

## 学術論文

## 前立腺硬さ計測用センサシステムの開発

Tactile Sensor for Detection of Prostatic Hypertrophy

江 鐘偉 (東北大) 長南 征二 (東北大)  
棚橋 善克 (東北公済) 菅 洋輔 (東北大院)

Zhong-wei JIANG, Tohoku University, Aoba-ku, Sendai, 980-77  
Seiji CHONAN, Tohoku University  
Yoshikatu TANAHASI, Tohoku Kousai Hospital  
Yosuke SUGA, Tohoku University

This paper is a study on the development of a soft palpation sensor for probing the prostate gland and cancer by measuring the stiffness of the prostate. The palpation sensor consists of an aluminum shell, around which are wrapped with a rubber layer 1mm thick, a PVDF film layer, then a compliant layer of foam rubber 3mm thick and PVDF film again, finally a thin rubber "skin". The characteristics of the sensor is examined here and some experimental results obtained are shown that the piezoelectric polymer film has the sensitivity of human finger in the measurement of the organic stiffness.

Key Words : Measurement, Palpation Sensor, PVDF film, Organic Stiffness, Induration of the Prostate Gland.

## 1 緒言

前立腺肥大症と前立腺癌の診断に際し、医師の示指を肛門より挿入して触診する直腸内触診法に超音波探触子を用いた超音波断層法を組み合わせて行うことが主流となっている。これは前立腺肥大症が軟かな左右対称の増大であるのに対し、癌の場合は凹凸不整の増殖を示し硬度も著しく増加しているという特徴を有していることを利用している。一方、人間の指の感覚は曖昧で客観性に乏しく、また医師の経験にも大きく依存する。そのため、曖昧な人間の指の代わりに客観的な測定方法を導入することが求められている<sup>(1)-(7)</sup>。

著者らは最近、人間の皮膚を模したゴム表面に高分子圧電フィルム (PVDF) を接着しその上に表皮に当たる薄肉ゴム/ビニールを置いたセンサを試作し様々な実験を行った<sup>(8)-(11)</sup>。その結果、センサを柔らかい対象物またはしこりのような異物が含まれた対象物に当てて押すことで対象物の硬さや異物があるかないかを特定できることが分った。

そこで本研究は、前立腺肥大症と前立腺癌の診断率を高めるため、曖昧な人間の指感覚に代わる客観的な手法を導入することを目的として、人間の皮膚感覚を有する PVDF 材料を他の柔軟材と組み合わせること

で生体の硬さとしこりを計測する前立腺硬さ計測センサシステムの開発を試みるものである。

## 2 センサおよび計測システム

Fig.1 に試作した前立腺触診用センサの構造を示す。これは、直径 15mm のアルミニウムパイプの側面に厚さ 1mm の硬質ゴム、受感材 PVDF1、軸方向に 3mm 幅の切り込みを入れた厚さ 3mm のスポンジゴム、受感材 PVDF2 を順に重ね、さらに外側に保護膜として薄いゴムシートを覆ったものである。受感材 PVDF は応力の時間変化に対してその表面に電荷を生じる高分子圧電性フィルムであり、二つの受感材 PVDF は同一で、その寸法は直径 12mm の円形である。

次に、Fig.2 にセンサ特性の計測システムの概略図を示す。システムは、試作したセンサ、センサを駆動するための変位機構、駆動制御用コンピュータ、先端変位測定用レーザー変位計、デジタルストレージオシロスコープおよびオシロスコープから GP-IB 経由で送られたデータを処理するコンピュータより構成されている。具体的には変位機構ヘッドに固定したセンサを始めに対象物の垂直方向に 1mm 押し込んだ状態で変位機構をさらに正弦波駆動させ、対象物に対しセンサ受感

