

# 電気触覚ディスプレイ(1-2 章)

(「触覚認識メカニズムと応用技術」(2010 年 9 月発行, Science&Technology)  
<http://www.science-t.com/book/A061.htm> より許可を得て掲載)

電気通信大学 梶本裕之

## 1. はじめに

電気触覚ディスプレイとは皮膚表面に配置した電極から電流を流し、皮膚下の神経を活動させる触覚提示装置である。視覚障害者の視触覚変換装置などの福祉用途で応用されている (図 1) [1][2][3]。機械的な触覚提示装置にくらべ、薄型軽量、低消費電力、機械的な可動部が無いなど、今日のポータブル・薄型機器に適した性質を持ち、今後の応用展開が期待される。

その一方で感覚の質や安定性など、現在も解決すべき研究課題が残っている。また電気触覚ディスプレイを作成するには、ある程度の電子回路の知識が必要であるため、研究を開始する上での敷居がやや高い。

以上の状況を踏まえ、電気触覚ディスプレイを実際に作成する読者を想定し、電気刺激の原理からハードウェアの作成方法、問題点と現在の解決策を述べる。

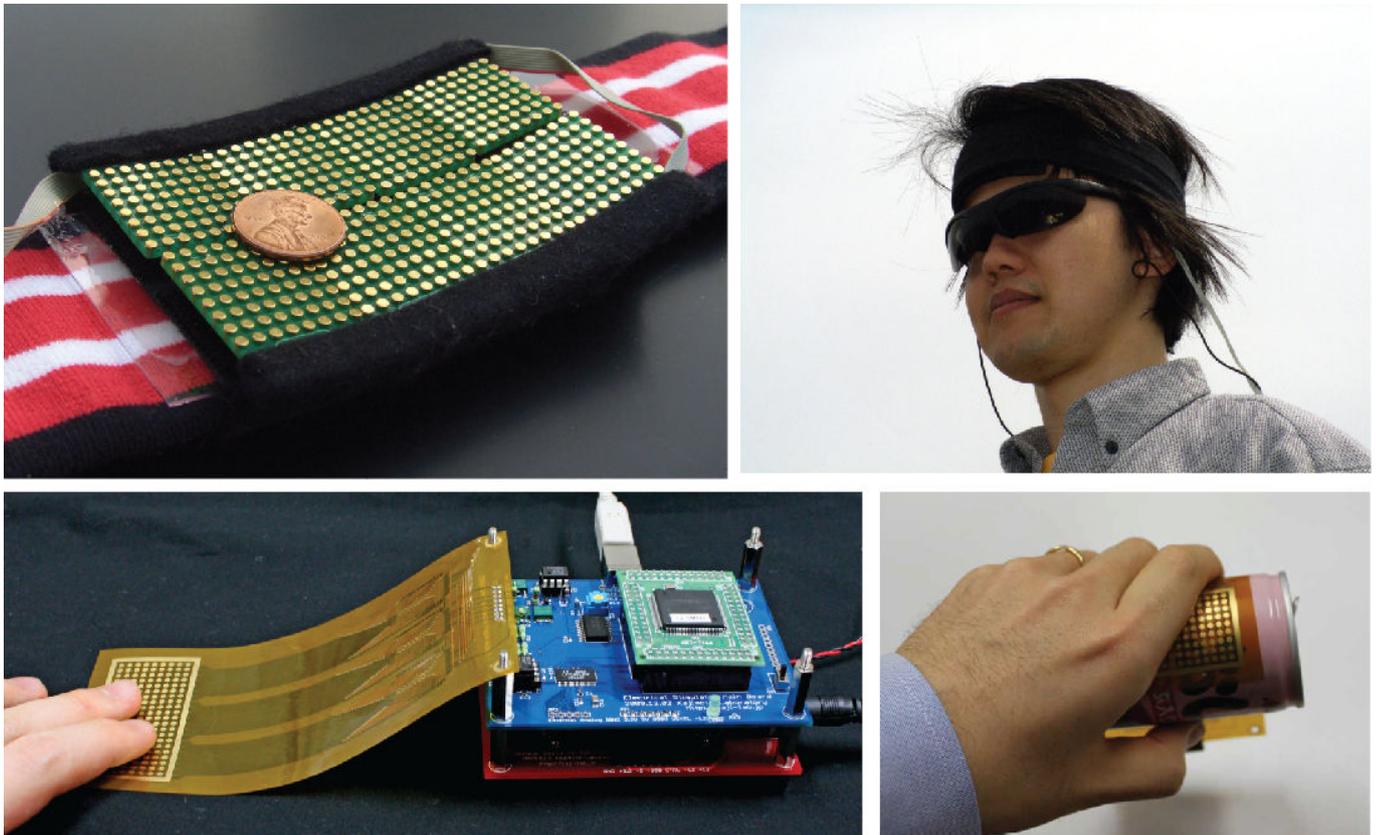


図 1 電気触覚ディスプレイの例。(上) 額装着型。(下) タッチパネル型。

## 2. 原理

電気触覚ディスプレイは皮膚表面の電極によって皮膚下の神経軸索を駆動する。以下ではまず電流源の空間分布 (皮膚表面の電極配置および極性) が刺激にどのような影響を与えるかを述べ、さらに電流源の時間特性 (パルス幅とパルス高さ) の影響について議論する。

