

# 腹腔鏡対応フリーハンド3次元超音波システムを用いた 肝臓の呼吸性移動および変形の復元

平山 博章<sup>†,‡</sup> 中本 将彦<sup>†</sup> 佐藤 嘉伸<sup>†</sup> 小西 晃造<sup>††</sup> 掛地 吉弘<sup>††</sup> 橋爪 誠<sup>††</sup> 田村 進一<sup>†</sup>

<sup>†</sup> 大阪大学大学院医学系研究科医用工学講座画像解析分野 〒565-0871 大阪府吹田市山田丘 2-2,D-11

<sup>‡</sup> 大阪大学大学院情報科学研究科 コンピュータサイエンス専攻

<sup>††</sup> 九州大学病院先端医工学診療部 〒812-8582 福岡市東区馬出 3-1-1

E-mail: <sup>†,‡</sup> {hirayama, nakamoto, yoshi, tamuras}@image.med.osaka-u.ac.jp

**あらまし** 本研究の目的は肝臓の3次元呼吸性移動および変形の時系列変化の推定である。提案法では、直接、肝臓表面に超音波プローブを当てて肝臓内部の動きを撮影した複数の時系列超音波画像を用いる。一つの時系列超音波画像からその面内の時系列2次元変形場が推定される。超音波画像の位置姿勢は計測されており、断面の変位および各断面の位置関係は既知なので、各時相の断面間を補間することにより時系列3次元変形場が得られる。豚の肝臓の超音波画像に提案法を適用し、有効性を検討した。

**キーワード** 呼吸性移動及び変形モデル, 非剛体位置合わせ, 呼吸相解析, 不規則配置データの補間

## Recovery of liver motion and deformation due to respiration using laparoscopic freehand 3D ultrasound system

Hiroaki HIRAYAMA<sup>†,‡</sup> Masahiko NAKAMOTO<sup>†</sup> Yoshinobu SATO<sup>†</sup> Kozo KONISHI<sup>††</sup>

Yoshihiro KAKEJI<sup>††</sup> Makoto Hashizume<sup>††</sup> and Shinich TAMURA<sup>†</sup>

<sup>†</sup> Division of Image Analysis Department of Medical Engineering Osaka University Graduate School of Medicine  
Yamadaoka 2-2-D11, Suita-shi, Osaka, 560-8531 Japan

<sup>‡</sup> Dept. of Computer Science, Osaka University Graduate School of Information Science and Technology

<sup>††</sup> Kyushu University Graduate School of Medical Sciences

E-mail: <sup>†,‡</sup> {hirayama, nakamoto, yoshi, tamuras}@image.med.osaka-u.ac.jp

**Abstract** We propose a method for recovery of the liver motion and deformation by using a laparoscopic freehand 3D ultrasound system. Our method estimates in-plane deformation from time series of 2D ultrasound images. Each 2D image is tracked by a miniature magnetic tracker attached to the ultrasound probe tip so that spatial relationships among them are acquired. Therefore, the time series of 3D deformation is estimated by interpolating the in-plane deformation measured at several place. The proposed method applied to the ultrasound images of the pig liver, and then we confirmed its feasibility.

**Keyword** Modeling respiratory liver motion and deformation, non-rigid image registration, respiratory phase detection, scattered data interpolation

### 1. はじめに

我々は、腹腔鏡手術を対象とした手術支援について研究しており、これまでに腹腔鏡対応フリーハンド3次元超音波システム（以後、3DUS システム）を開発した[1-3]。3DUS システムは術中に腹部臓器内部の3DUS 画像を生成し、撮影位置を計測された内視鏡画像に重畳表示することで手術の支援を行う。実際に手術支援を行うときは、呼吸によって腹部臓器に移動及

び変形が生じるため、ある呼吸相で息止めしたときの3DUS 画像を利用する。しかし、患者が呼吸をしている状況では3DUS 画像が取得された呼吸相においてのみでしか正確な重畳表示を得られない。そこで術中に呼吸性移動及び変形の情報を得ることで、呼吸に連動した正確な重畳表示を行うことを目指す。また、その情報は腹部臓器の呼吸性移動及び変形の統計解析[6-7]や、生体シミュレーションにとっても現実に近い

