穿刺ロボットにおける針のたわみ力を用いた軌道生成

Generation of trajectory using deflection force of needle in puncturing robot

\bigcirc	木村和志	(岡山大)	Æ	松野隆	幸	(岡山大)			
	杉山晃平	(岡山大)	Æ	亀川哲	ī志	(岡山大)			
	平木隆夫	(岡大病院)	Æ	見浪	護	(岡山大)			
Kazushi KIMURA, Okayama University,pcoz8ker@s.okayama-u.ac.jp									
Takayuki MATSUNO, Okayama University									
Kohei SUGIYAMA, Okayama University									
Tetsushi KAMEGAWA, Okayama University									
Takao HIRAKI, Okayama University Hospital									
Mamoru MINAMI, Okayama University									

In recent years, interventional radiology (IR) which is a medical procedure has been attracting considerable attention. Doctors can perform IR percutaneously while observing the fluoroscopic image, such as CT and MRI images, of patients. Therefore, this surgical method is less invasive. However, doctors are exposed to strong radiation in the case of under CTguidance. In order to overcome this problem, we developed remote-controlled IR assistance robot. The problem of the puncturing robot is inaccurate positioning of the tip of the needle, which causes the misdiagnosis and the complication, due to deflection of the needle and soft tissue. In this research, puncture method for minimizing the deflection force of the needle during puncture based on force sensor is proposed. First, the deflection of the needle was modeled as simply cantilever beam. Next, based on the deflection model, the target posture which minimizes the deflection force was derived. Finally, validity of the proposed method was verified based on the result of phantom puncture experiment.

 $Key \ Words:$ Surgical assistance robot, Needle steering, Interventional radiology

1 緒言

CT 透視画像やX線透視画像等,画像診断技術を用いて針やカ ·テル等を体内に挿入し,経皮的に治療を行う Interventional Radiorogy(IVR)という手術法がある [1]. IVR は肺がん治療, 肝 臓がん治療、生検術をはじめ、様々な治療に応用されている [2]. 従来の外科手術と比較すると低侵襲であるため、術後3日から4 日で退院できるという事例が多く、近年、IVR 手術への注目が 高まっている.現在, IVR は人間が用手にて行っている. 術者は CT ガントリの近くで手技を行うため、透視中に発生する放射線 によって術者が被曝してしまうという問題が懸念されている. そ こで、針の位置決め精度の向上を行い、かつ術者の放射線被曝を 低減するためのロボットとして Acubot[3], CTbot[4] などが開 発されている.しかし、そのほとんどがガイドによる医師の穿刺 支援を目的としたロボットである. そこで, 我々が開発する遠隔 操縦可能な穿刺ロボットである Zerobot は、設置してから針を穿 刺するまでのすべての過程を遠隔操縦により行う、ロボティック IVR の実現を目指している. 自動穿刺手技の実装に向けた解決 すべき課題としては、針と生体のたわみによる穿刺経路のずれが ある. 穿刺ロボットにおける針や生体のたわみに関してはこれま でも多くのグループにより研究されてきており、生体と針の相互 作用を記述するモデルやシミュレーション手法も数多く提案され ているが未だ針と生体の相互作用を記述する標準的なモデルとし て確立されたものは無い [5]. また, リアルタイムで穿刺経路を 目標軌道に追従させる方法も提案されているが本研究で提案して いる実臨床環境ではビジョンベースの穿刺経路追従制御を行うこ とは CT 画像の解像度が低いという問題から困難である. そこで 本研究では、穿刺中の針の画像をフィードバックしない力センサ ベースでの穿刺経路追従制御法を提案する. 生体モデルを考慮せ ず、穿刺中の針のたわみを集中荷重のかかった片持ち梁のモデル

で近似し、カセンサの値から針の形状を推定する.推定した針の 形状から針先位置と針先の方向の目標経路からのずれを計算し、 針先を標的に向けるように針の根元を3次元空間上で制御しなが ら穿刺を進めていく.穿刺経路追従制御の実装にあたって下記の ような条件を設定した.

