生体軟組織の切断操作感覚を提示する マイクロ剪刀型ハプティックデバイスの開発

藤野 翔平^{*1} 小林 輝^{*1} 佐藤 大祐^{*2} 内山 勝^{*1}

Development of a Micro-Scissors Type Haptic Device with Operational Feeling of Cutting Soft Tissue

Shohei Fujino^{*1}, Akira Kobayashi^{*1}, Daisuke Sato^{*2} and Masaru Uchiyama^{*1}

This paper describes development of a micro-scissors type haptic device with operational feeling of cutting soft tissue. Micro-scissors are a type of surgical instrument, which is frequently used in brain surgery under a microscope. The goal of this research is to realize a brain surgery simulator with a micro-scissors type haptic device. In order to feed back small and accurate force with high response, two DC motors are used as actuators, and two crank-lever mechanisms are applied as decelerators to reduce backlash and slipping, and H-slit force sensors with high strain sensitivity are implemented. In an experiment for performance evaluation of the device, the device is controlled to present computed force through sensor feedback, using the sensor compensation based on calibration, which is unique to the micro-scissors type haptic device with a blade spring. Results of the evaluation experiment are presented to prove that the device is able to convey the feel of cutting.

Key Words: Haptic Device, Micro-Scissors, Cutting Operation, Microsurgery Simulator

1. はじめに

近年の医療分野において、外科手術の術前計画、術中支援、医師の手術手技トレーニングなどの環境改善が期待され、バーチャルリアリティ技術を利用した手術シミュレータが注目されている[1]。手術シミュレータの対象分野は多岐にわたり、顕微鏡下で行われるマイクロサージャリ分野においても、医師の手術手技トレーニングを目的とした手術シミュレータの開発が行われている[2]。脳外科手術も手術シミュレータの導入が注目されるマイクロサージャリの一つであり、我々は現在、手術器械を介した力覚提示が可能な、脳外科手術シミュレータの開発を目的とした研究を行っている[3]。細かな手術操作が必要とされるマイクロサージャリにおいては、マイクロ器械と呼ばれる手術器械が使用され、脳外科手術シミュレータの開発には、これらのマイクロ器械を介した微小な力を提示可能なハプティックデバイスの開発が必要となる。

医師が術中に使用する器械は多種多様であるが、脳外科手術において脳組織の切断・剥離を行う際には、マイクロ剪刀と呼

ばれるはさみ(剪刀)がよく用いられる。マイクロ剪刀の分類をFig. 1に示す[4]。一般的な布切りはさみや外科手術用剪刀にある指を通すためのリングがない、両方の柄の後端が板ばねによって接続されるなど、マイクロ剪刀特有の形状特徴を持つ。はさみ型の力覚提示デバイスによって仮想物体の切断感覚を提示する研究が若松らによって報告されており[5][6]、一般的な外科手術用剪刀によって生体組織を切断する際に必要な力を計測し、計測に用いた剪刀と同型の剪刀型デバイスを用いてこれを操作者に提示する研究がGreenish, Okamuraらによって報告されている[7][8]。しかし、マイクロ剪刀の形状特徴を持ち、マイクロ剪刀としての操作に違和感を与えない力覚提示機構を備え、切断によって生じる瞬間的で微小な抵抗力を力センサのフィードバックを用いて正確に提示できるようなデバイスは報告されていない。

本稿では、生体軟組織を切断する際の微小な力を正確に提示

Fig. 1 Type of micro-scissors

原稿受付 2007 年 1 月 16 日

^{*1}東北大学大学院工学研究科

^{*2}武蔵工業大学工学部機械システム工学科

^{*1}Graduate School of Engineering, Tohoku University

^{*2}Department of Mechanical Systems Engineering, Musashi Institute of Technology

■ 本論文は提案性で評価されました。

可能な、マイクロ剪刀型ハプティックデバイスの開発について述べる。開発するデバイスはマイクロ剪刀の形状特徴を持ち、ガタや摩擦を低減したバックドライバビリティの高い力覚提示機構と、微小な力を計測可能な力センサを備える。また、微小な力を正確に提示するため、力センサのデータを用いてフィードバック制御を行う。次章ではまず、マイクロ剪刀型ハプティックデバイスの設計について述べる。次に、マイクロ剪刀型ハプティックデバイスのシステムについて述べる。そして、マイクロ剪刀型デバイスに特有な板ばねが力センサに与える影響を補償し、力センサの値をフィードバック制御に利用する方法について述べる。最後に、マイクロ剪刀型ハプティックデバイスの基本性能確認実験を行い、開発したマイクロ剪刀型ハプティックデバイスが微小な力を正確に提示可能であることを示す。

