

指中節部における触覚神経信号の計測

○岩本 貴之 (東京大学)
長谷川 拓也 (東京大学)
篠田 裕之 (東京大学)

Measuring middle phalanx neural signals generated by mechanoreceptors

○Takuya Hasegawa (The University of Tokyo)
Takayuki Iwamoto (The University of Tokyo)
Hiroyuki Shinoda (The University of Tokyo)

We propose a new non-invasive method for the measurement of neural signal of tactile afferents. The method utilizes the physiological feature of the proper palmar digital nerves. Proper palmar digital nerves reside in the middle phalanx, in which no muscles exist. Hence, myoelectric signals do not disturb the measurement of weak signals of tactile afferents. In addition, using arrayed electrodes, it is possible to apply delay sum techniques to the detected neural signals because the conductance speed of the fibers is a known value. The details of the method are discussed explaining the advantage of the physiological feature of the proper palmar digital nerves. The results of preliminary experiment for the evaluation of noise level are also shown.

1. はじめに

触覚神経情報の取得は、人間の触覚情報処理の解明にとって重要である。これは神経生理学上の知見が得られるというだけでなく、VRにおける効果的な触覚提示、人体の仕組みを模倣した人工皮膚などに応用できる。また、さらに別の観点からは、従来の官能評価に代わる触感の定量化方法としても期待ができる。例えば、触覚ディスプレイの定量的な評価方法としては、実際の物体を触った場合との差を人間の主観に頼らずに評価できる。また、肌触りなどを定量的に測定するセンサとしての使用も考えられる。

現在行われている触覚神経情報の取得方法として、刺入電極を用いた方法がある。この方法は神経生理学研究においては有効な手法であり、以前から良く行われていた。そのほかにも、神経再生型電極やカフ電極などを用いる方法も存在するが、どれも人体を傷つける侵襲的な方法である。そのため、日常的な使用にはまだ課題が残されている。

本稿では、触覚神経情報の非侵襲的な方法として、指中節部表面を利用する方法を提案し、その詳細について論じる。指中節部は、筋繊維が無く筋電による阻害を受けにくい、神経の走向が既知であるといった特徴があり、また、機械受容器に接続する神経線維の信号伝達速度もおおよそその値が知られている。これらの特徴を利用した触覚神経信号の非侵襲的な取得方法を提案し、実験によるその評価結果を述べる。

本章の最後に、本稿の構成について説明する。第 2 章では、本研究の基となる生理学的な知見等について述べる。第 3 章では、測定環境および測定装置の詳細を述べる。作製した測定系の雑音レベルを確かめるための予備実験の結果については第 4 章で述べる。

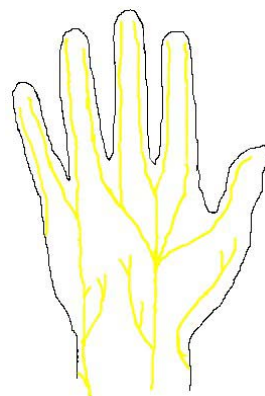


Figure. 1 Proper palmar digital nerves (right hand) [1]

2. 提案手法

本章では、本研究において着目する指中節部の生理学的知見を紹介し、それを利用した触覚神経信号の経皮的計測の方法を提案する。

2.1. 指部の構造

Figure. 1 に示すように、指先の機械受容器に接続する神経は、ほとんどが各指の掌側に 2 本ずつ存在する固有掌側指神経 (Proper Palmar Digital Nerves) と呼ばれる神経束にまとめられ、さらに、小指に存在する 2 本と薬指の 1 本は尺骨神経に、薬指の残りの 1 本と中指、示指、母指の固有掌側指神経は正中神経にまとめられる。

固有掌側指神経は、皮膚内部で指動脈に平行するように存在している。皮膚表面からの深さは場所により異なると思わ

れるが、掌側の関節近傍では指動脈が目視で確認できることから、固有掌側指神経も比較的皮膚表面付近に存在すると考えられる。

中手に存在する筋は骨間筋および虫様筋の 2 種類であるが、これらはいずれも第 2 関節に接続する指背腱膜（伸筋腱膜）に着く。また、上腕部に存在する伸筋から伸びた腱が爪の近傍に接続しており、第 1 関節における屈曲は、この腱によってなされている。すなわち、指において第 2 関節よりも末端の部位には筋肉は存在しない。

