

触覚神経信号の同期計測法

Synchronized Measurement Method of Tactile Nerve Signal

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

Takuya HASEGAWA, Tokyo University
Takayuki IWAMOTO, Tokyo University
Hiroyuki SHINODA, Tokyo University

In this paper, we show a method to measure tactile nerve signals on the skin noninvasively. The natural tactile nerve signals generated by mechanical touches are hidden behind thermal noises on the skin. In our method, we observe the tactile signals while synchronizing the firing by electrical stimulation. We expect the power of synchronized nerve signals can exceed the thermal noise. Synchronization is realized simply by stimulating mechano-receptors with electric impulse. After the impulse, the stimulated receptors cannot fire until the refractory period ends. Then all receptors under over-threshold stress are expected to fire simultaneously. As a pilot study, we measured synchronized nerve signal caused by electric stimulation.

Key Words: Neural recording, Noninvasive, Surface electrode, Mechanical stimulation, Synchronism

1. はじめに

人間が物体に触れたときに生じる触覚神経信号を非侵襲的に計測することができれば、触覚を利用した様々な新しいアプリケーションが可能になる。例えば生体指をセンサとして用いて製品の触感を定量化したり、指と対象物との接触を神経信号から検出するヒューマンインタフェースを実現することができる。また、触覚ディスプレイの定量的評価をはじめとして、心理物理実験等に代わる触感の定量的評価のツールとして利用することができる。そもそも、人間が触覚情報を得るとき、皮膚の触覚受容器が発火し、興奮が感覚神経を通して脳に伝わるということが知られているが、そこで行われている情報処理については未解明な部分が多い。触覚神経信号の計測は、触覚情報処理の解明にも貢献することが期待できる。

従来の神経信号の計測方法としては、刺入電極を用いた手法が一般的である。この方法は、高いS/N比が得られる一方、侵襲性が高いために医師等の専門家の立会を前提とした適用のみに限られる。また、神経束内での電極位置を一定に保つため、計測部を固定する必要がある。触覚においては対象を指で撫でる等の能動的な行動は重要な要素であり、計測の都合で運動を制約するのは好ましくない。そこで本研究では、皮膚表面電極を用いて非侵襲的に触覚神経信号を計測することを目指す。

一般に、機械刺激によって発生した触覚神経信号を皮膚表面で計測することは困難であるとされてきた。これには2つの原因がある。まず、個々の受容器から発せられる神経信号が非常に微小であること。また、機械刺激では受容器の発火タイミングが同期せず、信号の重ね合わせが起こらないことである。一方、電気刺激によって発生するもののように完全に同期した神経信号は、皮膚表面電極で計測可能であることが知られており、末梢神経障害の診断として活用されている。したがって機械刺激によって発生する各受容器の信号を何らかの手段で同期させることができれば、それを観測することが可能になると予測される。そこで本稿で我々は、電気刺激を用いて不応期を同期させることで、不応期後に機械受容器から発生する神経信号を同期させる計測手法を提案する。

本章に続く各章の内容は以下のようになる。第2章では、提案手法と、その基礎となる原理について述べる。第3章では、単一の神経発火によって皮膚表面に発生する電位を見積もるために行ったシミュレーションについて述べる。第4章では、同期した神経信号が皮膚表面で計測できることを確認するために行った予備実験について述べる。第5章ではまとめと今後の展望について述べる。

2. 原理

2.1 神経信号の伝播と不応期

神経活動電位の発生の様子は図1の様になっている。静止状態において、神経の細胞内電位は細胞外に対して負の値をとる。このとき、細胞内液は K^+ の濃度が高く、 Na^+ の濃度が低い。一方、細胞外液は Na^+ の濃度が高く、 K^+ の濃度が低い。膜電位が閾値を超えると、 Na^+ チャネルが開き Na^+ が細胞内に流入することによってさらに電位が増加する。 Na^+ チャネルは1msの期間しか開口せず、 K^+ チャネルの開口によって K^+ が流出するため、やがて膜電位は下がり静止電位に戻る。神経細胞は活動電位発生後、全く興奮性の無い絶対不応期が1~2ms続く。この間、 Na^+ チャネルは閉鎖していてどんな状況でも開口し得ない。その後、細胞は興奮されうるが閾値が高く活動電位が小さい相対不応期が続く。

活動電位が発生したとき、細胞膜の興奮している部位と近隣の興奮していない部位との間に電位差が生じる。この電位差をなくすための電流が隣接の膜領域に流れ、膜電位が域に達するとその部分に活動電位が発生する。このように興奮は隣接する部位に順に伝わっていく。活動電位の後には不応期があるため、通常、活動電位は1方向にのみ伝導する。有髄神経の等価回路は図2のようになり、電流はランビエ絞輪の部分にのみ流れる。

