

## 血管内用触覚センサ素子開発に関する基礎的研究

○春田峰雪 (日本大学大学院) 村山嘉延 (日本大学) 尾股定夫 (日本大学)

### Development of new intravascular tactile sensor

\*M.Haruta (Nihon University), Y.Murayama (Nihon University) and S.Omata (Nihon University)

**Abstract-** This paper is described the development of the intravascular catheter tactile sensor that can be used to measure the hardness inside a blood vessel. Measurement by non-contacting was carried out using hardness model, it verified about usefulness of intravascular tactile sensor. It was admitted from the measurement results that hardness measured possible non-contact method. This approach was shown possible to application for intravascular tactile sensor.

*Keywords: tactile sensor, catheter, intravascular, phase shift method, piezo-electric transducer*

### 1 目的

今日の画像診断装置は超音波診断装置、X線 CT 装置、MRI に代表されるように非侵襲的に、かつ簡便に体内画像を得ることができるようになった。また、新しい超音波画像診断として IVUS (血管内超音波) の登場により血管内壁という従来では計測できなかつたところまで診断できるようになった。IVUS の特徴として、血管内の横断面組織特性を超音波画像からリアルタイムに診断でき、疾患等による血管径の変化や内部組織の特性を把握できる特徴を有している。しかしながら、患部をより明確に診断するためには、今後血管内組織の物理的特性の計測と解析が必要となる。現在の超音波診断装置や IVUS は非侵襲的に診断可能な優れた特徴を有しているが患部の特性を直接物理的特性として計測することは困難である。また、体内組織の物理的特性、即ち硬さ軟らかさを計測できるシステムが存在しないため、硬さ測定には触診に頼っているのが現状である。特に触診では疾患部の特性を把握して、しこりや腫瘍の硬さ軟らかさから診断しているが未だ定量的な診断法の確立はなされていない。本研究では位相シフト法を用いた触覚センサを用い直接血管内の患部の硬さを測定するセンサ素子の開発や計測システムの開発を行っている。

### 2 原理

本研究室で開発した触覚センサの基本原理 [1][2][3]は、有限長の振動棒を任意の物体に接触させると棒の固有振動数が対象物体の音響負荷の有無によって共振周波数が変化することを利用したものである。この手法は波動方程式の共振特性から説明することができる。

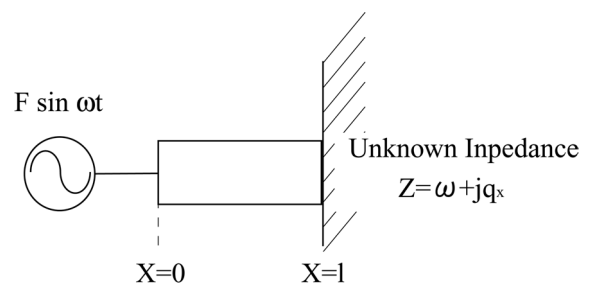


Fig.1, Vibration of finite rod

Fig.1 は、共振状態にある長さ  $x = l$  の棒の末端を、未知数の音響インピーダンスに接触させた場合を示す。ここで、棒の長さ方向に平面波が伝搬するときの波動方程式は、

$$\frac{\partial^2 \phi}{\partial t^2} = c_r^2 \frac{\partial^2 \phi}{\partial x^2} \quad (1)$$

但し、 $\phi$  : 速度ポテンシャル、 $c_r$  : 棒の音速、

$t$  : 時間  $x$  : 距離

で表せる。(1) 式から物質が接触されている状態の共振周波数は、

$$f_x = \frac{n c_r}{2l} \left( 1 - \frac{q_x}{n\pi \rho_r c_r} \right) \quad (2)$$

但し、 $n$  : 次数  $\rho_r$  : 棒の密度

と表せる。また、棒の先端に物質が接触していない自由共振状態での棒の共振周波数は、

$$f_0 = \frac{n c_r}{2l} \quad (3)$$

と表せる。したがって、(2)、(3) 式より、周波数変化量は、

$$\begin{aligned} \Delta f &= f - f_0 \\ &= -\frac{c_r q_x}{2\pi l z_r} \end{aligned} \quad (4)$$

