

been giving a good survival and a low complication rate to the twins. However, the narrow viewing area of endoscope used in the treatment, makes difficult the identification of connecting vessels. We have been developing placenta mapping system to improve the effectivity of the treatment. In this system, first we captured images of placenta surface and make the model of placenta, then performed 3D image mapping and displayed the placenta three-dimensionally. Experimental results show that the system could provide the overall image of placenta and help the surgeon in performing identification of connecting vessels.

Keywords Laser photocoagulation treatment · Image distortion · Active contour · Image mapping

1. Introduction

Twin-to-twin transfusion syndrome (TTTS) is a disease of the placenta that affects identical twins who share a single placenta (monochorionic pregnancy). The disease occurs when the shared placenta contains abnormal blood vessels which connect the twins, resulting in an imbalanced flow of one twin to another. The implication of this condition, one fetus (the recipient) may get too much blood, thereby overloading his or her cardiovascular system, while the other fetus (the donor) may experience inadequate supply of blood. If not treated, TTTS may bring a life threatening condition to both of the twins, and those who survive may suffer from many serious health problems.

Several types of technique have been developed for the syndrome's treatment. Laser photocoagulation is one of useful method, which gives a good survival and a low complication rate to the twins. In this method, a laser fiber and an endoscope are inserted into the uterus. Under ultrasound and direct video guidance, specific vessels that cause the blood-sharing problem are coagulated using the laser fiber to stop the imbalanced flow of blood between the twins. In current laser photocoagulation treatment, the connecting vessels are identified by visual measurement based on endoscope image. However, the narrow viewing area of endoscope makes the surgeon difficult to grasp the whole picture of placenta and decide whether the blood vessels that being observed is one of the connecting vessels or not. As a result, the surgical success relies on the surgeon's ability in memorizing the blood vasculatory system on the placenta surface.

To improve the safety and accuracy of laser photocoagulation treatment for TTTS, we proposed an image mapping system for mapping the endoscope image to the placenta model. This system will provide the overall image of placenta and enable the surgeon to perform identification of the connecting vessels. In the next section, first we introduce the system, then describe the methods for implementing the system. We then describe the experimental results in the following sections.

2. System introduction

Our image mapping system consists of an endoscope, an ultrasonograph device, a 3D position tracking system and a computer (Fig. 1). We use the endoscope to capture images of placenta surface, and the ultrasonograph to obtain the intra-operative placenta. Then 3D position tracking system is used to obtain the position and orientation of the endoscope and the probe of ultrasonograph. These position and orientation of placenta model. All of the obtained data are transferred to the computer. Then we correct the image distortion to make the endoscope images ready to be mapped. The image correction is performed only to the image area of a circle shape. We extract this image area with the use of active contour method. To map the images onto the placenta, first we calculate the corresponding positions of points on image data and placenta model. After obtaining the corresponding positions, we map the images onto the placenta model, and display the result in three-dimensional image. However, because we require the position of focal point of endoscope in performing

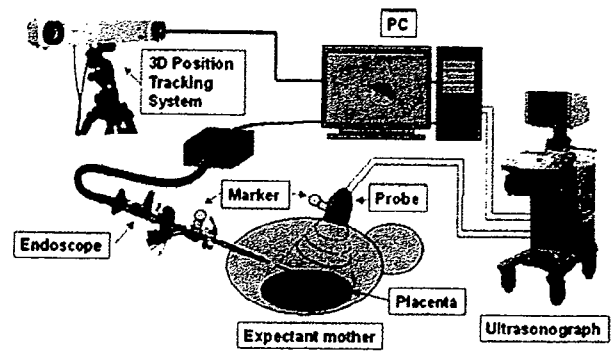


Fig. 1 Conceptual model of placenta mapping system

the image mapping, we calibrate the endoscope using point correspondences.

3. Methods

3.1 Endoscope calibration

In calibrating the endoscope, we use pinhole camera model as the endoscope model. Coordinate of point (X, Y, Z) on test pattern and its image (u, v) are related by :

$$\begin{bmatrix} u \\ v \\ 1 \end{bmatrix} \cong \begin{bmatrix} f & 0 & u_0 & 0 \\ 0 & f & v_0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \end{bmatrix} \times \begin{bmatrix} X \\ Y \\ Z \\ 1 \end{bmatrix} \quad (1)$$

where f and (u_0, v_0) are coordinate of focal point and optical point of the lens.

To perform the calculation, we use a plane of test pattern which is set to be perpendicular to the endoscope. Normal vector of the test pattern then is set to be Z-axis, therefore the focal point can be defined as $Z_0 + f_0$, where Z_0 is the distance from the test pattern to endoscope lens, and f_0 is the distance from the lens to the focal point. To eliminate the effect of optical point, we subtract the coordinates of two observed points, so that we can define the following equation. By using the least square method, we can calculate the focal point (f) and the distance from lens to focal point (f_0). However, because there is a distortion (Fig. 2b) in the endoscope image, we should correct this distortion first, which will be describe in the next section, before starting the calculation.

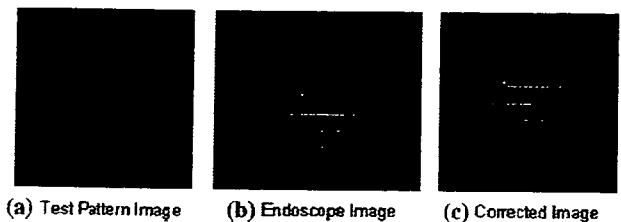


Fig. 2 Illustration of the effect of image distortion and result of image correction. **a** Test pattern image that is used as the object, **b** distorted image that is seen on the endoscope view, **c** corrected image resulting from the implementation of image correction method

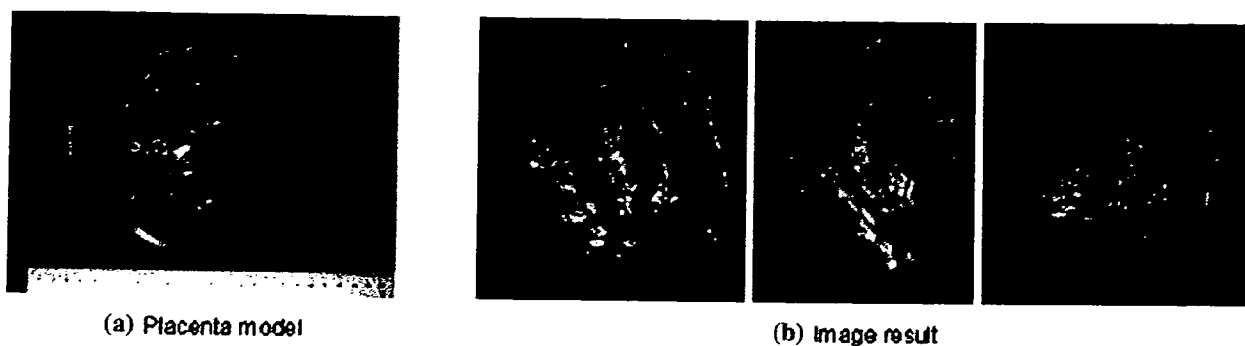


Fig. 3 Image of placenta model (a) and result of image mapping (b)

$$\begin{bmatrix} u_{i+1} - u_i \\ v_{i+1} - v_i \end{bmatrix} = \frac{f}{Z_0 + f_0} \begin{bmatrix} X_{i+1} - X_i \\ Y_{i+1} - Y_i \end{bmatrix} \quad (2)$$

3.2 Image area extraction and image correction

Correction of endoscope image is performed only to the figure in the image area of a circle shape (Fig. 2b). To obtain the image area, we use the active contour method [1]. However, active contour is greatly affected by the existence of image noise. To reduce the noise influence, first we pass the image through a low pass filter of Fast Fourier Transformation (FFT). Then, we apply the Gaussian filter onto the image to make blur the image, and reduce the noise more.

After obtaining the image area, we need to correct the endoscope image. This is because the using of fish-eye lens in the endoscope's camera make a barrel type spatial distortion due to wide-angle configuration of the lens (Fig. 2b). Therefore, compensation for this distortion is required in performing the image mapping to enable accurate measurement and registration of features in images. To correct the image distortion, first we compare the position of intersection point of lines on the captured image with those on the test pattern image, and then find the equation that describes the relationship between them. Position of each point on the captured image is measured from the optical center, which is found with the use of a low power laser beam [2]. The equation that describe the relationship, then will be used in correcting the position of every point on the captured image.

3.3 Texture mapping

In performing texture mapping, first we make the surface model of the placenta as a structure composed of triangle patches. In this study, we use MRI to substitute ultrasonograph, in modelling placenta surface. Then by assuming the endoscope as a pinhole camera model, we map every pixel on the images data onto the triangle patches through the focal point of the endoscope.

The position of the focal point and the triangle patches is tracked using a 3D position tracking system. The image position can be calculated using the position of focal point. Then, to map every image pixel, first we find the vector between the focal point and pixel position. Using this vector, we calculate the position of every image pixel on the plane of triangle patch and check whether the position is inside the triangle patch or not. Then, if the position is inside the triangle patch, we check whether the vector comes to the front or back of the triangle patch. The image pixel's corresponding position on the placenta model will be found when the vector comes to the front of triangle patch.

4. Result

We plotted on a graph the distance and rotation degree of intersection points on the captured image against those on the test pattern image. From the result, we knew that only the distance of points were distorted, and the polynomial equation that describes the distortion was $r_2 = -(3 \times 10^{-7}) r_1^3 + (6 \times 10^{-4}) r_1^2 - 9.98 r_1 - 1.04$, where r_1 is the distance on the captured image and r_2 is the distance on the test pattern image. By performing active contour method, we could get the image area and successfully corrected the image area automatically by using the above equation (Fig. 2c). Furthermore, from the endoscope calibration we got the distance from lens to focal point (f_0) is 7.73 [mm] and focal distance (f) is 434.02 [pixel].

We used a placenta model, where we colored its surface with red and blue colours to illustrate vein and artery, as the object in performing experiment to test our placenta mapping system (Fig. 3a). Then the placenta model was inserted into a container which illustrated the uterus. We modelled the placenta surface using *3D-Slicer*, and converted the surface configuration to triangle patches using *VTK*. Furthermore, we mapped the corrected endoscope images to the surface model. The result of mapped 28 images in three-dimensional image was generated using *OpenGL* (Fig. 3b). From these results, we found that this mapping system will be effective enough in providing a large-scale image of the placenta and enabling a surgeon to get the information in convenient way.

5. Conclusion

We developed a placenta mapping system for treatment of TTTS. The feasibility evaluation shows that the system operation is possible for intra-uterine TTTS treatment. The image mapping system can provide three-dimensional large-scale image of placenta surface, which enables surgeon to observe the blood vasculatory system. This can reduce the risk of missing the important vessels in the treatment. In future works, we are going to improve the accuracy of the image mapping and the quality of mapped image by doing image enhancement to get a clearer endoscope image. Furthermore, we are going to test the system in an in vivo experiment.

References

1. Williams D, Shah M (1992) "A fast algorithm for active contours and curvature estimation". *CVGIP Image Underst* 55:14–26
2. Shishir Shah, Aggarwal JK (1994) "A simple calibration procedure for fish-eye (high distortion) lens camera". *IEEE Int Conf Robot Autom* 4:3422–3427

Conclusions

The learning process indicates an improvement in the endoscopic skills of the subjects and confirms former studies [7]. Even after a break of 1 week between run 10 and run 11, the test subjects started on a significant better level than in the beginning.

