遠隔治療システムにおける力覚呈示による安全性・操作性の向上*

谷本 充隆^{*1}, 新井 史人^{*2}, 福田 敏男^{*3}
高橋 郁夫^{*4}, 根来 真^{*5}Improvement of Safety and Operability by Force Display Method
in Tele-Surgery SystemMitsutaka TANIMOTO, Fumihito ARAI^{*6}, Toshio FUKUDA,
Ikuo TAKAHASHI and Makoto NEGORO^{*6} Nagoya University, Dept. of Micro System Engineering, Furocho 1, Chikusa-ku, Nagoya, Aichi, 464-8603 Japan

In this paper, we focus on the problem of safety and operability which is involved in a teleoperation system (master slave system) for medical application, and propose a new control strategy to improve performance of safety and operability by two force display methods. One is a multiple sensor information display method which display several force information that are measured by several force sensors on one master device. The another one is a variable impedance characterization of master device which changes the impedance parameter of the master device according to the situation of the medical operation. We also apply this method to the neurosurgical telemedicine system, and perform an experiment to evaluate our method.

Key Words: Tele-surgery, Teleoperation, Intravascular Surgery, Micro Force Sensor, Operability, Safety, Force Display

1. 緒 言

近年, 低侵襲治療が医学界で注目を集めている。これはできるだけ切開を行わずに手術を行い, 治療時の患者の肉体的苦痛や後遺症などを軽減し, また患者の社会復帰を容易にする手法であり, その代表的なものにカテーテルを用いた血管内治療や, 内視鏡による治療があげられる。これらの治療法の利点は多いが, 問題点として低侵襲治療用の手術器具は操作が容易ではなく, 熟練を要することがあげられる。治療器具に関してもさまざまな研究がなされているが^{(1)~(3)}, 依然として操作者に熟練を要する治療法である。

これらのうち我々はカテーテルを用いた脳血管内治療を対象としている。カテーテルは直径1mmほどの中空チューブであり, 体表に近い血管(おもに大腿部内側での大腿動脈)から挿入され, 脳血管まで導か

れる。患部(例えば脳動脈瘤)に到達すると, 治療(カテーテル内空を通して細いプラチナコイルを動脈瘤内に設置する)を行う。しかしカテーテルの操作は1m以上離れた大腿部で行われ, また脳血管構造が非常に複雑なことから, カテーテルを的確に操作できる医師の数は需要と比較して, 依然として少ない。また医師らは治療中に常にX線カメラを使用しているため, 医師の放射線被曝の問題もある。

これらの問題を解決するための一手段として遠隔医療がある。これにより, 離島, 無医地区などの, 専門医の治療を容易に受けられなかった人々に, 最新の医療を提供することが可能になるとともに, 医師の被曝問題も解決することができる。また熟練医の技術を学ぶ機会を他の医師に提供することも可能である。我々は以前より高速・広帯域ネットワークを用いた遠隔医療システムを研究してきた⁽⁴⁾。これはリアルタイムで映像, 音声, 制御信号を転送し, 直接遠隔地への治療を行う試みである。我々はその中で東京一名古屋間で能動カテーテル操作シミュレータ⁽²⁾を用いた遠隔操作実験を行い, 遠隔治療が可能であることを示した。また光石らは微細手術を遠隔操作で行う実験を行っている⁽⁵⁾。このように通信を介して治療を施すことの可能性は示されている。なお, 本論文では通信時間遅れ

* 原稿受付 1999年8月20日。

^{*1} 名古屋大学大学院工学研究科(☎464-8603 名古屋市千種区不老町1)。^{*2} 正員, 名古屋大学大学院工学研究科。^{*3} 正員, 名古屋大学先端技術共同研究センター。^{*4} 安城厚生病院(☎446-8602 安城市御幸本町12-38)。^{*5} 名古屋大学医学部脳神経外科(☎466-8550 名古屋市昭和区鶴舞町65)。

