

【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

少なくとも 1000 nm の波長を超える赤外光を含む光を体内若しくは体外の生体組織に広帯域若しくは狭帯域に照射するための照明光を発生する光源装置と、

前記生体組織で反射若しくは透過した光により 1000 nm を超える波長帯域の赤外光で撮像する赤外撮像手段と、

を有し、

前記 1000 nm の波長を超える波長帯域における水分吸光特性の差異を利用して、生体組織が、血液若しくは血管の場合と、他の生体組織の場合との識別を行い易くする識別化手段を形成したことを特徴とする赤外観察システム。

10

【請求項 2】

前記識別化手段は、前記生体組織で反射若しくは透過した光における前記赤外撮像手段にて受光される光の波長帯域が、前記水分吸光特性として水分吸光率が大きい値を示す特定の波長帯域に設定することにより形成されることを特徴とする請求項 1 に記載の赤外観察システム。

【請求項 3】

さらに、前記赤外撮像手段にて撮像された撮像信号に対して、前記水分吸光特性の差異を利用して識別を行い易く画像処理を行うことを特徴とする請求項 1 に記載の赤外観察システム。

【請求項 4】

前記光源装置は、さらに可視光の波長帯域の照明光を発生し、前記可視光の波長帯域の照明光が照射された前記生体組織で反射若しくは透過した光により、可視光の波長帯域での撮像を行う可視撮像手段を有することを特徴とする請求項 1 に記載の赤外観察システム。

20

【請求項 5】

前記光源装置は、カプセル型内視鏡に設けられ、少なくとも 1000 nm の波長を超える赤外光を含む光を体内から体外側に照射するための照明手段により形成されることを特徴とする請求項 1 に記載の赤外観察システム。

【請求項 6】

前記カプセル型内視鏡の位置を検出する位置検出手段を有することを特徴とする請求項 6 に記載の赤外観察システム。

30

【請求項 7】

前記赤外撮像手段と前記可視撮像手段との撮像を切り換える切換手段を有し、前記切換手段による切換に連動して、前記光源装置で発生する照明光を制御することを特徴とする請求項 4 に記載の赤外観察システム。

【発明の詳細な説明】**【技術分野】****【0001】**

本発明は、生体の深部側の血管等を観察するのに適した赤外観察システムに関する。

【背景技術】

40

【0002】

従来、血管走行を同定する技術として、近赤外の波長の 700 nm ~ 1000 nm のヘモグロビン吸光特性を利用して観察する方法がある。

例えば、第 1 の従来例としての特開 2004 - 358051 号公報には、図 24 に示すように血中ヘモグロビンが赤外光を吸収する特性を利用し、可視光では観察しにくい生体組織の血管を赤外光を照明光として用いることによって観察し易い画像を得る技術を開示している。

図 24 では、静脈中のヘモグロビンと、動脈中の酸化ヘモグロビンによる光吸収特性を示している。そして、これらの特性の差異に応じて、観察に用いるフィルタを変更することにより、表層の静脈と動脈とを観察し易くしている。

50

また、第2の従来例としての特表2004-523320号公報には、800nm～1000nmの範囲内の波長と、1250nm～1600nmの範囲内の波長の発光光学機器及び光検出光学機器とを用いてヘマトクリット値を測定する装置を開示している。

【特許文献1】特開2004-358051号公報

【特許文献2】特表2004-523320号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0003】

第1の従来例では、700nm～1000nmの範囲の波長を用いているため、生体組織の深部の血液若しくは血管を観察することが困難である。

10

また、第2の従来例では、画像情報を得るものでないので、血液若しくは血管の走行状態等を把握できない。また、第2の従来例では、生体組織の深部の血液若しくは血管の場合と、脂肪等の他の生体組織の場合との識別をし易くする画像情報を得るものでなかった。

【0004】

(発明の目的)

本発明は上述した点に鑑みてなされたもので、生体組織の深部側における血液若しくは血管の場合と、他の生体組織の場合とを識別し易い状態の画像情報として得るのに適した赤外観察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】

20

【0005】

本発明の赤外観察システムは、少なくとも1000nmの波長を超える赤外光を含む光を体内若しくは体外の生体組織に広帯域若しくは狭帯域に照射するための照明光を発生する光源装置と、

前記生体組織で反射若しくは透過した光により1000nmを超える波長帯域の赤外光で撮像する赤外撮像手段と、

を有し、

前記1000nmの波長を超える波長帯域における水分吸光特性の差異を利用して、生体組織が、血液若しくは血管の場合と、他の生体組織の場合との識別を行い易くする識別化手段を形成したことを特徴とする。

30

上記構成により、1000nmの波長を超える光により、生体組織の深部側への透過を可能にし、かつ水分吸光特性の差異を利用して、生体組織が血液若しくは血管の場合と、他の生体組織の場合との識別を行い易い画像情報を得られるようにしている。

【発明の効果】

【0006】

本発明によれば、水分吸光特性の差異を利用して、生体組織が血液若しくは血管の場合と、他の生体組織の場合との識別を行い易い画像情報が得られる。

【発明を実施するための最良の形態】

【0007】

以下、図面を参照して本発明の実施例を説明する。

40

【実施例1】

【0008】

図1ないし図15は本発明の実施例1に係り、図1は本発明の実施例1の赤外観察システムの全体構成を示し、図2は水の透過率特性を示し、図3は生体組織を構成する血管、筋肉等の透過率特性を示し、図4は本実施例における概略の作用説明図を示し、図5から図11はCCUによる画像処理の構成等を示し、図12から図15はCCUの変形例の構成等を示す。

図1に示すように本発明の実施例1の赤外観察システム1は、観察対象物としての例えば生体2に対して赤外を含む光を照明光として照射する光源装置3と、この照明光が照射された生体2における反射された光、或いは2点鎖線で示すように透過した光における赤

50

外の光で撮像を行う赤外撮像用カメラ（以下、単に赤外カメラと略記）４と、この赤外カメラ４により撮像された撮像信号に対する信号処理を行う制御装置５と、この制御装置５から出力される映像信号を表示するモニタ６とから構成される。

【０００９】

光源装置３は、例えば可視の領域（帯域）から少なくとも１０００nmの波長を超える赤外の帯域に至る照明光を発生するハロゲンランプ、タングステンランプ等のランプ１１を内蔵している。

このランプ１１は、後述する撮像に用いる赤外の波長帯において、発光強度が大きいものが望ましい。このランプ１１として、例えば３０００nmを超える波長帯まで連続的な発光特性を有するハロゲンランプを用いることができる。

このランプ１１の点灯による照明光は、照明レンズ１２を経て生体２に照射される。生体２に照射された際の反射光は、少なくとも１０００nmの波長を超える赤外で感度を有する撮像手段としての赤外カメラ４を構成するフィルタ１３、結像レンズ１４を経て撮像素子１５の撮像面に結像される。

なお、図１では赤外カメラ４は、光源装置３から生体２に照射された際に、生体２からの反射光を受光する構成で示しているが、例えば２点鎖線で示すように光源装置３を配置し、生体２による透過光を受光する構成にしても良い。

【００１０】

上記赤外カメラ４に用いられている撮像素子１５は、少なくとも１０００nmの波長を超える赤外において感度を有する、例えばEx. InGaAs、InAs、InSb等の半導体検出素子（光起電力型半導体検出素子）を用いて形成された撮像素子である。これらの撮像素子は、少なくとも１０００nmから２５５０nm付近までの波長帯まで感度を有する。なお、InAs、及びInSbは、２５５０nmより長波長の３０００nm以上の長波長にも感度を有する。

また、この撮像素子１５の前面に配置されるフィルタ１３の透過する波長帯域は、以下に説明するように設定される。

【００１１】

図２に示すように水の透過率特性を利用して、１０００nmの波長を超える近赤外における生体２におけるその組織が血液若しくは血管の場合と、脂肪組織や臓器の場合を含む他の生体組織の場合との識別を行い易くする波長帯域に設定される。

【００１２】

図２に示すように水は、可視の波長では殆ど吸収することなく、高い透過特性を示し、さらにこれよりも長波長側においても高い透過特性を示すが、１４００nm付近の波長になると、透過率が急激に０％付近まで低くなり、その後、１５００nm付近で再び上昇して５０％くらいの透過率に達した後、再び１９００nm付近で透過率が０になる特性を示す。

また、生体２の組織、臓器は、以下の表に示すような水分含有量を持つ。

組織、臓器	水分含有量
筋肉	７６％
肝臓	６８％
脂肪組織	１０％
血液	９１％

また、生体２における筋肉、脂肪、血管、膀胱、肝臓の各場合における透過率の測定結果の特性を示すと、その概略は、図３のようになる。

【００１３】

血管は、ほぼ筋肉と同じ組織でできているが、血管内部の血液は、表から分かるように水を９０％近く含有しているので、血液は、水を１０％程度含む脂肪とは水分含有量に関して大きく異なる。また、血液は、他の生体組織としての臓器、例えば水分含有量が７０程度の肝臓とは水分含有量に関して２０％程、異なっている。

このため、水分吸光特性を利用して、その水分の吸光特性が特徴的な特性となる特定の

10

20

30

40

50

波長帯域で撮像を行うことにより、撮像された画像情報は、その特定の波長帯域における水分の含有量を反映した画像情報になることが予想される。

従って、例えば図2に示すように水の透過率特性において、水の透過率が急激に変化してその透過率の値が小さくなる（つまり吸光率が大きくなる）波長1400nm以上の広帯域波長Ra、或いは1900nm以上の広帯域波長Rb、或いは1400nm～1500nmの狭帯域ないしは中帯域波長Rcを、撮像に用いる特定の波長帯域とするようにフィルタ13の透過波長が設定されている。なお、これらの特定の波長帯域Ra、Rb、Rcにおいてさらに狭い一部の波長帯域（広帯域、中若しくは狭帯域）に設定しても良い。この場合、他の生体組織の透過率特性（吸光率特性）を考慮して設定しても良い。また、分離した複数の波長帯域の光を用いて赤外撮像を行う赤外撮像手段を形成しても良い。

10

【0014】

このように設定することにより、観察対象部分における生体組織が殆ど水分に近い特性の血液の場合と、これよりは水分の含有量が少ない脂肪等の生体組織の場合とでは、水分の透過率に関して差異があるので、それらを識別し易くする識別化手段が形成される。

つまり、撮像して得られる画像において、輝度レベルが低い部分は、主に血液部分に対応し、逆に輝度レベルが高い部分は、主に脂肪等、より水分の少ない他の生体組織部分に対応するようにしている。

本実施例における動作の具体例は、図4にて後述する。図4は、生体2として、脂肪18の組織で覆われているその下に血管19が走行している状態を観察する場合を模式的に示したものである。なお、後述する図16においては、この状態をより具体的に示している。

20

【0015】

生体2には光源装置3から可視から赤外に至る照明光が照射されるが、赤外撮像手段を形成する撮像素子15に結像される光学像は、フィルタ13を透過した特定の波長の光によるものとなる。

つまり、本実施例においては、撮像素子15により撮像される光は、1000nmの波長より長波長側における水分による吸光率が十分に小さい波長帯域で、撮像を行うように設定されている。そして、この特定の波長帯域は、水分含有量の少ない脂肪組織に対しては、かなり高い透過率を示す波長帯域となっている。

従って、光源装置3から出射された照明光における実際に撮像素子15により撮像に寄与する光成分は、脂肪18の組織では、比較的小さな減衰量で透過して生体組織の深部側にまで届くようにできる。

30

そして、血液と脂肪18とでの吸光率の差異により、撮像素子15で撮像される画像中における大きな輝度レベル差が伴うようにして識別し易い画像が得られるようにする。

【0016】

このように本実施例では、赤外カメラ4の撮像素子15の前に配置されるフィルタ13により、撮像素子15で実際に撮像に用いられる撮像光の波長帯域として、水分吸光特性の差異を利用して、血液若しくは血管19と、脂肪18の組織や臓器の場合を含む他の生体組織とを識別し易くする波長帯域を用いるようにしている。