2. マイクロ剪刀型ハプティックデバイスの設計

マイクロ剪刀によって生体軟組織を切断した際に、操作者が感じる抵抗力を計測した例は報告されていない。しかし、Kwonらの研究により、マイクロサージェリにおいてマイクロ器械が組織に加える力は1 [N] 以下であることが報告されている [9]。この報告とてこの原理から、マイクロ剪刀による生体軟組織の切断操作において操作者が感じる抵抗力の帯域は1 [N] 以下にあることが予想される。よって本研究では、操作者に提示すべき抵抗力の最大値を1 [N] としてマイクロ剪刀型ハプティックデバイスの設計を行う。

マイクロ剪刀型ハプティックデバイスのハードウェアの構成要素は、大きく以下の三つに分けられる。

- 把持部：デバイスの使用時に操作者が把持する部分であり、マイクロ剪刀の操作感を提示するために、マイクロ剪刀の形状特徴を備える。
- 力覚提示機構：物体を切断した際の抵抗力を操作者に提示するための機構であり、アクチュエータと減速機構からなる。
- 力センサ：デバイスが操作者に提示する抵抗力を計測し、フィードバック制御に利用する。

以下に、各要素の設計について詳細に述べる。

2.1 把持部設計

2.1.1 把持部基本設計

把持部の設計に当たり、まず実物のマイクロ剪刀の形状特徴について詳細に述べる。Fig. 1 (a) に示すように、マイクロ剪刀の形状にはバイオネット型、スプリング型がある。脳神経外科手術では、バイオネット型の器械が吸引管と並んで最も重要な器具だといわれており、人差し指の延長が器械の先端となるように把持することで、あたかも自分の手の一部であるかのように感じながら使うことができ、さらに人差し指の腹の肉がストッパーの役目となって先端の動きを精度良くコントロールできる [10]。マイクロ剪刀の刃先の形状は、Fig. 1 (b) に示すように直型、曲型があり、その長さは数 [mm] から十数 [mm] と一般の外科手術用剪刀に比べて小さい。また、操作者が把持する側面の形状にも平面型、曲面型があるが、これら細部の仕様などは製品によって様々である。さらに、マイクロ剪刀の特筆すべき特徴として、板ばねの存在が挙げられる。板ばねは左右の柄から独立して伸び、切り欠きやリング状の金具を用いて接合

されている。この板ばねが復元力を発生することによって、マイクロ剪刀の開閉操作において安定な把持状態が保たれると考えられる。このため、操作者はマイクロ剪刀を用いた切断操作の際、対象物を切断する際の抵抗に加え、板ばねの復元力に起因する抵抗を感じる。

このようにマイクロ剪刀は多くの特徴を持つが、本稿ではマイクロ剪刀を模擬したハプティックデバイスの要素技術の獲得に重点を置き、マイクロ剪刀の特徴を模擬した上で、力覚提示機構・力センサの取付・加工の容易な把持部を製作することとした。前述のように、脳外科手術においてバイオネット型の手術器械は重要であるが、力覚提示機構や力センサに必要な要素技術は把持部形状によって大きく変わらないと考えられ、把持部形状をスプリング型とし、刃先を直型、側面形状を平面状とした。また、マイクロ剪刀の特徴である板ばねは、一枚の板ばねの両端を各柄にネジ止めして製作することとした。

2.1.2 把持部詳細設計

把持部の寸法の決定と板ばねの調整は、ビー・ブラウンエースクラブ製バイオネット型マイクロ剪刀（全長190 [mm]）の実物と自社製品カタログ [4] を参考にして行った。Fig. 2 に設計した把持部の概要を示す。個々の柄の長さを140 [mm]、支持軸から先端までの長さを20 [mm] とした。支持軸から操作者の把持点までの距離は100 [mm] と想定する。また、支持軸から板ばねの取付点までの距離を115 [mm]、板ばねの厚さを0.2 [mm] とした。ここで、把持部の両柄のなす角度を開き角度 θ_{op} と呼ぶことにする。自然状態の開き角度や、把持部の開閉操作時に生じる板ばねの復元力の大きさは板ばねの曲がり具合によって決まる。実物のマイクロ剪刀についてこれらの値を測定したところ、自然状態における開き角度は約 14° 、把持部を閉じきった際に生じる板ばねの復元力の最大値は約 1.7 [N] であり、これを参考に把持部の板ばねの曲がり具合を調整した。以上により開き角度 θ_{op} は、最小値は柄同士の接触、最大値は板ばねの自然状態の曲がり具合によって決まり、約 $5 \sim 14^\circ$ の値をとる。ま