E-mail: arai@mein.nagoya-u.ac.jp

(ムダ時間)があってもシステムが不安定にならず、また時間遅れが操作者に影響を与えない場合において議論する。時間遅れがある場合のシステムの安定化については、例えば小管ら⁽¹¹⁾や横小路ら⁽¹²⁾の研究を参照されたい。また人間の操作に対する時間遅れの影響については、我々が過去に行った遠隔操作実験⁽⁴⁾では通信の時間遅れが11 ms(東京一名古屋間, ATM 専用回線, 60 Mbps の帯域確保)であったが、仮にカテーテルの操作速度を50 mm/sとすると、ムダ時間の間にスレーブが動く距離は0.55 mmであることから、この程度のムダ時間であれば操作性に影響はないと思われる。

一方、血管内でカテーテルを操作するとき血管壁を過剰に刺激すると、血管がれん縮をおこし内径が細くなることがある。れん縮が起こるとしばらく手術を中断しなければならなくなる。遠隔医療を行う際に、血管壁とカテーテルの間の接触力、特にカテーテル先端との接触力を測定し医師に呈示することは、安全で迅速な手術を行うために必要不可欠である。この問題を解決するために、我々はカテーテル先端に装着された小形の力センサを開発している⁽⁶⁾。また他にもいくつかのグループがカテーテルに装着可能な小形センサを開発している⁽⁷⁾。このように遠隔医療を実施するにあたり必要な力情報を計測する手法も得られている。

これらによりカテーテル先端の力情報を計測することは可能になった。しかしこれだけでは、力感覚情報を得にくい遠隔操作における安全性を確保するためには不十分であり、この情報を活かすための力情報呈示手法が必要となる。そこで本論文では得られた力情報を有効に活用するための力呈示手法を遠隔医療における安全性・操作性向上という観点から提案する。

2. システム設計の方針

2.1 カテーテル遠隔操作における問題点 通常カテーテルを用いた治療では大腿動脈から体内にカテーテルを挿入するため、脳血管内でカテーテル先端を動かすには約1 m離れた大腿部の挿入口でカテーテルを操作しなければならない。しかしカテーテルは非常に柔軟性に富んでいるため、操作入力先端まで確実に伝わらず、先端の動きを挿入穴で正確に測定することもできない。また先端の位置を画像処理や磁気を用いて外部から求める方法は精度が悪く、カテーテル先端に位置センサを装着する方法もスペースの制約から現段階では実現していない。したがって先端位置を正確に制御するような手法はとることができない。先端の位置情報は医師がX線モニタを見ることでしか

得られないが、X線カメラのコントラストが悪かったり、造影剤があるときでないと血管像が得られないなどの制約により、しばしば位置情報を得られない状態がある。現状では医師はモニタ上のカテーテルの動きを見ながら、指先に感じる微妙な力感覚を頼りにカテーテルを操作している。したがって力感覚がカテーテル操作にとって非常に重要であり、力呈示支援がカテーテルによる遠隔治療システムの主要素となる。

2.2 システム設計の方針

カテーテル遠隔操作では、位置情報はカメラ映像を操作者にビジュアルフィードバックすることによって得られるものとする。もちろん、その映像情報にさまざまな付加情報(患者の生体信号、ナビゲーション、血管の三次元構造の重ね合せ等)を付け加えることは有効かつ重要であるが、ここでは前述の問題点を取上げるために、力呈示に絞って議論する。

我々のシステムに必要な機能は

(1) スレーブで計測された力をマスタでよく再現できること

(2) マスタのインピーダンスを変更して操作性を変更できること

(3) スレーブはマスタからの位置指令に対してよく追従すること

である。これを実現するために我々のシステムでは力逆送形マスタ・スレーブシステムを基本構造として採用する。

通常の力逆送形マスタ・スレーブシステムではマスタの機械的インピーダンスを取除けないため、力呈示にインピーダンスが悪影響を及ぼし、力呈示をうまく実現できない。しかし、マスタアームをインピーダンス制御することで、その影響をなくすることが可能である。これは小菅らの仮想ツール⁽⁸⁾、館らのインピーダンス制御形マスタ・スレーブシステム⁽⁹⁾などで、インピーダンスを変更し、操作性を変更する手法と同様である。

またカテーテル操作では操作者が出す指令はカテーテルの位置であることから、位置追従性のよいシステム(ただし、カテーテル先端ではなく、挿入部での位置)にする必要がある。スレーブで位置の制御ゲインをあげると、環境のインピーダンスが高い場合に発振してしまうことがあるが、我々の対象としている血管内環境はインピーダンスが小さいため、位置制御ゲインをあげても発振することはないと考える。