- 1. 穿刺直前は針中心軸の延長線上に標的腫瘍が存在する
- 標的腫瘍の位置は生体の体動やひずみなどの影響を受けず に静止している

以上の条件をもとに針先の方向を標的に向ける為の針の根元の 目標位置・姿勢を計算し逆運動学を用いてロボットに姿勢を与え る.針の根元の目標位置・姿勢の計算時には標的腫瘍をリモート センタとして設定し、常に穿刺軸方向に標的腫瘍が存在するよう に制御を行う.それにより針のたわみ方向の力が最小化される姿 勢(=針先が標的を向いている姿勢)に収束させることを狙う. 本報告では実際に制御をロボットに実装し、ファントムを用いて 制御を有効にした時と無効にした時の穿刺精度比較実験の結果を 踏まえた提案手法の有効性の検証結果について述べる.

2 Zerobot

開発した Zerobot の外観と手先部の拡大図を Fig.1 に示す.針 先の位置,針の姿勢に5自由度,穿刺方向に1自由度を持つ構 成となっており,図中の q1, q2, q3 は互いに直交する直動関節, q4, q5 は把持している針の姿勢を変更する回転関節, q6 は穿刺動 作を行う直動関節である.CT 装置の仕組み上,ガントリ内に金 属部品が存在するとアーチファクトと呼ばれる存在しない像が現 れ,手技に支障をきたしてしまう.そのため,針の把持部には放 射線透過性を有する樹脂を使用している.また,エンドエフェク タにパラレルリンク機構を採用することで,CT 撮像断面から穿



Fig.1 Appearance of Zerobot

刺用モータ,角度変更用モータを離して設置している.針を把持 するアタッチメントの手前には力センサが2つ設置されている. カセンサは図中の X_f, Y_f, Z_f 軸方向の力 [N] と軸周りのモーメ ント [N·m] を測定することができる. これにより, 穿刺時に皮膚 や体組織から受ける反力を測定する.

3 たわみ最小化動作

生体穿刺時における針のたわみ 3.1

IVR では医師による用手穿刺の場合, 触覚から伝わるたわみ 反力や穿刺反力、針の形状から、経験に基づいて針を進める力の 方向を柔軟に調整することが出来る為たわみを利用する事が可能 であるが、Zerobot では力覚はフィードバックされず、医師の経 験則は適用できない.よってロボット穿刺手技において、針のた わみ発生は大きな課題の一つである. 生体穿刺時における針のた わみについて説明する. Fig.2 に豚を用いた動物穿刺実験の写真 を示す. 豚の肺に穿刺した際の CT 画像を Fig.3 に示す. 穿刺時 に生体の弾性により針にたわみδが生じ、穿刺を進めるほど穿 刺軸方向と針の刺入方向がずれていく様子が確認できる.この影 響により、プラニングされた針の姿勢に合わせて穿刺を開始した としても標的部位に到達する前に経路がずれはじめる為、医師の 操作による穿刺途中の経路修正を余儀なくされていた. --度針の たわみが生じると、Zerobot の穿刺軸により針を押し進める力の 方向と針の刺入方向が一致しない状況が生まれる. その状況下で は、針先は針先端の向いている方向に進んでいく傾向がある為、 穿刺軸を駆動させるほど針のたわみは成長していきやすい. たわ みが成長していく中,針先端が目的の腫瘍に到達する事が出来さ えすれば問題はないが、そのような都合の良い方向にたわみが発 生しない場合が多い. 更に, 生体の粘弾性や不均質性は個体差が 大きく、臓器ごとにパラメータや構造が異なる為、一般的にたわ みの成長具合を予測する事は困難である.よって、穿刺軸と針先 の方向軸を極力一致させ、たわみが成長しづらい姿勢で針を刺入 していく事が望ましい.本章では、針のたわみ方向の力を最小化 する為の動作方法,たわみ方向の力と針の形状に関するモデル, そしてファントムを用いたたわみ力の最小化実験の結果について 順に述べる.

3.2 動作フロー

たわみ力の最小化動作は下記のステップで実行する.

 針の形状の推定 針にたわみ方向の力が発生しているとき, Fig. 4 のモデル を用いて針の形状を推定する.

 1. 目標姿勢の計算 推定した形状をもとに、たわみ方向の力 Fu を最小化するよ うな穿刺軸の角度, 針の根元の位置を計算する.



Fig.2 Environment of animal puncture experiment

Needle

Fig.3 Lung puncture

- 3. 目標姿勢を関節空間へ写像 得られた目標姿勢から逆運動学を用いて目標関節角度を計 算し、ロボットに目標値として入力する.
- 4. 逐次的に目標値を更新 Fig. 4 は近似的なモデルである為,正確に意図する姿勢を 計算することは出来ない. その為,動作中にも力センサの 値の様子を見つつ逐次的に目標値を更新し、Fy が最小の値 になるような姿勢に収束させる.

