

遠隔ロボット手術の操作性評価を目指した
リアルタイムシミュレーションに関する研究

Study on Real-time Simulation for
Operability Evaluation in Robotic Tele-surgery

2009 年 2 月

早稲田大学大学院 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

川村 和也

博士論文 概要

超高齢社会に至る近年、高齢者の増加に伴った深刻な問題として地域的な医療格差が取りざたされている。診断機器、治療機器の発展に伴い、より高度で低侵襲な治療が可能となってきているが、その機器自体が高価であり、高度な治療技術が医師に求められるなど必ずしも導入しやすいものではない。このため、高度な治療機器は、都市部にある施設や大病院に設置されやすい。都市部の施設や大病院への治療技術の集中に伴い高度な治療を受けるためには、患者自身が大都市へ移動することを余儀なくされている。この問題に対し、診断や一部の治療支援において遠隔地からの専門医の補助を受けられるシステムが徐々に臨床応用され始めている。これには電子カルテが採用され、遠隔地間の医師同士が情報を共有しやすい環境が整備されつつあることも影響している。しかし、実際に外科的な手術が実施されるケースについてみると、手術そのものは執刀する医師の技量に任せられ、治療対象を専門とする医師が常駐していない場合の治療は依然として地域的な格差が大きい現状を有する。この地域的な医療格差を解消していくために、情報通信技術を利用した遠隔ロボット手術の実現が現在期待されている。

遠隔ロボット手術は、マスタ・スレーブ制御方式の手術支援ロボットを用いて、医師と患者の間に通信を介して行われる手術である。従来の外科手術とは異なる手術方法であり、視覚情報、触覚情報が制限され、かつ通信に伴う時間遅れを含む。手術支援ロボットを使用することによって *Hand-eye coordination* を確保しやすい処理を施せるようになっているが、通信時間遅れの影響により、術中における対象部位及び術具の状態を常時把握しつづけることが困難な手術である。術中の操作を支援するシステムが必要不可欠となるが、そのためには、ヒト（医師）が操作するシステムを基幹部として構成される遠隔ロボット手術において、通信に伴う時間遅れと術中における操作性との関係を明確化することが要求される。

本研究では、遠隔ロボット手術支援システム構築の指標となる通信時間遅れと操作性の関係を定量的に評価し、支援システムに要求される条件を明確化することを目的とし、そのための評価環境を実現するシミュレーション技術の構築を研究課題とした。具体的には、遠隔ロボット手術を行う環境を仮想空間上に構築するために、(1) 術具動作を再現したスレーブシミュレータ、(2) 臓器の力学的特性に基づく挙動を再現した臓器変形計算シミュレータおよび (3) 通信回線の品質の乱れを再現したネットワークシミュレータの3種類の要素から構成されるシミュレーションシステムを開発した。そして、このシミュレーションシステムを用いた仮想空間上での操作試験を行い、通信時間遅れと操作性との関係を検討・評価した。本論文は、以上を第1章から第8章にまとめたものである。

第1章では、低侵襲治療に対する現状のロボット技術の動向をもとに、情報通信技術やシミュレーション技術について述べ、遠隔ロボット手術の有用性と抱える問題点を示した。その問題点に対して本論文で扱う技術的な課題として、「遅延環境下で操作に生じる影響の評価」

を可能とするシステム構築及びそのシステムを用いた通信時間遅れと操作性との関係の定量的な評価について述べた。

第2章では、本論文で対象とした技術的課題に焦点をあて、課題解決に向けたアプローチ方法について示した。まず、操作性を評価できるシステムを構築する上で必要となる環境について述べ、手術支援ロボットの観点から「マスタ・スレーブシステム」、通信を使用する観点から「ネットワーク」および治療の観点から「臓器変形」の3種類の要素が必要となることを示した。また、これらを仮想空間上において実現するために必要となるシミュレーション技術についてまとめた。

第3章では、手術支援ロボットの観点からマスタ・スレーブシステムについて示し、本研究で構築するシステムにおいて必要となる要素を述べた。とくに、手術手技の中でも把持動作とその動作中に含まれる押込み動作に着目し、操作入力機器（マスタコントローラ）に応じて、術具の動作がリアルタイムで提示されるシステムとして構築した。これにより、実際に医師が臓器を操作する状況を再現することが可能となり、理想的な空間での操作を視覚的に提示するシステムとして、操作性評価を目的としたシミュレーションシステムの基幹部とした。

第4章では、治療対象である臓器の力学的な特性について示し、そのシミュレータのアルゴリズムについて示した。手術で対象とする臓器は、粘弾性特性に代表されるような非線形性を有する力学的特性を示す。本研究では、この特性を再現するにあたって、力学的特性に基づく挙動をリアルタイムに計算とすることを課題とし、シミュレーションシステムを構築した。臓器の力学的特性をリアルタイムに優れる手法として質点バネ系（Mass Spring System）による数値解析手法を採用した。力学的特性に基づいて挙動を計算する物理モデルとしては、バネとダンパーから構成される3要素モデルを格子状に分割したモデルの稜線に適用するモデルを用いた。また、その数値解法には4次ルンゲクッタ法による数値計算システムを用いた。次に、構築した臓器変形シミュレータの計算精度を評価するために、2種類の試験を行った。まずは、弾性体に近いシリコーンを用いて一軸方向の押込み試験を行い、そのときの変形量について、画像処理によって実測された変形量とシミュレータから計算される変形量とで比較し、弾性体を想定した場合の挙動が再現可能であることを確認した。次に、粘弾性特性を有する材料として、ブタ肝臓を用いた一軸方向の押込み試験および引張り試験を行い、画像処理によって実測された変形量とシミュレータから計算された変形量とを比較し、計算精度の評価を行った。非線形領域における誤差が確認されるものの、粘弾性体を想定した場合の力学的特性に基づく挙動がリアルタイムに再現できた。

第5章では、遠隔ロボット手術の構成要素の一つであるネットワークの品質について再現するシミュレータについて示した。まず、遠隔ロボット手術を構成可能な一般的な通信システムの環境を示し、シミュレータを構築していくアプローチについて述べた。つぎに、ネットワーク品質を操作中にリアルタイムで再現するためのアルゴリズムを構築する通信実験を行った。

九州大学病院と早稲田大学間において TCP および UDP の通信プロトコルを使用し、片方向の通信回線の品質を検証した。結果より、通信時間遅れが発生する場合の TCP と UDP で送信するパケット量に違いが確認された。これより通信時のデータ破損を可能な限り再現しやすい手段として UDP を採用し、このプロトコルを用いたシミュレータとして構築した。アルゴリズムとしては、ネットワークの品質を示す指標である QoS (Quality of Service) を設定パラメータとし、通信時間遅れや揺らぎの発生度合い、パケットロス率などを、ランダム関数を利用して導入し、実際に通信を行った際に生じるネットワークの品質に近い環境を再現することができた。これにより操作性を評価する上で、任意の通信条件を設定することが可能となった。

第 6 章では、第 3 章から第 5 章にかけて示した 3 種類のシミュレーションシステムを統合し、通信時のネットワーク品質から受ける操作性への影響について検証した結果について示した。まず、操作時にネットワーク品質から受ける影響を評価するため、剛体を対象としたハンドリング操作を仮想空間上において行い、SD 法により操作性を評価した。通信時に生じるネットワークの乱れからの影響を調べるための条件に、一定の通信時間遅れが発生すると仮定した環境、一定幅のパケット間隔の揺らぎが発生すると仮定した環境、パケット間隔が揺らぐ発生率を一定と仮定した環境を設定した。対象とする操作試験は、大雑把な動作を対象とするタスクと細かい作業を対象とするタスクに分けて行った。結果として、剛体を操作する場合、通信時間遅れおよびパケット間隔の揺らぎから受ける影響が強く、100[ms] を超えると操作に違和感を生じ、400[ms] 以上になると操作が困難になってくる結果を得た。これより、臓器のような柔らかいものを扱う際に生じる影響を検証する試験を行い、NASA-TLX に基づく操作性評価を行った。操作対象に一軸方向の押込み動作を与え、そのときの操作性を検証した。結果として、200[ms] 以上の遅れが発生した場合には、操作を行うことが困難となる結果が得られた。本論文で示したシミュレーションシステムを利用することにより、単純な操作ではあるが、通信時間遅れから操作性が受ける影響を定量的に検証できた。

第 7 章では、術中に使用されるタスクに焦点をあて、構築したシミュレーションシステムを利用し、ピンポイントでの精度が要求される作業を対象とした遅延環境下での操作性評価について示した。結果として、想定される通信時間遅れにより、正確な作業が可能な範囲が限定され、それ以上の範囲においては操作性が悪化することが確認された。支援システム構築に向けた指標を提案した。

第 8 章では、本研究で得られた成果についてまとめ、残された課題について示した。また、展望として評価するシステムとしての性能向上と、遠隔ロボット手術の支援技術構築に向けた手法、その他の分野への応用事例に関して示した。

以上より、通信遅延が生じる環境下において操作性を定量的に評価し、要求される条件を明確化することを目的としたシミュレーションシステムの構築、およびそのシステムを用いた操作性評価試験について示した。

目次

第 1 章	序章	1
1.1	緒言	2
1.2	研究背景	2
1.2.1	超高齢社会における治療の現状	2
1.2.2	低侵襲外科手術と支援技術	5
1.2.3	低侵襲外科手術とロボット技術	5
1.2.4	低侵襲外科治療とシミュレーション	8
1.2.5	低侵襲外科治療と情報通信技術	12
1.2.6	遠隔ロボット手術.....	13
1.3	遠隔ロボット手術の現状と課題.....	14
1.4	研究課題	16
1.4.1	遠隔ロボット手術における要素分析	16
1.4.2	支援システムを必要とする要求条件	19
1.4.3	遠隔ロボット手術に要求される条件を明確化するシステム.....	19
1.5	本論文の構成	20
第 2 章	遠隔ロボット手術シミュレーション	25
2.1	緒言	26
2.2	遠隔操作ロボットの支援技術	26
2.3	遠隔ロボット手術における支援技術の現状.....	28
2.4	遠隔ロボット手術における通信時間遅れの影響.....	29
2.5	通信時間遅れと操作性の関係明確化に向けた課題	29
2.5.1	通信時に生じる遅れの影響に関する課題	29
2.5.2	術中における対象臓器に関する課題	30
2.6	遠隔ロボット手術の操作性評価を目指したシステム構築	30

2.6.1	遠隔ロボット手術シミュレーションシステムの構想	30
2.6.2	操作性評価手法の現状と選定	32
2.7	本論文で扱う研究課題	33
2.7.1	遠隔ロボット手術環境の要素とモデル化	33
2.7.2	通信時間遅れが操作性に与える影響の明確化	35
2.8	関連研究	36
2.8.1	手術環境のシミュレーション	36
2.8.2	通信環境のシミュレーション	39
2.9	小括	41
第 3 章	仮想環境下におけるスレーブマニピュレーション	43
3.1	緒言	44
3.2	操作に負担のかからないマスタコントローラ	44
3.2.1	把持動作に向けたマスタコントローラ	45
3.2.2	押込み動作に向けたマスタコントローラ	45
3.3	仮想空間上に再現するスレーブシミュレーション	47
3.3.1	スレーブシミュレータのシステム構成	47
3.3.2	衝突判定アルゴリズム	47
3.4	小括	50
第 4 章	臓器の力学的特性に基づいたシミュレーション	53
4.1	緒言	54
4.2	力学的特性とシミュレーション	54
4.3	Mass-spring system を用いたシミュレーション	55
4.4	力学的特性を再現する実時間計算システムの構築	57
4.5	弾性体を対象とした比較試験	61
4.5.1	試験目的	61
4.5.2	試験方法	61
4.5.3	試験結果と考察	61
4.6	粘弾性体を対象とした検証試験	63
4.6.1	概要	63
4.6.2	粘弾性体を対象とした押込み試験	65
4.6.3	粘弾性体を対象とした引張試験	69
4.7	小括	71

第 5 章	遅延環境を再現するシミュレーション	73
5.1	緒言	74
5.2	通信環境の仮想化	74
5.3	公衆回線を利用した通信特性計測試験	75
5.3.1	試験方法	75
5.3.2	試験結果と考察	75
5.4	通信環境シミュレータの構築と検証	84
5.4.1	ネットワークシミュレータにおける課題	84
5.4.2	ネットワークシミュレータの構築	84
5.5	小括	87
第 6 章	仮想空間を用いた通信時間遅れから受ける操作性への影響検証	89
6.1	緒言	90
6.2	シミュレーションシステムの統合化	90
6.2.1	システム概要	90
6.2.2	統合システムのデータシーケンス	90
6.3	操作性の評価手法の検討	93
6.4	仮想剛体を用いたハンドリング操作の操作性試験	93
6.4.1	試験目的	93
6.4.2	実験方法	93
6.4.3	実験結果と考察	96
6.5	柔軟体を用いた遅延環境下操作試験	100
6.5.1	試験目的	100
6.5.2	実験方法	100
6.5.3	実験結果と考察	101
6.6	小括	103
第 7 章	仮想遅延環境下における手術手技を模擬した操作タスクへの影響検証	105
7.1	緒言	106
7.2	手術手技を模擬したタスク環境構築	106
7.2.1	作業タスクの選定	106
7.2.2	術中における止血動作	107
7.2.3	仮想空間におけるタスク抽出と作業環境の構築	108
7.3	手術手技を模擬したタスクによる操作性評価試験	111

7.3.1	試験目的	111
7.3.2	試験装置	111
7.3.3	試験方法および試験条件	111
7.3.4	操作性に関する試験結果と考察	114
7.3.5	操作精度に関する試験結果と考察	115
7.3.6	評価タスクに要した時間に関する考察	119
7.3.7	把持対象下部に負荷された力に関する考察	119
7.4	小括	119
第 8 章	結言	129
8.1	結言	130
8.2	研究意義	134
8.2.1	社会的有用性	134
8.2.2	工学的新規性	134
8.3	展望	135
付録 A	操作性評価試験結果一覧	137
付録 B	手術シミュレーションシステムに関する研究	147
付録 C	ロボットの遠隔操作に関する研究	161
C.1	関連する研究事例	161
C.2	力帰還型システムの関連研究	161
付録 D	実験システムに関連する諸元表一覧	163
D.1	押し込み試験機に関する諸元表	163
D.2	押し込み試験機の外形データ	163
付録 E	NASA - TLX	169
E.1	概要	169
E.2	評価指標	169
E.3	本論文で使用したソフトウェア	170
参考文献	173
謝辞	179

研究業績一覽

181

目次

1.1	Changes in working population.....	3
1.2	Changes in national cost of medical care.....	3
1.3	Relation of hospital charges and bed capacity	4
1.4	Trend of surgical technique	6
1.5	ROBODOC system.....	7
1.6	Acrobot	7
1.7	ZEUS system	9
1.8	da Vinci Surgical System	9
1.9	ANALYZE.....	11
1.10	Operation Lindberg	15
1.11	Relation between normalized task time and total time delay.....	17
1.12	Master-Slave control system overview	18
1.13	Configuration of this thesis	23
2.1	Basic concept of proposed simulation system	31
2.2	Component of Master-Slave control system	34
3.1	Master-slave system overview	45
3.2	Master controller for gripping	46
3.3	Master controller for indentation	46
3.4	System configuration of master controller	46
3.5	Slave simulator	48
3.6	Degree-of-freedom of slave simulator.....	48
3.7	Virtual master-slave system overview	49
3.8	Flow chart of gripping algorithm of slave simulator	51

4.1	Voigt model and the characteristics of this model	56
4.2	Maxwell model and the characteristics of this model	56
4.3	Three element model on an edge of a lattice model	58
4.4	Deformation pattern of lattice model	60
4.5	Indentation using Silicone	62
4.6	Indentation device	62
4.7	Experimental result of simulation (position)	64
4.8	Experimental result of simulation (reaction force).....	64
4.9	Experimental result of simulation (reaction force).....	65
4.10	Condition of constraint in indentation experiment using hog liver.....	66
4.11	System configuration of indentation experiment.....	67
4.12	Experimental setup	67
4.13	Simulation setup of indentation experiment.....	68
4.14	Experimeal result of indentation experiment.....	68
4.15	Experimental setup	69
4.16	System configuration of tensile experiment.....	70
4.17	Simulation setup of tensile experiment.....	70
4.18	Experimeal result of tensile experiment.....	71
5.1	Experimental Setup.....	76
5.2	Measurement tools	77
5.3	Indicator of Quality of Service (QoS)	77
5.4	Latency (average and maximum) of TCP	79
5.5	Latency (average and maximum) of UDP	80
5.6	Time lag when sequential packet were lost	81
5.7	Jitter	82
5.8	Packet loss (overflow).....	83
5.9	Delay time between source sending and destination receiving.....	85
5.10	Interval of receiving packets	85
5.11	Delay time between source sending and destination receiving (closeup)	86
5.12	Algorithm of network simulator	87
6.1	Simulation configuration diagram	91
6.2	Data sequence diagram of simulation system	92

6.3	Experimental task using elastic ring object	94
6.4	Experimental task using elastic bar object	95
6.5	Experimental result of operation under constant delays (task 1)	96
6.6	Experimental result of operation under constant delays (task 2)	97
6.7	Experimental result of operation under constant jitter (task 1)	97
6.8	Experimental result of operation under constant jitter (task 2)	98
6.9	Experimental result of operation under constant rate of jitter (task 2)	99
6.10	Experimental result of operation under constant rate of jitter (task 2)	99
6.11	Total score with NASA-TLX of Soft tissue model handling under constant delay .	102
6.12	Each score with NASA-TLX of soft tissue model handling under constant delay ..	102
7.1	Time delay influence on robotic tele-surgery	107
7.2	Workload evaluation task flow using surgical task.....	109
7.3	Random position of target object	110
7.4	Simulation view in the experiment	110
7.5	Experimental system setup.....	112
7.6	Experimental protocol.....	113
7.7	Average workload score and task time	116
7.8	Set up for bounding box of tip of the virtual slave manipulator.....	118
7.9	Set up for grip-enabled area.....	118
7.10	Average of operation accuracy	120
7.11	Total Workload Score (Subject A)	121
7.12	Total Workload Score (Subject C).....	122
7.13	Results of operating accuracy (Subject A).....	123
7.14	Results of operating accuracy (Subject C)	124
7.15	Results of reaction force on the surface of under object (Subject A).....	125
7.16	Results of reaction force on the surface of under object (Subject B)	126
8.1	Contents of this thesis	133
A.1	Total Workload Score (Subject C).....	138
A.2	Results of operating accuracy (Subject C)	138
A.3	Total Workload Score (Subject D)	139
A.4	Results of operating accuracy (Subject D).....	139
A.5	Total Workload Score (Subject E).....	140

A.6	Results of operating accuracy (Subject E)	140
A.7	Total Workload Score (Subject F)	141
A.8	Results of operating accuracy (Subject F)	141
A.9	Results of reaction force on the surface of under object (Subject C)	142
A.10	Results of reaction force on the surface of under object (Subject D)	143
A.11	Results of reaction force on the surface of under object (Subject E)	144
A.12	Results of reaction force on the surface of under object (Subject F)	145
D.1	Indentation device	164
D.2	Indentation device overhead view	166
D.3	Indentation device side view	167
D.4	Indentation device side view	168
E.1	Workload evaluating applicatioin using NASA-TLX.....	171
E.2	Comparion applicatioin of NASA-TLX factor.....	171

表目次

1.1	Surgical Assisted System using Virtual Reality and Medical Images	10
1.2	Telemedicine system	13
1.3	Problem of reproduction of tele-surgical environment	19
2.1	Teleoperation	27
2.2	Related works of surgical simulation	37
2.3	Related works of surgical simulation	38
4.1	Experiment conditions of indentation test using silicone	63
4.2	Experiment conditions of indentation test using hog liver	66
5.1	Experimental conditions	76
5.2	Packet loss of UDP	81
5.3	Packet loss of TCP	83
7.1	Classification of hemostasis during endoscopic surgery.....	108
7.2	Parameter condition of visco-elastic coefficient.....	111
7.3	Experimental condition	114
7.4	Subject for workload evaluation test using surgical task	114
A.1	Other results of operability evaluation in chapter VII	137
B.1	Surgical simulation selection (1-1)	148
B.2	Surgical simulation selection (1-1) cont'd.....	149
B.3	Surgical simulation selection (1-1) cont'd.....	150
B.4	Surgical simulation selection (1-2)	151
B.5	Surgical simulation selection (1-2) cont'd.....	152

B.6	Surgical simulation selection (1-2) cont'd.....	153
B.7	Surgical simulation selection (2-1)	154
B.8	Surgical simulation selection (2-1) cont'd.....	155
B.9	Surgical simulation selection (2-2)	156
B.10	Surgical simulation selection (2-2) cont'd.....	157
B.11	Surgical simulation selection (2-3)	158
B.12	Surgical simulation selection (2-3) cont'd.....	159
D.1	Specification sheet of force sensor.....	163
D.2	Specification sheet of AC servo motor(tip of manipulator)	165
D.3	Specification sheet of AC servo motor(scara arm)	165
D.4	Specification sheet of CCD Camera	166
D.5	Specification sheet of Manipulator	168

記号の説明

第4章

フォークトモデル

質量	:	m
初期位置からの移動量	:	x
質点に発生する力	:	f
外力	:	$f_{external}$

マクスウェルモデル

質量	:	m
初期位置からの移動量 (バネ部)	:	x_{spring}
初期位置からの移動量 (ダンパ部)	:	x_{damper}
初期位置からの移動量 (全体)	:	x
質点に発生する力	:	f
外力	:	$f_{external}$

格子状モデル

代表点 P_i の座標	:	\vec{x}_i
P_i と P_j をつなぐバネの自然長	:	L_{ij}
バネの伸び	:	Δl_{ij}
バネ係数	:	k_{ij}
ポテンシャルエネルギー	:	U_{ij}

本システムの物理モデル

フォークト部にかかる力	:	f_{voigt}
フォークト部のバネ係数	:	k_{voigt}
フォークト部のダンパ係数	:	c_{voigt}
フォークト部の自然長	:	L_{voigt}
ある時刻 t のフォークト部のバネの長さ	:	l_{voigt}
フォークト部の長さの変化量	:	Δl_{voigt}
直列接続したダンパ部にかかる力	:	f_{damper}
直列接続したダンパ部のダンパ係数	:	c_{damper}
質量	:	m
外力	:	$f_{external}$

三要素モデル全体の長さ	:	l
三要素モデル内フォークト部の比率	:	α
力依存型ダンパ		
最大粘性係数	:	$C_{damper,max}$
最小粘性係数	:	$C_{damper,min}$
内圧モデル		
内圧	:	p
ある時刻 t の体積	:	V
初期状態の体積	:	V_0
バネ係数	:	k_{volume}
粘性係数	:	C_{volume}

第7章

鉗子先端部上部

中心位置ベクトル	:	\vec{p}_c^u
X 座標	:	x_c^u
Z 座標	:	z_c^u

鉗子先端部下部

中心位置ベクトル	:	\vec{p}_c^b
X 座標	:	x_c^b
Z 座標	:	z_c^b

把持可能領域

中心位置ベクトル	:	\vec{p}_c^g
X 座標	:	x_c^g
Z 座標	:	z_c^g

対象部位

中心位置ベクトル	:	\vec{p}_c^t
X 座標	:	x_c^t
Z 座標	:	z_c^t

把持可能領域

高さ	:	H_g
幅	:	W_g

干涉断面積	:	S_i
対象部位断面積	:	S_t
断面積比	:	ΔS

第 1 章

序章

1.1	緒言	2
1.2	研究背景	2
1.2.1	超高齢社会における治療の現状	2
1.2.2	低侵襲外科手術と支援技術	5
1.2.3	低侵襲外科手術とロボット技術	5
1.2.4	低侵襲外科治療とシミュレーション	8
1.2.5	低侵襲外科治療と情報通信技術	12
1.2.6	遠隔ロボット手術	13
1.3	遠隔ロボット手術の現状と課題	14
1.4	研究課題	16
1.4.1	遠隔ロボット手術における要素分析	16
1.4.2	支援システムを必要とする要求条件	19
1.4.3	遠隔ロボット手術に要求される条件を明確化するシステム	19
1.5	本論文の構成	20

1.1 緒言

現在の超高齢社会において、医療・介護人口の増加にともなって医療費の高騰、医療の地域的格差の増加が取りざたされており、治療を受ける側及びその周囲において身体的・経済的負担の増大が懸念されている。負担を可能な限り減少させるための支援技術の構築が求められる中、その一つとしてロボット技術と情報通信技術を併せた遠隔ロボット手術が挙げられる。ロボット技術は、患者に対する侵襲性を低減する技術として着目されており、入院期間の短縮等の経済的負担の軽減にも大きな効果をもたらす技術である。情報通信技術は、遠隔診断治療の臨床応用に代表されるように、地域間の医療格差問題を解消するための手段として着目されており、インフラ整備に伴って大きく広まりつつある。遠隔ロボット手術は、医療格差の問題を解消可能な低侵襲治療技術として大きく期待されるものであるが、多くの問題を抱えているのが現状である。本研究は、このロボット技術と情報通信技術の双方を利用した遠隔ロボット手術の実現を目指し、支援技術構築に向けたシミュレーションシステムの開発を行うものである。本章では、まず超高齢社会における低侵襲治療の現状に焦点をあて、その分野に応用されてきている技術について述べる。そして、この社会的背景から求められる技術に対して、現状抱えられている問題点について触れ、本研究の目的および工学的な新規性、社会的意義について示す。

1.2 研究背景

1.2.1 超高齢社会における治療の現状

少子高齢化が進行する現在、若年労働力の減少と高齢者の大量退職に伴う労働人口の減少や医療・介護人口の増加が大きな問題点となっている。厚生労働省の資料によると労働人口は2006年と同様に推移した場合に約10年で440万人、約25年で1070万人の減少が見込まれている (Fig.1.1)[1][2]。この問題は労働力に限った問題ではなく、医療や福祉といった分野においても深刻な問題となっている。現在日本において、国民医療費の高騰の内訳をしてみると、高齢者の負担となる医療費の全体に含まれる割合が増大していることが分かる (Fig.1.2)。

日本の医療提供体制は、戦後、全ての国民に平等に医療を受ける機会を保障するという観点から整備が進められてきた。しかしながら、現在は全国的には必要病床数を上回る数が整備されており、国際的にみても人口当たり病床数が多いこと、平均在院日数が長いことや1床当たり医療従事者数が少ないことなど、全体として広く薄い提供体制となっている。超高齢者社会においては、今後もこの推移が続くと考えられ、患者に対する身体的な負担を軽減することに

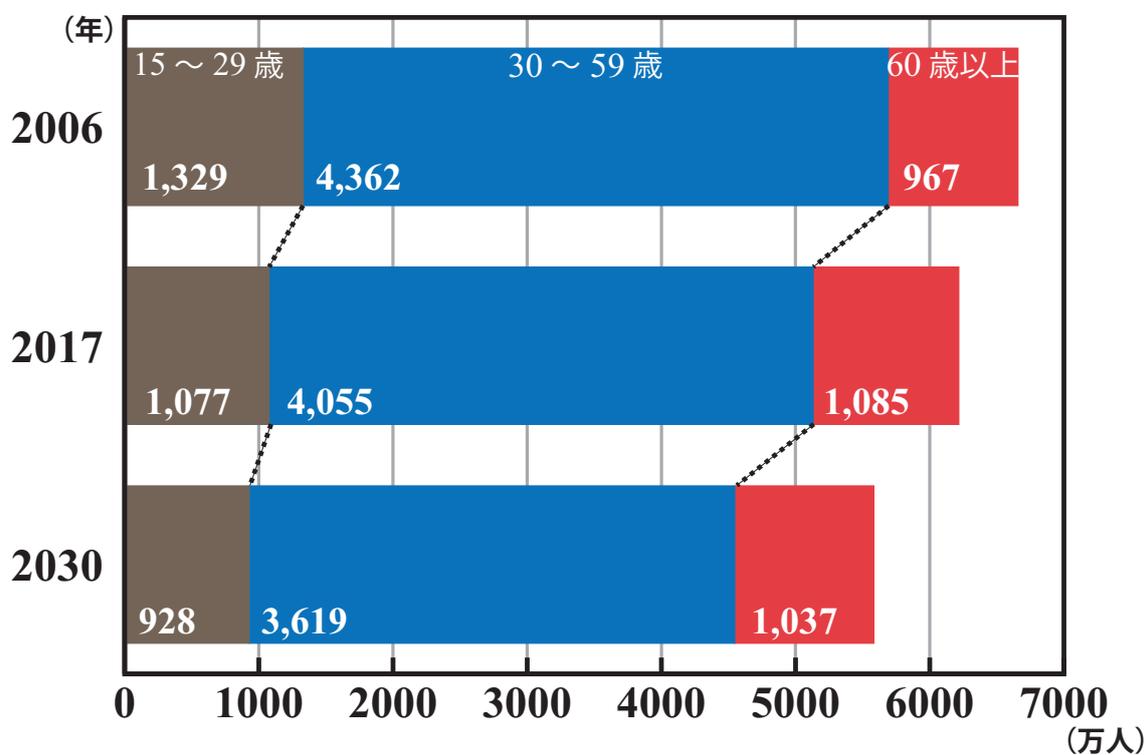


Fig.1.1 Changes in working population

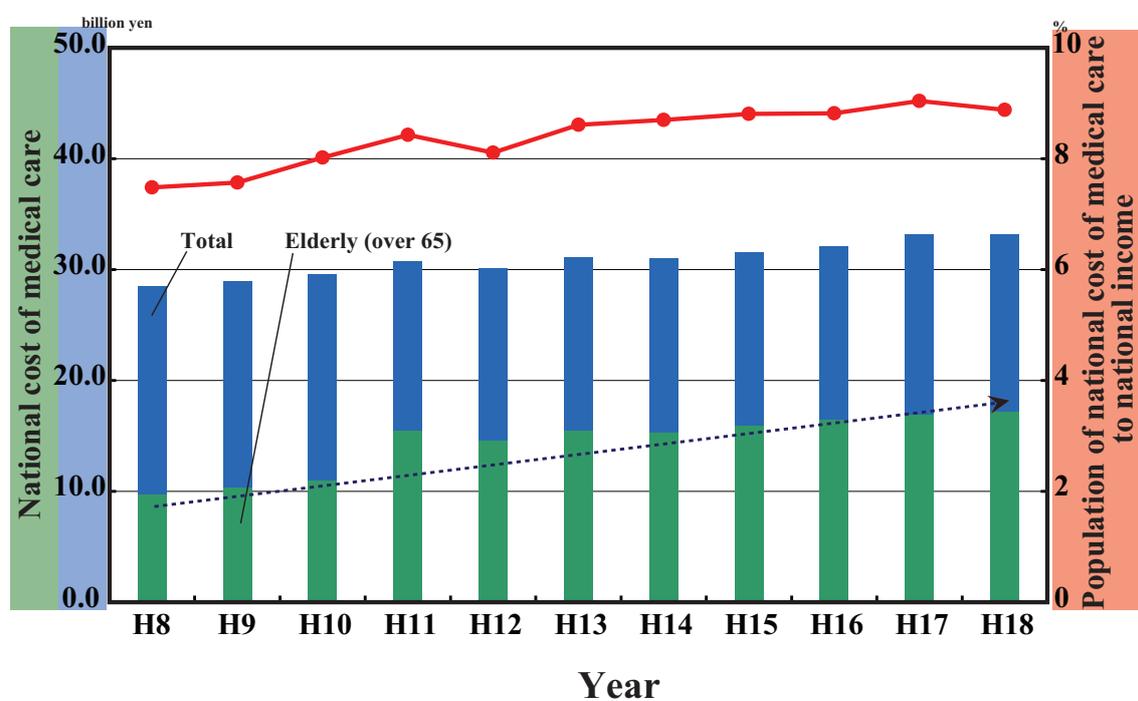


Fig.1.2 Changes in national cost of medical care

よる経済的な負担の軽減は欠かせない。

また、人口10万対病床数と1人当たり入院医療費の関係を見ると、病床数の多い県は入院医療費が高く、逆に病床数の少ない県は入院医療費が低いという傾向がみられる (Fig.1.3)。Fig.1.3 からわかるように、都市部と地方で治療に要する費用に大きな格差があり、地方の高齢化に伴って生じる問題を解決することも大きな課題となる。

以上のように、超高齢社会において、医療の地域的格差を解消する支援技術につながるものとして患者に対する身体的および経済的な負担を軽減する技術を構築することが大きな課題といえる。この地域間の医療格差解消を可能とする低侵襲治療技術の一つとして、遠隔ロボット手術の実現が期待されている。遠隔ロボット手術は、外科領域へのロボット技術導入および情報通信技術の活用という二つの側面を持つ。前者により、より正確で微細な手術の実現が期待されており、患者への身体的負担の軽減が見込まれている。また、後者は医師と患者が同一空間を共有する必要性をし、地域間の医療格差を是正する技術として期待されている。次に低侵襲治療そのものに焦点を当てて、現状を示し、ロボット技術の導入に関して触れる。

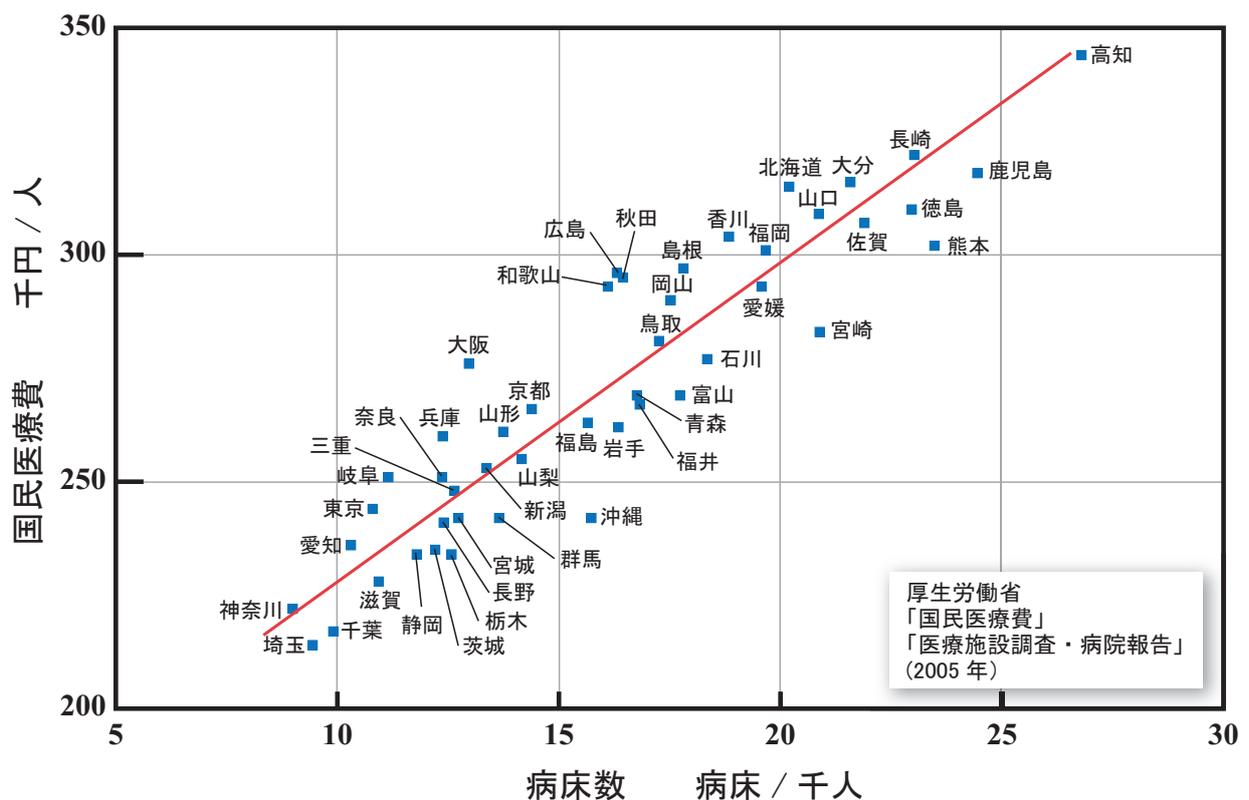


Fig.1.3 Relation of hospital charges and bed capacity

1.2.2 低侵襲外科手術と支援技術

近年の医療分野では、患者への治療時における負担を軽減するために、外科治療の低侵襲化が行われてきた。この外科治療における低侵襲化の代表例として内視鏡下外科手術が挙げられる。内視鏡下外科手術は、体内にある患部を必要最低限の侵襲をもって治療を行う術式である。患者の身体的な負担が減ると同時に、術後の入院期間が削減され経済的な負担も軽減することから広く利用されるようになってきた。しかし、従来の切開を中心とする外科手術とは異なり、この内視鏡下外科手術に代表される低侵襲外科手術は難易度の非常に高い手技を要求されるため、治療する医師は大きな負担を強いられる現状を抱えている。この問題は、内視鏡外科手術が抱える医療ミスの問題に直結しており、執刀する医師を支援する技術の開発が期待されている。

これまでに治療する側の負担を軽減し、同時に患者の負担も軽減する治療を実現するために様々な研究がなされてきた。その支援技術の一つとして手術支援ロボット等のコンピュータ技術を利用した手術支援システムが挙げられる (Fig.1.4)[3][4][5]。コンピュータ外科として用いられるこれらのシステムは、治療器具となる手術マニピュレーションシステムと治療時の外的な支援となる手術ナビゲーションシステムに分類される。1.2.3 項にてロボット技術について述べ、1.2.4 項にてナビゲーション技術のうち、特にシミュレーション技術に焦点を当てて示す。次に 1.2.5 項において低侵襲治療の現場に導入され始めている情報通信技術について述べ、1.2.6 項にて本論文で対象とする遠隔ロボット手術に関して示す。

1.2.3 低侵襲外科手術とロボット技術

これまでにロボット技術は製造業分野を中心として利用されてきたが、近年の機械・情報技術の高度化にともなって少子高齢社会が抱える問題点を解消する技術として注目されてきている。ロボットとは、1920年のチェコの劇作家カレル・チャペックの戯曲「ロッサム万能ロボット製造会社 RUR」内にて登場する人造人間に由来した言葉であり [6]、産業用ロボットの概念はアメリカの George C. Devol の 1954 年に出願した特許「Programmed Article Transfer」において教示 (Teaching) と再生 (Playback) により物を移動させる (Put and Take) 機械とされている [7]。また、日本工業規格 (JIS) における産業用ロボットの定義は「自動制御によるマニピュレーション機能または移動機能を持ち各種の作業をプログラムによって実行でき、産業に使用される機械」とされており、人間における手や腕にあたるアーム (Robot Arm) およびエンドエフェクタ (End-effector) を有し、外界からの情報をセンサ (Sensor) で獲得する。特にこれまでは、作業を遂行するアームはマニピュレータ (Manipulator) と呼ばれ、把持や運搬を

対象として位置制御や力制御技術に基づいた物体のハンドリングが研究され産業用として利用されてきた。これまで産業用ロボットが有していた正確性や定量性といった利点を治療技術に活かしたものが手術支援ロボットである。

手術支援ロボットは、術中における利用形態の観点から分類した場合、手術器具等の位置決めを補助する「ナビゲーション用ロボット」と能動鉗子・マスタースレーブシステムに代表される「治療用ロボット」に分けることができる [8]。これに対して、実際に術中に医師が使用する観点から分類した場合、人が事前に与えた指示を正確に繰り返す「術前計画固定作業型ロボット」と操作者が常に指示を与え続ける「術中操作型ロボット」に分かれる。

本論文では、後者の分類を用いてそれぞれに代表される手術支援ロボットについて以下に示す。

■術前計画固定作業型ロボット このロボットは、一度人が指示を与えた場合に作業を続ける自動型ロボットであり、術前の診断結果をもとに動作する。整形外科領域などに代表されるような術前画像による空間と実空間が比較的一致する症例に対して適用され、術式の高精度化

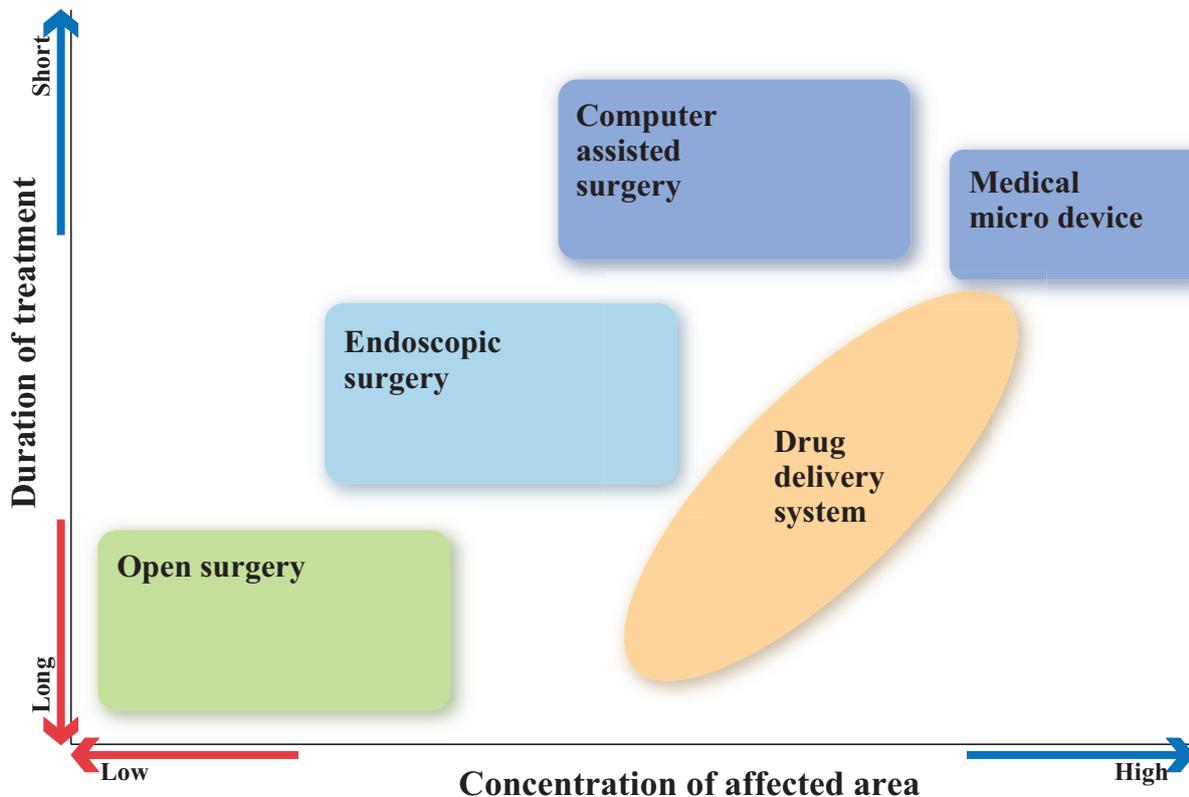


Fig.1.4 Trend of surgical technique

がその主たる目的である。手術ナビゲーション技術を土台として手術支援ロボットの中でも比較的早い時期に開発されたロボットである。代表的な開発事例として ROBODOC®がある。ROBODOC®(ISS 社製) は人口股関節を埋め込むために必要となる骨切除を行うロボットであり、世界で最初に臨床応用されたロボットである (Fig.1.5)[9]。3次元 X線 CT 画像を用いて事前に骨切除シミュレーションを行い、付随するナビゲーションシステムを利用し、手術対象の骨位置を術中にオンラインで取得しつつ、指定された形状に骨を削る。また、同様に CT 画像を利用したロボットとして治療計画を元に医師が直接手で操作を加える Acrobot が挙げられる (Fig.1.6)[10]。

整形外科領域以外に代表的な術前計画固定作業型ロボットを利用する領域として脳神経外科が挙げられる。頭蓋骨に目盛付フレームを取り付け座標管理下で行う定位脳手術を支援するロボットである Neuromate™ がその代表例である [11]。Neuromate™ は、産業用ロボットを手術領域に転用したロボットであり、6自由度のアームを有する。術前に MRI から取得した情報を用いて術前計画を作成し、その計画に基づいて患部に対して穿刺を行う。同様に医用画像によるナビゲーションを利用した手術支援ロボットも多数研究されており、Larson BT ら [12]、Cyrus Raoufi ら [13]、Axel Kriegerra[14]、鎮西ら [15]、正宗ら [16]、岸ら [17] による研究事例が挙げられる。また、非侵襲な治療方法として、定期的な放射線照射を行って治療する CyberKnife®がある [18]。

■術中操作型ロボット このロボットは、人が常に指示を与え続ける操作型のロボットであ



Fig.1.5 ROBODOC system



Fig.1.6 Acrobot

り、微細な作業が要求される場合や対象物が容易に変形する場合などに適用される。外科手術において、執刀する医師を補助する役割を担うものとなり、従来人間が成し得ない作業を機能拡張により可能とすることが目的となる。体内へアプローチする際に必要となるスペースを非常に微細化することが可能である、腹腔内のような狭い空間でも多自由度を確保可能であるなどがその例として挙げられる。このような機器としての性能を活かすために、マスタースレーブ制御方式を採用したロボットが中心であり、主に腹腔外科領域、胸腔外科領域で応用されている。

術中操作型ロボットの代表例として挙げられるのは、Zeus®(computer motion 社製:2003年 Intuitive Surgical 社に合併) と da Vinci®(Intuitive Surgical 社製) の支援システムである。Zeus®は 1997 年に胆嚢摘出術に適用され、世界初の内視鏡外科手術へ適用されたロボットである [19][20]。2001 年に FDA 認可を受け、腹腔外科領域を中心に臨床例を重ね、胎児外科領域においても利用されている。da Vinci®は 2000 年に FDA 認可を受け、腹腔外科領域を中心に臨床例を重ねてきた [21][22][23]。また、微細かつ非常に高度な手技を要求される完全内視鏡下冠状動脈バイパス手術にもその用途を拡大させている。Zeus®を Fig.1.7 に、da Vinci®を Fig.1.8 に示す。それぞれのシステムはともに、医師が操作するコンソールシステムと患者を治療するマニピュレータシステムから構成されている。医師は、立体画像を見ながら手元にあるコントローラを使いロボットを操作する。これらのシステムは、内視鏡下外科手術の欠点である自由度不足や操作座標系と視点座標系の不一致の問題を解決している。この二つのロボットは欧米を中心に約数万の臨床例を行っている [24]。

また、この他に研究開発されているマスタ・スレーブ制御方式を採用した手術支援システムとして、佐久間らによる吊り下げ式のシステム [25]、藤江らによる内視鏡とエンドエフェクタを統合した支援システム [26]、生田らによる自由度数を増やすことで患部までのアプローチを柔軟に行うシステム [27] が挙げられる。内視鏡下外科手術の欠点の一つである医師にマニピュレータと臓器間の接触に伴う力覚提示機能の追加に関する研究も多数を行われており、光石らによるシステム [28]、川嶋らによるシステム [29]、大西らによるシステム [30] が挙げられる。

1.2.4 低侵襲外科治療とシミュレーション

手術支援システムは 1.2.2 項にて述べたように、手術用マニピュレーションシステムと手術用ナビゲーションシステムに大きく分類される。手術用マニピュレーションシステムは、術中に医師が使用する術具に該当するシステムとして、手術ナビゲーションシステムは、MRI や CT といった画像支援機器から取得できる情報をベースにしたシステムが多く研究されてきた。特に後者において、近年のコンピュータ技術の発展に伴った仮想空間を利用したシミュ

レーション技術が着目されきている。仮想現実感や医用画像解析技術を応用した手術支援システムの目的は、治療行為のシミュレーション、術前計画立案、術中ナビゲーションに大別される (Table 1.1)[31]。次に、手術に利用されるシミュレーションシステムに焦点をあて、術前診断から治療に至るまでの治療過程における位置づけについて示す。

■手術シミュレーションの変遷 1970年代後半から、CT画像の三次元画像化が研究される

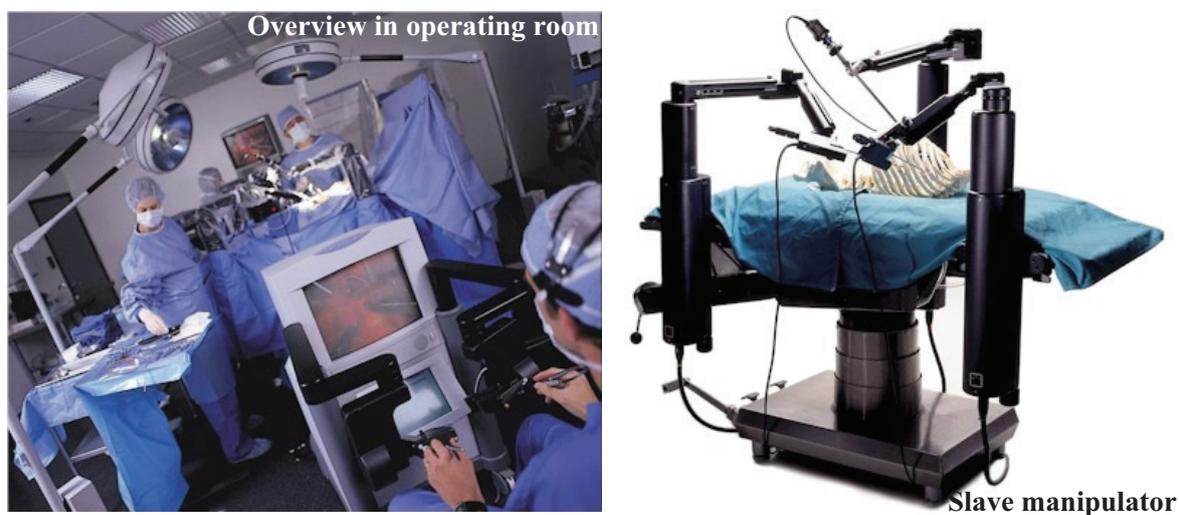


Fig.1.7 ZEUS system



Fig.1.8 da Vinci Surgical System

Table 1.1 Surgical Assisted System using Virtual Reality and Medical Images

大分類	シミュレーション		術前計画立案		ナビゲーション
小分類	訓練用シミュレータ	訓練用 + 術前リハーサル	形態形成用術前計画	切除・壊死用術前計画	
概要	一般的モデルに基づいたシミュレータであり、仮想的に治療行為を体験することを可能とする。	患者データを利用したシミュレータであり、対象となる特定患者の術前リハーサルを可能とする。術前計画と密接に関係する。	人工部品の設置や適正な位置への移動固定等の形態形成させ機能回復をめざす手術を対象とする。	正常組織と腫瘍を確実に選別して、腫瘍を切除するためにその領域を把握することを対象とする。	術前計画に基づき、正確に遂行されるように支援することが対象となる。一般的に三次元位置計測機能、レジストレーション機能を有する。
代表例	内視鏡下手術，顕微鏡下手術，カテーテル治療		人工股関節設置，血管ステント留置，骨切り術		骨切り術

中で、応用面の一つとして手術シミュレーションが生まれた [32][33]。1972年のX線CTおよび1980年のMRIの実用化から、人体の可視化について様々な試みがなされてきたが、そのほとんどは三次元表示に関するものだった。そのような中、1980年代末 Mayo Clinic の ANALYZE というソフトウェアが可視化と手術計画の両方を実現した最初のソフトウェアパッケージとして開発された (Fig.1.9)[34]。当初は ANALYZE のようなソフトウェアは、整形外科や形成外科領域にて患部の治療法の組み合わせをコンピュータグラフィックスを用いて計画する手法として開発され、臨床時に用いられた [35]。しかし、空間的に連続したデータからの三次元画像復元処理は、当時のコンピュータ処理能力では限界があった。近年コンピュー

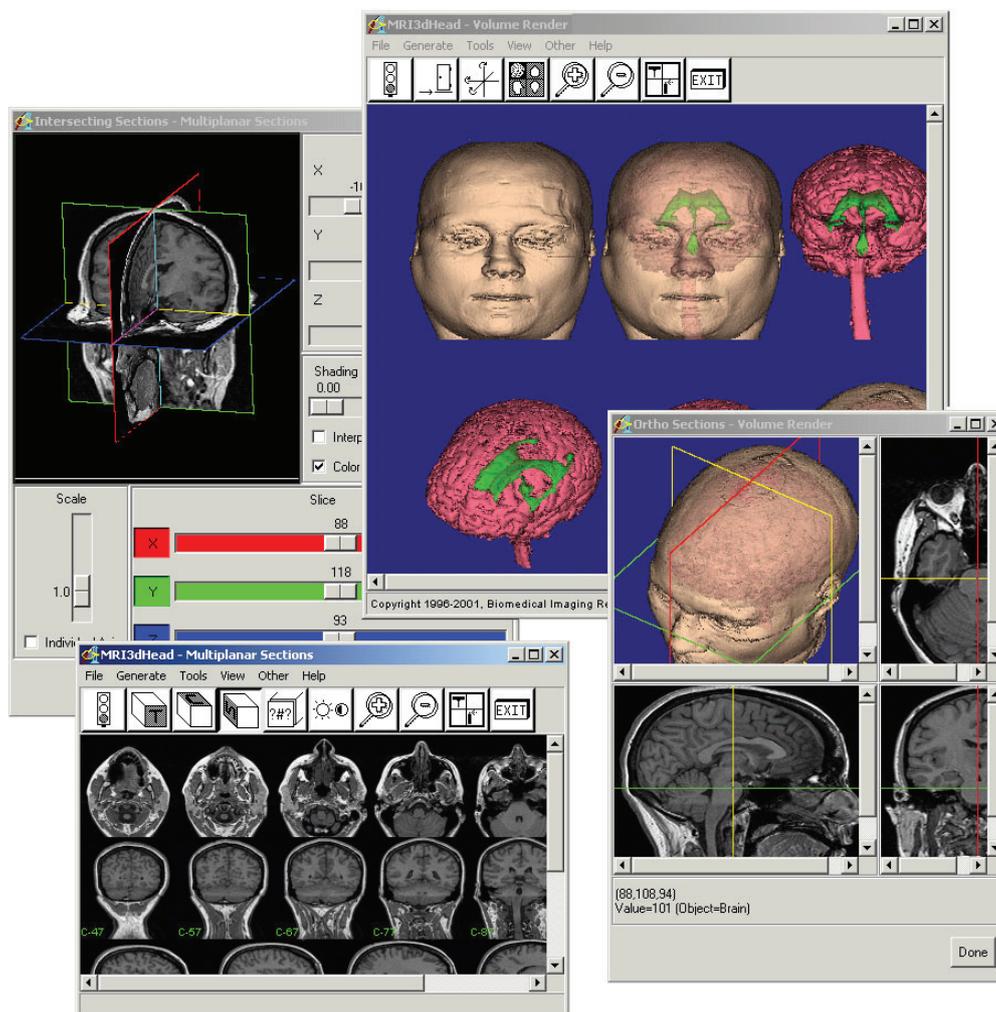


Fig.1.9 ANALYZE

タ自体の能力の飛躍的な向上により、作業のリアルタイム化とリアリティの向上、画像の高分解能化が可能となったため、再び注目され臨床に用いられている。現在、シミュレーション技術は臨床に用いるシステムとして、術前システムという側面と、術中システムという側面を有し、手術支援システムを開発していく際に重要な技術となる。これは、術前システムとして、画像診断装置から取得できる患者の情報に基づいた精度の高い治療を実現するための準備が可能となる利点を有し、術中システムとして、術前情報と術中に取得できる情報を統合し、執刀する医師に詳細な情報を提示できる利点を有するためである。

■臨床へのシミュレーション技術の適用 シミュレーション技術を臨床応用するにあたって、必要不可欠なこととして、対象となる臓器の挙動の再現が挙げられる。骨組織等に代表される

変形を起こしにくい物体の場合は、CAD/CAM システムで扱う塑性物体と同様に、平面における境界条件の簡略化を行ったうえでの作業が可能である。しかし、外科手術領域におけるシミュレーションでは、その対象の大半が内臓等に代表される柔らかい物体である。外科領域の手術では、柔らかい対象部位に対する把持・切開・結紮・縫合・穿刺といった手技が行われる。各手技に要求されるものが異なるため、対象手技を限定した研究を行っているが [36][37]、トレーニングシステムや術前のプランニングとして利用されるようになってきている。シミュレーション技術を利用することの最大の利点は任意の条件を設定可能であり、同じ条件を何度も再現できることである。

■新たな評価手法としてのシミュレーション 従来、外科手術に必要な手技の訓練は模型や動物、献体などを用いた環境にて行われていた。さらに、新しく開発された器具やマニピュレータの検証環境としても用いられてきた。しかし、模型を用いた検証は対象とする症例が限定され、特異な症例や数の少ない症例に対応できないなどの問題がある。動物を用いた検証は、薬物等を用いて人工的に特異な症例を再現し、トレーニングを行うことができるが、動物と人体は解剖学的な生体構造が違うという問題がある。献体を用いた検証は、特異な症例を再現することが困難なうえ、手術の対象である生体とは、保存方法や保存状態によって力学特性が異なり、献体ごとに訓練可能な手技が限定されてしまう。また、動物や献体を用いたトレーニングは、高価なうえに一個体・一検体について一度しか練習できず、管理にも手間がかかるという欠点がある。さらに動物愛護の観点からも動物実験を行うことは年々困難となっており、外科手術の訓練環境や習熟の機会は限られてきている。このため、新たな手術手技取得のための評価手法として、仮想空間上に実験環境を再現するシミュレーション技術の応用が求められている [37]。

1.2.5 低侵襲外科治療と情報通信技術

近年の IT 技術の発展に伴い、ネットワークインフラストラクチャの整備が進み、家庭においても FTTH(fiber to the home) といった高速通信回線が敷かれ安価に利用できるようになってきている。医療分野においては、電子カルテが採用され始めていることから、IT 技術の影響は大きい。電子カルテを利用した患者の情報を病院間で共有できるシステムは、遠隔地間での治療には欠かすことができず、セキュリティ面を含めて構築が期待されている。また、欧米を中心として、通信ネットワークを介した遠隔医療が注目され、実用化される始めている。通信網の整備が整いつつある現在、高度医療技術の地方への普及や医療技術の平準化、医療コストの低減を目的として遠隔診断システムの実現が期待されている。

■**遠隔医療** 遠隔医療システムは、僻地や医療における医師の診療活動や一般病院等における医師からの要請に伴った専門医による支援、在宅医療システムにおける遠隔地からの診断を目的とするシステムであり、Table 1.2 に示すような例がある。このシステムは、医師同士が遠隔地でコラボレーションしながら診断する場合と医師と患者がネットワークで接続され診断を行う場合に大別される [38]。前者は、医師同士が個々にもつ医療情報や知識を共有した協調作業により診断を進められるため、コラボレーションしやすい環境が求められる。後者は、患者の状態を双方で把握することが要求されるため、互いのコミュニケーションがとりやすい環境が求められる。どちらの場合に関しても、遠隔地間での情報伝達に向けた映像を始めとする情報通信機能が重要な役割を担うことになる。

Table 1.2 Telemedicine system

(1)	遠隔放射線診断システム (Teleradiology)
(2)	遠隔病理診断システム (Telepathology)
(3)	遠隔在宅医療システム (Tele care)
(4)	遠隔眼科医療システム
(5)	遠隔内視鏡診断システム
(6)	遠隔循環器画像診断システム
(7)	遠隔リハビリテーションシステム
(8)	遠隔歯科診断システム
(9)	遠隔手術システム
(10)	遠隔健診システム

1.2.6 遠隔ロボット手術

1.2.3 項から 1.2.5 項において、低侵襲治療に導入されてきた技術に関して示した。本項では、これらの技術を応用して提案されてきている遠隔ロボット手術について示す。

テレオペレーション、テレロボティクスに代表される遠隔操作の技術は、宇宙・原子力プラント内・深海などの極限環境下にて、人が安全作業を行うためのロボット技術の1つとして発達してきた。特に、マスタ・スレーブ制御方式を採用したロボットの遠隔操作技術は、執刀医の手の動きおよび術具の動きと置き換え、手術支援用ロボットとして適用することが可能である。また、医療現場への IT 技術の導入にあわせてロボット技術と情報通信技術を併用した遠隔ロボット手術の実現が期待されるようになった。遠隔ロボット手術は、1.2.5 項で示した遠隔医療システムの対象となる診断技術だけでなく、治療に至るまでを一括して遠隔地から行う手

術である。僻地や離島などにおける地域的な医療格差を解消する直接的な手段となるだけでなく、医師と患者が同一空間を共有する必要がないことから、医師の感染症の危険性回避や侵襲性の低い治療技術を、治療する場所ごとに依存しない平準化を進めていくことが期待できる技術である。また、技術的な側面からはカプセル型治療ロボット等遠隔操作を基本とするロボットへの応用が期待される技術である。

遠隔ロボット手術の臨床例として、2001年9月にアメリカとフランスの間で胆嚢摘出術を行った Lindbergh 手術が挙げられる。この手術は、世界で初めて行われた遠隔ロボット手術である (Fig.1.10)[39]。ニューヨークから 6000 キロメートル以上離れたストラスブールの欧州遠隔手術研究所にいる 68 歳の女性の胆嚢を摘出した症例であり、胆嚢摘出術の標準的な所要時間である 1 時間以内で手術を完遂することが可能であった。このとき患者は術後 48 時間という早期退院を実現している。手術支援ロボットには ZEUS® が用いられており、通信回線としては光ファイバーケーブルを利用した大西洋横断通信システムが使用された。通信方式は非同期転送モード (ATM) である。この手術の際のデータの遅延時間は平均 180[ms]、最大 550[ms] であった。医師は操作に違和感を覚えなかったと報告されている [40]。また国内では、東京大学光石研究室が中心になり、東京・静岡間で ISDN 回線を利用し、豚の胆嚢摘出手術を成功させた事例がある (Fig.1.9)。この際のデータ遅延時間は 60[ms] であった [41]。また、2003 年には日本-韓国間で豚の胆嚢摘出手術を行った *in vivo* 実験が報告されている [42]。

1.3 遠隔ロボット手術の現状と課題

遠隔ロボット手術は、現在の高齢化社会における地域的な医療格差の問題や医療技術の平準化に大きな効果をもたらす術式である。しかし、従来の医師が直接治療を行ってきた外科手術とは異なる。本節では、この術式が抱える問題について述べる。

1.2.6 項において、遠隔ロボット手術の臨床例として Lindberg 手術を挙げた。しかし、手術支援ロボットが有する臨床適応症例数とは大きく異なり、唯一の臨床例である。動物を用いた実験が行われているにも関わらず、臨床応用に至らない要因は、「ロボットという機器を介することによる視覚・触覚情報の制限」と「通信を介することによる遅れ」にあると考えられる。視覚情報および触覚情報の制限は、手術支援ロボットに限らず、内視鏡下外科手術では避けられない問題である。この問題に対して、通信を介さない手術支援ロボットを考えた場合は、立体視を可能とする映像処理やロボット技術ならでの Hand-eye coordination の確保を支援する手法が実現されてきている。これに対して「通信を介することによる遅れ」は、遠隔ロボット手術においてロボットの制御データおよび患部の映像情報データが伝送されるために、通信時間遅れそのものを排除することは不可能である。つまり、通信時間遅れを有する手術支援ロ



Surgeon (master controller) side (New York in USA)



Patient (slave manipulator) side (Strasburg in France)

Fig.1.10 Operation Lindberg

ロボットでは、伝送する情報である視覚情報および触覚情報の制限を解消することも困難となる。遠隔ロボット手術には、前述した術中操作型ロボットを利用することが多いため、執刀する医師に対して手術支援ロボットの高い操作性を確保することは必須であり、遅延環境下での治療を実現していくために操作性向上を支援するシステムの構築は不可欠である。

支援技術を構築するにあたって生じてくる課題として、「どのような条件の環境下において、どのような作業が可能となるのか」が明確になっていないことが挙げられる。宇宙空間において利用いられるロボット技術の観点からみるとタスクによる時間と通信時間遅れの間には、Fig.1.11 に示す関係があると報告されている [43]。衛星軌道上での操作が最も困難であると言われており、Fig.1.11 に示す通り、ある一定以上の通信時間遅れが発生する場合は、move-and-wait の手法が採用されるため、タスク完遂まで長い時間を要するが安定した制御が可能となる。これを遠隔ロボット手術に照らし合わせてみると、Lindberg 手術を例とした場合通信時間遅れは約 180[ms] 程度であり、Fig.1.11 における「critical」の領域にあることが分かる。手術領域において、扱う対象が人間の臓器であり、より厳しい条件を設定する必要があると考えられる。通信時間遅れに対する支援技術を構築していくためには通信時間遅れによって人間が感じる操作性の受ける影響を検証し、明確な指標として確立することが必要となる。

