

設計製作は完了したが、穿孔速度の高速化はロボットには未実装であり、今後の課題である。

図1 Prototype of interface

また、インターフェイスの電気配線について述べる。ボタン類のデジタル情報を入力する装置としてコンテック社製デジタル入出力ボード DIO-0808TY-USB を、ジョイスティックのアナログ情報を入力する装置としてコンテック社製アナログ入出力ボード AIO-160802AY-USB を用いる。スイッチ類とこれらのデバイスの配線図を図2に示す。図3にはインターフェイス試作機と IVR ロボットの接続方法を示す。インターフェイス試作機は上記デバイスを介して、操作用 PC に USB で接続されている。インターフェイス試作機のスティック操作量などを、PC を介して IVR ロボットをコントロールするマイコンに送信する。

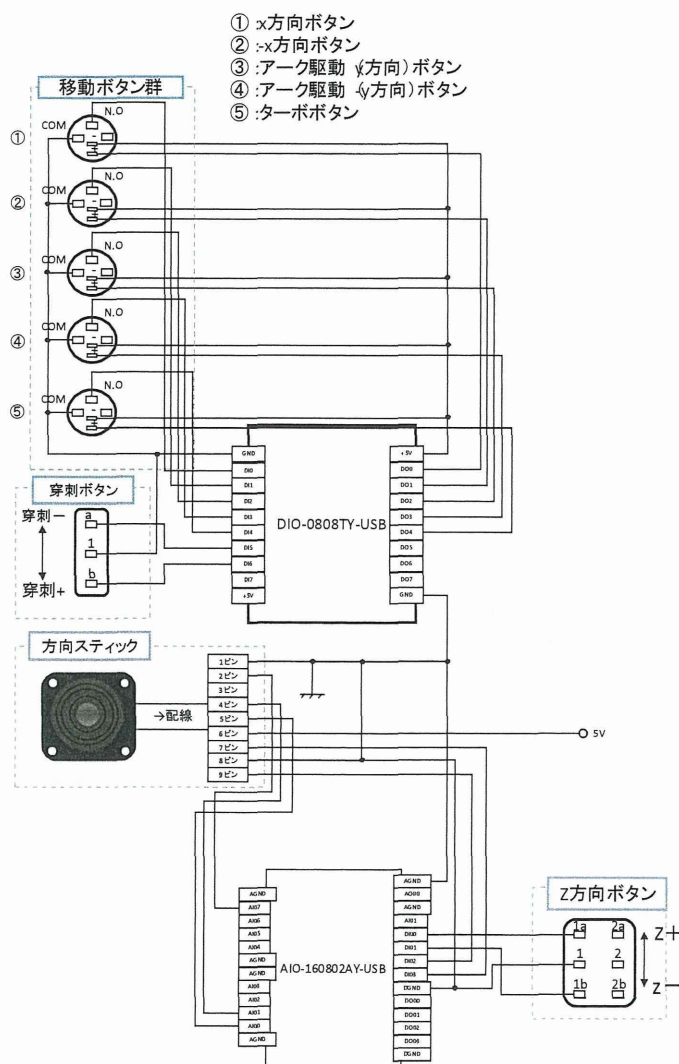


図 2 Configuration of proposed interface

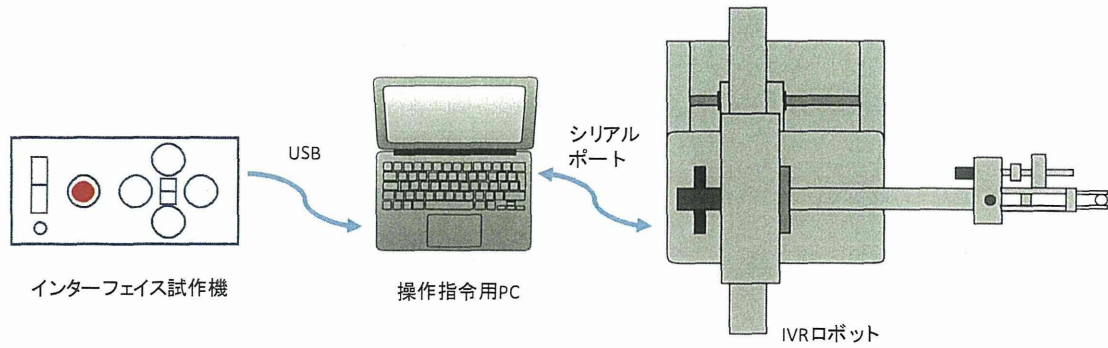
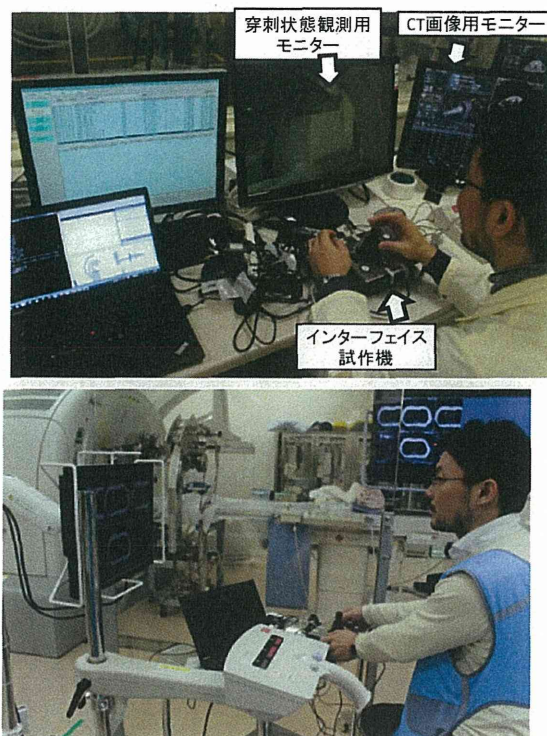


図 3 Network of IVR robot system

製作したインターフェイス試作機の写真を図 4 に示す。また、インターフェイス試作機を用いた動物実験、ファントム実験の様子を図 5 に示す。スティック入力がアナログ値であるが、ロボットの操作指令は電圧指令が一定値であるなど、IVR ロボット本体の制御性能の問題点もあるため、インターフェイス試作機の評価は今後の課題である。



図 4 Appearance of proposed interface



(a) Experiment for animal

(b) Experiment for CT-phantom

図 5 Appearance of robot experiment using proposed interface

