

# 福岡工業大学 機関リポジトリ

## FITREPO

|             |   |
|-------------|---|
| Title       | フリーハンド3D超音波のための慣性センサによる姿勢計測に関する研究   |
| Author(s)   | 小野木 真哉  |
| Citation    | 福岡工業大学総合研究機構研究所所報 第2巻 P105-P109   |
| Issue Date  | 2020-2  |
| URI         | <a href="http://hdl.handle.net/11478/1491">http://hdl.handle.net/11478/1491</a> |
| Right       |   |
| Type        | Departmental Bulletin Paper   |
| Textversion | Publisher   |

Fukuoka Institute of Technology

# フリーハンド 3D 超音波のための 慣性センサによる姿勢計測に関する研究

小野木 真哉 (工学部電気工学科)

## Orientation Measurement by Using Inertial Measurement Sensor for Freehand 3D Ultrasound

Shinya ONOGI (Department of Electrical Engineering, Faculty of Engineering)

### Abstract

The freehand 3D ultrasound is useful technique to acquire 3D ultrasound volume using a conventional 2D ultrasound transducer. The technique constructs 3D volume using 2D image and positional information. Meanwhile, it has two technical issues to widely apply in clinical setting. Firstly, position sensor is expensive and needs to prepare for use. Another is high computational cost in volume construction. To address the issue, orientation measurement by a low-cost inertial measurement sensor and highspeed volume construction using parallel computing technology by a graphics processing unit were proposed. In this study, the potential of this approach is investigated and 3D volume reconstruction was demonstrated.

**Keywords** : Inertial Measurement Unit, Orientation Measurement, Freehand 3D Ultrasound

### 1. 背景

超音波画像は診断だけでなく術中にも広く用いられている。しかし、超音波画像は一般的に 2 次元であり、3 次元画像を取得するためには対応したハイエンド機と専用の 3D プローブが必要である。また、3D プローブは比較的大きく術中の限られた術野で使用することは難しい。一方、2D プローブで 3D 画像を構築する手法として、フリーハンド 3D 超音波がある<sup>1)</sup>。これは、2D プローブの位置姿勢を計測することで、3D 画像を構築する技術である。位置計測装置でプローブの位置を計測する手法や、ロボットでプローブを定量的に走査する手法などが報告されている<sup>2)</sup>。しかし、位置計測装置は高価かつ使用に空間を必要とするという課題がある。そこで、本研究では、簡便で実用的な 3D 超音波のために、慣性センサを用いたプローブの姿勢計測手法について検討した。

### 2. 姿勢算出アルゴリズム

**(2・1) 姿勢の表現** 姿勢の表現には回転行列(方向余弦行列)、オイラー角、回転軸・回転角、四元数がある。回転行列は並進と合わせて同次変換行列として、ロボット工学や 3D グラフィックスにおいて広く用いられているが、姿勢 3 自由度に対して 9 変数存在することから冗長である。オイラー角は回転行列を任意の 3 軸周りの回転に分解し、

回転角として表現したものである。そのまま座標変換に用いることはできず、回転行列に変換する必要がある。また、ジンバルロックのため特異点が存在する。回転軸・回転角による表現は回転軸の方向ベクトルと回転角で任意の姿勢を表現する形式である。これも直接座標変換に用いることはできないが、回転角を分割することで回転の補間を行うことは容易である。最後に四元数は、複素数を拡張したものであり、回転軸と回転角から容易に四元数を得ることができ、直接座標変換に用いることができる。そこで、本研究では四元数を用いることとした。

**(2・2) 四元数と回転** 四元数 $q$ は式(1)の様に定義される。

$$q = w + ix + jy + kz \dots\dots\dots(1)$$

$i, j, k$ はそれぞれ虚数単位であり、下記の関係が成り立つ。

$$ij = k, ji = -k$$

$$jk = i, kj = -i \dots\dots\dots(2)$$

$$ki = j, ik = -j$$

これは、三次元方向ベクトルのクロス積と非常に似た性質であり、よって四元数を三次元姿勢表現に用いることができる。ここで、実部をスカラー $w$ 、虚部をベクトル $\mathbf{n} = (x, y, z)$ として表現すると、

$$q = w + \mathbf{q} \dots\dots\dots(3)$$

となる。次に、四元数の積について説明する。四元数 $q_1, q_2$ の積 $q_1q_2$ は

$$q_1 q_2 = (w_1 + \mathbf{q}_1)(w_2 + \mathbf{q}_2) = w_1 w_2 + w_1 \mathbf{q}_2 + w_2 \mathbf{q}_1 - \mathbf{q}_1 \cdot \mathbf{q}_2 + \mathbf{q}_1 \times \mathbf{q}_2 \dots (4)$$

