有限要素法による肝臓手術ナビゲーションに関する研究

Study on Liver Surgery Navigation Based on Nonlinear Finite Element Method

陳 献^{a*}, 久田俊明^a, 佐久間一郎^a, 土肥健純^b, 島田光生^c, 橋爪 誠^c

^a 東京大学大学院新領域創成科学研究科

^b 東京大学大学院情報理工学系研究科

^c 九州大学大学院医学研究院

Xian Chen^a, Toshiaki Hisada^a, Ichiro Sakuma^a, Takeyoshi Dohi^b, Mitsuo Shimada^c, Makoto Hashizume^c

^a Graduate School of Frontier Sciences, The University of Tokyo

^b Graduate School of Information Science and Technology, The University of Tokyo

^c Graduate School of Medical Sciences, Kyushu University

Abstract

Surgical simulator systems have been developed for surgical training and planning. On the other hand, surgical navigation systems arise to play an important role in laparoscopic surgery. In these systems the deformation of organ is required to be simulated realistically. Finite element method is a useful tool for this purpose due to its clear physical background. In this work the simulation of liver deformation in liver surgery is carried out by introducing nonlinear finite element method. The material constants in the constitutive relation are identified by an experimental measurement, and then realistic deformations of liver are obtained by taking the geometrical and material nonlinearities into account.

Key words Surgery Navigation, Nonlinear Finite Element Method, Large Deformation.

1. 研究の背景と目的

近年コンピュータを利用した外科手術シミュレーションシステムの重要性が認識され、これに関する研究が活発に行なわれている。このようなシミュレーションシステムは外科手術立案や手術トレーニングにおいて役に立つほか、低侵襲性を特徴とした内視鏡手術におけるナビゲーションシステムなどの基盤技術となることが期待されている¹⁾。

コンピュータグラフィックス技術の進歩により、

MRI や CT など医用画像に基づく臓器形状の精密かつ高速な再構築が可能となっているが、外部境界の情報のみによる内部変形の正確な再現は困難である。術前に MRI や CT 情報より得られた腫瘍や血管の位置情報は術中に術者の操作により大きく変動し、特に術野の狭い内視鏡手術においては腫瘍や血管の位置を正確に把握することが困難であるため、これを補助するための力学原理に基づく臓器変形のシミュレーションが求められる。このための有力な手段として構造解析の分野で成功を収めている有限要素法 (Finite Element Method : FEM) が挙げられる。

有限要素法は力学法則により定式化され、臓器の力学特性を記述する構成則および術者の操作に対応する境界条件を与えることにより臓器の変形を数値解析する手法である。これまでは主に微小変形およ

* 東京大学大学院新領域創成科学研究科

〒 113-0033 東京都文京区本郷 7-3-1

び線形弾性を仮定した有限要素法によるシミュレーションシステムに関する研究が行なわれてきた²³⁾。しかし、手術の際は臓器が大変形を生じ、変形とそれに抵抗する力の関係は非線形となるため、線形性を仮定すると誤差が大きくなり現実と乖離した解しか得られない。そこで最近非線形有限要素法による手術シミュレーションシステムが提案され始めている⁴⁻⁶⁾。

本研究の目的は、肝臓を対象として、有限要素変形シミュレーションを行なうために必要となる手順・枠組を、(1) 材料非線形・幾何学非線形問題を取り扱うための解析理論の概要、(2) 押し込み実験による構成則パラメータ同定の方法、(3) 主要な血管を含む肝臓有限要素モデリングの具体例、を中心に示し、併せて、解析例を通じ本アプローチの可能性や問題点を探ることにある。

2. 手 法

2.1 材料非線形・幾何学非線形問題のための非線形有限要素法の概要

有限要素法は1960年代から構造解析分野に応用され、現在最も有効な数値解析手法の一つとして流体解析や電磁場解析などの分野でも成功を収めている⁷⁸⁾。本節では非線形有限要素法の概要を示す⁹⁾。

変形する物体にある物質点の変形前および変形後の位置ベクトルをそれぞれ $\mathbf{X}$ および $\mathbf{x}$ とし、物質点の変位 $\mathbf{u}$ および物質点近傍の歪み状態を表すGreen-Lagrange 歪みテンソル $\mathbf{E}$ を次のように定義する。

$$\mathbf{u} = \mathbf{x} - \mathbf{X} \quad (1)$$

$$\mathbf{E} = \frac{1}{2} \left\{ \mathbf{u} \otimes \nabla_{\mathbf{x}} + (\mathbf{u} \otimes \nabla_{\mathbf{x}})^T + (\mathbf{u} \otimes \nabla_{\mathbf{x}})^T \cdot (\mathbf{u} \otimes \nabla_{\mathbf{x}}) \right\} \quad (2)$$

