

# 腹腔鏡下手術用ロボットの力覚フィードバックにおける鉗子先端のダイナミクスを用いたスケールリング法

著者	前田 翔太郎
著者別名	MAEDA Shotaro
その他のタイトル	Scaling Method of Force Feedback for Laparoscopic Surgical Robot Using Dynamics of Forceps tip
ページ	1-91
発行年	2016-03-24
学位授与年月日	2016-03-24
学位名	修士(工学)
学位授与機関	法政大学 (Hosei University)
URL	<a href="http://hdl.handle.net/10114/12500">http://hdl.handle.net/10114/12500</a>



# *Abstract*

The field of laparoscopic surgery has significantly developed recently due to the development of new techniques as well as the use of various surgical robots. The da Vinci robot developed by Intuitive Surgical Inc. is currently the most advanced surgical robot. This is a master–slave robot with plural robot arms, stereoscopic imaging by the 3D endoscope, and manipulators that imitate the movement of human wrist with seven degrees of freedom (DOF) by the wire drive. Moreover, in recent years, with the increasing development of laparoscopic surgery, single-port surgery (SPS) has gained significant popularity. This procedure is more cosmetically favorable than the conventional laparoscopic surgery. SPS that was conducted using the da Vinci robot by replacing manipulators with those with the SPS's capable shape is reported. However, da Vinci robot for SPS is not yet in clinical use.

To date, medical accidents have been reported during laparoscopic surgery using the da Vinci robot because the robot is unable to provide force feedback to the surgeons. Force feedback is known to have many benefits such as the improvement of the surgeon's dexterity and the enhancement of the operability of surgical robots in telesurgery.

To solve this issue of the current surgical robots, in this study, a six-axis force and torque sensor produced by ATI Co. is attached on an independently developed SPS forceps manipulator. The sensor detects an external force at the tip or shaft of the forceps manipulator, enabling the realization of force feedback by using haptic function of the Omega 7 master device produced by Force Dimension Co. Moreover, a new scaling method based on the beam theory is proposed to enable the improvement of the performance of the force feedback in various laparoscopic surgical robots beyond the SPS robot. Specifically, the detected force is amplified using the proposed scaling method and the amplified force is realized through the haptic device Omega 7.

Experiments were conducted to verify the effectiveness of the proposed scaling method. The results showed that the operator of the surgical robot can experience a small force that was applied to the forceps more clearly and quickly compared with that realized when the conventional constant scaling method was used.

# 目次

<b>第 1 章 序論</b> .....	<b>1</b>
1-1 研究背景 .....	1
1-2 問題提起 .....	2
1-3 研究目的 .....	3
<b>第 2 章 低侵襲手術</b> .....	<b>4</b>
2-1 腹腔鏡下手術（多孔式腹腔鏡下手術） .....	4
2-2 単孔式腹腔鏡下手術（SPS） .....	4
2-2-1 SPS の利点 .....	4
2-2-2 多孔式腹腔鏡下手術と SPS の違い .....	5
<b>第 3 章 研究環境</b> .....	<b>6</b>
3-1 マスターデバイス .....	6
3-2 スレイブデバイス .....	7
3-2-1 SPS 用鉗子マニピュレータ .....	7
3-2-2 SPS 用ロボットアーム .....	10
3-3 MATLAB/Simulink .....	10
3-4 スレイブデバイスの位置制御 .....	12
3-4-1 マスタースレイブ制御 .....	12
3-4-2 SPS 用鉗子マニピュレータの位置制御 .....	13
3-4-3 SPS 用ロボットアームの位置制御 .....	14
<b>第 4 章 力覚フィードバック</b> .....	<b>15</b>
4-1 手術支援ロボットにおける力覚フィードバック .....	15

4-2	鉗子先端部および鉗子軸部にかかる力の力覚フィードバック .....	15
4-3	バイラテラル制御 .....	16
4-4	6軸力覚センサーMini40の取付け .....	17
4-4-1	6軸力覚センサー .....	17
4-4-2	センサーの取付け方法 .....	18
4-5	6軸力覚センサーを用いた力覚検出 .....	19
<b>第5章</b>	<b>力覚のスケーリング .....</b>	<b>21</b>
5-1	力のスケーリング (x方向, y方向) .....	21
5-2	Omega.7による力覚の実現 (x方向, y方向) .....	26
5-3	たわみによるz方向の力の算出とスケーリング .....	27
5-4	Omega.7による力覚の実現 (z方向) .....	30
<b>第6章</b>	<b>スケーリングシステムの優位性検証 .....</b>	<b>32</b>
6-1	シミュレーションによるスケーリングシステムの優位性検証 .....	32
6-2	スケーリングシステムの優位性検証実験 .....	34
<b>第7章</b>	<b>結論 .....</b>	<b>37</b>
	<b>謝辞 .....</b>	<b>38</b>
	<b>参考文献 .....</b>	<b>39</b>
<b>付録A</b>	<b>：使用機器仕様 .....</b>	<b>41</b>
A-1	マスターデバイス .....	41
A-2	スレイブデバイス .....	43
A-2-1	SPS用鉗子マニピュレータ .....	43
A-2-2	SPS用ロボットアーム .....	45

A-3	6 軸力覚センサー”Mini40” .....	47
<b>付録 B : ソフトウェア .....</b>		<b>48</b>
B-1	MATLAB/Simulink モデルプログラム .....	48
B-1-1	センサーの電圧値を力とトルクに変換するファンクションブロック .	49
B-1-2	x 方向, y 方向の力をスケーリングするファンクションブロック .....	49
B-1-3	z 方向の力をスケーリングするファンクションブロック .....	50
B-2	C 言語・C++言語プログラム .....	50
B-2-1	Omega.7 制御用プログラム .....	50
B-2-2	Omega.7 力覚情報共有 S-Function プログラム .....	60
<b>付録 C : 図面資料 .....</b>		<b>66</b>
<b>付録 D : 国際学会への投稿論文 .....</b>		<b>71</b>
D-1	The IEEEJ International Workshop on Sensing, Actuation, Motion Control, and Optimization 2016 投稿論文 .....	71
D-2	2016 16th International Conference on Biomedical Engineering and Technology 投稿論文 .....	78

# 第1章 序論

## 1-1 研究背景

近年，世界の医療は，単に治療が難しい病気や怪我を治すというだけではなく，治療の際に患者の体に負担をできる限り減らし，尚且つ効果的な治療を行う低侵襲医療もしくは手術を目指す時代になっている．この時代の流れの中で，日本や欧米などの先進国では低侵襲医療が様々な医療領域で急速に普及しており，特に腹腔鏡（内視鏡）下外科手術の分野では単孔式腹腔鏡下手術（Single-Port Surgery: SPS）と呼ばれる方式での手術が広く行われている．また，腹腔鏡下外科手術では，医師に限られた空間内で繊細な作業をすることが要求される．

一方，腹腔鏡下外科手術が発達すると共にマスタースレイブ制御を採用した様々な遠隔操作可能手術支援ロボットシステムの研究・開発が進められている[1], [2], [3], [4]．そして，現在，最も発達し，実際の医療現場で使用されている手術支援ロボットとして，Intuitive Surgical 社が開発した da Vinci[5]が挙げられる．da Vinci は，3D 内視鏡による立体画像と複数のロボットアームを持つマスタースレイブ制御方式の手術支援ロボットシステムであり，人間の手首の動きを模した 7 自由度のワイヤー駆動マニピュレータを備えている．欧米では，da Vinci を用いた腹腔鏡下手術が数多く行われている．da Vinci を Fig.1-1 に示す．



Fig.1-1 da Vinci surgical system

da Vinci は通常の腹腔鏡下手術（多孔式腹腔鏡下手術）を対象とした手術支援ロボットシステムである．しかし，ロボットアームのマニピュレータを専用のものに取り換え，専用のアクセスポートを使用することで SPS にも使用することができ，多くの手術例が報告されている[6], [7]．また，SPS を目的とした様々な手術支援ロボットも開発されている[8], [9], [10], [11]．Fig.1-2 に TITAN MEDICAL 社製 SPS 用の手術支援ロボット SPORT を

示す。



Fig.1-2 SPORT (TITAN MEDICAL Inc.)

## 1-2 問題提起

手術支援ロボット (da Vinci) を用いて腹腔鏡下手術を行う場合、実際に外科医の手が手術器具に直接触れて手術操作を行っていないため、腹腔鏡からの視覚情報のみを用いて外科医は手術を行わなければならない。そのために手術中に腹腔鏡映像の範囲外のところで圧迫するなどの過度の負荷を臓器に与えてしまい、臓器を損傷してしまったことが原因で患者が亡くなってしまった医療事故も報告されている。したがって、手術支援ロボットによる腹腔鏡下手術の安全性と操作性を向上させるため、手術ロボットの操作者に対して手術中に器具が体内の臓器や組織に触れる感覚 (力覚) をフィードバックできるマニピュレータとシステムの開発が手術支援ロボット開発における大きな課題になっており [12], [13], [14], [15], 実際に力覚フィードバックが行える手術支援ロボットが開発されている。Fig.1-3 に力覚フィードバック機能が実装されている手術支援ロボット SOFIE を示す。以上のことを踏まえ、鉗子マニピュレータの先端部や軸 (ロッド) の部分に臓器や組織が触れた時の力に着目し、力覚センサーで力を検出してその力をロボット操作者にフィードバックでき



る鉗子マニピュレータとそのシステムの開発が必要であると考えた。

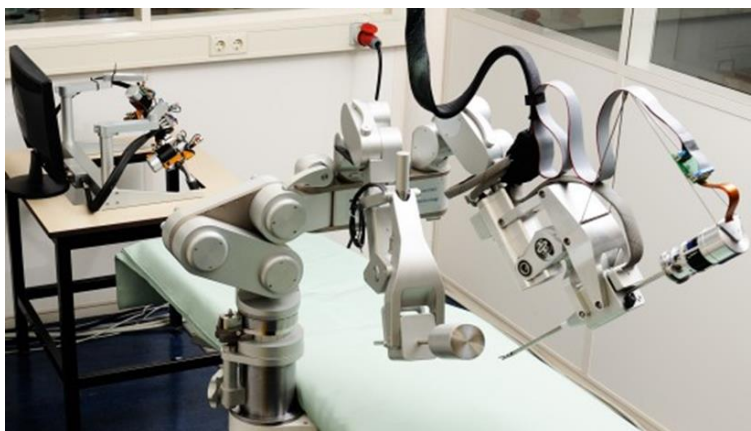


Fig.1-3 SOFIE (Technische Universiteit Eindhoven)

### 1-3 研究目的

鉗子マニピュレータの先端部または軸部分は手術時に患者の体内に挿入されるため、電気的なセンサーを先端部もしくは軸部分に設置して力の検出を行うには安全上の問題がある。さらに、電気的センサーは手術時に用いる他の機器からの影響を受け、正常に検出を行うことができない可能性がある。したがって、本研究では、文献[16]において著者らが独自に開発した SPS 用手術支援ロボットの患者の体内に入らない鉗子マニピュレータの鉗子根本部分に ATI 社製の 6 軸力覚センサー Mini40 を取り付ける。そして、鉗子マニピュレータの鉗子先端部又は鉗子軸部にかかる外力を検出し、マスターデバイスである Force Dimension 社製の力覚提示機能付入力デバイス Omega.7 の力覚提示機能を用いることで力覚フィードバックを実現する。また、筆者らが独自に開発した SPS 支援用ロボットに限らず、多様な種類の腹腔鏡下手術用ロボットにおける力覚フィードバックの性能を向上させるため、力覚提示の新しいスケールリング方法を考案する。具体的には、センサーで検出した力の値をロボット操作者に力覚提示する際に、片持ち梁の理論を用いてスケールリングすることで、手術ロボットの操作者が微細な力覚を明確に感じることができる力覚フィードバックシステムを提案する。

## 第2章 低侵襲手術

### 2-1 腹腔鏡下手術（多孔式腹腔鏡下手術）

近年の外科手術には、低侵襲手術(Minimally Invasive Surgery)というものがある。従来の外科手術の場合、治療を施す部分へのアプローチ、手術作業領域の確保、手術視野の確保のため必ず正常な組織に対して数十センチの切開が必要となる。このように患者の体を傷つける量を侵襲度といい、侵襲度の大きさを術後の回復スピードや合併症・後遺症の有無が左右されてしまう。このため、できる限り侵襲度を低減した方が手術患者に負担が掛からず良いとされる。そして、侵襲度が低い腹腔鏡下手術などを低侵襲手術と呼ぶ。

腹腔鏡下手術（多孔式腹腔鏡下手術）とは、まず手術目的とする部位付近に数センチほどの孔を複数個開け、各孔にトロカールと呼ばれる装置を挿入し孔を確保する。そして各トロカールから腹腔鏡と呼ばれる観察用内視鏡や、鉗子、メスなどを挿入し腹腔鏡によるモニタ画像を見ながら施術を行う手術方法である。また、腹腔内で施術するのに十分なスペースを確保するため、腹腔内に炭酸ガスを充満させる(気腹式)、あるいはワイヤーで腹壁を吊り上げる(吊り上げ式)などの方法がある。Fig.2-1に腹腔鏡下手術の概要図を示す。

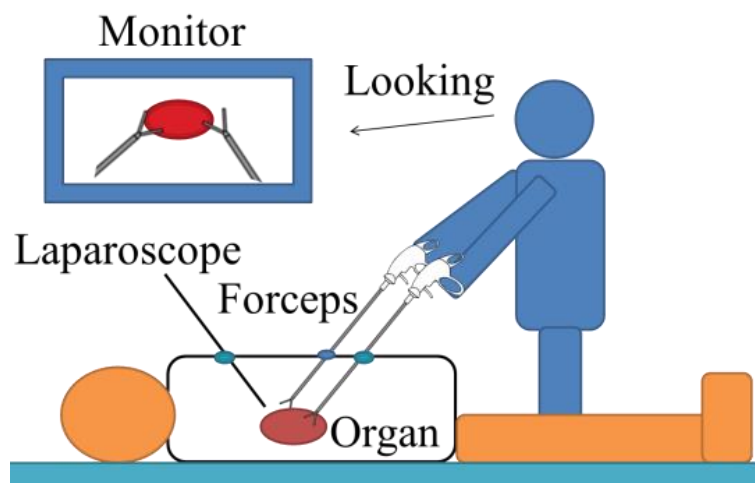


Fig.2-1 Laparoscopic Surgery

### 2-2 単孔式腹腔鏡下手術(SPS)

#### 2-2-1 SPS の利点

Fig.2-2 に単孔式腹腔鏡下手術(SPS)の概要を示す。SPS とは、近年急速に広まった腹腔鏡手術の術式である。この術式は患者の臍部 1 箇所だけにメスをいれ、そこに専用のポー

トを装着し，そのポートに専用の鉗子 2 本と腹腔鏡を挿入し腹腔鏡下手術を行う術式である．SPS では，患者の臍部 1 箇所のみメスを入れるために手術痕が臍と一体化し，患者の体に手術痕が残らなく美容性が高い．また，術後の癒着による合併症が少なくなる[17]．

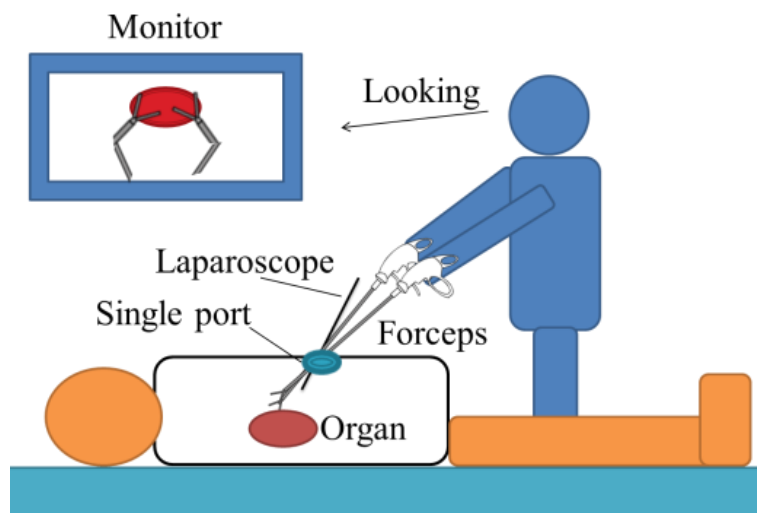


Fig.2-2 Single-Port Surgery (SPS)

#### 2-2-2 多孔式腹腔鏡下手術と SPS の違い

Fig.2-3 に通常の腹腔鏡下手術（多孔式腹腔鏡下手術）と SPS の違いを示す．通常の腹腔鏡下手術では手術対象の臓器に鉗子が直線的に向かうように患者の体に孔を開けるため，鉗子を屈曲させる必要がないが，SPS は臍部 1 箇所の単一孔から鉗子を交差して挿入するために，鉗子の先端が手術対象の臓器に向かない．そのため先端を屈曲させて手術対象の臓器に鉗子先端を向ける必要がある．しかし，鉗子を交差して体内に挿入するために術者の手元の鉗子の動きが内視鏡からの映像の鉗子の動きが逆になるという問題がある．

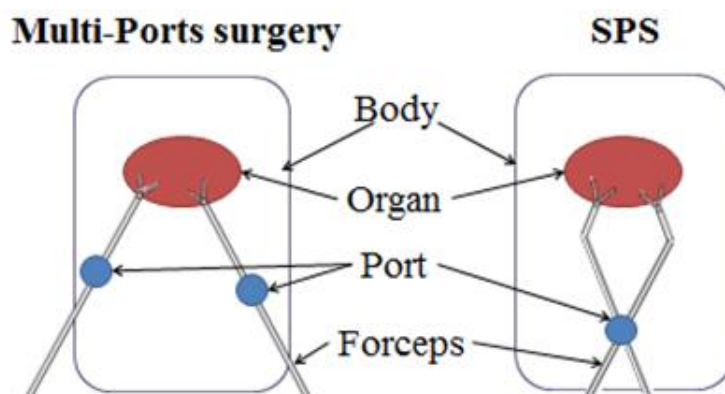


Fig.2-3 Difference between multi-ports surgery and SPS

## 第3章 研究環境

本研究では、文献[16]にて開発された SPS 用鉗子マニピュレータと文献[18]にて開発された SPS 支援用ロボットアームをスレイブデバイス、7 自由度力覚デバイス Omega.7 をマスターデバイスとしたマスタースレイブ制御系による力覚フィードバックシステムの開発を目的としている。そこで、本章では研究に用いた装置及びソフトウェアについて述べる。

### 3-1 マスターデバイス

本研究ではマスターデバイスとして Force Dimension 社製の Omega.7 を用いた。Omega.7 は 7 自由度力覚デバイスであり軽量アルミフレームと基部に 7 つのエンコーダ及び 4 つのモータを搭載している。また、パラレルリンク機構を有しており、慣性を最小限に抑えた滑らかな動作と強固な剛性、耐久性を有している。Omega.7 の概観と動作方向を Fig.3-1 に示す。

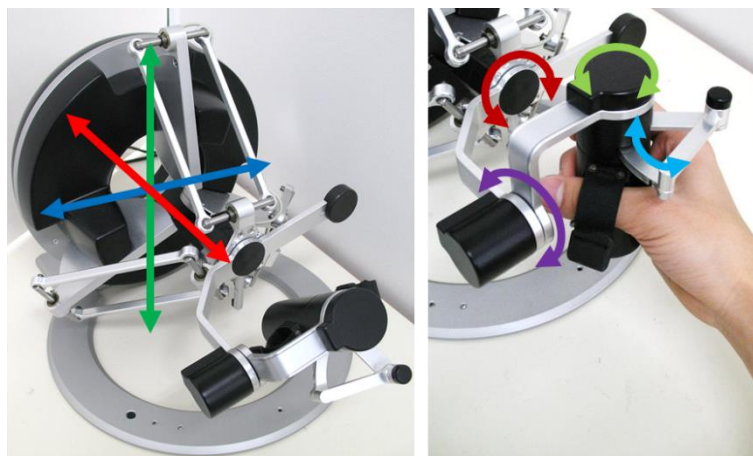


Fig.3-1 Omega.7

Omega.7 は 1 自由度の把持操作、3 軸の並進操作、3 軸の回転操作からなる 7 つの自由度での動作が可能である。Fig3-1 に示す矢印が各自由度の動作方向であり、並進操作と把持操作の軸方向に関しては最大 12N の力覚提示が可能である。操作の簡便性のため、リファレンスポイントによる簡単なキャリブレーション、自動重力補償によるエンドエフェクタの姿勢保持、過度の操作が加えられた際の力覚の自動切断といった機能が搭載されている。また、本研究では Omega.7 の制御プログラムをメーカーから提供されたサンプルプログラムを基に C++ 言語で作成し、使用した。

## 3-2 スレイブデバイス

### 3-2-1 SPS 用鉗子マニピュレータ

本研究では、市販の SPS 用鉗子を改造することにより、市販の SPS 用鉗子と同様に、鉗子先端部の回転、把持の開閉、先端部の屈曲を操作できる SPS 用の鉗子マニピュレータ[16]をスレイブデバイスとして用いている。Fig.3-2 に SPS 用鉗子マニピュレータの全景、Fig.3-3 に SPS 用鉗子マニピュレータの CAD 図を示す。

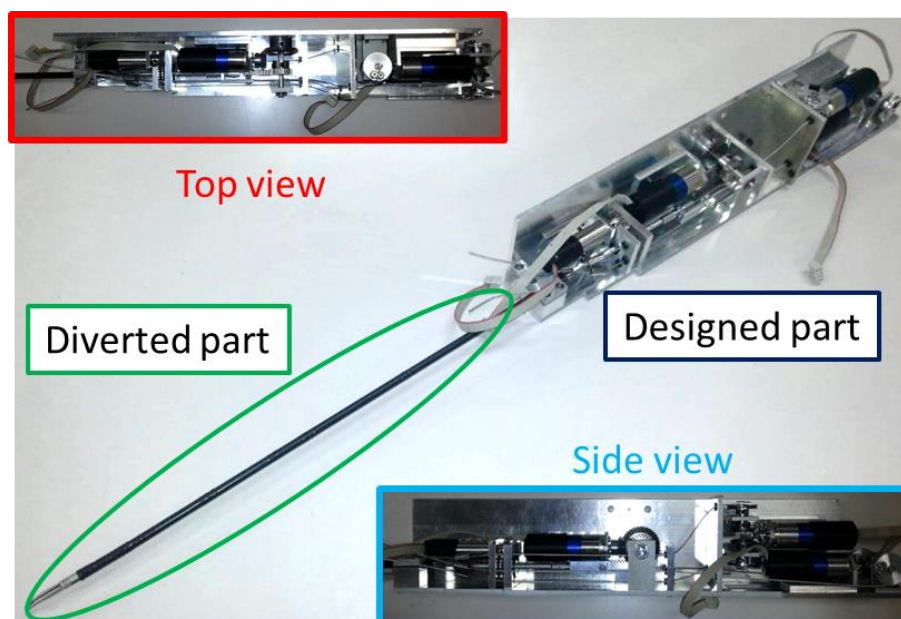


Fig.3-2 Overview of forceps manipulator for SPS

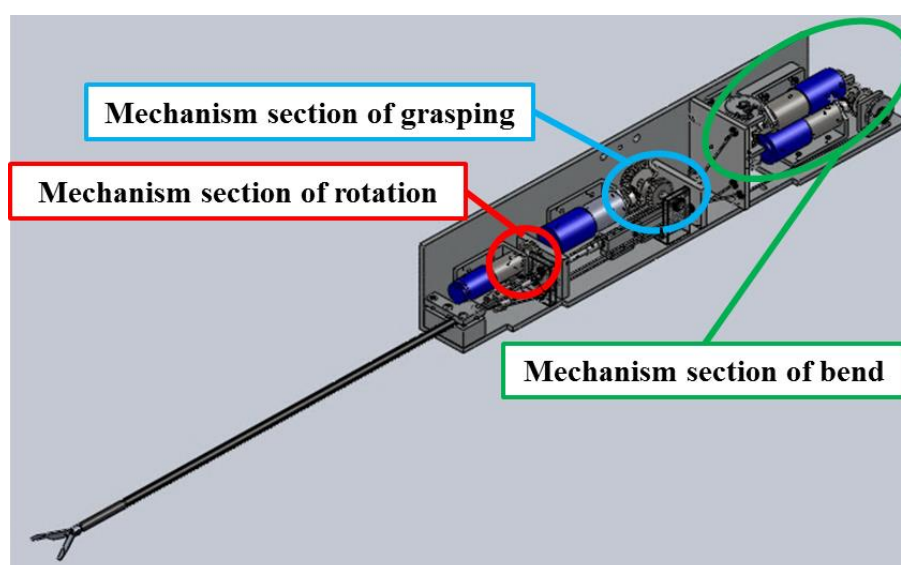


Fig.3-3 CAD model of SPS forceps manipulator

鉗子の先端部からロッド部までは、市販の SPS 用の鉗子 (COVIDIEN 社, SILS Dissector) の一部分を流用し、改造することで鉗子マニピュレータを開発した。

改造した市販の SPS 用鉗子において、鉗子先端部の回転動作は鉗子ロッドの内部にある二層になっている軸の外側の軸を回転させることにより行う仕組みになっている。よって、モータの回転を鉗子ロッド内部の二層軸の外側の軸に平歯車を介して直接伝えることで実現している。尚、改造する際にロッド内部の軸径が小さかったため、中空軸を用いて軸径を大きくして平歯車にはめてある。Fig.3-4 に鉗子先端の回転動作の機構概要を示す。

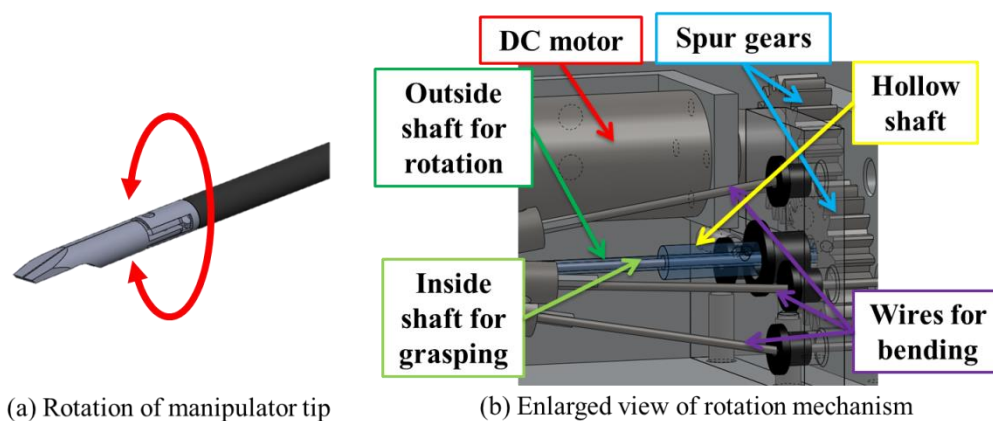


Fig.3-4 Drive mechanism of rotation motion

また、鉗子先端部の把持開閉は、鉗子ロッドの内部にある軸の押し引きにより行う仕組みになっている。よって、ラックアンドピニオン機構を用いてモータの回転運動を直線運動に変換し、ワイヤーの押し引きを行うことで把持開閉動作を実現している。Fig.3-5 に鉗子先端の把持動作の機構概要を示す。

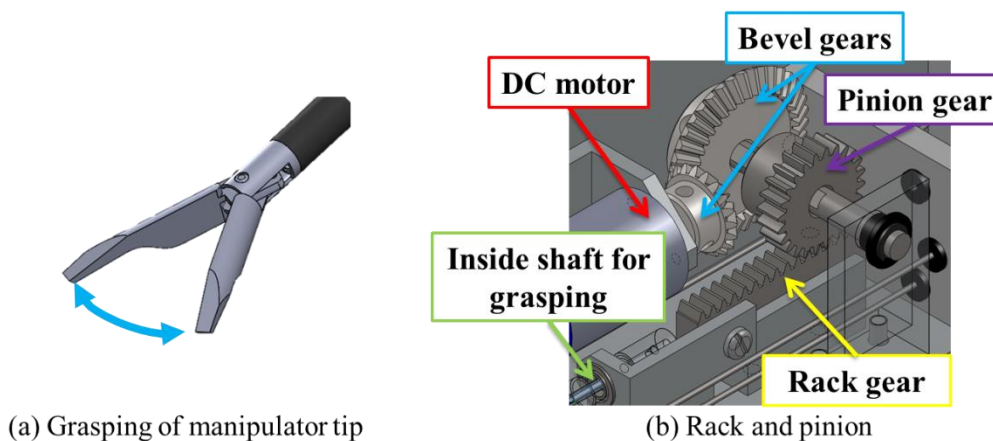


Fig.3-5 Drive mechanism of grasping motion

SPS では、鉗子が挿入されている臍（挿入孔）を境に左右の鉗子が交差するため、市販の SPS 用鉗子は腹腔内において、鉗子先端が上下左右（全方向）に屈曲して操作が行えるようになっている。改造に利用した鉗子では、把持開閉部の末端からロッドの端まで 4 本のワイヤーが配置されており、それぞれの方角に対応するワイヤー引くことで屈曲動作を実現している。Fig.3-6 に改造した市販の SPS 用鉗子内部の簡易図を示す。

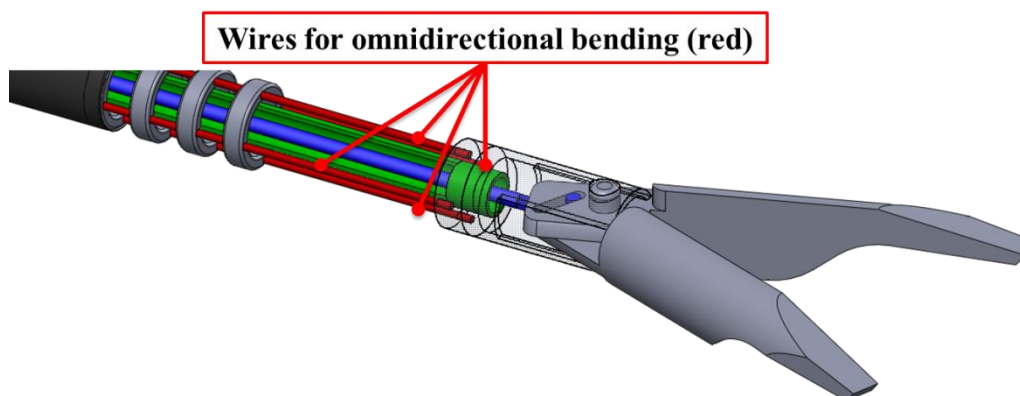


Fig.3-6 Wire assignment for bending in SPS forceps

屈曲動作をモータ駆動に行うために、かさ歯車とプーリーにより 4 本のワイヤーを巻き上げてワイヤーをそれぞれ引く機構が用いられている。この機構は向かい合う 2 個のかさ歯車が互いに逆回転するのを利用して、片方のプーリーでワイヤーを巻き取り、もう片方のプーリーはワイヤーを緩める機構である。そして、鉗子先端の屈曲動作は 2 自由度のため、この機構とモータをそれぞれ 2 個用いて屈曲を実現されている。Fig.3-7 に鉗子先端の屈曲機構を示す。

