

生体指の振動計測に基づく触覚センシング

○ 岩本 貴之 (東京大学)

星 貴之 (東京大学)

篠田 裕之 (東京大学)

Tactile Sensing Based on Human-Finger Vibration Measurement

○ Takayuki Iwamoto (The University of Tokyo)

Takayuki Hoshi (The University of Tokyo)

Hiroyuki Shinoda (The University of Tokyo)

In this paper, we propose a new tactile device which can measure the contact position on the fingertip. The device utilizes the difference between elastic waves propagating along the finger. As a preliminary experiment, we measured the propagation of the lateral and longitudinal wave along the left index finger. Impulsive forces were applied on the fingertip. The propagation waves were measured with a phonograph cartridge placed at the skin surface of the middle phalanx. The result suggested that the difference between the velocity of the longitudinal wave and lateral wave can be useful for estimating the distance between the contact position and the measuring point.

1. はじめに

触覚は、温度感覚や化学的作用を除けば、皮膚と物体との接触時に皮膚内部に生じる応力の情報を取得する感覚である。もし、触覚センサによって人間が得ているのと同様な触覚情報を得ようとするならば、センサ表面の摩擦と弾性的性質が人間の皮膚と一致していることが望ましいと考えられる[1]。そのようなセンサ構造を実現するひとつの解は、生体そのものをセンサの一部として利用することである。生体指を利用したセンサには、Mascaro ら[2]による爪色変化を利用するセンサがある。Mascaro らは、指と物体との接触時の血流量の変化を、指の爪側に配置した赤外線フォトダイオードにより計測することで、指腹部に生じる 3 軸の力を推定した。このような生体を利用する手法には、皮膚表面に圧電フィルムやひずみゲージを配置するような場合とは異なり、センサの使用者の触覚を妨げないという利点もある。

また、生体を利用したセンサは、センシングのみの用途ではなく、情報入力インターフェイスとしても利用可能である。Fukumoto ら[3]は UbiButton というデバイスを提案している。UbiButton は手首に取り付けた加速度センサにより指先に加えたタッピングを検知し、タッピングの回数やリズムを入力コマンドして解釈するデバイスである。また、前述の Mascaro らのグループも、爪色変化の計測をタッチパネルなどに変わる入力手段として提案している[4]。

我々は、生体を利用した、新しい触覚計測デバイス・情報入力インターフェイスとして、生体指の振動伝播計測を利用するデバイスを提案する。触動作に伴い、生体指には様々なモードの振動が生起すると考えられる。地震学などでも知られるように、モードの異なる波の存在によって、振動の発生

源を定位することは可能である。振動の発生位置の情報から感覚の定量化を行った例としては、Makino ら[5]による食品の crispness の評価方法が挙げられる。触覚は、皮膚表面上の応力分布の時間空間パターンを入力とする感覚であるため、振動の発生位置と、その振動の時間波形とは触覚に関する多くの情報を与えると考えられる。また、皮膚上でタップをした位置を定位可能であれば、皮膚上に仮想的な入力用ボタン群を構成することができると考えられる。

本稿では、生体指を利用した新しい触覚計測・情報入力デバイス開発のための基礎実験として、指先を伝播する振動計測に関して述べる。第 2 章では、生体指の構造について述べる。実験の詳細と結果に関しては第 3 章で述べる。

2. 生体指の構造

機械的特性を考えた場合、指は人間の他の部分の皮膚と比べていくつかの特徴を有する。Fig.1 に指の先端部の断面構造を示す。指の先端部の物性値に関しては、前野ら[6]が詳細に調べている。指の軸に垂直な断面は、楕円形状をしており骨を覆うように、皮下組織、真皮、表皮が層構造をなしている。真皮、表皮の指先端部における厚さは、それぞれ約 0.75mm, 1.0mm である。表皮、真皮、皮下組織の縦弾性係数はそれぞれ 1.36×10^5 Pa, 8.0×10^4 Pa, 3.4×10^4 Pa と推定されている。皮膚組織のポアソン比に関しては 0.5 に近い値と考えられ、多くの場合、0.48 前後の値が用いられている。