動きを再現するのに重要と考えられる。この分野における従来研究では、術前に複数の呼吸相で息止めした時の時系列3次元MR画像から肝臓の呼吸性移動及び変形を推定している[8-10]。これらは息止めした静止状態で撮影しており、動く様子を撮影したものではない。また、撮影における時間的な制約から Hawkes ら [9-10]では  $1.33 \times 1.33 \times 10$  mm、Rohlfing ら [8]では  $1.56 \times 1.56 \times 5$  mm のように頭尾軸の空間解像度が低い。呼吸相に対して Hawkes ら [9-10]は呼気、吸気とその間に4つ、Rohlfing ら [8]は呼気、吸気とその間に8つといったように呼吸相の時間解像度においてもそれほど高くはない。それに加えて従来手法のデータ取得を術中に行うのは困難であることから、我々は3DUSシステムを利用して、呼吸相に密で動的な呼吸性移動及び変形を術中簡便に推定する方法を提案する。

肝臓の呼吸性移動及び変形は時系列に周期性を持ち、頭尾軸が主成分である[4-5,8,11]。頭尾軸に比べて腹背軸と側軸方向への動きは少ない。特に Rohlfing ら [8]は頭尾軸、腹背軸、側軸方向の変位がそれぞれ 12-26 mm、1-12 mm、1-3 mm の範囲であるとし、Davis ら [4]による報告では腹背軸、側軸方向の変位は 2 mm 以下であった。そこで我々は、側軸方向の移動及び変形のうち、変形成分は非常に小さいのではないかと考えた。ゆえに提案法では、肝臓の呼吸性移動及び変形のうち移動を除いた3次元の変形を頭尾軸と腹背軸によるサジタル面の2次元変形で近似する。そこで、肝臓表面に超音波プローブを直接当て、肝臓の表面の移動をプローブ先端に取り付けた磁気式3次元位置センサ（以後、磁気センサ）で計測し、同一表面下部の変形をサジタル時系列超音波画像から推定する。表面の動きと表面下部の変形をその断面内部の呼吸性移動及び変形とし、それが既知となった複数の断面間を補間することで最終的に関心領域全体の呼吸性移動及び変形を推定する。ここでUS画像は最大 30 fps で撮影できるので、息止めを行わない肝臓の動的な動きを高い時間解像度で撮影でき、3DUS画像生成後に数断面のUS画像を数 10 秒程度の長さで追加撮影するだけですので、従来研究にはない呼吸性移動及び変形モデルを簡便に構築できると考える。

提案法の有効性を検証するために、豚の肝臓に提案法を適用した。複数のサジタル断面のデータを推定用と検証用に分け交差検定により精度を測った。また、実際に推定された変形場を呼気相で息止めして得られた3DUS画像に適用し4次元モデルを生成した。

## 2. 提案手法

腹部臓器の呼吸性4次元モデルの生成手順は、(1)入力データセット（サジタル時系列超音波画像とその時系列3次元位置姿勢計測値）を、関心領域を包含す

る領域で複数取得、(2)各入力データセットについて呼吸相の解析、(3)各入力データセットのサジタル時系列画像から時系列2次元変形場の推定、(4)全ての入力データセットから時系列3次元変形場の推定、の4つからなる。以下では、まず(1)の入力データセットを取得するために利用する3DUSシステムについて説明し、(1)から(4)の処理について詳細を順次述べる。

### 2.1. 腹腔鏡対応フリーハンド3次元超音波システム

腹腔鏡対応フリーハンド3DUSシステムは、腹部臓器の内部構造を3次元画像として簡便迅速に生成することを目的とする[1-3]。そのために、腹腔内に直接挿入する超音波プローブで臓器内部の画像とその3次元位置を同時に取得する。腹腔内における位置計測は、プローブ先端を磁気センサで計測することにより行う（図1）。ここで、磁気センサは手術ベッドなどの金属により磁場が歪むために精度が低下する問題を持つが、従来研究で開発した光磁気ハイブリッド方式による磁場歪み計測により簡便迅速に補正する手法を適用する[1-3]。提案法では超音波画像の3次元位置を計測するが、その計測値は全て磁場歪み補正されたものとする。

### 2.2. 入力データ

提案法に必要な入力データセットは、腹部臓器のうち関心領域を包含できるようなサジタル時系列画像と、その時系列画像の3次元位置姿勢から成る（図1）。時系列の3次元位置姿勢からは肝臓表面の軌跡が観測され、サジタル時系列画像では肝臓表面の移動を差し引いた表面下部の面内変形が観測される。各データセットは、超音波の時系列画像から呼吸性の周期的な動きを目で確認することにより、安定した呼吸の1サイクル以上を含むように取得する。

