

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リング法

前田, 翔太郎 / MAEDA, Shotaro

(出版者 / Publisher)

法政大学大学院理工学・工学研究科

(雑誌名 / Journal or Publication Title)

法政大学大学院紀要. 理工学・工学研究科編 / 法政大学大学院紀要. 理工学・工学研究科編

(巻 / Volume)

57

(開始ページ / Start Page)

1

(終了ページ / End Page)

8

(発行年 / Year)

2016-03-24

(URL)

<https://doi.org/10.15002/00012997>

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リング法

SCALING METHOD OF FORCE FEEDBACK FOR LAPAROSCOPIC SURGICAL ROBOT USING DYNAMICS OF FORCEPS TIP

前田翔太郎

Shotaro MAEDA

指導教員 石井千春

法政大学大学院理工学研究科機械工学専攻修士課程

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 which is added 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 carried out to verify an effectiveness of the proposed scaling method. The results showed that the operator of the surgical robot can sense a small force which was added to the forceps more clearly and quickly compared with that realized when the conventional constant scaling method is used.

Key Words : Forceps manipulator, Force feedback, Scaling method, Force and torque sensor

1. 緒論

近年、腹腔鏡下外科手術が発達すると共に様々な手術支援システムが開発されている[1][2][3]。現在、最も発達している手術支援ロボットの 1 つとして、Intuitive Surgical 社が開発した da Vinci が挙げられる。これは、3D 内視鏡による立体画像と複数のロボットアームとマニピュレータを備えている手術支援マスタースレイブ・ロボットシステムである。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。また、最近では通常の腹腔鏡下外科手術より整容性が高い術式である単孔式腹腔鏡下手術(Single Port Surgery: SPS)が普及してきおり、専用のマニピュレータとアクセスポートを使用することで da Vinci で SPS を実施することが可能になり、多くの成功例が報告されている[4]。しかし、da Vinci には操縦者に力覚を提示する機能(力覚フィードバック)がなく、そのために臓器を損傷するなどの医療事故も報告されている。手術ロボットによる遠隔外科手術において、力覚フィードバックがあることで術者の操作性を向上することができるなど、多くの利点が挙げられる[5][6]。

そこで本研究では、文献[7]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鉗子マニピュレータに、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(反力)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、ロボット操作者に力覚フィードバックを実現した。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リング方法を考案した。具体的には、センサーで検出した力覚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かつ迅速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。

2. 腹腔鏡下手術と単孔式腹腔鏡下手術(SPS)

通常の腹腔鏡下手術(多孔式腹腔鏡下手術)では、患者の腹部表面に 1~2cm 程の孔を複数個開け、そこから腹腔鏡や、専用の手術器具である鉗子を挿入して腹腔鏡からの画像を見ながら施術を行う。一方、Fig.1 に単孔式腹腔鏡下手術(SPS)の概要を示す。SPS は、近年急速に広まった腹腔鏡下手術の術式である。この術式では通常の腹腔鏡下手術と違い、患者の臍部 1 箇所のみ孔を開け、そこに専用のポートを装着し、専用の鉗子 2 本と腹腔鏡を挿入して手術を行う。通常の腹腔鏡下手術では、患者

の体に 3~6 箇所、腹腔鏡および鉗子を挿入するために孔を開けるが、SPS では患者の臍部 1 箇所のみに孔を開けるため、手術痕が臍と一体化し、傷跡が残らず整容性が高い。また、術後の合併症のリスクが低い等の利点[8]が挙げられる。しかし、鉗子を交差させて臍部一カ所から体内に挿入するため、術者が手元で操作する鉗子と腹腔鏡映像内で動く鉗子が左右逆になるため、SPS は通常の腹腔鏡下手術に比べて難しい手術となる。

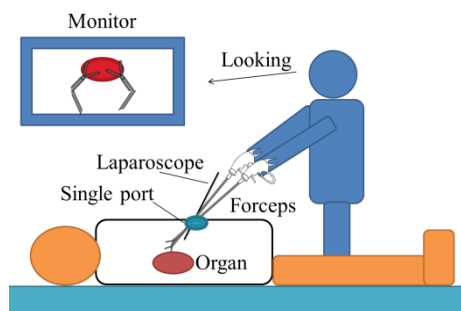


Fig. 1 Single port surgery (SPS)

