

# **VR 腹腔鏡下手術トレーニングシステムのための複数の構造梁を用いたリアルタイム臓器変形モデル**

牛木卓<sup>1)</sup>, 松隈ちひろ<sup>1)</sup>, 小石毅<sup>1)</sup>, 中口俊哉<sup>2)</sup>, 津村徳道<sup>2)</sup>, 三宅洋一<sup>3)</sup>

## **Real Time Organ Deformation Model Based on Structural Beams for VR Laparoscopic Training System**

Suguru USHIKI<sup>1)</sup>, Chihiro MATSUGUMA<sup>1)</sup>, Takeshi KOISHI<sup>1)</sup>, Toshiya NAKAGUCHI<sup>2)</sup>, Norimichi TSUMURA<sup>2)</sup>, Yoichi MIYAKE<sup>3)</sup>

### **Abstract:**

We propose a deformable model for elastic organ based on structural mechanics under the consideration of multi-point-contact for medical training systems using Virtual Reality (VR) technology. In a previous paper, we proposed an organ deformation model which approximates a liver deformation by a single-beam deformation based on the structural mechanics. The calculation cost of the single-beam model is much less than that of the 3D Finite element method (FEM) since the beam consists of one-dimensional elements. In this paper, we propose a multi-beam model under the consideration of multi-point-contact by extending the single-beam model. A real-time deformation can be realized and the proposed model was implemented in the laparoscopic surgery training system.

### **Keyword:**

Medical training system, Laparoscopic surgery, Deformation model, Finite element method, PHANToM

1) 千葉大学大学院自然科学研究科, Graduate School of Science and Technology, Chiba University

2) 千葉大学大学院融合科学研究科, Graduate School of Advanced Integration Science, Chiba University

3) 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

## 1 はじめに

近年、医療技術は飛躍的に進歩し、高度化・多様化が進んでいる。医療事故の増加が社会問題化する中で、医師の習得すべき技術は増え続ける一方である。特に研修医は、効率よく臨床技術を習得していく必要があるため、より効果的な学習方法が求められている。新しい訓練法の導入が強く望まれる中、**Virtual Reality** を応用した手術トレーニングシステムは、近年の医療分野において重要な役割を果たしており、既に商用製品として利用されているものも存在する<sup>[1]</sup>。しかしながら、これらのシステムでは臨場感が乏しいことが問題となっており、より精度の高い臓器変形モデルを用いたリアリティーのあるシステム開発が望まれている。臨床における手術手技は臓器や術具の操作を伴うため、これらのシステムには、高い変形精度だけでなく、実時間での臓器変形再現が求められる。手術シミュレータにおける臓器変形モデルは数多く提案されており、質点-ばねモデル、有限要素法モデル（**FEM** モデル）が多用される。

質点-ばねモデルは、物体を四面体などの格子状に分割し、その頂点に質点を、辺にばねを配置したモデルである。このモデルでは、ばねという単純な弾性力を用いるため、計算量が少なく、ソフトウェアによる実装も容易である。しかしながら、大域的な変形では平衡状態への復元力が有効に作用せず発散する可能性があり、変形精度と安定性が問題となっている。

有限要素法モデルは、四面体で分割した要素の変形を線形ひずみとして近似し、そのひずみを生じるのに等価な頂点応力を求めるモデルである。有限要素法は、ヤング率やポアソン比といった物理特性値を与えることで実際に存在する物質に近い性質のモデルを生成することが可能である。しかしながら、大規模行列演算ゆえに計算負荷が極めて高く、対話的な変形を得ることは困難である。また歪みを線形近似する線形有限要素モデルでは、回転や大域変形などが生じた場合には、モデルの体積が著しく増加するなどといった問題がある。そこで、様々な力学計算手法やその高速化手法が提案されている<sup>[2]-[7]</sup>。