但し、 $z_r$  : 棒の音響インピーダンス

$$z_r = \rho_r c_r$$

で表せる。

したがって、共振周波数の変化は試料のインピーダンスに依存することになり、周波数の変化から対象物質の特性を知ることができる。

Fig.2 に共振数周波数のシフト特性を示す。

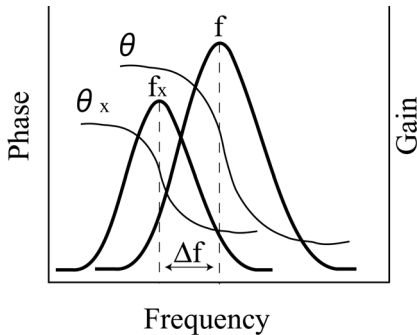


Fig.2 Frequency shift

硬さ測定用触覚センサは Fig.3 に示すようなシステムで構成されている。センサ部の、圧電セラミック素子 (PZT) は、素子の振動部と一對に振動検出用素子を設け、振動子の中央部から厚さ方向に縦波が発生するように分極処理されており、検出素子の出力信号を位相補正回路を介し再び振動子の入力端子に帰還することで発振する強制帰還型発振回路系として構成されている。

また、本システムの振動子の位相を $\theta_1$ 、位相シフト回路の位相を $\theta_2$ とすると共振条件は $\theta_1 + \theta_2 = 0$ として発振特性を示しているが振動子から放射された超

音波が対象物体の影響を反射波として位相が $\Delta\theta_1$ シフトすると発振状態を安定化するために $(\theta_1 + \Delta\theta_1) + (\theta_2 + \Delta\theta_2) = 0$ として位相シフト回路が動作する。従って、この時の共振周波数のシフト量から対象物体の特性が検出できる。ただし、センサのシフト後の位相を $\Delta\theta_1$ とし、このときの位相シフト回路の位相を $\Delta\theta_2$ とする。

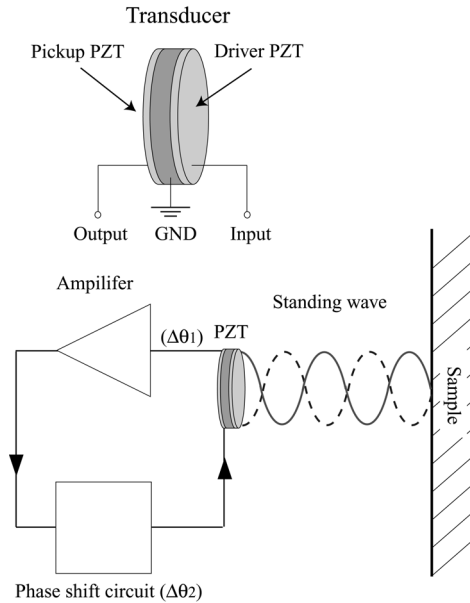


Fig.3 Transducer and measuring system

### 3 位相シフト法による計測システムの基礎構成

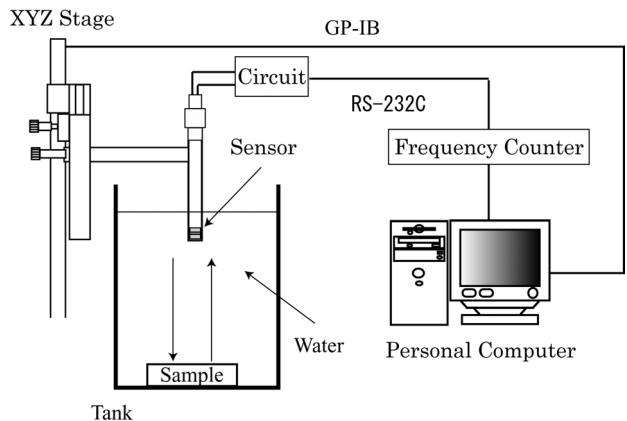


Fig.4 Non-contact measurement system

Fig.4 は位相シフト法による計測システムの基本構成を示す。本計測システムは触覚センサシステムから出力された信号を周波数カウンターを介しRS-232C 接続によりパーソナルコンピュータへ出力し記録及び解析を行う。また、センサの3軸移動制

