腹腔内組立式3指5自由度ハンド

大嶋 律也^{*1} 高山 俊男^{*1} 小俣 透^{*1} 大谷 俊樹^{*2}
小嶋 一幸^{*2} 高瀬 浩造^{*2} 田中 直文^{*2}

Assemblable Three Fingred Five-DOF Hand for Laparoscopic Surgery

Ritsuya Oshima^{*1}, Toshio Takayama^{*1}, Toru Omata^{*1}, Toshiki Ohya^{*2},
Kazuyuki Kojima^{*2}, Kozo Takase^{*2} and Naofumi Tanaka^{*2}

In laparoscopic surgery, surgeons perform surgery in the abdominal cavity by using only rod-shaped instruments that can be inserted through the small halls of trocars. Thus, they cannot use large and complicated shaped traditional instruments for abdominal surgery, nor their hands directly. When it is difficult to perform surgery by using only instruments for laparoscopic surgery, surgeons often make a 7~8 [cm] incision through which large instruments or their hands can be inserted. This paper propose an assemblable mechanical hand like a human hand that can be inserted through trocars. There are two directions in this study. One is to develop a few degree of freedom hand specialized for a single task and the other to develop a large degree of freedom hand with multiple functions like a human hands. We developed an assemblable three fingerd five-DOF hand in the latter direction. This hand consists of body and finger units, and an installation tool. The finger unit is fixed to the body unit with only one screw by using the installation tool. To drive the fingers, power is transmitted with wires, gears and shafts. Experimental results verify that the hand can grasp and pushing aside various objects.

Key Words: Laparoscopic Surgery, Hand, Surgical Robot

1. 背景と目的

腹腔鏡下手術では腹壁に数箇所あけた 10 [mm] 程度の孔にトラカールを装着し、腹腔部を気腹ガスで膨らませ腹壁の下に手術空間を確保する。術者はトラカールを通じて細長い棒状の鉗子进行操作して手術を行う[1]。腹腔鏡下手術では、切開口が開腹手術に比べ非常に小さい。そのため患者への肉体的・精神的負担を大幅に軽減することが可能である一方で、術者には不自由さを与えている。鉗子先端部を多自由度化することにより機能性・操作性向上を目指した研究は、これまで多く行われてきた[2]~[7]。しかし大型臓器を対象とした把持・圧排等の実行には問題が生じる。既存の腹腔鏡下手術用器具には、低自由度で把持部が相対的に小さい把持鉗子や、へら状のものを扇型に展開するリトラクタ等があるが、器具先端の形状や展開動作により臓器を損傷させる危険性があり、低自由度のため臓器形状に適した展開が難しい。これらの器具では手術が困難な場合、開腹手術用器具や術者の手が挿入可能な切開を施して手術を行うハンドアシ

スト法 (HALS: Hand Assisted Laparoscopic Surgery) を用いることがある (Fig. 1 左図)。しかし、完全な腹腔鏡下手術に比べると侵襲は大きい。

トラカールの孔より大きな形状の機器を腹腔内で利用可能にするために、筆者グループでは腹腔内組立方式を提案している[8]。その方式を適用して3指3自由度ハンド[9] (前ハンドと呼ぶ) を製作し、組立式ハンドの実現可能性を示した。このようなハンドにより大型の臓器が扱えることが期待できる。しかし、前

Fig. 1 Proposal of robot HALS

原稿受付 2007 年 7 月 6 日

^{*1}東京工業大学

^{*2}東京医科歯科大学

^{*1}Tokyo Institute of Technology

^{*2}Tokyo Medical and Dental University

■ 本論文は学術性で評価されました。

ハンドは 120 [deg] の等間隔配置された 3 指が閉じる動作構造であったため、グリップとしての把持機能のみを有するハンドであった。

そこで本論文では前ハンドとは大きく異なる組立方法・動力伝達方法を考案し、人間の主要 3 指（親指、人差し指、中指）の構造・形状に近いより多自由度で多機能なハンドを提案する。以下、第 2 章では概念設計を示し、第 3 章では機構設計を示す。第 4 章では実験結果を示し、第 5 章では今後の課題を述べる。

