

博士学位論文

論文題目

GPGPUによる高速並列処理を実現した
肝臓開腹手術サポートシステムに関する研究

担当指導教員名 登尾 啓史

申請年月日 2024年1月23日

申請者専攻名 総合情報学 専攻

学生番号

氏名 矢野 大貴

大阪電気通信大学大学院

目 次

第 1 章	はじめに	1
1.1	研究背景	1
1.2	肝臓手術の現状と課題	1
1.2.1	肝臓の構造と機能	1
1.2.2	肝臓の主な病気の種類	2
1.2.3	肝臓癌の統計データ	3
1.2.4	肝臓癌の手術方法と課題	5
1.3	IT を活用した手術支援技術の現状と課題	5
1.4	既存の手法における課題と考案するシステムの違い	11
第 2 章	肝臓開腹手術サポートシステム	12
2.1	メス先端位置推定システム	13
2.2	肝臓位置姿勢推定システム	15
2.3	肝臓手術シミュレータ	17
2.4	臓器手術サポートシステムの統合	17
第 3 章	臓器手術サポートシステムにおけるメス先端位置推定	19
3.1	メス先端位置推定	19
3.2	光学式 3 次元ポジショントラッカによる位置姿勢推定推定	19
3.2.1	実験環境とメス先端位置推定用の疑似メス	19
3.2.2	実験と結果	20
3.3	対象物との距離を視覚的に表示するメス	24
3.3.1	有線式スマートメス	24
3.3.2	無線式スマートメス	24
3.3.3	疑似メス先端位置との距離計測	26
3.3.4	ナビゲーション精度の評価実験	27
3.4	臓器手術サポートシステムにおけるメス先端位置推定	32
3.5	メス先端位置推定精度の評価	32
3.6	模擬血管との距離精度評価	33
第 4 章	GPU による深度画像生成と Depth-Depth-Matching の応答性評価	38
4.1	臓器手術サポートシステムにおける肝臓位置姿勢推定	38
4.2	GPU を用いた DICOM 形式画像から深度画像の高速生成手法	38

4.3	GPGPU を用いた並列計算による高速化	38
4.4	GPU による深度画像生成と Depth-Depth-Matching の応答性評価	41
4.5	GPGPU による 2 次元 Depth-Depth-Matching の高速化	42
4.6	マッチング応答性の評価と結果	47
4.7	深度画像から算出するスコア	47
第 5 章	実際の手術に必要な応答性とアルゴリズム最適化	53
5.1	手術室での測定実験	53
5.2	臓器の移動量評価	53
第 6 章	おわりに	60
6.1	成果と考察	60
6.2	課題	61
	謝辞	62
	参考文献	63

第1章 はじめに

1.1 研究背景

近年、先進国では少子高齢化が進み、高齢者人口が増加の一途をたどっている。

高齢者への手術は難度が高く [1], IT やメカトロ技術を応用した手術サポートシステムが必要となってきている。特に本研究では肝臓切除手術に注目している。肝臓手術は、血管構造が複雑であり大小多くの血管が張り巡らされており難しい。また体の複雑な機能を担っているために全摘出は不可能である。術前のMRIやCTを用いた術前診断によって血管位置を把握することができるが、術中の異なる位置姿勢の臓器内部構造を詳細に把握することは不可能である。

1.2 肝臓手術の現状と課題

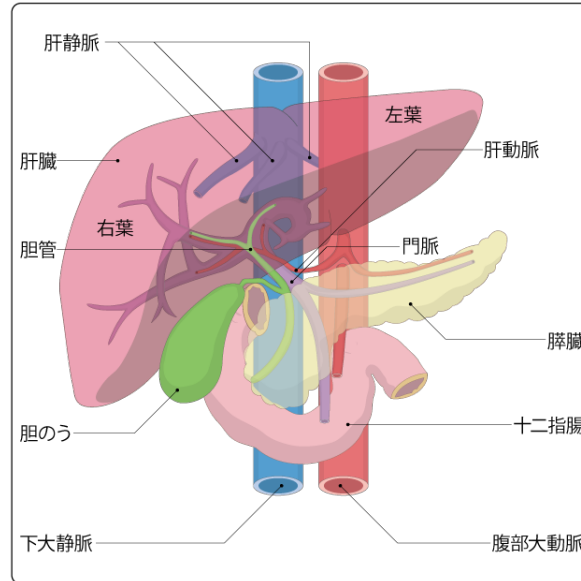
1.2.1 肝臓の構造と機能

肝臓は胸と腹部を区別する横隔膜のすぐ下、胃の隣に存在し右上腹部のほとんどを占めており重さは成人で800[g]から1200[g]あり、人体の中で最も大きい臓器である。肝臓の構造は、図1.1のようになっている。肝動脈、肝静脈、門脈といった血管が存在する。胃腸や膵臓といった腹部内の主な臓器からの血液は心臓に戻る前に門脈を通り、心臓から拍出される血液量の約4分の1に相当する血液が集まる。また、高い再生能力が備わっており、肝機能が正常であれば全体の75%から80%を切り取られても再生しながら機能し続け、およそ6ヶ月後には元の大きさに回復する。しかし、高い再生能力が備わっているが故に機能が少々低下してもはっきりとした症状が現れないため、肝機能の不調は発見が遅れやすい。このため肝臓は「沈黙の臓器」と呼ばれている [2]。

肝臓には500以上の機能がある。その中でも主要な機能は以下の4つである。

- 代謝
- 解毒
- 貯蔵
- 胆汁の生成

肝臓で行われる代謝とは消化器官から受け取った栄養を、身体各器官が必要とする栄養素に変化させる機能である。次に貯蔵であるが、脳の主要なエネルギー源となるブドウ糖を供給しているのが肝臓である。また、貯蔵は脳の主要なエネルギー源となるブドウ糖を供給するために不可欠な機能である。脳は睡眠中もエネルギーが必要であり、24時間供給が欠かせない。肝臓では、常にブドウ糖の補給ができるようにブドウ糖をグリコーゲンと呼ばれる保存に適した栄養素にして貯蔵している。さらに、肝臓には身体に有害な物質を分解して無毒化する解毒機能がある。栄養素を代謝する時や、過度の運動によって体内



出典：国立がん研究センターがん情報サービス（2024）文献3

図 1.1 肝臓の構造 [3]

で発生するアンモニア、アルコールなどの有害物質を無害な物質に分解する。最後に胆汁の生成であるが、これは肝臓で処理された不要物を排泄する役割を担い、血中のコレステロール濃度を調整する働きがある。しかし、肝臓の機能には処理の限界があり食べ過ぎによる肥満や過度のアルコール摂取を行うと、肝臓に負担がかかり肝機能の低下に繋がる恐れがある [2].

1.2.2 肝臓の主な病気の種類

肝臓の病気は大きく分けて以下の4つが存在する。

- 脂肪肝
- 肝炎
- 肝硬変
- 肝臓癌

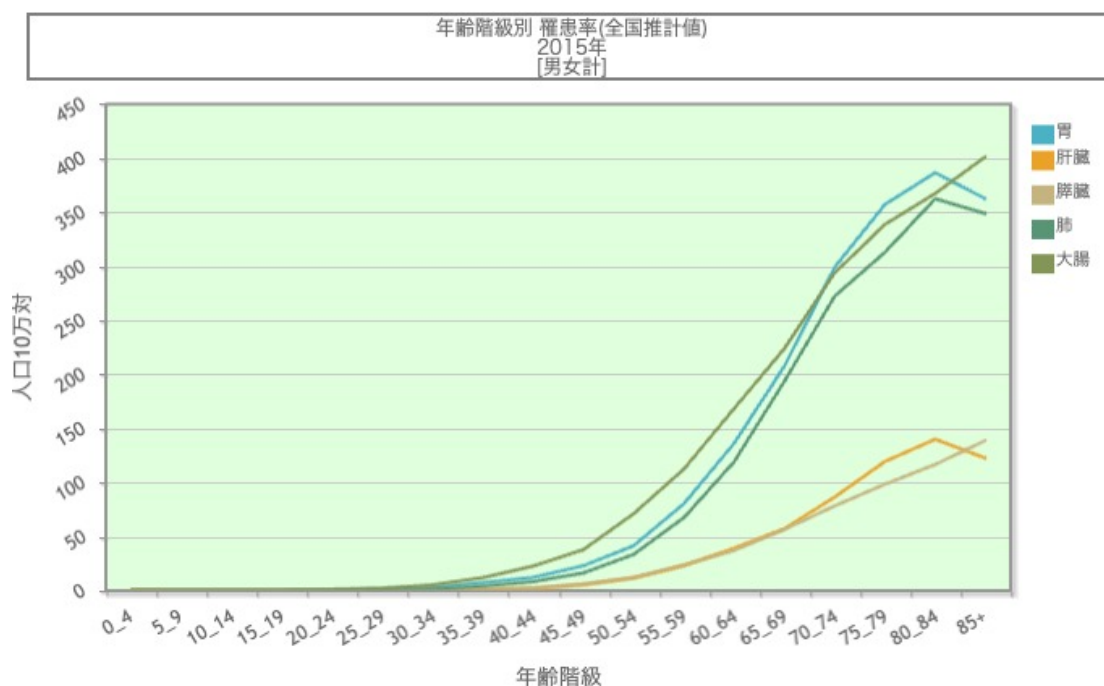
国立研究開発法人国立がん研究センター [4] と公益財団法人がん研究会 [5] でのデータを基に以下で説明する。

脂肪肝とは、食べ過ぎや飲み過ぎによって肝臓に大量の中性脂肪、コレステロールが溜まった状態である。食事によって摂食した脂肪は、象徴で脂肪酸に分解され肝臓に送られる。しかし、糖分や脂質を摂り過ぎた場合肝臓に送られる脂肪酸が増加する。これにより、脂肪酸から生成される中性脂肪が肝臓に溜まっていく。健康な肝臓でも3%から5%の脂肪を含んでいるが、5%を超えた場合を脂肪肝という。原因としては、肥満、糖尿病、過度のアルコール摂取等が挙げられる。予防策としては自覚症状が出ないため、定期的な検診

を行うことが重要とされている。脂肪肝を放置し、アルコールを摂取し続けているとアルコール性肝炎を引き起こす。アルコール性肝炎の状態になると、幹細胞が破壊されて炎症が起こり発熱や吐き気などの症状に見舞われる。また、ウイルス由来の肝炎も存在し、ウイルス性肝炎と呼ばれる。そして、肝炎の状態が長く続くと肝硬変と呼ばれる病気になる。これは肝臓が小さく硬くなり、正常に機能する細胞の数が減り肝臓の機能が失われていく。肝硬変になると肝臓癌を発症しやすい状態となる。肝臓癌とは、肝臓に腫瘍（肝細胞癌や肝内胆管癌など）ができた状態のことを言う。また、多臓器から転移した転移性肝がんというものも存在する。日本では、一般的に肝臓癌とは肝細胞癌をさす。日本の肝細胞癌は、慢性B型もしくはC型ウィルス肝炎が原因となったものが75%ほどとなっている。

1.2.3 肝臓癌の統計データ

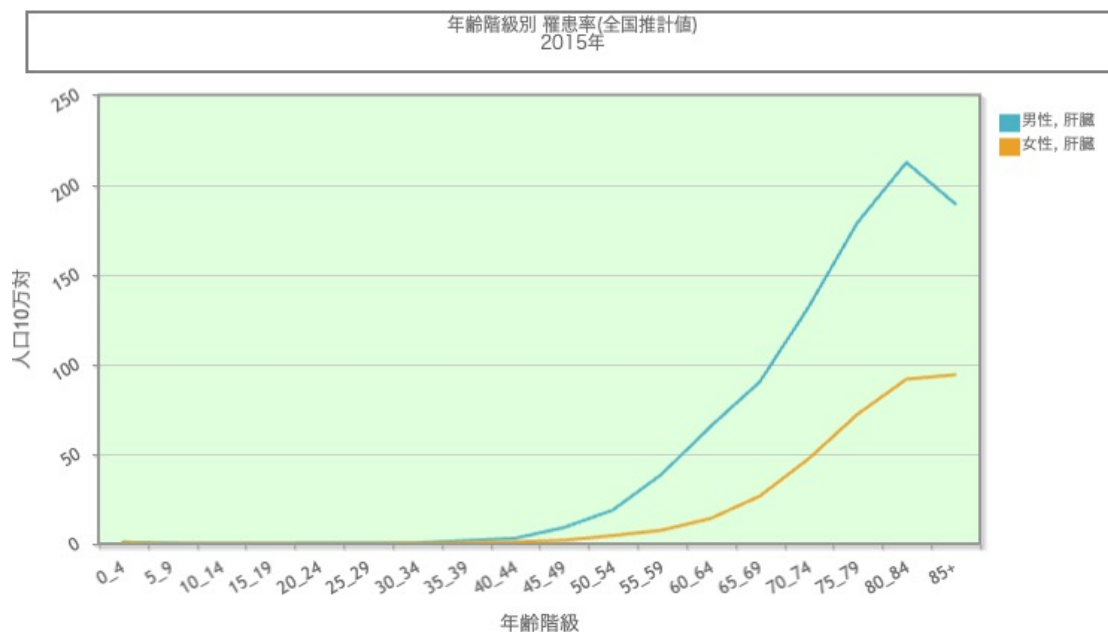
WHOによるレポート [6] によると、2020年には世界ではおよそ1000万人が癌によって死亡している。その中でも肝臓癌は83万人であり、肺癌の180万人に次ぐ死亡原因である。独立行政法人国立がん研究センター [7] による2015年の国内癌罹患率の調査では肝臓癌は40代から罹患者が増え、80代前半にピークを迎える。国内の年齢階級別罹患率を図1.2に示す。肝臓癌に注目したデータでは、男女別罹患率は図1.3となっており、死亡者数は図1.4となっている。



資料:国立がん研究センター
Source: National Cancer Center, Japan

出典：国立がん研究センターがん情報サービス（2024）文献 8

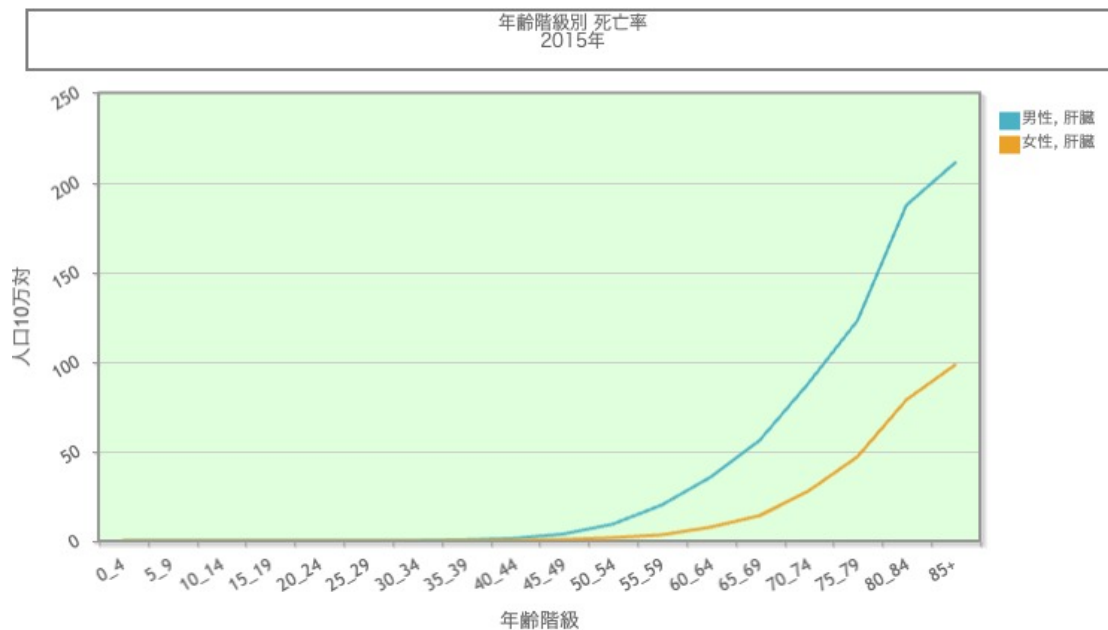
図 1.2 年齢階級別罹患率 [8]



資料:国立がん研究センター
Source: National Cancer Center, Japan

出典：国立がん研究センターがん情報サービス（2024）文献 8

図 1.3 肝臓癌男女別罹患率 [8]



資料:国立がん研究センター
Source: National Cancer Center, Japan

出典：国立がん研究センターがん情報サービス（2024）文献 8

図 1.4 肝臓癌男女別死亡者数 [8]

1.2.4 肝臓癌の手術方法と課題

まず、肝臓癌でない場合薬による治療となり、手術を行う場合は少ない。日本肝臓学会肝臓診療ガイドライン2013年度版[9]によると、肝臓癌になった場合、障害度によって行うべき術式が決まる。腫瘍の数が1つで大きさ30mm以内、肝臓の表面や肝左外側領域は、腹腔鏡下肝切除とよばれる術式が適切とされている。これは、腹部に5mmから12mmの穴を数箇所開け、内視鏡や手術器具を入れモニタを監視しながら行う手術である。腫瘍の大きさや数に制限があるが、患者への負担が少なく入院期間も短くなるとされている。腫瘍が30mm程度でかつ3個までなら系統的切除または、肝切除が推奨されている。肝細胞癌は門脈の流れに沿って広がっていく特徴がある。系統的切除とは、その特徴を考慮し癌につながる門脈の血流を見定めて切除範囲とする方法である。次に肝切除とは、癌の大きさや発生部位に応じて、肝臓を部分的に切除することである。肝臓は大きく右葉、左葉の二つの葉からなり、さらに図1.5のように8つの部分（亜区域）に分けられる。手術の際は、門脈や肝動脈を縛ったり、血管に色素を注入し色の変化によって境目を見極める。そして、電気メスや超音波を用いた吸引器などを用いて肝臓を切除していく。この時、肝臓を切除しすぎてしまうと肝不全となる危険があるため、肝臓の状態によりどの程度切除が可能なのかを正確に評価することが重要とされている。腫瘍の大きさが50mm以上であったり4個以上あるようであれば生体肝移植が行われる。なお、これらは患者年齢が65歳以下を想定しており、患者の容態によって行うべき術式は変わる。

肝臓手術の際に最も注意すべき点は意図せず大血管を切ってしまう、出血過多になってしまうことである。これは、肝臓には血管が張り巡らされており、慎重に手術を進めても意図せずに血管を切ってしまうことがある。MRIやCTなどによって、術前に大血管のおおよその位置を知ることができるが、術前計画だけでは手術中に変形する肝臓の内部構造を詳細に知ることは不可能である。このため肝臓手術は、電気メスなどを用いて止血をしながら手術を進めていく必要があり、大きな危険と膨大な手術時間を必要とする。

1.3 ITを活用した手術支援技術の現状と課題

近年、ITを活用した手術支援技術は飛躍的に進化している。本研究を行うにあたって、これまでに研究されてきた先進的なITを活用した手術支援技術の現状と課題を述べる。

手術ナビゲーションシステム [10]

2019年、佐藤は近年の手術ナビゲーションシステムおよび関連技術の研究動向を中心に既述しており、光学式の位置計測装置について、Northern Digital Inc. のPolaris Vega [11]の精度はRMS 0.12 mm、計測更新速度は60 Hzとなっており、手術ナビゲーションシステムに使用するには十分な精度と速度を有すると考えられるが、位置計測装置はマーカを計測する精度や更新速度の著しい向上や新たな計測方法による製品も登場しておらず、進歩が停滞していると述べている。また、求められるブレイクスルーとし

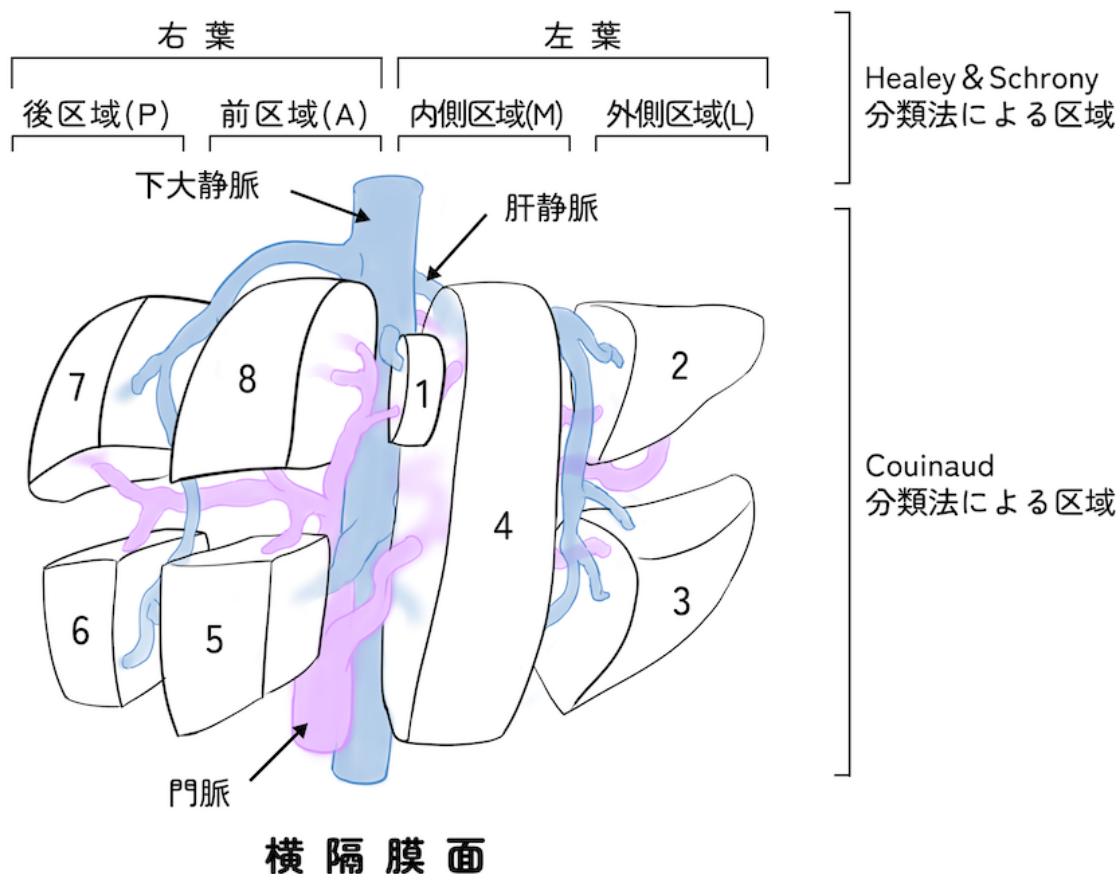


図 1.5 肝切除時の分類

て、製品化されている手術ナビゲーションシステムは、撮像した医用画像を用いて患者とレジストレーションを行い、ナビゲートするため、再度医用画像を撮像するまで、臓器の変形には対応できないという問題を述べている。

ナビゲーション脳神経外科手術の現況と展望 [12]

2013年、梶田らが脳神経外科手術に関するナビゲーションの現況と展望を既述しており、今後のナビゲーション手術の発展にまず期待するものとして、術中脳偏位に伴う位置精度誤差の解決を上げている。また、ナビゲーション画像空間と手術実空間のレジストレーションの方式の中で、赤外線を利用した光学式システムの位置精度は、最も正確であり汎用されていると述べられている。さらに、ファントム研究のナビゲーションシステム位置精度で、Polaris Spectra を用いた光学式トラッキングでは、0.25～0.3 mm の誤差であることが述べられている。

脳神経外科画像誘導手術におけるナビゲーション精度自動計測ソフトウェアの開発 [13]

2010年、渡辺らが脳神経外科画像誘導手術におけるナビゲーション精度自動計測ソフトウェアの開発を既述しており、ナビゲーション下で腫瘍を摘出しても術後に予期せ

ぬ後遺症が出現する場合があると述べている。また理由として、腫瘍の摘出や髄液の排出によって脳が大きく偏位し、実際の脳の形状と術前 MRI 画像の脳の形状が合致しなくなることが原因と記されている。

手術用ナビゲーションシステム StealthStation® について [14,15]

2004 年、古賀は手術用ナビゲーションシステム StealthStation® について既述しており、ステルスステーションにおけるナビゲーションの方式（位置検出方式）やレジストレーション（位置整合作業）の精度について述べている。赤外線カメラと反射マーカによる位置測定方式の空間精度は、 $0.2\text{mm} \pm 1.0\text{mm}$ で精度的に優れた方法であることが述べられている。また、撮影前に貼った頭皮マーカを使用して実際の頭部とセットアップされたイメージデータとを整合させていくポイントレジストレーションとポイントレジストレーションを基にさらに頭皮表面を 40 ポイント以上ランダムに入力することで、3 次元的な形状を合わせていくサーフェイスレジストレーションという方法があり、この 2 つのレジストレーションを用いることにより、安定して高いレジストレーション精度を維持し、CT イメージで 1.0mm 以内、MRI イメージで 2.0mm 以内の精度を実現していることが記されている。

整形外科手術ナビゲーションの原理 [16]

