

【論文】

## 小型静電容量型 6 分力触覚センシングシステムの試作

### Development of a capacitance type 6 axis force sensor

尾田雅文(正会員), 原 利昭(非会員)\*

Masafumi ODA and Toshiaki HARA\*

#### Abstract

We have been developing a novel capacitance type force sensor that enables simultaneous measurement of a torque around the vertical axis as well as normal and two orthogonal shear forces on the skin surface. In our previous research, the prototype sensors were made and authenticated the potency. Prototype sensors are parallel plate type collocated a dielectric between two circuits. We have planned to use an approximated displacement-capacitance characteristic curve when we estimate an output force. Therefore, this paper reports about an ideal approximation of the curve and several applications, such as surgical robot and nursing-care system.

#### Key Words

Medical and Welfare Assistance, Muscle and Skelton, Biomechanics, Medical Equipment, Medical Engineering, Haptic Sensor

#### 1. 緒 言

マスタースレーブ方式によるマニピレータを利用した低侵襲外科手術法は、微細な血管縫合を実施するなど、ヒトの手技能力を超えた医療行為の実現の観点から注目されて久しい。本術法は切開部が縮小されることの特長から、ミニマム瘡手術が実現可能であり、その結果、入院期間が短縮されること、さらには医療費が軽減されるなど、患者にとっては利点が多い。また、マイクロサージャリー手術を支援する装置に対する要求が高度化する一方で、これに応える技術開発<sup>1)2)</sup>もなされていることから、従来困難とされていた心臓手術等に対しても、同術法

が比較的容易に適用可能になるなど、その適用範囲も広がりつつある。さらには、インターネット等に代表される通信媒体を介して、マニピレータを遠隔操作可能とすることは、移送時間の確保や移送自体が困難な患者を対象とした手術の可能性が開けるなど、地域医療における医師不足対策としても、有望であると考えられている。

一方、マイクロサージャリー支援装置の多くは、術者が操作を習熟するために 60 時間程度を要する等の他、未解決の問題も存在する。例えば、一般的な手術においては、掌の触覚により、メスをはじめとする手術具からの反力を得ることで、的確な動作を実現しているのに対し、マイクロサージャリーにおいては、支援装置を安全かつ的確に操作するための情報を、患部に挿入した CCD カメラからの映像に依存することから、術者に対する身体的な疲労のみならず心理的負担は、開腹手術と比較して極めて大きい等の問題が指摘されている。

ヒトは掌の触覚からの力学的刺激により、対象物の形状、硬さあるいは剛性、表面の質感を判断し、これらの情報に基づき適切な把持動作を行っている。このような観点から、切開時のメスからの反力等をできるだけ詳細に、かつ正確に術者に伝達することは、手術支援装置の操作性向上や正確な判断に基づく安全性向上に貢献し、術中の事故率の低減に寄与することが期待される。このため、触覚センサをロボットハンドに搭載する研究例<sup>3)-13)</sup>として、力覚フィードバック機能を付加した医療ロボ

2011 年 3 月 9 日受理

2011 年 5 月 25 日最終原稿受理

新潟大学地域共同研究センター, 新潟県新潟市西区五十嵐二の町 8050 番地

\*新潟大学工学部, 新潟県新潟市西区五十嵐二の町 8050 番地

Center for Cooperative Research, Niigata University, 8050 Ikarashi, 2no-cho, Nishi-ku, Niigata-shi, Niigata 950-2181, Japan

\*Faculty of Engineering, Niigata University, 8050 Ikarashi, 2no-cho, Nishi-ku, Niigata-shi, Niigata 950-2181, Japan

ットを試作した河合等<sup>10)</sup>をはじめとして、数多く報告されている。

一方、少子高齢化時代を見据え、介護施設のみならず家庭での介護、例えば、ベッドから椅子への移乗においては、抱き上げ動作等の介護者に強いる重作業の軽減等の課題解決に、ロボット技術を利用することが期待されている。<sup>14)</sup>これを実現するためには、これまでの産業用ロボットの安全性確保の基本的な考え方であった「本質安全」重視の考え方から、センサ技術や制御技術等によって安全性を確保する「機能安全」への転換が求められる。当然のことながら、安全のみならず被介護者の生活の質、QOL 向上も言うまでもなく、ロボット利用に伴う痛みや苦痛を、センシング技術を活用して未然に防ぎ、確実なる制御手法により、安心してロボットを使用できる環境整備が必要である。この様な背景から、汎用性および確実性を有し、かつ安価な触覚センシングシステムに対する需要の増大が確実視される一方で、実用化に対しては未だ解決すべき問題が存在する。すなわち、触覚のような複合情報を個々に感度良く検出を可能とするには、一般に装置は複雑となり、大型化と高価格化を招くことから、現状では、小型かつ軽量で確実な作動の保障を要求する医療・福祉現場での適用が困難な場合が多い。

そこで本研究では、安価かつ小型な静電容量型荷重センサを用いて、多軸力覚センシングシステムに関する基礎的研究<sup>15)16)</sup>の一環として、医用システムならびに介護分野への応用を目指し、まずは、軟部組織を切開する際にメスへと伝達される反力計測を行った。さらに、体性感覚が繊細でかつ体毛の影響も評価可能な手の甲に押し付けられた物体が移動する際のヒトの感覚と押し付け荷重の相関を明らかにするために、本センシングシステムを用い、それぞれ得られた知見に基づき検討・考察を行った。

