

触診の高機能化に関する研究

田中 真美

医工学研究科医工学専攻 社会医工学講座
医療福祉工学分野 教授
E-mail: mami@rose.mech.tohoku.ac.jp



1. はじめに

人口の高齢化や少子化を迎える現代社会において医療や福祉の分野において様々な課題が生じることが考えられ、その解決手法は QOL（生活の質）の維持や向上として要約することができる。QOL という言葉はすでに社会へ浸透しているが、QOL の維持や向上を実現するには実際多方面から考えていくことが重要である。つまり、病人、高齢者、障害者、介護者、被介護者、医師、ケアする人、家族（周囲の人）、この中の特定の誰かを対象とした QOL の維持向上に偏ることなく、全ての人の QOL の維持向上を考えていくことが肝要である。

本報告では医療福祉工学の分野において触覚・触感に基づく QOL テクノロジーの創出に関連して触診の高機能化に関連する研究について述べる。高機能化の一つとして、内視鏡やカテーテルなどの低侵襲治療機器への適用を検討した生体硬さ計測用触覚センサの開発について述べる。次にヒトの触感を触診で実現させるための基礎研究となる触感計測に関する研究について述べる。触感には様々な要素が含まれるが、本報告では具体的にキュキュッと感の定量化について述べる。

2. 低侵襲治療への触覚センサの応用

近年、患者への損傷を抑え体内器官の手術を行う技術として、低侵襲治療：MIS（Minimally invasive surgery）が注目されている。MIS では、管腔臓器若しくは外科医の切開した手術孔より内視鏡等を挿入する事で、内部情報を得ながら治療を行う。MIS は手術に必要な孔の大きさを最小限に抑える為、炎症の危険性、苦痛、術後の合併症等を減少させる事ができ入院期間も短縮される事から、患者への負担の低減に繋がっている。

手術中に医師が体内の生体組織の触感を得る事は、手術を安全且つ迅速に行う上で必要不可欠で

ある。しかしながら、触感、特に生体組織の硬さに関する情報は未だ十分とは言えず、これを検出する試みが行われている[1,2]。

ヒトの手には様々な触小体が存在し、それらは痛点、圧点、冷点、温点の 4 つの感覚点に分類される。圧電材料の表面に圧力パルスが加わると出力電圧応答が得られるが、その出力電圧応答はヒトの触覚受容器の 1 つであるパチニ小体の応答とよく似ていることが確認されている[3]。高分子圧電材料の 1 つである PVDF (Polyvinylidene Fluoride) フィルムは、軽量、薄膜、高感度であり、広い周波数応答を持っている。このことから、PVDF フィルムは様々な触覚センサの受感材として用いられている[4,5]。

また、PVDF は、フィルム表面に加わった応力に対して誘起起電力を発生し、その誘起起電力は加わった応力と比例関係にあることが確認されている[6]。

以上に鑑み本研究では、内視鏡装着を目的とした硬さ測定用小型センサの開発について検討する。具体的には、PVDF フィルムを受感材とするセンサについて理論解析を行うとともに、センサを試作する。次に 6 種類の硬さの異なる対象物を用いてこのセンサの特性測定実験を行い、得られた結果について理論値との比較検討を行う。さらに低侵襲治療での実使用を考慮し、能動駆動型センサによる硬さ測定実験を行い、本センサの有効性について検討する。

3. 理論解析およびセンサの構造

3.1 センサ

製作したセンサの概略図を、図 1 に示す。センサは 2 枚のアルミ板 (10[mm]×10[mm]) を土台に用い、厚さ 3[mm] のシリコンゴムの柔らかい円柱部 (φ3[mm]) とアルミの硬い円筒部 (外径 6[mm], 内径 4[mm]) により構成されている。センサ受感材と

して、表面を金属で電極化した PVDF フィルムを 2 枚用いる。PVDF フィルムの 1 枚は円柱部の下に配置し、円柱部に加わる力を計測する。これを上部 PVDF とする。他方の PVDF は 2 枚のアルミ板間に挟み、センサ全体に加わる力を計測する。これを下部 PVDF とする。上部 PVDF に接続した同軸ケーブルが円筒部に触れない様にアルミ円筒に溝を設け、また円柱部と円筒部の間には両者に摩擦が生じない様に隙間を設けた。本実験では、円柱部に 2 種類のヤング率の異なるシリコンゴムを用いて、2 種類のセンサ（センサ H、センサ S）を製作した。それぞれに用いた円柱部のヤング率を表 1 に示す。

Table1 Young's modulus E_2 of the sensor H, S

Sensor	H	S
Young's modulus [$\times 10^5$ Pa]	2.40	1.60

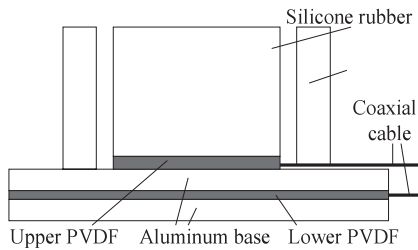


図 1. Structure of the sensor

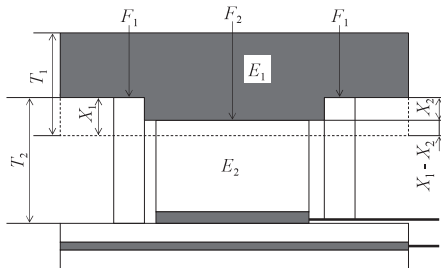


図 2. Theoretical sensor model.