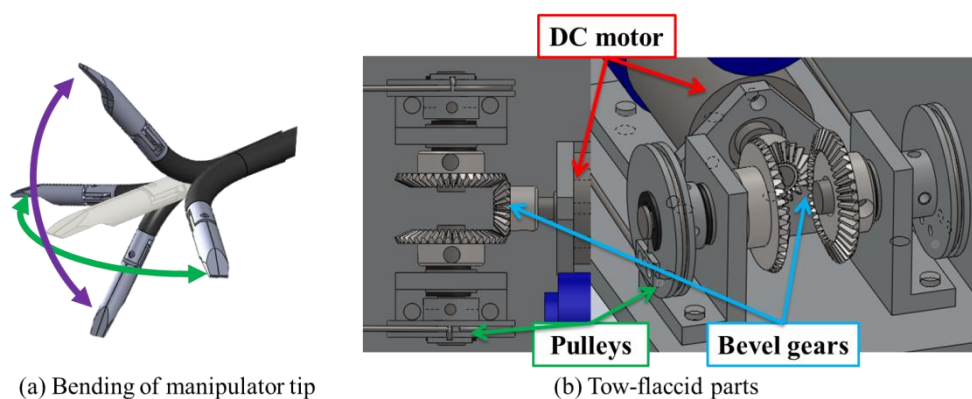


Fig.3-7 Drive mechanism of bending motion

### 3-2-2 SPS 用ロボットアーム

前節で紹介した SPS 用鉗子マニピュレータ単体では手術支援ロボットとして使用できないため、Fig.3-8 に示す、文献[18]で開発された SPS 支援用ロボットアームに搭載する。このロボットアームは、SPS においてローテーション配置[19]と呼ばれる新しい術具配置を実現できるよう考慮して設計されたものである。Fig.3-8 に示すように、モータ駆動により、搭載する SPS 用鉗子マニピュレータを Yaw, Pitch, Translation の 3 自由度で動かすことが可能である。

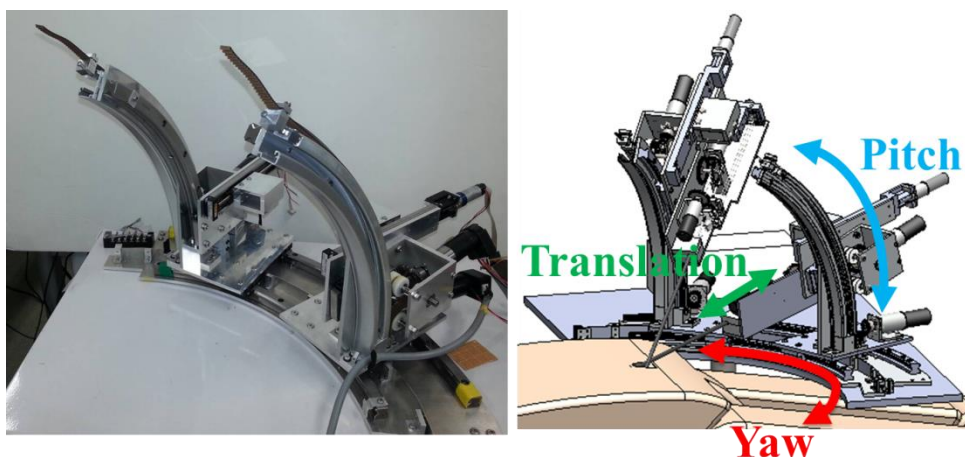


Fig.3-8 Robot arms for SPS

### 3-3 MATLAB / Simulink

MATLAB は科学・工学の分野の様々な数値解析やデータ解析、シミュレーション、可視化のための統合環境を提供する開発ソフトウェアである。プログラム言語には、C 言語に代表されるコンパイラ型と Basic 言語に代表されるインタプリタ型が存在するが、MATLAB は後者のインタプリタ型のプログラミング言語である。そもそもコンパイラ型とインタプリタ型の大きな違いは、プログラミングを記述したファイル(ソースコード)を一括して機械語に変換した後実行するか、逐次変換し実行しながら行うかである。一般にコンパイラ型の方が既に変換された機械語を実行するために高速に実行することができる。反面、一括で変換されるために内容の変更が容易でない等の欠点がある。対してインタプリタ型は、逐次命令を変換しながら実行されるためコンパイラ型よりも実行速度におとる反面、プログラムを部分単位で実行可能なことから容易にプログラミングを実行・変更することができる利点がある。近年は機械性能が向上しており、また MATLAB は C 言語がエンジンとなっているため、インタプリタ言語としては比較的早い処理が可能である。また MATLAB は配列宣言を行うことなく行列計算を容易に行う事ができるため、行列計算を多用する制御や信号処理に適応し易い。その他の数学的算術も各種関数を用いることで容易



に行うことができる。

MATLAB がプログラミング言語であるのに対し、Simulink ではブロック線図を用いてシステムを構築するソフトウェアである。Simulink は MATLAB のプロダクトファミリーの一つであり、MATLAB と密な連携が可能である。論理演算や算術演算、伝達関数のブロックを組み合わせることで、数学モデルのシミュレーションや信号処理など様々な環境を構築できる。また既存のブロックだけでなく、MATLAB で記載したプログラミングや C 言語、Fortran、Basic 言語といったプログラムを組み込むことができる。例として Fig.3-9 に Simulink で作成した SPS 用鉗子マニピュレータの制御プログラム、Fig.3-10 に SPS 用ロボットアームの制御プログラムの図を示す。

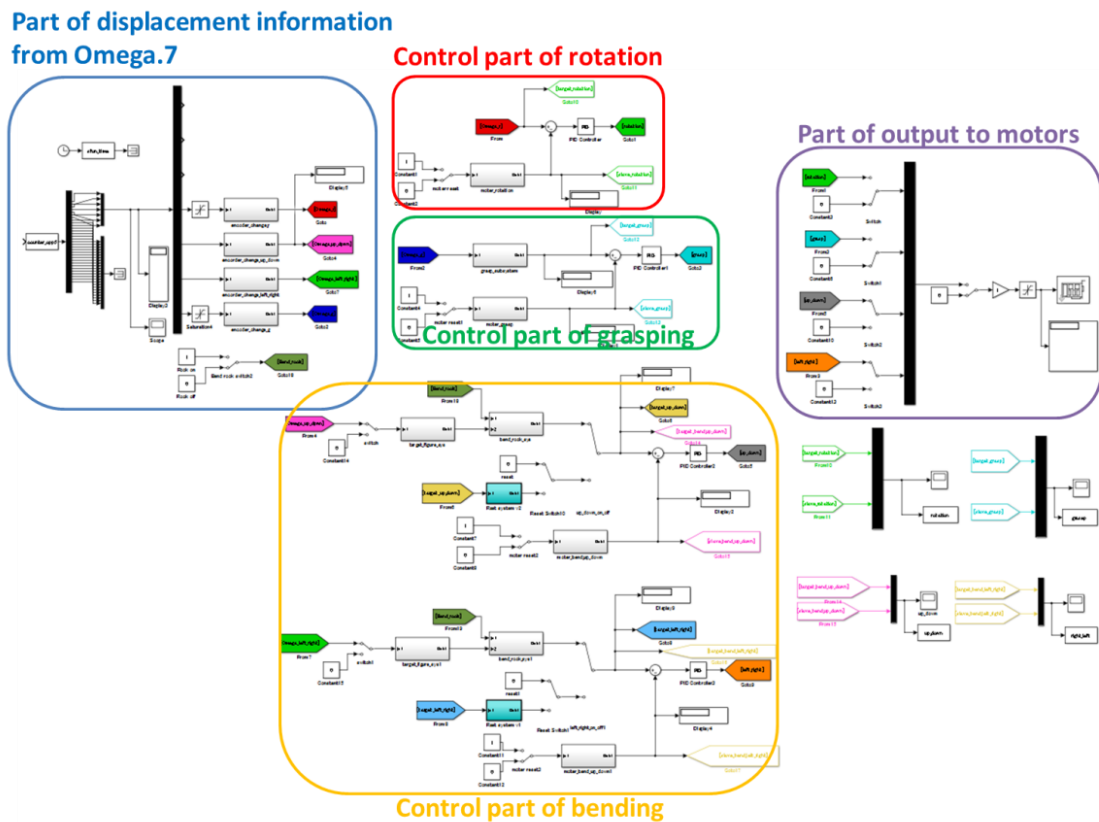


Fig.3-9 Position control program for forceps manipulator

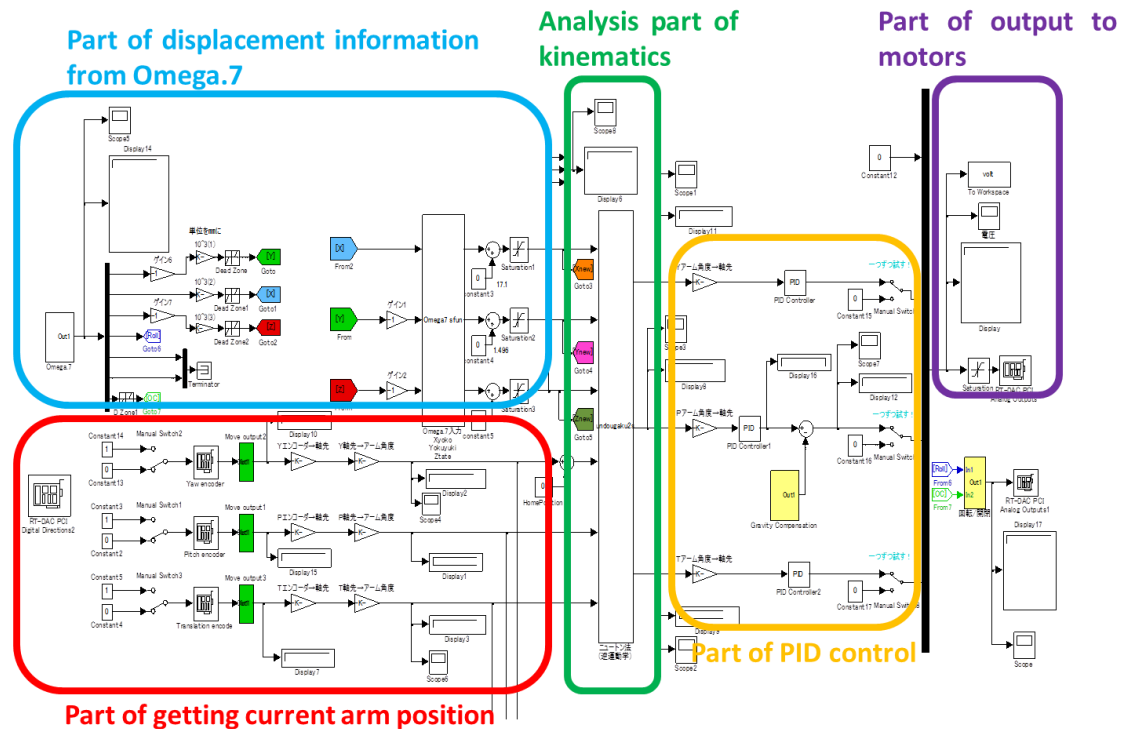


Fig.3-10 Position control program for robot arm

### 3-4 スレイブデバイスの位置制御

#### 3-4-1 マスタスレイブ制御

文献[16], [18]で開発された SPS 用鉗子マニピュレータと SPS 用ロボットアームはマスタスレイブ制御により遠隔で操作することが可能である。マスタスレイブシステムとは、マスター(Master: 主人)とスレイブ(Slave: 奴隷)が語源となっており、マスターの動きと同じようにスレイブを動かす制御方式である。

マスターデバイスである Omega.7 のエンコーダから得られた値が、入力値として C++で記述された Omega.7 の制御プログラムに送られる。次に共有メモリを介して位置情報が MATLAB/Simulink で記述された SPS 用ロボット (SPS 用鉗子マニピュレータと SPS 用ロボットアーム) の制御プログラムに送られる。そして、SPS 用ロボットの制御プログラムによって、入力値に応じた出力が SPS 用ロボットの駆動モータに与えられ、SPS 用ロボットが任意の動作を行う。尚、本研究において、各動作を行うモータ制御用のインターフェースボードには INTECO 社製デジタルコントローラ PCI04 を使い、モータアンプには QUANSER 社製 VoltPAQ-X4 を用いる。Fig.3-11 に SPS 用ロボットの制御を行う上で構築された位置制御におけるマスタスレイブ制御の概要図を示す。

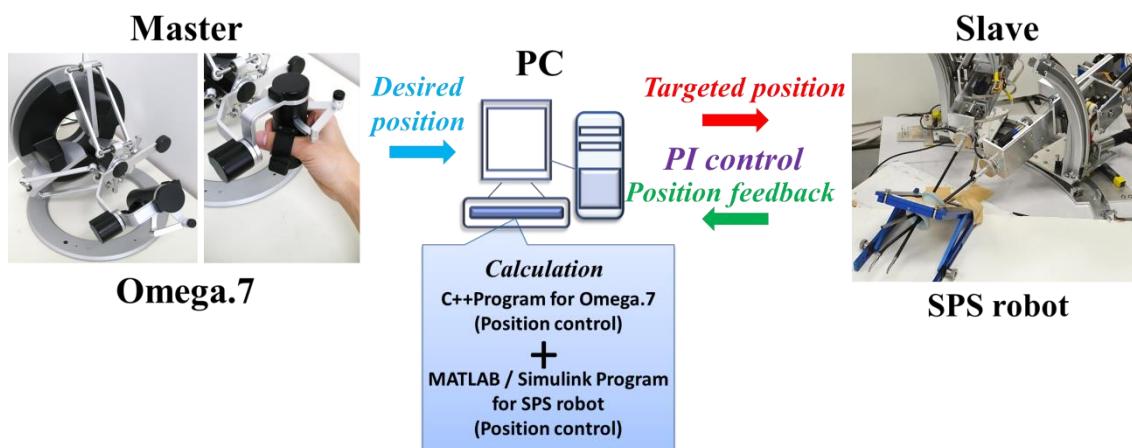


Fig.3-11 Master slave system of position control

### 3-4-2 SPS 用鉗子マニピュレータの位置制御

SPS 用鉗子マニピュレータをスレイブデバイス、入力装置 Omega.7 をマスターデバイスとし、マスタースレイブ制御を行う。制御器には PI コントローラーを用いた。Omega.7 と鉗子マニピュレータの動作の対応として、Omega.7 の人差し指で操作する軸に把持開閉動作、上腕軸の回転に相当する操作軸に鉗子先端の回転、手首の上下方向の回転軸に上下方向の屈曲動作、手首の左右方向の回転軸に左右方向の屈曲動作をそれぞれ対応させた。Fig.3-12 に Omega.7 操作部と鉗子マニピュレータ動作部の対応を示す。

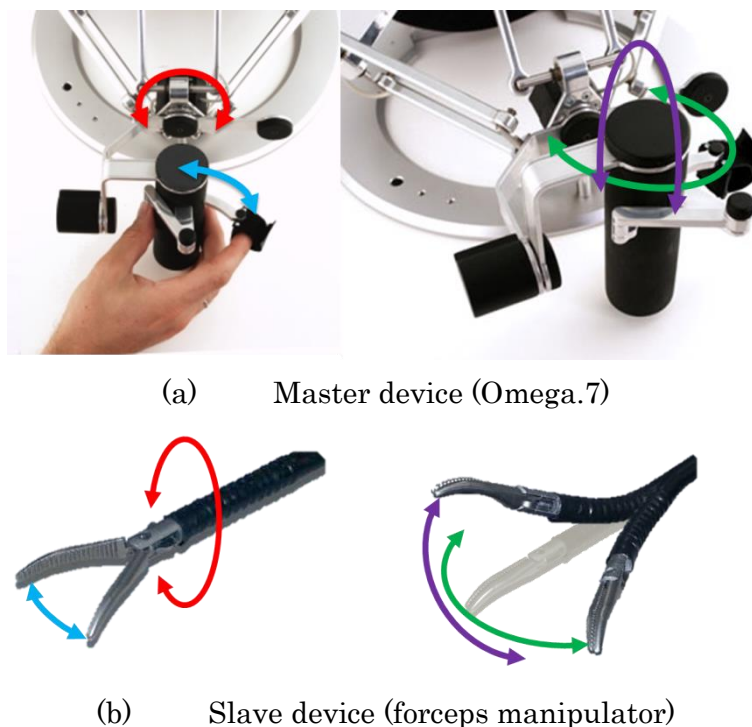


Fig.3-12 Manipulations of Omega.7 and forceps manipulator

### 3-4-3 SPS 用ロボットの鉗子先端の位置制御

SPS では、鉗子の操作部と腹腔鏡からの映像を通して見る鉗子先端の左右が逆転する。したがって、マスタースレイブ制御方式による SPS 用ロボットの鉗子先端の位置制御では、スレイブデバイスである SPS 用ロボットとマスターデバイスである Omega.7 の左右を置き換えることでこの SPS における逆転をこの SPS 用ロボットでは解決されている。また、SPS 用ロボットを直観的に操作できるようにするため、逆運動学に基づく位置制御が可能になっている。Fig.3-13 に Omega.7 操作部と SPS 用ロボット鉗子先端の移動動作の対応を示す。

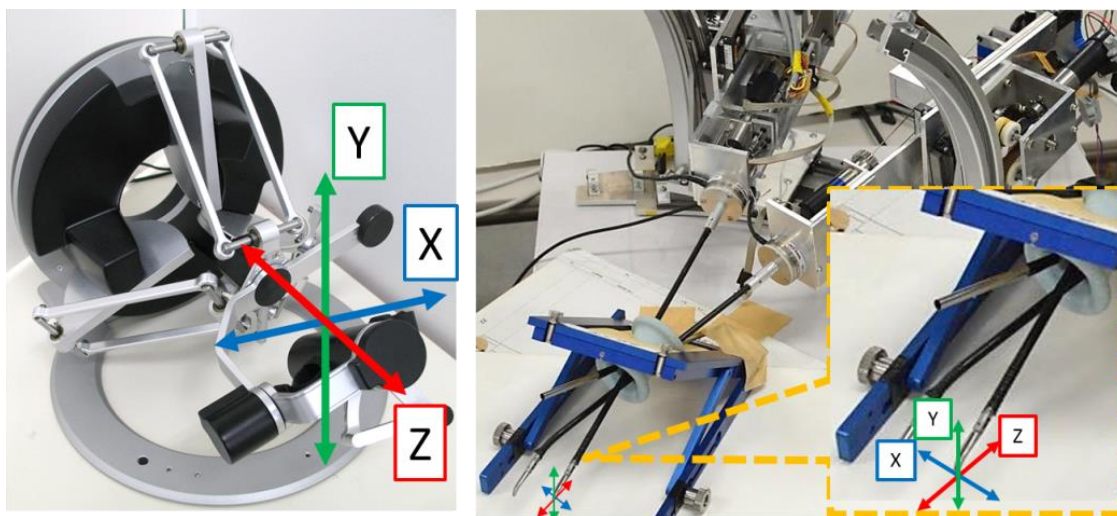


Fig.3-13 Manipulation of Omega.7 and tip position of SPS robot

## 第4章 力覚フィードバック

### 4-1 手術支援ロボットにおける力覚フィードバック

現在，実用化されている手術支援ロボットには力覚フィードバック機能すなわち，鉗子マニピュレータ先端部で何か物を持っている，または触れている感覚を操縦者に伝える機能がない．そして，この機能がないために臓器を損傷するなどの医療事故も報告されており[20]，手術支援ロボット開発における課題の一つになっている．腹腔鏡下手術や SPS 用の手術支援ロボットにおいてロボット操作者にフィードバックされることが望ましい力覚としては，鉗子先端の把持部で臓器や体組織を掴んだ際の把持力，鉗子先端部で臓器や体組織に触れた際の接触力，鉗子で臓器や体組織を圧排した際の鉗子軸部にかかる力が挙げられる．Fig.4-1 に手術支援ロボットにおいてロボット操作者にフィードバックされることが望ましい力覚を示す．

把持力に関する力覚フィードバックは，既に文献[21]が報告しているため，本研究では鉗子先端部および鉗子軸部にかかる力の力覚フィードバックに着目する．

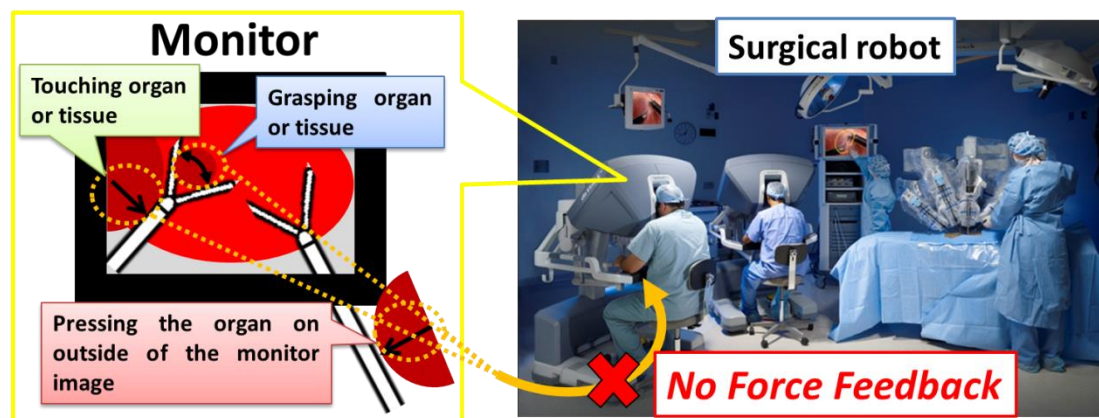


Fig.4-1 Desirable feedback forces in laparoscopic surgery or SPS with a surgical robot

### 4-2 鉗子先端部および鉗子軸部にかかる力の力覚フィードバック

文献[16]で開発された SPS 用鉗子マニピュレータの軸部の根元に ATI 社製の 6 軸力覚センサー Mini40 を取り付け (Fig.4-2 右)，鉗子先端部または鉗子軸部にかかる外力を検出し，力覚提示機能付入力デバイス Omega.7 を介して，ロボット操作者に力覚提示する．これにより，鉗子マニピュレータが受けた力を操作者に伝達して力覚フィードバックを実現する．

Fig.4-2 に鉗子における力のセンシングと Omega.7 への力覚フィードバックの対応を示す。鉗子軸に掛かる 3 軸の外力を Omega.7 の平行 3 軸に実現する。

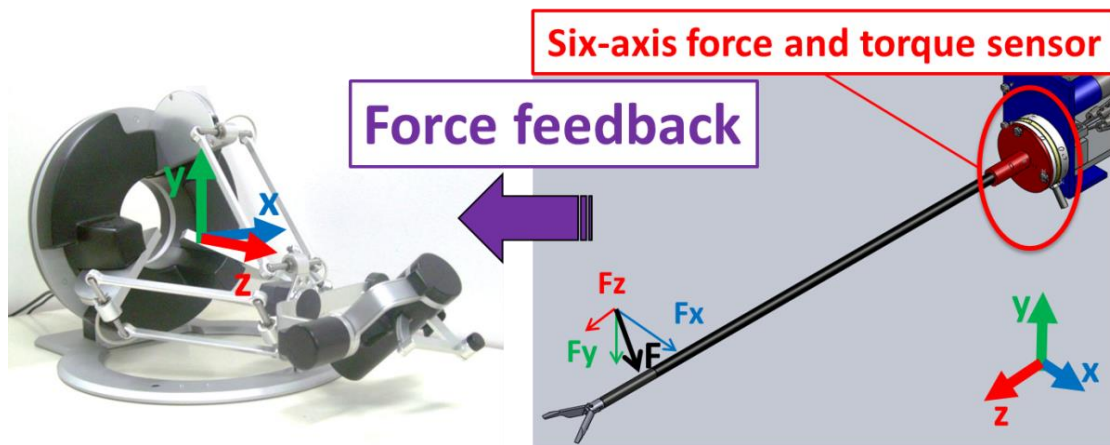
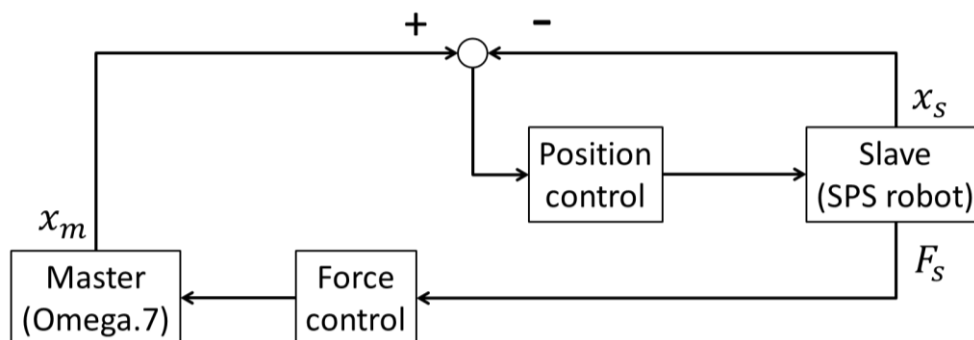


Fig.4-2 Force sensing and its realization in Omega.7

#### 4-3 バイラテラル制御

力覚フィードバックを可能とするためにマスターとスレイブ間でバイラテラル制御を行う。バイラテラル制御とは、マスターとスレイブ間で位置および力の状態を同時に一致させる制御のことである。マスターデバイスからの位置情報よりスレイブデバイスの位置制御を行い、スレイブデバイスからの力情報によりマスターデバイスの力制御を行うことにより操作者への力覚提示が可能になる。バイラテラル制御を用いることで操作者はスレイブデバイスに加わる外力を感じる事ができる。つまり、本研究においては、ロボット操作者が実際に鉗子を手を持ち SPS を行う時と同じように、臓器や体組織に触れている感覚を得ることができる。

本研究で使用するマスターデバイス Omega.7 には力覚センサーが搭載されておらず、マスター側にかかる力を直接測定することはできないが、プログラミングにより平行 3 軸に任意の力を出力（力覚提示）できる。したがって、数あるバイラテラル制御の方式の中で「力逆送型」方式の制御系を構築した。力逆送型バイラテラル制御ではスレイブ側である SPS 用ロボット（SPS 用鉗子マニピュレータ）はマスターとスレイブの位置変位から位置制御を行い、マスター側（Omega.7）は 6 軸力覚センサーで検出された外力（反力）から制御され、スレイブ側の反力によりマスター側の操作が重くなり、操作者は力覚を感じる事ができる。Fig.4-3 に力逆送型バイラテラル制御のシステムを示す。また、Fig.4-4 に本研究における力逆送型バイラテラル制御の概要図を示す。



$x_m$ : Position information of master     $x_s$ : Position information of slave  
 $F_s$ : Force information of slave

Fig.4-3 Force reflecting type bilateral control

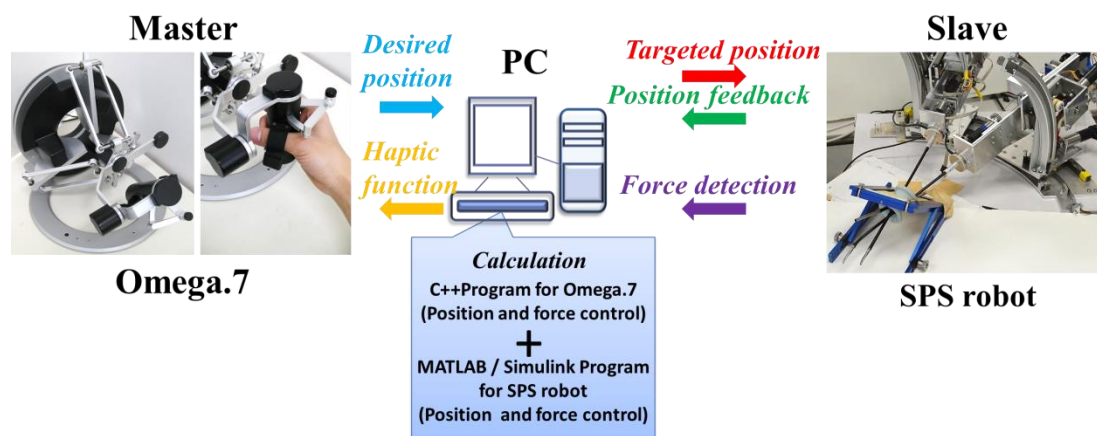


Fig.4-4 Force reflecting type bilateral control in this study

#### 4-4 6軸力覚センサーMini40の取付け

##### 4-4-1 6軸力覚センサー

Fig.4-5にATI社製の6軸力覚センサーMini40の全体図とセンサーで測定できる力とトルク方向を示す。このセンサーは内蔵された歪ゲージにより、センサー測定部に取付けた起歪体にかかる直行3方向の力とそれぞれの軸方向の回転トルクを検出することができる。

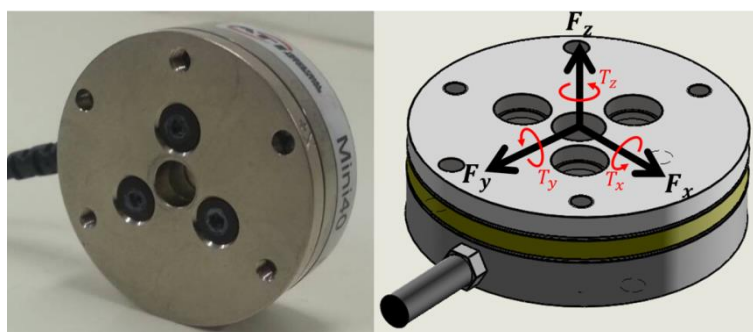


Fig.4-5 Mini40 and measurable force and torque

この6軸力覚センサーMini40により検出した電圧値（6行1列）にセンサー一つ一つに決められた6行6列の変換行列をかけることでそれぞれの方向の力とトルク  $[F_x F_y F_z T_x T_y T_z]^T$  を算出することができる。

#### 4-4-2 センサーの取付け方法

文献[22]では、6軸力覚センサーを鉗子先端に取り付けているが、Mini40は円筒の中心が中空になっているため、そこに鉗子の軸を通して軸の根元部分に取り付けることができる。よって、患者の体内に電氣的センサーを入れずに鉗子先端部または軸部に掛かる外力を検出することができる。Fig.4-6に6軸力覚センサーを鉗子マニピュレータに取り付けたモデルを示す。フランジが付いている円筒状の部品（赤）の中に鉗子の軸を通してMini40の測定部表面に取り付ける。Mini40はアングル状の部品（青）と板状の部品（紫）により鉗子軸の根元部分で鉗子マニピュレータに固定した。そして、止めネジにより鉗子の軸とフランジが付いている円筒状の部品を固定する。

