

ジグソーブロックスライドと 閉リンク構造を用いた小型多自由度機構

千代田真吾 岡田昌史 中村仁彦：東京大学
〒 113-0033 東京都文京区本郷 7-3-1
chiyoda@yml.t.u-tokyo.ac.jp

Development of the Active Forceps using Jigsaw Block Slide

Shingo CHIYODA Masafumi OKADA Yoshihiko NAKAMURA:Univ. of Tokyo

ABSTRACT— To make the endoscopic surgery more precise, computer-enhanced surgical robot systems has been introduced. We have proposed a Jigsaw Block Slide for the link driven mechanism of active forceps and developed the prototype. Compared with the wire driven forceps, which is often used for driving mechanism of endeffector, it has higher rigidity, durability and a response. In this paper, we develop second prototype of link driven forceps, which has higher durability and less components than the previous prototype.

Keywords : Medical robotics,Active forceps,High stiffness,Parallel mechanism

1. はじめに

近年、医学工学双方の発達及び相互技術交流の結果として、他の分野に比べ工学技術の導入が難しいと言われていた外科手術分野にも最先端工学技術による支援体制が進みつつあり、内視鏡や医療用ロボットなどを用いて、患者の身体的負担を軽減する低侵襲手術が発展している。

低侵襲手術は患者の身体的負担が少ないので、とりわけ高齢者等の回復力の脆弱な患者にとって効果的な手術法である。また、入院期間の短縮や医療費削減の面からも有効である。なかでも内視鏡下手術は腹腔・胸腔に限らず多様な部位に適用でき、侵襲が小さく、胸部等深い部位での視野の確保、術中時間の短縮、また術後の疼痛が少ないなど、患者の QOL(Quality of Life)の面からも発展・普及が期待されている。しかし、内視鏡下手術は術中の視野が狭いこと、器具の発達が遅れていること、術者に高度な技術を要求すること等から十分普及するには至っていない。

この課題に対して、近年、外科手術支援システムとして手術ロボットが開発され、すでに臨床応用されている [1][2]。これらのロボット用として、ワイヤ駆動の能動鉗子が開発されてきた。ワイヤ駆動では鉗子先に多自由度の駆動力を伝達することが容易であるものの、高い剛性が実現しにくく耐久性が悪いといった欠点があり、臓器摘出手術など力の必要な作業には不向きといえる。本研究では能動鉗子の駆動機構としてこれまでに開発したジグソーブロックスライドを応用し、部品点数の少ないパラレルメカニズムによって、鉗子の

高強度化と小型化を実現することを目的とする。

2. リンク駆動型能動鉗子

2.1 ジグソーブロックスライド

渡部ら [3] は鉗子の先端に屈曲 2 自由度、鉗子の軸周りの回転の 1 自由度と併せて合計 3 自由度を腹腔内で実現する機構として、ジグソーブロックスライドを提案した (Fig.1)。この機構は円筒を 3 分割したものを鉤状の直動機構で束ねたものである。3 つのリンクのうち 1 つは固定し、残りの 2 つを軸方向に摺動させることによって先端の傾きを一意に決定することができる。リンク構造によって先端部に動力を伝えるため高い剛性、耐久性、応答性を有するといった利点をそなえている。滑りが起こる部分の材質には主に高珪素ステンレス鋼で、滑りに適した素材であるシリコイを用いた。

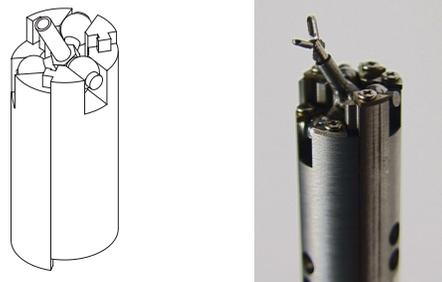


Fig. 1: Jigsaw Block Slide

2.2 問題点

ジグソーブロックスライドを用いて能動鉗子のプロトタイプを開発したところ以下の課題が明確になった。

1. ジグソーブロックスライドによるリンク駆動の採用により、アクチュエータの駆動力を先端部まで効率よく伝達した。しかし、鉗子先端の部品は、Fig.2のように六角材の側面に直径1[mm]の3本の軸を溶接して固定しているため、急激な力に対して破損の危険がある。高剛性を実現するためには先端部の強度化が必要である。
2. 鉗子先端の部品を支える3本のリンクが中心から外径に向かう構造になっており、中心に十分な空間を確保できないため、把持機構が極めて小さい。縫合等の作業に用いることを想定すると、針を持つのに十分な大きさで把持力を持つ機構が必要である。
3. 滅菌性を確保するために鉗子部と駆動部とを着脱可能としているが、着脱の際に鉗子部が駆動部の中心を通過するような構造になっているため、十分に清潔性を保っているといえない。
4. 駆動部がやや大型で、複数で使用することを考えるとさらなる小型化が必要である。駆動部の空間をなくし、小型な設計を実現するべきである。



