腹腔鏡下手術支援のための仮想腹腔鏡像作成に関する検討

A study on a Method for Generating Virtual Laparoscopic Images for the Aids of Laparoscopic Surgery

林雄一郎(学生会員)^{a*}, 森健策^b, 末永康仁^b, 鳥脇純一郎^c, 橋爪誠^d

^a 名古屋大学大学院工学研究科

^b 名古屋大学大学院情報科学研究科

^c 中京大学生命システム工学部

^d 九州大学大学院医学研究院

Yuichiro Hayashi^a, Kensaku Mori^b, Yasuhito Suenaga^b, Junichiro Toriwaki^c, Makoto Hashizume^d

^a Graduate School of Engineering, Nagoya University

^b Graduate School of Information Science, Nagoya University

^c School of Life System Science and Technology, Chukyo University

^d Graduate School of Medical Sciences, Kyushu University

Abstract

In this paper, we propose a method for generating virtual laparoscopic images for the aid of laparoscopic surgery. Since the field of view of a laparoscope is very limited, the load of a surgeon who performs laparoscopic surgery is quite large. It would be very useful to generate virtual laparoscopic images from pre-operative CT or MRI images. Since the abdominal wall is lifted during laparoscopic surgery, it is required to deform an original CT image for generating a virtual laparoscopic image. We extract the abdominal wall semi-automatically and model the extracted abdominal wall by using a node and spring model. The method lifts the abdominal wall by elastic deformation. A virtual laparoscopic image is obtained by reconstructing the CT image from the result of elastic deformation. We applied the proposed method to four abdominal X-ray CT images. Experimental results showed that the proposed method could generate virtual laparoscopic images and were very useful for pre-operative surgical planning and intra-operative surgical navigation.

Key words

Virtual laparoscopy, Virtual endoscopy, Laparoscopic surgery, Surgical simulation, Deformation

1. はじめに

1990 年頃にわが国に腹腔鏡下胆嚢摘出術が導入

されて以来, 従来の開腹手術に比べて低侵襲である腹腔鏡下手術は様々な部位の手術に適用されてきた. 近年, この手術法は急速に普及し, 外科の各領域において手術法の一つとして取り入れられている. 腹腔鏡下手術は, 腹腔内に手術に必要なスペースを作成し, 腹壁に直径 1 cm 程度の穴を 3~5 個開け, そ

*名古屋大学大学院工学研究科情報工学専攻

〒464-8603 名古屋市千種区不老町

yhayashi@suenaga.m.is.nagoya-u.ac.jp

受付 2004 年 11 月 26 日; 採択 2005 年 7 月 7 日

こに腹腔鏡・鉗子等を挿入し、腹腔鏡から得られる画面を見ながら行なう手術である¹⁾。この手術法は大きな開腹を伴わないことから患者にとって低侵襲であるものの、手術に用いられる腹腔鏡の視野と移動範囲が限定されているため、医師が術中に観察できる範囲は非常に狭い。そのため術中に重要な情報、例えば病変と腹部臓器との位置関係などを把握することが難しい場合があり、手術を行なう医師の負担は大きい。そこで、腹腔鏡を用いた手術トレーニングシステムの開発、術前計画の作成を支援するシステム、術中に術者をガイドするシステムの開発などが求められている。

これらのシステムを実現するには、X線CT像、MRI像、あるいは超音波画像などの利用が非常に有効である。これまでもこのような画像を用いて腹腔鏡下手術を支援する研究が行なわれてきた^{2)~8)}。しかしながら、これらの研究においては臓器の変形、腹壁の変形、臓器が相互に干渉することで発生する変形などは全く取り扱われていない、もしくは、手術対象となる臓器の変形のみを考慮している。また、多くの研究における腹腔鏡下手術支援画像生成では単に腹部臓器を描出したものがほとんどである。

そこでわれわれは、腹腔鏡下手術の教育・術前計画作成支援・術中支援を総合的に行なうことのできる臓器変形モデルに基づく仮想腹腔鏡システムの開発に取り組んでいる。このシステムでは術前に撮影されるCT像(術前CT像)から、腹部に含まれる種々の臓器を自動的に取り出し、気腹あるいは術具操作に伴う臓器ならびに腹壁の変形をシミュレートし、その結果を基に仮想腹腔鏡像を生成する。このようなシステムを実現することで、気腹に伴う臓器位置の変化、再手術の場合における臓器と腹壁との癒着など臨床的に困難な状況を術前にプランニング可能となる。また、ここで生成される画像は術中にも利用することが可能である。もちろん、腹腔鏡下手術の教育にも大きな役割を果たすものと期待される。

