ステップ S 8 0 3 でサンプリング点の移動量の単位は元画像の画素間隔より小さい単位に設定される。そして、ステップ S 8 0 4 に移り、設定された移動量の単位に基づいてレバースイッチ 6 2 によりサンプリング点の位置を移動させて、指定点を計測点まで移動させる。尚、サンプリング点の移動量の単位が画素間隔よりも細かく設定された場合は、「F」アイコンが表示される（後述する図 8（c）を参照）。

【 0 0 4 2 】

尚、サンプリング点の移動は、以下の手順で行ってもよい。すなわち、ジョイスティック 6 1、またはフリーズスイッチ 6 3 等の押下ごとに、サンプリング点の移動量の単位を元画像の画素間隔の単位と元画像の画素間隔より小さい単位とに切り換える。次に、レバースイッチ 6 2 により指定点を計測点付近に近づかせる。このように、ジョイスティック 6 1 の真下への押下操作によって指定点移動間隔の切り換えが簡単に短時間で操作できる。

10

【 0 0 4 3 】

次に、上記ステップ S 1 0 7 でサンプリング点の位置が移動されると、これに伴って拡大領域も移動する。サンプリング点の移動後、ステップ S 1 0 2 に移り、再度拡大画像を生成し表示する。図 8（c）は、サンプリング点を移動させた場合の拡大画像を含む計測画面を示す。また、同図（d）は、拡大倍率を 6 倍に変更させた場合の計測画面を示している。さらに、同図（e）はサンプリング点の移動量の単位を元画像の画素間隔に設定し、同図（d）の状態からサンプリング点を移動させた場合の計測画面を示している。

20

【 0 0 4 4 】

このように、サンプリング点の移動量の単位を切り換えることで、大まかな移動と細かい移動が行え、計測点の指定を短時間で行うことができる。

次に、上記サンプリング点の移動により指定点が計測点まで移動した後、ステップ S 1 0 5 でレバースイッチ 6 2 を押下して指定点を決定し、ステップ S 1 0 8 で指定点の位置から計測点の元画像上での位置を算出する。尚、この時サンプリング点の移動量の単位を所定の設定にする。

【 0 0 4 5 】

次に、ステップ S 0 0 4 では、ステップ S 0 0 3 で指定された時点の拡大画像を、左画像上に重畳して表示する。ステップ S 0 0 5 では、ステップ S 0 0 3 で指定された計測点に対応する右画像上での対応点を検索する。この検索は既存の画像のテンプレートマッチング法によって、元画像の画素間隔よりも細かい単位で行う。ステップ S 0 0 6 では、検索された右画像上の対応点の周辺を、左画像の拡大と同様に拡大し、右画像上に重畳して表示する。

30

【 0 0 4 6 】

図 8（f）は、この時の計測画面を示している。これら元画像上の拡大画像の表示により、次の計測点を指定する間にも、正しく前回の計測点を確認したり、右画像の対応点のマッチング結果を確認することが可能となり、計測の誤りを防ぐことが可能になる。

【 0 0 4 7 】

次に、ステップ S 0 0 7 で、左画面の計測点の位置を修正するか判断する。ここで、左画面の計測点の位置を修正する場合には、レバースイッチ 6 2 を操作して計測画面上のアイコン「←」を選択し、ステップ S 0 0 3 に戻り、計測点を再度指定する。一方、修正しない場合にはステップ S 0 0 8 に進む。

40

【 0 0 4 8 】

ステップ S 0 0 8 では、右画面の対応点の位置を修正するか判断する。そして、修正する場合には、レバースイッチ 6 2 を操作して計測画面上のアイコン「→」を選択し、ステップ S 0 1 0 に進み、前述の左画像上の計測点の指定と同様に右画像上で対応点を指定する。そして、ステップ S 0 1 1 において、右画像上の対応点の周辺を前述のステップ S 0 0 6 における処理と同様に表示する。

50

【 0 0 4 9 】

尚、ステップ S 0 0 7 及びステップ S 0 0 8 の判断に際しては、左画像の計測点と右画像の対応点の周辺の拡大画像をそれぞれ左画面と右画面に大きく表示し、正しく計測点と対応点が指定されているかを確認するようにしてもよい。