また、**VR** トレーニングシステムでは被験者に視覚情報を提示するだけでなく、触覚情報も提示することが必要となる。一般に、視覚情報は **30Hz** 以上の更新レートであれば違和感なく感じられるが、触覚情報は **500Hz** から **1000Hz** 以上の更新レートが必要とされている。そのため、システムにおける臓器の変形モデルでは、高い変形精度だけでなく、対話的な変形を実現するために計算量の削減が不可欠となる。

**Nakaguchi** ら<sup>[8][9]</sup>は、変形対象臓器を構造力学における梁で近似することで、高い変形精度を維持しつつ計算量を大幅に削減する手法を提案した。しかしながら、**Nakaguchi** らのモデルでは、術具による臓器の操作点を 1 つに限定したモデルであったため、複数の術具による臓器の変形に対応していなかった。そこで本論文では、**Nakaguchi** らのモデルを拡張し、重ね合わせの原理を応用することで複数の術具操作による臓器変形の相互作用をモデル化する。

## 2 構造力学に基づく複数点操作を可能とする臓器変形モデリング

**Nakaguchi** ら<sup>[8][9]</sup>の提案する臓器変形モデル(**Single-Beam model**)では、梁の変形と座標空間の歪みを用いて臓器の変形を近似している。有限要素モデルなどの従来の一般的なモデルでは臓器全体を四面体などの 3 次元要素に分割するのに対して、**Single-Beam Model** では臓器を

1 次元の梁に近似し、1 次元有限要素を用いて変形を求めているため、従来のモデルに比べて極めて少ない計算量で、臓器の変形を高精度に再現することに成功している。しかしながら Single-Beam Model は、複数の術具で臓器を操作する際の臓器変形の相互作用をモデル化できていなかった。本論文では、従来の Single-Beam Model を拡張することで、複数点操作に対応した臓器変形モデル(Multi-Beam Model)を提案する。本提案モデルの基本的な変形アルゴリズムは、従来の Single-Beam Model と同一である。複数点操作に対応するためのアルゴリズムの拡張は主に 2 つあり、複数の梁を用いてそれぞれの梁の変形を独立に計算すること、及び、それらを重ね合わせの原理に基づき変位を合成することである。

## 2.1 Single-Beam Model[8][9] (従来法)

本提案モデルの基礎になる Single-Beam Model の概要を Fig.1 に示す。Single-Beam Model では、まず体内における臓器を固定する点（例えば肝臓に対する門脈など）と術具と臓器の接触点との間に梁を生成する。ここで、作用点に加わる応力から、有限要素法を用いて梁のたわみとねじれを求める。このとき、梁は Fig.2 に示すように要素に分割し、各要素について節点力と節点変位の関係を示す運動方程式を求める。

$$\begin{bmatrix} \mathbf{f}_i \\ \mathbf{f}_j \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \mathbf{K}_{i,i} & \mathbf{K}_{i,j} \\ \mathbf{K}_{j,i} & \mathbf{K}_{j,j} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \mathbf{u}_i \\ \mathbf{u}_j \end{bmatrix}. \quad (1)$$

ここで  $\mathbf{f}_i$  および  $\mathbf{u}_i$  は  $i$  番目の節点の節点力と節点変位である。また  $\mathbf{K}_{i,j}$  は節点  $i$  と  $j$  からなる要素の剛性マトリクスの部分行列である。この剛性マトリクスは各要素の弾性係数、断面積、断面二次モーメントをパラメータとして生成される。断面積、断面二次モーメントは臓器の形状より取得可能であり、Fig.3 の座標系において梁の断面を  $A$  とすると、 $y$  軸方向、 $z$  軸方向の断面二次モーメント  $I_y$ ,  $I_z$  は、以下の式で表すことができる。

$$I_y = \int_A \pi y^2 dA, \quad I_z = \int_A \pi z^2 dA. \quad (2)$$

また、各要素の剛性マトリクスを関係するノードごとに足し合わせることで梁の全体剛性マトリクス  $\mathbf{K}$  を取得する。 $\mathbf{f} = [\mathbf{f}_1 \mathbf{f}_2 \cdots \mathbf{f}_n]^T$ ,  $\mathbf{u} = [\mathbf{u}_1 \mathbf{u}_2 \cdots \mathbf{u}_n]^T$  とすると、梁全体の運動方程式は以下のように表すことができる。