1.4 研究課題

本研究では、遠隔ロボット手術の支援技術構築を目標とし、構築過程において必要となる操作性と通信時間遅れの関係性を明確化することを目指すものである。まず、その条件を明確化する技術を構築していく上で要求されてくる技術的な課題について述べる。1.4.1 項において、遠隔ロボット手術全体のシステムに含まれる要素について示し、1.4.2 項にて、支援システムを必要とする条件について述べる。そして、1.4.3 項にて、通信時間遅れと操作性の関係性を明確化するためのシステムについて述べる。

1.4.1 遠隔ロボット手術における要素分析

遠隔ロボット手術は、医師が操作した操作入力機器（以後マスタコントローラ）の情報をセンシングし、通信回線を介して患者側に伝送される。伝送された情報を術具（以後スレーブマニピュレータ）が受け取り、そのデータに基づいて動作する。その動作した結果が、内視鏡などの映像情報として医師側に伝送される (Fig.1.13)。これが遠隔ロボット手術の一連のプロセスである。このプロセスを構成要素として分けて考えると、手術の基本的な目的である「対象臓器への治療行為」と遠隔ロボット手術ならではの「手術支援ロボットの遅延環境下での操作」になる。対象臓器への治療行為は、対象患部を正確に切除できるかという課題以外に医師が直

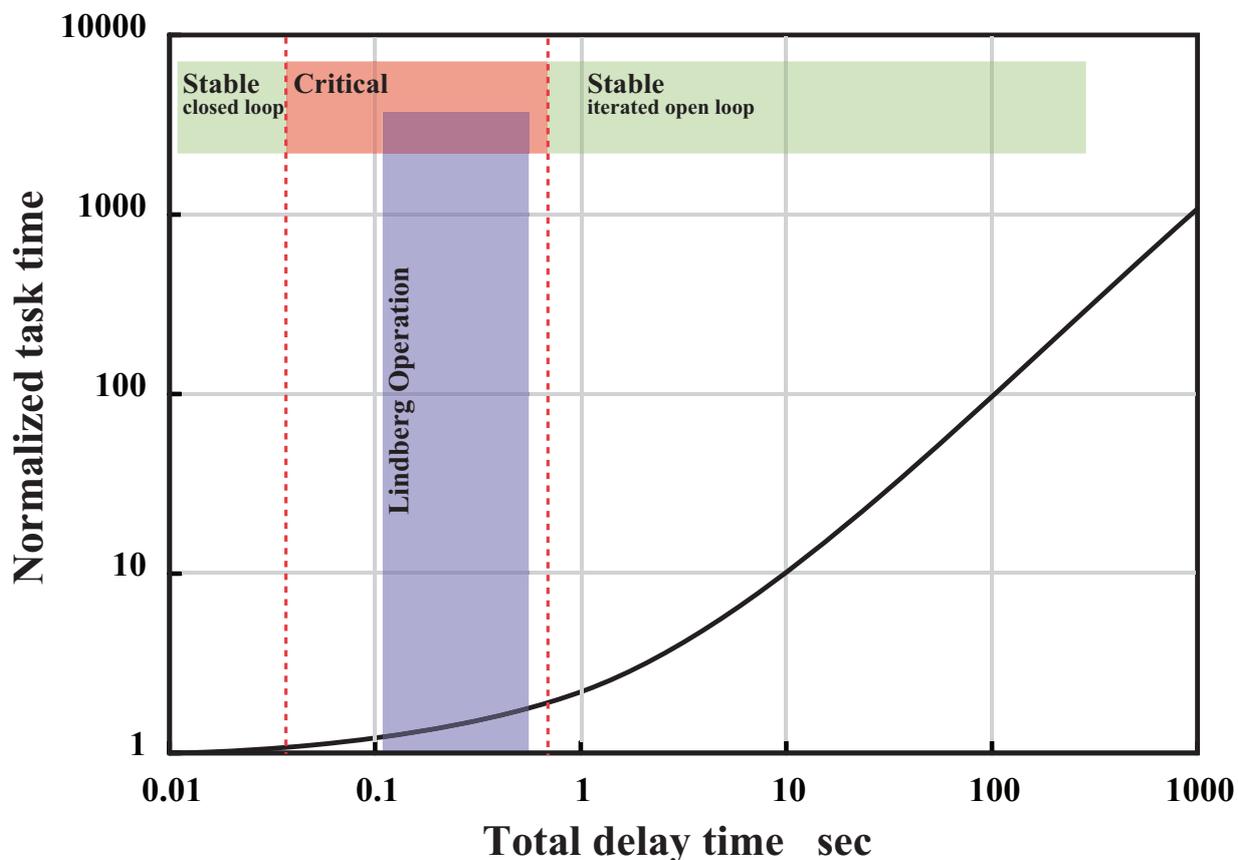


Fig.1.11 Relation between normalized task time and total time delay

接的に患部に触れる従来の手術とは異なり，スレーブマニピュレータが患部に触れるため，材質の生体適合性をもさることながら臓器との接触問題（硬い金属を用いた柔らかい臓器への接触を生じる問題）が大きな課題となる．手術支援ロボットの遅延環境下での操作は，手術支援ロボットを操作する医師に対して負荷される問題である．遅延が生じるということは，医師が操作してから医師がその結果を確認するまでに通信時間遅れが存在するということである．手術支援ロボットの外科領域への導入する利点は，手術支援ロボットが有する微細性と正確性であるため，操作を正確に操作できる環境を構築していくが大きな課題となる．以下に「対象臓器への治療」及び「手術支援ロボットの遅延環境下での操作」の2点について課題をまとめる．

■**対象臓器への治療** 遠隔ロボット手術において，対象臓器への治療について考えると，マスタ・スレーブ制御方式を採用した手術支援ロボットを用いた柔軟物への接触が生じる．従来の外科手術と同様にロボットを用いた外科手術においても様々な手技が実現されている．対象とする手術によって利用される手技は異なってくるが，動作という観点から一般的に大きく分類

すると把持動作，結紮動作，縫合動作，切除動作，穿刺の5種類となる．それぞれの手術手技において要求されてくる成果および精度は異なってくるため，手術または手技に応じた支援技術が必要となってくる．つまり，支援技術を構築していく上で，画一的な手法及びシステムでは，十分な支援が行えない可能性を含んでいると言え，支援技術を構築していく上では，状況に応じた検証を可能とすることが必要不可欠であり，同時にそのような環境を構築していくことが大きな課題となる．

■手術支援ロボットの遅延環境下での操作 遠隔ロボット手術では，通信を介することによる遅延環境下における手術支援ロボットの操作が要求される．ロボットを用いた遠隔操作の技術は，極限環境で適用されるロボットに数多く利用されてきた技術である．代表的な例としては，宇宙で使用されるロボットマニピュレータがある．宇宙空間で作業するロボットは，硬い金属同士を扱うマニピュレーションとなるが，特殊な空間であるため作業にミスが許されない．手術支援ロボットも同様で，対象となる患部以外の領域の損傷を確実に回避することが必要となる．その損傷回避動作を執刀する医師が，自身の予測により作業することを強いられる．手術支援ロボットの操作性を考慮する場合，遠隔操作を支援するという観点から，視覚的な情報を重ね合わせる技術 [44] や負荷されている力の操作入力機器へのフィードバック技術や視覚的な情報として提示する技術などの研究事例がある．これらの操作支援技術は，人間が直接対象物を操作しない点で，遠隔操作に分類される項目であり，大きな通信時間遅れを含まない系に用いられる技術である．しかし，通信時間遅れは，使用する通信回線の品質およびトラフィック量に依存するため，予測情報に含まれる情報量やその量に応じた情報の正確さ

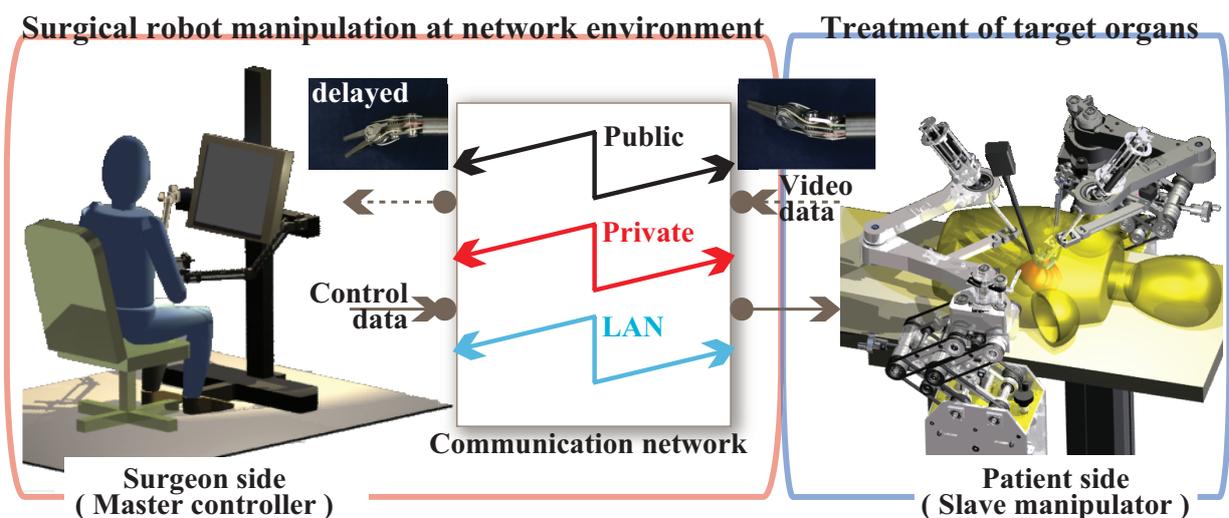


Fig.1.12 Master-Slave control system overview

が、術式に応じてどの程度要求されてくるのかを明確にしていくことが大きな課題であると考えられる。

1.4.2 支援システムを必要とする要求条件

遠隔ロボット手術は、臨床例を一つしか有しておらず、動物を用いた試験に留まっている。この要因としては、様々なものが考えられるが、遠隔ロボット手術を実現可能な環境を明確化されていないことが大きな要因になっていると考えられる。通信回線を例に考えた場合、Lindberg 手術でも動物による実験においても結果として数十 [ms] から数百 [ms] 程度の遅れがあったと報告されている。しかし、遠隔ロボット手術を行うために最低限必要とされる通信環境が明確に定められているわけではなく、使用した結果として可能であったかを得ただけである。また、治療を行う手術支援ロボットの場合も、制限される視覚情報や触覚情報を補助する技術として数多く研究される中で、通信時間遅れを有する系の操作に対して適した技術ほどの技術に該当するのかといった検討が必要となってくる。つまり支援技術を構築していく上で、対象とする環境がどのような環境になるのかを明確に定めることが必要となると同時に、発生する通信時間遅れが一様とは限らず、状況に応じて支援内容を適宜変更することが要求されていると考えられる。このような条件を明確化するための環境を構築することが大きな研究課題の一つである。

1.4.3 遠隔ロボット手術に要求される条件を明確化するシステム

1.3 節と 1.4 節にて述べたとおり、通信時間遅れを含む環境で手術時の操作性を評価し、通信時間遅れとの関係を明確にすることが要求される。この操作性評価を行うためには遠隔ロボット手術の環境を構築する必要があるが、Table 1.3 に示す問題がある。

Table 1.3 Problem of reproduction of tele-surgical environment

対象	問題
通信時間遅れ	通信回線に依存する量であり、実際の通信回線を使用するとその通信回線の品質評価となる。
治療手法	ターゲットとする治療、部位などが症例によって異なる。
ロボット	上記同様症例によって異なり、また一つの症例において先端治療器具を複数使用する。

Table 1.3 に示すように、遠隔ロボット手術では、評価する対象が複雑であると同時に、宇宙におけるロボットとは異なり、柔軟物を対象とすること、操作時の通信時間遅れから受ける影響を評価することが要求される。従って、通信時間遅れが発生する環境下での操作性を評価していくためには、以下の3点が課題としてまとめられる。

- 対象（遅れ、臓器、器具）の条件を任意に設定が可能
- リアルタイムな操作が可能
- 操作性の評価が可能

上記3つの要件を満たすシステムとして、本研究では、近年のコンピュータ技術の発展に伴って可能となってきた仮想化技術に着目し、遅延環境下における操作性の評価を行うためのシミュレーションシステム構築を課題とした。

1.5 本論文の構成

本研究では、遠隔ロボット手術の実現に向けた支援技術を構築するための基盤研究として、手術に使用される手技を用いた遅延環境下における操作性を検証可能な環境の構築を目的とする。遠隔ロボット手術は、通信時間遅れを含む制御系における柔軟物ハンドリングと考えることができるため、通信時間遅れ、柔軟物、ハンドリングといった環境を構成する上で必要となる要素が複数存在する。操作性を評価して遠隔ロボット手術の実現が可能な環境を明確にしていくためには、操作に対して与える影響を構成する要素ごとに評価していくことが必要となる。これを受け、本論文では任意の条件設定が可能なシミュレーション技術を採用し、遅延環境下における操作に対して要求される要素を明確化していく評価用システムの構築を目指す。本論文は、遠隔ロボット手術に適した支援技術構築の基盤となる技術を取り扱うものであり、その構成は全八章からなり、各章の概要は以下の通りである。

■第2章：遠隔ロボット手術シミュレーション 第2章では、本論文で対象とした技術的課題に焦点をあて、研究のアプローチについて示す。まず、操作性を評価できるシステムを構築する上で必要となってくる環境について述べる。手術支援ロボットの観点から「マスタ・スレーブシステム」、通信を使用する観点から「ネットワーク」および治療の観点から「臓器変形」の3種類の要素とし、本研究で提案するシステムの構成要素とする。また、これらを仮想空間上において実現するために必要となるシミュレーション技術について示す。

■第3章：仮想環境下におけるスレーブマニピュレーション 第3章では、手術支援ロボットの観点からマスタ・スレーブシステムについて示し、本研究で構築するシステムにおいて必要

となる要素を述べる。とくに、手術手技の中でも把持動作とその動作中に含まれる押込み動作に着目し、操作入力機器（マスタコントローラ）に応じて、術具の動作がリアルタイムで提示されるシステムとして構築を行う。これにより医師が実際に臓器を操作する状況を再現することが可能となり、理想的な空間での操作を視覚的に提示するシステムとして、操作性評価を目的とするシミュレーションシステムの基幹部となる。

■第4章：臓器の力学的特性に基づいたシミュレーション 第4章では、治療対象である臓器の力学的な特性について示し、そのシミュレータのアルゴリズムについて示す。手術で対象とする臓器は、粘弾性特性に代表されるような非線形性を有する力学的特性を示す。手術支援用のシステムとして、様々な手法でこの臓器が有する力学的な特性を再現する手法が研究されてきている。本研究では、この特性を再現するにあたって、力学的特性に基づく挙動をリアルタイムに計算可能とすることを課題とし、シミュレーションシステムの構築を行う。臓器の力学的特性を再現する手法として質点バネ系（Mass Spring System）による数値解析手法を採用しリアルタイムに算出可能なシステムを目指す。力学的特性に基づいて挙動を計算する物理モデルとしては、バネとダンパーから構成される3要素モデルを格子状に分割したモデルの稜線に適用し、4次ルンゲクッタ法による数値計算システムを採用する。次に、構築した臓器変形シミュレータの計算精度を評価するために、2種類の実験を行う。まずは、弾性体に近いシリコンを用いて一軸方向の押込み実験を行い、そのときの変形量について、画像処理によって実測された変形量とシミュレータから計算される変形量とを比較し、弾性体を想定した場合の挙動が再現可能であることを検証する。次に、粘弾性特性を有する材料として、ブタ肝臓を用いた一軸方向の押込み試験および引張り試験を行い、画像処理によって実測された変形量とシミュレータから計算される変形量とを比較し、計算精度の検証を行う。また、バネ、ダンパーといった係数を適宜変更することで、複数の臓器への対応も可能となるシステムとして構築する。

■第5章：遅延環境を再現するシミュレーション 第5章では、遠隔ロボット手術の構成要素の一つであるネットワークの品質について再現するシミュレータの構築について述べる。まず、遠隔ロボット手術を構成可能な一般的な通信システムの環境を示し、シミュレータを構築していくアプローチについて述べる。つぎに、ネットワーク品質を操作中にリアルタイムで再現するためのアルゴリズムを構築する通信実験を行う。九州大学病院と早稲田大学間においてUDPおよびTCPの通信プロトコルを使用し、片方向の通信回線の品質を検証する。その結果より、通信時間遅れが発生する場合のUDPとTCPの違いを比較することで、通信時のデータ破損を可能な限り減らす手段として通信プロトコルを決定し、そのプロトコルを用いたシミュレータとして構築を行う。アルゴリズムとしては、通信回線の品質を示す指標であるQoS

(Quality of Service) を設定パラメータとし、通信時間遅れや揺らぎの発生度合いなどを、ランダム関数を利用して導入し、実際の通信環境に近い環境を再現する。これにより操作性を評価する上で、任意の通信環境を設定することが可能となると考えられる。

■第6章：仮想空間を用いた通信時間遅れから受ける操作性への影響検証 第6章では、第3章から第5章にかけて示した3種類のシミュレーションシステムを統合し、通信時間遅れから受ける操作性への影響について検証した結果について述べる。まず、通信時のネットワーク品質から受ける操作性への影響について評価するために、剛体を対象としたハンドリング操作を仮想空間上において行い、SD法 (Semantic Differential 法) により操作性を評価する。通信時に生じるネットワークの乱れからの影響を調べるための条件に、「一定の通信時間遅れが発生すると仮定した環境」、「一定幅の packets 間隔の揺らぎが発生すると仮定した環境」、「packets 間隔が揺らぐ発生率を一定と仮定した環境」を設定する。対象とする操作試験は、大雑把な動作を対象とするものと細かい作業を対象とするものに分けて行う。その結果から、剛体を操作する場合、どの程度の通信時間遅れによって操作性がどのように変化するかを検証する。次に、臓器のような柔らかいものを扱う際に生じる影響を検証する実験を行い、NASA-TLX に基づく操作性評価を行い、操作対象に対して一軸方向の押込み動作を行った場合における操作性を前述の試験と同様に検証した。その結果から、柔軟体操作時における通信環境の影響を検証する。本章にて、第3章から第5章までに示したシミュレーションシステムを利用することにより、単純な操作ではあるが、通信時間遅れから操作性が受ける影響を定量的に検証可能であることを示す。

■第7章：仮想遅延環境下における手術手技を模擬した操作タスクへの影響検証 第7章では、術中に使用されるタスクに焦点をあて、構築したシミュレーションシステムを利用し、ピンポイントでの精度が要求される作業を対象とした遅延環境下での操作性評価について示す。術中においてピンポイントの精度を要求される手技として止血動作を模擬した手技を選択し評価試験を行う。その結果から、想定される通信時間遅れに応じた正確な作業を可能とする範囲を求めることで、操作性を評価するとともに作業可能範囲を抽出することが可能であることを示す。

■第八章：結言 第8章では、本研究で得られた成果についてまとめ、残された課題について示す。また、展望として評価するシステムとしての性能向上と、遠隔ロボット手術の支援技術構築に向けた手法、その他の分野への応用事例に関して示す。

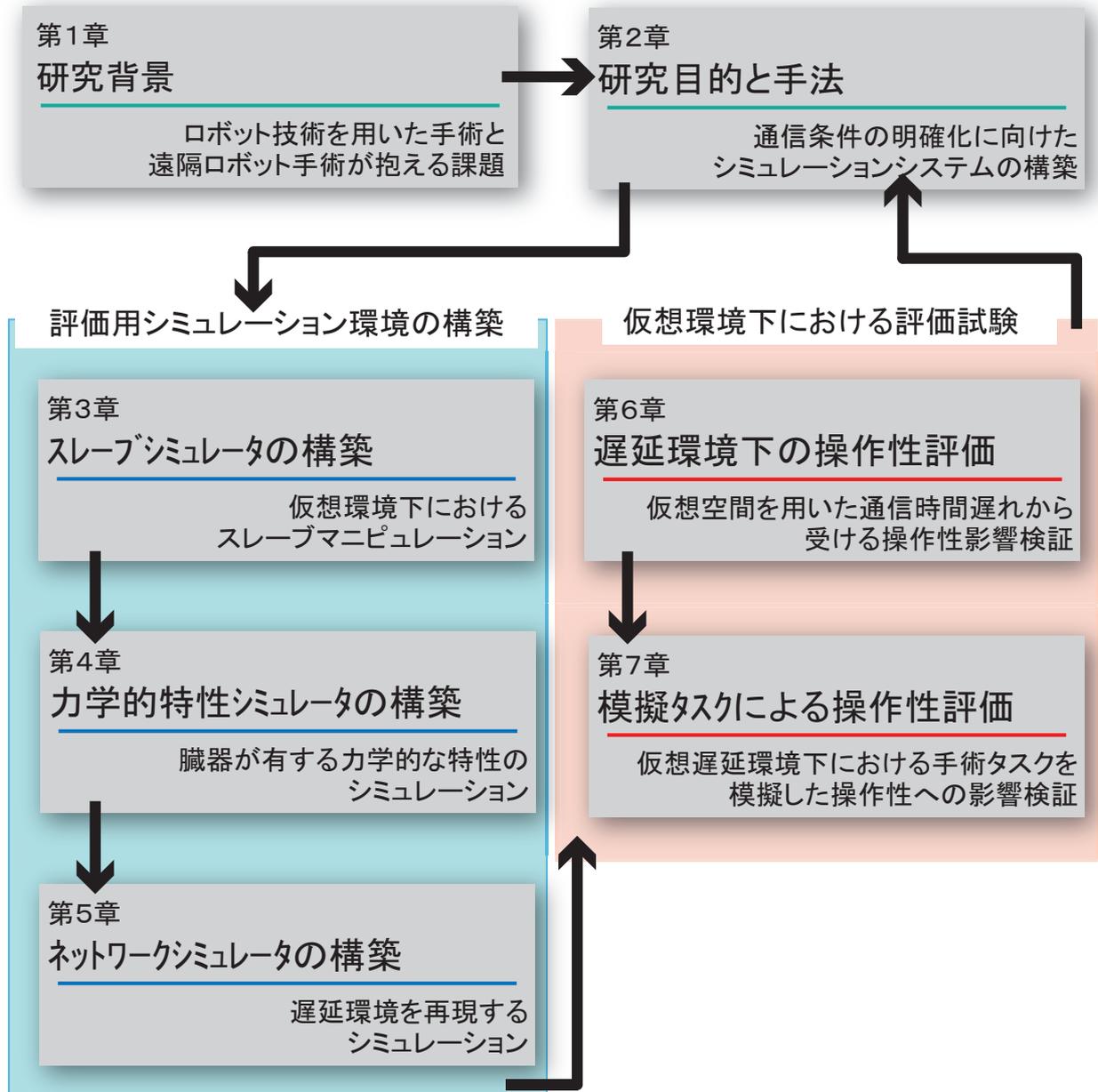


Fig.1.13 Configuration of this thesis

第2章

遠隔ロボット手術シミュレーション

2.1	緒言	26
2.2	遠隔操作ロボットの支援技術	26
2.3	遠隔ロボット手術における支援技術の現状	28
2.4	遠隔ロボット手術における通信時間遅れの影響	29
2.5	通信時間遅れと操作性の関係明確化に向けた課題	29
2.5.1	通信時に生じる遅れの影響に関する課題	29
2.5.2	術中における対象臓器に関する課題	30
2.6	遠隔ロボット手術の操作性評価を目指したシステム構築	30
2.6.1	遠隔ロボット手術シミュレーションシステムの構想	30
2.6.2	操作性評価手法の現状と選定	32
2.7	本論文で扱う研究課題	33
2.7.1	遠隔ロボット手術環境の要素とモデル化	33
2.7.2	通信時間遅れが操作性に与える影響の明確化	35
2.8	関連研究	36
2.8.1	手術環境のシミュレーション	36
2.8.2	通信環境のシミュレーション	39
2.9	小括	41

2.1 緒言

遠隔ロボット手術は、医師と患者の間に手術支援ロボットおよび通信ネットワークを介する手術である。本研究では遠隔ロボット手術を実現するために通信時間遅れと操作性の関係を明確化することを目標とする。その手法として仮想化技術を活かしたシミュレーションシステムを構築する。遠隔ロボット手術の環境を仮想空間上に再現するにあたり、その環境を構成する要素を抽出し、その要素ごとに要求される仕様を求める必要がある。本章では、遠隔ロボット手術の環境を構成する要素及びその各要素のリアルタイムシミュレーションシステム開発における技術的な課題について示す。まず、ロボットの遠隔操作の観点から関連研究を踏まえて、2.6節において、遠隔ロボット手術支援システムの構築に向けた要求事項について示す。遠隔ロボット手術が包含する環境は、遅延環境、ロボット操作環境、柔軟物を取り扱う環境など複雑な要素を有しており、支援を必要とする要素が相互に関係した状況で存在する。この点について2.7節にて、本研究における技術的課題として示す。2.8節において、本研究で提案する各シミュレータと関連した研究をまとめる。

2.2 遠隔操作ロボットの支援技術

これまでの遠隔操作を利用したロボットは、人間が直接アクセスすることを制限される領域において利用される手段の一つとして研究されてきた。その一例が極限環境下におけるロボットである。極限環境とは、宇宙空間、原子力施設、深海空間、災害救助などをさす。これらの環境において、遠隔操作のシステムは人間が直接行うことができない作業の代行が主たる目的となっている。遠隔操作を必要とする分野についてまとめたものを Table 2.1 に示す。

遠隔地で動作するロボットは自律的に動作する形式を採用したロボットと人間が操作する形式を採用したロボットに分かれる。自律的に動作する形式を採用したロボットは、宇宙空間における惑星探査ロボットや深海領域における AUV(Autonomous Underwater Vehicle) や ROV(Remotely Operated Vehicle) に代表される。これは、使用される環境にロボット自体が対応することを要求される自己完結型システムを有する。これに対して人間が操作する形式を採用したロボットは、スペースシャトルに搭載されたロボットアームや手術支援ロボットに代表され、システム全体の中に操作者である人間が介在し、その実行命令に従って動作するロボットである。人間が操作する遠隔操作ロボットは、人間が直接作業を行うケースとは異なり、「通信時間遅れを含み」、「感覚的な情報が伝達されない」ため、操作時の支援技術を必要とする。まず、これまで構築されてきた支援システムについて述べる。これまでの支援システムは大きく分類して4つ挙げられる [45].

Table 2.1 Teleoperation

種類	詳細
作業機械	災害救助 原子力施設の建設や解体作業
医療機械	感染症防止 ネットワーク医療 マイクロサージェリーにおける患者負担軽減
特殊環境	微小空間内の作業支援 宇宙空間上の作業
教育	技術伝承 技術移転

■**管理制御を利用したシステム** MIT (Massachusetts Institute of Technology) にて研究されてきた管理制御による遠隔マニピュレーションシステム [46] に代表される支援システムである。ロボットの作業環境情報の獲得や動作指示を操作者が事前にロボットに対して入力した情報に基づいてロボットが動作するシステムであり、遠隔操作ロボットとしては比較的初期段階から利用される技術となっている。対象物体の位置情報に基づいた作業手順プランニングシステムなどが該当する。これまでの作業システムを智能化していく手段の先駆け的な技術であり、ロボットプランニングシステムに繋がるものである。

■**バーチャルリアリティを利用したシステム** 操作者がいる環境とロボットが動作する環境の間に大きな時間差が生じている場合の遠隔操作を対象として研究されてきた支援システムである。管理制御方式に基づくものが多く、仮想空間を利用して操作者に向けた支援ツールとしての機能を有する。ロボットへの作業指令生成や生成した作業動作の事前確認などに利用することで操作者を支援するものである。特に近年のコンピュータ技術の発展により注目されるシステムでもある。

■**モデルベース型システム** 極限作業ロボットプロジェクトにおいて、遠隔作業システムの知能化を目指す研究の一つとして構築された支援システムである (C.1 節)。このシステムは、環境モデリングシステム、プログラミングシステム、作業実施管理システムから構成される。このシステムの特長としては、環境教示システムで取り込むデータの確認やロボットシステムが

作成した作業計画のシミュレーションによる事前確認が直感的であることが挙げられる。衝突回避計画などに代表されるように計画手法のベースとして作業対象物体や作業環境の幾何モデル利用に基づくものである。

■人間・ロボット協調型システム 極限作業ロボットプロジェクトにおいて、遠隔作業システムの智能化を目指す研究の一つとして構築された支援システムであり、人間と遠隔操作型ロボットの協調性を中心にしたシステムである。人間がロボットに教示して作業を遂行させる形をとるが、ロボットが作業する空間が未知環境であったとしても、人間が教示しつつ動作させるため即応的に実行可能なシステムとしてなっている。

2.3 遠隔ロボット手術における支援技術の現状

遠隔操作ロボットの支援システムは、ロボット自体への支援要素だけではなく、操作者への支援要素が大きい要素を占めている。自律型のロボットとは異なり、操作者の動作を元にした支援を実現するシステムとして構築することが要求される。

操作者を中心としたシステムとして遠隔操作ロボットを考えると、最も大きな問題点は通信時間遅れによって生じる操作性の悪化である。遠隔操作は、人間が操作対象に直接接触せずに操作を加える作業である。このため、遠隔操作は視覚から得られる情報に頼った作業となる。通信時間遅れが発生する環境にて、通信時間遅れが小さい場合は人間が元来有している予測する能力を用いることで対応できるが、通信時間遅れが大きい場合は限界が存在する。通信時間遅れが発生する環境下での操作を支援する手法として、視覚情報以外の五感から得られる情報（主に触覚）をフィードバックする研究が数多く行われている。特に触覚情報に関する研究が多くなされており、その一例として視覚情報と触覚情報の統合によって得られる効果の検証がなされている [47]。伝達されない感覚を擬似的な情報として伝達することは有効な手段であり、支援システムの構築に必要な要素であるといえる。

遠隔ロボット手術に照らし合わせてみると同様のことがいえる。遠隔ロボット手術は、人間の体内にある臓器に対して非常に狭い術空間にて作業が要求される。また、人間が直接アクセスすることを制限された領域での作業という観点から極限環境の一つであると考えられる。通信時間遅れを有する遠隔操作系に該当する遠隔ロボット手術において、視覚情報だけでは治療を完遂することは、対象に負荷する力などの情報を獲得することのできないことから、困難な作業になると推測される。このことは視覚支援情報および擬似的な触覚情報を利用して支援する技術が研究されてきていることから裏付けられる。

2.4 遠隔ロボット手術における通信時間遅れの影響

1.3 節で述べたとおり、人間が操作するシステムとして考えた場合に、通信時間遅れに応じた支援システムに要求される機能が異なってくると考えられる。従来の研究では、ある一定の通信時間遅れを含む系において支援技術を構築することが中心であり、どの程度の通信時間遅れが発生した場合に、支援システムに要求されてくる要素がどうなるかについて議論されているものは少ない。通信時間遅れが操作性に与える影響を明確に求めることは、支援システムに必要な要素を抽出するだけでなく、ロボットの制御系構築につながる指標となりうるため、遠隔ロボット手術の実現に向けた大きな課題となる。

2.5 通信時間遅れと操作性の関係明確化に向けた課題

通信時間遅れと操作性の関係を明確化していくためには、評価対象となる遠隔ロボット手術環境を実験環境として構築することが必要となる。この環境はこれまで述べた通り、術具、ネットワーク、臓器など複数の要素から構成されている。これらの環境を実環境で構築することは困難である。本節では、この試験を行う環境について示す。

2.5.1 通信時に生じる遅れの影響に関する課題

ロボットの遠隔操作に関わる要素について考えると、通信時に生じる通信時間遅れが大きな問題となる。テレロボティクスにおいて、遠隔操作の支援技術として触覚情報の欠如を補うために力帰還型システムが数多く研究されている。これは手術支援ロボットを利用する場合にも同様のことがいえる。従来の外科手術と大きく異なる部分である視覚情報の制限や触覚情報の欠如といった問題点を支援する技術となる。操作時の直感性を改善することが可能であり [48]、その有効性に関する検証も行われている [49]。

次にネットワークを介した通信を利用する場合についてみると、通信回線上のネットワーク品質が一様であるとは限らず、視覚情報および触覚情報を安定して送受信できる補償がないという問題が生じる。通信方式や通信回線そのものを利用経路上において単独占有が可能であれば、伝送する情報を安定して送受信できるため、操作環境の安定性を改善することは可能であると考えられる。しかし、その結果として遠隔ロボット手術に要求される特殊な環境になってしまい、多様な場所で同様の効果をもたらすことは難しくなる。

遠隔ロボット手術を一般的な治療手段として実現していくためには、構築済みの特殊な環境を使用するのではなく、状況に合わせた支援システムを選択することが重要である。使用する

状況に適した支援システムを選択するためには、対象となる環境において通信時間遅れから医師の操作性に与えられる影響を検討することが必要となる。このことから遅延環境下における操作性を評価できるシステムを構築する上で操作時に任意の通信条件を再現することが課題となる。

2.5.2 術中における対象臓器に関する課題

手術を支援するシステムの観点から考えた場合、使用する術具となる手術支援ロボットシステム、そして治療対象である臓器への影響を考慮する必要がある。対象となる症例に応じて要求される手技が代わり、その精度も異なる。市販されている手術手技トレーニング用シミュレータは、主に若手医師が手技を習得することが目的として構築されており、対象となる症例も固定されてしまう。このため、一つのシステムとして構築されており、通信時間遅れを再現するネットワーク品質を組み込むなど外乱要素の導入が困難である。

遠隔ロボット手術における操作性を評価するためには、前述の通り、対象症例に応じた手術手技、精度への適応が課題となる。このため、様々な臓器の力学的な特性が再現でき、操作性を評価する際にリアルタイムに対象を操作できる環境を構築することが要求される。また、2.5.1 項及び 2.5.2 項にて述べた課題は、単独で存在するシステムではなく、互いにモジュールとして捉え、統合化されたシステムとして構築することが、遠隔ロボット手術における操作性を評価するシステムとして提案することへの重要な課題となる。

2.6 遠隔ロボット手術の操作性評価を目指したシステム構築

本研究で構築するシミュレーションシステムは、構成要素としてロボットの遠隔操作に関わる要素と手術シミュレーションに関わる要素を持ち、その操作結果を評価することで、通信時間遅れと操作性との関係を明確化していく。本節では、ロボットの側面から通信回線に伴う操作性への影響、手術の側面から特殊な力学的特性を示す臓器を扱うロボットと臓器の接触に関わる影響などシミュレーション構築の上で重要な課題について示す。2.6.1 項では、シミュレーションシステム構築における課題について述べ、2.6.2 項では、操作性の評価について述べる。

2.6.1 遠隔ロボット手術シミュレーションシステムの構想

遠隔ロボット手術における通信時間遅れから操作性が受ける影響を評価するシステムを構築するにあたって、設定された環境における操作性を検証するためにはリアルタイムに情報を提示するシステムが重要な要素であり、この検証環境構築が第一の課題となる。これは、通信条

件が時々刻々と変化すること、通信データ量が手術によって異なること、手術対象となる臓器の特性が個体差を含むことなどから、一様に定めることができないためである。そこで、本研究では、シミュレーションシステムを構築する上で情報提示システムのリアルタイム性、手術環境に近い操作環境の再現性を技術的な課題となる。次に、本研究に必要となるシミュレーションシステムにおけるリアルタイム性、手術環境の再現性について示す。

■**シミュレーションシステムのリアルタイム性** シミュレーション技術では、仮想空間内に再現されるシステムの問題点はそのリアリティにある。対象を手術環境としているため、医師が実際の手術を行っている環境に近づけることが要求される。しかし、リアリティを向上させることは、そのシミュレーションに要する計算時間が非常に大きくなることをさす。近年のコンピュータ技術の発展に伴い、リアリティとリアルタイム性のトレードオフの関係は、徐々に解消されつつあるものの依然として大きな課題であり、どう両立させるかが課題となる。本研究では、情報提示システムのプロトタイプとしてリアルタイム性に重点を置き、シミュレータを構築する。これは、遅れから医師が感じる作業負担を検証することを目的としているため、操作環境として提示できる情報のリアルタイム性がより重視されると考えるためである。

■**手術環境の再現性** 医師に提示される視覚情報として、術具の動作、対象となる患部の状態、術前や術中の患者の生体情報（心拍数、脈拍数、血圧など）が挙げられる。このように、手術環境を再現する上で、その再現対象となる要素が非常に多い。そこで、シミュレーションシス

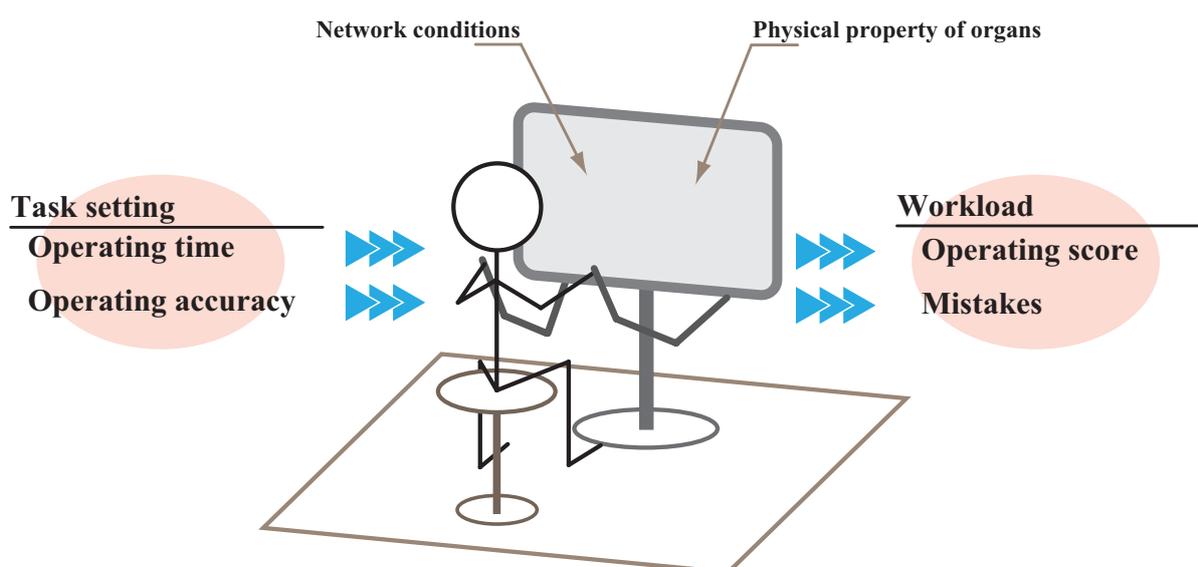


Fig.2.1 Basic concept of proposed simulation system

テムのプロトタイプとして、上記同様に本研究では術具の動作、対象となる患部の状態の二つに着目し、再現することとした。また、遠隔ロボット手術としての環境を再現するためにネットワークを介した際に生じる伝送品質が任意に設定可能なシステムの構築も同様にモジュール的に組み込めるシステムとして構築する。

2.6.2 操作性評価手法の現状と選定

本研究では、2.6.1 項にて述べた遠隔ロボット手術環境の再現したシミュレーションシステムを用いて、通信時間遅れを有する環境下における操作性を評価する。操作性は、人間が感じる特性の一つとして捉えることができる。そこで、本項ではその人間を対象とした特性計測について述べ、本研究で用いる評価手法について示す。

人間を対象とした測定は、形態を計測するのか機能や特質を計測するのかによって、目的に応じた計測手法及び機器が異なる。人間が有する特質の計測は、設計・評価・改良のためのデータ収集や設計思想・着想・考案や安全性の具体化に該当することから、大別するとその目的として以下の4つが挙げられる [50]。

- 特定の生活環境や作業条件下における機器使用者の生体負担の評価
- 設計のための感覚・知覚・認知的特性の評価
- 機器の設計、使用空間や仕様諸条件の策定
- 機器使用時における安全性やヒューマンエラー防止対策の策定

本研究において、評価する対象は遅延環境下において作業を行った際の人間が感じる操作性であり、直接目で見るができない精神的緊張度や疲労度合といった主観的事象を評価する。主観的事象を計測するためには、間接的な計測に該当することから計測対象を計測可能な対象に置き換える必要がある。この計測可能な対象を置き換えるプロセスを導入するためには、計測を行う過程において、以下の3点が重要となる。

- 計測対象が生じる要因の選定
- その要因を具体的にする試験条件の選定
- 計測項目の選定

そこで本研究では、操作性を評価するにあたって「計測対象が生じる要因の選定」を通信環境下における試験を通じて、SD法 (Semantic differential method) を用いて人間が負担に感じる通信条件について検証する。この結果に基づいて操作性評価を行う試験条件の選定を行う。

次に、操作性評価を行うための計測対象として、本研究では疲労・負担に焦点を当てた。疲労や負担は、人間が何かしら行った活動の結果を表現する概念であり、人間工学的な観点から

みると、生活や作業条件、その環境や評価、改善効果の評価、ヒューマンエラーの予測・予防、製品のユーザビリティなどの評価指標として利用される。この疲労や負担がワークロードとして評価され、この指標が利用される背景としては、ISO6385 に制定されている「作業システム設計のための人間工学的原理」があり、具体的な状況を想定した作業を負荷と負担の関係を身体的側面と精神的側面からとられることができる点が挙げられる。

作業負担を計測する手法としては、代表的なものとして副次タスク法や主観的評価法が挙げられる。副次タスク法は、ある作業を行う対象者に与える負荷の程度を知る手法であり、主作業とは別の作業を負荷することによって、主作業に要する能力発揮や努力の程度を推定する方法である。主観評価法は、作業安定対策や身体的・精神的ストレスを防止するための計測手法として利用され、自覚症状調べ、身体疲労部位調査票、NASA-TLX (NASA Task Load Index)、SWAT (Subjective Workload Assessment Technique) などの手法が挙げられる。

本研究では、通信時間遅れの発生する環境下における操作性を、通信時間遅れの発生しない環境下における操作性と比較して、提案するシステムを用いた操作性評価について検証を行う。それにともない本論文では NASA-TLX を評価手法として選定した。この NASA-TLX は、この評価手法によって獲得された評価点の絶対判断基準がないため、なにかしらの改善・変更を行う前と、適用した後の効果を計測することに有効な手段であることから選定した。詳細については、E にまとめる。

2.7 本論文で扱う研究課題

本論文では、「遠隔ロボット手術を行う環境を仮想空間上に再現すること」と「通信時間遅れと操作性の関係の明確化」を研究課題として扱う。それぞれについて以下に示す。

2.7.1 遠隔ロボット手術環境の要素とモデル化

本研究で対象とする遠隔ロボット手術は、操作者の手の動作をセンシングするマスタコントローラ、患者を治療する術具であるスレーブマニピュレータ、両者をつなぐネットワーク、治療対象である臓器の4種類に分けられる (Fig.2.2)。評価システム上における実環境の要素に関して以下に示す。

■**マスタコントローラ** マスタコントローラは、医師の手の動きを取得するセンサの役割をもち、操作性に直接的に影響するツールである。手術用ロボットを使用する際に、従来医師が直接手から獲得していた対象患部の感覚が取得できない。このことから支援技術を構築する上で、把握する要素の一つであると考えられる。本研究では、操作性を評価する技術を構築する

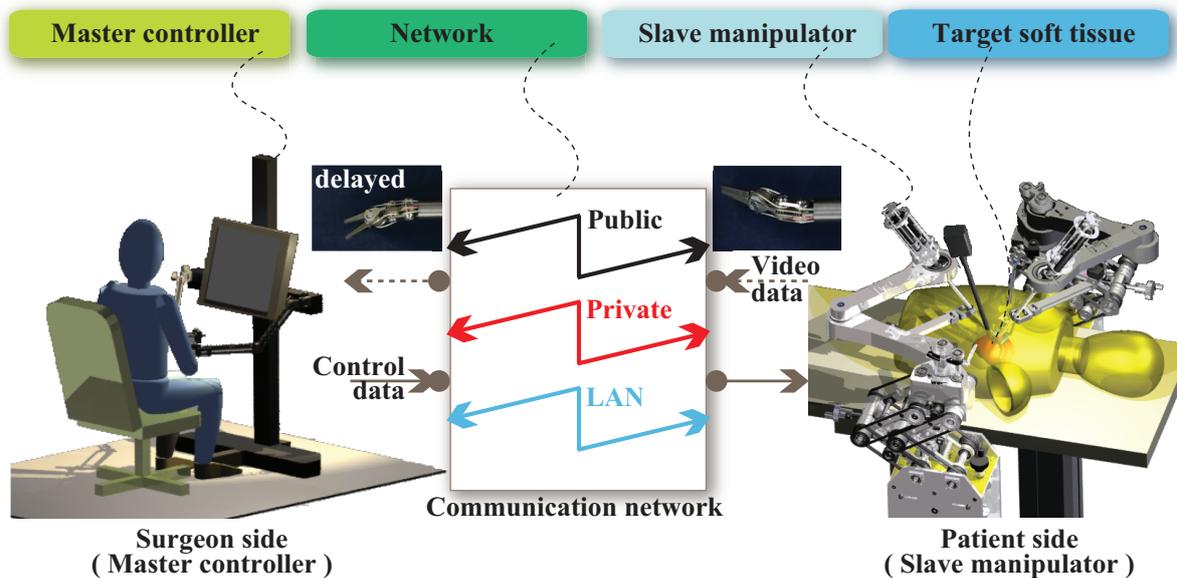


Fig.2.2 Component of Master-Slave control system

ことが目的であるため、システムと操作者をつなぐインターフェースが必要となる。また、人間の手の動きをセンシングすることが目的であるため、手の動作に対して拘束を与えない機器を選択することが必要となる。

■スレーブマニピュレータ スレーブマニピュレータは、患者（患部）に直接接触する機器であり、ロボット手術の正確性に影響する要素である。また、ロボットを動作させるデータが時間遅れを含んで入力されることから、制御系を考える上で重要な要素でもある。また、対象とする術式や一連の術式の中で使用する先端器具（把持、切除など必要に応じた機器）が多数存在することもあり、支援システムを構築する上で、その要素として検討する必要があると考えられる。

■対象臓器 対象臓器は、特殊な力学的特性を示す柔軟体である。また、患部は確実に治療する必要があり、それ以外の正常組織は傷つけてはならないという非常に厳しい制約を手術に課す要素である。手術ロボットを利用する場合は、硬い金属と柔らかい臓器の接触が生じるため、対象の状態を把握する技術は重要な要素となり、遠隔ロボット手術の支援技術を構築する上でも、欠かせない要素となる。また、本研究では、リアルタイム性が要求されるため、リアルタイムに力学的な挙動を再現することが必要である。

■ネットワーク ネットワークは、遠隔ロボット手術では欠かせない要素であると同時に操作性

に大きく影響を与える要素である。Fig.1.13にも示したが、ネットワークは医師と患者が配置される状況において様々な回線を使用する。同一の病院内のようなシステムや地域内のシステムとして配置する場合には、LAN (Local Area Network) を使用するケースが考えられる。また、国内や海外等の別拠点同士を接続する際には、公衆回線 (Public Line) や専用回線 (Private Line) が使用されるケースが考えられる。ネットワークの特性は、使用する回線の種類とその内部のトラフィック量に依存するため、使用する通信回線を選択する上でも、支援システムを構築する上では、把握する必要がある要素であるといえる。通信時間遅れと操作性の関係を検証するためには、任意の条件設定を可能する必要がある、パラメータの設定などが課題として挙げられる。

2.7.2 通信時間遅れが操作性に与える影響の明確化

これまでの研究は、ある一定の遅延時間が発生する条件下で支援システムを構築するか、支援システムを構築後に通信環境下でその安定性を検証する手法が多い。支援機器を開発するプロセスとしては考えうる手法ではあるが、操作する人間への支援システムを構築するためには、どの程度の遅れでどのような情報が必要なのかをシステム開発前に明確にしておくことが不可欠である。この条件を明確にしていくためには、検証する対象や条件（一つの条件に限定するケースや複数の条件を同時に検証するケースなど）を任意に設定可能であることが必要である。先にも述べたとおり、実環境で構築することは非常に困難であり、仮想化技術を利用したシミュレーション環境が重要な役割を持つといえる。

本研究では、通信時間遅れに焦点をあてているため、ネットワークに関連する要素を軸に条件を明確化していくシステムを構築する必要がある。ネットワークを介した際に生じる通信時間遅れは、4つに指標で評価される。ネットワークの品質を示す指標である QoS (Quality of Service) と呼ばれ、通常のネットワークは、複雑な波の合成として捉えることができる。通信時に生じるネットワーク品質の乱れと操作性の関係を検証するためには、個々の要素ごとに応じた分析をすることが必要となる。また遠隔ロボット手術の観点から考えると操作対象は臓器であり、特殊な力学的特性をもつ柔軟体である。つまり、遠隔ロボット手術に関連して通信時間遅れと操作性の関係を明確にしていくためには、ネットワークに関連する因子、臓器の挙動に関連する因子、操作システムに関連する因子が、個々に独立でありかつ統合して検証可能なシステムとして構築することが、明確化にむけた技術的な課題である。

2.8 関連研究

本研究で提案するシミュレーションシステムは、2.7.1 項に示したように手術支援ロボット、臓器通信の要素を含む。本システムではリアルタイム操作が可能、任意の環境を設定可能など、その構成を自由に行えることが要求される事項と考える。関連する研究としてシミュレーションシステムは以下の種類が挙げられる。

- 手術手技のトレーニングを目的としたシミュレーション（手術関連）
- 術前プランニングを目的としたシミュレーション（手術関連）
- トラフィック予測を目的としたシミュレーション（通信関連）

トレーニング用シミュレーションは、主に若手医師の基本手技の取得や技術向上を目的として開発されており、研究途上のもから製品として販売されているものまで幅広い。プランニング用シミュレーションは術前または術中に使用することを目的として開発されており、MRI や CT などの医用画像支援機器の発展に伴って、より実用に近いシステムの研究が行われている。

ネットワーク用シミュレーションは、おもにネットワークシステムを構築する際に、トラフィック量がどのように変化し、ノードごとに負荷が分散されるかを検証することで事前設計に応用するものである。有線システムから無線システムに至るまで様々なものが研究されている。

本研究は、これらのシミュレーション技術を統合するものといえる。本システムは、実際の遠隔ロボット手術を模擬した環境を構築することで、通信時間遅れを含む系において最適な通信条件を提案し、遠隔ロボット手術の実現を目指す。下記にそれぞれの分野で関連する研究についてまとめる。まず、一覧を手術シミュレータに関しては Table 2.3 に、ネットワークシミュレータに関しては Table 2.3 に示し、各項目をそれ以降に述べる。

2.8.1 手術環境のシミュレーション

手術関連のシミュレーションは、数多く研究されている。その一例を以下にあげる。この他については B にまとめる。

■ **CraniofacialSurg** Matthias Teschner らによって開発された craniofacial surgery 用のプランニングを目的としたシミュレーションシステムであり、CT から取得したデータを元にシミュレーションを行う [51]。変形計算手法として非線形有限要素法を採用したシステムであることから、リアルタイム性は確保されていない。

Table 2.2 Related works of surgical simulation

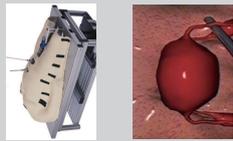
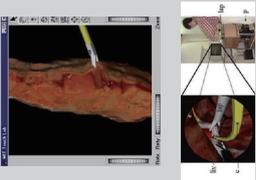
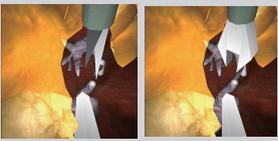
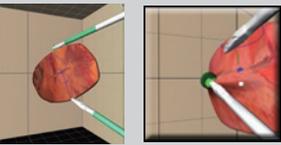
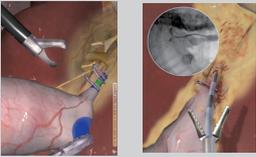
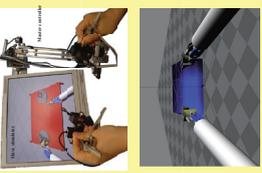
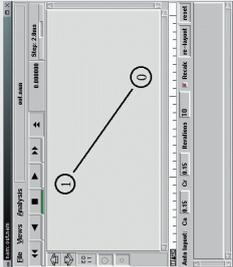
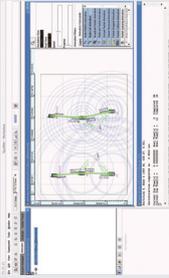
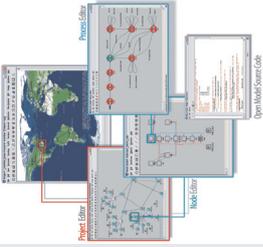
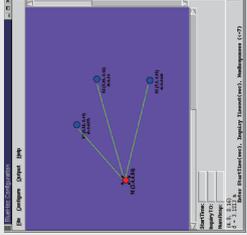
Name	Craniofacial Surg	HORUS	MIS	VESTA	MIST	LAP Mentor	LapSim	Organ Deformation calculator
Developer	ETH	IRCAD	MIT	UCB	Mentice	Simbonix	Surgical Science	Kawamura
Target	Craniofacil Surgery	Radiology	Gall-bladder	Gall-bladder	Traning	Traning	Traning	Surgical task evaluation
Method	Nonlinear FEM	Precomputed local deformation	FEM/MSS finite sphere	MSS / Nonlinear FEM	-	-	-	MSS
Real-time	×	△ (precomputation is needed)	○	×	○	○	○	○
Feature	planning	planning	Traning	Traning	Traning	Traning	Traning	Module
Snapshot								

Table 2.3 Related works of surgical simulation

Name	ns-2	GloMoSim	OPNET	BlueHoc	Network Simulator
Developer	UCBerkley	UCLA	MIT	IBM	Kawamura
Target	General Network	Wireless Network	Protocol Modeling	Bluetooth	General Network
Function	Network traffic emulation	Network traffic emulation	Communication tool development	Bluetooth application	Network disorder generation
Module	×	×	×	×	○
Feature	Scenario analysis using Tcl format	Scenario-based analysis	Verification of new communication protocol	Verification of bluetooth	Network disorder reproduction using TCP/IP
Snapshot					

■ **HORUS** Clement Forest らによって開発された超音波画像診断装置を用いた RFA 用シミュレーションシステムであり, Dicom データを元に対象部位を生成し, PHANToM を用いた反力提示が可能とする [52]. リアルタイム性を確保することは可能ではあるが, 事前に前処理を行う必要がある.

■ **MIS** Mandayam A. Srinivasan らによって開発されたシミュレーションシステムで, シミュレーションの正確さとそれを用いたトレーニングの効果の関係を解明することを目的としている [53]. 胆嚢摘出術を対象としており, FEM および MSS を併用した計算手法を採用している. 臓器の特性を利用したシミュレーションシステムの利用手法としては, 本研究と近い手法を使用しているが力帰還システムの評価に焦点を当てており, この点において本研究で提案するシステムとは異なる点である.

■ **VESTA** Frank Tendick らによって開発された腹腔鏡下手術における腹腔鏡操作および手術手技のトレーニングを目的としたシミュレーションシステムである [54]. MSS および FEM を併用した計算手法を採用している. FEM を使用しているためリアルタイム性を確保が十分行われていないが 10[Hz] 程度の周期となっている.

■ **MIST** Mentice Medical Simulation 社 (Sweden) より販売されているシミュレーションシステムであり, 縫合・結紮手技を段階的に訓練可能なシミュレータとなっている. エラーや手技手順が提示される [55].

■ **LAP Mentor** Simbonix 社 (USA) より販売されているシミュレーションシステムであり, 術野が高く再現されており, Haptic 機能を利用した腹腔内の手術手技のトレーニングを行うシミュレータである. 血管走行などが異なる症例が多数用意されているという特徴をもつ [55].

■ **LapSim** Simbonix 社 (USA) より販売されているシミュレーションシステムであり, 術野の現実感が高く, Haptic 機能を有するシミュレータである. 主に腹腔鏡下で行う胆嚢摘出術を訓練することができる [55].

