

mm, and these units enable a rotation of 30 degrees and a minimum curvature radius of 58mm.

The prototype consists of nine units and eight joints. Total length is 290 mm. Constituent material of the unit frames is aluminium. The links, sliders, and joint pins is made of stainless-steel. The total weight is 98g.

The prototype has one pair of wire guide periodically spaced along its length. Wires run through the eyelet hole on the wire guides, terminating at the head. Adding the tension to the one wire, this outer sheath curves itself to the direction of pulled wire side such as planner continuum manipulators [6]. The surgeon controls the insert direction by pulling wire when it is difficult to go into the body only by pushed.

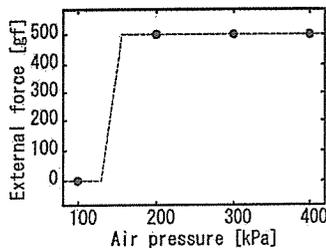


Fig. 4 Relation of the rigidity and air pressure.

III. VALIDATION.

A. Relation of rigidity and air pressure

We evaluated the performance of the developed prototype device with three experiments. First we evaluated the relationship between the air pressure and the external force (external torque) by switching two modes and keeping the shape with the outer sheath device.

External force is added to the head of the sheath perpendicular to the direction of first unit (In this paper we call the pieces and joints sequential order form head.). Then, we measured the external force by rotating the first unit around the first joint, with a air pressure change from 0kPa to 400kPa. Fig. 4 shows two clear states switching on the certain border air pressure. When the air pressure is low, the external force is about 0gf, so the first piece rotated freely. When the pressure is high, the unit holds its angle even the external force is over 500gf. The border zone of the air pressure is from 130kPa to 150kPa.

Next, we measured the external force by keeping the angle of each joint in the same condition with above experiment except the air pressure of 250kPa. Table1 shows the relation maximum external force at each joint. The first joint and second joint keep their angle against over 500gf, but third joint bends when the external force is 450gf. Maximum

force becomes lower when the distance between the joint and the forced point is long. As the result, the maximum torque should be 400mNm.

Next we evaluated the characteristics of inserting the flexible devices into the sheath. In stead of flexible devices, 3 types of material with different mechanical property was selected, polyvinyl chloride tube, stainless steel wire, and polytetrafluoroethylene(PTFE) tube. Diameter of these tubes or wires is 4 mm. The sheath was set to rigid mode fixed to a circular arc with an angle of 30 degrees, 60 degrees, 90 degrees. Then, we measured the maximum insertion force while inserting these materials into the sheath. The result is shown in table.

Table 1 Relation of the maximum external force and distance from the force point.

joint number	1	2	3	4	5
distance from force(mm)	30	60	90	120	150
maximum force(gf)	500	500	450	350	250
torque(mNm)	147	294	397	412	368

Table 2 The insertion force into the outer sheath(gf)

	insertion materials		
	polyvinyl tube	stainless wire	PTFE tube
30	18.3±3.5	30.4±5.2	42.9±2.0
60	20.1±5.0	83.3±8.5	87.8±9.8
90	23.8±8.0	66.9±29.3	318.8±15.4

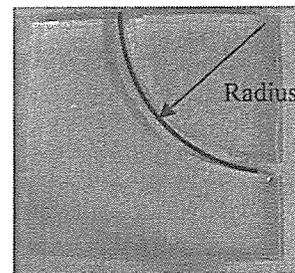


Fig. 5 The image of experiment condition: The 90 degrees arc path was made by gelatine instead of the soft tissue.

Last we measured the characteristic of insertion into the body. As the phantom of human soft tissue, narrow path was made by gelatine. The outer sheath goes into the path through the way along the gelatine wall. This way shaped 90 degrees arc which radius was 5.0,7.5,10.0,12.5,15.0 cm (Fig. 5). Table 3 shows the result whether the outer sheath could go through the arc path by gelatine. The sheath wasn't able to pass through the 5cm radius arc, which was

smaller than the minimum curvature radius of this outer sheath. When the curvature radius is 7.5cm, the sheath didn't pass through the path only by pushing, but it passed with active curving by wire tension. When the sheath passed through the arc which radius is over 10.0 cm, the sheath went only by pushing from the entrance point.

Table 3 Result of insertion of the outer sheath into the gelatine pass

radius(cm)	insertion result
5.0	not passed
7.5	passed by wire curve
10.0	passed
12.5	passed
15.0	passed

IV. DISCUSSION

Experimental results show that our outer sheath mechanism is sufficient to fix the shape. Laparoscopic manipulators can generate about 500gf force to lift up heavy organs in the body. The outer sheath keeps its shape against such force. Since our manipulators can go through the narrow gap between tissues, it is not necessary for the surgeon to move the organs.

From the result of insertion characteristic of flexible device, it is considered that various flexible devices can be inserted into the deep area using the outer sheath. Stiffness is an important property of the flexible devices such as gastroenterological endoscope. It is unable to reach deep target when it is too soft, or too hard. From the result, our sheath enable protect tissues from high insertion force, and make the path for soft device which is easy to be buckled. Since the developers don't need to care about stiffness about flexible devices, many types of devices become possible. This sheath could go through the curve of 7.5cm curvature radius. From this result, this sheath considered to be possible to go through the gap between membranes and organs or mussel and membranes of abdomen, and to make the instrumental path reaching to the kidney, prostate, and so on. These tissues are difficult to approach by laparoscopic manipulators, then the flexible manipulators and our sheath is helpful to approach easier and safer way.

Our mechanism that combined of the outer sheath and flexible manipulators is suitable to the laparoscopic surgery in deep, narrow area where the open surgery is necessary.

V. CONCLUSION

We developed a rigid-flexible outer sheath that secures instrumental path for flexible device to make minimally invasive laparoscopic surgery. The mechanism to switch flexible mode and rigid mode using multi-joint model and slider-linkage mechanism is developed and evaluated. The air pressure and gear lock mechanisms enable a freedom shape locking. The results show that the outer sheath is able to bear about 500gf force on head, and 400mNm torque. Furthermore, this outer sheath is able to get through the device with 398gf insertion force.

ACKNOWLEDGMENT

A part of this work is supported by Research Program for development of analysis, help, and alternation of human function "Research for the development of new surgical robot", administrated by Ministry of Health, Labour and Welfare of Japan.

REFERENCES

1. Peirs J, Reynaerts D et al. (2001) A miniature manipulator for integration in a self-propelling endoscope. *Sensors and Actuators A*. 92:343-349
2. Yamashita H, Hata N et al. (2004) Handheld Laparoscopic Forceps Manipulator Using Multi-slider Linkage Mechanisms. *Proc. of 7th International Conference on Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention*. , Paris, France, 2004, pp 121-128.
3. Ikuta K, Sasaki K, et al (2002) Remote Microsurgery System for Deep and Narrow Space - Development of New Surgical Procedure and Micro-robotic Tool. *Proc. of 5th International Conference on Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention*, Tokyo, Japan, 2002, pp 163-172
4. Nakamura Y, Matsui A et al. (1995) Shape Memory-Alloy Active Forceps for Laparoscopic Surgery. *Proc of the 1995 IEEE International Conference on Robot and Automation*, Aichi, Japan, 1995, pp 2320-2327.
5. N Simaan, R Taylor et al. (2004) High Dexterity Snake-Like Robotic Slaves for Minimally Invasive Telesurgery of the Upper Airway. *Proc. of 7th International Conference on Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention*, Paris, France, 2004, pp 17--24
6. Ian AD, Christophoer DR et al. (2003) Large Deflection Dynamics and Control for Planar Continuum Robots. *IEEE/ASME Transactions on Mechatronics*. 8(2):299-307.

Address of the corresponding author:

Author: Akihiko Yagi
Institute: The University of Tokyo
Street: 7-3-1, Hongo, bunkyo-ku
City: Tokyo
Country: Japan
Email: akihiko@atre.t.u-tokyo.ac.jp

Rigid-Flexible Outer Sheath Model using Slider Linkage Locking Mechanism by Airpressure for Endoscopic Surgery

Akihiko Yagi¹, Kiyoshi Matsumiya¹, Ken Masamune¹,
Hongen Liao², and Takeyoshi Dohi¹

¹ Graduate School of Information Science and Technology, The University of Tokyo,
7-3-1 Hongo Bunkyo-ku, Tokyo, 133-8656, Japan,
{akihiko, mkiyo, masa}@atre.t.u-tokyo.ac.jp
takdohi@i.u-tokyo.ac.jp,

² Graduate School of Technology, The University of Tokyo,
7-3-1 Hongo Bunkyo-ku, Tokyo, 133-8656, Japan,
liao@miki.pe.u-tokyo.ac.jp,

Abstract. The objective of this paper is to develop an outer sheath for flexible endoscopic manipulators. This sheath can switch into two modes including flexible mode and rigid mode, and make a rigid curved path for inserting manipulators. The flexible mode can be curved into a required shape. The rigid mode can hold the shape of the sheath, and then keep the path for instruments. Through the managed path, the flexible manipulators become easy to reach the target. We proposed a serial multi joint model to realize the flexible mechanism. This model is composed of a set of frame units which are connected serially. Each unit can be rotated to a given angle around the center of the joint. We developed a slider-link mechanism and a gear stopper controlled by air pressure for rigid mode. We designed and fabricated the prototype with a diameter of 16mm and length of 290mm. The experiment showed that the device could be switched from the flexible mode to the rigid mode when the air pressure was over 150kPa, and each joint could hold its angle against the maximum 400mNm. The phantom experiment showed that the flexible devices are possible to transmit the wire tension to the endpoint of the manipulator without changing the curving shape with by the developed outer sheath device.