3. SPS 用鉗子マニピュレータ

(1) SPS 用鉗子マニピュレータとロボットアーム

文献[7]の筆者らは市販の 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を開発した。また、Force Dimension 社製の 7 自由度力覚デバイス Omega.7 をマスターデバイス、開発した鉗子マニピュレータをスレイブデバイスとして、マスタースレイブ制御方式による遠隔操作で鉗子マニピュレータの位置制御を行った。開発した鉗子マニピュレータはモータ駆動により鉗子先端の回転動作、把持開閉動作、屈曲動作を遠隔操作で行える。なお、開発した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ので、Fig.2 に示す、文献[9]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[10]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.2 に示すように、モータ駆動により、搭載する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。

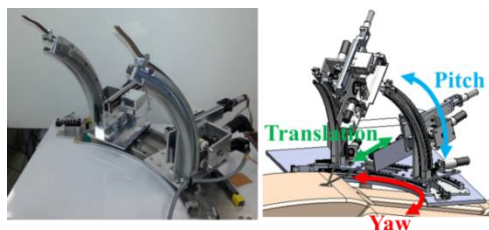


Fig. 2 Robot arms for SPS

Fig.2 のロボットアームに搭載する関係上、鉗子マニピュレータの大きさ、質量が制限されるため、それらを考

慮して設計が行われている。Fig.3 に開発した鉗子マニピュレータを示す。Fig.3 の a 部分は先端部の回転を行うための機構部、b 部分は把持開閉を行うための機構部、c 部分は先端部の屈曲を行うための機構部である。



Fig. 3 Forceps manipulator for SPS

(2) Omega.7 を用いたマスタースレイブ制御

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、各動作においてマスター側の変位情報からスレイブ側の目標値を算出し、スレイブ側を追従させるマスタースレイブ制御を行う。制御器には PI コントローラを用いた。Omega.7 は平行 3 軸、回転 4 軸の計 7 個の自由度を持つ力覚付入力装置である。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.4 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. 4 Manipulations of Omega.7 and forceps manipulator

4. 力覚フィードバック

(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、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等を掴んだ際の把持力、鉗子先端部で臓器に触れた際の接触力、鉗子で臓器を圧排した際の鉗子軸部にかかる力が挙げられる。

把持力に関する力覚フィードバックは、既に文献[11]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。既に開発した 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.5 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.5 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. 5 Force sensing and its realization in Omega.7

(2) 6 軸力覚センサー Mini40 の取付け

Fig.6 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。

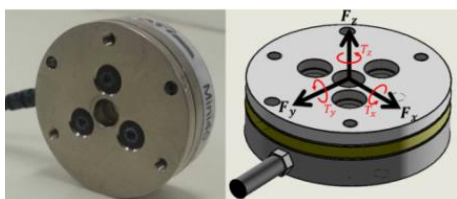


Fig. 6 Mini40 and measurable force and torque

文献[12]では、6 軸力覚センサーを鉗子先端に取付けているが、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.7 に 6 軸力覚センサーを鉗子マニピュレータに取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。

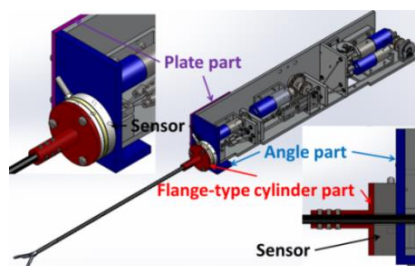


Fig. 7 Attachment of six-axis force and torque sensor

(3) 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。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.8, Fig.9, Fig.10 にそれぞれの方向の検出結果を示す。

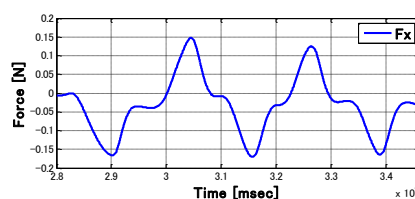


Fig. 8 Force sensing in x direction

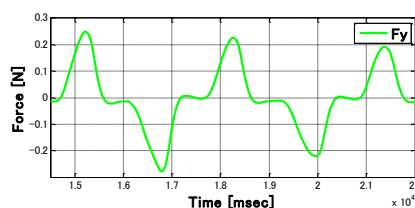


Fig. 9 Force sensing in y direction

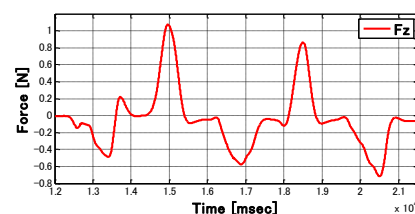


Fig. 10 Force sensing in z direction

Fig.8, Fig.9, Fig.10 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、零点補正を行うプログラムを構築してシステムに搭載した。

5. 力覚のスケーリング

(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. このため, 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, 今回は梁の先端部にのみ集中荷重が掛かると仮定した.