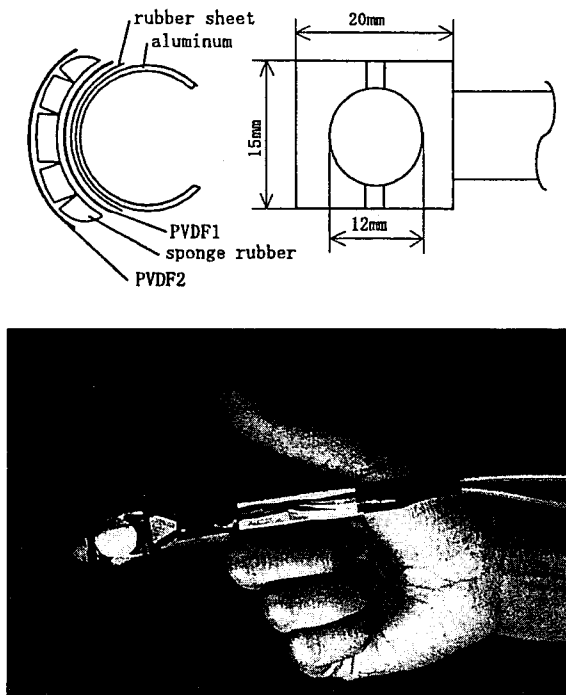


Fig.1 Sensor configurations

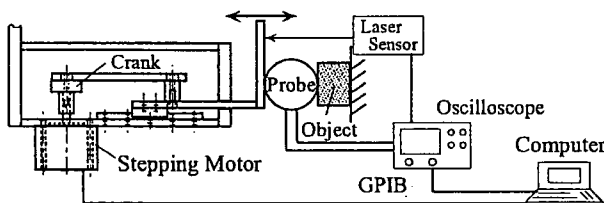


Fig.2 Experiment Setup.

部を繰り返し押し込む。押し込みにより発生した PVDF1, PVDF2 の出力電圧およびレーザー変位計より測定された先端変位を同時にデジタルストレージオシロスコープで記録し、さらに GP-IB 経由でコンピュータにデータ転送し解析を行う。変位機構の駆動速度は、人が対象物の硬さを確かめるときに指を動かす速度を想定し、周波数 0.5Hz きざみで 1.0Hz から 6.0Hz の正弦波を与えることとする。2 次押し込み変位はそれぞれの周波数に対し 1.0, 2.0, 3.0 mm として測定を行った。

測定対象物としては、センサのベース材質である スポンジゴム (A) およびゴム (B)、生体として 鶏 レバー (C)、鶏 砂肝 (D) を使用する。それらの“柔らかさ”の指標として微小変形時におけるおおよそのヤング率を参考として Table1 に示す。

Table1 Index of softness

Object	Young's modulus (Pa)
A:Sponge rubber	$2.0 \times 10^5$
B:Rubber	$10.0 \times 10^5$
C:Liver	$\sim 0.8 \times 10^5$
D:Gizzard	$10 \sim 40 \times 10^5$
Rectum(cancer)	$27 \sim 34 \times 10^5$
Rectum(normal)	$0.7 \sim 1.0 \times 10^5$

### 3 計測データおよび考察

#### ◎ 移動平均処理

センサ出力波形の代表例を Fig.3 に示す。得られた波形には AC 電源による 50Hz のノイズや機構駆動時の高周波ノイズがかなり含まれている。解析データとしてはノイズを除去したものをを用いることが望ましいものと考えられる。測定におけるサンプリング時間は 4msec であり 50Hz のノイズ成分は 5 点で 1 周期に当たるため、得られた波形データに前後 2 個のデータを組合わせて 5 個のデータにつき移動平均処理 (式 (1)) を施すことにより、以下高周波ノイズを除去する。