皮膚の機械的インピーダンスや振動現象に関する研究はいくつかなされている。奈良ら[7]は皮膚を 2 層からなる半無限弾性体ととらえ、その弾性波動解析を行った。また、Pereira ら[8]は層状構造を持つ弾性体に関して、皮膚に水平方向の振

動を与えた時の解析を行った。

指を機械的な構造体として見た場合、皮膚構造に加えて重要な特徴は骨の存在である。骨の弾性パラメータは皮膚組織とは大きく異なる。また、指の軸に沿って伝播する振動を考えた場合、骨の各部分は関節部分でバネ性の物体により結合された連成振動体とみなすこともできる。

この指の持つ複雑な構造のため、指先皮膚で生じた動的変形は、指の軸上のある点において、いくつかの伝播速度や振動方向の異なる波動となって観測されると考えられる。それらの観測された波動から、指先の振動発生位置を推定することは可能である。例えば、単純に、ある点において伝播速度の異なる 2 種類の波動を独立に観測できたとすると、指先における振動発生位置と波動の観測点との距離 D は、波動の伝播速度 v_1, v_2 および到達時間差 t_{pd} から、

$$D = \frac{t_{pd}}{1/v_2 - 1/v_1} \quad (1)$$

で与えられる。一方で、このように、複雑な構造をした物体中を伝播する振動に対して、精度の高いモデルを与えることは必ずしも容易ではない。本稿においては、まず、指を伝播する振動を計測し、その特徴を確認することを第一の目標とした。

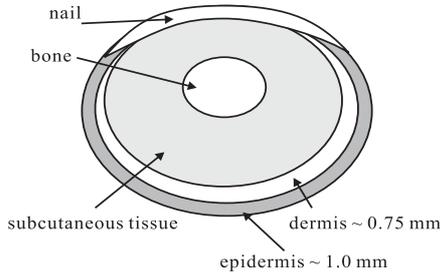


Figure 1. A cross section drawing of a finger.

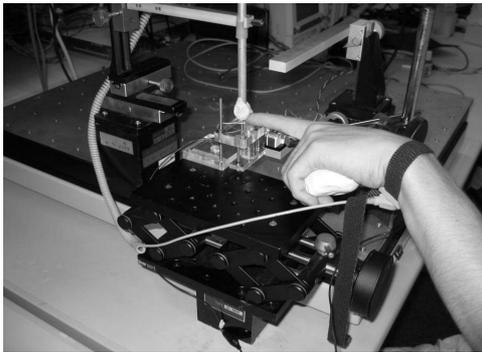


Figure 2. A photograph of the experimental setup

3. 実験

3.1. 実験条件

実験の目的は指先に加えたインパルスの力変化によって、

どのような振動モードが生じ、伝播するのかを調べることである。指先から伝播する微小振動を進行方向に垂直な振動（横波）と進行方向に平行な振動（縦波）とに分離して計測するため、以下の実験環境を用いた。実験装置の写真は Fig. 2, Fig. 3 に示す。

測定に用いた指は左手示指とした。指の根元は金属棒上に置いた。指の爪部分には粘着ゴム（BluTack）を付け、z ステージによって高さ変化が可能な支持棒に固定した。指先端部の高さは、指の背側が根元から先端まで水平になる高さとした。被験者は被験者の手に合わせて作製した紙粘土製の型を握り、全ての指が動かないようにした。

被験者の指腹部分にインパルスの力変化を加えるため、Fig. 4 に示すような器具を用いた。バネのついたアクリル部分の押し下げ量は毎回一定になるようにした。指先と衝突する部分には直径 0.8mm の銅線が取り付けられた。銅線は 5V でプルアップされており、被験者の指に触れた瞬間に、銅線が測定回路の GND に接続されるようになっているため、銅線の先端が被験者の指に触れた瞬間を検出できるようになっている。

