

【特許請求の範囲】

【請求項1】 身体の内部組織を画像するための内視鏡装置において、相異なる波長範囲を有する複数個の光源を備えて、選択された光を提供する複合光源手段と；前記提供された光を伝送して放射するための出射経路、及び前記出射経路から放射され身体内部組織を介して入射した光を伝送する入射経路とが互いに平行に形成され、前記入射経路上に対物レンズが設けられた、身体内部に挿入可能な光伝送手段と；前記入射経路を通して伝送された光をその波長によって通過または反射して第1光及び第2光に分離する光分離手段と；前記通過された第1光に基づいて第1画像を獲得する第1画像処理手段と；前記反射された第2光に基づいて第2画像を獲得する第2画像処理手段と；前記獲得された第1画像及び第2画像の処理、分析、貯蔵及び合成のための制御手段；及び前記制御手段を通して処理された前記第1画像及び第2画像またはこれらの合成画像を画面表示する表示手段と；を含んで構成されたことを特徴とする蛍光内視鏡装置。

【請求項2】 前記複合光源手段は、白色光と励起光を光源として備えていることを特徴とする請求項1に記載の蛍光内視鏡装置。

【請求項3】 前記白色光と前記励起光の光源は、相異なる二個のランプで構成されたことを特徴とする請求項2に記載の蛍光内視鏡装置。

【請求項4】 前記白色光のためのランプは、ハロゲンランプであって、前記励起光のためのランプは水銀ランプであることを特徴とする請求項3に記載の蛍光内視鏡装置。

【請求項5】 前記白色光と前記励起光の光源は、一つの統合ランプで構成されたことを特徴とする請求項2に記載の蛍光内視鏡装置。

【請求項6】 前記統合ランプは、キセノンランプであることを特徴とする請求項5に記載の蛍光内視鏡装置。

【請求項7】 前記光分離手段は、励起光の反射光は通過させ、その励起光による蛍光は反射させるダイクロイック光分離器で構成されたことを特徴とする請求項1に記載の蛍光内視鏡装置。

【請求項8】 前記ダイクロイック光分離器は、前記通過及び反射のための光経路を選択的に外れることができるよう設けられたことを特徴とする請求項7に記載の蛍光内視鏡装置。

【請求項9】 前記励起光は、380-580nmのスペクトラム範囲を有する光であることを特徴とする請求項2から請求項5、または請求項7のうちいずれか一つに記載の蛍光内視鏡装置。

【請求項10】 前記蛍光は、580nm以上の波長を有したことを特徴とする請求項7に記載の蛍光内視鏡装置。

【請求項11】 前記第1画像処理手段はカラー映像

を、前記第2画像処理手段は高感度の単色映像を獲得することを特徴とする請求項1に記載の蛍光内視鏡装置。

【請求項12】 前記第1画像処理手段及び第2画像処理手段の入射経路上に対物レンズがそれぞれ設けられたことを特徴とする請求項1に記載の蛍光内視鏡装置。

【請求項13】 前記第2画像処理手段の入射経路上に蛍光のみを透過させる遮蔽光フィルタが設けられたことを特徴とする請求項1または請求項12に記載の蛍光内視鏡装置。

【請求項14】 前記遮蔽光フィルタは、600nm以下の波長の光を吸収することを特徴とする請求項13に記載の蛍光内視鏡装置。

【請求項15】 前記制御手段は、該検査対象の標準的な映像に対するデータを基準映像として貯蔵して、前記基準映像に基づいて実際の検査対象から前記第2画像として獲得された映像を補正することを特徴とする請求項1に記載の蛍光内視鏡装置。

【請求項16】 前記基準映像は、前記実際の検査対象と同一または類似した光学的特性を有した模型の基準試片から前記第2画像として獲得された映像であることを特徴とする請求項15に記載の蛍光内視鏡装置。

【請求項17】 内視鏡を利用して身体の内部組織を検査するための方法において、該検査対象の標準的な蛍光映像に対する基準データをその検査対象と同一または類似した光学的特性を有した模型の基準試片から獲得する第1段階と；前記検査対象としての診断部位を白色光で照明する第2段階と；前記白色光の照明によって反射された反射光を基にしたカラー映像を獲得して表示する第3段階と；前記診断部位を広いスペクトラム範囲を有する励起光で照明する第4段階と；前記励起光の照明による蛍光を基にした高感度単色映像を獲得すると同時に、前記励起光の照明による反射光を基にしたカラー映像を獲得する第5段階と；前記獲得された基準データに基づいて前記獲得された高感度単色映像及び前記蛍光の明るさを補正する第6段階；及び前記補正された高感度単色映像及びカラー映像を一つの画面に同時に表示したり、合成して单一映像で表示する第7段階と；を含んで構成されたことを特徴とする蛍光内視鏡装置を利用した診断部位画像方法。

【請求項18】 前記第6段階における前記補正は、前記基準試片から前記第1段階で獲得された映像画面の最も明るい部位に対応する信号に基づいて、前記検査対象の蛍光映像としての前記単色映像の測光媒介変数の数値的な値を補正するようにして、内視鏡の視野の複数の点での前記基準試片の映像信号の変化に基づいて、前記検査対象における蛍光信号分布の不均一性を補正することを特徴とする請求項17に記載の蛍光内視鏡装置を利用した診断部位画像方法。

【請求項19】 前記獲得された単色映像及びカラー映像をデジタルビデオクリップ方式で貯蔵して相互に合成

することを特徴とする請求項17に記載の蛍光内視鏡装置を利用した診断部位画像方法。

【請求項20】前記単色映像の蛍光強度は、表示画面に対する映像信号の相対的な分布をヒストグラム分析を通して求めることを特徴とする請求項17に記載の蛍光内視鏡装置を利用した診断部位画像方法。

【請求項21】前記求められた蛍光強度データは、前記画面上に前記表示される映像と一緒にデジタル数字で表示することを特徴とする請求項20に記載の蛍光内視鏡装置を利用した診断部位画像方法。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】本発明は蛍光内視鏡装置及びその装置を利用した診断部位画像方法に係り、特に人体内の腫瘍診断に適用される蛍光内視鏡装置及び方法に関する。

【0002】

【従来の技術】一般的によく知られた既存の内視鏡システムは、身体内部器官表面を見るための白色光源と、白色光を伝達する光ファイババンドル、伝えられた白色光が身体内部器官の表面に入射されて反射される光を受けるための対物レンズ、その反射光を伝達する光ファイババンドル及び接眼レンズを含んで構成されたり、内視鏡末端部で直接反射光を受けて電子信号に変換する超小型カラーCCDカメラ(Charge Coupled Device chip)を内蔵して構成されている。