$$\mathbf{f} = \mathbf{K} \mathbf{u}. \quad (3)$$

Single-Beam Model では、臓器の変形を以下に示す座標空間の概念を用いて求める。本モデルは、導出した梁の歪みから座標空間に歪みを与え、元の座標空間から歪んだ座標空間へ肝臓の頂点を射影することで、臓器の変形を再現する。また、座標空間の歪みの減衰を考慮することで、臓器の非線形性を近似的に再現する。臓器に加わる応力が内部で指数関数的に減衰していくことから、Single-Beam Model では作用点からの距離に応じて座標空間の歪みを減衰させる。位置  $\mathbf{x}$  における減衰前の歪みを  $\mathbf{s}(\mathbf{x})$ 、作用点から位置までの距離を  $d$  とするとき、減衰させた歪み  $\mathbf{s}'(\mathbf{x})$  を以下の式で導出する。

$$\mathbf{s}'(\mathbf{x}) = \frac{\mathbf{s}(\mathbf{x})}{\alpha^{\beta d}}. \quad (4)$$

ここで  $\alpha$ ,  $\beta$  は、生体外の肝臓を用いた実験により求めた減衰パラメータである。

また、Single-Beam Model は、微小変形においては線形有限要素法と同程度の変形精度を持

ち、また大域変形時においては線形有限要素法で問題となっている不自然な体積増加が少ないという利点がある<sup>[10]</sup>。

## 2.2 Multi-Beam Model

本提案モデルである Multi-Beam Model では、重ね合わせの原理を応用することで複数の操作点による臓器の変形をモデル化する。一般に、線形弾性体では重ね合わせの原理が成り立つことから、本モデルでは、まず、臓器を線形弾性体と仮定したモデル化を行い、次いで、臓器とモデルの非線形性を考慮するための修正を行う。まず線形弾性体と仮定したモデルでは、複数の梁で独立に計算した変位を重ね合わせることで、複数点操作時の変形を再現する。多点接触へ応用した変形モデルの概要を **Fig.4** に示す。基本的な変形アルゴリズムは、Single-Beam Model と同一であり、操作点ごとに梁を生成し、それぞれの梁ごとに臓器の変形を独立に求め、最終的な変形はそれぞれの梁による変位を足し合わせることで導出する。操作点が  $N$  点の場合での、位置  $\mathbf{p}$  における合成後の変位  $\mathbf{u}(\mathbf{p})$  は以下ようになる。

$$\mathbf{u}(\mathbf{p}) = \sum_{i=1}^N \mathbf{u}_i(\mathbf{p}). \quad (5)$$

ここで、 $\mathbf{u}, \mathbf{p}$  は  $3 \times 1$  のベクトルであり、 $\mathbf{u}_i(\mathbf{p})$  は、位置  $\mathbf{p}$  における梁  $i$  を用いて独立に計算した変位である。

しかしながら、このモデルでは、単純に変位を重ね合わせているため、術具間の相互作用が考慮されていない。例えば、**Fig.5** に示すように、2 つの術具に逆方向の変位を加えた場合には、他の操作点から影響があるため、操作点から術具が離れるといった不自然な変位が生じる。さらに、前述のように、臓器は非線形の性質を持ち、また、Single-Beam Model の変形アルゴリズムは非線形性を持っている。そこで、本提案モデルでは、これらの非線形性を考慮するため、変位の重ね合わせに影響率関数  $f$  を導入する。位置  $\mathbf{p}$  における非線形性を考慮した変位  $\mathbf{u}'(\mathbf{p})$  を、影響率関数  $f$  を用いて以下のように定義する。

$$\begin{aligned} \mathbf{u}'(\mathbf{p}) &= f(\mathbf{u}_1(\mathbf{p}), \mathbf{u}_2(\mathbf{p}), \dots, \mathbf{u}_N(\mathbf{p})) \\ &= \sum_{i=1}^N f_i(\mathbf{p}) \mathbf{u}_i(\mathbf{p}) \\ &= \mathbf{U}(\mathbf{p}) \cdot \mathbf{f}(\mathbf{p}) \end{aligned} \quad (6)$$