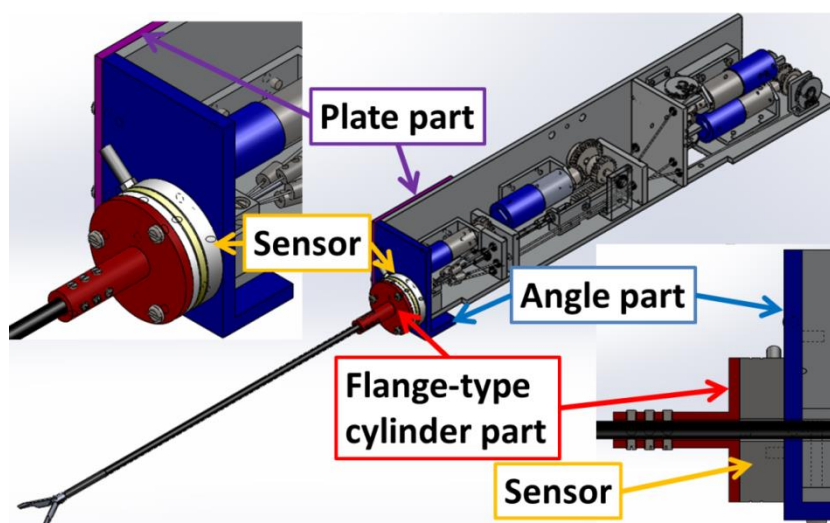


Fig.4-6 Attachment of six-axis force and torque sensor



#### 4-5 6軸力覚センサーを用いた力覚検出

6軸力覚センサーを用いて、実際に鉗子先端部、鉗子軸部にかかる力を検出できるかを検証した。尚、6軸力覚センサーとPCのインターフェースボードはINTECO社製のデジタルコントローラPCI04を用いた。鉗子先端部を横方向( $x$ 方向  $F_x$ )、縦方向( $y$ 方向  $F_y$ )、奥行き方向( $z$ 方向  $F_z$ )それぞれに指で数回力をかけた。Fig.4-7, Fig.4-8, Fig.4-9にそれぞれの方向の検出結果を示す。

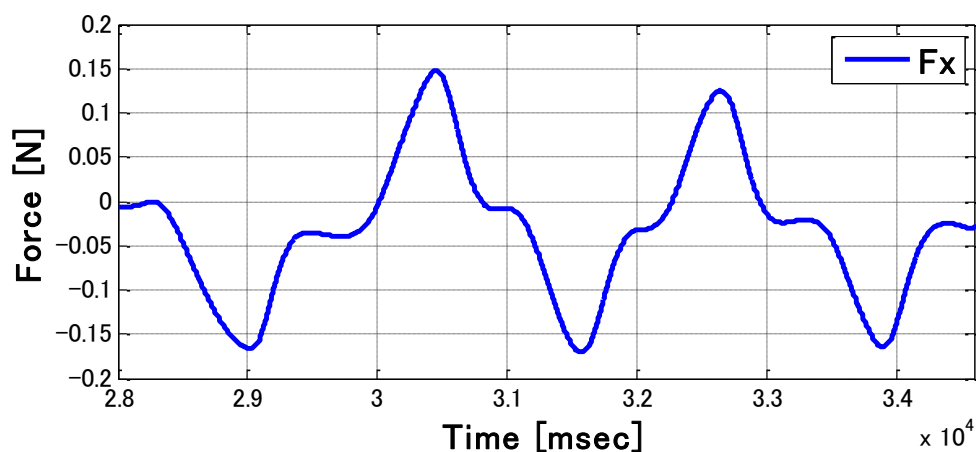


Fig.4-7 Force sensing in  $x$  direction

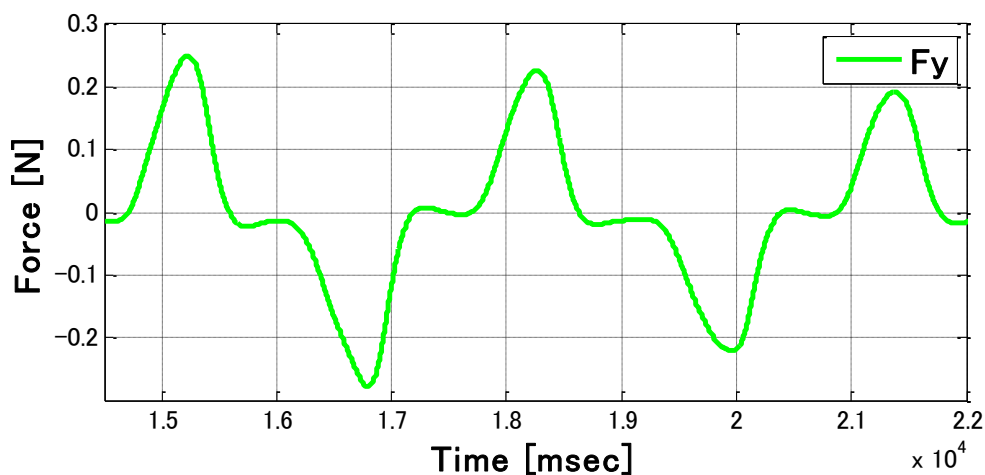


Fig.4-8 Force sensing in  $y$  direction

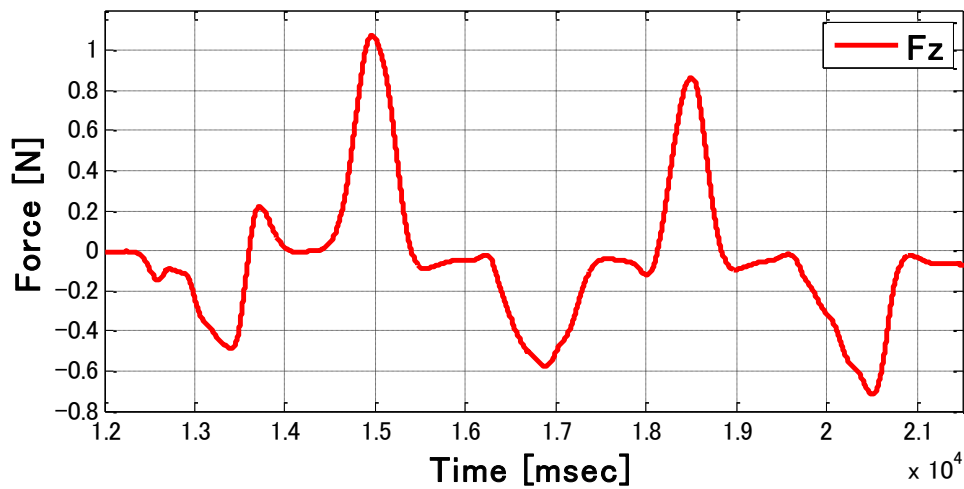


Fig.4-9 Force sensing in  $z$  direction

Fig.4-7, Fig.4-8, Fig.4-9 より,  $F_x$ ,  $F_y$ は安定して鉗子にかかる力を検出できた. しかし,  $F_z$ に関しては, 鉗子先端の金属の把持部分に力をかけたときはある程度安定して力を検出できたが, 黒い被膜で覆われている軸の中腹部分に力をかけたときは正しく力を検出できなかった. これは, センサーの取付けにおいて, 6 軸力覚センサーの取付け部品と鉗子の軸が止めネジのみで固定されているため, 鉗子奥行き方向の力が加かった際にずれが生じ, 力が検出しにくいためと考えられる. また, 一旦外力をかけてから無負荷状態に戻した時, センサーの値が 0 に戻らないこと (ヒステリシス) が  $F_x$ ,  $F_y$ ,  $F_z$ いずれにも見られた. そのため, ロボット操作者が任意の時に零点補正が行えるシステムを Simulink で構築して力覚フィードバックのシステムに搭載した.

## 第5章 力覚のスケーリング

### 5-1 力のスケーリング (x 方向, y 方向)

本節では、6 軸力覚センサーで安定して検出できた  $F_x$ ,  $F_y$  を対象とする。  $F_x$ ,  $F_y$  の値をそのまま Omega.7 を介してロボット操作者に力覚提示したが、6 軸力覚センサーで検出した値が小さいため、操作者が力覚をうまく認識できなかった。そこで、6 軸力覚センサーにより検出した  $F_x$ ,  $F_y$  の値を操作者が力覚を認識できる値の大きさに大きく (スケーリング) して Omega.7 で実現する。

センサーで検出した値を大きな値で定数倍すればセンサーで検出する値が小さくても操作者が力覚を認識することができるが、ロボット操作者にフィードバックされる力覚が強くなり過ぎてしまうことやノイズまで増幅されて、ロボット操作者の手術動作に悪影響を与える可能性がある。したがって、手術動作に悪影響を与えず、尚且つ小さなセンサー検出値でもロボット操作者が認識できるように力覚をスケーリングする必要がある。

そこで、梁理論を用いて鉗子軸部に掛かった外力による鉗子軸のたわみの量を算出し、さらに外力による鉗子先端のダイナミクスを用いることで、鉗子先端部または鉗子軸部に触れた時の小さなセンサー検出値をスケーリングする方法を考案した。これにより、センサーの検出値を定数倍するよりも検出値を早く大きくでき、尚且つ手術動作に悪影響を与えるほど値が大きくなることはないスケーリングが可能になる。

まず、鉗子マニピュレータの軸部を改造前の市販の SPS 用鉗子部分である円筒状のステンレス (SUS316L) 部品と 6 軸力覚センサーを鉗子マニピュレータに取付けている円筒状のアルミ (A5052) 部品に分けて考える。そして、鉗子軸部のステンレス部品と円筒状のアルミ部品を固定しているネジの部分とセンサーを取付けている部分を固定端とすることで、2 つの片持ち梁が連なっていると考えた。尚、本研究では梁の先端部にのみ集中荷重が掛かると仮定した。

Fig.5-1 に鉗子マニピュレータの軸部を片持ち梁と考えたモデルを示す。また、この梁の断面形状は中空円のため、 $x$ - $z$  平面における  $x$  方向のたわみと  $y$ - $z$  平面における  $y$  方向のたわみは同様に考えることができる。

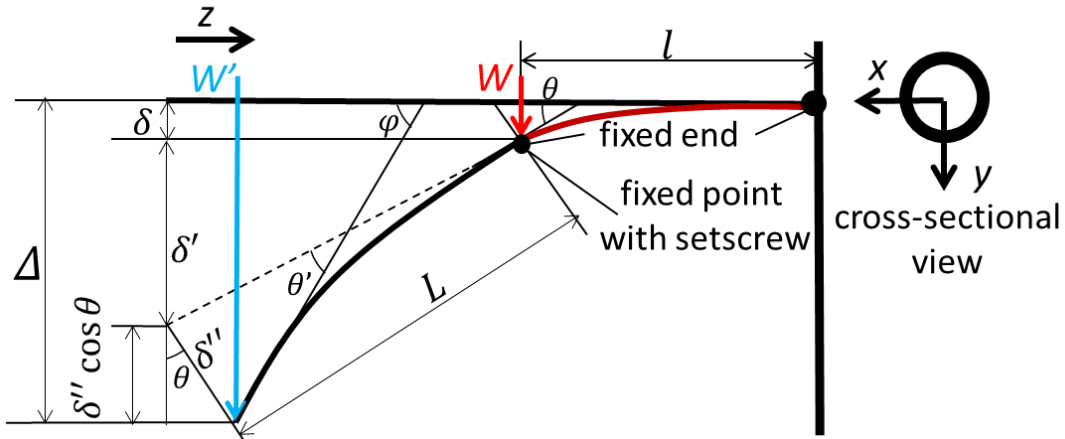


Fig.6-1 Cascade cantilever beam model of shaft of forceps manipulator

Fig.5-1 において、 $W$ を6軸力覚センサーで検出した値 ( $F_x$ もしくは $F_y$ ) とする。梁のいずれの断面でもかかる荷重は一定値のため、 $W$ と $W'$ には次の関係式が成り立つ。

$$F_i = W = W' \quad (i = x, y) \quad (1)$$

まず、力覚センサーを取付けているアルミ部品上の固定端（止めネジで固定している点）から固定端の距離を $l$ 、アルミ部品 (A5052) の縦弾性係数を $E_{Al}$ 、断面二次モーメントを $I_{zp}$ とし、円筒状であるアルミ部品のたわみ角 $\theta$ とたわみ $\delta$ を式(2)、(3)により導出する。尚、本研究において、 $l$ の値は20.75mm、 $E_{Al}$ の値は70.6GPa、 $I_{zp}$ の値は円筒状であるアルミ部品の内径 $d_{Al1}$ を5.9mm、外径 $d_{Al2}$ を10mmとして $\pi/64 (d_{Al2}^4 - d_{Al1}^4)$ より算出した値を使用した。

$$\theta = -\frac{W'l^2}{2E_{Al}I_{zp}} \quad (2)$$

$$\delta = \frac{W'l^3}{3E_{Al}I_{zp}} \quad (3)$$

また、アルミ部品上の固定端（止めネジで固定している点）から鉗子の先端部までの距離を $L$ とし、 $\delta'$ を式(4)により導出する。本研究では、 $L$ の値は238.75mmを用いた。

$$\delta' = L \sin \theta \quad (4)$$

さらに、改造前の市販のSPS用鉗子の軸部分である円筒状のステンレス (SUS316L) 部

品の縦弾性係数を $E_f$ 、断面二次モーメントを $I_{zf}$ とし、たわみ角 $\theta'$ とたわみ $\delta''$ を式(5)、(6)により導出する。尚、本研究において、 $E_f$ の値は 193GPa、 $I_{zf}$ の値は市販の SPS 用鉛子の軸部分である円筒状のステンレス部品の内径 $d_{f1}$ を 3.9mm、外径 $d_{f2}$ を 4.7mm として  $\pi/64 (d_{f2}^4 - d_{f1}^4)$ より算出した値を使用した。

$$\theta' = -\frac{W'L^2}{2E_f I_{zf}} \quad (5)$$

$$\delta'' = \frac{W'L^3}{3E_f I_{zf}} \quad (6)$$

これより、Fig.5-1 の片持ち梁モデルのたわみ角 $\varphi$ 、たわみ $\Delta$ を式(7)、(8)により導出する。

$$\varphi = \theta + \theta' \quad (7)$$

$$\Delta = \delta + \delta' + \delta'' \cos \theta \quad (8)$$

次に、Fig.5-1 の片持ち梁の先端に質量 $m$ の質点があると仮定し、この質点が力 $f$ を受けた時の運動を、質点 $m$ にばね定数が異なる 2 つの直列に繋がっているばねとダンパからなる、ばね-ダンパ系の運動と考える。Fig.5-2 に Fig.5-1 の片持ち梁のばね-ダンパ系運動モデルを示す。

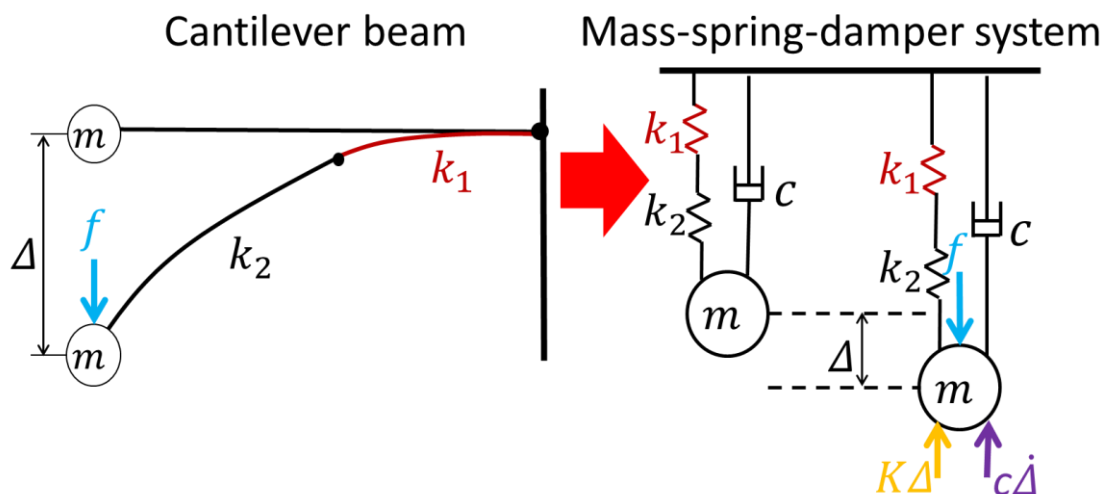


Fig.6-2 Mass-spring-damper model of cantilever beam

Fig.5-2 において、ばね定数（梁のこわさ） $k_1$ ,  $k_2$ は、アルミ部品（A5052）の縦弾性係数を $E_{Al}$ , 断面二次モーメントを $I_{zp}$ , 改造前の市販の SPS 用鉗子部分である円筒状のステンレス（SUS316L）部品の縦弾性係数を $E_f$ , 断面二次モーメントを $I_{zf}$ とすると、次式により算出される。尚、本研究において、 $E_{Al}$ の値は 70.6GPa,  $I_{zp}$ の値は円筒状であるアルミ部品の内径 $d_{Al1}$ を 5.9mm, 外径 $d_{Al2}$ を 10mm として $\pi/64 (d_{Al2}^4 - d_{Al1}^4)$ より算出した値,  $E_f$ の値は 193GPa,  $I_{zf}$ の値は市販の SPS 用鉗子の軸部分である円筒状のステンレス部品の内径 $d_{f1}$ を 3.9mm, 外径 $d_{f2}$ を 4.7mm として $\pi/64 (d_{f2}^4 - d_{f1}^4)$ より算出した値を使用した。

$$k_1 = \frac{3E_{Al}I_{zp}}{l^3}, \quad k_2 = \frac{3E_f I_{zf}}{L^3} \quad (9)$$

また、2つのばねは直列に繋がっているため、ばね定数 $k_1$ ,  $k_2$ の合成ばね定数 $K$ は次式により導出される。

$$K = \frac{k_1 k_2}{k_1 + k_2} = \frac{E_{Al} E_f I_{zp} I_{zf}}{E_{Al} I_{zp} L^3 + E_f I_{zf} l^3} \quad (10)$$

尚、Fig.5-2 のばね-ダンパ系のモデルは臨界減衰して振動しないと仮定し、減衰比を 1 とすると、ダンパの減衰係数 $c$ は次式で表せる。

$$c = 2\sqrt{mK} \quad (11)$$

Fig.5-2 のばね-ダンパ系の質点 $m$ の運動方程式は次式で与えられる。

$$f - K\Delta - c\dot{\Delta} = m\ddot{\Delta} \quad (12)$$

ここで、式(12)の運動方程式を SPS 用ロボットを操作するマスターデバイス Omega.7 に適用し、変位 $\Delta$ と質量 $m$ を Omega.7 の操作量（操作部の変位） $\lambda$ と、操作者の前腕の質量 $M$ にそれぞれ置き換えると、Omega.7 操作部の運動方程式は次式で与えられる。

$$F_{out:i} - K\lambda - C\dot{\lambda} = M\ddot{\lambda} \quad (i = x, y) \quad (13)$$

ただし、 $F_{out:x}$ と $F_{out:y}$ は Omega.7 が実現すべき力、 $C$ は減衰係数である。Fig.5-3 に

Fig.5-2 のばね-ダンパ系運動モデルを Omega.7 に適用したモデルを示す.

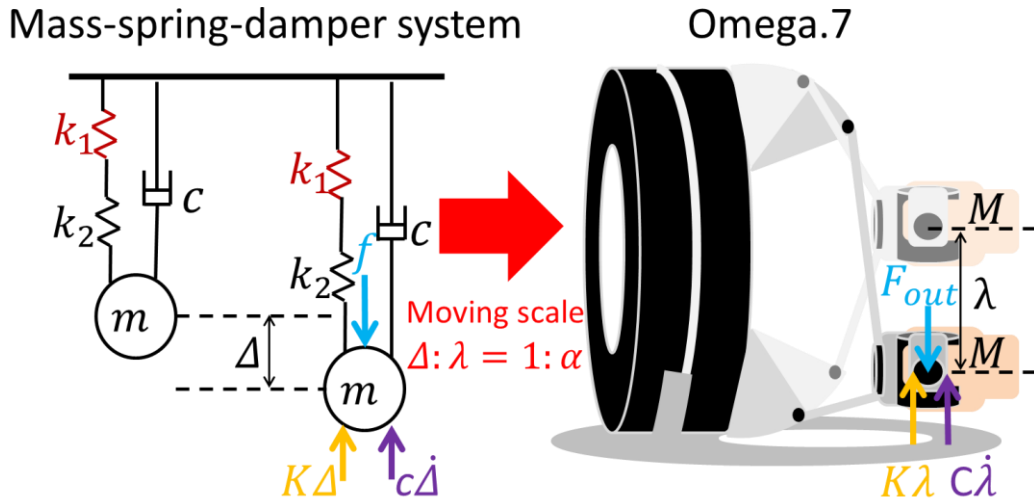


Fig.6-3 Application of mass-spring-damper model to Omega.7

式(13)の Omega.7 操作部の運動方程式において、式(11)と同様に臨界減衰して振動しないと仮定すると、減衰係数  $C$  は次式で表せる.

$$C = 2\sqrt{MK} \quad (14)$$

また、スレイブである鉗子マニピュレータ先端のロボットアームによる移動変位と、マスターである Omega.7 の操作量の割合 (SPS 用ロボットの位置制御倍率) を  $1:\alpha$  とすると、Omega.7 の操作部の変位  $\lambda$  は次式で表せる.

$$\lambda = \alpha\Delta \quad (15)$$

式(15)を式(13)に代入して、式(16)より Omega.7 が実現する力の値  $F_{out:x}$ ,  $F_{out:y}$  を導出する. 尚, Omega.7 には力覚提示をする際に重力補償を行う機能があるため, Omega.7 操作部の自重による影響は考慮していない.

$$F_{out:i} = M\alpha\ddot{\Delta} + C\alpha\dot{\Delta} + K\alpha\Delta \quad (i = x, y) \quad (16)$$

Fig.5-4 に式(1)–(16)を用いたスケーリングシステムのブロック線図を示す.

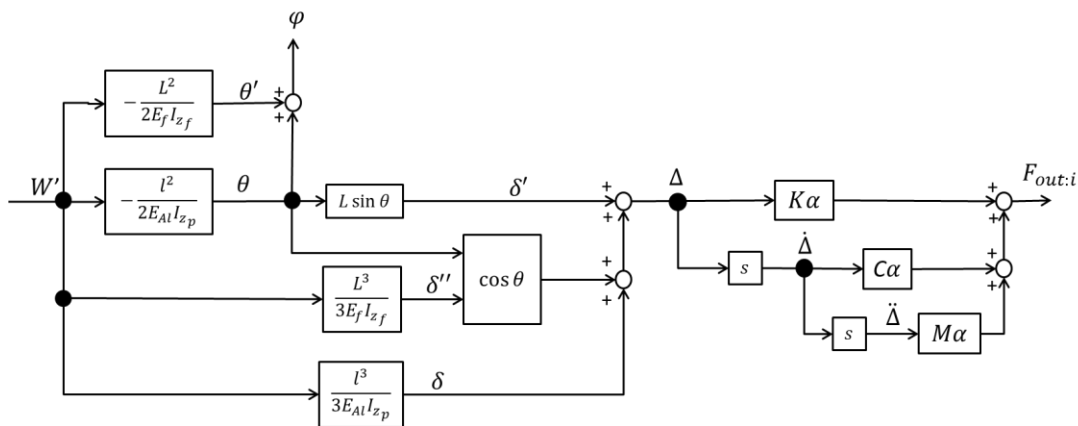


Fig.6-4 Block diagram of scaling system

## 5-2 Omega.7による力覚の実現 (x方向, y方向)

提案したスケーリング方法を使用してセンサーで検出した力の値をスケーリングし、通常定数倍によるスケーリングとの比較を行う。

鉗子先端部に、横方向 (x 方向) と縦方向 (y 方向) それぞれに対して、指で最大で 1N になる力をそれぞれ数回かけた。このとき、横方向 (x 方向) および縦方向 (y 方向) における、センサーで検出した力の値、提案した方法によりスケーリングした値、定数倍 (2 倍) スケーリングした値のグラフをそれぞれ Fig.5-5, Fig.5-6 に示す。

尚、人間の手首の質量は体重の約 3.1% であるため、操作者の体重を 70kg として、手首の質量  $M$  は 2.17kg とした。また、スレイブである鉗子マニピュレータ先端の SPS 用ロボットによる移動変位とマスターである Omega.7 の操作量の位置制御の動作割合は 1:2 とし、 $\alpha$  の値を 2 として  $F_{out:x}$ ,  $F_{out:y}$  を算出した。

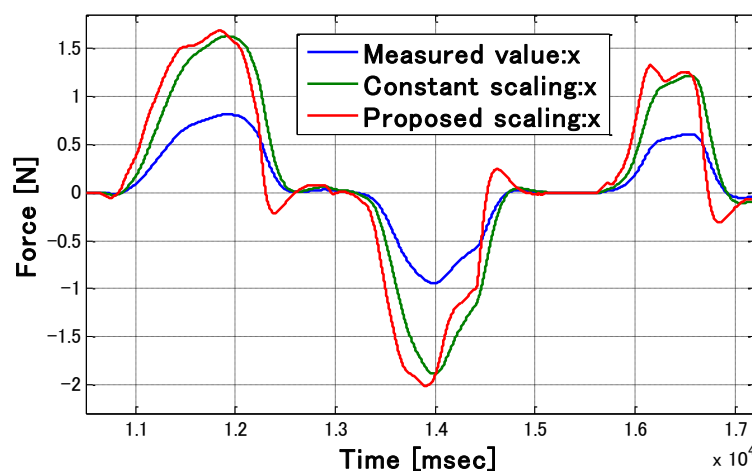


Fig.6-5 Measured and scaled forces in x direction



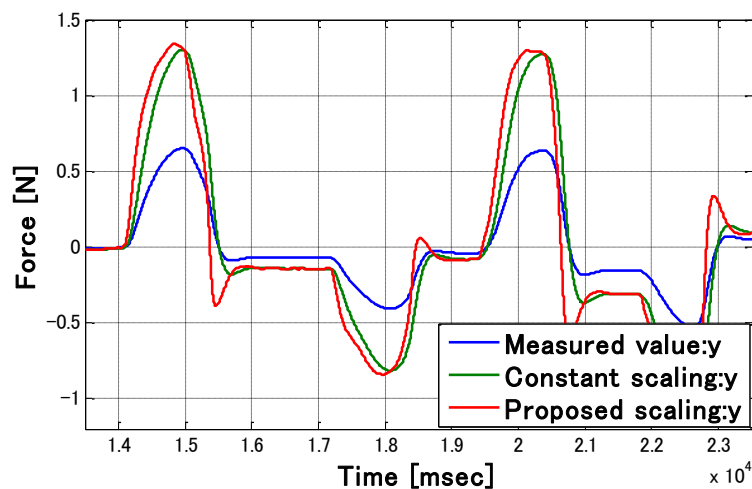


Fig.6-6 Measured and scaled forces in y direction

Fig.5-5, Fig.5-6 においては、センサーで検出した値を定数倍した値と、センサーで検出した値を提案方法によりスケーリングした値に、大きな差は見られない。しかしながら、提案したスケーリング方法は鉗子の軸に掛かった負荷による鉗子の軸のダイナミクス（たわみ）を考慮して操作者に力覚をフィードバックするため、通常のだ数倍スケーリングよりも小さな値の力覚を明確に操作者に伝えることができると考えられる。

### 5-3 たわみによる z 方向の力の算出とスケーリング

前章で述べたように、奥行き方向（z 方向  $Fz$ ）の荷重は 6 軸力覚センサーでは安定して検出できなかった。一方、鉗子先端に横方向（x 方向  $Fx$ ）、縦方向（y 方向  $Fy$ ）の力が掛かり、鉗子（梁）がたわむことで、微小だが奥行き方向（z 方向）にも力が掛かる。この鉗子先端のたわみによる奥行き方向の微小な荷重を、センサーで安定して検出された  $Fx$ 、 $Fy$  の値と式(7)で導出された Fig.5-1 の片持ち梁モデルのたわみ角  $\varphi$  を用いて算出する。そして、算出された奥行き方向の荷重をスケーリングしてロボット操作者に力覚提示することで、鉗子先端が横方向、縦方向の力によりたわんだ時に、横方向、縦方向の力だけではなく、奥行き方向の力もフィードバックすることを考える。Fig.5-7 に片持ち梁モデル先端の拡大図を示す。

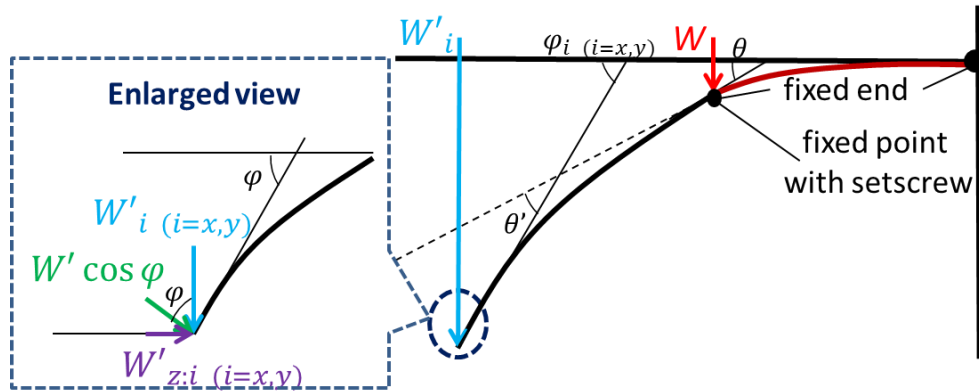


Fig.6-7 Enlarged view of tip of cantilever beam model

横方向 ( $x$  方向) と縦方向 ( $y$  方向) のたわみがあるため、梁先端に掛かる奥行き方向 ( $z$  方向) には2つの荷重  $W'_{z:x}$  と  $W'_{z:y}$  が掛かり、式(17)により算出される。このとき、 $W'_z$  は  $W'_{z:x}$  と  $W'_{z:y}$  を足し合わせた値として、式(18)により定められる。

$$W'_{z:i} = W'_i \cos \varphi_i \sin \varphi_i \quad (i = x, y) \quad (17)$$

$$W'_z = W'_{z:x} + W'_{z:y} \quad (18)$$

前節で述べた  $x$  方向、 $y$  方向と同じ手法でスケーリングするために、奥行き方向 ( $z$  方向) の荷重  $W'_z$  による鉗子先端の変位  $Z$  を求める。そこで、Fig.5-8 に示すように梁 (鉗子) をばねと考え、梁先端の奥行き方向 ( $z$  方向) の変位  $Z$  をばね定数 (梁のこわさ)  $k_1$ 、 $k_2$  の合成ばね定数  $K$  を用いてフックの法則により次式で算出する。

$$Z = \frac{W'_z}{K} \quad (19)$$

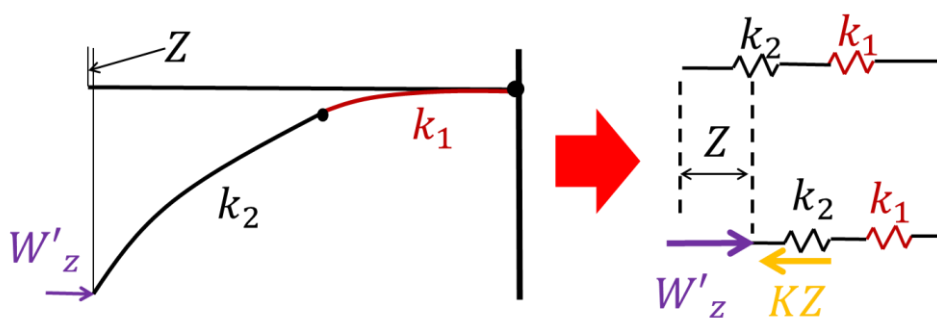


Fig.6-8 Spring model of cantilever beam for displacement of  $z$  direction

ここで、式(16)の変位 $\Delta$ を変位 $Z$ に置き換えて、式(20)により Omega.7 が実現する奥行き方向 ( $z$  方向) の力の値 $F_{out:z}$ を導出する. また, Fig.5-9 に式(20)の運動モデルを示す.