Fig.11 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.

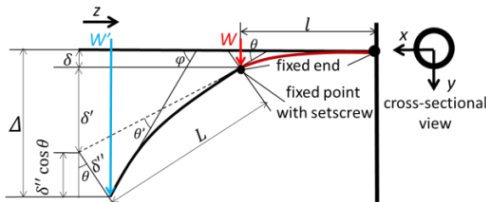


Fig. 11 Cascade cantilever beam model of shaft of forceps manipulator

Fig.11 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.

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

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 θ とたわみ δ を式 (2), (3) により導出する.

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

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

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, δ' を式 (4) により導出する.

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

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 θ' とたわみ δ'' を式 (5), (6) により導出する.

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

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

これより, Fig.11 の片持ち梁モデルのたわみ角 φ , たわみ Δ 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.11 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.12 に Fig.11 の片持ち梁のばね-ダンパ系運動モデルを示す.

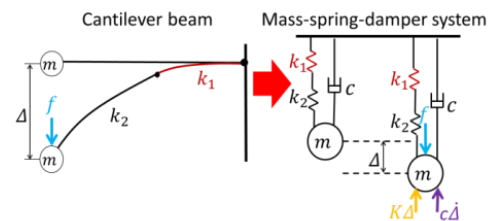


Fig. 12 Mass-spring-damper model of cantilever beam

Fig.12 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。

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

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.12 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.12 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 Δ と質量 m を Omega.7 の操作量（操作部の変位） λ 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.13 に Fig.12 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。

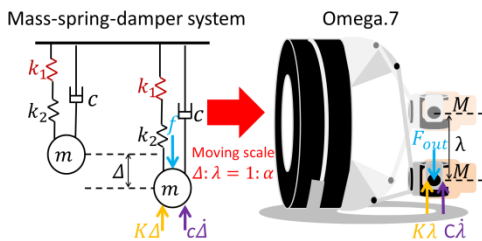


Fig. 13 Application of mass-spring-damper model to Omega.7

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 λ 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。

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

(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.14, Fig.15 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、 α の値を 2 として $F_{out:x}, F_{out:y}$ を算出した。

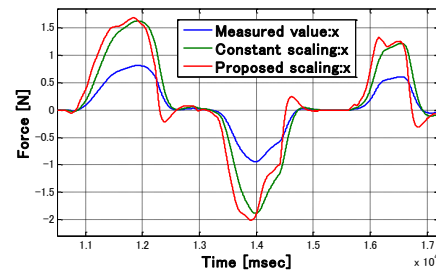


Fig. 14 Measured and scaled forces in x direction

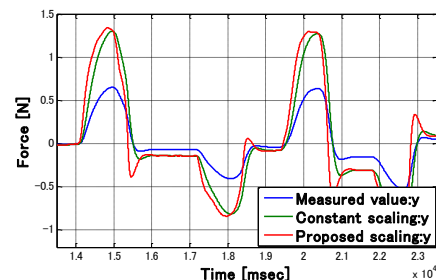


Fig. 15 Measured and scaled forces in y direction

Fig.14, Fig.15 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ルした値に、大きな差は見られない。しかしながら、提案したスケール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、通常の定数倍スケールより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。

(3) たわみによる z 方向の力の算出とスケール

前章で述べたように、奥行き方向（z 方向 F_z ）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 F_x ）、縦方向（y 方向 F_y ）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 F_x , F_y の値と式(7)で導出された Fig.11 の片持ち梁モデルのたわみ角 φ 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ル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.16 に片持ち梁モデル先端の拡大図を示す。

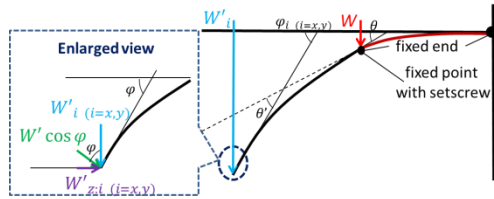


Fig. 16 Enlarged view of tip of cantilever beam model

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 を $W'_{z:x}$ と $W'_{z:y}$ を足し合わせた値として、式(18)により定める。

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

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

x 方向, y 方向と同じ手法でスケールするために、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。

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

ここで、式(16)の変位 Δ を変位 Z に置き換えて、式(20)

により $\Omega_{\text{Omega.7}}$ が実現する奥行き方向（z 方向）の力の値 $F_{\text{out}:z}$ を導出する。

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

しかし、式(20)で得られる $F_{\text{out}:z}$ 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 $F_{\text{out}:x}$, $F_{\text{out}:y}$ と同程度の値の大きさにする必要がある。