【 0 0 5 0 】

また、上記ステップ S 0 0 8 において、位置を修正しない場合ステップ S 0 1 2 に進み、他の計測点を指定するか判断する。そして、指定する場合にはステップ S 0 0 3 に戻り、指定しない場合には S 0 1 3 に進む。この処理では、以上で指定された計測点の位置に基づいて計測を行う。図 8 (g) には 2 点間の距離を計測した場合の計測結果が含まれる計測画面が示されている。

10

【 0 0 5 1 】

図 8 (g) に示す計測結果の例では計測単位が mm となっているが、画面内の「 mm 」、「 inch 」の選択を切り換えることで計測単位を切り換えることができる。計測単位を切り換えると、計測結果の表示も設定された単位に変更される。これにより計測作業を続けながら任意のタイミングで計測単位を切り換えられる。普段使用している単位と検査マニュアルに書かれている単位が異なる場合や、設定が間違っていた場合に役立つ。尚、メニューによる設定で計測単位を変更することも可能である。

【 0 0 5 2 】

次に、計測点指定の詳細について、前述の図 1 2 に示した元画像を例として説明する。図 1 2 に示す拡大領域は、最初前述の図 1 3 で示すように拡大される。そして、拡大のための画素数の増加には最近傍補間を使用し、指定点が 2 本の線の交点の中心まで移動するように、サンプリング点の移動量の単位を 0.1 画素に設定し、サンプリング点を左に 0.5 画素、下に 0.5 画素移動する。この処理によって、擬似サンプリング画像が線形補間で生成され、この画像の拡大画像が生成される。図 9 はこの時の拡大画像である。

20

【 0 0 5 3 】

次に、疑似サンプリング点移動画像とその拡大画像が生成される原理について、図 1 0 を用いて説明する。元画像は図 1 0 (a) に示すように横 6 画素 × 縦 1 画素の元画像であって、中心の 2 画素が白、それ以外の周囲の画素が黒である。同図 (b) は元画像のサンプリング点における輝度を示している。

【 0 0 5 4 】

このサンプリング点を右に元画像の 1/3 画素移動すると、移動されたサンプリング点の輝度は元画像の画素から補間により計算され、サンプリング点移動画像の輝度は同図 (c) のようになる。サンプリング点の移動画像に対し、拡大のために画素数を増加させると輝度は同図 (d) のようになる。この輝度から同図 (e) の拡大画像が生成される。

30

【 0 0 5 5 】

次に、図 9 に示す拡大画像が生成される原理について述べる。図 1 1 は元画像におけるサンプリング点と移動されたサンプリング点を示す図である。前述の図 1 2 に示す元画像では、黒い線は 2 個のサンプリング点に跨っており、例えば拡大画像上では元画像上の太さ 2 の線が単純に拡大された画像となる。一方、サンプリング位置を移動すると、黒線内の 2 画素に跨った位置では黒となり、白と黒の境界位置では補間により灰色となる。従って、拡大画像において、指定点の位置は黒であるが、その周囲は灰色となる。

40

【 0 0 5 6 】

このように、疑似サンプリング画像の拡大画像では、指定している点の位置の色が明確である一方その周囲では指定している点から元画像における 1 画素分ずつ離れた色が表示されるため、指定している点とそれ以外の点の色の区別がし易くなる。そのため、元画像の画素間隔より小さい単位で所望の点を指定しやすい。

【 0 0 5 7 】

以上のように本例により、特徴点の指定操作の際、画面上で指定点を大きく移動させた場合は元画像の画素間隔で移動し、より詳細に特徴点を指定する場合は元画像の画素間隔より小さい間隔で移動することができ、かつそれらを交互に切り換えることが可能であ

50

り、操作が短時間に行え、かつ高精度の表示を行うことができる。また、従来方法と同距離を移動する際、指定点を元画像の画素間隔で移動させると画像を再生成する処理が少なくなり、移動時間の増大を抑えることができる。