【0003】すなわち、既存の一般内視鏡は、光ファイバ及び光学レンズ系を用いる光ファイバ内視鏡と、光の伝達は光ファイバでするが受光部において内視鏡末端部にCCDマイクロチップを設置して映像信号を電子信号に直接変えてモニターを通して観察する電子内視鏡に区分される。一方、前記光ファイバ内視鏡の場合もモニターを通して観察できるが、この場合はその光ファイバ内視鏡の接眼レンズ後にCCDカメラなどを設置して映像信号を電子信号に変えた後モニターを通して観察できる。

【0004】したがって、既存のものでは上記のような内視鏡システムを利用して、ユーザは胃のような身体内部の診断部位を、カラーCCDカメラを利用してモニター画面を通して見たり、光ファイババンドルで構成された内視鏡を通して直接肉眼で観察できる。

【0005】既存の蛍光内視鏡システムの場合は、既存の一般内視鏡システムのように身体内部器官表面を見るために白色光源を利用する以外にも、身体内部器官組織の疾病異常有無によって、組織内の固有蛍光(auto fluorescence light)強度の差、または身体に造影剤投入時疾病部位と正常部位における第2蛍光(secondary fluorescence light)強度の差を観察するための励起光源(excited light source)を含む。

【0006】このような内視鏡システムを利用して、ユーザは身体内部の診断部位を一般内視鏡のように観察したり、疾病が疑わしい部位を発見した時、励起光に転換後、疑問組織の蛍光強度差を観測することによって、早期疾病(例えば、初期悪性腫瘍等)を容易に識別、診断できる。しかし、前記蛍光による画像で検査する時には励起光源とCCDカメラを内視鏡に連結しなければならず、再び白色光で観察する時には励起光源とCCDカメラを内視鏡から分離させる必要がある。このような検査10過程は患者の診断時間を長くする一方、ユーザとしての医師は、同一部位に対する蛍光及び反射光から得られる画像を同時に対照する機会を喪失するために、診断効果が減少される問題点があった。

【0007】このような既存の蛍光内視鏡の問題点を解決する従来の技術として、白色光による反射光から獲得される映像、及び励起光による蛍光から獲得される映像を1つのCCDカメラで順次に受け入れた後、コンピュータバッファ貯蔵装置の助けでその各映像を記憶することによって、同一モニターに実際に同時に二映像を示す蛍光内視鏡システムがある(例えば、特許文献1参照)。

【0008】しかし、上記開示された蛍光内視鏡システムは、高画質のビデオ映像を提供しない。すなわち、白色光及び蛍光の最適内視鏡映像のためのテレビジョンシステムは別個の条件を必要とする。白色光の場合には高画質のカラーテレビジョンシステムを要求する一方、蛍光の場合にはそれは要求しないが白黒テレビジョンシステムのような光増幅器または信号の蓄積過程方法によって、要求する高感度に到達しなければならない。このため、白色光による反射光及び励起光による蛍光から受け入れられた映像を单一CCDカメラで処理する上記蛍光内視鏡システムは、高画質のビデオ映像を提供できないという問題点がある。また、映像記録のための順次的な撮影過程は、励起光によって診断部位を照射しない時間のあいだ蛍光エネルギーの損失をもたらすようになり、回転する光学・機械部品によって構成装置が複雑で体積が大きい短所がある。

【0009】前記の技術より発展された従来の蛍光内視鏡システムとして、二個のテレビジョンカメラを有した蛍光内視鏡システムが提案されている(例えば、特許文献2参照)。その蛍光内視鏡システムでは、悪性疾患の診断のために固有蛍光による画像分析をし、その使用方法及び装置を紹介しているが、要約して説明すると次のとおりである。

【0010】内視鏡バンドル(bundle)を通して光を伝達する光源装置は、二個の他の光スペクトラム範囲すなわち、蛍光を起こす励起光としての青色光と、励起光ではないが診断部位を観察できる反射光(逆散乱光)としての赤色光とを有する光源によって診断部位を50照らす。蛍光及び反射光から受け入れられた対象の画像は

内視鏡の対物レンズによって、内視鏡の末端部に設けられた2個のCCDカメラに同時に投射される。画像の光分離はカメラの前に固定して設けられたダイクロイックミラー(dichroic mirror)によって行われる。この蛍光内視鏡システムでは、内視鏡の対物レンズから診断部位の表面までの距離と観察角度、及び光源の強度変動によって生じた蛍光画像の明るさ変化を調整するために、反射された赤色光から入れられた画像を利用することを提案しており、炎症によって赤くなつた組織を観察する場合には、赤色光と一緒に青色励起光を用いることを提案した。

【0011】しかし、上記蛍光内視鏡システムには白色光源が存在しないので、蛍光内視鏡検査をする医師が正しい診断を行うために重要となる、一次的な白色光における一般内視鏡映像観察をすることができない。また、反射光で基準画像を定めて蛍光画像を補正する技術は、吸収と散乱照射間の本質的な差、及び蛍光と比較して他の明るさ分布を有する反射光の明るい斑点の存在によって正確でない。すなわち、身体組織によって赤い程度が異なるために、逆散乱光の波長の正しい選択をしなければならず、医師の作業が複雑になる。また、蛍光画像の明るさ評価測定システムが存在しないために、診断の正確度が減少する問題がある。

【0012】

【特許文献1】米国特許U.S.4,821,117号(1989)

【特許文献2】米国特許U.S.5,827,190号(1998)

【0013】

【発明が解決しようとする課題】本発明は前記のような従来の問題点を解決するために創作されたものであり、その目的は、白色光で診断部位における映像観察を可能にして、診断部位で蛍光診断検査時蛍光強度の客観的な評価、及び誤差を引き起こす要素の依存性を減らすことによって蛍光内視鏡診断の正確性を高めることの可能な、蛍光内視鏡装置及びその装置を利用した診断部位映像方法を提供することにある。

【0014】

【課題を解決するための手段】前記のような目的を達成するために本発明による蛍光内視鏡装置は、身体の内部組織を検査するための内視鏡装置において、相異なる波長範囲を有する複数個の光源を備えて選択された光を提供する複合光源手段と、提供された光を伝送して放射するための出射経路、及び前記出射経路から放射され身体内部組織を介して入射した光を伝送する入射経路が互いに平行に形成されていて、前記入射経路上に對物レンズが設けられて、身体内部に挿入可能な光伝送手段と、入射経路を通して伝送された光をその波長によって通過または反射して第1光及び第2光に分離する光分離手段と、通過された第1光に基づいて第1映像を獲得する第

