

内視鏡システムにおける先端光学技術

中 村 一 成

The Latest Optic Technologies in Endoscopic Systems

Kazunari NAKAMURA

Given that early cancer is curable by endoscopic operation or surgery, Olympus Co., Ltd. has sought the improvement of image quality, the essential requirement of endoscopic diagnosis, believing that early detection and accurate diagnosis are crucial for reliable treatment. Since the first videoscope development over 20 years ago, not only HDTV but also other improvements in image quality have been achieved thanks to enhancement processing technology for clarifying subtle changes in mucosal patterns or color tones and to magnifying endoscopes with improved maneuverability. Meanwhile, information obtained about tissue characteristics changes significantly depending on the differences in absorption or scattering characteristics. Therefore, by considering a videoscope as a medical device equipped with an optical sensor (CCD), and selecting a wavelength that suits the specific needs and tissue feature, new diagnostic information, which will surely contribute to the further advancement of endoscopic technologies, is attained. The development of the latest video-endoscopic system and future prospect are stated below from a standpoint of R&D.

Key words: resolution, CCD, wavelength, narrow band imaging

1950年にオリンパスが「胃カメラ」を実用化して以来、ファイバーにより構成されたイメージガイドで画像を伝達するファイバースコープ、そしてイメージガイドを CCD に置き換えて内視鏡先端に実装した電子内視鏡へと機器は発展してきた。電子内視鏡は、上部消化管、下部消化管、気管支用や超音波内視鏡が広く普及しており、機器の改良とともに診断になくってはならない装置となっている。

電子内視鏡が開発されてから 20 年以上が経過し、あたかも肉眼で直接観察しているかのような高画質を目標に改良を続けてきた電子内視鏡システムも、すでにハイビジョンシステムまで到達した。また、粘膜模様や色調のわずかな変化を明瞭化する強調処理による明瞭化や、実体顕微鏡レベルの観察を容易に実現する拡大内視鏡の改良、さらに 1000 倍を超える超拡大観察により細胞をリアルタイムに観察が可能で、光生検を議論する領域まできている。

一方、生体は、その吸収特性や散乱特性の違いから、観

察する波長を変化させると得られる情報が大きく変化することが知られている。電子内視鏡を CCD という光センサーを搭載した医療機器と捉えることで、自然な色再現のみを追及するのではなく、その目的に応じて生体の特性に合わせた波長を選択し、新たな診断情報を得ることが内視鏡診断のさらなる発展のひとつと思われる。

そして、ハイビジョンシステムのみでは到達できなかったレベルのさらに容易な早期発見と確実な診断を目指した技術開発により、従来の電子内視鏡が求めていた、自然な画像を得ることから、特殊光領域による新たな光診断システムとしての内視鏡機器と診断学を生み出そうとしている。

これらの状況をふまえ、最新の技術と今後の技術開発の方向性について、内視鏡機器開発者の立場より述べたい。

1. 電子内視鏡機器の基本構成

図1に、内視鏡システムの全景を示す。

トrolleyに搭載されているのが、上から、液晶モニター、ビデオプロセッサ、光源&ポンプ、写真撮影装置、ビデオプリンターで、吊り下げられているのが内視鏡である。この内視鏡は、軟性鏡とよばれるもので、挿入部が細長く比較的柔らかい管できており、柔軟に曲げることができる。図2に、内視鏡先端部の基本構造を示す。

先端には照明光用の照明レンズが2つ設けられ、照明光は光源から光ファイバーで導光され、被写体を照明する。対物レンズで撮影した像はCCDで受光され、信号ケーブルでビデオプロセッサに伝達され信号処理される。視野角は、通常の内視鏡では120度から140度あり、カメラでいえば魚眼レンズに近い超広角ということになる。また、マイクロアクチュエーターにより一部のレンズを移動させることにより変倍光学系を構成し、近接拡大が可能な内視鏡になっている。