本稿では、このような仮想腹腔鏡システムあるいは腹腔鏡下手術シミュレータ開発の第1段階として、気腹をシミュレートすることで術前に撮影されたCT像やMRI像から仮想的な腹腔鏡画像を生成する手法について検討する。気腹がシミュレートされた仮想腹腔鏡像が作成できれば、術前に病変と周辺臓器の位置関係、腹腔鏡下手術に特有な鉗子、内視鏡の挿入

方法などを検討することが可能となる。また、術中には実際の腹腔鏡からは見るることのできない様々な位置・方向から臓器を観察できることから、鉗子の周辺にどのような臓器が存在するかを知ることが可能となり、非常に有用であると考えられる。これらは腹腔鏡下手術の教育にも役立つ。しかしながら、気腹をシミュレートすることで腹腔鏡下手術に特有な鉗子、内視鏡の挿入方法などを検討することが可能となるものの、われわれの知る限りでは仮想腹腔鏡像生成において気腹をシミュレートする研究は行なわれていない。

臨床的な側面から考えた場合、この仮想腹腔鏡像の最大の利点は、立体的な観察が可能な仮想腹腔鏡像を用いることで、腹腔鏡下手術に特有な鉗子や内視鏡などの挿入方法だけでなく、手術全体の手技や術式の検討、最適なアプローチ法などが容易に検討できるようになることである。特に、対象臓器と内視鏡、鉗子との最適な相対的位置の確認や、気腹時の各臓器間の解剖学的相対的位置関係の確認、肋骨弓や季肋部(角度などに個人差がある)と鉗子挿入部との位置関係の確認など、従来不可能であったことが可能となる。従来は、この相対的位置関係が術前に把握できず、鉗子や腹腔鏡の挿入部位が不適切な場合があったが、一度挿入すると再挿入のためには追加の皮膚切開を行なう必要があるため、追加切開をせずに無理な姿勢や体位をとりながら手術を終了せざるを得ない場合が多かった。例えば、体格の良い患者では、最初に挿入する腹腔鏡や鉗子の位置が不適切だと、手術中、先端が対象臓器に届かず、遠くを見ながら手術したり、鉗子の付け根近くまで腹部に挿入して手術しなければならない場合があった。また、肝硬変症で肝臓の左葉が肥大している患者では、食道胃接合部付近が肝左葉で覆われて手術野の妨げになる。この場合、肝左葉を鉗子で持ち上げて手術する必要があるが、どの位置から鉗子を挿入するのが適切であるかなどを仮想腹腔鏡像を用いて手術前から検討することが可能であれば、手術中に無駄な時間を費やすことはなくなり、非常に有用である。

ところで、術前に撮影されたCT像から術中と類似した仮想腹腔鏡像を作成する場合、術前のCT像では腹壁が持ち上げられていないため、腹壁を持ち上げた状態に変形する必要がある。一度腹壁が持ち上がった状態のCT像を生成すれば、仮想化内視鏡システム(Virtualized Endoscope System; VES)^{9)~11)}等を

Fig. 1 Outline of the procedure.

用いて任意の視点位置、方向から人体内部を自由に観察することが可能になる。そこで、本稿では術前に撮影した CT 像中の腹壁領域を変形することで、仮想腹腔鏡像を作成する手法について述べる。以下 2 章で仮想腹腔鏡像作成手法、3 章で実験結果を述べ、4 章で考察を行なう。

2. 仮想腹腔鏡像作成手法

術前に撮影された患者の CT 像を変形することで仮想腹腔鏡像を作成する。腹腔鏡下手術では、腹腔内にスペースを作る方法として気腹法と吊り上げ法がある。気腹法は、腹壁に気腹針を刺して、腹腔内にガスを注入し、腹腔内にスペースを作成することで手術を行なう方法である。本研究では気腹法を模して腹壁を持ち上げる変形を行なうことで、腹腔内に空間を作成する。

本手法の概要を Fig. 1 に示す。入力は X 線 CT 像である。入力された CT 像から変形の対象となる腹壁領域を抽出する。次に、抽出した腹壁領域からバネモデルを生成し、力学的な変形操作を行なうことで腹壁を持ち上げる。変形後のモデルと変形前のモデルとの対応関係を用いて CT 像を再構成する。最後に変形された CT 像を可視化することで、仮想腹腔鏡像を得る。

2. 1 腹壁の抽出

腹壁領域は筋肉や脂肪などの複数の組織で構成されているため、CT 像中の腹壁領域は CT 値の構成が複雑である。また他臓器と腹壁の接触部では CT 値が非常に似通っている箇所がある。そのため、われわ

Fig. 2 Illustration of elastic cube allocation.