The performance was not significantly better using haptic force feedback additional to visual control in this simulation, neither for time nor for collisions or economy of hand movement. This might be due to the aim of the training which was "avoiding collisions". It might also be due to the large magnitude of friction in trocars, as it was described by Lamata et al. [3] and Picod et al. [5].

The lack of additional benefit of haptic force feedback on learning curves may additionally be due to the limited steps of tissue preparation in endoscopic third ventriculostomy. Furthermore a collision with brain tissue produces a faint force which is often not recognized by the test subject.

From our experiment we draw the conclusion, that for surgical simulators with little tissue interaction or just small occurring forces, haptic force feedback is not necessary.

Acknowledgments

ICCAS is funded by the German Federal Ministry of Education and Research (BMBF) and the Saxon Ministry of Science and Fine Arts (SMWK) in the scope of the Unternehmen Region with the grant numbers 03 ZIK 031 and 03 ZIK 032.

References

1. Liu A, Tendick F, Cleary K, Kaufmann C (2003) A survey of surgical simulation: applications, technology, and education. *Presence* 12:599–614
2. Kim HK, Rattner DW, Srinivasan MA (2003) The role of simulation fidelity in laparoscopic surgical training. In: Ellis RE, Peters TM (eds) 6th International medical image computing and computer assisted intervention (MICCAI) conference LCNS, vol 15–18, pp 1–8
3. Lamata P, Gómez EJ, Sánchez-Margallo FM, Lamata F, del Pozo F, Usón J (2006) Tissue consistency perception in laparoscopy to define the level of fidelity in virtual reality simulation. *Surg Endosc* 20:1368–1375
4. Gerovich O, Marayong P, Okamura AM (2004) The effect of visual and haptic feedback on computer-assisted needle insertion. *Comput Aided Surg* 9:243–249
5. Picod G, Jambon A, Vinatier D, Dubois P (2004) What can the operator actually feel when performing a laparoscopy? *Surg Endosc* 19:95–100
6. Maass H, Chantier B, Cakmak H, Trantakis C, Kuehnappel U (2005) Fundamentals of force feedback and application to a surgical simulator. *Comput Aided Surg* 8:283–291
7. Strauß EK (2004) Evaluation eines OP-simulators in der Neurochirurgie, Universität Leipzig

Miniature bending forceps manipulator for intrauterine fetal surgery: mechanical performance evaluations

H. Yamashita^a, K. Matsumiya^a, K. Masamune^a, H. Liao^b, T. Chiba^c, T. Dohi^a

^aGraduate School of Information Science and Technology, The University of Tokyo, Tokyo, Japan

^bGraduate School of Engineering, The University of Tokyo, Tokyo, Japan

^cDepartment of Strategic Medicine, National Center for Child Health and Development, Tokyo, Japan

Abstract This paper proposes a miniature forceps bending manipulator of 3.5 mm diameter for intrauterine fetal surgery. We developed 2-DOFs horizontal and vertical bending mechanism

driven by an original wire-guided driving method with tip's part wire-driven forceps mechanism. The manipulator performed high bending positioning accuracy of minimum 0.1 mm and large bending force of maximum 2.57 N, however at tip-side horizontal bending mechanism, further improvement will be needed in linkage driving efficiency. While grasping force of forceps mechanism was 3.48 N, enabling sufficient grasps of tissues. In conclusion our new manipulator has high mechanical performance, and reduction of bending characteristic variations between bending DOFs can realize more secure and stable maneuverability for fine surgical procedures.

Keywords Forceps manipulator · Intrauterine fetal surgery · Wire-guided linkage driving method

1. Introduction

Fetal surgery is operated on fetus in around 19–25 weeks of pregnancy to treat fetal and placental morphologic defects, which are diagnosable early before birth, by means of relatively simple surgical procedures, and to stop their progressions into severe states [1]. For minimal invasive surgery, intrauterine fetoscopic surgery is very effective like laparoscopic surgery, however, instruments' insertion into uterus is limited by placental location, especially in case of anteriorly located placenta. Furthermore in therapy of fetal disease including myelomeningocele, because fetus is floating in amniotic fluid, fetoscopic surgical procedure is severely difficult. Therefore, conventionally ex utero intrapartum treatment procedures (EXIT) are operated popularly, however possibilities of infection, complication, premature birth and membrane rupture are high and their outcomes are poor. For the solution of these difficulties, it is useful to add multi degrees-of-freedom (DOFs) to the conventional straight-shape instruments in order to enable flexible maneuverability in the uterus.

The purpose of this study is to develop a miniature manipulator with 2-DOFs bending mechanism driven by wire-guided linkage driving method. For an end-effector, a wire-driven forceps mechanism is mounted on the tip part of bending mechanism for highly successful intrauterine typical surgical procedure. The results of mechanical performance evaluations are also presented.

2. Materials and methods

2.1 Bending mechanism

Bending mechanism is based on previously reported basic concept [2, 3], which consists of a finger-like multi-joint structure consisted of three frames and two joints (Fig. 1). Tip-side Frame1 and base-side Frame3 are in contact with each other at both arc parts and jointed by intermediate Frame2, which is driven by a linkage's pushing/pulling linear motion. Frame1 and Frame3 are also connected by a pair of stainless-steel wire-ropes (Wire-rope A and B), which is crossing at the contact point for slip-less bending motion between Frame1 and Frame3 from -90° to 90° . Unlike recently reported wire-driven mechanisms, a pair of wire-ropes in this mechanism has low risk of its wear and tear caused by re-

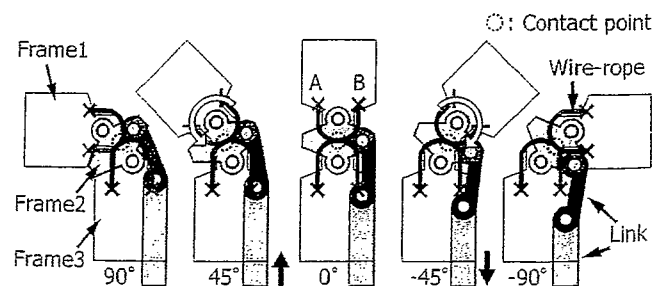


Fig. 1 Bending mechanism driven by wire-guided linkage driving method

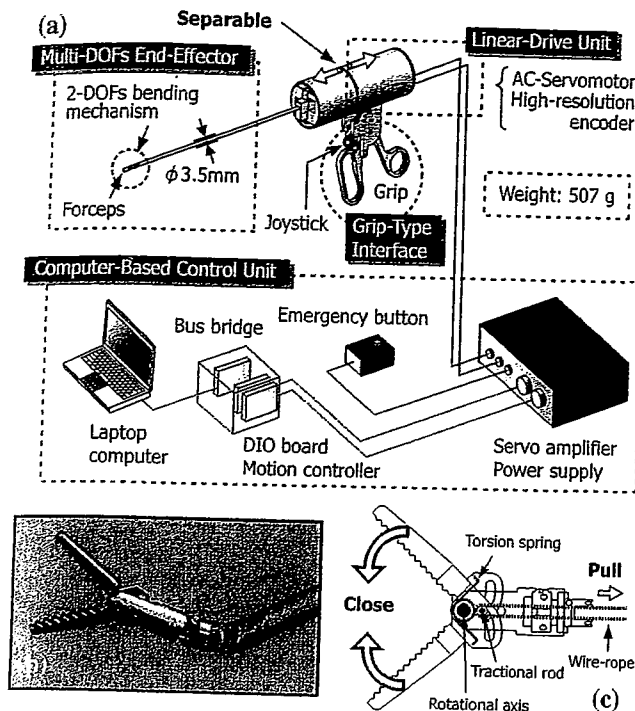


Fig. 2 a System configuration of the miniature bending manipulator. b Tip's part of the multi-DOFs end-effector and c detail of the wire-driven forceps mechanism

peated or powerful strain. The manipulator consists of connection of two bending mechanisms in a line. Base-side mechanism is assigned to vertical bending motion and tip-side mechanism is assigned to horizontal bending motion.

2.2 System configuration

System configuration of the manipulator consists of four parts (Fig. 2a). The first part is the multi-DOFs end-effector with two-directional bending mechanism and forceps mechanism (Fig. 2b). Diameter of this part is 3.5 mm. The second part is the linear-drive unit including two AC-servo linear actuators with high-resolution encoders which enable accurate PD-feedback control of linkage-driven bending mechanism. The third part is the grip-type interface with a joystick to control 2-DOFs bending angles and a grip to open/close forceps in one hand. The last part is the computer-based control unit. This part calculates required displacements of linkages for 2-DOFs bending motion inputted from the joystick and outputs signals to control the linear-drive unit.

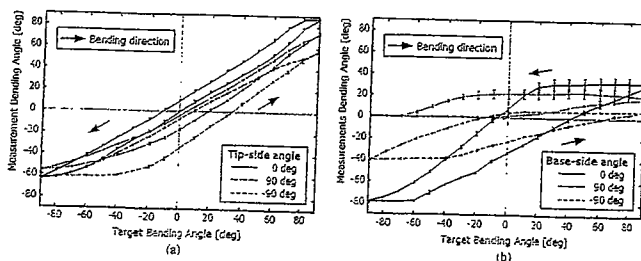


Fig. 3 Results of bending characteristics measurements ($N = 5$). a Hysteresis curves of base-side bending motion in case tip-side bending angle is set to 0°, 90° and -90°. b Hysteresis curves of tip-side bending motion in case base-side bending angle is set to 0°, 90° and -90°

The multi-DOFs end-effector and the linear-drive unit are easily separable for cleaning and sterilization for clinical application. Total weight of the manipulator without any electric cables was 507 g, which realizes easy and flexible maneuverability for fine intrauterine fetal surgery.

About an end-effector as shown in Fig. 2c, the forceps mechanism is driven by a stainless-steel wire-rope. Pulling a tractional rod to slide along circular slits on the forceps blades by wire-ropes' straining rotates a pair of forceps blades to close, and torsion spring's restoring force reverses a pair of forceps blades to open. Wire-ropes pass through a central channel of cylindrical frames. This forceps part is detachable from tip's frame and its function is exchangeable into such as shears and exfoliation forceps by change of blades' shape.

3. Results

In mechanical performance evaluations, at first we examined bending characteristics including bending range, bending repeatability error and tip's part positioning accuracy of the manipulator. Parameter in these measurements was the other DOF bending angle, which was fixed to 0°, 90° and -90°. We changed target bending angle in 10° step starting from 90° to 0°, -90°, 0°, and finally returned to 90° with five times repeatedly (Fig. 3). Bending angles were measured by an optical measurement instrument (FUJIFILM Corporation, FinePix F11), which had no distortion and high resolution of 0.07 mm. In base-side vertical bending motion, bending ranges were large despite tip-side horizontal bending angle, which were maximum 150.9°. Bending repeatability errors were small, which were minimum 0.4 ± 0.3 mm, corresponding to high positioning accuracy of minimum 0.2 ± 0.1 mm error. In tip-side horizontal bending motion, bending ranges were maximum 111.9°, which was smaller than one in base-side bending mechanism, and especially in case base-side vertical bending angle was $\pm 90^\circ$ bending ranges were smaller considerably. However, bending repeatability errors were minimum $0.5 \pm 0.2^\circ$, corresponding to higher positioning accuracy of minimum 0.1 ± 0.1 mm for intrauterine fine surgical procedures.