さらに、生体粘膜の粘液が対物レンズについても明瞭な画像が得られるように、洗浄用の送水ノズルが設けられている。チャンネルはただの中空の管であるが、この管を通

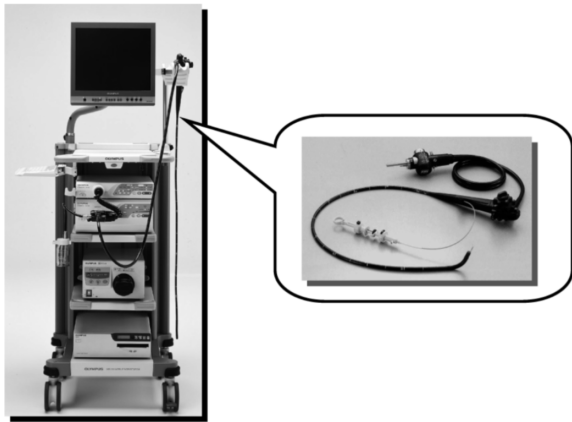


図1 内視鏡システム全景。

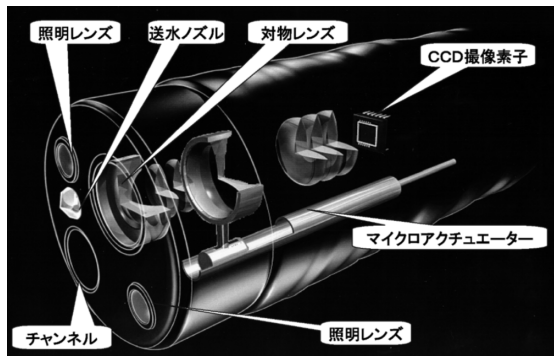


図2 スコープ先端部の基本構造。

して専用の鉗子やナイフなどを出し入れすることができる。

電子内視鏡はCCDで撮像された電気信号を処理して観察モニターに表示する構成から、高画質化のためには、CCDの改良とその信号をいかに処理するか、またどのような信号方式で観察モニターに表示するかといった点が重要となってくる。

2. 2つの信号処理方式

電子内視鏡の撮像方式には、大きく面順次方式と同時方式の2種類がある。

図3に示すように同時方式は、CCD前面にカラーフィルターを設けたカラー撮像素子を用いるもので、民生用のビデオカメラやデジタルカメラと同様の構成のCCDである。同時方式の電子内視鏡装置は、CCDの画素の上にカラーチップフィルターをモザイク状に貼り付けた構造をしており、一般的なカラーフィルターは補色のYe(イエロー)、Cy(シアン)、Mg(マゼンダ)、G(グリーン)が使用される。

一方の面順次方式は、内視鏡特有の方式で、撮像素子はカラーフィルターをもたず、照明光をR、G、Bの順に照射することでカラー情報を取得する。図4に、面順次方式の信号処理方式を示す。

CCDは白黒のものを使用し、照明光をRGBの三原色

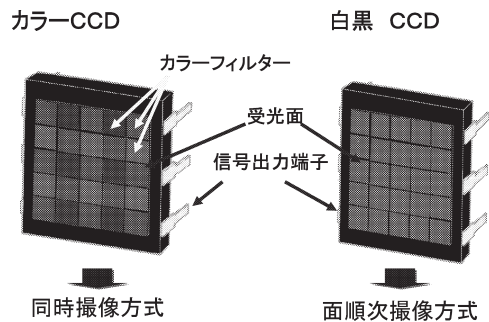


図3 同時方式と面順次方式用CCD。

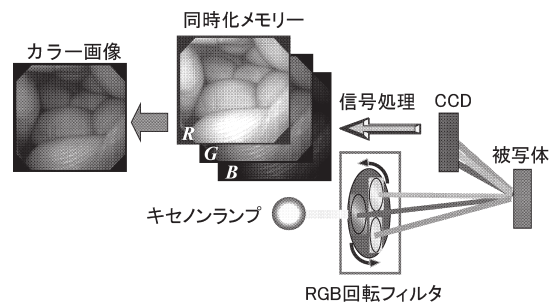


図4 面順次方式の撮像方式。(巻頭カラー口絵参照)

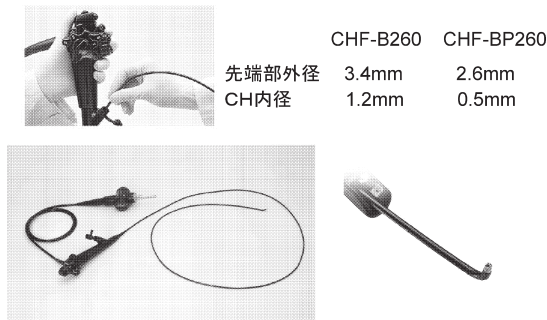


図5 電子内視鏡による胆管，膵管の観察。

光で順次照明することで，CCD から内視鏡画像の R 信号，G 信号，B 信号を順次読み出し，同時化メモリーに一時記憶し，RGB の 3 つの信号がそろった時点で観察モニターに表示している。

