

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^{a,b}, 中本 将彦^b, 佐藤 嘉伸^b, 小西 晃造^c, 掛地 吉弘^d, 橋爪 誠^e, 田村 進一^b

^a 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, ^b 同医学系研究科医用工学講座画像解析分野,

^c 九州大学大学院医学研究院次世代低侵襲治療学, ^d 同消化器・総合外科学, ^e 同災害救急医学

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

H.Hirayama^{a,b}, M.Nakamoto^b, Y.Sato^b, K.Konishi^c, Y.Kakeji^d, M.Hashizume^e, and S.Tamura^b

^a Dept. of Computer Science, Osaka University Graduate School of Information Science and Technology, ^b Division of Image Analysis Department of Medical Engineering Osaka University Graduate School of Medicine, Osaka, Japan

^c Dept. of Innovative Medical Technology, ^d Dept. of Disaster and Emergency Medicine, ^e Dept. of Surgery and Science, Graduate School of Medical Sciences, Kyushu University, Fukuoka, Japan

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.

Keywords: 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(3DUSシステム)を開発した¹⁾。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リアルタイムに重畳表示することで手術の支援を行う。これまでの、腹部臓器の呼吸性移動及び変形に対して呼吸で息止めた時の3DUS画像を利用することが多かった。しかし、患者が呼吸をしている状況では呼吸相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。従来研究では、術前に複数の呼吸相での時系列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²⁾。しかし、撮影における時間的な制約から、頭尾軸の空間解像度と呼吸相の時間解像度が低く、また、従来手法のデータ取得を術中に適用するのは困難である。そこで我々は3DUSシステムを利用して呼吸相の時間軸に密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、頭尾軸が主成分であり側軸方向への動きは小さい²⁾。そこで我々は側軸方向の変形成分は非常に小さいと考え、提案法では移動を除いた3次元変形を頭尾軸と腹背軸のサジタル面の2次元変形で近似する。そこで、肝臓表面にUS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(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US画像から推定する。推定された複数の断面間を補間することで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30fpsで撮影でき、息止めせずに肝臓の動的な動きを高い時間解像度で撮影できる。ゆえに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むため、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。

豚の肝臓に提案法を適用した。提案法の再現性を検証するために、複数のサジタル面で得られた変形場を推定用と検証用に分け交差検定を行った。また、実際に推定された変形場を、呼吸相で息止めて得られた血管の3DUS

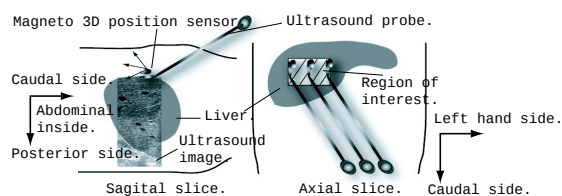


Fig. 1: Position sensing and ultrasound image acquisition for recovery of respiratory motion and deformation of the liver.

画像に適用し4次元呼吸性モデルを生成した。

2 提案手法

呼吸性移動及び変形場の推定手順は、(1)入力データセット(サジタル時系列US画像とその時系列3次元位置計測値)に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を解析、(3)各入力データセットの時系列画像から時系列2次元変形場の推定、(4)全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。

腹腔鏡対応フリーハンド3DUSシステムでは、撮影するUS画像の3次元位置をプローブ先端に取り付けられた磁気センサで計測する。入力データ取得では、サジタル面を撮影するようにそのプローブを肝臓表面に当てる(Fig. 1)。同じ表面にプローブを当てながら安定した呼吸が1サイクル以上含まれるように内部の撮影とその位置計測を同時に行う。

呼吸相の解析では、各データセットについて吸気と変形区間を特定する。吸気は呼吸相の中で最も滞留時間が短いため、各データ間の時相合わせに用いる。変形区間を特定することで2次元変形場推定の対象を最小限にし、計算コストを抑える。

時系列2次元変形場の推定では、呼気画像に対する時系列変形場を推定する。これは呼気の時が最も再現性が高いからである。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。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、前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。息を吐いている区間の位置あわせには、既に推定された息を吸っている区間の粗い変形場を初期値として与える(Fig. 2)。その初期値は、対象画像と最も類似している

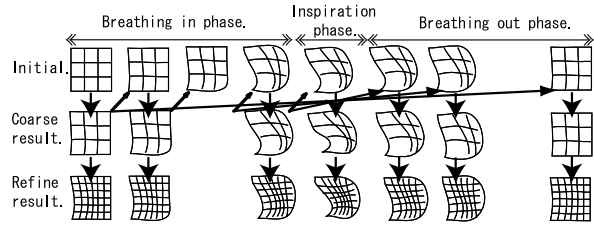


Fig. 2: Coarse-fine estimation of in-plane deformation from time-varying ultrasound images.

