視覚情報を用いた穿刺マニピュレータの誘導方法

Guidance Control of Needle Insertion Manipulator using Visual Information

○ 小林洋（早大） 大浦光宏（早大） 正 岡本淳（早大） 正 藤江正克（早大）

Yo KOBAYASHI, Waseda University, you-k@fuji.waseda.jp
Mitsuhiro OURA, Waseda University
Jun OKAMOTO, Waseda University
Masakatsu G. FUJIE, Waseda University

This paper shows the development of MRI compatible needle insertion manipulator and guidance control of manipulator using visual information. MRI is used to obtain organ shape, shape of abdominal wall and shape of cancer and to see the overall positional relationship of those tissues. And, endoscope is used to obtain real-time information of organ displacement. The needle insertion manipulator is guided by an artificial potential field approach using these information. The experimental result showed the approach to target tumor was realized.

Key Words: Surgical robot, Needle insertion manipulator, MRI compatible, Guidance control

1. 緒言

1.1 手術ロボット

近年、手術にロボットを用いる研究・開発が広く行われている。人間の手よりはるかに小さいマニピュレータにより、治療を行うことができ、低侵襲な手術が可能となる。しかしながら、現在臨床応用されている手術ロボットシステムにおいては、スレイブマニピュレータ先端の腹腔内での動作範囲は限られており、臓器表面に近く存在する腫瘍のみに適用が可能である。そのため、臓器深部や裏側に存在する腫瘍へのアプローチを可能とする多自由度な術具マニピュレータの研究・開発が行われている[1-2]。

1.2 体内での屈曲自由度を持つマニピュレータ

臓器深部や裏側に存在する腫瘍に対する適用が求められる治療の一つとして、穿刺治療があげられる。穿刺治療では、臓器内部に存在するがん細胞に針の先端を到達させ、針の先端でエタノールを注入する（PEIT）、焼灼する（RFA）ことによって、癌細胞を壊死させる。これらの方法は低侵襲であり、かつ十分な成果を得ることが特徴である。腫瘍は臓器深部や裏側に存在することもあるため、体内での屈曲自由度を持ち、さまざまな腫瘍へのアプローチパスが取れる多自由度な穿刺マニピュレータの開発が行われている[3-5]。

1.3 問題点

しかしながら、これらのマニピュレータを腹腔内にて安全に動作させる方法については、検討されていないのが現状である。例えば、*in vivo* 実験において、術具マニピュレータの屈曲部や先端部が腹壁や臓器を損傷してしまう事例が見受けられている。このような事例が起こる原因の1つとして、内視鏡下手術においては視野が制限されていることが挙げられる。内視鏡下では狭い範囲の視野しか得られないため、マニピュレータの先端部や患部を映した際には、屈曲部を同時に映すことは困難である。そのため、屈曲部が内視鏡の視野外に出て、腹壁を傷つけるような事例が起こる。術者は屈曲部

と腹壁がぶつからない様に注意しながら、患部を治療するという困難な作業が要求されている。

2. コンセプト

2.1 視覚情報を用いた誘導技術

本研究では、ロボットシステムが臓器内部にある臓器・腹壁の位置情報を把握し、意図しない部位でマニピュレータが臓器・腹壁に接触することがないように誘導するシステムを開発することを目的とする。このようなシステムを開発することで、術者は患部周辺にのみ集中して治療することが可能となる。

提案した誘導システムを開発する上で重要となるのが、腹腔内の状況を把握するための視覚情報である。腹腔内の状況を正確に把握するための要求仕様を以下に示す。

(a) 腹腔全域の位置情報を取得すること：マニピュレータと臓器・腹壁の位置関係を定量化するために、腹腔全域において臓器・腹壁の位置情報を取得する必要がある。また、穿刺治療においては、対象が臓器内部に存在するため、臓器内部の状態を提示できる画像情報が必要となる。

(b) リアルタイムに臓器の位置情報を取得すること：臓器は腹腔を膨らませることや呼吸運動などによって術中に変形・移動する。そのため、臓器の位置情報はリアルタイムに取得する必要がある。