この面順次方式の特徴としては，①色の三原色である赤 (R)，緑 (G)，青 (B) を用いているため鮮やかな色再現が可能であること．②R，G，B と 3 回照明した画像を合成するため小型の CCD で高画質な画像を得ることができること．③色再現を決定するカラーフィルターが光源装置に内蔵されているため，内視鏡ごとの色再現のばらつきが少ないという原理的な長所をもっている。

また，面順次方式では，色信号の画素数が RGB それぞれ同じで，高解像度が得られる特徴があるため，RGB 相互の信号を演算処理する画像処理に適した撮像方式といえる。

3. CCD の小型化と細径化

高解像度化のためには，CCD の画素数を増やすことが重要であるが，画素数の多い CCD は大きく内視鏡が太くなってしまふ。一方，細い内視鏡を作るためには小さい CCD が必要であり，画素数が少なく解像度が低くなってしまふ。

内視鏡の基本性能である挿入性と操作性の向上のためには，内視鏡先端部の細径化が重要であり，使用する CCD の寸法，形状によって大きく左右される。

細く解像度の良い内視鏡を作るためには，画素数が多く小型の CCD が必要であり，このためには各画素のサイズを小さくする必要がある。しかし，より微細な画素は加工が難しいだけでなく，1 画素当たりの受光面積が小さいため，十分な明るさが確保できない。照明を明るくするためには太いライトガイドが必要で，これも内視鏡を太くする原因となる。一方，電氣的に明るさを増幅すれば，内視鏡は太くなることはないが，ノイズが増えてしまふという問題が発生する。

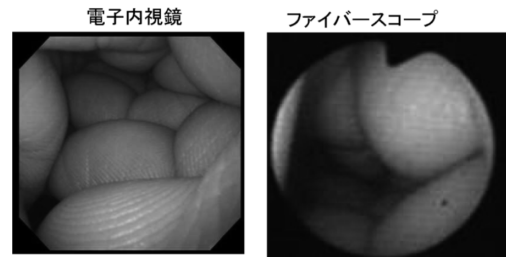


図6 従来のファイバースコープとの画質の違い。(巻頭カラー口絵参照)

これらの，数々の相反する条件を解決してゆくことが，高画質な内視鏡専用の CCD には求められる。これらの課題を解決し，従来ファイバースコープでなければ実現できなかった細径の内視鏡が，電子内視鏡で実現されている。

図5に示すのは，胆管，膵管の観察を可能にする細径の2種類の電子内視鏡であり，十二指腸用の内視鏡のチャンネルから挿入できるように，先端部の外系はおおの3.4mm および2.6mm という細さでありながら，図6に示すように，従来のファイバースコープに比較して大幅な画質向上を実現している。

4. ハイビジョン内視鏡システム

CCD の画素の微細化は，超小型の CCD による電子内視鏡の細径化ばかりではなく，外径は従来とほぼ同様としながら，大幅に画素数を向上させることができる。現在広く使われている，総走査線数 525 本の NTSC 信号方式による映像伝送方式の原理的限界を超える画素数を，内視鏡の中に設けることが可能となった。これにより，総走査線数が 1125 本と NTSC 方式の 2 倍以上をもつハイビジョンフォーマットを採用したハイビジョン内視鏡システムが，すでに商品化されている。

現在はこのハイビジョン内視鏡システムが一般的となってきており，CCD，信号処理方式，信号伝送方式，観察モニターをはじめ，画像の記録までシステム全体をハイビジョン映像フォーマットに対応させることで，内視鏡システム全体を高画質化している。

