

胎児気管閉塞術支援に向けた
細径・多自由度マニピュレータの開発

Development of Thin-multi Manipulator
for Fetal Tracheal Occlusion Surgery

2012年 2月

張 博

胎児気管閉塞術支援に向けた
細径・多自由度マニピュレータの開発

Development of thin-multi manipulator
for fetal tracheal occlusion surgery

2012 年 2 月

早稲田大学大学院 先進理工学研究科
生命理工学専攻 メディカルロボティクス研究

張 博

Bo Zhang

目次

第1章 序論	1
1.1 はじめに	1
1.2 診断技術の進歩とコンピュータ外科の発達	1
1.3 胎児治療の現状	4
1.3.1 代表的な胎児疾患と胎児外科治療	5
1.3.2 胎児手術支援ナビゲーション	14
1.3.3 胎児外科手術支援治療用デバイス	16
1.4 研究目的	21
1.4.1 胎児気管閉塞術と課題点	22
1.4.2 CDH 治療用デバイスの開発	22
1.5 論文構成	23
第2章 進入経路の検討と細径・多自由度マニピュレータ設計	25
2.1 緒言	25
2.2 胎児外科手術支援システム	25
2.3 気管閉塞術に適応させるためのマニピュレータ進入経路	25
2.4 細径・多自由度マニピュレータの機構開発	27
2.4.1 細径・多自由度マニピュレータ実現へ向けての課題	27
2.4.2 機構提案	28
2.5 本研究における3ユニットマニピュレータの課題	30
2.5.1 3ユニットマニピュレータの内部機構および経路確保	30
2.5.2 摩擦力と剛性	30
2.5.3 屈曲形状の幾何学	32
2.6 駆動部概要	36
2.7 1ユニットマニピュレータの課題	40
2.8 小括	43
第3章 屈曲形状再現性の検証	45
3.1 緒言	45
3.2 1ユニットマニピュレータの姿勢特性実験	45
3.2.1 実験目的	45
3.2.2 実験装置	45
3.2.3 実験方法	47
3.2.4 実験結果	49

3.2.5 考察・検討.....	55
3.3 屈曲形状の再現性検証実験	56
3.3.1 実験目的.....	56
3.3.2 実験装置.....	57
3.3.3 実験方法.....	57
3.3.4 実験結果.....	57
3.3.5 考察.....	66
3.4 小括.....	67

第4章 3ユニットマニピュレータにおける動作検討 69

4.1 緒言.....	69
4.2 各ユニットにおける干渉特性実験	69
4.2.1 実験目的.....	69
4.2.2 実験方法.....	69
4.2.3 実験結果(A).....	70
4.2.4 考察(3ユニットにおける各ユニットへの影響(初期張力：0[N]))	74
4.2.5 実験結果(B).....	74
4.2.6 考察(3ユニットにおける各ユニットへの影響(初期張力：2[N]))	78
4.3 駆動ユニットに対する他のユニットの干渉抑制	79
4.3.1 実験目的.....	79
4.3.2 実験方法.....	79
4.3.3 実験結果.....	80
4.3.4 考察.....	84
4.4 各ユニットの屈曲動作に対する他のユニットの干渉抑制.....	84
4.4.1 実験目的.....	85
4.4.2 実験方法.....	85
4.4.3 実験結果.....	85
4.4.4 考察.....	87
4.5 干渉抑制状態における個別動作検証実験	88
4.5.1 実験目的.....	88
4.5.2 実験方法.....	88
4.5.3 実験結果.....	88
4.5.4 考察.....	93
4.6 気道経路内進入シミュレータ	93
4.7 アプローチ動作の評価実験	95
4.7.1 実験目的.....	95
4.7.2 実験方法.....	96
4.7.3 実験結果.....	96
4.7.4 考察.....	97
4.8 小括.....	97

第5章 細径・多自由度マニピュレータ先端における接触力	99
5.1 先端接触力と駆動ワイヤ張力の関係測定実験.....	99
5.1.1 実験目的.....	99
5.1.2 理論式の算出.....	99
5.1.3 実験方法および実験条件.....	100
5.1.4 実験結果.....	103
5.1.5 考察.....	104
5.2 接触力の制御.....	104
5.2.1 実験目的.....	104
5.2.2 実験方法および実験条件.....	104
5.2.3 実験結果.....	106
5.2.4 考察.....	107
5.3 小括.....	107
第6章 超音波診断装置を用いる胎児外科手術支援システム	109
6.1 三次元超音波画像のキャリブレーション.....	109
6.1.1 実験目的.....	109
6.1.2 実験装置.....	110
6.1.3 実験方法および実験条件.....	117
6.1.4 実験結果.....	117
6.1.5 考察.....	119
6.2 三次元超音波画像によるマニピュレータ姿勢の検出.....	119
6.2.1 実験目的.....	119
6.2.2 実験装置.....	119
6.2.3 実験方法および実験条件.....	119
6.2.4 実験結果.....	120
6.2.5 考察.....	123
6.3 小括.....	123
第7章 結言	125
7.1 結論.....	125
7.2 展望.....	126

参考文献

謝辞

APPENDIX

研究業績

図の目次

第1章 序論	頁
Fig. 1.1 ZEUS®	3
Fig. 1.2 da Vinci® surgical system(Intuitive Surgical Inc.)	3
Fig. 1.3 Ratio of pre-diagnosed congenital disease.....	5
Fig. 1.4 Spina bifida occulta	6
Fig. 1.5 Spina bifida aperta.....	6
Fig. 1.6 The restoration surgery in the Spina bifida.....	7
Fig. 1.7 Patch surgery.....	7
Fig. 1.8 Collagen patch.....	7
Fig. 1.9 Fetoscopic laser photocoagulation of placental communicating vessels.....	8
Fig. 1.10 MRI images of a CDH patient.....	9
Fig. 1.11 A thoracic cross section of lung.....	10
Fig. 1.12 The mechanism of the CDH treatment.....	12
Fig. 1.13 The placement of the detachable balloon in Fetendo.....	13
Fig. 1.14 EXIT(ex utero intrapartum treatment) procedure.....	13
Fig. 1.15 The treatment of fetal tracheal occlusion(FETO).....	14
Fig. 1.16 The development of 2D/3D/4D ultrasound measurement.....	15
Fig. 1.17 First prototype of the robotic patch stabilizer.....	17
Fig. 1.18 Second prototype of the robotic patch stabilizer.....	17
Fig. 1.19 Laser manipulator for TTTS.....	18
Fig. 1.20 Parts of the bending mechanism.....	18
Fig. 1.21 Laser irradiation on monkey's placenta underwater.....	19
Fig. 1.22 The figure of manipulator.....	19
Fig. 1.23 Laser irradiation in the image center.....	20
Fig. 1.24 The manipulator developed by Dohi.....	20
Fig. 1.25 The mechanism of manipulator developed by Dohi.....	21
Fig. 1.26 The image of fetal tracheal occlusion treatment.....	21
Fig. 1.27 The risk of the conventional method.....	22
Fig. 1.28 Replacement from endoscope to the manipulator.....	23
Fig. 1.29 The structure of the thesis.....	24
第2章 進入経路の検討と細径・多自由度マニピュレータ設計	
Fig. 2.1 The system design of the fetal surgery.....	26

Fig. 2.2 The image of the human face tissue	26
Fig. 2.3 The sagittal plane of the fetal face.....	27
Fig. 2.4 The contact of manipulator with air way	28
Fig. 2.5 Proposed multi-unit bending mechanism.....	29
Fig. 2.6 One unit manipulator.....	29
Fig. 2.7 Three units manipulator.....	29
Fig. 2.8 Each joint mechanism of three units manipulator.....	30
Fig. 2.9 Friction model.....	31
Fig. 2.10 The illustration of a joint friction force.....	32
Fig. 2.11 The geometry of a joint position.....	33
Fig. 2.12 The geometry of each joint position.....	34
Fig. 2.13 The design of the manipulator	37
Fig. 2.14 The manipulator maintenance robot.....	37
Fig. 2.15 The gimbal mechanism of the maintenance robot	38
Fig. 2.16 Straight line movement mechanism.....	38
Fig. 2.17 The distributing mechanism with twelve driven wires.....	39
Fig. 2.18 The AC servo actuator.....	39
Fig. 2.19 The force sensor.....	40
Fig. 2.20 Bending angle versus draw-wire displacement.....	41
Fig. 2.21 The bending model with equal angles.....	42
Fig. 2.22 Image processing for the evaluation of the positioning accuracy.....	43
Fig. 2.23 Repeatability of the bending motion.....	43

第3章 屈曲形状再現性の検証

Fig. 3.1 The measurement system of one unit manipulator bending property.....	46
Fig. 3.2 The camera position and the coordinate system of one unit manipulator	47
Fig. 3.3 The each marker's position.....	48
Fig. 3.4 The shapes of one unit manipulator at different initial wires tension.....	49
Fig. 3.5 Average shapes of five experiments(Angle of the tip : 30[deg]).....	50
Fig. 3.6 Average shapes of five experiments (Angle of the tip : 45[deg]).....	51
Fig. 3.7 Average shapes of five experiments (Angle of the tip : 60[deg])	51
Fig. 3.8 Average shapes of five experiments (Angle of the tip : 90[deg])	52
Fig. 3.9 Angle of each marker's position.....	52
Fig. 3.10 The comparison of each joint marker's angle with varies of initial wires tension (Angle of the tip : 30[deg]).....	53
Fig. 3.11 The comparison of each joint marker's angle with varies of initial wires tension	

(Angle of the tip : 45[deg]).....	53
Fig. 3.12 The comparison of each joint marker's angle with varies of initial wires tension (Angle of the tip : 60[deg]).....	54
Fig. 3.13 The comparison of each joint marker's angle with varies of initial wires tension (Angle of the tip : 90[deg]).....	54
Fig. 3.14 The flexural dynamics model of one unit manipulator.....	55
Fig. 3.15 The bending shape of one unit manipulator (0~90[deg])	58
Fig. 3.16 Bending position at X coordinate vs. driven wire displacement at fifth joint..	58
Fig. 3.17 Bending position at X coordinate vs. driven wire displacement at fourth joint.....	59
Fig. 3.18 Bending position at X coordinate vs. driven wire displacement at third joint.....	59
Fig. 3.19 Bending position at X coordinate vs. driven wire displacement at second joint.....	60
Fig. 3.20 Bending position at X coordinate vs. driven wire displacement at first joint.....	60
Fig. 3.21 Bending position at Y coordinate vs. driven wire displacement at fifth joint.....	61
Fig. 3.22 Bending position at Y coordinate vs. driven wire displacement at fourth joint.....	61
Fig. 3.23 Bending position at Y coordinate vs. driven wire displacement at third joint.....	62
Fig. 3.24 Bending position at Y coordinate vs. driven wire displacement at second joint.....	62
Fig. 3.25 Bending position at Y coordinate vs. driven wire displacement at first joint.....	63
Fig. 3.26 Bending angle vs. driven wire displacement at fifth joint.....	63
Fig. 3.27 Bending angle vs. driven wire displacement at fourth joint.....	64
Fig. 3.28 Bending angle vs. driven wire displacement at third joint.....	64
Fig. 3.29 Bending angle vs. driven wire displacement at second joint.....	65
Fig. 3.30 Bending angle vs. driven wire displacement at first joint.....	65

第4章 3ユニットマニピュレータにおける動作検討

Fig. 4.1 The legend of each manipulator joint.....	70
Fig. 4.2 The displacement of the each joint position at the control of first unit (0[N])..	71
Fig. 4.3 The image of each joint position at the control of first unit(0[N]).....	71

Fig. 4.4 The displacement of the each joint position at the control of second unit(0[N]).	72
Fig. 4.5 The image of each joint position at the control of second unit (0[N]).	72
Fig. 4.6 The displacement of the each joint position at the control of third unit (0[N]).	73
Fig. 4.7 The image of each joint position at the control of third unit (0[N]).	73
Fig. 4.8 The displacement of the each joint position at the control of first unit (2[N]).	75
Fig. 4.9 The image of each joint position at the control of first unit (2[N]).	76
Fig. 4.10 The displacement of the each joint position at the control of second unit (2[N]).	76
Fig. 4.11 The image of each joint position at the control of second unit (2[N]).	77
Fig. 4.12 The displacement of the each joint position at the control of third unit (2[N]).	77
Fig. 4.13 The image of each joint position at the control of third unit (2[N]).	78
Fig. 4.14 The displacement of each joint position at the control of first & second unit bent (2[N]).	80
Fig. 4.15 The ideal displacement of the each joint position of first & second unit bend (2[N]).	80
Fig. 4.16 The image of the ideal displacement at the control of first & second unit bend (2[N]).	81
Fig. 4.17 The displacement of each joint position at the control of first & third unit bend (2[N]).	81
Fig. 4.18 The ideal displacement of the each joint position of first & third unit bend (2[N]).	82
Fig. 4.19 The image of the ideal displacement at the control of first & third unit bend (2[N]).	82
Fig. 4.20 The displacement of each joint position at the control of second & third unit bend (2[N]).	83
Fig. 4.21 The ideal displacement of the each joint position of second & third unit bend (2[N]).	83
Fig. 4.22 The image of the ideal displacement at the control of second & third unit bend (2[N]).	84
Fig. 4.23 The image of three units manipulator without the bending of second unit.	86
Fig. 4.24 The image of three units manipulator without the bending of first & third unit.	86
Fig. 4.25 The image of three units manipulator without the bending of second unit.	87
Fig. 4.26 Angle of joint vs. driven wire displacement.	89
Fig. 4.27 The displacement of first unit vs. angle of joint at three stages.	90
Fig. 4.28 The displacement of second unit vs. angle of joint at three stages.	91

Fig. 4.29 The displacement of third unit vs. angle of joint at three stages.....	92
Fig. 4.30 The simulation of three units manipulator's motion.....	94
Fig. 4.31 Simulation of three units manipulator at the bending approach.....	95
Fig. 4.32 Simulation of three units manipulator at the bending approach.....	96
Fig. 4.33 The experimental results of bending approach.....	97

第5章 細径・多自由度マニピュレータ先端における接触力

Fig. 5.1 Manipulator joint model for the analysis of force.....	99
Fig. 5.2 Force Sensor LTS-200GA (KYOWA)	101
Fig. 5.3 The pressure sensor	101
Fig. 5.4 CDV-700A (KYOWA)	102
Fig. 5.5 Experiment system of force sensing.....	103
Fig. 5.6 Experimental results of force sensing.....	103
Fig. 5.7 Experiment system of contact force control.....	105
Fig. 5.8 Experimental results of contact force control.....	107

第6章 超音波診断装置を用いる胎児外科手術支援システム

Fig. 6.1 Calibration coordinates system.....	109
Fig. 6.2 Ultrasound imaging system (PHILIPS iU22).....	111
Fig. 6.3 Ultrasound probe (C9-4).....	112
Fig. 6.4 Probe holder	113
Fig. 6.5 3D-Guidance trakSTAR	114
Fig. 6.6 Resin block	115
Fig. 6.7 Pen probe	116
Fig. 6.8 The mechanism of pen probe.....	116
Fig. 6.9 Experiment system of ultrasound image calibration.....	117
Fig. 6.10 Experiment system of manipulator ultrasound image.....	117

参考文献

謝辞

APPENDIX

研究業績

表の目次

第2章 進入経路の検討と細径・多自由度マニピュレータ設計	頁
Table 2.1 AC servo actuator (RSF-5A-100-E050-C).....	39
Table 2.2 Force sensor (PD3-32-10-15)	40
第3章 屈曲形状再現性の検証	
Table 3.1 Monochrome camera module (XC-ST50)	46
Table 3.2 Experimental conditions	49
Table 3.3 Experimental conditions	57
第5章 細径・多自由度マニピュレータ先端における接触力	
Table 5.1 Specification of Force Sensor LTS-200GA (KYOWA)	101
Table 5.2 Specification of CDV-700A (KYOWA)	102
第6章 超音波診断装置を用いる胎児外科手術支援システム	
Table 6.1 iU22 specification	111
Table 6.2 Specification of ultrasound probe(C9-4).....	112
Table 6.3 Specification of probe holder.....	113
Table 6.4 Specifications of 3D-Guidance trakSTAR.....	114
Table 6.5 Experimental result(Pen probe)	118
Table 6.6 Experimental result(Ultrasonic probe sensor coordinate).....	118
Table 6.7 Experimental result(Ultrasound image coordinate).....	118
Table 6.8 Experimental result(Pen probe $\Delta t = 0$ [mm]).....	121
Table 6.9 Experimental result(Ultrasound image coordinate $\Delta t = 0$ [mm]).....	121
Table 6.10 Experimental result(Pen probe $\Delta t = 1$ [mm])	121
Table 6.11 Experimental result(Ultrasound image coordinate $\Delta t = 1$ [mm])	121
Table 6.12 Experimental result(Pen probe $\Delta t = 2$ [mm])	122
Table 6.13 Experimental result(Ultrasound image coordinate $\Delta t = 2$ [mm])	122
Table 6.14 Experimental result(Pen probe $\Delta t = 3$ [mm])	122
Table 6.15 Experimental result(Ultrasound image coordinate $\Delta t = 3$ [mm])	122
Table 6.16 Experimental result average error	123

参考文献

謝辭

APPENDIX

研究業績

記号の説明

第 2 章

- θ : ボールジョイント関節の屈曲角度
 β : 駆動ワイヤと屈曲関節の角度
 T_1 : 駆動ワイヤの張力
 T_2 : 駆動ワイヤの張力
 Δt : 駆動ワイヤの引張り量
 L : 駆動ワイヤ長さ
 D : 関節部間の距離
 f : 摩擦力
 l' : 屈曲角 θ 度における関節部間の距離
 l : 屈曲角 θ 度における駆動ワイヤの長さ
 k : 駆動ワイヤの引張り量のマトリクス
 a : 筒型間接部品の中心から駆動用ワイヤの距離
 b : 球の中心点と筒型間接部品間の距離
 r : 筒型間接部品の内径の半径
 R : 球の中心点
 t_1 : 屈曲角 0 度における関節部間の距離
 t_2 : 球と筒型間接部品の接触距離
 t_3 : 距離を t_2 , 屈曲側ワイヤ長を t_3 とする
 ΔT : ワイヤの駆動量
 N : 間接数

第 3 章

- d : ジグ中心からボール中心までの距離

第 5 章

- M_1 : 分布荷重によるモーメント
 M_2 : 駆動ワイヤの張力による発生するモーメント
 f' : 細径・多自由度マニピュレータ先端に作用する合力
 f_0 : 分布荷重
 L' : 細径・多自由度マニピュレータ先端 1 関節の長さ

l'' : 接触力のモーメントアーム

B : マニピュレータ先端部関節の幅

X : モーメントアーム

第 6 章

$T_{image \rightarrow usprobe}$: 超音波画から超音波プローブへの座標変換マトリクス

$T_{usprobe \rightarrow world}$: 超音波プローブから三次元磁気センサへの座標系変換マトリクス

P_{ip} : 測定対象が三次元磁気センサ座標系における位置座標

$P_{ipinimage}$: 測定対象が三次元超音波画像座標系における位置座標

p_{cal} : ペンプローブ先端座標の変換ベクトル

第1章 序論

1.1 はじめに

医療分野において、診断技術は病巣の早期発見のために非常に重要である。現在では、MRI・X線CTシステム・超音波診断システムなど、様々な診断技術が発達し医療分野に大きく貢献している。特に、超音波診断システムの登場は、診断の幅を広げることに寄与した。従来の胎児診断にも、MRIは用いられていた。しかし、超音波診断システムがリアルタイムの診断を行えること、MRIのように大きな診断装置を必要としないことなどの理由から、胎児期における診断に数多く用いられるようになり、数多くの胎児の先天性疾患の早期発見に貢献した。

加えて、胎児期における先天性疾患の発見は、先天性疾患を患っている胎児への新たな対処法を生み出した。先天性疾患が確認された場合の対処法として、以前は人工妊娠中絶術、あるいは経過観察後、適正時期の自然分娩後に治療という二つしかなかった。まず、人工妊娠中絶を適用する場合の問題点としては、胎児の死を扱う倫理的な点および母体への負担という点が挙げられた。また、自然分娩後の治療を適用する場合の問題点としては、病変発見時から分娩までの間に子宮内で胎児の病態が進行し悪化する可能性があり、治療を施しても治療成果が良好でない点や、治療コストが高額である点が問題視されていた。そのような現状を改善すべく、第三の選択肢として、先天性疾患が発見された胎児に対し出生前に外科的治療を施す方法が提案された。現在では、胎児の先天性疾患を発見した後、可能な限り早期に施術することで、先天性疾患による出生後の新生児死亡数を減少させる手法が注目され、出生前治療に対する期待が高まっている。

本研究では、患児救命率の大幅な向上や長期QOL(Quality of Life)の改善、医療費の低減を目指し、現在の技術的限界を超える「新しい手」として、手術ロボットの低侵襲胎児外科手術用デバイスを開発することを目的としている。本論文では、気管閉塞術を対象とし、母体の腹壁を介して胎児の気道経路を進入し、胎児組織に負担をかけずに気道内壁との接触を回避させながら、気管の入り口まで到達させる細径・多自由度マニピュレータシステムの開発を行う。

1.2 診断技術の進歩とコンピュータ外科の発達

近年、患者自身のQOL向上へ貢献する等の医学的なメリットに加えて、社会・経済に対する大きな貢献も見込まれるため、患者の身体的負担を最小限に抑制する低侵襲手術に対する取り組みが盛んに行われている。手術の低侵襲化を目指して、手術支援ロボット等の様々なコンピュータ技術を用いた手術支援システムが開発されており、これらを用いたコンピュータ外科が未来医療の主役を担うと期待されている^[1,2]。

コンピュータ外科を支援する機器としては、機能や利用形態から、(A)手術支援ロボット、(B)プランニングシステム、(C)ナビゲーションシステムの3つに大きく分けられる。

(A) 手術支援ロボット

手術支援ロボットとは、コンピュータを用いるロボット技術により、精確な手術を実現することを目的とし、実際の治療行為を行う治療機器である。

(B) プランニングシステム

プランニングシステムとは、手術環境を仮想的な空間上で再現し、それを用いて手術のプランニングをすることに利用する。

(C) ナビゲーションシステム

ナビゲーションシステムとは、超音波診断画像、MRIやCTで得られた術前画像の座標系と実空間の座標系の関係を光学式・磁気式あるいは機械式の3次元位置計測装置を用いて測定し、統合した座標系を元にナビゲーション画像を生成することで、術者に提示する機能を提供する。

現在、上記(A)(B)(C)のシステムを統合した手術支援システムが研究・開発されている。例えば、内視鏡下手術支援システム「da Vinci®: Intuitive Surgical 社」や「ROBODOC®: Integrated Surgical Systems 社」のような研究開発・実用化が行われており、コンピュータ外科が臨床の現場で活躍しつつある。

外科医支援するロボットの代表的な例として、ZEUS®とda Vinci®がある。ZEUS®(Fig. 1.1)はComputer Motion社（2003年6月にIntuitive Surgical社と合併）で開発され、1997年に胆嚢摘出術を行い、ロボットを用いた内視鏡外科手術を始めて成功させた^[3,4,5]。2001年にFDA認可を受けた後、腹部を中心とした症例を重ねており、小児外科にも用いられた。da Vinci®は2000年にFDA認可を受けた後、主に腹腔内の作業において用いられてきた^[6,7,8,9]。最近では、その微細な動作から非常に高度な手術である完全内視鏡下冠状動脈バイパス手術にもその用途を広げている。Fig. 1.2(a)にda Vinci®の外観を示す。Fig. 1.2 (b)はda Vinci®スレーブであり、内視鏡や治具を保持する3自由度のアームが取り付けられている。

アームの自由度はヨー、ピッチと軸方向の挿入である。さらに治具の先端には4自由度（ヨー、ピッチ、ロール、把持）のコンパクトな動作が付加しており、この自由度を使って組織の剥離等を行う。外科医はコンソールに座り、立体内視鏡画像を見ながら、Fig. 1.2(c)のマスターマニピュレータを両手で操作することで、Fig. 1.2(d)に示すような治療器具を使い手術を実施する。これらは、内視鏡外科手術の欠点である自由度不足、座標系の不一致の問題を補っている。現在では欧米を中心に、両システム合わせて数万例の臨床を行っている^[10]。

また開発段階のマスタ・スレーブ型の手術支援システムとして、佐久間らによる吊り下げ式のものがある^[11]。内視鏡とエンドエフェクタが組み合わさったシステムとしては藤江らのもの^[12,13]、患部までのアプローチパスを柔軟にとれるシステムとしては生田らのものが

ある^[14]。これらの技術の延長として、軟性内視鏡とエンドエフェクタが組み合わさった NOTES(Natural Orifice Transluminal Endoscopic Surgery)を対象としたシステムを鈴木ら^[15]、Daniel J. Abbottら^[16]、S.C. Lowら^[17]が開発している。



Fig. 1.1 ZEUS®



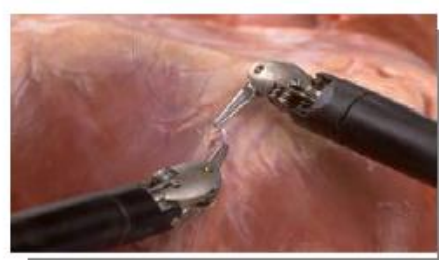
(a)



(b)



(c)



(d)

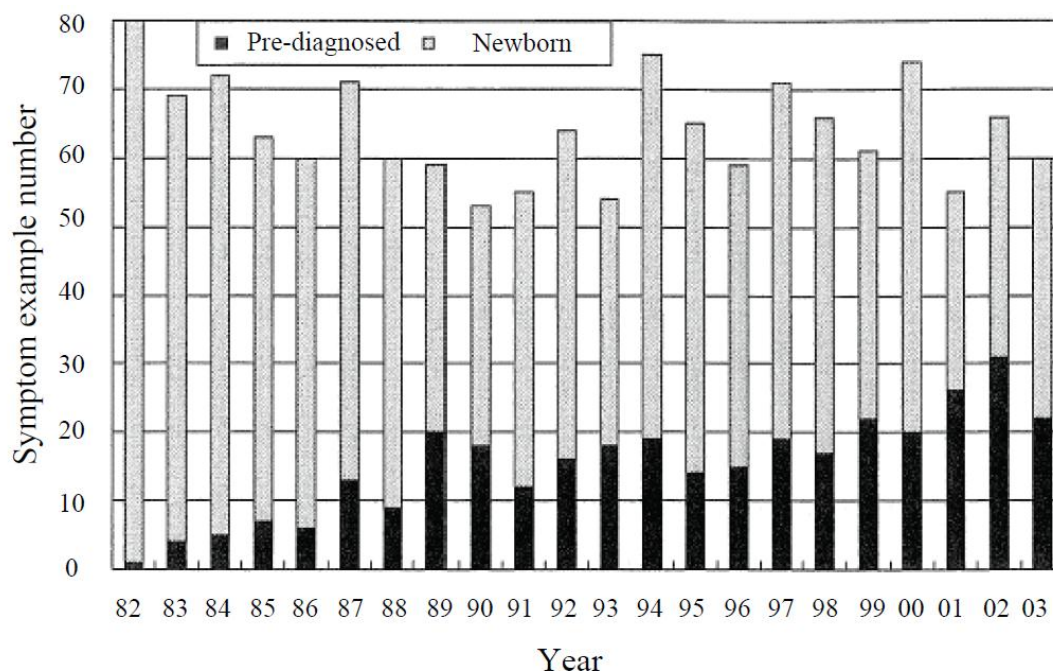
Fig. 1.2 da Vinci® surgical system(Intuitive Surgical Inc.)

また現在臨床で使用されているマスタ・スレーブ型の手術支援システムには力覚がないため、術者に力覚をフィードバックする研究開発も盛んに行われている。力覚フィードバック機能を有したシステムを、光石ら^[18,19,20]、川嶋ら^[21,22]、大西ら^[23]が開発している。その他に、ロボットシステムならではのものとしては、臓器の動きに追従する中村らの臓器運動補償型手術ロボットシステムの開発がある^[24,25]。

1.3 胎児治療の現状

胎児治療^[26]は、近年注目されはじめた医療分野である。その理由として、従来出生後にはしか治療ができなかった疾患に対して、現在では、超音波検査、MRI 検査、羊水検査などの出生前診断により、早期に治療の幅を広げ、治療成績の向上が可能となった技術の進歩があげられる。Fig.1.3^[27]に示すように、先天性疾患のうち、出生前に診断された症例の割合は増加傾向にあり、出生前診断技術の発展により今後もこの割合は増加し続けると予測される。このように胎児治療の対象となりうる患者数は増加傾向にあり、胎児治療の発展も期待される場所である^[28]。胎児疾患に対する治療法は、大きくは内科的な方法と外科的な方法に分けられる。現在行われている胎児の内科的治療は、胎児病態の改善や奇形の予防、あるいは疾患の新生児期発症の抑制を主な目的として、母体ないし羊水腔への薬物投与や胎児への直接輸血を行っている。これに対し外科的治療は内科的治療のみでは救命できない重症例に対し、特に何らかの解剖学的異常を有する胎児を手術により救命する治療法である。外科的治療は主に米国を中心として発展してきた医療技術である。米国ではカリフォルニア大サンフランシスコ校(UCSF)やフィラデルフィア小児病院など特定の施設が胎児手術に積極的に取り組んでおり、欧州でも複数の施設が共通の方法で手術を実施する試みが進んでいる^[29]。

胎児期の外科的治療を施す上で必要となる手術手法が、低侵襲手術である。低侵襲手術は近年注目され、腹壁を大きく切開する従来の手術に比べ手術創が小さいため、回復が早いだけでなく、美容意識の高い女性にとって有効な手法である。さらに、術後の痛み、合併症、後遺症、感染症の危険性を低減できるため、高齢者のように免疫力や回復力の低下している患者に対しても有効な手法である。低侵襲手術を行うことにより患者の身体的・精神的な負担だけでなく、述語の早期退院などの経済的な負担を減らすことも可能となる。低侵襲手術の対象は高齢者や女性だけでなく、乳児・新生児・胎児と小さな対象にまで及びつつある。その中で胎児外科における手術は困難を極める。これは、手術対象が小さくなるにつれ術具を操作できる空間が狭くなり、手術対象の中で最も小さい胎児を扱う場合、正確な手術が困難になるためである。また、乳児・新生児に比べ胎児は細胞組織が脆弱であるため、術具との接触により組織を容易に損傷してしまうことも挙げられる。さらに、母体の腹壁を切開することになるため、胎児の体温低下、母児の術後感染症、手術時間が長期になることによる早産・流産など母児双方の侵襲性を考慮しなければならないことも、胎児外科手術を困難にしている点である。

Fig. 1.3 Ratio of pre-diagnosed congenital disease^[27]

1.3.1 代表的な胎児疾患と胎児外科治療

胎児外科領域では、胎児期における適切な処置が求められている。処置を施すためには疾患の早期発見が重要であり、近年開発されてきた高度医療診断機器(超音波診断装置・MRI)を用いることで、胎児期に発症している先天性疾患を発見することが可能となった。

その代表的な先天性疾患として、二分脊椎症(Spina bifida)、双胎間輸血症候群(Twin-to-Twin Transfusion Syndrome ; TTTS)、先天性横隔膜ヘルニア(Congenital diaphragmatic hernia ; CDH)の3つの疾患が挙げられる。本節では、各疾患の症状と代表的な治療法について述べる。

(A) 二分脊椎症(Spina bifida)^[30, 31]

二分脊椎症は、生まれつき脊椎の癒合が完全に行われず一部開いたままの状態になる疾患のことである。主に腰椎・仙椎に発症するが、発症した部位から下の運動機能と知覚の麻痺や、合併症として併発する脳への異常、さらに膀胱や直腸の機能にも大きく影響を及ぼす可能性がある。

二分脊椎症には、潜在性二分脊椎症と顕在性二分脊椎症の2種類がある。Fig. 1.4 に潜在性二分脊椎症を、Fig. 1.5 に顕在性二分脊椎症を示す。

潜在性二分脊椎症は、症状の場合と脊髄障害の症状を呈する場合がある。後者の場合、神経腸嚢胞、皮膚洞、類皮腫、脂肪腫、脊髄稽留、症候群、割髄症などの合併症を併発する。



Fig. 1.4 Spina bifida occulta^[31]



Fig. 1.5 Spina bifida aperta^[31]

顕在性二分脊椎症は、神経系の一部が外界に露出しているため、そこに細菌が入り増殖し、脳・脊髄・末梢神経などの神経系が侵される。これにより、発生部位である下肢の運動機能と知覚が麻痺し、排尿と排便に障害を呈する症例である。また、出生時から下肢が麻痺し感覚が欠如する。

顕在性二分脊椎症の一つである脊髄髄膜瘤(Myelomeningocele ; MMC)を発症している子供の75~80%が生後2~3ヶ月以内に進行性の水頭症が併発する。神経系を外界から遮ることによって神経系の感染を予防しなければ死に至る。

二分脊椎症は出生前診断により発見することが可能である。しかし、胎児の背中の開口部が小さい場合は疾患を見逃す可能性があるため、アルファ・フェトプロテインというタンパク質の存在を確認する診断法が疾患の発見に非常に有効な手段となる。その方法は、羊水穿刺を用いて羊水のアルファ・フェトプロテインの濃度を調べるものである。(羊水穿刺とは、腹壁に針を通して子宮から液体を抜くことである。)このタンパク質は発達した神経系に存在するため、通常羊水内のアルファ・フェトプロテインの濃度は高くなることはない。しかし、神経が露出している場合、本タンパク質が漏れてしまうため、濃度が高まり疾患の発症が明らかになる。

神経系が羊水に汚染される前に脳神経外科医が背中の閉鎖手術を早期に行い、シャント術を用いた水頭症の髄液排除量ならびに頭蓋内圧の微妙なコントロールによって神経の自然修復が促されることで、出生時に動きが改善する可能性がある。この閉鎖手術を行う際、胎児を子宮外に一時的に取り出す必要があり、術後に起きる炎症により子宮内収縮が誘発され、治療後早産や流産する危険性がある。

二分脊椎症の治療の基本は外科治療である。脊髄髄膜瘤など顕在性二分脊椎症の場合には生後早期に感染予防と神経機能温存を目的に修復術を施行する。修復手法には2つの方法がある。一つ目は、神経組織を皮膚から剥離後、正常に近い状態で整復し、硬膜・皮下

組織・皮膚で覆う(Fig. 1.6). また, 別の施術手法として, 腰椎・仙椎から飛び出た神経系を外界から遮ることを目的とし, コラーゲンパッチで患部を覆うことにより患部を羊水との接触から保護し, 神経系の感染を防ぐ方法が取られている(Fig. 1.7, Fig. 1.8).



Fig. 1.6 The restoration surgery in the Spina bifida^[31]

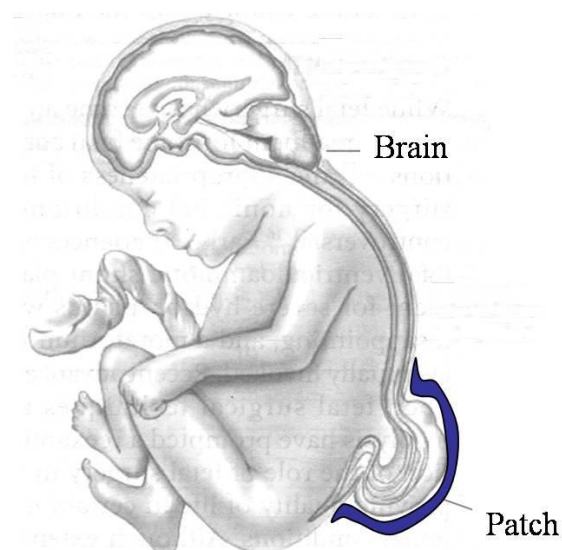


Fig. 1.7 Patch surgery



Fig. 1.8 Collagen patch

(B) 双胎間輸血症候群(Twin-to-Twin Transfusion Syndrome ; TTTS)^[32, 33]

双胎間輸血症候群は, 一卵性双胎児が胎盤を共有した状態(一絨毛膜二羊膜双胎)において, 共通胎盤上の吻合血管を通して, 両児の血流の循環不全が生じる病態である. 超音波診断システムにより一絨毛膜二羊膜双胎であること, 片方の胎児の羊水過多と他方の胎児の羊水過少が同時に認められた場合に発見される.

本疾患は一つの胎盤上の血管を双生児が共有することにより, 両胎児間における血流の循環が発生するため, 各々の胎児への血液供給のバランスが崩れ, 片方の胎児から他方の胎児へ胎盤を通して血液が流れる. そのため, 一方の胎児の血液がもう一方の胎児に取ら

れてしまい、偏りが生じる。血液量が多い方を受血児，少ない方を供血児と呼ぶ。受血児は多血症からうっ血性心不全，胎児水腫，羊水過多を生じ，流産・早産の危険性が上昇する。また，供血児は循環血液量の減少によって羊水過少になり，悪化すると発育不全を引き起こす。

TTTS の治療法としては羊水吸引術と胎児鏡下胎盤吻合血管レーザー凝固術がある。

羊水吸引術は，羊水過多を起こしている受血児側の羊水腔に針を刺し，羊水を 1~2[0]吸引除去する治療法である。羊水過多の改善により陣痛発来や前期破水を予防し，胎児が胎外生活可能な時期(妊娠 24~26 週以降)まで妊娠期間の延長を目指している。この手技では受血児側の羊水過多の軽減が一時的に得られても数日で再貯留する場合が多く，通常 1 週間に 1~2 回羊水吸引除去を繰り返す必要がある。

胎児鏡下胎盤吻合血管レーザー凝固術の図を Fig. 1.9 に示す。

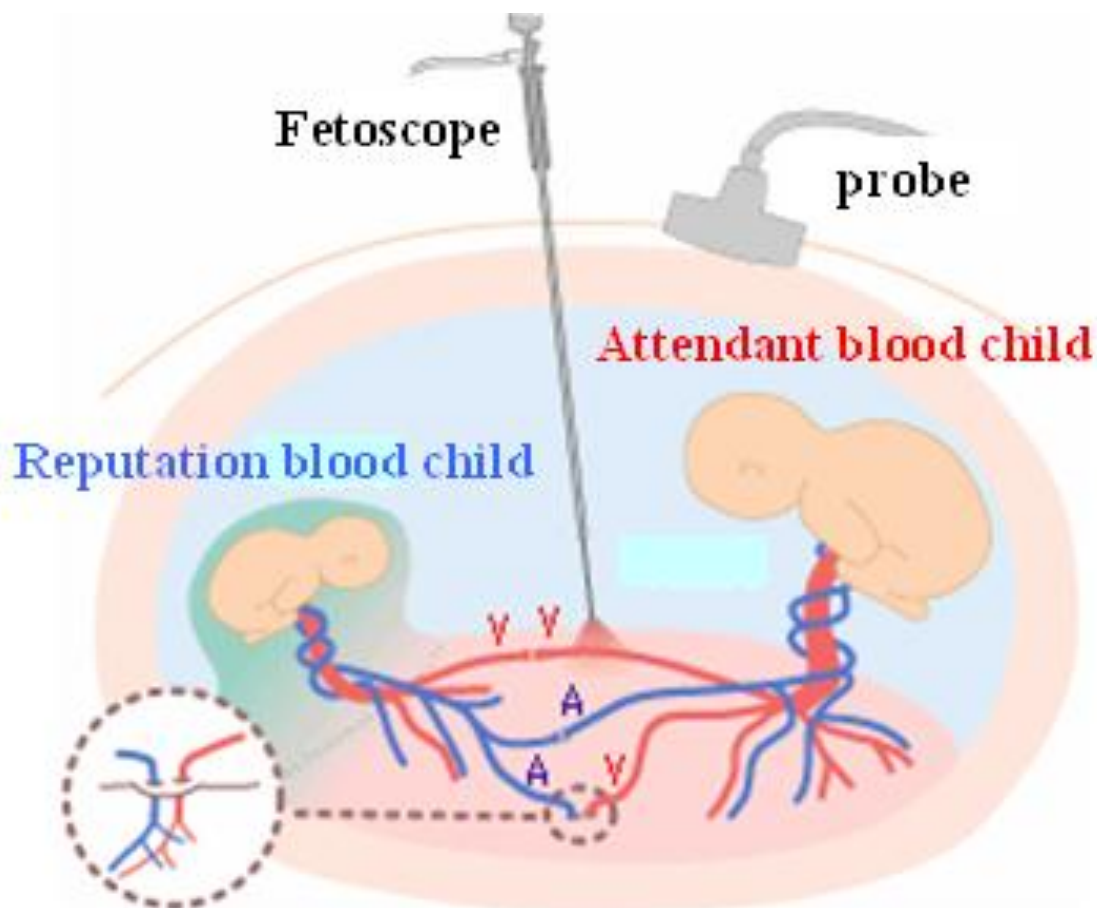


Fig. 1.9 Fetoscopic laser photocoagulation of placental communicating vessels^[33]

胎児鏡下胎盤吻合血管レーザー凝固術は母体腹壁を通して子宮内にスコープを挿入し，胎盤上にある両児間の複数の吻合血管をレーザーにより凝固焼灼していく手術である。本手技

は高度な熟練を要すること、母体と胎児に術後の感染症のリスクが存在することなどの問題点が存在するが、手術により病態を改善させることが可能である。

正常な胎盤位置であれば、レーザー凝固術による治療は可能となるが、前置胎盤や低置胎盤である場合、母体腹壁に空ける創の位置が限定されてしまうため、術具の挿入経路が確保できず、手術が不可能な場合もある。

(C) 先天性横隔膜ヘルニア(Congenital diaphragmatic hernia ; CDH)^[34, 35, 36, 37, 38]

先天性横隔膜ヘルニア(Fig.1.10)は、生まれつき左右どちらか(稀に両方)の横隔膜の後外側を中心として欠損孔があり、この欠損孔を通じて腹腔内の臓器が胸腔に入り込んでしまう疾患である。本疾患は欠損孔の部位によって名称が異なり、広義には食道裂孔ヘルニアや胸骨後ヘルニアも含むが、頻度も重症度も高く、臨床的意義の大きいボホダレック孔ヘルニアを指すことが一般的である。また本疾患は、胎児期・学童期・成人期といった、発症時期によって重症度や症状は様々である。

近年では症例の半数以上が出生前に超音波検査で診断可能となったことから特に胎児横隔膜ヘルニアと呼ばれている。胎児横隔膜ヘルニアの場合、腹腔内の臓器に圧迫される肺と心臓の低形成が問題となる。症状は横隔膜の欠損孔の大きさとも関係し、臓器圧迫が始まった時期が早いほど、また肝臓による圧迫の程度が強いほど臓器の低形成も顕著になり、病気の重症度も高くなる。

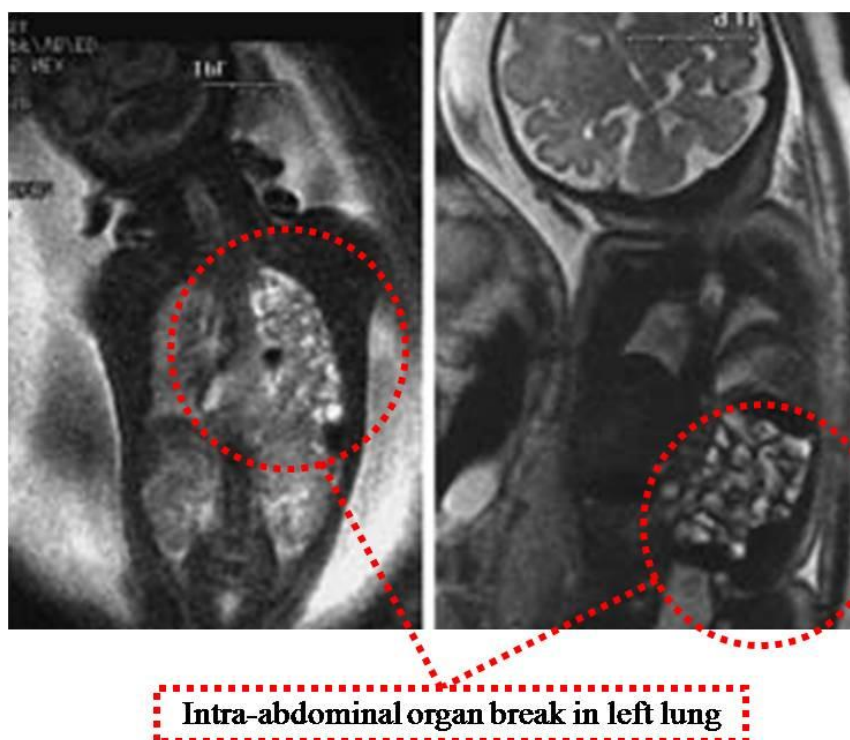


Fig.1.10 MRI images of a CDH patient^[36]

重症で合併奇形を持たない先天性横隔膜ヘルニアの重症度予測の方法は、胎児が胎内にいるときの肺低形成の程度によって決まる。肺低形成の程度を出生前に評価する方法として、患児のヘルニアが起こっている側と反対側の肺の容積を正常の胎児の肺と比べる手法がある。具体的には超音波やMRIを用いた画像情報からの計測が用いられるが、胎児期における肺の体積を正確に計測する方法は未だ確立されておらず、様々な評価手法が検討されている。その例として、LT比、LHR、胎児健側肺容積、胎児心肺評価法が挙げられる。それぞれの評価方法について、以下に示す。

(1) LT比(肺胸郭断面積比)

胎児の心臓の二心房二心室が見える胸部横断面において、胸郭断面積に対する健側肺の断面積を計測し、その比率を示す評価方法である。Fig. 1.11に肺胸郭の断面図を、また、肺胸郭断面積比を式(1.1)に示す。

LT比の計測方法としては、胎児用超音波診断装置を用いて胎児胸郭断面積を描出し計測する。図のLrが健側肺断面積であり、Rが胸郭の断面積である。

$$\frac{L}{T} \text{比} = \frac{\text{健側肺断面積}}{\text{胸郭断面積}} \quad (1.1)$$

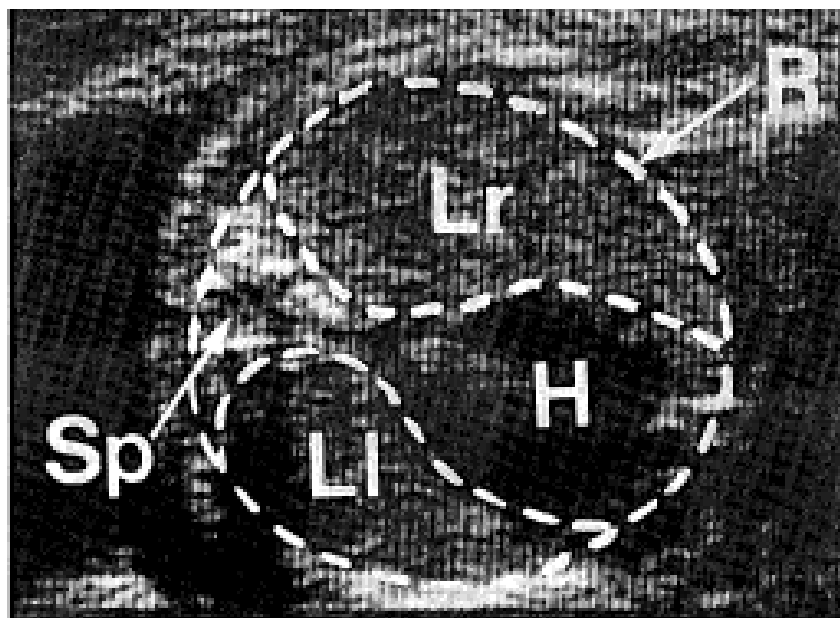


Fig. 1.11 A thoracic cross section of lung^[37]

この時、胎児の心臓の拡張末期に二心房二心室が全て確認できる断面で、かつ胎児肺の周囲が明瞭に見えるように、体幹に直交する横断面ではなく胎児の肋間に平行な断面で超音波診断装置のプロブを当てる。胸郭の内側に沿って胸郭断面積を計測し、肺周

囲に沿って肺断面積を計測する。

(2) LHR(肺断面積児頭周囲長比)

LT 比と同じ胸部横断面で、健側肺の長径とこれと直交する短径をかけた値を胎児の頭の周囲の長さで割った値で示す評価方法である。これを式(1.2)に示す。

$$LHR = \frac{\text{肺長径} \times \text{肺短径}}{\text{児頭周囲長}} \quad (1.2)$$

(3) 胎児健側肺容積

標準肺容積・個々の胸腔容積・個々の体全体の容積などとの比率で示す。胎児の肺容積はMRIまたは3D超音波により計測可能であり、一般的にMRIが用いられる。肺容積に対する胸腔容積、体全体に対する肺容積などの比率で表されるが、検討段階である。

(4) 胎児心評価法

胎児の心機能や肺へ流入する血管の流量や流速を超音波診断システムのカラードップラーモードで計測し、心臓の低形成の評価や肺の低形成の評価する。まだ一定の評価基準は確立されていないが、肺容積以外の重症度を評価する方法として今後有望な方法と考えられている。

(5) (1)～(4)以外の手法

また、重症の合併奇形(重症心奇形・染色体異常・心臓以外の臓器の重症先天性奇形)を有する胎児に対しては、肺低形成の程度よりもそれらの合併奇形の重症度によって全体の重症度を定める場合がある。そのため、上記のような評価方法だけを用いて重症度を予測することはできないが、重症の合併奇形を伴うほど重症度はより高くなる。一般的に重症とされる胎児横隔膜ヘルニアと診断された胎児には早期の治療が必要となる。

従来の胎児横隔膜ヘルニアの手術は、母体腹部を切開し胎児を露出させて行われてきた。胎児のヘルニア側の上腹部横を切開し、腹腔臓器を胸腔から腹腔に戻し、横隔膜の欠損孔を直接縫合閉鎖またはパッチ(ゴアテックス)閉鎖する。施術前に胎児に人工肺(ECMO)の装着が必要になった場合は、原則としてECMOの離脱を優先してから手術を行うが、ECMO装着下に手術を行うこともある。

しかし、CDHに対する手術方法は、母体への手術時の負担を考慮し、子宮を切開して胎児の横隔膜を修復する方法から、子宮の切開を小さくし、胎児の気管を閉塞させて胎児の肺成長を促進するという方法に移行してきた。これは、胎児の気管にバルーンを留置することにより気管を閉塞し、肺から産出される肺胞液の流出を防ぐことにより、肺の成長を

促進する同時に腹腔内臓器が自然に還納するものである^[38](Fig. 1.12). 肺胞液は本来産出されてから流出し羊水となるものであるが, 何らかの理由で肺に留まることで肺の拡張が起こることが知られている. この肺胞液の産出が最も活発なのが妊娠中期 (2nd trimester : 妊娠 13~28 週) であること, 超音波診断装置により臓器脱出が確認できるようになるのが 16 週頃であること, 22 週までは子宮外で生存できないことなどの理由から, 手術は妊娠 22~28 週の間に行われている.

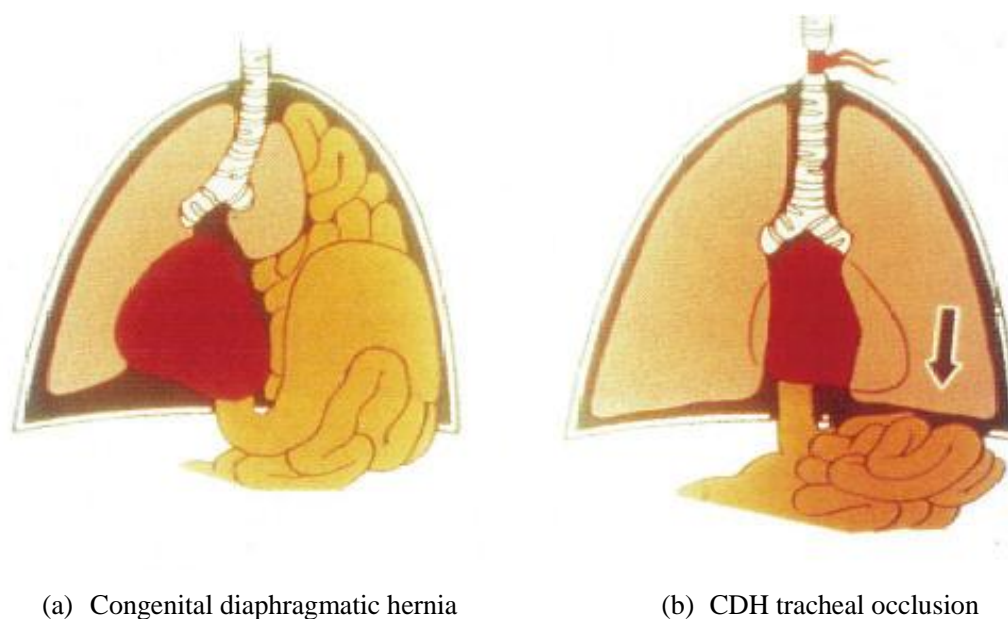


Fig.1.12 The mechanism of the CDH treatment^[39]

バルーン気管閉塞術の方式として, Fetendo balloon procedure (Fetendo)と Fetoscopic tracheal occlusion(FETO)がある. Fetendo も FETO も内視鏡的にバルーンを留置するという点については同様であるが母体の切開量, 分娩方式に以下のような差異がある.

Fetendo は全身麻酔下で母体開腹を伴う子宮露出手技であり, 気管閉塞後の胎児分娩法として EXIT(EX utero Intrapartum Treatment)分娩という方式がとられる. Fetendo と EXIT 分娩を Fig. 1.13, Fig. 1.14 に示す. EXIT 分娩とは, 帝王切開の際に臍帯を切断せず母体から胎児に酸素が送られる状態で, 胎児に対して気道確保や種々の外科的操作を行う分娩方式である. この分娩法は母体への侵襲性の高いものである.