1映像処理手段と、反射された第2光に基づいて第2映像を獲得する第2映像処理手段と、獲得された第1及び第2映像の処理、分析、貯蔵及び合成のための制御手段、及び前記制御手段を通して処理された前記第1及び第2映像またはこれらの合成映像を画面表示する表示手段を含んで構成される。

【0015】複合光源手段は、少なくとも白色光と励起光を光源として備えるが、白色光と励起光の光源は該光源の光出力及び波長大きさによって相異なる二個のランプで構成したり、一つの統合ランプで構成可能である。

【0016】光分離手段は、光波長の大きさによって入射光を通過または反射させるように構成するが、特にユーザの選択によって該光経路を外れることができるように設置して、入射光の経路上に固定して位置しないようする。

【0017】第1映像処理手段はカラー映像を、第2映像処理手段は高感度の単色映像を獲得する。第1映像処理手段及び第2映像処理手段の入射経路上には対物レンズをそれぞれ設置する。第2映像処理手段の入射経路上に蛍光のみを透過させる遮蔽光フィルタを設置する。

【0018】制御手段は、該検査対象の前記第1及び/または第2映像(特に前記第2映像)に対する基準映像データすなわち、該検査対象の標準的な映像に対するデータを基準映像として予め貯蔵して、その基準映像に基づいて実際検査対象から第2映像で獲得された映像を補正する。基準映像は実際検査対象と同一または類似な光学的特性を有した模型の基準試片から第2映像で獲得された映像であることを特徴とする。

【0019】上記のように構成された本発明の装置は、内視鏡光ケーブルに連結された複合光源手段としての複合光源装置を含む。コヒーレント(coherent)でない光源を用いて作られた複合光源装置としての照明装置は、一般的な観察のための白色光、または蛍光検査のための短波長(short wavelength)の励起光放射で診断部位に光を提供する。診断部位の映像は光伝送手段としての内視鏡末端部からその内視鏡の後端に設けられた接眼レンズ部分まで光学システムによって伝えられる。

【0020】接眼レンズ後には光学分離手段としての折り畳み式ダイクロイック光分離器があつてもよく、また照明装置の光源を交換させることができる光源スイッチとしての遠距離制御スイッチが付着されている。作動中に前記ダイクロイック光分離器によって光は、内視鏡から二個のCCDカメラが位置した経路に各々分けられて入る。

【0021】最初の経路にあるCCDカメラはカラーである。これは反射光による映像を受け入れるために設けられている。二番目経路のCCDカメラは高感度単色(白黒)カメラである。これは蛍光から映像を受け入れるために設けられている。前記二CCDカメラの前記経

路上には各々対物レンズが設けられている。この外に前記二番目経路で高感度CCDカメラに単に蛍光放射のみを透過させる遮蔽光フィルタが設けられている。二個のCCDカメラからの信号は前記制御手段としてのコンピュータに伝えられる。

【0022】コンピュータはテレビジョンシステム作動を制御して、カメラから獲得された映像処理及び分析をする。コンピュータの主要機能はリアルタイムに蛍光画像の詳細な強度測定をして補正をし、表示手段としての单一モニター上に二個のCCDカメラから得られた映像を一つの画面に同時に見せたり(dua1mode)合成して見せ、各映像を別にまたは合成されたビデオクリップの形態で貯蔵をする。上記以外に基準試片が本発明の装置に含むことができ、その基準試片の表面は各部分で同一であって検査対象と類似な光学的特性を有するよう製作することが好ましい。

【0023】基準試片によってシステムの予備的な補正を施行する。補正は、固定状態でその基準試片の蛍光画像をコンピュータに貯蔵するによって遂行される。その貯蔵獲得された資料は診断部位に均一でない照明と内視鏡の視野(field of view)による光の集積程度の差によって生じる蛍光画像の非均一性の補正のために利用される。また、その獲得資料を通してランプの交換とランプ老化による装備の感度補正を遂行する。

【0024】上記のような目的を達成するために本発明による蛍光内視鏡装置を利用した診断部位画像方法は、内視鏡を利用して身体の内部組織を検査するための方法において、該検査対象の標準的な蛍光映像に対する基準データをその検査対象と同一または類似な光学的特性を有した模型の基準試片から獲得する第1段階と、検査対象としての診断部位を白色光で照明する第2段階と、白色光の照明によって反射された反射光を基にしたカラー映像を獲得して表示する第3段階と、診断部位を広いスペクトラム範囲を有する励起光で照明する第4段階と、励起光の照明による蛍光を根拠で高感度単色映像を獲得すると同時に、その励起光の照明による反射光を基にしたカラー映像を獲得する第5段階と、獲得された基準データに基づいて獲得された高感度単色映像及び蛍光明るさを補正する第6段階、及び獲得された高感度単色映像及びカラー映像を一つの画面に同時に見せたり(dua1mode)合成して单一映像で表示する第7段階を含んで構成される。

【0025】白色光と励起光によって診断部位で発生する反射光は、通常反射光と逆散乱光を意味する。前記獲得された単色映像及びカラー映像をデジタルビデオクリップ方式で貯蔵して互いに合成し、単色映像の蛍光強度は表示画面に対する映像信号の相対的な分布をヒストグラム分析を通して求めるようにし、求められた蛍光強度データは合成映像と一緒にデジタル数字で表示することを特徴とする。

10

【0026】上記のように構成される本発明の方法は、カラーCCDカメラを用い、白色光を照明した状態で一般的な内視鏡検査を始める。これにより獲得されたカラー画面は診断部位の形態と機能的特徴を観察して、腫瘍の可能性がある組織部位を発見することを可能にする。その後に蛍光内視鏡検査が遂行される。モニター画面に診断部位の蛍光映像のみならず短波長励起光が反射された光が見える。後者の蛍光内視鏡検査の場合380nmで580nmの広い範囲のスペクトラム領域で遂行されることによってユーザ(例えば、医師)が検査する器官を、内視鏡を通して容易に正確な位置を把握できると共に、内視鏡末端部の位置を容易に調整することができる。

