T2R2 東京工業大学リサーチリポジトリ
Tokyo Tech Research Repository

論文 / 著書情報
Article / Book Information

論題	空気圧ベローズとモーションセンサを用いた手術支援ロボットのための力覚提示インタフェースの開発
Title	Development of a Haptic Interface for Surgical Robots Using a Pneumatic Bellows and a Motion Sensor
著者	宮崎良兼, 寺田朋央, 菅野貴皓, 辻俊明, 遠藤玄, 川嶋健嗣
Author	Ryoken Miyazaki, Tomohisa Terata, Takahiro Kanno, Toshiaki Tsuji, Gen Endo, Kenji Kawashima
掲載誌/書名	ロボティクス・メカトロニクス講演会2015講演論文集, , , 1A1-C06
Journal/Book name	Proceedings of the 2015 JSME Conference on Robotics and Mechatronics, , , 1A1-C06
発行日 / Issue date	2015, 5
URL	http://www.jsme.or.jp/publish/transact/index.html
権利情報 / Copyright	本著作物の著作権は日本機械学会に帰属します。
Note	このファイルは著者（最終）版です。 This file is author (final) version.

Powered by T2R2 (Tokyo Institute Research Repository)

空気圧ベローズとモーションセンサを用いた 手術支援ロボットのための力覚提示インタフェースの開発

Development of a Haptic Interface for Surgical Robots Using a Pneumatic Bellows and a Motion Sensor

○宮崎　良兼（医科歯科大）　寺田　朋央（埼玉大）　菅野　貴皓（医科歯科大）
辻　俊明（埼玉大）　遠藤　玄（医科歯科大）　川嶋　健嗣（医科歯科大）

Ryoken MIYAZAKI, Tokyo Medical and Dental University
Tomohisa TERATA, Saitama University
Takahiro KANNO, Tokyo Medical and Dental University
Toshiaki TSUJI, Saitama University
Gen ENDO, Tokyo Medical and Dental University
Kenji KAWASHIMA, Tokyo Medical and Dental University

In this paper, a lightweight master interface for a surgical robot system is proposed. The position of the human hand is measured by a non-contact motion tracker, but the force feedback is realized by a handheld haptic device. A gripping force is displayed by a pneumatic bellows, which is smaller and more lightweight than electric motors. As for the slave manipulator, the gripper of a surgical forceps is actuated using a pneumatic cylinder. Force estimation is possible due to the back-drivability of the pneumatic actuator. Experimental results show the control performance of the haptic device and a constructed master-slave system.

Key Words: Surgical Robot, Haptic Device, Pneumatic actuators, Master-Slave system, Motion Sensor.

1. 緒言

腹腔鏡手術での外科医の負担軽減のために、マスタスレーブ型手術支援ロボットシステムの研究が多く行われている[1][2]。これらのシステムでは、体内を傷つける事故を減らすために、鉗子に加わる外力を操作者へ提示することが重要である[3]。力覚提示デバイスの研究も行われているが[4][5]、装着の必要があることや、電動モータを用いるためデバイスが大型化する等、術者の操作性を劣化させる恐れがある。鉗子先端に加わる外力は、鉗子が体内に触れているときのたわみ等の視覚情報からある程度知覚できるが、把持力は視覚のみでは不十分と考えられる。把持力を提示することは腫瘍等を確認するために有効である。

また、マスタデバイスは一般的に可動範囲の制限があることから、マスタでの動作を縮小してスレーブで微細な操作をする際にクラッチ操作が必要になる。これによって操作の中断が生じる。

そこで本研究では、手術支援ロボットのための軽量マスタインタフェースを提案する。把持力提示を電動モータよりも小さく軽量な空気圧ベローズで実現した。さらに、並進 3 自由度はモーションセンサで測定した手の動きで操作することで、マスタインタフェースの広可動域を確保した。提案するマスタインタフェースを用いたマスタスレーブシステムの構築と、力覚提示デバイスの制御性能の評価実験を行った。

2. マスタシステム

マスタインタフェースは、Fig. 1 に示すように空気圧駆動ベローズによる力覚提示インタフェースとモーションセンサで構成されている。操作者は、親指と人差指によってベローズインタフェースを掴み、この指の開閉はベローズの距離センサによって測定される。

手の位置はモーションセンサによって測定される。これらの測定値は目標位置としてスレーブシステムに送信される。本システムは、操作者はベローズを握るだけでよく、ベルト等の装着を必要としないため、取り扱いが容易である。

