

双胎間輸血症候群手術支援を目的とする胎盤血管マッピングシステムの開発

分担研究者 佐久間 一郎 東京大学大学院 教授

研究要旨：双胎間輸血症候群の治療においては吻合血管の見落としは重要な問題となっている。この疾患に対する低侵襲な治療法として注目されている一つにレーザー焼灼療法がある。この治療法では、医師が内視鏡で胎盤表面を観察し、視診にて吻合血管の同定を行い、病変部位をレーザーで焼灼し、不均衡な血流を遮断させる。今年度は、双胎間輸血症候群の治療であるレーザー焼灼術の効率性・安全性を向上させるために、前年度開発した胎盤表面のマッピングシステムを、より術中利用により適した形に改良した。従来の MRI 画像の代わりに、超音波画像を用いてマッピングができるように改良し、システムの評価を行った。また、画像レジストレーションの誤差を減らすために、新たに簡便なキャリブレーション手法を導入し、画質や速度の向上等を検討することで、より術中利用に適したシステムが実現できると期待される。

A. 研究目的

ハイリスク胎児の内視鏡子宮内手術を安全かつ確実なものとする低侵襲手術支援システムの開発は重要な課題である。本研究は、子宮切開を行わず内視鏡にて双胎間輸血症候群（TTTS）の治療を行う新時代の胎児外科手術などの実現を目指す。TTTSは一卵性双胎にのみ起こり、双胎児の胎盤血管が吻合することにより双子の間で血液の不均衡が生じるようになるという疾患である。現在、この疾患に対する低侵襲な治療法として注目されている一つにレーザー焼灼療法がある。この治療法では、医師が内視鏡で胎盤表面を観察し、視診にて吻合血管の同定を行う。吻合血管と同定された部位は、レーザーで焼灼して血流を遮断する。

この手法に於いて、医師が吻合血管を同定するには、胎盤上の全体的な血管系を把握しなければならないが、内視鏡の視野は非常に狭いため、この作業は困難である。このような原因で吻合血管を見落とす可能性があり、医師の負担も大きくなるという問題がある。

そこで、本研究では双胎間輸血症候群の治療であるレーザー焼灼術の効率性・安全性を向上させるために、胎盤表面のマッピングシステムを開発してきた。このシステムの実現として、先行研究では内視鏡で撮影した局所的な画像から広域的な2次元画像を作成する研究が行われてきた。内視鏡の歪み等を補正し、複数の画像を合成していった。また、内視鏡の鏡筒を交換したことで画像の視野領域が変動する場合、光軸点の測定を毎回手動で繰り返す必要があるが、これは臨床現場において不適切なことであるから、画像の視野領域・光軸中心を自動的に取得するシステムを開発し、自動的な画像歪みの補正を実現した。このようにして内視鏡と胎盤の3次元位置情

報を記録し、画像を胎盤表面にマッピングした。全てのシステムを1つのユーザーインターフェースに載せることで、システムを容易に操作できるようになった。

先行研究では、胎盤形状の計測に MRI 装置を用いていたが、胎児外科での臨床応用を考えると、3次元超音波診断装置を用いるのが望ましいため、本研究では、先のシステムを改良し、超音波画像に対応したシステムを開発する。また、マッピングによる合成画像の精度を計測し、実用性を評価する。

B. 研究方法

開発する胎盤血管マッピングシステムを図1に示す。システムは大きく分けて4つの要素に構成される。画像を撮影する内視鏡、胎盤形状を取得する3次元超音波装置、位置・姿勢情報を記録する光学式位置計測装置、全てのデータを処理するコンピュータである。

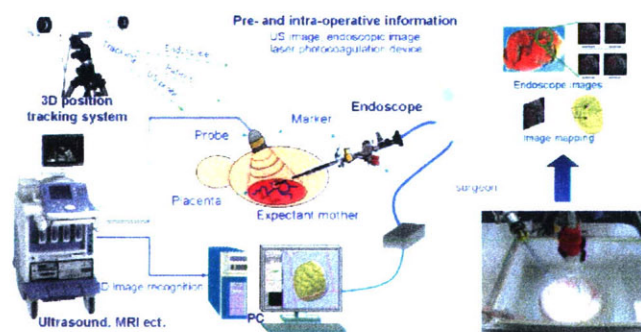


Fig.1. 内視鏡画像マッピングシステム

本システムは、内視鏡、3次元超音波診断装置、光学式三次元位置計測装置とコンピュータから成る。内視鏡及び超音波プローブの位置・姿勢を光学式三次元位置計測装置で計測する。術中の胎盤の三次元



形状は、3次元超音波診断装置で取得したボリュームデータをサーフェイスデータに変換してモデル化する。超音波プローブの位置情報から、3次元超音波診断装置で取得した胎盤形状モデルの位置と姿勢が求まる。続いて胎盤表面画像を内視鏡で撮影する。内視鏡画像は、光軸中心と視野領域を取得し、歪み等も補正する。内視鏡に映っている画像が胎盤サーフェイスモデルでどの位置に相当するのかを幾何学計算し、補正された画像をマッピングする。このマッピングを、多数の内視鏡画像に対して行うことで、胎盤全体の表面画像を構成する。

### 1) 内視鏡カメラのキャリブレーション

まず、先行研究で提案された方法で、レーザポインタと正方形パターンを用いてカメラキャリブレーションを行った。このときに取得した歪みのパラメータを、後のマッピングのときに、画像の補正に用いる。

### 2) 超音波プローブと超音波画像のキャリブレーション

超音波プローブと、そこから取得した超音波画像との位置関係を求めるために、キャリブレーションを行う必要がある。超音波プローブには、光学式位置計測装置のマーカを取り付けておく。続いて、超音波に写る鋼球を複数個用意し、これを三次元的に配置して、超音波診断装置で撮像した。この画像を見て、画像上での鋼球の位置座標を求めた。同時に、この複数の鋼球の位置座標を、光学式位置計測装置のペン型ポインタでポイントして位置を計測し、記録した。これによって、同じ鋼球の位置を、光学式位置計測装置の座標系と、超音波画像の座標系と、それぞれの系で表現できる。これを元に、座標変換の写像を求めた。

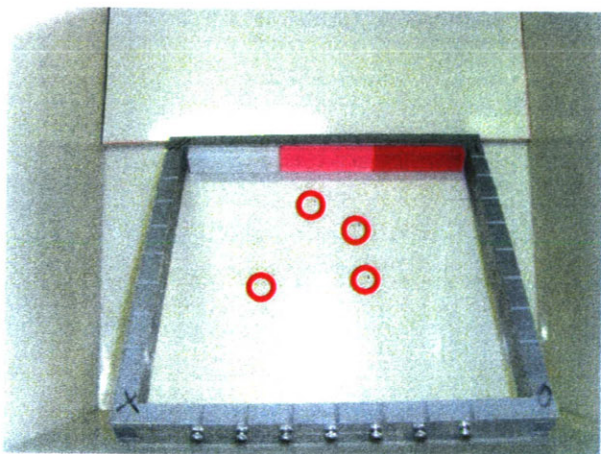


Fig. 2 超音波レジストレーション用のフレーム

尚、このプロセスは、鋼球が超音波画像に写るよう

にするために、全体を、水を張った水槽の中に沈めて行った。

### 3) 内視鏡画像・位置情報の取得

以上で、事前の準備が終わったので、実際の手術を模した環境で実験を行った。水中に、胎盤を模した模擬胎盤を沈め、これを3次元超音波診断装置によって形状を取得した。同時に、超音波プローブに取り付けた光学式三次元位置計測装置用のマーカ位置情報を記録した。続いて、内視鏡で表面画像を撮影した。同時に、内視鏡に取り付けた光学式三次元位置計測装置用のマーカ位置情報を記録した。これらのデータから、以下に述べる方法で計算を行い、マッピングを行った。

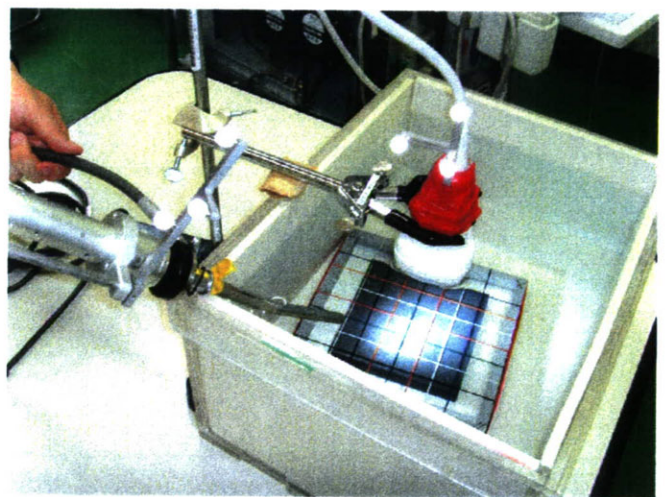


Fig. 3 実験風景図

### 4) 内視鏡画像のマッピング

内視鏡はピンホールカメラモデルで考えることができる。画像を撮影した時の内視鏡の位置情報は記録しているので、画像平面の位置および姿勢は計算できる。また、マッピング対象である胎盤 3D モデルの位置および姿勢もわかっているため、画像平面の各ピクセルとピンホール位置とを結ぶ直線を引き、これと 3D 形状モデルと交差する点が、画像がマッピングされるべき位置である。

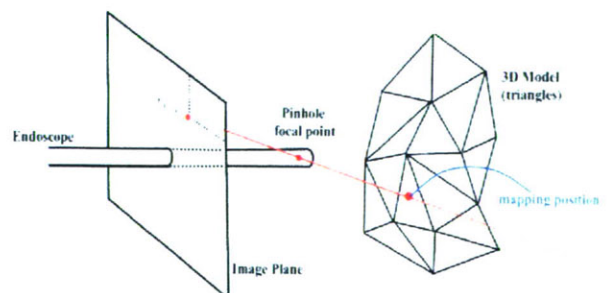


Fig. 4 マッピング位置の幾何学計算



本システムでは、このマッピングされるべき位置に、対応する画像のピクセルと同じ色の点を打ち込むことで、マッピングを行った。

### 5) 三次元モデルの再現

マッピングを行った 3D モデルをコンピュータ画面に対して描画するために、グラフィックボードを用いてレンダリングした。これによって、3次元情報を残したまま画像を見ることができ、見たい角度から、あるいは見たい大きさで、自由にレンダリングすることができた。