またハードウェアの設計においても、マスタデバイスの機構に起因するインピーダンスを低減するために、軽量化、ギヤをつかわないことに留意し、設計を

行う。

3. カテーテル遠隔操作システムのハードウェア構成

本システムではカテーテルの操作に必要な前後・回転の2自由度をもつマスタ・スレーブシステムを採用する。機械的インピーダンスの小さいマスタデバイスと2軸の力センサをもつスレーブデバイス、そしてカテーテル先端に装着されたマイクロ力覚センサからなる。詳細を以下に示す。

3.1 マスタデバイスの構造 マスタデバイスを図1に示す。また機構図を図2に示す。前後方向の並進機構の上に回転機構を持たせた2自由度の操作デバイスである。構造図から明らかなように2軸は連成していない。力呈示を行うためのDCモーターはワイヤを介して接続されており、ギヤに起因する摩擦やバックラッシュの影響を排除している。

3.2 スレーブデバイスの構造 スレーブデバイスの構造を図3に示す。カテーテルを上下のローラで挟み、ローラの回転でカテーテルを前後に動かす。またローラデバイスを外側のドラムの中に固定し、ドラムをローラデバイスごと回転させることでカテーテルのねじり方向の動作を実現している。力センサは図3に示すように、上下のローラをつなぐ薄板梁と、ローラデバイスを外側ドラムに接続する薄板梁の上にひずみゲージを張ったものであり、それぞれ回転方向、前後方向に発生する反力を計測する。このとき計測する力は通常医師が指先に感じる力と同じものであり、カテーテルが体内に入っていくときのカテーテル全体と血管壁の接触力がおもな成分である。

3.3 カテーテル先端のマイクロ力覚センサ カテーテル先端にはマイクロ力覚センサ⁽⁶⁾を装着している。現在最新のセンサの直径は1.2 mm、先端部の

長さは5 mm である。図4にセンサを示す。このセンサを使用することで医師らはカテーテル先端と血管壁との接触力を測定することができる。このセンサの構造上、先端方向からの1方向の力のみを測定できる。これはカテーテル先端が血管壁に垂直に近い角度で押し当てられたときに過大な力に加えられ、それより小さな角度で接触した場合には血管壁に沿ってカテーテルが滑り、過大な力を血管壁に与えないと考えられるからである。またこのセンサはほとんどヒステリシスをもたず、直線的な出力を示す。さらに繰返し誤差も約0.5 mN 以下であり2 kHz 以上の周波数応答性をもつ。また動物実験を行い、生体内環境下でセンサが動作することを確認している。

4. カテーテル遠隔操作システムの力呈示手法

前述のとおり、我々は基本構造として力逆送形マスタ・スレーブシステムを採用した。図5に我々の考えるシステムを示す。本システムでは力逆送形マスタ・スレーブシステムをベースとし、マスタデバイスをインピーダンス制御することで、動特性を可変にしている。与えるインピーダンスはカテーテル先端の置かれた状況によって安全性、操作性を高めるよう変更される。またスレーブ側に二つの力センサをもつことを特徴とし、その力情報をマスタで同時に呈示することを試みる。なお、スレーブの制御は前述のように位置追

Fig. 1 Master device with 2 DOF

Fig. 2 Mechanism of the master device

Fig. 3 Structure of the slave device (Strain gauges measure the contact forces between the catheter body and blood vessel wall)

Fig. 4 Micro force sensor (Diameter : 1.2 mm, Length : 5 mm. The sensor is installed in the tip of a catheter)

Fig. 5 Catheter teleoperation system

従を目的とした以下の式で行っている。

$$g_s = K_P(x_M - x_s) + K_V(\dot{x}_M - \dot{x}_s) \quad \text{..... (1)}$$

ここで g_s はスレーブデバイスの制御入力, K_P, K_V は十分な位置追従が可能な位置, 速度のゲインである。

4・1 複数の力センサ情報の呈示 ここでは前後方向の力の呈示について考える。前述したとおり, 2種類の力センサ情報(先端での接触力と挿入部での前後方向の反力)はともにカテーテルを伝わってくるので, これまでは指先で区別することは不可能であった。しかし我々のシステムでは先端部のセンサ情報と根元での力情報を区別して測定するため, 操作者に二つの力を識別できるように呈示することが可能となる。