Fig. 2 Model of a micro-scissors

た、板ばねまで含む把持部の全長は約 185 [mm] となる。材料には加工性の良さからアルミ合金を採用し、比較的強度の高い 2017 アルミを使用する。

2.2 力覚提示機構設計

力覚提示機構の設計について述べる前に、マイクロ剪刀型ハプティックデバイスによる切断感覚の提示原理と、本研究における力の定義について述べる。

マイクロ剪刀による切断操作において、対象との接触状況によっては片方の刃のみに力が加わることで、また左右の刃に対して異なる力が加わることがある。このため、把持部の左右の柄から独立に力覚提示を行うこととする。切断感覚の提示状態における、マイクロ剪刀型ハプティックデバイス把持部の支持軸回りに生じる力を Fig. 3 に示す。力覚提示機構は把持部の柄に対し、物体を切断する際に刃に生じる対象物からの力と等価な支持軸回りのトルク τ_{s-i} を出力する。 τ_{fr-i} は柄と支持軸の摩擦によって生じるトルクである。 l_{op-i} は支持軸から把持点までの距離、 f_{op-i} は操作者が把持点に加える力である。ここで添え字 i は、着目する力・トルクが加えられる柄を示す（右柄 $i=1$ 、左柄 $i=2$ ）。また、 l_{sp} は支持軸から板ばね取付位置までの距離、 $f_{sp}(\theta_{op})$ は板ばねの復元力である。板ばねの復元力 $f_{sp}(\theta_{op})$ は、ばねの変形量を決定する把持部の開き角度 θ_{op} に依存する。各柄の支持軸回りのモーメントの釣り合いにより、Fig. 3 から以下の関係が導かれる。

$$f_{op-i} = \frac{\tau_{s-i}}{l_{op-i}} + \frac{l_{sp}}{l_{op-i}} f_{sp}(\theta_{op}) + \frac{\tau_{fr-i}}{l_{op-i}} \quad (1)$$

操作者はデバイスの操作時に、式 (1) の f_{op-i} に反対向きの力を感じるようになる。ここで本研究では、操作者がデバイスの操作時に感じる抵抗力のうち、力覚提示機構の出力トルク τ_{s-i} に起因する力を切断抵抗力と呼び、板ばねの復元力や機構の摩擦に起因する力とは区別する。

2.2.1 力覚提示機構基本設計

力覚提示機構の設計においてはまず、アクチュエータの選定を行った。マイクロ剪刀の開閉操作によって生じる瞬間的な切断抵抗力を提示するために高い応答性が必要であること、出力、重量などの仕様選択の幅が広く、扱いも比較的容易であるという点から、本研究ではアクチュエータに小型 DC モータを採用することとした。小型 DC モータは高いバックドライバビリティを持ち、出力軸をダイレクトに把持部の柄に結合することにより、出力のない状態においてはモータの影響をほぼ感じることなく把持部の開閉操作を行うことができ、実物のマイクロ剪刀に近い操作感が得られると考えられる。しかし、本研究の目的

Fig. 3 Force relationship of a grip of a micro-scissors type haptic device

である脳外科手術シミュレーションの実現のためには、マイクロ剪刀の位置・姿勢を表現する 6 自由度力覚提示装置 [11] へマイクロ剪刀型ハプティックデバイスを搭載する必要がある。その際、力覚提示機構の小型・軽量化が求められることとなるが、要求される出力を満たしつつモータ自体を小型化するのは困難である。また、機構の小型化のためにモータ組み込みのエンコーダによって把持部の開き角度を検出すると、モータの出力軸をダイレクトに組み付けただけでは操作者による把持部の細かい操作を反映するのに十分な分解能が得られない可能性がある。よって、減速機構を用いてモータの回転を減速し、力覚提示機構に使用することとする。

精密な手術器械であるマイクロ剪刀の操作感を提示するためには、減速機構におけるガタや摩擦、すべりを低減する必要がある。ギアやプーリ・ワイヤの使用は望ましくない。また、把持部の開き角度は約 $5 \sim 14^\circ$ と狭い範囲内で変化し、汎用の減速機構に求められるような広い可動範囲は必ずしも必要ではない。よって本研究では、倍力機構として使用されるリンク機構の一種である、てこクラック機構を減速機構として採用する。てこクラック機構は、固定節、クラック、連節、てこからなる四節リンク機構の一種であり、機械的な精度を上げることで、ガタや摩擦が少なく、すべりのない減速機構としての使用が可能である。

2.2.2 力覚提示機構詳細設計

力覚提示機構は小型・軽量であることが望ましいが、機構の実現可能性についての検討段階においては、部品の加工精度を保障するために、力覚提示機構の設計にサイズと重量の制約を加えないこととする。よって、モータには出力に十分余裕があるマクソソージャパン社製小型 DC モータ A-max26 11 [W] を使用する。また、同社製光学式エンコーダ HEDL5540 500 カウントをモータ組み込みで使用する。なお、後述するてこクラック機構を用いた減速機構とサーボアンプとの組み合わせにより、力覚提示機構は把持想定点において最大で約 2.7 [N] の切断抵抗力を提示可能であり、把持部開き角度の分解能は約 0.03° 以上となる。