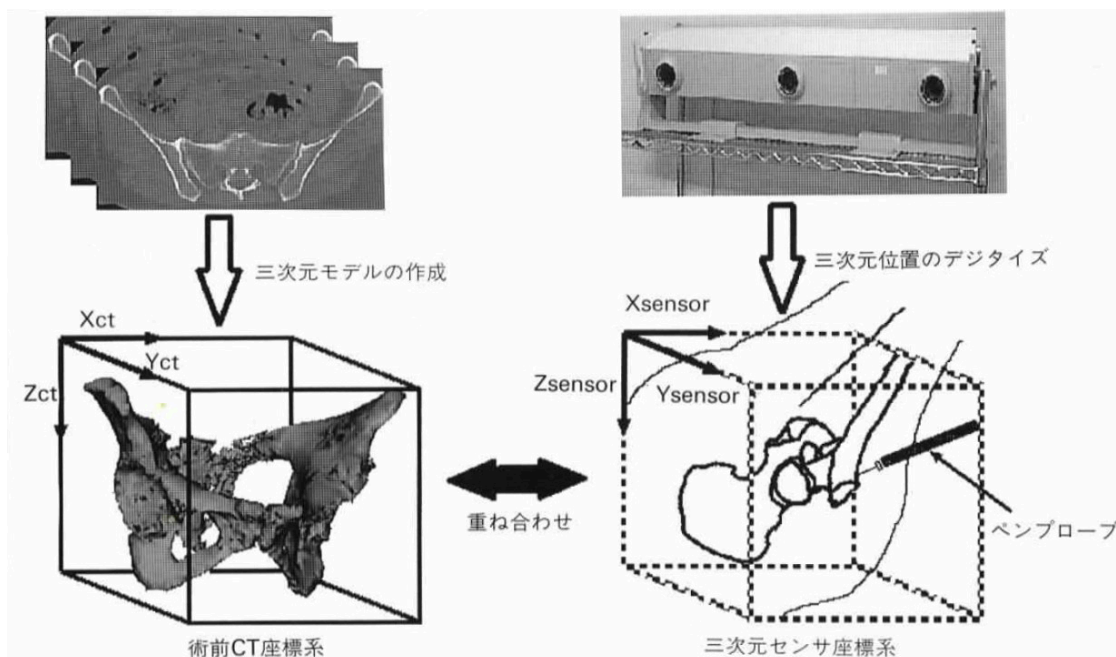
光学センサで読み取れるマーカを患者の骨に固定し、骨の移動や姿勢の変化によってどれだけ術部が移動したかを推定するシステムである。光学センサで読み取れるマーカの情報は、位置だけでなく姿勢まで取得できる。また専用のペン型デジタイザを用いることにより、デジタイザの先端を計測することができ、これをメス先端と仮定して実験を行っている。レジストレーションの概念を図 1.6 に示す。実験では位置誤差 2mm 以下で精密に座標を取得している。

脳神経外科手術用ナビゲーションシステム [17]

Brainlab によって開発された手術用ナビゲーションシステムで、患者データを手術室内のナビゲーションシステムにセットすることで、ニューロナビゲーションが手術器具にセットしたリファレンスアレイをリアルタイムで追跡し、その位置を患者データ上に表示することが可能なシステムである。ポインターまたはレーザーで患者の皮膚に触れるだけで患者レジストレーションを迅速かつ簡単に行うことができる。

肝臓手術のための可視化システム開発 [18]

MRI や CT から事前に患者の肝臓内部を計算機により可視化し、肝臓手術における実質切離での擬似環境を手術前に確認することを目的とした研究である。まず、CT 画像による動脈相、門脈相、遅延相の入力画像から K-means 法と EM アルゴリズムにより肝臓確率マップを構築し、肝部と欠陥情報を半自動的に抽出する。そして抽出された



出典：佐藤嘉伸（1999）文献 16, p.69, 図 4

図 1.6 レジストレーションの概念図 [16]

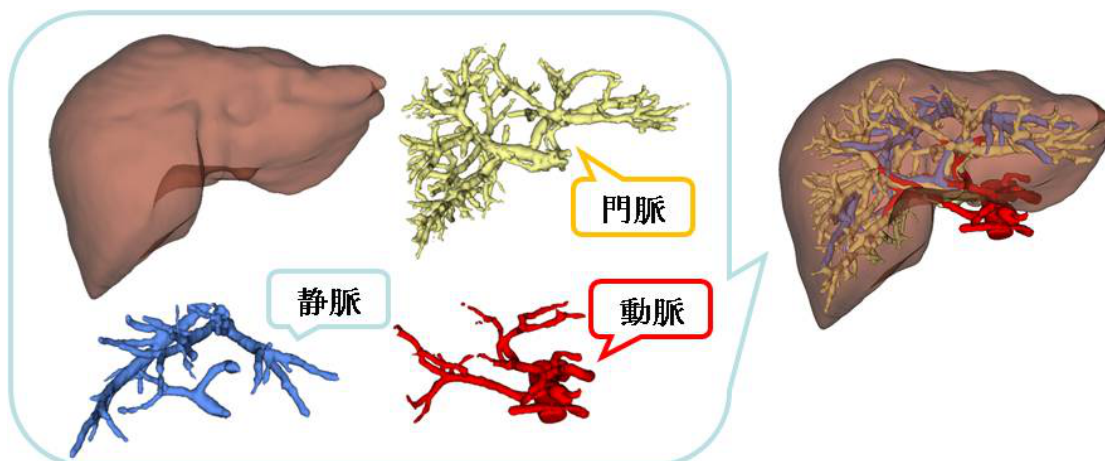
肝部情報を VTK ライブラリを利用し、臨場感のある可視化システムを構築するというものである。可視化された肝臓情報を図 1.7 に示す。結果としては肝臓を自由に透過、回転させ、内部血管構造を考慮してメスの位置と方向を決定することが可能であり、高度な術前計画を立てることが期待できる。

患者固有の形状データに基づく手術手技訓練用シミュレータ [20]

CT データから患者固有の 3D モデルを作成し、対象部位の変形や剥離に対する操作を再現するシステムである。患者固有のデータに適合したリアルな術前シミュレーションを行うことができる。実際の手術シーンが図 1.8(a) であり、CT データから作成したモデルが図 1.8(b) である。しかし、モデルの作成には膨大な計算量を要し、専用の演算装置を利用しなければならない。

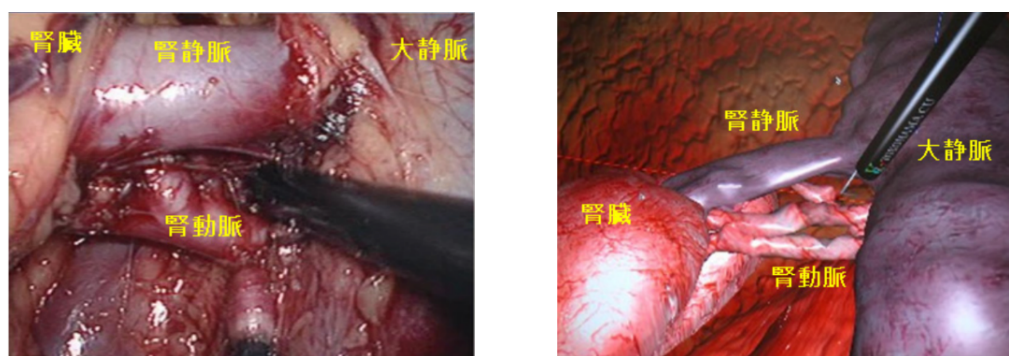
Tablet PC Supports Liver Surgeons [21]

ドイツの研究所 Fraunhofer MEVIS によって開発されたシステムで、iPad と AR 技術を組み合わせた手術支援システムである。これは、患者の腹部を切開した後、肝臓部が露出した状態で利用する。露出している肝臓にこのシステムを起動した iPad 越しで覗くことにより、事前に CT で取得した患者の体内の様子から血管の位置を推定して表示するものである。実際に利用した様子を図 1.9 に示す。完全に血管の位置が一致しているわけではないが、大血管の位置をある程度切除前に知ることができる。



出典：知的画像処理研究室（2024）文献 19

図 1.7 肝臓と各血管の抽出（左），三次元可視化結果（右）



(a) 実際の手術シーン

(b) 手術シミュレータ

出典：緒方正人（2012）文献 20, p.428, 図 8

図 1.8 腹腔鏡アプローチによる腎摘出手術

術中オープン MRI [22]

このシステムは、今まで使用されてきたトンネル型の MRI ではなく、術中でも MRI が行えるように改良されたものである。トンネル型の MRI とオープン MRI を図 1.10 に示す。術中に MRI を行うことにより、手術操作によっておきた臓器の変形や移動に対応する。この術中の MRI は撮影に頭部のみで 16 分から 24 分かかるとされており、MRI を行う関係上 5 ガウスライン (半径約 1m) には電子機器を持ち込むことができないという問題点を抱えている。



出典：Fraunhofer Institute for Digital Medicine MEVIS（2024）文献 21

図 1.9 手術中に利用されたタブレット PC の例 [21]



(a) オープン MRI [23]



(b) トンネル型 MRI [24]

出典：富士フイルム株式会社（2024）文献 23,24

図 1.10 オープン MRI とトンネル型 MRI

Da Vinci Xi Surgical System [25,26]

このシステムは米インテュイティブ・サージカル社によって開発された。図 1.11(a) のような高精度の内視鏡を持つ複数のアームを術者が操作することにより人間の手よりも細かな動作ができ、図 1.11(b) のように鮮明な術部の画像情報を得ることができる。2023 年、中村らがロボット支援下肺癌手術の現状と将来展望について既述しており、本邦ではいまだ有用性を示すエビデンスは証明されていないが、新たなデバイスや新型手術支援ロボットの登場でさらなる発展に期待がかかっていると述べている。



(a) 内視鏡を持つ複数のアーム [25] [27]



(b) アーム先端から得られた画像 [28]

出典：Intuitive Surgical（2024）文献 27,28

図 1.11 Da Vinci Xi Surgical System

1.4 既存の手法における課題と考案するシステムの違い

既存のナビゲーションシステム [12-14, 16, 17] では、臓器の位置検出を行うために反射マーカなどを用いて事前に測定した CT イメージや MRI イメージと位置合わせを行うことで 1mm~2mm 程度の精度でナビゲーションを実現しており、固定式の反射マーカを取り付けることの難しい軟体臓器のナビゲーションには対応していない。

術野の周辺状況をマッピングする手法 [18, 20, 21] では、術前の手術計画や術中の臓器に 3D 映像を AR でマッピングする手法が存在するが、術中のメス先端位置と臓器中の血管等の位置関係を把握することはできない。

その他の手法 [22, 25] として、術中に臓器内部の状況を把握することが可能なオープン MRI が存在しているが撮像までに時間がかかるため、リアルタイムに切除中のメス先端位置と臓器中の血管等の位置関係を把握することはできない。同様に手術支援ロボットを用いた場合も、臓器や術具の位置を把握することは出来ない。

第2章 肝臓開腹手術サポートシステム

本研究では、肝臓の開腹手術を対象とした術中リアルタイム手術サポートシステム [29,30] を実現するために、軟体臓器を反射マーカ無しでリアルタイムで追従する肝臓位置姿勢推定システムを開発した。メスが肝臓内の大血管などの傷つけてはならない部位や腫瘍との距離を計測し、術者に資格情報として伝達するリアルタイムの手術サポートシステムを考案している。

我々のシステムがめざす性能は、肝臓外科医が CUSA メスで止血できる血管の直径である 5mm 以下 (mm オーダ) の精度を有すること、計算時間が術中リアルタイムで使用可能であること、将来の臓器変形に対応することが可能であることとした。残念ながら、現在のシステムでは、前述の位置精度とリアルタイム性は実現しているが、臓器変形には部分的にしか対応していない [31,32]。

提案する肝臓手術サポートシステムのシステム全体図を図 2.1 に示す。

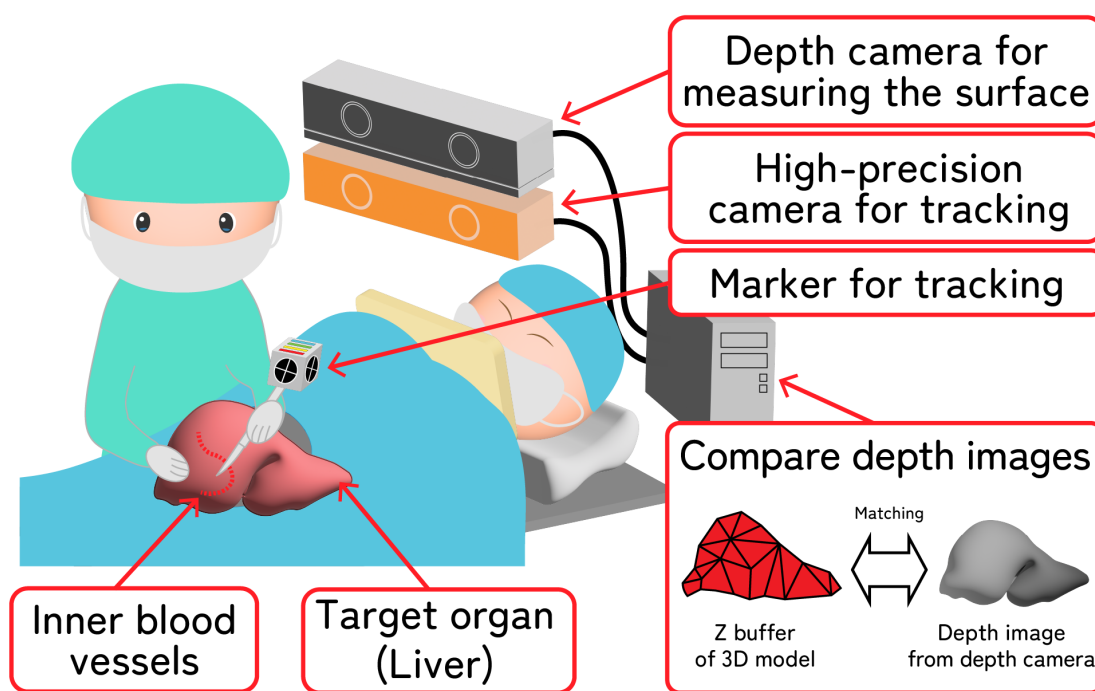


図 2.1 肝臓手術サポートシステム全体図

本システムでは、術前に MRI や CT を用いて患者の肝臓を撮影し、その断層画像から肝臓の 3 次元モデル化を行う。また、システムでは医用画像フォーマットと医用画像機器間で用いる通信のプロトコルを定義した Digital Imaging and Communications in Medicine (以下、DICOM と略す) 形式の画像データを用いる。初めに、3 次元モデル化は血管や臓器を

DICOM 形式画像からセグメンテーションを行い，肝臓全体，動脈群，静脈群，門脈群毎に 3 次元形状を小さな三角形の集合体として表現する Standard Triangulated Language（以下，STL と略す）形式へ変換する．

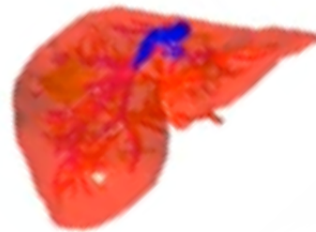
術前に撮影した肝臓 DICOM 形式画像の例を図 2.2(a) に，3 次元モデル化した例を図 2.2(b) に示す．手術中には手術台の上部から異なる特徴を有する 2 つの深度カメラで患者の肝臓とメスの位置を計測する．1 つ目のカメラは中程度の精度で，手術中に肝臓の形状を測定する測定範囲が広い Kinect For Windows v2 センサ（以下，Kinect と略す）である，2 つ目のカメラは高精度のマーカ追跡カメラで，マーカの位置姿勢からメス先端の位置姿勢を計測するための MicronTracker 3 [33] である．

本システムは，大きく分けて以下の 3 つのサブシステムから構成される．

1. メス先端位置推定システム
2. 肝臓位置姿勢推定システム
3. 肝臓手術シミュレータ



(a) 肝臓 DICOM 形式画像の例



(b) 3 次元モデル化の例

図 2.2 肝臓の DICOM 形式画像と 3 次元モデルの例

2.1 メス先端位置推定システム

実メスのメス先端位置を，直接計測することは困難である．そこで，術前にメス上部からメス先端位置へのベクトルを事前に求めることで，メス先端位置の推定 [34,35] を行う．これによりメスが大血管など，切除してはいけない部位に近づいた場合に警告を行う．また，距離カメラ間の座標をキャリブレーション行列で変換 [36] することで，同一座標系でメス位置の計測を行う．2 つの距離センサを取り付けた様子を図 2.3 に，座標系を図 2.4 に示す．これらの座標系を変換するためのキャリブレーションマトリクスを作成する．Kinect と MicronTracker で同時に計測を行うため，2 つの距離センサが計測できる範囲に複数のマーカを設置する．設置例を図 2.5 に示す．

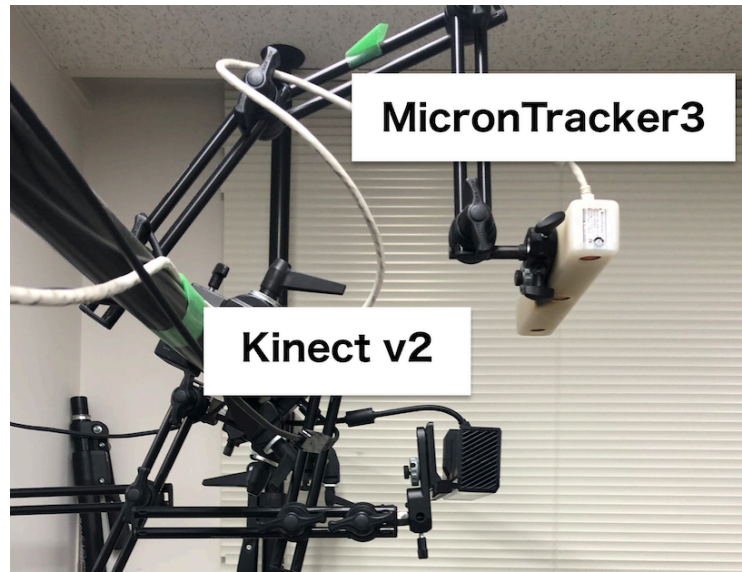


図 2.3 2つの距離センサを取り付けた様子

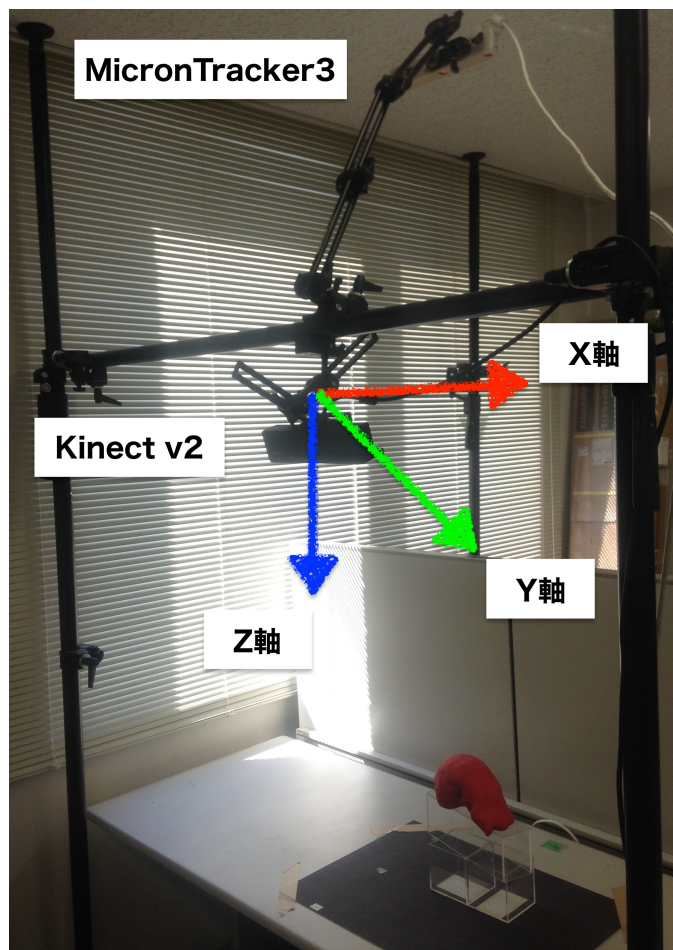


図 2.4 センサの座標系

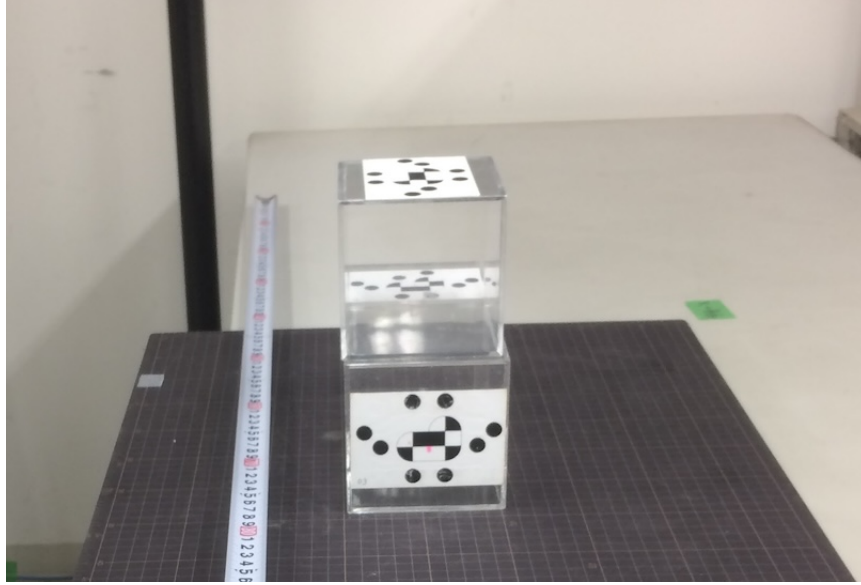


図 2.5 複数マーカの設置例

Kinect 座標系を Σ_{kinect} , MicronTracker 座標系を Σ_c , メス座標系を Σ_k とする. $\mathbf{p}_i^c = (\mathbf{x}_i^c \mathbf{y}_i^c \mathbf{z}_i^c)^T$ と $\mathbf{p}_i^{kinect} = (\mathbf{x}_i^{kinect} \mathbf{y}_i^{kinect} \mathbf{z}_i^{kinect})^T$ は Kinect と MicronTracker の 3次元座標である. 方程式 2.1 を解くことによって, キャリブレーションマトリクス \mathbf{M} は計算される.

$$\mathbf{M} = (\mathbf{p}_1^{kinect} \dots \mathbf{p}_N^{kinect})(\mathbf{p}_1^c \dots \mathbf{p}_N^c)^{-1} \quad (2.1)$$

このキャリブレーションマトリクス \mathbf{M} を使用すると, マーカ位置が Kinect で計測したデータに正しく表示される.

メス先端位置の推定を行うために, メス上部に取り付けたマーカを M_{knife} , テーブル上に置いたマーカ M_{table} とする. メス先を M_{table} の原点に置き, それぞれのマーカ位置・姿勢を計測する. Σ_c で計測されたマーカ M_{knife} の位置・姿勢を $\mathbf{p}_{knife}^c, \mathbf{R}_{knife}^c$ とし, マーカ M_{table} の位置を \mathbf{p}_{table}^c とする. メス端からメス先への相対ベクトル \mathbf{p}_{rel}^c は,

$$\mathbf{p}_{rel}^c = \mathbf{p}_{table}^c - \mathbf{p}_{knife}^c \quad (2.2)$$

である. Σ_k のベクトルのため,

$$\mathbf{p}_{rel}^k = \mathbf{R}_{knife}^{c^{-1}} \cdot \mathbf{p}_{rel}^c \quad (2.3)$$

により Σ_c に変換する. よって, 術中に移動するメス先位置 \mathbf{p}_{tip}^c は,

$$\mathbf{p}_{tip}^c = \mathbf{R}_{knife}^c \cdot \mathbf{p}_{rel}^k + \mathbf{p}_{knife}^c \quad (2.4)$$

により求まる.