被験者の手首には測定回路の GND に接続するためのストラップを装着した。銅線先端部は指の中心軸に一致するように配置した。銅線先端部は中心軸に沿って移動させることが可能であった。また、高さも z ステージによって調節することができた。

被験者の指腹を伝播する振動を計測するため、被験者の指の中節部に、オーディオカートリッジを配置した。オーディオカートリッジは z ステージに取り付けられ、オーディオカートリッジのレコード針の先端部分がわずかに皮膚に触れるように高さが調節された。オーディオカートリッジは、audio-technica 社の AT10G を用いた。AT10G の出力は針先端の速度振幅に比例する。出力電圧、変位をフーリエ変換したものをそれぞれ $E(\omega)$, $X(\omega)$ とすると、

$$E(\omega) = j\omega\alpha X(\omega) \quad (2)$$

$$\alpha = \frac{|E(\omega_0)|}{\omega_0 |X(\omega_0)|} \quad (3)$$

である。ただし、 ω_0 は校正に用いる角周波数 [rad/s] である。 α の値は、周波数 1kHz において、5.0mV の電圧出力が針先端の変位振幅 35.4 μ m に対応することから(3)式より決定した。次節の結果の表示においては全て変位振幅 [μ m] に換算した値を用いている。

振動計測用のデバイスとして、アナログレコード用のオーディオカートリッジを用いた理由を以下に記す。まず、オーディオカートリッジは、上下方向の振動と横方向の振動の 2 自由度を個別に計測可能である。また計測可能な振動は、振幅が μ m オーダーであり、20Hz から 20kHz までの周波数帯域をカバーしている。さらに、測定点とは針による点接触であり、針の接触力は 2g 重程度と微小であることから、測定時の

接触により振動伝播の境界条件を変化させることがほとんどないと考えられる。

実験装置のうち、被験者の指の固定部分、およびオーディオカートリッジは制振台上に取り付けられた。これは、衝撃発生用の器具から机を通して伝播する振動と測定系とを分離するためである。

被験者は20代男性1名であった。被験者の指先端部から第1関節までの長さは、26mm、第1関節と第2関節との間隔は、20mmであった。オーディオカートリッジの位置は固定し、衝撃を加える点の位置を可変とした。衝撃を加えた点と、オーディオカートリッジの記録針先端との距離は、20mm、25mm、30mmとし、25mmの時に、衝撃を加えた点と指紋の渦の中心とが一致するようにした。

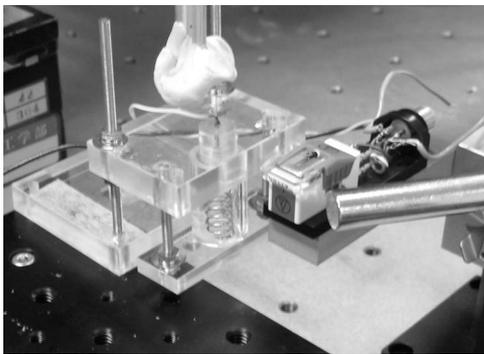


Figure 3. A close view of the setup. An acrylic bar with a spring and a phonograph cartridge were aligned along the center axis of the subject's finger. An aluminum bar with sticky rubber was used for fixing the subject's nail.

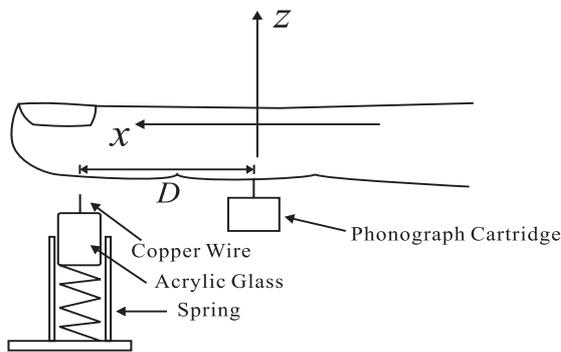


Figure 4. A schematic drawing of the experimental setup.