Next we examined bending force and torque of each bending DOF by a digital force gauge (NIDEC-SHINPO Corporation, FGP-2), of which resolution was 0.01 N, with ten times repeatedly. Bending directions were 0°–90° and 0° to -90°. In base-side vertical bending motion, bending force was maximum 2.57 ± 0.17 N, corresponding to bending torque of 68.72 ± 4.54 Nmm. And in tip-side horizontal bending motion, bending force was maximum 0.78 ± 0.01 N, corresponding to bending torque of 12.74 ± 0.17 Nmm. Performance in base-side vertical bending mechanism was high for its miniature diameter, however on the other hand, performance of tip-side horizontal bending mechanism was low because of low efficiency of power transmission from the link to rotational frames.

Finally we examined grasping force and torque of forceps mechanism driven by interface's handling with ten times repeatedly. This measurement was carried out by the same digital force gauge. Grasping force was 3.48 ± 0.18 N, corresponding to grasping torque of 17.40 ± 0.88 Nmm, enabling stable grasp of normal interperitoneal tissues [4]. However in practical fetal surgery, tissues are generally very fragile therefore it's necessary to do future sufficient validation with in vivo experiments.

4. Conclusion

Diameter of the manipulator is small enough for intrauterine surgery, which includes a sufficient central channel space to pass through wire-ropes to drive forceps blades' motion. From mechanical performance evaluations, repeatability of 2-DOFs bending motion is very high with enough positioning accuracy for fine surgical procedures. On the other hand bending ranges are largely different in bending mechanism. Particularly bending range of tip-side horizontal bending mechanism is small, so this

mechanism needs improvement especially in power transmission. In practical fetoscopic surgery, operability of tip-side bending mechanism is significant because it is close to the affected part, therefore reduction of performance variation in bending mechanisms can realize more secure and stable maneuverability for fine intrauterine fetal surgery.

A part of this work was supported by Health and Labour Sciences Research Grants in '05 (Research on medical devices for analyzing, supporting and substituting the function of human body; H17-Physi-006), FY2005 JSPS Grants-in-Aid for Scientific Research "Development of Next Generation End Effector and Navigation System for Computer Aided Surgery" (17100008), and Research Fellowships of the Japan Society for the Promotion of Science for Young Scientists (04140000227).

References

1. Harrison MR, Evans MI, Adzick NS, Holzgreve W (2001) The unborn patient: the art and science of fetal therapy, 3rd edn. Saunders, Philadelphia
2. Yamashita H, Kim D, Hata N, Dohi T (2003) Multi-slider linkage mechanism for endoscopic forceps manipulator. In: Proceedings of the 2003 IEEE/RSJ international conference on intelligent robots and systems, vol 3, pp 2577–2582
3. Yamashita H, Matsumiya K, Masamune K et al (2006) Two-DOFs bending forceps manipulator of 3.5-mm diameter for intrauterine fetus surgery: feasibility evaluation. *Int J Comput Assist Radiol Surg* 1(Suppl 1):218–220
4. Heijnsdijk EAM, Pasdeloup A, Dankelman J, Gouma DJ (2004) The optimal mechanical efficiency of laparoscopic forceps. *Surg Endosc* 18:1766–1770

A planning system for robot based abdominal minimally invasive surgery

C. Schönfelder^a, J. Raczkowsky^a, B. Müller^b, C. Gutt^b, H. Wörn^a
^aInstitute for Process Control and Robotics, University of Karlsruhe, Karlsruhe, Germany

^bGeneral, Visceral and Accident Surgery, University Hospital Heidelberg, Heidelberg, Germany

Abstract Selecting proper port positions for laparoscopic procedures is crucial to the success of the intervention. When performing minimally invasive procedures with a telemanipulator system, the positions and configurations of the robot arms are equally important. Preoperatively planning the setup can help solving these issues. For abdominal interventions the insufflation of the patient's abdomen prevents the direct use of the planned data. In this paper we present a system to plan and transfer the setup for abdominal minimally invasive procedures. Our system is composed of a preoperative planning module and an intraoperative registration and transfer module. A first version of the preoperative planning module was developed, which enables the surgeon to position the trocars and—in case of a robot based procedure—to arrange the robot system to get a configuration without possible collisions that offers good reachability and flexibility. The planned trocar positions are transferred into the operating room using projector based augmented reality techniques. The intraoperative module is used to register the patient to the preoperative data, to record the changes of the abdomen due to the insufflation and finally to project the adjusted planned trocar positions directly onto the patient's abdomen. An evaluation with a torso phantom showed acceptable accuracy.

Keywords Augmented reality · Computer-assisted surgery · Minimally invasive robotic surgery · Surgical planning.

1. Introduction

Choosing good trocar positions for laparoscopic procedures is very important for a fast and straightforward operation. For minimally invasive interventions performed with a telemanipula-

tor system like the da VinciTM surgical system (Intuitive Surgical Inc.) the placement of the robot base and the configuration of the arms are equally important and even more difficult. Poor choices for trocar positions or the manipulator configuration often result in prolonged operation times and additional ports may be necessary to complete the operation. Especially time-consuming is the introduction of an extra port when using a master slave telemanipulator system as the surgeon has to switch between the unsterile master console and the sterile operating table.

Using preoperative planning for the setup can help solving these problems. Several approaches have been proposed to plan port positions and robot configurations for a given intervention and a specific patient model. These methods include automatic optimizations [1–4] and planning using virtual environments and simulation methods [5, 6].

Transferring the planned positions to the operating room can be achieved with navigated instruments [1, 2] or augmented reality techniques [3, 5]. However, for abdominal procedures the insufflation of the patient's abdomen has to be taken into consideration. For these interventions an additional step to adapt the planned data to the changed environment has to be performed intraoperatively.

We propose a system that enables the surgeon to quickly plan operations preoperatively by using templates for specific interventions and patient classes and that has an intraoperative component which adapts the planned data to changed conditions in the operating room (e.g. an insufflated patient).

2. Methods

Our system is composed of a preoperative planning module and a mechanism to transfer the planned positions into the operating room.

2.1 Preoperative planning

Prerequisite for the planning system is a patient specific model which has to be obtained e.g. by segmenting preoperative CT, MRI or 3d-ultrasound scans. At a minimum we require a geometric model of the surface that will contain the trocars. However, including additional models (e.g. of obstacles like bones) is recommended.

A first version of the preoperative planning module (Fig. 1a) was developed enabling the surgeon to position the trocars and—in case of a robot based procedure—to arrange the robot system to get a configuration without possible collisions that offers good reachability and dexterity. For this virtual environment the slave part of the da Vinci surgical system was modeled geometrically. A kinematical model was determined and the inverse kinematics was derived allowing the surgeon to easily position and configure the manipulator within the virtual operating room. Fast collision detection and distance computation between geometric models was implemented (Fig. 1b). For this purpose we are using bounding volume hierarchies composed of oriented bounding boxes [7]. This allows real time collision tests and distance computations between the models in the virtual environment.

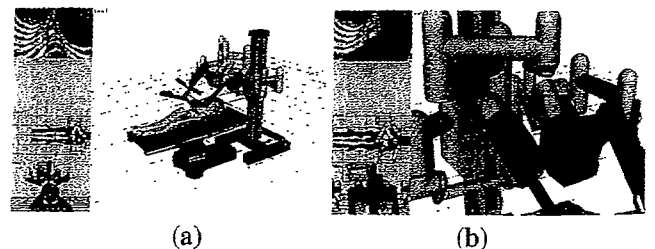
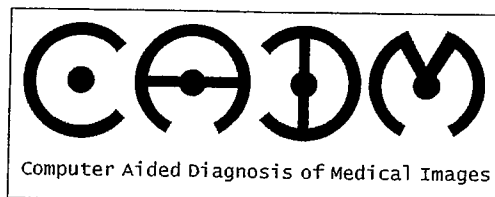


Fig. 1 a Planning port positions and manipulator configuration. b Detecting collisions between arm segments

第16回日本コンピュータ外科学会大会
第17回コンピュータ支援画像診断学会大会

合同論文集



会期：2007年11月2日(金)～4日(日)

会場：広島大学霞キャンパス内

広仁会館・保健学科棟

〒734-8551 広島市南区霞1-2-3

第16回 日本コンピュータ外科学会大会

大会長 浅原 利正 広島大学大学院先進医療開発科学講座外科学

第17回 コンピュータ支援画像診断学会大会

大会長 森 雅樹 札幌厚生病院

子宮内胎児保持のための多関節バルーンマニピュレータの細径化

○山中紀明^a, 山下紘正^b, 松宮潔^a, 廖洪恩^c, 正宗賢^a, 土肥健純^a, 千葉敏雄^b

^a 東京大学大学院情報理工学系研究科, ^b 国立成育医療センター特殊診療部,

^c 東京大学大学院工学系研究科

Miniaturization of Balloon-Based Manipulator with Multiple Joints for Stabilizing Intrauterine Fetus

N. Yamanaka^a, H. Yamashita^b, K. Matsumiya^a, H. Liao^c, K. Masamune^a, T. Dohi^a, T. Chiba^b

^a Graduate School of Information Science and Technology, The University of Tokyo, Tokyo, Japan

^b Department of Strategic Medicine, National Center for Child Health and Development, Tokyo, Japan

^c Graduate School of Engineering, The University of Tokyo, Tokyo, Japan

Abstract: This paper describes a miniaturized manipulator 4 mm in diameter with multiple joints for stabilizing a fetus for intrauterine surgery. In order to limit the translation and rotation of the floating fetus in amniotic fluid, the manipulator with a balloon holds fetal chest and abdomen ventrally from beneath. The manipulator has 3 bending mechanisms: A hook-like mechanism bends supporting plane of hook-like mechanism into an appropriate shape to support a fetus from beneath. A linkage mechanism is for tilting the limiting its lateral movement. Performance evaluation showed that the standard deviations of the bending angle of the hook-like mechanism and the linkage mechanism were 3 degrees and 2 degrees respectively. Therefore, the repeatability is considered sufficiently small for keeping configuration of the manipulator.