ここで $\nabla_{\mathbf{x}}$ は $\mathbf{X}$ に関する微分演算子、 $\otimes$ はテンソル積である。微小変形の場合の歪み定義式と比較して、式(2)右辺第3項目の導入により物体の大変形を表わすことができる。仮想仕事の原理により物体の準静的平衡状態を記述する微分方程式

$$\nabla_{\mathbf{x}} \cdot \mathbf{T} + \rho \mathbf{g} = \mathbf{0} \quad (3)$$

および力学的境界条件

$$\mathbf{T}^T \cdot \mathbf{n} = \mathbf{t} \quad (4)$$

と等価なTotal Lagrange 型仮想仕事の原理

$$\int_V \mathbf{S} : \delta \mathbf{E} dV = \int_{S_i} \tilde{\mathbf{t}} \cdot \delta \mathbf{u} dS + \int_V \rho_0 \mathbf{g} \cdot \delta \mathbf{u} dV \quad (5)$$

が得られる。この他に幾何学的境界条件

$$\mathbf{u} = \underline{\mathbf{u}} \quad (6)$$

が課せられる。以上において $\mathbf{T}$ はCauchy 応力、 ρ_0 および ρ は変形前後の質量密度、 $\mathbf{g}$ は単位質量当りの

物体力、 $\mathbf{n}$ は物体表面の外向き単位法線ベクトル、 $\underline{\mathbf{u}}$ は物体表面に与えられる変位、 $\mathbf{t}$ と $\tilde{\mathbf{t}}$ は表面力と公称表面力、 $\mathbf{S}$ は第2 Piola-Kirchhoff 応力、 V および S_i は物体領域および表面力が与えられる物体表面、 δ は仮想変位に起因する変分を示している。一方、実験事実より多くの生体材料は非圧縮超弾性体として扱うことができる¹⁰⁾。超弾性体は応力-歪み関係が非線形であり、歪みに対する微分によって応力が決定されるようなポテンシャル関数が存在する物質として定義される。すなわち応力・歪み関係

$$\mathbf{S} = \frac{\partial W}{\partial \mathbf{E}} \quad (7)$$

を式(5)に代入し、さらに非圧縮の拘束条件を付加し、変位と圧力を未知変数として解析を行なうことになる。

有限要素法の離散化においては物体全体を m 個の要素に分割し、物体領域 V および表面 S に関する積分を各要素体積 V^h および表面 S^h に関する積分の総和を用いて近似すれば式(5)に対応した次式を得る。

$$\sum_{h=1}^m \int_{V^h} \mathbf{S} : \delta \mathbf{E} dV^h = \sum_{h=1}^m \left(\int_{S_i^h} \tilde{\mathbf{t}} \cdot \delta \mathbf{u} dS^h + \int_{V^h} \rho_0 \mathbf{g} \cdot \delta \mathbf{u} dV^h \right) \quad (8)$$

さらに各要素内部における任意点の座標および変位を要素節点での値により内挿し、最終的に要素節点での変位ならびにこれと独立に内挿される圧力の節点値を変数とした連立方程式が導かれる。式(2)による変位に関する非線形項の導入および一般的に式(7)が非線形であるため、連立方程式の解はNewton-Raphson 法などの反復解法を用いて求めることになる。

2.2 肝臓の材料特性の同定

肝臓などの軟組織から切り出された試料を用いて引張りや圧縮特性を精密に計測する材料試験が進められており成果が期待されている¹¹⁾¹²⁾。一方、肝臓手術に当って特定された患者の生体内(in vivo)での物性値計測を簡便かつ迅速に行なう必要があるため、押し込み実験のみによりある程度の推定ができるようになることが望まれる。本研究では有限要素法を援用して材料特性の同定を試みた。佐久間ら¹³⁾はブタ肝臓表面にFig. 1のようにマーカを付け、押し込み量が10 mmとなった時点での押し込み力および各格子点の厚み方向変形量を計測した。一方、有限要素法を用いて8節点アイソパラメトリック要素によるFig. 2のようなモデルを作成し、これを押し込む

Fig. 1 Indentation test of liver.

Fig. 2 FEM model for identification of material properties.

Fig. 3 Comparison of displacements obtained by FEM and experiment.

Fig. 4 Deformation of FEM model.

