基礎論文

多様な VR 術野構築のための 漿膜・結合組織の T 型分岐構造モデリング

田川和義¹⁾, 小森 優²⁾, 近江奈帆子³⁾, 来見良誠⁴⁾, 田中弘美²⁾

1. はじめに

近年、切開創が小さく術後の回復が早い低侵襲手術の導入が急速に進んでいる。しかし、この低侵襲手術における手術手技は、触覚が乏しく、狭視下での緻密な作業となるため、高度な技術が要求される。このため、これまでドライボックス、動物や VR 手術シミュレータを用いた訓練が行われてきた。特に VR 手術シミュレータは、一連の手術行程を通じた訓練が可能であることや、多く

の要素（術具の軌道距離や角度、作業効率、危険動作の回数など）での評価が可能であることの点で優位であるとされる¹⁾。しかし、訓練シナリオが数種類程度に限定されているため飽きやすく、医学生の初等教育にしか活用されていないのが現状である。

筆者らは腹腔鏡下胆嚢摘出術を対象とした VR 手術シミュレータの構築を行っている。この手術では、胆嚢管・総肝管・肝臓下部で囲まれる三角形領域（Calot 三角）の漿膜・結合組織を切開／剥

A Modeling Approach of T-junction Structure of Serosa and Adhesion for Constructing Various VR Surgical Fields

Kazuyoshi TAGAWA, Masaru KOMORI, Naoko OMI, Yoshimasa KURUMI, Hiromi T. TANAKA

Abstract :

In this paper, we propose a modeling approach of T-junction structure of serosa and adhesion for constructing various VR surgical fields in laparoscopic cholecystectomy simulator. A lot of anomalies of cystic duct and artery have been reported, and a VR surgery simulator which is able to reproduce such various surgical fields is demanded. Typically, because these duct and artery are covered by the serosa and adhesion, it is necessary to simulate the deformation and ablation of the serosa and adhesion. However, modeling of these anomalous ducts, serosa and adhesion from 3D-CT data is difficult, therefore some efficient modeling approaches are required. We propose a semi-automatic modeling approach for the serosa and adhesion. In evaluation experiment, we show several modeling results by using proposed approach.

Key words :

VR Surgery Simulator, Modeling of 3D Organ, Anomaly, Cystic Duct and Artery

1) 立命館大学, Ritsumeikan University

2) 滋賀医科大学, Shiga University of Medical Science

3) 元 立命館大学, Former Ritsumeikan University

4) JCHO 滋賀病院, JCHO Shiga Hospital

離し、この領域内を走行する一部の脈管（胆嚢管、胆嚢動脈）の露出／クリップ止め／切断を行う²⁾。しかし、胆嚢管、胆嚢動脈に加えて、総肝管等もこの領域内を走行し、さらにそれぞれに走行異常（複雑な位相構造を持つ異型。胆嚢管の異型の場合「走向異常」が一般的に用いられるが、本論文では動脈の異型も含めて「走行異常」と呼ぶことにする）がしばしば見られるため、異なる脈管を誤認識して切断してしまうなどの手術リスクの一因となっている³⁾。図1にこれらの走行異常の例を示す。図1(a)のグレーの脈管が胆嚢管・総肝管の走行異常の例、図1(b)のグレーの脈管が胆嚢動脈系の走行異常の例である⁴⁾。これらの異常走行の出現率は決して低くはなく、胆嚢管と総肝管の合流部だけでも、全体として走行異常の出現率は35%程度である（中には出現率が数%程度の非常に希な異型もある）といわれている⁵⁾。これらの走行異常は術前のCT・MRIによる検査で事前に検知されることが多いが、実際の術野映像で見ると迅速に手術を進めることは難しい。このようなことから、筆者らは走行異常等の特殊症例に対する訓練が可