Key words: Intrauterine fetal surgery, Stabilizer, Balloon, Myelomeningocele

1. はじめに

胎児疾患のうち脊髄髄膜瘤は約2000人に1人と頻度が高く近年増加傾向にある。脊髄髄膜瘤は先天性の脊椎管の閉鎖不全により脊髄が腰仙部に露出する疾患で、子宮壁との物理的な接触や羊水による化学的刺激によって、妊娠早期には正常な脊髄組織の損傷が分娩時まで子宮内で進行する。その結果、出生後の歩行障害や排泄障害の原因となる。また、脳脊髄液の漏出や循環障害により水頭症の原因ともなる。従来の手術は出生後の治療による残された神経機能の保護と感染の防止を目的とし、根本的な治療とはならない。そこで胎児期手術によって障害を未然に防ぐ試みがなされ、妊娠19~25週の胎児に対し露出した脊髄の修復やパッチによる被覆が行われる¹⁾。当初、低侵襲な胎児内視鏡下手術が試みられたが、技術的な困難のため子宮切開の直視下手術に移行した。その困難な点の一つとして胎児が羊水中に浮遊性に移動することが挙げられる。この問題を解決するために子宮内で胎児の動きを制限するマニピュレータをφ4mmで試作したので報告する。

2. マニピュレータ屈曲機構

胎児体幹部を、腹側から支持しつつ側腹部を左右から挟み込む形状にて、その保持を行う(Fig.1)。この保持方法を実現するためにマニピュレータは3つの屈曲機構をもつ(Fig.2)。

A. フック状屈曲機構

4関節で構成され、直線形状から最大180°の屈曲が可能であり、臍帯を回り込むように体幹部を支持する(Fig.3-a)。駆動には2本のワイヤロープを用い、関節に配置した超弾性合金線を先端から順に硬くすることにより、先端側の関節から順

に屈曲させることが可能となる。これにより、屈曲する際のマニピュレータ先端の通過領域が小さくなり、子宮内へ挿入しつつ先端側から屈曲させることも可能となるため、胎盤組織に接触する危険性が小さくなると考えられる。

B. リンク屈曲機構²⁾

2関節で構成され、胎盤位置によって制限される子宮内への挿入点・挿入角度に対応するため、フック状屈曲機構によって作られる支持面を最大90°傾ける(Fig.3-b)。

C. 先端指屈曲機構

ワイヤ駆動により45°屈曲してリンク屈曲機構部との間に胎児を把持し、胎児の横方向への移動を制限する(Fig.3-c)。また、その先端部に取り付けられたシリコン製の円柱によって、マニピュレータ挿入時にマニピュレータ先端が胎児や羊膜などに接触した場合の損傷の危険性を小さくする。

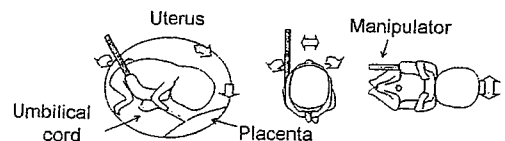


Fig.1 Method of holding fetus.

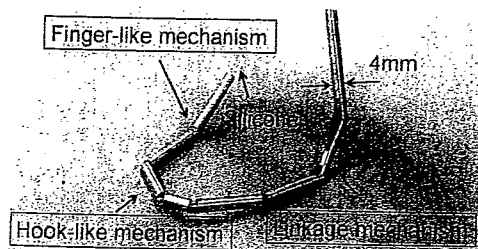


Fig.2 Configuration of manipulator in fetus supporting.

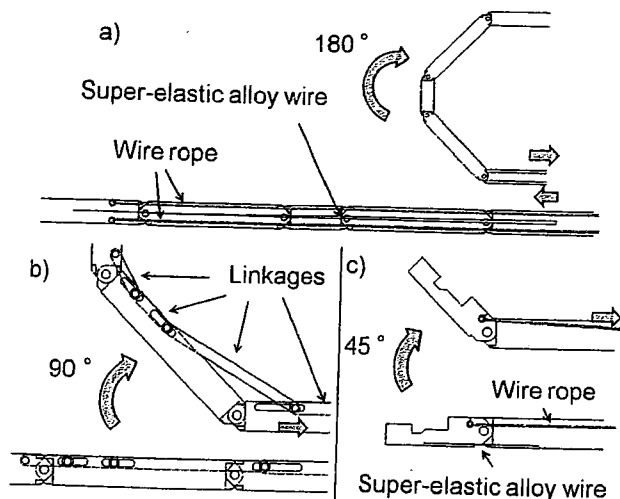


Fig.3 Bending mechanisms. a) hook-like mechanism. b) linkage mechanism. c) finger-like mechanism.

3. 屈曲動作実験

フック状屈曲機構の動作評価のために、xy ステージを用いてワイヤロープを1mm ずつ送り屈曲させた。その際のスライド変位量と先端フレームの屈曲角度、ワイヤ張力、先端フレームの軌跡を記録した。その結果、10mm の変位量に対し左右それぞれ 171°、170° の屈曲領域をもち、屈曲角度の標準偏差は約 3° であった (Fig.4)。ワイヤ張力は、屈曲角度の増加に伴って大きくなり最大で約 30N であった。先端フレームの軌跡における往復のヒステリシス誤差は約 3mm であった。

また、リンク機構の動作評価のために、リンクを 0.5mm ずつスライドさせ、スライド変位量に対する屈曲角度を計測した。結果は、初期角度のずれがあるが理論値に対してよい追従性を示し、角度の標準偏差は約 2° であった (Fig.5)。

4. 考察

フック状屈曲機構は、先端側から屈曲させるために使用している超弾性合金線により、屈曲角度の増加に伴って屈曲に必要なワイヤロープの張力が大きくなる。特に 160° 以上ではワイヤロープの伸び量が屈曲角度の変化量に対して大きくなり、180° の屈曲には至らなかった。しかし、170° 程度の屈曲においてもマニピュレータが胎児の両脇腹に沿う形状となるため保持は可能である。ワイヤロープの伸び量を抑えて 180° の屈曲領域を得るには、太めのワイヤロープを使用すればよいと考えられる。また、張力の変化に応じてワイヤの伸び量が変化する点は、制御する際に考慮する必要がある。屈曲角度の標準偏差は 3° であったが、保持形状となる屈曲角が大きい状態ではリンク屈曲機構部との間に作られるスペース幅の精度は約 2mm となり、胎児保持形状として十分な再現性を有すると考えられる。

リンク屈曲機構の理論値からのずれは、屈曲角度の追従性を考慮すると初期角度のずれが主な要因であると考えられる。屈曲角の標準偏差は 2° であるが、支持面の傾きの精度としては十分である。

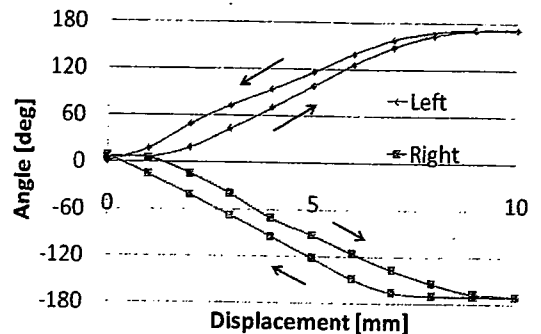


Fig.4 Result of bending performance of hook-like mechanism. (N=3)

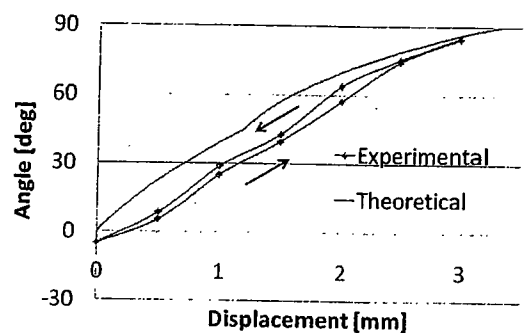


Fig.5 Result of bending performance of linkage mechanism. (N=3)

両屈曲機構は多関節で構成され、スライド変位量と屈曲角度が一意に定まらない領域があるため、今後は外力を加えての評価、パルーン搭載時の評価も必要である。

5. まとめ

φ4mm の胎児保持用のマニピュレータを試作した。胎児を下から支持するフック状屈曲機構、子宮への挿入点に対応し支持面の角度を変化させるリンク屈曲機構、胎児の両脇腹を挟み込むための先端指屈曲機構の 3 つの機構を備えた。フック状屈曲機構は左右 170°、リンク屈曲機構は 90° の屈曲領域をもち、標準偏差はそれぞれ 3°、2° と十分な再現性を得られた。

謝辞

本研究の一部は、厚生労働科学研究費補助金 身体機能解析・補助・代替機器開発研究「ハイリスク胎児の子宮内手術におけるナノインテリジェント技術デバイスの開発研究」(H17-ファイジー指定-006)による。

文献

- 1) D. S. Walsh, N. S. Adzick, L. N. Sutton, M. P. Johnson, "The Rationale for in utero Repair of Myelomeningocele," *Fetal Diagn Ther* 2001, 16: 312-322
- 2) H. Yamashita, D. Kim, N. Hata, T. Dohi, "A Handheld Laparoscopic Forceps Manipulator using Multi-Slider Linkage Mechanisms," *J JSCAS* vol.5 no.4 2003: 421-427

双胎間輸血症候群治療のためのレーザー鉗子操作マニピュレータ -設計と位置決め精度評価-

○多田 喜洋^a, 山下 紘正^b, 松宮 潔^a, 廖 洪恩^c, 正宗 賢^a, 千葉 敏雄^b, 土肥 健純^a
^a 東京大学大学院情報理工学系研究科, ^b 国立成育医療センター 特殊診療部,
^c 東京大学大学院工学系研究科

A Manipulator of a Laser Forceps for Twin-twin Transfusion Syndrome Therapy -Design and Evaluation on Positioning Accuracy-

Y. Tada^a, H. Yamashita^a, K. Matsumiya^a, H. Liao^c, K. Masamune^a, T. Chiba^b, T. Dohi^a

^a Graduate School of Information Science and Technology, The University of Tokyo, Tokyo, Japan

^b Department of Strategic Medicine, National Center for Child Health and Development, Tokyo, Japan

^c Graduate School of Engineering, The University of Tokyo, Tokyo, Japan

Abstract: This paper reports a manipulator to locate a laser forceps, which has 2-DOFs bending mechanism at the tip, in 4-DOFs (translation, rotation and pivot motion around a trocar) for fetoscopic laser photocoagulation therapy of twin-twin transfusion syndrome. For safety, the manipulator using 5-bar linkage mechanism is designed for small occupancy of surgical space, and easier sterilization with parts separation mechanism. To evaluate its performance, we measured positioning accuracy of the 4-DOFs mechanisms separately. The results shows that the positioning error was 1.2 ± 0.5 mm in 5-bar linkage mechanism, 0.05 ± 0.01 mm in forceps translation, and $0.2 \pm 0.3^\circ$ in forceps rotation. It is suggested that the positioning accuracy is enough for photocoagulation therapy with proper value compensation for motion command.