3.2 測定理論概要

本実験で用いる測定理論の概要を述べる。センサの上部に測定対象物を垂直に押し当てると、測定対象物からセンサに垂直応力が加えられる。円筒部にかかる力を F_1 、円柱部に加えられる力を F_2 とおくと、円筒部と円柱部はヤング率が異なるた

め、 F_1 と F_2 の大きさは異なる。また測定対象物のヤング率によって、これら F_1 と F_2 の比は変化する。上部 PVDF によって円柱部に加わる力 F_2 に比例する誘起起電力を計測でき、下部 PVDF によってセンサ全体に加わる力 $F_1 + F_2$ に比例する誘起起電力を計測することができる。本実験は、これら誘起起電力の比を取ることでより力の比 $F_2 / (F_1 + F_2)$ を求め、測定対象物のヤング率を測定するものである。

3.3 理論式

図 2 に測定理論図を示す。ここで用いる記号を以下のように定める。

- A_a : アルミ円筒部の断面積 [m^2]
- A_b : シリコンゴム円柱部の断面積 [m^2]
- T_1 : 測定対象物の厚さ [m]
- T_2 : センサ測定部位の厚さ [m]
- E_1 : 測定対象物のヤング率 [Pa]
- E_2 : シリコンゴム円柱部のヤング率 [Pa]
- X_1 : 円筒部に対する測定対象物の変位量 [m]
- X_2 : 測定対象物に対する円柱部の変位量 [m]

なお、対象物は平らで柔らかな平面層であり、センサや対象物にはせん断応力は働かないと仮定する。またセンサ円筒部は剛体であると仮定する。

円筒部に加えられる力 F_1 は、対象物の変位を考慮するとフックの法則より以下の式 (1) で表される。

$$F_1 = \frac{E_1 \cdot A_a \cdot X_1}{T_1} \quad (1)$$

同様に円柱部にかかる F_2 は、円柱部及び対象物の変位を考慮すると次の 2 式 (2), (3) で表される。

$$F_2 = \frac{E_2 \cdot A_b \cdot X_2}{T_2} \quad (2)$$

$$F_2 = \frac{E_1 \cdot A_b \cdot (X_1 - X_2)}{T_1} \quad (3)$$

これら 3 つの式を用いてセンサ全体に加えられる力 $F_1 + F_2$ と円柱部にかかる力 F_2 との比を取ると、次式 (4) が導かれる。

$$\frac{F_2}{F_1 + F_2} = \frac{A_b / A_a}{1 + T_2 \cdot E_1 / T_1 \cdot E_2 + A_b / A_a} \quad (4)$$

式 (4) に本研究で用いるセンサ H とセンサ S の物性値を代入して求められた理論式のグラフを図 3 に示す．横軸を $T_2 \cdot E_1 / T_1 \cdot E_2$ ，縦軸を $F_2 / (F_1 + F_2)$ とした．このグラフより，測定対象物が円柱部に対してはるかに硬い場合 ($E_1 \gg E_2$)，力の比は 0 に漸近し，測定対象物が円柱部に対してはるかに柔らかい場合 ($E_1 \ll E_2$)，力の比は円筒部と円柱部の断面積を用いた比 $A_b / (A_a + A_b)$ に漸近していることが確認できる．

4. センサ特性測定実験

4.1 測定システムと実験方法

図 4 に本実験の測定システムの概略を示す．センサへの対象物の押し込み用駆動装置として，電動歯ブラシを用いる．ギャップアジャスタに固定した電動歯ブラシの駆動部先端に，プラスチック樹脂，アルミチャンネルに固定した対象物を順に取り付け，その下にセンサを上向きに設置する．なお，

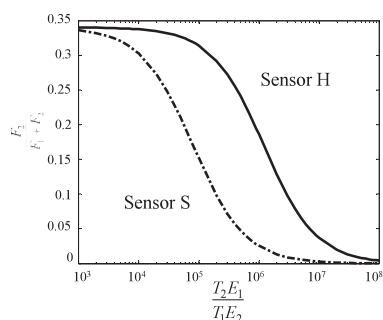


図 3. Theoretical curve for the sensor H and sensor S.

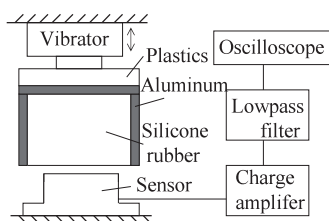


図 4. Measurement system I.

Table 2 Young's Modulus E_1 of the objects

Object	A	B	C	D	E	F
Young's Modulus [$\times 10^5$ Pa]	7.58	5.61	2.84	1.43	0.839	0.445

電動歯ブラシの先端が最も押し込まれたときに，対象物がセンサに 0.5mm 程度押し込まれるよう設置した．測定対象物にはヤング率の異なる 6 種類のシリコンゴムを用いる．それぞれのヤング率を表 2 に示す．このシリコンゴムの硬さは摘出した前立腺の測定値を参考としており，対象物 F は健全な前立腺の硬さとほぼ同じ，対象物 A は前立腺癌の硬さより少し柔らかいものである[7]．

電動歯ブラシは鉛直方向に約 40Hz で駆動し，全振幅は 2.0mm である．上部 PVDF，下部 PVDF それぞれから出力される誘起電荷をチャージアンプを介し，高周波ノイズ除去のためローパスフィルタを通して，オシロスコープに取り込み，誘起起電力を測定する．それぞれの対象物に対し，各 5 回計測する．ローパスフィルタのカットオフ周波数は 1 k Hz，オシロスコープのサンプリング周波数は 2.5kHz，測定時間は 0.5ms である．

1 つの対象物に対して得られた上部 PVDF，下部 PVDF それぞれの波形の V_{p-p} の平均をとり，それらを V_1, V_2 とする． V_1 は円柱部に加わる力 F_2 に比例し， V_2 がセンサ全体に加わる力 $F_1 + F_2$ に比例することから，次式 (5) が成り立つ．

$$\frac{V_1}{V_2} = \frac{F_2}{F_1 + F_2} \quad (5)$$

この式 (5) を用いて力の比を求め，測定対象物のヤング率を測定する．

4.2 実験結果と考察

図 5(a),(b) に，センサ H を用いて対象物 A, F に対して測定を行った場合の上部 PVDF，下部 PVDF それぞれからの出力の一例を示す．図 6(a),(b)は，センサ S を用いた場合の出力の一例である．1 つの対象物に対して得られたそれぞれの波形の V_{p-p} の平均をとり，それらを V_1, V_2 とする．図 7 に，対象物のヤング率 E_1 に対する力の比 $F_2 / (F_1 + F_2)$ の測定結果を，理論値とともに示す．