従来の内視鏡システムとの画質の違いを図7に示す。

拡大画像にすると，その解像度の違いは明瞭で，ハイビジョン内視鏡システムとなって実用的な電子ズームが可能となった。

5. 拡大電子内視鏡から細胞レベルの観察へ

変倍光学系を設けた光学的拡大機能をもつ内視鏡は，遠景領域から超近接した領域までの観察を 1 本の内視鏡で可能にするもので，特に近接側において，通常の内視鏡

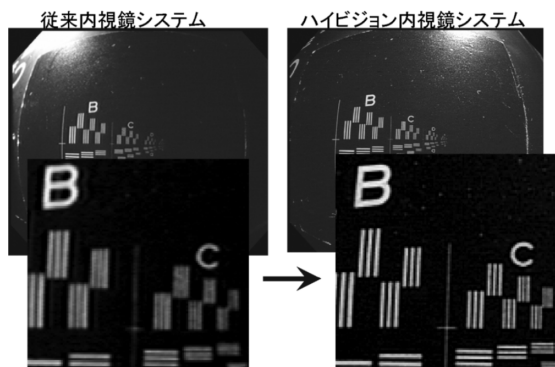


図7 ハイビジョン内視鏡システムによる高解像度化。

では観察不可能な距離まで接近させることができ、通常内視鏡と比較して大きな拡大率、高い解像度で観察することが可能となっている。

CCDと光学系の小型化により、通常内視鏡とほぼ同様の外径まで細径化された拡大内視鏡は、すでに特殊検査ではなく一般的な検査となっている。この拡大観察により、粘膜のピットパターンを観察することで、病変の良悪性の鑑別診断が一般化しつつあるものの、近接拡大時における生体の動きにより的確な画像をフリーズすることが難しいのも事実である。

特に、数々の内視鏡としての長所をもつ面順次方式ではあるが、被写体が動くときRGB順次照明のため色ずれが発生するという、原理的な欠陥を唯一有している。しかし、最新のハイビジョン内視鏡システムであるEVIS LUCERAでは、「動画色ずれ」補正機能による動画観察時の色ずれをリアルタイムで画像処理するばかりか、近接拡大時に威力を発揮する「色ずれ防止フリーズ」機能も搭載されている。

この機能は、従来の欠点である、術者がフリーズスイッチを操作するまでの時間と、フリーズスイッチが押されてから最適な画像をビデオプロセッサが選択するまでの双方の時間が加算され、術者の意図とは異なるタイミングの静止画像となることを解決し、特に拡大観察時には、生体粘膜の動きにより術者が意図する静止画像が確実に得られるものである。

動作は、常に最新の60枚の連続画像をメモリーに記録しており、術者が観察モニターで最適な画像を確認した後にフリーズスイッチを操作することで、すでにメモリーに記録されている画像から色ずれの最も少ない画像を瞬時に自動選択し、最適な静止画像を得るというものである。

この機能により、すでに一般化しつつある拡大観察においても、色ずれのない最適な静止画像が得やすくなった。

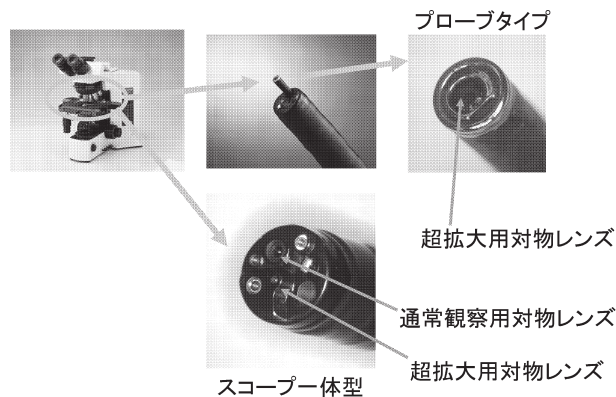


図8 エンドサイトスコープ。

このような機能の補助により、さらなる拡大観察として細胞レベルの超拡大観察が実用的になりつつある。

図8に、細胞レベルの観察を可能にするエンドサイトスコープを示す。顕微鏡の対物レンズと同様の構成の光学系を内視鏡の対物レンズに構成する。通常の内視鏡のチャンネルを通して観察するプローブタイプと、1つの内視鏡に通常の光学系とエンドサイトスコープの光学系の2つを設けた内視鏡一体型の2種類が検討されている。拡大倍率は、プローブタイプが14インチモニター上で450倍と1100倍の2種類がある。この細胞レベルの拡大観察により、細胞核の観察がリアルタイムで可能となり、病変の良悪性の鑑別診断が検討されている。

6. 画像処理による明瞭化（構造強調と適応型IHb色彩強調）

各種の改良により高解像度化が図られ、拡大内視鏡によるピットパターン診断のみならず、エンドサイトスコープによる細胞核レベルの観察も可能となっている。一方、早期の微小病変は、わずかな粘膜模様の変化や色調の変化として捉えられるため、高解像度化のみならず、このわずかな変化を画像処理により明瞭化する技術開発も進められてきた。

構造強調とは、従来の輪郭強調とは異なり、ピットパターンのような内視鏡所見として重要な構造がもつ部分を、効果的に強調処理する特性をもたせたデジタル強調フィルターである。

一方、適応型IHb色彩強調処理は、わずかな色の違いを強調処理するものである。この、IHbとはIndex of Hemoglobinの略称で、R、G、Bの各画像を画像間演算することで、近似的な粘膜血流量を算出するものである¹⁾。さらに、適応的画像強調処理により各ピクセルの強調量コントロールを行っており、画像の暗い部分では強調

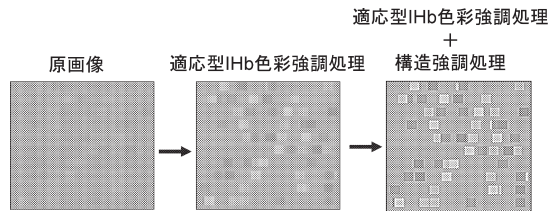


図9 画像処理の組み合わせによる効果.