$$y_k = \frac{1}{5}(x_{k-2} + x_{k-1} + x_k + x_{k+1} + x_{k+2}) \quad (1)$$

$x_k$  : 原波形の k 番目の測定データ

$y_k$  : 移動平均処理後の k 番目の測定データ

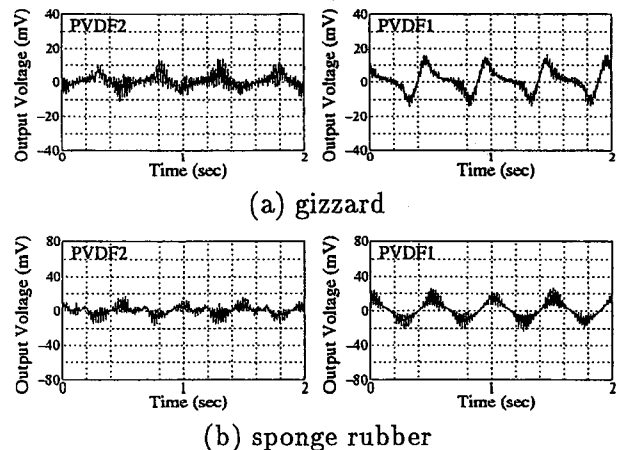


Fig.3 Original PVDF output signals

Fig.4 に Fig.3 の生データに移動平均処理を行った後の波形を示す。図より、高周波ノイズの除去されたことが確認できる。

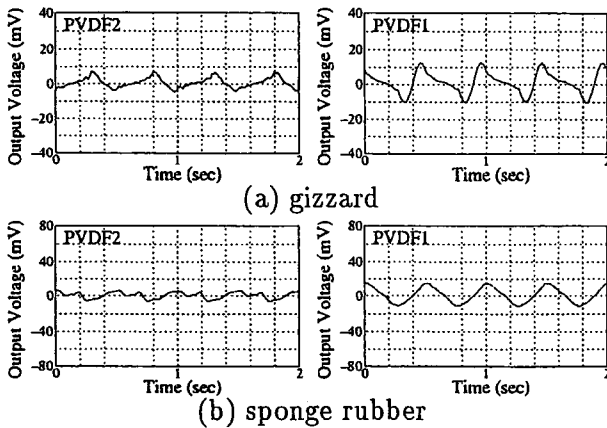


Fig.4 Smoothed PVDF output signals

## ◎出力電圧の積分

センサからの出力電圧はひずみの時間変化すなわちひずみ速度に比例するため、出力電圧の大きさによって各対象物の変形特性を表す方法が考えられる。例えばセンサの出力電圧の最大値を用いる方法も考えられるが、出力電圧の波形から電圧の最大値を判別しにくい場合もある。そこで以下、式(2)に示すように

$$I_k = \sum_{n=0}^{N-1} |V_k(n)| \Delta t \quad (2)$$

$$N = 512, \Delta t = 4\text{msec}, k = \begin{cases} 1 & (\text{PVDF1}) \\ 2 & (\text{PVDF2}) \end{cases}$$

出力電圧波形の絶対値を測定時間につき積分した値を用い検討を行った。

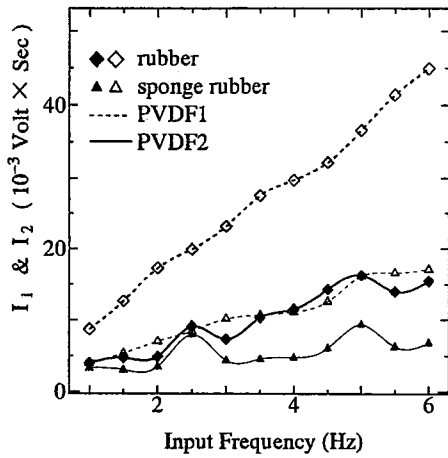
まず対象物の柔らかさの違いによる出力特性を知るため、均質な対象物を平面でかつ変位一定で押しセンサの出力電圧を測定した。用いた対象物は厚さ20mmのスポンジゴム(A)およびゴム(B)であり、初期の押し込み変位は1mmである。測定結果より得られた積分値  $I_1, I_2$  と入力周波数の関係を Fig.5(a) に示す。図中、◆および◇をほどこした線がゴム、▲および△をほどこした線がスポンジゴムを押したときの応答であり、それぞれの場合において破線が内部の PVDF1、実線が表面の PVDF2 の出力である。Fig.5(a) より、両対象物とも入力周波数が大きいほど、すなわち押し込み速度が速いほど出力  $I_k$  が大きくなっている。また、表面の PVDF2 に対し内部の PVDF1 出力の方が大きくなっている。スポンジゴムとゴムを比較した場合柔らかいスポンジゴムよりも硬いゴムの方が出力が大きい。同一入力に対する出力電圧の大きさはセンサ母材と対象物の柔らかさの相対関係に依存すると仮定すれば、一定変位で押した場合対象物が硬いほどセンサ自体が大きく変形し出力が大きくなるものと考えられる。

