

双胎間輸血症候群の治療におけるナビゲーション・システムの開発

— 胎盤血管の2次元マッピングに使用するシステムの開発 —

Development of Navigation System for Treatment of Twin-To-Twin Transfusion Syndrome (TTTS) — Development of Image Processing Application for Vascular Mapping System —

○トゥア ナモラ ナインゴラン (東大) 貞島 亮介 (東大)
廖 洪恩 (東大) 正 小林英津子 (東大) 神保泰彦 (東大) 正 佐久間 一郎 (東大)
千葉 敏雄 (国立成育医療センター)

Tua Namora Nainggolan, The University of Tokyo, cokubear@miki.pe.u-tokyo.ac.jp
R. Sadashima, H. Liao, E. Kobayashi, Y. Jimbo, I. Sakuma, The University of Tokyo
T. Chiba, National Center for Child Health and Development

Abstract: In the present treatment system of Twin-To-Twin Transfusion Syndrome, surgeon uses visual measurement of endoscope image in doing the identification of anastomotic vessel, before taking decisions to do some treatments on suspected vessel. Given this factor, we proposed a navigation system that may lead the surgeon to find targets for treatment quantitatively, to improve the treatment's safety and accuracy. For the first step in developing the system, we proposed a vascular mapping system to make an overall view of placenta. We developed a software application to make corrections on the image distortion of 2D-picture that is taken from endoscope, and do images combine to get the overall map of the diagnosed target. The effectiveness of the application was verified experimentally, which were conducted by considering the motion range of endoscope.

Key Words: Vascular Mapping System, Fetal Endoscopic Procedure, Twin-To-Twin Transfusion Syndrome

1. 序論

近年、新生児死亡の原因の中で後天的なものの比率が顕著に低下してきた。続いて先天性の疾患による死亡を抑えようというテーマが生じるのは当然の流れといえよう。超音波診断装置などの技術的發展により胎児の段階で疾患を伴う異常は発見できるようになってきた。従来、このような疾患は生まれた後に治療が開始されていたが、出産時まで治療開始を待つことにより容態が悪化し、胎児の健康状態を損なう場合があるので、このような疾患を生まれた後に手術すると手遅れであったり、後遺症が残ったりすることがある。そこで、必要になってくるものは胎児期における治療、いわゆる胎児外科である。

重篤な胎児疾患の一つに双胎間輸血症候群がある。これは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疾患である。現在の治療において、吻合血管の同定は医師が手動で内視鏡を動かす、記憶を頼りに目測で行っている。しかし、内視鏡視野は局所的であり、また内視鏡は子宮に開けた小孔に動きが制限されているので、常に胎盤を同じ方向から観察できるわけではない。更に、内視鏡のレンズによる歪みがあり、子宮内は混濁しているために視野は不明瞭となるので、これらの原因で吻合血管の見落としが生じたり、医師の負担が大きくなったりするなどの問題がある。

以上の問題点の解決案として、医師にとって吻合血管の同定・治療が容易に行えるためのナビゲーション・システムが考えられる。具体的には、術中に局所的な内視鏡画像をPCに取り込み画像処理の技術を応用することにより補正処理・合成処理・吻合血管の同定を行い、広域的な胎盤画像を作成する。また、光学式3次元位置計測装置や超音波診断装置により手術道具や胎盤や治療する場所の位置を取得することで、

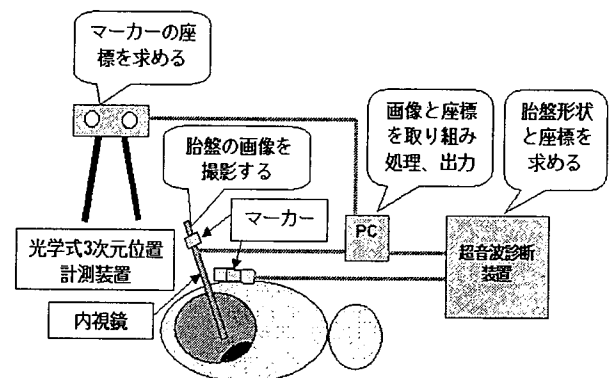


Fig.1 System configuration of navigation system

各々の位置関係の把握が医師にとって容易にできるようにする。このシステムの構成は Fig.1 に示される。

本研究では、このシステム開発の初段階として、局所的な内視鏡画像を多数合成して広域的な画像を作成するという胎盤血管の2次元マッピングに使用するシステムの開発を目的として、このシステムの画像処理を行うソフトウェアを開発した。

2. 方法

2次元血管マッピング・システムを開発することに当たり、大きな問題とされるのは2つ存在する。まずは、内視鏡で撮った画像に歪みがあり、これを正しく表示するために歪み補正を行う必要がある。次には、2次元マッピング画像を作成することで、内視鏡の駆動域を考慮する上で3次元空間に置いてある対象物を2次元画面に投射する必要がある。

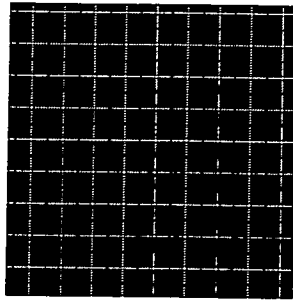


Fig.2 Test pattern

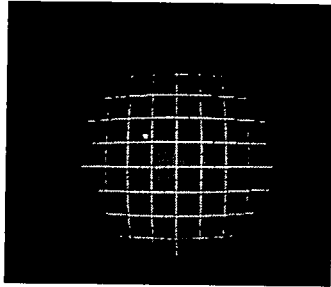


Fig.3 Image distortion of test pattern image

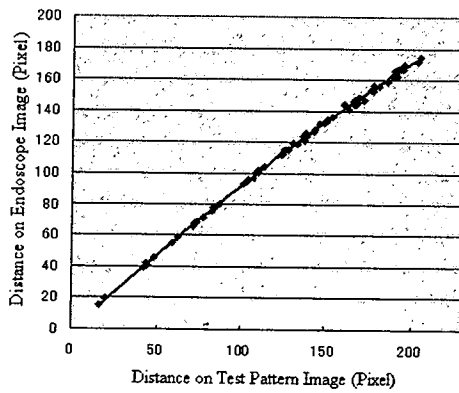


Fig.4 Relationship between endoscope and real image distance

2.1 内視鏡画像の歪み補正

Fig.2 に表示されるテストパターンを用いて、内視鏡画像には樽型の歪みが見られる (Fig.3)。しかし、ここでは内視鏡視野の中心線上にある画像の歪み中心が歪みに影響されないため、これを次の歪み補正に利用される画像の原点として測定する必要がある。歪み中心はレンズの光軸中心と一致するので光軸中心の場所を測定した。測定法としては Shishir Shah ら[1]が行った方法を使用した。レンズにレーザーを当てると反射光が返ってくる現象を利用し、反射光がレーザーの始点へと返ってきた時点で画像を撮影した。そこで、画像に撮影されたレーザー光は歪みの中心を表す。

次には、測定した歪み中心の位置情報を利用し実際に歪みがどの程度であるかを測定した。撮影した画像上で、歪み中心を原点とする X-Y 座標をとり歪み中心からある位置までの距離と角度を測定し、テストパターン上の距離と角度に比較した。その結果、角度には歪みの影響が見られず、従って歪み補正を行うためには歪み中心からの距離を補正するだけで十分であると考えられる。そこで、撮影画像上の距離とテストパターン上の距離をグラフ化し (Fig.4)、歪み補正の方程

式を表すグラフの近時線を式 (1) に示される。ただし、テストパターン上の距離を r_1 、撮影画像上の距離を r_2 とする。

$$r_2 = -3 \times 10^{-7} \times r_1^3 + 6 \times 10^{-4} \times r_1^2 - r_1 - 1.04 \quad (1)$$

以上で、式 (1) を用いて画像の歪みを補正した結果は Fig.5 に示される。評価としては 2.75 ± 1.16 [pixel] のずれがある。

2.2 3次元空間での対象物を2次元画面に投射する補正

内視鏡は子宮に開けた小孔により動きが制限される (Fig.6)。自由度としては軸周りの回転1自由度、小孔周りの回転2自由度、軸方向の並進1自由度の計4自由度である。従って、内視鏡は常に撮影対象を垂直方向から見る事ができず、また内視鏡と対象物の距離も一定とは限らない。その結果、例えば斜め方向から撮影した画像は垂直方向から撮影した場合に比べ撮影範囲が広がり手前方向が大きく奥行き方向が小さく写る (Fig.7)。このような画像はそのまま合成に使用することはできないので、撮影画像から合成に適した形に変換する必要がある。

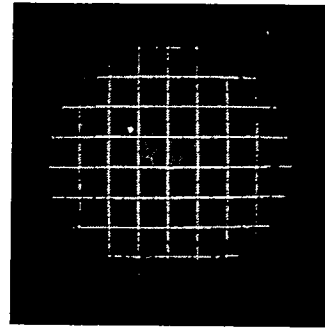


Fig.5 Distortion correction image

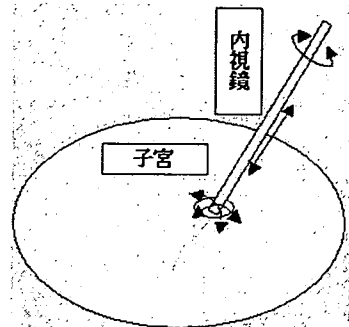


Fig.6 Limitation on endoscope motion

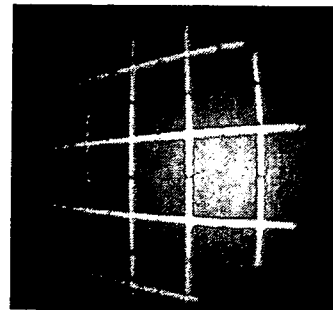


Fig.7 Oblique direction image after distortion correction

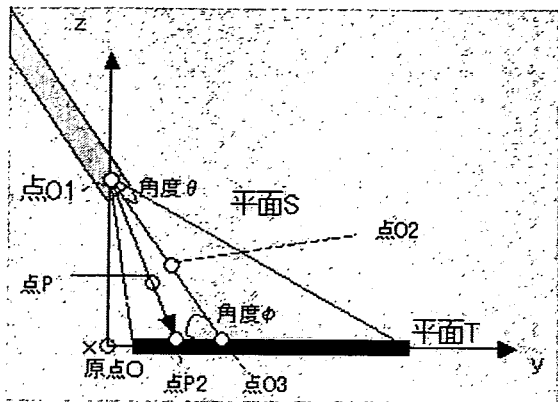


Fig.8 Coordinate system configuration

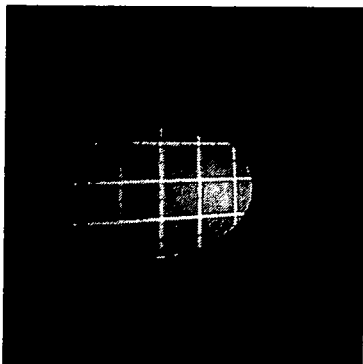


Fig.9 Image correction of Oblique image projection

平面を復元するための合成に適した形とは、具体的にはテストパターン撮影を例にとると任意の角度、任意の距離から撮影した画像上の格子が均一の大きさの正確な正方形形状になるように変換すれば良い。入力画像上のピクセルの座標 (x,y) からそれに対応する出力画像上のピクセルの座標 (X,Y) への変換を考える。そこで、まず Fig.8 のような座標を設定する。