### 6) 誤差評価

マッピングシステムの誤差を評価するために、寒天で作ったファントムを用いて、前の実験と同じキャリブレーションデータで、マッピング位置の誤差を計測する実験を行った。20mm 間隔の格子状に糸を張った一辺約 180mm の正方形のフレームを用意し、これの 3次元超音波画像を撮像した。超音波に写りやすいように、糸の下には寒天を敷いた。このフレームを内視鏡で撮影し、同じマッピングシステムを用いて、超音波から生成したモデルへマッピングを行った。超音波画像上での格子点と、マッピング画像上での格子点との位置の相違を誤差として計測した。

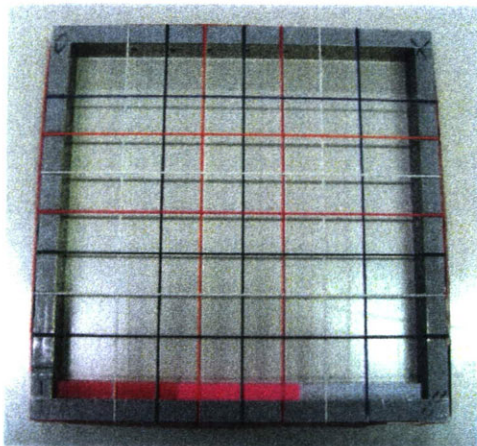


Fig. 5 誤差評価用のフレーム

## C. 研究結果

### 1) マッピングの結果

模擬胎盤を用いて行ったマッピング実験の結果を、次図に示す。このように、複数枚の小さな内視鏡画像が多数つながって見え、胎盤全体の血管像を把握するのに効果的な大規模合成画像が提示できた。

尚、この結果を生成するための座標位置計算には、内視鏡画像 1 枚につき約 120 秒、今回の実験では内視鏡画像 10 枚ほどで約 20 分の時間を要した。

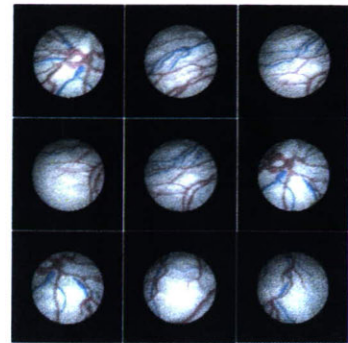
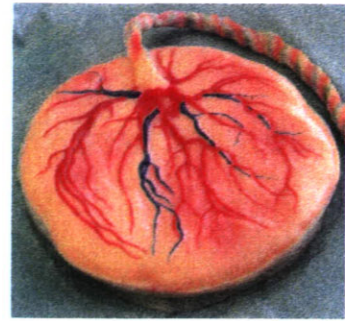


Fig. 6-1 マッピングに用いた画像

上図が実際に使用した模擬胎盤、下図が実験で撮影した内視鏡画像

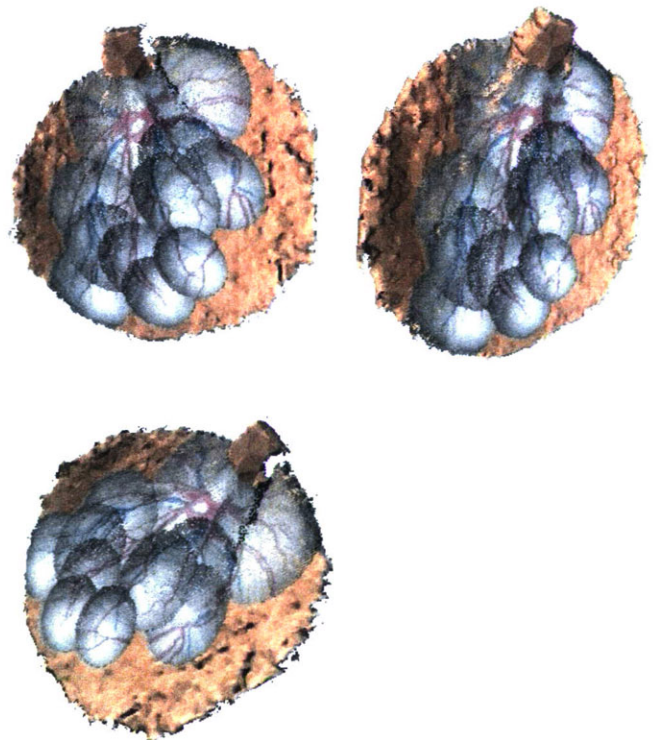


Fig. 6-2 マッピング実験の結果

### 2) 誤差評価の結果

また、寒天で作ったファントムを用いて、前述の方法でマッピング位置の精度を評価したところ、平均 7.5mm の誤差を認めた。



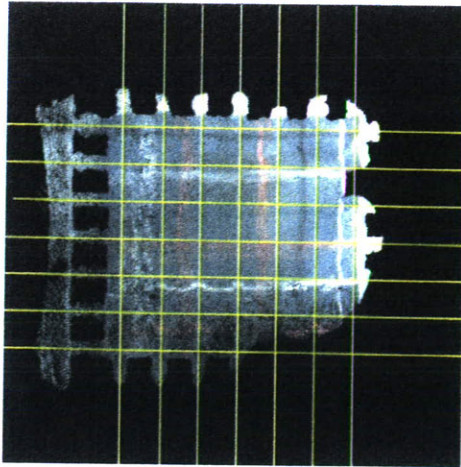


Fig 7 誤差評価実験の結果

#### D. 考察と結論

本マッピングシステムによって、狭い視野の内視鏡画像が多数繋がって見え、大規模な全体像を提示することが出来た。画像のつながり目の血管も繋がって見えているので、これは、医師が血管の全体像を把握するには、十分効果的であると言える。

一方で、提示した画像の質には、内視鏡画像がかすれたり、画像同士が重なった部分が目立ったりと、改善の余地が見られた。また、マッピングの再構成の計算に非常に時間がかかるため、術中でリアルタイムでの使用には適さない。そのため、マッピングのアルゴリズムを変更するなどし、高画質化、および高速化を図る必要がある。

更に、マッピング位置に無視できない誤差を認めた、キャリブレーションと実験は別の日に行ったため、その間にキャリブレーションした値が変わってしまったこと、更にカメラ座標系と光学式位置計測装置の座標系がずれてしまっていたことなどが要因として考えられる。これを改善するため、より簡便なキャリブレーション手法の導入を検討し、マッピング開始直前にキャリブレーションができるようにシステムを改良する必要がある。

このように、今後は、術中利用により適したキャリブレーション手法を導入し、マッピングの精度の向上を検討し、またナビゲーションの機能を追加することで、より術中利用に適したマッピングシステムが実現できると考えられる。

#### E. 研究発表

1. Tua Namora Nainggolan, Hongen Liao, Etsuko Kobayashi, Toshio Chiba, Ichiro Sakuma: Development of Placenta Mapping System for Treatment of Twin-to-Twin

Transfusion Syndrome (TTTS), In Proc. of the 21th International Congress and Exhibition, Computer Assisted Radiology and Surgery, Berlin, Germany, June 2007, International Journal of Computer Assisted Radiology and Surgery, Vol.2 supp.1 pp.182-184, June 2007.

2. Hongen Liao, Shunjun Lee, Masayoshi Tsuzuki, Etsuko Kobayashi, Takeyoshi Dohi, Toshio Chiba, Ichiro Sakuma: Image mapping system of placenta using endoscopic image mosaics for intra-uterine Twin-to-Twin Transfusion Syndrome (TTTS) treatment, 3rd Asian International Conference on Computer Aided Surgery, Singapore, 1-2 December 2007.
3. 都築 正宜, 廖 洪恩, トウア ナモラ ナインゴラン, 李 昇竣, 小林 英津子, 土肥 健純, 佐久間 一郎, 千葉 敏雄: 双胎間輸血症候群の子宮内治療における胎盤表面のマッピングシステムの開発, 第7回 VR 医学会大会, pp. 17-18, 東京, 2007
4. 都築 正宜, 廖 洪恩, 李 昇竣, 小林 英津子, 望月 剛, 千葉 敏雄, 佐久間 一郎: 双胎間輸血症候群の治療における3次元超音波画像を用いた胎盤表面のマッピングシステムの開発, 第3回3次元超音波研究会, p.2, 2007
5. 都築 正宜, 李 昇竣, 廖 洪恩, 小林 英津子, 千葉 敏雄, 佐久間 一郎: 双胎間輸血症候群の治療における胎盤血管情報提示システムの開発 -内視鏡画像を用いた生体情報の計測-, 第16回日本コンピュータ外科学会大会, pp181-182, 2007.
6. 都築 正宜, 廖 洪恩, 小林 英津子, 佐久間 一郎, 須藤政光, 永瀬優子, 望月 剛, 千葉 敏雄: 3次元超音波画像を用いた胎盤表面のマッピングシステムの開発, 日本超音波医学会第81回学術集会, 神戸, 2008 (採択).

(倫理面への配慮)

特に必要なし



## 手術ナビゲーションシステムにおける手術進捗度、危険領域等の効果的な情報提示方法の開発

分担研究者 村垣 善浩 東京女子医科大学先端生命医科学研究所 講師

**研究要旨** 双胎間輸血症候群において臍帯・胎盤上の血管のレーザによる処置を行う場合に、胎盤損傷による大出血を回避するために胎盤への手術器具の接触を防止するには、卓越した医師の技量が必要とされる。本年度本研究では、術野内の危険領域への距離や腫瘍摘出術等での残存病変量を3次元モデルを用いて等高線化(術者視線方向すなわち手術顕微鏡・内視鏡方向からの危険領域までの距離を示す)し、危険領域への距離に応じて術者に適切な位置情報をわかりやすく提示するための新しい手術ナビゲーションシステムモジュール「近接覚ナビゲーション」の開発を行った。今年度は超音波データ変換モジュールと PolarisVicra 対応モジュールを実装したナビゲーションシステムを用いて、システムの精度評価と模擬子宮ファントムでの評価を行った。

### A. 研究目的

内視鏡下胎児外科手術の実現においてもっとも大きな問題点となる点は、その作業空間の狭さと子宮内組織の脆弱さである。たとえば双胎間輸血症候群(twin-twin transfusion syndrome, TTTS)において内視鏡下で臍帯・胎盤上の血管のレーザによる処置を行う場合に、内視鏡の狭く奥行感覚の希薄な視野の中で、胎盤損傷による出血を回避するために胎盤への手術器具の接触を防止することが要求される。本研究では、3次元術野空間モデルを胎盤への距離に応じて細分化したマップを作成し、術具位置に応じて接触危険度を術者に提示するための新しい手術ナビゲーション「近接覚ナビゲーション」の開発を行った。