2. ハンドの概念設計

2.1 3 指 5 自由度ハンドの基本仕様

腹腔内組立式ハンドとして人間の手の 5 指多関節構造とその動作を忠実に再現することは、ハンド駆動機構の容積増加を招き、それをトラカール挿入可能な大きさで設計することは技術的に困難である。本論文では Fig. 2 (a), (b) に示す把持、圧排の両方の実行を目指し、現段階で実現可能である指本数、自由度を検討した。2 指では包み込むような安定した把持や大きな平面形状による圧排が難しい。一方、4 指以上では各指を駆動する機構が複雑化し実装が困難である。そこで本論文では人間の主要 3 指である親指、人差し指、中指に近い動作・構造を有する、以下に述べる腹腔内組立式 3 指 5 自由度ハンド（以下、本ハンド）を開発することにした。

Fig. 2 (a) の把持動作では、親指を人差し指と中指に対向させた形状をとり、各指を屈曲させる。Fig. 2 (b) の圧排動作では、親指根元を回転させ、各指を伸展させた平面的なハンド形状で対象物を押し退ける。そこで本論文では、Fig. 3 に示す自由度配置のハンドを提案する。

親指は屈曲・伸展の自由度 1 と指根元の回転動作の自由度 5 を持つ。後者の自由度 5 により、人差し指・中指に対向したハンド形状と平面に広げたハンド形状の形成が可能である。人差し指は屈曲・伸展動作による自由度 2 を持ち、中指は屈曲・伸展動作の自由度 3 と内転・外転動作の自由度 4 を持つ。この内

転・外転はより安定した把持動作と広い平面形状による圧排動作の実行、腹腔内の空間環境や臓器形状への適用性向上を目指し設けている。

本ハンドは薬指、小指を持たない 3 指構成であるため、中指がハンド外側の指となる。そのため人差し指ではなく中指に自由度 4 の内転・外転動作を持たせた。これにより包み込む動作や広い平面形状の形成が実現される。また、中指は動力を切り離す機構を必要としないため、比較的簡単な機構で自由度 4 が実装可能である。

また、前ハンドとは異なり指開閉の両方向へ指先力出力を可能とすることにした。これにより把持動作や圧排動作だけではなく、Fig. 2 (c) に示す押し広げる動作の実現が期待できる。

2.2 3 指 5 自由度ハンドの組立・固定方法

本ハンドの組立方法を検討し、本体部 (Body Unit)、指部 (Finger Unit)、取付器 (Installation Tool) の 3 要素から構成することにした (Fig. 4)。本体部に 2 自由度の中指、指部に 2 自由度の親指と 1 自由度の人差し指を配置した。前ハンドでは 3 本の指をそれぞれ個別に本体部に組み立てていたが、本ハンドでは一つの指部を本体部に組み立てている。本体部には、5 自由度駆動を行うための操作部 (Operating Part) を配備した。本論文では動力伝達方法、組立方法および実現可能となる動作の検証が主目的であるため、操作方法は単純化し手動とした。各要素の軸直径はトラカール汎用経口である $\phi 12$ [mm] に挿入可能な寸法で設計した。

具体的な組立方法を Fig. 5 に示す。腹腔鏡下手術では、一般的に 4~5 箇所程度のトラカールを腹壁に設置し手術を行う。本ハンドは、このうち 2 箇所を利用して組立・分解を行う。以下にその手順を述べる。

Step 1: 取付器と指部をおののトラカール 1、トラカール 2 より腹腔内へ挿入する。

Step 2: 取付器先端に装備されたグリップを操作して指部を把

Fig. 2 Manipulations

Fig. 3 Hand model

Fig. 4 Assemblable three fingered five-DOF hand

Fig. 5 The proposed assembling procedure

持する。

Step 3: 取付器により指部を把持した状態で、トラカール 2 より本体部を挿入する。

Step 4: 指部と本体部を接触させ、取付器先端に取り付けられた六角穴付きねじを締め上げる。

Step 5: 本体部と指部の固定が完了した後、取付器を指部から切り離し腹腔内から取り出す。

組立後は一つのトラカールのみを使用したハンド操作が可能となる。ハンド使用後の分解・取り出しはこの逆順で行う。

本ハンド本体部には動力伝達機構が密な状態で組み込まれている。本体から操作して指部を固定する前ハンドの組立方式を採用した場合、本体部は複雑な構造となり本体の構造強度の保持や強固な固定が困難となる。そこで本ハンドでは、本体部と