(付記 1) 所定の画素間隔でデータをサンプリングして第 1 の画像を生成する第 1 の画像生成手段と、前記第 1 の画像生成手段でサンプリングしたサンプリング点を前記画素間隔より小さい距離だけ移動させた擬似サンプリング点で第 1 の画像に対して再サンプリングして第 2 の画像生成手段と、前記第 1 および第 2 の画像を表示する画像表示手段とを備えた内視鏡装置において、

前記第 2 の画像上で所望の位置を指定する位置指定手段と、

10

前記位置指定手段で指定する点の位置を、前記第 1 の画像の画素間隔単位で移動する第 1 の指定位置移動手段と、

前記位置指定手段で指定する点の位置を、前記第 2 の画像生成手段でのサンプリング点の移動量を単位として移動する第 2 の指定位置移動手段と、

前記第 1 の指定位置移動手段と第 2 の指定位置移動手段の動作状態を切り換える切換手段と、

前記位置指定手段で指定された点の位置を用いて所望の演算を行う演算手段と、

を備えたことを特徴とする内視鏡装置。

【0058】

(付記 2) 前記演算手段によって計測する計測手段を備えたことを特徴とする付記 1 記載の内視鏡装置。

20

(付記 3) 第 1 の画像及び第 2 の画像の輝度値又は色差値を表示する輝度値 / 色差値表示手段を備えたことを特徴とする付記 1 記載の内視鏡装置。

【0059】

(付記 4) 前記輝度値又は色差値表示手段の表示をグラフによって行うことを特徴とする付記 3 記載の内視鏡装置。

【図面の簡単な説明】

【0060】

【図 1】本実施形態の計測用内視鏡装置を説明する図である。

【図 2】計測用内視鏡装置の構成を説明するブロック図である。

30

【図 3】リモートコントローラを説明する図である。

【図 4】直視型のステレオ光学アダプタを計測用内視鏡先端部に取り付けた構成を示す斜視図である。

【図 5】図 4 の A - A 断面図である。

【図 6】ステレオ計測により計測点の 3 次元座標を求める方法を示す図である。

【図 7 - 1】(a) は、計測用内視鏡装置による計測の流れを説明するフローチャートであり、(b) は、計測点指定を説明するフローチャートである。

【図 7 - 2】(c) は、拡大領域の設定を説明するフローチャートであり、(d) は、拡大画像の生成処理を説明するフローチャートであり、(e) は、サンプリング点の移動を説明するフローチャートであり、(f) は、サンプリング点の移動量単位設定を説明するフローチャートである。

40

【図 8】(a) は、読み取られた左右 2 つの元画像を示す図であり、(b) は、計測点付近にポインティングして拡大画像を表示させた場合の計測画面を示す図であり、(c) は、サンプリング点を移動させた場合の拡大画像を含む計測画面を示す図であり、(d) は、拡大倍率を 6 倍に変更させた場合の計測画面を示す図であり、(e) は、サンプリング点の移動量の単位を元画像の画素間隔に設定し拡大倍率を 6 倍に変更させた場合の計測画面を示す図であり、(f) は、計測画面を示す図であり、(g) は、2 点間の距離を計測した場合の計測結果が含まれる計測画面を示す図である。

【図 9】線形補間で生成された拡大画像を示す図である。

【図 10】(a) は、横 6 画素 × 縦 1 画素の元画像を示す図であり、(b) は、元画像の

50

サンプリング点における輝度を示す図であり、(c)は、サンプリング点移動画像の輝度を示す図であり、(d)は、拡大のために画素数を増加させた場合の元画像のサンプリング点における輝度を示す図であり、(e)は、(d)の輝度情報から拡大画像を生成した図である。