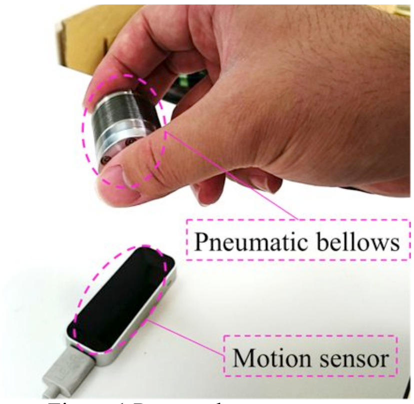


Figure 1 Proposed master system

2.1 空気圧駆動力覚提示ベローズ

2.1.1 力覚提示原理

提案するデバイスは、ベローズの両端が密閉された状態であり、供給する圧縮空気によって変位が生じる。Fig. 2(a)の初期状態から開始し、Fig. 2(b)に示すように圧縮空気が供給されるとベローズが膨張する。Fig. 2(c)のように操作者が指でベローズが押された場合、ベローズは圧縮される。このベローズに加わる力の関係は次式のようになる。

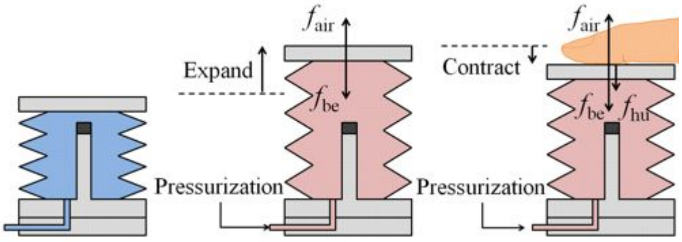
$$f_{\mathrm{air}} = f_{\mathrm{be}} - f_{\mathrm{hu}} \tag{1}$$

f_{air}は空気圧による力、f_{be}はベローズの膨張によるバネ力、f_{hu}は人間の指で加えられる力を表す。f_{air}とf_{be}の力はベローズの供給圧力P_{be}、有効断面積A_{be}、バネ定数K_{be}、自然長からの変位xを用いて次式のように表される。

$$f_{\mathrm{air}} = P_{\mathrm{be}}\, A_{\mathrm{be}} \tag{2}$$

$$f_{\mathrm{be}} = K_{\mathrm{be}}\, x \tag{3}$$

操作者の感じる力はf_{hu}と等価であるため、上式と空気圧制御を用いることで力目標値f_{hu}からf_{air}を計算することで、ベローズを力覚提示デバイスとして使用することができる。



(a) Natural length (b)Pre-pressurized state (c)Device in use
Figure 2 Principle of the proposed device

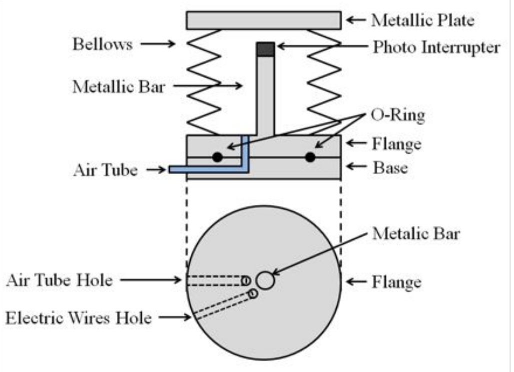


Figure 3 Structure of the proposed haptic device.

2.1.2 機械設計

提案する力覚提示ベローズは Fig.3 に示すように、溶接ベローズ、フランジ、台座、金属棒、金属板、エアチューブ、フォトインタラプタ、電線，Ｏリングで構成されている。溶接ベローズとフランジ、金属板の材質は SUS で、台座と金属棒の材質はアルミニウム(A2017)を使用している。本デバイスは、外径 30mm、内径 16mm、自由長 15mm、重量 100g である。

この溶接ベローズの両端に金属板とフランジを溶接し固定している。また、フランジと台座は、Ｏリングを挟みネジ止めをすることで気密性を保ったまま固定をしている。台座の中央部には金属棒を固定するためのネジ穴があけられている。

