

電気触覚ディスプレイ

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。

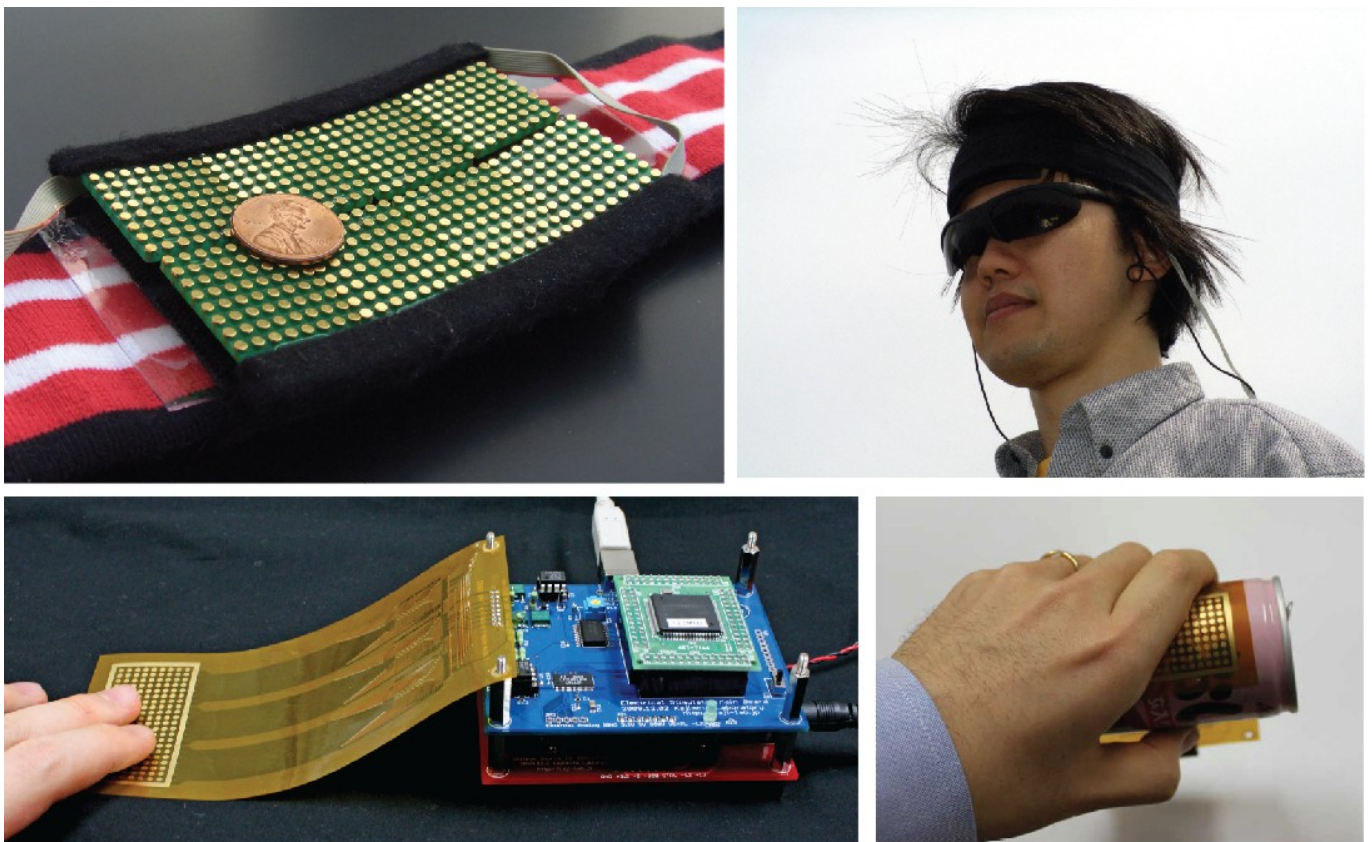


図 1 電気触覚ディスプレイの例。(上) 額装着型。(下) タッチパネル型。

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 Ψ 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 Ψ と膜間電位差 V_m の関係を導く．