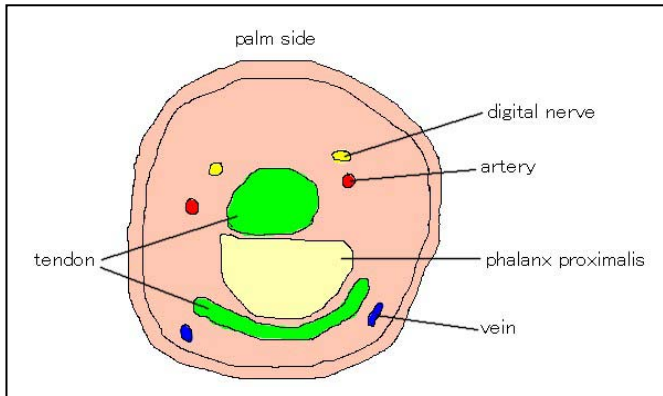


Figure 2. A cross section drawing of the second finger at the phalanx proximalis

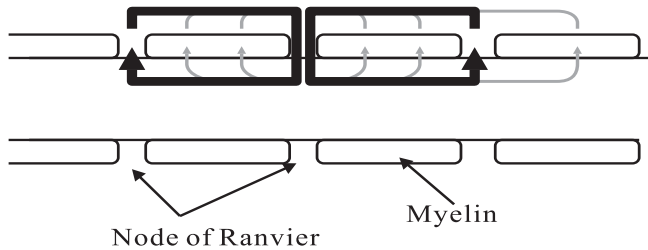


Figure 3. Action potentials in myelinated nerves regenerated at the nodes of Ranvier. Arrows represents current flow following the firing at the node of Ranvier.[4]

2.2. 機械受容器に接続する神経

機械受容器に接続しているのは有随 Aβ 繊維であり、平均直径は 8μm、神経パルスの平均伝導速度は 50m/s である[3]。伝導速度より、活動電位の持続時間である約 2ms 中に進行する距離を算出すると約 10cm となる。

有随神経は、その大部分を絶縁体の髄鞘に覆われた神経であり、神経細胞膜が露出しているのは、ランビエ絞輪と呼ばれる髄鞘間の間隙のみである。ある場所のランビエ絞輪で発火が起こると、膜上に分布するイオンチャンネルを通してイオンの移動が起こり、電流が流れる。電流の空間分布の様子を模式的に表した図を Fig. 3 に示す[4]。発火した箇所では電流の流入が起こり、隣接する別のランビエ絞輪では流出が起こ

る。髄鞘においても若干の電流が流れるが、ランビエ絞輪での電流量が支配的である。

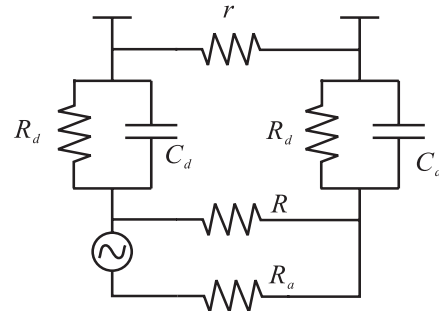


Figure 4. An equivalent circuit for the current flow around the ranvier node.

2.3. 提案原理

まず、そもそも単一の神経発火によって、皮膚表面においてどの程度の電位が観測されるのかを見積もる。Fig. 4 は、神経と皮膚の等価回路モデルである。発火が起きているランビエ絞輪を電圧源とみなした。Ra は、軸索内部の抵抗、R、および r は、それぞれ軸索近傍、皮膚表面近傍の電流経路の抵抗、Rd、および Cd はそれぞれ、皮膚の抵抗およびキャパシタンスを表す。皮膚表面から電位を測定する場合、r の両端の電位を差動増幅器の正負端子に入力する。仮に、ランビエ絞輪を流れる電流量が 1nA であったとし、そのうちの 10% が、Fig. 4 に示したモデルの抵抗 r に流れるとすると、r = 100kΩ の場合、その電圧降下は、10[μV] と見積もられる。