## 2-2. ペン型インターフェイスの開発

### 1. はじめに

#### (1)研究背景

IVR (Interventional Radiology) と呼ばれる, 放射線診断装置 (血管撮影装置や CT など) をガイドに針やカテーテルを使って治療を行う術式は, 経皮的 (すなわち開腹術や開胸術をせず) で低侵襲に治療を行うため患者の負担が小さいというメリットがあり, 近年注目を集めている. しかしながら, 現状の CT ガイド下における IVR 治療においては, 術者が CT ガントリー (X 線 CT 装置のドーナツ状の部分) 付近で治療部位に対する針の位置決めや姿勢決めを手技で行っているため, 術者の X 線による放射線被ばくが問題になっている. 岡山大学病院では現在, 年間 400 件の CT ガイド下における IVR が施行されているが, 術者の手は肺生検 1 回あたり平均 0.6 mSv の被ばくをしており, 放射線従事者の職業被ばくの上限として定められている 50 mSv の年間被ばく限度を超えないように施行の回数が制限されてしまう.

そこで平成 24 年度より岡山大学工学部と岡山大学病院とが共同して CT ガイド下における針穿刺を遠隔で実施するロボットシステムの開発をすすめている. これまでに図 1 に示す 5 つの可動部を持つ試作 3 号機が製作されており, 普段 IVR 手技が行われている岡山大学病院 IVR センターにおいて, ロボットを遠隔操作してファントムに針の穿刺を行う実験が行われた. この実験により, 開発したロボティック IVR のシステムを使いロボットを遠隔操作して針穿刺を行うことができ, さらに術者の被ばく量をゼロに抑えられることが示された. しかしながら, 試作 3 号機においてロボットを遠隔操作するためのインターフェイスは単純なものであり, 市販のゲーム用コントローラのボタンを押してロボットの各軸を個別に操作するものになっていた. また実際の手技においては, 術者は針穿刺時に皮膚や筋膜を突き破る際の力などを指先に感じ

