

論文 / 著書情報
Article / Book Information

題目(和文)	柔軟関節を用いた空気圧駆動鉗子マニピュレータの開発
Title(English)	Development of a pneumatically-driven forceps manipulator using a flexible joint
著者(和文)	原口大輔
Author(English)	Daisuke Haraguchi
出典(和文)	学位:博士(工学), 学位授与機関:東京工業大学, 報告番号:甲第9168号, 授与年月日:2013年3月26日, 学位の種別:課程博士, 審査員:川嶋 健嗣
Citation(English)	Degree:Doctor (Engineering), Conferring organization: Tokyo Institute of Technology, Report number:甲第9168号, Conferred date:2013/3/26, Degree Type:Course doctor, Examiner:
学位種別(和文)	博士論文
Type(English)	Doctoral Thesis

平成 24 年度 博士論文

柔軟関節を用いた空気圧駆動
鉗子マニピュレータの開発

Development of a Pneumatically-Driven
Forceps Manipulator Using a Flexible Joint

平成 25 年 2 月

指導教員 川嶋 健嗣 准教授
香川 利春 教授

メカノマイクロ工学専攻
10D34035 原口 大輔

論文要旨

本論文では、低侵襲手術ロボットの小型・多自由度機構に適した簡易な柔軟関節構造を考案し、これを用いて先端に屈曲2自由度を有する鉗子マニピュレータを開発した。従来のリンク関節に比べて機構の部品点数を大幅に削減するとともに、手術手技に必要な剛性を確保することに成功した。また、柔軟関節の空気圧駆動による鉗子先端の外力推定法を提案した。マスタースレーブ操作システムを構築し、鉗子先端にかかる0.3N以上の外力提示を達成するとともに、直観的かつスムーズな縫合手技が可能であることを示した。さらに、外力推定では困難となる微細な力計測を実現するため、手術マニピュレータへの搭載に適した、空気流量変化を用いた力センサを提案・試作し、基礎実験によって計測原理の有効性を示した。論文は全7章により構成される。本研究で得られた主な成果および知見を以下にまとめる。

第1章「序論」では、まず本研究の背景について述べた。内視鏡手術ロボットの研究開発が近年盛んに行われていることを報告するとともに、手術マニピュレータの多自由度機構についての調査・分析を行い、各機構の持つ長所・短所について整理した。また、ロボット手術における術者への力覚提示の重要性を報告し、手術ロボットシステムにおける力センサの開発動向および空気圧駆動を用いた外力推定について述べた。次に本研究の目的として、柔軟構造を用いてマニピュレータの多自由度機構を簡略化すること、柔軟関節の空気圧駆動による外力推定法を考案すること、マスタースレーブ操作システムを構築し実際の手術手技によってマニピュレータの有効性を検証すること、およびマニピュレータ先端に搭載可能な、空気流量変化を用いた力センサを開発することを述べた。

第2章「拮抗駆動型柔軟関節を有する鉗子マニピュレータ」では、張力ワイヤによって柔軟構造の屈曲を制御する拮抗駆動型柔軟関節を用いた鉗子マニピュレータを提案・試作した。関節の主構造に切削加工で製作した精密スプリングを用い、ワイヤ張力によるスプリングの圧縮を防ぐため中心に超弾性合金の背骨構造を付加した。駆動ワイヤの伸びや関節部での経路誤差を考慮した2自由度連続体モデルにより運動学を記述するとともに、機構の摩擦力・弾性力から成る2自由度拮抗駆動の動力学モデルを構築した。制御系の設計においては、位置制御のメインループに駆動力制御のマイナーループを内包したカスケード制御系に、動力学のフィードフォワード補償を付加したシステムを構築し、柔軟関節の良好な運動制御が実現できることを確認した。外力の推定においては、拮抗駆動の動力学モデルおよび連続体モデルのヤコビ行列から鉗子先端に作用する外力を求める方法を提案するとともに、リンク近似モデルを用いた特異点（直線姿勢）における推定方法も考案した。外力推定実験により、鉗子先端に作用する0.25N以上の外力を有意に検出できること

を示した。また、鉗子先端で 3N 以上の力を安定して出力できることを示した。

第 3 章「プッシュプル駆動型柔軟関節を有する鉗子マニピュレータ」では、超弾性合金ワイヤのプッシュ・プル作動によって先端の柔軟関節を駆動する鉗子マニピュレータを提案・試作した。柔軟関節の駆動ワイヤに剛性の高い超弾性合金ワイヤを採用することで、関節中心部の背骨構造を不要とした。関節の伸縮方向の自由度を考慮した 3 自由度連続体モデルを構築するとともに、空気圧シリンダを含む駆動チャンネルごとの 4 自由度動力学モデルを構築し、確度の高いモデル同定を可能にした。位置制御実験では、本試作機における柔軟関節が 1° の位置決め分解能を持つことを明らかにした。外力推定においては、拮抗駆動型のマニピュレータと同じく、検出可能な外力の最小値 0.25N を達成するとともに、関節の伸縮方向の外力も推定可能であることを示した。

第 4 章「マスタースレーブ操作システムの構築」では、開発した鉗子マニピュレータを保持ロボットに搭載して 6 自由度スレーブマニピュレータを構成し、汎用ハプティックマスタデバイス PHANTOM Desktop との間にバイラテラル制御系を構築した。スレーブ側での外力推定誤差をカットする閾値処理により、0.3N 未満の外力は誤差として縮小・平滑化を行うものとした。また位置入力・外力提示のスケールファクタ、およびマスタの粘性力などを付加することで、操作性を調整・変更できるシステムとした。構築したマスタースレーブシステムを用いて評価実験を行い、無負荷状態において外力推定の閾値処理が有効であること、および外力が作用した場合に操作者への直観的な力覚提示が可能であることを確認した。

第 5 章「マスタースレーブシステムを用いた操作実験」では、開発した鉗子マニピュレータおよびマスタースレーブシステムを用いて、実際の手術手技に即した操作実験を行い、マニピュレータの操作性・実用性を検証した。まず、力提示のスケールリングを変えて湾曲針の刺入実験を行い、力覚提示によって針の刺入時にかかる力のピークが下がることを示した。次に、模擬生体組織を使用した縫合実験を行い、縫合がスムーズに実施できることを確認するとともに、必要となる力覚を確実に提示できることを示した。さらに In-vivo 実験によって、生体の腹腔内における縫合手技を実証した。

第 6 章「空気流量変化を用いた力センサの開発」では、腹腔鏡手術用鉗子に搭載可能な、空気流量の変化を利用した力計測システムを提案した。システムの設計見積もりのための簡易な 1 次元理論モデルを構築するとともに、計算結果に基づき 3 軸力センサを設計・試作した。試作機を用いて 1 軸成分の力および流量の計測実験を行い、提案する力計測手法の有効性を示した。また、本試作機においては 2.0 Hz 程度の動特性を有していることを明らかにした。

第 7 章「結論」では、本研究で得られた知見・成果を総括し、今後の課題について述べた。

目次

論文要旨	i
目次	iii
第 1 章 序論	1
1.1 研究背景	1
1.1.1 腹腔鏡手術	1
1.1.2 手術支援ロボットシステム	3
1.1.3 手術ロボットの多自由度メカニズム	8
1.1.4 手術ロボットにおける力計測	16
1.2 研究目的	22
1.3 本論文の構成	22
第 2 章 拮抗駆動型柔軟関節を有する鉗子マニピュレータ	25
2.1 はじめに	25
2.2 鉗子マニピュレータの設計	25
2.2.1 マニピュレータ概要	25
2.2.2 柔軟関節の構造	26
2.3 空気圧駆動システム	29
2.3.1 システム概要	29
2.3.2 空気圧シリンダによる柔軟関節の駆動システム	29
2.4 運動学モデル	31
2.4.1 関節位置とアクチュエータ変位の関係	31
2.4.2 変位補償係数の有効性	33
2.4.3 鉗子先端の運動学解析	35
2.5 動力学モデル	37
2.5.1 柔軟関節の駆動力パラメータの定義	37
2.5.2 拮抗駆動系の動力学	38
2.6 柔軟関節の位置制御	39
2.6.1 位置制御システムの設計	39
2.6.2 位置制御実験	40
2.7 外力の推定	43

2.7.1	連続体モデルを用いた外力推定法	43
2.7.2	特異点近傍における外力推定法	44
2.7.3	外力推定実験	46
2.8	まとめ	49
第3章	プッシュプル駆動型柔軟関節を有する鉗子マニピュレータ	51
3.1	はじめに	51
3.2	鉗子マニピュレータの設計	51
3.2.1	マニピュレータ概要	51
3.2.2	駆動部の構造	53
3.2.3	伝達部の構造	53
3.2.4	柔軟関節の構造	53
3.2.5	柔軟関節の剛性検証	57
3.3	運動学モデル	58
3.3.1	関節位置とアクチュエータ変位の関係	58
3.3.2	鉗子先端の運動学解析	59
3.4	動力学モデル	60
3.5	柔軟関節の位置制御	61
3.5.1	位置制御システムの設計	61
3.5.2	位置制御実験	61
3.6	外力の推定	66
3.6.1	連続体モデルを用いた外力推定法	66
3.6.2	特異点近傍における外力推定法	67
3.6.3	外力推定実験	69
3.7	まとめ	74
第4章	マスタースレーブ操作システムの構築	75
4.1	はじめに	75
4.2	空気圧駆動スレーブマニピュレータ	75
4.2.1	マニピュレータ概要	75
4.2.2	6自由度運動学解析	78
4.3	バイラテラル制御システム	81
4.3.1	システム構成	81
4.3.2	バイラテラル制御系の設計	83
4.3.3	評価実験	84
4.4	まとめ	85

第 5 章	マスタースレーブシステムを用いた操作実験	91
5.1	はじめに	91
5.2	力覚提示の有効性検証	91
5.3	縫合実験	94
5.4	In-vivo 実験	96
5.5	まとめ	96
第 6 章	空気流量変化を用いた力センサの開発	99
6.1	はじめに	99
6.2	測定原理	99
6.3	理論モデル	99
6.4	試作デバイスの設計	103
6.5	基礎実験	103
6.5.1	実験装置の概要	104
6.5.2	実験結果と考察	104
6.6	まとめ	105
第 7 章	結論	109
7.1	本論文の結論	109
7.2	今後の課題	111
付録 A	鉗子マニピュレータの動力学モデルの有効性検証	113
A.1	実験方法	113
A.2	実験結果と考察	113
参考文献		119
謝辞		133

第1章 序論

1.1 研究背景

1.1.1 腹腔鏡手術

近年の外科医療において、患者のQOL(Quality of Life)を重視した低侵襲手術(Minimally Invasive Surgery)が求められている。従来手術では、患部へ手術器具を到達させるため、正常な部位を大きく切開し空間の確保を行っていた。これに対し低侵襲手術とは、本来傷付ける必要のない正常な組織の損壊を最小限に留め、病変部位の治療を行う手術である。

代表的な低侵襲外科手術である腹腔鏡手術は、腹部を大きく切開する従来の開腹手術に対し、Fig. 1.1のように腹壁に開けられた数ヶ所の小さな穴から手術器具や腹腔鏡と呼ばれるカメラを体内に挿入し、画像を見ながら処置を行う手術法である [1]。この際、炭酸ガスを腹腔内に注入し腹腔を膨らませる気腹法、あるいはワイヤなどを皮下もしくは腹壁に通し腹壁を物理的に持ち上げる吊り上げ法によって、視野および作業空間が確保される。

腹腔鏡手術は、その低侵襲性により以下のような利点を有する。

- 術後の痛みが小さく、患者の身体的、精神的負担が軽減される。
- 入院期間の短縮による早期の社会復帰、医療費の削減。
- 手術創痕が小さく美容面に優れる。

以上の利点から腹腔鏡手術は、Perissatら [2]、Reddickら [3]、Duboisら [4]による腹腔鏡下胆嚢摘出術の報告以来、欧米を中心に急速に普及し、日本国内においても Fig. 1.2 に示すように、1990年代からその適用件数は増え続けている [5]。また、さらなる低侵襲化を実現する手術法として、臍部の挿入孔のみから器具を挿入する単孔式腹腔鏡手術 (Single Port Access Surgery, SPAS) [6] や、直径3 mm以下の細径器具を用いて行うNeedlescopic Surgery [7]の臨床例も着実に増加している。さらに今日では、体表に術創を残さない先進的な低侵襲手術として経管腔の内視鏡手術 (Natural Orifice Translumenal Endoscopic Surgery, NOTES) が注目され、研究が進められている [8]。

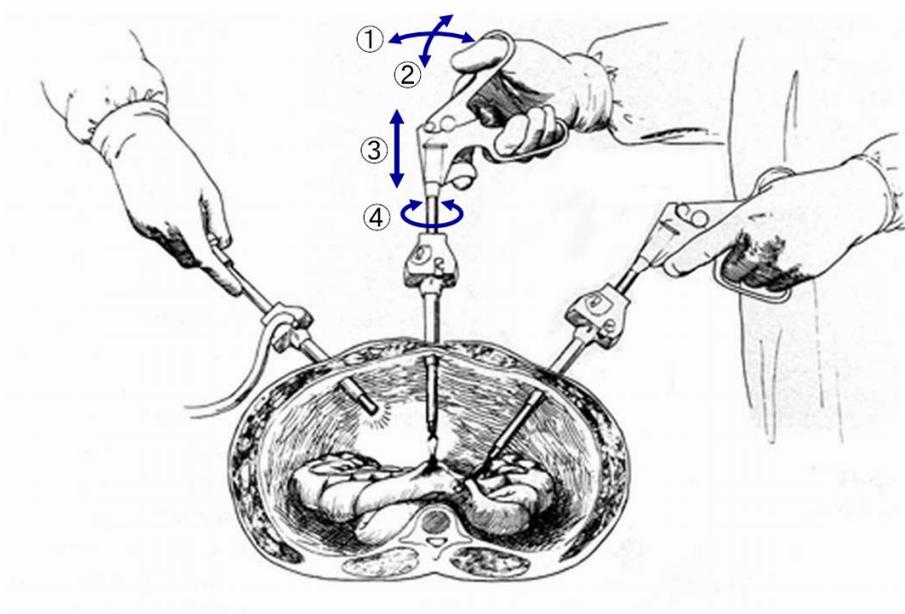


Fig. 1.1: Laparoscopic surgery [1]

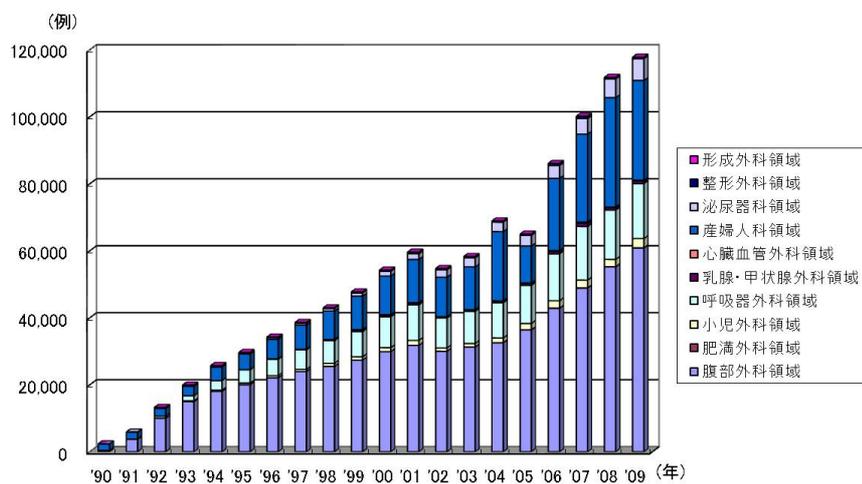


Fig. 1.2: Trends in the number of endoscopic surgery [5]

腹腔鏡手術に代表される低侵襲手術は今後、外科治療の主流となっていくことが考えられるが、従来の手術にはない技術的負担を術者に強いるという側面を有している。この主な原因として以下の点が挙げられる。

- 鉗子などの術具が腹壁の挿入孔に拘束されることにより自由度が不足し、対象物へ自由な角度でアプローチできない。すなわち、Fig. 1.1 中の矢印で示す 4 自由度の器具操作となるため、術具先端の自由な位置・姿勢を実現するには 2 自由度分が不足する。
- 内視鏡の視野角が狭く、作業部位周辺以外の状況把握が困難である。
- 手術器具の動作が挿入孔を中心としたピボット運動となること、および内視鏡カメラの視点との角度関係によって、画面上の術具の動きが通常の方角感覚と異なる。
- 述具の先端作業部と操作部が数十 cm 離れており、力覚が伝わりにくい。

腹腔鏡手術を行うためには、医師はトレーニングによって上記のような技術的ハードルを克服しなければならない。近年では、VR 技術を用いた訓練用手術シミュレータが開発されており [9, 10]、医師のトレーニング環境は向上してきている。しかし、医師の技術を向上させるだけでなく、腹腔鏡手術そのものの技術的負担を低減させることが求められており、上記の問題を解決する新たな手術用ツールの開発が必要となる。

1.1.2 手術支援ロボットシステム

前項で述べた低侵襲手術における術者の技術的負担を軽減するため、医療分野にロボット工学が導入され、これまでに世界中で様々な手術支援ロボットシステムの開発が行われている [11–14]。腹腔鏡手術のためのロボットでは、主に術具先端の多自由度化に重点がおかれ開発が進められている。ロボットの操作方法により分類すると、術具と操作部が一体となったハンドヘルド方式、および術具と操作部が分離したマスタスレーブ方式に分けられる。

ハンドヘルド方式には、神野らによるロボット鉗子 (Fig. 1.3) [15] などがある。これらは、システムを比較的コンパクトに保ったまま自由度不足の問題を解決できるが、鉗子の体外操作は従来型と同じピボット運動のため、直観的な操作は難しい。また、アクチュエータを含む駆動部の重量が存在するため、長時間使用するためには支持機構が必要となる。

これに対しマスタスレーブ方式は、直観的かつ精密な術具操作を実現するために有効な方式である [17] とともに、遠隔地からの操作による手術も可能となる [18–20] など、ロボット化により得られるメリットは非常に大きい。

現在実用化されている手術ロボットシステムとして、Intuitive Surgical 社の da Vinci がある (Fig. 1.4) [16, 21]。双腕の手術用マニピュレータと内視鏡操作マニピュレータを備えたスレーブロボット、および立体内視鏡による 3 次元画像呈示装置とマスタデバイスから成



Fig. 1.3: Hand-held type robotic forceps [15]



Fig. 1.4: da Vinci surgical system [16]



Fig. 1.5: EndoWrist [16]

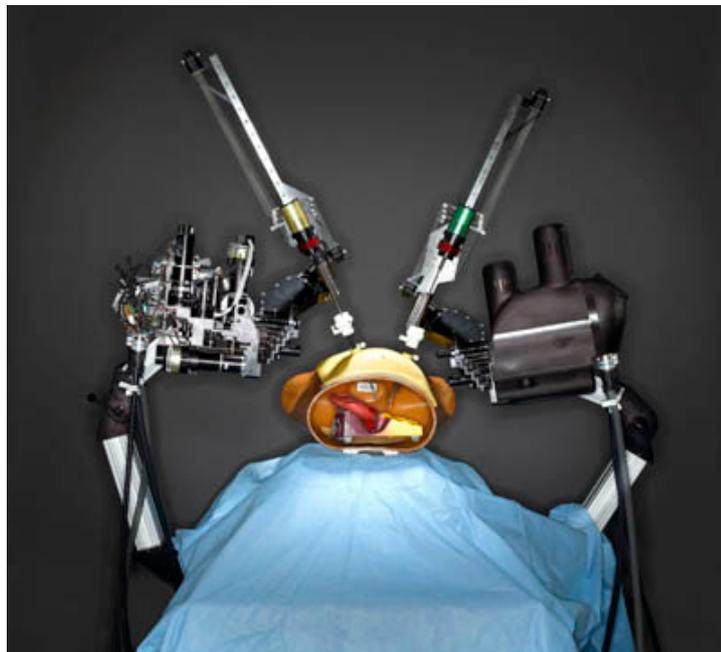
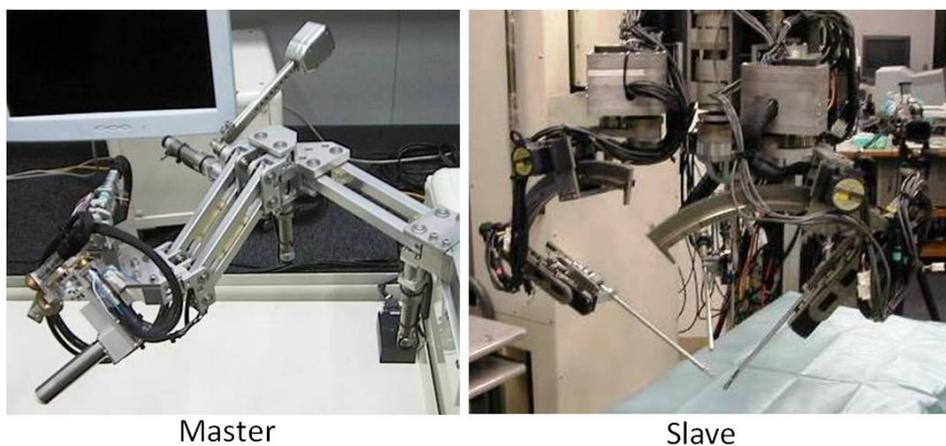


Fig. 1.6: Raven - University of Washington surgical robot [25]

る術者コンソールによって構成される。スレーブロボットには Fig. 1.5 に示す EndoWrist と呼ばれる、先端に屈曲関節を有する術具マニピュレータを自在に搭載することができ、片腕で位置姿勢 6 自由度および把持 1 自由度の運動を実現している。da Vinci を用いた低侵襲ロボット手術は近年急速に普及してきており、2011 年の納入台数は世界で 2000 台以上となっている [22]。また、様々な胸部外科疾患への導入事例 [23] や、単孔式腹腔鏡手術の臨床例 [24] も報告されており、その適用範囲は拡大しつつある。しかし、導入・運用にかかるコストが高い、マニピュレータが大型で手術室のスペース確保が困難、セットアップに時間がかかる等の問題点も指摘されている。

da Vinci の他にも、非常に多くのマスタースレーブ型手術ロボットが提案・開発されており、一部の例を以下に紹介する。Hannaford らは、戦地での負傷兵に対して医師が安全区域から遠隔手術することを目的とした遠隔手術システム Raven を開発した (Fig. 1.6) [25,26]。光石らは、曲率ガイドによる機構的不動点およびリンク駆動鉗子を特徴とする低侵襲手術ロボットを開発した (Fig. 1.7) [27,28]。3 次元スパイラルリンク機構を有する 7 自由度マスタマニピュレータにより操作する。生田らは、深部臓器へのアプローチが可能な冗長自由度を有する能動鉗子 Hyper Finger を開発した (Fig. 1.8) [29]。コンパクトな同構造マスタマニピュレータを介して操作を行う。Hagn らは、汎用 7 自由度の手術ロボットアーム MIRO を開発した (Fig. 1.9) [30–32]。マイコン化した制御ユニットをアームの各関節部に組み込むことで、ロボットの小型軽量化を実現している。藤江らは、術具マニピュレータとともにカメラの視点移動が可能な単孔式腹腔鏡手術用ロボットシステムを開発した (Fig. 1.10) [33,34]。



Master

Slave

Fig. 1.7: Surgical robot system in Mitsubishi Lab., Tokyo Univ. [27]



Fig. 1.8: Hyper Finger [29]



Fig. 1.9: The DLR Mirosurge robotic system [32]

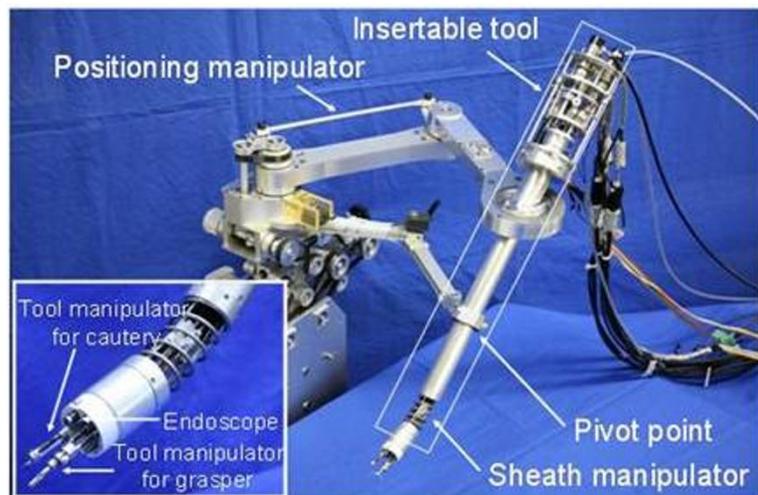


Fig. 1.10: Surgical robot for single port endoscopic surgery [33]

1.1.3 手術ロボットの多自由度メカニズム

前節でも述べたが、低侵襲手術のロボット化における大きな利点として、術具の多自由度化がある。従来の手術器具では、把持を除いて体外での 4 自由度操作 (Fig. 1.1 参照) に限られるが、ロボット化によって手術マニピュレータを導入すれば、体内において術具の機構自由度を付加することができる。ただし手術マニピュレータは通常、体内の限られたスペースで動作するため、安全かつ小型であることが要求される。本節では、これまでに提案・開発された手術マニピュレータの多自由度機構 (関節機構) について調査を行い、それぞれの利点および問題点を考察する。

a 剛体リンク構造を用いた関節機構

先端に鉗子などのエンドエフェクタを有するマニピュレータにおいては、多くの場合、剛体リンク構造を用いて関節機構を構成している。その中でも、駆動伝達に張力ワイヤを用いた関節機構が最もよく用いられている。手術ロボット da Vinci (Fig. 1.4) の術具マニピュレータ EndoWrist (Fig. 1.5) は、ワイヤ駆動によって先端 2 自由度の屈曲が可能であり、鉗子等の把持動作と連成する機構 (以下、把持動作連成型と書く) となっている。Thielmann らは、汎用多自由度ロボットアーム MIRO (Fig. 1.9) に搭載可能な鉗子マニピュレータ MICA を開発した [35]。Fig. 1.11 に示すように、MICA は鉗子先端のユニバーサルジョイントをワイヤ駆動することにより、2 自由度の屈曲が可能である。これらは非常に効率的な機構でありコンパクトな屈曲動作が可能であるが、2 自由度屈曲の特異姿勢を有しており、屈曲角度が大きくなるほど回転動作の伝達が不等速となる問題がある。只野らは、空気圧アクチュエータを用いて小型軽量の鉗子マニピュレータを開発した [36–41]。鉗子先端部に、ワイヤ駆動の 2 自由度シリアルリンク機構を採用しており、把持動作連成型の 2 自由度屈曲 (Fig. 1.12-a) [36, 40]、把持動作独立型の 2 自由度屈曲 (Fig. 1.12-b) [39–41]、1 自由度屈曲と回転自由度 (Fig. 1.12-c) [37, 38] をそれぞれ有する機構を提案している。プーリやシャフトを用いてワイヤの経路を厳密に確保しているため、機構の摩擦が小さく自由度間の干渉も起こりにくい。その反面、関節部品数が多くなるため鉗子の細径化が困難と考えられる。Song らもまた、ワイヤ拮抗駆動の剛体リンク機構を用いて多自由度鉗子マニピュレータを開発した (Fig. 1.13) [42, 43]。このマニピュレータは、各関節の可動域を確保しつつ体内で 4 自由度を実現している。しかし先端部の直径は 15 mm と大きく、やはり小型化・細径化が困難である。

前述の例に対して生田らは、ワイヤ経路のためのプーリやシャフトの使用を最小限に抑え、細径かつ体内で 6 自由度を有する鉗子マニピュレータを開発した (Fig. 1.14) [29, 44, 45]。本マニピュレータにより、臓器の裏側など深部へのアプローチが可能となる。ただし Fig. 1.14 に示すような機構においては、駆動ワイヤ経路が確保されないことから 1 関節あたりの可動範囲が小さくなり、コンパクトな屈曲動作は実現しにくい。また駆動部に張力補償機構を設けても、ワイヤの経路誤差によって関節の位置決め精度が低下する恐れがある。光石

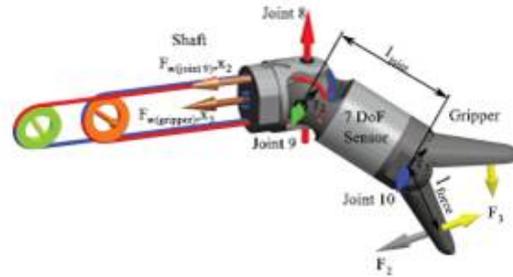


Fig. 1.11: Dexterous mechanism of MICA forceps manipulator (Seibold et. al.) [35]

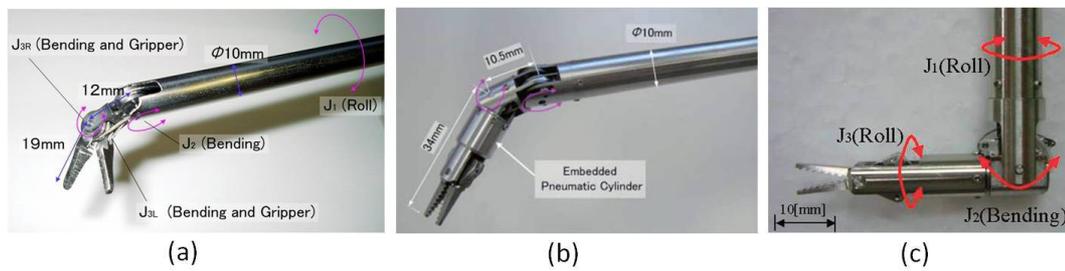


Fig. 1.12: Forceps tip mechanisms with tendon drive (Tadano et. al.) [36,37,39]

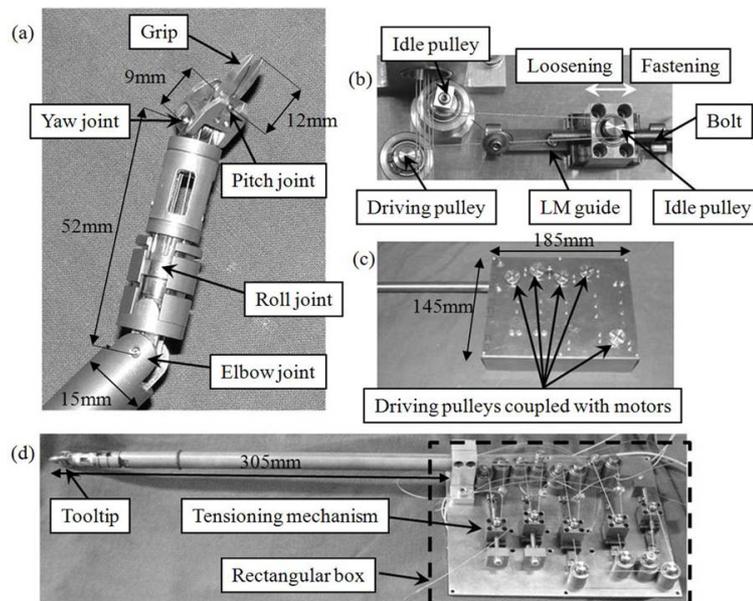


Fig. 1.13: Forceps manipulator with 4 distal DOFs (Song et. al.) [43]

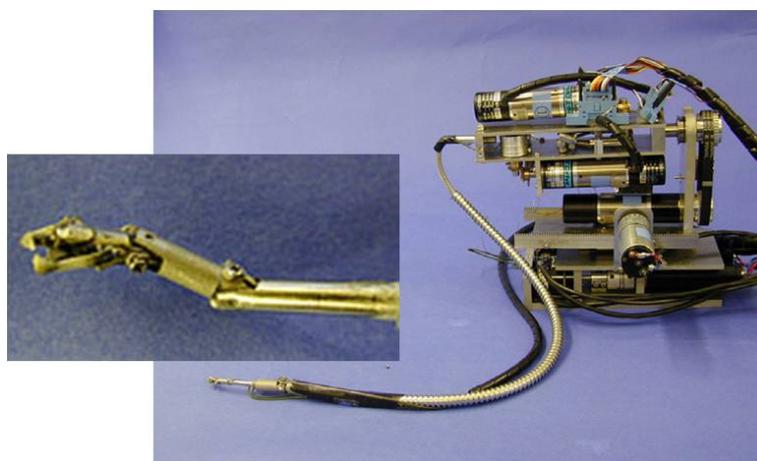


Fig. 1.14: Micro manipulator with 6 distal DOFs (Ikuta et. al.) [44]

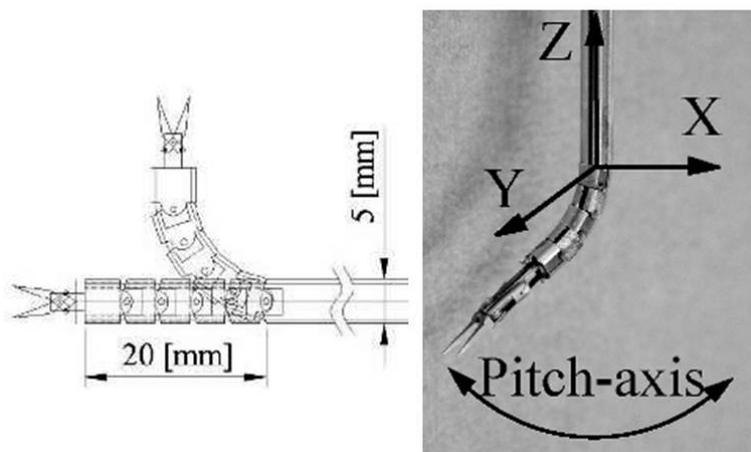


Fig. 1.15: Miniature forceps manipulator for neurosurgery (Mitsuishi et. al.) [46]

らは, Fig. 1.15 に示す多節リンク機構を用いて, 脳外科用微細手術マニピュレータを開発した [46]. 半径 10 mm 程度のコンパクトな屈曲が可能であるが, 鉗子先端で屈曲 1 自由度のみの設計となっている. 藤江らは, 非常に簡易なボールジョイントを用いた細径マニピュレータを提案している (Fig. 1.16) [47, 48]. コンパクトな 2 自由度屈曲を実現できるが, 関節部の連結がワイヤのみになってしまうため, 特に捻り剛性の不足が問題となる. Meer らはこの問題を考慮し, 同種機構に多数の超弾性合金ワイヤを補強しているが, 部品数が増加し駆動機構が複雑化している [49].

関節の剛性を特に重視し, 駆動伝達に張力ワイヤではなく剛体リンクを用いた多自由度機構も提案されている. 荒田らは, 3 本のシリアルリンクロッドのプッシュプル駆動を用いて, 把持動作連成型の 2 自由度屈曲を実現する鉗子マニピュレータを開発した (Fig. 1.17) [27, 28]. 山下らは, 剛体リンク関節と駆動ロッドの組み合わせによる屈曲機構 Multi-Slider

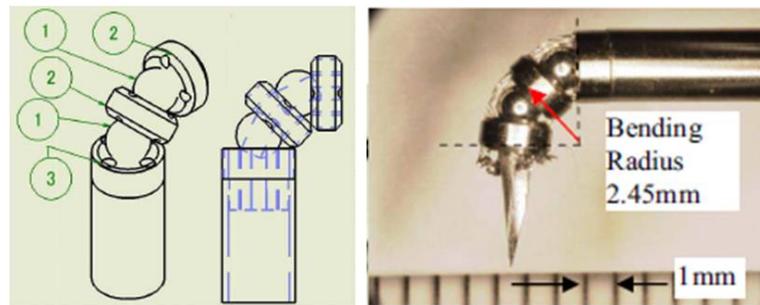


Fig. 1.16: Miniature bending mechanism using ball joints (Fujie et. al.) [47]



Fig. 1.17: Link-driven forceps manipulator (Arata et. al.) [28]

Linkage Mechanism を提案し，これを用いて先端に 2 自由度屈曲を有する手術マニピュレータを開発した (Fig. 1.18) [50–54] . 石井らは，ユニバーサルジョイントを持つ剛体ロッドのスクリー駆動を用いた屈曲機構 Double-Screw-Drive (DSD) を提案し，これを用いて先端に 2 自由度屈曲を有する鉗子マニピュレータを開発した (Fig. 1.19) [55–57] . 藤江らは，石井らの DSD 機構をフレキシブルシャフトで実現することにより，駆動部側に屈曲自由度を付加した単孔式腹腔鏡手術用マニピュレータを開発した (Fig. 1.10) [58] . Hong らは，3 本の剛体リンクロッドでパラレルメカニズムを構成することにより，先端で 2 自由度屈曲および直動自由度を有する鉗子マニピュレータを開発した (Fig. 1.20) [59] . 以上に述べた剛体リンク駆動の多自由度機構は，高い剛性を有するが総じて構造が複雑で，コンパクトな屈曲動作を実現しにくい．また，多数のリンク機構で構成されるためバックラッシュが生じ，術具先端の位置決め精度が悪化する問題もある．

その他，剛体リンク構造を用いた多自由度機構として，関節部に電動モータを組み込みギアを介して駆動する方式 [60] や，MRI 対応の超音波モータを組み込み先端のボールジョイントを直接駆動する方式 [61] などが提案されているが，いずれもマニピュレータ単体の外径が 15mm 以上と大きいため，適用できる手術は限定される．

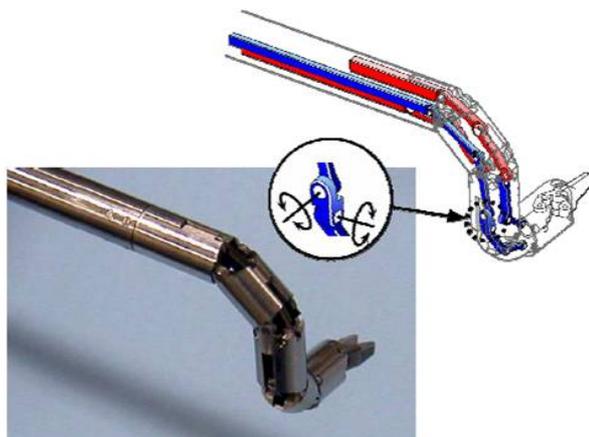


Fig. 1.18: Forceps manipulator with the Multi-Slider Linkage Mechanism (Yamashita et. al.) [52]

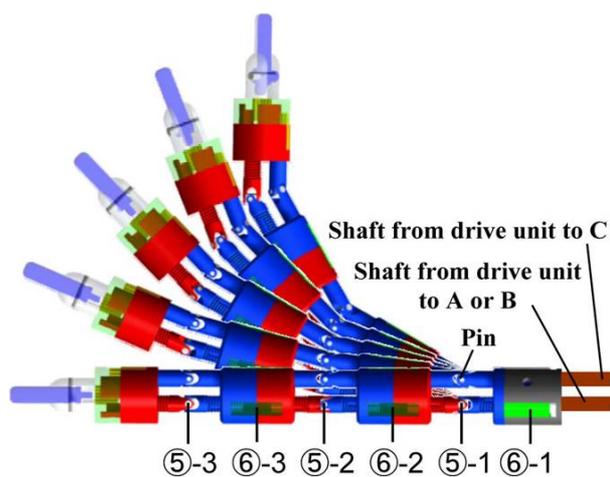


Fig. 1.19: Double-Screw-Drive(DSD) mechanism (Ishii et. al.) [57]



Fig. 1.20: Forceps manipulator with parallel mechanism (Hong et. al.) [59]

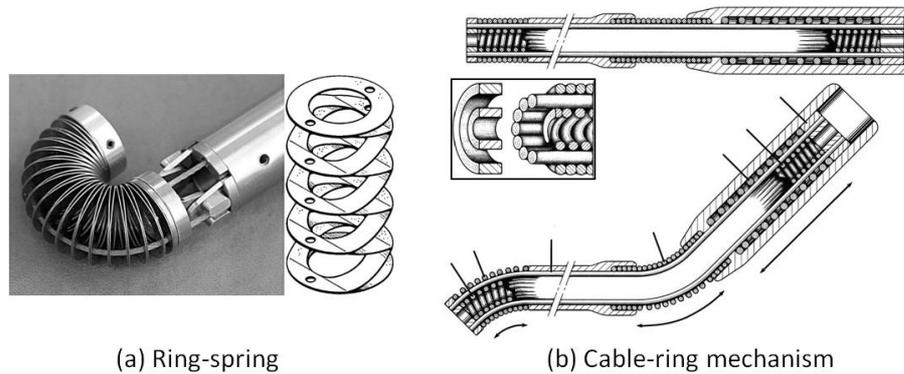


Fig. 1.21: Bending mechanisms of the Endo-Periscope (Breedveld et. al.) [67]

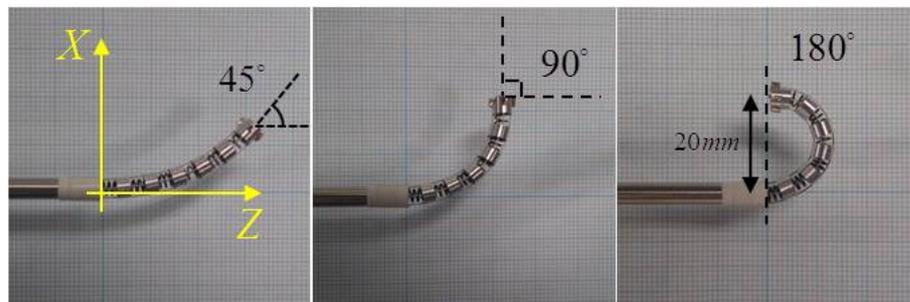


Fig. 1.22: Active bending endoscope using spring backbones (Yi et. al.) [70]

b 柔軟構造を用いた関節機構

一方、柔軟構造を有する多自由度マニピュレータの研究が広く行われており [62–65]、簡易な構造と高い汎用性によって様々な柔軟関節機構が提案されている。最も代表的なものは、能動内視鏡の屈曲機構である。Breedveldらは、円環状の板ばねを張り合わせた Ring-spring (Fig. 1.21-a)、および2重コイルばねの間に駆動ケーブルを円環状に配置した Cable-ring mechanism (Fig. 1.21-b)を提案し、それぞれの機構を用いた能動内視鏡 Endo-Periscopeを開発した [66,67]。Yiらは、コイルばねと固定用シリンダを組み合わせ、副鼻腔に挿入可能な微細能動内視鏡を開発した (Fig. 1.22) [68–70]。荒田らは、板ばねとリンク機構を組み合わせたコンパクトな2自由度屈曲機構を提案し、内視鏡を含む汎用ツールマニピュレータを開発した (Fig. 1.23) [71]。Ikutaら [72] および Darioら [73] は、熱によって変形する特性を持つ形状記憶合金 (SMA) ワイヤを用いて、能動内視鏡のための屈曲機構を提案した。その他、ケーブル駆動の多節リンク構造による擬似柔軟マニピュレータ [74,75] や、液圧駆動アクチュエータを用いた柔軟屈曲モジュール [76] による能動プローブなどが提案されている。以上に述べた柔軟マニピュレータは、内視鏡をはじめとする術具の案内機構であるため剛性が低く、一般的な腹腔鏡手術用マニピュレータに直接応用することは難しい。

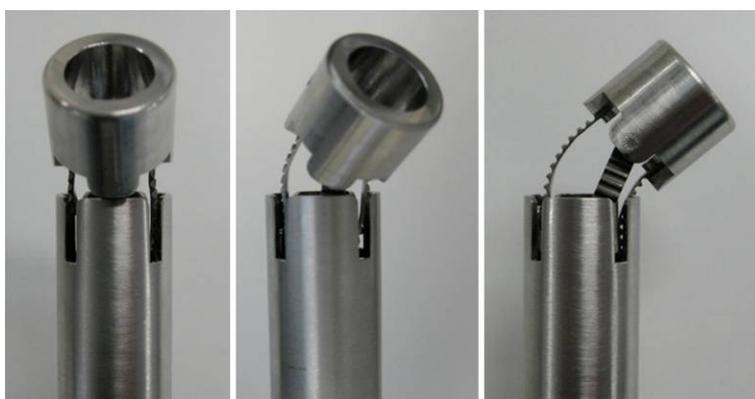


Fig. 1.23: Spring-link mechanism (Arata et. al.) [71]

次に、手術マニピュレータへの適用事例について述べる。Dupont らは、曲率の異なる弾性チューブを多層に配置した小型柔軟マニピュレータを提案した (Fig. 1.24) [77, 78]。非常にシンプルな機構で 6 自由度を構成しており、各チューブの直進と回転を制御することによって先端鉗子の位置決めを試みている。ただしマニピュレータの剛性が低いため、適用できる術式は限られる。Simaan らは、超弾性合金チューブおよびワイヤを多数のスペーサディスクによって連結した柔軟屈曲機構 (Fig. 1.25) を提案し、機構の運動学・動力学的な詳細な解析 [79–81] とともに、咽頭部の低侵襲手術用マニピュレータ [82–85]、単孔式腹腔鏡手術用マニピュレータ [86, 87] の開発を行った。また、超弾性合金ワイヤの張力計測による外力推定の試み [88, 89] や、深部臓器アプローチのためのコンプライアンス制御法の提案 [90] も行っている。Simaan らの柔軟屈曲機構は、関節構造および駆動伝達に超弾性合金を用いたことにより、簡易な構造でありながらバックラッシュの低減および屈曲方向への優れた剛性を実現している。しかし、多数のスペーサディスクを要するため関節部分が長くなってしまふことや、関節部品の連結が中心の超弾性合金のみであるため捻り剛性の不足が問題と考えられる。Peirs らは、超弾性合金パイプにスリット加工を施した柔軟屈曲構造を提案した (Fig. 1.26) [91, 92]。この構造においては、関節部が一体部品のため剛性が高いが、屈曲時に変形部位への応力集中が起こるため耐久性を考慮しなければならず、関節の曲率を小さくできないという欠点がある。