金属棒の先端にはフォトインタラプタ(Genixtek 社，TPR-105F)が設置しており、上部の金属板との距離、すなわちベローズの変位を測定している。

2.1.3 制御システム

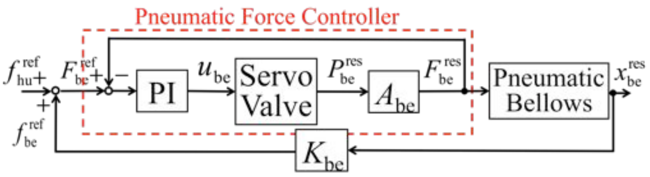
Fig.4 は力覚提示ベローズの制御系を示す。式(1)、(2)を用いて、力目標値f_{hu}^{ref}を目標圧力P_{be}^{res}へ変換する。圧力の PI 制御が実装されており、フィードバックはサーボバルブの電圧信号として入力される。

力覚提示の制御性能を確認するため、Fig.5 のようにベローズと力センサ(テック技販社， USL06-H5-50N)を万力の軸上に設置し、f_{hu}^{ref}を(a), (b), (c)の条件で下記の実験を行う。

1. 提示する力目標値f_{hu}^{ref}を 0N とし、万力を回して力センサを直動させ、ベローズを押す。

2. ベローズの変位が 3mm に達したとき、提示すべき力の目標値f_{hu}^{ref}を(a)1N とする、(b)15N とする、 (c)0N から 15N まで 0.5N ずつステップ状に増加させる。

Fig.6 に各条件での提示すべき力の目標値と力の応答値，及びベローズの変位を示す。力の目標値 1 N のとき、(b)に 15N のときの力と位置の応答結果を示す。Fig.6 (a)，(b)より力の応答の時定数は 0.4sec 程度であり、また誤差 0.3N 以下で所望の力を提示していることを確認した。



f_{hu}^{ref}	Target grabbing force [N]
f_{be}^{ref}	Target Spring force of bellows [N]
F_{be}^{ref}	Target driving force of bellows [N]
F_{be}^{res}	Response force of bellows [N]
u_{be}	Input voltage of valve controlling bellows [V]
x_{be}^{res}	Displacement of the bellow [mm]
K_{be}	Spring constant of bellows [N/mm]
P_{be}^{res}	Supply air pressure to the bellows [kPa]
A_{be}	Effective cross-sectional area of the bellows [mm^2]

Figure 4 Block dialog of the control system of the pneumatic bellows.

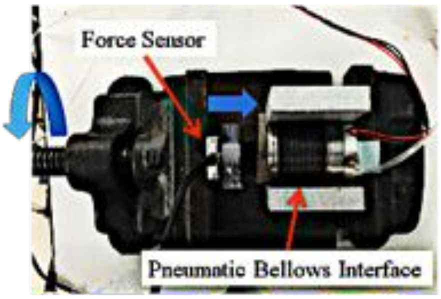
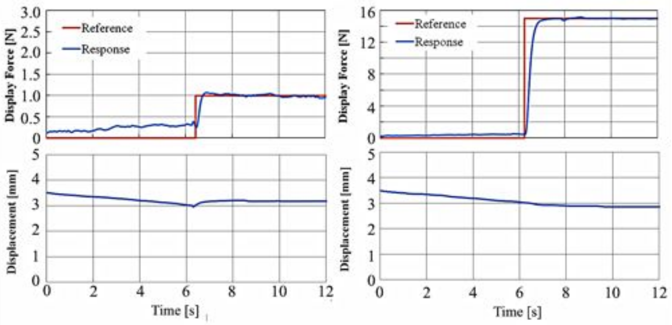
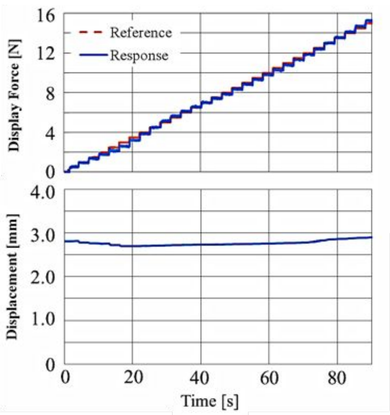