(a) 腹腔全域の位置情報を取得するという要求仕様に満たす画像診断機器として MRI が挙げられる。MRI は軟組織の描写に優れており、がん細胞と正常組織を描写することが可能である。また、断層像を組み合わせることによって、腹腔全域の位置情報を取得することが可能である。また、(b) リアルタイムに臓器の位置情報を取得するという要求仕様に満たすためには、リアルタイムに画像を取得することが可能な内視鏡が必要である。

以上に記述した考察より、本研究では内視鏡と MRI の双方

の画像情報を用いて、マニピュレータが臓器・腹壁に接触することがないように誘導する方法について研究を行う。

2.2 本論文の研究対象

(a)MRI 対応穿刺マニピュレータの開発：体内に屈曲関節を有し、臓器深部に存在する腫瘍に穿刺を行うことが可能なMRI 対応穿刺マニピュレータを開発する。

(b)視覚情報を用いた誘導方法の検討：内視鏡・MRI の双方の診断画像を用いて、臓器・腹壁を傷つけることなく患部へマニピュレータ先端を誘導する方法を提案する。

3 章にて、MRI 対応穿刺マニピュレータの開発について述べる。また、4 章において、マニピュレータの誘導方法に関して記述し、5 章において誘導方法の実験・検証を行う。

3. MRI 対応穿刺マニピュレータ

3.1 MRI 対応屈曲穿刺マニピュレータにおける先行研究

筆者らは、体内での屈曲自由度を持ち、さまざまな腫瘍へのアプローチが可能な穿刺支援ロボットシステムの開発を行ってきた[3-5]。本ロボットシステムは、体内にて屈曲し穿刺を行う「屈曲穿刺マニピュレータ」[3-4] と、体外にて穿刺マニピュレータの位置決めを行う「保持マニピュレータ」[4-5] からなる。

先行研究にて開発した穿刺マニピュレータ[4]において、屈曲した後に針を直動し、ブタ肝臓に対して穿刺が可能ながことが確認された。しかしながら、屈曲部においてギア伝達による複雑な機構を用いているため、精度・剛性が低いという問題があった。本論文では、屈曲部の精度・剛性の向上を目指したモデルを開発した。

3.2 動力伝達方法

MRI 内は高磁場であるため、アクチュエータをMRI 内部に入れることはできないため、MRI 外にあるアクチュエータから動力を伝達する必要がある。開発したマニピュレータの動力伝達に、任意の経路をとって動力を伝達することが可能なフレキシブルシャフトを用いた。フレキシブルシャフトを用いた伝達系では、伝達経路でのねじれによりロストモーションが生じる。伝達経路で生じるロストモーションに対応するため、伝達後に台形ねじによる減速する機構を設けた。3.3 にて示す屈曲機構・直動穿刺機構は、台形ネジの並進運動を用いて実現する。このような構成にすることによって、マニピュレータの精度を向上させることが可能である。

3.3 穿刺マニピュレータの開発

穿刺マニピュレータに要求される自由度は、屈曲 1 自由度、針の穿刺 1 自由度の 2 自由度である。図 1 にて、穿刺マニピュレータの全体図を示す。以下に、屈曲自由度、穿刺直動自由度の実現方法について示す。

Fig.1 Needle Insertion Manipulator

Fig.2 Mechanism

Fig.3 Process of bending motion

(a) 屈曲機構：フレキシブルシャフトによって、台形ネジを回転させることによって、図 2 の Shaft を押し引きする。Shaft を押し引きする動作によって、屈曲を実現している。図 3 にて、屈曲動作のプロセスを示す。

(b) 穿刺直動機構：フレキシブルシャフトによって、図 2 の Shaft を回転させると、ユニバーサルジョイントを経由して、pipe A 内部にある台形ネジを回転させる。図 2 の screw nut に針をつけることにより、針の直動動作を実現している。

以上示したとおり、屈曲部のユニバーサルジョイントを用いて 2 つの自由度の動作を実現しているため、構造をシンプルにでき、屈曲部の剛性を向上することが可能である。

4. 誘導技術

本章では、屈曲穿刺マニピュレータの誘導方法について述べる。誘導方法は大きく分けて、次の 2 ステップから成る。

(a)手術環境モデルの構築：臓器や腹壁、患部の位置情報を含んだモデル（手術環境モデル）を構築することで、臓器や腹壁の位置情報を把握する。

(b)手術環境モデルを用いた誘導方法：手術環境モデルを用いて、臓器・腹壁に接触しないようマニピュレータを患部に誘導する。

4.1 手術環境モデルの構築

手術環境モデルの構築には MRI から得られる画像情報と内視鏡から得られる画像情報の双方を用いる。手術環境モデルの生成は次のステップにより行う。

(a)MRI からの情報：MRI 画像を 3 次元化し、患部・臓器・腹壁の位置情報を抽出する。その後、各部の境界を楕円柱等の関数で表し形状モデルを構築する。このステップは術前にを行い、術中にも MRI から得られた画像をもとに修正する構成をとれることが好ましい。