なお、図4では、血液の場合と、この血液以外の生体組織として、水分の含有量が非常に少ない脂肪18の場合で説明するが、他の肝臓等の臓器においては、大凡の傾向として両者の中間的な特性を有するため、血液若しくは血管と、他の生体組織としての臓器の場合にも、それらの識別に有効に利用できることになる。

40

上記撮像素子15の撮像面に結像された光学像は、この撮像素子15により光電変換される。この撮像素子15には、制御装置5に内蔵されたカメラコントロールユニット（CCUと略記）16内の図示しない駆動回路から駆動信号が印加されることにより、光電変換された信号が撮像信号として撮像素子15から出力される。この撮像信号は、CCU16に入力され、CCU16内の図示しない映像信号生成回路により映像信号に変換される。

【0017】

50

そして、この映像信号はモニタ 6 に出力され、モニタ 6 の表示面には、撮像素子 1 5 で撮像された画像が表示される。また、制御装置 5 は、光源装置 3 内のランプ 1 1 を点灯駆動すると共に、その発光量を制御可能とする点灯制御回路 1 7 を内蔵している。

このような構成による本実施例の赤外観察システム 1 は、図 4 に示す概略図のような作用を有する。なお、図 4 では反射光による赤外観察の場合で示している。

図 4 に示すように生体 2 に対して光源装置 3 から、可視から赤外をカバーする照明光が照射される。そして、生体 2 からの反射光を赤外カメラ 4 で撮像する。生体 2 においては、脂肪 1 8 の組織により血管 1 9 が覆われた状態となっている場合がしばしばある。

このため、可視の照明光の場合はもとより、1000nm の波長程度より短波長側となる赤外においては減衰量が大きくなり、脂肪 1 8 の下側の血管 1 9 からの反射光で撮像することは困難になる。

10

【0018】

これに対して、本実施例においては、1000nm の波長よりも長波長側で感度を有する撮像素子 1 5 を用いると共に、照明光として 1000nm の波長よりも長波長側を含む照明光を照射する。また、撮像素子 1 5 の前には血管 1 9 内を流れる血液と殆ど同じ透過率特性（換言すると吸光特性）を有する水に対して、その透過率特性が極端に小さくなる波長帯域において、その透過波長帯域が設定されたフィルタ 1 3 が配置されている。

これに対して、例えば水分の含有量が少ない脂肪 1 8 は、フィルタ 1 3 が通す通過 R a 或いは R b において、図 3 に示すように 2300nm より長波長側で透過率が低下するがそれより短波長側では大きな透過率を有する。また、フィルタ 1 3 が通す通過 R c の場合においても透過するが狭くなっているが基本的には同様の傾向（特徴）を有する。

20

【0019】

従って、撮像素子 1 5 の撮像に利用される波長においては、脂肪 1 8 の組織に対する透過率が高い状態が維持され、少ない減衰量で血管 1 9 の組織に達する。そして、この血管 1 9 内の血液で大きく吸収されるため、この血管 1 9 の内側の血液からの反射光と、その周囲の脂肪 1 8 等の組織からの反射光とではその反射光の強度が大きく異なる（反射光となる）。つまり、図 4 における点線で示すように、血液を覆う血管 1 9 の走行状態を反映した反射光が得られることになる。

このため、反射光を受光して撮像する撮像素子 1 5 から出力される撮像信号に対して、CCU 1 6 により信号処理を行って映像信号を生成し、モニタに表示した場合には、血液若しくは血管 1 9 と、脂肪 1 8 の組織とで大きく異なるコントラストの画像を得ることができる。

30

【0020】

上述の説明では、撮像素子 1 5 に入射される撮像光を水の特徴的な透過率特性を反映するように設定することにより、生体 2 からの反射光若しくは透過光を撮像する撮像素子 1 5 により得られる画像情報が、水の吸光特性の差異を利用して生体組織の識別を反映したものとなるようにしていた。

これに対して、撮像素子 1 5 により撮像した撮像信号に対して信号処理（画像処理）を行う CCU 1 6 側において、以下に説明するようにさらに水の特徴的な透過率特性に対応した画像処理（信号処理）を行うことにより、水の吸光特性の差異を利用した生体組織の識別を行い易くするようにしても良い。

40

図 5 ないし図 1 1 は本実施例における画像処理に係り、図 5 は CCU の構成を示す構成図、図 6 は図 5 の強調レベル決定回路の構成を示す構成図、図 7 は図 5 の強調レベル変換部の変換特性の一例を示す特性図、図 8 は図 5 の重み付け係数決定回路の構成を示す構成図、図 9 は図 8 の重み付け係数作成部の係数特性の一例を示す特性図、図 1 0 は図 5 の強調処理回路の構成を示す構成図、図 1 1 は図 5 の画像処理装置の作用を示すフローチャートである。

【0021】

図 5 に示すように、本実施例における CCU 1 6 は、撮像素子 1 5 から入力される撮像信号に対してコントラスト強調を行うための画像処理装置であって、撮像信号の有効領域

50

の平均輝度値とユーザにより設定された強調レベルより、撮像された画像毎に強調レベルを決定する特徴量演算手段としての強調レベル決定回路 22 を有する。

また、この C C U 16 は、画像の輝度値より画素毎に強調量の重み付けをする重み付け係数決定回路 23 と、前記強調レベル決定回路 22 と前記重み付け係数決定回路 23 の出力より画素毎の強調係数を決定する強調レベル設定手段としての強調係数決定回路 24 と、この強調係数決定回路 24 で決定された強調係数により撮像信号の画像に対して強調処理を行う強調処理手段としての強調処理回路 25 とを有する。

【0022】

図 6 に示すように、強調レベル決定回路 22 は、入力される撮像信号の画像より有効領域を抽出する有効領域判別部 26 と、有効領域内の輝度値の平均値を算出する輝度平均値算出部 27 と、ユーザにより設定された強調レベルと輝度平均値より画像毎の強調レベルを決定する強調レベル変換部 28 とによって構成されている。

そして、強調レベル決定回路 22 では、まず、有効領域判別部 26 で入力される画像よりハレーション周辺や暗部周辺を除いた領域を有効領域として抽出する。有効領域の抽出は、画素毎の輝度値を参照する。例えば、入力される画像が 8 ビット精度であれば 256 階調の内 230 以上をハレーション部周辺、50 以下を暗部周辺として、これらに当てはまらない領域を有効領域として抽出する。

続いて、有効領域と判別された画素の輝度値の平均値を輝度平均値算出部 27 によって算出し、強調レベル変換部 28 が輝度平均値算出部 27 で算出した輝度平均値とユーザにより設定された強調レベルにより画像毎の強調レベルを決定する。

【0023】

図 7 は、強調レベル変換部 28 の変換特性の 1 例を示す図である。入力される輝度平均値によって、ユーザが設定した強調レベルを変換する。輝度平均値が 256 階調の内 100 以上 150 以下であればユーザの設定した強調レベルをそのまま出力し、その他の輝度平均値を持つ画像の場合は、ユーザの設定した強調レベルの 100% ~ 50% の間の値を出力する。

このように強調レベル決定回路 22 では、画像の有効領域の平均輝度を見ることにより、観察している領域が強調を行う必要性の少ない極度に明るい画像や極度に暗い画像に対しては強調を抑制するようにしている。

つまり、上述したように脂肪の組織部分と血液部分とは、比較的に大きなコントラストで識別ができるが、両者の中間的な特性を示す部分（例えば血液部分と肝臓部分のような場合）に対しては、このような画像強調を行うことにより、より識別し易くできることになる。

【0024】

なお、脂肪の組織部分と血液部分のような場合に対しても、このような画像処理を行うことによって、より識別を容易にすることもできる。また、撮像光の波長帯域を上述したような特定の波長帯域に設定しないような場合に対しても、画像処理側でそのコントラスト差を強調してより識別を容易にする識別化手段を形成するようにしても良い。

また、上述したように撮像光を特定の波長帯域に設定した場合においても、さらに生体のより深部側での血管走行状態の識別をより容易にするために、図 7 のような変換特性等で強調処理を行うようにしても良い。また、図 7 に示す特性とは異なる特性に設定しても良い。

また、図 8 に示すように、重み付け係数決定回路 23 は、入力される（撮像信号の）画像より画素毎に輝度値を算出する輝度値算出部 29 と、輝度値を参照して強調係数に対して重み付けを行う重み付け係数を作成する重み付け係数作成部 30 とによって構成されている。

【0025】

輝度値算出部 29 では、入力される画像の各画素の輝度値を算出する。算出された輝度値は重み付け係数作成部 30 に入力され、例えば図 9 に示すような特性で輝度値を変換して重み付け係数を作成する。つまり、輝度値が 256 階調の内 50 以上 200 以下であれ

10

20

30

40

50

ば 1 . 0、その他の輝度値を持つ場合は、0 ~ 1 . 0 の間の値を出力する。

従って、この重み付け係数決定回路 2 3 では、画像内のハレーション周辺部や暗部周辺部などの強調に適していないような領域での強調を抑制する動作をするようになっている。また、強調を行わなくても十分な部分では、強調を行わないようにしている。

そして、強調係数決定回路 2 4 は、強調レベル決定回路 2 2 より出力された強調レベルと重み付け係数決定回路 2 3 より出力された重み付け係数を乗算して、各画素毎に強調係数を決定する。このブロックでは、画像全体の条件より設定された強調レベルと画素毎の条件より設定された重み付け係数により強調係数を決定するようになっている。

【 0 0 2 6 】

図 1 0 に示すように、強調処理回路 2 5 は、入力される撮像信号の平均値を算出する入力信号平均値算出部 3 1 と、入力信号と入力信号平均値との減算を行う減算器 3 2 と、強調係数と前記減算された値を乗算する乗算器 3 3 と、前記入力信号平均値と前記乗算器 3 3 の出力を加算する加算器 3 4 とによって構成されている。

入力信号平均値算出部 3 1 では、強調の中心となる入力される画像信号（撮像信号）の平均値を算出し、減算器 3 2 によって、入力される画像信号から前記平均値を減算する。減算された値は、乗算器 3 3 によって、強調係数決定回路 2 4 より出力された強調係数と乗算され、前記平均値からの差が強調される。強調された入力画像信号と前記平均値の差は、加算器 3 4 によって前記平均値と加算される。すなわち、強調処理回路 2 5 では、以下の（ 1 ）式を計算することとなる。

【 0 0 2 7 】

$| 0 = (| i - | a) \times \quad + | a \dots (1)$
但し $| i$: 入力される画像信号（撮像信号）

$| 0$: 出力される画像信号

$| a$: 入力される画像信号の平均値

: 強調係数

このように構成された本実施例における C C U 1 6 では、まず、強調レベル決定回路 2 2 で入力される撮像信号の画像より、その画像全体の強調レベルを決定する。強調レベルの決定は、ユーザにより設定された強調レベルと、画像の有効領域の平均輝度値または輝度値のヒストグラム、入力される画像より求めた特徴量などを参照して行う。

例えば、画像の平均輝度値が著しく高く、ユーザにより設定された強調レベルが大きい場合にそのまま強調を行うと、明るい領域が多いために白飛びを起こす領域が目立ち、観察しづらい画像となる可能性がある。そこで、図 1 1 に示すように、ステップ S 1 で強調レベル決定回路 2 2 によりユーザにより設定された強調レベルより低めの強調レベルに自動的に再設定を行う。

【 0 0 2 8 】

また、重み付け係数決定回路 2 3 では、入力される画像より画素毎の強調係数の重み付けを行うために重み付け係数を決定する。これは、画像内でハレーション周辺や暗部周辺など、強調程度を強く設定した場合に原画像での変化がつぶれてしまうことは避けるために行う。ここでもステップ S 1 と同様に、ステップ S 2 で各画素の輝度値などを参照し、ハレーション部周辺や暗部周辺の領域を除外して重み付けを行う。

次に、ステップ S 1、S 2 で設定された強調レベル並びに重み付け係数より、ステップ S 3 で強調係数決定回路 2 4 が画素毎に強調係数を決定する。例えば、画素毎の強調係数をステップ S 1 で決定された強調レベルに、ステップ S 2 で決定された重み付け係数を乗算することで画素毎の強調係数を決定する。