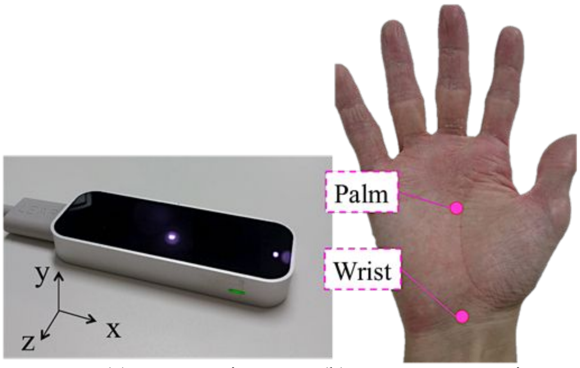
Figure 5 Performance experiment



(a) Reference force 1N (b) Reference force 15N



(c)Stepped reference force
Figure 6 Force and position response



(a) Leap Motion　　(b) Measurement points
Figure 7 Motion sensor

これらの誤差は主にフォトインタラプタの分解能によるものであると考えられる。フォトインタラプタの分解能が約0.07mm であり、ベローズのバネ定数が約 3.7N/mm であることから最大で 0.26N の誤差が生じる。

2.2 モーションセンサによる手の移動距離測定

本提案ではモーションセンサに Fig.7(a)に示す Leap Motion を用いる。本センサは手の関節位置を 200 fps かつ 0.01mm 分解能で検知することが可能である。また、センサ中心を原点に、X 軸方向に±250mm、Y 軸方向に+350mm、Z 軸方向に±150mm の範囲で検知可能である。筆者らは、滅菌シートで覆った場合でも検知可能であることを実験的に確認したため、衛生管理が必要な手術室でも利用可能である。

スレーブ側の並進 3 自由度をモーションセンサから得られる手の移動距離を用いて操作する。測定値の安定化のために、Fig.7(b)に示す Palm と Wrist の 2 点の中間点を用いる。さらに 10 フレーム(およそ 0.082 秒)分の単純移動平均を求めることで平滑化する。このセンサによって手の姿勢も検知可能であるが、本提案の鉗子が先端屈曲 2 自由度を持たないため、今回は検知しない。

3.　マスタスレーブシステムの構築

提案したマスタインタフェースを用いた、マスタスレーブシステムの構築と評価実験をおこなう。Fig.8 に示すように鉗子マニピュレータと鉗子ホルダの制御系をそれぞれ構築する。

3.1 スレーブシステム

スレーブシステムは Fig.9 に示すように、空気圧駆動鉗子マニピュレータと鉗子ホルダで構成されている。

Fig.10 の鉗子マニピュレータは、空気圧駆動で把持 1 自由度を有する。空気圧シリンダを直動させることで鉗子先端の開度を変化させている。空気圧シリンダがバックドライバビリティを有しているため、シリンダの空気圧をもとに、0.5N 以下の誤差で把持力の推定が可能である。

Fig.11 の鉗子ホルダは、空気圧駆動で並進 3 自由度を有する RCM 機構となっている[6]。3 つの関節 θ 、δ 、ρ の可動域はそれぞれ±52°、±40°、±37.5mm である。