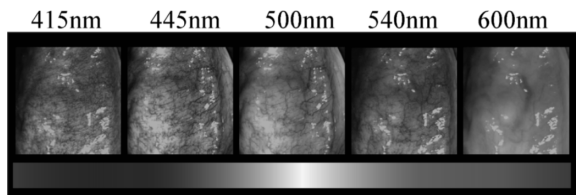


図10 波長の違いによる観察画像の変化.

量を減らすことでノイズ量を抑え、観察しやすい色彩強調画像を実現することが可能である。

図9に、わずかながら色の変化をつけたテストチャートによる処理結果を示す。

左の画像には、粘膜色を模擬した背景色の中に褪色部と発赤部が存在しているが、その存在部位は不明瞭である。画像全体のIHb値が低い褪色部は、より赤みを落とす方向の処理を行い、平均値よりも高い発赤部分は、その赤みを強くするような強調処理を行った画像が中央の画像になる。このように粘膜のわずかな色の違いを大きな色の違いとして強調表示し、解像度を上げるだけでは達成できない、正常粘膜内の見落としがちなわずかな色調変化を強調し、発赤や褪色の微妙な変化を明瞭化する。

また、適応型IHb色彩強調処理と構造強調処理を組み合わせることで、図9右に示すように、その存在部位をさらに明瞭化することができる。

7. 光診断システムとしての電子内視鏡の新たな発展

体の中をあたかも肉眼で直接見ているような高画質を実現するため、ハイビジョンに代表される高解像度化はもちろんのこと、あらゆる改良が行われてきた。また、構造強調処理による粘膜模様の明瞭化、適応型IHb色彩強調処理によるわずかな色の違いの明瞭化などの強調処理技術や、従来の拡大内視鏡をはるかに超える倍率で細胞核の観察も可能になってきた。

一方、診断機器の内視鏡に求められる機能を改めて考えた場合、ファイバースコープと肉眼では到達できないCCDという光センサーを搭載した電子内視鏡のみが実現

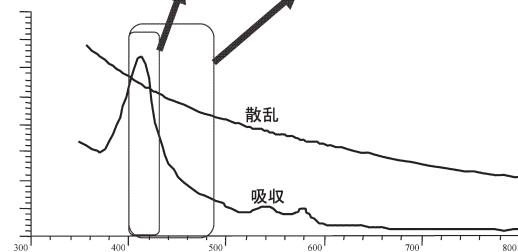
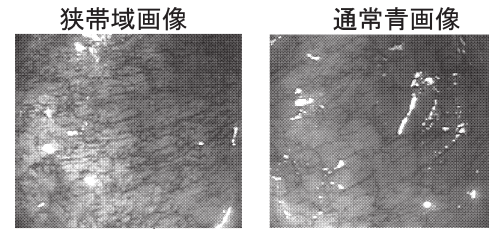


図11 通常青照明を狭帯域化で明瞭化.

できる光診断システムとして、その診断目的別に生体の特性に合わせた波長を選択することで、新たな診断情報を得ることが可能である。

7.1 高コントラストな粘膜情報を得る NBI (narrow band imaging) 技術

図10に示すように、観察する波長が異なると、生体粘膜の特性により得られる情報が大きく変化する。この生体の波長特性に着目して、表面の微細血管の観察を目的にした場合は、短波長側の照明光で観察すると高コントラストで表面血管網が観察される²⁾。

さらに、粘膜表面の情報をより高解像度で捉えるためには、短波長側の青色領域の照明光をそのまま用いるのではなく、図11に示すように散乱が大きく、吸収のピークが存在する狭帯域に絞った照明光を用いることで、高コントラストな表面血管網の観察画像が得られる。