と表される。なお、(2)を用いて展開を続けると、(1)の形式で各成分の値が得られる。

次に四元数を用いた姿勢表現について説明する。回転軸 $\mathbf{n}$ 、回転角 $\theta$ の時の回転を表す四元数は、

$$q = \cos \frac{\theta}{2} + \mathbf{n} \sin \frac{\theta}{2} \dots (5)$$

と表される。逆変換(逆回転)は、回転軸のみを反転させればよいから、ベクトル部の符号を反転した共役四元数となる。

次に、複数の回転の合成について説明する。座標系 $\Sigma A$ から $\Sigma B$ 、 $\Sigma C$ へと座標系が回転する場合、合成された四元数 ${}^A q_C$ は、

$${}^A q_C = {}^A q_B {}^B q_C \dots (6)$$

と四元数の積で表すことができる。

〈2・3〉 微小時間における四元数と角速度 次に、時刻 $t$ の時の四元数を $q(t)$ とし、微小時間 $\Delta t$ 後の四元数 $q(t + \Delta t)$ について考える。式(6)より、

$$q(t + \Delta t) = q(t)q(\Delta t) \dots (7)$$

となる。ここで、 $q(\Delta t)$ は微小時間 $\Delta t$ の間に回転軸 $\mathbf{n}$ 周りに $\Delta\theta$

の回転するとすると、

$$q(\Delta t) = \cos \frac{\Delta\theta}{2} + \mathbf{n} \sin \frac{\Delta\theta}{2} \approx 1 + \frac{1}{2} \mathbf{n} \Delta\theta \dots (8)$$

となる。ここで各軸周りの角速度 $\boldsymbol{\omega} = \frac{d\theta}{dt} \mathbf{n}$ を式(8)に代入すると、

$$q(\Delta t) \approx 1 + \frac{1}{2} \boldsymbol{\omega} \Delta t \dots (9)$$

となる。これにより、角速度から姿勢変化を算出することができる。

### 3. GPU を用いた高速フリーハンド 3D 超音波アルゴリズム

フリーハンド 3D 超音波は、図 1 に示すように画像と位置情報から 3D 画像を構築する手法である。

まず、撮像範囲を特定し、3D ボリュームの位置とボクセル数を定める。図 2 に示すように、断層像-ボリューム間の変換行列から、各ボクセル位置をピクセル位置に変換し、挿入された断層像の画素値を参照する。なお、参照する画素値は線形補間により求める。また、断層像までの距離をガウス関数に適用した重みを算出し、画素値と重みからボクセルの値を決定する。

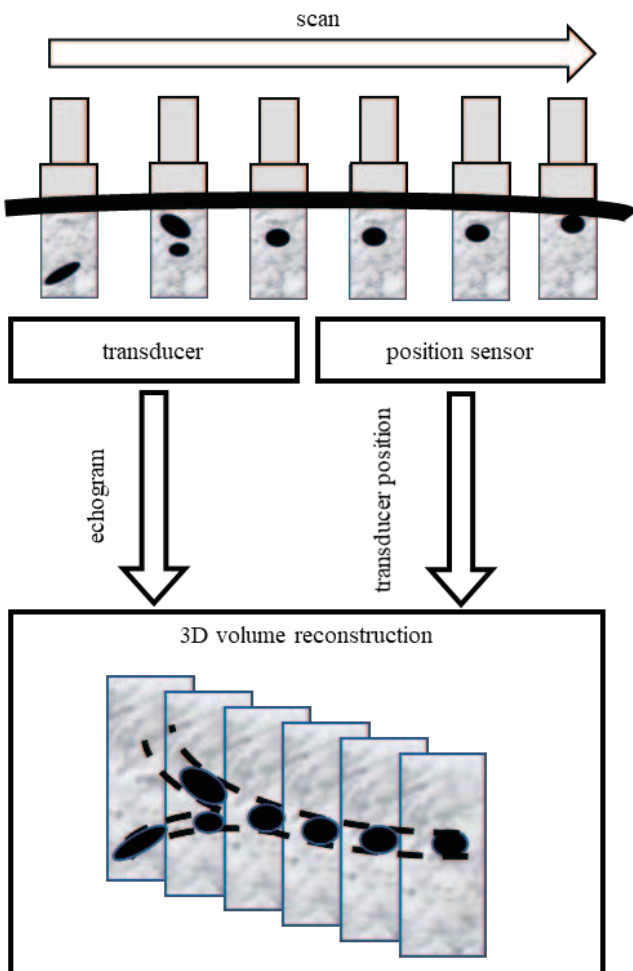


図 1 フリーハンド 3D 超音波の概要.  
Fig. 1 Freehand 3D ultrasound.