このように柔軟構造を用いた多自由度マニピュレータは、剛体リンク構造を用いたものに比べ構造が簡易で小型化が容易である。また、部品加工・組み立てなどの製作コストも低いと考えられ、実用面においてもメリットが大きい。したがって、手術に必要な剛性を確保しつつコンパクトな屈曲動作を実現できる柔軟関節機構を考案すれば、既存の手術マニピュレータの持つ問題点の解消につながる。

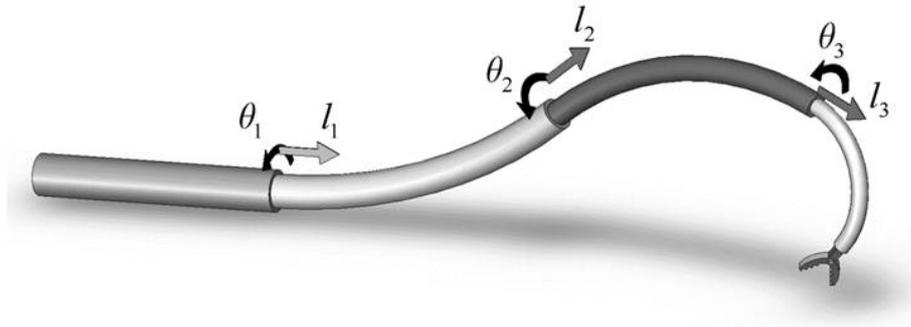


Fig. 1.24: The concentric tube robot (Dupont et. al.) [78]

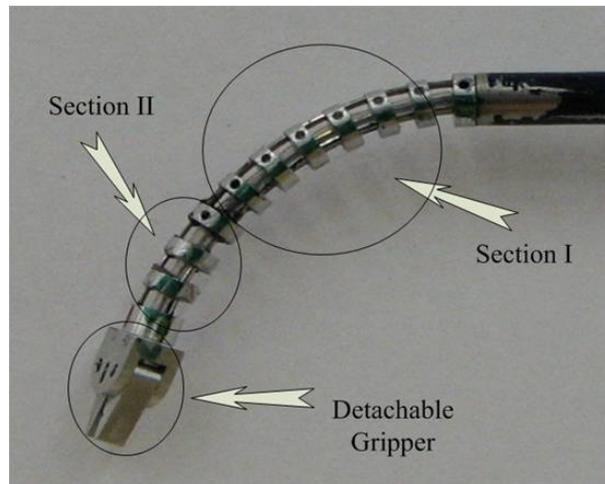


Fig. 1.25: The multi-backbone continuum robot (Simaan et. al.) [80]



Fig. 1.26: Flexible distal mechanism made of a super-elastic tube (Peirs et. al.) [91]

1.1.4 手術ロボットにおける力計測

a 力覚提示の重要性

マスタースレーブ方式のロボット手術においては、術者への力覚提示によって作業の正確性・安全性が向上するという検証結果が数多く報告されている [93–96]。現在実用化されている手術ロボット da Vinci には術者への力覚提示機能が無く、手術中に予期せず縫合糸を切ってしまうことや、強い力を臓器にかけてしまうことが問題となっている。より正確で安全な作業を実現するためには、術者への力覚提示が重要であり、手術ロボット開発における大きな技術課題となっている。また、力覚提示の有効性を高めるための研究として、操作者の経験の違いによる力覚提示の効果 [97, 98]、作業の効率性とシステムの安定性を考慮した力覚フィードバックゲインの決定法 [99]、時間遅れのあるシステムにおける安全な力覚提示法 [20] など、様々な検証・提案がなされている。

b 力センサを用いた直接計測

術者に対して力覚提示を行うためには、スレーブ側でマニピュレータに作用する力を測定する必要があり、これまでに様々な力計測手法が提案されている [100]。最も一般的なものは、力センサとして Fig. 1.27 のような電気抵抗歪みゲージを用いる方法である [101]。マニピュレータの駆動部近くに取り付ける方法 [102–104] や、トロッカー部に取り付ける方法 [105] が提案されているが、術具先端の力をより正確に計測するためには、やはり先端付近に取り付けるのが望ましい。例えば冠動脈バイパス手術においては、およそ 0.3 N 以下の繊細な力覚が必要となるためである [106]。Seibold らは、先端にスチュワートプラットフォーム型の 6 自由度力センサを有するロボット鉗子を開発した (Fig. 1.28) [107, 108]。力センサは屈曲関節の先に配置され、把持動作との干渉をワイヤ駆動力を用いて補正している。Hong らは、鉗子部に 2 自由度捻りばね構造を設け、歪みゲージによって把持力と牽引力を計測可能なシステムを提案した [109]。これらはシステムがコンパクトで安価といった利点を有するが、電磁ノイズの影響を受け易く MRI 環境にも対応できない。また、滅菌・洗浄処理に対する制約が厳しく、耐久性やセンサの再校正などの問題により未だ実用化には至っていない。この他に、MEMS 技術を用いた超小型力センサなどが開発されている [110]。しかし上述の問題点を有する上、 piezo 抵抗を用いるためヒステリシスが大きい等、実用上の制約が多い。

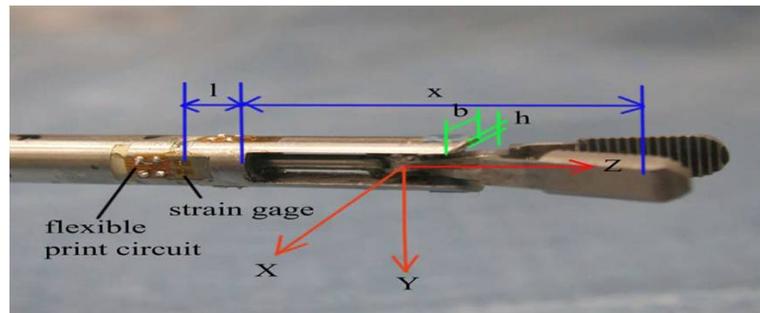


Fig. 1.27: Forceps with embedded strain gauges [101]

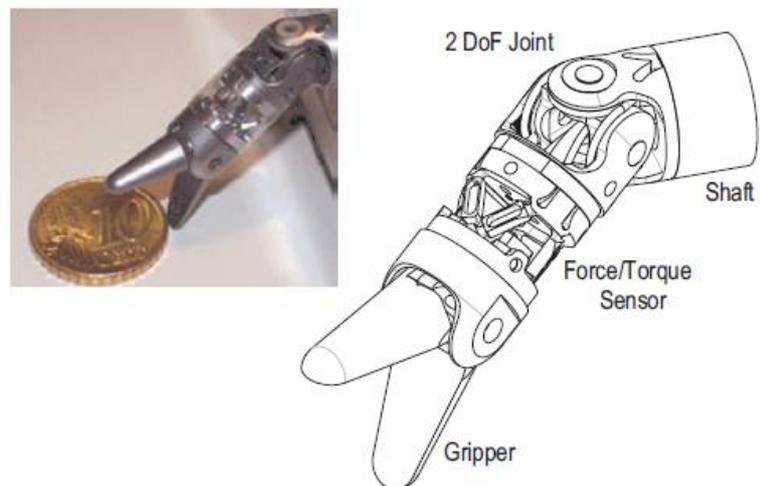


Fig. 1.28: Robotic forceps with 6-axis force sensor (Seibold et. al.) [107]

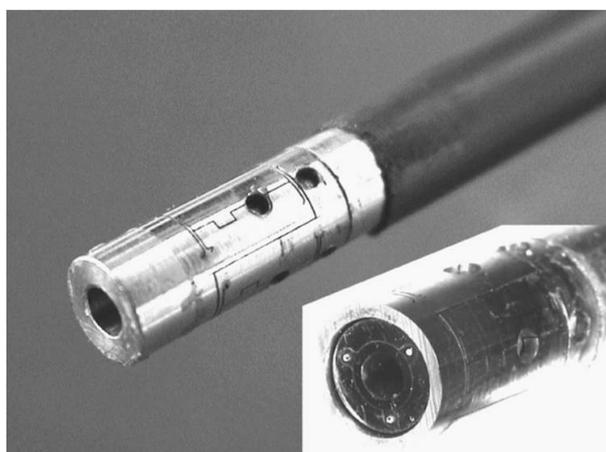


Fig. 1.29: Micro optical force sensor (Peirs et. al.) [111]

上記に対して、光ファイバを用いた力センサの研究が盛んに行われている。光ファイバ式力センサは非電気的デバイスのため、センサとして安全性が高く、MRI環境にも対応できる。また極細ファイバを用いることによって、センサの受感部が小型化できる利点もある。Peirsらは、受感部からの反射光の強度を検出する方法によって、直径5 mmの手術口ポット用3軸力センサを提案した (Fig. 1.29) [111]。Althoeferらは同原理を応用し、触診用1軸力センサ [112–114]、触診用3軸力センサ (Fig. 1.30) [115]、カテーテル用3軸力センサ (Fig. 1.31) [116–119]の開発を強力に推進した。特に触診用3軸力センサ [115]においては、送信・受信でファイバを分ける方式を採用し、全ての軸で分解能0.02 Nの高精度検出を達成している。また、FBGの波長シフトを利用した力センサもある。寺川らは、4組のFBGセンサを組み込んだチューブ型の3軸力センサを開発した [120]。このように、光ファイバを用いた力センサは小型かつ安全性が高く、医療用に適している。光ファイバの信号は温度変化の影響を受け易いが、補償法も開発されており、その実用性は高まりつつある。ただし、光ファイバは曲率半径の小さな曲げには非常に弱く、屈曲関節を有する多自由度マニピュレータ先端への取り付けは困難と考えられる。Songらは、FBG式の3軸力センサを先端に組み込んだロボット鉗子を開発した (Fig. 1.32) [121]。しかし、実験用のマニピュレータが大型のためセンサの取り付けがしやすく、関節の屈曲や回転動作時の信号変化および耐久性などは検証されていない。

一方、空気を検出媒体とした力センサが提案されている。小俣らは、空気の共鳴によって受感部から発生する超音波の周波数を計測することで、作用する力を求めるシステムを提案した [122]。空気をを用いた力センサは、光ファイバ式と同じく非電気的デバイスであり、センサとして安全でMRI環境にも対応できる。その上、手術室では空気圧源が容易に得られるため、システムのコンパクト化が容易である等の利点を有する。温度および圧力の影響に対する補償が検討課題となるものの、近年では空気圧の精密計測技術も進歩してきており [123, 124]、これを活かした新たな力センサの開発も期待できる。

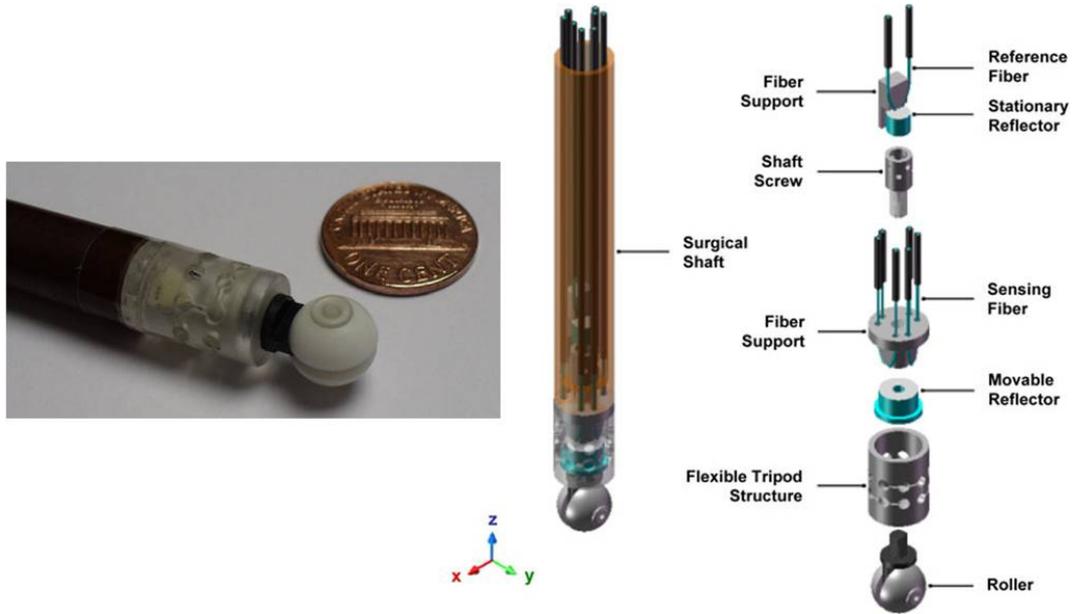


Fig. 1.30: Miniature 3-axis distal force sensor for palpation (Althoefer et. al.) [115]

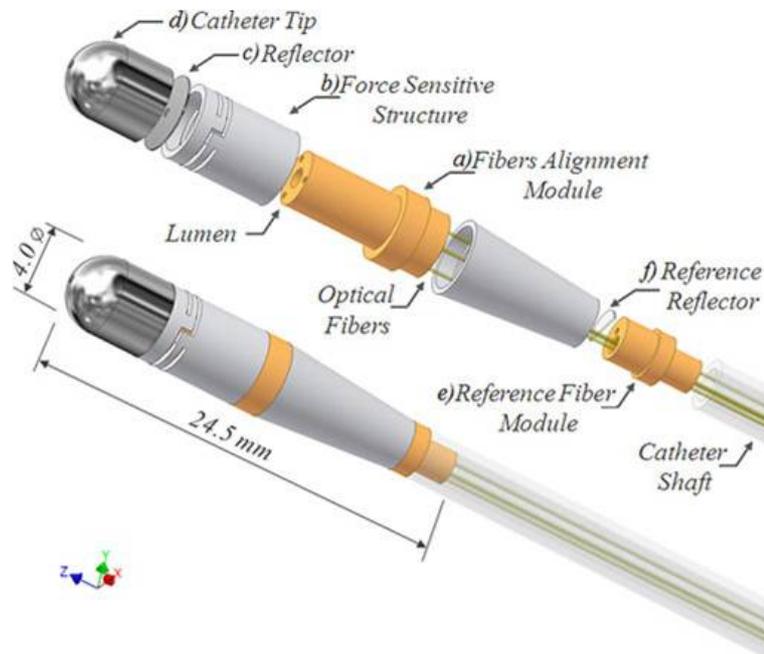


Fig. 1.31: Triaxial catheter-tip force sensor (Althoefer et. al.) [119]

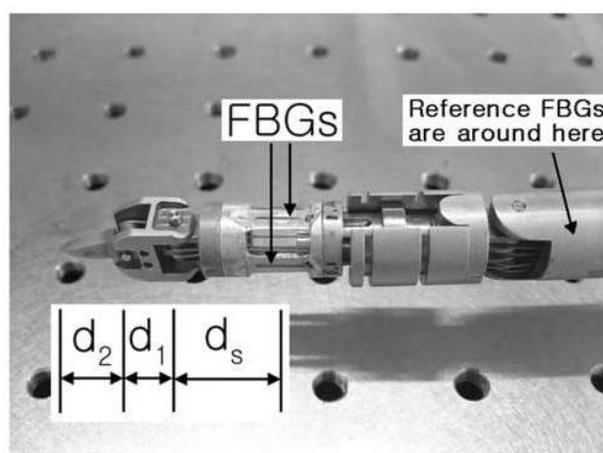


Fig. 1.32: Robotic forceps with a FBG force sensor (Song et. al.) [121]

c カセンサを用いない間接計測

ここではアクチュエータの駆動力等の情報から、マニピュレータに作用する力を推定する方法について述べる。本手法においては、マニピュレータに力センサを搭載しないため、小型化および滅菌・洗浄が容易となる。ダイレクトドライブモータや減速比の低いモータを用いる場合、機構の高いバックドライバビリティによって、力センサを用いることなくマニピュレータ先端の外力を推定することが可能である [125]。Madhaniらは、低減速比のモータとワイヤ駆動を用いたマニピュレータによって、モータの駆動トルクから力フィードバックを行っている [126]。大西らは、加速度から外力を推定する鉗子システムを開発している [127]。しかし、十分な駆動トルクを得るためには大型のモータを用いる必要があり、マニピュレータの小型化の妨げになる。これに対し只野らは、バックドライバビリティの高い空気圧アクチュエータを用いて腹腔鏡手術ロボットの開発を行った (Fig. 1.33) [39, 128, 129]。制御ユニット側で計測した圧力値からアクチュエータの駆動力を求め、これを用いて鉗子先端の外力を推定している。本手法によって、並進自由度に対する検出感度 0.1 N を実現した。[36]。腹腔鏡手術において、縫合手技に有効な力覚の範囲は約 $0.5 \sim 2 \text{ N}$ とされており [130]、これを十分にカバーできる性能と考えられる。さらに空気圧アクチュエータは重量対出力比が大きいため、マニピュレータの小型化・軽量化も容易であることから、実用性に優れた手法であると言える。

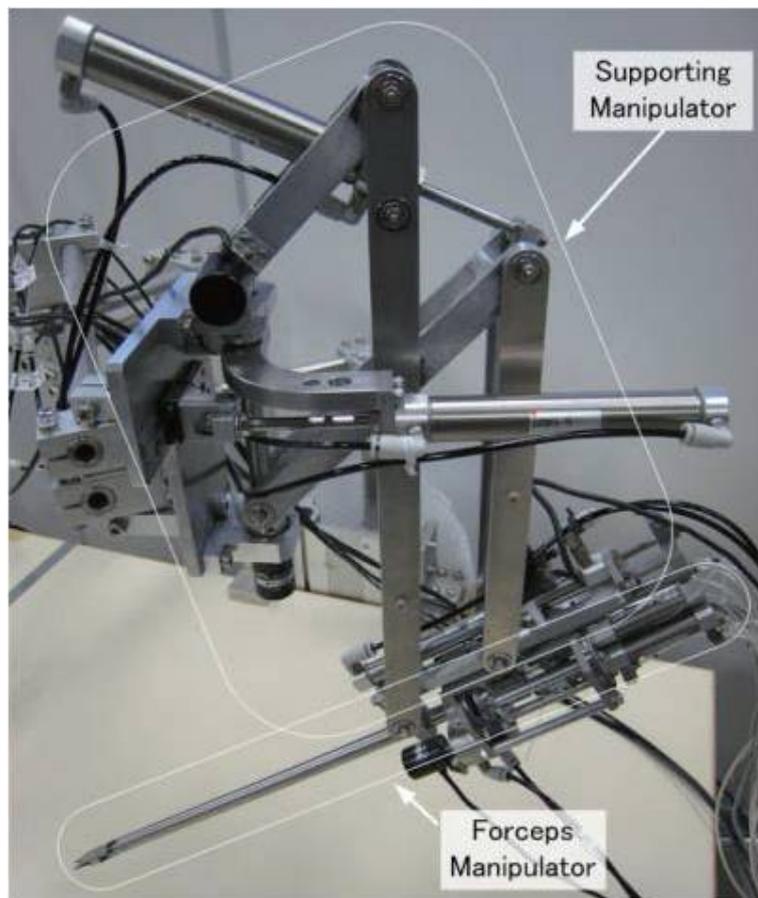


Fig. 1.33: Pneumatically-driven surgical manipulator with force estimation capability (Tadano et. al.) [39]

1.2 研究目的

前述した背景を踏まえ、本研究の目的・課題を以下のように設定する。

- 1) 手術マニピュレータの小型・多自由度機構に適した簡易な柔軟関節構造を考案し、これを用いた鉗子マニピュレータを設計・試作する。柔軟構造を用いることによって関節部品数の大幅な削減が期待でき、製作の低コスト化および更なる細径化が容易になる。開発する鉗子マニピュレータの基本的な設計仕様として、以下の項目を挙げる。
 - マニピュレータ先端部に屈曲 2 自由度を有すること。鉗子先端の位置・姿勢を任意に決定するためには、あと 4 自由度が必要となるが、これについては体外での保持操作により実現するものとする。
 - 手術手技において必要な関節の剛性を有すること。本研究では生体臓器・組織の縫合作業が実施できることを目標とし、この作業に必要とされる最大 2 N 程度の外力 [130] を先端に受けても、柔軟関節が大きく変形しないこととする。
- 2) 柔軟関節を空気圧駆動とすることによって機構のバックドライバビリティを高め、これを用いて鉗子先端にかかる外力の推定手法を構築する。本手法においては、力センサを直接搭載せずに外力が計算できるという大きな利点がある。より正確な外力推定を行うためには、柔軟関節の運動学および動力学をいかに正確にモデル化できるかが課題となる。
- 3) 開発した鉗子マニピュレータを操作するためのマスタースレーブシステムを構築し、これを用いて縫合などの手術手技をスムーズに実施できるか検証を行う。また、本システムにおける力覚提示機能の有効性を実験により調べる。
- 4) 前述の外力推定では検出困難な微細な力を計測するため、手術マニピュレータに搭載可能な、空気流量の変化を用いた力センサを提案する。本研究では開発の第一歩として 1 次試作機を設計・製作し、基礎実験によって提案する計測手法の有効性を検証する。

1.3 本論文の構成

本論文の構成について Fig. 1.34 に示すとともに、各章の概要を以下に述べる。

第 1 章（本章）では、本研究の背景および目的を述べた。

第 2 章では、切削加工で製作される精密スプリングを用いた柔軟関節に、柔らかい張力ワイヤを通して拮抗駆動を行うことで、先端に 2 自由度の屈曲動作を実現する鉗子マニピュレータを提案・試作する。本研究ではこのような柔軟関節を、「拮抗駆動型柔軟関節」と呼ぶことにする。張力ワイヤによって柔軟構造の屈曲を制御する手法は、主として軟性

内視鏡に多く用いられており、機構設計が非常に容易である。ただし、エンドエフェクタを有するマニピュレータに本構造を適用するためには、想定される外力に対して剛性を確保できなければならず、そのための構造設計が必要となる。本章では、まず拮抗駆動型柔軟関節の構造および空気圧駆動システムの構成について述べる。次に柔軟関節の運動学および動力学モデルを構築し、これに基づいて位置制御系の設計を行う。その後、拮抗駆動型柔軟関節における外力推定法について述べ、実験により推定手法の有効性を確認する。

第 3 章では、超弾性合金ワイヤのプッシュ・プル作動によって先端の柔軟関節を駆動する鉗子マニピュレータを提案・試作する。本研究ではこのような柔軟関節を「プッシュプル駆動型柔軟関節」と呼ぶことにする。第 2 章で述べた拮抗駆動型柔軟関節においては、柔らかいステンレスワイヤを駆動ワイヤとして用いており、関節の剛性確保のために超弾性合金の背骨構造を設けた。しかしこの構造においては、駆動ワイヤの伸びや劣化に起因して機構の剛性およびバックドライバビリティの低下が生じること、ワイヤ張力によって背骨構造が恒常的な圧縮力を受け破断の危険性があるといった潜在的な問題点がある。この問題を解消するため、本章では柔軟関節の駆動ワイヤ自体に、剛性のある超弾性合金を用いた関節構造を提案する。本構造によれば、上記問題点を解消できることに加え、拮抗駆動型では実現できなかった柔軟関節の伸縮方向についての外力推定が可能になるという利点がある。本論においては、まず提案する関節機構の詳細とこれを用いた鉗子マニピュレータの設計について述べる。その後、各理論モデル・制御系および外力推定法について、拮抗駆動型柔軟関節との違いに着目しながら述べていく。

第 4 章では、第 2 章および第 3 章で開発した鉗子マニピュレータを、マスタースレーブ操作によって制御するためのシステムを構築する。鉗子マニピュレータは、先端部の柔軟関節に屈曲 2 自由度を有しており、先行研究にて開発された 4 自由度保持ロボット [40] に搭載することで、6 自由度のスレーブマニピュレータとして制御できる。本論ではまず、このために必要な 6 自由度運動学解析を行う。次に、ハプティックインターフェース PHANTOM Desktop をマスターマニピュレータとして用いたマスタースレーブシステムを構築する。ここでは、スレーブマニピュレータの位置制御および操作者への力覚提示を可能にするバイラテラル制御系の設計について述べる。その後マスタースレーブシステムを用いた評価実験を行い、システムの有効性を検証・確認する。

第 5 章では、開発した鉗子マニピュレータおよびマスタースレーブシステムを用いて、実際の手術手技に即した操作実験を行い、マニピュレータの操作性・実用性を検証する。まず本システムの力覚提示の有効性を検証するため、湾曲針の刺入実験を行う。実験においては力提示のスケールファクタを数パターン用意し、マニピュレータにかかる外力の違いを調べる。次に模擬生体組織を使用した縫合実験を行い、縫合がスムーズに実施できること、および必要となる力覚を提示できることを確認する。さらに In-vivo 実験によって、生体の腹腔内における縫合手技を検証するとともに、マニピュレータの実用上の課題を明らかにする。

第 6 章では、管路を流れる空気流量の変化を用いて力を計測する方法を提案する。本手法は、受感部が非電氣的デバイスのため滅菌・洗浄が容易であり、MRI 環境下でも使用で

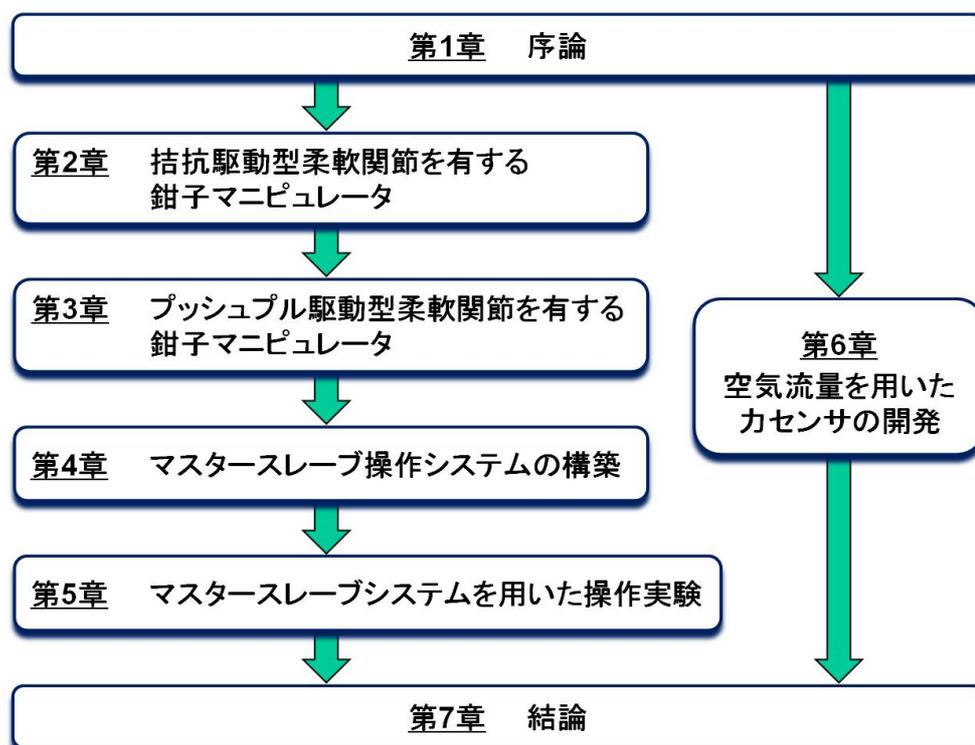


Fig. 1.34: The thesis composition

きること，および手術室で空気圧源が容易に得られるため，システムのコンパクト化が図れる等の利点により，内視鏡手術器具に搭載する力センサとして有効である．また，本研究で開発した鉗子マニピュレータとの組み合わせも可能である．例えばプッシュプル型柔軟関節の内部に必要な空気配管等を通して，鉗子の最先端に力センサの受感部を搭載すれば，先に述べた外力推定では検出困難な微細な力も正確に計測できる．本章においては，まず空気流量の変化から力を検出する原理について述べ，力センサの設計指針を得るための理論モデルを構築する．次に腹腔鏡手術用鉗子に搭載可能な3軸力センサを設計・試作し，基礎実験によって提案する測定原理の有効性を検証する．

第7章で以上をまとめ，今後の課題を示す．

第2章 拮抗駆動型柔軟関節を有する鉗子マニピュレータ

2.1 はじめに

本章では、構造の単純な柔軟関節に柔らかい張力ワイヤを通して拮抗駆動を行うことで、先端に2自由度の屈曲動作を実現する鉗子マニピュレータを提案・試作する。本研究ではこのような柔軟関節を、「拮抗駆動型柔軟関節」と呼ぶことにする。張力ワイヤによって柔軟構造の屈曲を制御する手法は、主として軟性内視鏡に多く用いられており、機構設計が非常に容易である。ただし、エンドエフェクタを有するマニピュレータに本構造を適用するためには、想定される外力に対して剛性を確保できなければならず、そのための構造設計が必要となる。本文では、まず拮抗駆動型柔軟関節の構造および空気圧駆動システムの構成について述べる。次に柔軟関節の運動学および動力学モデルを構築し、これに基づいて位置制御系の設計を行う。その後、拮抗駆動型柔軟関節における外力推定法について述べ、実験により推定手法の有効性を確認する。

2.2 鉗子マニピュレータの設計

2.2.1 マニピュレータ概要

試作した鉗子マニピュレータの外観を Fig. 2.1 に示す。本マニピュレータは主として、アクチュエータおよび位置センサを搭載する駆動部と、柔軟屈曲関節および把持部を含む先端部で構成される。一般的な腹腔鏡手術で使用される直径 12 mm のトロッカーを通過できるよう、体内挿入部の直径は 10 mm とした。

駆動部には4本の空気圧シリンダ (SMC社製, CJ2QB10-15) および各シリンダロッド位置計測のためのポテンショメータを搭載し、先端部の柔軟関節をワイヤを介して駆動する構造となっている。駆動ワイヤとして直径 0.36 mm のステンレスワイヤ (7×7本のより線タイプ) を用いており、引っ張り強度に比べて曲げ剛性が十分小さいため、ガイドローラーを用いて自在に配線することが可能である。柔軟なワイヤを用いる本マニピュレータの利点の一つとして、このように駆動部の設計自由度が高いことが挙げられる。

先端部の柔軟関節は、外殻のスプリングに4本の駆動ワイヤを通した構造となっており、2自由度ワイヤ拮抗駆動によって任意方向への屈曲が可能である。また、把持部は空気圧

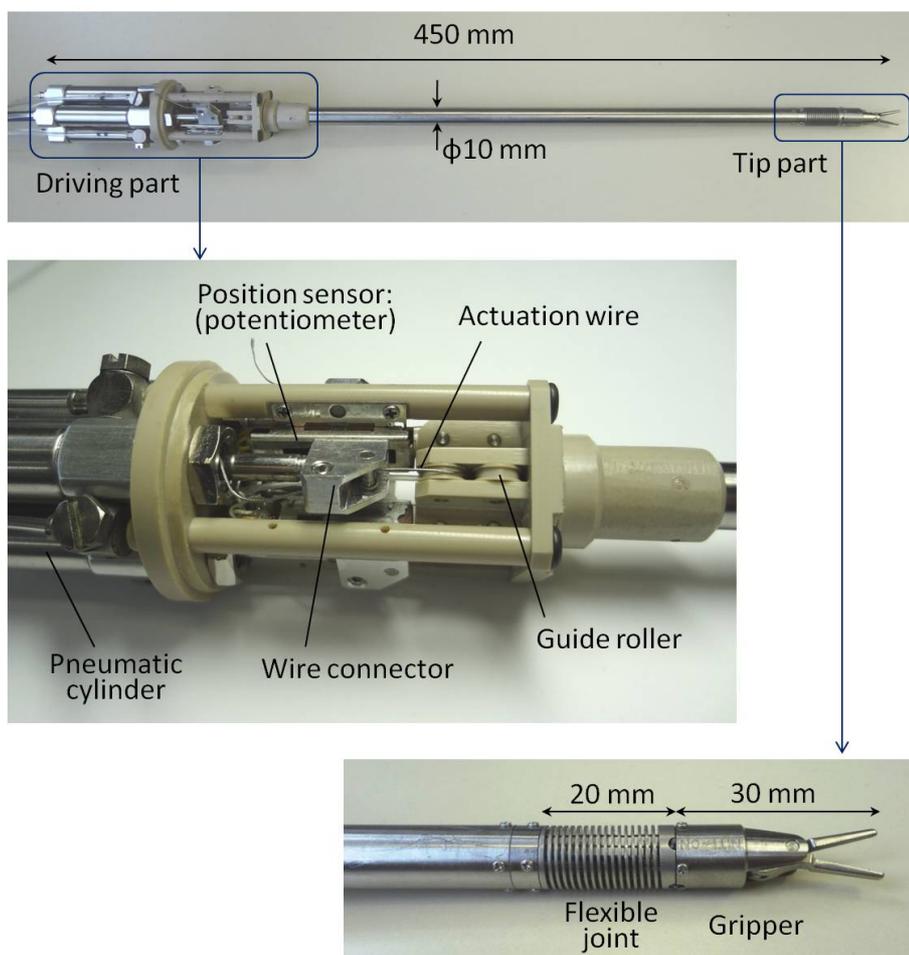


Fig. 2.1: Overview of the tendon-driven forceps manipulator

開閉式 [40] を採用しており、関節の屈曲動作と把持部の開閉動作が互いに干渉しない設計となっている。

2.2.2 柔軟関節の構造

関節構造の詳細を Fig. 2.2 に示す。柔軟関節の主構造として用いたスプリングは一般的なコイルスプリングとは異なり、切削加工によって製作される精密スプリングである。このスプリングに 4 本の駆動ワイヤを通して 2 自由度の拮抗駆動を実装することで、関節を任意の方向に屈曲させることができる。ただし駆動ワイヤの張力によってスプリング全体が圧縮してしまうと、屈曲可動域や関節の剛性が確保できなくなることから、直径 0.7 mm のニッケルチタン超弾性合金ワイヤを背骨構造として中心部に補強し、圧縮力に対する剛性を高めている。また把持部の機構は Fig. 2.3 に示す空気圧開閉式 [40] を採用しており、外径 1 mm のフッ素樹脂チューブを関節内部に通して把持部に空気を供給する。チューブ

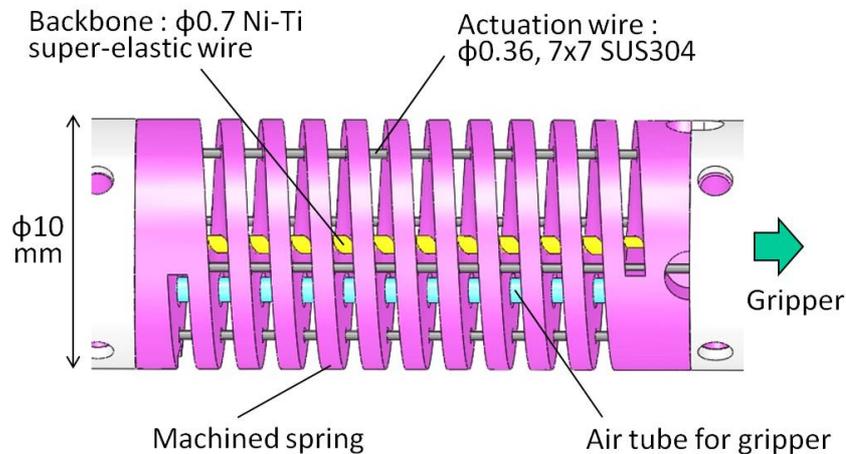


Fig. 2.2: Structure of the flexible joint for tendon drive

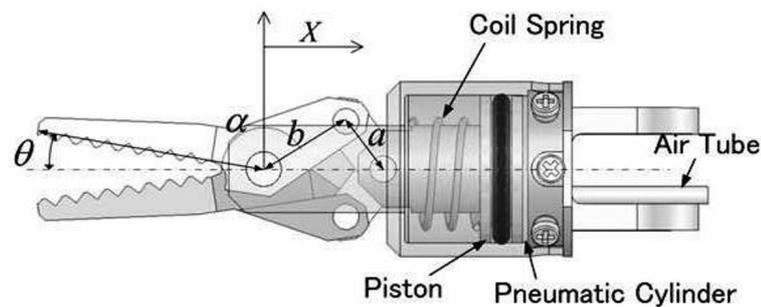


Fig. 2.3: Mechanism of the pneumatic gripper [40]

が柔軟関節内部を通過しても急激に折れ曲がる危険性が少ないため、空気圧開閉式の把持部は柔軟関節に非常に適した機構と言える。

本関節機構の最大の特徴は、切削加工で製作した精密スプリングを柔軟構造に採用していることであり、以下のような利点が挙げられる。

- 関節の取り付け部およびワイヤのガイド穴が取り付け部と一体加工できるため、構成部品数を大幅に低減できる。本試作機において関節部品はスプリングおよび超弾性合金ワイヤの2点のみである。
- 直線的なスリットではなく螺旋切削による柔軟構造のため線形性に優れ、小さな曲率半径で大きな屈曲角度が得られる。特定部位への応力集中が極めて少なく、高耐久性を実現できる。
- 一般的なコイルスプリングに比べてねじり剛性が高く、負荷のかかるマニピュレーションにおいても安定したトルク伝達ができる。また機構の特性上、関節の屈曲状態によらず回転は常に等速伝達となり、特異姿勢に陥ることがない。

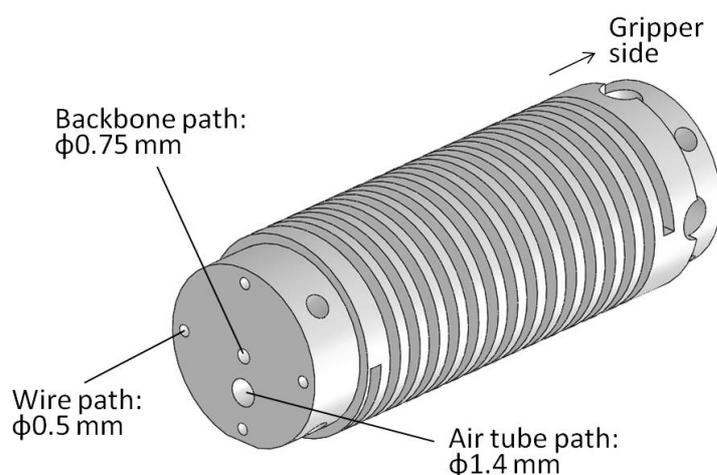


Fig. 2.4: Shape of the machined spring for tendon drive

Table 2.1: Properties of the machined spring for tendon drive

Material	SUS303
Outer diameter	10 mm
Natural length	20 mm
Bending range	$\pm 90^\circ$
Bending stiffness	$2.9 \times 10^2 \text{ N}\cdot\text{mm}^2$

ここで本試作機に用いたスプリングの形状を Fig. 2.4 に示す．円筒形ワークの中心に超弾性合金の背骨を通す 0.75 mm 穴をあけ，これに沿って周囲を螺旋切削したのち，駆動ワイヤ用の 0.5 mm 穴を 4 か所加工した特殊な形状である．スプリングが中心の背骨を周囲から密に支持することにより，背骨構造の座屈を防いでいる．これにより，駆動ワイヤの張力がもたらす圧縮応力を関節全体に分散させ，スプリングと背骨が一体となった滑らかな屈曲動作を実現できる．Table 2.1 は，本スプリングの主な特性を示したものである．スプリングの長さ（自然長）を 20 mm とし，螺旋部の切削幅とピッチを調整することで屈曲可動域を $\pm 90^\circ$ まで拡大している．Fig. 2.5 に示すように，関節は 90° まで滑らかに屈曲することができる．なお，本スプリングは中心穴径が非常に小さく特殊な形状であるため，曲げ方向には非常に柔軟であるが伸縮方向については弾性をほとんど持たない．



Fig. 2.5: The flexible joint bent by 90°

2.3 空気圧駆動システム

2.3.1 システム概要

Fig. 2.6 は、本鉗子マニピュレータの空気圧駆動システム全体の模式図である。ポテンシオメータからの空気圧シリンダ位置信号と、サーボ弁の出力ポートにおける圧力信号を制御用コンピュータに取り込み、サーボ弁への入力電圧を計算して出力するシステムである。空気圧シリンダの駆動力を計測するための圧力センサを制御システム側に配置することで、マニピュレータ側はセンサレスで駆動力を推定できるようになっている。

2.3.2 空気圧シリンダによる柔軟関節の駆動システム

本鉗子マニピュレータは、4本の空気圧シリンダによって2自由度のワイヤ拮抗駆動系を備えている。Fig. 2.7はそのうち1自由度の拮抗駆動系の模式図であり、各シリンダをそれぞれ1個の5ポート型サーボ弁（FESTO社製，MPYE-M5-B SA）により制御するシステムである。本システムでは、サーボ弁の各出力ポートで計測した圧力（記号 P ）およびシリンダの受圧面積（記号 A ）を用いて、空気圧シリンダの駆動力 $F = [F_1, F_2, F_3, F_4]^T$ を次式により算出する。

$$F_i = A_{i\ell}P_{i\ell} - A_{iu}P_{iu} \quad (i = 1, 2, 3, 4) \quad (2.1)$$

添え字 i は対応するシリンダ番号を表わす。またシリンダ駆動力 F_i の符号は、Fig. 2.7において下向き（ワイヤを引っ張る向き）を負にとるものとする。なお、サーボ弁からシリンダまでの配管内空気の動特性に係る影響等については、本研究では無視できると仮定する。

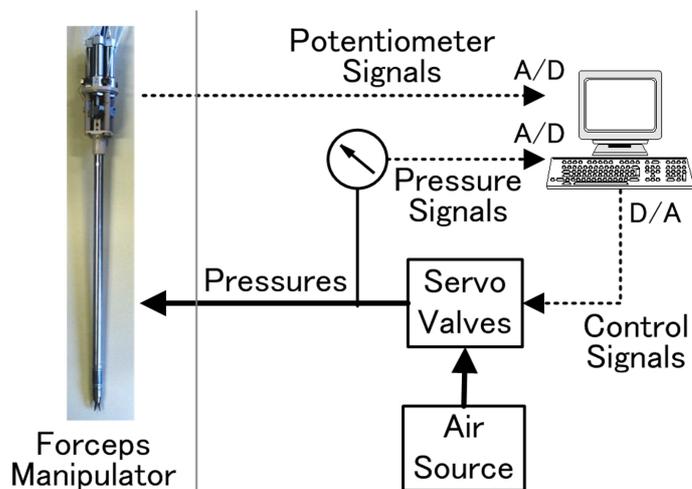


Fig. 2.6: Schematic diagram of the pneumatic driving system

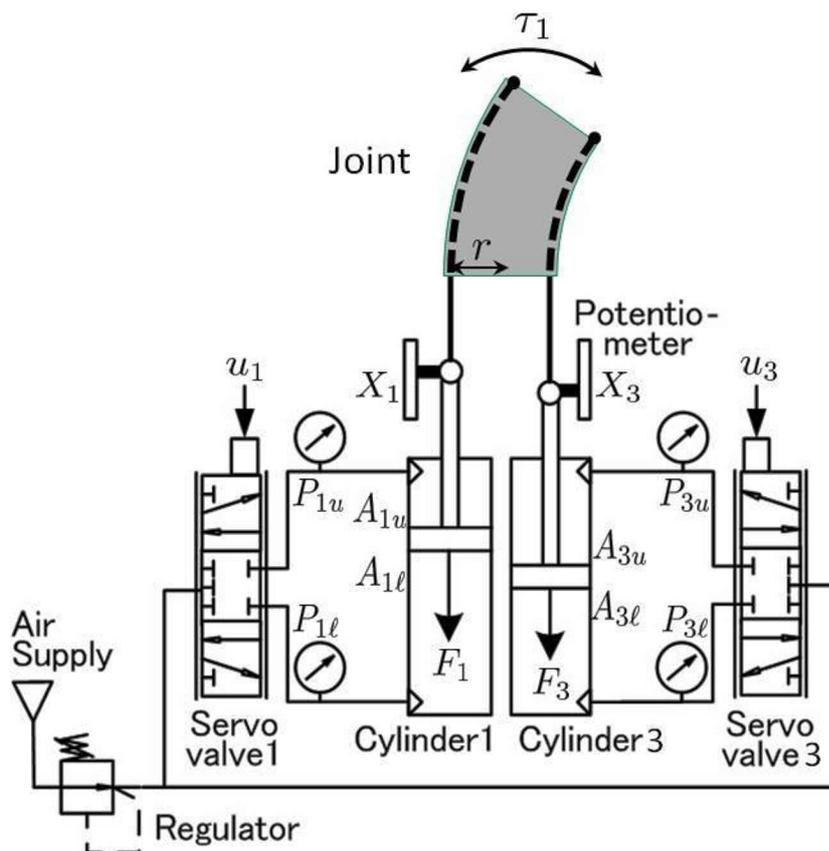


Fig. 2.7: Schematic of one-DOF tendon drive system

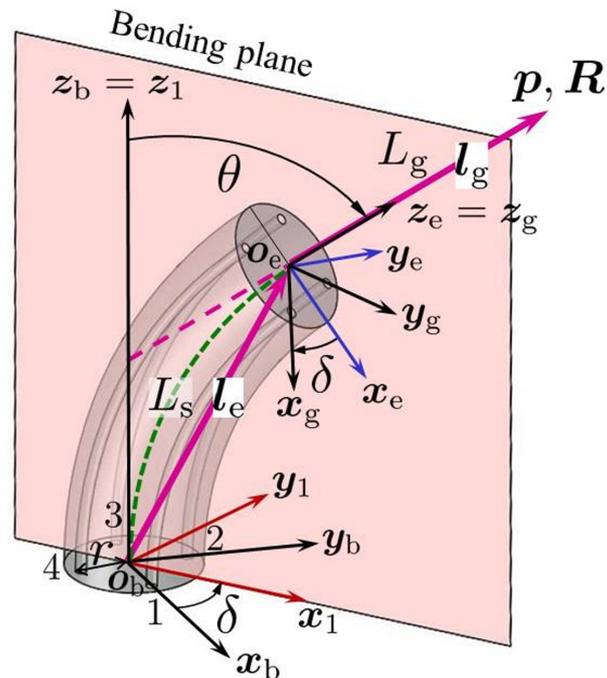


Fig. 2.8: Nomenclature and coordinates of a 2-dof continuum model

2.4 運動学モデル

拮抗駆動型柔軟関節の運動学を記述するため，Fig. 2.8 に示す 2 自由度連続体モデルを用いる [86]．本モデルにおいては，関節は常に理想的な円弧に屈曲するものと仮定する．また，柔軟関節の中心長さ L_s は定数とする．