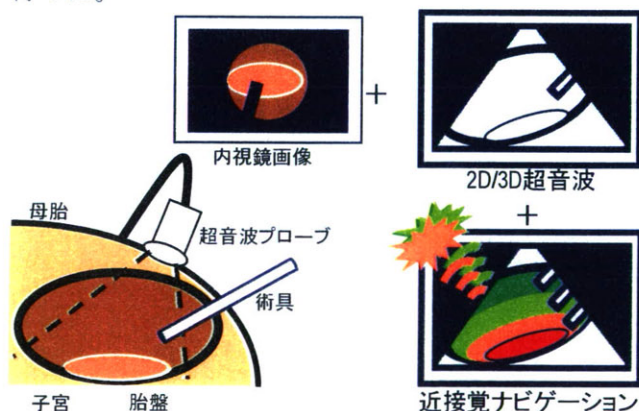


Fig.1 「近接覚ナビゲーション」のコンセプト

### B. 研究方法

本事業においては内視鏡下胎児外科手術における「近接覚ナビゲーション」システムの開発をH17年度より行っている。以下にその基本構成と機能を述べる。

#### システム構成とレジストレーション

本システムは3次元超音波画像診断装置(prosound α10, ALOKA Corp.)と手術ナビゲーションシステム(PRS ナビ、東京女子医大・東芝・インフォコム)により構成される。手術ナビゲーションシステムは光学式3次元位置計測装置(PolarisVicra, NDI)により実空間の術具位置を計測し、画像空間座標系との統合を行い画像上に術具位置を表示する。

画像空間と術具実空間とのレジストレーションには、プローブ位置測定マーカと治具を用いる(Fig.3)。治具にプローブをセットした状態で画像を取得し、画像上の4つの硬球頂点座標と実空間上の4つの硬球頂点位置をレジストレーションし、さらにプローブ位置測定マーカの位置姿勢情報を統合することで、術具のPolaris座標系での位置姿勢はプローブ位置測定マーカの位置姿勢情報を介し画像空間上での位置姿勢に変換される。プローブの位置姿勢がReferenceとなるため、レジストレーション後はプローブ・Vicraの位置姿勢の変更や画像更新を行っても、画像と術具の位置関係は保存される。

プローブ位置測定マーカの位置姿勢情報を統合することで、術具のPolaris座標系での位置姿勢はプローブ位置測定マーカの位置姿勢情報を介し画像空間上での位置姿勢に変換される。プローブの位置姿勢がReferenceとなるため、レジストレーション後はプローブ・Vicraの位置姿勢の変更や画像更新を行っても、画像と術具の位置関係は保存される。

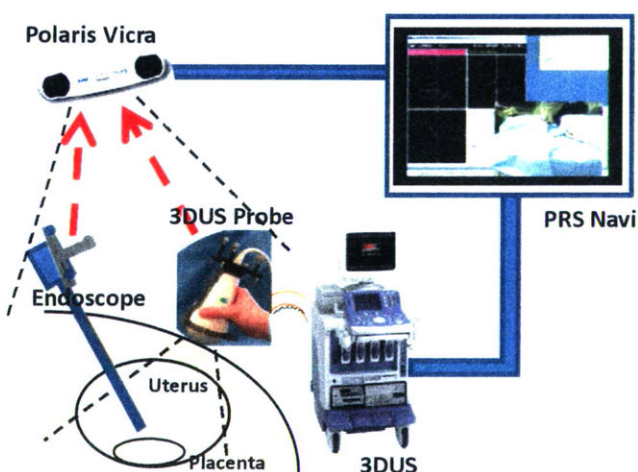


Fig.2 「近接覚ナビゲーション」システム構成



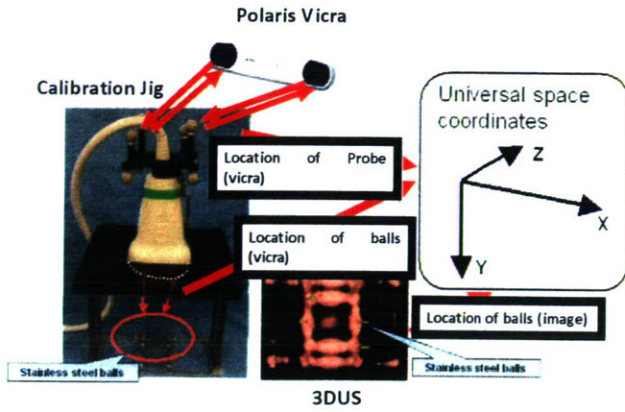


Fig.3 画像空間と Polaris 空間のレジストレーション

### 近接覚マップ作成と警告提示

本モジュールではまず、超音波画像上の羊水領域セグメンテーションデータを読み込み、画像空間と術野空間とのレジストレーションを行ったナビゲーションシステム上において、セグメンテーションされた羊水データ  $V_0$  の輪郭面  $S_0$  状の各点  $P_n$  と腹壁上の術具挿入孔  $C$  とを結んだベクトル群を設定する。次に各ベクトルを指定量  $\Delta t$  だけ短縮し、ベクトル先端を結んだ面  $S_{\Delta t}$  を作成する。この2つの面で囲まれた領域  $V_{\Delta t}$  は、術者視線方向から考えて、羊水輪郭部すなわち子宮内壁・胎盤・胎児からの距離が  $\Delta t$  以下の領域となる。複数の  $\Delta t$  を設定して領域を作成しこれらをカラーマップしナビゲーション画像上に重畳することで、子宮内組織から術具先端までの距離を直感的かつ定量的に医師に提示することが可能となる。

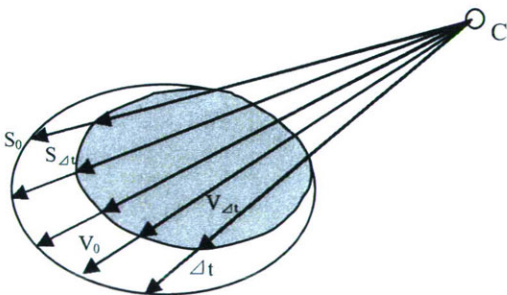


Fig.4 近接覚マップ生成法

術中に医師は内視鏡画面に注視しているため、超音波診断装置やナビゲーション画面で胎盤までの距離を継続的に確認することは不可能である。そこで、近接覚マップの各エリアに応じて警告音を発することで、内視鏡画面に集中した状態で胎盤までの距離を認識可能にした。

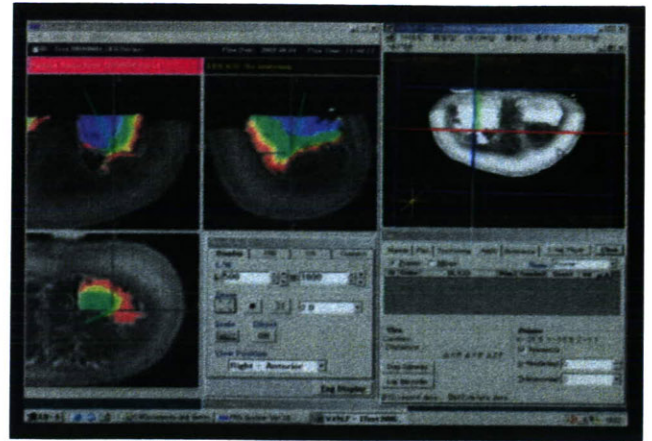


Fig.5 「近接覚ナビゲーション」適応例。ファントム(南瓜)MRI データ画像を用い、ファントム内腔に等高線マップを生成している。

昨年度までの研究開発により、以上のベースシステムの第一次試作が完了している。本年度は

- 1) PRS ナビの位置計測装置 Polaris と Polaris Vicra の連携位置計測データの利用を実現するモジュール(H18年度開発着手)の改良による、ソフトウェア稼動安定化
- 2) prosound  $\alpha 10$  の3次元超音波データをDICOM連続スライスデータに変換するソフトウェア(H18年度開発着手)に置ける問題点(3D超音波のデータは振動子を振り子状に駆動することで連続スライスを得ているため、スライスが平行に並んでいない。H18年度はこの角度を持って配置された連続スライスをそのまま(平行スライスへのVolumeの切り直しを行わずに)分離し、DICOM規格ヘッダを添付するという変換を行ったが、当然のことながらPRSナビゲーション上で正確な位置情報を提供していない。)を解決する、平行連続スライスデータ出力ソフトを開発

について研究開発を行い、

- 3) 試作した「近接覚ナビゲーションシステム」の基本性能の評価

を行った。

(倫理面への配慮) 該当しない

### C.研究結果

#### レジストレーション精度

医師3名と技術者5名による画像レジストレーションにおける、4硬球座標マッチング平均誤差と最



大誤差を示す。ナビゲーションシステム使用経験者4名(医師3名と技術者1名)と未経験者4名のレジストレーション誤差平均および分散に有意差はなく、安定したレジストレーション結果を示した。

Table.1 Average/Max Error of registration

	平均誤差	最大誤差
ナビ経験有り(n=12)	0.55±0.17	1.39
ナビ経験無し(n=12)	0.62±0.26	1.55

### ファントム実験

シリコンゴムファントムを胎盤に見立て水槽内に設置し、3D 超音波画像を取得後にナビゲーションを行った。ファントム上に描かれたラインを内視鏡で追尾するタスクを、ナビゲーション併用と非併用の条件で行った。近接覚マップはファントム表面からの距離がそれぞれ 0-5mm、5-10mm、10-20mmの領域で設定した。ナビゲーション併用時、医師は内視鏡画面を注視しながらファントムまでの距離を定量的に理解することが可能であった。