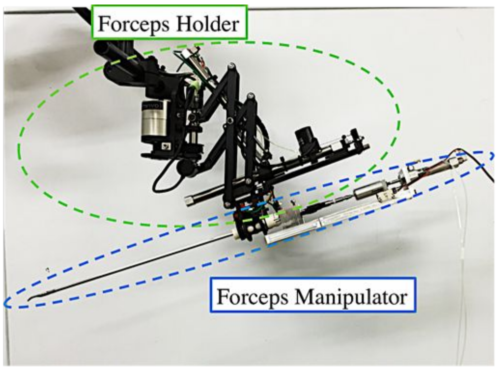


Figure 9 Proposed slave system

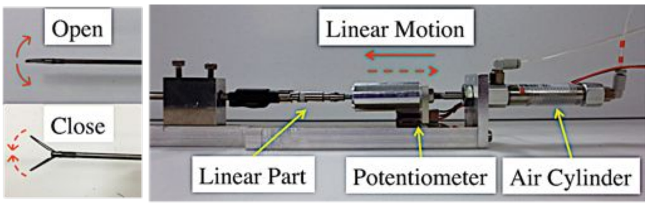


Figure 10 Pneumatic forceps

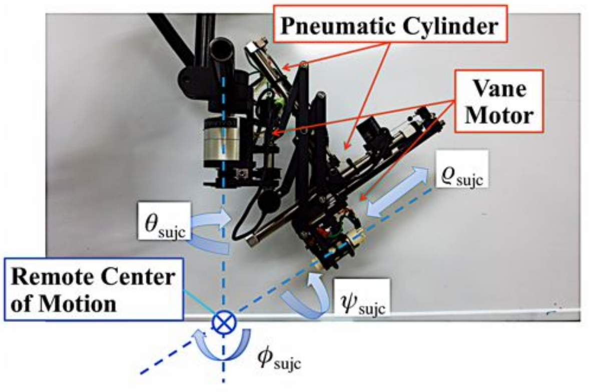


Figure 11 Forceps holder

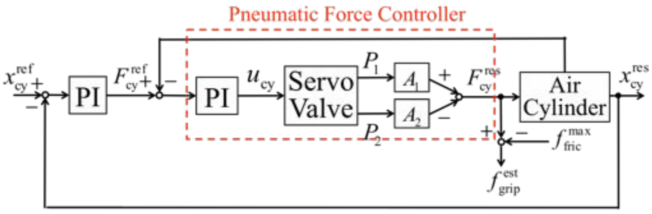


Figure 12 Block dialog of the control system of the forceps

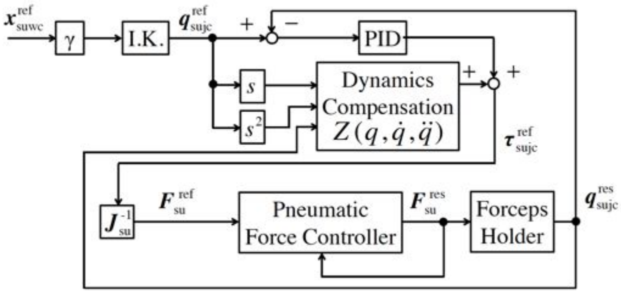


Figure 13　Block dialog of the control system of forceps holder

3.2 制御システム

3.2.1 鉗子マニピュレータの制御系

Fig. 12 に鉗子マニピュレータの制御系を示す。マスタデバイスの変位$x_{\mathrm{be}}^{\mathrm{res}}$に位置スケール$\alpha$を乗じた値を空気圧シリンダの目標位置$x_{\mathrm{cy}}^{\mathrm{ref}}$とする。この$x_{\mathrm{cy}}^{\mathrm{ref}}$と空気圧シリンダの応答値$x_{\mathrm{cy}}^{\mathrm{res}}$の差を PI 制御により、空気圧シリンダの目標駆動力$F_{\mathrm{cy}}^{\mathrm{ref}}$に変換する。さらに、この目標駆動力$F_{\mathrm{cy}}^{\mathrm{ref}}$と駆動力$F_{\mathrm{cy}}^{\mathrm{res}}$の差を PI 制御により、サーボバルブの入力電圧$u_{\mathrm{cy}}$に変換する。$P_1$、$P_2$は空気圧シリンダの各部屋の供給圧力で、$A_1$、$A_2$は空気圧シリンダの有効断面積である。

空気圧シリンダの内圧差から得られる駆動力$F_{\mathrm{cy}}^{\mathrm{res}}$から、最大静止摩擦力$f_{\mathrm{fric}}^{\mathrm{est}}$を引くことで、鉗子把持力$f_{\mathrm{grip}}^{\mathrm{est}}$を推定する。この$f_{\mathrm{grip}}^{\mathrm{est}}$に力スケール$\beta$を乗じた値を提示する力の目標値$f_{\mathrm{hu}}^{\mathrm{ref}}$としてマスタに返すことで、操作者に力覚提示をする。

3.2.2 鉗子ホルダの制御系

Fig. 13. に鉗子ホルダの制御系を示す。マスタから得られる鉗子先端の目標位置$x_{\mathrm{suwc}}^{\mathrm{ref}}$に位置スケール$\gamma$を入力として、逆運動学演算によって各関節における目標位置$q_{\mathrm{suwc}}^{\mathrm{ref}}$に変換し、動力学のフィードフォワード補償を加えた PID 制御によって各関節が発生させるべき目標トルク$\tau_{\mathrm{sujc}}^{\mathrm{ref}}$を計算している。目標トルクを空気圧アクチュエータ変位から関節変位までのヤコビアンJ_{su}^{-1}を用いて、各空気圧アクチュエータが発揮すべき目標駆動力$F_{\mathrm{su}}^{\mathrm{ref}}$に変換する。これを目標値として、サーボバルブを操作することで目標駆動力を実現する。