【図11】元画像におけるサンプリング点と移動されたサンプリング点を示す図である。

【図12】計測対象の元画像の一例を示す図である。

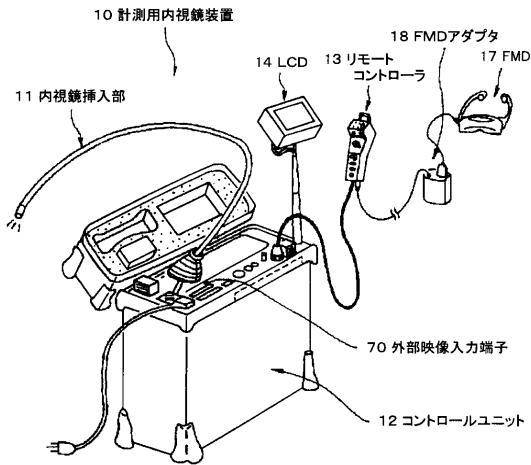
【図13】図12の拡大領域の単純拡大画像を示す図である。

【符号の説明】

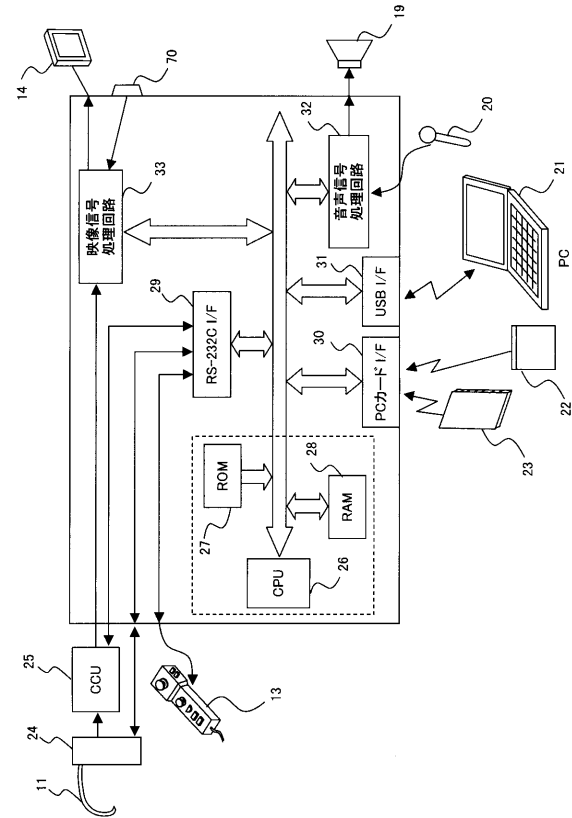
【0061】

10・・・計測用内視鏡装置	10
11・・・内視鏡挿入部	
12・・・コントロールユニット	
13・・・リモートコントローラ	
14・・・液晶モニタ(LCD)	
17・・・フェイスマウントディスプレイ(FMD)	
18・・・FMDアダプタ	
19・・・スピーカ	
20・・・マイク	
21・・・パーソナルコンピュータ	
22・・・コンパクトフラッシュ(登録商標)メモ리카ード	20
23・・・PCMCIAメモ리카ード(PCMCIAメモ리카ード)	
24・・・内視鏡ユニット	
25・・・カメラコントロールユニット(CCU)	
26・・・CPU	
27・・・ROM	
28・・・RAM	
29・・・RS-232Cインターフェイス(RS-232C I/F)	
30・・・PCカードインターフェイス(PCカードI/F)	
31・・・USBインターフェイス(USB I/F)	
32・・・音声信号処理回路	30
33・・・映像信号処理回路	
34、35・・・対物レンズ系	
36・・・照明レンズ	
37・・・ステレオ光学アダプタ	
38・・・固定リング	
39・・・内視鏡先端部	
43・・・個体撮像素子	
43a・・・信号線	
53・・・雌ねじ	
54・・・雄ねじ	40
61・・・ジョイスティック	
62・・・レバースイッチ	
63・・・フリーズスイッチ	
64・・・ストアースイッチ	
65・・・計測実行スイッチ	
66・・・拡大表示切り換え用WIDEスイッチ	
67・・・TELEスイッチ	
70・・・外部映像入力端子	