この後、ステップ S 4 で強調処理回路 2 5 により画素毎に決定された強調係数により入力される画像に対して強調が行われる。

【 0 0 2 9 】

以上のフローにより画像毎に強調の程度が異なる強調処理が実現され、強調することを要しない著しく明るい画像もしくは暗い画像や、ハレーション部周辺、暗部周辺などでも強調レベルを再設定することなく観察に耐え得る強調画像を得ることが可能である。

つまり、本実施例におけるＣＣＵ１６では、強調することによって色つぶれを起こしやすいハレーション周辺部や暗部周辺部の強調係数が自動的に低く設定されるため、主に観察している領域は強調レベルを下げることなく強調することができる。

そして、水分の含有量の差が少ない部分に対しても、その水分の含有量の差を強調する処理を行うことにより、より識別し易い画像として表示できる。例えば、肝臓部分と血液部分とは、脂肪部分と血液部分ほどの水分含有量の差異がないため、両者のコントラストの差は小さくなるが、強調処理を行うことにより、よりコントラストのあるより識別し易い画像にできる。

【００３０】

また、ハレーション周辺と暗部周辺を除いた有効領域の平均輝度値が著しく高い、もしくは著しく低い場合でも、画像全体の強調レベルが自動的に低く設定されるため、強調レベルの再設定をせずに観察に耐え得る強調画像を得ることができる。

またＣＣＵ１６の第１変形例として以下の構成にしても良い。

図１２ないし図１４はＣＣＵ１６の第１変形例に係り、図１２はＣＣＵの構成を示す構成図、図１３は図１２の強調レベル決定回路の構成を示す構成図、図１４は図１２の強調処理回路の構成を示す構成図である。

本変形例は、実施例１の場合とほとんど同じ構成であるので、異なる点のみ説明し、同一の構成には同じ符号をつけ説明は省毎する。

【００３１】

本変形例では、重み付け係数決定回路２３、強調係数決定回路２４は、実施例１（図５参照）と同様の内部構成であり、その他の強調レベル決定回路４２、強調処理回路４６は実施例１と異なる構成になっている。

つまり、実施例１において重み付けの指標としていた輝度の平均値の代わりに、輝度のヒストグラムより求めた最多頻度値を用いて重み付け係数を決定するようになっている。

具体的に説明すると、図１２に示すように、本変形例のＣＣＵ４１における強調レベル決定回路４２は、輝度ヒストグラム算出部４３と強調レベル変換部４４及び強調レベル平滑部４５とから構成される。

そして、強調レベル決定回路４２では、輝度ヒストグラム算出部４３にて入力される画像の輝度ヒストグラムが算出される。算出されたヒストグラムより頻度の最も高い輝度値を検出し、後段の強調レベル変換部４４に出力する。

強調レベル変換部４４では、ユーザにより設定された強調レベルと前記輝度ヒストグラム算出部４３にて算出された最多頻度輝度値に基づいて強調レベルの変換を行う。

【００３２】

実施例１と同様に、例えば図１３に示すように、入力される画像が８ビットの場合、２５６階調の内５０～２００までの最多頻度輝度値を検出すると、ユーザの設定した強調レベルをそのまま出力する。

その他の最多頻度輝度値を検出した場合は、ユーザの設定した強調レベルの５０％～１００％の値を出力する。なお、本変形例においては、５０以下、２００以上の最多頻度輝度値を検出した場合は二次関数を持つ特性にて変換を行うものとする。

強調レベル変換部４４より出力された強調レベルは、強調レベル平滑部４５に入力される。強調レベル平滑部４５は、リカーシブフィルタ等を用いて、画像毎に変化する強調レベルを時間的に平滑化し、被写体の動きが激しい場合などに発生する急激な強調レベルの変化を抑制する。

【００３３】

強調処理回路４６は、図１４に示すように、実施例１における入力信号平均値算出部３１の代わりに入力信号ヒストグラム算出部４７によって強調の中心を算出する構成になっている。入力信号ヒストグラム算出部４７では、入力信号のヒストグラムを計算し、最も頻度の高い入力信号値を検出する。

検出した最多頻度入力信号値は後段の減算器３２に入力され、入力信号との差分が計算される。以降の処理は実施例１と同様の構成、動作をし、入力信号の最多頻度値を中心と

したコントラスト強調が行われる。

従って、本変形例においても、実施例 1 と同様の効果を得る画像処理装置を実現することが可能となる。また、本変形例では、強調レベルの決定にリカーシブフィルタを用い、時間方向に強調レベルを平滑化し、被写体の動きが激しい場合などに発生する急激な強調レベルの変化を抑制するため、動画でのコントラスト強調処理を行う場合に適している。なお、本変形例においては、強調レベルを時間方向に平滑化したが、空間フィルタを用い、周囲画素の強調レベルを参照して平滑化を行っても良い。

【0034】

また、図 15 に示す第 2 変形例の C C U 3 5 のような構成により、輝度レベルに応じて色調変換する画像処理を行うことによって、識別し易い画像を表示するようにしても良い。この第 2 変形例では、例えば輝度レベルが低い部分と、輝度レベルが高い部分とをそれぞれ異なる色調で表示する画像処理を行うものである。ここでは、簡単な例で説明するが、前述のように極端に明るい部分や、極端に暗い部分を除外するような処理を行うようにしても良い。

この C C U 3 5 は、入力される撮像信号に対してその平均輝度値を算出する平均輝度値算出部 3 6 と、入力される撮像信号からカラーの色信号、例えば R G B 信号を生成してモニタ 6 に出力する R G B 信号生成部 3 7 と、撮像信号の輝度レベルに応じて色強調する信号を生成する強調用信号生成部 3 8 とを有する。

R G B 信号生成部 3 7 は、入力される撮像信号から、G 信号はそのまま、R 信号及び B 信号はそれぞれ加算器 3 7 a、3 7 b で撮像信号を加算したものを出力する。従って、強調用信号生成部 3 8 側から加算器 3 7 a、3 7 b に入力される信号が 0 であると、白黒（モノクロ）の R G B 信号をモニタ 6 に出力する。

【0035】

また、撮像信号は、強調用信号生成部 3 8 を構成する例えば 2 つの減算器 3 8 a、3 8 b に入力され、2 つの強調用信号が生成される。

この強調用信号生成部 3 8 は、例えば撮像信号の輝度レベルが平均輝度値より低い第 1 の閾値 V_a より低い第 1 の強調用信号と、平均輝度値より高い第 2 の閾値 V_b より高い第 2 の強調用信号とを生成する。

そして、第 1 の強調用信号を用いて、R G B 信号生成部 3 7 において、赤色の色調に強調する強調処理を行い、逆に平均輝度値より高い第 2 の強調用信号を用いて、青色の色調にする強調処理を行うようにする。

このため、減算器 3 8 a は、例えば、第 1 の閾値生成部 3 8 c により（例えば平均輝度値を用いて）生成した第 1 の閾値 V_a から撮像信号を減算した値をダイオード D_a を経て R G B 信号生成部 3 7 を構成する加算器 3 7 a に出力する。この加算器 3 7 a は、撮像信号と減算器 3 8 a の出力信号を加算して R 信号として出力する。

【0036】

なお、第 1 の閾値生成部 3 8 c は、平均輝度値の値でスケーリングし、平均輝度値よりも低く設定される第 1 の閾値 V_a を生成する。例えば、平均輝度値を $\langle V \rangle$ として、 $V_a = a \cdot \langle V \rangle$ である。但し、 a は、 $0 < a < 1$ である。より具体的には、この第 1 の閾値 V_a は、血液に近い輝度レベル部分を識別し易くするために、そのような低い輝度レベル部分を赤の色調となるように強調して表示する。

従って、血液のように輝度レベルが低い信号が減算器 3 8 a に入力されると、第 1 の閾値 V_a から減算され、その差信号のレベルに応じて R 信号の輝度が増大される。

また、他方の減算器 3 8 b は、撮像信号から第 2 の閾値生成部 3 8 d により（例えば平均輝度値を用いて）生成した第 2 の閾値 V_b を減算した値をダイオード D_b を経て R G B 信号生成部 3 7 を構成する加算器 3 7 b に出力する。

【0037】

この加算器 3 7 b は、撮像信号と減算器 3 8 b の出力信号を加算して B 信号として出力する。なお、第 2 の閾値生成部 3 8 d は、平均輝度値の値でスケーリングし、平均輝度値よりも高く設定される第 2 の閾値 V_b を生成する。

10

20

30

40

50

例えば、平均輝度値を $\langle V \rangle$ として、 $V_b = b \cdot \langle V \rangle$ である。但し、 b は、 $1 < b$ である。より具体的には、この第2の閾値 V_b は、水分が少ない生体組織、より具体的には、脂肪の組織に近い輝度レベル部分を識別し易くするためにそのように高い輝度レベル部分を青の色調となるように強調して表示する。

従って、脂肪のように輝度レベルが高い信号が減算器38bに入力されると、その信号から第2の閾値 V_b が減算され、その差信号のレベルに応じてB信号の輝度が増大される。

従って、ユーザはモニタに表示される画像の色調から血液が走行している血管19の部分と脂肪18の組織部分とをより識別し易い状態で把握することができる。

【0038】

なお、強調用信号生成部38を構成する減算器38a、38bの数をより多くして、上述したように輝度レベルの差の小さい部分に対しても色強調を行い、カラー画像でより識別し易い画像を生成するようにしても良い。

また、ユーザにより、第1の閾値 V_a 、第2の閾値 V_b の値を可変設定できるようにして、ユーザの選択或いは設定に対応した輝度レベル付近を色強調して表示するようにしても良い。

このように本実施例によれば、撮像に用いられる撮像光を生体組織に対応して、水分吸収特性が特徴的な特性を示す波長帯域を含む特定の波長帯域に設定したり、撮像された画像に対して水分吸収特性の差異を利用した画像処理を行うことにより、血液若しくは血管の場合と、脂肪組織や他の臓器の場合を含む他の生体組織の場合との識別を行い易くする画像情報を得ることができる。

【実施例2】

【0039】

次に本発明の実施例2を図16及び図17を参照して説明する。図16は本発明の実施例2の赤外観察システムを示す。

図16に示すように本発明の実施例2の赤外観察システム1Bは、(生体2の)腹部2B内に挿入される例えば光学式内視鏡52に撮像手段を内蔵したカメラヘッド53を装着したカメラ装着内視鏡(以下では、単にスコープと略記)54と、光学式内視鏡52に照明光を供給する光源装置55と、カメラヘッド53に内蔵された撮像手段に対する信号処理を行うCCU56と、このCCU56から出力される標準的な映像信号が入力されることにより、撮像手段で撮像された内視鏡画像を表示するモニタ57とから構成される。

光学式内視鏡52は、例えば硬性の挿入部61と、この挿入部61の後端に設けられた把持部62と、この把持部62の後端に設けられた接眼部63とを有し、把持部62の口金にはライトガイドケーブル64が接続される。

【0040】

挿入部61内には照明光を伝送するライトガイド65が挿通され、このライトガイド65は、把持部62の側部の口金に接続されるライトガイドケーブル64を介してその端部に設けたライトガイドコネクタ66が光源装置55に着脱自在に接続される。

光源装置55内にはランプ点灯制御回路67から供給されるランプ点灯電源により点灯するハロゲンランプ等のランプ68が設けてあり、このランプ68は上述のように可視から1000nmの波長を遙かに超える赤外の光を発生する。

このランプ68の光は、照明光路上に配置された集光レンズ69で集光されてライトガイドコネクタ66のライトガイド65の入射端面に照明光が入射され、このライトガイド65により挿入部61の先端面(出射端面)に伝送される。

そして、上記ライトガイド65の先端面から出射され、腹部2B内の胃等の観察対象部位70側に照明光を出射し、観察対象部位70を照明する。

【0041】

挿入部61の先端部には照明窓に隣接して設けられた観察窓には対物レンズ71が取り付けられてあり、照明された患部等の観察対象部位70の光学像を結ぶ。その光学像は、イメージガイドとしてのリレーレンズ系72により後端面側に伝送される。