ここで、 $\mathbf{u}_i(\mathbf{p})$  は前述と同様に位置  $\mathbf{p}$  における梁  $i$  を用いて独立に計算した変位である。 $\mathbf{U}$  は  $3 \times N$  の行列、 $\mathbf{f}$  は  $N \times 1$  のベクトルで、 $\mathbf{U}(\mathbf{p}) = [\mathbf{u}_1(\mathbf{p}) \ \mathbf{u}_2(\mathbf{p}) \ \dots \ \mathbf{u}_N(\mathbf{p})]^T$ 、 $\mathbf{f}(\mathbf{p}) = [f_1(\mathbf{p}) \ f_2(\mathbf{p}) \ \dots \ f_N(\mathbf{p})]^T$  である。また、 $\mathbf{f}(\mathbf{p})$  を、距離関数を用いて以下のように定義する。

$$\mathbf{f}(\mathbf{p}) = \frac{\mathbf{L}^{-1} \mathbf{l}(\mathbf{p})}{\|\mathbf{L}^{-1} \mathbf{l}(\mathbf{p})\|_1}. \quad (7)$$

ここで、任意の 2 点  $\mathbf{r}, \mathbf{r}'$  間の距離を  $l_{\mathbf{r}, \mathbf{r}'}$ 、梁  $n$  の作用点の位置を  $\mathbf{p}_n$  とすると、 $\mathbf{l}(\mathbf{p}) = [l_{\mathbf{p}, \mathbf{p}_1} \ l_{\mathbf{p}, \mathbf{p}_2} \ \dots \ l_{\mathbf{p}, \mathbf{p}_N}]^T$ 、 $\mathbf{L} = [\mathbf{l}(\mathbf{p}_1) \ \mathbf{l}(\mathbf{p}_2) \ \dots \ \mathbf{l}(\mathbf{p}_N)]^T$  である。また、操作点が 2 点の場合における非線形性を考慮した変位は、

$$\begin{aligned} \mathbf{u}'(\mathbf{p}) = & \frac{l_{\mathbf{p},\mathbf{p}_2}}{l_{\mathbf{p},\mathbf{p}_1} + l_{\mathbf{p},\mathbf{p}_2}} \mathbf{u}_1(\mathbf{p}) \\ & + \frac{l_{\mathbf{p},\mathbf{p}_1}}{l_{\mathbf{p},\mathbf{p}_1} + l_{\mathbf{p},\mathbf{p}_2}} \mathbf{u}_2(\mathbf{p}) \end{aligned} \quad (8)$$

となる(Fig.6).

このように定義した影響率関数  $f$  は、変位を求める位置  $\mathbf{p}$  が、操作点に近いほど、その操作点の梁の影響を強く受ける式である。例えば前述の操作点が 2 点の場合では、変位を求める位置  $\mathbf{p}$  が、梁 1 の操作点に等しい ( $l_{\mathbf{p},\mathbf{p}_1} = 0$ ) 場合には、梁 1 の影響のみを受ける。この影響率関数を用いることで、単純な変位の足し合わせで見られた不自然な変位がなくなり、より自然な変形を再現することができる。以上のアルゴリズムを用いて、複数の鉗子操作における臓器変形の相互作用をモデル化する。

### 3 計算フレームワーク

本システムの計算フレームワークを Fig.7 に示す。前処理として、CT スライス像からマーチングキューブ法<sup>[11]</sup>により三次元再構成することで、臓器の形状データを取得する。また、取得した臓器の形状データから、梁の変形で用いるパラメータである、断面積、断面 2 次モーメントを事前計算することで実行時の計算負荷を低減することができる。

