

リーダ・フォロワー一体型ロボット鉗子の力覚提示システム構築を目的とした力覚検出及び提示機構の開発

電気・化学専攻 医用工学領域 2181255 中野 雄斗

(主査：和多田 雅哉 教授 副査：京相 雅樹 教授，桐生 昭吾 教授)

1. 緒言

現在代表的に普及している手術支援ロボットの多くは、鉗子が臓器を把持する力(力覚)が術者に伝わらず、鉗子先端部が物体を把持した際に誤って臓器を損傷してしまう危険性が高まる。力覚提示機能を搭載した手術支援ロボットとして、The Senhance Surgical System があり、da Vinci の決定的な違いは術者がロボットアームで掴む組織の硬さを感じることができる力のフィードバックである^[1]。また、リバーフィールド株式会社では、空気圧駆動型手術支援ロボットが研究開発されており、空気圧の力を利用した臓器の柔らかさやより直感的な操作感の実現を目指している^[2]。以上のような、手術支援ロボットの力覚提示機能搭載に関して、世界中で研究開発が行われている。しかし、2020年に発表された「hinotori サージカルロボットシステム」は、手術支援ロボットの製品として比較的新しいが、力覚提示機能は搭載されていない^[3]。その理由の一つとして、術者毎に要求される力覚提示精度を満たした手術支援ロボットが存在しないことであると考えられる。そこで本研究ではリーダ・フォロワー一体型ロボット鉗子を開発し、以上のような課題を解消する。リーダ・フォロワー一体型ロボット鉗子は従来の腹腔鏡手術と類似した鉗子操作と比較し、作業範囲の拡大や力覚提示機能を付加することでより直感的な操作を可能とする。力覚提示は手に直接刺激を与えることで触診に近い感覚を伝えることを目標とし、空気圧駆動型のデバイスを提案する。本稿では、力覚提示を行う上でリーダ・フォロワー一体型ロボット鉗子の把持力データの評価を目的とした力覚検出における機能試験機を開発し、力覚検出を行った。また、力覚提示のための機能試験機を製作し、その性能の評価を行った。

2. リーダ・フォロワー一体型ロボット鉗子の力覚提示システムの構築

本研究では力覚提示機能を搭載したリーダ・フォロワー一体型ロボット鉗子を製作することで現状の手術支援ロボットの課題を解決する。本章では、力覚の定義、リーダ・フォロワー一体型ロボット鉗子、リーダ・フォロワー一体型ロボット鉗子の力覚提示システムについて述べる。

2.1 力覚の定義

力覚とは、人間が有する五感情報（視覚，聴覚，触覚，味覚，嗅覚）のうち、触覚情報と関連する感覚情報である。触覚情報は、人が物体表面を撫でた際に感じるザラザラ感などの皮膚感覚を意味するのに対し、力覚情報は物体と接触した際の反力感覚を意味するものとして、区別されることが多い。本研究では、鉗子先端部が物体を把持した時の力を「力覚」という言葉で表す。

2.2 リーダ・フォロワー一体型ロボット鉗子

リーダ・フォロワー一体型ロボット鉗子は、操作を行う部分であるリーダ部と臓器

に接触して作業を行うフォロワー部が一体である。よって、腹腔鏡手術に用いられている従来の鉗子と類似しているため、腹腔鏡手術と同様の操作で鉗子先端部の位置決めが可能である。ロボット鉗子はワイヤを用いることでモータの動力を鉗子先端部へ伝達する。そのため、術者は把持動作を行った際に感覚を得ることが困難であり、誤って臓器を損傷する危険性がある。そこで、鉗子先端部の力覚を提示する必要があると考える。

2.3 リーダ・フォロワー一体型ロボット鉗子の力覚提示システム

現状の手術支援ロボットにおいて、力覚が欠如する原因の一つとして、リーダー部とフォロワー部が分離していることであると考える。そこでリーダー・フォロワー一体型ロボット鉗子を製作し、腹腔鏡手術を行う術者の作業負担を軽減することを目指す。加えて力覚提示システムを構築し、直感的な作業感覚を提示することで、臓器損傷を未然に防ぐことを目標とする。図1に力覚提示のイメージを示す。