## 2. 静電容量型荷重センサと多軸力覚センシングシステム

### 2.1 静電容量型荷重センサの出力特性

Fig.1 に、本研究で用いた多軸力覚センシングシステムを構成する静電容量型荷重センサ(以下、荷重センサと記す。サン

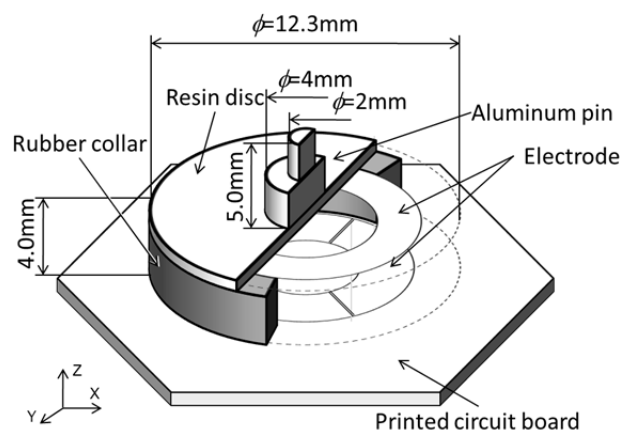


Fig.1 The electric capacitance load sensor

アロー(株)製、3D フォースセンサー)の概要を示す。荷重センサは、3 方向にスリットを有する回路基板上の環状電極と、外力のセンシング部である樹脂製円盤に取り付けられた環状電極が、温度変化による機械的特性の変化が小さく、クリープ特性が安定しているシリコーン樹脂で作製した環状部材を挟み込む構造を有している。よって、樹脂製円盤上面に作用する外力に応じて環状ゴム部材が変形し、この変形に基づく円盤の Y 軸回りならびに X 軸回りのそれぞれの傾き量、および Z 方向の押し込み量として、それぞれ計測可能である。なお、荷重センサの駆動用印加電圧は 5V であり、上下電極間の距離に応じた静電容量量は、回路基板下の C/V 変換モジュールを介して、変化量に対応した電圧値( $V_x$ ,  $V_y$ ,  $V_z$ )としてそれぞれ出力される。

本研究では、Fig.2に示す装置を用い、荷重センサの電圧出力と作用荷重の関係を明らかにした。荷重センサに対する負荷装置として、マシニングセンタ (OKUMA & HOWA 製 MILLAC 415V)を用いており、荷重センサは 6 分力計(共和電業社製 LAT-1030KA-2)を介して、X-Y テーブル上に設置した。荷重センサ上面のアルミニウム合金製ピンとアルミニウム合金製プレートは、シリコーン樹脂製ブッシュを介して固定することで、ピンの傾きを許容する構造を有している。なお、プレート表面には、先端が半径 2.5mm の半球形状である圧子を押し込むための半球状の座ぐり加工を施しており、さらに、両者の接触面間にマシン油を用いて潤滑することで、任意方向の荷重伝達を可能とした。圧子は、マシニングセンタの工具チャックに固定されており、マシニングセンタ Z 軸を押し込むことで垂直方向荷重が、一方、X-Y テーブルを移動させることで、水平方向荷重をそれぞれ負荷することが可能である。そこで、各軸の移動速度を 5mm/sec に設定し、X,Y および Z 軸方向に対してそれぞれ負荷した際の荷重センサ出力を計測し、得られた結果を 6 分力計で得られる各軸方向の荷重を真値として評価した。

Fig.3 は得られた結果であり、X 軸方向荷重  $F_x$ , Y 軸報告荷重  $F_y$ ならびに垂直方向の押付け荷重  $F_z$  が、それぞれ作用す

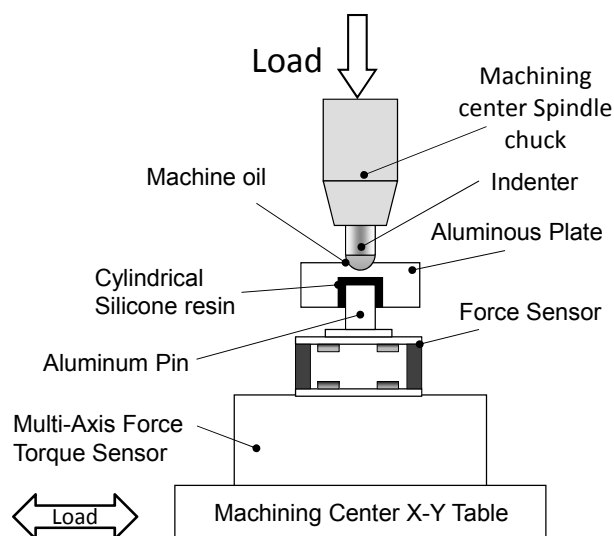


Fig.2 Experimental Setup

る場合に得られた結果を示した。ここで、横軸には 6 分力計で計測した作用荷重値を、一方、縦軸には、荷重センサの出力電圧値( $V_x$ ,  $V_z$ )をそれぞれ示している。同図より、Y 軸方向の出力特性は、X 軸方向の荷重が作用する場合とほぼ同様な出力特性を示した。荷重センサの出力特性は、それぞれ線形ではないものの、再現性は有しており、得られた結果に基づいて、出力電圧値より荷重値を換算することで、荷重値の定量評価が可能である。なお、定量評価を行う際の誤差は、平均で 0.21N, 最大で 0.57N の範囲内である。

## 2.2 多軸力覚センシングシステムの構成と出力特性

荷重センサ単体では、荷重検出面である樹脂製円盤の傾きが、接線方向荷重あるいはモーメントのいずれに起因するかを判別することは困難である。一方、Fig.4 に示すように複数の荷重センサが柔接続されたプレート新たな荷重検出面とした場合、例えば同図中(b)に示す様に、水平方向の単軸荷重が作用する場合は、各荷重センサは一樣に傾き、一方、垂直方向の単軸荷重が作用する場合は、同図中(c)に示す様に一樣に押し込まれる。さらに、X 軸ならびに Y 軸回りのモーメントが作用する場合は、同図中(d)に示す様に、個々の荷重センサの押し込み