Fig.8 の設定座標では、平面 T を出力画像の平面、平面 S (座標青色部) を入力画像の仮想的な平面と仮定する。内視鏡の視野角の半分を θ 、内視鏡視野の中心線と平面 T となす角度を ϕ とおく。また、 O_1 を内視鏡視野の始点、 O_2 を平面 S 上の視野中心点、 O_3 を O_2 の平面 T に投射された点とする。これで、 O_1 から O_3 までの距離を D とおくと、 O_1 の座標値は $(0,0,D \times \sin(\phi))$ となる。更に、平面 S 上の任意の点 P から平面 T 上の点 P_2 への投射を考えると、点 P の座標 (x,y,z) と点 P_2 の座標 (X,Y,Z) は式 (2) と式 (3) に示される関係式が成り立つ。

$$X = D \sin \phi / (D \sin \phi - z) \times x \quad (2)$$

$$Y = D \sin \phi / (D \sin \phi - z) \times y \quad (3)$$

以上で、歪み補正を行った画像を入力画像の平面 S におき、その視野中心点と点 O_2 を一致させるように変換し、また平面 T の中心点と O_3 を一致させることで入力画像から出力画像への変換の関係がわかる。その結果は Fig.9 に表示される。この結果を見てみると正確な格子状になっていない。この原因として、得られた内視鏡と撮影対象の位置情報そして姿勢情報の精度があまり高くないことが考えられる。

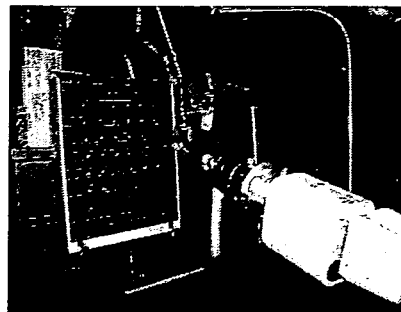


Fig.10 Experiment scenery

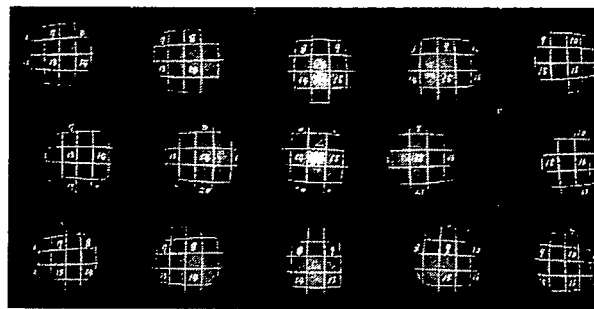


Fig.11 Captured image from endoscope

2.3 マッピングを行うための画像の合成

2次元マッピング画像を作成するために、まず内視鏡を用いて対象物を様々な角度から撮影し、各々の画像に対して 2.1 と 2.2 に説明した補正法により、画像の歪み補正して 3次元空間の対象物を 2次元画面に投射する補正を行う。

次に、各々の補正された画像の視野中心点 O_2 に相当する平面 T 上の O_3 の座標値 (Fig.8 参照) を求めることで、各画像の平面 T 上に貼り付ける位置がわかる。各画像の平面 T 上への貼り付けが終われば、それらを合成することによりマッピング画像ができる。

3. 実験

以上のセクションで説明した方法を踏まえ、開発した 2次元マッピング・システムを実験で確認した。内視鏡を視野始点の位置 (Fig.8 の O_1) で開けた小孔に見立てた固定点で動きを固定した。それに、小孔周りの 2 自由度を再現させた状態でテストパターンを撮影し撮影画像を歪み補正・合成することにより対象物を復元させた。実験風景を Fig.10 に示す。

対象物のテストパターンは内視鏡の視野始点から垂直距離のある適当な場所に固定された。デジタルマイクロスコープを固定点の下に設置することにより内視鏡の水平方向の回転角を測定できるようにした。垂直方向の角度は分度器を用いて測定した。テストパターンに対して垂直方向の回転角・水平方向の回転角を適当な値に変えながら、そのつどテストパターンを撮影し、垂直方向・水平方向の角度も記録した。次に、撮影画像を補正し、その後に固定点とテストパターンの距離と内視鏡の傾き角により求めた座標に添付し広域的なテストパターンを復元させた。

4. 結果

実験で撮影した画像を Fig.11 に示す。また、これらの撮影画像にたいして、歪み補正して 3次元の対象を 2次元に投

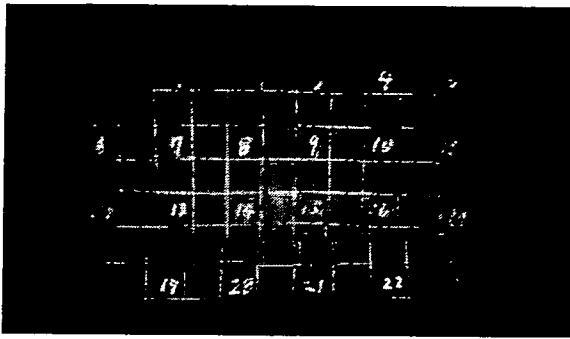


Fig.12 Image reproduction of target object

影する形状補正を行った後に、画像の合成を行った。合成した結果を Fig.12 に示す。

5. 考察

テストパターンの撮影画像を歪み補正を行った結果には、 2.75 ± 1.16 [pixel] のずれが見られたが、画像の解像度は 40 [pixel/cm] であるので、 0.69 ± 0.29 [mm] の誤差しか現れなかった。これは十分小さいと考えられる。

実験の結果にはまだ精度の良い合成画像を作成できなかったが、これは内視鏡から対象物までの距離そして内視鏡の水

平方向・垂直方向の角度を正確に測定できなかったということの原因として考えられる。今後は正確な位置情報をつかむために 3 次元光学式位置計測装置を用いる。

6. 結論

双胎間輸血症候群の治療におけるナビゲーション・システムの初段階として、胎盤血管の 2 次元マッピングに使用するシステムの開発を行った。実験において、システム開発を行うことに当たり位置座標の正確な測定が必要とされることにより、3 次元光学式位置計測装置を用いることが必要であると考えられる。

今後は超音波診断装置と連動させ、撮影対象の位置情報を測定し、3 次元光学式位置計測装置から得られる位置情報と合わせて画像の補正・合成に利用する。更に、超音波診断装置で得られる胎盤の形状を 3 次元画像化し、マッピングされる画像を 3 次元胎盤形状に添付することにより、医師が手術環境をより把握できるようなナビゲーション・システムの開発段階を行う予定である。

文献

- [1] Shishir Shah and J. K. Aggarwal, "A Simple Calibration Procedure for Fish-Eye (High Distortion) Lens Camera", IEEE International Conference on Robotics and Automation, vol.4, p3422-3427, 1994.

双胎間輸血症候群の治療における胎盤表面のマッピング・システムの開発

-能動輪郭抽出手法による内視鏡画像領域の自動取得-

○トウア ナモラ ナインゴラン^a、廖 洪恩^b、佐久間 一郎^b、千葉 敏雄^c
 東京大学 {^a新領域創成科学研究科、^b工学系研究科} ^c国立成育医療センター

Development of Placenta Surface Mapping System for Treatment of Twin-To-Twin Transfusion Syndrome (TTTS)

-Automatization of Capturing Endoscope Image Area using Active Contour-

Tua Namora Nainggolan^a, Hongen Liao^b, Ichiro Sakuma^b, Toshio Chiba^c

The University of Tokyo {^a Graduate School of Frontier Sciences, ^b Graduate School of Engineering}, ^c National Center for Child Health and Development, Tokyo, Japan

Abstract: Twin to Twin Transfusion Syndrome (TTTS) is a disease of the placenta that affects identical twin pregnancies. The common treatment for severe TTTS is to use laser ablation under the guidance of endoscope. However, the narrow viewing area of the endoscope limits the surgeon to identify the abnormal vessel. We develop a navigation system for mapping the endoscope image to the placenta to improve the treatment's safety and accuracy. The multiple images and its corresponding positions are achieved by an endoscope and an optical tracking system. We synthesize the images and make an overall image of the placenta using computer-assisted geometric correction and color-balancing modulation. Our system user interface enable an automatic image recognition and compensation for optimal endoscope image mapping. Experimental results show that the accuracy of the image mapping system is satisfied with the requirements of the endoscope guided laser ablation for TTTS treatment.

Key Words: Twin-To-Twin Transfusion Syndrome (TTTS), Placenta, Endoscope image, Image mapping.

1. 緒言

双胎間輸血症候群は一卵性双胎に起こる現象であり、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なぞり、目測で吻合血管の同定を行う。吻合血管と見なされた部位が見つければ、その部位をレーザーで焼灼し、不均衡な血流を遮断させる。

しかし、内視鏡の局所的な視野により観察できる範囲が非常に小さいので、吻合血管の同定に必要な全体的な胎盤上の血管系を把握することは医師の記憶にしか頼らない。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・システムを開発する。具体的には、まず胎盤表面を内視鏡で一枚一枚撮影し、画像の補正処理を行った上で、2次元の広域的なマッピング画像を作成する。更に、胎盤の3次元座標データを取得することで、2次元マッピング画像を3次元座標空間に投影させ、3次元胎盤モデルを作成する。また、医師がこのシステムを容易に使えるように、容易に操作できるようなユーザ・インタフェースを作成する。

開発の初段階として、我々は2次元マッピングを行った上で問題となった内視鏡画像の歪みと内視鏡のRCM機構による動作で生じた画像の奥行き変形を補正し、そして画像を合成するシステムを開発した(Fig.1)。

しかし、開発したシステムでは画像領域の取得は手動で行われた。そこで、このシステムが臨床に利用できるよ

うに、画像領域を自動取得するシステムが必要となる。

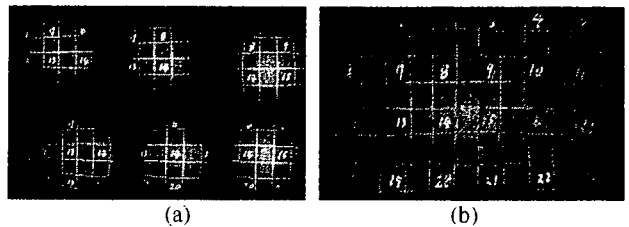


Fig.1 Result of image correction system. (a) Endoscope images. (b) Combined image after correction has been done.