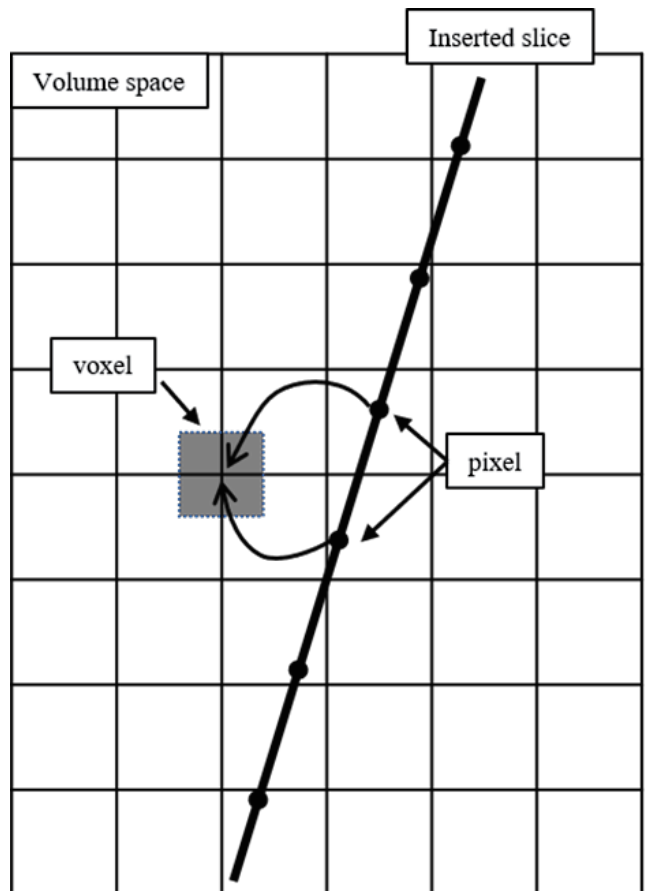


図 2 ボクセルベースの 3D 構築  
Fig. 2 Voxel based 3D construction

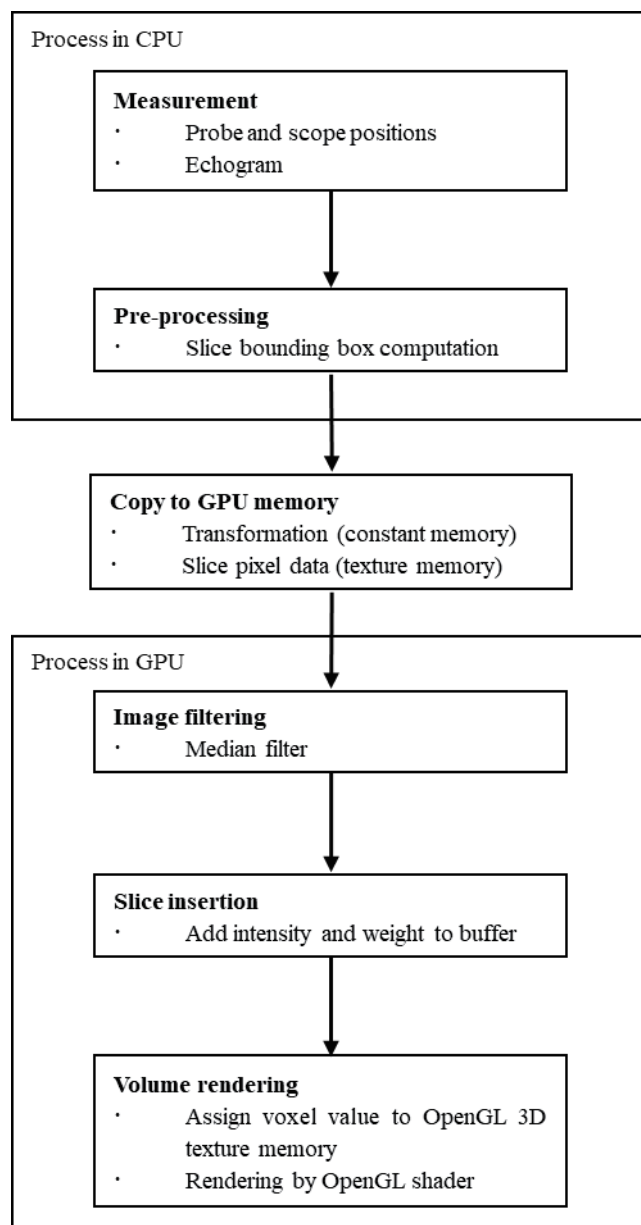


図 3 GPU による高速 3D 構築のフロー

Fig. 3 Block diagram of highspeed 3D construction by using GPU

このアルゴリズムをボリュームに定義された全ボクセルに対して適用する必要があるが、新たにスライスが挿入されるボクセルのみに限定することで、計算量を削減することができる。また、範囲内のすべてのボクセルに対して独立した計算であることから、容易に並列化が可能である<sup>3)</sup>。そこで、Graphics Processing Unit(GPU)上に実装した<sup>4,5)</sup>。さらに、GPU メモリ上でボリューム構築演算を行うため、計算結果を即座にレンダリングすることが可能である。GPU によるボリューム構築の概要を図 3 に示す。

#### 4. 実験方法

〈4・1〉 慣性センサによる姿勢計測実験 9 軸慣性センサ(BMX055, Bosch), I<sup>2</sup>C-USB 変換モジュール(FT232H,

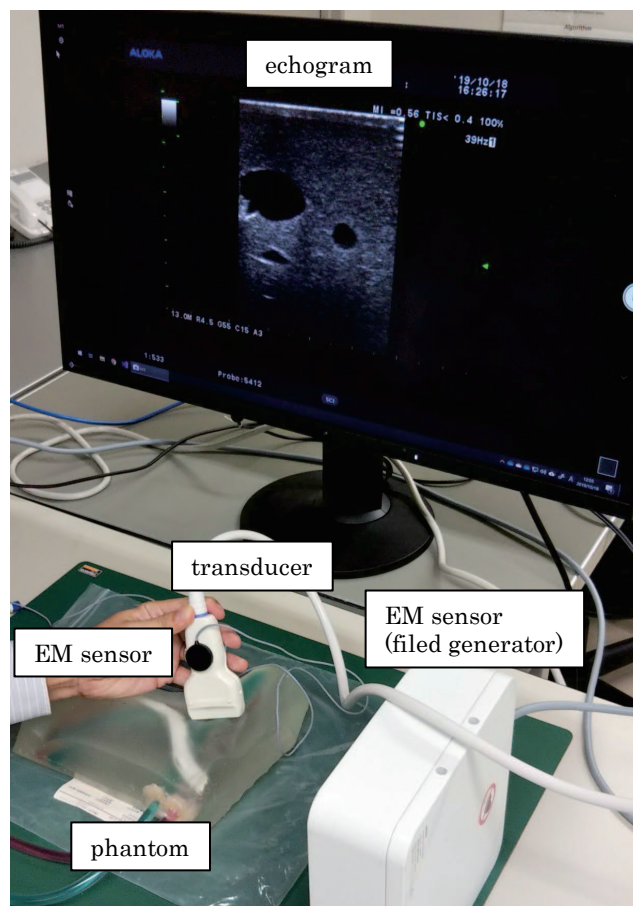