計測された2種類の力を呈示する方法として

- (1) 倍率を変更して重ね合せ
- (2) 一方の力情報(先端部)を振動成分として呈示
- (3) 一方の力情報を視覚・聴覚情報として呈示

等が考えられるが我々は(1)の手法を採用する。(1)の手法には, 先端部力情報の呈示倍率を大きくすることにより操作入力を抑制し, 強く押すといった誤操作による危険を回避できる利点がある。一方, (2)の場合には実際に検出された力の形態とは違うものとして呈示されるため, 医師が違和感を感じたり, 振動が微妙な操作に影響を与える可能性があることから用いなかった。また(3)についてはその有効性を確認しているが⁽⁶⁾, 本論文では力呈示に議論を絞るために使用しないこととする。以下に我々が採用した1の具体的な手法を述べる。

挿入部の力センサで計測された力は, カテーテルが血管内にある間は常に計測されており, 操作量 $x_s (= x_M)$ に対して連続的に変化する。一方後者の力は血管とセンサが直接接した場合に発生し, 操作者に対して不連続な, あたかも壁に衝突したような力呈示を行うことになる。したがって挿入部で得られた力に先端部で得られたマイクロ力覚センサの力情報を倍率を上げて重ね合わせるにより, 先端部の接触状況を理解しやすい力呈示を行うことができる。よって

$$F_{\text{sensor}} = K_{FS}F_S + K_{FStip}F_{Stip} \quad \text{..... (2)}$$

$$K_{FS} = K_{FS}(x_M, D, S, \text{etc.}) \quad \text{..... (3)}$$

$$K_{FStip} = K_{FStip}(x_M, D, S, \text{etc.}) \quad \text{..... (4)}$$

$$K_{FS}, K_{FStip} \geq 0 \quad \text{..... (5)}$$

と表せる。ここで F_{sensor} は力センサ情報の呈示量, F_S, F_{Stip} はそれぞれカテーテル根本と先端のセンサ出力, K_{FS}, K_{FStip} はそれぞれの倍率を表す係数であり, 操作状況により変わるものとする。例えば先端の位置 x_M , その場所の血管の直径 D , 血管の形状を示すパラメータ S などを用いて表す。

4・2 環境状況の力覚呈示 血管内治療はエラーリカバリが難しく慎重な操作を要する。したがって誤操作を抑制し安全性を高める機能が必要である。またそのときどきの状況に合わせて操作性を変更することも重要である。これを実現するための手法として, マスタデバイスのインピーダンスパラメータを操作状況に応じて変更し, 安全性・操作性を向上することを考える。これをVIC(Variable Impedance Characterization)として提案する。インピーダンス変更の方針は次のとおりである。

大腿部から脳血管の入口までは比較的大きな血管の中を通すので, 操作の慎重さよりも迅速さを重要視する。このときマスタのインピーダンスパラメータは小さくし, 操作速度をあげられるようにする。次に脳血管内に入った後は血管が細くなり屈曲も大きくなるので, 操作の慎重さを重要視し, インピーダンスを大きくすることで, 操作速度を制限する。またこのとき与えるインピーダンスをただ大きくするのではなく, 現在の環境での操作に適した大きさにすることにより, 操作性を向上させることができる。よって

$$F_V = M_V \ddot{x}_M + C_V \dot{x}_M \quad \text{..... (6)}$$

$$M_V = M_V(x_s, D, S, \text{etc.}) \quad \text{..... (7)}$$

$$C_V = C_V(x_s, D, S, \text{etc.}) \quad \text{..... (8)}$$

と表す。ここで F_V はマスタに与えたインピーダンスに由来する仮想的な抵抗力, M_V は仮想質量, C_V は仮想粘性係数である。 x_s はカテーテルを挿入した長さである。 D は血管の内径であり, M_V は血管が細くな

