

多自由度鉗子を搭載した深部脳外科小型手術支援システムの開発

Development of a miniature neurosurgical robotic system with multi-DOF forceps targeted for tasks in deep spaces

忽滑谷 浩史 (東京大) ○中澤 敦士 (東京大) 南里 耕大 (東京大)
 学 田中 真一 (東京大) 学 黒瀬 優介 (東京大) 正 原田 香奈子 (東京大)
 正 杉田 直彦 (東京大) 庄野 直之 (東京大) 中富 浩文 (東京大)
 楚良 繁雄 (東京警察病院) 森田 明夫 (日本医科大) 渡辺 英寿 (厚生労働省)
 斉藤 延人 (東京大) 正 光石 衛 (東京大)

Hiroshi Nukariya, The University of Tokyo
 Atsushi Nakazawa, The University of Tokyo
 Kodai Nanri, The University of Tokyo
 Shinichi Tanaka, The University of Tokyo
 Yusuke Kurose, The University of Tokyo
 Kanako Harada, The University of Tokyo
 Naohiko Sugita, The University of Tokyo
 Naoyuki Shono, The University of Tokyo
 Hirofumi Nakatomi, The University of Tokyo
 Shigeo Sora, Tokyo Metropolitan Police Hospital
 Akio Morita, Nippon Medical School
 Eiju Watanabe, Ministry of Health, Labour and Welfare
 Nobuhito Saito, The University of Tokyo
 Mamoru Mitsuishi, The University of Tokyo

In neurosurgery, precise and complicated surgical tasks are required to be performed in deep and narrow spaces in the brain, and such surgical tasks are difficult even for skilled surgeons. Many master-slave neurosurgical robots have been developed to assist surgeons; however, previously developed systems are rather bulky and do not have sufficient degrees of freedom (DOFs). Therefore, we are developing a new miniature master-slave neurosurgical robotic system targeted for tasks in deep and narrow spaces of the brain. This robot is equipped with multi-DOF robotic forceps for tasks in deep and narrow spaces. This paper describes the mechanical design and control method of the robot. As a preliminary experiment, a needle insertion task was performed using a model simulating a workspace, showing promising results.

Key Words: Medical engineering, Surgical robot, Neurosurgery, Master-Slave system, Multi-DOF robotic forceps

1. 緒言

1.1 研究背景

脳神経外科手術とは、人間の脳に関する疾病を外科手術によって治療するものであり、脳梗塞や脳内出血の治療、脳腫瘍の摘出等を扱う。脳外科手術においては、図1のように患者の頭に直径20~30mm、深さ80~110mmの空間を作り、術具を挿入して脳の深部・狭所で作業を行うことがある。この場合、術具の動作範囲が限定されるため、術具の操作性は非常に悪いものとなる。さらに、この深部・狭所で1mm以下の微細な血管を吻合するなどの極めて微細かつ複雑な作業を要求されることがある。このため、脳外科手術は熟練医でも難度が高く、術者への負担が大きい手術となっている。

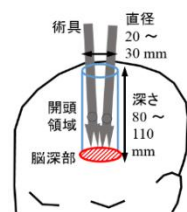


Fig. 1

1.2 関連研究

脳外科手術における術者の負担を軽減し、高精度のタスクを実現することを目的として、様々な手術支援ロボットが開発されている。特に、マスタ側の術者の操作情報を元にスレーブ側のロボットを制御するマスタ・スレーブ型の手術ロボットの研究が盛んに行われている。

現在までに脳外科手術を支援する目的開発されたマスタ・スレーブ型の手術支援ロボットとしては、McBethらの

NeuroArm[1], HongoらのNeurobot[2], 著者らが開発したMM-2, マスタ・スレーブ型微細手術支援ロボットシステム[3,4]などがある。しかし、いずれも術具先端の自由度や精度が十分でないという課題や、機構が大型であるため手術室での設置が困難であるという課題がある。

本研究では、多自由度ロボット鉗子を搭載することで術具先端の操作性を向上し、また、手術タスクを人では困難なタスクに限定することで小型化したマスタ・スレーブ型脳外科手術支援ロボットシステムを提案する。