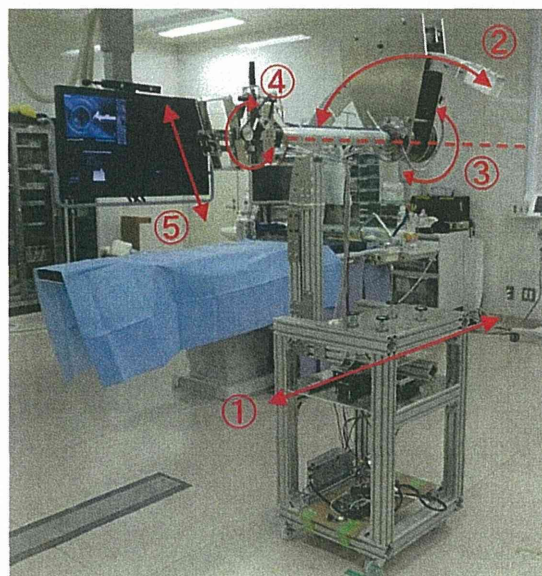


図 1 ロボティック IVR 試作 3 号機.  
図中の矢印の方向に可動.



ながら穿刺を行っており，力覚を提示するインターフェイスを介して針穿刺動作を行うことができれば，より適切なロボット操作が可能になると期待できる．

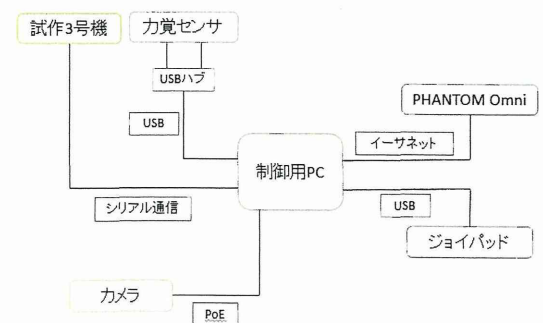
## (2)研究目的

我々のこれまでに開発した針穿刺ロボットの試作機では，ゲームコントローラを用いてロボットを遠隔操縦していた．しかしながら，ボタン操作でロボットを操縦することが複雑であり，ロボットの誤操作につながる危険性がある．そこで，新たな操縦コマンド入力デバイスとして，穿刺針と形状の類似したペン型のインターフェイスを導入する．これにより，通常の針を穿刺するのと同じように動かして，マスタースレーブ方式でロボットが操作できるシステムを構築し，従来のゲームコントローラでの操作と比べ，直感的なロボット操作を実現する．

また，ロボットによる針穿刺において，術者に穿刺時の力覚を伝えるシステムを構築し，より穿刺時の間隔を術者にフィードバックする．まず，ペン型インターフェイスのデバイスに力覚をフィードバックするために，穿刺時に針にかかる力を計測する必要がある．そこで，現在までに構築したプロトタイプロボットにおいて，どこに力センサを搭載するかについて検討し，実際にセンサを搭載して力を測定した場合にどのようなデータが取得されるのか実験的な検証を行う．次にペン型インターフェイスの機能を用いて，力覚を術者に提示するソフトウェアを開発する．以上の開発を行い，動物実験を通して開発したインターフェイスの妥当性を検証する．

## 2. 設計開発

本研究において，静電容量型 6 軸力覚センサを 2 個配置した新しいロボット手先部の設計・開発を行った．また，ペン型 3 次元力覚提示デバイスを用いて，測定した穿刺力に基づき術者に力を提示するソフトウェアを開発した．さらに，岡山大学鹿田施設内の CT 装置において動物実験を実



施し、ウサギに 17 ゲージのラジオ波治療針を穿刺する際の穿刺力を測定した。動物実験にて開発したシステムを医師が実際に使うことによって、その挙動を確認した。下記に開発したシステムの詳細を説明する。