2. 方法

本研究では画像領域を取得するために能動輪郭抽出手法²⁾を利用した。この手法では、画像領域の動的な輪郭トラッキングを可能とし、また測定時間を短くできる利点がある。これで、画像領域の拡大・縮小や内視鏡の鏡筒が汚れて交換されること等による画像領域の変化が生じて、自動的に画像領域の取得が可能になる。

2.1. 能動輪郭抽出手法

能動輪郭とはエネルギーを持った曲線を描く点集合のことである。この点集合のエネルギーを最小化することにより、特徴を持った画像内の局所輪郭を検出できる。能動輪郭モデルにあるエネルギーは内部エネルギーと外部エネルギーから構成されている[式(1)~(3)]。ただし、式内の v を点集合の位置、 I を画像内の輝度値とする。

ここでは、内部エネルギーは曲線の伸縮(式(2)の右辺の第1項)と屈曲(式(2)の右辺の第2項)により生じるエネルギーであり、外部エネルギーは画像内のグラジエント値で生じるエネルギーのことを表す。以下の式を用いてそれ

それぞれの点のエネルギーを周りの(9×9)画素の範囲内における点のエネルギーと比較し、最小エネルギーを持つ場所に位置を変える。これを点集合のエネルギーが最小となるまで繰り返す。

$$E = \int \{ (E_{internal} + E_{external}) * v \} ds \quad (1)$$

$$E_{internal} = \alpha(s) \left| \frac{dv}{ds} \right|^2 + \beta(s) \left| \frac{dv^2}{ds^2} \right|^2 \quad (2)$$

$$E_{external} = -|\nabla I| \quad (3)$$

しかし、このシステムで抽出したい画像領域が円形であることに対して、能動輪郭抽出手法で抽出できるものは円形になるとは限らない。そこで、この手法に円形補正処理を加える必要がある。

円形補正処理を行うために、2つの処理を行った。まず、エネルギー測定では点集合の曲線をなるべく円形にするために、円の屈曲エネルギーを基準の屈曲エネルギーとして設定する。更に、エネルギー測定の繰り返しが行われるたびに、出てきた点集合を最小2乗法を用いて中心点と半径を求め円形に直した。

2.2. ローパスフィルタ

2.1の能動輪郭抽出手法は、画像内のノイズに影響されやすいので、最適な結果を得るために、ノイズを低減する必要がある。そこで、高速フーリエ変換 (FFT) を用いた。画像の輝度値を周波数のスペクトルにフーリエ変換し、そして得られたスペクトルから中央の画素を切り出すローパスフィルタを通し、逆フーリエ変換すれば、ノイズを低減できる。

2.3. 画像の縮小化

処理時間を短くするために、そして更なるノイズ低減の手段として、画像を先に半分に縮小した。また、能動輪郭抽出手法で画像領域が得られたら、その領域を2倍にすることで、元のサイズの画像領域が得られる。

3. 評価実験

能動輪郭抽出手法を用い、画像領域を自動取得する実験を行った。対象画像としてはノイズが少ないものと多く入ったものを使用した。ここで、主なノイズは内視鏡が対象物体に接近したことにより、内視鏡の光源から出た光が対象物体に反射され鏡筒に入ってくる光のことである。

Fig.2aは、画像領域の外側にノイズが少なかった場合を、Fig.2bは、反射される光によるノイズがある場合を示している。能動輪郭抽出手法を用いたことにより、ノイズが多く入った場合でも画像領域を取得できた。

Fig.3は画像領域を取得するアプリケーションのユーザ・インタフェースを示した。このアプリケーションを用いて、画像領域を自動的に取得できるようになる。ユーザ・インタフェースには内視鏡画像の表示、撮った画像の表示、能動輪郭抽出手法で画像領域を取得した画像の表示、そして画像領域の外側のノイズを除去した画像に歪み補正処理を行った結果の画像表示という4つの表示機能を取り入れた。

Fig.4は能動輪郭抽出手法の有用性を評価するために使用したテストパターンと画像領域を自動取得した画像に

歪み補正処理を行った結果の拡大画像を示した。実験を10回繰り返し、補正した画像をテストパターンと比較した結果、 2.76 ± 0.43 [pixel]のズレが得られた。これは画像の解像度 87 [pixel/inch]で約 0.8 [mm]のズレであり、十分小さいと考えられる。また、処理時間は 0.26 ± 0.001 [s]であった。

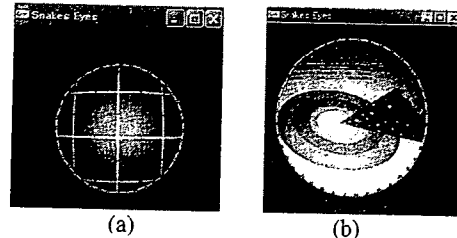


Fig.2 Image area result using active contour. a) Image with low noise. b) Image with high noise.

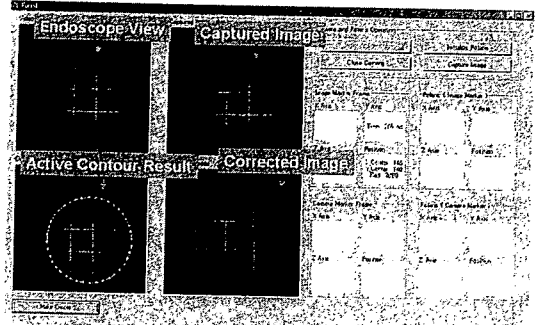


Fig.3 User interface for automatically image processing

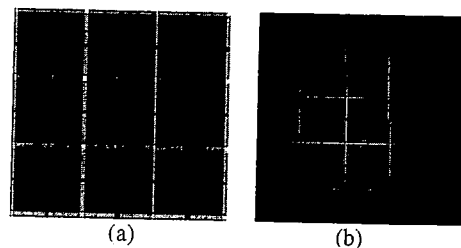


Fig.4 Evaluation results. a) Image pattern used for evaluation. b) Correction of extracted image area

4. まとめ

本研究では能動輪郭抽出手法を用いて、画像領域の自動取得が可能となることが分かった。今後は、超音波診断装置を用い胎盤の3次元モデルを作成し、そのモデルにマッピング画像を投影させることが課題となる。

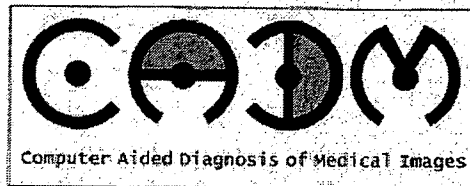
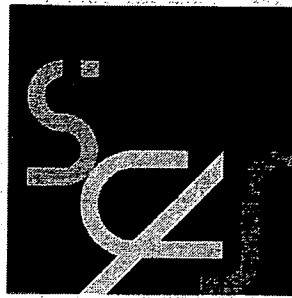
謝辞 本研究の一部は厚生労働科学研究費補助金による。

文献

- 1) Nainggolan et.al, "Development of Navigation System for Treatment of Twin-to-Twin Transfusion Syndrome (TTTS) ~ Development of Image Processing Application for Vascular Mapping System", ROBOMECH, 2006.
- 2) D. Williams and M. Shah, "A fast algorithm for active contours and curvature estimation", CVGIP: Image Understanding 55, 1992, 14-26.

第15回日本コンピュータ外科学会大会
第16回コンピュータ支援画像診断学会大会

合同論文集



会期：2006年10月27日(金)～29日(日)

会場：東京慈恵会医科大学 西新橋校
〒105-8461 東京都港区西新橋3-25-8

第15回 日本コンピュータ外科学会大会

大会長 鈴木 直樹 東京慈恵会医科大学 高次元医用画像工学研究所

第16回 コンピュータ支援画像診断学会大会

大会長 椎名 毅 筑波大学大学院 システム情報工学研究科

胎児外科治療におけるレーザー照射出力制御

—熱電対を用いたフィードバック制御

○関健史^{a,b}, 長縄明大^a, 岡潔^b, 大川慶直^b, 千葉敏雄^c, 中村哲也^d, 市倉繁^d, 森戸義美^e^a秋田大学工学資源学部, ^b日本原子力研究開発機構^c国立成育医療センター, ^dペンタックス株式会社, ^e株式会社関電工

Laser Irradiation Power Control for Fetal Surgical Treatment

— Feedback Control Using Thermocouple

○ T. Seki^{a,b}, A. Naganawa^a, K. Oka^b, Y. Ohkawa^b,T. Chiba^c, T. Nakamura^d, S. Ichikura^d and Y. Morito^e^aFaculty of Engineering and and Resource Science, Akita University^bJapan Atomic Energy Agency^cNational Center for Child Health and Development^dPENTAX Corporation, ^eKandenko Co., Ltd.

Abstract : Recently, fetoscopic laser photocoagulation has been used for treatment of twin-twin transfusion syndrome (TTTS). In this treatment, it is needed to appropriately keep the tip of laser fiber away from the placental surface, since their distance significantly influences the success in placental blood flow interception. We developed a laser device using the composite-type optical fiber which consists of a centrally located single fiber for diagnosis and its surrounding fibers for laser treatment. Then, the device is expected to enable measurements of the distance between fiber tip and the placental surface with resultant accurate laser irradiation. In this report, we describe the experimental results regarding power control of laser irradiation to the porcine liver as a basic research for ceasing placental blood flow.