るほど大きくなる。\$S\$ は血管の形状に関するパラメータである。これはあらかじめとっておいた CT 等の検査データを利用し血管の形状を表す。例えば血管の分岐点の近くや大きく屈曲した場所ではインピーダンスパラメータの値は大きくなる。そのほかにさまざまなパラメータを導入することも可能である。概念図を図 6 に示す。図 6(a) は血管の径が太い場合である。このときはマスタデバイス上の仮想インピーダンスは小さい。すなわち操作者が大きな操作入力を与えても、抵抗を感じることなく操作を行える。次に図 6(b) は末端の血管にいる場合である。ここでは仮想抵抗力中の質量係数、減衰係数が大きくなり、操作者が誤って過大な操作を入力しようとしても、この入力を抑制する。以上をあわせてマスタでの力呈示 \$F_M\$ は、式(2)、(6)より以下のように表される。

$$F_M = F_{\text{sensor}} + F_V$$

$$= K_{FS}F_S + K_{FStip}F_{Stip} + M_V\ddot{x}_M + C_V\dot{x}_M \quad \cdots (9)$$

またこのような力呈示を行うインピーダンス制御則は以下のように求める。マスタの運動方程式を以下のように表す。

$$M_M\ddot{x}_M + C_M\dot{x}_M = F_{op} + g_M \quad \cdots (10)$$

ここで \$M_M\$, \$C_M\$ はそれぞれマスタの慣性質量、粘性摩擦係数、\$F_{op}\$ は操作者からの入力、\$g_M\$ は制御入力である。また目標とするマスタの運動方程式は前述のパラメータを用いて

$$M_V\ddot{x}_M + C_V\dot{x}_M = F_{op} + F_{\text{sensor}} \quad \cdots (11)$$

と表せる。縮ら⁽¹⁰⁾の手法に従い、マスタのインピーダンスパラメータが正確に同定できるならば、式(2)、(10)、(11)より、マスタの制御則は

$$g_M = F_{\text{sensor}} + (M_M - M_V)\ddot{x}_M + (C_M - C_V)\dot{x}_M$$

$$= K_{FS}F_S + K_{FStip}F_{Stip} + (M_M - M_V)\ddot{x}_M$$

(a) Virtual resistant force which is displayed on the master device when the catheter tip is in a thick vessel

(b) Virtual resistant force which is displayed on the master device when the catheter tip is in a thin vessel

Fig. 6

$$+ (C_M - C_V)\dot{x}_M \quad \cdots (12)$$

となる。

5. 実験

5.1 VICの有効性 本論文で提案する力呈示手法の有効性を確認するために簡単な実験を行った。ここでは4.2節で提案したVICについて、パラメータを変えることで操作性、安全性が変化するかどうかを確認するために行った実験の結果を示す。この実験では式(9)中の \$C_V\$ のみを用いて実験を行った。すなわち

$$F_M = C_V\dot{x}_M \quad \cdots (13)$$

である。この実験では操作者は図1に示したジョイスティックの直動1自由度を用いて、モニタ上に表示されるジョイスティックに連動するアイテムを左右に5往復させる。モニタ上には図7に示すグラフィックスが表示されている。モニタ上にはある間隔をあけて、ある幅をもつ折り返し区間が表示される(表1参照)。タスクAは細い血管での作業に相当し、タスクBは太い血管での作業に相当する。操作者は画面に向かって右側の折り返し区間からスタートし、アイテムを左に動かし、左の折り返し区間で動作を反転させ、右側の折り返し区間までアイテムを移動させる。これを連続5往復行う。操作者には

- (1) 必ず折り返し区間内で反転させる。
- (2) できるだけ早く操作を行う。

Table 1 Experiment parameters

	Task A	Task B
Width of the turn area	2.5 mm	10 mm
Width between the turn area	50 mm	100 mm

Fig. 7 Graphics for VIC experiment: (The item is connected with the joystick. An operator lets the item make a round trip between the right and the left turn area)

Fig. 8 Constraint for joystick grasping: The elbow joint of an operator is fixed. The operator must grasp the joystick with three fingers (thumb, forefinger, and middle finger)

という条件を与える。また操作者自身が腕のインピーダンスを変更してタスクに適応することの影響をなくすために、図8に示すように操作者の肘関節を伸ばしたまま固定し、ジョイスティックを親指と人差し指、中指の3本でつまむようにもつことを指定している。

