

穿刺ロボットにおける力センサ情報を用いた針の形状推定に関する研究

The Study about Estimating a Form of Needle by Using a Force Sensor Information for Puncture Robot

○村上 輝 (岡山大) 正 松野 隆幸 (岡山大)

木村 和志 (岡山大) 正 亀川 哲志 (岡山大)

平木 隆夫 (岡山大) 正 見浪 護 (岡山大)

正 戸田 雄一郎 (岡山大)

Hikaru MURAKAMI, Okayama University, p8w38dfm@s.okayama-u.ac.jp

Takayuki MATSUNO, Okayama University

Kazushi KIMURA, Okayama University

Tetsushi KAMEGAWA, Okayama University

Takao HIRAKI, Okayama University

Mamoru MINAMI, Okayama University

Yuichiro TODA, Okayama University

In recent years, interventional radiology (IR) which is a medical procedure has been attracting considerable attention. Since this surgical method is less invasive, but doctors are exposed to strong radiation in the case under CT-guidance. In order to overcome this problem, we developed remote-controlled IR assistance robot. As a research topic, automated needle puncturing by the robot is focused on. However, currently the robot cannot obtain CT image in real time. So, the robot cannot obtain the form of needle based on CT image and cannot control state of needle accurately. On the other hands, we aim that the robot moves automatically for restraining a bend of needle. As the first step for this, the method to estimate a form of needle by using a force sensor information is proposed in this paper. If a form of the needle is displayed in user interface, it become easy for doctors to remove a bend of the needle during surgery with remote-controlled IR assistance robot. Additionally, we conducts the experiment to confirm effectiveness of proposed method.

Key Words: Surgical assistance robot, Interventional Radiolody, Force sensor

1 緒言

近年、Interventional Radiology(IVR)と呼ばれる手術法がある[1]。この手技は低侵襲であるが、CT撮影時の放射線による医師の被爆が問題視されている。そこで我々はIVR支援ロボットとして、遠隔操作可能な穿刺ロボットを開発した。図1に手術環境の概要図を示す[2]。今後は自動穿刺を目標に研究を行う予定である。現在の課題として、自動穿刺ロボットにおいてはCT画像情報がロボットに入力できないため、針状態に基づく正確な修正動作が構築できていないことが挙げられる。そこで本研究は針の形状、力情報を基にロボットがたわみ解消動作を実現することを目標としている。その第一歩として本稿では力センサ情報を用いた針の形状推定方法を提案する。この形状推定結果を用いて針形状を、図1に示すロボットを遠隔操作するためのタッチパネル画面に表示することで、遠隔操作ロボットにおいてもたわみの除去がしやすくなりロボットが使いやすくなることが期待できる。また、実験により提案した形状推定方法の有効性を確認した。

2 力センサ情報を用いた穿刺中の針の形状推定方法

2.1 研究目的

現在穿刺ロボットを用いた手技を行う際、問題となっているのが針のたわみである。針がたわんだ状態で穿刺を継続すると、目標位置への穿刺が成功しない事例が発生する恐れがあるからである。そこでまず、針に変曲点がない形状でたわんでいる図2と、針に変曲点が存在する形状でたわんでいる図3の2種類に分ける。まず図2に着目すると、たわみを抑制する動作は、針把持部をX軸周りで反時計回りに回転させる向きに、Y軸、Z軸ともに負の方向に動かさなければならない。それに対し図3に着目すると、針把持部下端をY軸、Z軸ともに正の方向に動作させる必要があることがわかる。この動作を誤ってしまうと手技に悪影響を与える恐れがあるため、針のたわみがどんな形状であるかを

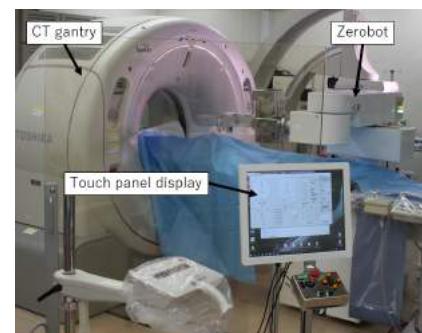


Fig.1 Outline about the surgery

分類する必要がある。また、上記で述べた2種類の針形状それぞれにおいて、針がたわむ向きは右と左の2種類存在するため、針がたわんだ状態において針形状は合計で4種類に分類できる。そこで本稿では針のたわみが生じた際ににおいて、針形状を4パターンに分類する方法について述べる。