2.4.1 関節位置とアクチュエータ変位の関係

はじめに，柔軟関節の位置（屈曲の状態）とアクチュエータである空気圧シリンダの変位の関係を記述する．図のように，関節の根元部中心に鉗子マニピュレータの基準座標系 $o_b-x_b y_b z_b$ をとる．その上で，関節の屈曲方向を表わす角度 δ およびその方向への屈曲角度 θ を図のように定義し，これを関節位置の一般化座標 $q = [\delta, \theta]^T$ とする．図中の記号 r は駆動ワイヤの配置円半径， L_s は柔軟関節の中心長さを表わしており，本試作機においては $r = 3.6 \text{ mm}$ ， $L_s = 20 \text{ mm}$ である．また図中の数字 1～4 は駆動ワイヤの経路番号であり，シリンダ変位 X および駆動力 F の要素番号 i に対応している．基準座標系と駆動ワイヤの位置関係については Fig. 2.9 のようになっている．

これより，関節位置とアクチュエータ（空気圧シリンダ）変位の関係を求める．まず関

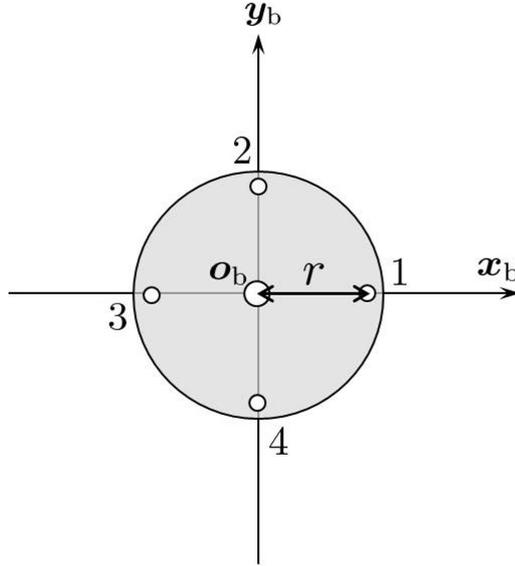


Fig. 2.9: Alignment of the actuation wires

節を通る各駆動ワイヤの経路長を L_i とすると、次のように表わせる。

$$L_i = L_s + \ell_i \quad (i = 1, 2, 3, 4) \quad (2.2)$$

ℓ_i は屈曲に寄与する経路長の変化分で、関節位置との関係は

$$\boldsymbol{\ell} = \begin{bmatrix} \ell_1 \\ \ell_2 \\ \ell_3 \\ \ell_4 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} -r\theta \cos \delta \\ -r\theta \sin \delta \\ r\theta \cos \delta \\ r\theta \sin \delta \end{bmatrix} \quad (0 \leq \delta < 2\pi, \theta \geq 0) \quad (2.3)$$

となる。この経路長変化 ℓ は、空気圧シリンダの変位 X によって生じるものであり、本報では次のような関係を考える。

$$\boldsymbol{X} = b\boldsymbol{\ell} \quad (b \geq 1) \quad (2.4)$$

式中の b は、駆動ワイヤの伸びや関節屈曲部での経路誤差を考慮した、空気圧シリンダの変位補償係数であり、その有効性については次項に示す。式 (2.3) および式 (2.4) より、シリンダ変位と関節位置の関係は

$$\boldsymbol{X} = \begin{bmatrix} X_1 \\ X_2 \\ X_3 \\ X_4 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} -br\theta \cos \delta \\ -br\theta \sin \delta \\ br\theta \cos \delta \\ br\theta \sin \delta \end{bmatrix} \quad (2.5)$$

となる．ここで，関節位置を拮抗駆動系の各自由度に対応させて記述するため，角度パラメータ $\phi = [\phi_1, \phi_2]^T$ を q の関数として以下のように定義する．

$$\phi(q) = \begin{bmatrix} \phi_1 \\ \phi_2 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \theta \cos \delta \\ \theta \sin \delta \end{bmatrix} \quad (2.6)$$

これを式 (2.5) に代入し ϕ について解くと，拮抗駆動の対称性よりシリンダ変位 X との関係が得られる．

$$\phi(X) = \begin{bmatrix} \phi_1 \\ \phi_2 \end{bmatrix} = -\frac{1}{2br} \begin{bmatrix} X_1 - X_3 \\ X_2 - X_4 \end{bmatrix} \quad (2.7)$$

また式 (2.6) を q について解けば，

$$q(\phi) = \begin{bmatrix} \delta \\ \theta \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \tan^{-1}(\phi_2/\phi_1) \\ \sqrt{\phi_1^2 + \phi_2^2} \end{bmatrix} \quad (2.8)$$

となり，一般化座標における関節位置が求まる．ただし関節が直線状態 ($\phi_1 = \phi_2 = 0$) のときは，形式的に $\delta = \delta_{\text{ref}}$ (制御目標値) とすることにより値を一意に決定する．

2.4.2 変位補償係数の有効性

式 (2.4) で導入した，空気圧シリンダの変位補償係数 b の有効性を検証するため，屈曲角度の計測実験を行った．実験は，第 2.6.1 項に示す制御系を用いて屈曲角度 ϕ_2 を制御し，各測定点において Fig. 2.10 のように分度器で実際の角度を計測した．Fig. 2.11 は，本実験で得られた変位補償前 ($b = 1$) および変位補償後 ($b = 1.2$) における屈曲角度の計測結果である．この結果より，ワイヤの伸びや経路誤差を含んだ駆動系であっても，屈曲角度はおよそ線形に推移し，ヒステリシスもほとんど見られないことが分かる．変位補償後の計測角度は制御系の計算値と良く一致しており，この補償により外力推定の正確性向上や，マスタースレーブ操作時の直観性向上が期待できる．ただしワイヤの張力や材質，太さ，ガイド穴径などの違いにより駆動機構の特性は異なるため，変位補償係数 b の適用可能範囲および最適な決定方法については今後さらに検証が必要である．

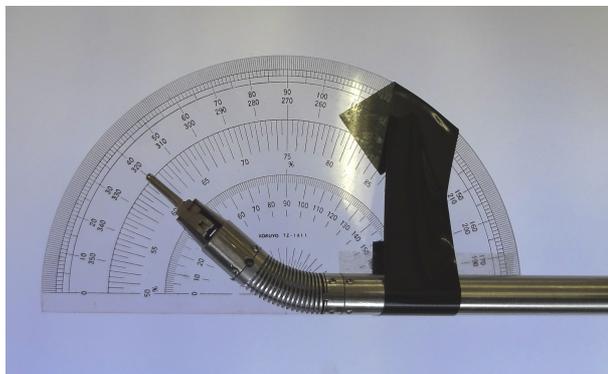


Fig. 2.10: Experimental condition of bending angle measurement

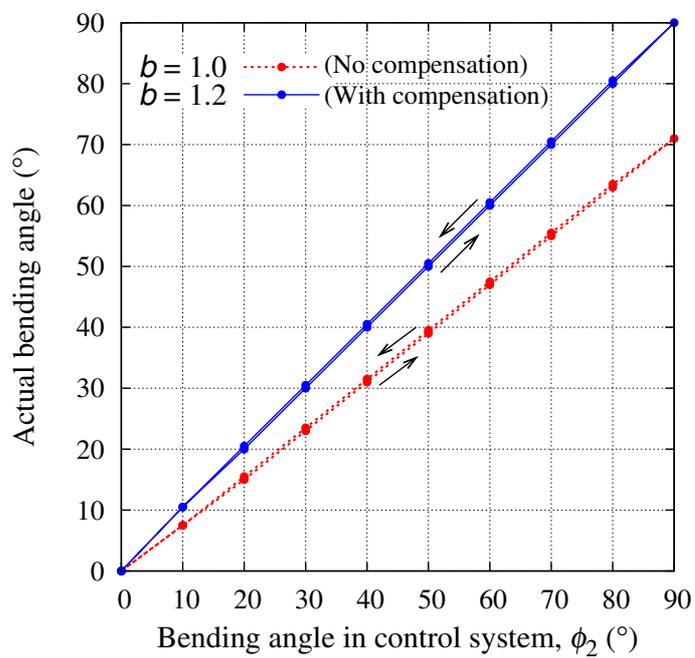


Fig. 2.11: Bending angle with/without compensation of wire actuation

2.4.3 鉗子先端の運動学解析

a 鉗子先端位置・姿勢の導出

次に, Fig. 2.8 に示す鉗子先端の位置ベクトル p および姿勢行列 R の導出を行う. ここでは鉗子マニピュレータの基準座標系 $o_b-x_b y_b z_b$ によって記述するため, ${}^b p$ および ${}^b R$ と表わす. 導出にあたり必要となるいくつかの座標系を以下に定義する.

- 鉗子マニピュレータ基準座標系: $o_b-x_b y_b z_b$
柔軟関節の根元中心 o_b に位置し, x_b, y_b 軸がそれぞれ 1 番, 3 番の駆動ワイヤ上を通るように定義する (Fig. 2.9 参照).
- 屈曲平面座標系: $o_b-x_1 y_1 z_1$
鉗子マニピュレータ基準座標系を z_b 軸まわりに δ だけ回転させた座標系であり, すなわち x_1-z_1 平面が関節の屈曲方向平面をなす.
- 柔軟関節末端座標系: $o_e-x_e y_e z_e$
柔軟関節の末端中心 o_e に位置し, 屈曲平面座標系を y_1 軸まわりに θ だけ回転させた座標系である.
- 把持部座標系: $o_e-x_g y_g z_g$
柔軟関節末端座標系を z_e 軸まわりに $-\delta$ だけ回転させた座標系であり, x_g, y_g 軸はそれぞれ 1 番, 3 番の駆動ワイヤ上を通る.

上記の設定において, まず柔軟関節の末端中心 o_e の位置を屈曲平面座標系で表わしたベクトル l_e (Fig. 2.8 参照) を考える. 柔軟関節が円弧状に屈曲するという仮定より, l_e は幾何学的関係を用いて次のように表わせる.

$$l_e = \frac{L_s}{\theta} \begin{bmatrix} 1 - \cos \theta \\ 0 \\ \sin \theta \end{bmatrix} \quad (2.9)$$

上式は屈曲角度 $\theta = 0$ のときにおいても, ロピタルの定理により極限值を求めることで定義できる. また, 鉗子先端の位置を把持部座標系で表わしたベクトル l_g (Fig. 2.8 参照) は, 定義より次のようになる.

$$l_g = \begin{bmatrix} 0 \\ 0 \\ L_g \end{bmatrix} \quad (2.10)$$

ここで L_g は把持部の長さを表わしており, 本試作機においては $L_g = 30\text{mm}$ である. 以上から鉗子先端の位置ベクトル ${}^b p$ および姿勢行列 ${}^b R$ を, 上記のベクトルおよび各座標

軸まわりの回転変換行列を用いて計算することができ，次の結果を得る．

$$\begin{aligned} {}^b\mathbf{p} &= E^{k\delta} \left(\mathbf{l}_e + E^{j\theta} E^{k(-\delta)} \mathbf{l}_g \right) \\ &= \begin{bmatrix} C_\delta \left(\frac{L_s}{\theta} (1 - C_\theta) + L_g S_\theta \right) \\ S_\delta \left(\frac{L_s}{\theta} (1 - C_\theta) + L_g S_\theta \right) \\ \frac{L_s}{\theta} S_\theta + L_g C_\theta \end{bmatrix} \end{aligned} \quad (2.11)$$

$$\begin{aligned} {}^b\mathbf{R} &= E^{k\delta} E^{j\theta} E^{k(-\delta)} \\ &= \begin{bmatrix} 1 + C_\delta^2 (C_\theta - 1) & C_\delta S_\delta (C_\theta - 1) & C_\delta S_\theta \\ C_\delta S_\delta (C_\theta - 1) & 1 + S_\delta^2 (C_\theta - 1) & S_\delta S_\theta \\ -C_\delta S_\theta & -S_\delta S_\theta & C_\theta \end{bmatrix} \end{aligned} \quad (2.12)$$

ただし $C_\delta = \cos \delta$, $S_\delta = \sin \delta$, $C_\theta = \cos \theta$, $S_\theta = \sin \theta$ であり , j , k は各 y , z 方向の単位ベクトルとする .

b ヤコビ行列の導出

前段で求めた鉗子先端の位置ベクトルおよび姿勢行列をもとに，ヤコビ行列を導出する．ヤコビ行列は，マニピュレータ先端速度と各関節速度の相互変換，および仮想仕事の原理による関節駆動力と先端駆動力の相互変換において必要となる．まず鉗子先端の並進速度についてのヤコビ行列 \mathbf{J}_p は，式 (2.11) を時間微分し関節速度 \dot{q} について整理することにより得られる．すなわち

$$\begin{aligned} {}^b\dot{\mathbf{p}} &= \mathbf{J}_p \dot{q}, \\ \mathbf{J}_p &= \begin{bmatrix} -S_\delta \left(\frac{L_s}{\theta} (1 - C_\theta) + L_g S_\theta \right) & C_\delta \left(-\frac{L_s}{\theta^2} (1 - C_\theta) + \frac{L_s}{\theta} S_\theta + L_g C_\theta \right) \\ C_\delta \left(\frac{L_s}{\theta} (1 - C_\theta) + L_g S_\theta \right) & S_\delta \left(-\frac{L_s}{\theta^2} (1 - C_\theta) + \frac{L_s}{\theta} S_\theta + L_g C_\theta \right) \\ 0 & -\frac{L_s}{\theta^2} S_\theta + \frac{L_s}{\theta} C_\theta - L_g S_\theta \end{bmatrix} \end{aligned} \quad (2.13)$$

となる．次に鉗子先端の角速度についてのヤコビ行列 \mathbf{J}_r の導出を考える．基準座標系で記述した先端の角速度ベクトル ${}^b\boldsymbol{\omega}$ は，式 (2.12) 中の各回転変換における角速度ベクトル

を合成することで得られる．すなわち

$${}^b\boldsymbol{\omega} = \dot{\delta}\hat{z}_b + E^{k\delta} \left(\dot{\theta}\hat{y}_1 + E^{j\theta}(-\dot{\delta}\hat{z}_e) \right) \quad (2.14)$$

となる．なお \hat{z}_b , \hat{y}_1 , \hat{z}_e は各座標軸方向の基底ベクトルを表わす．この式を時間微分し関節速度 \dot{q} について整理すれば，鉗子先端の角速度についてのヤコビ行列 J_r を求めることができる．すなわち

$${}^b\boldsymbol{\omega} = J_r \dot{q},$$

$$J_r = \begin{bmatrix} -C_\delta S_\theta & -S_\delta \\ -S_\delta S_\theta & C_\delta \\ 1 - C_\theta & 0 \end{bmatrix} \quad (2.15)$$

となる．以上により，本鉗子マニピュレータの 6 自由度ヤコビ行列 J は

$$J = \begin{bmatrix} J_p \\ J_r \end{bmatrix} \quad (2.16)$$

と表わせる．

2.5 動力学モデル

2.5.1 柔軟関節の駆動力パラメータの定義

拮抗駆動型柔軟関節の駆動力パラメータとして，関節を屈曲させる 2 自由度トルク $\boldsymbol{\tau} = [\tau_1, \tau_2]^T$ を考え，式 (2.1) で求めたシリンダ駆動力を用いて次式で得られるものとする．

$$\begin{aligned} \tau_1 &= -r(F_1 - F_3) \\ \tau_2 &= -r(F_2 - F_4) \end{aligned} \quad (2.17)$$

上式をヤコビ行列を用いた形で書きなおすと，

$$\boldsymbol{\tau} = \mathbf{J}_a^T \mathbf{F},$$

$$\mathbf{J}_a = -r \begin{bmatrix} 1 & 0 \\ 0 & 1 \\ -1 & 0 \\ 0 & -1 \end{bmatrix} \quad (2.18)$$

となる．この 2 自由度トルク $\boldsymbol{\tau}$ をもって，柔軟関節の駆動力を表わすこととする．

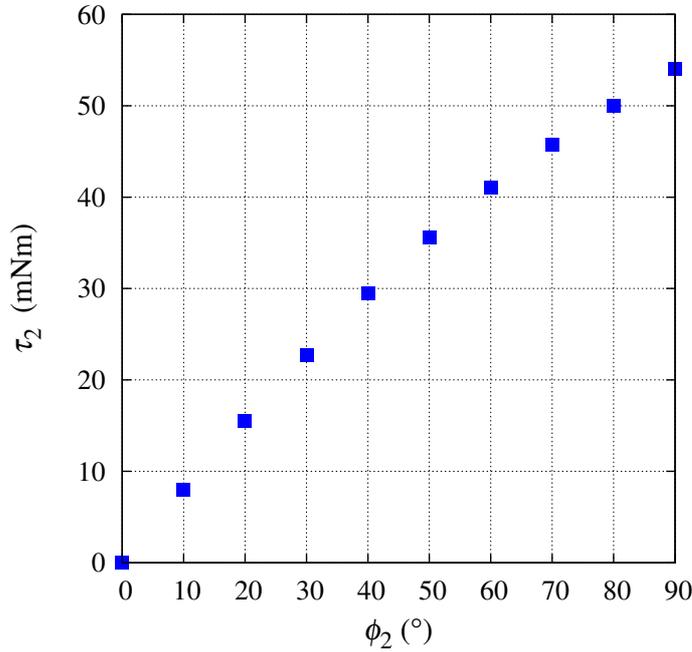


Fig. 2.12: Static mechanics of the joint with respect to ϕ_2 direction

2.5.2 拮抗駆動系の動力学

本鉗子マニピュレータの動力学を，拮抗駆動系における 2 自由度関節トルクの形で $Z = [Z_1, Z_2]^T$ として次式のようにモデル化する．

$$\begin{aligned} Z_j &= \tau_j \\ &= C_j \dot{\phi}_j + D_j \text{sgn}(\dot{\phi}_j) e^{\mu\theta} + (1 - \alpha\theta^n) K_j \phi_j \end{aligned} \quad (2.19)$$

$(j = 1, 2)$

式中の各項について以下に述べる．第 1 項は粘性摩擦力で，これは空気圧シリンダの粘性に起因するものである．次に第 2 項は，機構のクーロン摩擦力である．シリンダロッドの摺動摩擦は 0.1 ~ 0.3 N 程度と小さく，ここで支配的なものは柔軟関節と駆動ワイヤとの摺動摩擦である．さらに関節の屈曲角度が大きくなるにつれて，関節とワイヤの間に作用する抗力が大きくなり，機構の摩擦力が増大すると考えられる．このことは先行研究における駆動力の測定結果からも確認できる [92]．そこで本報では，この特性に対してオイラーの摩擦伝導理論を適用し，クーロン摩擦係数に $e^{\mu\theta}$ を掛けることで屈曲角度 θ の関数とした [80]．次に第 3 項は，柔軟関節の弾性力である．Fig. 2.12 は，関節の静力学計測実験の結果を示している．グラフの縦軸 τ_2 は式 (2.17) により求めたものである．静止摩擦力の影響を最小限に抑えるため，各点での計測は全て 0° の位置から駆動して行った．結果を見ると，屈曲角度が大きくなるにつれて駆動トルクの勾配が徐々に小さくなっていくこと

Table 2.2: Parameters of the dynamic model for the tendon drive

	$j = 1$	$j = 2$
C_j [mNm·s/rad]	0.9	1.0
D_j [mNm]	4.7	5.0
K_j [mNm/rad]	10.2	10.2
μ	0.5	
α	0.09	
n	2	

が分かる．この結果を踏まえ，弾性力の非線形性を屈曲角度 θ の関数としてモデル化している．

式 (2.19) における各パラメータは実験により試行錯誤的に同定を行い，本試作機においては Table 2.2 に示す値を用いている．

2.6 柔軟関節の位置制御

2.6.1 位置制御システムの設計

Fig. 2.13 は，柔軟関節の位置制御系ブロック線図である．関節の位置制御を行うメインループの内側に，シリンダ駆動力の制御を行うマイナーループを組み込み，カスケード制御系を構築した．システムの制御周期は 1 ms で，本鉗子マニピュレータの位置および駆動力制御には十分高速である．位置制御則は拮抗駆動系の関節角度 ϕ の PD 制御，および式 (2.19) に示した柔軟関節の動力学モデルに基づくフォードフォワード補償 Z_{ff} から成る．位置制御則によって拮抗駆動のトルク目標値 τ_{ref} が計算されると，これを次式に従って分配を行い各シリンダの駆動力目標値 F_{ref} を決定する．

$$\begin{aligned} F_{jref} &= -T_0 - \frac{|\tau_{jref}| + \tau_{jref}}{2r} \\ F_{j+2ref} &= -T_0 - \frac{|\tau_{jref}| - \tau_{jref}}{2r} \end{aligned} \quad (j = 1, 2) \quad (2.20)$$

上式によれば，各シリンダの駆動力目標値は常に $-T_0$ 以下となる．したがって T_0 の値をワイヤの最低張力として任意に設定することができ，拮抗駆動におけるワイヤの弛みを陽に排除することができる．これにより位置制御の剛性を高めると同時に，外力推定に不可欠な機構のバックドライバリティを高く維持することができる．本システムにおいては， $T_0 = 2.0$ N と設定した．

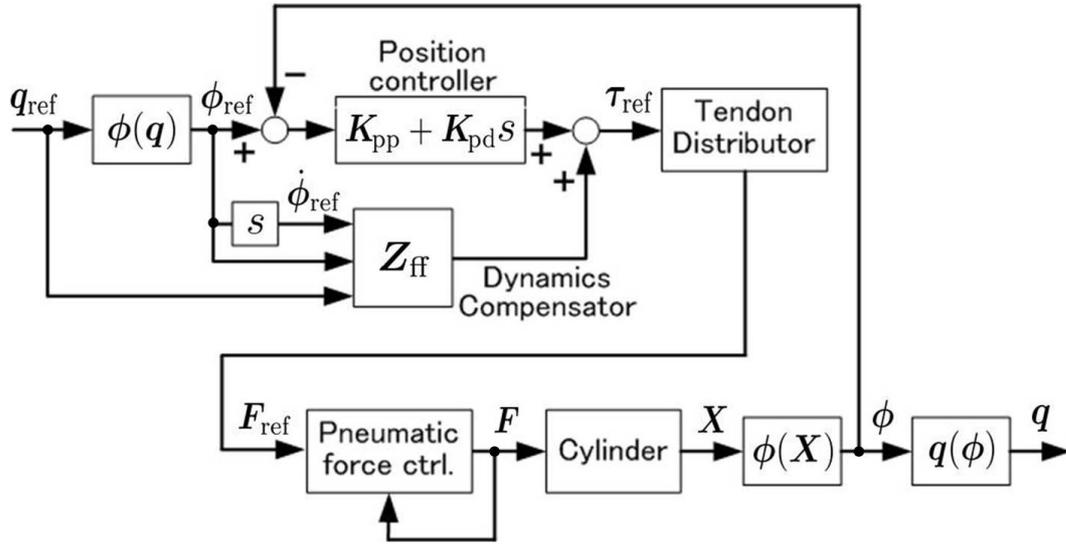


Fig. 2.13: Block diagram of the position control system

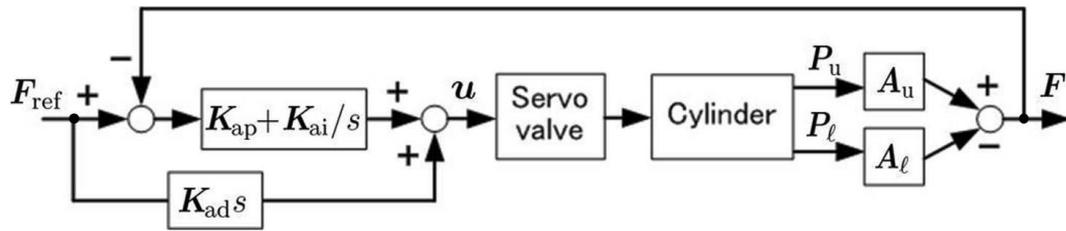


Fig. 2.14: Block diagram of the pneumatic force control system

次に駆動力制御系のブロック線図を Fig. 2.14 に示す．本システムでは，圧力センサの値から得たシリンダ駆動力 F の PI 制御によってサーボ弁の入力電圧 u を決定する．また駆動力目標値 F_{ref} の急激な変化に対する応答性を高めるため，微分値のフィードフォワード補償を付加している．

2.6.2 位置制御実験

設計した制御システムを用いて柔軟関節の位置制御実験を行い，制御性の検証を行った．本実験では制御システムにおける各ゲインパラメータ（Fig. 2.13 および Fig. 2.14 参照）を Table 2.3 のように設定した．

Table 2.3: Gain parameters used in the experiments

K_{pp}	18.0	mNm/rad	For joint angles (ϕ_1, ϕ_2)
K_{pd}	0.10	mNm·s/rad	
K_{ap}	0.20	V/N	For cylinder forces (F_1, F_2, F_3, F_4)
K_{ai}	2.0	V/(Ns)	
K_{ad}	0.001	Vs/N	

まず 1 自由度の屈曲動作として、制御系に対し以下のような目標値入力を与えた。

$$\begin{aligned}\delta_{\text{ref}} &= 0 \quad [^\circ] \\ \theta_{\text{ref}} &= 60 \sin 0.8\pi t \quad [^\circ]\end{aligned}\tag{2.21}$$

上式は ϕ_1 方向へ振幅 60° 、周期 0.4 Hz の屈曲動作を行うものである。制御結果を Fig. 2.15 に示す。関節の屈曲角度（図上段）は滑らかに目標値に追従しており、良好な制御性が確認できる。特に関節速度の方向が切り替わる $\theta = \pm 60^\circ$ 付近においては、その時刻におけるシリンダ駆動力（図下段）に対してクーロン摩擦力が効果的に補償されている様子が分かり、これによって屈曲角度 θ の良好な目標追従性を実現している。また対応するシリンダ変位（図中段）を見ると、目標値から負方向（ワイヤを引っ張る方向）に一定程度ずれている。これは式 (2.20) および式 (2.4) によって、ワイヤ張力の維持および関節の屈曲角度に対する変位補償が行われた結果である。シリンダ駆動力が常に負値（ワイヤを引っ張る方向）になっていることから、ワイヤ張力が一定以上（設定値 2.0 N）に維持されていることが分かる。このとき駆動ワイヤの張力によって柔軟関節が座屈することはなく、本章で提案する拮抗駆動型の柔軟関節構造の有効性についても確認することができた。

次に 2 自由度の拮抗駆動を組み合わせた動作として、以下のような目標値入力を与えた。

$$\begin{aligned}\delta_{\text{ref}} &= 90 \sin 0.6\pi t \quad [^\circ] \\ \theta_{\text{ref}} &= 60 \quad [^\circ]\end{aligned}\tag{2.22}$$

上式は屈曲角度 θ を一定に維持したまま、屈曲方向 δ を振幅 90° 、周期 0.3 Hz で変化させるものである。このような運動は、関節が屈曲した状態で鉗子先端を回転させる時に必要となるため、本研究では特に回転動作と呼ぶことにする。制御結果を Fig. 2.16 に示す。この動作においても、全体として関節の滑らかな運動が実現できている。ただし回転動作は 2 自由度拮抗駆動の組み合わせ運動のため、1 自由度屈曲動作に比べると屈曲角度 θ の応答性がやや低くなる傾向がある。この事象を改善するためには、制御システムのゲインを大きく設定して制御性能を向上することに加え、拮抗駆動の自由度間の動力的干渉を考慮したモデルを構築し、駆動力を補償する等の対策が挙げられる。

以上に述べた位置制御実験の結果より、設計した制御系の有効性を確認した。

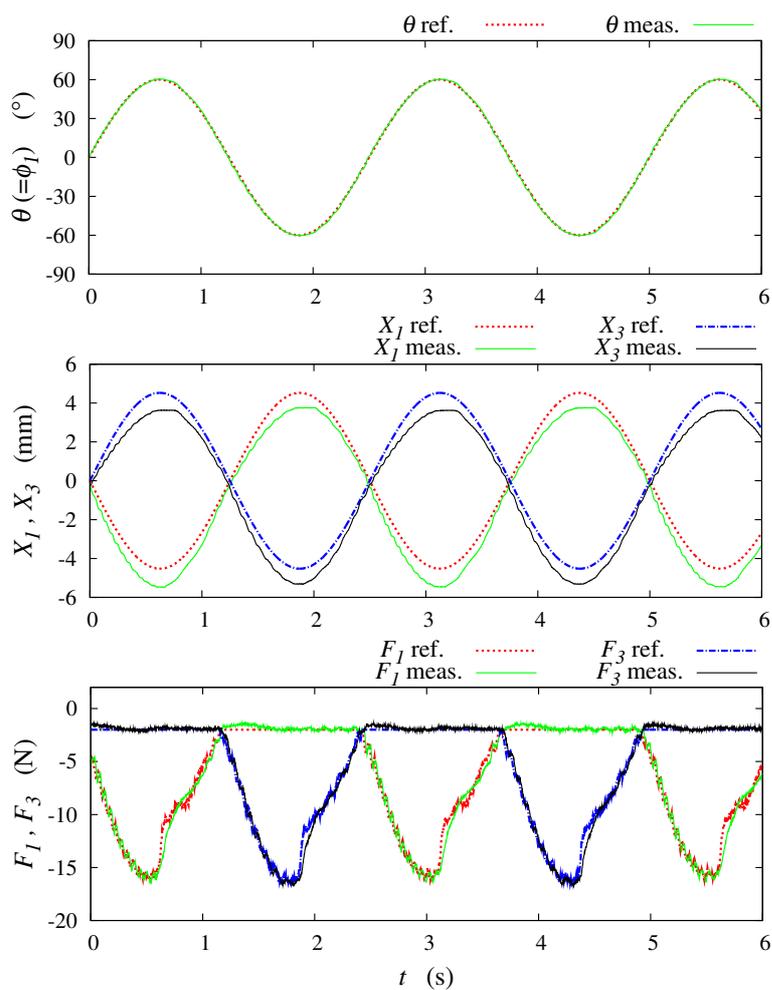


Fig. 2.15: Transient responses of control parameters during the bending motion: joint position (upper), cylinder positions (middle) and cylinder forces (lower)

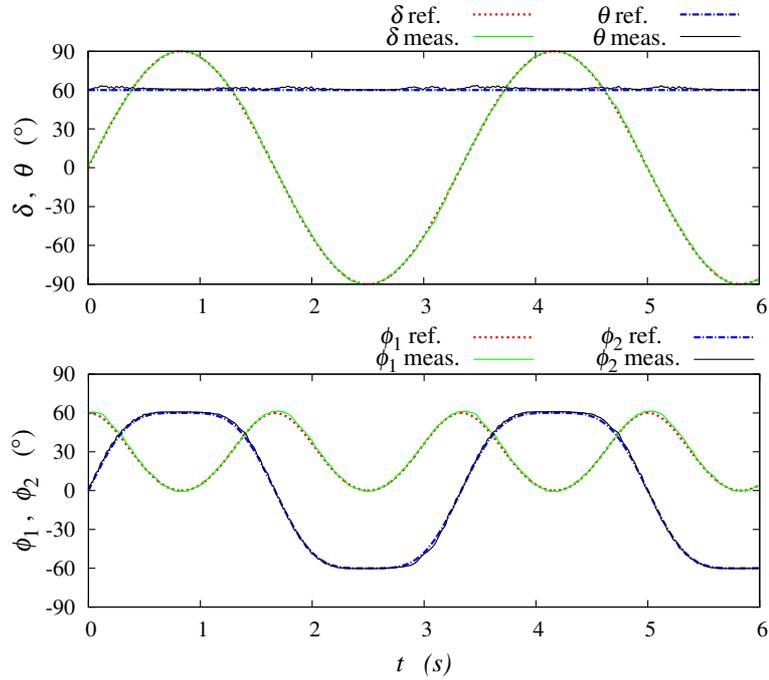


Fig. 2.16: Transient responses of control parameters during the rolling motion: joint position (upper) and bending angles in tendon drive system (lower)

2.7 外力の推定

2.7.1 連続体モデルを用いた外力推定法

本項では、拮抗駆動型の柔軟関節にかかる外力推定法について述べる。

まず柔軟関節の運動方程式を拮抗駆動系で考える。アクチュエータが発生する関節の駆動トルクは、機構自身の動力学 Z および鉗子先端の外力によって生じる関節トルク τ_{ext} を補償するものであるから、運動方程式は

$$\tau = Z + \tau_{\text{ext}} \quad (2.23)$$

と書ける。上式において τ を式 (2.18) により求め、 Z を式 (2.19) により \hat{Z} として計算すれば、外力トルクの推定値 $\hat{\tau}_{\text{ext}}$ が次式で得られる。

$$\hat{\tau}_{\text{ext}} = \mathbf{J}_a^T \mathbf{F} - \hat{Z} \quad (2.24)$$

$\hat{\tau}_{\text{ext}}$ は拮抗駆動系における外力トルクであるから、鉗子先端での推定外力 $\hat{\mathbf{f}}_{\text{ext}} = [f_x, f_y, f_z]^T$ を求めるため、機構のヤコビ行列を用いて次式のように変換を行う。

$$\hat{\mathbf{f}}_{\text{ext}} = (\mathbf{J}_p^T)^+ (\mathbf{J}_q^T \hat{\tau}_{\text{ext}}) \quad (2.25)$$

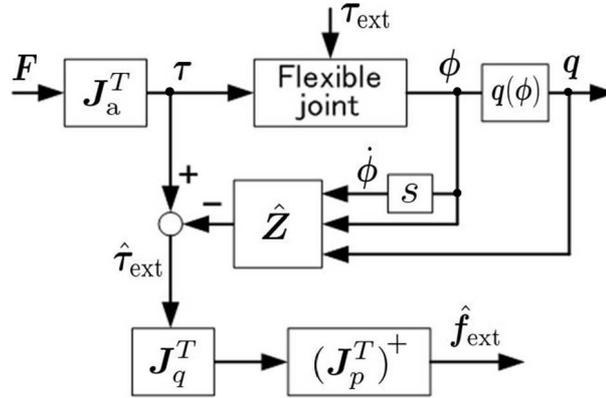


Fig. 2.17: Block diagram of external force estimator

ここで $(J_p^T)^+$ は J_p^T の一般化逆行列を意味する．式中の J_q は，関節の一般化速度 \dot{q} から拮抗駆動系の屈曲角速度 $\dot{\phi}$ へのヤコビ行列であり，式 (2.6) を時間微分することで得られる．すなわち，

$$\begin{aligned} \dot{\phi} &= J_q \dot{q}, \\ J_q &= \begin{bmatrix} -\theta \sin \delta & \cos \delta \\ \theta \cos \delta & \sin \delta \end{bmatrix} \end{aligned} \quad (2.26)$$

となる．以上により構築した外力推定器のブロック線図を Fig. 2.17 に示す．なお式 (2.25) において， J_p^T の代わりに J^T を適用すれば，外力トルクを含む 6 自由度の外力成分を計算することも可能である．

2.7.2 特異点近傍における外力推定法

式 (2.13) において，鉗子マニピュレータの特異点である $\theta = 0$ のときを考え，ロピタルの定理により J_p の極限值を求めると次のようになる．

$$J_p = \begin{bmatrix} 0 & \cos \delta (L_s/2 + L_g) \\ 0 & \sin \delta (L_s/2 + L_g) \\ 0 & 0 \end{bmatrix} \quad (2.27)$$

上式は特異行列であるため外力推定に式 (2.25) を用いれば，擬似逆行列の数値計算精度が極端に低下してしまい正確な値が得られない．そこで特異点である $\theta = 0$ の近傍においてこの問題を回避するため，柔軟関節を 2 自由度の剛体リンク機構に近似したモデル（リンク近似モデル）により外力計算を行う．

リンク近似モデルの概念図を Fig. 2.18 に示す．このモデルにおいては，柔軟関節の中

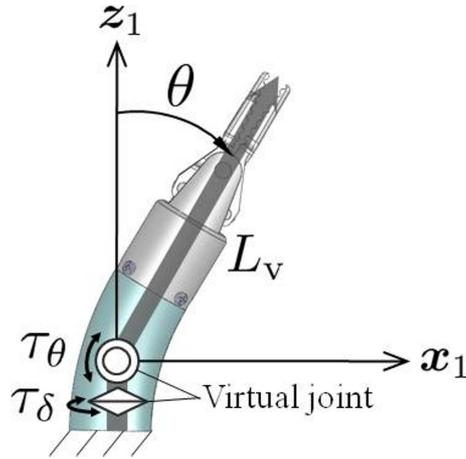


Fig. 2.18: Schematic of the 2-dof link-approximation model

心に仮想的な回転および屈曲関節を備えた剛体リンク機構があると仮定する．つまり仮想回転関節が屈曲方向 δ ，仮想屈曲関節が屈曲角度 θ の自由度にそれぞれ対応している．したがって各仮想関節まわりの外力トルク $\tau_q = [\tau_\delta, \tau_\theta]^T$ を考えたとき，これは関節位置座標 q に対応する一般化力として次式で求めることができる．

$$\tau_q = \mathbf{J}_q^T \hat{\tau}_{\text{ext}} \quad (2.28)$$

上記よりすなわち，各仮想関節にトルクをもたらす先端の外力成分 f_δ, f_θ が，次式のように解析的に求められる．

$$\begin{aligned} \begin{bmatrix} f_\delta \\ f_\theta \end{bmatrix} &= (\mathbf{J}_{\text{link}}^T)^{-1} \tau_q \\ &= \begin{bmatrix} -\frac{\theta}{L_v \sin \theta} (\hat{\tau}_{1\text{ext}} \sin \delta - \hat{\tau}_{2\text{ext}} \cos \delta) \\ \frac{1}{L_v} (\hat{\tau}_{1\text{ext}} \cos \delta + \hat{\tau}_{2\text{ext}} \sin \delta) \end{bmatrix}, \quad (2.29) \\ \mathbf{J}_{\text{link}} &= \begin{bmatrix} L_v \sin \theta & 0 \\ 0 & L_v \end{bmatrix} \end{aligned}$$

式中の L_v は Fig. 2.18 に示した仮想リンク長である．リンク近似モデルの定義より，

$$L_v = \frac{L_s}{2} + L_g \quad (2.30)$$

となる．また \mathbf{J}_{link} は，各仮想関節から鉗子先端までのモーメントアーム長さを対角成分に持つ，機構のヤコビ行列である．式 (2.29) は特異点 $\theta = 0$ においても， $\delta = \delta_{\text{ref}}$ として口

ピタルの定理により外力を定義することができる．ここで求めた外力成分 f_δ, f_θ はそれぞれ，先に定義した柔軟関節末端座標系の y_e 軸， x_e 軸方向の成分にほかならない (Fig. 2.8 参照)． z_e 方向の外力が本柔軟関節の構造上検出できないことを考慮すれば，柔軟関節末端座標系 $\{x_e, y_e, z_e\}$ で表わした先端外力ベクトルは，

$${}^e\hat{\mathbf{f}}_{\text{ext}} = [f_\theta, f_\delta, 0]^T \quad (2.31)$$

と表わされる．これを次式によって，鉗子マニピュレータ基準座標系へ変換すればよい．

$$\hat{\mathbf{f}}_{\text{ext}} = E^{k\delta} E^{j\theta} {}^e\hat{\mathbf{f}}_{\text{ext}} \quad (2.32)$$

なお本研究では，特異点近傍として $\theta < 0.05^\circ$ となったときに，連続体モデルからリンク近似モデルに計算方法を切り替えて外力推定を行っている．切り替わり点で外力推定値が不連続とならないことを実験により確認している．

2.7.3 外力推定実験

a 自由運動時の推定値

Fig. 2.19 は，式 (2.21) に示す屈曲動作および式 (2.22) に示す回転動作を制御入力として，柔軟関節を自由運動させたときの外力推定値を表わしている．自由運動のため所望の推定値は 0 N である．したがって屈曲動作においては 0.15 N，回転動作においては 0.25 N 程度の推定誤差が生じることが分かる．すなわち本実験においては，マニピュレータが有意に検出できる外力のしきい値は 0.25 N 以上となる．推定誤差の主な原因としては，機構の静止摩擦力および動力学モデルに含まれない屈曲自由度間の干渉の影響が考えられる．また，今回実験を行った式 (2.21) および式 (2.22) の動作において関節の最大屈曲角度は 60° であるが，さらに屈曲角度を大きくすると関節の弾性力によって必要な駆動力が増加し，外力推定の誤差も相対的に大きくなると考えられる．外力推定の誤差を小さくするには，関節の動作に必要な駆動力をできるだけ小さくする必要があるが，これは柔軟関節の剛性とトレードオフの関係となる．

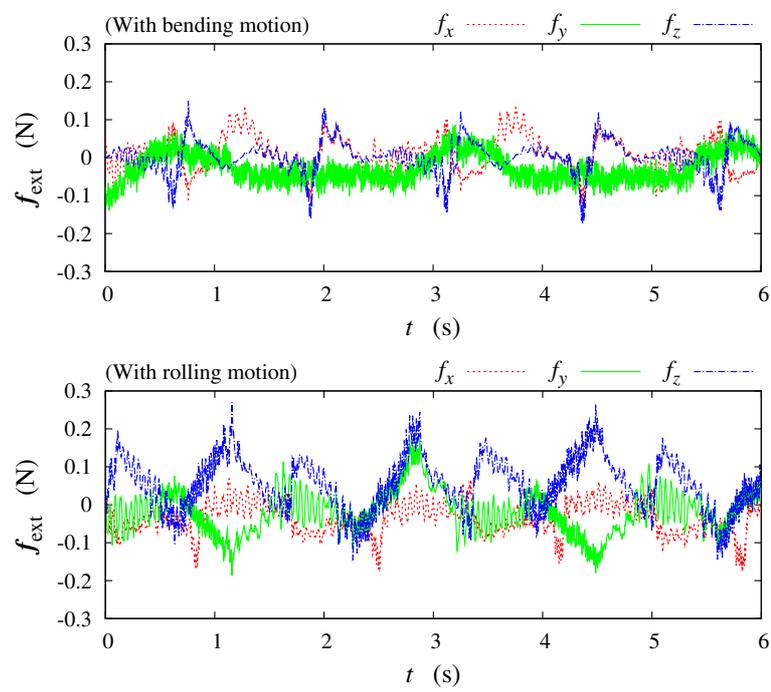


Fig. 2.19: External forces estimated during free motions: the bending motion (upper) and the rolling motion (lower)

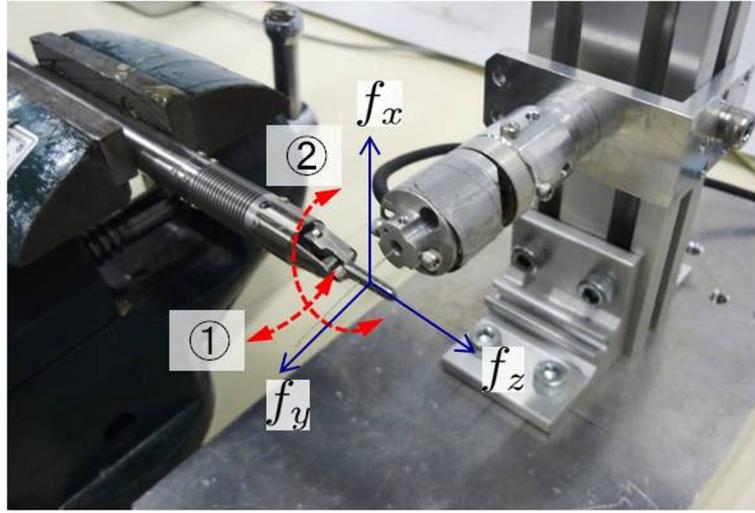


Fig. 2.20: Experimental setup for force measurement

b カセンサを用いた推定値の評価

次に鉗子マニピュレータと歪みゲージ式力センサ（ビー・エル・オートテック社製，NANO センサ）を Fig. 2.20 のように配置し，把持部と力センサ受感部をワイヤで連結した．この実験装置を用いて外力推定値の評価を行う．使用する力センサの分解能は $0.032\text{N}(f_x, f_z)$ および $0.098\text{N}(f_y)$ である．