VR トレーニングシステムでは、臓器の変形計算やテクスチャマッピングなどの描画に加えて、接触判定や応力生成などの力覚情報を提示する必要がある。本システムでは、応力更新レート 1000hz、描画更新レート 60hz を達成するため、反力生成を別ループで計算する。反力生成は、術具の操作による梁の変形を求めるだけでよいと、歪み場を用いた臓器全体の変形計算やテクスチャの貼り付け処理などの描画ループとは別の計算ループで、梁の変形のみを高速に計算する。また、接触判定は、レンダリングベースで接触判定を行う Lombardo ら<sup>[12]</sup>の手法を適用し、GPU を用いることで高速に計算する。

### 4 実装と評価

当研究室で開発中の腹腔鏡下手術トレーニングシステムに本提案モデルを実装した。本システムは腹腔鏡下胆嚢摘出術を目的とした VR システムである。実際の胆嚢摘出手術において撮影された腹腔画像、肝臓と胆嚢の形状データより構築された仮想臓器、また鉗子等の形状データより構築された仮想手術器具がディスプレイ上に映し出される。本システムでは、CPU に Intel Pentium4 (3G Hz)、グラフィックスカードに GeForce 7800 (Nvidia 社)を使用した。また、被験者は触覚インタフェース PHANToM<sup>[13]</sup> (SensAble Technologies 社)により触覚情報の提示を受け、仮想空間内の臓器に触れることができる。PHANToM は空間座標および回転の 6 自由度入力と同時に、3 自由度の力を出力するデバイスである。Fig.8 に単純な重ね合わせを用いたモデルと影響率関数を用いたモデルの比較結果を、Fig.9 に影響率関数を用いてモデルをシステムに実装した結果を示す。影響率関数を用いたモデルでは、単純な変位の重ね合わせの際に生じていた不自然な変位がなく、自然な変形を再現している。肝臓は 2394 の質点、9258

の四面体から構成されている。

応力計算ループおよび変形計算ループにおける、1 操作点あたりの計算時間を計測した。梁の変形とその変形による応力を求める応力計算ループの計算時間は 1 ループあたり平均 0.082ms であった。また、臓器変形計算ループの計算時間は 1 ループあたり 3.75ms であった。本モデルでは、操作点数、質点数の増加に対して、計算量は線形に増加する。しかし、1 操作点あたりの計算量が極めて少ないため、VR トレーニングシステムで求められる応力更新レート 1000Hz、描画更新レート 60Hz を十分に達成できる。接触判定、テクスチャマッピングなどの全ての処理を含んだ描画実行速度は 60fps を達成できた。

## 5 おわりに

本論文では腹腔鏡下手術トレーニングシステムのための複数点操作を可能とする弾性体変形モデルの提案を行った。本手法では、重ね合わせの原理を用いることで、複数術具による臓器変形の相互作用をモデル化した。また、影響率関数を用いたモデルでは、単純な重ね合わせを用いた手法で生じていた不自然な変位のない自然な変形を再現できた。また、本モデルの計算量は極めて少なく、描画更新レート 60Hz、応力計算レート 1000Hz を十分に達成できた。今後は、梁の変形パラメータの取得に[14]で用いられているような、より精度の高い方法を用いることや、他の変形モデルとの変形精度比較を行う必要がある。また、本モデルの胆嚢摘出術への応用に向けて、複数の臓器間の相互作用や剥離時における臓器の振る舞いをモデル化する予定である。