10

20

30

40

50

伝送された光学像は、接眼部 6 3 に設けられた接眼レンズ 7 3 により、拡大観察することができる。この接眼部 6 3 にカメラヘッド 5 3 が装着された場合には、カメラヘッド 5 3 内の撮像レンズ 7 4 を介して伝送された光学像が撮像素子 1 5 に結像される。

この場合、例えば撮像レンズ 7 4 と撮像素子 1 5 との間の光路中には、実施例 1 において説明したフィルタ 1 3 が配置されている。

また、カメラヘッド 5 3 から延出されたカメラケーブル 7 7 は、CCU 5 6 に接続される。CCU 5 6 は、撮像素子駆動回路 7 8 と、信号処理回路 7 9 とを備え、撮像素子駆動回路 7 8 は、撮像素子 1 5 に対して撮像素子駆動信号を印加する。

【0042】

そして、この撮像素子駆動信号の印加により撮像素子 1 5 により光電変換された撮像信号は、信号処理回路 7 9 に入力される。この信号処理回路 7 9 は、入力される撮像信号に対して映像信号を生成する信号処理を行う。 10

そして、生成された映像信号は、モニタ 5 7 に出力され、モニタ 5 7 の表示面には、撮像素子 1 5 により撮像された画像が表示される。

また、信号処理回路 7 9 における映像信号の輝度レベルに対して、その数フレーム期間における平均の明るさを表す調光信号は、光源装置 5 5 内のランプ点灯制御回路 6 7 に入力される。そして、このランプ点灯制御回路 6 7 は、調光信号と図示しない基準の明るさの信号との差信号により、ランプ 6 8 の発光量を制御する。

次にこのような構成の赤外観察システム 1 B により腹部 2 B 内の処置すべき胃をスコープ 5 4 による観察下で外科手術を行うことを想定してその作用を説明する。 20

【0043】

本実施例の赤外観察システム 1 B により、図 1 6 に示すようにスコープ 5 4 の挿入部 6 1 を腹部 2 B 内に図示しないトラカールを介して挿入し、例えば大網などに覆われている癌化などした処置対象の胃を切開するために、その血管 1 9 の走行状態を確認することが必要になる場合がある。

この場合、大網部分は、成人等の場合においては脂肪 1 8 の組織がついて、その組織で肉厚となり、上述したように可視光や近赤外光ではこの脂肪 1 8 の組織のために血液が流れる血管 1 9 の走行状態を把握することが困難になる。

これに対して、図 1 6 に示すように大網等の脂肪 1 8 の組織からなる観察対象部位 7 0 で覆われた下側（内側）に血管 1 9 が走行しているような場合、本実施例では 1000nm の波長を超える特定の波長帯域の光を用いて撮像する（照明光自体は、より広帯域である）ことにより、実施例 1 で説明したのと同様に、図 1 6 のモニタ 5 7 に模式的に示すように、血液が流れる血管 1 9 部分の走行状態を把握できる画像を得ることができる。 30

【0044】

つまり、本実施例によれば、水分と殆ど同じ吸光特性を示す血液部分では特徴的に光吸収が行われるので、血液が流れる血管 1 9 は、脂肪 1 8 の組織部分よりも輝度レベルが低くなる画像、つまり血管 1 9 部分では暗くなり、脂肪 1 9 組織では明るくなるコントラストのある血管走行を把握し易い画像が得られる。

このように本実施例によれば、体腔内に挿入して内視鏡下の外科手術を行う場合においても、脂肪 1 8 等の下の血管 1 9 の走行状態を把握でき、出血を抑制して迅速な処置を行い易い。従って、手術の時間を大幅に短縮でき、術者及び患者双方の負担を大幅に軽減できる。 40

図 1 7 は変形例の赤外観察システム 1 C を示す。この赤外観察システム 1 C は、図 1 6 の赤外観察システム 1 B において、カメラヘッド 5 3 内に配置されていたフィルタ 1 3 を光源装置 5 5 に移した構成にしたものである。

つまり、ランプ 6 8 による光は、フィルタ 1 3 により、赤外光における特定の波長帯域の光のみが透過してライトガイド 6 5 を経て観察対象部位 7 0 側に照射される。そして、観察対象部位 7 0 側からの反射光が撮像素子 1 5 により受光される。その他の構成は図 1 6 の赤外観察システム 1 B と同様の構成である。

本変形例の作用効果も図 1 6 の赤外観察システム 1 B の場合と殆ど同様である。このよ 50

うに本実施例及び本変形例によれば、内視鏡観察下での体腔内の外科手術等を行う場合においても血液若しくは血管の場合と、脂肪組織や臓器の場合を含む他の生体組織の場合との識別を行い易くすることができる。

従って、体腔内に対する手術を短時間且つ円滑に行うことができる。そして、術者及び患者の負担を大幅に軽減することができる。なお、本実施例の場合においても実施例 1 で説明した画像処理を行うようにしても良い。

【実施例 3】

【0045】

次に図 18 を参照して本発明の実施例 3 の赤外観察システム 1 E を説明する。図 18 に示す赤外観察システム 1 E は、実施例 2 の赤外観察システム 1 B における赤外観察の他に、さらに可視観察も行えるようにしたものである。本実施例の構成は、実施例 2 に類似しているため、実施例 2 と同一の構成要素には同じ符号を付け、その説明を省略する。

本実施例の赤外観察システム 1 E は、赤外光及び可視領域の光（可視光或いは通常光と略記）とを選択的に出射する光源装置 55 E と、カメラ装着内視鏡（スコープ）54 E と、このスコープ 54 E を構成するカメラヘッド 53 E に設けられた赤外用の撮像素子 15 及び通常光用の撮像素子 15 b に対する信号処理を行う CCU 56 E と、この CCU 56 E から出力される映像信号を表示するモニタ 57 とから構成される。

【0046】

光源装置 55 E は、図 16 に示す実施例 2 における光源装置 55 において、ランプ 68 として可視光及び赤外光を発生する例えばハロゲンランプ 68 a にすると共に、このハロゲンランプ 68 a の前に回転板 101 を配置している。この回転板 101 には、その周方向における対向する 2 箇所に赤外における特定の波長帯域の光を通す（赤外用）フィルタ 13 と、通常光（可視光）のみを透過する通常光用フィルタ 13 b とが設けてある。

この回転板 101 は、例えばその中心軸に取り付けたモータ 102 が回転板制御回路 103 から駆動信号が印加されることにより 180° 回転され、照明光路中に配置されるフィルタは切り換えられる。

【0047】

つまり、図 18 に示すように光路中に通常光用フィルタ 13 b が配置された状態では、光源装置 55 E から通常光のみが出射され、赤外用フィルタ 13 に切り換えられると、赤外光における特定の波長帯域の光が出射されるようになる。

また、本実施例におけるスコープ 54 E を構成するカメラヘッド 53 E には、図 16 のスコープ 54 を構成するカメラヘッド 53 において、切換レバー 105 を設けた切換板 106 が配置され、この切換板 106 には赤外用の撮像素子 15 と、通常光用の撮像素子 15 b とが隣接して取り付けられている。

【0048】

そして、術者は、この切換レバー 105 を操作することにより、切換板 106 を適宜の角度回転して、撮像レンズ 74 を介して結像される位置に赤外用の撮像素子 15 を選択的に配置したり、通常光用の撮像素子 15 b を選択的に配置することを行えるようにしている。例えば図 18 は、通常光用の撮像素子 15 b が結像位置に配置された状態を示し、スコープ 54 E は、通常光用の撮像状態となる。この状態で、術者が切換レバー 105 を操作すると、赤外用の撮像素子 15 が結像位置に配置されるように切り換えられる。

上述したように赤外用の撮像素子 15 は、InGaAs や InSb 等を用いた赤外帯域で感度を有する撮像素子である。一方、通常光用の撮像素子 15 b は、可視帯域で感度を有する撮像素子であり、CCD や CMOS イメージャを用いて構成される。

これらの撮像素子 15、15 b は、カメラケーブル 77 内を挿通された信号線を介して、その端部の信号コネクタが CCU 56 E に着脱自在に接続される。

【0049】

そして、撮像素子駆動回路 78 から撮像素子 15、15 b に撮像素子駆動信号を印加することにより、撮像素子 15、15 b は、それぞれ光電変換された撮像信号を出力する。図 18 では、簡単化のため両撮像素子 15、15 b を共通の駆動信号で駆動できる例で示

10

20

30

40

50

しているが、別々に駆動しても良い。

撮像素子 15, 15b から出力される撮像信号は、信号処理回路 79E に入力され、映像信号に変換された後、モニタ 57 に出力され、その表示面に撮像素子 15 或いは 15b で撮像された画像が表示される。

また、本実施例においては、以下に説明するように切換レバー 105 を操作して、スコープ 54E の撮像状態を切り換えると、その切換操作に連動して、光源装置 55E による照明状態と CCU 56E による信号処理状態を切り換えることができるようにしている。

このため、切換レバー 105 を操作した場合、撮像状態に設定された撮像素子を検出できる構成にしている。

【0050】

例えば、術者が結像位置に配置される撮像素子を（一方から他方に）切り換えるために、切換レバー 105 を所定角度、正転方向或いは逆転方向に回動する操作を行うと、切換板 106 に対向するように 2 箇所に設けたフォトリフレクタ等の位置センサ 107 は、その切換操作の検出と共に、結像位置に設定された撮像素子の種類の検出も行うことができる。

そして、位置センサ 107 の情報は、カメラケーブル内の信号線を介して信号処理回路 79E に入力される。そして、信号処理回路 79E 内の制御手段としての CPU 109 は、信号処理回路 79E における信号処理を、結像位置に設定された撮像素子に対応した信号処理を行うように制御する。

【0051】

また、この CPU 109 は、信号線を介して光源装置 55E 内の回転板制御回路 103 に切換操作の検出を含む情報を送信する。そして、回転板制御回路 103 は、その情報を受け取ると、スコープ 54E の撮像状態に対応した照明光を出射するように回転板 101 を回転する。

このような構成による本実施例の作用を説明する。図 18 は図 16 で説明したように腹部 2B にスコープ 54E を挿入した状態を示す。

この場合、腹部 2B に図示しないトラカールを介してスコープ 54E の挿入部 61 を挿入する。そして、その内部の胃を覆う大網等の観察対象部位 70 を観察する。

このような場合には、切換レバー 105 を操作して図 18 に示すようにスコープ 54E を通常光用の観察状態に設定する。この状態では、光源装置 55E は、通常光を出射し、通常光の照明のもとで通常光用の撮像素子 15b で撮像し、さらに CCU 56E は、この通常光用の撮像素子 15b に対する信号処理を行い、モニタ 57 には通常光用の撮像素子 15b で撮像した画像をカラー表示する。

【0052】

このように術者は、腹部 2B 内を通常の内視鏡のように観察することができる。つまり、腹部 2B 内の観察対象部位 70 の輪郭、形状等を観察することができ、処置しようとする部位であるか否かを把握することができる。

この場合には生体組織の表面の輪郭等の観察になるが、処置対象の胃が厚肉の脂肪 18 組織で覆われていると、その奥の血管 19 の走行状態を把握して出血を少なくして体網部分を処置する必要がある。

このような場合には、術者は、切換レバー 105 を操作して、赤外光用の撮像素子 15 を結像位置に設定する。この切換操作に連動して、光源装置 55E は赤外光を出射する状態になると共に、CCU 56E は赤外光用の撮像素子 15 に対する信号処理を行う状態になる。

【0053】

この状態は、実施例 2 で説明した状態と同様の状態になる。そして、実施例 2 で説明したように血管 19 の走行状態を観察できるようになる。そして、血管 19 の走行状態を把握できるようになることにより、処置を円滑かつ短時間に行うことができるようになる。このように本実施例によれば、赤外光による照明及び撮像（信号処理も含む）と、通常光による照明及び撮像とを術者による切換操作によって、選択設定できるので、1 つのスコ

10

20

30

40

50

ープ５４Ｅにより広範囲の用途に使用でき、観察や処置を円滑かつ短時間に行うことができる。

つまり、赤外光用のみの専用スコープであると、通常光での観察が行えないために取り替える等の手間がかかるが、本実施例では、両方の機能を備えているスコープ５４Ｅであるので、取り替える手間をかけることなく、いずれの観察にも使用できるので、良好な操作性を確保できると共に、円滑かつ短時間に観察等を行える。