2.2 肝臓位置姿勢推定システム

手術前に MRI などにより患者の肝臓を撮影し, DICOM 形式画像から 3次元モデル化を行う. 距離カメラから得られた肝臓の表面形状 (以下, 実肝臓と略す) から生成した深度画像と STL モデル化した肝臓の 3次元形状 (以下, STL 仮想肝臓と略す) から生成した Z バッ

ファが最も一致するように STL 仮想肝臓を焼きなまし法や最急降下法で平行移動，回転移動させ実深度画像と仮想深度画像の差が小さくなるようにレジストレーション [37,38] [39] を行うことで，肝臓及び肝臓内血管や腫瘍の位置姿勢を推定する．この自動モーショントラッキング 2次元深度マッチングアルゴリズムの概念図を図 2.6 に示す．実深度画像は 3D 深度カメラで撮影され，仮想深度画像は GPU の Z バッファを用いて計算される．実験では，OpenGL を用いて STL 仮想肝臓の仮想深度画像を生成した．実深度画像と仮想深度画像を図 2.7 に示す．

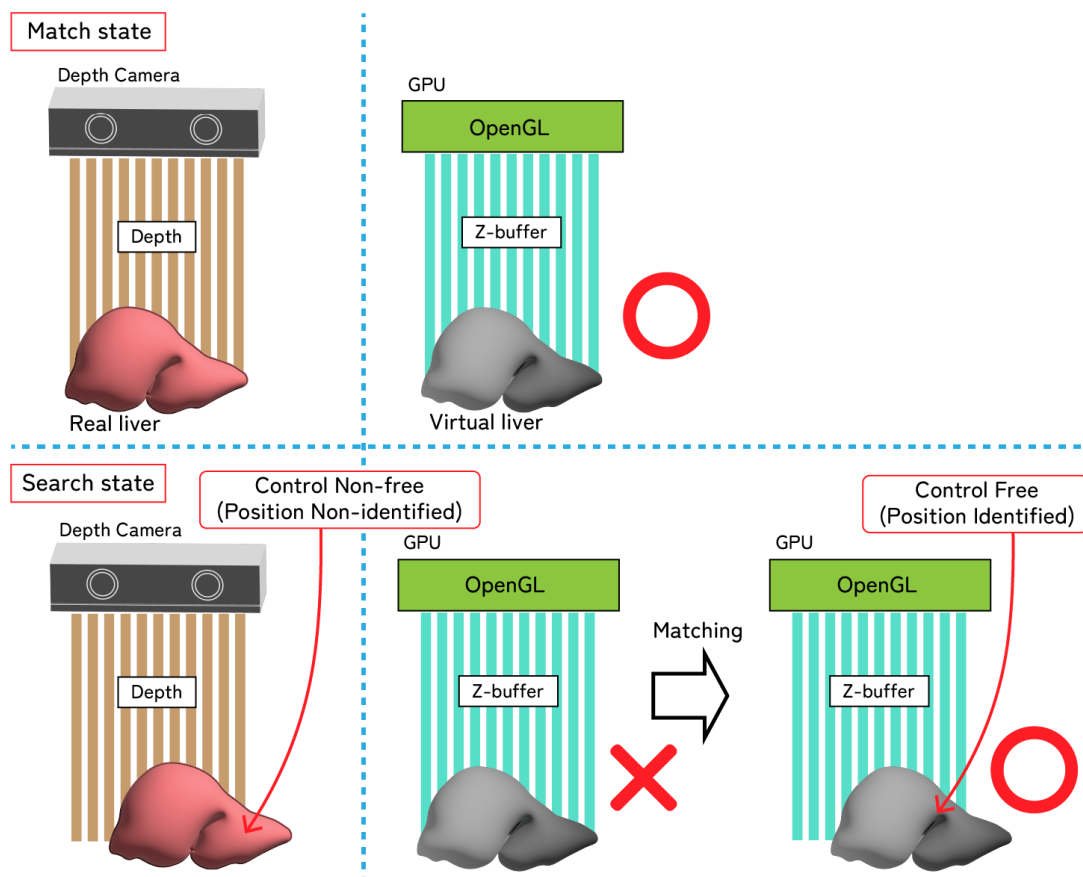


図 2.6 2次元深度マッチングアルゴリズムの概念図

また，位置姿勢推定システムでは，2乗平方和を評価関数としている．

2乗平方和

評価関数のスコアは，各ピクセルにおける目的の位置姿勢である肝臓深度画像を D_m とし，位置姿勢推定中の肝臓深度画像を D_s とした時

$$Score = \sum_{OR(D_s, D_m)} |D_s - D_m| \quad (2.5)$$

と定義した．



(a) 実肝臓

(b) 仮想肝臓

図 2.7 深度画像

2.3 肝臓手術シミュレータ

肝臓手術シミュレータは、推定された肝臓の位置と姿勢、手術用ナイフの先端の位置を受け取り、手術に応じて肝臓の3次元ポリゴンモデルを切開・変形させるシステムである。肝臓手術シミュレータの操作画面を図 2.8 に示す。なお、シミュレータに表示される肝臓 STL は、肝臓全体 STL、動脈群 STL、静脈群 STL、門脈群 STL を重畳させたものである。

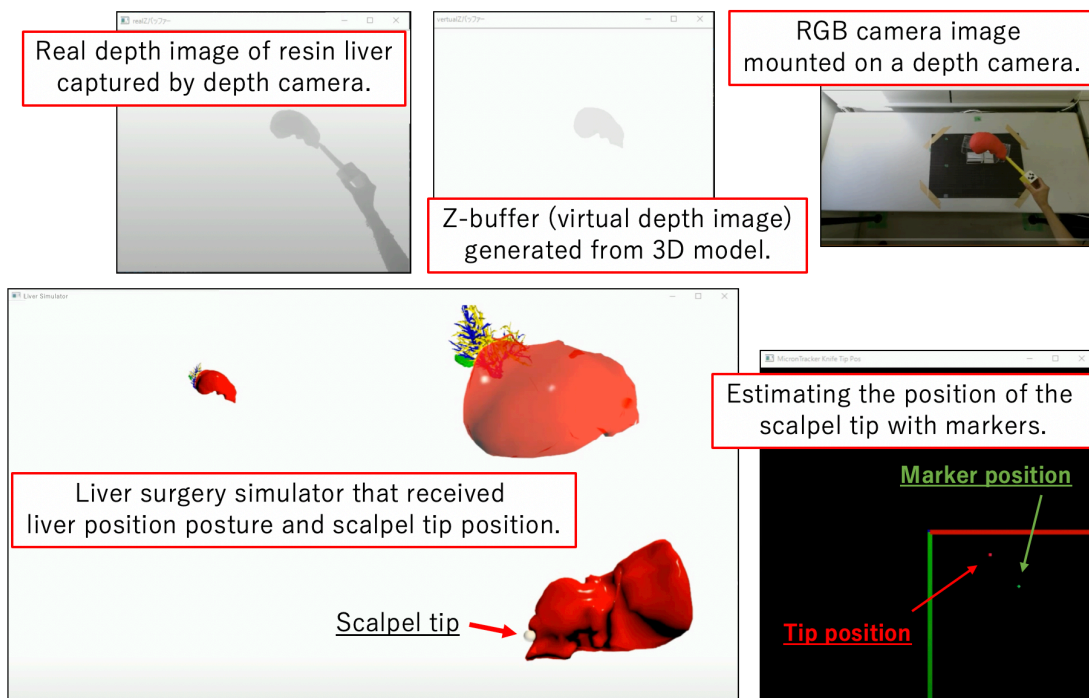


図 2.8 肝臓手術シミュレータの操作画面

出典：DaikiYano (2021) 文献 40, p.649, 図 6

2.4 臓器手術サポートシステムの統合

肝臓手術サポートシステムは、メス先端位置推定システム、肝臓位置推定システム、肝臓手術ナビゲータと呼ばれる3つのサブシステムが同時に動作し、相互に連携する。各サブシステムは相互に検証・改良が可能であるため、これらのサブシステムは個別に開発され、別工程の別プログラムとして動作している。肝臓手術サポートシステムに演算やフローによって遅れが生じていないか、サブシステム間で行う異なる座標系間のデータフローとその効率を評価 [41] した。その結果、名前付き共有メモリを使用したシステムのデータフローは非常に高速であり、ナビゲーションに必要なメス先端位置と肝臓の位置姿勢を効率的に伝送していることが示された。

肝臓手術サポートシステム及びシミュレータには、実肝臓、実メス、仮想肝臓、仮想メスが存在する。システムの座標変換の流れを図 2.9 に示す。

位置姿勢推定を行うための肝臓深度画像は OpenGL の Zバッファ機能を用いて生成する。OpenGL 座標系と深度カメラ座標系は、透視投影変換を用いて深度カメラ座標系へ変換を行う。推定したメス先端位置はマーカカメラ座標系であるため、キャリブレーション行列 2.1 を用いて深度カメラ座標系へ変換を行う。シミュレータでは、これらの深度カメラ座標系へ変換されたメス先端位置及び肝臓位置姿勢を用いる。

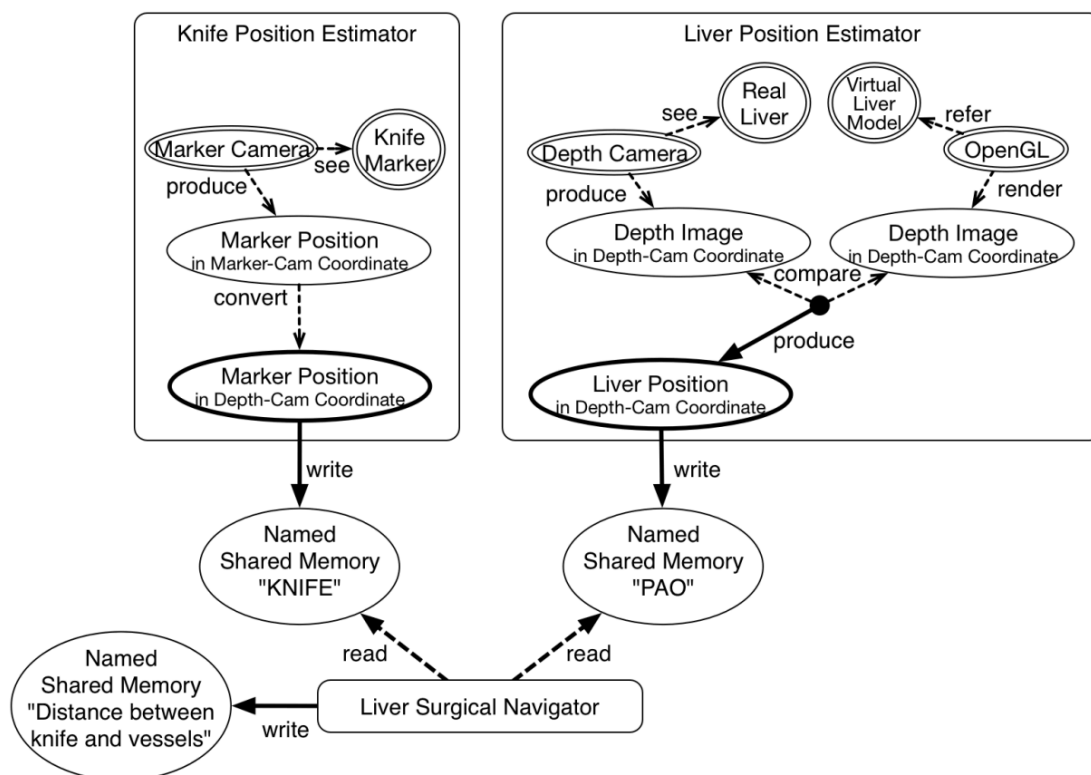


図 2.9 システムの座標変換の流れ

出典：SatoshiNumata (2018) 文献 41, p.59, 図 8

第3章 臓器手術サポートシステムにおけるメス先端位置推定

3.1 メス先端位置推定

著者は、手術中のメス先端位置をマーカ方式の光学式3次元ポジショントラッカを用いて推定するメス先端位置推定アルゴリズムを作成し、複数のマーカを用いた位置推定精度を評価した [34]。この評価には、3Dプリンタで造形したプラスチック製の疑似メスを用いて、メス先端位置の推定性を評価した。この結果、メス先端位置の位置推定誤差を $2mm$ で推定することができた。しかし、3Dプリンタで造形したプラスチック製の疑似メスの造形精度が低く、高い推定精度を得ることができなかった。その後の研究 [35] として、著者はメス先端位置の推定精度を向上させるために、先の尖った硬い鋼棒付き疑似メスを製作して、取り付けるマーカデザインを変更し、複数のマーカを用いた位置推定精度を評価した。この結果、メス先端位置の位置推定誤差が $0.3mm$ となり外科手術に必要とされる要件を満たしており、提案アルゴリズムが肝臓手術サポートシステムに組み込むことが妥当な性能を有すると結論づけるに至った。また、推定したメスの先端位置を手術中の術者へフィードバックする手法の提案と評価を行った。

3.2 光学式3次元ポジショントラッカによる位置姿勢推定推定

メスの位置を計測するために、マーカベースの光学追跡カメラである MicronTracker 3 H3-60 [33] を使用しており、メスの上部には、MicronTracker3用の特別なマーカが配置されている。各マーカとメスの先端位置を事前にキャリブレーションすることで、メスの先端位置を推定する。このセンサの仕様を表 3.1 に示す。

メス先端の位置姿勢推定アルゴリズムについては、第 2.1 節で示す。

3.2.1 実験環境とメス先端位置推定用の疑似メス

3Dプリンタで作成したプラスチック製の疑似メスを用いてメスの先端位置を評価する実験を行った。この疑似メスは、3Dプリンタで作製したプラスチックの立方体に、4つのマーカ（図 3.2 のマーカ A, B, C, D）と、直径 $6mm$ 、長さ $130mm$ の先の尖ったスチー

表 3.1 MicronTracker 3 H3-60 の性能

Model	H3-60
Measurement range	D240 × W200 × H160 mm
Calibration accuracy	0.20 mm RMS
Measurement rate	16 Hz
Sensors resolution	1280 × 960 pixel
Interface	IEEE-1394b, 800 Mbps
Weight	505 g

ル棒を取り付けたものである。スチール棒は立方体の中央に挿入されている（図 3.3）。また、上面にはマークは取り付けられていない。実験では、距離カメラ MicronTracker 3 を平らなテーブルの上に下向きに設置し、カメラとテーブル間の距離は約 1100mm に設定し、実際の手術台を擬似的に再現した（図 3.1）。また、精度測定用に 20mm 間隔のグリッドポイント（P1, P2, ..., P9）を持つグリッドシートをテーブル上に設置した。

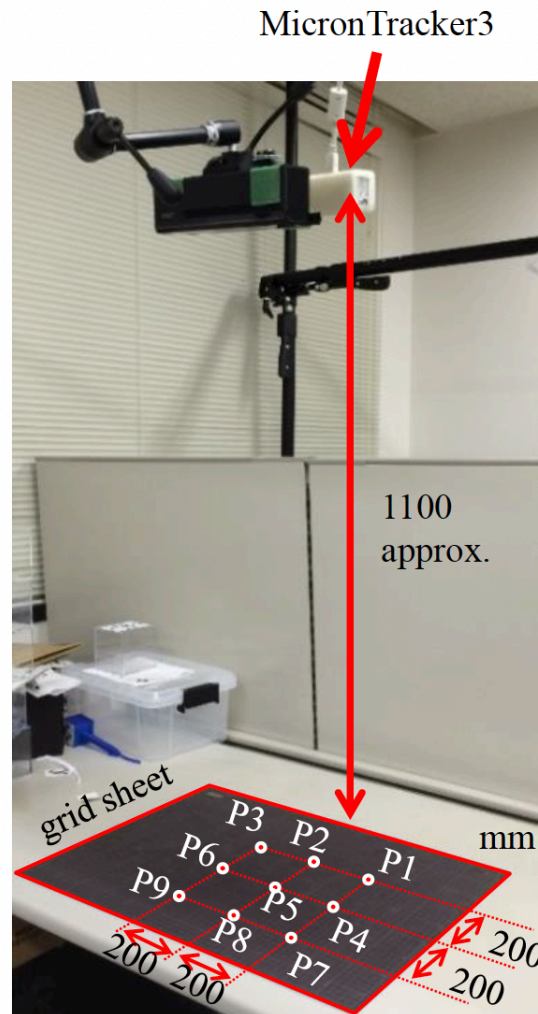


図 3.1 手術台を模したメス先端位置推定測定用の実験環境

出典：MasanaoKoeda（2018）文献 35, p.157, 図 5

3.2.2 実験と結果

メスの先端位置を直接的に測定することは困難であり、疑似メスの各マークとメス先端位置の推定距離を評価することで精度を算出した。評価のために、メスの先端をテーブル上の各格子点に置き、2.1 章で既に述べた方法を用いてその位置を推定する。

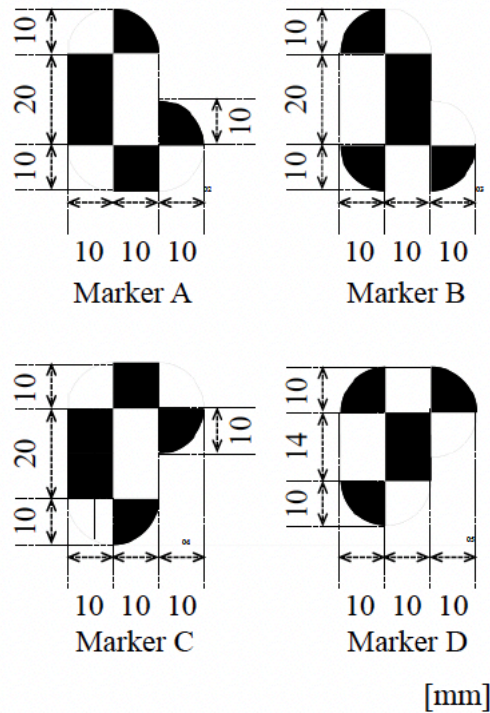


図 3.2 疑似メスに取り付けた 4 つのマーカ

出典：MasanaoKoeda (2018) 文献 35, p.157, 図 6

推定されたメス先端位置と、各ポイントで推定されたマーカの $L_{estimated}$ との間の距離は

$$L_{estimated} = |P_{tip}^c - P_{knife}^c| \quad (3.1)$$

によって求まる。

測定は合計 8 箇所で行い、MicronTracker3 は、1 つのマーカ（マーカ A, B, C, D）と 2 つのマーカ（マーカ A と B, B と C, C と D, D と A）の両方の条件で測定を行った。また、2 つのマーカ測定した場合は、得られた距離を平均した。

メス先端位置から各マーカまでの距離推定の実験結果を図 3.4 に示す。

横軸は P1 から P9 までの測定点を示す。縦軸は、各測定点における各マーカに対する推定値の平均値を示している。その結果、平均 $L_{estimated}$ は 219.7mm, 最大誤差は 0.6mm, 総平均誤差は 0.3mm, 標準偏差は 0.3mm であった。

また、メス先端の位置決め精度の評価として、隣接する格子点におけるメス先端の推定位置間の距離を評価した。

図 3.5 および図 3.6 に示す結果から、平均距離は 200.8mm, 最大誤差は 7.6mm, 総平均誤差は 0.8mm, 標準偏差は 2.4mm であることがわかる。結果を観察すると、P6 で得られた測定値には大きな誤差がある。これは、測定時に先端位置と P6 の位置がずれていたためである。そこで、P6 の観測値を異常値として扱い、誤差を再計算した。その結果、平均距離は 200.1mm, 最大誤差は 1.5mm, 平均誤差の合計は 0.1mm, 標準偏差は 0.8mm となった。

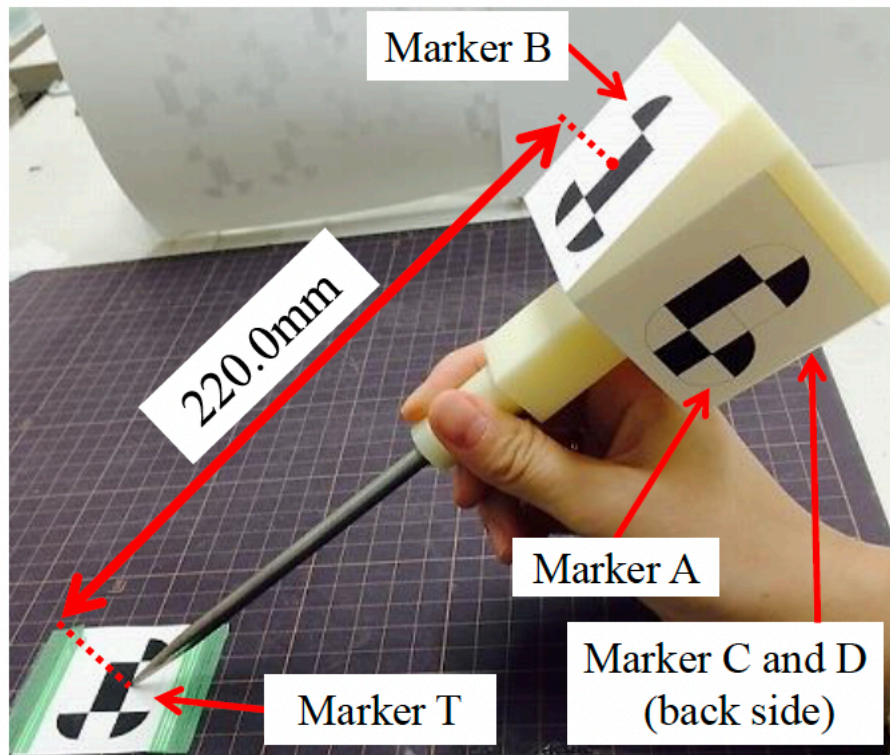


図 3.3 疑似メスの全景

出典：MasanaoKoeda（2018）文献 35, p.158, 図 7

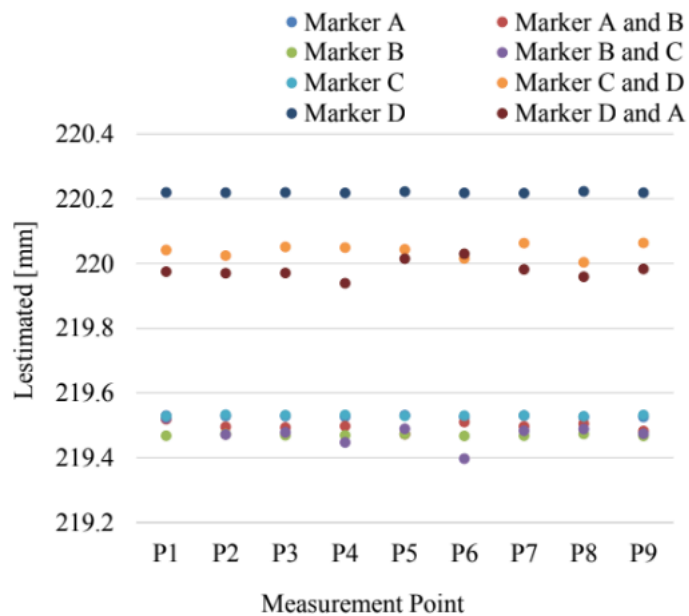


図 3.4 メス先端位置から各マーカまでの推定距離

出典：MasanaoKoeda（2018）文献 35, p.158, 図 8

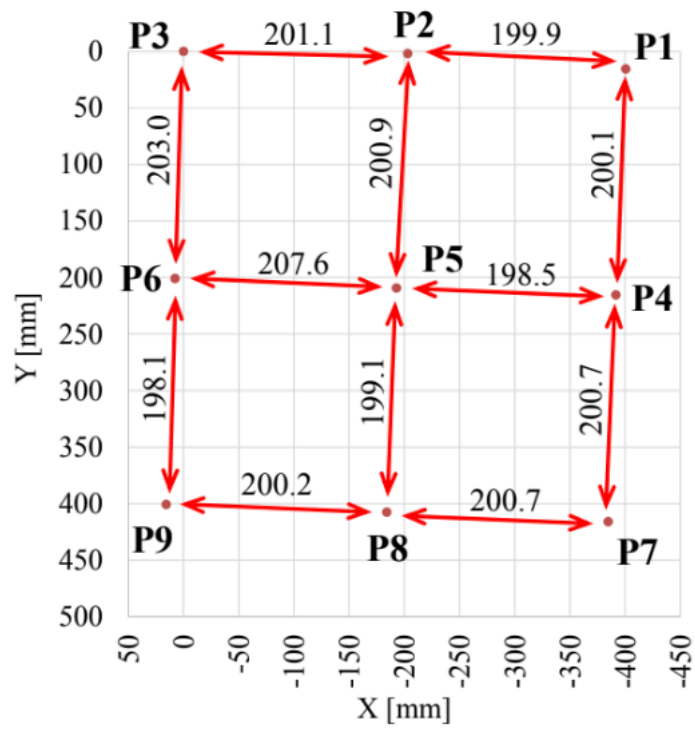


図 3.5 隣接する 2 つの格子点間の平均距離の評価実験結果

出典：MasanaoKoeda (2018) 文献 35, p.159, 図 9

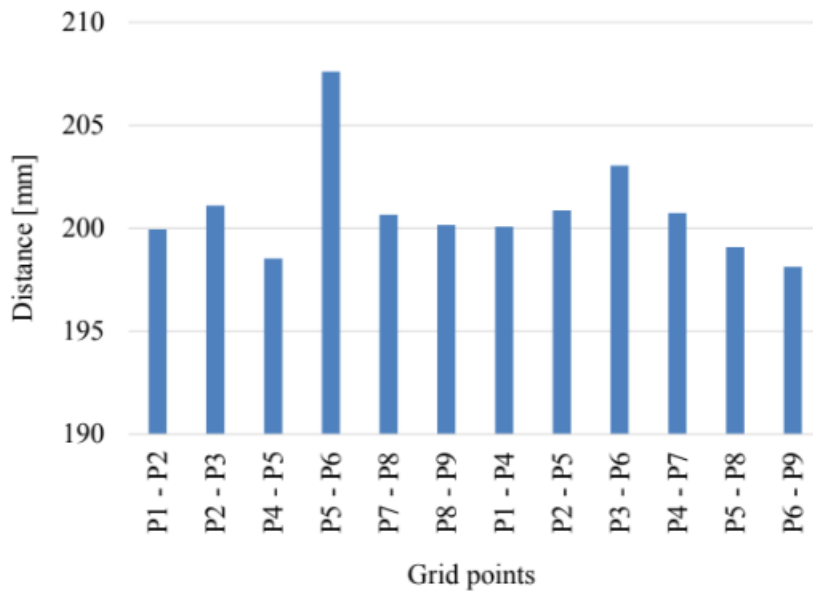


図 3.6 2 測定点間距離の結果グラフ

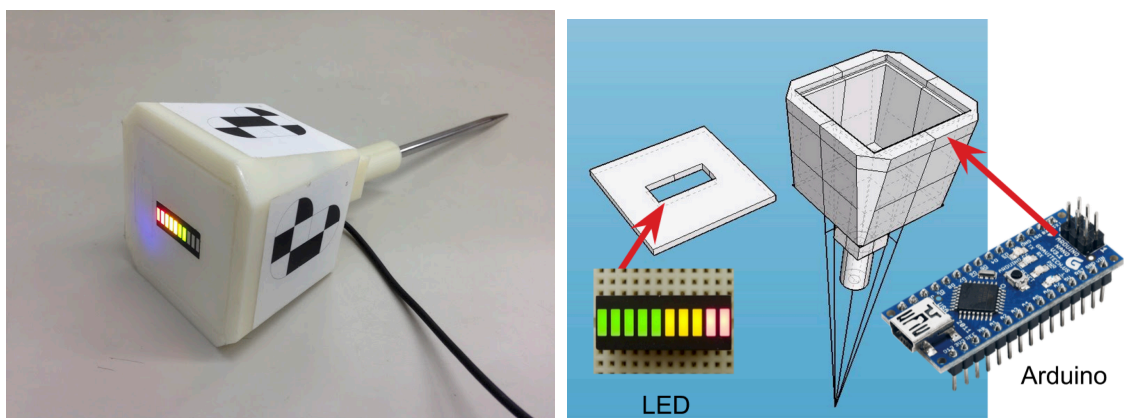
出典：MasanaoKoeda (2018) 文献 35, p.159, 図 10