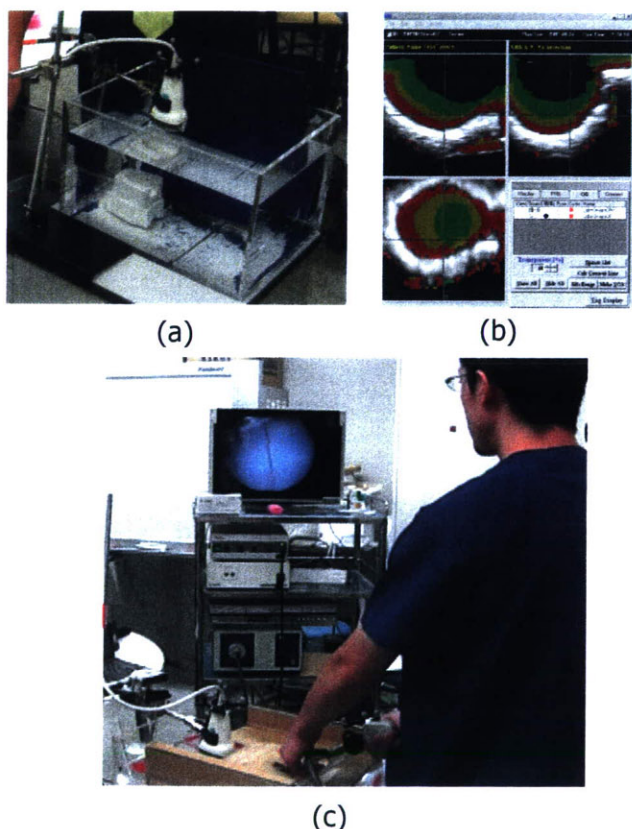


Fig. 6 ファントム実験。(a)水槽内に設置したシリコンファントムと超音波プローブ。(b)取得した3次元超音波を読み込み、近接覚マップを生成した状態のナビゲーションシステム画面。(c) 実験の様子。医師は内視鏡画面を注視し、近接覚情報を音声にて取得している。

ファントム実験において取得した、ナビゲーションによる近接覚提示併用時と非併用時の操作ログ(内視鏡先端位置の記録)の一例を図に示す。近接覚ナビゲーション併用時には、奥行間の乏しい内視鏡画面による操作においても、ターゲットからの距離を安定して保ちつつ、より近接しての作業が可能であることが示唆された。

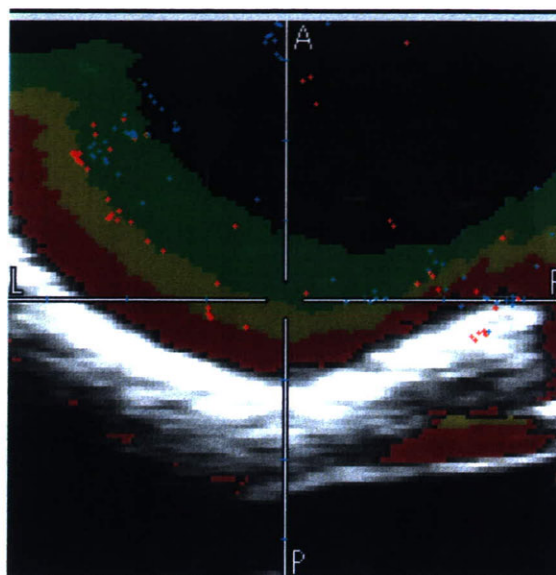


Fig.7 システムで取得した操作ログ。赤点群がナビ併用時、青点群が非併用時。赤点群は黄色マップエリアの境界部(ファントムからの距離5・10mm)にデータが集中し、青点群はその外部に散逸している。

### D. 考察

CT/MRI 画像誘導下脳腫瘍手術に特化して開発された PRS ナビゲーションシステムをベースに、リアルタイム 3D 超音波画像誘導下胎児外科手術用の「近接覚」ナビゲーションシステムを構築し運用するためには、

1. データ変換  
3D 超音波画像データの連続平行スライス画像データへのデータ形式変換  
↓
2. 2 値化  
近接覚提示のための、画像データの2 値化(セグメンテーション)  
↓
3. データ読込  
3.1 PRS ナビゲーションシステムへの超音波画像の読込  
3.2 PRS ナビゲーションシステムへの2 値化データの読込  
↓
4. 近接覚マップ計算



↓

## 5. ナビゲーション開始

の運用手順と、

- a) 超音波プローブ用マーカシステムの開発
- b) 頭部手術/腹部手術の違いによる、位置計測センサの形状・配置の検討
- c) 頻繁に変化する超音波プローブ位置や術野内臓器の変形移動に追従するための、ナビゲーションに必要なデータの高速自動アップデート

が必要となる。

本研究事業における研究開発の成果として、これらのうちc)以外についてすべての技術について一通りの技術開発を達成し、昨年度での問題点であった超音波データ変換部も改良を加え、ファントムでの有用性評価の段階までシステムを完成することが出来た。

しかし、現在のところc)の高速自動アップデートに必要な、

- ・ 運用時に医師・スタッフによるマニュアルでの入力、変換等作業の全自動化
  - ・ 入力・変換の計算時間を短縮する高速化
- については研究開発途上であり、今後のシステム評価、臨床応用においてはこれらの更なる技術開発が必要である。

また、システムの有用性評価のための実験プロトコルの整備が現在不十分である。本システムは通常の手術ナビゲーションの性能評価の中心である、

- ・ ナビゲーションシステムの位置計測・提示精度のみならず、
- ・ 画像データ・位置情報のアップデート速度
- ・ 情報提示手法の直感性・易理解性

など様々な要素について定量的に評価することが重要であり不可欠となってくる。これらについての評価プラットフォームと手法について、レギュラトリーサイエンス的手法により科学的に信頼性のある評価系でのデータ取得を実施するための研究が必要となる。

## E. 結論

手術機器と脆弱な胎盤との接触を回避し、安全な内視鏡下胎児外科手術実現を支援するナビゲーションシステムを開発した。4点硬球治具でのレジストレーションは近接覚提示に十分な精度を有しており、ファントム実験では良好な距離認識補助能力を有していることが示唆された。

## F. 健康危険情報

統括研究報告書に記載

## G. 研究発表

### 1. 論文発表

なし

### 2. 学会発表

1). Takashi Mochizuki, Toshio Chiba, Ryoichi Nakamura, Yuko Nagase, Hiroaki Wakabayashi, Kanako Harada, Hiromasa Yamashita, Hiroshi Iseki and Ichiro Sakuma, Three-dimensional Ultrasound Navigation System for Fetoplacental Surgery, 26th annual meeting of the International Fetal Medicine and Surgery Society (IFMSS2007), Aruba, April 29 - May 2, 2007(抄録無し)

2). 永瀬優子、若林洋明、望月剛、原田香奈子、千葉敏雄、中村亮一、伊関洋、佐久間一郎、胎児治療における超音波ナビゲーションシステムの位置精度の検討、第80回日本超音波医学会学術集会、鹿児島、5月18-20日、2007、プログラム・講演抄録集、pp.S496、2007

3). 中村亮一、永瀬優子、須藤政光、若林洋明、望月剛、鈴木浩一、村垣善浩、伊関洋、千葉敏雄、佐久間一郎、内視鏡下胎児外科手術における3次元超音波画像を用いた組織近接覚提示法、第3回3次元超音波研究会、東京、9月29日、2007、抄録集、p3、2007

4). 中村亮一、永瀬優子、須藤政光、若林洋明、望月剛、鈴木浩一、村垣善浩、伊関洋、佐久間一郎、千葉敏雄、双胎間輸血症候群における胎盤損傷を回避するための接近警報提示ナビゲーションシステム、第5回日本胎児治療学会、大阪、10月19-20日、2007、抄録集 p35

5). 中村亮一、永瀬優子、須藤政光、若林洋明、望月剛、鈴木浩一、村垣善浩、伊関洋、佐久間一郎、千葉敏雄、三次元超音波画像を用いた内視鏡下胎児外科手術支援近接覚提示システム、第16回日本コンピュータ外科学会、広島、11月2-4日、2007、合同論文集、p123-124、2007

6). Ryoichi Nakamura, Yuko Nagase, Masamitsu Sudo, Hiroaki Wakabayashi, Hirokazu Suzukawa, Mikiko Hara, Takashi Mochizuki, Yoshihiro Muragaki, Hiroshi Iseki, Ichiro Sakuma, Toshio Chiba, Sound Navigation System for Collision Avoidance Using 3D Ultrasound Imaging in Endoscopic Fetal Surgery, The 3rd Asian Conference on Computer Aided Surgery, Singapore, Dec 1-2, 2007(CDROM)

7). R. Nakamura, Y. Nagase, M. Sudo, T. Mochizuki, Y. Muragaki, H. Iseki, I. Sakuma, T. Chiba, 4D ultrasound navigation system for endoscopic fetal surgery with



sound alarming, 22nd International Congress and Exhibition on Computer Assisted Radiology and Surgery (CARS2008), Barcelona, Spain, June 25-28, 2008(accepted)

8). 中村亮一、永瀬優子、須藤政光、望月 剛、鈴木浩一、村垣善浩、伊関 洋、佐久間一郎、千葉敏雄、低侵襲胎児外科手術を支援する3次元超音波手術ナビゲーションシステムの精度・有効性評価、日本超音波医学会第81回学術集会、神戸、5月23~25日、2008(accepted)

#### H. 知的財産権の出願・登録状況

1. 特許取得  
なし
2. 実用新案登録  
なし
3. その他  
なし



## 胎児外科手術支援ロボットの研究

分担研究社 藤江正克 早稲田大学工学部機械工学科 教授

研究要旨 胎児外科手術のうち、脊髄髄膜瘤に対する子宮内パッチ手術の支援を目的とした手術支援ロボットシステムに関する研究を行った。提案する手術支援ロボットシステムは、胎仔組織とコラーゲンパッチを適切な力で密着させるパッチスタビライザと、パッチを胎児に対して焼き付けるレーザ搭載屈曲マニピュレータからなる。本年度は、脆弱な胎児組織に対して、安全かつ確実に手術ロボットを接触させるために、パッチを押さえる微小な力制御が可能なワイヤ駆動方式のスタビライザを開発した。スタビライザ関節部のトルクを検出し、駆動用ワイヤの張力を一定な値に制御することにより、0.1[kpa]程度の微弱な力で押さえることを実現した。さらに、レーザマニピュレータとの統合実験を行なえるシステムを開発した。

### A. 研究目的

脊髄髄膜瘤の胎児外科手術は、従来は腹壁と子宮壁を切開し、直視下に縫合などの処置を行う **Open Surgery** が主流であった。しかし、この手術は母子ともにリスクが高いため、更なる低侵襲を目指して、内視鏡下で処置を行う子宮内パッチ手術が提案されている。これはコラーゲンパッチ（シート状の保護膜）を胎児の脊髄髄膜瘤の患部にレーザで固定し、出生までの間、一時的に患部を保護し、病態の悪化を防止する手術である。本研究では、子宮内パッチ手術の手技を迅速かつ確実に遂行することを支援するロボットシステムを開発することを目的とする。