3.3 針のたわみモデルとたわみ最小化のための目標位置姿勢

前節まででも述べたように、生体には個体差が大きく、臓器ご とにも性質が異なる為、一般的に適用することのできる精密なモ デルを作成することは困難である. そこで、今回は針に加わるた わみ方向の力と針の形状の関係を示す簡単なモデルを作成した. 針がたわんだ時、針には穿刺点にのみ集中荷重がかかっていると 仮定する.この時、針とファントムとの静力学的な関係は、集中 荷重のかかった片持ち梁と同じように考えることが出来る. Fig.4 中のたわみ力 F_y [N], たわみによる変位 δ [mm], 針のファント ムに挿入された部分の長さ l_{in} [mm], 針の長さ l_E [mm] の関係 は、材料力学の公式により式 (1,2) のようになる [6].

$$I = \frac{\pi d^4}{64} \tag{1}$$

$$\delta = \frac{F_y \left(l_E - l_{in}\right)^3}{3EI} \tag{2}$$

ここで, E は針のヤング率 [MPa], I は針の断面二次モーメ ント $[mm^4]$, d は針の断面の直径 [mm] を表し, F_y はセンサ座 標系の Y_f軸方向を正とする.次に針のたわみに加えて標的腫瘍 の位置を取り入れたモデルを考える. Fig.4 中の l_{in} , l_{punc} , l_E , lrem はそれぞれ現在の穿刺量,予定穿刺量,針の長さ,残り穿刺 量である.残り穿刺量 lrem は、予定穿刺深さ lpunc、現在の穿刺 量 *lin* を用いて以下のように表せる.

$$l_{rem} = l_{punc} - l_{in} \tag{3}$$

腫瘍中心と現在の針の穿刺点を結んだ直線と針の根本が重なるよ うに目標位置 (y*,z*) を計算すると,次のようになる. (1)

$$y^{*} = y_{t} - (l_{rem} + l_{E})\sin\phi_{A}^{*}$$
(4)
$$z^{*} = z_{t} + (l_{rem} + l_{E})\cos\phi_{A}^{*}$$
(5)

$$^{*} = z_t + (l_{rem} + l_E) \cos \phi_A^*$$
 (5)

ここで,目標回転角度 $\Delta \phi_A$,目標姿勢 ϕ_A^* は,



Fig.4 Deflection model with target tumor. C is the target trajectory of the root of the needle controlled by tumor-centric remote center control. Therefore, direction of puncture axis always faces the target tumor.

$$\Delta \phi_A = \tan^{-1}(\frac{\delta}{l_{punc}}) \tag{6}$$

$$\phi_A^* = \phi_{A_0} + \Delta \phi_A \tag{7}$$

であり、標的位置 (y^t, z^t) は、

$$y_t = y_0 + (l_{rem} + l_E)\sin\phi_{A0}$$
(8)

$$z_t = z_0 - (l_{rem} + l_E) \cos \phi_{A0} \tag{9}$$

である.よって目標位置姿勢 (y^*, z^*, ϕ_A^*) が求まる.実際のところ,弾性体に針を穿刺した際に弾性体から針にかかるのは分布荷重となるが予想される.更に、ロボットの動作中にも状況は時々刻々と変化する筈である為,Fig.4は正確に状況を記述できておらず、本モデルはあくまで近似的なモデルである.

4 自動穿刺精度検証実験

4.1 実験手順

自動穿刺機能の有効性ならびに穿刺精度を検証する為,CT装置下においてファントム穿刺実験を行った.穿刺針も同様に針長114 mmの17G,19Gの二種類の生検導入針を用いた.ファントムは市販されている医師の穿刺訓練用の物を用いており,肋骨や組織の不均質性が再現されている.しかし実際の生体と比較するとかなり均質な構造を有しており,皮膚の滑りも再現されていない為,17Gや19Gの針を用いると生体への穿刺時に起きる皮膚のずれや不均質性に起因するたわみはほぼ発生しない.そのため本実験では恣意的にたわみ状態を作り出し,生体穿刺時における皮膚の滑りに起因して穿刺点がずれた状況を想定して実験を行った.実験の種類は以下のように大きく二つに分けられる.