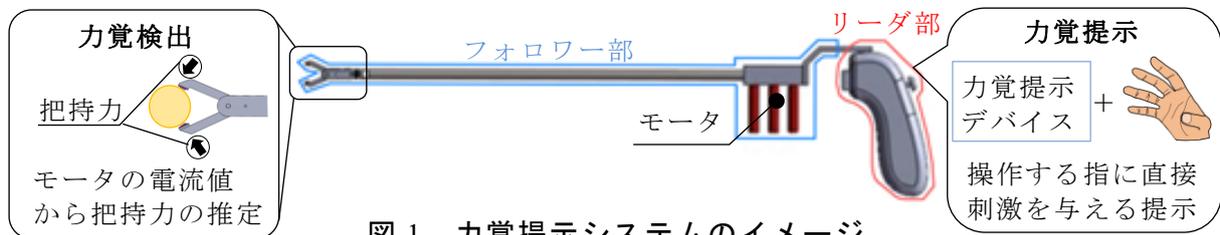


図1 力覚提示システムのイメージ

本研究における力覚提示システムは、力覚検出及び力覚提示を連動させることで構築される。力覚検出は、ロボット鉗子が臓器を掴む力をモータの負荷電流値から推定する。力覚提示では、検出で取得したデータを術者に伝える。最終的に力覚検出と力覚提示を連動させ、力覚提示システムの構築とする。

3. 力覚提示の数値目標

本研究で力覚提示するにあたり、手術支援ロボットに要求される把持力や提示精度に着目した。本章では要求把持力、力変化知覚実験、本研究における力覚提示精度の決定について述べる。

3.1 要求把持力

先行研究より、腹腔鏡手術における鉗子先端部の力覚には、結紮力に10[N]、臓器を把持し続ける力に5[N]が必要であることが分かっている^[4]。以上から、本研究では5~10[N]の力覚を検出することを目標とする。また、検出した力覚を1:1の比率で提示することでより直感的な力覚提示の実現を目指す。

3.2 力変化知覚実験

本研究室の張谷氏によって行われた「力の知覚限界値測定実験」から、力の知覚限界値は0.3[N]ということが分かった。また、「力変化知覚実験」を参考にし、本研究の力覚提示精度を決定する。本実験は、力覚提示において提示力、分解能を決定するために行われた。本研究においては、力覚提示精度の決定のため参考にする。

3.2.1 実験環境と使用機器

測定対象は、両示指・中指・拇指であり、500[g]ばねばかり3つを並列に固定し、釣り糸で指サックと繋いだ。指サックを測定対象の指に装着し、支柱を掴むことで対象

以外の指は固定した。

3.2.2 力変化の提示方法

ばねばかりを3秒ごとに引っ張り、被験者に力 y [N] を与えた ($|y| \leq 10$)。 y の刻みはランダムとした。被験者は知覚した力の変化量を増大、変化なし、減少の3つで計測者に示した。

3.2.3 力変化の知覚正答率

被験者は、0[N]、 ± 1 [N]、 -2 [N] の変化を知覚不可能な場合があり、その他の正答率は100%であった。 -1 [N] を知覚不能な場合が最多であり、正答率は71%であった。一方、 $+1$ [N] での正答率は94%であった。同様に、変化量が -2 [N] での正答率は75%であり、 $+2$ [N] での正答率は100%であった。張力が大きい場合と小さい場合での1[N]の変化における正答率に差は見られなかった。また、指ごとの正答率に大きな変化はなかった。

3.3 本研究における力覚提示精度の決定

前節から、ヒトの指先がある一定の力を受けている状態から ± 1 [N] 以内の力変化を感知することが不可能であるということが分かった。したがって、 5 ± 1 [N] の精度で力覚検出が可能であれば、5[N]相当の力覚を提示することが可能であると考えられる。よって、本研究の力覚提示(検出)精度の第一目標は ± 1 [N] とする。また、第二目標として第一目標の10倍の精度である ± 0.1 [N] を設定することでより直感的な力覚提示が可能であると考えられる。

4. 力覚検出機構を用いた力覚検出実験

3.1 より、腹腔鏡手術において鉗子先端部には、 $5 \sim 10$ [N] が必要である。先の実験より、ギア駆動型機能試験機において $5 \sim 10$ [N] の把持力を発揮することが可能ということが分かっている。本章では、力覚検出機能試験機の製作、要求把持力範囲の力覚検出、硬度の異なる対象物を掴んだ際の電流値の変化について述べる。