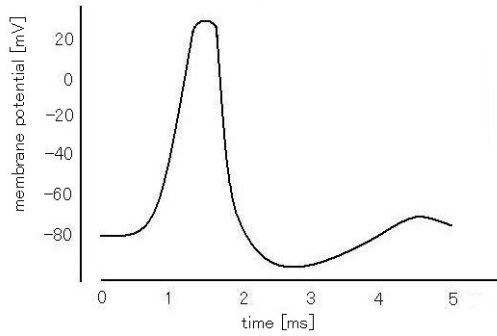


Fig. 1 Action potential of nerve cell [6]

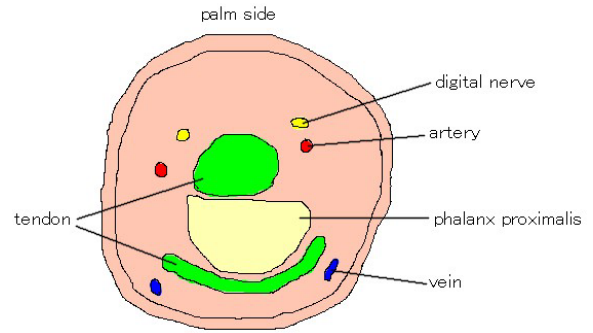


Fig. 4 Cross-section of index finger at proximal phalanx

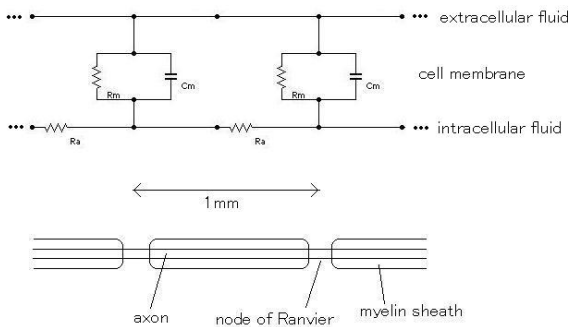


Fig. 2 equivalent circuit of myelinated nerve

2.2 指節間関節における計測

指関節部は、以下のいくつかの理由から計測部位として適している。第一に、筋電による障害を受けにくい。これは、指の動作が腱の働きによるものであり、指中節より先には筋肉が無いことによる。第二に、指における神経配置および走行方向は既知である。指の掌側神経配置は図3の様になっており、各指に2本ずつの神経束が通っている。これらの神経束は正中神経もしくは尺骨神経に繋がっており、感覚神経信号は指の先端から手首の方向に伝播する。伝導速度は健常者の場合、約 50m/s である。第三に、指関節部では神経が比較的皮膚近傍に存在している。図4は示指の基節骨における断面を表しており、掌側の2本の神経は皮膚から約 4mm の位置に存在する。関節部では指骨が太くなっており、神経はさらに皮膚近傍に存在する。

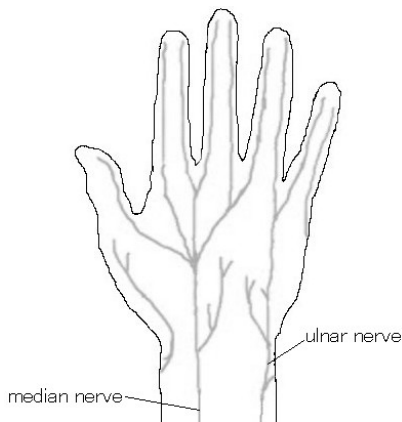


Fig. 3 Cutaneous nerve of hand (palm side)

2.2 触覚神経信号の同期計測

皮膚上で観測される単一の神経信号は、熱雑音と比べて微小である。このような神経信号を計測する方法として、複数の信号を同期させるという手法がある。単一神経では弱い電界が重ね合わされることにより、信号が観測しやすくなる。これは、電気刺激によって発生した神経信号が皮膚表面で計測できる理由にもなっている。

通常の場合、機械刺激によって発生する神経信号は同期していない。これは、機械刺激によって皮膚に加わる歪みに空間的なばらつきがあるためである。そのため、皮膚の歪みが機械受容器の発火閾値を超えるタイミングは、受容器の位置によって異なってしまう。よって、各受容器に連結する感覚神経の信号は同期せず、観測は困難となる。これらの信号を何らかの方法で同期させることができれば、機械刺激による神経信号を皮膚上で計測することが可能となると考えられる。

どのようにして信号を同期させるかという問題であるが、我々は、電気刺激による不応期を利用する手法を提案する。神経細胞が発火した後、刺激を加えても発火が起こらない絶対不応期が存在する。もし、このとき各機械受容器に閾値を越える変形が加わっていたとすると、この不応期が終了したときにそれらは一斉に発火するものと期待できる。この様子を模式的に表したのが図5である。