## 参考文献

- [1] F. P. Vidal, F. Bello, K. Brodlie et al.: Principles and Applications of Medical Virtual Environments. Eurographics 2004 State of the Art reports, 2004.
- [2] G. Picinbono, H. Delingette and N. Ayache: Non-linear and anisotropic elastic soft tissue models for medical simulation. IEEE International Conference Robotics and Automation 2001, pp.1370-1375, 2001.
- [3] S. Cotin, H. Delingette and N. Ayache: Real-Time Elastic Deformations of Soft Tissues for Surgery Simulation. IEEE Transactions on Visualization and Computer Graphics, Vol.5, No.1, pp.62-73, 1999.
- [4] M. Bro-Nielsen and S. Cotin: Real-time Volumetric Deformable Models for Surgery Simulation using Finite Elements and Condensation. Computer Graphics Forum, vol. 15, no.3, pp.57-66, 1996.
- [5] G. DeBunne, M. Desbrun, M. Cani and A. Barr: Dynamic Real-Time Deformations using Space & Time Adaptive Sampling. Proc. SIGGRAPH 2001, pp.31-36, 2001.
- [6] X. Wu, M. S. Downes, T. Goktekin et al.: Adaptive nonlinear finite elements for deformable body simulation using dynamic progressive meshes. Proc. Eurographics, vol. 20, no. 3, pp 349-358 2001.
- [7] M. Müller, J. Dorsey, L. McMillan et al.: Stable Real-Time Deformations. Proc. ACM SIGGRAPH Symposium on Computer Animation 2002, pp. 49-54, 2001.

- [8] T. Nakaguchi, M. Tagaya, N. Tamura et al.: Real-time Deformations of Organ Based on Structural Mechanics for Surgical Simulators. Proc. SPIE, Medical Imaging, Vol.6143, pp.2A1-2A6, 2006.
- [9] Toshiya Nakaguchi, Masashi Tagaya, Norimichi Tsumura et al.: Real-time deformation of organs based on structural mechanics for surgical simulators, submitted to The Visual Computer, 2007.
- [10] S. Ushiki, C. Matsuguma, T. Koishi et al.: Real Time Deformation Model of Liver Based on Structural Mechanics for Medical Training Systems and Its Accuracy Evaluation. Asian Forum on Medical Imaging 2007, IEICE Technical Report, Vol.106, No.510, pp.77-80, 2007.
- [11] W. E. Lorensen and H. E. Cline: Marching Cubes: A High Resolution 3D Surface Construction Algorithm. Computer Graphics, Vol. 21, No.4: pp.163-169, 1987.
- [12] J-C. Lombardo, M. P. Cani and F. Neyret: Real-time Collision Detection for Virtual Surgery. Computer Animation, Geneva Switzerland, May, pp. 82-91, 1999.
- [13] T. H. Massie and J. K. Salisbury: The PHANTOM Haptic Interface: A Device for Probing Virtual Objects. Proceedings of the ASME Winter Annual Meeting, Symposium on Haptic Interfaces for Virtual Environment and Teleoperator Systems, Chicago, 1994.
- [14] T. Hu, J. Desai: A Biomechanical Model of the Liver for Reality-Based Haptic Feedback. Proc. Medical Image Computing and Computer Assisted Intervention 2003, pp. 75-82, 2003

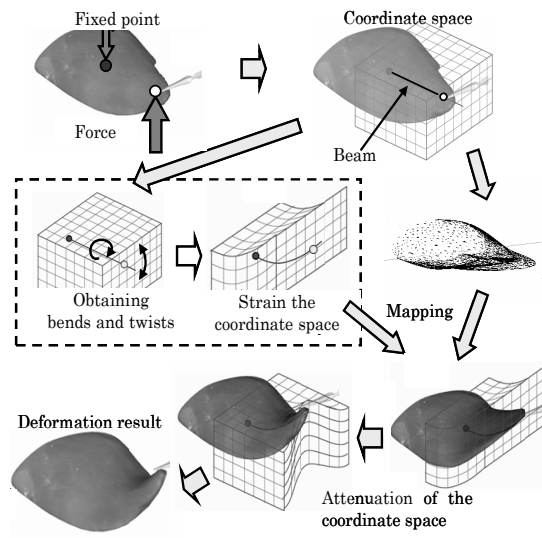
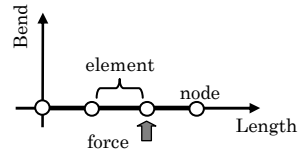
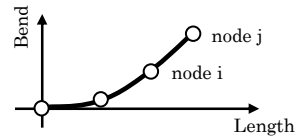


Figure 1: Flow of a liver deformation based on the single-beam model.



(a) The beam is divided into elements



(b) The bend of the beam can be obtained by solving the equation  $\mathbf{F}=\mathbf{K}\mathbf{u}$ .