4.1 力覚検出機能試験機の製作

先行研究で製作された機能試験機による力覚検出実験において、ワイヤ駆動機構は機械的損失が大きく力覚検出精度に影響を与えることが分かった^[5]。本研究ではより高精度な力覚提示を実現するために、機械的損失を減らした機構の機能試験機での力覚検出実験を行う。図2にギア駆動型機能試験機、図3に機能試験機の構造を示す。製作した機能試験機は、モータのトルクをギアで伝達することでグリッパの開閉動作

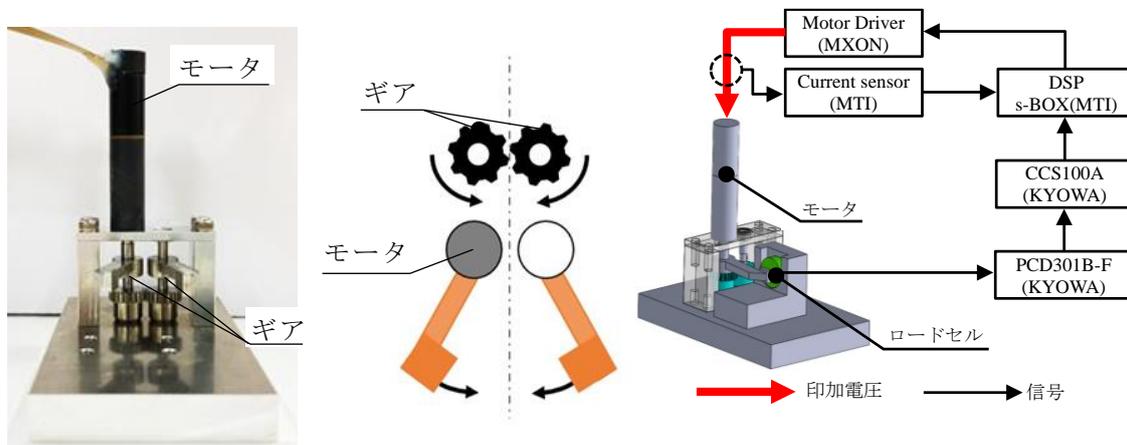


図2 ギア駆動型機能試験機 図3 図2の構造 図4 実験における機器接続イメージ

が可能である。発生する機械的損失はギアの噛み合いによる摩擦、バックラッシュとなる。またモータのトルクがグリップに直接伝わる構造となっているため、同条件の実験ではワイヤ駆動の機能試験機よりも把持力が大きくなると予想される。

製作した機能試験機を用いて把持力の実測値を計測し、ギア駆動による把持動作の能力を調査した。次章以降では、モータにかかる負荷電流から把持力を推定することで、先行研究の把持力推定精度と比較する。

4.2 要求把持力範囲の力覚検出

ギア駆動型機能試験機を用いて力覚検出を行い、ワイヤ駆動型機能試験機の力覚検出精度と比較する。実験結果から、ギア駆動型機能試験機の有用性を確認する。

4.2.1 把持力推定方法と実験機器

図4に実験における機器接続イメージを示す。ギアの噛み合いをなくし、片開き状態での実験結果を本機能試験機の能力とする。モータ RE10(MAXON)へ電圧を印加した際、グリップが動作してロードセル LMA-A-10N(KYOWA)と接触し把持力の実測値を取得可能である。また、モータに流れる電流値を電流センサ CS2803K(MTI)にて計測する。印加電圧は、ギア駆動型機能試験機が要求把持力を満たす 0.8[V]~1.9[V]を 0.1[V]間隔で計 5 回計測する。把持力実測値及び電流値の計測範囲は、最大把持力から 10[s]間とする。また、電流センサで計測した電流値を把持力へ変換するため、校正係数を算出する。式(1)に電流値から把持力への校正係数を示す。電流センサの増加量を ΔI 、ロードセルの増加量を ΔF 、機械的損失を η とした際、電流センサで検出した電流値 I' から推定される把持力 F は式(1)で表せる。

$$F = \frac{\Delta F}{\Delta I} I' - \eta \quad (1)$$

F : 推定把持力[N] ΔF : ロードセル増加量[N]
 I' : 負荷電流値[mA] ΔI : 電流センサ増加量[mA]
 η : 機械的損失[N]