まず 1 自由度の外力推定を行うため，次式に示す位置目標を与えて実験を行った．

$$\begin{aligned}\delta_{\text{ref}} &= 90 \quad [^\circ] \\ \theta_{\text{ref}} &= 25 \sin 0.8\pi t + 25 \quad [^\circ]\end{aligned}\tag{2.33}$$

これは Fig. 2.20 において矢印①で示す屈曲動作のための位置入力であり，図中 f_y 方向の力について評価を行うものである．この位置入力において鉗子先端は，力センサとの拘束のためほとんど動かない．実験結果を Fig. 2.21 に示す．本試作機では駆動ワイヤの強い張力に対しても関節構造が座屈しないため， 3N を超える力を安定して出力可能であることが分かる．図中 $t = 3.2\text{ s}$ および $t = 5.7\text{ s}$ において推定値と計測値との間に最大 0.35 N の差が生じているが，これは駆動ワイヤの伸び，および鉗子固定部のわずかな緩みに起因する誤差と考える．

次に関節 2 自由度を用いた外力推定の検証として，次式に示す位置目標を与えた．

$$\begin{aligned}\delta_{\text{ref}} &= 90 \sin 0.6\pi t \quad [^\circ] \\ \theta_{\text{ref}} &= 40 \quad [^\circ]\end{aligned}\tag{2.34}$$

これは Fig. 2.20 において矢印②で示す回転動作のための位置入力であり，鉗子先端は力

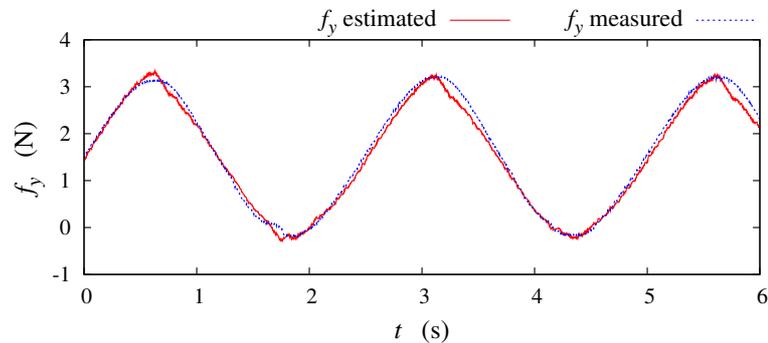


Fig. 2.21: Experimental result of the one-DOF force estimation

センサとの連結ワイヤの拘束を受けながら動くことができる．実験結果を Fig. 2.22 に示す．本実験においては前述した誤差要因に加えて，鉗子に対するねじりモーメントや鉗子と力センサの配置角度のずれなど様々な誤差要因を含んでいるものの，推定値と計測値の傾向は良く一致しており，設計した外力推定器の有効性が確認できる．

2.8 まとめ

本章では，張力ワイヤによって柔軟構造の屈曲を制御する拮抗駆動型柔軟関節を用いた鉗子マニピュレータを提案・試作した．鉗子マニピュレータとしての剛性を保つため，柔軟関節の主構造に切削加工で製作した精密スプリングを用い，ワイヤ張力によるスプリングの圧縮を防ぐため中心に超弾性合金の背骨構造を付加した．2 自由度連続体モデルに，駆動ワイヤの伸びや経路誤差の影響を加味した関節の運動学を記述し，屈曲角度を正確に補償できることを確認した．マニピュレータの動力学としては，拮抗駆動における機構の摩擦力および弾性力を屈曲角度の関数としてモデル化し，実験的に同定を行った．制御系の設計においては，位置制御のメインループに駆動力制御のマイナーループを内包したカスケード制御系に，動力学のフィードフォワード補償を付加したシステムを構築し，柔軟関節の良好な運動制御が実現できることを確認した．外力の推定においては，拮抗駆動の動力学モデルおよび連続体モデルのヤコビ行列から鉗子先端に作用する外力を求める方法を提案するとともに，柔軟関節の運動学的特異点である直線姿勢における推定方法も考案した．マニピュレータの自由運動時の外力推定実験から，柔軟関節の屈曲角度が 60° 以下の条件において 0.25N 以上の外力を有意に検出できることが分かった．また力センサを用いた評価実験によって，鉗子先端で 3N 以上の力を安定して出力できること，および提案する外力推定手法の有効性を確認した．

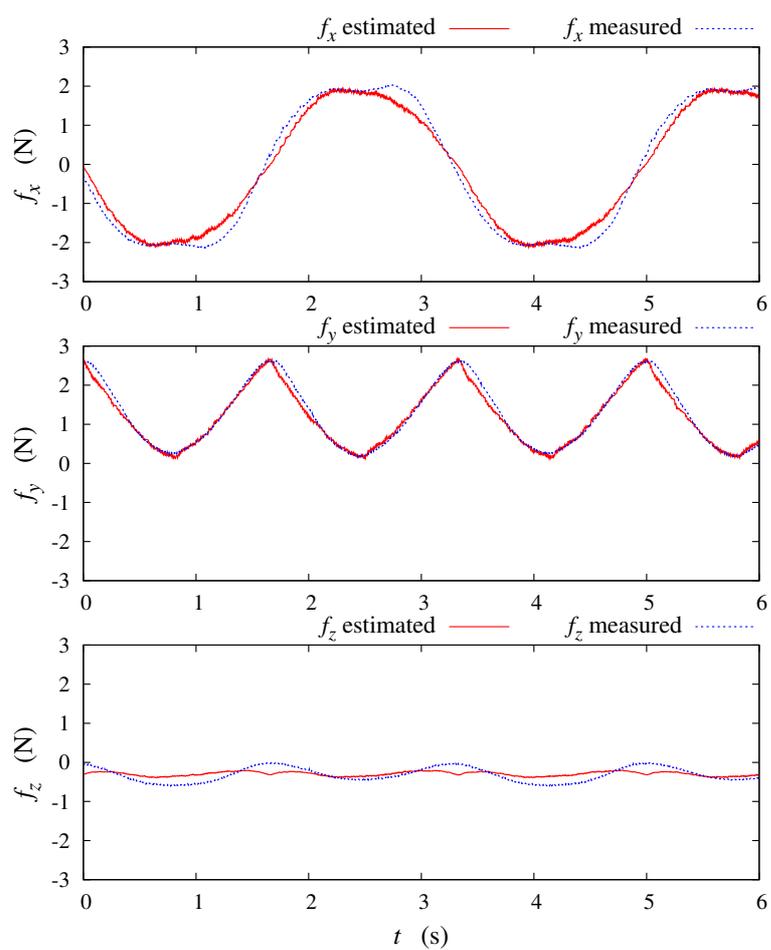


Fig. 2.22: Experimental result of the two-DOF force estimation

第3章 プッシュプル駆動型柔軟関節を有する 鉗子マニピュレータ

3.1 はじめに

本章では、超弾性合金ワイヤのプッシュ・プル作動によって先端の柔軟関節を駆動する鉗子マニピュレータを提案・試作する。本研究ではこのような柔軟関節を「プッシュプル駆動型柔軟関節」と呼ぶことにする。第2章で述べた拮抗駆動型柔軟関節においては、柔らかいステンレスワイヤを駆動ワイヤとして用いており、関節の剛性確保のために超弾性合金の背骨構造を設けた。しかしこの構造においては、駆動ワイヤの伸びや劣化に起因して機構の剛性およびバックドライバビリティの低下が生じること、ワイヤ張力によって背骨構造が恒常的な圧縮力を受け破断の危険性があるといった潜在的な問題点がある。この問題を解消するため、本章では柔軟関節の駆動ワイヤ自体に、剛性のある超弾性合金を用いた関節構造を提案する。本構造によれば、上記問題点を解消できることに加え、拮抗駆動型では実現できなかった柔軟関節の伸縮方向についての外力推定が可能になるという利点がある。本論においては、まず提案する関節機構の詳細とこれを用いた鉗子マニピュレータの設計について述べる。その後、各理論モデル・制御系および外力推定法について、拮抗駆動型柔軟関節との違いに着目しながら述べていく。

3.2 鉗子マニピュレータの設計

3.2.1 マニピュレータ概要

プッシュプル型柔軟関節を有する鉗子マニピュレータの外観を Fig. 3.1 に示す。基本的な構成は Fig. 2.1 に示す拮抗駆動型のマニピュレータと同様であり、4本の空気圧シリンダおよびポテンショメータを搭載する駆動部と、精密スプリングを用いた柔軟関節および空気圧開閉式の把持部を含む先端部で構成される。拮抗駆動型と比べて最大の違いは、柔軟関節の駆動ワイヤに剛性の高い超弾性合金ワイヤを用いていることであり、次項以降でマニピュレータ各部の構造の詳細について述べる。

空気圧駆動システムの構成についても Fig. 2.7 に示す形態と同一であるが、本章で提案するプッシュプル駆動型柔軟関節においては、関節側にワイヤを押し込むアクチュエーションも関節の駆動に有意に機能する。

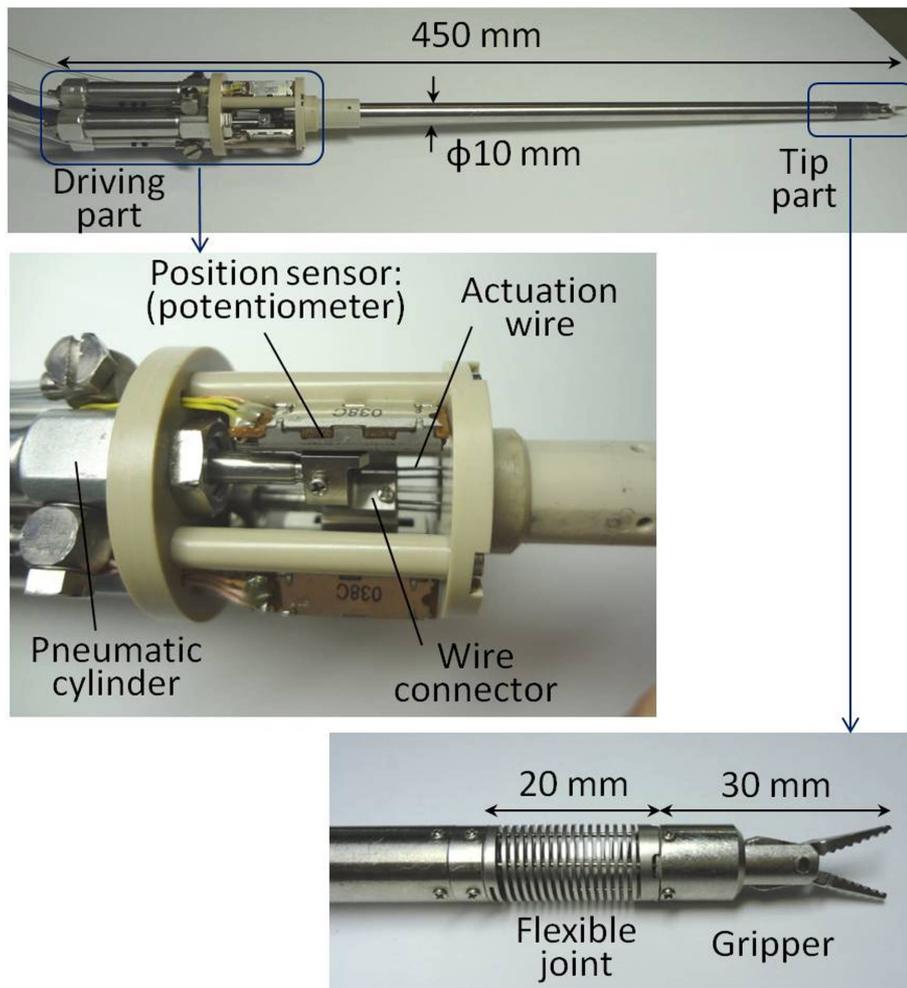


Fig. 3.1: Overview of the pushpull-driven forceps manipulator

3.2.2 駆動部の構造

マニピュレータ駆動部の構造を Fig. 3.2 に示す．本マニピュレータにおいては図のように，先端の柔軟関節につながる超弾性合金ワイヤを，ワイヤコネクタに直線的に接続する構造となっている．駆動ワイヤは剛性の高い超弾性合金であるため，Fig. 2.1 に示したようなガイドローラなどによってワイヤをルーティングすることが難しく，また駆動時の機構の摺動摩擦を最小化するためにも，超弾性合金ワイヤは直線状に配線することが望ましい．また本マニピュレータにおいては，超弾性合金ワイヤを柔軟関節側に押し込む作動も有効であるが，このときにワイヤの座屈を防ぐため，ワイヤ露出部分の長さが最小となるよう駆動部の長さを設計している．

3.2.3 伝達部の構造

鉗子マニピュレータの伝達部（10 mm のアームパイプ部分）の内部構造を Fig. 3.3 に示す．伝達部には4本のステンレスパイプを支持部材によって固定設置している．このステンレスパイプの中に超弾性合金の駆動ワイヤを通すことで，ワイヤの直線的な経路を確保するとともに，ワイヤが座屈することなく関節に駆動力を伝達できる．

3.2.4 柔軟関節の構造

柔軟関節の構造を Fig. 3.4 に示す．関節の主構造となる精密スプリングの周囲に4本の超弾性合金ワイヤを通し，関節末端部でワイヤを接着固定している．今回，超弾性合金ワイヤの直径は0.6 mm のものを使用した．拮抗駆動型柔軟関節（Fig. 2.2）との違いとして，駆動ワイヤ自体が圧縮力に対する剛性を持っているため，関節の中心に背骨構造を別途付加する必要がないことが挙げられる．このため関節構造をさらに簡略化することができ，スプリング1個のみで2自由度の屈曲関節を実現できる．本柔軟関節に用いたスプリングの形状は Fig. 3.5 のようになっており，中心で背骨構造を支持する必要がないためスプリングの内径を大きくとることができる．したがって，関節内部のスペースに電気メスの配線や吸引チューブ等も容易に通すことができ，多自由度ツールとしての汎用性が高い．また，本スプリングの特性については Table 3.1 に示すとおりである．本スプリングは，特に圧縮・伸張方向に理想的な線形弾性を有しており，これを利用して後述する柔軟関節の伸縮方向についての外力推定を実現できる．

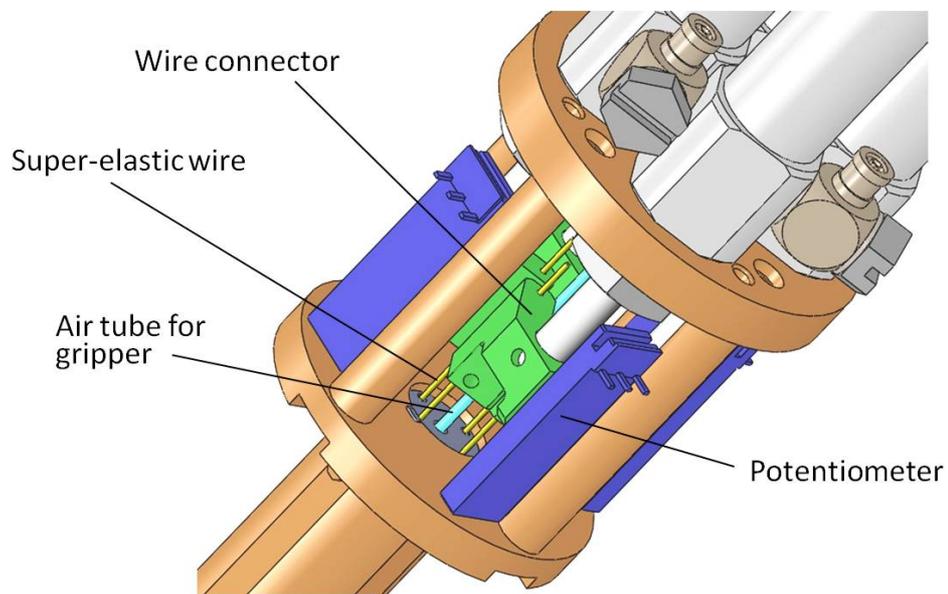


Fig. 3.2: Structure of the driving part

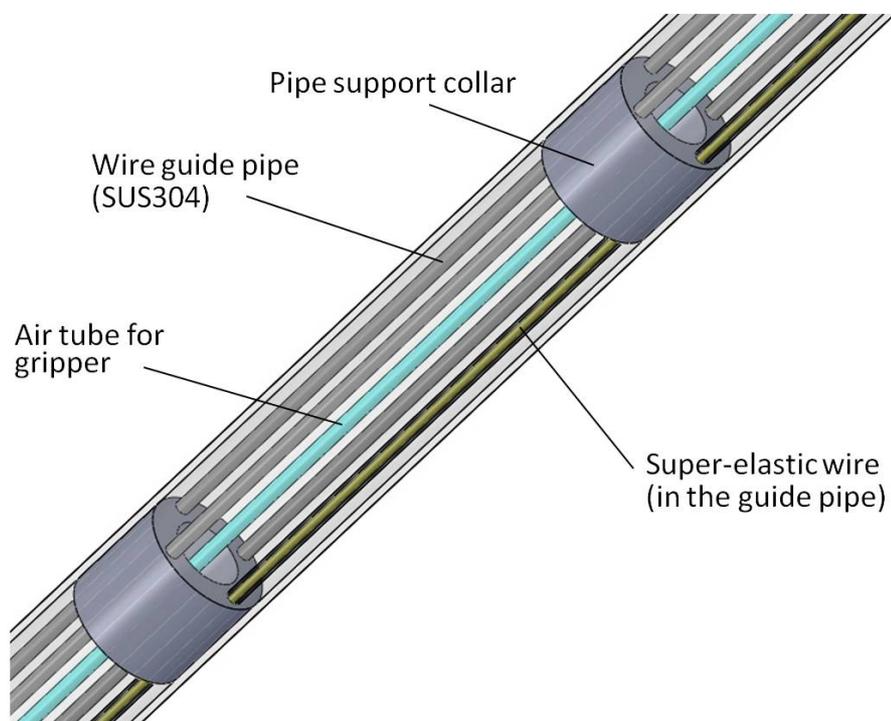


Fig. 3.3: Structure of the transmission part

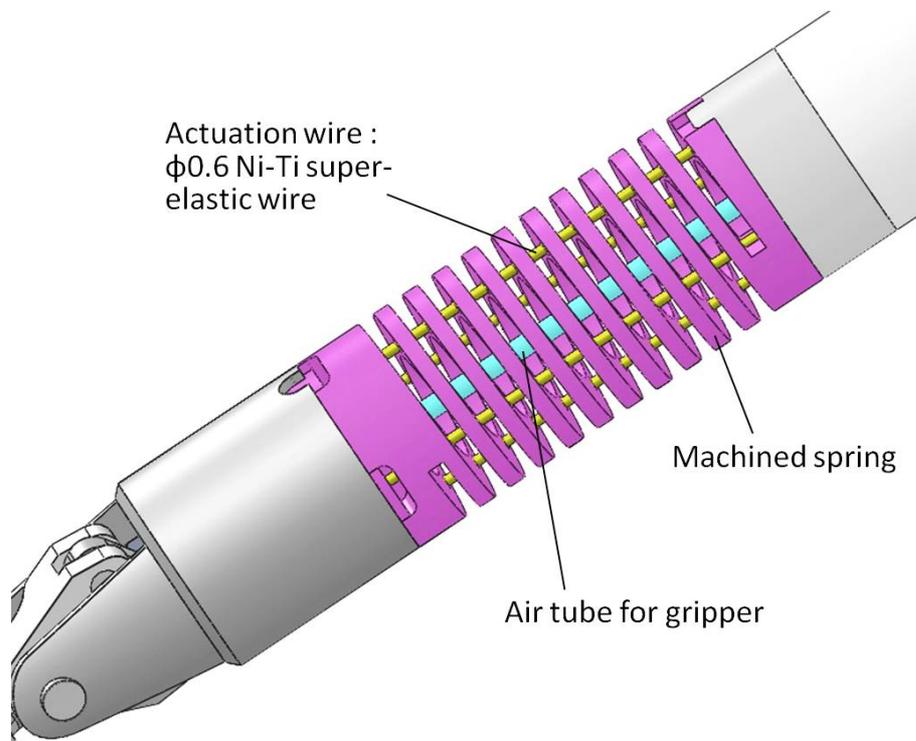


Fig. 3.4: Structure of the flexible joint for pushpull drive

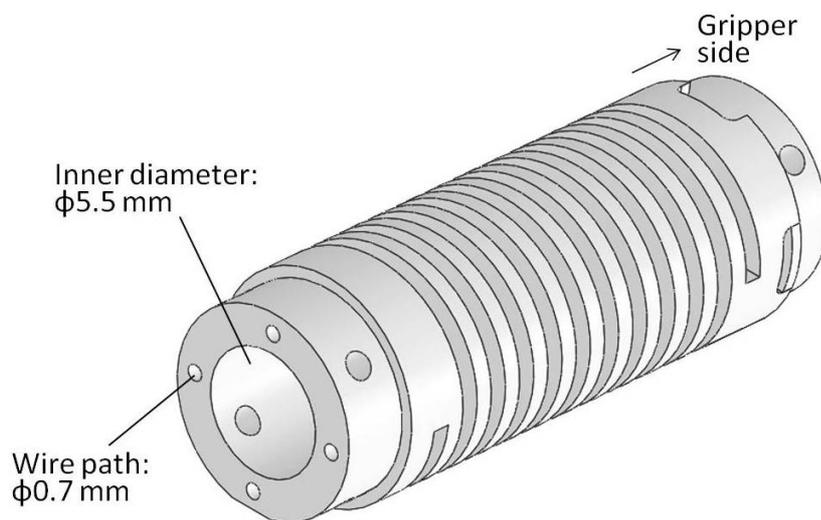


Fig. 3.5: Shape of the machined spring for pushpull drive

Table 3.1: Properties of the machined spring for pushpull drive

Material	SUS303
Outer diameter	10 mm
Inner diameter	5 mm
Natural length	20 mm
Spring constant	2.1 N/mm
Bending range	$\pm 90^\circ$
Bending stiffness	2.7×10^2 N \cdot mm ²

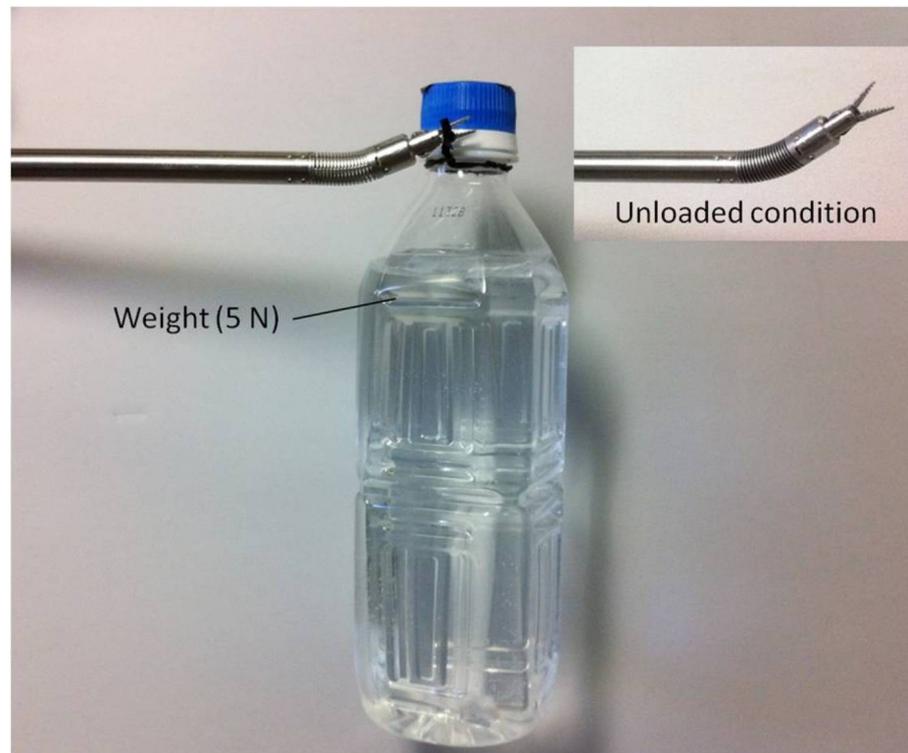


Fig. 3.6: The pushpull-driven flexible joint with a load of 5 N applied to the forceps tip

3.2.5 柔軟関節の剛性検証

ここで、提案する超弾性合金ワイヤのプッシュプル駆動によって柔軟関節の剛性が大きく向上することを示す。Fig. 3.6 は、第 3.5 節で述べる制御系を用いて関節の屈曲角度を 30° に設定し、鉗子先端に 5 N の荷重をかけた状態の写真である。5 N は成人男性の肝臓を $\frac{1}{3}$ 程度持ち上げるに相当する荷重であるが、鉗子先端にこの荷重を受けても柔軟関節は大幅に変形することなく、形状を維持できている。関節内部を通る 4 本の超弾性合金ワイヤが、関節の形状を維持するための補強材として効果的に機能していることが分かる。この実験結果より、プッシュプル駆動型柔軟関節を有する本マニピュレータが、臓器挙上・圧肺など一部負荷のかかるタスクに対しても適用可能であると言える。

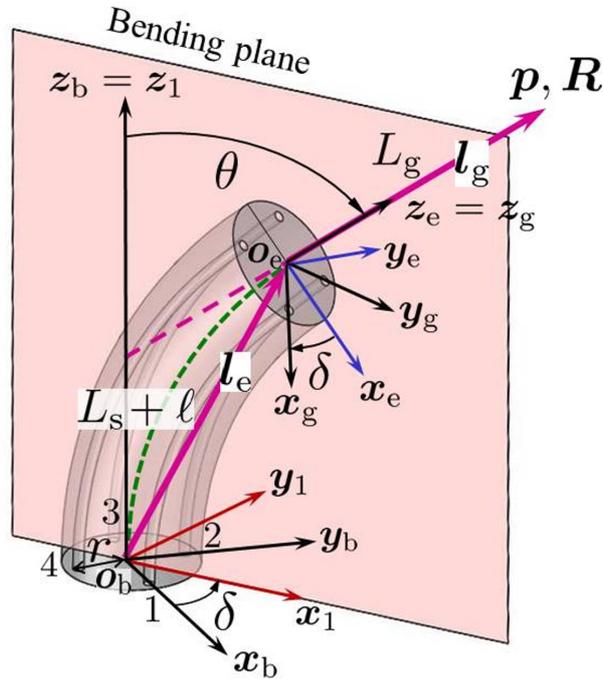


Fig. 3.7: Nomenclature and coordinates of a 3-dof continuum model

3.3 運動学モデル

本節ではプッシュプル駆動型柔軟関節の運動学を記述するため、Fig. 3.7 に示す 3 自由度連続体モデルを用いる。本モデルは、第 2.4 節に記述した 2 自由度連続体モデル (Fig. 2.8 参照) の拡張形であり、4 本の駆動ワイヤの状態によって柔軟関節の中心長さが変化し得る。そこで、柔軟関節をなすスプリングの自然長 L_s からの伸縮量 ℓ を新たな自由度として定義する。したがって柔軟関節の位置を表わす一般化座標は

$$\mathbf{q} = [\delta, \theta, \ell]^T \quad (3.1)$$

となる。なおモデルにおけるその他の仮定、使用記号、座標系の定義および駆動ワイヤの配置等については第 2.4 節で示したものと同様である。

3.3.1 関節位置とアクチュエータ変位の関係

まず関節位置 \mathbf{q} とアクチュエータ (空気圧シリンダ) 変位 \mathbf{X} の関係を記述する。プッシュプル駆動型柔軟関節においては、剛性の高い超弾性合金の駆動ワイヤを用いており、ワイヤの伸びや関節屈曲部での経路誤差が非常に小さい。よって、第 2.4.1 項で考慮したシリンダ変位量の補償については特に必要とならない (すなわち $b = 1$)。また関節の伸

縮量 ℓ の変化は、4 本全ての空気圧シリンダが同一方向へ変位することによってもたらされると考えれば、以下の関係式を得る。

$$\mathbf{X}(\mathbf{q}) = \begin{bmatrix} X_1 \\ X_2 \\ X_3 \\ X_4 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} -r\theta \cos \delta + \ell \\ -r\theta \sin \delta + \ell \\ r\theta \cos \delta + \ell \\ r\theta \sin \delta + \ell \end{bmatrix} \quad (3.2)$$

また上式を関節位置 \mathbf{q} の成分について解けば、

$$\mathbf{q}(\mathbf{X}) = \begin{bmatrix} \delta \\ \theta \\ \ell \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \tan^{-1} \left(\frac{X_1 - X_3}{X_2 - X_4} \right) \\ \frac{1}{2r} \sqrt{(X_1 - X_3)^2 + (X_2 - X_4)^2} \\ \frac{1}{4}(X_1 + X_2 + X_3 + X_4) \end{bmatrix} \quad (3.3)$$

となる。ただし関節が直線状態 ($\theta = 0$) のときは、形式的に $\delta = \delta_{\text{ref}}$ (制御目標値) とすることにより値を一意に決定する。

3.3.2 鉗子先端の運動学解析

鉗子マニピュレータ先端の位置・姿勢については、第 2.4.3 項と同一の手順により導出できる。鉗子先端の位置ベクトル ${}^b\mathbf{p}$ および姿勢行列 ${}^b\mathbf{R}$ は、式 (2.11) および式 (2.12) において、関節長さ L_s を $(L_s + \ell)$ に置き換えればよい。すなわち、

$${}^b\mathbf{p} = \begin{bmatrix} C_\delta \left(\frac{L_s + \ell}{\theta} (1 - C_\theta) + L_g S_\theta \right) \\ S_\delta \left(\frac{L_s + \ell}{\theta} (1 - C_\theta) + L_g S_\theta \right) \\ \frac{L_s + \ell}{\theta} S_\theta + L_g C_\theta \end{bmatrix} \quad (3.4)$$

$${}^b\mathbf{R} = \begin{bmatrix} 1 + C_\delta^2 (C_\theta - 1) & C_\delta S_\delta (C_\theta - 1) & C_\delta S_\theta \\ C_\delta S_\delta (C_\theta - 1) & 1 + S_\delta^2 (C_\theta - 1) & S_\delta S_\theta \\ -C_\delta S_\theta & -S_\delta S_\theta & C_\theta \end{bmatrix} \quad (3.5)$$

となる。ちなみに式 (3.5) は式 (2.12) と全く同一であり、本モデルにおける柔軟関節の伸縮 ℓ が鉗子先端の姿勢に影響しないことを意味する。

ヤコビ行列についても，第 2.4.3 項の要領にて導出できる．計算結果を以下に示す．

$$\mathbf{J}_p = \begin{bmatrix} -S_\delta \left(\frac{L_s + \ell}{\theta} (1 - C_\theta) + L_g S_\theta \right) \\ C_\delta \left(\frac{L_s + \ell}{\theta} (1 - C_\theta) + L_g S_\theta \right) \\ 0 \\ C_\delta \left(-\frac{L_s + \ell}{\theta^2} (1 - C_\theta) + \frac{L_s + \ell}{\theta} S_\theta + L_g C_\theta \right) & C_\delta \frac{1 - C_\theta}{\theta} \\ S_\delta \left(-\frac{L_s + \ell}{\theta^2} (1 - C_\theta) + \frac{L_s + \ell}{\theta} S_\theta + L_g C_\theta \right) & S_\delta \frac{1 - C_\theta}{\theta} \\ -\frac{L_s + \ell}{\theta^2} S_\theta + \frac{L_s + \ell}{\theta} C_\theta - L_g S_\theta & \frac{S_\theta}{\theta} \end{bmatrix} \quad (3.6)$$

$$\mathbf{J}_r = \begin{bmatrix} -C_\delta S_\theta & -S_\delta & 0 \\ -S_\delta S_\theta & C_\delta & 0 \\ 1 - C_\theta & 0 & 0 \end{bmatrix} \quad (3.7)$$

3.4 動力学モデル

プッシュプル駆動型柔軟関節を有する本鉗子マニピュレータにおいては，空気圧シリンダがそれぞれ受け持つ 4 つの駆動チャネルごとに動力学を記述する．これにより動力学パラメータを各駆動チャネルで個別に設定できるため，マニピュレータの持つ力学的な不確かさ，非対称性を補償しやすくなる．動力学モデルは，各空気圧シリンダの駆動力の形で $\mathbf{Z} = [Z_1, Z_2, Z_3, Z_4]^T$ として，次式のように 4 自由度で定義する．

$$\mathbf{Z} = \begin{bmatrix} C_1 \dot{X}_1 + D_1 \text{sgn}(\dot{X}_1) e^{\mu_1 \theta} - K_1 \phi_1 + K_\ell \ell \\ C_2 \dot{X}_2 + D_2 \text{sgn}(\dot{X}_2) e^{\mu_2 \theta} - K_2 \phi_2 + K_\ell \ell \\ C_3 \dot{X}_3 + D_3 \text{sgn}(\dot{X}_3) e^{\mu_3 \theta} + K_3 \phi_1 + K_\ell \ell \\ C_4 \dot{X}_4 + D_4 \text{sgn}(\dot{X}_4) e^{\mu_4 \theta} + K_4 \phi_2 + K_\ell \ell \end{bmatrix} \quad (3.8)$$

上記モデルにおける各項の意味について説明する．第 1 項は空気圧シリンダのもたらず粘性力を表わしており， C は粘性係数である．第 2 項は機構の摺動摩擦力を表わしており，第 2.5 節で述べたオイラーの摩擦伝導理論の考え方によって，屈曲角度 θ の関数とする． D および μ は摩擦力および摩擦係数である．第 3 項は柔軟関節の屈曲にかかる弾性力であり，式 (2.6) または式 (2.7) によって求められる 2 自由度角度パラメータ ϕ についての線形関数とする (K は弾性係数)． ϕ は，2 自由度プッシュプル駆動系で記述した関節の屈曲角度に相当するものであり，この角度と各駆動チャネルのプッシュ，プル作動との対応

Table 3.2: Parameters of the dynamic model for the pushpull drive

	$i = 1$	$i = 2$	$i = 3$	$i = 4$
C_i [N·s/mm]	0.07	0.09	0.1	0.1
D_i [N]	0.7	0.6	0.6	0.6
K_i [N/rad]	9.2	9.3	9.3	9.0
μ_i	0.9	0.9	0.9	0.9
K_ℓ [N/mm]	0.5			

によってモデル中の符号が異なっている．第 4 項は柔軟関節の伸縮にかかる弾性力であり， ℓ についての線形関数とする（ K_ℓ は弾性係数）．なお本モデルにおいては，柔軟関節の屈曲および伸縮にかかる弾性力について，両者の力学的干渉は考慮しないものとする．以上に述べた動力学モデルについて，各項の係数を実験により試行錯誤的に同定した．本鉗子マニピュレータにおいては Table 3.2 に示す値を用いている．

ところで柔軟関節の屈曲にかかる弾性力については，仮想仕事の原理および連続体モデルのヤコビ行列を用いて解析的に求める方法が提案されている [88]．この方法においても，弾性力の計算結果はおよそ屈曲角度についての線形関数となる．しかしこの方法では，超弾性合金ワイヤの曲げ剛性や可動部分の長さなど不確かさを含む数値を調整する必要があること，数値計算において特異点処理を行う必要があること，および駆動チャンネルごとの力学特性の微妙な違いを表現できないこと等の問題点がある．したがって，本節にて提案した弾性力の簡易線形モデルは，極めて実用性の高いモデルであると言える．なお，構築した動力学モデルの有効性を示す実験結果を付録 A に掲載している．

3.5 柔軟関節の位置制御

3.5.1 位置制御システムの設計

本鉗子マニピュレータにおける位置制御系のブロック線図を Fig. 3.8 に示す．本システムにおいては，4 本の空気圧シリンダ位置 X を直接制御することによって所望の関節位置を実現する．これにより式 (3.8) にて構築した動力学モデルが，位置制御系のフィードフォワード補償に利用できる．ただし柔軟関節の伸縮量 ℓ については，可動範囲が小さいためアクティブな位置制御の自由度としては扱わないものとする．なお空気圧駆動システムの構成は Fig. 2.14 に示したものと同様である．

3.5.2 位置制御実験

設計した制御システムを用いて柔軟関節の位置制御実験を行い，制御性の検証を行った．本実験では制御システムにおける各ゲインパラメータ（Fig. 3.8 および Fig. 2.14 参照）を

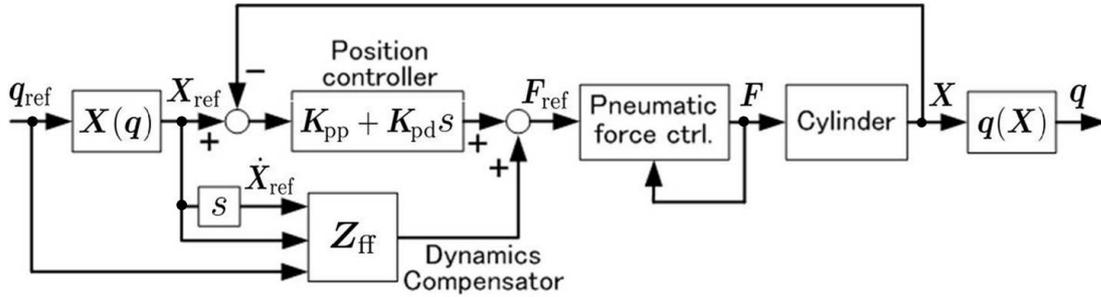


Fig. 3.8: Block diagram of the position control system

Table 3.3: Gain parameters used in the experiments

K_{pp}	5.0	N/mm	For all cylinders
K_{pd}	0.04	N·s/mm	
K_{ap}	0.20	V/N	
K_{ai}	2.0	V/(Ns)	
K_{ad}	0.001	Vs/N	

Table 3.3 のように設定した。

まず 1 自由度の屈曲動作として、制御系に対し以下のような目標値入力を与えた。

$$\begin{aligned}\delta_{\text{ref}} &= 0 \quad [^\circ] \\ \theta_{\text{ref}} &= 60 \sin 0.6\pi t \quad [^\circ]\end{aligned}\quad (3.9)$$

上式は ϕ_1 方向へ振幅 60° 、周期 0.3 Hz の屈曲動作を行うものである。制御結果を Fig. 3.9 に示す。関節の屈曲角度（図上段）は滑らかに目標値に追従しており、良好な制御性が確認できる。対応する空気圧シリンダの位置および駆動力の応答を見ると、駆動ワイヤを押し込む作動（それぞれ正の方向）においても関節の屈曲に有意に寄与しており、先に述べた拮抗駆動型柔軟関節に比べて高い剛性を実現できることが分かる。

次に 2 自由度の拮抗駆動を組み合わせた動作として、以下のような目標値入力を与えた。

$$\begin{aligned}\delta_{\text{ref}} &= 90 \sin 0.6\pi t \quad [^\circ] \\ \theta_{\text{ref}} &= 60 \quad [^\circ]\end{aligned}\quad (3.10)$$

上式は屈曲角度 θ を一定に維持したまま、屈曲方向 δ を振幅 90° 、周期 0.3 Hz で変化させるものである（第 2 章で「回転動作」と呼んでいる）。制御結果を Fig. 3.10 に示す。この動作においても全体として良好な位置制御性が確認できる。ただし前章でも述べたが、回転動作は屈曲 2 自由度の組み合わせ運動のため、1 自由度屈曲動作に比べると屈曲角度 θ の制御性がやや低くなる傾向がある。

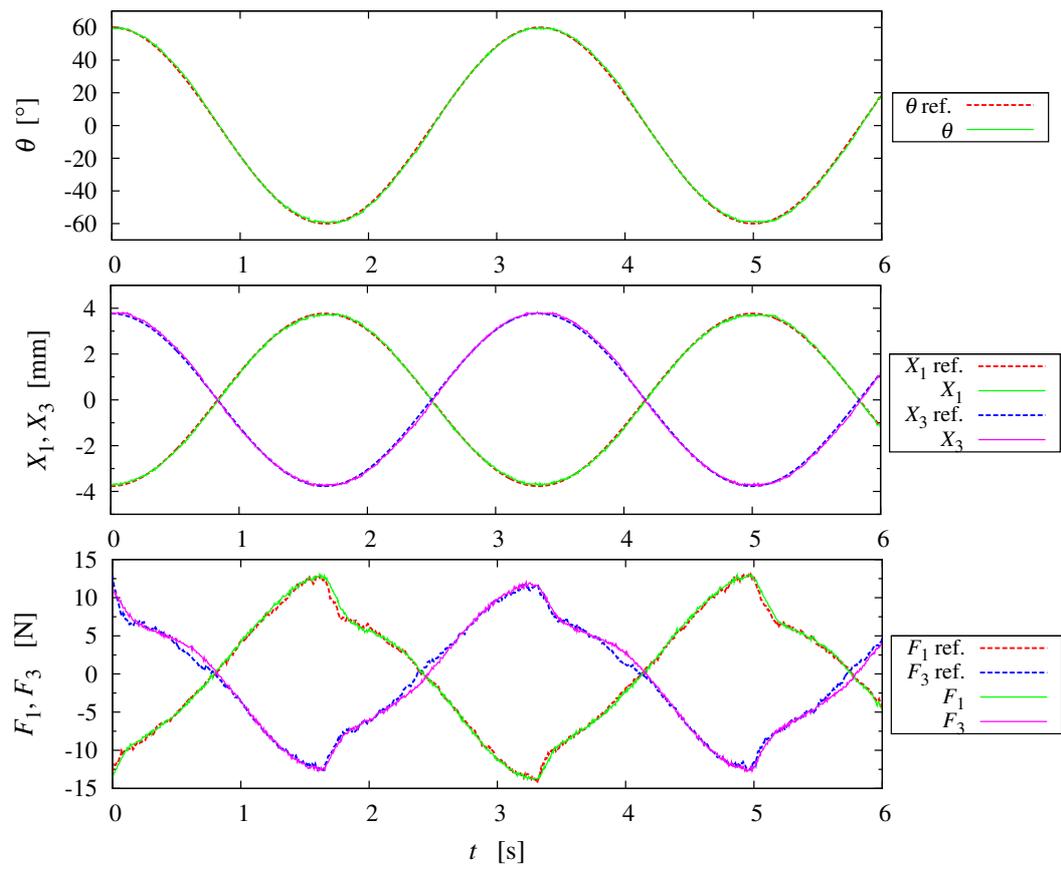


Fig. 3.9: Transient responses of control parameters during the bending motion: joint position, cylinder positions and cylinder forces

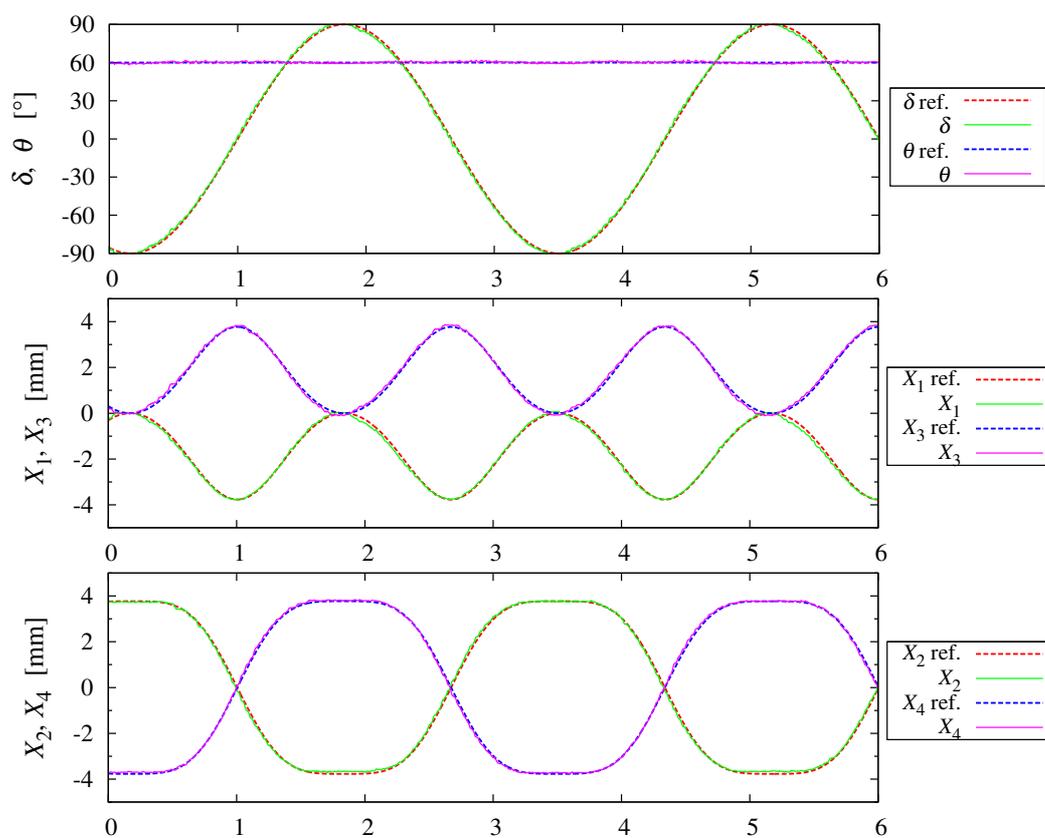


Fig. 3.10: Transient responses of control parameters during the rolling motion: joint position and cylinder positions

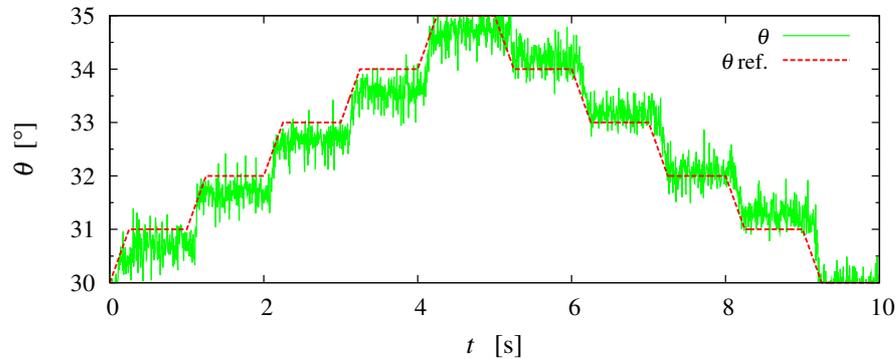


Fig. 3.11: Transient responses of joint bending angle with a stepwise input

次に、本鉗子マニピュレータの位置決め分解能を調べる実験を行った。Fig. 3.11 に示すように、関節の屈曲角度 θ の目標値を 30° から 35° まで、1 秒ごとに 1° 刻みで変化させて位置制御を行った。この目標値入力に対し、関節角度の計測値は概ね 1° 刻みで確実に反応しており、本実験における柔軟関節の位置決め分解能は 1° 以下と分かる。目標値と計測値の間に一部偏差が生じているが、マスタースレーブシステムを用いて人間が操作する際に直観性を失わせるものではないため、特に問題とならない。さらに屈曲角度を大きく設定して実験を行った場合でも、同様の分解能が得られた。一般的な腹腔鏡手術においては、マニピュレータの姿勢制御に要求される分解能は 1° 以下という報告があり [87]、本鉗子マニピュレータはこの要求を最低限満たすものであると言える。なお Fig. 3.11 において、屈曲角度の計測値に最大 1° 程度の振れが確認できるが、これは空気圧シリンダの位置計測を行うポテンシオメータの計測ノイズが原因である。したがってポテンシオメータをエンコーダに変更する等の処置により計測ノイズを低減すれば、制御系の各ゲインを高く設定することができるため、関節の位置制御性が大幅に向上すると考えられる。

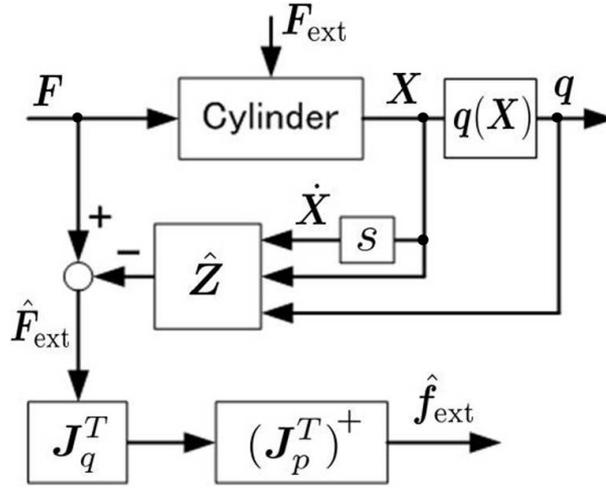


Fig. 3.12: Block diagram of external force estimator

3.6 外力の推定

3.6.1 連続体モデルを用いた外力推定法

本項では3自由度連続体モデル(第3.3節参照)を用いて, プッシュプル駆動型柔軟関節にかかる外力推定法を構築する. 導出の基本的な考え方は第2.7.1項と同様である.