実験A(単純穿刺)カセンサによるフィードバックを行わず,穿 刺軸を目標穿刺量だけ駆動させて穿刺する.

実験B(自動穿刺)自動穿刺機能を用いて穿刺する.

実験 A, 実験 B ともに 17G 針, 19G 針それぞれで行う為, 実験 は全部で4種類行った.4種類の実験をそれぞれ3回ずつ試行を 行い,3回のうちの1回目は10mm 穿刺するごとに CT で3次 元スキャンデータを,残りの2回は穿刺前と穿刺完了後の3次元 スキャンデータのみを撮影した.撮影した3次元スキャンデータ



Fig.5 Appearance of puncture experiment on CT images.(a) is the case of puncture without control and (b) is the case of automatic puncture control.

を用いて針の形状および針先-標的間の距離を計測する.標的は ファントム内部に埋め込まれた直径1mmのタングステン球と する.タングステン球は114mm長の針を用いて手技を行うの に到達可能な,表皮から77mmの深さに埋め込んだ.

4.2 実験結果と考察

Fig.5 に単純穿刺,および自動穿刺中の CT 画像の一例を示す. 単純穿刺では穿刺を進めるごとにたわみが成長して行き,最終的 に針先は標的から大きくずれた.一方自動穿刺では,針を傾ける 事でたわみを除去しながら標的に向かって針を進めて行き,最終 的に標的付近まで針先を到達させることに成功した.Fig.5(b)の CT 画像の左上に記されている数は,その穿刺深さにおいて何回 たわみ力最小化動作が行われたかを示している.

Number	Needle	Type	Distance [mm]			
1	19G	Simple insertion	10.819			
2	19G	Simple insertion	7.157			
3	19G	Simple insertion	7.064			
4	19G	Automatic	0.933			
5	19G	Automatic	2.667			
6	19G	Automatic	1.982			
7	17G	Simple insertion	5.901			
8	17G	Simple insertion	5.874			
9	17G	Simple insertion	5.919			
10	17G	Automatic	2.123			
11	17G	Automatic	0.933			
12	17G	Automatic	1.006			
Average						
	19G	Simple insertion	8.466			
	19G	Automatic	1.861			
	17G	Simple insertion	5.898			
	17G	Automatic	1.354			

 Table 1 PUNCTURE ACCURACY

次に CT 画像から穿刺完了後の針先-標的間の三次元距離を計 測し,単純穿刺と自動穿刺の穿刺精度を針の太さ別に比較した. 計測した穿刺精度をまとめた表を Table 1 に示す. Table 1 の Average 欄を見ると,両方の針で穿刺精度が大幅に改善されてい ることが分かる.これより 17G, 19G ともに,単純穿刺よりも

No. 17-2 Proceedings of the 2017 JSME Conference on Robotics and Mechatronics, Fukushima, Japan, May 10-13, 2017



Fig.6 Transition of deflection force by puncture depth

自動穿刺の方が穿刺精度が優れている事が確認できた.また,自動穿刺時の針先-標的距離は Number 5 の例を除いて目標穿刺精度である 2.5 mm を達成していることが分かる.針先-標的間の距離は各試行毎にばらつきがあるが,これには以下のような理由が考えられる.

1. CT 画像上での計測時の誤差

放射線吸収係数をもとに画像を再構成している関係で,針 やタングステン球は CT 画像上において実際よりも大きく 見える.計測は手作業でおおよその針先の位置,タングス テン球の中心の位置をピクセル単位で指定している為,CT 画像への移り具合によって計測値がばらつく.今回撮影した CT 画像の分解能は,CT 画像上の1 pixel あたり 0.8 mm, 奥行方向は 0.5 mm である.

2. カセンサの計測誤差の影響

カセンサの値のばらつきは推定穿刺誤差 *Epunc* に常に影響 を及ぼしている.これに起因して,実際はたわみ力を最小 化すべきだったにも関わらず,たわみ最小化動作の判断基 準を力センサの値より求めたたわみが満たしていないとロ ボットが認識し,穿刺を進めてしまった状況が存在した可 能性がある.

続いて,穿刺を進める事によるたわみ方向の力 F_yの成長度合いを比較する Fig.6 に示す.単純穿刺時は穿刺が深くなるごとにたわみ方向の力が増加している.一方自動穿刺では,比較的たわみ方向の力の成長が少ない.このことから,自動穿刺はたわみの成長を抑えながら穿刺をしていることが分かる.