式(1)から導出された校正係数により、モータの負荷電流値から把持力を推定し、把持力の実測値との差を目標精度と比較して評価する。

4.2.2 要求把持力での力覚検出精度

本実験環境における力覚検出のための校正係数を式(2)に表す。

$$F=0.0619I'-1.17 \quad (2)$$

図5に把持力の実測値と推定値を示す。図5に示す推定値は、モータの負荷電流値を式(2)に代入することで導出している。ロードセルの実測値は、図に示すような線形性で推定することができた。印加電圧の変化に伴いロードセルと電流センサによる把持力の推定値は同様の変動をしている。そのため、鉗子先端部で発生した把持力の強弱を電流センサによって検出することが可能である。把持力の実測値を基準とした際の最大推定誤差は 0.191[N]であった。よって、本研究における力覚検出の第一

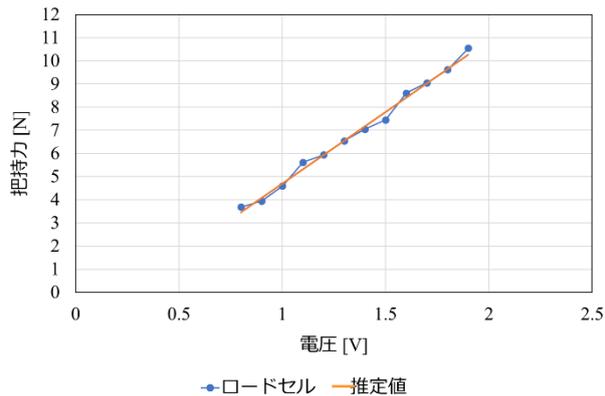


図 5 把持力の実測値と推定値

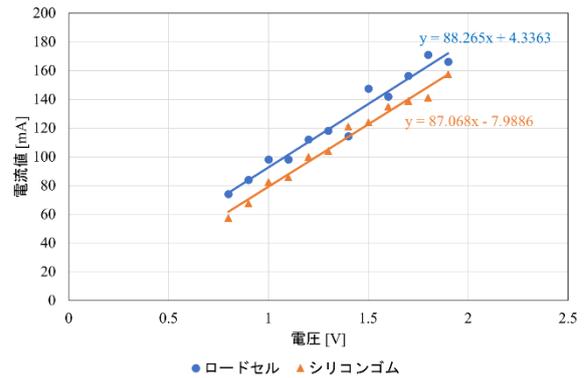


図 6 把持対象物の硬度変化による電流値

目標精度の ± 1 [N]を満たしている。よって、ギア駆動型機能試験機では目標とする測定範囲における力覚提示精度を発揮することが可能であることが分かった。しかし、第二目標である ± 0.1 [N]を満たしていないことから、細かい把持力の変化に対する力覚提示への対応が難しいという結果となった。

本節の実験において、印加電圧の上昇が校正係数の精度低下を誘発したと考える。本実験で使用した電流センサ CS2803K(MTI)は測定範囲 100~300[mA]において最大 $\pm 10\%$ のずれが発生し得る特性がある。第二目標である ± 0.1 [N]の精度を満たさないデータは、電流値 100~300[mA]の範囲内である。以上から、測定範囲内の電流値を高精度に取得可能な電流センサに変更する必要があると考える。

4.3 硬度の異なる対象物を掴んだ際の電流値の変化

4.3.1 硬度別の電流値の変化を比較する目的

前節まで、ロードセルを押し込むことにより把持力及び電流値を計測した。実際に臨床現場で把持対象となるのは、ロードセルよりもヤング率の低い臓器である。よって、把持対象物の硬度に応じて、設ける校正係数を変化させる必要があると考える。本節の実験では、ロードセルとシリコンゴムシートを押し込んだ際の電流値を計測することで、校正係数の調整が必要か確認する。電流値のみを計測する理由として、機能試験機により対象物を押し込む際、鉗子に対象物に接触し動かない場合は、最大把持力を発揮しているとみなしているためである。

4.3.2 電流値測定方法と実験機器

電流値の測定方法は 4.2.1 に示したものと同様である。本節の実験では、シリコンゴムシート硬度 50(ヤング率 1.98[MPa])とロードセル(ヤング率 $103 \times 10^3 \sim$ [MPa])を機能試験機により押し込み、その際の電流値の変化を比較する。