2.8.2 通信環境のシミュレーション

ネットワークのトラフィックに関するシミュレータは, 数多く研究されており, ns-2 (Network Simulator version 2) [56], GloMoSim (Global Mobile Information System Simulator)

[57], OPNET Modeler[58], BlueHoc[59], OMNeT++ (Objective Modeler Network Testbed in C++) [60]などが挙げられる。以下にそれぞれのシステムの概要を示す。

■ **ns-2** ns-2 は、カリフォルニア大学バークレー校 (UCB), LBNL, Xerox PARC, および USC/ISI による VINT (Virtual InterNetwork Testbed) プロジェクトで開発されたネットワークに関する研究のための離散イベント型のシミュレータである。OSI 階層モデルに基づいたレイヤの様々なプロトコルが既に実装されているため、物理層, データリンク層, ネットワーク層, トランスポート層, およびアプリケーション層におけるシミュレーションを実行できる。

■ **GloMoSim** GloMoSim は、カリフォルニア大学ロサンゼルス校 (UCLA) で開発され、無線ネットワーク環境を想定した離散イベント型のシミュレータである。GloMoSim で選択可能なプロトコルは、UCLA で開発された C 言語に基づく並列シミュレーションのための言語である Parsec (Parallel simulation environment for complex systems) で実装されており、端末数が非常に多い環境でも、シミュレータの並列処理により問題なく動作するため、スケーラブルなシミュレータとなっている。

■ **OPNET** OPNET Modeler は、マサチューセッツ工科大学 (MIT) で開発された商用ネットワークシミュレータで、通信ネットワーク, デバイス, およびプロトコルのモデリングやシミュレーション実験が行え、現在 IEEE 等の標準化委員会で共通プラットフォームとして採用されている。また、シミュレーション結果をグラフ表示し、パケットの伝播状態などをシミュレーションの実行中や終了後にアニメーション表示できる機能をもつ。

■ **BlueHoc** BlueHoc は、IBM で開発され、Bluetooth 環境を想定したアプリケーション開発のためのネットワークシミュレータである。BlueHoc は、複数台の Bluetooth デバイスが屋内の無線チャンネルで動作する環境において、ns を拡張した Bluetooth 仕様のベースバンド層とリンク層に関するシミュレーションを実行する。

■ **OMNeT++** OMNeT++ は、Andras Varga 等によって開発されたオブジェクト指向の離散イベント型のネットワークシミュレータである。OMNeT++ は、C++ 言語のみで実装されているため、ユーザは提案手法を実装しやすい特徴をもつ。また、ユーザがソースコードの修正やシステムのリビルドを行わなくても、パラメータの設定のみで、様々な環境でのシミュレーション実験が行える。リアルタイムでシミュレーション状況をアニメーション表示できる機能をもつ。

2.9 小括

本章では、遠隔ロボット手術環境に含まれる要素に焦点をあて、操作性を評価する環境の再現に必要な要素について述べた。従来の極限環境下で使用されるようなロボットの支援技術として利用された技術と照らし合わせることで遠隔ロボット手術の支援システムを構築する上で要求されてくる要素を示した。また、本研究でシミュレーションを利用した評価システムを提案していくにあたって、必要になる技術的な課題について示した。以降では、本研究で提案するシミュレーションシステムの各要素について述べた後、評価システムとして検証する試験について述べる。

第3章

仮想環境下におけるスレーブマニピュレーション

3.1	緒言	44
3.2	操作に負担のかからないマスタコントローラ	44
3.2.1	把持動作に向けたマスタコントローラ	45
3.2.2	押込み動作に向けたマスタコントローラ	45
3.3	仮想空間上に再現するスレーブシミュレーション	47
3.3.1	スレーブシミュレータのシステム構成	47
3.3.2	衝突判定アルゴリズム	47
3.4	小括	50

3.1 緒言

本章では、遠隔ロボット手術を構成する要素において、医師が操作する術具にあたるマスタコントローラおよび患者を治療する術具にあたるスレーブマニピュレータについて示す。本章で述べるマスタ・スレーブ型操作システムは、操作性の評価を行うために必要となるインタフェースとしての役割を持つシステムであり、操作時に操作者に対して負担のかからない機構を採用することが必要となる。本論文では、手術手技の基本動作である把持動作および押込み動作を評価対象とし、その動作の検出を可能とするマスタコントローラを使用することとした。まず、3.2節にてマスタ・スレーブ方式の手術支援ロボットを構成する要素について示し、対象とする動作を実現するために必要となるマスタコントローラおよびスレーブマニピュレータに関する要求要素について示す。次にマスタコントローラに焦点をあて、医師の動作をリアルタイムにセンシングする機器として示し、本論文で使用するマスタコントローラについて述べる。最後に3.3節において、仮想空間に再現するスレーブシミュレータについて示し、要求される自由度および判定処理について述べる。

3.2 操作に負担のかからないマスタコントローラ

手術支援ロボットは、1章にて示した通り、術中操作型ロボットと術前計画固定作業型ロボットに分類される。遠隔ロボット手術では、医師が操作するシステムとなるため、術中操作型ロボットを採用することが多い。このため、術具の観点から考えると、遠隔ロボット手術を構成する要素は、医師が操作するマスタコントローラおよび患者を治療するスレーブマニピュレータの2種類となる (Fig.3.1)。本論文において、術中における操作性の検討に向けたシミュレーションシステムを構築する上で、マスタコントローラ及びスレーブマニピュレータが基幹システムとなる。

マスタコントローラは、術中における医師の手の動作をセンシングするツールであり、手術手技に応じて異なってくるが、手の動きを拘束しないシステムが要求される。また、ロボット手術の欠点である触覚情報の欠落の解決手法として、力覚フィードバックの研究などがなされており [30]、製品として販売されているものとしては Sensable 社製の PHANToM®が挙げられる。本研究では、このマスタコントローラを操作性評価に向けた擬似的な作業空間と人間を繋ぐインターフェースと位置づける。このことから手の動作を操作者に負担をかけることなくセンシング可能な機構を選択することが要求される。本論文では、評価手技として把持動作および押込み動作を対象とし、それぞれに使用したコントローラについて次に示す。

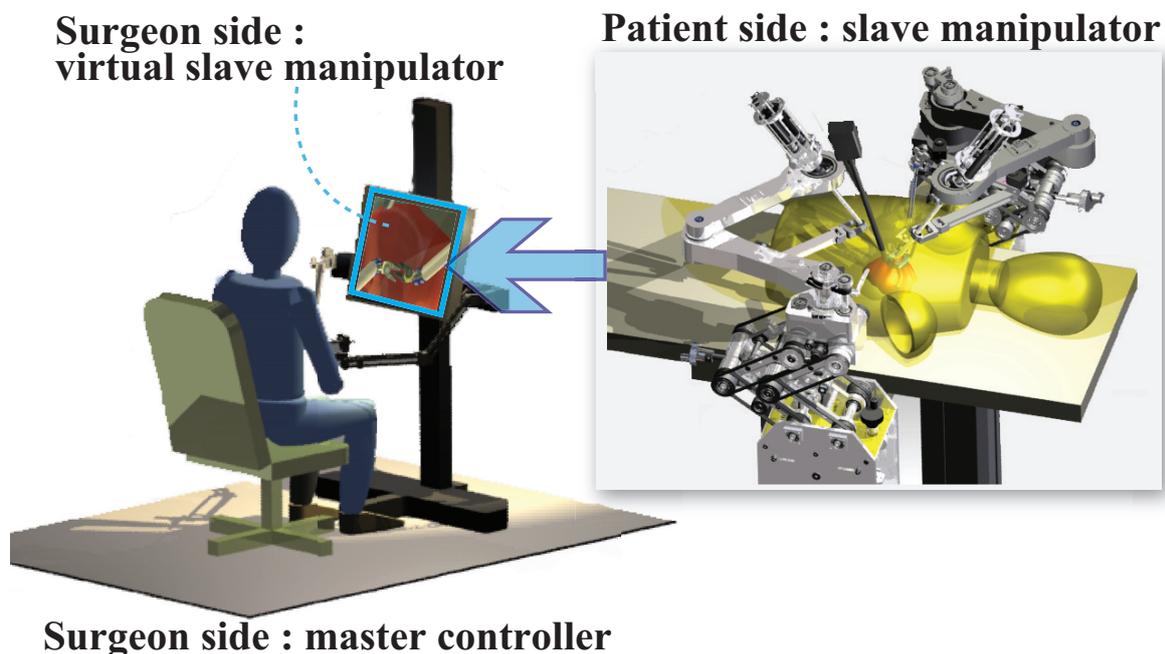


Fig.3.1 Master-slave system overview

3.2.1 把持動作に向けたマスタコントローラ

術中に使用される手技を大別すると、把持動作、縫合動作、結紮動作、切除動作、穿刺動作に分けられる。これらすべての動作は、手術に使用される手技としては基本的な動作であるが、特に把持動作は、術具である縫合針だけでなく、治療対象となる臓器のハンドリングなど幅広く利用される手技であり、縫合動作や結紮動作などの基本動作とも考えられる。本研究では、まず操作性を評価していくシステムを構築していくために、把持動作を可能とするシステムを仮想空間上に構築した。把持動作における操作性を評価可能なインタフェースとして Fig.3.2 に示す機構を持つマスタコントローラを利用した。Fig.3.2 に示すマスタコントローラは、位置3自由度、姿勢3自由度をセンシング可能な垂直多関節型の機構を有する [61]。各関節に取り付けられているエンコーダから関節ごとの動作角度を検出するシステムとなっている。

3.2.2 押し込み動作に向けたマスタコントローラ

把持動作と同様に、近年治療法において押し込み動作は、内部の状態をセンシングする手法として大きな役割を持つ。単純な動作ではあるが、通信時間遅れを含む系において、評価対象とした。このとき使用したマスタコントローラを Fig.3.3 に示す。このマスタコントローラは、

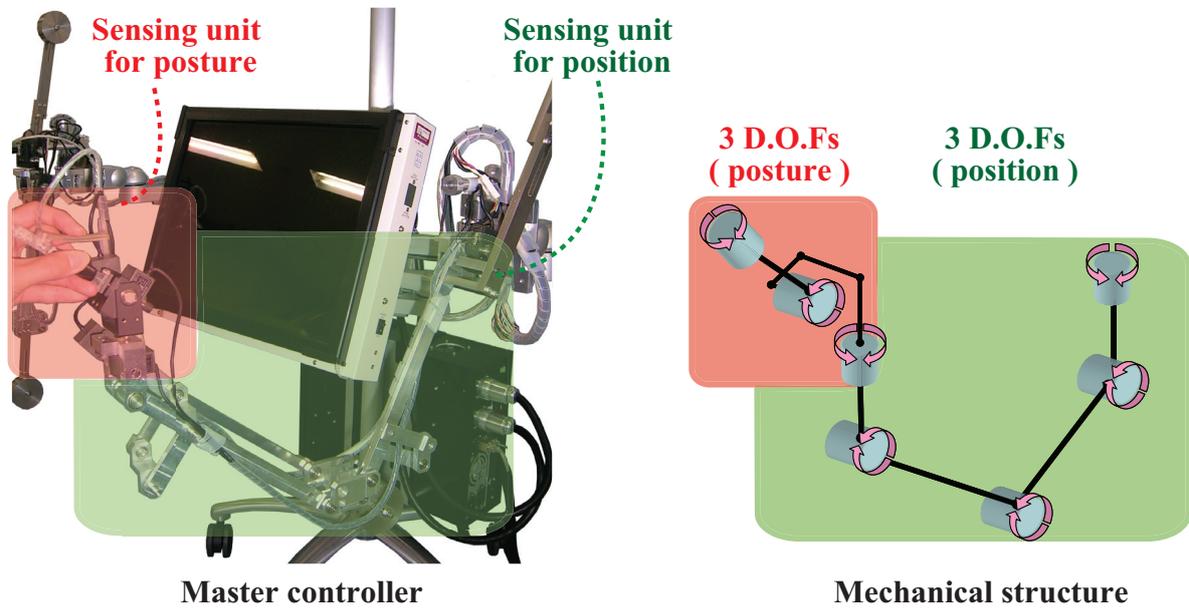


Fig.3.2 Master controller for gripping

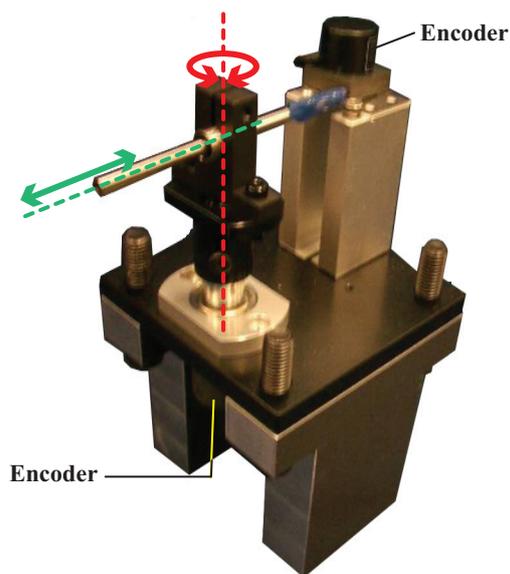


Fig.3.3 Master controller for indentation

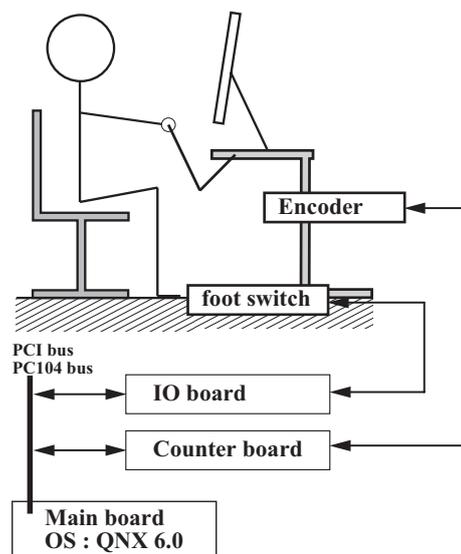


Fig.3.4 System configuration of master controller

押込み動作に特化させた機構であり、平面上に2自由度を有する。把持動作用マスタコントローラと同様にエンコーダにより押込み量を検出している。2種類のマスタコントローラにおいてそのシステム構成図を Fig.3.4 に示す。

3.3 仮想空間上に再現するスレーブシミュレーション

3.3.1 スレーブシミュレータのシステム構成

操作性評価を行うシミュレーションシステムにおいて、手術支援ロボットの術具であるスレーブマニピュレータはその基幹部であると同時に、操作者に対して提示される視覚情報でもある。本論文では、把持動作および押込み動作を対象としている。そこで前者に対しては、手の動作と同様の動きを可能とするために位置3自由度、姿勢3自由度を有するシステムとして構築した (Fig.3.5)。ビューワ機能としては、OpenGL による3次元コンピュータグラフィックスを利用した。スレーブマニピュレータの機構データは、CAD データをもとに Obj 形式のデータを作成し、各頂点のデータおよび稜線のデータを読み込む形式を採用した。このような入力形式を採用することにより、CAD システムを利用し評価したいスレーブマニピュレータの形状データと作成することでシミュレーションシステムへのインポートが可能となる。このシミュレータにおいて自由度配置は Fig.3.6 に示す通りである。ディスプレイに表示する手法としては、手術支援ロボットと同様に操作者の手の動作座標系とロボットの動作座標系が一致するように構築している (Fig.3.7)。

3.3.2 衝突判定アルゴリズム

シミュレーションシステムは仮想空間上で行われるものであるため、実空間上におけるセンシングの技術を用いた接触判定を行うことはできない。これに加えて、シミュレーションシステムの結果表示に使用する OpenGL は、高性能なレンダリング機能を持ち、クリッピング処理などを素早く行うことができるが、物体同士の接触、つまり面や点、線といったもの同士の交差判定を行っていない。このため、別途の処理関数を必要とする。

そこで本研究では、物体がマスタコントローラの指示に従ってスレーブマニピュレータが動作する状態を逐次追いかけてながら描写関数以外の衝突判定関数を描写と並行させて実行するのではなく、ラスタライズを利用して交差判定等の基準となる位置を保持することに手法を選択した。

ラスタライズとは、格子状に並んだピクセルの集合体である画像と同様のデータ構造のことであり、ラスタライズとは、複数のレイヤーを1つのラスタレイヤーに結合すること、またはベクターイメージ・テキストドキュメントといったものを単にラスタイメージに変換することを

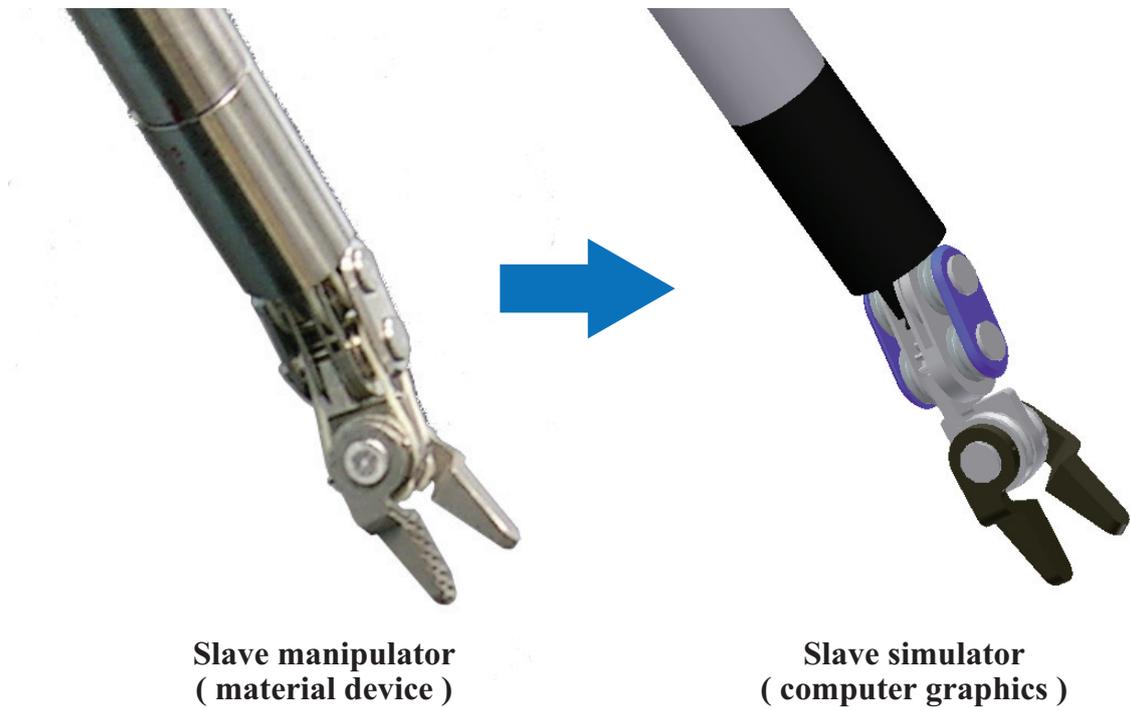


Fig.3.5 Slave simulator

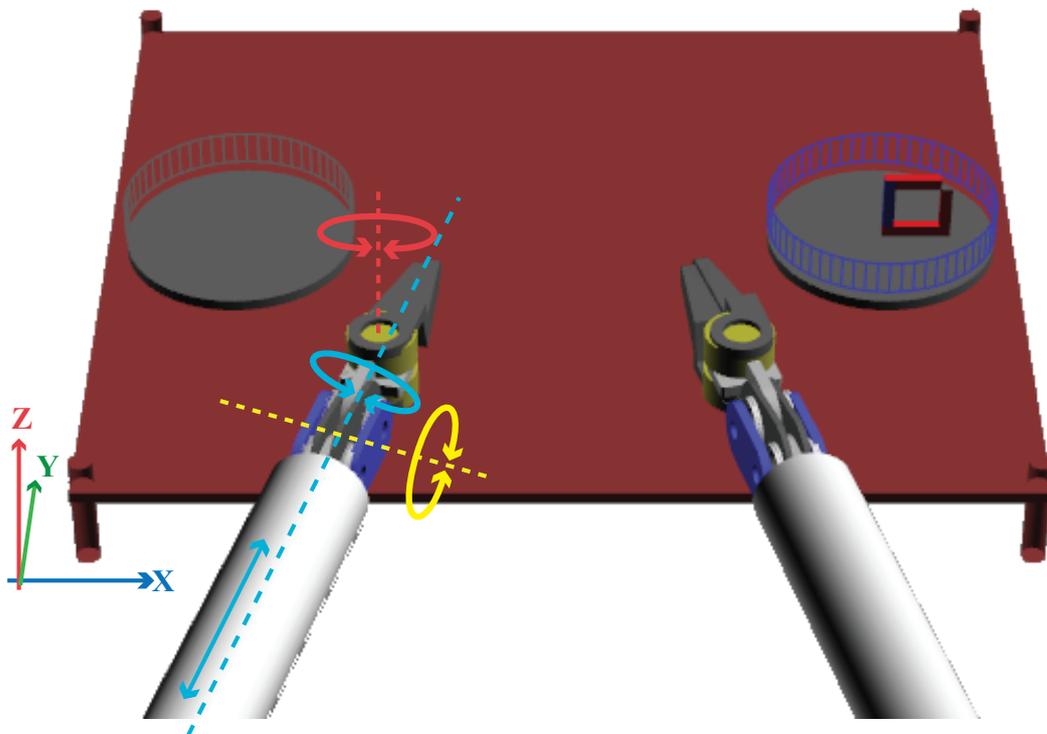


Fig.3.6 Degree-of-freedom of slave simulator

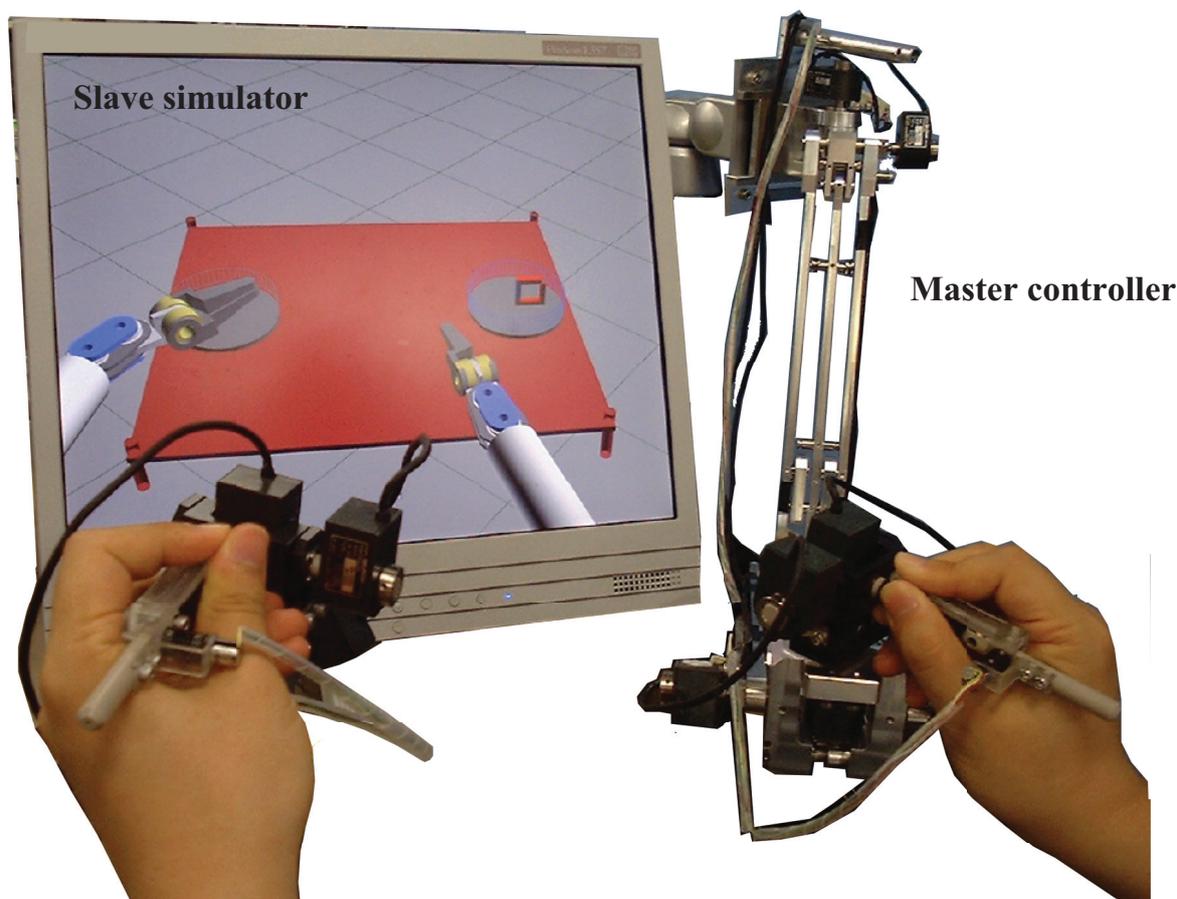


Fig.3.7 Virtual master-slave system overview

指す。ラスタライズされたデータはその属性として一つの数値と位置座標を保持するという特徴をもつ。OpenGLは、その機能として2次元・3次元のジオメトリプリミティブ以外にビットマップやピクセルマップといったラスタプリミティブの操作を行うことができる。これと同時にラスタライズされた際のラスタライズする位置座標を保持することができるという特徴を持つ。これを活かして接触判定や交差判定を行う規準となる点を保持する方法を採用した。

把持判定のアルゴリズムは後述する評価方法に基づいて作成した。スレーブマニピュレータの鉗子の先端部分と物体の中心部分に対してラスタ位置を与えて、それぞれに相対的な関係より5種類のフラグを必要に応じて立てることで把持の判定を行っている。簡単なフローチャートをFig.3.8に示す。

相対的距離のフラグ

鉗子の先端部と物体までの距離を判定するフラグであり、一定値以下になるとフラグが立つ。その基準値としては把持する対象となる物体のバウンディングスフィアを用いて

いる。

鉗子開閉度のフラグ

鉗子が物体を把持するだけの開閉関節角度を保つかを判定するフラグにあたり、鉗子の開閉をする関節の角度が一定値以上であるときにこのフラグが立つことになる。また、把持している際には、その状態を維持するために、このフラグは開閉関節角度が一定値以下であるかどうかを判定するフラグにもなっている。

把持判定のフラグ

上記の二つのフラグが立っているときのみ有効になるフラグで、このフラグが有効となっている状態が把持をしている状態になる。

把持開放時の左右判定のフラグ

把持した物体を離れた場合に、掴んでいた腕がどちら側だったのかを判定するフラグにあたる。これにより直前の状態が把持されていた状態の位置に固定させる。

把持判定時の位置判定のフラグ

把持判定を行うラスタ位置を複数配置する際に使用するフラグで、掴んだ位置を中心に物体が描写されるように変換するための関数を引き出す。

3.4 小括

本章では、遠隔ロボット手術環境を構成する術具に該当するスレーブシミュレータに関して述べた。手術支援ロボットの基幹部となるシステムであり、対象操作するインタフェースとなるシステムに要求される事項について示し、その動作として必要となる把持動作に関するアルゴリズムについて述べた。また、人間が操作することでその操作性を評価できるシステムの構築を目指すことから、評価システムに必要となるインタフェースであるマスタコントローラについて示した。本論文で使用する2種類のマスタコントローラについて述べた。以降、4章にて治療対象となる臓器の力学的な特性、5章にて、マスタコントローラとスレーブマニピュレータ（本論文では、スレーブシミュレータ）の間に組み込むネットワーク特性に関して述べる。

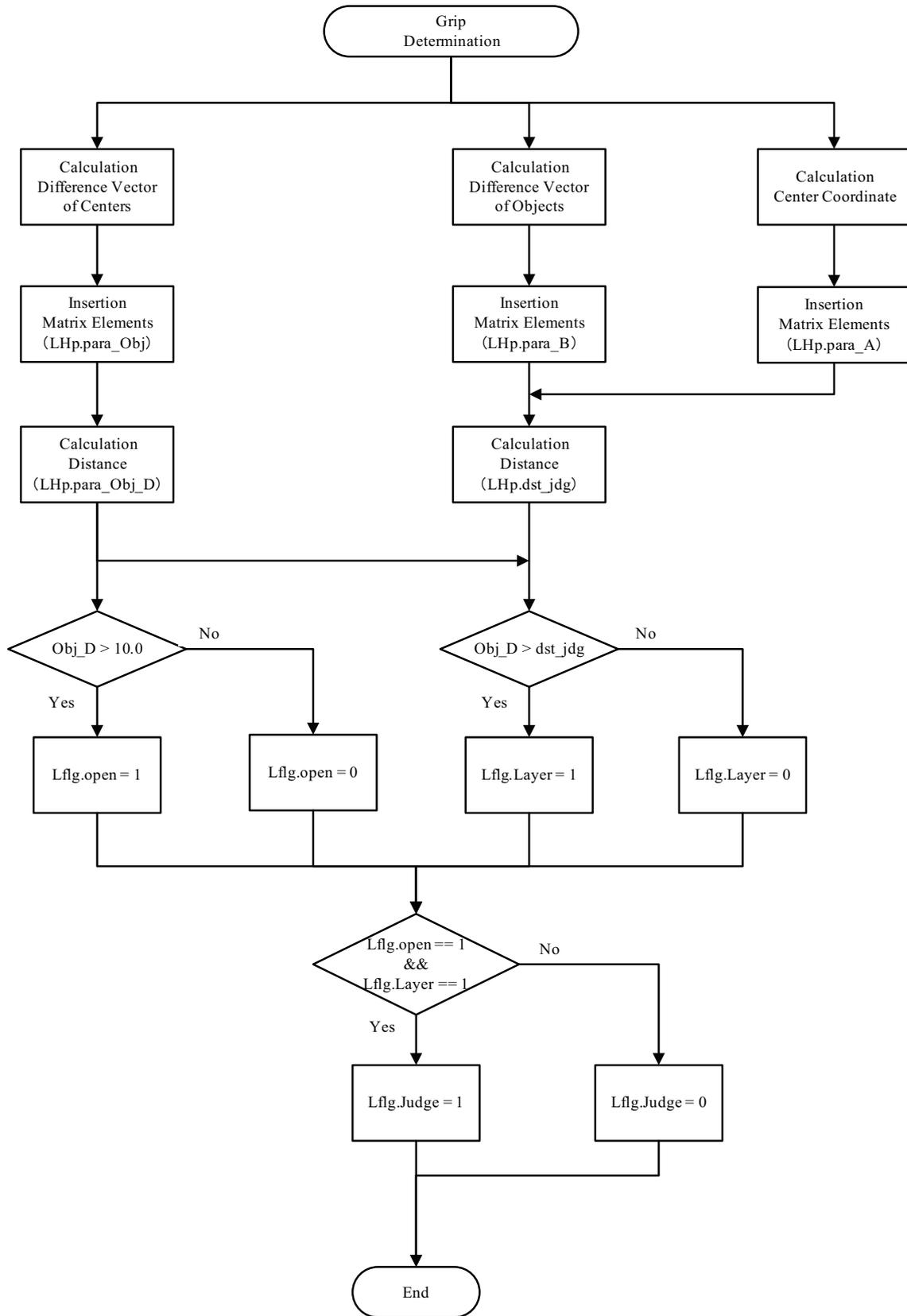


Fig.3.8 Flow chart of gripping algorithm of slave simulator

第 4 章

臓器の力学的特性に基づいたシミュレーション

4.1	緒言	54
4.2	力学的特性とシミュレーション	54
4.3	Mass-spring system を用いたシミュレーション	55
4.4	力学的特性を再現する実時間計算システムの構築	57
4.5	弾性体を対象とした比較試験	61
4.5.1	試験目的	61
4.5.2	試験方法	61
4.5.3	試験結果と考察	61
4.6	粘弾性体を対象とした検証試験	63
4.6.1	概要	63
4.6.2	粘弾性体を対象とした押込み試験	65
4.6.3	粘弾性体を対象とした引張試験	69
4.7	小括	71

4.1 緒言

手術で対象とする臓器は、粘弾性特性に代表されるような非線形性を有する力学的特性を示す。手術支援用のシステムとして、様々な手法でこの臓器が有する力学的な特性を再現する手法が研究されてきている。本研究では、この特性を再現するにあたって、リアルタイム性に着目し、質点バネ系の数値解析手法（Mass Spring System）を用いたシミュレーションシステムの構築を行った。本章では、リアルタイムに臓器の力学的特性を再現する手法について示す。まず、4.2節において、対象が有する力学的特性をシミュレーションする際の問題点を示し、4.3節において、本論文で用いた質点バネ系による数値解析手法について述べる。次に4.4節において、本シミュレーションシステムのアルゴリズムおよび計算フローについて示し、リアルタイム性能に関して示す。4.5節にて弾性体を用いた計算精度検証試験、4.6節において、ブタ肝臓を用いた計算精度検証について示す。

4.2 力学的特性とシミュレーション

手術支援ロボットや内視鏡鉗子を用いた手術環境を仮想空間上に再現する場合、術具から臓器に対して与えられる変形や力を計算するシステムが必要となる。本研究では、対象となる臓器の力学的な特性に基づいた物理モデルを用いる。生体材料は、粘弾性という特殊な力学的特性を示し、非線形性、非均一性、異方性など複雑な特性を有することが知られている [62]。このことから手術シミュレーション構築において、これらの特性を再現する手法が課題であり、様々な手法が研究されている。

本研究では、構築するシステムにおいて実環境と同様にリアルタイムに仮想空間内でインタラクションが可能となるシステムの構築を目指している。しかし、シミュレーション技術において仮想空間の計算精度とリアルタイム性は計算コストの観点において一般的にトレードオフの関係にある。本研究で構築するシステムの仕様としては、リアルタイム性の観点から計算周期が 30[Hz] 以上を確保できるものとした。従って、臓器の挙動を再現するシミュレーションシステムを構築する上で、リアルタイム性を確保しつつ計算精度を高めることが技術的な課題となる。

この技術的な課題に対するアプローチ方法として、高い計算精度を確保できる計算手法のリアルタイム化を行うか、高いリアルタイム性を確保できる計算手法の計算精度を向上させるかの二つが挙げられる。前者については、有限要素法（Finite Element Method:FEM）を利用したリアルタイム性能向上を目指す研究が代表例である。後者は、質点バネ系を用いた数値計算手法（Mass Spring System:MSS）の計算精度向上に関する研究が挙げられる。しかし、FEM

のリアルタイム化は、大容量計算可能なコンピュータの利用、事前計算に依存する手法、条件の簡略化が現状としては必要不可欠な条件となっている。そこで本研究では、従来よりリアルタイム性能に優れている MSS を利用したシステムを選択した。以下に、それぞれの手法について簡単にまとめて示す。

■有限要素法 (Finite Element Method:FEM) による手法 FEM は、連続体を有限個の要素に分割し、その挙動を偏微分方程式を用いて数値解析する手法である。力学的な特性を正確に求めることが可能となるが、変形処理に多大な時間を要する。S.Cotin らによる研究において、軟組織の FEM モデルに対して事前処理を施すことにより、変化への対応に欠点がこのもののリアルタイム性を高めている [63]。また、H.Delingette らによる FEM とバネマスモデルを組み合わせることによってリアルタイム性の向上を目指した研究 [64] や J.Berkley らによる FEM の計算プロセス改善にともなった高速化手法が研究されている [65]。

■質点バネ系 (Mass Spring System:MSS) による手法 MSS は、バネとダンパを用いた弾性力と減衰力による力学的な特性に基づく数値計算手法である。リアルタイム処理に優れており、容易に構築することができる。しかし、正確性に欠ける課題がある。野上らによる残留変位が生じる特性をもつ対象への変形特性に関する研究 [66] や友國らによる仮想的なレオロジー物体の正確性向上に向けた手法が研究されている [67]。

4.3 Mass-spring system を用いたシミュレーション

粘弾性特性とは、臓器が有する力学的な特性であり、クリープ現象や応力緩和現象が生じる特性である。この特性を MSS を用いて計算するためには、クリープ現象および応力緩和現象をモデル化することが必要となる。MSS において、この二つの現象は以下のモデルが一般的に使用される。

■フォークトモデル (Voigt model) フォークトモデルは、バネ要素とダンパ要素を並列に接続したモデルである (Fig.4.1)。クリープ現象を再現できるモデルであり、このモデルを用いた力学的な特性は以下の運動方程式により与えられる。ただし、質量 m 、初期位置からの移動量 x 、質点に発生する力を f 、外力を $f_{external}$ とする。

$$f = -kx - c\dot{x} \quad (4.1)$$

$$m\ddot{x} = f + f_{external} \quad (4.2)$$

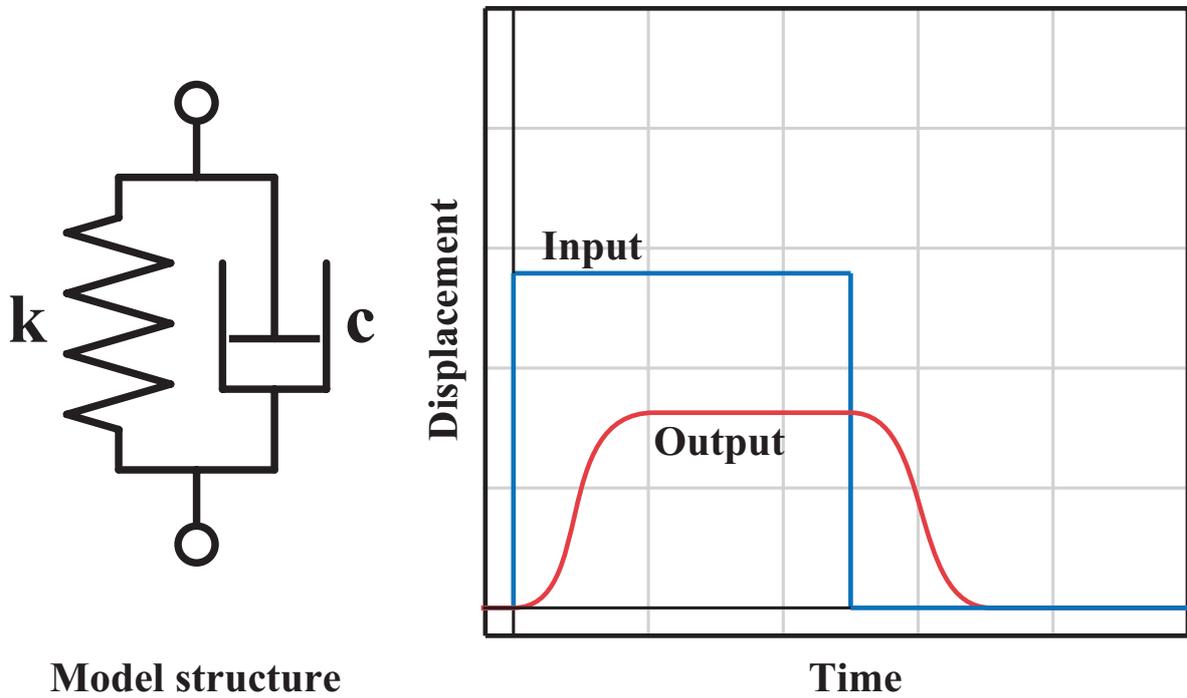


Fig.4.1 Voigt model and the characteristics of this model

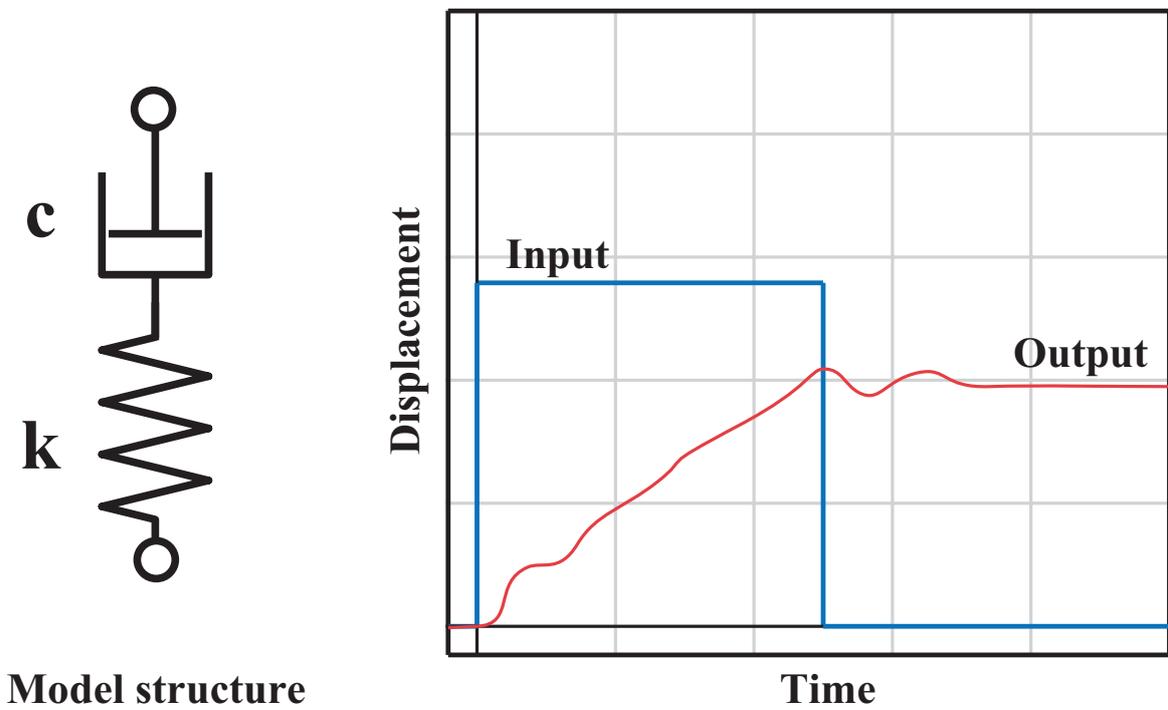


Fig.4.2 Maxwell model and the characteristics of this model

■**マクスウェルモデル (Maxwell model)** マクスウェルモデルはバネ要素とダンパ要素を直列に接続したものである (Fig.4.2). 応力緩和現象を再現できるモデルであり, このモデルを用いた力学的特性は以下の運動方程式により与えられる. ただし, 質量 m , 初期位置からの移動量のうちバネ部を x_{spring} , ダンパ部を x_{damper} , 全体を x , 質点に発生する力を f , 外力を $f_{external}$ とする.

$$f = -kx_{spring} = -c\dot{x}_{damper} \quad (4.3)$$

$$x = x_{spring} + x_{damper} \quad (4.4)$$

$$m\ddot{x} = f + f_{external} \quad (4.5)$$

4.4 力学的特性を再現する実時間計算システムの構築

本研究では, 上記で述べたモデルを用いて, 臓器の力学的特性を再現するシミュレータを構築するために, 物体を代表点の酒豪として扱う格子状モデル (lattice model) を使用した. この格子状モデルは大きく分類すると静的なモデルと動的なモデルに分けられる. 静的なモデルとは, 代表点に対して質量を与えず, 代表点間に弾性要素のみを適用したものである. 代表点 P_i の座標を \vec{x}_i , P_i と P_j をつなぐバネの自然長を L_{ij} , 伸びを Δl_{ij} , バネ係数を k_{ij} , ポテンシャルエネルギーを U_{ij} とするとき, 式 (4.6) と式 (4.7) が与えられる. これにより, 静的なモデルでは, 代表点間の相対的な位置によりポテンシャルエネルギーが定まり, 変形を記述することができる.

$$\Delta l_{ij} = \|\vec{x}_i - \vec{x}_j\| - L_{ij} \quad (4.6)$$

$$U_{ij} = \frac{1}{2}k_{ij} \cdot (\Delta l_{ij})^2 \quad (4.7)$$

これに対して, 動的なモデルは, 代表点に対して, 質量を与えることで, 代表点間に弾性要素および粘性要素を適用し, 特性の時間変化を計算するモデルである. 本研究では, 格子状モデルのうち, この動的なモデルを使用して臓器の力学的な特性を再現する物理モデルを構築する. 臓器が持つ粘弾性特性を再現するために 4.3 節にて示したフォークトモデルを基本とし, これにダンパ要素を組み合わせた三要素モデルを用いた. この三要素モデルは, 粘弾性特性を再現できる最小の要素数であり, 実時間計算を可能とする要素数として選択した. Fig.4.3 に示す三要素モデルが示す挙動は以下の式で与えられる. 本論文では, この三要素モデルを Fig.4.3 に示す格子状モデルの稜線に対して適用し, 臓器の力学的挙動を再現する物理モデル

として構築した. フォークト部において, かかる力を f_{voigt} , バネ定数を k_{voigt} , ダンパ係数を c_{voigt} , 直列に接続したダンパ部において, かかる力を f_{damper} , ダンパ係数を c_{damper} , 質量を m , 外力を $f_{external}$ とすると, 以下の式が与えられる.

$$f_{voigt} = -kx_{voigt} - c_{voigt}\dot{x}_{voigt} \quad (4.8)$$

$$f_{damper} = -c_{damper}\dot{x}_{damper} \quad (4.9)$$

$$f_{voigt} = f_{damper} \quad (4.10)$$

$$x = x_{voigt} + x_{damper} \quad (4.11)$$

$$m\ddot{x} = f_{voigt} + f_{external} \quad (4.12)$$

次に, 式 (4.8) から式 (4.12) で表された系を数値解析可能な形に変形すると次のようになる. フォークトモデルの自然長を L_{voigt} , ある時刻 t におけるフォークトモデルのバネの長さを l_{voigt} , 長さの変化量を Δl_{voigt} , フォークトモデルにかかる力を f_{voigt} , バネ係数を k_{voigt} , 粘

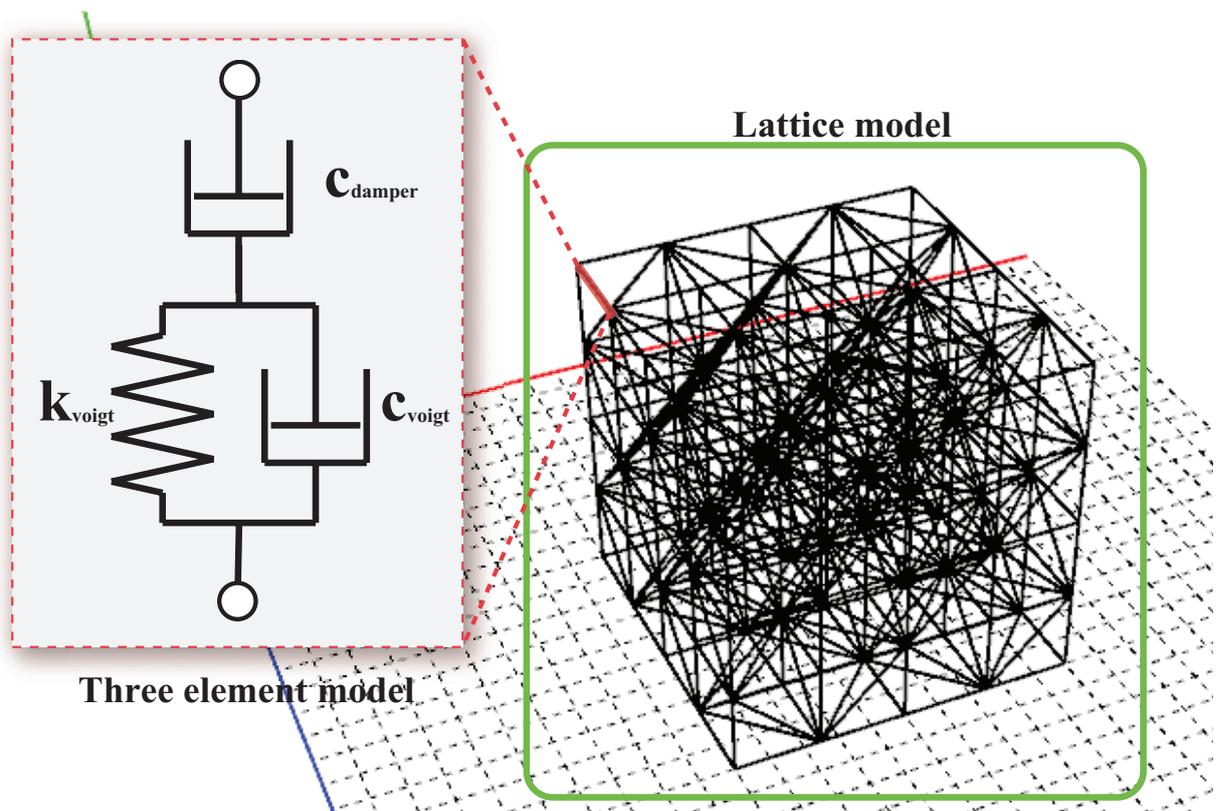


Fig.4.3 Three element model on an edge of a lattice model

性係数を c_{voigt} , 直列に接続したダンパにかかる力を f_{damper} , 粘性係数を c_{damper} , 三要素モデル全体の長さを l , 三要素モデルに含まれるフオークトモデルの長さの比率を α とするとき, 次式が与えられる.

$$\Delta l_{voigt} = l_{voigt} - L_{voigt} \quad (4.13)$$

$$l_{voigt} = \alpha l \quad (4.14)$$

$$\begin{aligned} f_{voigt} &= -k_{voigt} \cdot \Delta l_{voigt} - c_{voigt} \cdot \frac{d(\Delta l_{voigt})}{dt} \\ &= -k_{voigt} \cdot (l_{voigt} - L_{voigt}) - c_{voigt} \cdot \frac{d(\Delta l_{voigt})}{dt} \\ &= -k_{voigt} \cdot (\alpha l - L_{voigt}) - c_{voigt} \cdot (\dot{\alpha} l + \alpha \dot{l}) \end{aligned} \quad (4.15)$$

$$\begin{aligned} f_{damper} &= -c_{damper} \cdot \frac{d(1 - \alpha) \cdot l}{dt} \\ &= -c_{damper} \cdot (-\dot{\alpha} l + (1 - \alpha) \cdot \dot{l}) \end{aligned} \quad (4.16)$$

従って, まとめると次式で与えられることとなり, 長さの比率 α および三要素モデルの長さ l に関する微分方程式となり, この式を4次のルンゲクッタ法 (Runge-Kutta method) に導入して, 逐次的に解を求める. 長さの比率を示す α から三要素モデル全体の長さの変化量を求める. そして, 式 (4.12) から速度 v および位置 x に関する常微分方程式である式 (4.18) が導かれることから, 長さの比率 α と併せて3種類の変数に対して4次のルンゲクッタ法を適用する.

$$\begin{aligned} -k_{voigt}\alpha l + k_{voigt}L_{voigt} - c_{voigt}\dot{\alpha}l - c_{voigt}\alpha\dot{l} &= c_{damper}\dot{\alpha}l - c_{damper}(1 - \alpha)\dot{l} \\ (c_{voigt} + c_{damper}) \cdot \dot{\alpha}l &= -k_{voigt}\alpha l + k_{voigt}L_{voigt} - c_{voigt}\alpha\dot{l} + c_{damper}(1 - \alpha)\dot{l} \\ \dot{\alpha} &= \frac{-k_{voigt}\alpha l + k_{voigt}L_{voigt} - c_{voigt}\alpha\dot{l} + c_{damper}(1 - \alpha)\dot{l}}{(c_{voigt} + c_{damper})l} \end{aligned} \quad (4.17)$$

$$\frac{dv}{dt} = \frac{1}{m}F(x) \quad (4.18)$$

$$\frac{dx}{dt} = v \quad (4.19)$$

次に、弱い外力が働く場合は弾性的な挙動を、強い外力が働く場合は粘性的な挙動を示す粘弾性特性を再現するために、直列に接続したダンパ要素において、負荷する外力に応じた粘性係数を生じる力依存型ダンパを導入した。この力依存型ダンパはレオロジー物体の変形を再現する際に使用する手法として研究されている [67]。本システムでは、以下の式を導入した。

$$c_{damper} = \begin{cases} c_{damper,max} & (f \leq f_{elastic}) \\ Ae^{-bf} & (f_{elastic} \leq f \leq f_{plastic}) \\ c_{damper,min} & (f_{plastic} \leq f) \end{cases} \quad (4.20)$$

また、格子状モデルでは、配置されたバネやダンパのモデルは、押し込み力など外力がかかった際の変形として、Fig.4.4 に示すような2通りの変形を生じる可能性がある。実環境と照らし合わせて考えると、Fig.4.4 の (a) に示すような形での変形を生じる必要がある。このことから、本システムでは、格子状モデルの内部に内圧 p を発生するモデルを採用し、現在の体積を V 、初期状態の体積を V_0 とし、力を発生させるバネ係数 k_{volume} 、粘性係数 c_{volume} を用いて、次式で与えられる計算式を導入している。以上より、本システムにおいて臓器の力学的特性を再現する。

$$p = -k_{volume}(V - V_0) + c_{volume}\dot{V} \quad (4.21)$$

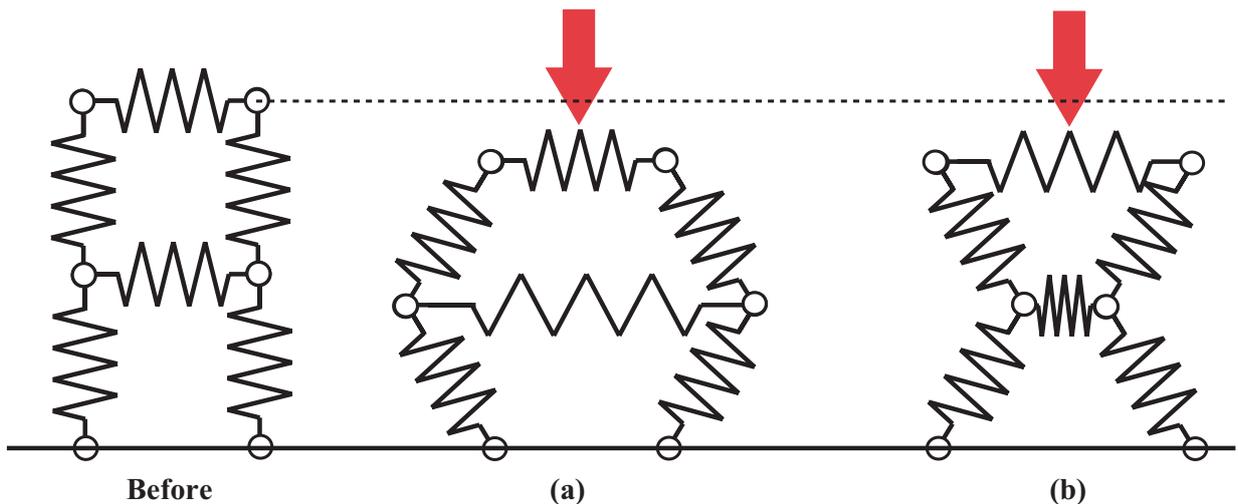


Fig.4.4 Deformation pattern of lattice model

4.5 弾性体を対象とした比較試験

構築したシミュレーションシステムの計算結果を検証するため、まず弾性体を対象とした押し込み試験を行った。本節では、弾性体に対する押し込み試験に関して、試験方法および結果と考察に関して示す。

4.5.1 試験目的

構築したシミュレーションシステムを用いて、実環境における弾性体に対する押し込み試験と弾性体を想定したモデルに対する押し込み試験において同等の押し込み量を設定した場合における計算結果について比較を行った。

4.5.2 試験方法

■**実環境下押し込み試験方法** 特性既知のシリコンを用いて、構築した臓器モデルによって計算される力と変形量について実環境との比較を行う。対象とするシリコンに対して、平面方法の押し込み動作を可能とする試験機 (Fig.4.6) を用いて、一定量の押し込みを行う。その際に生じる変形量を画像処理より計測した。具体的な計測方法は、シリコン上に設置した6点のマーカによるパターンマッチングを用いた。また、その際に押し込み部にかかる力を力センサにて測定した。以下に用いた試験装置を Fig.4.6 に示す。また、使用したセンサ等の諸元については Table D.1 及び Table D.4 に、この他の試験条件に関しては Table 4.1 に示す。

■**仮想空間下押し込み試験方法** 実環境における押し込み試験と同等の押し込み量をシミュレーションモデルに負荷することで変形量と押し込み部にかかる力を求め、実環境におけるシリコンとの比較を行う (Fig.4.5)。Fig.4.5 にて、比較対象としたノード (シミュレータではノード、実機では上段・左から2番目のマーカ) の位置を示す。

■**境界条件** シリコンは両端を固定されており、押し込み方向の境界はフリーとなっている。シミュレーションシステムにおいても同様の境界条件を設定した。このときシミュレーションモデルはノード数 196, エッジ数 879 にて作成した。

4.5.3 試験結果と考察

比較を行う上で次のように考える。手術を行うにあたり、入力を与えた近傍の挙動は大きく変化し、入力位置から遠くなるほど挙動は小さくなる。そのため、モデルの妥当性を評価する

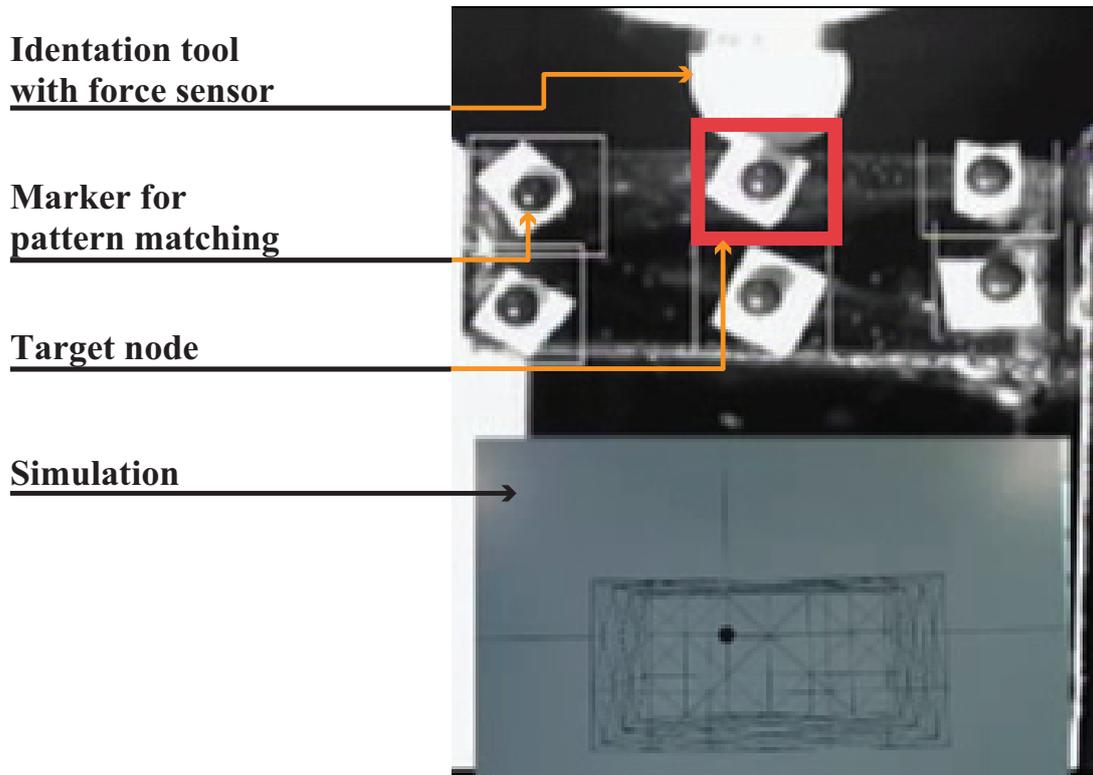


Fig.4.5 Indentation using Silicone

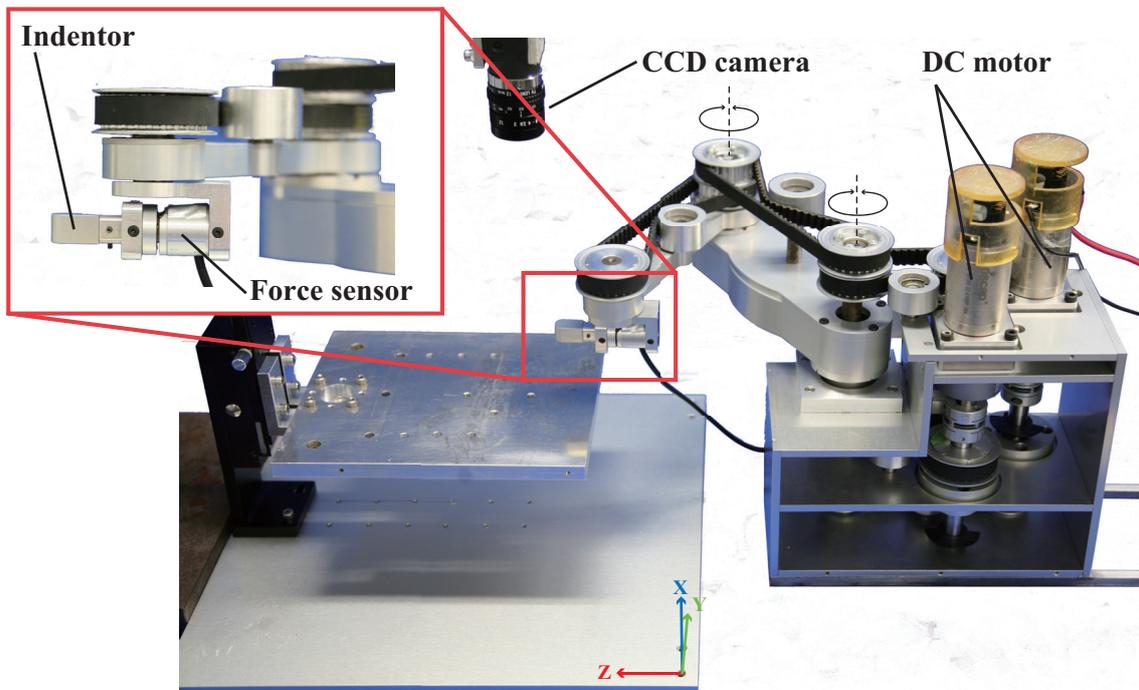


Fig.4.6 Indentation device

Table 4.1 Experiment conditions of indentation test using silicone

Items	Condition	
Target	Shilicone	
Width	[mm]	36
Depth	[mm]	18
Boundary condition	Edge face fixed	
Node	196	
Edge	879	
k_{voigt}	[kg/s ²]	0.1
c_{voigt}	[g/s]	0.02
c_{damper}	[g/s]	0.1

には、入力点近傍の出力を現実の挙動と比較することが必要である。そのため、Fig.4.5 に示す押し込み部との接触点であるノードの挙動を実機と比較することによって、モデルの変形に関する比較を行った。このときの試験結果を Fig.4.7 と Fig.4.8 に示す。Fig.4.7 は変形量を比較したグラフであり、Fig.4.8 は反力を比較したグラフである。

Fig.4.7 と Fig.4.8 に示したデータより、接触点近傍で、実機での試験とシミュレータの挙動がほぼ一致していることが確認された。Fig.4.7 においては、外部からの変形量に対してシミュレーションモデルの変形が追従する際に多少のオーバーシュートが確認された。これは、三要素モデルと対象としたシリコンモデルを模擬した係数を決める上で、弾性要素が強く再現されたためと考える。Fig.4.8 においても、弾性要素が強いため、立ち上がりが早くなりオーバーシュートを生じている。しかし、目標値からの誤差を考えると十分に結果が得られていると考える。変形を加えると接触点近傍でも正確性が得られているため、本研究における操作性評価に向けたシミュレーションシステムとして十分であると考えられる。

4.6 粘弾性体を対象とした検証試験

4.6.1 概要

術中における把持動作は、Fig.4.9 に示すように対象臓器に対して押し込みを行う段階とその状態を保持しつつ引張りを行う段階がある。これを受け、粘弾性体を対象とした検証試験を行うにあたって、押し込み試験及び引張り試験を行う。

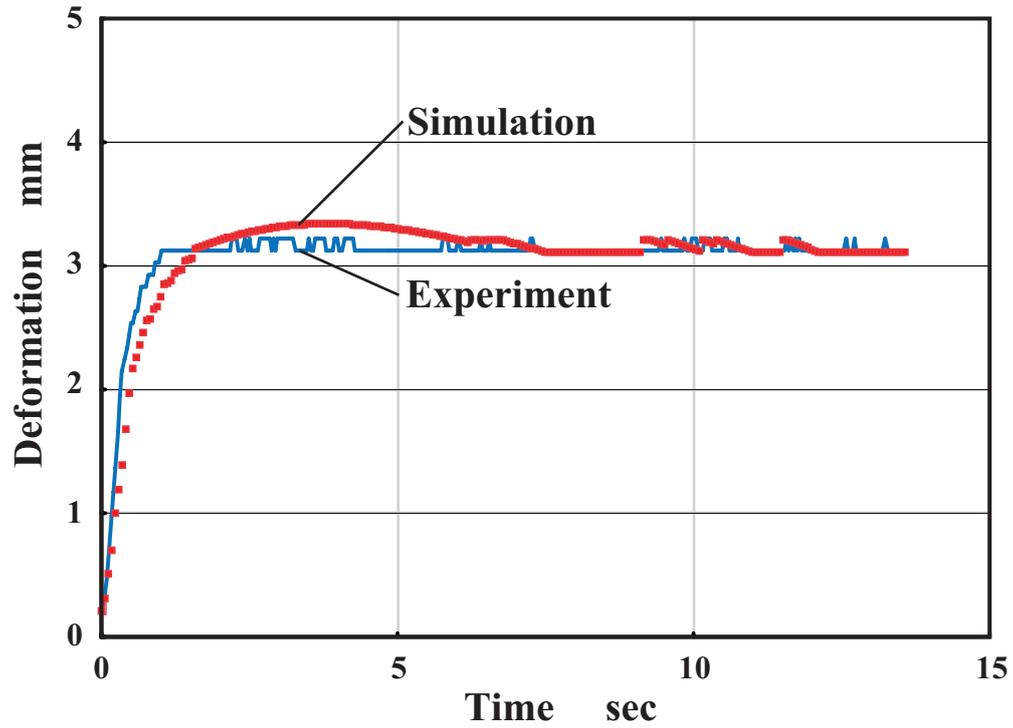


Fig.4.7 Experimental result of simulation (position)

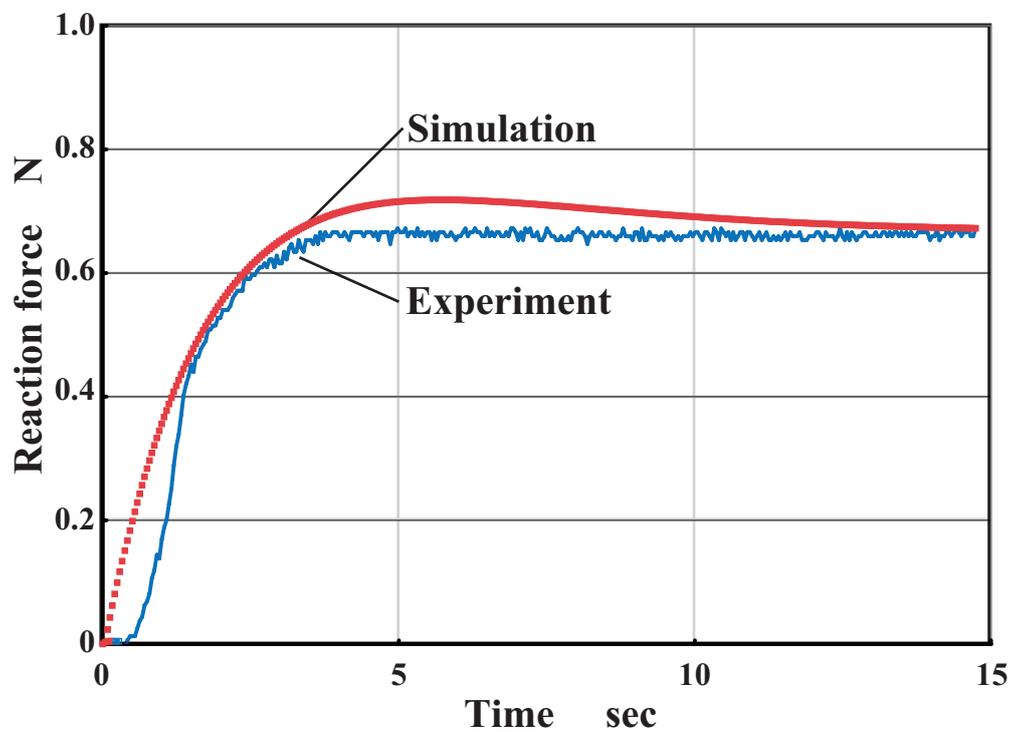


Fig.4.8 Experimental result of simulation (reaction force)

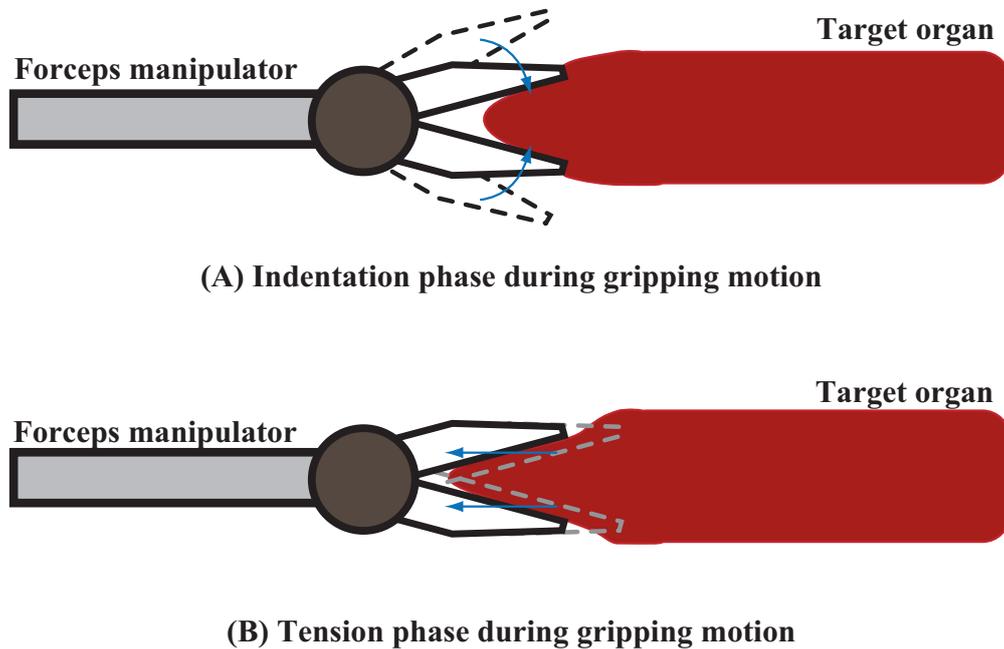


Fig.4.9 Experimental result of simulation (reaction force)

4.6.2 粘弾性体を対象とした押し込み試験

■**試験目的** 臓器の力学的特性に基づいて挙動を再現するシミュレータを用いて粘弾性体を模擬とした計算結果を、実環境と比較し検証することを目的とした。構築したシミュレータが対象の挙動を再現できるかを評価するために、ブタ肝臓に対して、押し込み試験を行った。

■**試験方法** Fig.4.12 に示すように、ブタ肝臓の端面を壁に固定した状態において、一定速度下で押し込み試験を行い、そのときに試験装置先端に取り付けられた力センサより反力を計測した。実験条件としては、直動モータを用いて押し込み軸方向に 1[mm/sec] とし、ブタ肝臓に接する面より 20[mm] 押し込んだ。また、下部については常時湿らせた状態とし、ほぼ摩擦の発生しない状況とした。次に、同じ条件となるようシミュレーション空間において境界条件を設定し、同様の一定速度下で押し込み試験を行い、そのときに生じると予測される反力を計算した (Fig.4.13)。このとき、ノード数は 364、エッジ数は 1641 にて行った。試験条件については Table 4.2 にまとめて示す。また試験機の構成に関しては、Fig.4.11 に示す [68]。

試験条件として設定した拘束条件は、肝臓を対象とした場合、腹腔内における肝臓は、Fig.4.10 に示すように背骨の周辺にて拘束を受けており、その反対側の側面より治療時のアクセスを行う。このことから、Fig.4.10 に示すように押し込み試験を行うにあたって上記のよう

な拘束条件を使用することとした。

■試験結果と考察 Fig.4.14 に押し込み試験の結果を示す。縦軸に反力、横軸に押し込み深さをとった。Fig.4.14 において実線が力センサより取得された反力を示し、破線がシミュレーション結果を示す。入力を与える近傍は大きな変化を示し、入力位置から遠くなるほど挙動の変化は小さくなる。また、接触時の応答を考慮する場合、接触点近傍の応答が最も重要となる。この結果より、挙動が再現されていることが確認され、粘弾性特性を持つブタ肝臓に対しても反力が同傾向を示すことがわかる。しかし、入力点近傍の出力を結果から、線形領域においては、精度よく再現されていることがわかるが、非線形領域では同様の傾向が確認できるもの実際より低い結果となった。モデルパラメータの設定やノード数などのシミュレーション精度に影響する因子をより正確に定める必要があるが、力の変化傾向が確認できたため、柔らかい