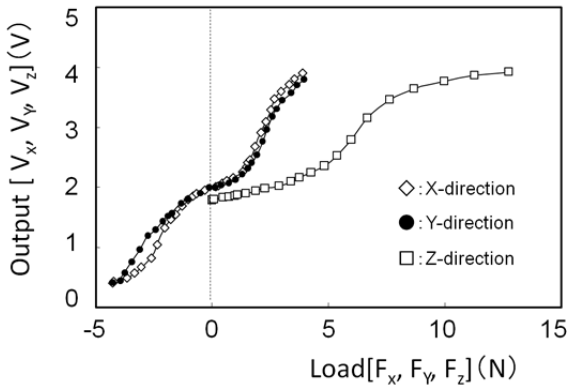


Fig. 3 Output voltage characteristic of the sensor

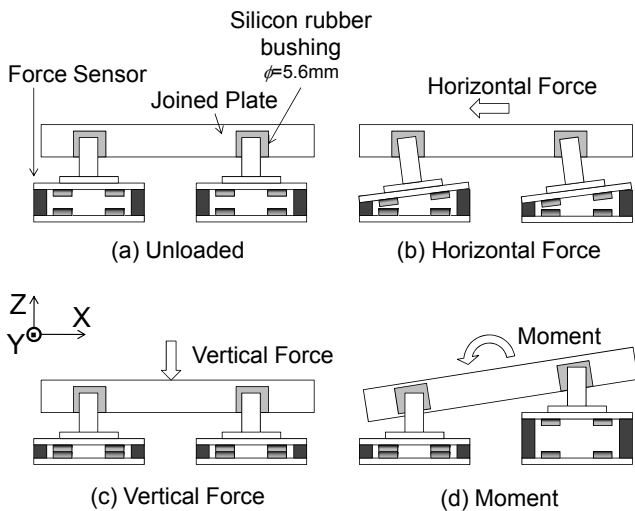


Fig.4 Detection principle of 6-components force

量に差が生ずる。また、Z 軸回りのモーメントが作用する場合は、個々の荷重センサの傾斜方向が異なること等を考慮し、各軸方向ならびに各軸回りの荷重とモーメントを分離して、評価可能である。そこで、Fig.5 に示すように、3 個の荷重センサを 1 枚のプレートにそれぞれ柔接合し、個々の荷重センサの出力を考慮することで、荷重とモーメントを分離して評価可能な多軸力覚センシングシステムを構築した。なお、本研究では荷重センサの中心間距離が、それぞれ 20mm の正三角形となるよう配置するとともに、円盤中心に固定したピンと三角形プレートの連結部には、ブッシュを介することで、アルミニウム製ピンの傾きを許容する構造としている。なお、三角形プレートに作用した荷重やモーメントを、効率よく伝達することを考慮し、ブッシュには硬度 43(デュロメータ A)の比較的硬度が小さいシリコン樹脂(信越化学 KE-951-U)を用いた。

多軸力覚センシングシステムにおける 3 個のうちの  $i$  番目の荷重センサで得られる X 軸方向、Y 軸方向および Z 軸方向の電圧出力を  $V_{xi}$ ,  $V_{yi}$ ,  $V_{zi}$ , 荷重検出面中央部に作用する各軸方向荷重を  $F_{xi}$ ,  $F_{yi}$ ,  $F_{zi}$ , および各センサからの出力電圧値を荷重値に変換する関数を、 $f_i$ ,  $g_i$ ,  $h_i$  とそれぞれ置けば、三角プレートに作用する荷重の各軸方向の荷重成分( $F_x$ ,  $F_y$ ,  $F_z$ )は、次式で与えられる。

$$(F_x, F_y, F_z) = \left( \sum_{i=1}^3 f_i(V_{xi}), \sum_{i=1}^3 g_i(V_{yi}), \sum_{i=1}^3 h_i(V_{zi}) \right) \quad \dots (1)$$

一方、各軸回りのモーメント( $M_x$ ,  $M_y$ ,  $M_z$ )は、次式で得られる。

$$\left. \begin{aligned} M_x &= \sum_{i=1}^3 g(V_{yi}) \cdot d + \sum_{i=1}^3 h(V_{zi}) \cdot y_i \\ M_y &= \sum_{i=1}^3 f(V_{xi}) \cdot d + \sum_{i=1}^3 h(V_{zi}) \cdot x_i \\ M_z &= \sum_{i=1}^3 f(V_{xi}) \cdot y_i + \sum_{i=1}^3 g(V_{yi}) \cdot x_i \end{aligned} \right\} \quad \dots (2)$$