1 Introduction

Laparoscopic surgery has been widely performed in abdominal surgery. Surgeon can insert special instruments from small holes on the abdominal wall and perform operation after lifting the abdominal wall. To improve the performance and reduce the risks of this surgery, many researchers and engineers developed various instruments such as multi degrees-of-freedom (DOFs)[1]-[3] or Master-Slave type manipulators[4]. However, some problems remain unsolved. First, laparoscopic surgery requires wide space below the abdominal wall. Pneumoperitoneum is

commonly used to lift the abdominal wall, but some complications caused by this method are reported. Second, although the laparoscopic surgery can approach the target in anterior area of the body, it is difficult to approach the target in deep, narrow area. To address these problems, instruments are required to be flexible to go into the body avoiding the critical areas. Several groups developed different flexible manipulators with wide curve. Ikuta et al. developed a micromanipulator to reach difficult area[5]. Moreover, other flexible manipulators using shape memory alloy (SMA)[6], or wire-driven mechanism were also developed[7]. However, flexible instruments can not be inserted easily in narrow space between the tissues or organs, and can not be stabilized completely when approaching target. In order to solve problem of flexible instruments, it is required to manage rigid path to insert flexible instruments in advance.

The purpose of this study is to develop an outer sheath to make an instrumental path in human body. This sheath is able to be any given shape, and to hold the shape against of the external force. Before inserting flexible instruments, the surgeon inserts the outer sheath through the narrow gap between the safety areas. After reaching to the target, the surgeon locks the shape, then the surgeon is able to insert flexible instruments easily through the planned path. In order to realize the switch of two states: flexible and rigid, we used multi-joint model for flexibility and slider-linkage mechanism and air pressure locking mechanism for rigidity. The engineering contribution of this paper is to devise a mechanism which can change its shape to be given shape and generate stiffness in the given shape. The clinically significance is to enable to manage rigid curved path for flexible instruments. Then, it becomes possible to approach to the target by less invasive way. This paper reports 1) a mechanism that enables to switch flexible mode and rigid mode, 2) a prototype of outer sheath and total system, and 3) evaluation experimental results about the stiffness and clinical applicability study using phantom and flexible device.

2 Method

The outer sheath that we try to develop is able to change its shape with a number of DOFs. To realize this function, the multi joint model is used[8]. The outer sheath consists of several pieces of short sheath. These sheath units are connected serially to make a long sheath. Each unit is able to be rotated several degrees around the joint. So this kind of outer sheath is possible to be changed to different (Fig. 1). To lock the shape and keep from the external force, we proposed a locable slide-linkage mechanism. Each unit has a link, a slider, a stopper, and an air channel inside the instrument. The unit and the slider are connected by a link with pin joints. The slider moves in the slider channel of the adjacent unit in conjunction with the rotation of the unit. Sliders and the stoppers have gear racks. When air pressure pushes the stopper, the stopper meshes the gear tooth of the slider. The rotation of the unit is locked after locking the slider, so the sheath gets rigid. When the air pressure is off, the

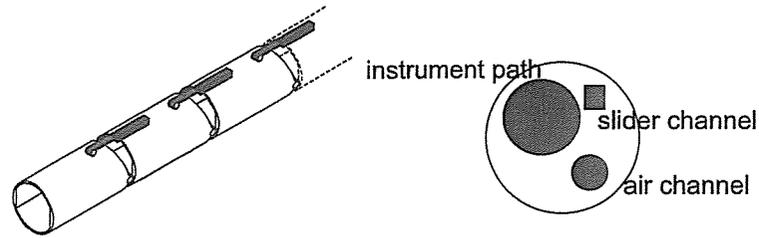


Fig. 1. The perspective view (left) and cross section image (right) of the outer sheath model: Our outer sheath consists of pieces of the sheath, link, and slider. Link and slider slide in slider channel and flexible tube passes through air channel. Instruments pass through the instrument path.

spring attached to the stopper push the stopper back, and then the sheath is switched to the flexible mode (See Figure 2).

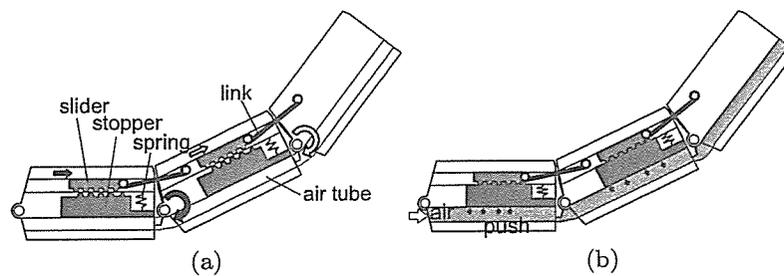


Fig. 2. Mechanism of having stiffness:When fluid channel is empty, the piece, link, and slider move in conjunction, and each pair moves independently (a). When the air pressure is add, the stopper moves up and mesh with the gear rack of the slider, then the shape of the sheath is locked (b).

3 ProtoType

We made a prototype using above mechanism(Fig. 3). Long units and short units are connected alternately, and axis of joint are rotated. Then the sheath is able to make stereoscopic curve. The cross section of this sheath is circle diameter of 16 mm. Diameter of the instrument path is 8mm. Polyvinyl chloride tube is attached in the inner guide tube of this hole, so the sheath enables instruments to go through the device with a diameter of less than 6 mm. Diameter of the air channel is 3.6 mm. The natural rubber tube is attached to transmit air pressure to the stopper. The length of long unit is 22mm, and that of short unit is 7mm. Total length is 290 mm. Constituent material of the unit frames is aluminium. The links, sliders, and joint pins is made of stainless-steel. The total weight is 98g.

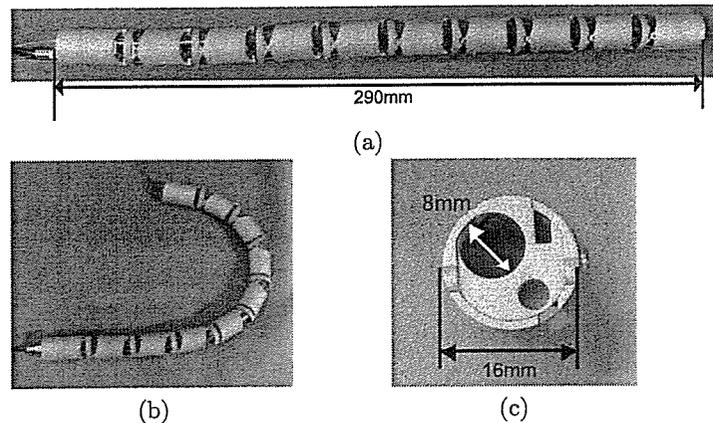


Fig. 3. The image of prototype: (a) shows when this outer sheath becomes straight. (b) shows that this out sheath is possible to curve and lock the shape. (c) shows the cross section surface.

The prototype has one pair of wire guides periodically spaced along its length. Two wires run through the wire guide eyelets, terminating at the endpoint. Through the difference of wire tension, the sheath curves and change direction of the endpoint such as planar continuum manipulators[9] when the sheath is flexible mode. The wire is pulled by hand, and this wire tension supports to going into the sharp curved route and selects the planned route from branched route.

Figure 4 shows the system configuration. This system consists of the outer sheath device and air pressure controller. The controller switches to supply air pressure and controls the pressure. Air source is supplied from air supply port in operating room, gas cartridge, or simple air pump. This prototype the hand type switch is used, but any type, such as foot switch, is usable. This sheath is used under draping. In the future the wire tension form motors and motor drivers, then the outer sheath will be controlled from PC.

4 Validation

We evaluated the basic mechanical characteristic and clinical applicability. First we evaluated the relationship between the air pressure and the external force (external torque) by switching two modes and keeping the shape with the outer sheath device. External force is added to the head of the sheath perpendicular to the direction of first unit (In this paper we call the pieces and joints sequential order form here.). Then, we measured the external force by rotating the first unit around the first joint, with a air pressure change from 0kPa to 400kPa. Figure 5 shows two clear states switching on the certain border air pressure. When the air pressure is low, the external force is about 0gf, so the first piece rotated freely.

