835 実時間性を考慮した穿刺シミュレーションのアルゴリズムの構築と評価

An Evaluation of The Real-time Needle Insertion Simulation System

○学 山中 真先 (早大院) 正 宮下 朋之 (早大)

Masaki YAMANAKA, Graduate School of Waseda University, Okubo3-4-1, Shinjuku-ku, Tokyo
Tomoyuki MIYASITA, Department of Modern Mechanical Engineering, Waseda University

The simulation system that calculates the behavior of the liver by needle insertion in real time, displays the results, and outputs the reaction force to the kinesthetic sense device was developed. The finite element method was used for the calculation of the behavior of the liver. Considering the calculation load, the algorithm to achieve the real-time processing was developed. The simulation system was evaluated from calculating load by using the liver models with different number of elements. It was the model with 905 elements and 209 nodes that met the requirement for the real-time processing (calculation speed is 30Hz or more).

Key Words : Finite Element Method, Wilson- θ Method, Dynamical behavior

1. 緒言

低侵襲手術とは、手術の際の患者へのダメージをより小さくする治療法の総称であり、近年の医療分野において主要な施術法のひとつとされている。低侵襲手術の手法に、穿刺を用いた局所療法というのがある。特に肝細胞癌に対しての穿刺手術は一般化されてきている⁽¹⁾。しかし、対象となる肝臓は軟性組織であり、術前 MRI や CT より得られた腫瘍や血管の位置情報が術中に術者の操作により移動する。そのため、患部である癌組織に針を正確に到達させることは非常に難しい。一方、コンピュータ技術の発達により、仮想現実 (VR) 技術が発達し、医療分野においては、手術環境を対象とした各種シミュレータや手術支援システムの開発、有限要素法 (FEM) による臓器などのモデルの作成に役立てられている⁽²⁾。本研究では、穿刺術による肝臓の挙動をリアルタイムに計算して画面に出力し、また、穿刺に伴う針への反力を力覚デバイスに出力するシミュレーションシステムを構築した。さらに、有限要素法を適用する際に計算上の負荷を考慮し、実時間性を実現するアルゴリズムを構築して、要素数の異なる肝臓モデルを対象に計算性の側面より評価した。

2. 穿刺実験

穿刺の際に針に働く反力を測定するために、図1に示す実験装置を用いて穿刺実験を行った。

Fig.1 The experiment

肝臓のファントムモデルとして、シリコンゴム (ブルーミックスソフト) とシリコンオイル (フルイド AK-35) の混合液を用いて穿刺実験を行った。レオメータにより測定したシリコンゴムの材料特性を表1に示す。

Table.1 The material characteristics

Young's modulus [MPa]	0.0262
Poisson's ratio	0.5
density [g/cm ³]	1.053

ステージに置いたシリコンゴムに穿刺を行い、針に働く垂直方向・水平方向の反力をセンサにより測定した。その結果を元に、変数を針の移動量・速度とした反力の数式モデルを導出した。

3. シミュレーションシステム

3. 1 システムの概要

Fig.2 The structure of the simulation system

コンピュータにディスプレイと力覚インタフェースとしてハプティクスデバイスである SensAble Technologies 社の PHANTOM Omni Device を接続した。デバイスの位置情報に連動してディスプレイ上の穿刺針が移動し、穿刺針と肝臓が接触すると、その座標が接触面変位として入力される。入力された変位をもとに肝臓の挙動をコンピュータで有限要素計算によりシミュレーションし、ディスプレイに表示する。さらに穿刺針の移動量とデバイスの速度情報から反力を計算し、デバイスに出力する。

3. 2 肝臓のモデリング

MRI 画像から肝臓の輪郭を抽出して得られた 3 次元表面データを、有限要素メッシュ作成ソフト HyperMesh を用いて有限要素分割し、肝臓の 3 次元有限要素モデルを作製した。四面体 1 次要素で構成されている。要素数・節点数が表2のように異なる 6 つのモデルを作製した。

Fig.3 Surface data and FEM model

Table.2 FEM model

model	a	b	c	d	e	f
elements	905	1498	2028	2552	2959	3528
nods	209	441	571	694	792	923

材料特性は表 1 に示したシリコンゴムの値を用いた。

肝臓の生体内での境界条件の解明は、肝臓の特性だけでなく、周辺の臓器などの特性も必要となり、現段階では非常に難しい。そこで、本研究では、簡易的に境界条件をモデル化した。血管と接触する部分付近を固定端(図 4)とした。汎用有限要素解析プログラム MSC.Marc を用いて境界条件を設定した図となっている。開発システムのデータ形式は bdf 形式とした。