20

【0027】単色(monochromatic)CCDカメラでは、受入れられた画面信号のヒストグラム分布の分析によって、与えられた明るさによる詳細な蛍光画像の強度評価を遂行する。内視鏡の末端部から診断部位の表面までの距離変化による測定誤差を除去するために、内視鏡のツール通路から指定された値までツールが進むようにすることによって距離を調整する。蛍光反射の強度を特徴づける数値資料は、画像に添付されて同時に画面に記録される。また固定条件も画像と一緒にあらわれる。二個のカメラで獲得された画像はデジタルビデオクリップ形態で前記コンピュータに貯蔵される。

【0028】

30

【発明の実施の形態】以下、添付図面を参照しながら本発明の実施の形態にかかる蛍光内視鏡装置及びその装置を利用した診断部位画像方法に対して詳細に説明する。図1は、本発明の一実施例による蛍光内視鏡装置のプロック構成図である。図1に示したように、本実施の形態にかかる蛍光内視鏡装置は、複合光源装置10、光ケーブル20、第1光ファイババンドル(bundle)31と、第2光ファイババンドル32と、内視鏡30、接眼レンズ40、光分離器50、カラーCCDカメラ60、高感度白黒CCDカメラ70、制御部80、表示部90、対物レンズ101、102、遮蔽光フィルタ103、光源スイッチ104、光経路スイッチ105等で構成されている。

40

【0029】複合光源装置10は、白色光及び短波長の励起光を選択によって提供する。光ケーブル20は、複合光源装置10から提供された光を伝送する。第1光ファイババンドル31は、光ケーブル20を通して伝送された光を伝送し、放射して照明を与える。第2光ファイババンドル32は、第1光バンドル31の放射に対応して、入射された光を伝送する。第1光ファイババンドル31と第2光ファイババンドル32とは、平行に一体で形成されている。

50

【0030】内視鏡30は、第2光ファイババンドル32上の入射側端部位に設けられた内視鏡対物レンズ33を備え、身体器官の内部に入って組織観察部位近所に位

置することになる内視鏡末端部 (d i s t a l e n d) 30a と , 身体外に位置する中心部 (p r o x i m a l e n d) 30b に区分される。内視鏡 30 は , 延性 (f l e x i b l e) または硬性 (r i g i d) である。内視鏡 30 の中心部 30b の端には , 接眼レンズ 40 が設けられる。

【0031】ダイクロイック光分離器 50 は , 第 2 光ファイババンドル 32 と接眼レンズ 40 を通して伝送された光を入射して , その入射光を波長の相違 (すなわち , 波長大きさ) によって通過及び / または反射して 2 種経路の 2 種光に分離する。特に構造的には , 入射経路上に選択的に位置することができるよう , 折り畳み式で設けられている。

【0032】カラー C C D カメラ 60 は , ダイクロイック光分離器 50 を通過した光が入力され , その入力された光に基づいてカラー映像を作る。高感度白黒 C C D カメラ 70 は , ダイクロイック光分離器 50 に反射された光が入力され , その入力された光に基づいて単色の高感度白黒映像 (または画像と称する) を作る。制御部 80 は , カラー C C D カメラ 60 , 高感度白黒 C C D カメラ 70 を通して作られたカラー及び白黒映像を入力して , その入力された映像のデータ処理 , 分析 , デジタル貯蔵及び合成のためのコンピュータのようなものである。表示部 90 は , 制御部 80 を通して処理されたカラー映像及び白黒映像またはこれらの合成映像を画面表示するモニターである。

【0033】対物レンズ 101 , 102 は , カラー C C D カメラ 60 , 高感度白黒 C C D カメラ 70 の光入力前段部に各々設けられる。遮蔽光フィルタ 103 は , 対物レンズ 102 と高感度白黒 C C D カメラ 70 の光入力段間に設けられて , 特定波長帯の光のみを透過させる。光源スイッチ 104 は , 複合光源装置 10 の光源種を遠距離選択する。光経路スイッチ 105 は , ダイクロイック光分離器 50 の位置を折り畳んだ , または広げた位置に選択して , 接眼レンズ 40 を通過した光の経路を変更する。

【0034】光源スイッチ 104 と光経路スイッチ 105 は , 白色光観察及び蛍光検査の条件によって , 相互連係して同時に制御される。すなわち , 蛍光検査時には , 光源スイッチ 104 は複合光源装置 10 を励起光条件で作動させる同時に , 光経路スイッチ 105 はダイクロイック光分離器 50 を広げて , 励起光によって発生した蛍光と反射光を分離する。また , 白色光観察時には , 光源スイッチ 104 は複合光源装置 10 を白色光条件で作動させると同時に , 光経路スイッチ 105 はダイクロイック光分離器 50 を折り畳んで , 光の経路に含まれないようとする。

【0035】また , 本発明では , 検査対象 (例えば , 胃腸等) と同一または類似な光学的特性を有した模型の基準試片 200 を製作して , 図 1 のように構成された本実

施の形態にかかる蛍光内視鏡装置を用いて基準試片 200 を対象に該検査対象の標準的な映像に対するデータを獲得する。その獲得されたデータは , 制御部 80 に基準データとして貯蔵して置くようする。

【0036】複合光源装置 10 を構成する際には , コーヒレント (coherent) でない光を光源で使用するようする。一例として , 白色光と励起光の光源を各々ハロゲンランプと水銀ランプで構成して , 相異なる二個のランプで構成することができる。他の例としては , 白色光と励起光の光源を , 一つの統合ランプであるキセノンランプで構成できる。

【0037】すなわち , 本実施の形態では , 励起光で例えば 380 - 580 nm の広いスペクトラム範囲を有する光 (この光は肉眼では青色 - 緑色光に見え , 科学的区分では紫色 - 緑色光に表現される) を用いて , その励起光による蛍光が約 600 nm 以上の波長を有する造影剤を用いる。よって , そのスペクトラム範囲の照明を発生する水銀ランプを励起光生成のための単独光源で用いたり , 白色光の波長範囲及び例えば 380 - 580 nm のスペクトラム範囲をすべて含む範囲の照明を発生するキセノンランプを白色光及び励起光を生成する統合ランプとして用いることができる。

【0038】このような複合光源装置 10 の構成に対応して , ダイクロイック光分離器 50 は , 例えば 380 - 580 nm 波長範囲の光は通過させて , 例えば 580 nm 波長以上の光は反射させるようにし , 遮蔽光フィルタ 103 は , 例えば 600 nm 以下の波長の光をすべて吸収して遮蔽するようする。