御のためXYZステージを用いパーソナルコンピュータで移動制御を行った。

計測は脱気水で中を満した水槽内での計測としている。

## 4 計測システムの実験

### 4.1 センサ素子の基本特性に関する実験

安定した計測を行うためにはセンサの位相特性が極めて重要となる。PZTを使う超音波計測の場合安定した高い周波数を利用するのが通常であるが、本システムでは、位相特性に依存した共振特性を利用している。すなわち、マウント法や試料によって大きくPZTの特性が変化するためである。

Fig.5は圧電セラミック素子(PZT)の保持特性を示す。センサ素子の基本特性についてはセンサの振動部の節部を利用して支持面積を減らしたマウント台に保持させた状態でPZT特性及び自由振動時における計測について行った。マウントの試料にはアクリル、アルミ、銅、ステンレスを用いた。

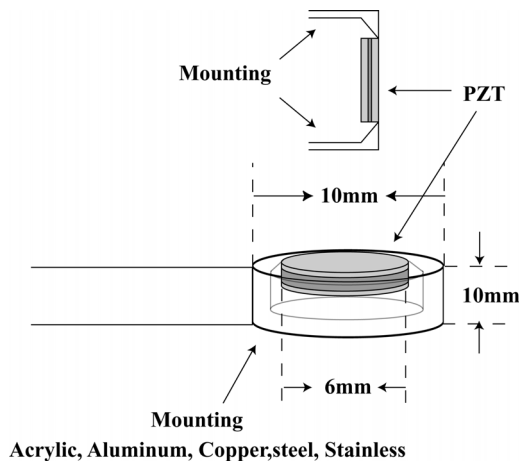


Fig.5 PZT transducer and it's holding method

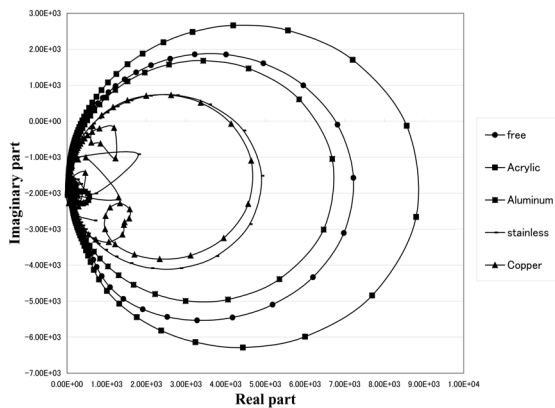


Fig.6 Admittance Characteristic of PZT transducer

Fig.6はセンサ素子のマウント時におけるアドミタンス特性変化を示したものである。Fig.6より自由振動時とアクリル保持はきれいなアドミタンスを示していることが確認できる。しかし、アルミ、銅、ステンレス材料での保持の場合自由振動特性が影響を受けるのできれいなアドミタンス特性を示していないことが確認できる。

従って、本実験ではPZT素子(直径6mm、厚さ1mm)をアクリル材料を利用してマウントする構成とした。また、シリコーンゴムによりPZT表面及び周囲の防水、保護を行った。

### 4.2 非接触法による硬さ判別実験

Fig.4に示されるように未知試料を用いて移動距離に対する周波数シフト特性について計測を行った。計測法はサンプルからセンサ先端を100 $\mu$ mずつ離して20000 $\mu$ mになるまで移動を行い各地点における周波数変化量を計測した。計測開始地点は試料に接触する直前の位置を0 $\mu$ mとした。ここで使用した試料はシリコーンゴム40%(Shinetsu silicone: KE-106)、銅板、アルミ板である。

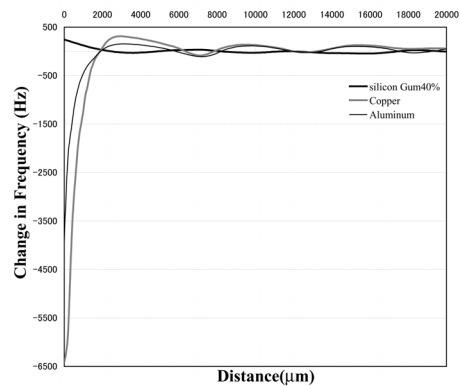


Fig.7 Change in frequency of ultrasound measuring system

Fig.7は結果より各試料とも正弦波を描きながら一点に収束していく様子が確認できる。また、銅、アルミとでは周波数変化量は非共振点を除けば銅の方が大きいことが確認できる。さらに、シリコーンゴムは銅やアルミが最大周波数変化量を持つ地点において最小周波数変化量を持つ。