Key words: Fetal surgery, Twin-twin transfusion syndrome, Manipulator

1. 背景

双胎間輸血症候群は胎盤表面の血管吻合により両児の血流量に不均衡が生じる疾患で、吻合血管をレーザーにより焼灼・遮断する治療法が行なわれている。この手技は胎児内視鏡下で行なわれるが、レーザーファイバの動作が子宮壁挿入孔により拘束され、また胎盤の位置によりアプローチ可能部位が制限されるなど、術具操作は困難で高い技術を要する。これを解決する方法として、先行研究では先端に2自由度屈曲機能を持つレーザー鉗子が開発された。このレーザー鉗子は現在、術者が持ち操作することを想定しているが、これを術者の代わりに鉗子操作マニピュレータにより把持・操作することで手術の安全性向上と術者の負担の軽減が得られると考えられる。

本研究では上述したレーザー鉗子を把持し、挿入孔まわりのピボット運動、挿入軸方向の並進、回転の4自由度操作を行なう鉗子操作マニピュレータを製作し、その駆動位置決め精度の評価実験を行った。

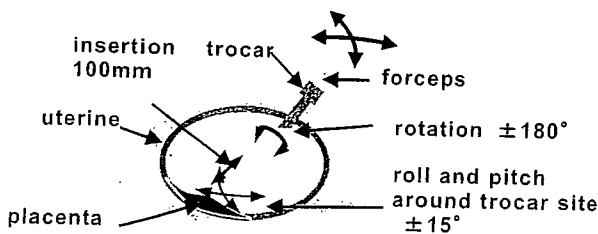


Fig. 1 Degree of freedom of forceps manipulation

2. 方法

吻合血管レーザー焼灼術における、レーザー術具の子宮内挿入深度、患部のサイズを考慮して術具操作範囲を Fig.1 のように決定した。また、レーザー照射の際にレーザー鉗子先端は吻合血管径が太くても 1mm 程度であることを考慮してレーザー鉗子先端の位置決め精度は 1mm 以内とした。

手術中の安全性については、マニピュレータ本体と動作範囲が小さく術者の作業を妨げないこと、マニピュレータが滅菌部と非滅菌部に分離可能であることを要求仕様として設計を行なった。

マニピュレータ全体図を Fig.2 に示す。子宮壁挿入孔まわりのピボット運動は 5 節リンク機構²⁾とジンバルジョイントにより実現した。5 節リンク機構を採用することによりピボット動作を必要な範囲内に限定した。また 5 節リンク機構部を患部から離し、先端に取り付けられたフレキシブルアームで鉗子把持部を支持することで患部付近のスペースを確保した (Fig.3)。5 節リンク機構部は術者の作業を妨害しないよう、手術台脇のレールに設置することを想定している。5 節リンク機構と 5 節リンク機構駆動部とは脱着可能でそれぞれ別々に滅菌処理を行なうことができる (Fig.4)。

挿入軸方向の並進、回転は鉗子把持部内のモータでスベリネジ、スプラインによる伝達を介して行なう。レーザー鉗子の鉗子把持部への取り付けは、アタッチメントを挟んで行なう (Fig.5)。アタッチメントと鉗子把持部の取り付け

フランジが組み合うことで鉗子の回転を伝える。この機構により、レーザー鉗子先端が鉗子把持部に直接接することなく、清潔性を保ったまま取り付けを行なうことができる。

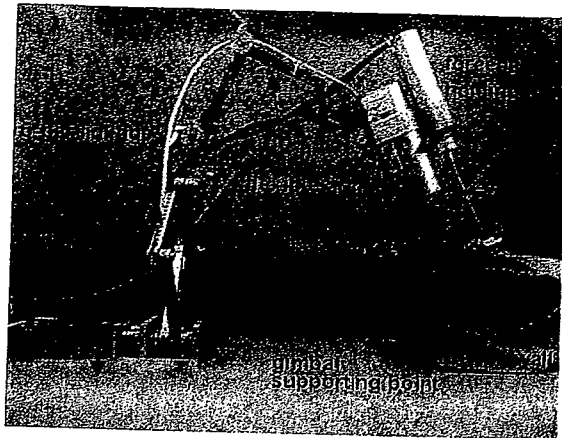


Fig.2 Overall view of manipulator

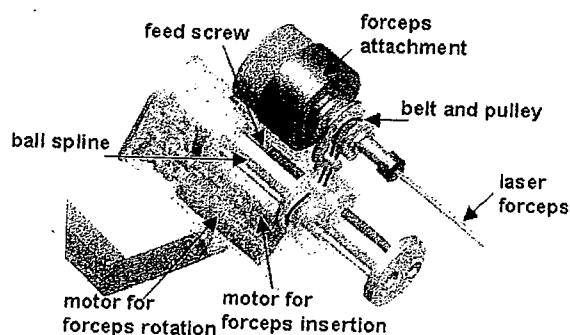


Fig.3 Mechanism of forceps holding unit

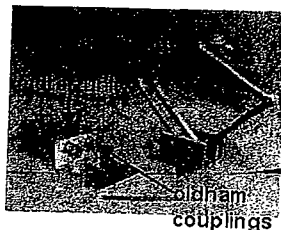


Fig.4 Separation mechanism of 5-bar linkage unit

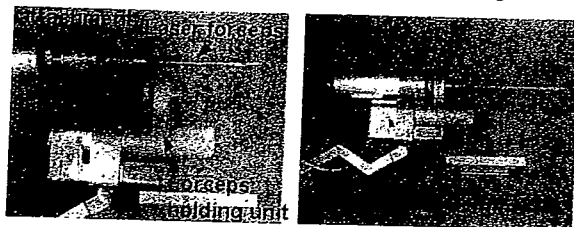


Fig.5 Attachment of Laser forceps

3. 評価実験

術具操作マニピュレータの位置決め精度を 4 自由度それぞれについて調べた。5 節リンク機構については、動作範囲内 13 点での位置決め誤差は全点で $1.2 \pm 0.5\text{mm}$ 以下であった ($n=5$)。また、術具の挿入は $\pm 15\text{mm}$ の前後移動で 3mm 刻みで、回転は $\pm 90^\circ$ の往復回転において 30° 刻みで位置決め誤差を測定した ($n=5$)。挿入駆動の誤差は $0.05 \pm 0.01\text{mm}$ だった。回転駆動では位置決めのはらつきは $\pm 0.3^\circ$ 以内であったが、 3.8° のバックラッシュが存在した。

4. 考察

レーザー鉗子の鉗子把持部での支持点と挿入孔との距離を 200mm と想定した場合、5 節リンク機構の駆動、術具挿入の位置決め精度は要求仕様であるレーザー鉗子先端での 1mm 以内の精度を実現するのに十分である。回転駆動ではバックラッシュによる誤差が 1mm 程度 (レーザー鉗子屈曲半径 20mm の場合) となるが、回転駆動の指令値をバックラッシュ分補正することにより正確な操作が可能であると考えられる。

術中の安全性に関しては、滅菌部、非滅菌部の分離は可能であるが、例えばキャッチロックのように単純な操作で脱着が可能である方法を検討する必要がある。

5. まとめ

本研究では、双胎間輸血症候群の治療支援のためにレーザー鉗子を把持、操作するマニピュレータを製作した。術中の安全性を考慮し、手術室スペースを占有しないよう小型化し、また滅菌部、非滅菌部の分離機構を実現した。評価実験により、マニピュレータの駆動精度はレーザー鉗子先端で 1mm 以内の精度を実現するのに十分であることを確認した。

本研究の一部は、厚生労働科学研究費補助金 (H17-フィジック指定-006) による。

参考文献

- 1) 山下 紘正, 他: 胎児外科手術用多自由度屈曲マニピュレータの開発, 第 14 回日本コンピュータ外科学会大会・第 15 回コンピュータ支援画像診断学会大会合同論文集, pp. 239-240, 2005
- 2) Kobayashi E, et al: Development of a laparoscope manipulator using five-bar linkage mechanism. Proceedings of Computer Assisted Radiology and Surgery: pp825-830, 1997

MMC 胎児期治療用パッチのピン形状と固定力に関する検討

○井手 亜希子^a, 正宗 賢^a, 松宮 潔^a, 廖 洪恩^b, 土肥 健純^a

a 東京大学大学院情報理工学系研究科, b 東京大学大学院工学系研究科

Examination of pin's design and fixed force of a patch for fetal myelomeningocele repair

A. IDE^a, K. MASAMUNE^a, K. MATSUMIYA^a, H. LIAO^b, T. DOHI^a

a Graduate School of Information Science and Technology, The University of Tokyo, Tokyo, Japan

b Graduate School of Engineering, The University of Tokyo, Tokyo, Japan

Abstract: Myelomeningocele (MMC) is a birth defect that the spinal cord and cord tip nerve are exposed before birth due to insufficient closure of the spine. MMC causes secondary disabilities at the fetal period. The chemical stimulation of the amniotic fluid and the physical irritation of friction with the uterine wall lead various neurological disorders. To prevent these disorders, spina bifida defect is closed by surgical operation in the fetal period. However, because of the weakness of the fetal skin, it is difficult to sew up a opening. For this background, a method to apply a patch to cover the spinal cord has been proposed. In the fetoscopic surgery, simple treatment method is required, considering that the interior of the uterus is narrow, therefore, we propose a patch with planted pins. Pins were planted to the patch beforehand, and the patch can be easily fixed to the skin by pushing the pins into the skin.

This study includes designing and manufacturing a prototype patch as a proof of concept, and fixed force evaluation was performed.

Keywords: myelomeningocele, spina bifida aperta, fetal repair, patch

1. 緒言

脊髄髄膜瘤 (myelomeningocele:MMC, 以下 MMC) は開放性二分脊椎 (spina bifida aperta) の一種で、神経管閉鎖不全により、脊髄及び脊髄末梢神経などが脊椎管から脱出、露出するものである。胎児期に脊髄組織が羊水の化学的刺激や子宮壁との接触による刺激により、出生後に水頭症や下半身麻痺、排泄排尿障害など一生涯続く後遺症が残る。こうした障害を防ぐためには、胎児期に背中への開口部を閉鎖する手術を行うことが有効と考えられている。この閉鎖手術の方法としては、胎児を子宮から出し、胎児の開いた皮膚同士を縫合する方法がある。しかし本方法では胎児の皮膚がもろい為縫合が難しいことや、胎児を子宮から出すことによる、胎児と母体への負担が懸念される。そこで、内視鏡手術により開口部に防水性のあるシート状のものをパッチとして貼って塞ぐことで、脊髄が外部刺激を受けないようにする方法が考案されている⁽¹⁾。一方で内視鏡を用いる手術では、子宮内は手術空間が非常に狭いため、術

具の可動範囲が小さいことを考慮すると、治療が簡便かつ短時間でできることが重要になってくる。

そこで我々は、簡便に貼り付けるための新しい手法を考案した⁽²⁾。本報では新しいパッチのピン形状の検討を行なったので報告する。

2. 方法

パッチ製作における条件として、皮膚への貼付が容易であること、子宮との摩擦によって剥がれにくい形状であること、さらに手術時にパッチを子宮内に挿入するために開ける、母体の腹部と子宮の穴の径をなるべく小さくするため、コンパクトであることが挙げられる。本研究では、皮膚へのパッチの貼付を簡易化する方法として、予めパッチ表面の患部に当たる部分の周囲にピンを植付けておき、そのピン側の面を皮膚側にして患部におき、そのパッチの上から圧力をかけてピンを患部周辺の皮膚に押し込んで固定する方法を検討している。Fig.1 に本方法によるパッチの貼り付け想定図を示した。

またピンの形状等について、これまでの研究で、

パッチに対してピンに角度をつけ、ピンの角度が互い違いになるよう配置して植え付けることで剥がれにくい設計を検討した。しかし、貼り付けが容易ではなかったことから、貼り付けが容易で、かつ剥がれにくくするため、本研究ではピンの形状、向きを単純化して設計した。具体的にはパッチの面に対してピンを垂直に多数植付け、ピン先端に返しをつけることで摩擦による剥がれを防ぐ形状を製作した。パッチの素材は生体適合性のある、シリコンを採用し、皮膚に固定するためのピンの素材もパッチ部分と同様のシリコン素材で一体型の成形を行った。Fig.2 に本研究で設計したピンのデザインを示す。Fig.3 は同心円上にピンを 144 本配置したパッチである。胎児期の MMC の患部の大きさが一般的に 10mm 四方程度であることから、パッチの大きさは患部にあたる中心部分を $\phi 18\text{mm}$ とし、全体を 30mm 四方の大きさ、ピンは 1mm の長さ先端 0.4mm の返しをつけた設計で製作した。

3. 固定力評価実験及び結果

本研究で製作したパッチ形状での固定力を評価するためにファントムに貼り付ける実験を行なった。胎児の皮膚のファントムには胎児の皮膚に近い性質である、ゼラチンを使用し、これにピンの返し付きパッチとピンの返しのないパッチを貼り付け、子宮壁との摩擦を模してパッチを横方向に引張り、固定力がどのぐらいの力まで耐えられるか調べた。その結果、返し付きパッチが平均 0.30N、返しなしのパッチが平均 0.25N となった。

4. 考察・まとめ

本実験では、返し付きの設計のパッチの方が返しのない設計のものよりも固定力を上げられることがわかった。また単純な形状でありながら固定強度を高められることが示され、MMC パッチ治療において、縫合やクリップによる固定ではなく、ピン一体型のパッチによるパッチの固定の可能性が示唆された。

謝辞

本研究の一部は、日本学術振興会科学研究費補助金 (17100008) および厚生労働省厚生労働科学研究費補助金 身体機能解析・補助・代替機器開発事業 (H17-フィジ-006) による。

参考文献

- [1] Thomas Kohl, Rudolph Hering, et al. : Percutaneous Fetoscopic Patch Coverage of Spina Bifida Aperta in the Human - Early Clinical Experience and Potential, Fetal Diagn Ther 2006;21: 185-193
- [2] 井手亜希子 他: 脊髄髄膜瘤の胎児期パッチ治療のための固定具一体型パッチの検討, 第 15 回日本コンピュータ外科学会大会論文集, pp.205-206 : 2006.