れは動的輪郭モデルを用いて腹壁領域を抽出する手法の検討を行なってきたものの¹²⁾¹³⁾、この手法のみでは完全な自動抽出は難しい。そこで本研究では、この手法の抽出結果に対して手修正を加えたものを変形対象の腹壁領域とする。

2. 2 モデル作成

腹壁領域を変形するために、抽出された領域に節点とバネを配置することで腹壁部分の弾性モデルを作成する。まずここで、座標系として、CT 像の体軸方向に z-軸、スライス内に z-軸と直交するように x-軸、y-軸を設定する。x-軸は人体の左右方向、y-軸は前後方向に相当する。

モデル作成の際、CT 像中の 1 ボクセルごとに節点とバネを配置すると、それらの個数が非常に多くなり、変形に時間を要すると考えられる。そこで、 $N \times N \times N$ ボクセルの領域中に抽出された腹壁領域が 1 ボクセルでも存在する場合に、 $N \times N \times N$ ボクセルを 1 つの立方体格子とし、立方体格子の各頂点に節点、節点間にバネを配置する (Fig. 2 を参照。図中では大きさの関係上 $4 \times 4 \times 4$ ボクセルを 1 つの立方体格子で囲んでいる。)。この時、隣り合う立方体格子では隣接面同士の分割線が共通となるように Fig. 3(a)と Fig. 3(b) で示す 2 種類の立方体格子が交互に並ぶように配置する。この操作により、1 つの立方体格子は 5 つの四面体に分割される (Fig. 3)。この時、各節点間に張られたバネの長さをそれぞれのバネの自然長とする。

次に、Fig. 4 に示すように作成したモデル中で変形時に外力を加える腹部臓器との境界面をなす節点

Fig. 3 Two types of cube division.

(境界点)と, 変形操作では移動しない固定する節点(固定点)を決定する. 固定点とは, y 座標が y_f 以上の値を持つ腹壁領域画素をマークして, その画素を含む立方体格子に配置された節点とする (Fig. 4(a)). また, 腹壁領域の体軸方向の上端と下端も固定点に追加するが, 今回用いた症例では腹壁領域の下端が撮影されているものが存在しなかったため, 上端のみを固定点に追加する. z 座標が一定以下の腹壁画素を含む立方体格子の節点を上端の固定点とする (Fig. 4(b)). 次に, 固定点以外の節点から腹部臓器との境界点を決定する. まず, y 軸の正の方向に隣接する立方体格子が存在しない立方体格子を選択する. この格子を構成する 6 つの面のなかで, 立方体格子が隣接しない面を構成する節点を境界点とする.

2. 3 モデルの変形

変形処理では, モデルの各節点において, (a)バネによる力 F_s , (b)体積を保存する力 F_v の 2 つの力を考える. さらに, 腹壁境界面を構成する節点には腹壁を持ち上げるために(c)腹壁境界にかかる力 F_b を加える. ここで, 節点 i にバネで連結するすべての節点集合を S_i とする. また, 節点 i を頂点にもつすべての四面体の集合を T_i とする. n 回目の反復時に節点 i が受ける力 $F_i(n)$ は, 節点 i に連結するすべての節点との間に張られるバネから受ける力 F_s と, 節点 i を頂点にもつ四面体から受ける力 F_v の合力で与える. すなわち,

$$F_i(n) = \sum_{j \in S_i} F_{sij}(n) + \sum_{t \in T_i} F_{vit}(n) \quad (1)$$

となる. ここで F_{sij} は節点 i が接続する節点 j との間に張られるバネから受ける力, F_{vit} は節点 i が節点 i を頂点に持つ四面体 t から受ける力である.

(a) バネによる力

n 回目の反復時に節点 i に接続する節点 j との間に張られるバネから受ける力は

(a) Axial view.

(b) Sagittal view.

Fig. 4 Illustration of boundary surface and fixed node.

$$F_{sij}(n) = k_l \left(|R_{ij}(n)| - l_{ij} \right) \frac{R_{ij}(n)}{|R_{ij}(n)|} \quad (2)$$

$$R_{ij}(n) = R_j(n) - R_i(n)$$

となる. ここで k_l はバネ定数, l_{ij} は節点 i, j 間に存在するバネの自然長とする. また, $R_i(n)$ は n 回目の反復時における節点 i の位置ベクトルとする.