### 2.1. Activating Function

神経軸索の膜外に電位が与えられると神経膜が脱分極し、活動電位を生じる。この仕組みを最初に明らか

にした McNeal[4]のモデルは、神経膜コンダクタンスの時間変化を考慮しており、全体を見通すにはやや複雑である。ここでは Rattay [5]の方法に基づき、神経膜の電気パラメータを固定し、膜間電位差が閾値を超えると活動電位を生じる簡単なモデルを考える。

図 2 は電極、皮膚、神経軸索の位置関係および神経軸索の内部構造を模式化したものである。神経軸索は膜と膜内部の液体で構成されている。適当な間隔で離散化し、1 単位内の膜はコンダクタンス  $G_m$  とキャパシタンス  $C_m$ 、内部の液体はコンダクタンス  $G_a$  で表されるとする（なおこの離散化は、有髄神経の場合は実際の構造とも符号する）。

電気刺激とは、神経膜の外部電位  $\Psi$  を変化させることで、膜間電位差  $V_m$  を間接的に上げるという電気的操作に他ならない。以下、外部電位  $\Psi$  と膜間電位差  $V_m$  の関係を導く。

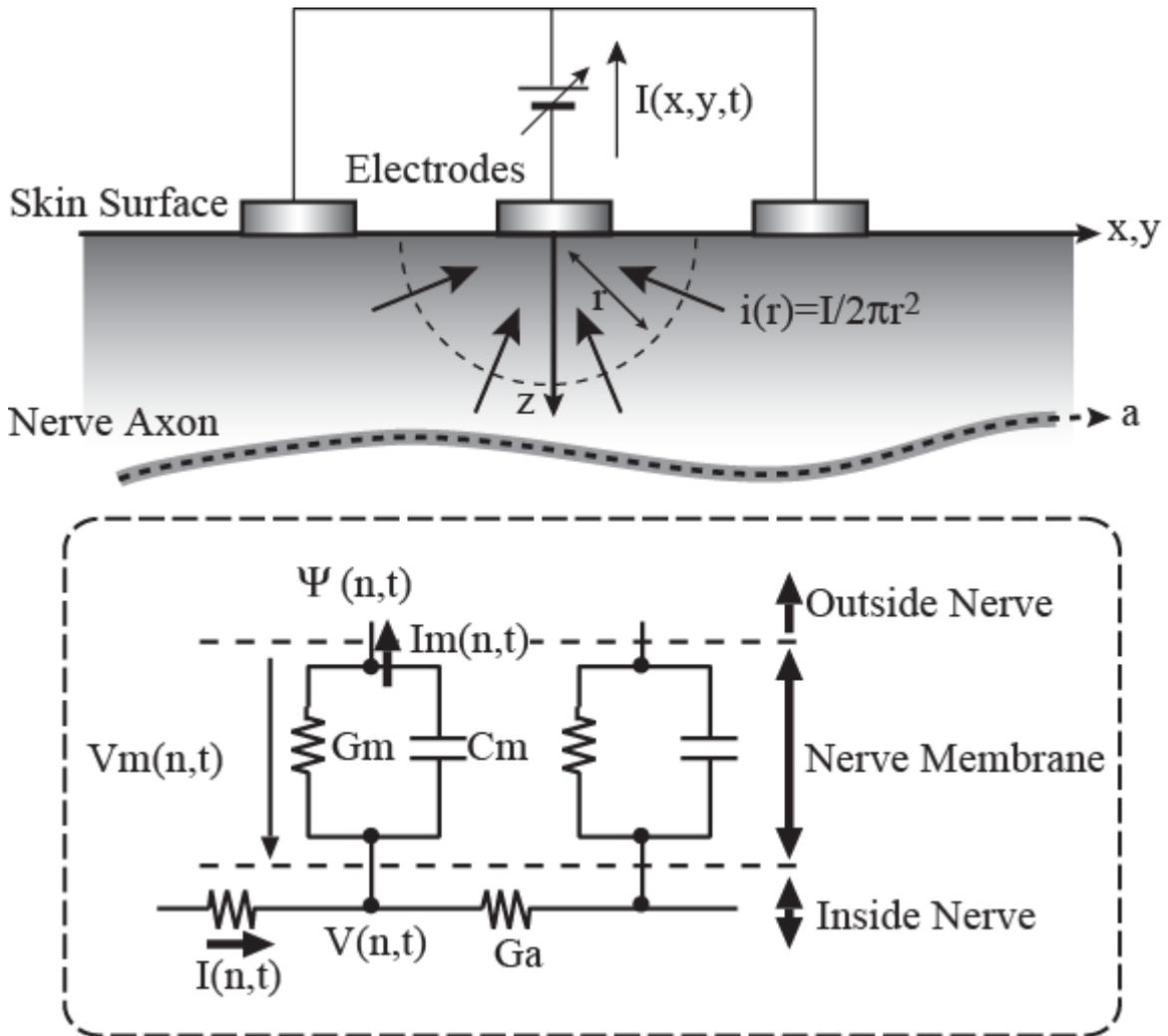


図 2 電気刺激の原理。皮膚表面に電流源  $I$  が与えられ、皮膚下に電位分布が生じる。神経軸索の外部電位分布  $\Psi$  により神経軸索の内部から外部に電流  $I_m$  が生じ、膜間電位差  $V_m$  が生じる。 $G_m$ ：膜間コンダクタンス、 $C_m$ ：膜間キャパシタンス、 $G_a$ ：軸索内部コンダクタンス。

$n$  番区画の膜を通過する電流を  $I_m(n)$ 、軸索内部の電流を  $I_a(n)$ 、電圧を  $V_a(n)$  とする。次の式が成立する。

$$V_m(n) = V(n) - \Psi(n) \quad (1)$$

$$I_m(n) = G_m V_m(n) + C_m \dot{V}_m(n) \quad (2)$$

$$I_m(n) = I(n) - I(n+1) \quad (3)$$

$$G_a(V(n+1)-V(n)) = -I(n+1) \quad (4)$$

式(4) を式(3)に代入して

$$I_m(n) = G_a(V(n+1) - 2V(n) + V(n-1)) \quad (5)$$

式(5)と式(2)から

$$G_a(V(n+1) - 2V(n) + V(n-1)) = G_m V_m(n) + C_m \dot{V}_m(n) \quad (6)$$

式(1)を代入して、

$$C_m \dot{V}_m(n) + G_m V_m(n) - G_a(V_m(n+1) - 2V_m(n) + V_m(n-1)) = G_a(\Psi(n+1) - 2\Psi(n) + \Psi(n-1)) \quad (7)$$

左辺第三項および右辺は、空間的な2階微分を意味するので、定数を適当に見直すことで次の式が成り立つ。