Figure 2: The bend of the beam. The beam is deformed based on structural mechanics.

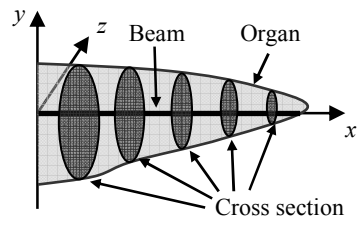


Figure 3: Extraction of cross section.

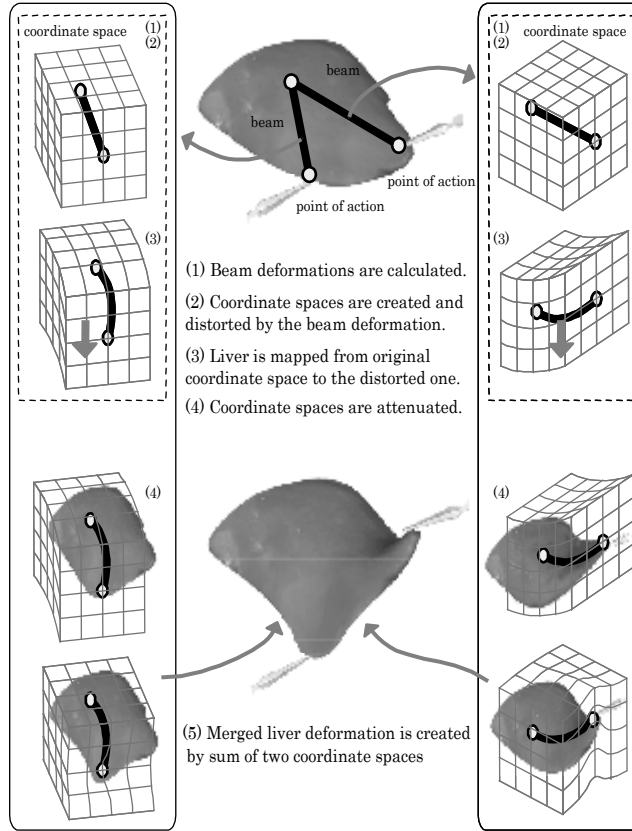


Figure 4: Flow of a liver deformation based on the proposing multi-beam model.

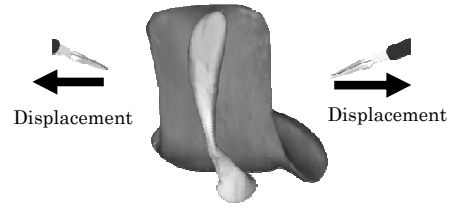


Figure 5: The results of the implementation by using simple merged displacement algorithm based on superimpose principle.

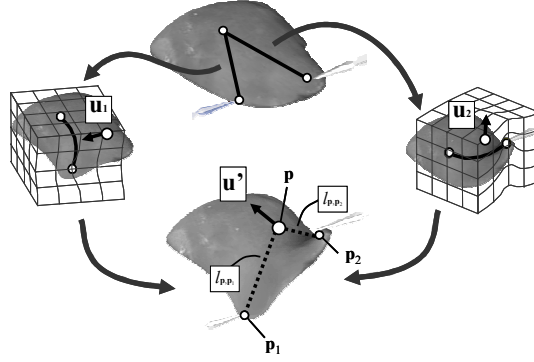


Figure 6: Flow of the merging algorithm by using a contribution function of distance from the points of action.

