

無次元修正質量比を利用した触覚センサの特性に関する研究

○ 坂本 一典 (日本大学工学部) 尾股 定夫 (日本大学工学部)

Research of characteristics of the tactile sensor using the dimensionless mass factor

*K.Sakamoto(Nihon University, College of engineering) and S.Omata(Nihon University, College of engineering)

Abstract – The major disadvantages of current palpation techniques are subjectivity and the difficulty of obtaining quantitative information for the physical characteristics of the tissue under examination. We report the fundamental research for the tactile sensor for measuring soft tissue models. The tactile sensor that we developed consists of a piezoelectric transducer using a phase shift method. We introduce analysis of the tactile data without units, based only on amount. This tactile sensor system measured stiffness in a manner dependent on contact force which in turn was dependent on the thickness of the tissue. This is similar to the “felt” stiffness by the human hand.

Key Words : 触覚センサ、接触コンプライアンス、無次元修正質量数

1 序論

“触覚センサ”とはヒトの触覚やヒトの手の代わりとなるセンシングデバイスを意味する。現在、多方面で接触型、アレイ型、圧力感知型、光センサ型などの触覚センサの研究開発が行われているが、ヒトの手の代わりとなる有用なデバイスは未だ開発されておらず、また“触覚センサ”の定義も曖昧である。しかし、特に医療、臨床分野では外科手術ロボットのアームの先端用やエンドスコーピクサー・ジェリー用、一般分野では触覚情報を用いたコミュニケーション手段用のデバイスとして開発が熱望されている。

本研究では、ヒトの触覚における接触覚、圧覚特性に酷似した新しい触覚センサの開発を目指している。圧電セラミック振動子と位相シフト法とからなる触覚センサシステムを試作開発し基礎的な実験を行った。これらの実験では、有限の厚さをもつ軟組織モデルを作成し、センサ接触子を対象物に接触させたときの接触コンプライアンス特性および振動性状について理論的に解析した。しかし、臨床現場などになどで使用される触覚センサを想定した場合、接触する対象物は粘弾性体であり、かつ組織が複雑に構成され不均一なものとなる。このため、組織の硬さ、軟らかさ特性は一樣ではない。しかも、触診では骨のように硬いものから血管のように軟らかいものまで簡単に判別することができる。従って対象物のポアソン比やせん断弾性係数などの物理係数に依存するような計測手法では、臨床現場における軟組織の硬さ、軟らかさ特性を計測することは不可能に近いと考えられる。接触コンプライアンス法はセンサプローブの重さや接触面積の広さ、試料の厚さなどの影響を常に受けるので、実測にあたっては十分な注意が必要である。また、この種の測定法は定性的な範囲を脱しきれない一面もあるので、定量的な検討はあまり行われていない。生体一つ一つをとっても性質は様々であることから、定量的な値を得ることは困難であるが、生体のみならず各方面への応用を考慮した場合、モデル実験的な特性であっても、接触コンプライアンス測定についての定量的な解析は有用であると考えられる。そこで、試料の物理特性に便宜上依存しない無次元振動数、無次元修正質量比を導入することにより、理論的解析、及び実測値との比較検討を行い、ヒトの触圧覚に対応できる新しい触覚センサによる対象物の硬さ、軟らかさを計測できるシステム

の開発に関する基礎的な検討を行った。

2 理論

一般に物体を振動体上に設置すると物体の質量と接触点でのばね作用とにより共振現象を生ずることはよく知られている。しかし、軟組織物体を対象にこれらの現象を定量的に解析した例は少ない。また、生体組織は粘弾性体であり、かつ有限の厚さを持つため、半無限弾性体モデルによる振動性状の解析結果はそのまま適用することは不可能である。そこで、本研究では任意の厚さを持つ軟組織上に圧電素子を設置したときの振動加速度応答を以下のようなモデルによって解析した。