Fig. 2: Tip Mechanism

3. 三脚プラットフォーム型能動鉗子の開発

上記の問題点を解決するために新型の能動鉗子機構を設計した。以下にその概要を示す。

3.1 鉗子部

鉗子先端部は機構の単純化による高剛性化と大型化を図るために、三脚プラットフォームをもつ機構を採用した。ジグソーブロックスライドの3本のリンクのうち1本は固定し、残りの2本を独立に摺動させることにより、先端に2自由度を与える。3分割されたリンクの先端には円柱形の溝が中心から外側に向かって掘ってあり、滑り軸受けとなっている。それぞれの軸受けを滑るボールジョイントはFig.3のように回転3自由度と並進1自由度の計4自由度を有している。このボールジョイントに固定された3本のリンクによってエン

ドプレートが固定される平行メカニズムとなっている。滑りを伴う各関節の表面は、滑りをよくするためにDLC(Diamond Like Carbon)によってコーティングする。DLCはグラファイトとダイヤモンドの中間の物性を有しており、摩擦係数が小さいという特徴を持っている。平行メカニズムを採用したことで鉗子径と同程度のエンドプレートを先端に設けることができ、プロトタイプに比べて大きな把持部を装着できるようになった。また、この構造では可動部品点数が少ないということが大きな特徴として挙げられる。エンドプレートに取り付けられた鉗子把持部は鉗子の軸の中心を通るリンクによって開閉することができる。姿勢3自由度と把持部開閉1自由度の合計4自由度が鉗子先端で実現できる構造になっている。鉗子先端の形状をFig.4に示す。

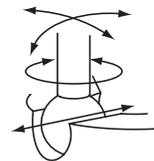


Fig. 3: a four DOF pair



Fig. 4: The Active Forceps Mechanisms

3.2 駆動部

駆動部はリンクの摺動用に2つ、鉗子の開閉用に1つ、全体の回転用に1つの合計4つのモータを搭載している。鉗子部を駆動部の下から装着する構造にしたことで鉗子軸が駆動部内を通らないため、部品をより密集させることが可能になり小型化を実現した。駆動部は旧型機と比較して体積にして70%近くに削減した。

3.3 滅菌性

手術支援ロボットで大きな問題となる点が装置からの感染症である。滅菌不可能な機械部品は術創から離しておかなければならない。また直接術部と接触する器具については分離・滅菌可能とする必要がある。本能動鉗子ではFig.5のように駆動部と鉗子部を容易に分離できるようにした。装着の際には駆動部の下から鉗子部を挿入するため、術部に触れる先端部は清潔性を保つことが可能である。手術で用いる際には3自由度

の位置決め機構を有するロボット [4] に能動鉗子本体を保持させ、鉗子先端の位置を決め、体腔内で Fig.5 の右図のように鉗子先端の姿勢を決定する。これにより鉗子先端の位置・姿勢 6 自由度を体腔内で自由に決定することができる。

Fig.6 に設計した鉗子の外形を示す。図の点線は旧型機の大きさを表している。

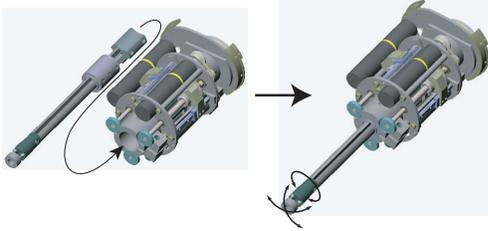


Fig. 5: Separation of a Forceps Part and a Driving Part

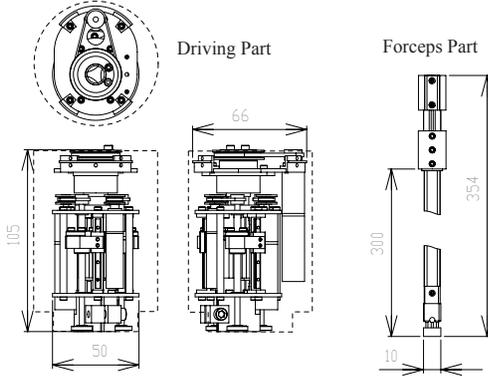


Fig. 6: Outline of the Forceps Mechanisms

4. 鉗子の運動学

鉗子軸周りの回転角 ϕ 、屈曲角 θ の 2 つのパラメータを指令値として入力した場合の 2 本のリンクの摺動量 h_1, h_2 を求める逆運動学問題を考える。