Fig. 6 The configuration of the hand

Table 1 Length of each component

Component	Length [mm]	Component	Length [mm]
$P_b - P_f$	10.0	Link 1c	36.0
Joint 1a- P_f	29.2	Link 2a	36.0
Joint 2a- P_f	38.0	Link 2b	31.0
Joint 4- P_b	19.5	Link 3a	36.0
Link 1a	14.2	Link 3b	30.0
Link 1b	21.8	Link 4	25.0

指部を並列にした状態で横からねじで固定するという単純な方式を採用した。これにより本体部にはねじ穴、指部にはねじ貫通穴を施すだけの単純な構造となりハンドの強度を十分に保つことが可能である。M3 六角穴付きねじを使用することにより、確実な締め付け固定が可能である。

2.3 各指の仕様

本ハンドは Fig. 6 に示すように実際には従属関節を含めて 9 関節から構成される。図中の P_b , P_f はハンド組立における本体部と指部の固定位置である。大型で柔軟な対象物に対して包み込むような指動作を実行可能とするため、人差し指自由度 2、中指自由度 3 はそれぞれ従属して動作する 2 関節構成（人差し指： θ_{2a} , θ_{2b} 、中指： θ_{3a} , θ_{3b} ）とした。また親指の自由度 1 は従属して動作する 3 関節（ θ_{1a} , θ_{1b} , θ_{1c} ）で構成した。指部組立においては $\theta_{1a} \rightarrow 0$ [deg] とし、親指と人差し指を直線形状にシトラカールに挿入する。指部組立後、親指関節： $\theta_{1a} \rightarrow 90$ [deg] として屈曲させ人間の手に近いハンド形状を形成する。この状態で人差し指、中指と同様な指を形成するために、親指先端にさらに 2 関節（ θ_{1b} , θ_{1c} ）を持たせた。これら自由度 1, 2, 3 の従属動作には、なじみ機構を用いる。従属関節を含めて各関節の可動範囲は、Fig. 6 に示す各関節の矢印方向に最小でも 90 [deg] とした。

各指のリンク長は、ハンドが筆者の手よりやや小さいサイズとなるように決めた。また θ_{1c} , θ_{2a} , θ_{2b} , θ_{3a} , θ_{3b} を 90 [deg] としたときに全 3 指先端が互いに接触するような寸法とした。各指リンク長および軸 1a, 2a, 4, P_b , P_f 間の各距離を Table 1 に示す。

指先力については、本ハンドは手動により操作されるため、最大指先発生力はアクチュエータではなくワイヤの強度により制限される。トラカール挿入可能な $\phi 12$ [mm] に駆動機構を収める必要があり、ワイヤの太さには限界がある。またそれは設計

しないと定まらない。そこで、指先力の仕様を先に与えるのではなく 12 [mm] 径内に収まるようなワイヤ径を選定し、そのワイヤの切断強度以内で実際に出力される指先力を測定することにした。そして、それで何が把持できるかを実験により確認することにした。

3. 機構設計

3.1 取付器

本体部と指部の組立・固定を容易に行うために製作した取付器の先端部詳細図を Fig. 7 (a) に示す。Fig. 7 (a) において、ねじの締結・保持は取付器中心に同軸配置したインナシャフト (Inner shaft) とアウトシャフト (Outer shaft) の 2 本のシャフトをそれぞれ操作して行う。インナシャフト先端部はねじの締結を行うため六角形状になっており、インナシャフトの回転・並進動作によりねじの締結を行う。アウトシャフト先端にウレタンチューブ (Urethane tube) が取り付けられており、この中にねじ頭が挟み込まれ、ねじが保持される。

Fig. 7 (b) に示すように、腹腔内で指部を確実に把持するため取付器のグリップ先端にツメ (Claw) を配置し、指部にはツメが引っ掛かる鍵穴 (Keyhole) を施した。また、指部には $\phi 3.1$ [mm] のねじ貫通穴 (Through hole for screw) が開いており、取付器が指部を把持すると同時にねじはそれを貫通し、ねじ先端が突出する (ここでねじを回す必要はない)。指部には位置決めピン (Location pin) があり、本体部に施したピン用の穴 (Pin hole) に位置を合わせて挿入する。これにより、ねじ先端部と本体部のねじ穴 (Screw hole) の位置が合い、ねじの締結が実行できる (Fig. 8)。ねじと位置決めピンの 2 点固定に