2.2 針形状の分類方法

図4に穿刺中における針の概要図を示す。図4に示すように力センサにおける座標系を S 、針の穿刺点における座標系を Q 、 S 座標系から見た Q 座標系のX軸周りのモーメントを ${}^SM_{Qx}$ 、針把持部の下端から体表の穿刺点までの S 座標系におけるZ座標を l_z 、Y座標を l_y とする。これらの値 ${}^SM_{Qx}$, l_y は針が形状変形するため未知であり、これらの値を力センサ情報を用いて求

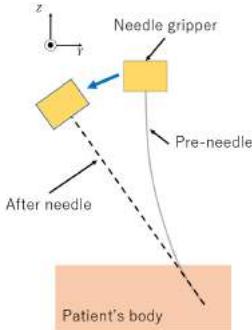


Fig.2 The needle don't have an inflection point

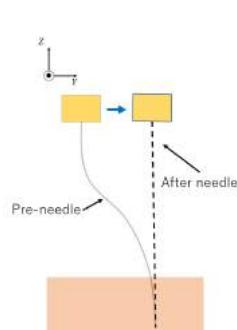
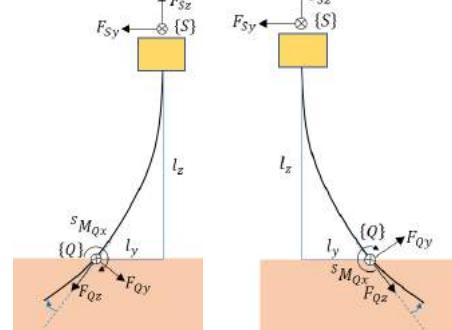
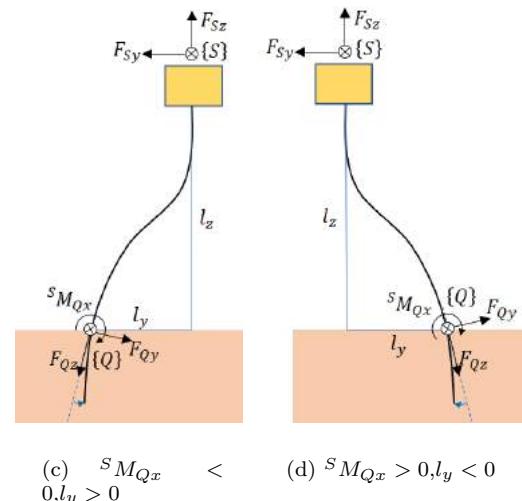


Fig.3 The needle have an inflection point



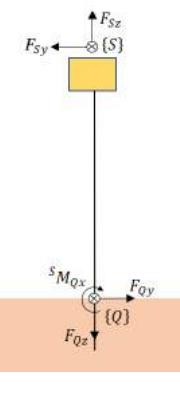
$$(a) {}^S M_{Qx} > 0, l_y > 0$$

$$(b) {}^S M_{Qx} < 0, l_y < 0$$



$$(c) {}^S M_{Qx} < 0, l_y > 0$$

$$(d) {}^S M_{Qx} > 0, l_y < 0$$



$$(e) l_y = 0 \text{ の場合}$$

Fig.5 Image of the needle

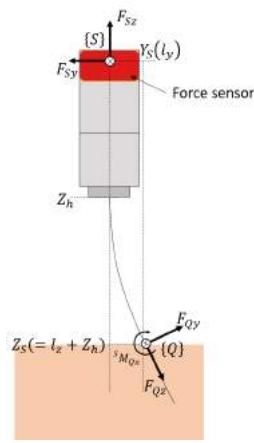


Fig.4 Outline about the needle during puncture

2.3 針の形状推定手法

図 4 の穿刺中における針の概要図を参照する。 S 座標系における y 座標を Y_S , z 座標を Z_S とする。力センサ情報として $F_{Sx}, F_{Sy}, F_{Sz}, M_{Sx}, M_{Sy}, M_{Sz}$ を取得できるため、これらの値から S 座標系から見た Q 座標系の x 軸周りのモーメント ${}^S M_{Qx}$