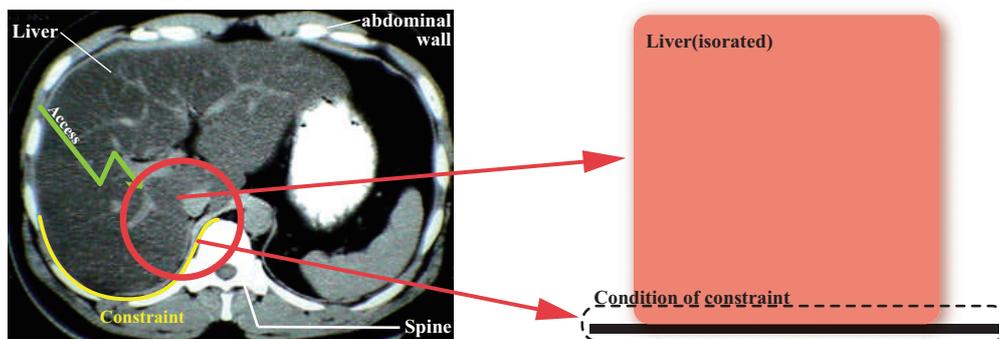


Fig.4.10 Condition of constraint in indentation experiment using hog liver

Table 4.2 Experiment conditions of indentation test using hog liver

Item	Condition	
Target	Hog liver	
Width	[mm]	70
Depth	[mm]	65
Boundary condition	Edge face fixed	
Node	364	
Edge	1641	
k_{voigt}	[kg/s ²]	5.0×10^{-3}
c_{voigt}	[g/s]	8.0×10^{-4}
c_{damper}	[g/s]	1.0×10^{-2}

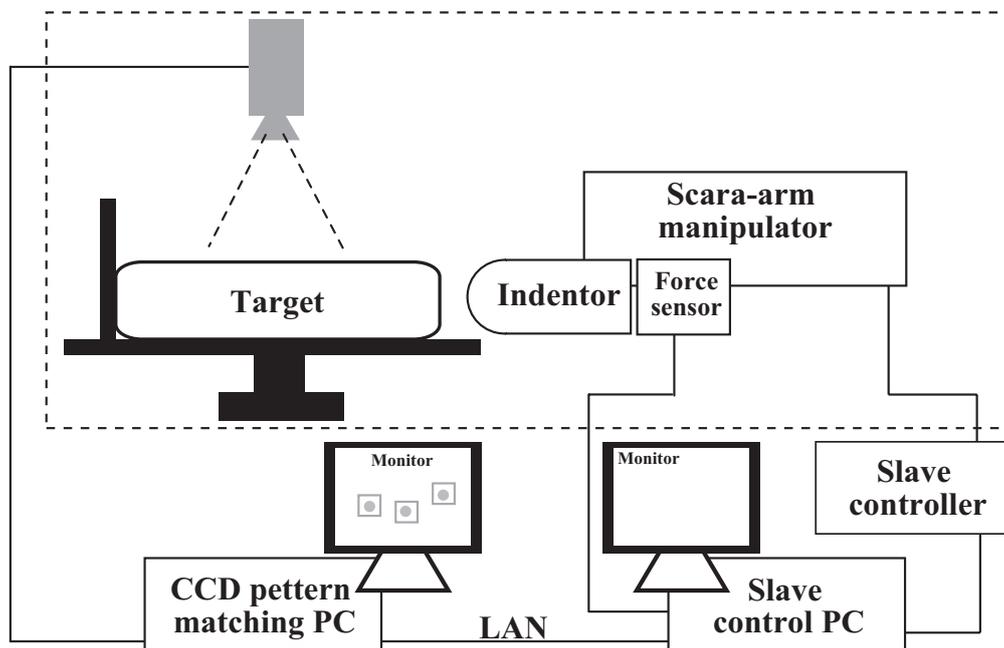


Fig.4.11 System configuration of indentation experiment

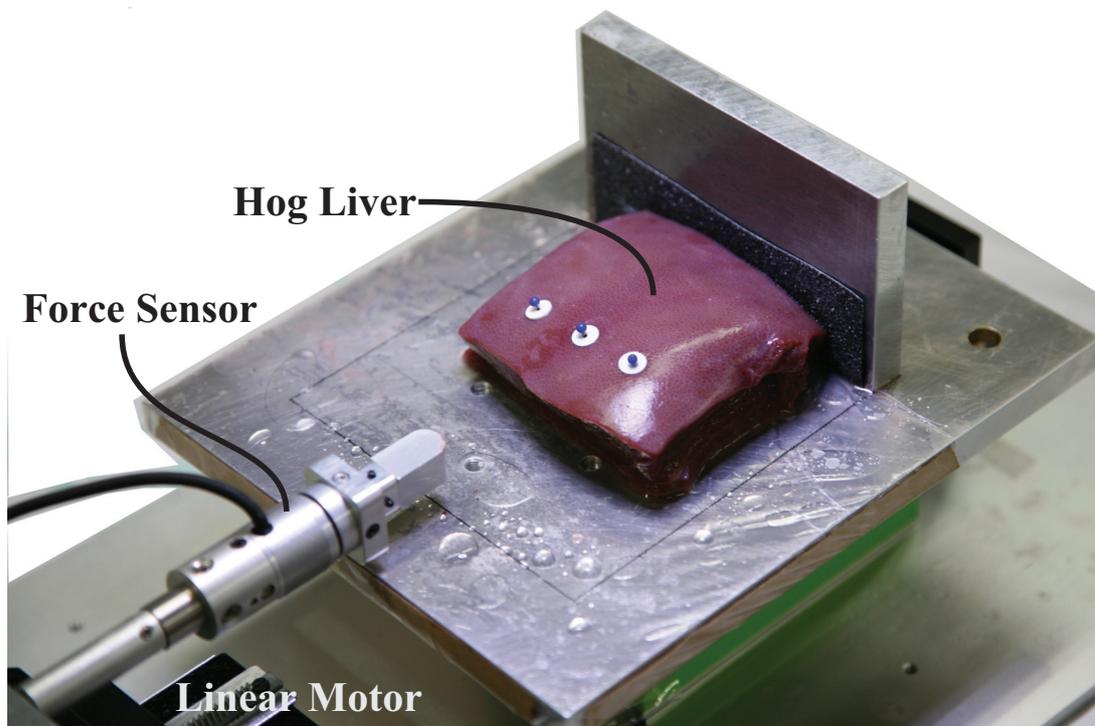


Fig.4.12 Experimental setup

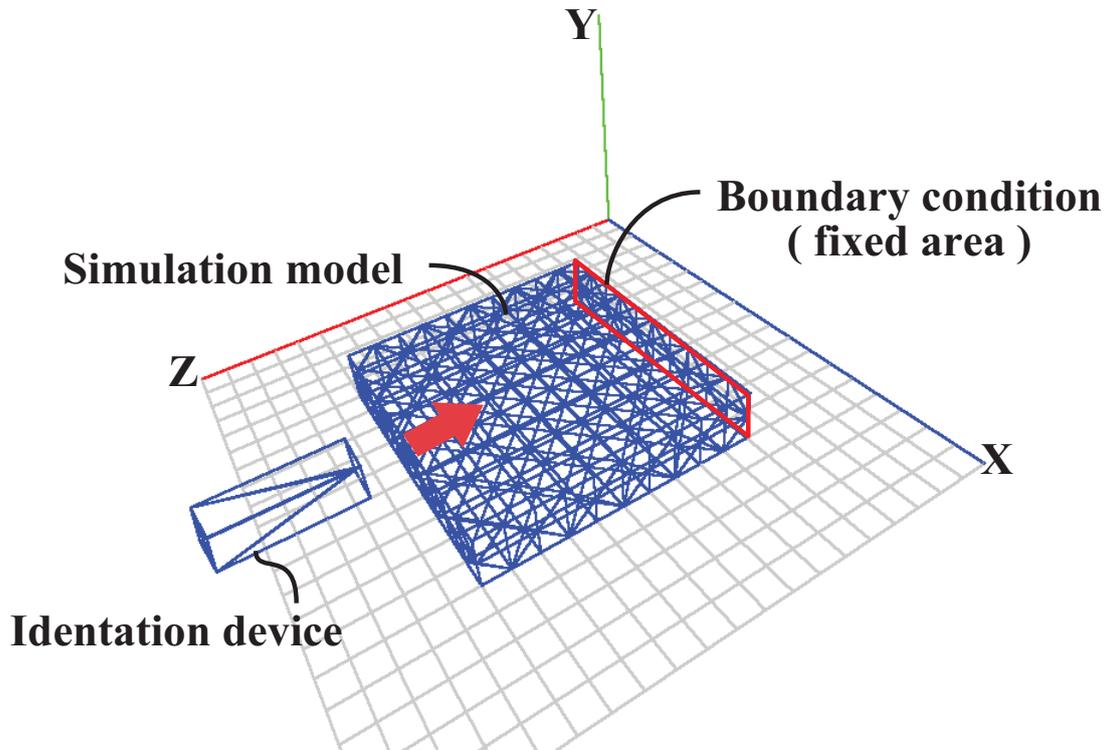


Fig.4.13 Simulation setup of indentation experiment

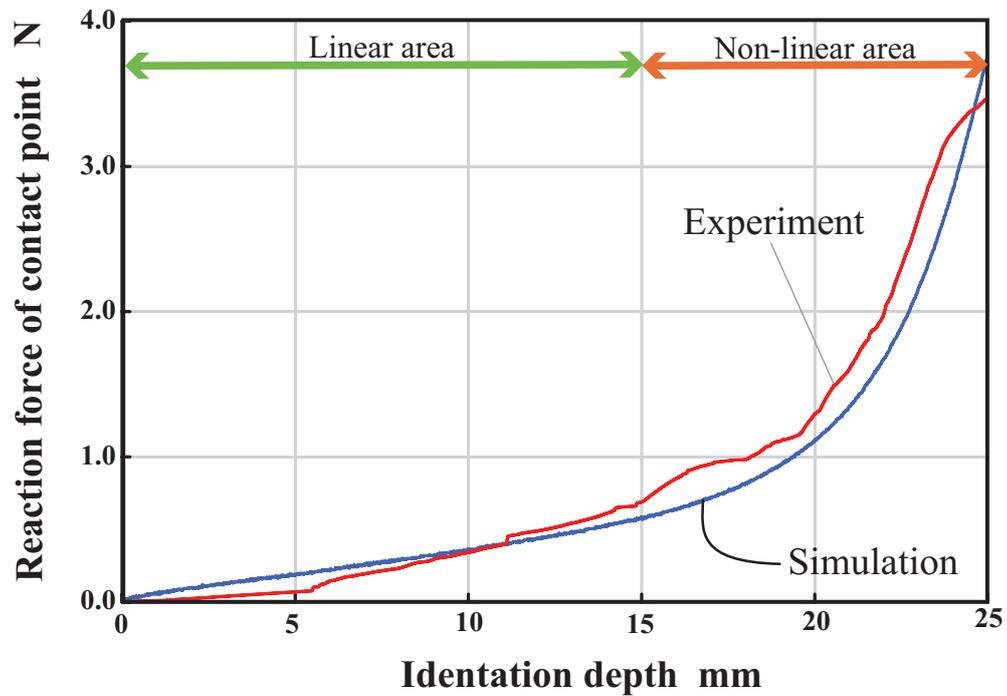


Fig.4.14 Experimental result of indentation experiment

臓器を押込むを利用した操作性評価に向けたシミュレーションに使用可能であることが確認された。

4.6.3 粘弾性体を対象とした引張試験

■**試験目的** 構築したシミュレーションモデルを用いた力学的特性の再現が可能かどうかの確認試験を行った。構築したシミュレータが対象の状態を再現できるかを評価するために、ブタ肝臓に対して、引張試験を行った。

■**試験方法** ブタ肝臓に対して糸を掛けて一定の速度で引張試験を行い、そのときに対象に生じた変形量と力を計測し、その値を用いて特性の再現を行った。以下に試験装置の概要を示す (Fig.4.15)。直動モータを用いて一定速度を保持した状態で引張試験を行い、変形量についてはパターンマッチングを、力については引張部に取り付けた力センサを用いて計測した。試験を行うにあたり、ブタ肝臓の端部を固定し、残りの部位は自由端とした。

■**試験結果と考察** 入力を与える近傍は大きな変化を示し、入力位置から遠くなるほど挙動の変化率は小さくなる。そこで比較を行う上で、入力点近傍の出力を現実の挙動と比較した。Fig.4.17 および Fig.4.18 に試験結果を示す。縦軸に反力、横軸に引張量をとった。パターンマッチングから得られた結果を入力としてシミュレーションするとモデルから得られる力は実際のブタ肝臓の場合と引張量 16[mm] 程度までは傾向の一致は確認されたものの、それ以降は大きくズレが生じることが確認された。この引張試験のシミュレーションは押し込み試験と同様のパラメータを設定して行った。このため、非線形領域においてズレが生じたと考えられるこ

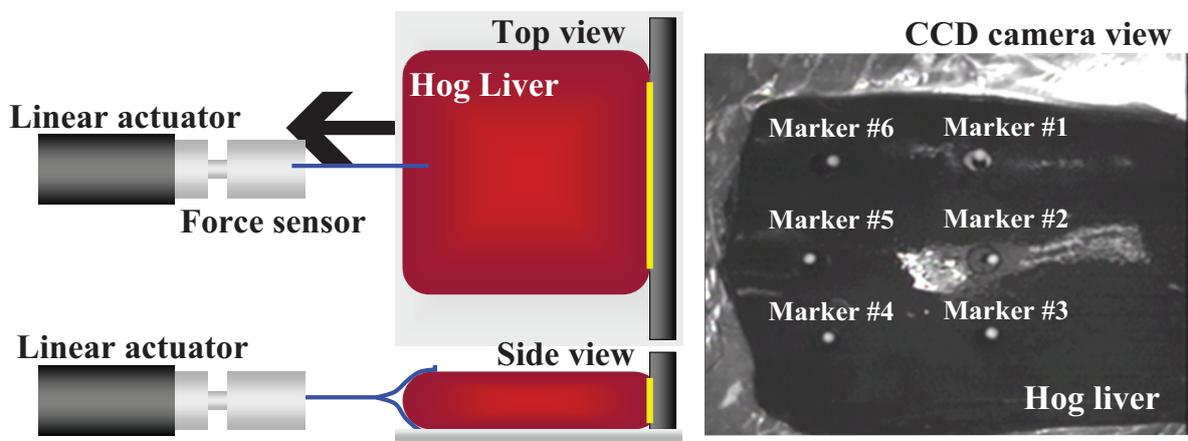


Fig.4.15 Experimental setup

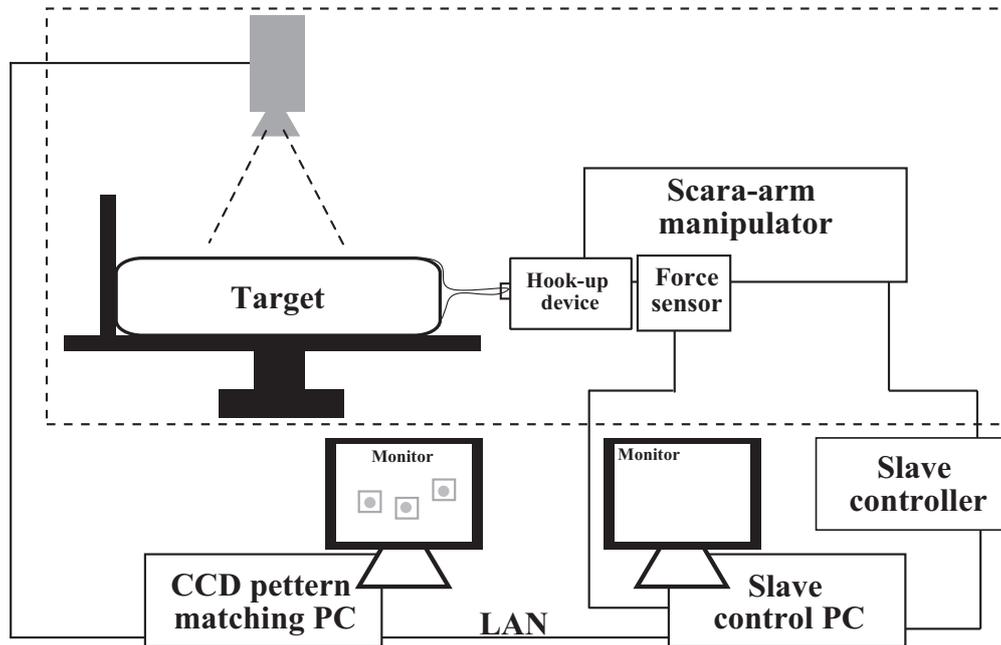


Fig.4.16 System configuration of tensile experiment

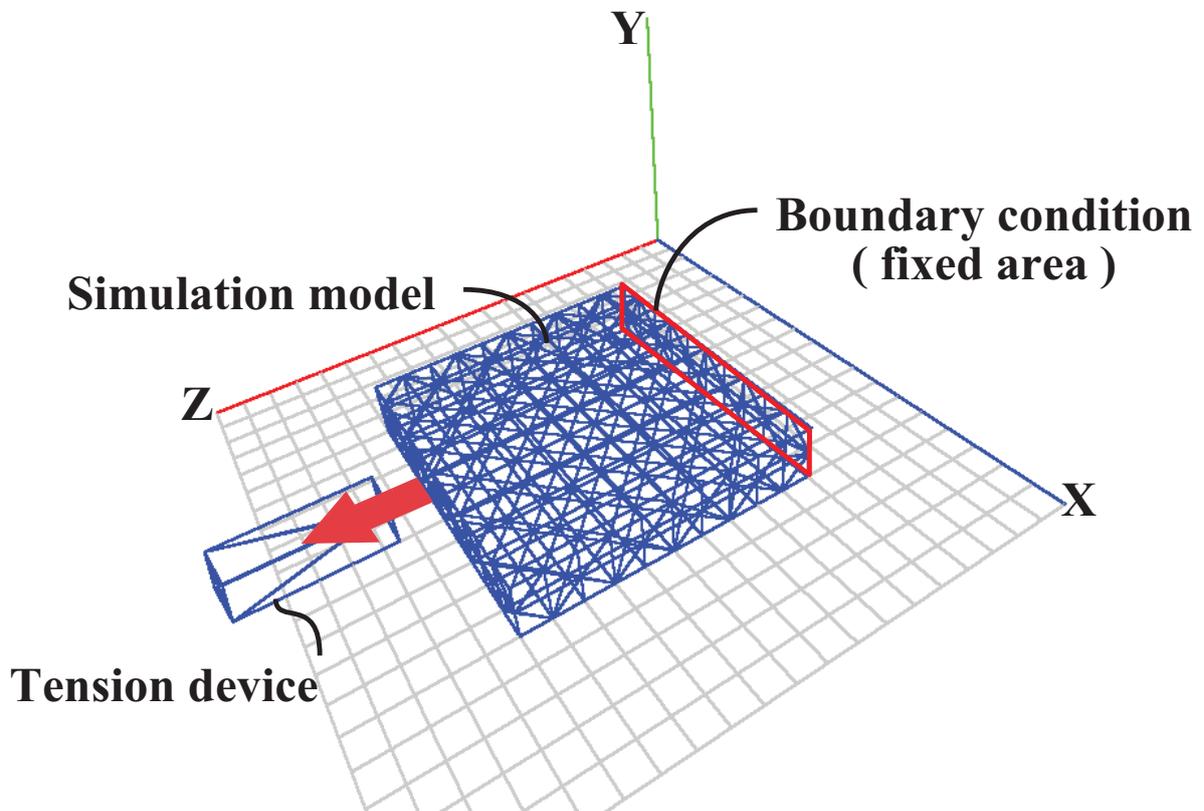


Fig.4.17 Simulation setup of tensile experiment

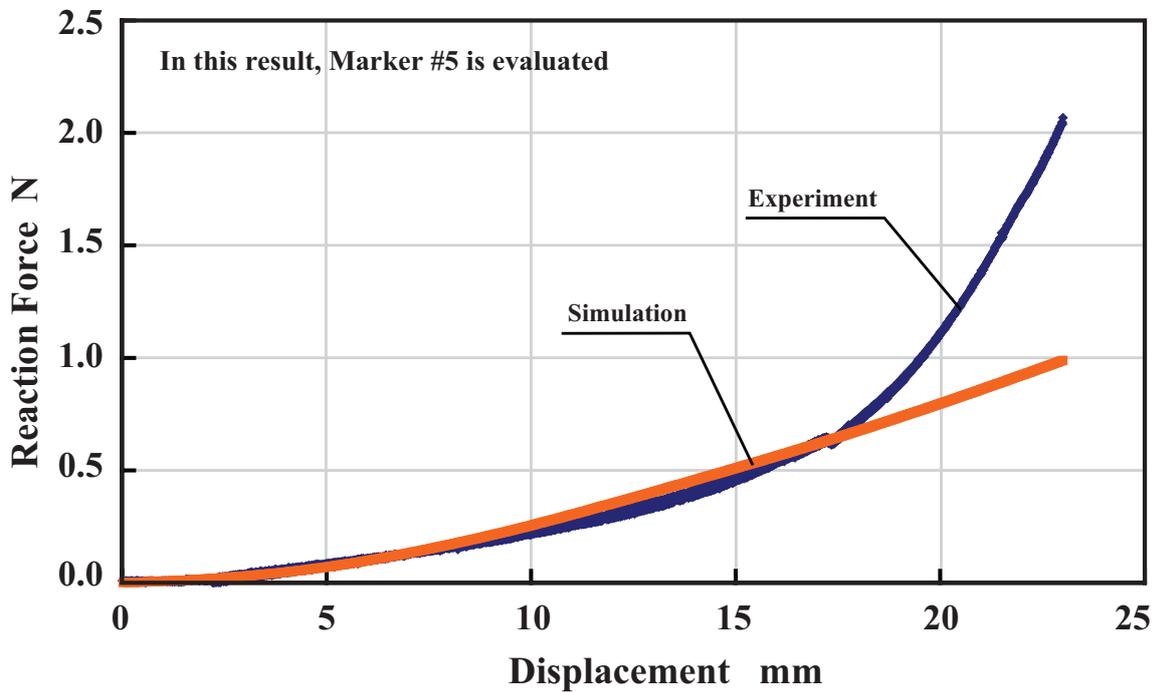


Fig.4.18 Experiment result of tensile experiment

とから、内部に発生させている内圧を含め、モデルパラメータの設定方法などを検討する必要があることが確認された。

4.7 小括

本章では、臓器が有する力学的特性を再現するために構築したシミュレーションについて示し、実環境との比較試験について述べた。結果として、押し込み試験においては、弾性体を想定した場合と粘弾性体を想定した場合で操作性評価を行っていくことが可能な計算結果が得られたが、引張試験においては非線形領域において課題が残っており、パラメータ設定方法と併せて検討の余地がある。以下、5章にてネットワーク特性に関するシミュレーション構築についてふれ、6章および7章にて本シミュレーションシステムを用いた操作性評価に関する検証を行う。

第5章

遅延環境を再現するシミュレーション

5.1	緒言	74
5.2	通信環境の仮想化	74
5.3	公衆回線を利用した通信特性計測試験	75
5.3.1	試験方法	75
5.3.2	試験結果と考察	75
5.4	通信環境シミュレータの構築と検証	84
5.4.1	ネットワークシミュレータにおける課題	84
5.4.2	ネットワークシミュレータの構築	84
5.5	小括	87

5.1 緒言

遠隔ロボット手術において、医師と患者を結ぶ通信回線は、マスタコントローラとスレーブマニピュレータの間に遅れを発生させる要因であり、大きな構成要素の一つであると考えられる。本章では、通信環境を仮想空間上に再現するシミュレータを構築するにあたって行った実際の通信回線を用いた特性計測試験について示し、その結果に基づいて構築したシミュレータについて示す。5.2節では、通信環境の仮想化について示す。また、ネットワークシミュレータを構築する上でのアプローチについて示す。5.3節では、公衆回線を使用する場合を想定した通信実験について示す。この通信特性試験より得られた結果に基づいて行ったネットワークの品質を再現するための分析、及びその分析結果に基づいて構築したシミュレーションアルゴリズムについて5.4節に示す。また併せて、その構築した環境に関する検証について示す。

5.2 通信環境の仮想化

通信回線の品質は、回線の種類、通信プロトコルやそのトラフィック量に応じて変化する。遠隔ロボット手術の環境を検証していくためには通信品質と操作性に関する検証が重要になってくる。しかし、通信回線やトラフィック量に依存する品質を実環境を利用して検証することは困難である。ネットワークの通信特性は、QoS (Quality of Service) にて表現されるように、複雑な波となる。つまり、ネットワークの通信特性を乱す要素が、操作に対してどう影響を与えるのかを検証するためには、任意の条件下でのネットワークの通信特性を再現できることが要求される。そこで、マスタコントローラとスレーブマニピュレータの間にモジュール的に組み込むことが可能なシステムとして通信環境シミュレータの構築を行った。通信環境を仮想的に再現するために必要な要素を検討するために、通信回線を用いたパケット通信実験を行い、その結果に基づき再現アルゴリズムを構築した。

2.8.2項に示したように、様々なシミュレータが開発されている。これに対して本研究ではマスタコントローラから送信される情報がスレーブマニピュレータ（本システムではシミュレータ）にて受信される間に組み込むことが可能で、その通信データに対して通信時間遅れを再現することが必要となる。そのため、上記のシミュレータでは本システムには適さない。しかし、OMNeT++のようにパラメータ設定によって再現できるネットワークを変更可能な機能については、本システムでも要求される機能である。

5.3 公衆回線を利用した通信特性計測試験

本節では、遠隔ロボット手術に公衆回線を使用する場合を想定した試験環境を構築し、通信特性を検証する試験について示す。計測手法については、5.3.1 項に示すハードウェアを利用した計測を行った。通信回線の品質を計測する方法として、PING コマンドに代表されるような Echo システムの利用が挙げられる。しかし、ネットワーク上のパケットの伝送経路が送受信で同一経路になる補償がない、送信側と受信側でネットワークのトラフィック量が対照ではない、RTT (Round Trip Time) の計測となり片方向の計測が困難であるという点からソフトウェアによる計測では正確に行えない可能性がある。これをうけ、ハードウェアによる計測を選択した。

5.3.1 試験方法

試験装置を Fig.5.1 に示す形で接続し、パケット通信試験を行った。試験条件は Table 5.1 に示す。パケットの状態を計測する装置としては、QoS モニタシステム (IQ1000: 横河電機) と地点間の時刻同期に GPS システム (TS820: 古野電気) を使用した (Fig.5.2)。片方向の計測を行うにあたり、正確な時刻同期を必要とするために GPS システムを用いたが、結果として 50[μ s] の精度での同期が行えた。

送信時のデータは、1 パケットあたり 100[Byte] のデータを全体として 600[KB]、各制御周期に対して 4 回ずつ 3 つの時間帯に分けて行った。パケットサイズに関しては、本研究で対象としたロボットシステムの制御データサイズに基づいて決定した。通信プロトコルに関しては、インターネットを介する場合の通信に用いられるものを採用した。取得するデータは、送受信するパケットに付与される送信時刻および受信時刻、送受信時に損失したパケット数、及びパケット番号とした。

5.3.2 試験結果と考察

得られた試験結果を Fig.5.4 および Fig.5.5 に示す。Fig.5.4 は、通信プロトコルに TCP を採用した場合の結果であり、Fig.5.5 は、通信プロトコルに UDP を採用した場合の結果である。それぞれの結果に対して、ネットワークの品質を示す QoS (Quality of Service) の指標である Latency, Jitter, Loss, Sequencing の観点から考察を行う。各指標の持つ意味については、Fig.5.3 に示す。

■ **Latency の影響について** Fig.5.4 から TCP を使用した場合、周期ごとに多少のばらつきが

Table 5.1 Experimental conditions

Protocol	UDP / TCP
Packet size	100Byte(Binary Data)
Receive Mode	Blocking, non-blocking
Cycles	1, 3, 5, 10 [ms]
Lines	Kyushu University Hospital to Waseda University Waseda University to Kyushu University Hospital
CPU	300 [MHz]
Memory	128 [MB]
OS	QNX (real-time OS)

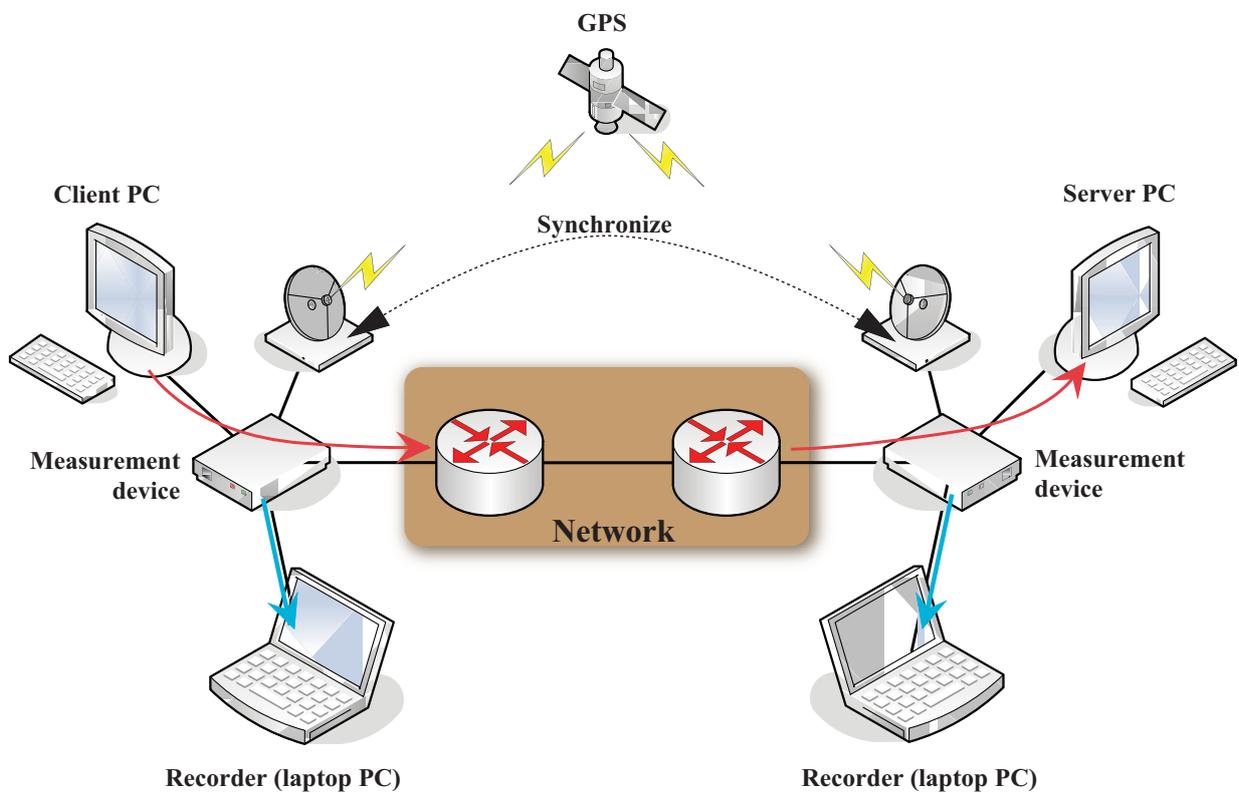


Fig.5.1 Experimental Setup



Fig.5.2 Measurement tools

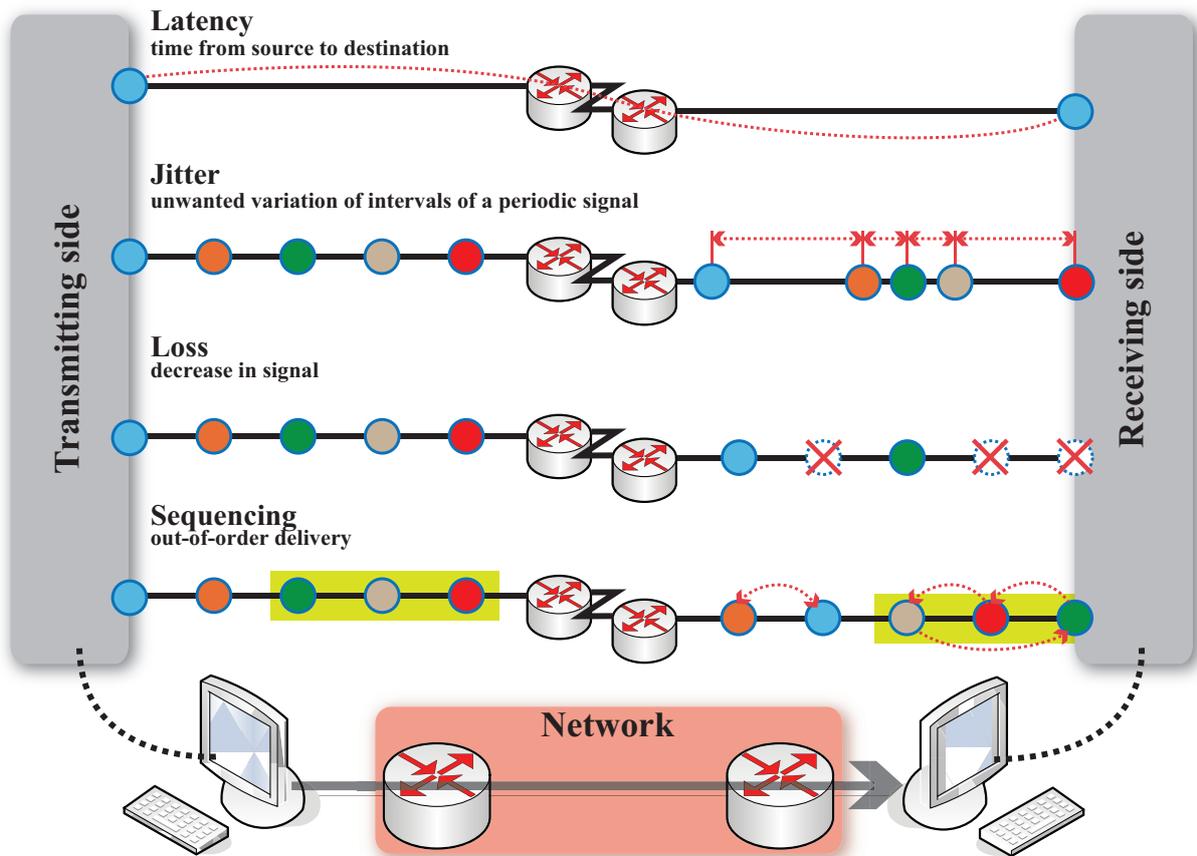
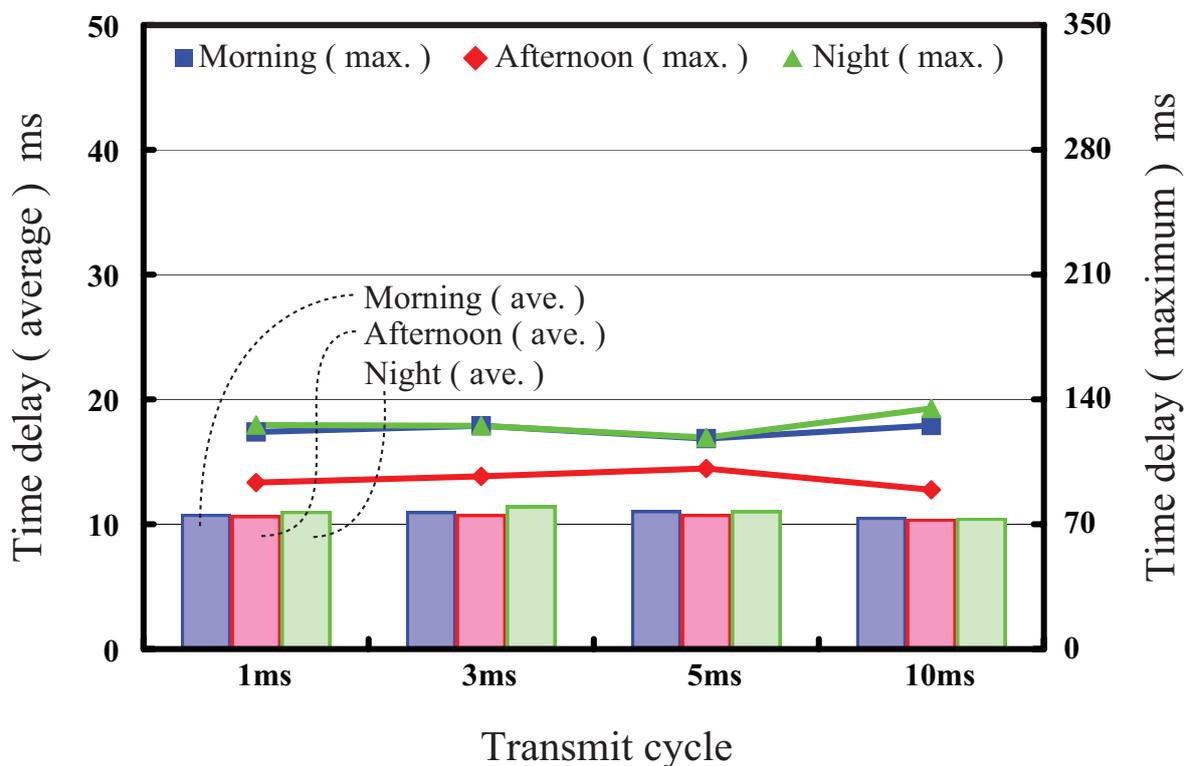


Fig.5.3 Indicator of Quality of Service (QoS)

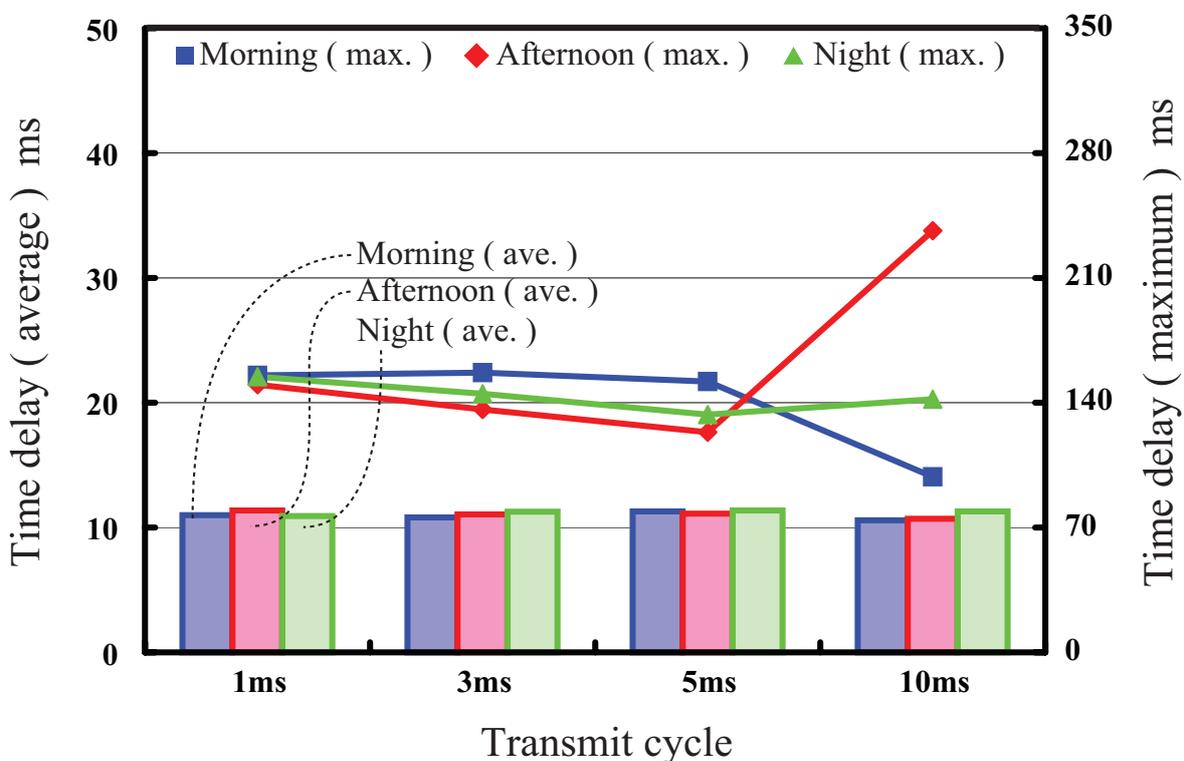
確認されるものの、Latency が最大 100[ms]~150[ms] 程度発生しており、平均すると 10[ms] 程度であることがわかる。これに対して Fig.5.5 から UDP を使用した場合についてみると、最大 200[ms] 程度の Latency が発生しており、平均すると 15[ms] 程度になっていることがわかる。それぞれのプロトコルを比較すると TCP は UDP に比べて、遅延が少ない結果となっており、送受信のプロトコルとしては、TCP が優れているといえる。しかし、TCP はその性質上、輻輳制御や再送機能があるため通信時のトラフィック量が増大した際に、受信側がフローしないように制御される危険性が存在する。これは Fig.5.6 に示す形で、実験結果をみるとわかりやすい。Fig.5.6 は、通信パケットが損失した場合に次のパケットを送信するまでに TCP と UDP それぞれに必要な時間を比較したものである。この結果から、パケットロスが発生した場合、TCP は通信ネットワークにかかる負荷を軽減するために、パケットの送信を停止することが確認され、送信側の送信用バッファをオーバーフローさせる可能性がある。

■ **Jitter の影響に関して** Jitter に関しては、パケットごとの遅延時間と平均遅延時間から標準偏差を算出してみた。Fig.5.7 から時間帯や送信周期に依存することなく、15~20[ms] 程度となった。

■ **Loss, Sequencing の影響に関して** 通信時にパケットの loss が生じる原因としては、次の二種類が挙げられる。経路上の loss（経路上に配置されているルータにて発生）とパケットのオーバーフロー（送受信の PC のバッファを超えることで発生）である。これを踏まえて、今回の実験結果を Table 5.2 および Table 5.3 のように整理した。readout が計測器を用いて計測されたネットワークの loss 情報になり、flow が送受信する際にバッファにてオーバーフローして loss したデータの数となる。この二つの値を統合した結果から求めたものが total, fact にあたる。具体的に見ていくと、計測器で測定された loss とオーバーフローした値を比較すると後者の方が大きい。このことから、インターネット回線を使用するにあたり UDP についてみると、経路上でのパケットロス率は小さくなるものの、周期が早くなるほど受信する際にオーバーフローしてしまうことがわかる。これに対して TCP の結果に関してまとめると次のようになる。Table 5.3 をみると計測器で計測された場合の損失は TCP ならではの利点で再送されるため、受信関数の戻り値で確認すると損失はなくなる。しかし、オーバーフローをみると UDP より大きくなってしまっている。これは TCP がフロー制御していることが原因と考えられる。つまり、TCP は受信バッファがオーバーフローすることがないように送信を調節してしまうため、大きな latency 等が生じた場合に送信バッファにパケットをストックすることになり、送信側でオーバーフローしてしまう。このため、送信する前に loss を生じデータ自体が送信されないことになり sequence number が付与されないため再送されることもなくなる。

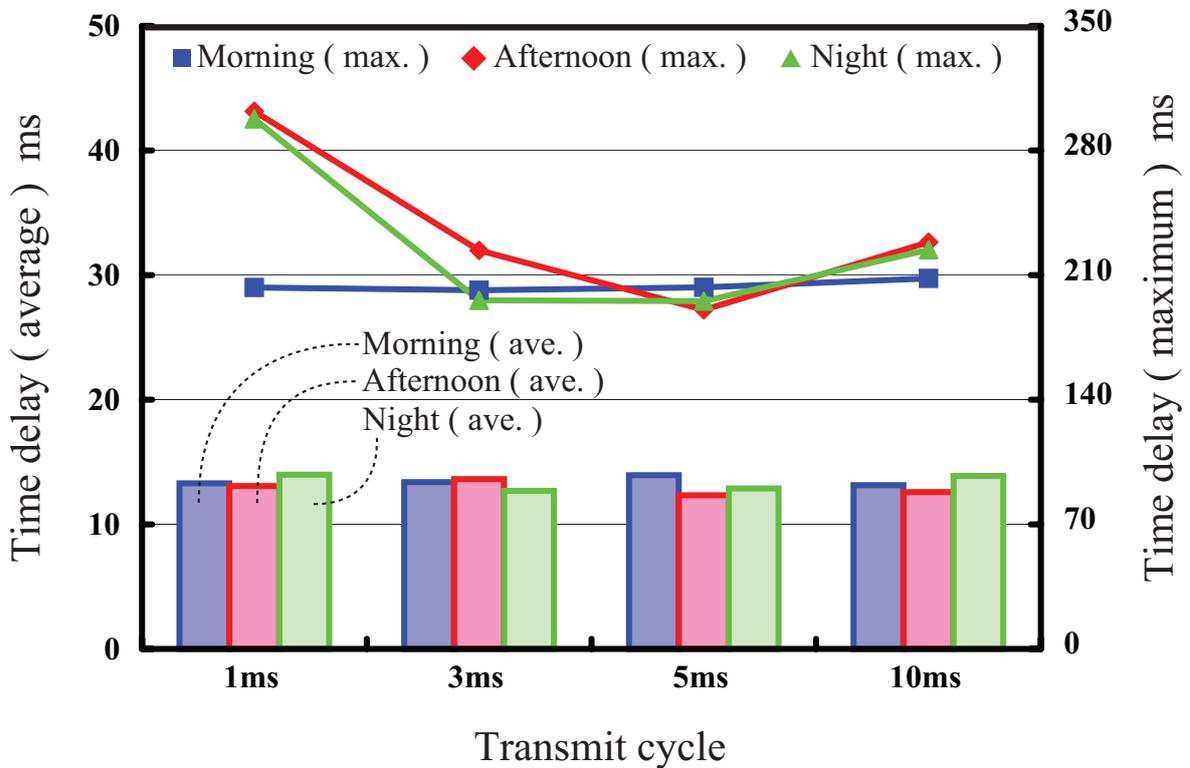


(a) Kyushu University Hospital to Waseda University

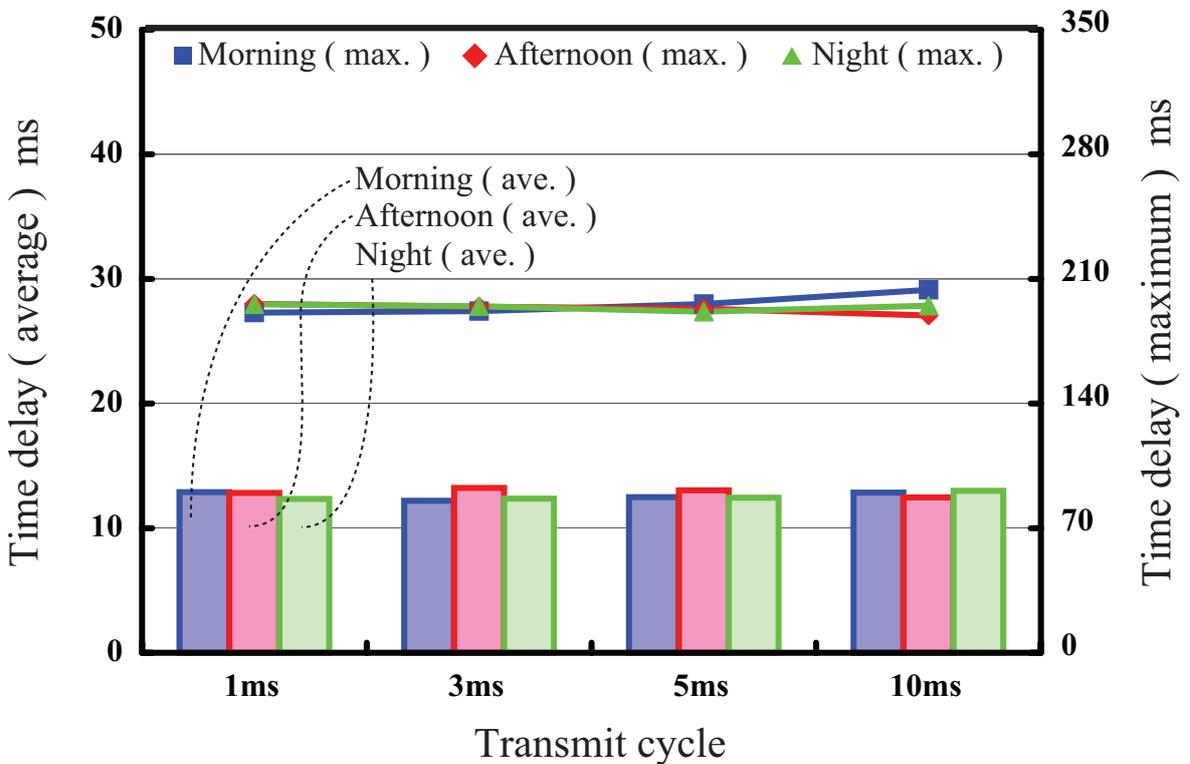


(b) Waseda University to Kyushu University Hospital

Fig.5.4 Latency (average and maximum) of TCP



(a) Kyushu University Hospital to Waseda University



(b) Waseda University to Kyushu University Hospital

Fig.5.5 Latency (average and maximum) of UDP

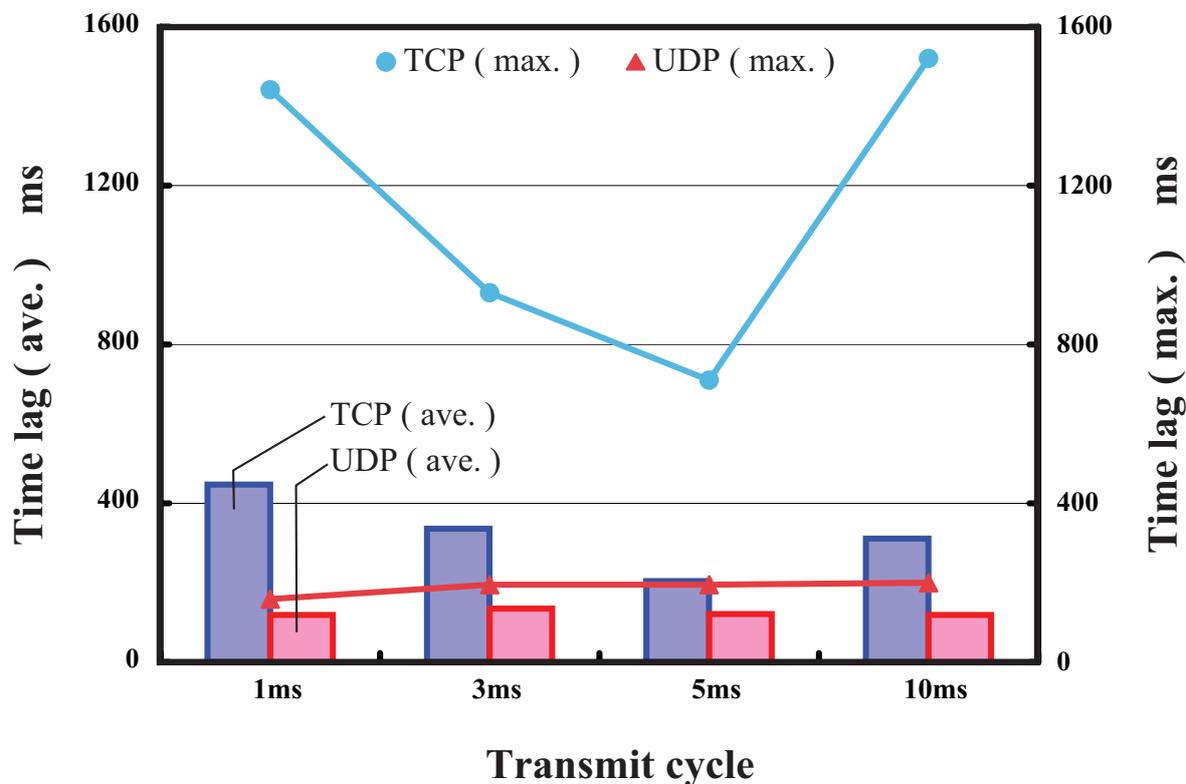
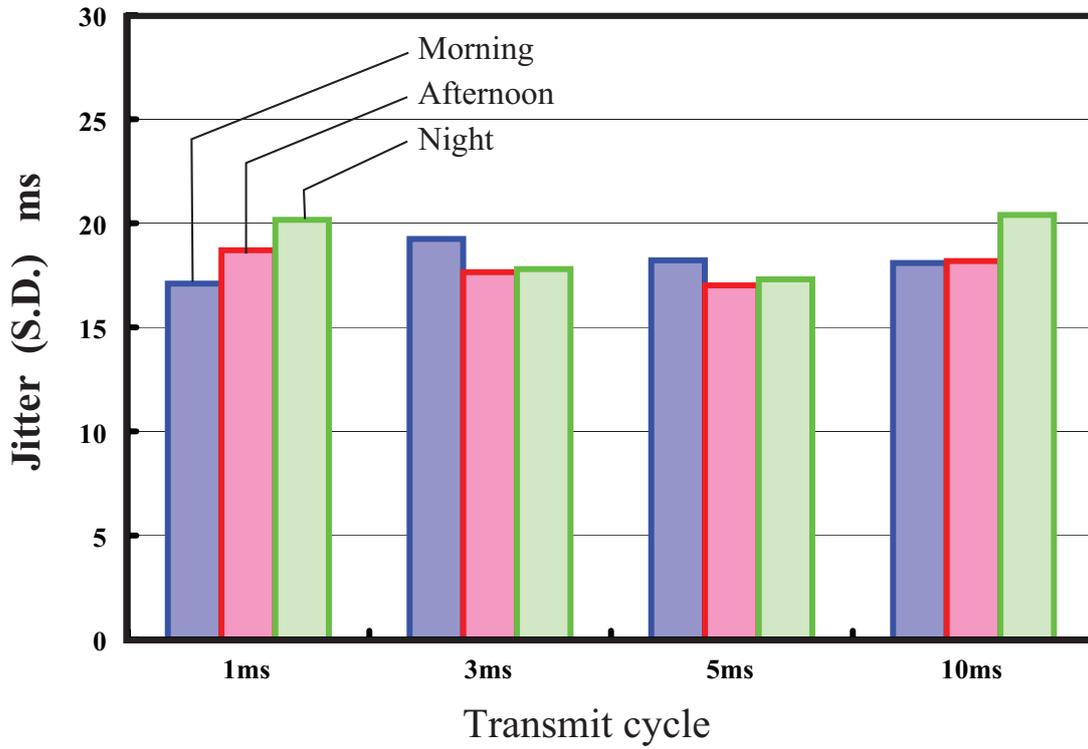


Fig.5.6 Time lag when sequential packet were lost

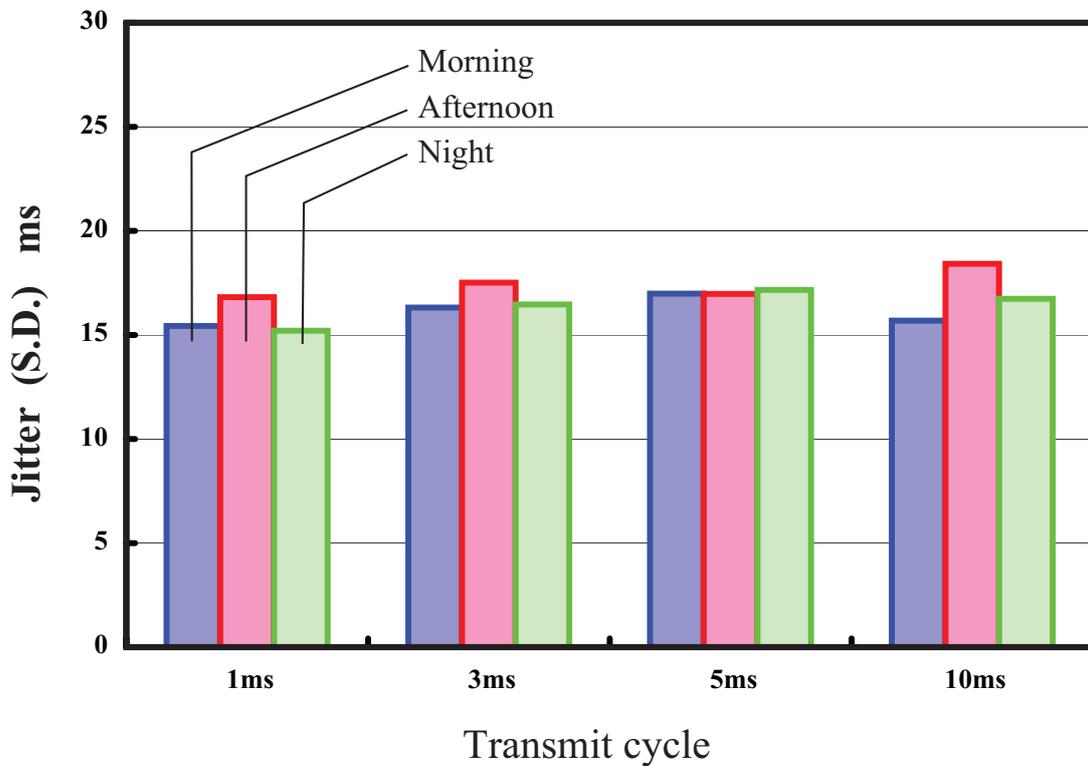
Table 5.2 Packet loss of UDP

time cycle	Read out (pcs)		flow (pcs)		total (pcs)	
	max	ave	max	ave	max	ave
1ms	80	26	435	324	439	350
3ms	13	3	21	4	24	6
5ms	5	1	5	1	5	2
10ms	1	0	1	0	1	1

このことから、UDP では受信バッファのオーバーフローが TCP では送信バッファのオーバーフローがパケット loss の問題点であることが分かる。TCP よりも UDP での loss が小さくなっているが、これは以下の理由が考えられる。TCP はパケットを数個まとめて送信する性質から、受信バッファに UDP と比べて多くの空きが必要であるため、その分データの読み込み再開に時間がかかること、また空きが生じても送信再開の命令が受信側から送信側に送られるまで送信を再開できないということである。これらの理由からプロトコルには UDP を採



(a) Kyushu University Hospital to Waseda University



(b) Waseda University to Kyushu University Hospital

Fig.5.7 Jitter

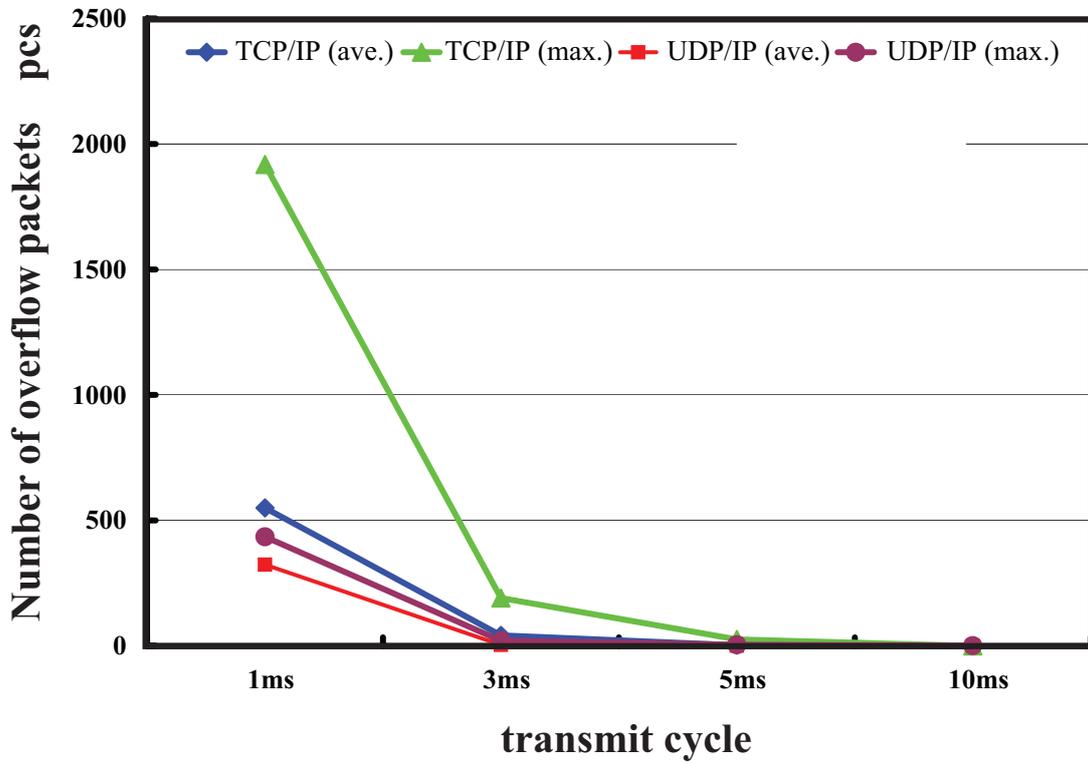


Fig.5.8 Packet loss (overflow)

Table 5.3 Packet loss of TCP

	Read out (pcs)		flow (pcs)		total (pcs)	
	max	ave	max	ave	max	ave
1ms	10	3	1918	550	1918	550
3ms	4	2	191	42	191	42
5ms	4	1	26	3	26	3
10ms	4	1	0	0	0	0

用する方が適切だと考えられる。下記にオーバーフローした際の TCP と UDP を比較したパケットエラー数をまとめたグラフを示す (Fig.5.8)。

5.4 通信環境シミュレータの構築と検証

5.4.1 ネットワークシミュレータにおける課題

ネットワークシミュレータに関する研究は、5.2節に示したとおり、様々なものが行われている。しかし、操作性を評価するためのシステムを構築していくためには、評価対象となる機器の間に組み込むことが可能であり、データのリアルタイム性への影響やデータの信頼性への影響を含めて任意の品質を再現できるネットワークシミュレータが必要となる。本研究では、マスタコントローラとスレーブシミュレータの間にモジュール的に組み込み可能であること、ネットワーク品質を示す指標 Quality of Service (QoS: Latency, Jitter, Loss, Sequencing) をパラメータとして設定できることを課題として構築した。

5.4.2 ネットワークシミュレータの構築

本項では、5.3節に示した通信回線網を使用した試験結果をもとに、構築したシミュレーションシステムの基本構想、ネットワーク品質の乱れを再現するアルゴリズムおよび設定可能なパラメータについて示す。

■基本構想 通常、ピアツーピアの環境の様に遅延の無い場合では、受信側には送信側の送信周期でパケットが到着することになる。しかし、ネットワークを介した場合、途中の経路で遅延や Jitter が発生するため、受信側にパケットが到着するタイミングは、送信周期のものではなく、ネットワーク上で発生した遅延値に左右されることになる。そこで本研究では、受信側でのパケットの受信間隔（受信タイミング）を変動させることで遅延や Jitter を再現することとした。Fig.5.9, Fig.5.10, Fig.5.11 に計測試験より得られた結果のうち、遅延とその受信タイミングの関係を示す（送信周期 5[ms] の場合）。これより、発生した遅延と受信タイミングの傾向が一致し、遅延の影響が受信タイミングへ現れていることが分かる。また、突発的な遅延が発生した直後には、ネットワーク上の経路に渋滞が起これ、パケットが間隔を縮め、連続して流れることになる（Fig.5.11）。これを受信タイミングで見ると、受信側では連続してパケットを受信するため通常の受信周期よりも早いタイミングで受信することになる。つまり、Jitter を再現するには、この早い受信タイミングを再現する必要がある。

■再現アルゴリズム ネットワークシミュレータでは、マスタコントローラよりデータを受信後、そのデータを一度、受信バッファに貯蓄させ、そこからデータを任意のタイミングで取り出し、スレーブへ送信する。これにより、スレーブシミュレータでは、任意に変更されたタ