【0039】図 1 のように構成された本実施の形態にかかる蛍光内視鏡装置を実際具現して商用化された試作品の構成要素に対して説明すると次のとおりである。内視鏡 30 は , 例えば L O M O 社で製作された G D B - V O - G - 10 胃内視鏡を用いる。複合光源装置 10 を構成する際には , 診断部位照明のために例えば 380 - 580 nm 波長帯の光のみを通過する光フィルタ (図示せず) と一緒に , アーク水銀ランプ (D R S H - 250 - 2) が励起照射光源で用いられ , 白色光の照明のために K G M 9 - 75 型のハロゲンランプが用いられる。

【0040】このような複合光源装置 10 は , 蛍光検査過程で大きい出力 (例えば造影剤アミノレブリン酸使用時 , 内視鏡の末端部で出力 150 mW 以上) の短波長 (例えば 380 - 580 nm) の励起光を提供する。複合光源装置 10 で照明条件は , 光経路スイッチ 105 と別途にまたは一緒に設けられた光源スイッチ 104 を作動して変化させることができる。

【0041】カラー C C D カメラ 60 としては , 例えば商用カラー単一マトリックス C C D マイクロカメラ G P - K S 163 (p a n a s o n i c , M e d i c a l & I n d u s t r i a l V i d e o C o m p a n y) が用いられる。高感度白黒 C C D カメラ 70 として

は、テレビジョン測定システムTVISTに属する特殊な高感度単色テレビジョンカメラが用いられた。充電時間1秒に波長550nmでTVISTシステムのしきい感度値は $8 \times 10^{-8} W/m^2$ である。

【0042】CCD-カメラは、信号充電原理によって作動するので、光増幅器(image intensifier)を利用するカメラに比べて高画質であり、広いダイナミック範囲を提供する。また、これは小型、軽量かつ低廉な値段と高い信頼性を提供する。

【0043】薬品アミノレブリン酸(AMINO VULINIC ACID)の使用時に起こる蛍光を分析時には、複合光源装置10と光ケーブル20間に設置された励起光フィルタ(図示せず)に例えば厚さ3mmのカラーガラスS2S-22を利用し、遮蔽光フィルタ103に例えば厚さ2mmのカラーガラスKS-13を用いる。

【0044】ダイクロイック光分離器50としてのダイクロイックミラーでは、例えば580nm以上の波長では反射が良く、それ以下の波長では良い透過特性を示す干渉光分離板を用いる。白色光で検査時、光分離板50は光経路スイッチ105の操作によって光の経路に含まれないようにする。

【0045】ダイクロイック光分離板50の位置を調整する光経路スイッチ105は、光源スイッチ104と連動して制御される。制御部80を構成するコンピュータでは例えばペンティアム(登録商標)PENTIUM II-750(Pentium II-750), RAM128Mb, ハードディスクドライブ(HDD)13.5Gb, 17インチモニターを装着したIBM-共用パーソナルコンピュータを用いる。他の装備による入出とテレビジョン装備の制御、画面とビデオフィルムの貯蔵、テレビジョン画像処理及び分析のためのビデオ処理ボードは、例えばDC-30+, システムTVISTフレームグラバー(frame grabber)とデュアルビデオ(Dual video)から専門的に供給されたプログラムを用いる。

【0046】続いて、図1のように構成された本実施の形態にかかる蛍光内視鏡装置の作動に対して説明するが、その装置に適用される本発明の方法と並行して説明する。本発明の装置は、大別して白色光条件と蛍光条件の2種条件で作動する。一つの条件から他の条件への移動は、ダイクロイック光分離器50を折り畳みまたは広げ調節して光経路を変更する、光経路スイッチ105の作動によって遂行される。

【0047】蛍光条件検査時には、ダイクロイック光分離器50は光経路に含まれるようにし、白色光条件検査時には含まれないようにする。光経路スイッチ105の作動と同時に光源スイッチ104を作動して、複合光源装置10の照明を蛍光または白色光に選択するようとする。

10 【0048】まず、蛍光条件時の本発明の動作を説明する。光源スイッチ104を通して選択されたスペクトラム領域の照明すなわち、蛍光条件のための短波長の励起光は、光ケーブル20を通して内視鏡30の光伝達経路としての光ファイババンドル31を経て診断部位1に到達する。

12 【0049】上記蛍光と反射光は、映像伝達通路として

の光ファイババンドル32を通して伝えられ、接眼レンズ40を通過して、ダイクロイック光分離器50に入射される。ダイクロイック光分離器50に入射された光のうち、励起光の反射光はそのダイクロイック光分離器50をそのまま通過し、蛍光はそのダイクロイック光分離器50に反射されてそれぞれ異なる経路に分離される。

【0050】通過された反射光は、対物レンズ101を通してカラーCCDカメラ60に入力される。カラーCCDカメラ60は、その入力された反射光に基づいてカラー映像を作り、同時に反射された蛍光は、対物レンズ102を通して高感度白黒CCDカメラ70に入力される。高感度白黒CCDカメラ70は、その入力された蛍光に基づいて高感度の白黒映像を作るが、ここで白黒映像は癌部位のような非正常部位の高感度映像を形成し、カラー映像はその非正常部位の周囲背景映像を形成する。

【0051】すなわち、励起光の反射光を基にしてカラーCCDカメラ60によって見えるカラー映像は、照射された診断部位の位置把握、及び器官の活動過程で生ずる診断部位の位置変更を追跡するために利用される背景画面であり、内視鏡の末端部分と器官の表面の相互位置を調節する。また、高感度白黒CCDカメラ70の白黒画像は、腫瘍細胞の存在地点で蛍光強度の変化によって悪性腫瘍を発見するために利用される。

【0052】カラーCCDカメラ60及び高感度白黒CCDカメラ70からそれぞれ出力された、カラー映像及び白黒映像は、制御部80に入力される。制御部80は、入力されたカラー映像及び白黒映像を、デジタルデータで処理し、貯蔵して分析し、白黒映像とカラー映像を各々表示部90の画面上に表示されるようにする。また、本実施の形態においては、白黒映像とカラー映像を一つの画面に同時にリアルタイムで見せたり、単一映像に合成処理して表示部90の画面上に表示されるようにする。

【0053】以上、本実施の形態にかかる装置の作動を蛍光条件時に対して順次に説明したが、本実施の形態の技術的な特徴を明確にするために補充すれば次のとおりである。

【0054】励起光のスペクトラム領域と遮蔽光フィルタ103の特性は、蛍光物質の光スペクトラム性質に依存する。造影剤アミノレブリン酸を用いる場合、その物質はプロトポルフィリンIX (proto porphy r in IX) である。このような造影剤の励起光スペクトラム範囲は380 - 580 nmで、これに該当する青色 - 緑色（または紫色 - 緑色で表現される）光スペクトラム領域の照明が、複合光源装置10の蛍光条件における光源で用いられた。