3.3 対象物との距離を視覚的に表示するメス

著者は、推定したメスの先端位置を手術中の術者へフィードバックする手法として肝臓手術用の LED レベルメーター付き有線方式のインテリジェント手術用メス（以下、インテリジェントメス）を提案 [42] した。本提案手法では、切ってはいけない部位にメスが近づくと、LED レベルメーターが徐々に点灯して術者へ警告ができる。インテリジェントメスを用いて術者に対するナビゲーションを行うことができるか、机上に設定した不可視の円をなぞる疑似タスクを用いて妥当性の評価を実施した。この結果、被験者に対するナビゲーションを最大誤差 14mm で行うことができた。しかしながら、光学式 3 次元ポジショントラッカは入手性が低く価格が高価なことから、安価な USB カメラと ArUco マーカを用いて術者をナビゲーションする無線式手術メスアタッチメント（以下、スマートメス）を開発した。スマートメスは、インテリジェントメスと比較して小型になり、無線通信によって術者にメス先端位置と対象とする血管や腫瘍などの位置をフィードバックすることができる。ArUco マーカの性能と術者のナビゲーションを評価する疑似タスクを実施して提案手法が、光学式 3 次元ポジショントラッカと同等のナビゲーション精度を持つことを評価 [43] した。

3.3.1 有線式スマートメス

製作した有線式スマートメスの外観を図 3.7(a) に、CAD 設計図を図 3.7(b) に、性能を表 3.2 に示す。有線式スマートメスは、3つのマーカからメス先端位置を推定可能である。さらに、推定したメス先端位置の情報からフィードバックとして 10 段階のバー LED アレイを制御することが可能である。



(a) 外観

(b) CAD 設計図

図 3.7 有線式スマートメス

出典：DaikiYano (2017) 文献 42, p.610, 図 3

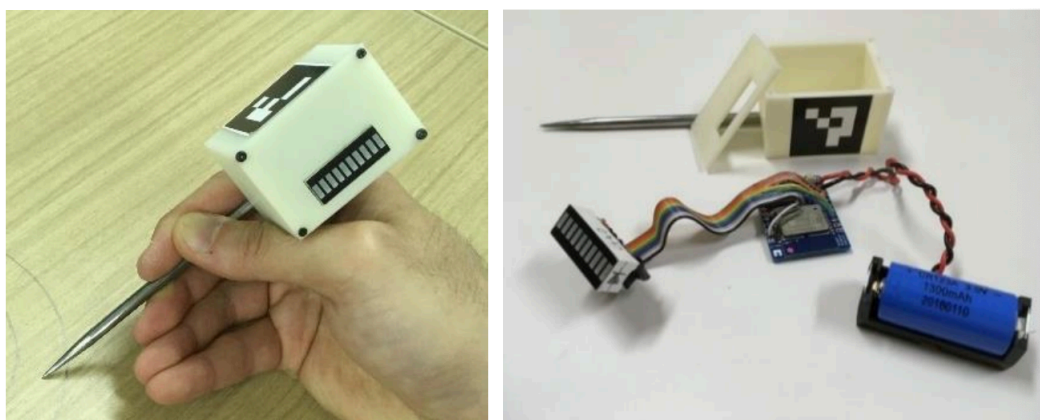
出典：DaikiYano (2017) 文献 42, p.614, 図 8

表 3.2 有線式スマートメスの性能

外形寸法 (W x H x D)	70.0 x 70.0 x 250.0 (mm)
質量	122.6 (g)
マーカ個数	3 個
マーカサイズ	30 × 40 (mm)
カメラシステム	MicronTracker3
LED 表示段階	10 段階
LED 表示色	緑緑緑緑緑黄黄黄赤赤
LED バーメーカー	オプトサプライ
LED バー型番	OSX10201-GYR1
LED バー寸法	25.5 x 10.2 (mm)
金属部品	コンクリート針 (No.16 千針 コンクリート針 大, 藤原産業株式会社)
金属部寸法 (W x H x D)	6.0 x 6.0 x 130.0 (mm)
インタフェース	USB2.0 (CDC)

3.3.2 無線式スマートメス

有線式スマートメスは、先端位置推定の精度は十分であるが、Micron Tracker 3 を使用するため、システム費用が高額になってしまう。そのため、比較的安価に入手できる WEB カメラを用いて先端位置推定を行うようにした。製作した無線式スマートメスの外観を図 3.8 に、性能を表 3.3 に示す。



(a) 外観

(b) 内部構造

図 3.8 無線式スマートメス

出典：MasanaoKoeda (2018) 文献 43, p.17, 図 3

メス先端位置の推定は、カメラ座標系を Σ_c 、メス座標系を Σ_k とし、メス上部に取り付けたマーカを M_{knife} 、テーブル上に置いたマーカ M_{table} とする。メス先を M_{table} の原点に置き、それぞれのマーカ位置・姿勢を計測する。 Σ_c で計測されたマーカ M_{knife} の位置・姿勢を p_{knife}^c, R_{knife}^c とし、マーカ M_{table} の位置を p_{table}^c とする。

表 3.3 無線式スマートメスの性能

外形寸法 (W x H x D)	49 x 32 x 35 (mm)
質量	46 (g)
マーカ個数	1 個
マーカサイズ	30 × 30 (mm), ArUco marker
カメラシステム	OpenCV で使用できる任意のカメラ
LED 表示段階	10 段階
LED 表示色	緑緑緑緑緑黄黄黄赤赤
LED バーメーカー	オプトサプライ
LED バー型番	OSX10201-GYR1
LED バー寸法	25.5 x 10.2 (mm)
金属部品	コンクリート針 (No.16 千針 コンクリート針 大, 藤原産業株式会社)
金属部寸法 (W x H x D)	6.0 x 6.0 x 130.0 (mm)
インタフェース	無線 LAN

メス端からメス先への相対ベクトル \mathbf{p}_{rel}^c は,

$$\mathbf{p}_{rel}^c = \mathbf{p}_{table}^c - \mathbf{p}_{knife}^c \quad (3.2)$$

である。 Σ_c のベクトルのため,

$$\mathbf{p}_{rel}^{knife} = \mathbf{R}_{knife}^c{}^T \cdot \mathbf{p}_{rel}^c \quad (3.3)$$

により Σ_k に変換する。

しかし ArUco マーカから取得した角度を表す値は、マーカ座標系を基準としたカメラの回転ベクトル (3 x 1) である。図 3.9 に ArUco マーカの座標系を示す。この回転ベクトルでは、ベクトルの方向が回転軸、ベクトルの大きさが回転量を表す。そこで、この回転ベクトルをカメラ座標系を基準としたマーカの姿勢を表す回転行列に以下の式を用いて変換する。この式はロドリゲスの回転公式と呼ばれている。

$$\mathbf{R} = \cos \theta \mathbf{I} + (1 - \cos \theta) \mathbf{r}\mathbf{r}^T + \sin \theta \begin{bmatrix} 0 & -r_z & r_y \\ r_z & 0 & -r_x \\ -r_y & r_x & 0 \end{bmatrix} \quad (3.4)$$

よって、術中に移動するメス先位置 \mathbf{p}_{tip}^c は,

$$\mathbf{p}_{tip}^c = \mathbf{R}_{knife}^c \cdot \mathbf{p}_{rel}^k + \mathbf{p}_{knife}^c \quad (3.5)$$

により求まる。

無線式スマートメスに使用した, ESPr[®] Developer の外観を図 3.10 示す。ESPr[®]Developer [44] は SWITCH SCIENCE 社が製造する, ESP-WROOM-02 Wi-Fi モジュールと USB-シリアル変換 IC FT231XS を搭載した開発ボードである。MicroUSB ケーブルでコンピュータに接続することで簡易に開発ができ, IEEE 802.11b/g/n の無線通信が行える。

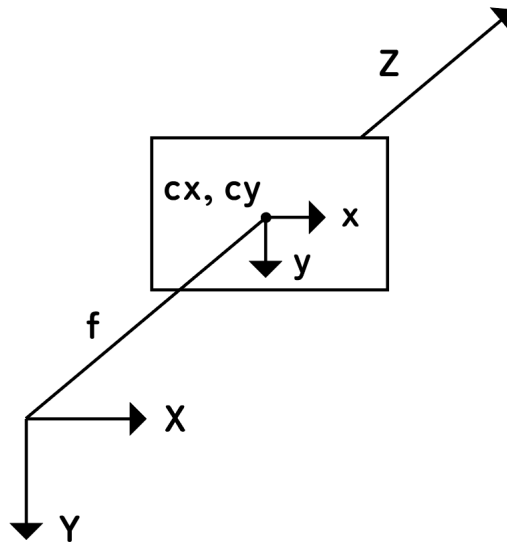


図 3.9 ArUco マーカの座標系



図 3.10 ESPr[®] Developer の外観 [44]

3.3.3 擬似メス先端位置との距離計測

本節では、メス先端と対象間距離の算出を行う。メス先端位置の推定については、第 2.1 節で示す。擬似メス先端位置の座標を x_{tip} , y_{tip} とおき、仮想上に設定したナビゲーション対象の各 i とする座標を x_{li} , y_{li} とする。メス先端と各点 i の距離 L_i は、

$$L_i = |\sqrt{(x_{li} - x_{tip})^2 + (y_{li} - y_{tip})^2} - r| \quad (3.6)$$

により求まる。距離 L_i の変化によって LED アレイの出力をする。今回は、擬似メスの搭載した LED アレイ 1 目盛りの閾値を $1mm$ に設定し変化させた。また、LED のアレイは最大 10 目盛りなので、正負を含めた絶対値の値 $20mm$ までナビゲーションが可能である。

3.3.4 ナビゲーション精度の評価実験

実験手法

評価実験では、仮想的に設定した円図形までの距離を対象物間距離に設定し、LED アレイの表示のみでナビゲーションした際の誤差を調査した。擬似メス先端位置の推定を行い、

推定した座標と仮想的に設定した円図形までの距離を視覚的表示としてLEDアレイに出力した。

実験結果

評価実験の結果を報告する。評価実験では、仮想的に設定した対象物をLEDアレイのみでナビゲーションした。実験では、仮想的に設定している対象物を見ることはできない。このため、被験者はLEDアレイの出力を頼りに擬似メスを操作した。有線式スマートの被験者A～Fまでの移動軌跡と誤差を図3.11(a)から3.16(b)に示す。また、実験結果の誤差を表3.4に示す。無線式スマートの被験者A～Fまでの移動軌跡と誤差を図3.17(a)から3.21(b)に示す。また、実験結果の誤差を表3.5に示す。

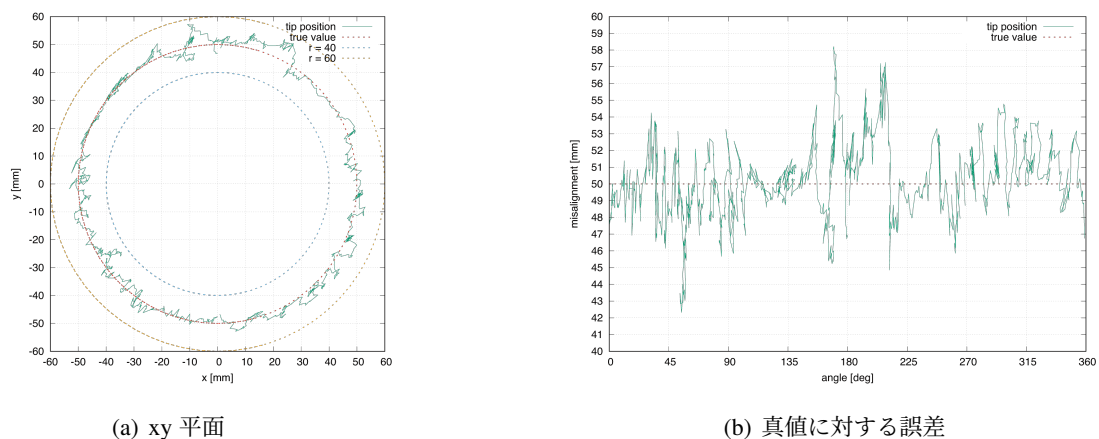


図 3.11 被験者 A

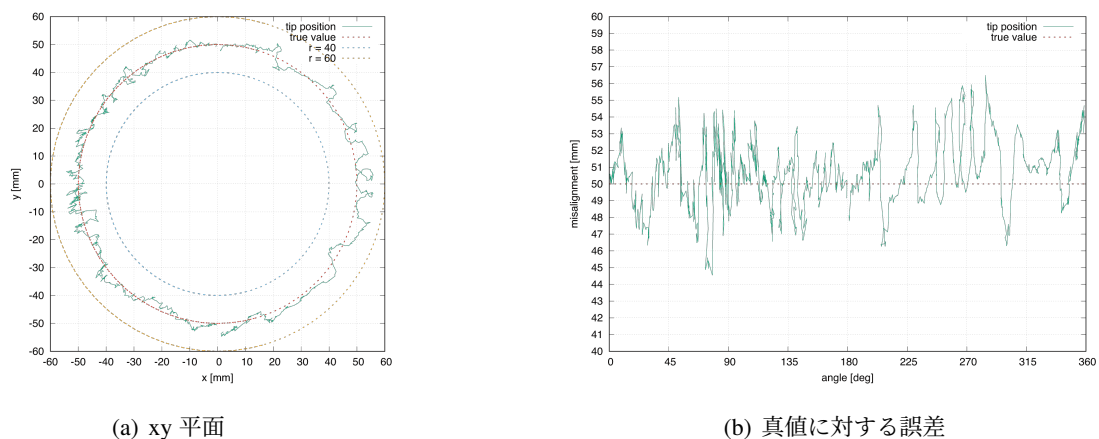
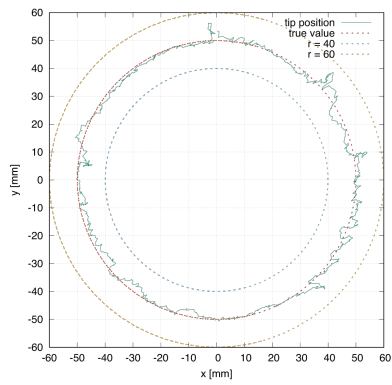
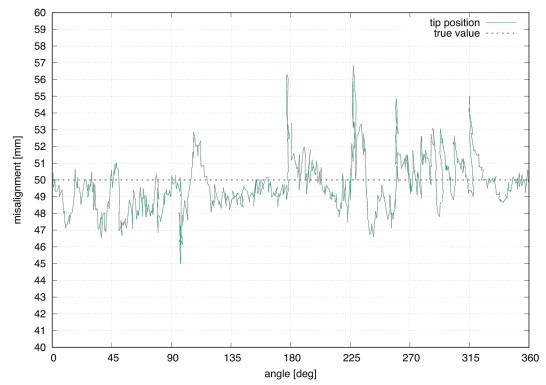


図 3.12 被験者 B

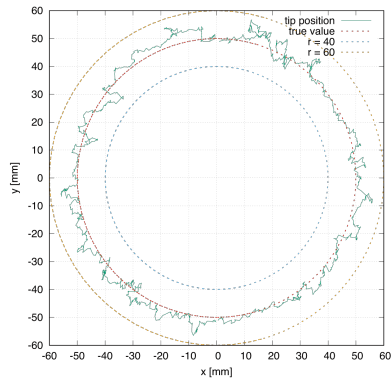


(a) xy 平面

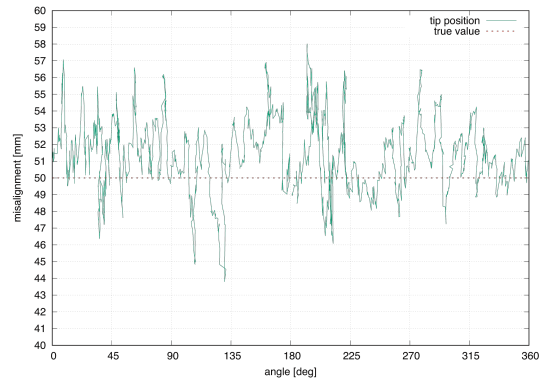


(b) 真値に対する誤差

図 3.13 被験者 C

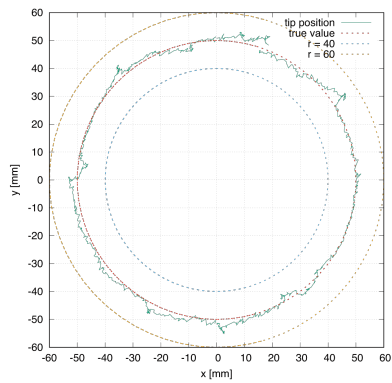


(a) xy 平面

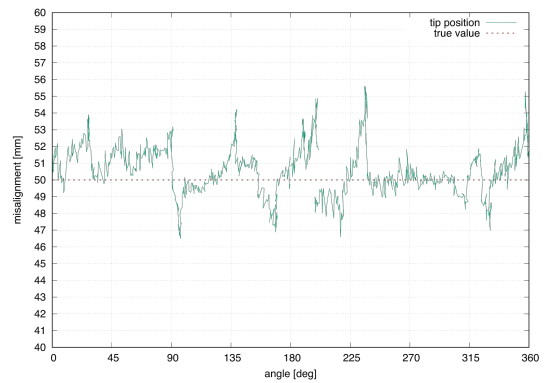


(b) 真値に対する誤差

図 3.14 被験者 D

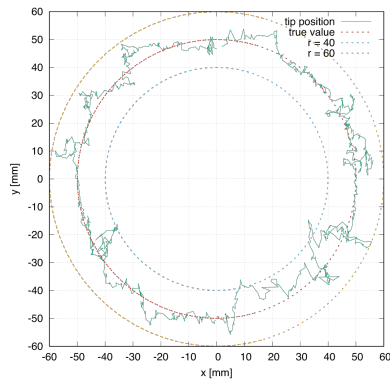


(a) xy 平面

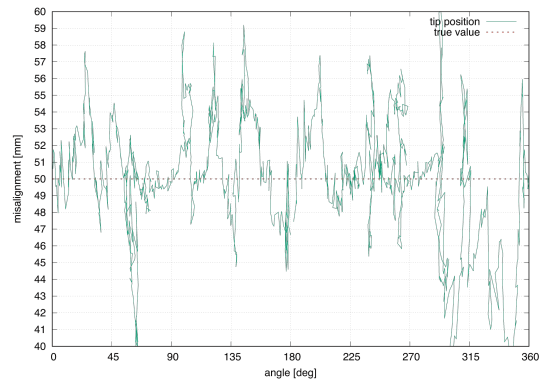


(b) 真値に対する誤差

図 3.15 被験者 E

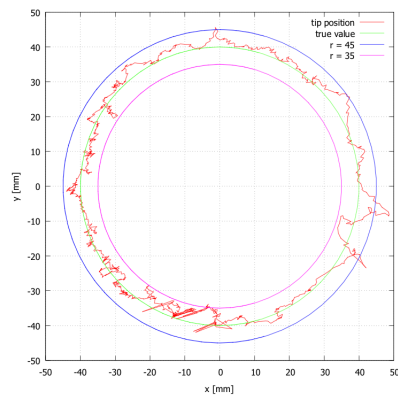


(a) xy 平面

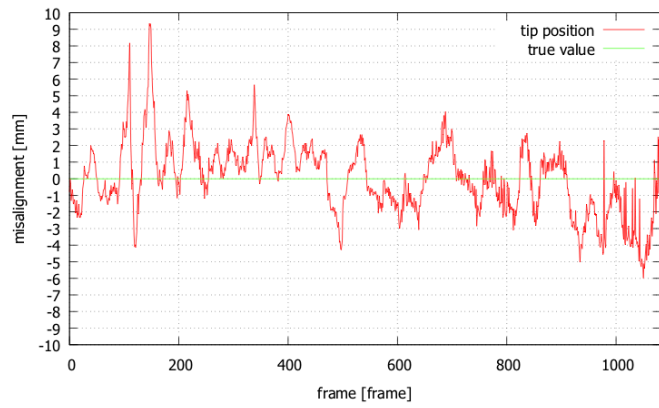


(b) 真値に対する誤差

図 3.16 被験者 F

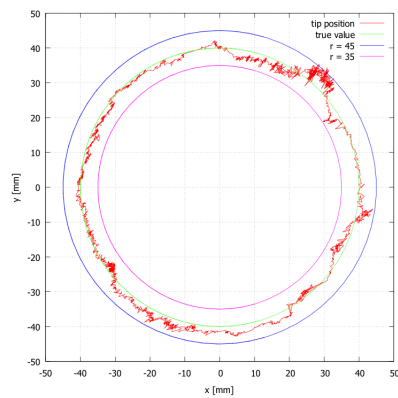


(a) xy 平面

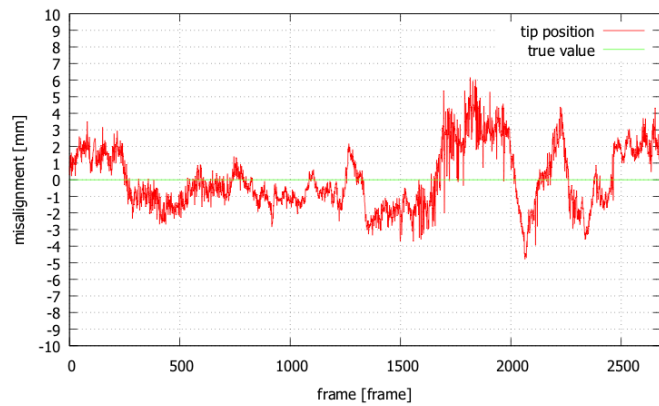


(b) 真値に対する誤差

図 3.17 被験者 A

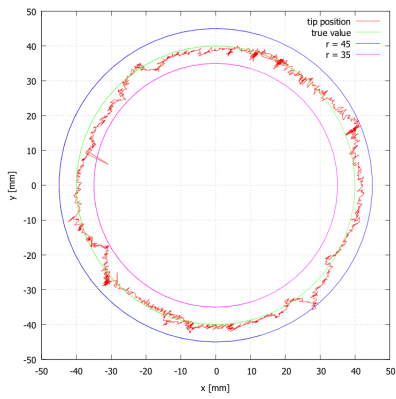


(a) xy 平面

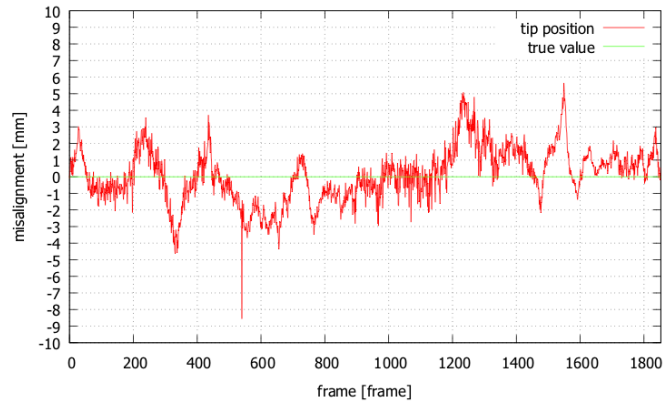


(b) 真値に対する誤差

図 3.18 被験者 B

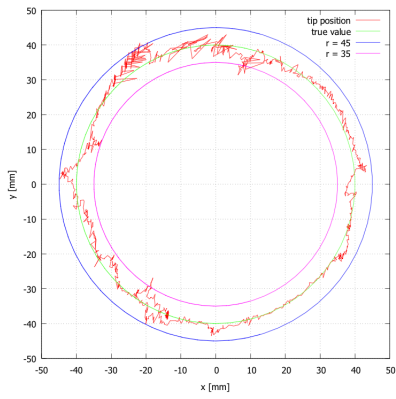


(a) xy 平面

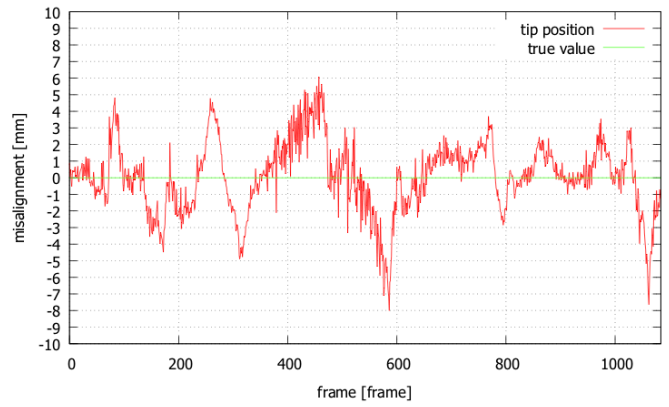


(b) 真値に対する誤差

図 3.19 被験者 C

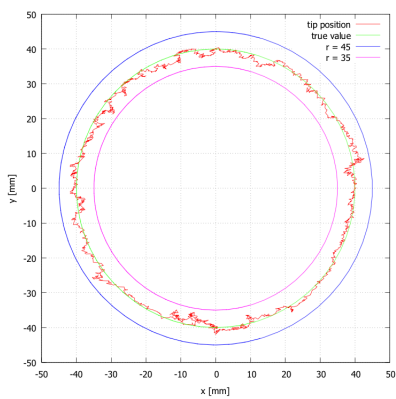


(a) xy 平面

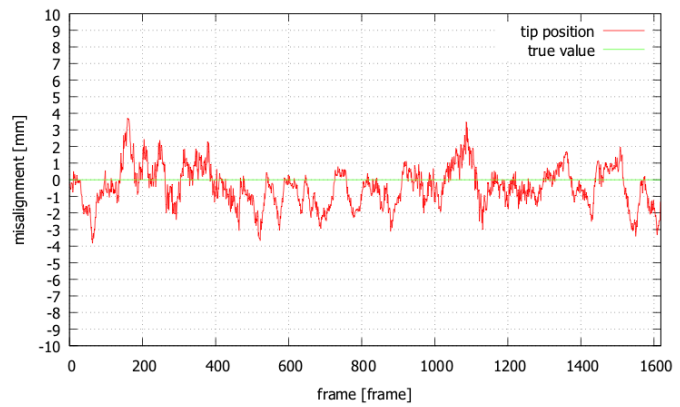


(b) 真値に対する誤差

図 3.20 被験者 D



(a) xy 平面



(b) 真値に対する誤差

図 3.21 被験者 E

表 3.4 実験結果の誤差

被験者	最大誤差 [mm]	平均誤差 [mm]	標準偏差 [mm]
A	8.21	1.66	1.41
B	6.49	1.59	1.25
C	6.84	1.51	1.26
D	14.0	2.69	2.44
E	8.02	2.25	1.67
F	5.61	1.49	1.19