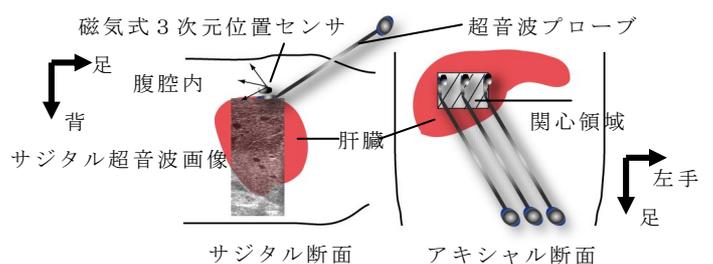


図1 フリーハンド3次元超音波システムを使った入力データ取得の様子。

### 2.3. 呼吸相の解析

呼吸相の解析では、得られた各時系列画像  $T_j$  の各画像について Daveis ら [4]による呼吸相の4種類のフェーズ {TI、TIP、TE、TEP} のいずれに属するかを決定する。TIは呼気から吸気の間、TIPは吸気、TEは吸気から呼気の間、TEPは呼気である。TIとTEはそれぞれ変形が生じており、TIPとTEPでは変形がほとんど起きていない状態である。

同一断面の呼吸性の変形は、周期的に生じる。また

Davis らの結果より TEP における滞留時間が他のフェーズと比べて最も長い[4]. その特徴から、時間軸で隣り合う画像との類似度 (図2の細線) は、TEP と TIP では変形が小さいので高くなり、その時間は TIP に比べ TEP の方が長い. TI と TE においては変形が生じているので時間軸で隣り合う画像との類似度は低くなる. 次に TIP に属する画像と時系列画像との類似度 (図2の太線) は、同一フェーズでは高く、TEP フェーズでは低くなる. TI フェーズでは時間軸に対し増加関数となり、TE フェーズでは減少関数となる. 以上の特徴に基づいて、各時系列画像のフェーズを特定する(図2).

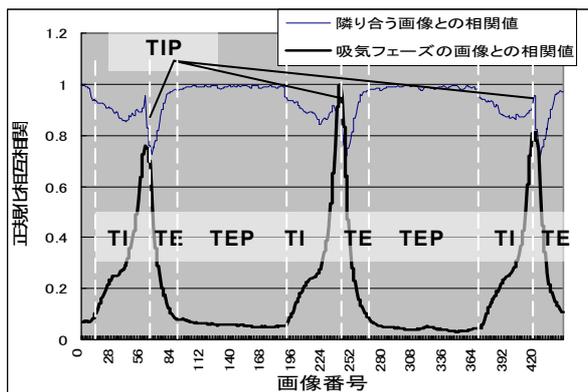


図2 時系列画像の類似度の推移(麻酔器で呼吸を制御された豚の肝臓のサジタル時系列画像から正規化相互相関を用いて類似度を評価)。

#### 2.4. 時系列面内変形場の推定

時系列面内変形場の推定では、呼気 TEP の画像に対する変形場を TI、TIP、TE の3つのフェーズにまたがった時系列順に推定する. これは TEP の再現性が高いことと[4-5]、TEP では変形がほぼ生じず、他のフェーズに比べ最も長いフェーズであることから、それ以外のフェーズの変形を推定することで効率よく計算コストを抑えることができるからである.

時系列画像から面内変形場を推定するアルゴリズムは Rohlifing ら[8]によるものを利用した. そのアルゴリズムでは1つの参照画像から他の画像への変形場を推定していく. 本研究では、参照画像  $Img_1$  を先頭とする時系列画像  $\{Img_1, Img_2, \dots, Img_n\}$  に対して、 $Img_1$  から  $Img_2$  への変形場  $M_1$ 、 $Img_2$  から  $Img_3$  への変形場  $M_2$ 、といった様に時系列の変形場  $\{M_1, M_2, \dots, M_{n-1}\}$  を推定する. 参照画像は呼気 TEP の画像とし、時系列画像の長さ  $n$  は TEP フェーズ以外の TI と TIP、TE の画像数の和である. 各変形場の推定には画像の類似度を評価しながら階層化 B-Spline による Free Form Deformation を用いた非剛体位置あわせを行う[8]. 類似度評価には正規化相互相関係数を用いる. 時系列変形場の推定には、1つ前のフレームで推定された粗い変形場を初期値として用いる[8]. また呼吸相の解析結

果を用いて、TE フェーズの位置あわせでは、既に推定された TI フェーズの粗い変形場を初期値として与える(図3). その初期値には、対象画像と最も類似している TI フェーズの画像の推定結果を選択する. 参照画像に肝臓以外の領域が存在する場合は、変形場が境界で滑らかでないために肝臓以外の領域については推定しない. 上記の工夫により、計算コスト削減とロバスト性向上を図る.