本デバイスにおける、てこクラック機構の使用方法を Fig. 4 に示す。モータカバー、把持部支持軸が固定されるデバイスのベース部分がてこクラック機構における固定節となる。てこクラック機構では、クラックの回転運動がてこの揺動運動に変換される際に減速が行われるため、クラックの一端をモータ出力軸に、てこの一端を把持部支持軸周りにてこにそれぞれ固

Fig. 4 Drive mechanism using a crank-lever mechanism

定する。これにより、モータトルク $\tau_{m,i}$ を力覚提示機構の出力トルク $\tau_{s,i}$ に変換することが可能である。ここで、てこクラック機構を減速機構として使用するには、てこ側からの入力による機構の死点の存在、減速比の線形性を考慮する必要がある。よって、てこクラック機構の各リンクの長さを決定するために幾何学的な解析を行った。

てこクラック機構が成立する範囲内で、各リンク長を手動で設定し、クラックの回転角度 θ_c に対する、てこの回転角度 θ_l の初期位置からの変位と、減速比 R を求めた。ここで、てこの初期位置は $\theta_c = 0^\circ$ のてこの位置とする。モータの小型・軽量化のためには、減速機構には高い減速比が要求されるが、切断抵抗力の提示分解能や、把持部開き角度の計測分解能をある一定の幅に保つには、減速比の線形性を考慮する必要がある。そのため、てこクラック機構の使用角度範囲の決定には減速比の大きさと線形性のトレードオフが生じ、詳細な解析は困難である。最適なパラメータ設計は今後の課題とし、今回は解析したリンク長の組み合わせのうち、比較的広い動作領域で線形性の高いものを採用することとした。その結果、各リンク長を、固定節 50 [mm]、てこ 74 [mm]、連節 35 [mm]、クラック 10 [mm] とした。Fig. 5 に、決定したリンク長の組み合わせにおけるてこクラック機構の解析結果を示す。死点に挟まれた灰色の領域が減速機構として使用可能な領域であり、死点近傍の範囲を除く比較的線形性の高い領域に着目すると、 θ_c が約 $150 \sim 300^\circ$ の範囲において θ_l は約 25° の動作領域を持ち、動作領域内にわたって約 6 倍以上の減速比が得られることが分かる。

リンクの材料には 2017 アルミを使用し、リンク同士の接合には回転軸用ヒンジピンを用いた。てこ把持部の柄の固定には接着剤を使用し、機構の接合部分におけるガタを低減した。また、メカニカルストッパを取り付けクラックの回転角度範囲を制限し、てこクラック機構の死点に入ることを防いでいる。

2.3 カセンサ設計

2.3.1 カセンサ基本設計

実装するカセンサは、可能な限りマイクロ剪刀の操作感覚に影響を与えず、実物のマイクロ剪刀にも実装が可能であることを重視し、Greenish らと同様に、ひずみゲージを用いて切断操作時に柄に生じるひずみを計測する方法を採用する [7]。ここで、マイクロ剪刀型ハプティックデバイスで提示する切断抵抗力は、先に述べたように 1 [N] 以下と微小であり、把持部の柄の表面にそのままひずみゲージを貼り付けただけでは感度が低く、分

Fig. 5 Analysis of a crank-lever mechanism

解能が十分ではない。しかし、カセンサの設計で一般に用いられる平行平板状の加工を把持部の柄に行うと、ひずみの感度は上昇するが測定に不必要な方向の剛性低下を招く。よって本研究では、微小力を測定するカセンサとして、Abe らが提案する H 型溝付きはりを用いた H 型溝カセンサを採用する [12]。H 型溝カセンサは平行平板構造の進展型であり、起歪部でのひずみの感度を上げつつも測定に不必要な方向の力には高い剛性を持ち、力の方向分離性が良いという特徴を持つ。

2.3.2 カセンサ詳細設計

H 型溝カセンサの設計パラメータを Fig. 6 (a) に示す。各パラメータの決定方法について以下に述べる。

起歪部長さ l_1 はスペースを考慮して効率よくひずみを計測するため、ひずみゲージのグリッド長から決定する。起歪部厚さ l_2 は被測定部材の破壊を考慮して決定し、スリット幅 l_3 は加工限界から決定される。支持軸穴と H 型溝の距離 l_4 は支持軸周辺の機構との干渉を考慮して決定し、起歪部の隅肉の丸み半径 r は H 型溝の角形端部の応力集中を考慮して決定する。ここで、H 型溝長さ l_5 は重要なパラメータであり、溝長さを変えることで、測定に不必要な方向の剛性を大きく低下させることなく起歪部におけるひずみの感度が上げられる。よって、最大許容荷重を与えた際に H 型溝起歪部応力が材料の破壊を生じない安全領域に収まること、また剛性を保持することを評価指標とし、最適な l_5 の長さを決定するための有限要素解析を行った。