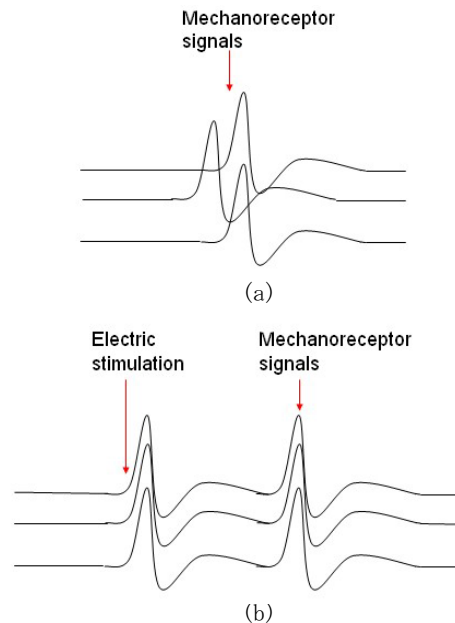


Fig. 5 Expected nerve signal. (a) Usual mechanoreceptor signals caused by mechanical contact. (b) Mechanoreceptor signals synchronized by electric stimulation.

3. 神経発火によって指表面に生じる電位分布

単一神経の発火によって皮膚表面に発生する電位を見積もるため、シミュレーションを行った。有随神経では、膜電流は髄鞘の無いランビエ絞輪でのみ流れる。神経軸索の直径 $7 \mu\text{m}$ 、ランビエ絞輪の幅 $2.5 \mu\text{m}$ 、膜コンダクタンス $30.4\text{mS}/\text{cm}^2$ [1]を用いると、ランビエ絞輪における膜抵抗は約 $60\text{M}\Omega$ となる。ここで、膜内外の電位差を 100mV として電流を計算すると、約 1.7nA になる。これを用いて、容積導体中に電流ダイポールを配置し (図6)、有限要素法で電位を求めた。その結果が図7である。赤い部分が電位の高い領域、青い部分が電位の低い領域を表しており、皮膚表面上での最大の電位差は約 60nV となった。

一方、皮膚抵抗と接触抵抗を $100\text{k}\Omega$ 、帯域幅を 1kHz として熱雑音を計算する。熱雑音 V_n は次式によって計算できる。[2]

$$V_n^2 = 4kTRB \quad (1)$$

ここで、 k は Boltzman 定数 ($1.38 \times 10^{-23} \text{JK}^{-1}$)、 T は絶対温度 [K]、 B は帯域幅 [Hz]、 R は抵抗 [Ω] である。式(1)を用いると、熱雑音の平均振幅は $1.3 \mu\text{V}$ となり、観測信号の約 20 倍となった。単一神経の発火を皮膚表面で観測するのは困難であることが予想される。

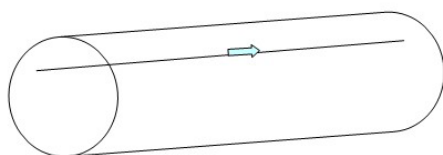


Fig. 6 Analysis model

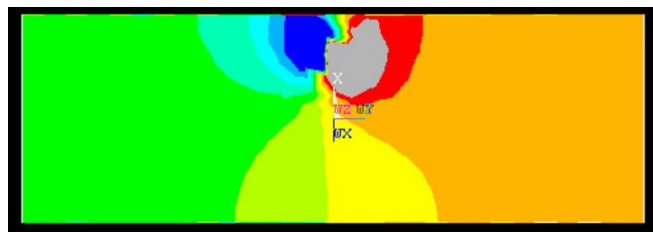


Fig. 7 Simulation result

4. 実験

同期した神経信号が指関節部で観測可能であることを確認するため、また、単一の神経発火電位の測定可能量を実測データから見積もるため、電気刺激を用いた実験を行った。本章ではその実験について述べる。

4.1 システム構成

システム構成図は図8のようになる。手首の正中神経上の皮膚に2つの刺激用電極が配置され、示指の第1関節と第2関節に装着された計測用のリング状電極で神経信号を計測する。これは神経信号の双方向伝播性を利用した方法で、逆行性測定法として知られている。心電計測用のディスプレイ

ル Ag-AgCl 電極を刺激部分と計測部分の間に配置し、計測用の GND とした。

刺激用電極はそれぞれ電気刺激装置の陰極と GND に接続された。電気刺激装置は PC の制御で電流パルスが発生させる。また、計測部と電氣的に絶縁するため、刺激装置は乾電池で駆動し、PC はバッテリー駆動とした。計測用のリング状電極は、Tektronix 製差動増幅器 ADA400A を通してオシロスコープに接続された。計測電極間の距離は約 2cm 、刺激部から計測部までの距離は約 15cm とした。