ヘモグロビンの吸収ピークに設定された狭帯域光は、血管のヘモグロビンによる強い吸収を受けて、ほとんど光が粘膜表面に戻ってこない。一方、血管の周囲組織からは、光が生体組織内をほとんど拡散せずに反射、散乱光として帰ってくる。その結果、血管を生体組織の上から見たときに、非常に濃いパターンで再現される。一方、それより長波長領域の光の場合は、ヘモグロビンによる吸収が弱い。そのため、血管位置に入射した光の一部は血管を透過し、細胞核により散乱を受け深く拡散してゆくので、表面から出てくる位置は血管位置とは離れた場所に出てくる確率が高くなる。このような散乱光は、血管像の輪郭をぼかすことになる。また、血管の周辺組織に入射した光もまた、組織内を広く深く拡散してゆく。そのような光の一部は、血管の下から血管を照明するように拡散してゆく。そして、

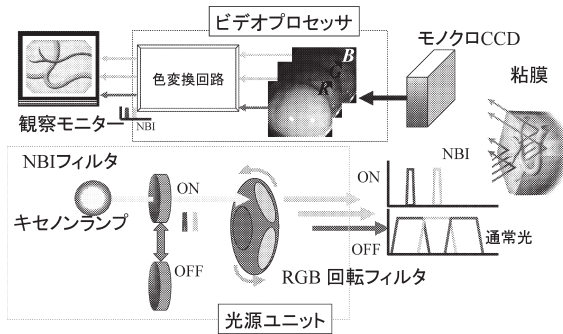


図12 NBI面順次システムの構成。(巻頭カラー口絵参照)

血管を透過した光によって、さらに血管像のコントラストが低下することになる。通常観察で用いられる青色光に含まれる長波長領域の光を取り除き狭帯域化することは、血管コントラストを低下させる光を削っていくことに相当する。

このように、得られた画像を信号処理で行う画像処理ではなく、照明光そのものにより情報の明瞭化を行うのがNBIの特徴である。

図12に、NBI内視鏡システムの基本構成を示す。

光源ユニット内には、RGB回転フィルタとキセノンランプの間に、NBI用のオプションフィルタが設置されている。このフィルタが光路に挿入されると、狭帯域に絞り込まれた青色光と緑色光のNBI光が粘膜に照射される。このヘモグロビンの吸収ピークに最適化された青色領域の狭帯域光とカラー画像を構成するために、緑色領域の狭帯域光の2種類の照明光で照明する。得られたおのこの帯域の画像を、ビデオプロセッサ内に設けた色変換装置により、観察モニターで識別しやすいように色変換を行い表示する。単なる高解像度の内視鏡システムでは、観察困難な微細な毛細血管や微細構造を、明瞭に観察することができるようになった³⁾。

7.2 二波長赤外観察

一方、短波長領域とは異なり、長波長領域は生体の吸収と散乱が少ないため、より深部へ光が到達する。また、電子内視鏡先端に設けたCCDが、可視光領域のみならず近赤外領域にも感度を有するため、この近赤外領域を用いることで、通常観察では観察困難なより深部の観察が可能である。図13に、通常観察と赤外観察による画像の違いを示す。肝機能の検査薬として用いられているICG(インドシアニングリーン)が805nmに最大吸収をもつことを利用し、血管を模擬したチューブにこのICG溶液を入れ、その上に薄くスライスした豚肉を乗せて観察したものである。

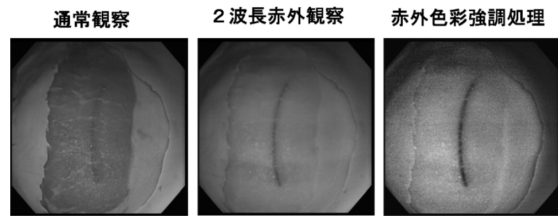


図13 通常観察と赤外観察の違い。(巻頭カラー口絵参照)

赤外観察用の電子内視鏡システムは、805nm、900nmをそれぞれ中心波長とした2種類の近赤外光を面順次方式で805nmを赤色、900nmを緑色、青色に表示するように信号処理を行い、得られた画像をカラー画像として表示しているため、ICG色素が多く存在する部分は青色として表示される。通常観察では観察困難な深部血管を観察可能とすることで、診断能の向上が期待されている。

図14のように、わずかなICG濃度の違いも明瞭にできるように二波長赤外用の画像強調処理も開発されており、より明瞭な深部血管画像を得ることができる。この強調処理で赤外画像を強調処理したものが図13の右の画像であり、ICGの存在部位がより明瞭に観察される。