図 6, 7 の結果より，センサ H およびセンサ S の両結果において対象物が硬い場合には柔らかい場合よりセンサ出力が大きいことがわかる．また，図 8 より，センサ H の測定値は理論値と良好に一致していることが確認できた．またセンサ S の場合も，硬い対象物に対する出力が理論値よりも大きくなっているものの，概ね一致することが確認できた．

5. 能動駆動センサによる硬さ測定実験

低侵襲治療での実使用を考慮すると、測定対象物である生体組織に対して、センサ部を駆動させて測定を行うことが望まれる。そこで本章では、前章のセンサを能動駆動させ、硬さ測定実験を行った。

5.1 測定システムと実験方法

図 8 に本実験の測定システムの概略を示す。図から明らかなように、前章とセンサと対象物の位置を逆にし、センサと駆動部を一体とした測定システムである。ギャップアジャスタに固定した電動歯ブラシの駆動部先端に、プラスチック樹脂、センサを順に取り付け、その下にアルミチャンネルに固定した対象物を上向きに設置する。なお、電動歯ブラシの先端が最も押し込まれたときに、センサが対象物に 0.5mm 程度押し込まれるよう設置した。測定対象物は表 2 に示したものと同一、ヤング率の異なる 6 種類のシリコンゴムを用いた。

前章のセンサ特性測定実験と同様に電動歯ブラシは鉛直方向に約 40Hz で駆動し、全振幅は

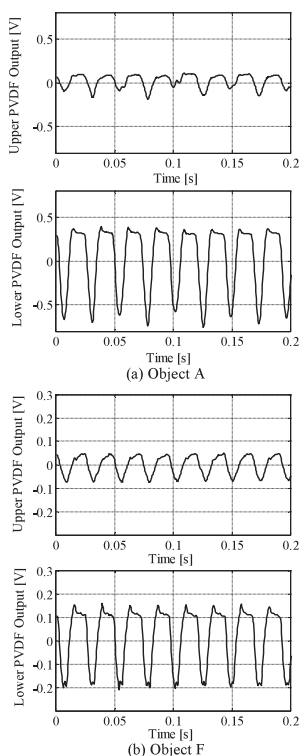


図 5. Output waveform from the sensor H.

2.0mm である。上部 PVDF、下部 PVDF それぞれから出力される誘起電荷をチャージアンプを介し、高周波ノイズ除去のためローパスフィルタを通してオシロスコープに取り込み、誘起起電力を測定する。それぞれの対象物に対し、各 5 回計測する。オシロスコープのサンプリング周波数は 2.5kHz、測定時間は 0.5ms である。センサ部自身が振動することによりノイズが大きくなることから、高周波ノイズ除去のためのローパスフィルタのカットオフ周波数を 45Hz と変更した。

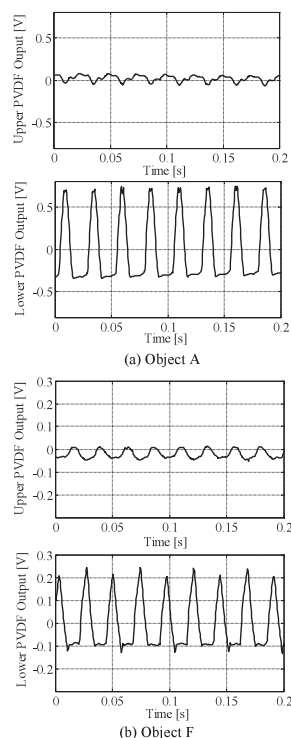


図 6. Output waveform from the sensor S.

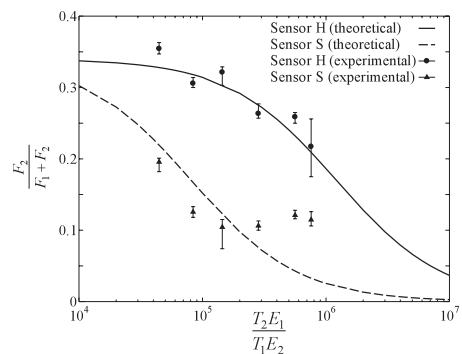


図 7. Comparison between theoretical and experimental values in the examination for fundamental characteristics of the sensor

5.2 実験結果と考察

図 9(a),(b)に、センサ H を用いて対象物 A, F に対して測定を行った場合の上部 PVDF, 下部 PVDF それぞれからの出力の一例を示す. 図 10(a),(b)は、センサ S を用いた場合の出力の一例である. 図 11 に、対象物のヤング率 E_1 に対する力の比 $F_2/(F_1+F_2)$ の測定結果を、理論値とともに示す.

図 11 の結果より、センサ H については最も柔らかい対象物 F に対する計測出力は、理論値よりも大きくなったものの、理論値に対し良好に一致していることがわかる. 一方センサ S は、柔らかい対象物に対しては理論値に良好に一致しているが、硬い対象物に対する出力が、非常に大きな値となった. これは、センサの母材に対して対象物が非常に硬いため、対象物がセンサに押し付けられた

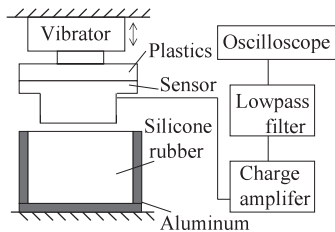


図 8. Measurement system II.