ここで  $d$  は、Fig.4 中に示す荷重センサの荷重検出面から三角形プレート上面までのモーメントアーム長さを、一方、 $x_i$  およ

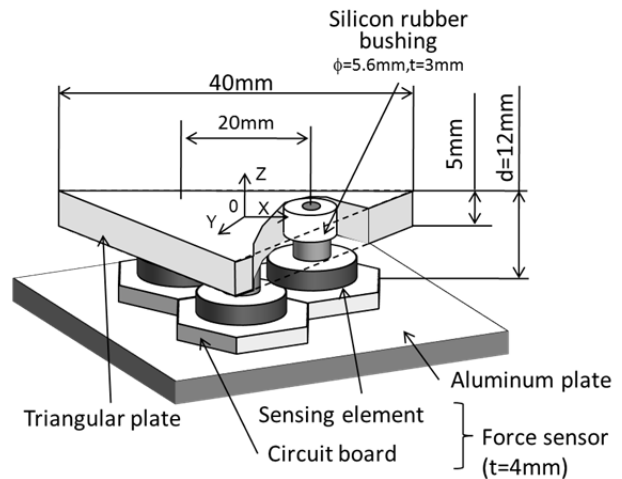
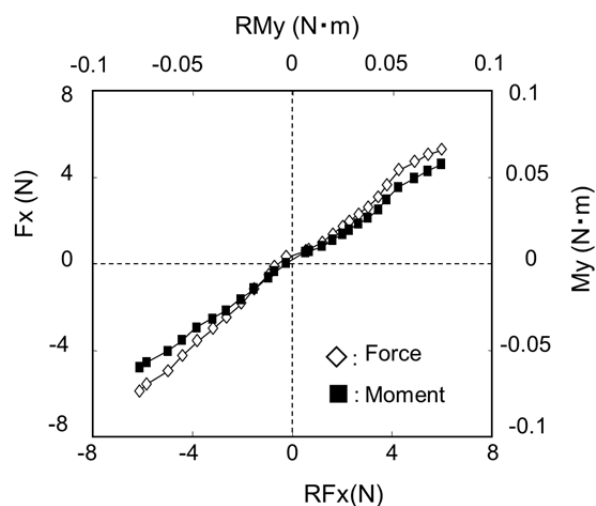
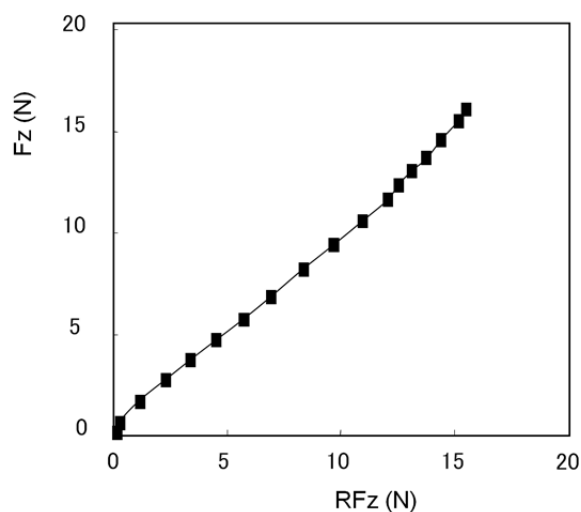


Fig.5 The electrical capacitance multi-axis force sensor



(a)  $F_x$  and  $M_y$



(b)  $F_z$

Fig.6 Accuracy of determination

び  $y_i$  は、3 角形プレート中心を原点とした各荷重センサの荷重検出面中心位置座標をそれぞれ示している。

式(1)ならびに式(2)を考慮して、荷重の定量評価を行った結果を Fig.6 に示す。同図中(a)は、X 軸方向荷重および Y 軸回りのモーメントについて、一方、同図中(b)は垂直方向荷重について、それぞれ多軸力覚センシングシステムで得られた X 方向荷重  $F_x$ 、Z 方向荷重  $F_z$  および Y 軸回りモーメント  $M_y$  と 6 分力計で得られた結果  $RF_x$ 、 $RF_z$  および  $RM_y$  を、それぞれ比較して示している。両者の関係より、6 分力計に比較して多軸力覚センシングシステムで得られる結果は、誤差の平均は 0.21N、最大で 0.57N であるものの、線形で得られた。なお、97%程度の回収率である。よって、本結果に基づいて損失分を補正することで、測定精度の改善が見込まれる。

### 3. 軟部組織切開時の反力評価

#### 3.1 実験方法

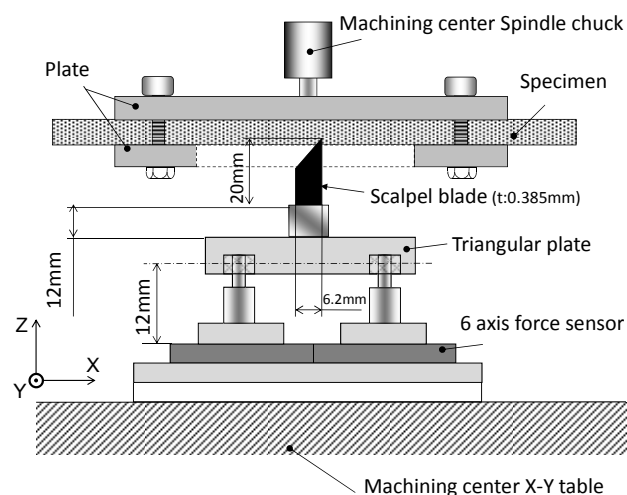


Fig.7 Experimental Setup

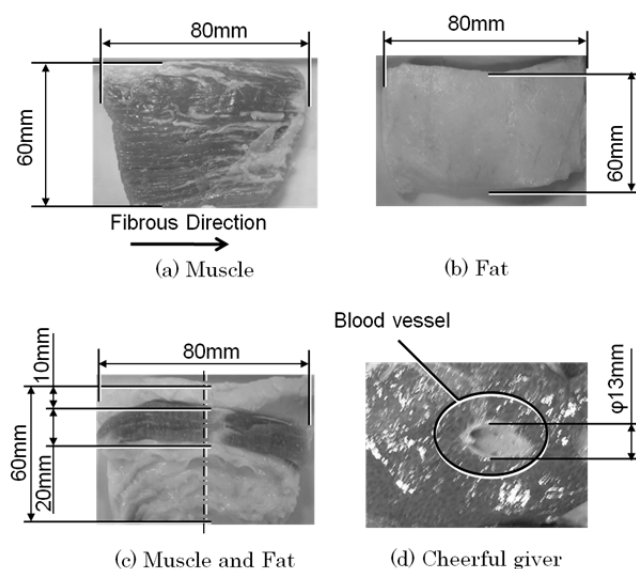


Fig.8 Specimen

多軸力覚センシングシステムをロボットサージャリーに適用することを検討する基礎的研究の一環として、軟部組織切開時の反力計測を行った際に用いた実験装置を Fig.7 に示す。試料として 18 週齢の新鮮ブタ屍体から採取した筋、脂肪および肝臓を、2 枚のアルミニウム合金製プレートを用いて、マシニングセンタのスピンドルチャックにそれぞれ固定した。なお、下側のプレートには、メスによる切開と試料の固定のために幅 20mm、長さ 50mm の開口部を有する。一方、フェザー社製メスは、多軸力覚センシングシステムの三角形プレートの重心位置に、アルミニウム合金製治具を介して固定した。