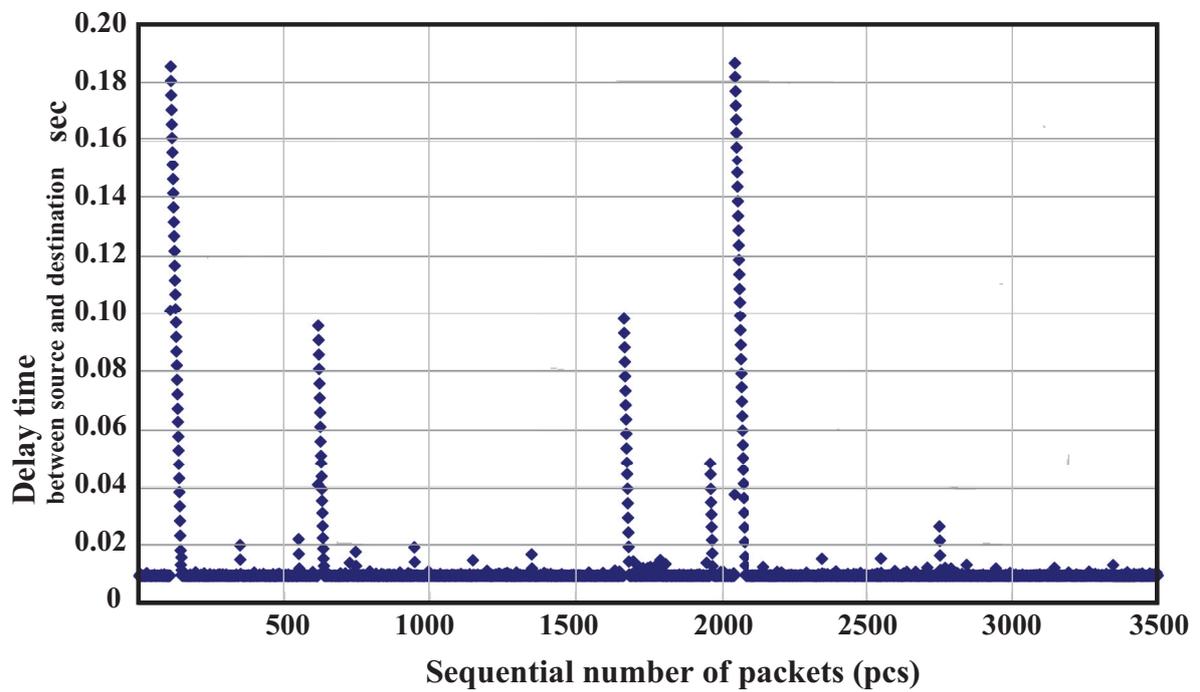


Fig.5.9 Delay time between source sending and destination receiving

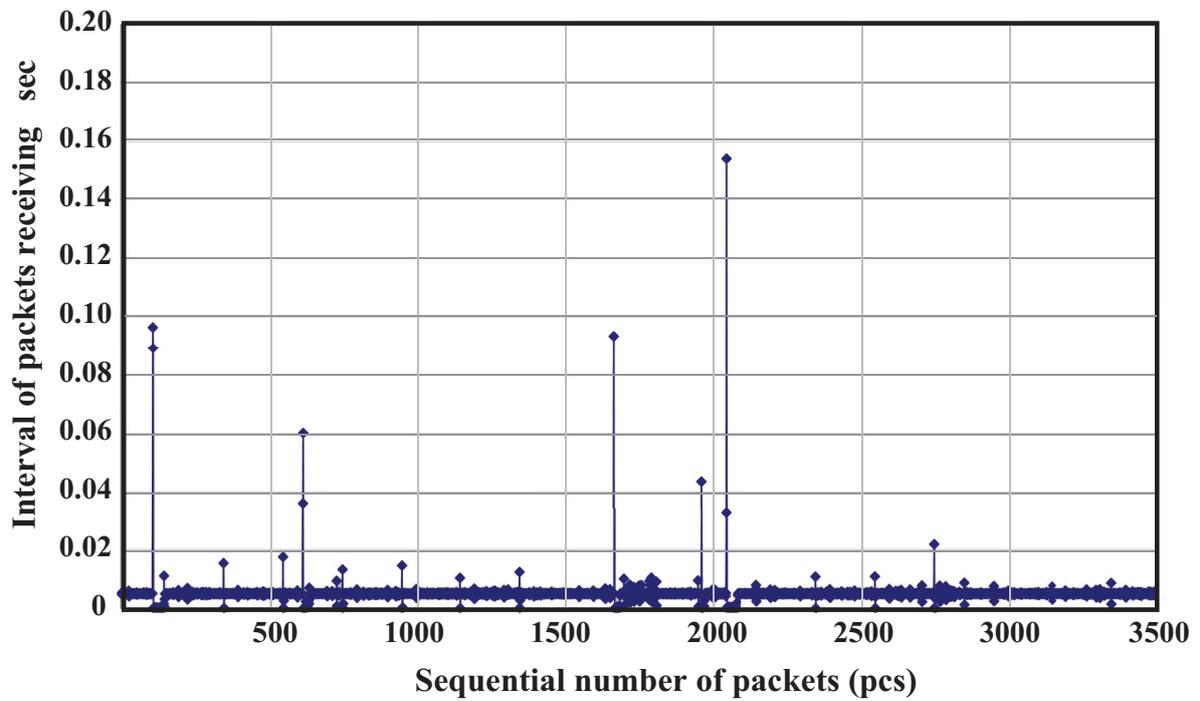


Fig.5.10 Interval of receiving packets

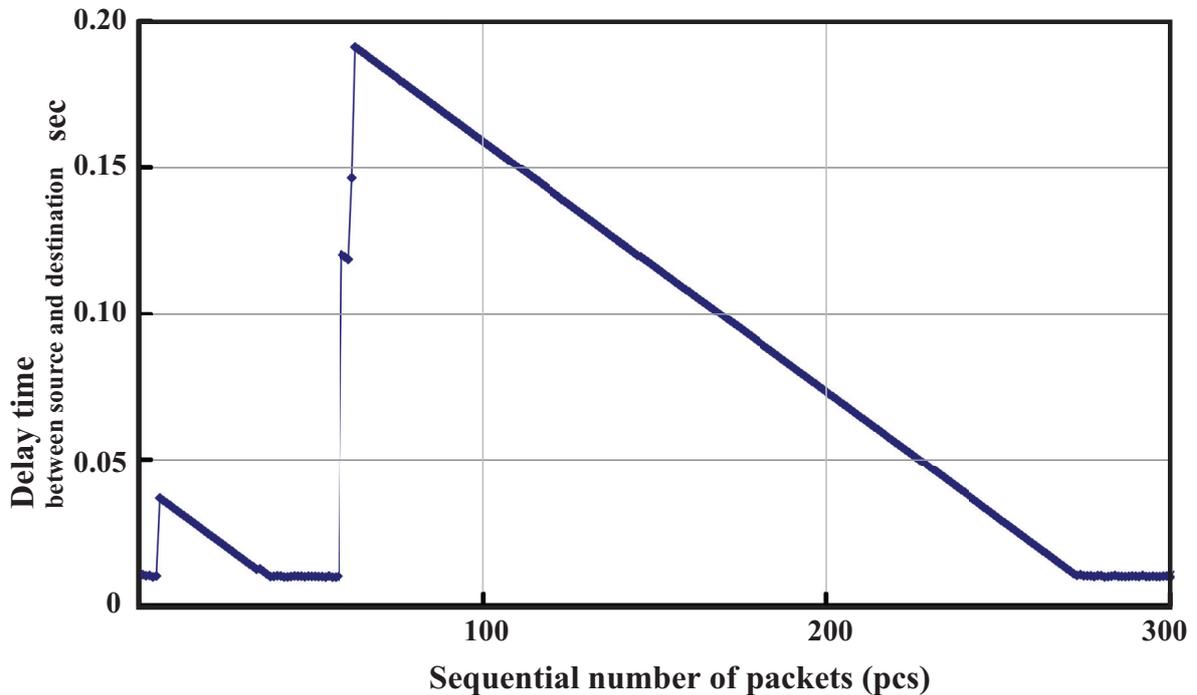


Fig.5.11 Delay time between source sending and destination receiving (closeup)

タイミングにてデータを受信することになり、遅延の発生している実際のネットワーク環境下でデータを送受信した場合と同様な環境を再現出来る。つまり、スレーブシミュレータに向けたネットワークシミュレータの送信部において、送信タイミングを任意に変動させ送信する事により、スレーブシミュレータでの受信タイミングを再現させ、ネットワークの遅延を再現させる。

■設定可能なパラメータ ネットワークシミュレータにてデータの送信タイミングを意図的に変動させるため、パラメータとして以下のものを組み込むこととした。

- 平均遅延値
- Jitter 値
- Jitter の発生率
- パケット損失率・発生率
- パケット入替率・発生率

Jitter に関しては、値の大小や発生頻度について詳細に設定可能とした。また、先にも述べたが、実際のネットワーク環境では Jitter 発生後には複数個の packets が後続することになるため、ネットワークシミュレータにおいても、Jitter を発生させた直後は、複数個の packets を

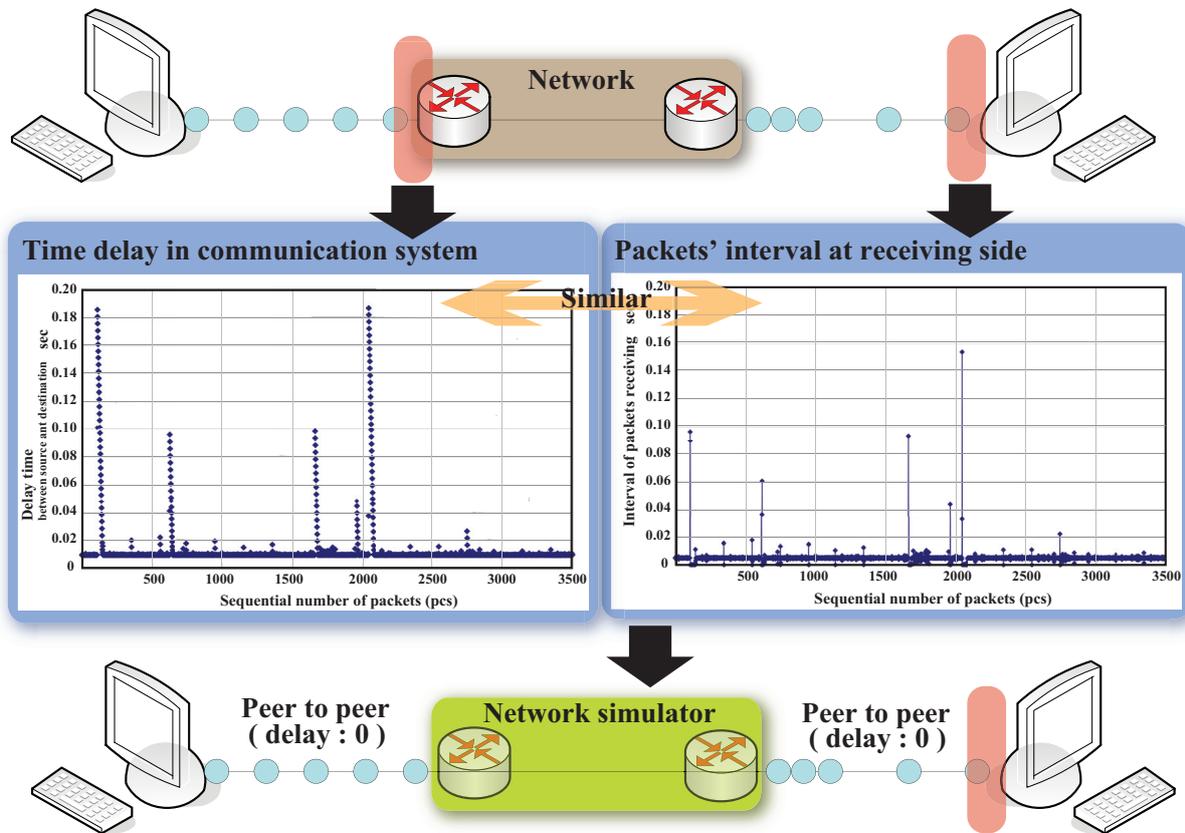


Fig.5.12 Algorithm of network simulator

早い送信間隔で送信させるよう設計した。

5.5 小括

本章では、遠隔ロボット手術環境を構成するネットワークの品質を仮想的に再現するシミュレーション構築に関して述べた。実環境において通信試験を行い、ネットワーク品質の乱れについて検証を行った。その結果から、QoSの評価因子である Latency, Jitter, Loss, Sequencing をパラメータとしてシミュレーションを構築する基本構想を示したのち、シミュレータのアルゴリズムを述べた。以下、3章から5章にかけて述べたシミュレーションシステムを利用し、操作性評価に関する試験を行い、6章および7章に示す。

第6章

仮想空間を用いた通信時間遅れから 受ける操作性への影響検証

6.1	緒言	90
6.2	シミュレーションシステムの統合化	90
6.2.1	システム概要	90
6.2.2	統合システムのデータシーケンス	90
6.3	操作性の評価手法の検討	93
6.4	仮想剛体を用いたハンドリング操作の操作性試験	93
6.4.1	試験目的	93
6.4.2	実験方法	93
6.4.3	実験結果と考察	96
6.5	柔軟体を用いた遅延環境下操作試験	100
6.5.1	試験目的	100
6.5.2	実験方法	100
6.5.3	実験結果と考察	101
6.6	小括	103

6.1 緒言

遠隔ロボット手術において、最も問題となるのがネットワークを介在させることで生じる伝送品質の乱れである。手術を行う上で、この伝送品質の乱れが手術時の操作負担を与えるためである。本研究では、開発したシミュレーションシステム（スレーブシミュレータ、臓器の力学的特性シミュレータ、ネットワークシミュレータ）は、この通信時間遅れと操作性の関係を明確化することを目的として構築してきた。本章では、このシミュレーションシステムを用いて操作性を評価することが可能かどうかを検証する試験を行い、それについて示す。

伝送品質の影響を定量的に評価するにあたり、まず、剛体モデルを用いた操作性評価試験を行った。この試験は、伝送品質の影響のみを評価することを目的とした試験である。試験後に操作者に対して Semantic Differential method (SD 法) という手法を用いて操作性の客観的評価を行い、作業負担を感じる通信条件の一指標を示した。次に4章にて述べた臓器の力学的特性を再現するモデルを用いた押し込み動作を対象とした操作性の検証試験を行った。手術環境を考慮した試験であり、試験後に操作者に対して NASA-TLX という手法により操作性を客観的に評価した。これにより、手術環境に近い条件を付加した上での通信条件の一指標を示した。

6.2 シミュレーションシステムの統合化

6.2.1 システム概要

3章～5章にて示したシミュレーションシステムを連携させ、操作性を評価するシミュレーションシステムとして統合する。まず、システム全体の構成図を Fig.6.1 に示す。提案するシステムは、マスタ・スレーブ型のシミュレーションシステム（3章、以下マスタコンソール及びバーチャルスレーブコントローラ）を基幹部とし、通信品質の乱れを再現するネットワークシミュレータ（4章、以下ネットワークコントローラ）及び臓器の力学的な特性に基づいた変形シミュレータ（5章、以下臓器変形計算ソフトウェア）を組み込むことで統合化を行う。

6.2.2 統合システムのデータシーケンス

マスタコンソールにおいて、マスタコントローラより操作者の手の動きをセンシングし、操作入力情報として、ソフトウェア上で処理されスレーブシミュレータの指令値として生成される。この生成された指令値が、TCP/IP 準拠プロトコルである UDP を用いてネットワークコントローラに送信される。ネットワークコントローラにおいて設定された通信条件に応じてバーチャルスレーブコントローラへと送信される。このとき、ネットワークコントローラを別途の

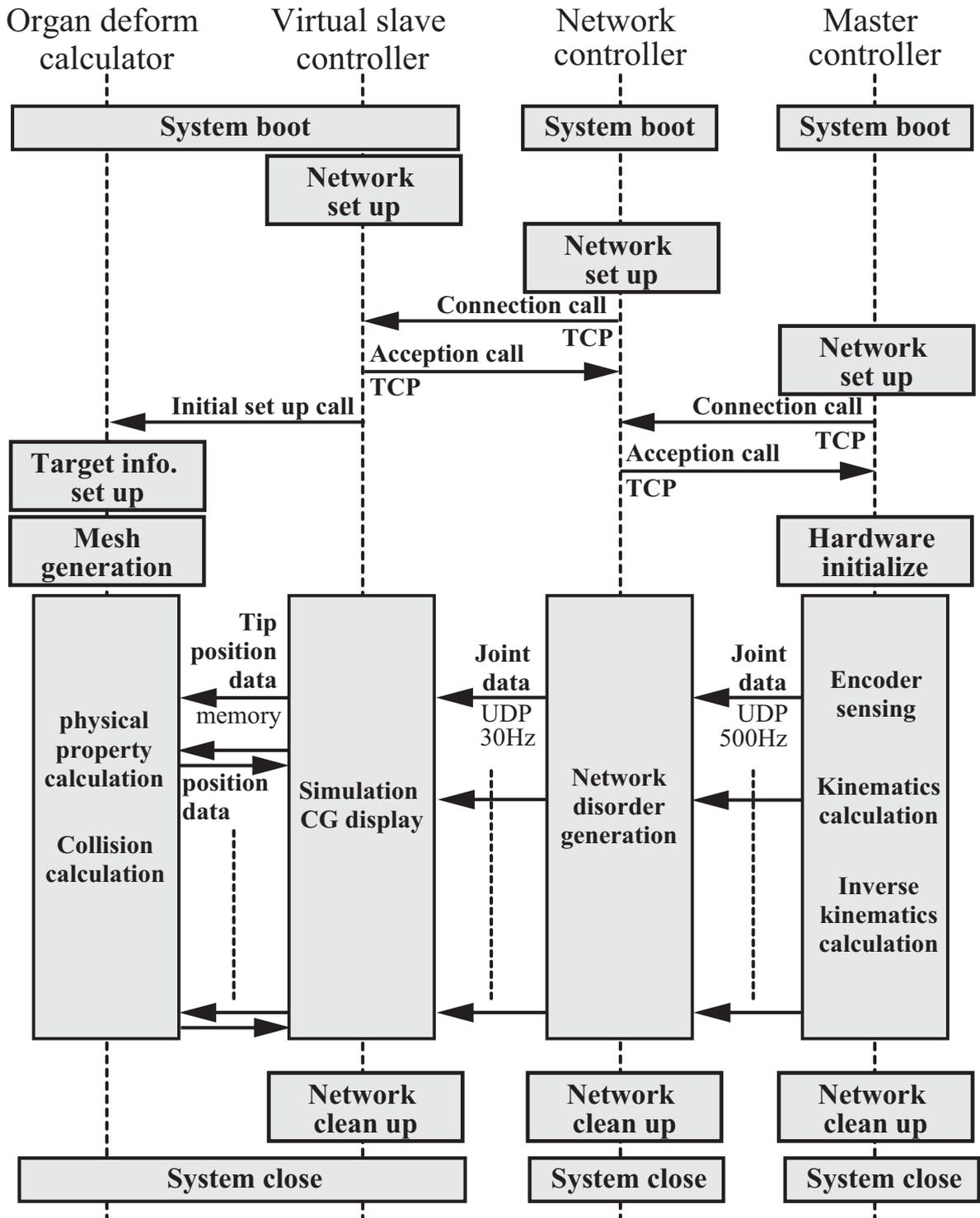


Fig.6.2 Data sequence diagram of simulation system

6.3 操作性の評価手法の検討

本章では、以下に示す 6.4 節および 6.5 節において操作性に関して評価試験を行う。6.4 節では、伝送品質の変化が操作者に対してどのような印象を与えるのかを評価することで、通信の乱れが操作に対して影響を与える要素を検証する。これを踏まえて、6.4 節における評価手法として SD 法を採用した。

これに対して、遠隔ロボット手術における通信条件の明確化を行うためには操作時に感じる負担（作業負担）を評価することが必要となる。そこで 6.5 節では、仮想柔軟体を用いた試験を行うことから、何かしらの作業時に発生する負担を解析する手法の一つであるメンタルワークロードに基づき、評価を行うこととした。このメンタルワークロードを評価する具体的な手法として、本論文では NASA-TLX を採用した。NASA-TLX については、付録 E に示す。

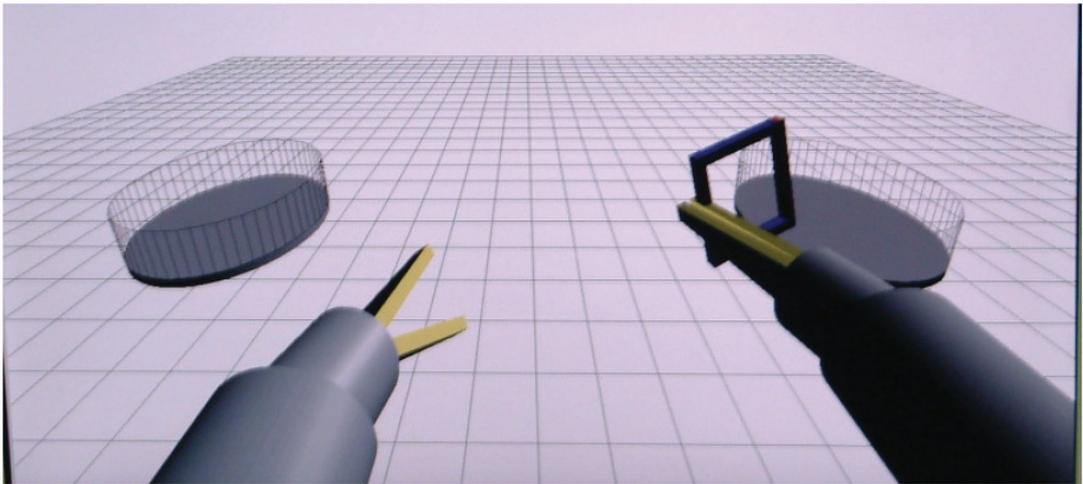
6.4 仮想剛体を用いたハンドリング操作の操作性試験

6.4.1 試験目的

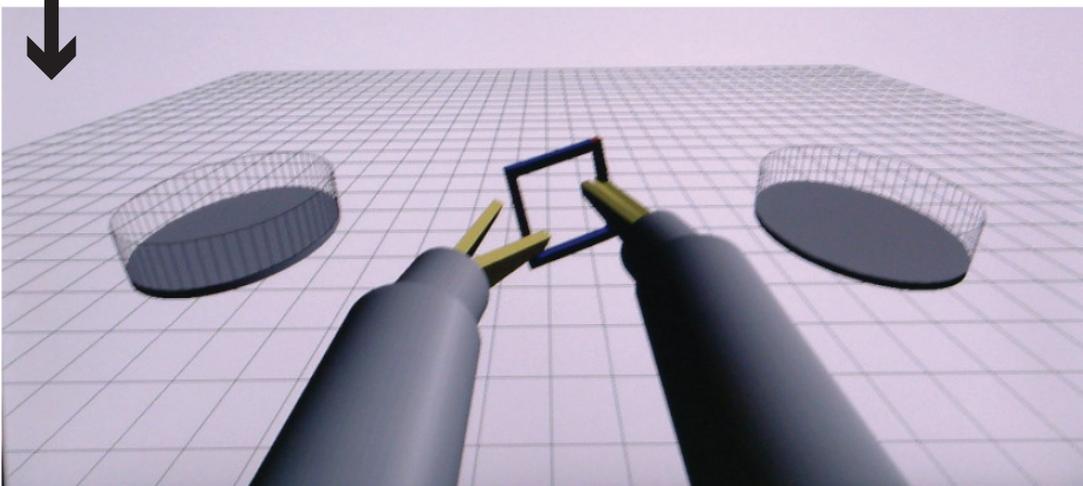
遠隔ロボット手術を行うにあたり、伝送品質の乱れが操作性に影響し作業負担となる。この作業負担を軽減するサポート技術の開発のためには、どの程度の通信条件ならば作業負担を感じないかという指標を定量的に求める必要がある。作業負担を感じる通信条件の定量化を目的として、剛体モデルを用いた操作実験をおこなった。このとき、通信環境からの影響のみを評価するため、対象とする動作を単純なものとした。

6.4.2 実験方法

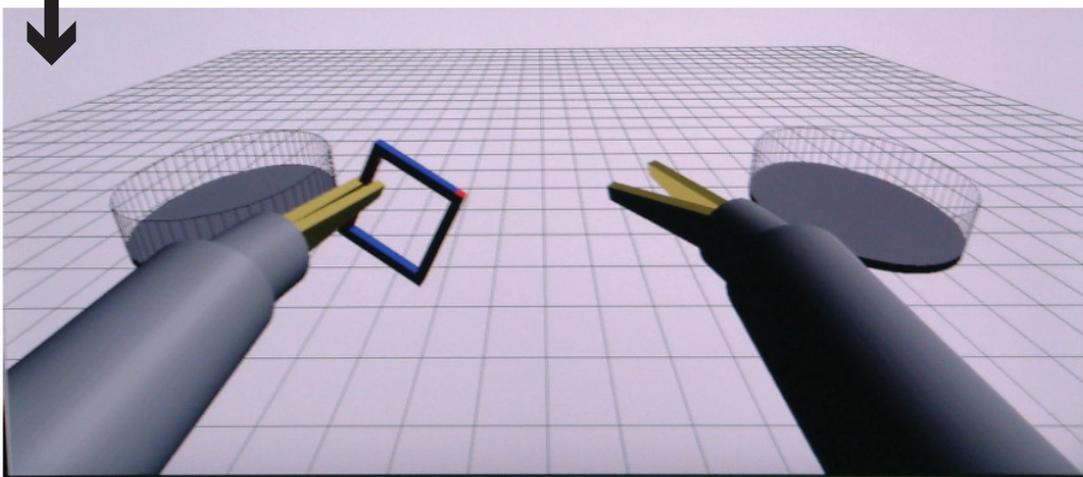
実験システムとしてスレーブシミュレータおよびネットワークシミュレータを使用し、伝送品質の乱れが操作者の作業にあたる影響の定量的評価を行なった。まず、被験者 5 人に対して、遅延のない状況下にて、所定のタスクを課した。対象としたタスクは、手術に使用する代表的な動作の中から把持動作を選択し、画面上にある物体を把持し、左右へと移動させる動作 (Fig.6.3)、画面上中央に表示されている棒状の剛体をマーキングされた部分のみを把持し、前述と同様に左右へ移動を行う動作 (Fig.6.4) の 2 種類とした。それぞれのタスクに要した時間を計測し、定量的な影響評価を行なった。加えて、被験者に対して、タスク完了後に 7 段階 (-3~3) 評価による主観的な評価を行なった。次に、一定遅延、Jitter の発生頻度一定、Jitter 幅一定の 3 種類の条件下、遅延がない場合の実験と同じ条件で行なった。3 種類の結果と遅延がない状況下での結果を比較し、ネットワーク品質が操作に与える影響を評価した。



Phase 1 : Gripping target ring object using right-side manipulator



Phase 2 : Tranfer the target from right to left

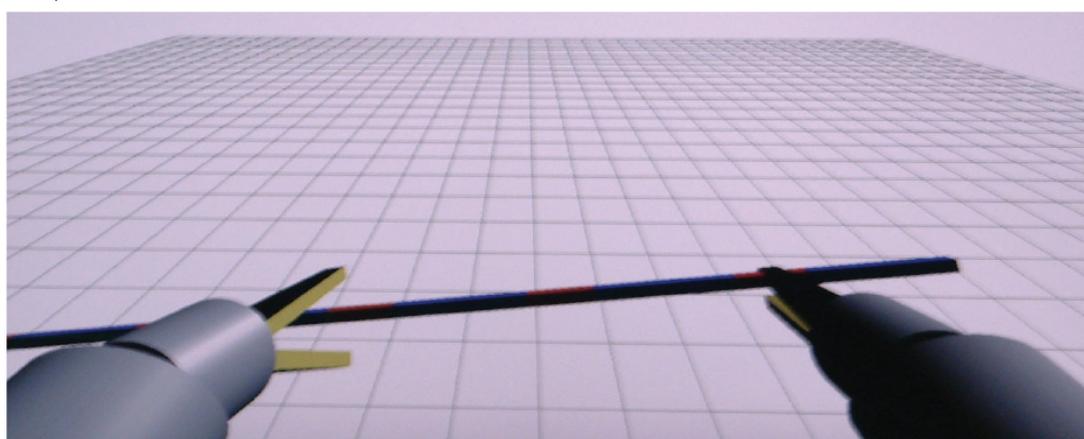


Phase 3 : Move the target to left-side area

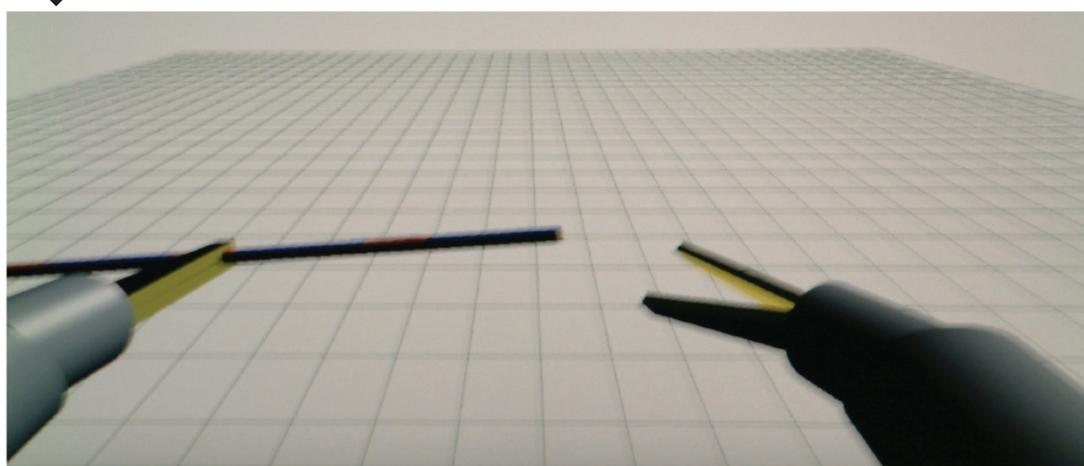
Fig.6.3 Experimental task using elastic ring object



Phase 1 : Gripping target ring object using right-side manipulator



Phase 2 : Transfer the target from right to left



Phase 3 : Move the target to left-side area

Fig.6.4 Experimental task using elastic bar object

6.4.3 実験結果と考察

■一定遅延発生状況下の検証 ネットワークの伝送品質の実験条件として、一定遅延発生下での操作性評価を行なった。実験条件として遅延値は5~2000[ms]とした。この結果を Fig.6.5, Fig.6.6 に示す。横軸に設定した遅延値、縦軸に操作性評価 (Operability) とタスクに要した時間 (Operation time) とした。赤く示した部分は操作性評価の基準とする条件下での試験結果である。操作性評価は操作の難易度 (Easiness) と違和感 (Reactivity) の2種類を示した。

■ Jitter 発生頻度一定状況下の検証 Jitter が発生している状況下での操作性評価を行なった。発生頻度を一定にすることで、Jitter そのものの操作への影響を評価した。実験条件として、15~1000[ms] の範囲で行なった。この結果を Fig.6.7, Fig.6.8 に示す。横軸に設定した Jitter 値、縦軸に操作性評価 (Operability) とタスクに要した時間 (Operation time) とした。赤く示した部分は操作性評価の基準とする条件下での試験結果である。操作性評価は操作の難易度 (Easiness) と違和感 (Reactivity) の2種類を示した。Easiness については、Jitter の発生前 (before)、発生した瞬間 (just) と発生後 (after) の3種類に対して評価した。

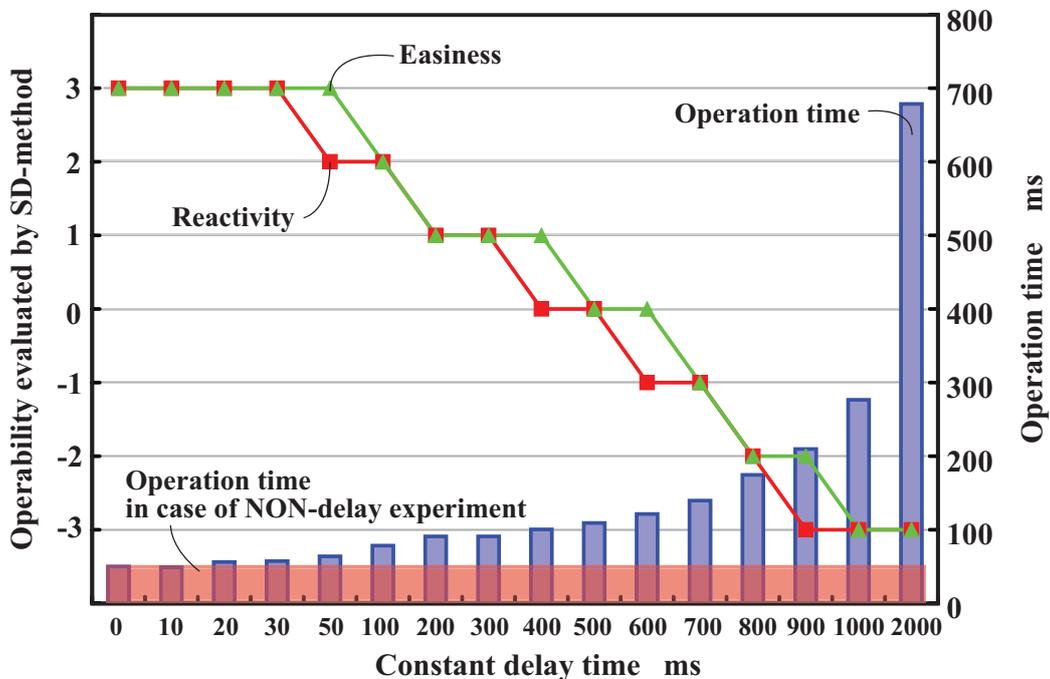


Fig.6.5 Experimental result of operation under constant delays (task 1)

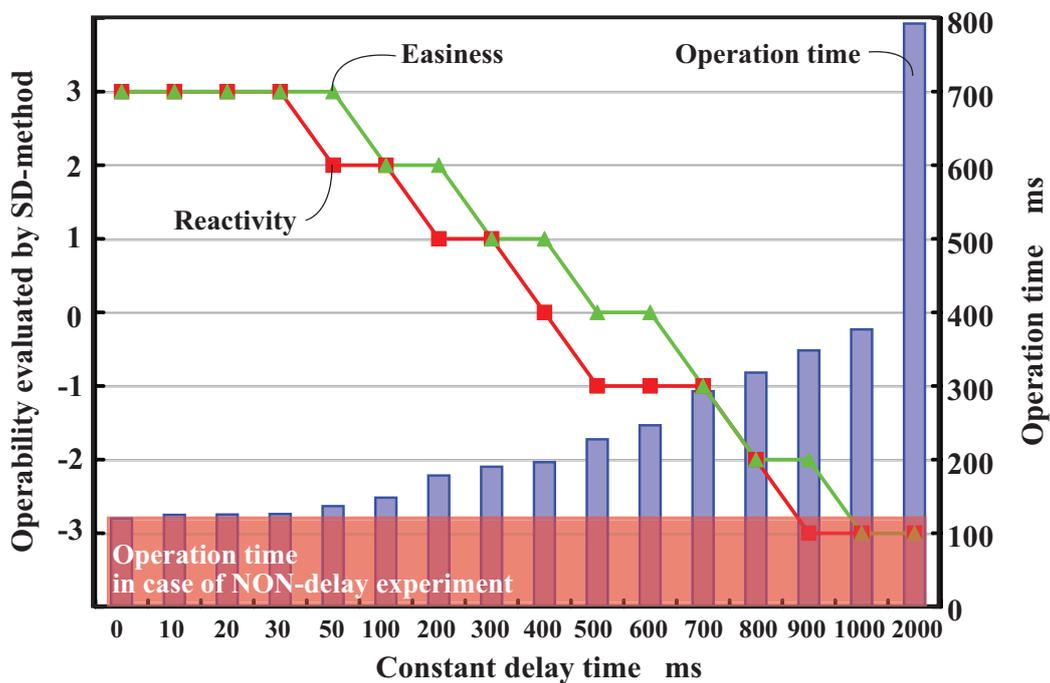


Fig.6.6 Experimental result of operation under constant delays (task 2)

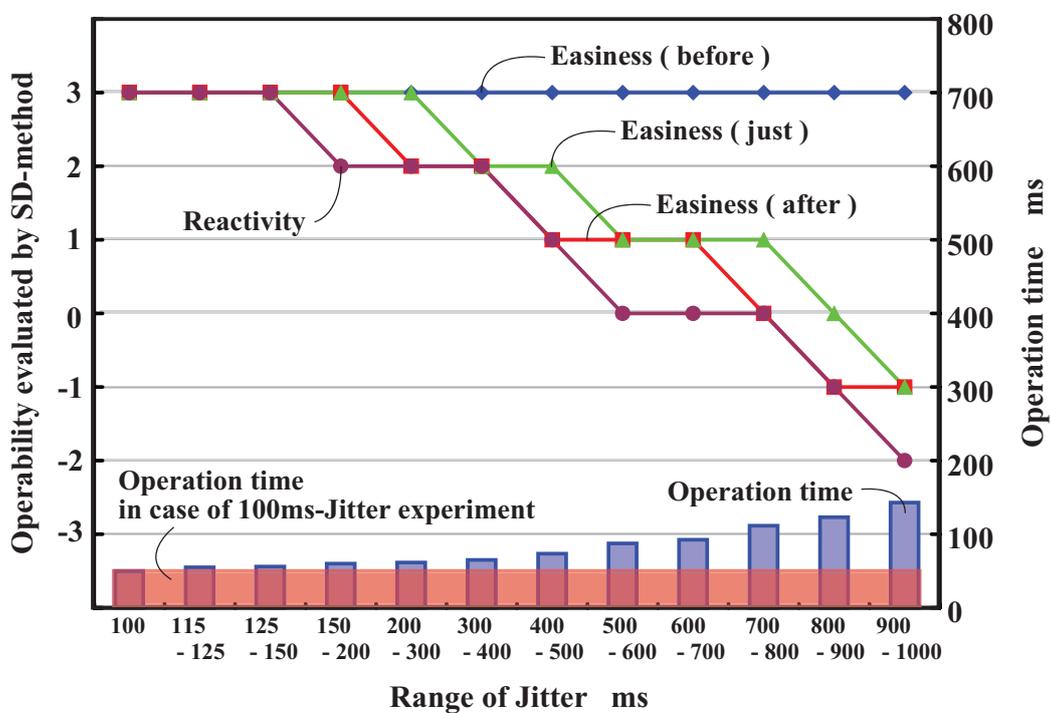


Fig.6.7 Experimental result of operation under constant jitter (task 1)

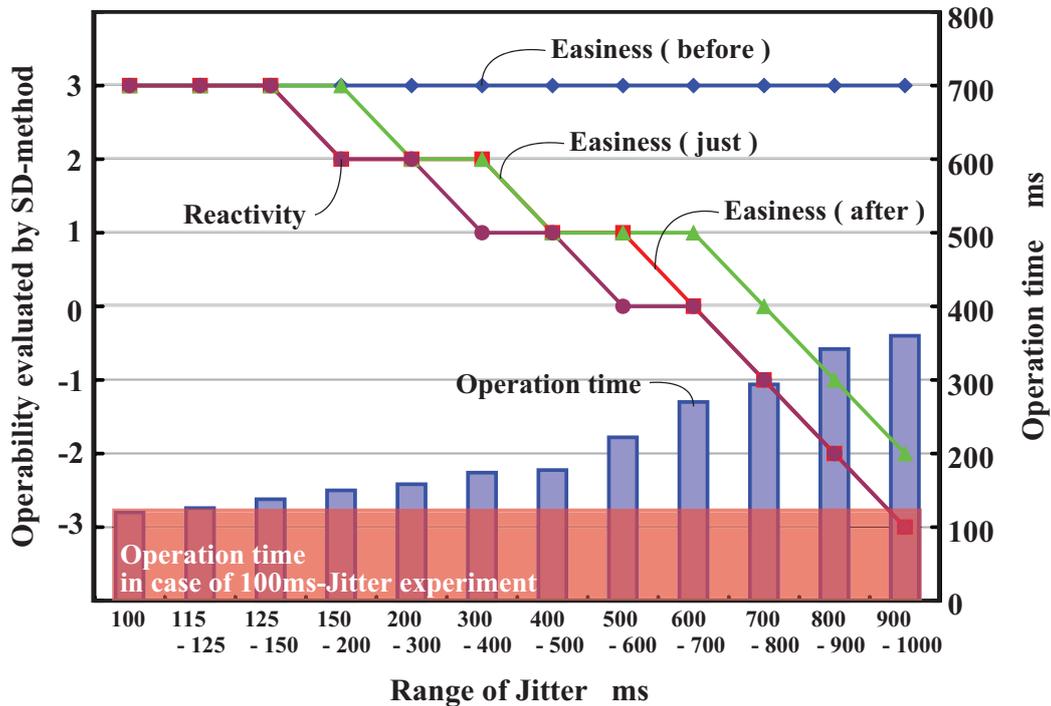


Fig.6.8 Experimental result of operation under constant jitter (task 2)

■一定 Jitter 幅発生下の検証 Jitter の発生頻度を変動させ、操作に与える影響を評価した。パラメータとしては、0.1～50[%] の範囲で設定し、Jitter 幅は 100[ms] とした。この結果を Fig.6.9, Fig.6.10 に示す。横軸に設定した Jitter 発生率、縦軸に操作性評価 (Operability) とタスクに要した時間 (Operation time) とした。赤く示した部分は操作性評価の基準とする条件下での試験結果である。操作性評価は操作の難易度 (Easiness) と違和感 (Reactivity) の 2 種類を示した。

一定の通信時間遅れを発生させた環境下で行った試験では、遅延時間が大きくなるにつれてタスク完了までの時間が大きくなることが確認された。次に Semantic Deferential method (SD 法) に基づく操作性は、0 を基準とすると 100[ms] 付近を境に操作性に対して影響が生じ始め、SD 法の評価値が 0 になるときの遅延時間は 400[ms] であり、0 を下回るのは 700[ms] 付近となる。

Jitter の発生頻度を一定にした環境下での試験では、一定遅延環境下と同様に、100[ms] 程度で操作に対して違和感を感じ始め、Jitter 幅が 500[ms] から 600[ms] になると SD 法の評価値が 0 となり、900[ms] 以上では操作が困難となる。一定遅延環境下での操作と比較すると、操作に影響が出てくる遅延値にずれが生じている。これは、一定の遅延が生じる状況に対し、

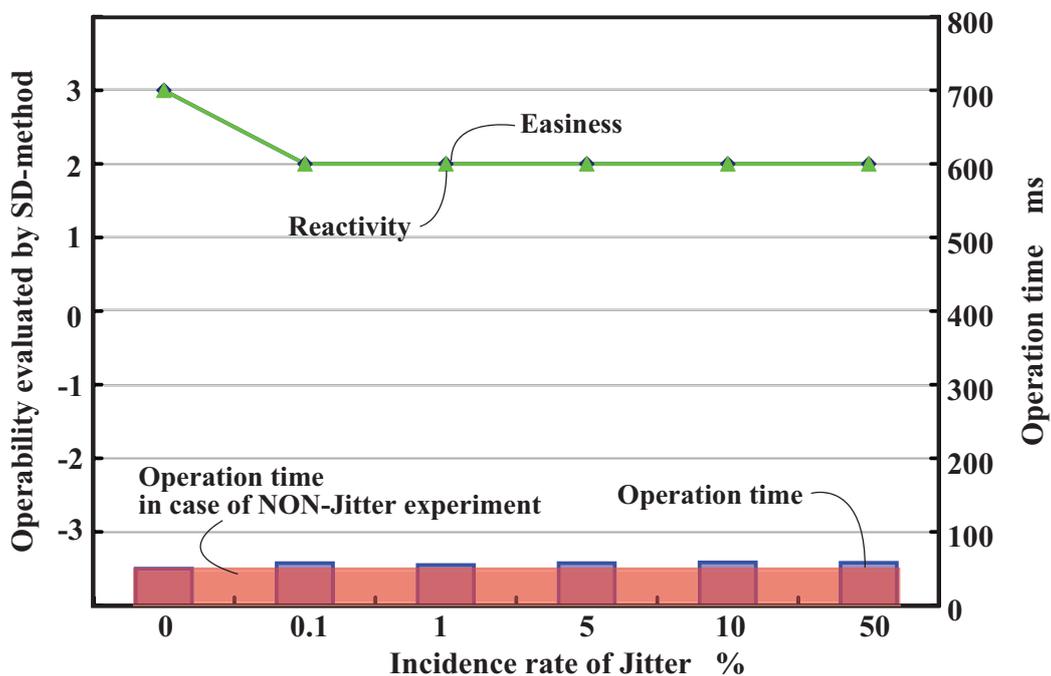


Fig.6.9 Experimental result of operation under constant rate of jitter (task 2)

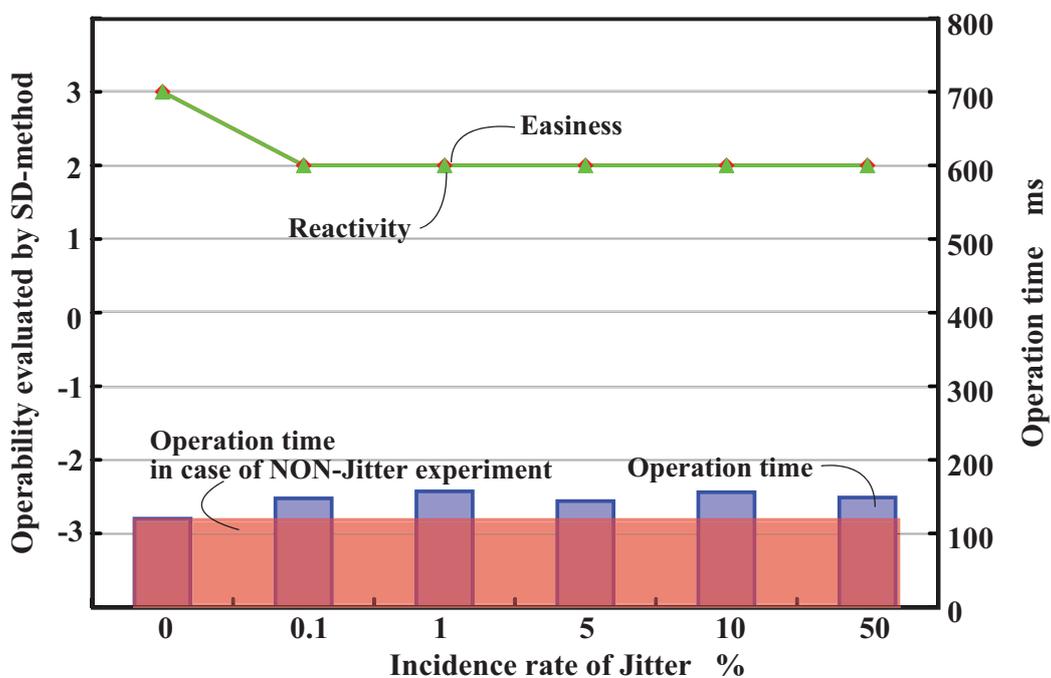


Fig.6.10 Experimental result of operation under constant rate of jitter (task 2)

突発的に大きな遅延が発生するため、大きな時間差が生じる場合に操作性が悪化すると考えられる。

発生させる Jitter 幅を一定にした環境下での試験では、Jitter の値が一定の場合、発生頻度が変化しても操作には影響が出にくい結果になった。これは Jitter が発生することで受信に乱れが生じる。この結果バッファには後続の packets が連続して受信され、Jitter の大きさが操作性に影響する。したがって、Jitter の値が一定であれば、発生頻度に変化が生じてても、操作に影響が出にくいと考えられる。

以上より、剛体を用いた仮想空間における操作において、その操作性を検証した結果、本システムで用いたタスクに対して 400[ms] から 700[ms] が操作性が悪化する領域であることが示された。単純な操作による試験ではあるが、本システムを用いて通信時間遅れと操作性の関係を明確化することが可能であることが確認された。

6.5 柔軟体を用いた遅延環境下操作試験

6.5.1 試験目的

手術環境では、対象は柔軟体となる。そこで、6.4 節での剛体を用いた操作性評価試験に続き、柔軟体を対象とした試験を行い、伝送品質が操作に与える影響の定量化を行った。この指標は、柔軟体を対象とした操作する際に、作業が困難になる状況を求めることとなるため、情報提示システムの構築の事前検証としての意味も持つ。実機のマスタコントローラを用いて仮想空間上でシミュレーションモデルの押し込みを行い、この際に与える遅延時間が操作性にあたる影響評価をおこなった。具体的には、シミュレーションモデルに対する押し込み時の操作者が感じた違和感をワークロードとして NASA-TLX により評価した。

6.5.2 実験方法

試験では Fig.3.3 に示した押し込み用の簡易的なマスタコントローラを用いている。3 章にて述べたが、このマスタコントローラは直動方向の動きをエンコーダにて測定し、その値をシミュレータ上の押し込み部の目標位置としている。ネットワークシミュレータを用いて、実機のマスタコントローラの動きとシミュレータ上のスレーブマニピュレータの間に任意の時間遅れを再現できるシステムとなっている。

実験では、被験者がある遅れ (30,90,150,210,270,330,390 [ms]) で押し込み試験を行い、その際に感じる違和感を NASA-TLX という手法を用いて評価した。NASA-TLX は極限環境下における操作性に関するワークロードをアンケート形式にて行う評価指標である。本研究で対象とする手術方法である遠隔ロボット手術も、極限環境下における操作であると考えられるた

め、この評価手法を選択した。

6.5.3 実験結果と考察

4人の被験者で実験を行い、実験後、NASA-TLXを用いて、遅れに対する仕事の負荷を算出した。Fig.6.11, Fig.6.12にて、負荷仕事の4人の平均値を示す。

■ **グラフの傾向に関して** 剛体を対象とした場合 (Fig.6.5) と、柔軟体を対象とした場合 (Fig.6.11) に共通することとして遅延時間と操作性の関係には3種類の段階が確認できる。遅延時間が小さい場合は、操作性が遅延時間に関係なくほぼ一定になる。遅延時間がある一定量を超えると操作性自体がほぼ一定となり飽和する。その間の遅延時間の場合は、操作性は遅延時間に比例して低下することがわかる。具体的には、柔軟体を対象とした場合は、遅延時間が100[ms]以下の範囲では、操作性がほぼ一定の値を示し、300[ms]を超えた遅延が生じた場合は操作そのものが困難となり、低い操作性のまま飽和状態を示す。

■ **遅延環境下での操作性指標に関して** 遅延環境下での作業負担を定量化するにあたり、操作が可能であると判断できる基準を、基準の求める最大値と最小値の間として設定し、剛体では操作性が0、柔らかい対象ではワークロードが50とした。これより Fig.6.5 と Fig.6.11 をみると、剛体を扱った場合400[ms]であり、柔らかい対象を扱った場合200[ms]である。このことから、手術環境を想定した仮想遅延環境下で、200[ms]程度以上の遅れが発生する場合は、単純な作業でも困難になる。また、柔らかい対象を扱った場合、遅延時間が操作性に与える影響が剛体に比べて強いと言え、本システムを用いてその違いを確認することが可能となった。

■ **NASA-TLX の各評価指標に関して** また、一人の被験者に対する6つの評価指標を Fig.6.12 にて示す。Fig.6.12 からわかるように、6つの評価指標すべてから200[ms]の遅れを境界として急激に操作に対する心理的負担が大きくなっていることが確認された。これらの実験結果より、柔らかい対象を扱う場合、許容される遅延時間は200[ms]以内であることが示された。今回実験で行った押し込み動作は単純なタスクであり、柔らかい対象に対して手術をするにあたっては、遅れが200[ms]よりさらに小さいことが要求されると考えられる。

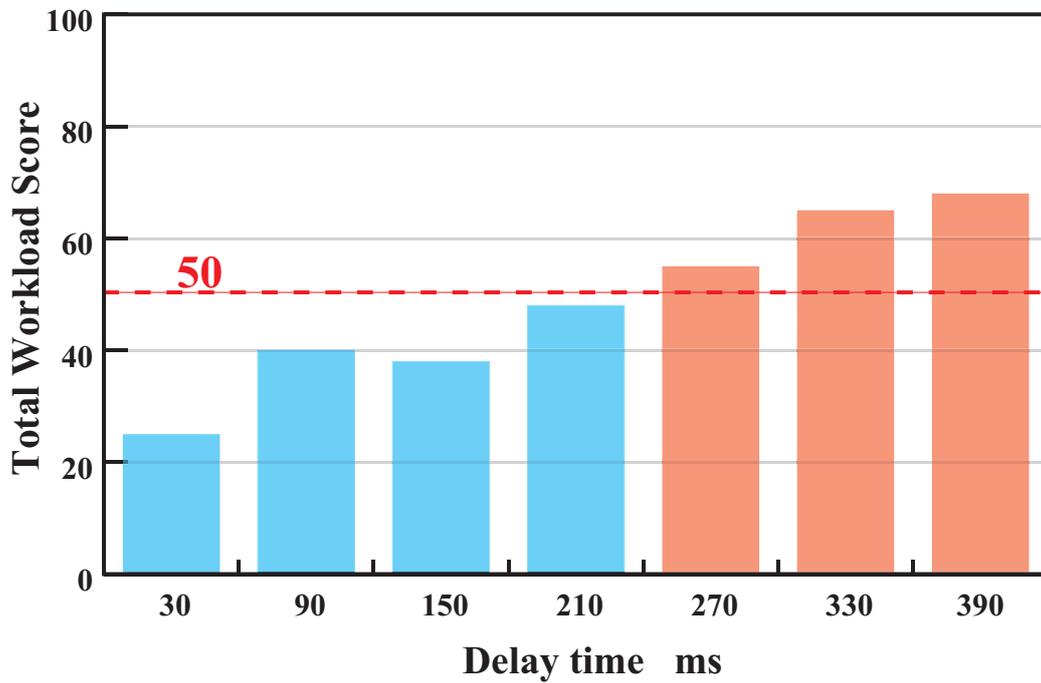


Fig.6.11 Total score with NASA-TLX of Soft tissue model handling under constant delay

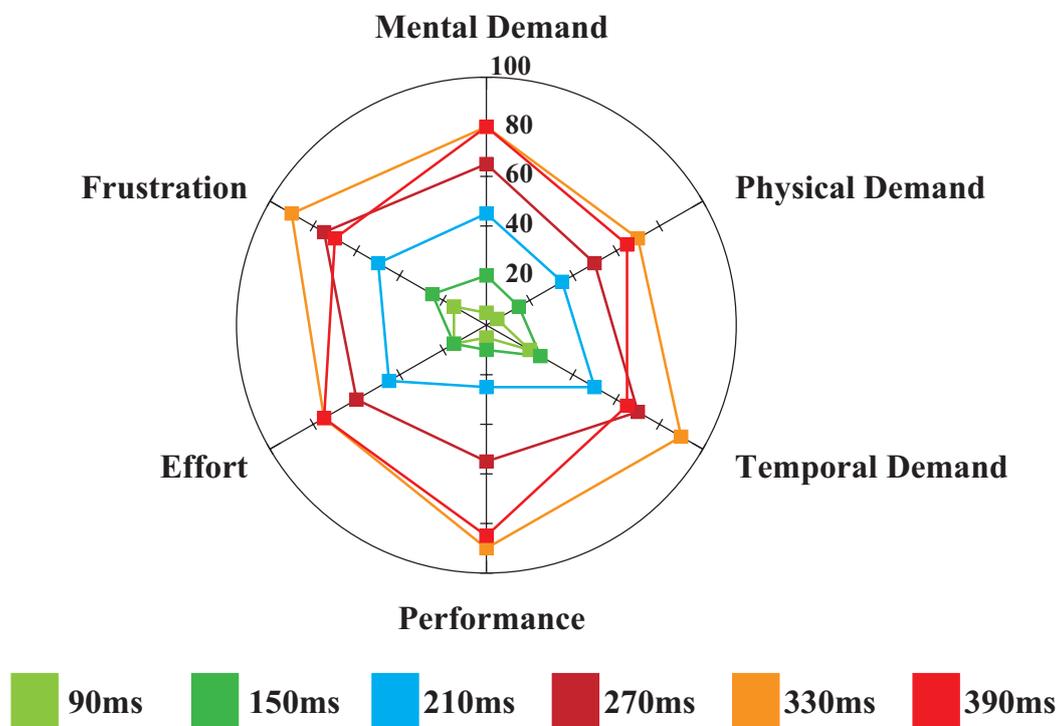


Fig.6.12 Each score with NASA-TLX of soft tissue model handling under constant delay

6.6 小括

本章では、3章から5章にかけて述べたシミュレーションシステムを利用し、遅延環境下において操作性の評価を単純な動作に対して行った。結果として、剛体を扱う場合には400[ms]程度、柔軟体を扱う場合は200[ms]程度から操作性が悪化することが確認された。このことより、本論文において提案する仮想空間上に遠隔ロボット手術環境を構築することで通信時間遅れと操作性の関係を明確化していくことが可能であることが確認された。

第 7 章

仮想遅延環境下における手術手技を 模擬した操作タスクへの影響検証

7.1	緒言	106
7.2	手術手技を模擬したタスク環境構築	106
7.2.1	作業タスクの選定	106
7.2.2	術中における止血動作	107
7.2.3	仮想空間におけるタスク抽出と作業環境の構築	108
7.3	手術手技を模擬したタスクによる操作性評価試験	111
7.3.1	試験目的	111
7.3.2	試験装置	111
7.3.3	試験方法および試験条件	111
7.3.4	操作性に関する試験結果と考察	114
7.3.5	操作精度に関する試験結果と考察	115
7.3.6	評価タスクに要した時間に関する考察	119
7.3.7	把持対象下部に負荷された力に関する考察	119
7.4	小括	119

7.1 緒言

本論文において、これまで仮想剛体および仮想柔軟体を用いて操作試験における作業負担の定量的な評価について示した。この結果に基づいて簡易的なタスクではあるが遅延環境下における通信時間遅れと操作性の関係を定量的に求め、本研究で提案するシミュレーションシステムの機能について検証を行った。6章までに示した試験は、設定された通信条件から操作性が受ける影響を検証するために、「操作」に焦点をあてた試験を行った。本章では、実際に使用される手術手技に焦点をあてた遅延環境下における操作性評価を行い、それについて示す。操作性評価試験の対象となる手術手技として止血動作を選定し、この動作に必要とされるタスクを抽出し、作業環境の構築を行った。操作性を評価する手法としては、6章で用いたNASA-TLXにより、医師1名を含む6名の被験者に対して実験を行った。

7.2 手術手技を模擬したタスク環境構築

遠隔ロボット手術では、通信に伴う遅延が存在するため、従来環境（通信時間遅れが存在しない手術環境）において医師が対応可能な術具の操作に対しても高度な操作技術を要求される。その一例として、術中における損傷に対して迅速な対応が求められる場合に、通信時間遅れに応じた操作を強いられるため、その操作性は著しく低下すると考えられる (Fig.7.1)。本章では、遅延環境下における手術手技を対象とした操作性評価試験を行う。まず、対象とする手術手技の選定を行い、その手術手技を模擬した作業環境を仮想空間上に構築し、通信時間遅れと操作性について評価試験を行う。7.2.1項において選定した手術手技について述べ、7.2.3項において構築した作業環境について述べる。

7.2.1 作業タスクの選定

操作性評価を行う対象となる手術手技を選定するために、「遅延環境下における操作性への影響を受けやすい手技」および「幅広い手術分野で必要とされる手技」の二点に着目した。

上記の条件を満たす手術手技として、本研究では止血動作に着目した。止血動作は外科手術において必須の手術手技であり、術中には必ず発生する手術手技であるといえる。その上、術中における出血は、術後の成果に大きく影響するものであり、早急かつ的確な処置が求められる。このことから、遅延時間が生じる遠隔ロボット手術において、その時間遅れから操作性に対して影響を受けやすい手技であるといえ、本章における操作性評価試験の対象として選定した。術中における止血動作には、圧迫止血、電気メス・超音波メスなどを利用した凝固止血、

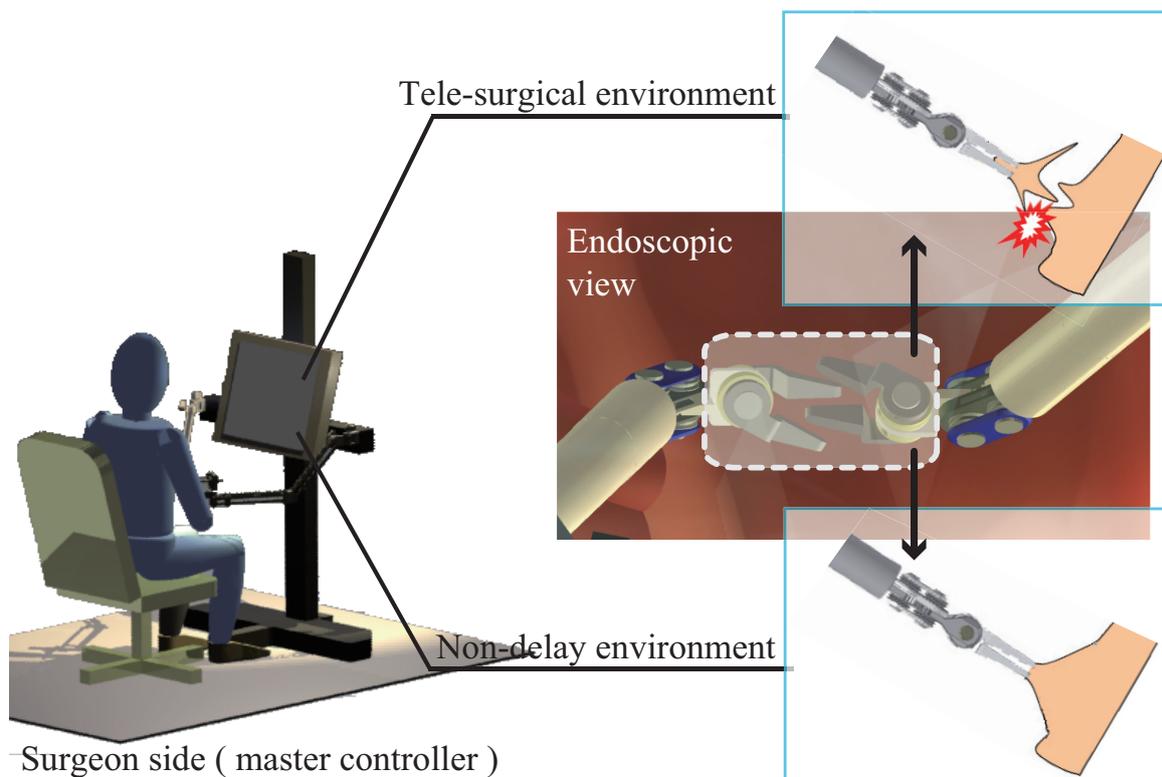


Fig.7.1 Time delay influence on robotic tele-surgery

結紮・縫合を用いた止血動作があげられる。本試験においては、Harmonic Scalpel®に代表される超音波凝固切開装置を用いた止血動作をその対象とした。止血動作について7.2.2項に示し、7.2.3項に本試験の作業環境構築について述べる。

7.2.2 術中における止血動作

外科手術において、その成果は術中に生じる出血をコントロールすることにあると言われている。正しい手技、広い手術視野、直視下操作などの基本に基づいた手術操作を行っていても、想定しない出血が起こる。出血量が増えると身体への侵襲性が増加し、その後の合併症（全身感染症や臓器の機能低下）の頻度が増加することから、出血量は術後の回復を左右する重要な因子となるといえる。

止血の一般的注意事項として、「血液の凝固機能の確認」「術野全体における位置関係の把握」が挙げられる。前者では、術前の凝固系の血液検査や血管穿刺時の止血時間などから出血傾向の有無を確認し、凝固系をできるだけ正常化させる対策が求められる。後者では出血部を探すために1カ所だけに深く入っていくと結果的に術野が狭くなり止血が困難となる。さら

に、出血のパターンは、組織や血管の状況によって異なってくる。

出血コントロールには、出血の状況把握と止血手段の選択が要求される。出血を一時的にコントロールするために出血部位を迅速にガーゼや指によって圧迫または遮断してして出血を減少させる。出血血管が明らかな場合はその血管を鉗子でつまむか挟んで一時的に止血を行い、その後出血点を確認しつつ、的確な止血操作に必要な作業スペースとルートを確保する。次に永久的な止血を行う。手術全体の流れを踏まえ、永久止血の時期と方法を決定する。出血した時点での止血が基本となるが、出血が少量で止血の緊急度が少ない時はガーゼをあてたまま一旦止血操作を中断し、手術を進行させるケースもある。以下に、止血方法についてまとめたものを Table 7.1 に示す [55]。

Table 7.1 Classification of hemostasis during endoscopic surgery

止血方法	概要・特徴
機械的止血	確実かつ安全
ガーゼ圧迫	出血源のはっきりしないケースに利用 / 組織からの静脈性出血
クリップ	5[mm] 以下の動静脈からの出血
縫合結紮止血	実質臓器, 重要血管近傍からの出血
自動縫合器	血管の一括処理による止血
酸化セルロース	実質臓器, 組織間隙からの出血
エネルギーによる止血	周辺臓器損傷に注意が必要
電気メス (モノポーラ)	脂肪組織, 実質臓器表面からの出血
電気メス (バイポーラ)	上記同様
アルゴンビーム凝固	腹腔内圧上昇に注意
シーリング	7[mm] 以下の動静脈の処理
超音波凝固	血管閉塞に適している/摩擦熱による凝固
化学的止血	
微繊維性コラーゲン	実質臓器, 広範囲で不整な創面からの出血
フィブリン糊	出血傾向症例, 切離面からの出血

7.2.3 仮想空間におけるタスク抽出と作業環境の構築

7.2.1 項に示した止血動作を模擬した作業環境を仮想空間上に再現するにあたり、評価タスクとして用いる動作の抽出を行った。本章において対象とする止血動作は、早急かつ的確な処

置が要求される動作である。その過程において、出血の発生した箇所を医師が内視鏡映像を介して視認し、素早く該当箇所へ処置器具を移動させ治療を行う。Harmonic Scalpel®に代表される超音波凝固切開装置を用いた止血動作は、器具を該当箇所に移動後、その部位を把持して凝固止血する。本論文では、超音波凝固切開装置を用いた止血動作の過程を Fig.7.2 に示すように模擬し、この動作を評価タスクとした。具体的には、以下のように設定する。

出血を想定する部位の形状は、血管に類似した直方体形状の柔軟体として構築し、画面上任意の位置に表示される。出血を想定する箇所に関しては、直方体形状をした柔軟体上において任意の位置に表示されるよう設定した (Fig.7.3)。設定された箇所に対して仮想空間上に表示されたスレーブシミュレータを操作し、出血を想定した箇所を把持し、力を一定時間負荷する。

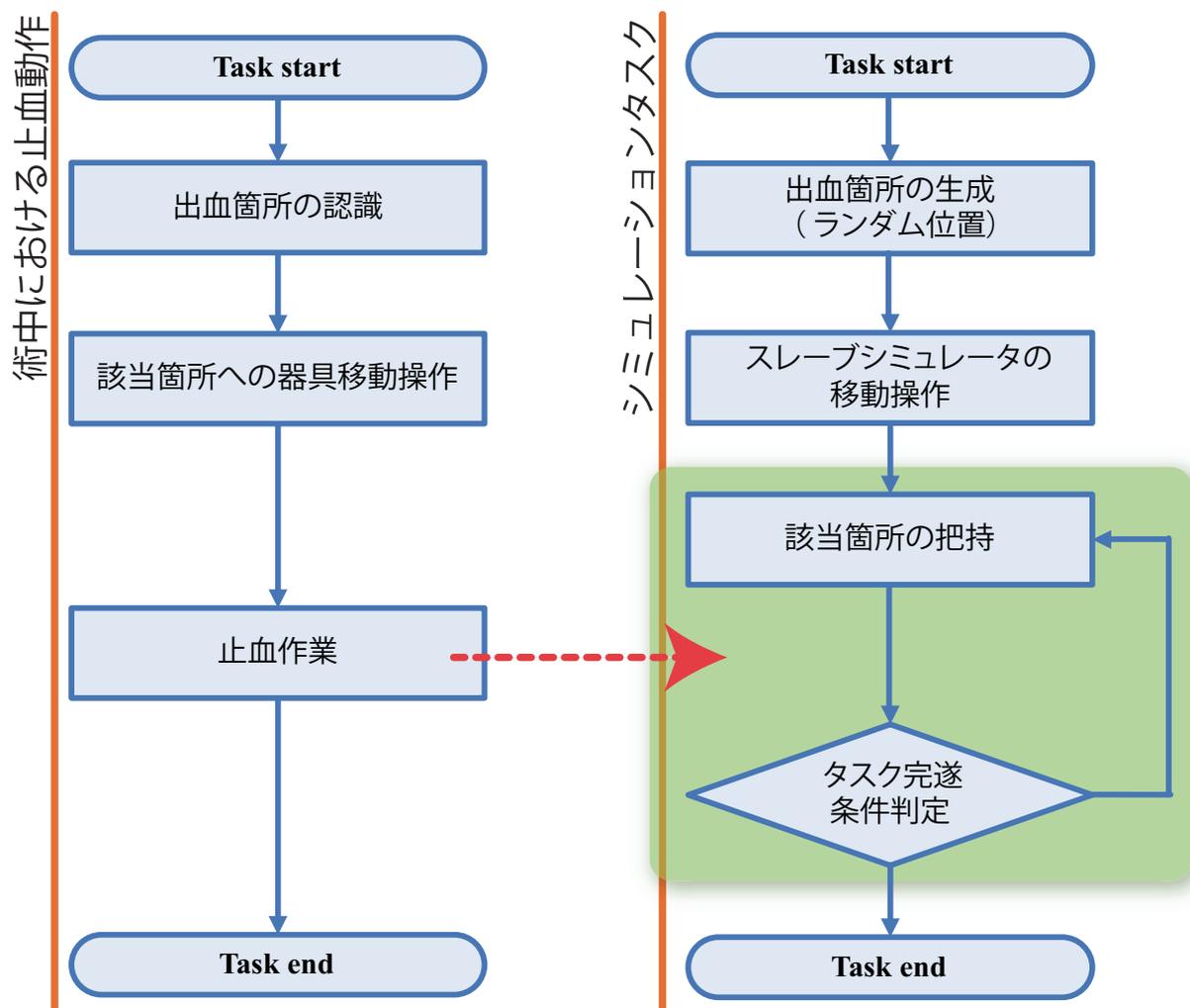


Fig.7.2 Workload evaluation task flow using surgical task

作業の状況を把握するために支援情報として対象物体にかかる力と対象までの画面奥行き方向の深度を表示するシステムとした (Fig.7.4).

