

## 内視鏡ビデオ映像を用いた 管腔内壁の3次元モデル再構築に関する研究

石井琢郎<sup>†</sup> 五十嵐辰男<sup>††</sup>

内視鏡は対象組織のありのままの性状を撮像できることから、医療の現場で欠かせない存在である。しかし、立体感の欠如と視方向の制限が内視鏡の欠点であり、組織の全体像の把握には医師に負荷がかかっている。本論文では、管腔組織内腔を撮影した内視鏡ビデオ映像から、輝度情報を用いて形状を抽出し、仮想空間上に対象組織の3次元モデルを再構築する手法を提案する。

### A study for reestablishment of intra-luminal 3D-structure in tubular model using endoscopic video imagery

Takuro Ishii<sup>†</sup> and Tatsuo Igarashi<sup>††</sup>

In this paper, we propose a novel method to reconstruct a 3D-model of the luminal cavity, which conformation is calculated with the luminance value of the endoscopic video. It will make up for shortcomings of endoscopic imagery, including lack of 3D-vision and narrow field of vision.

## 1. はじめに

例えば大腸など、消化器系の組織内腔に疾患が疑われる場合、組織のありのままの性状を観察するために行われるのが内視鏡検査である。色彩イメージや内部の性状を詳細に観察できること、非侵襲的なアプローチで直接手技を施せることなどから、あらゆる分野の医療現場において有効な手段である。内視鏡の画像は拡大画像が主体であるので、対象組織のある一部を観察することに長けているが、その一方で2次元面に投影された立体感のない画像や、組織間の空間的連結性を得ることが難しいため、対象臓器の全体像が見えにくいという欠点が存在する。狭い視野に加え、さらに内視鏡の視点の方向も限局されることから、対象組織が存在する空間全体を把握することは、内視鏡検査にとって必要不可欠にも関わらず、医療従事者に大きな負担となっている。もし内視鏡検査時に、その空間構成や立体形状を同時に提供することが可能であった場合、その技術はこうした負担の軽減が期待できるほか、直感的に理解できる画像であるので informed consent での患者と医療者の間で情報の共有が容易になるなど、臨床現場での応用範囲は広いと考えられる。

そこで本論文では、管腔組織を撮影した内視鏡ビデオ映像から組織の3次元形状を取得し、仮想空間上に再構築する手法を提案する。具体的には五十嵐ら[1]の「内視鏡ビデオ映像からの管腔パノラマ画像抽出」を用いて内視鏡映像から一枚のパノラマ画像を生成した後、各ピクセルの輝度値を基に管腔内壁の形状を算出し、対象組織の仮想3次元モデルを再構築することを目的とする。

## 2. 方法

### 2.1 物理的基礎

#### 2.1.1 カメラガンマ値

かつてテレビやPC用モニタなど幅広い用途で使われていたCRT（ブラウン管モニタ）は、実際の発光出力  $L$  と駆動信号  $E$  の間に以下のような関係式を持っている。

$$L = \alpha E^\gamma \quad (1)$$

ただし、 $\alpha$  はここで比例定数を意味する。この  $\gamma$  による非直線な入出力の特性をガンマ特性と呼ぶ。この非線形な特性を持つモニタを用いて目的とする出力を得るために、駆動信号に対して  $\gamma$  値の逆数を累乗することを、 $\gamma$  補正という。多くのカメラユニット

<sup>†</sup> 千葉大学大学院工学研究科

Graduate School of Engineering, Chiba University

<sup>††</sup> 千葉大学フロンティアメディカル工学研究開発センター

Research Center for Frontier Medical Engineering, Chiba University

トには、この $\gamma$ 補正のための特性が与えられている。本研究では、カメラユニットからの信号強度、すなわち輝度情報を基に形状測定を行うため、この特性の影響を受けることが考えられた。そのため、事前に内視鏡撮影システムの $\gamma$ 特性を測定し、映像から得た輝度情報を補正することとした。