ことにより Fung の提案¹⁰⁾するポテンシャル関数

$$W = c \exp \{F(a, E)\} \quad (9)$$

$$F(a, E) = a_1 (E_{11}^2 + E_{22}^2 + E_{33}^2) + 2a_2 (E_{12}^2 + E_{23}^2 + E_{31}^2) + 2a_3 (E_{11}E_{22} + E_{22}E_{33} + E_{11}E_{33}) \quad (10)$$

の係数を定めることとした。応力・歪み関係式はこの W を式(7)に代入することにより求められる。ここでは簡単のため $a_1 = a_2$, $a_3 = 0$ を仮定し、押し込み量に相当する強制変位 10 mm を与えた場合の反力および押し込み点近傍の厚み方向変位が実験計測値と近似的に等しくなるように式(9)の係数 c を含めて調整した。その結果 $c = 1.0623 \times 10^{-5} \text{ kgf/mm}^2$, および $a_1 = a_2 = 25.0$ とした場合、Fig. 3 に示すように解析モデル上面における対角線上の節点の厚み方向変位が計測値とほぼ一致し、変形は Fig. 4 のようになった。

Fig. 5 Uniaxial constitutive relation obtained from identification.

Fig. 6 Surface construction of liver. Left: whole liver; Right: inferior vena cava and portal vein.

Fig. 7 FEM model of liver. Left: whole liver; Right: inferior vena cava and portal vein.

Fig. 8 Liver deformations due to gravity. Left: before rotation; Right: after rotation; wireframe shows the state without gravity.

Fig. 9 Superior view of uplifted liver deformation. Left: whole liver; Right: inside liver.

Fig. 10 Scalpel path of cutting operation.

Fig. 11 Simulation of liver cutting.

Fig. 12 Deformation superposition of nonlinear and linear models.

本研究ではこのように定めた材料定数を用いて以下の変形解析を行なった。なお Fig. 5 にはこのように同定された構成則から得られる単軸の応力・歪み関係を示す。

2.3 肝臓の有限要素モデル化

肝臓の術中の力学的応答において、血圧を有する血管の剛性が局所の変形に影響を及ぼすと考えられること、また主要な血管は患部特定の目安となり手術計画の指針を与えることから、肝実質部に加えて主要な血管もモデル化の対象とした。肝臓のモデル化に当っては、術前の MRI 画像より肝臓と血管の表面情報を抽出し、メッシュ生成ソフトを用いて自動的に行なうことが可能となりつつあるが、本研究においては肝臓変形シミュレーションに主眼をおくため、MRI 画像より肝臓および下大静脈と門脈主要部の表面情報を抽出し、参考資料および臨床所見を基に第3分岐までを考慮した下大静脈、ならびに門脈（動脈と胆管を含む）についておよそその中心線と直径を類推し、有限要素法プリ・ポストソフト PATRAN¹⁴⁾ を用いて Fig. 6 の形状モデルを作成した。その上で自動メッシュ分割ソフト ICEMCFD¹⁵⁾ によるメッシュ生成を行なった。Fig. 7 に示す解析モデルでは肝実質部は 22709 個の 4 節点 4 面体要素 (tetrahedral element)、血管部の 5824 個の 6 節点三角柱要素 (prism element) から構成されている。総節点数は 8505 である。

3. 結果

2.3 節で作成した解析モデルを用い、2.1 節の理論に基づく total Lagrange 型の非線形有限要素解析を実施した。また材料非線形性については 2.2 節で導入した構成則および押し込み実験により定めた材料定数を用いた。解析には汎用有限要素法解析コード MARC¹⁶⁾ を用いた。なお、以下に示す変形図は図ごとに理解しやすい、あるいは差異が区別しやすい視点を取っているため、臨床的視点と必ずしも一致しないことを附記する。

まず重力および患者の姿勢変化が肝臓の変形に及ぼす影響を調べるため、肝臓の密度を 1.07×10^{-6} kg/mm³¹¹⁾ として患者を寝かせた状態で重力を付加したと付加しない場合、および長軸回りに 45° 回転させた場合の変形解析を行なった。なおここでの変形解析においては腹壁を無視した解析結果を Fig. 8 に示す。これらの結果から肝臓変形解析においては重力や患者の姿勢を考慮する必要があることが分る。