表 3.5 実験結果の誤差

被験者	最大誤差 [mm]	平均誤差 [mm]	標準偏差 [mm]
A	9.34	1.68	1.34
B	6.16	1.54	1.026
C	8.55	1.28	1.017
D	8.00	1.62	1.41
E	3.83	1.03	0.78

実験の結果から、有線式スマートメスのLEDアレイの出力のみで最大誤差 14mm でナビゲーションを行えることがわかった。LEDアレイによって表示可能な対象物間距離は、最大 20mm なので、ナビゲーション範囲内で動作することがわかった。また、無線式スマートメスのLEDアレイの出力のみで最大誤差 10mm でナビゲーションを行えることがわかった。LEDアレイによって表示可能な対象物間距離は、最大 18mm なので、ナビゲーション範囲内で動作することが分かった。

3.4 臓器手術サポートシステムにおけるメス先端位置推定

著者は、メス先端位置推定に関する前章までの研究を経て、肝臓手術サポートシステムに提案するメス先端位置推定アルゴリズムを組み込む研究 [30,45] に着手した。肝臓手術サポートシステムでは、肝臓位置推定システムを用いて手術中の肝臓位置の推定が行われている。2つのシステムを組み合わせた際の精度評価を行うに当たり、肝臓位置推定システムでは、柔軟な穴あきの実モデル（以下、模擬肝臓）と、穴あき立方体 STL を作成して、焼きなまし法で位置姿勢を推定して評価を実施した。模擬肝臓に作成した穴を模擬血管と設定し、模擬肝臓表面の模擬血管にメス先端を接触させたときの距離精度の評価を行い、平均誤差 5.76mm で推定を行うことができた。しかし、電気メスで止血ができる血管の直径は 5mm 以下が目安であり、システムが必要な精度と条件を満たしていないことが分かった。既に、第 3.1 節において、メス先端位置推定アルゴリズム単体での先端位置推定精度が外科手術に必要な要件を満たしていることを踏まえて、第 4 章において肝臓位置姿勢推定システムに注力して研究を進めることとした。

3.5 メス先端位置推定精度の評価

提案システムの位置精度を確認するため、実際の肝臓の位置と向きを両方の深度画像を用いてリアルタイムで推定し、模擬肝臓のメス先端から血管までの距離を計測した。

メス先端位置の計測誤差を検証するために模擬メスを作成した。模擬メスはφ 6[mm]、長さ 130[mm]の鉄針を箱に挿入したものである。箱は3Dプリンタで成形した。箱の4辺には50[mm] × 50[mm]のマーカを4本取り付けた。実験に用いた模擬メスを図 3.3 に示す。また、模擬メスは実際の手術を想定した場合は、マーカ部の面積が大きく実用的ではない。この点は、将来的にカメラ等の解像度が向上することで小型化されることで解決すると考える。実験に使用した模擬肝臓の外観を図 3.22 に示す。模擬メスの先端から血管までの距離を、実際の肝臓を用いて計算することは困難である。そのため、模擬肝臓を作成し、実際の肝臓として使用した。模擬肝臓は牛乳寒天で作製した長さ 145.0[mm]の立方体で、中心に直径 25.0[mm]の模擬血管を模した穴をあけた。図 3.23 に示す模擬肝臓の STL モデルを手作業で作成し、仮想肝臓とした。

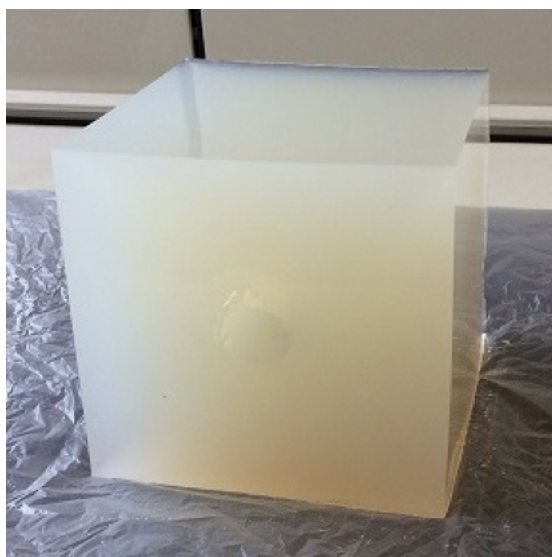


図 3.22 実験に使用した模擬肝臓

出典：DaikiYano (2017) 文献 30, p.81, 図 6

3.6 模擬血管との距離精度評価

2台の距離カメラ間の座標系を一致させるため、方程式 2.1 を解くことによって、キャリブレーションマトリクス M を測定した。

$$M = \begin{pmatrix} 1.011 \times 10^{-3} & -1.083 \times 10^{-3} & 2.540 \times 10^{-5} & 2.253 \times 10^{-2} \\ -8.874 \times 10^{-6} & 9.581 \times 10^{-4} & 3.033 \times 10^{-4} & -2.355 \times 10^{-1} \\ -1.263 \times 10^{-5} & -3.400 \times 10^{-4} & 9.533 \times 10^{-4} & -1.927 \times 10^{-1} \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{pmatrix} \quad (3.7)$$

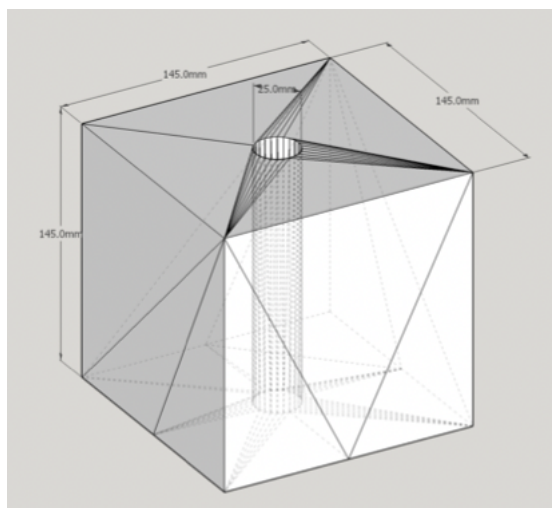


図 3.23 模擬肝臓の STL モデル

出典：DaikiYano (2017) 文献 30, p.81, 図 7

キャリブレーション行列 $M3.7$ を用いてメス先端の位置を推定した。評価は、メス先端を模擬肝臓表面の模擬血管に上下左右の 4 点で接触させたときの距離を測定した。実験における測定点 A, B, C, D を図 3.24 に示す。

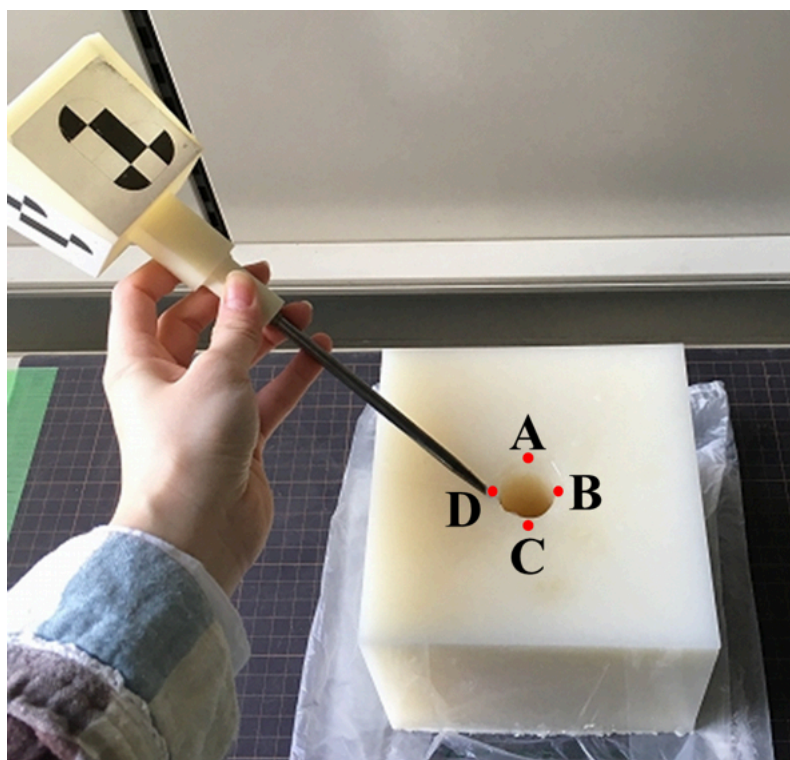


図 3.24 模擬血管と模擬メスの測定箇所

出典：DaikiYano (2017) 文献 30, p.82, 図 8

表 3.6 各測定点における推定誤差

位置	平均 [mm]	最大 [mm]	標準偏差 [mm]
A	3.60	5.50	0.55
B	7.35	8.88	0.72
C	6.04	11.38	1.51
D	6.03	7.89	0.53
E	5.76	11.38	1.64

実験では、焼きなまし法の探索終了時間を $500[ms]$ とした。また、深度画像の差分の閾値は $10[mm]$ とした。深度画像の関心領域 (ROI) は、一致率 r を安定に算出するために、実際の肝臓を中心に設定した。

実験結果

図 3.25, 図 3.26, 図 3.27, 図 3.28 は、それぞれ測定点 A, B, C, D における血管と推定されたメス先端位置との最短距離を $100[frame]$ で示したものである。この実験では、測定中にメス先端が模擬血管に接触しているため、測定距離はゼロになるはずである。しかし、各測定点では一定の誤差が確認された。

各測定点における $100[frame]$ の平均誤差を図 3.29 と表 3.6 に示す。平均誤差は $5.76[mm]$ 、最大誤差は測定点 C で $11.38[mm]$ であった。

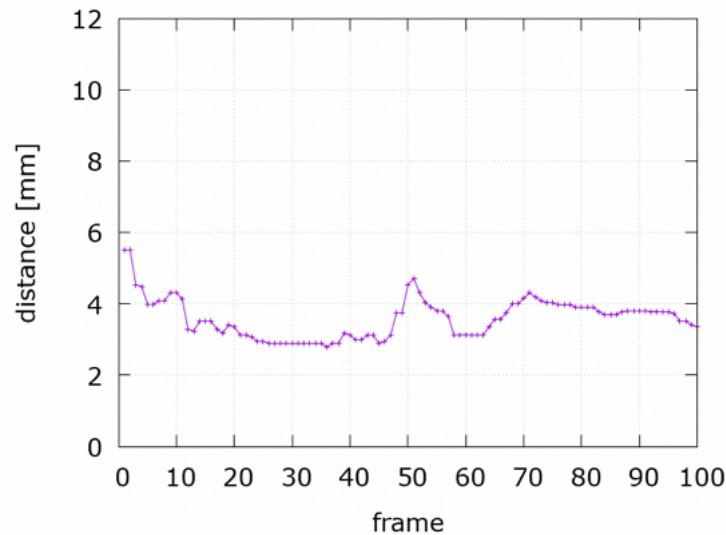


図 3.25 位置 A の測定結果

出典：DaikiYano (2017) 文献 30, p.83, 図 10

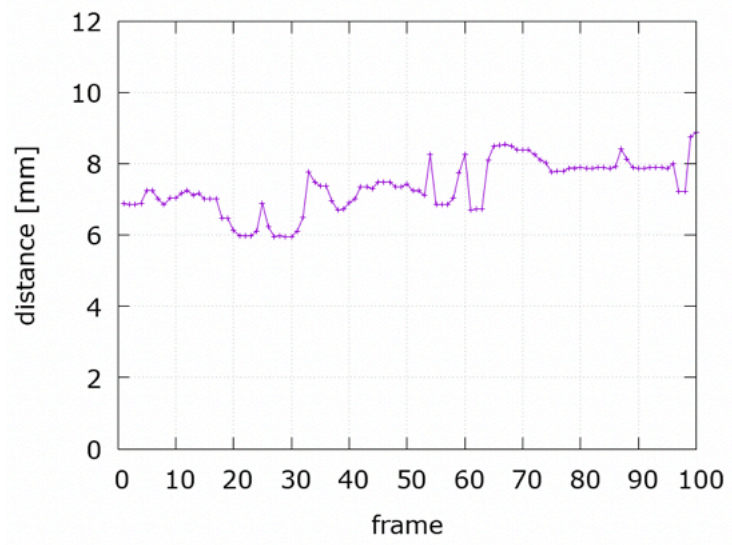


図 3.26 位置 B の測定結果

出典：DaikiYano (2017) 文献 30, p.83, 図 11

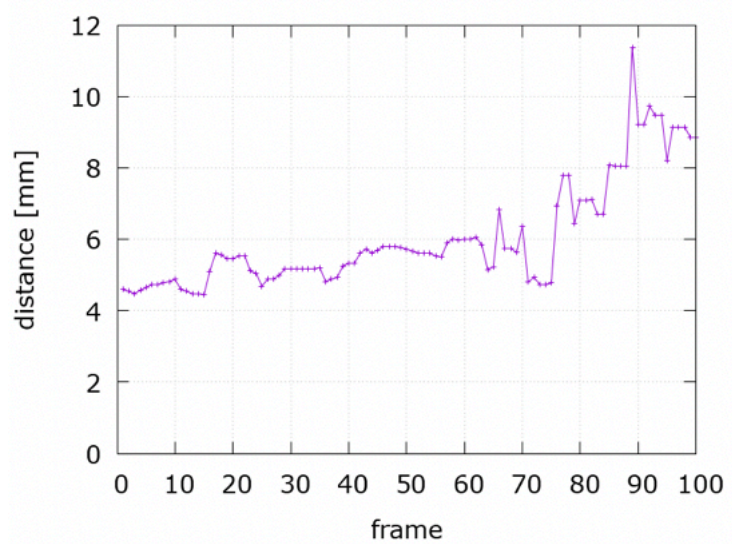


図 3.27 位置 C の測定結果

出典：DaikiYano (2017) 文献 30, p.83, 図 12

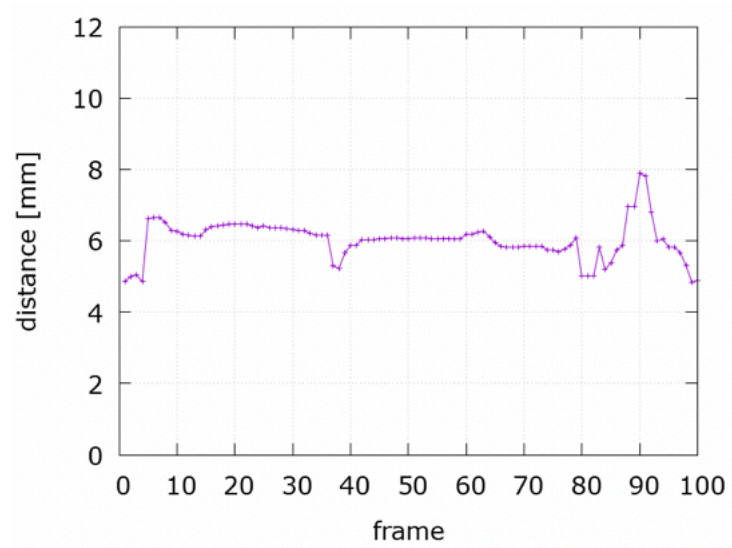


図 3.28 位置 D の測定結果

出典：DaikiYano (2017) 文献 30, p.83, 図 13

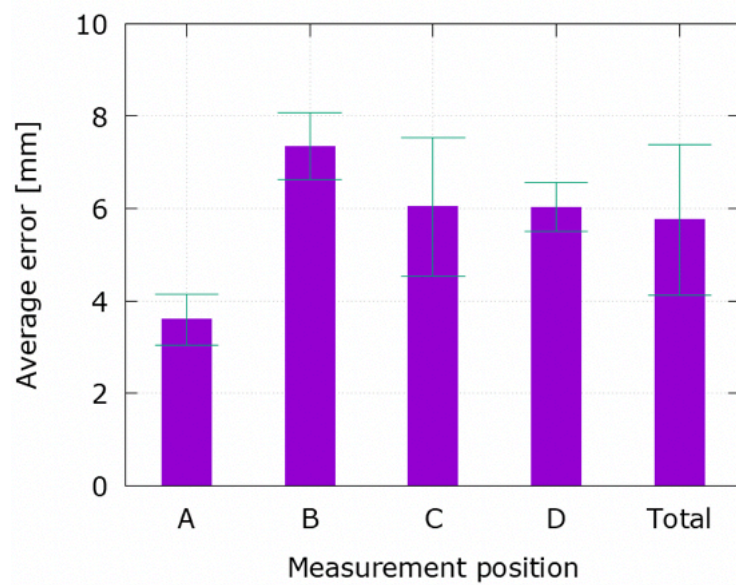


図 3.29 標準偏差付き平均誤差

出典：DaikiYano (2017) 文献 30, p.83, 図 14

第4章 GPUによる深度画像生成とDepth-Depth-Matchingの応答性評価

4.1 臓器手術サポートシステムにおける肝臓位置姿勢推定

肝臓位置姿勢推定システムでは、深度カメラを用いて撮像した手術中の実臓器表面の形状とコンピュータ上の仮想臓器モデルのZバッファを比較（以下、Depth-Depth-Matching）することで、実臓器の位置と姿勢を探索する。著者は、最急降下法と焼きなまし法の2つのアルゴリズムを用いて追従性の評価を行った [39,46]。また、実際の手術中の条件を再現するために評価環境は無影灯を備えた実際の手術室において、手術台に3Dプリンタで印刷された肝臓を配置し、臓器を人工的に別の物体で覆い隠して実施した。結果として、焼きなまし法を用いた位置姿勢推定手法が優れていることが分かった。また、焼きなまし法を用いた提案手法に変更した際にリアルタイム追従性が良くなる結果を得ることができた。

4.2 GPUを用いたDICOM形式画像から深度画像の高速生成手法

前章までの研究を経て、著者は肝臓手術サポートシステムの応答速度を向上させる研究 [47] に着手した。本システムでは、肝臓の位置と姿勢は深度カメラで計測された実際の肝臓の表面形状と3Dモデルから生成された深度画像のマッチングによって計測される。位置姿勢を推定は、マッチングを高速に繰り返し続ける必要があり、GPUを用いてDICOM形式画像から直接深度画像を生成する手法を開発し、提案手法で平均5.1msecで深度画像を生成できることを確認した。また、OpenGLを用いてSTLから深度画像を生成する従来手法とDICOM形式画像から深度画像を生成する提案手法で位置姿勢推定の追従性能を評価する実験を実施した。結果、GPUを用いて深度画像を生成する手法は、STLを用いる従来手法と同等の性能があることを確認した。しかし、GPUを用いてDICOM形式画像から直接深度画像を生成する手法では応答速度のボトルネックとなっていた深度画像と深度画像のマッチング処理をCPUで行っていたため不要な転送コストなどが生じることで応答速度を向上させることができなかった。

4.3 GPGPUを用いた並列計算による高速化

従来手法では、DICOM形式画像から生成したSTLモデルを回転平行移動させることで深度画像を生成し肝臓の位置姿勢を推定していた。しかしながら、DICOM形式画像からSTLに変換するには手間がかかるうえ、STL化の際には内部情報が失われ情報が欠落する。セグメンテーションする際の閾値や、STLモデルのポリゴンメッシュが荒い場合には重要な血管等の欠損が発生する。そこで提案手法 [40,47] では、GPGPUを用いてDICOM形式画像から深度画像の生成を行うことでこれらの問題の解決を試みる。DICOM形式画像を用いることで計算量が増加し深度画像が簡単に得られない。そのため、GPGPUを用いることでボクセル全体の座標変換を並列で計算し、深度画像の生成を行い肝臓位置姿勢推定

を高速化を行った。従来手法で STL から生成した肝臓の深度画像を図 4.1(a) に，提案手法で DICOM 形式画像から直接生成した肝臓の深度画像を図 4.1(b) に示す。

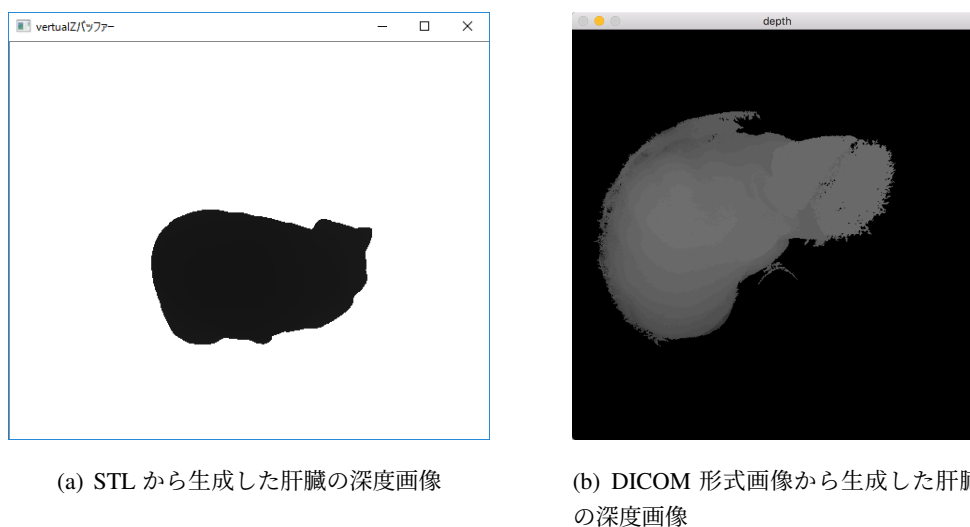


図 4.1 生成した肝臓の深度画像

出典：MasanaoKoeda（2019）文献 47, p.357, 図 2

提案手法において，DICOM 形式画像から直接深度画像を取得するために以下の処理を行っている。

- 1) DICOM の読み込み
DICOM は，任意の指定したフォルダよりファイル名と DICOM ファイルの連番開始番号及び終了番号を指定し読み込む。
- 2) DICOM 形式画像を Mat 形式へ変換 [48]
読み込んだ DICOM 形式画像を OpenCV の Mat 形式へ変換する（図 4.2）。
- 3) 設定した濃淡値の範囲で 2 値化処理
Mat 形式へ変換された各 DICOM 形式画像に対して設定した濃淡値の範囲で 2 値化処理を行う（図 4.3）。
- 4) ラベリング処理，座標指定，最大プロブ領域の取得によって肝臓領域の抽出
2 値化処理後の画像に対してラベリング処理を行い，任意の指定座標内で最大プロブ領域を取得することで肝臓領域の抽出する（図 4.4）。ここでの最大プロブ領域とは，連続したピクセルの集合を示す。
- 5) 回転平行移動行列を用いて，抽出した肝臓領域の各画像の全ピクセルに対して原点座標中心で回転並行移動処理
抽出したボクセル（以下，肝臓ボクセルと略す）の座標を GPU に転送し，回転移動，平行移動，透視投影変換，レンダリング処理を行う。
- 6) 回転後の画像を低深度から順に描画

回転移動後の座標 p_r は、肝臓ボクセルの各座標を p とし、重心を p_g とした時、

$$\mathbf{p}_r = \mathbf{R}_z \mathbf{R}_y \mathbf{R}_x (\mathbf{p} - \mathbf{p}_g) + \mathbf{p}_g \quad (4.1)$$

である。右手座標系から左手座標系へ変換した平行移動後の座標を p_t は、平行移動ベクトルを p_v とした時、

$$\mathbf{p}_t = \begin{pmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & -1 & 0 \\ 0 & 0 & -1 \end{pmatrix} \mathbf{p}_r + \mathbf{p}_v \quad (4.2)$$

である。透視投影変換後の座標 p_p は、Kinect v2 の焦点距離を $366.309[mm]$ とした時、

$$\mathbf{p}_p = \begin{pmatrix} -\frac{366.309}{p_t^z} & 0 & 0 \\ 0 & -\frac{366.309}{p_t^z} & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{pmatrix} \quad (4.3)$$

である。レンダリング前の正規化を行った肝臓ボクセルの位置 p_z は、左手座標系から右手座標系へ変換した時、

$$\mathbf{p}_z = \begin{pmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & -1 & 0 \\ 0 & 0 & -\frac{1}{far} \end{pmatrix} \mathbf{p}_p \quad (4.4)$$

である。 p_z の xy 座標が描画画面にある時、 z 座標が最大値を取るようレンダリングすることで深度画像ができる。



図 4.2 Mat 形式へ変換した DICOM 形式画像

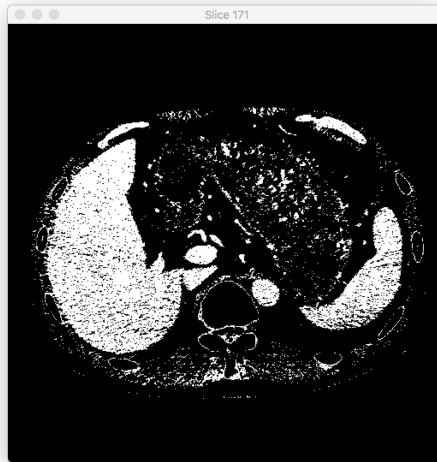


図 4.3 設定範囲の濃淡値で 2 値化処理

出典：DaikiYano (2021) 文献 40, p.650, 図 2(a)

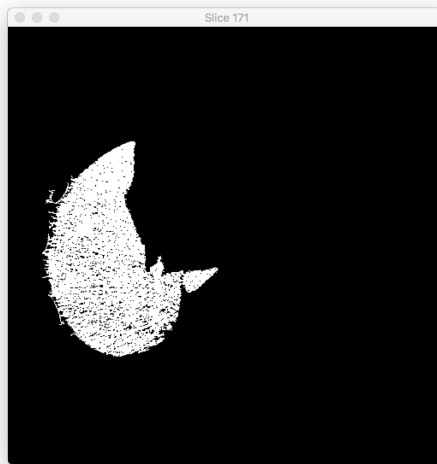


図 4.4 肝臓領域の抽出

出典：DaikiYano (2021) 文献 40, p.650, 図 2(b)