次に最も経路修正の少なかったケース,最も経路修正が多かったケースの E_{punc} の推移をFig.7に示す.図中の①,③は穿刺動作直前,②,④は穿刺後のCT画像となる.二つを見比べると、全体の穿刺時間が6倍ほど異なる.Fig.7(a)の場合,穿刺経路修正によって E_{punc} の値がスムーズに1mm以下に収束しているのに対し,Fig.7(b)では穿刺深さ20mmから穿刺経路修正が振動的になっている様子が分かる.そこから約250秒もの間経路修正が続いたが、ひとたび経路が定まれば後は比較的スムーズに穿刺が進み、良い穿刺精度を示している.上記の事を総括すると、目標穿刺精度をほぼ全ての試行にて達成している事から、提案するたわみ力最小化動作は本実験によって穿刺精度の改良に有効であるという事が検証された.

5 結言

今後の研究の展望を述べる.上記でもとりあげた穿刺中の標的 位置の動きに対するアプローチは二通り挙げられる.一つ目は生 体組織のモデル化である.刺入点の位置と力センサの値から組織 の歪み形状を推測し,それに伴う標的位置の予測を行うことで, 標的が動いても針先を標的位置へ追従させる事を狙う.しかし生 体組織のモデルは精密に計算すればするほど計算量が大きくなり, リアルタイムでの計算には向かなくなる.どの程度までモデルを 精密に作成するかという点で議論が必要になる.また,患者の体 格には個人差があり,組織の粘弾性パラメータ,構造も異なる事 が考えられる.本論文でも述べたように一般的に適用できる生体 モデルを作成することは難しく,個人差のある要素をいかにして 術前に計測するかという点も課題となる.もう一つのアプローチ としては,CT 画像のビジュアルフィードバックが挙げられる. CT 画像のビジュアルフィードバックが挙げられる.



Fig.7 (a) is an automatic puncture which has lowest number of modification of needle path (17G needle, experiment number 11) and (b) is an automatic puncture which has most number of modification of needle path (19G needle, experiment number 6)

よりも正確に標的位置を得ることが出来,計算負荷も比較的少な くてすむ.ここで CT 装置下における手技独自に起こりうるの が,患者の被ばく時間の問題である.ビジュアルフィードバック を組み込むと必然的に CT 透視時間が長くなるが,それにより患 者の被ばく量が増加するというデメリットがある.確実な穿刺手 技を実施すべきという立場と,患者の被ばく量を低減させるべき という立場両方から鑑みて,力センサベースとビジョンベースの 制御をいかに使い分けていくかが今後の課題である.

参考文献

- [1] 日本 IVR 学会,"http://www.jsivr.jp/"
- [2] 平木隆夫, 亀川哲志, 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] Dan Staianovici, Kevin Cleary, Alexandru Patriciu, Dumitru Mazilu, Alexandru Stanimir, Nicolae Craciunoiu, Vance Watson and Louis Kavoussi, "AcuBot: A Robot for Radiological Interventions", IEEE TRANSACTIONS ON ROBOTICS AND AUTOMATION, VOL.19, NO.5, pp.927-930, OCTO-BER 2003.
- [4] Benjamin Maurin, Bernard Bayle, Olivier Piccin, Jacques Gangloff, Michel de Mathelin, Christophe Doignon, Philippe Zanne and Afshin Gangi, "A Patient-Mounted Robotic Platform for CT-Scan Guided Procedures", IEEE TRANSAC-TIONS ON BIOMEDICAL ENGINEERING, VOL.55, NO.10, OCTOBER, 2008.
- [5] 小石毅,森田慎也,中口俊哉,川口泰弘,津村徳道,三宅洋一,"1 次元弾性要素配列を用いた針のしなりと生体組織の変形の実時間シ ミュレーション",生体医工学46(6):629-646,2008
- [6] 小山信次,鈴木幸三,"はじめての材料力学 第2版",森北出版株 式会社
- [7] CIRS, http://www.cirsinc.com/products/all/65/triplemodality-3d-abdominal-phantom/, 2017/3/1

No. 17-2 Proceedings of the 2017 JSME Conference on Robotics and Mechatronics, Fukushima, Japan, May 10-13, 2017