Fig. 7 The mechanism of the installation tool

Fig. 8 Connection of the body and units

より、がたの出にくい構造とした。

3.2 3 指 5 自由度ハンド動作構造

Fig. 9 にハンド部の詳細図を示す。操作部からの動力伝達は、本体シャフト (Body shaft) 断面図に示すように本体シャフト側面に這わせた 5 本のワイヤ (Cable 1, 2...5; 直径: 0.45 [mm], 素線径: 0.03 [mm], 切断強度: 153 [N]) と本体シャフト中心から偏心した位置に配置したインナシャフト (Inner shaft), アウトシャフト (Outer shaft) により行う。本ハンドでは使用する全ワイヤをプーリおよび歯車に巻き付け、その末端を直接プーリ、歯車に固定しているためワイヤによる滑りは発生しない。

以下に各指の駆動を行うための構造について述べる。Fig. 10 にその構造図 (上)、本体内ワイヤ取り回し図 (下) を示す。

中指の駆動: 中指の 2 自由度はプーリ 1 (pulley 1) の回転による動作と軸 4 (Joint 4) を中心とする回転動作である。プーリ 1 の駆動にはワイヤ 2, 3 を使用し、軸 4 まわりの駆動にはワイヤ 1, 2, 3 を使用する。各ワイヤは Fig. 10 下に示すように配置され、プーリ 2 は軸 4 に固定、プーリ 3, 4 はそれぞれ軸 4 に対して回転自由となっている。この中指の駆動は Stanford/JPL hand [10] と同じ駆動法である。

人差し指の駆動: 人差し指は着脱が行われる指部であり、本体シャフトからの動力伝達には歯車を使用した。ワイヤ 4, 5 により歯車 1 が回転し指部装着後、歯車 1' に動力が伝達する。歯車 1' の回転動力はワイヤ 6 を経由してプーリ 5 に伝達する。以上により人差し指の動作が可能となる。

親指の駆動: 親指の 2 自由度は、プーリ 6 の回転による動作と軸 5 (Joint 5) を中心とする回転動作である。人差し指の駆動と同様に本体からの動力伝達には歯車を使用した。しかし、軸 5 の回転軸が本体シャフト長手方向と同方向であるため、ワイヤではなく本体シャフト内にインナシャフト、アウトシャフトを配置し親指 2 自由度の駆動を行う。軸 5 回りの回転動作はアウトシャフトを回転させて行う。アウトシャフト先端には歯車 3 が固定されており指部連結後、歯車 3' に動力が伝達する。これ

Fig. 9 Schematic diagram of the three fingered five-DOF hand

Fig. 10 Schematic diagram of the power transmission

により軸 5 まわりの回転駆動が可能となる。

プーリ 6 はインナシャフトを回転させて駆動する。インナシャフト先端には歯車 2 が固定されており指部連結後、歯車 2' に動力が伝達する。歯車 2' にはワイヤ 7 が巻き付け固定されており、歯車 2' の回転動力はワイヤ 7 を経由してプーリ 6 に伝達する。歯車 2' からプーリ 6 への動力伝達経路において、歯車 2' とプーリ 6 の回転軸が直交しているため、Fig. 10 右上に示すような椀型プーリ (Bowl-shaped Pulley) によりワイヤ 7 の動作進路方向を 90 [deg] 変えている。椀型プーリは一方のフランジ部分が大きく、角のない円弧形状であるためワイヤの進路を効果的に変えることができる。

4. 動作検証

4.1 指先力の測定

親指自由度 1, 人差し指自由度 2, 中指自由度 3 における指先力および動力伝達率の測定を行った。中指自由度 4, 親指自由度 5 はそれぞれ中指自由度 3, 人差し指自由度 2 と同じ動力伝達機構であるため、指先力の測定は省略した。Fig. 11 に実験装置を示す。指を駆動するワイヤに錘 (500 [ml]) のペットボトルを断続的に吊るし、軸 A (Joint A) を回転中心としたときの指先端における指先力を測定した。錘加重を重力方向に変換し指先力の測定を容易にするため、プーリを配備した測定補助器 (Measuring aid) を製作した。本論文では測定補助器を介して得た値を測定値とする。測定を行った全 3 指には同じな仕組みを用いてある。その概念図を Fig. 12 に示す。仮に指が伸びた状態で静止し指先端部から指先力を発生した場合に、