実験に際して、試料に対するメスの切り込み量は、予めマシニングセンタのスピンドル軸を下方に移動し、8mm に設定した。その後、マシニングセンタのテーブルを、X 軸方向に 5mm/sec の速度で 45mm 移動した際得られる反力を、各試料についてそれぞれ評価した。



Fig.8 は実験に用いた試料であり、筋、脂肪および肝臓を示している。同図中(a)に示す筋については筋膜を取り除いた状態としており、筋繊維方向ならびにそれに対して垂直方向の2通りについて実験を行った。また、(d)に示す肝臓については、同図中の円内に示すように、血管が存在する。いずれの試験片についても、幅60mm、長さ80mm および厚さ20mm のものを用いた。なお、脂肪、筋の厚さならびに血管の寸法を同図中に示した。

Fig.9(a)は、脂肪、筋を切開した際の水平方向荷重の経時変化について示している。なお、縦軸はX軸、Y軸およびZ軸方向にそれぞれ検出された力の合力を示した。同図より、いずれの組織においても、テーブル移動開始後から実際に組織が切開されるまでの切開初期時において反力は増加し、移動開始後1~2sec程度で最大値を示した。その後、定常状態に移行するに従って変動幅は減少し、例えば筋繊維に対して垂直方向に切開する際の反力は、 $2.94\text{N} \pm 0.5\text{N}$  の範囲内で推移した。なお、このような定常状態における反力は、筋繊維に沿った方向の切開や脂肪の場合の値は、1.7Nから2Nの範囲で得られ、組織やその切開方向に応じて異なる値を示した。

一方、Fig.9中(b)は、Fig.8中試料(c)についての計測結果を示しており、縦軸については、3軸方向の荷重値をそれぞれ示している。メスは筋組織の切開の後、脂肪を切開するようテーブルを移動した。実験開始4.5sec後に、最大で3.04Nの比較的大きなX方向荷重が検出された。これは、筋膜の切開に伴う反力の増大を示しており、同時にZ軸方向についても0.5N程度の増加が確認された。なお、切開方向すなわちマシニングセンタX-Yテーブルの移動方向と多軸力覚センシングシステムのX軸を、出来るだけ一致するように調整したものの、Y方向荷重すなわちFyの値も検出されており、これは、本システムとマシニングセンタX-Yテーブル間に、アライメントミスが存在していることを示している。実際にロボットサージシステムに多軸力覚センシングシステムを適用した場合、3方向の荷重を同時に検出可能である本システムの特長を生かして、得られた荷重を座標変換し、ミスアライメントによる影響を補正することで、対応可能である。

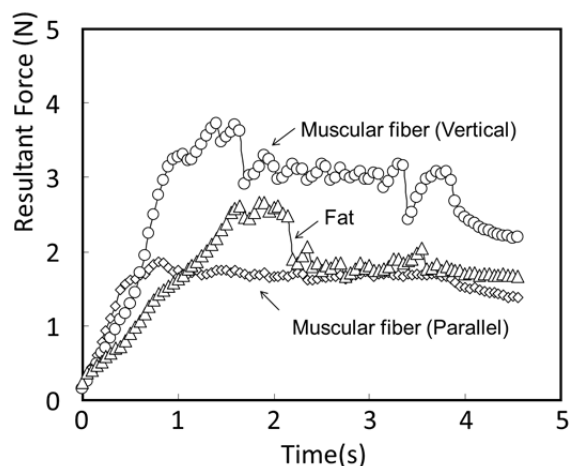
### 3.2 実験結果および考察

Fig.9中(c)は、Fig.8中試料(d)の肝臓を切開した際の履歴であり、切開開始時より2秒から5秒までの間、X軸方向荷重は0.1N程度から増加し、2.4Nに達した後に、急激に減少している。この時、肝臓内の血管を切開しており、Z軸方向についても、0.2N程度と僅かではあるが、荷重が増加する。

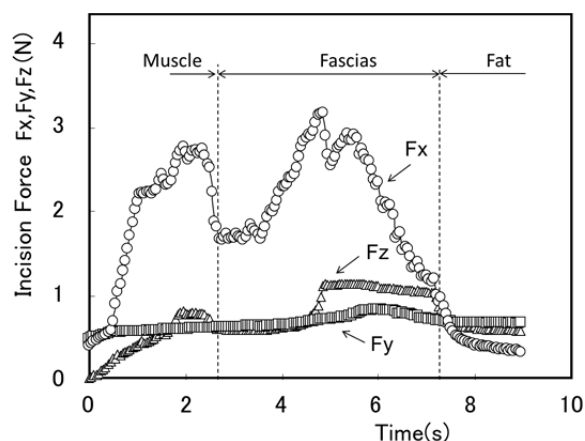
Fig.10は、脂肪、筋膜、筋、肝臓、血管を切開した際の各軸方向の計測値に基づき得られた合力について、その平均値と範囲を示している。なお、メスの刃先形状や使用時間等の影響により、切開に要する合力の値は変化するものと考えられる。また、脂肪の様に切開時の反力の値の範囲が比較的大く、このため、その瞬間値に基づいて切開対象を特定することを妨げとなる一方で、このような場合、Fig.9中(b)や(c)のように継時的な計