FETO は, 母体への局所麻酔下の経皮的手技である. これを, Fig. 1.15 に示す. 母体を開腹する必要がないことから, Fetendo と比べ低侵襲な主義となる. 気管閉塞を行ってから一定の肺成長と肺低形成是正の得られる妊娠後期に, 再び手技を行い内視鏡的にバルーン閉塞を解除する. これにより, 出産時に外科的操作を行う必要がないため, 分娩法として経膈分娩が行われている. 内視鏡的にバルーン閉塞を解除することは, 出生前管理を複雑にする. しかし, 胎児にとって非生理的な気管閉塞を出生前に解除しておくことで, 閉塞時

には劣化の認められる胎児肺胞上皮の回復や、末梢肺動脈壁中膜筋層の正常化をはかり、出生後呼吸循環異常を防止することが可能となる。

Fetendo と FETO を比較すると手術方式、分娩方式ともに、FETO の侵襲性の方が低いものであるため、現在の研究では FETO が主流となっている。

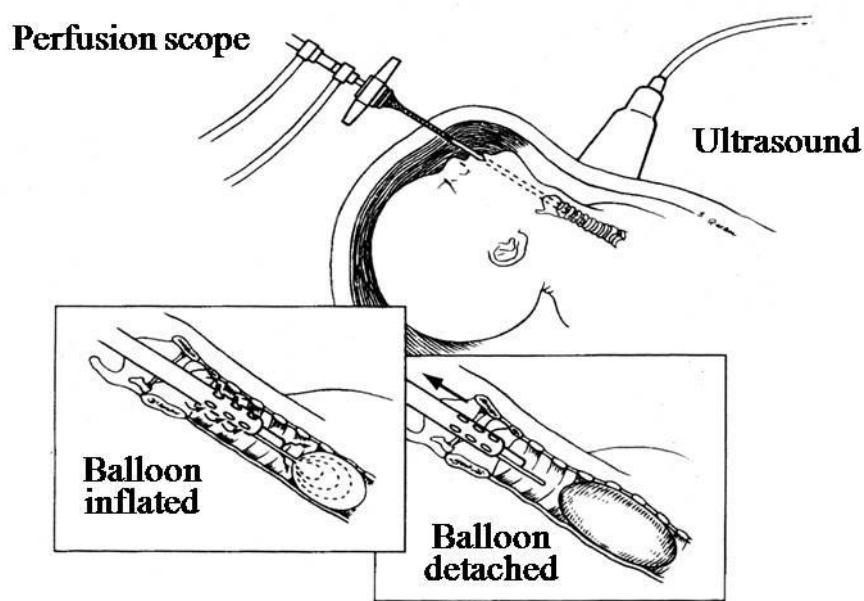


Fig. 1.13 The placement of the detachable balloon in Fetendo^[39]

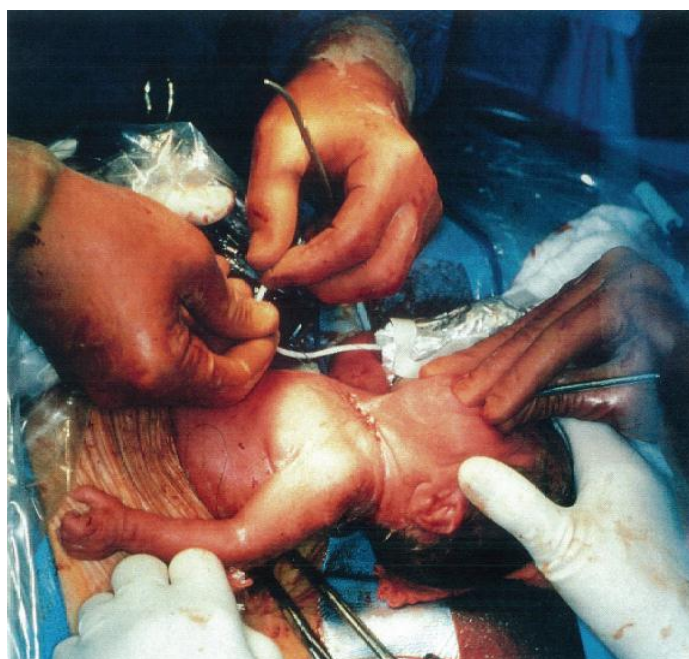
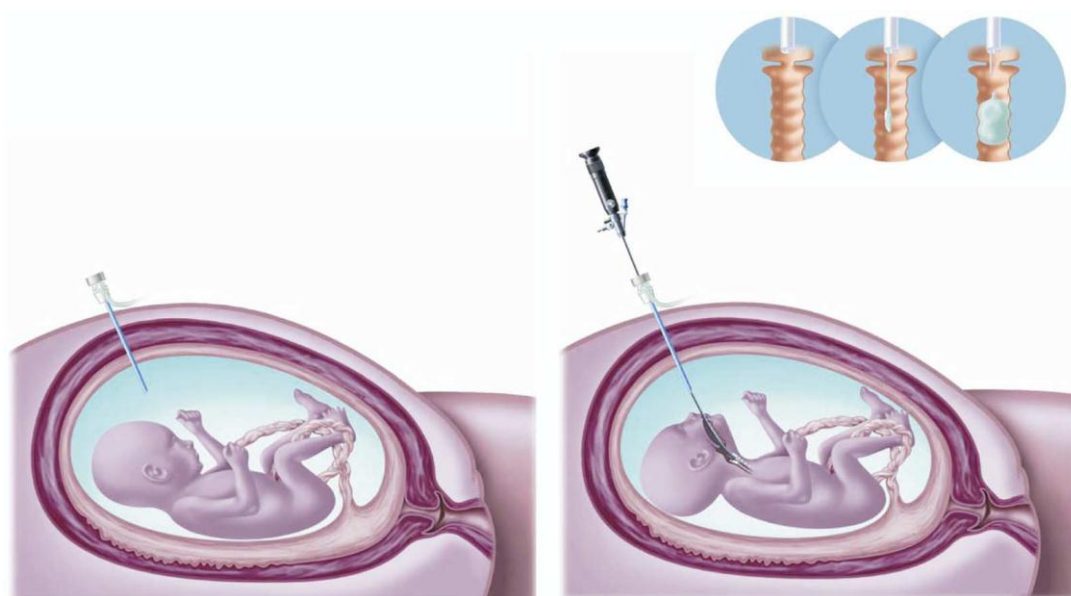


Fig. 1.14 EXIT(ex utero intrapartum treatment) procedure^[39]

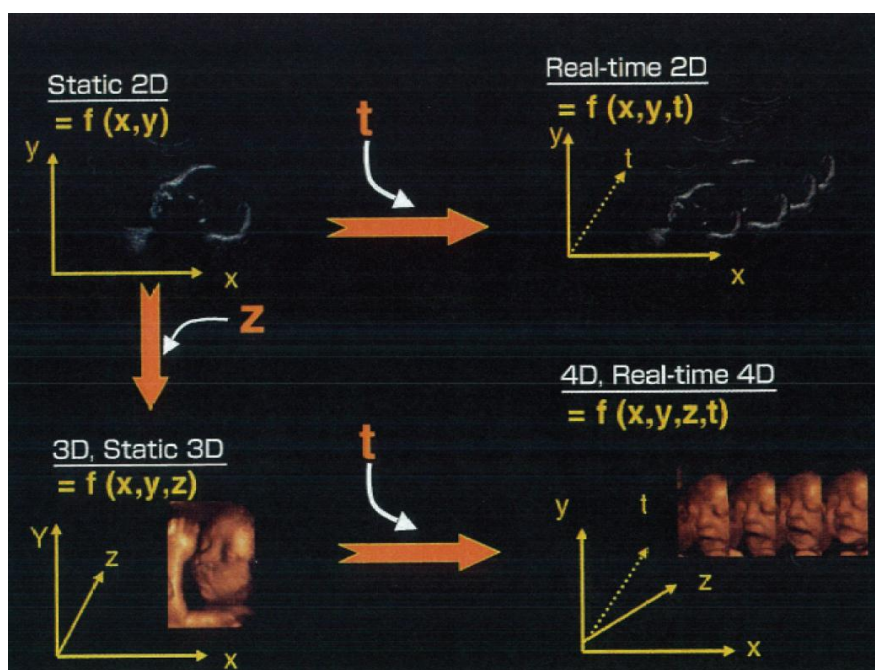
Fig. 1.15 The treatment of fetal tracheal occlusion(FETO)^[40]

1.3.2 胎児手術支援ナビゲーション

妊婦に対する術中ナビゲーションのモダリティは、胎児への被爆の影響から X 線は使用できないため、選択肢は超音波と MRI に限られる。

(A) 3D 超音波診断と超音波ガイド下治療

胎児の画像診断には超音波診断が第一選択肢として挙げられるが、近年、3D/4D 超音波の導入が進んでいる。Fig. 1.16 に示すように、3D 超音波（3次元超音波）は3次元空間情報を有するもの、4D 超音波はさらに時間軸を追加したものを指す（一般に3D 超音波装置または3次元超音波装置と呼ばれているものは4D 超音波を取得する機能を有する）。3D/4D 超音波は、胎児の顔を立体構築してその表情やしぐさを見る、という使い方が一般でも認知されているが、胎児疾患の診断にも極めて有用である^[42]。4D 超音波では Volume データを連続して取得できるため、Volume データを蓄積後、オフラインで任意の断層画像を表示し、詳細に観察・診断できるというメリットもある。例えば、胎児心疾患の診断として、STIC(Spatio-Temporal Image Correlation)を用いた胎児心エコーが行われており、保存した Volume データを専門医へ輸送し、診断を仰ぐという胎児心疾患遠隔診断が試みられている^[43]。従来は2D 超音波プローブを機械的に自動走査して Volume を取得するタイプの3D 超音波プローブのみであったが（メカニカルスキャン）、Philips Electronics 社がマトリクスアレイトランスデューサによる Live3D 法を開発し、メカニカル3D よりもリアルタイム性の高い3D データ取得を実現している。また、2006年には、GE 横川メディカルシステム社よりノート PC 型の超音波装置(Voluson i®)が発表されており、今後の普及が期待される。

Fig.1.16 The development of 2D/3D/4D ultrasound measurement^[42]

また、近年ではこれらの 3D/4D 超音波データを用いた術中ナビゲーションの研究も行われている。Herlambang らは、心臓外科手術支援を対象としたリアルタイム立体画像表示ナビゲーションの研究を行っており、3次元超音波装置から超音波 Volume データを 5Volume/s の速度で PC に転送し、1 秒あたり 2 フレームで超音波の立体画像を表示することに成功している^[44]。胎児外科手術支援への応用としては、国立成育医療センターが中心となり、3次元超音波による胎児手術支援ナビゲーションを開発している^[45]。このナビゲーションでは、アロカ株式会社が超音波 Volume データを 10 Volume/s の速度で外部 PC にリアルタイムに転送する技術を開発しており、このデータを活用し、将来的にリアルタイムのナビゲーションを実現することを目的として研究が進められている。Nainggolan らは、胎盤を対象とした治療を対象として、細径内視鏡の狭視野のために胎盤表面血管走行の把握が困難になるという課題に取り組んでおり、胎盤全体の血管走行ネットワークを把握するナビゲーションを開発している^[46]。このシステムでは、超音波 Volume データから構築した胎盤 Surface データに対し、内視鏡画像を内視鏡先端位置に応じてテクスチャーマッピングすることで、胎盤全体の血管走行を提示する。一方、Nakamura らは、脳神経外科手術を対象とした研究において、腫瘍境界領域に対する術具の接近を音や色で医師に提示する等高線ナビゲーションを開発しており^[47]、これらを MRI だけでなく超音波 Volume データにも適用することで、胎盤や胎児への術具接近を警告するナビゲーション開発に取り組んでいる。超音波診断装置とロボットを組み合わせた胎児外科手術支援の例としては、遠隔胎児診断が挙げられる。Arbeille らは超音波プローブを保持したロボットを遠隔地にいる医師が操作するシステムを開発し、妊婦に対しての遠隔胎児診断実験を実施している^[48]。

(B) 胎児 MRI 診断と MRI ガイド下治療

胎児診断としての MRI は、妊婦の肥満や羊水過少により超音波検査が制限される場合や、超音波による所見が確定しない場合に使用される^[49]。特に中枢神経系(central nervous system)の描写に有用とされ、骨表面で超音波が反射するという問題がある脳や肺の診断に優れる。また、妊娠中期ごろから子宮全体や胎児全体の大きさが、通常の超音波における FOV(Field of View)の最大値を超え、胎児や胎盤全体の撮像が不可能となるため、撮像範囲の広い MRI は術前プランニングや術中ナビゲーションに有用であると期待される^[50]。脊髄髄膜瘤(MMC)の MRI 診断を実施した報告や^[51]、MRI 撮像データのレンダリングによる確定診断の報告もあり^[52]、高速撮像技術や高解像度化を中心とした胎児 MRI 診断技術の今後の発展が望まれている。一般的な MRI ガイド下 intervention は、脳神経外科、腹部外科などの臨床で実施されており、ナビゲーション技術や手術ロボットの研究開発が盛んに行われている。米国の Brigham and Women's Hospital では、主に脳神経外科手術を対象として、MRI ガイド下手術のためのナビゲーションや手術ロボットの研究が行われている^[53]。日本国内では、小型化を目的とした MRI 対応ロボットや、汎用性を目的とした MRI 対応術具保持ロボットの研究も行われている。また、子宮筋腫などの治療として集束超音波(HIFU : High Intensity Focused Ultrasound または FUS : Focused Ultrasound)による治療 (MRI ガイド下集束超音波治療)がある^[54]。胎児外科分野における MRI ガイド下 intervention は、超音波診断のみでは十分な術中診断やモニタリングが困難である疾患に対する治療という位置づけになる。MRI 対応の内視鏡や鉗子、マニピュレータが必要であることは他の MRI ガイド下 intervention と同様であるが、妊婦を対象とするため、OpenMRI の手術空間が一層制限される可能性も考慮する必要がある。Chiba, Shimoyama らの研究グループは、患部のみを高解像度で撮影することを目的とした内視鏡搭載型マイクロ MRI の開発に取り組んでおり、高速撮像アルゴリズムの開発と併せて、新たな MRI ガイド下 intervention のツールとして今後の発展が期待される。

1.3.3 胎児外科手術支援治療用デバイス

胎児外科手術では、母体と胎児への侵襲性を考慮しなければならない。そこで、低侵襲手術が適応されている。先行研究により、手術時の母体に空ける創を 3[mm]以下にすることで、術後、子宮の筋肉により創が塞がれるため、早産や流産を解消できることがわかっている。また、創を小さくすることにより施術および修復にかかる手術時間も短縮するため、術中の母体・胎児の体温低下、術後感染症にかかる確率の低減が可能となることも明らかとなっている。

以上を考慮して、胎児手術の分野において、術具の直径が 3[mm]以下の手術ロボットの研究が行われ始めた。特に、胎児疾患の中でも示した MMC および TTTS への適用を目的とした手術ロボットの研究が代表例として挙げられる。以下に、MMC および TTTS に対応する低侵襲手術ロボットの研究について示す。

(A) MMC 治療用デバイス

MMC の治療法として、腰椎・仙椎から飛び出た神経系を外界から遮るために、コラーゲンパッチを患部に当てて、神経系の感染を防ぐ手法が考案されている。藤江らが、このコラーゲンパッチを患部に固定する手術を行うためのパッチスタビライザを開発している (Fig. 1.17, Fig. 1.18) さい^[55, 56]。

このパッチスタビライザ先端には開閉機構を有しており、棒状のまま 3[mm] の創を通過することが可能である。この開閉機構に伸びた棒により、コラーゲンパッチを押さえつける。その仕様はワイヤ駆動で、開閉の 1 自由度の他に直径 2.4[mm]・関節数 1・屈曲 2 自由度を有する。コラーゲンパッチの患部への固定方法として、レーザーの焼灼による皮膚との接着による固定が検討されている。

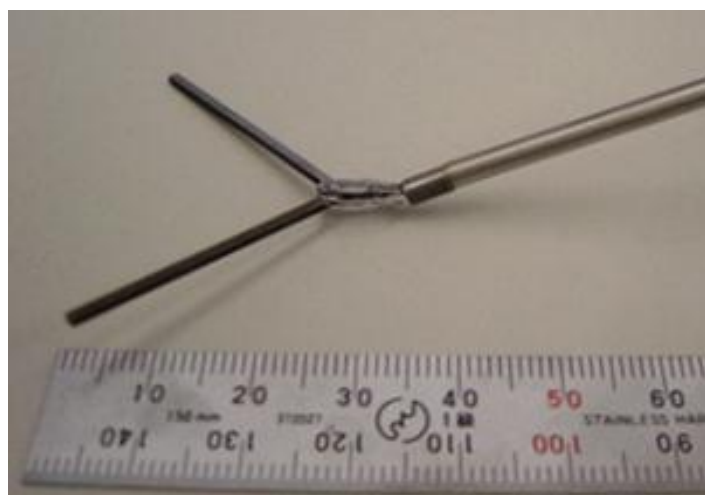


Fig. 1.17 First prototype of the robotic patch stabilizer^[55]

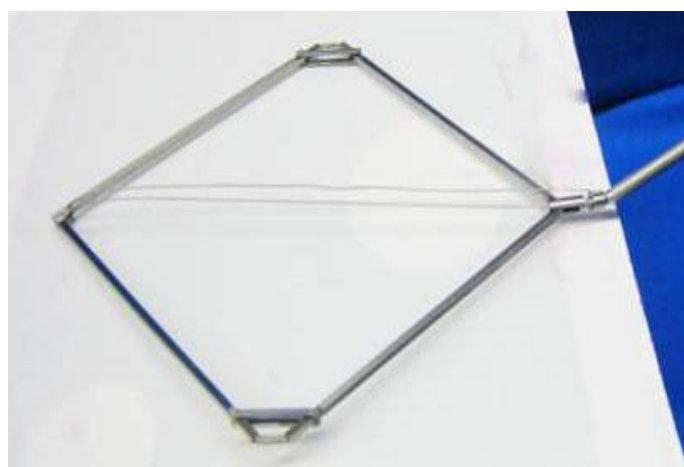
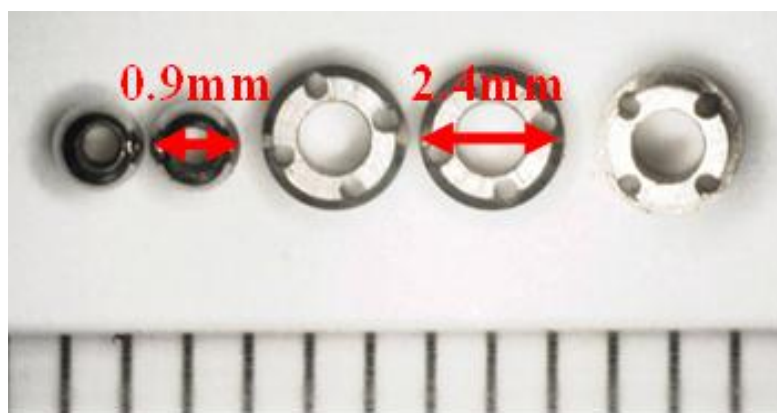


Fig. 1.18 Second prototype of the robotic patch stabilizer^[56]

(B) TTTS 治療用デバイス

TTTS を治療するための手術ロボットとして、原田らによりレーザ搭載型細径マニピュレータが開発されている^[57]。このマニピュレータの特徴として、2 自由度を有していること、また子宮壁の切開口を 3[mm]以下にするため、外径 3[mm]のトロッカーに挿入可能な外径 2.4[mm]となっていることが挙げられる。これは直径を 3[mm]以下とすることで早産や感染症の危険性を軽減させることが可能であるためである。

その他の主な仕様は、全長 250[mm]、屈曲 2 自由度、屈曲角度 90[deg]以上、曲率半径 10[mm]以上 20[mm]以下、0.7[mm]レーザファイバを搭載可能で他の治療デバイスも搭載可能である。その構造は、ボールと円筒状のジグを複数重ね合わせ屈曲させるワイヤ駆動機構となっている。デバイスの図を Fig. 1.19, Fig. 1.20 に、実際に *in vivo* で水面下においてサルの胎盤にレーザ照射している写真を Fig. 1.21 に示す。

Fig. 1.19 Laser manipulator for TTTS^[57]Fig. 1.20 Parts of the bending mechanism^[57]

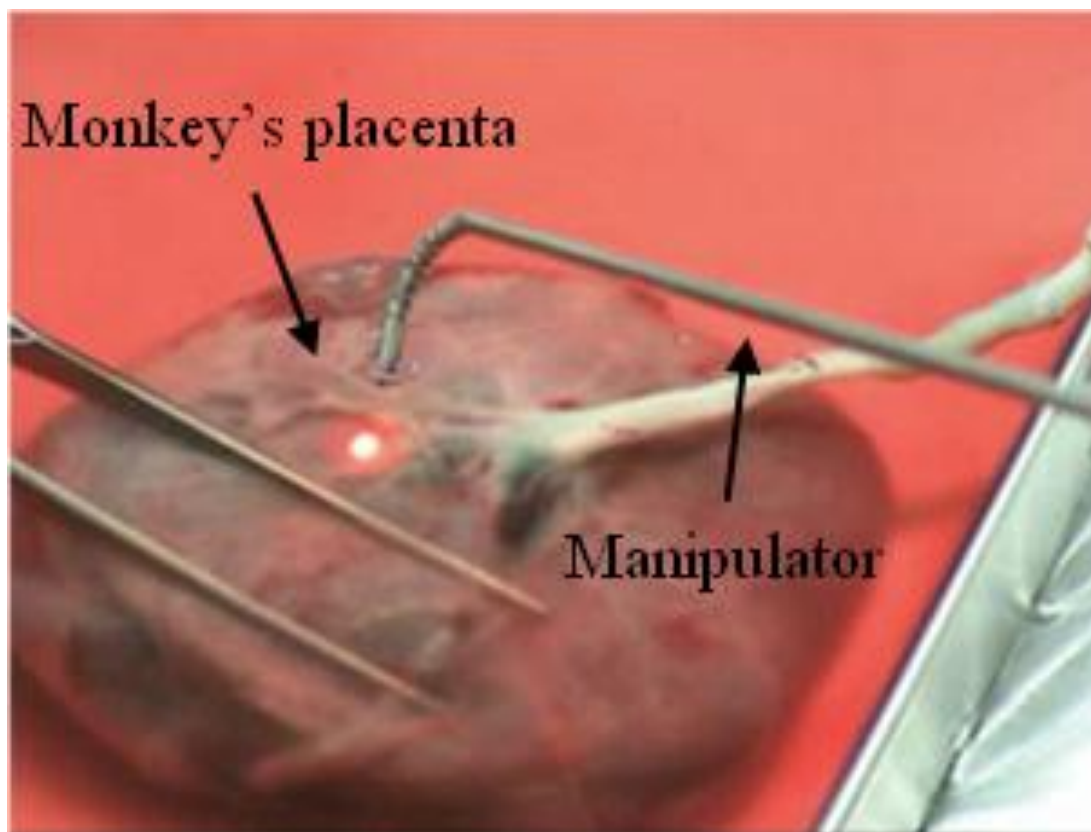


Fig. 1.21 Laser irradiation on monkey's placenta underwater^[57]

また、その他の TTTS 治療用デバイスとして、日本原子力研究開発機構が開発しているレーザー照射内視鏡システムが挙げられる。Fig. 1.22 にその図を示す。このシステムは、外径2[mm]を実現し、ファイバースコープ1本でレーザー照射と観察を同時に行うことが可能である。また、映し出される画像の中心でレーザー照射可能であるほか、対象物までの距離及び血液の量や速度を測る機能などを搭載している(Fig. 1.23)^[58, 59]。



Fig. 1.22 The figure of manipulator^[58]

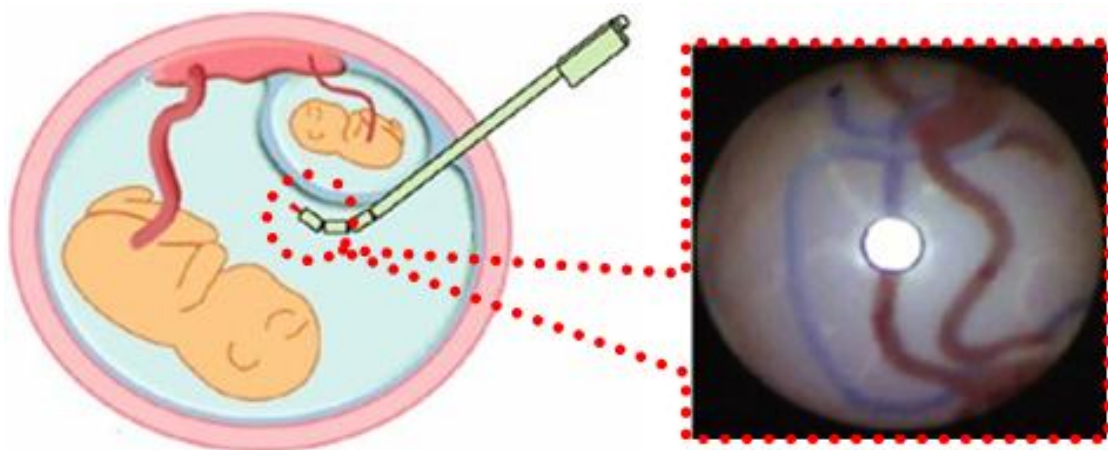


Fig. 1.23 Laser irradiation in the image center^[59]

さらに東京大学の土肥らが，次のようなマニピュレータを開発している(Fig. 1.24)^[60, 61, 62, 63]．本マニピュレータの直径は 3.5[mm]であり，リンク機構を用いて 2 自由度を実現している(Fig. 1.25)．本マニピュレータは先端のデバイスの付け替えが可能であることが特徴的であり，レーザの他に鉗子を搭載することも可能である．

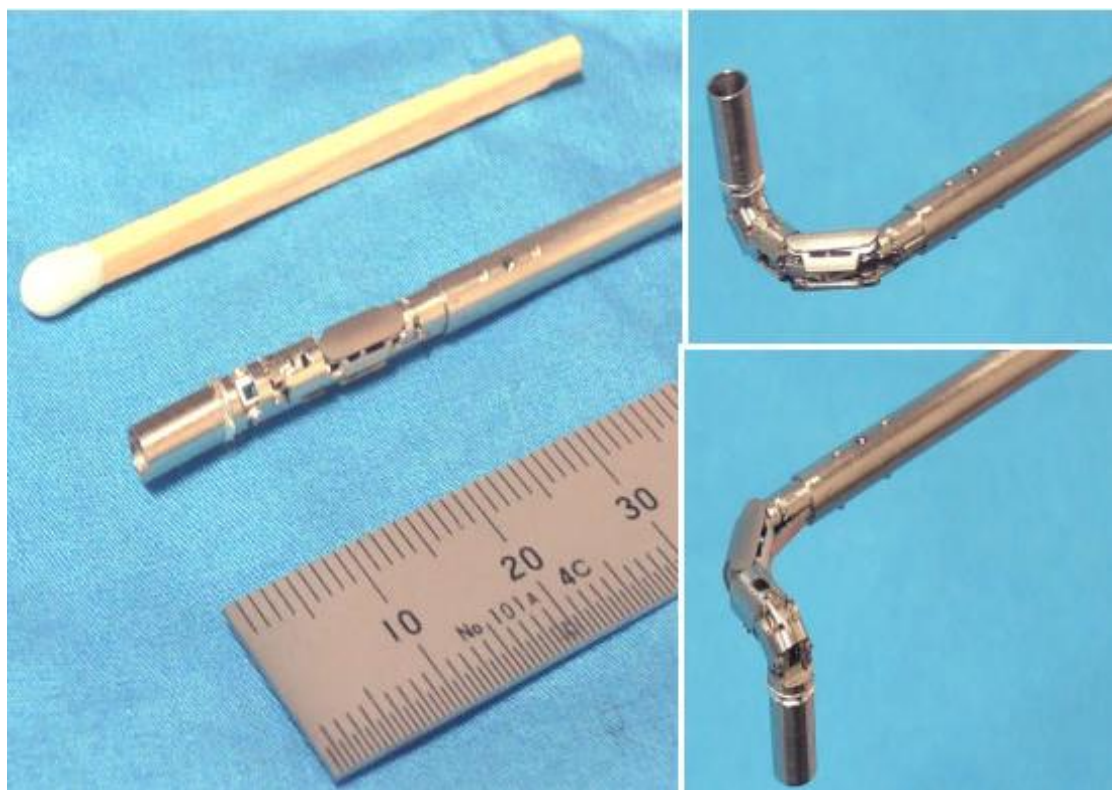
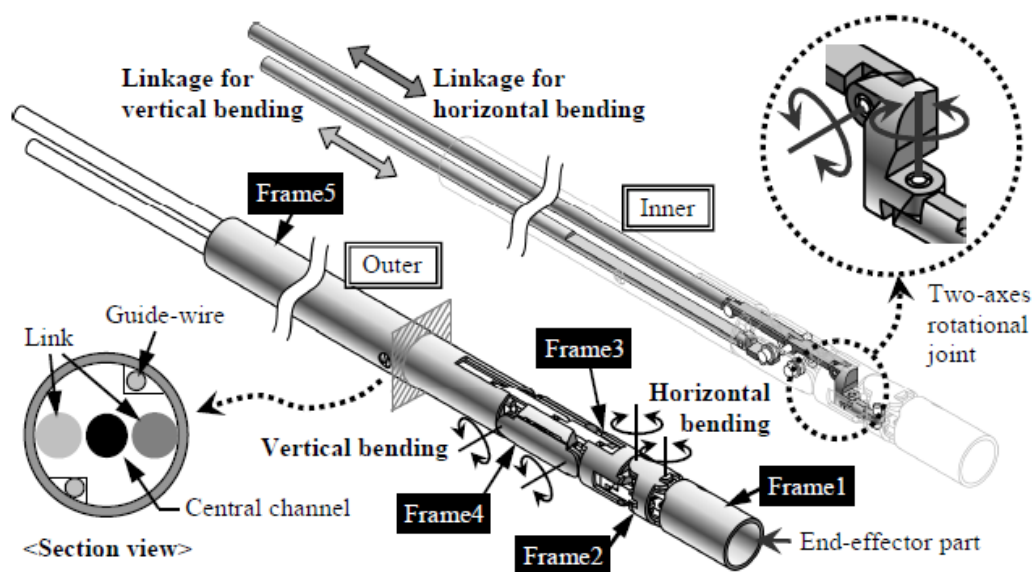
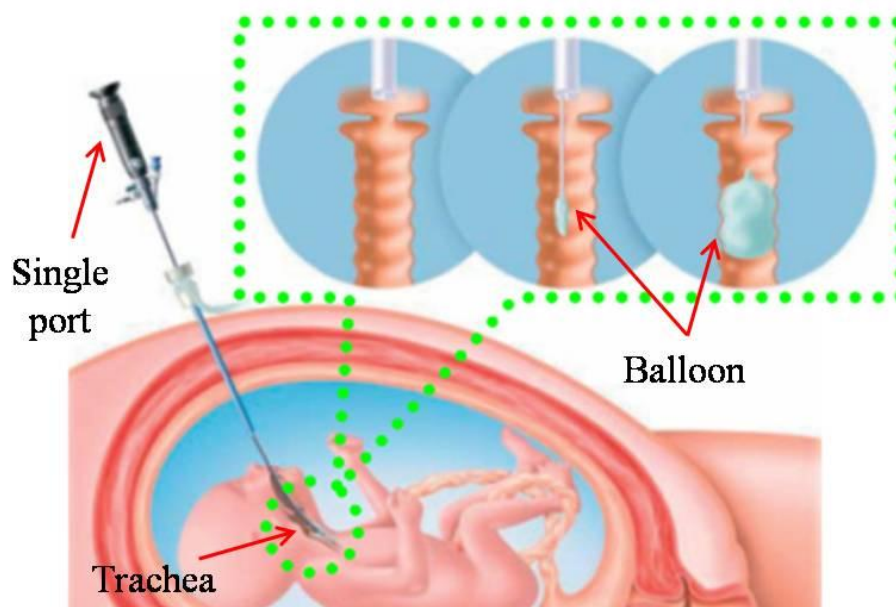


Fig. 1.24 The manipulator developed by Dohi^[60]

Fig. 1.25 The mechanism of manipulator developed by Dohi^[60]

1.4 研究目的

1.3.1 節では、CDH に対する手術方法として FETO を挙げた。本手技は、J. DEPREST らが考案し、母体の腹壁を開腹せずに、シングルポートから胎児鏡を挿入する手術が試みられ、現在 CDH に対する手術として主として用いられている (Fig. 1.26)^[64]。本研究では、胎児気管閉塞術に着目し、FETO 手術用新しい術具の開発を目指す。

Fig. 1.26 The image of fetal tracheal occlusion treatment^[64]

1.4.1 胎児気管閉塞術と課題点

FETO の術法とは、母体に硬性内視鏡を挿入し、胎児の口から胎児気管の入り口へアクセスすることで、離脱型のバルーンを留置する。

要求される術具の仕様としては、挿入する内視鏡の直径が 3[mm]以上であると、術後の子宮収縮による早産や流産が発生する危険性が高まるため、術具の直径を 3[mm]以下に細径化することが挙げられる^[57]。また、創の数を増加させると子宮収縮を誘発する危険性が上昇するため、母体に挿入可能な術具を一つに限定することが望ましい。

さらに、胎児に対して硬性内視鏡を挿入するためには、気道確保同様、挿入経路確保のために胎児の姿勢を変化させる必要があることが挙げられる。しかし、子宮と羊水に保護されている胎児に対し、外部から姿勢を変化させ、挿入経路を確保することは非常に難しい。また、胎児は羊水中に浮遊しているため姿勢維持が不安定であり、術具との接触により姿勢が変化する恐れがある。

以上のことから、母体の腹壁を介して胎児の気道経路を進入し、内視鏡を気管の入り口まで挿入することは容易ではない。また、一定形状である硬性内視鏡を挿入すると、動作範囲が制限されてしまう口腔内において、挿入過程における術具と胎児の細胞との接触により咽頭・口頭などの気道内壁が損傷する危険性がある。さらに、胎児も嘔吐や咽頭反射するという事例も挙げられており、胎児の気道間にある組織への接触は可能な限り避けなければならない(Fig. 1.27)。

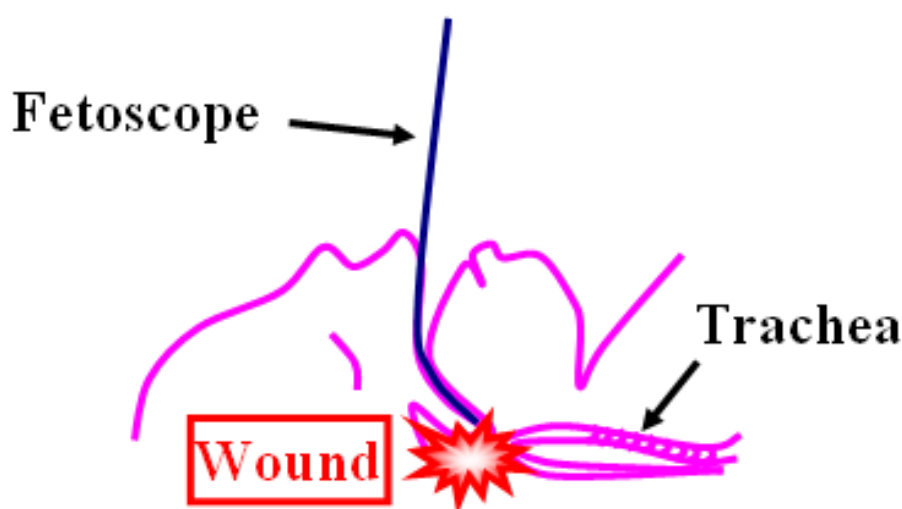


Fig. 1.27 The risk of the conventional method

1.4.2 CDH 治療用デバイスの開発

1.4.1 節で述べた硬性内視鏡を使用することによるデメリットを改善し、医師が安全に利用可能なシステムを開発するには新たな機器開発が必要である。そこで、本研究において細径・多自由度マニピュレータシステムを考案し、胎児の気道内壁との接触を回避させな

がら回り込み動作を行わせ、気管の入り口まで到達させることを目的とする(Fig. 1.28).

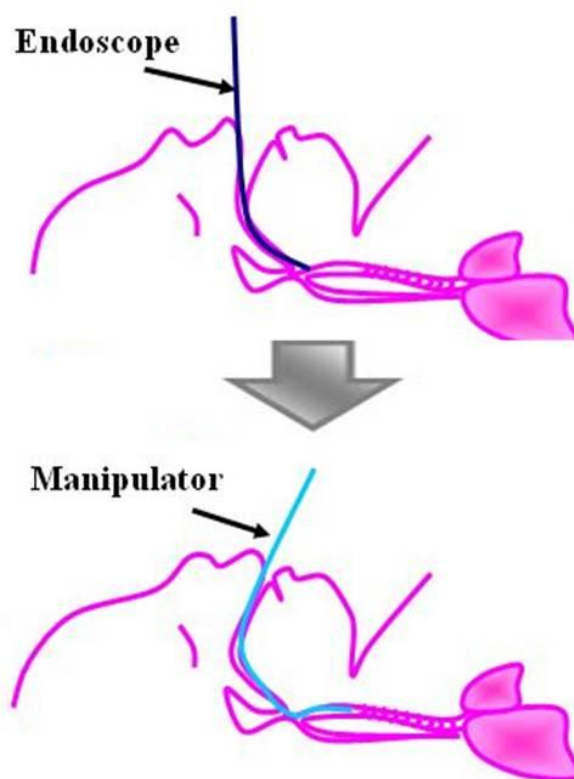


Fig. 1.28 Replacement from the endoscope to the manipulator

1.5 論文構成

本論文の構成は、Fig. 1.29 に示す。

第1章では、代表となる胎児疾患の検査方法・診断方法・症状・治療方法を説明し、胎児治療を対象に研究されているロボットについて示し、本研究の目的に至った経緯を述べた。第2章では、気道経路内で確保可能な空間から要求される経路を決定し、それに対する新しい開発する術具の要求仕様を示し、本研究で開発する細径・多自由度マニピュレータの機構の特長についてまとめた。第3章では、第2章で提案した3ユニットを用いるマニピュレータにおいて、アプローチ動作を実現するために、1ユニットマニピュレータの屈曲特性測定実験を行った。また、第4章では3ユニットマニピュレータにおける干渉の影響計測・干渉の抑制制御を行った。さらに、各ユニット間の干渉を考慮し、アプローチにおける回り込み動作実現のためのシミュレータを開発し、このシミュレータを利用して模擬したアプローチ経路による回り込み動作の評価実験を行った。第5章では、3ユニットマニピュレータの先端において駆動ワイヤの張力から胎児組織との接触を感知する手法を構築した。第6章では、超音波診断装置を用い、本研究で提案した三次元超音波画像による細径・多自由度マニピュレータを誘導するシステムにおける評価実験を行った。最後に第3

章, 第 4 章, 第 5 章, 第 6 章の実験を踏まえ, 第 7 章で結言を述べる.

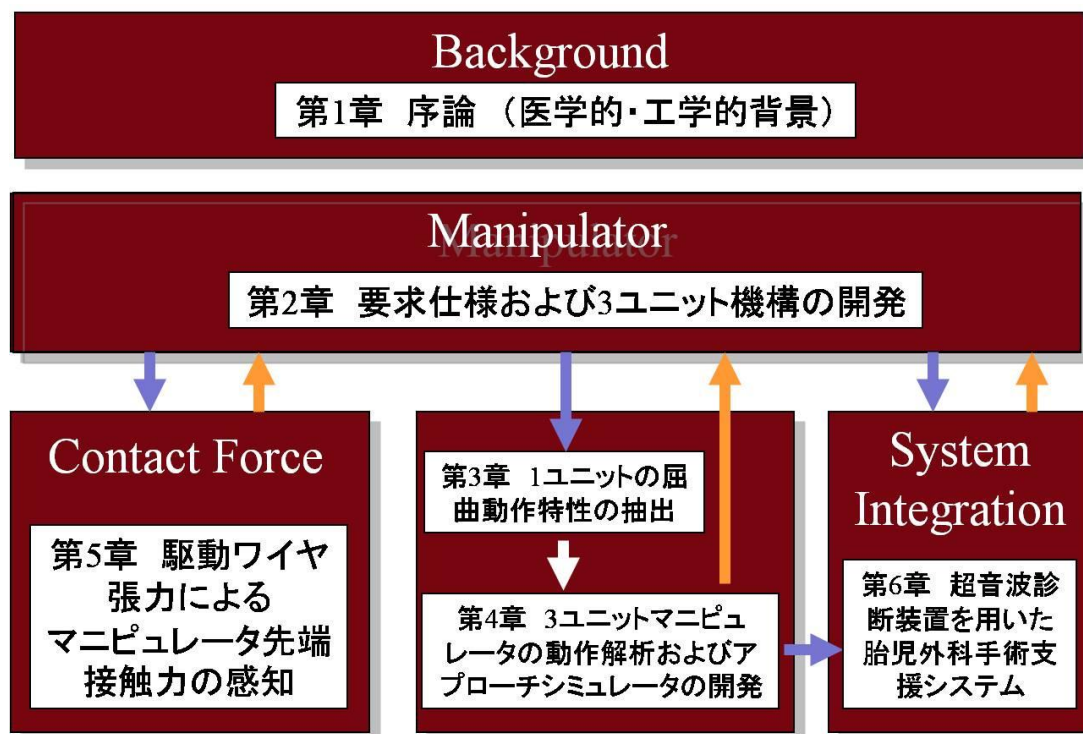


Fig. 1.29 The structure of the thesis

第2章 進入経路の検討と細径・多自由度マニピュレータ設計

2.1 緒言

本研究では、超音波診断装置、内視鏡を利用し、三次元超音波画像上で細径・多自由度マニピュレータのアプローチ動作を誘導すること、および内視鏡画像で離脱型のバルーンを気管に留置する動作を確認できるシステムを提案した。従来気管閉塞術の術具として用いられていた硬性内視鏡を細径・多自由度マニピュレータに置換することにより、胎児の気道内壁の損傷を回避させる機器の開発を目的としている。母体腹壁を通過し、胎児の気道組織との接触を回避しながら気道経路内を進入しなければならないことから、先端を能動的に屈曲可能にすること、および制御可能な剛性を兼ね備えていることが必要である。本章では、提案した胎児外科手術支援システムを説明し、気道経路内で確保可能な空間から要求される経路を決定し、それに対する細径・多自由度マニピュレータの要求仕様を示した。さらに、本研究で開発する細径・多自由度マニピュレータの機構の特長について述べる。

2.2 胎児外科手術支援システム

先天性大隔膜ヘルニアの治療方法である気管閉塞術は、胎児気管を閉塞することにより肺から産出される肺胞液の流出を防ぐことにより、肺の成長を促進することである。胎児の気管を閉塞する方法として、従来とられている手技として硬性内視鏡を用いて、胎児の口唇から胎児気管の入り口へアクセスすることで、離脱型のバルーンを気管に留置する方法がある。しかし、胎児の組織が脆弱のため、硬性内視鏡の挿入過程における術具と胎児の組織との接触により咽頭・口頭などの気道内壁が損傷する危険性がある。また、子宮内に手術空間が非常に狭く、可動範囲が小さいことや、母体や胎児への負担を極力少なくすることを考慮すると、治療がより簡便かつ短時間でできることが重要になってくる。このような観点から本研究では、超音波診断装置、内視鏡を用いて、三次元超音波画像上で術具のアプローチ動作を誘導し、内視鏡画像で離脱型のバルーンを気管に留置する動作を確認できるシステムを提案した。さらに、本提案したシステムは安全かつ低侵襲な手術を目指し、Fig. 2.1 に示すように胎児の口から気管入り口のところにアプローチする可能な細径・多自由度マニピュレータを開発することにより、胎児組織に負担をかけずに離脱型のバルーンを気管に留置することを実現する。

2.3 気管閉塞術に適応させるためのマニピュレータ進入経路

胎児へ気管閉塞術を行う上で問題としていることは、成人頭部組織の説明図 (Fig. 2.2) に示すように、術具を口唇から口腔に挿入し、咽頭を通して気管入り口まで気道内壁を損傷せずに到達させることである。

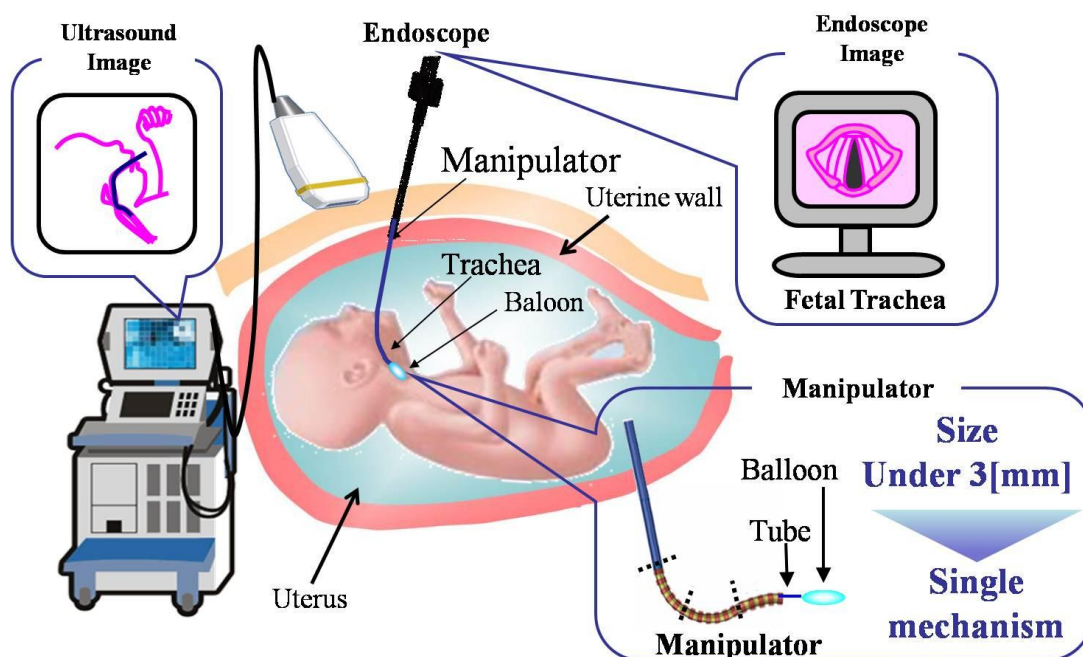


Fig. 2.1 The system design of the fetal surgery

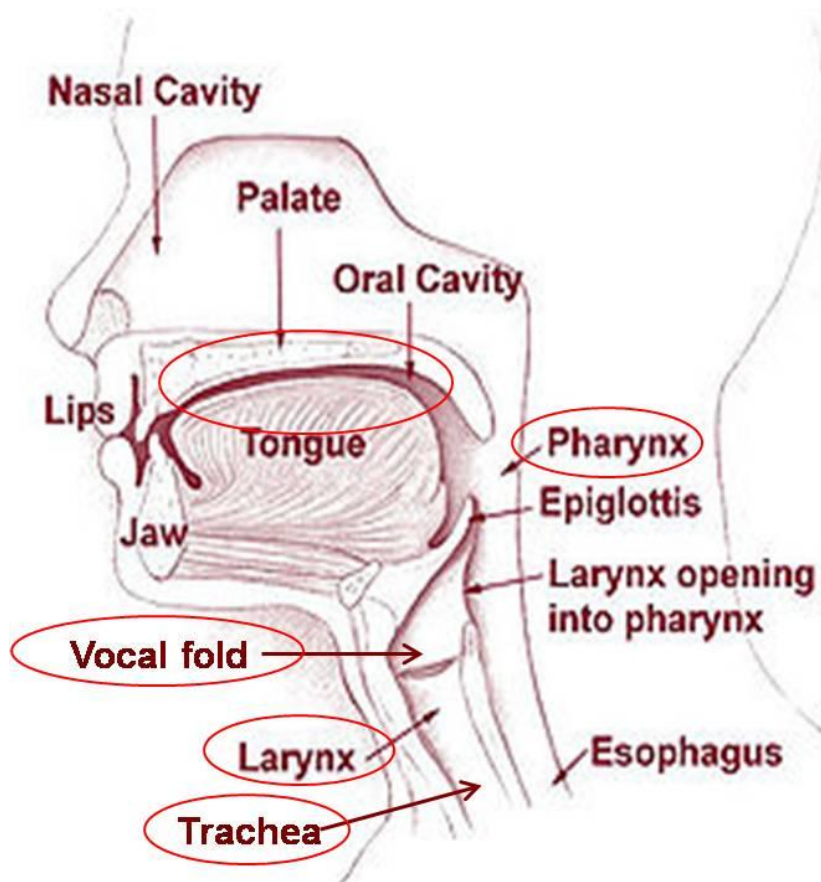


Fig. 2.2 The image of the human face tissue^[70]

Selda らの研究^[65]により、妊娠 21 週から 25 週の胎児咽頭の平均直径が 7.1[mm]であることから、成人と比較すると、喉頭蓋が非常に小さいため、術具の気管への挿入を容易にする。また、Fig. 2.3 に胎児の矢状断面の解剖図を示し、気管閉塞術における術具挿入に向けた経路を決定する。

気管閉塞術において術具を挿入する際、胎児の口から気管入り口まで進入させるためには、120[deg]の扇形状の経路(Fig. 2.3, 赤線部)を辿らなければならない。また、胎児の体重と身長を 1500[g], 380[mm], 成人の平均身長を 1700[mm]とし、それぞれ 4 頭身と 7 頭身としてアプローチ経路曲率半径 17[mm]と算出した。

これにより、本研究における目標アプローチ経路として、直径 7.1[mm]の咽頭を通過し、曲率半径 17[mm], 120[deg]の扇形を回り込むことに決定した。

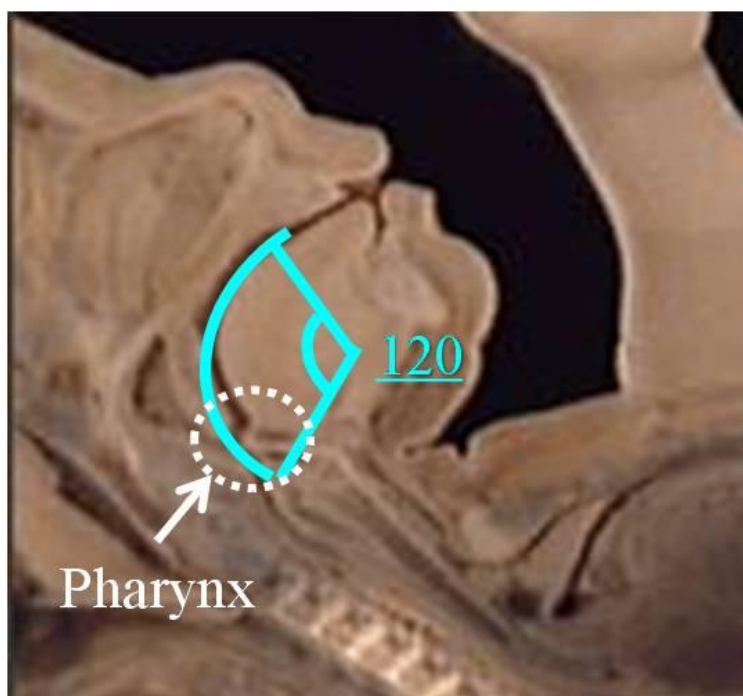


Fig. 2.3 The sagittal plane of the fetal face^[55]

2.4 細径・多自由度マニピュレータの機構開発

2.4.1 細径・多自由度マニピュレータ実現へ向けての課題

先行研究において述べたように、早産や流産などの母体への侵襲性を考慮し、細径・多自由度マニピュレータの直径は 3[mm]以下にする必要がある。また、Fig. 2.3 に示すように、胎児の気道経路内を通過するためには、細径であると同時に扇形の屈曲形状を実現することが必要となる。従来の胎児鏡は固定形状であるが、口唇から気道経路の空間形状に合わせて能動的に形状を変化させることが可能な術具に置換することができれば、咽頭や喉頭の損傷防止につながると考えられる。

これまで、細径かつ多自由度を有するヘビ状の能動マニピュレータの研究は行われてきた。その例として、1.3.3 節において東京大学の土肥らが開発したマニピュレータを挙げられる。本マニピュレータは胎児手術用に開発された。しかし、直径は 3.5[mm]であり、3[mm]以下を実現できていない。これは、本機器がリンク機構を用いているため、動力伝達に必要なリンクのスペースが必要となるからである。また、リンク機構は、先端部まで動力伝達を行う手法の考案が難しく、3 自由度以上の先端部の多自由度化は難しいと考えられる。本マニピュレータにおいてだけでなく、直径が 3[mm]以下と細径かつ先端部が 3 つ以上の曲線を為して能動的に屈曲動作を制御させることができるものは見られない。これは、直径 3[mm]という制限の中、アクチュエータの動力を先端部まで伝達する機構の考案が難しいためである。

さらに、リンク機構のように駆動関節の間が直線状になると、本研究で目標としているアプローチ経路内を進入する際、直線部が接触することも考えられる(Fig. 2.4)。また、この問題点を解決するために、駆動関節を増加させることが考えられるが、3[mm]以下という制限があるためアクチュエータの数は可能な限り減少させることが必要である。

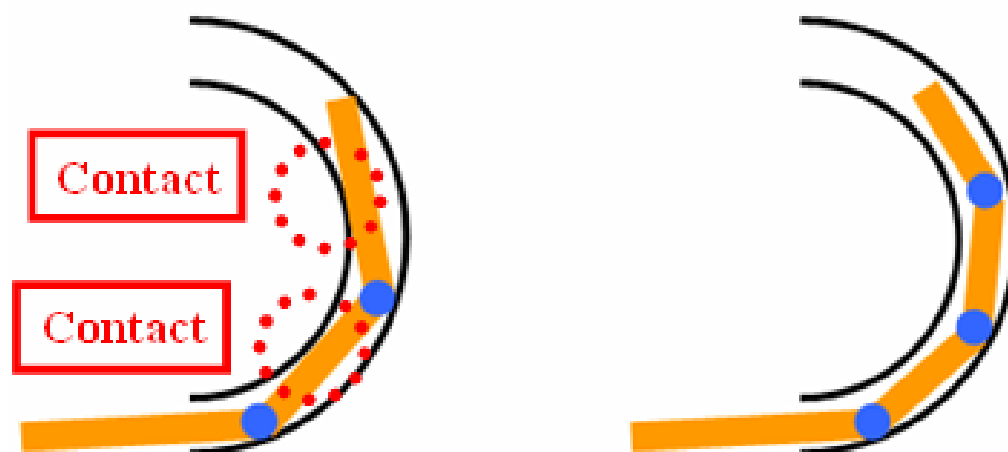


Fig. 2.4 The contact of manipulator with air way

2.4.2 機構提案

2.4.1 項で述べたことを踏まえ、1.3.3 項で示した細径で屈曲関節を有する TTTS 治療用レーザーマニピュレータの機構を参考にした。本研究で開発する細径・多自由度マニピュレータの機構はボールとジグを重ね合わせて構成されている(Fig. 2.5)。先端に固定したワイヤを張力 T で引くことで屈曲する。周囲に配置した 4 本のワイヤを牽引することで Fig. 2.6 のような屈曲形状を為すことが可能である。この一つの屈曲形状を成す機構を 1 ユニットと定義する。また、ユニット内部に含まれるジグを関節と定義する。本研究においては、細径化と多自由度化を同時に実現するためにユニットを複数重ね合わせた多ユニット化による