この二波長赤外観察で、通常観察では観察困難な粘膜下の血管が観察可能になり、深部血管を観察することによる各種の医学応用が検討されている⁴⁾。

7.3 蛍光観察

生体粘膜は、ごく微弱な蛍光を発することが知られている。この蛍光は、反射光による観察に比較して光量が数十分の一以下という微弱な光のため、超高感度の撮像システムの開発が不可欠であった。最新の撮像技術を用いて、この自家蛍光をリアルタイムに観察できる電子内視鏡の技術開発が進められてる。

図15に、自家蛍光観察の原理図を示す。自家蛍光とは、粘膜にある光を当てたときに、自ら発する光のことである。生体組織には多くの蛍光物質が存在することが知られており、その代表的なものとして、強い自家蛍光を発生するNADH(ニコチンアミドアデニンジヌクレオチド)やフラビン(FAD:フラビン・アデニン・ジヌクレオチド)がよく知られているが、そのほかにチロシンやトリプトファンなどのアミノ酸、コラーゲンなどの結合組織、その他の蛍光物質がある。蛍光物質は、それぞれ固有の吸収スペクトルをもっており、その吸収帯域の光が照射されると蛍光を発し、その吸収ピークの波長の光を照射したときに最大の蛍光を発する。例えば、400~450nmの青色の光を照射したときには、NADHだけでなくFAD、コラーゲンやエラスチンなども蛍光は発する。したがって、生体組織

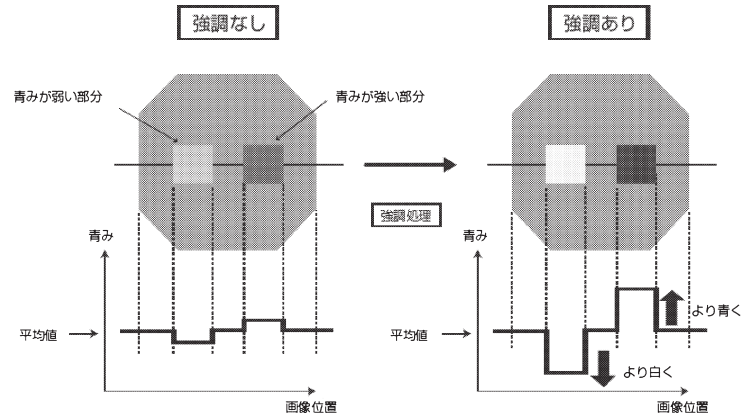


図14 二波長赤外内視鏡用画像強調処理.

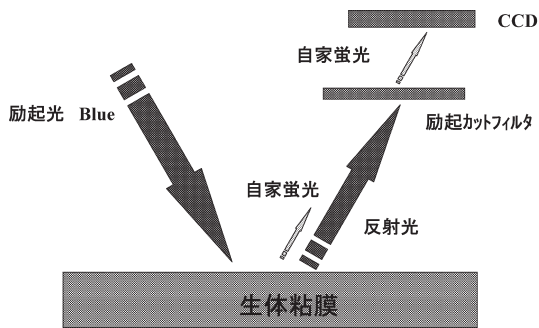


図15 自家蛍光観察の原理.

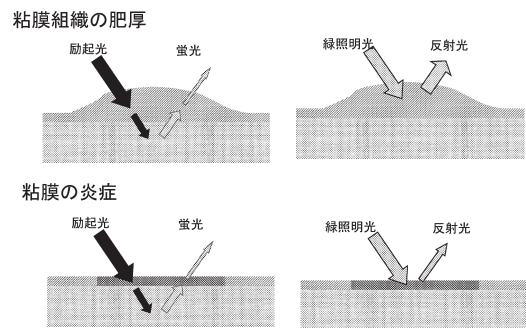


図16 蛍光の減衰と反射光の組み合わせ.

に励起光を照射すると、さまざまな蛍光物質の蛍光成分が重なって観察されることになる。

正常組織が腫瘍組織に変化する過程で、マクロ的には構造異型、出血、血管新生、繊維化、またミクロ的には細胞核異型、代謝変化などが起こる。これらの変化を間接的に自家蛍光の変化として観測することで、早期病変の拾い上げが容易にできるものと期待されている。

大腸組織から発せられる緑色の自家蛍光は、おもに大腸の粘膜下層から発生しており、その主要な蛍光物質は結合組織のコラーゲン（I型）であると考えられている。図16に示すように、自家蛍光の減弱に関しては、生体粘膜のわずかな肥厚によるものや、炎症に伴うヘモグロビン色素の吸収によるものがある。このため、病変ではない炎症部分との違いを明瞭にするために、ヘモグロビンに吸収される緑領域の光も用いて、単なる炎症との違いを色の違いとして表示することができる。