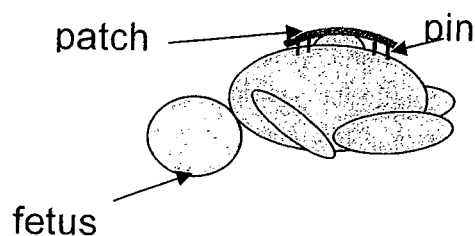


Fig.1 myelomeningocele repair with a new patch



Fig.2 Design of pins for a new patch

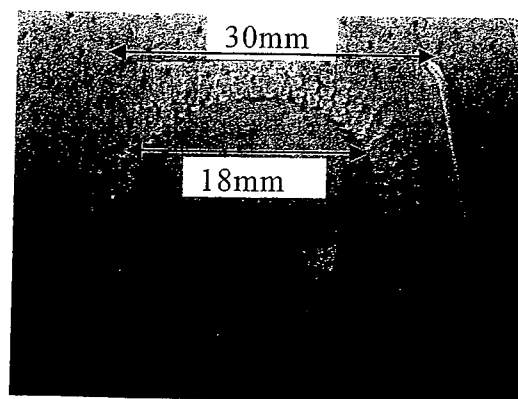


Fig.3 patch with planted pins

ビームスプリッタを用いた視野可変内視鏡試作機の開発

○金 季利, 松宮 潔, 正宗 賢, 土肥 健純

東京大学大学院情報理工学系研究科

Prototype development of FOV - changeable endoscope using a beam splitter

Keri KIM, Kiyoshi MATSUMIYA, Ken MASAMUNE, Takeyoshi DOHI

Graduate School of Information Science and Technology, The University of Tokyo, Japan

Abstract: A novel method to change field of view is proposed. In the endoscopic surgery, it is very important to manipulate the endoscope smoothly so that the surgeon can observe where he or she wants to see safely. In our method, by the use of a beam splitter and polarization plates attached to the distal tip of the endoscope, the front side and the lateral side can be observed without moving or bending the endoscope itself. Therefore, the surgeon is able to observe wide field of view safely.

We developed a prototype which has 10mm in diameter, and it can illuminate the front side and the lateral side at the same time. According to the result of the experiment with this prototype, the field of view was easily changed from the front side to the lateral side and vice versa. The endoscope system has high image quality by the use of CCD camera, and the illumination is bright enough to observe the image clearly in the dark box.

Key words: Endoscopy, Field of view, Beam splitter, Polarization plate, Minimally invasive surgery

1. はじめに

内視鏡下手術において、安全に広視野を得るための内視鏡の円滑な操作は非常に重要である[1][2]。我々は、内視鏡本体の移動を伴わずに直視と側視が観察可能なシンプルな内視鏡システムを開発してきた[3]。本内視鏡システムでは、細径 CCD カメラの先端にビームスプリッタと偏光板を搭載し、外側スリーブの回転のみで視野変更を行うため、安全な視野移動が可能となる。

これまでに、外径 $\phi 25\text{mm}$ の先端部モデルを制作し、外側スリーブの回転によって直視と側視の視野変更が可能であることを確認した。しかし、本内視鏡システムを実際の医療現場で臨床応用するためには、内視鏡の細径化と患部照明のための光源が必要となる。

そこで本研究では、照明系を搭載したビームスプリッタ内視鏡の試作機を開発する。光源を含めた内視鏡の外径は、腹部外科で最も用いられる $\phi 10\text{mm}$ とする。また、試作機を用いて暗室内で評価実験を行い、その有用性を検証する。

2. 方法

2.1 試作機

本視野可変内視鏡は細径 CCD カメラとそれを収める内側スリーブおよび外側スリーブからなる(Fig.1)。

内側スリーブには、先端部にビームスプリッタと偏光板を搭載する。正面観察の際には、偏光板を通しての観察であるため、明るさがやや落ちる問題があり、それを解決するために透過率 70percent, 反射率 30percent のビームスプリッタを用いることにした。

外側スリーブには、偏光板と照明用光ファイバを搭載する。

それぞれのスリーブには側面観察のための観察窓を用意する。CCD カメラが収められた内側スリーブを外側スリーブに挿入し、回転させることで直視と側視の視野変更が可能となる。

照明系を含めた外径は $\phi 10\text{mm}$ である。

2.2 照明系

広視野内視鏡や視野可変内視鏡において、一般の照明系では、視野の全領域の照明が困難であるため、画面の一部が暗くなり、観察ができない問題点がある。

本内視鏡システムでは、一本の内視鏡で直視と側視の観察が可能であるため、両方向の照明が可能な特殊照明を用いることにした。光ファイバの一部は直視用照明とし、一部は斜めにカットすることで、側視を照明することが可能となる(Fig.2)。

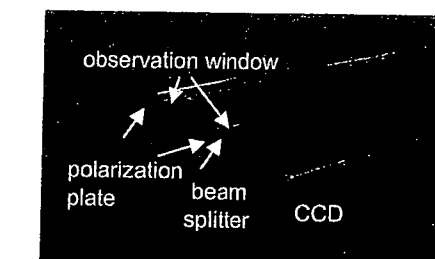
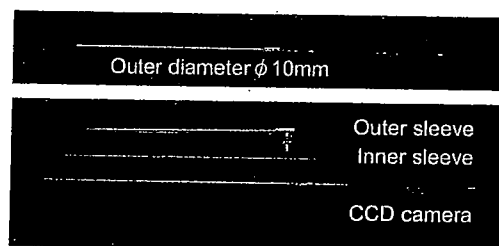


Fig.1 Prototype of FOV-changeable endoscope



Fig.2 Illumination method

3. 評価実験

試作したビームスプリッタ内視鏡を用いて評価実験を行った。

ボックスの中に胎児のモデルを設置し、ビームスプリッタ内視鏡でボックスの中を観察する(Fig.3)。内視鏡の正面には胎児の口と鼻、側面には胎児の手が位置するように設置した。また、照明系の有用性を検証するために、ボックスの中を暗くした状態で実験を行う。内視鏡の先端部から観察領域までの距離は30mm~50mmである。

内視鏡を固定した状態で、外側スリーブを回転しながら撮像を行った。

4. 結果

Fig.4 に評価実験の結果を示す。

まず、Fig.4 (a)の状態、偏光板の働きにより正面は見えなくなり、観察窓を通して側面を観察することが可能である。この状態で外側スリーブを回転させると、Fig.4 (c)のように徐々に直視に切り替えられ、外側スリーブを90deg回転させると、観察窓は閉じ、偏光板は同一向きになるため、Fig.4 (b)のように正面の観察が可能となる。以上のように、外側スリーブの回転のみで視野の変更が可能であることが分かる。

直視では胎児の口と鼻が、側視では胎児の手が明確に観察できる。直視、側視の両方とも高画質で、鮮明に観察することが可能である。

さらに、照明に関しても、直視と側視の両方とも十分に明るい画像が得られた。

5. 考察とまとめ

本研究では、内視鏡本体の移動を伴わずに直視と側視の視野変更が可能でシンプルな内視鏡システムを提案した。これは、狭い体内空間で内視鏡先端部を屈曲させることなく、視野の変更が可能であるため、体内臓器や周辺組織に傷をつける危険性がなく、安全性に優れている。

また、直視鏡と側視鏡の両方を必要とする手術の場合、内視鏡を入れ替える手間がかからないため、手術時間の短縮になり、医師の負担を軽減する。さらに、内視鏡を空気に露出する時間が減るため、感染の心配が低下し、衛生性や滅菌性にも優れている。

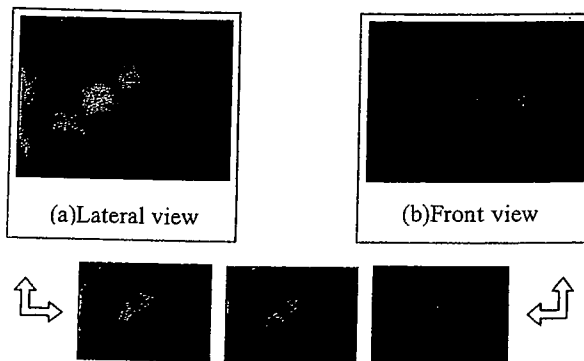
今回は、腹部外科で最も用いられる外径φ10mmの試作機を制作した。

試作機を用いての評価実験では、外側スリーブの回転のみで簡単に直視と側視の視野変更が可能であることを確認した。また、CCDカメラを用いることで、非常に高画質の鮮明な画像を獲得し、直視と側視の両方の照明が可能である特殊照明系を用いることで、十分な明るさでの観察が可能であることを確認した。

今後は本ビームスプリッタ視野可変内視鏡を胎児外科、脳外科、整形外科など極細径内視鏡を必要とする分野に臨床応用するために、内視鏡の細径化を行う。さらに、3D内視鏡を搭載することで、正面と側面の観察が可能な3D視野可変内視鏡を開発する。



Fig.3 A fetal model in the dark box



(c) Rotating outer sleeve

Fig.4 Fetal model images

謝辞

本研究の一部は、厚生労働省厚生労働科学研究費補助金医療機器開発推進研究事業：身体機能解析・補助・代替機器開発研究「新たな手術用ロボット装置の開発に関する研究」（課題番号 H15-フィジー指定-002）、および日本学術振興会科学研究費補助金「コンピュータ外科における次世代エンドエフェクタ及びナビゲーションシステムの開発」（課題番号 17100008）による。

文献

- 1) E.Kobayashi, K. Masamune, I. Sakuma, T. Dohi, Daijo Hashimoto: A New Safe Laparoscopic Manipulator System with a Five-Bar Linkage Mechanism and an Optical Zoom, Journal of Computer Aided Surgery, 4(4), pp.182-192, 1998
- 2) Keri KIM, Daeyoung KIM, Kiyoshi MATSUMIYA, Etsuko KOBAYASHI, and Takeyoshi DOHI: Wide FOV Wedge Prism Endoscope, 27th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, Shanghai, China, September 1-4, 2005, pp.39
- 3) Keri KIM, Kiyoshi MATSUMIYA, Ken MASAMUNE, and Takeyoshi DOHI: FOV-changeable endoscope using a beam splitter, 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, pp53-54, 2006, Tokyo.