4.3.3 硬度別の計測電流値比較結果

図 6 に把持対象物の硬度変化による電流値を示す。把持対象物が柔らかくなると、モータの負荷電流値が減少する傾向が見られた。また、それぞれの電流値の増加傾向を線形化した際に、傾きに対して各電流値の差が少ないということが分かった。以上から、把持対象物が柔らかくなると、負荷電流値の線形性が安定するということが分かった。

次に、図の負荷電流値をそれぞれ一次近似化し、傾きを比較した。ロードセルを押し込んだ際のグラフの傾きは 88.26、シリコンゴムシートを押し込んだ際のグラフの傾き

は 87.07 であった。この結果から、硬度変化による傾きの差が少ないことから、硬度別の校正係数を設ける必要がないということが分かった。現状の校正係数(2)を使用した場合、硬度に応じて負荷電流値 I' が変化するため、推定把持力 F も変化する。しかし、力覚提示を行う際に力覚提示デバイスに反映する電流値を把持対象物の硬度別に校正することが可能となれば、校正係数(2)のみあれば力覚提示可能ということが分かった。

5. 力覚提示デバイスの有用性

前章の力覚検出機構を使用した力覚検出実験から、目標とする測定範囲における力覚提示精度を発揮することが可能であることが分かった。特に、力覚検出の第一目標精度を満たしていることから、手術への安全性を保った力覚提示の実現が可能であると考えられる。本章では、空気圧リングの製作、力覚提示のための空気圧回路の構築、機能試験機による力覚提示デバイスの有用性検証について述べる。

5.1 空気圧リングの製作

本研究では、リーダ・フォロワー一体型ロボット鉗子を操作する術者の指先に提示するデバイスを製作する。現状普及している力覚提示機能搭載型リーダ・フォロワー型手術支援ロボットは、リーダ部から術者の指先に反力を与える機構が搭載されている。そのため、新たな装置の製作を避けられない。本研究では、術者の指先に装着する力覚提示デバイスを製作する方針であるため、既存の手術支援ロボットにも応用可能と考えられる。図 7 に示す空気圧リングによって、力覚検出で取得したデータを術者の指先に提示する。リングはゴム素材である AR-G1L（消しゴム程度の硬さ）、AR-G1H（タイヤ程度の硬さ）の 2 種類で製作した。リングの中空領域に空気を流し、指腹の接触部のゴム膜が膨張・収縮することにより、任意の力覚を提示することが可能である。図 8 にリーダ・フォロワー一体型ロボット鉗子操作時を示す。

図 8 に示すように、リーダ部を握る状態で力覚提示が可能のため術者の操作を妨げることがないと考えられる。また、リングの形状を変えることで、すべての指に装着可能である。よって、術者の要求に合わせたデバイスの提供が可能である。