Fig.7 のように鉗子の固定リンクに対応した基準座標系を $\{A\}$ 、鉗子のエンドエフェクタの位置姿勢に対応した移動座標系を $\{B\}$ とし、 $\{A\}$ から $\{B\}$ への変換を考える。座標系 $\{A\}$ 、 $\{B\}$ の原点はそれぞれ 3 つのボールジョイントの中心から成る正三角形の中心に固定されている。X 軸は固定リンク上のボールジョイントの中心一致し、Z 軸は 3 つのボールジョイントの中心を通る平面の法線方向と一致している。

$\{B\}$ の座標系は Fig.8 のように中間フレーム $\{B'\}$ 、 $\{B''\}$ 、 $\{B'''\}$ を介して表現することができる。フレーム $\{i\}$ からフレーム $\{j\}$ への同次変換行列を ${}^i T_j$ (4×4 行列) とし、その回転を表す部分を ${}^i R_j$ (3×3 行列)、並進を表す部分を ${}^i P_j$ (3×1 行列) とすると、

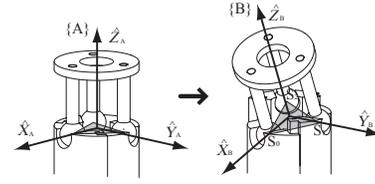


Fig. 7: Coordinate

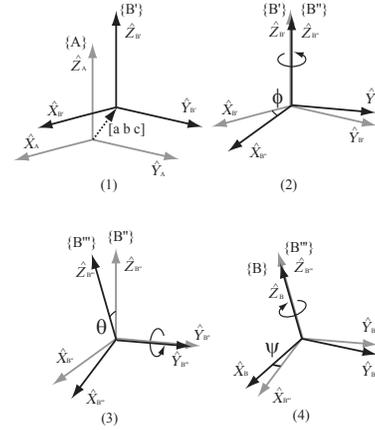


Fig. 8: Coordinate Transformation

$${}^i T_j = \begin{bmatrix} {}^i R_j & {}^i P_j \\ 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (1)$$

となる。以下に各 ${}^i R_j$ 及び ${}^i P_j$ を示す。

$${}^A_B R = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (2)$$

$${}^{B'}_{B''} R = \begin{bmatrix} \cos\phi & -\sin\phi & 0 \\ \sin\phi & \cos\phi & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (3)$$

$${}^{B''}_{B'''} R = \begin{bmatrix} \cos\theta & 0 & \sin\theta \\ 0 & 1 & 0 \\ -\sin\theta & 0 & \cos\theta \end{bmatrix} \quad (4)$$

$${}^{B'''}_B R = \begin{bmatrix} \cos\psi & -\sin\psi & 0 \\ \sin\psi & \cos\psi & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (5)$$

$${}^A P_{B'} = \begin{bmatrix} a & b & c \end{bmatrix}^T \quad (6)$$

$${}^{B'} P_{B''} = {}^{B''} P_{B'''} = {}^{B'''} P_B = \mathbf{o} \quad (7)$$

これらを用いると、座標系 $\{A\}$ に対する座標系 $\{B\}$ は次のように表される。

$$\begin{aligned} {}^A T_B &= {}^A T_{B'} T_{B''} T_{B'''} T_B \\ &= \begin{bmatrix} {}^{B'}_B R & {}^{B''}_B R & {}^{B'''}_B R & R & | & {}^A P_{B'} \\ 0 & 0 & 0 & 0 & | & 1 \end{bmatrix} \end{aligned}$$

$$= \begin{bmatrix} r_{11} & r_{12} & r_{13} & a \\ r_{21} & r_{22} & r_{23} & b \\ r_{31} & r_{32} & r_{33} & c \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (8)$$

ここで3つのボールジョイントの中心を S_0, S_1, S_2 とし、座標系 $\{i\}$ に基づく $S_k (k = 1, 2, 3)$ の座標を ${}^i S_k$ とすると、

$$\begin{bmatrix} {}^A S_k \\ 1 \end{bmatrix} = {}^A_B T \begin{bmatrix} {}^B S_k \\ 1 \end{bmatrix} \quad (9)$$

で表される．三角形 $S_0 S_1 S_2$ の中心から各頂点までの距離を d とすると、

$${}^B S_0 = \begin{bmatrix} d & 0 & 0 \end{bmatrix}^T \quad (10)$$

$${}^B S_1 = \begin{bmatrix} -\frac{1}{2}d & \frac{\sqrt{3}}{2}d & 0 \end{bmatrix}^T \quad (11)$$

$${}^B S_2 = \begin{bmatrix} -\frac{1}{2}d & -\frac{\sqrt{3}}{2}d & 0 \end{bmatrix}^T \quad (12)$$