【００５４】

次に本実施例の変形例を図１９を参照して説明する。本変形例の赤外観察システム１Ｆは、図１６に示す赤外観察システム１Ｂにおいて、カメラヘッド５３内にダイクロイックミラー１１１が配置されている。このダイクロイックミラー１１１により反射された光が結像される位置に撮像素子１５ｂが配置され、ダイクロイックミラー１１１を透過した光が結像される位置には赤外カットフィルタ１１２を介して通常光用の撮像素子１５ｂが配置されている。

10

上記ダイクロイックミラー１１１は、例えば図２に示した狭帯域波長ないしは中帯域波長Ｒｃを選択的に透過する。そして、その透過した光により赤外光用の撮像素子１５で撮像を行う。一方、通常光用の撮像素子１５ｂは、通常光（可視光）で撮像を行う。

【００５５】

これら撮像素子１５、１５ｂは、信号線を介してＣＣＵ５６Ｆと接続される。このＣＣＵ５６Ｆでは、撮像素子駆動回路７８により両撮像素子１５、１５ｂを同時に駆動し、両撮像素子１５、１５ｂから出力される撮像信号は、２入力に対応した信号処理回路７９Ｆに入力され、それぞれ信号処理され、さらに内部の図示しない混合回路（ミキサ）で両画像が混合された映像信号が生成される。そして、モニタ５７の表示面に、両撮像素子１５、１５ｂで撮像した画像を同時に表示することができるようにしている。

20

図１９ではモニタ５７に赤外光用の撮像素子１５で撮像した赤外画像５７ａと、通常光用の撮像素子１５ｂで撮像した通常画像５７ｂとを同時に表示した様子を示している。

本変形例によれば、切換操作を行うことなく、赤外画像５７ａと通常画像５７ｂとを表示することができる。従って、両画像を同時に表示して比較したいような場合にも対処ができる。なお、一方の画像を大きく、他方の画像を小さく、つまり親子画像で表示するようにしても良い。

【実施例４】

30

【００５６】

次に図２０を参照して本発明の実施例４の赤外観察システム１Ｇを説明する。本実施例の赤外観察システム１Ｇは、図１８に示す実施例３の赤外観察システム１Ｅにおいて、光源装置５５Ｅを有しないで、その代わりに体腔内に配置されるカプセル型内視鏡１２１と、体外に配置され、カプセル型内視鏡１２１と（双方向の）無線通信を行うと共に、カプセル型内視鏡１２１の位置検出等も行いう体外装置１２２とを有する。

また、本実施例におけるＣＣＵ５６Ｆは、図１８のＣＣＵ５６ＥにおいてＣＰＵ１０９が体外装置１２２と接続され、ＣＰＵ１０９は、切換レバー１０５が操作された場合、図１８における光源装置５５Ｅの照明状態を制御する代わりに、カプセル型内視鏡１２１に設けられた照明手段による照明状態を体外装置１２２を介して制御する。つまり、ＣＰＵ１０９は、切換レバー１０５の切換操作に対応した照明状態となるように体外装置１２２を介してカプセル型内視鏡１２１を制御する。

40

【００５７】

このため、体外装置１２２は、ＣＰＵ１０９の制御下でカプセル型内視鏡１２１に対して制御信号を無線で送信する機能も有する。

図２１に示すようにカプセル型内視鏡１２１は、カプセル形状の密閉容器１３１内に、体内から体外へ向けて赤外光照明手段としての赤外ＬＥＤ１３２、カプセル型内視鏡１２１での撮像のための照明に利用すると共に、体内から体外に向けての照明にも利用可能とする通常光照明手段としての白色ＬＥＤ１３２ｂと、例えば通常光撮像用の撮像素子１３３ｂとが収納されている。

50

具体的には、カプセル形状の密閉容器 1 3 1 における少なくとも両端側部分は、半球形状の透明部材で形成されている。図 2 1 では密閉容器 1 3 1 全体を透明にしている。そして、一方の端部の内側の中央付近に対物レンズ 1 3 4 b が取り付けられたレンズ枠が配置され、対物レンズ 1 3 4 b の結像位置に撮像素子 1 3 3 b が配置されている。この撮像素子 1 3 3 b の周囲に赤外 L E D 1 3 2 と、白色 L E D 1 3 2 b とが例えば複数配置されている。

【 0 0 5 8 】

また、この密閉容器 1 3 1 内には、レンズ枠、赤外 L E D 1 3 2、白色 L E D 1 3 2 b が取り付けられた基板が配置され、この基板は赤外 L E D 1 3 2 及び白色 L E D 1 3 2 b の点灯 / 消灯を制御すると共に、撮像素子 1 3 3 b に対する信号処理を行う制御回路 1 3 5 を形成している。

10

また、この密閉容器 1 3 1 内には、制御回路 1 3 5 で信号処理された信号をアンテナ 1 3 6 により無線で送信する無線回路 1 3 7 と、L E D 1 3 2、1 3 2 b、撮像素子 1 3 3 b、制御回路 1 3 5、無線回路 1 3 7 に電源を供給するバッテリー 1 3 8 とが収納されている。

また、撮像素子 1 3 3 b が配置された一方の端部側と反対側の端部内側に、取り付け用の基板 1 3 9 が配置され、この基板 1 3 9 にも体内から体外に向けての照明を行うための赤外 L E D 1 3 2、白色 L E D 1 3 2 b が複数取り付けられている。これらの L E D 1 3 2、L E D 1 3 2 b も制御回路 1 3 5 によりその点灯 / 消灯が制御される。

【 0 0 5 9 】

20

赤外 L E D 1 3 2、1 3 2 は、実施例 1 で説明したように特定の波長帯域のみで発光（点灯）する特性のもので形成されている。このようにして、本実施例においても、スコープ 5 4 E における赤外撮像手段としての撮像素子 1 5 で赤外帯域で撮像を行う場合、その撮像に利用される光の波長帯域として、血液若しくは血管の場合と、他の生体組織の場合とで水分吸光特性による差異が現れるような識別化手段を形成している。

なお、赤外照明手段側をこのように特定の波長帯域に設定するものに限定されるものでなく、赤外 L E D 1 3 2、1 3 2 は、赤外における例えば広帯域で発光するものを用い、スコープ 5 4 E 側の例えば撮像素子 1 5 の撮像面に特定の波長帯域の光を透過するフィルタ 1 3 を取り付けるとしても良い。

【 0 0 6 0 】

30

カプセル型内視鏡 1 2 1 は、通常の動作モード（カプセル撮像モード）では、制御回路 1 3 5 は撮像素子 1 3 3 b に隣接するその周囲に配置された白色 L E D 1 3 2 b を一定周期で点灯させ、その点灯により撮像素子 1 3 3 b の視野範囲を照明して、この撮像素子 1 3 3 b で撮像する通常照明 & 通常撮像の動作を行う。

この場合には、撮像素子 1 3 3 b で撮像された画像のデータが無線回路 1 3 7 で変調されて外部に無線で送信される。体外装置 1 2 2 は、アンテナ 1 4 1 a ~ 1 4 1 f で受信し、位置検出回路 1 4 3 でカプセル型内視鏡 1 2 1 の位置を検出すると共に、信号処理回路 1 4 4 により画像のデータを生成して、メモリ 1 4 5 に順次格納する。

そして、体外装置 1 2 2 から赤外照明の制御信号を受けると、制御回路 1 3 5 は、赤外 L E D 1 3 2、1 3 2 を一定期間、点灯させる制御を行う。

40

【 0 0 6 1 】

また、体外装置 1 2 2 から通常照明の制御信号を受けると、制御回路 1 3 5 は、白色 L E D 1 3 2 b、1 3 2 b を一定期間、点灯させる制御を行う。

両端側にそれぞれ配置された赤外 L E D 1 3 2、1 3 2 が点灯すると、カプセル型内視鏡 1 2 1 の周囲を広範囲に赤外光により照明できるようにしている。白色 L E D 1 3 2 b、1 3 2 b が点灯した場合にも、同様にカプセル型内視鏡 1 2 1 の周囲を広範囲に白色光（可視光）により照明できる。

また、図 2 0 に示すように体外装置 1 2 2 は、患者の体表若しくは患者が着るジャケット等に取り付け部材等により配置される複数のアンテナ 1 4 1 a ~ 1 4 1 f と接続され、カプセル型内視鏡 1 2 1 のアンテナ 1 3 6 から無線送信される信号をアンテナ 1 4 1 a ~

50

1 4 1 f で受け、復調等すると共に、照明光の切換を行う制御信号を送信する機能を持つ無線回路 1 4 2 を有する。

【 0 0 6 2 】

この無線回路 1 4 2 は、受信した信号を位置検出回路 1 4 3 に送り、位置検出回路 1 4 3 は、複数のアンテナ 1 4 1 a ~ 1 4 1 f により受信した信号強度からカプセル型内視鏡 1 2 1 の位置検出（推定）を行い、その位置情報を C C U 5 6 F の C P U 1 0 9 に送る。

また、無線回路 1 4 2 は、受信した信号を復調して、信号処理回路 1 4 4 に送り、この信号処理回路 1 4 4 は撮像素子 1 3 3 b により撮像された画像のデジタルデータを画像記録手段としての例えばフラッシュメモリ、E E P R O M 等の不揮発性のメモリ 1 4 5 に順次格納する。

10

このメモリ 1 4 5 は、C C U 5 6 F の例えば C P U 1 0 9 とも接続される。そして、術者などによる指示操作により、C P U 1 0 9 はメモリ 1 4 5 に格納された画像データを取り込み、モニタ 5 7 でカプセル型内視鏡 1 2 1 の撮像素子 1 3 3 b で撮像した画像を表示することもできるようにしている。

【 0 0 6 3 】

例えば、術者は、C C U 5 6 F に接続されたキーボード 1 4 7 を操作して C P U 1 0 9 に対してメモリ 1 4 5 に格納された画像データを表示させる指示入力を行うことにより、モニタ 5 7 の表示面にカプセル型内視鏡 1 2 1 で撮像した画像 5 7 c を表示させることができる。

C P U 1 0 9 は、スコープ 5 4 E の先端付近の予め設定された基準位置に対して、位置検出回路 1 4 3 により検出されたカプセル型内視鏡 1 2 1 の位置の情報が入力される。C P U 1 0 9 は、検出された位置の情報を受け、基準位置と検出された位置との間の距離を算出する。そして、算出された距離を信号処理回路 7 9 E を介してモニタ 5 7 で表示する。

20

【 0 0 6 4 】

また、算出された距離が予め設定された所定値以内になると、C P U 1 0 9 は、カプセル型内視鏡 1 2 1 を照明に利用できる状態に達したことを例えばモニタ 5 7 上で告知するように制御する。この告知は文字で告知しても良いし、モニタ 5 7 上に赤外光照明マーク等を表示してその部分を緑色など特定の色に着色表示して赤外照明に利用できることを術者に告知するようにしても良い。

30

また、C P U 1 0 9 は、切換レバー 1 0 5 が切換操作されると、位置センサ 1 0 7 の出力により、その切換操作を検出して、切換設定された撮像状態に対応した照明を行う制御信号を体外装置 1 2 2 の無線回路 1 4 2 に送る。

このような構成の本実施例の作用を以下に説明する。例えば図 2 0 に示すように、術者は、腹部 2 B 内にスコープ 5 4 E の挿入部 6 1 を図示しないトラカールを介して挿入し、切開等の処置を行おうとする例えば胃 1 5 1 の外壁に対向する位置付近にセットする。

【 0 0 6 5 】

また、術者は、モニタ 5 7 上での表示を利用する等して、カプセル型内視鏡 1 2 1 が照明に利用できるような場合、具体的には患者が口から飲み込んだカプセル型内視鏡 1 2 1 が胃 1 5 1 の内部に達したような場合に、切換レバー 1 0 5 を赤外撮像を行う状態に切り換える。

40

すると、C P U 1 0 9 は、その切換操作を位置センサ 1 0 7 による出力信号から把握し、信号処理回路 7 9 F を赤外光用撮像素子に対する信号処理状態に設定すると共に、体外装置 1 2 2 の無線回路 1 4 2 に赤外光照明を行わせるコマンドの制御信号を送る。