Keywords : Fetal surgical treatment, Composite-type optical fiber, Laser irradiation control

1. はじめに

近年、双胎間輸血症候群に対して、胎盤表面の吻合血管を内視鏡で観察しながらレーザーで凝固し、血流を遮断する治療が行われている。しかし、この手術では、胎盤表面を走行する多数の血管から焼灼すべき血管を選別することと、胎盤表面とレーザーファイバ先端間距離を適切に調整することが困難である。特に後者の距離は、血流の遮断に大きな影響を与えるため、適切な距離を保ちながらレーザー出力を制御する必要があると考えられる。

そこで著者らのグループでは、治療用レーザーファイバを観察用ファイバの中心に配置した複合型光ファイバを用いたレーザー治療装置を開発した¹⁾。本装置では、視野中心に血管を捉えながら正確なレーザー照射が行えるだけでなく、胎盤表面とファイバ先端間距離の計測を行うことができるのが特徴である。本研究では、適切なレーザー照射により血流を遮断するための基礎研究として、豚レバーに対するレーザー照射出力制御を行った実験結果について述べる。

2. 複合型光ファイバシステム

Fig.1は、開発した複合型光ファイバシステムを示している。本システムは、複合型光ファイバスコープ、レーザー発生装置、カップリング装置、データ処理用PC、モニタなどで構成されている。レーザー導光用の光ファ

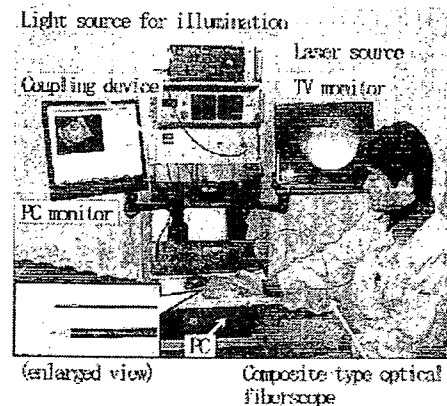


Fig.1 Developed composite-type optical fiberscope system (named Tainai-LaMiel)

径は $\phi 0.1\text{mm}$ に細径化し、レーザー導光用ファイバの周囲に画像伝送用ファイバを、さらに照明光を伝送するための光ファイバを周囲に一体化しつつ、全体外径を胎内に挿入可能な大きさに設計されている。レーザー発生装置はIPG製のYb(イッテルビウム)ファイバーレーザーを使用しており、発振波長は 1075nm である。照射はPCによるリアルタイムでの出力調整が可能で、レーザー出力は電流設定値 $0\sim 100\%$ に対して $0\sim 50\text{W}$ を出力できる。カップリング装置はレーザー発生装置から射出されるレーザー光を入射し、複合型光ファイバスコープにレーザー光を導光するためにレーザー光の集光と画像の分離を行える。

3. 制御システム

Fig.2は、レーザー照射出力制御を行うためのフィードバック制御系の構成を示している。本装置では、被照射物(豚レバー)を目標温度まで焼灼するため熱電対を設置し、センサ回路を介して照射部の温度情報をPC内に取り込む。PC内では、目標温度との偏差に基づき、コントローラより適切な指令をレーザー装置に送り、レーザーの出力を制御する。なお、双胎間輸血症候群におけるレーザー照射は子宮内であるため水中での検証が望ましいが、本研究では基礎的な知見を得るため、実験は空気中で行った。また、被照射物とファイバ先端間距離は 10mm 、熱電対はレーザーにより破損するのを防ぐため照射部から約 2mm 離して設置し、制御方式は照射部温度が目標温度に到達した際にレーザー装置への指令をゼロとするオンオフ制御とした。

4. 実験結果

本実験では、目標温度を 45°C に設定し、実験開始から 10 秒後にレーザー照射を行った。Fig.3は、レーザー出力上限を $5, 10\text{W}$ にした場合の照射部の温度上昇特性を示している。横軸は時間[s]、縦軸は熱電対から取得した温度 $[\text{C}]$ を表している。図より、レーザー照射が開始されると同時に温度が上昇しはじめ、 $5, 10\text{W}$ のいずれの場合においても目標温度 45°C に到達した。目標温度到達時間は、出力 5W の場合は 4.15 秒、出力 10W の場合は 1.20 秒であった。また、熱電対により計測した最高温度は、出力 5W の場合は 45.1°C 、出力 10W の場合は 46.1°C であった。なお、目標温度到達後は、レーザー照射を行っていないため、自然冷却により温度が下がっ

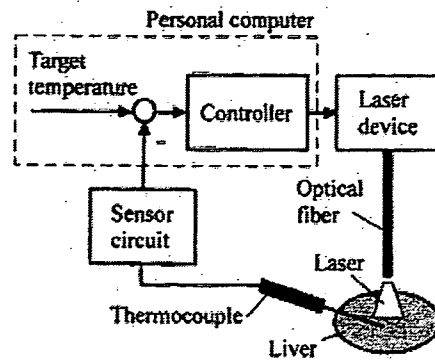


Fig.2 Laser power control system

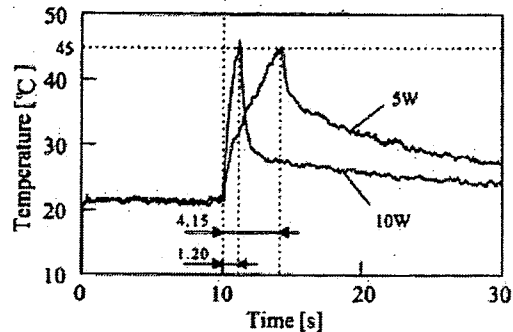


Fig.3 Experimental result

ていった。これらの実験結果により、本制御システムでは目標温度に対して正確なレーザー出力の制御が実現できたといえる。

5. おわりに

本研究では、レーザー照射出力制御における基礎検証を行うため、熱電対を用いたフィードバック制御系を構成した。豚レバーに対する照射実験を行った結果、目標温度 45°C に対して良好な制御結果が得られた。

今後の課題としては、レーザー出力を上げた場合の実験や、より臨床に近い条件での検証のため水中における制御実験を行う予定である。また、本研究では、熱電対を用いて実験を行ったが、子宮内に熱電対を配置することはできないため、熱電対を用いることなくレーザー照射出力制御を行う手法についても検討する。

参考文献

- 1) K. Oka, T. Nakamura, K. Harada, Y. Ohkawa, T. Hidaka and T. Chiba, "Development of laser forceps for fetal surgical treatment", World Congress on Medical Physics and Biomedical Engineering, pp.2976-2979, 2006 (Seoul, Korea)

7th SICE Symposium on Adaptive and Learning Control
January 29-30, 2007 Tokyo

第7回適応学習制御シンポジウム

資 料

期 日：2007年1月29日(月), 30日(火)

会 場：首都大学東京国際交流会館 大会議室

The logo for SICE (The Society of Instrument and Control Engineers) is displayed in a bold, black, sans-serif font. The letters 'S', 'I', 'C', and 'E' are connected, and a registered trademark symbol (®) is located at the bottom right of the 'E'.

企 画：知的システム構築のための適応学習制御調査研究会
主 催：(社)計測自動制御学会・制御部門
The Society of Instrument and Control Engineers
協 賛：IEEE Control Systems Society Japan Chapter

データを取得すること、さらに温度センサを用いることなく照射制御を行うための指針を確立することである。

2. 複合型光ファイバシステム

Fig.1は、開発した複合型光ファイバシステムを示している。本システムは、複合型光ファイバスコープ、レーザー発生装置、カップリング装置、レーザー照射制御およびデータ処理を行うPC、モニタなどで構成されている。焼灼用レーザーの光ファイバ径は $\phi 0.1\text{mm}$ に細径化し、焼灼用レーザーの光ファイバの周囲に画像伝送用光ファイバを、さらに照明光を送るための光ファイバを周囲に配置して一体化し、全体外径を $\phi 2.0\text{mm}$ とし子宮内に挿入可能な大きさに設計している。レーザー発生装置は、IPG製のYb(イッテルビウム)ファイバレーザーを使用しており、発振波長は 1075nm である。

Fig. 2は、光ファイバシステムの構成図を示している。本装置では、PCからの指令によりリアルタイムでのレーザー出力調整が可能であり、レーザー発生装置から照射される焼灼用レーザーは、カップリング装置を介して照明光を送るファイバと合成され、被照射物を観察しながら焼灼する。レーザー出力は、電流設定値0~100%に対して0~50Wのレーザーを出力することができる。カップリング装置は、Fig. 2中の実線のようにレーザー発生装置から出射される焼灼用レーザー光を入射し、集光して

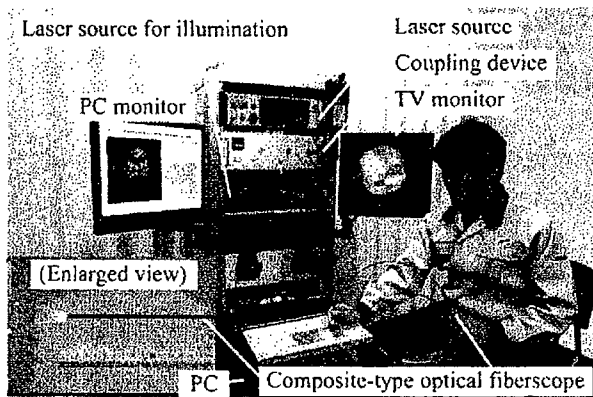


Fig. 1 Developed composite-type optical fiberscope system (named Tainai-LaMiel)

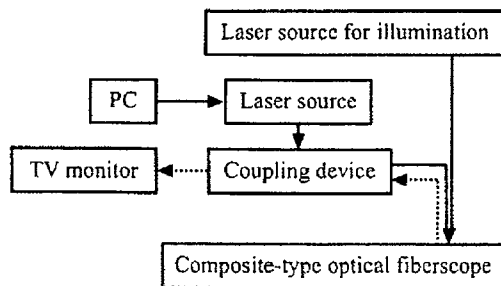


Fig. 2 Composition of optical fiberscope system

複合型光ファイバスコープへ伝送し、また点線のように光ファイバを通して伝送されてきた画像を分離して、内視鏡映像をTVモニタに表示する。

3. レーザー照射性能

本論文では、一定出力のレーザーを豚レバーに照射し、その照射痕の大きさにより照射性能の評価を行う。本装置の光ファイバスコープには、焼灼用レーザーが被照射物表面とファイバ先端間距離が 10mm で集光するように光学レンズが配置されている。実験条件は、子宮内での照射を模擬し、 37°C の生理食塩水中に設置された豚レバーに対して、照射距離 $5\sim 20\text{mm}$ を 5mm ずつ離し、レーザー出力 $10\sim 40\text{W}$ を 10W ずつ調整し、3秒間照射した場合の照射痕の直径と深さを測定した。

Fig. 3, 4は実験結果を示しており、Fig. 3はマイクロスコープにより測定した照射痕の直径を、Fig. 4は照射痕の深さを示している。これらの図より、レーザーの出力が高く、レバーの表面とファイバ先端間距離が近づく程、照射痕の直径、深さがともに大きくなる様子がわかる。なお、Fig. 3の照射痕の直径の結果において、レーザー出力 30W 、距離 15mm の結果が 40W の結果とほぼ一致しているが、照射時のレバー表面の状態や照射痕の測定誤差など