3.2. 結果

以下に測定の結果を示す。Fig. 5, Fig. 6, Fig. 7 はそれぞれ、 $D = 20, 25, 30 \text{ mm}$ の場合の測定結果である。グラフの縦軸は変位[μm]を横軸は時間[ms]を表している。破線は、縦方向 (z 軸方向) の変位、実線は横方向 (x 軸方向) の変位を表す。波形の取得の際には、銅線と皮膚との接触時に生じるパルスを用いたが、測定回によってトリガーがかかる時刻にばらつきが見られた。このひとつの原因としては、皮膚の状態による接触インピーダンスのばらつきが考えられる。そ

のため、今回示す結果において、Fig. 5, Fig. 6, Fig. 7 に示すグラフの横軸原点は、皮膚との接触時刻を正確に反映したものではない。

Fig. 5, Fig. 6, Fig. 7 を比較すると、各グラフで3ms付近に見られる x 軸負方向変位のピークと、5ms付近に見られる z 軸正方向変位のピークの到達時刻の差が、距離 D の増加とともに大きくなっていることがわかる。距離 D とピークの到達時刻の差 t_{pd} の対応は Table. 1 に記載する。

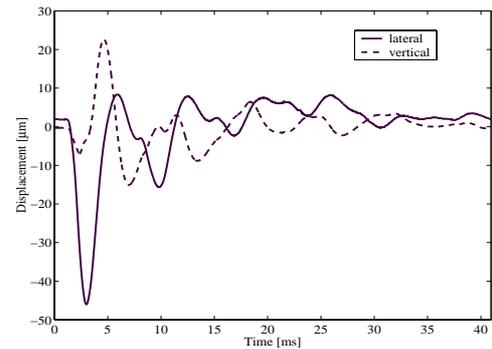


Figure 5. The observed lateral wave and longitudinal wave for $D = 20\text{mm}$. The vertical axis represents displacement. The horizontal axis represents time.

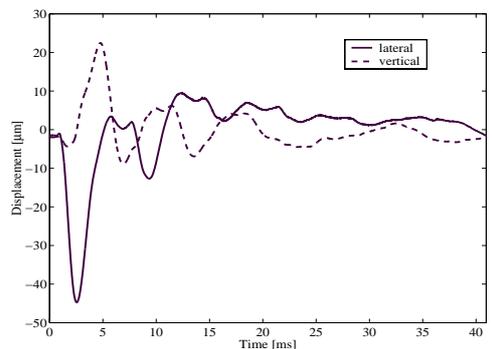


Figure 6. The observed lateral wave and longitudinal wave for $D = 25\text{mm}$. The vertical axis represents displacement. The horizontal axis represents time.

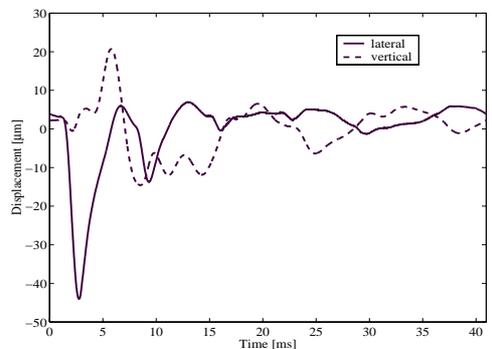


Figure 7. The observed lateral wave and longitudinal wave for $D = 30 \text{ mm}$. The vertical axis represents displacement. The horizontal axis represents time.

Table.1 The distance and the propagation delay time.