この制御信号は、例えばアンテナ 1 4 1 a から電波で無線送信され、カプセル型内視鏡 1 2 1 は、アンテナ 1 3 6、無線回路 1 3 7 を経てこの制御信号を復調し、制御回路 1 3 5 に送る。

【 0 0 6 6 】

制御回路 1 3 は、復調した制御信号の内容を、制御回路 1 3 の内部の図示しないメモリに予め格納したコードと照合する等して解読する。そして、赤外光照明のコマンドである

50

と解釈されると、制御回路 135 は赤外 LED 132、132 を点灯させる。

赤外 LED 132、132 の点灯により、胃 151 の壁を透過した赤外光における特定の波長帯域の光によりスコープ 54E の撮像素子 15 で撮像される。そして、撮像素子 15 で撮像された撮像信号は、信号処理回路 79F で信号処理され、映像信号に変換され、モニタ 57 上で撮像素子 15 で撮像された画像 57a が表示される。

この表示により、術者は、胃 151 の内壁付近の血液が流れる血管の走行状態等を把握することができる。そして、切開等の処置をしようとする場合、血管の走行状態の画像から出血を抑制する切開等の処置を円滑に行うことができる。

【0067】

また、壁面が薄いような場合には、切換レバー 105 を操作して通常光用の撮像素子 15b で観察する状態に切り替えても良い。この場合には、CPU 109 は、カプセル型内視鏡 121 に通常光照明を行うコマンドの制御信号を体外装置 122 を介して送信する。

そして、カプセル型内視鏡 121 の制御回路 135 は、通常光照明手段となる白色 LED 132b、132b を点灯させる。そして、白色 LED 132b、132b の点灯により、胃 151 の壁を透過した光でスコープ 54E の撮像素子 15b で撮像する。そして、撮像素子 15b で撮像された画像をモニタ 57 で表示することにより、通常光で撮像した画像の観察も行うことができる。

本実施例によれば、通常の内視鏡装置においては行い難い体腔内側からの赤外照明を行い、その際血液の場合と他の組織の場合とで吸光特性が特徴的に異なる波長帯域となるようにして、観察対象部位を透過した透過光を用いて観察像を得る。

【0068】

この場合、撮像を行うスコープ 54E 側からは、その観察対象部位の深部側となる部分を、表層側よりも照明光量が多い状態で照明するため、反射光を利用する場合よりも深部側の画像情報をより高い S/N 状態で得ることができる。また、この場合においても、血液若しくは血管の場合と他の生体組織の場合とでコントラスト差のある識別し易い画像を得ることができる。

また、カプセル型内視鏡 121 で撮像した画像も表示することにより、より詳しい画像情報が得られ、切開等の処置や診断等を行い易くなる。

図 22 は変形例のカプセル型内視鏡 121B を示す。このカプセル型内視鏡 121B は、図 21 のカプセル型内視鏡 121 において、基板 139 の中央位置には、対物レンズ 134 を取り付け付けたレンズ枠が配置され、この対物レンズ 134 の結像位置には赤外光用の撮像素子 133 が配置されている。

【0069】

つまり、図 21 のカプセル型内視鏡 121 においては、通常の動作モードとしては、通常照明 & 通常撮像の動作を行うのに対して、このカプセル型内視鏡 121B においては、この通常照明 & 通常撮像と、赤外照明 & 赤外撮像との両方の動作を交互に行う。

赤外照明 & 赤外撮像時には、赤外 LED 132 が点灯し、この点灯により撮像素子 133 が撮像を行う。そして、その撮像した画像のデータは、体外装置 122 に送信され、体外装置 122 のメモリ 145 に格納される。

また、切換レバー 105 が操作された場合には、カプセル型内視鏡 121 の場合と同様の動作を行う。本変形例によれば、さらにカプセル型内視鏡による赤外の画像情報も得られる。また、その画像をモニタ 57 で表示することもできる。従って、図 21 のカプセル型内視鏡 121 の場合よりもさらに多くの画像情報が得られ、適切な診断等をより行い易くなる。

【0070】

なお、カプセル型内視鏡 121 或いは 121B 内のアンテナ 136 を複数にする等して、カプセル型内視鏡 121 或いは 121B の長手方向の向きを検出できるようにし、カプセル型内視鏡 121 或いは 121B の照明手段をスコープ 54E 用の照明のために点灯させる場合、スコープ 54E 側に対向する側の照明手段のみを点灯させるように制御しても良い。

或いは、カプセル型内視鏡 1 2 1 或いは 1 2 1 B 内の両端側にそれぞれ配置した照明手段を点灯させる場合、交互に点灯させる等して、その場合のスコープ 5 4 E 側での撮像手段の出力信号の輝度レベルなどから、より有効に照明できる方の照明手段のみを点灯させるように制御しても良い。

【実施例 5】

【0071】

次に図 2 3 を参照して本発明の実施例 5 の赤外顕微鏡システム 1 D を説明する。この赤外顕微鏡システム 1 D は、例えば切除した生体組織の試料 8 1 に赤外の波長帯域の照明光を照射する光源装置（照明装置）8 2 と、照明光が照射された試料 8 1 からの例えば透過光を受光して拡大観察する立体観察用の顕微鏡本体 8 3 と、この顕微鏡本体 8 3 内に設けられた左右の赤外撮像用の撮像素子 9 5 a、9 5 b に対する信号処理を行う信号処理装置 8 4 とを有し、信号処理装置 8 4 により信号処理された映像信号は、顕微鏡本体 8 3 内に配置された左右画像表示用の表示素子 8 5 a、8 3 b に表示される。

10

光源装置 8 2 は、ランプ点灯回路 8 6 からのランプ点灯電源により点灯するハロゲンランプ等のランプ 8 7 と、実施例 1 において上述した特定の波長帯域の光を通すフィルタ 1 3 と、このフィルタ 1 3 を透過した赤外光を集光する集光レンズ 8 8 とを有する。そして、この集光レンズ 8 8 で集光された光は、ミラー 8 9 で反射されて試料 8 1 の背面側に照射される。

【0072】

また、背面側から照射され、試料 8 1 を透過した赤外光は、顕微鏡本体 8 3 に設けた口径の大きい対物レンズ 9 1 に入射され、この対物レンズ 9 1 の光軸から左右に離間するように配置されたりレーンズ 9 2 a、9 2 b を経てそれぞれ結像位置に配置された左右の赤外画像撮像用の撮像素子 9 5 a、9 5 b に結像される。なお、撮像素子 9 5 a、9 5 b は上述した撮像素子 1 5 と同様に赤外帯域で感度を有する撮像素子が採用されている。

20

撮像素子 9 5 a、9 5 b により光電変換された左右の撮像信号は、それぞれ信号処理回路 8 4 a、8 4 b に入力され、それぞれ信号処理されて左右の映像信号が生成される。これら左右の映像信号は、液晶表示素子等により構成される表示素子 8 5 a、8 5 b にそれぞれ出力され、表示素子 8 5 a、8 5 b により撮像素子 9 5 a、9 5 b で撮像した左右の画像が表示される。

左右の表示素子 8 5 a、8 5 b に対向する左右の接眼窓には、それぞれ接眼レンズ 9 3 a、9 3 b が取り付けられてあり、術者等のユーザは、接眼レンズ 9 3 a、9 3 b を介して表示素子 8 5 a、8 5 b に拡大表示された試料 8 1 の画像を左右の眼で観察することにより、試料 8 1 を立体観察することができる。

30

【0073】

本実施例によれば、実施例 1 或いは実施例 2 の場合と同様に、試料 8 1 の生体組織の深部が血液若しくは血管の場合と、他の生体組織の場合とでは水分含有量の差異等に依存したコントラスト差のある識別し易い立体画像として観察することができる。

また、信号処理装置 8 4 において、実施例 1 で説明した画像処理を併用することにより、より識別し易い画像を得ることができる。

なお、本実施例では、例えば切除された生体組織の試料 8 1 を立体観察する場合で説明したが、体外から生体組織を直接、立体観察する場合にも適用できる。この場合には、反射光を利用する方が適用範囲が広がるが、手や指など、厚みが大きくない部位に対しては透過光を利用して観察することもできる。

40

【0074】

なお、上述した各実施例等を部分的に組み合わせる等して構成される実施例等も本発明に属する。

【0075】

[付記]

1 . 請求項 2 において、前記特定の波長帯域は、1 4 0 0 n m から 1 5 0 0 n m の波長帯域、若しくは 1 9 0 0 n m 以上の波長帯域の一部を含む。

50

2. 請求項 1 において、前記赤外撮像手段は、体内を撮像する内視鏡に設けられている。
 3. 請求項 1 において、前記赤外撮像手段は、体外の生体組織を観察する顕微鏡に設けられている。
 4. 請求項 3 において、前記画像処理は、撮像信号の輝度レベルに応じて、強調処理を行う。

【0076】

5. 請求項 4 において、前記赤外撮像手段及び前記可視撮像手段は同時に撮像動作を行うことを可能とする。
 6. 付記 5 において、前記赤外撮像手段は前記波長帯域の光を選択的に反射する反射手段により反射された赤外光で撮像し、前記可視撮像手段は前記反射手段を透過した可視光で撮像する。
 7. 請求項 4 において、前記赤外撮像手段及び前記可視撮像手段は切換操作手段により、切り換えられた一方が撮像可能な状態に設定される。

10

【産業上の利用可能性】

【0077】

1000nmの波長を超える赤外帯域の光を用いて生体組織を観察する場合、生体組織における血液と他の生体組織の水分含有量が異なるため、水分吸光特性が特徴的な値を示す波長帯域の光を用いて撮像することにより、生体組織の深部側での血管走行状態の画像を脂肪組織等、他の生体組織と識別し易い画像として得ることを可能にした。