呈示するVICの粘性係数 C_v は1,3,5,7,9 Ns/mとし、各操作者は各 C_v につき1回ずつ試行する。また各操作者ごとに C_v の呈示順序を変更し、呈示順序による影響を少なくしている。タスクAの結果を図9に、タスクBの結果を図10に示す。また各点の数値と分散、および全試行中のエラー(折り返し区間の外で反転)の回数を表2に示す。縦軸は式(14)の P で表されるもので、各操作者の試行時間を各操作者の試行5回の平均値で割ったものを操作者全員で平均化した結果である。ここで M は各操作者の試行回数(5回)、 T は試行時間、よって AT_i は操作者 i の平均操作時間となる。また N は実験を行った操作者の数(今回の実験では5人)である。 P は小さいほど操作性がよいとする。

$$P = \frac{\sum_i^N \frac{T_i}{AT_i}}{N}, AT_i = \frac{\sum_j^M T_j}{M} \dots\dots\dots (14)$$

まずタスクAについて述べる。図9より粘性係数が3 Ns/mのときを最小とした、下に凸の結果が得られたことがわかる。これはこのタスクには3 Ns/m程度の仮想粘性係数を与えた場合に最も操作時間が短くなることを示している。したがってこのタスクには粘性抵抗が小さすぎても、大きすぎても操作がうまくい

かず、適切な粘性抵抗を付加することで操作時間を短縮できることがわかる。一方、表2のエラーの項をみるとサンプル数が少なく定性的な評価しかできないものの、粘性係数が小さいとエラーが増加し、粘性係数が大きすぎてもエラーが増えることがわかる。これは粘性係数が小さいと、不注意(不慣)による誤操作を抑制することができず、粘性係数が大きいときには操作者がジョイスティックを速く動かそうとして大きな力を発生し、それが反転のタイミングをうまく計ることを誤らせたと考えられる。したがって操作時間、エラー回数の両方を見ることで、タスクAには粘性係数3-5 Ns/m程度の仮想粘性インピーダンスを付加することで操作性、安全性を向上させることができるといえる。

次にタスクBについて検討する。図10より粘性係数が大きいほど操作時間が延びることがわかる。これは与えた粘性係数が抵抗となって操作速度を抑制していることが原因であり、操作時間という観点からは粘性係数を小さくしたほうがよいといえる。しかし表2のエラー回数は粘性係数が小さいときに多くなっており、安全性の面からは粘性係数がある程度付加する必要がある。したがってこのタスクに対しては操作時間と安全性のトレードオフがあり、双方をうまく満たす粘性抵抗を付加することで、操作性、安全性の両方を改善することが可能となる。

次にタスクAとタスクBを比較する。エラー回数では差がないものの、操作時間でみると最適な粘性係数の値が違ってくる。すなわち、細かい作業をする場合にはある程度大きめの粘性係数を付加することが望ましく、大まかな作業の場合には付加する粘性抵抗を小さくし操作速度向上を狙うほうがよいことがわかる。これより、各タスクに適した仮想インピーダンスが存在し、それを選ぶことで操作性、安全性を向上することが可能であるといえる。ただし、適切な仮想インピーダンスは各操作者によって違うと考えられ

Table 2 Mean, variance, and error number

Cv	Task A			Task B		
	mean	variance	error	mean	variance	error
1	1.078	0.014	3	0.880	0.003	2
3	0.938	0.004	1	0.959	0.001	3
5	0.955	0.003	0	0.951	0.005	0
7	0.990	0.011	1	1.071	0.011	1
9	1.038	0.004	2	1.138	0.004	1

Fig. 9 Operability for Task A

Fig. 10 Operability for Task B

るため、操作者の状態や意図を計測するなんらかの方法が必要である。なお、本実験では操作量とカテーテル先端の移動量が一致するとして実験を行っているが、実際には2・1節にも述べたようにカテーテルのきしみ等により一致しない。本論文で提案するVICはカテーテルのきしみに起因する位置情報の誤差に対して操作性を改善するためのものではない。しかし、スレーブ側の位置を表す手段としてコンピュータグラフィックスを用いる代わりに、スレーブ側で駆動されるカテーテル先端を見ながら操作する実験を行った場合でも、カテーテルのきしみがあるものの今回示した実験と同様の結果を得た。ただし結果の分散が大きいという違いがあった。この理由として、カテーテルのきしみが試行ごとに変化し、カテーテル先端位置の計測・予測が困難であるため自分の操作とカテーテル先端の位置が思うように一致せず、操作時間にばらつきがでたことが考えられる。カテーテルのきしみに起因する位置情報の不確かさに関する問題については今後の課題とする。