次に術中に肝臓を持ち上げる操作を模擬して、幾何学的境界条件として下大静脈上端近傍を固定し、右葉の右端裏面付近に斜め前向きの強制変位を与えて解析を行なった。血管の内圧を 10 mmH₂O と設定している。この際の変形図を Fig. 9 に示す。同図右は内部の変形が分るように肝実質部の一部を取り去って表示したものである。ワイヤーフレームは変形前の形状を表わす。このように非線形有限要素法は回転を伴う肝臓の大変形を内部の血管を含めてシミュレートすることが可能である。なお血圧を有する血管のモデル化については、大局的変形に大きな影響を与えるものではなかったが、血管近傍の変位場への影響があるため、腫瘍位置の変動を予測するのに必要である。さらに肝臓全体に分布する毛細血管の血圧の効果についても別の手法により考慮することで、より合理的な剛性を導く必要があると考えられる。

肝臓手術計画立案や手術トレーニングに用いるシミュレータは肝臓の切除をシミュレートできることが求められるが、手術ナビゲーションにおいても腫瘍位置の把握や血管の損傷を避けるための切除ラインのモデル化・進展シミュレーションが必要である。従来の研究として Nienhuys ら¹⁷⁾ が行なった線形弾性仮定に基づく切除シミュレーションがあるが、本研究では大変形および非線形弾性特性を考慮した有限要素解析による切除シミュレーションを行なう。解析では指定した切除ライン上に二重節点を配置し (Fig. 10)、これらの節点を切開進展に従って開放することにより肝臓切除をシミュレートした。切除ライン開口のための糸による牽引は強制変位によって与えた。Fig. 11 に示す解析結果から肝臓の切り口が徐々に広がり、切除の進展に伴う血管位置の変動や露出の様子がわかる。また術前の MRI 画像情報より腫瘍の位置に節点を配置すれば切除術中の腫瘍の移動を高精度で予測することができる。

以上のように非線形有限要素法によれば正確な肝臓変形シミュレーションが可能となるが、その欠点として長い計算時間を要することが指摘されている。これを克服するため線形仮定に基づき術前に計算した変形モードを重ね合わせることや、相隣節点間距離に与えたある種の拘束が乱された場合に要素の配置を調整する ChainMail-Elastic Relaxation¹⁸⁾ などの近似手法が提案されているが、これらは力学的裏付けが乏しいため常に信頼性の高い解を与えるとはいえない。そこで本研究では術中の基本操作を非線形有限要素法より予め解析し、得られた変形モードを

重ね合わせることで実際の変形を近似する方法の可能性について検討した。

まず肝実質右葉下部にそれぞれ上向きおよび前向き荷重を与えて解析を行ない、得られた変形モード (Fig. 12 (a), (b)) を重ね合わせると Fig. 12 (c) のようになった。次に、2種類の荷重を同時に与えて再計算した結果 (ここではこれを正解とみなす) は Fig. 12 (d) となる。Fig. 12 の (c) と (d) を比べてみると相当近い変形を呈していることがわかる。一方、線形有限要素法に基づいて二つの変形モードを求め、これらを重ね合わせた結果が (e) であるが、(d) と比較すれば大幅な誤差を含んでいることが分る。

以上の結果より、次のような方法をリアルタイムシミュレーションに向けて開発することが考えられる。すなわち、術中の各種基本操作に対応した力学および幾何学的境界条件を設定し、これらの境界条件に基づく大変形解析を予め多ケース実行しておく。そして実際の術中においては表面での幾何学的情報をリアルタイムで計測し、これらに最適に合致するように変形モードの合成を行なう。

4. 考 察

肝臓変形シミュレーションにおいては肝臓材料の力学的特性を表わす構成則およびその材料定数を知る必要がある。本研究で採用した構成則以外にも生体軟組織に適用する構成則が多数提案されている。また本研究で押し込み実験による材料定数の同定を行なったが、今後引張り圧縮実験によるデータも取り入れ、肝臓変形解析に適した構形式および定数の検討が必要である。

有限要素解析による肝臓手術ナビゲーションにおいては効率的な解析モデルの構築が不可欠である。本研究では形状モデル化とメッシュ分割に関してそれぞれ市販のソフトウェアを用いたものの、資料および臨床経験に基づく再三の修正を経てモデル化を行なったため、相当な人手と時間を要した。将来患者ごとに異なる肝臓モデルをいかに自動的かつ迅速にモデル化するかが重要な課題となる。このためには、血管の輪郭線も抽出できる精度良い CT または MRI 断層画像データの取得、ならびにそれを基に自動的にモデル化するための技術開発が必要となる。

実用的肝臓手術ナビゲーションシステムを構築するために計算時間を短縮させることも重要である。計算時間の短縮を優先した線形仮定に基づく解析は、強い非線形性を持つ肝臓変形の場合、非現実的な解を導くことは明らかである。非線形有限要素解析で