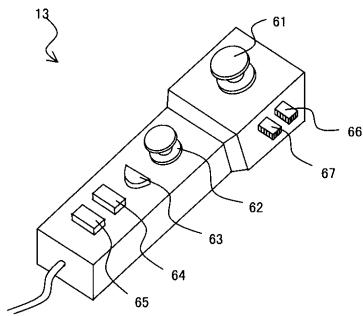
【図 1】



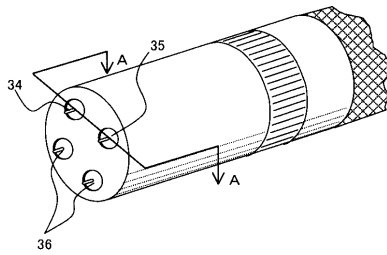
【図 2】



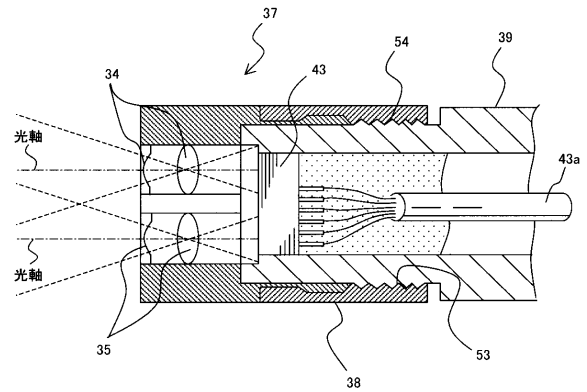
【図 3】



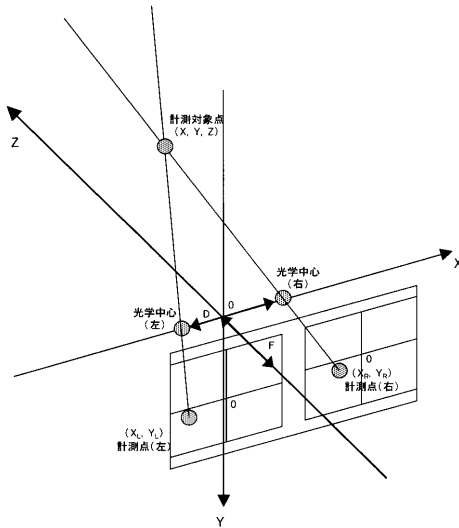
【図 4】



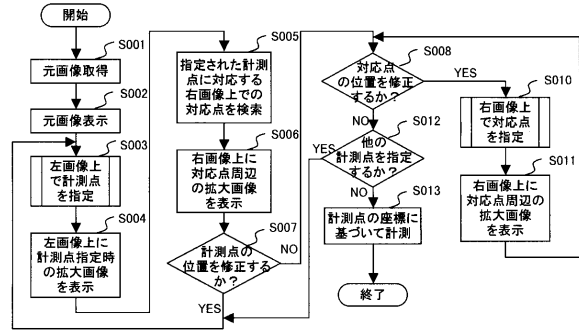
【図 5】



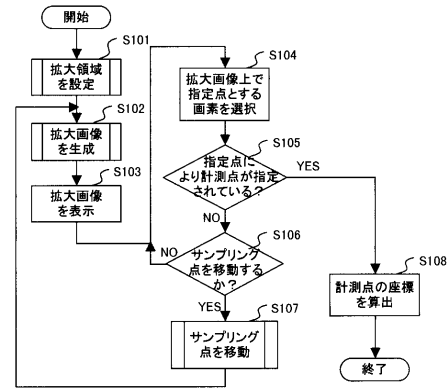
【図 6】



【図 7 - 1】

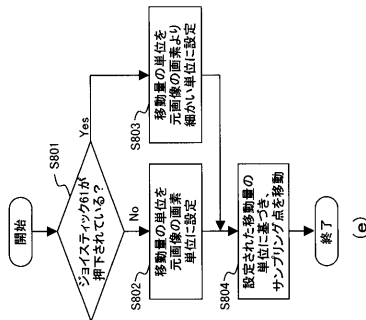


(a)

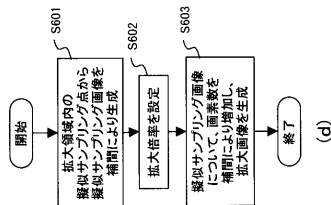


(b)

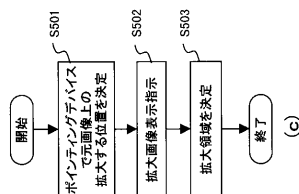
【図 7 - 2】



(e)

