

# 手術ナビゲーションのための超音波画像からの3次元再構成の高精度化に関する研究

## A Study on Improving the Accuracy of 3D Reconstruction from Ultrasound Images for Surgical Navigation

○赤川琢人\*, 張山昌論\*, 下田貢\*\*

○Takuto Akagawa\*, Masanori Hariyama\*, Mitsugi Shimoda\*\*

\*東北大学, \*\*東京医科大学

\*Tohoku University, \*\*Tokyo Medical University

**キーワード** : 医用画像処理 (medical image processing), 手術支援 (surgical assistance), 磁気式ナビゲーション (magnetic navigation)

**連絡先** : 〒 980-8579 仙台市青葉区荒巻字青葉 6-3-09 東北大学 大学院情報科学研究科 張山研究室  
赤川琢人, Tel.: 022-795-7155, E-mail: akagawa.takuto.p3@dc.tohoku.ac.jp

### 1. はじめに

肝臓外科手術では、手術前に CT 画像から再構成される 3 次元画像をもとに切除領域をプランニングすることが一般的である<sup>1)</sup>。一方、手術中に得られる情報は超音波画像のみであるため、切除領域の特定には高い技量が要求される。結果、手術時間の増大や、プランニング通りの施術が困難になるといった問題が生じる。

そこで、超音波画像から再構成される 3 次元画像と CT の 3 次元画像の対応付けを自動化し、切除領域のガイドを行うナビゲーションシステムを開発する。そのため、磁気式の 3 次元位置計測装置を利用して超音波画像から 3 次元再構成を行うシステムを構築し、評価用ファントムを利用してシステムの評価を行う。

先行研究<sup>2)</sup>には精度面の課題があった。超音波画像の法線方向の精度が低いことが原因とみられる。本研究の目的は、再構成の精度が向上

可能か検証することである。先行研究では、データの取得を 1 方向に限っていたが、本研究では、垂直な方向を加えて 2 方向からデータを取得して再構成を行った。また、先行研究と同様の手法を用いてシステムの評価を行い、精度を比較した。

### 2. 超音波画像から 3 次元再構成を行うシステム

超音波画像、位置・姿勢データの取得に用いた機器について触れる。また、超音波画像、位置・姿勢データをもとに 3 次元再構成を行う処理の流れについても説明する。

#### 2.1 3 次元再構成の手順

本研究で用いた機器やシステムの詳細に先立ち、データ取得から 3 次元再構成を行うまでの

流れを示す。

- 1) 計測機器を使用して超音波画像，位置・姿勢データを取得する
- 2) 位置・姿勢情報をもとに3次元空間上に画像をプロットする
- 3) プロットした画像から3次元画像を再構成する

## 2.2 計測機器

本システムでは，超音波プローブに加え，3次元位置計測機器を利用する．超音波画像は超音波プローブによって取得する．また，3次元位置計測装置を利用することで，同時に位置・姿勢情報が取得可能となる．位置・姿勢情報によって超音波画像の3次元空間上にプロットし，ターゲットの3次元再構成を行う．

本研究では，超音波画像診断装置として，GEヘルスケアのVscan Air，3次元位置計測装置にはNorthern Digital Inc.のAURORAを使用した．また，Vscan Airで取得した画像をコンピュータに送るためにキャプチャーボードを使用した．キャプチャーボードはEpiphan Systems Inc.のAV .io HDである．

図1に，Vscan Airと治具を示す．3Dプリンターを用いて治具を作成し，超音波プローブに位置計測センサーを固定した．

## 2.3 3次元再構成

3次元再構成にはボクセルを用いる．超音波画像を3次元空間上にプロットすることで，1画素を1点とする点群データが得られる．この点群データを任意の大きさのボクセルに変換する．ボクセルに含まれる画素を1つにまとめる処理Votingを行うことで変換が完了する．



Fig. 1 治具を取り付けた計測機器

## 2.4 システムの評価対象

システムの評価には，株式会社京都科学の超音波診断装置評価用ファントム N-365を用いた(図2)．N-365は，人体軟組織に近似した音速と音響減衰係数を有するエラストマー素材で作られている．内部の反射体は超音波プローブにより検出可能である．

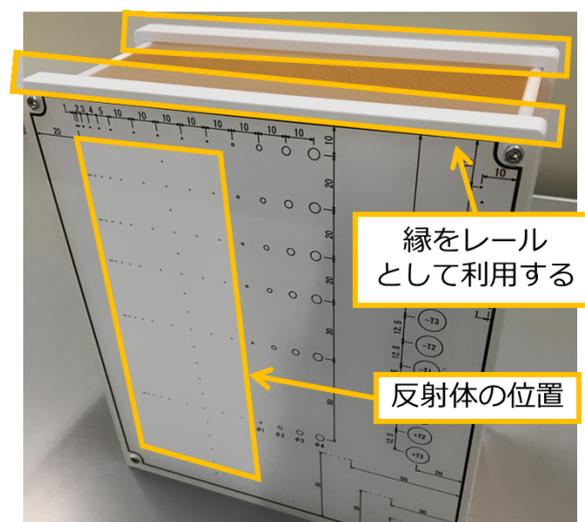


Fig. 2 評価用ファントム (N-365)