### 2.1.2 完全拡散反射および光の逆二乗則

石膏やチョークの表面での反射のように、どの方向から見ても物体面の輝度が一定となる反射面を、完全拡散反射面という。この完全拡散反射面から距離  $R$  の位置に、光度  $I_q$  の点光源を配置したときの反射光の強さ  $I$  は、以下のように与えられる。

$$I = \frac{k_d \times I_q}{R^2} \cos\theta \quad (2)$$

ここで、 $k_d$  は反射面の拡散反射率を、 $\theta$  は光線の反射面への入射角を意味する。これによると、反射光の強さは、点光源の光度に比例し、距離の二乗に反比例することが分かる。この事を「光の逆二乗の法則」と呼ぶ。

## 2.2 原理

本手法を適用する際は、以下の仮定を設定するものとする。

- 内視鏡先端部の光源及び受光の各系は、管腔直径に対して十分小さく、また内視鏡スコープ内に密集して構成されているため、同一軸上に位置するものとする
- 内視鏡光源は管腔直径に対して十分小さく、点光源とみなせるものとする
- 管腔組織は完全拡散反射面である
- 光源の光度、及び反射面の拡散反射率は一定であり、さらに、光線の物体面への入射角 $\theta$ も一定とすること
- 内視鏡中心軸と内視鏡から輝度値取得部位への直線がなす角度は、常に不変であること（よって  $R' \propto R$  が成立する）
- 内視鏡スコープの挙動は、管腔内を引き抜く方向へ、一定の速度で移動すること

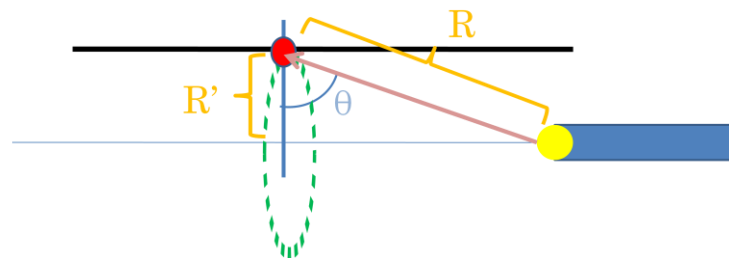


Fig.1 本手法における内視鏡と管腔組織の位置関係

2.1 の各定理を適用すると、内視鏡先端から組織のある点までの距離  $R$  と内視鏡映像の対応するピクセルの輝度値 **Luminance** との関係は、光の距離二乗則と内視鏡システムの $\gamma$ 補正を加味して、

$$\text{Luminance} = \left( \frac{k_d \times I_q}{R^2} \cos\theta \right)^\gamma \quad (3)$$

と現わされる。

ここで重要なことは、仮定条件より、 $R$  と  $R'$  が相関関係にあることである。(3)に含まれる  $R$  は、あくまでも内視鏡先端から組織までの距離であったが、この仮定により、内視鏡中心軸から組織までの距離を相対的に求めることが可能となる。

光源の光量と、物体の反射率、及び、光線の入射角も未知であることから、一定であると仮定すると、光軸から観測点までの相対距離  $R'$  は、

$$R' = \sqrt{\frac{1}{\text{Luminance}^{(\gamma-1)}}} \quad (4)$$

より算出される。この距離計算を組織の各ピクセルに対して行うことで、対象組織の立体形状を取得することが可能となる。

## 2.3 3次元形状測定

### 2.3.1 撮影対象及び撮影方法

本手法を試行するために、塩ビ管を用いたモデル2種、動物実験での豚大腸1例を対象に既存の内視鏡システムを用いて撮影を行った。塩ビ管モデルは、内腔に肌色の画用紙を巻きつけ、大腸の色調に近付けた。

本手法では、内視鏡スコープは同一軸上を一定速度で移動することが望ましい。そのため、撮影にはステッピングモータを用いた移動ステージを使用し、ステージ上に内視鏡スコープを固定する方法で撮影を行った。なお、豚の例は、切除した大腸の一方を吻合したうえで、大腸内に送りながら撮影を行った。