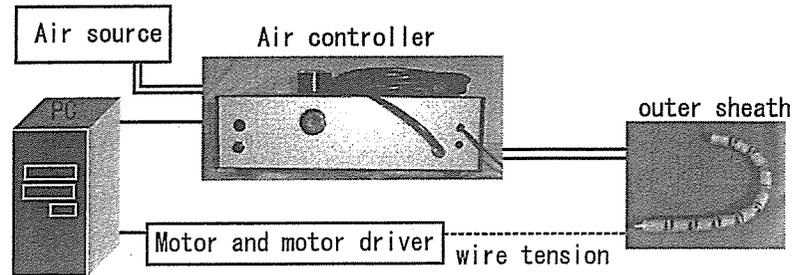


Fig. 4. The system of rigid-flexible outer sheath: The system consists of the outer sheath and air controller. Single lines are the connection of electric signals. Double lines are connection of air. Dashed line is the image of wire. Future, the wire tension will be controlled from motor and PC.

When the pressure is high, the unit holds its angle even the external force is add. The border zone of the air pressure is from 130kPa to 150kPa.

Next, we measured the external force by keeping the angle of each joint in the same condition about external force. The air pressure was set to 250kPa. In this experiment the shape of the sheath was straight. The first joint and second joint keep their angle against over 5N, but third joint bends when the external force is 4.5N. Maximum force becomes lower when the distance between the joint and the forced point is long. As the result, the maximum torque should be 400mNm.

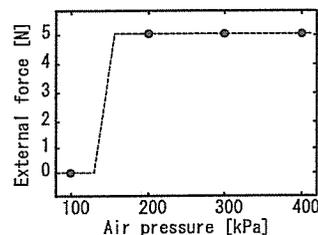


Fig. 5. Relation between rigidity and air pressure: Vertical axis is the external force under which first joint could hold its locked angle. The force was added perpendicular to the direction of the axis of the sheath. We tested the external force when the air pressure is added every 100 kPa, and every 10kPa between 100kPa and 200kPa. When the air pressure is between 130kPa and 150kPa, the rigidity is unknown.

Last, we evaluated clinical applicability by the phantom experiment. As the phantom of human soft tissues and gap between organs, narrow curved path was made and the silicone gel was filled around the path (Fig. 6a). In this experiment the path was the arc of which curvature radius is 10cm. When the outer sheath is inserted, it has to push the silicone wall to go through the path and reach to the target. In this experiment we assume that the sheath and manipulators

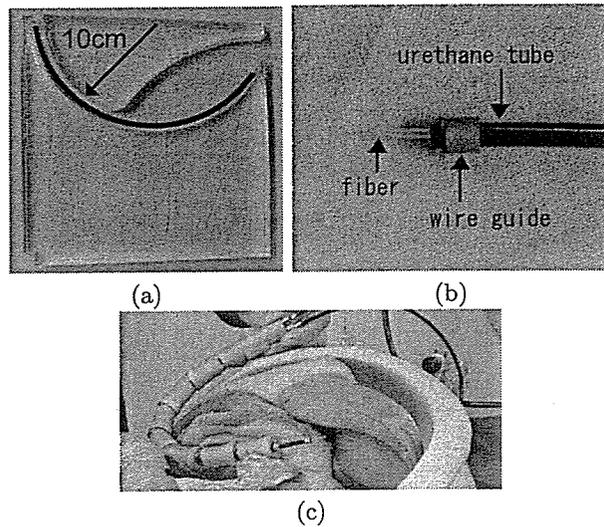


Fig. 6. Experiment condition: (a) curved course made by gelatin. The curvature radius is 10cm, and the thickness is 25mm. (b) insert material. The diameter of fiber core is 1mm. Urethane tube is 3mm, and that of wire guide is 4.5mm. (c) assumption of the phantom. This phantom assumes that the sheath goes through the gap around liver and cholecyst, and reaches to target on the backside liver.

go to the backside of the liver passing around liver and cholecyst(Fig. 6c), so the silicone is shaped like liver. As a flexible device, we used the laser fiber. The fiber(Standard-Lightguide, Dornier MedTech inc, German) is covered with urethane tube and wire guide device is attached periodically spaced. Two wires runs though with the eyelet of wire guide attachments. This fiber can be controlled by the difference of wire tension. The maximum diameter of the fiber device is 4.5mm(Fig. 6b). The outer sheath wasn't able to go through the path only by pushing the sheath because the top of sheath was blocked by the silicone wall. However, with supporting the wire tension, it could go the path smoothly the path. (Fig. 7). After inserting the outer sheath device, the laser fiber device was inserted smoothly passing through the rigid path. When wire tension was add, the fiber device changed its direction of the tip without changing the whole shape of the device, so this manipulator could be controlled the direction of laser. The wire tension to bend the fiber was 18N.

5 Discussion

Experimental results show that our outer sheath mechanism is sufficient to fix the shape. Laparoscopic manipulators can generate about 500gf (4.8N) force perpendicular to the direction of axis to lift up heavy organs in the body. The outer sheath keeps its shape against such force. Since our manipulators can go

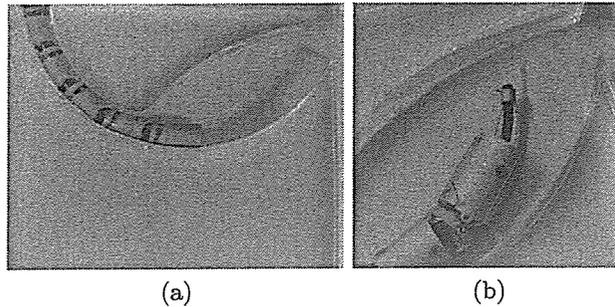


Fig. 7. The image of experiment: (a) shows that the outer sheath went through the path pushing silicone walls. (b) shows the endpoint of the sheath and laser fiber curved by wire tension.

through the narrow gap between tissues, it is not necessary for the surgeon to move the organs. As for the air pressure, the outer sheath switches the pressure less than 200kPa. It is not high pressure, so the air pressure may not damage the tissues around the sheath if the air leak, or burst. Then it can be used safely. From the phantom experiment, this sheath is considered to be able to go back side passing around the tissues. The arc whose radius is 10cm is a little large path to go around small organs. However, it is sufficient to go between abdominal wall and tissues, or go around big organs such as liver. Wire tension is helpful to go the sharply curved route. In this prototype the tension affects to all joints, but the wire tension is helpful for only the first joint. By the mechanism to transmit the wire tension to first joint, the sheath will be easier to go narrow route. Using this sheath, the manipulators can be inserted smoothly, and transmit the wire tension to the endeffector. This experiment we used a laser manipulator. Moreover we think that the gastroenterological endoscope is useful combined with the sheath, and other effective devices will be developed.

Next challenging problem is to detect the place of the endpoint of the sheath in human body, especially while inserting this sheath. X-ray is one effective way, but exposure problem occurs. Then smart way to detect the position is required.

We think that it become to be able the endoscopic surgery in deep, narrow area where surgeons must select the open surgery by the combination of our outer sheath and the wire-driven flexible manipulators such as mentioned in [5]. Our research to develop outer sheath which can become flexible and keep own shape is important first step to make surgery less invasive.

6 Conclusion

We developed a rigid-flexible outer sheath that secures instrumental path for flexible device to make minimally invasive laparoscopic surgery. The mechanism to switch flexible mode and rigid mode using multi-joint model and slider-linkage

mechanism is developed and evaluated. The air pressure and gear lock mechanisms enable a freedom shape locking. The results show that the outer sheath is able to bear about 5N force on head, and 400mNm torque. Furthermore, flexible devices are possible to change the direction of its endpoint without changing the whole curving shape. Our mechanism that combined of the outer sheath and flexible manipulators is suitable to the laparoscopic surgery in deep, narrow area where the open surgery is necessary.

Acknowledgment

A part of this work is supported by Research Program for development of analysis, help, and alternation of human function "Research for the development of new surgical robot" , administrated by Ministry of Health, Labour and Welfare of Japan.

References

1. Peirs, J., Reynaerts, D., Van Brussel, H.: A miniature manipulator for integration in a self-propelling endoscope. *Sensors and Actuators A*. **92** (2001) 343-349
2. Nakamura, R., Oura, T., Kobayashi, E., Sakuma, I., Dohi, T., Yahagi, N., Tsuji, T., Hashimoto, D., Shimada, M., Hashizume, M.: Multi-DOF Forceps Manipulator System for Laparoscopic Surgery - Mechanism miniaturized & Evaluation of New Interface -. Proc. of 4th International Conference on Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention. (2001) 606-613
3. Yamashita, H., Hata, N., Kim, D., Hashizume, M., Dohi, T.: Handheld Laparoscopic Forceps Manipulator Using Multi-slider Linkage Mechanisms. Proc. of 7th International Conference on Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention. **2** (2004) 121-128
4. Abbou, C.C., Hoznek, A., Salomon, L., Olsson, L.E. Lobontiu, A., Saint, F., Cicco, A., Antiphon, P., Chopin, D.: Laparoscopic radical prostatectomy with a remote controlled robot. *JOURNAL OF UROLOGY*. **165** (2001) 1964-1966
5. Ikuta, K., Sasaki, K., Yamamoto, K., Shimada, T.: Remote Microsurgery System for Deep and Narrow Space - Development of New Surgical Procedure and Micro-robotic Tool. Proc. of 5th International Conference on Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention. (2002) 163-172
6. Nakamura, Y., Matsui, A., Saito, T.: Shape Memory-Alloy Active Forceps for Laparoscopic Surgery. Proc. of the 1995 IEEE International Conference on Robot and Automation. (1995) 2320-2327
7. Simaan, N., Taylor, R., Flint, P.: High Dexterity Snake-Like Robotic Slaves for Minimally Invasive Telesurgery of the Upper Airway. Proc. of 7th International Conference on Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention. **2** (2004) 17-24
8. Okamoto, J., Iida, M., Nambu, K., Fujie, M., Umezu, M.: Development of Multi-DOF Brain Retract Manipulator with Safety Method. Proc. of the 2003 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems. **3** (2003) 2594-2599
9. Ian, A.D., Christophoer, D.R., Ian, D.W.: Large Deflection Dynamics and Control for Planar Continuum Robots. *IEEE/ASME Transactions on Mechatronics*. **8(2)** (2003) 299-307