能なシナリオ可変型VR手術シミュレータの実現を目指している。

本研究の関連研究としては、リハーサルを目的としたVRシミュレータがあげられる。Solerらは、CTデータを元に、患者個人に特化した肝臓モデル（肝臓内部の血管を含む）を生成して切断（位相変化）表現を行うVR手術シミュレータと、患者個人に特化したVR穿刺シミュレータを提案した⁶⁾。Wittekらは、MRIデータを元に、患者個人に特化した脳モデルに対してブレインシフトの補正を行う方法を提案した⁷⁾。緒方らと窪田らは、患者個人に特化した脾臓モデルを用いたVR手術シミュレータ^{8,9)}を提案した。しかし、いずれの研究においても本論文が対象とするような異型の脈管およびこれらを覆う漿膜・結合組織を取り扱っていない。また、そもそも本研究が対象とするような脈管をCT・MRIで完全に捉えることは難しい。造影剤を用いれば脈管の内側のみを捉えることは可能となるが、途中で胆石などが詰まるなどで造影剤が完全に行き届かず、一部欠損することがあり、また近年は造影剤を使わない傾向にある。そして、

図1 走行異常の例⁴⁾

Fig.1 Example of anomalies of cystic duct and artery⁴⁾

これらの脈管の壁や、脈管を覆う漿膜・結合組織は、たとえ造影剤を用いても捉えることはできない。

ここで他の分野に目を向けてみると、発生学の分野では、ヒトも含め、受精卵からの組織や器官への分化過程が学問として体系化されている¹⁰⁾。しかし、受精から第12週程度までの胎児についてしか明らかになっておらず、この段階の臓器と成人の臓器とでは形状が大きく異なるだけでなく、形状形成のメカニズムも解明されていない。また、肝胆道系の発生過程を調べた研究もある¹¹⁾。しかし、対象がマウスであるだけでなく、上記と同様に形状形成のメカニズムの解明まで至っていない。したがって、これら脈管の異型バリエーションの成長過程を模擬したシミュレーションにより、本研究が対象とするような脈管や、これらを覆う漿膜・結合組織の3Dモデルを作成することは、現時点においては現実的ではないと考える。

そこで本論文では、別のアプローチによる、胆嚢管・胆嚢動脈の走行異常のような多様なトポロジのバリエーションを有する臓器に対応した、漿膜・結合組織モデルの生成方法を提案する。筆者らの前報の論文¹²⁾と同様に、胆管に加えて胆嚢動脈の異型バリエーションの3Dモデルをそれぞれモジュール化して保持する。シナリオに応じて胆管・総肝管系と胆嚢動脈系から任意の異型を選択・組み合わせ、これらを覆う漿膜・索状組織を自動生成する。以上により、多様なVR術野の生成を実現する。

提案手法の長所は、1) 各走行異常に応じたバリエーションモデルを生成可能であること、2) 脂肪量の違い等に起因する結合組織の厚みのバリエーションモデルを生成可能であること、3) 漿膜・結合組織の力学的異方性や、漿膜・結合組織の多層構造・炎症等による非一様性を考慮したモデルを生成可能であることであり、さらに本研究で作成した異型の脈管モデルをテンプレートとして患者個人の3D-CTデータに当てはめれば、4) 患者個人の3D-CTデータに基づく手術リハーサルへの応用が見込まれることである。

2. 提案手法

2.1 胆嚢管・胆嚢動脈を覆う漿膜・結合組織の形状と力学特性

図2に胆嚢管・胆嚢動脈を覆う漿膜・結合組織の形状を示す。胆嚢や胆嚢管は腸間膜由来の漿膜で包まれた中で腹部消化管から分化したもので、漿膜はその下の結合組織や脂肪細胞の増殖によって、表面形状は滑らかな曲面となる。胆嚢管および胆嚢動脈がどのような走行異常であっても、周辺の漿膜・結合組織(図2中の円内)はT字型の膜形状となる。