細径・多自由度マニピュレータの自由度の拡張を提案する。Fig. 2.7 にユニットを組み合わせた細径・多自由度マニピュレータのイメージ図を示す。

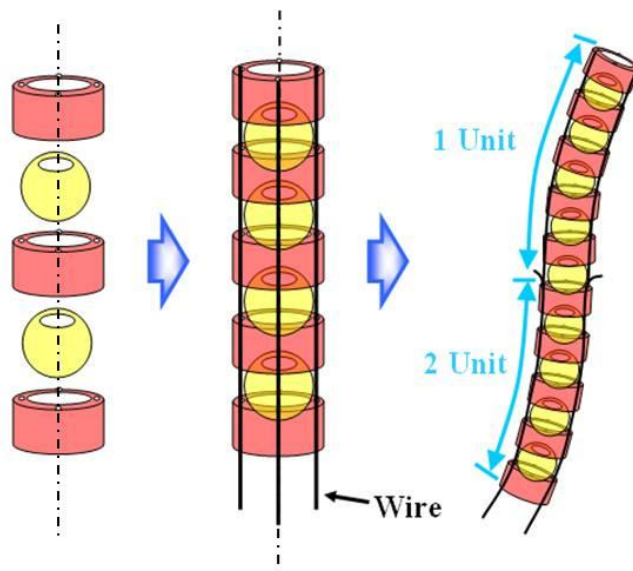


Fig. 2.5 Proposed multi-unit bending mechanism



Fig. 2.6 One unit manipulator

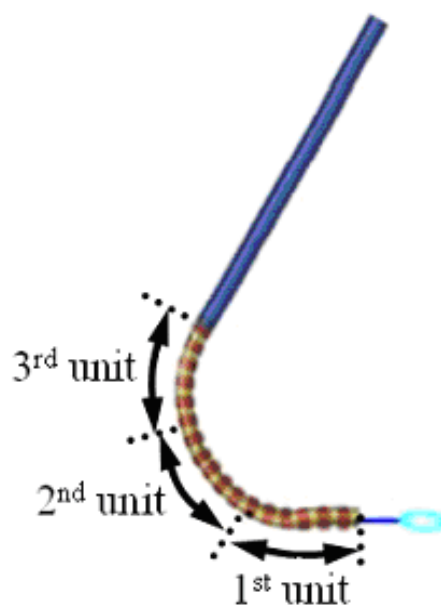


Fig. 2.7 Three units manipulator

本機構はワイヤ駆動であるため細径化が可能であることのほかに、(A)ユニットを重ね合わせた多自由度化と同時に各ユニットに使用しているワイヤを各ユニット内部に通すことでワイヤの経路確保が可能であること、(B)各部材が線接触で連結されるため各部材間の摩擦力があることにより剛性を高めることが可能であること、(C)理論的な屈曲形状が算出し

やすいことなどが挙げられる。

2.5 本研究における3ユニットマニピュレータの課題

2.5.1 3ユニットマニピュレータの内部機構および経路確保

本研究で開発する細径・多自由度マニピュレータにおける各ユニットのジグの機構を Fig.2.8 に示す。各ユニット2自由度の屈曲が可能であること、また各ユニットの駆動ワイヤの経路の確保を考慮し、1stユニットは4個、2ndユニットは8個、3rdユニットは12個の穴が空いており、計12本の駆動ワイヤで動作を行う。この機構を用いることで、多自由度化と同時に機構内部に有する駆動ワイヤの経路確保が可能となる。

細径・多自由度マニピュレータを屈曲する際に、穴と駆動ワイヤ間の空間により、駆動ワイヤとジグ間の摩擦力が同じではないため、各ジグの屈曲方向と角度が一致ではない問題がある。本研究では駆動ワイヤとジグ間の摩擦力を定量するために、接触面積を一定にすることを考え、各穴は直径が0.3[mm]となっており、それに対し、駆動ワイヤは径0.2[mm]のものを使用した。穴径と駆動ワイヤ太さを調整することで、駆動ワイヤを牽引する際に生じる各ジグのバラつきを軽減させることができた。

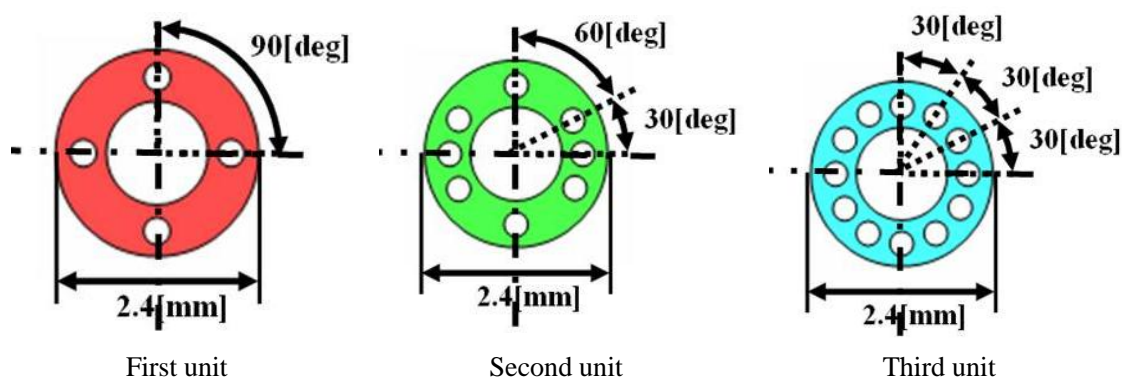


Fig. 2.8 Each joint mechanism of three units manipulator

しかし、駆動ワイヤの経路を確保したことで、あるユニットが動作することによって別のユニットが受ける動作の干渉が引き起こされる。これにより、制御によって描かれる屈曲形状が変化し、各ユニットの屈曲形状を決定することが困難になる。特に細長い機構は剛性が低く、干渉の影響を容易に受け、形状が変形してしまう課題がある。そのため、干渉の影響を受ける場合には、剛性を高めることで元の形状を維持させ、あるユニットを屈曲させる場合には他のユニット形状を維持する機構を構築しなければならない。よって、屈曲と剛性を持つ機構として本機構を採用している。剛性に関しては次項で述べる。

2.5.2 摩擦力と剛性

開発する3ユニットマニピュレータの機構は、ボールジグ間の接触が特徴的である。

姿勢を変化させようとする際、部材間が接触しているため垂直抗力が生じ、それに応じた摩擦力が発生する。摩擦力は物体がある方向に移動する際、その方向に逆らうように発生する。つまり、細径・多自由度マニピュレータの屈曲動作において、ボールジグ間の摩擦力による影響が非常に大きいと考えられる。逆に、摩擦力が剛性を高める役割を果たし、干渉を抑制する働きをすることになると考えられる(Fig. 2.9)。この原理により、他のユニットが動作したことによる干渉の影響を抑制し、細径・多自由度マニピュレータの元の形状を維持することができると考えられる。それで、本研究ではボールジグ間の摩擦力による影響を定量化することにより、細径・多自由度マニピュレータのアプローチ動作を制御する必要がある。

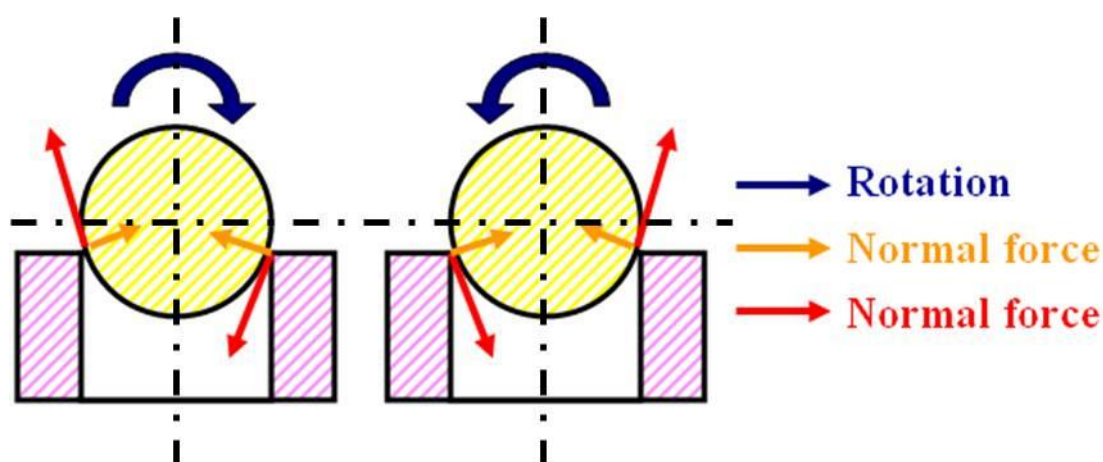


Fig. 2.9 Friction model

Fig. 2.10 に示すように、ボールジョイント関節が屈曲する際に、ボールジョイント関節の屈曲角度 θ による駆動ワイヤと屈曲関節の角度 β は、式(2.1)で表される。

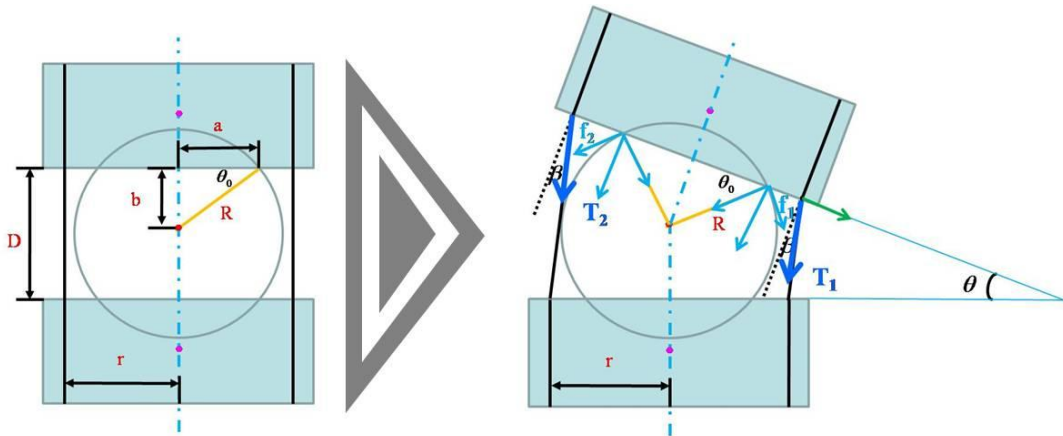
$$\beta = \frac{1}{2}\theta \quad (2.1)$$

また、3 ユニットマニピュレータが屈曲すると、先端の張力 T_1 、 T_2 がボールを介して次のジグへ伝達される力は、傾く角度 θ に影響され分散する。ボールジグ間の摩擦力と屈曲角度の関係は、次のような関係式が成り立つ。

$$\sin \theta_0 = \frac{a}{R} \quad (2.2)$$

$$\cos \theta_0 = \frac{\sqrt{R^2 - a^2}}{R} \quad (2,3)$$

$$f = f_1 + f_2 = \mu \cdot (T_1 \cdot \cos \beta + T_2 \cdot \cos \beta) \cdot \cos \theta_0 = \mu \cdot (T_1 + T_2) \cdot \frac{\sqrt{R^2 - a^2}}{R} \cdot \cos \frac{\theta}{2} \quad (2,4)$$



l : Radius of arc θ : Bending angle β : Angle between drive wire and joint

a : Distance between A and center of the joint

b : Distance between the center of circle and joint

T_1, T_2 : Wires Tension f_1, f_2 : Frictional force R : Radius of circle

D : Distance of two joints

L : Distance between the center of circle and the center of joint

Fig. 2.10 The illustration of a joint friction force

2.5.3 屈曲形状の幾何学

開発した本機構は、ボールとジグを 30 個使用したときの細径・多自由度マニピュレータ位置の幾何学は、Fig. 2.11, Fig. 2.12 のようになり、理論上として各関節における角度変化の数式化が可能であり、形状の計算も可能である。

1 ユニット内の隣り合うある関節位置を $J_1(x_1, y_1)$, $J_2(x_2, y_2)$ と定義すると、次のような関係式が成り立つ。

$$x_1 = l \cdot \sin \theta \quad (2.5)$$

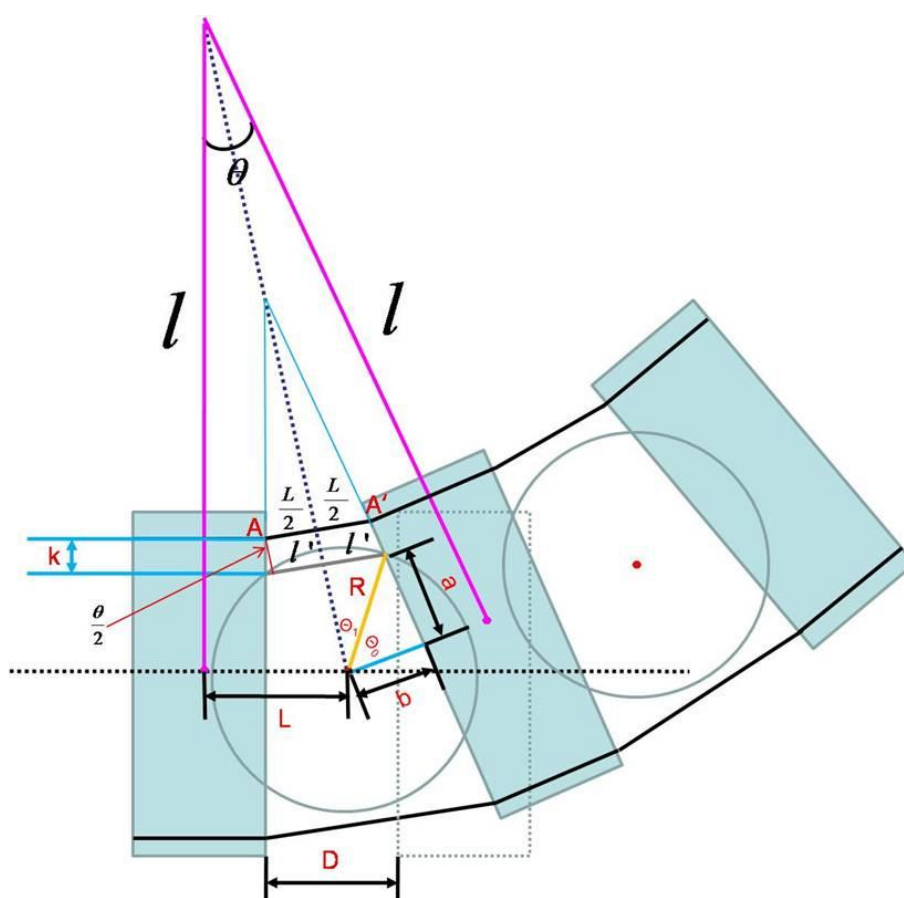
$$y_1 = l \cdot (1 - \cos \theta) \quad (2.6)$$

$$\tan \frac{\theta}{2} = \frac{L}{l} \quad (2.7)$$

よって、関節数 n に対する各関節位置は次式が成り立つ。

$$x_n = l \cdot \sin(n\theta) \quad (2.8)$$

$$y_n = l \cdot (1 - \cos(n\theta)) \quad (2.9)$$



- l : Radius of arc θ : Bending angle L : Length of drive wire
- R : Radius of circle l' : Distance between A and A'
- D : Distance of two joints
- a : Distance between A and center of the joint
- b : Distance between the center of circle and joint
- L : Distance between the center of circle and the center of joint

Fig. 2.11 The geometry of a joint position

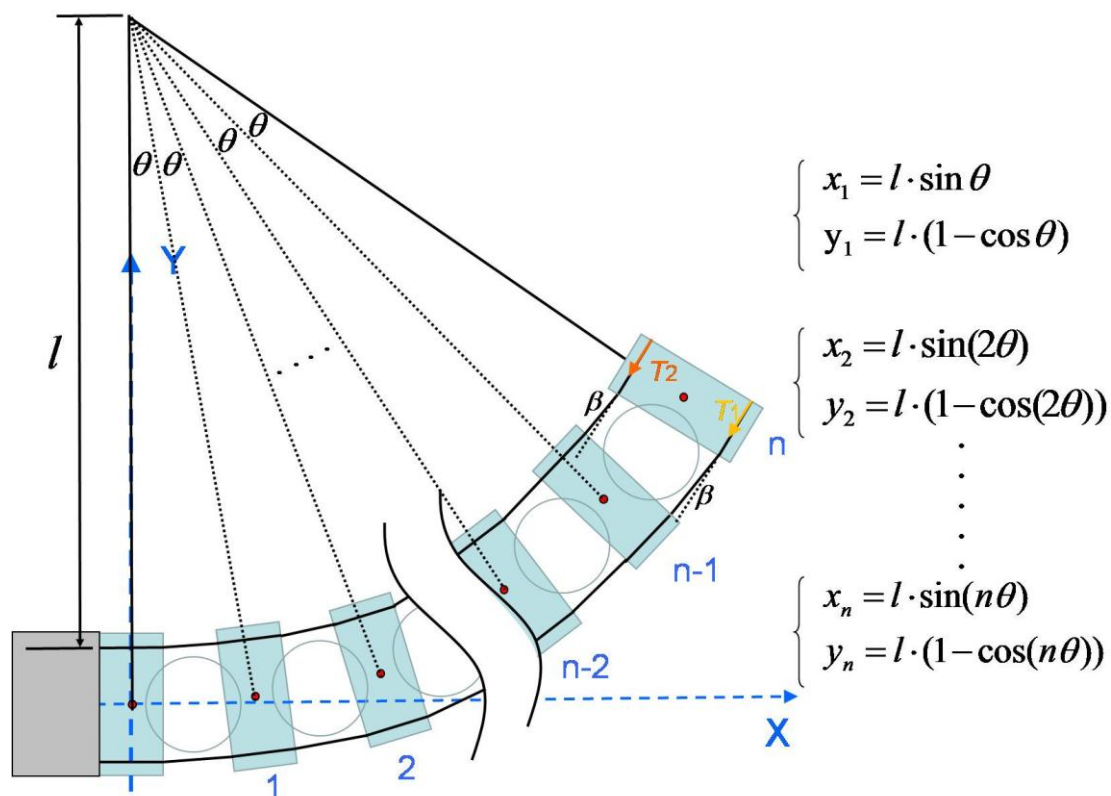


Fig. 2.12 The geometry of each joint position

1 ユニットマニピュレータ先端の関節位置座標については、次のような関係式が成り立つ。

$$x^2 + (y - l)^2 = l^2 \tag{2.10}$$

駆動ワイヤの引張り量 Δt による関節間の駆動ワイヤ長さ L は、 D は初期状態関節間の距離とすると、次のようになる。

$$L = D - \Delta t \tag{2.11}$$

また、Fig. 2.10 と Fig. 2.11 から、角度および長さが次のような関係式が成り立つ。

$$k = r - a \tag{2.12}$$

$$b = \sqrt{r^2 - a^2} \tag{2.13}$$

$$\sin\left(\frac{\theta}{2}\right) = \frac{l' - \frac{L}{2}}{k} \quad (2.14)$$

$$\tan \theta_0 = \frac{a}{b} = \frac{1}{2} \quad (2.15)$$

式 (2.14) から、細径・多自由度マニピュレータ先端の屈曲角度 θ は、関節間のワイヤ長さ L 変数で表す式が、次のようになる。

$$\theta = 2 \arcsin \frac{l' - \frac{L}{2}}{k} \quad (2.16)$$

また、Fig. 2.11 から長さ l' は、マニピュレータ先端の屈曲角度 θ で表す式が、次のようになる。

$$l' = R \cdot \sin\left(\frac{\pi}{2} - \theta_0 - \frac{\theta}{2}\right) = R \cdot (\cos \theta_0 \cdot \cos \frac{\theta}{2} - \sin \theta_0 \cdot \sin \frac{\theta}{2}) \quad (2.17)$$

したがって、式(2.14)および式(2.17)より、関節間のワイヤ長さ L はマニピュレータ先端の屈曲角度 θ の関数として、次式のように与えられる。

$$-\frac{L}{2} = \sin\left(\frac{\theta}{2}\right) \cdot (k + R \cdot \sin \theta_0) - R \cdot \cos \theta_0 \cdot \cos \frac{\theta}{2} \quad (2.18)$$

また、Fig.2.10 と Fig.2.11, および式(2.2), 式(2.3), 式(2.15)から k , R , θ_0 は定数であり、計算が簡単化するために、係数 m は次式のように与えられる。

$$m = \sqrt{(k + R \cdot \sin \theta_0)^2 + (R \cdot \cos \theta_0)^2} \quad (2.19)$$

したがって、式(2.18)および式(2.19)より、関節間のワイヤ長さ L は細径・多自由度マニピュレータ先端の屈曲角度 θ の関数として、次式のように与えられる。

$$m \cdot \left(\sin\left(\frac{\theta}{2}\right) \cdot \frac{(k + R \cdot \sin \theta_0)}{m} - \frac{R \cdot \cos \theta_0}{m} \cdot \cos \frac{\theta}{2}\right) = -\frac{L}{2} \quad (2.20)$$

$$-\frac{L}{2m} = \sin\left(\frac{\theta}{2} - \varphi\right) \quad (2.21)$$

$$\tan \varphi = \frac{R \cdot \cos \theta_0}{k + R \cdot \sin \theta_0} \quad (2.22)$$

$$f(L) = \theta = 2 \cdot \left(\arcsin\left(-\frac{L}{2m}\right) + \varphi\right) \quad (2.23)$$

2.6 駆動部概要

駆動部は、保持ロボットに搭載することを考えた設計をしている。母体の腹壁から胎児気管の入り口にアプローチするために、細径・多自由度マニピュレータの長さは 460[mm]、全長 680[mm]を設計した(Fig. 2.13)。本保持ロボットは、藤江らにより開発されたものであり、腹壁に固定した点を中心として動作できるため、手術をロボット化する上で有効である(Fig. 2.14, Fig. 2.15)。

本駆動部の特長として、モータを直接駆動部に取り付けておらず、フレキシブルシャフトを利用し、直動機構を用いて細径・多自由度マニピュレータの駆動ワイヤを牽引可能であることである。フレキシブルシャフトは自由に曲がり、回転力の伝達を要する離れた 2 点間に、任意の方向へ効率よく回転伝達を行うことが可能である。本機構においては、モータの回転をフレキシブルシャフトに伝達し、駆動部に設置されたネジ機構を用いた直動部により回転動作を直線動作に切り替え、直動を可能としている(Fig. 2.16)。駆動部に直接モータを配置しない特長としては、別の場所に設置したモータの回転をフレキシブルシャフトから駆動部の直動機構に伝達できるため、駆動部にモータを直接取り付けなくて良いこと、それにより、駆動部の重量を飛躍的に軽くすることができるため、保持ロボットに搭載することが可能となること、モータから出ているケーブル類を駆動部から直接出すことがなくなり、保持ロボットが動作する際に動作を妨げることがなくなることなどが挙げられる。

また、本機構は駆動ワイヤを 12 本使用しているため、細径・多自由度マニピュレータの先端から駆動部までの間で駆動ワイヤ同士が縊り合わされる恐れがある。そのような状態になる場合は、駆動ワイヤを一本牽引しただけで、他の駆動ワイヤも牽引されてしまう。そこで Fig. 2.17 に示す機構を用いることにより、12 本の駆動ワイヤを分配し、それぞれの駆動ワイヤが干渉しないよう設計した。

さらに、本駆動部には駆動ワイヤの張力を測定するために、力センサが取り付けられており、力センサに取り付けたプーリに駆動ワイヤの力を伝達することで力のセンシングを可能としている(Fig. 2.18)。この力センサによって、細径・多自由度マニピュレータの駆動ワイヤを牽引する張力を読み取ることができ、初期張力の決定および駆動ワイヤを牽引したときの張力を常に測定可能である。

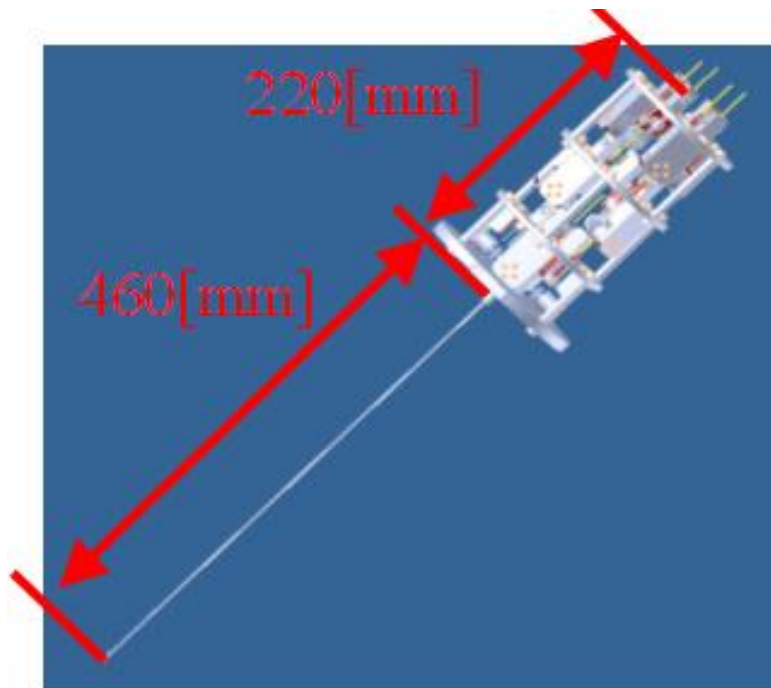


Fig. 2.13 The design of the manipulator



Fig. 2.14 The manipulator maintenance robot

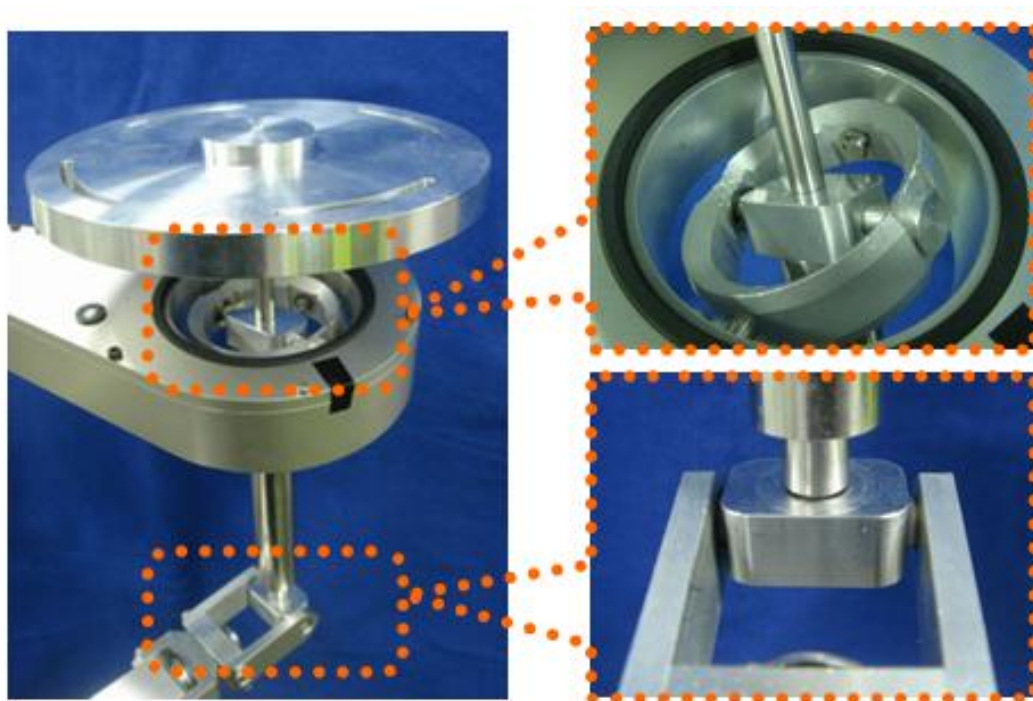


Fig. 2.15 The gimbal mechanism of the maintenance robot

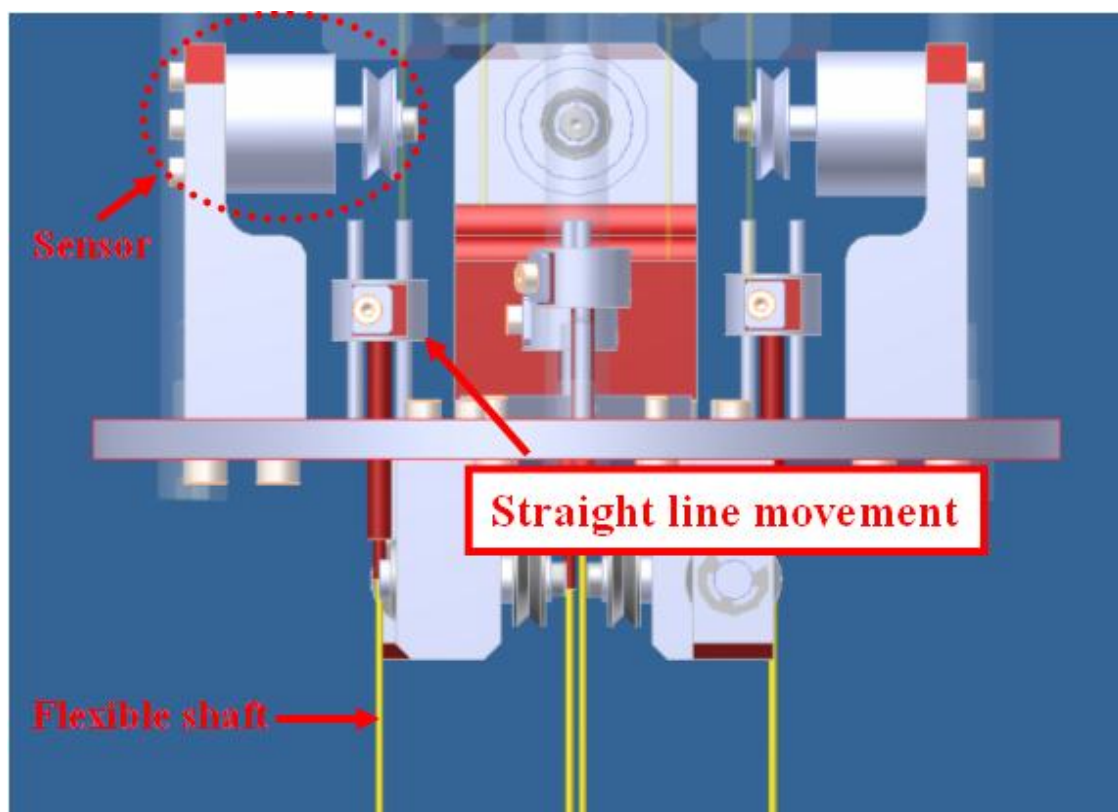


Fig. 2.16 Straight line movement mechanism

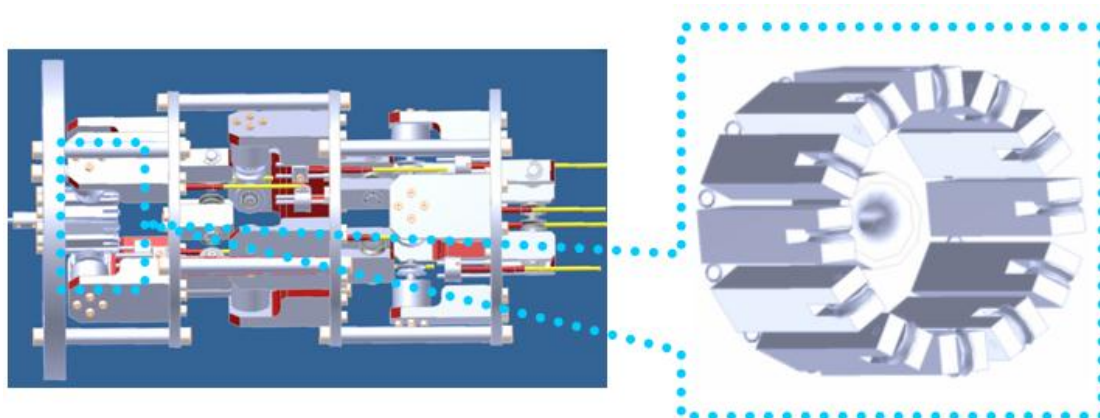


Fig. 2.17 The distributing mechanism with twelve driven wires

下記に、モータと力センサの仕様を示す.

(A) マニピュレータ制御装置の仕様

AC サーボアクチュエータ 型式 : RSF-5A-100-E050-C (13 個) (Fig. 2.18)
 (株式会社 ハーモニック・ドライブ・システムズ)



Fig. 2.18 The AC servo actuator

Table 2.1 AC servo actuator (RSF-5A-100-E050-C)

Specifications	Unit	Numerical value
Input voltage	V	DC24±10%
The slowdown ratio		100
Permission continuation torque	Nm	0.44
The greatest torque	Nm	1.4
Permission consecutive rotary speed	r/min	45
The best rotary speed	r/min	100

(B) カセンサ

静電容量型 3 軸力覚センサ PFS シリーズ (12 個) (Fig. 2.19)
(ニッタ株式会社)



Fig. 2.19 The force sensor

Table 2.2 Force sensor (PD3-32-10-15)

Specifications	Unit	Numerical value
Detection method of the power	—	Capacitance type
Stick length	mm	10
Input voltage	V	DC3~5V±10%
Output axis	—	X, Y, Z
The greatest static load	N · cm	30

2.7 1 ユニットマニピュレータの課題

先行研究において原田らは、1.3.3 節において挙げたレーザマニピュレータを開発し、その屈曲動作に対しては、屈曲機構におけるワイヤ駆動量と先端角度の関係について検討された。まず、1 関節分の屈曲角度について、Fig. 2.20 において、球は、貫通穴の大きさにかかわらず、常に筒型関節部品の内側のエッジに接触する。球の中心点を O 、球の半径を R 、1 関節あたりの屈曲角度を θ 、筒型間接部品の内径の半径を r 、筒型間接部品の中心から駆動用ワイヤの距離を a 、屈曲角 0 度における関節部品の間の距離を t_1 、屈曲角 θ における球と筒型関節部品の接触距離を t_2 、屈曲側ワイヤ長を t_3 とすると、以下の式が成り立つ。

$$t_1 = 2 \cdot \sqrt{R^2 - a^2} \quad (2.24)$$

$$t_2 = t_1 \cdot \cos\left(\frac{\theta}{2}\right) - 2a \cdot \sin\left(\frac{\theta}{2}\right) \quad (2.25)$$

$$t_3 = t_2 - 2(r-a) \cdot \sin\left(\frac{\theta}{2}\right) \quad (2.26)$$

1 関節あたり θ 屈曲するために必要なワイヤ駆動量 Δt は,

$$\Delta t = t_1 - t_3 = 2 \cdot \sqrt{R^2 - a^2} \cdot \left\{ 1 - \cos\left(\frac{\theta}{2}\right) \right\} + 2r \cdot \sin\left(\frac{\theta}{2}\right) \quad (2.27)$$

となる.

ここで、駆動用ワイヤがある程度の剛性を有する場合、レーザマニピュレータは均一に屈曲すると仮定した上で、Fig. 2.21 のように角度 θ がすべて等角であるとして、屈曲角度とワイヤ駆動量との関係を式(2.28)のように算出した.

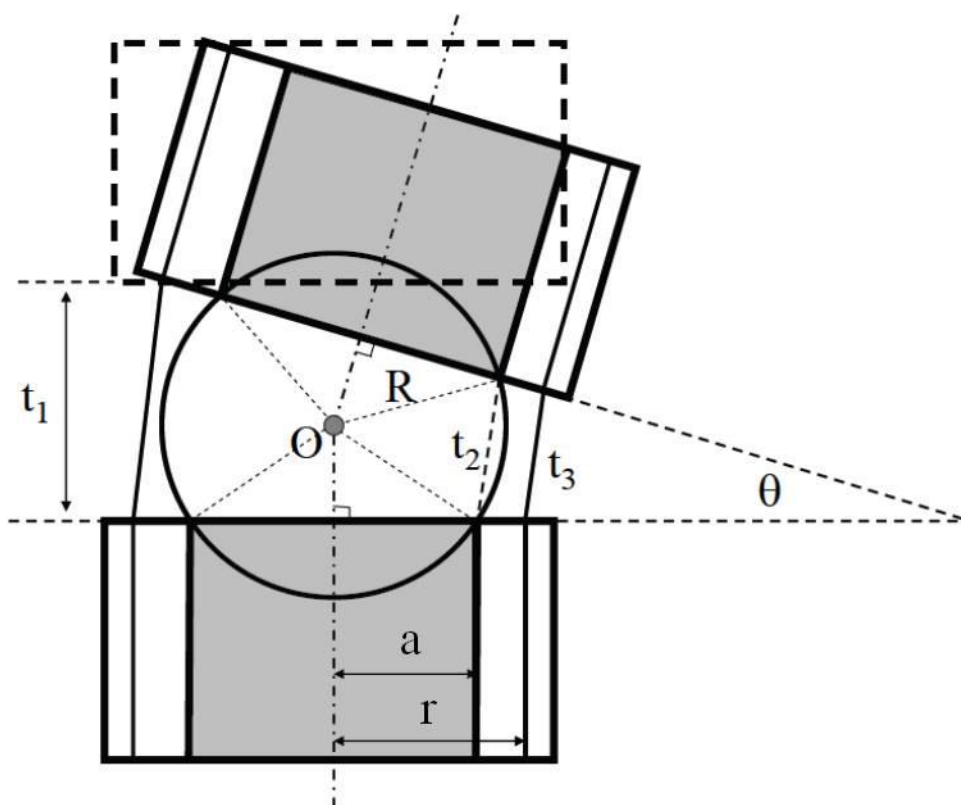
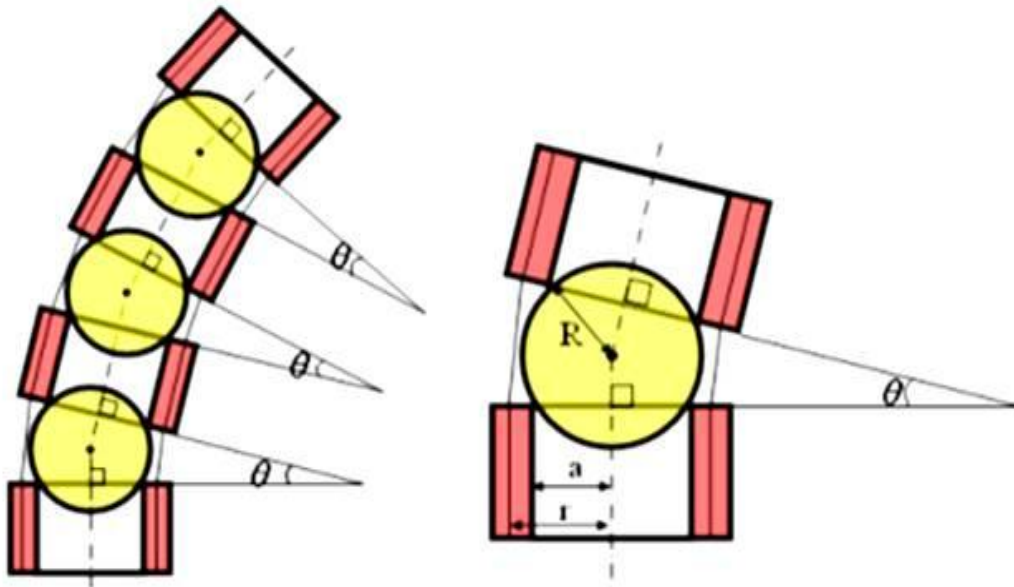


Fig. 2.20 Bending angle versus draw-wire displacement^[57]

Fig. 2.21 The bending model with equal angles^[57]

$$\Delta T = N \left[2 \cdot \sqrt{R^2 - r^2} \left(1 - \cos\left(\frac{\Theta}{2N}\right) + 2a \sin\left(\frac{\Theta}{2N}\right) \right) \right] \quad (2.28)$$

先行研究では、原田らが一定のワイヤ駆動量において先端の屈曲を連続して行った際の角度変化実験を行った。Fig. 2.22 に示すようにレーザマニピュレータ先端にマーカを貼り、そのマーカを画像処理によりトラッキングすることでレーザマニピュレータ先端の屈曲角度を取得された。実験結果 (Fig. 2.23) により、レーザマニピュレータ先端の屈曲角度が 90[deg] 屈曲させるために必要なモータ駆動量を決定して指令値として与えて、理論的に算出した値ではないものの、高い再現性があることを示すことが示した。例えばレーザマニピュレータ先端の動きを直接観察しながら、スイッチを押している間だけ相対的に動かす、といった簡便な手技を想定する分には十分な再現性を有することが検証したが、先端以外の角度や全体の形状には言及していなかった。しかし、本研究における気道経路内の通過に適応させるためには、細径・多自由度マニピュレータの先端以外の形状を把握する必要があり、先端の屈曲角度のみならず、細径・多自由度マニピュレータ全体の姿勢を制御する必要がある^[57]。

そこで、本研究を進めるにあたり、細径・多自由度マニピュレータ 1 ユニットの根元から先端までの各関節位置を計測する必要があり、各関節位置の再現性を確認することが重要であると考えた。屈曲形状に再現性のない細径・多自由度マニピュレータを制御することは不可能であるため、第 3 章に細径・多自由度マニピュレータの根元から先端にかけての屈曲形状の再現性に関する検討を述べる。



Fig. 2.22 Image processing for the evaluation of the positioning accuracy^[57]

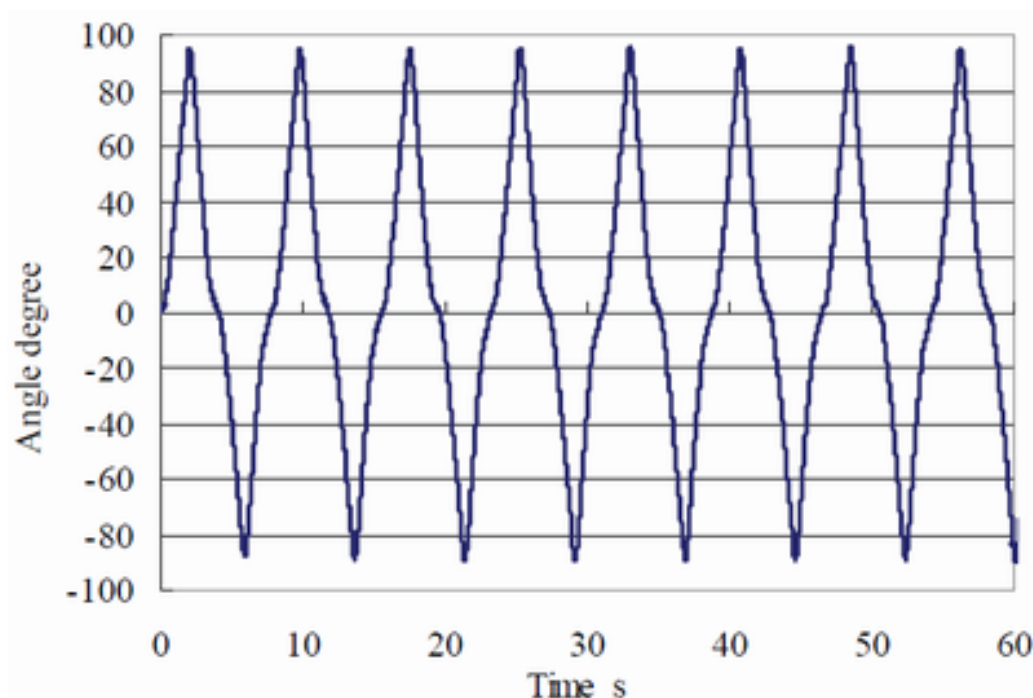


Fig. 2.23 Repeatability of the bending motion^[57]

2.8 小括

本章では、まず超音波診断装置、内視鏡を用いて、三次元超音波画像上で細径・多自由度マニピュレータのアプローチ動作を誘導し、内視鏡画像で離脱型のバルーンを気管に留置する可能なシステムを提案した。また、従来の術具を細径・多自由度マニピュレータに

置換するにあたり、細径・多自由度マニピュレータの進入経路に関して述べた。その際、胎児の矢状断面図より胎児の口唇から進入し、直径 7.1[mm]の咽頭を通過し、曲率半径 17[mm], 120[deg]の回り込み動作が可能であれば、胎児の気管入り口まで到達することが実現できることがわかった。さらに、先行研究におけるボールとジグを重ね合わせて構成されている機構および腹壁に固定した点を中心として動作できる保持ロボットを本研究に適応するにあたり、1 ユニットマニピュレータの屈曲形状全体の再現性が必要であることを述べた。

第3章 屈曲形状再現性の検証

3.1 緒言

本研究では細径化のためにワイヤ機構およびユニット機構を考え、多自由度化のために3ユニットを用いるマニピュレータ化を提案した。3ユニットによる動作の実現には、アプローチ動作を実現するために、細径・多自由度マニピュレータ各ユニットにおける屈曲形状の特性を把握する必要がある。本細径・多自由度マニピュレータは部材間に摩擦を有するため、一定形状に定まらず再現性が得られない可能性がある。細径・多自由度マニピュレータを屈曲させたとき、1ユニットが有する屈曲形状が定まらない場合、駆動ワイヤを牽引したときに得られる位置や、位置から算出される関節角度が決定できず、多ユニット化した際の制御は困難となる。そこで、本章では1ユニットマニピュレータのみの屈曲形状特性を計測し、1ユニットマニピュレータ関節の屈曲形状モデルを作成することにより、高精度の屈曲形状を実現するための制御方法を構築した。

3.2 1ユニットマニピュレータの姿勢特性実験

本細径・多自由度マニピュレータにて、各ボールとジグの間で摩擦力が一定ではないため、式(2.27)に示した理論式で与えられる姿勢を示さないことがわかる。従って、このボールとジグからなる機構は、本研究にて提案した細径・多自由度マニピュレータを気管閉塞術に用いる場合、その姿勢を明らかにしなければ、進入する際の挙動が不明になり、口唇から気管の入り口までの間で内壁に衝突し、胎児組織を損傷させる危険性がある。よって、細径・多自由度マニピュレータ各関節の姿勢を明らかにすることは、臨床応用に向けて重要な要素である。また、本細径・多自由度マニピュレータは、3ユニットを利用することで、アプローチ動作を実現するために、各ユニットの屈曲特性を把握する必要がある。初期段階として、1ユニットマニピュレータにおいて、各屈曲関節の屈曲特性を計測する。

3.2.1 実験目的

本研究で提案したボールとジグを重ね合わせた機構に関して、ボールとジグが接触するため各屈曲関節の間に摩擦力が発生する。先端に加える張力を変化させると各ボールージグ間の垂直抗力が変化するため、それぞれの摩擦力に影響を与える。よって、先端に加える張力が1ユニットマニピュレータの姿勢にも影響を与えることが予想される。そこで、1ユニットマニピュレータの姿勢の特性を取得するため、駆動ワイヤに加えた張力変化における屈曲形状の変化を取得することを目的とし、初期位置に設置したときの4本あるワイヤの張力の大きさを変化させ、屈曲させたときの各関節の姿勢を取得する。

3.2.2 実験装置

一つのユニットを有するマニピュレータに対して、屈曲形状の再現性を検証するため、

以下に示す装置を使用して行った。装置全体の様子を Fig. 3.1 に示す。

- マニピュレータ本体 関節数 10 (ボール-10 個, ジグ-10 個)
- マーカトラッキング制御装置 (画像処理により, マーカ位置を出力)
 - ① 画像処理ボード 型番: IP7000BD
 - ② CCD 8/W ビデオカメラモジュール 型番: XC-ST50 (Table 3.1)

Table 3.1 Monochrome camera module (XC-ST50)

Specifications	Unit	Numerical value
Input voltage	V	DC12V(+10.5~15V)
The number of the effective pixels	—	768(H)×494(V)
Sensitivity	—	400lx F8
External form dimensions	mm	44(W)×29(H)×57.5(D)

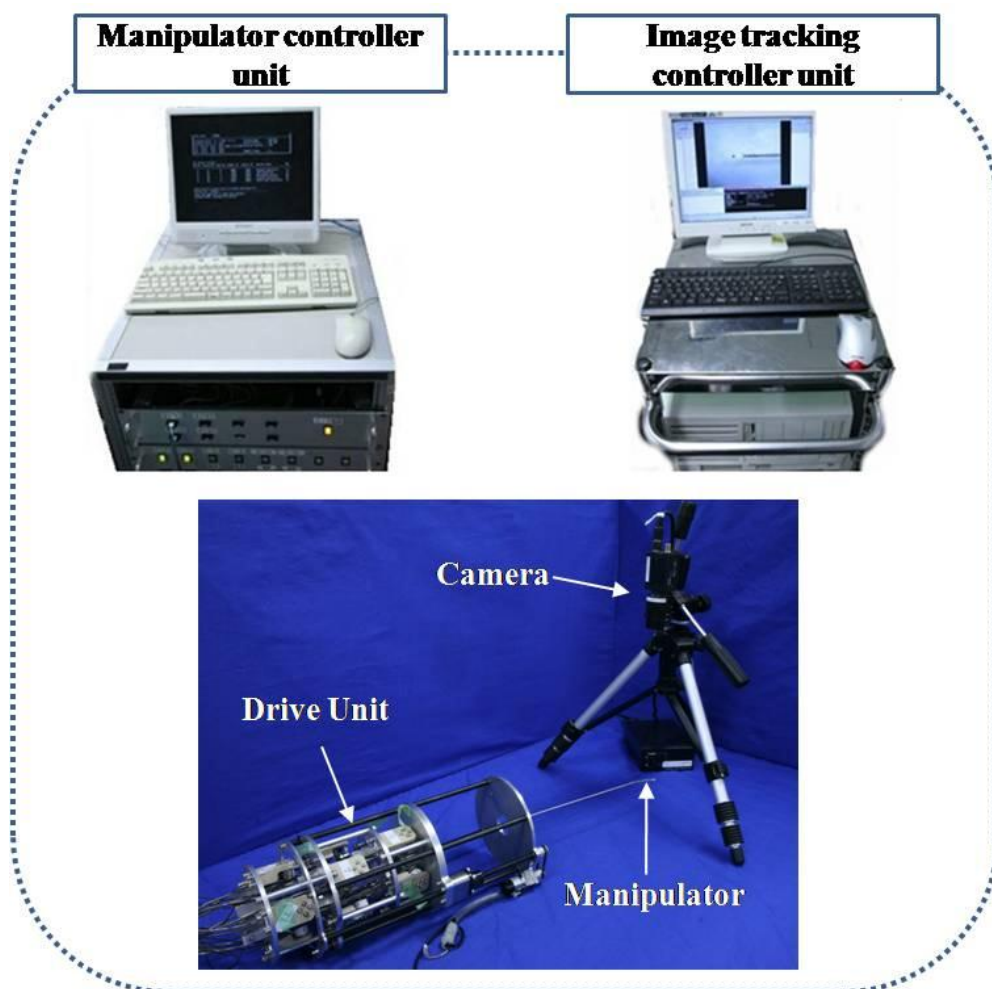


Fig. 3.1 The measurement system of one unit manipulator bending property

3.2.3 実験方法

本実験で使用する1ユニットマニピュレータは、部材全てを用いた場合でも総重量が1[g]に満たない。このことから、1ユニットマニピュレータの重さが張力に与える影響は非常に小さいと考えられるため、重力による影響は無視できるものとした。また、1ユニットマニピュレータは非常に小さく、光学式運動計測システムのように、専用のマーカを1ユニットマニピュレータに取り付ける必要のある装置を用いることができない。また、取り付けたととしても、1ユニットマニピュレータの動作に大きく影響を及ぼしてしまう。

そこで、1ユニットマニピュレータ上に紙のマーカを貼り付け、それをCCD高速カメラで撮影し、パターンマッチングによりマーカをトラッキングすることで、1ユニットマニピュレータの各関節の位置計測を行った。1ユニットマニピュレータの機構は、左右と上下が対称であり、同じ手法で1ユニットマニピュレータ左右と上下の屈曲動作を制御するため、左右と上下の屈曲も同じ動作だと考えられる。そのため、本実験では位置計測に使用するカメラの映像は2次元映像として撮影し、1ユニットマニピュレータはその2次元平面内で動作させるものとした。

このとき、カメラの撮影方向に対して垂直な平面内において、1ユニットマニピュレータを直線状にした状態から伸びる直線をX軸とし、カメラによって映し出される平面内においてX軸と垂直を為す直線をY軸とする(Fig. 3.2).



Fig. 3.2 The camera position and the coordinate system of one unit manipulator

マーカの取り付け位置の図を Fig. 3.3 に示す. 1 ユニットマニピュレータ上の先端から順に 1・2・3・4・5・6 関節目にマーカを貼り, 先端の先に 0 番のマーカを貼る. 0 番のマーカは先端である 1 番の関節が示す角度を算出するために用いる.

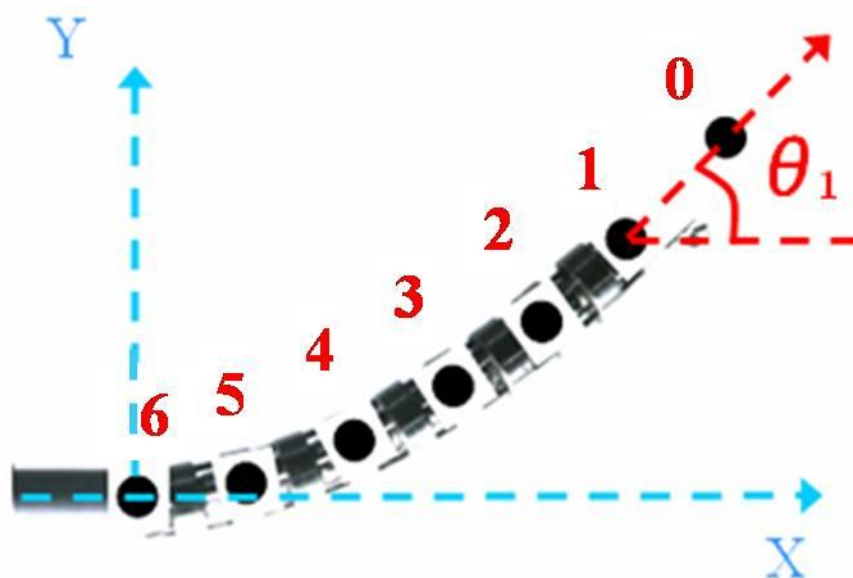


Fig. 3.3 The each marker's position

また, Fig. 3.3 に示すように 0 番マーカと 1 番マーカの各々の位置座標から計算した X 軸に対する絶対角を先端の関節角 θ_1 とし, 式(3.1)のように表す.

$$\theta_1 = \tan^{-1} \left(\frac{y_0 - y_1}{x_0 - x_1} \right) \quad (3.1)$$

初期状態は, 1 ユニットマニピュレータを直線にした状態で固定し, 4 本のワイヤの初期張力変化による明らかな形状変化を計測するため, 初期位置に設置した状態で, 4 本ある駆動ワイヤ張力の大きさを各 0.5[N]ずつ, 合計 2[N]にした場合, 各 1[N]ずつ, 合計 4[N]にした場合, 各 1.5[N]ずつ, 合計 6[N]にした場合, 各 2[N]ずつ, 合計 8[N]にした場合, 各 2.5[N]ずつ, 合計 10[N]にした場合, 各 3[N]ずつ, 合計 12[N]にした場合の 6 つの条件に対して実験を行った. また, 先述の各張力の条件下で, 1 ユニットマニピュレータの先端の関節角である 1 番マーカを $\theta_1 = 30[\text{deg}]$, $45[\text{deg}]$, $60[\text{deg}]$, $90[\text{deg}]$ に屈曲させ, 画像処理により 1 ユニットマニピュレータ上のマーカをトラッキングし, それぞれの姿勢の比較を行った. また, 各張力の条件下において目標の先端の関節角まで屈曲させる試行を各 5 回ずつ, 計 120 回行った. 以上の実験条件を Table 3.2 に示す.