Rigid-flexible outer sheath device using slider linkage and air pressure locking mechanism for laparoscopic surgery

A. Yagi^a, K. Matsumiya^a, K. Masamune^a, H. Liao^b, T. Dohi^a

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

^b*Graduate school of Technology, The University of Tokyo, Japan*

Keywords: Outer sheath; Air pressure; Slider linkage mechanism

1. Introduction

Laparoscopic surgery becomes common way and many dextrous tools [1] have been developed. However it requires large space under abdominal wall because many tools are long straight rod. This paper reports an outer sheath which can be changed its shape and locks the shape. This outer sheath makes rigid curved path for flexible manipulators such as micro manipulator [2].

2. Methods

The outer sheath consists of several pieces of short sheath connected serially. Each unit is able to be rotated several degrees around the joint. So this kind of outer sheath is possible to be changed to different shape. Each unit has a link, a slider, a stopper, and an air channel inside the instrument. The unit and the slider are connected by a link with pin joints. The slider moves in the slider channel of the adjacent unit in conjunction with the rotation of the unit. When the air pressure is add, stopper moves and locks the slider, then the shape of outer sheath is locked and the sheath generates its rigidity.

3. Results

We made a prototype whose length is 290mm, the cross section circle diameter of 16 mm. Then, we evaluated the relationship between the air pressure and switching of two modes, flexible and rigid, and the maximum external force (external torque) under which the sheath device can hold its rigidity.

The border zone of the air pressure is from 130kPa to 150kPa. When this sheath is rigid-mode, each unit could keep against the torque 400mNm.

4. Conclusions

We developed a rigid-flexible outer sheath that secures instrumental path for flexible device to make minimally invasive laparoscopic surgery. Our mechanism that combined of the outer sheath and flexible manipulators is suitable to the laparoscopic surgery in deep, narrow area where the open surgery is necessary.

This research is supported by Research Program administrated by Ministry of Health, Labour and Welfare of Japan.

References

- [1] Yamashita H, Kim D, Hata N, Dohi T. Multi-Slider Linkage Mechanism for Endoscopic Forceps Manipulator. In: Proc of the 2003 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems; 2003 Oct; Las Vegas, Nevada, U.S.A; 2003. p. 2577-82.
- [2] Ikuta K, Sasaki K, Yamamoto K, Shimada T. Remote Microsurgery System for Deep and Narrow Space - Development of New Surgical Procedure and Microrobotic Tool. In: Proc. of 5th International Conference on Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention. 2002 Sep. Tokyo, Japan; 2002. p. 163-172.

柔剛可変外套管マニピュレータにおける三次元湾曲機構の開発及び体内侵入特性に関する評価

○八木 昭彦^a, 松宮 潔^a, 正宗 賢^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

Development of mechanism to cubic curve and evaluation of insertion characteristics Rigid-Flexible outer sheath manipulator

A. Yagi^a, K. Matsumiya^a, K. Masamune^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: To reduce the invasiveness of surgery, we developed a guiding outer sheath for flexible surgical instrument. The outer sheath could be switched to two situation, flexible model and rigid model. The flexible model could insert the sheath into the tissues or organs from a narrow gap. The flexible sheath could be switched into the rigid model, which enable the devices to reach the target of the deep area. In this paper, we report the extended functions and the characteristics of insertion. This sheath is combined by a set of sheath units which are connected serially. Two types of unit; short unit and long unit connected alternatively. The angle of rotation axis is different, and the sheath is possible to be made into a snaked-curve. Moreover, the operator is possible to control the angle of the head unit using two types of wire. We evaluated the performance of insertion via a silicone phantom experiment and an animal experiment. The experimental results show that the sheath was possible to go through the curved path with a curving radius of more than 7.5cm, and the sheath was possible to be inserted into the narrow gap where conventional laparoscopic tools can't reach.

Key words: Rigid-flexible outer sheath, flexible manipulator, insertion characteristics, wire mechanism

1. 背景

腹腔鏡下外科手術は初めて行われて以来外科手術の侵襲を減らす効果的な方法として多くの部位における手術に用いられるようになった。しかし現在までに用いられている腹腔鏡下外科手術用の器具では体内深部にある部位までは到達することが不可能である。このような部位の手術を低侵襲に行うためには体内の組織間の隙間を道なりに進むことが可能な柔軟な手術器具、及びこれら手術器具がターゲットへ到達するまでの通路を確保する外套管が必要となる。

これに対して筆者らは体内の組織間の隙間に沿って侵入し、その曲がった形状のまま固定し剛性を持つ柔剛可変外套管マニピュレータの研究を行っている。この外套管により軟性手術器具の通路確保及び動力伝達を可能となる。そして昨年柔剛可変の基礎原理を開発した[1]。本報ではこのマニピュレータに対して湾曲自由度の拡張、及びワイヤによる操作を行う方法を追加した。そして体内への侵入特性に関してファントム実験及び生体実験を行ったので報告する。

2. 方法

2.1 三次元湾曲への拡張

文献[1]の原理では各関節においてピン連結方式を採用しており、そのため一平面内での湾曲のみが可能である。これを空間的な湾曲を可能とするため、ジョイントの回転軸が互いに垂直になるよ

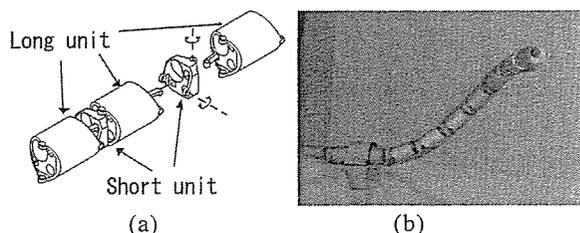


Fig. 1 Prototype of outer sheath: a) mechanism of cubic curve. b) manipulator with a curving shape.

うに配置した。向きの異なる二つの回転軸が短い距離で二つセットになって配置させるため軸間距離の短い短ユニットと、スライダが内蔵される長ユニットの二つを用意し、この二つのユニットを交互に連結させた。これにより全体的な空間湾曲が可能となる。今回この方法を用いて長さ 300mm、直径 16mm で、通路系 7mm の外套管を試作した (Fig.1).

2.2 ワイヤによる先端屈曲

外套管が体内において隙間を通過するためには、進路の選択や修正に際して術者からの操作が必要となる。特に先端の関節における向きを能動的に操作できるようにすることで外套管形状に依存することなく進路の選択を行うことができると考えられる。今回は二組のワイヤを使う方法[2]を用いて先端の屈曲を行うことを可能にした。

外套管には周辺部にワイヤガイドとなる小さな穴が開けられている。そして一つのワイヤガイド

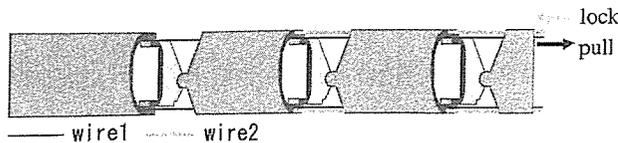


Fig.2 Bending mechanism using wires control

に二本のワイヤを通して、二つのうち一本(Wire1)は外套管の先端まで到達しており、もう一本のワイヤ(Wire2)は先端から数えて二番目の長ユニットまで到達している。Wire2 を外套管の根元で抑えて固定させた状態で Wire1 に張力を加える。そうすることで Wire2 が届いていない先端部位のみが屈曲することになる(Fig.2)。Wire1 にはステンレスワイヤを、Wire2 には Ni-Ti 超弾性合金を使用した。これによりワイヤを用いて先端部分のみを屈曲させることができる。

3. 評価実験

3.1 ワイヤ操作による屈曲特性

ワイヤ張力を加えたときの先端の屈曲特性の評価を行った。Wire1, Wire2 ともに対となる一組のワイヤガイドにそれぞれ通し、片方のワイヤに加えた張力を正、もう片方に加えた場合を負としている。屈曲角度はまっすぐに伸ばした状態から正の張力を加えた場合に向く方向を正の角度とした。この結果を Fig.3 に示す。Wire2 を固定して Wire1 に張力を加えることで、先端のユニットは約 30 度のあたりまで向きを変更し、2 番目以降のユニットは直線状態から 4 度以内の向きの変更で収まっていた。