を計算すると、以下の式となる [3][4].

$${}^S M_{Qx} = -M_{Sx} + F_{Sy}Z_S - F_{Sz}Y_S \quad (1)$$

ここで、 Y_S, Z_S は図 4 においては以下の式であらわされる.

$$Y_S = l_y \quad (2)$$

$$Z_S = Z_h + l_z \quad (3)$$

この値を式 (1) に代入し整理すると、以下の式となる.

$$-M_{Sx} + F_{Sy}Z_h = {}^S M_{Qx} - F_{Sy}l_z + F_{Sz}l_y \quad (4)$$

ここで、この式中の F_{Sy}, F_{Sz}, M_{Sx} は力センサ情報として連続して取得できる既知のデータである。そこで、そのデータを n 回取得し、 $F_{Sy1}, F_{Sy2}, \dots, F_{Syn}, F_{Sz1}, F_{Sz2}, \dots, F_{Szn}, M_{Sx1}, M_{Sx2}, \dots, M_{Sxn}$ と表現すると、式 4 は以下のようにあらわされる。

$$\begin{pmatrix} -M_{Sx1} + F_{Sy1}Z_h \\ -M_{Sx2} + F_{Sy2}Z_h \\ \vdots \\ -M_{Sxn} + F_{Syn}Z_h \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} 1 & F_{Sy1} & F_{Sz1} \\ 1 & F_{Sy2} & F_{Sz2} \\ \vdots & \vdots & \vdots \\ 1 & F_{Syn} & F_{Szn} \end{pmatrix} \cdot \begin{pmatrix} {}^S M_{Qx} \\ -l_z \\ l_y \end{pmatrix} \quad (5)$$

この式のうち、求めたい値は ${}^S M_{Qx}, l_z, l_y$ であるが、

$$\begin{pmatrix} 1 & F_{Sy1} & F_{Sz1} \\ 1 & F_{Sy2} & F_{Sz2} \\ \vdots & \vdots & \vdots \\ 1 & F_{Syn} & F_{Szn} \end{pmatrix}$$

が正方行列ではないため、逆行列が存在しない。そこで今回は擬似逆行列を用いて、 ${}^S M_{Qx}, l_z, l_y$ の値を求めた。

3 針形状推定に関する整合性検証実験

3.1 実験方法

実験として穿刺対象を発泡スチロールとした場合において実験 1~4 を行い、擬似生体であるファントムを用いた場合において実験 5~8 を行ったため、針形状推定に関する整合性検証実験を計 8 種類行った。すべての実験において 19G, 149mm の針を用いて実験を行った。また計測データとしては、図 3.2.1 に示すように、力が安定した時間において連続する 101 個のデータを取り出した。実験 1, 2, 5, 6 においては、図 2 のたわんだ状態を故意に作り出すため、矢印と逆の方向に動作させる。動作としては、まず針長 116mm の地点でリモートセンタモードを用い、A 軸まわりに ±20 度に傾ける。その後 P 軸で 25mm 穿刺を行ったのち、針長 60mm の地点でのリモートセンタモードに切り替え、A 軸を 0 度に戻す。実験 3, 4, 7, 8 については、図 3 のたわんだ状態を故意に作り出すため、矢印と逆の方向に動作させる。動作としては P 軸で 25mm 穿刺後、Y 軸で ±20mm たわませた。