### 2.3.2 パノラマ画像化処理

五十嵐、前佛ら[1]の開発したパノラマ画像化ソフトウェア「Endoflatter」を用いて内視鏡ビデオ映像のパノラマ画像化を行った。

まず、内視鏡の光軸と合い、かつ画面上の管腔内壁に Fig.2 矢印部のように任意の中心・半径を持つ円を描く。この円が通過する部分が、後にパノラマ画像を構成する点群となる。

アプリケーション側は、ビデオの再生に合わせ、各フレームで指定された円周上のピクセルを取得し、それぞれを展開、整列し、パノラマ画像を生成する(Fig.3)。

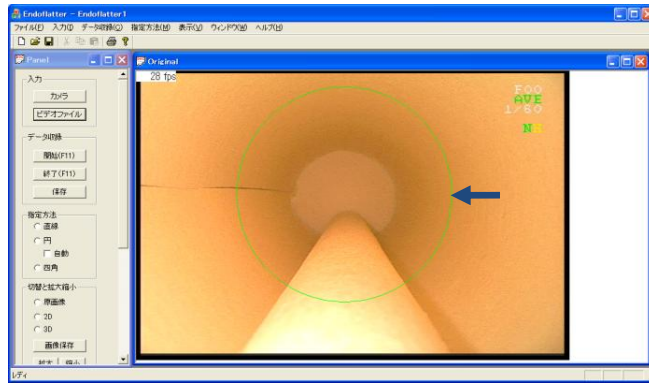


Fig.2 パノラマ画像化ソフトウェア「Endoflatter」

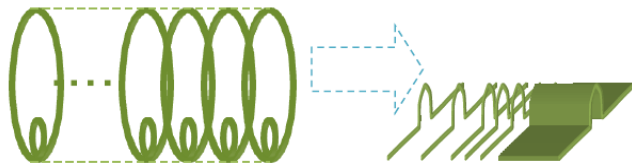


Fig.3 Endoflatter による、パノラマ画像化処理略図

### 2.3.3 管腔構造再構築

パノラマ画像化ソフトウェア「Endoflatter」を用いて、管腔組織のパノラマ展開画像を取得した。この素材に、2.2 で提示した形状算出法を適用し、3Dモデルを再構成するためのソフトウェアを作成した。

各ピクセルに対して中心軸からの距離を算出後、

$$(x, y, z) = \{R' \times \text{WEIGHT} \times \sin(\text{rad}), R' \times \text{WEIGHT} \times \cos(\text{rad}), z'\} \quad (5)$$

を用いて各頂点の座標を計算し、管状の3Dモデルを生成する。ただし、 $x, y$ は円周方向の面の座標、 $z$ は円筒の長さ方向の座標である。また、WEIGHTは任意に付加する重みであり、rad及び $z'$ は、別途指定するモデルの空間解像度に応じて、自動的に割り当てられる。このモデルに、元のパノラマ画像をテクスチャとして貼り付けることで、内視鏡で撮影した臓器を仮想空間上に再現する。また、キーボード及びマウスの入力により、生成した3次元モデルの回転、横断面表示、縦断面表示などのコントロールを可能とした。組織の3Dモデルを任意の角度、切片でリアルタイムに観察することができる。

## 3. 結果

### 3.1 塩ビ製管腔モデルを用いた試行

まずFig.4は、円筒管内に棒を挿入したモデルでの処理結果である。

3次元モデル再構築は概ね良好に出力された。Fig.4右側の再構成画像で見られるように、カメラが捉える画像は2次元的な投影図に過ぎないため、棒状物体の裏側は再現不能である。また、棒状物体の陰影により物体脇の壁面は周囲の部分より暗くなっている分、輝度値ベースの3次元モデルも該当部位は凹んで見えている。