さらにこのときセンサ内部と外部の出力を比べてみると、硬いものほどセンサ内部の変形がより大きくなっていることがわかる。次に、押し込み変位の影響について考える。対象物として平面スポンジゴムを用い、2次変位 1mm, 2mm, 3mm で押したときのセンサ出力電圧を測定した。積分値  $I_1, I_2$  と入力周波数の関係を Fig.5(b) に示す。Fig.5 より、内部 ( $I_1$ ) と外部 ( $I_2$ ) 出力の大きさは押し込み速度に比例することにしたがい、それぞれが押し込み変位にしたがって大きくなっている。変位 1mm と 2mm, 2mm と 3mm 間の出力差は、材質の非線形的弾性特性によるものと考えられる。すなわち、センサと対象物はいずれも、押し込み変位が大きくなるにしたがい硬くなりセンサ受感部の変形が得られにくくなるため、1mm と 2mm の出力の差より、2mm と 3mm の出力差の方が小さくなるものと考えられる。

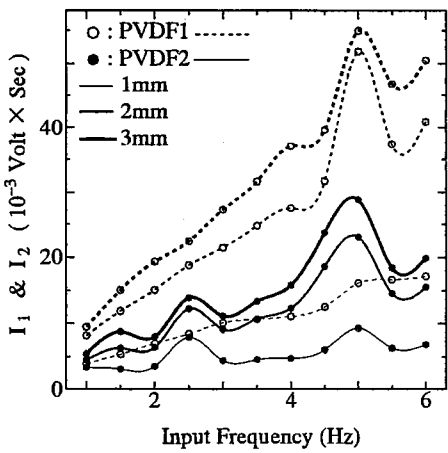
これまでの測定結果では、内部の PVDF1 出力  $I_1$  と表面の PVDF2 出力  $I_2$  について、個々に入力周波数との関係を調べたが、ここで二層の出力比  $I_2/I_1$  について検討する。対象物によって二層の出力に何らかの変化があれば、本センサの目的である人間の指に装着して前立腺の触診を行うような押し込み速度の測定できない場合でもセンサの出力比から対象物の特性が測定可能となるはずである。

Fig.5(a) に示した  $I_1, I_2$  の比  $I_2/I_1$  と入力周波数の関係を Fig.6 に示す。Fig.6 より、周波数ごとにみると柔らかい対象物の方が内部出力  $I_1$  に対する表面出力  $I_2$  の割合が大きくなっていることがわかる。

図では 2.5Hz, 5Hz 付近にピークが現れているが、Fig.5 にも同様のピークが見られる。この原因を調べるためセンサを対象物に触れさせずに駆動し、機構からセンサに及ぼされるノイズを測定した。得られた積分値  $I_1, I_2$  と入力周波数の関係を Fig.7 に示す。図中の細線が原波形を積分した結果、太線が移動平均処理後の波形を積分した結果で、それぞれにおいて破線が内部の PVDF1、実線が表面の PVDF2 の出力である。これより、移動平均処理を施すことによって内部の PVDF1 (破線) の方は信号処理後はほぼフラットになり、ノイズの影響がほぼ除去されていることが伺える。しかし、PVDF1 と PVDF2 出力を比べると PVDF2 出力 (実線) の方がノイズの影響が大きく信号処理後も 2.5Hz, 4.5Hz 付近の振動成分がかなり残っている。これより、本センサは 2.5 Hz, 4.5Hz 付近で共振を持ち、対象物からの純粋な出力は得られていな



(a)Sponge rubber & Rubber.



(b)Sponge rubber (Displ.=1,2,3mm)

Fig.5 Integrated output of PVDF1 ( $I_1$ ) and PVDF2 ( $I_2$ ) versus input frequency.

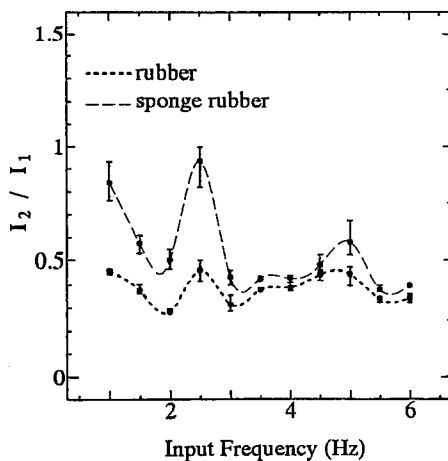


Fig.6 Ratio of integrated output of  $I_1$  to  $I_2$  versus input frequency.

