

# ブレインシフト計測において Kinect v2 の距離精度を 評価するメカニカルシステムの開発

榎木方俊<sup>1</sup> 水篠公範<sup>2</sup> 埜中正博<sup>3</sup> 渡辺郁<sup>1,a)</sup> 登尾啓史<sup>1,b)</sup>

**概要:** 外科手術を長時間に計測するためには、カメラと臓器の位置・姿勢関係を変えない、またはそれらの位置関係を正確に認識することが重要である。一般に手術中、医師はベッドを動かして術部が良く見えるようにしたり、術上部のカメラを退避させたうえで顕微鏡でマイクロサージェリーしたりするので、カメラと臓器の位置関係がわからなくなってしまう。本稿では、これらを解決するため、手術ベッドに直接カメラを固定したり、カメラを術上部で自由に退避・復旧できる臓器計測用ロボットシステムを試作し、医師による手術室での模擬実験によりその計測精度を評価した。

**キーワード:** ブレインシフト, キネクト v2, GPU, デプス画像, 計測ロボット

## Development and Evaluation of Robotic Mechanical System for capturing Brain Shift by Kinect v2

MASATOSHI KAYAKI<sup>1</sup> KIMINORI MIZUSHINO<sup>2</sup> MASAHIRO NONAKA<sup>3</sup> KAORU WATANABE<sup>1,a)</sup>  
HIROSHI NOBORIO<sup>1,b)</sup>

**Abstract:** It is the most important thing to know the exact relation between a camera and its capturing surgical area during doctor's operation. However, during the capturing at about 2-3 hours, several kinds of troubles occur. For example, (1) a doctor controls the surgical bed, (2) his head accidentally collides with the camera, (3) for the microsurgery, we want to replace the camera of the microscope but it is impossible. To overcome these drawbacks, we newly design and construct a robotic mechanical system directly mounted at the surgical bed for controlling the Kinect v2. Using this robotic measurement system, if a doctor points out removing the camera from the upper area of surgical operation, some comedicals remove the camera by using the robot controller. Also even if a doctor operates the bed translationally or rotationally, the sequences of depth images are to be invariable (errors are less than 2mm). These characteristics are carefully checked by different realistic experiments beside an operation bed under the shadowless operating light or xenon light of microscope in a surgical operation room.

**Keywords:** Brain Shift, Kinect v2, GPGPU, Depth Image, Measuring Robot

### 1. はじめに

我々のグループでは現在、肝臓、腎臓、脳をターゲットにした各種（開腹手術、腹腔鏡手術、ダビンチロボット手術）における「外科手術支援ナビゲータ」を製作している。この中で開腹手術の「外科手術支援ナビゲータ」は次の6ステップで製作している。

1. 実肝臓と仮想肝臓の初期位置合わせ [1]: ここでは、

<sup>1</sup> 大阪電気通信大学大学院総合情報学研究所コンピュータサイエンス専攻, 575-0063 大阪府四條畷市清滝 1130-70

<sup>2</sup> 株式会社 Embedded Wings, 562-0015 大阪府箕面市稲5丁目2番3号

<sup>3</sup> 関西医科大学医学部医学科, 573-1010 大阪府枚方市新町二丁目5番1号

a) kaoru@wtlab.osakac.ac.jp

b) nobori@isc.osakac.ac.jp

実臓器をデプスカメラで撮影しそのデプス画像を得、仮想臓器 STL 多面体を GPU で z-buffering し、仮想デプス画像を得、実・仮想デプス画像を比較し、それらの XYZ 値が一致した画素を青色で表現し、青画素を増加させるよう、仮想肝臓を平行・回転移動させ、3次元の実・仮想肝臓を一致させるシステムを製作した。

2. 平行・回転移動に関する実・仮想肝臓の連動 (アルゴリズム評価 [2]) (実験 [3]) : 1. の実・仮想デプス画像の差を小さくするように、PC 上で仮想肝臓を平行・回転移動探索して、実・仮想肝臓を自動で連動させるソフトウェアを開発した。

3. 変形に関する実・仮想肝臓の連動 [4] : 1. の実・仮想デプス画像の差を小さくするように、PC 上で仮想肝臓を自動変形させ、仮想肝臓に実肝臓を追従させるソフトウェアを開発した。

4. 実・仮想肝臓と実・仮想メスの協調 (実世界と仮想世界の重畳) [5],[6] : マーカービジョン (位置精度  $70 \mu m$ ) を利用して、実際のメスで実際の臓器を手術する際の位置合わせを実現し、その誤差が数 mm 程度であることを実験で確かめた。また、マーカービジョンとデプスカメラの座標系をキャリブレーションし、実メスは仮想メス、実臓器は仮想臓器と一致させた [5]。また、仮想メスで仮想臓器を切開・変形させるソフトウェアもすでに開発している [6]。

5. メスから血管・癌組織までの距離計算 [7] : GPU の z-buffering およびマルチコアの並列処理により、血管・癌組織をデジタル化した短冊の集合とメス先のユークリッド距離の最小値を計算し、血管を誤って切るのを防止したり、癌組織を一定の距離で切除したりできるようにした [7]。