### (1)システム構成

本システムは、ロボット本体として試作 3 号機（力センサを搭載した手先部を含む）、操作入力デバイスであるジョイパッドならびにペン型操作入力デバイス PHANTOM Omni, ロボットと PHANTOM Omni を制御するための PC, および遠隔操作時にロボット手先部を撮影する補助カメラからなる。制御用 PC および操作入力デバイスは遮蔽板越しに設置するか CT 装置のある部屋とは別の場所に設置することで術者を被ばくから保護するようにする。システム構成を図 2 に示す。制御用 PC と試作 3 号機の各軸を駆動させるシステムとは RS232C によるシリアルケーブルで接続されている。ただしロボット手先部の力センサと制御用 PC とは USB で接続されている。PHANTOM Omni と制御用 PC とはイーサネット接続されている。また補助カメラはパワーオンイーサを用いて電源供給とデータ通信を行うため、補助カメラと PHANTOM Omni は PoE 対応ハブを介して同一のネットワークに接続されている。また簡易に各種ネットワーク機器を同一ネットワーク上に所属させるため、必要に応じてネットワーク内に DHCP サーバーを立てている。なお、上記のシステム要素のうち、実験内容によって不要なものは省略される場合がある。

以下に、本研究で使用した手先部と力覚提示デバイスの詳細を示す。

#### ① 力センサを搭載した手先部の設計と開発

本研究において、静電容量型 6 軸力覚センサを 2 個配置した新しいロボット手先部の設計・開発を行った。図 3 に 6 軸力覚センサを搭載した新しい手先部を示す。CT ガイド下針穿刺ロボットにおいては、CT ガントリー内に金属材料を配置するとアーチファクトを発生するため、これを避けるためにセンサはなるべく針に近くかつ CT ガントリーに入らない場所として、平

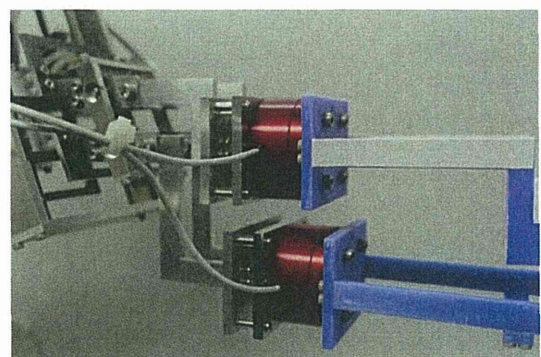


図 3 手先部に配置した 6 軸力センサ  
(図中の赤い部材)

行リンク構造の中間部に配置することとした。力センサはワコーテック社製の静電容量型 6 軸力覚センサ DynPick WDF-6M200-3 である。このセンサは、外形寸法が直径 50×高さ 28mm であり、USB バスパワーによる 5V で動作する。定格荷重は、せん断方向 が 200N、モーメントが 3Nm となっている。

## ② ペン型力覚提示デバイス PHANTOM Omni

本研究においては、ロボットへの操作入力ならびに力覚提示デバイスとして、3Dsystems 社の geomagic touch（一般には以前の製品名の PHANTOM Omni と呼ばれているので、以下 PHANTOM Omni と呼ぶ）を導入した。図 4 に PHANTOM Omni を示す。重量は 2000g、専有スペースは 168×203mm である。このデバイスはシリアルリンクの先端にあるペン型のインターフェイスを把持してペン先の位置とペンの姿勢の 6 変数を入力でき、また、ペン先に配置されている 2 つのボタンによる入力も可能である。さらにペン先位置に対して 3 軸方向の並進力を提示することができる。ペン先の作業空間は 160×120×70mm であり、位置分解能は 0.055mm となっている。また、操作者に対して XYZ 軸の各方向へ最大 3.3N の力覚の提示を行うことが可能である。



図 4 ペン型力覚提示デバイス  
PHANTOM Omni

### (2) マスタースレーブによるロボット操作

上述のシステムにおいて、PHANTOM Omni のペンの位置姿勢から目標値を生成して、ロボットの針の位置姿勢をこれに追従させるマスタースレーブシステムを構築した。

試作 3 号機は各軸を駆動するための 5 つのモータとそれに付随するエンコーダーを持つ。ロボットの各軸のエンコーダーで取得したカウンタ値による変位角の情報はロボット制御マイコンからシリアル通信ケーブルを介して制御用 PC に送られる。PC 側のプログラムで受信したデータを処理し、エンコーダーごとにロボット起動時からのカウンタ値を積算することで、現在の  $i$  番目の関節角度  $\theta_i$  を算出する。また PHANTOM Omni のペンの位置姿勢は専用 API を用いて取得することができ、制御周期毎にプログラム内でその API を呼び出し