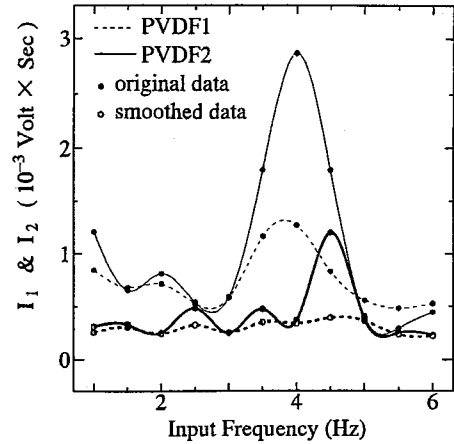


Fig.7 Integrated output  $I_1$  and  $I_2$  when the sensor is moved solely itself.

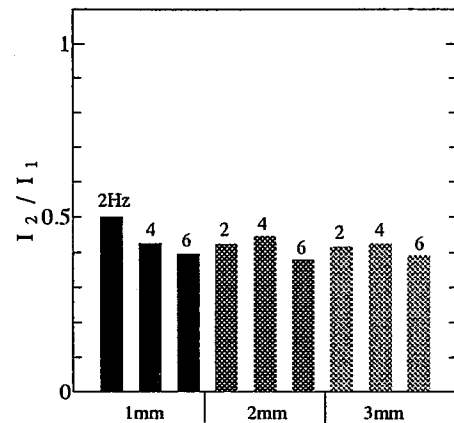
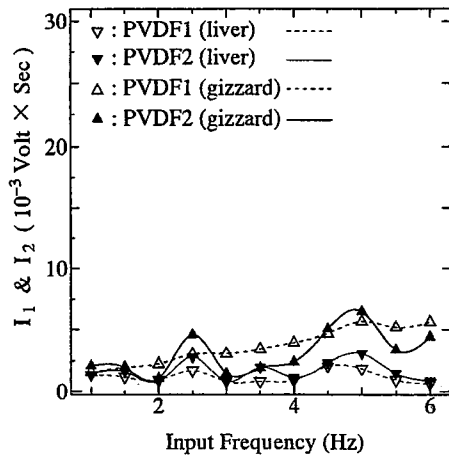


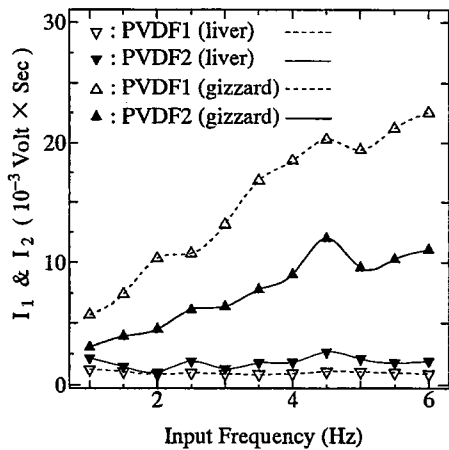
Fig.8 Ratio of  $I_1$  to  $I_2$  for sponge rubber with input frequency(2,4,6Hz)

い可能性があり、これらの周波数近傍で測定したデータは信頼性に欠けると判断される。したがって本センサおよびデータ処理方法は駆動周波数を限定する必要があり、図で 2,4,6 Hz 時の出力がほぼノイズカットされているので、以降これらの周波数における出力比についてさらに調べる。Fig.5(b)の結果につき、2, 4, 6 Hz の場合について  $I_1/I_2$ 比を求めた結果を Fig.8 に示す。Fig.8 より比の値は押し込み変位ごとに駆動周波数により多少変動しているが、いずれの押し込み量、駆動周波数でもおおむね近い値となっていることが分かる。