$$-G_a \frac{d^2}{dx^2} V_m + C_m \frac{d}{dt} V_m + G_m V_m = G_a \frac{d^2}{dx^2} \Psi \quad (8)$$

式(8)は一次元熱伝導方程式の一種である。膜間電位差  $V_m$  は温度、右辺は入力熱量、左辺第三項は熱の放散による項と解釈出来る。電気刺激の目標は膜間電位差(温度)を上昇させることであるから、右辺(入力熱量)が刺激に直接関与することが分かる。式(8)の右辺は「膜外電位分布の神経軸索に沿った2階微分」であり、Activating Function と呼ばれる[5]。

膜外電位分布  $\Psi$  は皮膚中の電流分布によって形成される。例えば図2のように、皮膚表面に点電流源がある場合、皮膚が均一かつ等方であるとすれば電位面はほぼ半球状となるから、点電流源からの距離  $r$  に沿って電流密度を積分すれば電位分布を計算できる[4]。電極が複数ある場合も、電流源であれば重ね合わせが成り立つ。

図3は負の点電流源による、皮膚水平に走行する神経軸索に対する Activating Function を示している。次のような特徴が分かる。

- 皮膚水平に走行している神経軸索に対しては、負の電流源によって形成される電位分布によって正の Activating Function が得られる。つまり脱分極させ、刺激することが出来る。
- 皮膚の深い部分ほど刺激は弱くなる。

第一の特徴により、通常の電気刺激は陰極刺激を行う。通常刺激するの神経軸索が皮膚水平に走行しており、陰極であれば正の Activating Function が得られるためである。しかし逆に皮膚垂直に走行している神経軸索に対しては、神経の走行に伴い、電位分布の2階微分を行う方向が変わるため、陰極刺激による Activating Function は負の値を取る。つまり陰極刺激では刺激できないことになる。この問題については2.3節でもう一度取り上げる。

第二の特徴は皮膚表面にどのような電流源分布を与えても変わらない。つまり深部のみを選択的に刺激することは原理的に出来ない。ただし2.2節で述べるように、神経は直径が大きいほど刺激しやすいため、神経の種類によっては深部にあっても選択的に刺激することは可能である。

これまでの議論は皮膚上に一点の電極が与えられ、グラウンドは無遠慮にあるという設定であった。実際の電気触覚ディスプレイは、ほとんどの場合同心円電極を用いる(図4)。中心の陰極(刺激電極)の周囲にグラウンド電極(不関電極)を設けることになり、グラウンド電極は正の電流源として働く。Activating Function は電流源に対して重ね合わせが成り立つので、結局刺激電極による Activating Function が、グラウンド電極による逆方向きの Activating Function によって打ち消されることになる。この効果により深部の刺激は難しくなるが、刺激を狭い領域に限定することが出来る。