## 3. 先行研究における課題

先行研究<sup>2)</sup>において実施されたシステム評価の概説を行う．また，システムの精度面での課題について述べる．

### 3.1 計測・評価方法

評価用ファントムの縁(図2)に計測機器のガイド(図1)に沿わせるように計測を行った。

計測して得られたデータをもとに再構成を行い、再構成された反射体の太さを評価した。図3のように、 $p_1 - p_2$ 間、 $p_3 - p_4$ 間の距離を測ることで、注目している反射体の太さを割り出して評価を行った。

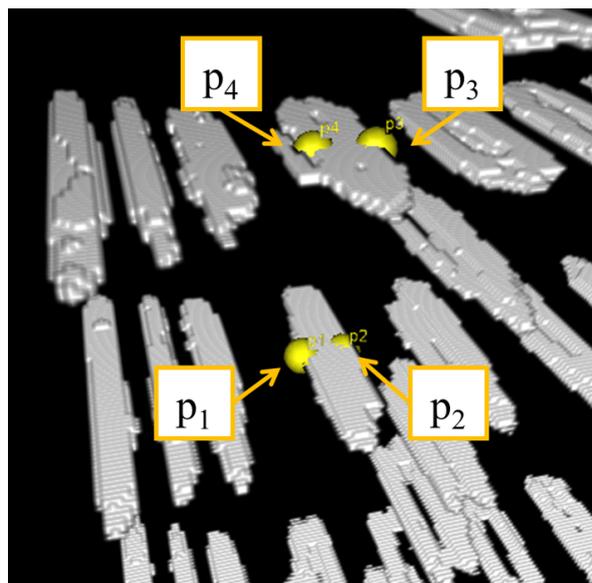


Fig. 3 反射体の評価(先行研究<sup>2)</sup>より引用)

### 3.2 評価結果

実際の反射体の太さ 0.1 mm に対し、再構成された反射体の太さは  $p_1 - p_2$  間が 4.07 mm,  $p_1 - p_2$  間が 4.87 mm であった。誤差にして 3.97 mm, 4.77 mm であり、正しく再構成できていないという結果であった。

### 3.3 誤差の要因

誤差の要因は、超音波プローブの超音波画像に映し出されない方向、すなわち、画像平面を貫く法線方向の分解能が低いことである。分解能が低い方向の再構成結果は精度が低く、太さ方向の誤差が大きくなったと考えられる。

## 4. 再構成の高精度化

再構成の高精度化の方針を示し、評価方法と結果について述べる。

### 4.1 高精度化の方針

高精度化は、精度低下を補う方向からの計測を行い、各データの再構成結果を統合することで行った。

先行研究<sup>2)</sup>では、画像平面を貫く法線方向におけるプローブの分解能が低いことが確認された。そのため、先行研究で実施された検査用ファントムの長辺方向の計測に加え、本研究では短辺方向の計測を追加で実施した。

また、各データの再構成結果を2値化し、共通部分を抜き出すことで統合した。

### 4.2 計測・評価方法

短辺方向の計測を行うためにパーツ(図4上)を作成し、計測機器のガイド(図1)に沿わせるように計測を行った。このパーツの有無で計測機器と検査用ファントムの距離が変わる。そのため、長辺方向の計測のためのパーツ(図4下)も作成し、同様に計測を行った。

また、統合した再構成結果に対する評価方法は先行研究と同様の方法で行った。



Fig. 4 パーツを取り付けた様子

### 4.3 評価結果

実際の反射体の太さ 0.1 mm に対し、再構成された反射体の太さは  $p_1 - p_2$  間が 2.99 mm,  $p_1 - p_2$  間が 3.17 mm であった。誤差にして 2.89 mm, 3.07 mm である。先行研究に比べて誤差が 1~2 mm 減少し、再構成の精度が向上したことが確認できた。

### 4.4 おわりに

本研究では、肝臓外科手術のナビゲーションシステムの構築の一環として、先行研究<sup>2)</sup>のシステムを引き継ぎ、3次元再構成の高精度化を図った。精度低下を補う方向からの計測を行い、各データの再構成結果を統合したところ、先行研究に比べて誤差が 1~2 mm 減少したことを確認した。

今後の方針として、計測機器のフリーハンド化を考えている。より多くのデータを取得できるようになる他、計測機器を自在に扱えることは臨床において求められる。

また、本研究のデータは検査用ファントムから得られたものであり、肝臓を映し出したデータとは異なる。画像処理手法についても検討したい。

## 参考文献

- 1) M. Shimoda, M. Hariyama, Y. Oshiro and S. Suzuki: Development of new software enabling automatic identification of the optimal anatomical liver resectable region, incorporating preoperative liver function, *Oncology Letters*, 18-6, 6639/6647 (2019)
- 2) 西田統尊, 張山昌論, 下田貢: 手術のナビゲーションのための超音波画像からの3次元再構成, 自動制御連合講演論文集, 66, 1291/1294 (2023)