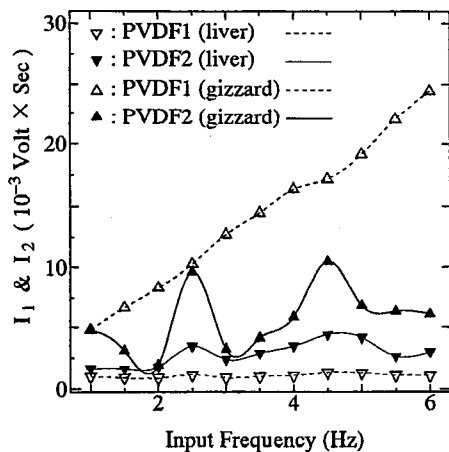
次に、生体としての鶏レバー (C) と砂肝 (D) について同様の測定を行った。2次押し込み変位 1mm,2mm および 3mm の場合についてレバーおよび砂肝に対する  $I_1, I_2$ と入力周波数の関係を Fig.9(a),(b),(c) に示す。図より、押し込み速度が大きくなるほど硬い砂肝の場合は大きな出力が得られているが、レバーでは硬さがセンサ母材よりかなり小さいため押し込み速度が大き



(a) Displacement=1.0mm



(b) Displacement=2.0mm



(c) Displacement=3.0mm

Fig.9 Integrated output  $I_1$  and  $I_2$  versus input frequency

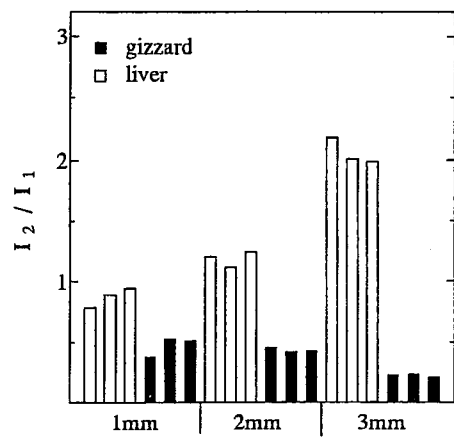


Fig.10 Ratio of  $I_1$  to  $I_2$  for input frequency 2Hz.

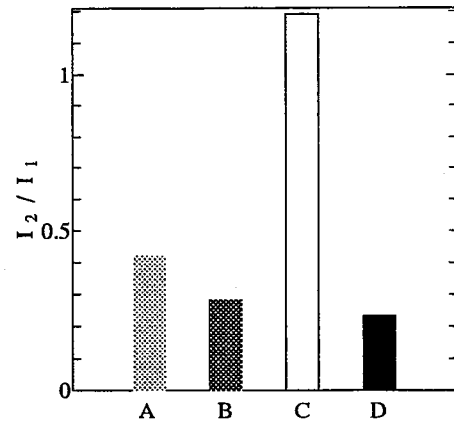


Fig.11 Ratio of  $I_1$  to  $I_2$  for 4 objects

くなくても出力の大きさにはさほど変化がみられない。

Fig.10に2Hz駆動の押し込み変位 1mm, 2mm, 3mm に対する  $I_2/I_1$  比を示す。図より、変位が大きくなるほど砂肝では比の値が小さくなり、レバーの場合は大きくなっており、Fig.8の結果と矛盾した値となっている。これは対象物の材質の不均一性が原因であるものと考えられる。Fig.10の場合、Fig.9(a)(b)(c)の出力結果からもわかるように対象物がレバーのときは均質であるが水分が多くセンサに対しレバーが柔らかすぎるため力(変位)がセンサ内部まで伝わらず、内部のPVDF1の出力はほとんど得られない一方、表面のPVDF2では駆動変位が大きくなるほどレバーの横方向変形の影響で出力が大きくなる。一方、砂肝の場合はセンサに対し硬くまた材質的にも表面より内部が硬いため、駆動変位が大きくなるほどセンサ内部のPVDF1出力が表面のPVDF2出力に対して相対的に

大きくなっていき比の値は減少するものと考えられる。したがって、本センサをもちいて不均質な対象物につき柔らかさの識別を行う場合、均質な対象物の場合と違い計測結果は押し込み変位にある程度影響されると言える。また、このような対象物の場合は対象物との接触条件、入力に対する出力の大きさ、出力の安定性などを考慮して押し込み変位を決定すべきであるといえる。