目的とする手術支援ロボットシステムには、Fig.1に示すように、胎仔組織とパッチを適切な力で密着させるパッチスタビライザと、レーザを用いてパッチを胎児に対して焼き付けるレーザ搭載屈曲マニピュレータからなる。

胎児外科手術においては、子宮切開の大きさが2-3mm程度であれば、前期破水のリスクが低く、切開部も自然と閉鎖することがわかっている。そこで、パッチスタビライザが外径3mmのトローカールに挿入可能であること、つまり直径2.4mm以下であることを要求される。また、対象とする子宮内パッチ手術における技術的な課題としては、脆弱な組織を持つ胎児にコラーゲンパッチを密着させる際に、ゼ

ラチン状の胎児組織の損傷を避け、適切な力で胎児へ接触させることが挙げられる。

昨年度までの成果として、外径2.4mmのレーザ搭載屈曲マニピュレータとパッチスタビライザを開発し、動物実験によってその有効性を示した。また、ラット胎仔（系統Wistar：妊娠16日齢から20日齢）の腹壁、成獣ラットの脳・肺・肝臓の粘性・弾性を測定した。胎仔組織と脳組織の初期弾性がほぼ同じであり、胎児組織への接触圧力が0.1-0.3[kpa]程度であれば、損傷を与えずに胎児手術を行う可能であることがわかった。パッチスタビライザにおいては、駆動用ワイヤの張力と先端接触力の関係を測定し、ワイヤの張力から先端の微小な接触力が検出できることを確認した。

今年度は、パッチスタビライザの駆動部を改良することにより、コラーゲンパッチを微弱な力で胎児に押し当てる技術の構築、並びに、*in vitro*における評価実験を行なうことを目的とした。さらに、前年度までに作成したレーザマニピュレータとパッチスタビライザの統合を行なう。本年度の研究目的を以下にまとめる。

- 1) 微弱な力の制御が可能なパッチスタビライザの開発
- 2) *in vitro*における力制御の検証実験
- 3) レーザマニピュレータとの統合

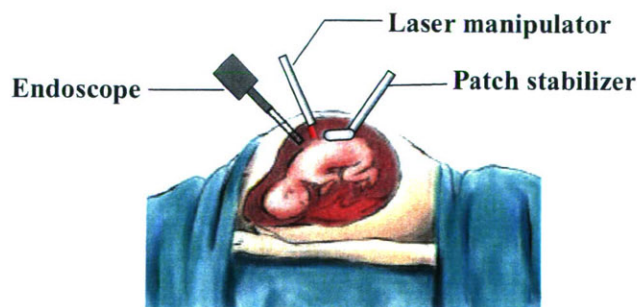


Fig.1 Concept of robotic surgery for myelomeningocele patch coverage



## B.研究方法

### (1)パッチスタビライザの開発

前年度の成果として、子宮内で胎仔組織とコラーゲンパッチを適切な力で密着させるため、シャフトを 2.4mm、胎児と接触する先端部の長さを 60mm、ワイヤ駆動のパッチスタビライザを試作した。製作したパッチスタビライザを Fig.2 に示す。このパッチスタビライザは、ボールジョイント型の 1 関節を設けることで、2 自由度の屈曲が可能であり、屈曲 1 自由度について  $\pm 45$  度の屈曲が可能である。

本年度は、微弱な力によるパッチの押し当てを実現するため、パッチスタビライザの駆動部の改良を行う。具体的には、コラーゲンパッチを胎児組織に密着させる力の制御を行うため、ワイヤの拮抗駆動（屈曲 1 自由度に 2 つアクチュエータを備える方式）を用いて、先端の屈曲 1 自由度を動作させる構成に改良する。さらに、ワイヤの張力を力センサにて測定し、パッチスタビライザ関節部のトルクを検出することが可能となる構成とする。検出したワイヤの張力を制御することにより、コラーゲンパッチを微小な接触力で脆弱な胎児組織に密着させることが可能になると考えられる。

### (2)接触力制御の検証実験

前年度までの成果により、胎児組織への接触圧力が 0.1-0.3[kpa]程度であれば、胎児に損傷を与えないことが示唆されている。そのため、本実験では、0.1[kpa]程度の微弱な圧力でパッチを押し当てることを目標とする。パッチを胎児に押し当てた際に、スタビライザ先端に 0.1[kpa]の分散荷重が作用すると仮定すると、その際の関節部に作用するトルクは 0.34[N・mm]のとなる。そこで、関節部に作用する力が 0.34[N・mm]となるようにワイヤ張力を制御することで、パッチを押し当てる力の評価実験を行った。なお、実験には、Fig.3 に示すように、力学的な特性が胎児皮膚と同程度である脳を用いた。

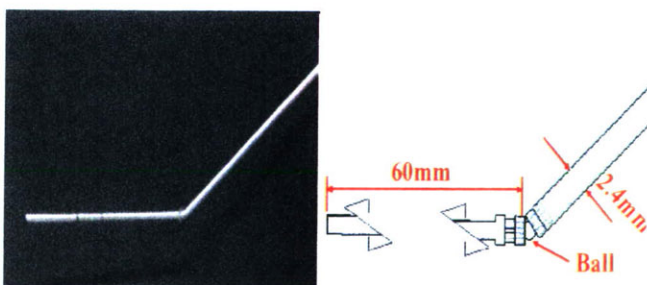


Fig.2 Bending mechanism of the robotic patch stabilizer

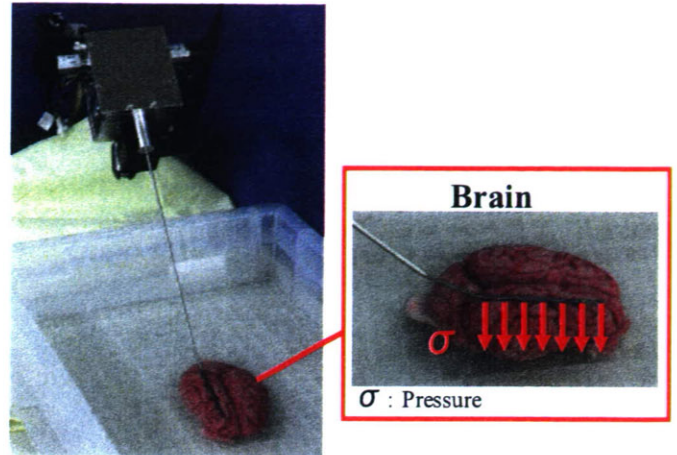


Fig.3 Experimental setup of *in vitro* experiment

### (3)統合システムの構築

パッチスタビライザとレーザマニピュレータを統合して動作させることができるシステムを開発する。さらに、パッチスタビライザによるコラーゲンパッチの押し付け動作とレーザマニピュレータによるレーザ照射動作を同時に行なう実験を行い、構築した統合システムの有用性を検討する。実験条件を Fig.4 に示す。なお、本実験では、(2)の検証実験と同様にブタの脳を胎児の代わりに用いた。

### (倫理面への配慮)

該当しない

## C.研究結果

### (1)パッチスタビライザの開発

駆動用ワイヤの張力を力センサから、胎児に接触する力を検出・制御することが可能な駆動部を製作した。製作したパッチスタビライザの駆動部を Fig.5

### Bending laser manipulator      Robotic patch stabilizer

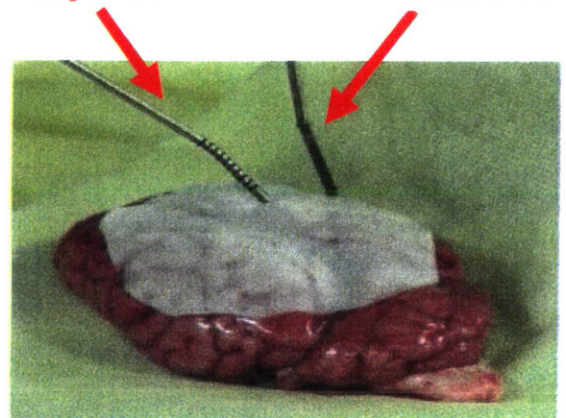


Fig.4 System of robotic surgery for myelomeningocele patch coverage



に示す。開発した駆動部では、Fig.5 に示すように、屈曲1自由度に2つアクチュエータを用いる拮抗駆動方式を用いた。また、駆動部内部にワイヤの張力を測定する力センサを配置している。

### (2)接触力制御の検証実験

駆動用ワイヤの張力を力センサにて測定し、その力を制御した。パッチスタビライザ関節部のトルクの目標値を  $0.34[\text{N}\cdot\text{mm}]$  に設定して制御した際の実験結果を Fig.6 に示す。また、その際のモータの回転角度により測定した関節角度の推移を Fig.7 に示す。また、パッチスタビライザによってコラーゲンパッチを脳組織に密着させることが可能であることを確認した。

### (3) 統合システムの構築

レーザ搭載屈曲マニピュレータとパッチスタビライザの各々について、屈曲動作が可能であることを確認した。さらに、コラーゲンパッチを脳組織に密着させる作業を行う際に必要な、2つのマニピュレータの統合動作を実現できることを確認した。

## D.考察

### (1)パッチスタビライザの開発

### (2)接触力制御の検証実験

Fig.6 の実験結果より、関節トルクの平均値は目標値である  $0.34[\text{N}\cdot\text{mm}]$  になっているが、実験データに大きなばらつきが確認された。また、Fig.7 を見ると、時間の経過に従って、パッチスタビライザ関節部の屈曲角度が増加している。実験で用いた脳は粘弾性特性を持つため、一定の力を組織に作用させた際に変位が増加する特性（クリープ特性）を持つ。実験で得られた関節部の屈曲角度の応答は、脳組織のクリープ特性に類似しており、パッチスタビライザが一定な力で脳組織を押し当てられていると考えられる。そのため、Fig.6 の実験データに見られるばらつきは、ワイヤに作用する摩擦力や力センサのノイズが大きく影響していると考えられる。

これらの考察から、関節トルクは目標値である  $0.34[\text{N}\cdot\text{mm}]$  に制御されていることが示唆された。

### (3) 統合システムの構築

統合実験の結果より、パッチスタビライザによりコラーゲンパッチを押し当て、レーザマニピュレータよりレーザ照射の位置決めが可能であることが確認された。これらの実験結果から、胎児に損傷を与えずに患部にパッチを固定する手技の支援を本ロボットシステムによって実現できることが示唆された。

