

腹腔鏡下手術のための 超音波画像を用いた仮想空間への腎腫瘍の再現

Reconstruction of Renal Tumors in a Virtual Space Using Ultrasound Images for Laparoscopic Surgery

○川田 諒*, 加藤 萌喜*, 小林 吉文*, 岡 和彦*, 陳 曉帥*

○Ryo Kawada*, Moeki Kato*, Yoshihumi Kobayashi*, Kazuhiko Oka*, Xiaoshuai Chen*

* 弘前大学

*Hirosaki University

キーワード: 腹腔鏡下手術支援 (Laparoscopic surgery assistance),
仮想腫瘍モデル (Virtual Tumor Model), 超音波画像 (Ultrasound images),

連絡先: 〒 036-8561 弘前市文京町 3 弘前大学 理工学部 機械科学科
川田 諒, E-mail: h24ms505@hirosaki-u.ac.jp

1. 緒言

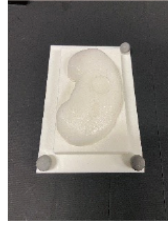
近年、腎臓の腫瘍の摘出には、腹腔鏡下手術が選択されることが多い。腹腔鏡下手術は腹部に小さな創を数か所開けるだけで施術できるため、開腹手術に比べて手術痕が目立ちにくく、術後の痛みを軽減でき、回復も早いという特徴がある。しかし、腹腔鏡は視野が狭く、また手術器具の可動域に制限を受けるため、施術に高度な技術が求められる。こうした困難から術者をサポートするために、AR・VR 技術を用いて患者体内の臓器や血管の位置を重畳表示により提示するシステムが開発されている¹⁾。しかし、この例を含めた従来のシステムでは、術前に撮影した医用画像を用いるため、手術器具の接触をはじめとする術中の臓器変形が考慮できないという問題があった。

特に注意すべきは、腎腫瘍摘出手術では術中

に腫瘍の情報を取得するために超音波プローブによる術中超音波検査が行われることである。超音波プローブは臓器に直接押し当てて使用する必要がある、その際に臓器の変形や位置のずれが避けられない。このため、術中の臓器の変形に対応していない重畳表示システム下での手術は不慮の事故に繋がりがかねない。加えて、プローブ圧迫時の腎臓の変形により、超音波画像上の腫瘍の位置と実際の位置もずれてしまう。以上を踏まえ、超音波画像からプローブ圧迫前の腫瘍位置を推定し、術中の腫瘍情報を重畳表示により提示するシステムの実現が望まれる。本研究ではその第 1 段階として、超音波画像から腫瘍情報を取得し、仮想空間への腫瘍モデルを再現することを目指した。



(a) ケースとプローブ



(b) 装着した腎臓モデル

Fig. 1 実験機材.

2. 腫瘍モデル再現方法

まず、仮想空間と現実空間で腎臓モデルの位置合わせを行う。次に、コンピュータにより動きが記録された超音波プローブを操作し、腎臓モデルに埋められた腫瘍モデルの超音波画像を取得する。画像解析により検出した腫瘍の位置・大きさをもとに、仮想空間上の腎臓モデル内に再現する。以上の流れで実現を目指す。

2.1 超音波プローブ計測環境

今回使用する実験機材を Fig. 1 に示す。超音波画像の取得のため、ポケットエコー miruco (浅部用 10MHz リニアプローブ)²⁾ を使用した。また、これらの機材の位置・姿勢を仮想空間上に表示させるためにモーションキャプチャシステム (OptiTrack Prime13, 4 台システム) を使用した。超音波プローブの後ろには、赤外線反射マーカを装着できる治具 (3D プリンターで自作) を付加した。これにより、モーションキャプチャによってプローブの先端位置と角度の取得が可能となる。腎臓モデルと腫瘍モデルは、アルギン酸ナトリウムゲルを主成分とした材料で作成したものを用いた³⁾。腎臓モデルの現実空間と仮想空間の位置合せには、モデルの型をくりぬき、周りに赤外線マーカを配置できるケースを作成した。それにモデルをはめこみ (Fig. 1 (b)), Fig. 2 のように同じオブジェクトを仮想空間上にも配置することで、マーカの追従のみで位置合せを実現した。本研究ではゲーム開

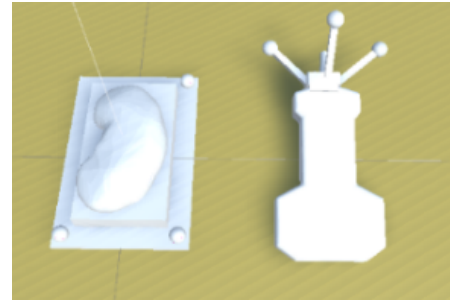


Fig. 2 仮想空間上のオブジェクト.