対象物 (A)-(D) に対する入力周波数 2Hz での同一条件下での  $I_2 / I_1$  を Fig.11 に示す。レバー (C) と砂肝 (D) に関しては、Fig.10 より明らかなように押し込み変位による変動が大きいのですべての押し込み変位についての平均値を用いた。図より、 $I_2 / I_1$  の値の大小は Table1 に示した柔らかさの順番におおよそ従っていることが分かる。

以上より、センサのベース材質に対する対象物の相対的な柔らかさが二つの PVDF 出力の大きさに現れることから、本センサは押し込み速度一定のもとでセンサ出力の大きさから柔らかさの識別が行える。さらに、均質な対象物では押し込み変位が変わっても同一周波数であれば二つの PVDF の出力比がほぼ同一となり、比の値を測定することで柔らかさの判別が可能であるといえる。

#### 4 臨床実験

実際に本センサを用いて、医師により前立腺の触診を行った。実験は 3 名の患者 A, B, C に対して予め指触診によって患部の硬さと位置を特定した後、指先に装着したセンサを肛門より挿入し、硬い部分と柔らかい部分を繰り返し押し込みセンサ出力を測定した。測定は押し込み変位を数 mm、周期 2Hz とし、患部をできるだけ一定条件で押し込むようオシロスコープで出力を確認しながら行った。得られたデータは前述の移動平均処理後、出力電圧の積分値へと処理を行った。実験データの積分値  $I_1$ ,  $I_2$  の比  $I_2 / I_1$  を患者別に Fig.12 に示す。今回は測定条件が必ずしも一定とはならず正確な測定結果とは言い難かったが、図より肥大して硬くなった前立腺患部 (A の前立腺左側および B 右側) と正常な柔らかい前立腺部 (A 右, B 左および C 左右) を押した場合とは傾向が別れており、センサによる患部判定には実用上十分な期待のできる結果が得られた。

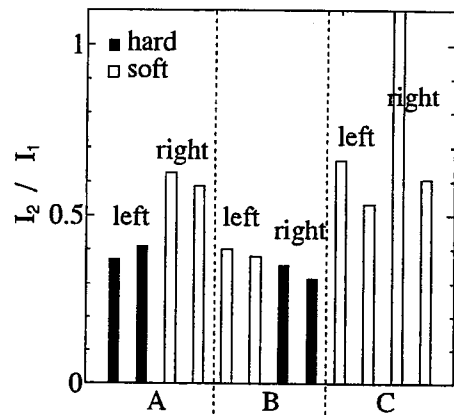


Fig.12 Clinical testing

#### 5 結言

前立腺硬さを識別するための触診用センサを試作し、臨床応用の前段階として種々の対象物を用いてセンサの出力特性を調べた。結果より、本センサを用いて一定変位で押し込み加振したとき、センサ内の 2 層の PVDF 出力特性の違いから柔らかさの識別が可能であることが確認された。さらに臨床実験により前立腺の硬さ判別を行い、その可能性を示した。以上により、本センサに更なる改良を加えることで前立腺硬さの触診判別が期待できるといえる。

(1996 年 3 月 22 日受付)

#### 参考文献

- [1] “生体の硬さ測定と人工感覚” 特集号, 計測と制御, 14, 3(1975).
- [2] “吉田・林, 精密工学会誌, 58, 11(1992)105-110.
- [3] “尾股, 医用電子と生体工学, 24, 5(1986)330-334.
- [4] “尾股, 医用電子と生体工学, 26, 1(1988)32-40.
- [5] “尾股, 医用電子と生体工学, 28, 1(1990)1-8.
- [6] “田中ら, 医用電子と生体工学, 32, 1(1994)1-7.
- [7] “小沢田ら, 機論, 61,591(1990)4410-4416.
- [8] “シェパード, ニューロバイオロジー, 学会出版センター (1990).
- [9] “江他, 機械力学・計測制御講演論文集, B(1994)419-422.
- [10] “江他, 日本機械学会第 72 期通常総会講演会論文集, 1(1995)457-458.
- [11] “江他, 精密工学会東北支部学術講演会論文集 1(1995)37-38.