2. 深部脳外科小型手術支援システムの提案

従来のシステムは様々な手術ターゲットへのアプローチもロボットで行うことを前提としていたため、スレーブ・ロボットの可動範囲が大きく、結果として機構が大型となっていた。そこで、アプローチは術者が行い、難度の高い脳深部でのタスクのみを対象とするシステムを提案する。ワークスペースが小さい脳深部でのタスクに限定することで、機構の小型化を図る。また、脳の深部・狭所での複雑な作業にも対応できるようにするために、スレーブ・ロボットに術具先端に多自由度術具を搭載することで深部・狭所での術具操作性の向上を図る。本システムは図1に示す領域の脳深部にて1mm以下の血管吻合を行うことを目標とする。

本システムはマスタ・スレーブ型のロボットシステムであり、以下に概要を述べる。

2.1 マスタ・マニピュレータ

マスタ側では術者は図 2 に示すマスタ・マニピュレータを操作する。このマスタ・マニピュレータは並進・回転の 6 自由度の動作と把持の動作を計測できる[5]。術者はスレーブ側の顕微鏡映像を見ながら、マスタ・マニピュレータを操作することでスレーブ・ロボットの操作を行う。



Fig. 2 Master manipulator

2.2 スレーブ・ロボット

スレーブ側にはスレーブ・ロボットが配置されている。スレーブ・ロボットは、(1)屈曲・回転・把持が可能で 3 自由度の多自由度ロボット鉗子[6](図 3)、(2)先端に多自由度ロボット鉗子を搭載し、モータにより鉗子の位置・姿勢、及び鉗子の 3 自由度の制御を行う駆動部、(3)駆動部を保持し、マニュアルで駆動部の粗動位置決めを行うことができる保持部から成る(図 4)。保持部を手動で動かして術具先端を脳深部まで移動させ、その状態で駆動部の操作を行う。マスタの情報を元に動作するのは駆動部であり、本研究ではこの駆動部に関する研究・開発を行った。多自由度ロボット鉗子は、術具先端の屈曲、屈曲した状態での先端の回転、把持を行うことができる。これにより脳深部における術具操作性を向上する。

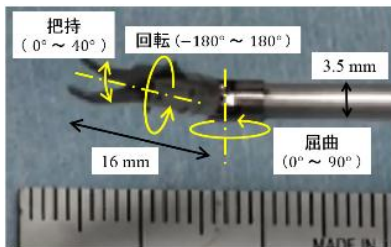


Fig. 3 Multi-DOF robotic forceps

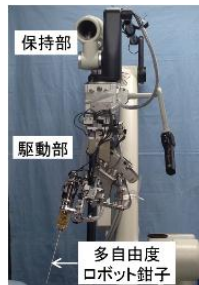


Fig. 4 Slave robot

3. 駆動部の機械設計

3.1 要求仕様

以下に駆動部の要求仕様を示す。

- (1) 駆動部は患者の頭上に左右対称に 2 台配置する(図 5)。左右の駆動部同士の干渉、患者との接触、頭上に配置された顕微鏡との接触を考慮した機構とする。
- (2) 図 5 のように駆動部先端に屈曲・回転・把持が可能で多自由度ロボット鉗子を搭載する。
- (3) 多自由度ロボット鉗子先端が姿勢によらず、図 1 の脳深部に到達するよう可動範囲を有する。
- (4) 図 1 の領域内で多自由度ロボット鉗子の軸の位置・姿勢を自由に決定できる機構とする。多自由度ロボット鉗子の軸の位置・姿勢の 6 自由度に多自由度ロボット鉗子の 3 自由度を加えた計 9 自由度を駆動部より制御する。
- (5) 微細血管の吻合に必要な駆動部の各軸の精度、速度、加速度は以前著者らが開発したマスタ・スレーブ型微細手術支