## Activating function for horizontal axon, cathodic current (2D)

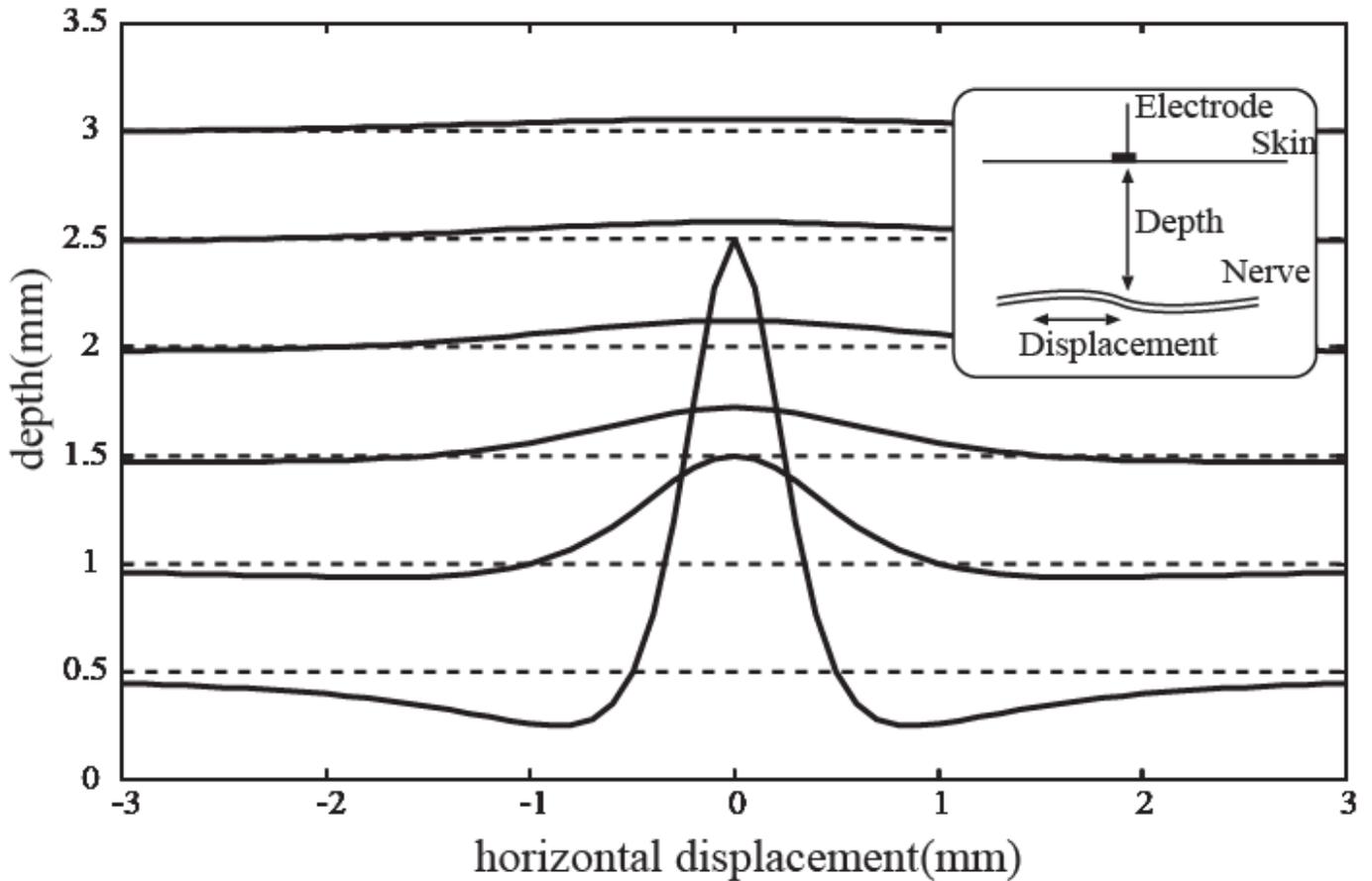


図 3 単一電極による，皮膚水平に走行する神経軸索に対する Activating Function.