$$F_{out:z} = M\alpha\ddot{Z} + C\alpha\dot{Z} + K\alpha Z \quad (20)$$

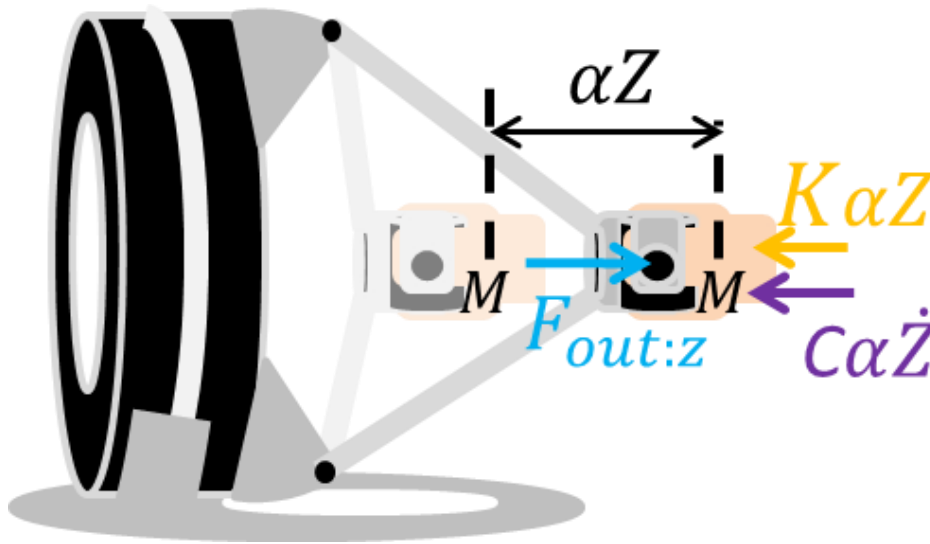


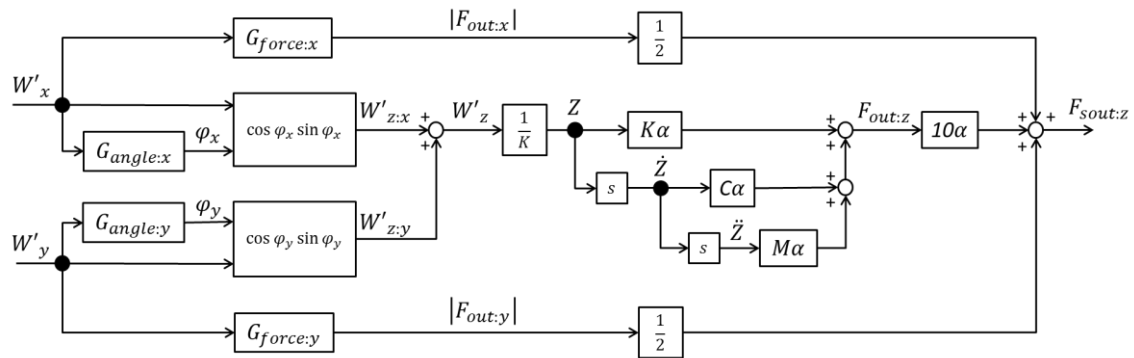
Fig.6-9 Motion model of force feedback for  $z$  direction

しかし、式(20)で得られる $F_{out:z}$ の値はロボット操作者が力覚を認識できる大きさではないため、ロボット操作者が力覚を認識できる大きさである $F_{out:x}$ 、 $F_{out:y}$ と同程度の値の大きさにする必要がある。

そこで、 $F_{out:x}$ と $F_{out:y}$ の絶対値の平均値に $F_{out:z}$ を $10\alpha$ 倍した値を加えることで、 $F_{out:z}$ を $F_{out:x}$ 、 $F_{out:y}$ と同程度の値の大きさにスケーリングし、ロボット操作者が奥行き方向 ( $z$  方向) の力覚を認識できるようにする。

$$F_{sout:z} = 10\alpha F_{out:z} + \frac{|F_{out:x}| + |F_{out:y}|}{2} \quad (21)$$

式(21)の $F_{sout:z}$ は、鉗子先端が横方向 ( $x$  方向)、縦方向 ( $y$  方向) の力によりたわんだ時に Omega.7 が実現すべき奥行き方向 ( $z$  方向) の力である。Fig.5-10 にたわみによる  $z$  方向の力の算出とスケーリングを行うシステムのブロック線図を示す。



$G_{angle:i}$  : Transfer function of calculating deflection angle  $\varphi_i$  ( $i = x, y$ )

$G_{force:i}$  : Transfer function of calculating out put force  $|F_{out:i}|$  ( $i = x, y$ )

Fig.6-10 Block diagram of calculating and scaling system from deflection

#### 5-4 Omega.7 による力覚の実現 (z 方向)

鉗子先端部に、指で最大 1N に満たない力を上下左右方向にかけ、センサーで検出した  $F_x$ ,  $F_y$  の値から Fig.5-10 のシステムにより奥行き方向 (z 方向) の力の値を算出し、スケールリングした結果を Fig.5-11 に示す。尚、 $\alpha$  の値 (SPS 用ロボットの位置制御倍率) は 2 とした。

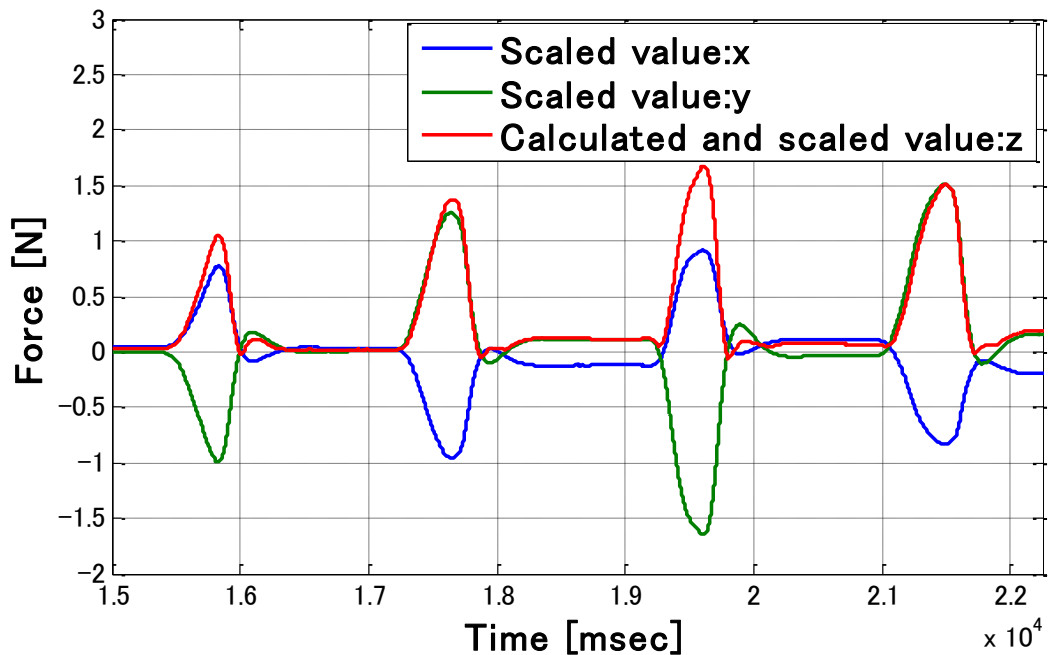


Fig.6-11 Calculated and scaled force for z direction

Fig.5-11 より，提案したスケーリング手法により，奥行き方向 ( $z$  方向) の力は  $\Omega \cdot 7$  がフィードバックを実現する横方向 ( $x$  方向)，縦方向 ( $y$  方向) の値  $F_{out:x}$ ,  $F_{out:y}$  と同程度の大きさになり，ロボット操作者が指先で力覚を認識できる大きさ 1N 程度になっていることがわかる．よって，鉗子先端部が横方向 ( $x$  方向)，縦方向 ( $y$  方向) の外力を受けて， $x$  方向と  $y$  方向に先端がたわむと，一方向のみではあるが，奥行き方向 ( $z$  方向) にも力覚フィードバックを行うことが可能になった．

## 第6章 スケーリングシステムの優位性検証

### 6-1 シミュレーションによるスケーリングシステムの優位性検証

人が指先で力覚を認識できる値がおよそ 1N であるため、1N より小さな力を、速度を変えて与えることにより、提案したスケーリングシステムの優位性を検証する。このために以下のシミュレーションを行った。センサーによる検出値を模した力を 0N から 0.5N まで徐々に増加させたとき、提案したスケーリングシステムと通常の変数倍 (2 倍) スケーリングにおいて、どのような違いが見られるかをシミュレートした。尚、最大 0.5N に達するまでの時間を 1.0 sec (Slow), 0.50 sec (Intermediate), 0.25 sec (Quick) の 3 種類で行った。また、操作する人の手首の質量  $M$  は 2.17kg, SPS 用ロボットの位置制御倍率  $\alpha$  の値は 2 とした。Fig.6-1, Fig.6-2, Fig.6-3 に、センサー検出値が 0.5N に達するまでの時間をそれぞれ 1.0 sec, 0.50 sec, 0.25 sec とした場合のシミュレーション結果を示す。

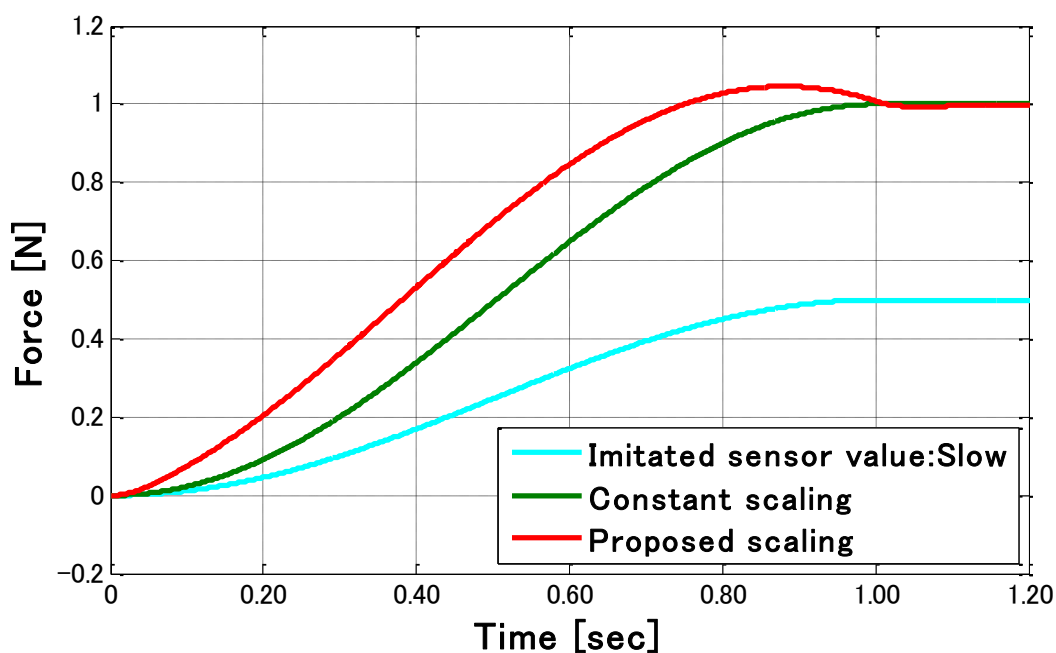


Fig.6-1 Simulation result (Slow)

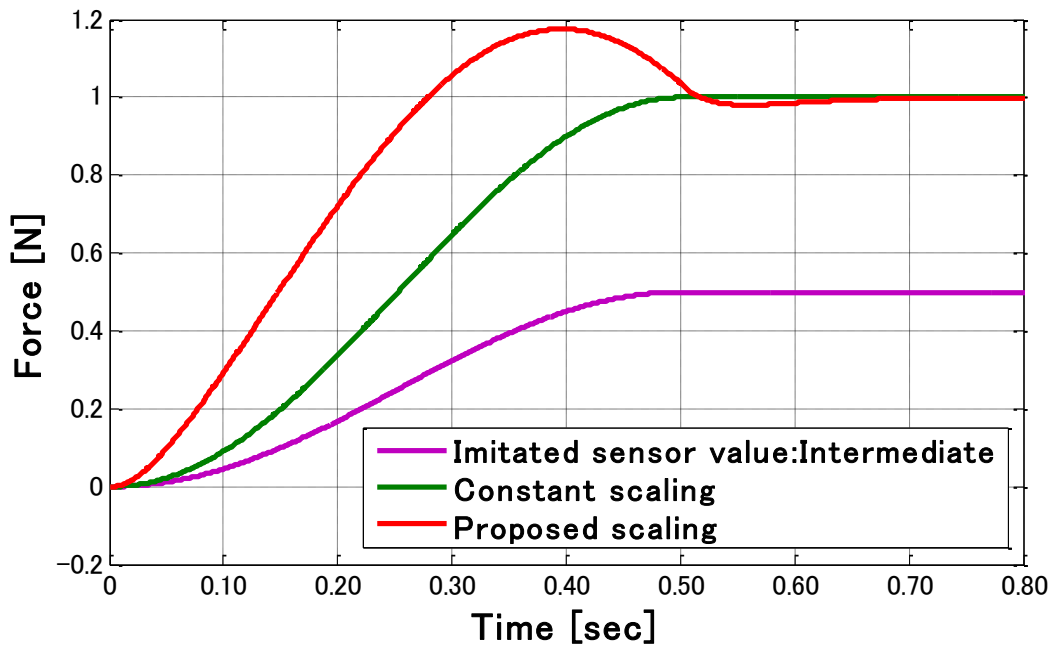


Fig.6-2 Simulation result (Intermediate)

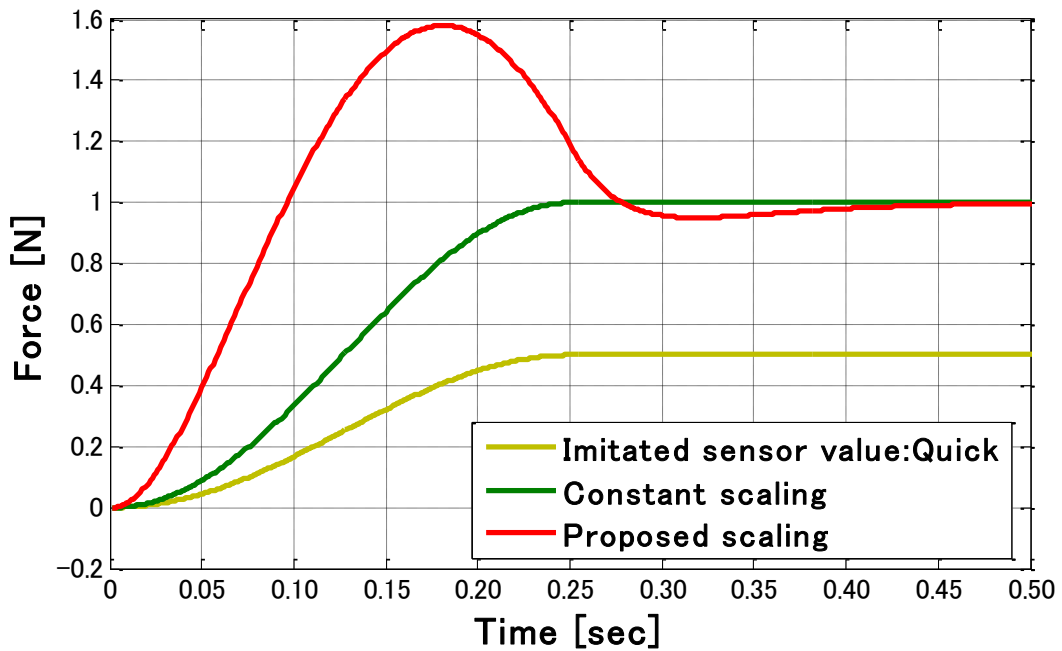


Fig.6-3 Simulation result (Quick)

Fig.6-1, Fig.6-2, Fig.6-3 より、提案したスケーリングシステムでは、センサーの検出値が 0.5N に速く達する程、定数倍スケーリングよりも人が力覚を認識できる値である 1N に速く値が上昇し、さらに最大値も大きくなっていることがわかる。よって、提案したスケーリングシステムでは、センサーで検出する値の単位時間あたりの変化量が大きい程スケ

ーリングした際の値が速く大きくなり、鉗子先端部または鉗子軸部で触れた瞬間の力覚変化をロボット操作者に早くかつ強くフィードバックすることができ、センサーで検出した小さな力をより明確に体感させることができる。

## 6-2 スケーリングシステムの優位性検証実験

SPS 支援用ロボットに正弦波の目標値を与えることで一定量、一定速度（一定周期）で横方向（Fig.3-8 における Yaw 方向）に動かし、鉗子マニピュレータ先端部を障害物である積み木に横方向（ $x$  方向）のセンサー検出値  $F_x$  が  $0.5N$  になるように当て、そのときの力覚を SPS 支援用ロボットの操作者にフィードバックした。この際、操作者には視覚情報を与えず、力覚情報のみを与えた。そして、鉗子マニピュレータ先端部が障害物に当たってから操作者がフィードバックされた力覚を感じるまでの時間をストップウォッチで測定した。センサーで検出した値を定数倍スケーリングした力覚フィードバックの場合と、提案したスケーリングシステムを用いて力覚フィードバックした場合に対して、2名の被験者でそれぞれ10回ずつ実験を行った。Fig.6-4 に実験の様子を示す。

センサーの検出値を定数倍スケーリングした力覚フィードバックの場合と、提案したスケーリングシステムを用いて力覚フィードバックした場合それぞれにおける、力覚を感じるまでの測定時間を比較する。Table 6-1 にそれぞれの被験者の測定時間を示す。また、Fig.6-5 にセンサーで検出した横方向（ $x$  方向）の力の値、センサーで検出した値を定数倍スケーリングした値、センサーで検出した値を提案したスケーリング方法によりスケーリングした値をグラフで示す。

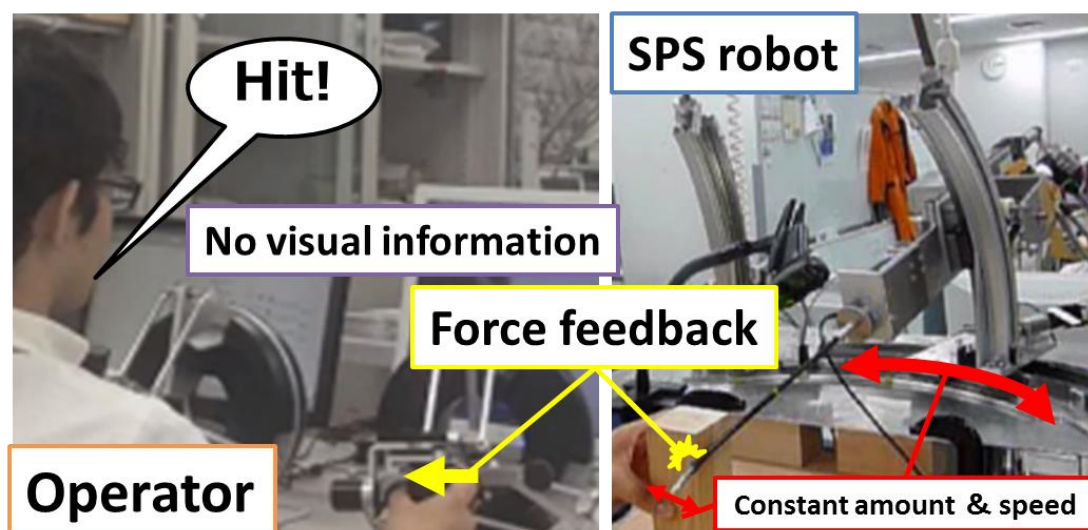


Fig.6-4 Experiment for verification of superiority



Table 6-1 Experimental results

Number of times	Subject A		Subject B	
	Constant scaling [sec]	Proposed scaling [sec]	Constant scaling [sec]	Proposed scaling [sec]
1	4.51	3.68	4.85	2.58
2	7.90	3.80	4.22	2.93
3	5.68	3.81	5.09	2.43
4	7.05	2.30	5.41	3.23
5	4.73	2.85	4.67	2.27
6	6.61	3.23	4.46	3.19
7	7.20	3.05	4.90	3.30
8	7.93	3.11	4.79	3.26
9	6.61	2.55	4.33	4.24
10	4.90	2.78	4.75	3.52
<b>Average</b>	<b>6.31</b>	<b>3.12</b>	<b>4.75</b>	<b>3.10</b>

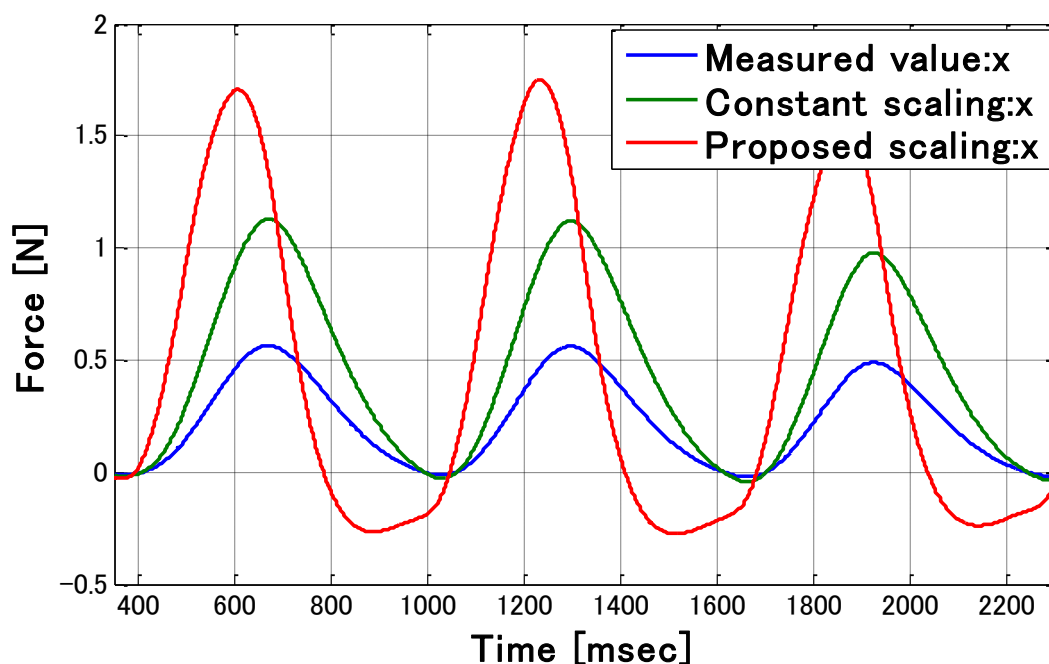


Fig.6-5 Comparison of measured and scaled forces

Table 6-1 より、被験者 A、B の両者とも、定数倍スケーリングして力覚フィードバックするよりも、提案したスケーリングシステムを用いて力覚フィードバックした方が、鉗子マニピュレータの先端部が障害物に当たってから早く力覚を認識することができていることがわかる。また、Fig.6-5 より、定数倍スケーリングよりも提案したスケーリングシステ

ムを用いた方が提示する力覚の最高値が大きくなっていることがわかる。

以上より、定数倍スケールリングよりも提案したスケールリングシステムを用いた方が、鉗子先端部または鉗子軸部で触れた力をより早く SPS 支援用ロボット操作者に伝えることができ、さらに小さい値の力を強くフィードバックして、ロボット操作者に明確に力覚を体感させることが可能である。

## 第7章 結論

本研究では、市販されている SPS 用鉗子を改造して製作した SPS 用鉗子マニピュレータに 6 軸力覚センサーを取付け、鉗子先端部または鉗子軸部にかかる外力を検出し、ロボット操作者に力覚のフィードバックを行った。結果として、鉗子先端部または鉗子軸部にかかる横、縦方向の外力は安定して検出することができ、検出した値を  $\Omega.7$  を介して、力覚として操縦者にフィードバックすることができたが、奥行き方向の外力は安定した検出ができなかった。

また、鉗子軸部を片持ち梁と考え、片持ち梁先端部に掛かる外力による挙動を  $\Omega.7$  操作部における操作者の腕の動きに置き換えて、6 軸力覚センサーによって検出した横方向、縦方向の鉗子先端部または鉗子軸部にかかる力を増幅して操作者に力覚提示する新しいスケールリング方法を提案した。これにより、センサーで検出した小さな力の値を、定数倍してスケールリングするよりも、より明確かつ早くロボット操作者に力覚フィードバックできるようになった。

さらに、鉗子先端部が横方向、縦方向の外力を受けて、 $x$  方向と  $y$  方向に先端がたわんだときに、6 軸力覚センサーにより安定して検出することができた横、縦方向の力から、奥行き方向の外力を算出し、提案するスケールリング方法を用いることで、一方向のみではあるが、奥行き方向にも力覚フィードバックが可能となった。

今後の展望としては、6 軸力覚センサーにより奥行き方向 ( $z$  方向) に掛かる荷重を安定して検出し、ロボット操作者に力覚フィードバックする必要がある。また、腹腔鏡下手術を行う場合、鉗子を体内にアクセスポートを介して挿入するため、このアクセスポートにより生じる負荷を除去するシステムの構築することなどが挙げられる。

## 謝辞

本研究は、法政大学理工学研究科機械工学専攻、医療・福祉ロボティクス研究室の石井千春教授のご指導のもとで行われた研究でした。

石井教授には、研究者としての豊富な経験，知識に基づいた多くの的確な意見や助言を頂き，多岐にわたってお世話になりました。心より感謝申し上げます。

設計段階では THK（株）技術本部 事業開発統括部の下土さんには非常に重要なお意見を多く頂きました。また，制作段階では法政大学所属のワークショップにて部品の加工をして頂きました。ワークショップの方々には，部品製作のみならず設計上の注意点等についてもご教授して頂きました。私の拙い設計図のため研究室に何度も足を運んで頂き，設計図より私の意見を汲み取ってくださり部品の加工をして頂きました。私の研究に多大な協力をしてくださったことをここに感謝の意を表します。

本研究室には助言してくださる先輩や後輩が大変多くいました。その先輩方には機材の扱い方から前刷集の書き方まで，丁寧にご指導して頂きました。特に本研究室 OB である SPS 用のロボットアームを設計・開発した山岡さんには設計に関することから部品の発注のことまで大変多くのことをご指導して頂きました。また，同じく本研究室 OB である塚本さん，菊地さんには制御工学に関する事やプログラミングについて多くのことをご指導して頂きました。心より感謝申し上げます。そして，本研究室で共に SPS ロボットに関して研究している大岩君，村澤君，室伏君，細田君にも心より感謝申し上げます。

修士生 14 名，学部生 18 名でともに意見交換をし合いながら研究を進める事ができた事は，私にとって最高の研究環境でした。皆様の協力があったからこそ，本研究が順調に進行する事ができました。大変感謝しております。

## 参考文献

- [1] C. Direkwatana, J.Suthakorn : Development of Wire-Driven Laparoscopic Surgical Robotic System, “MU-LapaRobot”, Proceedings of IEEE International Conference on Robotics and Biomimetics 2011, pp.485-490, 2011
- [2] G. Fau, T.Matsunaga, K. Ohnishi : Development of a Five Degrees of Freedom Master/Slave Robot for Tele-operated Laparoscopic Surgical Operations, Proceedings of IEEE 2014 7th International Conference on Human System Interactions, pp.172-177, 2014
- [3] A.H. Zahraee, J.K. Paik, J. Szewczy, G. Morel : Toward the Development of a Hand-Held Surgical Robot for Laparoscopy, IEEE/ASME Transactions on Mechatronics, Vol. 15, pp.853-861, 2010
- [4] D. Haraguchi, T. Kanno, K. Tadano, K. Kawashima : A Pneumatically Driven Surgical Manipulator With a Flexible Distal Joint Capable of Force Sensing, Mech-atronics, IEEE/ASME Transactions on, Vol. PP- 99, pp.1-12, 2015
- [5] <http://www.intuitivesurgical.com>
- [6] L. Morelli, et al. : Robotic right colectomy using the Da Vinci Single - Site® platform: case report, The International Journal of Medical Robotics and Computer Assisted Surgery, Vol. 9, No.3, pp.258-261, 2013
- [7] L. Morelli, et al. : Da Vinci single site© surgical platform in clinical practice: a systematic review, The International Journal of Medical Robotics and Computer Assisted Surgery, 2015
- [8] R. Se-gon, et al. : Development of the SAIT single-port surgical access robot slave arm based on RCM Mechanism, Proceedings of 37th Annual International Conference of the IEEE, Engineering in Medicine and Biology Society 2015, pp.5285-5290, 2015
- [9] A. Bajo, et al. : Integration and preliminary evaluation of an Insertable Robotic Effectors Platform for Single Port Access Surgery, Proceedings of the IEEE International Conference on Robotics and Automation, pp.3381-3387, 2012
- [10] M. Piccigallo, et al. : Design of a Novel Bimanual Robotic System for Single-Port Laparoscopy, IEEE/ASME Transactions on Mechatronics, Vol. 15, pp.871-878, 2010
- [11] Y. Sekiguchi, Y. Kobayashi, et al., : Development of a tool manipulator driven by a flexible shaft for Single Port Endoscopic Surgery, Proceedings of The 3rd IEEE RAS and EMBS int. conf. on Robotics and Biomechatronics, pp.120-125, 2010
- [12] F. Cavallo, G. Megali, S. Sinigaglia, O. Tonet and P. Dario, : A biomechanical analysis of surgeon's gesture in a laparoscopic virtual scenario, Stud. Health Technol. Inf., Vol. 119, pp.79-84, 2006
- [13] M. Mitsuishi, et al. : Force-feedback augmentation modes in the laparoscopic minimally