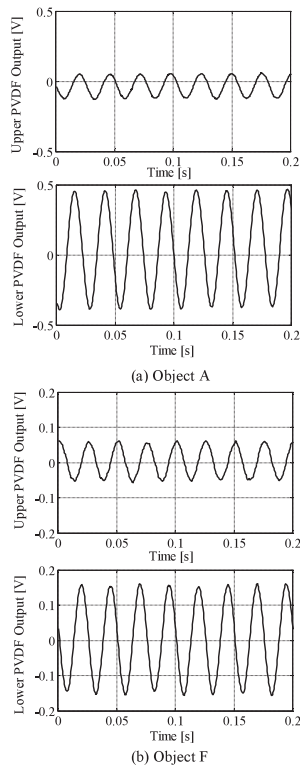


図 9. Output waveform from the sensor H measured by measurement system II.

際、母材が垂直方向だけでなくせん断方向にも力を受けて上部 PVDF からの出力が大きくなり、理論値との差が生じたと考えられる. しかしながら、センサ H の測定値は理論値とおおむね一致していることが確認された. よって本センサは能動駆動させた場合にも、硬さ測定を行うことが可能であることが示された.

6. 触感計測に関する研究

ヒトの触感には、粗さ、柔らかさ、温冷感など様々な感覚が存在するが、触診ではあらゆる情報を用いて診断を行っている. 本報では、対象物表面

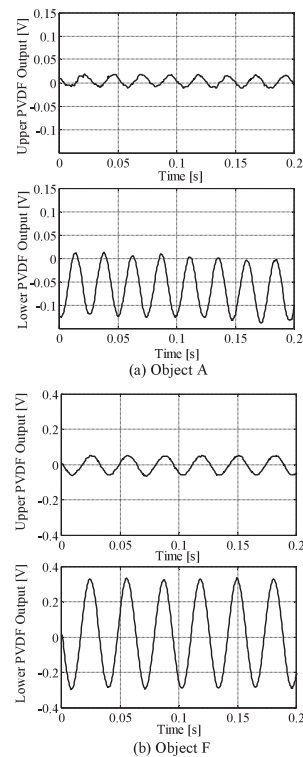


図 10. Output waveform from the sensor S measured by measurement system II.

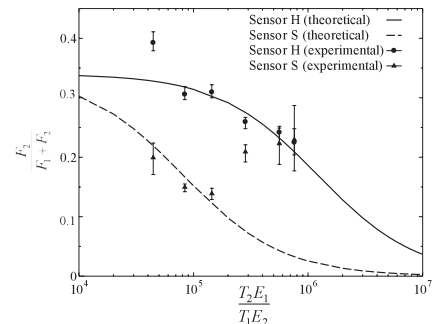


図 11. Comparison between theoretical and experimental values in the examination for practical

の粘性に大きく関係すると考えられる対象物を擦ったときのキュキュッと感の計測について試みた。

綺麗に洗浄された食器を指で擦ると、キュキュッという心地よい触感と音からなる感覚を得ることができる。このキュキュッと感により、食器を洗う者は食器の洗い上がりを感じる。汚れを素早く落とし、自らも容易に流れ落ち、食器を洗う者がより早くキュキュッと感を得ることのできる洗剤ほど、良い洗剤という印象を受ける。

これらのことより、キュキュッと感は消費者が洗剤を選ぶ際の判定基準のひとつとなっているが、その評価はヒトの指によって行われるため、定量化し洗剤の評価パラメータとして用いることは難しく、客観的な評価方法の確立が望まれている。

これまでに、KES (Kawabata Evaluation System) 等の計測機器を用いて、摩擦係数等の物理量とキュキュッと感の関係の調査が試みられているが、未だ十分な対応結果が得られていない。

田中らは圧電材料の圧力変化に対する出力応答が、人体の触覚受容器の一つであるパチニ小体の応答と類似していることに着目し、高分子圧電材料の一種である PVDF (Polyvinylidene Fluoride) フィルムを受感材として用いたセンサの開発を行っている。これまでも、皮膚や布を対象とした粗さや硬さの計測、布を対象とした触感測定において良好な結果を得ており、PVDF フィルムのセンサ受感材としての有用性が確認されている[8,9,10]。

以上に鑑み、PVDF フィルムを用いた洗剤の洗い上がり感の評価を可能とするセンサシステムを開発し、洗剤の洗い上がり感の評価を試み、本センサシステムの有効性を検討する。

7. 官能評価実験

センサシステムの出力と比較するため、4人の被験者 (I~IV) に、4種類の台所用合成洗剤 (A~D) を用いて洗剤の付いた食器を水で濯ぐ動作を模した実験を行い、キュキュッと感に関する官能評価を行う。以降、キュキュッと感を“QQ feeling”と呼称することとする。本研究では、食器よりも平らで計測が容易なセラミックタイル (200 mm×200 mm) 上で計測を行う。

7.1 実験方法

各洗剤の3%希釈液を作りサンプル A~D とする。サンプル 30 ml をタイルの中央に滴下し、直

径 10 cm の円になるように広げる。水温が 25 °C の水道水をタイルの中央上部 1 cm の位置より、1.6 l/min の流量でタイル上に注ぎ続ける。水道水の注ぎ始めとともに、被験者は指でタイル表面を擦り始める。被験者は QQ feeling を得るまでタイル表面を擦り続け、QQ feeling を得るのに要した時間を回答してもらう。

各被験者は一つのサンプルにつき 5 回ずつ、4 種類全てのサンプルについて同様に試行する。前の実験で用いたサンプルの影響を取り除くために、実験に使われるタイルは全て事前にサンプル A で洗浄することとする。

7.2 実験結果と考察

実験結果を表 3 に示す。各数値は、各被験者がサンプル毎に行った 5 回の試行で得た数値の平均値である。Average の列は、全ての被験者が行ったサンプル毎の全 20 回の測定結果の平均値である。

実験結果より、サンプル B および C を用いて計測を行った場合、全ての被験者が比較的早く QQ feeling を得ており、逆にサンプル A を用いた場合はどの被験者も QQ feeling を得るまでに多くの時間を要している。また、各サンプルにおいて QQ feeling を得るまでに要する時間は被験者によって若干異なるが、これはタイルを擦る際の力の加え方や擦る指の形状、タイルに当てる角度等が被験者によって異なる為に生じる個人差であると考えられる。後のセンサを用いて行う実験との比較に対しては、Average の値を用いることとする。

Table 3 Time when subjects feel QQ feeling for each sample.