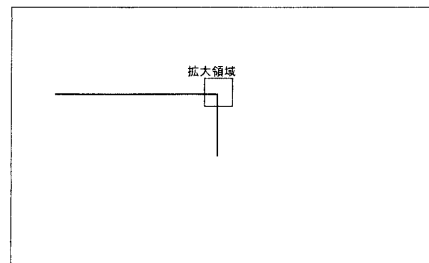


(d)

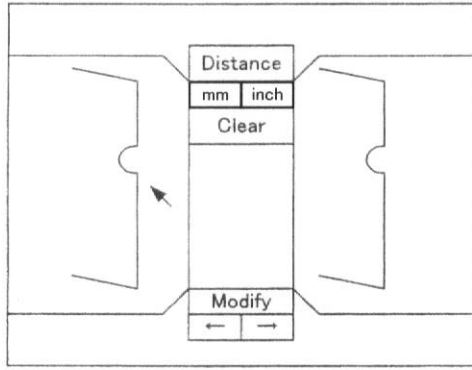


(c)

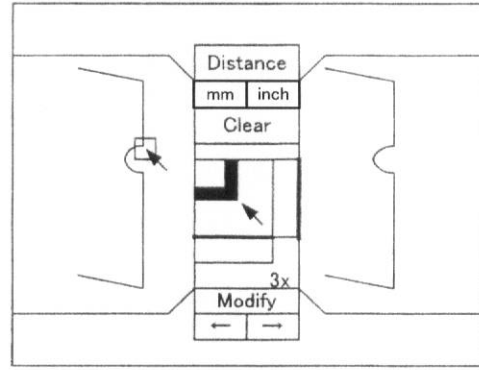
【図 1 2】



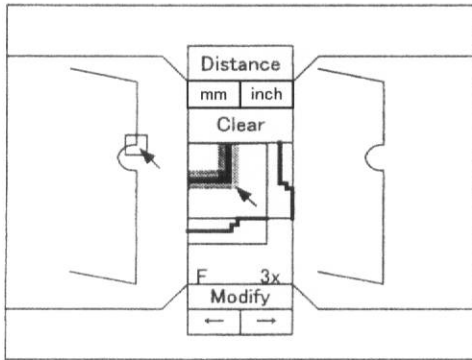
【 図 8 】



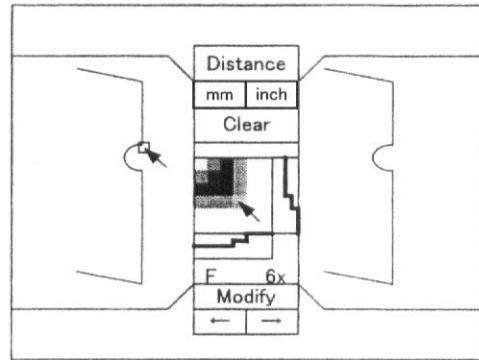
(a)



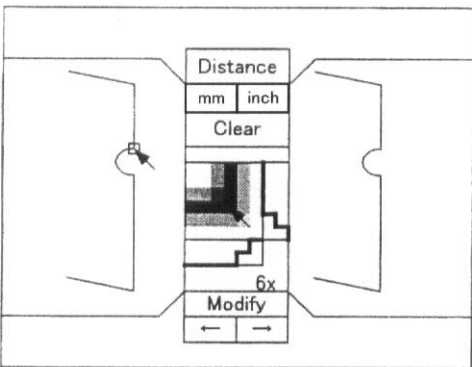
(b)



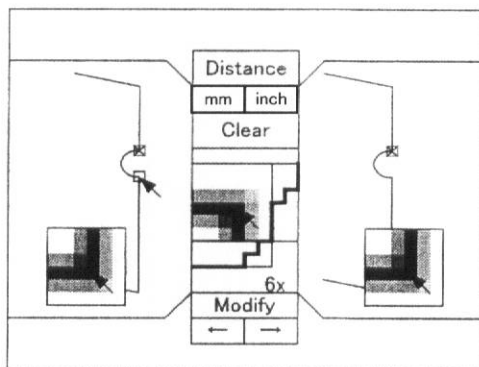
(c)