3.3 制御性能実験

構築したマスタスレーブシステムの制御性能を確認するための実験をおこなった。鉗子に力センサを把持させた状態で、マスタデバイスを万力で押し進める。位置スケールα=0.5, 力スケールβ=1.0 とした。このときの推定された把持力と提示された力覚をFig. 14に示す。把持力推定誤差がおよそ0.5N、力覚提示誤差が 0.3N となった。

次にモーションセンサにより鉗子ホルダの操作をおこなった。位置スケールγ=1.0 とした。このときの鉗子先端の位置を Fig. 15. に示す。図より、良好な追従性を確認できた。

4. 結言

本研究では、手術支援ロボットのための小型マスタインタフェースを提案した。提案した力覚提示デバイスは、誤差 0.3N 以下で所望の力を提示できることを確認し、この誤差はデバイスの変位を測るセンサの分解能が要因であると考察した。提案したマスタインタフェースを用いてマスタスレーブシステムを構築して、性能評価をおこなったところ良好な追従性を確認することができた。今後の課題として、7 自由度の手術支援ロボットにおける本提案インタフェースの制御系構築と外科医による評価実験があげられる。

文　献

[1] R. H. Taylor and D. Stoianovici, "Medical robotics in computer integrated surgery," IEEE Transactions on Robotics and Automation, vol. 19, no. 5, pp. 765-781, 2003.

[2] G. S. Guthart and J. K. Salisbury, Jr, "The Intuitive Telesurgery System: Overview and Application," in 2000 IEEE International Conference on Robotics and Automation, pp. 618-621, 2000.

[3] G. Tholey, J. P. Desai, and A. E. Castellanos, "Force Feedback Plays a Significant Role in Minimally Invasive Surgery," Ann. Surg., vol. 241, no. 1, pp.102-109, 2005.

[4] H. Ando, M. Inami, J. Watanabe, M. Sugimoto, T. Maeda, "A Study of the Nail-Mounted Tactile Display for Augmented Reality System, " The Transactions of the Institute of Electronics, Information and Communication Engineers D, Vol. 87 No.11, pp. 2025-2033, 2004.

[5] K. Minamizawa, S. Fukamachi, H. Kajimoto, N. Kawakami, and S. Tachi, "Gravity grabber: wearable haptic display to present virtual mass sensation," ACM SIGGRAPH 2007, 2007.

[6] K. Tadano, K. Kawashima, K. Kojima, and N. Tanaka, "Development of a pneumatic surgical manipulator ibis iv," Journal of Robotics and Mechatronics, Vol. 22, No. 2, pp. 179–188, 2010.

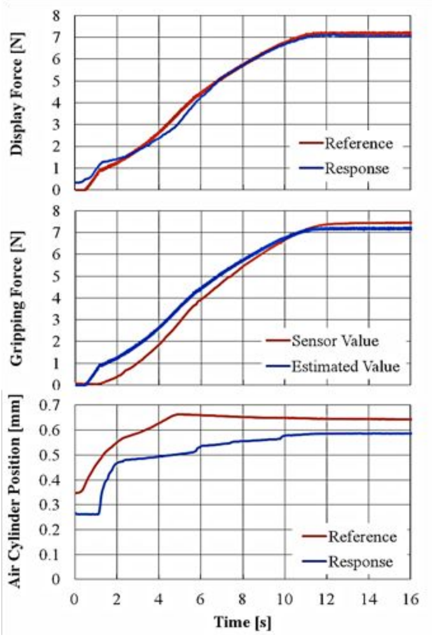


Figure 14 Estimation and presentation of grasping force

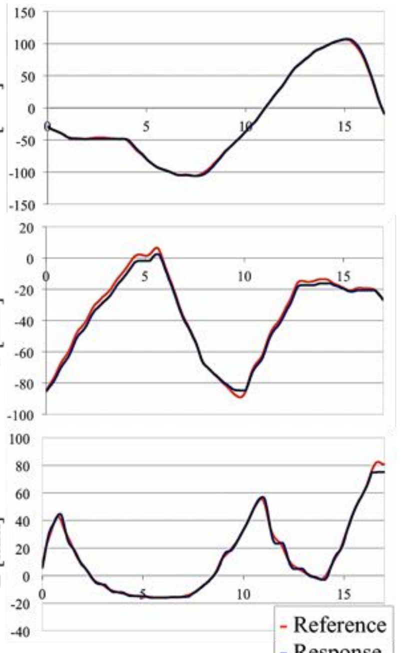


Figure 15 Forceps tip position of master-slave experiment