

前立腺触診用センサの開発

田中真美 Cho JIYON (東北大学) 千葉 裕 (東北公済病院)
棚橋善克 (棚橋よしかつ + 泌尿器科) 長南征二 (東北大学)

Development of a tactile sensor for monitoring prostate conditions

*M. Tanaka, C. Jiyon (Tohoku University), Y. Chiba (Tohokukosai hospital)
Y. Tanahashi (Tanahashi Yoshikatsu + Dept. of Urology), and S. Chonan (Tohoku University)

Abstract - This paper is a study on the optimum design of a palpation sensor for detecting prostate cancer and hypertrophy. The receptor of the sensor is a polyvinylidene fluoride (PVDF) film placed on the surface of a matrix rubber base. The sensor is pressed against the prostate gland and driven sinusoidally, with a constant amplitude. The voltage signal from the PVDF film is integrated over the sampling period and is used as the output of the sensor for evaluating the stiffness of the pressed prostate gland. The output strength of the sensor is dependent on the relative stiffness of the sensor base rubber to the stiffness of the object prostate gland. Thus, the stiffness of the base rubber is of great importance to make the sensor output maximum and achieve the best discrimination of the normality and abnormality of the organ. The FEM analysis is introduced for the optimal design of sensor.

Key Words: Palpation Sensor, PVDF Film, Measurement, Prostate Cancer and Hypertrophy

1 緒言

前立腺疾患の診断方法としては、血液検査、画像診断法、直腸内診断法等がある。最も手軽な診断方法である直腸内触診法は、前立腺肥大症が柔らかな左右対称の肥大であるのに対し、癌は凹凸不整の増殖を示し硬さも著しく増加するという特徴を利用し判別するものである。しかしながら、人間の指感覚は曖昧で触診は医師の経験に大きく依存する。そのため医療現場では曖昧な人間の指感覚に代わる客観的評価法の確立が求められている^[1]。田中らはFig. 1に示すポリフッ化ビニルデン(以下PVDF)フィルムを受感材とした前立腺硬さ判別用能動型センサを製作し、本センサを前立腺に押し当てることにより前立腺の硬さに応じたセンサ出力値を得られることを確認した^[2]。これまでセンサ出力とセンサ母材の硬さと対象物である前立腺硬さの相対関係については実験のみで検証されただけで、センサの十分な設計指針は明らかにされていない。

以上に鑑み本研究では、前立腺癌、肥大症判別用触診センサの改良を目的とし、有限要素解析によりセンサの最適化設計を行う。具体的には測定対象物とセンサ母材の材料特性を求め、前立腺の正常組織と癌組織およびゴム材料を用いて単軸応力緩和実験を行う。その特性を基にセンサ母材および測定対象物を粘弾性体とするFEM解析モデルを作成し計算を行い、数種類のセンサ母材におけるPVDFフィルムの誘起電圧を調査し、センサ母材の最適硬さについて検討した。最後に実験室において検証実験を行い解析の妥当性について検討した。

2 単軸応力緩和実験

摘出された前立腺の正常組織と癌組織を測定試料として用い、粘弾性特性測定用の単軸応力緩和実験を行う。実験装置に軸直動ステージコントローラにレーザー変位計と突起を取り付けたものを用い、直

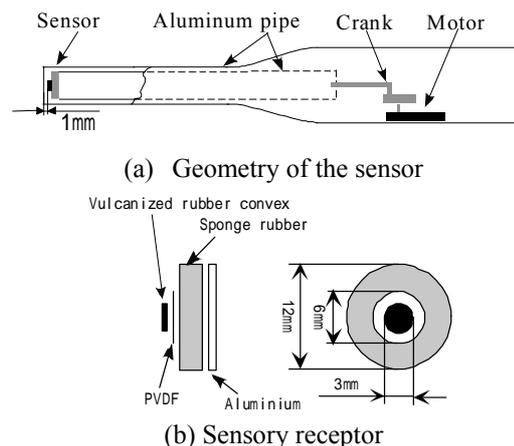


Fig. 1 Active palpation sensor^[2]

動ステージで測定試料にステップ上ひずみを与え、その時の測定試料の変位と応力についてレーザー変位計とロードセルの出力を測定する。実験装置の概略図をFig.2に示す。