援ロボット(図 6) [4]を参考に決定する。このロボットは術具の位置・姿勢を決める 6 自由度と術具の把持 1 自由度の計 7 自由度のロボットである。

- (6) 実際の手術での使用を想定し、滅菌と術具交換を考慮した機構とする。

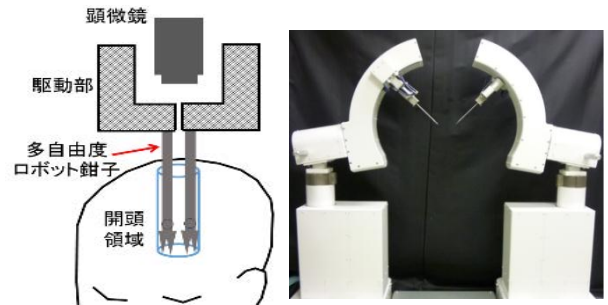


Fig. 5 Arrangement Fig. 6 Microsurgical robot

3.2 設計・製作

上記の要求仕様を元に、駆動部の機構を開発した。まず、多自由度ロボット鉗子の軸の位置・姿勢を変化させる 6 自由度の軸の構成を図 7 のように決定した。1,2 軸目は作業空間の円筒内で鉗子の軸の平行移動をおこなう軸、3,4 軸目は鉗子の姿勢を決定する軸、5 軸目は鉗子の軸方向の移動、6 軸目は鉗子の軸回りの回転を行う軸である。このような軸構成にすることで、1~4 軸目で鉗子の軸の位置・姿勢を変化させ、5,6 軸目と鉗子 3 自由度で鉗子先端の位置・姿勢を決定する軸構成とした。この機構の利点として、鉗子の動作範囲が術者にもわかりやすい、作業領域外との接触回避等の制御が容易、鉗子の軸が想定外の位置・姿勢になることが無く安全ということが挙げられる。この軸構成を元に製作した駆動部を図 8、駆動部の 3DCAD モデル及び軸構成を図 9 に示す。左右の駆動部同士の干渉、患者との接触、頭上に配置された顕微鏡との接触を考慮した機構となっている。アクチュエータは maxon 社製のエンコーダ付 DC モータを使用した。直動運動を行う 1,2,5 軸目はボールねじを回転させることで実現している。鉗子の姿勢を変化させる 3,4 軸目は円弧状のラックとピニオンを用いて回転運動を実現している。鉗子の軸回りの回転を行う 6 軸目はモータの回転運動をプーリで伝達することで実現している。6 軸目の回転部分にはモータが 3 点搭載された多自由度ロボット鉗子が搭載されている。また、鉗子はネジで取り付けられており、容易な脱着と滅菌がし易い機構となっている。

駆動部の各軸の可動範囲を表 1 に示す。要求仕様(3)、(4)を元に値を決定した。3 軸目に関しては、要求仕様(3)、(4)を満たすためには駆動範囲の最小値が -18° である必要があるが、機構上、値が小さくなりすぎると左右の駆動部同士が接触し顕微鏡の視野を妨害してしまうため、これらを回避するために 3.5° とした。このことにより、要求仕様(3)と(4)を完全には満たしておらず、鉗子の軸の位置・姿勢を作業領域内で一部自由に決定できないという問題がある。

各軸の精度(分解能)・最大速度の設計値は微細手術支援ロボット[4]の精度・最大速度を参考に決定した。開発した駆動部と微細手術支援ロボットの精度・最大速度を表 2 に示す。なお、これらの値はモータの回転速度、エンコーダの分解能から求めたものであり、バックラッシュ等の機構による誤差は含まれていない。

なお、本研究では駆動部の動作の検証・評価のため、片側のみの製作を行った。

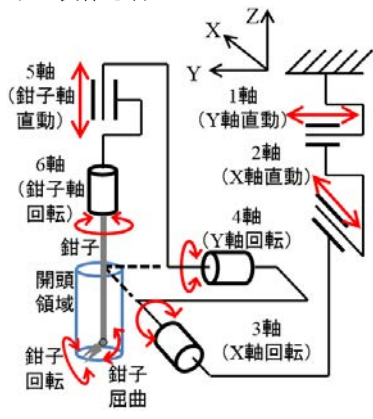


Fig. 7 Axis configuration of drive unit

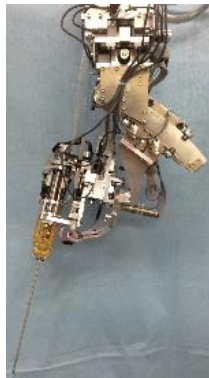


Fig. 8 Drive unit

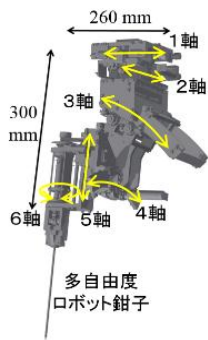


Fig. 9 DOFs of drive unit

Table 1 Movable range of each axis

軸	可動範囲
1	-15 mm ~ 15 mm
2	-15 mm ~ 15 mm
3	3.5° ~ 17.5°
4	-18° ~ 18°
5	-20 mm ~ 20 mm
6	-150° ~ 150°