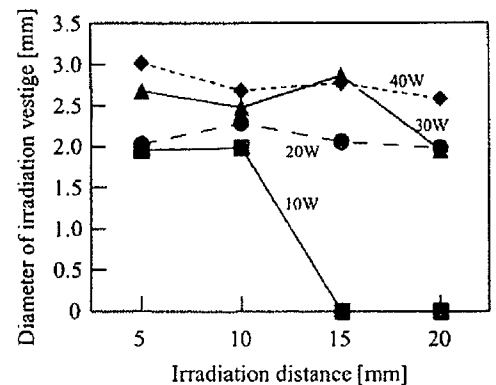


Fig. 3 Diameter of irradiation vestige for fixed laser output

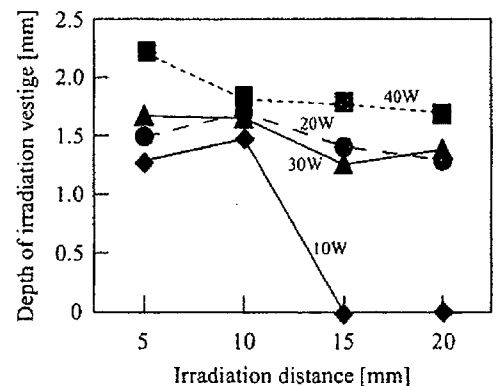


Fig. 4 Depth of irradiation vestige for fixed laser output

の影響と考えられる。また、レーザーの出力が10W、距離が15、20mmの結果は、直径、深さは共に0mmとなっているが、レーザーの出力が弱く、距離が遠いため照射痕が確認できなかった。これらの結果より、照射痕の直径は約2.0~3.0mm、深さは約1.3~2.2mmであった。

4. 温度センサを用いた昇温特性の測定

Fig. 5は、本論文で検証を行う血管とレーザー照射点の関係を示しており、上図が内視鏡映像により血管を観察している様子を、また下図は上図におけるabの断面図を示している。双胎間輸血症候群の治療は、主に妊娠18~26週までに直径約1~2mmの血管に対して行うため、本論文では2mmの血管を想定する²⁾。レーザー照射時では、照射点の温度は急激に数百℃まで上昇するため、温度センサを破損する可能性がある。このため、フィードバック制御を行う際の温度情報は、照射点から一定の距離だけ離れた

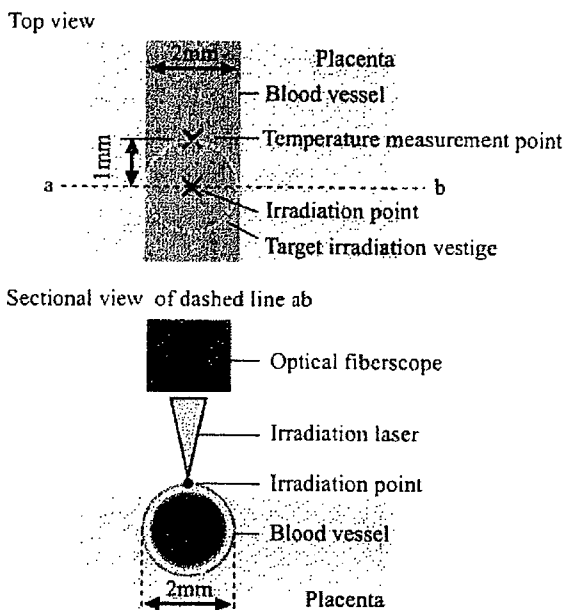


Fig. 5 Relation between blood vessel and irradiation point

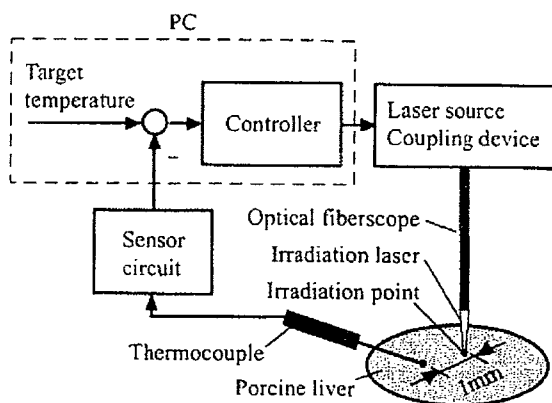


Fig. 6 Feedback control system with temperature sensor

た場所の温度を計測する。前節の結果より、本装置では直径約2~3mmの領域を焼灼することが可能であり、血管の中心にレーザーを照射した場合、胎盤までの距離は1mmとなる。血流方向に1mm離れた場所の温度が血液凝固温度に達すれば、照射部の温度は血液凝固温度以上になるため、血流遮断が可能であると考えられる。このため、本論文では1mm離れた場所の温度を測定管理し、レーザー照射出力制御を行うものとする。

Fig. 6は、豚レバーに対してレーザー照射出力制御を行うためのフィードバック制御系の構成を示している。本論文では、照射点から1mm離れた場所の温度を目標温度まで焼灼するため熱電対を設置し、センサ回路を介して温度情報をPC内に取り込む。PC内では、目標温度との偏差に基づき、コントローラから適切な指令をレーザー装置に送り、レーザーの出力を制御する。

温度管理する際の基礎特性として、一定出力のレーザーを照射した場合の昇温特性を求めた。実験条件は、豚レバーを37℃の生理食塩水中に設置し、また照射距離が10mmになるようにファイバ先端を固定し、レーザーを3秒間照射した。サンプリング周期は50msとし、PCとレーザー装置はシリアル通信によりデータを送信した。

Fig. 7, 8は、実験結果を示しており、Fig. 7は実験開始5秒後に、PCから10~40Wのレーザーを10Wずつ調整して照射した場合の実験結果を、Fig. 8は照射開始直後の拡大図を示している。Fig. 7より、レーザーの出力が高くなるほど昇温速度が速くなる様子がわかり、出力40Wでは照射開始後3秒で約190℃まで温度が上昇している様子がわかる。また、Fig. 8より、照射開始後0.35秒間は、昇温が見られず、約7サンプルの遅れを有することがわかる。

5. 照射制御の結果

前節で求めたステップ応答より、温度管理のためのモデル化を行い、コントローラ設計を行った。コントローラは、次式で表されるPIDコントローラとし、3つのゲインを試行錯誤により調整した。

$$C(z) = K_p + \frac{K_i z^{-1}}{1 - z^{-1}} + K_d(1 - z^{-1}) \quad (1)$$

実験は、常温の水中に設置された豚レバーに対して、実験開始10秒後に目標温度まで昇温させるように行った。目標温度は、蛋白変性が生じる60℃に設定し、レーザー出力の上限を20Wに設定した⁵⁾。

Fig. 9~11は実験結果を示しており、Fig. 9は熱電対で検出した温度、Fig. 10はFig. 9における60℃付近の拡大図、Fig. 11はPC内で演算されたレーザー出力の指令値を示している。Fig. 9より、常温のレバーが照射開始後約7秒で目標温度60℃に到達している様子がわかる。また、Fig. 10より目標温度に対する制御精度は、図中の

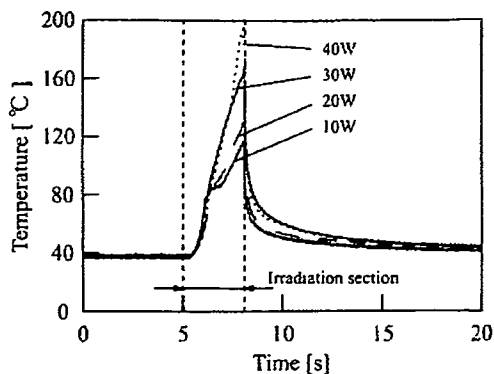


Fig. 7 Experimental result for step response

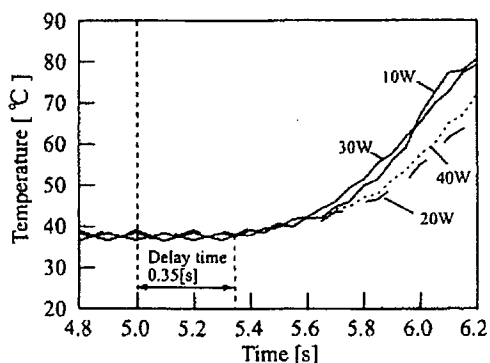


Fig. 8 Experimental result for step response
(Enlarged figure of Fig. 7)

点線で示された $\pm 0.5^\circ\text{C}$ 以内であり、非常に高精度に制御されていることがわかる。一方、Fig. 11よりレーザー出力の指令値は、ノイズの影響も少なく良好である様子がわかる。これらの実験結果により、本制御システムでは目標温度に対して正確なレーザー照射出力の制御が実現できたといえる。

6. おわりに

本論文では、双胎間輸血症候群に対するレーザー照射出力制御の基礎検証を行うため、熱電対を用いたフィードバック制御系を構成した。豚レバーに対する照射実験を行った結果、目標温度 60°C に対して定常値を $\pm 0.5^\circ\text{C}$ 以内に抑えることができ、良好な制御結果が得られた。

今後の課題として、目標温度を変更した場合について検討し、さらに動物実験を通して、目標温度、目標温度保持時間と血流の関係について検証する予定である。また、本論文では、熱電対を用いて実験を行ったが、子宮内に熱電対を設置することはできないため、熱電対を用いることなくレーザー照射出力制御を行う手法についても検討する。

参考文献

1) 千葉敏雄, 北川道弘, 左合治彦, 林聡, 松岡健太郎: 一絨毛膜性双胎と胎児外科治療 (1), 産科と婦人科, 71 巻, 10 号, 1359-1366, 2004.

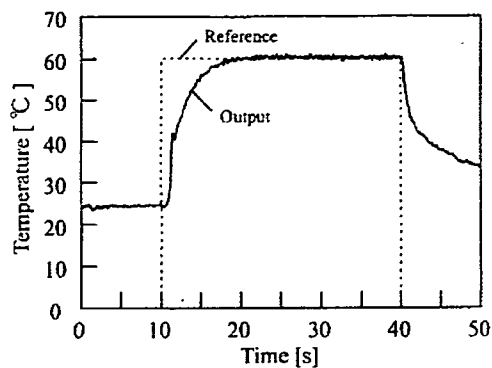


Fig. 9 Experimental result of irradiation control

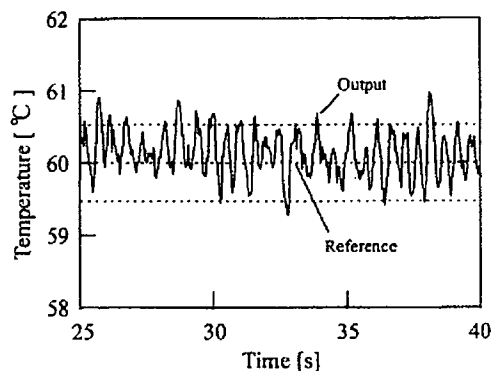


Fig. 10 Experimental result of irradiation control
(Enlarged figure of Fig. 9)

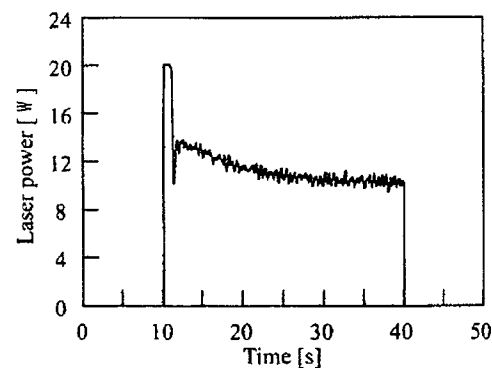


Fig. 11 Control input given to laser source

2) 千葉敏雄, 北川道弘, 左合治彦, 林聡: 一絨毛膜性双胎と胎児外科治療 (2), 産科と婦人科, 71 巻, 11 号, 1766-1711, 2004.
3) 千葉敏雄, 北川道弘, 左合治彦, 林聡: 一絨毛膜性双胎と胎児外科治療 (3), 産科と婦人科, 71 巻, 12 号, 1886-1893, 2004.
4) K. Oka, T. Nakamura, K. Harada, Y. Ohkawa, T. Hidaka and T. Chiba, "Development of laser forceps for fetal surgical treatment", World Congress on Medical Physics and Biomedical Engineering, pp.2976-2979, 2006.
5) 谷野隆三郎, 波利井清紀: レーザー治療: 最近の進歩, 克誠堂出版, 2004.