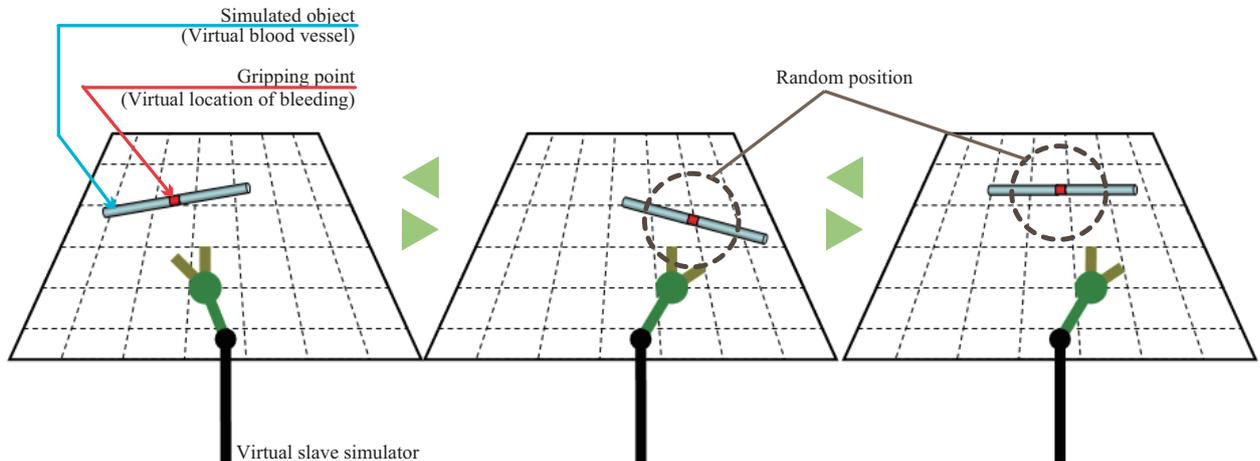


Fig.7.3 Random position of target object

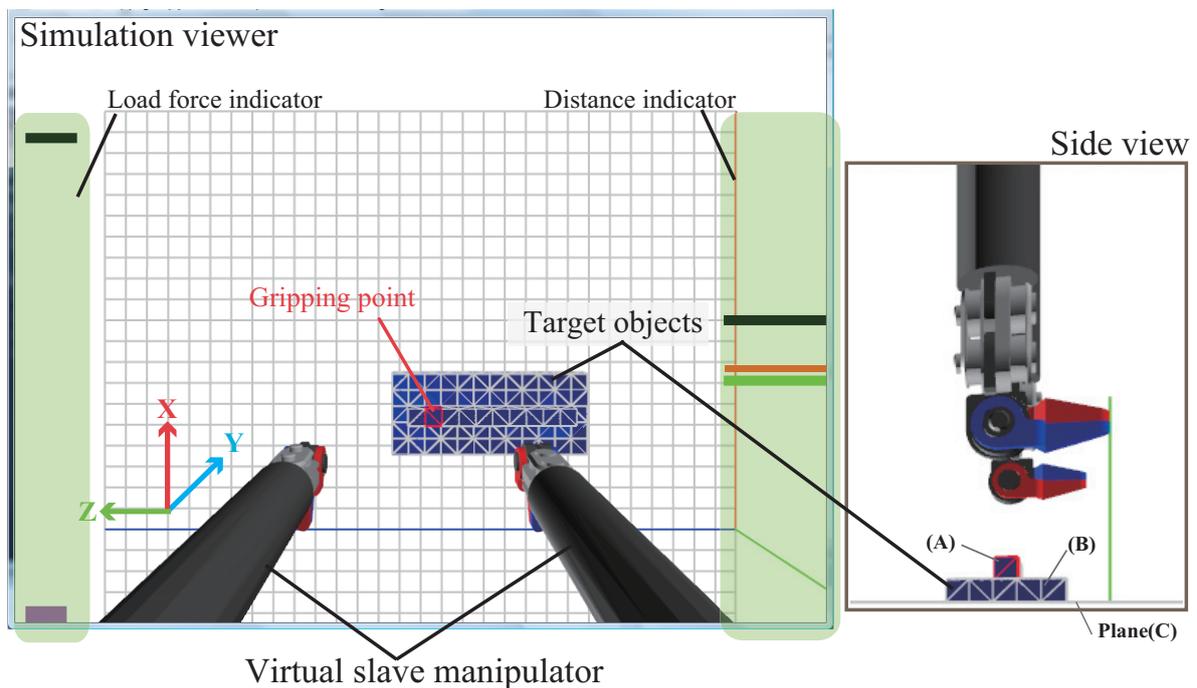


Fig.7.4 Simulation view in the experiment

7.3 手術手技を模擬したタスクによる操作性評価試験

7.3.1 試験目的

遅延環境下において仮想空間上のある平面上の任意の位置に表示される対象物体上に示された箇所に対して把持動作を行い、指定時間内に位置を保持し続ける操作を各被験者に行ってもらい、そのときの作業負担に関して NASA-TLX に基づくアンケート形式の調査を行うことで、通信時間遅れから操作性が受ける影響について評価を行う。

7.3.2 試験装置

本試験では、片腕 6 自由度（位置 3 自由度，姿勢 3 自由度）を有するマスタコントローラを用いてタスクを行う (Fig.3.2)。仮想空間上では、マスタコントローラと同様に位置・姿勢 3 自由度（計 6 自由度）を有するスレーブマニピュレータを用いて、三要素モデルにより粘弾性特性を再現する仮想柔軟体 (A) を異なる特性を有する仮想柔軟体 (B) の上部に設置した (Fig.7.4)。仮想柔軟体 (B) は Fig.7.4 に示す格子状のエリアを固定面 plane(C) として画面奥行き方向のみ拘束与えるものとした。また、Fig.7.5 に本試験に使用するシステムの概略を、Table 7.2 に設定した粘弾性係数を示す。

Table 7.2 Parameter condition of visco-elastic coefficient

Parameter	setting value	
K	[kg/s ²]	0.5
C_{voigt}	[g/s]	0.002
C_{damper}	[g/s]	0.1

7.3.3 試験方法および試験条件

仮想空間上におけるある平面上にランダムに直方体形状の物体を表示し、マスタコントローラを用いて画面上のスレーブシミュレータを動作させ、対象となるエリアに対して把持動作を行う。対象物を把持した後に、対象部位に一定の負荷力を加え、一定値以上の力を一定時間以上負荷することで新しい位置へと対象物が移動する。この移動を 6 回行い、これをもって評価タスクを完了とした。実験手順を図と併せてまとめると以下の通りとなる (Fig.7.6)。

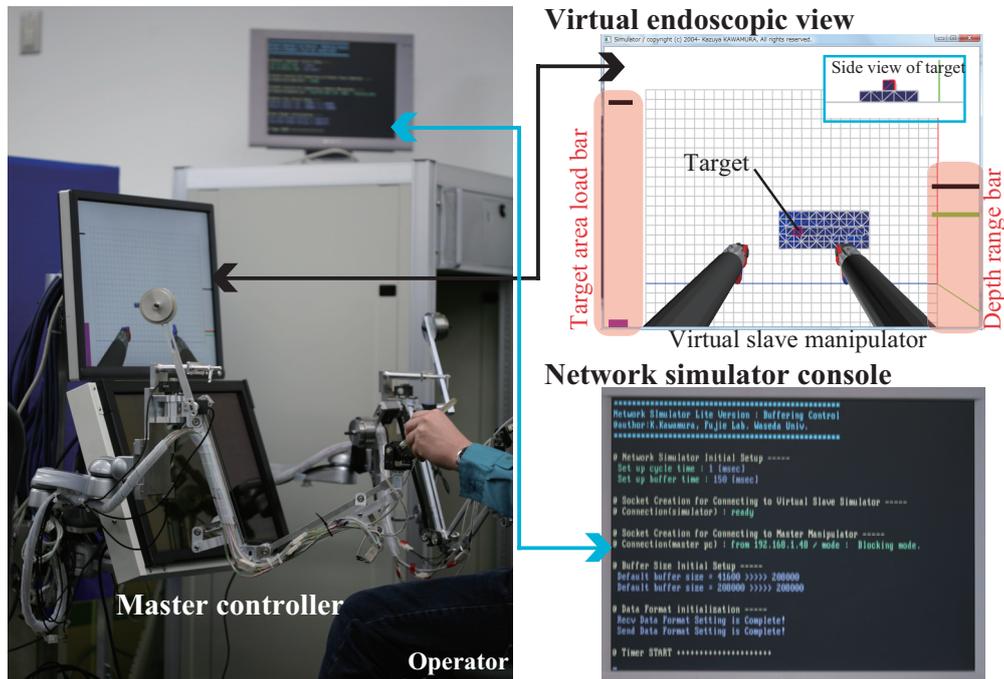


Fig.7.5 Experimental system setup

- [1:試験開始] 把持する対象となる柔軟体を画面上のランダムな位置に表示する
- [2:鉗子移動] スレーブマニピュレータを動作し、把持対象エリアに先端部を移動させる
- [3:対象把持] 対象エリア (赤い稜線で囲われた部位) を把持する
- [4:外力負荷] 模擬止血動作として、5[sec] を負荷する
- [5:対象移動] 対象エリアを別のランダム位置に再設定する
- [6:鉗子移動] スレーブマニピュレータを試験開始位置に戻す

この過程を6回繰り返す。このタスクを完了後に NASA-TLX に基づいた作業負担に関する評価を行う。本試験における試験回数は、把持する該当箇所をランダムに生成するにあたり、使用するスレーブシミュレータの画面上奥行き方向と対して垂直に交差する平面 (Fig.7.4 XZ 平面) 上に分布エリアを同心円状に三種類設定し、各エリアにて2回タスクを行うことから設定した。また、試験時に設定する遅延時間は、遅れが存在しない 0[ms] を基準とし、100[ms], 200[ms], 300[ms], 400[ms] とし、基準となる 0[ms] の時の作業負担に対してどの操作性に影響がでたのかを検証するものとした。試験条件に関しては、Table 7.3 に示す。

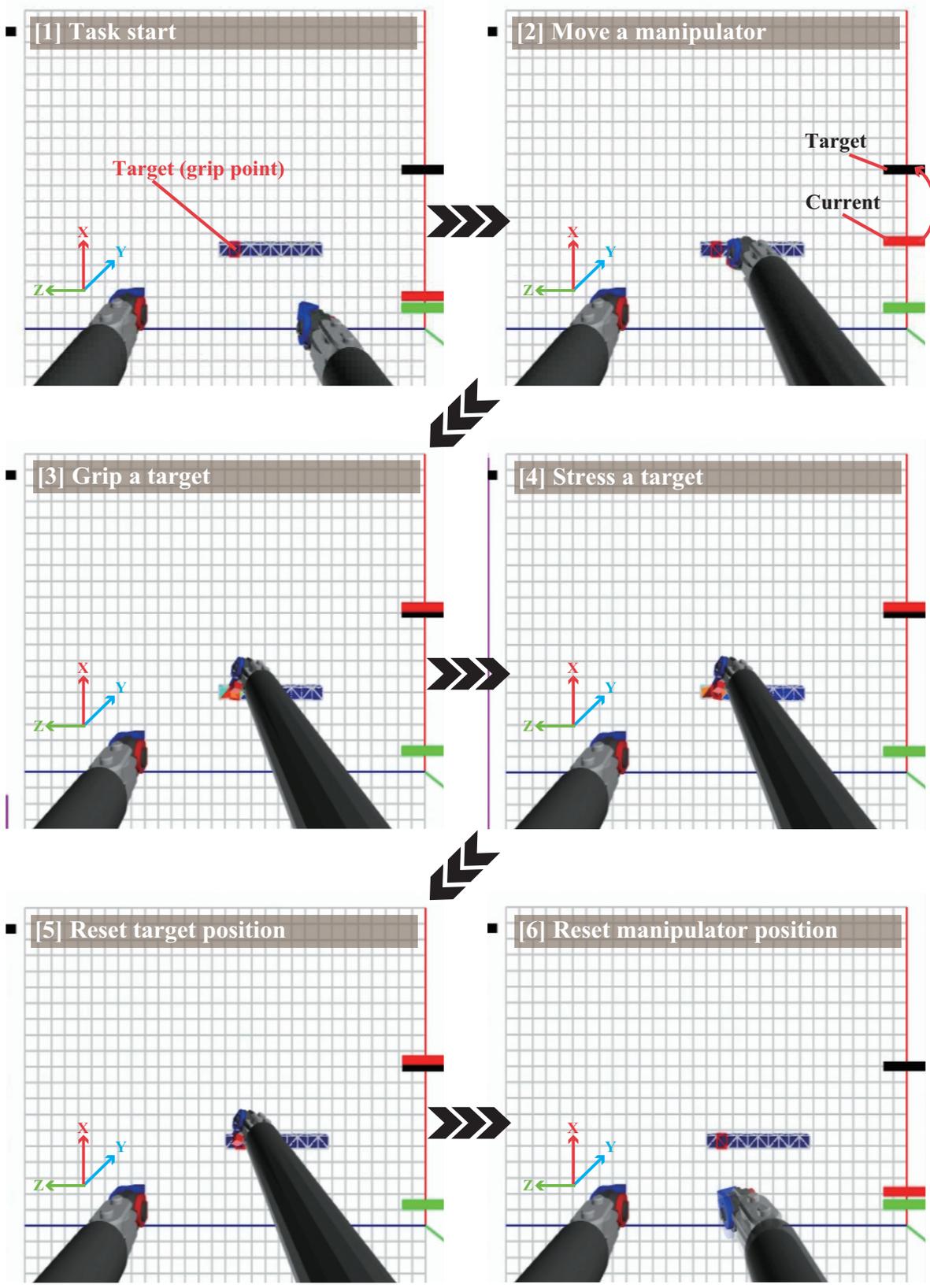


Fig.7.6 Experimental protocol

Table 7.3 Experimental condition

	Parameter
Range of delay time[ms]	0(base), 100, 200, 300, 400
Number of Experiment	6 (per one person / per one delay condition)
Number of Subjects	6
Method	NASA-TLX

Table 7.4 Subject for workload evaluation test using surgical task

Subject	Parameter	Figure
A	Student / male	Fig.7.11
B	Surgeon / male	Fig.7.12
C	Student / female	Fig.A.1
D	Student / male	Fig.A.3
E	Student / male	Fig.A.5
F	Student / male	Fig.A.7

7.3.4 操作性に関する試験結果と考察

Table 7.3 に示したとおり、本試験では医師 1 名を含む計 6 名の被験者に操作を行ってもらい、一回のタスク完了ごとに行った NASA-TLX に基づく操作性評価の結果について示す。まず、被験者が感じた作業負担の平均をまとめたグラフを Fig.7.7 に示し、各被験者ごとのデータは Fig.7.11, Fig.7.12, Fig.A.1, Fig.A.3, Fig.A.5, Fig.A.7 に示す。各結果において操作を行った被験者との対応を Table 7.4 に示す。Fig.7.7 では、NASA-TLX に基づいて操作性を示す指標である加重平均作業負担度（作業負担：Mean weighted workload score）とタスクに要した時間をすべての被験者の結果の平均をとったものを示している。Fig.7.11, Fig.7.12 及び Fig.A.1~Fig.A.7 では、図中における (1-1) において作業負担を示し、(2-1)/(2-2) において作業負担を求める NASA-TLX の 6 個の評価指標（知的・知覚的欲求、身体的欲求、タイムプレッシャ、作業成績、努力、フラストレーション）を示したものである。作業負担の値は、通信時間遅れがない環境（0[ms] 環境下）における操作性を 100 とした場合の値として示している。(2-1) は、遅延環境下における操作において、各指標を 0~100 の値で示したものであり、数値が大きいほど作業負担の各指標に対する負荷が大きいことを示す。(2-2) は、0[ms] 環境下にお

ける各指標を (2-1) と同様に示している。

Fig.7.7(A) に示すグラフより、各被験者の作業負担は設定された通信時間遅れの値が大きいほど高い値を示す結果となり、100[ms] 及び 200[ms] に対して、300[ms] 及び 400[ms] は作業負担の値を比較してみると、より作業負担が大きくなっていることがわかる。この結果から、6章において示した仮想柔軟体に対する操作性評価試験と同様の結果が得られ、200[ms] ~300[ms] の間に操作性に対して通信時間遅れが与える影響が大きく変化する条件があることが推測される。300[ms] 及び 400[ms] における結果のばらつきについてみると、100[ms] 及び 200[ms] に比べて、結果がばらついていることがわかる。この点からも通信時間遅れに対する操作性への影響が 300[ms] 及び 400[ms] では大きくなると考えられる。

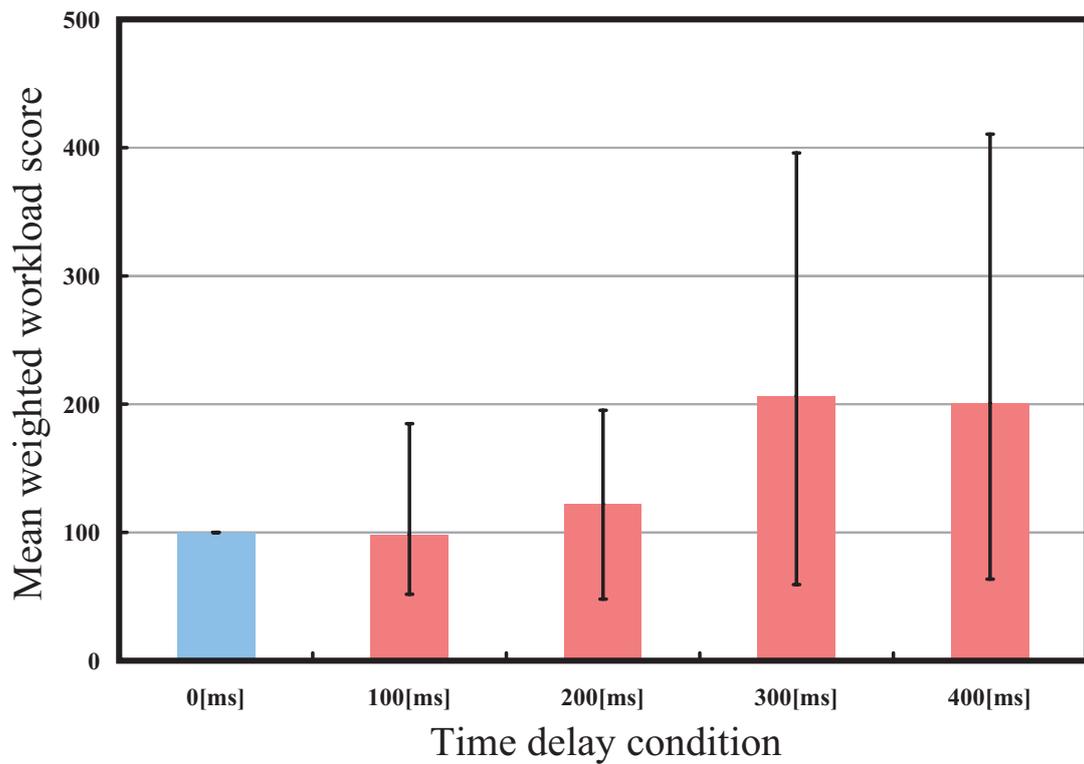
次に Fig.7.11, Fig.7.12 及び Fig.A.1~Fig.A.7 の (1-1) に示した各被験者ごとの結果についてみると、被験者 A, B, C, D については、通信時間遅れが大きくなるにつれ、操作性が悪化している。しかし、被験者 C の 100[ms] 環境下および被験者 E, F については、0[ms] 環境下の操作性より改善される結果となっている。本シミュレーションシステムを用いた操作性評価は可能であると考えられ、本試験におけるタスクの場合、200[ms]~300[ms] の付近に境界があると推測される。しかし、それを満たさない場合があり、操作精度の観点から結果を次にまとめ、考察する。

7.3.5 操作精度に関する試験結果と考察

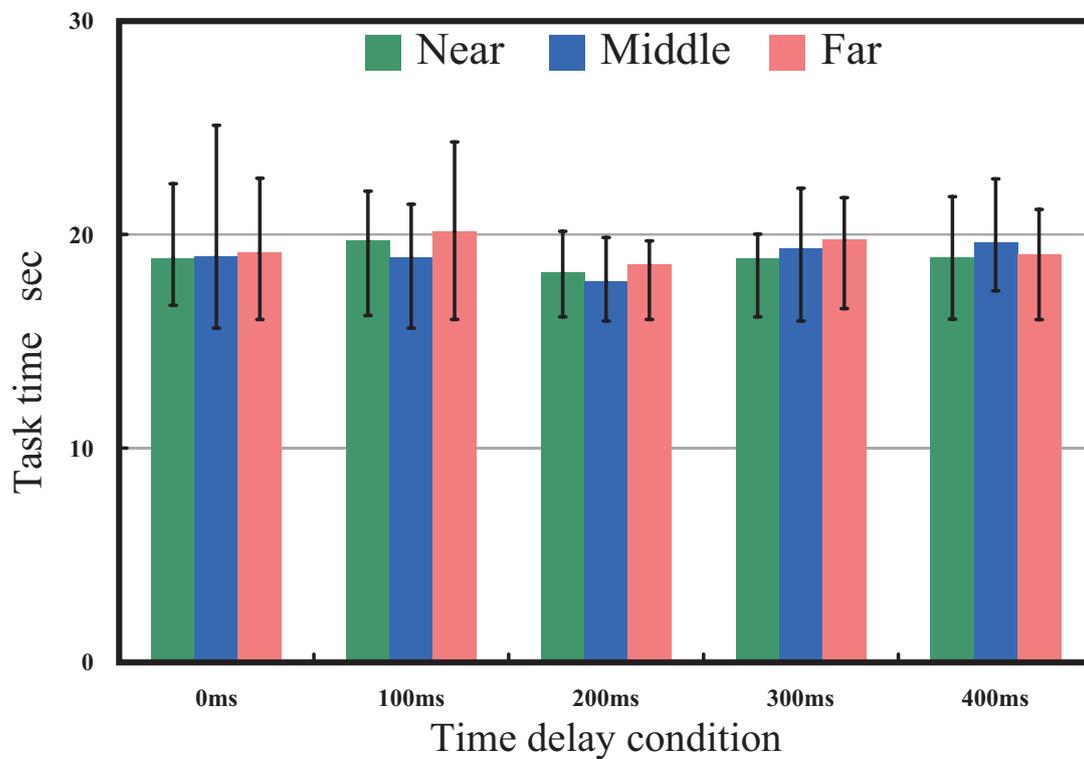
操作性評価試験時における操作精度を求めるにあたってその条件を定義する必要がある。そこで、次に示すように把持可能領域を設定し、その領域面積内に対象部位がどの程度を含まれるかを検証した。具体的には、Fig.7.8 及び Fig.7.9 に示すような条件設定を行った。まず、Fig.7.8 において、各鉗子先端部に配置してあるバウンディングボックスの各頂点の座標を基準点に設定する。次に、鉗子先端部にて対象部位を把持する直前を考えると、鉗子先端前方向からみると Fig.7.9(A) に示すような状態となる。そこで、Fig.7.9(B) に示すように先端鉗子部の上部および下部の間に把持可能領域を設定する。そして Fig.7.9(C) に示すように対象部位と把持可能領域を比較し、次の二つを評価値とした。

- 互いの領域が干渉する面積の対象部位の断面積に対する割合 (断面積比)
- 奥行き方向 (Y 軸方向) の対象部位を超過する侵食度 (エラー率)

干渉領域の面積は、具体的に以下の式により求める。鉗子先端上部、下部、把持可能領域および対象物の中心座標を p_c^u , p_c^l , p_c^g , p_c^o として設定する (式 (7.1), 式 (7.2), 式 (7.3), 式 (7.4))。この中心座標と併せて、把持可能エリアの高さ及び幅をそれぞれ H_g , W_g とするとき、式 (7.5) および式 (7.6) で与えられる。これらを用いて、把持可能エリアと対象部位の干渉しう



(A) Result of average workload score



(B) Result of average task time

Fig.7.7 Average workload score and task time

る面積 S_i は式 (7.7) で与えられる. この値が把持する対象部位の面積 S_t に対する割合 ΔS を式 (7.8) にて求める.

$$\vec{p}_c^u = (x_c^u, z_c^u) \quad (7.1)$$

$$\vec{p}_c^b = (x_c^b, z_c^b) \quad (7.2)$$

$$\vec{p}_c^g = (x_c^g, z_c^g) \quad (7.3)$$

$$\vec{p}_c^t = (x_c^t, z_c^t) \quad (7.4)$$

$$H_g = \frac{|x_{\max}^u - x_{\min}^u|}{2} = \frac{|x_{\max}^b - x_{\min}^b|}{2} \quad (7.5)$$

$$W_g = \frac{|z_{\max}^u - z_{\min}^u|}{2} = \frac{|z_{\max}^b - z_{\min}^b|}{2} \quad (7.6)$$

$$S_i = \begin{cases} \{\min(x_{\max}^G, x_{\max}^t) - \max(x_{\min}^G, x_{\min}^t)\} \cdot \{\min(z_{\max}^G, z_{\max}^t) - \max(z_{\min}^G, z_{\min}^t)\} & (\|\vec{p}_c^t - \vec{p}_c^g\| > 0) \\ 0 & (\|\vec{p}_c^t - \vec{p}_c^g\| < 0) \end{cases} \quad (7.7)$$

$$\Delta S = \frac{S_i}{S_t} \quad (7.8)$$

試験時の操作精度に関して、各被験者の平均を用いてまとめた結果を Fig.7.10 に示す. 操作精度を操作エリアに応じたグラフを Fig.7.10(A) に、設定された通信時間遅れに応じたグラフを Fig.7.10(B) に示す. 被験者ごとの結果については、Fig.7.13, Fig.7.14 及び Fig.A.2～Fig.A.8 に示す. まず、Fig.7.10(A) についてみると、400[ms] 環境下において最も顕著に表れているが、作業範囲が遠距離であるほど精度が悪くなっていることがわかる. 100[ms]～300[ms] 環境下では、0[ms] 環境下と比較して、精度は下がるものの場所に応じた差はみられなかった. 次に Fig.7.10(B) についてみると、設定された通信時間遅れが大きくなるほど精度が下がっているが、操作エリアが近いほど通信時間遅れに対する影響が少なくなっており、以上をもって操作精度と操作性の結果からみて、本シミュレーションシステムにより操作性を評価することは可能であると考えられる. 各被験者ごとの結果をみた場合、操作タスクを完遂していない箇所が見受けられるため、今後の対象となる手術を遠隔ロボット手術に適用するために必要となる評価試験を行うにあたって、試験用のタスクの設定への影響を考慮する必要がある.

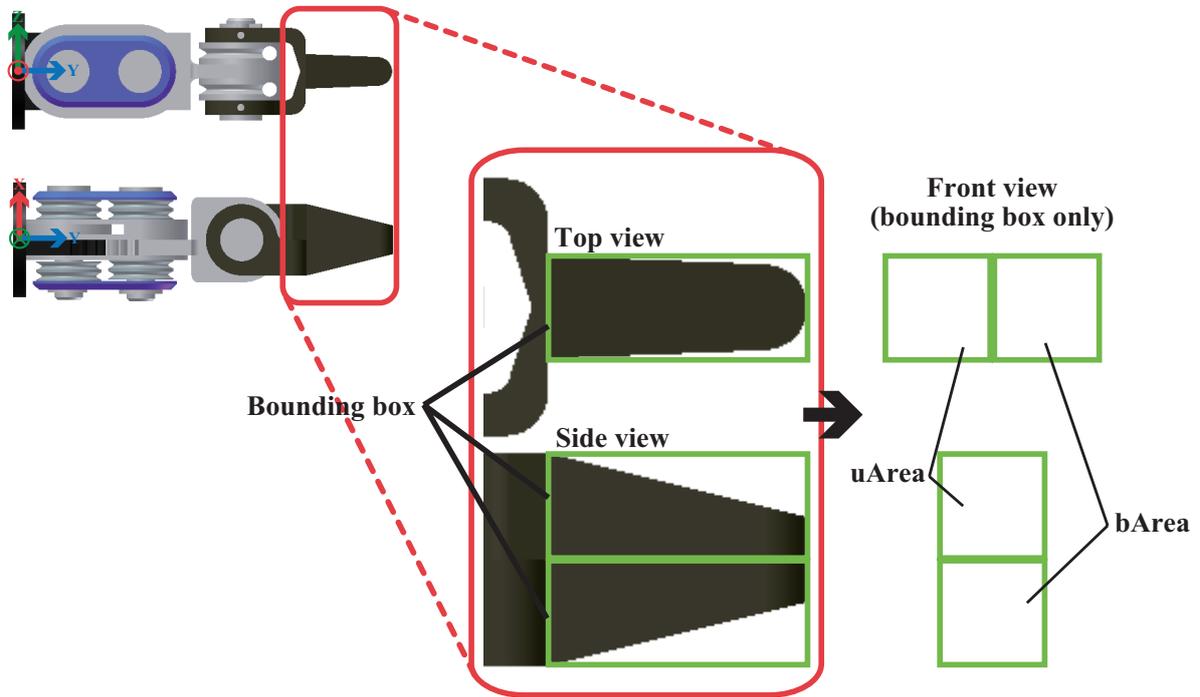


Fig.7.8 Set up for bounding box of tip of the virtual slave manipulator

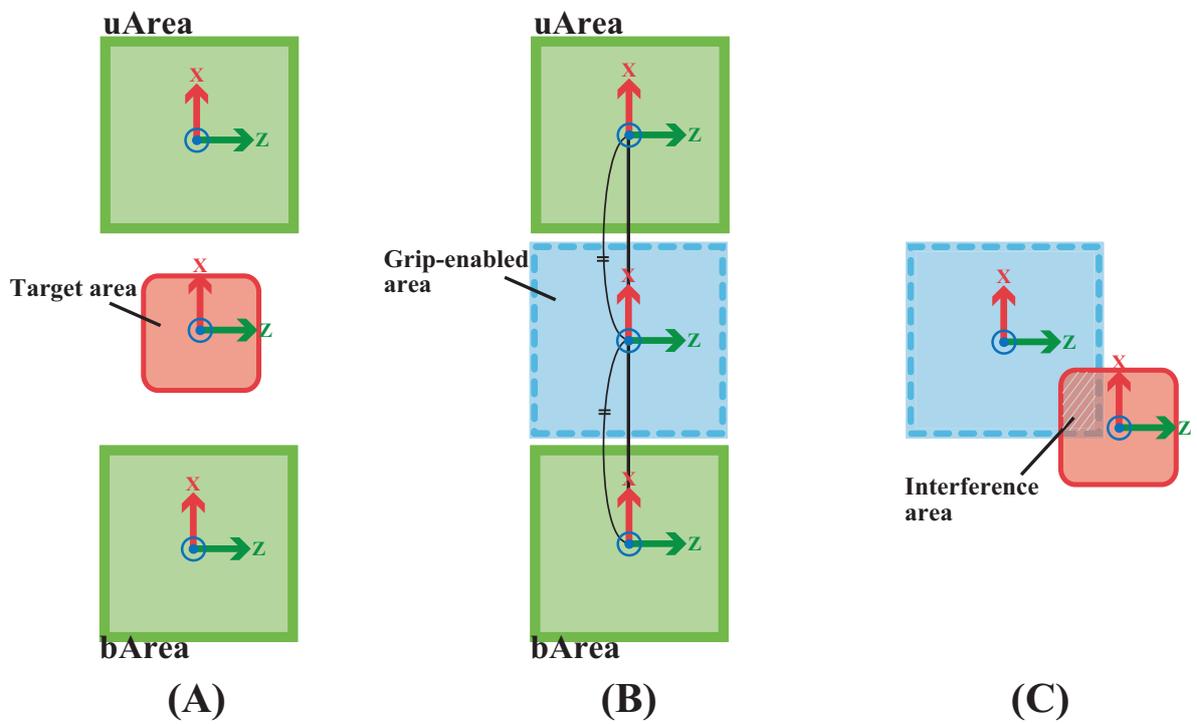


Fig.7.9 Set up for grip-enabled area

7.3.6 評価タスクに要した時間に関する考察

Fig.7.7(B) に示した評価試験においてタスクに要した時間および奥行き方向のエラー率をみると、大きな差が生じていない。これは本試験を行うにあたってシミュレーション画面上に奥行き方向への進行率を示したことから、大きくエラー生じることもなく、すべての被験者のタスク時間が安定した結果を得られたと考えられる。本シミュレーションシステムは力覚フィードバック系を有さないことで、感覚を得にくいことからエラー率のばらつきにつながっていると考えられる。場所ごとに応じた結果についてみるとエラーが減少する。遠距離での操作性の場合、大きく動作させる必要があるため、エラー率が高くなり、通信時間遅れが大きくなるほど操作を慎重に行うの同時に、把持したエリアが指定されたエリアを越えているため、減少すると考えられる。この点からも本シミュレーションシステムを用いて操作性評価が可能であることが確認できた。

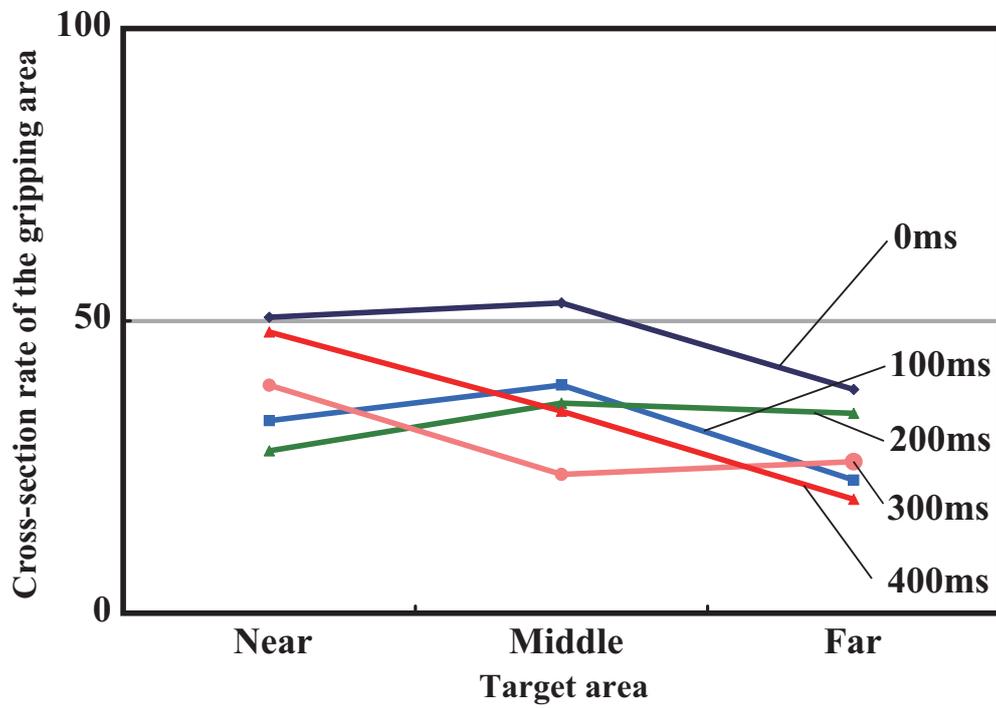
7.3.7 把持対象下部に負荷された力に関する考察

本試験では、把持対象とした設定した部位の下部に同程度の粘弾性特性を有する仮想物体を配置している (Fig.7.4(B))。この物体に対して負荷された力の結果を Fig.7.15, Fig.7.16 に示した。この力は、把持対象となるエリアに力を加えた際に生じるものであり、過剰な力が加わる場合、対象エリア外へ力を負荷していることとなり、侵襲性を高めることにつながる。試験結果をみると、一部過剰な力が負荷されている箇所が確認されるが、ほとんどの結果で一様な結果となった。これは、本試験において、奥行き方向の距離を示す情報を提示したことにより、把持対象エリアより奥行き方向へのアクセスが制限できたためと考える。

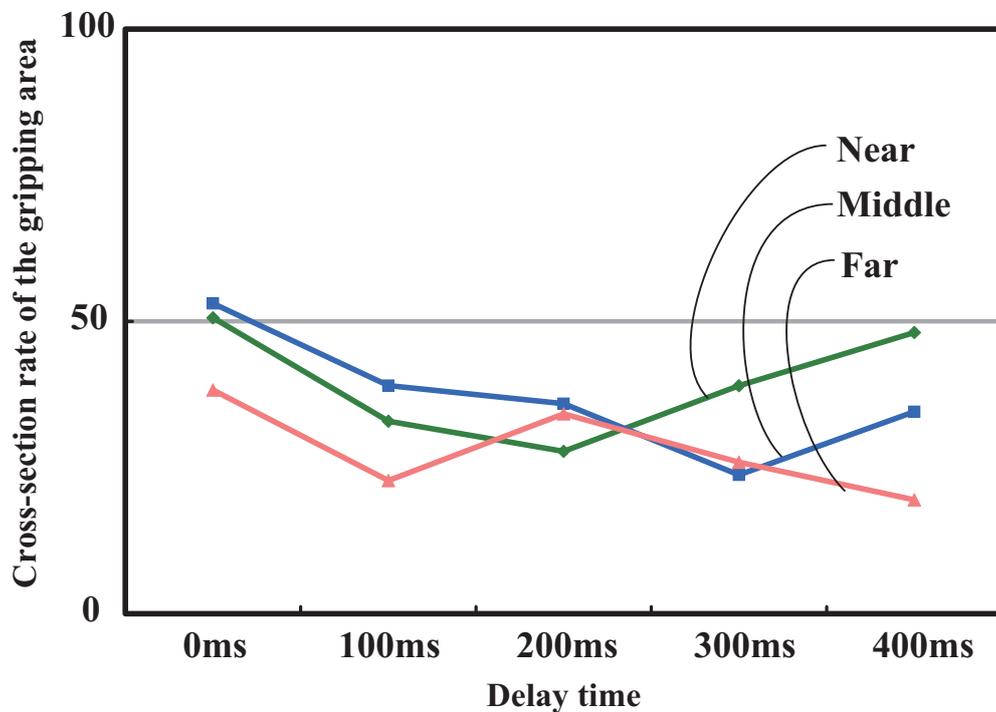
今回の試験では、簡易的なタスクではあるものの、力情報をマスタコントローラにフィードバックしないシステムを利用した。このことから、奥行き方向への情報を提示するシステムにより、対象外の箇所への過剰な力を抑制することができることが示唆され、今後力覚フィードバックの有無による効果を検証する上で重要な要素となると考える。

7.4 小括

本章では、提案するシミュレーションシステムを用いて、手術手技を模擬した環境における操作性を評価する試験を行った。対象とする手術手技として、迅速かつ正確な処置が要求される手技として止血動作を用いた。術中における止血動作を模擬した環境を仮想空間上に構築し、医師 1 名を含む 6 名の被験者に対して評価タスクを行ってもらった。結果として、200[ms]~300[ms] 付近に操作性の悪化を生じる条件があると考えられ、本システムを用いた

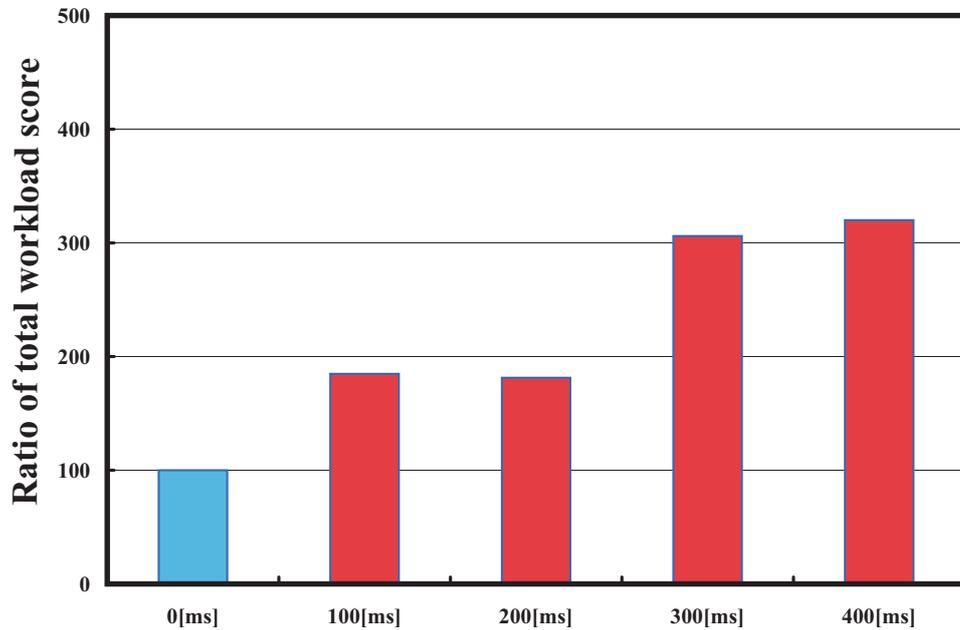


(A) Accuracy of Operation by target area

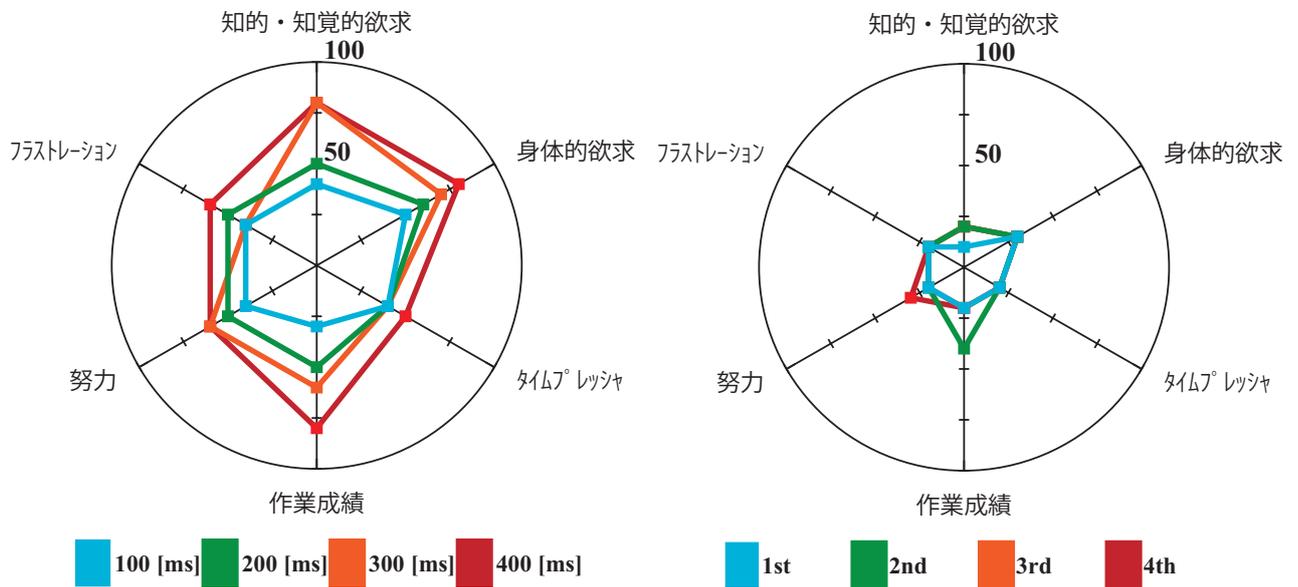


(B) Accuracy of Operation by time delay condition

Fig.7.10 Average of operation accuracy



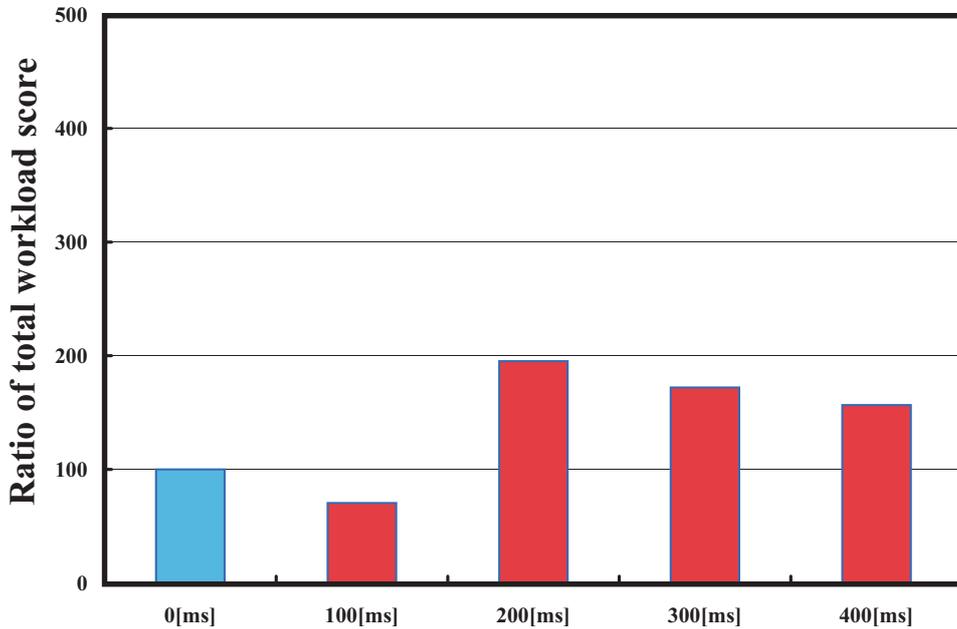
(1-1) Total score with NASA-TLX [delay environment]



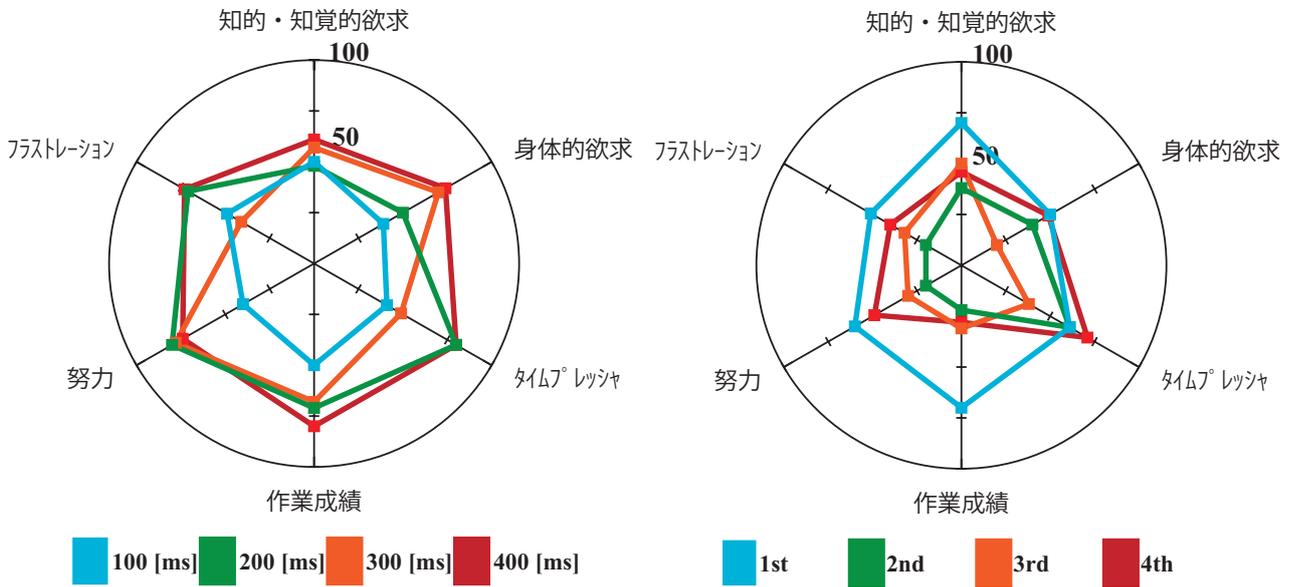
(2-1) Each score with NASA-TLX [delay environment]

(2-2) Each score with NASA-TLX [non-delay environment]

Fig.7.11 Total Workload Score (Subject A)



(1-1) Total score with NASA-TLX [delay environment]



(2-1) Each score with NASA-TLX [delay environment]

(2-2) Each score with NASA-TLX [non-delay environment]

Fig.7.12 Total Workload Score (Subject C)

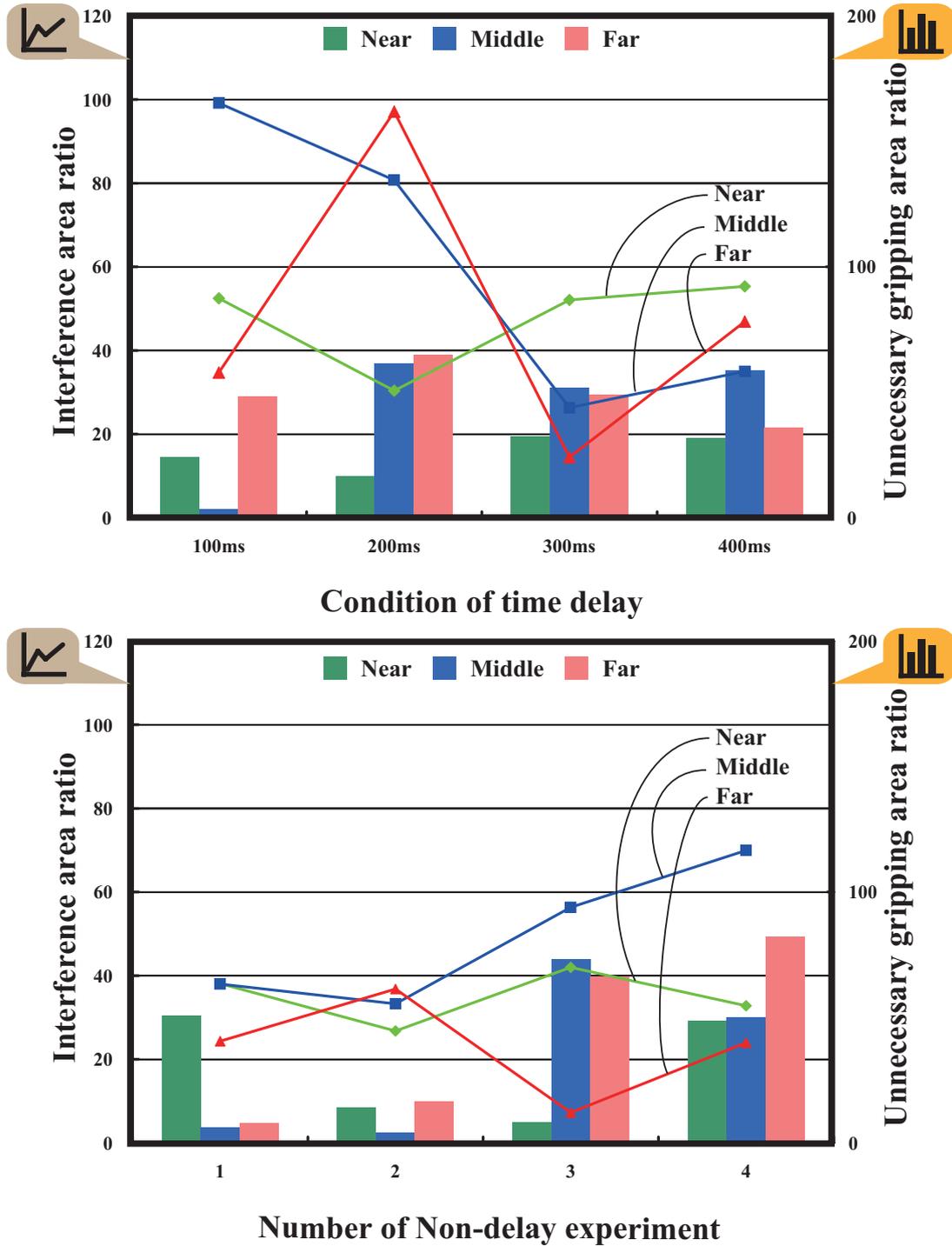


Fig.7.13 Results of operating accuracy (Subject A)

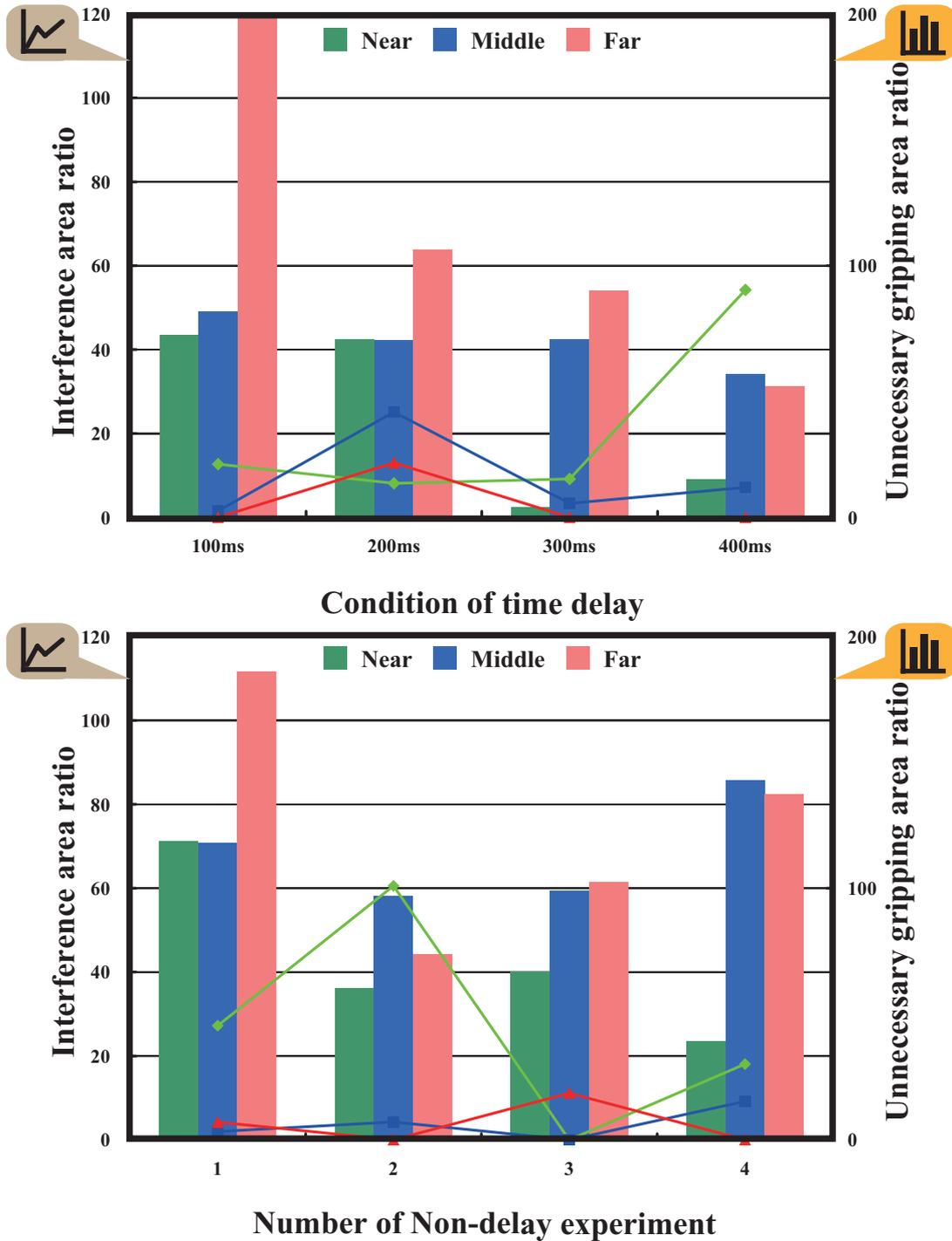


Fig.7.14 Results of operating accuracy (Subject C)

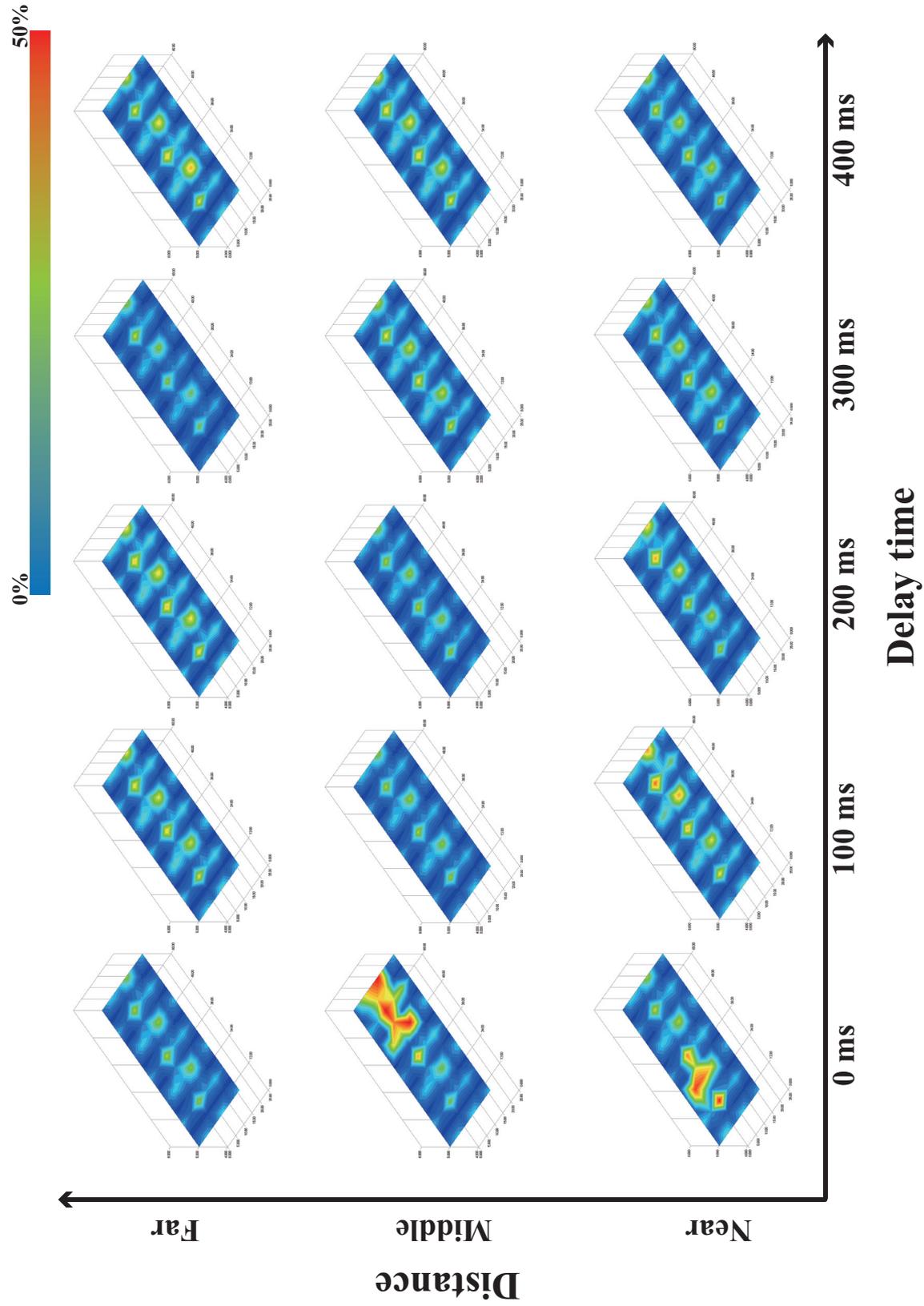


Fig.7.15 Results of reaction force on the surface of under object (Subject A)