有限要素解析には、SolidWorks 社製 3D CAD ソフト SolidWorks と構造解析ツール COSMOSWorks を使用した。マイクロ剪刀型ハプティックデバイス使用時における最大荷重条件を想定した解析条件下において、H 型溝起歪部に生じる相当応力 σ を求めた。Fig. 6 (b) に適用した解析条件を示す。条件は、把持部を閉じきって板ばねの復元力が最大となるとときに、操作者に対して最大の切断抵抗力を提示するという状況を想定したものである。把持部の支持軸周辺を完全固定の拘束条件とし、板

Fig. 6 FEM analysis of an H-slit force sensor

(a) Overview of the sensors (b) Calibration curves
Fig. 7 Implemented H-slit force sensors

ばねの最大復元力 1.7 [N] を板ばねの取付箇所に加えた。そして、支持軸から 100 [mm] の距離にある操作者の把持想定点に対して、板ばねの復元力と把持部支持軸回りのモーメントが釣り合う力 2 [N] に、デバイスの提示する最大の切断抵抗力である 1 [N] を足し、合計で 3 [N] を加えた。

Fig. 6 (c) に、代表点として把持点側の上部エッジに生じる応力の解析結果を示す。無加工状態の柄と比較して、H 型溝の起歪部に集中的に大きな応力が発生し、ひずみの感度が大幅に上昇していることが分かる。解析したすべての l_5 に対して、柄の材料である 2017 アルミ合金の耐力 275 [N/mm²] 以下であり、破壊は生じないことが分かる。また、剛性を考慮するため、変位の解析を行った。Fig. 6 (d) に、代表点として把持点側の上部エッジの変位の解析結果を示す。ここで、本解析条件において、柄の剛性を保持するため、支持軸から 100 [mm] の距離にある把持点の変位を 1 [mm] 以下にすることとし、Fig. 6 (d) から条件内で最もひずみ感度が高くなるよう、H 型溝長さ $l_5 = 20$ [mm] とした。Fig. 6 (c) より、 $l_5 = 20$ [mm] の場合では無加工状態に比べて約 6 倍のひずみ感度を持つ。

Fig. 7 (a) に、把持部の柄に実装した H 型溝力センサの概観を示す。曲げひずみ測定のため、各柄の起歪部両側にひずみゲージを貼り付けた。力センサの実装後、センサ固有のひずみ-力関係である校正曲線を取得するため、キャリブレーションを行った。キャリブレーションは把持部の各柄を分離した状態で個別に行い、先端から支持軸穴までを台に固定した片持ちはり状態の柄に対し、支持軸穴から 100 [mm] の把持想定点に 1~100 [g] までの既知荷重を加え、センサによって計測されたひずみ値を記録した。Fig. 7 (b) に得られた校正曲線を示す。Fig. 7 (b) は各柄に対する 5 回のキャリブレーション結果を重ねて表示したものであり、実装した H 型溝力センサは十分な線形性を持つことが確認できた。

3. マイクロ剪刀型ハプティックデバイスのシステム構成

マイクロ剪刀型ハプティックデバイスの概観を **Fig. 8** に示す。デバイスは、ベース下部に設けたアタッチメントにより、角度の調整が可能な架台に取り付けてある。マイクロ剪刀型ハプティックデバイスのシステム構成を **Fig. 9** に示す。システムはデバイス本体、電源や回路を収めた中継ボックス、デバイスの制御 PC からなる。

中継ボックス内部のモータドライバはマクソンジャパン社製リニア・サーボアンプ LSC 30/2 を電流制御モードで使用する。H 型溝力覚センサに用いたひずみゲージの抵抗変化検出には自

Fig. 8 Overview of the micro-scissors type haptic device

Fig. 9 System of the micro-scissors type haptic device

作の 2 アクティブゲージ法のブリッジ回路を用い、増幅器によって信号を増幅する。また、エンコーダのラインドライバ出力を TTL 形式に変換するため、ラインレシーバ回路を使用する。

制御 PC の CPU は AMD 社製 K6-2 330 [MHz]、メインメモリは 256 [MB] である。OS には VxWorks を使用し、制御周期は 2,048 [Hz] とした。PCI スロットにはインタフェース社製 I/O モジュールの 16 [bit] アナログ入出力ボード PCI-360116 と 24 [bit] カウンタボード PCI-6201E を装着し、モータドライバへの指令出力、センサの信号入力を行っている。

4. マイクロ剪刀型ハプティックデバイスにおける切断抵抗力の取得と制御

本章では、マイクロ剪刀型ハプティックデバイスにおける切断抵抗力の取得と、取得した切断抵抗力を用いたデバイスの制御について述べる。

マイクロ剪刀型ハプティックデバイスに実装した力センサは把持部の柄のひずみを計測するが、Fig. 3 から分かるように、柄にひずみを生じる要因にはモータの出力に起因する切断抵抗力のほかに、板ばねの復元力、機構の摩擦がある。よって、切断抵抗力を求めるには、力センサで計測されるひずみから板ばねの復元力と機構の摩擦による影響をリアルタイムで補償し、切断抵抗力によって生じるひずみのみを求める必要がある。切断抵抗力を提示しない状態における把持部の開閉操作を、本研究では空切り操作と呼ぶ。空切り操作時に柄に生じるひずみは、板ばねの復元力と機構の摩擦の影響によって生じると考えられるため、空切り操作時のひずみをモデル化することにより、センサで計測されるひずみから板ばねの復元力と機構の摩擦による影響を補償する。