一方で、熱雑音の影響を考えてみる。表皮のインピーダンスの実測値に関しては、いくつか知見[5]があるが、部位により表皮厚さや皮膚の内部構造に違いがあり、必ずしも我々のケースと合致するものではない。ここでは、これらの知見は参考にとどめ、接触抵抗と皮膚インピーダンスをまとめたインピーダンスを 100kΩ と仮定する。抵抗 R に発生する熱雑音の振幅 vn の 2 乗平均値は、ボルツマン定数 k、絶対温度 T、帯域幅 B、を用いて、

$$\overline{v_n^2} = 4kTRB \quad (1)$$

と表される。式(1)より、帯域幅 1kHz、温度 27°C のもとで、入力部の抵抗に発生する熱雑音の平均振幅 vn は 1.3 [μV] と見積もられる。r の値や電流量などは荒い見積もり値であることを考慮すると、熱雑音と信号とはさほど変わらないオーダーであると考えられる。

もしも、神経発火のタイミングが既知であり、同期加算が可能であれば、雑音は大きく低減することが可能である。我々はそのひとつの可能性として、神経の伝導速度と空間配置が既知であることに着目する。

2.2 節で述べたように、機械受容器に接続する神経の平均伝導速度は、50m/s である。ばらつきはあるものの、およそ 30 ~ 70m/s の範囲であることが知られている。加えて、機械受容器に接続する神経は、指中節においては固有掌側指神経にま

まる. すなわち, 指腹部表面に 2 次元的に分布したいずれの機械受容器からの信号も, 指中節においては, 2 本のいずれかの固有掌側指神経に集約され, なおかつ, その神経束に沿って, ある範囲内の速度で伝播する.

これらの事実からすると, 電極アレイを固有掌側指神経に沿って配置し, 適切なタイミングで各電極からの出力を加算することができれば, より高い S/N 比で経皮的に触覚神経信号を取得することが可能であると考えられる.

上記の算出に用いたパラメータは, いくつかの知見を参考にはしているが, 我々の所望の測定部位や条件とは必ずしも合致せず, また実際の測定時には熱雑音だけでなく, 環境からの雑音や電極と皮膚との境界面での雑音なども影響を与えられ. そこで我々はまず始めに, アレイ電極ではなく, 一对の電極による差動計測を低雑音の環境で行い, 観察される神経信号の大きさを確認することとした. 前述の見積もりからも, 熱雑音に極めて近いレベルの信号であるため, 通常の方法では信号取得は難しい. そのため, 機械振動による触覚刺激を与え, その振動と同期させて信号の加算をとることで, 雑音の低減を試みた.

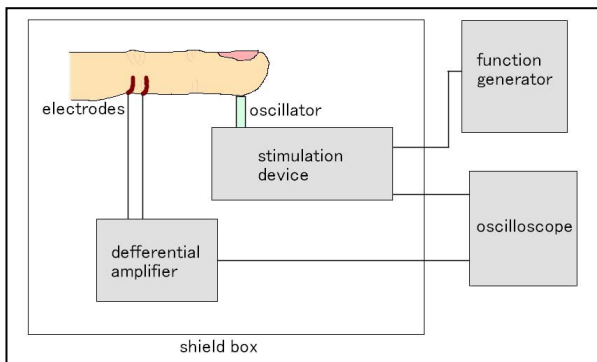


Figure 5. An overview of the system

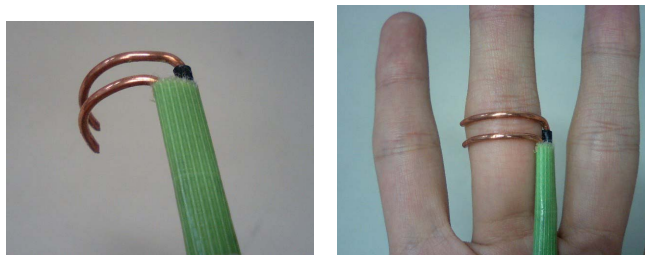


Figure 6. Copper electrodes for the measurement of nerve signals.

3. 測定装置

測定用の装置を示す. 装置は, 電極, 増幅回路, 刺激提示装置, オシロスコープからなる. 概要を Fig. 5 に示す. 刺激提示装置, 測定回路は全体を GND に接続した金属箱で覆ったシールド用の箱に入れ, 測定はその中で行った.

電極は, 市販の導電ペースト付き Ag-AgCl 電極の他に, 銅

製の電極など数種を用意した. 銅製の電極の概観は Fig. 6 に示す. 外部からのノイズを減らすため, ケーブル同士は極力隣接させ, 電極は指ごと導電布を用いてシールドした. 肘には市販のディスプレイ電極を取り付け, 回路の GND と接続した.