ペンの位置姿勢を取得して、目標関節角度  $\theta_i^d$  を算出する。この時、 $i$  番目の関節の速度  $v_d$  を  $v_d = K(\theta_i^d - \theta_i)$  として求め、ロボットに指令を出す。ただし、 $v_d$  が各モータの発生できる上限値を超える場合には、 $v_d$  はその上限値となる。また、 $K$  はフィードバックの比例ゲインであり、本実験においては  $K=0.08$  と設定されている。

### (3)力センサの値に対する力覚提示

さらに本研究において、手先部の力センサの値で針穿刺の状態を判別し、それによって PHANTOM Omni のペン先に力を発生させて、オペレータに穿刺状態であることを力覚により知覚させるシステムを構築した。

動物実験により得られた針穿刺時のデータによると、手先部にある 2 つの 6 軸力センサで測定できる 12 種のデータのうち、針穿刺時には手先部の下側に配置した力センサの  $x$  軸回りのモーメントに関するデータが特長的な変動を見せることが分かった。図 5 に実験データの一例を示す。そこで本研究ではこのデータのみに着目し、その値を閾値判別することによって穿刺状態にあるかどうかを判別することとした。

また、先に述べたマスタースレーブによるロボット操作では、ペンへの操作入力がすべてロボットの穿刺針の位置姿勢に反映されてしまうため、特長的なコマンドだけをロボットの挙動に反映させるような、ある種のフィルターが必要となることが分かった。そこで、動物実験においては、針の細かな位置姿勢の制御のコマンド入力はジョイパッドによって行い、針の穿刺動作についてのみ術者がペンを把持してペンの手元のボタン操作によりを行うこととした。ここで針穿刺コマンドを入力している最中に力センサの値からロボットが針穿刺状態にあると判別した場合には、 $z$  軸方向（空間的な上部の方向）に一定の力を発生し、穿刺状態にあることを術者に提示するようなプログラムを作成した。

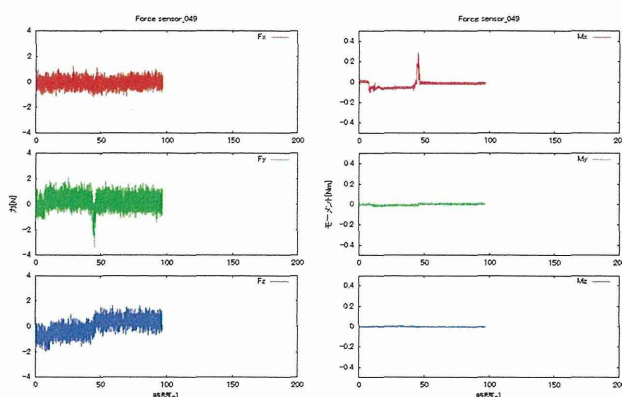


図 5 動物実験時の穿刺力測定データ（右上のグラフが  $x$  軸回りのモーメントを示す）

## 3. 実験結果



### (1) マスタースレーブによるロボット操作

図6に本研究で実装したマスタースレーブシステムによる関節角度追従実験の結果を示す。図中破線が PHANTOM Omni のエンコーダーから算出された目標角度, 実線がロボットのエンコーダーから算出した現在角度である。

この実験結果より, モータに設定された最大角速度の上限値以上の速度では目標角度の変化に追従できていないものの, 目標角度には収束している様子が確認できる。一方で, 目標角度到達付近でオーバーシュートが起これり, 目標角度近傍で振動が発生している箇所も見受けられる。また, 実験開始直後に観察される振動は, 僅かな手の動きに反応して生じたものである。以上により, ペン型インターフェイスを導入することでペンの位置姿勢に追従するロボット動作により直観的な操作が行えるものの, 針の位置姿勢の追従性能を上げようとする, ロボットに実装しているモータの出力を上げないといけない一方で, ペンへの操作入力がすべて穿刺針の位置姿勢の動作に反映されてしまわないように, 意図を持った特長的なコマンドだけをロボットの挙動に反映させるような, ある種のフィルターが必要であることが分かった。