以上の項目より、我々の研究では、術部を正確にカメラで計測することの重要性がわかる。しかし、手術中、術部を観察しやすくするため手術ベッドを自由に動かしたり、顕微鏡を術部上部に配置してマイクロサージェリーしたりすることは頻繁にあり、その都度カメラと臓器の位置・姿勢関係がずれてしまう。このため、術中の計測データ、およびそれにもとづいた連動や融合が使えなくなり、「外科手術支援ナビゲータ」の根幹が崩壊してしまう。この問題を解決するため、我々は手術ベッドに直接デプスカメラを取り付けたり、必要に応じてデプスカメラを術部上部から退避させたり元に戻したりするアクチュエータ機能を有する術部計測用ロボットシステムを試作する。

さて、脳神経外科では、脳内部の腫瘍や血留を摘出するとき、頭蓋骨に大きな穴を開けて手術する。このとき、元々頭蓋骨の中に脳を浮かせている髄液が漏れ出し、その後脳内部の水分も徐々に流出していき、図 1 の様に脳本体が頭蓋骨底部に沈み込む現象が発生する。この減少をブレインシフトと呼ぶ。このブレインシフトが発生すると、術前に撮影した DICOM の腫瘍や血留、および血管群や神経

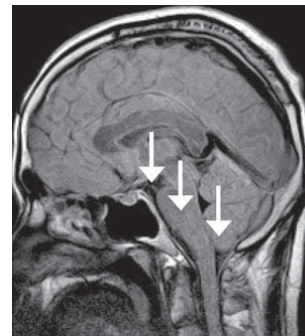


図 1 ブレインシフト

群の位置姿勢および形状がすべて変形し、外科手術の指針として意味をなさなくなる。

これまでも多くのブレインシフトを取り扱った研究がある。例えば、変形シミュレーションを取り扱ったものとしては [8] などがあり、MRI でブレインシフトを計測したものには [9],[10] などがある。また、蛍光物質を使ったものには [11] などがあり、超音波のみおよびそれと MRI や CT を併用してブレインシフトを計測したものに [12],[13],[14] などがある。特に、[15] では、MRI の DICOM を血管をランドマークにして ICP (iterative closest point) アルゴリズムで変形を計測しており、一方、[16] では、脳モデル表面に人工ランドマークを装着し、それをカメラで位置計測し、MRI/CT の DICOM 変形させるものである。今回我々は前述のどれとも異なり、RGB カラー画像・赤外線画像・デプス画像を同時に取得できる Kinect v2 で直接術部上部に配置し、ブレインシフトを直接計測した。また、その計測データを介して GPU の並列高速計算で脳変形シミュレーションを実施した。その際に発生した「マイクロサージェリーのため手術顕微鏡の誘導」、「医師の頭のカメラへの誤接触」、「手術ベッドの移動操作」などに計測が耐えうるよう、Kinect v2 を直接手術ベッドに固定し、必要に応じてそれを自由に退避復旧できるアクチュエータを導入し、Kinect v2 の計測精度を無影灯下とマイクロサージェリー (キセノン光投影時) において評価をした。

## 2. 実験環境

この章では、今回の実験で利用した PC, Kinect v2, 計測ロボット、および手術室の様子について説明する。

### 2.1 計算機

今回の実験で使用した PC の性能は表 1 の通りである。

表 1 PC 構成

OS	Windows8.1 Pro 64bit
CPU	Intel Core i7-4930K 3.4GHz
RAM	16.0GB
VRAM	GTX TAITAN Black 4GB

### 2.1.1 開発環境

- Visual Studio 2012 Pro
- Kinect for Windows SDK 2.0
- Kinect Studio 2.0

### 2.2 Kinect v2

Kinect v2は、米国マイクロソフト社が2014年11月に発売した複合センサである。正式名は Kinect for Windows v2で、RGBカメラ、深度センサ、赤外線カメラ、マルチアレイマイクロフォンが搭載されている。そのスペックは表2の通りである。

表2 Kinect v2 スペック

RGB 画像解像度	1920×1080(30fps)
深度画像解像度	512×424(30fps)
深度計測方法	Time of Flight
深度計測範囲	500 4500mm
RGB 画像角度	(水平)84.1度 (垂直)53.8度 (SDK より)
深度画像角度	(水平)70度 (垂直)60度

### 2.3 手術室の様子(無影灯, 顕微鏡, ベッド装着型術部計測ロボット, Kinect v2, および遮光フィルタなど)

ここでは、術部計測用ロボットシステム、およびその使用環境を説明する。まず、手術室では、医師が手術しやすい環境を常に維持することが重要である。したがって、医師が術部をしっかりと観察し、両手でしっかりと手術できる位置や姿勢に常に術部を保つ必要がある。そのため医師は手術中、臨機応変にベッド(手術台)を(XYZ軸回転方向に)傾けたり、(XYZ方向に)平行移動させたりする。これより、三脚や天井を介してカメラを術部上部に設置すると、術部とカメラの位置と姿勢がずれ、同じ座標系で連続した画像系列が得られなくなる。この研究では、この様な問題を避けるため、カメラをベッドに直接固定し、必要に応じてカメラを移動させられるような術部計測ロボットシステムを設計・試作した。