測に基づく判断が解決に導くものと考えられる。

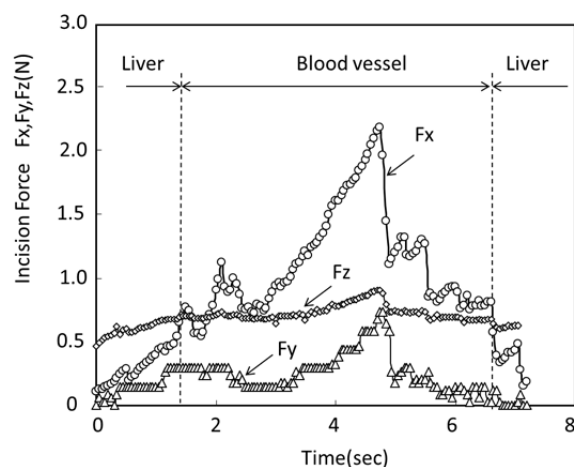
メスの切れ味の観点から、古くは高橋等の報告<sup>17)</sup>のように、刃先形状と切れ味を比較検討している。一方、切れ味試験機で得られる結果については、同じ試験機を用いた場合における



(a) Muscle and Fat



(b) Fascias



(c) Cheerful giver

Fig.9 Variations of incision force

切れ味の比較評価には有効ではあるものの、反力に関する比較検討例は多くないようである。一方、バーチャルリアリティ技術を利用して、切開手技のトレーニングのために切開手技における反力を求めるため、川口等<sup>18)</sup>は 6 自由度反力生成モデルを提案しており、ファントムを切開した際に得られた反力とモデルの比較検討を行っている。多軸力覚センシングシステムを用い、経時的な評価を含む多種多様な試料を対象として、反力計測データを得ることで、より実際に近いトレーニングシステム構築にも貢献するものと考えられる。

#### 4. 不快・痛みに関する基礎的実験

##### 4.1 実験方法

多軸力覚センシングシステムを移乗支援装置等の福祉分野に応用することを目的とし、ヒトが不快感や痛みを感じる荷重に関する基礎的評価を行った。

Fig.11 に、実験概略を示す。多軸力覚センシングシステムの荷重検出面上は、皮脂をはじめとする表面の汚れをエタノールで除去した厚さ 1mm のシリコン樹脂製シートで覆われている。手の甲側をシートに密着し、移動させた際の力を計測した。なお、押し付け力として、手の自重による場合と、それに加えて掌側に 3N の錘により負荷した際の 2 通りについて、計測を行った。予め了承を得た 22 歳から 25 歳までの健常男性 10 名を被験者とし、倫理規定に従い被験者の安全等に配慮するとともに、発汗による摩擦係数の変化のばらつきを出来るだけ小さくするために、室温 20 度、湿度 50% の環境で、着座後 10 分間安静を保った後に実験を開始した。また、被験者に対しては、痛みや不快を感じた際、速やかにその箇所等について報告するよう指示し、その際の水平方向荷重に着目して、評価を行った。なお、ヒトの皮膚感覚は一般に加齢とともに低下することが知られている。本研究では若年者を対象とするとともに、触覚に関する感度が比較的高く、かつ体毛の影響も評価可能な手の甲を対象としており、より厳しい条件での評価が可能であると考えられる。

##### 4.2 実験結果および考察

Fig.12 に得られた測定結果の例として、2 名の被験者の摩擦係数の経時変化を示す。なお、縦軸は式(3)により求めた摩擦係数 $\mu$ を示している。

$$\mu = \frac{\sqrt{F_x^2 + F_y^2}}{F_z} \dots (3)$$

同図中の細線で示す OW は、手の自重が作用する場合の結果であり、実線は被験者 A を、破線は被験者 B の計測値をそれぞれ示している。なお、前者は自重および 3N 負荷時の両者において、不快感および痛みを感じた被験者であり、後者は何れの荷重条件においても不快感および痛みを感じていないことから、比較対象として抽出した。ここで、被験者 A の手の自重による負荷は 2.2N、一方、被験者 B は 2.4N である。また、太線は自重に加えて 3N の錘による押し付け力が作用する条件で得られた計測値を示している。被験者 A は、計測開始後において、