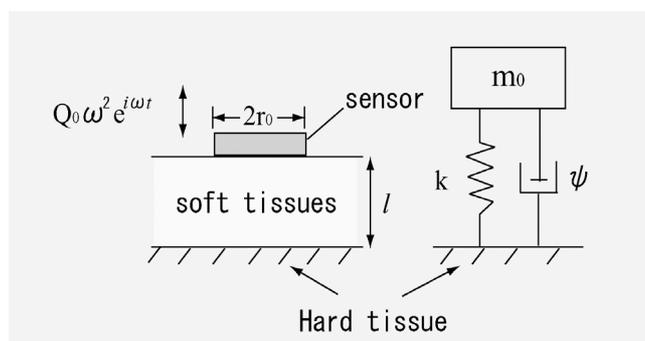


Fig. 1 Touch and its equivalent system

一般的に触診によって皮膚に押し当てたときの様子は、Fig. 1 の(a)で示されるように、半径 r_0 、重さ m_0 の円盤と硬い骨などの基盤部位と

厚さ l の軟組織物体で示される。このときの物体の運動は、ばね定数 k と減衰係数 ψ によって Fig. 1 の (b) の単自由度系モデルとして等価的に表される。生体組織のように常時動きのある媒質を単純なモデルで表現するのは適切ではないが、ここでは主に速度共振時のコンプライアンス特性について検討するので比較的簡単なモデルを仮定した。

質量 m_0 の物体が角速度 ω の加振力 $Q_0 \omega^2 e^{i\omega t}$ で垂直方向に振動するときの運動方程式は、その変位を x とすれば、

$$m_0 \ddot{x} + \psi \dot{x} + kx = Q_0 \omega^2 e^{i\omega t} \dots \dots (1)$$

また、加速度応答 X 及び位相差 ϕ は下式となる。

$$X = \frac{\left(\frac{\omega}{\omega_0}\right)^4}{\sqrt{\left\{1 - \left(\frac{\omega}{\omega_0}\right)^2\right\}^2 + 4h^2 \left(\frac{\omega}{\omega_0}\right)^2}} \dots \dots (2)$$

$$\phi = \tan^{-1} \frac{2h \left(\frac{\omega}{\omega_0}\right)}{1 - \left(\frac{\omega}{\omega_0}\right)^2} \dots \dots (3)$$

ただし、固有振動数 ω_0 及び減衰定数 h はそれぞれ次式となる。

$$\omega_0 = \sqrt{\frac{k}{m_0}}, h = \frac{\psi}{2\sqrt{m_0 k}}$$

圧電素子 (PZT) などを含めて、軟組織物体上における物体の運動解析は、一般に接触コンプライアンス法や共振法として下式を利用して詳細に検討されているが、しかし、ヒトの触圧覚による硬さ、軟らかさとの関係を論議するには試料の厚さやセンサ素子の接触面積、粘性減衰による影響も同時に考慮することが大変重要である。^[1]

$$f_0 = \frac{1}{2\pi} \sqrt{\frac{k}{m_0}} = \frac{1}{2\pi} \sqrt{\frac{1}{m_0 c}} \dots \dots (4)$$

$$c = \frac{1}{k} \dots \dots \text{contact compliance}$$

一般的には、これらの特性を議論するには軟組織モデルに振動を加振し、その周波数応答特性を正確に測定することが必要である。しかし、術中の生体への適用や触診デバイスの簡略化を目的とする場合には、適切であるとは考えられない。そこで、(2)、(3) 式とは別に Lysmer, J らが提唱した新しい無次元量の概念^{[2][3]}を導入して解析を試みた。質量 m_0 の加速度応答については(2)式より容易にシミュレーションできるが、その特性は減衰定数 h に依存してしまう。この減衰定数は定量的に取り扱うには難しい要素なので、現実的には質量やばね定数を変化させて様々なシミュレーションを試みる人が多い。

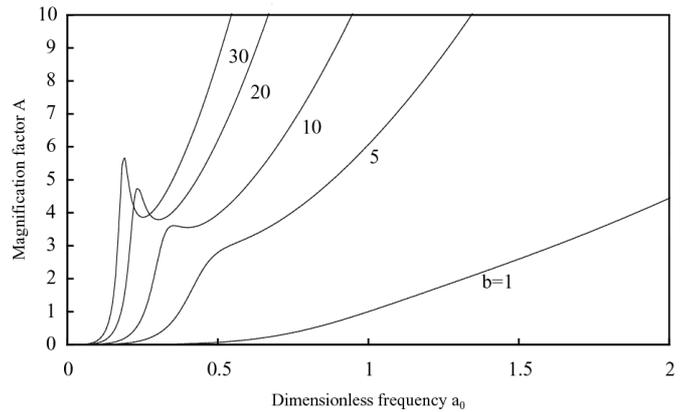


Fig. 2 Acceleration response curves of the single degree of freedom analyzed with an introduction of a dimensionless frequency factor and mass factor