【0055】広い可視光線スペクトラム部分を含んだ指定された広範囲な光スペクトラム領域の照明（すなわち、例えば380 - 580 nmの励起光）の使用は、光励起強度の増加、及び反射光で十分な背景画像情報を提供して、ユーザとしての医師が身体器官内部で確実な方向を定めることができるようになる。

【0056】蛍光強度の客観的な評価のために、相対的な明るさ（例：最も明るい部分）を決定してリアルタイムに詳細な画像の強度計算を行い、モニター画面に画像具現し、計算された強度を画面と一緒に貯蔵することなどを、制御部80で遂行する。またその制御部80で、獲得された蛍光画像を分析するようにした。

【0057】蛍光画面の明るさには、検査される診断部位自身の性質のみならず、蛍光内視鏡検査の装備、及び方法的な特徴による一連の要素が影響を与える。このような要因では、例えば、検査過程で内視鏡末端部と診断部位間の距離変化、内視鏡の視野内での照明光の不均一性、対物レンズ光軸外に分布した内視鏡の画像要素の明るさ減少、及び／またはランプの交換またはランプの老化等による励起光の流量の変化などがあり、このような要因は偶然に、そしてシステム的に測定誤差を与えて、他の時間及び他の装備で獲得された結果との比較を難しくする。

【0058】診断部位までの距離変化によって生ずる誤差を減らすために、内視鏡ツール通路を通してツールを差し出し、基準距離を作つて維持することができる。照明変化と視野による装備の感度変化によって生ずる誤差を減らすために、基準試片200を用いた補正測定作業から獲得された資料を基盤に、診断部位の蛍光映像の正規化(normalization)をなすようする。

【0059】すなわち、正常的な検査対象と同一／類似な光学的特性を有した基準試片200を有して、上述した本実施の形態の蛍光条件下で一連の作動を遂行して、制御部80で標準的な蛍光映像と関連したデータ（例えば、蛍光明るさ、蛍光映像の分析データ等）を確保して貯蔵しておく。実質的な内視鏡検査時には、既に貯蔵された標準的な蛍光映像関連データを基に、診断部位の蛍光映像の正規化をなすようにすることである。

【0060】このように診断部位の蛍光映像の正規化をなすことによって、診断部位1の蛍光映像を作る場合に

おいて、例えば、内視鏡30の末端部30aから診断部位1までの距離、及び診断部位1の照明の不均一性と内視鏡30の視野による内視鏡対物レンズ33の他の集光効果等による依存性を排除した。

【0061】基準試片200による本実施の形態にかかる蛍光内視鏡装置の周期的な調整は、調整装置の変動及び部品交換により生ずる、時間による装備の特性の変動影響などを除去することによって診断の正確性を促進させることができる。

【0062】次に、白色光条件時の本実施の形態にかかる蛍光内視鏡装置の動作を説明する。白色光で観察時には、ダイクロイック光分離器50は光経路スイッチ105の操作で光線の進行方向から外れるようにする。同時に光源スイッチ104は、白色光条件で複合光源装置10を作動させる。診断部位1から反射された白色光は、内視鏡30の光ファイババンドル32と接眼レンズ40を通過して、ダイクロイック光分離器50の妨害なしに直接カラーCCDカメラ60に入り、制御部80と表示部90を通して標準カラー画像を形成する。

【0063】以上のように本発明の一実施の形態にかかる蛍光内視鏡装置の動作を、本実施の形態にかかる蛍光内視鏡装置を利用した診断部位画像方法に対する説明と並行して説明したが、本発明の一実施の形態にかかる診断部位画像方法の技術的特徴に対して図2を参照しながら詳しく説明すると次のとおりである。

【0064】図2は、図1の蛍光内視鏡装置に適用されて実施される本発明の一実施の形態にかかる診断部位画像方法のフローチャートである。まず、光源スイッチ104と光経路スイッチ105を操作して白色光条件において作動を始める(S201)。複合光源装置10に備わった白色光の光源によって蛍光物質（例えば、アミノレブリン酸造影剤）を有する診断部位1を照明すると、これに対応する白色光の反射光は、光経路から外れるよう折り畳まれて位置したダイクロイック光分離器50を経ないで、直接前記カラーCCDカメラ60に入力として提供されてカラー映像に作られる。このカラー映像は制御部80に入力されてデジタルデータで処理されて分析、貯蔵されると同時に、表示部90の画面を通して検査診断部位1のカラー画像を表示してユーザが観察できるようにする(S202)。

【0065】以後、観察部位が腫瘍の存在に対する疑問を起こす、形態学的におかしい構造または色を見せる場合、光源スイッチ104と光経路スイッチ105を操作して蛍光検査過程に移して作動をする。複合光源装置10に備わった短波長の広いスペクトラム範囲(380 - 580 nm)を有する励起光の光源によって、蛍光物質（例えば、アミノレブリン酸造影剤）を有する診断部位1を照明すると(S203)、これに対応する励起光の反射光（これは380 - 580 nm帯の波長を有する）及び造影剤アミノレブリン酸によって腫瘍部位で発生す

る蛍光（これは600nm以上の波長を有する）が、内視鏡30と接眼レンズ40を通して光線の経路上に位置したダイクロイック光分離器50に入射されて、各光の経路が分離される。励起光の反射光はその光分離器50を通過して前記カラーCCDカメラ60に入力される。それと同時に蛍光は、その光分離器50に反射されて高感度白黒CCDカメラ70に入力される（S204）。

【0066】カラーCCDカメラ60は、広い光スペクトラム範囲（380-580nm）を有する入力された励起光の反射光に基づいて、診断部位の背景になるカラー映像を獲得する。同時に高感度白黒CCDカメラ70は入力された蛍光に基づいて診断部位の腫瘍を示す単色映像を獲得する（S205）。

【0067】制御部80は、獲得されたカラーの背景映像と、白黒の腫瘍映像をデジタル処理して、そのデータを貯蔵、分析すると同時に、一つの画面に同時に表示させたり、相互合成して単一映像に作った後、その単一映像を表示部90の画面上に表示する（S206）。