図 4 3D 超音波構築実験

Fig. 4 Experiment of 3D ultrasound construction

FTDI)を用い、PC に USB ケーブルで接続した。また、リファレンスとして磁気式位置計測装置(Aurora V3, NDI)を用いた。

通信、および、2 章で述べた演算を C++言語で実装した。サンプリング周期は約 12msec であり、演算には CPU 時間から計測ごとの周期 $\Delta t$ を取得した。磁気式位置計測装置からは USB 接続で四元数を直接取得した。

慣性センサと磁気センサを同一のボードに固定した。初期姿勢として鉛直上向きを Z 軸とし、その後、フリーハンドで姿勢を変動させた場合の測定を行った。姿勢として、鉛直上向きに対する角度を、磁気センサと慣性センサのそれぞれについて求め、精度評価を行った。

〈4・2〉 GPUによる 3D 超音波構築実験 9 ボリューム構築アルゴリズムを C++(Visual Studio 2017)および OpenCL(Intel SDK for OpenCL Applications 2019 Update 5)で実装した。コンピュータにはタブレット型 PC (Surface Pro 6, Core i7-8650U, 16GB メモリ, Intel UHD630 グラフィックス)を用いた。また、超音波診断装置( $\alpha 10$ , Aloka)に 10MHz のリニアプローブ、磁気式位置計測