(b)内視鏡からの情報：リアルタイムな内視鏡画像の情報から、マニピュレータと臓器の相対位置関係から臓器及び患部の移動量を把握し、形状モデルを補正する。内視鏡のからの位置情報取得と臓器位置の補正方法について以下に示す。

①マニピュレータ・臓器の特徴的な点を 3 点抽出し、その点の画像上の位置を画像処理にて測定する。

②測定した 3 つの点の位置から複比の関係を用いて、マニピュレータ・臓器の 3 次元位置を算出する。

③マニピュレータと臓器の 3 次元的位置関係から、臓器の位置を決定する。

④臓器内部の患部の位置を臓器の位置から決定する

4.2 マニピュレータの誘導方法

マニピュレータを誘導する方法として、ポテンシャル法を用いた[6]。本研究では、マニピュレータとターゲットとなる腫瘍の間に仮想的な引力、マニピュレータと障害物となる臓器・腹壁の間に仮想的な斥力が発生させることで、マニピュレータを誘導する。以下に計算手法について述べる。

(a)患部からの引力：目標位置から引力を発生させる場合、バネ要素を仮想的につけ、引力を発生させる方法が一般的である。この手法を用いると、目標位置に遠い位置にマニピュレータがいる場合、大きい速度でマニピュレータが動作する危険性がある。安全性が求められる手術環境において、大きな力によってマニピュレータを動作させることは好ましくないため、距離がある程度はなれると、その仮想引力は飽和し一定になるようにした (式 (1))。

$$|F_{\text{target}}| = k_p \left(1 - \exp \left(-\frac{1}{T} |x - x_{\text{target}}| \right) \right) \quad (1)$$

(b) 針先端が腫瘍方向を向くような仮想モーメント：穿刺を行う際には、針が腫瘍のある方向を向く必要がある。そのため、マニピュレータ先端に腫瘍方向を向くような仮想モーメントを発生させた (式 (2))。

$$|M_{\text{posture}}| = \frac{K}{(|x - x_{\text{target}}|)^{n_m}} \Delta \theta \quad (2)$$

(c)臓器からの斥力及び腹壁からの斥力：マニピュレータと傷つけてはいけない部位との距離に関係した仮想斥力をかけ

る (式 (3))。ただし、式(3)にて、 η および、 n_{Fr} は定数であり、その傷つけてはいけない対象物の危険度によって変えられる。 η を大きくすればその仮想斥力は大きくなり、 n_{Fr} を大きくすると距離に関係した力の勾配は急になり、逆に小さくすると勾配は緩やかになる。

$$|F_{\text{obstacle}}| = \eta \frac{1}{(|x - x_{\text{obstacle}}|)^{n_{Fr}}} \quad (3)$$

4.3 穿刺マニピュレータの誘導

図 4 に示すように、屈曲穿刺マニピュレータの先端部、中間部、屈曲部の 3 点を仮想力のかかる特徴点とした。ただし、中間部・屈曲部には(c)臓器及び腹壁からの反力ベクトルのみ作用させる。

4.2 で計算した仮想力ベクトルからマニピュレータのヤコビアンを用いて、関節トルクを算出する。関節トルクから式 (4) を用いて関節角速度を決定し、その値を用いてマニピュレータを駆動する。ただし、 μ は粘性パラメータである。

$$\tau = \mu \dot{q} \quad (4)$$

5. 実験・考察

5.1 実験方法

4 章にて示した誘導方法の実験し、誘導方法の検証を行った。実験の全体図を図 5 に示す。以下の過程を行い、条件を簡略化した上で実験を行った。

a)ファントムの使用：実際の腹腔内ではなく、ファントムを用いて実験を行った。ブタ腹腔内の MRI の画像をとり、その形状を模擬してファントムを作成した。

b)MRI 画像の取得：直接 MRI を取得するのではなく、ファントムの実際の形状を用いて手術環境モデルを構築している。

c)内視鏡画像の取得：実際に臓器の変位を取得するためには、臓器の特徴量を画像から抽出する必要がある。本実験では、マニピュレータ・臓器に画像処理用のマーカーをつけ、正規相関でマーカーの位置を特定することで臓器の変形・変位を取得することとした。