図2 漿膜・結合組織の形状¹³⁾

Fig.2 Shape of Serosa and adhesion¹³⁾

図3に漿膜・結合組織の構造を示す。漿膜は上皮細胞と基底膜で構成されており、結合組織は脂肪やリンパ管、索状組織で構成されている。索状組織とは、管の軸方向に沿って走行する繊維状の組織であり、管の軸方向に高い剛性を持つ組織となっている¹⁴⁾。

図3 漿膜・結合組織の構造¹⁴⁾

Fig.3 Structure of serosa and adhesion¹⁴⁾

2.2 漿膜・結合組織（T 字弾性膜）モデル

前節にて述べた形状および力学特性の条件を満たすことが可能な漿膜・結合組織モデルとして、図 4 に示す T 型の分岐構造を持つモデル（以下、T 字弾性膜モデルと呼ぶ）を提案する。この T 字弾性膜モデルは、図 3 に示した漿膜・結合組織を模した多層構造となっており、さらに異方性力学特性を表現するため直交メッシュにて構成されている。なお、様々な異型の管を覆う漿膜・結合組織を表現するために、T 字弾性膜モデルの各枝方向の長さは可変となっている。さらに、脂肪量の違い等に起因する漿膜・結合組織の厚みの個人差を表現するために、T 字弾性膜モデルの厚みも可変となっている。

図 4 漿膜・結合組織（T 字弾性膜）モデルの初期形状の例

Fig.4 Example of initial shape of serosa and adhesion (T-junction elastic membrane) model

2.3 漿膜・結合組織モデルの変形収縮

この漿膜・結合組織モデルを、脈管の形状に沿った滑らかな膜形状に変形させる。まずは、胆嚢管系と胆嚢動脈系の両方を内包することが可能な筒形状（以下、包含構造モデルと呼ぶ）を求め、これに図 4 の漿膜・索状組織モデルを沿わせる。その後、T 字弾性膜モデル全体の形状を滑らかに保ちつつ、収縮変形処理を行う。以下、その処理手順を述べる。

1) まず図 5(b) に示すように、Vascular Modeling Toolkit¹⁶⁾ を用いて各脈管を内接球の集合（中

心線および半径）で表現する。

2) 次に図 5(c) に示すように、各脈管の全ての内接球について、最近傍の相手内接球を探索する。例えば動脈であれば、動脈の球中心について順にインデックスを増やしながら、胆嚢管の球中心についても順にインデックスを増やしつつ、局所的に最近傍の胆嚢管の球中心を探索・決定する。このような手順を踏むことで、一方の管が他方に比べて密あるいは粗に内接球が配置される場合においても、相手内接球の探索を可能とする。

3) 図 5(d) に示す包含構造モデルを求める。2) で求めた最近傍の 2 つの内接球それぞれについて、例えば動脈側の内接球の中心位置ベクトルを $\mathbf{C}_a$ 、半径を r_a 、胆嚢管側の内接球の中心位置ベクトルを $\mathbf{C}_b$ 、半径を r_b 、これら 2 つの内接球の中心間の距離を $dist = |\mathbf{C}_a - \mathbf{C}_b|$ とすると、包含構造モデルを構成する球の中心 $\mathbf{C}_{ave}$ と半径 r_{ave} は、

$$r_{ave} = \frac{r_a + r_b + dist}{2} \quad (1)$$

$$\mathbf{C}_{ave} = \frac{\mathbf{C}_a(r_{ave} - r_b) + \mathbf{C}_b(r_{ave} - r_a)}{2r_{ave} - r_a - r_b} \quad (2)$$