Fig. 11 Experimental setup

Fig. 12 Finger diagram

発生できる指先力が最小となる。その状態で評価するため、軸 B まわりの回転が生じないように結束バンドによりリンク A とリンク B を固定した。1 本の指に対して指開閉角 θ を 0, 45, 90 [deg] とし、ワイヤにそれぞれ $F_{in-close}$, $F_{in-open}$ の力を加えたときに出力される $F_{out-close}$, $F_{out-open}$ の計 6 点による測定を 5 回行い平均を求めた。

Fig. 13~15 はそれぞれ中指, 人差し指, 親指の $\theta=45$ [deg] における測定結果である。指先力の理論値はワイヤの伸びや各駆動箇所における摩擦による損失がないものとし、式 (1) より得る。また、各指におけるプーリの半径: R と測定点までの距離: L は Table 2 に従う。

$$\begin{cases} F_{out-close} = \frac{R}{L} F_{in-close} \\ F_{out-open} = \frac{R}{L} F_{in-open} \end{cases} \quad (1)$$

Fig. 13 に示す中指測定結果において全領域で理論値を下回る値となったが、15 [N] 以降は指閉動作、開動作それぞれにおいて 40~50%, 50~60% の伝達効率が得られた。前述したように、中指 2 自由度の駆動は 3 本のワイヤを用いているためワイヤのとり回しが複雑である。それによりワイヤ同士の擦れやワイヤ自身の伸び、各駆動箇所の摩擦が増加し伝達効率を下げる原因となったが、結果的に入力 40 [N] において 2 [N] 程度の指先力が出力可能であることが確認された。なお、ワイヤの切断は見られなかった (以下の人差し指, 親指の実験に関しても同様)。

人差し指の駆動では歯車を使用した動力伝達を行っているが、Fig. 14 に示すように指開閉両動作において 40 [N] の入力において指先力が 3 [N] 程となり、70~80% の高い伝達効率が得ら

れた。これにより指部と本体部をねじで固定し、歯車による動力伝達は比較的高効率であることが確認できる。

Fig. 15 に示す親指測定結果において指閉動作、開動作における動力伝達率はそれぞれ 35%, 40% 付近の値となった。これは、親指部におけるワイヤや各駆動箇所との摩擦が大きな要因であると考えられるが 2 [N] 程の指先力出力が得られた。一つのプーリでワイヤ動作方向を 90 [deg] 変えられることを考慮すると、腕型プーリを用いた駆動機構の有用性は大きいものであると考える。ワイヤの伸びや各駆動箇所との摩擦等に対する改善は今後の課題とする。

今回の測定において、各指の θ を 0, 45, 90 [deg] と変化させたことによる指先力の変化はほとんど現れなかった。しかし、Fig. 13~15 に示すように開動作と閉動作に指駆動方向を変化させた際の指先力出力に多少の差が生じた。加工や組立の誤差による駆動方向の摩擦の相違が原因と考えられるが、詳しい理由は不明である。

4.2 組立・分解・操作

実際に腹腔鏡を使用し、腹腔鏡からの映像をモニターで確認し

Fig. 13 Experimental result of middle finger measurement

Fig. 14 Experimental result of forefinger measurement

Fig. 15 Experimental result of thumb measurement

Table 2 Radius and length of each finger

Components	Radius[mm]	Length[mm]
Middle finger	5.675	61
Forefinger	5.675	62
Thumb	5.025	67

ながら腹腔内を想定した閉空間内（直径 30 [cm] の半球状空間）での組立・分解操作の実験を行った。実験の様子を Fig. 16 に示す。組立手順の詳細は 2.2 節で述べているため、ここでは簡単に説明する。Step 1, 2: 指部と取付器を腹腔内へ挿入する。Step 3, 4: 取付器で指部を把持し、本体部と固定する。Step 5, 6: 取付器を指部から切り離し、組立が完了する。

被験者五人（20 代～30 代男性）に上記と同じ条件下で組立・分解操作を各 5 回実施させたところ、組立・分解操作完了までに要した時間の平均値はそれぞれ 104 [s], 99 [s] であり、標準偏差は 33 [s], 31 [s] であった (Table 3)。また、全 25 回の組立・分解実験において、指部の脱落はなく、ねじの脱落が分解操作実験において 3 回であった。ねじの脱落はねじを取付器に戻す際に、取付器に配置されているウレタンチューブにねじ頭が十分にはめ込まれていなかったためである。ねじのような小物の脱落は問題があるので、これを防止する対策を 5 章で示す。