### (2) 力センサの値に対する力覚提示

動物実験においてペン型インターフェイスを使い針穿刺を行った。本実験においては, ロボット手先部の下側の力センサの  $x$  軸回りのモーメントの値をモニタリングし, 設定した閾値  $0.1\text{Nm}$  を超えた場合に針穿刺状態とみなした。また, 針穿刺時にペン先の  $z$  方向に発生する力の大きさとして,  $1.3\text{N}$ ,  $2.3\text{N}$ ,  $3.3\text{N}$  の3つの値を設定し, それぞれの場合で実験を行った。実験により, 針穿刺時においてプログラム通りに医師が把持しているペンに力覚を提示できることを確認した。また, 医師からのコメントとして,  $1.3\text{N}$  の場合では「すこし弱い, 何かに当たったということはわかる」,  $3.3\text{N}$  の場合では「ちょっと強い, 放り投げられたような感じ」,  $2.3\text{N}$  の場合に

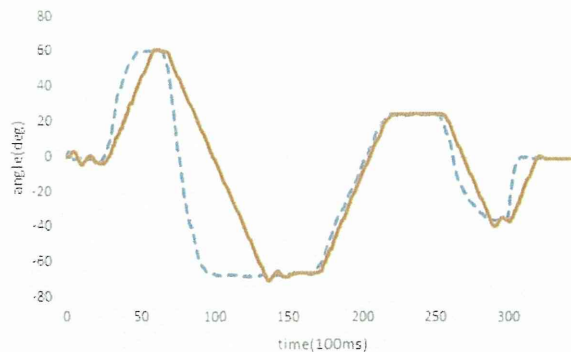


図6 マスタースレーブシステムによるロボット操作. 関節角度追従実験のデータ

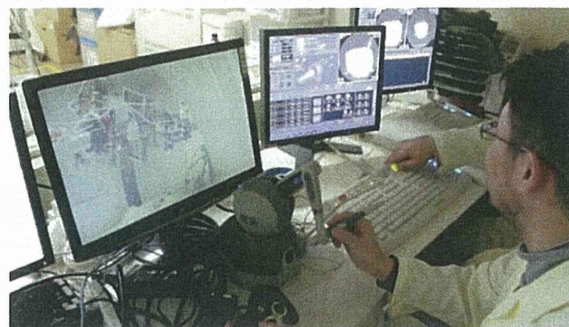


図7 動物実験での医師による針穿刺時の力覚提示実験の様子

は、「このくらいの反力がちょうどよい」との感想を得た。これにより、本システムで採用したペン型力覚提示デバイスのスペックの範囲内で適切な力覚提示ができる可能性があることが確認された。

#### 4. まとめと今後の予定

本研究では、静電容量型 6 軸力覚センサを 2 個配置した新しいロボット手先部の設計・開発を行った。また、ペン型 3 次元力覚提示デバイスを用いて、測定した穿刺力に基づき術者に力を提示するソフトウェアを開発した。さらに、岡山大学鹿田施設内の CT 装置において動物実験を実施し、ウサギに 17 ゲージのラジオ波治療針を穿刺する際の穿刺力を測定した。動物実験にて開発したシステムを医師が実際に使うことによって、その挙動を確認した。

本研究で新たに構築した穿刺力を測定できる手先部と力覚提示システムを使って動物実験を実施し、針穿刺時の力を測定してデータを取得することはできたものの、筋膜を突き破って穿刺が成功したケースと、筋膜を突き破れずに皮膚がすべって針がたわみ穿刺が成功しなかったケースとにおいて、その差を力センサのデータから識別するには至らなかった。今後は、2 つの力センサから得られる 1 2 種のデータを解析して、より詳細に針穿刺の状態を判別する予定である。また、力覚提示デバイスによる力覚の提示に関しては、力センサで得た力からペン先に発生する力の向きと大きさを決める関数をいくつか新たに提案して改良する予定である。さらに、動物実験において針穿刺時に穿刺点が移動してしまう場合に針がたわむ問題が発生することが明らかになった。そこで、この問題を解決するために、針に振動を与えながら穿刺を行うことで針の切れ味を向上させたり、針先を物理的に保持してたわみを生じにくくする構造を導入したりすることについて検討を行い、リスクマネジメントを実施しながら改良を加える。