となる。

4) 図 4 の T 字弾性膜モデルの長さを 1) で求めた中心線の長さに合わせる。そして、上記の包含構造モデルに沿うように、T 字弾性膜モデルの中心線の変形および半径の変更を行う。具体的には、まず、T 字弾性膜モデルの各質点について中心線上の最近傍点を対応づけ、次に、T 字弾性膜モデルの中心線上の最近傍点に対応する包含構造モデルの中心線上の点とこれらの方向ベクトルを求め、最後に、これらの方向ベクトルが一致するように各質点の座標変換を行うとともに、中心線上の点から質点への距離を包含構造モデルの内接球の半径と一致させる。

5) 最後に、2.1 節にて述べたように漿膜・結合組織等の漿膜・結合組織の表面形状は滑らかとなるため、4) のモデルを次第に収縮させながら、

弾性エネルギーおよび曲げエネルギーの和が最小となる（表面形状が滑らかとなる）変形を逐次求める。本論文では、質点バネダンパモデルおよび Euler 法を用いて近似的な解を求める。本モデルの軸方向、周方向、径方向それぞれにバネダンパを並列に配置（Kelvin-Voigt model）する。さらに軸および周方向には、曲げに対して曲げ回復力を発生するための曲げバネ（布シミュレーションの分野で提案されている Lander モデル¹⁵⁾に相当）を配置する。質点 i の質量を m_i 、時刻 t における位置ベクトルを $\mathbf{x}_i(t)$ 、質点 i と j 間のバネ定数（曲げバネも含む）を K_{ij} 、バネ（曲げバネも含む）の伸び率を ε_{ij} 、粘性係数を C_{ij} 、粘弾性力ベクトルを $\mathbf{F}_{ij}(t)$ とすると、 $\mathbf{x}_i$ は $\mathbf{F}_{ij}(t) = K_{ij}\varepsilon_{ij}(\mathbf{x}_j(t) - \mathbf{x}_i(t)) - C_{ij}(\dot{\mathbf{x}}_j(t) - \dot{\mathbf{x}}_i(t))$ (3)

$$\mathbf{x}_i(t+1) = \mathbf{x}_i(t) + \Delta t \dot{\mathbf{x}}_i(t) \quad (4)$$

$$\dot{\mathbf{x}}_i(t+1) = \dot{\mathbf{x}}_i(t) + \Delta t \frac{\sum_{j=1}^n \mathbf{F}_{ij}(t)}{m_i} \quad (5)$$

により更新される。なお、胆嚢管・胆嚢動脈モデルに接触したノードについては、以降変形計算を行わない。同時に、漿膜・索状組織内の応力は小さいと仮定し、バネの力の大きさを常時監視し、あらかじめ設定された閾値 F_{max} を超えたバネに接続されたノードについても収縮変形を終了する。全てのノードの計算が完了するまで上記の処理を繰り返すことで、モデル生成が完了する。

3. 実験

本章では、提案手法を用いて漿膜・結合組織の 3D モデルの生成を行う。

3.1 胆嚢管・胆嚢動脈モデルの作製

まず、走行異常のある胆嚢管、胆嚢動脈のモデリングを行った。1 章にて述べたように、CT 等の医用画像では、造影剤が行き届かない脈管の内側

図 5 包含構造モデルの抽出

Fig.5 Extraction of inclusion structure model

以外や、漿膜・結合組織を捉えることが難しく、また近年は造影剤を使わない傾向にあることから、全ての症例の 3D CT データを揃えることは困難であった。そこで本論文では、医学書の症例報告に記載されているシェーマ⁴⁾を参考にしながら、手作業で胆嚢管・胆嚢動脈の 3D モデルの製作を行った。図 6 に作製したモデルを示す。

3.2 漿膜・結合組織のモデリング結果

前章にて提案した手法を用いて、これらの走行異常を有する脈管モデルを覆う 3 層の漿膜・結合組織モデルを生成した（質量 $m=1.0 \times 10^{-3}$ [kg]、中心軸方向のバネ定数 $K=20.0$ [N/m]、それ以外の方向のバネ定数 $K=2.0$ [N/m]、閾値 $F_{max}=0.4$ [N]とした）。図 7 にその結果を示す。これより、各走行パターンに応じた漿膜・結合組織モデルの生成が可能であることがわかる。なお、図 7 の全ての肝臓モデルと図 7(a) (b) の脈管モデルについては BodyParts3D¹⁷⁾