組立操作において最も時間を要する操作は、Step 4 のねじを本体側のねじ穴に入れて締める操作である。カメラ位置・方向によっては指部が死角となり、ねじ先端とねじ穴を同時に確認することが不可能となるからである。この対策も 5 章で示す。

Fig. 17 に組み立てたハンドの動作実験の様子を示す。ゴム袋を水で満たした柔軟な対象物 (185 [g]) やソフトボール (188 [g])、ボトルキャップ (2.6 [g])、フェルトペン ($\phi 20 \times 145$ [mm], 27 [g]) 等種々の把持動作が可能であった。柔軟な対象物やソフトボールのような大型な対象物の把持では 2.1 節で述べたように軸 4

Fig. 16 Assembling experiment

Table 3 Times of assembling and disassembling

Test subject	Assembly Sequence [s]				Disassembly Sequence [s]			
	Max.	Min.	Av.	Sd.	Max.	Min.	Av.	Sd.
A	204	90	129	40	120	85	98	12
B	132	61	103	24	178	90	136	33
C	114	73	95	15	107	69	82	13
D	162	71	110	37	133	95	117	104
E	113	60	82	18	69	58	62	4
Total	204	60	104	33	178	58	99	31

まわりの開閉角： $\theta_4 = 90$ [deg] とすることで安定した把持が可能であった。ボトルキャップのように小さな対象物を摘む動作においては、 θ_4 を $0 \sim 30$ [deg] 程度の範囲としたハンド形状で操作することが有効であった。

親指自由度 5 を変形させ、指姿勢を平面状に展開することでファイルの間に本ハンドを無理なく挿入でき、ファイル間に空間を設ける動作が可能であった。この動作は、手術における臓器下位に手術空間を確保するための圧排動作として期待される。前ハンドではこのような平面状に展開した形状とはれず、これは本ハンドの特長の一つである。

また、本ハンドでは指開閉動作において両方向への指先出力が可能である。そのため、スポンジに設けた切れ込みの間に指を入れ指を開く方向に動作させることで、押し広げる動作の実行が可能であった。

Fig. 18 に示すようにアルミ角材 ($30 \times 30 \times 47$ [mm], 112

Fig. 17 Manipulation with the hand

Fig. 18 Weight experiment

Fig. 19 In Vivo experiment

[g]) を把持し、角材にペットボトルを吊るし、水を連続的に入れ重量を増す実験を行った。指先力が $2 \sim 4$ [N] となるように錘を加えた。5 回の計測を行い、平均 1.2 [l] の水量となるまで安定した把持が可能であった。ただし、対象物の形状、表面摩擦、堅さなどにより、把持できるかは大きく影響される。臓器の把持や圧排が可能かは In Vivo 実験もしくはそれに近い環境で評価する必要がある、それは今後の課題である。

今回実験中においてねじの緩みによる本体部と指部のがたつきや歯車の歯飛び等は発生せず、ねじを使用した固定方法の有効性が確認された。

なお、In Vivo 実験を行う機会が得られたため、予備的な検証を行った。Fig. 19 にその様子を示す。実験では腹腔内での組立動作、各指への動力伝達が行えることを確認した。しかし腹腔鏡の位置が悪く十分な視野が確保できなかったことなどから、組立動作に 6 [min] 程度の時間[†]を要した。

5. 課題と対策

本ハンドの動作検証結果より明らかになった今後の課題とその対策について述べる。

- (1) ハンド組立操作において、ねじ先端とねじ穴の位置を合わせる操作は難しい。

対策：Fig. 20 に示す取付器先端のグリッパにキー (Key)、本体部に溝 (Keyway) を施す。指部を把持した状態においてもキー先端と溝を確認することが可能であり、キーを溝に挿入することでねじとねじ穴の位置決めが容易に行えると期待できる。