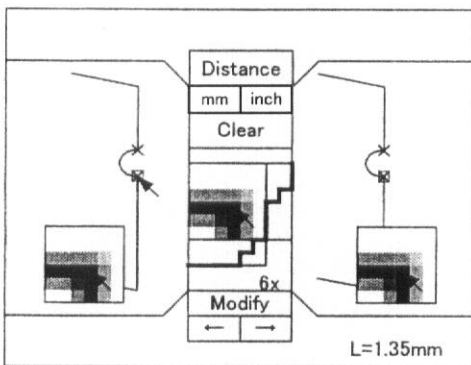
(d)



(e)

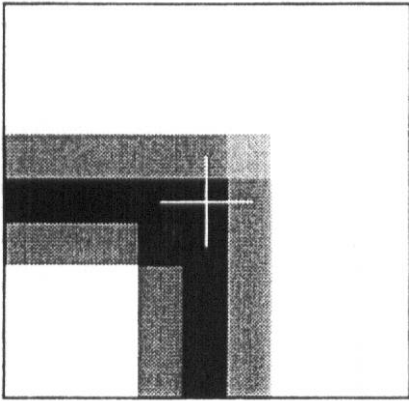


(f)

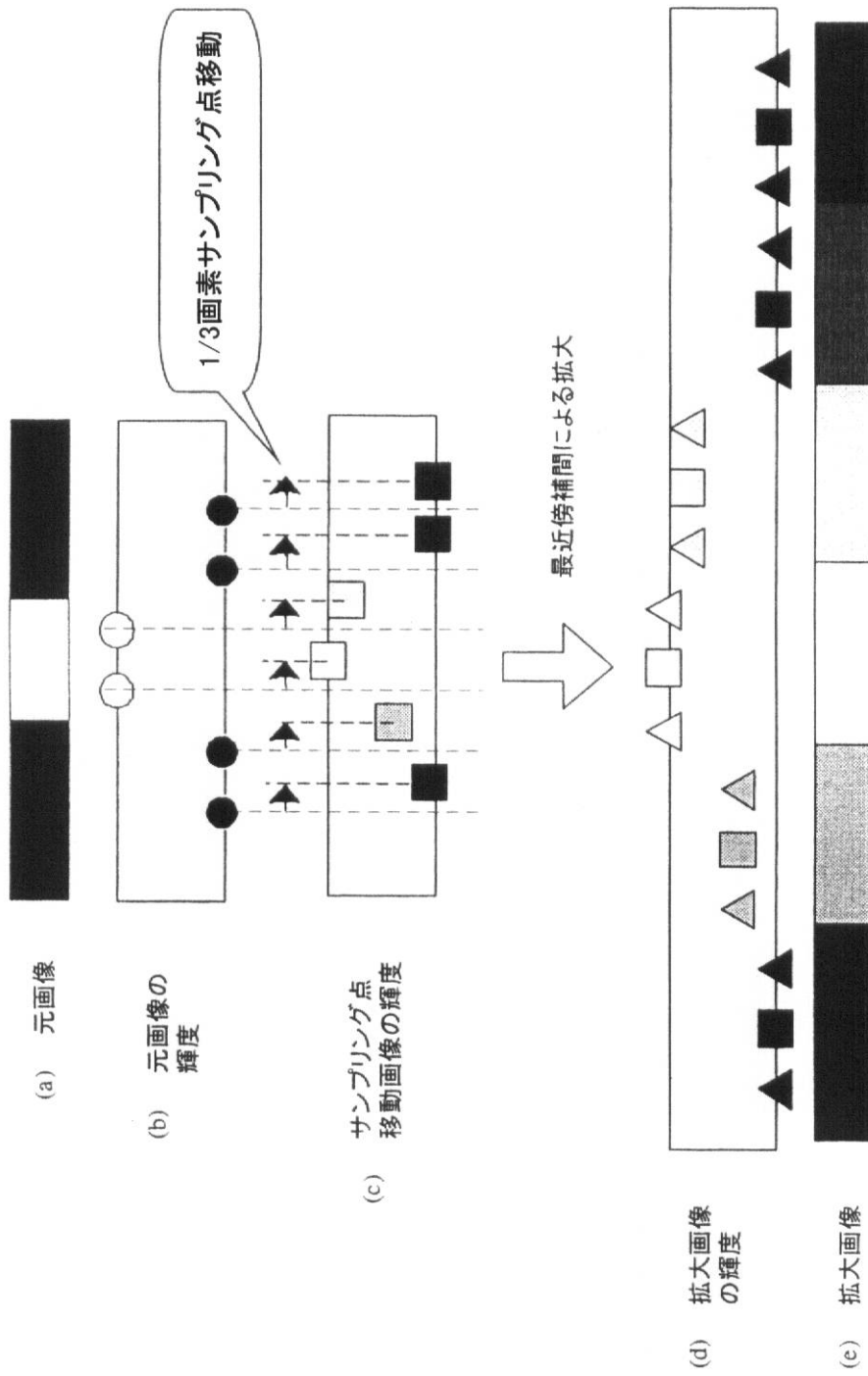


(g)

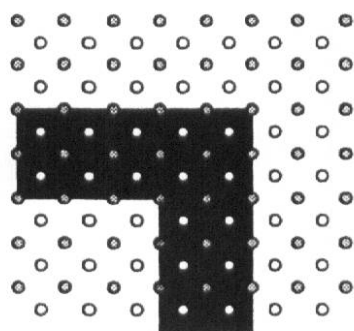
【 図 9 】



【図 10】

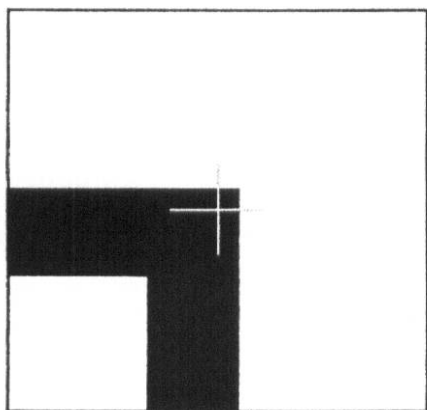


【図 1 1】



- 元画像のサンプリング点
- ずらせたサンプリング点

【図 1 3】



フロントページの続き

F ターム(参考) 2H040 BA22 CA01 CA21 DA12 DA21 FA01 FA13 FA14 GA02 GA11
4C061 CC06 HH52 WW03
5C054 CC07 EA05 HA12

专利名称(译)	内窥镜设备和程序		
公开(公告)号	JP2006015117A5	公开(公告)日	2008-03-27
申请号	JP2005031127	申请日	2005-02-07
[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	中野澄人 小川清富 小畑光男		
发明人	中野 澄人 小川 清富 小畑 光男		
IPC分类号	A61B1/00 G02B23/26 H04N7/18		