	Time(sec)				
	I	II	III	IV	Average
Sample A	17.59	19.67	19.63	20.26	19.29
Sample B	9.30	14.68	10.85	8.80	10.91
Sample C	3.82	8.72	6.62	9.26	7.1
Sample D	12.55	16.54	15.73	18.06	15.72

8. センサシステムと信号処理

8.1 センサシステム

本研究では、PVDF フィルムを受感材とするセンサをスライド機構に取り付け、対象物上を走査させ、センサ出力を A/D 変換カードを通して PC に取り込み、信号処理するセンサシステムを構築した。

図 12 に製作したセンサの概略図を示す．センサは土台となる厚さ 1 mm のアルミ板に 30 mm×13 mm×8 mm のウレタンゴムを取り付け，メンディングテープで保護した PVDF フィルムを貼り付けた層構造である．さらに，浸水を防ぐためにセンサ全体を防水テープで覆い，その上から市販のゴム手袋から切り取った凹凸付きのゴムシートで覆うことでセンサ感度の向上を図った．なお，センサの各層は両面テープを用いて接着している．センサ表面の凹凸を図 13 に示す．

センサシステムの概略図および実験条件をそれぞれ図 14，表 4 に示す．本研究では，ステッピングモータを用いた X 軸スライダをセンサの走査に使用する．センサを X 軸スライダに取り付けた梁に固定する．タイルを Z 軸テーブルに固定し，セ

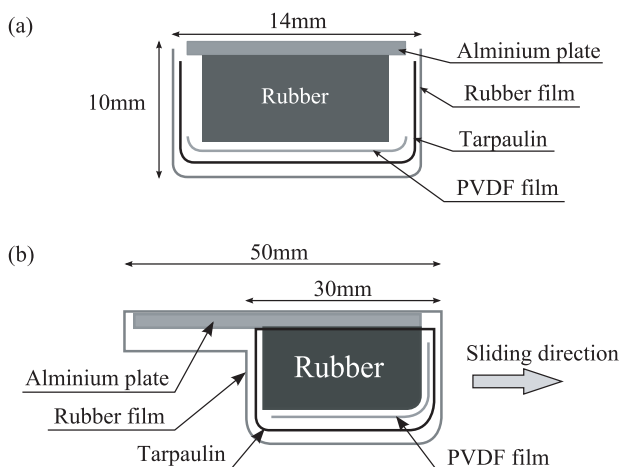


図 12. Geometry of sensor: (a) Front view and (b) side view. Sliding direction of this sensor is right in (b).



図 13. Surface of the sensor.

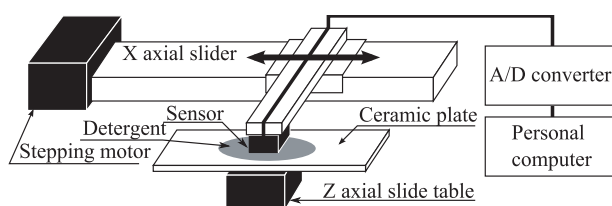


図 14. Experimental set-up.

ンサに対して押し込み量 2mm (押し付け力 7.5N) でタイルを押し上げる．センサは X 軸スライダにより，タイルの表面に対して平行に走査し測定を行う．PVDF フィルムより得られた信号は A/D 変換カードを通してパーソナルコンピュータに取り込まれ，保存される．

センサの走査時間は 1 s であるが，走査開始時および走査終了時のセンサ出力を測定するため，計測時間はセンサの走査開始前および走査終了後を含む 2 s とした．

8.2 信号処理法

センサ出力の一例を図 15 に示す．図より，センサ出力にはセンサの走査開始時および走査終了時に大きなピークが表れていることが確認できる．

PVDF フィルムは圧電体であるため，表面に圧力が加わると誘起起電力を生じ，その誘起起電力は加わった圧力と比例関係にあることが確認されている[6,11]．図 14 に示す実験装置は，図 16 に示す等価回路で表される．計測電圧 V_o より算出される実際に PVDF フィルムで発生する誘起起電力 V_i は式(6)で与えられる．

$$V_i(t) = V_o(t) * \left\{ \delta(t) + \frac{1}{RC} u(t) \right\} \quad (6)$$

Table 4 Measurement conditions.

Sampling frequency	5 kHz
Measurement term	2 s
Sliding speed	50 mm/s
Sliding time	1 s

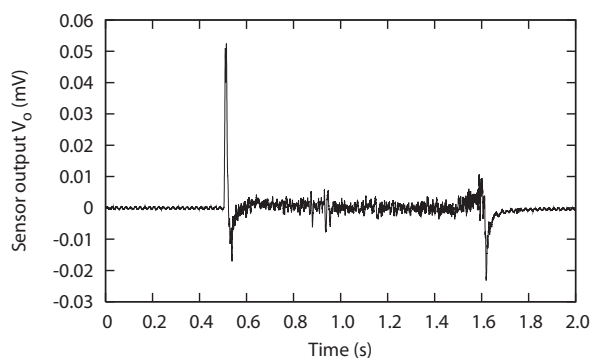


図 15. An example of sensor output V_o .