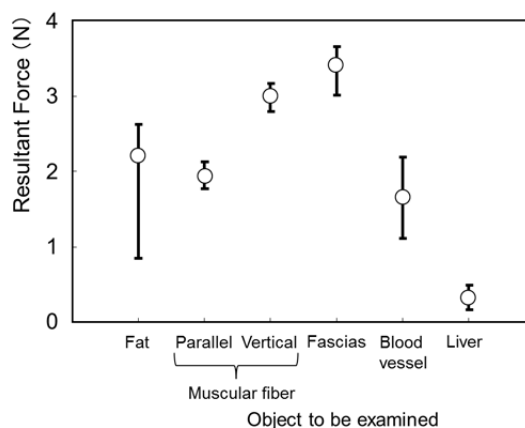


Fig.10 Variations of incision force

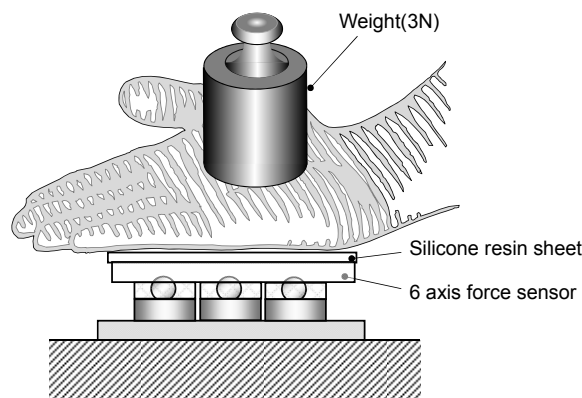


Fig.11 Incision force on each organization

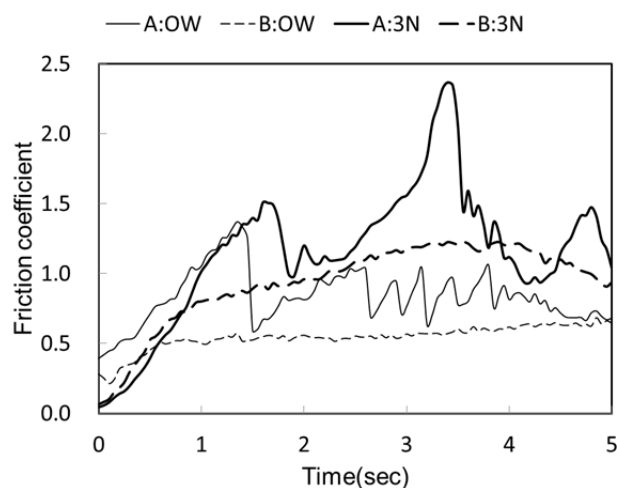


Fig.12 Variation of frictional coefficients

摩擦係数が 1.5 程度に至るまで増加し、その後、滑りが生じて 1.0 以下に減少した。自重が作用する場合は、概ね 1.0 を上限として 0.5 の振幅で変動した。一方、3N 負荷時には、その振幅幅は極めて大きく、最大で 2.37 まで増加した。一方、被

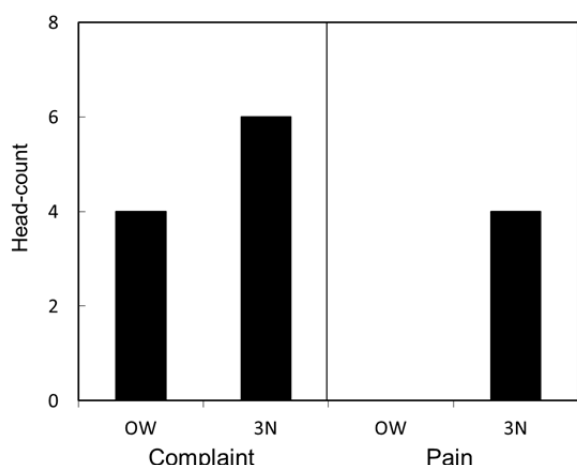


Fig.13 The relationship between sense and loading condition

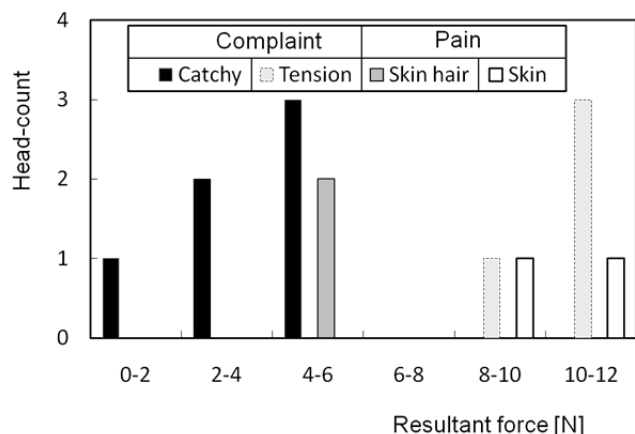


Fig.14 The relationship between sense and horizontal resultant force

験者 B については、実験開始直後の摩擦係数は、自重が作用する場合は 0.5 程度、3N 負荷時においては、0.8 程度の値であり、滑りが開始した後は、その値はわずかながら増加した。皮膚に作用する荷重の向きや大きさと不快感や痛みとの関係を調べる上で、皮膚の摩擦係数の個人差が大きく、その影響を無視しえないと考えられる。

Fig.13 に、自重のみが作用する場合と 3N 負荷時のそれぞれにおいて、10 名の被験者の中で不快感または痛みを感じた者の人数を示す。自重の場合には不快感とする者が 4 名であり、痛みを感じた者はいなかった。3N 負荷時においては、不快感とする被験者が 6 名に対し、痛みを感じる被験者が 4 名に、それぞれ増加した。

一方 Fig.14 は、被験者が不快感や痛みを感じた際の水平方向荷重を示している。不快感と痛みを感じる荷重のしきい値として、有意性は認められない一方で、同じ不快感であっても、6N 以下の荷重では、「手の甲の体毛の引っかかりを不快感に感ずる。」とするのに対し、8N 以上においては、「皮膚が引っ張ら

れることを、不快感に感ずる。」とする被験者が多く、その不快感の理由に差異が生じている。また、痛みに関しても同様であり、6N 以下の荷重では、被験者 2 名が「手の甲の体毛が引っ張られることを、痛みとして感ずる。」とするのに対し、8N 以上においては、「皮膚が引っ張られ、痛みとして感ずる。」のように、その理由が異なる。

痛覚については、定量化された痛覚基準値は成書に記されていないのが現状である。宮田等<sup>19)</sup>は、定量知覚針を用いた力学的刺激に対する痛みについて、若年健常者と高齢者の比較試験を行い、加齢による低下の程度を評価している。また、下條等<sup>20)</sup>は、ヒトの手指の力学的特性を、垂直方向荷重と変位量の計測結果より求め、荷重-変位の関係は指数関数で得られ、重量物を把持する際と柔らかい物を把持する際の双方に対応していることを示唆している。