无影灯下の手術室は図2(a)のようになっている。この術部計測用ロボットシステムは、X・Y・Z軸方向に個別に長さを微調整できるよう、ステンレス棒とアルミパイプを組み合わせて構築している(図3)。また、手術中に顕微鏡が導入される場合、それとカメラが干渉しないよう、Z軸方向に指定した距離だけ正確にカメラを移動させる単軸アクチュエータも装備している。これを使うことにより、図2(d)から図2(e)へとカメラを移動させられる。

さて、脳神経外科の手術中には、脳開口部に无影灯を当てながら切開手術を実施する(図2(a))。また、マイクロサージェリーが必要な場面では、術部の上部に顕微鏡を持ち込むが、その際キセノン光というより強力な光を当てて

切開手術する(図2(b))。このとき、解像度が最高で、頭毛、頭蓋骨、脳表面などがよく区別できるRGBカラー画像が頻繁にハレーションを起こす。本研究では、これを防止するため、RGBカメラの手前に遮光フィルタ(スター電器製造社製:遮光フィルタは、数字が大きい程遮光度が高い。この研究では、番号5~8,および12と13の遮光フィルタを準備し、照明の状況に応じて適切な遮光フィルタを差し込み、光量を制限することでハレーションを防止した。これをKinect v2に装着したカバーに設けてあるスリット(図2(c))に、場面場面で差し替えて利用する。これより、照明の状態が変化しても、遮光フィルタを差し替えることで、頭毛、頭蓋骨、脳表面などを正確に認識できるRGB

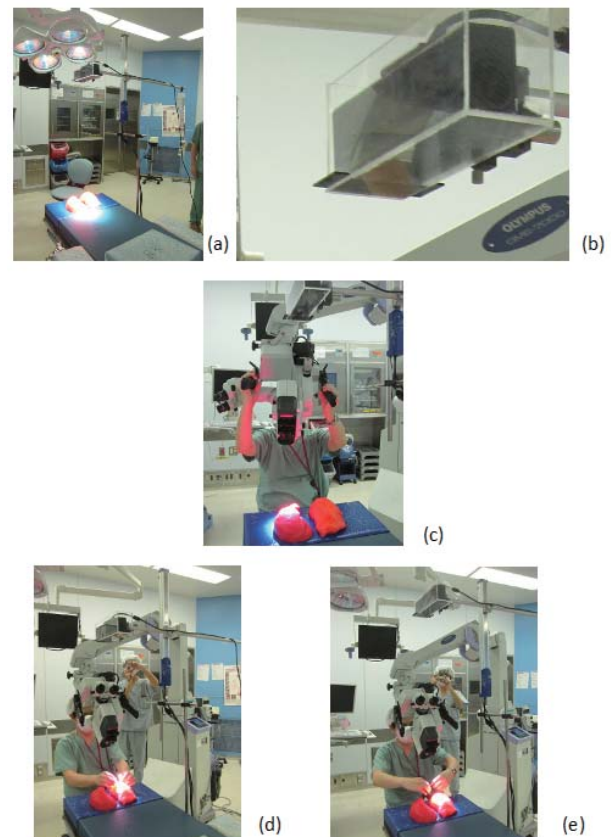


図2 (a) 无影灯下の計測用ロボット, (b) 遮光フィルタを挿入した Kinect v2 カバー, (c) 顕微鏡キセノン光下の計測用ロボット, (d) マイクロサージェリー術部確保のためのロボットによるカメラの移動前, (e) マイクロサージェリー術部確保のためのロボットによるカメラの移動後。

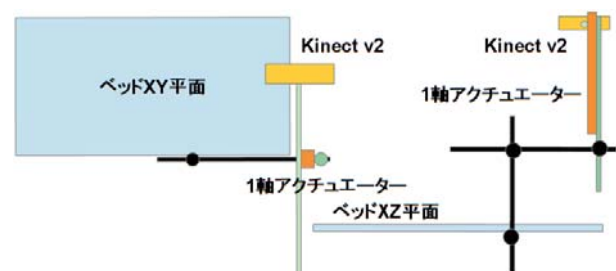


図3 術部計測ロボットシステムの全景



カラー画像が取得でき、これを媒介にデプス画像の計測点が正確に患部に配置できる。

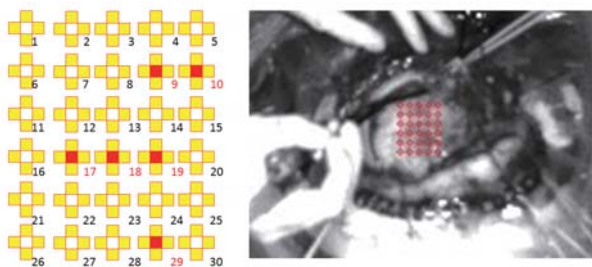


図 4 計測点の配置 (点数  $N = 30$ , 番号は左上から右下に振られている. 隣接距離は  $X = 2$ ), いずれも 4 近傍で評価.