Fig.4 virtual force

Fig.5 Experimental setup

Fig.6 Images of experiment

Fig.7 Experimental result

5.2 実験結果・考察

実験の結果を図 7 にて示す。図 7 の①～⑤は腹腔内にて、穿刺マニピュレータがターゲットにアプローチしている様子である。また、⑥～⑧は臓器が術中に移動したことを模擬して、臓器ファントムを手で動かした際のマニピュレータの動作を表している。また、⑨は画像処理の画像である。

また、臓器の移動量及び臓器と穿刺マニピュレータの距離の実験結果を図 7 に示す。図 7 にて、青い線は臓器の変位を、赤い線は臓器とマニピュレータ先端の距離を示している。図 7 を見ると、マニピュレータが臓器に近づいている様子(①～⑤)が確認される。また、臓器が移動したとしても、マニピュレータが臓器に接触することなく誘導されていることが分かる(⑥～⑧)。

6. 結言

本論文では、以下に示す研究課題について示した。

(a)MRI 対応穿刺マニピュレータの開発：体内に屈曲関節を有し、臓器深部に存在する腫瘍に穿刺を行うことが可能な MRI 対応穿刺マニピュレータを開発した。

(b)視覚情報を用いた誘導方法の検討：内視鏡・MRI の双方の診断画像を用いて、臓器・腹壁を傷つけることなく患部へマニピュレータ先端を誘導する方法に関して提案した。

開発したマニピュレータ及び誘導方法に関して、ファントムを用いた実験を行った。その結果、腹壁・臓器に接触せずに目標位置にマニピュレータに誘導できることを確認した。今後は、実用化のためのシステム構築及び他の治療への適用を目指す。

謝辞

本研究の一部は、日本学術振興会 21 世紀 COE プログラム「超高齢化社会における人とロボット技術の共生」、文部科学省科学技術振興調整費戦略的研究拠点プログラム「先端科学と健康医療の融合研究拠点の形成」、および岐阜・大垣地域知的クラスター創成事業の支援を受けて行われた。また、本研究の一部は独立行政法人新エネルギー・産業技術総合機構 (NEDO) の基盤技術研究促進事業 (民間基盤技術研究支援制度) 「未来型医療を実現する小型手術用ロボティクスシステムの研究開発」の支援を受けて実施した。

文 献

- [1] 山下紘正, 波多伸彦, 飯村彰浩, 中澤東治, 橋爪誠, 土肥健純: 多節スライダ・リンク機構を用いた腹腔鏡下外科手術用屈曲鉗子マニピュレータの開発(第 2 報), 第 12 回日本コンピュータ外科学会大会論文集, pp.81-82, 2003
- [2] 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[No.01-4]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
- [3] 三田裕, 小林洋, 岸宏亮, 岡本淳, 藤江正克, "MRI 対応小型穿刺マニピュレータの開発", 日本機械学会ロボティクス・メカトロニクス講演会'05, 2P1-N-124, 2005
- [4] 平澤賢太, 大浦光宏, 小林洋, 岸宏亮, 岡本淳, 藤江正克, "MRI 対応手術補助ロボットの開発", 日本機械学会ロボティクス・メカトロニクス講演会'06, 2A1-A09, 2006
- [5] 大浦光宏, 小林洋, 岡本淳, 藤江正克, "MRI 対応保持ロボットの開発", 日本機械学会ロボティクス・メカトロニクス講演会'05, 2P1-N-125, 2005
- [6] 岩田浩康, 九谷俊行, 菅岩泰亮, 菅野重樹, "人間共存ロボットの軀触適応行動～第 22 報: 障害物回避・作業遂行のための先行的力ベクトル場を用いた人間追従との機能統合手法の提案～", ロボティクス・メカトロニクス講演会'06 講演論文集, 2P1-D12, 2006