- invasive telesurgical system, IEEE/ASME Transactions on Mechatronics, Vol. 12, No. 4, pp. 447-454, 2007
- [14] C.R. Wagner, et al. : The benefit of force feedback in surgery: Examination of blunt dissection, Presence: Teleoperators Virtual Environ, Vol. 16, No. 3, pp. 252–262, 2007
- [15] C. Ishii, H. Mikami, Y. Nishitani : Lyapunov-based bilateral teleoperation for surgical robotic forceps system with time varying delay, International Journal of Mechatronics and Automation, Vol.2, No.2, 2012
- [16] 前田翔太郎, 山岡大祐, 石井千春, 川村秀樹 : 単孔式腹腔鏡下手術(SPS)用鉗子マニピュレータの開発と制御, ロボティクス・メカトロニクス講演会 2014 講演論文集, 3A1-C02, 2014
- [17] Jay D. Raman, Jeffrey A. Cadeddul, Pradeep Raol, Abhay Rane : Single-incision laparoscopic surgery initial urological experience and comparison with natural-orifice transluminal endoscopic surgery, BJU International, Vol. 101, No. 12, pp.1493-1496, 2008
- [18] D. Yamaoka, K. Oiwa, S. Maeda, C. Ishii : Development of a Surgical Robot for Single-Port Surgery and Its Position Tracking Control, Proceedings of IEEE International Conference on Robotics and Biomimetics 2014, pp.41-46, 2014
- [19] H. Kawamura, C. Ishii : Mechanical Analysis of the Formation of Forceps and Scope for Single-port Laparoscopic Surgery, Surgical Laparoscopy, Endoscopy & Percutaneous Techniques, Vol.22, No.4, pp.e168-e175, 2012
- [20] 宇山一郎, 片岡慶正, 谷上博信, 久志本修一, 榑野正人 : 事故調査報告書 (ロボット支援腹腔鏡下幽門側胃切除を受けた患者さんが, 術後 5 日目に死亡した事例)”, 名古屋大学医学部付属病院医療事故調査委員会,  
2011-3-19,[http://www.med.nagoya-u.ac.jp/hospital/dbps\\_data/\\_material/\\_nu\\_hospital/\\_res/sinryoukanogosyukai/sinryousienbumon/iryounoshitsuanzenkanribu/img/20110607houkokusyo.pdf](http://www.med.nagoya-u.ac.jp/hospital/dbps_data/_material/_nu_hospital/_res/sinryoukanogosyukai/sinryousienbumon/iryounoshitsuanzenkanribu/img/20110607houkokusyo.pdf) (参照 2014-7-22)
- [21] Y. Tsukamoto, C. Ishii, : Estimation of the Grasping Torque of Robotic Forceps Using the Robust Reaction Torque Observer, Proceedings of IEEE International Conference on Robotics and Biomimetics 2014, pp. 1650-1655, 2014
- [22] U. Seibold, et al., : Prototype of Instrument for Minimally Invasive Surgery with 6-Axis Force Sensing Capability, Proceedings of 2005 IEEE International Conference on Robotics and Automation, pp. 496-501, 2005

## 付録A： 使用機器仕様

### A-1 マスターデバイス

本研究では、マスターデバイスとして Force Dimension 社製の Omega.7 を用いた。Omega.7 の仕様を以下に示す。

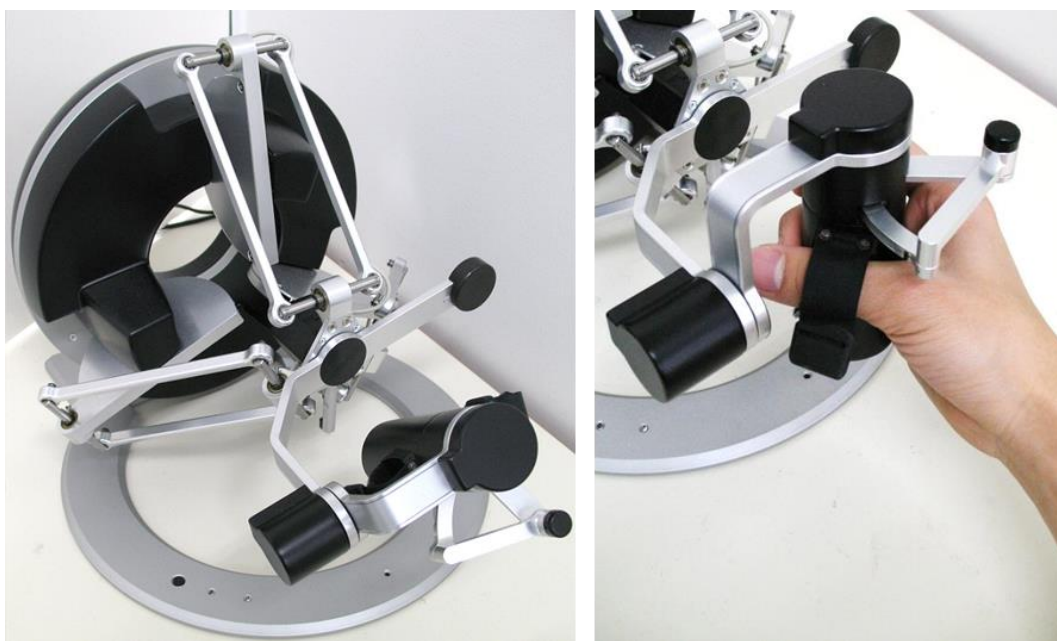


Fig.A-1 Over view of Omega.7

Table A-1 Spec. of Omega.7

<b>Workspace</b>	translation	$\varnothing 160 \times 110$ mm
	rotation	$240 \times 140 \times 180$ deg
	grasping	25 mm
<b>Forces</b>	translation	12.0 N
	grasping	$\pm 8.0$ N
<b>Resolution</b>	translation	12.0 N
	rotation	0.09 deg
	grasping	0.006 mm
<b>Stiffness</b>	closed-loop	14.5 N/mm
<b>Dimensions</b>	height	270 mm
	width	300 mm
	depth	350mm
<b>Interface</b>	standard	USB2.0
	refresh rate	up to 8 KHz
<b>Power</b>	universal	110 V – 240 V
<b>Platforms</b>	Microsoft	Windows XP / Vista / 7 / 8 Windows CE 7
	Linux	kernel 2.6 / 3.x
	Apple	OS $\times 10.7$ / 10.8
	QNX	Neutrino 6.5
	WindRiver	V $\times$ Works 6.3 / 6.9
<b>Software</b>		haptic SDK
		robotic SDK
<b>Calibration</b>		automatic
		driftless
<b>Structure</b>		delta-based parallel kinematics
		hand-centered rotations
		rotations decoupled from translations
<b>User input</b>		1 haptic programmable button
<b>Safety features</b>		velocity monitoring
		electromagnetic damping
<b>Option</b>		right-or left handed



## A-2 スレイブデバイス

### A-2-1 SPS 用鉗子マニピュレータ

本研究では、スレイブデバイスとして、本研究室で独自に開発された SPS 用鉗子マニピュレータを用いた。SPS 用鉗子の概観及び、マニピュレータの駆動に使用されているモータ、減速機、エンコーダの仕様を以下に示す。

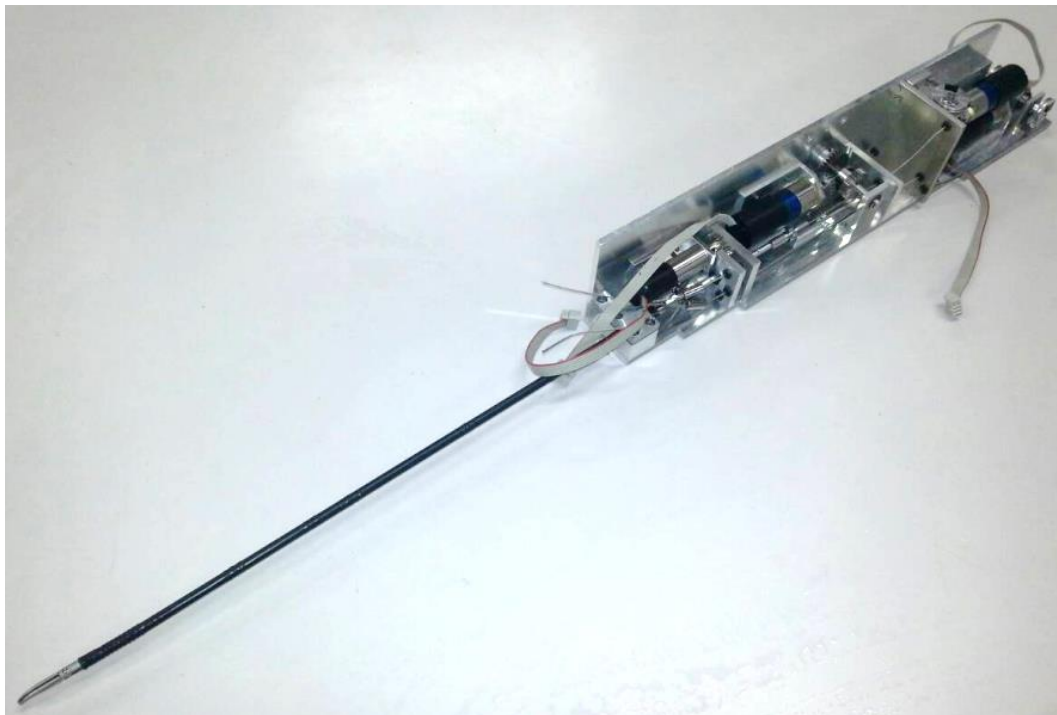


Fig.A-2 Over view of SPS forceps manipulator

Table A-2 Spec. of SPS forceps manipulator

全長	720 mm
幅	55 mm
高さ	70 mm
重量	3.5 kg

Table A-3 Spec. Motors of SPS forceps manipulator

		<b>2232_U-12SR</b>	<b>1724_U-12SR</b>
モータ	定格電圧	12[V]	12[V]
	最大出力	8.7[W]	2.17[W]
	最大効率	86[%]	80[%]
	起動トルク	46.8[mNm]	10.5[mNm]
	直径	22[mm]	17[mm]
	長さ	32.2[mm]	24[mm]
	重量	62[g]	27[g]
	ギアヘッド		<b>遊星ギアヘッド</b> 20/1
バックラッシュ		≦ 1 [deg]	≦ 1.5 [deg]
動作温度範囲		-30~100[°C]	-30~100[°C]
減速比		66:1 / 86:1	68:1
重量		48 / 48[g]	27[g]
長さ		28.6 / 28.6[mm]	25.4[mm]
連続運転トルク		500/500[mNm]	350[mNm]
断続運転トルク		700/700[mNm]	500[mNm]
効率		70 / 70[%]	70[%]
エンコーダ		<b>IE2-512</b>	<b>IE2-512</b>
	発生パルス	512	512
	チャンネル数	2	2
	パルス幅	180±45	180±45
	周波数範囲	160[kHz]	160[kHz]
	作動温度範囲	-25~85[°C]	-25~85[°C]

### A-2-2 SPS 用ロボットアーム

本研究では、スレイブデバイスとして、本研究室で独自に開発された SPS 用鉗子マニピュレータを用いた。SPS 用鉗子の概観及び、マニピュレータの駆動に使用されているモータ、減速機、エンコーダの仕様を以下に示す。

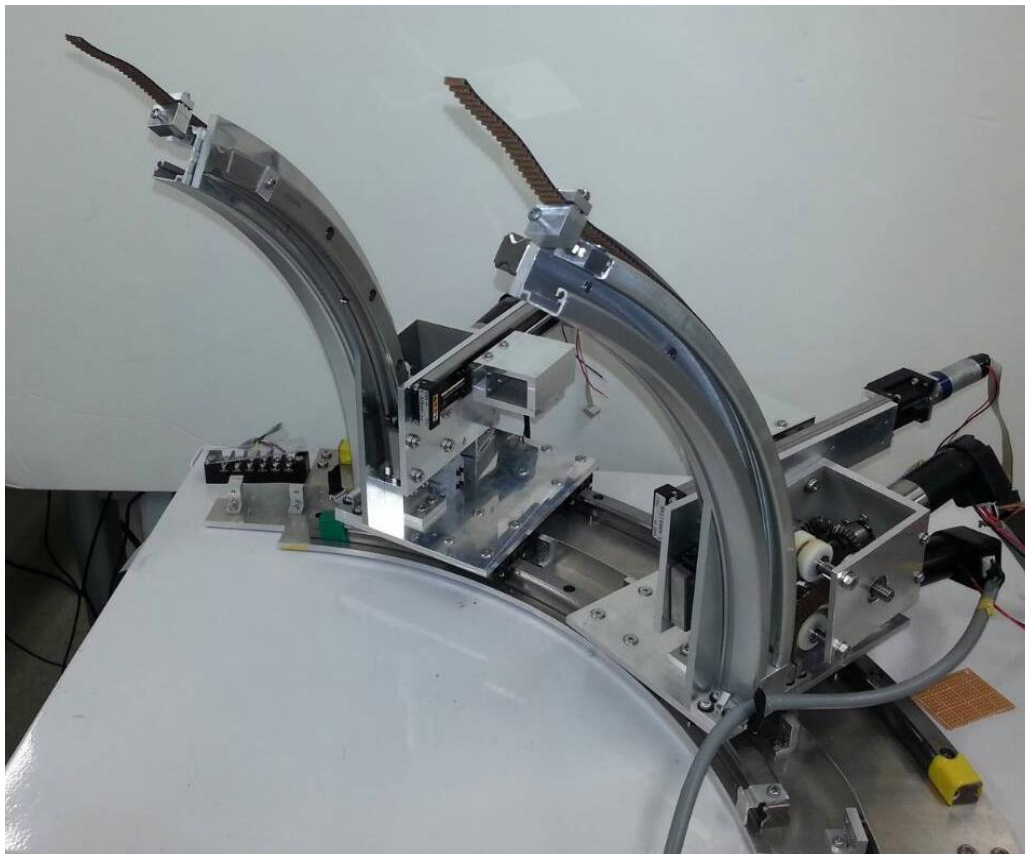


Fig.A-3 Over view of SPS robot arms

Table A-4 Spec. Motors of SPS robot arms

		Translation	Yaw	Pitch
モータ		<b>1741_U012CXR</b>	<b>2342_S012CR</b>	<b>2342_S012CR</b>
	定格電圧	12[V]	12[V]	12[V]
	最大出力	5.54[W]	17[W]	17[W]
	最大効率	74[%]	80[%]	80[%]
	起動トルク	28.5[mNm]	80[mNm]	80[mNm]
	直径	17[mm]	23[mm]	23[mm]
	長さ	52[mm]	63[mm]	63[mm]
	重量	45[g]	88[g]	88[g]
ギアヘッド		<b>遊星ギアヘッド 20/1</b>	<b>遊星ギアヘッド 26/1S</b>	<b>遊星ギアヘッド 26/1S</b>
	バックラッシュ	≤1[deg]	≤1[deg]	≤1[deg]
	動作温度範囲	-30~100[°C]	-30~100[°C]	-30~100[°C]
	減速比	3.71:1	43:1	23:1
	重量	28[g]	139[g]	116[g]
	長さ	32.7[mm]	53.4[mm]	53.4[mm]
	連続運転トルク	500[mNm]	3500[mNm]	3500[mNm]
	断続運転トルク	700[mNm]	4500[mNm]	4500[mNm]
	効率	88[%]	70[%]	88[%]
エンコーダ		<b>IE2-512</b>	<b>HEDS5540A</b>	<b>HEDS5540A</b>
	発生パルス	512	500	500
	チャンネル数	2	2+1	2+1
	パルス幅	90±45	180±35	180±35
	周波数範囲	160[kHz]	100[kHz]	100[kHz]
	作動温度範囲	-25~85[°C]	-40~100[°C]	-40~100[°C]

### A-3 6軸力覚センサー”Mini40”

本研究では、SPS用鉗子マニピュレータの鉗子先端部または鉗子軸部に掛かる外力を検出するために、ATI社製の6軸力覚センサーMini40を用いた。Mini40の仕様を以下に示す。

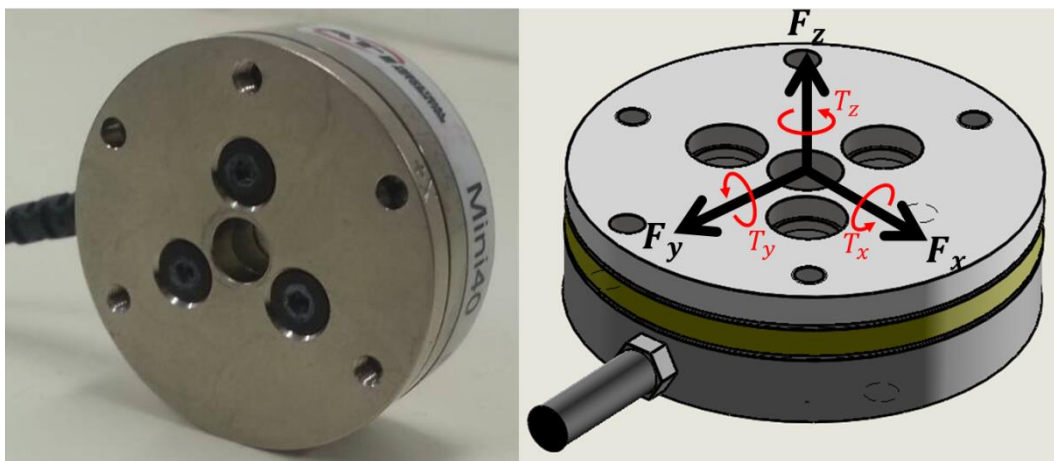


Fig.A-4 Over view of six-axis force and torque sensor

Table A-5 Spec. Six-axis force and torque sensor Mini40

測定範囲	力: $F_x, F_y$	$\pm 40$ [N]
	力: $F_z$	$\pm 120$ [N]
	トルク: $T_x, T_y$	$\pm 2$ [Nm]
	トルク: $T_z$	$\pm 2$ [Nm]
1軸当たりの最大過負荷	力: $F_x, F_y$	$\pm 810$ [N]
	力: $F_z$	$\pm 2400$ [N]
	トルク: $T_x, T_y$	$\pm 19$ [Nm]
	トルク: $T_z$	$\pm 20$ [Nm]
剛性	X, Y軸の力	$1.1 \times 10^7$ [N/m]
	Z軸の力	$2.0 \times 10^7$ [N/m]
	X, Y軸回りのトルク	$2.8 \times 10^3$ [Nm/rad]
	Z軸回りのトルク	$4.0 \times 10^3$ [Nm/rad]
共振周波数	力: $F_x, F_y$ トルク: $T_z$	3200[Hz]
	力: $F_z$ トルク: $T_x, T_y$	4900[Hz]
形状	重量	50[g]
	直径(外径, 内径)	40[mm], 6.35[mm]
	高さ	12.2[mm]

## 付録B： ソフトウェア

### B-1 MATLAB/Simulink モデルプログラム

本研究では、6 軸力覚センサーで検出した力の値 ( $F_x$ ,  $F_y$ ,  $F_z$ ) をスケーリングして Omega.7 に入力することでロボット操作者に力覚のフィードバックを可能としている。Fig.B-1 に示す Simulink のモデルプログラムは、力覚フィードバックを可能にするプログラムの全体図である。Fig.B-1 に示す I は、6 軸力覚センサーでからの電圧値を読み取る部分である。Fig.B-1 上の II はセンサーで読み取った電圧値を 3 軸方向の力とその軸周りのトルクに変換するファンクションブロックである。III はセンサーで検出した力を本研究で提案するスケーリング法でスケーリングするファンクションブロックである。IV は  $x$  方向,  $y$  方向のたわみより  $z$  方向の力を算出し、スケーリングするファンクションブロックである。V はヒステリシスをなくすために任意にスイッチを切り替えることで零点補正を行う部分である。VI はスケーリングした値を小数点第二位で丸めるファンクションブロックである。そして、VII はセンサーで検出され、スケーリングされた  $x$  方向,  $y$  方向,  $z$  方向の力の値を共有メモリに送るファンクションブロックである。また、VII は S-function であり、ソースコードは付録 B-2 にて記述する。

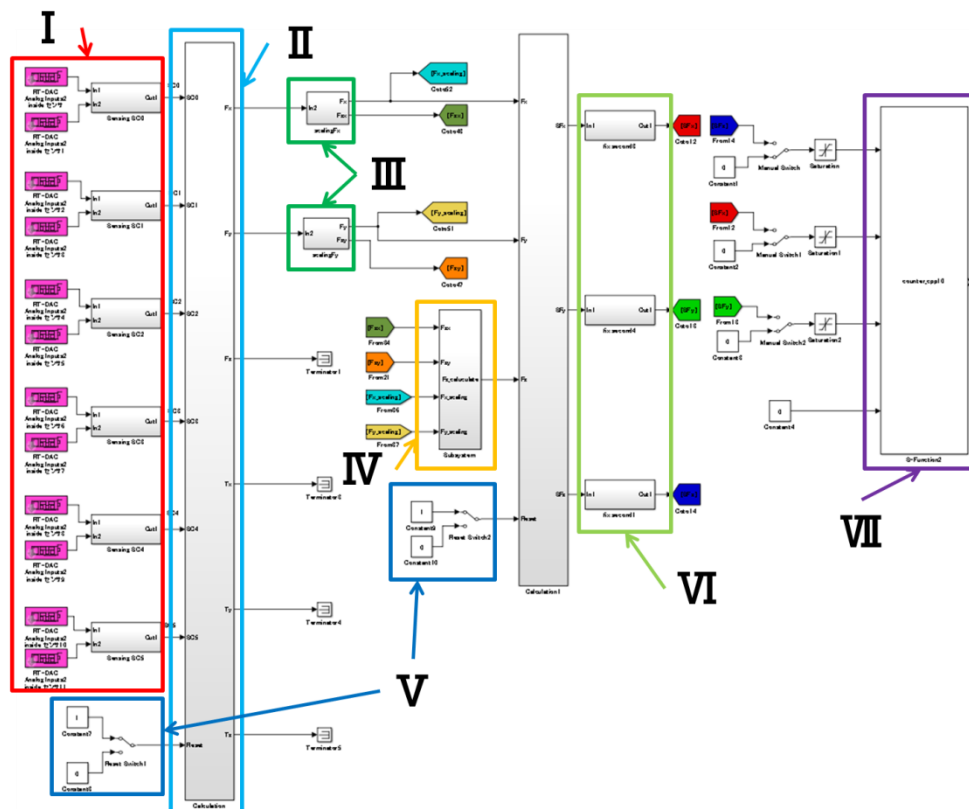


Fig.B-1 Model of Simulink for force feedback

### B-1-1 センサーの電圧値を力とトルクに変換するファンクションブロック

Fig.B-2 に示す Simulink モデルは、Fig.B-1 に示される II のファンクションブロック内のモデルである。Fig.B-2 に示す a によりセンサーから読み込んだ電圧値の零点補正を行う。そして、b のゲインブロックによりセンサーからの電圧値を 3 軸方向の力と各軸周りのトルクに変換する。B のゲインは  $6 \times 6$  の行列であり、この行列はセンサー出荷時に ATI 社で決められたセンサー一つ一つ違う値を用いる。

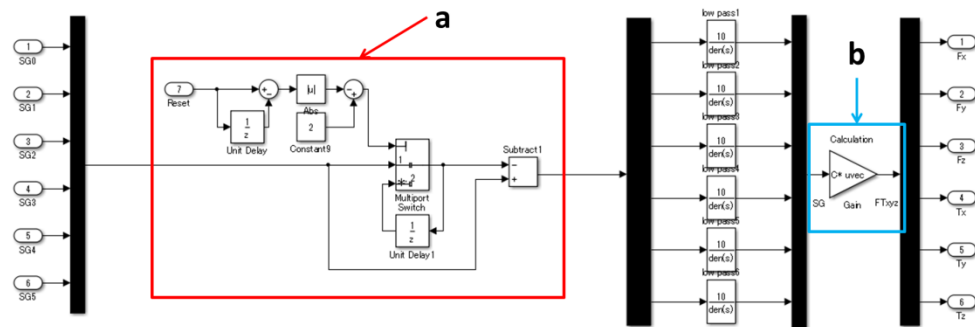


Fig.B-2 Function block for correcting zero-point and converting volt to forces

### B-1-2 x 方向, y 方向の力をスケーリングするファンクションブロック

Fig.B-3 に示す Simulink モデルは、Fig.B-1 に示される III のファンクションブロック内のモデルである。c のファンクションブロックにより鉗子先端のたわみとたわみ角を算出し、本研究で提案するスケーリング法 (d の部分) によりスケーリングを行うものである。また、e の部分によりたわみによる z 方向の力の算出も行っている。

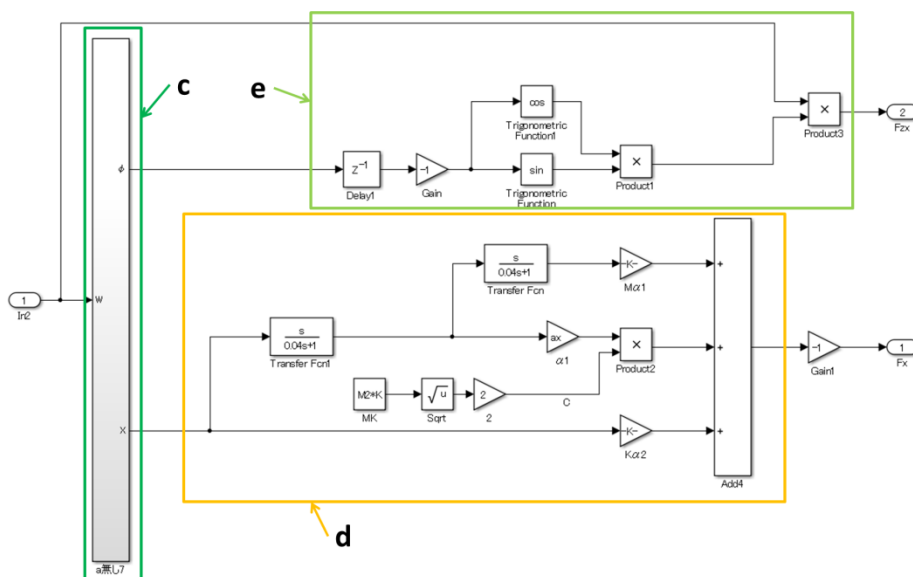


Fig.B-3 Function block for scaling x and y direction forces

### B-1-3 z方向の力をスケールリングするファンクションブロック

Fig.B-4 に示す Simulink モデルは、Fig.B-1 に示されるIVのファンクションブロック内のモデルである。ここでは、x 方向、y 方向のたわみより算出した z 方向の力を本研究で提案するスケールリング法でスケールリングし、x 方向と y 方向のスケールリングされた力の値の平均値を加えることで z 方向の力の値を人が認識できる大きさにスケールリングしている。

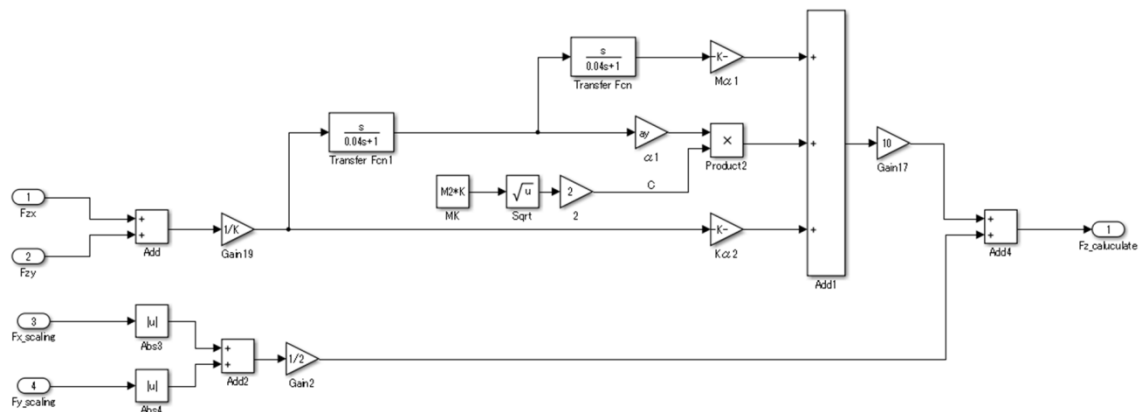


Fig.B-4 Function block for scaling z direction force

## B-2 C++言語プログラム

### B-2-1 Omega.7 制御用プログラム

本研究はマスターデバイスとして Force Dimension 社製の Omega.7 を用いた。Omega.7 を用いた位置制御及び力覚フィードバックを行うプログラムを同社提供のサンプルプログラムを基に改編を行った。共有メモリに Omega.7 に入力された位置情報を送る機能及び、MATLAB / Simulink のプログラムから共有メモリに送られた力覚情報を読み取り、Omega.7 に送る機能を持たせた。プログラムのソースコードを以下に記述する。

ソースコード **encodernext4.cc**

```
// (C) 2001-2011 Force Dimension
```

```
// All Rights Reserved.
```

```
// Version 3.3.1
```

```
#include <stdio.h>
```

```
#include <windows.h>
```

```
#include "dhdc.h"
```

```
#include <conio.h>
```



```

#define REFRESH_INTERVAL 0.001 // sec
typedef struct
{
    double x[6]; //Share_data構造体
} Shared_data;
HANDLE shmap;
Shared_data *sData; // *transData.x[]をもつ
typedef struct
{
    //12.21 要素+1 モニタにクラス出力用 25→26
    double g[6]; //Share_data1構造体
} Shared_data1;
HANDLE shmap1;
Shared_data1 *sData1;
typedef struct
{
    double f[6]; //Share_data2構造体
} Shared_data2;
HANDLE shmap2;
Shared_data2 *sData2; // *transData.f[]をもつ
void OpenSHM() //共有メモリ開始処理
{
    //ファイルマッピングオブジェクトの作成
    shmap = CreateFileMapping((HANDLE)0xFFFFFFFF, //共有メモリとして扱う
        NULL,
        PAGE_READWRITE,
        0,
        sizeof(Shared_data),
        "Test Mapping name");
    //ビューの作成
    sData = (Shared_data*)MapViewOfFile(shmap,
        FILE_MAP_WRITE, 0, 0, sizeof(Shared_data));
    shmap1 = CreateFileMapping((HANDLE)0xFFFFFFFF, //共有メモリとして扱う
        NULL,
        PAGE_READWRITE,
        0,