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-

○都築 正宜^a, 李 昇峻^b, 廖 洪恩^a, 小林 英津子^a, 千葉 敏雄^a, 佐久間 一郎^a
 東京大学大学院 ^a工学系研究科, ^b新領域創成科学研究科,
^c国立成育医療センター特殊診療部

Development of Placenta Vasculature Visualization System for Treatment of Twin-To-Twin Transfusion Syndrome (TTTS)

- Measurement of Biomedical Signal with Endoscope Image -

M. Tsuzuki^a, S. Lee^b, H. Liao^a, E. Kobayashi^a, T. Chiba^c, I. Sakuma^a

^aGraduate School of Frontier Sciences, ^bGraduate School of Engineering, The University of Tokyo, Tokyo, Japan.

^cNational Center for Child Health and Development, Tokyo, Japan.

Abstract: Twin-to-Twin Transfusion Syndrome (TTTS) is a disease of the placenta that affects identical twins who share a single placenta. This condition occurs when the shared placenta contains abnormal blood vessels which connect the twins, resulting in an imbalanced flow of one twin to another. For the treatment of TTTS, endoscopic laser photocoagulation is one of useful method, which gives a good survival and a low complication rate to the twins. But narrow view of conventional endoscope made it difficult for surgeons to understanding the entire structure of vasculature on the surface of placenta. For higher rate of procedural success, surgeons need the information of biomedical signals of blood vessels like blood flow or oxygen saturation during the operation. In this paper, we have considered measuring biological signals only from the endoscope's images. First, we tested capturing the pulse from vessel with endoscope's camera. We can detect the pulse from a finger of human with infrared LED and infra-red camera, but it's difficult to detect the pulse from mesentery of rat. Next, we tested discriminating artery and vein with color information of vessel. As a result of discriminant analysis, we can distinguish arteries and veins with around 70% of success ratio.

Key words: Twin-To-Twin Transfusion Syndrome (TTTS), Placenta, camera, blood vessel.

1. 緒言

双胎間輸血症候群 (TTTS) は、一卵性双胎で、胎盤を共有した双胎児の血管が吻合し、双子の間で血流の不均衡が生じる疾患である。TTTS の低侵襲な治療法の一つとしてレーザー焼灼療法が注目されている。この方法は、医師が内視鏡で胎盤表面を辿り、目視で吻合血管の同定を行い、レーザーで焼灼して不均衡な血流を遮断する。ここで、医師が吻合血管の同定を行うには胎盤上の全体的な血管系を把握する必要があるが、内視鏡の視野は非常に狭いため、把握は困難である。そこで我々は、医師が胎盤血管の全体像を把握するのを支援するために、胎盤表面マッピングシステムを開発してきた[1,2]。このシステムは、3次元超音波画像から構成した3次元形状モデルに内視鏡で撮影した画像をマッピングするもので、これにより、医師の吻合血管同定が容易になる。



(a) Placenta model (b) Result of image mapping
 Fig.1 Result of image mapping system we have developed.

一方で、循環系障害である TTTS の治療のためには、血流や酸素飽和度などをはじめとする胎盤血管情報も必要とされる。そのため、これらの情報がマッピングシステムと統合されれば、より優れたナビゲーションを行うことができる。現在、血管に関する情報を計測する装置としては血流計やパルスオキシメータなどがあるが、低侵襲な治療を実現するためには新たにセンサを導入するのは望ましくない。本稿では、内視鏡画像のみから胎盤血管の特徴を判断する方法について検討した。特に血管の拍動に由来する脈波、及び、血管の色情報について取り上げる。

2. 血管の拍動に由来する脈波検出に関する基礎的検討

吻合血管の同定に必要な情報の一つに、血管の動静脈の区別が挙げられる。そこで、内視鏡画像中の血管の動静脈の別を脈波の有無から判断するため、近赤外線カメラや 3CCD カメラで撮影した映像を用いて基礎的な検討を行った。

2-1 ヒトの指を用いた予備実験

ヒトの指の血管の脈波をカメラ画像から確認できるか実験した。赤外線 LED を使い、指を透過させた赤外光を赤外線カメラで撮影し、時間方向の輝度値の変化を見

た。これと同時に、心電図(ECG)を計測し、ECGの波形と比較した。Fig.2に結果の一部を示す。

輝度値が最低値に達する時、つまり血管径が最大値になる時は心電図のQRS波より平均0.37s遅れているが、この遅れは常に一定であった。血液は、心臓から出て末梢の組織まで到達するまで多少時間が掛かり、脈波とECGのQRS波との時間差は常にほぼ一定になるはずである。以上から、赤外線カメラで撮った画像から輝度値変化を見ることで、心拍による脈波の情報を得ることができたとと言える。

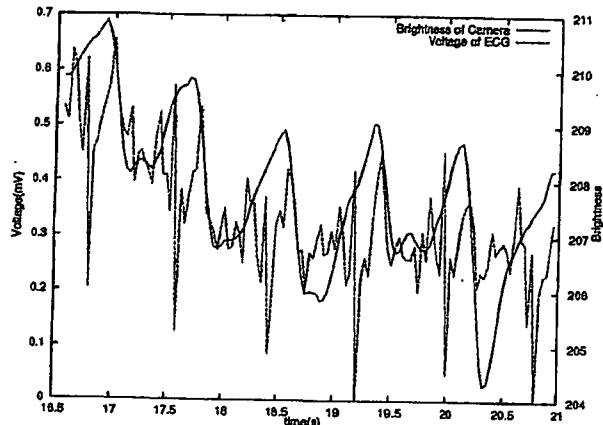


Fig.2 Change in brightness of camera image and ECG.

2-2 動物実験による脈波検出法の評価実験

続いて、ラットの腸間膜血管を用いて脈波の取得を検討した。呼吸による影響を受けないように腸間膜を体外で固定し、また表面での光の反射を防ぐため水中に沈めた。内視鏡用の光源のみを当て、赤外線カメラや3CCDカラーカメラで血管を撮影し、生存時の血管、及び過剰麻酔で循環を停止させた後の血管の輝度値の変化を見た。このとき、血流停止時は規則的な輝度値の変化は認められなかったが、生存時の輝度値は周期的な変化が見られ、1秒当たり約1.63パルスであった。ここで、ラットの心拍数は5日齢頃までは300~400回/分程度で、この変化(98回/分)と比べて大きな差がある。ラットの呼吸数は70~115回/分程度であるから、当該輝度値変化は、呼吸による血管の振動の可能性が大きいと考えられる。

以上から、本手法は呼吸などの影響を大きく受けるため、術中にカメラの輝度値変化で脈波を検知するためには、計測方法等の更なる検討の余地がある。

3. 内視鏡画像の色情報を利用した動静脈の判別に関する基礎的検討

更に、内視鏡画像中の血管の色に注目し、色情報から動静脈を判別する手法を検討した。実際の手術での内視鏡画像を録画した映像から、50枚の画像を切り出し、写っている血管の、医師による動静脈の判断を記録した。動脈78箇所、静脈43箇所、総121箇所からRGB情報のサンプルを取った。そして判別分析によって動静脈の判断可否を検討したところ、78%程度の弁別率を得た。

この映像から得られた判別関数による動静脈の特徴が、他の映像でも共通して観察されるかを確認するため、別の症例内視鏡映像から33枚の画像を切り出し、動脈41箇所、静脈26箇所からRGB情報のサンプルを取り、前者の判別関数で後者のデータを解析した。その結果、他の症例の画像での正判別率は約70%となった。(Fig.3)

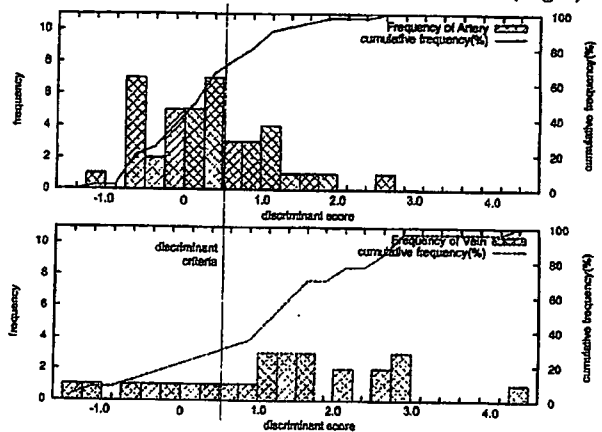


Fig.3 Result of discriminant analysis

以上から、映像の色情報を利用した動静脈の判別はある程度は可能であると思われる。

4. まとめ

内視鏡画像からの動静脈の判別法として、拍動による血管画像の輝度値の変動を計測する方法と、血管の色画像を解析する方法を検討した。ヒト指を対象とする予備実験では拍動を検出できたが、ラット腸間膜を対象として実験では呼吸動その他の影響が大きく拍動を検出することができなかった。また色画像解析による判別法では70%程度の正答率での判別が可能であった。よって、これらの手法を用いた動静脈の判別はある程度可能であると思われるものの、手術支援に利用するためには、計測方法の検討や判別率の向上など、更なる手法の改善が望まれる。

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] Tua Namora Nainggolan, et al: Development of Placenta Mapping System for Treatment of Twin-to-Twin Transfusion Syndrome (TTTS), In Proc. of the 21st International Congress and Exhibition, CARS2007, Vol2 suppl pp182-184, June 2007
- [2] 都築 他: 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, 2007

07(IV)-18 複合型光ファイバシステムを用いた温度管理による血流遮断
 - 熱電対を用いた in vivo 実験 -

○鈴木克征^{a,b}, 長縄明大^a, 岡潔^b, 中村哲也^c, 植田裕久^c, 妻沼孝司^d, 千葉敏雄^e, 森戸義美^f
^a秋田大学, ^b日本原子力研究開発機構, ^cペンタックス株式会社
^d株式会社フジクラ, ^e国立成育医療センター, ^f株式会社関電工

Blood-flow interception by the temperature control
 using the composite-type optical fiber system

- In-vivo experiment used thermocouple -

○K. Suzuki^{a,b}, A. Naganawa^a, K. Oka^b, T. Nakamura^c,
 H. Ueda^c, K. Tsumanuma^d, T. Chiba^e and Y. Morito^f

^aAkita University, ^bJapan Atomic Energy Agency, ^cPENTAX Corporation,

^dFujikura Ltd., ^eNational Center for Child Health and Development, ^fKandenko Co., Ltd.

Abstract : Recently, fetoscope laser photocoagulation has been increasingly 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 the distance significantly influences to success in placental blood-flow interception. We developed a new laser surgery device using the composite-type optical fiber system which consists of a centrally located single fiber for vessel ablation and its surrounding fibers for imaging. Then, the device is expected to enable measuring the distance between fiber tip and placental surface with resultant accurate laser irradiation. In this paper, we describe the experimental results of temperature control during blood-flow interception of porcine mesenteric venous flow.