5・2 VICとセンサ情報の力呈示の同時呈示に関する実験 我々の手法ではマスタのインピーダンスパラメータを変更することで、安全性向上や操作のしやすさを改善することを目的とすると同時に、力センサ情報も操作者に伝えるため、変更したインピーダンスに影響されずに、操作者にスレーブ側の力情報を伝える必要がある。ここではインピーダンスパラメータの変更が力センサ情報の呈示に与える影響を、式(9)を簡単にした式(15)を用いて実験を行った。

$$F_M = K_{Fstip} F_{Stip} + C_v \dot{x}_M \quad \dots\dots\dots (15)$$

センサからの情報としてマイクロ力覚センサの出力を使用し、インピーダンスパラメータとして粘性項のみを呈示している。

パラメータ C_v , K_{Fstip} は表3のように変更した。Aは力の倍率を固定し、粘性係数の値を変更したもの、Bは粘性係数の変化に合せ力の倍率も変化させたもの、Cは速度感応形で、粘性係数が要因となって生じた抵抗力分だけ、力の倍率を大きくしたものである。

操作者はマスタデバイスの前後方向1自由度を操作し、カテーテルを透明チューブの中で前後に動かす。

Table 3 Control law parameters in the experiment

	C_v	K_{Fstip}
A	$3.0 \times N \text{ (Ns/m)}$	10
B	$3.0 \times N \text{ (Ns/m)}$	$10 \times N$
C	$3.0 \times N \text{ (Ns/m)}$	$10 \times \{1 + (N-1) \times 3.0 \times \delta \times x_M \}$
$\delta = 1 (x_M \geq 0), \delta = 0 (x_M < 0) \quad N = 1, 2, 3, 4, 5$		

カテーテルの先にはマイクロ力覚センサがあり、チューブ内に設置された壁に接触したときの力を計測する。操作者はカテーテルを見ずに操作を行い、力感覚だけで接触を判別し、接触したと判断した時点でマスタデバイスを後方に操作することとする。また操作の速さは、各操作者がそのときどきのインピーダンスにおいて接触の検出がうまくいくと判断した速度で行った。被験者は3人で各被験者は各パラメータにつき5回試行を行う。また試行する粘性係数の順序は各操作者でランダムに変更している。

結果を図11に示す。グラフの横軸はマスタに与えた粘性係数であり、縦軸はカテーテル先端で測定した力の最大値を、 $N=1$ のときを基準値としてそのときの値でわったものであり、接触検出の感度といえる。本来なら各操作者によって基準となる条件が違うが、ここでは比較のために共通の基準点($N=1$, $C_v=3 \text{ Ns/m}$)を用いた。なお $N=1$ のときの実際のセンサ検出力は操作者によって変わるが、およそ60~80 mN程度であった。また条件Aで分散が大きい原因は、三つの条件(A,B,C)のうち最初に試行したために被験者が不慣れだったことが考えられ、3条件とも粘性係数が3 Ns/mのときの分散が大きい原因は、粘性係数が大きい条件の後に粘性係数が小さい条件が行われたことが、操作性の変化につながったためだと考えられる。

条件Aの場合は粘性係数を大きくするにつれて、力の検出感度が落ちていることがわかる。これは粘性係数が大きくなるにつれて、必要な操作力が大きくなり、センサ情報の呈示力が相対的に小さくなることから検出感度が悪くなっていると考えられる。またこれには指先の力検知の特性に依存するところがあると考えられるが、それについてはここでは議論しない。

Fig. 11 Experimental result
Each C_v is $3 \text{ Ns/m} \times N$ ($N=1-5$). The standard of this graph is the point where C_v is 3 Ns/m

次に条件 B の場合では、粘性係数が大きくなるにつれて力の検出感度がよくなっている。条件 B は定常状態 ($\dot{x}_m=0$) で力の係数が N 倍になっているので、より小さな接触力を測定できたのは当然であるといえる。これは安全性の確保という意味では有効であると考えられるが、スレーブ側の状況が正確に操作者に伝わっていないともいえる。操作を行う医師は現状の治療において、この程度の力を加えても安全であるといった内部的な基準を獲得し、それにもとづいて力加減を決定していると考えられる。したがって条件 B の結果はその内部基準が使えないことを示すので、操作性の観点からはよい結果とはいえない。