図 6 作成した胆嚢管・総肝管・胆嚢動脈モデル

Fig.6 Cystic duct, common hepatic duct and cystic artery models

にて公開されているデータを用いた。

図 8 に、図 7(a) (b) の漿膜・結合組織モデルを生成する際に用いた包含構造モデルを示す。図 8 より、包含構造モデルは球の集合体で表現されるため、つぶれていない筒状の形状となることがわかる。これに対して図 7(a) (b) の漿膜・結合組織モデルは、少しつぶれた形状となっていることがわかる。提案手法は、包含構造モデルのような幾何モデルで生成することは難しい、漿膜・索状組織の曲げ特性も含めたエネルギー最小状態の形状を生成可能である。

図 9 に、図 7(a) (b) の漿膜・結合組織モデルの硬さを変更し、等方的な材料特性に設定（全てのバネ定数を $K=20.0$ [N/m] に設定）した際の結果を示す。図 9 より、周方向のバネ（曲げバネも含む）が硬くなることにより、全体的につぶれ具合が緩和されていることがわかる。これより提案手法は、漿膜・結合組織の異方性材料特性を考慮可能であることがわかる。

図 7 の結果を外科医に見ていただいたところ、

「形状についてはおおよそ妥当であろう」との意見を得た。ただし、本可視化結果からの意見を得たのみで、手術シミュレータに組み込んだ上での意見ではない。このため、シミュレータ上にて腹腔鏡下胆嚢摘出術の一連の手術工程を行った上での評価や、シミュレータによる訓練後の長期的な追跡調査などの詳細な評価を行う必要がある。

その他の意見としては、「本来は胆嚢管と胆嚢動脈だけでなく門脈も漿膜・結合組織で包まれているが、腹腔鏡下胆嚢摘出術において門脈まで剥離することはあり得ない」とのコメントを得た。さらにヒアリングを進めたところ、門脈の領域はほぼ動かないと仮定できそうであるとのことであつたため、門脈のモデリングはせずに、門脈の走行領域を固定境界とみなした近似を行えば十分ではないかと考える。

4. まとめ

本論文では、胆嚢管・胆嚢動脈の走行異常のよう

(a) 正常型+正常型(全体)

(b) 正常型+正常型(拡大)

(c) 前螺旋型+右肝動脈(拡大)

(d) 正常型+右副肝動脈(拡大)

(e) 正常型+固有肝動脈(拡大)

図 7 漿膜・結合組織のモデリング結果

Fig.7 Modeling results of serosa and ligament

図 8 包含構造モデル(濃色部分, 正常型+正常型)

Fig.8 Result of inclusion structure model

図 9 硬さ変更後の結果(正常型+正常型)

Fig.9 Modeling result with different stiffness

な多様なトポロジのバリエーションを有する臓器に対応した、漿膜・結合組織モデルの生成方法を提案した。胆管と胆嚢動脈の異形バリエーションの3Dモデルをそれぞれモジュール化して保持し、シナリオに応じて胆管・総肝管系と胆嚢動脈系から任意の異型を選択・組み合わせ、これらを覆う漿膜・索状組織を自動生成することを可能とした。以上により、多様なVR術野の生成を実現した。

今後の課題としては、3.2節にて述べたように、提案手法で生成されたモデルを用いた手術シミュレーションの実現¹⁸⁻²¹⁾の手法を用いることにより、効率的かつ整合性の高いシミュレーションが期待できる)、漿膜・結合組織の適切な材料パラメータの選定(Elastographyによる計測や材料試験の実施)、変形モデルの精緻化(材料非線形性の考慮など)、提案手法で生成したモデルを用いて訓練した際の学習効果の検証(訓練後の長期的な追跡調査も含む)があげられる。