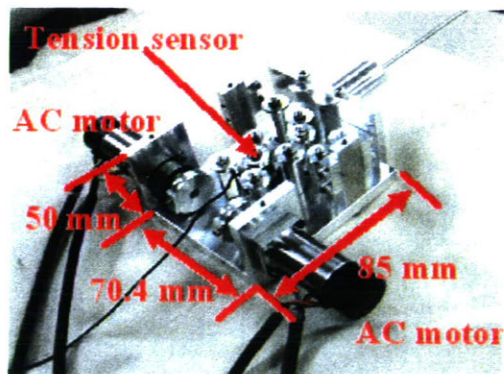


Fig.5 Drive unit of the robotic patch stabilizer

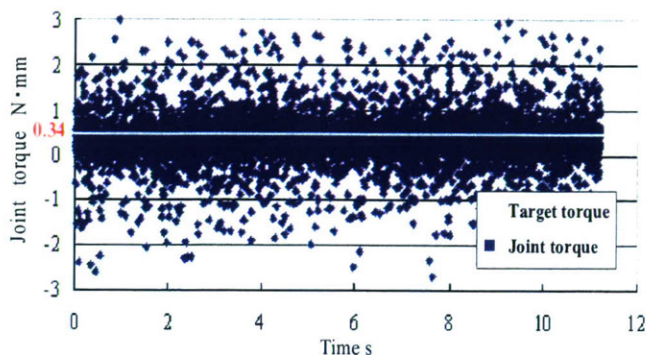


Fig.6 Experimental result of the joint torque

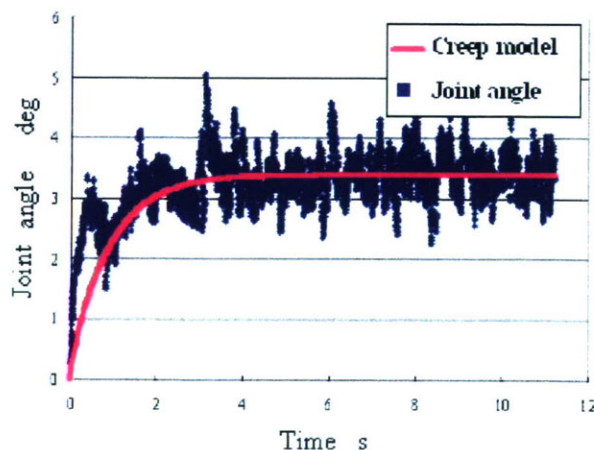


Fig.7 Experimental result of the joint angle

## E.結論

脊髄髄膜瘤に対する子宮内パッチ手術の支援を目的とする手術支援ロボットシステムに関する研究を行った。脆弱な胎児組織へのロボットによる安全かつ確実な接触を目的として、胎児組織とコラーゲンパッチを適切な力で密着させるパッチスタビライザを開発した。駆動用ワイヤの張力を制御することで、胎児組織へ負担をかけずにコラーゲンパッチを密着させることができることが検証実験より示唆された。さらに、レーザマニピュレータとパッチスタビライザの統合を行い、実験によりその有用性を検証した。



## F.健康危険情報

統括研究報告書に記載

## G.研究発表

### 1.論文発表

なし

### 2.学会発表

1. 張博, 原田香奈子, 柳原勝, 岡本淳, 千葉敏雄, 絵野沢伸, 藤江正克, “低侵襲胎児手術を目的としたパッチスタビライザに関する基礎的研究～ワイヤ駆動による試作機とパッチを押さえる力制御の提案～”, ロボティクスメカトロニクス講演会2007(ROBOMECH2007), p.133,2007-May

2. K. Harada, S. Enosawa, T. Chiba, M. G. Fujie, “Bending Laser Manipulator for Intrauterine Surgery and Viscoelastic Model of Fetal Rat Tissue”, IEEE International Conference on Robotics and Automation (ICRA2007), p.611-616,2007-Apr.

3. B. Zhang, K. Harada, M. Yanagihara, Y. Kobayashi, J. Okamoto, T. Chiba, S. Enozawa, M. G. Fujie, “Development of robotic patch-stabilizer using wire driven mechanism for minimally invasive fetal surgery”, The Third Asia Conference on Computer Aided Surgery (ACCAS 2007), p110107, 2007-Dev.

## H. 知的財産権の出願・登録状況

### 1. 特許取得

なし

### 2. 実用新案登録

なし

### 3. その他

なし



三次元超音波画像誘導下低浸襲胎児治療用実験装置の開発

分担研究者 望月 剛 アロカ株式会社 研究所 主幹研究員

研究要旨：本研究の目的は胎児内視鏡手術を行う外科医の補助等を行うマイクロロボット支援システムの研究開発である。今年度は昨年が開発した、3次元超音波エコーデータを統合座標系に登録する超音波ナビゲーションシステムに関し、手術等の、より実際に近い状況での位置検出精度について詳細な測定を行った。具体的には超音波プローブに被せる滅菌袋の影響や光マーカアタッチメントの脱着の影響等を検討した。さらに、このシステムを用いて、光位置検出器を装着した鉗子と超音波位置データを用いたナビゲーション実験を実施した。また、同様に位置検出された内視鏡から得られる内視鏡画像を超音波3次元画像上に貼り付ける表示が可能であることを実証した。なお、前者は東京女子医科大学と成育医療センターとアロカの、また後者は東京大学工学部と成育医療センターとアロカでの共同作業による成果である。

A. 研究目的

胎児内視鏡手術を行う外科医の身体機能を補助ないし代替・拡充するマイクロロボット支援システムの開発において、本分担研究では超音波画像による内視鏡や鉗子等のナビゲーションシステムの開発を目的とする。具体的には赤外線を用いた光学式の3次元位置検出装置と超音波3次元プローブとを組み合わせることにより、超音波プローブにより収集された超音波3次元エコーデータを一つの空間座標系に登録することを可能にする。これにより、超音波データが登録された座標上で、同様に赤外線により3次元位置が検出された内視鏡や鉗子の位置を示すことが可能となり、超音波画像による内視鏡や鉗子のナビゲーションを実現することができる。

今年度は昨年が開発した超音波ナビゲーションシステムを用いて、女子医科大学が分担研究しているシステムと、また東京大学が分担研究しているシステムとを統合した総合の実験をそれぞれ実施する。

B. 研究方法

1) 光位置計測用アタッチメントを用いた超音波エコーデータの位置検出精度

昨年開発した超音波3次元プローブ位置を計測するための、赤外線による光位置計測用アタッチメントを超音波プローブに実装し、さらにそのプローブを超音波エコーの位置精度を測定する治具に設置した状態を Fig. 1 に示す。これを水温 40℃ に維持した水槽に設置した状態の写真を Fig. 2 に示す。測定に際してはこの水槽を Fig. 3 に示すように位置をずらして、光位置検出装置 (Norther Digital Inc. 社製 Vicra) で

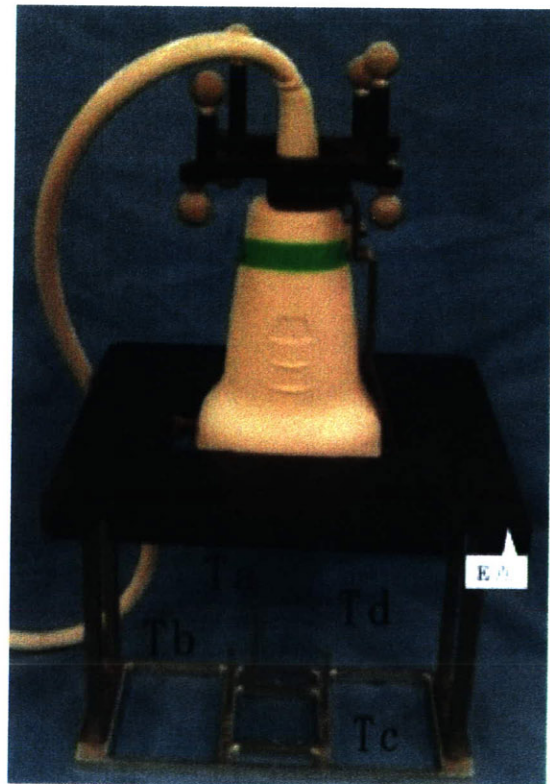


Fig.1. Device used for measuring accuracy of three-dimensional position sensing, and ultrasound probe installed.

超音波3次元プローブの位置検出及び超音波3次元エコー計測を行った。昨年の位置精度測定実験では、Fig. 1 のように超音波プローブに直接、光アタッチメントを装着した状態で計測を行ったが、実際の手術では、滅菌袋でプローブを覆う必要がある。そこで今年度はプローブに滅菌袋を被せ、その上から光位置計測用アタッチメントを装着した。このときに滅菌袋が及ぼす精



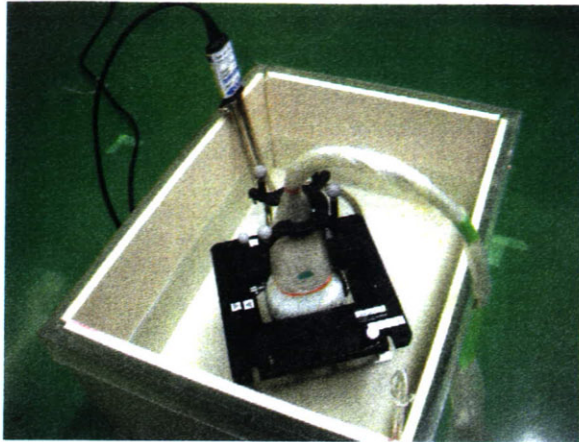


Fig.2. Accuracy testing situation for three-dimensional ultrasound.

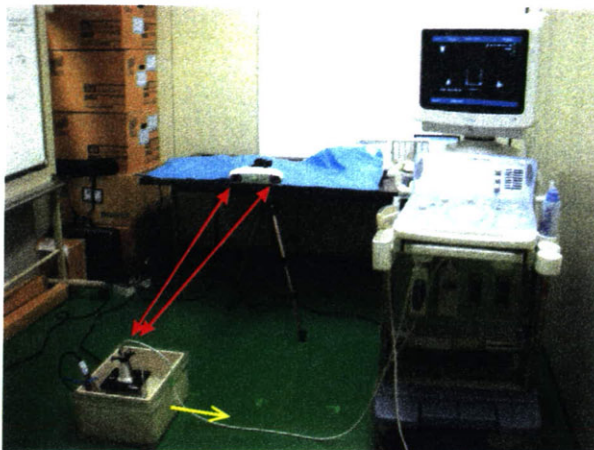


Fig.3. Situation of measuring ultrasound probe position using infrared light position detecting equipment.