(b) 体積を保存する力

変形の際に四面体が大きく歪むのを防ぐため, 四面体の体積変化に応じた力を加える. n 回目の反復時に節点 i が節点 i を頂点に持つ四面体 t から受ける力は

$$F_{vit}(n) = -k_v (v_i(n) - v_{t0}) e_{ti}(n) \quad (3)$$

となる. ここで, $v_i(n)$ は n 回目の反復時における四面体 t の体積, v_{t0} は変形前の四面体 t の体積, k_v は定数である. また, $e_{ti}(n)$ は n 回目の反復時における四面体 t を構成する 4 つの面の中で節点 i を含む 3 つ

の面の法線ベクトルの和を正規化したものである。

(c) 腹壁境界にかかる力

腹壁と腹部臓器の境界面を構成する節点 i には腹壁を持ち上げるために上記の(a), (b)の力に加えて一定の力 F_{bi} を加える。ここで、 n 回目の反復時における腹壁境界にかかる力を

$$F_{bi}(n) = k_b n_i \quad (4)$$

とする。ここで k_b は定数、 n_i は腹壁境界面を構成する三角形で節点 i を頂点にもつ面の法線ベクトルの和を正規化したものである。

以上の 3 つの力から、 n 回目の反復時に節点 i の位置 R_i を各節点 i が受ける力の方向へ微小距離移動させる。移動後の節点 i の位置は、

$$R_i(n+1) = R_i(n) + F_i(n)\Delta s \quad (5)$$

となる。ここで、 Δs は一回の移動に力 $F_i(n)$ をどの程度反映させるか決定する定数である。この移動計算を節点 i が受ける力 $F_i(n)$ の総和が一定値以下になるまで繰り返す。

2. 4 CT 像の再構成

変形された四面体を基に CT 像を再構成し、腹壁が変形された状態の CT 像を生成する。変形前の四面体の頂点と変形後の四面体の頂点には一対一の対応関係があるため、この対応関係を用いて CT 像を再構成する。

変形前の四面体 T の頂点を A, B, C, D , それと対応関係のある変形後の四面体 T' の頂点を A', B', C', D' , とする。変形後の四面体 T' の内部に存在する任意の点 P' は T' の 4 頂点の位置ベクトル A', B', C', D' , と実数 s, t, u, v を用いて

$$P' = sA' + tB' + uC' + vD' \quad (6)$$

$$s + t + u + v = 1 \quad (7)$$

$$0 \leq s, t, u, v \leq 1$$

と表わすことができる。点 P', A', B', C', D' の座標を式(6), (7)に代入することにより s, t, u, v を求めることができる。変形後の点 P' に対応する変形前の位置 P は、求めた s, t, u, v を用いて

$$P = sA + tB + uC + vD \quad (8)$$

と表わされる。

変形後の CT 像の標本点を変形前の CT 像と同じ位置で取り、各標本点での CT 値を変形前後の四面体の対応

関係から求め、変形後の CT 像を作成する。変形前の CT 像を $I(I=\{I_x\})$, I_x =画素 x における CT 値)とし、変形後の CT 像を $O(O=\{O_x\})$, O_x =画素 x における CT 値)とする。変形後の CT 像の各画素における CT 値を次のように求める。まず、画素 P' が変形後の腹壁モデルに含まれているか判定する。含まれている場合は、式(6)-(8)を用いて変形前の腹壁モデルにおいて対応する位置 P を求める。入力 CT 像 I において位置 P が 2.1 で抽出した腹壁領域に含まれる場合、位置 P での CT 値を線形補間により求め、変形後の CT 像 O の画素 P' での値とする。位置 P が腹壁領域に含まれない場合は、画素 P' に空気に相当する CT 値(= -1000H.U.)を代入する。次に、変形後の腹壁モデルに含まれない画素 P' の CT 値は、 $O_{P'}=I_P$ として入力 CT 像 I における位置 P での CT 値を複写する。この時、画素 P が変形前の腹壁モデルに含まれ、画素 P' が変形後の腹壁モデルに含まれない画素には空気の CT 値を代入する。これにより、腹壁が持ち上がり腹腔内にスペースが作成された CT 像 O を得る。

2. 5 可視化

ボリウムレンダリング法¹⁴⁾を用いて変形後の CT 像を描画することで、仮想腹腔鏡像を得る。高速ボリウムレンダリング機能を備えた VES を用いれば、医師は腹腔内を自由に観察することができる¹⁵⁾。この時、あらかじめ入力 CT 像に含まれる各臓器をセグメンテーションしておくことで、ボリウムレンダリングの描画パラメータを変更することでそれらを表示することが出来る。