刺激用及び計測用の電極を取り付ける部分の皮膚は、あらかじめ水ヤスリを用いて角質を取り除いておいた。さらに、皮膚と電極の間には導電性のクリームを塗布した。これらは皮膚の接触抵抗を減らすための処理である。

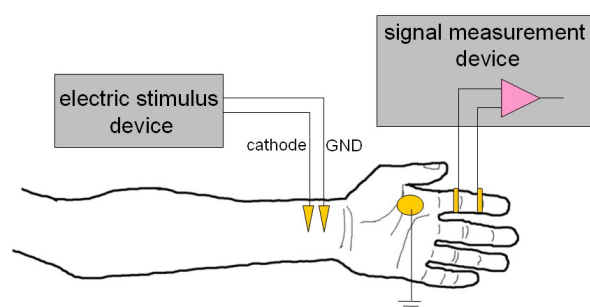


Fig. 8 Configuration of experimental system

4.2 実験方法

刺激用の電極間に 0.1ms 、 -10mA の電流パルスが発生させ、正中神経を刺激した。刺激は 20ms 毎に 1 度、16 回行われ、計測信号の加算平均をとった。健常者の前腕における神経伝播速度は約 $50\text{m}/\text{s}$ である。また、刺激用電極と計測用電極の距離を約 15cm としたので、神経信号は刺激から約 3ms 後に観測されると考えられる。

4.2 実験結果

実験の結果は、図9のようになった。刺激と同時期から電気刺激による artifact が現れており、 1ms 程度続いている。刺激後 3ms から 5ms の間に約 $100 \mu\text{V}$ の神経活動電位波形が観測されている。同期した神経信号を指関節部の皮膚上で観測可能であることが確認できた。指一本あたりの触覚神経信号の本数はおよそ 1000 本である。単一神経発火の場合、皮膚上で観測できる信号はおよそ 100nV 程度になると考えられる。熱雑音は数百 μV 程度のため、同期がとれていない場合の観測は困難であると思われる。

5. まとめと今後の課題

触覚神経信号を皮膚上で計測するため、電気刺激による不応期を用いる手法を提案した。また、予備実験として、同期した神経信号が実際に計測可能であることを確かめた。今後は、提案手法によって神経信号が実際に同期することを確かめる。

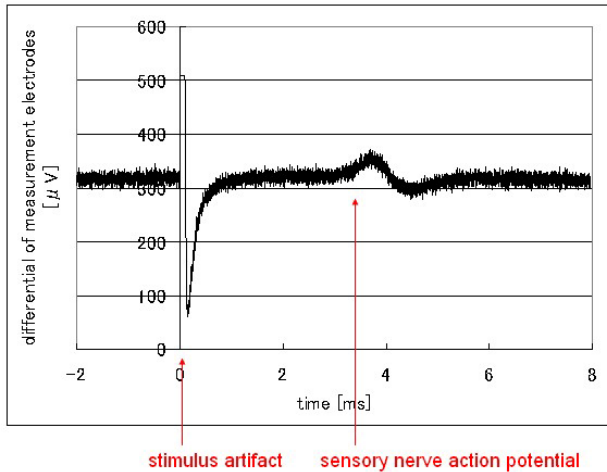


Fig. 9 Measured voltage between the measurement electrodes

文 献

- [1] Donald R. McNEAL, "Analysis of a Model for Excitation of Myelinated Nerve", IEEE Transaction on Biomedical Engineering, Vol.BME-23, No.4, pp329-337, 1976
- [2] E. Huigen, A. Peper, C. A. Grimbergen, "Investigation into the origin of the noise of surface electrodes", Medical & Biological Engineering & Computing, Vol.40, pp332-338, 2002
- [3] 鳥居順三, 原田秀樹, "知覚神経伝道速度—その逆行性測定法について", 北里医学, Vol.1, No.4, pp254-256, 1971
- [4] J.W.Rohen, 横地千代, E.Lutjen-Drecoll, 解剖学カラーアトラス第5版, 医学書院, 2004
- [5] 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
- [6] Robert F.Schmidt, コンパクト生理学, 医学書院, 1997
- [7] Eric R.Candel, Principles of Neural Science, Appleton & Lange, 2000
- [8] 武田常広, 脳工学, コロナ社, 2003
- [9] クフラー, ニューロンから脳へ, 広川書店, 2000
- [10] 梶本裕之, "触原色原理に基づく電気触覚ディスプレイ", 博士論文, 2003
- [11] 高橋宏彰, "経皮電気刺激における皮膚インピーダンス計測の研究", 修士論文, 2004