そこで、 $F_{\text{out}:x}$ と $F_{\text{out}:y}$ の絶対値の平均値に $F_{\text{out}:z}$ を 10α 倍した値を加えることで、 $F_{\text{out}:z}$ を $F_{\text{out}:x}$, $F_{\text{out}:y}$ と同程度の値の大きさにスケールし、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。

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

式(21)の $F_{\text{sout}:z}$ 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 $\Omega_{\text{Omega.7}}$ が実現すべき奥行き方向（z 方向）の力である。

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 の値から奥行き方向（z 方向）の力の値を算出し、式(20), (21)によりスケールした結果を Fig.17 に示す。尚、 α の値（SPS 用ロボットの位置制御倍率）は 2 とした。

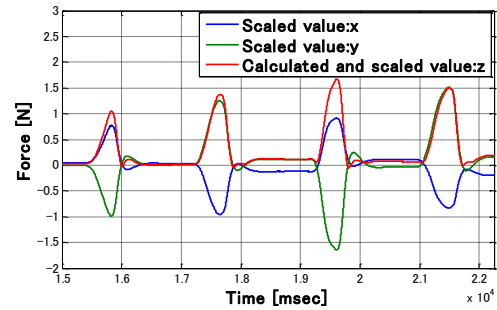


Fig. 17 Calculated and scaled force for z direction

Fig.17 より、提案したスケール手法により、奥行き方向（z 方向）の力は $\Omega_{\text{Omega.7}}$ 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 $F_{\text{out}:x}$, $F_{\text{out}:y}$ 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。

(4) スケールシステムの優位性の検証

人が指先で力覚を認識できる値がおおよそ 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、提案したスケール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定数倍 (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 α の値は 2 とした。Fig.18, Fig.19, Fig.20 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。

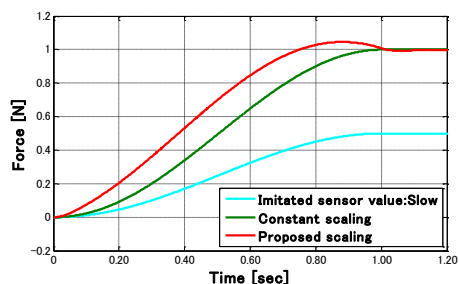


Fig. 18 Simulation result (Slow)

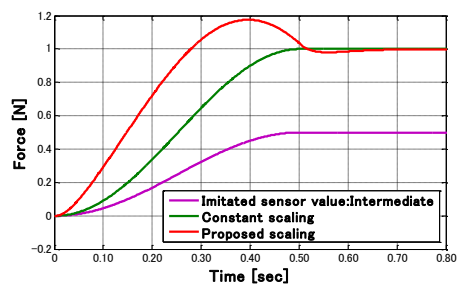


Fig. 19 Simulation result (Intermediate)

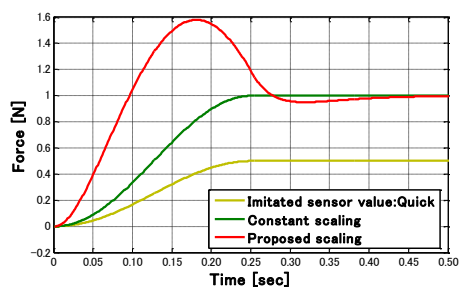


Fig. 20 Simulation result (Quick)

Fig.18, Fig.19, Fig.20 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。

(5) スケーリングシステムの優位性検証実験

SPS 支援用ロボットを一定量、一定速度 (一定周期) で横方向 (Fig.2 における Yaw 方向) に動かして、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.21 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 1 にそれぞれの被験者の測定時間を示す。また、Fig.22 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. 21 Experiment for verification of superiority

Table 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
Average	6.31	3.12	4.75	3.10

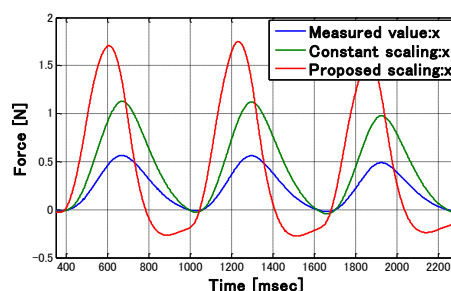


Fig. 22 Comparison of measured and scaled forces

Table 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.22 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、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。

6. 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。

今後の課題としては、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などが挙げられる。

参考文献

1) 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

- 2) 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
- 3) 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
- 4) 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
- 5) 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
- 6) 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
- 7) 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
- 8) 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
- 9) 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
- 10) 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
- 11) 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
- 12) 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