そこで、質量及び減衰効果の影響を明確にするために、次式で定義される無次元振動数係数 a_0 と無次元修正質量係数を導入すると、

$$a_0 = \frac{\omega \psi}{k} \dots \dots (5)$$

$$b = \frac{m_0 k}{\psi^2} \dots \dots (6)$$

これから、(2)、(3) 式の加速度応答及び位相差は、それぞれ次式のように変形することができる。

$$A = \frac{(a_0^2 b)^2}{\sqrt{(1 - a_0^2 b)^2 + a_0^2}} \dots \dots (7)$$

$$\phi = \tan^{-1} \frac{a_0}{1 - a_0^2 b} \dots \dots (8)$$

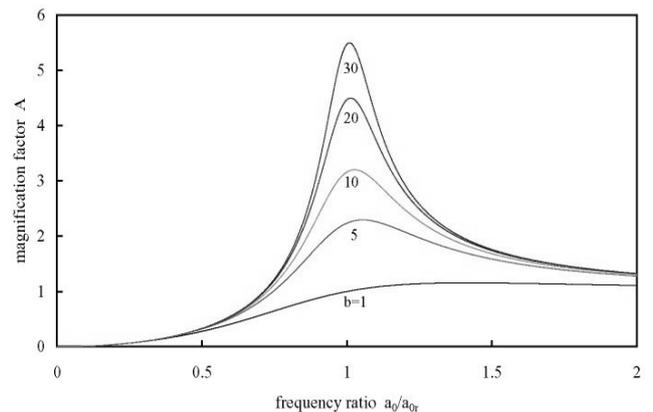


Fig. 3 Normalized acceleration response curves of the single degree of freedom analyzed with an introduction of a dimensionless frequency factor and mass factor a_{0r} is a dimensionless frequency at resonance.

Fig. 2 は(7)式の加速度応答倍率を示したものであり、Fig. 3 はそれを共振時の無次元振動数係数 a_{0r} で正規化したものである。無次元質量係数 b が大きくなると共振周波数は低下し、振幅は無次元質量係数の増加とともに減衰度が小さくなるので増大する。これらの特性は Fig. 2 に示されるように無次元質量係数 b によって決定されるが、これは式(6)に示されるように減衰係数 Ψ^{-1} に比例するので質量 m_0 の効果と減衰定数 Ψ の効果を分離して考えることができる。この無次元質量係数を計測上簡単にもとめることが可能ならば、接触コンプライアンスの検討が容易に行うことができる。そこで、位相差 $\phi = 90^\circ$ における無次元固有振動数 a_{0r} を次式のように求めると、

$$a_{0r} = \frac{1}{\sqrt{b}} \dots (9)$$

この式を式(7)に代入することにより、共振時の応答倍率 $A_{\phi=90^\circ}$ は、

$$A_{\phi=90^\circ} = \sqrt{b} \dots (10)$$

となり、従って、共振時の振幅から質量係数 b を容易に求めることが可能である。また、共振周波数 f_0 と質量係数 b の関係はばね定数 k 及び減衰係数 Ψ の関数で表され、右辺の項は軟組織物体の媒質特性に依存する。

$$f_0 \cdot A_{\phi=90^\circ} = f_0 \cdot \sqrt{b} = \frac{k}{2\pi\Psi} \dots (11)$$

また、この式(11)は定数を導入することにより、媒質が半無限弾性体の場合にも適用可能である。

3 方法

試料の厚さが有限な場合について、無次元修正質量比 b を求めるために以下のような検討を行った。

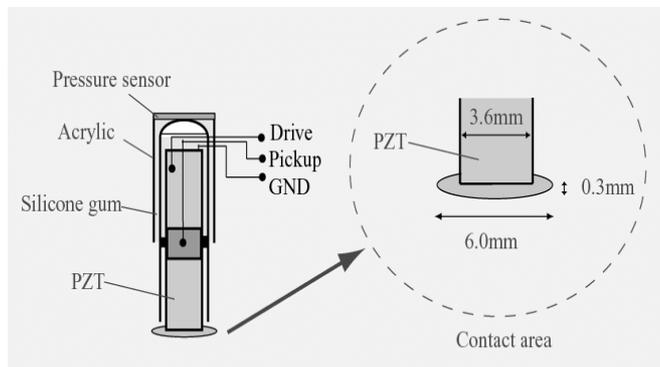


Fig. 4 sensor probe

軟組織モデルには種々の媒質が考えられるが、物理的にも安定で比

較的均一な特性をもつシリコンゴムと、比較的生体に近いとされる牛の皮膚を原材料とするゼラチン、及びゼラチンに径 6mm のシリコンチューブを埋めた血管モデルを用いた。シリコンゴムは濃度の異なる5種類のものを用い、縦・横 75×50mm、厚さがそれぞれ 10,20mm とした。ゼラチンに関しては濃度が一定で直径 85mm の円盤型で厚さが異なる3種類のものを用いた。