前立腺をFig.3に示すような一般化されたマックスウェルモデルの粘弾性体として考える。実験により求めた応力の時間変化 (t)とひずみ ε_0 を式(1)に代入し、緩和弾性係数 $E_r(t)$ を求め、非線形最小二乗法による近似を行う。

$$E_r(t) = \frac{\sigma(t)}{\varepsilon_0} = k_e + \sum_{i=1}^n k_i e^{-t/\tau_i}, \quad t > 0, \quad \tau_i = c_i / k_i \quad (1)$$

ここで、 E_r は緩和弾性係数、 σ は応力、 ε_0 はひずみ、 k はばね係数、 c はダンパ係数、 t は時間である。本研究では要素の個数を5要素とする近似を行い、未定定数 k_e 、 k_i 、および τ_i を決める^[3]。Fig.4に実験結果と式(1)による近似曲線を示す。

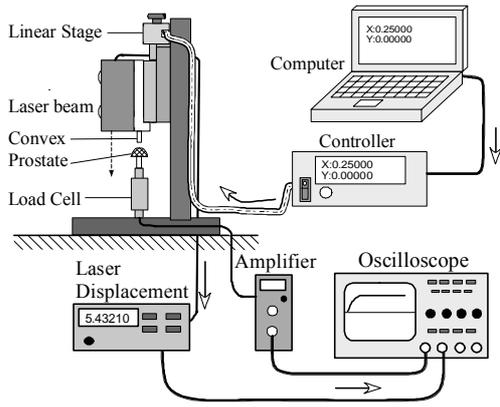


Fig. 2 Experimental setup for measurement of prostatic viscoelasticity

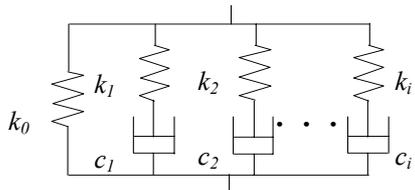
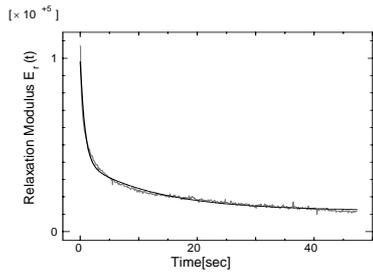
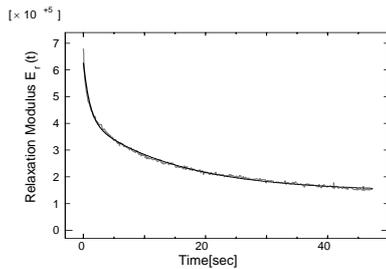


Fig. 3 Generalized Maxwell Model



(a) Normal

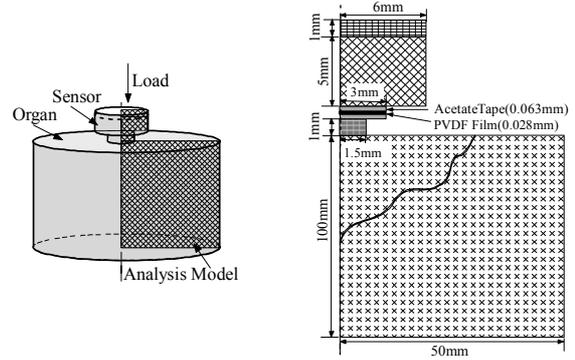


(b) Cancer

Fig. 4 Experimental results and nonlinear least-squares fits

3 FEM 解析

Fig.1 に示した前立腺癌・肥大症判別用能動型触診センサ^[2]の形状を基にして FEM イメージモデルを作成した．解析モデルを Fig.5 に示す．測定対象物の臓器モデルをセンサ母材と同じ円柱と想定することにより三次元軸対象モデルとすることが可能である．臓器形状はセンサの押し付けによるひずみに影響を及ぼさない十分な大きさとし，臓器底面は全方向拘束とす