となり、また、

$${}^A S_0 = \begin{bmatrix} x_{A S_0} & y_{A S_0} & z_{A S_0} \end{bmatrix}^T \quad (13)$$

$${}^A S_1 = \begin{bmatrix} x_{A S_1} & y_{A S_1} & z_{A S_1} \end{bmatrix}^T \quad (14)$$

$${}^A S_2 = \begin{bmatrix} x_{A S_2} & y_{A S_2} & z_{A S_2} \end{bmatrix}^T \quad (15)$$

と定義すると、

$$y_{A S_0} = z_{A S_0} = 0 \quad (16)$$

$$y_{A S_1} = -\sqrt{3}x_{A S_1} \quad (17)$$

$$y_{A S_2} = \sqrt{3}x_{A S_2} \quad (18)$$

のように表現される．これらを整理すると、

$$r_{12} = r_{21} \quad (19)$$

が得られ、さらにこれより

$$\psi = -\phi \quad (20)$$

が得られる．以上の結果を用いて a, b, c を求めると、座標系 $\{A\}$ に対する座標系 $\{B\}$ は ϕ, θ 及び d を用いて次のように表すことができる．

$${}^A_B T = \begin{bmatrix} c^2\phi c\theta + s^2\phi & -\frac{1}{2}s2\phi(1-c\theta) & c\phi s\theta & -\frac{1}{2}dc2\phi(1-c\theta) \\ -\frac{1}{2}s2\phi(1-c\theta) & s^2\phi c\theta + c^2\phi & s\phi s\theta & \frac{1}{2}ds2\phi(1-c\theta) \\ -c\phi s\theta & -s\phi s\theta & c\theta & dc\phi s\theta \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (21)$$

エンドエフェクタの鉗子軸周りの回転角は ϕ 、屈曲角は θ であり、これらと2本のリンクの撓動量 h_1, h_2 の関係は以下ようになる．

$$h_1 = z_{A S_1} = -\sqrt{3}dsin(\phi - 60) \sin\theta \quad (22)$$

$$h_2 = z_{A S_2} = -\sqrt{3}dsin(\phi + 60) \sin\theta \quad (23)$$

鉗子先端部の各リンクの寸法を Fig.9 のように設定し、リンク間の干渉を考慮してエンドエフェクタの可動範囲についてシミュレーションにて検証した．Fig.10 は $R=0.6[\text{mm}]$, $r=1.5[\text{mm}]$, $\alpha=20[\text{deg}]$ のときの結果であり、鉗子軸周りの回転角 ϕ に対する最大屈曲角 θ を表している．この結果より全方向に対して屈曲角 $45 \sim 50[\text{deg}]$ を実現していることが分かる．

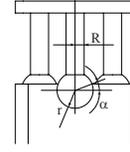


Fig. 9: Parameters of the Endeffector

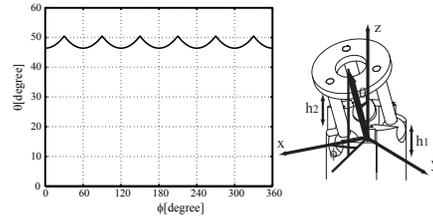


Fig. 10: Maximum Bending Angle ($R=0.6[\text{mm}]$, $r=1.5[\text{mm}]$, $\alpha=20[\text{deg}]$)

5. おわりに

本稿では以前に開発したジグソーブロックスライドを用いた能動鉗子機構のプロトタイプにおける問題点を明確化し、それを解決する新しい能動鉗子機構を提案した．新たに考案した能動鉗子は先端部の高強度化、大型化に加え、駆動部の小型化を実現した．

なお、未来開拓推進事業「外科領域を中心とするロボティクスシステムの開発」「手術ロボティクスシステム開発プロジェクト」(代表：佐久間一郎)の支援を受けた．

参考文献

- [1] Guthart G.S., and J.K. Salisbury, "The Intuitive Telesurgery System: Overview and Application," Proc. of the IEEE International Conference on Robotics and Automation, San Francisco CA, April 2000.
- [2] Reichensperner H, Damiano RJ, Mack M, Boehm DH, Gulbins H, Detter C, et al. "Use of the voice-controlled and computer assisted surgical system ZEUS for endoscopic coronary artery bypass grafting," J Thorac Cardiovasc Surg, Vol.118, No.1, 1999.
- [3] 渡部 耕一, 岡田 昌史, 中村 仁彦, "リンク駆動型高剛性多自由度能動鉗子の開発", 日本機械学会ロボティクス・メカトロニクス講演会'01 講演論文集, 2P1-D10, 2001.
- [4] 小林 祐樹, 岡田 昌史, 中村 仁彦, "手術室環境を占有しない小型スレーブロボット", 第19回日本ロボット学会学術講演会予稿集, pp.757-758, 2001.