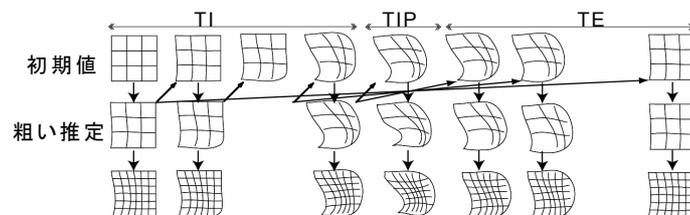


図3 時系列面内変形場の推定アルゴリズム.

#### 2.5. 時系列3次元変形場の推定

時系列3次元変形場の推定では、肝臓表面の軌跡とその表面下部の変形を断面内時系列3次元変形場に統合する処理と、複数の統合された断面内時系列3次元変形場から断面間の内挿空間を補間し時系列3次元格子空間に再構築する処理(図4)の2つから成る.

前者の統合処理では、呼吸相毎に軌跡から呼気に対する変位を計算し、変形が生じているならその2次元変形場を計測値の座標系に変換したものを加える. 後者の処理では、各呼吸相の時相において3次元空間内の複数断面で変形場が既知であり、その内挿空間の格子上での値を補間することになる. その処理を時相毎に行うことで時系列の3次元変形場を得る. 補間方法には、不規則配置データの滑らかな補間が可能な Lee らの手法[12]を用いた.

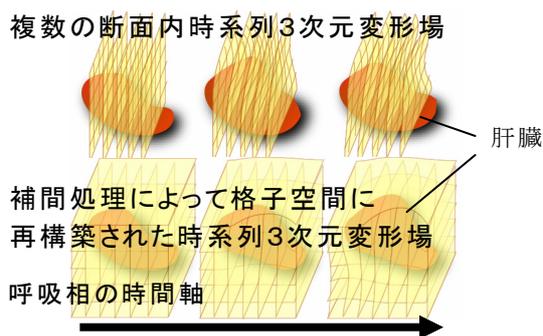


図4 時系列3次元変形場の推定の様子.

### 3. 実験

#### 3.1. 実験環境

超音波画像撮影には ProSound SSD-5500 (Aloka Co., Japan) を使用し、腹腔鏡手術専用のプローブを使った. 光学式3次元位置センサに Polaris (Northern Digital Inc., Canada)、磁場式3次元位置センサには microBird (Ascension Technology Co., USA) を用いた. 豚の呼吸は麻酔器によって制御し、換気量は400 ccで行った.

### 3.2. 実験データ

提案法を豚の肝臓の肝門部門脈が通る部位に適用し、6つの断面(図5)において時系列変形場の推定データを取得した。超音波画像のFOVはそれぞれ27mm×56mmである(図5のWidth、Height)。断面の間隔は、平均13.0mm離れていた。各断面のデータセットは呼吸周期が3回含まれるように取得し、推定には2つ目の呼吸周期を利用した。図5の座標系は、豚の剣状突起と腸骨稜から求めた頭尾軸、腹背軸、側軸である。また時系列超音波画像は30fpsで取得した。

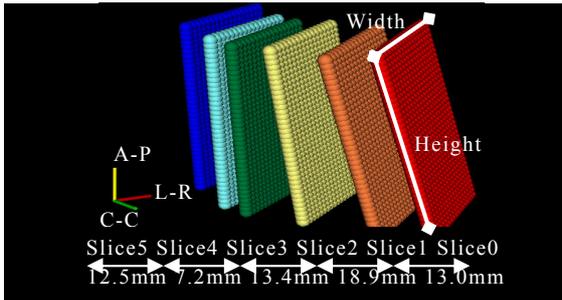


図5 取得した呼吸断面とその位置関係。A-Pは腹背軸で先端方向が腹側、C-Cは頭尾軸で先端方向が足側、L-Rは側軸で先端方向が右手側である。

### 3.3. 実験方法

提案法の有効性を測る方法として、不規則配置データの補間が精度良く推定できているかを検証する。方法は、実験データに関心領域の変形場推定に使用する推定用と、精度測定のための検証用に分け、推定された変形場と検証用データとの誤差を測ることによる交差検定を行う。全データセット  $D = \{D_i \mid 0 \leq i \leq 5\}$  ( $D_i$ は図5のSlice  $i$ のデータセット)に対して、推定用、検証用データの組み合わせを推定用データで隣り合う断面の間隔が変わるように以下の3種類で行った。