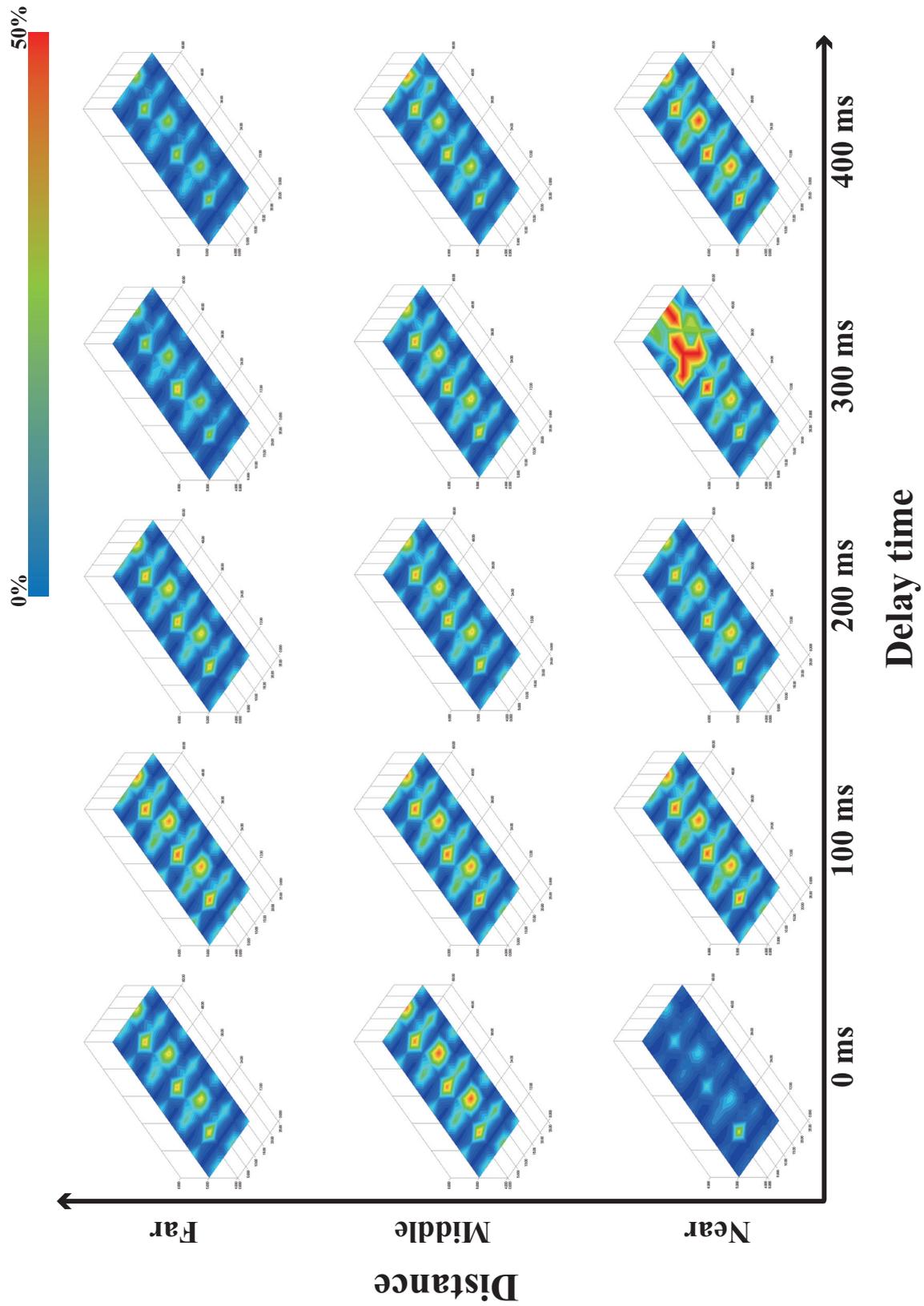


Fig.7.16 Results of reaction force on the surface of under object (Subject B)

評価が可能であるといえる。評価タスクを設定する上で、周囲の環境などより詳細な条件を定めていくには、その手法を提案していくことが課題として挙げられる。

第 8 章

結言

8.1	結言	130
8.2	研究意義	134
	8.2.1 社会的有用性	134
	8.2.2 工学の新規性	134
8.3	展望	135

8.1 結言

本研究では、「術具の挙動を再現するスレーブシミュレータ」、「力学的特性に基づいた臓器の挙動を再現する臓器変形シミュレータ」、「通信時に生じるネットワーク品質を再現するネットワークシミュレータ」の3種類のシミュレータを構築し、操作入力機器として6自由度を有するマスタコントローラをあわせて統合したシミュレーションシステムを用いて遠隔ロボット手術の支援に向けた通信時間遅れと操作性の関係を明確化する手法を提案した。

本研究で提案したシミュレーションシステムを用いることで、これまで個々の要素のみを評価してきたシミュレータとは異なり、手術プロセスに近いフローで操作することが可能となった。このシミュレーションシステムを用いて通信時間遅れが発生する環境下における操作性評価を行い、手術手技を模擬したケースにおいて通信時間遅れから受ける操作性への影響として一つの指標を得た。

本研究の成果は、これまで支援システムを構築することから始められている研究・開発プロセスに対して、使用する操作者の観点から操作性を検証することをそのプロセスのスタートポイントとして捉え、複雑な環境で構築される遠隔ロボット手術環境を任意の条件で再構築可能なシステムとして構築したことで、構築する支援システムの要素抽出または支援システムそのものの評価へとつながる技術構築にあると考える。

通信時間遅れが常時発生し、操作が著しく困難となる遠隔ロボット手術の支援用システムを開発していくことは、操作者が感じる作業負担を極力低下させることが目的であり、定性的な情報から要求される要素を抽出して、機能や仕様を実現していくことが必要である。前述のようにこれまでの支援システムは、通信時間遅れや感覚情報の欠如という、現象の結果に焦点を当てたものである。本研究では、この点において現象が生じる原因に焦点を当て、人間が感じる作業負担と生じる現象を検証することが必要であると考え、その環境を構築した。この手法は、人間が操作する機器の開発を行っていく上で重要な点であると考え。

以下に、本論文の内容に関してまとめる。

第1章では、低侵襲治療に対する現状のロボット技術の動向をもとに、情報通信技術やシミュレーション技術について述べ、遠隔ロボット手術の有用性と抱える問題点を示した。その問題点に対して本論文で扱う技術的な課題として、「遅延環境下で操作に生じる影響の評価」を可能とするシステム構築及びそのシステムを用いた通信時間遅れと操作性との関係の定量的な評価について述べた。

第2章では、本論文で対象とした技術的課題に焦点をあて、課題解決に向けたアプローチ方

法について示した。まず、操作性を評価できるシステムを構築する上で必要となる環境について述べ、手術支援ロボットの観点から「マスタ・スレーブ操作型システム」、通信を使用する観点から「ネットワーク」および治療の観点から「臓器変形」の3種類の要素が必要となることを示した。また、これらを仮想空間上において実現するために必要となるシミュレーション技術についてまとめた。

第3章では、手術支援ロボットの観点から必要となるマスタ・スレーブ操作型システムについて示し、本研究で構築するシステムにおいて必要となる要素を述べた。とくに、手術手技の中でも把持動作とその動作中に含まれる押込み動作に着目し、操作入力機器（マスタコントローラ）からの入力に応じて、術具の動作がリアルタイムで提示されるシステムとして構築した。これにより、実際に医師が臓器を操作する状況を再現することが可能となり、理想的な空間での操作を視覚的に提示するシステムとして、操作性評価を目的としたシミュレーションシステムの基幹部とした。

第4章では、治療対象である臓器の力学的な特性について示し、そのシミュレータのアルゴリズムについて示した。手術で対象とする臓器は、粘弾性特性に代表されるような非線形性を有する力学的特性を示す。本研究では、この特性を再現するにあたって、力学的特性に基づく挙動をリアルタイムに計算とすることを課題とし、シミュレーションシステムを構築した。臓器の力学的特性をリアルタイムに優れる手法として質点バネ系（Mass Spring System）による数値解析手法を採用した。力学的特性に基づいて挙動を計算する物理モデルとしては、バネとダンパーから構成される3要素モデルを格子状に分割したモデルの稜線に適用するモデルを用いた。また、その数値解法には4次ルンゲクッタ法による数値計算システムを用いた。次に、構築した臓器変形シミュレータの計算精度を評価するために、2種類の試験を行った。まずは、弾性体に近いシリコンを用いて一軸方向の押込み試験を行い、そのときの変形量について、画像処理によって実測された変形量とシミュレータから計算される変形量とを比較し、弾性体を想定した場合の挙動が再現可能であることを確認した。次に、粘弾性特性を有する材料として、ブタ肝臓を用いた一軸方向の押込み試験および引張り試験を行い、画像処理によって実測された変形量とシミュレータから計算された変形量とを比較し、計算精度の評価を行った。非線形領域における誤差が確認されるものの、粘弾性体を想定した場合の力学的特性に基づく挙動がリアルタイムに再現できた。

第5章では、遠隔ロボット手術の構成要素の一つであるネットワークの品質について再現するシミュレータについて示した。まず、遠隔ロボット手術を構成可能な一般的な通信システムの環境を示し、シミュレータを構築していくアプローチについて述べた。つぎに、ネットワー

ク品質を操作中にリアルタイムで再現するためのアルゴリズムを構築する通信実験を行った。九州大学病院と早稲田大学間において TCP および UDP の通信プロトコルを使用し、片方向の通信回線の品質を検証した。結果より、通信時間遅れが発生する場合の TCP と UDP で送信するパケット量に違いが確認された。これより通信時のデータ破損を可能な限り再現しやすい手段として UDP を採用し、このプロトコルを用いたシミュレータとして構築した。アルゴリズムとしては、ネットワークの品質を示す指標である QoS (Quality of Service) を設定パラメータとし、通信時間遅れや揺らぎの発生度合い、パケットロス率などを、ランダム関数を利用して導入し、実際に通信を行った際に生じるネットワークの品質に近い環境を再現することができた。これにより操作性を評価する上で、任意の通信条件を設定することが可能となった。

第 6 章では、第 3 章から第 5 章にかけて示した 3 種類のシミュレーションシステムを統合し、通信時のネットワーク品質から受ける操作性への影響について検証した結果について示した。まず、操作時にネットワーク品質から受ける影響を評価するため、剛体を対象としたハンドリング操作を仮想空間上において行い、SD 法により操作性を評価した。通信時に生じるネットワークの乱れからの影響を調べるための条件に、一定の通信時間遅れが発生すると仮定した環境、一定幅のパケット間隔の揺らぎが発生すると仮定した環境、パケット間隔が揺らぐ発生率を一定と仮定した環境を設定した。対象とする操作試験は、大雑把な動作を対象とするタスクと細かい作業を対象とするタスクに分けて行った。結果として、剛体を操作する場合、通信時間遅れおよびパケット間隔の揺らぎから受ける影響が強く、100[ms] を超えると操作に違和感を生じ、400[ms] 以上になると操作が困難になってくる結果を得た。これより、臓器のような柔らかいものを扱う際に生じる影響を検証する試験を行い、NASA-TLX に基づく操作性評価を行った。操作対象に一軸方向の押込み動作を与え、そのときの操作性を検証した。結果として、200[ms] 以上の遅れが発生した場合には、操作を行うことが困難となる結果が得られた。本論文で示したシミュレーションシステムを利用することにより、単純な操作ではあるが、通信時間遅れから操作性が受ける影響を定量的に検証できた。

第 7 章では、術中に使用されるタスクに焦点をあて、構築したシミュレーションシステムを利用し、ピンポイントでの精度が要求される作業を対象とした遅延環境下での操作性評価について示した。結果として、想定される通信時間遅れにより、正確な作業が可能な範囲が限定され、それ以上の範囲においては操作性が悪化することが確認された。支援システム構築に向けた指標を提案した。

第 8 章では、本研究で得られた成果についてまとめ、残された課題について示した。また、展望として評価するシステムとしての性能向上と、遠隔ロボット手術の支援技術構築に向けた

手法, その他の分野への応用事例に関して示した.

以上より, 通信遅延が生じる環境下において操作性を定量的に評価し, 要求される条件を明確化することを目的としたシミュレーションシステムの構築, およびそのシステムを用いた操作性評価試験について示した.

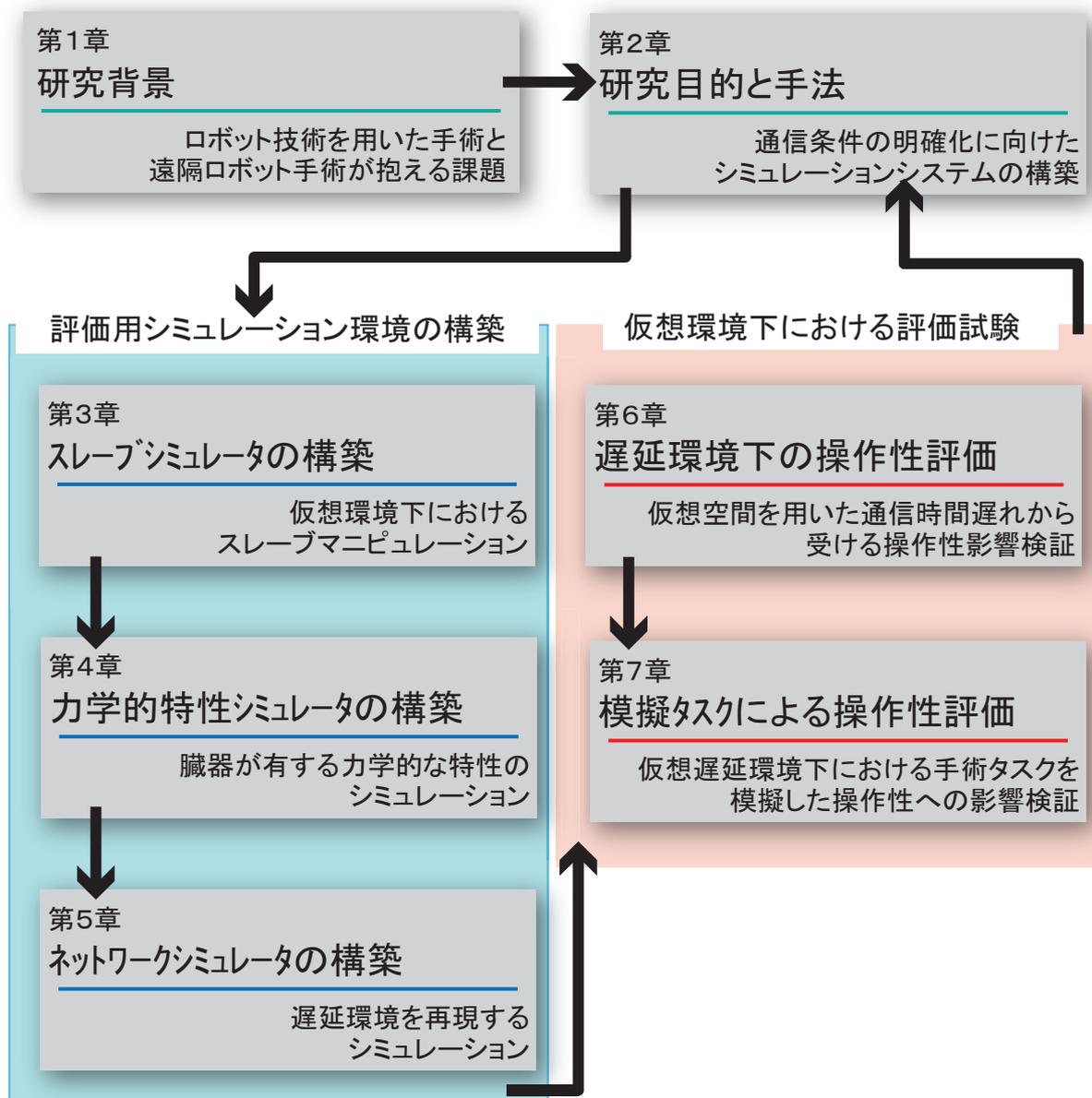


Fig.8.1 Contents of this thesis

8.2 研究意義

8.2.1 社会的有用性

本研究を実現することで、遠隔ロボット手術に要求される要素を抽出していくことが可能となり、臨床的な側面において遠隔地での外科手術の実現につながる。また、情報通信技術の一つであるシミュレーション技術を用いることから術前計画を作成する支援システムとしての役割と若手の医師の実践的なトレーニングにつながる。

このことから以下に示すメリットが期待できる。

1. 遠隔ロボット手術の実現によって、過疎化や高齢化に伴った医療の地域的な格差が解消される。
2. トレーニングとして利用することによって、施術する環境に慣れることが可能となり、ミスを低下させる。
3. ロボットの開発プロセスにおいて、人間が操作する点の評価を行い、受け入れやすいロボット及びそのインタフェースを実現させる。

上記のような有用性が増し、遠隔操作系のシステム評価技術の構築に大きく寄与するものである。

8.2.2 工学的新規性

シミュレーション技術を用いた仮想環境の構築は近年のIT技術の発展に伴って数多く取り組まれている。これまで開発されてきたシミュレーションシステムは、対象が限定的であり、手術手技の習得や機器構成の検証など機能特化されたシステムであった。トレーニング用途や構成エミュレーションには、適したシステムではあるが、遠隔ロボット手術の特徴である手術、ロボット、ネットワークを組み合わせた複合的な評価は困難であった。これは、遠隔ロボット手術に対する支援システムの構築において、欠如した情報を補填するという手法が行われてきたためである。また、ネットワーク品質の乱れによって操作性が受ける影響が明確になっておらず、人間を中心としたシステムを評価しにくいことが要因となっている。遠隔ロボット技術を再現する環境を構築するためには、通信特性の再現、操作するロボットの特性、対象となる臓器の特性を統合的に再現することが要求される。上記全てを考慮したシミュレーションシステムは、これまでになく、本研究の新規性となる。

8.3 展望

本論文では、支援システムの構築に向けた評価システムの提案を行ったものであり、本論文にて提案したシステムの展望としては大きく2つあげられる。

1. 通信環境下における操作性と影響因子の定量化

本システムの評価は、単純な作業を対象としたものであり、評価システムや支援システムの実現に向け、より複雑な作業を対象とした評価が必要となる。そのためには、本研究で提案したシミュレーションシステムの高機能化が重要になってくるが特に、力学的な特性に基づいた臓器の挙動を再現するシミュレータに関しては、その機能と精度が課題となる。今後の治療方法ごとに応じた評価を行っていく上でも、臓器の力学的特性を示すパラメータをどう取得していくのか、また評価する手法をどうするのかといったことが必要となる。また、本論文において、操作性を評価する手法としてSD法やNASA-TLXといったアンケートを元にする客観的手法を導入したが、これとは別に、実際の動作の軌跡や対象に負荷した力の大きさ等と併せて、評価手法を確立していくことが重要となる。

2. 遠隔ロボット手術の実現を目指した支援システムの構築

遠隔ロボット手術は、地域的な医療格差を解消することが可能な手術であり、自らがいる場所を問わず高水準な治療を享受することが可能な技術として期待される。この支援システムを構築していく上で、医師が考える執刀プロセスを患者に負担なく完遂するために、不足する情報を生成するなど操作者の支援のみならず、術具であるロボットへの支援技術の確立も必要となる。仮想空間上に再現される遠隔ロボット手術の環境を活かし、通信条件に応じた支援に必要とする要素（触覚情報のフィードバック、3次元的な視覚情報、患者の医用情報など）を抽出することを目指す。

付録 A

操作性評価試験結果一覧

本章では，7章に示した操作性結果のうち，本文に示していない結果に関して示すものである．具体的には，Table A.1 に示す通りとなる．

Table A.1 Other results of operability evaluation in chapter VII

Subject	Total workload	Gripping area	Y-axis error	Reaction force
C	Fig.A.1	Fig.A.2	Fig.A.2	Fig.A.9
D	Fig.A.3	Fig.A.4	Fig.A.4	Fig.A.10
E	Fig.A.5	Fig.A.6	Fig.A.6	Fig.A.11
F	Fig.A.7	Fig.A.8	Fig.A.8	Fig.A.12

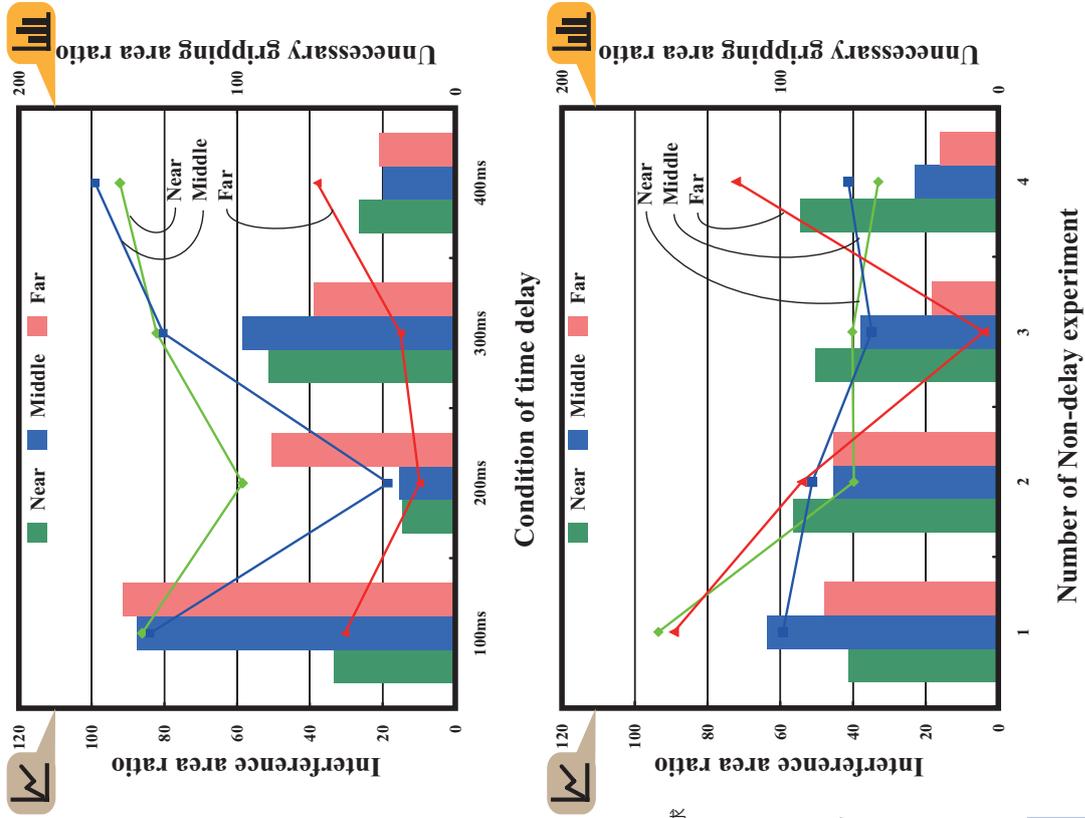


Fig.A.2 Results of operating accuracy (Subject C)

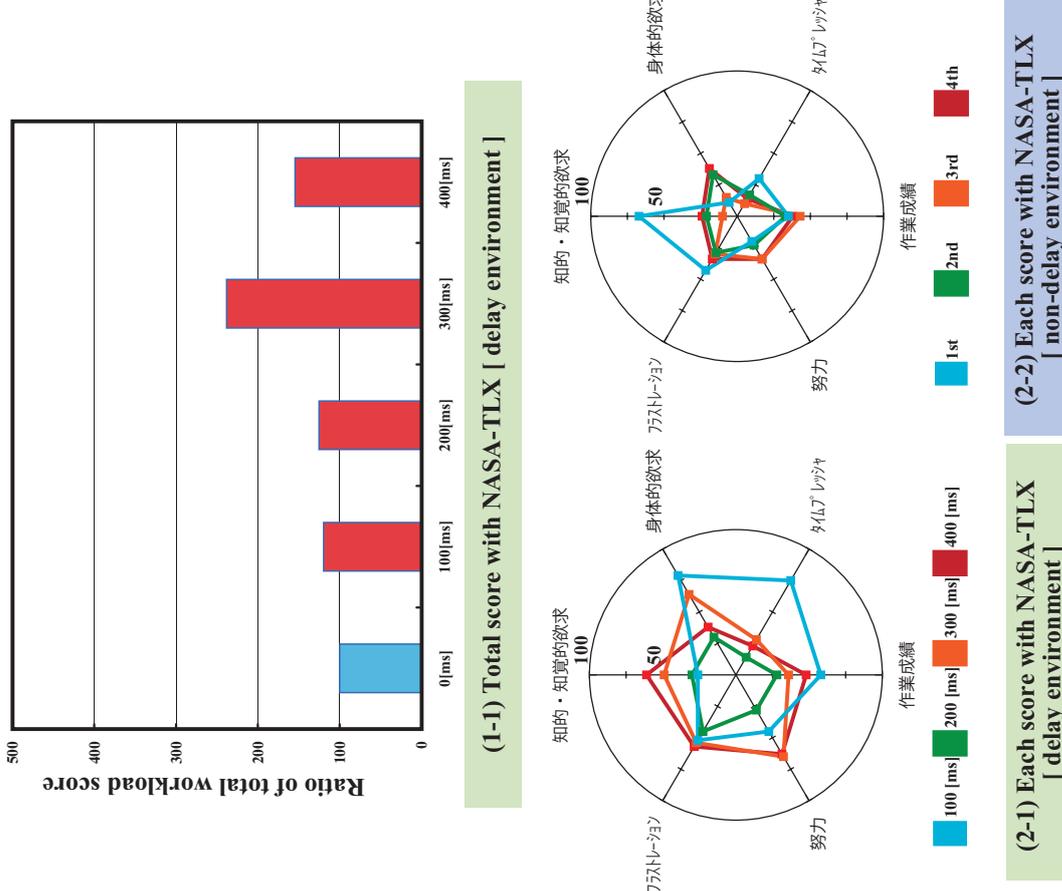


Fig.A.1 Total Workload Score (Subject C)

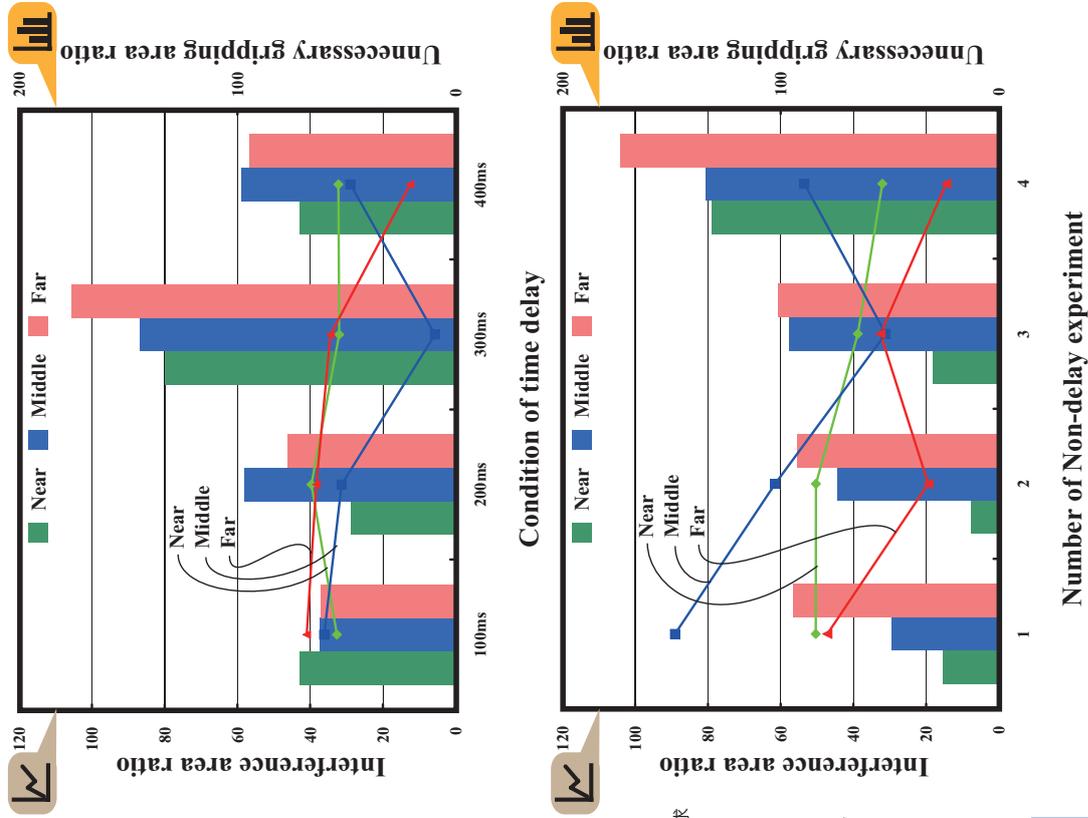


Fig.A.4 Results of operating accuracy (Subject D)

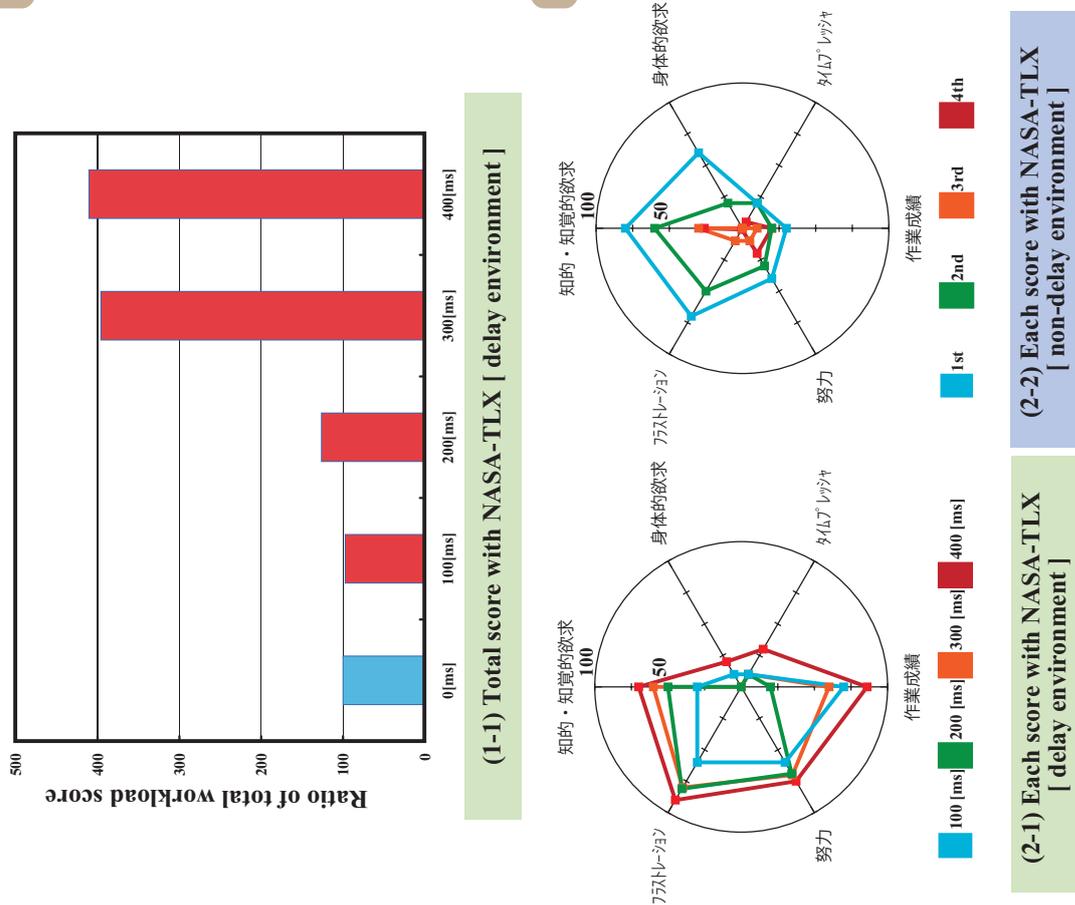


Fig.A.3 Total Workload Score (Subject D)

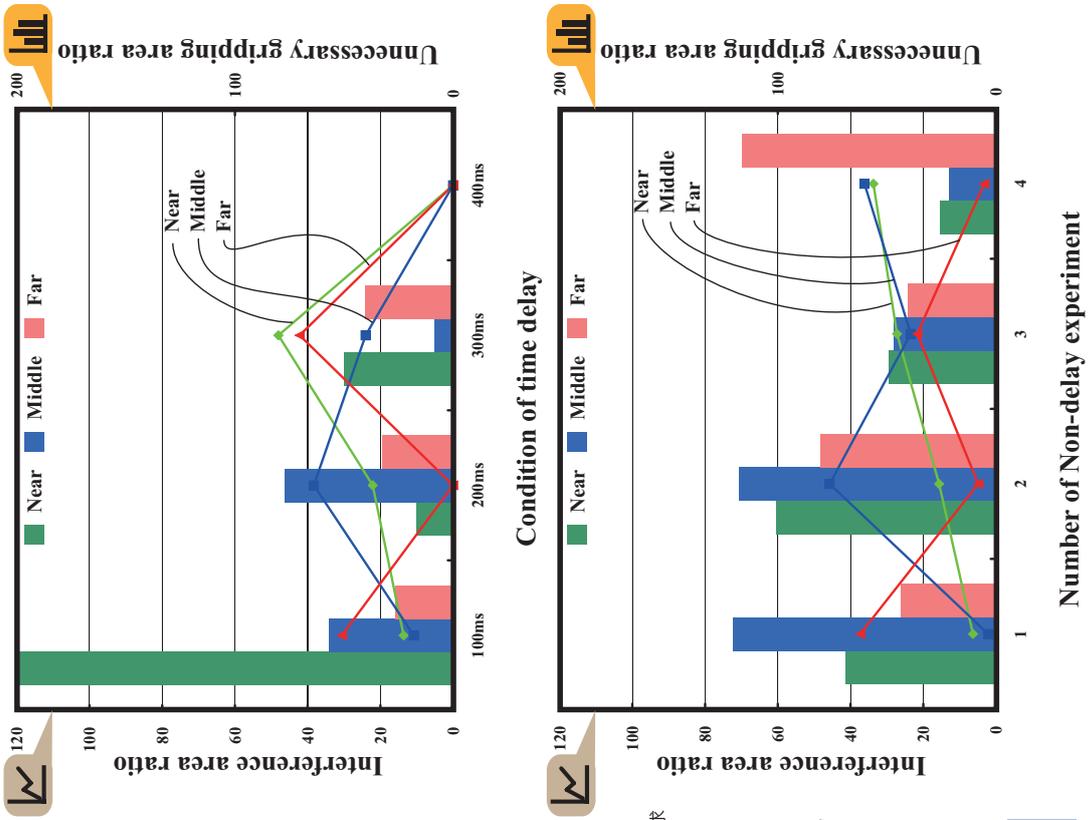


Fig.A.6 Results of operating accuracy (Subject E)

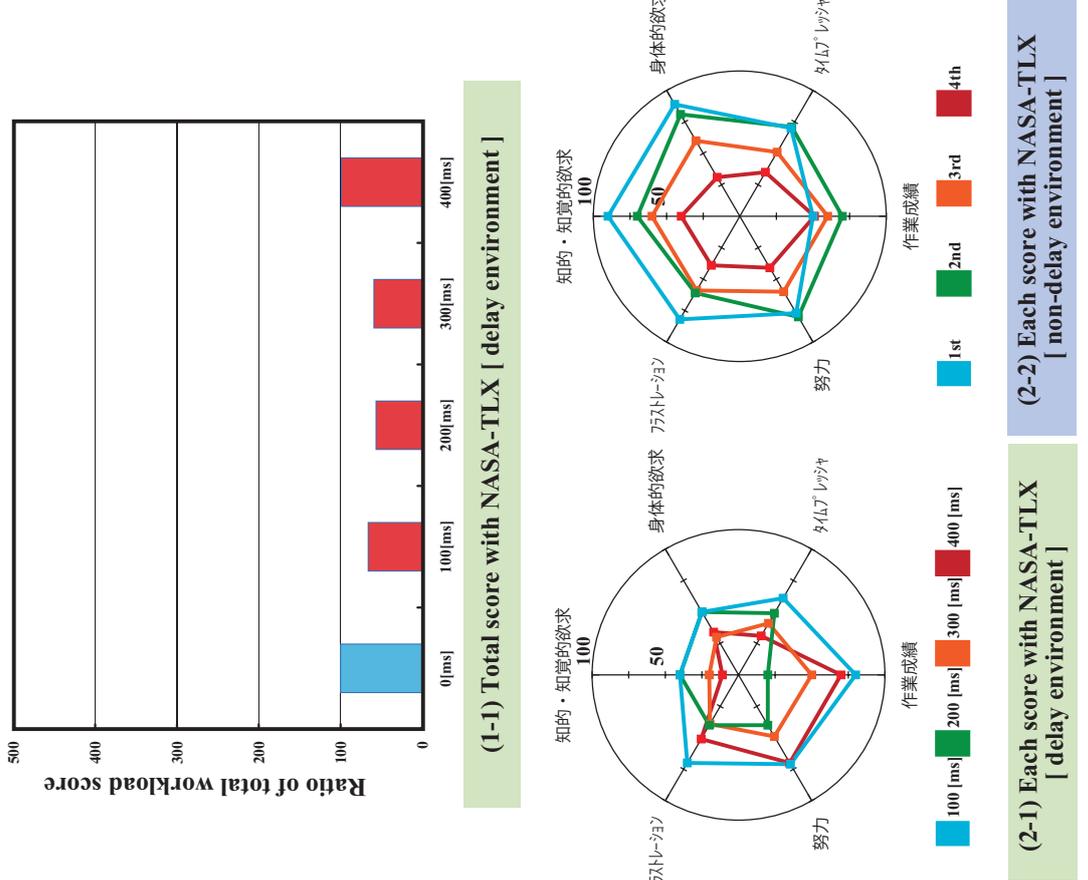


Fig.A.5 Total Workload Score (Subject E)

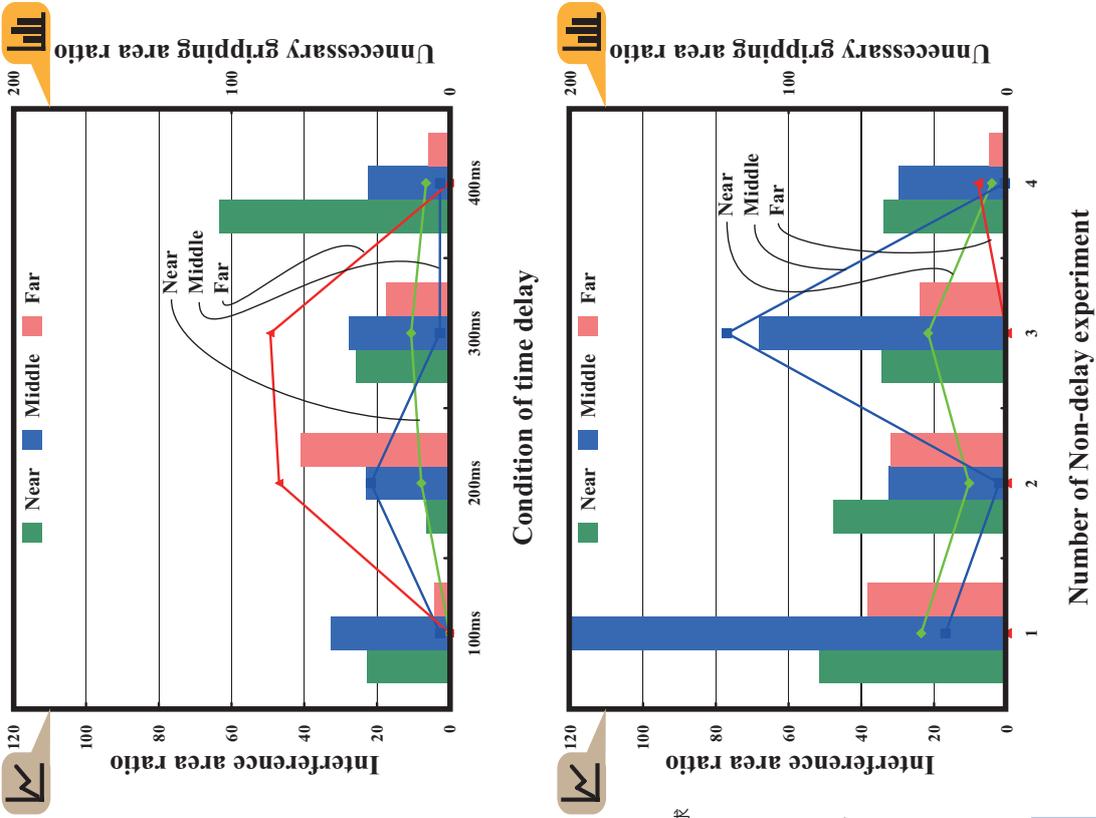


Fig.A.8 Results of operating accuracy (Subject F)

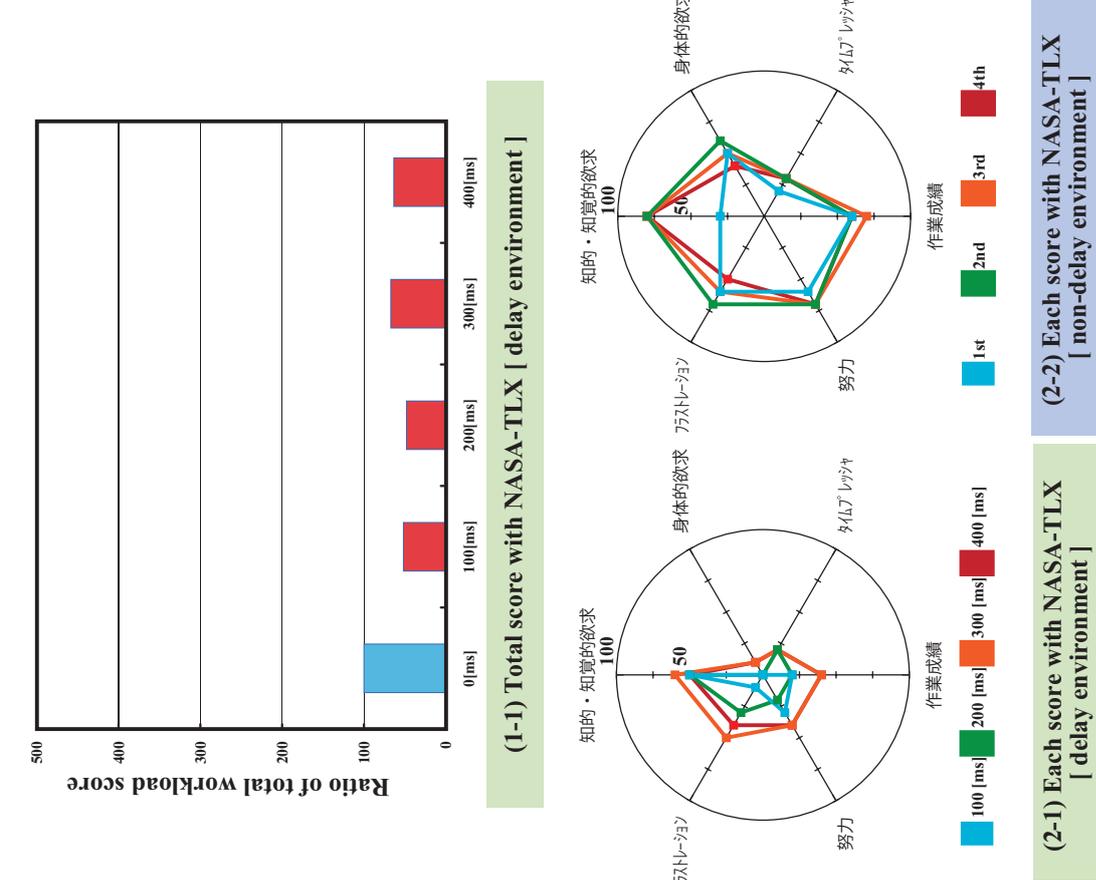


Fig.A.7 Total Workload Score (Subject F)

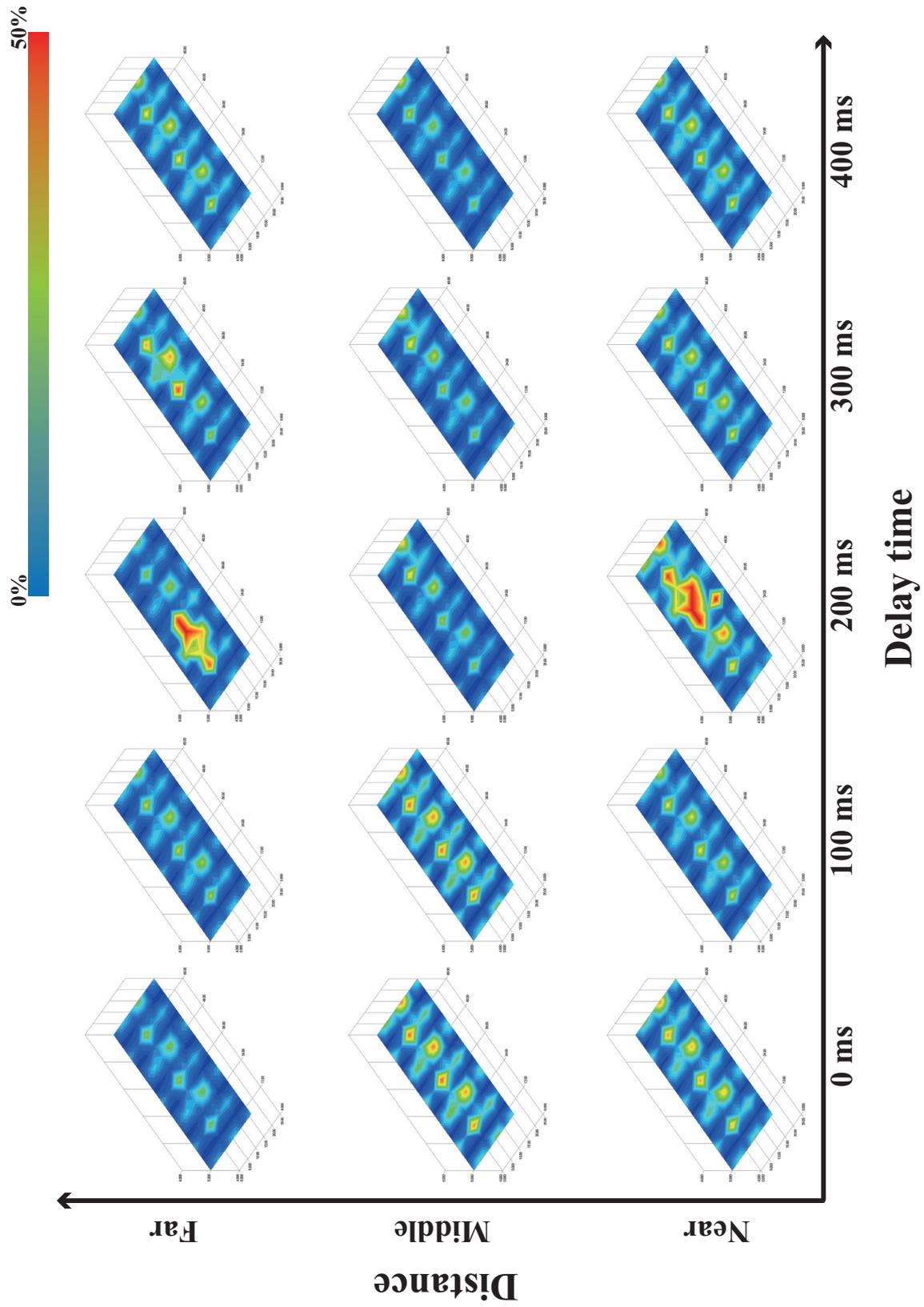


Fig.A.9 Results of reaction force on the surface of under object (Subject C)

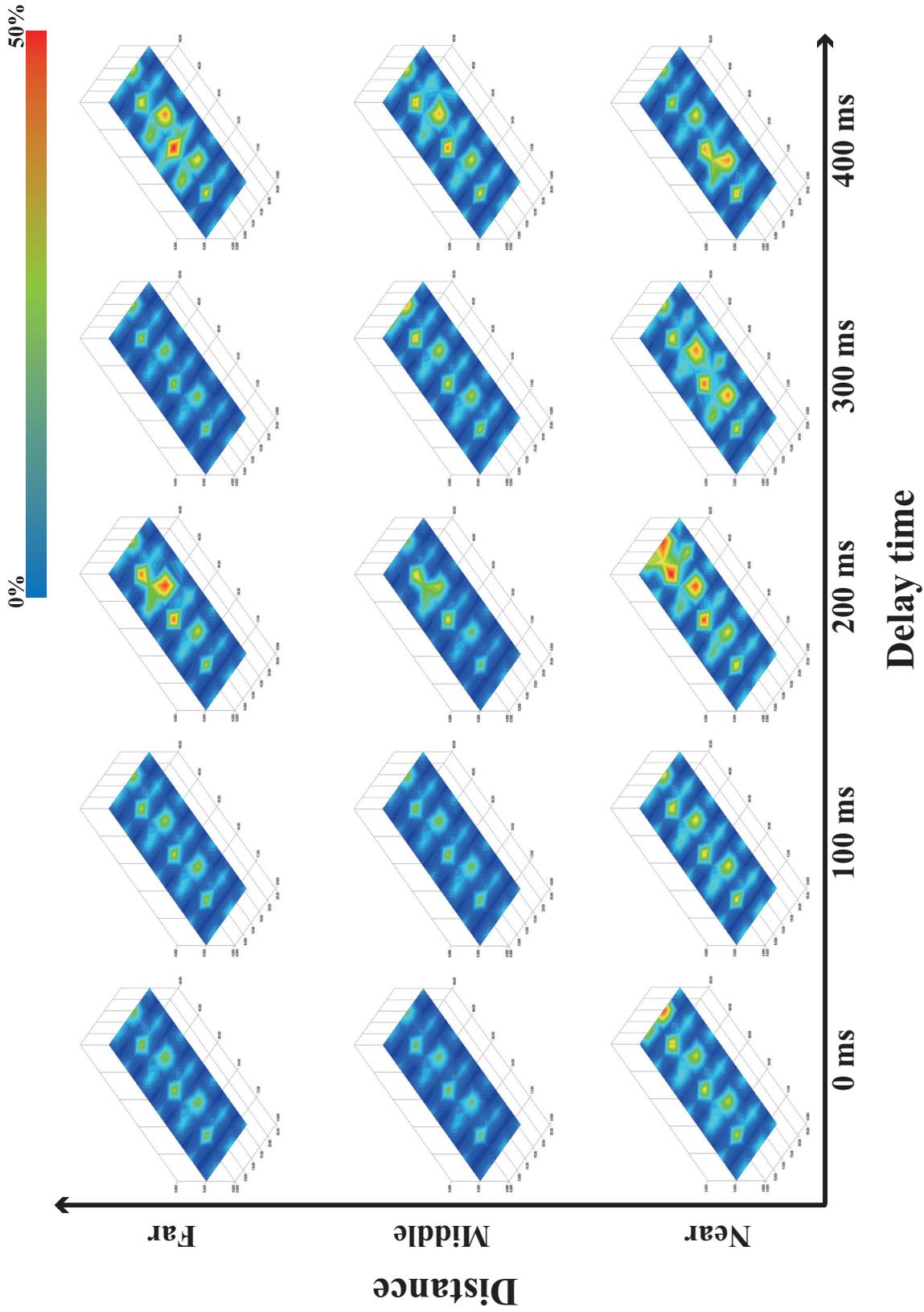


Fig.A.10 Results of reaction force on the surface of under object (Subject D)

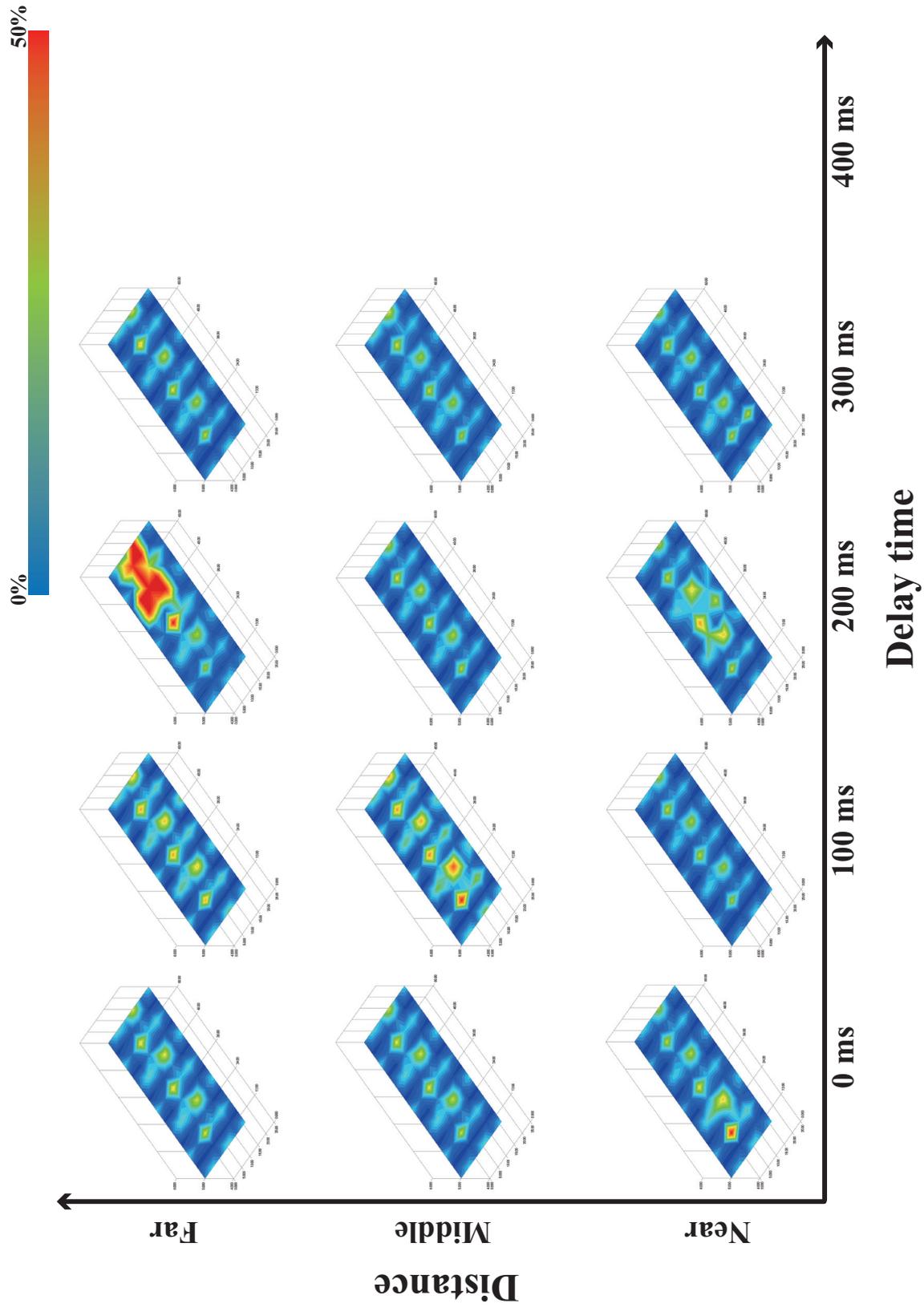


Fig.A.11 Results of reaction force on the surface of under object (Subject E)

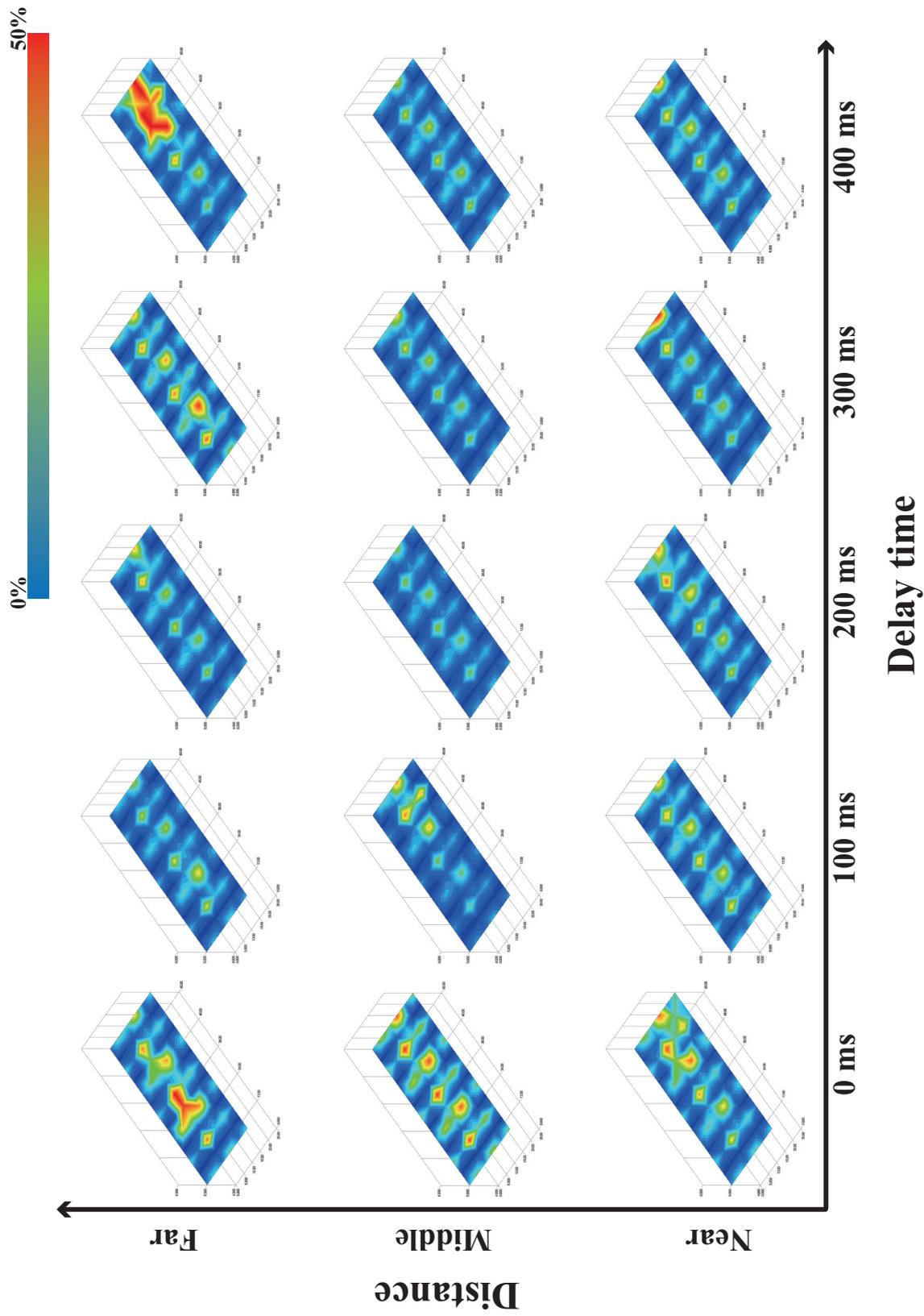


Fig.A.12 Results of reaction force on the surface of under object (Subject F)

付録 B

手術シミュレーションシステムに関する研究

手術シミュレーションシステムは、近年の低侵襲治療において大きな役割を持っている。低侵襲治療は患者に対する負担を軽減する手術であり、身体的負担と経済的負担は非常に改善されてきている。しかし、開腹手術などに代表されるオープンサージェリー（Open Surgery）と比較してより高度な治療技術を要求されるため、執刀する医師にとっては大きな負担となる。このため、低侵襲治療の医療ミスは、執刀医による事故が多く問題となっている。

手術シミュレーションは、近年のコンピュータ技術の発展に伴い、若手医師のトレーニングシステムや術中における外部支援システムとして注目され、様々な研究がなされ、市販されているものも存在する。以下に、そのシミュレータに関して一覧表にまとめたものを付録資料として示す。下記の資料は、A Web-Based Repository of Surgical Simulator Projects を参照して作成したものであり、より詳細は URL : <http://www.virtualsurgery.vision.ee.ethz.ch/Main/HomePage/> を参照されたい。

Table B.2 Surgical simulation selection (1-1) cont'd

Name	Virgy	MIAS	ARTIST	LaSSo	HystSim	KISMET	VR-FESS	VR-Mastoid	Haptic IO	Alcove	Epilaure	Evision	SHARP	HORUS	Hepatic Surgery	inter-ventional
	3D force profile function	Hybrid deformation model in realtime	mass spring FEM	nonlinear FEM	Enhanced mass-spring model with volume preservation for polyps(pre is FEM)	mass spring, elastic NUREBS				none	FEM with precomputation - slightly different than condensation		Long element model	Precomputed local deformation	sphere-filled spheres assigned to each voxel	
			*** overstretched tissue in one direction to simulate opening of cut tissue	*** Patients Bone model CT	***26 MRI and about 200 3D ultrasound datasets	*** vessel hierarchy with heartbeat rate	*** Original Patient CT-dataset		*** CT MRI	*** modeled by hand	*** generic model from Visible Human can adapt to arbitrary geometry of given patient quasi-static for recomputed model, and explicit- various schemes - for the tensor mass and nonlinear FEM		*** liver model from EPIDUARE	*** Local data source/ any Dicom image	*** volumetric MRI CT	*** Visible Human Project animated heart and lung model created in Maya
			semi-implicit Euler adaptive time step	multidimensional conjugate gradient	explicit integration with Beeman method	explicit Newton Euler							Adaptive time step for explicit integration methods successive overrelaxation methods for implicit integration			
			empirically set		in-vivo studies								thigh echographic simulator data from a PUMA articulated arm pushing against thigh			
				6layer 2800 vertices 24000 spring 4300 tetrahedras	300 - 3000 tetrahedra	15182 vertices 6966 polygons					10000 tetrahedra				20000 voxel	
Update					200 Hz									30 Hz		

Soft Tissue deformation

Table B.3 Surgical simulation selection (1-1) cont'd

	Name	Virgy	MIAS	ARTIST	LaSSo	HystSim	KISMET	VR-FESS	VR-Mastoid	Haptic IO	Alcove	Epidaire	Evasion	SHARP	HORUS	Hepatic Surgery	inter-ventional
Tissue Cutting		Yes	-	Yes	Yes	Yes	Yes	-	No	-	-	Yes cutting and tearing	-	Yes	Not needed	Yes	No
	Display	stereographic	-	-	-	Monoscope	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-
Visualization	Update rate	25 Hz	-	-	33-60 sec	30 Hz	20 fps	-	-	-	-	25 Hz	-	30Hz	-	5-10 fps in case of 20000 voxel	30 Hz
	Device	Pantoscope	-	Phantom 3DOF	-	Specialize device	-	Phantom Premium	Phantom Premium	IO Master 7D	-	Immersion	-	Phantom	2x OMNI	16 DOF cyber Force	custom-designed passive force feedback system for catheter like instruments
Haptic feedback	Algorithm	interpolation and extrapolation	-	point based rendering	-	God-object based haptic rendering	-	-	-	-	-	Several algorithm	-	point-computer static LEM and God-object-base computed from the	Local model and God-object-base haptic rendering	-	-
	Update rate	300 Hz	-	-	-	-	-	-	-	-	-	300 - 500 Hz	-	1KHz	1000 Hz	-	-
Surgical tools	grasper clip	-	-	probe	scalpel	real hysteroscope	forceps clips	-	-	trocar	-	clamps forceps	-	-	US transducer/ Needle	-	-
	scissors	-	scalpel hook	scalpel	scalpel	hook suturing scissors	hook suturing scissors	forceps	balloon catheter	-	-	-	-	-	-	palpation via hand	-

Table B.4 Surgical simulation selection (1-2)

General Information	Knee surgery	MIS	Limb surgery	suturing simulator	Hysteroscopy simulator	Microsurgery	Bone surgery	Petrous Bone	VESTA	surgical cutting	TURP	MIS	Skin surgery
General Information	MERL	MIT	MIT	Millersville	Stanford	Stanford	Stanford	University of Hamburg	UC Berkeley	Colorado	Minnesota	Washington	Washington
	-	1999-2002	-1997	-	-	-	-	2000-	1997-2001	-	1999-	-	2001-
Scientific Information	arthroscopic knee surgery	laparoscopic cholecystectomy Heller myotomy	open surgery of wounded lower limb	suturing simulator	operative hysteroscopy and endometrial ablation	microsurgery of 1mm vessels and nerves	temporal bone surgery	middle ear surgery, petrous bone surgery	laparoscopic cholecystectomy	surgically cutting	Benign Prostatic hyperplasia	cholecystectomy	surgery skin simulator
	-	-	-	-	-	-	bone surgery	-	laparoscope manipulation surgically gesture training	simulate surgically cutting in real time	Design and Validation of urologic simulators	task-tracing the outline of the gallbladder to simulate cauterization at margins to mobilize the organ	development of real time skin surgery simulator
Hardware Information	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-
	8-processor SGI	dual Pentium III 300MHz	thigh	WinNT dual 600MHz	Sun Ultra 60 2x500MHz	XP Dual 2.0GHz P4	Otologic and craniofacial surgery	reach the middle ear to attach implant, remove tumors - necessary to drill through the bone without hurting delicate organs	tested to experiment with deformation modeling methods	scalpel cuts display of correct incision	Urology	cholecystectomy	1GHz Athlon OC
Application	knee	gallbladder esophageal motility disorder	thigh	skin	cervix uterus	vessels nerves	-	middle ear	gallbladder	thigh	-	cholecystectomy	skin
Goal	insert catheter into the cystic duct	unravelling the relationship between the fidelity of simulation and training effectiveness	traumatic injury surgery	suture wounded skin	develop a training simulator for dilation and curettage, operative hysteroscopy and endometrial ablation	repair of 1mm vessels and nerves under operating microscope suturing simulation	visuo-haptic environment for simulating a variety of surgical procedures whose core component is bone drilling	reach the middle ear to attach implant, remove tumors - necessary to drill through the bone without hurting delicate organs	tested to experiment with deformation modeling methods	scalpel cuts display of correct incision	-	train students to effectively place the ports	suturing of skin wounds