【0068】一方、上述したような検査を始める前に、図3に示したように、基準試片200を用いて、蛍光検査段階（S203-S205）の作動を順次に遂行することによって（S301），検査対象の診断部位の標準的な蛍光映像に対する基準データを獲得して、制御部80にその獲得されたデータを貯蔵すると同時に（S302），その基準データを基にして本実施の形態にかかる蛍光内視鏡装置に対する補正を遂行して、実際、対象の検査時に得られた蛍光映像を補正する（S303）。

【0069】基準試片200は、表面が実際検査対象としての胃部位と光学的に近接した特性を有する、技術的な対象を選択する。補正過程（S303）は一般的に実行された内視鏡観察における距離に対応する診断部位からの固定された距離（例、10mm）で、基準試片200の蛍光画像を基準データにして、制御部80に記録貯蔵する。

【0070】貯蔵された基準データは、次のような方法によって補正過程（S303）の遂行時に用いられる。基準試片200画面の最も明るい部位に対応する信号は、診断部位1の蛍光映像の測光（photometric）媒介変数の数値的な値の補正のために利用され、内視鏡の視野の複数の点における基準試片200映像信号の変化は、診断部位1における蛍光信号分布の不均一性を補正するのに用いられる。

【0071】段階S301における基準試片200を対象にした内視鏡検査に対してさらに具体的に説明するところである。蛍光物質を含む診断部位1に、複合光源装置10の白色光源によって照明し、ダイクロイック光分離器50が折り畳まれた状態でカラーCCDカメラ60によって器官の複数の部位のカラー画像を表示部90を通して観察する。腫瘍の有無に対して形態学的な構造の異常または観察部位の色が相対的に疑わしい部位50

が観察される場合、複合光源装置10を高出力強度の短波長照射蛍光（すなわち、励起光）に変換して、高感度白黒CCDカメラ70で構成された光学システムに転換して蛍光検査過程を遂行する。

【0072】画面のデジタル方式で貯蔵された、非正規的な蛍光信号を、制御部80で映像処理を通して除去する。蛍光画像は、表示部90の画面で観察される。このような実験で基準試片200の表面には、着色された特殊な紙顔料が用いられたが、その紙顔料の蛍光及び反射特性はアミノレブリン酸を食べた患者器官の胃粘液表面特性と同一または類似である。模型実験で基準試片測定システムを適用した結果蛍光画像の補正において、正確性の向上と高い再現性を見せており、使用の信頼性を与えた。

【0073】以上、詳細に説明したように本発明による蛍光内視鏡装置及びその装置を利用した診断部位画像方法によると次のような効果がある。1)光源装置の励起光源と白色光源を通して蛍光検査のみならず一般的な内視鏡観察ができる。2)蛍光検査から白色光観察への転換時に内視鏡をテレビジョンモジュールから分離する必要がなく、転換過程はダイクロイックミラーの光分離器の位置を簡単に変化させることによって効率的に遂行される。

【0074】3)制御部に連結された二個のCCDカメラシステムは、同一診断部位でリアルタイムで蛍光及び反射光の画像を同時に表示部を通して見せることができる。

4)ダイクロイックミラーの光分離器使用を通して励起光による附加的な蛍光を減らすことによって、蛍光映像の明暗を向上させる。

【0075】5)レーザー代りにコーヒーレントでない光源で蛍光励起をする場合、照明装置の交換なしに腫瘍の多様な表示を利用することができる。コーヒーレントでない光源は、レーザー光源に比べて使用において非常に低廉で信頼性があって簡便である。そのような照明装置で最適の部品の選択は、高出力の励起光と広い波長範囲の照明可能性（アミノレブリン酸薬品と一緒にの作業で380-580nmの可視光線スペクトラム範囲）を与える。これにより、医師が信頼して器官の検査された部位を確認することができるようにして、内視鏡の末端部の位置を制御するようにする。

【0076】6)蛍光条件で励起光に対応する蛍光及び反射光の伝達は、二個の他のCCDカメラの使用を通してなされ、定められた各自の機能を最適に遂行する。すなわち、最初の場合はカラー映像の高画質を背景画面に、二番目の場合は単色の高感度映像を非正常部位画面で提供する。7)制御部としてのコンピュータ分析を通して画面の信号分配を示すヒストグラムは、リアルタイムで診断部位の画像の蛍光強度を量的に評価することができるようになる。

【0077】8) 基準試片による装備の補正の遂行，蛍光画像のコンピュータ映像処理，距離固定方法の使用等は，内視鏡の端面から対象の表面まで距離の変化，照明の非均一性，内視鏡の視野による光の他の集光，時間及び場所による装備の感度の変化等によって生ずる誤差を減らすようにすることによって，蛍光分析の正確性を向上させる。9) データの作業と一緒にコンピュータマルチメディア手段の使用はデジタルルビデオクリップ形態で観察結果を貯蔵する。結果的に，上述した本発明のすべての長所はさらに正確な診断を可能にして装備使用に便利性を与える。

【0078】以上，添付図面を参照しながら本発明にかかる蛍光内視鏡装置および診断部位映像方法の好適な実施形態について説明したが，本発明はかかる例に限定されない。当業者であれば，特許請求の範囲に記載された技術的思想の範疇内において各種の変更例または修正例に想到し得ることは明らかであり，それらについても当然に本発明の技術的範囲に属するものと了解される。

【0079】

【発明の効果】以上説明したように，本発明にかかる蛍光内視鏡装置及びその装置を利用した診断部位映像方法によれば，白色光で診断部位における映像観察を可能にして，診断部位で蛍光診断検査時蛍光強度の客観的な評価，及び誤差を引き起こす要素の依存性を減らすことによって蛍光内視鏡診断の正確性を高めることができる。*