FI分类号	A61B1/00.300.E G02B23/26 H04N7/18.M		
F-TERM分类号	2H040/BA22 2H040/CA01 2H040/CA21 2H040/DA12 2H040/DA21 2H040/FA01 2H040/FA13 2H040/FA14 2H040/GA02 2H040/GA11 4C061/CC06 4C061/HH52 4C061/WW03 5C054/CC07 5C054/EA05 5C054/HA12 4C161/CC06 4C161/HH52 4C161/WW03		
优先权	2004163458 2004-06-01 JP		
其他公开文献	JP4674093B2 JP2006015117A		

摘要(译)

内窥镜装置技术领域本发明涉及一种内窥镜装置，该内窥镜装置对被摄体成像，以预定的像素间隔对数据进行采样以作为原始图像，并且在原始图像上指定特征点以进行测量，特别是指定特征点的位置。本发明的目的是提供一种能够在短时间内容易地进行手术的内窥镜装置。通过捕获测量目标的图像而获得的原始图像经过放大图像生成处理，并且当在放大图像上指定测量点时，当进行较大移动时，指定原始图像的像素间隔。为了进行详细的运动，测量内窥镜装置能够指定比原始图像的像素间隔更细的像素，并且能够有效地指定测量点。此外，通过可以切换上述设置，可以在短时间内更容易地指定测量点。[选择图]图8