```

```

        sizeof(Shared_data1),
        "Test Mapping name1");
//ビューの作成
sData1 = (Shared_data1*) MapViewOfFile(shmap1,
        FILE_MAP_WRITE, 0, 0, sizeof(Shared_data1));
shmap2 = CreateFileMapping((HANDLE)0xFFFFFFFF, //共有メモリとして扱う
        NULL,
        PAGE_READWRITE,
        0,
        sizeof(Shared_data2),
        "Test Mapping name2");
//ビューの作成
sData2 = (Shared_data2*) MapViewOfFile(shmap2,
        FILE_MAP_WRITE, 0, 0, sizeof(Shared_data2));
}
void CloseSHM() //共有メモリ終了処理
{
    UnmapViewOfFile(sData);
    CloseHandle(shmap);

    UnmapViewOfFile(sData1);
    CloseHandle(shmap1);

    UnmapViewOfFile(sData2);
    CloseHandle(shmap2);
}
int main (int argc, char **argv)
{
    int i;
    int done = 0;
    int enc[DHD_MAX_DOF];
    int encCount;
    double px, py, pz;
    double fx, fy, fz, fg;
    double r0, r1, r2, r3;
    double freq = 0.0;

```

```

double t1,t0 = dhdGetTime ();
// message
int major, minor, release, revision;
dhdGetSDKVersion (&major, &minor, &release, &revision);
printf ("Force Dimension – Encoder Reading Example %d.%d.%d.%d\n", major, minor, release,
revision);
printf ("(C) 2011 Force Dimension\n");
printf ("All Rights Reserved. \n\n");
// open the first available device
if (dhdOpen () < 0)
{
    printf ("error: cannot open device (%s)\n", dhdErrorGetLastStr ());
    return -1;
}
// identify device
printf ("%s device detected\n\n", dhdGetSystemName ());
OpenSHM ();
// identify number of encoders to report based on device type
switch (dhdGetSystemType ()) {
case DHD_DEVICE_3DOF:
case DHD_DEVICE_3DOF_USB:
case DHD_DEVICE_OMEGA:
case DHD_DEVICE_OMEGA3:
case DHD_DEVICE_FALCON:
    encCount = 3;
    break;
case DHD_DEVICE_6DOF:
case DHD_DEVICE_6DOF_500:
case DHD_DEVICE_6DOF_USB:
case DHD_DEVICE_OMEGA33:
case DHD_DEVICE_OMEGA33_LEFT:
    encCount = 6;
    break;
case DHD_DEVICE_OMEGA331:
case DHD_DEVICE_OMEGA331_LEFT:
    encCount = 7;

```

```

        break;
case DHD_DEVICE_CONTROLLER:
case DHD_DEVICE_CONTROLLER_HR:
    encCount = 8;
    break;
default:
    encCount = 7;
    break;
}
// display instructions
printf("press 'q' to quit\n\n");
printf("press 'a', 'b', 'c' or 'd' to select mode\n\n");
printf("a:各軸の座標値を共有メモリへ送る。¥n¥n");
printf("b:エンコーダの値を共有メモリへ送る。¥n¥n");
printf("c:平行3軸の座標値及び回転4軸のエンコーダ値を共有メモリへ送る。¥n¥n");
printf("d:平行3軸の座標値及び回転4軸のエンコーダ値、平行3軸、把持の力覚揭示を共有メモリ
へ送る。¥n¥n");
printf("encoder values¥n");
// configure device
dhdEnableExpertMode();
// loop while the button is not pushed
if (dhdKbGet() == ('a')) {
    while (!done) {
        r0=sData1->g[0];
        r1=sData1->g[1];
// read all available encoders
if (dhdGetEnc (enc) < 0) {
    printf ("error: cannot read encoders (%s)\n", dhdErrorGetLastStr ());
    done = 1;
}
// apply zero force
if (dhdSetForceAndTorqueAndGripperTorque (0, 0.0, 0.0, 0.0, 0.0, 0.0, r0) < DHD_NO_ERROR) {
    printf ("error: cannot set force (%s)\n", dhdErrorGetLastStr ());
    done = 1;
}
// display refresh rate and position at 10Hz

```

```

t1 = dhdGetTime ();
if ((t1-t0) > REFRESH_INTERVAL) {
// retrieve information to display
    freq = dhdGetComFreq ();
    t0 = t1;
// write down position
if (dhdGetPosition (&px, &py, &pz) < 0) {
    printf ("error: cannot read position (%s)¥n", dhdErrorGetLastStr());
    done = 1;
}
if (dhdGetForce (&fx, &fy, &fz) < 0) {
    printf ("error: cannot read force (%s)¥n", dhdErrorGetLastStr());
    done = 1;
}
#define K 50.0
#define L 4.5
    fx = (-K * px);
    fy = (-K * py);
    fz = (-K * pz);
    dhdSetForce (fx, fy, fz);
// print out encoders according to system type
    printf ("p (%+0.03f %+0.03f %+0.03f) m | f (%+0.01f %+0.01f %+0.01f) N | freq (%0.02f)
kHz ¥r", px, py, pz, fx, fy, fz, freq);
    sData->x[0]=px;
    sData->x[1]=py;
    sData->x[2]=pz;
    sData->x[3]=fx;
    sData->x[4]=fy;
    sData->x[5]=fz;
    sData->x[6]=freq;
// limit to kHz and check for exit condition
    dhdSleep (0.001);
if (dhdGetButton(0)) done = 1;
if (dhdKbHit()) {
if (dhdKbGet() == ('q')) done = 1;
}
}

```

```

}
}
}
if (dhdKbGet() == ('b')) {
    while (!done) {
        r0=sData1->g[0];
        r1=sData1->g[1];
// read all available encoders
if (dhdGetEnc (enc) < 0) {
    printf ("error: cannot read encoders (%s)¥n", dhdErrorGetLastStr ());
    done = 1;
}
// apply zero force
if (dhdSetForceAndTorqueAndGripperTorque (0, 0.0, 0.0, 0.0, 0.0, 0.0, r0) < DHD_NO_ERROR) {
    printf ("error: cannot set force (%s)¥n", dhdErrorGetLastStr ());
    done = 1;
}
// display refresh rate and position at 10Hz
    t1 = dhdGetTime ();
if ((t1-t0) > REFRESH_INTERVAL) {
// retrieve information to display
    freq = dhdGetComFreq ();
    t0 = t1;
// print out encoders according to system type
for (i=0; i<encCount; i++) printf ("%06d ", enc[i]);
    printf ("          ¥r");
    sData->x[0]=enc[0];
    sData->x[1]=enc[1];
    sData->x[2]=enc[2];
    sData->x[3]=enc[3];
    sData->x[4]=enc[4];
    sData->x[5]=enc[5];
    sData->x[6]=enc[6];
// limit to kHz and check for exit condition
    dhdSleep (0.001);
if (dhdGetButton(0)) done = 1;

```

```

if (dhdKbHit()) {
if (dhdKbGet() == ('q')) done = 1;
}
}
}
}

if (dhdKbGet() == ('c')) {
FILE *fp;
char *fname = "check.csv";
fp = fopen( fname, "w" );
if( fp == NULL ) {
printf( "%sファイルが開けません\n", fname );
return -1;
}

fprintf(fp, "px, py, pz, enc[3], enc[4], enc[5], enc[6]\n");
while (!done) {
r0=sData1->g[0];
r1=sData1->g[1];
// read all available encoders
if (dhdGetEnc (enc) < 0) {
printf ("error: cannot read encoders (%s)\n", dhdErrorGetLastStr ());
done = 1;
}
// apply zero force
if (dhdSetForceAndTorqueAndGripperTorque (0, 0.0, 0.0, 0.0, 0.0, 0.0, r0) < DHD_NO_ERROR) {
printf ("error: cannot set force (%s)\n", dhdErrorGetLastStr ());
done = 1;
}
// display refresh rate and position at 10Hz
t1 = dhdGetTime ();
if ((t1-t0) > REFRESH_INTERVAL) {
// retrieve information to display
freq = dhdGetComFreq ();
t0 = t1;
// write down position
if (dhdGetPosition (&px, &py, &pz) < 0) {

```

```

    printf ("error: cannot read position (%s)\n", dhdErrorGetLastStr());
    done = 1;
}
if (dhdGetForce (&fx, &fy, &fz) < 0) {
    printf ("error: cannot read force (%s)\n", dhdErrorGetLastStr());
    done = 1;}
}
#define K 50.0
#define L 4.5
    fx = (-K * px);
    fy = (-K * py);
    fz = (-K * pz);
    dhdSetForce (fx, fy, fz);
// print out encoders according to system type
    printf ("p (%+0.03f %+0.03f %+0.03f) m | r (%06d %06d %06d %06d)\n", px, py, pz,
enc[3], enc[4], enc[5], enc[6]);
    sData->x[0]=px;
    sData->x[1]=py;
    sData->x[2]=pz;
    sData->x[4]=enc[4];
    sData->x[5]=enc[5];
    sData->x[6]=enc[6];
    fprintf(fp, "%f, %f, %f, %d, %d, %d, %d\n", px, py, pz, enc[3], enc[4], enc[5], enc[6]);
// limit to kHz and check for exit condition
    dhdSleep (0.0001);
if (dhdGetButton(0)) done = 1;
if (dhdKbHit())
{
if (dhdKbGet() == ('q')) {
    fclose( fp );
    done = 1;
}
}
}
}
if (dhdKbGet() == ('d')) {

```



```

while (!done) {
    r0=sData1->g[0];
    r1=sData1->g[1];
    r2=sData1->g[2];
    r3=sData2->f[0];
    // read all available encoders
    if (dhdGetEnc (enc) < 0) {
        printf ("error: cannot read encoders (%s)¥n", dhdErrorGetLastStr ());
        done = 1;}
    // apply zero force
    if (dhdSetForceAndTorqueAndGripperTorque (r2, r1, r0, 0.0, 0.0, 0.0, r3) < DHD_NO_ERROR) {
        printf ("error: cannot set force (%s)¥n", dhdErrorGetLastStr ());
        done = 1;
    }
}
// display refresh rate and position at 10Hz
t1 = dhdGetTime ();
if ((t1-t0) > REFRESH_INTERVAL) {
    // retrieve information to display
    freq = dhdGetComFreq ();
    t0 = t1;
    // write down position
    if (dhdGetPosition (&px, &py, &pz) < 0) {
        printf ("error: cannot read position (%s)¥n", dhdErrorGetLastStr ());
        done = 1;}
    if (dhdGetForce (&fx, &fy, &fz) < 0) {
        printf ("error: cannot read force (%s)¥n", dhdErrorGetLastStr ());
        done = 1;
    }
}
}

fx = r0;
fy = r1;
fz = r2;
fg = r3;
dhdSetForce (fx, fy, fz, fg);
// print out encoders according to system type
printf ("p (%+0.03f %+0.03f %+0.03f) m | r (%06d %06d %06d %06d)¥r", px, py, pz, enc[3],

```

```

enc[4], enc[5], enc[6]);
    sData->x[0]=px;
    sData->x[1]=py;
    sData->x[2]=pz;
    sData->x[3]=enc[3];
    sData->x[4]=enc[4];
    sData->x[5]=enc[5];
    sData->x[6]=enc[6];

    // limit to kHz and check for exit condition
    dhdSleep (0.001);
    if (dhdGetButton(0)) done = 1;
    if (dhdKbHit()){
    if (dhdKbGet() == ('q')) done = 1;
    }
    }
    }

    // close the connection
    dhdClose ();
    // happily exit
    printf ("¥ndone.¥n");
    CloseSHM();
    return 0;
}

```

### B-2-2 Omega.7 力覚情報共有 S-Function プログラム

本プログラムは MATLAB / Simulink 上でスケーリングされた x 方向, y 方向, z 方向の力の値を共有メモリに送るものである. `encodernext4.CC` を用いて共有メモリに送られた力覚情報を読み取ることで, Omega.7 への力覚フィードバックが可能となる. プログラムのソースコードを以下に記述する.

ソースコード **counter\_cpp10.cpp**

```

/* File : sfun_counter_cpp.cpp
* Abstract:
*
* Example of an C++ S-function which stores an C++ object in

```

```

*     the pointers vector PWork.
*
* Copyright 1990–2005 The MathWorks, Inc.
* $Revision: 1.4.4.5 $
*/
#include <stdio.h>
#include <windows.h>
typedef struct
{
    //12.21 要素+1 モニタにクラス出力用 25→26
    double g[6];    //Share_data1構造体
} Shared_data1;

HANDLE shmap1;
Shared_data1 *sData1;    // *transData.g[]をもつ

typedef struct
{
    //12.21 要素+1 モニタにクラス出力用 25→26
    double f[6];    //Share_data2構造体
} Shared_data2;

HANDLE shmap2;
Shared_data2 *sData2;    // *transData.f[]をもつ

void OpenSHM()
{
    //ファイルマッピングオブジェクトの作成
    shmap1 = CreateFileMapping((HANDLE)0xFFFFFFFF,    //共有メモリとして扱う
                              NULL,
                              PAGE_READWRITE,
                              0,
                              sizeof(Shared_data1),
                              "Test Mapping name1");

    //ビューの作成
    sData1 = (Shared_data1*)MapViewOfFile(shmap1,

```

```

        FILE_MAP_WRITE, 0, 0, sizeof(Shared_data1));

shmap2 = CreateFileMapping((HANDLE)0xFFFFFFFF,           //共有メモリとして扱う
                           NULL,
                           PAGE_READWRITE,
                           0,
                           sizeof(Shared_data2),
                           "Test Mapping name2");

//ビューの作成
sData2 = (Shared_data2*)MapViewOfFile(shmap2,
                                       FILE_MAP_WRITE, 0, 0, sizeof(Shared_data2));
}

void CloseSHM()
{
    UnmapViewOfFile(sData1);
    CloseHandle(shmap1);

    UnmapViewOfFile(sData2);
    CloseHandle(shmap2);
}

#ifdef __cplusplus
extern "C" { // use the C fcn-call standard for all functions
#endif // defined within this scope

#define S_FUNCTION_LEVEL 2
#define S_FUNCTION_NAME counter_cpp10
#include "simstruc.h"
#define IS_PARAM_DOUBLE(pVal) (mxIsNumeric(pVal) && !mxIsLogical(pVal) &&¥
!mxIsEmpty(pVal) && !mxIsSparse(pVal) && !mxIsComplex(pVal) && mxIsDouble(pVal))
#define MDL_CHECK_PARAMETERS
#if defined(MDL_CHECK_PARAMETERS) && defined(MATLAB_MEX_FILE)
static void mdlCheckParameters(SimStruct *S)
{
    const mxArray *pVal0 = ssGetSFcnParam(S, 0);
    if ( !IS_PARAM_DOUBLE(pVal0) ) {

```

```

        ssSetErrorStatus(S, "Parameter to S-function must be a double scalar");
        return;
    }
}
#endif
static void mdlInitializeSizes(SimStruct *S)
{
    ssSetNumSFcnParams(S, 1); /* Number of expected parameters */
#ifdef MATLAB_MEX_FILE
    if (ssGetNumSFcnParams(S) == ssGetSFcnParamsCount(S)) {
        mdlCheckParameters(S);
        if (ssGetErrorStatus(S) != NULL) {
            return;
        }
    } else {
        return; /* Parameter mismatch will be reported by Simulink */
    }
#endif
    ssSetSFcnParamTunable(S, 0, 0);
    ssSetNumContStates(S, 0);
    ssSetNumDiscStates(S, 1);
    if (!ssSetNumInputPorts(S, 4)) return;
    ssSetInputPortWidth(S, 0, 1);
    ssSetInputPortWidth(S, 1, 1);
    ssSetInputPortWidth(S, 2, 1);
        ssSetInputPortWidth(S, 3, 1);
    ssSetInputPortDirectFeedThrough(S, 0, 1);
        ssSetInputPortDirectFeedThrough(S, 1, 1);
    ssSetInputPortDirectFeedThrough(S, 2, 1);
        ssSetInputPortDirectFeedThrough(S, 3, 1);
    ssSetInputPortRequiredContiguous(S, 0, true);
        ssSetInputPortRequiredContiguous(S, 1, true);
    ssSetInputPortRequiredContiguous(S, 2, true);
        ssSetInputPortRequiredContiguous(S, 3, true);
    ssSetInputPortSampleTime(S, 0, 0.001);
        ssSetInputPortSampleTime(S, 1, 0.001);

```

```

ssSetInputPortSampleTime(S, 2, 0.001);
    ssSetInputPortSampleTime(S, 3, 0.001);
ssSetInputPortOffsetTime(S, 0, 0.0);
    ssSetInputPortOffsetTime(S, 1, 0.0);
ssSetInputPortOffsetTime(S, 2, 0.0);
ssSetInputPortOffsetTime(S, 3, 0.0);
if (!ssSetNumOutputPorts(S, 1)) return;
ssSetOutputPortWidth(S, 0, 7);
ssSetNumSampleTimes(S, 1);
ssSetNumRWork(S, 0);
ssSetNumIWork(S, 0);
ssSetNumPWork(S, 0); // reserve element in the pointers vector
ssSetNumModes(S, 0); // to store a C++ object
ssSetNumNonsampledZCs(S, 0);
ssSetOptions(S, 0);
}

static void mdlInitializeSampleTimes(SimStruct *S)
{
    /* mxGetScalar(ssGetSFcnParam(S, 0))*/
    ssSetSampleTime(S, 0, 0.001); //ssSetSampleTime(S, 0, mxGetScalar(ssGetSFcnParam(S,
0)));
    ssSetOffsetTime(S, 0, 0.0);
    ssSetModelReferenceSampleTimeDefaultInheritance(S);
}

#define MDL_START /* Change to #undef to remove function */
#if defined(MDL_START)
    static void mdlStart(SimStruct *S)
    {
        OpenSHM(); //共有ファイル作成
    } // pointers vector
#endif /* MDL_START */

static void mdlOutputs(SimStruct *S, int_T tid)
{
    real_T *y0 = ssGetOutputPortRealSignal(S, 0); // the pointers vector and use
    const real_T *u0 = ssGetInputPortRealSignal(S, 0);
    const real_T *u1 = ssGetInputPortRealSignal(S, 1);

```

```
const real_T *u2 = ssGetInputPortRealSignal(S, 2);
    const real_T *u3 = ssGetInputPortRealSignal(S, 3);
sData1->g[0] = u0[0];
sData1->g[1] = u1[0];
sData1->g[2] = u2[0];
sData2->f[0] = u3[0];
y0[0]=1;
UNUSED_ARG(tid);                // object
}
static void mdlTerminate(SimStruct *S)
{
}                                // function
#ifdef MATLAB_MEX_FILE           /* Is this file being compiled as a MEX-file? */
#include "simulink.c"            /* MEX-file interface mechanism */
#else
#include "cg_sfun.h"             /* Code generation registration function */
#endif

#ifdef __cplusplus
} // end of extern "C" scope
#endif
```

## 付録C： 図面資料

6 軸力覚センサーを取付けるために設計した部品の図面

図面番号：1 6 軸力覚センサー付 SPS 用鉗子マニピュレータ

図面番号：2 フランジ付円筒部品

図面番号：3 アングル部品

図面番号：4 板部品

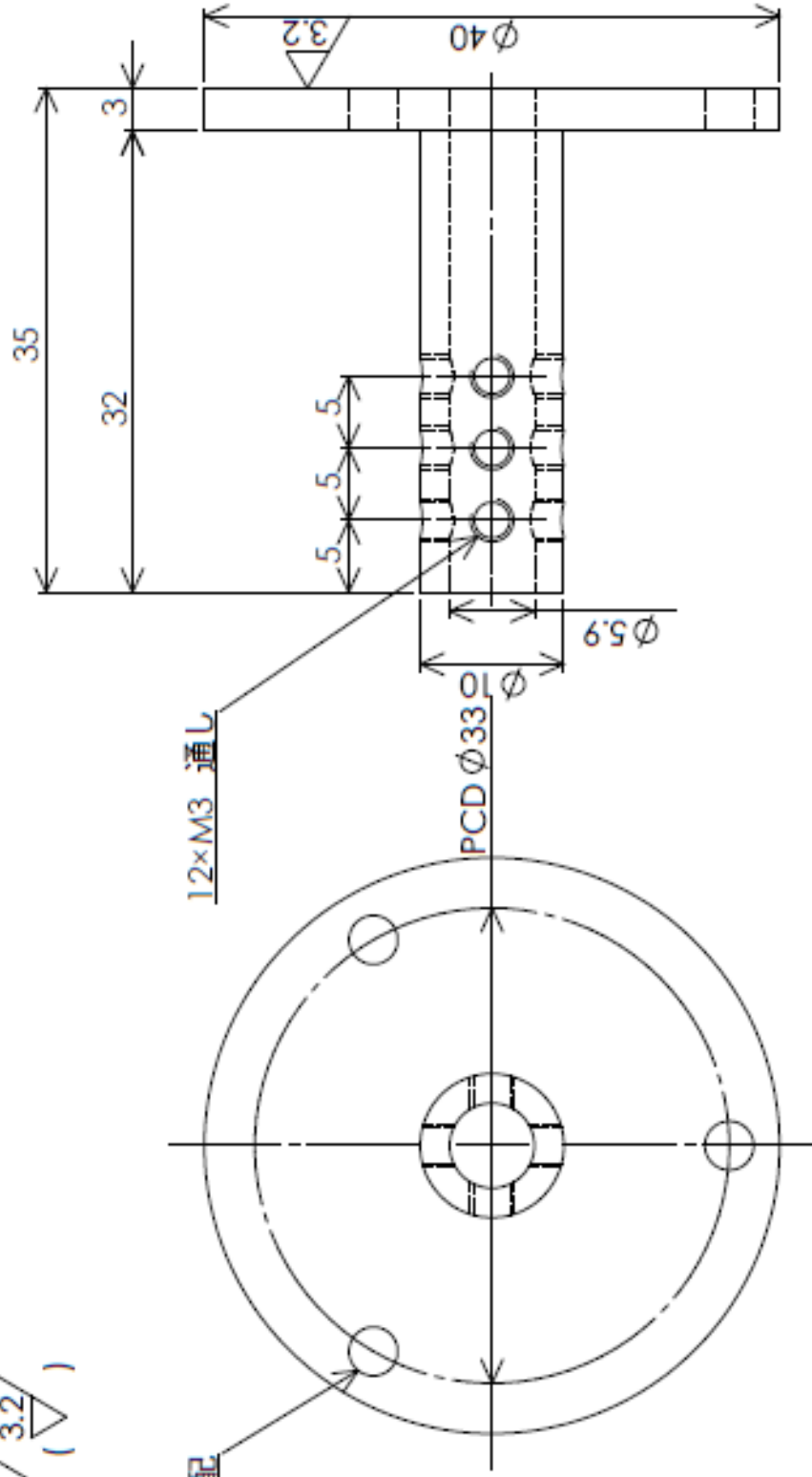




6.3 / 3.2 / (A)

3×Φ3.4 3等配

12×M3 通し



指定公差標準:  
寸法はJISに準ずる  
公差:  
寸法:  
角度:

仕上り:

円周7, 径方向6等分

公差測定方向

通釘

個数:1

名称:

フランジ付円筒部品

実装番号:

2

材料:  
A5052

A4

数量:

片数:21

張数:1/1

2

1





## 付録D： 国際学会への投稿論文

### D-1 The IEEJ International Workshop on Sensing, Actuation, Motion Control, and Optimization 2016 投稿論文

開催期間：2016年3月7日～3月8日

開催場所：日本，東京都，成蹊大学

発表題名：A New Scaling Method of Force Feedback for Surgical Robot for Single-Port  
Surgery

# A New Scaling Method of Force Feedback for Surgical Robot for Single-Port Surgery

Shotaro Maeda<sup>\*a)</sup>, Non-member, Katsuaki Oiwa<sup>\*</sup>, Non-member, Chiharu Ishii<sup>\*</sup>, Member

This paper proposes a novel scaling method of force feedback for the surgical robot for single-port surgery (SPS) developed in our laboratory, incorporating an analysis of the shaft of the forceps based on the beam theory. A six-axis force and torque sensor is attached to the base parts of the forceps manipulator of the surgical robot for SPS to detect a force applied at the tip or shaft part of the forceps. Then, the detected force is amplified using the proposed scaling method and the amplified force is realized through the haptic device Omega 7 produced by Force Dimension Co. Experiments were conducted to verify the effectiveness of the proposed scaling method. The results showed that the operator of the surgical robot can experience a small force that was applied to the forceps more clearly and quickly compared with that realized when the conventional constant multiple scaling method is used.

**Keywords** : forceps manipulator, force feedback, haptic device, scaling method, beam theory, force and torque sensor

## 1. Introduction

The field of laparoscopic surgery has significantly developed recently due to the development of new techniques as well as the use of various surgical robots. The da Vinci robot developed by Intuitive Surgical Inc. is currently the most advanced surgical robot. This is a master-slave robot with plural robot arms, stereoscopic imaging by the 3D endoscope, and manipulators that imitate the movement of human wrist with seven degrees of freedom (DOF) by the wire drive. Moreover, in recent years, with the increasing development of laparoscopic surgery, single-port surgery (SPS) has gained significant popularity. This procedure is more cosmetically favorable than the conventional laparoscopic surgery. Unfortunately, the use of surgical robots for SPS has still not been practical. SPS that was conducted using the da Vinci robot by replacing manipulators with those with the SPS's capable shape is described in (1); however, this robot is not yet in practical use. Furthermore, medical accidents have been reported during laparoscopic surgery using the da Vinci robot because the robot is unable to provide force feedback to the surgeons. Force feedback is known to have many benefits such as the improvement of the surgeon's dexterity and the enhancement of the operability of surgical robots in telesurgery<sup>(2),(3)</sup>.

To solve this issue of the current surgical robots, in this study, a six-axis force and torque sensor produced by ATI Co. is attached on an independently developed SPS forceps manipulator. The sensor detects an external force at the tip or shaft of the forceps manipulator, enabling the realization of force feedback by using haptic function of the Omega 7 master device produced by Force Dimension Co. Moreover, a new scaling method of the haptic function is proposed to enable the improvement of the performance of the force feedback in various laparoscopic surgical

robots beyond the SPS robot. Specifically, the operator of the surgical robot clearly experiences a small force by the proposed scaling method based on the beam theory for realizing feedback of the force detected by the sensor.

## 2. Laparoscopic Surgery and Single-Port Surgery

Laparoscopic surgery is a surgical technique in which a laparoscope and forceps are inserted into 1–2 cm incision holes opened on the abdominal surface of the patient and performed while observing the laparoscopic image on the monitor. SPS is a laparoscopic surgery procedure that has seen a rapid spread in recent years. This technique is different from the conventional laparoscopic surgery in that one incision hole is made by the scalpel at only the umbilicus part of the patient for mounting an exclusive port, whereas laparoscopic surgery is performed by inserting two dedicated forceps and one laparoscope into the hole. In the conventional laparoscopic surgery, the incision holes are made by the scalpel in 3–6 locations on the patient's body to insert the laparoscope and forceps. SPS has a high cosmetic value because it does not leave a surgical scar because of the integrated nature of the procedure as the scalpel is placed only on the umbilicus of the patient. The low risk of post-surgery complications is an additional advantage of SPS<sup>(4)</sup>. Fig. 1 shows a schematic illustration of the SPS.

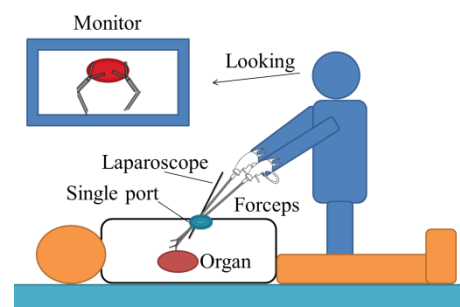


Fig. 1. Single-port surgery (SPS).

a) Correspondence to: Shotaro Maeda.

E-mail: shotaro.maeda.ku@stu.hosei.ac.jp

\*Medical and Welfare Robotics Labs., Hosei University.

3-7-2, Kajinocho, Koganei-shi, Tokyo, Japan 182-0002

### 3. Forceps Manipulator for SPS

**3.1 Forceps Manipulator and Robot Arms for SPS** In (5), the forceps manipulator for conventional laparoscopic surgery has been developed, which can be remotely operated with an independently developed master device for realizing force feedback. Furthermore, a forceps manipulator for SPS has been developed in (6) by remodeling the ready-made SPS forceps, with the same manipulations of rotation, grasping, and omnidirectional bending of the tip part moved by the motor drive. In this case, the Omega 7 that is a seven-DOF haptic device is the master device, the developed forceps manipulator is the slave device, and the forceps manipulator is remotely operated by controlling its tip position by the master–slave control.

Fig. 2 shows the independently developed robot arms for SPS. The developed forceps manipulator is mounted on the arm of the SPS robot because it cannot be used alone as a surgical robot. In a different approach, a new surgical tool arrangement called rotation arrangement in SPS was evaluated<sup>(7)</sup>. These robot arms have been designed for the realization of the rotation arrangement. These robot arms can move the developed forceps manipulator with three DOF of yaw, pitch, and translation by the motor drive.

Fig. 3 shows the developed forceps manipulator. In Fig. 3, the mechanisms of the rotational, grasping, and bending motions at the forceps tip are shown by (a), (b), and (c), respectively.

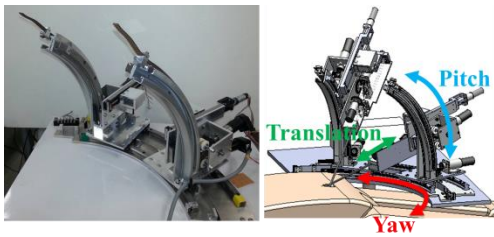


Fig. 2. Robot arms for SPS.

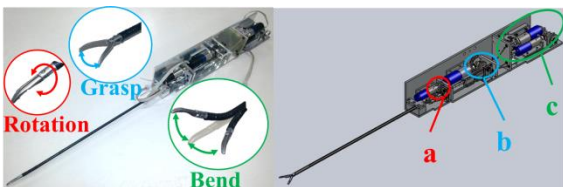


Fig. 3. Forceps manipulator for SPS.

**3.2 Master-Slave Control using Omega 7** The SPS forceps manipulator is a slave device, and the haptic device Omega 7 is the master device; therefore, each operation is controlled by the master–slave system, in which the target value of the slave side is calculated from the displacement information of the master side. In this case, a proportional-integral controller is used to construct a tracking control system. Omega 7 is a haptic device that is capable of seven DOF operations: translation motions along the three Cartesian axes, rotary motions around three axes, and the grasping motion along a single axis.

The open-and-close motion of the grasping corresponds to the pinching of the grasping part of Omega 7, the tip rotation corresponds to the rotation around a single upper arm axis of Omega 7, and the bending motion in the vertical and transverse directions corresponds to the up-and-down and left-and-right direction rotations of the operating unit of Omega 7. Fig. 4 shows

the operating unit of Omega 7 and the corresponding actions of the developed forceps manipulator.



Fig. 4. Manipulations of Omega 7 and forceps manipulator.