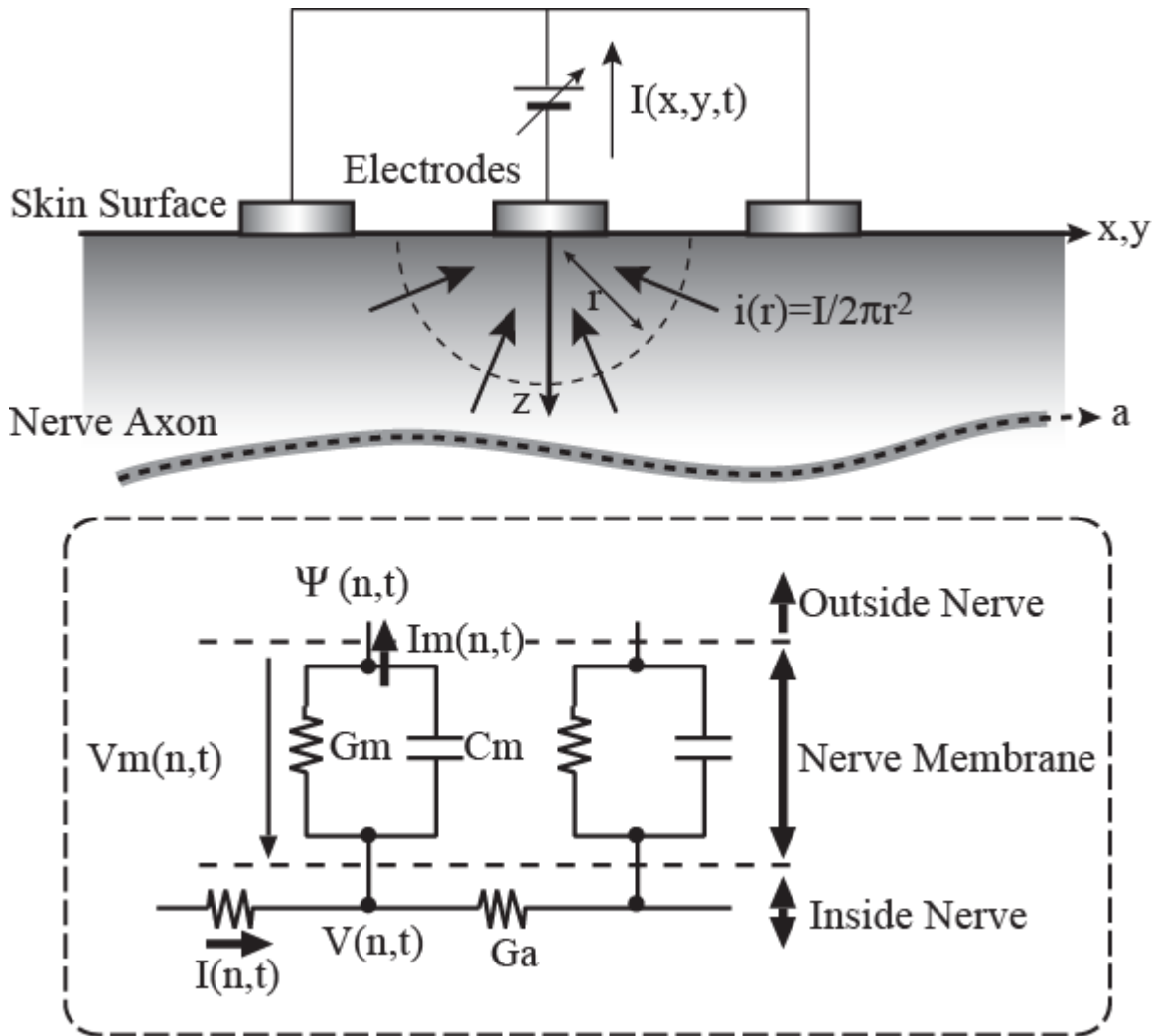


図 2 電気刺激の原理．皮膚表面に電流源 I が与えられ，皮膚下に電位分布が生じる．神経軸索の外部電位分布 Ψ により神経軸索の内部から外部に電流 I_m が生じ，膜間電位差 V_m が生じる． G_m ：膜間コンダクタンス， C_m ：膜間キャパシタンス， G_a ：軸索内部コンダクタンス．