Table 2 Accuracy and max speed of each axis

軸	精度(分解能)		最大速度	
	駆動部	微細ロボット	駆動部	微細ロボット
1,2,5	2.1 μm	0.1 μm	0.47 m/s	0.71 m/s
3	1.8 × 10 ⁻⁴ deg	1.6 × 10 ⁻⁵ deg	6.7 rpm	2.2 rpm
4	9.1 × 10 ⁻⁴ deg	2.3 × 10 ⁻⁴ deg	34.6 rpm	30 rpm
6	0.0055 deg	0.11 deg	175 rpm	63 rpm

4. 駆動部の制御方法

本章では駆動部のマスタ・マニピュレータによる制御方法について述べる。本研究では、図 10 のように屈曲・回転後の鉗子先端の位置・姿勢とマスタ・マニピュレータの把持部の位置・姿勢が一致するように制御を行い、鉗子の軸の位置・姿勢は作業領域外と接触しないように自動で変化する制御を提案する。このような制御では、術者は屈曲・回転後の鉗子先端の位置・姿勢のみを考慮すればよい。鉗子の軸と作業領域外との接触を意識することなく鉗子先端での作業に専念できるため、直感的かつ安全な操作が可能となる。位置・姿勢の一致は、数学的には鉗子先端及びマスタの把持部の位置・姿勢を表す同次変換行列 T_S , T_M の値が共に同じになるような駆動部各軸の値を逆運動学計算により求めることで実現できる。鉗子先端の位置・姿勢を制御する駆動部の自由度は 8 であり、マスタの位置・姿勢の自由度は 6 であるため、駆動部は冗長自由度を有している。従って、駆動部各軸の逆運動学計算を数値解析により求める必要がある。本研究では、杉原が提案した LM 法(Levenberg-Marquardt 法)[7]を用いる。LM 法

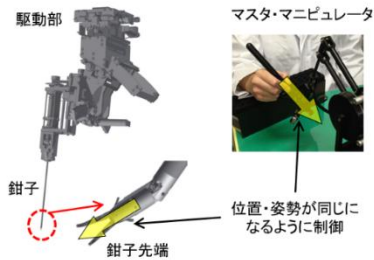


Fig. 10 Master-Slave control

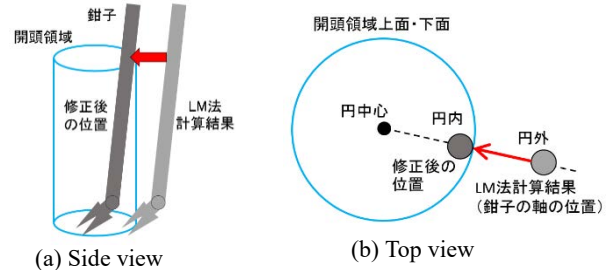


Fig. 11 Collision avoidance

は非線形最小二乗問題を解く方法の 1 つである。この方法は処理が高速であることと特異点付近でも解くことができることを特徴とする。特異点付近でも解くことができるため、駆動部各軸の値が発散する可能性が比較的低い。そのため、駆動部が暴走して患者や医師を傷つける危険が少なく安全である。LM 法は以下の式を反復するものである。各変数の添え字の k は反復数を表す。

$$q_{k+1} - q_k = J_{LM,k}^\# e_k$$

$$J_{LM,k}^\# = (J_k^T W_e J_k + W_n)^{-1} J_k^T W_e$$

$$W_n = (e_k^T W_e e_k) I + \bar{W}_n$$
(1)

q は各軸の値であり、 e はマスタと鉗子先端の位置・姿勢誤差、 J はヤコビ行列、 W_e, \bar{W}_n は定数の行列である。 W_e, \bar{W}_n の定数を調整することで計算結果を変化させることができる。