4.1 空切り操作時に生じるひずみ

板ばねの復元力に変形量を決定する把持部の開き角度に依存

するため、マイクロ剪刀型ハプティックデバイスを用いて、空切り操作時における開き角度-ひずみ関係の計測を行った。結果を **Fig. 10** に示す。デバイスの開閉方向の運動状態の違いで、開き角度-ひずみ曲線は異なる経路を通ることが分かった。この関係は板ばねのない一般的な外科手術用剪刀の空切りにおいても見られ [7]、運動状態により把持部支持軸に作用する摩擦が変化することが原因だと考えられる。また、把持部が明確に閉じる方向、開く方向に運動している場合には開き角度-ひずみ関係は線形に近く、5 回の空切り操作から得た開き角度-ひずみ曲線はよく一致しており、再現性があることも分かった。

4.2 空切り操作時に生じるひずみのモデル化

Fig. 10 の解析の結果から、以下の 2 点により空切り操作時に生じるひずみの簡易なモデル化を行った。また、**Fig. 11** に適用したモデルの概念を示す。

- 把持部の運動状態の分類とその遷移条件の決定
- 把持部の運動状態別の開き角度-ひずみ関係式の線形近似

まず、把持部の開閉方向の運動状態を、Phase (1) 閉方向遷移段階、Phase (2) 閉方向運動段階、Phase (3) 開方向遷移段階、Phase (4) 開方向運動段階に分類した。デバイスの開閉操

Fig. 10 Measured strains in blank run

Fig. 11 Model of strain in blank run

(a) θ_{op} -Strain relationship

(b) Time-Strain relationship

Fig. 12 Comparison of measured strains and calculated strains in blank run

作中、把持部の運動状態はこれらの段階を遷移するとし、その遷移条件は空切り操作時における開き角度-ひずみ関係の計測結果を基に、開き角度と開き角速度を用いて経験的に設定した。

次に、Fig. 10 の測定結果を基に、上記の四つの段階に相当する領域における開き角度-ひずみ関係を線形近似した。これは、主に物体の切断が生じると考えられる Phase (2) 閉方向運動段階が線形でよく近似できるためと、モデルの簡単化のためである。

以上のモデル化により、デバイスの操作中に常に把持部の運動状態を特定し、各運動状態における開き角度-ひずみ関係式から空切り操作時におけるひずみを計算することができる。本モデルの妥当性を検証するため、デバイス把持部の空切り操作を試行し、力センサによって測定したひずみとモデルを用いて計算したひずみを比較した。結果を **Fig. 12** に示す。概形の一致が見られ、適用したモデルは妥当であるといえる。特に、切断が生じると考えられる Phase (2) 閉方向運動段階においては両方の柄においてモデルと測定値がよく一致していることが分かり、適用したモデルにより空切り操作時のひずみが補償可能であると考えられる。しかし、Fig. 12 (a) において、左右の柄の Phase (3) 開方向遷移段階、左柄の Phase (4) 開方向運動段階のひずみに誤差が見られることや、Fig. 12 (b) において、Phase (1) 閉方向遷移段階に遷移するタイミングにずれが見られるため、運動状態の遷移条件や開き角度-ひずみ関係式を改善する必要がある。

以上より、マイクロ剪刀型ハプティックデバイスの操作中、空切り操作時に生じるひずみのモデルを用いて、力センサの計測結果から、板ばねの復元力と機構の摩擦による影響をリアルタイムで補償する。そして、取得したひずみと Fig. 7 (b) で得られたセンサの校正曲線から、デバイスの提示する切断抵抗力を算出する。

4.3 マイクロ剪刀型ハプティックデバイスの制御

操作者に提示する目標の切断抵抗力 $f_{ref,i}$ がゼロでない場合、前述の方法によって算出した切断抵抗力を $f_{cur,i}$ とすると、モータのトルク指令値 $\tau_{m,i}$ は以下のように計算される。

$$\begin{aligned} \tau_{m,i} = & \frac{l_{op,i}}{R_{-i}(\theta_{op})} f_{ref,i} + K_{P,i}(f_{ref,i} - f_{cur,i}) \\ & + K_{I,i} \int (f_{ref,i} - f_{cur,i}) dt + K_{D,i}(\dot{f}_{ref,i} - \dot{f}_{cur,i}) \end{aligned} \quad (2)$$

式 (2) の第一項は静的なモーメントの釣り合い関係から得られるフィードフォワード項であり, $R_{-i}(\theta_{op})$ はてこクラック機構の減速比である. 第二項以降はフィードバック項であり, K_{P-i} は比例ゲイン, K_{I-i} は積分ゲイン, K_{D-i} は微分ゲインを示す. また, f_{ref-i} がゼロの場合には, τ_{m-i} をゼロとすることにより, 自由状態のマイクロ剪刀の操作感を提示する.