### 3. Kinect v2 によるブレインシフトの直接計測

この章では、実際の手術に立ち会い、開頭部の上から Kinect v2 によりブレインシフトを直接計測し、その結果を評価した。

#### 3.1 計測結果について

この節では、患者の頭部のうち開頭部周囲を手術中に Kinect v2 で連続撮影し、RGB カラー・赤外線・深度画像を取得する。そしてまず、RGB カラー画像を目視して、頭毛、頭蓋骨、脳表面などの領域を区別し、脳表面の領域に基盤の目のように一定の間隔で計測基準点群 (点数を  $N$  とする) を配置する (図 4)。

このとき、それぞれの点から半径  $X$ mm ( $X$  は任意) の円を描き、その範囲内の深度情報の中央値を最少メジアン法より求める。これより、脳表面に関して  $N$  個のデプスが得られる。ここで、今回の計測では、 $N = 30$  および  $X = 2$  とした。このとき、得られた各計測点の深度の平均を取り、それらを 3600 フレーム (約 1 分間) で移動平均を取り、平滑化したグラフの一部が図 5, 6, 7, 8, 9, 10 である。これらは各々、点番号 9, 10, 17, 18, 19, 29 におけるものである (4)。この結果、今回の脳表面では、10mm~25mm 程度のブレインシフトが場所に依存せず不均一に発生することがわかった。

#### 3.2 遮蔽物の映り込みと対策

図 6,8, および 10 の 10000 フレーム前後にしばらくデプスが著しく減少している区間がある。これは、医師の手などが脳とカメラの間に入り込む、いわゆるオクルージョンにより起こる (図 11(a))。

## 4. 計測データを介した脳組織の変形シミュレーション

前章で計測した点群データ (個数は  $N = 30$ ) から、図 12 のように  $90 \times 60$  の変化マップを生成する。これは、点群データ (個数は  $N = 30$ ) の範囲の画素集合である。そして、その変化を脳組織・脳血管神経・脳腫瘍 STL 多面体の頂点に反映させる (図 16)。このとき、画素から深度方向にみて対応する頂点がない場合には、それから最も近い頂点の座標を利用する。これらの処理の結果、得られたのが図 13 の変化前と変化後である。この図では、灰色の部分が脳本体、緑色の部分が脳腫瘍を表現している。

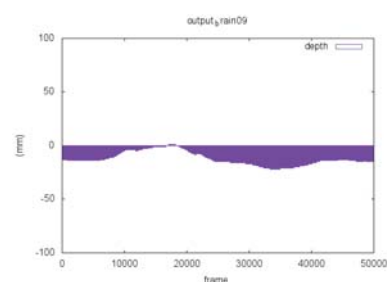


図 5 画素番号 9 の深度変化グラフ

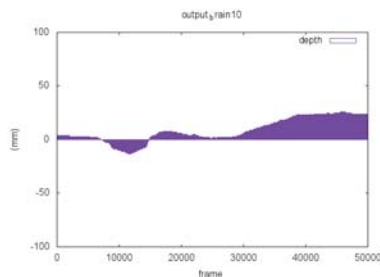


図 6 画素番号 10 の深度変化グラフ

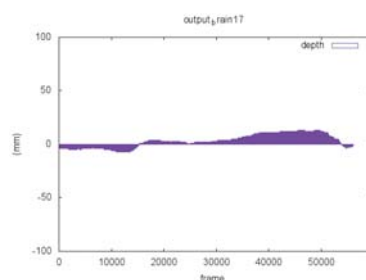


図 7 画素番号 17 の深度変化グラフ

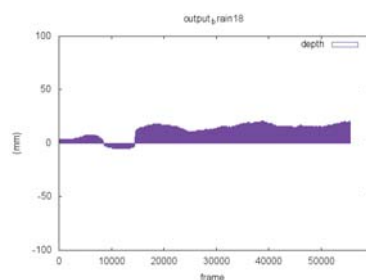


図 8 画素番号 18 の深度変化グラフ

今回の変形シミュレーションでは、まず変形が計測できた領域が小さく、それも最大 25mm 程度であり、かつ脳全体の大きさはそれらと相対してかなり大きい。したがって、ブレインシフトが目立たないので、それが脳腫瘍を変形させているところを黄色の矢印でマークした。

この脳組織の変形シミュレーションは、以下のような手続きで GPU の z-buffering と並列処理で高速に計算できるので、医師に術中リアルタイムで提示できる可能性を有する。

1. 90 × 60 の深度マップを取得する (図 13)。
2. 各デプスに対応する STL 頂点に以下の処理を実施する (図 15)。

(1) ある頂点  $v$  を深度  $vd$  に変換する (図 16)。

$$vd \leftarrow \text{Matrix}(v)$$

(2) 変形比率に合わせて新しい深度  $nvd$  を計算する。

$$\text{new\_vd} \leftarrow \frac{(vd-bd)(nfd-bd)}{(fd-bd)} + bd$$

(3) 新しい深度  $nvd$  に合わせてある頂点を逆変換する。

$$\text{new\_v} \leftarrow \text{MatrixInv}(\text{new\_vd})$$

## 5. ベッド装着型術部計測ロボットシステムによる人工肝臓の計測とその精度評価

この章では、ベッド装着型術部計測ロボットシステムで人工肝臓（プラスチックの剛体、および人肌ゲルの粘弾性体で製作）を計測し、kinect v2 のデプス画像の精度を手術室で評価した。このとき、人工肝臓と kinect v2 間の初期距離は約 700mm とした。そして、人肌ゲル製やプラスチック製の人工肝臓を、無影灯投影時と顕微鏡のキセノン