Table 3.2 Experimental conditions

Parameter	Unit	Condition
Initial tension	N	0.5 (total : $0.5 * 4 = 2.0$ N)
		1.0 (total : $1.0 * 4 = 4.0$ N)
		1.5 (total : $1.5 * 4 = 6.0$ N)
		2.0 (total : $2.0 * 4 = 8.0$ N)
		2.5 (total : $2.5 * 4 = 10.0$ N)
		3.0 (total : $3.0 * 4 = 12.0$ N)
Input angle of the tip	Deg	30, 45, 60, 90
Number of trials		5

3.2.4 実験結果

初期位置に設置し、4本ある駆動ワイヤ張力に対して合計2[N], 4[N], 8[N], 12[N]を負荷した条件下で先端の角度を90[deg]まで変化させたとき、それぞれの1ユニットマニピュレータの様子を Fig. 3.4 示す。横方向をX軸、X軸と垂直な方向をY軸とする。

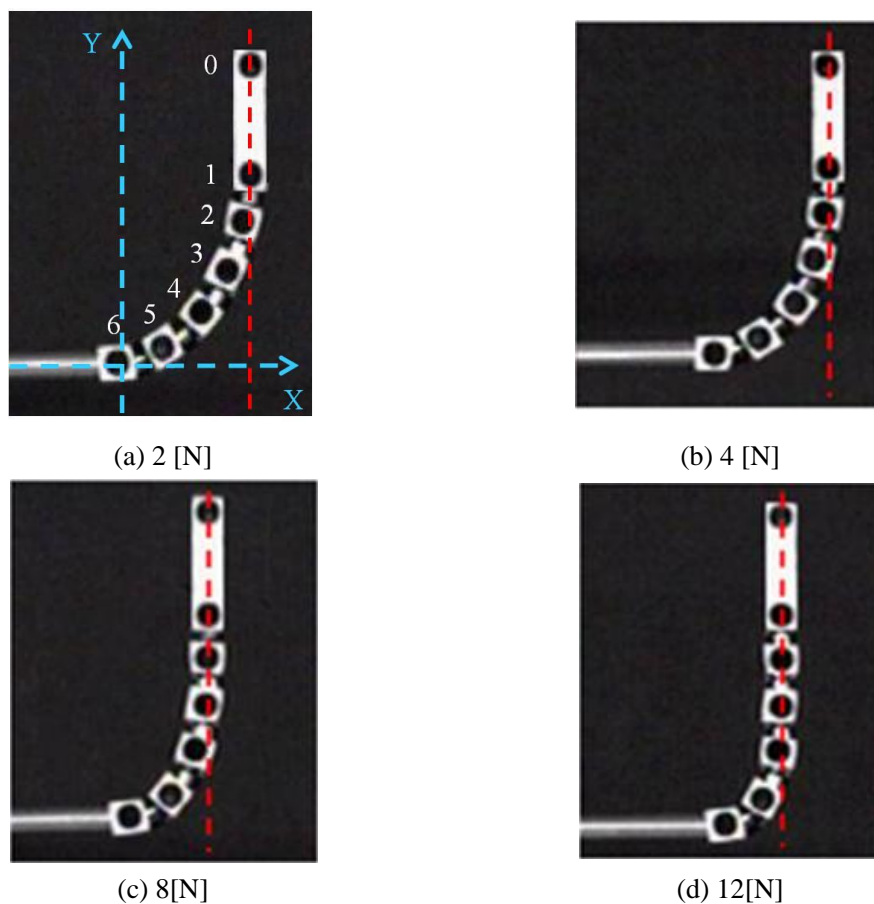


Fig.3.4 The shapes of one unit manipulator at different initial wires tension

Fig. 3.4(1)に示すように、1 ユニットマニピュレータ駆動用 4 本の駆動ワイヤに負荷する張力を合計 2[N]に設定したときは、先端から根元にかけて各関節が曲線的に屈曲していることがわかる。しかし、Fig. 3.4(2), (3), (4)に示すように、初期設定として駆動ワイヤに負荷する張力の大きさが増加するにつれて、1 ユニットマニピュレータ先端から根元にかけて各関節が一様に屈曲しにくくなることわかる。張力の合計が 12[N]に設定したときには、Fig. 3.4(4)からもわかるように、1 ユニットマニピュレータ先端の関節から 5 番目のマーカまで直線的な形状を示すことが確認させた。

次に、設定した先端の屈曲角度と設定した張力ごとに 5 回ずつ屈曲させたときの 1 ユニットマニピュレータの姿勢について、その CCD 高速カメラから測定した各マーカの座標に対して、平均を算出した結果を Fig. 3.5 から Fig. 3.8 に示す。それぞれ横軸が X 座標、縦軸が Y 座標となっている。Fig. 3.5 は異なる初期張力を負荷させた条件下において、先端の屈曲角度を 30[deg]となるように屈曲させたときの 1 ユニットマニピュレータの姿勢を示している。同様に、Fig. 3.6, Fig. 3.7, Fig. 3.8 に、異なる初期張力を負荷させた条件下において、先端の屈曲角度をそれぞれ 45[deg], 60[deg], 90[deg]となるように屈曲させたときの 1 ユニットマニピュレータの姿勢を示す。

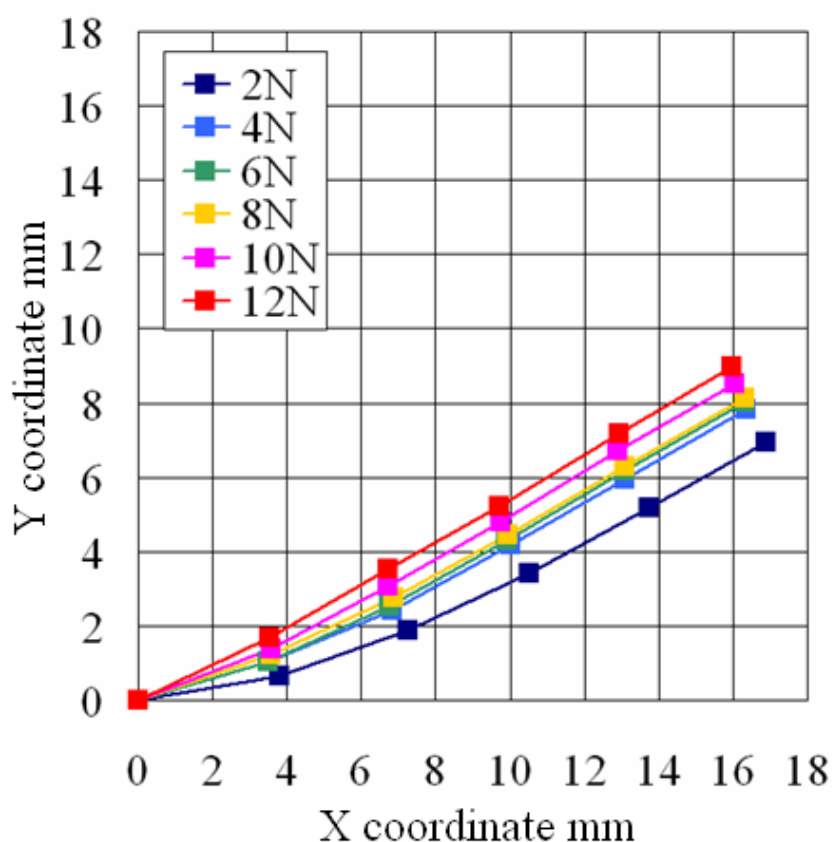


Fig.3.5 Average shapes of five experiments(Angle of the tip : 30[deg])

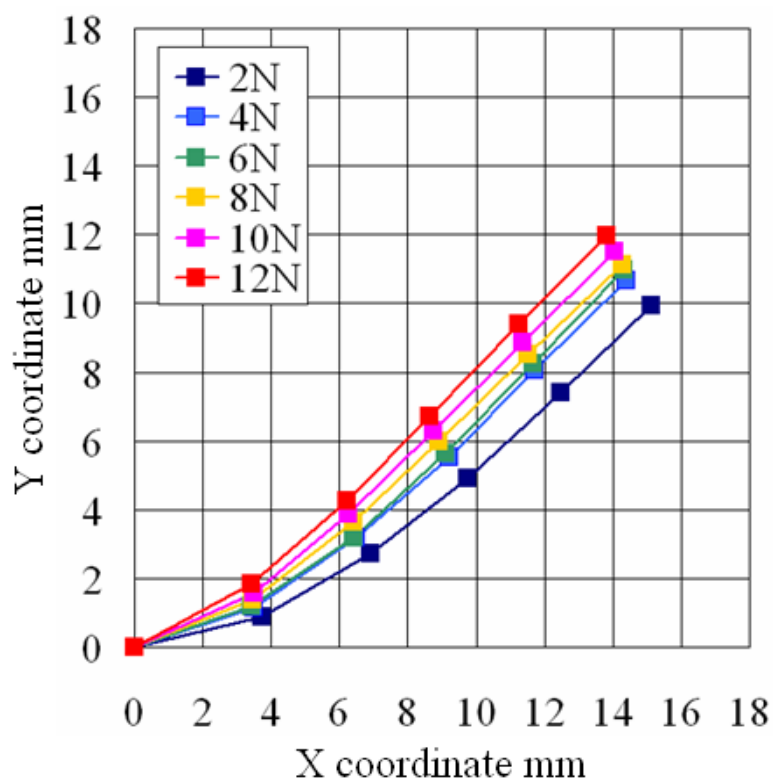


Fig.3.6 Average shapes of five experiments (Angle of the tip : 45[deg])

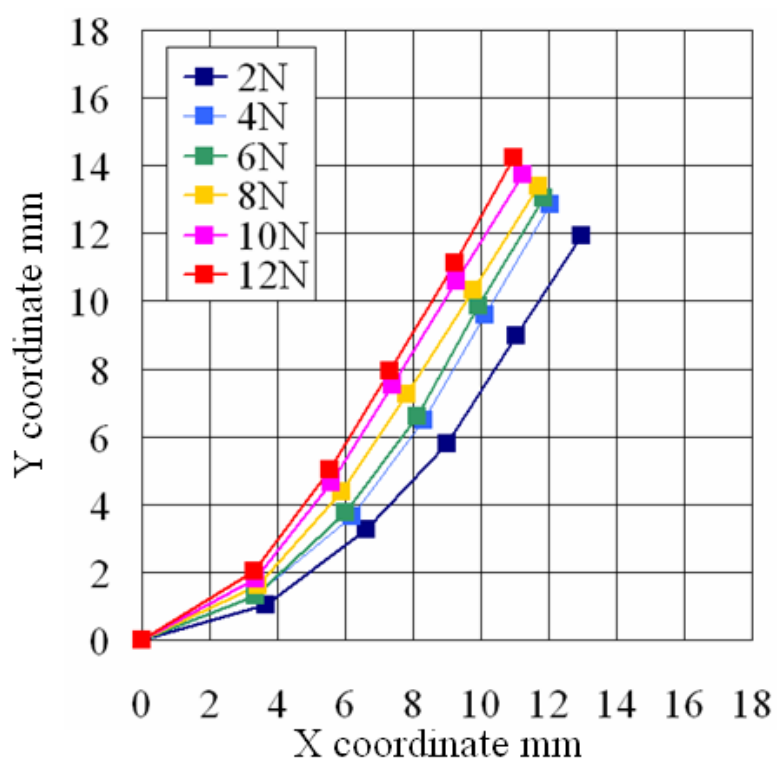


Fig.3.7 Average shapes of five experiments (Angle of the tip : 60[deg])

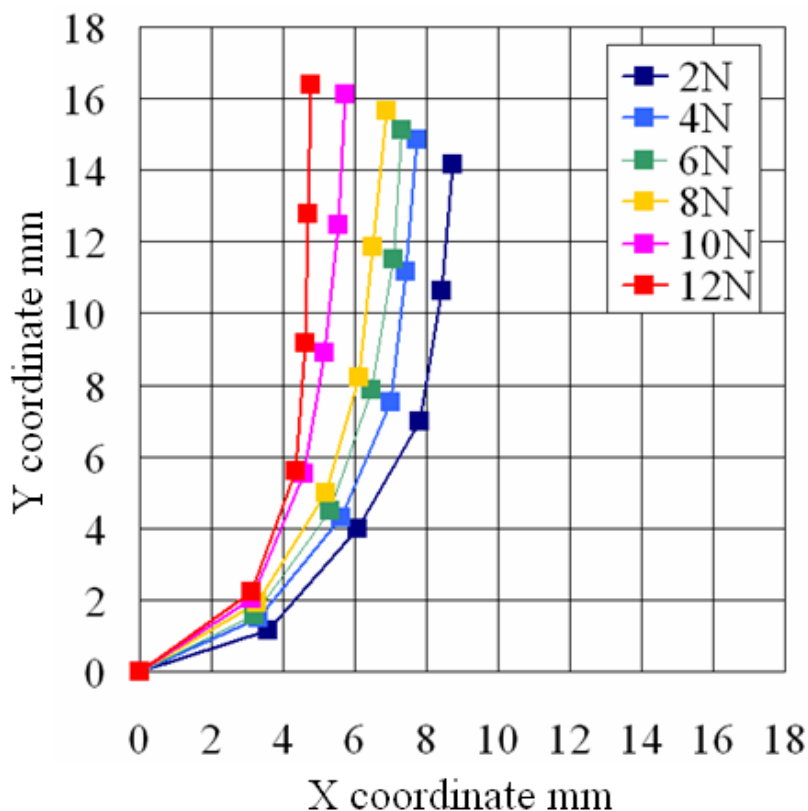


Fig.3.8 Average shapes of five experiments (Angle of the tip : 90[deg])

また、1ユニットマニピュレータ先端の屈曲角度が 30[deg], 45[deg], 60[deg], 90[deg]の条件下で初期張力を 2[N], 4[N], 6[N], 8[N], 10[N], 12[N]と変化させたとき、隣り合うマーカ間を結んだ直線が X 軸と成す角度を Fig. 3.10 から Fig. 3.13 に示す. 例えば Fig. 3.9 において、1 番と 2 番のマーカを貼った関節間を結んだ直線が X 軸と成す角度とは、 ϕ_{1-2} のことである. Fig. 3.10 から Fig. 3.13 の横軸に直線を結ぶときに使用した関節の番号を、縦軸にマーカを貼った関節のうち、隣り合う関節間を結んだ直線が X 軸と成す角度を示す.

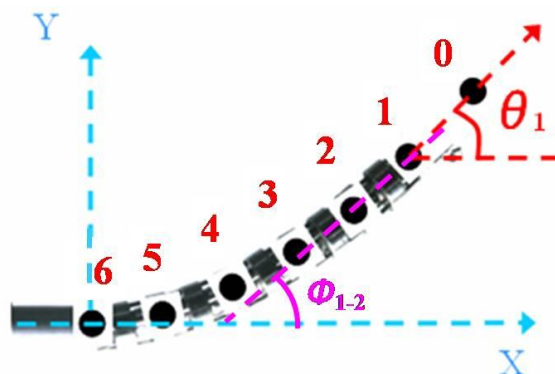


Fig.3.9 Angle of each marker's position

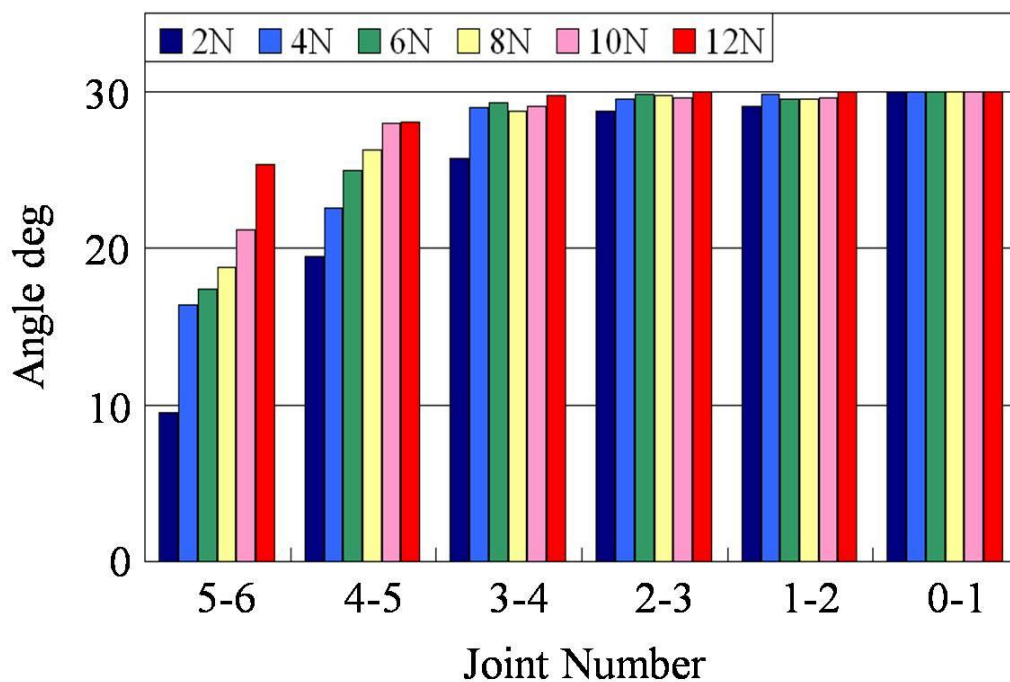


Fig.3.10 The comparison of each joint marker's angle with varies of initial wires tension
(Angle of the tip : 30[deg])

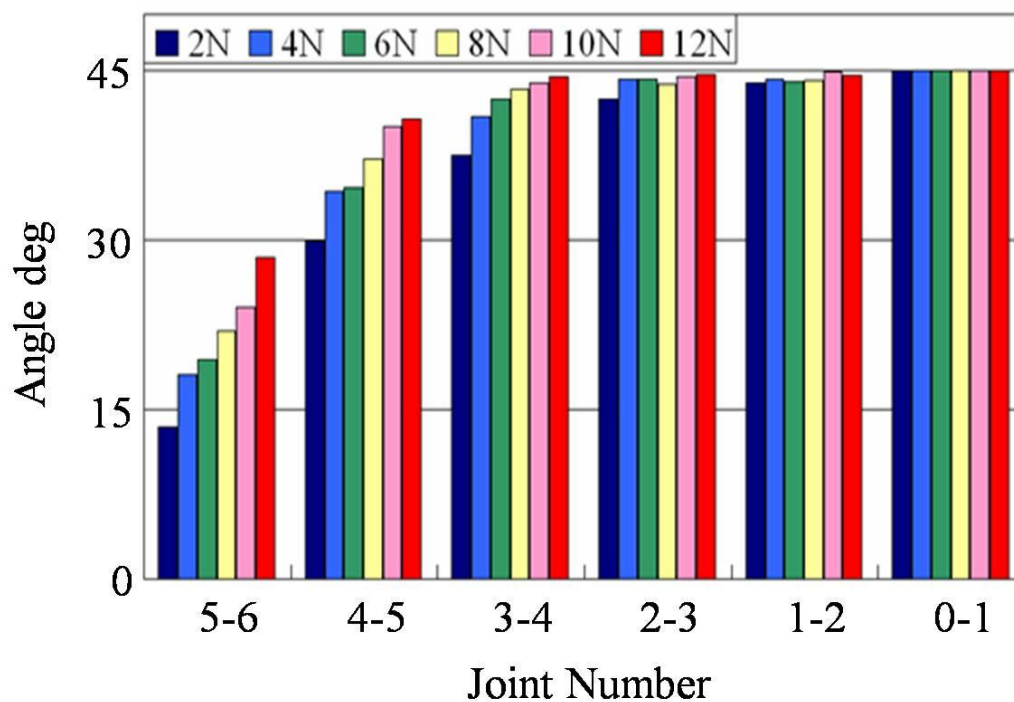


Fig.3.11 The comparison of each joint marker's angle with varies of initial wires tension
(Angle of the tip : 45[deg])

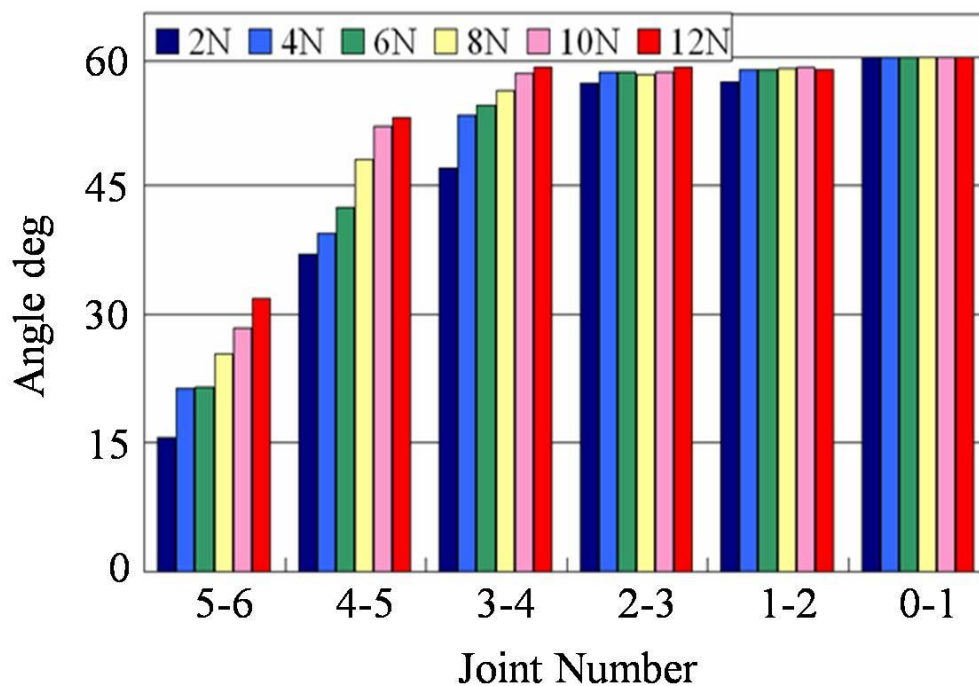


Fig.3.12 The comparison of each joint marker's angle with varies of initial wires tension (Angle of the tip : 60[deg])

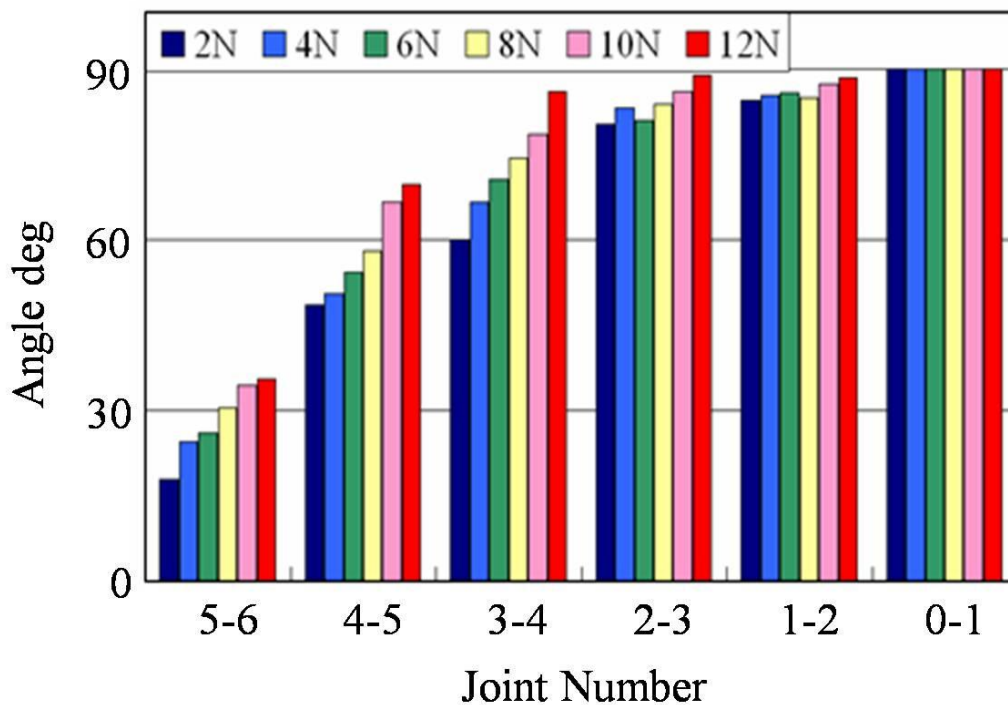


Fig.3.13 The comparison of each joint marker's angle with varies of initial wires tension (Angle of the tip : 90[deg])

3.2.5 考察・検討

Fig. 3.5 から Fig. 3.8 の実験結果により，1 ユニットマニピュレータの先端姿勢は，駆動ワイヤの初期張力が増加すると，先端位置が屈曲方向に移動する（グラフ上で左上に移行する）傾向が確認された．これは，先端から第 5 関節あたりまではほぼ平行に移動していることから，駆動ワイヤの初期張力が増加するにつれて，根元部の関節屈曲角度が増加する結果であることがわかる．

Fig. 3.10 から Fig. 3.13 の実験結果により，駆動ワイヤの初期張力が増加するほど根元部の関節角が上昇することがわかる．先端の屈曲角度は等しいため，根元部の角度が上昇すると相対的に先端部の屈曲角度が小さくなってしまふ．特に，初期張力が 12[N] のときは根元部関節の屈曲角度が増大するため，先端部の関節角がさらに小さくなり，ほぼ直線状になっていることがわかる．

以上の結果になった原因としては，Fig. 3.14 に示すように，1 ユニットマニピュレータの関節全体が屈曲した状態において，先端に加わった駆動ワイヤの張力がボールを介してジグ間を伝達する際，一部は分散する．したがって，1 ユニットマニピュレータの先端から根元へ従うほどボールージグ間の摩擦力は小さくなってゆく．その摩擦力が屈曲する方向の力を妨げるため，1 ユニットマニピュレータの先端から順に動作しにくくなり，根元から先端にかけて相対角が減少していく傾向になる．駆動ワイヤの初期張力を増加させると全体

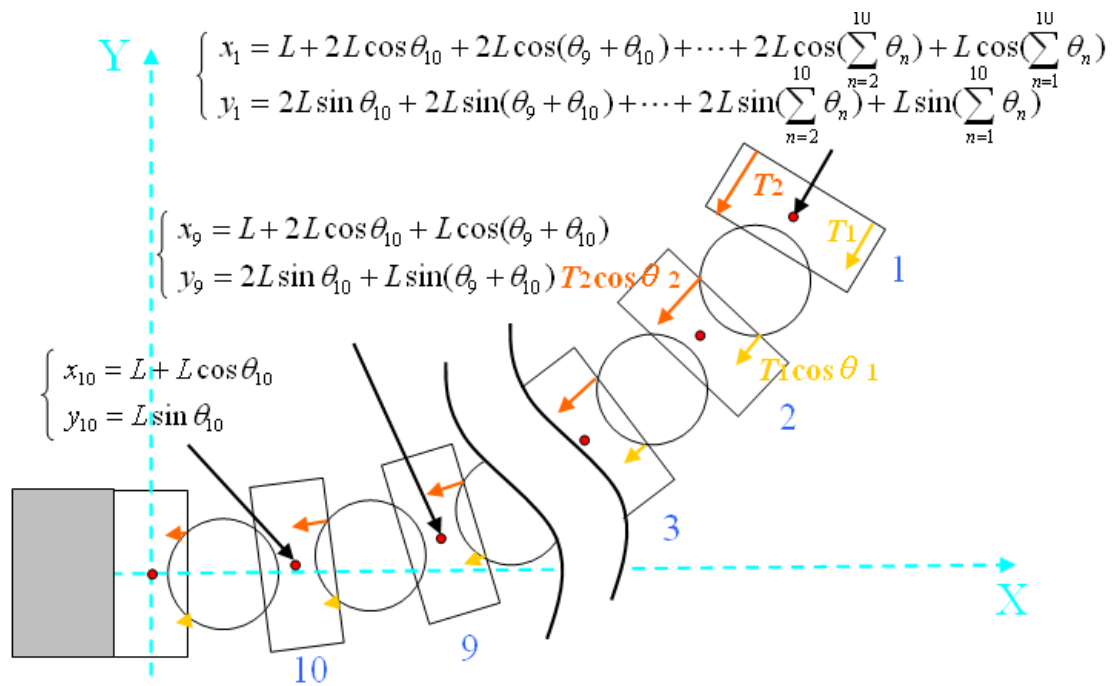


Fig.3.14 The flexural dynamics model of one unit manipulator

の静止摩擦力が増大するため、特に力のかかる先端部から屈曲角が極端に小さくなり、直線状を描く傾向になる。

また、1ユニットマニピュレータ各関節の X, Y 座標を求める方法としては、Fig.3.15 に示すように、式(3.4)で表すことができる。d はジグ中心からボール中心までの距離である。1ユニットマニピュレータ各関節の屈曲角度 θ を各ジグの傾きと考え、式(3.4)に代入することにより、実際1ユニットマニピュレータ各関節の位置座標を算出することが可能になる。

$$\begin{cases} x_n = x_{n+1} + d \cos\left(\sum_{k=n+1}^N \theta_k\right) + L \cos\left(\sum_{k=n}^N \theta_k\right) \\ y_n = y_{n+1} + d \sin\left(\sum_{k=n+1}^N \theta_k\right) + L \sin\left(\sum_{k=n}^N \theta_k\right) \end{cases} \quad (3.4)$$

以上のように、ボールとジグの間に加わる摩擦力は屈曲に影響を及ぼすため、加える駆動ワイヤの初期張力を考慮して1ユニットマニピュレータを制御しなければならないと推察される。本研究では、胎児の気管をアプローチするためには、細径であると同時に扇形の屈曲形状を実現するため、細径・多自由度マニピュレータ各関節における広い屈曲角度が必要となる。したがって、本実験結果から駆動ワイヤの初期張力が2[N]の時に、1ユニットマニピュレータ各関節の屈曲角度が相対的に広いため、本研究では駆動ワイヤの初期張力を2[N]に設定し、制御条件として屈曲形状の再現性検討実験を行った。

3.3 屈曲形状の再現性検証実験

3.3.1 実験目的

先行研究^[57]において、1ユニットマニピュレータの先端を0[deg]から約90[deg]に屈曲可能であることが確認された。しかし、1ユニットマニピュレータを屈曲させたときの根元から先端にかけた全体形状の再現性は確認できていない問題がある。

本研究で用いる1ユニットマニピュレータは、部材であるボールとジグを交互に重ね合わせた機構を有し、各部材間の摩擦の生じ方を検証することは非常に困難である。理論上では、2.5.2節で示したように、ボールジョイント関節が屈曲する際に、ボール-ジグ間の摩擦力と1ユニットマニピュレータ各関節の屈曲角度の関係が式(2.4)で表すことが可能である。しかし、1ユニットマニピュレータの屈曲機構により、駆動ワイヤと各関節が接触し、先端から根元かけて駆動ワイヤの張力が減少することにより、1ユニットマニピュレータ各関節に作用する張力も減少し、実際各部材間の摩擦力がランダムに生じることで、1ユニットマニピュレータの形状再現性が得られない可能性がある。そのような場合、1ユニットマニピュレータの根元から先端にかけた全体の屈曲形状を一通りに決定できない。つまり、1ユニットマニピュレータの根元から先端にかけた各関節角度もランダムとなり、多ユニッ

ト化する際の姿勢を制御することが困難である。そこで、本実験では1ユニットマニピュレータが屈曲したときの屈曲形状の再現性を検証することを目的とする。

3.3.2 実験装置

実験装置は、3.2.2節に示したものと同様の装置を用いて計測を行った。

3.3.3 実験方法

3.2.4節にて述べた方法と同様に、1ユニットマニピュレータの表面にマーカを貼り、初期位置に設置する。実験条件がTable 3.3に示すように、初期状態は1ユニットマニピュレータを直線にした状態で固定し、駆動する4本の駆動ワイヤの初期張力を各0.5[N]、合計2[N]負荷させた状態として、1ユニットマニピュレータの先端を0~90[deg]往復屈曲させる。そして、CCD高速カメラで測定した画像を処理することにより、1ユニットマニピュレータ上のマーカをトラッキングし、連続的に屈曲関節の位置座標X, Yを測定する。1ユニットマニピュレータ屈曲形状の再現性を検証するため、以上の往復屈曲動作を計5回繰り返して測定する。

Table 3.3 Experimental conditions

Parameter	Unit	Condition
Initial tension	N	0.5 (total : $0.5 \times 4 = 2.0$ N)
Input angle of the tip	Deg	0~90
Number of trials		5

3.3.4 実験結果

Fig. 3.15に示すように、1ユニットマニピュレータ先端の関節屈曲角度が0~90[deg]往復屈曲させるときの各関節位置をそれぞれ5回で計測した結果である。横軸はX座標、縦軸はY座標である。

また、1ユニットマニピュレータの往復屈曲動作に関して、CCD高速カメラで5回計測した各関節の位置X座標とモータで計測した駆動ワイヤの引張り量の関係をFig. 3.16からFig. 3.20に示す。5回行った計測値における各関節の位置Y座標と駆動ワイヤ引張り量の関係をFig. 3.21からFig. 3.25に示す。Fig. 3.16からFig. 3.25の横軸は駆動ワイヤの引張り量、縦軸は0~90[deg]の間に屈曲するX座標・Y座標である。また、Fig. 3.16からFig. 3.25に示すオレンジ色のポイントは、2.5.3節で導出した式(2.8)と式(2.9)で計算した各関節の位置X座標・Y座標の理論値である。

次に、屈曲姿勢の根元から先端に従う傾向を算出するため、先端の屈曲角度が0~90[deg]のとき、隣り合うマーカ間を結んだ直線がX軸と成す角度を算出した。この結果をFig. 3.10からFig. 3.13に示す。本結果により、各関節の角度変化がわかる。

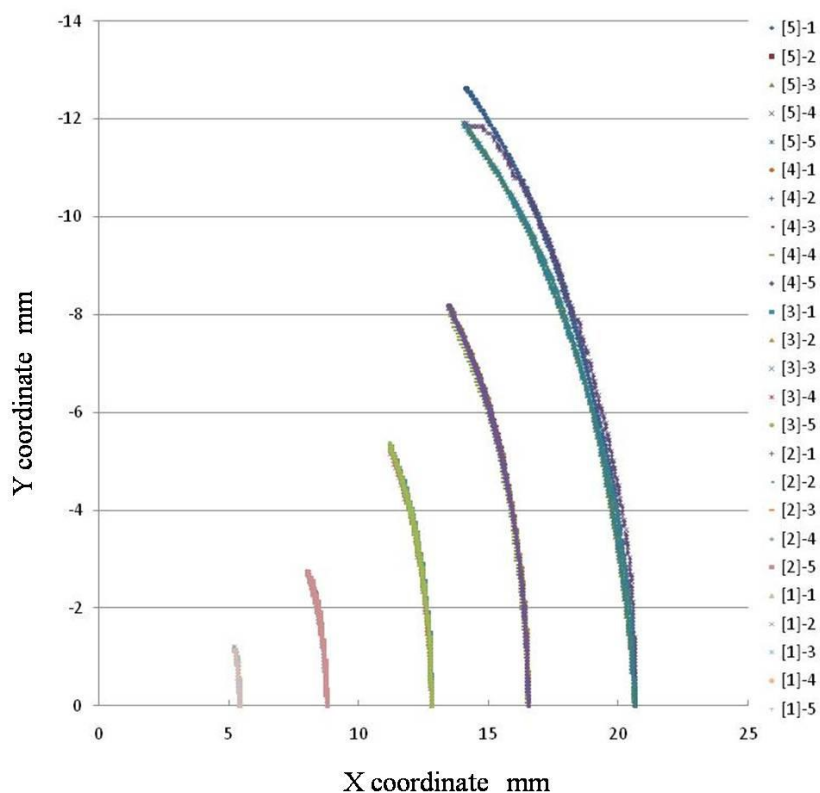


Fig. 3.15 The bending shape of one unit manipulator (0~90[deg])

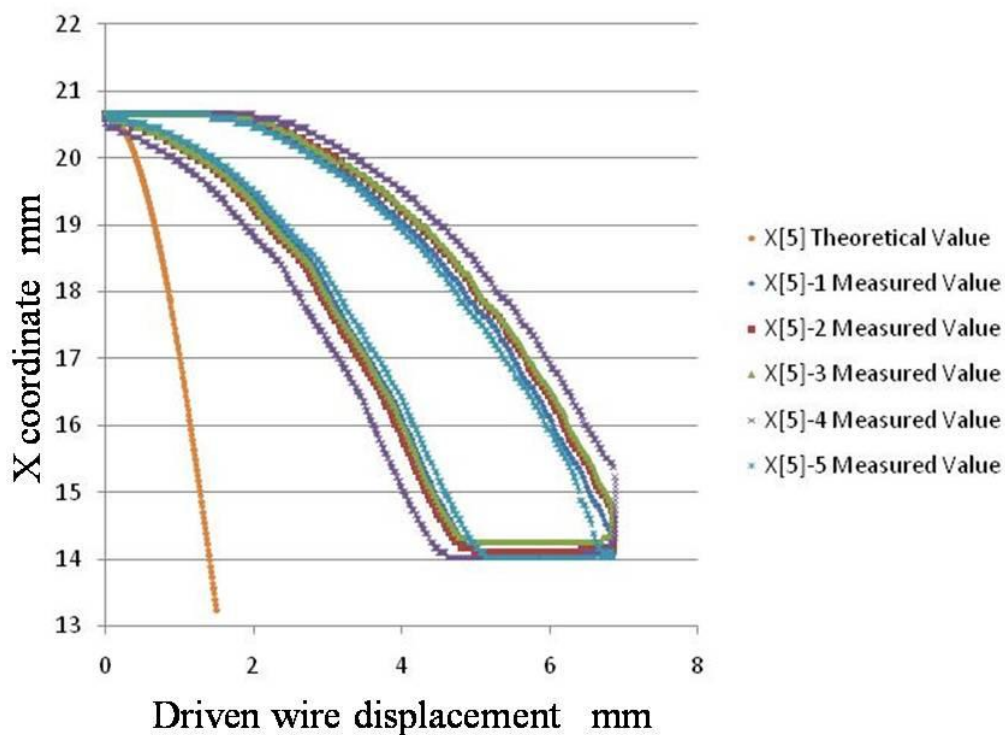


Fig. 3.16 Bending position at X coordinate vs. driven wire displacement at fifth joint

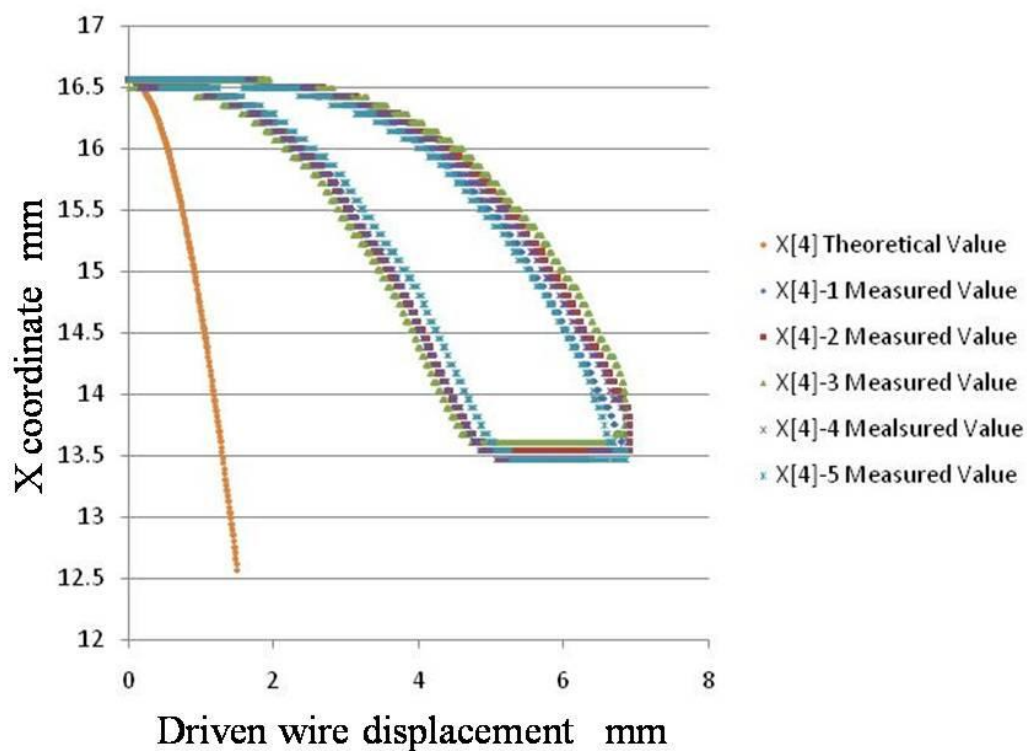


Fig. 3.17 Bending position at X coordinate vs. driven wire displacement at fourth joint

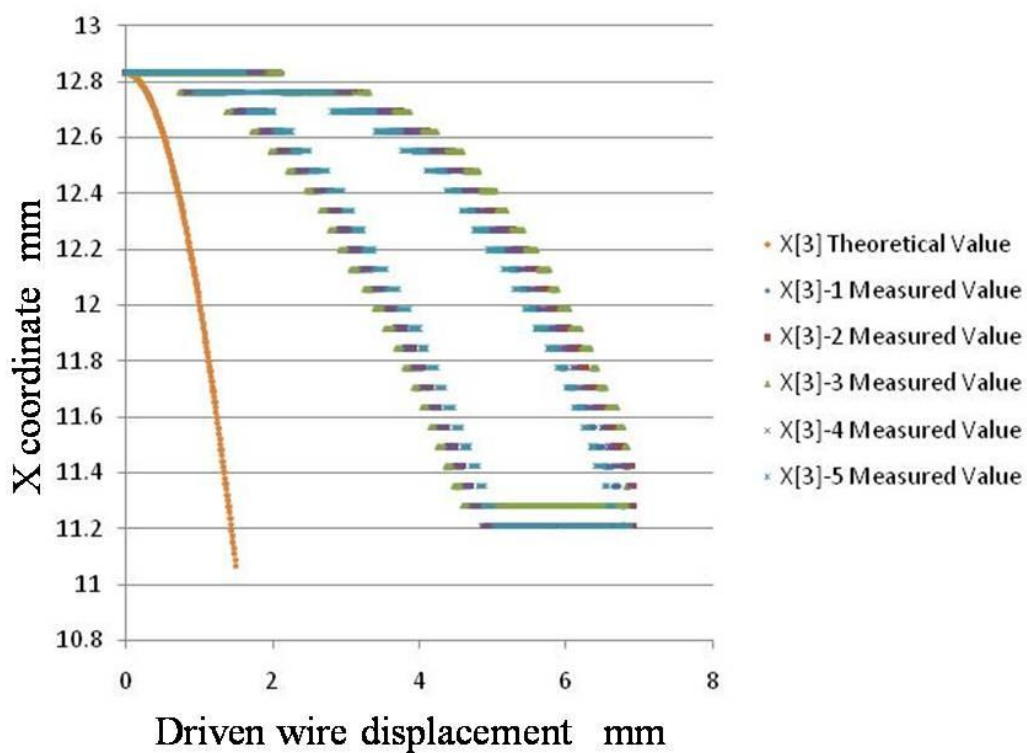


Fig. 3.18 Bending position at X coordinate vs. driven wire displacement at third joint

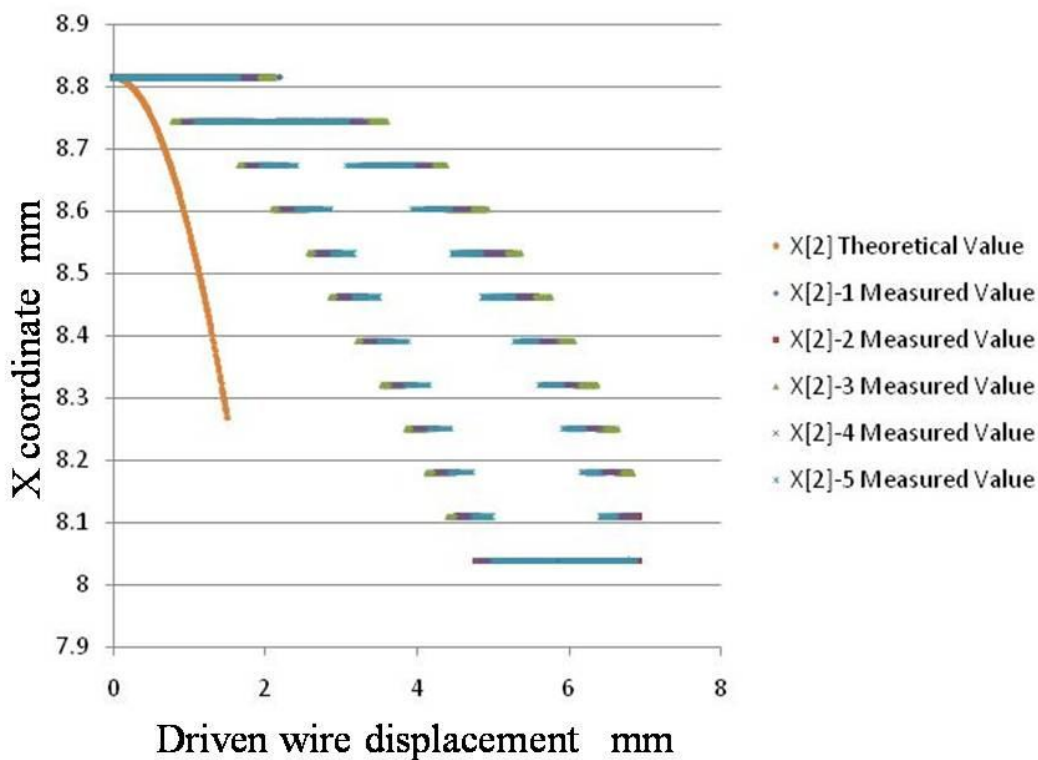


Fig. 3.19 Bending position at X coordinate vs. driven wire displacement at second joint

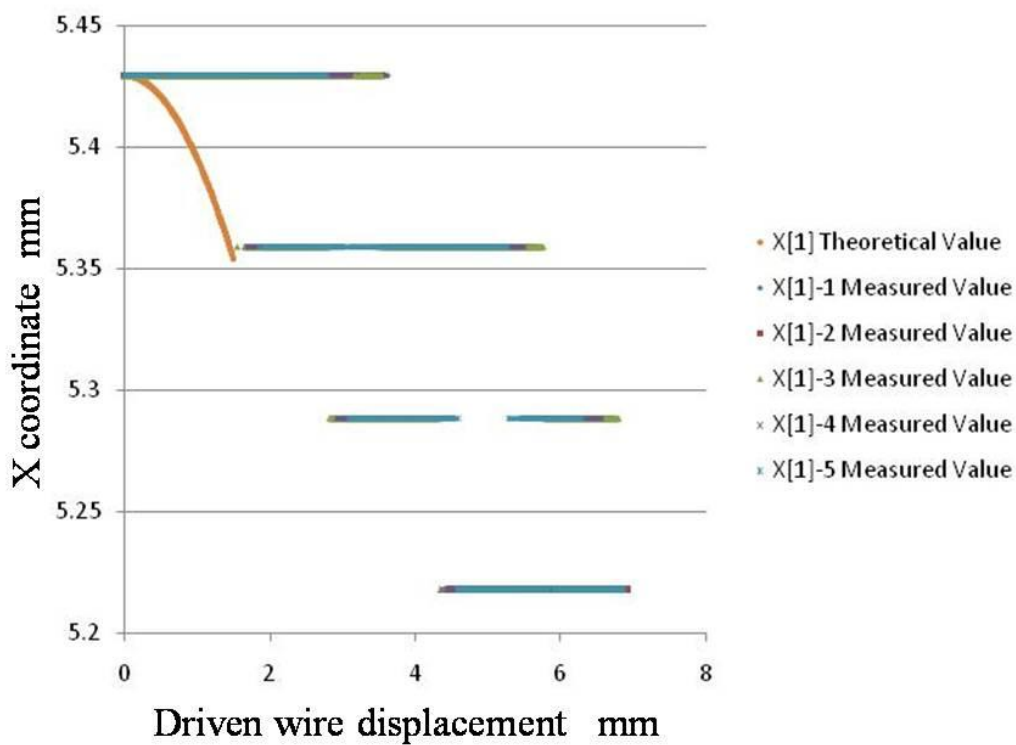


Fig. 3.20 Bending position at X coordinate vs. driven wire displacement at first joint

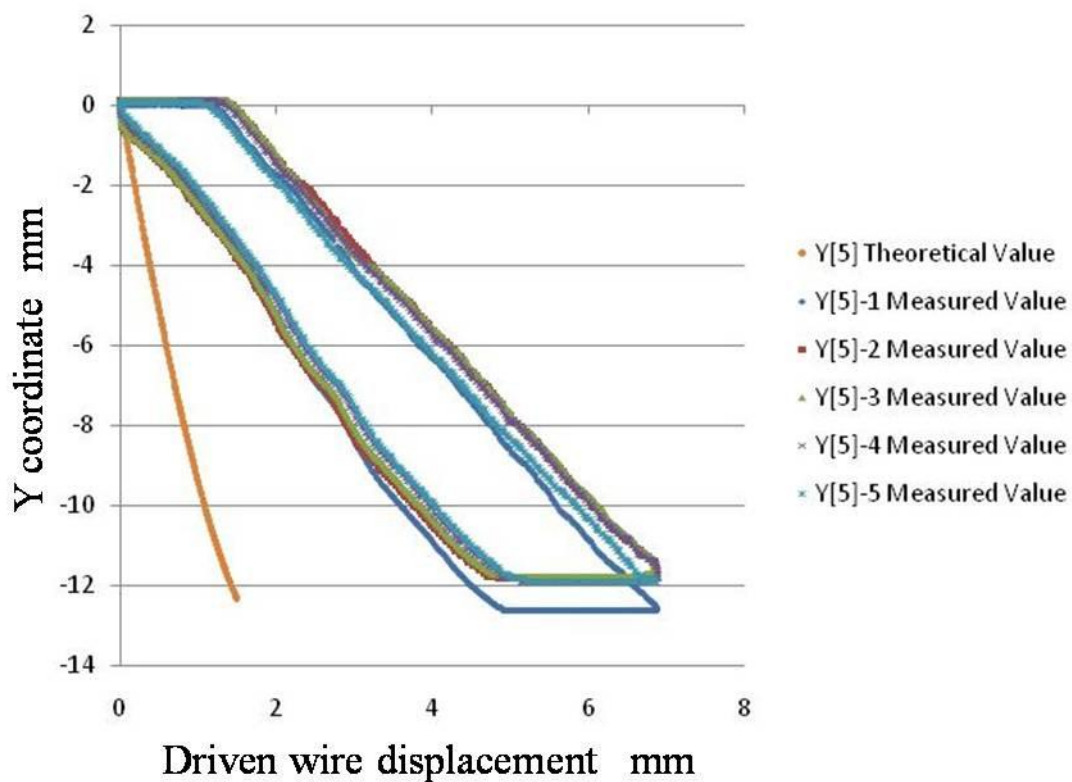


Fig. 3.21 Bending position at Y coordinate vs. driven wire displacement at fifth joint

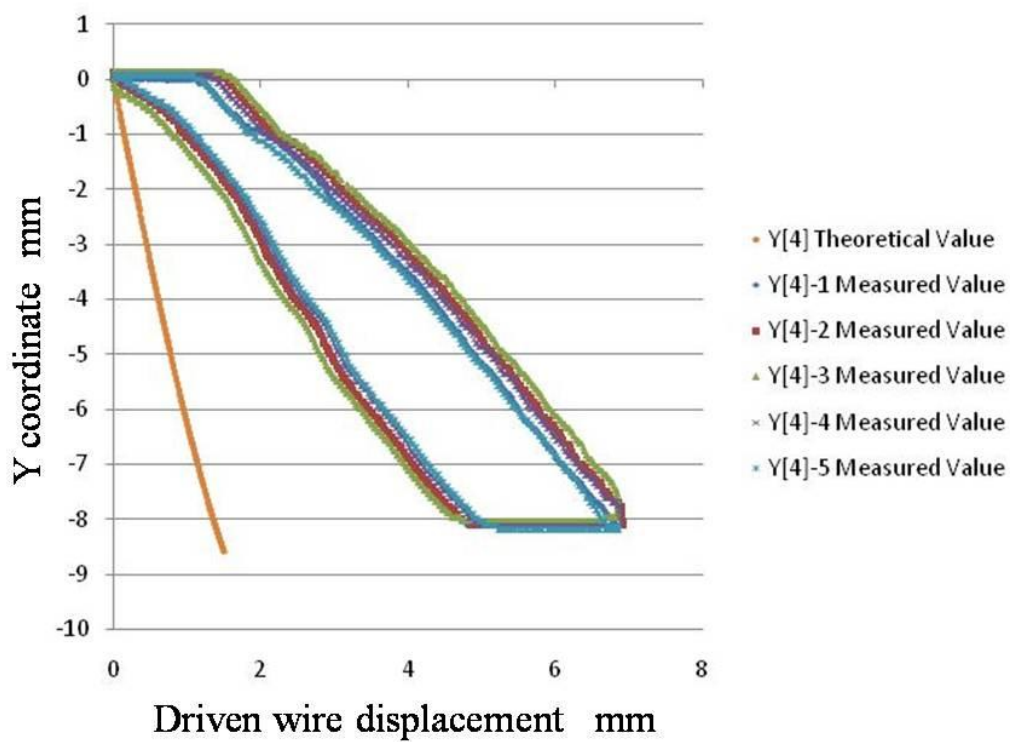


Fig. 3.22 Bending position at Y coordinate vs. driven wire displacement at fourth joint

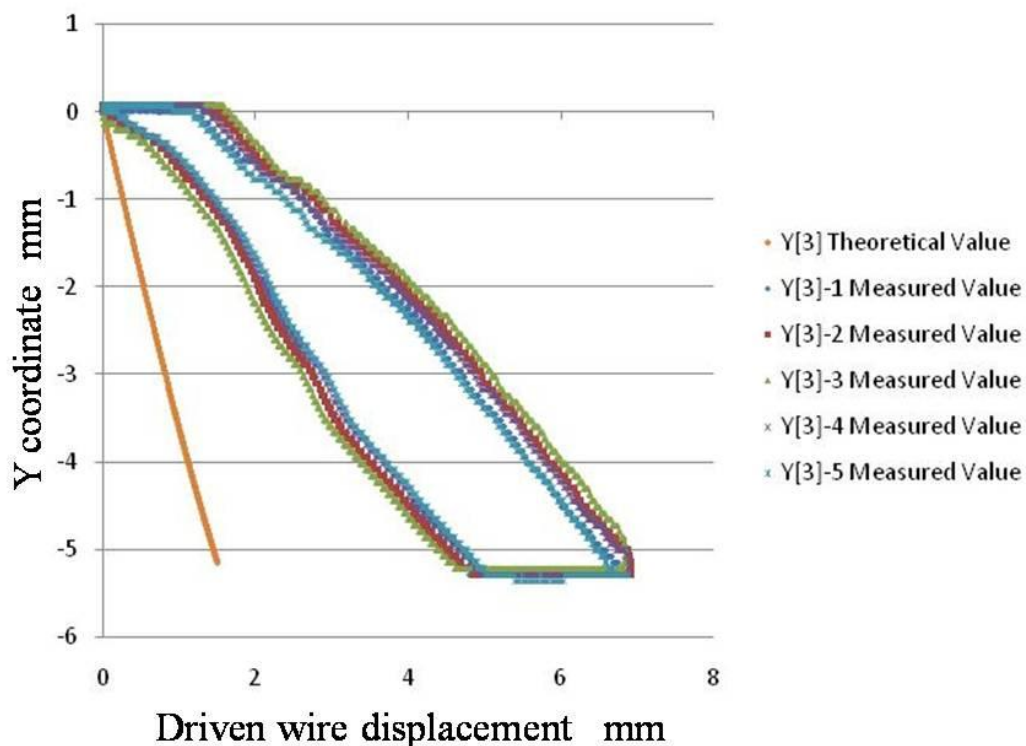


Fig. 3.23 Bending position at Y coordinate vs. driven wire displacement at third joint