(a) FEM Image model (b) FEM model

Fig. 5 Analysis model

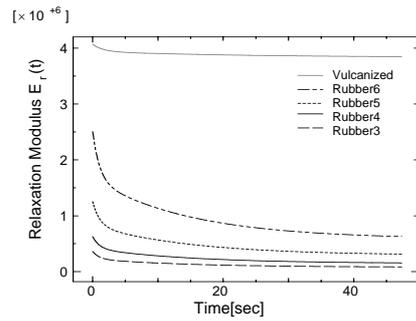


Fig. 6 Viscoelasticity of Sensor materials

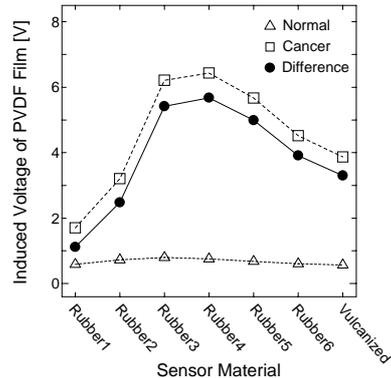


Fig. 7 Induced voltage

る．センサモデルの形状は Fig.1 にある能動型センサと同型で，アルミニウム板，センサ母材，突起とする．センサ母材と突起の間には，保護膜としてアセテートテープに重ねられた PVDF フィルムを配置する．実際のセンサを考慮し本解析モデルにおいてはセンサ要素間の接触面挙動は固着と設定する^[4]．一方，臓器の表面には粘液があり臓器とセンサ間の摩擦はないものと考え，臓器との接触面挙動は標準で，摩擦係数は 0 とする．

本センサは測定対象物の臓器を圧縮しセンサ出力を得るものであるため，センサの上面から厚さ方向（z 方向）に圧縮した時の構造解析を行う．本条件下で PVDF フィルムモデルに生じる円周方向および圧縮方向の応力 σ_r , σ_z をそれぞれ求め，起電電荷を式(2)によりそれぞれ Q_r と Q_z として求め，その和から式(3)を用いて PVDF フィルムモデルの誘起電圧を求める^[5]．

$$Q = \int d \cdot \sigma \cdot dA \quad (2)$$

$$V = Q / C_a = (Q_r + Q_z) / C_a \quad (3)$$

ここで、 Q は起電電荷、 d は圧電歪定数、 σ は応力、 A は面積、 V は誘起電圧、 C_a は電気容量である。

前立腺モデル、センサ母材モデルおよびセンサ突起モデルを粘弾性材料として設定する^[6]。センサ母材モデルには前立腺の粘弾性特性を基準として求めた6種類の仮想ゴムと加硫ゴムの計7種類である。仮想ゴムに関して、実験によって得られた前立腺の正常組織と癌組織の緩和弾性係数をそれぞれ Rubber2 と Rubber4 のものとし、Rubber1 は Rubber2 の緩和弾性係数の 1/2、Rubber3 の緩和弾性係数は Rubber2 と Rubber4 の中間値とする。また Rubber5, 6 はそれぞれ Rubber4 の緩和弾性係数の 2 倍、4 倍の値を有するものとする。加硫ゴムはセンサ突起およびセンサ母材として使用するが、粘弾性特性は単軸応力緩和実験を行い直接求めたものである。これらの特性を Fig.6 に示す。

センサの上面から厚さ方向に0.25mmの変位を加えた場合の解析より PVDF に生じる応力を求め、式(2)(3)より誘起電圧を求めた。結果を Fig. 7 に示す。結果より対象物が正常組織より癌組織での誘起電圧が大きいことがわかる。また対象物が正常組織の場合、誘起電圧はセンサ母材の硬さが Rubber3 の時に最大となり、癌組織の場合はセンサ母材の硬さが Rubber4 の時最大となる事が分かる。さらにセンサ母材の硬さが Rubber4 の場合、対象物の癌組織と正常組織の間での誘起電圧差が最大となる事がわかる。