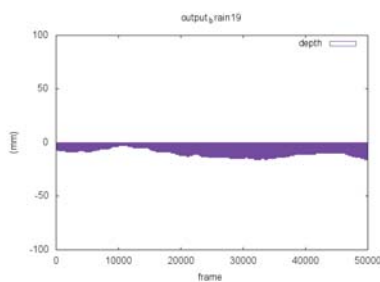


図 9 画素番号 19 の深度変化グラフ

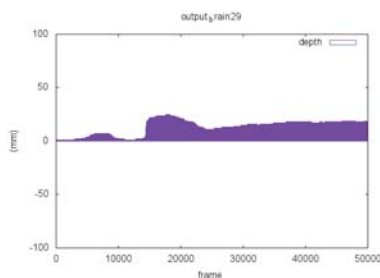


図 10 画素番号 29 の深度変化グラフ

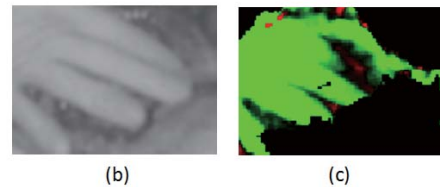


図 11 医師の手の映り込み

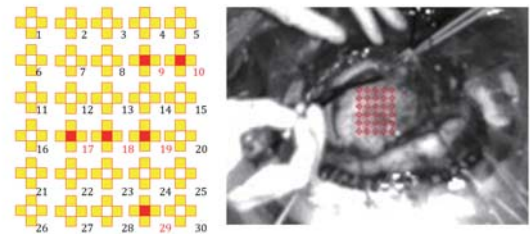


図 12  $N = 30$  の全計測点と  $90 \times 60$  画素の変化マップの関係

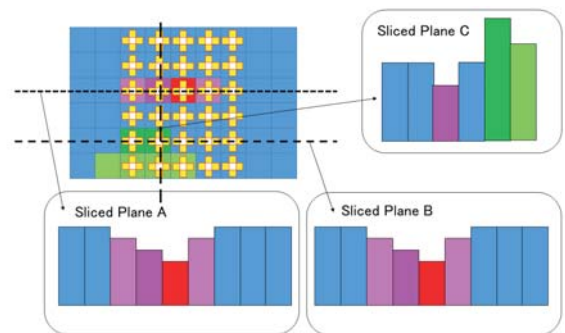


図 13 変形マップによるブレインシフトシミュレーション

光投影時に計測した。また、この状態で単軸アクチュエータを 100mm 単位で上昇下降させ、その移動量が正確に計測されているか、および停止させたとき、どこでも計測精度に変化がみられないかを調べた。

### 5.1 無影灯下手術

ここでは、無影灯下手術において、遮光フィルタの選定、カメラから術部までの距離を変えたときの深度画像の精度評価、手術ベッドを操作して動かしたときの深度画像の精度を評価した。