4.4 GPU による深度画像生成と Depth-Depth-Matching の応答性評価

著者は、肝臓手術サポートシステムの応答速度のボトルネックとなっていたマッチング処理を GPU で処理することで応答速度を向上させる研究 [40] に着手した。GPGPU を用いて 3D ボリュームから生成した仮想深度画像を GPU 内部で高速に Depth-Depth-Matching (以下、DDM と略す) を継続的に処理する位置姿勢推定処理を開発した。これにより、これまで時間のかかる処理であった DDM を高速化することができた。GPU を用いた提案手法と CPU を用いた従来手法で処理速度を比較した結果、約 5 倍の高速化を実現した。

4.5 GPGPU による 2 次元 Depth-Depth-Matching の高速化

高速計算のために、画像処理装置を汎用演算（GPGPU）を用いて、仮想肝臓の 3 次元ボリュームから仮想深度画像を生成する。GPGPU では、仮想肝臓の体積点群を回転させて平行移動させた後、透視変換、レンダリング、計算を並行して行い、仮想深度画像を生成する。推定した肝臓の位置や姿勢は、肝臓外科シミュレーターに送られる。

2 次元 Depth-Depth-Matching をリアルタイムで連続して繰り返すためには、マッチングアルゴリズムの実行速度が高速である必要がある。マッチングアルゴリズムでは、深度カメラのフレーム毎に実深度画像と仮想深度画像の比較を行って位置姿勢を推定する必要がある。

計算量が多く、CPU 処理では時間が掛かっていた、DICOM 形式画像からの直接深度画像生成は GPGPU を利用することで、並列計算によって高速化を行った。しかし、図 4.5 に示すように探索アルゴリズムによるスコアの算出は CPU によって行われ、探索アルゴリズムのリアルタイム性に課題が存在した。原因は、GPGPU で生成した仮想深度画像を生成フレーム毎に CPU に転送し、CPU による二次元深度マッチングにより評価関数のスコアを算出しているためである。仮想深度画像を生成フレーム毎に転送すると、CPU と GPU 間で頻繁にデータ転送を行う必要性があり、処理のボトルネックとなる。

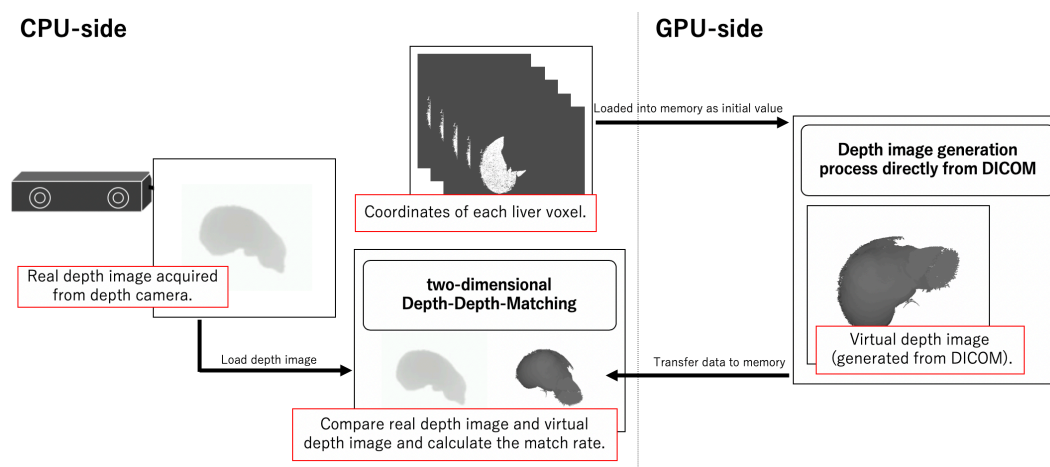


図 4.5 マッチングアルゴリズムが CPU で実行されている状態（リアルタイム性に課題が存在する）

出典：DaikiYano（2021）文献 40, p.651, 図 8

マッチングアルゴリズムの実行速度を高速にして、リアルタイム性の課題を解決するために図 4.6 のように 2D Depth-Depth-Matching を GPGPU で行った。GPGPU を用いて 3 次元ボリュームから仮想深度画像を生成し、2 次元深度-深度マッチングを連続的に処理することで、位置姿勢推定の高速化を図った。処理は、GPU の独立した 2 つのカーネル関数を同期的に実行することで GPGPU で連続的に処理を行っている。

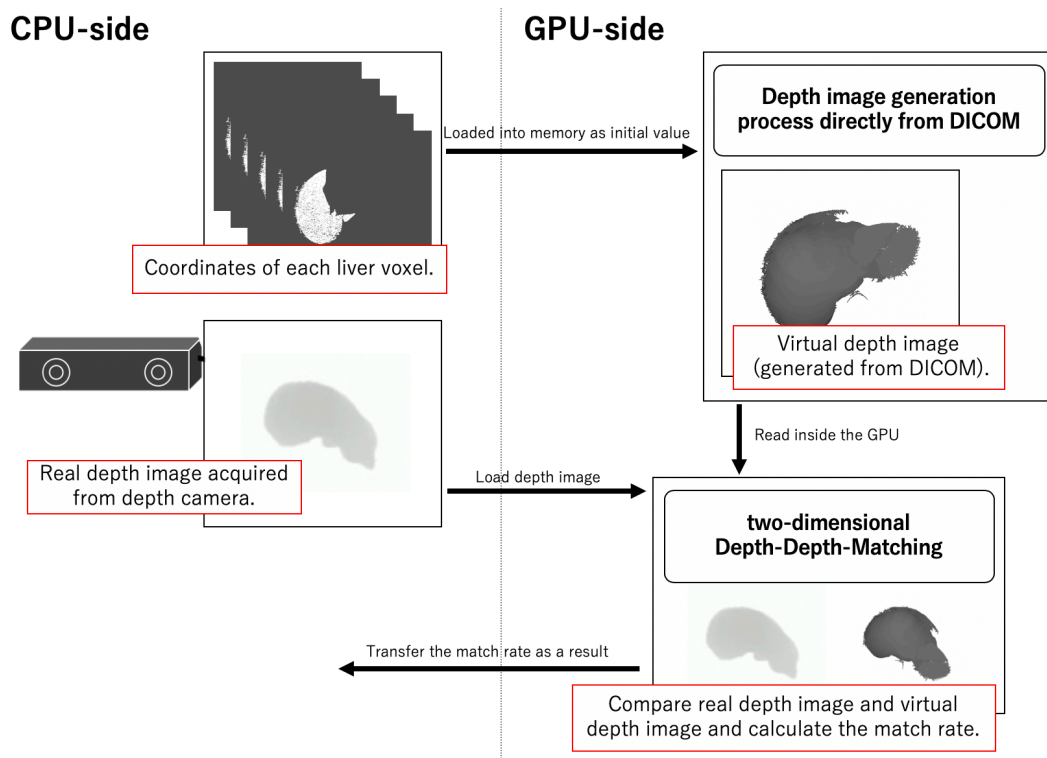


図 4.6 マッチングアルゴリズムが GPU で実行されている状態 (リアルタイム性の課題を解決した)

出典：DaikiYano (2021) 文献 40, p.652, 図 9

GPU において処理を効率的に実行するために NVIDIA Nsight Systems を用いてカーネル実行にあたって不要なオーバーヘッドが発生していないことを確認した。NVIDIA Nsight Systems は、NVIDIA 社が提供する GPU の使用率、メモリ使用量、データ転送量などをグラフで可視化することができるプロファイラである。NVIDIA Nsight Systems を用いて取得したレポートの全体を図 4.7 に示す。

GPGPU を用いて 3 次元ボリュームから仮想深度画像を生成し、2 次元深度-深度マッチングを 1 回処理した際の NVIDIA Nsight Systems レポートを図 4.7 に示す。レポートの中では、ホスト (CPU) 側からデバイス (GPU) 側へ仮想深度画像を生成するための 3 次元ボリュームの位置姿勢を転送する処理 (cudaMemcpyToSymbol) を図 4.9 で実行している。また、GPU における処理は GPU に対する命令 (CUDA API の操作) と実際の実行タイミングが異なっており、同時が必要なタイミングでは処理の完了を待つ cudaDeviceSynchronize という命令を用いている。

次に、仮想肝臓の 3 次元ボリュームから仮想深度画像を生成するカーネル処理 (generateDepthImage) を図 4.10 で実行している。その後、生成された仮想深度画像と深度カメラから取り込みを行った実深度画像を比較してスコアを算出するカーネル処理 (calculateScore) を図 4.11 で実行している。最後に、デバイス (GPU) 側からホスト (CPU) 側へ仮想深度画

表 4.1 GPGPU による 2 次元 Depth-Depth-Matching を 1 回実行する際の代表的な処理時間

処理名	実行時間 [μ s]
3 次元ボリュームの位置姿勢を転送	23
仮想深度画像を生成するカーネル処理	914
スコアを算出するカーネル処理	119
スコアを転送する処理	19

像と実深度画像を比較してスコアを算出するカーネル処理 (calculateScore) で算出したスコアを転送する処理 (cudaMemcpyToSymbol) を図 4.12 で実行している。

GPGPU を用いて 3 次元ボリュームから仮想深度画像を生成し、2 次元深度-深度マッチングを 1 回処理した処理ごとの実行時間を表 4.1 に示す。また、カーネルの実行時間は命令開始から cudaDeviceSynchronize 命令によるカーネルの待ち時間を加算した条件とした。

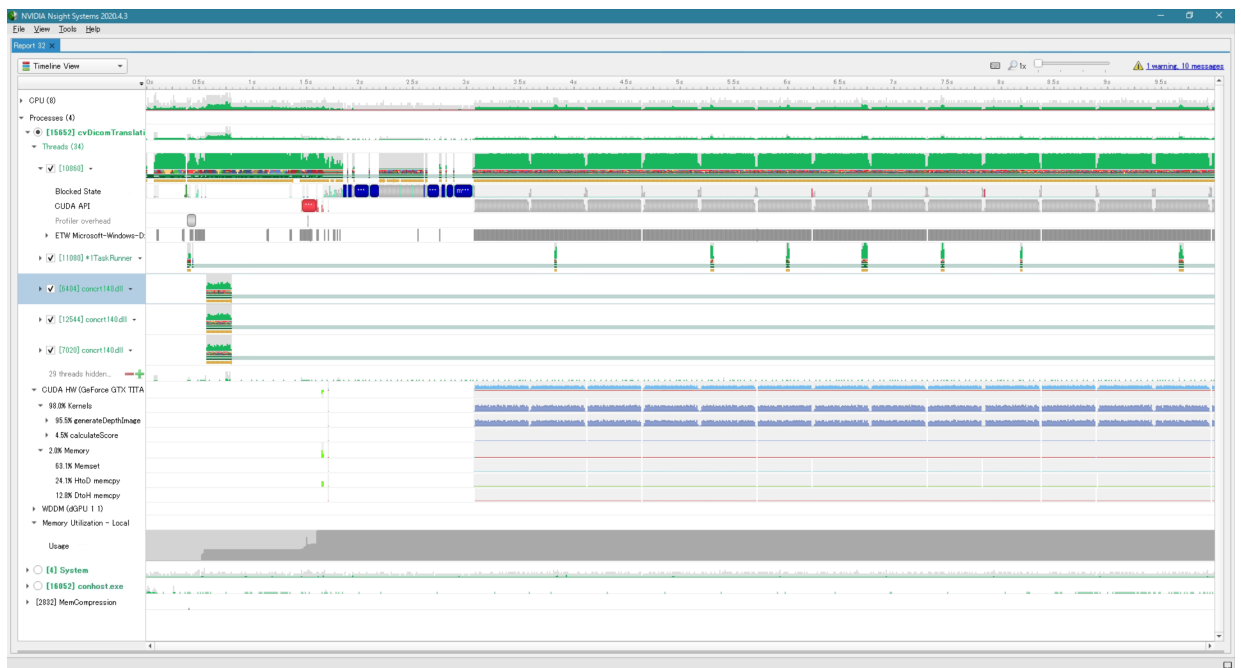


図 4.7 NVIDIA Nsight Systems のレポート

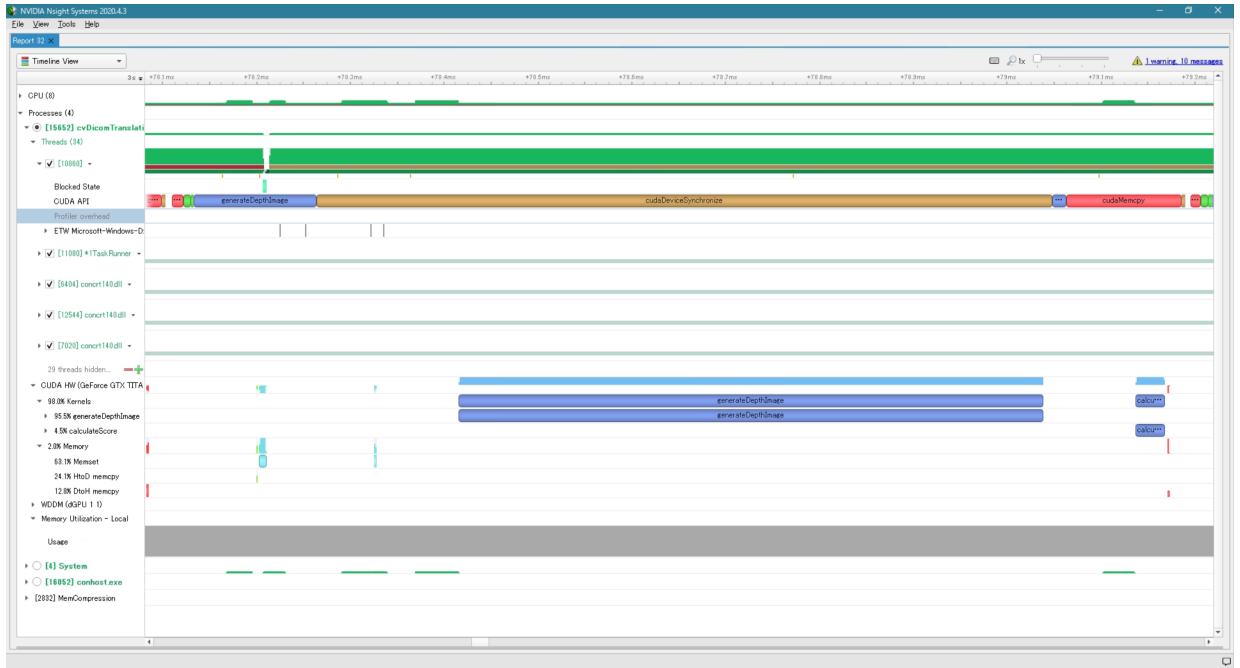


図 4.8 2次元 Depth-Depth-Matching を 1 回処理した際のレポート

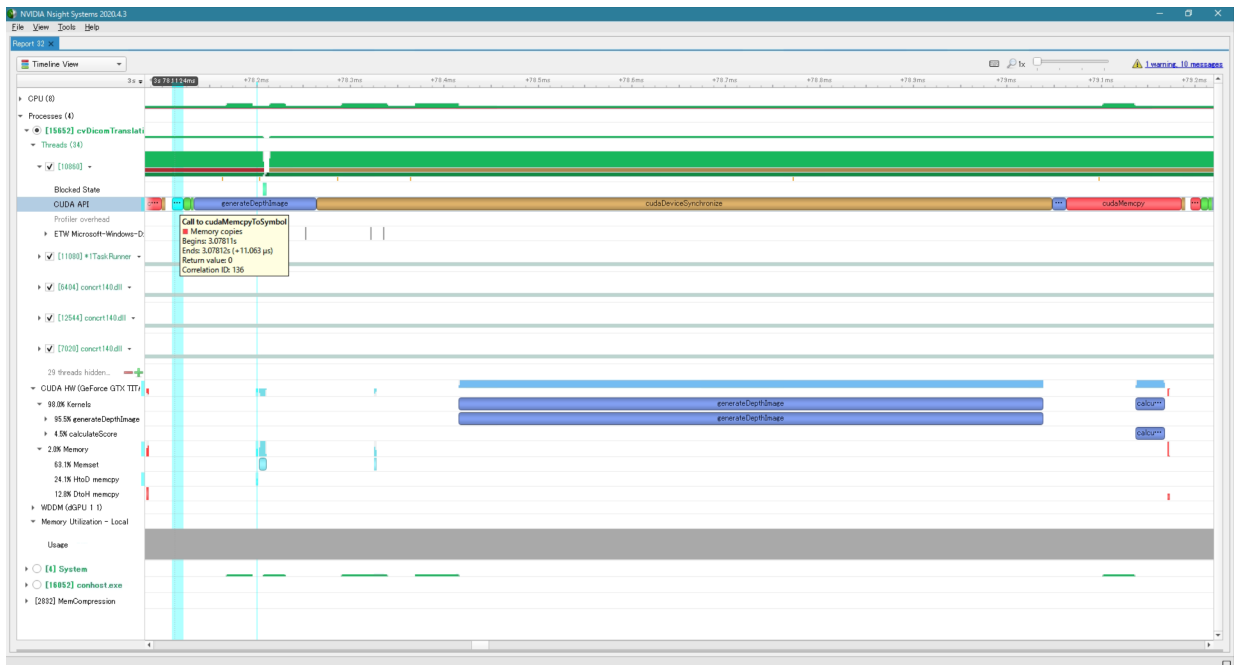


図 4.9 仮想深度画像を生成するための 3 次元ボリュームの位置姿勢を転送 (cudaMemcpyToSymbol)

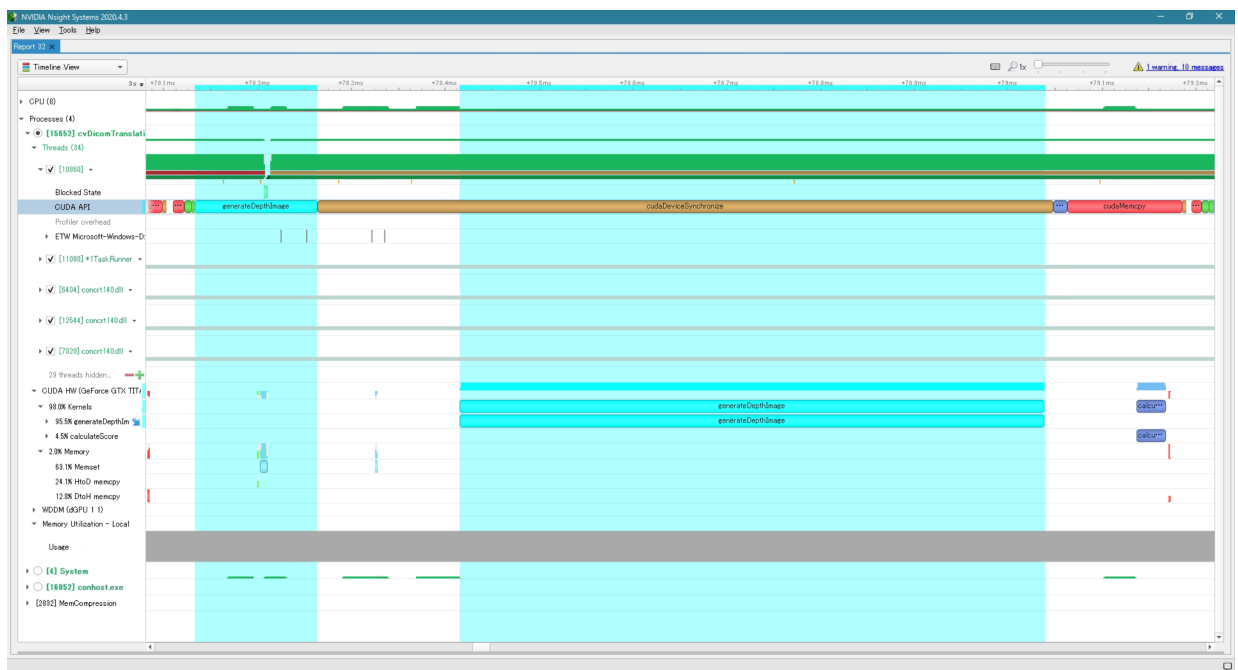


図 4.10 仮想肝臓の3次元ボリュームから仮想深度画像を生成するカーネル処理 (generateDepthImage)

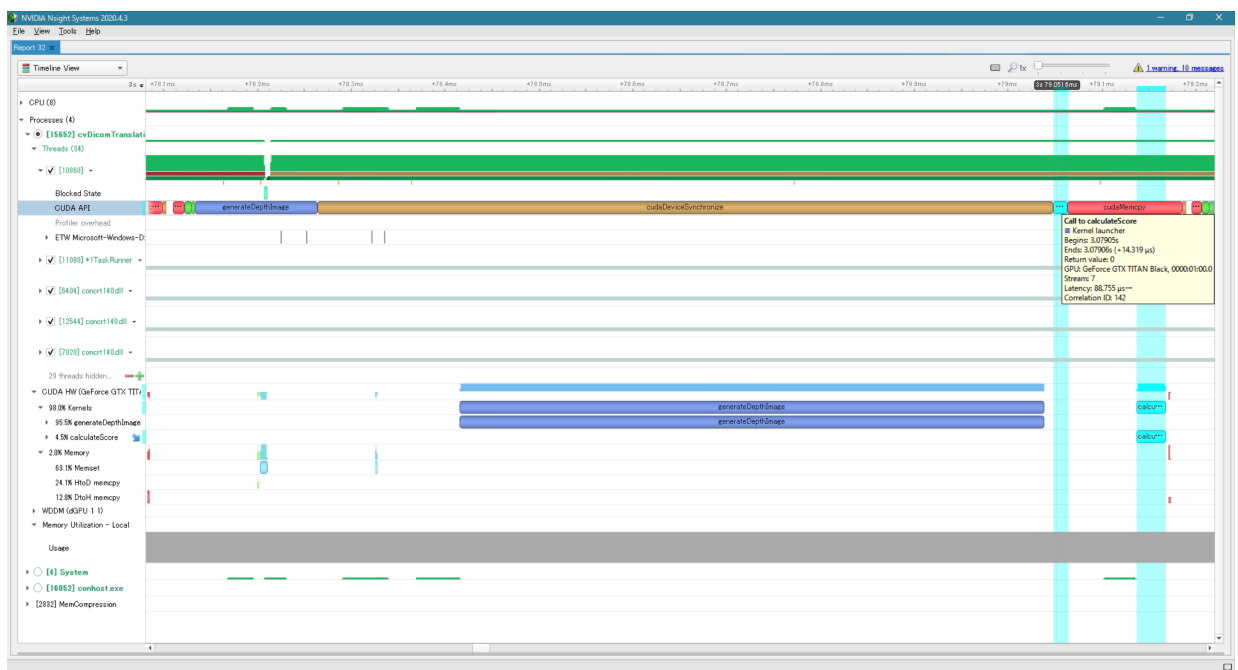


図 4.11 仮想深度画像と実深度画像を比較してスコアを算出するカーネル処理 (calculateScore)

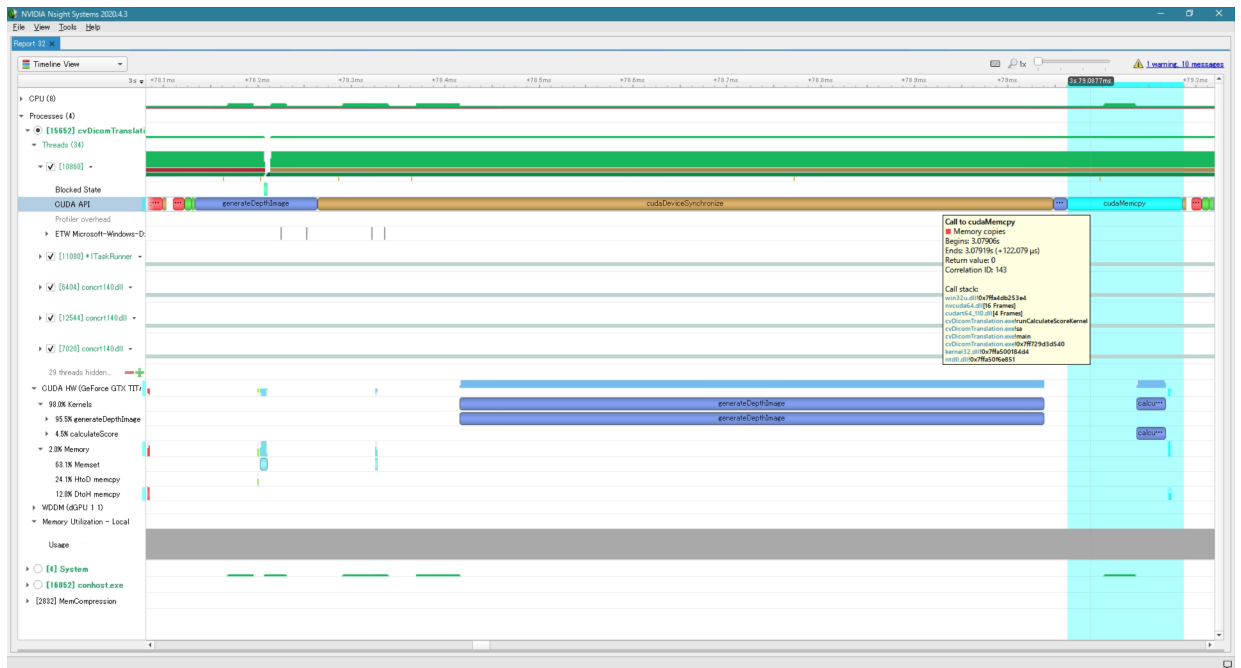


図 4.12 カーネル処理 (calculateScore) で算出したスコアを転送する処理 (cudaMemcpyToSymbol)