【図面の簡単な説明】

20

【0078】

【図 1】本発明の実施例 1 の赤外観察システムの全体構成を示すブロック図。

【図 2】水の透過率特性を示す特性図。

【図 3】生体を構成する血管、筋肉等の透過率特性を示す特性図。

【図 4】本実施例における概略の作用説明図。

【図 5】CCUの構成を示すブロック図。

【図 6】図 5 の強調レベル決定回路の構成を示すブロック図。

【図 7】図 5 の強調レベル変換部の変換特性の一例を示す特性図。

【図 8】図 5 の重み付け係数決定回路の構成を示すブロック図。

【図 9】図 8 の重み付け係数作成部の係数特性の一例を示す特性図。

30

【図 10】図 5 の強調処理回路の構成を示す構成図。

【図 11】図 5 の画像処理装置の作用を示す説明図。

【図 12】第 1 変形例におけるCCUの構成を示すブロック図。

【図 13】図 12 における強調レベル変換回路による強調レベルの変換特性を示す特性図。

【図 14】強調処理回路の構成を示す構成図。

【図 15】第 2 変形例におけるCCUの構成を示すブロック図。

【図 16】本発明の実施例 2 の赤外観察システムの全体構成を示すブロック図。

【図 17】変形例の赤外観察システムの全体構成を示すブロック図。

【図 18】本発明の実施例 3 の赤外観察システムの全体構成を示すブロック図。

40

【図 19】実施例 3 の変形例の赤外観察システムの全体構成を示すブロック図。

【図 20】本発明の実施例 4 の赤外観察システムの全体構成を示すブロック図。

【図 21】カプセル型内視鏡の内部構成を示す図。

【図 22】変形例におけるカプセル型内視鏡の内部構成を示す図。

【図 23】本発明の実施例 5 の赤外顕微鏡システムの全体構成を示すブロック図。

【図 24】従来例におけるヘモグロビン等の吸光率特性を利用した場合の説明図。

【符号の説明】

【0079】

1 ... 赤外観察システム

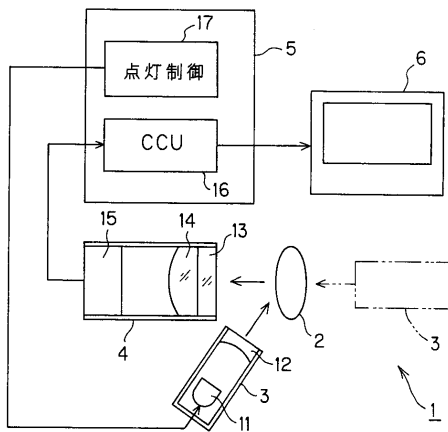
2 ... 生体

50

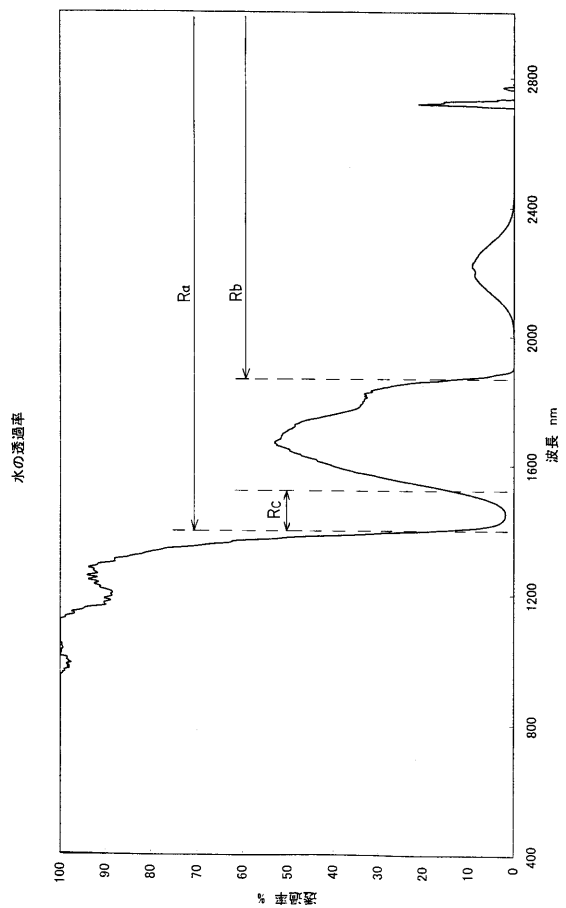
- 3 ... 光源装置
- 4 ... 赤外カメラ
- 5 ... 制御装置
- 6 ... モニタ
- 1 1 ... ランプ
- 1 3 ... フィルタ
- 1 4 ... 結像レンズ
- 1 5 ... 撮像素子
- 1 6 ... C C U
- 1 8 ... 脂肪
- 1 9 ... 血管
- 2 2 ... 強調レベル決定回路
- 2 3 ... 重み付け係数決定回路
- 2 4 ... 強調係数決定回路
- 2 5 ... 強調処理回路