(a)(b)(c)の順に断面の間隔が広がる。

(a) 検証用に1つ用いて残りを推定用に用いる。ただし、端のD0とD5は検証に用いない。

(b) 推定用に  $\{D_i \mid i \text{ は偶数}\}$ 、検証用に  $\{D_i \mid i \text{ は奇数}\}$  と推定用と検証用を入れ替えた組み合わせ。ただし、端のD0とD5は検証に用いない。

(c) 推定用  $\{D_0, D_2, D_5\}$ 、検証用  $\{D_1, D_3, D_4\}$  と推定用  $\{D_0, D_3, D_5\}$ 、検証用  $\{D_1, D_2, D_4\}$ 。

推定された変形場と検証データ  $D_i$  のRMS誤差  $E_{i,t}$  を時系列毎に以下の式で定義する。

$$E_{i,t} = \sqrt{\frac{\sum_{x,y,z \in S_i} |Flow(x,y,z,t) - Est(x,y,z,t)|^2}{N}}, N = \sum_{x,y,z \in S_i} 1$$

$S_i$ は検証データ  $D_i$ の断面内の肝臓領域を表す。Flowは検証データ  $D_i$ の変形場から位置と時間における変形場ベクトルである。Estは推定された変形場から位置と時間における変形ベクトルである。

### 3.4. 時系列面内変形の推定結果

時系列面内変形の推定結果の1例として図5のSlice0の結果を図6に示す。図6より血管や肝臓の境界面について精度よく推定できていることが分かる。他の断面の時系列画像においても同様の結果が得られた。

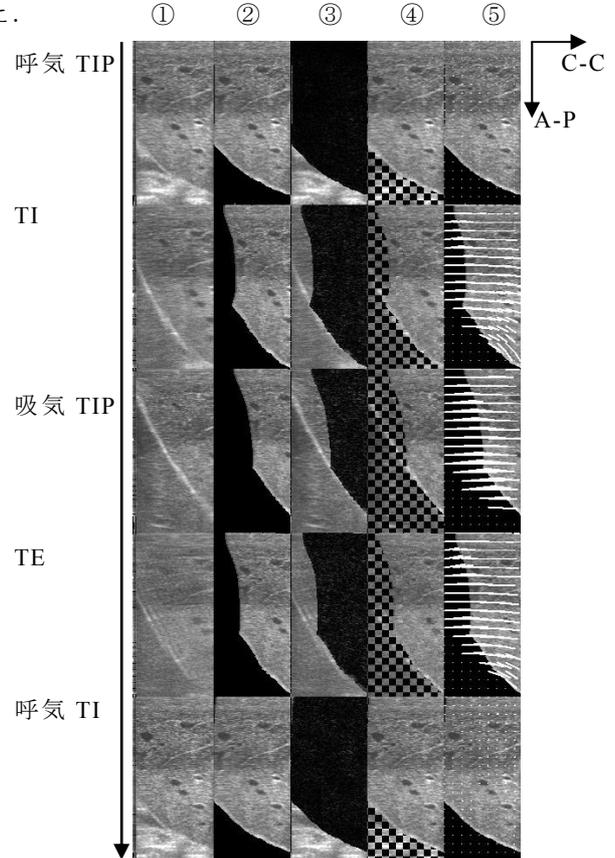


図6 時系列面内変形の推定結果。①は時系列画像、②は参照画像を変形した画像、③は①と②の差分による比較、④は①と②のチェッカーボードによる比較、⑤は②に変形場を上書きした画像である。C-Cは頭尾軸で右側に足、A-Pは腹背軸で下側が背である。

### 3.5. 時系列3次元変形場の推定結果

最初に、推定に用いる断面内の時系列3次元変形場について報告する。呼吸周期は6.0sであり、呼気は周期の両端である。吸気は3.3sの時であった。断面毎の平均移動量は、それぞれ吸気付近で最大となり、Slice0から順に11.6mm、14.0mm、14.0mm、13.9mm、13.5mm、10.1mmであり、吸気後の呼気時にSlice1とSlice5が2.4mm、2.3mmと最初の呼気の位置と離れていた(図7)。全断面の平均移動量は、吸気の際に最大12.9mmであり、頭尾軸(C-C)には8.3mm、腹背軸(A-P)には9.8mm、側軸(L-R)には1.8mmであった(図8)。断面の位置における平均移動量の標準偏差は吸気時に最大値1.5mmをとり、同時に各軸においても頭尾軸1.0mm、腹背軸1.2mm、側軸1.2mmの最大値であった(図8)。また全断面における最大の移動量も吸気時