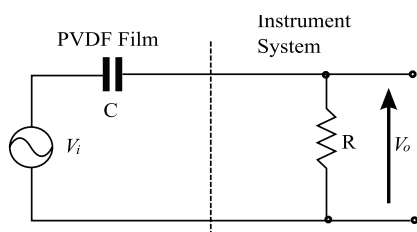


図 16. Equivalent circuit for PVDF film.

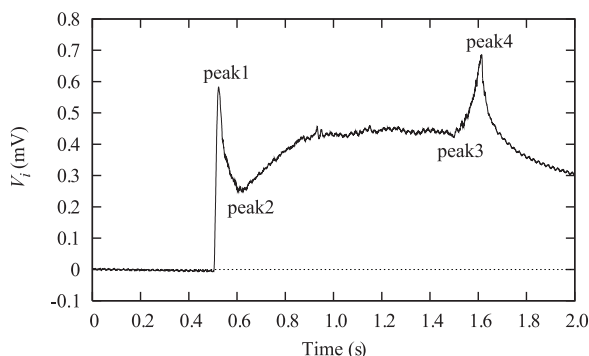


図 17. Integrated sensor output V_i calculated by sensor output V_o of Fig.15

$\delta(t)$ はデルタ関数, $u(t)$ は単位ステップ関数, *は畳み込み積分を表す.

実験で得られる計測電圧 V_o は離散データであるため, 誘起起電力 V_i は式(7)で与えられる.

$$V_i(n) = V_o(n) + \frac{T_s}{RC} \sum_{i=1}^n V_o(i) \quad (7)$$

ここで, T_s はサンプリング周期 (0.2 ms), R は電圧計測器の入力インピーダンス (1 M Ω), C は PVDF フィルムの静電容量 (1.38 nF), n は計測開始時からのデータ点数を表す.

以上の手順により求められた誘起起電力 V_i の一例を図 17 に示す. 図中において, peak1 および peak4 はセンサの走査開始時ならびに走査終了時に PVDF フィルムに大きな静摩擦力がかかっていることを示している. また, センサとタイルの間の摩擦力が大きいほどこれらの値が大きくなると考えられることから, peak1 の値を V_1 , peak1 と peak2 の値の差を V_2 とし, これらをサンプルの評価に用いる.

9. センサによる測定実験

7 章の官能評価実験と同様の実験と同様の実験を, 製作したセンサを用いて行い, 時間経過によるセンサ出力の変化を調べる.

9.1 実験 1

9.1.1 実験方法

7 章の官能評価実験と同様に各洗剤の 3 % 希釈液を作りサンプル A~D とする. サンプル 30 ml をタイルの中央に滴下し, 直径 10 cm の円になるように広げる. センサをタイルの中心から 30 mm 離れた位置に設置する. 水道水をタイルの中央上部 1 cm の位置より, 1.0 l/min の流量でタイル上に注ぎ続ける. 本来, この流量は官能評価実験と同様に 1.6 l/min とすべきであるが, 流量が多過ぎて瞬間にサンプルがタイル表面より流れきってしまうため, 流量を減らして 1.0 l/min とした.

水道水の注ぎ始めとともに, 10 s 毎にセンサを走査させ, 0 分から 2 分まで 13 回タイル表面の計測を行う. 1 つのサンプルにつき 3 回ずつ, 4 種類全てのサンプルについて同様に測定を行う. 前の実験で用いたサンプルの影響を取り除くために, 実験に使われるタイルは全て事前にサンプル A で洗浄することとした.

9.1.2 実験結果と考察

水道水の注ぎ始めから 20s, 50s, 80s, 110s 後のセンサ出力の一例を図 18 に示す. 図より, V_1 および V_2 は時間とともに増加していき, 最大値に達した後若干低下している. これは, 時間とともにサンプルがタイル上より流れ落ち, センサとタイルの間の抵抗が増加したためだと考える. また, 用いたサンプルによって V_1 , V_2 の増加傾向が異なることから, サンプルによって流れ落ち易さが異なり, これが 7 章における QQ feeling を感じるまでに要した時間に影響していると考えられる.

サンプル毎に V_1 および V_2 が最大になる時間を読み取り, 表 3 に示す官能評価実験の結果と比較したが, 相関係数はそれぞれ 0.57, 0.08 であり, V_1 , V_2 が最大になる時間と官能評価との間にほとんど相関関係は見られなかった. これは, サンプルによって, V_1 , V_2 の最大値付近における増加傾向が異なるためであると考えられる.

各サンプルを用いた場合の V_1 および V_2 の最大値はそれぞれ 0.80~1.53mV および 0.58~1.19mV であることが分かった. そこで 0.80mV, 0.50mV を V_1 , V_2 それぞれの閾値とし, V_1 , V_2 が閾値に達するまでに要した時間をそれぞれ T_1 , T_2 とした. V_1 および V_2 が閾値に達するまでに要した時間 T_1 , T_2