装置(Aurora v3, NDI)を用いた。また、超音波画像はビデオキャプチャユニット(AV.io HD, epiphan video)を用いて診断装置のモニタ画像を直接取り込んだ。撮像対象として、中心静脈穿刺トレーニングファントム(Gen I Central Venous Access Ultrasound Training Model, Gadelius)を用いた。

磁気式位置計測装置のセンサーコイルをプローブに取り付け、内頸静脈をスキャンし位置と画像を同時に取得した。画像と位置情報を開発したソフトウェアに取り込み、3D構築とレンダリングを同時に行い、単位時間あたりの構築回数を評価した。

## 5. 結果

〈5・1〉 慣性センサによる姿勢計測実験結果 磁器センサおよび慣性センサによる姿勢計測結果を図 5 に示す。磁気センサを実線、慣性センサを破線で示している。測定データにおける誤差の二乗平均平方根は 6.8deg であった。また、横軸を磁気センサによる角度、縦軸を慣性センサによる

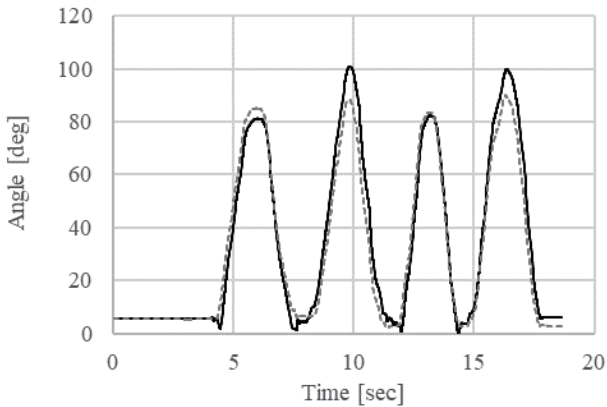


図 5 姿勢計測結果.