Micro Monitor of the Blood

A team of researchers at the University of Tokyo has developed a micro-sized device for detecting sudden change in a patient's condition before and after surgery. Team leaders **Dohi Tetsuji** and **Shimoyama Isao** report.

In the medical field, blood oxygen levels are used as a barometer of sudden changes in the patient's condition during surgery and otherwise. Blood contains oxidized hemoglobin, which has combined with oxygen, and reduced hemoglobin, which has not. Low blood oxygen levels, or in other words, low levels of oxidized hemoglobin, are a danger signal signifying that the patient's status is changing for the worse. The two types of hemoglobin absorb light at different rates based on wavelength, so the typical method for measuring blood oxygen is to analyze the light absorption spectrum of the blood.

Using the latest technology, our research team at the University of Tokyo produced a prototype for a micro-sized light absorption spectrum measuring device. Since the size of this device is a mere 2 millimeters square, it can be inserted into a capsule with a wireless transmitter. With further improvements in the future, the device could be implanted under a patient's skin or into the body of a fetus, thereby providing constant monitoring of blood oxygen levels. Such a device would immediately detect sudden changes in body condition and would contribute greatly to managing a patient's health both before and after surgery.

Optical bioassays are used widely in the medical field since they have little or no adverse effect on the patient. Pulse oximeters that calculate blood oxygen by irradiating light on the patient's finger and measuring light absorption are now in wide use. However, the smallest of these devices are still as large as a wristwatch and cannot be implanted under the skin or in a body cavity.

In order to fabricate our micro device, we used MEMS (micro electro mechanical systems) technology, which uses semiconductor-manufacturing technology to produce micro electrical and mechanical elements. Using the principle of the Fabray-Perrot interferometer, we were able to miniaturize a spectrometer that divides light into different wavelengths and measures them. The Fabray-Perrot inter-

ferometer is made up of two semi-transparent mirrors with a gap between them equivalent to the wavelength of light. Light interference occurs between the gap of two mirrors so that only light of a specific wavelength is allowed to pass through. By changing the gap between the semi-transparent mirrors, the wavelength of the transmitted light can be controlled. This method of spectrometry can not only extract light of a specific wavelength, but it is easily miniaturized and is compatible with MEMS fabrication technology.

Our goal was to separate light into its different spectral components in the 400

transferred to the substrate.

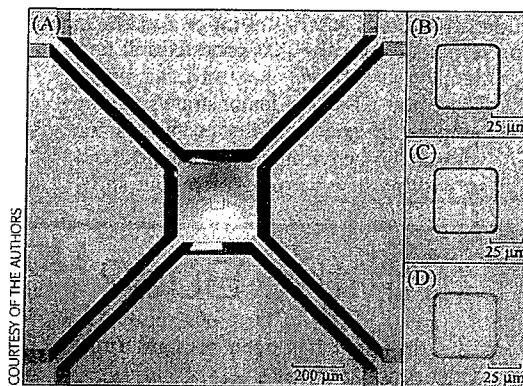
The first stage in constructing our device was to fabricate thin-film mirrors on top of the glass substrate and the silicon wafer which is the movable mirror. The two thin-film mirrors are the semi-transparent mirrors. The two wafers were then bonded together and the excess portions of the movable mirror were removed to complete the device. As the photo shows, the movable mirror is supported by four beams and the semi-transparent mirrors are positioned in the center. The gap between the mirrors is controlled by static electricity produced by applying voltage to the device. By applying voltage in the 0 to 300 volt range to the micro spectroscopic device, the peak wavelength of light transmittance reached the 550 to 950 nanometer range found in conventional spectroscopic analyzers.

We then combined our micro Fabray-Perrot interferometer prototype with a light detector to make a device that is capable of measuring the spectrum of absorbed light. Since the light absorption rate of oxidized and reduced hemoglobin differs greatly at wavelengths of 700 to 800 nanometers, our device can accurately measure blood oxygen levels.

Using a pig as a test animal, we measured blood oxygen levels in arterial blood, which contains high oxygen levels, and venous blood, which does not. Blood oxygen measurements were obtained, albeit with an error rate of around 20 percent.

Because our device can separate light two-dimensionally into component wavelengths, when it is used in place of an RGB filter in an image-measuring device, blood oxygen levels at a specific site can be measured two-dimensionally with RGB images. By applying this device to the field of endoscopy, an organ or tissue can be diagnosed at the same time that it is being observed. □

DOHI Tetsuji and SHIMOYAMA Isao are, respectively, research associate and professor at the Department of Mechano-Informatics, Graduate School of Information Science and Technology, University of Tokyo.



On the left, a photograph taken with a microscope shows the overall structure of the micro spectroscopic device prototype. The interferometer is positioned in the center. (B), (C) and (D) on the right hand side show the changes in light transmittance from the interferometer caused by tuning the gap between the mirrors.

to 1,000 nanometer range, which is the wavelength range used in conventional spectroscopic analyzers for blood analysis. With conventional micro Fabray-Perrot interferometers, the light transmittance spectrum cannot be sequentially tuned within this range. The difficulty is not only that the mirrors must have a high reflectance and high degree of evenness, but also that the interferometer must be tunable over a broad range of wavelengths despite the narrowness of the gap between the mirrors. We solved these issues by fabricating our interferometer's substrate and movable mirror in two separate wafers. In our device, the movable mirror is

Balloon-Based Manipulator with Multiple Linkages for Intrauterine Surgery

Noriaki Yamanaka, Kiyoshi Matsumiya, Ken Masamune, Takeyoshi Dohi
Graduate School of Information Science and Technology, The University of Tokyo

Hiomasa Yamashita, Toshio Chiba
Department of Strategic Medicine, National Center for Child Health and Development

Hongen Liao
Graduate School of Engineering, The University of Tokyo

Abstract — This paper describes a manipulator for controlling position and posture of fetus in uterus and a surgical procedure for supporting the fetus in intrauterine surgery. The manipulator is equipped with multiple linkages and a balloon to support the fetus softly in the uterus. The linkages with two bending mechanisms are designed for inserting the balloon to an optimal position under the fetus. The balloon is fold before the operation and inflated by saline water after arriving at the required position in the uterus. Accuracy evaluation showed that the standard deviations of the bending angle of the wire-driven mechanism and the linkages-driven mechanism were 1.0 degree and 2.5 degree, respectively. Force experiment showed that the balloon-type stabilizer could generate load-bearing power of 500 gf. Furthermore, the manipulator could be well controlled with guidance of ultrasound images. The manipulator could minimize injure to the fetus since the area contacted with the fetus by the balloon could be well controlled.

I. INTRODUCTION

MYELOMENINGOCELE (MMC) is one of the most common in spina bifida, which is a devastating congenital defect of the central neural system. The patient suffers from orthopedic disabilities, bowel and bladder dysfunctions and mental retardation after birth. This disease occurs 1 case per 2000 birth, and the rate tends to increase.

The disease of MMC is that when neural cord is constructed in early gestation, this process is not completely done and the tube is left opened. Additionally vertebral arches and skin on it are also not closed. Although these primary defects occur, the neural tissue itself is normal in early gestation. Since the spinal cord is exposed in uterus, direct trauma, hydrodynamic pressure and chemical stimulus by amniotic fluid damage spinal cord in whole period of gestation, which causes secondary injuries. And leak of cerebrospinal fluid (CSF) through the opened spinal cord may cause Arnold-Chiari malformation (hindbrain hernia) leading to hydrocephalus.

The treatment for MMC after birth aims to prevent spinal

tissues from infections by neurosurgical approach, but it is not an effective method. To prevent dysfunctions, the treatment should be performed before the destruction of the spinal tissue since the functions becomes irreversible after the birth. Surgical treatments like covering, suture and patch the spinal cord in fetal surgery, could prevent it from secondary damages and maintain the neural functions [2,3]. Fetal neural tissue may regenerate if an injury occurs prior to myelination which almost completes at 24 weeks gestation. The damage on the spinal cord will be small when the earlier repair is performed. However, the treatment before 18 weeks gestation is technically difficult because the skin of the fetus is fragile like gelatin. Most of the treatments on fetus are performed from 19 to 24 weeks gestation [1].

Up to now, fetal treatment for MMC is open surgery. Endoscopic approach is preferable [6-12], since it is minimally invasive to the mother and the fetus and could decrease the risk of complications, for example prematurely delivery [3-5]. However, endoscopic surgery is difficult to be performed since it requires more skill. Another reason is that since the fetus is floating in amniotic fluid, it is difficult to perform a long and precision treatment. To solve these issues, a device is required to stabilize the fetus in endoscopic intrauterine surgery [9-12].

Previous study includes development of a suction type stabilizer with silicone tube is small for insertion to uterus [10]. However, the area of the fetal skin sucked by negative pressure may be congested with blood. We developed a manipulator with flexible balloon-based stabilizer [11]. The area to contact with the fetus becomes large by swelling a balloon after insertion to the uterus. However, the umbilical cord may be pressed when the fetus is supported beneath because balloon is inflated into a circular shape.

We develop a new manipulator which can avoid the umbilical cord. The manipulator can be separated for sterilization and the balloon can be used to stabilize the fetus in a large area. The results of mechanical performance, balloon load-bearing power and fetal model supporting under the ultrasonic images guidance are also described.

This work was supported in part by the Grand-in-Aid of the Ministry of Health, Labor and Welfare in Japan, the Grant-in-Aid for Scientific Research of the MEXT in Japan and Japanese Society for Medical and Biological Engineering.