デバイスの操作時には, 把持部の運動状態とその遷移を常に判定しているため, 操作者に違和感を与えると判断されるような場合には τ_{m-i} をゼロとし, マイクロ剪刀型のハプティックデバイスとして自然な操作感を提示する. また, 操作者が本デバイスを最初に把持する場合や, 把持する力を抜いた場合など, 把持部の運動状態の遷移履歴によってはフィードバックゲインが高いと力制御が不安定になる可能性がある. よって, このような状態にあると判定した場合には, あらかじめ経験的に求めた低いフィードバックゲインを用いる.

5. 基本性能確認実験

開発したマイクロ剪刀型ハプティックデバイスの基本性能を確認するための実験を行った. 操作者がマイクロ剪刀型ハプティックデバイスの開閉操作を行い, 操作者の入力に対して計算される目標切断抵抗力にデバイスの提示する切断抵抗力が追従するかを確認した.

5.1 実験条件

目標切断抵抗力の計算には把持部の開き角度のみによって決まる簡易的な切断のモデルを用い, 左右の柄において同一の f_{ref} とした. 以下に実験に使用した切断抵抗力モデルを示す. また, Fig. 13 に切断抵抗力モデルのグラフを示す.

Fig. 13 Model of cutting resistance force

Fig. 14 Experiment of performance evaluation for the micro-scissors type haptic device

$$f_{ref} = \begin{cases} \frac{13.0 - \theta_{op}}{4.0} f_{max} & (9.0 \leq \theta_{op} \leq 13.0) \\ \sin \frac{\pi(\theta_{op} - 7.0)}{4.0} f_{max} & (7.0 \leq \theta_{op} < 9.0) \end{cases} \quad (3)$$

ここで, f_{max} は切断抵抗力モデルによって提示される最大の切断抵抗力である. f_{ref} は $\theta_{op} = 13^\circ$ から把持部を閉じるにつれて直線的に上昇し, $\theta_{op} = 9^\circ$ で最大の f_{max} となり, それ以降は把持部を閉じるにつれて正弦波的に下降し, $\theta_{op} = 7^\circ$ でゼロとなるようにした. 実験は f_{max} について 0.2, 0.5, 1.0 [N] の 3 通りで行い, f_{ref} の更新周期はデバイスの制御周期と同じ 2,048 [Hz] とした.

5.2 実験結果と考察

実験の結果を Fig. 14 に示す. 図中灰色の領域において f_{ref} が存在し, この領域外に見られる f_{cur-i} の変化は, f_{cur-i} を算出するために用いた空切り操作時に生じるひずみのモデル化誤差によるもので, デバイスはトルクの出力を行っていない. すべての結果において, 切断抵抗力モデルに従って θ_{op} の変化に応じて計算された f_{ref} に対して f_{cur-i} の追従が見られるが, 最大切断抵抗力が小さい Fig. 14 (a) では Fig. 14 (b), (c) に比較して目立つ振動が見られた. この振動は空切り操作時にも計測される程度のものであるため, 目標切断抵抗力が小さいために式 (2) で表される偏差が小さくなり, フィードバックの影響が弱かったことが原因であると考えられる.

以上の結果より, 開発したマイクロ剪刀型ハプティックデバイスによって, フィードバック制御を用いた目標切断抵抗力の正確な提示が可能であることが確認された. また, 簡易的な切断モデルを用いた本実験において操作者は, ガタや摩擦による操作への違和感や, 不自然な振動を感じることなく, 何らかの物体を切断する感覚を得た.

6. おわりに

本稿では, 生体軟組織の切断操作感覚を提示するマイクロ剪刀型ハプティックデバイスの開発について述べた. まず, マイクロ剪刀の形状特徴を考慮した把持部の設計, DC モータとてこクラック機構を使用した, 高いバックドライバビリティを持ちやすくない力覚提示機構の設計, 高感度な H 型溝力センサを把持部の柄へ実装するための設計を行った. 次に, マイクロ剪刀型ハプティックデバイスのシステム構築を行った. そして,

マイクロ剪刀型ハプティックデバイスに特有な板ばねがセンサに与える影響を補償し、算出した切断抵抗を利用してフィードバック制御を行う方法について述べた。最後に基本性能確認実験を行い、開発したデバイスが目標の切断抵抗を正確に提示することが可能であることを示した。