式(1)の計算では作業領域外と鉗子の軸との接触が考慮できないため、鉗子の軸が作業領域外と接触する可能性がある。そこで、LM 法によって各軸の解を求めた後、接触しないように解の修正を行うこととした。作業領域の円筒上面・下面における鉗子の軸の位置を計算し、その位置が円外にあった場合は接触してしまうため、駆動部の 1, 2 軸を制御して、図 11 のような中心までのベクトルに沿って円内に鉗子の軸を平行移動させる。これにより接触を回避することができる。

5. 評価実験

5.1 実験内容

以下の 3 つの実験を行った。

- (1) 多自由度ロボット鉗子の自由度を用いることによる駆動部の動作の変化を比較するため、鉗子の自由度を使用した場合と未使用の場合に関して、同じ鉗子先端位置・姿勢の目標値を与えたときの駆動部各軸の時間変化をシミュレーションした。
- (2) 脳深部での手術を模擬するためのモデル(図 12)を用いて、脳深部内の術具の操作を検証し、多自由度ロボット鉗子の有用性を検証した。
- (3) モデルと内径 0.3 mm の血管モデルを用いて、本システムの目標である脳深部での血管吻合タスクに必要な針の刺

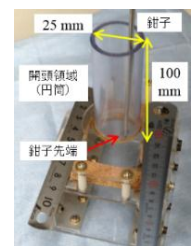


Fig. 12 model

入・刺出のタスクを行った。

5.2 実験結果

実験(1)の結果を図13に示す。赤線が鉗子の自由度を使用した場合で、青線が未使用の場合のシミュレーション結果である。破線で囲まれた部分が各軸の可動範囲である。未使用の場合には必要な位置決めのためには、駆動部の可動範囲を超えてしまう場合がある。使用した場合には可動範囲内での位置決めが可能である。これにより、多自由度ロボット鉗子を使用することで、狭所・深部にて様々な鉗子先端の位置・姿勢をとることが可能となることを示した。なお、LM法のパラメータは、

$$W_e = \text{diag}\{1.0, 1.0, 1.0, 1.0, 1.0, 1.0\},$$

$$W_n = \text{diag}\{0.005, 0.005, 1000.0, 1000.0, 0.0001, 0.005, 0.00005, 0.00005\}$$

とした。

実験(2)の実験中における鉗子先端付近の顕微鏡映像を図14に示す。(a)は鉗子先端の自由度を有効にした場合であり、(b)は無効にした場合の結果である。(b)に比べて(a)のほうが鉗子の取れる姿勢が広く、また、先端が見えやすく操作性に優れることを確認した。これにより、多自由度ロボット鉗子の有用性を確認した。

実験(3)では、血管吻合のタスクの1つである針の刺入・刺出タスクを行い、成功した。図15にタスク成功後の顕微鏡映像を示す。開発した駆動部は脳深部における血管吻合を遂行する上で十分な精度、自由度を持っていると考えられる。

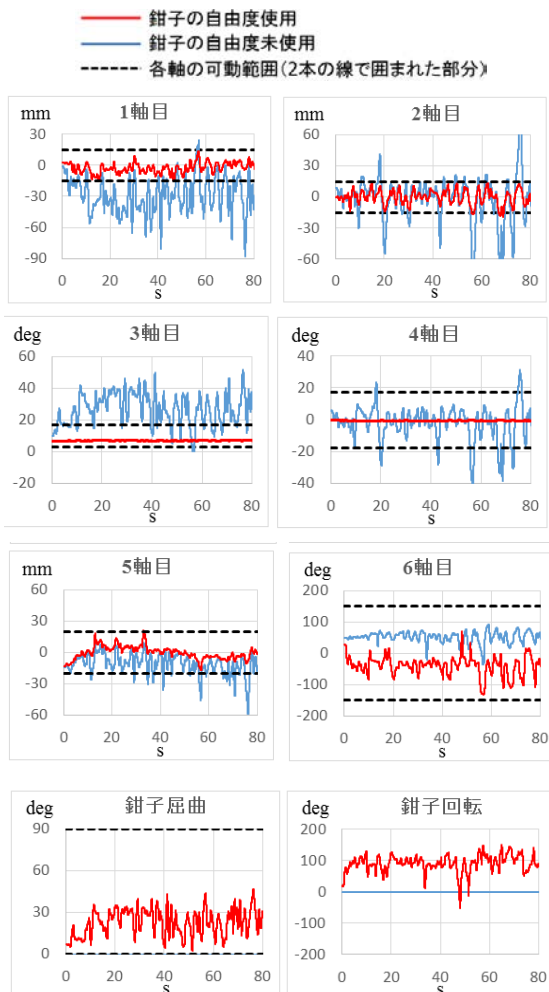
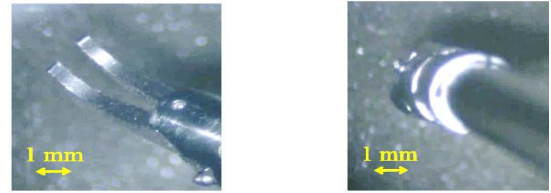