4.6 マッチング応答性の評価と結果

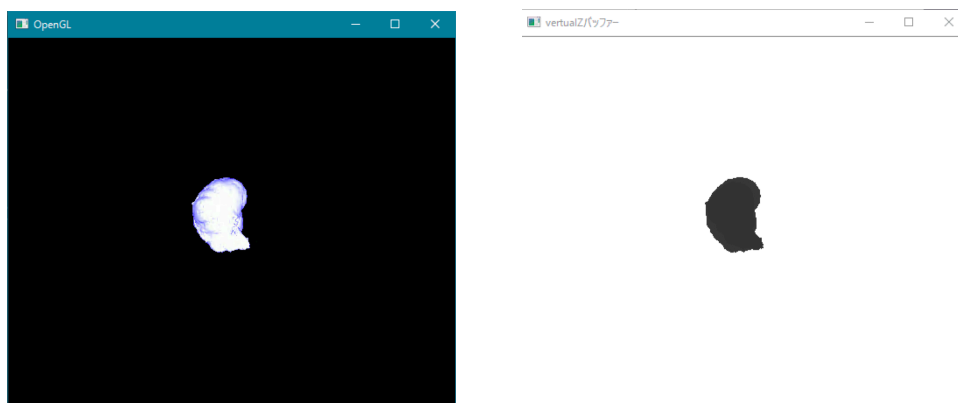
本節では、肝臓位置姿勢推定システムのマッチングアルゴリズムのリアルタイム性についての評価について述べる。実験用のコンピュータは、4 コア 8 スレッドの Intel Core i7-6700 CPU (@3.40GHz) と 16.0GB の RAM と NVIDIA GeForce GTX TITAN Black を搭載している。

まず、肝臓位置姿勢推定システムのマッチングアルゴリズムが返すスコアが十分安定した状態での実行時間を測定する。

評価に利用する実深度画像は、実験条件を揃えるために、OpenGL でレンダリングした仮想的な深度画像データ (評価深度画像) を利用した。OpenGL の 3 次元モデルと評価深度画像を図 4.13 に示す。仮想深度画像は、DICOM 形式画像から抽出した肝臓ボクセル (ボクセル数 2879092 点) を GPGPU 利用して生成して利用した。各種法の違いは、Depth-Depth-Matching を CPU で実行するか、GPU で実行するかの違いである。また、実験では焼きなまし法による最適値の探索打ち切り時間は 500 ms とした。

探索アルゴリズムが CPU で実行されている場合と GPU で実行されている場合で探索時間を測定した。スコアが安定した状態から、評価用に準備した OpenGL の 3 次元モデル肝臓の位置を変更した際の位置姿勢の追従性についても測定した。

マッチングアルゴリズムを実行した際に、スコアが安定した際の実行時間の変化を図 4.14 に示す。また、スコアが安定した際の実行時間の平均値を表 4.2 に示す。



(a) OpenGL で描画した肝臓の STL モデル (b) OpenGL で描画した評価用深度画像

図 4.13 評価用に準備した OpenGL の 3D モデルと深度画像

出典：DaikiYano (2021) 文献 40, p.653, 図 10

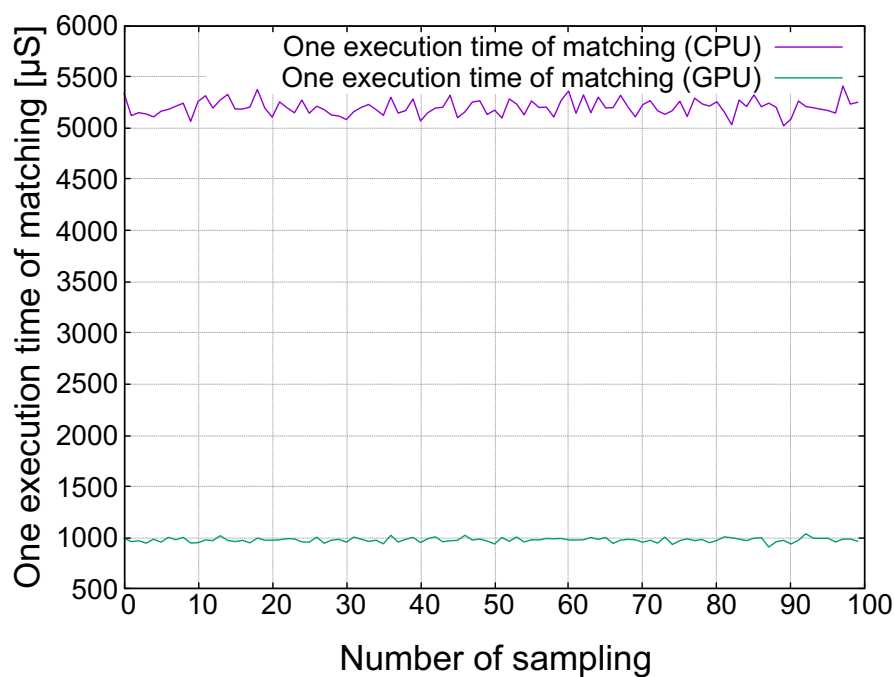


図 4.14 スコアが安定した際の実行時間の変化

出典：DaikiYano (2021) 文献 40, p.653 図 11

4.7 深度画像から算出するスコア

肝臓位置姿勢推定システムの応答速度については、GPGPU を用いて 3 次元ボリュームから仮想深度画像を生成を行い、生成した仮想深度画像を GPU で DDM することで高速化を実現した。

本節では、深度カメラで撮像した実深度画像と仮想深度画像の位置姿勢推定を行うスコアを用いて位置姿勢推定の精度について評価した。

表 4.2 スコアが安定した際の実行時間の平均値

Measurement conditions	Avg. [microsecond]
One execution time of matching (CPU)	5199.98
One execution time of matching (GPU)	978.42

まず、スコアは GPGPU によって仮想深度画像と実深度画像を比較して算出を行うカーネル処理 (calculateScore) で計算が行われる。calculateScore カーネル関数では、実深度画像と仮想深度画像の各画素に対して 2 乗平方和を用いてスコアを算出している。実深度画像及び仮想深度画像のサイズは、横方向に 512 画素、縦方向に 424 画素で Kinect v2 の解像度と同一である。各々の画像形式は、8 ビットのモノクロ形式画像で 0.0 から 1.0 の範囲に正規化して扱っている。スコアは、GPGPU によって次の手順で計算を行っている。

- 1) 実深度画像及び仮想深度画像を 1 次元配列 (要素数は 512x424) として GPU のメモリへ転送する
- 2) calculateScore カーネル関数において、式 4.5 によって並列処理の ID を取得する。また、求められた ID が画像のサイズを上回る場合はスレッドを中断する。

$$blockIdx.x * blockDim.x + threadIdx.x \quad (4.5)$$

各変数は、カーネル関数内でスレッドが一意の ID を取得するために用いられる。blockDim.x は、ブロック内のスレッド数によるサイズを示す。blockIdx.x は、グリッド内のブロックのインデックスを示す。threadIdx.x は、ブロック内のスレッドのインデックスを示す。

- 3) 配列に格納された仮想深度画像から ID を用いて画像の要素を取得する。
- 4) 配列に格納された実深度画像から ID を用いて画像の要素を取得する。
- 5) 取得したそれぞれの要素値に有効な深度値が格納されていない場合、スレッドを中断する。有効な画素が格納されているかの判定は、各々の要素値が 0.0 もしくは 1.0 に接近した場合としている。
- 6) 取得した各画像の要素について、式 4.6 によって単一画素のスコアを求める。

$$Score = \sqrt{powf(virtual - real, 2)} \quad (4.6)$$

- 7) 求められた単一画素のスコアを atomicAdd 関数を用いて累積加算する。atomicAdd 関数では、排他制御を行って全てのスレッドの合計を行う。

DDM による肝臓の位置姿勢推定を実行し、スコアが安定した後、評価用に準備した OpenGL の 3 次元モデル肝臓位置 100mm 左へ変更した際の位置姿勢の追従性を図 4.15、図 4.16 に示す。

図 4.15 のマッチングを CPU で実行した場合の初期スコアは、4360.51 である。図 4.16 のマッチングを GPU で実行した場合の初期スコアは、966.248 である。CPU 処理と GPU 処理で初期スコアが異なるのは、表 4.2 に示す通り 1 サンプルあたりの探索時間が GPU 処理

表 4.3 CPU 処理と GPU 処理によるスコアの変化

探索試行サンプル数	CPU スコア	GPU スコア
1	4360.51	966.248
2	3689.24	485.092
3	3289.46	465.035
4	2565.27	406.567
5	1928.6	375.488
6	1818.45	375.503
7	1348.97	374.105
8	1252.04	374.051
9	1030.1	374.071
10	897.107	365.756
20	730.119	357.741
30	716.403	342.232
40	716.39	342.231
50	716.391	342.238
100	712.576	341.562

は高速であり、初回探索より性能の優位性が出ていることが理由である。CPU 処理と GPU 処理によるスコアの変化を表 4.3 に示す。算出されたスコアは、calculateScore カーネル関数において画像間の誤差を累積している。この累積値の誤差を確認することで精度の評価を行った。CPU 処理及び GPU 処理のスコアの誤差を距離に変換した評価結果を表 4.4 に示す。精度評価では、スコアの誤差を式 4.7 によってスコア距離に変換した値を指標に用いる。

また、図 4.13 の実深度画像の有効な深度値が格納されてる画素数 $Count_{DepthPixel}$ は 4300 程度で移推した。

$$L = \frac{Score}{Count_{DepthPixel}} \quad (4.7)$$

GPU 処理及び CPU 処理ともに、探索試行サンプル数が 2 回目でスコアの誤差を距離に変換したスコア距離は 1[mm] を下回っており十分な精度を確認することができた。また、スコアが安定した際は、CPU 処理でスコア距離 0.41 [mm]、GPU 処理でスコア距離 0.28 [mm] であった。

表 4.4 スコアの誤差を距離に変換した評価結果

探索試行サンプル数	CPU スコア距離 [mm]	GPU スコア距離 [mm]
1	1.01	0.47
2	0.93	0.34
3	0.87	0.33
4	0.77	0.31
5	0.67	0.30
6	0.65	0.30
7	0.56	0.29
8	0.54	0.29
9	0.49	0.29
10	0.46	0.29
20	0.41	0.29
30	0.41	0.28
40	0.41	0.28
50	0.41	0.28
100	0.41	0.28

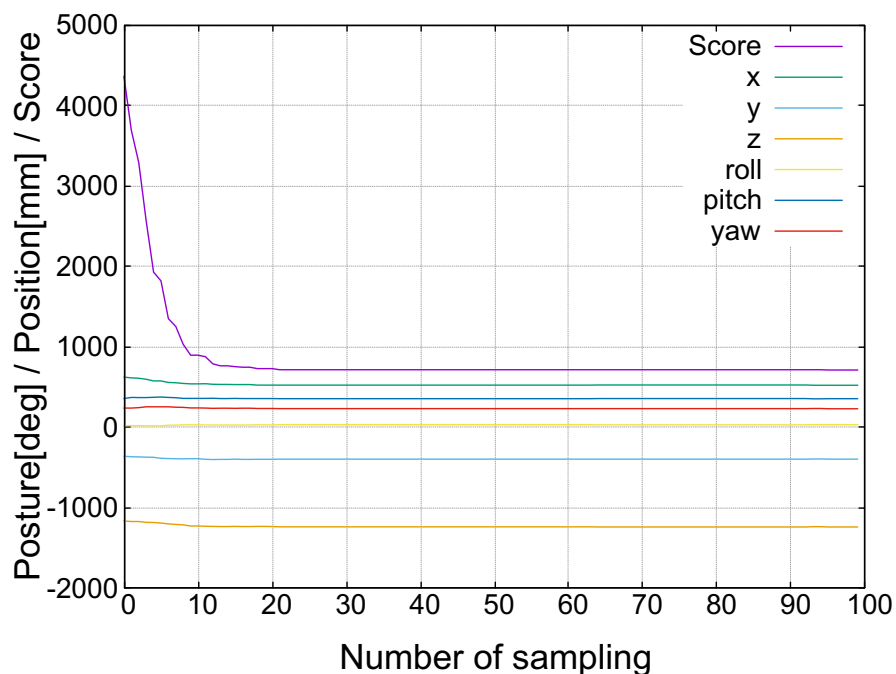


図 4.15 マッチングを CPU で実行した場合の位置姿勢の追従性

出典：DaikiYano (2021) 文献 40, p.654 図 12

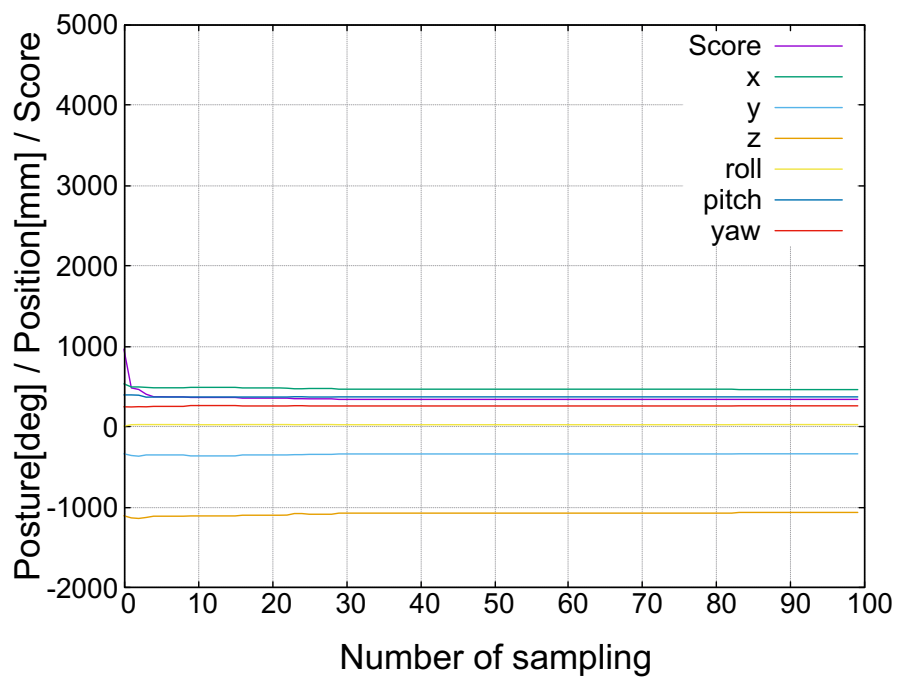


図 4.16 マッチングを GPU で実行した場合の位置姿勢の追従性

出典：DaikiYano (2021) 文献 40, p.654 図 13

第5章 実際の手術に必要な応答性とアルゴリズム最適化

著者は既に、DICOM形式画像から直接深度画像生成をGPUで行うアルゴリズムと、DDMをGPUで行うアルゴリズムを提案している。ここでは、位置姿勢推定をどの程度の速度行えば手術中に必要な応答速度を得ることが可能化を実際の肝臓手術の映像から評価を行い肝臓手術サポートシステムの応答速度の妥当性を評価した [49].

5.1 手術室での測定実験

肝臓手術サポートシステムの応答速度を評価するにあたり、実際の手術室においてカラーカメラを用いて撮像した手術映像から術中の臓器移動量を評価した。

手術映像は手術台の上に配置された無影灯にカメラを取り付けて撮影を行った。実際の手術室での測定実験環境を図5.1に示す。術者は、手術中に図5.2のように臓器を移動させながら手術を行い切除を進める。



図 5.1 実際の手術室での測定実験環境



図 5.2 開腹手術中の臓器

5.2 臓器の移動量評価

術中の臓器がどの程度の速度で移動しているか、手術動画を元に移動速度を評価した。

術中の臓器の位置を把握するために NCC テンプレートマッチングを用いて位置を推定した。推定時の条件として、マッチングの対象領域は図 5.3 に示す開腹部に設定し、テンプレートに図 5.4 に示す領域を設定した。

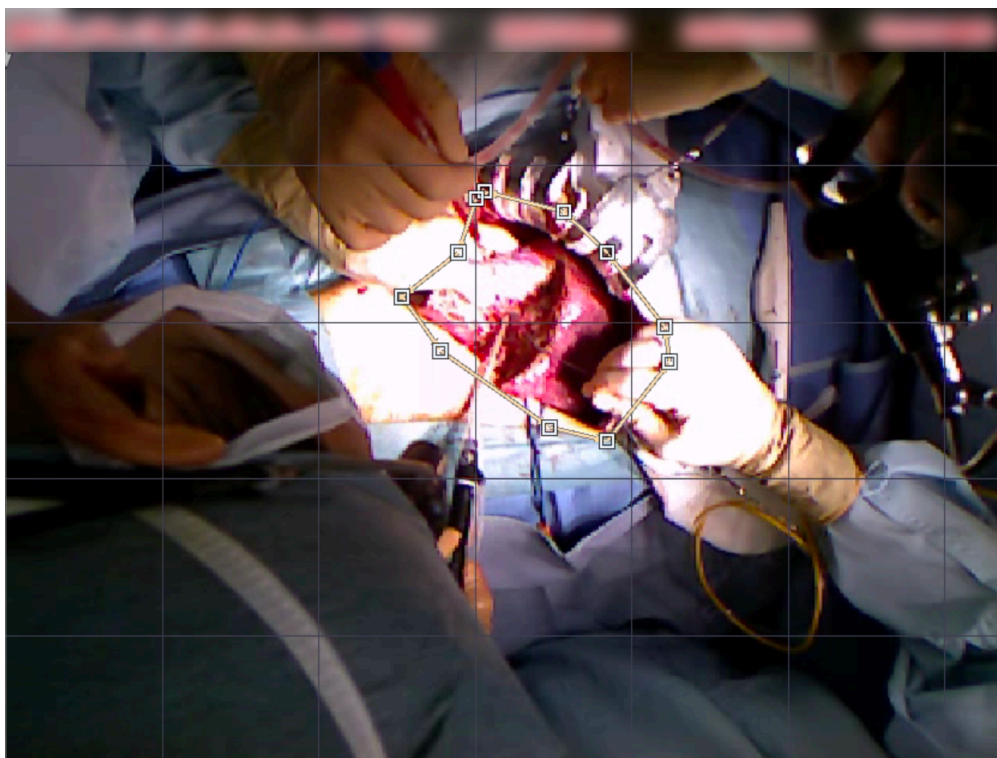


図 5.3 マッチングの対象領域

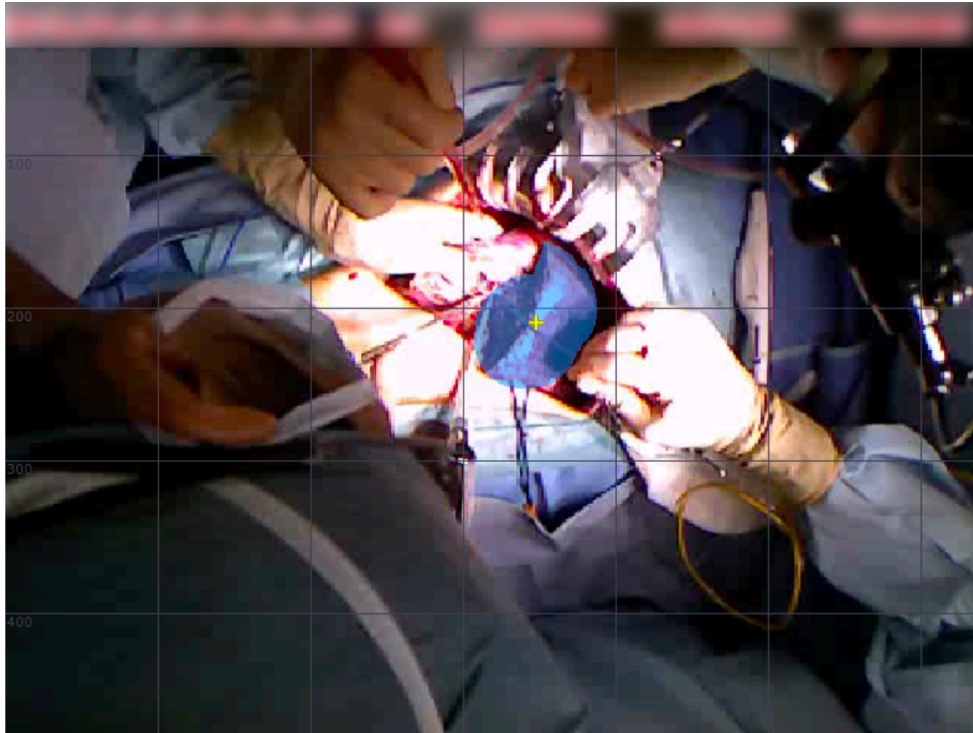


図 5.4 テンプレート領域

テンプレートマッチングによって推定された手術中の臓器位置の変化を図 5.5 に示す。

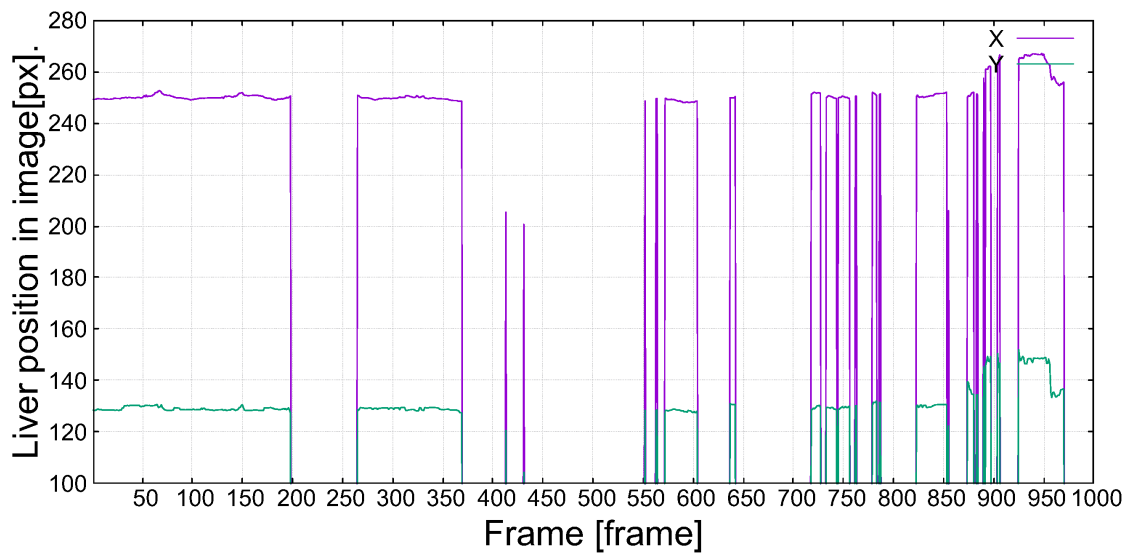


図 5.5 手術中の臓器位置の変化

手術中の臓器の動きとして、メスによる切除中の移動と臓器の向きを変える移動が大きな移動量として測定された。また、手術中は術具や術者の手によってテンプレートマッチングがうまく行えないフレームが存在するため、連続性のある移動を行っている範囲を推

表 5.1 手術の状況と臓器推定位置のフレーム

フレーム	手術の状況	推定位置 X 座標	推定位置 Y 座標	相対位置 X 座標	相対位置 Y 座標
1	初期状態	249.216	128.507	-	-
60	術具による移動前	250.634	130.141	-1.418	-1.634
71	術具による移動中	251.252	129.248	-2.036	-0.741
121	術具による移動後	249.724	128.423	-0.508	0.084
840	術中のサクション	250.738	130.265	-1.522	-1.758
889	術野変更による臓器移動前	257.356	145.262	-8.140	-16.755
905	術野変更による臓器移動中	264.624	145.117	-15.408	-16.610
925	術野変更による臓器移動中	264.611	151.974	-15.395	-23.467

定結果と動画から目視で確認した。代表的な手術の状況と臓器推定位置のフレームを表 5.1 に示す。さらに、各フレームのマッチング状況を図 5.6 から図 5.13 に示す。

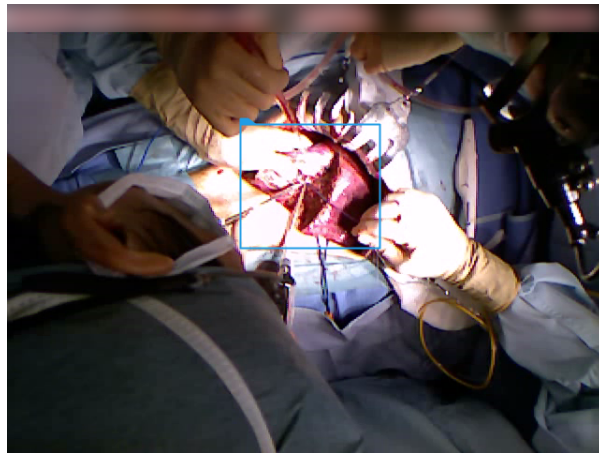


図 5.6 フレーム 1 (初期フレーム)

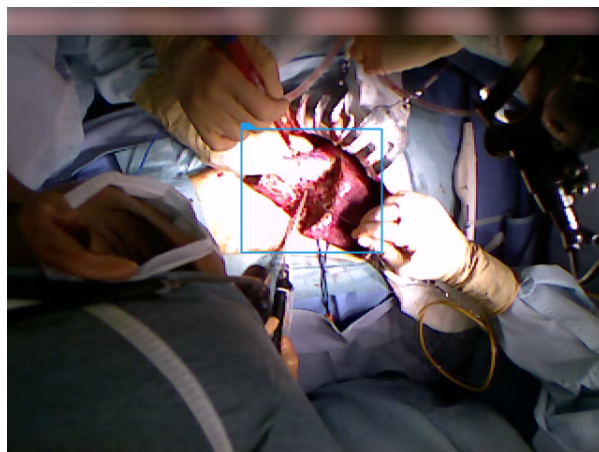


図 5.7 フレーム 60 (術具による移動前)