10

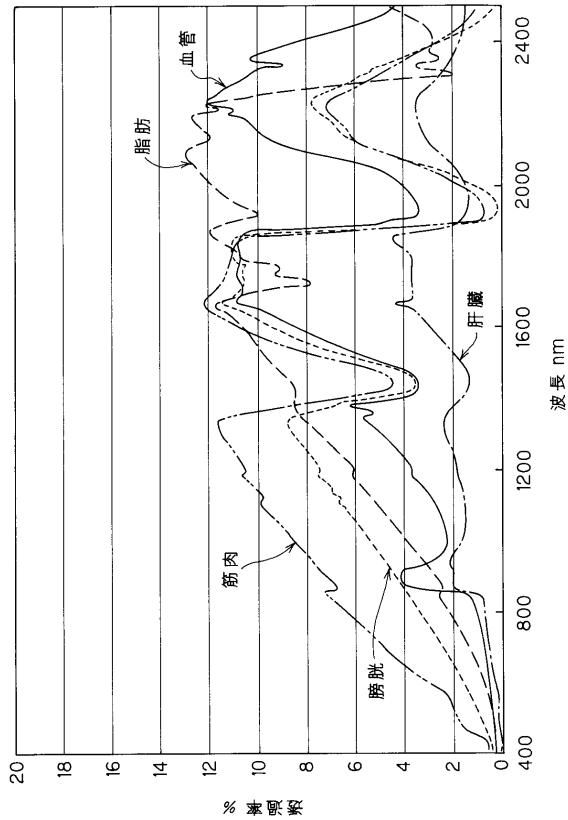
【 図 1 】



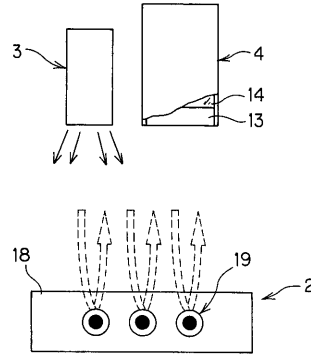
【 図 2 】



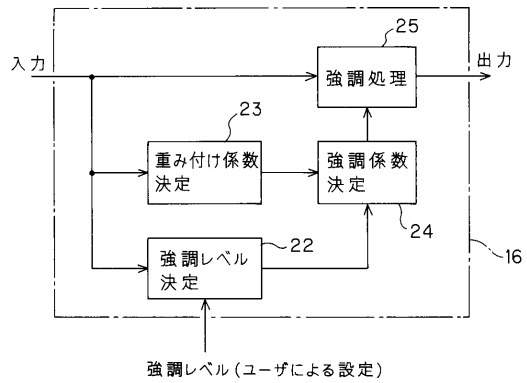
【図 3】



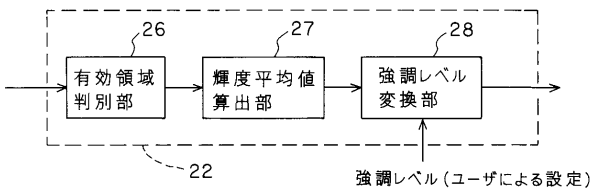
【図 4】



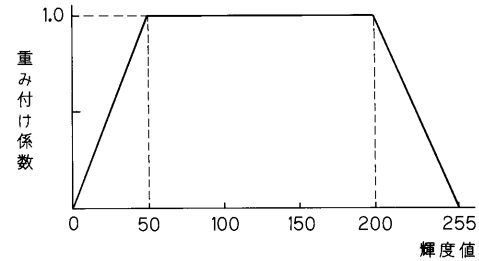
【図 5】



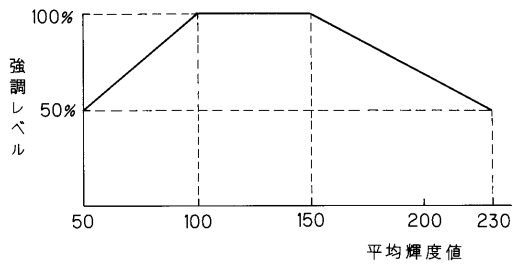
【図 6】



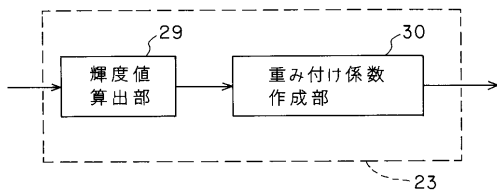
【図 9】



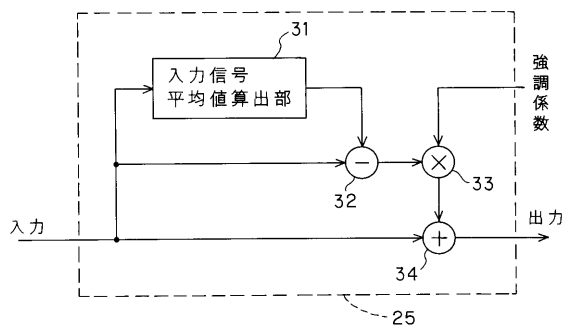
【図 7】



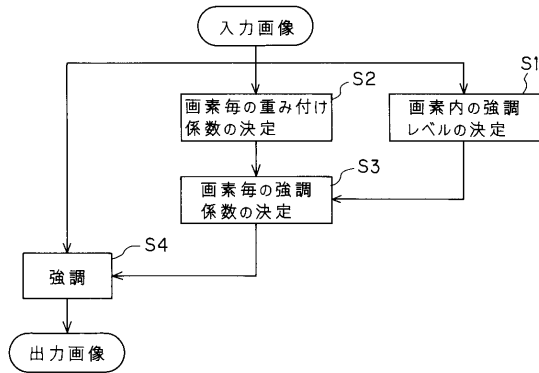
【図 8】



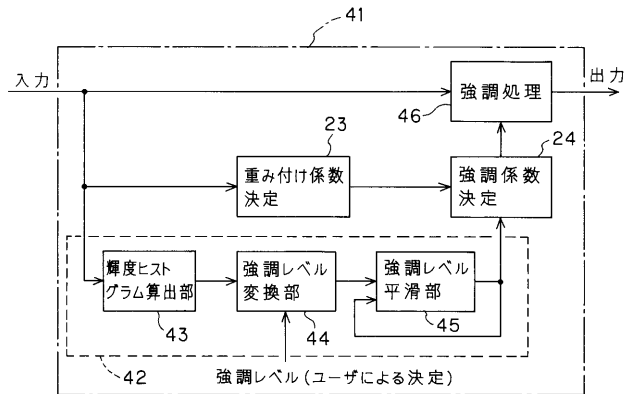
【図 10】



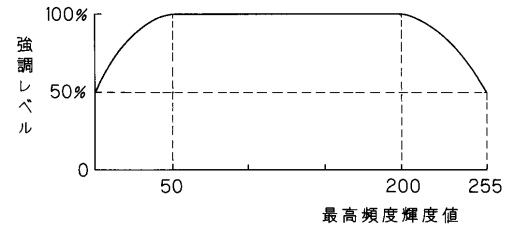
【図 1 1】



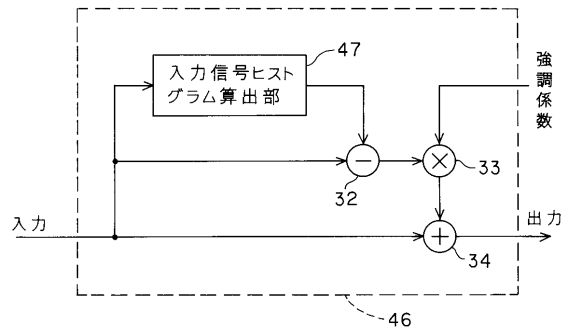
【図 1 2】



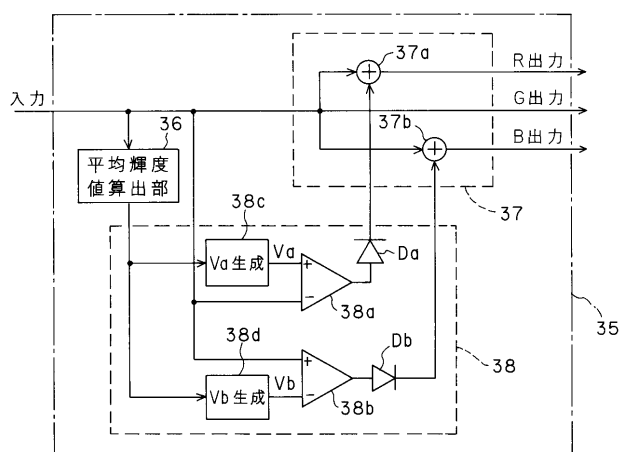
【図 1 3】



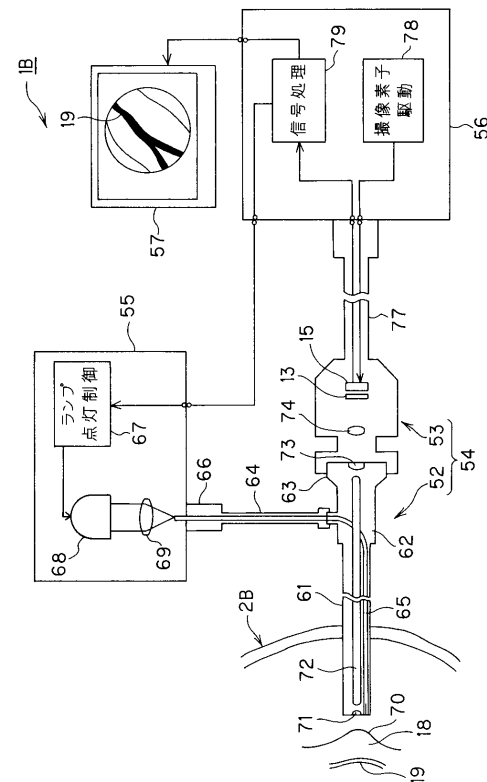
【図 1 4】



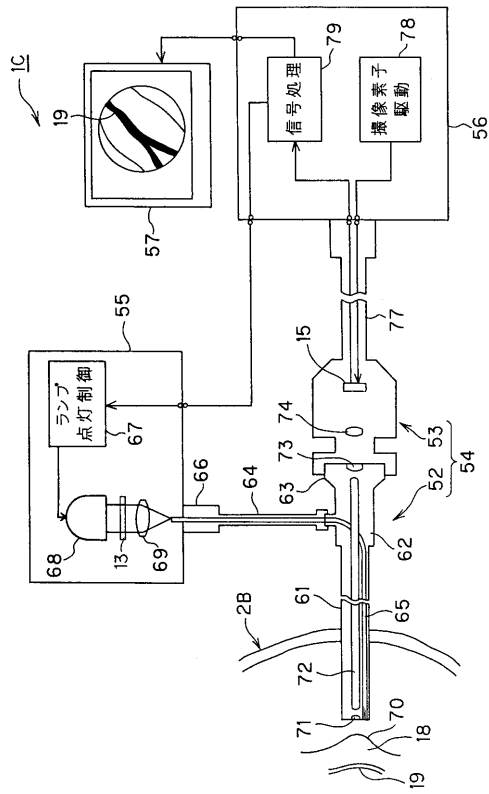
【図 1 5】



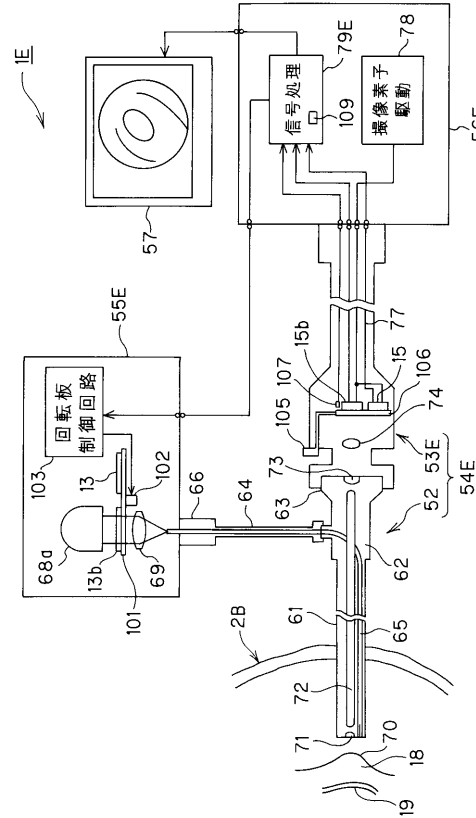
【図 1 6】



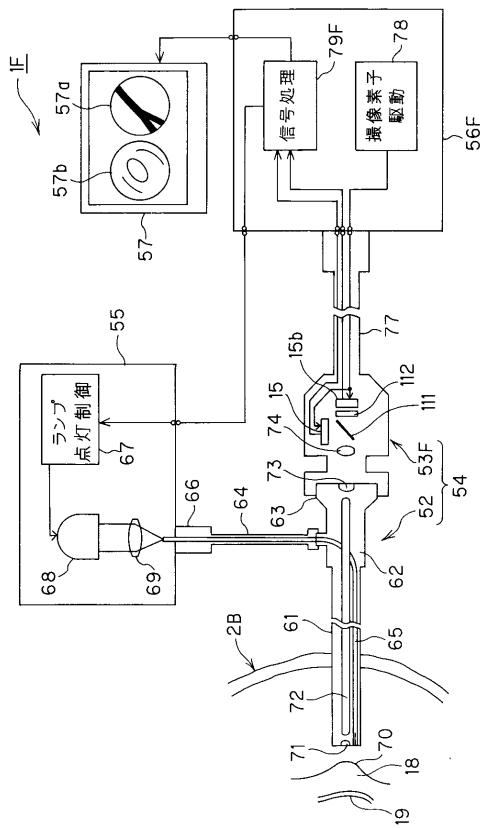
【図 17】



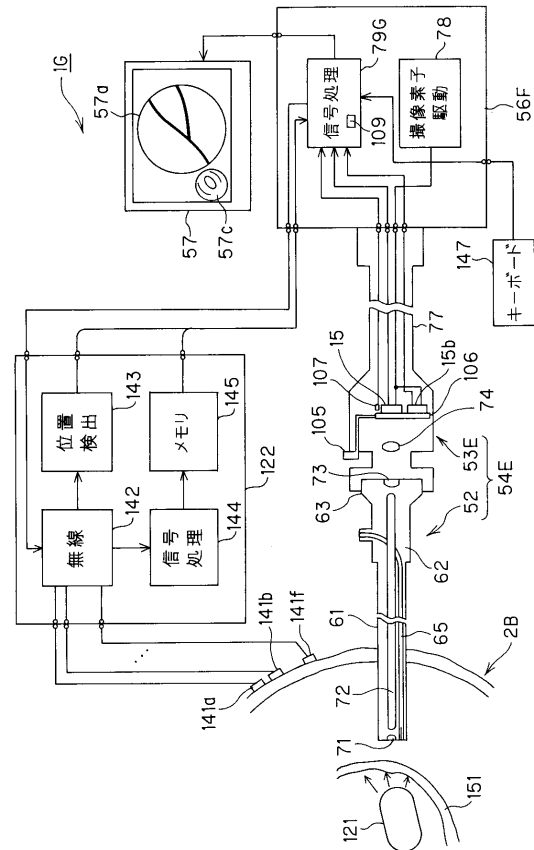
【図 18】



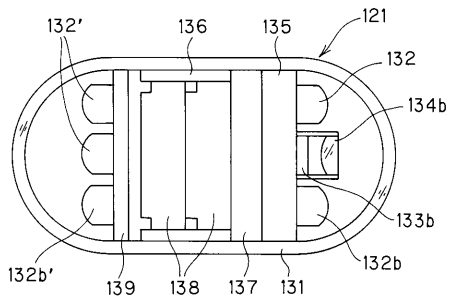
【図 19】



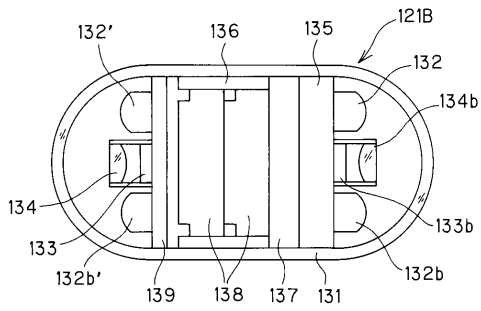
【図 20】



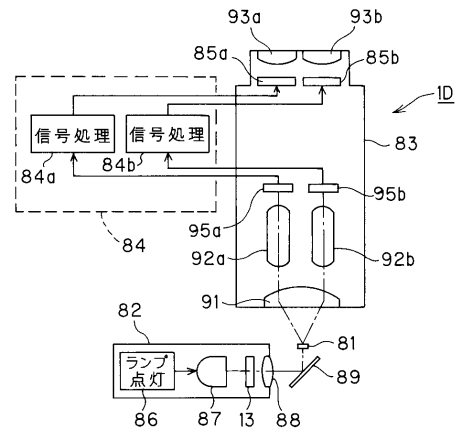
【図 2 1】



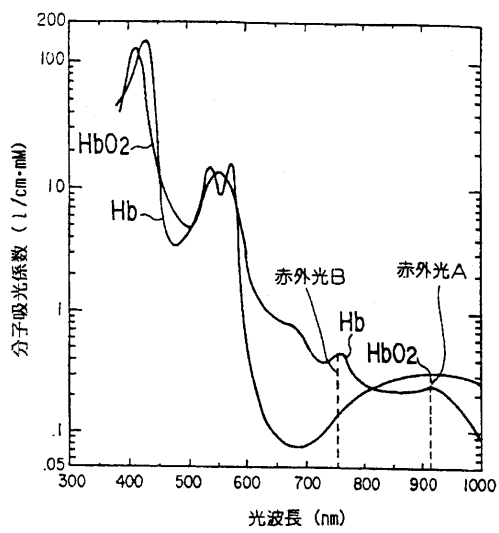
【図 2 2】



【図 2 3】



【図 2 4】



フロントページの続き

(51)Int.Cl.

F I

テーマコード(参考)

H 0 4 N 7/18

M

F ターム(参考) 2G059 AA05 BB12 CC16 EE01 EE02 FF01 GG10 HH01 HH02 JJ02
JJ11 KK10
4C061 AA01 AA24 BB02 BB08 CC03 CC06 DD01 HH51 JJ17 JJ19
LL02 LL03 QQ02 QQ03 QQ06 QQ07 QQ09 RR04 RR26 TT01
TT03 UU06 UU08 WW08 WW13 WW18 YY12
5C054 CA04 CA05 CC07 EA05 FC11 HA12

专利名称(译)	红外观察系统		
公开(公告)号	JP2007075366A	公开(公告)日	2007-03-29
申请号	JP2005267388	申请日	2005-09-14
[标]申请(专利权)人(译)	奥林巴斯医疗株式会社		
申请(专利权)人(译)	オリンパスメディカルシステムズ株式会社		
[标]发明人	半田啓二 原野健二 浅田大輔		
发明人	半田 啓二 原野 健二 浅田 大輔		
IPC分类号	A61B1/04 A61B1/00 G01N21/27 G01N21/35 H04N7/18 G01N21/359		
FI分类号	A61B1/04.370 A61B1/00.320.B A61B1/00.300.D G01N21/27.A G01N21/35.Z H04N7/18.M A61B1/00.550 A61B1/00.610 A61B1/04 G01N21/35.107 G01N21/359		
F-TERM分类号	2G059/AA05 2G059/BB12 2G059/CC16 2G059/EE01 2G059/EE02 2G059/FF01 2G059/GG10 2G059/HH01 2G059/HH02 2G059/JJ02 2G059/JJ11 2G059/KK10 4C061/AA01 4C061/AA24 4C061/BB02 4C061/BB08 4C061/CC03 4C061/CC06 4C061/DD01 4C061/HH51 4C061/JJ17 4C061/JJ19 4C061/LL02 4C061/LL03 4C061/QQ02 4C061/QQ03 4C061/QQ06 4C061/QQ07 4C061/QQ09 4C061/RR04 4C061/RR26 4C061/TT01 4C061/TT03 4C061/UU06 4C061/UU08 4C061/WW08 4C061/WW13 4C061/WW18 4C061/YY12 5C054/CA04 5C054/CA05 5C054/CC07 5C054/EA05 5C054/FC11 5C054/HA12 4C161/AA01 4C161/AA24 4C161/BB02 4C161/BB08 4C161/CC03 4C161/CC06 4C161/DD01 4C161/DD07 4C161/HH51 4C161/JJ17 4C161/JJ19 4C161/LL02 4C161/LL03 4C161/QQ02 4C161/QQ03 4C161/QQ06 4C161/QQ07 4C161/QQ09 4C161/RR04 4C161/RR26 4C161/TT01 4C161/TT03 4C161/UU06 4C161/UU08 4C161/WW08 4C161/WW13 4C161/WW18 4C161/YY12		
代理人(译)	伊藤 进		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

解决的问题：提供一种红外观察系统，该红外观察系统适合在易于区分活组织深侧的血管和其他活组织的情况下获取图像信息的情况。 解决方案：活体2被包含超过1000 nm波长的红外波段的光照射，其反射或透射的光穿过滤光片13，该滤光片13穿过特定波段的吸水率足够小，通过在带内具有灵敏度的成像装置15进行成像，在血液中，在深侧的活体组织是接近水的成分的情况下，以及在诸如脂肪组织之类的具有与水不同的含水量的其他活体组织的情况下。 可以获得壳体与壳体之间的对比度差异的图像。 [选型图]图1