Fig. 5 Results of orientation measurements

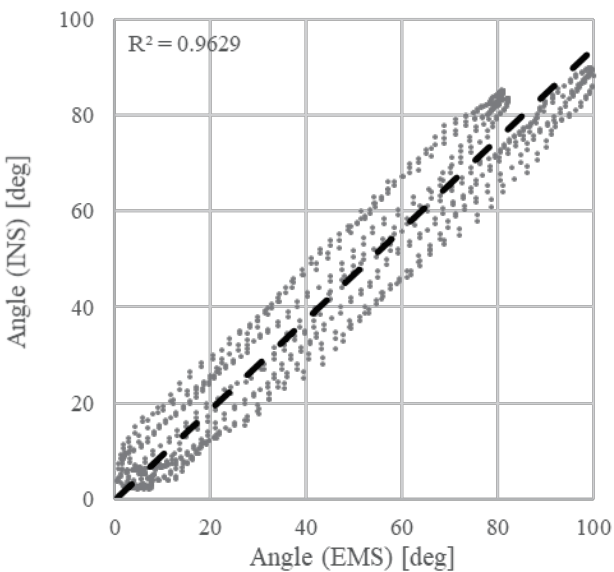


図 6 姿勢精度評価結果

Fig. 6 Orientation measurement accuracy

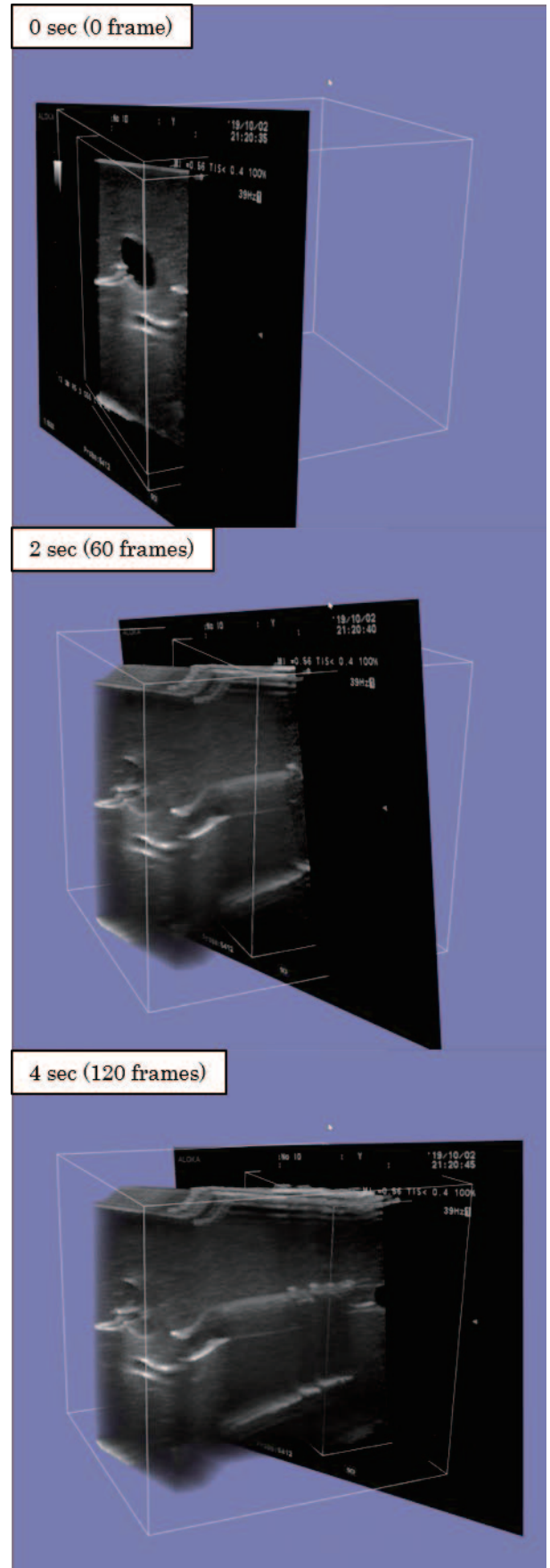


図 6 高速 3D 構築結果

Fig. 6 Highspeed 3D construction.

角度としてプロットしたものを図 6 に示す。R<sup>2</sup> は 0.96 であった。

(令和元年 10 月 18 日受付)

〈5・2〉 GPU による 3D 超音波構築実験結果 構築時の過程を図 6 に示す。1 秒あたり 30 フレームの断層像の 3D 構築と描画することが可能であった。

## 6. まとめ

本研究ではフリーハンド 3D 超音波のための慣性センサによる姿勢計測と GPU による高速 3D 構築について研究を行った。慣性センサによる姿勢計測に関しては、磁気センサと比較して 6.8deg の誤差であり、R<sup>2</sup> は 0.96 であった。GPU による高速 3D 構築に関しては汎用的なラップトップ PC であっても秒間 30 フレームのボリューム構築とレンダリングを同時に行うことができた。今後は、慣性センサによる姿勢計測精度改善と、3D 構築部との統合に取り組む予定である。

## 謝辞

本研究の一部は本学情報科学研究所の平成 30 年度新任スタートアップ支援制度による。

## 文 献

- 1) Ole Vegard Solberg, Frank Lindseth, Hans Torp, Richard E. Blake, and Toril A. Nagelhus Hernes: "Freehand 3d Ultrasound Reconstruction Algorithms—A Review" *Ultrasound in Medicine*, Vol. 33, No. 7, 2007, pp.991-1009
- 2) Marie-Ange Janvier, Louis-Gilles Durand, Marie-Hélène Roy Cardinal, Isabelle Renaud, Boris Chayer, Pascal Bigras, Jacques de Guise, Gilles Soulez, and Guy Cloutier: "Performance evaluation of a medical robotic 3D-ultrasound imaging system" *Medical Image Analysis*, Vol. 12, No. 3, 2008, pp.275-290
- 3) Y. Dai, J. Tian, D. Dong, G. Yan and H. Zheng, "Real-Time Visualized Freehand 3D Ultrasound Reconstruction Based on GPU" *IEEE Transactions on Information Technology in Biomedicine*, Vol. 14, No. 6, 2010, pp. 1338-1345
- 4) S. Onogi, J. Arata, R. Nakadate, S. Oguri, T. Akahoshi, M. Hashizume, T. Ikeda, N. Harada, and M. Mitsuishi: "Intra-operative three-dimensional ultrasound reconstruction and visualization for endoscopic liver surgery" *The 30th Int Conf Comput Assist Radiol Surg (CARS 2016)*, Heidelberg, 2016.
- 5) S. Onogi, R. Nakadate, J. Arata, T. Akahoshi, and M. Hashizume: "Live image processing and visualization for point-of-care ultrasound by using a tablet PC" *World Congress on Medical Physics and Biomedical Engineering (WC2018)*, Prague, 2018.