Table B.5 Surgical simulation selection (1-2) cont'd

Name	Knee surgery	MIS	Limb surgery	suturing simulator	Hysteroscopy simulator	Microsurgery	Bone surgery	Petrous Bone	VESTA	surgical cutting	TURP	MIS	Skin surgery
Algorithm	3D chain mail	hybrid model FEM for the systic duct , mass-spring model for the catheter	second order polynomial fit	mass spring	mass spring	volumetric mass spring nonlinear homogeneous isotropic	-	-	mass spring linear + nonlinear FEM, lumped FEM	-	Allows for deformations	-	Fast FEM
		Method of Finite spheres				suture deformable but not elastic			Dynamic Progressive Meshes				
Model Generation	*** MRI Scan		*** Visible Human Male		*** Visible Human Female		*** CT	*** CT	*** liver gallbladder, Visible Human male	*** Visible Human Dataset	*** Alias	*** Abdominal cavity with retracted liver and gallbladder	
Model Generation		model analysis for FEM		implicit predictor for the time step									
Numerical Integration		Euler for particles		implicit solver - to solve linear system - approximate solver as by desbrun that	Euler Runge-Kutta quasistatic	forward Euler, 2nd+4th Runge-Kutta, quasistatic			explicit Euler with dead-band				
Numerical Integration		MFS-LU decomposition + GMRES											
Parameter Source		10RPa Young's modulus	No						in vivo				
Parameter Source					element : 1059								
Deformation Size	23M voxels	20000 triangles			uterus pelvis 2000	200 short links			2800 deformable nodes 12371 triangles 13 fps				
Deformation Size					skin 988								
Deformation Size													
Deformation Size													

Soft Tissue deformation

Table B.6 Surgical simulation selection (1-2) cont'd

Issue	Device Name	Knee surgery	MIS	Limb surgery	suturing simulator	Hysteroscopy simulator	Microsurgery	Bone surgery	Petrous Bone	VESTA	surgical cutting	TURP	MIS	Skin surgery
Cutting		-	Yes	Yes	-	Yes	no	-	drilling	Yes	Yes	Yes	-	No
	Display	-	-	stereo	stereo	mono and stereo	mono and stereo	-	stereo	Monoscope	-	-	-	-
Visualization	Update rate	-	30 Hz	-	-	-	30 Hz	-	-	13Hz	-	30Hz	-	-
		Phantom 3DOF	2 MIS tools attached to Phantom	No	Phantom	Immersion	no electromagnetic trackers	Two Sensable Phantoms	Omni	Phantom	Phantom	Mantis Mimic	No	Phantom 3DOF
Haptic feedback	Algorithm	extrapolation point based and ray based haptic rendering	1KHz	-	-	force interpolation	-	Similar to VPS	haptic feedback drilling vibration - approximate force	time interpolation scheme	-	-	-	-
	Device	-	1KHz	-	400 MHz	-	1KHz	1KHz	-	1KHz	-	-	-	-
Surgical data		wound probe	forceps	forceps hooks	3D model of the needle	many...	forceps suture needle	Drills suction	drilling device	clamps scissors coagulation hook	scalpel	-	cauterization hook forceps	-

Table B.8 Surgical simulation selection (2-1) cont'd

	Name	Anastomosis	Knee Arthroscopy	Catheter System	Dent Sim	Laparock	Via Cath	Bronchoscope simulator	Gastroscope simulator	HATS	Pre Op	Accu Touch Endoscopy	Accu Touch Endovascular
Soft Tissue deformation	Algorithm	-	-	-	none	-	-	-	-	mass-spring also FEM	-	yes	-
	Model	-	-	*** Original angiograms	-	-	-	-	-	*** Visible Human	*** CT	*** static anatomy for novice users, or dynamic anatomy	*** computer generated anatomical
Tissue Visualization	Update Rate	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-
	Display	-	-	Monoplane or Biplane	-	-	-	-	round view: fibroscope square view: videoscope	Yes	Yes	-	-
Haptic feedback	Device	-	instrumented articulated leg mechanism and force feedback arthroscope	like reality	30Hz	-	-	-	via life size silicon rubber model of the stomach and duodenum	Phantom 3DOF	Yes	-	-
	Algorithm	-	kHz	original instruments like catheter, guidewire, balloons, stents, syringes, inflation, devices, control panels	tactile feedback	tactile feedback	tactile feedback	via life size silicon rubber model of the lungs	-	hooks scalpel	-	-	needle, forceps, brush, snares, catheters and hot forceps, electrocautery tips, electro-surgical unit
	Surgical tools	-	scissors, graspers, cautery and needle holders	display and rotation tools	-	-	-	-	-	-	-	-	guide wires, other interventional devices

Table B.10 Surgical simulation selection (2-2) cont'd

Visualization	Name	Cath Sim	Midigan Endoscopic Vision	Pelvic Vision	Phaco Vision	Trauma Vision	Arthroscopy VA	Procedicus KSA	Procedicus VIST	Procedicus VIST	Laparoscopic Trainer	SimPraxis	Sim Surgery Education Platform
Soft Tissue deformation	Algorithm		none (computational resource constraints + lack of training)										
	Model		*** Visible Human	*** Hand modelled									
	Algorithm												
	Algorithm												
Tissue deformation	Algorithm		no deformation model										
	Algorithm		real-time model 29401 triangles										
Tissue deformation	Algorithm		Yes				Yes	Yes	Yes			Yes	
	Display				monitor or microscope	X-ray images				Two Monitors			
Haptic feedback	Device		1.5-30fps										
	Device	Accu Touch Tactile Feedback device	tactile feedback	phantom			Yes	Yes	Optional haptic feedback, two standard laparoscopic instruments	Yes	Immersion		SimPack + VLI + Xitact ITP + Da Vinci + Zeus
	Algorithm												
	Algorithm		3kHz	Resectoscope with rinse solution valve - different angle of optics			needle, scissors, coagulation tool	grasper	Real Catheter balloons, guide wires and so on				

Table B.11 Surgical simulation selection (2-3)

Name	ANGIO Mentor	GI Mentor	LAP Mentor	PERC Mentor	URO Mentor	Lap Sim	EndoTower	Rapid Fire-Smart Tutor	EYESI	Lap Chole
General Information	Symbionix	Symbionix	Symbionix	Symbionix	Symbionix	Surgical Science	Verifi Technologies	Technology	VR Magic	Xiact
	Interventional cardiology and radiology	Gastroendoscopy surgery	complete laparoscopic surgery	Percutaneous Access	Endourology surgery	laparoscopy	laparoscopic camera navigation	prose surgical skills (touching, grasping, placing, transferring) in the laparoscopic environment with its	intraocular surgery	procedures of cholecystectomy
Scientific Information	The ANGIO mentor focuses on the full interventional experience. Simulation of diagnostic angiography, angioplasty intervention, administering of drugs, agents, and complication. Stenting and PTA endovascular procedures - SFA, Iliac, Renal, coronaries, Carotid, cerebral.	training in endoscopic procedures	Complete laparoscopic surgery procedures - cholecystectomy, Hernia, gastris bypass - basic generic laparoscopic skills, basic and advanced suturing tasks (under development: Gynecology procedures, Appendectomy)	Percutaneous access procedures - radiology and urology	Diagnostic and therapeutic procedures	learning basics of laparoscopy, critical phases of laparoscopic cholecystectomy	training in camera navigation for laparoscopic surgery	Skills trainer for basic motor skills for laparoscopic surgery	needle navigation, manipulate solid objects in the vitreous body, regulate the cutting speed and flow or suction, removal of intravitreal	peritoneal dissection and clip-cut training
	Interventional cardiologists, interventional radiologist and vascular surgeons can use the system to perform complete procedures, as well as acquiring basic interventional skills.	upper and lower endoscopic diagnostic and therapeutic procedures - polypectomy, coagulation and ERCP, endoscopic ultrasound	Taring of complete procedures: maneuver the gallbladder, expose the cystic duct, clip and cut the duct and artery, separate the gallbladder from the liver.	Needle access, hand-eye coordination, fluoroscopy, image manipulation and understanding, tools and manipulation, practice of renal access	Cystoscopy, Ureteroscopy, biopsy, coordination games, basic tasks for review of anatomies, fluoroscopy	camera and instrument navigation, movement coordination, grasping stretching and moving blood vessels, cutting, clip applying, suturing	camera navigation skills	Proficiency in basic motor skills	Any minimally invasive surgery	vitreous body, retina, lens
Medical Application	cardiology, radiology	intraabdominal cavity	renal area	Endourology training	abdominal keyhole	Any minimally invasive surgery requiring camera navigation	Win XP, Pentium 4, nVidia GeForce, OpenGL accelerator and Verifi Technologies, Inc VCAMP™ USB endoscopic camera	Win XP, Pentium 4, nVidia GeForce, OpenGL accelerator		
Hardware Information		single CPU Intel Pentium III 1000Mhz minimum	single CPU Intel Pentium III 1000Mhz minimum, GEFORCE2 MX Elsa 511, endoscopes...	single CPU Intel Pentium III 1000Mhz minimum, GEFORCE2 MX Elsa 511, endoscopes...	Endourology training	abdominal keyhole	Win XP, Pentium 4, nVidia GeForce, OpenGL accelerator and Verifi Technologies, Inc VCAMP™ USB endoscopic camera	Win XP, Pentium 4, nVidia GeForce, OpenGL accelerator		

Table B.12 Surgical simulation selection (2-3) cont'd

	ANGIO Mentor	GI Mentor	LAP Mentor	PERC Mentor	URO Mentor	Lap Sim	Endo Tower	Rapid Fire-Smart Tutor	EYESI	Lap Chole
Soft Tissue deformation						proprietary				
		Based on real medical data - variety of anatomies (both sexes)	Based on real medical data - variety of anatomies, both sexes			Hand modelled				
Visualizati										
			yes			CRT or LCD computer monitor			view under stereo microscope	Yes
Haptic feedback						60 Hz				
	used nonspecific device	yes	yes	yes	yes	VLI (Virtual Laparoscopic Interface - no force feedback) / LSW (Laparoscopic Surgical Workstation) by Immersion	none	Virtual Laparoscopic Interface of Immersion Medical, Inc.		2x 5DOF (customization of handles)
			Mesh, Electrocautery, needle holder, thread, needle, dissectors, different kinds of scissors, clip appliers, suction and irrigation tools	guide wire, needles of different size and length (using real heads)	guide wires, baskets, forceps, forceps, grasper, diathermy stents, balloons dissectors	1000Hz	grasper	grasper	needle, tweezers, hooks, scissors, clip applier	grasper, electrocautery hook, scissors, clip applier

付録 C

ロボットの遠隔操作に関する研究

C.1 関連する研究事例

機械工学や制御工学の発展だけでなく，近年の情報通信技術（Information Communication Technology：ICT）の高度化に伴って互いの技術を融合することにより，これまで製造業分野のみで利用されてきたロボット技術が非製造業分野に適用させるようになった．ロボットを遠隔地間で操作する技術は，テレオペレーション（Teleoperation）またはテレロボティクス（Telerobotics）と呼ばれており，人間が持つ能力を増幅または拡張する技術として位置づけられている [43]．特に，人間が適応しにくい環境に用いられる技術である．その代表的な例として原子力施設内における放射能汚染の可能性がある場所における作業，宇宙空間や深海における無重力，超高圧空間において行う作業が挙げられる．極限環境下での作業に関しては，1970年代から原子力施設の保守点検，宇宙開発などの極限作業ロボットの開発が始まり，1983年から1990年にかけては，通商産業省プロジェクト「極限作業ロボット」が展開され [69]，1995年には実時間遠隔制御ロボット技術（Real-time Remote Robotics：アールキューブ）として提案された [70]．近年最もよく知られる極限環境下で動作するロボットとして国際宇宙ステーションに搭載された特殊目的ロボットアーム Dextre が挙げられる．これらの技術はすべて人間が作業を直接行うには困難な領域で操作可能なシステムとして構築されており，その制御方法を多く研究されてきている．近年では，消防・人命救助作業や地雷探査などを対象とした研究も進められている．

C.2 力帰還型システムの関連研究

これまで，ロボット遠隔操作に関連する支援技術としては，力帰還型システムの研究が数多く研究されている．ロボットの制御方式としてマスタースレーブ制御方式が採用されているこ

とが多いことから、その操作に必要な触覚情報の欠如する環境が大きな問題として着目された。人間が安定して感じる触覚情報の取得できるサンプリング周波数は 1[kHz] 程度とされており、視覚情報の 30[Hz] 程度の周波数に比べて非常に条件が厳しい。このため、力帰還型システムに関する研究は、制御系の安定性に関するものが多い。吉川らによる [71] や Colgate らによる [72]、テレオペーションシステムにおける人間のインピーダンス特性を考慮した研究が挙げられる。

付録 D

実験システムに関連する諸元表一覧

D.1 押し込み試験機に関する諸元表

本章では、4章にて使用した試験機に関して示す。4章における押し込み試験において本論文では、Fig.D.1に示す装置を用いた。この試験機の構成および使用したモータとセンサに関する諸元表をTable D.1, Table D.2, Table D.3, Table D.4以下に示す。

Table D.1 Specification sheet of force sensor

モデル			BL Nano 1.2/1
定格加重	力	kgf	1.2
	トルク	kgf・cm	1.0
精度			定格値の1.5%以下
分解能	Fx,Fy	gf	0.8
	Fz	gf	2.5
	Tx,Ty	gf・cm	0.5
	Tz	gf・cm	0.7
変換器寸法	外形寸法	mm	φ18 × 32.78H
	ケーブル長さ	m	0.8
	重量	g	70(ケーブル含)
増幅ユニット寸法	外形寸法	mm	150W × 110D × 30H
	重量	g	550
パワーサプライユニット寸法	外形寸法	mm	110W × 90D × 60H
	重量	g	500
出力信号			アナログ 6ch±5V 差動出力
許容温度・湿度範囲			0~55℃, 5~95% (結露なきこと)
電源			AC100±10% (50/60Hz)
消費電力			25W

D.2 押し込み試験機の外形データ

本節では、押し込み試験機の概要および寸法を示す。Fig.D.1に試験機の俯瞰図を、Fig.D.2, Fig.D.3, Fig.D.4において各部の寸法などを示す。

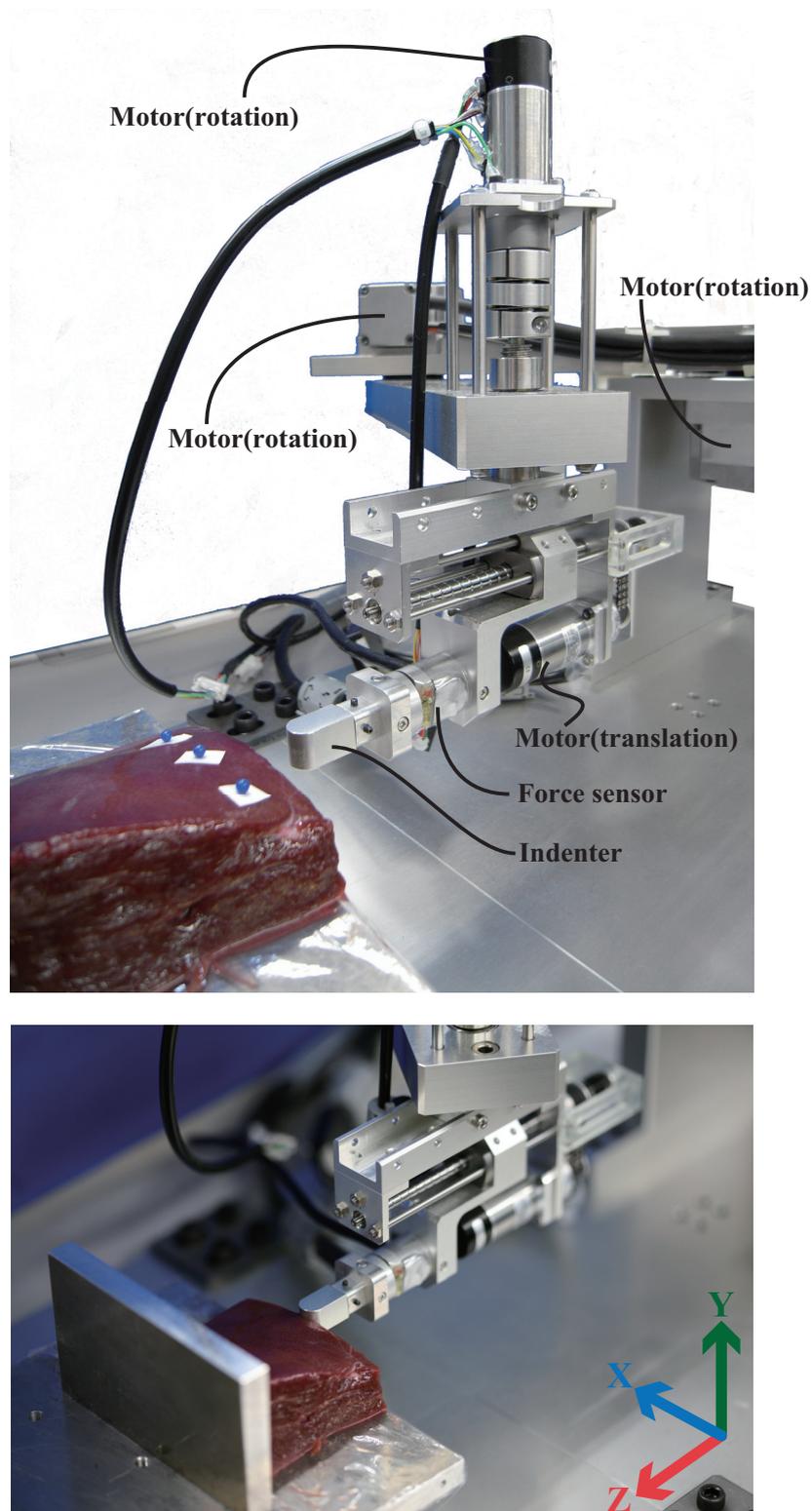


Fig.D.1 Indentation device

Table D.2 Specification sheet of AC servo motor(tip of manipulator)

項目		型式	
		FHA-8C-100	FHA-11C-50
最大トルク	N・m	4.8	8.3
最高回転速度	r/min	60	120
トルク定数	Nm/A	2.7	0.8
最大電流	A	2.4	8.2
許容連続電流	A	1.3	3.5
入力電源電圧	V	DC24	
誘起電圧定数	V/(r/min)	0.32	0.15
相抵抗	Ω	0.54	0.19
相インダクタンス	mH	0.22	0.11
慣性モーメント $GD^2/4$	kg・m ²	0.029	0.017
減速比		100	50
許容モーメント荷重	N・m	15	40
モーメント剛性	N・m/rad	2×10^4	4×10^4
モータ位置検出器		: 2000 パルス/回転	
検出器分解能 (4 通倍)	パルス/回転	800000	400000
一方向位置決め精度	秒 (角度)	120	90
質量	kg	0.40	0.62

Table D.3 Specification sheet of AC servo motor(scara arm)

項目		型式	
		RSF-5A-30	RSF-5A-100
入力電源電圧	V	DC24±10 %	
許容連続電流	A	1.11	0.76
許容連続ストールトルク	N・m	0.28	0.65
最大トルク	N・m	0.5	1.4
最高回転速度	r/min	333	100
トルク定数	Ncdotm/A	3.06	11.22
瞬時最大電流	A	2.3	1.7
誘起電圧定数	V/(r/min)	0.04	0.13
相抵抗	Ω	0.82	
相インダクタンス	mH	0.27	
慣性モーメント $GD^2/4$	kg・m ²	0.66×10^{-4}	7.31×10^{-4}
減速比		30	100
許容ラジアル荷重	N	90	
許容スラスト荷重	N	270	
モーメント剛性	N・m/rad	2×10^4	4×10^4
エンコーダパルス数		500	
検出器分解能 (4 通倍)	パルス/回転	60000	200000
モータ軸ブレーキ	入力電源電圧	V	
モータ軸ブレーキ	保持トルク	Ncdotm	0.18
質量	kg	0.40	0.62

Table D.4 Specification sheet of CCD Camera

撮像素子	1/3 型	
有効画素数	647(H) × 485(V)	
画素サイズ	7.4 X 7.4 μ m 正画素	
水平走査周波数	kHz	31.468
垂直走査周波数	kHz	119.88 / 59.94
内部外部同期	自動切換	
外部トリガ機能	フレーム/フィールドオンデマンド	
電子シャッター機能	1/200~1/16000	
AGC/ガンマ	切り替え可	
レンズマウント	C マウント	
電源電圧	V	DC 12 \pm 1
外形寸法	mm	29(W) × 29(H) × 62(D)
質量	g	100

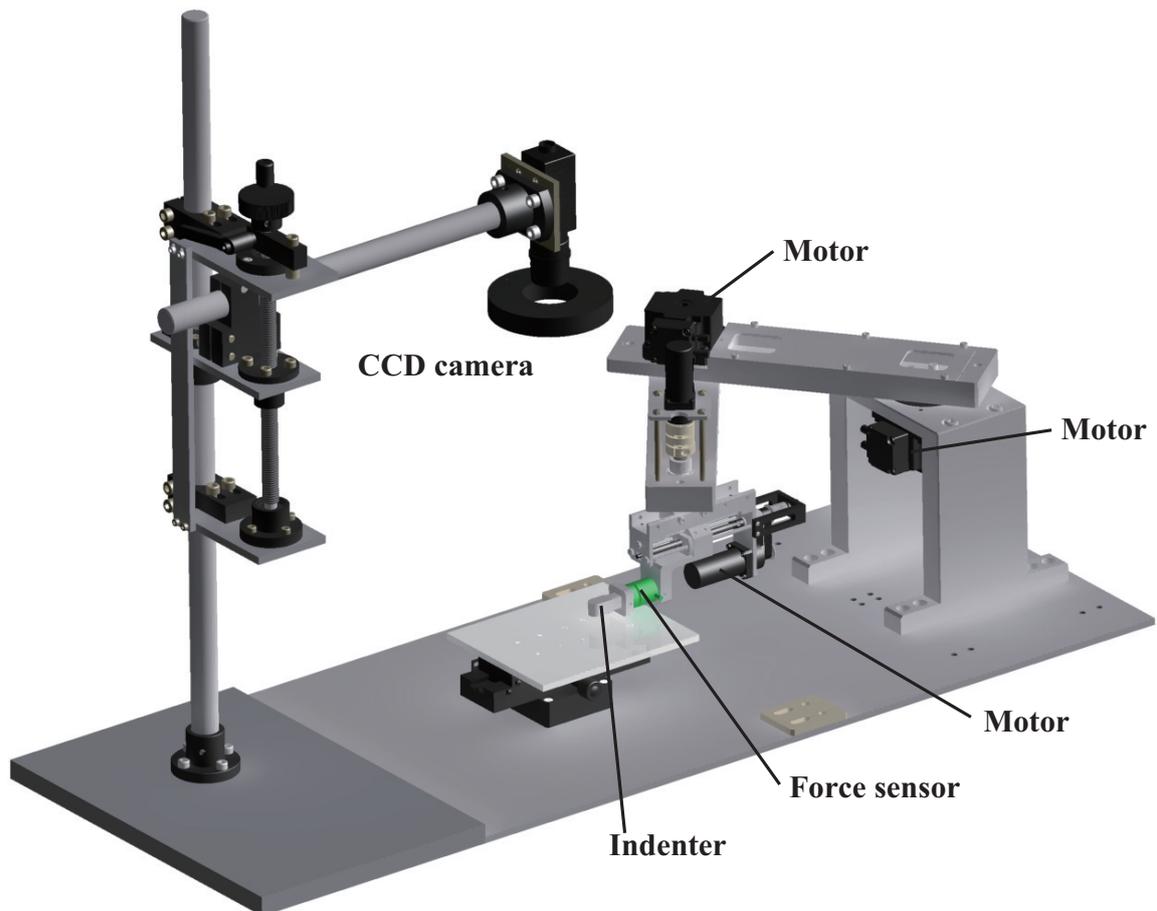


Fig.D.2 Indentation device overhead view

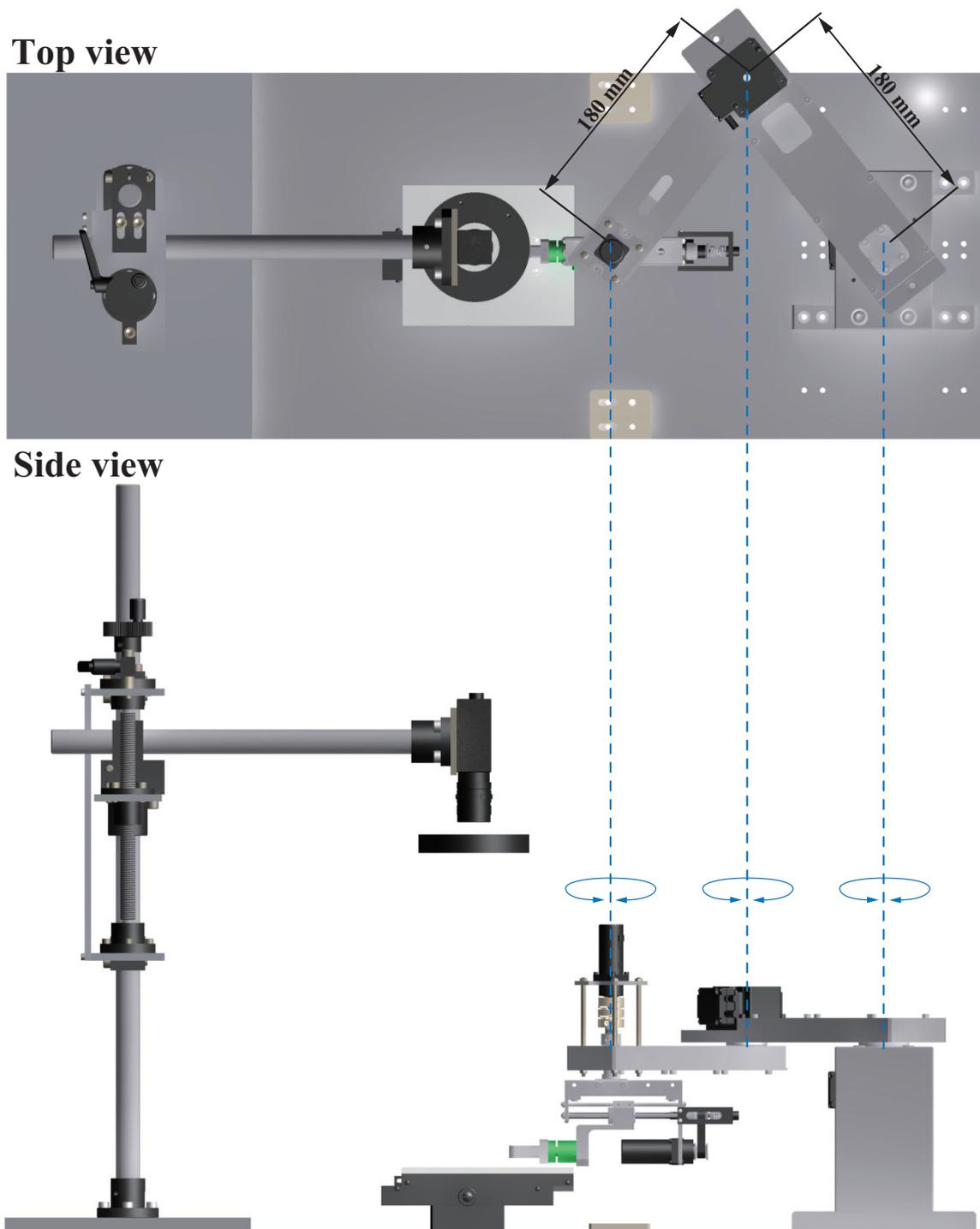


Fig.D.3 Indentation device side view

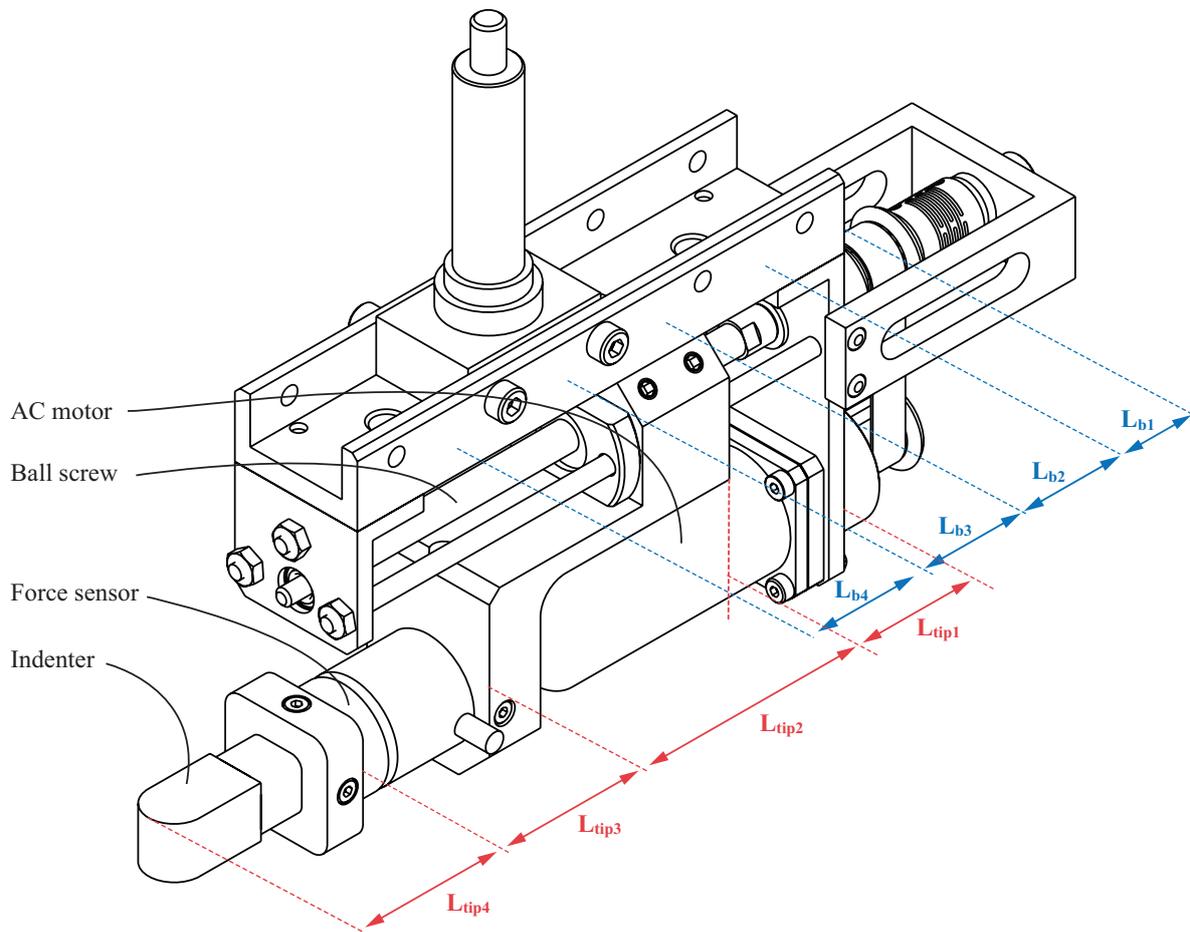


Fig.D.4 Indentation device side view

Table D.5 Specification sheet of Manipulator

Parameters	Conditions
L_{b1}	mm 17.7
L_{b2}	mm 20.0
L_{b3}	mm 20.0
L_{b4}	mm 20.0
L_{tip1}	mm L(variables)
L_{tip2}	mm 47.0
L_{tip3}	mm 22.8
L_{tip4}	mm 32.0

付録 E

NASA – TLX

E.1 概要

NASA-TLX は 40 以上の研究所の協力のもと、3 年におよぶ研究成果により、NASA のエイムズ研究センターの Human Performance Group が開発した。もともとは、紙ベースだったものを、IBM 互換の PC 上のみで動作する、コマンドプロンプトによるツールが提供されている。タスクの仕事量を示すために、基本となる 6 つの評価尺度を使用する。6 つの評価尺度による主観的評価をつけ、各評価尺度に対する重みづけを行い、タスクの負荷仕事量を数値で出す。以下に、6 つの評価指標についてそれぞれ示す。また、最後に NASATLX では各評価尺度に重みをつける。これにより最終的なタスクに対する負荷仕事量を数値化する。負荷仕事量の数値は少なければ少ないほど、被験者にとって負担が少なくなる。

E.2 評価指標

■ PHYSICAL DEMAND (身体的な要求)

この評価指標は、対象とする作業を行った際に、どの程度の身体的活動を必要としたかを評価する。例としては次のような動作が挙げられる：押す、引く、回る、制御する、動く。この指標を判断する基準としては、下記の 4 組の回答を例として示す。

- (a) 過酷であったか / たやすかったか
- (b) ゆっくりであったか / 活発であったか
- (c) ゆるいか / 激しいか
- (d) 余裕であるか / 難儀であったか

■ MENTAL DEMAND (精神的な要求)

この評価指標は、対象とする作業を行った際に、どの程度の精神的・知覚的な活動を必

要としたかを評価する。例としては次に示すような動作が挙げられる：考える，決定する，計算する，記憶する，眺める，探す。この指標を判断する基準としては，下記の 3 組の回答を例として示す。

- (a) 要求が多かったか / 簡単だったか
- (b) シンプル / 複雑
- (c) 強要したか / 寛大だったか

■ **TEMPORAL DEMAND** (時間的な要求)

この評価指標は，対象とする作業を行った際に，進行具合やタスクが発生するタイミング，進行速度に対する時間の圧迫をどの程度感じたかを評価する。この指標を判断する基準としては，下記の回答を例として示す。

- a) ゆっくりで行った / 急いで必死にやった

■ **EFFORT** (努力)

この評価指標は，対象とする作業を行った際に，自分の能力レベルで，要求されたタスクを成し遂げるためにどの程度一生懸命おこなったかを評価する。このときの判断基準は精神的な側面と身体的な側面との双方から求める。

■ **PERFORMANCE** (効率)

この評価指標は，対象とする作業を行った際に，タスクを実行している間，不安やがっかり，いらいら，ストレス感，もしくは満足感やリラックスしたかなど，どのように感じたかを評価する。これは，作業がどの程度効率よくできたと感じるかという点での評価にあたる。

■ **FRUSTRATION** (不満)

この評価指標は，対象となる作業を行った際に，目標を成し遂げるにあたり，タスクの設定はどの程度うまく行っていると感じるかを評価する。これは，作業時の不満を評価するものである。

E.3 本論文で使用したソフトウェア

本研究では，NASA-TLX を用いた操作性評価を行うにあたって，以下に示すソフトウェアを構築した。このとき，利用する日本語訳として芳賀らによる手法 [73] を参考とした。

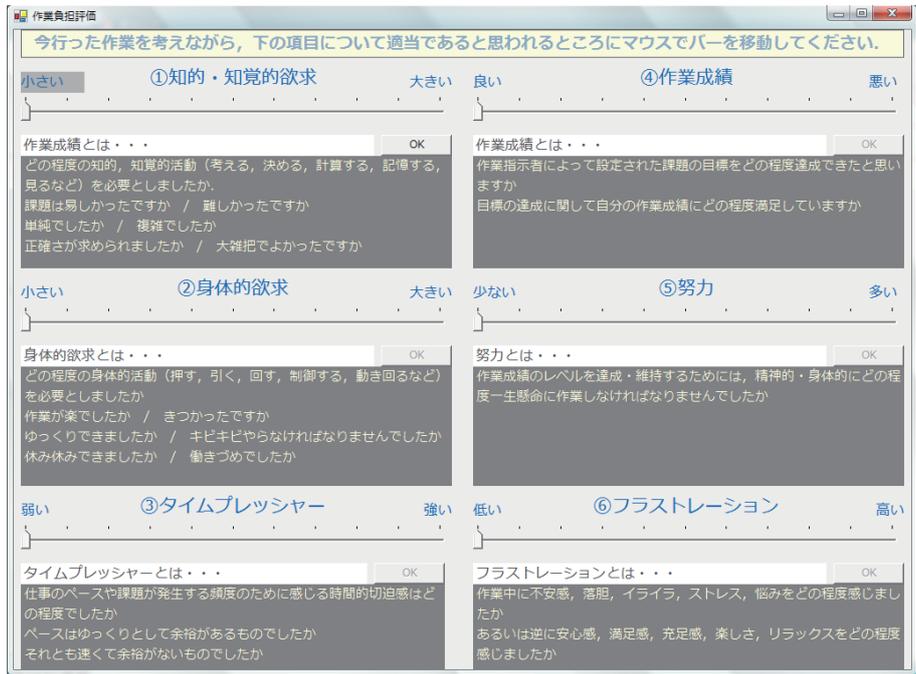


Fig.E.1 Workload evaluating application using NASA-TLX

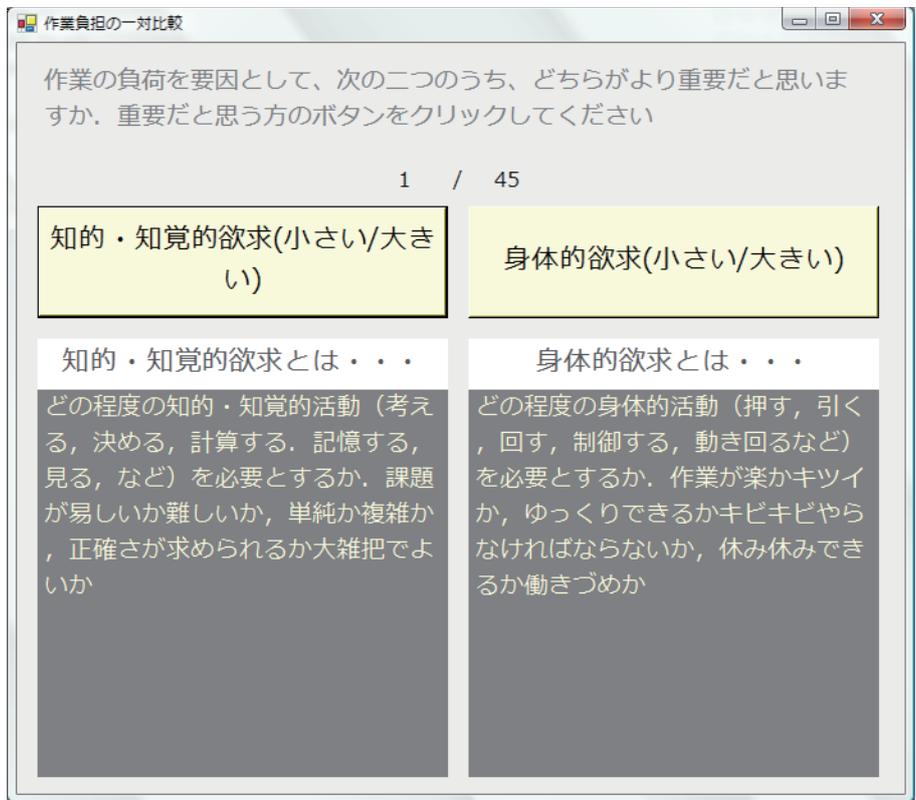


Fig.E.2 Comparison application of NASA-TLX factor

参考文献

- [1] 雇用政策研究会：すべての人々が能力を発揮し、安心して働き、安定した生活ができる社会の実現 -本格的な人口減少への対応-, Technical report, 厚生労働省 (2007).
- [2] 財団法人機械産業記念事業財団：少子高齢化社会における次世代ロボットの導入がもたらす社会経済効果, 財団法人 機械産業記念事業財団 (2008).
- [3] 下山勲, 柴田智広, 生田幸士, 波多伸彦, 谷淳, 松井俊浩, 比留川博久：ロボットフロンティア, 第7巻, pp. 106–125, 岩波書店 (2005).
- [4] R.H.Talyor, and D.Stoianovici, : Medical robotics in computer-integrated surgery, *IEEE transaction on Robotics and Automation*, Vol. 19, No. 5, pp. 765–781 (2003).
- [5] 立石哲也：メディカルエンジニアリング, 第1章, pp. 1–6, 米田出版 (2000).
- [6] 新井健生：図解雑学ロボット, ナツメ出版 (2005).
- [7] 社団法人日本ロボット工業会：21世紀を切り開く日本のロボット産業, 社団法人日本ロボット工業会 (2002).
- [8] 日本ロボット学会（編）：ロボット工学ハンドブック, 第8章, pp. 1044–1049, コロナ社 (2005).
- [9] S.Cohan, : ROBODOC achieves pinless registration, *Industrial Robot*, Vol. 28, No. 5, pp. 381–386 (2001).
- [10] Jakopc, M., Harris, S., Rodriguez, Y., Baena, F., Gomes, P., Cobb, J. and Davies, B.: The First Clinical Application of a "Hands-on" Robotic Knee Surgery System, *Computer Aided Surgery*, Vol. 6, No. 6, pp. 329–339 (2001).
- [11] P.A.Finlay, and P.Morgan, : PathFinder image guided robot for nerosurgery, *Industrial Robot*, Vol. 30, No. 1, pp. 30–34 (2003).
- [12] Larson, B., Erdman, A., Tsekos, N., Yacoub, E., Tsekos, P. and Koutlas, I.: Design of an MRI-Compatible Robotic Stereotactic Device for Minimally Invasive Interventions in the Breast, *Journal of Biomechanical Engineering*, Vol. 126, No. 4, pp. 458–465 (2004).
- [13] Cyrus, R., Pinhas, B.-T., Andrew, A. G. and Walter, K.: A MR-Compatible Tele-Robotic

- System for MRI-Guided Intervention: System Overview and Mechanical Design, in *Proceedings of the 2007 IEEE/RSJ International conference on Intelligent Robot and Systems*, pp. 1795–1800 (2007).
- [14] Krieger, A., Susil, R. C., Menard, C., Coleman, J. A. and Fichtinger, G.: Design of a Novel MRI Compatible Manipulator for Image Guided Prostate Interventions, *IEEE transaction on Biomedical and Engineering*, Vol. 52, No. 2, pp. 306–313 (2005).
- [15] Y.Koseki, , K.Koyachi, , T.Arai, and K.Chinzei, : Remote Actuation Mechanism for MR-compatible Manipulator Using Leverage and Parallelogram -Workspace Analysis, Workspace Control, and Stiffness Evaluation-, in *Proceedings of the 2003 IEEE International conference on Robotics and Automation*, pp. 652–657 (2003).
- [16] K.Masamune, , E.Kobayashi, , Y.Masutani, , M.Suzuki, , T.Dohi, , H.Iseki, and K.Takakura, : Development of MRI-compatible Needle Insertion Manipulator for Stereotactic Neurosurgery, *Journal of Image Guided Surgery*, Vol. 1, pp. 242–248 (1995).
- [17] F.Tajima, , K.Kishi, , K.Nishizawa, , K.Kan, , H.Ishii, , K.Sudo, , M.G.Fujie, and T.Dohi, : A Prototype Master-Slave System Consisting of Two MR-compatible Manipulators with Interchangeable Surgical Tools, in *Proceedings of the 2004 IEEE international conference on Robotics and Automation*, pp. 2505–2510 (2004).
- [18] R.F.Young, , S.Jacques, and R.Mark, : Gamma Knife radio surgery for thalamotomy in parkinsonian tremor: a five-year experience, *Neurosurgery*, Vol. 88, pp. 1014–1049 (1998).
- [19] Wang, Y.: The Evolving Role of Robotics In Surgery, *日本ロボット学会誌*, Vol. 18, No. 1, pp. 45–48 (2000).
- [20] 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).
- [21] S.Gary, , J.Guthart, and J.K.Salisbury, : The Intuitive Telesurgery System: Overview and Application, in *Proceedings of the 2000 IEEE International Conference on Robotics and Automation*, pp. 618–621 (2000).
- [22] 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).
- [23] J.P.Ruurda, and I.A.M.J.Broeders, : Feasibility of robot-assisted laparoscopic intestinal anastomosis: an experimental study in pigs, in *Proceedings of Computer Assisted Radiology and Surgery*, pp. 324–328 (2002).
- [24] 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).
- [25] EisukeAoki, , TakashiSuzuki, , EtsukoKobayashi, , IchiroSakuma, , KonishiKozo, , MakotoHashizume, : Modular Design of Master-Slave Surgical Robotic System with Reliable Real-time Control Performance, in *Proceedings of The first IEEE / RAS-EMBS International Conference on Biomedical Robotics and Biomechatronics*, pp. 80–86 (2006).
- [26] 西澤幸司, 管和俊, 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).
- [27] KojiIkuta, , KeiichiYmamoto, , KeijiSasaki, : Development of Remote Microsurgery Robot and New Surgical Procedure for Deep and Narrow Space, in *Proceedings of the 2003 IEEE International Conference on Robotics and Automation*, pp. 1103–1108 (2003).
- [28] MamoruMitsuishi, , NaohikoSugita, , PhongsaenPitakwtchara, : Force-Feedback Augmentation Modes in the Laparoscopic Minimally Invasive Telesurgical System, *IEEE/ASME transaction on Mechatronics*, Vol. 12, pp. 447–454 (2007).
- [29] KodakTadano, , KenjiKawashima, : Development of a Master-Slave System with Force Sensing using Pneumatic Servo System for Laparoscopic Surgery, in *Proceedings on the 2007 IEEE International Conference on Robotics and Automation*, pp. 947–952 (2007).
- [30] HiroyukiTanaka, , KouheiOhnishi, , HiroakiNishi, , ToshikazuKawai, , YasuhideMorikawa, , MasakiKitajima, , SojiOzawa, , ToshiharuFurukawa, : Bilateral Control in Multi DOF Haptic Surgical Robotic System Utilizing FPGA, in *IEEE international symposium on Industrial Electronics*, pp. 3048–3089 (2007).
- [31] 小林ら (編)：機械工学便覧 γ 9 編 医療・福祉・バイオ機器, 第 15 章, pp. 76–80, 日本機械学会 (2008).
- [32] VannierMW, , MarshJL, , JO, W. : Three-dimensional computer graphics for craniofacial surgical planning and evaluation, *Computer Graphics*, Vol. 17, pp. 263–273 (1983).
- [33] BarillotC, , GibaudB, , LuoLM, , ScarabinJM, : 3-Drepresentation of anatomic structures from CT examinations, in *Proceedings of IEEE* (1986).
- [34] RobbRA, , HansonDP, , KarwoskiRA, , LarsonAG, , WorkmanEL, , MC, S. : ANALYZE: A comprehensive operator-interactive software package for multidimensional medical images display and analysis, *Computer Medical Images*, Vol. 13, pp. 433–454 (1989).
- [35] HneKH, , BernsteinR, : Shading 3-D images from CT using grey-level gradients, *IEEE transaction on Medical Imaging*, Vol. 1, pp. 45–47 (1986).
- [36] SuzukiNaoki, : Planning System and support system for surgery using virtual reality, in

- Proceedings of the First International symposium on Computer Aided Surgery* (1994).
- [37] 糸直人, 中尾恵, 黒田知宏, 吉原博幸, 小森優: VR シミュレータを目指した生体軟組織の剥離シミュレーション, *生体医工学*, Vol. 43, pp. 76–84 (2005).
- [38] 小林ら (編): *機械工学便覧 γ 9 編 医療・福祉・バイオ機器*, 第 15 章, pp. 223–224, 日本機械学会 (2008).
- [39] J.Marescaux, , J.Leroy, , M.Gagner, , F.Rubino, , D.Mutter, , M.Vix, , S.E.Butner, and M.K.Smith, : Transatlantic robot-assisted telesurgery, *Nature*, Vol. 413, pp. 379–380 (2001).
- [40] ButnerSE, , GhodoussiM, : Transforming a surgical robot for human telesurgery, *IEEE transaction on Robotics and Automation*, Vol. 19, pp. 818–824 (2003).
- [41] 田中勝弥, 荒田純平, 宮本学, 割澤伸一, 光石衛, 堀謙太, 黒田知宏, 小山博史: CORBA を用いた遠隔手術システムの研究, *日本機械学会ロボティクスメカトロニクス講演会講演論文集* (2003).
- [42] 荒田純平ら: 低侵襲手術支援システムによる日本-韓国間遠隔手術実験, *日本ロボット学会学術講演会予稿集* (2005).
- [43] EdwinG.Johnsen, , WilliamR.Corliss, : *Teleoperation and Human Augmentation*, Technical report, NASA Office of Technology Utilization (1967).
- [44] 大城理 千原國宏飯野恵秋: 遠隔超音波診断における CG を用いたロボット操作支援システム, 第 42 回システム制御情報学会研究発表講演会講演論文集, pp. 495–496 (1998).
- [45] 平井成興: 遠隔作業システムの智能化, *日本ロボット学会誌*, Vol. 20, No. 5, pp. 474–477 (2002).
- [46] W.R.Ferrell, : Adaptive Supervisory control of remote manipulation, in *proceedings of 1977 IEEE Conference on Decision and Control including the 16th Symposium on Adaptive Processes and A Special Symposium on Fuzzy Set Theory and Applications*, Vol. 16, pp. 549–552 (1977).
- [47] 横小路泰義, 佐藤祐司, 木倉崇晴, 吉川恒夫: 多指遭遇型ハプティックデバイスの設計と動作計画, *日本バーチャルリアリティ学会第 8 回大会論文集*, pp. 37–40 (2003).
- [48] OlegGerovich, , PanaddaMarayong, , AllisonM.Okamura, : The effect of visual and haptic feedback on computer assisted needle insertion, *Journal of Computer Aided Surgery*, Vol. 9, No. 6, pp. 243–249 (2004).
- [49] 山内康司: 手術支援機器において力覚フィードバックは有効か? -鉗子を介した弾性知覚実験-, 第 15 回日本コンピュータ外科学会大会論文集, pp. 129–130 (2006).
- [50] 社団法人人間生活工学研究センター (編): *ワークショップ 人間生活工学 第 2 巻 人間特性の理解と製品展開*, 丸善株式会社 (2005).
- [51] Teschner, M., Girod, S. and Girod, B.: Direct Computation of Nonlinear Soft-Tissue De-

- formation, in *Proc. Vision, Modeling, Visualization*, pp. 383–390, Saarbrücken, Germany (2000).
- [52] Alexandre Hostettler, A. F. L. S. J. M., Clement Forest: *Real-Time Ultrasonography Simulator Based on 3D CT-Scan Images*, IOS Press (2005).
- [53] Ho, C.-H., Basdogan, C. and Srinivasan, M. A.: Efficient point-based rendering techniques for haptic display of virtual objects, *Presence* 8, Vol. 8, No. 5, pp. 477–491 (1999).
- [54] Downes, M., Cavusoglu, M., Gantert, W., Way, L. and Tendick, F.: Virtual Environments for Training Critical Skills in Laparoscopic Surgery, in et.al., J. W. ed., *Proceedings of Medicine Meets Virtual Reality VI*, pp. 316–322, San Diego (1998), IOS Press.
- [55] 橋爪誠, 小西晃造, 岡崎賢, 田上和夫: 安全な内視鏡外科手術のための基本手技トレーニング, 第 2 章, pp. 64–66, 大道学館出版部 (2006).
- [56] The Network Simulator (ns2) .
- [57] L.Bajaj, , M.Takai, , R.Ahuja, , K.Tang, , R.Bagrodia, , M.Gerla, : GloMoSim:A scalable network simulation environment, Technical report, UCLA Computer Science Department (1999).
- [58] Making Networks and Applications Perform.
- [59] Open source : BlueHoc Website.
- [60] OMNeT++ Community Site Make your Net Work.
- [61] 豊田和孝, 岡本淳, 藤江正克: 低侵襲手術システムの構築を目的とするマスタマニピュレータの開発, 日本ロボット学会第 23 回日本ロボット学会学術講演会講演論文集 (2005).
- [62] Y.C.Fung, : *Biomechanics : Mechanical properties of living tissues*, Springer (1993).
- [63] S.Cotin, , H.Delingette, , NicholasAyache, : Real-time Elastic Deformations of Soft Tissue for Surgery Simulation, *IEEE Transaction of Visualization and Computer Graphics*, Vol. 5, No. 1, pp. 62–73 (1999).
- [64] H.Delingette, , S.Cotin, , NicholasAyache, : A Hybrid Elastic Model allowing Real-time Cutting, Deformations and Force Feedback for Sugery Training and Simulation, *Visual Computer*, Vol. 16, No. 8, pp. 437–452 (2000).
- [65] J.Berkley, , GeorgeTurkiyyah, , DanielBerg, , MarkGanter, , SuzanneHeghorst, : Real-time Finite Element Modeling for Surgery Simulation : An Application to Virtual Suturing, *IEEE transaction of visualization and computer graphics*, Vol. 10, No. 3, pp. 314–325 (2004).
- [66] 野上良, 榎亮, 登尾啓史: レオロジー物体に関する 3 つのモデルの変形特性に関する研究, 日本バーチャルリアリティ学会論文誌, Vol. 8, No. 3, pp. 271–278 (2003).
- [67] 友國誠至, 杉山勇太, 平井慎一: 実時間計算可能な仮想レオロジー物体の構築, 日本バーチャルリアリティ学会論文誌, Vol. 8, p. 3 (2003).

-
- [68] 小林洋：精確な穿刺の実現を目的とした肝臓の物理モデル構築に関する研究, PhD thesis, 早稲田大学 (2008 年).
- [69] 鷺沢忍：極限作業ロボット：大型プロジェクトでの開発の現状, 日本機械学会誌, Vol. 93, No. 865, pp. 989–993 (1990).
- [70] TachiS, : Projects in VR, *Computer Graphics and Applications*, Vol. 18, pp. 6–9 (1998).
- [71] Y.Yokokohji, and T.Yoshikawa, : Bilateral control of Master Slave Manipulator for Ideal Kinesthetic Coupling, in *Proceedings of IEEE International Conference on Robotics and Automations*, pp. 849–858 (1992).
- [72] J.E.Colgate, : Robust Impedance Shaping Telemanipulation, *IEEE transaction on Robotics and Automation*, Vol. 9, No. 4, pp. 374–384 (1993).
- [73] 芳賀繁：メンタルワークロードの理論と測定, 日本出版サービス (2001).

謝辞

本研究を進めるにあたり、公私に渡り多大なるご指導ならびにご教示を賜りました早稲田大学 理工学術院 藤江正克教授に心より感謝申し上げます。研究活動だけでなくあらゆる面において、著者の至らない部分を辛抱強く指導していただき、そして博士号取得へと導いていただいたことについて、ここに厚く御礼申し上げます。そして、本学位論文をまとめるにあたり、ご多忙ながらも、幅広い分野に渡って懇切丁寧かつ厳格なご指導を賜りました早稲田大学 理工学術院 梅津光生教授、同学術院 高西淳夫教授、同学術院 山川宏教授に深く感謝の念を抱くものであります。また、本研究において医学という立場から様々なご助言を賜りました東京女子医科大学大学院伊関洋教授に深く感謝申し上げます。本研究を行うきっかけとなった実験を快く行わせていただいた九州大学病院橋爪誠教授に深く御礼申し上げます。

本論文は、著者が学部学生の頃から始めた研究を、修士課程、博士課程まで一貫して取り組んできた研究成果をまとめたものであり、ロボット工学、機械工学などの工学分野と医学分野の諸先生方より数え切れない助言をいただきました。

研究室においても数多くの方々から厚いご支援を賜りました。忌憚なき意見、アドバイスを頂いた小林洋先生（早稲田大学科研機構客員研究助手）、忙しい中をぬって多大なる協力を賜った星雄陽氏（早稲田大学博士課程後期1年）、加藤篤氏（早稲田大学修士課程2年）のおかげで、ここまで研究を進めてくることができました。ここに深く感謝いたします。また、同僚として豊田和孝氏（早稲田大学客員研究助手）、安藤健氏（早稲田大学客員研究助手）、松下詩穂氏（早稲田大学客員研究助手）にも著者の至らぬ面を研究共々支援いただき、深く感謝いたします。

また、研究室の先輩として、学部時代から様々なご支援を頂いた岡本淳先生（早稲田大学 科研機構客員講師）、柳原勝先生（オリンパス株式会社 主任研究員）、岡安はる奈先生（独立行政法人 医薬品医療品総合機構 審査専門員）、博士課程に進学したのち数多くのご助言をいただいた二瓶美里先生（東京大学大学院 客員研究助手）、原田香奈子先生（Scuola Superiore Sant'

Anna 客員研究助手), 岸宏亮先生 (オリンパス株式会社 主任研究員) にこの場を借りて深く感謝いたします。研究のきっかけでもあり, 研究の手法など数々の助言を頂いた田島孝重氏 (株式会社 日本航空), 鈴木伸一氏 (ソニー・エリクソン・モバイルコミュニケーションズ株式会社) にもここで御礼を申し上げます。

研究室における事務処理など裏方として暖かく支えて頂いた藤江研究室秘書の村山洋子氏, 村上まゆみ氏, 藤原直子氏, 小宮昌美氏, 篠原直子氏に感謝致します。

最後に, 学部, 修士課程, 博士課程と自分の好きな道を自由に進ませてくれて, いつも暖かく見守ってくれた家族に深く感謝をいたします。

2009年2月 川村 和也

研究業績一覧

論文

1. **Kazuya Kawamura**, Yo Kobayashi, Masakatsu G. Fujie : Basic Study on Real-time Simulation using Mass Spring System for Robotic Surgery, Medical Imaging and Augmented Reality 2008 LNCS 5128, pp.311-319, 2008
2. **Kazuya Kawamura**, Yo Kobayashi, Masakatsu G. Fujie : Real-time Simulation for Intra-operative navigation in Robotic Surgery - Using a mass spring system for a basic study of organ deformation, in Proceedings of the 29th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, pp.1237-1241, 2007
3. **Kazuya Kawamura**, Yo Kobayashi, Masakatsu G. Fujie : Development of Real-time simulation for Workload Quantification in Robotic Tele-surgery, in Proceedings of 2006 IEEE International Conference on Robotics and Biomimetics, pp.1420-1425, 2006
4. **川村和也**, 田島孝重, 藤江正克 : 遠隔ロボット手術用リアルタイムシミュレーション技術の開発, 日本コンピュータ外科学会誌 Vol.7 No.1, pp.7-14, 2005

講演

1. **川村和也**, 小林洋, 藤江正克 : ロボット手術用リアルタイムシミュレーションの開発に向けたブタ肝臓を用いた押込み試験におけるモデルの基礎的検討, 日本コンピュータ外科学会大会, 2008
2. **川村和也**, 小林洋, 藤江正克 : ロボット手術用リアルタイムシミュレーション技術の開発, 日本機械学会ロボティクス・メカトロニクス講演会 07, pp.113, 2007
3. **川村和也**, 小林洋, 岡本淳, 藤江正克 : 遠隔ロボット手術の最適環境構築を目指したリアルタイムシミュレーション技術の開発, 日本機械学会ロボティクス・メカトロニクス講演 06, pp.85, 2006

4. 川村和也, 岡本淳, 藤江正克: ロボット手術用リアルタイムシミュレーション技術の開発-遠隔ロボット手術の最適環境構築-, 日本ロボット学会第 23 回日本ロボット学会学術講演会 2005, 2J21, 2005
5. **Kazuya Kawamura**, Jun Okamoto Masakatsu G. Fujie : QoS optimal conditions for robotic tele-surgery, in Proceedings of Computer Assisted Radiology and Surgery 2005, p.1379, 2005
6. **Kazuya Kawamura**, Masakatsu G. Fujie : Research on QoS requirement for robotic tele-surgery, The 1st Asian Symposium on Computer Aided Surgery, 2005
7. 川村和也, 田島孝重, 岡本淳, 藤江正克: 遠隔ロボット手術用リアルタイムシミュレーション技術の開発, 第 13 回日本コンピュータ外科学会大会論文集, pp.153-154, 2004
8. 川村和也, 田島孝重, 鈴木伸一, 岡本淳, 藤江正克: 遠隔ロボット手術における QoS 要求条件に関する研究-QoS シミュレータの開発-, 日本機械学会ロボティクス・メカトロニクス講演会'04, 2P2-H-62, 2004

講演 (共著)

1. Yo Kobayashi, Akinori Onishi, Takaharu Hoshi, **Kazuya Kawamura**, Masakatsu G. Fujie : Deformation Simulation using Viscoelastic and Nonlinear Organ Model for Control of a Needle Insertion Manipulator, in Proceedings of the 2007 IEEE/RSJ International conference on Robotics and Systems, pp.1801-1808, 2007
2. Yo Kobayashi, Hoshi Takeharu, **Kazuya Kawamura**, Masakatsu G. Fujie : Viscoelastic and Nonlinear Organ Model for Control of Needle Insertion, in Proceedings of the 29th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, pp.1242-1248, 2007
3. Takaharu Hoshi, Yo Kobayashi, **Kazuya Kawamura**, Masakatsu G. Fujie : Developing an Intraoperative Methodology Using the Finite Element Method and the Extended Kalman Filter to Identify the Material Parameters of an Organ Model, in Proceedings of the 29th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, pp.469-474, 2007
4. Takeharu Hoshi, **Kazuya Kawamura**, Yo Kobayashi, Masakatsu G. Fujie : Intraoperative Identification of Tissue Model Parameters, in Proceedings of Computer Assisted Radiology and Surgery, pp.487, 2007
5. Yo Kobayashi, Takeharu Hoshi, **Kazuya Kawamura**, Masakatsu G. Fujie : Control Method

- for Surgical Robot to Prevent Overload at Vulnerable Tissue, in Proceedings of 2007 International Conference on Robotics and Automation, pp.1893-1899, 2007
6. 星雄陽, 川村和也, 小林洋, 岡本淳, 藤江正克: 臓器モデルの術中パラメータ同定法に関する基礎的検討-臓器モデルの弾性要素パラメータ同定-, 日本機械学会ロボティクス・メカトロニクス講演会 06, 2A1-A25, 2006
 7. 小林洋, 星雄陽, 川村和也, 藤江正克: 術中情報を用いた穿刺力の予測に関する検討, 日本コンピュータ外科学会大会 2006, pp.127-128, 2006
 8. 山川宏, モハマド・カマロル, 中村拓真, 川村和也, 小林洋, 岡本淳, 宮下朋之, 藤江正克: 穿刺手術のための生体力学モデルの開発, 日本コンピュータ外科学会大会 2006, pp.15-16, 2006
 9. 小林洋, 尾西晃典, 星雄陽, 川村和也, 藤江正克: フレキシブルラックを用いた動力伝達による高精度位置決め可能な穿刺マニピュレータの開発, 日本機械学会ロボティクス・メカトロニクス講演会 07, 2A1-G05, 2007
 10. Kazutaka Toyoda, Takeshi Umeda, Mitsuhiro Oura, Yoriko Iwamori, **Kazuya Kawamura**, Yo Kobayashi, Haruna Okayasu, Jun Okamoto, Masakatsu G. Fujie : Development of surgical robot system with hearbeat canceller for endoscopic off-pump coronary artery bypass, in Proceedings of Computer Assisted Radiology and Surgery 2007, pp.241-243, 2007
 11. 岡本淳, 梅田剛史, 大浦光宏, 川村和也, 小林洋, 福与恒夫, 竹村博文, 藤江正克: 冠状動脈バイパス手術を支援する拍動補償ロボットシステム-シンクロナイズド・モーションに関する検討-, 日本機械学会ロボティクス・メカトロニクス講演会 07, 2A1-H08, 2007
 12. 梅田剛史, 大浦光宏, 豊田和孝, 川村和也, 小林洋, 岡本淳, 福与恒雄, 竹村博文, 藤江正克: 冠状動脈バイパス手術支援を目指した拍動補償ロボットシステムの開発, 日本コンピュータ外科学会大会 2006, pp.149-150, 2006
 13. Kazutaka Toyoda, Takeshi Umeda, Mitsuhiro Oura, Yoriko Iwamori, **Kazuya Kawamura**, Yo Kobayashi, Haruna Okayasu, Jun Okamoto, Masakatsu G. Fujie : Dexterous master-slave surgical robot for minimally invasive surgery -Intuitive interface and interchangeable surgical instruments, in Proceedings of Computer Assisted Radiology and Surgery 2006, pp.503-504, 2006
 14. Naoto Nakamura, Masaru Yanagihara, **Kazuya Kawamura**, Masakatsu G. Fujie : Muscle Model for Safe Minimally Invasive Surgery, in Proceedings of the 2006 IEEE international conference on Robotics and Biomimetics, pp.1438-1443, 2006