鉗子マニピュレータの運動方程式を, 空気圧シリンダを含む4自由度の駆動系で考え, 以下のように記述する.

$$\mathbf{F} = \mathbf{Z} + \mathbf{F}_{\text{ext}} \quad (3.11)$$

と書ける. 式中の \mathbf{F}_{ext} は, 鉗子先端の外力に起因するシリンダ駆動力の外力成分である. \mathbf{Z} を式(3.8)により $\hat{\mathbf{Z}}$ として計算すれば, シリンダ駆動力の外力成分の推定値 $\hat{\mathbf{F}}_{\text{ext}}$ が次式で得られる.

$$\hat{\mathbf{F}}_{\text{ext}} = \mathbf{F} - \hat{\mathbf{Z}} \quad (3.12)$$

上式で求めた $\hat{\mathbf{F}}_{\text{ext}}$ から鉗子先端の推定外力 $\hat{\mathbf{f}}_{\text{ext}} = [f_x, f_y, f_z]^T$ を得るため, 機構のヤコビ行列を用いて次式のように変換を行う.

$$\hat{\mathbf{f}}_{\text{ext}} = (\mathbf{J}_p^T)^+ (\mathbf{J}_q^T \hat{\mathbf{F}}_{\text{ext}}) \quad (3.13)$$

ここで \mathbf{J}_p は式(3.6)に示す3自由度連続体モデルのヤコビ行列であり, $(\mathbf{J}_p^T)^+$ は \mathbf{J}_p^T の一般化逆行列である. また \mathbf{J}_q は, 関節の一般化速度 \dot{q} から空気圧シリンダ速度 \dot{X} へのヤコ

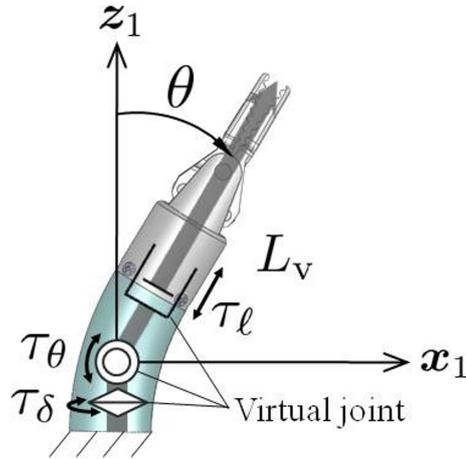


Fig. 3.13: Schematic of the 3-dof link-approximation model

び行列であり，式 (3.2) を時間微分することで得られる．すなわち，

$$\dot{X} = J_q \dot{q},$$

$$J_q = \begin{bmatrix} r\theta \sin \delta & -r \cos \delta & 1 \\ -r\theta \cos \delta & -r \sin \delta & 1 \\ -r\theta \sin \delta & r \cos \delta & 1 \\ r\theta \cos \delta & r \sin \delta & 1 \end{bmatrix} \quad (3.14)$$

となる．以上により構築した外力推定器のブロック線図を Fig. 3.12 に示す．

3.6.2 特異点近傍における外力推定法

式 (3.13) において $\theta = 0$ の時には， J_p が特異行列となってしまう逆行列計算に問題が生じる．本項では，第 2.7.2 項で述べたリンク近似モデルの拡張形を用いて，特異点近傍における外力計算法を記述する．

Fig. 3.13 は，本稿で用いる 3 自由度リンク近似モデルの概念図である．Fig. 2.18 に示す 2 自由度リンク近似モデルに，柔軟関節の伸縮量 ℓ に対応する先端の直動自由度が付加されたモデルとなっている．第 2.7.2 項の導出手順に従い，各仮想関節についての外力トルクおよび並進力からなるベクトル $\tau_q = [\tau_\delta, \tau_\theta, \tau_\ell]^T$ を考えると，これは関節位置座標 q に対応する一般化力として次式で求めることができる．

$$\tau_q = J_q^T \hat{F}_{\text{ext}} \quad (3.15)$$

上記よりすなわち，各仮想関節にトルクまたは並進力をもたらす先端の外力成分 $f_\delta, f_\theta, f_\ell$

が，次式のように解析的に求められる．

$$\begin{aligned} \begin{bmatrix} f_\delta \\ f_\theta \\ f_\ell \end{bmatrix} &= (\mathbf{J}_{\text{link}}^T)^{-1} \boldsymbol{\tau}_q \\ &= \begin{bmatrix} \frac{r\theta}{L_v \sin \theta} \left((\hat{F}_{1\text{ext}} - \hat{F}_{3\text{ext}}) \sin \delta - (\hat{F}_{2\text{ext}} - \hat{F}_{4\text{ext}}) \cos \delta \right) \\ -\frac{r}{L_v} \left((\hat{F}_{1\text{ext}} - \hat{F}_{3\text{ext}}) \cos \delta + (\hat{F}_{2\text{ext}} - \hat{F}_{4\text{ext}}) \sin \delta \right) \\ \hat{F}_{1\text{ext}} + \hat{F}_{2\text{ext}} + \hat{F}_{3\text{ext}} + \hat{F}_{4\text{ext}} \end{bmatrix}, \quad (3.16) \\ \mathbf{J}_{\text{link}} &= \begin{bmatrix} L_v \sin \theta & 0 & 0 \\ 0 & L_v & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \end{aligned}$$

式中の L_v は Fig. 3.13 に示した仮想リンク長である．リンク近似モデルの定義より，

$$L_v = \frac{L_s + \ell}{2} + L_g \quad (3.17)$$

となる．また \mathbf{J}_{link} は，仮想関節の位置座標系で記述した機構のヤコビ行列である．式 (3.16) は特異点 $\theta = 0$ においても， $\delta = \delta_{\text{ref}}$ としてロピタルの定理により外力を定義することができる．ここで求めた外力成分 f_δ ， f_θ ， f_ℓ はそれぞれ，先に定義した柔軟関節末端座標系の y_e 軸， x_e 軸， z_e 軸方向の成分にほかならない (Fig. 3.7 参照)．ゆえに柔軟関節末端座標系で表わした先端外力ベクトルは，

$${}^e \hat{\mathbf{f}}_{\text{ext}} = [f_\theta, f_\delta, f_\ell]^T \quad (3.18)$$

と表わすことができる．これを次式によって，鉗子マニピュレータ基準座標系へ変換すればよい．

$$\hat{\mathbf{f}}_{\text{ext}} = E^{k\delta} E^{j\theta} {}^e \hat{\mathbf{f}}_{\text{ext}} \quad (3.19)$$

なお拮抗駆動型柔軟関節の場合と同じく，特異点近傍として $\theta < 0.05^\circ$ となったときに連続体モデルからリンク近似モデルに計算方法を切り替えて外力推定を行っている．切り替わり点で外力推定値が不連続とならないことを実験により確認している．

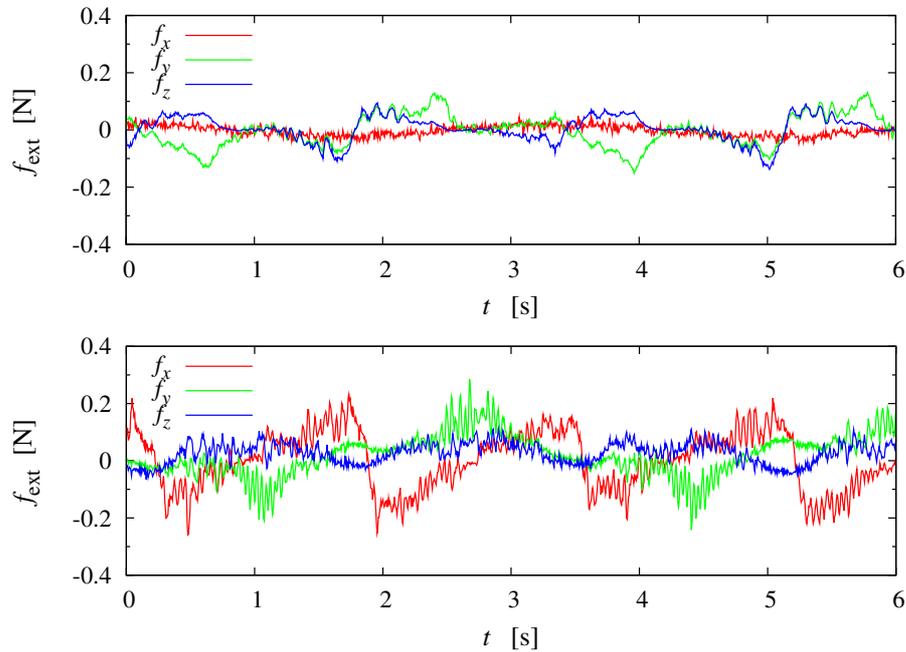


Fig. 3.14: External forces estimated during free motions: the bending motion (upper) and the rolling motion (lower)

3.6.3 外力推定実験

a 自由運動時の推定値

Fig. 3.14 は、式 (3.9) に示す屈曲動作および式 (3.10) に示す回転動作を制御入力として、柔軟関節を自由運動させたときの外力推定値を表わしている。自由運動のため所望の推定値は 0 N である。したがって屈曲動作においては 0.15 N、回転動作においては 0.25 N 程度の推定誤差が生じることが分かり、これは Fig. 2.19 に示した拮抗駆動型柔軟関節における推定誤差と同程度となっている。推定誤差の主な原因としては第 2.7.3 項に述べた通りである。プッシュプル駆動型柔軟関節は、拮抗駆動型柔軟関節に比べて関節の剛性が高く機構のインピーダンスも大きくなるが、第 3.4 節に示す 4 自由度力学モデルの導入によって確度の高いモデル同定ができたことにより、結果として外力推定誤差の拡大を防ぐことができたと考える。

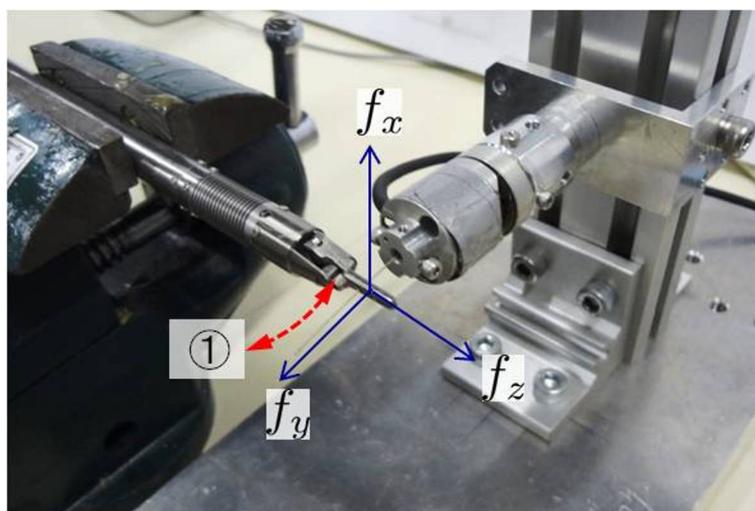


Fig. 3.15: Experimental setup for force measurement: case 1

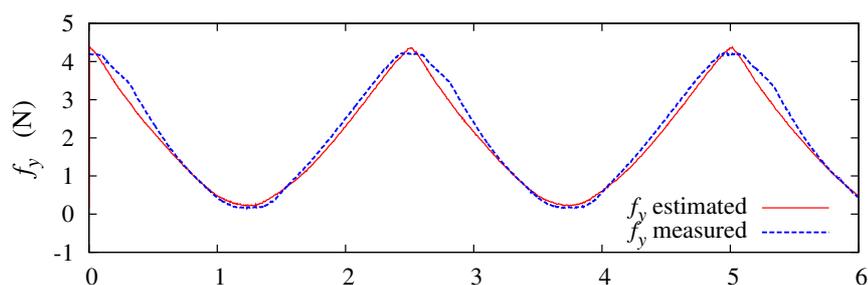


Fig. 3.16: Experimental result of one-DOF force estimation in case 1

b カセンサを用いた推定値の評価

次に、歪みゲージ式力センサを用いて推定外力を評価する実験を行う。実験に用いる力センサの仕様は第 2.7.3 項に示したとおりである。

まず鉗子マニピュレータと力センサを Fig. 3.15 のように配置し、把持部と力センサ受感部をワイヤで連結した。この状態でマニピュレータに以下の位置制御入力を与えて実験を行った。

$$\begin{aligned} \delta_{\text{ref}} &= 90 \quad [^\circ] \\ \theta_{\text{ref}} &= 25 \sin 0.8\pi t + 25 \quad [^\circ] \end{aligned} \quad (3.20)$$

これは Fig. 3.15 中の矢印①で示す屈曲動作のための位置入力であり、図中 f_y 方向の力について評価を行うものである。この位置入力において鉗子先端は、力センサとの拘束のためほとんど動かない。実験結果を Fig. 3.16 に示す。力センサの計測値とマニピュレータ

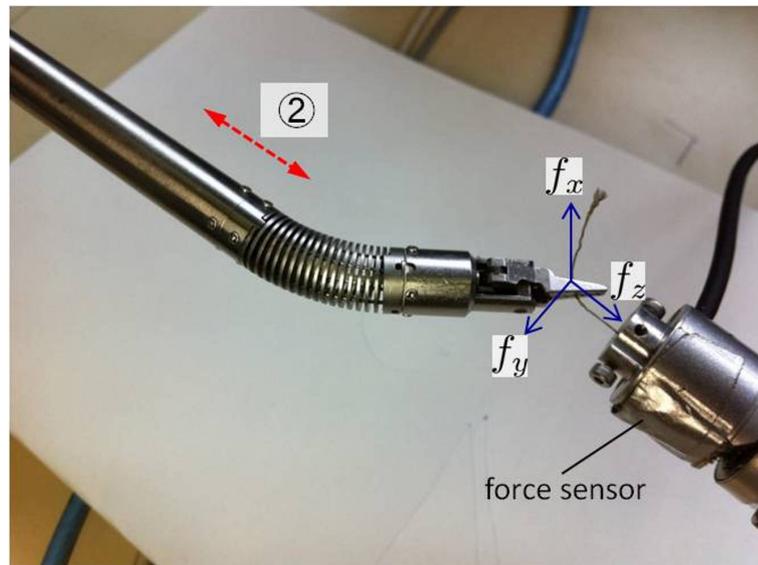


Fig. 3.17: Experimental setup for force measurement: case 2

の外力推定値がよく一致しており，1 自由度における外力推定の有効性を確認できる．計測値と推定値の最大偏差は 0.37 N であり，拮抗駆動型の鉗子マニピュレータを用いた同実験結果（Fig. 2.21）と比べて同等の推定性能と言える．また本実験では鉗子先端で 4 N 以上の力を出力しており，拮抗駆動型の鉗子マニピュレータに比べて関節の剛性が高いことが分かる．

次に鉗子マニピュレータの関節を 30° 屈曲させ，力センサとともに Fig. 3.17 のように配置し，把持部と力センサ受感部をワイヤで連結した．この状態で，鉗子マニピュレータ本体を図中矢印②の方向に動かすことで鉗子先端に外力を与える．本実験は，プッシュプル駆動型柔軟関節の 3 自由度モデルによる外力推定法，すなわち関節の伸縮にかかる自由度 l を考慮した外力推定法の有効性を調べるために行った．Fig. 3.18 は， l を考慮しない 2 自由度モデルを用いて外力推定を行った結果である．Fig. 3.17 の状態で先端にかかる外力は， l 方向の成分を大きく含むため，2 自由度モデルの外力推定ではほとんど検出できないことがわかる．一方 Fig. 3.19 は， l を考慮した 3 自由度モデルを用いて外力推定を行った結果である．このケースでは，支配的な外力成分 f_y および f_z がしっかりと検出できていることが分かり，本節で提案した 3 自由度モデルによる外力推定法が有効であることを示している．しかし関節の l 方向の力に対しては，4 本の空気圧シリンダおよびワイヤ駆動機構の静止摩擦力が直接的に作用するため，有意に検出できる外力のしきい値が大きくなってしまふ．本実験は f_z 方向におよそ 5 N の外力が作用する状況で行ったが， l 方向に対する外力推定性能を向上させるためには，空気圧シリンダを含む各駆動チャンネルの静止摩擦力を低減する必要がある．

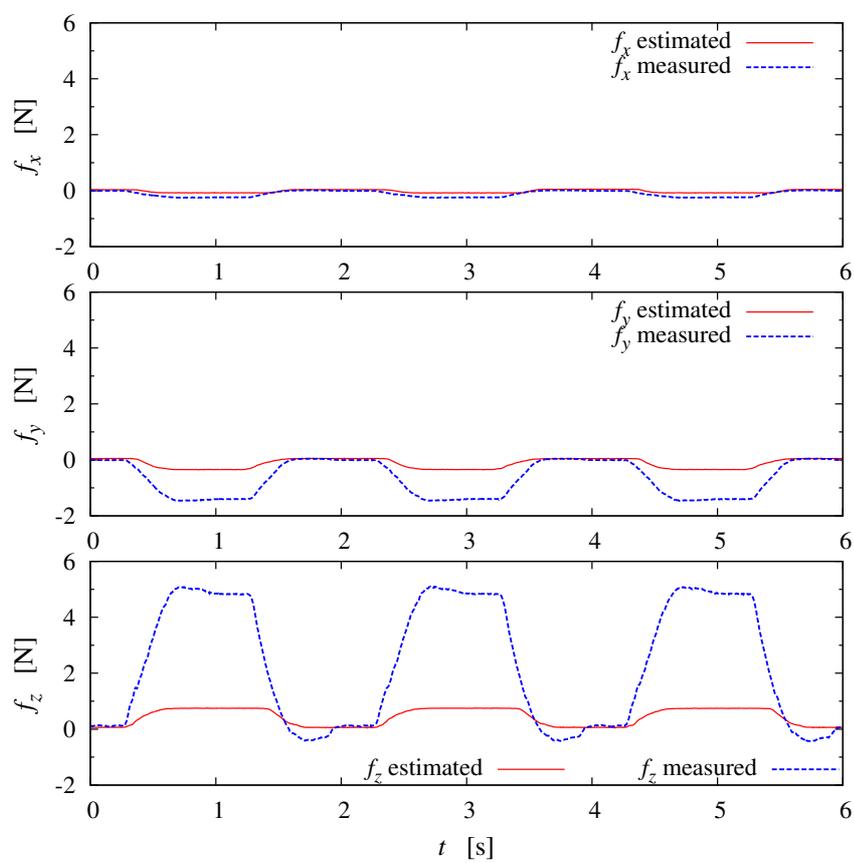


Fig. 3.18: Experimental result of force estimation in case 2 using the 2-dof joint model

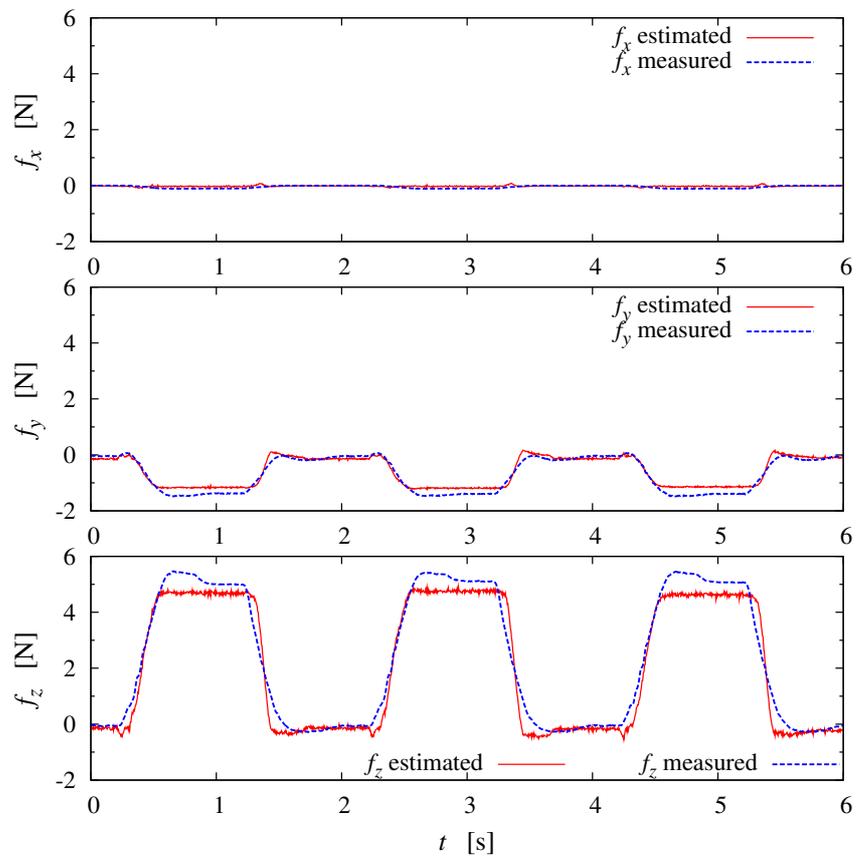


Fig. 3.19: Experimental result of force estimation in case 2 using the 3-dof joint model

3.7 まとめ

本章では、超弾性合金ワイヤのプッシュ・プル作動によって先端の柔軟関節を駆動する鉗子マニピュレータを提案・試作した。マニピュレータの設計においては、柔軟関節の駆動ワイヤに剛性の高い超弾性合金ワイヤを採用することで、関節中心部の背骨構造を無くすとともに、駆動ワイヤの伸びや関節部での経路誤差を大幅に低減することができた。また、提案する柔軟関節が5 Nの荷重に対しても大きく変形することなく形状を保てることを示した。理論モデルの構築においては、関節の伸縮方向の自由度を考慮した3自由度連続体モデルを構築し、これに基づき関節の運動学解析を行った。また、空気圧シリンダを含む4つの駆動チャンネルごとにパラメータを設定可能な4自由度動力学モデルを構築することで、確度の高いモデル同定を可能にした。位置制御系の設計においては、各空気圧シリンダの位置制御によって所望の関節位置を実現する制御系を構築し、実験により良好な制御性を確認するとともに、本試作機における柔軟関節が1°の位置決め分解能を持つことを明らかにした。外力の推定においては、3自由度連続体モデルを用いた外力推定法を提案し、実験によりその有効性を確認した。拮抗駆動型の鉗子マニピュレータと同等の外力推定性能（屈曲角60°以下において検出可能な外力の最小値0.25 N）を有するとともに、より高い関節の剛性を実現できることを示した。ただし関節の伸縮方向の外力推定については機構の特性上、検出可能な外力のしきい値が大きくなってしまいうため、機構の静止摩擦力を低減する必要があることを示唆した。

第4章 マスタースレーブ操作システムの構築

4.1 はじめに

本章では、第2章および第3章で開発した鉗子マニピュレータを、マスタースレーブ操作によって制御するためのシステムを構築する。鉗子マニピュレータは、先端部の柔軟関節に屈曲2自由度を有しており、先行研究にて開発された4自由度保持ロボット [40] に搭載することで、6自由度のスレーブマニピュレータとして制御できる。本論ではまず、このために必要な6自由度運動学解析を行う。次に、ハプティックインターフェース PHANTOM Desktop をマスタマニピュレータとして用いたマスタースレーブシステムを構築する。ここでは、スレーブマニピュレータの位置制御および操作者への力覚提示を可能にするバイラテラル制御系の設計について述べる。その後マスタースレーブシステムを用いた評価実験を行い、システムの有効性を検証・確認する。

4.2 空気圧駆動スレーブマニピュレータ

4.2.1 マニピュレータ概要

スレーブマニピュレータの外観を Fig. 4.1 に示す。スレーブマニピュレータは、只野らによって開発された4自由度保持ロボット [40] に、本研究にて開発した2自由度鉗子マニピュレータを搭載した6自由度ロボットである。保持ロボットは、3つの回転関節 (q_1, q_2, q_4) および1つの直動関節 (q_3) を持ち、各関節は全て空気圧アクチュエータで駆動される。また、図中の点 O (2本の赤線の交点) が不動点となるように設計されており、これによって体内挿入点 (トロッカー部) を中心とした鉗子マニピュレータのピボット運動が実現できる。鉗子マニピュレータにおいては、柔軟関節の持つ2自由度屈曲 (図中では簡単のため ϕ_1, ϕ_2 と表記) を位置制御の自由度として扱う。

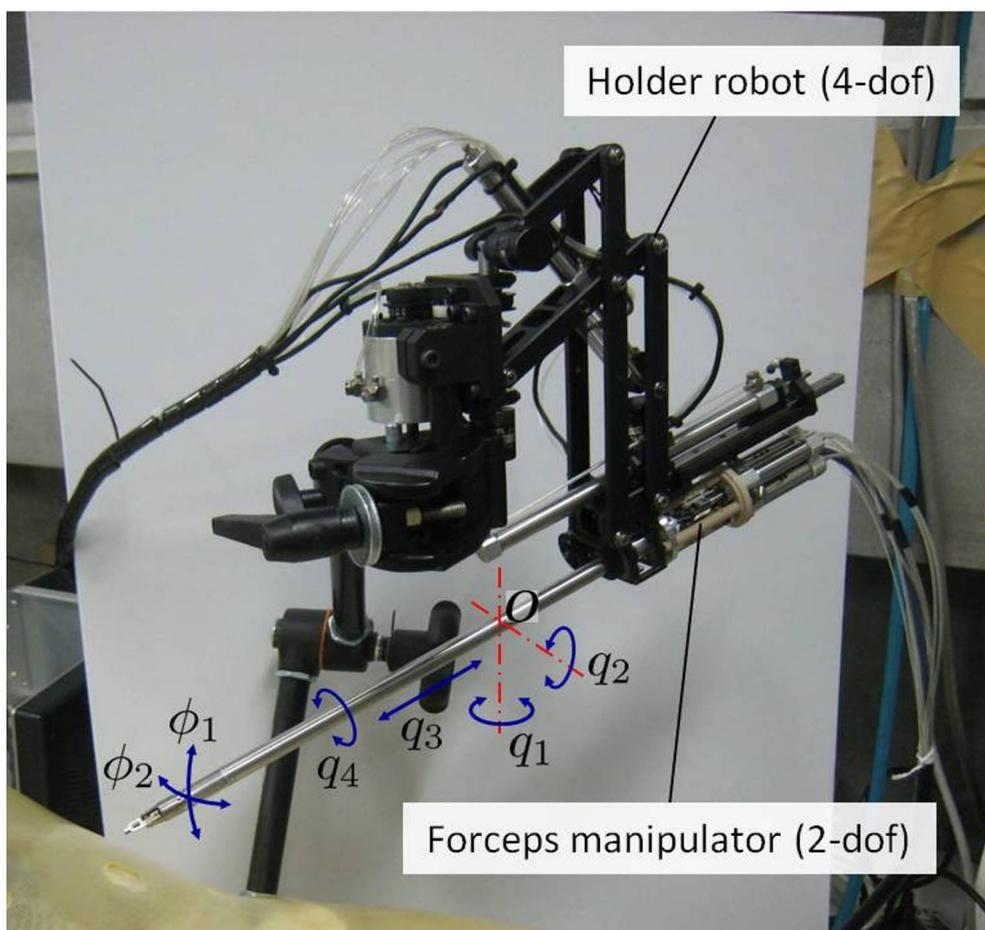


Fig. 4.1: Overview of the 6-dof slave robot

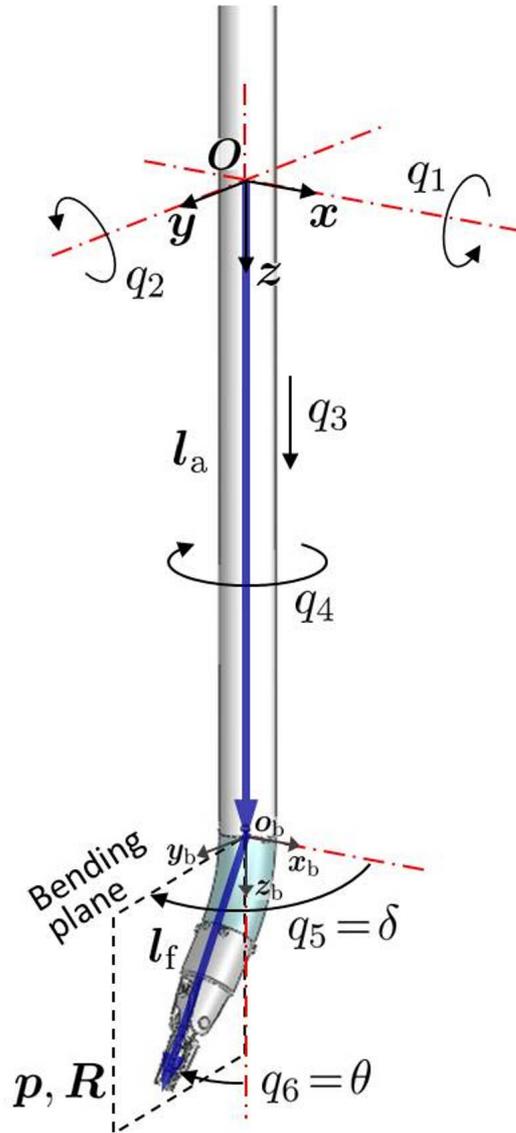


Fig. 4.2: Nomenclature and coordinates of the slave manipulator

4.2.2 6 自由度運動学解析

本項では、スレーブマニピュレータの 6 自由度運動学解析を行う。Fig. 4.2 に示すように、マニピュレータの運動を記述するための慣性座標系 $O-xyz$ をロボットの不動点上に定義する。保持ロボットの基準姿勢を $q_1 = q_2 = q_3 = q_4 = 0$ の状態とし、このときに慣性座標系と Fig. 4.2 の位置関係になるものとする。 q_5 および q_6 は鉗子先端の柔軟関節の位置座標で、それぞれ屈曲方向 δ および屈曲角度 θ に対応する。また、鉗子マニピュレータ基準座標系 $o_b-x_b y_b z_b$ (Fig. 2.8 または Fig. 3.7 参照) の向きは、保持ロボットの基準姿勢時に慣性座標系の向きと一致するものとする。

a 順運動学解

はじめにスレーブマニピュレータの順運動学として、各関節位置 $q_1 \sim q_6$ から鉗子先端の位置ベクトル p および姿勢行列 R を求める。Fig. 4.2 に示すように、マニピュレータの基準姿勢における、慣性座標系の原点 O から鉗子マニピュレータ基準座標系の原点 o_b への位置ベクトルを l_a とすると、次式で表わせる。

$$l_a = \begin{bmatrix} 0 \\ 0 \\ L_3 + q_3 \end{bmatrix} \quad (4.1)$$

式中の L_3 は、マニピュレータ基準姿勢における $O-o_b$ 間の長さで、本研究では 120 mm としている。また、鉗子マニピュレータ基準座標系 $o_b-x_b y_b z_b$ で記述した鉗子先端の位置ベクトルを l_f とすると、これは式 (2.11) より次式となる。

$$l_f = E^{kq_5} \left(l_e + E^{jq_6} E^{k(-q_5)} l_g \right) \quad (4.2)$$

なお、ベクトル l_e および l_g の成分は式 (2.9) および式 (2.10) のとおりである。以上に定義したベクトル l_a および l_f を用いて、鉗子先端の位置ベクトル p を記述すると以下のようなになる。

$$\begin{aligned} p &= E^{iq_1} E^{jq_2} E^{kq_4} (l_a + l_f) \\ &= E^{iq_1} E^{jq_2} E^{kq_4} \left(l_a + E^{kq_5} \left(l_e + E^{jq_6} E^{k(-q_5)} l_g \right) \right) \end{aligned} \quad (4.3)$$

式中の i, j, k はそれぞれ x, y, z 方向の単位ベクトルとする。また上式より、鉗子先端の姿勢行列 R は

$$R = E^{iq_1} E^{jq_2} E^{kq_4} E^{kq_5} E^{jq_6} E^{k(-q_5)} \quad (4.4)$$

と表わせる。

スレーブマニピュレータのヤコビ行列については，先行研究 [131] および本論文の第 2.4.3 項-b に準じて求めることができる．

b 逆運動学解

次にスレーブマニピュレータの逆運動学として，鉗子先端の位置ベクトル p および姿勢行列 R からマニピュレータの各関節位置 $q_1 \sim q_6$ を求める．逆運動学解析により，マニピュレータ先端の位置・姿勢を目標値として位置制御系に与えることが可能となる．

まず式 (4.4) より，

$$R^{-1} = E^{k(q_5)} E^{j(-q_6)} E^{k(-q_5)} E^{k(-q_4)} E^{k(-q_2)} E^{k(-q_1)} \quad (4.5)$$

と表わすことができる．ここで式 (4.3) の両辺に R^{-1} を左から掛けて整理すると，次式のようなになる．

$$R^{-1}p - l_g = E^{k(q_5)} E^{j(-q_6)} \left(E^{k(-q_5)} l_a + l_e \right) \quad (4.6)$$

上式の左辺を $d = [d_x, d_y, d_z]^T$ とおいて右辺の成分を計算すると，次式の結果を得る．

$$\begin{bmatrix} d_x \\ d_y \\ d_z \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} C_5 \left(\frac{L_s(1-C_6)}{q_6} C_6 - \left(\frac{L_s S_6}{q_6} + L_3 + q_3 \right) S_6 \right) \\ S_5 \left(\frac{L_s(1-C_6)}{q_6} C_6 - \left(\frac{L_s S_6}{q_6} + L_3 + q_3 \right) S_6 \right) \\ \frac{L_s(1-C_6)}{q_6} S_6 + \left(\frac{L_s S_6}{q_6} + L_3 + q_3 \right) C_6 \end{bmatrix} \quad (4.7)$$

ただし $C_i = \cos q_i$, $S_i = \sin q_i$ とする．上式第 1 行，第 2 行より

$$\frac{d_y}{d_x} = \frac{S_5}{C_5} = \tan q_5 \quad (4.8)$$

の関係が得られる．ゆえに，

$$q_5 = \tan^{-1} \left(\frac{d_y}{d_x} \right) \quad (4.9)$$

と求まる．

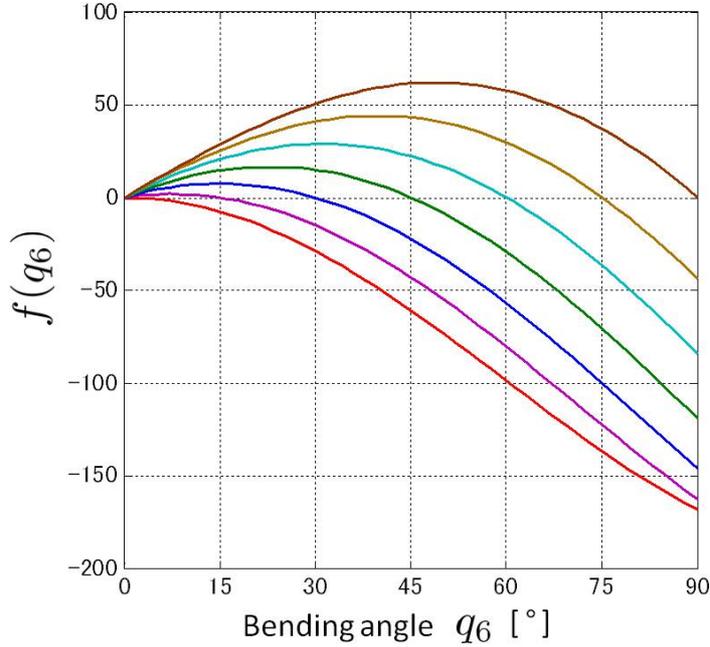


Fig. 4.3: Sample graphs of the function $f(q_6)$ with several solutions for $f(q_6) = 0$

さらに式 (4.7) の第 1 行, 第 2 行より次の関係式が得られる .

$$\begin{aligned}
 d_x^2 + d_y^2 &= \left(\frac{L_s(1 - C_6)}{q_6} C_6 - \left(\frac{L_s S_6}{q_6} + L_3 + q_3 \right) S_6 \right)^2 \\
 &\quad \updownarrow \\
 \pm \sqrt{d_x^2 + d_y^2} &= \frac{L_s(1 - C_6)}{q_6} C_6 - \left(\frac{L_s S_6}{q_6} + L_3 + q_3 \right) S_6
 \end{aligned} \tag{4.10}$$

上式および式 (4.7) 第 3 行の関係を用いて q_3 を消去すると, 次の方程式が得られる .

$$L_s(1 - C_6) - q_6 \left(S_6 d_z \pm C_6 \sqrt{d_x^2 + d_y^2} \right) = 0 \tag{4.11}$$

式 (4.11) は未知数 q_6 についての方程式となっているが, これを解析的に解くことは困難である . そこで式 (4.11) の左辺を関数 $f(q_6)$ として, 数値解法を用いて方程式 $f(q_6) = 0$ を解くことを考える . 関数 $f(q_6)$ のグラフは Fig. 4.3 に示すような曲線となっている . これらの形状を見ると, $f'(q_6) = 0$ となる点が必ず存在し, かつ $f(0) = 0$ が常に成立することが分かる . したがって一般的な高速解法であるニュートン・ラプソン法では, 適切な解への収束は保証されない . そこで, 定義域 $0 < q_6 \leq 90$ [°] において唯一解が確実に収束する二分法を用いて計算を行うこととする . このとき $q_6 = 0$ が適切な解であるかどうか

かは，境界条件によって判定可能である．本スレーブマニピュレータのシステム（制御周期 1 ms）においては， 0.001° 未満の精度で求解が可能である．なお式 (4.11) 中の複号については，求める q_6 の定義域に沿うようにいずれかの符号を選べばよい．

ここまでの導出によって関節角度 q_5 および q_6 が求められた．次に，式 (4.6) の両辺に $E^{kq_5} E^{jq_6} E^{k(-q_5)}$ を左から掛けて整理すると，次式が得られる．

$$l_a = E^{kq_5} \left(E^{jq_6} E^{k(-q_5)} (R^{-1}p - l_g) - l_e \right) \quad (4.12)$$

上式の z 成分を計算すれば q_3 が求まる．さらに，式 (4.4) の両辺右側から $E^{kq_5} E^{j(-q_6)} E^{k(-q_5)}$ を掛けると，

$$RE^{kq_5} E^{j(-q_6)} E^{k(-q_5)} = E^{iq_1} E^{jq_2} E^{kq_4} \quad (4.13)$$

となる．上式の左辺の行列を Q とおき，右辺の行列成分を計算すると次式が得られる．

$$\begin{bmatrix} Q_{11} & Q_{12} & Q_{13} \\ Q_{21} & Q_{22} & Q_{23} \\ Q_{31} & Q_{32} & Q_{33} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} C_2 C_4 & -C_2 S_4 & S_2 \\ C_1 S_4 + S_1 S_2 C_4 & C_1 C_4 - S_1 S_2 S_4 & -S_1 C_2 \\ S_1 S_4 - C_1 S_2 C_4 & S_1 C_4 + C_1 S_2 S_4 & C_1 C_2 \end{bmatrix} \quad (4.14)$$

式 (4.14) における各成分同士の関係を用いれば，残る関節角度 q_1, q_2, q_4 が求まる．導出例を以下に示す．

$$q_4 = \tan^{-1} \frac{S_4}{C_4} = \tan^{-1} \frac{-Q_{12}}{Q_{11}} \quad (4.15)$$

$$q_2 = \tan^{-1} \frac{S_2}{C_2} = \tan^{-1} \frac{Q_{13}}{\sqrt{Q_{11}^2 + Q_{12}^2}} \quad (4.16)$$

$$q_1 = \tan^{-1} \frac{S_1}{C_1} = \tan^{-1} \frac{-Q_{23}}{Q_{33}} \quad (4.17)$$

4.3 バイラテラル制御システム

4.3.1 システム構成

本研究で用いるマスタースレーブシステムの構成を Fig. 4.4 に示す．本システムではマスタマニピュレータとして，Sensable 社の汎用ハプティックインターフェース PHANTOM Desktop を用いており，6 自由度の位置・姿勢入力および並進 3 自由度のインピーダンス提示が可能である．マスタ側から入力された位置制御指令に基づきスレーブマニピュレータの空気圧駆動を行うと同時に，スレーブ側で推定した外力を力制御指令としてマスタ側