以上のことから、本研究で得られた痛みや不快感に感ずる荷重の値には、個体差によるばらつきは存在するものの、水平方向荷重が 6N 以下においては体毛が、それ以上では皮膚で痛みや不快感を感じるなど、荷重の大きさが痛覚に対する影響を及ぼす。今後、計測対象者を増やし、計測結果の信頼性を高めるとともに、下條等による知見と併せて検討を進めることで、移譲支援装置等の最適制御への適用が期待される。

## 5. 結 言

本研究では、マイクロサージャリー等のマニピレータ操作時において、視覚のみならず力覚を術者に伝達することが、よりの確な操作の実現に寄与するものと考え、多軸力覚センシングシステムを試作した。本システムを軟部組織切開時の反力計測に適用するとともに、福祉分野への適用を検討するための基礎的研究の一環として、皮膚への外力による不快感や痛みと、それを感じる荷重についての検討を行った。

その結果、本システムを用いることで、肝臓内の血管の切開等をはじめとし、切開対象組織によりメスに作用する反力の大きさがそれぞれ異なること、ならびに、手の甲に不快感や痛みを感じる荷重には、個人差が認められる一方で、これらの感覚に水平方向荷重の大きさが影響を及ぼしていることが示唆された。

よって、6 分力荷重を評価可能な本システムは、個々人の感覚特性を考慮した制御手法を導入することで、安心・安全な医療・福祉分野での支援ロボットの普及に寄与するものと考えられる。

## 参考文献

- 1) 山田貴孝, 小石倉太郎, 水野雄登, 三村宣治, 舟橋康行, 三次元多指ロボットハンド把持系の安定性解析, 日本機械学会論文集 C 編, 2003; 68(679): 683-690.
- 2) 中沢信明, 清水政博, 山田功, 松井利一, 伊藤勲, 頭部の傾きと口の開閉動作を利用したパソコン操作インタフェース, 日本機械学会論文集 C 編, 2006; 72(724): 3892-3898.
- 3) Ján Jockusch, Jörg Walter, Helge Ritter, A Tactile Sensor System for a Three-Fingered Robot

- Manipulator , Proc. Int. Conf. on Robotics and Automation (ICRA) IEEE 1997, 1997; 3080-3086.
- 4)篠田裕之, 器用な手と皮膚の触覚, 日本ロボット学会誌.E, 2000; 18(6): 767-771.
  - 5)齋藤直樹, 梶皮伸哉, 岡野秀晴, 柔軟構造を用いた微小接触力計測センサの開発とその基礎特性, 日本機械学会論文集 C 編, 2002; 68(673): 2657-2664.
  - 6)神山和人, 梶本裕之, 稲見昌彦, 川上直樹, 舘暲, 触覚カメラ:弾性を持った光学式 3 次元触覚センサの作成, 電気学会論文誌 E, 2003; 123(1):16-22.
  - 7)木本晃, 信太克規, 圧電セラミックス多機能接触センサによる材質識別, 電気学会論文集 E, 2004; 124(9); 311-315.
  - 8)河合隆志, 平野雄一, 前野隆司:把持力制御のための曲面状ひずみ分布センサの開発, 日本機械学会論文集 C 編, 1998; 64(627): 4264-4270.
  - 9)田中真美, 林寛貴, Jean-Luc LEVEQUE, 田上八郎, 菊池克子, 長南征二:皮膚性状計測用センサの開発研究, 日本機械学会論文集 C 編, 2003; 69(685): 2381-2388.
  - 10)河合俊和, 西宏章, 大西公平, 小澤壯治, 森川康英, 北島政樹, 力覚フィードバック機能搭載型医療ロボットの試作, 日本コンピュータ外科学会誌, 2006; 8(3): 296-297.
  - 11)奥野, 吉田, 内山, 赤澤, 皮膚振動刺激による筋電義手感覚フィードバック装置の検討, 電気学会論文誌 C 編, 1996; 116-C(11): 1246-1251.
  - 12)金森直希, 田中孝之, 田中一男, 力覚インタフェースにおける操作感の主観評価, 日本機械学会論文集 C 編, 2002; 68(699): 1467-1473.
  - 13)梶本裕之, 稲見昌彦, 川上直樹, 舘暲, 電気触覚を用いた皮膚感覚のオーグメンティドリアリティ, 日本バーチャルリアリティ学会論文誌, 2003; 1(1): 339-348.
  - 14)三浦宏文, 他 17 名, ロボット産業政策研究会報告書, ロボット産業政策研究会, 2009; 69.
  - 15)太田昌宏, 尾田雅文, 原利昭, 小坂井暁史, 静電容量型多軸力覚センサを用いたメス操作時の反力評価, バイオエンジニアリング講演会講演論文集, 2009, 2008(21); 397-398.
  - 16)太田昌宏, 迎寛人, 尾田雅文, 原利昭, 小坂井暁史, ハイブリッド型多軸力覚センサによる力学情報の抽出, バイオエンジニアリング講演会講演論文集, 2010; 2009(55): 298.
  - 17)高橋益夫, メスの切れ味・特に眼科用線状刀について-, 日本医療機器学会雑誌, 1957, 27(6): 4-5, 10-13.
  - 18)川口康弘, 中口俊哉, 津村徳道, 三宅洋一, 切開手技トレーニングのための 6 自由度反力生成モデル, Medical imaging technology, 2006, 24(4): 277-284.
  - 19)宮田靖義, 戸田香, 富永敬三, 他 7 名, 痛覚検査における閾値と加齢による変化について, 日本理学療法学会大会, 2009, 2009;2076.
  - 20)下條義満, 井野秀一, 伊福部達, 木村廣文, ヒトの手指皮膚への荷重負荷による力学特性と知覚特性, バイオメカニズム学会誌, 1990, 14(1): 43-51.