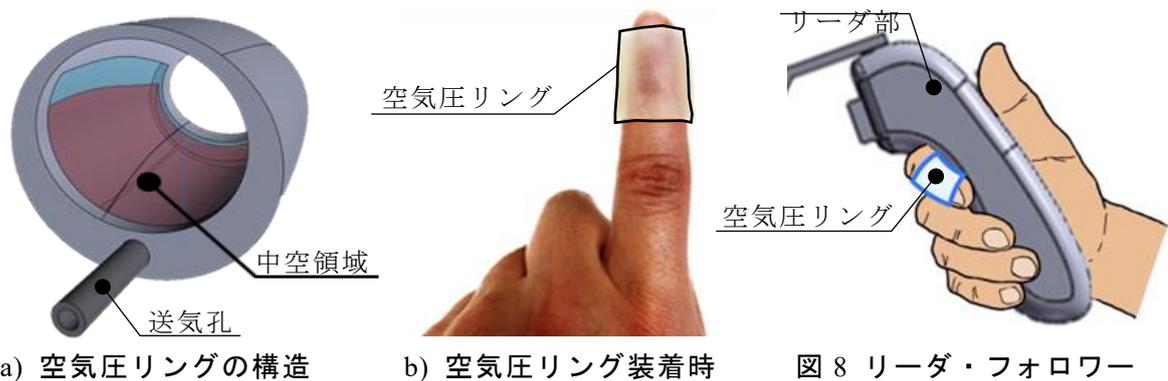


図 7 空気圧リング

図 8 リーダ・フォロワー一体型ロボット鉗子操作時

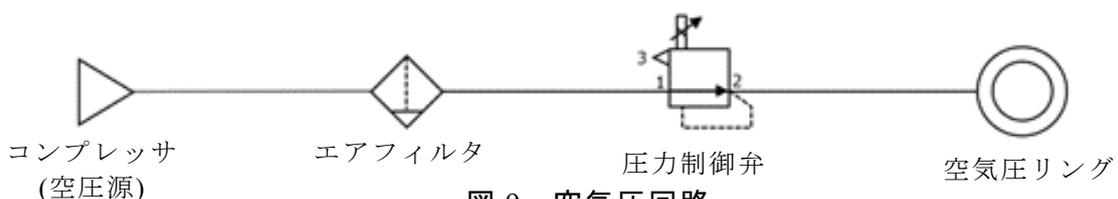


図 9 空気圧回路

表 1 要求把持力 5~10[N]を提示するために必要な圧力制御範囲

	提示範囲[m ²]	圧力制御範囲[MPa]
鉗子先端部の大きさ	2.5×10 ⁻⁵	0.20~0.40
指腹部全体の大きさ	7.0×10 ⁻⁴	0.0070~0.014

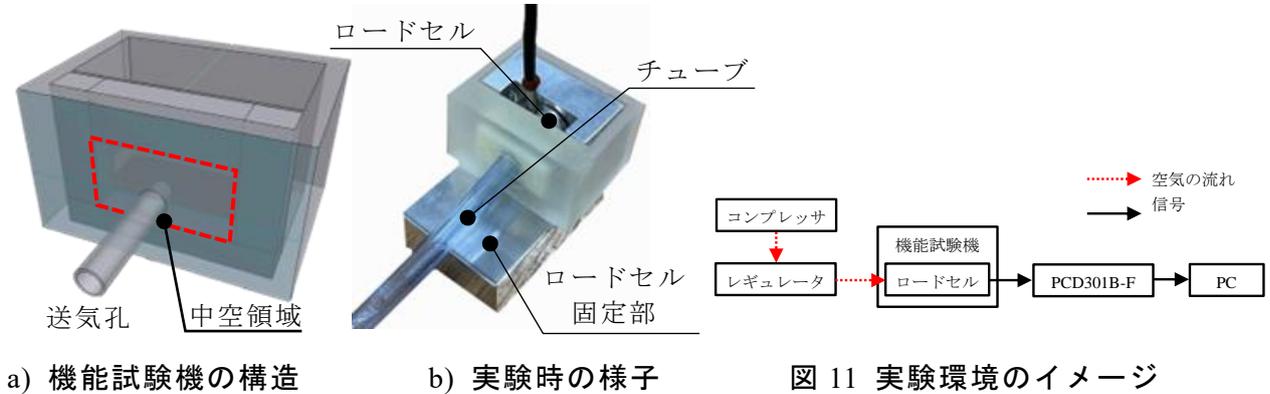


図 10 力覚提示機能試験機

図 11 実験環境のイメージ

5.2 力覚提示のための空気圧回路の構築

空気圧提示範囲は、鉗子先端部が臓器に接触する範囲の $2.5 \times 10^{-5} [\text{m}^2]$ と、リングが指腹部全体に接触する範囲の $7.0 \times 10^{-4} [\text{m}^2]$ の二種類を検討している。表 1 に要求把持力 5~10[N]を提示するために必要な圧力制御範囲を示す。また、空気圧リング実装のための空気圧回路を構築した。図 9 に示す圧力制御弁により、表の圧力制御範囲でリングを膨張・収縮させる。

5.3 機能試験機による力覚提示デバイスの有用性検証

5.3.1 機能試験機の製作

5.1 に示した空気圧リングの有用性を定量的に確認するため、空気圧リングと同様の中空領域を持った機能試験機を製作した。図 10 に力覚提示機能試験機を示す。図 10a) に示す機能試験機は、図 10b) のロードセル固定部に装着可能な構造となっている。5.1 に示した空気圧リングと同様、機能試験機には中空領域を設けた。図 10b) のように、機能試験機をロードセル固定部に装着し、固定部と機能試験機の間に入挿することで、空気によって膨張した中空領域の力計測が可能となる。