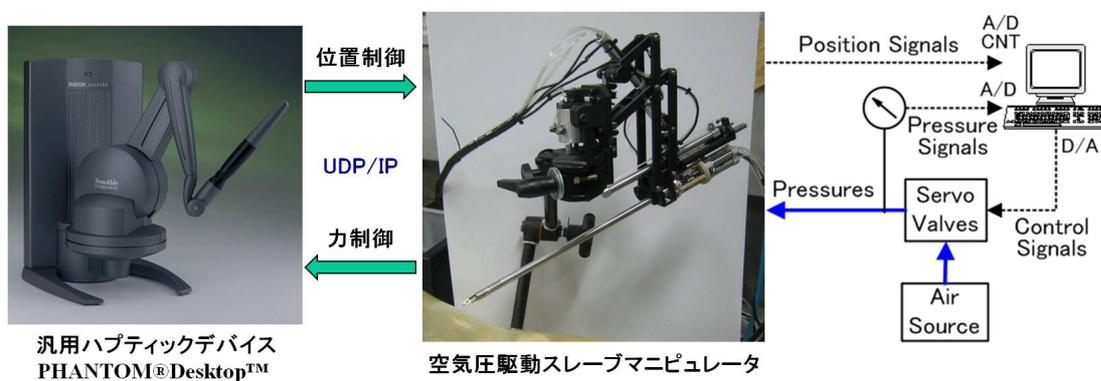


Fig. 4.4: Schematic of the master-slave system

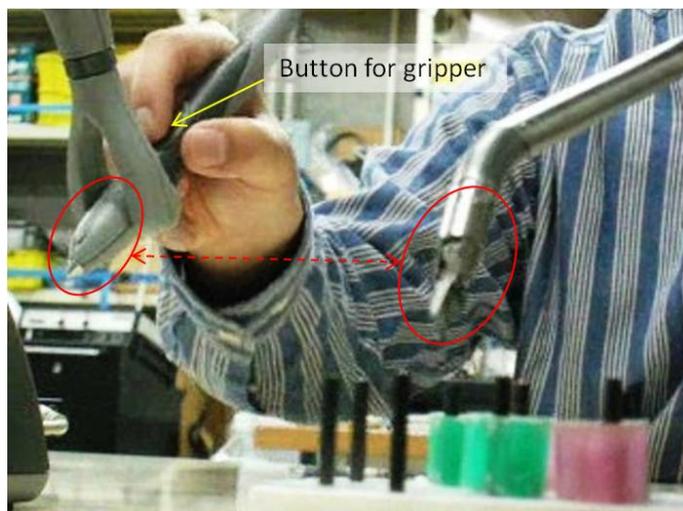


Fig. 4.5: Correspondence of the master arm to the forceps tip

に送信し、操作者への力覚提示を行うバイラテラル制御システムを構築した。マスタ側、スレーブ側の制御周期はそれぞれ 1 ms で、マスタ・スレーブ間の位置および力情報の送受信には UDP/IP 通信を用いている。

本システムの操作においては Fig. 4.5 に示すように、スレーブマニピュレータの鉗子先端部が、マスタマニピュレータのペン型アーム先端部の位置・姿勢に対応して動作する。また鉗子把持部の開閉操作については、マスタのペン型アーム上に設けられたボタンの ON/OFF によって行う。

4.3.2 バイラテラル制御系の設計

マスタスレーブシステムに実装したバイラテラル制御系のブロック線図を Fig. 4.6 に示す．以下に制御の流れを説明する．

まずマスタマニピュレータで先端位置・姿勢の 6 自由度目標値 r_{ref} が入力される． r_{ref} の成分は次式で示すとおり，3 自由度並進位置座標および各座標軸回りの回転角から成る．

$$r_{\text{ref}} = [x, y, z, \psi_x, \psi_y, \psi_z]^T \quad (4.18)$$

ただし回転角 ψ_x, ψ_y, ψ_z の値から目標姿勢行列 R_{ref} を計算する際は，XYZ オイラー角を用いるものとする．入力された位置・姿勢目標 r_{ref} に対し，操作者の手ぶれ抑制のためのフィルタおよび位置情報のスケールファクタ λ_r を作用させてスレーブ側に送信する．また先端の速度・角速度ベクトル \dot{r}_{ref} についても，あらかじめマスタ側で数値微分を行ってからスレーブ側に送信している．これにより通信の遅れやパケットロスなどのエラーが生じた場合に，速度情報の乱れを抑えることができる．

次にスレーブ側では，受信した目標値 r_{ref} および \dot{r}_{ref} に対して，逆運動学計算およびヤコビ行列の逆行列を掛ける計算を行い，各関節の位置 q_{ref} および速度 \dot{q}_{ref} を求める．これらの目標値を制御系に与えることにより，スレーブマニピュレータの位置制御を行う．これと同時に，計測した駆動力および関節位置などの情報から，外力推定器によって先端に作用する外力 \hat{f}_{ext} を計算し，マスタ側へ力情報 f_s として送信する．なお本システムで実装した外力推定アルゴリズムは，第 2.7 節または第 3.6 節で述べた柔軟関節を用いる外力推定法に，保持ロボットの直動関節 (q_3) にかかる外力成分を加えて，柔軟関節の伸縮方向に対する外力の検出感度を補完したものである．

スレーブ側からの力情報 f_s をマスタ側で受信すると，これに含まれる推定誤差をカットするため次式のような閾値処理を行う．

$$f_{\text{haptic}} = \begin{cases} \left(\frac{|f_s|}{f_{\text{th}}} \right)^n f_s & (|f_s| < f_{\text{th}}) \\ f_s & (|f_s| \geq f_{\text{th}}) \end{cases} \quad (4.19)$$

式中の f_{th} はマスタ側で提示する外力の閾値である．本システムにおいては，鉗子マニピュレータの自由運動時の推定誤差（第 2.7.3 項および第 3.6.3 項参照）を考慮し， $f_{\text{th}} = 0.3$ N と設定した．また，式中の n は閾値処理における縮小・平滑化の度合いを決める正数であり，本システムでは $n = 3$ と設定した．この閾値処理を行った後，外力情報に対して力覚提示のスケールファクタ λ_f を作用させるとともに，マスタアームの自重補償 w_m ，および操作の安定性を高める粘性を考慮して，最終的にマスタマニピュレータが提示するインピーダンス f_m を決定する．なお，マスタアームの自重補償 w_m については鉛直上方に 0.15 N と設定し，他のスケールファクタおよび粘性係数については，それぞれの実験における設定値として後述する．

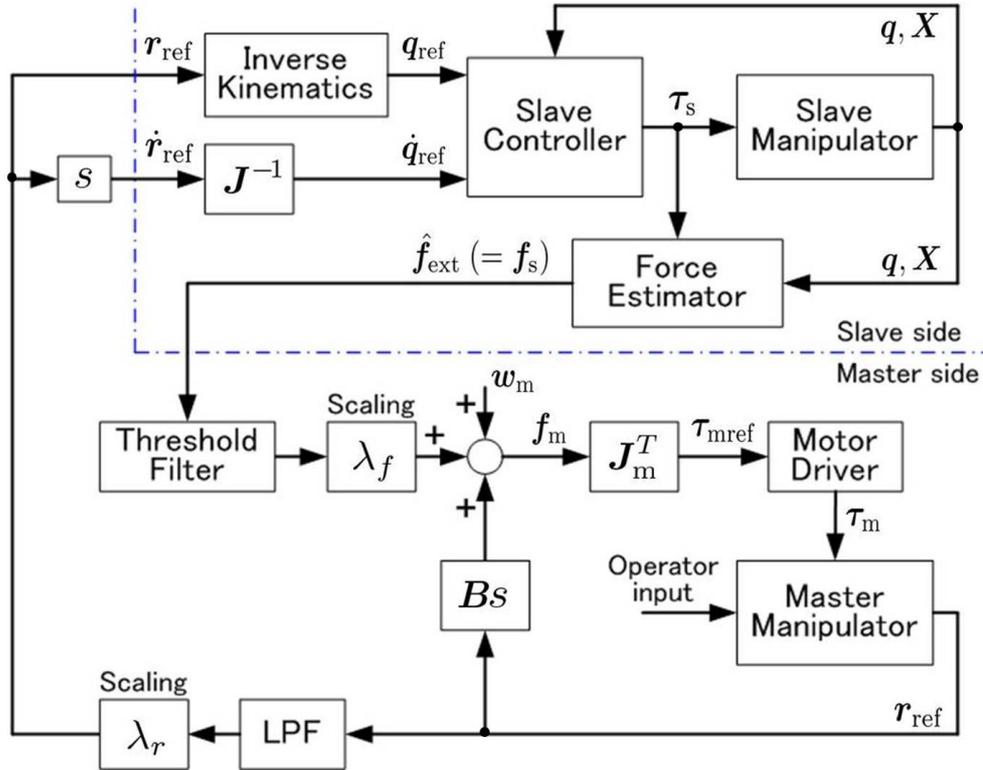


Fig. 4.6: Block diagram of the bilateral control system

4.3.3 評価実験

前項にて設計したバイラテラル制御系を用いて、マスタースレーブシステムの評価実験を行った。スレーブ側には、プッシュプル駆動型柔軟関節を有する鉗子マニピュレータを用いている。本実験においては、システムの位置入力および外力提示のスケールファクタ、マスタマニピュレータの粘性減衰係数についてそれぞれ $\lambda_r = 1.0$, $\lambda_f = 1.0$, $B = 0.001 \text{ N} \cdot \text{s}/\text{mm}$ と設定した (Fig. 4.6 参照)。

はじめに、スレーブマニピュレータに外力が作用しない状態でマスタ側から任意の操作を行った。Fig. 4.7 は、この時のマニピュレータ先端の位置・姿勢パラメータの時間応答である。先端の位置・姿勢は、マニピュレータの各関節の角度から順運動学によって求めたものである。図中およそ $t = 0 \sim 8 \text{ s}$ の間は、主としてマニピュレータ先端の並進位置を変化させ、その後は主として先端の姿勢を変化させるような操作を行っている。スレーブマニピュレータの各位置・姿勢パラメータが、マスタ側から入力された目標値に良好に追従していることが確認できる。また Fig. 4.8 は、この時スレーブ側で推定された外力およびマスタ側での提示力を示したものであり、Fig. 4.7 との時間的対応に基づき考察する。図

中およそ $t = 0 \sim 8 \text{ s}$ の間は、マスタ側入力の並進速度が大きいため、安定した操作性に寄与する粘性力が提示力として顕著に現れている。その後は主として姿勢を変化させる入力操作のため、マスタ側の粘性力提示としては小さくなる。またスレーブマニピュレータの自由運動における外力推定誤差が、式 (4.19) に示す閾値処理によって効果的にカットされていることが分かる。

次に外力提示機能の検証として、Fig. 3.15 に示す要領に準じて力センサの受感部に連結したワイヤを、マスタスレーブ操作によって引っ張る実験を行った。この操作におけるマニピュレータ位置および姿勢パラメータの時間応答を Fig. 4.9 に、スレーブ側での外力推定値およびマスタ側での提示力を Fig. 4.10 にそれぞれ示す。本実験ではおよそ 3 N 未満の外力を鉗子先端に作用させており、力センサの計測値とスレーブ側推定値およびマスタ側提示力の波形がよく一致している。この結果から、本システムによって操作者への直観的な力提示が実現できることを確認した。

4.4 まとめ

本章では、柔軟関節を有する鉗子マニピュレータを、操作者が直観的に操作するためのマスタスレーブシステムを構築した。先端部に 2 自由度屈曲を有する鉗子マニピュレータを、4 自由度保持ロボット [40] に搭載して 6 自由度スレーブマニピュレータを構成するとともに、6 自由度マニピュレータとしての順運動学および逆運動学解析を行った。次に、汎用ハプティックインターフェース PHANTOM Desktop をマスタマニピュレータとして用い、スレーブマニピュレータの位置制御およびマスタ操作者への力覚提示を可能にするバイラテラル制御系を設計した。スレーブ側での外力推定誤差をカットする閾値処理を組み込み、本システムでは 0.3 N 未満の外力は誤差として縮小・平滑化を行うものとした。また位置入力・外力提示のスケールファクタ、およびマスタの粘性力などを付加することで、操作性を調整・変更できるシステムとした。構築したマスタスレーブシステムを用いて評価実験を行い、無負荷状態において外力推定の閾値処理が有効であること、および外力が作用した場合に操作者への直観的な力覚提示が可能であることを確認した。

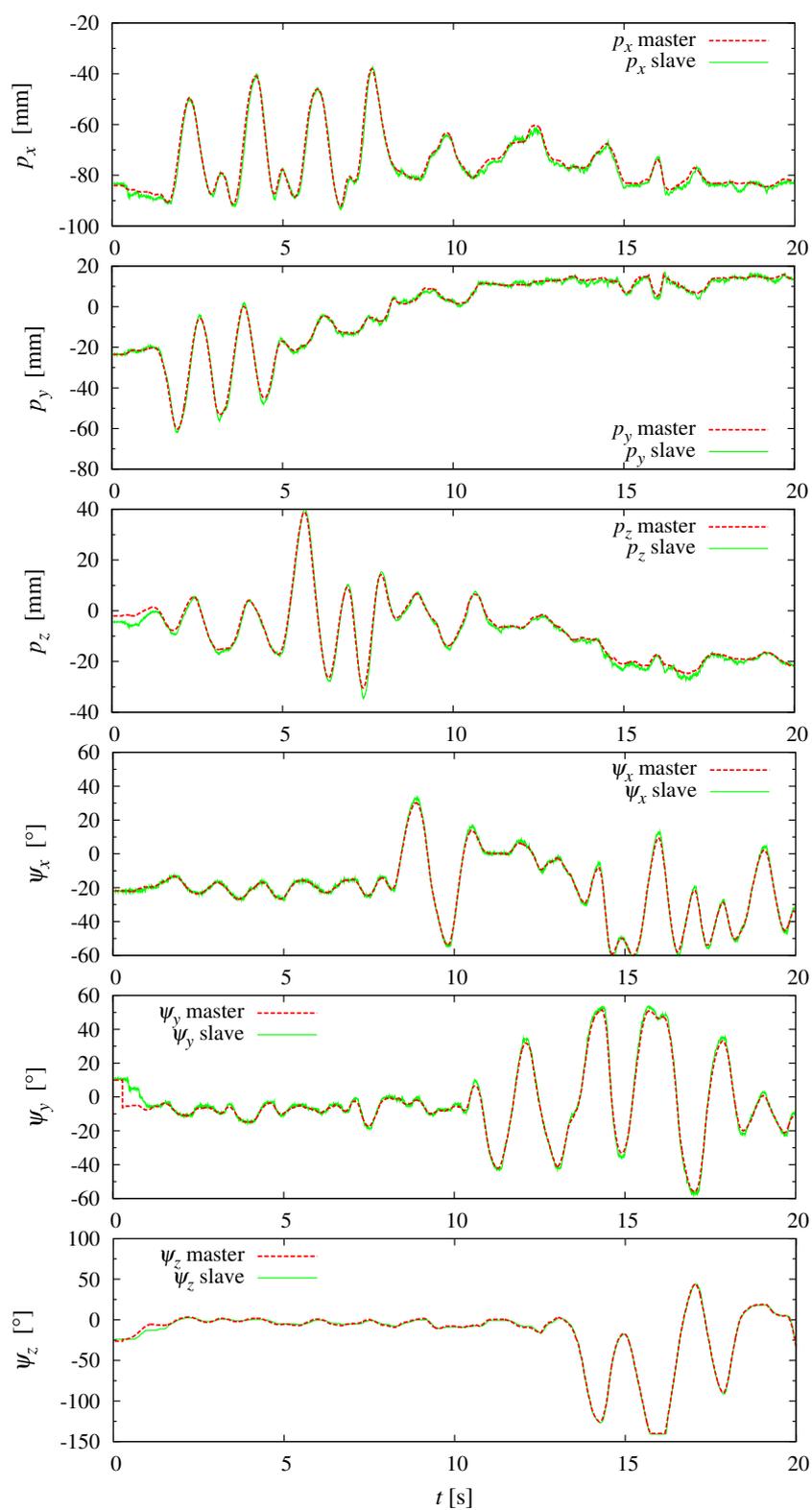


Fig. 4.7: Control response of the forceps tip position using master-slave system without external load

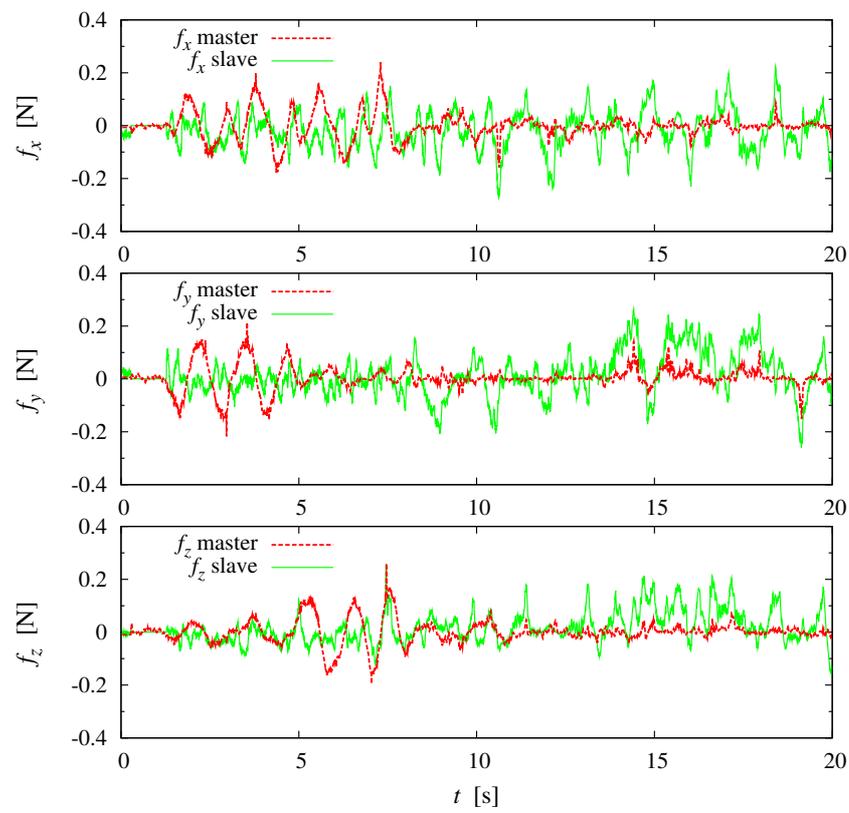


Fig. 4.8: Estimated forces on the slave side and presented forces on the master side during the free motion in Fig. 4.7

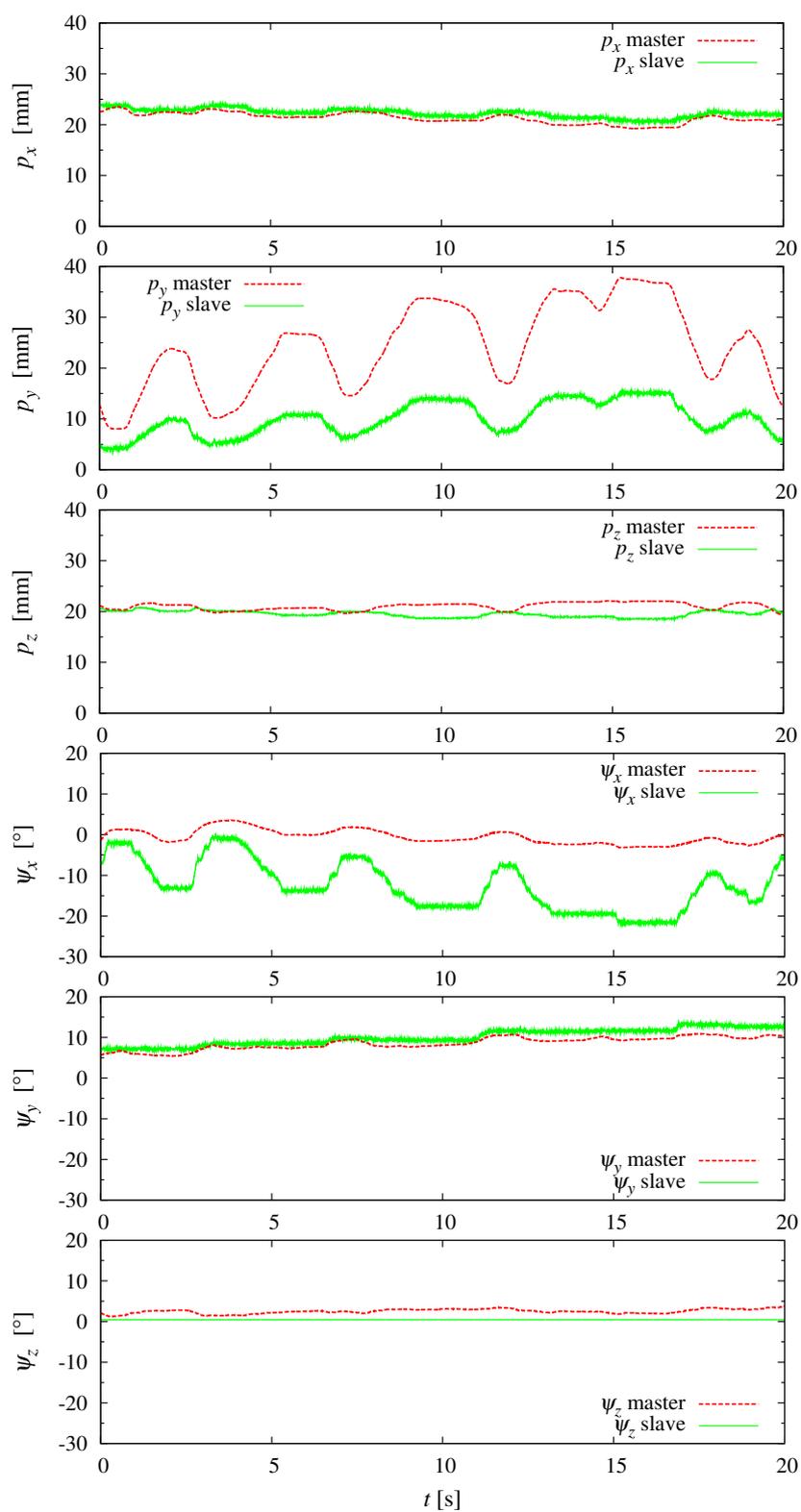


Fig. 4.9: Control response of the forceps tip position using master-slave system with external load

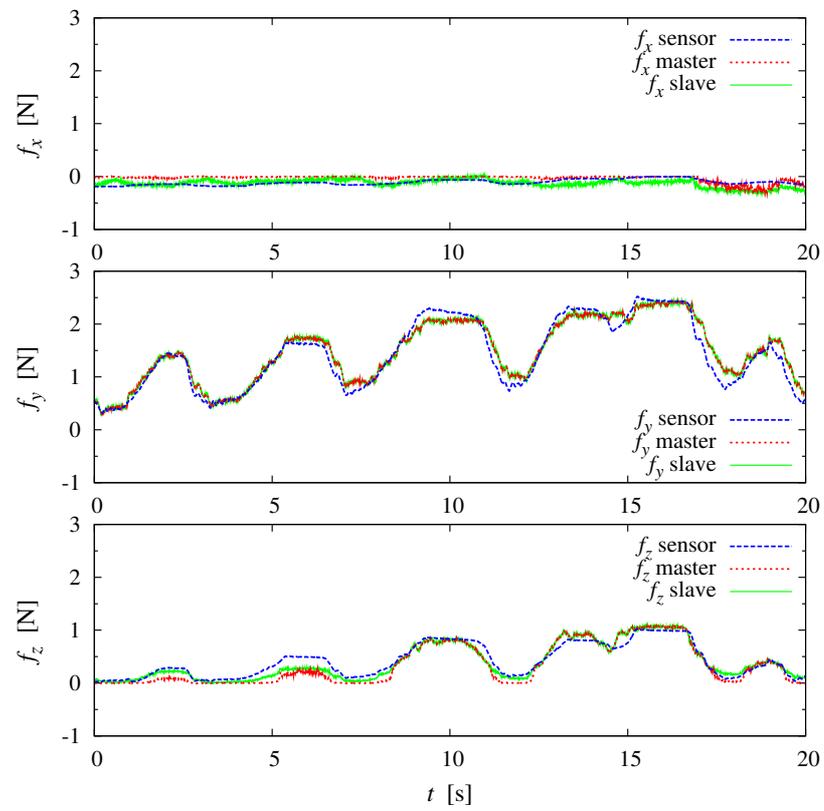


Fig. 4.10: Estimated forces on the slave side and presented forces on the master side with the loaded condition in Fig. 4.9

第5章 マスタースレーブシステムを用いた操作実験

5.1 はじめに

本章では、開発した鉗子マニピュレータおよびマスタースレーブシステムを用いて、実際の手術手技に即した操作実験を行い、マニピュレータの操作性・実用性を検証する。まず本システムの力覚提示の有効性を検証するため、湾曲針の刺入実験を行う。実験においては力提示のスケールファクタを数パターン用意し、マニピュレータにかかる外力の違いを調べる。次に模擬生体組織を使用した縫合実験を行い、縫合がスムーズに実施できること、および必要となる力覚を提示できることを確認する。さらに In-vivo 実験によって、生体の腹腔内における縫合手技を検証するとともに、マニピュレータの実用上の課題を明らかにする。

5.2 力覚提示の有効性検証

本節では、複数の被験者による湾曲針の刺入実験を行い、本システムにおける力覚提示の有効性を検証する。実験においては力提示のスケールファクタを数パターン用意し、マニピュレータにかかる外力の違いを調べる。実験方法は以下の通りである。

- 1) 被験者は Fig. 5.1 に示すように、スポンジ状の模擬生体組織に対して右手鉗子で湾曲針を刺入し、同じく右手鉗子で針を引き抜く動作を行う。これを1回の試技とする。それぞれの試技ごとに、右手鉗子に作用した力（推定値）の大きさの最大値を記録する。なお被験者は実験中この値を知ることはできない。
- 2) マスタースレーブシステムにおける力提示のスケールファクタ λ_f を、0, 0.1, 0.3, 0.5, 0.7, 1.0 の6パターン用意し、それぞれのスケール設定において被験者が手順1)の試技を連続3回ずつ行う。このとき力覚スケール λ_f の値は被験者に通知せず、スケール設定の順番はランダムとする。
- 3) 上記手順を2セット繰り返す。すなわち被験者は、6パターンの力覚スケール設定において計6回ずつの試技を行うことになる。各スケールごとに6つの外力ピーク値のサンプルが得られ、これらの大きさの平均値を f_{\max} としてそれぞれ求める。

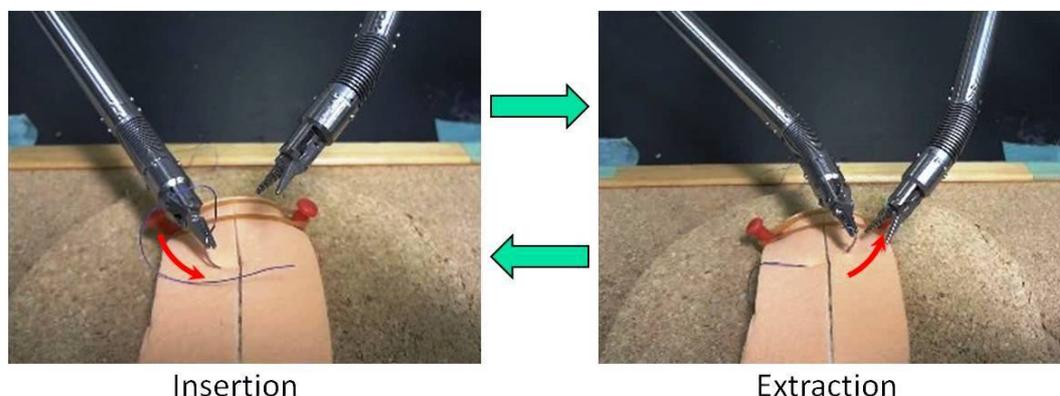


Fig. 5.1: The needle insertion/extraction task

本研究では、5人の被験者に対して上記の実験を行った。例として、そのうち2人の被験者の実験データを Fig. 5.2 に示す。青の棒グラフはスレーブ側での外力推定値（6回の平均ピーク）を、オレンジの棒グラフはその値についてのマスタ提示力換算値をそれぞれ表わす。両被験者とも、適度な力覚提示がある時（本実験ではスケール0.3以上）の方が、湾曲針の刺入タスクにおける外力ピーク値が低い傾向にある。この傾向はすなわち、術技において不要な力をかけずに済むということであり、作業の確実性・安全性の向上につながる。ちなみに、この傾向は5人の被験者全てに共通して見られた。この結果から、およそ1~3 Nの力を必要とする湾曲針の刺入タスクにおいて、力覚提示が作業性の向上に有効な役割を果たしていると言える。また、同程度の力を必要とする他の手技（縫合糸の結擦など）においても、本システムによる力覚提示が有効であると考えられる。ただし、最適な力覚提示スケールについては、操作者およびタスクの種類によって異なるものと考えられ、今後の研究課題である。

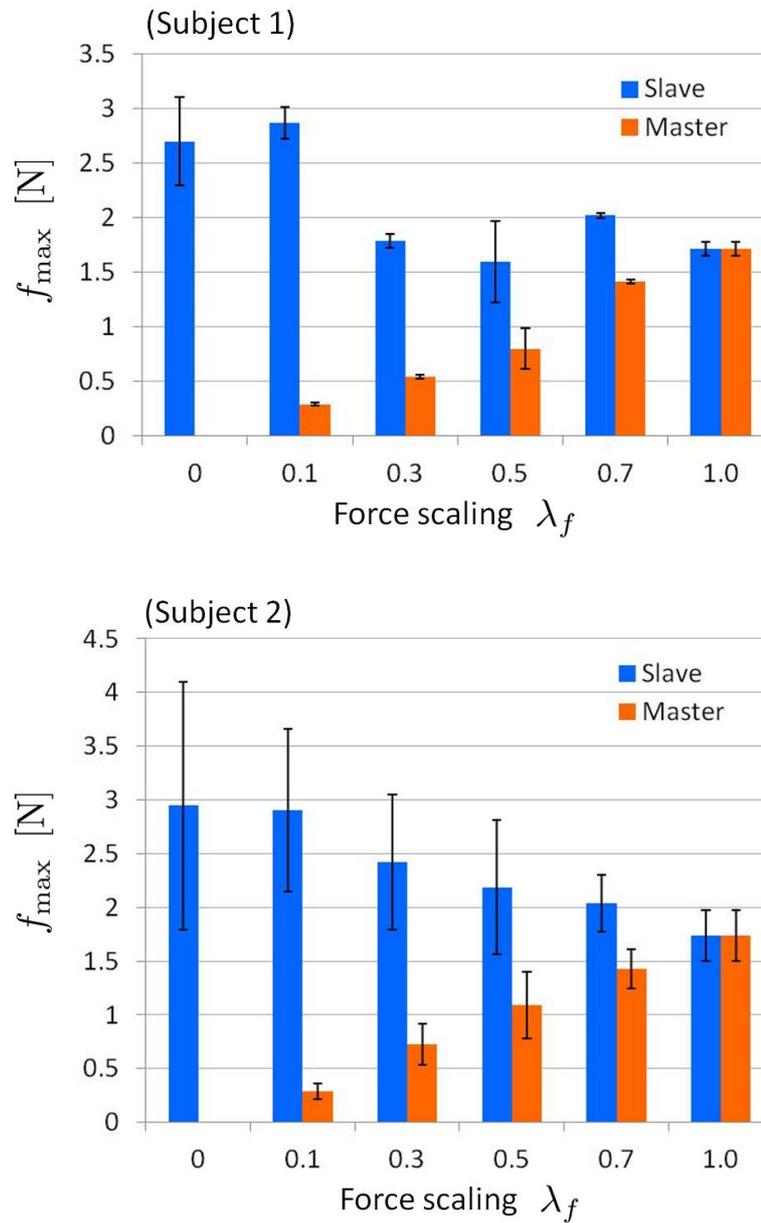


Fig. 5.2: Results of the subject experiment: maximum force applied during the needle-insertion task according to the force scaling factor λ_f

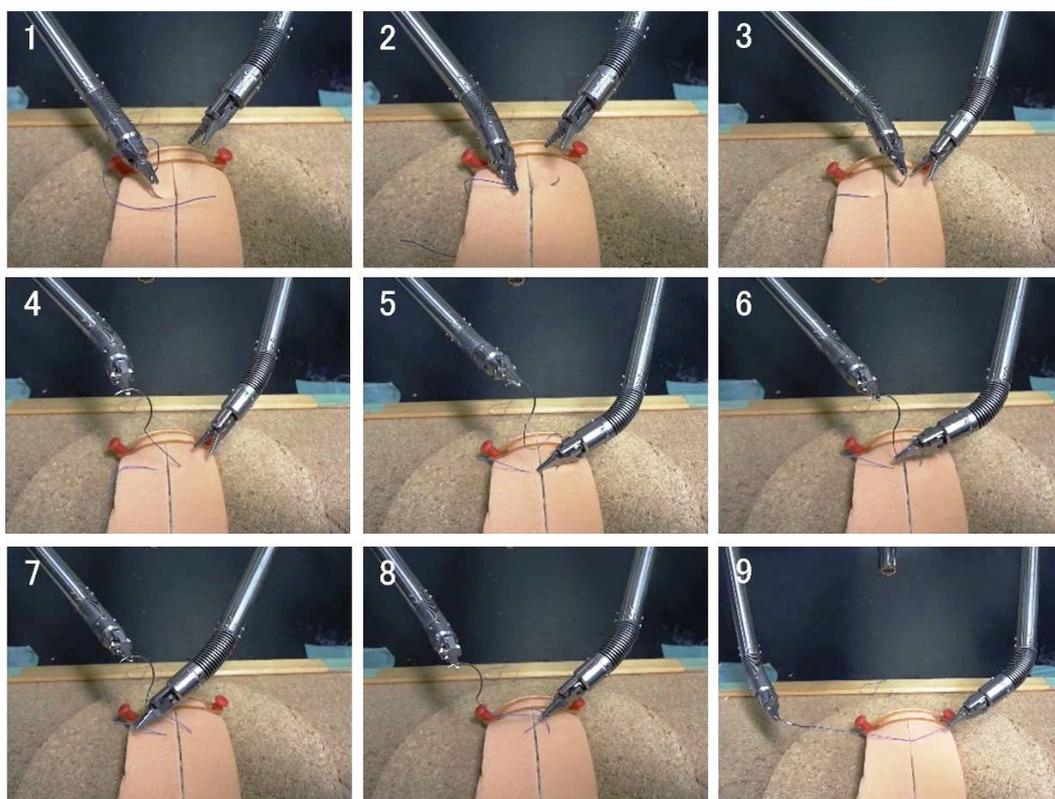


Fig. 5.3: Digest of a suturing task using an artificial tissue

5.3 縫合実験

本節では、スポンジで製作した模擬生体組織に対する縫合実験を行った。マスタスレーブの操作パラメータについては、位置入力のスケール $\lambda_r = 0.8$ 、力提示のスケール $\lambda_f = 0.7$ 、マスタの粘性減衰係数 $B = 0.001 \text{ N} \cdot \text{s}/\text{mm}$ と設定した。なおこれらの各設定値は、操作者の感覚的評価によって調整を行ったものである。Fig. 5.3 は、一連の縫合手技におけるマニピュレータの動きを撮影したものである。湾曲針の刺入（写真1～3）、左手鉗子周りへの糸のループ（写真4～6）、および結擦（写真7～9）の各動作がスムーズに実施できることを確認した。また Fig. 5.4 は、この手技における右手鉗子（針を持つ方）にかかる外力の推定値およびマスタ側での提示力を示したものである。Fig. 5.3 の写真と対応させて考察すると、主として外力が生じるのは湾曲針の刺入時および糸の結擦時であり、それぞれ 1 N 前後の外力がスレーブ側で検出されている。一般的な腹腔鏡手術において、縫合時に必要な力覚の範囲は $0.5 \sim 2 \text{ N}$ という研究報告があり [96]、本システムは 0.3 N 以上の外力を有意に提示できる性能を持つ（第 4.3.2 項参照）ことから、この条件を満足するものであると言える。

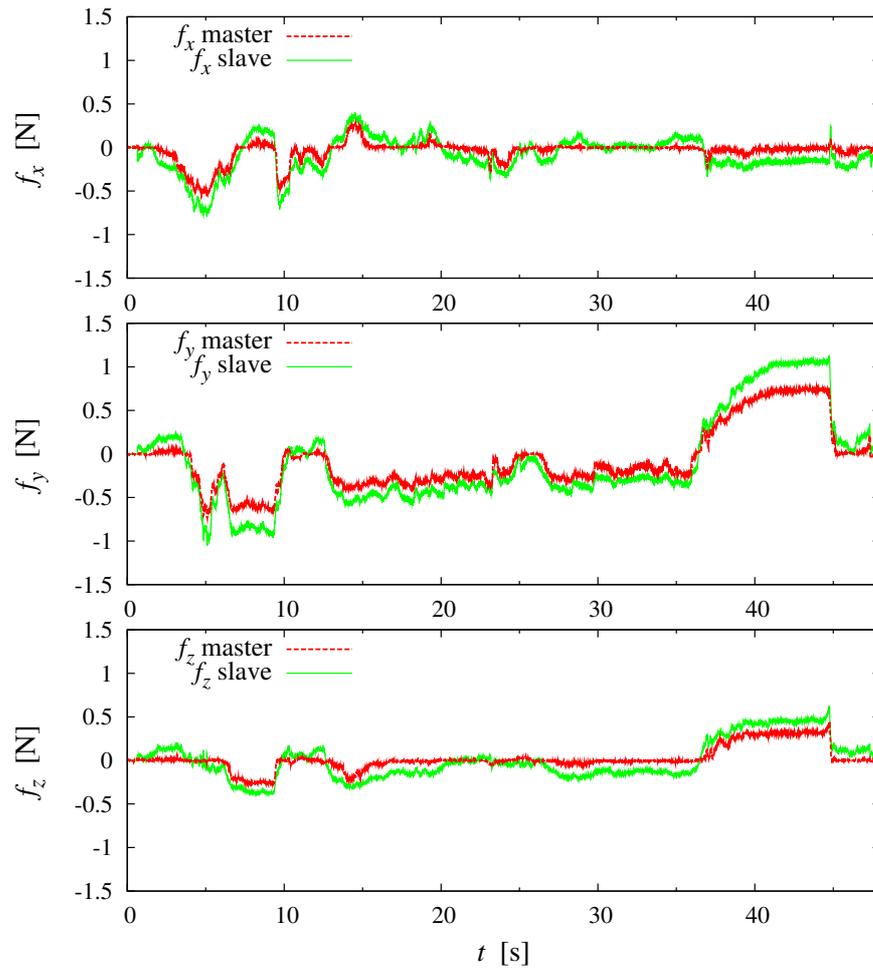


Fig. 5.4: Estimated forces on the slave side and presented forces on the master side with the loaded condition in Fig. 4.9

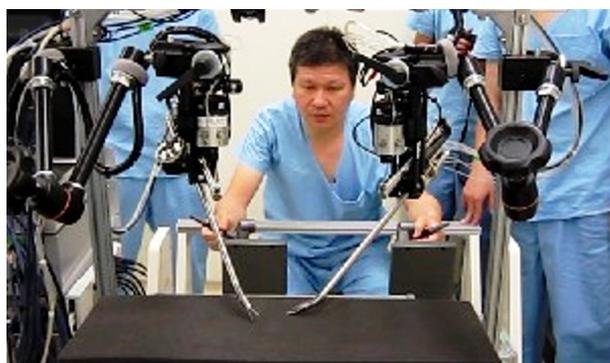


Fig. 5.5: Pre-operational check by surgeons

5.4 In-vivo 実験

本節では、東京医科歯科大学の協力のもと、In-vivo 実験によって生体（豚）の腹腔内での手術手技を検証した。実験は、外科医による簡単な操作トレーニング（Fig. 5.5）を行った後、マニピュレータを豚の腹腔内に挿入して術技の検証を行った。実験の様子を Fig. 5.6 に示す。腹腔内にマニピュレータを挿入したことにより充填ガスが大きく漏れ出す等の不具合は生じなかった。次に、腹腔内で行った縫合手技の一連の動作を Fig. 5.7 に示す。In-vivo 実験においても、写真のように腹腔内でスムーズな縫合手技が行えることを確認した。一方、マニピュレータの可動部分に体内組織や縫合糸を挟み込んでしまう危険性も指摘された。特に柔軟関節部分については、伸縮可能なカバーを周囲にかけて使用する等の対策が必要と考えられる。また滅菌・洗浄プロセスに対応するためには、マニピュレータの清潔・不潔部分を自在に分離・結合できる機構設計が必要となる。

5.5 まとめ

本章では、開発した鉗子マニピュレータおよびマスタースレーブシステムを用いて、実際の手術手技に即した操作実験を行い、マニピュレータの操作性・実用性を検証した。まず、力提示のスケーリングを変えて湾曲針の刺入実験を行い、力覚提示によって針の刺入時にかかる力のピークが下がることを示した。次に、模擬生体組織を使用した縫合実験を行い、縫合がスムーズに実施できることを確認するとともに、必要となる力覚を確実に提示できることを示した。さらに In-vivo 実験によって、生体の腹腔内における縫合手技を実証した。一方、柔軟関節部分のカバー、滅菌・洗浄プロセスへの対応など、実用化にあたり改良検討すべき事項も明らかとなった。



Fig. 5.6: Scenes of the invivo experiment

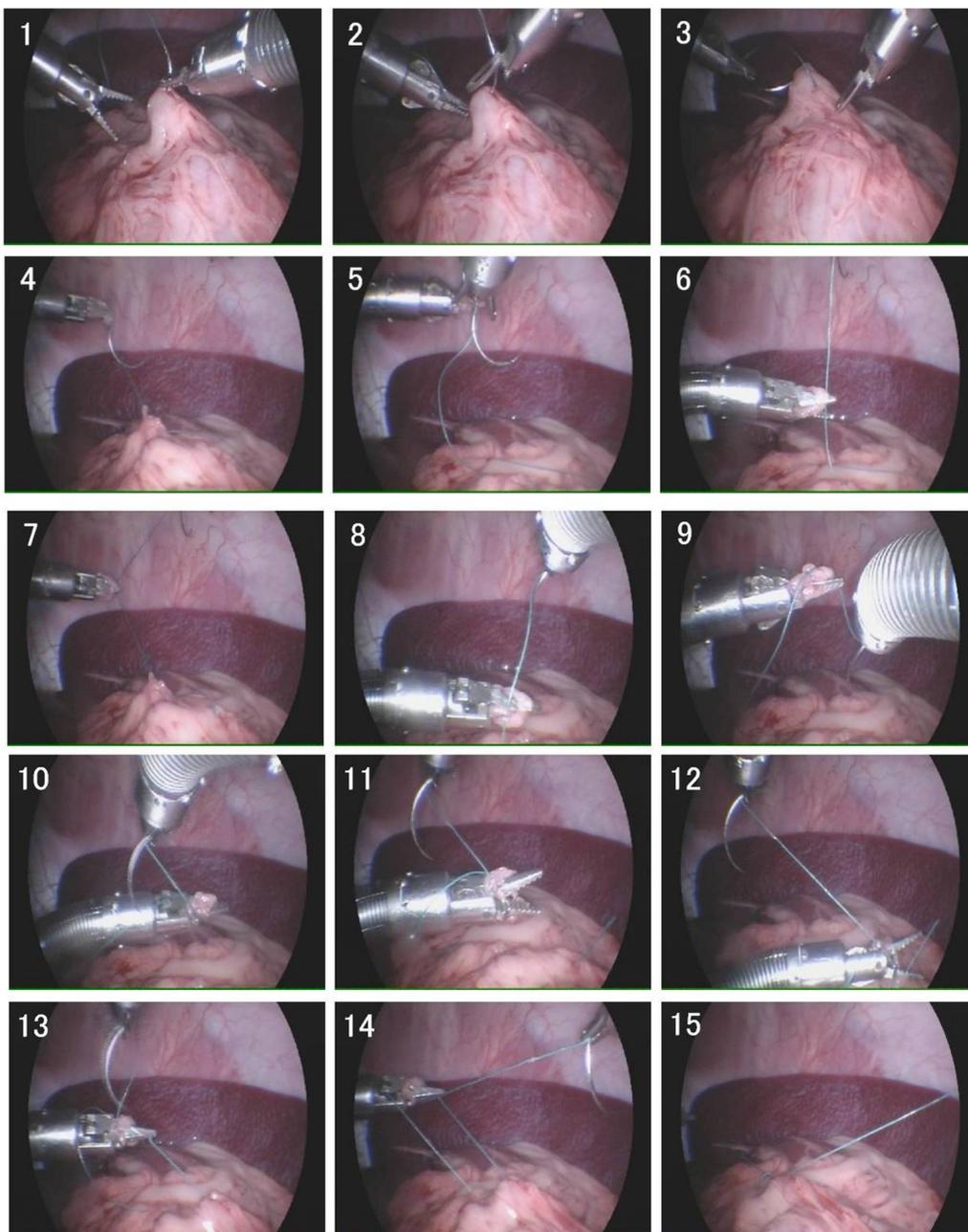


Fig. 5.7: Digest of a suturing task in real abdomen

第6章 空気流量変化を用いた力センサの開発

6.1 はじめに

本章では、管路を流れる空気流量の変化を用いて力を計測する方法を提案する。本手法は、受感部が非電気的デバイスのため滅菌・洗浄が容易であり、MRI 環境下でも使用できること、および手術室で空気圧源が容易に得られるため、システムのコンパクト化が図れる等の利点により、内視鏡手術器具に搭載する力センサとして有効である。また、本研究で開発した鉗子マニピュレータとの組み合わせも可能である。例えばプッシュプル型柔軟関節の内部に必要な空気配管等を通して、鉗子の最先端に力センサの受感部を搭載すれば、先に述べた外力推定では検出困難な微細な力も正確に計測できる。本章においては、まず空気流量の変化から力を検出する原理について述べ、力センサの設計指針を得るための理論モデルを構築する。次に腹腔鏡手術用鉗子に搭載可能な3軸力センサを設計・試作し、基礎実験によって提案する測定原理の有効性を検証する。

6.2 測定原理

空気流量変化を用いた力センサの測定原理を Fig. 6.1 に示す概念図により説明する。本システムには配管を通じて常に空気が供給されており、力センサの受感部を通過している。受感部に外力が作用すると、受感部の弾性変形によって空気流路の有効断面積が変化し、管路を流れる空気流量が変化する。作用する外力と流量の関係をあらかじめ把握しておけば、配管中に設置した流量計の計測値から、現在受感部に作用する力を知ることができる。以上が提案する力センサの測定原理である。

6.3 理論モデル

本節では1自由度力計測システムの理論モデルを解析することにより、次節で述べる試作機の設計指針を得る。

Fig. 6.2 は、最も単純な1自由度力計測システムの模式図である。内径 d 、長さ ℓ の配管から供給された空気が、スリット幅 x の受感部を通過する。受感部は剛性 k を持ち、外力 F を受けるとスリット幅 x が変化する。配管入口圧力を P_s 、配管出口圧力 (= スリッ

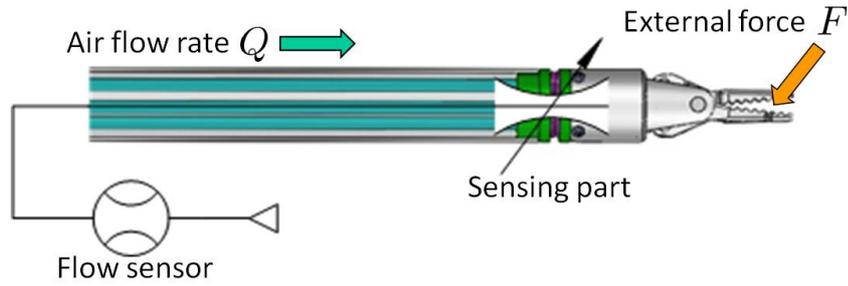


Fig. 6.1: Concept of the force sensor using air flow rate

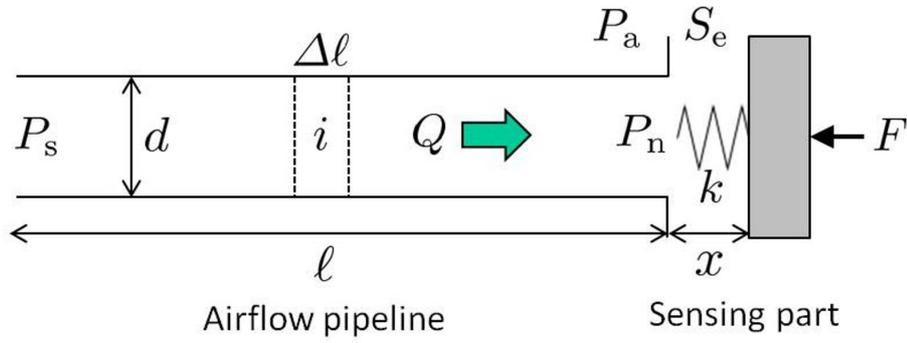


Fig. 6.2: Schematic of 1-dof force sensing system using air flow rate

ト入口圧力)を P_n , スリット出口圧力を P_a , スリット部の有効断面積を S_e とすると, 管路を流れる空気の体積流量 Q はオリフィス流れのモデルを用いて次式で表わせる.

$$Q_{\text{ANR}} = \begin{cases} aS_e P_n \sqrt{\frac{293}{\theta}} & \left(\frac{P_a}{P_n} \leq b \right) \\ aS_e P_n \sqrt{\frac{293}{\theta}} \sqrt{1 - \left(\frac{P_a/P_n - b}{1 - b} \right)^2} & \left(\frac{P_a}{P_n} > b \right) \end{cases} \quad (6.1)$$

式中の Q_{ANR} は標準状態 (20 , 100 kPa) における体積流量を意味する. また a は定数, θ は流体温度, b は臨界圧力比である. ここで有効断面積 S_e は, スリット部の流路を円筒形状として次のように求める.

$$S_e = \pi x d \quad (6.2)$$

受感部が外力 F を受けると, 弾性変形によりスリット幅 x が変化する. この関係は, 受感

部の剛性 k を用いて次式で表わせる .

$$F = k(x - x_0) \quad (6.3)$$

式中の x_0 は無負荷状態におけるスリット幅 (基準スリット幅) である . 以上に示した式 (6.1) ~ 式 (6.3) によって , 受感部に作用する力と空気流量変化の関係を記述することができる .