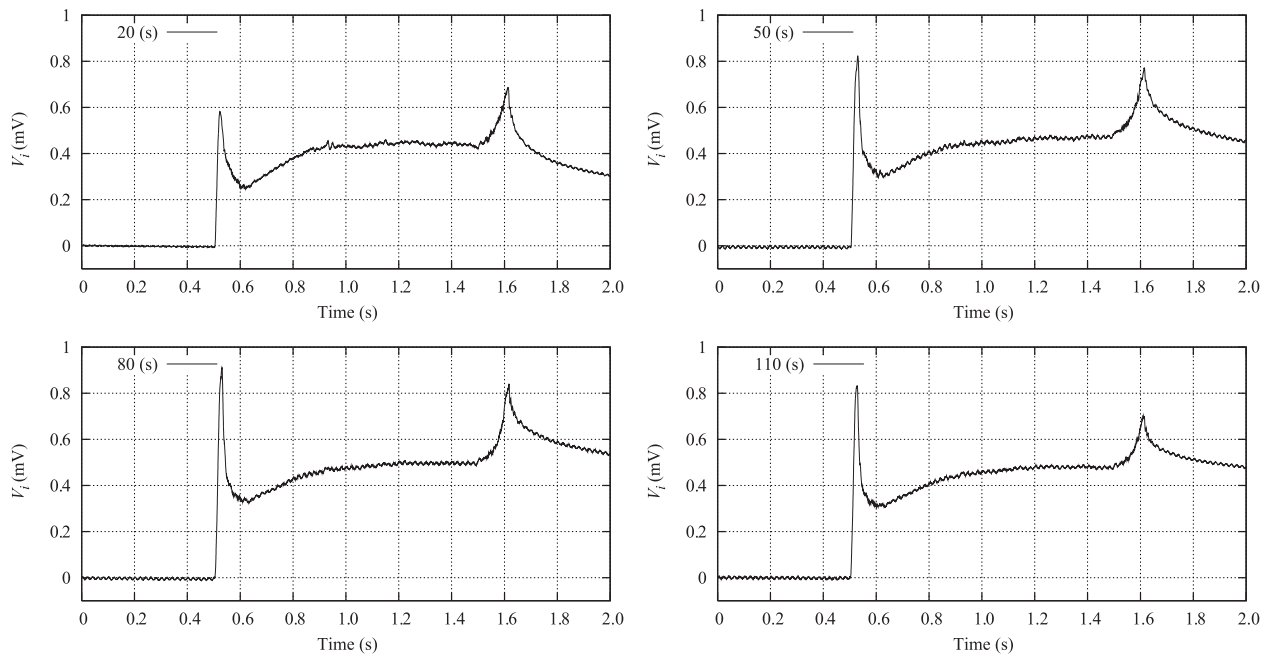


図 18. Integrated sensor output V_i . (Sample C)

Table 5 T_1 and T_2 that are time when V_1 and V_2 reach to each threshold

Sample	A	B	C	D
$T_1(\text{sec})$	60	10	10	30
$T_2(\text{sec})$	50	10	10	40

を表 5 に示す. サンプル B および C を用いて計測を行った場合, T_1 , T_2 ともに値が小さくなっており, サンプル A を用いた場合は反対に T_1 , T_2 ともに値が大きくなっている. T_1 と T_2 の間の相関係数は 0.97 であり, T_1 と T_2 は同様の傾向を示していることがわかる. また, T_1 および T_2 と官能評価実験の結果との相関係数はそれぞれ 0.93, 0.95 となり, T_1 および T_2 と官能評価実験の結果には高い相関関係があることがわかった.

9.2 実験2

9.2.1 実験方法

実験 1 の結果より, V_1 および V_2 は表 6 に示す区間で閾値に達していることがわかった. しかし, 10 s 毎に計測を行っていたため, サンプル B と C など, 類似した傾向を示すサンプルを判別することができない. そのため, 実験 2 では表 6 で示す区間において 1 s 毎に計測を行い, T_1 , T_2 をより詳細に特定する.

実験方法は実験 1 と同様であるが, 表 6 に示す区間のみ, 1 s 毎に計測を行う. ただし, 本センサシステムは 1 回の計測に約 2 s の時間を要するため, 実験 2 では 1 s 毎に流水を堰き止めながら計測を行う. 実験条件を表 7 に示す.

9.2.2 実験結果と考察

各サンプルを用いた場合の V_1 , V_2 の時間変化を図 19 に示す.

実験の結果より, V_1 , V_2 は 1 s ごとに計測した 10 s 間ないし 20 s 間に大きく変動していることから, 各サンプルを用いた場合の V_1 および V_2 が取り得る値として, V_1 は 0.60~0.75 mV, V_2 は 0.25~0.55 mV の間に 0.05 mV ずつ閾値を設け, 各閾値における T_1 および T_2 を表 8, 表 9 に示す. 用いた閾値により若干の違いは見られるが, サンプル間で T_1 および T_2 の値を比較すると, 同様の傾向を示していることが読み取れる. 各閾値を用いた場合の T_1 および T_2 と官能評価実験の結果との相関係数は全て 0.92~0.94 をとなっており, T_1 および T_2 は, どの閾値を用いた場合においても官能評価実験の結果との間は強い相関があった.

サンプル B を用いた場合はサンプル C を用いた場合に比べ T_1 , T_2 が小さくなっていることがわかり, これら 2 つのサンプルを弁別することは可能であると考えられる. しかし, 官能評価実験では

サンプル C の方が QQ feeling を得やすいという結果だったのに対し、実験 2 の結果ではサンプル B を用いた方が T_1 , T_2 は小さくなっている。これは、官能評価実験の結果において、被験者によってサンプル B および C の評価に違いが見られたように、サンプル B および C の性質が非常に類似しているためと考えられる。そのため、この 2 つのサンプルを弁別するためには、さらに詳細な実験をする必要があると考える。

実験 2 では図 17 に示す peak3 および peak4 を用いてサンプルの評価を試みた。peak4 の値を V_3 、peak3 と peak4 の値の差を V_4 とし、 V_3 , V_4 が最大値に達するまでに要した時間をそれぞれ T_3 , T_4 とする。各サンプルにおける V_3 , V_4 の時間変化を図 20 に示す。 V_3 および V_4 は図 19 における V_1 , V_2 と同様の傾向を示している。 T_3 および T_4 と官能評価実験の結果との相関係数はそれぞれ 0.96, 0.95 であり、 T_3 および T_4 を用いた場合でも官能評価実験の結果との間には強い相関があった。

これらの実験結果より、QQ feeling とセンサ走査開始時または走査終了時のセンサ出力の積分値との間には閾値の取り方に関わらず強い相関があることが判明した。

Table 6 Measurement term of each sample.