粘膜表面のわずかな変化で自家蛍光の光量は大きく変化するので、粘膜のわずかな変化を的確に捉えることが可能であり、早期病変の拾い上げに効果が期待される⁵⁾。

図17では、自家蛍光用の撮像光学系と、通常観察用の2つの光学系を設けた内視鏡の先端を示す。CCDや光学

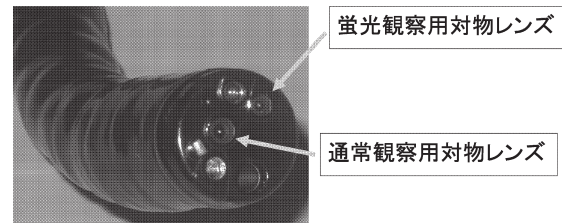


図17 自家蛍光観察用スコープ.

系など先端構成を小型化してきたことにより、特殊な光学系と通常の光学系の2種類を設けた内視鏡が実用的な太さで実現可能となっている。

さらに、このような組織レベルのわずかな変化より病変を捉えるばかりでなく、今後さらに研究が進んでいくと思われるがん標識抗体と蛍光標識物質により、がん細胞のみに付着する薬剤⁶⁾やゲノム解析によりがん関連遺伝子を標識する薬剤を蛍光標識することで、がん組織を細胞レベルで捉えることはもとより、ゲノム、タンパクのレベルでの変化を捉えることも夢ではないと考えている。

内視鏡システムは、高画質を目標に進歩を遂げ、ハイビジョンシステムや拡大内視鏡の改良、さらに1000倍を超

える超拡大観察により、光生検を議論する領域まできている。

さらに、超極細の電子内視鏡をはじめ、本稿では紹介しなかったが、小腸内視鏡、小腸カプセル内視鏡などにより従来の内視鏡では到達困難な部位への観察も容易になりつつある。

しかしながら、内視鏡医療全体のクオリティを高めるためには、検査フローに合致した内視鏡室全体のマネジメントが必要不可欠であり、内視鏡検査時のみならず、洗浄、消毒など内視鏡医療全体にわたるリスクをマネジしてゆくことがますます重要となってくる。

一方、EMR (endoscopic mucosal resection), ESD (endoscopic submucosal dissection) 関連手技や処置具はもとより、処置用内視鏡の開発も進み、早期発見と超音波などによる的確な診断がなされれば、確実に治せるという状況になっている。

より容易な内視鏡検査と早期発見、的確な診断の追求がますます重要になってきており、すでに始まっている高齢化社会の中で、医療費の高騰を抑えながらも常に健康で豊かな生活のために、人にやさしく、安全で安心できる高効

率な医療環境実現のための技術イノベーションを期待している。

文 献

- 1) 川野 淳, 佐藤信紘, 辻 晋吾, 林 暢彦, 鎌田武信: “電子スコープによる血流機能画像解析”, 消化器内視鏡, **1** (1989) 461-467.
- 2) H. Mizuno, K. Gono, S. Takehana, T. Nonami and K. Nakamura: “Narrow band imaging technique,” Tech. Gastrointest. Endosc., **5** (2003) 78-81.
- 3) 町田浩久, 佐野 寧, 藤井隆弘, 吉田茂昭: “狭帯域 RGB フィルタを用いた面順次式スコープ (Narrow Band Imaging; NBI) の下部消化管への臨床応用”, 早期大腸癌, **6**, No. 6 (2002) 561-566.
- 4) N. Mataka, S. Nagao, A. Kawaguchi, K. Matsuzaki, J. Miyazaki, Y. Kitagawa, H. Nakajima, Y. Tsuzuki, K. Itoh, H. Niwa and S. Miura: “Clinical usefulness of a new infrared videoendoscope system for diagnosis of early stage gastric cancer,” Gastrointest. Endosc., **57** (2003) 336-342.
- 5) J. J. Bergman: “Gastroesophageal reflux disease and Barrett’s esophagus,” Endoscopy, **37** (2005) 8-18.
- 6) 伊藤 進, 六車直樹, 林 重仁, 日下至弘, 多田津昌也, 多田津陽子, 岡本耕一, 井本佳孝, 稲山久美, 坂東輝実, 田岡聡子, 高川真由美, 矢野充保, 伊井邦雄, 長尾善光, 佐野茂樹, 芝村誠一, 島田典招, 石田和彦, 中村一成: “赤外線蛍光内視鏡の原理と臨床応用”, Bio THERM, **23** (2003) 77-97.

(2006年5月11日受理)