次に , 力センサの設計にあたり空気流量変化の特性を予測するためには , 空気の通る細長い管路の抵抗も含めたモデルを解析する必要がある . ここでは定常特性を見積もるため , Fig. 6.2 に示した空気配管内の流れを , 円管内 1 次元定常流れとして定式化を行う . また管路内の圧力および密度分布を考慮するため , 微小区間 $\Delta\ell$ に分割して計算を行う . ダルシー・ワイスバッハの式により , 上流側から i 番目の微小区間の質量流量 G_i を求めると次のようになる .

$$G_i = \begin{cases} \rho_i \frac{\pi d^4}{128\mu\Delta\ell} (P_i - P_{i+1}) & (Re \leq 2300) \\ \rho_i \frac{\pi d^2}{4} \sqrt{\frac{2d}{\rho_i f \Delta\ell}} (P_i - P_{i+1}) & (2300 < Re < 10^5) \end{cases} \quad (6.4)$$

式中の ρ_i は密度 , μ は粘度 , f は管摩擦係数 , Re はレイノルズ数である . ここで , 密度 ρ_i については気体の状態方程式から

$$\rho_i = \frac{P_i}{R\theta} \quad (6.5)$$

と表わせる . また管摩擦係数 f の計算については , 次に示すブラジウスの式を用いるものとする .

$$f = \begin{cases} \frac{64}{Re} & (Re \leq 2300) \\ 0.3164Re^{-\frac{1}{4}} & (2300 < Re < 10^5) \end{cases} \quad (6.6)$$

なお上記解析の境界条件として , 管路入口部分の圧力を P_s , 管路出口部分の圧力を P_n とする (Fig. 6.2 参照) . 次に , スリット部を流れる空気の質量流量 G_n を , 以下の近似式により記述する [132] .

$$G_n = \begin{cases} \frac{1}{5} \rho_{\text{ANR}} \pi x d P_n \sqrt{\frac{293}{\theta}} & \left(\frac{P_a}{P_n} \leq b \right) \\ \frac{1}{5} \rho_{\text{ANR}} \pi x d P_n \sqrt{\frac{293}{\theta}} \sqrt{1 - \left(\frac{P_a/P_n - b}{1 - b} \right)^2} & \left(\frac{P_a}{P_n} > b \right) \end{cases} \quad (6.7)$$

Table 6.1: Simulation conditions

P_s	150 kPa	P_a	100 kPa
d	1.2 mm	ℓ	770 mm
θ	293 K	ρ_{ANR}	1.2 kg/m ³
b	0.5	a	1.2×10^4
μ	1.8×10^{-5} Pa·s	R	8.3 J/(mol·K)
i	1 ~ 999		

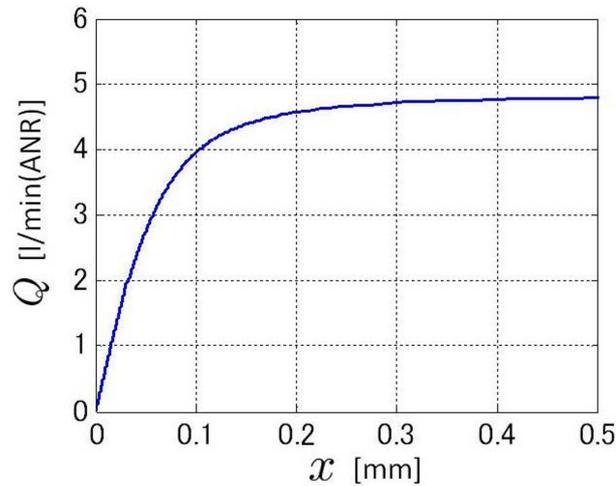


Fig. 6.3: Simulation result: static characteristics of flow rate with respect to slit width

簡単のため空気温度 θ を常に一定とし，式 (6.4) および式 (6.7) を質量保存則により連立させて解けば，スリット幅 x に対する空気流量を求めることができる。

上記理論モデルを用いた解析結果の例として，Table 6.1 に示す条件を用いた場合のスリット幅と空気流量の関係を Fig. 6.3 に示す．この条件においては，スリット幅が 0.3 mm 以上になると流量がほとんど変化しなくなることが分かる．これはスリット部の流路抵抗が，配管による流路抵抗に比べて非常に小さくなったためであり，受感部の有効断面積をこの領域で設計してしまうと，作用する力に対して流量感度の低いセンサシステムになってしまう．スリット幅すなわち受感部の有効断面積の設計にあたっては，所望の流量感度が期待できる領域を見積もった上で行うのが望ましい。

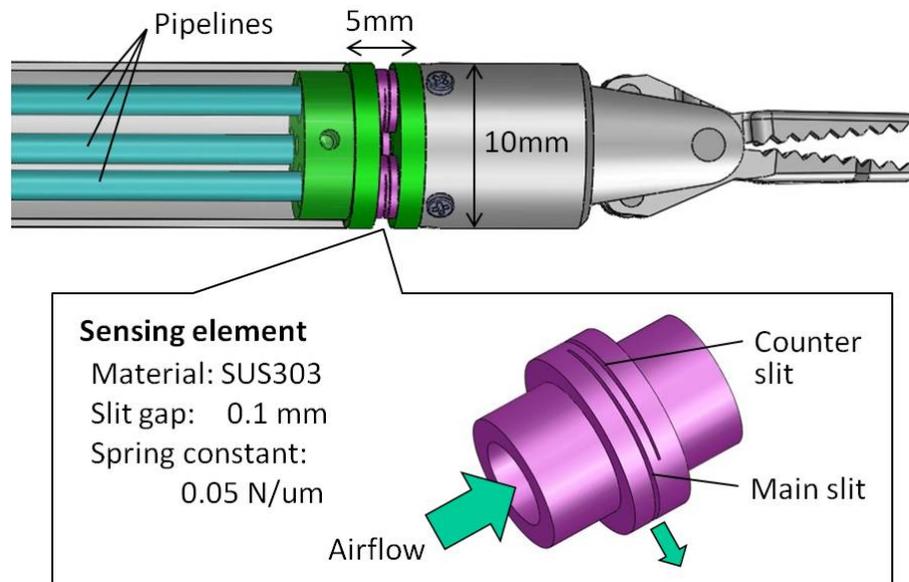


Fig. 6.4: Design of a 3-axial force sensor embedded in a forceps

6.4 試作デバイスの設計

前節に示した測定原理を用いて、直径 10 mm の腹腔鏡手術用鉗子に搭載可能な力センサを設計した。設計概要を Fig. 6.4 に示す。受感部の長さは 5 mm で、3 本の空気圧配管にそれぞれ個別の検出エレメントを接続している。この 3 本のラインでそれぞれ流量を計測することにより、受感部に作用する独立 3 軸の力を検出可能なシステムである。各検出エレメントには 2 つのスリットがあり、空気供給側の Main slit からのみ空気が流出する構造となっている。もう一方のスリットは、弾性変形の等方性を向上させるために設けている。本センサは、Table 6.1 に示す条件にて使用することとする。Fig. 6.3 の計算結果に基づき基準スリット幅を 0.1 mm とし、これを中心に 2 N の垂直荷重に対しておよそ 0.04 mm の変位が生じるよう、ばね定数を 0.05 N/um に設計した。Fig. 6.5 は、3 次元 Cad ソフト SolidWorks による検出エレメントの静荷重構造解析の結果である。

6.5 基礎実験

試作した力センサ搭載鉗子を用いて、鉗子先端に作用する外力および受感部に流れる空気流量の計測実験を行った。今回、力計測・流量計測についてそれぞれ 1 軸・1 回路のみを対象とし、提案する力検出原理の有効性を検証した。

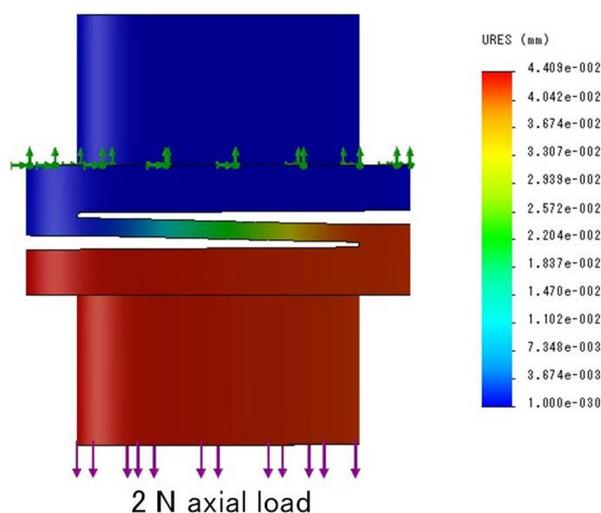


Fig. 6.5: Numerical analysis on static mechanics of the sensing element

6.5.1 実験装置の概要

実験装置の外観を Fig. 6.6, 模式図を Fig. 6.7 にそれぞれ示す。鉗子の把持部を電気式力センサに固定し, 図中に示す 1 軸方向の力を計測する。力の入力は, 鉗子全体を保持する空気圧シリンダの駆動力制御によって行うため, 鉗子先端に静的および動的な任意の荷重をかけることができる。また, 鉗子先端の受感部につながる 3 つの配管のうち 1 つを差圧式流量計に接続し流量計測を行う。差圧式流量計は管路内に整流エレメントが挿入されている層流型流量計であり, 測定レンジ ± 6.0 l/min(ANR), 精度 $\pm 2\%$ F.S. のものを用いた。流量計から受感部までの空気配管の内径・長さ, 空気の供給圧力および温度については Table 6.1 に示す値, つまり力センサの設計時に想定した条件と同様である。

6.5.2 実験結果と考察

Fig. 6.8 は先端に加えた力に対する流量値 (定常特性) を表わす。図中の各点は 1 ms サンプリングで 5 秒間計測を行い, 平均値をプロットしたものである。力の向きは把持対象の電気式力センサを押し方向を正としている (Fig. 6.6 参照)。本実験では 3 N までの力を先端に加えているが, 力の大きさによって流量が明確に変化しており, 空気流量変化を用いた力センサの測定原理が有効であることが確認できる。実験結果より, およそ 0.5 N のヒステリシスが生じているが, これはセンサ受感部の検出エレメントが塑性変形したためであり, 受感部の剛性を適切に設計することで解消できると考える。

次に, 力の周期的入力に対する流量の時間変化を Fig. 6.9 に示す。入力周波数は上段のグラフが 0.5 Hz, 下段のグラフが 2.0 Hz であり, 振幅は 3.0 N で与えた。これらの結果よ

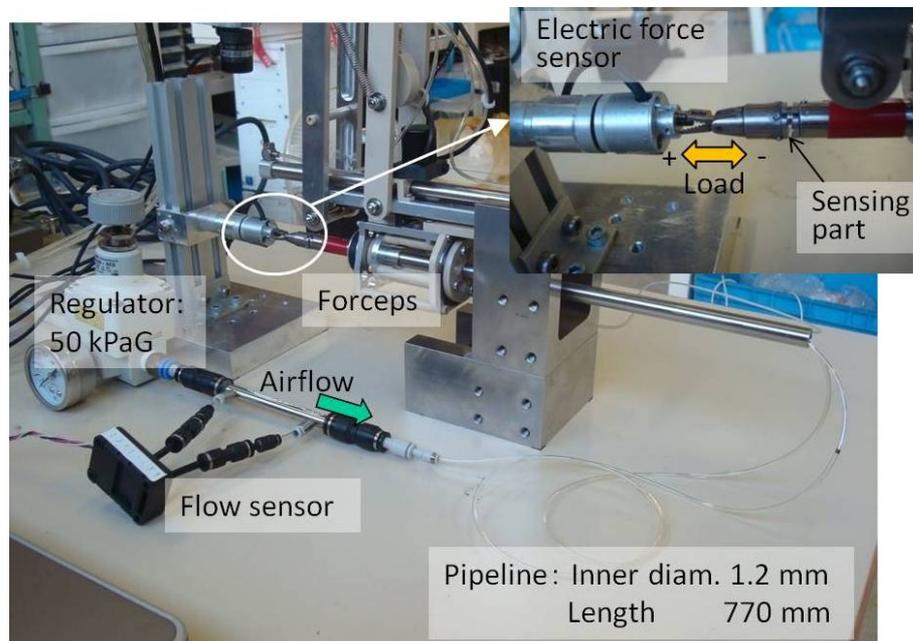


Fig. 6.6: Experimental setup for flow rate and force measurement

り、全体として空気の流量変化が力の変化に追従しており、提案した手法が有効であることが分かる。特に、手術における鉗子の動作はそれほど速くないことから、2.0 Hz 程度の動特性を有していれば、実用上問題ない応答速度であると考えられる。Fig. 6.9 上図において、一部で流量波形が大きく乱れている様子が見られる。この原因としては、配管内、特に流量計上流部の局所的な圧力脈動の影響が考えられる。これについては、流量計の上流の管路に整流エレメントを設置する等の処置により低減することを検討する必要がある。また Fig. 6.9 の上図、下図いずれにおいても、力が小さくなる方向では流量変化の追従性が非常に高いのに対し、力が大きくなる方向では流量波形に最大 10 ms 程度の遅れが生じている。つまり、作用する力の方向に依存して遅れの状態が変化している。これは Fig. 6.8 の静特性の実験結果で示したように、受感部の塑性変形に起因するヒステリシスの影響であると推察される。よって受感部の剛性を適切に設計し、ヒステリシスを小さくできれば、流量変化の遅れを小さくできると考える。なお、空気の圧縮性による応答遅れの影響については、本実験における条件下では実用上問題とならないレベルであると考えられる。

6.6 まとめ

本章では腹腔鏡手術用鉗子に搭載可能な、空気流量の変化を利用した力計測システムを提案した。システムの設計見積りのための簡易な 1 次元理論モデルを構築するとともに、計算結果に基づき 3 軸力センサを設計・試作した。試作機を用いて 1 軸成分の力および流

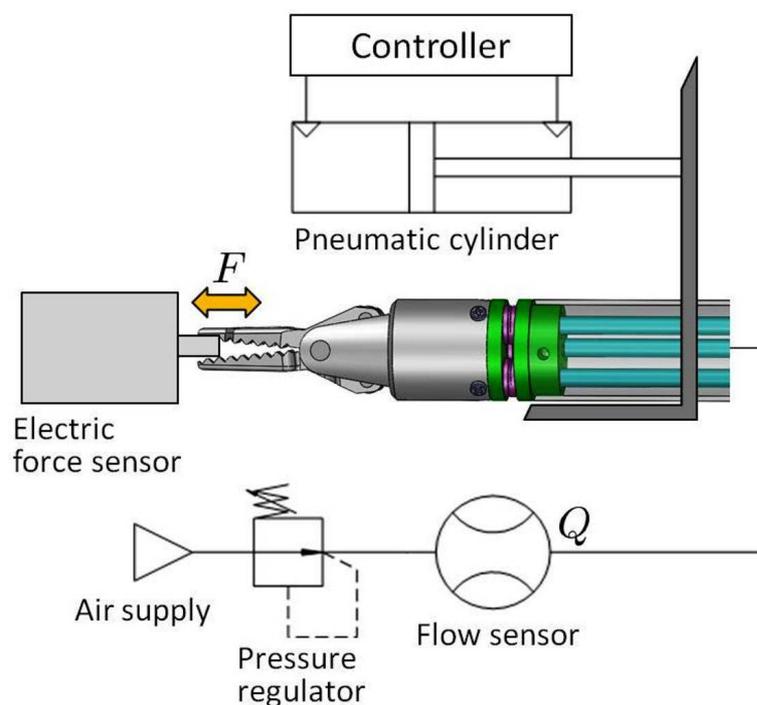


Fig. 6.7: Schematic diagram of the experimental apparatus

量の計測実験を行い、提案する力計測手法の有効性を確認した。本試作機においては 2.0 Hz 程度の動特性を有していることを実験により確認したが、力を受けた受感部の塑性変形により流量の応答にヒステリシスが現れる問題点も明らかとなった。今後の課題として、流量計測におけるノイズ、ヒステリシスの低減、温度・圧力の影響調査と補償法の検討、および 3 軸力計測のためのセンサ校正法の検討などがある。

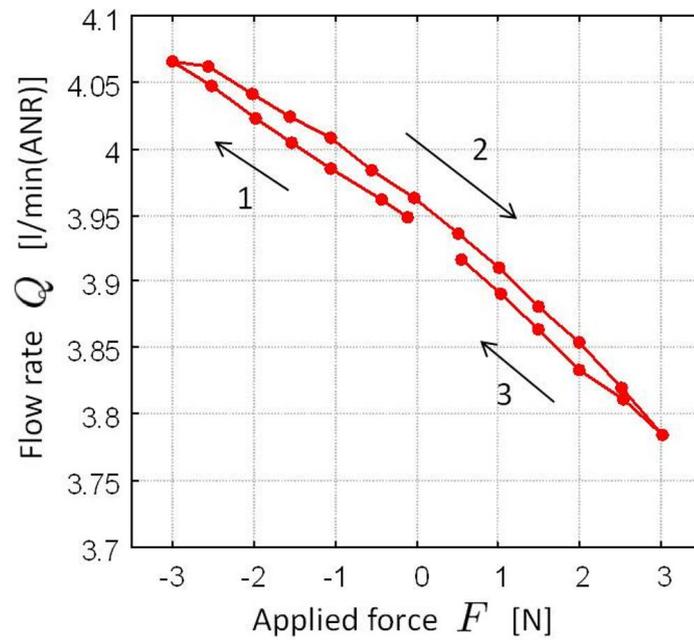


Fig. 6.8: Static characteristics of flow rate with respect to applied force

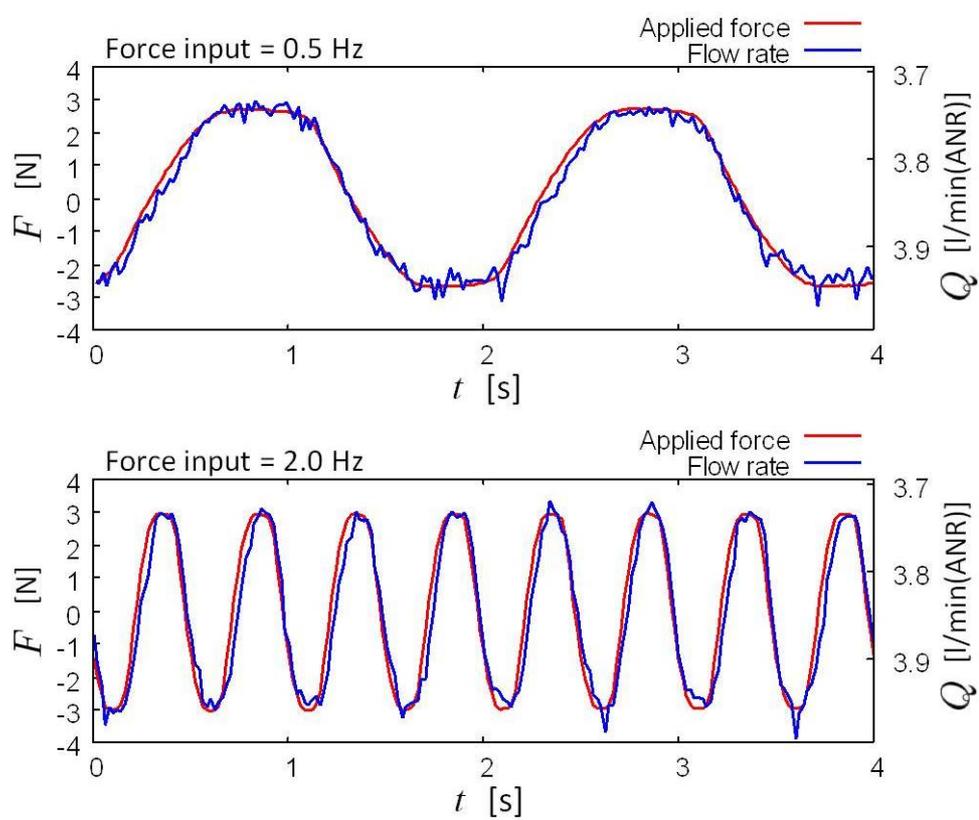


Fig. 6.9: Transient responses of flow rate with sinusoidal force inputs

第7章 結論

7.1 本論文の結論

本論文では、手術ロボットの小型・多自由度機構に適した簡易な柔軟関節構造を考案し、これを用いて先端に屈曲2自由度を有する鉗子マニピュレータを開発した。従来のリンク関節に比べて機構の部品点数を大幅に削減するとともに、手術手技に必要な剛性を確保することに成功した。また、柔軟関節の空気圧駆動による鉗子先端の外力推定法を提案した。マスタースレーブ操作システムを構築し、鉗子先端にかかる0.3N以上の外力提示を達成するとともに、直観的かつスムーズな縫合手技が可能であることを示した。さらに、外力推定では困難となる微細な力計測を実現するため、手術マニピュレータへの搭載に適した、空気流量変化を用いた力センサを提案・試作し、基礎実験によって計測原理の有効性を示した。以下に本論文で得られた主な成果および知見をまとめる。

第1章「序論」では、まず本研究の背景について述べた。内視鏡手術ロボットの研究開発が近年盛んに行われていることを報告するとともに、手術マニピュレータの多自由度機構についての調査・分析を行い、各機構の持つ長所・短所について整理した。また、ロボット手術における術者への力覚提示の重要性を報告し、手術ロボットシステムにおける力センサの開発動向および空気圧駆動を用いた外力推定について述べた。次に本研究の目的として、柔軟構造を用いてマニピュレータの多自由度機構を簡略化すること、柔軟関節の空気圧駆動による外力推定法を考案すること、マスタースレーブ操作システムを構築し実際の手術手技によってマニピュレータの有効性を検証すること、およびマニピュレータ先端に搭載可能な、空気流量変化を用いた力センサを開発することを述べた。

第2章「拮抗駆動型柔軟関節を有する鉗子マニピュレータ」では、張力ワイヤによって柔軟構造の屈曲を制御する拮抗駆動型柔軟関節を用いた鉗子マニピュレータを提案・試作した。鉗子マニピュレータとしての剛性を保つため、柔軟関節の主構造に切削加工で製作した精密スプリングを用い、ワイヤ張力によるスプリングの圧縮を防ぐため中心に超弾性合金の背骨構造を付加した。2自由度連続体モデルに、駆動ワイヤの伸びや経路誤差の影響を加味した関節の運動学を記述し、屈曲角度を正確に補償できることを確認した。マニピュレータの動力学としては、拮抗駆動における機構の摩擦力および弾性力を屈曲角度の関数としてモデル化し、実験的に同定を行った。制御系の設計においては、位置制御のメインループに駆動力制御のマイナーループを内包したカスケード制御系に、動力学のフィードフォワード補償を付加したシステムを構築し、柔軟関節の良好な運動制御が実現できることを確認した。外力の推定においては、拮抗駆動の動力学モデルおよび連続体モデルのヤ

コピ行列から鉗子先端に作用する外力を求める方法を提案するとともに、柔軟関節の運動学的特異点である直線姿勢における推定方法も考案した。マニピュレータの自由運動時の外力推定実験から、柔軟関節の屈曲角度が 60° 以下の条件において 0.25N 以上の外力を有意に検出できることが分かった。また力センサを用いた評価実験によって、鉗子先端で 3N 以上の力を安定して出力できること、および提案する外力推定手法の有効性を確認した。

第 3 章「プッシュプル駆動型柔軟関節を有する鉗子マニピュレータ」では、超弾性合金ワイヤのプッシュ・プル作動によって先端の柔軟関節を駆動する鉗子マニピュレータを提案・試作した。マニピュレータの設計においては、柔軟関節の駆動ワイヤに剛性の高い超弾性合金ワイヤを採用することで、関節中心部の背骨構造を無くするとともに、駆動ワイヤの伸びや関節部での経路誤差を大幅に低減することができた。また、提案する柔軟関節が 5N の荷重に対しても大きく変形することなく形状を保てることを示した。理論モデルの構築においては、関節の伸縮方向の自由度を考慮した 3 自由度連続体モデルを構築し、これに基づき関節の運動学解析を行った。また、空気圧シリンダを含む 4 つの駆動チャンネルごとにパラメータを設定可能な 4 自由度動力学モデルを構築することで、確度の高いモデル同定を可能にした。位置制御系の設計においては、各空気圧シリンダの位置制御によって所望の関節位置を実現する制御系を構築し、実験により良好な制御性を確認するとともに、本試作機における柔軟関節が 1° の位置決め分解能を持つことを明らかにした。外力の推定においては、3 自由度連続体モデルを用いた外力推定法を提案し、実験によりその有効性を確認した。拮抗駆動型の鉗子マニピュレータと同等の外力推定性能（屈曲角 60° 以下において検出可能な外力の最小値 0.25N ）を有するとともに、より高い関節の剛性を実現できることを示した。ただし関節の伸縮方向の外力推定については機構の特性上、検出可能な外力のしきい値が大きくなってしまいうため、機構の静止摩擦力を低減する必要があることを示唆した。

第 4 章「マスタースレーブ操作システムの構築」では、柔軟関節を有する鉗子マニピュレータを、操作者が直観的に操作するためのマスタースレーブシステムを構築した。先端部に 2 自由度屈曲を有する鉗子マニピュレータを、4 自由度保持ロボット [40] に搭載して 6 自由度スレーブマニピュレータを構成するとともに、6 自由度マニピュレータとしての順運動学および逆運動学解析を行った。次に、汎用ハプティックインターフェース PHANTOM Desktop をマスタマニピュレータとして用い、スレーブマニピュレータの位置制御およびマスタ操作者への力覚提示を可能にするバイラテラル制御系を設計した。スレーブ側での外力推定誤差をカットする閾値処理を組み込み、本システムでは 0.3N 未満の外力は誤差として縮小・平滑化を行うものとした。また位置入力・外力提示のスケールファクタ、およびマスタの粘性力などを付加することで、操作性を調整・変更できるシステムとした。構築したマスタースレーブシステムを用いて評価実験を行い、無負荷状態において外力推定の閾値処理が有効であること、および外力が作用した場合に操作者への直観的な力覚提示が可能であることを確認した。

第 5 章「マスタースレーブシステムを用いた操作実験」では、開発した鉗子マニピュレータおよびマスタースレーブシステムを用いて、実際の手術手技に即した操作実験を行い、

マニピュレータの操作性・実用性を検証した。まず、力提示のスケーリングを変えて湾曲針の刺入実験を行い、力覚提示によって針の刺入時にかかる力のピークが下がることを示した。次に、模擬生体組織を使用した縫合実験を行い、縫合がスムーズに実施できることを確認するとともに、必要となる力覚を確実に提示できることを示した。さらに In-vivo 実験によって、生体の腹腔内における縫合手技を実証した。

第 6 章「空気流量変化を用いた力センサの開発」では、腹腔鏡手術用鉗子に搭載可能な、空気流量の変化を利用した力計測システムを提案した。システムの設計見積りのための簡易な 1 次元理論モデルを構築するとともに、計算結果に基づき 3 軸力センサを設計・試作した。試作機を用いて 1 軸成分の力および流量の計測実験を行い、提案する力計測手法の有効性を確認した。本試作機においては 2.0 Hz 程度の動特性を有していることを実験により確認したが、力を受けた受感部の塑性変形により流量の応答にヒステリシスが現れる問題点も明らかとなった。

7.2 今後の課題

本研究で構築したシステムのさらなる性能向上、および将来の臨床応用を実現するため、以下のような課題が挙げられる。

柔軟関節を用いた鉗子マニピュレータについて

- 1) マニピュレータの細径化
外径 5 mm の鉗子マニピュレータの製作を考えている。細径化にあたって柔軟関節の構造上問題となるものはなく、本研究で得た知見を直接生かすことが可能である。
- 2) マニピュレータの位置決め精度の向上
空気圧シリンダの位置センサを、現行のポテンショメータから高分解能なエンコーダに替えることにより、制御系の性能向上が期待できる。また、屈曲機構の改良による摩擦の低減も必要となる。
- 3) 手術中の器具交換および滅菌・洗浄を容易にするための構造改良
清潔部と不潔部を分離するための着脱機構や、洗浄処理のためのフラッシュポートの設置などが挙げられる。

空気流量変化を用いた力センサについて

- 1) 空気流量の計測精度向上
流量計の上流部に整流エレメントを設置し、圧力脈動の影響を低減することを考えている。また、1 軸の力検出に 2 本の配管を用いる差動入力方式とすることにより、検出感度の向上が期待できる。

- 2) 受感部の構造改良
各軸の設計荷重に対して塑性変形を起こさず，かつコンパクトな受感部構造への改良が必要である．
- 3) センサ校正法および温度・圧力補償法の検討
多軸力センサとして使用する場合，設計した受感部に対する流量信号の校正法を考案する．また温度・圧力の影響を調査し，その補償法を検討することも必要となる．
- 4) 力センサと外力推定とのハイブリッド運用
鉗子マニピュレータの外力推定では検出できない微細な力を，先端付近に搭載した力センサで計測することで，外力提示のレンジャビリティを向上させることが可能となる．また，外力推定値を力センサのオブザーバとして用いることにより，計測値の異常を検知できると考えられる．

付録 A 鉗子マニピュレータの動力学モデルの有効性検証

第 3.4 節では、プッシュプル駆動型柔軟関節を有する鉗子マニピュレータのための 4 自由度動力学モデルを構築した。本モデルは、アクチュエータを含む駆動チャンネルごとにマニピュレータの動力学を記述できるため、各駆動チャンネルの持つ動学的な個体差を補償し易いという利点を有する。なお拮抗駆動型柔軟関節を用いる場合においても、駆動ワイヤの最低張力を保証することにより本モデルの適用が可能である。構築した 4 自由度動力学モデルの有効性を検証するため、プッシュプル駆動型柔軟関節を有する鉗子マニピュレータを用いて位置制御実験を行った。

A.1 実験方法

実験は、Fig. 3.8 に示した制御系における位置制御ループのフィードバックゲイン (K_{pp} および K_{pd}) を全て 0 に設定し、動力学モデル Z_{ff} のみによる開ループ制御で行う。本実験による位置制御の応答性を調べることにより、構築した動力学モデルの妥当性を検証できる。今回は、Table A.1 に示す 4 種類の目標値入力に対する制御応答を評価する。Case 1 ~ Case 3 は柔軟関節の 1 自由度屈曲動作をおこなうもので、屈曲角度の振幅および周波数の異なる正弦波状の入力となっている。Case 4 は関節の屈曲方向を制御する入力であり、2 自由度屈曲を組み合わせた動作となる。

A.2 実験結果と考察

Table A.1 の各ケースにおける実験結果を Fig. A.1 ~ Fig. A.4 に示す。1 自由度屈曲動作である Fig. A.1 ~ Fig. A.3 においては、それぞれ良好な制御応答が得られた。特に各空気圧シリンダの速度の切り替わり点においては、関節の屈曲状態に応じて機構の摩擦力が適切に補償されていることが分かる。これらの結果から、構築した動力学モデルが 1 自由度屈曲動作における振幅・周波数の変化に対して有効であることが分かる。一方 Fig. A.4 は、2 自由度屈曲の組み合わせによる制御応答を示しているが、1 自由度屈曲動作時に比べて応答性が低下している。これは、柔軟関節の屈曲自由度間で生じる干渉（主として駆動ワイヤの経路長変化）が、理論モデルに含まれていないためである。関節の屈曲状態に応じてわずかに変化する駆動ワイヤの経路長を、運動学および動力学モデルにおいて考慮することにより、この問題を改善できると考える。

Table A.1: Reference input of joint position

Case 1	$\delta_{\text{ref}} = 0$ [deg] $\theta_{\text{ref}} = 30 \sin 0.6\pi t$ [deg]
Case 2	$\delta_{\text{ref}} = 0$ [deg] $\theta_{\text{ref}} = 60 \sin 0.6\pi t$ [deg]
Case 3	$\delta_{\text{ref}} = 0$ [deg] $\theta_{\text{ref}} = 60 \sin 1.2\pi t$ [deg]
Case 4	$\delta_{\text{ref}} = 90 \sin 0.6\pi t$ [deg] $\theta_{\text{ref}} = 60$ [deg]

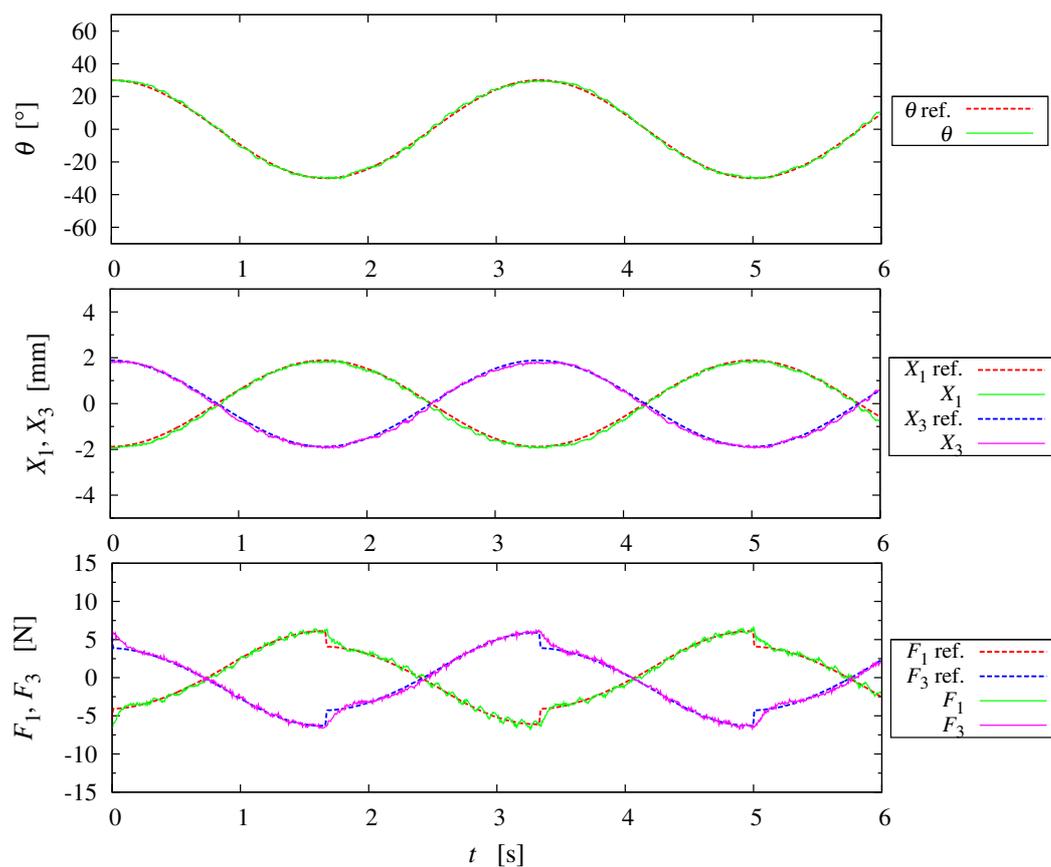


Fig. A.1: Performance with openloop control based on the dynamic model (case1)

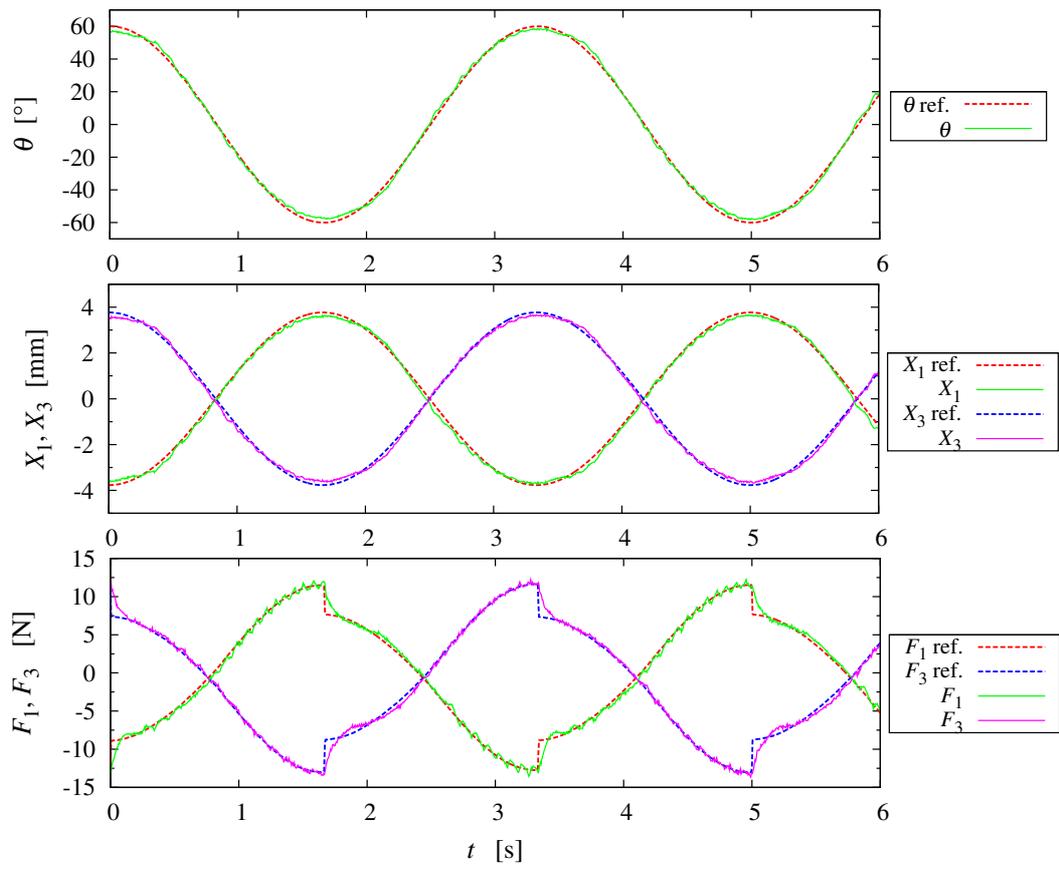


Fig. A.2: Performance with openloop control based on the dynamic model (case2)

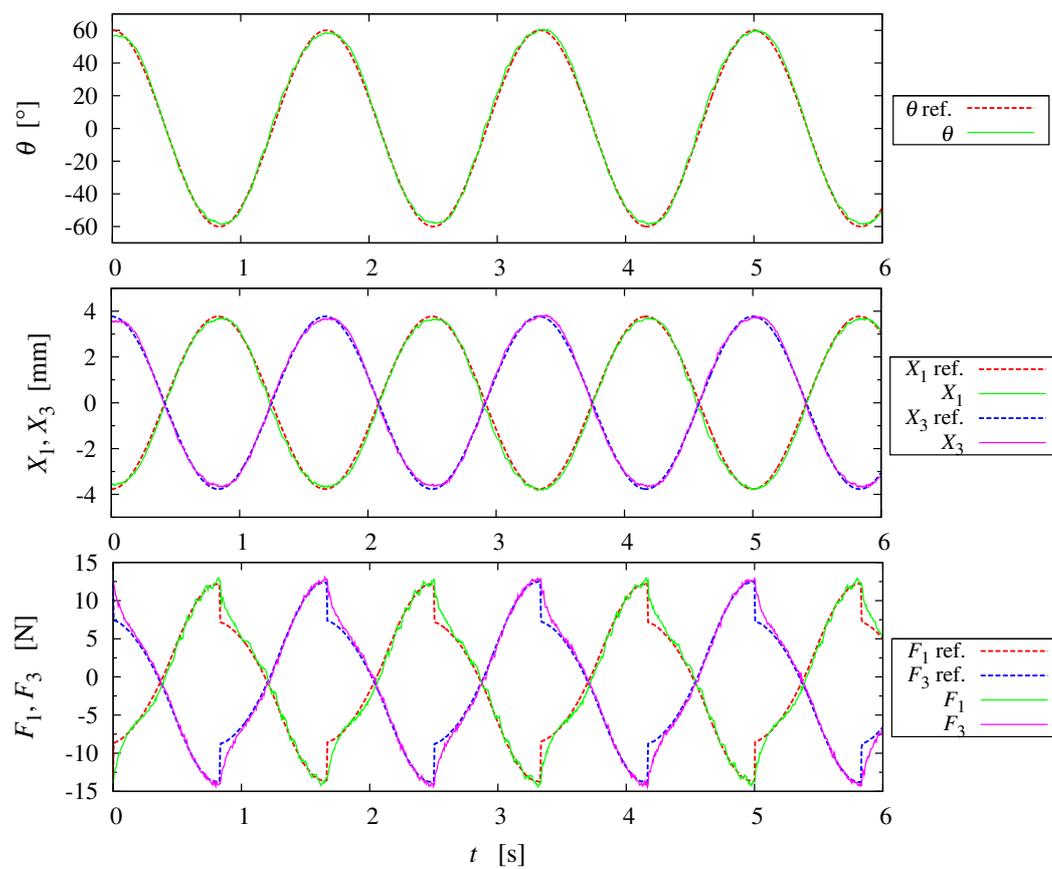


Fig. A.3: Performance with openloop control based on the dynamic model (case3)

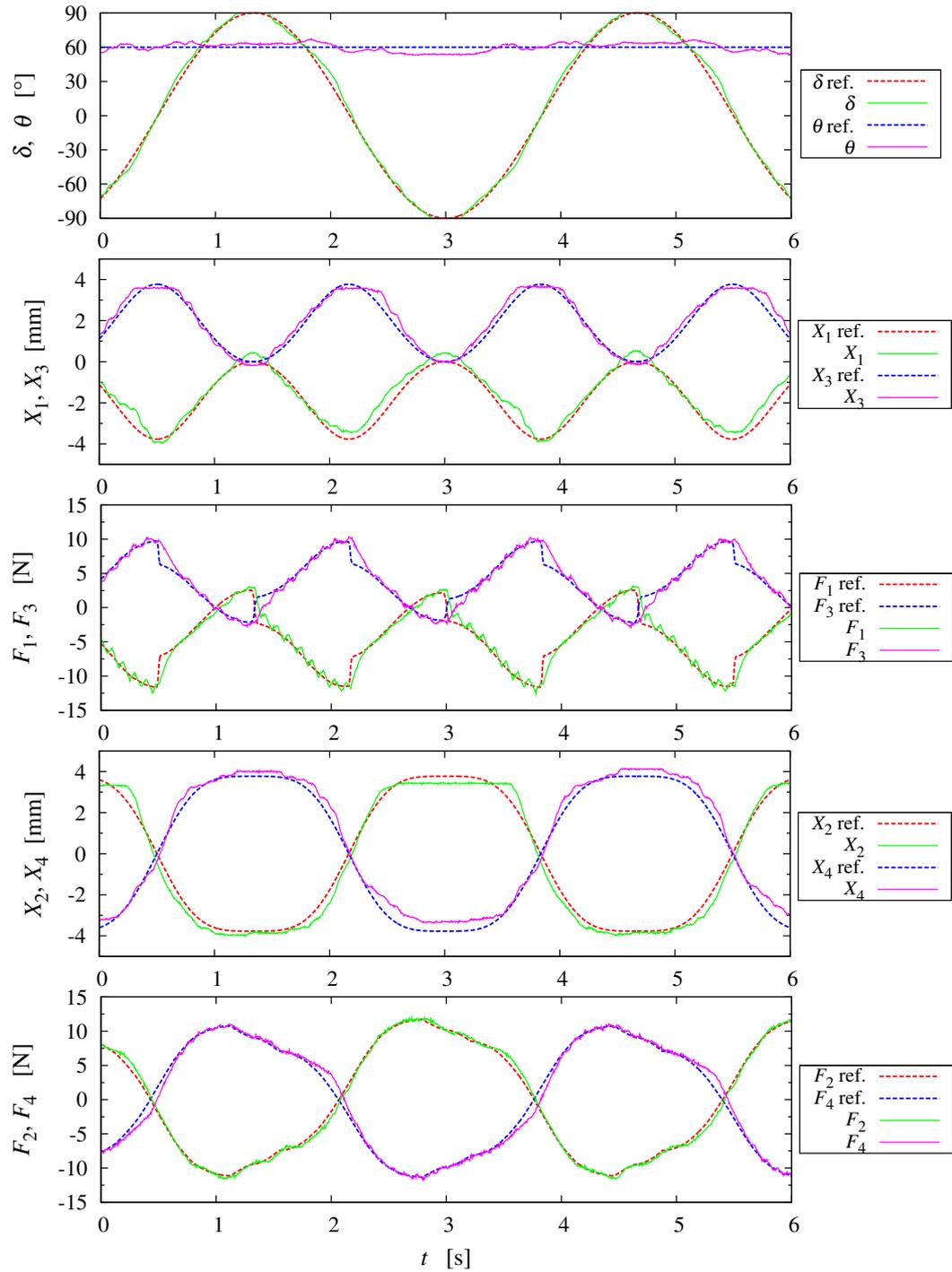


Fig. A.4: Performance with openloop control based on the dynamic model (case4)

参考文献

- [1] G.H. Ballantyne, P.F. Leahy, and I.M. Modlin. *LAPAROSCOPIC SURGERY*. W.B. Saunders, 1994.
- [2] J. Perissat, D. Collet, and R. Belliard. Gallstones: laparoscopic treatment cholecystectomy, cholecystostomy, and lithotripsy. *Surgical Endoscopy*, Vol. 4, No. 1, pp. 1–5, 1990.
- [3] E. J. Reddick and D. O. Olsen. Laparoscopic laser cholecystectomy. *Surgical Endoscopy*, Vol. 3, No. 3, pp. 131–133, 1989.
- [4] F. Dubois, P. Icard, G. Berthelot, and H. Levard. Coelioscopic cholecystectomy. preliminary report of 36 cases. *Ann Surg.* 1990 Jan;211(1):60-2., Vol. 211, No. 1, pp. 60–62, 1990.
- [5] 日本内視鏡外科学会雑誌, Vol. 15, No. 5, 2010.
- [6] D. Canes, M.M. Desai, M. Aron, G.P. Haber, R.K. Goel, R.J. Stein, J.H. Kaouk, I.S. Gill, et al. Transumbilical single-port surgery: evolution and current status. *European urology*, Vol. 54, No. 5, pp. 1020–1030, 2008.
- [7] J. Mamazza, CM Schlachta, PA Seshadri, MO Cadeddu, and EC Poulin. Needle-scope surgery. *Surgical endoscopy*, Vol. 15, No. 10, pp. 1208–1212, 2001.
- [8] 徐号, 富川盛雅, 小西晃造, 家入里志, 田上和夫, 橋爪誠. Natural orifice transluminal endoscopic surgery (notes) の現状と将来展望: 体表に傷跡を残さない内視鏡外科手術. 2009.
- [9] <http://www.surgical-science.com/>.
- [10] <http://www.simbionix.com/>.
- [11] Davies and B.L. A review of robotics in surgery. *Journal of Engineering in Medicine*, Vol. 213, , 2000.
- [12] Russell H. Taylor and Dan Stioianovici. Medical robotics in computer-integrated surgery. *IEEE Transactions on Robotics and Automation*, Vol. 19, No. 5, pp. 765–780, 2003.