3. 実験結果

3. 1 仮想腹腔鏡像の生成

本手法を X 線 CT 像 4 例に対して適用し、仮想腹腔鏡像の作成を試みた。実験に用いた CT 像の仕様を Table 1 に示す。変形のパラメータは経験的に $N=8$, $k_s=1$, $k_v=0.1$, $k_b=0.2$, $\Delta s=0.03$ とした。節点・パネの変形計算に要した時間は、AthlonMP1900+の CPU を搭載した計算機を使用して、スライス枚数 489 枚(腹壁領域 2668442 画素、四面体数 39315 個、節点数 10860 個、パネ数 55946 本)の症例で約 11 分(反復

Table 1 Acquisition parameters of CT images.

	Num. of pixels	Slices	Pixel size	Slice thickness	Reconstruction pitch
Case 1	512 × 512	489	0.625mm	1.0mm	2.0mm
Case 2		171	0.625mm		
Case 3		229	0.606mm		
Case 4		164	0.586mm

Fig.5 Examples of original CT image. Extracted abdominal wall are colored by yellow.

Fig.6 Progress of the deformation. These figure show that the abdominal wall is gradually lifted.

Fig.7 Sagittal-sectional views of CT images before (top row) and after (bottom row) deformation.

回数 15764 回)であった。

半自動により抽出した腹壁領域の一例を Fig. 5 に示す。図中の黄色領域が抽出して変形対象とした腹壁領域である。次に、変形結果を示す。変形の途中過程で CT 像を再構成して三次元表示した結果を Fig. 6 に、変形前後の人体側面像を Fig. 7 に示す。また、VESを用いて変形したCT像の腹腔内に視点を置き、様々な位置から観察した仮想腹腔鏡像を Fig. 8 に示す。これらの画像から、本手法により術前の CT

像の腹壁領域が持ち上げられており、腹腔内に空間が作成されていることが確認できる。

3. 2 腹腔鏡下肝臓手術支援画像の作成

仮想腹腔鏡像を実際の手術支援として利用する場合、医師へどのような画像を提示するかが重要となる。手術に有用な情報を提供するためには、CT 像を変形させるだけでなく、手術対象の臓器位置や形状も効果的に提示する必要がある。そこで、X 線 CT 像から肝臓領域を抽出し、その情報を用いて仮想腹腔鏡

Table 2 V_{ave} , V_{sd} and L_{ave} for different parameters k_s .

(a) Case 1				(b) Case 2			
k_s	1	2	3	k_s	1	2	3
$V_{ave} \pm V_{sd}$	1.00 ± 0.03	1.00 ± 0.03	1.00 ± 0.03	$V_{ave} \pm V_{sd}$	1.00 ± 0.03	1.00 ± 0.02	1.00 ± 0.03
L_{ave}	24.20	17.81	15.12	L_{ave}	21.55	15.52	13.40

Table 3 V_{ave} , V_{sd} and L_{ave} for different parameters k_v .

(a) Case 1				(b) Case 2			
k_v	0	0.05	0.1	k_v	0	0.05	0.1
$V_{ave} \pm V_{sd}$	1.00 ± 0.12	1.00 ± 0.03	1.00 ± 0.03	$V_{ave} \pm V_{sd}$	0.97 ± 0.13	0.99 ± 0.03	1.00 ± 0.03
L_{ave}	30.41	24.66	24.20	L_{ave}	29.07	21.89	21.55

Table 4 V_{ave} , V_{sd} and L_{ave} for different parameters k_b .

(a) Case 1				(b) Case 2			
k_v	0.1	0.2	0.5	k_v	0.1	0.2	0.5
$V_{ave} \pm V_{sd}$	1.00 ± 0.02	1.00 ± 0.03	0.99 ± 0.06	$V_{ave} \pm V_{sd}$	1.00 ± 0.02	1.00 ± 0.03	0.99 ± 0.06
L_{ave}	15.48	24.20	42.4	L_{ave}	13.17	21.55	38.51

像を作成することで、腹腔鏡下肝臓手術の支援画像の生成を試みた。実験には血管などの抽出が容易な造影CT像である症例4を用いた。まず、文献16)の手法により肝臓領域を抽出し、その後、肝臓領域内の血管領域を閾値処理で、肝細胞癌領域を手入力によりそれぞれ抽出した。このセグメンテーション情報を用い、仮想腹腔鏡像の可視化時に肝臓領域、肝臓内血管領域、肝細胞癌領域の着色表示を行なった。