Fig.4 Boundary condition

3. 3 肝臓の変形挙動の実装

動的計算には陰解法である Wilson- θ 法を用いた(式(1)~(4))。Wilson- θ 法は基本的には線形加速度法の拡張であり、線形加速度法では時間区間 $[t, t + \Delta t]$ において、加速度が線形に変化すると仮定する。無条件安定性のためには $\theta > 1.37$ となる値をとる必要があるため、本研究では $\theta = 1.40$ を使用している⁽³⁾。

$$\bar{\mathbf{K}}^{t+\theta\Delta t} \ddot{\mathbf{u}}^{t+\theta\Delta t} = \bar{\mathbf{P}}^{t+\theta\Delta t} \quad (1)$$

$$\ddot{\mathbf{u}}^{t+\tau} = \ddot{\mathbf{u}}^t + \frac{\tau}{\theta\Delta t} (\ddot{\mathbf{u}}^{t+\theta\Delta t} - \ddot{\mathbf{u}}^t) \quad (2)$$

$$\dot{\mathbf{u}}^{t+\tau} = \dot{\mathbf{u}}^t + \tau \ddot{\mathbf{u}}^t + \frac{\tau^2}{2\theta\Delta t} (\ddot{\mathbf{u}}^{t+\theta\Delta t} - \ddot{\mathbf{u}}^t) \quad (3)$$

$$\mathbf{u}^{t+\tau} = \mathbf{u}^t + \tau \dot{\mathbf{u}}^t + \frac{\tau^2}{2} \ddot{\mathbf{u}}^t + \frac{\tau^3}{6\theta\Delta t} (\ddot{\mathbf{u}}^{t+\theta\Delta t} - \ddot{\mathbf{u}}^t) \quad (4)$$

式(1)を $\ddot{\mathbf{u}}^{t+\theta\Delta t}$ について解き、式(2)~(4)中において $\tau = \Delta t$ とすることにより求めた式に代入することで、時刻 $t + \Delta t$ における未知量を求めることができる。式(1)を $\ddot{\mathbf{u}}^{t+\theta\Delta t}$ について解く際に LU 分解ソルバーと直接法スパースソルバー PARDISO の 2 種類を用いて、それぞれの解法における肝臓モデルの要素数と計算速度の関係を調べた。

3. 4 反力の実装

反力はデバイスの位置情報と速度情報から、2. 穿刺実験で導出した反力の数式モデルにより計算されてデバイスに出力される。

3. 5 実行結果

LU 分解ソルバーと PARDISO それぞれの手法を用いた際の肝臓の変形計算速度を図 5 に示す。なお、変形計算速度は各要素数で 5 回の試行を行い、その平均値を取った。

Fig.5 Computation rate

LU 分解ソルバーは肝臓の要素数が増え、行列が大規模になるほど計算速度が著しく低下していることがわかる。PARDISO は要素数が小さい場合の計算速度は LU 分解ソルバーに劣るものの、行列の大規模化に伴う計算速度の低下は LU 分解ソルバーのそれと比べて小さい。

シミュレーションの実時間性を保つためには、計算速度 30Hz (図 5 の破線) 以上を満たす必要がある。今回のシミュレーションでこの要件を満たしたのは、LU 分解ソルバーと PARDISO とともに model a (要素数 905、接点数 209) のみだった。計算速度の近似曲線と実時間性の要件の直線から、LU 分解法では要素数 1300 程度、PARDISO では要素数 1200 程度まで実時間性を保ったまま要素数を増加できると考えられる (図 5 の矢印)。

シミュレーションを視覚的に確認すると図 6 のようになる。

Fig.6 Graphic of the simulation

(a)では垂直方向に穿刺を行っており、それに伴い接触面が変形しているのがわかる。(b)では水平方向に針を動かしており、接触面が水平方向に動くと同時に、周りの節点がそれに合わせて動く様子が確認できる。さらに(c)では接触面を針が貫通しており、Z 軸方向の変位は反動で押し戻されている。また(d)においては針を大きく傾け、水平方向の穿刺を行っている。力覚についての官能テストを行い良好な結果を得た。

参考文献

- (1) 國分茂博, 森安史典, 肝臓ラジオ波熱凝固治療法の実際一治療のコツと工夫一, 南江堂, 2002
- (2) 陳猷・久田俊明・佐久間一郎, 土肥健純・島田光生・橋爪誠, 非線形有限要素法による肝臓変形シミュレーション, 第 12 回日本コンピュータ外科学会大会, 149-150, 2002-11
- (3) 久田俊明, 野口裕久, 非線形有限要素法の基礎と応用, 丸善株式会社, P247-272, 1995