### 4. Force Feedback

**4.1 Force Feedback in Surgical Robot** Currently, the surgical robots in practical use do not have a force feedback function. Therefore, surgical robots cannot transmit the senses of touching or holding objects with the tip of the forceps manipulator to the operating surgeon. Reports on medical accidents that caused organ damage due to lack of the force feedback function exist. Therefore, the development of force feedback has become a key problem in the development of surgical robots. The desirable feedback forces in laparoscopic surgery or SPS with a surgical robot are the grasping force when organs are grasped with the forceps tip, the contact force when the organs are touched with the tip, and the pressure force when organs are pressed with the shaft. The development of force feedback for the grasping force has already reported in (8). Therefore, this study focuses on the development of the feedback of the force added to the tip or shaft of forceps. A six-axis force and torque sensor is attached to the root portion of the previously developed SPS forceps manipulator and is used to detect the external force added to the forceps' tip or shaft. The detected sensor value is then transmitted to the robot operator through Omega 7, which is the input device with the force feedback function, thus realizing the feedback of the force added to the forceps. Fig. 5 shows the corresponding forces for the sensed force on the forceps manipulator and force feedback to Omega 7. An external force along the three axes of the forceps shaft is realized on the three orthogonal axes of Omega 7.



Fig. 5. Force sensing and its realization in Omega 7.

**4.2 Attachment of the 6-axis Force and Torque Sensor Mini40** Fig. 6 shows a general view of the six-axis force and torque sensor Mini40 produced by ATI Co. and the directions of

measurable force and torque. This sensor can detect forces on three orthogonal axes and rotational torques for each axis added to the measurement surface.

Since Mini40 has a hole in the center, it can be attached to the root portion of forceps through the shaft in that hole. Therefore, the external force added to the tip or shaft of forceps can be detected without inserting electric sensors into the patient's body. Fig. 7 shows the attachment view of the six-axis force and torque sensor. A flange-type cylinder part (red) is attached to the measurement surface of the Mini40 through the forceps shaft in the sensor's center hole. Mini40 is fixed at the root portion of the manipulator shaft with an angle-shaped part (blue) and a plate-like part (purple).

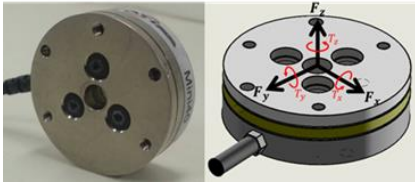


Fig. 6. Mini40 and measurable force and torque.

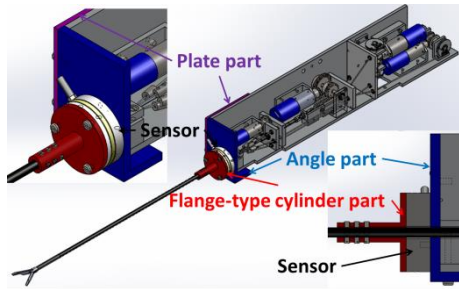


Fig. 7. Attachment of six-axis force and torque sensor.

**4.3 Force Detection using six-axis Force and Torque Sensor** We verified that the force added to the tip or shaft of forceps was actually detected with the six-axis force and torque sensor. An external force was applied several times to the forceps tip in the horizontal direction ( $x$ -direction:  $F_x$ ), the vertical direction ( $y$ -direction:  $F_y$ ), and the shaft direction ( $z$ -direction:  $F_z$ ) with the finger. Figs. 8, 9, and 10 show the detected results for each direction. Inspection of these figures indicates that detection of the  $F_x$  and  $F_y$  components of the force added to forceps was stable and  $F_z$  component of that was approximately stable; however,  $F_z$  was not detected occasionally correctly.

It is investigated that the detected sensor value does not necessarily return to zero for  $F_x$ ,  $F_y$ , and  $F_z$  results, returning to the unloaded state after a single application of an external force. This indicates the occurrence of drift in the force detection by some of the strain gauges built into the sensor.

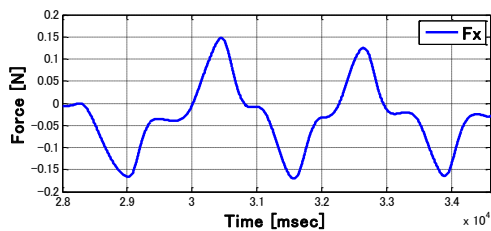


Fig. 8. Force sensing in  $x$  direction.

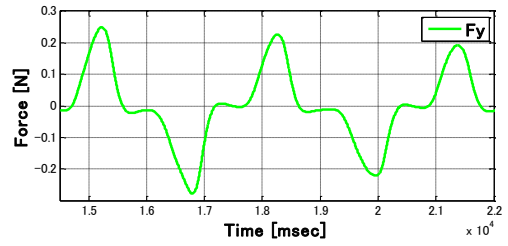


Fig. 9. Force sensing in  $y$  direction.

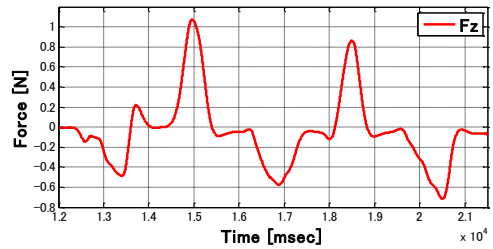


Fig. 10. Force sensing in  $z$  direction.

## 5. Force Scaling

**5.1 Scaling of Force for Force Feedback** The  $F_x$  and  $F_y$  values detected stably by the six-axis force and torque sensor were directly fed back to the robot operator through Omega 7. However, the operator could not recognize the force well because the value of the force detected by the sensor was small. Therefore, the detected value of  $F_x$  and  $F_y$  are scaled up a magnitude that can be recognized by the operator and displayed in Omega 7.

If the detected sensor value is multiplied by a large constant value, the operator can recognize the force even if the detected force is small. However, this may adversely affect the surgical operation because the force feedback is too strong then. Thus, it is necessary to scale the force up to a magnitude for which the robot operator can recognize even a small detected value without adversely affecting the surgical operation.

Therefore we used beam theory to calculate the deflection amount of the forceps shaft due to the applied external force. Furthermore, we proposed a method for scaling up the small detected value for the force applied by the touch of the tip or shaft of the forceps, using the dynamics of the forceps tip by the external force. Thereby the detected sensor value increases rather than constant multiple, while ensuring that the value is not sufficiently large to adversely affect the surgical operation.

As phase I, the shaft of forceps manipulator is divided into a cylindrical stainless steel section, which is the shaft of the remodeled original SPS forceps and a cylindrical aluminum section attaching the six-axis force and torque sensor on the forceps manipulator. Next, the shaft of the forceps manipulator is considered as two connected cantilevers, assuming the screwing point that fixes the cylindrical stainless steel part and the cylindrical aluminum part, and the portion attaching the sensor are the fixed ends. It is assumed that a concentrated load is only added to the cantilever tip. Fig.11 shows the model for which the shaft of forceps manipulator is assumed to be the cantilever. The  $x$ -direction deflection on the  $x$ - $z$  plane and the  $y$ -direction deflection on the  $y$ - $z$  plane are considered in the same manner, because the cross-sectional shape of the cantilever is a hollow circle.



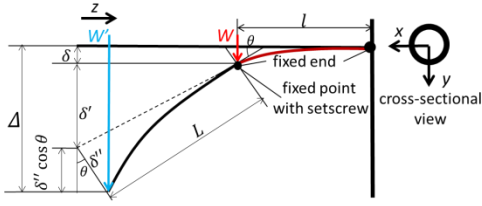


Fig. 11. Cantilever beam model of forceps manipulator.

In Fig.11,  $w$  is the value detected by the six-axis force and torque sensor ( $F_x$  or  $F_y$ ). Since the load added to the cantilever is constant for all positions of the cross-section, the following relationship is established for  $w$  and  $w'$ .

$$W = W' \dots \dots \dots (1)$$

where  $l$  is the distant of the fixed end from the point fixed with screw on the aluminum part attaching the force and torque sensor,  $E_{Al}$  is the longitudinal elastic modulus of aluminum part, and  $I_{zp}$  is the geometrical moment of inertia. The deflection  $\delta$  and deflection angle  $\theta$  of the cylindrical aluminum part are given by (2) and (3).

$$\theta = -\frac{Wl^2}{2E_{Al}I_{zp}} \dots \dots \dots (2)$$

$$\delta = \frac{Wl^3}{3E_{Al}I_{zp}} \dots \dots \dots (3)$$

$L$  is the distance from the point fixed with the screw on the aluminum part to the forceps tip and  $\delta'$  is given by (4).

$$\delta' = L \sin \theta \dots \dots \dots (4)$$

$E_f$  is the longitudinal elastic modulus of the cylindrical stainless steel part that is the shaft of the remodeled original forceps,  $I_{zf}$  is the geometrical moment of inertia, and the deflection  $\delta''$  is given by (5).

$$\delta'' = \frac{W'l^3}{3E_f I_{zf}} \dots \dots \dots (5)$$

Then, the deflection  $\Delta$  of the cantilever model in Fig.11 is given by (6).

$$\Delta = \delta + \delta' + \delta'' \cos \theta \dots \dots \dots (6)$$

As phase II, it is assumed that there is a mass point of mass  $m$  on the tip of the cantilever model in Fig. 11. The motion of this mass-point when the force  $f$  is added to the mass-point is considered as the movement of mass-spring-damper system in which a damper and a combined spring linked to two different springs in series are connected to the mass-point  $m$ . Fig. 12 shows the motion model for mass-spring-damper system of the cantilever in Fig. 11.

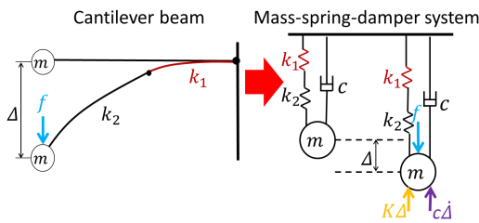


Fig. 12. Mass-spring-damper model of cantilever beam.

In Fig. 12, spring constants (flexural rigidity)  $k_1$  and  $k_2$  are calculated using  $l$ ,  $E_{Al}$ ,  $I_{zp}$ ,  $L$ ,  $E_f$ , and  $I_{zf}$  by the following equation.

$$k_1 = \frac{3E_{Al}I_{zp}}{l^3} \quad , \quad k_2 = \frac{3E_f I_{zf}}{L^3} \dots \dots \dots (7)$$

Furthermore, since the two springs are connected in series, the combined spring constant  $K$  of  $k_1$  and  $k_2$  is given by following equation.

$$K = \frac{k_1 k_2}{k_1 + k_2} = \frac{E_{Al} E_f I_{zp} I_{zf}}{E_{Al} I_{zp} L^3 + E_f I_{zf} l^3} \dots \dots \dots (8)$$

Moreover, it is assumed that the model of mass-spring-damper system in Fig. 12 does not vibrate by critical damping. Therefore, the damping coefficient  $c$  of the damper is expressed by following equation because the damping ratio is 1.

$$c = 2\sqrt{mK} \dots \dots \dots (9)$$

The motion equation for the mass-spring-damper system in Fig. 12 is given by the following equation.

$$f - K\Delta - c\dot{\Delta} = m\ddot{\Delta} \dots \dots \dots (10)$$

As phase III, the motion equation of (10) is applied to the master device Omega 7. For operating the SPS robot, the displacement  $\Delta$  and the mass  $m$  are replaced respectively by the operation amount  $\lambda$  of Omega 7 and the mass  $M$  of forearm of operating human. The motion equation of the operating unit in Omega 7 is then given by the following equation

$$F - K\lambda - C\dot{\lambda} = M\ddot{\lambda} \dots \dots \dots (11)$$

where  $F$  is the force which Omega 7 should realize. Fig.13 shows the model for the motion model of mass-spring-damper system in Fig. 12 which is adapted to Omega 7.

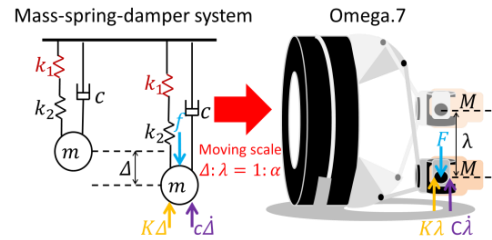


Fig. 13. Application of mass-spring-damper model to Omega 7.

In the motion equation of operating unit in Omega 7 of (11), the unit is assumed not to vibrate by critical damping as well as the damping expressed by (9). Thus, a coefficient  $C$  is given by the following equation.

$$C = 2\sqrt{MK} \dots \dots \dots (12)$$

It is also assumed that the ratio of the displacement of the slave side, which is the tip movement displacement of the SPS robot and the displacement of master side, which is the operating amount of Omega 7 (position control magnification rate of the SPS robot) is  $1: \alpha$ , then the displacement of operating unit in Omega 7  $\lambda$  is expressed by the following equation.

$$\lambda = \alpha\Delta \dots \dots \dots (13)$$

By substituting (13) into (11), the force value  $F$  which Omega 7 should realize is derived by (14). Because Omega 7 has a function to ensure gravity when force is applied, the effect due to the weight of the operating unit is not considered.

$$F = M\alpha\ddot{\Delta} + C\alpha\dot{\Delta} + K\alpha\Delta \dots\dots\dots (14)$$

**5.2 Force feedback to Omega 7** The detected sensor force value was scaled up using the proposed scaling method and compared with the constant multiple scaling. A maximum of 1.0 N force was applied several times to the forceps tip in the  $x$ -direction and the  $y$ -direction with the finger. Fig. 14 shows a graph of scaled force in the  $x$ -direction, Fig. 15 shows a graph of scaled force in the  $y$ -direction; the detected sensor force value, the scaled value obtained by the proposed scaling method and the scaled value obtained using a constant multiple (two times) are shown in both figures. Since the mass of human forearm is about 3.1% of body weight, the mass  $M$  of the forearm was 2.17 kg as the weight of the operator was 70 kg. The ratio of the displacement of slave side to the displacement of master side was 1:2, and the value of  $F$  was calculated for  $\alpha = 2$ .

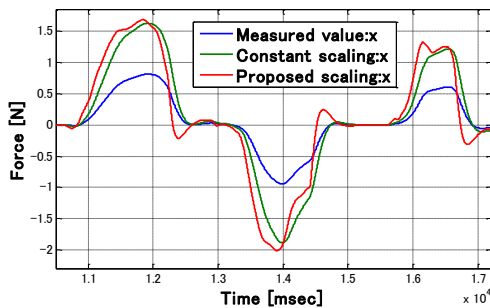


Fig. 14. Scaling of force in  $x$  direction.

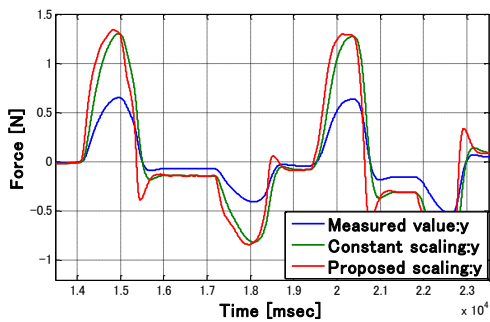


Fig. 15. Scaling of force in  $y$  direction.

The data presented in Figs. 14 and 15 do not exhibit large differences between the scaled sensor values obtained using a constant multiple and the scaled values obtained by the proposed scaling method. However, since the feedback force to the operator obtained by the proposed scaling method considers the dynamics (deflection) generated by the load added to the forceps shaft, it is considered that the proposed scaling method can provide force feedback to the operator more clearly and quickly for the small value than the constant multiple scaling when the applied force varies rapidly. The value for which humans can recognize the force is approximately 1N. Henceforth, the superiority of the proposed scaling method is verified by applying a force that can

be noticed by humans and changing a speed of the force.

**5.3 Advantageous validation of scaling method**

The following simulations were performed to verify the superiority of the proposed scaling method. When the force imitating the detected sensor value was gradually increased from 0 to 0.5 N, the difference indicated was simulated in the proposed scaling method and the constant multiple (two times) scaling. The times for reaching the maximum force of 0.5 N are simulated for the three time intervals of 1.0 s (Slow), 0.50 s (Intermediate), and 0.25 s (Quick). The mass  $M$  of the forearm was 2.17 kg, the ratio of operating amount of Omega 7 to the forceps tip movement displacement of the SPS robot,  $\alpha$  was 2. Figs. 16, 17, and 18 show the simulation results for time until the detected sensor value reached 0.5 N in the case of 1.0, 0.50, and 0.25 s.

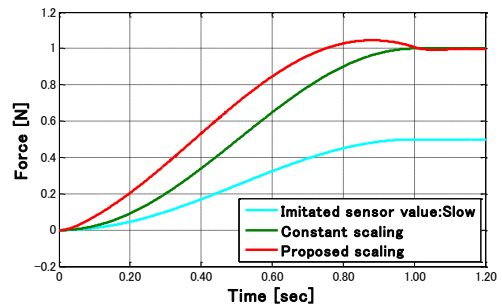


Fig. 16. Simulation result (Slow).

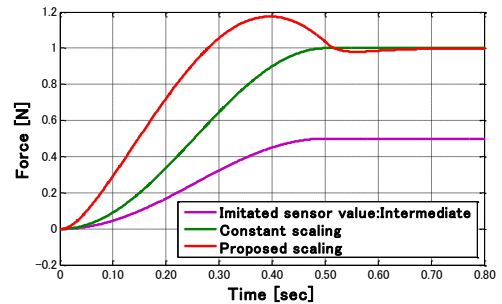


Fig. 17. Simulation result (Intermediate).

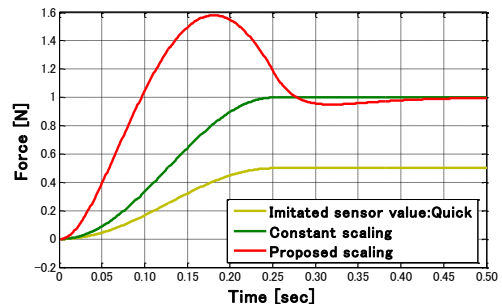


Fig. 18. Simulation result (Quick).

In Figs. 16, 17, and 18, as the time interval of the force imitating the detected sensor value becomes small, response of the proposed scaling method becomes quick as compared with that of the constant multiple scaling. Moreover, the maximum value scaled by the proposed method is larger than constant multiple scaling. Therefore, in the scaling using the proposed method, when the amount of change of the detected sensor value per unit time is increased, the maximum scaled value becomes large. Since

it is possible to strongly feedback the operator to the force variation when touched with the tip or shaft of forceps, the operator can clearly and quickly experience the small force detected by the sensor using the proposed method. In addition, it should be mentioned that in practical execution of the proposed method, an excessive force feedback caused by overshoot of the force response can be cut to prevent adversely affecting the operation.

#### 5.4 Advantageous validation experiment of scaling method

The SPS robot was moved periodically by sinusoid input in the  $x$ -direction, which was the “yaw” direction in Fig. 2, the tip of forceps manipulator was hit to a building block such that the detected sensor value of the  $x$ -direction was approximately 0.5 N. Next, this force was fed back to the subject who held the operating unit of Omega 7. During this experiment, the subject was not given visual information; however, only force information was given. Then, when the tip of forceps manipulator hit the building blocks, the time until the subject experienced the force feedback was measured using a stopwatch. Furthermore, using the proposed scaling and constant multiple scaling methods, experiments were performed 10 times each in 2 subjects. Fig. 19 shows the scenario of the experiment.

The measurement times with constant multiple scaling and with proposed scaling were compared. Table 1 shows the measurement times of each subject. Fig. 20 shows a graph of detected sensor value of the horizontal direction ( $x$ -direction), the value scaled up with constant multiple (two times), and the value using the proposed scaling method.

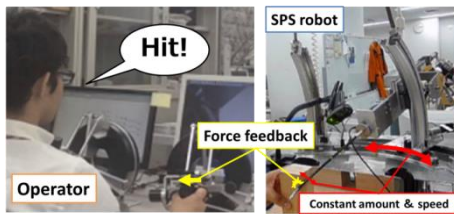


Fig. 19. Experiment for verification of superiority.

Table 1. Experimental result.

Number of times	Subject A		Subject B	
	Constant scaling [sec]	Proposed scaling [sec]	Constant scaling [sec]	Proposed scaling [sec]
1	4.51	3.68	4.85	2.58
2	7.90	3.80	4.22	2.93
3	5.68	3.81	5.09	2.43
4	7.05	2.30	5.41	3.23
5	4.73	2.85	4.67	2.27
6	6.61	3.23	4.46	3.19
7	7.20	3.05	4.90	3.30
8	7.93	3.11	4.79	3.26
9	6.61	2.55	4.33	4.24
10	4.90	2.78	4.75	3.52
<b>Average</b>	<b>6.31</b>	<b>3.12</b>	<b>4.75</b>	<b>3.10</b>

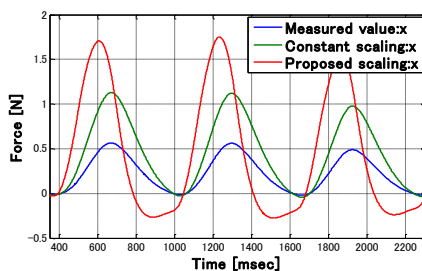


Fig. 20. Comparison of scaling of force.

Table 1 indicates that both subject, A and B, recognize the force quicker using the proposed method than the constant multiple scaling when the tip of forceps manipulator hit the building block. In Fig. 20, it is indicated that the maximum value of the force using the proposed scaling method is larger than constant multiple scaling.

Therefore, the proposed scaling method can transmit the force more quickly than constant multiple scaling method. Moreover, the robot operator can clearly experience the small force, since the proposed scaling method can feedback strongly the force.

## 6. Conclusion

In this study, a six-axis force and torque sensor was attached in the root of the independently developed forceps manipulator for SPS. Then, the external force added to the tip or shaft of forceps was detected, and force feedback was conducted to the robot operator through Omega 7. The added force of horizontal and vertical directions can be detected stable, and the added force of shaft direction can be detected approximately stable.

The forceps shaft was assumed as cantilever, the movement by external force added to the cantilever tip is replaced by the operating unit of Omega 7, and it is proposed as a new scaling method, in which the detected force added to the tip or shaft of forceps in horizontal and vertical directions, is scaled up and fed back to the operator. Since the dynamics of the forceps shaft was considered, the small detected sensor force value could be fed back more quickly and strongly to the operator using this scaling method compared with that of the constant multiple scaling.

## References

- (1) M. Kroh, K. El-Hayek, S. Rosenblatt, B. Chand, P. Escobar, J. Kaouk, and S. Chalikhonda : “First human surgery with a novel single-port robotics system : cholecystectomy using the da Vinci Single-Site platform”, Springer Science+Business Media, Vol.25, pp.3566-3573 (2011)
- (2) F. Cavallo, G. Megali, S. Sinigaglia, O. Tonet and P. Dario : “A biomechanical analysis of surgeon’s gesture in a laparoscopic virtual scenario”, Stud. Health Technol. Inf., Vol.119, pp.79-84 (2006)
- (3) M. Mitsuishi, et al. : “Force-feedback augmentation modes in the laparoscopic minimally invasive telesurgical system”, IEEE/ASME Trans. Mechatronics, Vol.12, No.4, pp.447-454 (2007)
- (4) Jay D. Raman, Jeffrey A. Cadeddul, Pradeep Raol and Abhay Rane : “Single-incision laparoscopic surgery initial urological experience and comparison with natural-orifice transluminal endoscopic surgery”, BJU International, Vol.101, No.12, pp.1493-1496 (2008)
- (5) D. Haraguchi, T. Kanno, K. Tadano and K. Kawashima : “A Pneumatically Driven Surgical Manipulator With a Flexible Distal Joint Capable of Force Sensing”, Mech-atronics, IEEE/ASME Transactions on, Vol.99, pp.1-12 (2015)
- (6) D. Yamaoka, K. Oiwa, S. Maeda and C. Ishii : “Development of a Surgical Robot for Single-Port Surgery and Its Position Tracking Control”, Proceedings of IEEE International Conference on Robotics and Biomimetics 2014, pp.41-46 (2014)
- (7) H. Kawamura, and C. Ishii : “Mechanical Analysis of the Formation of Forceps and Scope for Single-port Laparoscopic Surgery”, Surgical Laparoscopy, Endoscopy & Percutaneous Techniques, Vol.22, No.4, pp.e168-e175 (2012)
- (8) Y. Tsukamoto and C. Ishii : “Estimation of the Grasping Torque of Robotic Forceps Using the Robust Reaction Torque Observer”, Proceedings of IEEE International Conference on Robotics and Biomimetics 2014, pp.1650-1655 (2014)

D-2 2016 16th International Conference on Biomedical  
Engineering and Technology 投稿論文

開催期間：2016年3月12日～3月14日

開催場所：シンガポール, Hotel Royal

発表題名：Scaling Method for Force Feedback of Forceps Manipulator Based on Beam Theory

# Scaling Method for Force Feedback of Forceps Manipulator Based on Beam Theory

S. Maeda

Hosei University, Tokyo, Japan  
Email: shotaro.maeda.ku@stu.hosei.ac.jp

K. Oiwa and C. Ishii

Hosei University, Tokyo, Japan  
Email: c-ishii@hosei.ac.jp

**Abstract**—In this study, a new scaling method for force feedback is proposed for the surgical robot developed in our laboratory, incorporating an analysis of the shaft of the forceps based on beam theory. A six-axis force and torque sensor is attached to the base parts of the forceps manipulator of the surgical robot to detect a force applied at the tip or shaft part of the forceps. Then, the detected force is amplified using the proposed scaling method and the amplified force is realized through the haptic device Omega 7. Experiments were conducted to verify the effectiveness of the proposed scaling method. The results showed that the operator of the surgical robot can experience a small force that was applied to the forceps more clearly and quickly compared with that realized when the conventional constant scaling method is used.

**Index Terms**—forceps manipulator, force feedback, haptic device, scaling method, beam theory, force and torque sensor

## I. INTRODUCTION

Minimally invasive surgery requires accurate and delicate operation in a small workspace and a limited field of vision, requiring considerable surgical skill. Starting with the first operation over a hundred years ago, the field of laparoscopic surgery has significantly developed recently due to the development of new techniques as well as various surgical robots which are proposed in Ref. [1]-Ref. [3]. The da Vinci robot developed by Intuitive Surgical Inc. is currently the most advanced surgical robot. This is a master-slave robot with plural robot arms, stereoscopic imaging by the 3D endoscope, and manipulators that imitate the movement of human wrist with seven degrees of freedom (DOF) by the wire drive. Moreover, Ref. [4] described that single-port surgery (SPS) has gained significant popularity with the increasing development of laparoscopic surgery in recent years. This procedure is

more cosmetically favorable than the conventional laparoscopic surgery. Unfortunately, the use of surgical robots for SPS has still not been practical. Reference [5] described SPS that was conducted using the da Vinci robot by replacing manipulators with those with the SPS's capable shape; however, this robot is not yet in practical use. Furthermore, medical accidents have been reported during laparoscopic surgery using the da Vinci robot because the robot is unable to provide force feedback to the surgeons. As discussed in Ref. [6]-Ref. [8] force feedback is known to have many benefits such as the improvement of the surgeon's dexterity and the enhancement of the operability of surgical robots in telesurgery.

To solve this issue of the current surgical robots, in this study, a six-axis force and torque sensor produced by ATI Co. is attached on an independently developed SPS forceps manipulator. The sensor detects an external force at the tip or shaft of the forceps manipulator, enabling the realization of force feedback by using haptic function of the Omega 7 master device developed by Force Dimension Co. Moreover, a new scaling method of the haptic function is proposed to enable the improvement of the performance of the force feedback in various laparoscopic surgical robots beyond the SPS robot. Specifically, the operator of the surgical robot clearly experiences a small force by the proposed scaling method based on the beam theory for realizing feedback of the force detected by the sensor.

## II. LAPAROSCOPIC SURGERY AND SINGLE-PORT SURGERY

Laparoscopic surgery is a surgical technique in which a laparoscope and forceps are inserted into 1–2 cm incision holes opened on the abdominal surface of the patient and performed while observing the laparoscopic image on the monitor. SPS is a laparoscopic surgery procedure that has seen a rapid spread in recent years. This technique is different from the conventional laparoscopic surgery in that one incision hole is made by the scalpel at only the

umbilicus part of the patient for mounting an exclusive port, whereas laparoscopic surgery is performed by inserting two dedicated forceps and one laparoscope into the hole. In the conventional laparoscopic surgery, the incision holes are made by the scalpel in 3–6 locations on the patient’s body to insert the laparoscope and forceps. SPS has a high cosmetic value because it does not leave a surgical scar because of the integrated nature of the procedure as the scalpel is placed only on the umbilicus of the patient. As discussed in Ref. [9], the low risk of post-surgery complications is an additional advantage of SPS. Fig. 1 shows a schematic illustration of the SPS.

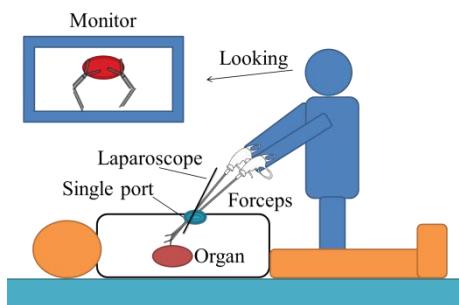


Figure 1. Single-port surgery (SPS).

### III. FORCEPS MANIPULATOR FOR SPS

#### A. Forceps Manipulator and Robot Arms for SPS

Reference [10] has demonstrated the development of the forceps manipulator for conventional laparoscopic surgery, which can be remotely operated with an independently developed master device for realizing force feedback. Furthermore, a forceps manipulator for SPS has been developed in Ref. [11] by remodeling the ready-made SPS forceps, with the same manipulations of rotation, grasping, and bending of the tip part moved by the motor drive. In this case, the Omega 7 that is a seven-DOF haptic device developed by Force Dimension Co. is the master device, the developed forceps manipulator is the slave device, and the forceps manipulator is remotely operated by controlling its tip position by the master–slave control. The specifications for the developed forceps manipulator are as follows.

- 1) *Rotation*: The rotational motion at the tip of the forceps is remotely operated by the motor drive.
- 2) *Grasping*: The open-and-close motion of the grasping at the tip of forceps is remotely operated by the motor drive.
- 3) *Bending*: The omnidirectional bending motion at the tip of the forceps is remotely operated by the motor drive.

Fig. 2 shows the independently developed robot arms for SPS. The developed forceps manipulator is mounted on the arm of the SPS robot because it cannot be used alone as a surgical robot. In a different approach, a new surgical tool arrangement called rotation arrangement in SPS was evaluated in Ref. [12]. These robot arms have been designed for the realization of the rotation arrangement. These robot arms can move the developed

forceps manipulator with three DOF of yaw, pitch, and translation by the motor drive.

The size and mass of the developed forceps manipulator are limited by the ability of the robot arm to support the mounting of the manipulator. Therefore, the manipulator must be designed keeping in mind this consideration. Fig. 3 shows the developed forceps manipulator. In Fig. 3, the mechanisms of the rotational, grasping, and bending motions at the forceps tip are shown by (a), (b), and (c), respectively.