	A	B	C	D
time	40-60	0-10	0-10	20-40

Table 7 Experimental conditions

Air temperature	Water temperature	Humidity
18 °C	14.9 °C	52%

Table 8 T_1 when the sensor scans every 1sec.

	Threshold of V_1			
	0.60	0.65	0.70	0.75
A	41	42	42	42
B	3	3	3	3
C	5	6	6	6
D	22	23	23	25

Table 9 T_2 when the sensor scans every 1sec.

	Threshold of V_2						
	0.25	0.30	0.35	0.40	0.45	0.50	0.55
A	41	41	51	42	42	42	43
B	2	3	3	3	3	3	5
C	3	4	5	6	6	6	6
D	21	22	22	22	22	23	23

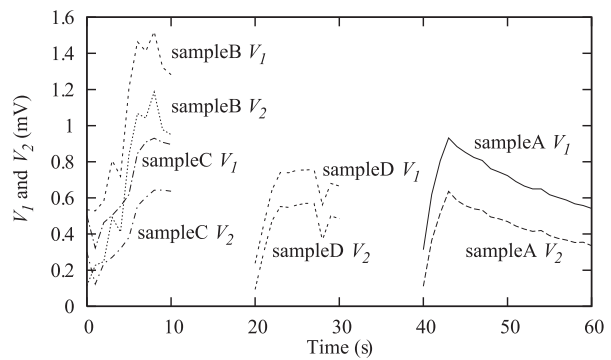


図 19. Time variation of V_1 and V_2 of each sample.

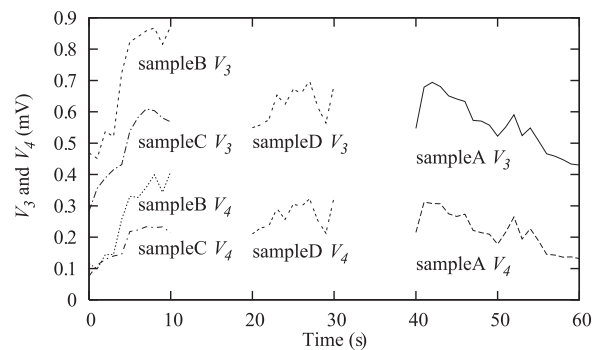


図 20. Time variation of V_3 and V_4 of each sample.

10. おわりに

本報告では、医療福祉工学の分野において触覚・触感に基づく QOL テクノロジーの創出に関連して触診の高機能化に関連する研究について述べた。

低侵襲治療での使用を目指した PVDF を用いた小型硬さ測定センサについて理論解析に基づき試作し、このセンサの特性測定実験を行い、理論値と比較検討した。結果より、測定結果が理論値と概ね良好に対応していることがわかり、解析モデルの妥当性が確認された。また実使用を考慮した能動駆動センサを用いた硬さ測定実験を行ったところ、結果よりセンサ母材の硬さの影響があるものの、能動駆動型センサでも硬さ測定が可能であることが確認できた。

触感の計測として洗剤の洗い上がり感の評価を可能とするセンサシステムの開発について報告した。PVDF を受感材とした洗剤の洗い上がり感評価用センサを製作し、洗剤を滴下し流水に浸したタイル上を定期的に測定した。官能評価実験では、センサの代わりにヒトの指を用いて同様の実験を

行い、ヒトがキュキュッと感を感じるまでに要する時間を測定し、センサ出力の積分値と比較した。その結果、センサ出力の積分値と官能評価実験の結果との間には強い相関があることがわかった。

謝 辞

本研究は文部科学省科学研究費（18686022）を受けて行われました。本研究に対する東北大学グローバル COE プログラム「新世紀世界の成長焦点に築くナノ医工学拠点」の援助に謝意を表します。

文 献

- [1] Dargahi J. An Endoscopic and Robotic Tooth-like Compliance and Roughness Tactile Sensor. *Transactions of the ASME* **124**, 576-582, 2002.
- [2] 古川俊治, 大上正裕, 北島政樹, 中澤和夫, ロボティックサージェリーの現状と将来. 日本ロボット学会誌 **18**, 8-11, 2000.
- [3] Gordon M Shepherd, M.D., and D Phil, *Neurobiology*. Oxford University Press, Inc., New York, 215-221, 1998.
- [4] Tanaka M, Leveque J, Tagami H, Kikuchi K, and Chonan S. The "Haptic finger"-a New Device for Monitoring Skin Condition, *Skin Research and Technology* **9**, 131-136, 2003.
- [5] 藤本勲, 山田陽滋, 前野隆司, 森園哲也, 梅谷陽二, PVDF フィルムを用いた人の指に学ぶ静摩擦覚を有するフィンガスキンの開発. 日本ロボット学会誌 **22**, 806-814, 2004.
- [6] 井小萩 利明, PVDF 圧力計測の基礎. 日本機械学会 (No.940-66)講習会教材, 1-2, 1994.
- [7] Tanaka M, Cho J, Wang F, and Chonan S, Chiba H, Tanahashi Y, Optimum design of a prostate palpation sensor system, *JOURNAL OF ADVANCED SCIENCE* **17**, 46-48, 2005.
- [8] Tanaka M, Haptic sensor for monitoring skin condition, *JSAEM Studies in Applied Electromagnetics and Mechanics* **9**, 2001.
- [9] Tanaka M, and Numazawa Y. Rating and valuation of human haptic sensation, *International Journal of Applied Electromagnetics and Mechanics* **19**, 573-579, 2001.
- [10] Tanaka M, Tanaka Y, and Chonan S, Measurement and Evaluation of Tactile Sensations using a PVDF Sensor. *JOURNAL OF INTELLIGENT MATERIAL SYSTEMS AND STRUCTURES* **19**, 35-42, 2008.
- [11] Ikeda T. *Fundamentals of Piezoelectricity*. Oxford University Press, 14-17, 1990.