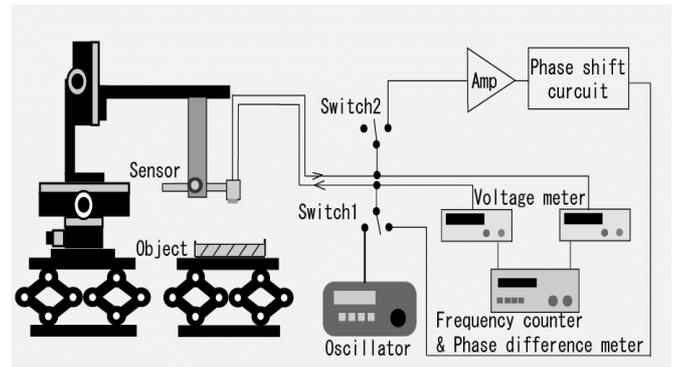


Fig. 5 Measuring system

試作したトランスデューサは基本的に駆動、検出部分一体型の圧電セラミック素子から構成されている。使用目的に応じて接触底面を球状などに変えたりできるが、本研究の場合、試料による接触面積の差を最小限にするために平面型の接触子を設けた。また、トランスデューサ上部には計測時のセンサ素子にかかる負荷荷重を測定するために歪みゲージ型の圧力センサを備えた。また、PZT の共振周波数及び応答倍率を求めるため Fig. 5 のように回路を構成した。共振周波数を求めるにはリサージュ法などが一般的であるが、本研究では尾股らが開発した位相シフト法^[4]による発振回路を用い、クローズドループにおいてトランスデューサが試料に触れたときの共振周波数及び電圧、位相差を読み取り、その後、sw1 と sw2 を上方向に切り替えることによりオープン回路とし、周波数、電圧を調整し、そのときの応答倍率を読み取った。また、このときの負荷荷重は 5.0g 及び 10.0g とした。なお、これらの実験ではすべての試料を縦・横 75×75mm、高さ 5mm のアクリル製の定盤上において実施した。

4 結果と考察

Fig. 6 はトランスデューサを濃度及び厚さの違うシリコンゴムに対して負荷荷重 10g で接触させたとき、あらかじめ他の方法で計測したシリコンゴムのスティフネス特性と式(10),(11)から求めた物理係数の関係を表した図である。物質の硬さを表すにはヤング率^[5]などの物理係数を用いるのが一般的ではあるが、本研究の場合、触診センサの開発を目的としているので横軸には試料の厚さを加味した物理係数をとった。これらの軟組織モデルの測定では試料の厚さが小さいため、常に基盤としたアクリル製定盤の影響を受ける。結果より、濃度の低い、つまり軟らかい物ほど減衰係数が大きく求めた物理係数は小さくなる。また、試料の厚さを小さくすると、接触コンプライアンス及び粘性減衰

が著しく減少するためであると考えられる。

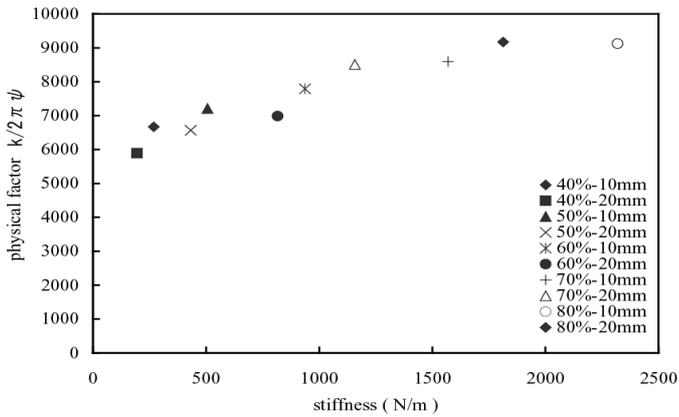


Fig. 6 Physical factor vs. stiffness (silicone-gum)