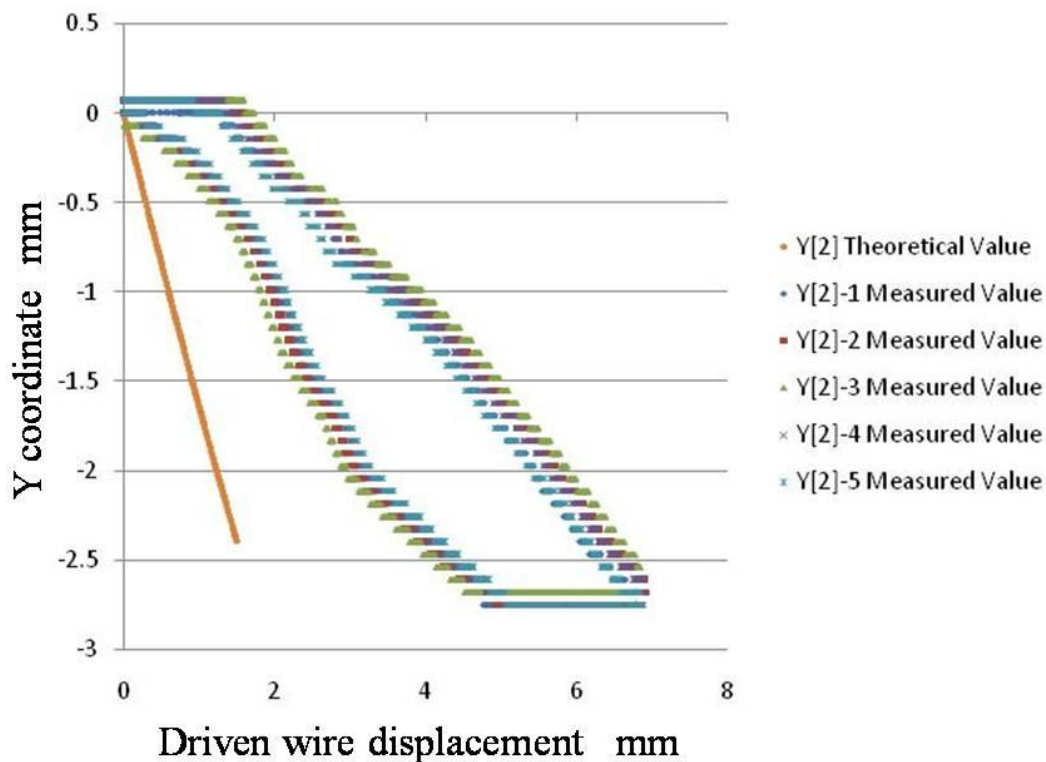


Fig. 3.24 Bending position at Y coordinate vs. driven wire displacement at second joint

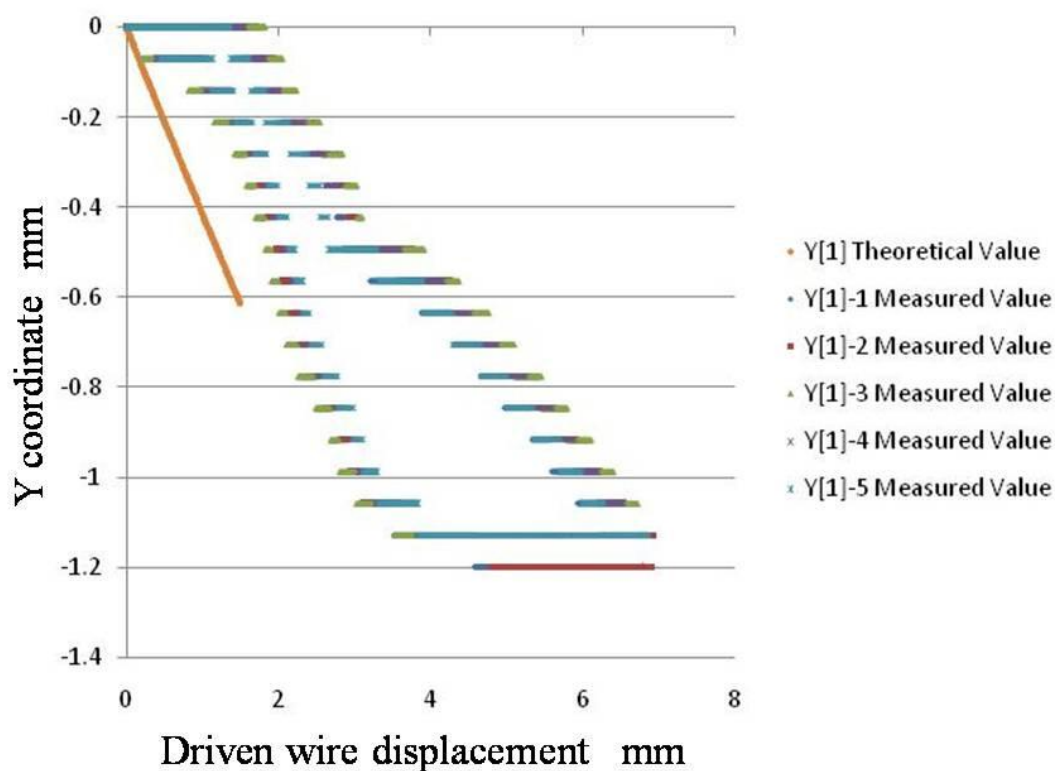


Fig. 3.25 Bending position at Y coordinate vs. driven wire displacement at first joint

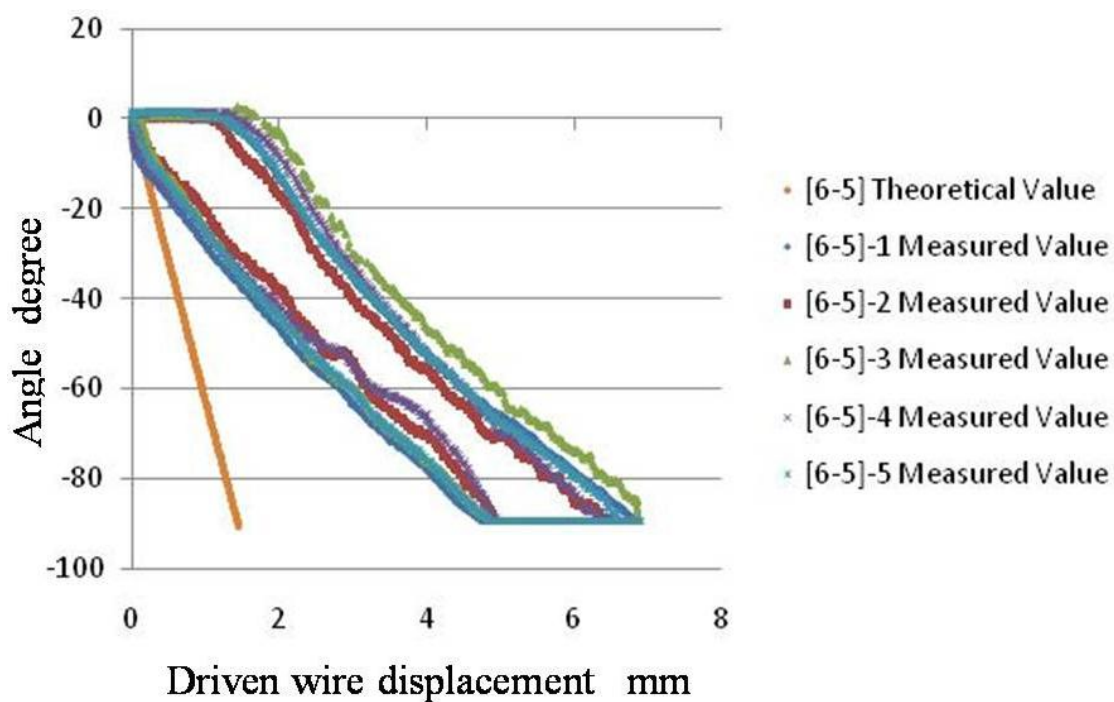


Fig. 3.26 Bending angle vs. driven wire displacement at fifth joint

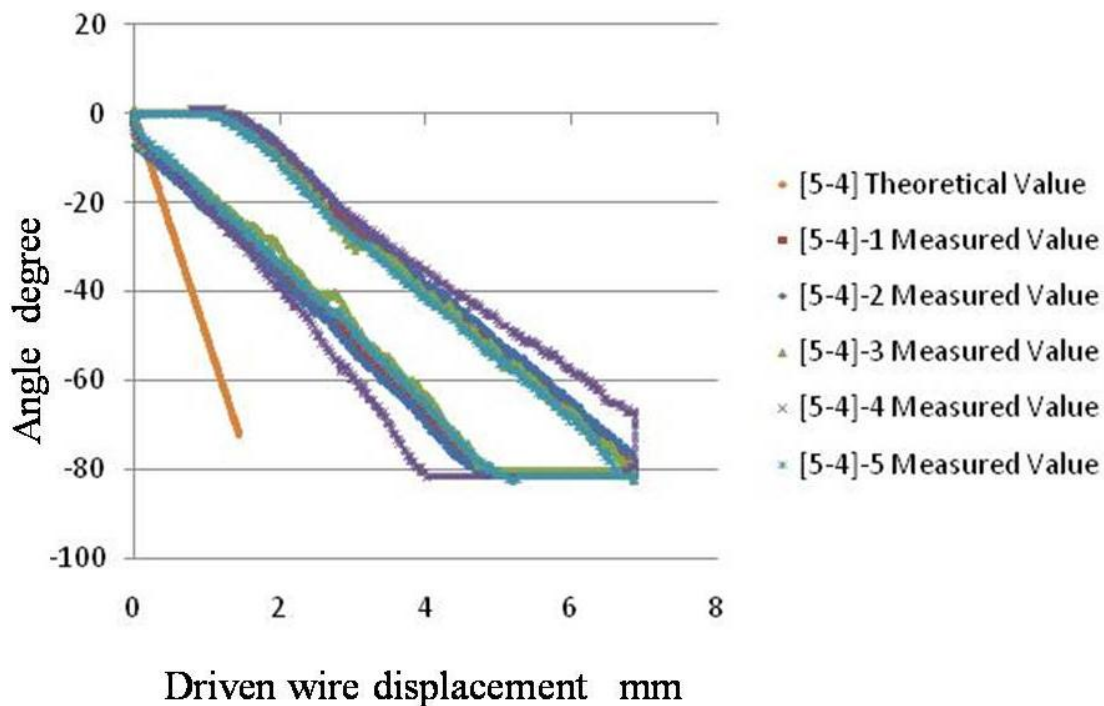


Fig. 3.27 Bending angle vs. driven wire displacement at fourth joint

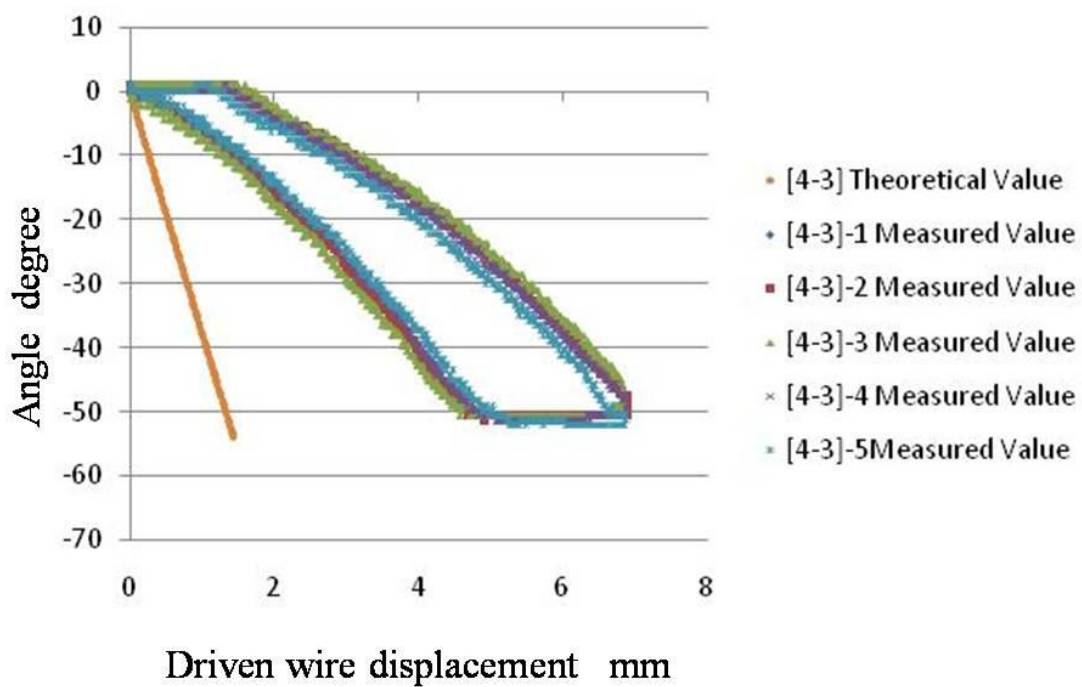


Fig. 3.28 Bending angle vs. driven wire displacement at third joint

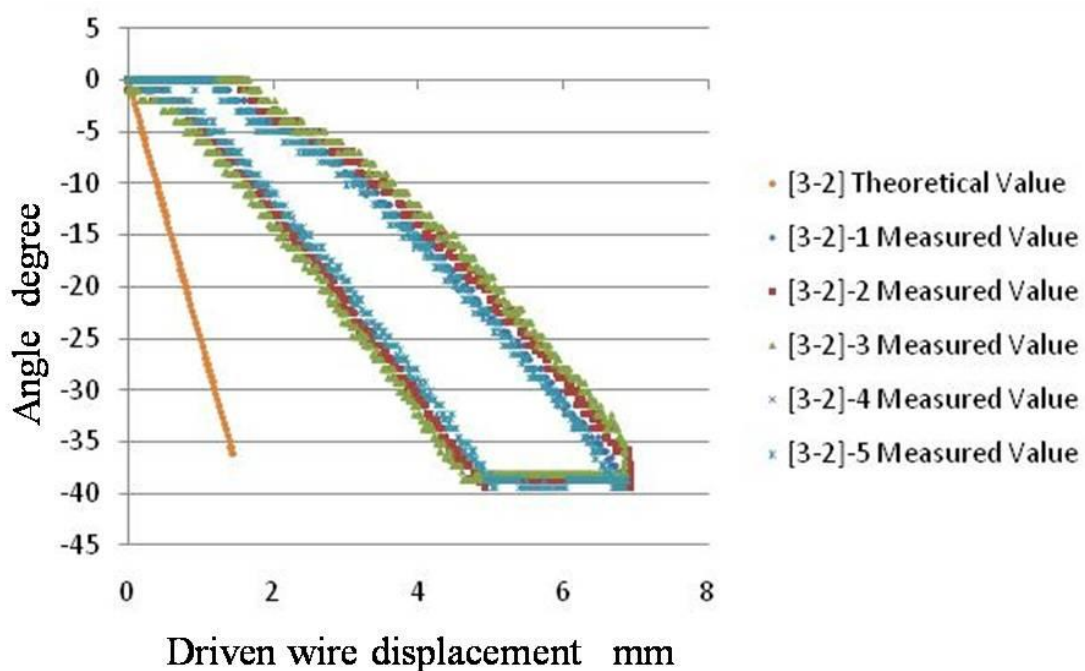


Fig. 3.29 Bending angle vs. driven wire displacement at second joint

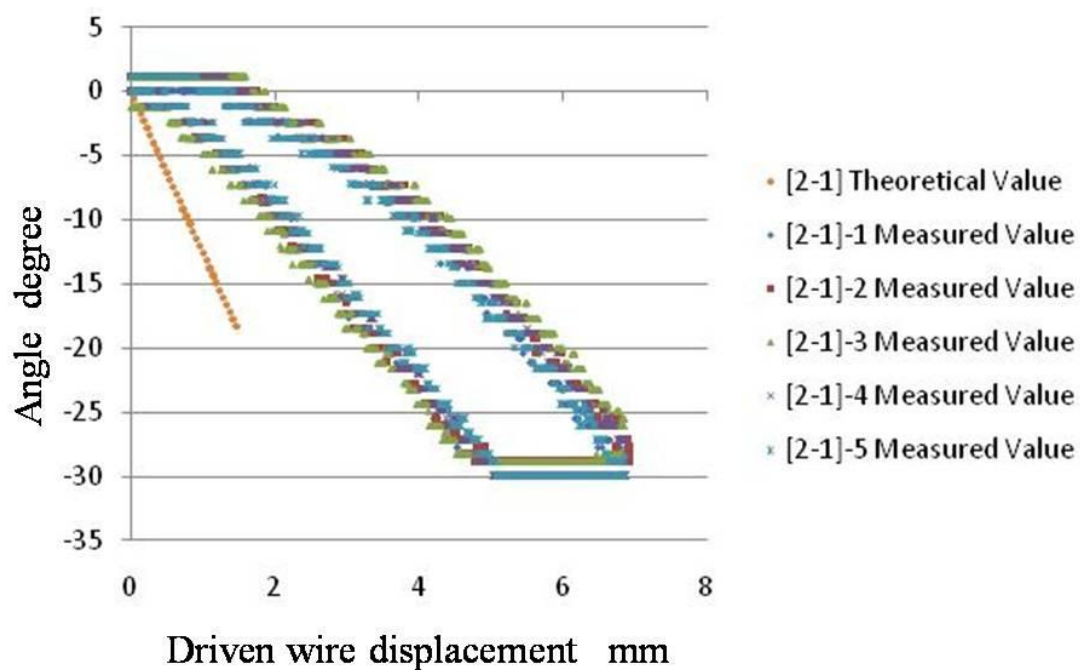


Fig. 3.30 Bending angle vs. driven wire displacement at first joint

3.3.5 考察

1 ユニットマニピュレータの屈曲動作における再現性に関して、5回の測定結果により屈曲位置の平均誤差が0.8[mm]以内の範囲内に収まることがわかった。従って、1ユニットマニピュレータの繰り返し動作には、十分な再現性があることが確認できた。細径・多自由度マニピュレータが胎児気管の入口に到着するために、直径7.1[mm]、曲率半径17[mm]、120[deg]の扇形アプローチ経路を通過する必要がある。細径・多自由度マニピュレータの直径2.4[mm]間に存在する空間4.7[mm]になることから、アプローチするのに必要な精度は満たしていると考えられる。

しかし、各屈曲関節の座標位置においては、理論式から実際測定した結果は先端が屈曲90[deg]に対して、平均駆動ワイヤの引張り量が4.8[mm]であることを測定し、3倍以上の誤差がりことにより、本研究で用いるボールジョイント機構は、摩擦力による影響が大きいことがわかった。本来であれば、屈曲動作において各関節の摩擦力を定量することで、誤差を減少する方法を考え、屈曲動作の精度を上げる制御手法を提案すべきである。しかし、ボールジョイント関節機構に対して、駆動ワイヤと屈曲関節間の干渉により、駆動ワイヤの張力が減少し、ボールとジグの間の摩擦力の計算が難しく、1ユニット全体の摩擦力を定量することが非常に困難である。屈曲形状の再現性検証実験の実験結果により、平均の屈曲誤差が0.8[mm]以内の範囲内に収まり、高い再現性があるため、本研究では測定した屈曲関節の位置座標変化の特性をモデルにすることで、1ユニット全体の制御方法を構築することにした。Fig. 3.17～Fig 3.26の実験結果から、1ユニットマニピュレータの屈曲動作において、各屈曲関節の位置座標の変化特性が2次関数に近似するため、各関節の屈曲動作の運動方程式を式(3.5)と式(3.6)に導出した。式(3.7)から式(3.12)までは、各関節屈曲動作の運動方程式の係数である。導出した式を用いて、1ユニットマニピュレータの屈曲動作を制御することにした。

$$\begin{bmatrix} x_1 & x_2 & x_3 & x_4 & x_5 \end{bmatrix}^T = \begin{bmatrix} A_{1x} & A_{2x} & A_{3x} & A_{4x} & A_{5x} \end{bmatrix}^T \cdot K \quad (3.5)$$

$$\begin{bmatrix} y_1 & y_2 & y_3 & y_4 & y_5 \end{bmatrix}^T = \begin{bmatrix} A_{1y} & A_{2y} & A_{3y} & A_{4y} & A_{5y} \end{bmatrix}^T \cdot K \quad (3.6)$$

$$K = \begin{bmatrix} \Delta t^2 \\ \Delta t \\ 1 \end{bmatrix} \quad \Delta t = \begin{cases} \text{segment1} : (0, 0.56) \\ \text{segment2} : (0.56, 6.01) \\ \text{segment3} : (6.01, 4.08) \\ \text{segment4} : (4.08, 0) \end{cases} \quad (3.7)$$

$$A_{1x} = \begin{bmatrix} 0 & 0 & 0 \\ 0 & -0.23 & 0.13 \\ 0 & 0 & -1.13 \\ -0.06 & -0.36 & -0.06 \end{bmatrix} \quad A_{1y} = \begin{bmatrix} 0 & 0 & 5.43 \\ 0 & -0.02 & 5.46 \\ 0 & 0 & 5.22 \\ 0.02 & -0.10 & 5.45 \end{bmatrix} \quad (3.8)$$

$$A_{2x} = \begin{bmatrix} 0 & 0 & 0.07 \\ -0.02 & -0.32 & 0.19 \\ 0 & 0 & -2.68 \\ 0.10 & -1.07 & -0.13 \end{bmatrix} \quad A_{2y} = \begin{bmatrix} 0 & 0 & 8.81 \\ -0.03 & 0.08 & 8.72 \\ 0 & 0 & 8.04 \\ -0.03 & -0.07 & 8.78 \end{bmatrix} \quad (3.9)$$

$$A_{3x} = \begin{bmatrix} 0 & 0 & 0.07 \\ -0.05 & -0.55 & 0.33 \\ 0 & 0 & -5.22 \\ 0.10 & -1.64 & -0.42 \end{bmatrix} \quad A_{3y} = \begin{bmatrix} 0 & 0 & 12.83 \\ -0.07 & 0.22 & 12.62 \\ 0 & 0 & 11.28 \\ -0.08 & -0.09 & 12.79 \end{bmatrix} \quad (3.10)$$

$$A_{4x} = \begin{bmatrix} 0 & 0 & 0.14 \\ -0.07 & -0.92 & 0.66 \\ 0 & 0 & -8.04 \\ 0.11 & -2.33 & -0.75 \end{bmatrix} \quad A_{4y} = \begin{bmatrix} 0 & 0 & 16.57 \\ -0.12 & 0.37 & 16.26 \\ 0 & 0 & 13.61 \\ -0.17 & -0.12 & 16.49 \end{bmatrix} \quad (3.11)$$

$$A_{5x} = \begin{bmatrix} 0 & 0 & 0.14 \\ 0.02 & -2.25 & 1.35 \\ 0 & 0 & -11.78 \\ 0.18 & -3.27 & -1.73 \end{bmatrix} \quad A_{5y} = \begin{bmatrix} 0 & 0 & 20.66 \\ -0.20 & 0.22 & 20.56 \\ 0 & 0 & 14.48 \\ -0.25 & -0.58 & 20.32 \end{bmatrix} \quad (3.12)$$

3.4 小括

本章では、まず、提案した細径・多自由度マニピュレータはボールとジグを重ね合わせた機構を用い、ボールとジグが接触することにより摩擦力が発生するため、1ユニットマニピュレータにおいて、駆動ワイヤの初期張力による生じる摩擦力の影響を計測した。屈曲形状の平均値から得られた各関節が示す角度に関しては、根元から先端に向かうに従い一定の値を示すだけでなく、増加と減少を繰り返しながら、相対的な角度量は減衰傾向にあることがわかった。それで、本研究では細径・多自由度マニピュレータ各関節の屈曲角度が相対的に広くする必要があるので、駆動ワイヤの初期張力を 2[N]に設定した。次に、多ユニット化する前の段階として、マニピュレータ 1 ユニットでの再現性の検証実験を行った。1ユニットマニピュレータ屈曲動作において再現性実験を 5 回行い、各屈曲関節位置座標の測定値から最大誤差を取得した。その際、最大誤差が 0.8[mm]以内に収まる結果が得られ、高い再現性があることが示した。最大誤差 0.8[mm]の再現性は、アプローチ経路の直径 7.1[mm]と 1 ユニットマニピュレータの直径 2.4[mm]間に存在する空間 4.7[mm]になることから、気管内へのアプローチに対して必要な精度は満たしていると考えられる。

したがって、1 ユニットマニピュレータ各関節の再現性があることから、各関節の屈曲形

状により，屈曲動作の運動方程式を導出し，各関節屈曲動作の運動方程式の係数を算出した．導出した式を用いて，1ユニットマニピュレータの屈曲動作を制御することを示した．

第4章 3ユニットマニピュレータにおける動作検討

4.1 緒言

本研究では、胎児気管の入り口へのアプローチを実現するために、細径・多自由度マニピュレータは3つのユニットにより構成されている。3章では、1ユニットマニピュレータに対する屈曲動作特性を解析し、制御手法に関する知見を述べた。そこで本章では、1ユニットマニピュレータの屈曲特性を3ユニットマニピュレータに応用する際に、各ユニットを駆動させると、その他のユニットの形状に干渉する新たな課題に対して検討を行った。3ユニットマニピュレータの屈曲動作に関して、(A)各ユニットが動作したときの干渉の影響を計測、(B)個別のユニットの屈曲制御、(C)回り込み動作実現のためのシミュレータの開発、(D)気道へのアプローチ経路による回りこみ動作の実現による評価実験を行ったので、その結果に関して述べる。

4.2 各ユニットにおける干渉特性実験

本研究で提案した3ユニットマニピュレータにおいて必要となる動作は、各ユニットの屈曲形状が決定できることである。3ユニットマニピュレータは、駆動ワイヤの経路を確保するために、ユニット内部を駆動ワイヤが通過している。そのため、各ユニットを駆動させると、他のユニットの形状に干渉の影響を及ぼすことが予想される。それにより、胎児組織との接触を回避できない可能性がある。そこで、各ユニットが動作する際の干渉の抑制が必要となる。

4.2.1 実験目的

本実験では、3ユニットマニピュレータにおいて、各ユニットが動作する際の干渉の抑制制御を行う前段階として、動作ユニットに対する他のユニットへの干渉の影響を計測することを目的とする。

4.2.2 実験方法

本実験では、3ユニットマニピュレータの表面にマーカを貼り付け、それを CCD 高速カメラで撮影し、パターンマッチングによりマーカをトラッキングすることで、3ユニットマニピュレータの屈曲形状を取得する。3.2.4 節の実験結果から、本ボールジョイント屈曲機構において、駆動ワイヤの初期張力の大小により、ボールとジグの間の摩擦力が変化し、屈曲形状に影響があることがわかった。そのため、本実験では各ユニットを駆動するワイヤの初期張力を変化することにより、3ユニットマニピュレータの各ユニットを屈曲させたときの他のユニットの形状の変化から、干渉の影響を計測する。実験条件を下記に示すように、設定した。

(A) 動作させるユニットの初期張力を $2[N]$, 他のユニットの初期張力を $0[N]$ に設定し, 下記の実験を行う

- (i) 1stユニットのみ屈曲動作
- (ii) 2ndユニットのみ屈曲動作
- (iii) 3rdユニットのみ屈曲動作

(B) 各ユニットの初期張力を $2[N]$ に設定し, 下記の実験を行う

- (iv) 1stユニットのみ屈曲動作
- (v) 2ndユニットのみ屈曲動作
- (vi) 3rdユニットのみ屈曲動作

4.2.3 実験結果 (A)

まず, 実験 (A) の条件において動作させるユニット以外は駆動ワイヤの初期張力を加えず, そのときの干渉の影響を計測した. Fig. 4.1 にグラフの凡例を示し, 得られた実験結果を Fig. 4.2, Fig. 4.3 に示す.

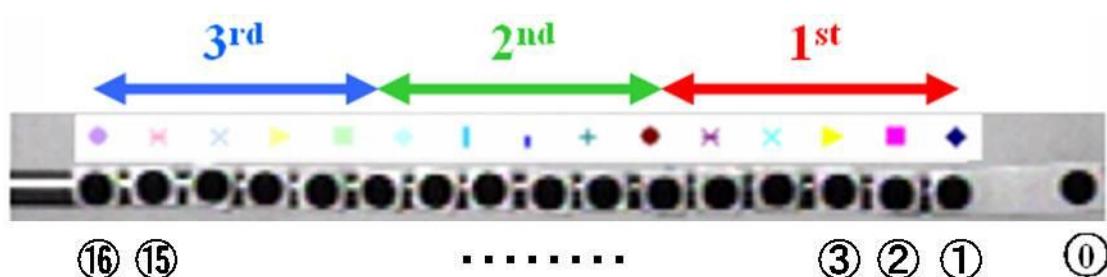


Fig. 4.1 The legend of each manipulator joint

(1) 条件 (i) における結果

Fig. 4.2 に示す実験データは, 3 ユニットマニピュレータ 1stユニットにおける駆動ワイヤ初期張力を $2[N]$, 他のユニットにおける各駆動ワイヤの初期張力を $0[N]$ に設定した状態で, 1stユニットのみを $90[\text{deg}]$ 屈曲動作させたものである. また, Fig. 4.3 にそのときの 3 ユニットマニピュレータの屈曲形状を示す.

(2) 条件 (ii) における結果

Fig. 4.4 に示す実験データは, 3 ユニットマニピュレータ 2ndユニットにおける駆動ワイヤ初期張力を $2[N]$, 他のユニットにおける各駆動ワイヤの初期張力を $0[N]$ に設定した状態で, 2ndユニットのみを $90[\text{deg}]$ 屈曲動作させたものである. また, Fig. 4.5 にそのときの 3 ユニットマニピュレータの屈曲形状を示す.

(3) 条件(iii)における結果

Fig. 4.6 に示す実験データは、3 ユニットマニピュレータ 3rdユニットにおける駆動ワイヤ初期張力を 2[N]、他のユニットにおける各駆動ワイヤの初期張力を 0[N]に設定した状態で、3rdユニットのみを 45[deg]屈曲動作させたものである。また、Fig. 4.7 にそのときの3 ユニットマニピュレータの屈曲形状を示す。

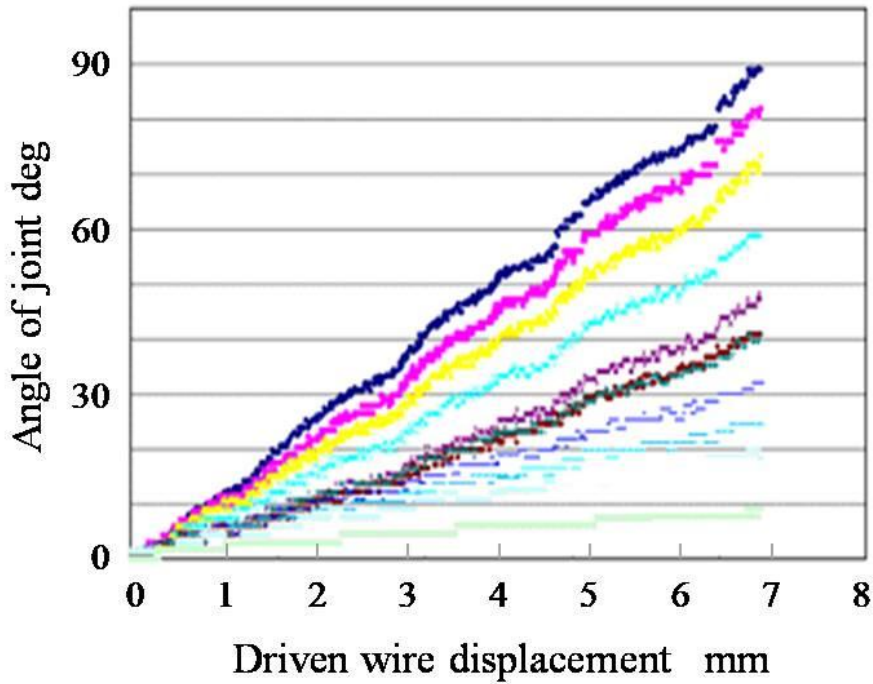


Fig. 4.2 The displacement of the each joint position at the control of first unit (0[N])

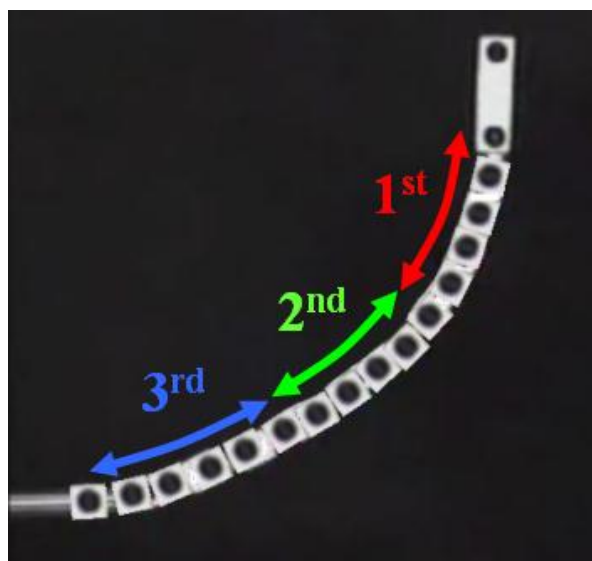


Fig. 4.3 The image of each joint position at the control of first unit (0[N])

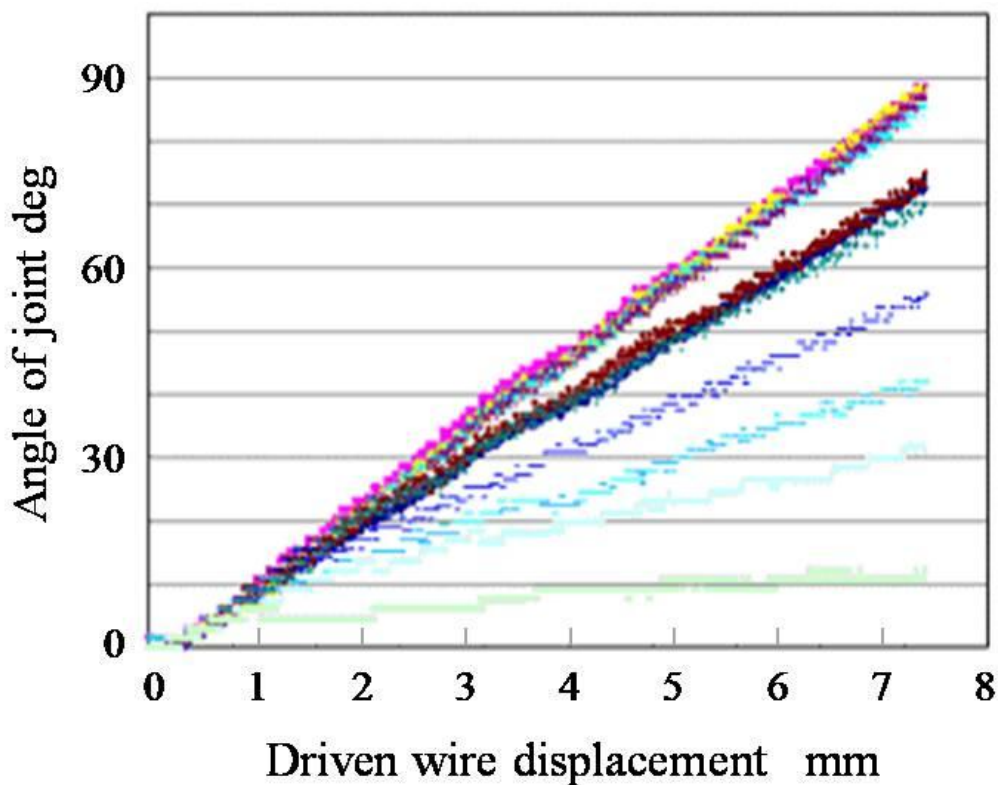


Fig. 4.4 The displacement of the each joint position at the control of second unit (0[N])

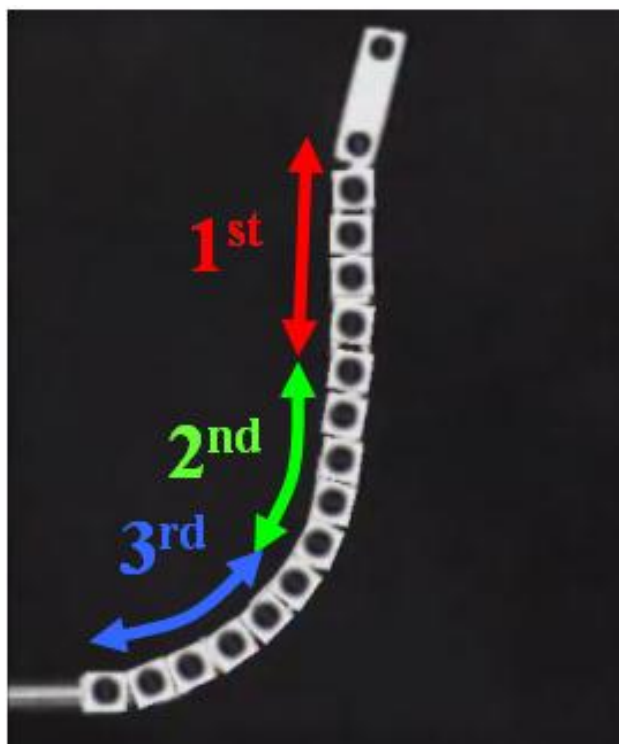


Fig. 4.5 The image of each joint position at the control of second unit (0[N])

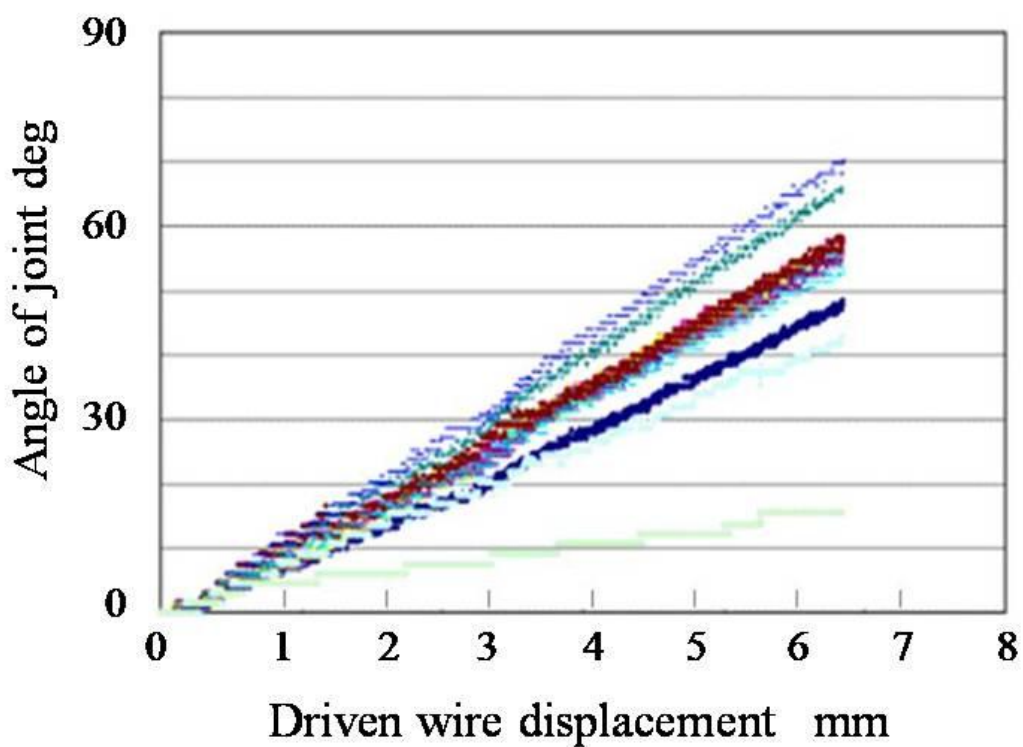


Fig. 4.6 The displacement of the each joint position at the control of third unit (0[N])

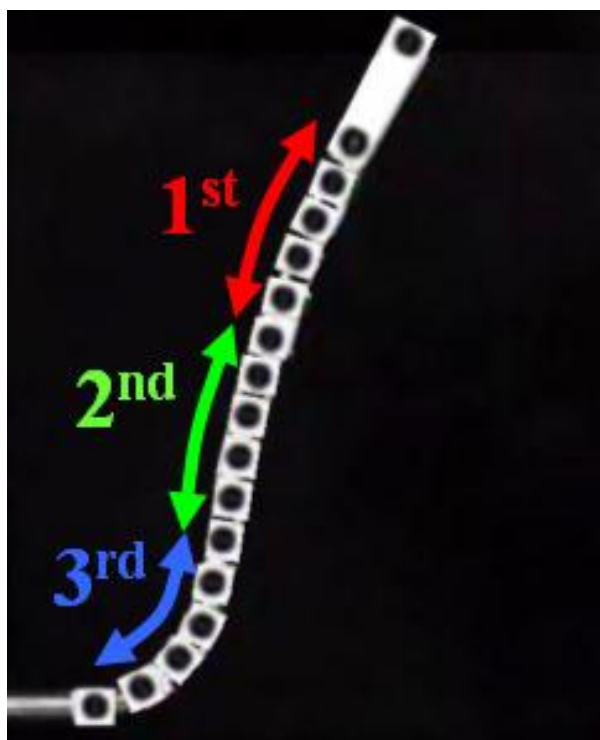


Fig. 4.7 The image of each joint position at the control of third unit (0[N])

4.2.4 考察(3ユニットにおける各ユニットへの影響(初期張力: 0[N]))

本実験では、動作させるユニットにおける駆動ワイヤの初期張力 2[N]、他のユニットにおける駆動ワイヤの初期張力 0[N]に設定した状態で、3 ユニットマニピュレータの各ユニットが動作するとき別のユニットが受ける影響を計測した。

実験(i)の結果 (Fig. 4.2, Fig. 4.3) から、3 ユニットマニピュレータ 1stユニットのみを屈曲させているのに対して、2ndユニットと 3rdユニットが干渉を受け、屈曲していることがわかる。また、最終的には、3 ユニットマニピュレータ 1stユニットの先端の関節屈曲角度 90[deg]に対して、2ndユニットと 3rdユニットは、併せて約屈曲 40[deg]程度の影響を受けていることがわかる。これは、3 ユニットマニピュレータ 1stユニットを駆動するワイヤが、2nd ユニットと 3rdユニット内部を通過し、経路長が変化した原因であると考えられる。

実験(ii)の結果 (Fig. 4.4, Fig. 4.5) から、3 ユニットマニピュレータ 2ndユニットのみを屈曲させているのに対して、1stユニットの関節角度変化が一つに集中し、3rdユニットの関節角度は干渉の影響を受けていることがわかった。最終的には、3 ユニットマニピュレータ先端の関節角度 90[deg]に対して、3rdユニットが 30[deg]程度の干渉の影響を受けている。これは、3 ユニットマニピュレータ 2ndユニットを駆動するワイヤが、3rdユニット内部を通過し、経路長が変化した原因であると考えられる。また、3 ユニットマニピュレータの先端ユニットが屈曲していることから先端ユニットにも干渉影響を及ぼしていることがわかる。これは、3 ユニットマニピュレータの先端ユニットを駆動するワイヤが 2nd ユニットと 3rdユニット内部を通過し、駆動ワイヤの経路長の変化が干渉の原因であると考えられる。

実験(iii)の結果 (Fig. 4.6, Fig. 4.7) から、3 ユニットマニピュレータ 3rdユニットにおける駆動ワイヤ初期張力を 2[N]、他のユニットにおける駆動ワイヤの初期張力を 0[N]に設定しても、3rdユニットのみを屈曲させているのに対し、1stと 2ndユニットの関節角度が干渉の影響を受けていることがわかる。

以上の実験結果から、3 ユニットマニピュレータの 1stユニットから 2ndユニット、3rdユニットを屈曲させるのに対して、根元のユニットへの干渉影響が増加し、先端ユニットへの干渉影響が徐々に減少していることがわかる。駆動ユニットの初期張力が 2[N]、根元のユニットの初期張力が 0[N]に対して、根元のユニットにおけるボールジョイント間の摩擦力が小さく、駆動ワイヤの経路長の変化による干渉影響が大きく、30~40[deg]程度で屈曲している原因であると考えられる。また、先端のユニットの初期張力が 0[N]に対して、駆動ワイヤの経路長の変化により、駆動ワイヤの長さの変化が少ないため、先端のユニットが干渉による屈曲が小さい理由であると考えられる。

4.2.5 実験結果 (B)

4.2.3 項から得られた実験結果から、駆動ワイヤの経路長の変化に干渉の影響が依存するものと考えられる。そこで、3 ユニットマニピュレータの各ユニットにおける駆動ワイヤに初期張力として 2[N]を与え、各ユニットに屈曲動作をさせた際の他のユニットへの干渉を

計測した。その測定したデータと図を Fig. 4.11 から Fig. 4.16 に示す。

(1) 条件(iv)における結果

Fig. 4.8 に示す実験データは、3 ユニットマニピュレータの各ユニットにおける各駆動ワイヤの初期張力を 2[N]に設定した状態で、1stユニットのみを屈曲動作させたものである。また、Fig. 4.9 は、1stユニットの先端の関節屈曲角度が 90[deg]のときの3ユニットマニピュレータの形状である。

(2) 条件(v)における結果

Fig. 4.10 に示す実験データは、3 ユニットマニピュレータの各ユニットにおける各駆動ワイヤの初期張力を 2[N]に設定した状態で、2ndユニットのみを屈曲動作させたものである。また、Fig. 4.11 は、2ndユニットの先端の関節角度が 90[deg]のときの3ユニットマニピュレータの屈曲形状である。

(3) 条件(vi)における結果

Fig. 4.12 に示す実験データは、3 ユニットマニピュレータの各ユニットにおける各駆動ワイヤの初期張力を 2[N]に設定した状態で、3rdユニットのみを屈曲動作させたものである。また、Fig. 4.13 は、3rdユニットの先端の関節角度が 45[deg]のときの3ユニットマニピュレータの屈曲形状である。

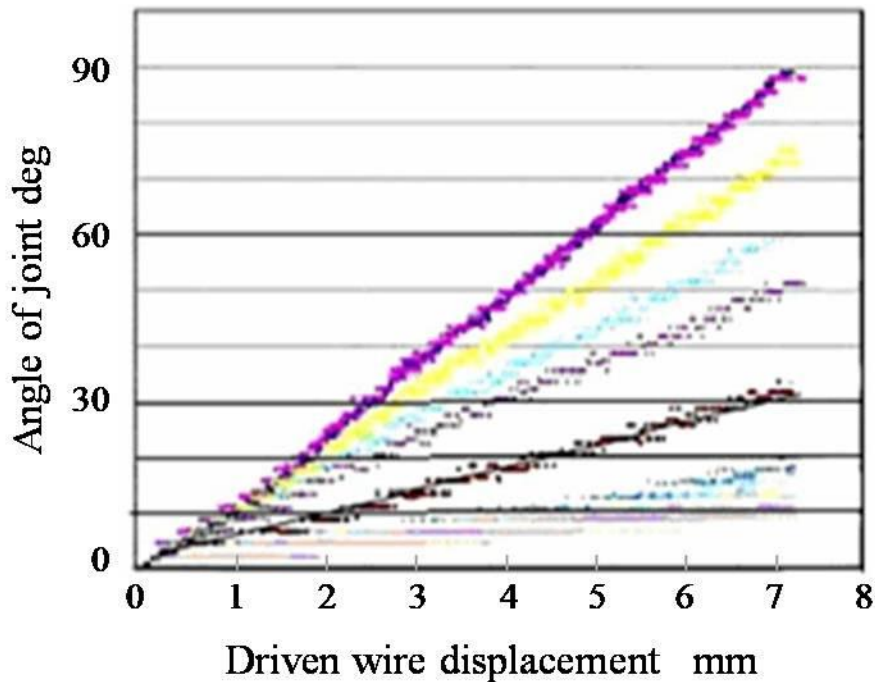


Fig. 4.8 The displacement of the each joint position at the control of first unit (2[N])

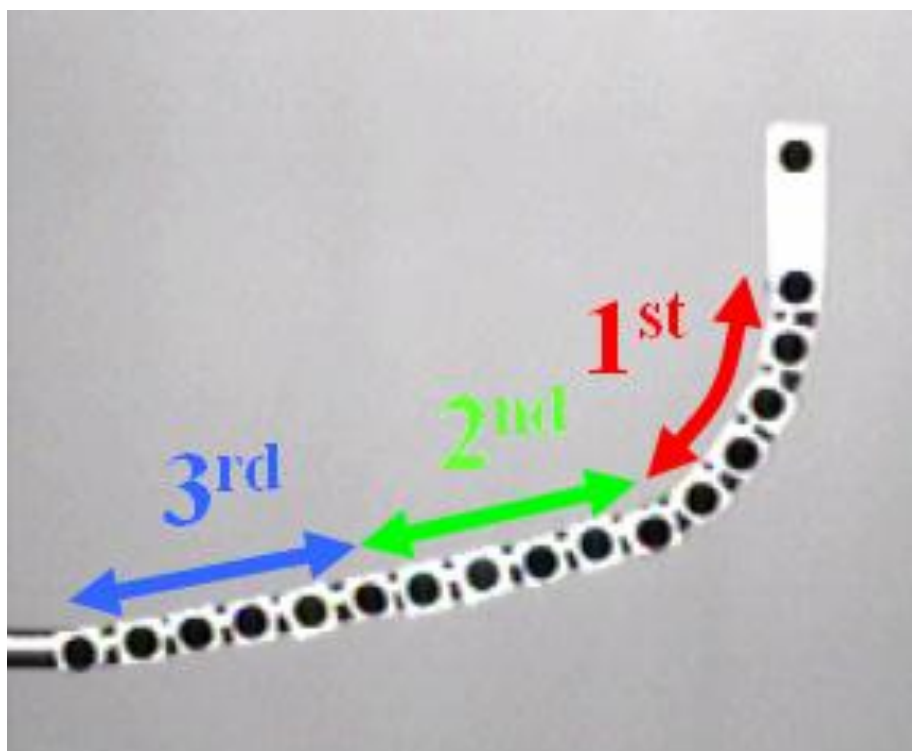


Fig. 4.9 The image of each joint position at the control of first unit (2[N])

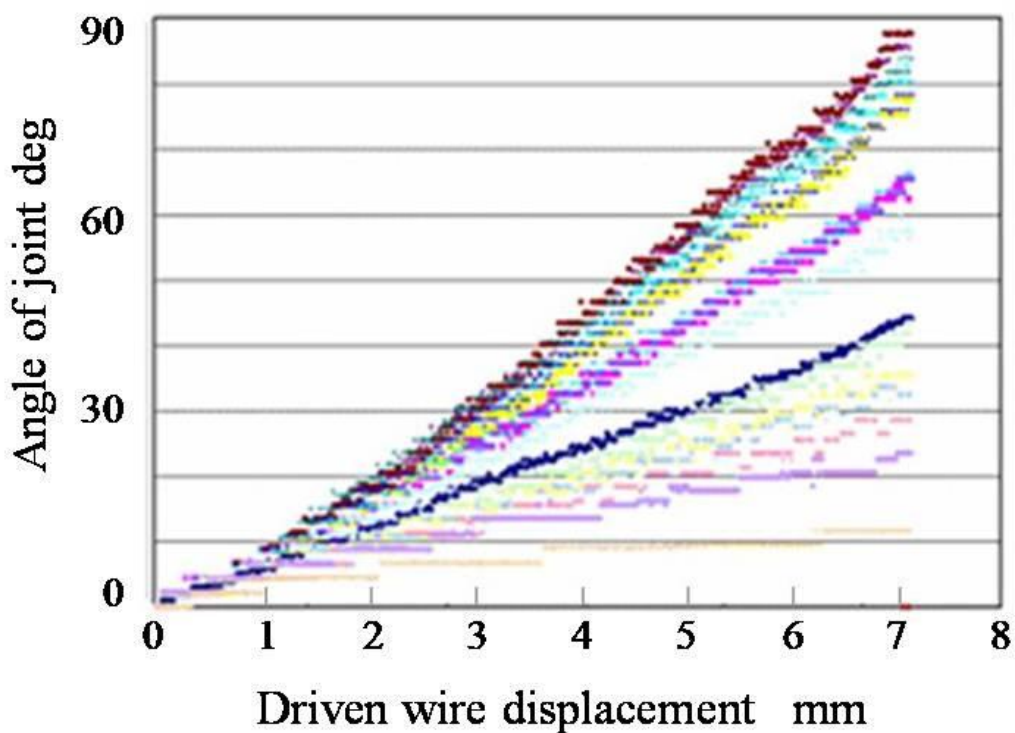


Fig. 4.10 The displacement of the each joint position at the control of second unit (2[N])

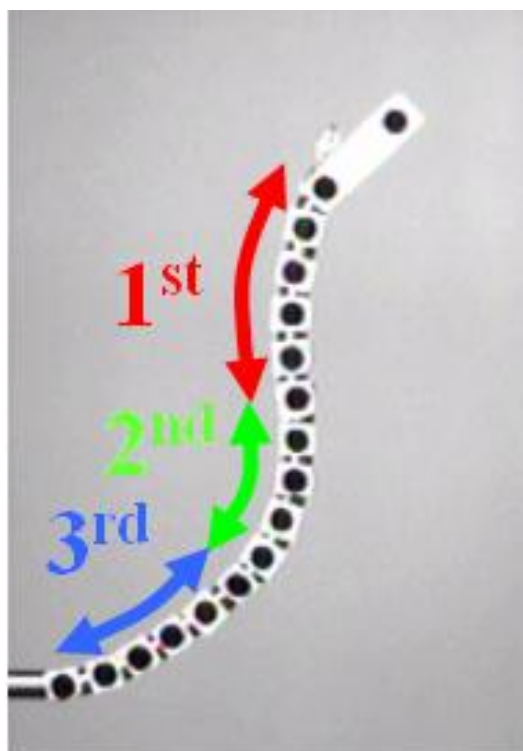


Fig. 4.11 The image of each joint position at the control of second unit (2[N])

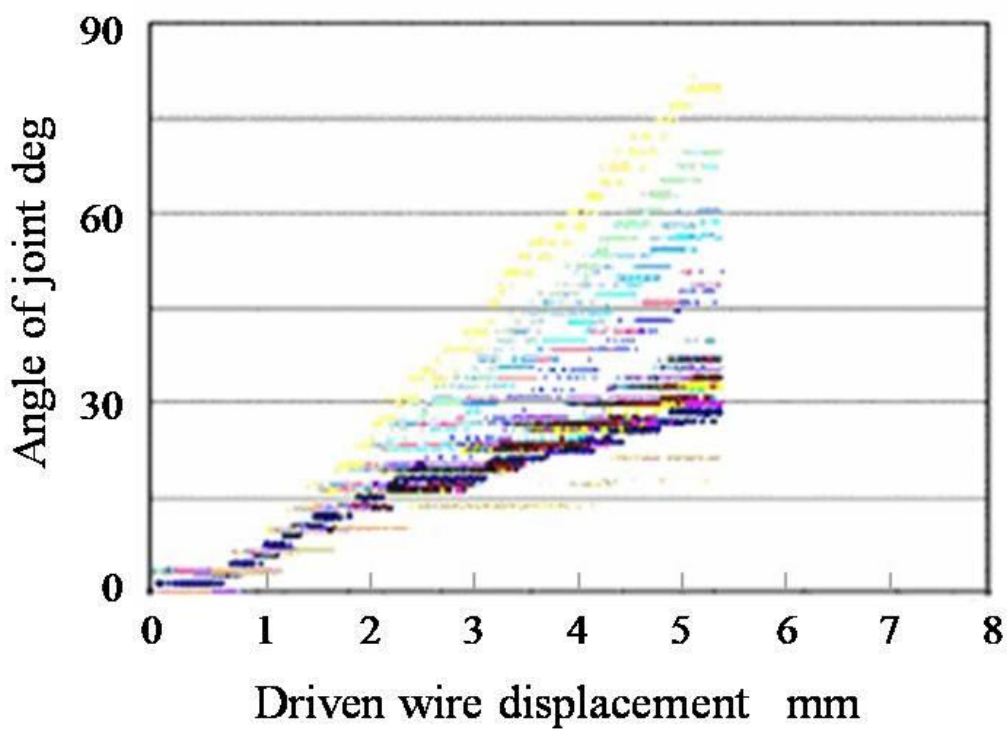


Fig. 4.12 The displacement of the each joint position at the control of third unit (2[N])