謝辞

本研究の一部は科学研究費補助金 B25282154, B15H02742, 私立大学戦略的研究基盤形成支援事業の支援を受けた。また、各種助言を頂いた滋賀医科大学の森川茂廣教授、異型脈管の 3D モデルを作成頂いた滋賀医科大学の医学部学生の方々、同モデルを修正頂いた元立命館大学の北脇友哉氏に感謝する。

参考文献

- 1) 日本医学教育学会教材開発・SP 小委員会（編）：シミュレーション医学教育入門．篠原出版新社，2011.
- 2) 松本純夫（編）：動画でわかる腹腔鏡下胆嚢摘出術．中山書店，2008.
- 3) 来見良誠（著）：Q&A 腹腔鏡下胆嚢摘出術 こんなときどうする？．医学書院，1996.
- 4) 松野正紀：消化器外科手術のための解剖学 小腸・大腸，肛門部疾患，肝臓・胆嚢・胆道系，膵臓・脾臓．メディカルビュー社，2007.
- 5) F. H. Netter: Atlas of human anatomy (4th edition). Saunders, 2007.
- 6) L. Soler, J. Marescaux: Patient-specific surgical simulation. World J of Surg 32:208-212, 2008.
- 7) A. Wittek, K. Miller, R. Kikinis, and S. K. Warfield: Patient-specific model of brain deformation: Application to medical image registration. J of Biomechanics 40:919-929, 2007.
- 8) 緒方正人，長坂 学，乾谷 徹，他：患者固有の形状データに基づく手術手技訓練用シミュレータ．情報処理学会論文誌 53(1):421-431, 2012.
- 9) 窪田吉信，槇山和秀，菊川孝明：手術シミュレーション用モデルの生成方法，手術シミュレーション方法，及び手術シミュレータ．特開 2010-279631, 2010.
- 10) T. W. Sadler: Langman's medical embryology (11th edition). Lippincott Williams & Wilkins / Wolters Kluwer Health, 2010.
- 11) M. V. Mazziotti, L. K. Willis, R. O. Heuckeroth, et al.: Anomalous development of the hepatobiliary system in the inv mouse. Hepatology 30(2):372-378, 1999.
- 12) 田川和義，田中弘美，来見良誠，他：臓器異型バリエーションの構成的多重解像度モデリング．信学論 (D) J96-D(5):1365-1373, 2013.
- 13) 笹子三津留，杉原健一（総編集），中尾昭公（専門編集）：みる・わかる・自信がつく！ 消化器外科手術ナビガイド．中山書店，2010.
- 14) G. J. Tortora and B. Derrickson: Introduction to the human body (9th edition). John Wiley & Sons, Inc., 2011.
- 15) J. Lander: Devil in the blue faceted dress: real-time cloth animation. Game Developer, 17-21, 1999.
- 16) The Vascular Modeling Toolkit. <http://www.vmtk.org/>
- 17) BodyParts3D. <http://lifesciencedb.jp/>
- 18) 高間康文，木村彰徳，田中弘美：ポリウムデータの適応的四面体メッシュ表現並列アルゴリズム．情報処理学会論文誌 48:67-78, 2007.
- 19) 高間康文，辻野圭則，堀 洋介，他：柔軟物体の適応的四面体ポリウムメッシュのオンラインリメッシュ法．VR 学会論文誌 13(1):69-78, 2008.
- 20) M. Nesme, P. G. Kry, L. Jeřábková, F. Faure: Preserving Topology and Elasticity for Embedded Deformable Models. ACM Trans. Graphics 28(3): article 52, 2009.
- 21) 大石達弥，田川和義，田中弘美：非一様柔軟物との力覚インタラクションのための適応的埋め込み変形モデル．VR 学研報 17(HDC09):7-10, 2012.