4. 検証実験

4.1 実験試料

実験試料には解析結果との比較のため、解析に用いたセンサ母材の粘弾性特性(緩和弾性係数)と似た性質を有する5種類のシリコンゴムの作成を試みた。

Fig. 2の単軸応力緩和実験装置を用いて、作成したシリコンゴムの粘弾性特性を測定し求めた緩和弾性係数を Fig.8 に示す。なお、Fig.8には各シリコンゴムの緩和弾性係数と参考値として前立腺の正常組織と癌組織の緩和弾性係数を示す。結果より、作成したシリコンゴムは解析に使用した Rubber1~5 より若干硬い傾向である事がわかった。そこで、この5種類のシリコンゴム間での相対的な硬さにおけるセンサ出力について調査を行い、解析結果と比較する事とする。実験では、対象物には Silicon Rubber2 および Silicon Rubber4 をそれぞれ前立腺の正常組織と癌組織として仮定した対象物 Rubber A および Rubber B として用い、Silicon Rubber1~5 の5種類のゴムをセンサ母材として使用し、最適なセンサ感度が得られるセンサ母材について検討する。

4.2 実験方法

実験装置の概略図とセンサ詳細図を Fig.9(a), (b) に示す。駆動装置には x 軸直動ステージクロスロー

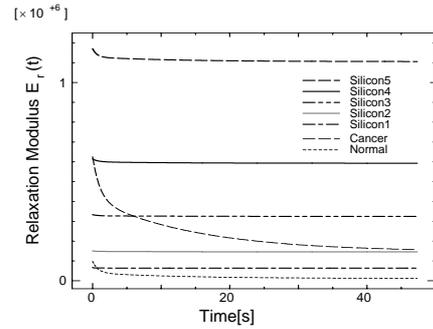
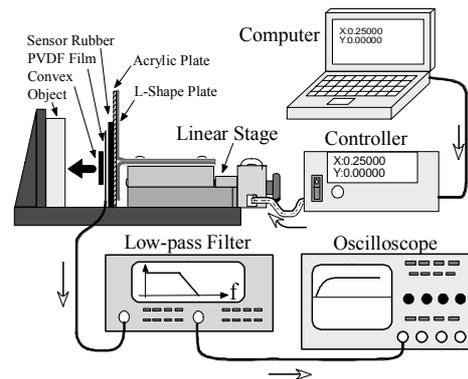
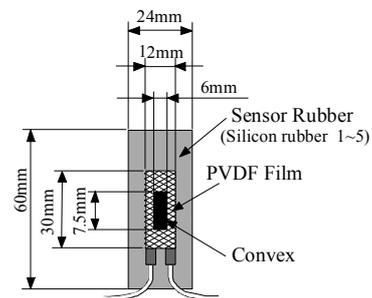


Fig. 8 Viscoelasticity of silicon rubbers



(a) Sensor system



(b) Geometry of sensor

Fig.9 Experimental setup for measuring sensor output

ラを使用し、コンピュータからの指令をコントローラに通して伝えることにより、直動ステージを水平方向に任意の速度で移動させることが可能である。この直動ステージに45×70mmのL字型プレートを取り付け、そこにセンサを貼り付けてある。今回のセンサは、24×60mm、厚さ5mmのシリコンゴムにセンサ受感材として15×40mm(圧電部12×30mm)の長方形PVDFフィルムを貼り付け、中央には6×15mm、厚さ2mmの加硫ゴムを突起として取り付けた。

測定はセンサの突起が固定された対象物に軽く触れる状態を初期状態とし、そこから一定速度でセンサを押し付け、押し付け変位が2mmとなるまでのセンサ出力を測定した。なお、この押し付け速度は安定した出力が得られるよう、実験的に確認し決定した

もので2.5mm/sとする^[7]。センサ出力は遮断周波数10Hzのローパスフィルタを通した後に、オシロスコープで測定後保存される。

4.3 信号処理法

本研究ではセンサ出力を評価する方法として、式(4)に示すように測定時間域でのPVDFフィルムからの出力信号を求め、測定時間域での押し込みで得られた信号の和をセンサ出力値 I として用いることにする。

$$I = \sum_{n=1}^N V(n) \quad (4)$$

ここで、 $V(n)$ はPVDFフィルムの n 番目のデジタル出力信号電圧値、 M は測定時間域のサンプリング取得数である。

4.4 実験結果および考察

実験により得られた各センサ母材と I の関係をFig. 10に示す。結果より、対象物が硬い場合は柔らかい場合よりセンサ出力値は大きく、解析結果と一致することが確認された。また、対象物がRubber A（正常組織の硬さ）の場合はセンサ母材がSilicon2の場合にセンサ出力は最大となっており、対象物がRubber B（癌組織の硬さ）の場合はセンサ母材がSilicon4の場合にセンサ出力が最大となることがわかった。また、対象物がRubber Aの場合とRubber Bの両センサ出力結果よりセンサ出力値 I の差を求めたところ、センサ母材が対象物Rubber Bの硬さであるセンサ母材Silicon4で最大となり、解析結果と一致することが確認できた。