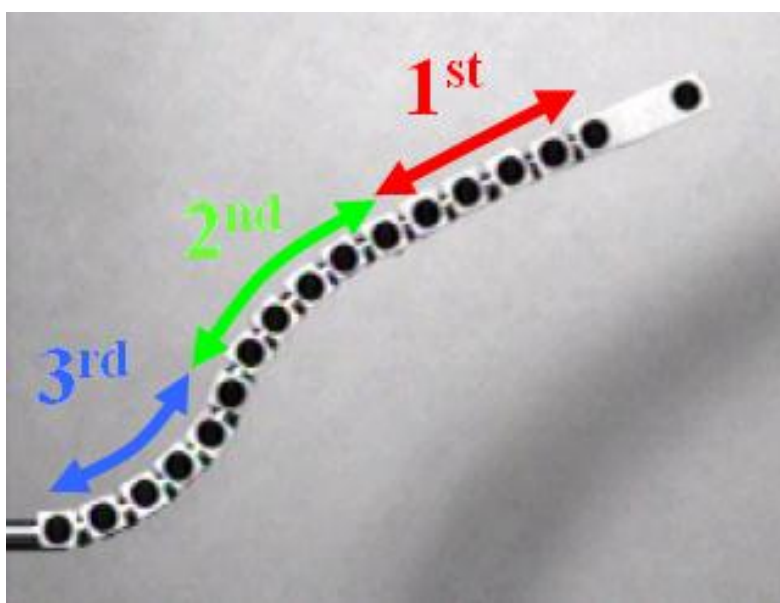


Fig. 4.13 The image of each joint position at the control of third unit (2[N])

4.2.6 考察(3ユニットにおける各ユニットへの影響(初期張力：2[N]))

本実験では、3ユニットマニピュレータの各ユニットにおける駆動ワイヤに初期張力として2[N]を与え、1つのユニットが動作することに対する他のユニットへの干渉の影響を計測した。

実験(iv)の結果から、3ユニットマニピュレータ1stユニットを90[deg]動作させると3rdユニットは1stユニットの屈曲方向と同じ方向に30[deg]屈曲させる影響が生じる。つまり、3ユニットマニピュレータ1stユニットの角度変化量に対して、3rdユニットへ3分の1程度の影響を与えていることがわかる。これは、駆動ワイヤの初期張力を2[N]に設定すると、1stユニットが屈曲するのに対して、2ndユニットと3rdユニットのボールジョイント間の摩擦力が上昇し、2ndユニットと3rdユニットが剛体として作用するためであると考えられる。

実験(v)の結果から、3ユニットマニピュレータ2ndユニットのみを90[deg]動作させると、1stユニットには2ndユニットの屈曲方向と逆方向に45[deg]の干渉の影響を及ぼし、3rdユニットには2ndユニットの屈曲方向と同じ方向に60[deg]屈曲させる影響を及ぼしていることがわかる。これは、2ndユニットの駆動ワイヤの牽引により、3rdユニットの経路長が変化し、その変化が屈曲方向に影響を生じさせるためである。また、1stユニットには、2ndユニットが屈曲したことにより、駆動ワイヤを送る側の経路長が影響を及ぼし、2ndユニットの屈曲方向と逆方向に変化を生じさせることがわかった。また、全ての関節が線形に変化していることが読み取れた。

実験(vi)の結果から、3ユニットマニピュレータ3rdユニットのみを45[deg]動作させると、1stユニットには影響を及ぼさず、2ndユニットに22[deg]程度屈曲させる影響を及ぼしていることがわかる。これは、3rdユニットの駆動ワイヤの牽引により、1stと2ndユニットの経路長が

変化するが、その変化量が2ndユニットに大きく影響を与えると同時に2ndユニットが3rdユニットの屈曲方向と逆方向に屈曲するため、1stユニットに対する経路長変化が少なくなることが影響を受けないからであると考えられる。

以上の結果を解析することにより、駆動ワイヤの初期張力を増加することで、ボールとジグの間の摩擦力が増加することで作動ユニットが根元のユニットへの干渉の影響が小さいと考えられる。逆に、駆動ワイヤの初期張力を増加することで、ボールとジグ間の摩擦力が増加することで作動ユニットが先端のユニットへの干渉の影響が大きく、初期張力が0[N]に比べて、先端のユニットが干渉による屈曲が大きくなったことがわかる。しかし、先端のユニットが干渉による屈曲に対して、駆動ワイヤを逆方向で牽引することで、干渉を抑制可能となり、本研究では、3ユニットマニピュレータの各ユニットにおける駆動ワイヤの初期張力を2[N]に設定した。

4.3 駆動ユニットに対する他のユニットの干渉抑制

4.2節で行った実験結果から、本3ユニットマニピュレータは各ユニットの屈曲動作に対して、各ユニットが干渉を受けていることがわかった。これにより、3ユニットマニピュレータと胎児組織との接触が発生する危険があるだけでなく、回りこみ動作が不可能になってしまう。そこで、3ユニットマニピュレータ先端ユニットの屈曲に対する根元ユニットへの干渉抑制を検証するために、各ユニットの干渉抑制実験を行った。

4.3.1 実験目的

本実験では、3ユニットマニピュレータ1stユニットおよび2ndユニットを動作させたとき、それより根元のユニットの干渉を抑制することのできる牽引量の比を算出する。また、先端ユニットが動作したときの根元ユニットの干渉を抑制する可能性に関して検討を行う。

4.3.2 実験方法

駆動ワイヤの初期張力は全て2[N]に設定し、1stユニットと2ndユニットを90[deg]屈曲させた状態で、駆動ワイヤを逆方向に牽引することで、干渉を抑制する。また、駆動ワイヤ牽引量の比率を詳細に決定するため、動作ユニットの駆動ワイヤ牽引量に対して、干渉を抑制するユニットの駆動ワイヤ牽引量の比率は100分の1の割合で、下記の実験を行った。

- (A) 1stユニットに対する2ndユニットの駆動ワイヤ牽引量の比率をY軸下向きに1:0.01ずつ上昇させ牽引
- (B) 1stユニットに対する3rdユニットの駆動ワイヤ牽引量の比率をY軸下向きに1:0.01ずつ上昇させ牽引
- (C) 2ndユニットに対する3rdユニットの駆動ワイヤ牽引量の比率をY軸下向きに1:0.01ずつ上昇させ牽引

4.3.3 実験結果

(1) 条件 (A) における結果

2ndユニットをY軸下向きへ牽引したことで変化した屈曲形状の推移を Fig. 4.14 に示す。また、干渉抑制を実現したときの形状を Fig. 4.15 に示し、そのときの屈曲形状の図を Fig. 4.16 に示す。

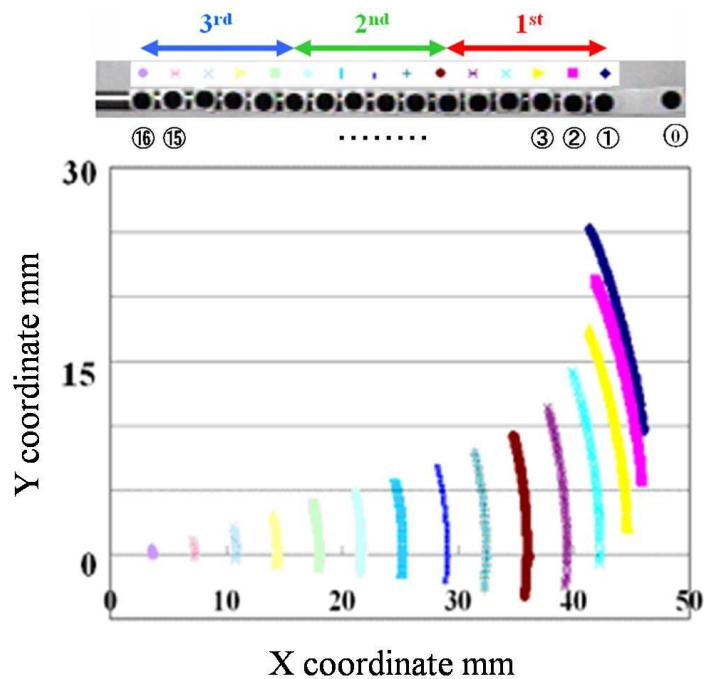


Fig. 4.14 The displacement of each joint position at the control of first & second unit bent (2[N])

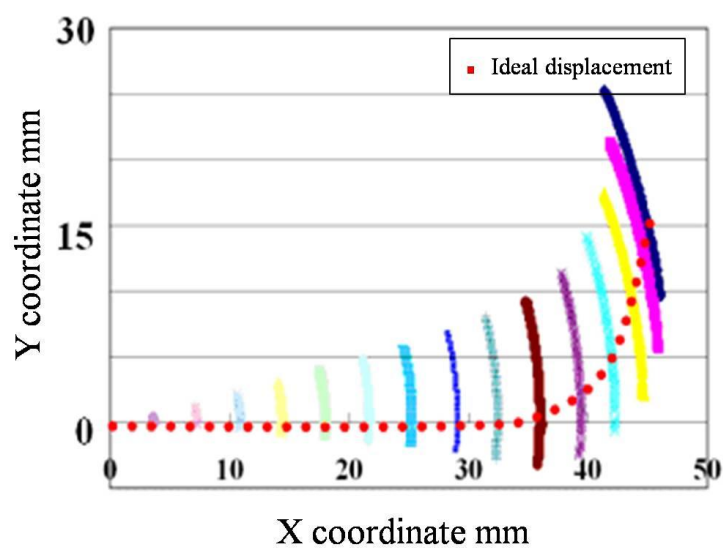


Fig. 4.15 The ideal displacement of the each joint position of first & second unit bent (2[N])

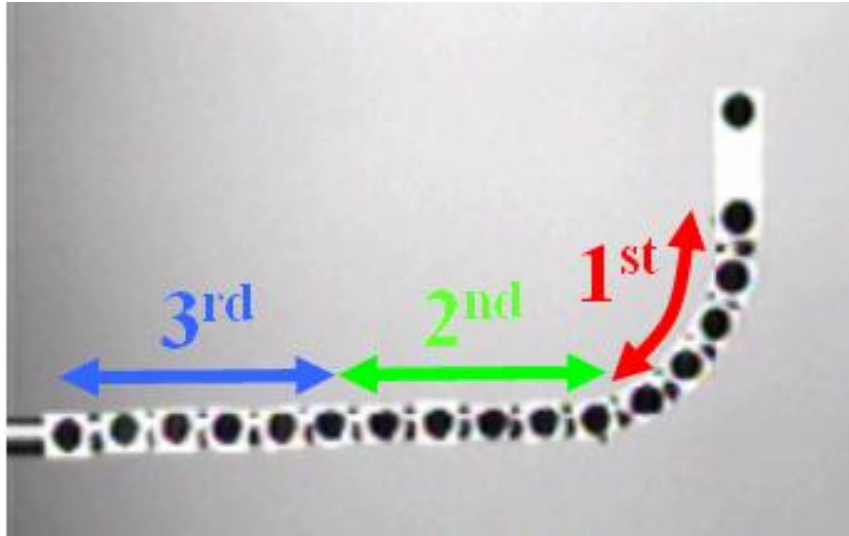


Fig. 4.16 The image of the ideal displacement at the control of first & second unit bend (2[N])

(2) 条件 (B) における結果

Fig. 4.17 に3rdユニットを Y 軸下向きへ牽引したことで変化した屈曲形状の推移をグラフ化したものを示す. また, Fig. 4.18 に干渉がなくなったときの形状を示し, Fig. 4.19 にそのときの屈曲形状の図を示す.

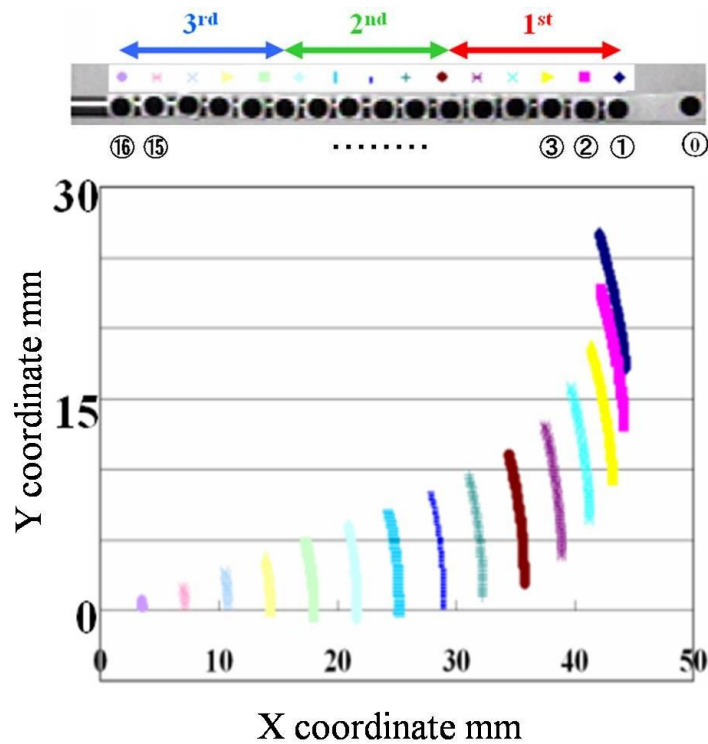


Fig. 4.17 The displacement of each joint position at the control of first & third unit bend (2[N])

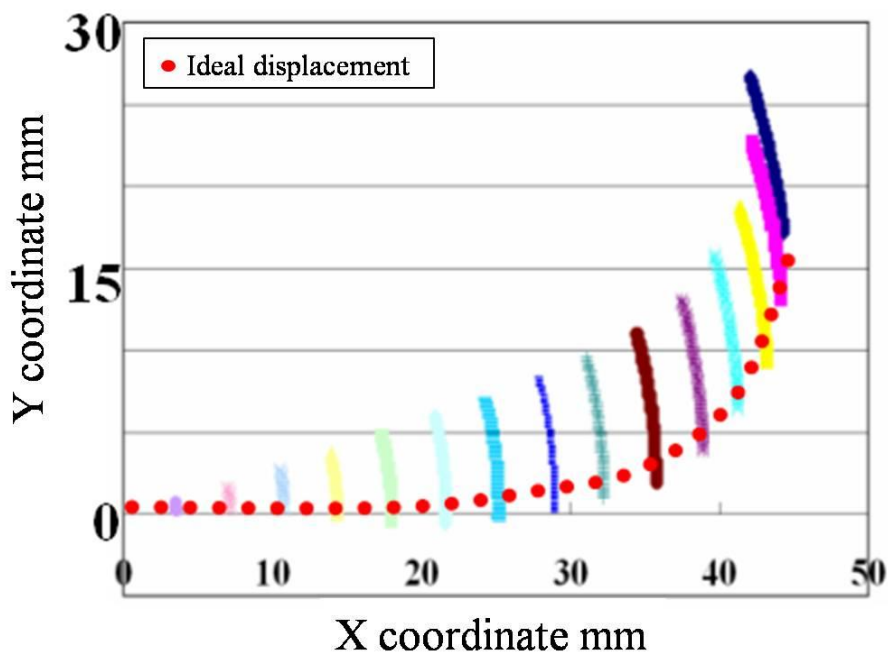


Fig. 4.18 The ideal displacement of the each joint position of first & third unit bend (2[N])

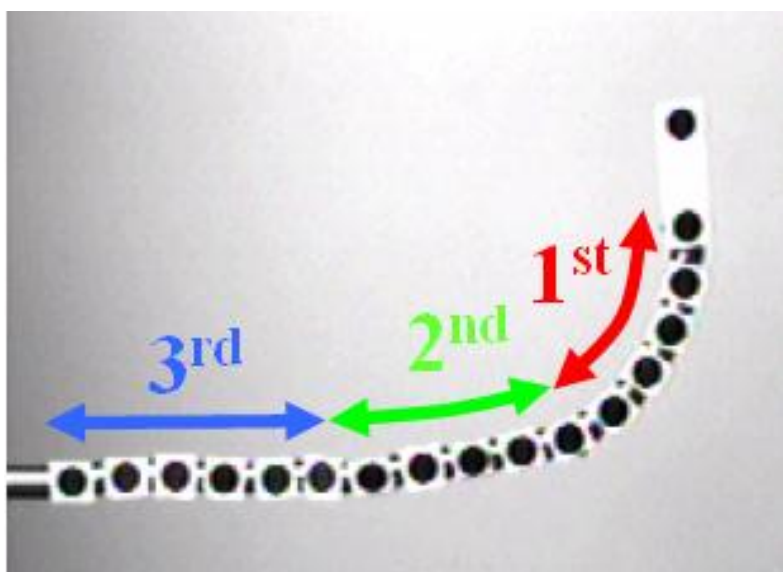


Fig. 4.19 The image of the ideal displacement at the control of first & third unit bend (2[N])

(3) 条件 (C) における結果

Fig. 4.20 に 3rd ユニットの Y 軸下向きへ牽引したことで変化した屈曲形状の推移をグラフ化したものを示す。また, Fig. 4.21 に影響がなくなったときの形状を示し, Fig. 4.22 にそのときの屈曲形状の図を示す。

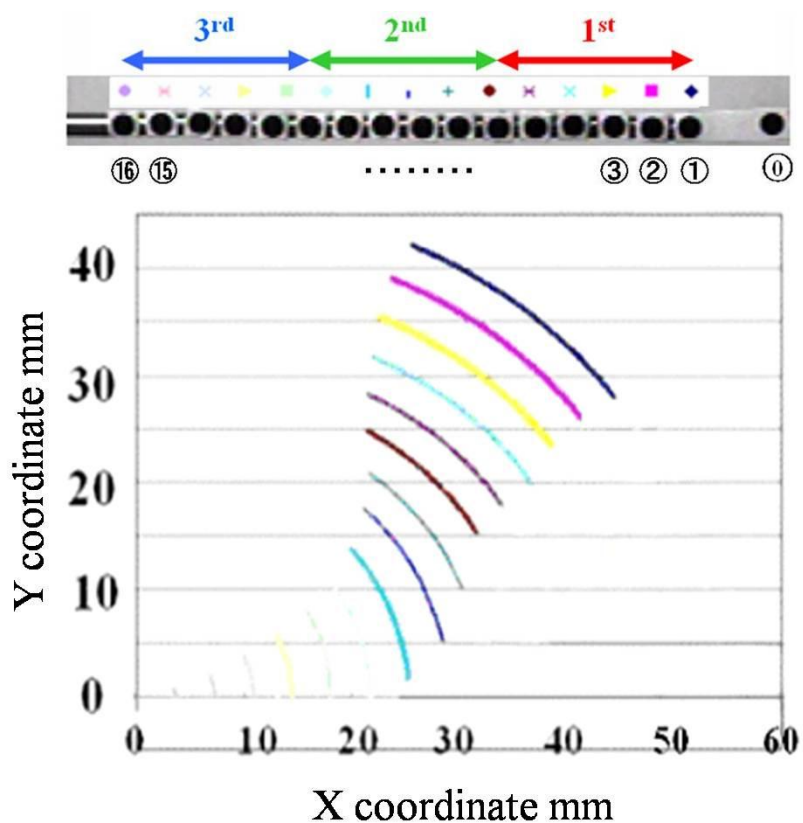


Fig. 4.20 The displacement of each joint position at the control of second & third unit bend (2[N])

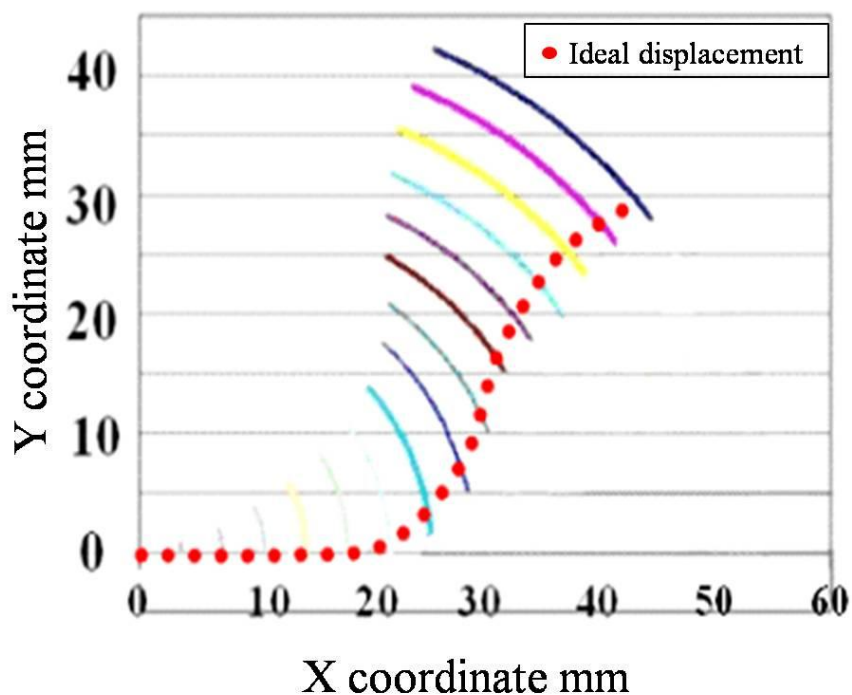


Fig. 4.21 The ideal displacement of the each joint position of second & third unit bend (2[N])

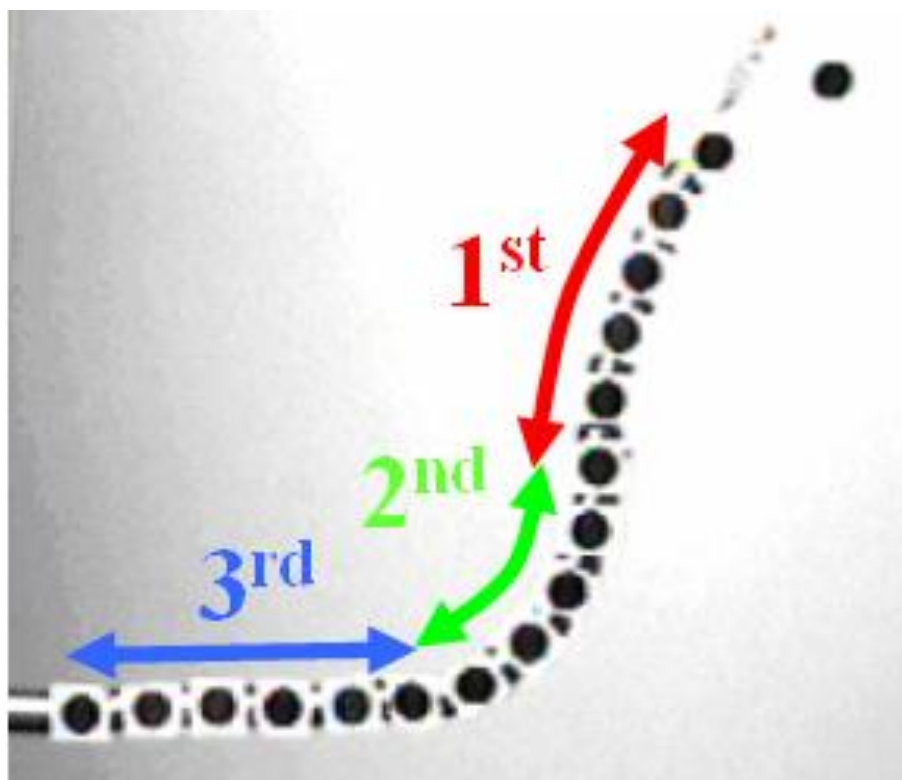


Fig. 4.22 The image of the ideal displacement at the control of second & third unit bend (2[N])

4.3.4 考察

実験 (A) の結果により, 1st ユニットを 90[dge] 屈曲させる動作に対して, 駆動ワイヤ牽引量が 1st ユニットと 2nd ユニットとの比が 1 : 0.44 のとき, 2nd ユニットへの影響を静止することが可能であることがわかった.

実験 (B) の結果により, 1st ユニットを 90[dge] 屈曲させる動作に対して, 駆動ワイヤ牽引量が 1st ユニットと 3rd ユニットとの比が 1 : 0.44 のとき, 3rd ユニットへの影響を静止することが可能であることがわかった.

以上の実験結果により, 3 ユニットマニピュレータにおいて, 1st ユニットのみの屈曲が実現できることがわかった.

実験 (C) の結果より, 2nd ユニットを 90[dge] 屈曲させる動作に対して, 3 ユニットマニピュレータ 1st ユニットと 2nd ユニット駆動ワイヤの牽引量との比が 1 : 0.8 のとき, 2nd ユニットへの影響を静止することが可能であることがわかった.

以上の実験結果により, 3 ユニットマニピュレータの各ユニットが独立して, 動作することが可能であることが考えられる.

4.4 各ユニットの屈曲動作に対する他のユニットの干渉抑制

4.3 節において, 駆動ワイヤ牽引量の比率を調整することで, 動作ユニットの屈曲動作に

対する他のユニットへの干渉を抑制可能であることがわかった。このことから、3ユニットマニピュレータの各ユニットの屈曲動作において、駆動ユニットより他のユニットへの干渉も抑制できると考え、駆動ワイヤの牽引量で各ユニットの屈曲動作による干渉抑制実験を行った。本実験では、3ユニットマニピュレータの各ユニットの屈曲動作に対して、駆動ワイヤ牽引量により干渉を抑制することに関して検討した。

4.4.1 実験目的

本実験では、3ユニットマニピュレータ動作ユニットの屈曲に対する先端へのユニットの干渉の抑制を牽引量の比率を調整することで、3ユニットマニピュレータの各ユニットの屈曲を実現する際に、各駆動ワイヤ牽引量の比率関係を導出することを目的である。

4.4.2 実験方法

駆動ワイヤの初期張力は全て 2[N]に設定し、各ユニットを屈曲させた状態で、駆動ワイヤを逆方向に牽引することで、屈曲状態による干渉を抑制する。また、駆動ワイヤ牽引量の比率を詳細に決定するため、動作ユニットの駆動ワイヤ牽引量に対して、干渉を抑制するユニットの駆動ワイヤ牽引量の比率は 100 分の 1 の割合で、下記の実験を行った。

(A) 1stユニットの個別屈曲動作

3ユニットマニピュレータ 1stユニットのみの屈曲動作は、2ndユニットを止めることで実現する方法として、4.3.3 項と同様、駆動ワイヤの牽引量は、1st:2nd:3rd = 1:0.44:0 という比率により評価実験を行った。

(B) 2ndユニットの個別屈曲動作

3ユニットマニピュレータ 2ndユニットを動作させた際に、2ndユニットのみを動作させ、他のユニットに干渉の影響を及ぼさないために、干渉を抑制した各ユニットを駆動するワイヤの牽引量の関係を計測した。

(C) 3rdユニットの個別屈曲動作

3ユニットマニピュレータ 3rdユニットを動作させた際に、他のユニットに干渉の影響を及ぼさないために、干渉を抑制した各ユニットを駆動するワイヤの牽引量の関係を計測した。

4.4.3 実験結果

(1) 条件 (A) における結果

4.3.3 項の実験結果から、3ユニットマニピュレータ 1stユニットの屈曲動作において、2ndユニットを止めることで実現するために、駆動ワイヤの牽引量は、1st:2nd:3rd =

1:0.44:0 という比率で実験を行い、そのときの屈曲形状の図を Fig. 4.16 に示す

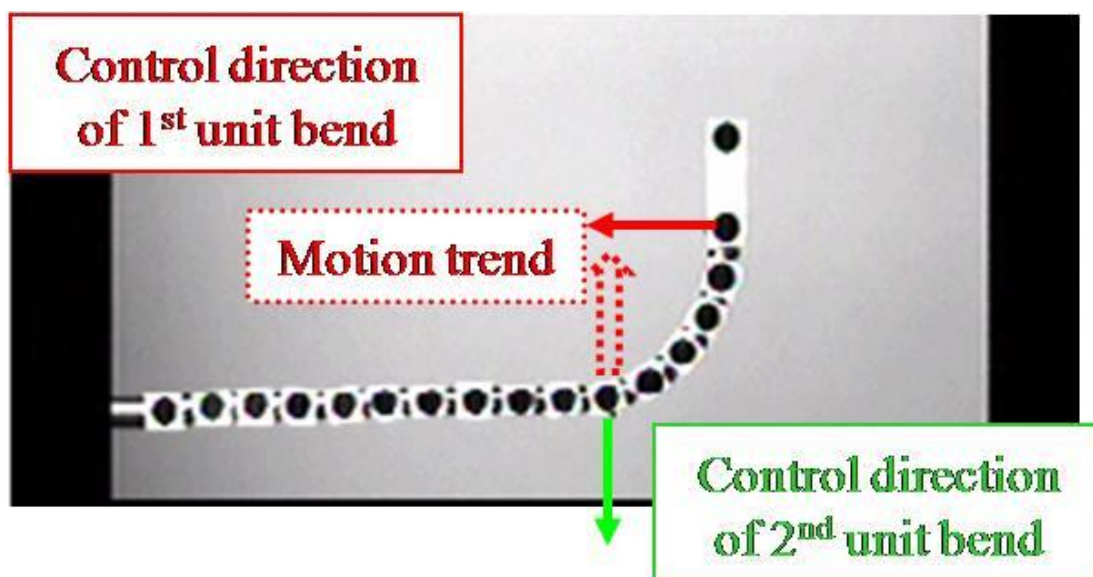


Fig. 4.23 The image of three units manipulator without the bending of second unit

(2) 条件 (B) における結果

3 ユニットマニピュレータ 2ndユニットのみを動作させるために、他のユニットへの干渉を抑制した牽引の関係を Fig.4.24 に示す。

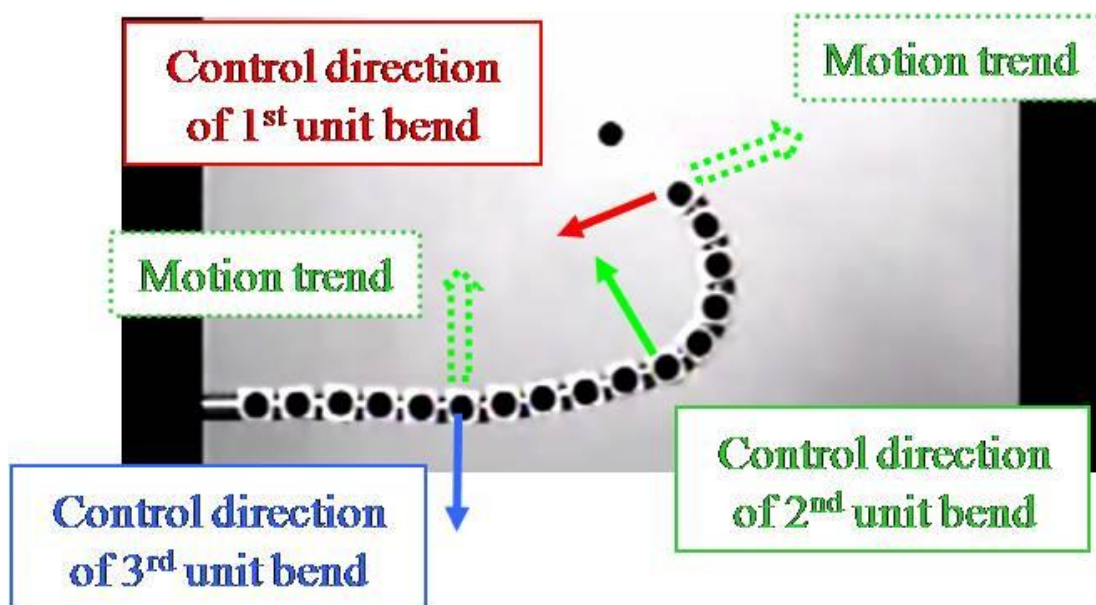


Fig. 4.24 The image of three units manipulator without the bending of first & third unit

(3) 条件 (C) における結果

3 ユニットマニピュレータ 3rdユニットを動作させた際に、他のユニットに干渉の影響を及ぼさないために、干渉を抑制した牽引の関係を Fig. 4.25 に示す。

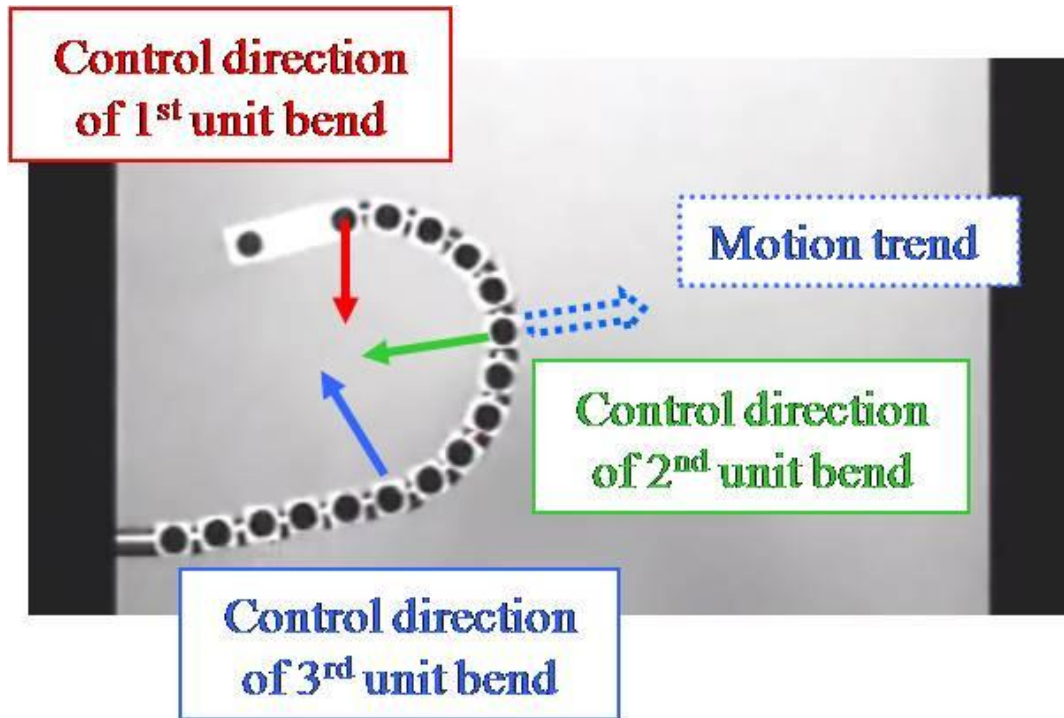


Fig. 4.25 The image of three units manipulator without the bending of second unit

4.4.4 考察

3 ユニットマニピュレータ 2ndユニットを屈曲させたとき、1stユニットには屈曲を戻す方向に、3rdユニットには屈曲する方向に干渉する。その際の駆動ワイヤの牽引量を 2ndユニットに対して 1st:2nd:3rd = 0.5:1:0.89 によって牽引することで、2ndユニットのみを屈曲をさせることができることが実験データからわかった。

3 ユニットマニピュレータ 3rdユニットを屈曲させたとき、1stユニットには干渉を引き起こさず、2ndユニットには 3rdユニットと逆方向に干渉する。この干渉を抑制するためには、1stユニットおよび 2ndユニットを牽引することが必要と考えられる。しかし、実際には 3rdユニットを動作させるときにはすでに、1stユニットと 2ndユニットの駆動ワイヤは牽引されているため、赤色および緑色の矢印方向に移動する影響が発生している。この赤色と緑色の影響と、3rdユニットが動作したときの干渉の影響は相殺されるため、3 ユニットを動作させるだけで 3rdユニットのみの個別の屈曲を生み出すことができる。よって、その際の牽引量の比は 1st:2nd:3rd = 0:0:1 となる。本実験により 3rdユニットのみを屈曲をさせることができることが実験的にわかった。

以上の実験結果から、3ユニットマニピュレータ駆動ユニットの屈曲動作に対して、他のユニットの駆動ワイヤ牽引量を一定的な比率で制御することにより、他のユニットへの干渉を抑制することが可能であると考えられる。つまり、3ユニットマニピュレータの各ユニットの独自屈曲が可能であり、アプローチ経路に対する回り込む動作が実現できると考えられる。

4.5 干渉抑制状態における個別動作検証実験

本研究で開発した細径・多自由度マニピュレータが、胎児気管の入り口へのアプローチを実現するために、各ユニットの独自屈曲動作が必要となる。4.3節および4.4節において、各ユニットの駆動ワイヤの牽引量の比率を調整することで、3ユニットマニピュレータの動作ユニットの屈曲に対する他のユニットの干渉を抑制可能であることがわかった。そこで、本節では、4.4節で実験的に測定した駆動ワイヤ牽引量と各ユニットの動作関係性を評価し、3ユニットマニピュレータの動作ユニットの屈曲に対して各ユニットが個別の屈曲精度について検討する。

4.5.1 実験目的

本実験では、各ユニット間の干渉を考慮し、各ユニットを駆動するワイヤの引張り量を制御することで、個別のユニットの屈曲動作を実現できているかを検証する。

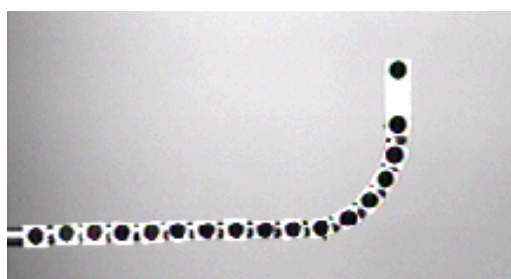
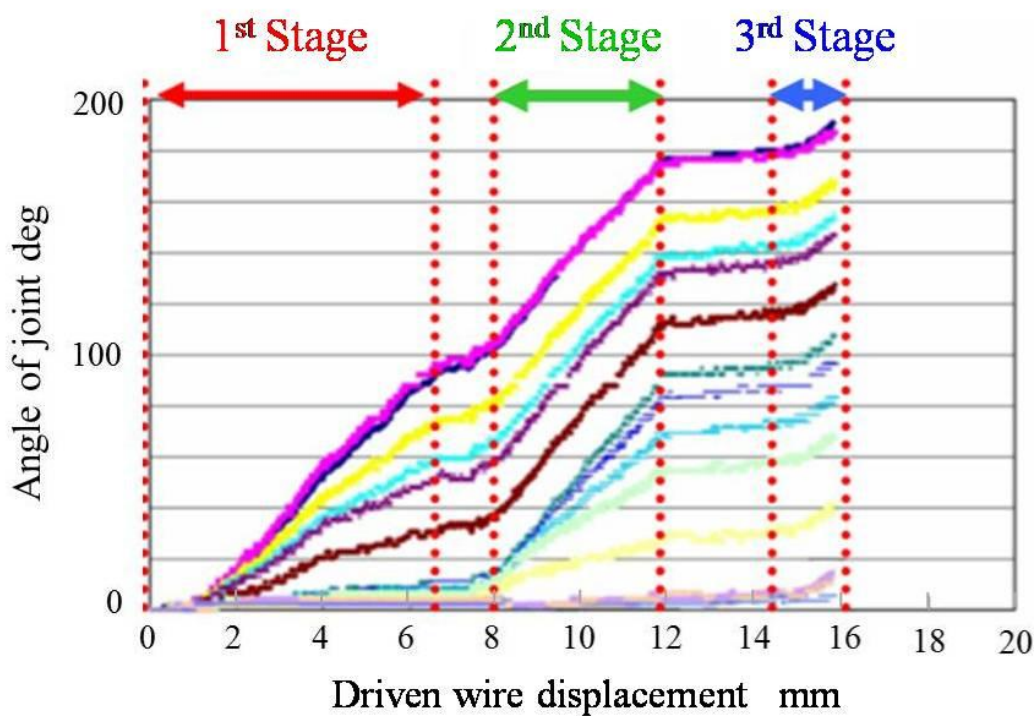
4.5.2 実験方法

本実験では、実際に3ユニットマニピュレータの各ユニットが干渉を抑制し、個別で屈曲していることを検証するため、3ユニットマニピュレータの表面にマーカを貼り付け、それをCCD高速カメラで撮影し、パターンマッチングによりマーカをトラッキングすることで、3ユニットマニピュレータの屈曲形状を取得する。それにより、3ユニットマニピュレータの各ユニットにおける駆動ワイヤの牽引量の比を入力し、そのときに各関節の角度変化を計測した。

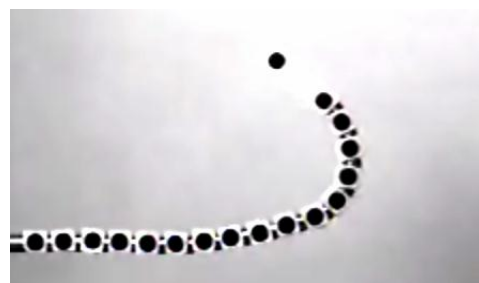
4.5.3 実験結果

屈曲動作は1stユニット、2ndユニット、3rdユニットの順で行った。その結果をFig. 4.26に示す。図中にある1st Stageと2nd Stageと3rd Stageは、それぞれのユニットを動作させているときの屈曲範囲である。

また、各ユニット動作が個別で動作していることをFig. 4.27, Fig. 4.28, Fig. 4.29に示す。Fig. 4.27は1stユニットのみが動作していることを示す実験データ、Fig. 4.31は2ndユニットのみが動作していることを示す実験データ、Fig. 4.29は3rdユニットのみが動作していることを示す実験データである。



(1st Stage)



(2nd Stage)



(3rd Stage)

Fig. 4.26 Angle of joint vs. driven wire displacement

1st Stage: The motion of three units manipulator without the bending of second and third unit

2nd Stage: The motion of three units manipulator without the bending of first and third unit

3rd Stage: The motion of three units manipulator without the bending of first and second unit

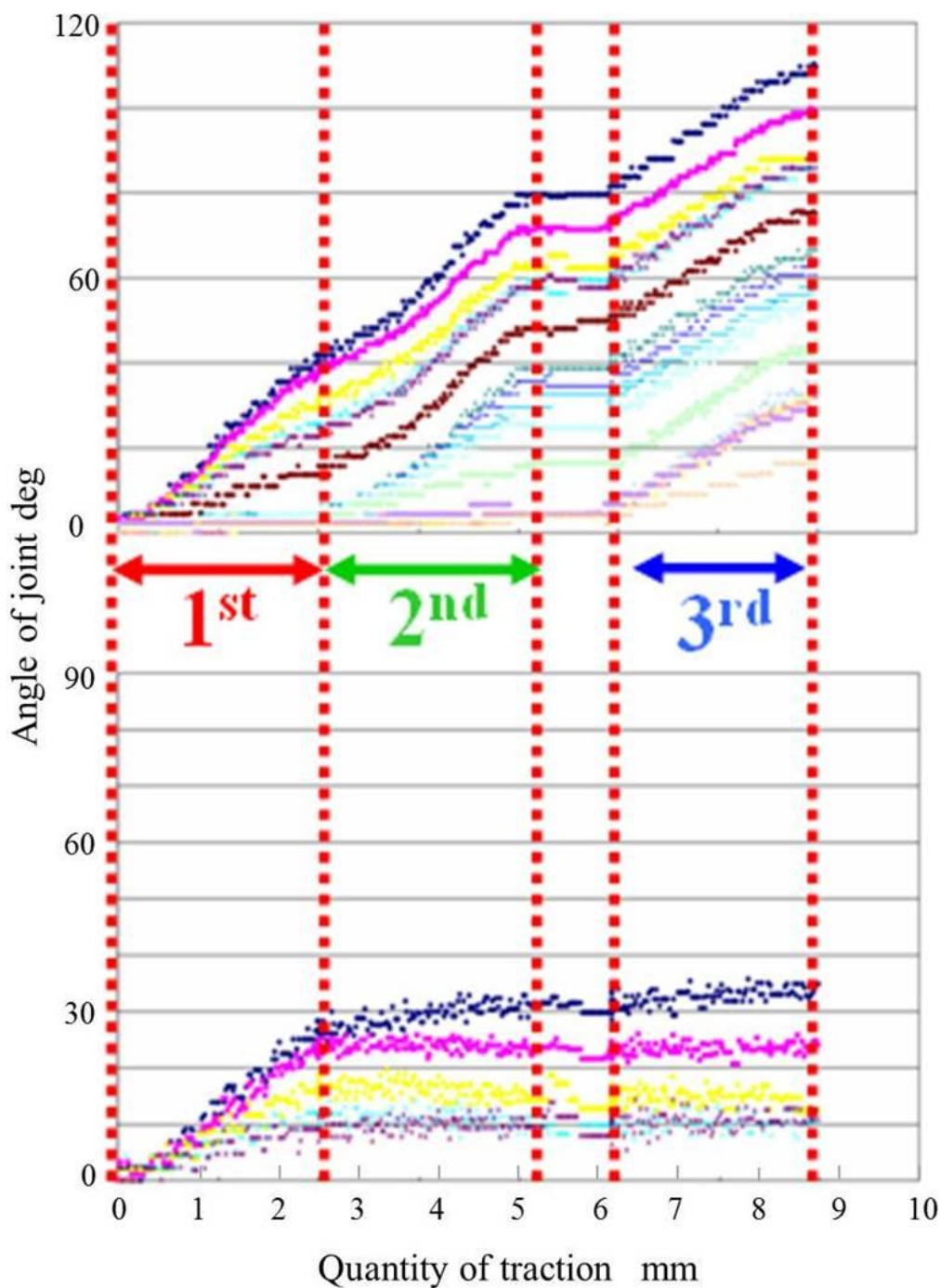


Fig. 4.27 The displacement of first unit vs. angle of joint at three stages

1st Stage: The motion of three units manipulator without the bending of second and third unit

2nd Stage: The motion of three units manipulator without the bending of first and third unit

3rd Stage: The motion of three units manipulator without the bending of first and second unit

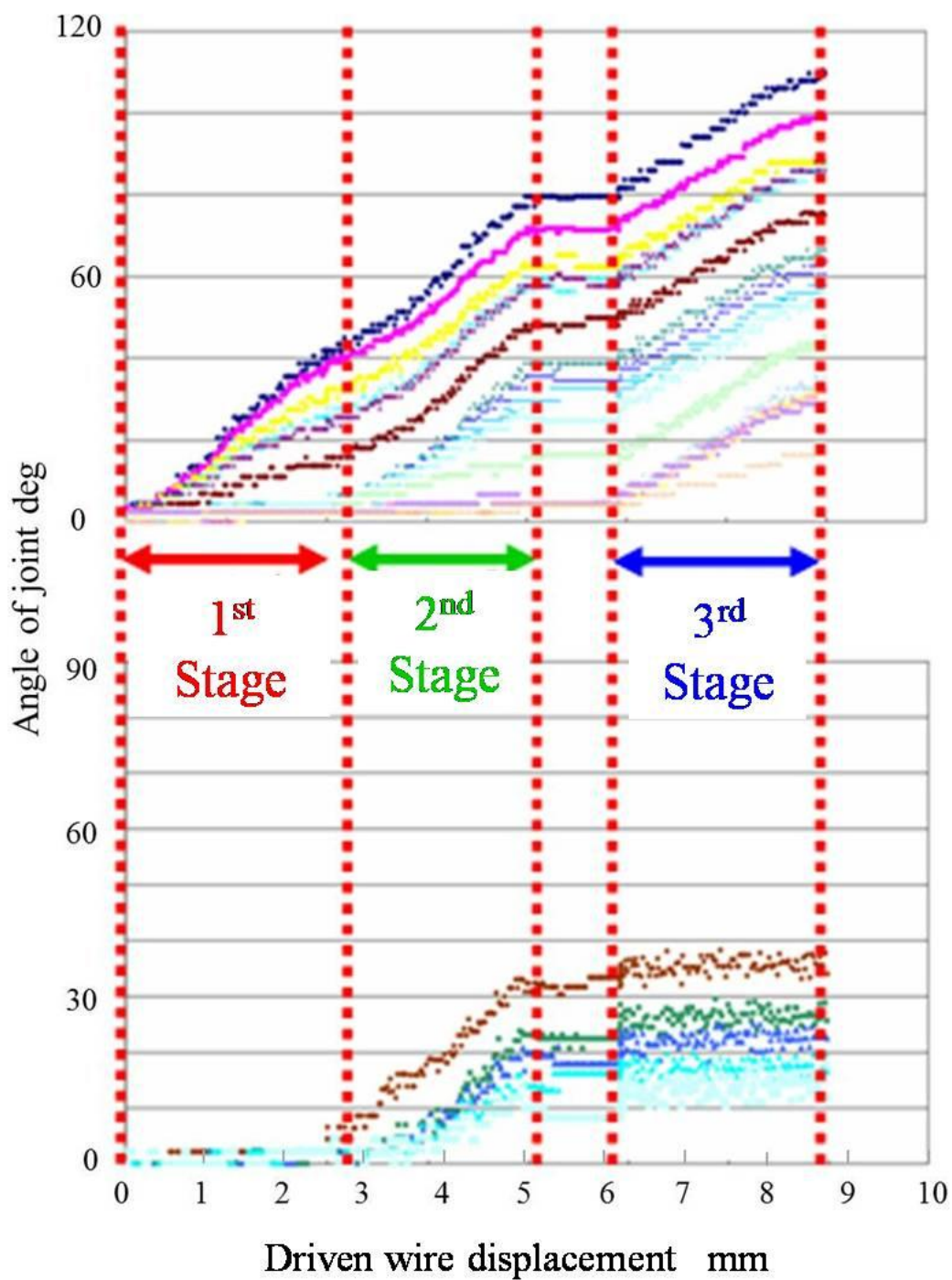


Fig. 4.28 The displacement of second unit vs. angle of joint at three stages

- 1st Stage: The motion of three units manipulator without the bending of second and third unit
- 2nd Stage: The motion of three units manipulator without the bending of first and third unit
- 3rd Stage: The motion of three units manipulator without the bending of first and second unit

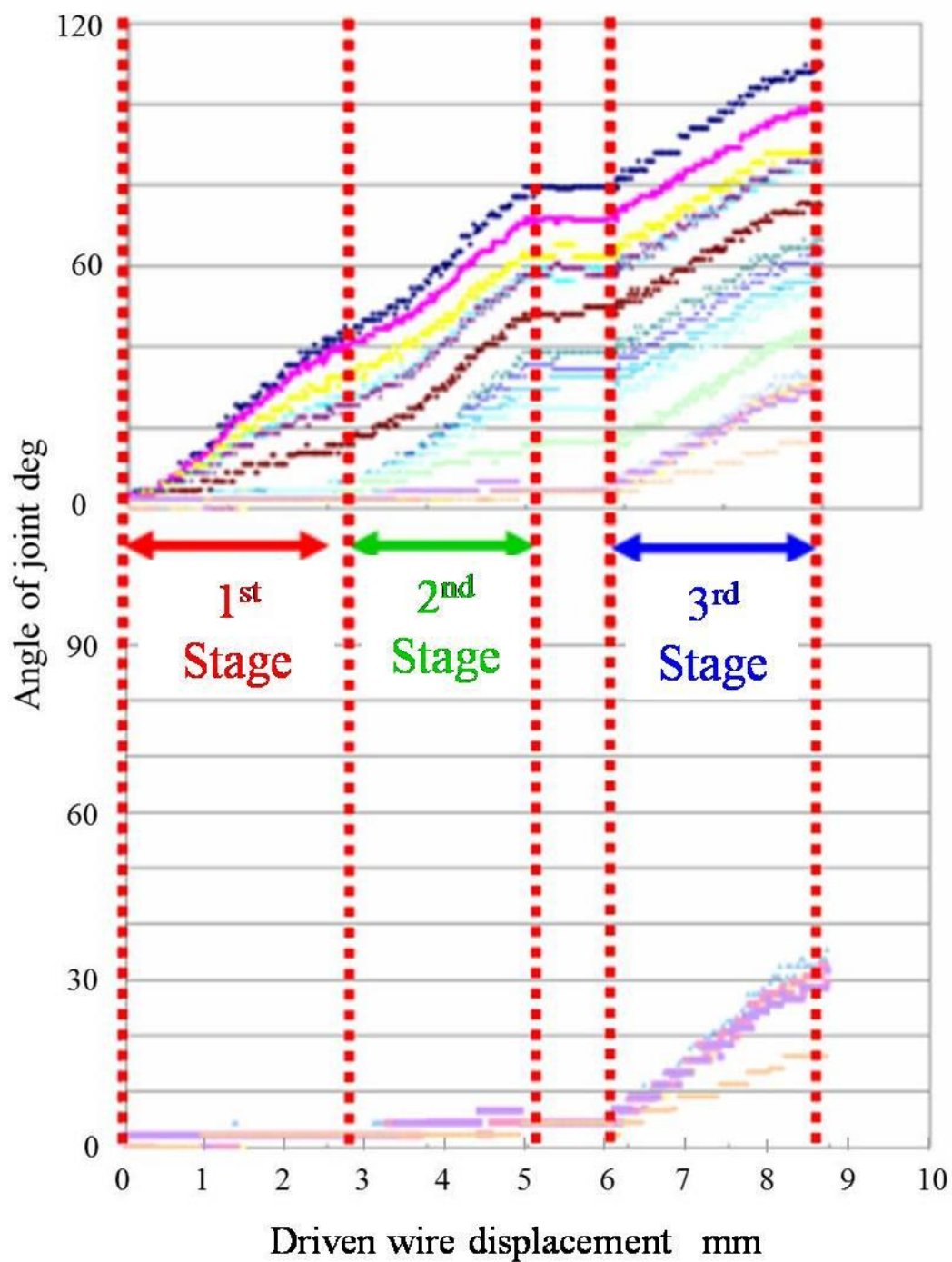


Fig. 4.29 The displacement of third unit vs. angle of joint at three stages

1st Stage: The motion of three units manipulator without the bending of second and third unit

2nd Stage: The motion of three units manipulator without the bending of first and third unit

3rd Stage: The motion of three units manipulator without the bending of first and second unit

4.5.4 考察

Fig. 4.27 の 1st Stage の範囲を見てみると、1stユニットが屈曲する際は 1stユニットのみが屈曲していることがわかる。また、他のユニットが動作するとき、1stユニットが動作していないことがわかる。よって、1stユニットの個別制御を実現できることがわかる。

Fig. 4.28 の 2nd の範囲の範囲を見てみると、2ndユニットが屈曲する際は 2ndユニットのみが屈曲していることがわかる。また、他のユニットが動作するとき、2ndユニットが動作していないことがわかる。よって、2ndユニットの個別制御を実現できることがわかる。

Fig. 4.29 の 3rd の範囲の範囲を見てみると、3rdユニットが屈曲する際は 3rdユニットのみが屈曲していることがわかる。また、他のユニットが動作するとき、3rdユニットが動作していないことがわかる。よって、3rdユニットの個別制御を実現できることがわかる。

以上の実験結果から、本 3 ユニットマニピュレータにおいて、各ユニットの駆動ワイヤ牽引量の比を制御することで、各ユニット個別の屈曲を実現できることがわかった。また、本 3 ユニットマニピュレータの各関節の屈曲動作推移から、各関節が線形に増加していることがわかる。そのため、3 ユニットマニピュレータの屈曲動作において、各屈曲関節の位置座標の変化特性の運動方程式を式 (4.1) に導出した。式 (4.2) から式 (4.4) までは、各関節屈曲動作の位置運動方程式の係数である。導出した式を用いて、3 ユニットマニピュレータの屈曲動作を制御することにした。

$$\left\{ \begin{array}{l} x_n = x_{n+1} + d \cos\left(\sum_{k=n+1}^N \theta_n\right) + L \cos\left(\sum_{k=n}^N \theta_n\right) \\ y_n = y_{n+1} + d \sin\left(\sum_{k=n+1}^N \theta_n\right) + L \sin\left(\sum_{k=n}^N \theta_n\right) \end{array} \right. \quad (4.1)$$

$$[\theta_1 \ \theta_2 \ \dots \ \theta_{10}]^T = [0.69 \ 0 \ 0.67 \ 0 \ 0.57 \ 0 \ 0.50 \ 0 \ 0.46 \ 0]^T \cdot \Delta t_1 \quad (4.2)$$

$$[\theta_{11} \ \theta_{12} \ \dots \ \theta_{20}]^T = [0.61 \ 0 \ 0.56 \ 0 \ 0.48 \ 0 \ 0.41 \ 0 \ 0.22 \ 0]^T \cdot \Delta t_2 \quad (4.3)$$

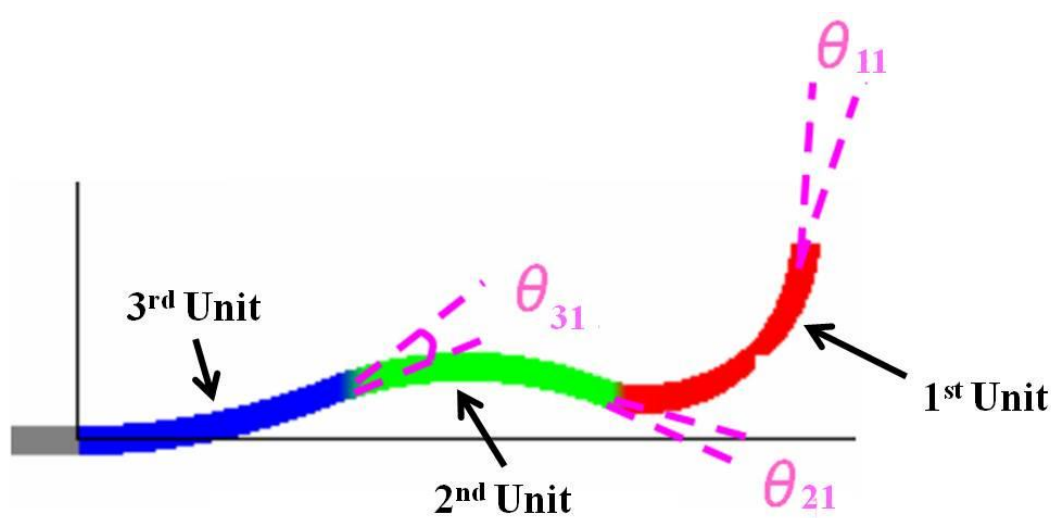
$$[\theta_{21} \ \theta_{22} \ \dots \ \theta_{30}]^T = [0.31 \ 0 \ 0.22 \ 0 \ 0.09 \ 0 \ 0.07 \ 0 \ 0 \ 0]^T \cdot \Delta t_3 \quad (4.4)$$

4.6 気道経路内進入シミュレータ

本節では、アプローチ経路内における回り込み動作を実現するために、3 ユニットマニピュレータの形状およびアプローチ経路を模擬可能なシミュレータを構築した。

まず、形状シミュレータは、各ユニットに存在する各関節角度を入力することを可能とする。各関節の動作を取得し、駆動ワイヤの牽引量に対する各関節角度の変化を関数化す

ることで、各ユニットにおける動作を再現することが可能となる(Fig. 4.30).