であり、Slice1 の位置で 17.5 mm、頭尾軸 12.3 mm、腹背軸 12.9 mm、側軸 2.8 mm であった。

全断面で推定したときの推定に用いた断面の変形場と推定後の変形場の時相毎の RMS 誤差では、平均誤差 0.006 mm 以下、最大誤差 0.01 mm 以下であった。交差検定による(a)(b)(c)で、それぞれ推定用の隣り合う断面の平均距離を全ての断面を推定に使用したときの平均距離 13.0 mm と比較すると(a)平均 13.0 mm で 1 倍、(b)平均 26.2 mm で約 2 倍、(c)平均 32.5 mm で約 2.5 倍であった。組み合わせ毎に算出される検証用データとの誤差の平均を図 9 に示す。それぞれの組み合わせにおいて吸気辺りで誤差のピーク(a)2.0 mm、(b)1.8 mm、(c)2.0 mm、吸気後の呼気で大きな誤差(a)1.7 mm、(b)1.5 mm、(c)1.5 mm が見られた。

図 10 は、呼吸相で息止めして得られた豚の肝臓の 3DUS 画像のうち血管のみを抽出したモデルに全断面を用いて推定された変形場を適用した結果である。アキシャル断面では腹背方向の変位が確認できた。サジタル断面では、腹背と頭尾方向の変位が確認できた。全断面と 3 つの断面 Slice0,2,5 (図 11) を用いて変形場を推定し、先の 3DUS 画像から Slice3,4 について軌跡を考慮して時系列に切り出した結果を図 12 に示す。抽出された血管の輝度は高く表示されている。それぞれ初期位置においてずれが見られるものの呼吸による血管の動きがある程度良く推定されていた。