3.2 柔軟組織間通路の通過特性

生体への挿入特性として、軟性組織の隙間を通過する際の通過可能性の評価を行った。生体組織の模擬材料としてシリコンゴム(信越シリコン KE-1601)を使用し、半径 50, 75, 100, 125, 150mm の 5 種類の 90 度円弧を作成し、それぞれの円弧通路を通過可能であるかを実験した。半径 75mm 以上の円弧の場合は挿入動作により円弧の先まで外套管が通過することが可能であった。しかし半径 50mm の円弧では途中でシリコンの壁に引っかかってしまい、最後まで到達することが不可能であった。

3.3 In vivo 実験

実際の生体の腹腔内での立体構造における外套管マニピュレータの挿入特性の試験を行った。ブタ(生後 4 ヶ月、体重 38kg, オス)を使用し、気腹された腹腔内へ外套管を挿入し、肝臓と横隔膜付近の腹膜の隙間へ到達することが可能かの確認を行った。Fig.4 は外套管が肝葉の隙間を肝臓と横隔膜側の腹膜の間へと侵入していく様子である。

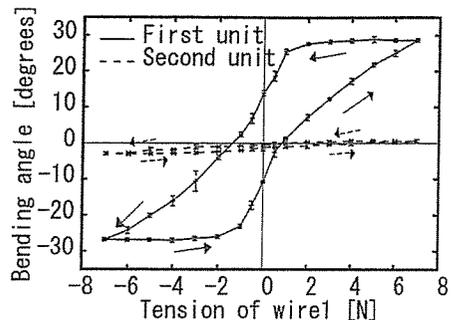


Fig.3 Relationship between the bending angle and the wire tension

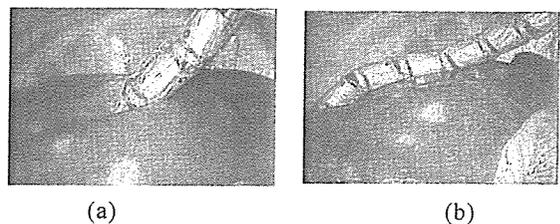


Fig.4 Outer sheath inserted into abdominal space: a) through gap of the liver lobes. b) gap between liver and abdominal membrane

4. 考察・結論

本研究では外套管マニピュレータの自由度の拡張、およびワイヤによる先端制御方法を開発、実装した。二組のワイヤを用いて制御することで全体の湾曲を抑えて先端屈曲を行うことが可能であった。これにより Wire2 を固定して Wire1 に張力を加えることで、先端のユニットのみが屈曲し、2 番目以降のユニットはほぼ直線状態のままであることが可能である。挿入性実験では腹部腹膜内を迂回して侵入可能な半径での湾曲が可能であった。また肝臓の横隔膜付近の腹膜との間など従来の腹腔鏡機器では到達できない部分へ侵入でき、この外套管によって低侵襲に治療可能な部位を増やすことができるものと思われる。

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 身体機能解析・補助・代替機器開発事業「新たな手術用ロボット装置の開発に関する研究(H15-フィジ-002)」による。

参考文献

- [1] 八木昭彦, 松宮潔, 正宗賢, 廖洪恩, 土肥健純「スライダリンク機構及び空気圧を用いた可撓性外套管のための柔剛可変機構の基礎的検討」第 14 回日本コンピュータ外科学会大会論文集, pp129-130, 2005 年 11 月, 千葉市
- [2] N. Simaan, R. Taylor, P. Flint "High Dexterity Snake-like Robotic Slaves for Minimally Invasive Telesurgery of Upper Airway" Proc. of MICCAI 2004. pp. 17-24, 2004. Paris.

バイポーラ型電気メス屈曲鉗子マニピュレータの細径化

○山下 紘正^a, 松宮 潔^a, 正宗 賢^a, 小林 英津子^b, 佐久間 一郎^b, 廖 洪恩^b,
橋爪 誠^c, 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,

^c 九州大学大学院 医学研究院

Miniaturization of Bipolar Electric Scalpel Forceps Manipulator with Multi-DOFs Bending Mechanism

H. Yamashita^a, K. Matsumiya^a, K. Masamune^a, E. Kobayashi^b, I. Sakuma^b, H. Liao^c,
M. Hashizume^d, 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

^c Graduate School of Medical Sciences, Kyushu University, Fukuoka, Japan

Abstract: In this paper we propose miniaturizing of the bipolar electric scalpel manipulator with 2-DOFs bending mechanism. In order to miniaturize outer diameter, we adopted previously reported hybrid driving method using both linkage and wire mechanisms, and achieved 5-mm diameter with central channel of 1.3-mm diameter. This manipulator had replaceable bipolar electric scalpel end-effector driven by wire winding through some pulleys. Electrode measurement on the insulating plastic blades was 2 lines of 1 mm x 8 mm x 0.15 mm with a 0.5-mm space, and its material was tungsten. In vivo experiment using a swine (38kg, male), we evaluated the ability of occluding blood vessels on mesenteric surface tissues, of which diameter were less than 1 mm, through various directional approach paths. We enabled several vessels occlusion at one time, however, more stable grasping procedure was needed to prevent coagulation efficiency reduction. In conclusion, we were sure of feasibility of the miniature bipolar electric scalpel manipulator to coagulate and occlude blood vessels for laparoscopic clinical applications.

Key words: Bipolar electric scalpel, Hybrid driving method with linkage and wire, Laparoscopic surgery

1. はじめに

腹腔鏡下外科手術で使用する術具やポート数, 術中の術具交換の回数を低減させるためには, 手術器具の多機能化が有効である。また, 現在の腹腔鏡下外科手術においては, 患部組織の血管処理を安全に, かつ迅速に行なうことが特に重要であり, 電気メスが頻繁に用いられている。著者らは術中での多種多様な手技に対応するため, 従来から開発を進めていた外径 10mm の多自由度屈曲鉗子マニピュレータの多機能化として, バイポーラ電気メス機能の搭載を試みてきた¹⁾。In vivo 実験では, 多自由度化した電気メスにより, 無理な方向からアプローチすることなく, 確実に血管の閉塞処理を行なえることを確認している。

そこで本研究では, より低侵襲の手技を可能とするため, このバイポーラ型電気メス屈曲鉗子マニピュレータの細径化と自由度の追加を目的とする。また In vivo 実験を通して, 本マニピュレータが腹腔鏡下で確実な血管閉塞を行なえるかどうか, 有用性の評価を行なったので報告する。

2. バイポーラ型電気メス屈曲鉗子マニピュレータ

2.1 細径 2 自由度屈曲機構

マニピュレータの細径化には, 従来の多節スライダ・リンク機構を使用した屈曲機構に大幅な改善を加える必要がある。そこでかねてから研究を進めているリンクとワイヤの両方を利用したハイブリッド型の屈曲駆動方法を採用し²⁾, 内径 1.3mm のセンタチャンネルを有する, 外径 5mm

の 2 自由度屈曲機構を開発した (Fig. 1)。本機構は 5 つの円筒状フレームと 2 本のリンク節, 及び 2 本のガイドワイヤより構成され, 水平方向ならびに垂直方向に $\pm 90^\circ$ の屈曲が可能である。アクチュエータから各フレームへの動力伝達はリンク節で, $\pm 90^\circ$ の屈曲機序制御はガイドワイヤで実現するよう役割を二分することで, より少ない構成要素による細径化を実現している。なお, 先端側の水平屈曲駆動については, ボールジョイントと同等の機能を有する 2 軸回転可能な連結用リンクを介して行ない, 独立な屈曲駆動のためリンクのスライド変位量に補正を加えている。

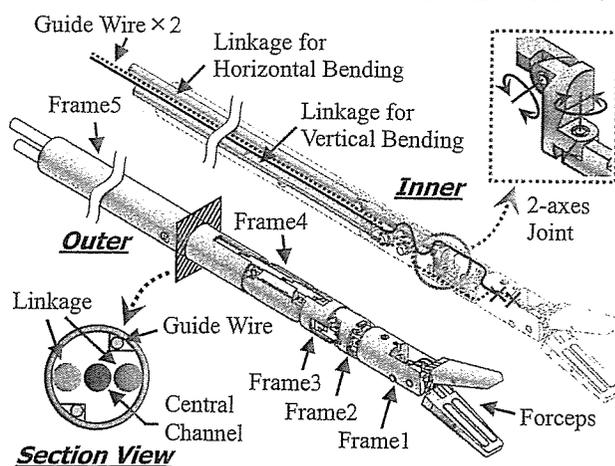


Fig. 1 Architecture of miniature 2-DOFs bending mechanism.