画像の推定結果を選択する。呼吸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、計算コストを抑え、ロバスト性向上を図る。

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時系列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から成る。前者の処理では、軌跡から呼吸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。後者には、時相毎に不規則配置データの滑らかな補間が可能な Lee らの手法³⁾を用いた。

3 実験

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用いた。磁気センサには microBird (Ascension Technology Co., USA) を用いた。呼吸は麻酔器によって制御し、換気量は 400 cc で行った。提案法を豚の肝臓の肝門部門脈が通る部位に適用し、6つの断面でデータを取得した。US 画像の FOV は 27×56 mm である。断面の間隔は、平均 13.0 mm 離れていた。

3.1 実験方法

提案法の再現性を検証するために、6つの断面で推定された断面内3次元時系列変形場を推定用と、検証用に分類し、推定用から推定された関心領域の変形場と検証用の断面内変形場との誤差を測ることによる交差検定を行った。誤差は以下の式で定義した。

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

S_i は検証データの断面内の肝臓領域を表す。Val は検証用の位置と時間の変形場ベクトルである。Est は推定用の位置と時間における変形ベクトルである。

3.2 実験結果

呼吸周期は 6.0 s であり、吸気は 3.3 s の時であった。全断面の平均移動量 (最大) は、吸気ときに最大 12.9 (17.5) mm であり、頭尾軸には 8.3 (12.3) mm、腹背軸には 9.8 (12.9) mm、側軸には 1.8 (2.8) mm であった。

再現性の検証では、推定用の隣り合う断面の平均距離を (a)13.0 mm、(b)26.2 mm、(c)32.5 mm で行った。組み合わせ毎の誤差の平均を Fig. 3 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。

Fig. 4 は、呼吸相で息止め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。

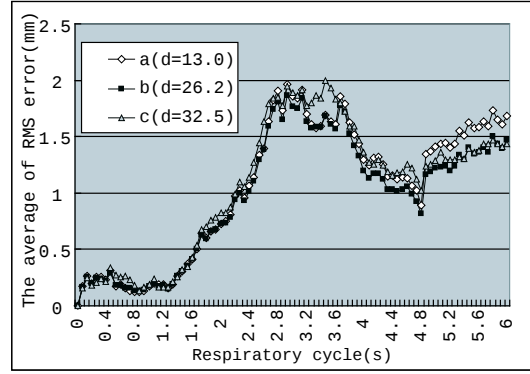


Fig. 3: Results of cross-validation for evaluating reproducibility.

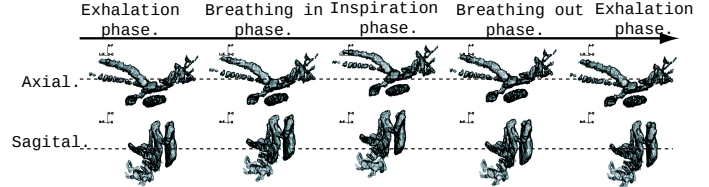


Fig. 4: 4D reconstruction results of liver vessels of the pig.

3.3 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。この結果は従来研究の報告にも一致する²⁾。再現性の検証では、吸気あたりで誤差が最大であった。これは移動量も同じ吸気時に最大となっていたからと考えられる。また吸気後の呼気においても誤差が増大していた。これはUSプローブを肝臓表面に当てているときの力加減により、前の呼気と後の呼気で同じ位置に戻らなかったことが要因と考えられる。また、推定に用いる断面の間隔を変えても誤差の推移がほとんど変化していない。これは断面間隔が異なる状況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。

4 むすび

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3DUS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した。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、実際の動きとの誤差を評価する予定である。しかし、そ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。

参考文献

- 1) M. Nakamoto, et al, "3D Ultrasound System Using a Magneto-Optic Hybrid Tracker for Augmented Reality Visualization in Laparoscopic Liver Surgery", In *MICCAI 2002*, LNCS 2489, pp.148-155, 2002.
- 2) T. Rohlfing, et al, "Modeling Liver Motion and Deformation during the Respiratory Cycle using Intensity-based Nonrigid Registration of Gated MR Images", *Medical Physics*, (Mar) 31:427-432, 2004.
- 3) S. Lee, et al, "Scattered data interpolation with multi-level B-splines", *IEEE Trans. Visualization and Computer Graphics*, vol. 3, no. 3, pp.228-244, 1997.