結果を **Fig. 9**, **Fig. 10** に示す。図中の黄色領域が肝臓領域、赤色領域が肝臓内血管領域、青色が肝細胞癌領域である。図から肝臓領域、肝臓内血管領域、肝細胞癌領域を着色表示することで、それぞれの領域の位置・形状が着色前と比較して明瞭に描出されていることが確認できる。

3. 3 変形パラメータに関する実験

変形のパラメータと変形結果の関係の調査を行なった。まず、症例 1 を用いてモデル作成時のパラメータ N を 2, 4, 8, 16 それぞれの条件において 10000 回の反復計算を行なったときの計算時間を測定した。AthlonMP1900+の CPU を搭載した計算機を使用した時の測定結果を、**Fig. 11** に示す。図(a)が計算時間、図(b)が節点数とバネ数である。

次に変形結果を評価するために、変形による四面体の歪み具合の評価値 V 、変形による節点の持ち上がり具合の評価値 L を導入する。ある四面体での評価値 V を変形前後の体積比として定義する。変形前の四面体の体積を V_b 、変形後の四面体の体積を V_a と

すると、 $V = V_a / V_b$ となる。モデル全体の変形評価には全ての四面体で評価値 V を計算し、その平均 V_{ave} と標準偏差 V_{sd} を用いる。 V_{ave} が 1 に近く、 V_{sd} が 0 に近いほうが変形によって四面体の形状が歪んでいないことを示している。ある節点での評価値 L を変形前後での節点の y 座標の差で定義して、変形前の y 座標を L_b 、変形後の y 座標を L_a とすると、 $L = |L_a - L_b|$ となる。 y 座標を用いたのは座標系の y -軸が人体の前後方向に相当するためである。また、モデル全体での評価にはすべての節点での平均値 L_{ave} を用いる。この値が大きいほうが腹壁がより持ち上がっていることになる。

症例 1, 2 を用いて変形パラメータが変形結果に与える影響を調査した。 $N=8$, $\Delta s=0.03$ 、とした時に k_s , k_v , k_b を変化させて仮想腹腔鏡像を作成し、 V_{ave} , V_{sd} , L_{ave} を計算した。 $k_v = 0.1$, $k_b = 0.2$ として $k_s = 1, 2, 3$ と変化させた時の結果を **Table 2** に、 $k_s = 1$, $k_b = 0.2$ として $k_v = 0, 0.05, 0.1$ と変化させた時の結果を **Table 3** に、 $k_s = 1$, $k_v = 0.1$ として $k_b = 0.1, 0.2, 0.5$ と変化させた時の結果を **Table 4** に示す。

4. 考察

本手法は、術前の腹壁が持ち上げられていない CT 像を変形することで仮想的な腹腔鏡像を生成するのである。本手法を用いることで腹腔鏡下手術において、術前に撮影した腹部 X 線 CT 像から仮想腹腔鏡像が生成可能となる。変形した CT 像を VES で観察することで、医師は術前や術中に病変と周辺臓器と

Fig. 8 Examples of virtual laparoscopic views.

(a) Each organ is not colored. (b) Labeled view of liver, vessel, and tumor regions. Yellow, red, and blue regions show liver, vessel, and tumor regions respectively.

Fig. 9 Sagittal-sectional views of the deformed image.

Fig. 10 Virtual laparoscopic views. (a) Each organ is not colored. (b), (c) Labeled view of liver, vessel, and tumor regions. Yellow, red, and blue regions show liver, vessel, and tumor regions respectively.

の位置関係などを把握することが出来る。また、医師は視点位置・視線方向を様々に変化させて仮想腹腔鏡像を観察することで、術前シミュレーションとして手術時の腹腔鏡や鉗子の最適な挿入位置・角度を検討することが可能となる。術中においても、腹腔鏡の制約から見ることで見えない様々な位置・角度から臓器を観察できる仮想腹腔鏡像は参考画像として有用

であろう。さらに仮想腹腔鏡像では臓器の観察のみでなく、長さ、角度、面積、体積などの特徴量の計測が可能であるため、術前における手術計画の立案や術中の参照画像として大きな役割を果たすことが期待される。

本手法では、厳密な軟部組織の変形シミュレーションではなく、腹壁のみを節点とバネで構成された単純

Fig. 11 Relationship between parameter N and (a) computation time and (b) the number of nodes and springs.