II. METHODS AND MATERIALS

We designed and fabricated a prototype of manipulator to support fetus in uterus. The diameter of incision should be small for minimally invasive surgery. Manipulator has holding mechanism which consists of two bending mechanisms, one is used to bend hook-like mechanism with a balloon to a required shape in fetus supporting, and another is used to adjust the holding plane of the hook-like mechanism. Ultrasound and endoscope are also used to guide the intrauterine surgical treatment.

A. Procedure to support fetus

Fetus is rotated and moved when being pushed at lumbosacral area during surgery. The center of mass is around chest. In order to support fetus stably without touching umbilical cord, trunk of the body especially from side to chest should be held up below abdomen (Fig.1). Supporting stability is ensured by making contact area large in orientation of fetal height and fit the fetal waist. It is easy to keep away from the umbilical cord by large space around umbilicus.

The manipulator is equipped with two bending mechanisms. One is for getting the hook-like mechanism with a silicone balloon into a required shape in fetus supporting and the other is for adjusting the plane of the hook-like mechanism corresponding to insertion angle and point which is far away from place of placenta.

The procedure of the manipulator is supposed as follows. To ensure the surgical space of intrauterine treatment, the uterus can be inflated with saline or Ringer's solution. The manipulator is arranged as straight form and the balloon is fold to be minimum size before the insertion. Then the manipulator is inserted through a trocar, fixed on a small incision in the back side of the fetus. The holding mechanism is bent to suit the fetal body and the balloon is swollen up with saline under the guidance of endoscope and ultrasound.

B. System configuration

System of the manipulator is configured with manipulator itself, control unit and water injection unit (Fig.1). We control the manipulator by a dialog on PC. Water injection unit includes tubes made of teflon and silicone and a roller pump to keep saline clean easily.

Ultrasound and fetoscope is necessary to observe in uterus. Since the sight of fetoscope is narrow and may be cloud by amniotic fluid, ultrasound plays major role.

C. Manipulator mechanism

Holding mechanism is the most important part of the manipulator to support fetus in uterus.

Hook-like mechanism for supporting fetus consists of 5 frames connected by pin, which means 4 joints, and driven by two stainless steel wires (Fig.2). The wires, tied to the tip frame, pass through each side of the other frames and tied to a pulley with different radius for reeling up and reeling off.

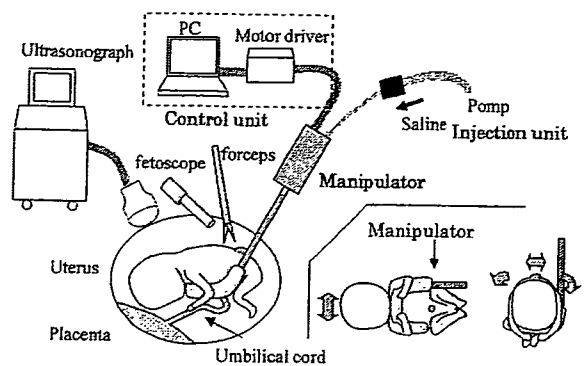


Fig. 1. System configuration and method of supporting fetus. Manipulator fits the fetal abdominal sides from the beneath.

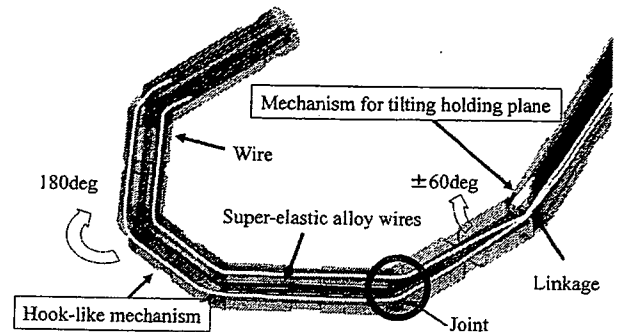


Fig. 2. Holding mechanism. Hook-like mechanism is driven by wires. Bending space is small since manipulator bend from tip by super-elastic alloy wires. Mechanism for tilting holding plane is controlled by the linkage corresponding to the insertion point.

Since each of 4 joints can bend 45 degree, manipulator can bend 180 degree as a whole. By bending, the width between tip and root frame gets smaller and meet the fetal abdominal sides, and the middle frame supports the chest. The size of the fetus would be various because the period for surgery is long and the development of the fetus would be different one by one. In order to meet wide range of the size, the bending angle can be fine controlled.

The hook-like mechanism should be bent into a half circle of about 180 degree for corresponding small fetus, while the angle should be smaller if the fetus is bigger. Further, it is taken into consideration that the space made by bending should be small in order to reduce the risk of contact with placenta. It depends on the sequence of bending, as it is smallest in bending from tip or the largest in bending from root side. The hook-like mechanism bends from tip in sequence since the joints have different hardness in order by super-elastic alloy wires, of which diameters are 0.3 mm and 0.5 mm. The wire tension becomes larger with bending point coming to root frame.

The other mechanism on base shaft bends vertical to holding plane, corresponding to insertion angle and point (Fig.2). The range of bending is ± 60 degree. This mechanism is driven by linkages, so as to withstand heavy moment while supporting fetus. And the motion driven by linkage without slack and elongation is more accurate than that driven by

wire.

In practical use, surgical tools have to be cleaned and sterilized. The holding unit meets autoclave sterilization and can be separate from driving power unit, which meets ethylene oxide gas (EOG) sterilization for electric devices. The pulley for wires is connected to motor at an Oldham's coupling, and driven directly by motor (RE10, maxon). An attachment on the linkage rod fits a nut on feed screw, which is connected to a motor for converting rotation to linear movement, and a taper key locks them (Fig.3).

The manipulator weighs just 450 g as a whole, due to the smallness and lightness of the motor. It is not hard to operate during surgery.

D. Balloon mechanism

Balloon is made of silicone because rubber expands to larger size and absorbs shock softly than plastic sheet, and latex may cause allergy. The balloon, of which membrane is about 0.3 mm thick, consists of two cylinder bonded on outside. One cylinder is for expanding to support fetus, with a slender silicone tube to connect to stainless tube in the pipe of holding unit. The other cylinder is for covering the mechanisms.

As well as the holding unit and driving power unit can be sterilized, the balloon is to be disposable and can be separated from the holding unit. When the balloon is attached to the holding mechanism of the manipulator, hook-like mechanism is inserted to covering part of the balloon and the silicone tube connect to stainless tube, then balloon is fixed on gap of each frame by clips (Fig.4). Since the balloon follows the holding mechanism, balloon can turn to appropriate shape by its bending (Fig.5).

Sterilized air is an option for balloon inflating. However, it has a risk of leak, furthermore, reflection of the air will limit the use of ultrasound device. Since saline also assures safety and ultrasound can pass through it and we can observe under balloon. In this study, the balloon is inflated with saline.

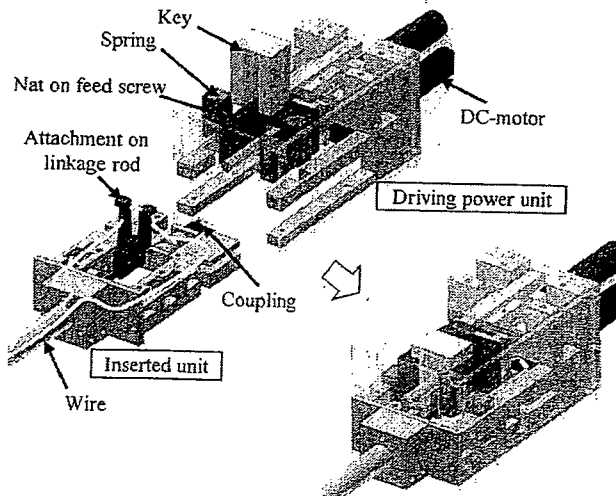


Fig. 3. Inverted unit and driving power unit are separated.

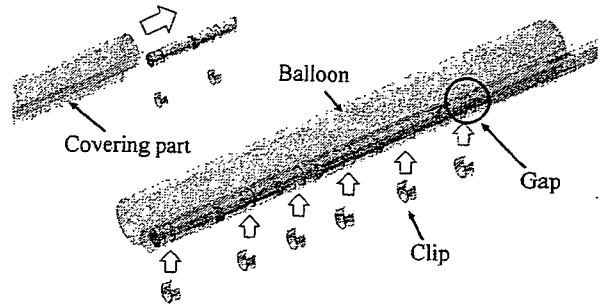


Fig. 4. Manipulator equipped with balloon. Manipulator is inserted into covering part on balloon and fixed by clips.

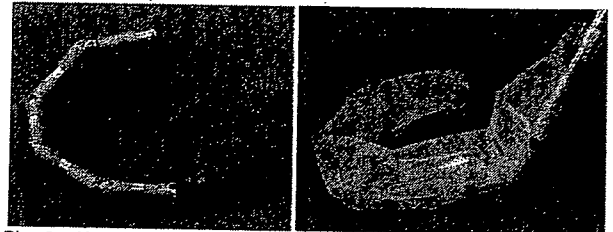


Fig. 5. Shape of manipulator in fetus supporting. Left: without balloon. Right: with balloon inflated by air.

III. EXPERIMENTS AND RESULTS

We carried out quantitatively evaluation for accuracy of bending performance and load-bearing power of the inflated balloon, furthermore qualitatively estimation of supporting a fetus model in water close to a practical situation with ultrasound guidance.

A. Accuracy evaluation of bending performance

The hook-like bending mechanism is most important part to support the fetus with fitting fetal abdominal sides. We examined the accuracy of the bending angle from 0 degree to 180 degree in steps of 30 degree with 5 trials. We took photos of the mechanism by a digital camera (Lumix DMC-FZ5, Panasonic) and calculated the bending angle between tip frame and root frame on photos (Fig.6). Since it bent about only half angle against input in former test, we gave double theoretical pulse number from PC.

Although the result showed that the error between theoretical and experimental performance was very big, the manipulator could bend from 0 degree to 176.9 degree and the standard deviation was within almost 1.0 degree, excepting one point around 0 degree, of which standard deviation was 5.2 degree (Fig.7-Left).

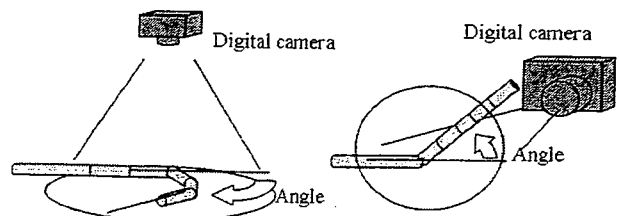


Fig. 6. Experiment setup of bending performances evaluation. Left: for holding fetus. Right: for adjusting holding plane.