*【図面の簡単な説明】

【図1】本発明の一実施の形態にかかる蛍光内視鏡装置のブロック構成図である。

【図2】図1の蛍光内視鏡装置による診断部位映像方法のフローチャートである。

【図3】基準試片を対象にした内視鏡検査過程を説明するフローチャートである。

【符号の説明】

1：診断部位

10：複合光源装置

20：光ケーブル

30：内視鏡

31，32：光ファイババンドル

33：内視鏡対物レンズ

40：接眼レンズ

50：ダイクロイック光分離器

60：カラーCCDカメラ

70：高感度白黒CCDカメラ

80：制御部

90：表示部

101：白色光条件で駆動する

102：カラー映像を獲得し表示する

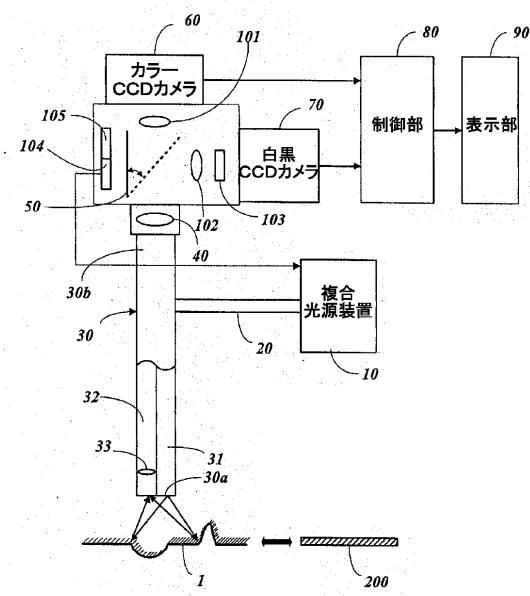
103：遮蔽光フィルタ

104：光源スイッチ

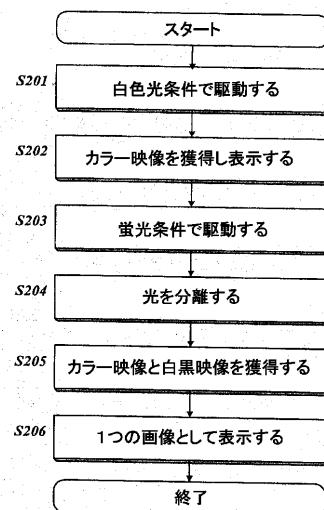
105：光経路スイッチ

200：基準試片

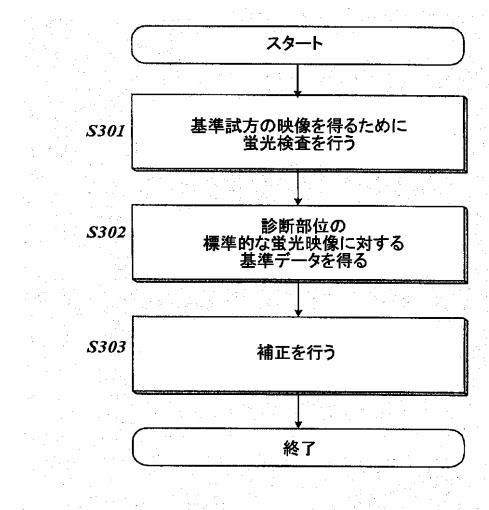
【図1】



【図2】



【図3】



フロントページの続き

(72)発明者 ゲリー ヴィ パパヤン
ロシア, ケーヴィ80, ドム24, カメンヌー
ストロフスキ ピーアール, ピータースベ
ルグストリート

F ターム(参考) 2G043 AA03 BA16 EA01 FA01 FA05
FA06 GA01 GB01 HA01 HA02
HA05 JA02 KA02 KA05 LA03
NA01 NA02 NA06 NA13
2H040 BA00 CA02 DA31 GA01 GA06
GA11
4C061 CC06 DD01 DD03 HH51 LL03
LL08 MM01 MM02 NN01 NN05
NN07 QQ02 QQ04 QQ07 QQ09
WW10 WW17 YY02 YY12 YY13
5C054 AA05 AA07 CA04 CH02 DA10
EA05 FB03 FE13 HA12

专利名称(译)	荧光内窥镜装置和使用其的诊断部位雕塑方法		
公开(公告)号	JP2003204924A	公开(公告)日	2003-07-22
申请号	JP2002304911	申请日	2002-10-18
[标]申请(专利权)人(译)	韩国电子技术研究院		
申请(专利权)人(译)	韩国电子技术研究院		
[标]发明人	姜旭 ゲリーヴィパパヤン		
发明人	姜旭 ゲリーヴィパパヤン		
IPC分类号	G01N21/64 A61B1/00 A61B1/04 A61B5/00 A61B17/00 G02B23/26 H04N7/18		
CPC分类号	A61B1/043 A61B1/042 A61B5/0071 A61B5/0084 A61B2017/00061		
FI分类号	A61B1/00.300.D G01N21/64.Z G02B23/26.B G02B23/26.D H04N7/18.M A61B1/00.511 A61B1/00.550 A61B1/00.731 A61B1/045.610 A61B1/045.622 A61B1/06.610		
F-TERM分类号	2G043/AA03 2G043/BA16 2G043/EA01 2G043/FA01 2G043/FA05 2G043/FA06 2G043/GA01 2G043/GB01 2G043/HA01 2G043/HA02 2G043/HA05 2G043/JA02 2G043/KA02 2G043/KA05 2G043/LA03 2G043/NA01 2G043/NA02 2G043/NA06 2G043/NA13 2H040/BA00 2H040/CA02 2H040/DA31 2H040/GA01 2H040/GA06 2H040/GA11 4C061/CC06 4C061/DD01 4C061/DD03 4C061/HH51 4C061/LL03 4C061/LL08 4C061/MM01 4C061/MM02 4C061/NN01 4C061/NN05 4C061/NN07 4C061/QQ02 4C061/QQ04 4C061/QQ07 4C061/QQ09 4C061/WW10 4C061/WW17 4C061/YY02 4C061/YY12 4C061/YY13 5C054/AA05 5C054/AA07 5C054/CA04 5C054/CH02 5C054/DA10 5C054/EA05 5C054/FB03 5C054/FE13 5C054/HA12 4C161/CC06 4C161/DD01 4C161/DD03 4C161/HH51 4C161/LL03 4C161/LL08 4C161/MM01 4C161/MM02 4C161/NN01 4C161/NN05 4C161/NN07 4C161/QQ02 4C161/QQ04 4C161/QQ07 4C161/QQ09 4C161/WW10 4C161/WW17 4C161/YY02 4C161/YY12 4C161/YY13		
优先权	1020010064441 2001-10-18 KR		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供能够提高荧光内窥镜诊断精度的荧光内窥镜装置和使用该装置的诊断部件雕像方法。用于向内窥镜和诊断部位提供白光或短波激发光的复合光源装置，位于内窥镜目镜后面的彩色CCD照相机和高灵敏度单色CCD照相机，样本200，计算机80和监视器90，通过参考样本200的初步校正，通过白光的一般内窥镜观察以及同时观察和检查具有荧光和反射激发光的相同诊断部位，通过一个源数据自动校正诊断部位的荧光图像的亮度和不均匀性，诊断部位的荧光强度评估，荧光亮度的数字数据以及诊断部位的图像，两个数字视频剪辑形式并存储从相机接收的图像。