な弾性モデルとして簡易的な変形を行なった。この変形操作にはいくつかのパラメータを設定する必要があるが、その設定は変形に影響を及ぼす。モデル作成時のパラメータ N は計算時間に大きく影響する。Fig. 11 (a)に示すように N を小さくすると計算時間が増大する。これは、 N の値を小さくすると多くの立方体格子が配置されることになり、節点、パネの数が多くなるからである (Fig. 11(b))。また、Table 2 から、 k_s が小さいほど腹壁が持ち上がっている。これは k_s を大きくすると節点間に張られるパネの力が強くなり、1 回の反復で大きく変形しにくくなり、変形の程度が小さくなったのだと考えられる。Table 3 から、 k_v を 0 にすると、変形前後で四面体の体積が大きくばらつくこと (Case 1) や大きく変化すること (Case 2) が確認できる。これにより、本手法で導入した四面体の体積を保存する力は有効に働いているといえる。Table 4 から、 k_b を大きくするほど腹壁が持ち上がっていることが確認できる。 k_b は腹壁境界にかかる力の強さを調整するパラメータであるため、このパラメータを変更することで、腹壁の持ち上がり具合を調整できると考えられる。このように、変形パラメータの設定は変形結果に影響を及ぼす。本研究では、変形の計算時間と作成した仮想腹腔鏡像を目視評価して変形パラメータを経験的に決定している。今後は、ファントムなどを用いた実験結果から最適なパラメータを算出する手法の検討、理論的に最も適切なパラメータを決定する手法の検討などが必要である。

仮想腹腔鏡像を作成した結果は、Fig. 7, Fig. 8 から、目視による評価ではあるが、良好に変形していることが確認できる。実際の内視鏡像で観察される腹腔

内の状況は、腹腔内圧の強さ、腹壁や各臓器の弾性率など、各個人によって異なる多くの因子で規定される。しかし実際には、各実質臓器、腸管、腹壁は、後腹膜、肋骨弓、骨盤などの固定される箇所がほぼ決まっているため、遊離している腸管の一部 (胃の中段や小腸など) のみが腹腔内圧による影響を受けて後方に圧排されたり、腹壁が挙上される程度の変形である。そのため、実際の各臓器の相対的位置関係は、本手法で作成した仮想腹腔鏡像から得られるものと大きく異なることはない。本研究の大きな目的は、各臓器と内視鏡や鉗子などの挿入箇所との相対的な位置関係を知ることであるため、本手法によって作成される仮想腹腔鏡像は、その目的を十分に達成し、臨床にも有用であると考えられる。今後は、本手法の有効性を定量的に評価するため、ファントムなどを用いた評価実験、あるいは、実際の腹腔鏡像との比較実験を行なうことが必要である。

仮想腹腔鏡像の利用目的を考えると、各臓器領域の提示方法も重要な課題である。本稿では予備的な実験として肝臓領域の自動抽出手法¹⁶⁾を利用し、仮想腹腔鏡画像において肝臓領域、肝臓内血管領域、肝細胞がん領域を着色して腹腔鏡下肝臓手術の支援画像作成を試みた。Fig. 9 と Fig. 10 から、着色することで肝臓領域内の血管や腫瘍の位置・形状が非常に明瞭に描出されることが確認できる。このような着色画像を実際の内視鏡で取得することは原理的に不可能であり、このように作成した仮想腹腔鏡画像は術中の支援画像として大きな役割を果たすものと期待される。腹腔鏡下手術は肝臓以外にも様々な臓器に適用されるが、それぞれの手術にとって重要な臓器をセ

グメンテーションして着色表示することで今回と同等の手術支援画像を作成できるであろう。

本研究を発展させて厳密な手術シミュレーションを行なうことも考えられる。本手法では腹壁のみをモデル化して変形しており、腹部臓器の変形は行なっていない。実際の手術時には腹腔内に挿入する気体の圧力により腹壁だけでなく腹部臓器も変形すると考えられるため、今後は腹部臓器を含めた厳密な変形について検討することが必要である。

5. むすび

本論文では、腹腔鏡下手術支援を目的とした仮想腹腔鏡像作成手法について述べた。術前に撮影したCT像の腹壁領域を変形して術中と同様に腹壁が持ち上がった画像を生成した。まず、変形の対象となる腹壁領域を半自動で指定し、節点とバネでモデル化する。腹壁境界面に力を加えて変形を行ない、CT像を再構成することで仮想腹腔鏡像を作成する。実験の結果、腹部臓器と腹壁との間に実際の手術時と同様の空間が存在する画像が生成され、仮想腹腔鏡画像を得ることが可能であることを確認した。

本手法で作成する仮想腹腔鏡像により医師は腹腔内の任意の視点位置、視線方向から様々な臓器を観察可能であるため、腹腔鏡下手術において術前計画の立案や術中画像として非常に有用であろう。