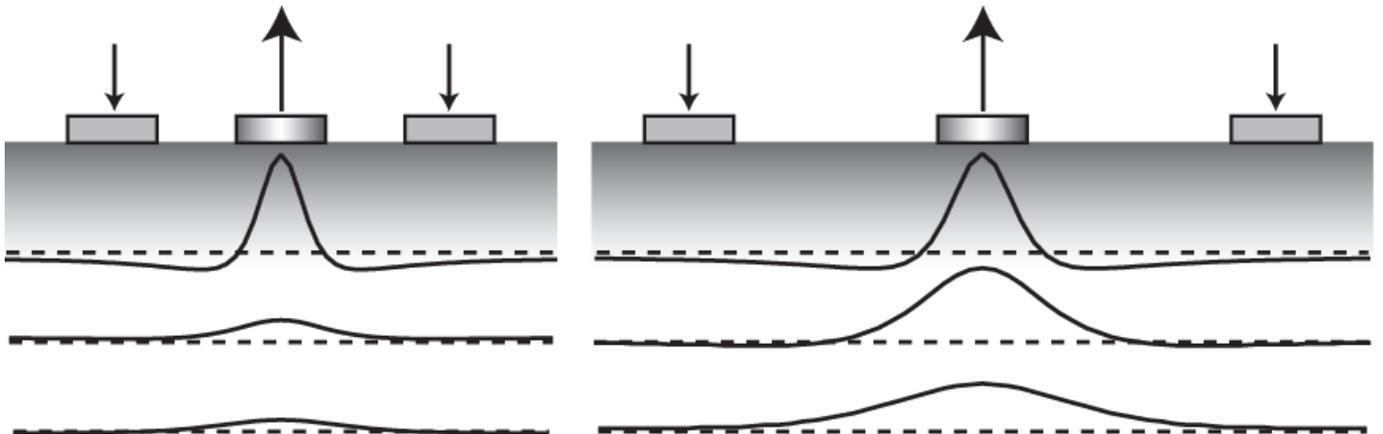


図 4 同心円電極のサイズと Activating Function の変化．電極間距離が大きいほど深部まで刺激可能．

### 2.2. パルス幅とパルス高さの関係

2.1 節で導入された Activating Function は，主に電気刺激における空間的な設計指針（電極間隔や極性等）を与えるものといえる．電気刺激ではさらに，時間的な設計も必要である．刺激電流の大きさ（パルス高さ）と刺激電流の幅（パルス幅）は共に刺激の強さを決定する量として知られている．例えば  $1\text{mA}$ 、 $200\ \mu\text{s}$  のパルスと， $4\text{mA}$ 、 $50\ \mu\text{s}$  のパルスは大体同じ強さを感じられる．この傾向はどのように理解したら良いだろうか．

ここでは図 5 のように簡略化されたモデルを考える．神経軸索は内部コンダクタンス  $G_a$  と膜間コンダクタンス  $G_m$ 、膜間キャパシタンス  $C_m$  で表される．皮膚表面からの電流刺激は皮膚の内部抵抗によって電圧分布に変換されるため，入力  $\Psi$  は電圧で与えられる．電気刺激の目的は，外部電位  $\Psi$  の操作によって膜間電位

差  $V_m$  を閾値に導くことである.

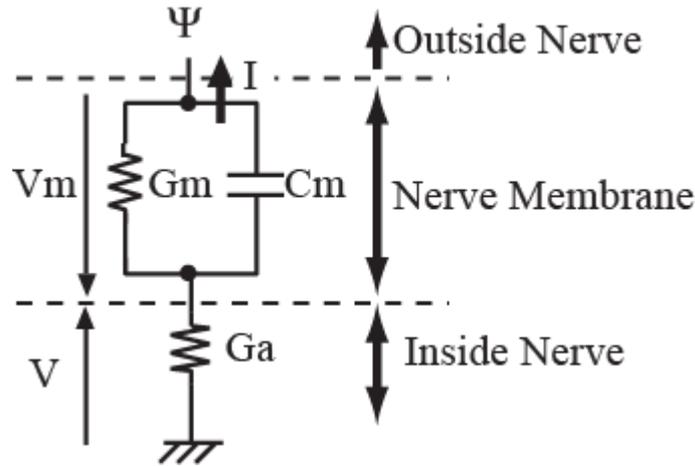


図 5 簡略化された神経刺激モデル

まずシステムの微分方程式を立てる.

$$V_m = V - \Psi \quad (9)$$

$$I = G_m V_m + C_m \dot{V}_m = -G_a V \quad (10)$$

式(10)を式(9)に代入し,

$$V_m = -\frac{G_m V_m + C_m \dot{V}_m}{G_a} - \Psi \quad (11)$$

両辺を Laplace 変換して整理すると,

$$\tilde{V}_m = -\frac{G_a}{C_m} \left( \frac{1}{s + \frac{G_a + G_m}{C_m}} \right) \tilde{\Psi} \quad (12)$$

入力電圧として, ステップ入力  $-V$  を考える.

$$\Psi(t) = \begin{cases} 0 & (t < 0) \\ -V & (t \geq 0) \end{cases} \quad (13)$$

式(13)をラプラス変換して式(12)に代入し, 逆ラプラス変換すると,

$$V_m = \frac{G_a}{G_a + G_m} \left( 1 - \exp\left(-\frac{G_a + G_m}{C_m} t\right) \right) V \quad (t \geq 0) \quad (14)$$

以上により膜間電位差のステップ応答を求めることが出来た. この様子を図 6 に示す.