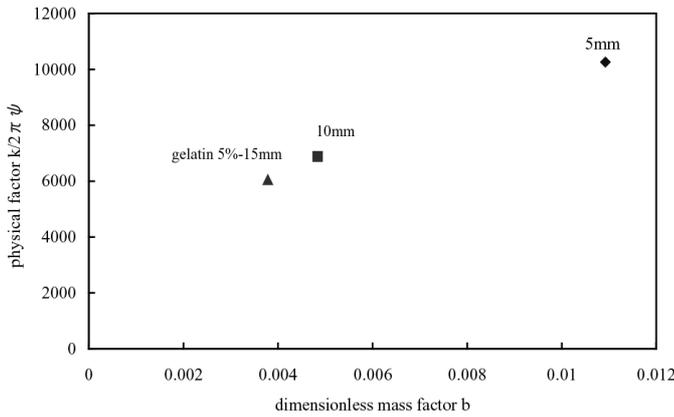


Fig. 7 Physical factor vs. dimensionless mass factor (gelatin)

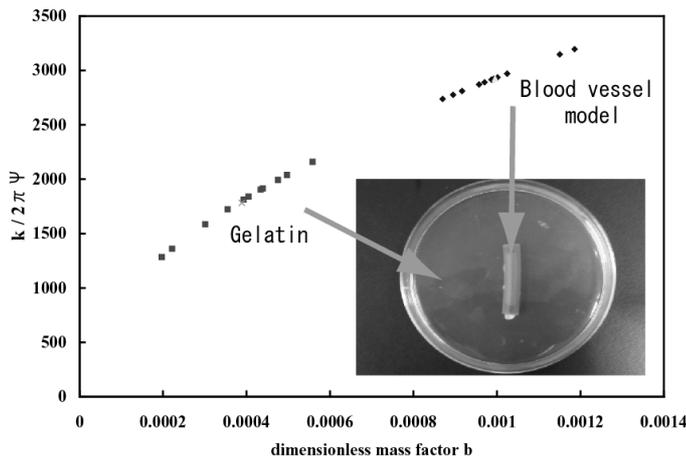


Fig. 8 Physical factor vs. dimensionless mass factor (blood vessel model)

Fig. 7は濃度が同じで厚さが違うゼラチンの無次元修正質量係数とFig. 6と同様にして求めた物理係数の関係を表した図である。この結果も同様に試料の厚さが小さくなるに従って粘性減衰が減少し、物理係数は見かけ上上昇する。触診による硬さ、軟らかさを議論する際には試料の厚さが有限であり、これらの特性を計測することが非常に重要である。Fig. 8は同様の方法で血管モデルを計測した図である。図のように血管のある部分とない部分では計測結果に大きな差異が認められた。また、これらの実験とは別に、使用した濃度が同じで厚さの違うゼラチンを用いて20代の成人男性4人による触診を試みた。結果、同じ負荷荷重において物理係数が大きいほど硬く認知していることが認められた。以上のことから、有限の厚さを持つ軟組織モデルの計測の際、共振周波数と無次元修正質量係数を測定すれば、媒質の物理的特性を表すことができる。これらは、厚さが違うことによって物理係数が異なるため、ヒトの触圧覚による知覚と非常に酷似した結果となる。

5 結論

本研究では、ヒトの触圧覚に対応した触覚センサの開発を目指し、軟組織モデル計測において無次元振動数係数と無次元修正質量係数を導入して実験及び解析をすることにより、接触コンプライアンス特性を無次元修正質量係数と物理係数を用いて表せることを示した。これらの特性は試料の厚さが異なることによるヒトの触圧知覚の差異における特性と酷似しており、今後、実際に生体軟組織を計測することによって、有用な触覚センサ開発の基礎になると考えられる。

6 参考文献

- [1] 尾股定夫, 圧電型パイロメータによる軟組織の硬さ測定とその解析, 医用電子と生体工学, 28-1, 1/8, (1990)
- [2] J.Lysmer & F.E.Richert, Dynamic response of footings to vertical loadings, Trans. ASCE, 92 (SM-1), 65/91, (1966)
- [3] J.Lysmer, Vertical motion of rigid footings, Dept. of Civil Eng., Univ. of Michigan Report to WES Contract Report No. 3-115 (1965)
- [4] Omata, S, Terunuma, Y, New tactile sensor like the human hand and its applications., Sensor and actuators A, 35 9-15 (1992)
- [5] G.M.L.Gladwell and C.Kleesattel. The contact-impedance meter-2, Ultrasonics for industry 1968 Conference Paper(1968)