以上のことより、センサ母材の最適化実験においても解析結果と同様に本センサに最適なセンサ母材は前立腺癌の硬さをもつ「Silicon4」であることが確認された。

5 結言

本研究では、PVDFフィルムを受感材とする前立腺触診センサシステムの最適設計を目的としてセンサ母材の最適硬さについて有限要素法解析を用いて検討した。また、実験により解析の妥当性を検証した。得られた結論を要約すると以下ようになる。

1. 単軸応力緩和実験装置を製作し、実際の前立腺の正常組織と癌組織を対象とした単軸応力緩和実験を行い、それらの粘弾性特性を明らかにした。
2. 前立腺の正常組織、癌組織、およびセンサ柔軟母材の解析モデルにおいて粘弾性特性を表すことが可能な一般化されたマックスウェルモデルを用いた解析を行うために、単軸応力緩和実験結果をもとに非線形最小二乗法の近似により、それらのばね定数およびダンパー定数を求めた。

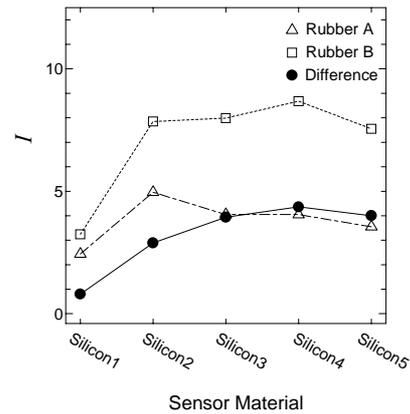


Fig.10 Experimental result

3. 一定変位を与える静的解析結果より、対象物が正常組織の場合と癌組織の場合での誘起電圧の差は、センサ母材の硬さを癌組織の硬さとする場合に最も大きくなり、センサ母材材料として癌組織の硬さが最適であることを確認した。
4. 解析とほぼ同じ条件下でセンサの最適化実験を行い解析結果の妥当性を検証した。結果より、対象物が正常組織モデルゴムの場合より癌組織モデルゴムの場合でのセンサ出力値が大きくなり、また対象物が正常組織モデルゴムの場合と癌組織モデルゴムの場合でのセンサ出力値の差は、センサ母材として癌組織モデルゴムの硬さを用いる場合に最も大きくなることがわかった。以上より、解析結果の妥当性が確認された。

なお本研究は、文部科学省科学研究費補助金の研究助成を受けて行われたことをここに付記する。

参考文献

- [1] EKLUND A., BERGH A., LINDAHL O.A.: A Catheter Tactile Sensor for Measuring Hardness of Soft Tissue: Measurement in a Silicone Model and in an in Vitro Human Prostate Model, *Medical & Biological Engineering & Computing*, Vol.37 (1999), pp.618-624
- [2] M.Tanaka, M. Furubayashi, Y. Tanahashi, and Seiji Chonan, Development of an active palpation sensor for detecting prostatic cancer and hypertrophy, *Smart Mater. Struct.* 9(2000)878-884.
- [3] 国尾 武, 固体力学の基礎 (1977), pp.237-249
- [4] ANSYS REVISION 5.4 ユーザーマニュアル エレメント: サイバネットシステム株式会社 (1998)
- [5] Takuro Ikeda: Fundamentals of Piezoelectricity, Oxford University Press (1990)
- [6] ANSYS 構造非線形セミナー7.0~付録 粘弾性: サイバネットシステム株式会社(2003)
- [7] Mami Tanaka, Yoko Nakagawa, Yoshikatsu Tanahashi, and Seiji Chonan: COMPUTER-AIDED DESIGN OF A PALPATION SENSOR FOR DETECTING PROSTATIC CANCER AND HYPERTROPHY THIRTEENTH INTERNATIONAL CONFERENCE ON ADAPTIVE STRUCTURES AND TECHNOLOGIES(2002), 188-192.