D [mm]	20	25	30
t_{pd} [ms]	1.62	2.04	3.03

4. 考察

実験結果を見ると、距離 D と到達時刻の差 t_{pd} の比はいずれの D の値においてもほぼ同様のオーダーであり、距離 D と到達時刻の差 t_{pd} は概ね比例関係にあると考えられる。より詳細な実験を行い検証する必要があるが、観測された縦波のピーク、横波のピークの到達時刻差は振動発生位置に関する情報を含んでいると考えられる。

観測されたデータと理論値との対応を検証する。弾性体中を伝播する縦波の速度 v_l 、および横波の速度 v_t は縦弾性率 E 、密度 ρ 、および、ポアソン比 σ を用いて、

$$v_l = \sqrt{\frac{(1-\sigma)}{(1+\sigma)(1-2\sigma)}} \cdot \sqrt{\frac{E}{\rho}} \quad (4)$$

$$v_t = v_l \cdot k = v_l \sqrt{\frac{1-2\sigma}{2(1-\sigma)}} \quad (5)$$

と表される。縦弾性率を 1.36×10^5 Pa、密度を 1.0×10^3 kg/m³、ポアソン比を 0.48 とすると、縦波の速度 v_l は 29.6m/s と算出される。一方で、実験値からも v_l を求める(1), (5)式より、 v_l は、

$$v_l = \frac{D}{t_{pd}} \left(\frac{1}{k} - 1 \right) \quad (6)$$

と表され、(6)式より v_l を求めると、47.1m/s と算出される。なお、 D/t_{pd} の値は、距離 20, 25, 30mm の場合の平均値を用いた。(6)式を用いて実験値から求めた v_l の値のオーダーはほぼ理論値と一致している。

5. まとめと今後の課題

本稿では、生体指を利用した新しい触覚計測デバイスの提案を行い、その開発のための基礎実験として、指先を伝播する振動計測を行った。実験では、指先を伝播する縦波と横波を個別に計測することに成功し、それらの波の到達時間差が振動発生点からの距離に比例する傾向にあることも確認した。今後は、実験の精密化、骨伝導などの異なる伝播経路をとる振動の確認、現象のモデル化、触覚情報定量化方法の確立、装着型センサとしての実装などをすすめる予定である。

参考文献

[1] 篠田裕之, “器用な手の皮膚と触覚,” 日本ロボット学会誌 Vol. 18 No. 6, pp.767~771, 2000

[2] S. Mascaro, and H. Asada, “Measurement of Finger Posture and Three-Axis Fingertip Touch Force Using Fingernail Sensors,” *IEEE Transactions on Robotics and Automation*, vol. 20, no. 1, pp. 26-35.

[3] M. Fukumoto, and Y. Tonomura, “Whisper: A Wristwatch Style Wearable Handset,” in *Proc. CHI'99*, pp.112-119, 1999.

[4] Y. Sun, J.M. Hollerbach, and S.A. Mascaro, “Measuring fingertip forces by imaging the fingernail,” in *Proc. 14th Symposium on Haptic Interfaces for Virtual Environment and Teleoperator Systems*, 125-131, 2006

[5] Y. Makino, N. Ono, and S. Ando: “Bone Conduction-like Acoustic Sensor System for Evaluating Crispness,” in *Proc. SICE Annual Conference 2002*, pp.1644-1647, 2002

[6] 前野隆司, 小林一三, 山崎信寿, “ヒト指腹部構造と触覚受容器位置の力学的関係,” 日本機械学会論文集 63 巻 607 号 C 編, pp. 881-888, 1997.

[7] 奈良高明, 柳田康幸, 前田太郎, 舘暉, “弾性波動を用いた皮膚感覚ディスプレイ,” 日本バーチャルリアリティ学会論文誌, Vol. 3, No. 3, pp. 89 - 97, 1998.

[8] J. M. Pereira, J. M. Mansour, B. R. Davis, “The effects of layer properties on shear disturbance propagation in skin,” *Journal of Biomechanical Engineering*, Vol. 113, No. 1, pp. 30-35, 1991.