発プラットフォームである Unity を用いて仮想空間を構築した。

2.2 腫瘍モデルの生成

プローブにより得られた超音波画像は、Visual Studio 2022 環境下で OpenCV (OpenCV4.8.0) により解析を行った。腫瘍の検出には楕円検出を用いた。超音波画像 (Fig. 3 (a)) からわかるように、腫瘍は黒く、その他は灰色で表示される。色の違いで検出しやすくするために、コントラストの強調と二値化処理を行った。その後、輪郭検出により円の特徴を捉え、輪郭に外接する楕円を描写した。さらに、ノイズや非現実的なサイズの誤検出を防ぐために、楕円検出のサイズの上限と下限を設定し、検出精度の向上を図った。これらの処理で得られる腫瘍の情報は、プローブ先端から検出した腫瘍中心までの距離と腫瘍の X 軸・Y 軸の幅である。なお、プローブ先端を画像の上部中心位置 (Fig. 3(b)) としている。

2.3 超音波画像の解析

得られた情報を Visual Studio から TCP 通信によりリアルタイムで Unity へ送信する。一方、Unity ではモーションキャプチャによりプローブの先端位置と角度の情報を取得している。計測者が定める任意のタイミングで、検出した腫瘍のサイズとプローブ先端からの距離をもとに仮想空間上に腫瘍モデルを生成できる。なお、

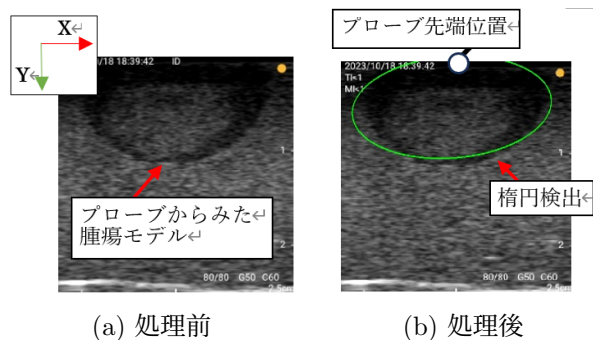


Fig. 3 プローブにより得た超音波画像.

OpenCV による処理と TCP 通信による時間の遅延は 50 ms 以下と極めて少ないため、無視できるものとした。

3. 実験結果と考察

プローブにより得られた画像と、それを処理した画像を Fig. 3 に示す。楕円検出によって、腫瘍をおおよそ正しく描写できていることがわかる。次に、仮想空間上に腫瘍を生成した様子を Fig. 4 に示す。プローブの先端位置と角度をもとに腫瘍モデルが再現できていることがわかる。

この実験結果より、本研究の目標である超音波画像から腫瘍情報を取得し仮想空間への腫瘍モデルを再現することは、おおよそ達成できたことが示された。しかしながら今回のシステムにはいくつか制限があり、それによって以下に述べる不十分な点が残った。第 1 の改善すべき点は、Z 軸方向のスケール再現が考慮されていないことである。本研究で使用した超音波プローブは 2 次元画像しか取得できなかったため、Unity に腫瘍の再現を行う際も X 軸・Y 軸の 2 次元の大きさのみ再現可能であった。正確な腫瘍再現のためには、3 次元の情報取得が不可欠である。今後 3 次元観察が可能な超音波プローブを導入することが望まれる。第 2 の点は、実験結果から読み取れるように、腫瘍の位置が超音波画像と比較して、想定した位置よりもモデル内部で再現されていることである。この点を改善するために、今後は仮想空間上での柔軟体の変形計

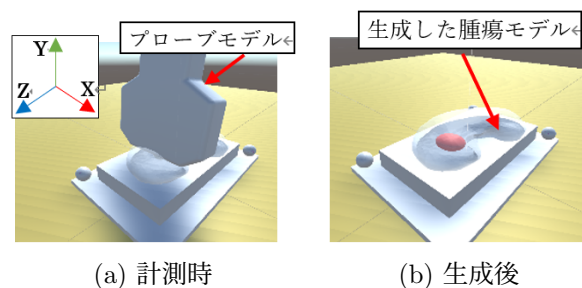


Fig. 4 プローブにより得た超音波画像.

算方法としての有限要素法を利用した先行研究のプログラムを用いて⁴⁾、再現法の修正を進めていく。

4. 結言

本研究では、腹腔鏡下手術のための超音波画像を用いた仮想空間への腎腫瘍の再現を行った。今後は、腫瘍再現の精度を向上していくため、検出法の見直しや三次元スケールでのモデルの再現法を検討し、腫瘍検出の精度、Unity に生成した腫瘍の再現度について検証を行う。

参考文献

- 1) M. Sugimoto, et al.:Image overlay navigation by markerless surface registration in gastrointestinal, hepatobiliary and pancreatic surgery. Journal of Hepato-Biliary-Pancreatic Sciences, **17**-5, 629/636 (2010)
- 2) 超音波診断装置ポケットエコー miruco(ミルコ), <https://www.sigmax-miruco.com/> (アクセス日: 2024 年 6 月 21 日)
- 3) 加藤 萌喜, 他, 超音波医用画像を用いた手術支援システムのための腫瘍を伴った腎臓ファントムの製作に関する検討. システムインテグレーション部門講演会, 2A2-07 (2023)
- 4) 佐瀬一弥, 他, 柔軟物体の力覚提示に対応したゲームエンジンプラグイン Namako の開発. 日本バーチャルリアリティ学会論文誌, **25**-4, 366/373 (2020)
- 5) M. Yoshizaki, H. Takeshita, M. Ohsawa and Y. Saki: A frequency domain hypothesis for human postural control characteristics, IEEE Eng. in Med. and Biol. Magazine, **11**-4, 60/63 (1992)