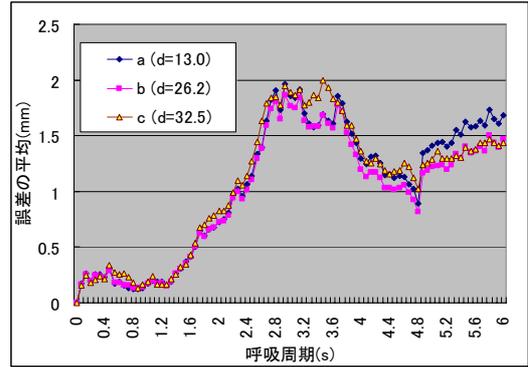


図 9 断面間の平均距離毎の交差検定による平均誤差。

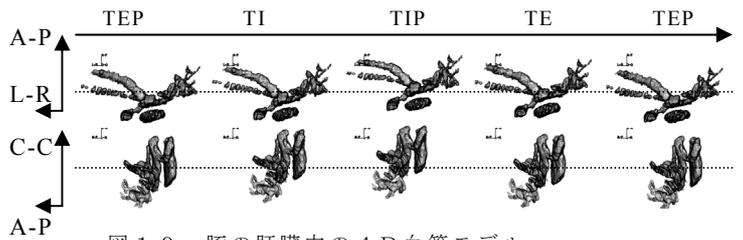


図 10 豚の肝臓内の 4D 血管モデル

(上：アキシャル断面、下：サジタル断面)。

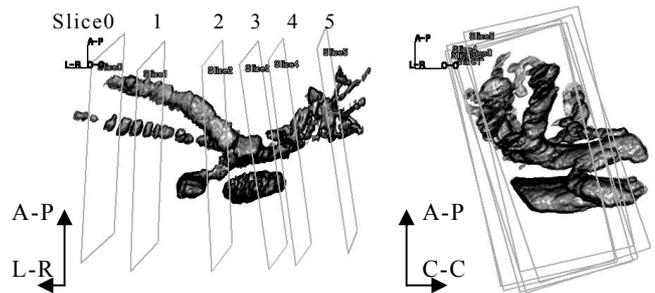


図 11 血管モデルと断面の関係

(左：アキシャル断面、右：サジタル断面)。

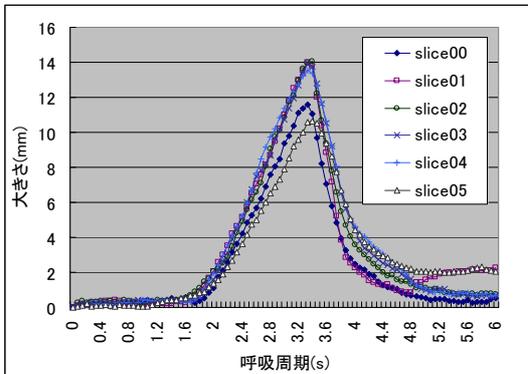


図 7 変形ベクトルのノルムの平均 (断面毎)。

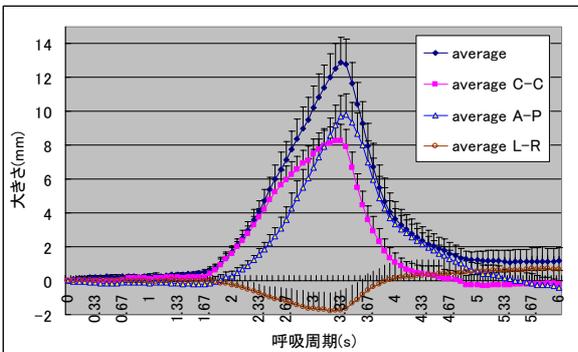


図 8 変形ベクトルのノルムの平均 (軸毎) と断面位置による標準偏差。

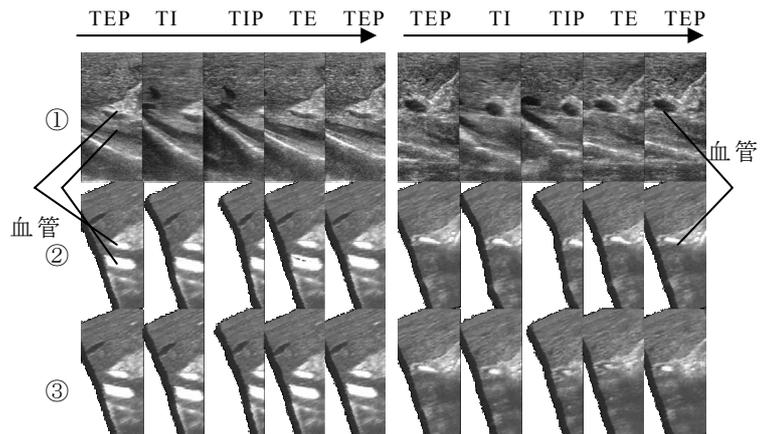


図 12 豚の肝臓の呼吸性移動及び変形モデルから断面を切り出した画像 (左：Slice3、右：Slice4)。(①推定に用いた時系列画像、②全断面による推定モデル、③3つの断面 Slice0,2,5 による推定モデル)。

#### 4. 考察

今回推定した空間の変形場は、頭尾軸、腹背軸の 2 軸で主要な動きが見られ、側軸では大きな動きは見ら

れなかった。側軸の動きは肝臓表面の移動以外ではほとんど推定できないが、側軸方向に大きな変形が起きていれば類似度評価による時系列面内変形推定に失敗する可能性が高い。ゆえに、実際の側軸の動きは今回の結果に近く小さな動きであったと考えられる。この各軸方向の動きは従来研究の報告にも一致する[4-5,8,11]。次に、提案法において広い間隔でかつ少ない断面の内挿補間で精度よく推定できる条件について考察すると、推定する空間において側軸方向の位置における変形場の変化量が小さく、なだらかな低次の変化であることが必要と考えられる。変形場の変化量の大小は図8の断面位置による標準偏差で、変化のなだらかさは図7の断面毎の平均ノルムである程度判断できる。結果としては標準偏差が最大1.5 mmであり、推定空間の側軸方向の中央部で変化量が大きくなる比較的単純な凸形状であったため、提案法が有効である可能性が高い。