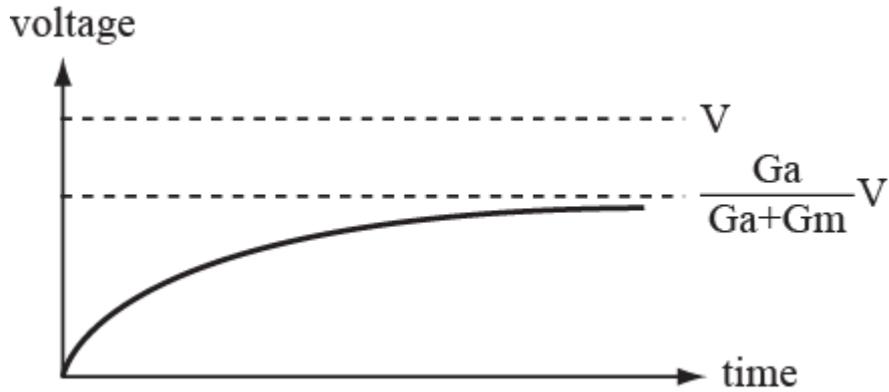


図 6 膜間電位差のステップ応答

今後は  $b = \frac{G_a}{G_a + G_m}$ ,  $a = \frac{G_a + G_m}{C_m}$  と置く. ステップ応答の収束値は  $bV$  と書ける.

通常の電気刺激は有限長のパルスである. パルス幅  $T$  に対して, 膜間電位差が閾値  $V_{th}$  を超える条件は,

$$V_{th} \leq V_m = b(1 - \exp(-aT))V \quad (15)$$

と表される. この結果から, 閾値に達するために必要な最低限のパルス幅  $T$  とパルス高さ  $V$  の間には

$$V = \frac{1}{b} \frac{V_{th}}{1 - \exp(-aT)} \quad (16)$$

という関係があることがわかる. 図 7 にこの関係(Strength-Duration Curve)を模式的に示す.

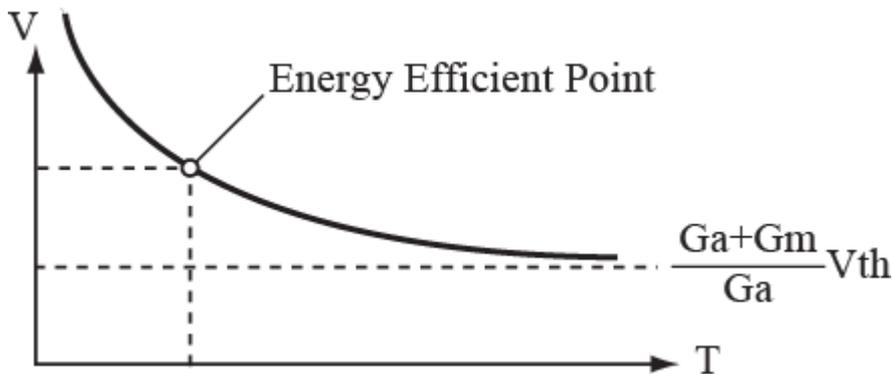


図 7 パルス幅とパルス高さの関係

まず一見して反比例の関係に近いことが分かる. これは神経膜のキャパシタンスに充電するというイメージに近い. 本節冒頭で述べた「1mA, 200  $\mu$ s のパルスと, 4mA, 50  $\mu$ s のパルスは大体同じ強さを感じられる」傾向は, こうして容易に理解できる.

しかし単なる反比例関係とは異なり, パルス幅が無限に大きくても ( $T \rightarrow \infty$ ), パルス高さがある値を超えている必要があることが分かる. つまり電気触覚ディスプレイには, パルス幅無限の場合に必要な最低刺激量がある. この最低刺激量は Rheobase と呼ばれる[8].

### 2.2.1. 神経の太さと閾値の関係

これまでの結果を利用して, 神経軸索の太さと刺激の容易さの関係を考えよう. 神経軸索の直径の変化に対する  $G_a$  と  $G_m$  の変化を考えると, 神経膜の組成は変わらないから,  $G_a$  は軸索の断面積に,  $G_m$  は軸索の周長に比例する. つまりそれぞれ直径の 2 乗, 1 乗に比例する. よって式(16)のパルス高さ  $V$  は, 直径の大きい神経軸索の方が小さくなる.

以上の考察から、一般に直径の大きい神経軸索の方が刺激されやすい（閾値が低い）ことが分かる。有髄神経の場合はさらに構造上  $G_m$  の変化が少なくなるため、この傾向は顕著となる[6][7].

### 2.2.2. 最適なパルス幅

次に最適なパルス幅を考える。ここではエネルギーの観点から最も効率的なパルス幅を最適なパルス幅とする。これはジュール熱による組織の損傷や、痛覚の発生などの悪影響を防ぐためである。

必要なエネルギー  $E$  はおおむね  $V^2T$  に比例すると考えられる。

$$E \propto V^2T \propto \left( \frac{1}{1 - \exp(-aT)} \right)^2 T \quad (17)$$

最右辺を  $F(T)$  とおく。  $F(T)$  を微分することにより、最小エネルギーを与えるパルス幅  $T_{\text{optim}}$  が求められ、さらに式(16)に代入するとパルス高さ  $V_{\text{optim}}$  が求められる。これを数値的に求めると、先ほど求めた最低刺激量の約 1.4 倍のパルス高さの時、最も効率的に刺激できることが分かる。

以上の計算は簡単な神経モデルから導き出したものであるが、一般的にはパルス幅とパルス高さの関係はオフセットのある反比例関係

$$V = c + dT \quad (18)$$

でフィッティングすることが多い。この近似式を用いた場合、エネルギー  $V^2T$  を最小化するパルス高さは、簡単な計算によって最低刺激量の 2 倍となることが分かる。この時のパルス幅は **Chronaxie** と呼ばれ、電気刺激で用いるパルス幅のひとつの指標とされる。Chronaxie は刺激する神経によって異なり、腕の感覚神経の場合は 0.35ms から 1.17ms とされる[8].