今後は、開発したマイクロ剪刀型ハプティックデバイスを改良し、手術シミュレータに操作デバイスとして実装することを目指す。具体的には、現実感を高めるために実物のマイクロ剪刀を把持部として使用すること、力覚提示機構を小型化して6自由度力覚提示装置への搭載を可能にすることなどが挙げられる。駆動部の小型化は出力とトレードオフの関係にあることから、出力要求を明確にするために実物のマイクロ剪刀を用いた生体軟組織の切断操作の計測が必要であると考えられる。また、ハプティックデバイスは人が操作することを目的としているため、デバイスに対して定性的な評価を加えることも重要である。よって今後の開発において、複数の被験者による仮想的な切断操作感覚の提示実験などを実施し、デバイスの性能を定性的に評価していく必要がある。

参考文献

- [1] U. Kühnapfel, H.K. Çakmak and H. Maaß: "Endoscopic Surgery Training Using Virtual Reality and Deformable Tissue Simulation," *Computers & Graphics*, vol.24, no.5, pp.671-682, 2000.
- [2] 向井信彦, 原田雅之, 小山博史: "リアルタイム手術シミュレータの構築", *VR 医学*, vol.1, no.1, pp.72-77, 2002.
- [3] D. Sato, R. Kobayashi, A. Kobayashi, S. Fujino and M. Uchiyama: "Soft Tissue Pushing Operation Using a Haptic Interface for Simulation of Brain Tumor Resection," *Journal of Robotics and Mechatronics*, vol.18, no.5, pp.634-642, 2006.
- [4] ビー・ブラウン・エースクラップ株式会社: 脳神経外科手術器械, 2003.
- [5] 若松秀俊, 安名正和: "鉗状デバイスによる紙状立体仮想物体の切断感覚の実現システム", *電気学会論文誌*, vol.116-C, no.10, pp.1163-1168, 1996.
- [6] 若松秀俊, 張曉林, 本間達: "力覚表示可能なハサミ型遠隔操作装置による仮想物体の立体視加工", *電気学会論文誌*, vol.119-C, no.10, pp.1126-1132, 1999.
- [7] S. Greenish, V. Hayward, V. Chial, A.M. Okamura and T. Steffen: "Measurement, Analysis and Display of Haptic Signals During Surgical Cutting," *Presence*, vol.11, no.6, pp.626-651, 2002.
- [8] A.M. Okamura, R.J. Webster, J.T. Nolin, K.W. Johanson and H. Jafry: "The Haptic Scissors: Cutting in Virtual Environments," *Proceeding of the 2003 IEEE, International Conference on Robotics and Automation*, pp.828-833, 2003.
- [9] D.-S. Kwon, K.Y. Woo, S.K. Song, W.S. Kim and H.S. Cho: "Microsurgical Telerobot System," *Proceeding of the IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robot and Systems*, pp.945-950, 1998.
- [10] 永田和哉, 河本俊介: 脳外科手術の基本手技, 中外医学社, 2003.
- [11] 妻木勇一, 成瀬仁, 木南匡敬, 伊能寛, 阿部幸勇, 内山勝: "小型6自由度ハプティックインタフェースの開発", *日本ロボット学会誌*, vol.23, no.4, pp.474-481, 2005.
- [12] K. Abe, T. Miwa and M. Uchiyama: "Development of a 3-Axis Planer Force/Torque Sensor for Very Small Force/Torque Measurement," *JSME International Journal, Series C*, vol.42, no.2, pp.377-382, 1999.

藤野翔平 (Shohei Fujino)

2006年東北大学工学部機械航空工学科卒業。現在、同大学大学院工学研究科航空宇宙工学専攻在学中。(日本ロボット学会学生会員)

小林 輝 (Akira Kobayashi)

2005年東北大学工学部機械航空工学科卒業。2007年同大学大学院工学研究科航空宇宙工学専攻博士課程前期課程修了、同年株式会社 IHI 入社、現在に至る。在学中は手術シミュレータに関する研究に従事。

佐藤大祐 (Daisuke Sato)

1997年東北大学工学部機械航空工学科卒業。2002年同大学大学院工学研究科航空宇宙工学専攻博士課程単位取得退学。同年同大学大学院工学研究科助手。2007年武蔵工業大学工学部機械システム工学科講師、現在に至る。2000～2002年日本学術振興会特別研究員。博士(工学)。日本機械学会、計測自動制御学会、IEEEの会員。(日本ロボット学会正会員)

内山 勝 (Masaru Uchiyama)

1972年東京大学工学部産業機械工学科卒業。1977年同大学大学院工学系研究科博士課程修了。工学博士。同年東北大学工学部精密工学科助手。1980年同助教授。1992年同大学工学部機械航空工学科教授。1997年同大学大学院工学研究科航空宇宙工学専攻教授、現在に至る。日本機械学会(フェロー)、計測自動制御学会(フェロー)、精密工学会、日本航空宇宙学会、IEEEなどの会員。(日本ロボット学会正会員)