今後はより良い手術支援を目指して、組織、臓器等の効果的な提示方法、腹壁のみだけでなく臓器側に変形を導入、等を検討し、本手法で作成された仮想腹腔鏡像の定量的評価、および実際の手術への応用を行なっていきたい。

謝辞: 貴重なCT像を提供して頂いた国立がんセンター東病院放射線部縄野繁博士および、日頃ご指導いただく名古屋大学村瀬洋教授、中京大学長谷川純一教授、目加田慶人教授に感謝する。また、有益なコメントを頂いた査読者に感謝する。本実験の一部を担当していただいた名古屋大学末永研究室宮本秀昭氏、太田圭亮氏、依田浩明氏ならびに日頃御討論頂く名古屋大学末永・村瀬研究室諸氏に感謝する。本研究の一部は、日本学術振興会未来開拓学術推進事業研究プロジェクト「外科領域を中心とするロボティクスシステムの開発」、文部科学省21世紀COEプログラム「社会情報基盤のための音声・映像の知的統合」、文部科学省・日本学

術振興会科学研究費補助金ならびに厚生労働省がん研究助成金による。

文献

- 1) 内視鏡下手術完全マニュアル. 大橋秀一 編. 消化器外科 1999; 22.
- 2) 人工現実感手術室. 高橋隆, 室井克信 編. 情報処理 2002; 43: 495-524.
- 3) 土肥健純. コンピュータ外科と医用画像. 電子情報通信学会論文誌 D-II 2000; J83-D-II: 27-33.
- 4) 田中敏幸, 杉森茂夫, 上田典雅, 宮下照夫. 有限要素法を用いた内視鏡治療シミュレーション. 電子情報通信学会論文誌 D-II 2000; J83-D-II: 1926-1933.
- 5) 陳献, 久田俊明, 佐久間一郎, 土肥健純, 島田光生, 橋爪誠. 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. 日本コンピュータ外科学会誌 2002; 5: 15-22.
- 6) 佐藤嘉伸, 中本将彦, 中島義和, 榎本潤, 菅野伸彦, 橋爪誠, 米延策雄, 中村仁信, 田村進一. 手術支援画像:工学的立場から ～手術支援のための画像および空間情報統合システム. 日本コンピュータ外科学会誌 2003; 5: 65-68.
- 7) 鈴木直樹. 遠隔手術支援環境 ～Tele-surgery を実現するための高次元医用画像技術の基礎と応用. 日本コンピュータ外科学会誌 2003; 5 :81-94.
- 8) Picinbono G, Lombardo J-C, Delingette H, Ayache N. Improving realism of a surgery simulator: linear anisotropic elasticity, complex interactions and force extrapolation. J. Visual. Comput. Animat. 2002; 13: 147-167.
- 9) Virtual endoscopy and related 3D techniques. Rogalla P, Terwisscha J van Scheltinga, Hamm B, eds. Springer, Berlin, 2001
- 10) Mori K, Urano A, Hasegawa J, Toriwaki J, Anno H, Katada K. Virtualized Endoscope System -An Application of Virtual Reality Technology to Diagnostic Aid-. IEICE Trans. Inf. & Syst. 1996; E79-D: 809-819.
- 11) 鳥脇純一郎. Virtual endoscopy と外科応用. 手術 2000; 54: 1817-1823
- 12) 宮本秀昭, 林雄一郎, 北坂孝幸, 森健策, 末永康仁, 鳥脇純一郎. 可変輪郭モデルを用いた3次元CT像からの腹壁境界面抽出に関する検討. 2004 年電子情報通信学会総合大会講演論文集(情報・システム 2) 2004; 357.
- 13) 宮本秀昭, 林雄一郎, 北坂孝幸, 森健策, 末永康仁, 鳥脇純一郎. 仮想腹腔鏡像作成のための腹膜領域抽出手法の開発. 第 23 回日本医用画像工学会大会抄録集 2004, P2-77.
- 14) Drebin RA, Carpenter L, Hanrahan P. Volume Rendering. Computer Graphics 1988; 22: 65-74
- 15) 吉岡政洋, 森健策, 末永康仁, 鳥脇純一郎. ソフトウェアによる高速ボリュームレンダリング手法の開発と仮想化内視鏡システムへの応用. Med Imag Tech 2001; 19: 477-486.
- 16) 林雄一郎, 出口大輔, 森健策, 目加田慶人, 末永康仁, 鳥脇純一郎. 造影3次元腹部X線CT像からの肝臓領域自動抽出手法の開発. コンピュータ支援画像診断学会論文誌. 2004; 8:18-30.