グラフの各計測位置において試料の硬さごとに周波数変化量が異なることが確認できる。

### 4.3 スキャニング実験

濃度 100%のシリコーンゴムで作成したファントムの表面をセンサでスキャニングし硬さの計測を行った。

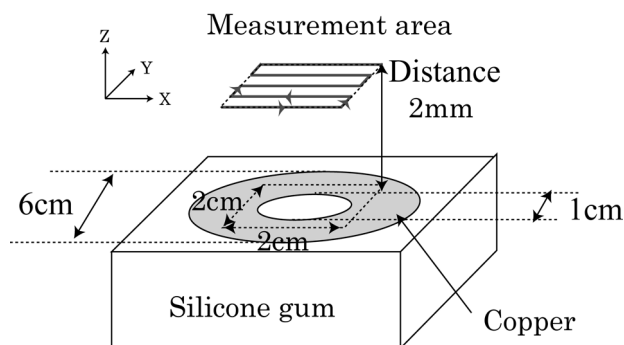


Fig.8 Scanning method using PZT transducer

Fig.8 にスキャニング方法を示す。使用したファントムはシリコーンゴム (Shinetsu silicone : KE-106) 上に直径(φ=0)の穴をあけた銅板をマウントし凝固させたものである。

スキャニング方法は試料上から Z 軸方向に 2 cm 離れた地点で銅リングを中心に X Y 平面上に対し X 軸を 100 μm 刻みで最大 2cm になるまで移動、次に Y 軸を 100 μm 移動、X 軸を 100 μm 刻みで 2cm から 0 μm になるまで移動 Y 軸を 100 μm 移動させ X Y 軸の移動量が共に 2 cm になるまで繰り返し各移動地点における周波数変化量を測定を行った。

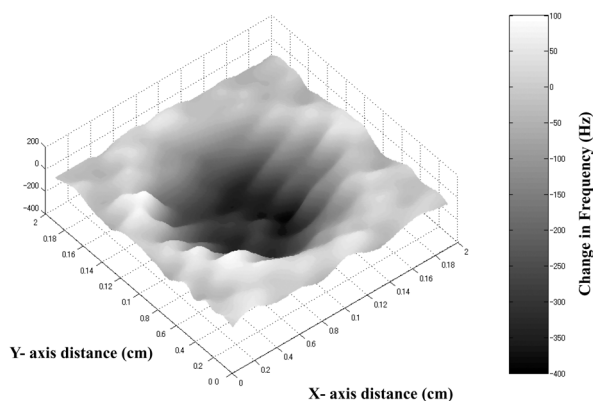


Fig.9 Measurement result of scanning

Fig.9 にスキャニングの実験結果を示す。グラフのカラーバーは白色ほど周波数変化量が上昇し、黒色ほど周波数変化量が下降する傾向として表示されている。

グラフは円形に黒い箇所と白い箇所に分かれています。

ることが確認できる。スキャニング位置を考慮すると円形の箇所はシリコーンゴムであり白い箇所は金属の銅板部分であることが認められる。

### 5 まとめ

本実験より PZT の最適なマウント台がアクリルであることが認められた。また、硬さ判別の実験から本センサを用いることで非接触でも試料の硬さを測れることが確認された。スキャニング実験より硬さの違いを視覚的に表現できることが認められた。

基礎実験の段階ではあるが硬さ測定用のセンサの有用性については示された。今後の課題としてはセンサの小型化を目指していきたい。

### 参考文献

- [1] M.Haruta and S.Omata “Development of multipurpose catheter using phase shift method”, the 20<sup>th</sup> sensor symposium(2003),pp.331~334,
- [2] M.Haruta and S.Omata “Fundamental Study of remote Stiffness Testing in an Application for Intravascular Tactile Sensor”, the 21<sup>th</sup> sensor symposium (2004) ,pp.423~426,
- [3] Omata, United States Patent No.5766137 (1998)