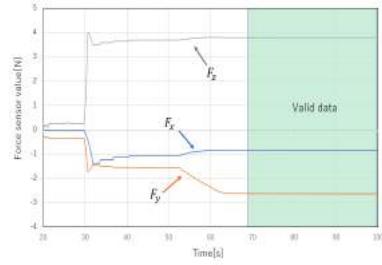
3.2 実験結果

3.2.1 発泡スチロールを用いた場合の実験結果

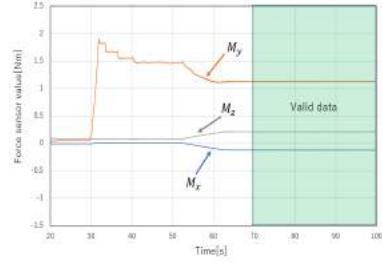
表 1 に実験 1~4 の実験結果を示す。また、図 7(a)~7(b) に典型的なデータである実験 2 における力センサから抽出した力とモーメントの時間変化データを示し、図 6(a)~図 6(d) に実験それぞれの針の形状を示す。図 7(a)~7(b) のように抽出するデータとしては、力とモーメントが安定した時刻から 101 個のデータを採用した。表 1 より、まず実験 1, 2 においては、実験 1 の A 軸に 20 度動かした場合は ${}^S M_{Qx} < 0, l_y < 0$ であるため図 5(d) に示す形状と分類でき、実験 2 の A 軸に -20 度動かした場合は ${}^S M_{Qx} > 0, l_y > 0$ であるため図 5(c) に示す形状と分類できる。これはどちらも実際の形状である図 6(a), 6(b) と比較すると同様の形状分類であると判断できる。また実験 3, 4 については、実験 3 の Y 軸に 20mm 動かした場合は ${}^S M_{Qx} > 0, l_y < 0$ であるため図 5(d) に示す形状と分類でき、実験 4 の Y 軸に -20mm 動かした場合は ${}^S M_{Qx} < 0, l_y > 0$ であるため図 5(c) に示す形状と分類できる。これらについても同様にどちらも図 6(c), 6(d) に示す実際の形状と同様での形状分類であると判断できる。以上より、形状分類実験は実験成功であった。

Table 1 Experimental results of experiment 1 experiment 4

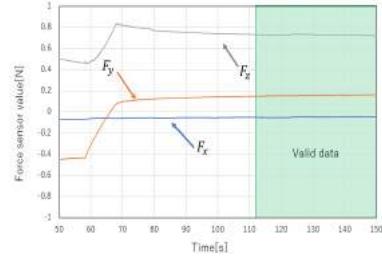
	A axis +20	A axis -20	Y axis +20	Y axis -20
${}^S M_{Qx} [\text{N} \cdot \text{m}]$	-0.0362	-0.0361	0.106	-0.278
$-l_z [\text{m}]$	-0.129	-0.0645	-0.144	-0.0865
$l_y [\text{m}]$	-0.0241	0.0392	-0.0214	0.0184
Experimental result [○ or ×]	○	○	○	○