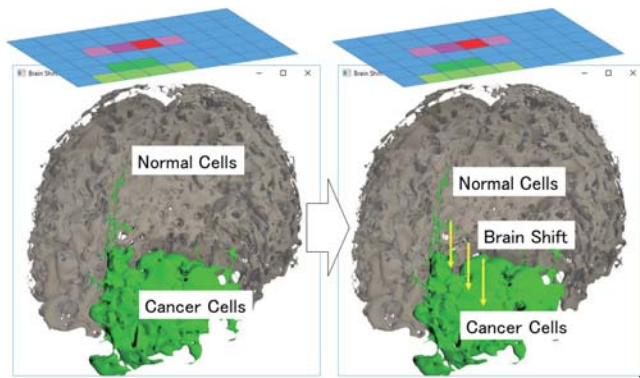


図 14 デプスの変化を利用した脳組織・脳血管神経・脳腫瘍 STL 多面体の深度方向への線形変換

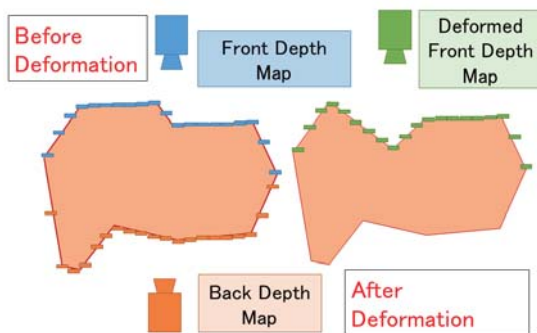


図 15 GPU の z-buffering による脳の最上部と最深部のデプス計測

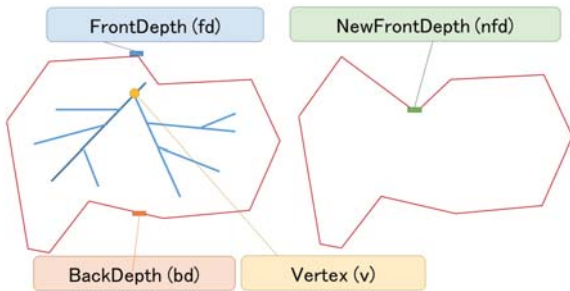


図 16 脳変形アルゴリズムの各種パラメータ

### 5.1.1 遮光フィルタの選定

無影灯下では番号7の遮光フィルタが最も安定にハレーションを除去し、人工肝臓が明瞭に認識することができた(図17)。

### 5.1.2 距離を変えたときの Kinect v2 の深度画像の精度評価

ここでは、単軸アクチュエータを100mmや200mm動かして、人工肝臓の深度画像を計測した。そして、図18のグラフを得た。ここでは、100mmの下降に際して平均-93mm、200mmの降下に際して平均-187mmのデプス(距離)の変化があった。以上のことから100mmの移動に

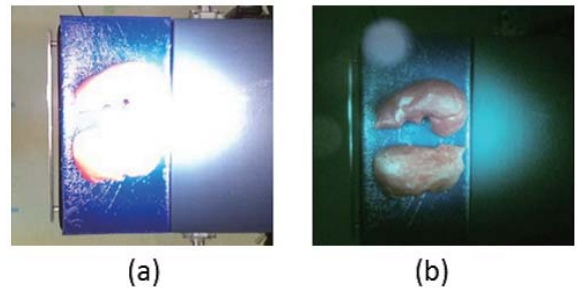


図 17 遮光フィルタによる无影灯の光量調整

つき平均約-7mmの誤差が検出された。但し、この実験の際、単軸アクチュエータの支える Kinect v2 の支持棒が振動したことから、この誤差の原因はさらに精密に調査する必要がある。

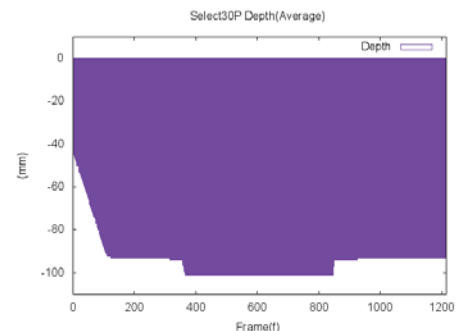


図 18 無影灯下でカメラを上下動させ、30計測点の深度変化の平均値を1分間(960フレーム)移動平均処理したもの

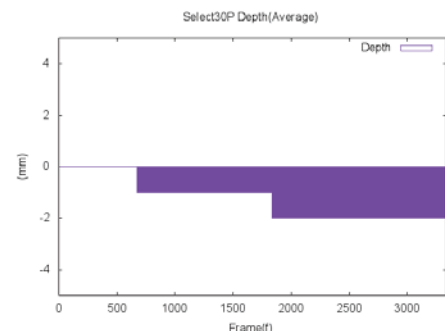


図 19 無影灯下でベッドを平行・回転移動させ、30計測点の深度変化の平均値を1分間(960フレーム)移動平均処理したもの

### 5.1.3 手術ベッドを動かしたときの Kinect v2 の深度画像精度評価

医師に実際の手術と同様の感じで、手術ベッドをロールとピッチの方向に動かしてもらった。そして、深度画像を評価した結果、図19のグラフが得られ、計測誤差は約-2mmであることがわかった。

## 5.2 顕微鏡下手術(キセノン光照射)

ここでは、顕微鏡下手術(キセノン光照射)において、



遮光フィルタの選定, カメラから術部までの距離を変えたときの深度画像の精度評価, 手術ベッドを操作して動かしときの深度画像の精度を評価した。

### 5.2.1 遮光フィルタの選定

顕微鏡下手術(キセノン光照射)下では番号8の遮光フィルタが最も安定にハレーションを除去し, 人工肝臓が明瞭に認識することができた(図20)。

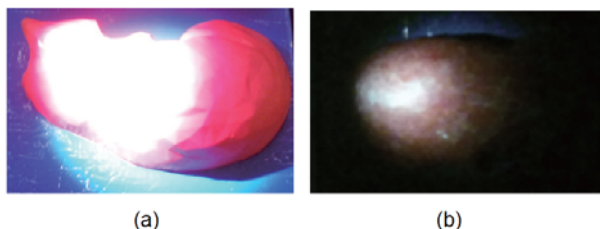


図20 遮光フィルタによるキセノン光の光量調整

### 5.2.2 距離を変えたときの Kinect v2 の深度画像精度評価

ここでは, 単軸アクチュエータを移動量100mmや200mmだけ動かし, 人工肝臓を深度画像で計測した結果, 図21のようなグラフが得られた。このとき, 100mmの下降に対して平均95mmの変化があった。しかし, 計測システムが振動しており, 約5秒(300フレーム)後には97mmに収束した。また, 200mmの上昇に対して直後で平均189mm, 約5秒(300フレーム)後では平均190mmの変化があった。これより100mmの移動につき-5mm程度の誤差が検出された。このときも単軸アクチュエータの支える Kinect v2 の支持棒が振動したことから, この誤差の原因はさらに調査する必要がある。