- (2) 分解操作実験において、ねじが脱落した。

対策：Fig. 21 に示すようにねじを指部内に配置し、指部から抜け落ちない構造とする。取付器によるねじの受け渡

Fig. 20 Improved positioning of screw and screw hole

Fig. 21 Prevention of dropping the screw

[†]他実験の残り時間で実施したため、1 回の試行だけによる組立実験結果である。本格的な In Vivo 実験は今後の予定である。

し動作を廃止し、取付器は指部の把持とねじを締めるだけの操作とする。これにより、ねじの脱落を完全に防ぐことが可能である。

- (3) 指部回収のためトラカールに指部先端を戻す際、指関節部が屈曲しトラカール入り口に引っ掛かり取り出しが難しかった。

対策：指部取り出し専用グリッパを製作することで、容易に取り出しが行えるものと考えられる。

- (4) 本論文では動力伝達や動作の検証を行うため、両手を使用した操作を実現している。しかし、手動による5自由度を直接ドライブシャフトやワイヤで駆動することは難しい。

対策：計算機とモータ等によるマスタ・スレーブ方式を取り入れ、直感的なハンド操作を行う。

- (5) 親指の2自由度駆動時に歯車が組織に接触し、組織を傷つける危険性がある。

対策：歯車を指外径より小さくし、歯車の外側にカバーを取り付ける等の改良を施すことで組織との接触面をなくす。

- (6) 今回製作したハンドは、腹腔内手術空間に対して大き過ぎた。

対策：本ハンドは筆者と同サイズの設計寸法となっているが、指を短くする余地は残されている。

- (7) 対象物把持動作において、今回使用したなじみ機構では指の腹が対象物から離れ、把持が不安定となることがあった。

対策：指の動作機構として、各関節が同じ角度で動作する連動機構や根本関節をロックし指の腹が逃げない機構等を採用し、臓器を対象物とした指駆動機構を検討する。また、腹膜液の滑性による臓器の滑り落ち対策についても検討する。

- (8) 本論文では要求仕様としての手術手技を把持、圧排、押し広げの3動作とし動作検証を行った。しかし、実現場で実施されている手術手技としての達成度評価はされていない。

対策：脾臓や脾臓、肝臓の圧排・挙上等、手術に必要なとなる具体的な動作について検討する。また、In Vivo 実験により、それら動作に対する評価を行う。

6. 結 論

本論文では、大型で柔軟な臓器の把持や圧排の実行を目指し、

人間の主要3指に近い構造・動作となる3指5自由度の腹腔内組立式ハンドを製作した。指開閉動作において両方向への指先力出力を可能とすることで、把持、圧排動作の他に押し広げる動作が実行できることを確認した。

今後は第5章で示した改良を積み重ねるとともに、In Vivo 実験による動作確認を積み重ねることにより、実用性を高めていく予定である。特に操作部については、5自由度を効果的に操作する方法を検討する予定である。

謝 辞 本研究は文部科学省科学研究補助金期盤研究(B)課題番号19300181の支援を受けた。

参 考 文 献

- [1] 特集「メディカルロボティクス」, 日本ロボット学会学会誌, vol.22, no.4, 2004.
- [2] 山下紘正, 波多伸彦, 飯村彰浩: “多節スライダ・リンク機構を用いた腹腔鏡下外科手術用鉗子マニピュレータの開発”, 第2回生活支援工学系学会連合大会公演予稿集, pp.233-234, 2004.
- [3] A.J. Madhani, G. Niemeyer and J.K. Salisbury Jr.: “The Black Falcon: A Teleoperated Surgical Instrument for Minimally Invasive Surgery,” Proc. of the 1998 IEEE/RSJ Intl. Conference on Intelligent Robots and Systems, pp.936-944, 1998.
- [4] G.S. Guthart and J.K. Salisbury, Jr.: “The IntuitiveTM Telesurgery System: Overview and Application,” Proc. of the 2000 IEEE International Conference on Robotics & Automation, pp.618-621, 2000.
- [5] 生田幸士, 東川文博: “遠隔腹腔手術用ハイパーフィンガーの研究”, 日本機械学会ロボティクス・メカトロニクス講演会'00 論文集, 2P1-13-019, 2000.
- [6] 只野耕太郎, 川嶋健嗣: “空気圧シリンダを用いた多自由度鉗子による力覚提示機能を有するマスタ・スレーブシステム”, 日本機械学会ロボティクス・メカトロニクス講演会'05 論文集, 2A1-N-110, 2005.
- [7] 富岡慶, 神野誠: “人間工学を応用したロボット鉗子新型操作部の開発”, 東芝レビュー, vol.60, no.8, pp.36-39, 2005.
- [8] 高山俊男, 小俣透, 小嶋一幸, 田中直文: “腹腔内組み立て式タバコ縫合器の開発”, 第14回コンピュータ外科学会日本機械学会, pp.51-52, 2005.
- [9] 高山俊男, 小俣透, 二見空, 赤松秀樹, 大谷俊樹, 小嶋一幸, 高瀬浩造, 田中直文: “腹腔鏡下手術のための組立式ハンド”, 日本ロボット学会誌, vol.25, no.3, pp.478-484, 2007.
- [10] L.-W. Tsai: ROBOT ANALYSIS. pp.339-340, Wiley-Interscience, 1999.