は平衡状態に達するまで反復計算を行なうため、線形解析と比べると一般的に計算時間が長くなる。本研究では典型的負荷ケースに対して、現時点で比較的高性能なワークステーション (CPU: Compaq Alpha 21264 500MHz, Memory: 2GB) を用いて約3時間を要した。計算時間の短縮は、著しい計算機性能の向上や高効率アルゴリズムの導入により期待できるが、一方で非線形解析に基づく変形モードの重ね合わせ等の手法も今後検討すべき課題の一つであると考えられる。

5. 結 論

本研究では実際に押し込み実験により同定された肝臓材料定数を用い、幾何学的非線形性および材料非線形性を考慮した有限要素法により、術中に生じる肝臓の変形解析を行なった。さらに切除ラインを指定し切除面が進展する場合のシミュレーションも行なえること、変形モードの重ね合わせにより計算時間の短縮が図れる可能性があること等を示し、非線形有限要素法による肝臓手術ナビゲーションの有効性と問題点を論じた。

謝辞: 本研究は未来開拓学術研究推進事業プロジェクト「外科領域を中心とするロボテックシステムの開発」の一環として行なわれた。ここに関係各位に感謝の意を表する。なお有限要素モデルの作成に当っては小野寺浩一氏に負うところが大きい。

文献

- 1) 服部麻木, 鈴木直樹, 橋爪誠, 赤星朋比古, 小西晃造, 山口将平, 島田光生, 林部充宏. ナビゲーション機能を備えたロボット手術システム (da Vinci) の開発. 日本コンピュータ外科学会誌 2001; 3(4): 281-287.
- 2) Cotin S, Delingette H, Ayache N. Real-time elastic deformations of soft tissues for surgery simulation. IEEE Transactions on Visualization and Computer Graphics 1999; 5(1): 62-73.
- 3) Kauer M, Vuskovic V, Dual J, Szekely G, Bajka M. Inverse finite element characterization of soft tissues. Procs of the Fourth International Conference on Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention (MICCAI '01) 2001; 128-136.
- 4) Picinbono G, Delingette H, Ayache N. Non-linear anisotropic elasticity for real-time surgery simulation. INRIA Research Report RR-4028, 2000.
- 5) Szekely G, Brechbuhler Ch, Hutter R, Rhomberg A, Tronmonger N, Schmid P. Modelling of soft tissue deformation for laparoscopic surgery simulation. Medical Image Analysis 2000; 4: 57-66.
- 6) Wu X, Downes MS, Goktekin T, Tendick F. Adaptive non-

- linear finite elements for deformable body simulation using dynamic progressive meshes. Eurographics 2001; 20(3).
- 7) 菊地文雄. 有限要素法の数理. 培風館 1994.
 - 8) Zienkiewicz OC, Taylor RL. The Finite Element Method, 5th Ed., Vol. 3, Fluid Dynamics. Butterworth-Heinemann 2000.
 - 9) 久田俊明, 野口裕久. 非線形有限要素法の基礎と応用. 丸善 1995.
 - 10) Fung YC. Biomechanics: Mechanical Properties of Living Tissues, 2nd. Springer-Verlag 1993.
 - 11) 石原利貞, 中平祐子, 古川一憲. プタ肝臓・脾臓の材料特性の測定. 日本機械学会 2000 年度年次大会講演論文集 (II) 2000; 209-210.
 - 12) 西村洋祐, 小林英津子, 陳猷, 久田俊明, 佐久間一郎, 稲田紘. 論文タイトル 臓器シミュレーションへの応用を目的とした肝臓物性値測定. 第 11 回日本コンピュータ外科学会大会 (発表予定) 2002.
 - 13) 佐久間一郎, 古城直道, 西村洋祐. 私信 2000.
 - 14) MSC/PATRAN User's Guide, Ver. 8. MSC Software.
 - 15) ICEM CFD リリース情報およびインストールガイド. ICEM CFD Japan.
 - 16) MARC Volume A: Theory and User Information. MSC Software.
 - 17) Han-Wen N, Frank van der Stappen. A surgery simulation supporting cuts and finite element deformation. Procs. of the Fourth International Conference on Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention (MICCAI '01) 2001; 145-152.
 - 18) Gibson S, Fyock C, Grimson E, Kanade T, Kikinis R, Lauer H, McKenzie N, Mor A, Nakajima S, Ohkami H, Osborne R, Samosky J, Sawada A. Volumetric object modeling for surgical simulation. Medical Image Analysis 1998; 2(2): 121-132.