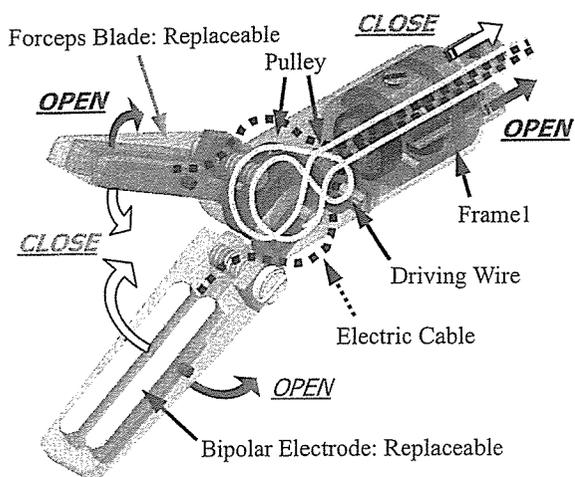


Fig. 2 Mechanism of the end-effector with forceps function and a bipolar electric scalpel function.

2.2 マニピュレータ

エンドエフェクタとして、バイポーラ電気メス機能を2自由度屈曲機構の先端部に搭載した。Fig. 2に示すように2枚のブレードの把持開閉駆動は、複数のプーリを介したワイヤの巻き取りにより行なう。バイポーラ電極を搭載したブレードはワイヤを固定した金属部分(SUS304)と電極を固定した樹脂部分(PEEK)に分割でき、完全な絶縁を図っている。バイポーラ電極の形状は従来研究³⁾や現在使用されている製品⁴⁾を元に、1mm×8mm×0.15mmとし、0.5mm間隔で2個並列させることで血管の閉塞性を高めた。また、電極材料にはタングステンを使用している。合計4個の電極はピンでブレードに固定しており、交換可能な構造としている。従ってブレードの樹脂部分や電極の形状や材質を変更することで、様々な手技へと対応させることができる。把持開閉用のワイヤと電極への通電ケーブルはいずれも各フレームの中心に設けたセンタチャンネルを通しており、外部へは一切露出しない構造としている。

マニピュレータの操作は従来の手術器具と同様に、ハンドヘルド型のグリップ方式を用いる。2自由度の屈曲操作は小型の16方向スイッチで、把持の開閉はハンドル部の握りで行なう。各種ケーブルを除いたマニピュレータの総重量は657gであり、従来機と比較してユーザビリティ向上のための軽量化を果たした。

3. In vivo 実験

動物(ブタ, 38kg, オス)を用い、腹腔鏡下における本バイポーラ型電気メスマニピュレータの血管閉塞評価を行なった。バイポーラコアギュレータ(MIZUHO Co., Ltd., MICRO-3Plus)の各設定は、周波数1MHz(非周期的正弦波)、出力20W、焼灼時間を1secとした。様々な方向からのアプローチを行ない、主に腸管膜上の血管閉塞を試みた。閉塞の成否は凝固箇所を切断し、血液の漏れ具合を確認することで行った(Fig. 3)。全部で8箇所(血管)の凝固を行ない、1~2本の血管を同時に閉塞することが可能であった。

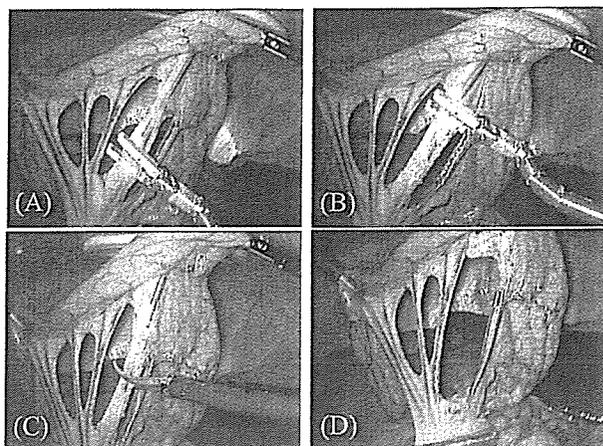


Fig. 3 Sealing mesenteric blood vessels. (A) and (B): Coagulating both ends of the vessel with 2-DOFs bending motion. (C) and (D): Confirming occlusion with cutting middle part of coagulated ends.

一方で3箇所(血管)の凝固において確実な焼灼ができなかった。大きく屈曲させることでセンタチャンネルの経路長が変化し、把持力を制御するためのワイヤのテンションが弱まることが原因であると考えられる。

4. 結論

本研究ではリンクとワイヤによるハイブリッド式屈曲機構を採用し、外径5mmの細径バイポーラ型電気メス屈曲鉗子マニピュレータを開発した。In vivo実験では腸管膜上の血管を複数閉塞できることを確認したが、凝固効率の低下を防ぐため、より確実な把持の実現が課題である。

本研究の一部は、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「新たな手術用ロボット装置の開発に関する研究(H15-フィジ-002)」、ならびに日本学術振興会特別研究員制度の支援を受けている。

文献

- 1) 山下 紘正, 他: 多自由度屈曲型バイポーラ電気メス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. 141-142, 2005
- 2) H. Yamashita et al.: Two-DOFs Bending Forceps Manipulator of 3.5-mm diameter for Intrauterine Fetus Surgery: Feasibility Evaluation, In Proc. of the 20th International Congress and Exhibition, Computer Assisted Radiology and Surgery (CARS 2006), Osaka, pp.218-220, Jun., 2006
- 3) Y. Kim et al.: Study on bending forceps manipulator with electric-cautery function for laparoscopic surgery, In Proc. of the 16th International Congress and Exhibition, Computer Assisted Radiology and Surgery (CARS 2002), Paris, pp.1089, Jun. 2002
- 4) H. Hasegawa et al.: CLIPLESS LAPAROSCOPIC RESTORATIVE PROCTOCOLECTOMY USING AN ELECTROTHERMAL BIPOLAR VESSEL SEALER, Digestive Endoscopy. 15, pp. 320-322, 2003

前立腺がんMR誘導下集束超音波治療におけるプローブ操作のためのMR対応材料製マニピュレータの開発

○神垣 剛^a, 松宮 潔^a, 正宗 賢^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

MR Compatible Manipulator for Applicator Manipulation in Prostate Cancer Thermoablation by MR-guided Focused Ultrasound

T. Kamigaki^a, K. Matsumiya^a, K. Masamune^a, H. Liao^b, T. Dohi^a

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

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

Abstract: This paper presents a new MR-compatible manipulator based on five bar linkage mechanism for prostate surgery using high intensity focused ultrasound (HIFU). There are two main features of this manipulator. The first one is the usage of resin as material, so that there is no effect on image quality due to magnetic susceptibility difference or eddy current. The second feature of this manipulator is the transmission mechanism that keep actuators nearly outside MRI gantry space by localizing actuators in one place. This mechanism can avoid electromagnetic influences, and also realize an easy separation between sterilizable and unsterilizable parts. In MRI compatibility experiment, the manipulator was installed inside 0.2T MRI gantry, and it showed neither remarkable distortion nor SNR loss. Therefore, this manipulator is capable to be used for surgeries under 0.2T MRI

Key words: MRI, MR-Compatibility, Surgical Manipulator, Resin, Transmission Mechanism

1. はじめに

近年前立腺がんの患者の数が増加傾向にある。従来は全摘出手術が主流であったが、近年低侵襲な手術方法としてMR画像誘導下集束超音波(High Intensity Focused Ultrasound: HIFU)による治療法が注目されている。HIFUは大きな切開が不要で、直腸内にプローブを挿入し、患部に超音波を一点に集めて熱凝固させることにより行われる。MRIの鮮明な画像や温度モニタリング機能により正確な治療の実現が期待されるが、MRIガントリ内で集束点の正確な走査が可能なマニピュレータが必要となる。そこで、本研究ではMRIのガントリ内で動作可能なマニピュレータの開発を行う。

2. マニピュレータの設計

2.1 マニピュレータの設計指針

本マニピュレータは垂直磁場型のOpen MRIのガントリ内に設置し、直腸内での超音波プローブの位置制御を行う。必要な自由度は直腸内での姿勢決め2自由度、直腸方向に対する並進、回転の計4自由度である。マニピュレータは小型なものを目指し、MRIガントリ内の設置を想定して設計を行うが、MR内で安全に駆動でき、画像に影響を与えないというMR-Compatibilityが求められる。本研究では、画像に対して影響があると考えられる以下の3点を考慮した。

- ①磁性体による磁場の歪み
- ②導電性材料の渦電流による画像への影響
- ③電磁アクチュエータからの電磁波

①の対策として磁化率の低いアルミニウム、チタンといった

非磁性金属の使用があるが、傾斜磁場のスイッチングに伴う②の影響があると考え、できるかぎり金属製パーツを排除し、樹脂製のものを用いる。マニピュレータ構成材にはポリエステル、PEEK、MCナイロンなどの樹脂を用い、強度が必要な部分にのみ金属を用いる。MRIガントリ内で動作可能なアクチュエータとしてはエンコーダ付き超音波モータ(新生工業:USR60-ESN)を用いるが、それより発生する電磁波が画像に影響を与える可能性がある。そこで③の対策として、動力源を撮像部分から離し、電磁波シールドを行い、駆動力の伝達により、マニピュレータの駆動を行う。また、動力源を集約的な配置することにより、滅菌部と非滅菌部(モータ部)の分離が容易となる利点もある。