以上の結果より、粘性係数が増加しても力の検出分解能が変わらない、すなわち図 11 で高さ 1 のまま水平な直線を得られるような力呈示が安全性・操作性の両立を実現する上で望ましいと考えられる。それを実現するための方策として、粘性項が効いているときに力の倍率を大きくするような手法を考え、条件 C とした。この結果は我々の望む安全性、操作性の両立をよく実現しているといえる。これにより我々の提案したセンサ情報呈示と VIC が統合できることが示された。

6. 結 言

本論文ではカテーテル遠隔操作において安全性と操作性を向上させるための力呈示手法を提案した。これは複数のセンサ出力を力覚呈示するとともに、マスタデバイスのインピーダンスをスレーブ側の状況にあわせて変化させ (VIC)、そのときどきの操作に最も適した抵抗力を操作者に呈示するというものである。これによりスレーブ側の力情報と環境情報の両方を力覚呈示できると考えられる。

また提案した VIC の有効性を示すための簡単な実験を行い、タスクに応じた仮想インピーダンスを与えることで操作性、安全性を向上することが可能であることを示した。さらに力呈示倍率の係数とインピーダンスパラメータの関係を適当に決定することで、我々の提案した二つの手法が統合できることも示した。

今後は実際の手術に則した実験環境で上記手法の有

効性を検証し、また自動的に作業内容に適したパラメータを導出できる機能を付加する必要がある。

謝 辞

実験で使用したマイクロ力覚センサは、株式会社東海理化との共同研究成果である。同社の岩田仁氏、糸魚川貢一氏、後藤泰宏氏、そして橋本匡史氏に感謝の意を表す。また本研究の一部は文部省科学研究費の補助を受けて行われた (No. 10003371)。ここに感謝の意を表す。

文 献

- (1) Ikuta, K., The Application of Micro/Miniature Mechatronics to Medical Robots, *Proc. IEEE Intelligent Robots Systems*, (1991), 171-175.
- (2) 郭書詳・ほか 4 名, 能動カテーテルシステムに関する研究—多自由度カテーテルの構造, 実験結果と動作特性の評価, 日本ロボット学会誌, 14-6(1996), 820-835.
- (3) Haga, Y., ほか 2 名, Small Diameter Active Catheter Using Shape Memory Alloy, *Proc. IEEE MEMS'98 Workshop*, (1998), 419-424.
- (4) 新井史人・ほか 2 名, マルチメディア遠隔医療の概念及びカテーテル遠隔操作のための基礎実験, 電気学会論文誌, Vol. 117-C-5, (1997), 506-513.
- (5) Mitsuishi, M., ほか 4 名, Remote operation of a micro-surgical System, *Proc. IEEE ICRA*, (1998), 1013-1019.
- (6) 谷本充隆・ほか 6 名, 低侵襲治療のためのマイクロ力覚センサに関する研究機論, 64-620, C(1998), 1266-1271.
- (7) Esashi, M., ほか 6 名, Fabrication of Catheter-Tip and Sidewall Miniature Pressure Sensors, *IEEE Trans. Electron Devices*, Vol. ED-29-1 (1982), 57-63.
- (8) 小菅一弘・ほか 2 名, 仮想ツールダイナミクスに基づくマン・マシン系の制御, 機論, 60-572, (1994), 1337-1343.
- (9) 榊泰輔・館日章, インピーダンス制御型マスタ・スレーブ・システム (I), (II), 日本ロボット学会誌, 8-3(1990), 241-264.
- (10) 館日章・ほか 5 名, 力センサを用いないダイレクトドライバマニピュレータのインピーダンス制御, 日本ロボット学会誌, 7-3(1989), 172-183.
- (11) 小菅一弘・村山英之, コンピュータネットワークを介したテレオペレーション, 電気学会論文集, 117-5, C(1997), 521-527.
- (12) Yokokohji, Y., ほか 2 名, Bilateral Teleoperation under Time-Varying Communication Delay, *Proc. IEEE/RSJ Int. Conf. Intelligent Robotics Systems*, Vol. 3(1999), 1854-1859.