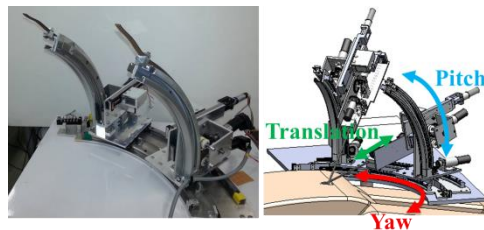


Figure 2. Robot arms for SPS.

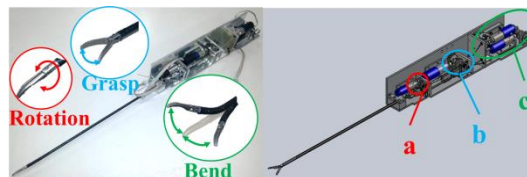


Figure 3. Forceps manipulator for SPS.

#### B. Master–Slave Control using Omega 7

The SPS forceps manipulator is a slave device, and the haptic device Omega 7 is the master device; therefore, each operation is controlled by the master–slave system, in which the target value of the slave side is calculated from the displacement information of the master side. In this case, a proportional-integral controller is used to construct a tracking control system. Omega 7 is a haptic device that is capable of seven DOF operations: translation motions along the three Cartesian axes, rotary motions around three axes, and the grasping motion along a single axis.

The open-and-close motion of the grasping corresponds to the pinching of the grasping part of Omega 7, the tip rotation corresponds to the rotation around a single upper arm axis of Omega 7, and the bending motion in the vertical and transverse directions corresponds to the up-and-down and left-and-right direction rotations of the operating unit of Omega 7. Fig. 4 shows the operating unit of Omega 7 and the corresponding actions of the developed forceps manipulator.



(a) Master device (Omega 7).



(b) Slave device (forceps manipulator).

Figure 4. Manipulations of Omega 7 and forceps manipulator.

#### IV. FORCE FEEDBACK

##### A. Force Feedback in Surgical Robot

Currently, the surgical robots in practical use do not have a force feedback function. Therefore, surgical robots cannot transmit the senses of touching or holding objects with the tip of the forceps manipulator to the operating surgeon. Reports on medical accidents that caused organ damage due to lack of the force feedback function exist. Therefore, the development of force feedback has become a key problem in the development of surgical robots. The desirable feedback forces in laparoscopic surgery or SPS with a surgical robot are the grasping force when organs are grasped with the forceps tip, the contact force when the organs are touched with the tip, and the pressure force when organs are pressed with the shaft. Reference [13] has already reported the development of force feedback for the grasping force. Therefore, this study focuses on the development of the feedback of the force added to the tip or shaft of forceps. A six-axis force and torque sensor Mini40 produced by ATI Co. is attached to the root portion of the previously developed SPS forceps manipulator and is used to detect the external force added to the forceps' tip or shaft. The detected sensor value is then transmitted to the robot operator through Omega 7, which is the input device with the force feedback function, thus realizing the feedback of the force added to the forceps. Fig. 5 shows the corresponding forces for the sensed force on the forceps manipulator and force feedback to Omega 7. An external force along the three axes of the forceps shaft is realized on the three orthogonal axes of Omega 7.



Figure 5. Force sensing and its realization in Omega 7.

##### B. Attachment of the 6-axis Force and Torque Sensor Mini40

Fig. 6 shows a general view of the six-axis force and torque sensor Mini40 produced by ATI Co. and the directions of measurable force and torque. This sensor can detect forces on three orthogonal axes and rotational torques for each axis added to the measurement surface.

In Ref. [14], a six-axis force and torque sensor is attached to the tip of forceps for detecting the external force. However, this is not best choice since insertion of

electric sensor into the abdominal cavity is not desirable due to the safety reason.

In our system, since Mini40 has a hole in the center, it can be attached to the root portion of forceps through the shaft in that hole. Therefore, the external force added to the tip or shaft of forceps can be detected without inserting electric sensors into the patient's body. Fig. 7 shows the attachment view of the six-axis force and torque sensor. A cylindrical part (green) is pressed into a disk-like part (red), and these parts are attached to the measurement surface of the Mini40 through the forceps shaft in the sensor's center hole. Mini40 is fixed at the root portion of the manipulator shaft with an angle-shaped part (blue) and a plate-like part (purple).

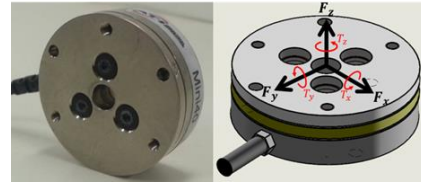


Figure 6. Mini40 and measurable force and torque

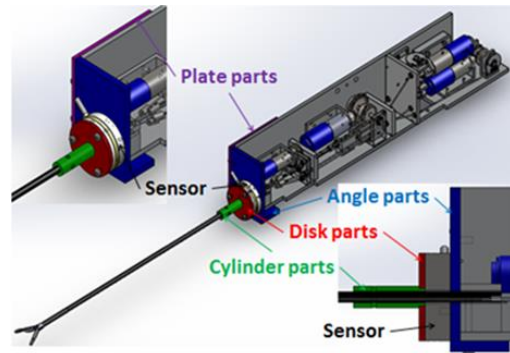


Figure 7. Attachment of six-axis force and torque sensor.

##### C. Force Detection using six-axis Force and Torque Sensor

We verified that the force added to the tip or shaft of forceps was actually detected with the six-axis force and torque sensor. An external force was applied several times to the forceps tip in the horizontal direction ( $x$ -direction is  $F_x$ ), the vertical direction ( $y$ -direction is  $F_y$ ), and the shaft direction ( $z$ -direction is  $F_z$ ) with the finger. Figs. 8, 9, and 10 show the detected results for each direction. Inspection of these figures indicates that detection of the  $F_x$  and  $F_y$  components of the force added to forceps was stable; however,  $F_z$  was not detected stably. Detection of the force for the shaft direction was difficult because the attachment parts of six-axis force sensor were fixed at the forceps shaft only at the screwing point in the mounting structure, leading to deviation in the detected force value for the applied shaft direction force. It is investigated that the detected sensor value does not necessarily return to zero for  $F_x$ ,  $F_y$ , and  $F_z$  results, returning to the unloaded state after a single application of an external force. This indicates the occurrence of drift in the force detection by some of the strain gauges built into the sensor.

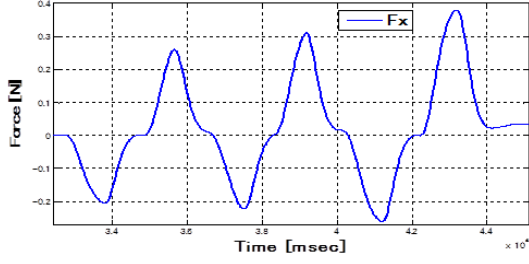


Figure 8. Force sensing in x direction.

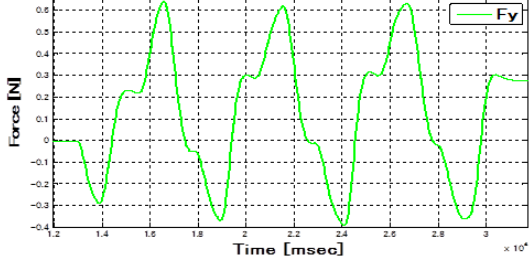


Figure 9. Force sensing in y direction.

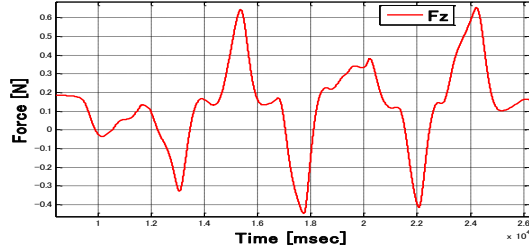


Figure 10. Force sensing in z direction.

## V. FORCE SCALING

### A. Scaling of Force for Force Feedback

The  $F_x$  and  $F_y$  values detected stably by the six-axis force and torque sensor were directly fed back to the robot operator through Omega 7. However, the operator could not recognize the force well because the value of the force detected by the sensor was small. Therefore, the detected value of  $F_x$  and  $F_y$  are scaled up a magnitude that can be recognized by the operator and displayed in Omega 7.

If the detected sensor value is multiplied by a large constant value, the operator can recognize the force even if the detected force is small. However, this may adversely affect the surgical operation because the force feedback is too strong then. Thus, it is necessary to scale the force up to a magnitude for which the robot operator can recognize even a small detected value without adversely affecting the surgical operation.

Therefore we used beam theory to calculate the deflection amount of the forceps shaft due to the applied external force. Furthermore, we proposed a method for scaling up the small detected value for the force applied by the touch of the tip or shaft of the forceps, using the dynamics of the forceps tip by the external force. Thereby the detected sensor value increases rather than constant multiple, while ensuring that the value is not sufficiently large to adversely affect the surgical operation. The following configurations are used for the proposed

scaling method.

*Configuration I):* The shaft of forceps manipulator is considered a cantilever, and the deflection and deflection angle are calculated.

*Configuration II):* The motion equation of the mass point at the tip of the cantilever when the external force is added to the tip is considered.

*Configuration III):* The motion equation of Omega 7 corresponding to the motion equation in the configuration II is introduced, and the force value realized by Omega 7 is calculated.

In the configuration I, the shaft of forceps manipulator is divided into a cylindrical stainless steel section, which is the shaft of the remodeled original SPS forceps and a cylindrical aluminum section attaching the six-axis force and torque sensor on the forceps manipulator. Next, the shaft of the forceps manipulator is considered as two connected cantilevers, assuming the screwing point that fixes the cylindrical stainless steel part and the cylindrical aluminum part, and the portion attaching the sensor are the fixed ends. It is assumed that a concentrated load is only added to the cantilever tip. Fig.11 shows the model for which the shaft of forceps manipulator is assumed to be the cantilever. The  $x$ -direction deflection on the  $x$ - $z$  plane and the  $y$ -direction deflection on the  $y$ - $z$  plane are considered in the same manner, because the cross-sectional shape of the cantilever is a hollow circle.

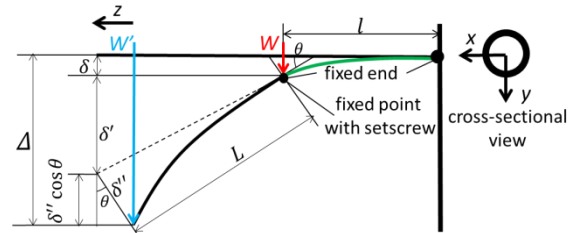


Figure 11. Cantilever beam model of shaft of forceps manipulator.

In Fig.11,  $w$  is the value detected by the six-axis force and torque sensor ( $F_x$  or  $F_y$ ). Since the load added to the cantilever is constant for all positions of the cross-section, the following relationship is established for  $w$  and  $w'$ .

$$W = W' \quad , \quad (1)$$

where  $l$  is the distance of the fixed end from the point fixed with screw on the aluminum part attaching the force and torque sensor,  $E_{Al}$  is the longitudinal elastic modulus of aluminum part, and  $I_{zp}$  is the geometrical moment of inertia. The deflection  $\delta$  and deflection angle  $\theta$  of the cylindrical aluminum part are given by (2) and (3).

$$\theta = -\frac{Wl^2}{2E_{Al}I_{zp}} \quad (2)$$

$$\delta = \frac{Wl^3}{3E_{Al}I_{zp}} \quad (3)$$

$L$  is the distance from the point fixed with the screw



on the aluminum part to the forceps tip and  $\delta'$  is given by (4).

$$\delta' = L \sin \theta \quad (4)$$

$E_f$  is the longitudinal elastic modulus of the cylindrical stainless steel part that is the shaft of the remodeled original forceps,  $I_{zf}$  is the geometrical moment of inertia, and the deflection  $\delta''$  is given by (5).

$$\delta'' = \frac{w'L^3}{3E_f I_{zf}} \quad (5)$$

Then, the deflection  $\Delta$  of the cantilever model in Fig.11 is given by (6).

$$\Delta = \delta + \delta' + \delta'' \cos \theta \quad (6)$$

In the configuration II, it is assumed that there is a mass point of mass  $m$  on the tip of the cantilever model in Fig. 11. The motion of this mass-point when the force  $f$  is added to the mass-point is considered as the movement of mass-spring-damper system in which a damper and a combined spring linked to two different springs in series are connected to the mass-point  $m$ . Fig. 12 shows the motion model for mass-spring-damper system of the cantilever in Fig. 11.

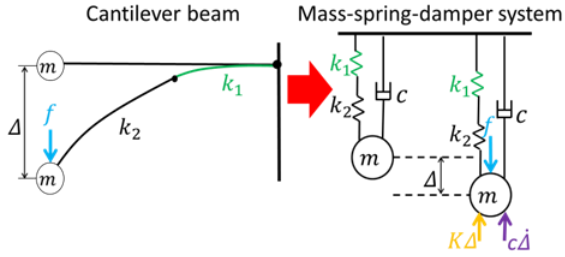


Figure 12. Mass-spring-damper model of cantilever beam.

In Fig. 12, spring constants (flexural rigidity)  $k_1$  and  $k_2$  are calculated using  $l$ ,  $E_{Al}$ ,  $I_{zp}$ ,  $L$ ,  $E_f$ , and  $I_{zf}$  by the following equation.

$$k_1 = \frac{3E_{Al}I_{zp}}{l^3}, \quad k_2 = \frac{3E_f I_{zf}}{L^3} \quad (7)$$

Furthermore, since the two springs are connected in series, the combined spring constant  $K$  of  $k_1$  and  $k_2$  is given by the following equation.

$$K = \frac{k_1 k_2}{k_1 + k_2} = \frac{E_{Al} E_f I_{zp} I_{zf}}{E_{Al} I_{zp} L^3 + E_f I_{zf} l^3} \quad (8)$$

Moreover, it is assumed that the model of mass-spring-damper system in Fig. 12 does not vibrate by critical damping. Therefore, the damping coefficient  $c$  of the damper is expressed by following equation because the damping ratio is 1.

$$c = 2\sqrt{mK} \quad (9)$$

The motion equation for the mass-spring-damper system in Fig. 12 is given by the following equation.

$$f - K\Delta - c\dot{\Delta} = m\ddot{\Delta} \quad (10)$$

In the configuration III, the motion equation of (10) is

applied to the master device Omega 7. For operating the SPS robot, the displacement  $\Delta$  and the mass  $m$  are replaced respectively by the operation amount  $\lambda$  of Omega 7 and the mass  $M$  of forearm of operating human. The motion equation of the operating unit in Omega 7 is then given by the following equation

$$F - K\lambda - C\dot{\lambda} = M\ddot{\lambda}, \quad (11)$$

where  $F$  is the force which Omega 7 should realize. Fig.13 shows the model for the motion model of mass-spring-damper system in Fig. 12 which is adapted to Omega 7.

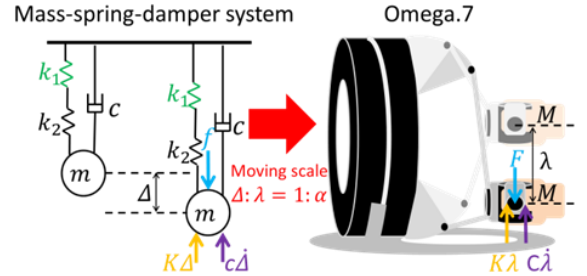


Figure 13. Application of mass-spring-damper model to Omega 7.

In the motion equation of operating unit in Omega 7 of (11), the unit is assumed not to vibrate by critical damping as well as the damping expressed by (9). Thus, a coefficient  $C$  is given by the following equation.

$$C = 2\sqrt{MK} \quad (12)$$

It is also assumed that the ratio of the displacement of the slave side, which is the tip movement displacement of the SPS robot and the displacement of master side, which is the operation amount of Omega 7 (position control magnification rate of the SPS robot) is  $1:\alpha$ , then the displacement of operating unit in Omega 7  $\lambda$  is expressed by the following equation.

$$\lambda = \alpha\Delta \quad (13)$$

By substituting (13) into (11), the force value  $F$  which Omega 7 should realize is derived by (14). Because Omega 7 has a function to ensure gravity when force is applied, the effect due to the weight of the operating unit is not considered.

$$F = M\alpha\ddot{\Delta} + C\alpha\dot{\Delta} + K\alpha\Delta \quad (14)$$

## B. Force feedback to Omega 7

The detected sensor force value was scaled up using the proposed scaling method and compared with the standard constant multiple scaling. A maximum of 1.0 N force was applied several times to the forceps tip in the horizontal direction ( $x$ -direction) and the vertical direction ( $y$ -direction) with the finger. Fig. 14 shows a graph of scaled force in the horizontal direction ( $x$ -direction), Fig. 15 shows a graph of scaled force in the vertical direction ( $y$ -direction); the detected sensor force value, the scaled value obtained by the proposed scaling method and the scaled value obtained using a constant multiple (two times) are shown in both figures. Since the mass of human forearm is about 3.1% of body weight, the

mass  $M$  of the forearm was 2.17 kg as the weight of the operator was 70 kg. The ratio of the displacement of slave side to the displacement of master side was 1:2, and the value of  $F$  was calculated for  $\alpha = 2$ .

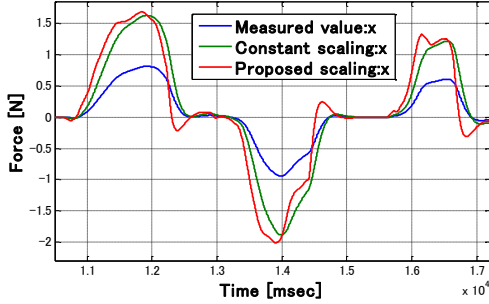


Figure 14. Scaling of force in  $x$  direction.

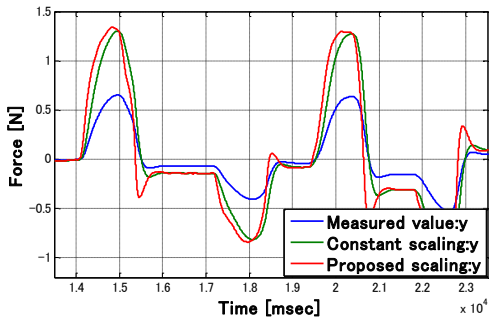


Figure 15. Scaling of force in  $y$  direction.

The data presented in Figs. 14 and 15 do not exhibit large differences between the scaled sensor values obtained using a constant multiple and the scaled values obtained by the proposed scaling method. However, since the feedback force to the operator obtained by the proposed scaling method considers the dynamics (deflection) generated by the load added to the forceps shaft, it is considered that the proposed scaling method can provide force feedback to the operator more clearly and quickly for the small value than the normal constant multiple scaling when the applied force varies rapidly. The value for which humans can recognize the force is approximately 1 N. Henceforth, the superiority of the proposed scaling method is verified by applying a force that can be noticed by humans and changing a speed of the force.

### C. Advantageous validation of scaling method

The following simulations were performed to verify the superiority of the proposed scaling method. When the force imitating the detected sensor value was gradually increased from 0 to 0.5 N, the difference indicated was simulated in the proposed scaling method and the normal constant multiple (two times) scaling. The times for reaching the maximum force of 0.5 N are simulated for the three time intervals of 1.0 s (Slow), 0.50 s (Intermediate), and 0.25 s (Quick). The mass  $M$  of the forearm was 2.17 kg, the ratio of operating amount of Omega 7 to the forceps tip movement displacement of the SPS robot,  $\alpha$  was 2.

Figs. 16, 17, and 18 show the simulation results for time until the detected sensor value reached 0.5 N in the

case of 1.0, 0.50, and 0.25 s.

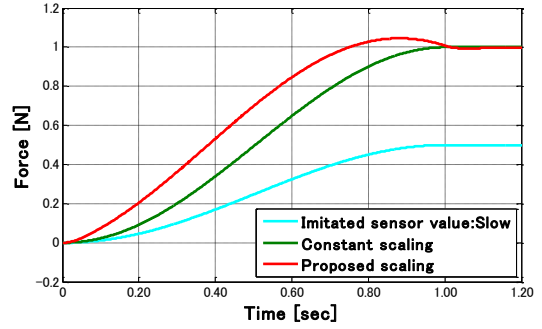


Figure 16. Simulation result (Slow).

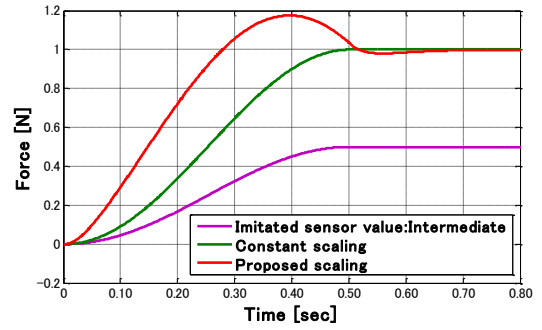


Figure 17. Simulation result (Intermediate).

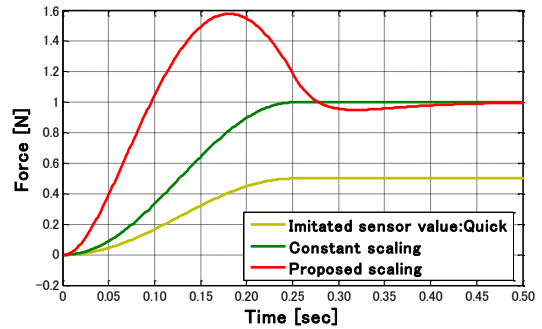


Figure 18. Simulation result (Quick).

In Figs. 16, 17, and 18, as the time interval of the force imitating the detected sensor value becomes small, response of the proposed scaling method becomes quick as compared with that of the constant multiple scaling. Moreover, the maximum value scaled by the proposed method is larger than constant multiple scaling. Therefore, in the scaling using the proposed method, when the amount of change of the detected sensor value per unit time is increased, the maximum scaled value becomes large. Since it is possible to strongly feedback the operator to the force variation when touched with the tip or shaft of forceps, the operator can clearly and quickly experience the small force detected by the sensor using the proposed method.

### D. Advantage validation experiment of scaling method

The SPS robot was moved periodically by sinusoid input in horizontal direction, which was the “yaw” direction in Fig. 2, the tip of forceps manipulator was hit

to a building block such that the detected sensor value of the horizontal direction ( $x$ -direction) was approximately 0.5 N. Next, this force was fed back to the subject who held the operating unit of Omega 7. During this experiment, the subject was not given visual information; however, only force information was given. Then, when the tip of forceps manipulator hit the building blocks, the time until the subject experienced the force feedback was measured using a stopwatch. Furthermore, using the proposed scaling and constant multiple scaling methods, experiments were performed 10 times each in 2 subjects. Fig. 19 shows the scenario of the experiment.

The measurement times with constant multiple scaling and with proposed scaling were compared. TABLE I. shows the measurement times of each subject. Fig. 20 shows a graph of detected sensor value of the horizontal direction ( $x$ -direction), the value scaled up with constant multiple (two times), and the value using the proposed scaling method.

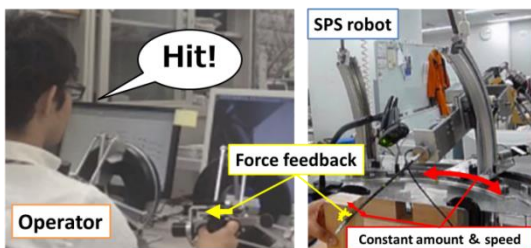


Figure 19. Experiment for verification of superiority.

TABLE I. EXPERIMENTAL RESULTS

Number of times	Subject A		Subject B	
	Constant scaling [sec]	Proposed scaling [sec]	Constant scaling [sec]	Proposed scaling [sec]
1	4.51	3.68	4.85	2.58
2	7.90	3.80	4.22	2.93
3	5.68	3.81	5.09	2.43
4	7.05	2.30	5.41	3.23
5	4.73	2.85	4.67	2.27
6	6.61	3.23	4.46	3.19
7	7.20	3.05	4.90	3.30
8	7.93	3.11	4.79	3.26
9	6.61	2.55	4.33	4.24
10	4.90	2.78	4.75	3.52
<b>Average</b>	<b>6.31</b>	<b>3.12</b>	<b>4.75</b>	<b>3.10</b>

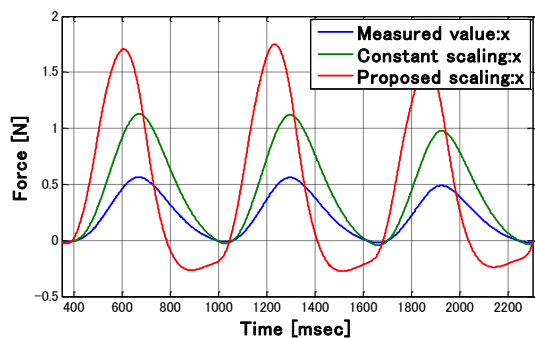


Figure 20. Comparison of scaling of force.

TABLE I. indicates that both subject, A and B, recognize the force quicker using the proposed method than the constant multiple scaling when the tip of forceps manipulator hit the building block. In Fig. 20, it is

indicated that the maximum value of the force using the proposed scaling method is larger than constant multiple scaling.

Therefore, the proposed scaling method can transmit the force more quickly than constant multiple scaling method. Moreover, the robot operator can clearly experience the small force, since the proposed scaling method can feedback strongly the force.

## VI. CONCLUSION

In this study, a six-axis force and torque sensor was attached in the root of the independently developed forceps manipulator for SPS. Then, the external force added to the tip or shaft of forceps was detected, and force feedback was conducted to the robot operator through Omega 7. The added force of horizontal and vertical directions can be detected stable. However, the force of shaft direction cannot be detected stably.

The forceps shaft was assumed as cantilever, the movement by external force added to the cantilever tip is replaced by the operating unit of Omega 7, and it is proposed as a new scaling method, in which the detected force added to the tip or shaft of forceps in horizontal and vertical directions, is scaled up and fed back to the operator. Since the dynamics of the forceps shaft was considered, the small detected sensor force value could be fed back more quickly and strongly to the operator using this scaling method compared with that of the constant multiple scaling.

As future challenges, it is raised that the external force in the shaft direction should be detected stably, scaled up using the proposed scaling method, and fed back to the operator through Omega 7. Other than that, a system which removes an interference force caused by the SILS port should be constructed when performing the forceps operation using the SILS port.

## REFERENCES

- [1] C. Direkwatana, J. Suthakorn, C. Wilasrusmee, "Development of wire-driven laparoscopic surgical robotic system, "MU-LapaRobot"", *Proceedings of IEEE International Conference on Robotics and Biomimetics 2011*, pp. 485-490, 2011.
- [2] G. Fau, T. Matsunaga, K. Ohnishi, "Development of a five degrees of freedom Master/Slave robot for tele-operated laparoscopic surgical operations", *Proceedings of 7th international Conference on Human System Interactions 2014*, pp. 172-177, 2014.
- [3] R. Se-gon, et al., "Development of the SAIT single-port surgical access robot slave arm based on RCM Mechanism", *Proceedings of 37th Annual International Conference of the IEEE, Engineering in Medicine and Biology Society 2015*, pp. 5285-5290, 2015.
- [4] Inderbir S. Gill, et al., "Consensus statement of the consortium for laparoendoscopic single-site surgery", *Surg Endosc*, vol. 24, pp. 762-768, 2010.
- [5] M. Kroh, K. El-Hayek, S. Rosenblatt, B. Chand, P. Escobar, J. Kaouk, and S. Chalikonda, "First human surgery with a novel single-port robotics system : cholecystectomy using the da Vinci Single-Site platform", *Springer Science+Business Media, Surg Endosc*, vol. 25, pp. 3566-3573, 2011.
- [6] F. Cavallo, G. Megali, S. Sinigaglia, O. Tonet and P. Dario, "A biomechanical analysis of surgeon's gesture in a laparoscopic virtual scenario", *Stud. Health Technol. Inf.*, vol. 119, pp.79-84, 2006.

- [7] M. Mitsuishi, et al., “Force-feedback augmentation modes in the laparoscopic minimally invasive telesurgical system”, *IEEE/ASME Trans. Mechatronics*, vol. 12, no. 4, pp. 447-454, 2007.
- [8] C. R. Wagner, et al., “The benefit of force feedback in surgery: Examination of blunt dissection”, *Presence: Teleoperators Virtual Environ*, vol. 16, no. 3, pp. 252–262, 2007.
- [9] Jay D. Raman, Jeffrey A. Cadeddul, Pradeep Raol and Abhay Rane, “Single-incision laparoscopic surgery initial urological experience and comparison with natural-orifice transluminal endoscopic surgery”, *BJU International*, vol. 101, no. 12, pp.1493-1496, 2008.
- [10] D. Haraguchi, T. Kanno, K. Tadano and K. Kawashima, “A Pneumatically Driven Surgical Manipulator With a Flexible Distal Joint Capable of Force Sensing”, *IEEE/ASME Trans. Mechatronics*, vol. 99, pp. 1-12, 2015.
- [11] D. Yamaoka, K. Oiwa, S. Maeda and C. Ishii, “Development of a Surgical Robot for Single-Port Surgery and Its Position Tracking Control”, *Proceedings of IEEE International Conference on Robotics and Biomimetics 2014*, pp. 41-46, 2014.
- [12] H. Kawamura, and C. Ishii, “Mechanical Analysis of the Formation of Forceps and Scope for Single-port Laparoscopic Surgery”, *Surgical Laparoscopy, Endoscopy & Percutaneous Techniques*, vol. 22, no. 4, pp. e168-e175, 2012.
- [13] Y. Tsukamoto and C. Ishii, “Estimation of the Grasping Torque of Robotic Forceps Using the Robust Reaction Torque Observer”, *Proceedings of IEEE International Conference on Robotics and Biomimetics 2014*, pp. 1650-1655, 2014.
- [14] U. Seibold, et al., “Prototype of Instrument for Minimally Invasive Surgery with 6-Axis Force Sensing Capability”, *Proceedings of 2005 IEEE Int. Conf. on Robotics and Automation*, pp. 496-501, 2005.

**Shotaro Maeda** received his BE in Mechanical Engineering from Hosei University, Japan in 2013. Currently, he is a Master Course student at Graduate School of Engineering, Hosei University, Japan. His research interest is in medical robotics.



**Katsuaki Oiwa** received his BE in Mechanical Engineering from Hosei University, Japan in 2013. Currently, he is a Master Course student at Graduate School of Engineering, Hosei University, Japan. His research interest is in medical robotics.



**Chiharu Ishii** received his PhD in Mechanical Engineering from Sophia University, Japan in 1997. From 2002 to 2009, he was an Assistant Professor with Kogakuin University. Currently, he is a Professor at the Department of Mechanical Engineering, Hosei University, Japan. His research interests are in medical robotics, assistive technology and robust control. He is a member of JSME, SICE, RSJ, IEEJ and IEEE