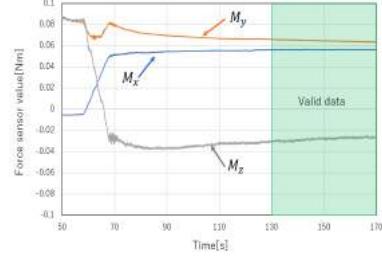
(a) Force value in experiment 2



(b) Moment value in experiment 2

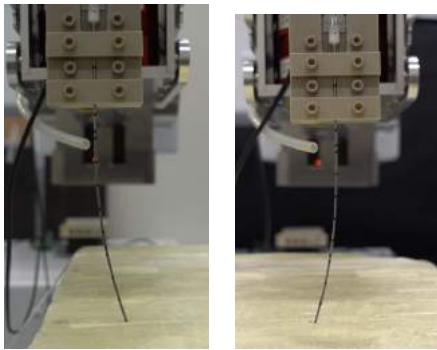


(c) Force value in experiment 6

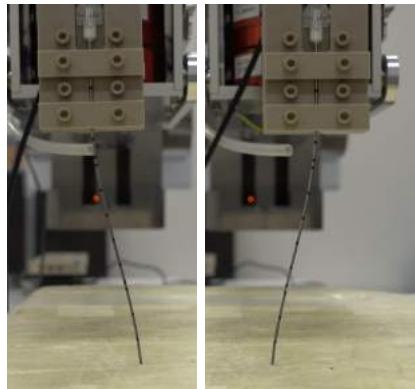


(d) Moment value in experiment 6

Fig.7 Force sensor value



(a) Experiment 1 (b) Experiment 2



(c) Experiment 3 (d) Experiment 4

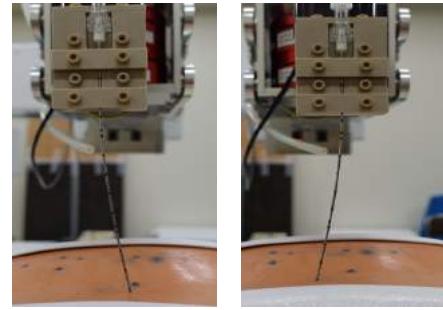
Fig.6 Experimental result

3.2.2 ファントムを用いた場合の実験結果

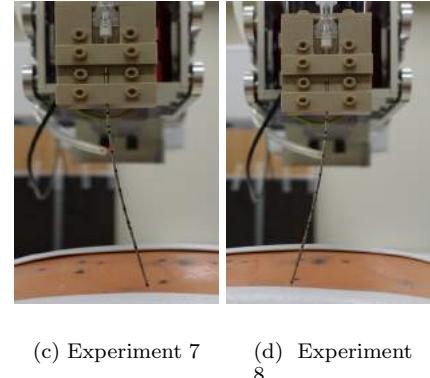
表 2 に実験 5~8 の実験結果を示す。また、図 7(c)~7(d) に典型的なデータである実験 6 における力センサから抽出した力とモーメントの時間変化データを示し、図 8(a)~図 8(d) に実験それぞれの針の形状を示す。表 2 より、まず実験 5, 6 においては、実験 5 の A 軸に 20 度動かした場合は ${}^S M_{Qx} > 0, l_y < 0$ であったため図 5(d) に示す形状と分類でき、実験 6 の A 軸に-20 度動かした場合は ${}^S M_{Qx} < 0, l_y > 0$ であるため図 5(c) に示す形状と分類できる。しかし実際の形状である図 8(a), 8(b) と比較すると、 l_y についての分類は正しいが、 ${}^S M_{Qx}$ についての分類が間違っているため、正しい分類に分けられていない。また実験 7, 8 については、実験 7 の Y 軸に 20mm 動かした場合は ${}^S M_{Qx} > 0, l_y < 0$ であるため図 5(d) に示す形状と分類でき、実験 8 の Y 軸に-20mm 動かした場合は ${}^S M_{Qx} < 0, l_y > 0$ であるため図 5(c) に示す形状と分類できる。これについてはどちらも図 8(c), 8(d) に示す実際の形状と同様の形状分類であると判断できる。以上より、ファントムにおける形状分類に関する整合性検証実験は実験 7, 8 については実験成功であったが、実験 5, 6 については考察が必要であることがわかった。

Table 2 Experimental results from experiment 5 to experiment 8

	A axis +20	A axis -20	Y axis +20	Y axis -20
${}^S M_{Qx} [\text{N} \cdot \text{m}]$	0.0908	-0.0559	0.0624	-0.0989
$-l_z [\text{mm}]$	-0.0500	-0.0935	-0.121	-0.0987
$l_y [\text{mm}]$	-0.0287	0.000459	-0.0275	0.0105
Experimental result [○ or ×]	×	×	○	○



(a) Experiment 5 (b) Experiment 6



(c) Experiment 7 (d) Experiment 8

Fig.8 Experimental result

4 結言

実験結果としては、ファントムにおける実験 5, 6 以外の実験では針形状の分類成功であった。しかし、実験 5, 6 においては計算結果での ${}^S M_{Qx}$ の正負が誤っており、分類失敗という結果となつた。原因として考えられることは、ファントムは発泡スチロールと比較すると、表面の穿刺点における針にかかる抵抗力が小さい。そのため、ファントムで行った実験で発生した穿刺点周りのモーメント ${}^S M_{Qx}$ を推定するために用いる、力センサで取得する力とモーメントの値が小さく、正確に推定できなかつたことが考えられる。

参考文献

- [1] 日本 IVR 学会, “<http://www.jsivr.jp/>”
- [2] 平木隆夫, 龍川哲志, 松野隆幸, 金沢右, ”CT 透視下針穿刺用ロボット開発の歩み: 術者被ばくゼロの IVR を目指して”, Jpn J Intervent Radiol, 29:375-381,2014.
- [3] 篠本滋・坂口英継 (2013) 『基幹講座物理学 力学』東京図書株式会社
- [4] 原島鮮 (1968) 『質点系・剛体の力学』(基礎物理学選書 3) 株式会社裳華房