次にFig.5のように管腔内へ半球物体を挿入した際の処理結果を提示する。球状物体は再現されたが、球体の頂上は、照明光の反射が他部位よりも強かったため、再構成画像上では少し尖った形状になっている。また、撮影時に球体の裏半分は、カメラの死角となるため、再構成は不可能である。結果、Fig.5右に示すように、再構成画像を裏側から観察すると、物体の頂上部から崖のように形状が表示されていることが分かる。撮影時の死角となる範囲を縮小することは、今後の課題である。

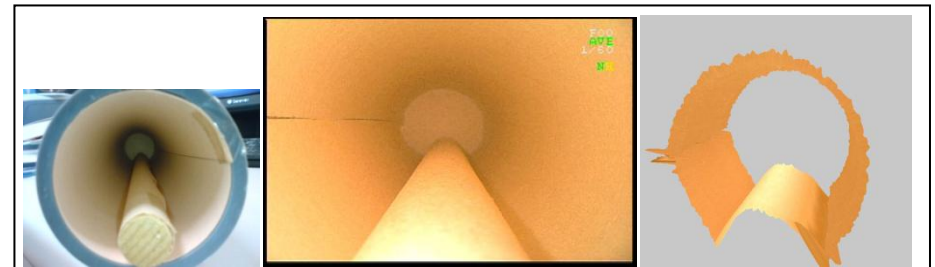


Fig.4 塩ビ管を用いたモデルの例 (左:モデル写真 中:管腔内写真 右:再構成画像)

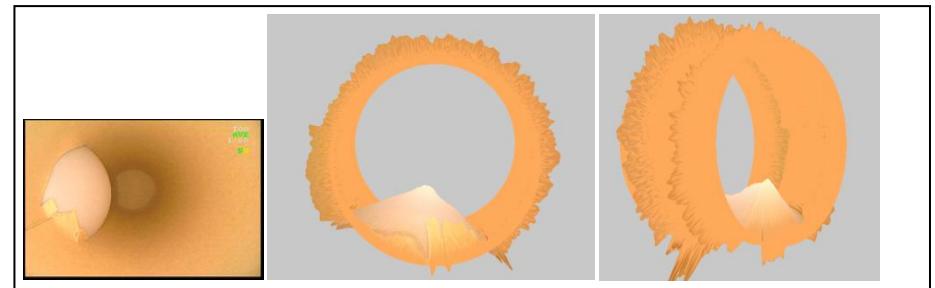


Fig.5 塩ビ管を用いたモデルの例 2  
 (左:モデル内部写真 中:再構成画像[表] 右:再構成画像[裏])

### 3.2 生体管腔組織からの処理

本手法での有用性を確認するため、豚を用いた動物実験を行い、切除した大腸を用いて、内視鏡ビデオ映像から3次元モデル再構築を行った。

生体の組織では、組織中心にスコープを固定することがなかなか難しく、円周状を全てスキャンすることができなかった。そのため、再構築した3次元画像では、円筒が上部で不整合を起こしていることが確認できる。また本手法では、仮定条件の一つに対象物体が完全拡散反射面であることを挙げているが、生体組織表面には粘膜層があり、鏡面反射が強い部位で、スパイク上の形状が出現することがわかった。

また、Fig.6 左上の矢印部には、粘膜層の破れた傷がある。Fig.6 下の再構築画像からも、これに対応する形状が出現していることを確認することができた。また、Fig.6 右下の図は、手前側の壁面を描画しない「ハーフパイプモード」を本手法に適用した例である。このような断面画像の提供は、生成した3Dモデルをさらに多角的に観察することができ、より直感的な理解やより詳細な解析に繋がると考えられる。