### 5.2.3 手術ベッドを動かしたときの Kinect v2 の深度画像精度評価

5.1.3と同様に計測した結果, 図22の結果が得られた。ベッドの移動中はロール方向の場合+3mm, ピッチ方向の場合+1mmの誤差であったが, 移動が終わると次第に収束していき, 最終的に誤差はなくなった。

## 5.3 今後の課題

今後, ベッドやカメラの移動を経ても, 深度画像の計測精度を安定的に向上させるため, 次のような課題を検討する。

- (1) オクルージョンの影響をさける方法の一つとして, 各画素ごとに一定の閾値を設け, デプスがその閾値を超えて大きく減少した場合, 現在のデプスを更新しないようにする。また, ロバスト推定法も検討する。
- (2) 計測したブレインシフトより脳組織・脳血管神経・脳腫瘍の STL 多面体をリアルタイムで変形させると, ブレインシフトに応じた脳神経血管や脳動脈瘤や脳腫瘍の変化を医師に手術中に提示できる。

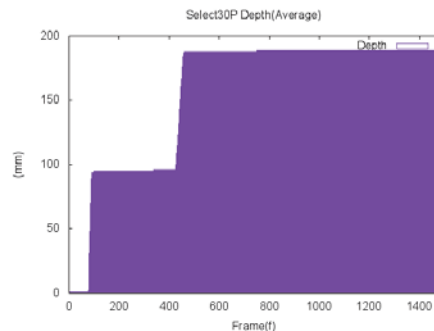


図21 キセノン光下でカメラを上下動させ, 30計測点の深度変化の平均値を1分間(960フレーム)移動平均処理したもの

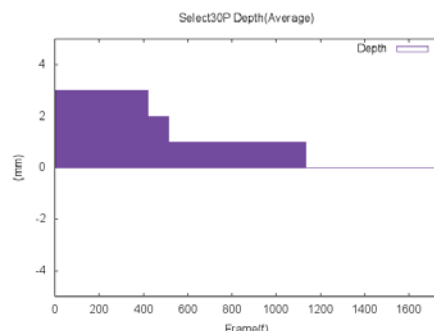


図22 キセノン光下でベッドを平行・回転移動させ, 30計測点の深度変化の平均値を1分間(960フレーム)移動平均処理したもの

(3) 脳表面画像上および時間軸上で様々なノイズ除去アルゴリズムを検討する。

(4) ロボットを支える部分をより頑強な構造にし, カメラの振動を防ぐ。

## 6. おわりに

本研究では, Kinect v2 を利用して実際にブレインシフトを計測し, それがどのようなものなのかを計測データから明らかにした。その結果, ブレインシフトは不均一なものであり, その大きさは約20mmであることがわかった。また, その計測データ(デプス画像の時間系列)を利用して, 手術前にCT/MRIで計測したDICOMデータを部位セグメンテーションして切り出した, 脳・神経血管・脳腫瘍の STL 多面体をリアルタイムに変形させるシミュレータを構築をした。そして, GPGPUの z-buffering や並列処理の機能などより, 脳・神経血管・脳腫瘍のリアルタイム変形を医師に提示できる可能性を開いた。

さらに, 上記の計測実験で問題となった「手術ベッドの移動操作」, 「医師の頭とカメラの意図しない衝突」, 「マイクロサージェリーの際の顕微鏡導入とカメラの退避」を解決するため, 手術ベッドに直接固定する計測用ロボットシステムを設計・構築し, 無影灯やハロゲン光の照射の際の

Kinect v2 のデプス画像の時系列の計測精度を評価した。その結果、手術ベッドを平行や回転のどの方向に動かしても、デプス画像の系列値は通常固定して利用した場合の誤差と同等であった。また、ロボット（アクチュエータ）を利用して、いろいろな移動量や移動速度で Kinect v2 を動かした場合、誤差は 5mm 程度発生した。この理由は、Kinect v2 を支えるパイプや鉄丸棒の剛性が足りず、Kinect v2 が振動したことによる。このことから、鉄丸棒の太さや本数を増やしたり、ロボットの可搬重量を考慮して軽量化のためパイプを使用しているところを鉄丸棒に代えたり、Kinect v2 の反対側に同じ重量の物体を設置して、前述の振動を防ごうと考えている。

最後に、医師の手の映り込み、および計測の際の脳表面や時系列の誤差が含まれたものの、深度画像と連動した変形シミュレーションまで高速に実施できた。したがって今後、いろいろなフィルタを利用して脳表面や時系列の計測誤差を減らし、より精度の高い変形シミュレーションを（できればリアルタイムで医師に提示できるほど高速で）実施しようと考えている。

なお、手術ベッド自体はすべての手術（肝臓や腎臓などすべての内臓手術、および脳神経外科手術など）に共通したものである（周辺の機材、ナビゲータ、顕微鏡、治具などは手術の部位により異なる）。したがって、今回の手術ベッド直接固定型臓器計測ロボットシステムは、すべての手術に適応可能である。