これまでの議論で明らかのように、刺激エネルギーを最小化するパルス幅は、神経軸索の電気的なパラメータ、つまり神経軸索の種類によって決まる。しかし実際に電気触覚ディスプレイに用いるパルス幅は、エネルギーだけから決められるものではない。2.2.1 節で述べたように、太い神経ほど早く閾値に達するという性質があるため、細い痛覚神経を活動させずに太い触覚神経のみを活動させるためには、短いパルスの方が望ましい[9]。一般的な電気触覚ディスプレイでは 50us から 200us の間のパルスが用いられることが多い。パルス高さはパルス幅や電極サイズによって変化するが、直径 1mm の電極であれば 1mA から 10mA 程度である。

### 2.3. 陰極刺激と陽極刺激

2.1 節で述べたように、一般的な電気刺激は陰極刺激を行う。つまり刺激電極は電流を吸い、その周囲の不関電極から電流が流れ込む。これは神経膜の脱分極を生じさせるために極性が重要となるためである。

しかし電気触覚ディスプレイにおいては、逆の極性の刺激、すなわち陽極刺激が重要となる場合がある。Kaczmarek [10] は指先において、陽極刺激の電流閾値が陰極刺激の電流閾値よりも低いことを報告している。また Kajimoto [11] は電流の極性によって活動する受容器の種類が異なる可能性を指摘し、さらにその考えを進めて、受容器選択的な刺激を組み合わせることによって任意の触覚が再現する方法を提案している（触原色原理）。

通常の神経刺激では陰極刺激が普通であるのに、電気触覚ディスプレイにおいて陽極刺激が有効な理由は二つあると考えられる。第一の理由は、触覚神経は末端が最も浅く刺激電極に近い状況であり、単純な無限長の神経軸索とは状況が異なることである。第二の理由は、触覚神経の末端は皮膚に対して水平に走行しているとは限らないということである。実際、例えば Meissner 小体に接続されている神経軸索の写真を観察すると、そのほとんどは皮膚垂直方向に走行している。陽極刺激で生起する触覚が振動感覚であるのも、Meissner 小体の役割と符号する。

陽極刺激は別の利点も持つ。通常の陰極刺激の場合、活動電位を生じる神経軸索の部位と、その神経軸索末端の受容器とは空間的に離れている。脳は受容器が刺激されたと解釈するから、刺激部位と感覚生起部位に予測できないずれが生じる(図 8 左)。例えば指の付け根付近を刺激しているのに指先に感覚を生じうる。また同じ理由から、感覚は空間的にぼやけたものとなる。

これに対して陽極刺激の場合、陰極刺激のような感覚的ずれは生じない。これは前述のように神経の末端ないし垂直方向に走行する神経を刺激しているためと考えられる(図 8 右)。