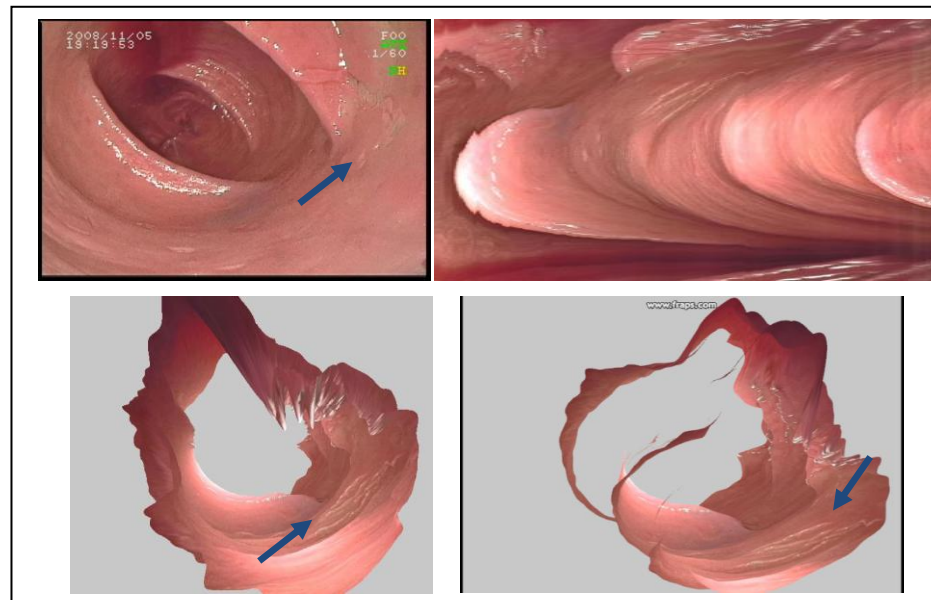


Fig.6 豚大腸を用いた3D再構築の例  
(左上：大腸内写真 右上：パノラマ展開画像  
左下：再構成画像[正面] 右下：再構成画像[ハーフパイプモード])

### 4. まとめ

本研究では、既存の内視鏡検査システムを用いて、撮影とほぼ同時に被写体組織の立体的な全体像を提供することを可能とした。これまで医師の想像力に依存していた、組織全体の性状や立体的な組織の位置関係の把握などを、既存の内視鏡システムを用いて簡便かつ高速に実現する手法であると考えられる。

対象となる管腔物体が内視鏡スコープよりも十分に広い場合、管腔内の隆起の裏側などで内視鏡に死角が生まれる場合がある。本論文で提案した手法は、内視鏡から得られた映像を基に形状を把握するため、この場合は厳密な3次元モデル再現はできない。また、色情報を形状測定に材料として用いるが、生体組織の粘膜層による鏡面反射成分を仮定していなかったため、ノイズの除去が不完全であった。今後このような課題に向けたアルゴリズムの検討・改善が不可欠である。

しかし、今回作成したソフトウェアは、管腔形状の物体を長さ方向へ切り開いた画像であれば、生体のあらゆる管腔組織、及び非生体の管状物体に対し立体再構築が可能であり、既存のシステムと併用した様々な応用が考えられる。また、臨床の現場において「色彩」と「形状」は診断治療の際の重要な指標となることから、本手法による検査・診断技術の効果、効率の向上が図られる可能性がある。

内視鏡映像と仮想内視鏡の特徴を併せ持った本研究の成果が、多角的な病態解析を可能にし、疾患の原因究明や患者さんと医療者の正確な情報の共有、および新たな診断・治療法の発展への足がかりとなることを期待している。

**謝辞** 本研究を進めるにあたりご支援くださった関係各位の皆様に感謝申し上げます。特に千葉大学大学院工学研究科の中口俊哉助教、千葉大学フロンティアメディアカル工学研究開発センター試作工房室の前佛聡樹氏、関根雅氏の各位に御礼申し上げます。

### 参考文献

- 1) Igarashi, T., et al., Three-Dimensional Image Processing System for the Ureter and Urethra Using Endoscopic Video. J.Endourology, 2008. 22: p.1569-1572