Key words : Fetal surgical treatment, Composite-type optical fiber, Temperature control, Blood-flow interception

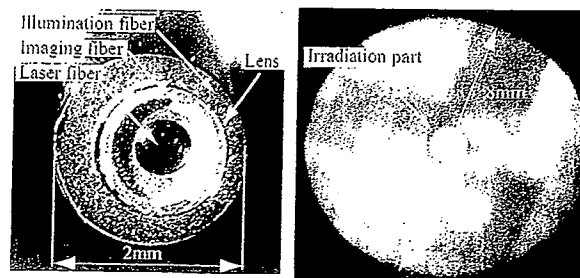
1. はじめに

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焼灼して閉塞し、双胎間の血流を分離する治療が行われている。しかし、これまでの内視鏡装置では、血管表面とレーザーファイバ先端間距離を適切に保つことが必ずしも容易ではなく、またレーザーの出力値や照射時間、血流遮断の状況は医師の経験や直感に依存しているのが現状である。

そこで著者らは、焼灼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の研究開発を行っている¹⁾。本装置では、常に視野中心に血管を捉えながら正確なレーザー照射を行えるだけでなく、距離計測を行うことができるためビームウエスト部での焼灼が可能であり、さらにレーザードップラー方式の血流計測装置を組み込んでいるため工学的に血流遮断を評価することができる²⁾。これまで豚レバーに対してレーザー照射部の温度管理を行いつつレーザー出力の制御を行ってきた³⁾が、本研究ではその効果を実際の血流で評価するため、豚の腸間膜血管に対して行った in vivo 実験の結果について述べる。

2. 複合型光ファイバシステム

複合型光ファイバシステムは、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、PCなどで構成されている。Fig. 1は、焼灼用レーザーファイバを画像用ファイバの中心に配置した複合型光ファイバを示しており、写真(a)はファイバ先端を示している。焼灼レーザーの光ファイバ径はφ0.1mmに細径化し、その周囲に画像伝送用光ファイバを、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φ2mmとした。ファイバ先端には、レーザーを集光させ、また内視鏡画像の視野を広げるためのレンズが取り付けられている。レーザーは、IPG製のYb(イッテルビウ



(a) Fiber tip (b) Endoscopic image

Fig. 1 Composite-type optical fiberscope

ム)ファイバーレーザー(発振波長は1075nm)を使用している。(b)は内視鏡画像を示しており、直径約8mmの視野の中心にレーザー照射部が見られる。レーザー照射は、PCにより0~50Wをリアルタイムで調整できる。

3. 実験システム

Fig. 2は、実験装置の構成を示している。本実験は、豚の腸間膜を開いて太さ約0.5mmの静脈血管を取り出し、その血管を容器で囲み、常温の水を入れたin vivo実験により行った。温度管理のための熱電対は、レーザーによる破損を防ぐため照射部より1mm下流の血管表面に設置し、センサ回路を介して照射部の温度情報をPC内にフィードバックする。PCでは、目標温度との偏差に基づき、PIDコントローラに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して温度管理を行う。なお、本実験では、血管表面とファイバ先端間距離を9mmとした。

4. 実験結果

Fig. 3は、温度管理の結果を示している。本実験では、目標温度は60℃とし、制御時間は20sec、レーザー出力の上限は20Wに設定した。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、照射開始から約8秒後に目標温度60℃に到達していることがわかる。また、目標温度60℃に到達した後も±1.5℃以内の精度で温度を保持できており、このときのレーザー出力は約10Wであった。これらの実験結果より、本制御システムでは適切な温度管理を実現できるといえる。

Fig. 4は、照射後の血管の外観を示している。レーザー照射部においては血管が白く熱収縮しており、太さ約0.5mmの血管の上流部には、血流が遮断されたことによる最大0.63mmの血液の停留点が見られた。な

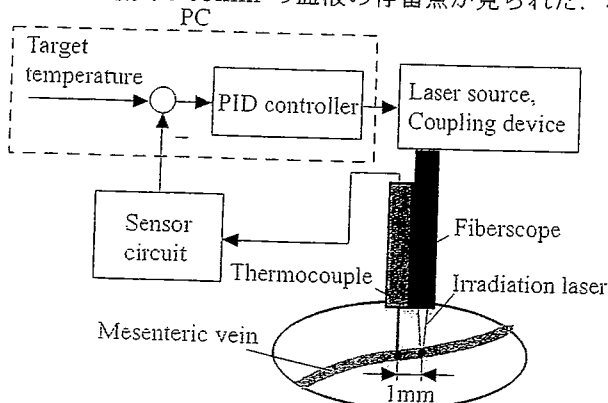


Fig. 2 Experimental system

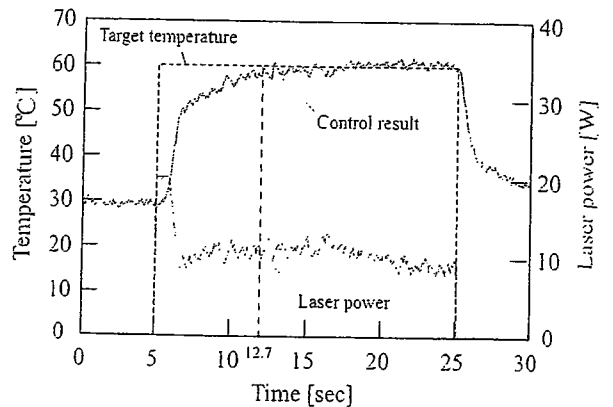


Fig. 3 Experimental result

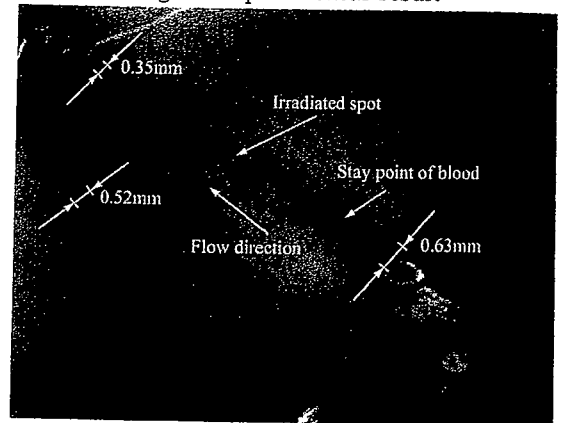


Fig. 4 Photograph of irradiated spot

お、下流部は血流が遮断されたことにより、血管の太さは0.35mmとなった。また、Fig. 4の撮影後、照射部より下流の血管を切ったところ、血液が流れ出なかったため、血流は完全に遮断されていたことを目視により確認した。

5. おわりに

本研究では、レーザー照射部の温度管理を行いながら血流を遮断するために熱電対を用いたフィードバック制御系を構成し、in vivo実験を行ったところ、良好な結果が得られた。今後の課題としては、太さの異なる血管や目標温度の設定、照射時間の検証などが挙げられる。

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.
- 2) 岡, 中村, 植田, 鳥谷, 妻沼, 長縄, 渡邊, 石山, 山下. 千葉: TTTS に対する FLPC のためのレーザー内視鏡の高機能化, 第5回日本胎児治療学会学術集会, 2007年発表予定.
- 3) 長縄, 関, 岡, 千葉, 中村, 市倉, 森戸: 双胎間輸血症候群における胎児鏡レーザー照射制御, 計測自動制御学会第7回適応学習制御シンポジウム資料, pp.29-32, 2007.

3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

○中村 亮一^a, 永瀬 優子^b, 須藤 政光^b, 若林 洋明^b, 望月 剛^b, 鈴木 浩一^{a,c},
村垣 善浩^a, 伊関 洋^a, 佐久間 一郎^d, 千葉敏雄^e

^a東京女子医科大学先端生命医科学研究所, ^bアロカ株式会社, ^cインフォコム株式会社,

^d東京大学大学院工学系研究科, ^e国立成育医療センター特殊診療部

Collision Avoidance System for Endoscopic Fetal Surgery using 3D Ultrasound Imaging

Ryoichi Nakamura^a, Yuko Nagase^b, Masamitsu Sudo^b, Hiroaki Wakabayashi^b, Hirokazu
Suzukawa^c, Takashi Mochizuki^b, Yoshihiro Muragaki^a, Hiroshi Iseki^a, Ichiro Sakuma^d, and
Toshio Chiba^e

^a Institute of Advanced Biomedical Engineering and Science, Tokyo Women's Medical
University, Tokyo Japan

^b Aloka Co., Ltd, Tokyo Japan

^c Infocom Corporation, Tokyo Japan

^d Graduate School of Engineering, The University of Tokyo, Tokyo Japan

^e Department of Strategic Medicine, National Center for Child Health and Development,
Tokyo Japan

Abstract: The major problem to establish safer endoscopic fetal surgery is that the surgical field and view is limited and a placenta is very soft and weak tissue. For example, Endoscopic Laser Treatment to coagulate vessels on placenta for twin-twin transfusion syndrome (TTTS) needs high technique and experience for surgeons to avoid collision with the placenta and other surrounding weak tissues. We developed new navigation system using 3D ultrasound images. It has distance map around placenta and sound alarming module. Phantom study shows that this system can inform surgeons the distance between the endoscope and the placenta without changing their view from endoscope display to navigation display.

Key words: twin-twin transfusion syndrome, Ultrasonography, Fetal Surgery, Navigation System

1. はじめに

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ー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。

2. 方法

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(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(Polaris Vicra, 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.1)。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。

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

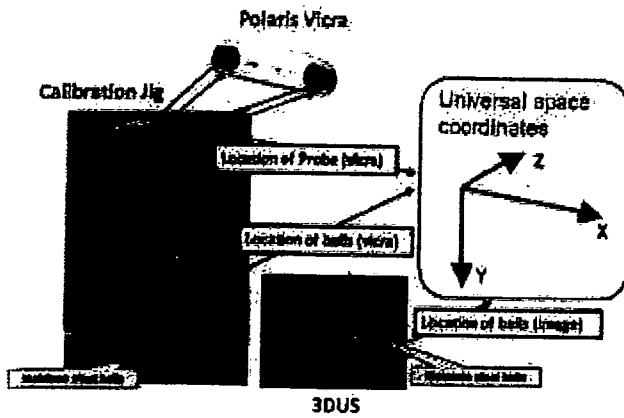


Fig.1 Registration jig and method

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_0 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 Δt 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 Δt 以下の領域となる。複数の Δt 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。

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。

3. 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点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

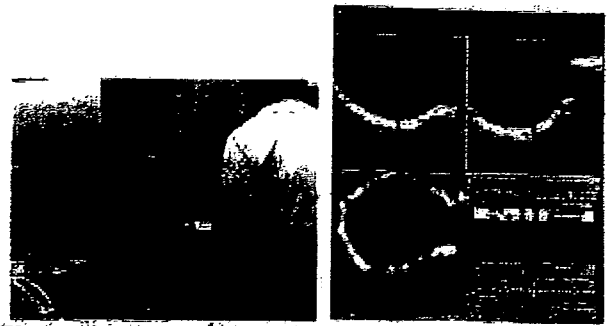


Fig.2 Phantom experiment of Collision Avoidance System. Right: overview of phantom experiment. Left: Navigation view of Collision Avoidance System. Distance color map is overlaid on the 3D ultrasound images of phantom.

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.2)。

4. 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。

謝辞

本研究は厚生労働科学研究費補助金医療機器開発推進研究事業:身体機能解析・補助・代替機器開発研究「ハイリスク胎児の子宮内手術におけるナノインテリジェント技術デバイスの開発研究」の助成を受けた。

文献

- 1) R. Nakamura, H. Suzukawa, Y. Muragaki, H. Iseki, Neuro-navigation system with colour-mapped contour generator for quantitative recognition of task progress and importance, Int J CARS, 1(suppl):489, June, 2006