Fig. 13 Result of Simulation



(a) Forceps' DOFs Enabled (b) Forceps' DOFs Disabled

Fig. 14 Microscopic view

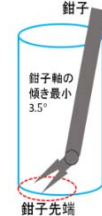
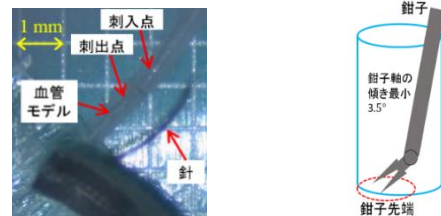


Fig. 15 Stitch on vessel Fig. 16 Restricted motion

5.3 考察

多自由度ロボット鉗子の自由度を使用することで操作性が大きく向上することを示した。作業領域を再現したモデルにおいて、微細血管の刺入・刺出タスクに成功したため、駆動部は十分な精度、自由度を持っていると考えられる。

3.2節で述べたように左右の駆動部との接触を回避するために、3軸目の傾きの最小が3.5°となっている設計となっている。このため、現在では図16に示すように作業空間底面の端部でしか作業ができない。中央に近づくほど姿勢が限られ、操作が困難になるという問題がある。今後は制御方法や機構の改善を行い、この問題を解決する必要がある。

また、血管吻合のもう1つのタスクである結紮タスクは左右の駆動部が必要である。本研究により提案する新しいスレーブ・ロボットと制御の有効性が示せたため、今後は左側の駆動部の製作を行い、双腕での評価を行う予定である。

6. 結言

脳の深部・狭所での微細血管吻合を対象とする脳神経外科手術支援システムを開発し、非常に難度が高いとされる針の刺入・刺出タスクに成功した。今後は駆動部の改良を行い、左側の駆動部を製作し、双腕のロボットを開発する。

謝辞

本研究はJSPS 科研費 23226006 の助成を受けたものです。

参考文献

- [1] G. R. Sutherland, *et al.*, "NeuroArm: An MR compatible robot for microsurgery", Int. Congr. Series (2013), pp. 504-508.
- [2] T. Goto, *et al.*, "Clinical application of robotic telemanipulation system in neurosurgery", J. Neurosurgery(2003), pp.1082-1084.
- [3] A. Morita, *et al.*, "Microsurgical robotic system for the deep surgical field: Development of a prototype and feasibility studies in animal and cadaveric models. J. Neurosurgery. 2005: 103(2): 320-327.
- [4] M. Mitsuishi, *et al.*, "Master-slave robotic platform and its feasibility study for microneurosurgery", Int. J. Med. Robot. Comp.(2013), pp.180-189.
- [5] Y. Kamei, *et al.*, "Master manipulator with high usability designed for microsurgical robotic system", IJCARS(2013), pp.127-128.
- [6] T. Okubo, *et al.*, "Hand-held multi-DOF robotic forceps for neurosurgery designed for dexterous manipulation in deep and narrow space", EMBC(2014), pp.6868-6871.
- [7] 杉原知道, "Levenberg-Marquardt 法による可解性を問わない逆運動学", 日本ロボット学会誌, Vol. 29 No. 3 (2011), pp.269-277