-
- [13] Garth H. Ballantyne, Jacques Marescaux, and Pier Cristoforo Giulianotti, editors. *Primer of Robotic & Telerobotic Surgery*. LIPPINCOTT WILLIAMS & WILKINS, 2004.
- [14] 橋爪誠. 手術ロボットの現状と将来. *日本ロボット学会誌*, Vol. 22, No. 4, pp. 423–425, 2004.
- [15] Nobuto Matsuhira, Makoto Jinno, Toyomi Miyagawa, Takamitsu Sunaoshi, Takehiro Hato, Yasuhide Morikawa, Toshiharu Furukawa, Soji Ozawa, Masaki Kitajima, and Kazuo Nakazawa. Development of a functional model for a master-slave combined manipulator- for laparoscopic surgery. *Advanced Robotics*, Vol. 17, No. 6, pp. 523–539, 2003.
- [16] <http://www.intuitivesurgical.com/>.
- [17] A.R. Lanfranco, A.E. Castellanos, J.P. Desai, and W.C. Meyers. Robotic surgery: a current perspective. *Annals of Surgery*, Vol. 239, No. 1, p. 14, 2004.
- [18] J. Arata, H. Takahashi, P. Pitakwatchara, S. Warisawa, K. Tanoue, K. Konishi, S. Ieiri, S. Shimizu, N. Nakashima, K. Okamura, Y. Fujino, Y. Ueda, P. Chotiwan, M. Mitsuishi, and M. Hashizume. A remote surgery experiment between japan and thailand over internet using a low latency codec system. In *Robotics and Automation, 2007 IEEE International Conference on*, pp. 953–959, april 2007.
- [19] H.H. King, K. Tadano, R. Donlin, D. Friedman, M.J.H. Lum, V. Asch, Cong Wang, K. Kawashima, and B. Hannaford. Preliminary protocol for interoperable telesurgery. In *Advanced Robotics, 2009. ICAR 2009. International Conference on*, pp. 1–6, june 2009.
- [20] K. Onda, T. Osa, N. Sugita, M. Hashizume, and M. Mitsuishi. Asynchronous force and visual feedback in teleoperative laparoscopic surgical system. In *Intelligent Robots and Systems (IROS), 2010 IEEE/RSJ International Conference on*, pp. 844–849, oct. 2010.
- [21] G.S. Guthart and J.K. Salisbury Jr. The intuitiveTM telesurgery system: overview and application. In *Robotics and Automation, 2000. Proceedings. ICRA'00. IEEE International Conference on*, Vol. 1, pp. 618–621. IEEE, 2000.
- [22] <http://www.j-robo.or.jp/>.
- [23] J. Bodner, H. Wykypiel, G. Wetscher, and T. Schmid. First experiences with the da vinci operating robot in thoracic surgery. *European Journal of Cardio-Thoracic Surgery*, Vol. 25, No. 5, pp. 844–851, 2004.

-
- [24] J.H. Kaouk, R.K. Goel, G.P. Haber, S. Crouzet, and R.J. Stein. Robotic single-port transumbilical surgery in humans: initial report. *BJU international*, Vol. 103, No. 3, pp. 366–369, 2008.
- [25] Mitchell J. H. Lum, Jacob Rosen, Mika N. Sinanan, and Blake Hannaford. Optimization of a spherical mechanism for a minimally invasive surgical robot: Theoretical and experimental approaches. *IEEE TRANSACTIONS ON BIOMEDICAL ENGINEERING*, Vol. 53, No. 3, pp. 1440–1445, 2006.
- [26] Mitchell J.H. Lum, Denny Trimble, Jacob Rosen, Kenneth Fodero II, H. Hawkeye King, Ganesh Sankaranarayanan, Jesse Doshier, Rainer Leuschke, Brandon Martin-Anderson, Mika N. Sinanan, and Blake Hannaford. Multidisciplinary approach for developing a new minimally invasive surgical robotic system. In *Proceedings of the 2006 BioRob Conference*, 2006.
- [27] J. Arata, M. Mitsuishi, S. Warisawa, K. Tanaka, T. Yoshizawa, and M. Hashizume. Development of a dexterous minimally-invasive surgical system with augmented force feedback capability. In *Intelligent Robots and Systems, 2005. (IROS 2005). 2005 IEEE/RSJ International Conference on*, pp. 3207 – 3212, 2005.
- [28] M. Mitsuishi. Medical robot and master slave system for minimally invasive surgery. In *Complex Medical Engineering, 2007. CME 2007. IEEE/ICME International Conference on*, pp. 8–13, may 2007.
- [29] Koji Ikuta, Shinichi Daifu, Takahiko Hasegawa, and Humihiro Higashikawa. Hyper-finger for remote minimally invasive surgery in deep area. In Takeyoshi Dohi and Ron Kikinis, editors, *Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention (MICCAI) 2002*, Vol. 2488 of *Lecture Notes in Computer Science*, pp. 173–181. Springer Berlin / Heidelberg, 2002.
- [30] U. Hagn, M. Nickl, S. Jörg, G. Passig, T. Bahls, A. Nothhelfer, F. Hacker, L. Le-Tien, A. Albu-Schäffer, R. Konietschke, M. Grebenstein, R. Warpup, R. Haslinger, M. Frommberger, and G. Hirzinger. The dlr miro: a versatile lightweight robot for surgical applications. *Industrial Robot: An International Journal*, Vol. 35, No. 4, pp. 324–336, 2008.
- [31] Rainer Konietschke, Ulrich Hagn, Mathias Nickl, Stefan Jorg, Andreas Tobergte, Georg Passig, Ulrich Seibold, Luc Le-Tien, Bernhard Kubler, Martin Groger, Florian Frohlich, Christian Rink, Alin Albu-Schaffer, Markus Grebenstein, Tobias Ortmaier, and Gerd Hirzinger. The dlr mirosurge - a robotic system for surgery.

- In *Robotics and Automation, 2009. ICRA '09. IEEE International Conference on*, pp. 1589–1590, may 2009.
- [32] Ulrich Hagn, R. Konietzschke, A. Tobergte, M. Nickl, S. Jörg, B. Kübler, G. Passig, M. Gröger, F. Fröhlich, U. Seibold, L. Le-Tien, A. Albu-Schäffer, A. Nothhelfer, F. Hacker, M. Grebenstein, and G. Hirzinger. Dlr mirosurge: a versatile system for research in endoscopic telesurgery. *International Journal of Computer Assisted Radiology and Surgery*, Vol. 5, pp. 183–193, 2010. 10.1007/s11548-009-0372-4.
- [33] Yo Kobayashi, Yu Tomono, Yuta Sekiguchi, Hiroki Watanabe, Kazutaka Toyoda, Kozo Konishi, Morimasa Tomikawa, Satoshi Ieiri, Kazuo Tanoue, Makoto Hashizume, and Masakatsu G. Fujie. A surgical robot with vision field control for single port endoscopic surgery. *The International Journal of Medical Robotics and Computer Assisted Surgery*, Vol. 6, No. 4, pp. 454–464, 2010.
- [34] Y. Kobayashi, Y. Sekiguchi, Y. Tomono, H. Watanabe, K. Toyoda, K. Konishi, M. Tomikawa, S. Ieiri, K. Tanoue, M. Hashizume, and M.G. Fujie. Design of a surgical robot with dynamic vision field control for single port endoscopic surgery. In *Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC), 2010 Annual International Conference of the IEEE*, pp. 979–983, 31 2010-sept. 4 2010.
- [35] S. Thielmann, U. Seibold, R. Haslinger, G. Passig, T. Bahls, S. Jörg, M. Nickl, A. Nothhelfer, U. Hagn, and G. Hirzinger. Mica - a new generation of versatile instruments in robotic surgery. In *Intelligent Robots and Systems (IROS), 2010 IEEE/RSJ International Conference on*, pp. 871–878, oct. 2010.
- [36] K. Tadano and K. Kawashima. Development of 4-dofs forceps with force sensing using pneumatic servo system. In *IEEE International Conference on Robotics and Automation*, pp. 2250–2256, 2006.
- [37] K. Tadano, W. Smino, K. Kawashima, and T. Kagawa. Pneumatically driven forceps manipulator for laparoscopic surgery. In *SICE Annual Conference*, pp. 2993–2996, 2008.
- [38] 只野耕太郎, 住野亘, 川嶋健嗣. 空気圧駆動を用いた力覚提示機能を有する多自由度鉗子の開発. *日本ロボット学会誌*, Vol. 27, No. 5, pp. 538–545, 2009.
- [39] K. Tadano and K. Kawashima. Development of a pneumatically driven forceps manipulator ibis iv. In *ICCAS-SICE, 2009*, pp. 3815–3818, aug. 2009.
- [40] Kotaro Tadano, Kenji Kawashima, Kazuyuki Kojima, and Naofumi Tanaka. Development of a pneumatic surgical manipulator ibis iv. *Journal of Robotics and Mechatronics*, Vol. 22, No. 2, pp. 179–188, 2010.

-
- [41] Hongbing Li, K. Kawashima, K. Tadano, S. Ganguly, and S. Nakano. Achieving haptic perception in forceps manipulator using pneumatic artificial muscle. *Mechatronics, IEEE/ASME Transactions on*, Vol. 18, No. 1, pp. 74–85, feb. 2013.
- [42] Hoseok Song, Kiyoun Kim, and Jungju Lee. Development of the dexterous manipulator and the force sensor for minimally invasive surgery. In *Autonomous Robots and Agents, 2009. ICARA 2009. 4th International Conference on*, pp. 524–528, feb. 2009.
- [43] Kiyoun Kim, Hoseok Song, Jungwook Suh, and Jungju Lee. A teleoperated minimally invasive surgical system with an additional degree of freedom manipulator. In *Sensor Technologies and Applications (SENSORCOMM), 2010 Fourth International Conference on*, pp. 90–94, july 2010.
- [44] Koji Ikuta, Keiji Sasaki, Keiichi Yamamoto, and Takayuki Shimada. Remote microsurgery system for deep and narrow space - development of new surgical procedure and micro-robotic tool. In Takeyoshi Dohi and Ron Kikinis, editors, *Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention (MICCAI) 2002*, Vol. 2488 of *Lecture Notes in Computer Science*, pp. 163–172. Springer Berlin / Heidelberg, 2002.
- [45] K. Ikuta, K. Yamamoto, and K. Sasaki. Development of remote microsurgery robot and new surgical procedure for deep and narrow space. In *Robotics and Automation, 2003. Proceedings. ICRA '03. IEEE International Conference on*, Vol. 1, pp. 1103–1108. IEEE, 2003.
- [46] Daisuke Asai, Surman Katopo, Jumpei Arata, Shinichi Warisawa, Mamoru Mitsuishi, Akio Morita, Shigeo Sora, Takaaki Kirino, and Ryo Mochizuki. Micro-neurosurgical system in the deep surgical field. In Christian Barillot, David R. Haynor, and Pierre Hellier, editors, *Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention (MICCAI) 2004*, Vol. 3217 of *Lecture Notes in Computer Science*, pp. 33–40. Springer Berlin / Heidelberg, 2004.
- [47] K. Harada, K. Tsubouchi, M.G. Fujie, and T. Chiba. Micro manipulators for intrauterine fetal surgery in an open mri. In *Robotics and Automation, 2005. ICRA 2005. Proceedings of the 2005 IEEE International Conference on*, pp. 502–507, 2005.
- [48] K. Harada, Zhang Bo, S. Enosawa, T. Chiba, and M.G. Fujie. Bending laser manipulator for intrauterine surgery and viscoelastic model of fetal rat tissue. In

- Robotics and Automation, 2007 IEEE International Conference on*, pp. 611–616, 2007.
- [49] F. Van Meer, A. Giraud, D. Esteve, and X. Dollat. A disposable plastic compact wrist for smart minimally invasive surgical tools. In *Intelligent Robots and Systems, 2005.(IROS 2005). 2005 IEEE/RSJ International Conference on*, pp. 919–924. IEEE, 2005.
- [50] H. Yamashita, D. Kim, N. Hata, and T. Dohi. Multi-slider linkage mechanism for endoscopic forceps manipulator. In *Intelligent Robots and Systems, 2003. (IROS 2003). Proceedings. 2003 IEEE/RSJ International Conference on*, Vol. 3, pp. 2577–2582 vol.3, 2003.
- [51] Hiromasa Yamashita, Nobuhiko Hata, Makoto Hashizume, and Takeyoshi Dohi. Handheld laparoscopic forceps manipulator using multi-slider linkage mechanisms. In Christian Barillot, David R. Haynor, and Pierre Hellier, editors, *Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention (MICCAI) 2004*, Vol. 3217 of *Lecture Notes in Computer Science*, pp. 121–128. Springer Berlin / Heidelberg, 2004.
- [52] H. Yamashita, A. Iimura, E. Aoki, T. Suzuki, T. Nakazawa, E. Kobayashi, M. Hashizume, I. Sakuma, and T. Dohi. Development of endoscopic forceps manipulator using multi-slider linkage mechanisms. In *The 1st Asian Symposium on Computer Aided Surgery - Robotic and Image guided Surgery*, Ibaraki, Japan, April 2005.
- [53] H. Yamashita, K. Matsumiya, K. Masamune, H. Liao, T. Chiba, and T. Dohi. Two-dofs bending forceps manipulator of 3.5-mm diameter for intrauterine fetus surgery: Feasibility evaluation. In *the 20th International Congress and Exhibition, Computer Assisted Radiology and Surgery*, Osaka, Japan, June 2006.
- [54] H. Yamashita, K. Matsumiya, K. Masamune, H. Liao, T. Chiba, and T. Dohi. Miniature bending manipulator for fetoscopic intrauterine laser therapy to treat twin-to-twin transfusion syndrome. *Surgical Endoscopy*, Vol. 22, pp. 430–435, 2008. 10.1007/s00464-007-9444-0.
- [55] C. Ishii and K. Kobayashi. Development of a new robotic forceps manipulator for minimally invasive surgery and its control. In *SICE-ICASE, 2006. International Joint Conference*, pp. 250–253, 2006.

-
- [56] C. Ishii and K. Kobayashi. Development of a new bending mechanism and its application to robotic forceps manipulator. In *Robotics and Automation, 2007 IEEE International Conference on*, pp. 238–243, 2007.
- [57] C. Ishii, K. Kobayashi, Y. Kamei, and Y. Nishitani. Robotic forceps manipulator with a novel bending mechanism. *Mechatronics, IEEE/ASME Transactions on*, Vol. 15, No. 5, pp. 671–684, 2010.
- [58] Y. Sekiguchi, Y. Kobayashi, Y. Tomono, H. Watanabe, K. Toyoda, K. Konishi, M. Tomikawa, S. Ieiri, K. Tanoue, M. Hashizume, and M.G. Fujie. Development of a tool manipulator driven by a flexible shaft for single port endoscopic surgery. In *Biomedical Robotics and Biomechanics (BioRob), 2010 3rd IEEE RAS and EMBS International Conference on*, pp. 120–125, sept. 2010.
- [59] Hong Man Bok and Jo Yung Ho. Prototype design of robotic surgical instrument for minimally invasive robot surgery. In Takeyoshi Dohi and Hongen Liao, editors, *Computer Aided Surgery*, Vol. 3 of *Proceedings in Information and Communications Technology*, pp. 20–28. Springer Japan, 2012.
- [60] M. Piccigallo, U. Scarfogliero, C. Quaglia, G. Petroni, P. Valdastri, A. Menciasci, and P. Dario. Design of a novel bimanual robotic system for single-port laparoscopy. *Mechatronics, IEEE/ASME Transactions on*, Vol. 15, No. 6, pp. 871–878, dec. 2010.
- [61] T. Mashimo and S. Toyama. Mri-compatibility of a manipulator using a spherical ultrasonic motor. In *12th IFToMM World Congress*, Besancon, France, June 2007.
- [62] Shigeo Hirose, Takashi Kado, and Yoji Umetani. Tensor actuated elastic manipulator. In *6th IFToMM World Congress*, pp. 978–981, New Delhi, 1983.
- [63] Shigeo Hirose. *Biologically Inspired Robots: Serpentine Locomotors and Manipulators*. Oxford University Press, 1993.
- [64] I.A. Gravagne and I.D. Walker. Manipulability, force, and compliance analysis for planar continuum manipulators. *Robotics and Automation, IEEE Transactions on*, Vol. 18, No. 3, pp. 263–273, June 2002.
- [65] I.A. Gravagne, C.D. Rahn, and I.D. Walker. Large deflection dynamics and control for planar continuum robots. *Mechatronics, IEEE/ASME Transactions on*, Vol. 8, No. 2, pp. 299–307, 2003.
- [66] P. Breedveld and S. Hirose. Development of the endo-periscope for improvement of depth perception in laparoscopic surgery. In *ASME Design Engineering Technical*

- Conferences Computers and Information in Engineering Conference*, Pittsburgh, PA, USA, Sep. 2001.
- [67] P. Breedveld, J.S. Sheltes, E.M. Blom, and J.E.I. Verheij. A new, easily miniaturized steerable endoscope. *Engineering in Medicine and Biology Magazine, IEEE*, Vol. 24, No. 6, pp. 40–47, 2005.
- [68] Dong-Geol Choi, Byung-Ju Yi, and Whee-Kuk Kim. Design of a spring backbone micro endoscope. In *Intelligent Robots and Systems, 2007. IROS 2007. IEEE/RSJ International Conference on*, pp. 1815–1821, 292007-nov.2 2007.
- [69] Hyun Soo Yoon and Byung Ju Yi. A 4-dof flexible continuum robot using a spring backbone. In *Mechatronics and Automation, 2009. ICMA 2009. International Conference on*, pp. 1249–1254, aug. 2009.
- [70] Hyun Soo Yoon, Se Min Oh, Jin Hyeok Jeong, Seung Hwan Lee, Kyung Tae, Kyoung Chul Koh, and Byung Ju Yi. Active bending endoscope robot system for navigation through sinus area. In *Intelligent Robots and Systems (IROS), 2011 IEEE/RSJ International Conference on*, pp. 967–972, sept. 2011.
- [71] J. Arata, Y. Saito, and H. Fujimoto. Outer shell type 2 dof bending manipulator using spring-link mechanism for medical applications. In *Robotics and Automation (ICRA), 2010 IEEE International Conference on*, pp. 1041–1046, May 2010.
- [72] K. Ikuta, M. Tsukamoto, and S. Hirose. Shape memory alloy servo actuator system with electric resistance feedback and application for active endoscope. In *Robotics and Automation, 1988. Proceedings., 1988 IEEE International Conference on*, pp. 427–430 vol.1, April 1988.
- [73] P. Dario, C. Paggetti, N. Troisfontaine, E. Papa, T. Ciucci, MC Carrozza, and M. Marcacci. A miniature steerable end-effector for application in an integrated system for computer-assisted arthroscopy. In *Robotics and Automation, 1997. Proceedings., 1997 IEEE International Conference on*, Vol. 2, pp. 1573–1579. IEEE, 1997.
- [74] A. Degani, H. Choset, A. Wolf, and M.A. Zenati. Highly articulated robotic probe for minimally invasive surgery. In *Robotics and Automation, 2006. ICRA 2006. Proceedings 2006 IEEE International Conference on*, pp. 4167–4172, may 2006.
- [75] Akihiko Yagi, Kiyoshi Matsumiya, Ken Masamune, Hongen Liao, and Takeyoshi Dohi. Rigid-flexible outer sheath model using slider linkage locking mechanism and air pressure for endoscopic surgery. In Rasmus Larsen, Mads Nielsen, and Jon

- Sporring, editors, *Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention (MICCAI) 2006*, Vol. 4190 of *Lecture Notes in Computer Science*, pp. 503–510. Springer Berlin / Heidelberg, 2006.
- [76] A. Moers, M. De Volder, and D. Reynaerts. Integrated high pressure microhydraulic actuation and control for surgical instruments. *Biomedical Microdevices*, p. published online, 2012. 10.1007/s10544-012-9650-y.
- [77] P.E. Dupont, J. Lock, B. Itkowitz, and E. Butler. Design and control of concentric-tube robots. *Robotics, IEEE Transactions on*, Vol. 26, No. 2, pp. 209–225, 2010.
- [78] P.E. Dupont, J. Lock, and B. Itkowitz. Real-time position control of concentric tube robots. In *Robotics and Automation (ICRA), 2010 IEEE International Conference on*, pp. 562–568. IEEE, 2010.
- [79] N. Simaan. Snake-like units using flexible backbones and actuation redundancy for enhanced miniaturization. In *Robotics and Automation, 2005. ICRA 2005. Proceedings of the 2005 IEEE International Conference on*, pp. 3012 – 3017, 2005.
- [80] Kai Xu and N. Simaan. Actuation compensation for flexible surgical snake-like robots with redundant remote actuation. In *Robotics and Automation, 2006. ICRA 2006. Proceedings 2006 IEEE International Conference on*, pp. 4148 –4154, may 2006.
- [81] Kai Xu and Nabil Simaan. Analytic formulation for kinematics, statics, and shape restoration of multibackbone continuum robots via elliptic integrals. *Journal of Mechanisms and Robotics*, Vol. 2, pp. 011006–1 – 011006–13, February 2010.
- [82] N. Simaan, R. Taylor, and P. Flint. A dexterous system for laryngeal surgery. In *Robotics and Automation, 2004. Proceedings. ICRA '04. 2004 IEEE International Conference on*, Vol. 1, pp. 351 – 357 Vol.1, april-1 may 2004.
- [83] Nabil Simaan, Russell Taylor, and Paul Flint. High dexterity snake-like robotic slaves for minimally invasive telesurgery of the upper airway. In Christian Barillot, David Haynor, and Pierre Hellier, editors, *Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention, MICCAI 2004*, Vol. 3217 of *Lecture Notes in Computer Science*, pp. 17–24. Springer Berlin / Heidelberg, 2004.
- [84] Wei Wei, Kai Xu, and N. Simaan. A compact two-armed slave manipulator for minimally invasive surgery of the throat. In *Biomedical Robotics and Biomechatronics, 2006. BioRob 2006. The First IEEE/RAS-EMBS International Conference on*, pp. 769 –774, 2006.

-
- [85] N. Simaan, K. Xu, W. Wei, A. Kapoor, P. Kazanzides, R. Taylor, and P. Flint. Design and integration of a telerobotic system for minimally invasive surgery of the throat. *The International journal of robotics research*, Vol. 28, No. 9, pp. 1134–1153, 2009.
- [86] Kai Xu, R.E. Goldman, Jienan Ding, P.K. Allen, D.L. Fowler, and N. Simaan. System design of an insertable robotic effector platform for single port access (spa) surgery. In *Intelligent Robots and Systems, 2009. IROS 2009. IEEE/RSJ International Conference on*, pp. 5546–5552, 2009.
- [87] Jienan Ding, Kai Xu, R. Goldman, P. Allen, D. Fowler, and N. Simaan. Design, simulation and evaluation of kinematic alternatives for insertable robotic effectors platforms in single port access surgery. In *Robotics and Automation (ICRA), 2010 IEEE International Conference on*, pp. 1053–1058, May 2010.
- [88] Kai Xu and N. Simaan. An investigation of the intrinsic force sensing capabilities of continuum robots. *Robotics, IEEE Transactions on*, Vol. 24, No. 3, pp. 576–587, 2008.
- [89] Kai Xu and N. Simaan. Intrinsic wrench estimation and its performance index for multisegment continuum robots. *Robotics, IEEE Transactions on*, Vol. 26, No. 3, pp. 555–561, 2010.
- [90] R.E. Goldman, A. Bajo, and N. Simaan. Compliant motion control for continuum robots with intrinsic actuation sensing. In *Robotics and Automation (ICRA), 2011 IEEE International Conference on*, pp. 1126–1132, may 2011.
- [91] J. Peirs, H. Van Brussel, D. Reynaerts, and G. De Gersem. A flexible distal tip with two degrees of freedom for enhanced dexterity in endoscopic robot surgery. In *Proceedings of the 13th micromechanics europe workshop*, pp. 271–274, 2002.
- [92] J. Peirs, D. Reynaerts, H. Van Brussel, G. De Gersem, and Hsiao Wei Tang. Design of an advanced tool guiding system for robotic surgery. In *Robotics and Automation, 2003. Proceedings. ICRA '03. IEEE International Conference on*, Vol. 2, pp. 2651–2656, 2003.
- [93] C.R. Wagner, N. Stylopoulos, and R.D. Howe. The role of force feedback in surgery: analysis of blunt dissection. In *10th Symposium on Haptic Interfaces for Virtual Environment and Teleoperator Systems*, Vol. 2002. Citeseer, 2002.
- [94] G. Tholey, J. P. Desai, and A. E. Castellanos. Force feedback plays a significant role in minimally invasive surgery: Results and analysis. *Annals of Surgery*, Vol. 241, No. 1, pp. 102–109, 2005.

-
- [95] D. Morris, H. Tan, F. Barbagli, T. Chang, and K. Salisbury. Haptic feedback enhances force skill learning. In *EuroHaptics Conference, 2007 and Symposium on Haptic Interfaces for Virtual Environment and Teleoperator Systems. World Haptics 2007. Second Joint*, pp. 21–26. IEEE, 2007.
- [96] James C. Gwilliam, Mohsen Mahvash, Balazs Vagvolgyi, Alexander Vacharat, David D. Yuh, and Allison M. Okamura. Effects of haptic and graphical force feedback on teleoperated palpation. In *IEEE International Conference on Robotics and Automation*, pp. 677–682, 2009.
- [97] C.R. Wagner and R.D. Howe. Force feedback benefit depends on experience in multiple degree of freedom robotic surgery task. *Robotics, IEEE Transactions on*, Vol. 23, No. 6, pp. 1235 –1240, dec. 2007.
- [98] M. Zhou, J. Perreault, S. Schwaitzberg, and C. Cao. Effects of experience on force perception threshold in minimally invasive surgery. *Surgical Endoscopy*, Vol. 22, No. 2, pp. 510–515, 2008.
- [99] M. Mitsuishi, N. Sugita, and P. Pitakwatchara. Force-feedback augmentation modes in the laparoscopic minimally invasive telesurgical system. *Mechatronics, IEEE/ASME Transactions on*, Vol. 12, No. 4, pp. 447 –454, aug. 2007.
- [100] P. Puangmali, K. Althoefer, L.D. Seneviratne, D. Murphy, and P. Dasgupta. State-of-the-art in force and tactile sensing for minimally invasive surgery. *Sensors Journal, IEEE*, Vol. 8, No. 4, pp. 371 –381, april 2008.
- [101] P. Pitakwatchara, S. Warisawa, and M. Mitsuishi. Force feedback augmentation modes in the laparoscopic minimal invasive telesurgical system. In *Biomedical Robotics and Biomechatronics, 2006. BioRob 2006. The First IEEE/RAS-EMBS International Conference on*, pp. 1059 –1066, feb. 2006.
- [102] M. Tavakoli, R.V. Patel, and M. Moallem. A force reflective master-slave system for minimally invasive surgery. In *Intelligent Robots and Systems, 2003. (IROS 2003). Proceedings. 2003 IEEE/RSJ International Conference on*, Vol. 4, pp. 3077 – 3082 vol.3, oct. 2003.
- [103] M Tavakoli, R V Patel, and M Moallem. Haptic interaction in robot-assisted endoscopic surgery: a sensorized end-effector. *The International Journal of Medical Robotics and Computer Assisted Surgery*, Vol. 1, No. 2, pp. 53–63, 2005.
- [104] H. Takahashi, S. Warisawa, M. Mitsuishi, J. Arata, and M. Hashizume. Development of high dexterity minimally invasive surgical system with augmented force

- feedback capability. In *Biomedical Robotics and Biomechatronics, 2006. BioRob 2006. The First IEEE/RAS-EMBS International Conference on*, pp. 284–289, 2006.
- [105] Shigeyuki Shimachi, Surakij Hirunyanitwatna, Yasunori Fujiwara, Akira Hashimoto, and Yoshinori Hakozaki. Adapter for contact force sensing of the da vincim robot. *The International Journal of Medical Robotics and Computer Assisted Surgery*, Vol. 4, No. 2, pp. 121–130, 2008.
- [106] D. Salle, P. Bidaud, and G. Morel. Optimal design of high dexterity modular mis instrument for coronary artery bypass grafting. In *Robotics and Automation, 2004. Proceedings. ICRA'04. 2004 IEEE International Conference on*, Vol. 2, pp. 1276–1281. IEEE, 2004.
- [107] U. Seibold, B. Kubler, and G. Hirzinger. Prototype of instrument for minimally invasive surgery with 6-axis force sensing capability. In *Robotics and Automation, 2005. ICRA 2005. Proceedings of the 2005 IEEE International Conference on*, pp. 496–501, 2005.
- [108] B. Kübler, U. Seibold, and G. Hirzinger. Development of actuated and sensor integrated forceps for minimally invasive robotic surger. *The International Journal of Medical Robotics and Computer Assisted Surgery*, Vol. 1, No. 3, pp. 96–107, 2005.
- [109] M.B. Hong and Y.H. Jo. Design and evaluation of 2-dof compliant forceps with force-sensing capability for minimally invasive robot surgery. *Robotics, IEEE Transactions on*, Vol. 28, No. 4, pp. 932–941, 2012.
- [110] P. Valdastri, K. Harada, A. Menciassi, L. Beccai, C. Stefanini, M. Fujie, and P. Dario. Integration of a miniaturised triaxial force sensor in a minimally invasive surgical tool. *Biomedical Engineering, IEEE Transactions on*, Vol. 53, No. 11, pp. 2397–2400, 2006.
- [111] Jan Peirs, Joeri Clijnen, Dominiek Reynaerts, Hendrik Van Brussel, Paul Herijgers, Brecht Corteville, and Sarah Boone. A micro optical force sensor for force feedback during minimally invasive robotic surgery. *Sensors and Actuators A: Physical*, Vol. 115, No. 2, pp. 447–455, 2004. `ice:title;The 17th European Conference on Solid-State Transducers;/ce:title;`
- [112] D. Zbyszewski, A. Bhaumik, K. Althoefer, and LD Seneviratne. Tactile sensing using a novel air cushion sensor: A feasibility study. In *Intelligent Robots and*

-
- Systems, 2008. IROS 2008. IEEE/RSJ International Conference on*, pp. 41–46. IEEE, 2008.
- [113] P. Puangmali, Hongbin Liu, K. Althoefer, and L.D. Seneviratne. Optical fiber sensor for soft tissue investigation during minimally invasive surgery. In *Robotics and Automation, 2008. ICRA 2008. IEEE International Conference on*, pp. 2934–2939, May 2008.
- [114] D. Zbyszewski, P. Polygerinos, LD Seneviratne, and K. Althoefer. A novel mri compatible air-cushion tactile sensor for minimally invasive surgery. In *Intelligent Robots and Systems, 2009. IROS 2009. IEEE/RSJ International Conference on*, pp. 2647–2652. IEEE, 2009.
- [115] P. Puangmali, H. Liu, L.D. Seneviratne, P. Dasgupta, and K. Althoefer. Miniature 3-axis distal force sensor for minimally invasive surgical palpation. *Mechatronics, IEEE/ASME Transactions on*, Vol. 17, No. 4, pp. 646–656, 2012.
- [116] P. Polygerinos, T. Schaeffter, L. Seneviratne, and K. Althoefer. A fibre-optic catheter-tip force sensor with mri compatibility: A feasibility study. In *Engineering in Medicine and Biology Society, 2009. EMBC 2009. Annual International Conference of the IEEE*, pp. 1501–1054. IEEE, 2009.
- [117] P. Polygerinos, P. Puangmali, T. Schaeffter, R. Razavi, L.D. Seneviratne, and K. Althoefer. Novel miniature mri-compatible fiber-optic force sensor for cardiac catheterization procedures. In *Robotics and Automation (ICRA), 2010 IEEE International Conference on*, pp. 2598–2603. IEEE, 2010.
- [118] P. Polygerinos, D. Zbyszewski, T. Schaeffter, R. Razavi, L.D. Seneviratne, and K. Althoefer. Mri-compatible fiber-optic force sensors for catheterization procedures. *Sensors Journal, IEEE*, Vol. 10, No. 10, pp. 1598–1608, 2010.
- [119] P. Polygerinos, L.D. Seneviratne, R. Razavi, T. Schaeffter, and K. Althoefer. Tri-axial catheter-tip force sensor for mri-guided cardiac procedures. *Mechatronics, IEEE/ASME Transactions on*, Vol. 18, No. 1, pp. 386–396, feb. 2013.
- [120] 寺川尚吾, 荒田純平, 藤本英雄. 光ファイバを用いた医療用チューブ型力センサの開発. 日本機械学会ロボティクス・メカトロニクス講演会, No. 2P1-A03, 2011.
- [121] Hoseok Song, Kiyoun Kim, and Jungju Lee. Development of optical fiber bragg grating force-reflection sensor system of medical application for safe minimally invasive robotic surgery. *Review of Scientific Instruments* 82, 074301, 2011.

- [122] 友清貴広, 小俣透, 高山俊男. 音を用いた腹腔鏡下手術用鉗子のための 3 軸力センサ. 第 28 回日本ロボット学会学術講演会予稿集, 2010.
- [123] T. Kagawa. New pneumatic techniques and applications. In *Symposium on Fluid Power*, Vol. 2008, 2008.
- [124] T. Kato, K. Kawashima, T. Funaki, K. Tadano, and T. Kagawa. A new, high precision, quick response pressure regulator for active control of pneumatic vibration isolation tables. *Precision Engineering*, Vol. 34, No. 1, pp. 43–48, 2010.
- [125] S. Tachi, T. Sakaki, H. Arai, S. Nishizawa, and Jose F. Pelaez-Polo. Impedance control of a direct-drive manipulator without using force sensors, advanced robotics. *Advanced Robotics*, Vol. 5, No. 2, pp. 183–205, 1991.
- [126] Akhil J. Madhani, Gunter Niemeyer, and J. Kenneth Salisbury Jr. The black falcon: A teleoperated surgical instrument for minimally-invasive surgery. In *Proceedings of IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robot- Systems*, Vol. 2, pp. 936–994, 1998.
- [127] S. Katsura, W. Iida, and K. Ohnishi. Medical mecharonics - an application to haptic forceps. *Annual Reviews in Control*, Vol. 29, pp. 237–245, 2005.
- [128] K. Tadano and K. Kawashima. Development of a master slave system with force sensing using pneumatic servo system for laparoscopic surgery. In *IEEE International Conference on Robotics and Automation*, pp. 947–952, 2007.
- [129] K. Tadano and K. Kawashima. Development of a master slave manipulator with force display using pneumatic servo system for laparoscopic surgery. *International Journal of Assistitive Robotics and Mechatronics*, Vol. 8, No. 4, pp. 6–13, 2007.
- [130] Masaya Kitagawa, AllisonM. Okamura, BrianT. Bethea, VincentL. Gott, and WilliamA. Baumgartner. Analysis of suture manipulation forces for teleoperation with force feedback. Takeyoshi Dohi and Ron Kikinis, editors, *Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention MICCAI 2002*, 第 2488 卷 of *Lecture Notes in Computer Science*, pp. 155–162. Springer Berlin Heidelberg, 2002.
- [131] 只野耕太郎. 力覚提示機能を有する腹腔鏡手術ロボットシステムの開発. PhD thesis, 東京工業大学, 2007.
- [132] 香川利春, 蔡茂林. 圧縮性流体の計測と制御 —空気圧解析入門—. 日本工業出版, 2010.

謝辞

本研究を行うにあたり、主指導教員として研究・開発活動全般において熱意あるご指導を賜りました川嶋健嗣 准教授に深く感謝申し上げます。同じく本研究の指導教員として多くのご指導・ご助言をいただきました香川利春 教授に深く感謝申し上げます。また、メカノマイクロ工学専攻 小俣透 教授、吉田和弘 准教授、高山俊男 講師には、本論文の審査およびご指導を賜りましたこと御礼申し上げます。

東京医科歯科大学 小嶋一幸 教授、田中直文 手術部長には、手術ロボットを用いた In vivo 実験や被験者実験に対し多大なご支援・ご指導を賜り、深く感謝申し上げます。また東京女子医科大学 田邊一成 教授にも、手術ロボットの性能向上に関する様々なご意見を賜り、深く感謝申し上げます。

香川・川嶋研究室のスタッフの方々には大変お世話になりました。只野耕太郎 助教には、特に手術ロボットの設計・開発についてハードウェア・ソフトウェアに関する技術的なご助言を賜りました。ユン ソンホ 助教には、空気圧計測の理論や力センサのアイデアなど様々なご助言を賜りました。高山清隆 研究員には、空気圧機器の使用・校正のご指導や加工部品の組み立て・修正のご協力をいただきました。秘書の阿部直子様、鈴木直美様、金井弘子様には、物品購入・出張手続きなど円滑な研究遂行にご尽力いただきました。

精密工作技術センター 長峯靖之様、スタッフご一同様には、ロボットの難解な部品加工についてのご助言・ご協力を賜り深く感謝申し上げます。

研究室の学生、OBの皆様にも大変お世話になりました。博士課程学生のキム イン君には、手術ロボットを用いた被験者実験および縫合実験を主導していただきました。また、平成 23 年度博士卒業生の大川陽一様には、空気圧技術の基礎理論および力センサの設計検討について懇切丁寧なご助言をいただき、深く感謝申し上げます。平成 22 年度修士卒業生の新谷宏君、佐藤慶明君、吉川大地君、チェ ジュンミョン君には、私が本研究室での活動を開始するにあたって適時親切なガイダンスをしていただきました。本研究の成果は彼ら無くして語れません。

機械宇宙システム専攻 大熊政明 教授，坂本啓 助教には，修士課程の頃から継続してご指導・ご鞭撻を賜ることができました．学術論文の書き方や印象的な発表のやり方など，私の研究者としての礎を築いていただいたことに深く感謝申し上げます．また超小型模擬衛星 Cansat の開発を通して，システム開発におけるプロジェクトマネジメントの基礎を体得できたことが，本研究のロボット設計開発に大きく役立ちました．素晴らしい経験を共有できた開発メンバーの赤城弘樹君，岡田侑樹君，王猛君に感謝いたします．

本博士論文研究は，防衛省航空自衛隊より任せられた国内大学院研修の期間において行ったものです．この貴重な機会を職務として与えていただきました航空自衛隊に感謝いたします．また，在学中の事務手続きを代行してくださった航空中央業務隊の関係各位に御礼申し上げます．

最後に，本博士号の取得を悲願としこれまで激励を重ねてくれた両親に感謝します．そして，昼夜・休日を問わず研究開発に打ち込む私をよく理解し，陰で支えてくれた妻に感謝します．家族に最大限のリターンができるよう，今後も一層の努力を行う所存です．

平成 25 年 2 月