5.3.2 力覚提示実験のための環境構築

前節で製作した力覚提示機能試験機を使用し、力覚提示実験のための環境を構築した。図 11 に実験環境のイメージを示す。空圧源から空気を発生させ、レギュレータによって任意の圧力に空気を変換される。レギュレータを介した空気が機能試験機の中空領域に到達し、ゴム膜の膨張が始まる。ロードセルでは接触面の力を計測する。

5.3.3 力覚提示デバイスの有用性

実験結果として、機能試験機を用いた力計測することが可能であると分かった。今回の実験環境では、約 1[N]までの力計測が可能であった。要求把持力である 5~10[N]の範囲での力計測は不可能であったが、ゴム膜が膨張しロードセルを押し込む状態が確認された。1[N]以上の力計測が不可能であった原因として、力覚提示機能試験機の構造の欠点が挙げられる。

まず、機能試験機の素材が考えられる。構造上、機能試験機全体をゴム素材である必

要はないと考えられる。機能試験機に空気を送り込んだ際、ゴム膜部分の膨張力が機能試験機全体に伝達し、力が外に逃げていることが確認された。この結果から、機能試験機の膨張部分のみをゴム素材とすることを提案する。

次に、ゴム膜部分の薄さが挙げられる。機能試験機のゴム膜は 0.4[mm]で製作した。この構造による耐久力が小さいことで、約 1[N]でゴム膜部分が破損してしまった。PLA 素材による薄い膜を補強材としてゴム膜部分に設けて再度実験を行い、約 3[N]まで耐久力が向上した。しかし、本研究においてはゴム膜での力覚提示を目標としていることから、膜部分の構造を改良する必要がある。以上から、ゴム膜部分の強度を大きくする構造に改良することで、実験の力範囲を拡大することが可能であると考えられる。

6. 結言

本研究では、リーダ・フォロワー一体型ロボット鉗子を製作し、力覚提示機能を搭載することによって、手術支援ロボットの課題を解決する。力覚提示システムは、力覚検出及び力覚提示機構の確立と連動により構築される。

力覚検出において製作した機能試験機により、力覚検出実験を行い、第一目標の力覚検出精度を満たすことが確認された。第二目標を満たすためには、実験環境を改良することを提案する。また、臓器の硬度にも電流値から推定把持力を算出する校正係数は対応していることが分かった。

力覚提示では、術者の指先に装着するデバイスとして、空気圧リングを提案・製作した。本デバイスは、ゴム製のリング形状であり、術者の操作を妨げることなく指先に装着可能であると考えられる。空気圧リングの有用性の検証のための機能試験機による実験から、空気圧リングの提示原理が有用であることが分かった。しかし、要求把持力を提示するための耐久性が不十分であった。したがって、機能試験機の構造の改良が必要であると考えられる。

今後は、空気圧リングの機能試験機の改良を行い、要求把持力を満足に提示可能な構造を製作する。機能試験機での実験結果より、空気圧リングの形状を改良する。空気圧リングを装着した状態での実験を行い、定性評価(使用感の確認)と定量評価(力計測や圧力計測)を行う。

参考文献

- [1] Medtec Japan, "米 FDA に認可された TransEnterix の手術ロボット", <http://www.medtecjapan.com/ja/news/2017/11/09/2027>, 2020.03.09
- [2] 只野耕太郎, "空気圧サーボを用いた腹腔鏡手術支援ロボットシステム", 計測と制御, 第 54 巻, 第 9 号, 2015 年 9 月号, pp655-658, 2020.03.25
- [3] 北辻博明, 浦寛, 植田隆弘, 白木優, 東條剛史, 山守啓文, 土井航, "国産初の手術支援ロボット「hinotori サージカルロボットシステム」", 川崎重工技報・183 号, 2021 年 10 月, pp6-9, <https://www.khi.co.jp/rd/magazine/pdf/183/n18303.pdf>
- [4] 川嶋健嗣, 低侵襲な外科手術を支援するロボットにおける力触覚センシング, 日本ロボット学会誌, Vol.37, No.5, pp405-408, 2019
- [5] 佐藤敦志, "マスタ・スレーブ一体型ロボット鉗子におけるモータ負荷電流値を用いた反力検知の評価", 第 32 回「電磁力関連のダイナミクス」シンポジウム講演論文集, pp563-566, 2020.12.09