謝辞 ブレインシフトを Kinect v2 で計測するための各種実験装置の構築、およびブレインシフトのデータ計測を手伝って頂いた大阪電気通信大学総合情報学部情報学科の小谷崇人氏、畠岡政仁氏に感謝します。また、本研究の一部は、JSPS 科研費（基盤研究 (B)）26289069、および大阪電気通信大学大学院共同研究費 (A) の助成を受けています。ここに、謹んで感謝いたします。

#### 参考文献

- [1] Noborio H., et.al.: Image-based Initial Position/Orientation Adjustment System between Real and Virtual Livers, *Jurnal Teknologi, Medical Engineering*, 77(6), pp.41-45, Penerbit UTM Press, E-ISSN 2180-3722, (2015).
- [2] Watanabe K., et.al.: Parameter Identification of Depth-Depth-Matching Algorithm for Liver Following, *Jurnal Teknologi, Medical Engineering*, 77(6), pp.35-39, Penerbit UTM Press, E-ISSN 2180-3722, (2015).
- [3] Noborio H., et.al.: Experimental Results of 2D Depth-Depth Matching Algorithm Based on Depth Camera Kinect v1, *Journal of Bioinformatics and Neuroscience*, 1(1), pp.38-44, ISSN:2188-8116, (2015).
- [4] Noborio H., et al.: Depth Image Matching Algorithm for Deforming and Cutting a Virtual Liver via its Real Liver Captured by Kinect v2, In Proceedings of the 4th International Work-Conference on Bioinformatics and Biomedical Engineering (to appear).
- [5] Koeda M., et.al.: Depth Camera Calibration and Knife Tip Position Estimation for Liver Surgery Support System, Constantine Stephanidis (Ed.), *HCI International 2015 - Posters' Extended Abstracts*, Volume 528 of the series *Communications in Computer and Information Science*, Springer International Publishing Switzerland, pp.496-502, (2015).
- [6] Noborio H., et al.: Fast Surgical Algorithm for Cutting with Liver Standard Triangulation Language Format Using Z-Buffers in Graphics Processing Unit, Masakatsu Fujie (Ed.), *Computer Aided Surgery*, DOI:10.1007/978-4-431-55810-1, eBook ISBN:978-4-431-55810-1, Hardcover ISBN:978-4-431-55808-8, Springer Japan (in Press).
- [7] 登尾啓史, 他: GPU や CPU のアルゴリズムによるメスと脈管群の最短距離計算の比較, *日本コンピュータ外科学会誌*, 16(1), pp.13-21, (2014).
- [8] 安達和彦, 他: 脳神経外科ナビゲーション手術でのブレインシフトの有限要素解析, *日本機械学会 創立 110 周年記念 2007 年度年次大会講演論文集*: 5, pp.169-170, (2007).
- [9] Hans A., et al.: Comparison of registration algorithms for capturing intraoperative brain shift, 17th Annual Meeting of the Organization for Human Brain Mapping, Quebec City, Canada, (2011).
- [10] Gholipour A., et al.: Motion-robust MRI through real-time motion tracking and retrospective super-resolution volume reconstruction, In Proceedings of the 2011 IEEE Eng Med Biol Soc.5722-5, (2011).
- [11] Ando T., et.al.: Local Spectrum measurement system for 5-Aminolaevulinic acid Induced Protoporphyrin IX fluorescence, *Medical Physics and Biomedical Engineering World Congress IFMBE Proceedings*. 25(2), pp.375-378 (2009).
- [12] Bucki M., Palombi O., Bailet M., Payan Y., Alirezaie J.: Doppler Ultrasound Driven Biomechanical Model of the Brain for Intraoperative Brain-Shift Compensation: A Proof of Concept in Clinical Conditions, *Soft Tissue Biomechanical Modeling for Computer Assisted Surgery*, Volume 11 of the series *Studies in Mechanobiology, Tissue Engineering and Biomaterials* pp.135-165, Springer-Verlag Berlin Heidelberg (2012).
- [13] Huang C.H., Hsieh C.H., Lee J.D., Huang W.C., Lee S.T., Wub C.T., Sunc Y.N., Wud Y.T.: A CT-ultrasound-coregistered augmented reality enhanced image-guided surgery system and its preliminary study on brain-shift estimation, *Journal of Instrumentation*, 7, (2012).
- [14] Farnia P., Ahmadian A., Shabani T., Serej N.D., Alirezaie J.: Brain-shift compensation by non-rigid registration of intra-operative ultrasound images with pre-operative MR images based on residual complexity, *International Journal of Computer Assisted Radiology and Surgery*, 10(5), pp.555-562, (2015).
- [15] Reinertsen I., Lindseth F., Unsgaard G., Collins D.L.: Clinical validation of vessel-based registration for correction of brain-shift, *Medical Image Analysis*, 11(6), pp.673684, (2007).
- [16] D'Apuzzo N., Verius M.: 3D monitoring of the intraoperative brainshift by means of photogrammetry, In Proc. of the SPIE 6805, *Three-Dimensional Image Capture and Applications 2008*, 68050Q, doi:10.1117/12.765252, (2008).