増幅回路は, 大まかに 2 段で構成されている. 初段は計装アンプ AD625 を用いて 1000 倍の増幅をかけ, 2 段目ではオペアンプ OP07 を用いて 500 倍の増幅をかけた. これにより, 全体では 50 万倍の増幅率となる. 初段と 2 段目の間にはカットオフ 0.6Hz の HPF を配置した.

刺激提示にはスピーカを用いた. ファンクションジェネレータの信号をオーディオアンプ回路の入力とし, スピーカに取り付けたアクリル棒を振動させることで, 指に刺激を加えた. 入力する信号は 30Hz 程度の正弦波とした.

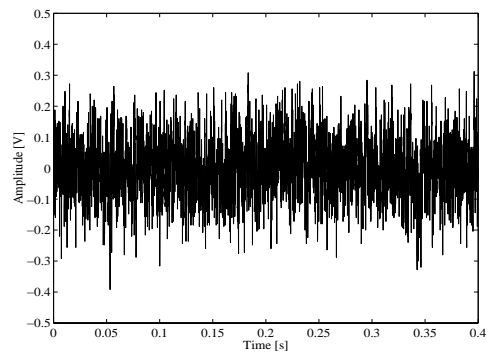


Figure 7. Observed noise waveform.

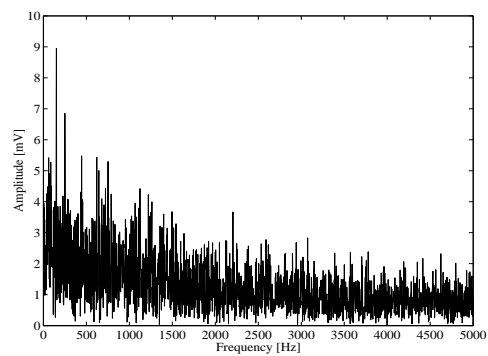


Figure 8. Frequency components of the observed noise waveform in Fig. 7.

4. 予備実験

測定系の雑音レベルを確かめるための予備実験を行った. まず, 測定環境の雑音を確かめるために差動入力に用いる 2 つの電極同士を短絡させ, その際の出力波形を観測した. 出力波形を Fig. 7 に示す. サンプルレートは 10kHz, サンプル点数は 4096 点であった. 観測波形の振幅は 200mV 程度であった. 増幅率が 50 万倍なので, 元の雑音の振幅は, 0.4μV

程度と考えられる。また、Fig. 7 の波形をフーリエ変換し、各成分の振幅をプロットしたものを Fig. 8 に示す。Fig. 8 の横軸は周波数であり 5k Hz までの周波数を表示した。Fig. 8 に見られるように、雑音の分布は若干、周波数に反比例する傾向が見られた。

また、電極を皮膚に貼付けた状態での測定も行ったが、電極の種類によらず、装着状態に依存して出力が変動した。電極と皮膚との接触抵抗の変化が原因と考えられる。装着状態に依存した出力の変動が大きく不安定であったため、この場合のデータ取得は行わなかった。

5. まとめと今後の課題

本稿においては、指中節部の皮膚表面電位からの触覚神経信号の取得を提案した。予備実験では、電極と皮膚との接触抵抗の変化が信号取得の際に最も問題となることがわかった。

今後は、神経軸索の発火による表面電位変化のモデルによる検証を行い、最適な電極形状や配置の検討をするとともに、電極材質の選定などにより接触抵抗の安定化を行う。

参考文献

- [1] J.W.Rohen, 横地千仞, E.Lutjen-Drecoll, 解剖学カラーアトラス第5版, 医学書院, 2004
- [2] J.A.Gosling, P.F.Harris, I.Whitmore, P.L.T.Willan, アトラスとテキスト 人体の解剖 第4版, 南江堂, 2004
- [3] Robert F.Schmidt, コンパクト生理学, 医学書院, 1997
- [4] Eric R.Kandel, Principles of Neural Science, Appleton & Lange, 2000
- [5] S. Grimmes, "Skin impedance and electro-osmosis in the human epidermis," Medical & Biological Engineering & Computing, Vol. 21, pp. 739-749, 1983.