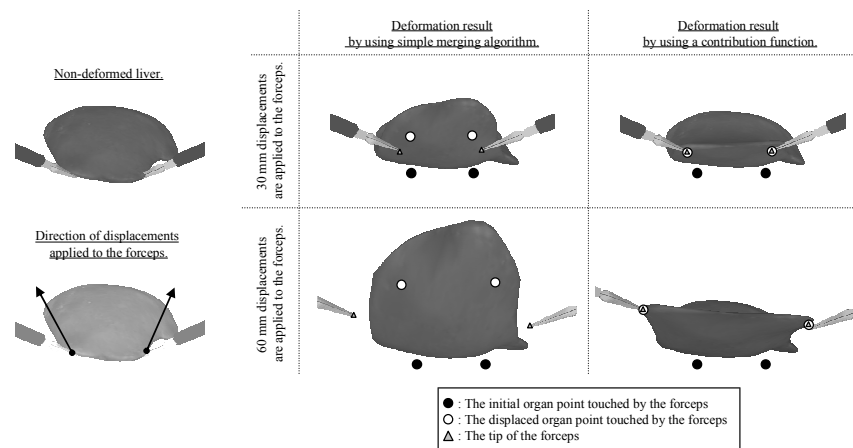


Figure 7: The compensation of two deformation algorithm.

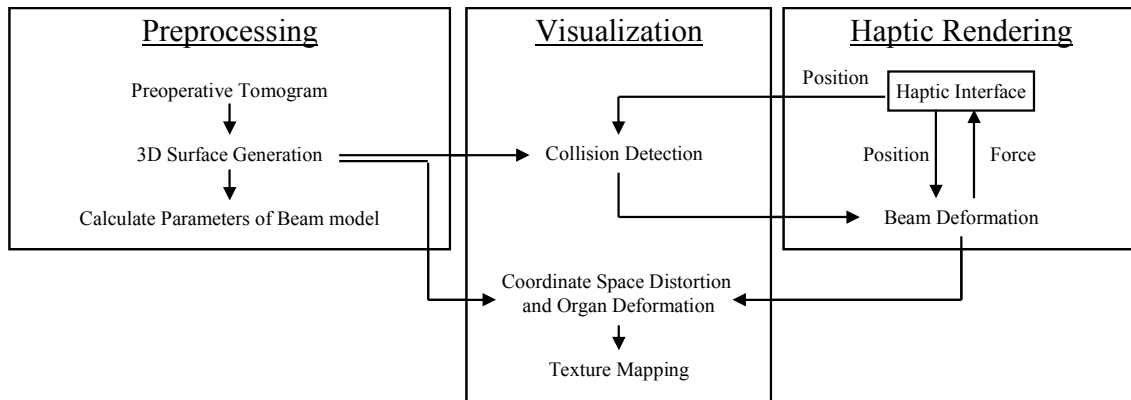


Figure 8: The simulation framework of the multi-beam model.

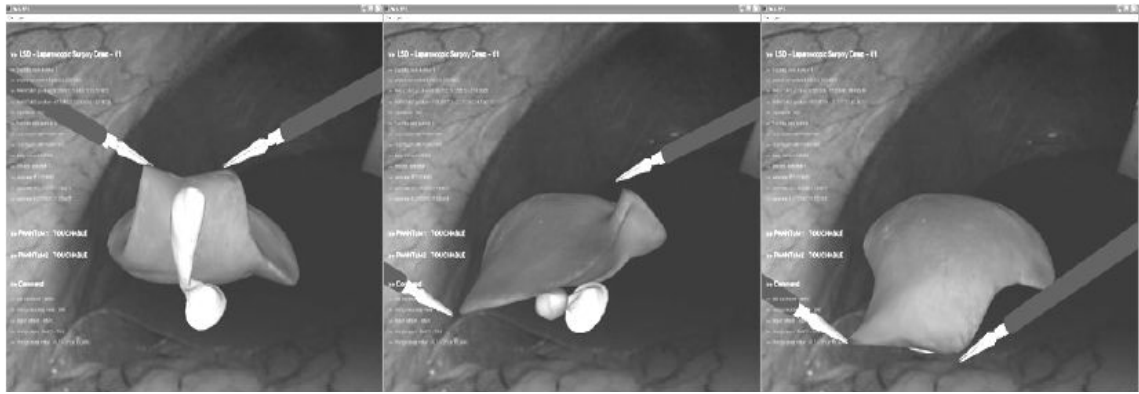


Figure 9: The result of the implementation by using the contribution function. The liver can be deformed without unnatural negation and increase of displacement.