度への影響を調べた。また、アタッチメントの脱着に起因する誤差も調べた。

(倫理面への配慮)

現在は患者情報やプライバシーを侵害する要素および生体組織等を取り出し利用する等の実験はないので、倫理面での問題はまったくない。

### C. 研究成果

#### 1) 超音波プローブ位置検出精度実験

超音波ナビゲーションシステムで使用する3次元エコーデータの位置精度検証として、昨年度の測定では、超音波プローブへの光アタッチメントの脱着と、プローブの精度計測治具への取り付け、及び光検出器の精度など含めた測定を行った。今回はそれらの要素に加えて、実際の手術での使用状況を想定し、滅菌袋の影響を考慮した測定を行なった。その結果として、光学系と超音波系を合わせた全体の誤差は平均誤差の最大値 2.14mm と標準偏差 0.87mm であるこ

とが分かった。

滅菌袋を被せた超音波プローブを超音波精度計測治具に設置した状態の写真を Fig. 4 に示す。本計測では超音波プローブ精度計測治具の端に固定した光マーカ（ここでは基準点と呼ぶ）から超音波プローブに取り付けたアタッチメント上の光マーカまでの距離 129mm（真値）を、赤外線を用いた光計測装置で測定する系を「光学系」と呼ぶことにする。また、超音波プローブ精度計測治具の基準点から、超音波計測用硬球ターゲット（4点）までの距離を超音波で計測する系を「超音波系」と呼ぶ。各系での詳細な計測結果を表 1 にまとめる。光学系の平均誤差 1.57mm で測定値のばらつきは標準偏差で 0.67mm であった。

一方、超音波系の平均誤差は 4.22mm で、標準偏差 0.59mm である。超音波系では鋼球 4 点の各点につき 10 回の試行を行い、得られた 40 点のサンプルデータを統計処理したものである。この平均誤差は超音波プローブの組立時に生じる偏り誤差が主な要因であり、従ってこの誤差はプローブ毎に予め測定しておくことにより、実際の使用時には誤差を補正することが可能であるが、測定時のばらつきは補正することができない。いずれの系も滅菌袋の影響により光学系 0.19mm、超音波系では 0.33mm 程度の平均誤差が増大しているが、総合の誤差からそれらの影響は小さいと判断できる。また、測定者が 2 名と少ないが測定者間で、超音波系でエコー画像の認識の違いによる測定誤差が若干生じることも分かった。

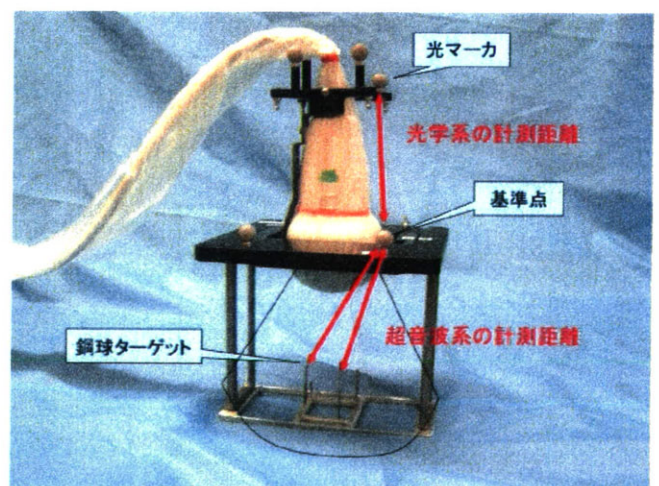


Fig.4. Explanation each measured length in both measuring systems using infrared light and ultrasound.



表 1

	光学系 (条件: サンプル数 20 点)		超音波系 (条件: サンプル数 40 点)	
	平均値	標準偏差	平均値	標準偏差
真値との差 (誤差)	1.57mm	0.67mm	4.22mm	0.59mm
測定者 2 名の差	0.02mm		0.55mm	
滅菌袋の影響	0.19mm 増加		0.33mm 増加	

誤差の最大値 2.14mm = 1.57 + 0.02 + 0.55 mm  
 誤差のばらつき (標準偏差) 0.87mm =  $\sqrt{(0.67^2 + 0.56^2)}$

2) 近接覚ナビゲーションシステムへの入力

Fig. 5 は近接覚ナビゲーションシステムでのデータフローを示すブロック図である。超音波診断装置 (アロカ社製 α10) では超音波プローブで得られた複数毎の断層画像から構成されるボリュームデータ (\*.vol) とそのエコー取得条件が格納されている情報ファイル (\*.slc) を生成する。外部パソコンはこれらのファイルを読み込む。そしてその扇状に得られた超音波エコーデータを立方体のボクセルデータに変換し、さらに、その立方体を平行のスライス断面に切り出し、かつその断面のデータファイルを DICOM フォーマット形式のデータファイルとする。これにより、先行研究で開発した 3D slicer と PRS Navi にこれらのデータが入力可能となる。

今年度はこのシステムを用いて水槽内に置いた胎盤を模擬したファントム (粘土で製作) を用い、別に光位置検出マーカが取り付けられた

内視鏡をブラインドでファントムの表面から 1 cm の距離を保ちながら移動する実験を試行した。この結果は女子医科大学の分担研究で詳しく報告されるので、ここでは省略する。

3) 超音波画像と内視鏡画像の融合実験

上記と同様に光位置検出マーカを装着した内視鏡を用い、得られる内視鏡画像を同時刻に得た超音波 3 次元エコーデータから構築された超音波 3 次元画像に貼り付ける表示を実現した。内視鏡画像を超音波 3 次元画像にマッピングするアルゴリズム等は、東京大学の分担研究の方で実施されたので、詳細はそちらの報告を参照願ひ、ここでは省略する。

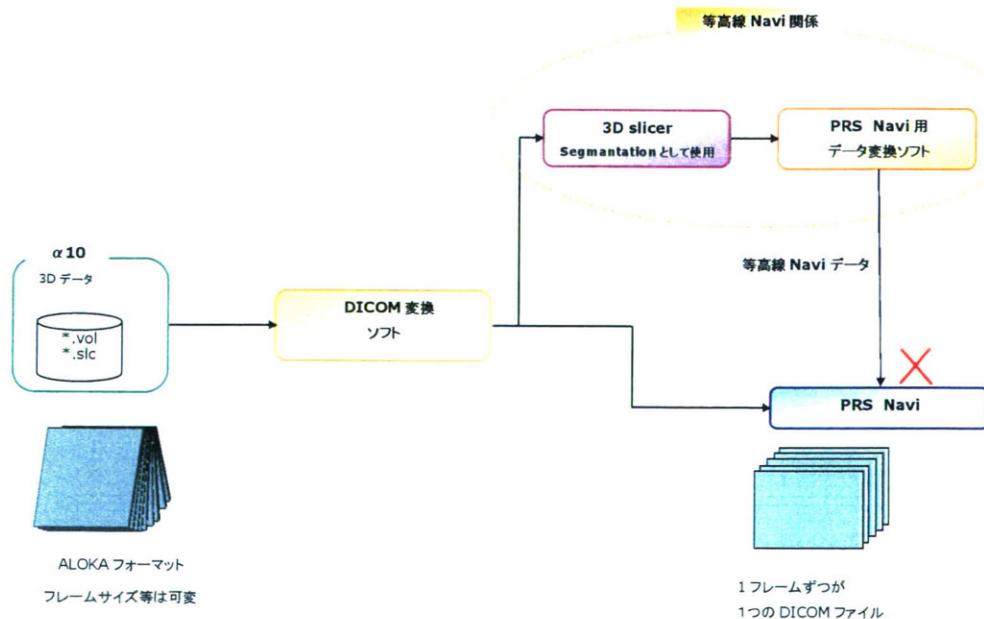


Fig.5. Block diagram showing data-flow in Proximity Sensing Navigation.

#### D. 考察

超音波系において超音波プローブの固有の偏り誤差が比較的大きな値であることが分かった。しかし、これは予めプローブ毎に計測しておくことにより、補正することが可能である。このような方法を行うことにより、光学系、超音波系を合わせた、本ナビゲーションの位置精度は2, 3mm程度の誤差範囲である。近接覚ナビゲーションでは、子宮内で鉗子や内視鏡が胎児や胎盤等の生体組織に接触しないように監視する目的であり、この誤差を考慮した近接警戒範囲を設定することは可能であり、このようなシステムを構築することは可能である感触が得られた。

一方、内視鏡画像を超音波画像にマッピングする応用例では、この誤差は画像表示の観点から考えると、少し大きいように思われる。従って、さらに超音波画像と内視鏡との位置あわせを行うキャリブレーションの工夫が必要になるように思われた。

#### E. 結論

光位置計測用光アタッチメントを装着した超音波3Dプローブを用いて、超音波3次元エコーデータをワールド空間上に登録し、さらに同様に光マーカを付けた内視鏡や鉗子のデータを統合するシステムを構築し、その精度を測定した。その結果、下記の治験が得られた。

- ① 超音波系の誤差には、プローブの偏り誤差が4mm程度あったが、これはプローブ固有の誤差であるので、補正が可能である。
- ② この補正後のシステム全体の誤差は2.14±0.87mmであった。
- ③ このシステムを用いた近接覚ナビゲーションが可能であった。
- ④ さらに、内視鏡画像と超音波画像との合成表示も可能であった。

#### F. 健康危険情報

(分担研究報告書には記入せずに、総括研究報告書にまとめて記入)

#### G. 研究発表

1. 論文発表  
なし。

2. 学会発表 2件

1) T. Mochizuki, T. Chiba, R. Nakamura, Y. Nagase, H. Wakabayashi, K. Harada, H. Yamashita, Y. Muragaki, H. Iseki and I. Sakuma: "Three-dimensional Ultrasound Navigation System for Fetoplacental Surgery", Aruba, IFMSS2007, May 2<sup>nd</sup>, 2007.

2) 永瀬優子, 望月岡, 若林洋明, 中村亮一,

佐久間一郎, 千葉敏雄: 胎児治療における超音波ナビゲーションシステムの位置計測精度の検討, 日本超音波医学会 第80回学術集会, 2007年5月.