θ_{11} : Bending angle of 1st unit

θ_{21} : Bending angle of 2nd unit

θ_{31} : Bending angle of 3rd unit

Fig. 4.30 The simulation of three units manipulator's motion

4.5.3 項において、本 3 ユニットマニピュレータの干渉を抑制した状態の屈曲において各ユニットを動作させ各関節角度を取得し、各関節の運動方程式を導出した。そこで、その結果を用いて、本 3 ユニットマニピュレータの動作をシミュレーションに入力することにより、3 ユニットマニピュレータの干渉を抑制した状態で屈曲動作を反映するシミュレータを開発した。

また、回避動作の実現のため回り込み動作が必要である。回り込み動作を実現するためには、各ユニットを逐次動作させ、先端ユニットの動作を後部ユニットが追従しなければならない。しかし、そのアルゴリズムの構築は難しく、各ユニットの動作タイミングおよび各ユニットの角度出力を進入動作中に逐次検討する必要がある。そこで、3 ユニットマニピュレータ動作シミュレータに、付加機能として胎児のアプローチ経路の形状を模擬した半円を入力可能とする機能を付加した (Fig. 4.31)。さらに、本シミュレータは、3 ユニットマニピュレータの各関節と円弧との距離を逐次計算させることが可能であり、自動で回避動作を行わせることが可能である。本機能を搭載したことにより、直動動作を指令するだけで、各ユニットの動作のタイミングを決定することが可能になった。本シミュレーションで入力したアプローチ経路は 2.2 節でも述べた通り、本 3 ユニットマニピュレータの動作において目標としている直径 7.1[mm]、屈曲半径 17[mm]、120[deg]の扇形である。本 3 ユニ

ットマニピュレータにおける目標角度到達可能性およびアプローチ動作を実現する各ユニット駆動ワイヤの牽引量を検討するため、シミュレーションを行った。

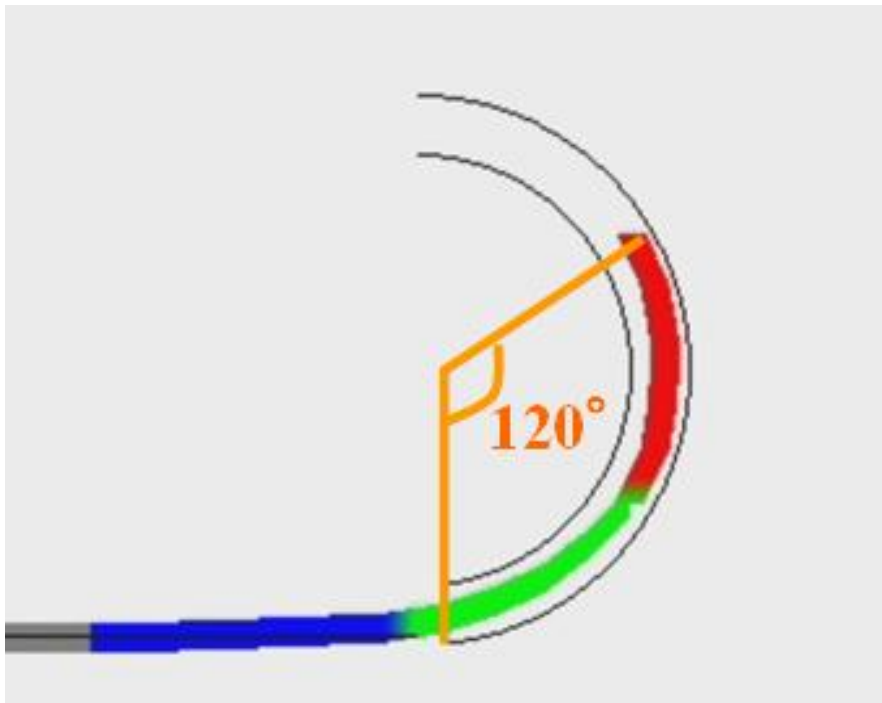


Fig. 4.31 Simulation of three units manipulator at the bending approach

本シミュレータにより回避動作を行わせ、目標アプローチ経路における3ユニットマニピュレータの屈曲動作を検討したところ、直径7.1[mm]という非常に狭いアプローチ経路内において、目標進入角度120[deg]まで接触を回避させながら進入させることが可能であることがわかり、その時に各ユニット駆動ワイヤの牽引量をシミュレーションから算出した。

4.7 アプローチ動作の評価実験

本3ユニットマニピュレータを用いて実際に回り込み動作を行うことができ、かつ胎児気道へのアプローチ経路を進行可能か確認するために、シミュレーションから算出した各屈曲関節と駆動ワイヤ牽引量の関係を実機に入力し、3ユニットマニピュレータのアプローチ動作の評価実験を行った。

4.7.1 実験目的

本3ユニットマニピュレータを用いた手術において、胎児の細胞は脆弱であることから、3ユニットマニピュレータと胎児組織が接触しないことを目指している。そこで、胎児気管の入り口へのアプローチ経路において、3ユニットマニピュレータのアプローチ動作を計測し、回り込み動作において、各関節の屈曲動作精度を評価することにより、3ユニットマニ

ピュレータの有用性を検討する.

4.7.2 実験方法

4.6 節で得られたシミュレータ上において, 本 3 ユニットマニピュレータが 120[deg]の屈曲形状を描くことを確認した. その結果を用いて, 3 ユニットマニピュレータの直動速度を 0.5[mm/s]に設定し, シミュレータから得られたアプローチ動作に対する各ユニット駆動ワイヤの牽引量を入力することにより, 本 3 ユニットマニピュレータを実際に動作させ, 実際の回り込み動作を行う. 直径 7.1[mm], 曲率半径 17[mm], 120[deg]の扇形を本研究における目標経路とする. Fig.4.32 に示すように, CCD 高速カメラで撮影し, パターンマッチングによりマーカをトラッキングすることで, 3 ユニットマニピュレータの各関節の屈曲動作を計測する.

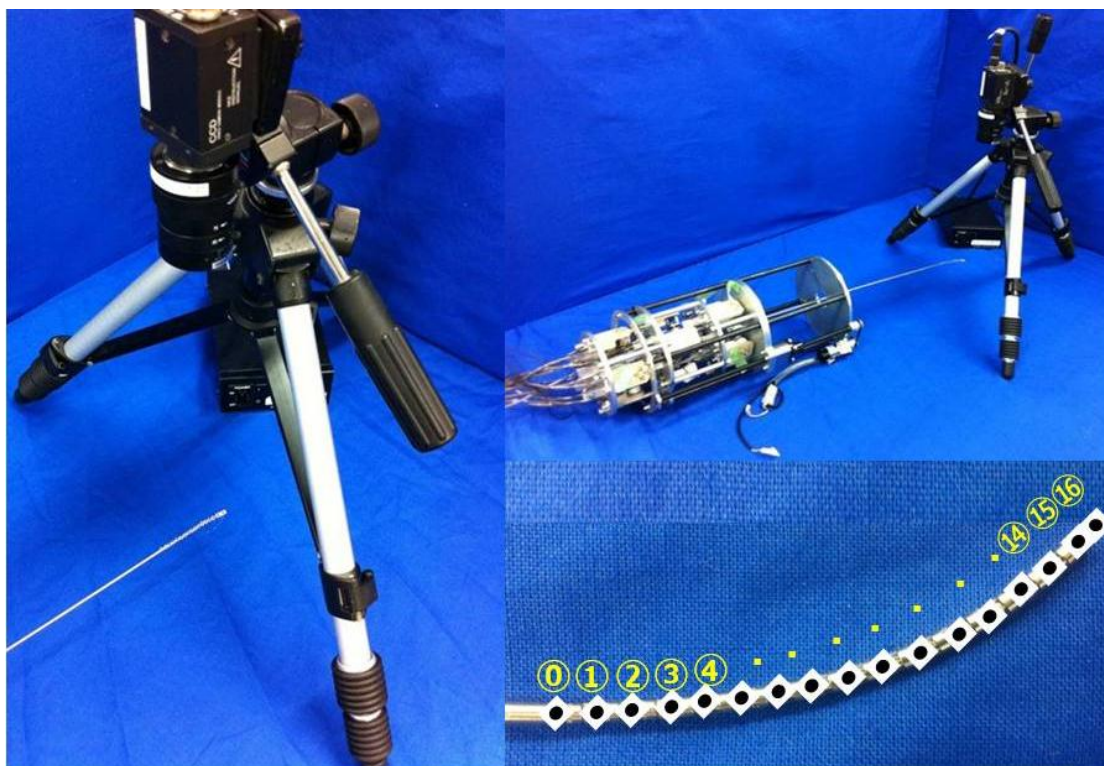


Fig. 4.32 Experiment system for measurement of bending approach

4.7.3 実験結果

本実験における結果を Fig. 4.33 に示す. 黒いポイントは, 曲率半径 17[mm], 角度 120[deg]の理想アプローチ経路である. 青い四角ポイントは, 実際 CCD 高速カメラで測定した 3 ユニットマニピュレータ屈曲関節の位置座標である.

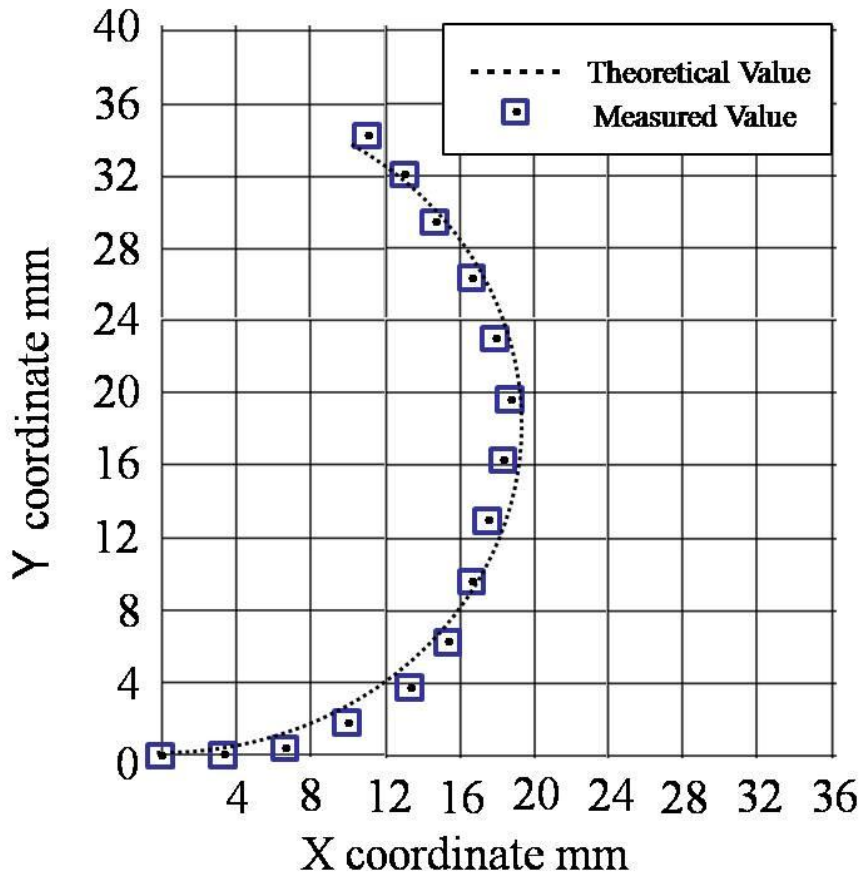


Fig. 4.33 The experimental results of bending approach

4.7.4 考察

本実験では、CCD 高速カメラを用いて細径・多自由度マニピュレータのアプローチ動作を検討した。実験結果により、細径・多自由度マニピュレータ各屈曲関節の平均位置誤差は 2.1[mm]、最大誤差が 2.8[mm]以下を実現することが確認された。直径 7.1[mm]、曲率半径 17[mm]、角度 120[deg]の理想アプローチ経路に対して、3 ユニットマニピュレータの直径 2.4[mm]間に存在する空間 4.7[mm]になることから、本実験結果から必要な精度は満たしていると考えられる。

4.8 小括

本章では、回りこみ動作を実現するために、3 ユニットマニピュレータ各ユニットの干渉の抑制と個別のユニットの動作を同時に行わせるために、干渉を定量化するとともに各駆動ワイヤの牽引量の比によって各干渉を抑えながら個別のユニットの動作の実現を行った。また、個別のユニット動作をシミュレータに取り込み、本 3 ユニットマニピュレータが実際にアプローチ経路を進行することが可能であることを検討した上で、模擬したアプローチ経路に 3 ユニットマニピュレータを屈曲させ、そのときの各関節の屈曲動作を計測した。

本3ユニットマニピュレータにより、直径7.1[mm]、曲率半径17[mm]、角度120[deg]の理想アプローチ経路に対して、最大誤差が2.8[mm]、平均誤差が2.1[mm]以下を実現したことが確認された。また、直径7.1[mm]のアプローチ経路に対して、直径2.4[mm]の3ユニットマニピュレータの間に存在する空間4.7[mm]であることから、必要な精度は満たしていると考えられる。

第5章 細径・多自由度マニピュレータ先端における接触力

5.1 先端接触力と駆動ワイヤ張力の関係測定実験

細径・多自由度マニピュレータを胎児の口唇から気管の入り口にアプローチする際に、安全性を考慮する必要がある、脆弱な組織を損傷せずに微小な力を制御する必要がある。しかし、子宮内にセンサを持ち込むことは感電の可能性があり、好ましくない。そこで、体外から駆動ワイヤの張力を用いて細径・多自由度マニピュレータ先端の接触力を推定する必要がある。最初に、細径・多自由度マニピュレータの先端部で接触力と駆動部で測定する駆動ワイヤの張力の関係を測定した。次に、駆動ワイヤの張力でボールジョイント関節のトルクを一定に制御し、細径・多自由度マニピュレータ先端の接触力を検証した。さらに、先行研究^[57]に示した0.3[kPa]の圧力を目標として、力センサで接触するときの力の变化の検証を行った。

5.1.1 実験目的

細径・多自由度マニピュレータの先端部に力センサを取り付け、先端の接触力と張力センサによる駆動ワイヤの張力値を同時に測定することにより、先端が対象と接触する際に、接触力と駆動ワイヤの張力の関係を導出することを目的とした。

5.1.2 理論式の算出

先端の対象と接触する力 f' [N] と駆動ワイヤ張力 T [N] の関係の理論式の算出方法を示す。まず先端部の簡易モデルを Fig. 5.1 に示す。

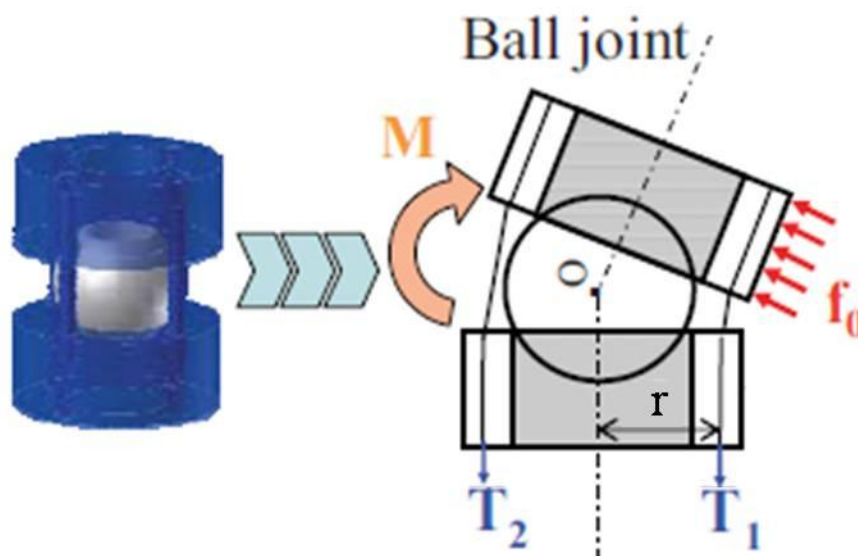


Fig. 5.1 Manipulator joint model for the analysis of force

接触力 f' によるモーメント M_1 は、 l'' を接触力のモーメントアームとすると、式 (5.1) で表される。

$$M_1 = f' \times l'' \quad (5.1)$$

また、駆動ワイヤの張力 T による発生するモーメント M_2 は、 r は駆動ワイヤのモーメントアームとすると、次のようになる

$$M_2 = T \times r \quad (5.2)$$

したがって、式(5.1)および式(5.2)より、モーメントの釣り合いを考えると、接触力 f' は T の関数として次式のように与えられる。

$$f' = \frac{r}{l''} \times T \quad (5.3)$$

5.1.3 実験方法および実験条件

細径・多自由度マニピュレータの先端の接触力と駆動ワイヤ張力の関係を測定する実験において、要求仕様 0.3[kPa]の接触力が、細径・多自由度マニピュレータの先端に作用する状況では、一点の集中荷重に換算する合力は 0.04[N]となる。その理由から 0.01[N]の高い精度で測定でき、取り付け、取り扱いも容易である共和電業製の微小荷重用ロードセル LTS-200GA (Fig. 5.2, Table 5.1) を用いた。取り付け面に対して直角方向の荷重測定が可能である。

開発した細径・多自由度マニピュレータ、ロードセル、張力センサを用い、駆動ワイヤの張力と先端の接触力関係の測定実験を行った。実験では1点の接触力を測定できるため、Fig. 5.3 に示す部品を圧力センサの先端に取り付けた。また、ロードセル用の共和電業製の電圧変換機 (Fig. 5.4) を使用した。

電圧変換機の仕様を Table 5.2 に示す。モーメントアーム l が 0.5[mm]のところに圧力センサを設置して、駆動ワイヤを牽引し、関節にトルクが発生した際の先端部がセンサに作用する力の測定を行う。駆動ワイヤを 1[mm]づつ牽引することにより、細径・多自由度マニピュレータの関節にトルクを発生させ、圧力センサと駆動部における駆動ワイヤの張力セン

サが出力する値を測定した。2つセンサのデータにより、細径・多自由度マニピュレータの先端部で接触力と駆動部で測定する駆動ワイヤの張力の関係を算出した。



Fig.5.2 Force Sensor LTS-200GA (KYOWA)



Fig.5.3 The pressure sensor

Table 5.1 Specification of Force Sensor LTS-200GA (KYOWA)

Maker	KYOWA
Type	LTS-200GA
Rated specification	2N(203.9gf)
Nonlinearity	±0.5%RO以内
Hysteresis	±0.5%RO以内
Repeatability	0.5%RO以下
Rated output	More than 1.5mV/V(3000×10 ⁻⁶ asymmetry)
The permission temperature range	10~70°C
The temperature compensation range	0~60°C
0 points of temperature influence	±0.5%RO/°C
Temperature influence of output	Less than ±0.1%/°C Celsius
The acceptable applied voltage	6V
The recommended license voltage	1~2V
Input resistance	120±10%
Output resistance	120±10%
Acceptable overload	120%
Limes overload	2N(203.9gf)
Weight	About 50g



Fig. 5.4 CDV-700A (KYOWA)

Table 5.2 Specification of CDV-700A (KYOWA)

Type	CDV-700A	
Bridge voltage method to impress	Constant voltage	
Application bridge resistance	60~1000 Ω	
The bridge power (The change is possible with a DIP switch of a back panel)	10VDC 4VDC 2VDC 1VDC	
Sensitivity For 100×10^{-6} asymmetry input)	The bridge voltage	Output
	10VDC	5V
	4VDC	2V
	2VDC	1V
1VDC	0.5V	
The user's registration function and a setting range	Cable resistance value of one way 0.0~200.0 Ω	

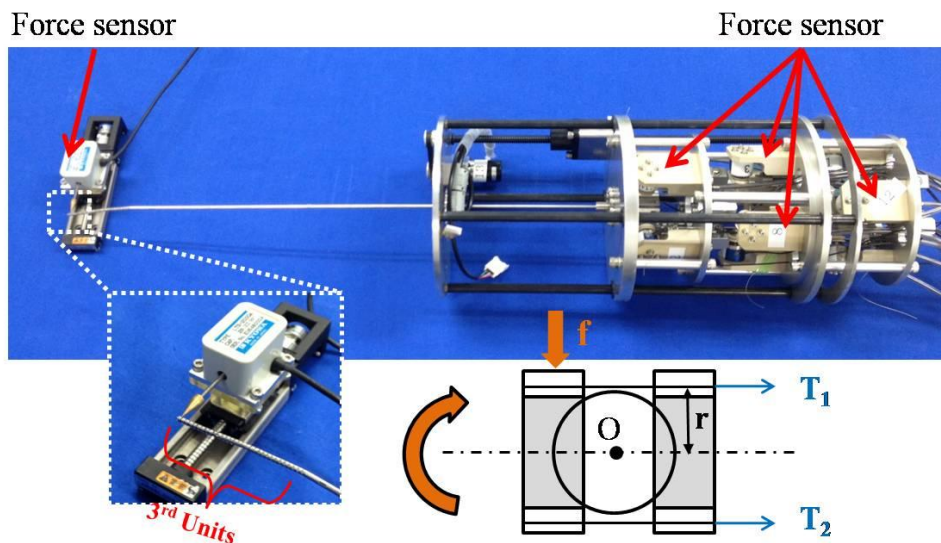


Fig.5.5 Experiment system of force sensing

5.1.4 実験結果

細径・多自由度マニピュレータ先端の接触力と駆動ワイヤ張力の関係測定の実験結果を Fig.5.6 に示す. 接触力のモーメントアーム $l'' = 0.5[\text{mm}]$ における先端の接触力の理論値を $0.01[\text{N}] \sim 0.1[\text{N}]$ と変化させるときに, 圧力センサによる測定値の理論式から推定した値に対する誤差は最小 3.5% である.

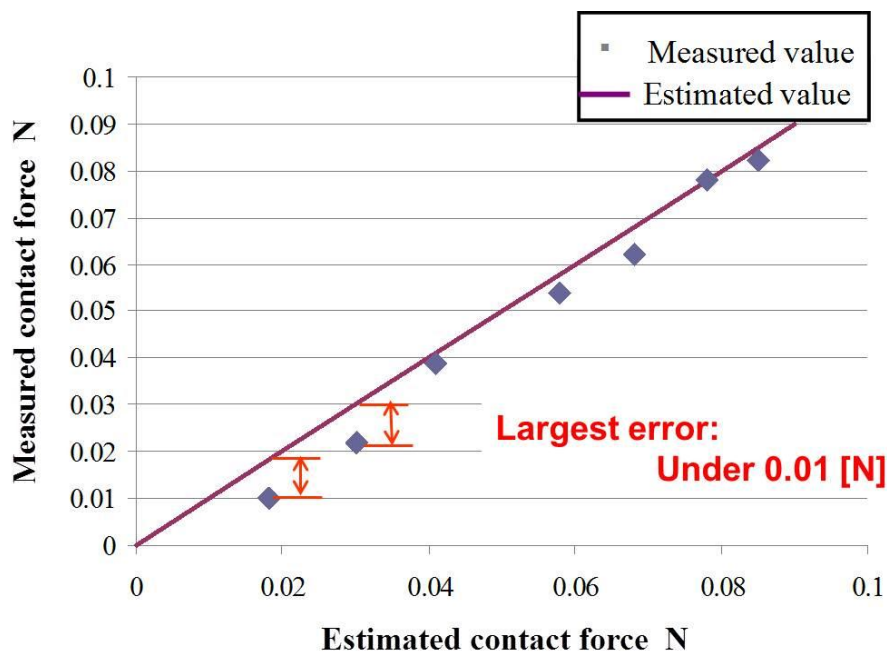


Fig.5.6 Experimental results of force sensing

5.1.5 考察

実験結果より接触力の測定値と理論式から推定した値の誤差を実験により明らかにした。駆動ワイヤの張力が小さいときは、駆動ワイヤの張力理論値に対して誤差が 33.2%と大きかったが、駆動ワイヤの張力が強くなるにつれて誤差が小さくなっている。最終的には誤差は駆動ワイヤの張力理論値に対して 3.5%以内に収めることができた。誤差の原因は、駆動ワイヤ同士の干渉とセンサのノイズと考えられる。細径・多自由度マニピュレータにおいては、直径 0.3[mm]のワイヤが 12 本を使用しているため、各駆動ワイヤとボールジョイント関節間の干渉・摩擦が起きていると考えられる。また、力センサのノイズは ± 0.6 [N]の間で変化することにより、最初に駆動ワイヤの張力変化が小さいときは、駆動ワイヤの張力を測定する張力センサのノイズによる影響が大きいため、誤差は 33.2%になったと考えられる。

5.2 接触力の制御

ワイヤ張力センサの値から細径・多自由度マニピュレータ先端の接触力を推定したが、胎児組織に負担をかけず、接触させるために、0.3[kPa]以下の圧力制御を行う必要がある。さらに、5.1 節に示したような静的条件のみならず、張力の連続的な変化に対応しなければならない。本研究の目標としては、駆動ワイヤの張力から細径・多自由度マニピュレータ先端の接触力を推定し、0.3[kPa]以下の圧力を制御することにした。

5.2.1 実験目的

本実験では、駆動ワイヤの張力からボールジョイント関節トルクを一定にすることにより、細径・多自由度マニピュレータ先端の接触力を制御し、ロードセルで接触力を測定することで、胎児組織との接触力の制御の検証を行う。

5.2.2 実験方法および実験条件

実験方法は、ワイヤ張力センサで駆動ワイヤの張力を測定することにより、ボールジョイント関節トルクを算出し、一定の関節トルクでワイヤを駆動することで、細径・多自由度マニピュレータの先端部をロードセルに接触する。ロードセルは細径・多自由度マニピュレータ先端から 1 関節目の中心のところに取り付け、Fig.5.7 に示すような実験環境で、実際細径・多自由度マニピュレータの先端に作用する力を測定する。

胎児組織との接触力が 0.3[kPa]以下であれば、胎児組織に損傷を与えないため、本実験では、0.3[kPa]程度の微弱な圧力で接触することを目標とした。基礎的な検討として、0.3[kPa]の圧力が細径・多自由度マニピュレータの先端に作用する状況では、細径・多自由度マニピュレータに作用する合計の力に換算し、その時に実際に力センサに作用する力の大きさから細径・多自由度マニピュレータ先端の接触力の評価を行った。

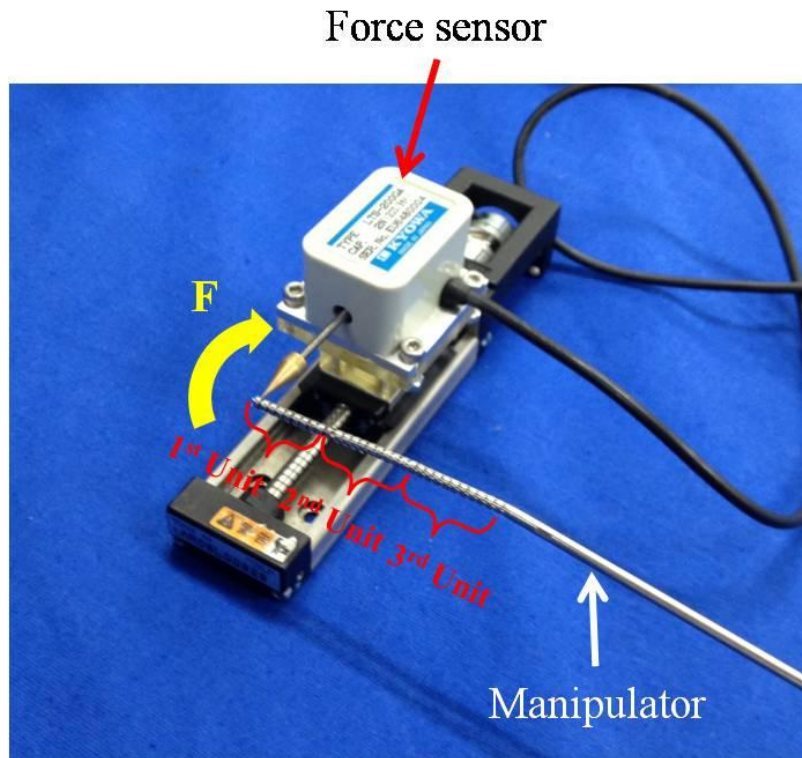


Fig. 5.7 Experiment system of contact force control

分布荷重 f_0 によるモーメント M_1 は、式(5.4)となる。

$$M_1 = \frac{f_0 L'^2 B}{2} \quad (5.4)$$

手術する際に、接触力を制御するため、 L' は細径・多自由度マニピュレータ先端1関節の長さであり、 B は細径・多自由度マニピュレータ先端部関節の幅である。

また、駆動ワイヤの張力による発生するモーメント M_2 は次式で与えられる。 r は駆動ワイヤのモーメントアームである。

$$M_2 = T \times r \quad (5.5)$$

モーメントの釣り合いを考えると、式(5.4)および式(5.5)より、駆動ワイヤの張力 T は分布荷重 f_0 の関数として次式のように与えられる。

$$T = \frac{f_0 L'^2 B}{2r} \quad (5.6)$$

細径・多自由度マニピュレータ先端に作用する合力 f' によるモーメント M_1 は次式で与えられる。 X はロードセルが細径・多自由度マニピュレータの先端に作用するモーメントアームであると

$$M_1 = f' \times X \quad (5.7)$$

したがって、モーメントの釣り合いを考えると、式(5.4)および式(5.7)より、先端に作用する合力 f' は分布荷重 f_0 の関数として次式のように与えられる。

$$f' = \frac{f_0 L'^2 B}{2X} \quad (5.8)$$

なお、細径・多自由度マニピュレータのパラメータと実験条件は以下である。

$$L' = 1 \times 10^{-3} [\text{m}] \quad B = 1 \times 10^{-3} [\text{m}] \quad X = 5 \times 10^{-4} [\text{m}] \quad r = 9 \times 10^{-4} [\text{m}]$$

式(5.6)により、目標のボールジョイント関節のトルクから目標の駆動ワイヤ張力を算出し、張力センサから駆動ワイヤの張力を測定することで、関節トルクを一定に制御した。また、式(5.8)により、先端に作用する目標合力を0.04[N]に換算し、その換算した集中荷重とロードセルから測定した細径・多自由度マニピュレータの先端部で接触力と比較した。

5.2.3 実験結果

細径・多自由度マニピュレータ先端の接触力の変化をFig. 5.8に示す。細径・多自由度マニピュレータの先端が0.03[N]の力でロードセルに接触することを確認した。ノイズによる影響は、 ± 0.01 [N]以内に収まることも明らかにした。

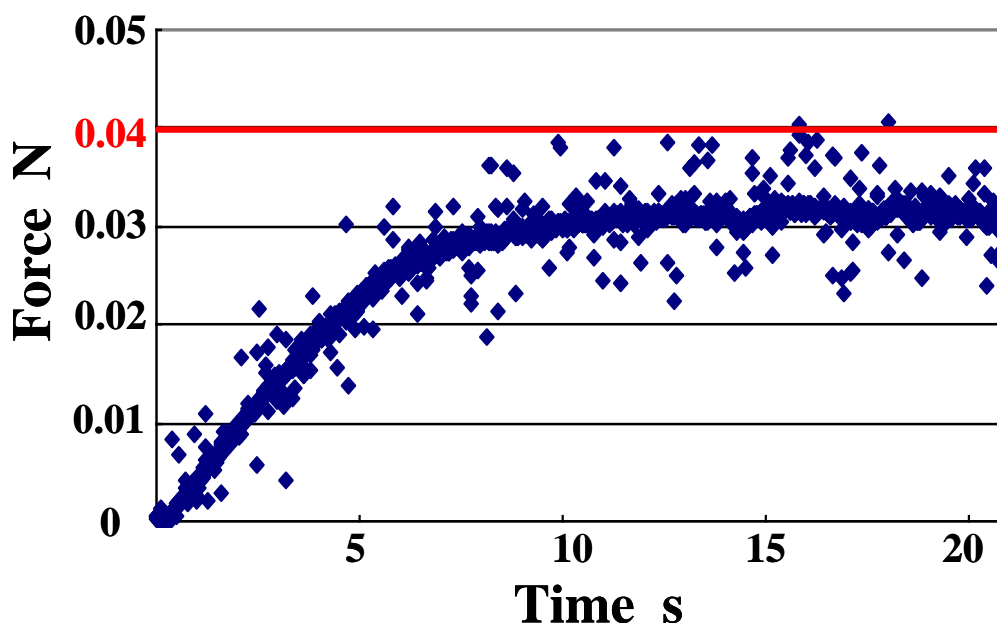


Fig. 5.8 Experimental results of contact force control

5.2.4 考察

実験結果より接触力の測定値と理論式から推定した値の誤差がわかった。誤差は駆動ワイヤの張力から換算した理論値 $0.04[\text{N}]$ に対して $0.01[\text{N}]$ 以内に収めることができた。誤差の原因は、5.1 節述べた理由と同じであり、駆動ワイヤと関節間の干渉であると考えられる。また、細径・多自由度マニピュレータの先端とボールジョイント先端の摩擦があるため、測定値は目標値より小さい原因の一であると考えられる。

駆動ワイヤと関節間の干渉やボールとジグの間の摩擦の改善方法としては、今後駆動ワイヤや細径・多自由度マニピュレータ先端とボールジョイント接続部に、フッ素コーティング剤で撥水処理を行う。フッ素コーティングされた表面は乾性皮膜で、摩擦係数 0.1 以下の低摩擦性の表面が得られるため、駆動ワイヤ同士や先端とボールジョイント間の摩擦の減少が期待される。

5.3 小括

本章では、駆動ワイヤの張力と先端部の接触力の関係を導出し、駆動ワイヤの張力から細径・多自由度マニピュレータ先端の接触力の検出・制御を行った。細径・多自由度マニピュレータ先端部の力センシングにおいては、先端部の接触力を力センサで測定し、張力センサによる駆動ワイヤの張力から推定した結果と比較して、推定精度の検証を行った。その結果から、駆動ワイヤの張力で細径・多自由度マニピュレータ先端の接触力を制御することが可能であることを確認した。先行研究^[57]により、細径・多自由度マニピュレータ先端の接触力が $0.3[\text{kPa}]$ を超えないように設定し、評価実験を行った。実験結果から、細径・多自由度マニピュレータ先端の接触力に関しては、 $0.3[\text{kPa}]$ 以下に制御することが可能であ

り、誤差が 0.01[N]以内に収めることができたことを示した。その結果によって、駆動ワイヤの張力を設定し、目標関節トルクを制御でき、胎児組織との接触力が 0.01[N]で感知することも可能である。

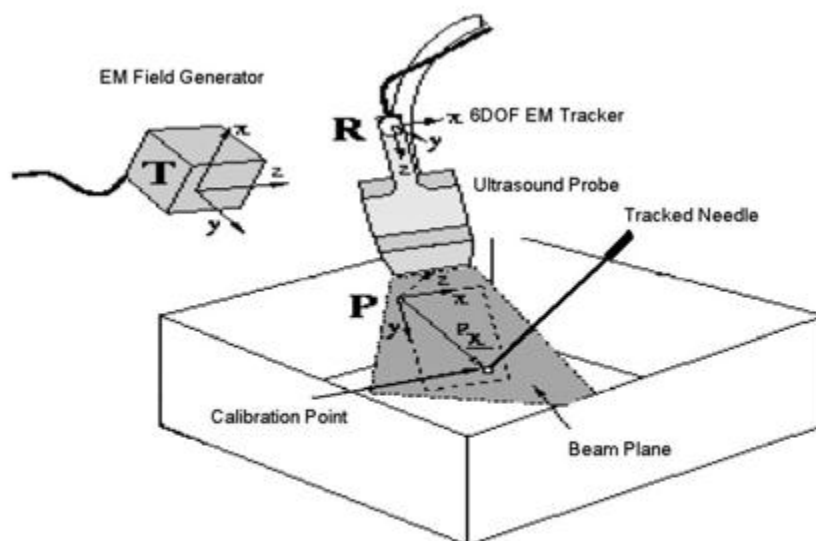
第6章 超音波診断装置を用いる胎児外科手術支援システム

本章では、手術する際に、細径・多自由度マニピュレータの姿勢を医師に提示する必要があり、正確なアプローチ動作を制御するため、術中に利用できる画像診断装置として、三次元超音波が画像を用いるシステムを提案した。三次元超音波が画像を用いるシステムの問題として、超音波画像上で細径・多自由度マニピュレータの姿勢を測定するために、超音波の画像座標系と細径・多自由度マニピュレータの屈曲動作の座標系を統一する必要があり、三次元超音波画像のキャリブレーションを行った。さらに、実際手術環境と同じな子宮内環境を模擬した水中で、三次元超音波診断装置と細径・多自由度マニピュレータを用い、本システムの有効性を評価した。

6.1 三次元超音波画像のキャリブレーション

6.1.1 実験目的

本研究では、三次元超音波画像による細径・多自由度マニピュレータのアプローチ動作を提示するために、細径・多自由度マニピュレータの位置を正確に三次元超音波画像上で示す必要があり、三次元超音波画像に対応する座標系の位置と測定される対象の座標系の位置関係を明確にする必要がある。座標系を統一する方法として、Fig. 6.1 に示すような先行研究^[88]により、三次元超音波プローブの座標系を用いて、三次元超音波画像の座標系を三次元磁気センサの座標系に変換する方法を利用し、次のような関係式が成り立つ。

Fig. 6.1 Calibration coordinates system^[89]

$$P_{tip} = T_{usprobe \rightarrow world} \cdot T_{image \rightarrow usprobe} \cdot P_{tipinimage} \quad (6.1)$$

$$P_{tip/usprobe \rightarrow world} = T_{usprobe \rightarrow world}^{-1} \cdot P_{tip} = T_{image \rightarrow usprobe} \cdot P_{tipinimage} = T_{image \rightarrow usprobe} \cdot (x, y, z, 1)^T \quad (6.2)$$

$$(P_{tip/usprobe \rightarrow world,1}, \dots, P_{tip/usprobe \rightarrow world,n}) = T_{image \rightarrow usprobe} \cdot \begin{pmatrix} x_1 & x_n \\ y_1 & y_n \\ z_1 & z_n \\ 1 & 1 \end{pmatrix} = T_{image \rightarrow usprobe} \cdot T_{tipinimage} \quad (6.3)$$

$$T_{tipinimage} = \begin{pmatrix} x_1 & x_n \\ y_1 & y_n \\ z_1 & z_n \\ 1 & 1 \end{pmatrix} \text{の時に,}$$

$$T_{image \rightarrow usprobe} = (P_{tip/usprobe \rightarrow world,1}, \dots, P_{tip/usprobe \rightarrow world,n}) \cdot T_{tipinimage}^T \cdot (T_{tipinimage} \cdot T_{tipinimage}^T)^{-1} \quad (6.4)$$

である。

本実験では、三次元磁気センサを用いて、三次元超音波画像座標系から超音波プローブ座標系に変換するマトリクス $T_{image \rightarrow usprobe}$ 、測定対象が三次元磁気センサ座標系における位置座標 P_{tip} 、測定対象が三次元超音波画像座標系における位置座標 $P_{tipinimage}$ を測定できるため、式(6.4)から、三次元超音波画像座標系のみで測定対象の位置を把握することが可能であり、三次元超音波画像座標系から超音波プローブの座標系に変換するマトリクス $T_{image \rightarrow usprobe}$ を導出すること目的とする。

6.1.2 実験装置

(A) 超音波診断装置と超音波プローブ

超音波診断装置として、PHILIPS 製の iU22 (Fig. 6.2) を使用した。Table 6.1 に iU22 の仕様を示す。iU22 は、他の超音波診断装置と比較して、画質が非常に良く、2次元画像の取得のみならず、その画像をもとに3次元的な画像データの構築も高速で行うことが可能である。

超音波プローブとして、PHILIPS 製のコンベックス型プローブ V6-2 (Fig. 6.3) を使用した。使用したプローブの大きさは、120×90×50[mm]である。Table 6.2 に iU22 の仕様を示す。



Fig. 6.2 Ultrasound imaging system (PHILIPS iU22)

Table 6.1 iU22 specification

Company	PHILIPS	
Type	iU22	
Scan mode	Linear(2D/3D), Convex(2D/3D), Sector(2D/3D)	
Display mode	B, M, PWD, CWD, CDI.	
Viewing depth	2 – 24 cm	
Viewing monitor	20-inch Flat Panel Display monitor	
Electrical source	100~127VAC, 50/60 Hz, 1010 VA	
Dimension	Width	57 cm
	Height	139.7 cm(Lock the monitor)~ 166.5(Up the monitor)
	Depth	113 cm
Weight	165.9 kg(Except peripheral device)	

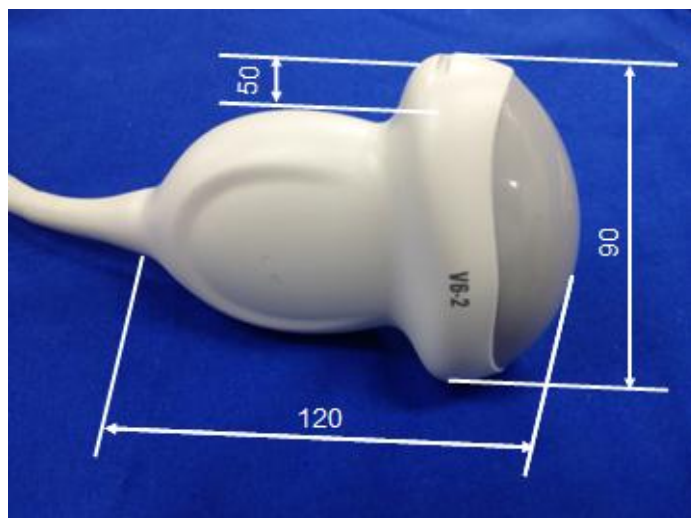


Fig. 6.3 Ultrasound probe (C9-4)

Table 6.2 Specification of ultrasound probe(C9-4)

Parameter	Detail	
Company	PHILIPS	
Type	V6-2	
Resolution	Distance	$\leq 2\text{mm}$
	Direction	$\leq 3\text{mm}$
Operating frequency	Totupura	$5.0\text{MHZ} \pm 20\%$
	B.Mode	$5.0\text{MHZ} \pm 20\%$
Ultrasonic intensity	Average intensive of Peak attenuation	$\leq 720\text{mW/cm}^2$
	Mechanical index	≤ 1.9
Precision	Distance precision	
	B.Mode(axis)	$\pm 5\%$
	B.Mode(lateral)	$\pm 5\%$
	M.Mode(axis)	$\pm 5\%$
	Area precision	$\pm 5\%$
	Time precision	$\pm 10\%$
	Velocity precision	$100 \pm 15\text{cm/sec}$
Dimension (mm)	Length	90
	Width	50
	Depth	50

(B) プローブホルダー

本実験では、三次元超音波画像の座標系を三次元磁気センサの座標系に変換するために、超音波プローブ座標系のマトリクスを算出する必要がある。そのために、Fig. 6.4 に示すような、三次元磁気センサ（(3)参照）の搭載されたプローブホルダーを製作した。このプローブホルダーは、上記で述べたプローブを把持することが可能な機構を採用しており、超音波プローブ座標系を算出する固定するために三次元磁気センサがホルダーの下部に固定し、超音波プローブの位置座標を計測することが可能である。Table 6.3 にプローブホルダーの寸法を示す。

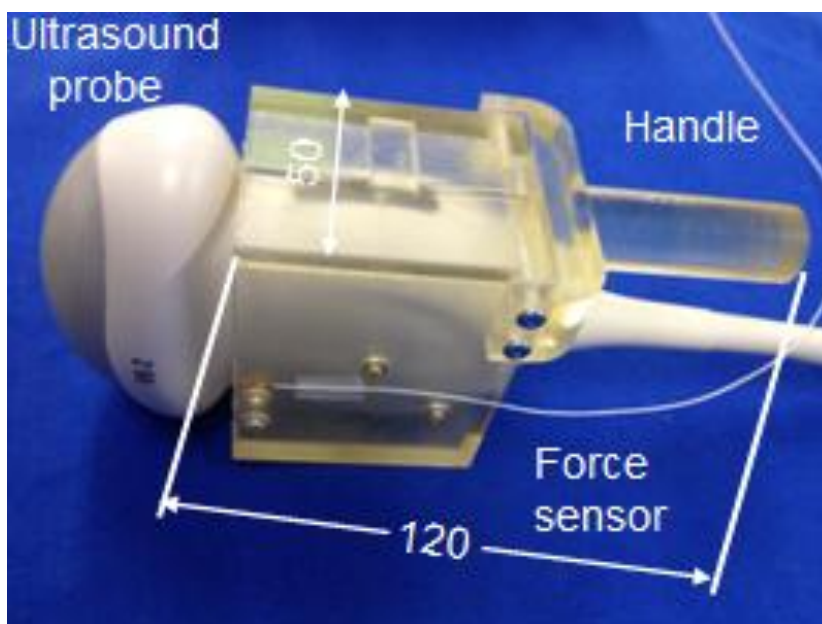


Fig. 6.4 Probe holder

Table 6.3 Specification of probe holder

Parameter	Detail
Material	Polyolefin
Length	120 mm
Width	50 mm

(C) 三次元磁気センサ

三次元測定機として、アメリカアセンション社製の 3D-Guidance trakSTAR (Fig. 6.5) を使用した。3D-Guidance trakSTAR は、他の三次元磁気センサと比較して、磁気金属による影響が少なく、高速・ダイナミック 3 次元・6 自由度の計測を行うことが可能である。Table 6.4 に三次元磁気センサの仕様を示す。



Fig. 6.5 3D-Guidance trakSTAR

Table 6.4 Specifications of 3D-Guidance trakSTAR

Parameter	Detail	
Company	Ascension	
Type	Model 90 Sensor	
Size	Sensor Housing:	Outside Diameter: 0.9 mm (0.035 inch) Length: 8.8 mm (0.35 inch)
	Sensor Cable:	3.3 m (10.8 ft) distance
	Wide Range Transmitter:	12" (30.5cm) cube with 20' (6.15m) cable
Degrees of freedom	Six (position and orientation)	
Translation range	± 2.1 m in any direction	
Angular range	All attitude: ± 180 deg azimuth and roll, ± 90 deg elevation	
Update rate	up to 600 updates/second	
Outputs	X, Y, Z positional coordinates, orientation angles, orientation matrix and quaternion	
Static accuracy	3.8mm RMS position	
	0.5 degree RMS orientation	
Interface	USB / RS232	
Power	100 to 240V, 50/60 Hz	
Operating temperature	59°F to 95°F (15°C to 40°C), 95% non-condensing humidity	

(D) 樹脂ブロック

三次元超音波画像上で、正確な測定対象の位置座標を測定するために、三次元画像上できれいなポイントを映る必要がある。本研究では、Fig.6.6に示すような直径30[mm]、高さ60[mm]と高さ30[mm]円錐形のブロックを選択した。材料は、三次元磁気センサに影響がない樹脂を選択した。

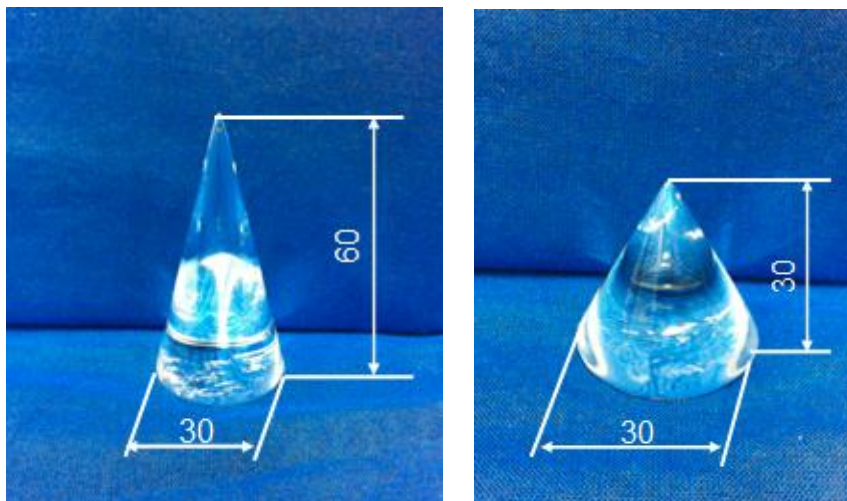


Fig. 6.6 Resin block

(E) ペンプローブ

三次元超音波画像のキャリブレーションを行う際に、正確的に測定対象である樹脂ブロック先端の三次元位置座標を測定する必要があるため、ポイントの位置座標を正確的に測定する可能なペン式のプローブを用いた。直径0.9[mm]の三次元磁気センサをペン式のプローブに固定し、三次元磁気センサの位置座標でペン式のプローブ先端の位置座標を推定できるペンプローブ(Fig. 6.7)を試作した。