Leeらの補間手法[12]による結果では、推定に与えられた複数断面内の変形場と推定された領域全体の変形場との誤差は非常に小さかった。推定に与えられていない内挿空間における誤差については、図9の吸気のあたりで誤差の最大ピークが見られた。これは吸気で移動量と側軸の位置における標準偏差も最大となるため、補間による誤差も大きくなると考えられる。また吸気の後の呼気においても誤差が増大する状況が共通して見られた。ここで、図7、8において右端の呼気における値に着目すると、Slice1と5の断面ではそれぞれ他の断面に比べ0 mmに漸近せず、前半の呼気と後半の呼気で断面が元の位置に戻っていないことを示す。これは超音波プローブを肝臓表面に当てているときの力加減が原因と思われる。このずれが、図9で見られる吸気以降における残存誤差に影響していると考えられ、推定データ取得に関して再現性の確認をする必要がある。また、図9から推定に用いる断面の間隔を変えてもその内挿空間における誤差の推移がほとんど変化していない。これと図12の結果から、断面を広い間隔で取得したときと狭い間隔で取得したときで推定された時系列3次元変形場がほとんど同じものであったと考えられる。この結果は、先の段落で述べた、提案法が有効となる条件を推定した変形場空間が満たしていることから一致する。3.3節の交差検定による評価の妥当性について考察すると、誤差 $E_{i,t}$ には面内変形推定の誤差と実際の動きとの誤差の両方が含まれるが、図6の面内変形の推定結果から前者の誤差は小さく後者の誤差をある程度評価できたと考えられる。図12で初期位置でのずれが見られたことに関しては、変形場を3D画像に適用する際に位置の修正を行う必要があると思われる。

## 5. まとめ

麻酔器によって呼吸を制御された豚の肝臓に対し、呼吸性移動及び変形を推定した。提案法では、腹腔鏡対応フリーハンド3次元超音波システムを利用し、直接肝臓表面から複数のサジタル面時系列画像とその断面の軌跡を取得し、断面間の変形場を滑らかに補間することにより推定する。実験では、断面を3つに減らしても誤差が2 mm以下であり、3DUS画像獲得に加えて少数の断面で変形場を取得することで4DUS画像へ拡張可能なことを示した。今後の課題としては、実際の動き自体を直接計測するのは困難であるので評価方法自体の検討が必要となる。

## 文 献

- [1] M. Nakamoto, S. Sato, and S. Tamura, "3D ultrasound system using a magneto-optic hybrid tracker for augmented reality visualization in laparoscopic liver surgery", In: Proc. MICCAI 2002, Part I, 148-155, 2002.
- [2] K. Nakada, M. Nakamoto, and S. Tamura, "A Rapid Method for Magnetic Tracker Calibration Using a Magneto-Optic Hybrid Tracker", In: Proc. MICCAI 2003, Part II, 285-293, 2003.
- [3] 平山博章, 中本将彦, 田村進一, "光磁気3次元位置センサと磁場歪み補正の簡便迅速な同時処理法", 第23回日本医用画像工学会 (JAMIT), P1-29, 8 (August) 2004.
- [4] S.C. Davies, A.L. Hill, and P.C. Jackson, "Ultrasound Quantitation of Respiratory Organ Motion in the Upper Abdomen", Br.J. Radiol., 67:1096-1102, 1994.
- [5] J. M. Balter, K. L. Lam, and R. K. Ten Haken, "Improvement of CT-based treatment-planning models of abdominal targets using static exhale imaging", Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys. 41, 939-943, 1998.
- [6] T.F. Cootes, C.J. Taylor, and J. Graham, "Active Shape Models - Their Training and Application", Comput. Vision Image Understanding, 61(1):38-59, 1995.
- [7] C.F. Ruff, S.W. Hughes, and D.J. Hawkes, "Sparse Planar Images Using Deformable Models", Image Vision Comput, 17:559-565, 1999.
- [8] T. Rohling, C.R. Maurer, and J. Zhong, "Modeling liver motion and deformation during the respiratory cycle using intensity-based free-form registration of gated mr images", In Medical Imaging 2001: Image Processing, 2001.
- [9] G. Penney, J.Blackall, and D.J. Hawkes, "Registration of Freehand 3D Ultrasound and Magnetic resonance Liver Images", Medical Image Analysis 8, pp.81-91, 2004.
- [10] J. Blackall, G. Penney, and D.J. Hawkes, "Tracking Alignment of Sparse Ultrasound with Preoperative Images of the Liver and an Interventional Plan Using Models of Respiratory Motion and Deformation", Medical Imaging 2004., Proceeding of SPIE Vol.5367, 2004.
- [11] S. Shimizu, H. Shirato, and K. Miyasaka, "High-Speed Magnetic Resonance Imaging for Four-Dimensional Treatment Planning of Conformal Radiotherapy of Moving Body Tumors", Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys., 48(2):471-474, 2000.
- [12] S. Lee, G. Wolberg, and S.Y. Shin, "Scattered data interpolation with multilevel B-splines", IEEE Trans. Visualization and Computer Graphics, vol. 3, no. 3, pp. 228-244, 1997.