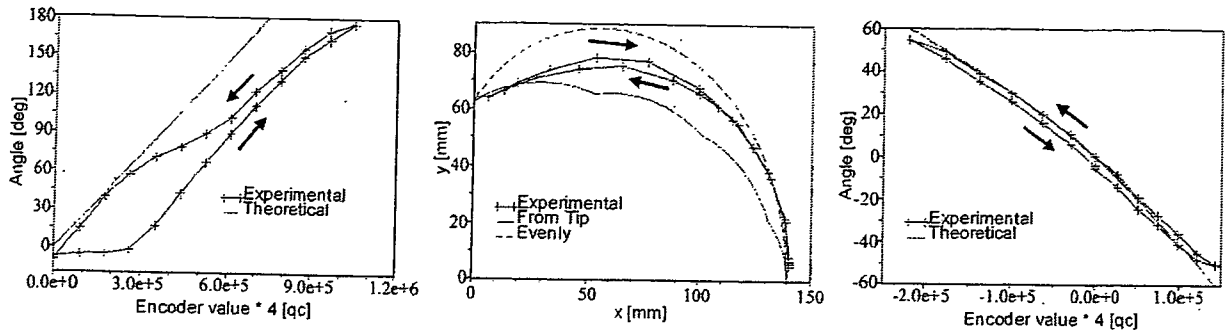


Fig. 7. Result of bending performances evaluation. Left: driven by wire for holding fetus. Center: path of end-effector. Right: driven by linkages for adjusting holding plane.

The path of the end-effector was also evaluated. The experimental space is larger than the theoretical one in bending from tip, but smaller than the theoretical one when all joints bend evenly (Fig.7-Center).

The bending mechanism for insertion angle consists of linkages. We carried out a test for evaluating accuracy of bending angle from -60 degree to 60 degree in increments of 10 degree. And we measured the bending angle between base shaft and root frame of hook-like mechanism.

The experiment showed that manipulator bent from -50.4 degree to 54.6 degree against target angle from -60 degree to 60 degree, and that standard deviation was 2.5 degree (Fig.7-Right).

B. Feasibility evaluation of balloon-type fetus supporting

We measured load-bearing power and softness of the inflated balloon to evaluate the safety in supporting fetus. Load-bearing power of the balloon means maximum force the balloon generates without contact fetus and the frames of the manipulator in supporting the fetus. We put the holding mechanism with the balloon in water and bent hook-like mechanism about 180 degree and injected water by pump. After injecting water for over 60 second, we measured the power 5 second apart until the balloon was broken. We pushed down the balloon vertically with a case to contact whole balloon, measuring the whole load-bearing power by digital force gage (Fig.8). The case was a little heavier than water and the contact area is 90 mm × 60 mm. Furthermore, we measured partly load-bearing power to estimate the softness of balloon. We measured the power of the balloon on three points; the tip, the middle and the root frame of the hook-like mechanism with a cylinder of diameter 20 mm. We made the average value of the three as a partly load-bearing power. We carried out the experiment for two balloons.

The experimental results showed that whole load-bearing power of one balloon was up to 520 gf and the other was up to 620 gf. In addition, the partly load-bearing powers of both balloons were about 100 gf when the balloons generated 500 gf as a whole load-bearing power.

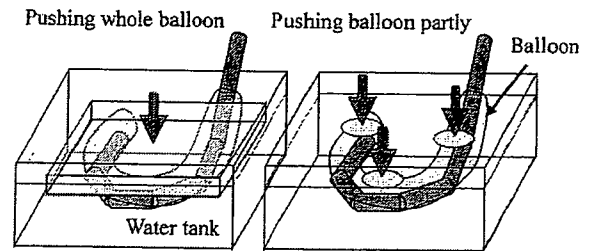


Fig. 8. Pushed area of balloon. Left: pushing whole balloon with case. Right: pushing three points; tip, middle and root frame.

C. Simulation experiment of fetus model supporting

We estimated the size, the bent shape of manipulator and the procedure in fetus supporting.

1) Fetus model is placed in water simulated as amniotic fluid. The fetus model weighed 690 g, its volume is about 700 cm³, its height is about 35 cm and width of abdominal sides is 6cm. The model is considered to be about 25 weeks gestation or more over the period for surgery. And its leg was floating and the head went to the bottom.

We set the manipulator around one abdominal side of the model from back and bent the hook-like mechanism to suit the abdominal sides, keeping away from fetal navel. After the end-effector bent to the beneath of the other side, the balloon was inflated with water, taking about 70 second. Then the mechanism for adjusting the holding plane was controlled to keep the fetus stable. The balloon suited the abdominal sides and supported the fetus without touching the frames of the manipulator (Fig.9).

However, the clips broke the covering part on the balloon when they were loose and then the balloon partially slipped away from manipulator.

2) We carried out another simulation more close to the clinical procedure with fetus model in uterus model in target period. The manipulator was inserted with balloon through a hole into the uterus model around the abdominal side of the fetus model. Although we tried to bend the hook-like mechanism below the chest of the fetus, it was hard because the density of the model was larger than water and sank down. We supported the fetus by hand from outside of the uterus and bent the mechanism to the other abdominal side. Then the

balloon was inflated by water.

It was not stable to support the fetus because the width between tip and root frame was large to the fetal sides when manipulator was bent 180 degree, that is the area of contact between the balloon and the fetus is small. But it became stable when put the fetus between the balloon and the uterine wall (Fig.10). The balloon prevented the contact between fetal chest and frame as first experiment, but fetal limb touched the frame from side, where the balloon did not swell.

3) Similar simulation using a larger fetus model in uterus model as above also has done. The fetus model used for simulation experiment is about 30 weeks. Since the model is floating in the water, it is not difficult to bend the hook-like mechanism under the fetus. We controlled bending angle of about 150 degree to fit the fetus size and then support the fetus.

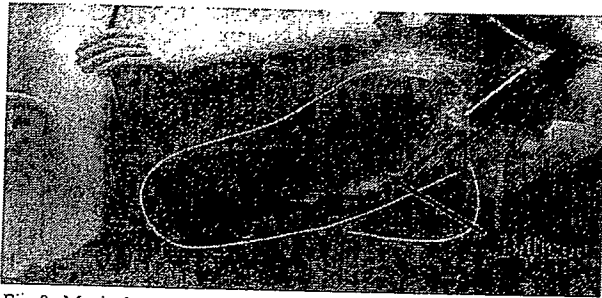


Fig. 9. Manipulator supporting fetus model in water. Manipulator stabilized fetus model without contact of fetus and frames.

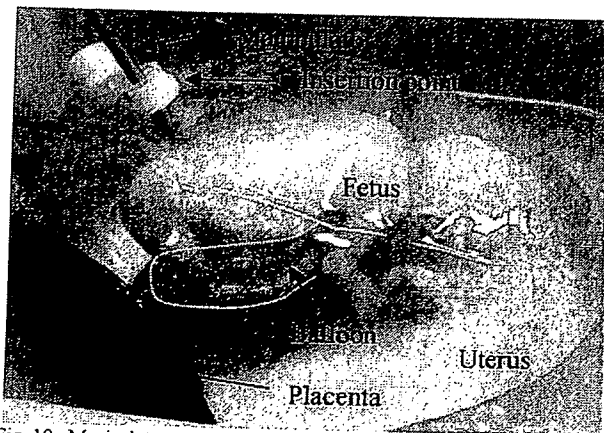


Fig. 10. Manipulator supporting fetus model in simulated uterus model.

D. Ultrasound guided manipulator implementation

We evaluated the feasibility of ultrasound guidance for the manipulator. We put ultrasound probe on water surface and took images of manipulator's bending motion and the inflated balloon.

The manipulator and its bending motions were visible, but the position of the end-effector in 3D space was not easily realized, especially when hook-like mechanism was bending (Fig.11). Condition under the manipulator was not sufficiently shown. On the contrast, the inflated balloon was clearly visible as well as we could measured its diameter.

IV. DISCUSSION

A. Mechanical performance of manipulator

The main cause of the bending angle error on the hook-like mechanism was that the wire slack around 0 degree. After reeling up the slack, the slope change of bending angle fits the theoretical one. We can make the error smaller by straining the wires at beginning. In spite of large error, the standard deviation of bending angle was within 1 degree. The bending performance of the mechanism for adjusting holding plane was almost fit the theoretical one and the standard deviation was 2.5 degree. The accuracy of the mechanisms would be sufficient to operate under the guidance of ultrasound or fetoscope and problems on manipulation can be resolved by calibration.

The path of the tip of the hook-like mechanism in bending was smaller than that of each joint's evenly bending, and its hysteresis error was about 4 mm, which reduced the risk that manipulator contacts placenta in bending and recovering to straight form.

B. Generative force of the balloon

Although it is not uncertain how large load the fetus is given in surgery, whole load-bearing power of 500 gf is thought to be enough to support. Partly load-bearing power of 100 gf is equal to 3.1 kPa, which is smaller than viscoelasticity of fetal (rat's) skin of 4 kPa [12]. The experiment showed possibility of supporting the fetus without injuring by the balloon.

We should measure the load on the fetus in clinical cases for some methods of covering exposed spinal cord, such as suturing and patching, in order to judge the usefulness of the

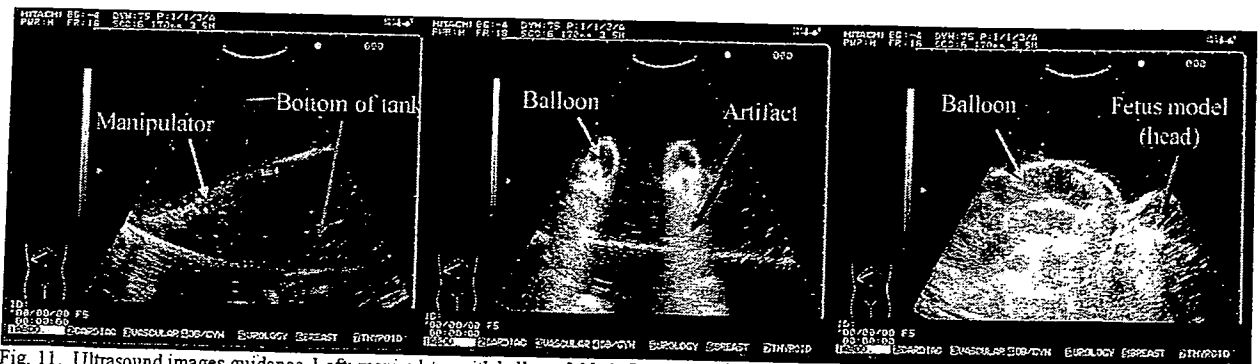


Fig. 11. Ultrasound images guidance. Left: manipulator with balloon folded. Center: inflated balloon. Right: manipulator supporting fetus model.