#### H. 知的財産権の出願・登録状況

(予定を含む。)

1. 特許取得

なし。ただし、出願手続き中(1件): 超音波3次元エコーデータの合成に関する特許

2. 実用新案登録

なし。

3. その他

なし。



## 細径三次元の多機能内視鏡開発とその子宮内手術ロボットへの搭載に関する研究

分担研究者 植田裕久 ペンタックス株式会社 ライフケア事業部 医用機器 SBU 生産統括部長

### 研究要旨

本研究が属する研究事業では、胎児内視鏡手術を行う外科医の、身体機能（知覚、認識、運動等）を補助ないし代替・拡充するマイクロロボット支援システムの開発を目的としている。本研究では手術ロボットをナビゲーションするための術中画像の取得を目的とした三次元内視鏡に関して、細径化の検討と試作機開発を行う。

本年度は、前年度までに試作した外径 5.4mm、観察方向 30° 斜視の試作機を用いて、水中下、3D 観察による奥行き知覚に関する評価実験を実施し、その有効性を確認した。

### A. 研究目的

本研究が属する研究事業では、胎児内視鏡手術を行う外科医の、身体機能（知覚、認識、運動等）を補助ないし代替・拡充するマイクロロボット支援システムの開発を目的としている。具体的には、三次元内視鏡・三次元リアルタイム超音波・MRI の画像によってナビゲートされる、手術用ロボット（多自由度マイクロロボット・胎児生理機能モニタリング用ナノ技術デバイス）を開発することである。

本研究では手術ロボットのナビゲーションに必要な、術中画像の取得を目的とした三次元内視鏡の細径化の検討と開発を担当した。

本年度は、前年度までに試作した外径 5.4mm、観察方向 30° 斜視の三次元内視鏡を用いて、水中下及び 3D 観察による奥行き知覚に関する評価実験を実施し、その有効性を確認することを目的とした。

### B. 研究方法

三次元内視鏡の奥行き知覚に関する研究を行っている東京大学大学院 小林英津子准教授のご指導並びに研究室のご協力の下で評価実験を実施する。

奥行き知覚の評価手法として、段差のある（又は無い）左右の白板を水中下に設置し（Fig.1）、これを三次元内視鏡で撮像して、液晶シャッター方式の三次元ディスプレイで観察する（Fig.2）。

被験者には左右のどちらが手前側にあるか（又は同じか）を回答してもらい、その正答率を求める。

被験者は三次元内視鏡による 3D 観察を初めて行うか、2、3 回行ったことがある者のみで、ほぼ 3D 観察の経験が無い者とする。

照明ムラによって、奥行きを認識できる可能性があるため、照明は三次元内視鏡の照明を用いずに外部照明で、均一に照明する。

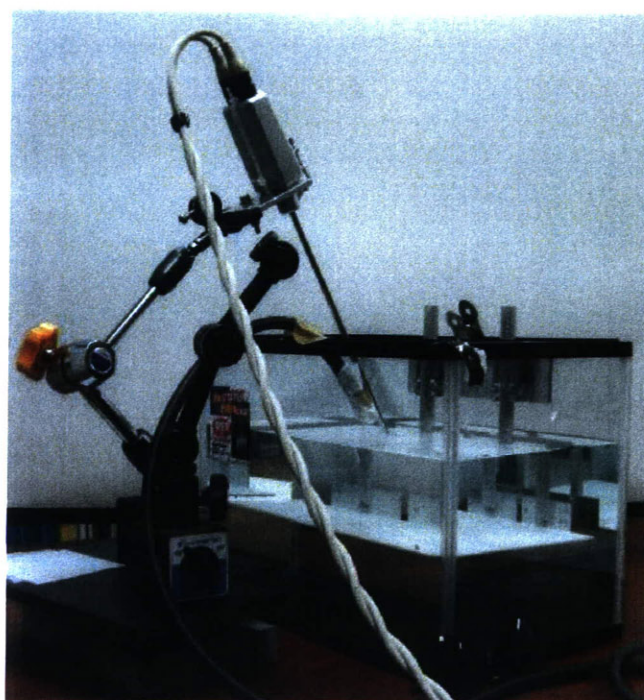


Fig.1 View of the experimental devices and 3D endoscope

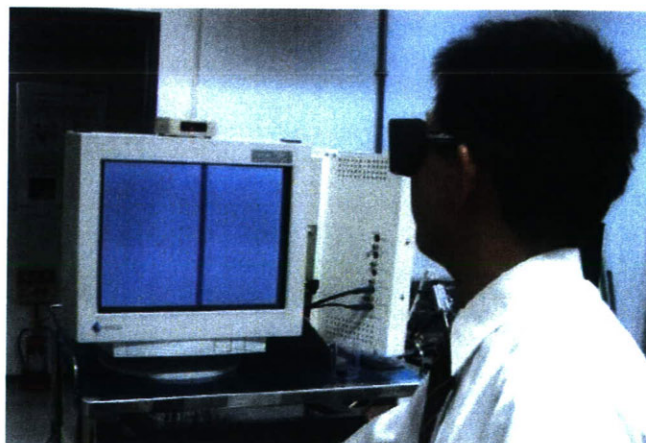


Fig.2 View of 3D monitor and observation



また、実験条件は下記の通りとする。

1. 三次元内視鏡の焦点距離と輻輳基準位置である内視鏡先端から 50mm の位置を基準位置として、白板を設置する。
2. 左右の白板のうち、どちらか一方を手前（又は奥、同じ）に設定する。
3. 段差は 0mm (1 回), 5mm (2 回), 10mm (2 回), 15mm (2 回) とし、ランダムに設定する。
4. 合計 7 回を 1 セットとして、初めに 2D 観察、次に 3D 観察を行う。
5. 2D 観察は内視鏡プロセッサの画像切り替えのみで行い、3D 観察と同じモニターを使用する。

### (倫理面への配慮)

該当しない

### C. 研究結果

東京大学大学院の講師、大学院生及び弊社社員の合計 13 名に、奥行き知覚の評価実験を実施した。

被験者 (13 名) 毎の全設問 (各 7 問) における 2D 観察と 3D 観察の正答率を Fig.3 に示す。

全被験者の正答率の平均値は、2D 観察で 63.7%、3D 観察で 87.9% となり、3D 観察の方が奥行きを知覚しやすく、被験者による正答率のバラツキが小さい。また、被験者 13 名中 2 名が 3D 観察の正答率の方が低い結果となった。

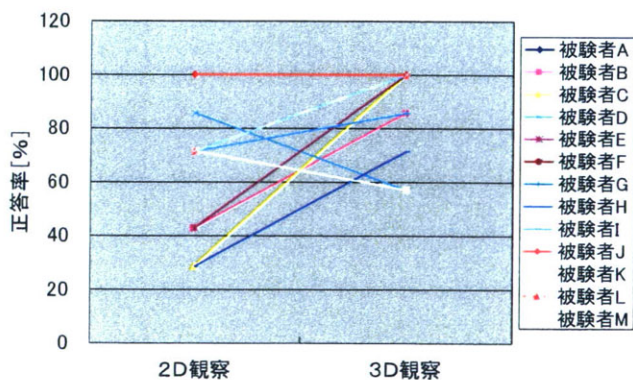


Fig.3 The correct answer rate of 2D observation and 3D observation in all questions

設問 (段差) 別の正答率を Fig.4 に示す。

3D 観察の正答率は、段差 0mm を除くと 92.3% となり、2D 観察であっても、段差が大きくなるに従って正答率が高くなっていることが示された。

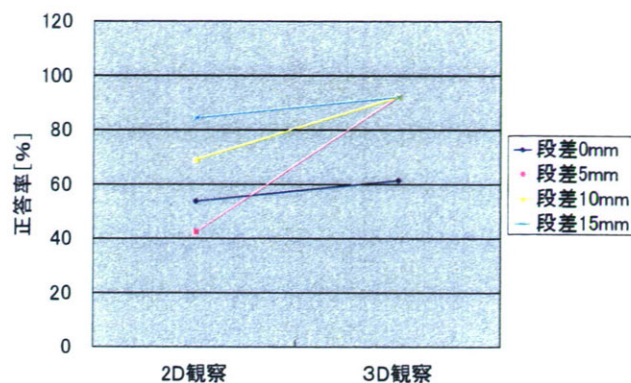


Fig.4 The correct answer rate according to the step of 2D observation and 3D observation

段差 15mm の結果を除いた正答率を Fig.5 に示す。

正答率の平均値は、2D 観察で 55.4%、3D 観察で 86.2% となり、全設問の時と比較すると、2D 観察の方が平均値の下げ率及びバラツキが大きくなっている。

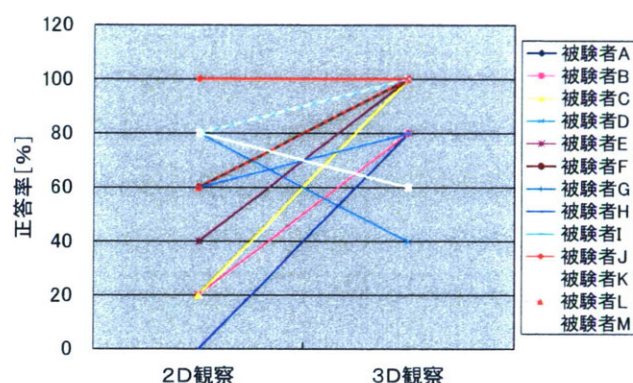


Fig.5 The correct answer rate of 2D observation and 3D observation except the step of 15mm

### D. 考察

2D 観察では段差が大きくなるに従って、正答率が高くなるが、3D 観察では段差に関係なく正答率が高い。従って、3D 観察の経験が無くても 3D 観察の方が奥行きを認識しやすいと考えられる。

しかしながら、初めに 3D 観察を行い、次に 2D 観察を行う評価実験を行っていないため、学習効果を考慮した評価実験が必要である。

また、被験者 13 名中 2 名は 3D 観察の正答率の方が 2D 観察よりも低くなっている。これは現状の 3D 観察手法では個人差があり、医療現場で使用するためには三次元内視鏡による 3D 観察のトレーニングが必要であると考えられる。

### E. 結論

三次元内視鏡による奥行き知覚に関する評価実験を実施し、3D 観察の経験が無くても、3D 観察は奥行きを認識しやすく、その有効性を確認した。



**F.健康危険情報**

統括研究報告書に記載

**G.研究発表**

**1.論文発表**

なし

**2.学会発表**

なし

**H. 知的財産権の出願・登録状況**

**1. 特許取得**

なし

**2. 実用新案登録**

なし

**3. その他**

なし