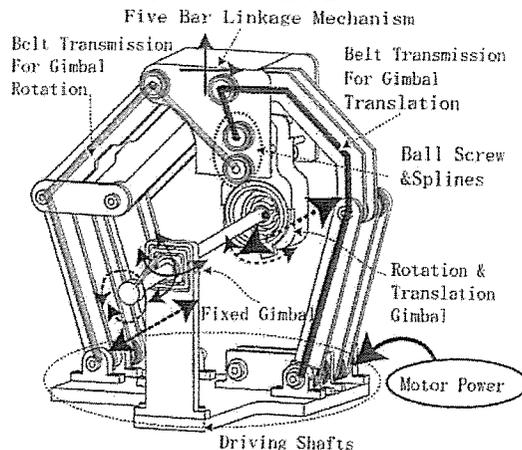


Fig.1 Manipulator Mechanism

2.2 マニピュレータの機構

以上の設計指針から、Fig. 1 のように駆動力源(Motor Power)を集中させ、マニピュレータ下部の駆動軸(Driving Shafts)から動力伝達する機構を考案する。プローブの姿勢角は水平を基準に ± 15 degrees、回転角を ± 90 degrees、直腸方向の並進方向距離を50mmとして設計を行う。直腸内でのプローブの姿勢決め機構としては、5節リンクとジンバルによる機構を採用した。5節リンク機構はリンク下部にモータを配置できることや安全な駆動領域に制限できるなどの特徴を持っている。さらに直腸方向への並進および回転の駆動力は、リンク下部からの回転力をリンク内部に組み込んだタイミングベルトとプーリによって動力伝達を行い、ジンバル機構をボールねじとスプラインによって、並進・回転させることによって実現した。作成したマニピュレータをFig.2に示す。マニピュレータの最大高さはおよそ300mmで、使用するOpen MRIの高さはおおよそ380mmであり、ガントリ内に格納できるサイズを実現した。

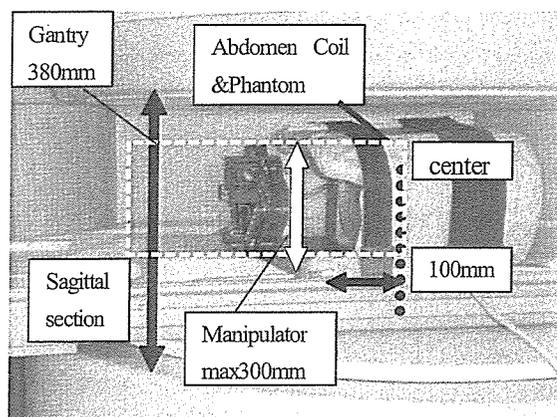


Fig.2 MR-Compatible Manipulator

3. 評価

3.1 MR-Compatibility の評価実験

0.2TのOpen MRI内にマニピュレータを配置し、本マニピュレータを撮像断面に入るように配置し、画像に与える歪み、S/N比の影響を測定する。前立腺の治療に際して、本マニピュレータの機構の場合、挿入の基点となるジンバル(Fig.1のFixed Gimbal)の位置が撮像中心からおおよそ100mm程度のところに設置が想定されるため、ジンバルを100mmの距離の位置に設置を行った。使用する超音波モータは電磁波シールドを行い、撮像中心から約500mm離れた。受信コイルは腹部コイルを用い、円筒形標準ファントムを用いた。MR画像はGradient Echo法で撮像し、各パラメータは、TR/TE:600/24ms、

FOV:260mm, matrix:256×256pixel, スライス厚:5mm, フリッパ角:90degreesとして以下の4条件でsagittal断面の撮像を行った。

- ①コントロール画像
- ②マニピュレータをガントリ内に設置
- ③マニピュレータをガントリ内に設置+モータに電源
- ④マニピュレータをガントリ内に設置+モータを回転

3.2 実験結果

②, ③, ④においてはほとんど結果に違いがなかった。どの条件においても①との比較においてホワイトノイズが発生したが、歪みはほとんど確認されなかった。④と①の結果に関して比較を行った。S/N比はそれぞれ①29.6, ④28.3であった。④と①の画像およびその差分画像結果をFig.3に示す。差分画像からノイズが発生しているのが確認できるが、最も画質が低下されると予想される④の場合にもS/N比の低下は4%程度であり、歪みもほとんど確認されなかった。

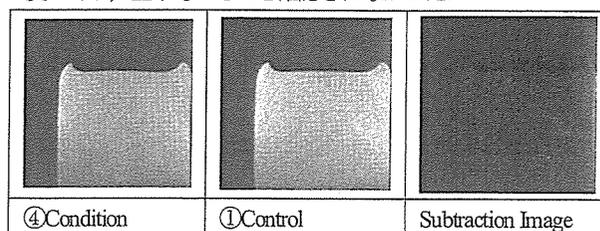


Fig.3 Subtraction Image

4. 結論

MRガントリ内で駆動できるマニピュレータの開発を行った。4自由度の駆動力伝達機構を持ち、ガントリスペース内で駆動できるサイズを実現した。前立腺をターゲットとした場合に想定される撮像断面からおおよそ100mmの距離に配置した場合にも、著しい歪みやS/N比の低下は見られず、MRIガントリ内でプローブの位置決めことが可能なMR-Compatibilityを有していると考えられる。本マニピュレータは撮像しながら、MR画像を用いたナビゲーションを行うことが可能である。今後はMR画像から腫瘍位置を取得し、それから集束位置のモニタリングを行いながら制御を行うことが可能なマニピュレータ駆動システムを構築する。

謝辞

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「新たな手術用ロボット装置の開発に関する研究(H15-フィジ002)」

前立腺凝固後切除マニピュレータの開発:凝固及び切除能力の評価

○西澤 暁^a, 松宮 潔^a, 正宗 賢^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

Transurethral Prostate Resection Manipulator with Coagulator: Evaluation of Coagulation and Resection Ability

S. Nishizawa^a, K. Matsumiya^a, K. Masamune^a, H. Liao^b, T. Dohi^a

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

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

Abstract: This paper reports prostate cancer resection manipulator with prostate coagulator. The manipulator consists of bipolar coagulator and drill. The resection procedure consists of three steps: (1) insert the manipulator to prostate transurethrally, (2) coagulate tissue around the drill by high frequency current, and (3) resect the coagulated area by drill. The manipulator can resect prostate cancer accurately and prevent sphincter and neurovascular bundle injury by repeating step (2) and (3) in small area. We made the prototype and evaluated resection and coagulation ability. We used stainless wire and drill as electrode. Diameter of the drill is 3 mm and of the stainless wire is 0.4 mm. Resection experiment showed 3 mm resected areas, and coagulation experiment showed 2 mm coagulated area around stainless wire.

Key words: Transurethral resection of prostate, Prostate cancer, Coagulator

1. はじめに

前立腺がんは欧米において男性悪性腫瘍の中で最も発生率が高く、日本においても年々発生率が上昇している。現在行われている前立腺全摘除術などの根治療法では尿失禁や性機能障害などの合併症があり患者のQOLに影響を与えている。これらの合併症は前立腺周辺の筋肉や神経束の損傷に起因しており、合併症の解決にはこれらの損傷を回避することが不可欠である。解決に向けた試みのひとつとして前立腺周辺部と干渉せずに前立腺を切除できる経尿道的前立腺摘除術(TURP)を利用することが検討されているものの、がん細胞の飛散によって転移が引き起こされることが問題となっている。

そこで本稿ではTURPに凝固機構を付加することによって飛散による転移の問題の解決を目指し、前立腺がんのための前立腺切除用マニピュレータの開発を目的とする。

2. 方法

2.1. マニピュレータの構成

開発するマニピュレータは凝固機構と切除機構から構成される。前立腺切除の具体的な手順は以下の通りである。まず凝固機構によってマニピュレータ先端部周辺を凝固壊死させ、その後に切除機構によって凝固した領域を切除する。この一連の動作を繰り返すことによって切除を進める。切除領域を凝固しておくことにより、がん細胞を生きた状態で飛散させずに切除できる。また、凝固領域を細かく設定して切除することにより前立腺周辺部の熱損傷を抑えることが可能となる。

凝固機構では後に切除する領域にあわせて凝固範囲が設定できることが求められる。このことから、電極の形状などによって凝固範囲の調整が可能な高周波電流による方法を用いることとした。また、切除機構においては前立腺周辺部の損傷を回避することを考慮し、ごく近傍の領域のみが切除されるドリルによる機械的切除を採用した。

2.2. 凝固・切除機構試作

凝固・切除機構の試作機を製作した(Fig.1)。試作機の外径は尿路感染症などの合併症の原因となる尿道粘膜の損傷を抑えるために4mmとした。また、挿入するパイプの全長は230mmとした。切除用ドリルは外径3mm、長さ3mmのステンレス製ドリルを用いた。また、凝固機構では熱傷事故を回避するためバイポーラ電極を用いることとし、ドリル先端に配した0.4mmのステンレス線とドリルを電極として用いた。

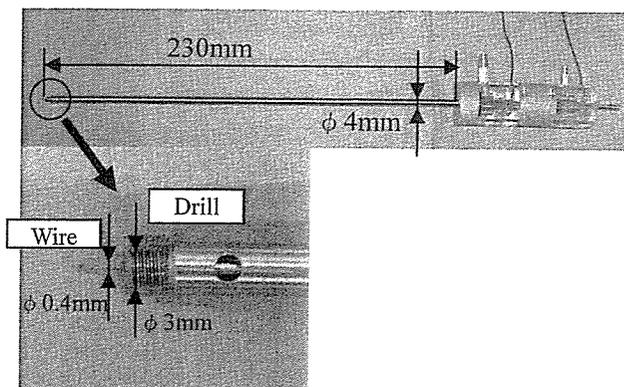


Fig.1 Prototype of prostate resection manipulator with coagulator.