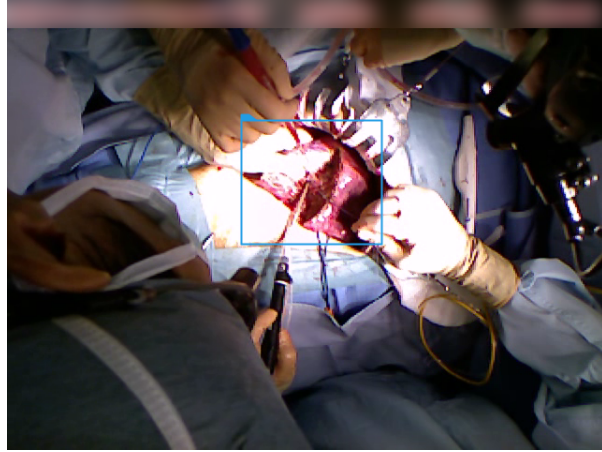


図 5.8 フレーム 71 (術具による移動中)

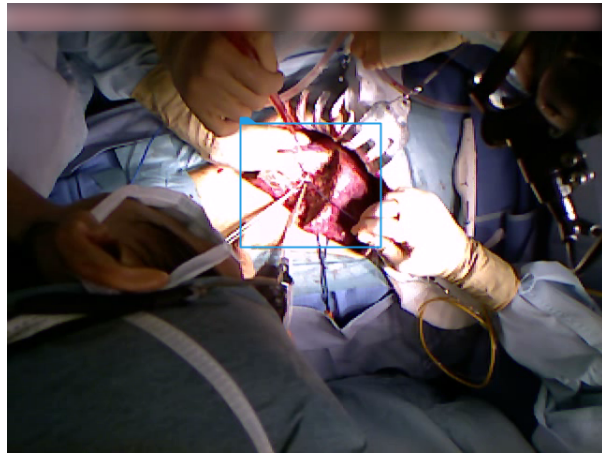


図 5.9 フレーム 121 (術具による移動後)

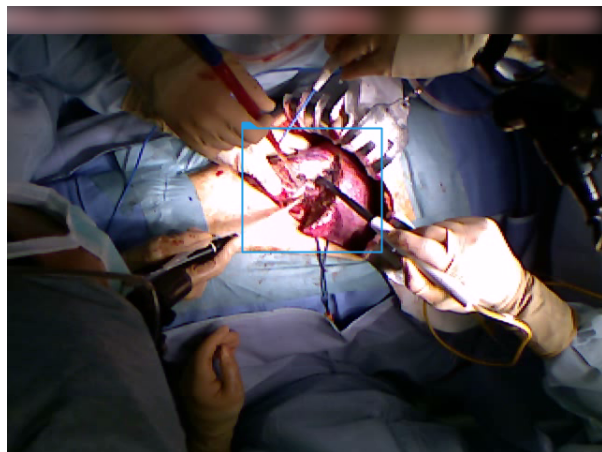


図 5.10 フレーム 840 (術中のサククション)

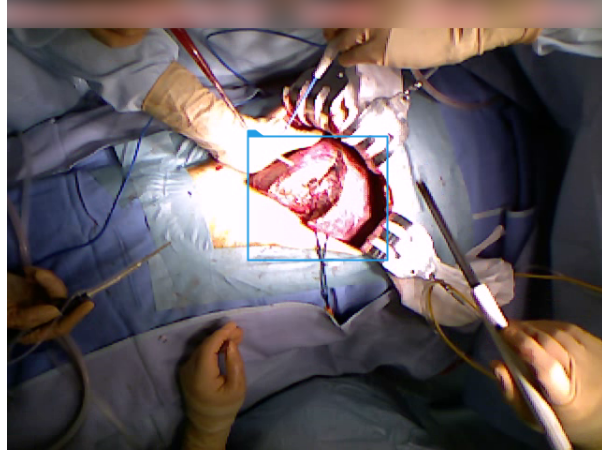


図 5.11 フレーム 889 (術野変更による臓器移動前)

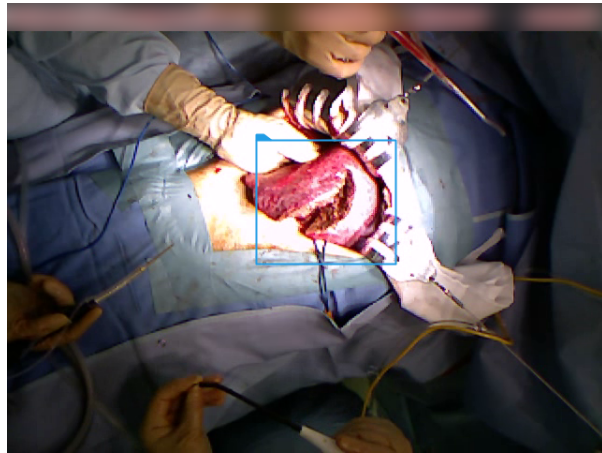


図 5.12 フレーム 905 (術野変更による臓器移動中)



図 5.13 フレーム 925 (術野変更による臓器移動中)

表 5.2 初期状態との臓器推定移動速度

フレーム間	フレーム数	経過時間 [s]	X 軸移動量 [mm]	Y 軸移動量 [mm]	ベクトル量 [mm]	移動速度 [mm/s]
60 - 71	11	0.524	-0.618	0.893	1.086	2.233
889 - 905	16	0.762	-7.268	0.145	7.269	10.276
889 - 925	36	1.714	-7.255	-6.712	9.884	6.209

評価の中で最も早く移動が行われたのは、術野を変更するために臓器を術者が持ち上げて移動させたときの変化であった。移動速度を算出するために、図 5.14 に示す術者の親指 19.5 画素を基準として画素サイズを換算した。親指のサイズを 21[mm]としたとき、1 画素あたりの画素分解能は 1.077[mm/px]であり、フレームレートは 21fps ある。それぞれを移動速度に換算したフレーム間の移動速度を表 5.2 に示す。

また、最も移動速度や早かったのは術野変更による臓器の移動時で 10.276[mm/s]であった。

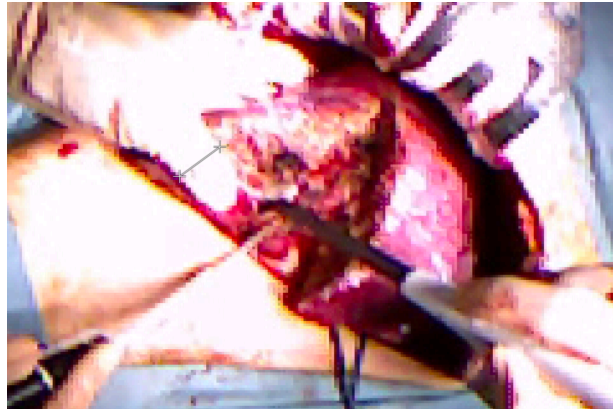


図 5.14 基準となる術者の親指 (19.5 画素)

第6章 おわりに

最後に、本研究で得られた成果と考察、今後の課題について述べる。

6.1 成果と考察

本研究では、肝臓開腹手術をターゲットとした手術サポートシステムにおいてメス先端位置推定精度の評価、肝臓位置姿勢システムの提案、および手術中に必要とされる応答速度の評価を行った。

手術中のメス先端位置をマーカ方式の光学式3次元ポジショントラッカを用いて推定するメス先端位置推定アルゴリズムを作成し、複数のマーカを用いた位置推定精度を評価した。評価では、先の尖った硬い鋼棒付き疑似メスを製作して、複数のマーカを用いた位置推定精度を確かめた。この結果、メス先端位置の位置推定誤差が $0.3[mm]$ となり外科手術に必要とされる要件を満たしており、提案アルゴリズムが肝臓手術サポートシステムに組み込むことが妥当な性能を有すると結論づけるに至った。

また、推定したメスの先端位置を手術中の術者へフィードバックする手法として肝臓手術用のLEDレベルメーター付きのインテリジェント手術用メスを提案した。LEDレベルメータを用いて術者にメス先端位置と対象とする血管や腫瘍などの位置をフィードバックすることで、最大誤差 $14[mm]$ でナビゲーションが可能なことを疑似タスクで確認した。

次に、肝臓手術サポートシステムに提案するメス先端位置推定アルゴリズムを組み込み評価を行った。模擬血管にメス先端を接触させたときの距離精度は、平均誤差 $5.76[mm]$ で推定できることを確認した。しかし、電気メスで止血ができる血管の直径は $5[mm]$ 以下が目安であり、必要な精度と条件を満たしていないことが分かった。

肝臓位置姿勢推定システムでは、深度カメラを用いて撮像した手術中の実臓器表面の形状とコンピュータ上の仮想臓器モデルのZバッファを比較する2次元Depth-Depth-Matchingアルゴリズムを用いて追従性の評価を行った。実際の手術中の条件を再現するために評価環境は無影灯を備えた実際の手術室において、手術台に3Dプリンタで印刷された肝臓を配置し、臓器を人工的に別の物体で覆い隠して実施した。結果として、焼きなまし法を用いた提案手法に変更した際にリアルタイム追従性が良くなる結果を得ることができた。

肝臓手術サポートシステムを構成する、メス先端位置推定システム、肝臓位置推定システム、肝臓手術ナビゲータに演算やフローによって遅れが生じていないか、サブシステム間で行う異なる座標系間のデータフローとその効率を評価し、名前付き共有メモリを使用したシステムのデータフローは非常に高速であり、ナビゲーションに必要なメス先端位置と肝臓の位置姿勢を効率的に伝送していることが示された。

その後、肝臓手術サポートシステムの応答速度を向上させるため、DICOM形式画像からの仮想深度画像の生成にGPUを用いた手法を提案し評価を行った。DICOM形式画像か

ら直接深度画像を生成する手法を開発し、平均 5.1msec で深度画像を生成できることを確認した。

さらに、応答速度のボトルネックとなっていた肝臓の位置と姿勢は深度カメラで計測された実際の肝臓の表面形状と 3D モデルから生成された深度画像のマッチング処理を GPU で処理することで CPU と比較して応答速度を 5 倍向上させることに成功した。

最後に、位置姿勢推定をどの程度の速度行えば手術中に必要な応答速度を得ることが可能かを実際の肝臓手術の映像から評価を行い肝臓手術サポートシステムの応答速度の妥当性を評価した。結果、最も移動速度や早かったのは術野変更による臓器の移動時で 10.276[mm/s] であり、評価で得られた手術中の最も早い移動に追従できると結論づける。

6.2 課 題

今後の課題として、更なる精度の向上と、実肝臓の変形や切除を行った際に正しい血管位置の推定を行うための手術シミュレータとの連携や拡張が考えられる。シミュレータ上にて、DICOM 形式の肝臓データを変形や切除を再現することで肝臓内血管との正しい距離が計測できると考える。また、臨床実験を実際に行い、術者によってシステムの使用感や有用度を評価してもらいたい必要があると考える。

謝 辞

本論文を結ぶにあたり，親身になってご指導していただき，多大なご指導ご鞭撻を賜りました大阪電気通信大学大学院 総合情報学研究科 コンピュータサイエンス専攻 登尾啓史教授，岡山県立大学 岡山県立大学 情報工学部 人間情報工学科 小枝正直准教授に深く感謝申し上げます．本論文の作成にあたり，主査を引き受けて頂きました大阪電気通信大学大学院 総合情報学研究科 コンピュータサイエンス専攻 登尾啓史教授には多くの貴重なご意見を頂き，深くお礼申し上げます．また，副査を引き受けて頂きました大阪電気通信大学大学院 総合情報学研究科 コンピュータサイエンス専攻 魚井宏高教授，大西克彦教授には多くの貴重なご意見を頂き，心よりお礼申し上げます．

参考文献

- [1] 北村正次, 荒井邦佳, 宮下薫. 高齢者と若年者胃癌の臨床病理学的特徴および手術成績の比較検討. 日本消化器外科学会雑誌, Vol. 25, No. 3, pp. 756–762, 1992.
- [2] 日本肝臓学会. 肝臓専門医テキスト. 南江堂, 改訂第2版, 2016.
- [3] 国立研究開発法人国立がん研究センター. がん (肝細胞がん) について: [国立がん研究センター がん情報サービス 一般の方へ]. <https://ganjoho.jp/public/cancer/liver/about.html#anchor1>. Accessed on 23.01.2024.
- [4] 国立研究開発法人国立がん研究センター. 肝切除について — 国立がん研究センター中央病院. https://www.ncc.go.jp/jp/ncch/clinic/hepatobiliary_surgery/020/020/index.html. Accessed on 23.01.2024.
- [5] 公益財団法人がん研究会. 肝臓がん | がんの種類について | がん研有明病院. http://www.jfcr.or.jp/hospital/cancer/type/liver_i/index.html. Accessed on 23.01.2024.
- [6] World Health Organization. Cancer. <http://www.who.int/mediacentre/factsheets/fs297/en/>. Accessed on 23.01.2024.
- [7] 国立研究開発法人国立がん研究センター. がん情報サービス HOME: [国立がん研究センター がん情報サービス 一般の方へ]. <https://ganjoho.jp/public/index.html>. Accessed on 23.01.2024.
- [8] 国立研究開発法人国立がん研究センター. グラフデータベース: [がん情報サービス がん統計]. https://gdb.ganjoho.jp/graph_db/gdb1?smTypes=8. Accessed on 23.01.2024.
- [9] 一般社団法人日本肝臓学会. 肝臓診療ガイドライン 2013年版 | 肝臓診療ガイドライン | 日本肝臓学会ガイドライン | ガイドライン・診療情報 | 医療関係のみなさま | 一般社団法人 日本肝臓学会. https://www.jsh.or.jp/medical/guidelines/jsh_guidlines/medical/examination_jp_2013.html. Accessed on 23.01.2024.
- [10] 佐藤生馬. 手術ナビゲーションシステム. 日本コンピュータ外科学会誌, Vol. 21, No. 3, pp. 131–134, 2019.

- [11] Northern Digital Inc. Polaris Vega: Advanced Optical Navigation for OEMs – NDI. <https://www.ndigital.com/optical-navigation-technology/polaris-vega/>. Accessed on 23.01.2024.
- [12] 梶田泰一, 森健策, 林雄一郎, 若林俊彦, 吉田純. ナビゲーション脳神経外科手術の現況と展望. *Japanese Journal of Neurosurgery*, Vol. 22, No. 7, pp. 510–518, 2013.
- [13] 渡辺洋平, 林雄一郎, 藤井正純, 木村美由紀, 杉浦明弘, 津坂昌利, 若林俊彦. 脳神経外科画像誘導手術におけるナビゲーション精度自動計測ソフトウェアの開発. *日本放射線技術学会雑誌*, Vol. 66, No. 2, pp. 131–136, 2010.
- [14] 古賀敦郎. 手術用ナビゲーションシステム StealthStation について. *日本放射線技術学会近畿部会雑誌*, Vol. 10, No. 1, pp. 82–86, 2004.
- [15] Medtronic. Surgical Navigation Systems – StealthStation — Medtronic. <https://www.medtronic.com/us-en/healthcare-professionals/products/neurological/surgical-navigation-systems/stealthstation.html>. Accessed on 23.01.2024.
- [16] 佐藤嘉伸. 整形外科手術ナビゲーションの原理. *関節外科*, Vol. 18, pp. 66–73, 1999.
- [17] Brainlab AG. Cranial Navigation – Brainlab. <https://www.brainlab.com/surgery-products/overview-neurosurgery-products/cranial-navigation/>. Accessed on 23.01.2024.
- [18] 進藤典. 肝臓手術支援のための可視化システム開発. 平成 22 年電気関係学会関西支部連合大会, 2010.
- [19] 知的画像処理研究室. Research.Chenlab. https://media.ritsumei.ac.jp/iipl/Research_medicalimage_6.php. Accessed on 23.01.2024.
- [20] 緒方正人, 長坂学, 乾谷徹, 坂本英男, 高波健太郎, 槇山和秀, 窪田吉信ほか. 患者固有の形状データに基づく手術手技訓練用シミュレータ. *情報処理学会論文誌*, Vol. 53, No. 1, pp. 421–431, 2012.
- [21] Fraunhofer Institute for Digital Medicine MEVIS. Tablet PC Supports Liver Surgeons - New App From Fraunhofer MEVIS Tested for the First Time During an Operation in Germany - Fraunhofer MEVIS. <https://www.mevis.fraunhofer.de/en/press-and-scicom/press-release/tablet-pc-supports-liver-surgeons---new-app-from-fraunhofer-mevi.html>. Accessed on 23.01.2024.

- [22] 富士フイルム株式会社. OPERADA Open — 富士フイルム [日本]. <https://www.fujifilm.com/jp/ja/healthcare/surgery-support/digital-solution-for-surgery/operada-open>. Accessed on 23.01.2024.
- [23] 富士フイルム株式会社. AIRIS Vento Plus — 富士フイルム [日本]. <https://www.fujifilm.com/jp/ja/healthcare/mri-and-ct/permanent-magnet-open-mri-system/airis-vento-plus/>. Accessed on 23.01.2024.
- [24] 富士フイルム株式会社. ECHELON Smart Plus — 富士フイルム [日本]. https://www.fujifilm.com/jp/ja/healthcare/mri-and-ct/1_5t-superconductive-magnet-mri-system/echelon-smart-plus. Accessed on 23.01.2024.
- [25] Intuitive Surgical. Intuitive — Maker of Da Vinci & Ion Robotic Systems. <https://www.intuitive.com/en-us>. Accessed on 23.01.2024.
- [26] 中村廣繁, 春木朋広, 窪内康晃, 松居真司, 大野貴志. ロボット支援下肺癌手術の現状と将来展望. 肺癌, Vol. 63, No. 7, pp. 929–938, 2023.
- [27] Intuitive Surgical. インテュイティブ—ダビンチサージカルシステム—ダビンチロボット—da Vinci サージカルシステム—da Vinci ロボット. <https://www.intuitive.com/ja-jp/products-and-services/da-vinci/systems>. Accessed on 23.01.2024.
- [28] Intuitive Surgical. Da Vinci Xi Robotic Surgical System — Intuitive. <https://www.intuitive.com/en-us/products-and-services/da-vinci/xi>. Accessed on 23.01.2024.
- [29] 矢野大貴, 吉田将悟, 土井万由子, 小枝正直, 登尾啓史, 大西克彦, 水篠公範, 海堀昌樹. 肝臓位置姿勢推定, メス先端位置推定, 肝臓手術シミュレータを統合した手術サポートシステム. 日本コンピュータ外科学会誌, Vol. 18, No. 4, pp. 331–332, 11 2016.
- [30] Daiki Yano, Masanao Koeda, Mayuko Doi, Kodai Okumoto, Shogo Yoshida, Katsuhiko Onishi, Hiroshi Noborio, and Kaoru Watanabe. Accuracy verification of knife tip positioning with position and orientation estimation of the actual liver for liver surgery support system. *J. Bioinform. Neurosci.(JBINS)*, Vol. 3, No. 3, pp. 79–84, 2017.
- [31] Watanabe Kaoru, Kayaki Masatoshi, Mizushino Kiminori, Nonaka Masahiro, and Noborio Hiroshi. Brain Shift Simulation Controlled by Directly Captured Surface Points,. In

- In Proceedings of the 38th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC'16), Category: Late Breaking Research Posters, Theme: BioMedical Imaging and Image Processing, Sessions: Ignite_Theme 2_Fr2, Poster Session III, Orlando Florida USA, August 16–20 2016.*
- [32] Hiroshi Noborio, Kaoru Watanabe, Masahiro Yagi, Kentaro Takamoto, Shigeki Nankaku, Katsuhiko Onishi, Masanao Koeda, Masanori Kon, Kosuke Matsui, and Masaki Kaibori. Depth image matching algorithm for deforming and cutting a virtual liver via its real liver image captured using kinect v2. In *Bioinformatics and Biomedical Engineering: 4th International Conference, IWBBIO 2016, Granada, Spain, April 20–22, 2016, Proceedings 4*, pp. 196–205. Springer, 2016.
- [33] ClaroNav. MicronTracker 3 – ClaroNav. <https://www.claronav.com/microntracker-3/>. Accessed on 23.01.2024.
- [34] Mayuko Doi, Daiki Yano, Masanao Koeda, Hiroshi Noborio, Katsuhiko Onishi, Masatoshi Kayaki, Kiminori Mizushino, Kosuke Matsui, and Masaki Kaibori. Knife tip position estimation using multiple markers for liver surgery support. In *The Abstracts of the international conference on advanced mechatronics: toward evolutionary fusion of IT and mechatronics: ICAM 2015.6*, pp. 74–75. The Japan Society of Mechanical Engineers, 2015.
- [35] Masanao Koeda, Daiki Yano, Mayuko Doi, Katsuhiko Onishi, and Hiroshi Noborio. Calibration of surgical knife-tip position with marker-based optical tracking camera and precise evaluation of its measurement accuracy. *J. Bioinform. Neurosci.(JBINS)*, Vol. 4, No. 1, pp. 155–159, 2018.
- [36] Masanao Koeda, Akio Tsukushi, Hiroshi Noborio, Katsuhiko Onishi, Kiminori Mizushino, Takahiro Kunii, Kaoru Watanabe, Masaki Kaibori, Kosuke Matsui, and Masanori Kwon. Depth camera calibration and knife tip position estimation for liver surgery support system. In *HCI International 2015–Posters’ Extended Abstracts: International Conference, HCI International 2015, Los Angeles, CA, USA, August 2–7, 2015. Proceedings, Part I*, pp. 496–502. Springer, 2015.
- [37] 登尾啓史, 大西克彦, 小枝正直, 八木昌宏, 海堀昌樹, 権雅憲. 深度画像と Z バッファのマッチングに基づく実物体と仮想物体の連動. 日本 VR 医学会学術大会プログラム・抄録集 第 13 回 日本 VR 医学会学術大会, pp. 18–18. 日本 VR 医学会, 2013.
- [38] 登尾啓史, 大西克彦, 小枝正直. GPU の Z バッファ機能を用いた多面体の高速手術アルゴリズムの提案. 日本バーチャルリアリティ学会大会論文集 Proceedings of the Virtual

- Reality Society of Japan annual conference, 第 18 卷, pp. 484–487. 日本バーチャルリアリティ学会, 2013.
- [39] Kaoru Watanabe, Shogo Yoshida, Daiki Yano, Masanao Koeda, and Hiroshi Noborio. A new organ-following algorithm based on depth-depth matching and simulated annealing, and its experimental evaluation. In *Design, User Experience, and Usability: Designing Pleasurable Experiences: 6th International Conference, DUXU 2017, Held as Part of HCI International 2017, Vancouver, BC, Canada, July 9–14, 2017, Proceedings, Part II 6*, pp. 594–607. Springer, 2017.
- [40] Daiki Yano, Masanao Koeda, Hiroshi Noborio, and Katsuhiko Onishi. Evaluation of Depth-Depth-Matching Speed of Depth Image Generated from DICOM by GPGPU. In *Human-Computer Interaction. Interaction Techniques and Novel Applications: Thematic Area, HCI 2021, Held as Part of the 23rd HCI International Conference, HCII 2021, Virtual Event, July 24–29, 2021, Proceedings, Part II 23*, pp. 644–655. Springer, 2021.
- [41] Satoshi Numata, Daiki Yano, Masanao Koeda, Katsuhiko Onishi, Kaoru Watanabe, Hiroshi Noborio, and Hirotaka Uoi. A novel liver surgical navigation system using polyhedrons with STL-format. In *Human-Computer Interaction. Interaction in Context: 20th International Conference, HCI International 2018, Las Vegas, NV, USA, July 15–20, 2018, Proceedings, Part II 20*, pp. 53–63. Springer, 2018.
- [42] Daiki Yano, Masanao Koeda, Katsuhiko Onishi, and Hiroshi Noborio. Development of a surgical knife attachment with proximity indicators. In *Design, User Experience, and Usability: Designing Pleasurable Experiences: 6th International Conference, DUXU 2017, Held as Part of HCI International 2017, Vancouver, BC, Canada, July 9–14, 2017, Proceedings, Part II 6*, pp. 608–618. Springer, 2017.
- [43] Masanao Koeda, Daiki Yano, Naoki Shintaku, Katsuhiko Onishi, and Hiroshi Noborio. Development of wireless surgical knife attachment with proximity indicators using ArUco marker. In *Human-Computer Interaction. Interaction in Context: 20th International Conference, HCI International 2018, Las Vegas, NV, USA, July 15–20, 2018, Proceedings, Part II 20*, pp. 14–26. Springer, 2018.
- [44] スイッチサイエンス. ESPr@Developer (ESP-WROOM-02 開発ボード) . <https://www.switch-science.com/catalog/2500/>. Accessed on 23.01.2024.
- [45] Daiki Yano, Mayuko Doi, Masanao KOEDA, Kodai Okumoto, Shogo Yoshida, Katsuhiko Onishi, Hiroshi Noborio, and Kaoru Watanabe. Verification of accuracy of knife tip posi-

- tion estimation in liver surgery support system. *ICIIBMS 2017 - 2nd International Conference on Intelligent Informatics and Biomedical Sciences*, Vol. 2018-January, pp. 284–285, 2 2018.
- [46] Hiroshi Noborio, Shogo Yoshida, Kaoru Watanabe, Daiki Yano, and Masanao Koeda. Comparative Study of Depth-Image Matching with Steepest Descendent and Simulated Annealing Algorithms. In *BIODEVICES*, pp. 77–87, 2018.
- [47] Masanao Koeda, Daiki Yano, Takumi Mori, Katsuhiko Onishi, and Hiroshi Noborio. DICOM depth image generation using GPGPU for fast position and orientation estimation on liver surgery support system. In *TENCON 2019–2019 IEEE Region 10 Conference (TENCON)*, pp. 356–360. IEEE, 2019.
- [48] 独立行政法人産業技術総合研究所 NISHI Takao. nishi-takao/opencv-dicom-reader: DICOM reader for OpenCV2. <https://github.com/nishi-takao/opencv-dicom-reader>. Accessed on 23.01.2024.
- [49] Daiki Yano, Masanao Koeda, Asano Miho, Kunii Takahiro, and Noborio Hiroshi. Measurement and evaluation of organ shifts in real-life surgery. In *Human-Computer Interaction. Interaction Techniques and Novel Applications. HCII 2024*. Springer, 2024 (to appear).