ペンプローブ先端位置座標の計算方法としては、Fig. 6.8に示すように、ペンプローブに固定する三次元磁気センサ位置座標とペンプローブ先端位置座標の関係は、次のような関係式が成り立つ。 (R_i, t_i) と (R_j, t_j) は二点の座標変換マトリクスである。 p_{cal} はペンプローブ先端位置座標の変換ベクトルである。

$$R_i \cdot p_{cal} + t_i = p \quad (6.1)$$

$$R_j \cdot p_{cal} + t_j = p \quad (6.2)$$

$$p_{cal} = -\frac{t_i - t_j}{R_i - R_j} \quad (6,3)$$

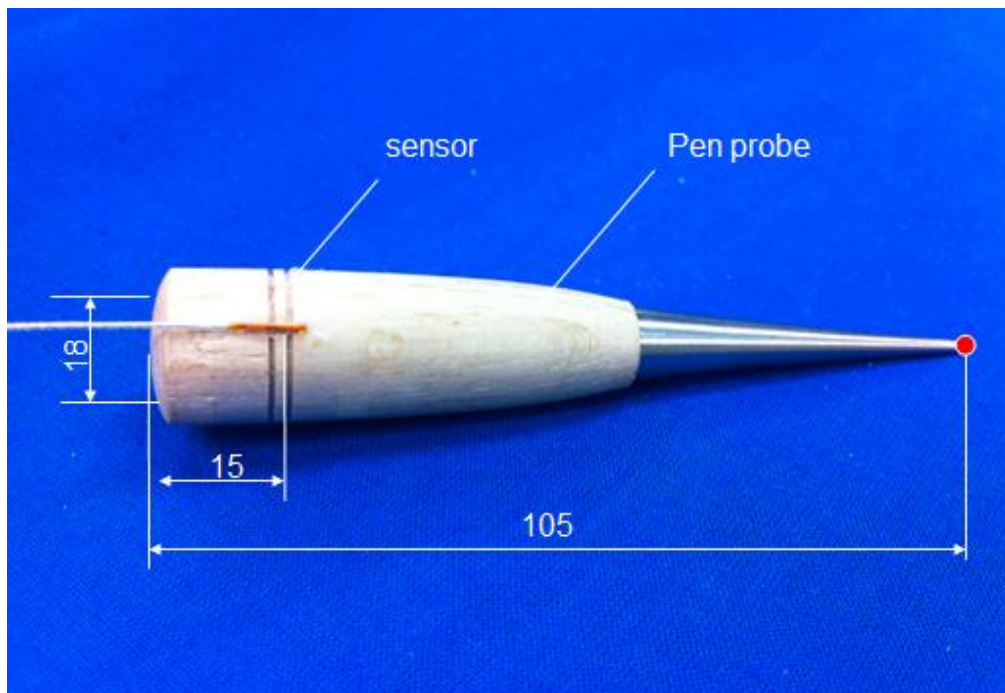


Fig. 6.7 Pen probe

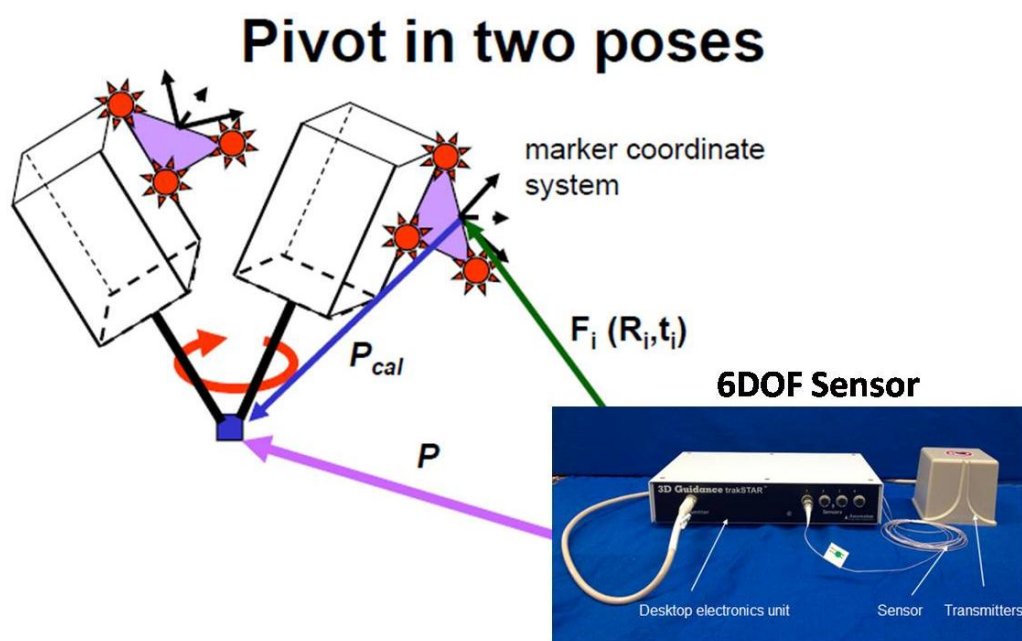
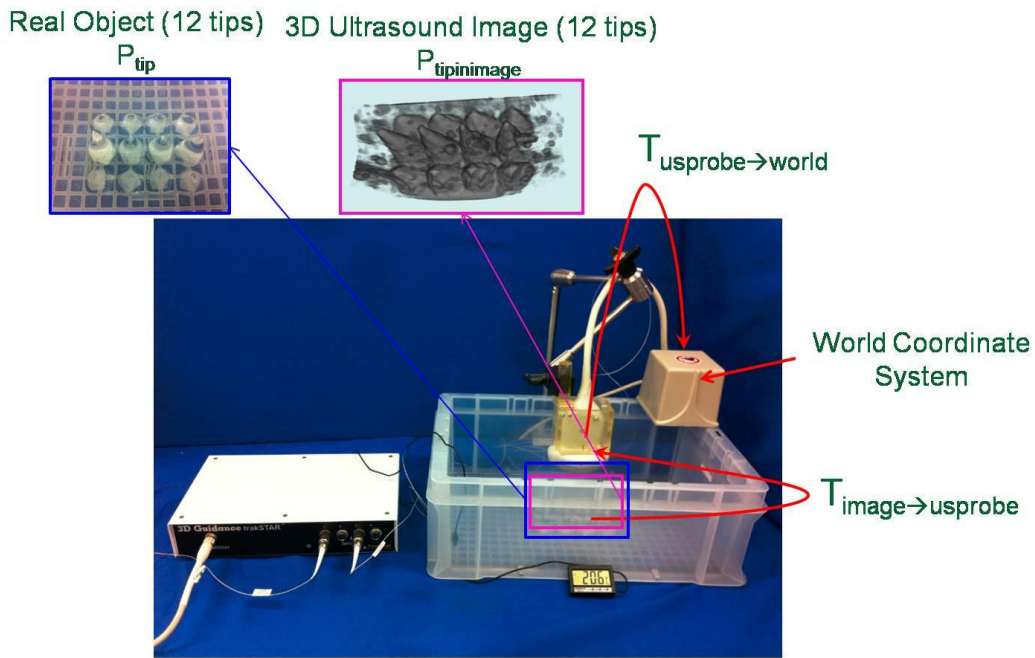


Fig. 6.8 The mechanism of pen probe

座標変換ベクトル p_{cal} を導出することにより、三次元磁気センサの位置座標でペンプローブ先端位置座標の推定が可能である。位置座標変換ベクトルの計算方法として、ペンプローブを任意角度に2回移動し、ペンプローブに固定した三次元磁気センサの位置座標を取得した2回の位置座標をオイラー角の変換式で計算し、得られた結果を式(6.3)に代入することにより、座標変換ベクトル p_{cal} を算出する。

6.1.3 実験方法および実験条件

本実験では、水中で2種類、合計12個の樹脂ブロックを Fig. 6.9 に示すように並び、ペンプローブで水中にある樹脂ブロック先端の三次元位置座標を測定する。また、超音波プローブの座標位置を三次元磁気センサで取得する。さらに、三次元超音波画像から樹脂ブロック先端の位置座標を抽出し、式(6.2)に代入することで、三次元超音波プローブ座標系から三次元磁気センサ座標系に変換マトリクス $T_{image \rightarrow usprobe}$ を算出する。



$$P_{tip} = T_{usprobe \rightarrow world} \times T_{image \rightarrow usprobe} \times P_{tipimage}$$

Fig. 6.9 Experiment system of ultrasound image calibration

6.1.4 実験結果

三次元磁気センサで測定した変換マトリクス $T_{image \rightarrow usprobe}$ 、座標 P_{tip} 、 $P_{tipimage}$ を Table 6.5 から Table 6.7 に示す。

Table 6.5 Experimental results (Pen probe)

Number	X [mm]	Y [mm]	Z [mm]
1	114.3	206.2	157.5
2	119.9	175.1	158.3
3	116.8	146.6	159.9
4	116.3	116.8	157.1
5	81.2	209.3	126.5
6	83.6	174.4	126.8
7	85.28	148.8	128.5
8	86.1	118.3	126.0
9	53.4	208.5	151.8
10	52.4	177.7	155.3
11	54.6	147.8	156.3
12	56.1	117.8	157.6

Table 6.6 Experimental results (The coordinates of ultrasonic probe sensor)

Number	X [mm]	Y [mm]	Z [mm]
1	100.0	161.6	45.0

Table 6.7 Experimental results (The coordinates of ultrasound image)

Number	X [mm]	Y [mm]	Z [mm]
1	130.0	193.0	71.0
2	218.0	195.0	69.0
3	305.0	182.0	74.0
4	395.0	192.0	70.0
5	129.0	357.0	132.0
6	217.0	366.0	130.0
7	304.0	365.0	128.0
8	397.0	368.0	125.0
9	127.0	221.0	196.0
10	217.0	219.0	197.0
11	301.0	221.0	195.0
12	388.0	215.0	199.0

6.1.5 考察

実験結果により，算出した超音波プローブ座標系変換マトリクス $T_{image \rightarrow usprobe}$ および三次元超音波画像の座標系から三次元磁気センサ座標系に変換マトリクス $T_{usprobe \rightarrow world}$ は，下記となる．算出した平均誤差がX軸で1.10[mm]，Y軸で1.03[mm]，Z軸で1.01[mm]であることがわかった．

$$T_{image \rightarrow usprobe} = \begin{bmatrix} 0.1 & 0.1 & 0.1 & -141.8 \\ 0.1 & -0.1 & -0.4 & 92.1 \\ 0.1 & -0.1 & 0.3 & 55.7 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (6.4)$$

$$T_{image \rightarrow usprobe} = \begin{bmatrix} 0.1 & 0.1 & 0.1 & -141.8 \\ 0.1 & -0.1 & -0.4 & 92.1 \\ 0.1 & -0.1 & 0.3 & 55.7 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (6.5)$$

6.2 三次元超音波画像によるマニピュレータ姿勢の検出

6.2.1 実験目的

本実験では，超音波画像上で細径・多自由度マニピュレータの姿勢を抽出し，マトリクス変換式により，実際の細径・多自由度マニピュレータの位置を推定する．また，三次元磁気センサにより，実際の細径・多自由度マニピュレータの位置座標を測定し，推定した位置と比較することで，本システムの有効性を検証する．

6.2.2 実験装置

超音波診断装置と超音波プローブ，プローブホルダー，および三次元磁気センサは，6.1.2節に示したものと同様の装置を用いて計測を行った．

6.2.3 実験方法および実験条件

6.1節では超音波画像による細径・多自由度マニピュレータ姿勢の測定において，三次元磁気センサによる位置情報と超音波画像上の位置情報を比較することで，正確な姿勢の検証について述べた．しかし，実際に胎児手術は三次元超音波画像のみを利用するため，本実験では，水中で細径・多自由度マニピュレータの屈曲動作に対して，超音波画像上で測定した位置の精度を検討した．

実験方法は、Fig. 6.10 に示すように、細径・多自由度マニピュレータの屈曲動作において 4 個の三次元磁気センサを細径・多自由度マニピュレータの 1 関節目, 4 関節目, 7 関節目, 10 関節目および根元の座標を測定した。測定した細径・多自由度マニピュレータの座標と超音波画像から推定した座標を比較し、本システムによる細径・多自由度マニピュレータの屈曲動作を評価する。

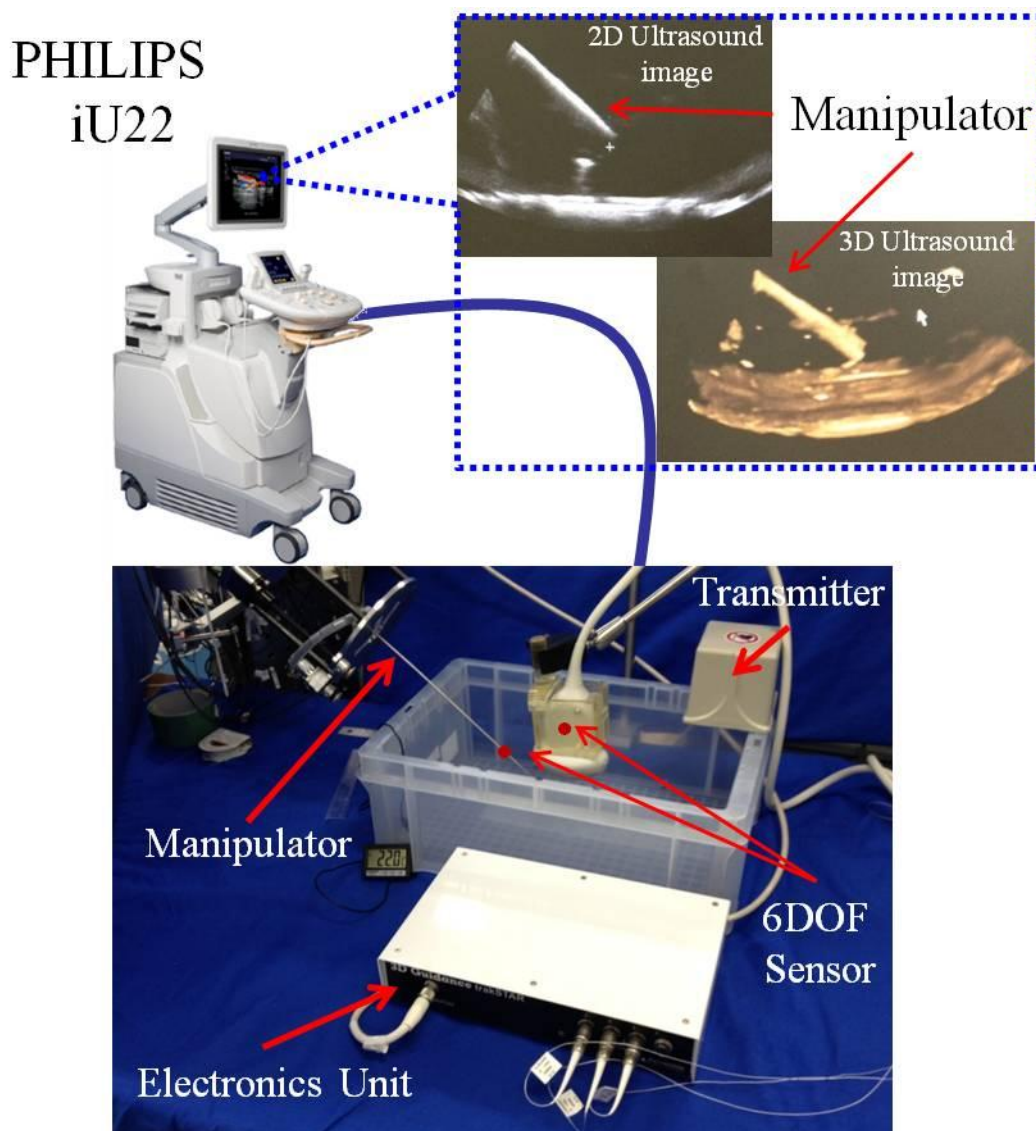


Fig. 6.10 Experiment system of manipulator ultrasound image

6.2.4 実験結果

三次元磁気センサで測定した変換マトリクス $T_{image \rightarrow usprobe}$, 座標 P_{tip} , $P_{tipinimage}$ を Table 6.8 から Table 6.15 に示す。 Δt は、細径・多自由度マニピュレータ駆動ワイヤの牽引量である。

また、4 回の実験結果の最大誤差を Table 6.16 に示す。

Table 6.8 Experimental results (Pen probe $\Delta t = 0$ [mm])

Number	X [mm]	Y [mm]	Z [mm]
1	95.9	189.0	110.2
2	98.2	179.3	120.9
3	98.2	171.3	125.8
4	99.3	164.0	134.7
5	100.7	154.5	142.3

Table 6.9 Experimental results (The coordinate of ultrasound image $\Delta t = 0$ [mm])

Number	X [mm]	Y [mm]	Z [mm]
1	94.1	190.9	109.9
2	95.8	178.8	120.7
3	96.7	170.4	127.4
4	97.9	162.1	134.8
5	99.1	152.4	143.0

Table 6.10 Experimental results (Pen probe $\Delta t = 1$ [mm])

Number	X [mm]	Y [mm]	Z [mm]
1	95.0	189.2	111.6
2	97.6	180.2	119.1
3	95.9	172.3	129.4
4	97.1	165.1	136.6
5	98.6	156.0	146.8

Table 6.11 Experimental results (The coordinate of ultrasound image $\Delta t = 1$ [mm])

Number	X [mm]	Y [mm]	Z [mm]
1	94.3	190.2	110.8
2	95.9	178.5	121.5
3	96.9	170.8	128.1
4	98.2	162.5	136.0
5	99.6	154.9	144.7

Table 6.12 Experimental results (Pen probe $\Delta t = 2$ [mm])

Number	X [mm]	Y [mm]	Z [mm]
1	96.0	189.8	111.5
2	98.1	179.6	119.5
3	97.7	171.9	129.3
4	98.4	165.3	137.2
5	98.8	158.9	148.1

Table 6.13 Experimental results (The coordinate of ultrasound image $\Delta t = 2$ [mm])

Number	X [mm]	Y [mm]	Z [mm]
1	94.7	187.7	113.5
2	96.3	177.6	122.3
3	97.4	169.8	130.5
4	98.8	163.3	138.8
5	100.5	157.3	147.8

Table 6.14 Experimental results (Pen probe $\Delta t = 3$ [mm])

Number	X [mm]	Y [mm]	Z [mm]
1	96.9	189.6	110.8
2	97.6	180.2	119.4
3	97.7	173.2	128.6
4	98.1	166.1	139.1
5	96.9	162.0	149.9

Table 6.15 Experimental results (The coordinate of ultrasound image $\Delta t = 3$ [mm])

Number	X [mm]	Y [mm]	Z [mm]
1	94.3	189.6	111.2
2	96.2	177.6	122.2
3	97.3	171.7	129.6
4	98.7	165.5	137.4
5	99.4	161.9	147.1

Table 6.16 The max errors of experimental results

Δt	X [mm]	Y [mm]	Z [mm]
0	2.6	2.1	1.6
1	1.6	2.6	2.4
2	1.8	2.1	2.8
3	2.6	2.1	2.8

6.2.5 考察

実験結果により、三次元超音波画像上で測定した細径・多自由度マニピュレータの屈曲動作に対して、実際三次元磁気センサで測定した位置座標との平均位置最大誤差が X 軸で 2.6[mm]、Y 軸で 2.1[mm]、Z 軸で 2.8[mm]であり、直径 7.1[mm]のアプローチ経路に対して、直径 2.4[mm]の 3 ユニットマニピュレータの間に存在する空間 4.7[mm]であることから、必要な精度は満たしていると考えられ、本システムの有効性を確認した。

6.3 小括

本章では、超音波画像上の細径・多自由度マニピュレータの姿勢情報を把握するために、三次元超音波画像のキャリブレーションを行い、三次元超音波画像の座標系と三次元磁気センサの座標系を統一した。また、本提案したシステムの評価として、三次元超音波画像上で推定した細径・多自由度マニピュレータの位置と三次元磁気センサで測定した位置情報を比較した。実験結果により、三次元超音波画像上で測定した細径・多自由度マニピュレータの屈曲動作に対して、実際三次元磁気センサで測定した位置座標との平均位置最大誤差が X 軸で 2.6[mm]、Y 軸で 2.1[mm]、Z 軸で 2.8[mm]であり、直径 7.1[mm]のアプローチ経路に対して、直径 2.4[mm]の 3 ユニットマニピュレータの間に存在する空間 4.7[mm]であることから、必要な精度は満たしていると考えられ、本システムの有効性を確認した。

第7章 結言

7.1 結論

本研究では、先天性大隔膜ヘルニアにおける手術を支援するための細径・多自由度マニピュレータの開発および、アプローチ動作シミュレーションを構築し、評価を行った。

まず、本研究で開発した細径・多自由度マニピュレータの基本となる1ユニットマニピュレータ各屈曲関節の再現性を検討した。その結果、誤差0.8[mm]以内の再現性があることが示された。本結果より、0.8[mm]の誤差の範囲に収まっていることから細径・多自由度マニピュレータと胎児組織の接触を避けることができ、胎児組織を損傷させずにアプローチできると考えられる。

次に、3ユニットマニピュレータの開発および、回り込み動作の検討を行った。その過程において、3ユニットマニピュレータの各ユニットを屈曲させると、他のユニットが干渉の影響を受けるため、アプローチ経路を通ることができないことがわかった。そこで、3ユニットマニピュレータの制御課題として、干渉の影響の抑制および各ユニットの個別の屈曲が必要となり、各ユニット間の干渉の影響を定量化し、駆動ワイヤの牽引量の比率により干渉の抑制制御を行った。その結果本3ユニットマニピュレータは、個別のユニットを動作させることが可能となった。また、ボールとジグを重ね合わせた本機構によって、(A)細径・多自由度なマニピュレータにおける能動動作を実現できること、(B)各ユニットが動作する際の干渉の影響を抑制可能であることが証明され、本機構の有用性が示された。

さらに、本細径・多自由度マニピュレータを用いて回り込み動作を実現し、アプローチ経路内を進入させるため、屈曲形状およびアプローチ経路を再現したシミュレータを開発し、実際の動作でアプローチ経路を進入可能か検討した。その際、細径・多自由度マニピュレータとアプローチ経路との距離を逐次算出させ、接触しないよう回避動作を行い、シミュレータ上で制御させたところ、本細径・多自由度マニピュレータの動作を用いれば胎児組織に接触しないことが確認でき、細い経路に対する多ユニット化が有効であることがわかった。また、この機能を付加させたことにより、アプローチ経路進行に必要なとされる回り込み動作の実現のための1stユニットに対する2ndユニットと3rdユニットの追従動作が実現可能となった。

以上のシミュレーションを元に、細径・多自由度マニピュレータにおいても、回り込み動作が可能か検証したところ、目標角度120[deg]まで回り込むことが可能であることがわかった。

シミュレーションと細径・多自由度マニピュレータとの協調動作により、一定速度0.5[mm/s]において模擬した直径7.1[mm]、曲率半径17[mm]のアプローチ経路で実験を行った。細径・多自由度マニピュレータによる回り込み動作を自動制御化して行ったところ、目標角度120[deg]まで回り込むことが可能であり、細径・多自由度マニピュレータ各関節の平均位置誤差は2.1[mm]、最大誤差が2.8[mm]以下を実現することが確認された。

最後に、三次元超音波診断装置を用いるシステムとして、三次元超音波画像のみで細径・多自由度マニピュレータの位置を測定するために、三次元超音波画像のキャリブレーションを行った。また、三次元超音波画像上で細径・多自由度マニピュレータの屈曲動作に対して、先端の屈曲姿勢を測定した。さらに、三次元磁気センサで実際の位置座標を測定し、三次元超音波画像上で測定した細径・多自由度マニピュレータの位置座標と比較することにより、位置の平均誤差が X 軸で 2.6[mm]、Y 軸で 2.1[mm]、Z 軸で 2.8[mm]であることがわかった。直径 7.1[mm]のアプローチ経路に対して、直径 2.4[mm]の 3 ユニットマニピュレータの間に存在する空間 4.7[mm]であることから、必要な精度は満たしていると考えられる。

以上のことから、三次元超音波画像誘導システムを用いて、本開発した細径・多自由度マニピュレータが胎児気管の入り口にアプローチすることが可能と考えられ、本提案したシステムの有効性を示した。

7.2 展望

本手術の最終像としては、超音波画像を用いた自動制御を目指している。そこで、画像処理により、超音波画像で取得したアプローチ経路を描出し、本シミュレータと統合することで、実際の手術に用いることが可能であると考えられる。また、本研究では駆動ワイヤの初期張力をひとつに決定し、得られたマニピュレータの動作をシミュレータに搭載し、制御を行ったが、本細径・多自由度マニピュレータは駆動ワイヤの初期張力により形状が変化することにより、初期張力と牽引量・屈曲姿勢の関係を定式化することで、細径・多自由度マニピュレータの屈曲形状を様々に変化させることも可能となり、さらに複雑な形状への変形も可能となる。

以上を踏まえ、本細径・多自由度マニピュレータの動作を制御可能とし、*in vitro*, *in vivo* 実験を行っていくことが望まれる。

また、本細径・多自由度マニピュレータの内部は、空洞となっているためファイバースコープや鉗子およびメスを搭載可能とすることも可能である。よって今後、本細径・多自由度マニピュレータを利用した新たなデバイスの開発が進むことが期待される。

参考文献

- [1] 下山 他, ”ロボットフロンティア”, pp.106-125, 岩波書店, 2005
- [2] R. H. Taylor and D. Stoianovici “Medical Robotics in Computer-Integrated Surgery”, IEEE Transaction on Robotics and Automation, Vol. 19, No. 5, 2003
- [3] Y.Wang: The Evolving Role of Robotics In Surgery, 日本ロボット学会誌, Vol.18, No.1, pp.45-48, 2000
- [4] J.Marescaux, J.Leroy, M.Gagner, F.Rubino, D.Mutter, M.Vix, S.E.Butner, M.K.Smith: Transatlantic robot-assisted telesurgery, Nature, Vol.413, pp.379-380, 2001
- [5] 掛地吉弘, 小西晃造, 安永武史, 山口将平, 金城直, 津川康治, 家入里志, 川中博文, 富川盛雅, 江藤正俊, 内藤誠二, 水田祥代, 前原喜彦, 橋爪誠: 内視鏡下手術支援装置 ZEUS による腹部手術, 第12回日本コンピュータ外科学会大会論文集, pp.43-44, 2003
- [6] S.Gary, J.Guthart, J.K.Salisbury: The Intuitive Telesurgery System: Overview and Application, in Proc. the 2000 IEEE International Conference on Robotics & Automation, pp.618-621, 2000.
- [7] 佐伯浩司, 橋爪誠, 島田光生, 大賀丈史, 赤星朋比古, 掛地吉弘, 前原喜彦: da Vinci を用いた逆流性食道炎に対する腹腔鏡下Nissen 手術, 第11回日本コンピュータ外科学会大会論文集, pp.119-120, 2002
- [8] J.P. Ruurda, I.A.M.J. Broeders: Feasibility of robot-assisted laparoscopic intestinal anastomosis; an experimental study in pigs, in Proc. Computer Assisted Radiology and Surgery (CARS2002), pp.324-328, 2002.
- [9] Intuitive Surgical 社ホームページ, <http://www.intuitivesurgical.com/>
- [10] 家入里志, 掛地吉弘, 小西晃造, 安永武史, 山口将平, 金城直, 津川康治, 川中博文, 空閑啓高, 橋爪誠: ロボット手術トレーニングの有効性, 第12回日本コンピュータ外科学会大会論文集, pp.55-56, 2003
- [11] Eisuke Aoki, Takashi Suzuki, Etsuko Kobayashi, Ichiro Sakuma, Konishi Kozo, Makoto Hashizume: Modular Design of Master-Slave Surgical Robotic System with Reliable Real-TimeControl Performance, Biomedical Robotics and Biomechatronics, pp.80-86, 2006
- [12] 西澤 幸司, 菅 和俊, 藤江 正克, 伊関 洋, 小林 茂昭: 三本のマニピュレータと内視鏡を直径 10mm の挿入部に装備した脳神経外科用 HUMAN システム, 日本機械学会論文集. C 編, Vol.70, No.692, pp. 1100-1106, 2004
- [13] T.Kawai, K.Kan, K.Hongo, K.Nishizawa, F.Tajima, M.G.Fujie, T. Dohi, K.Takakura, ”Bipolar Coagulation - Capable Microforceps”, Engineering in Medicine and Biology Magazine, IEEE, Volume 24, Issue 4, pp.57 - 62, 2005
- [14] Koji Ikuta, Keiichi Yamamoto, Keiji Sasaki: Development of Remote Microsurgery Robot and New Surgical Procedure for Deep and Narrow Space, Proceedings of the 2003 IEEE International Conference on Robotics & Automation, pp.1103-1108, 2003

- [15] 服部麻木, 鈴木直樹, 鈴木薫之, 大竹義人: NOTES へ向けた内視鏡型手術ロボットの開発, 日本コンピュータ外科学会誌, Vol.9, No.2, pp.79-84, 2007
- [16] Daniel J. Abbott: Design of an Endoluminal NOTES Robot System, Proceedings of the 2007 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems , pp. 410-416,2007
- [17] S.C. Low, S.W. Tang, Z.M. Thant, L. Phee,K.Y. Ho, S.C Chung: Master-Slave Robotic System for Therapeutic Gastrointestinal Endoscopic Procedures, Proceedings of the 28th IEEEEMBS Annual International Conference, pp.3850-3853, 2006
- [18] Mamoru Mitsuishi, Naohiko Sugita, Phongsan Pitakwatchara: Force-Feedback Augmentation Modes in the Laparoscopic Minimally Invasive Telesurgical System, IEEE/ASME TRANSACTIONS ON MECHATRONICS, VOL.12, NO.4, pp.447-454, 2007
- [19] Jumpei Arata, Mamoru Mitsuishi, Shin'ichi Warisawa, Katsuya Tanaka, Takashi Yoshizawa, Makoto Hashizume: Development of a dexterous minimally-invasive surgical system with augmented force feedback capability, Intelligent Robots and Systems, pp.3207-3212, 2005
- [20] Hiroki Takahashi, Shin'ichi Warisawa, Mamoru Mitsuishi, Jumpei Arata, Makoto Hashizume: Development of High Dexterity Minimally Invasive Surgical System with Augmented Force Feedback Capability, Biomedical Robotics and Biomechatronics, pp.284-289, 2006
- [21] Kotaro Tadano, Kenji Kawashima: Development of 4-DOFs Forceps with Force Sensing using Pneumatic Servo System, Proceedings of the 2006 IEEE International Conference on Robotics and Automation, pp.2250-, 2255, 2006
- [22] Kodak Tadano, Kenji Kawashima: Development of a Master Slave System with Force Sensing Using Pneumatic Servo System for Laparoscopic Surgery, 2007 IEEE International Conference on Robotics and Automation, pp.947-952, 2007
- [23] Hiroyuki Tanaka, Kouhei Ohnishi, Hiroaki Nishi, Toshikazu Kawai, Yasuhide Morikawa, Masaki Kitajima, Soji Ozawa, Toshiharu Furukawa: Bilateral Control in Multi DOF Haptic Surgical Robotic System Utilizing FPGA, Industrial Electronics, IEEE International Symposium, pp.3084-3089, 2007
- [24] 中村仁彦, 川上洋生, 岡田昌史: 低侵襲心臓外科手術を支援する臓器運動補償型手術ロボットシステム, 日本ロボット学会誌, Vol.18, No.6, pp.873-881, 2000
- [25] 中村仁彦, 岸宏亮, 岡田昌史: 高速度カメラを用いた心拍動同期とそれを用いた心臓外科手術支援ロボットシステム, 日本ロボット学会誌, Vol.21, No.4, pp.451-459, 2003
- [26] 手術出生前診断と胎児新生児管理, 森川良行, 金原出版, 1995年7月
- [27] 奥山宏臣, 窪田昭男, 川原央好, 中井弘, 吉田英樹, 高間勇一, “胎児治療を必要とする外科疾患”, 小児外科, Vol.37, No.6, pp.637-640, 2005-Jun.
- [28] Alan W. Flake, “Surgery in the human future”, The Journal of Physiology, Volume 547, Number 1, pp. 45-51, 2003-Feb
- [29] 胎児の手術, 国内でも始動 チームで可否を慎重判断 国立成育医療センター

- <http://kk.kyodo.co.jp/iryo/news/0311taiji.html>
- [30] 厚生労働省班研究ウェブサイト二分脊椎症 <http://www.nibunsekitsui.jp/index.html>
- [31] MyMed ホームページ 二分脊椎症 <http://mymed.jp/di/riu.html>
- [32] 村越毅, 石井桂介, ”胎児鏡下胎盤吻合血管レーザー凝固術”
- [33] プレママタウン, http://www.premama.jp/tokushu/hi_risk/001/index.html
- [34] 奥山宏臣, 窪田昭男, 川原央好, 長谷川利路, 上野豪久, 渡邊高士, 森下祐次, 阪龍太, 香河清和, 小野理恵, 臼井規朗, ”シングルポート法による胎児鏡下バルーン気管閉塞術: 妊娠羊を用いた実験的検討”, 日小外会誌, 第44巻, 4号, 2008
- [35] Skarsgard ED, Meuli M, VanderWall KJ, et al. “Fetal endoscopic tracheal occlusion (Fetendo-PLUG) for congenital diaphragmatic hernia.”, *J Pediatr Surg* 31, pp.1335-1338, 1996
- [36] M. Cannie, J. Jani, F. De Keyzer, F. Van Kerkhove, J. Meersschaert, L. Lewi, J. Deprest, S. Dymarkowski, “Magnetic resonance imaging of the fetal lung : a pictorial essay”, *European Society of Radiology*, 2008
- [37] 2010 年度修士卒業論文 先天性横隔膜ヘルニアにおける細径・多自由度マニピュレータの開発～回り込み動作検討～ 前田 彬成
- [38] 千葉敏雄, “胎児外科”, 日本評論社, 2007
- [39] Michael Harrison, “Atlas of Fetal Surgery”, A Hodder Arnold Publication, 1996
- [40] Jan Deprest, Jacques Jani, Dominique Van Schoubroeck, Mieke Cannie, Dennis Gallot, Steven Dymarkowski, Jean-Pierre Fryns, Gunnar Naulaers, Eduardo Gratacos, Kypros Nicolaides, “Current consequences of prenatal diagnosis of congenital diaphragmatic hernia”, *Journal of Pediatric Surgery*, Volume 41, Issue 2, February 2006, Pages 423-430
- [41] L. Beccai, S. Roccella, A. Arena, F. Valvo, P. Valdastri, A. Menciassi, M. C. Carrozza, and P. Dario, “Design and fabrication of a hybrid silicon three-axial force sensor for biomechanical applications”, *Sen. Actuators A*, Vol.120, pp.370–382, 2005
- [42] 夫律子, ”フルカラーアトラス最新 3D/4D 胎児超音波画像診断”, メディカ出版, 2004(22)
- [43] 川瀧元良, 堀裕雅, 村上俊夫, 東條龍太郎, 本間寿彦, 岡田恭芳, “STIC を用いた胎児心疾患の遠隔診断の試み ～正常例～”, 第2回3次元超音波研究会抄録集, P.12, 2006-Oct
- [44] ヘルランバン ニコラス, 廖洪恩, 月原弘之, 松宮潔, 高本眞一, 土肥健純: 低侵襲心臓外科手術用リアルタイム三次元超音波 *Integral Videography*, 生体医工学, Vol.43, No.4, pp.769-776, 2005
- [45] 千葉敏雄, 原田香奈子, 湊川靖之, 立川由紀, 永瀬優子, 望月剛, 廖洪恩, 中村亮一, 伊関洋, 佐久間一郎, “3次元超音波の術中ナビゲーションへの応用”, 第2回3次元超音波研究会抄録集, p.12, 2006-Oct
- [46] トゥア ナモラ ナインゴラン, 廖洪恩, 佐久間一郎, 千葉敏雄, ”双胎間輸血症候群の治療における胎盤表面マッピング・システムの開発 –能動的輪郭抽出手法による内視鏡

- 画像領域の自動取得-”, 第 15 回日本コンピュータ外科学会大会論文集, pp.165-166, 2006-Oct.
- [47] 中村 亮一, 鈴川 浩一, 村垣 善浩, 伊関 洋, ”直感的な作業進捗度・重要度理解のためのカラー等高線機能を備えた脳神経外科手術用ナビゲーションシステム”, 第 14 回日本コンピュータ外科学会大会論文集, pp.153-154, 2005-Nov.
- [48] P. Arbeille, J. Ruiz, P. Herve, M. Chevillot, G. Poisson, F. Perrotin, “Fetal tele-echography using a robotic arm and a satellite link”, *Ultrasound in Obstetrics and Gynecology*, Volume 26, Issue 3, pp. 221-226, 2005
- [49] 桑島成子, “4. 胎児診断の動向 2)MRI による胎児診断”, *産科と婦人科*, 73(4), pp. 447-454, 2006
- [50] Dan Harvey, “Fetal MRI: Seeing What Ultrasound Doesn’t”, *Radiology Today*, Vol.6, No.2, pp.18, 2005
- [51] Kyle J. Mangels, Nole Tulipan, Leland Y. Tsao, John Alarcon, Joseph P. Bruner, “Fetal MRI in the Evaluation of Intrauterine Myelomeningocele”, *Pediatric Neurosurgery*, Vol.32, Iss.3, pp.124-131, 2000
- [52] Nobuhiko Hata, Toru Wada, Toshio Chiba, Yoshiyuki Okada, Takeyoshi Dohi, “Three-dimensional Volume Rendering of Fetal MRI Images for the Diagnosis of Congenital Cystic Adenomatoid Malformation”, *Academic Radiology*, Vol.10, No.3, pp.309-312, 2003
- [53] Dimairo SP, Archip N, Hata N, Talos IF, Warfield SK, Majumdar A, Mcdannold N, Hynynen K, Morrison PR, Wells WM 3rd, Kacher DF, Ellis RE, Golby AJ, Black PM, Jolesz FA, Kikinis R, “Image-guided neurosurgery at Brigham and Women’s Hospital”, *Engineering in Medicine and Biology Magazine*, Volume 25, Issue 5, pp.67-73, 2006
- [54] 古澤秀実, “超音波の治療への応用 -MR ガイド下集束超音波手術-”, *超音波検査技術*, 30(4) , pp.285-289, 2005
- [55] 2005 年度修士卒業論文, “胎児手術用マニピュレータの開発”, 坪内 広太
- [56] Bo Zhang, Yo Kobayashi, Toshio Chiba, and Masakatsu G. Fujie, “Robotic patch-stabilizer using wire driven mechanism for minimally invasive fetal surgery”, 31st Annual International Conference of the IEEE EMBS, Minneapolis, Minnesota, USA, September 2-6, 2009
- [57] 原田香奈子, “低侵襲胎児外科支援を対象とした手術ロボットの研究”, 早稲田大学大学院博士論文, 2007
- [58] 日本原子力開発機構, “一本の光ファイバで観察しながら治療するレーザー照射機能を有する極細内視鏡の開発”, 2008
- [59] 岡潔, “レーザー照射機能持つ極細内視鏡を開発 -胎児治療などへ応用-, *エネルギーレビュー*, Vol.27, No.7, pp.7-10, 2007
- [60] 山下紘正, 金大永, 波多伸彦, 土肥健純, “多節スライダ・リンク機構を用いた内視鏡下外科手術用屈曲鉗子マニピュレータの開発”, 第 12 回コンピュータ支援画像診断学会

- 大会・第11回日本コンピュータ外科学会大会合同論文集, pp.129-130, 2002
- [61] 山下紘正, 波多伸彦, 飯村彰浩, 中澤東治, 橋爪誠, 土肥健純, ”多節スライダ・リンク機構を用いた内視鏡下外科手術用屈曲鉗子マニピュレータの開発(第2報)”, 第12回日本コンピュータ外科学会大会・第13回コンピュータ支援画像診断学会大会合同論文集, pp.81-82, 2003
- [62] H. Yamashita, A. Iimura, E. Aoki, T. Suzuki, T. Nakazawa, E. Kobayashi, M. Hashizume, I. Sakuma, T. Dohi, ”DEVELOPMENT OF ENDOSCOPIC FORCEPS MANIPULATOR USING MULTI-SLIDER LINKAGE MECHANISMS”, In Proceeding of The 1st Asian Symposium on Computer Aided Surgery - Robotic and Image guided Surgery, 2005
- [63] Hiromasa YAMASHITA, Daeyoung KIM, Nobuhiko HATA, Takeyoshi DOHI, ”Multi-Slider Linkage Mechanism for Endoscopic Forceps Manipulator”, In Proc. Of the 2003 IEEE/RSJ, Intl.Conference on Intelligent Robots and Systems, Volume 3, pp.2577-2582, 2003
- [64] <http://www.erniadiaframmatica.it/FETO.htm>
- [65] Selda Tez, Aslı Köktener, Fatma Gül Aksoy, Nilgün Öztürk Turhan, Gülçin Dilmen, ”Ultrasound evaluation of the normal fetal pharynx”, Early Human Development, Volume 81, Issue 7, July 2005, Pages 629-633
- [66] 小野成紀, 大井静雄: 小児外科 6, 特集 胎児外科の up-to-data, 2005 Vol.37 No.6
- [67] 胎児外科最前 <http://www.jaog.or.jp/JAPANESE/MEMBERS/TANPA/H13/010514.htm>
- [68] 出生前診断治療の発展導入がもたらす小児医療経済上の影響: 日米の胎児外科医療からみた比較研究 国立成育医療センター特殊診療部部長 千葉敏雄
- [69] 千葉敏雄, Michael R Harrison, Craig T. Albanese, Diana L. Farmer: Fetal Surgery 日本新生児学会誌, 第36巻, 第4号
- [70] http://en.wikipedia.org/wiki/Human_pharynx
- [71] J. DEPREST, E. GRATACOS, K. H. NICOLAIDES, ”Fetoscopic tracheal occlusion (FETO) for severe congenital diaphragmatic hernia: evolution of a technique and preliminary results”, Ultrasound Obstet Gynecol 2004, 24, pp.121-126, 2004
- [72] 田中直人, ”移動機構を備えた超多自由度マニピュレータの制御に関する研究”
- [73] 田中水緒, 北野良博, 上妻志郎, 橋都浩平, ”移動機構を備えた超多自由度マニピュレータの制御に関する研究”, 日小外会誌, 第39巻, 7号, 2003
- [74] 奥山宏臣, 窪田昭男, 川原央好, 長谷川利路, 上野豪久, 渡邊高士, 森下祐次, 阪龍太, 香河清和, 小野理恵, 臼井規朗, ”シングルポート法による胎児鏡下バルーン気管閉塞術: 妊娠羊を用いた実験的検討”, 日小外会誌, 第44巻, 4号, 2008
- [75] M. Tchirikov, ”Successful Tracheal Occlusion Using Ultrathin Fetoscopic Equipment Combined with Real-Time Three-Dimensional Ultrasound”, European Surgical Research, 2009
- [76] Michael R. Harrison, Roman M. Sydorak, Jody A. Farrell, Joseph A. Kitterman, Roy A. Filly, ”Fetoscopic Temporary Tracheal Occlusion for Congenital Diaphragmatic Hernia: Prelude

- to a Randomized, Controlled Trial’
- [77] Changqing Li, Christopher D. Rahn, ” Design of Continuous Backbone, Cable-Driven Robots”, *Journal of Mechanical Design*, 2002
- [78] 橋本稔,若子倫菜, ”内視鏡下外科手術用超音波駆動メスの湾曲化”, ロボティクス・メカトロニクス講演会'01 講演論文集, 2A1-D11(1)-(2), 2001
- [79] 廖洪恩, 鈴木宏和, 松宮潔, 正宗賢, 土肥健純, 千葉敏雄, ”内視鏡下胎児手術における柔支持マニピュレータの研究”, *生体医工学* 44 No. 4, pp.643-649, 2006
- [80] 若子倫菜, 橋本稔, ”内視鏡下外科手術用超音波駆動メスの湾曲化 (第2報)”, *日本ロボット学界*
- [81] 小林 正人, 井村 進也, ”ワイヤ牽引駆動機構の先端位置決め制御:第2報,形状推定器を用いた適応目標値フィルタ追従制御 (機械力学, 計測, 自動制御)”, *日本機械学会論文集 (C編)*, No.03-0837
- [82] P. Valdastrì, K. Harada, A. Menciassi, L. Beccai, C. Stefanini, M. Fujie, P. Dario, ”Integration of a Miniaturised Triaxial Force Sensor in a Minimally Invasive Surgical Tool” , *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, Volume 53, Issue 11, pp. 2397 – 2400, 2006-Nov.
- [83] L. Beccai, S. Roccella, A. Arena, F. Valvo, P. Valdastrì, A. Menciassi, M. C. Carrozza, and P. Dario, ”Design and fabrication of a hybrid silicon three-axial force sensor for biomechanical applications”, *Sens. Actuators A* , Vol. 120, pp. 370–382, 2005- May.
- [84] P. Valdastrì, S. Roccella, L. Beccai, E. Cattin, A. Menciassi, M. C. Carrozza, P. Dario, "Characterization of a novel hybrid silicon three-axial force sensor", *Sensors and Actuators A*, Vol.123-124C, pp. 249-257,2005
- [85] K. Ikuta, T. Hasegawa, S. Daifu, ”Hyper redundant miniature manipulator “Hyper Finger”for remote minimally invasive surgery in deep area”, 2003 IEEE International Conference on Robotics and Automation(ICRA1999), pp. 1098- 1102 , 2003
- [86] Nakamura R, Oura T, Kobayashi E, Sakuma I, Dohi T, Yahagi N, Tsuji T, Shimada M, Hashizume M, ”Multi-DOF Forceps Manipulator System for Laparoscopic Surgery – Mechanism miniaturized & Evaluation of New Interface –”, *Proc. of Fourth International Conference on Medical Image Computing and Computer assisted Interventions (MICCAI2001)*, pp. 606-613, 2001
- [87] Makoto Jinno, Takamitsu Sunaoshi, Toyomi Miyagawa, Takehiro Hato, Nobuto Matsuhira, Yasuhide Morikawa, Soji Ozawa, Masaki Kitajima, ”Development of Robotic Forceps for Laparoscopic Surgery”, *Journal of Robotics and Mechatronics*, Vol. 18, No. 3, pp. 249-256, 2006
- [88] K. Nishizawa, and K. Kishi, ”Development of Interference-Free Wire-Driven Joint Mechanism

- for Surgical Manipulator Systems”, *Journal of Robotics and Mechatronics*, Vol.16, No.2, pp. 116-121, 2004
- [89] Hui Zhang, Filip Banovac, Amy White, Kevin Cleary, “Freehand 3D ultrasound calibration using an electromagnetically tracked needle”, *Proc. SPIE 6141*, 61412M (2006)
- [90] 河合俊和, 菅和俊, 西澤幸司, 藤江正克, 土肥健純, 高倉公朋, 赤沢堅造, 脳神経外科手術支援システムにおけるワイヤ駆動式微細鉗子の開発, *生体医工学*, pp. 41-42, 2003
- [91] Koji Ikuta, Daisuke Yajima, Hironobu Ichikawa, Katsuya Suzuki, “Hydrodynamic Active Catheter with Multi Degrees of Freedom Motions”, *Proc. of IFMBE World Congress on Medical Physics and Biomedical Engineering (WC2006)*, pp. 2968-2971, 2006-Aug
- [92] H. Okayasu, J. Okamoto, M. G. Fujie, H. Iseki, “Development of a Hydraulically-driven Flexible Manipulator Including Passive Safety Method”, *Proceedings of the 2005 IEEE International Conference on Robotics and Automation (ICRA 2005)*, pp. 2890–2896, 2005-Apr.
- [93] Francesco Cepolina, Rinaldo C. Michelini, “A family of co-robotic surgical set-ups”, *Industrial Robot: An International Journal*, Volume: 30, Issue: 6, pp.564 – 574, 2003
- [94] Chiu KY, Cai Y, Marcovich R, Smith AD, Lee BR., “Are new-generation flexible ureteroscopes better than their predecessors?”, *BJU Int.*, 93(1), pp.115-119, 2004
- [95] 宮田暢彦, 原田香奈子, 正宗賢, 佐久間一郎, 矢作直樹, 土肥健純, 伊関洋, 堀智勝, 高倉公朋, “神経外科手術用微細マニピュレータに関する研究”, *日本機械学会ロボティクス・メカトロニクス講演会01 講演論文集*, 2A1-D6, 2001
- [96] G. Robinson, J. B. C. Davies, “Continuum robots - a state of the art”, *1999 IEEE International Conference on Robotics and Automation(ICRA1999)*, pp.2849-2854, 1999
- [97] Ch. Li, Ch. D. Rahn, “Design of continuous backbone, cable-driven robots”, *Journal of Mechanical Design*, Vol. 124, no. 2, pp.265-271, 2002-Jun

謝辞

3年生のゼミ，4年生での卒業研究，さらに修士課程2年，博士3年間を通して医療福祉工学について学び，実際に医療ロボットの1つとして胎児手術支援ロボットシステムについて研究してきました。そのテーマの困難さ，深さに幾度となく悩み，挫折しそうになりながらも，工学的な思考や知識を身につけることができ，充実した7年間を送れたと感じております。

この博士論文を提出できる運びとなりましたのも，研究フィールドを用意していただき，常に温かく的確な御指導を賜りました，藤江正克本学理工学術院教授のお陰であり，ここに深く御礼を申し上げます。7年間本当にお世話なり，どうもありがとうございました。機会がありましたら，今後も御指導，御鞭撻の程，よろしく願い申し上げます。

卒業した原田さん，柳原さんは研究に関して指導いただくと共に，様々な悩みに親身になってアドバイスしていただきました。ご支援に心より感謝申し上げます。

国立成育医療センターの千葉先生には，卒業研究時に引き続き，それまで胎児手術に関してまったく知識のなかった私に胎児手術の意義から実際の技術的な内容まで教えていただきました。また，同センター研究所の絵野沢先生には，様々な情報を与えていただくとともに私の研究の可能性について多大なアドバイスをいただきました。また学会に提出する論文もお手伝いいただきました。本当に有難うございました。

また，大阪大学の佐藤先生，国際情報通信研究科の徐栄さんには，医療画像に関する知識を教えていただけまして，心から感謝いたします。

常に私たちの先頭に立ち，影に日向に支えていただいた講師の小林洋先生，一緒に研究をさせていただき，大変感謝しております。

秘書の小宮さん，中田さん，小松さんにおかれましても，出張や会計の手続き等大変お世話になりました。ありがとうございました。

本論文の執筆や発表にあたり，的確な指摘をいただいた助手の川村さんにもこの場を借りて御礼を申し上げます。また，評価試験のときに，機材の搬送を手伝ってくださった劉銓権さん，修士課程1年生，2年生および学部4年の皆様にも感謝申し上げます。

さらに，同期の皆とは，共に研究する仲間として，また良き友として楽しく研究することができました。研究など上手くいかないときにはいろいろ気にかけてくれるなど，普段から暖かく接してくれたこと，本当に嬉しく思っています。

最後に，大学・大学院へ通わせていただき，また経済的に大きな支援をしていただいた両親に感謝の意を表します。

2012年2月
張 博

研究業績

種 類 別	題名、 発表・発行掲載誌名、 発表・発行年月、 連名者（申請者含む）
論文○	[1] Bo Zhang, Yo Kobayashi, Yoshinari Maeda, Toshio Chiba, and Masakatsu G. Fujie, Development of a Robotic Manipulator System for Congenital Diaphragmatic Hernia, 2011 IEEE International Conference on System, Man, and Cybernetics, pp.723-728, 2011
論文○	[2] Bo Zhang, Yo Kobayashi, Yoshinari Maeda, Toshio Chiba, ans Masakatsu G. Fujie, Development of 6-DOF wire-driven robotic manipulator for minimally invasive fetal surgery, 2011 IEEE International Conference on Robotics and Automation, pp.2892-2897, 2011
論文	[3] B. ZHANG, Y. KOBAYASHI, T. CHIBA, M. G. FUJIE, DEVELOPMENT OF PATCH-STABILIZER WITH STABILIZING FORCE CONTROL FOR MINIMALLY INVASIVE FETAL SURGERY, World Automation Congress (WAC) 2010, 978-1-4244-9673-0, 2010
論文○	[4] Bo Zhang, Yo Kobayashi, Toshio Chiba, and Masakatsu G. Fujie, Robotic patch-stabilizer using wire driven mechanism for minimally invasive fetal surgery, 31 st Annual International Conference of the IEEE Engineering in the Medicine and Biology Society, pp.5076-5079, 2009
論文○	[5] B. Zhang, K. Harada, M. Yanagihara, Y. Kobayashi, J. Okamoto, T. Chiba, S. Enozawa, M. G. Fujie, Development of robotic patch-stabilizer using wire driven mechanism for minimally invasive fetal surgery, Asia Conference on Computer Aided Surgery 2007,110107, 2007
論文	[6] Rong Xu, Jun Ohya, Bo Zhang, YoshinobuSato, and Masakatsu G. Fujie, “Improving Iterative Randomized Hough Transform for Automatic Detection of Fetal Head from Ultrasound Images”, The Symposium of Image Engineer on 2011-12-CS-AVM-BCT-IE, NogyoUniversity, 2011 (Accepted)
論文	[7] Rong Xu, Jun Ohya, Bo Zhang, YoshinobuSato, and Masakatsu G. Fujie, “Automatic Fetal Head Detection in Ultrasound Imagesby Improved Iterative Randomized Hough Transform”, Processings of 26thInternational Conference of Image and Vision Computing New Zealand (IVCNZ’2011), Auckland, New Zealand, 2011 (Accepted)
論文	[8] Rong Xu, Jun Ohya, Bo Zhang, YoshinobuSato, and Masakatsu G. Fujie, “A Study of Automated Fetal Head Detection byPre-processing based on Ultrasound Image Gray Feature and Iterative RandomizedHough Transform”, 10th Forum on Information Technology (FIT 2011), HakodateUniversity, G-004, vol.2, pp.529-530, 2011
論文	[9] Kanako Harada, Shin Enosawa, Bo Zhang, Wenji Yuan, Toshio Chiba, Masakatsu G. Fujie, Evaluation of fetal tissue viscoelastic characteristics for robotic fetal surgery, International journal of computer assisted radiology and surgery (2011), DOI 10.1007/s11548-011-0563-7
論文	[10] Rong Xu, Jun Ohya, Bo Zhang, YoshinobuSato, and Masakatsu G. Fujie, “A Study of Segmenting Ultrasound Image Based on BilateralFiltering and Fuzzy Clustering”, IEICE General Conference 2011 (EIC 2011), TokyoCity University, D-16-2, vol.2, pp.205, 2011
論文	[11] Kanako, Harada, Zhang Bo, Shin Enosawa, Toshio Chiba, Masakatsu G. Fujie, Bending Laser Manipulator for Intrauterine Surgery and Viscoelastic Model of Fetal Rat Tissue, 2007 IEEE International Conference on Robotics and Automation, pp.611-616, 2007

種 類 別	題名、 発表・発行掲載誌名、 発表・発行年月、 連名者（申請者含む）
講演	[12] 小林洋, 黒住和広, 張博, 星雄陽, 宮下朋之, 絵野沢伸, 千葉敏雄, 渡邊忠男, 須藤薫雄, 藤江正克, 胎児期間閉塞術における気管負荷状態の有限要素解析, 第 50 回日本生体医工学会, 日本生体医工学会誌 第 49 卷 特別号, p.255, 2011
講演	[13] 張博, 前田彬成, 小林洋, 千葉敏雄, 藤江正克, 胎児外科手術用細径・多自由度マニピュレータの開発, 日本機械学会 ロボティクス・メカトロニクス講演会 (ROBOMECH) 2011, 2P2-H10, 2011
講演	[14] B. Zhang, Y. Kobayashi, Y. Maeda, T. Chiba, M. G. Fujie, Development of Robotic Manipulator for Minimally Invasive Fetal Surgery of CDH, 29 th Annual International Fetal Medicine and Surgery Society, 2010
講演	[15] 張博, 原田香奈子, 小林洋, 岡本淳, 千葉敏雄, 絵野沢伸, 藤江正克, ワイヤ駆動を用いた胎児外科手術用パッチスタビライザの開発, 日本機械学会 ロボティクス・メカトロニクス講演会 (ROBOMECH) 2009, 1A2-L03, 2009
講演	[16] 前田彬成, 張博, 小林洋, 千葉敏雄, 藤江正克, 低侵襲胎児手術を対象とした細径多自由度マニピュレータの開発, 第 18 回日本コンピュータ外科学会大会講演論文集, pp.220-221, 2009
講演	[17] 張博, 原田香奈子, 小林洋, 岡本淳, 千葉敏雄, 絵野沢伸, 藤江正克, 胎児パッチ手術用スタビライザの開発—関節の位置と接触力の制御—, 第 17 回日本コンピュータ外科学会大会講演論文集, pp.425-426, 2008
講演	[18] 張博, 原田香奈子, 柳原勝, 岡本淳, 千葉敏雄, 絵野沢伸, 藤江正克, 低侵襲胎児手術を目的としたパッチスタビライザに関する基礎研究—ワイヤ駆動による試作機とパッチを押さえる力制御の提案—, 日本機械学会 ロボティクス・メカトロニクス講演会 (ROBOMECH) 2007, 2A1-G08, 2007
講演	[19] 張博, 前田彬成, 黒住和広, 小林洋, 千葉敏雄, 藤江正克, 胎児外科手術支援ロボットの開発と超音波ナビゲーションに関する検討, 第 5 回 3 次元超音波研究会, 2009
講演	[20] 張博, 前田彬成, 徐榮, 小林洋, 千葉敏雄, 大谷淳, 藤江正克, 3D 超音波画像を用いた胎児外科支援ロボットの動作提示に関する検討, 第 6 回 3 次元超音波研究会, 2010