大嶋 律也 (Ritsuya Oshima)

2005 年群馬工業高等専門学校専攻科生産システム専攻卒業。2007 年東京工業大学総合理工学研究科メカノマイクロ工学専攻修了後、2007 年同大学大学院博士後期課程進学、現在に至る。
(日本ロボット学会学生会員)

小俣 透 (Toru Omata)

1981 年東京工業大学制御工学科卒業、1983 同修士課程修了、1986 年同博士課程修了、工業技術院電子技術総合研究所、東京工業大学大学院総合理工学研究科メカノマイクロ工学専攻助教授を経て、教授。1992 年、1993 年計測自動制御学会論文賞、1997 年日本ロボット学会論文賞、2002 年 IEEE ICRA Best Manipulation Paper Award などを受賞。工学博士。計測自動制御学会、日本機械学会、IEEE の会員。(日本ロボット学会正会員)

小嶋 一幸 (Kazuyuki Kojima)

1987 年 3 月群馬大学医学部医学科卒業。1999 年 1 月東京医科歯科大学第二外科助手、2003 年 9 月東京医科歯科大学大学院腫瘍外科学講師。日本外科学会指導医・専門医、日本消化器外科学会専門医・指導医、日本内視鏡外科学会(評議員)、日本臨床外科学会(評議員)、アメリカ内視鏡外科学会(ACTIVE MEMBER)、欧州内視鏡外科学会(ACTIVE MEMBER)、アジア内視鏡外科学会(ACTIVE MEMBER)、関東腹腔鏡下胃切除研究会(事務幹事)、腹腔鏡下胃切除研究会(世話人)、腹腔鏡下肥満外科フォーラム(世話人)。

田中 直文 (Naofumi Tanaka)

1990 年信州大学医学部医学科卒業、同年東京医科歯科大学医学部附属病院麻酔蘇生科入局、1995 年東京医科歯科大学医学部附属病院手術部勤務、2005 年より同手術部部長に就任、今日に至る。現在手術医学、医療管理学、麻酔科学などに従事。手術の安全性、効率的運用を研究テーマとしている。日本手術医学会、日本麻酔学会はかに所属。

高山 俊男 (Toshio Takayama)

1998 年東京工業大学機械宇宙学科卒業、2004 年同大学機械宇宙システム専攻博士課程修了後、同大学大学院総合理工学研究科メカノマイクロ工学専攻助教。2001 年日本科学未来館常設展示ロボット蒼龍 II 号機を製作。日本コンピュータ外科学会 05 年度講演会論文賞最優秀賞受賞。日本ロボット学会第 20 (日本ロボット学会正会員)

回論文賞受賞。

大谷 俊樹 (Toshiki Ohya)

1982 順天堂大学医学部卒業。順天堂大学病院にて外科研修後、同小児外科医局に入局。1992 年米国 Pittsburgh 小児病院に Transplant faculty として留学。帰国後順天堂大学小児外科講師、東京医科歯科大学小児外科副科長を経て、現在むさし野ガーデン診療所に勤務。Pacific Association of Pediatric Surgeons, Asian Association of Pediatric Surgeons をはじめ、日本小児外科学会(指導医・評議員)、日本外科学会(指導医)、日本外科系連合学会(評議員)などに所属。

高瀬 浩造 (Kozo Takase)

1980 年東京医科歯科大学医学部医学科卒業。医学博士。1997 年東京医科歯科大学医学部附属病院材料部講師を経て、1998 年医学部附属病院医療情報部教授、2000 年東京医科歯科大学大学院医歯学総合研究科医療政策学講座研究開発学分野教授に就任。2002 年より東京医科歯科大学医学部附属病院病院長補佐、2008 年より東京医科歯科大学副学長を併任。現在、医療における IT の導入、医工連携の可能性、医療分野における法規制と倫理に興味を持っている。