2.3. 灌流切除機構

切除機構には効率的に切除を行うために灌流切除機構を付加した(Fig.2)。設計においては切除片の流れを考慮し、ドリルシャフトをパイプにして灌流液の流入路とし、外套管とドリルシャフトの隙間を排出路とした。灌流液と切除片は外套管側面にある2mmの孔から吸引される。流入路の断面積は 0.12mm^2 、排出路の断面積は 5.94mm^2 である。この機構により切除と吸引を同時に行い、スムーズな切除が可能となる。

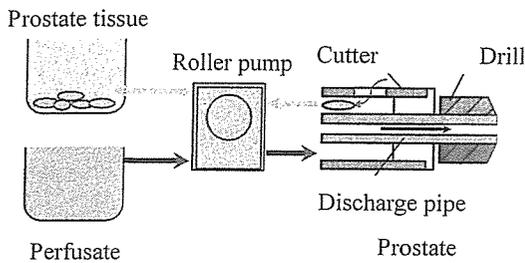


Fig.2. Continuous perfusion-resection mechanism.

3. 評価実験

3.1. 凝固実験

製作したマニピュレータを用いて凝固実験を行った。前立腺ファントムにはブタ腿肉を用い、凝固範囲の変化を観察できるように電極をファントムの表面に押し付けて出力を加えた。高周波電流の電源出力は25Wとし、凝固時間は20sec程度であった。

凝固実験の結果、ステンレス線から凝固範囲が広がり、5sec程度でステンレス線を中心にして2mmの範囲が凝固され、それ以降凝固範囲が広がっていかないと確認した(Fig.3)。

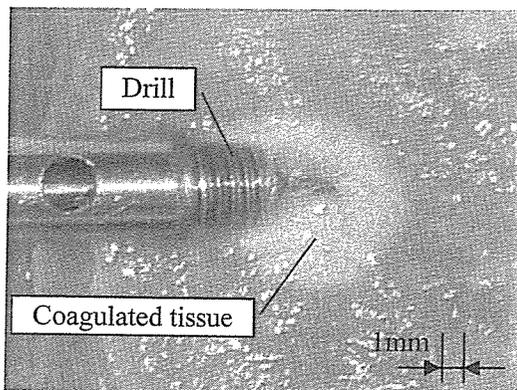


Fig.3. Coagulation of porcine soft tissue. Manipulator could coagulate tissue around stainless wire.

3.2. 切除実験

製作したマニピュレータを用いて切除実験を行った。ドリル回転数は600rpmに設定し、切り込む際のドリルの送りは手動にて行った。切除実験の結果、ドリル外径相当(3mm)の範囲が切除できることを確認した(Fig.4)。

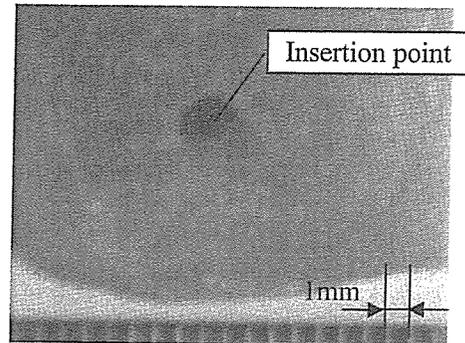


Fig.4. Resection of porcine soft tissue.

4. 考察・結論

本研究は合併症の原因となる前立腺周辺部の損傷を回避するために凝固と切除を組み合わせた前立腺切除用マニピュレータの開発を目的とし、凝固・切除機構の試作機を製作した。また、評価実験を行い凝固及び切除の基礎的な性能を確認した。

凝固実験において凝固範囲が広がらなくなったのは電極周辺の水分が蒸発して電極間に電流が流れなくなったためと考えられる。しかし、本マニピュレータでは切除の際に灌流液を流すために凝固時は灌流液に満たされた状態であり、局所的な水分の枯渇は生じないと考えられ、その場合は凝固範囲がさらに広がると考えられる。

今後は凝固・切除それぞれの実験を行い、より良い切除条件を求める。また、切除部位の位置決め機構などと組合せ、システムの統合を目指す。

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、身体機能解析・補助・代替機器開発事業「新たな手術用ロボット装置の開発に関する研究(H15-フィジー-002)」による。

参考文献

Ryuji Hashimoto, Daeyoung Kim, Nobuhiko Hata, Takeyoshi Dohi, "A Tubular Organ Resection Manipulator for Transurethral Resection of the Prostate," Proceedings of 2004IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems (IROS 2004), pp.3954-3959

前立腺がん熱凝固治療用集束超音波プローブ位置決め操作のための 5節リンク式マニピュレータの基礎的開発

神垣 剛¹・松宮 潔¹・正宗 賢¹・廖 洪恩²・橋爪 誠³・土肥 健純¹

東京大学大学院 情報理工学系研究科¹

東京大学大学院 工学系研究科²,九州大学大学院 医学研究院³

Manipulator For HIFU Thermotherapy of Prostate Tumor using Five bar linkage Mechanism

Tsuyoshi Kamigaki¹,Kiyoshi Mastumiya¹,Ken Masamune¹,

Hongen Liao²,Makoto Hashizume³,Takeyoshi Dohi¹

Graduate School of Information Science and Technology,The University of Tokyo¹,

Graduate School of Engineering,The University of Tokyo²,

Graduate School of Medical Sciences, Kyushu University³

1. 背景

近年,非侵襲的前立腺がん治療法として集束超音波照射に関する研究が盛んである.この治療法においては,複数の圧電素子から成り(phased array),焦点位置を電子走査で移動しうる超音波プローブを用いたがん焼灼の試みも行われている.本研究では,広い範囲の前立腺がん焼灼目指し,phased array型超音波プローブを搭載し移動し得るマニピュレータを開発し,基礎的評価を行った.

2. 方法

2.1 マニピュレータ設計

超音波プローブ操作に必要な自由度は,直腸内における姿勢決め2自由度,軸周り回転,並進の計4自由度である.

マニピュレータの設計に関して,設置・滅菌を考慮し,滅菌部と非滅菌部の分離が容易に可能な機構を特長とする設計を行った.すなわち,プローブ操作のためのモータを全てマニピュレータ下部に配置し,モータおよびボールねじなどを含む非滅菌部と,滅菌可能なリンク部の2つのパーツに分離が可能な機構とした.

2.2 5節リンク式マニピュレータ

プローブの姿勢決めは,2つのジンバル機構による支持により行い,その2次元位置決め機構に5節リンク機構を採用した.5節リンク機構はモータをリンク下部に配置可能でかつ安全な駆動範囲が確保することのできる機構である.

プローブの軸周り回転に関しては5節リンクの関節

部分をタイミングベルトで伝達し,リンクに内蔵可能な設計とした.支持ジンバルの回転によって,プローブの回転を行い,直腸方向への並進はボールねじによるリンク平面の並進と5節リンク機構の駆動を同時に行うことで実現する.以上の機構からなる作成したマニピュレータをFig.1に示す.

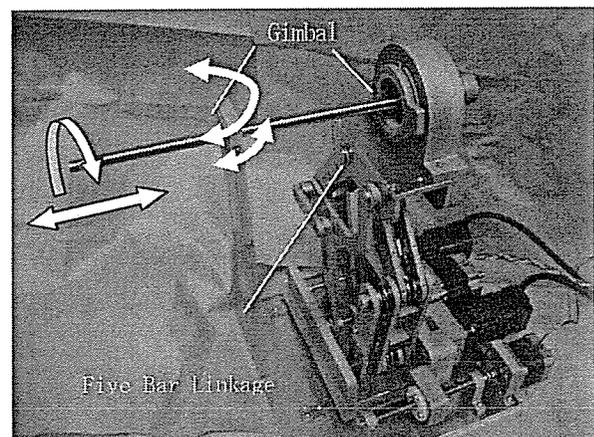


Fig.1 Probe Positioning Manipulator

3. 評価

5節リンク機構の精度誤差は,可動範囲中心付近での駆動時で,プローブ保持部で約0.5mmであった.これは先端部における誤差1mmに相当する.

最終的な評価として,プローブを先端に取り付け,ファントムを用いた焼灼実験を行う.

本研究の一部は平成17年度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「新たな手術用ロボット装置の開発に関する研究」による.