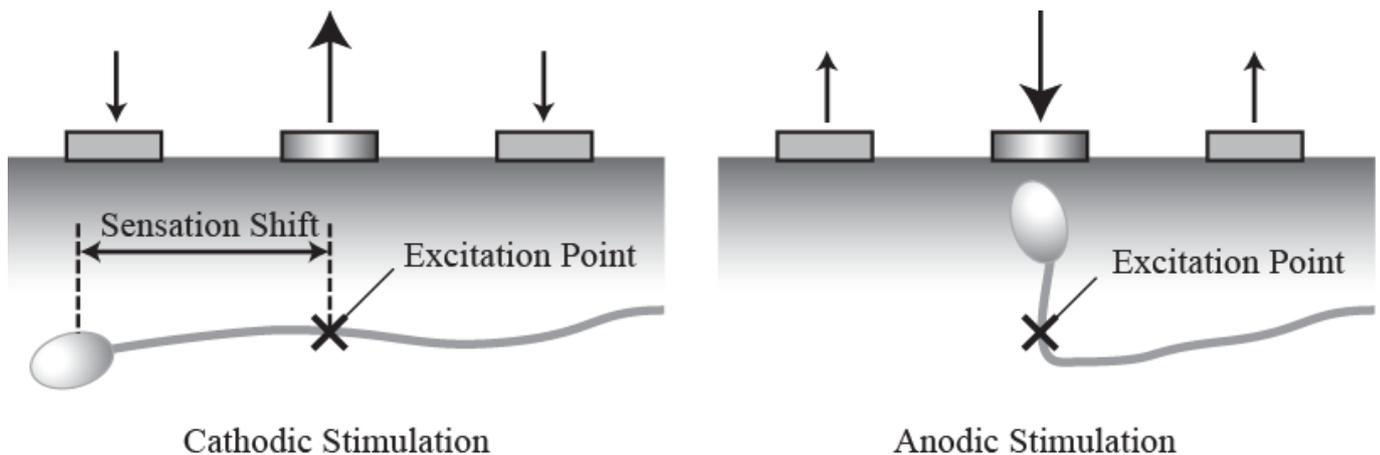


図 8 (左)陰極刺激, (右)陽極刺激. 陽極刺激は空間的に限定された感覚を生じやすい. これは神経の末端ないし垂直方向の神経を刺激しやすいためと考えられる.

### 3. ハードウェア

#### 3.1. 電圧-電流変換部

#### 3.2. スイッチング部

#### 3.3. 電極と導電性ゲル

### 4. 感覚の安定化

#### 4.1. ユーザによる明示的フィードバック

#### 4.2. ダイナミックレンジの拡大

#### 4.3. インピーダンスのフィードバック

### 5. おわりに

#### 参考文献

- [1] H. Kajimoto, Y. Kanno and S. Tachi, "Forehead Electro-tactile Display for Vision Substitution", *Proc. EuroHaptics*, 2006.
- [2] 梶本裕之, 菅野米藏, 舘暲, 「日常的装具としての電気触覚ディスプレイ」, 計測と制御, **47**, No.7, 2008.
- [3] P. Bach-y-Rita, K.A. Kaczmarek, M.E. Tyler and J. Garcia-Lara, "Form perception with a 49-point electro-tactile stimulus array on the tongue", *J. Rehabilitation Res. Development*, **35**, 1998, pp.427-430.
- [4] D.R. McNeal, "Analysis of a model for excitation of myelinated nerve", *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, **23**, No.4, 1976, pp.329-337.
- [5] F. Rattay, "Modeling axon membranes for functional electrical stimulation", *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, **40**, No.12, 1993, pp.1201-1209.
- [6] J.T. Rubinstein and F.A. Spelman, "Analytical theory for extracellular electrical stimulation of nerve with focal electrodes, I passive unmyelinated axon", *Biophys. J.* **54**, 1988, pp.975-981.
- [7] J.T. Rubinstein, "Analytical theory for extracellular electrical stimulation of nerve with focal electrodes, II passive myelinated axon", *Biophys. J.*, **60**, 1991, pp.538-555.
- [8] L.A. Geddes, "Accuracy Limitations of Chronaxie Values", *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, **51**, No.1, 2004, pp.176-181.
- [9] C.C. Collins, "Tactile Television: Mechanical Electrical Image Projection", *IEEE Trans. Man-Machine System*, **11**, 1970, pp.65-71.
- [10] K.A. Kaczmarek, M.E. Tyler, A.J. Brisben and K.O. Johnson, "The Afferent Neural Response to Electrotactile Stimuli: Preliminary Results", *IEEE Trans. Rehabil. Eng.*, **8**, No.2, 2000, pp.268-270.
- [11] H. Kajimoto, M. Inami, N. Kawakami and S. Tachi, "SmartTouch: Electric Skin to Touch the Untouchable", *IEEE Computer Graphics & Applications Magazine*, **Jan-Feb**, 2004, pp.36-43.
- [12] H. McDermott, "An advanced multiple channel cochlear implant", *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, **36**, No.7, Jul.

1989, pp. 789-797.

- [13] K.E. Jones and R.A. Normann, “An advanced demultiplexing system for physiological stimulation”, *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, **44**, No.12, 1997, pp. 1210-20.
- [14] W. Montagna and W. C. Lobitz, *The Epidermis*, Academic Press 1964.
- [15] H. Kajimoto, N. Kawakami, T. Maeda and S. Tachi, “Electro-tactile display with force feedback”, *Proc. World Multiconf. on Systemics, Cybernetics and Informatics*, 2001.
- [16] C.J. Poletto and C.L. van Doren, “Elevating pain thresholds in humans using depolarizing prepulses”, *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, **49**, No.10, 2002, pp.1221-1224.
- [17] K.A. Kaczmarek, J.G. Webster and R.G. Radwin, “Maximal Dynamic Range Electrotactile Stimulation Waveforms”, *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, **39**, No.7, 1992, pp.701-715.
- [18] S. Tachi, K. Tanie, K. Komiyama and M. Abe, “Electrocutaneous Communication in a Guide Dog Robot (MELDOG)”, *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, **32**, No.7, 1985, pp. 461-469.
- [19] 渡辺俊一, 渡辺高志, 吉野和宏, 二見亮弘, 星宮望, 「電流刺激による皮膚受容感覚の安定化のための絶対閾値と皮膚インピーダンスの関連性の検討」, *バイオメカニズム*, **16**, 2002, pp.61-73.