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 Ψ 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、グラウンドは無限遠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)

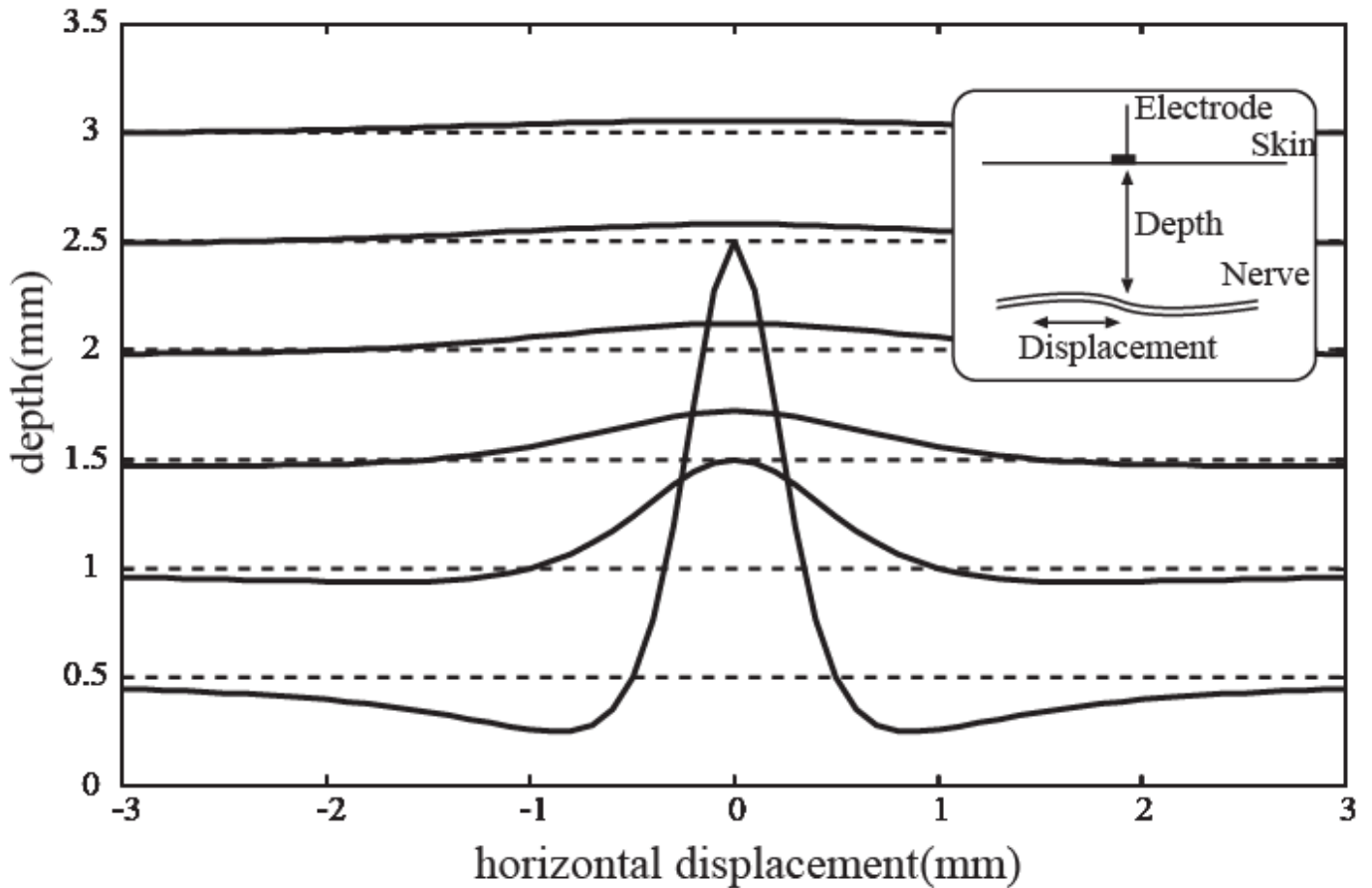


図 3 単一電極による，皮膚水平に走行する神経軸索に対する Activating Function.

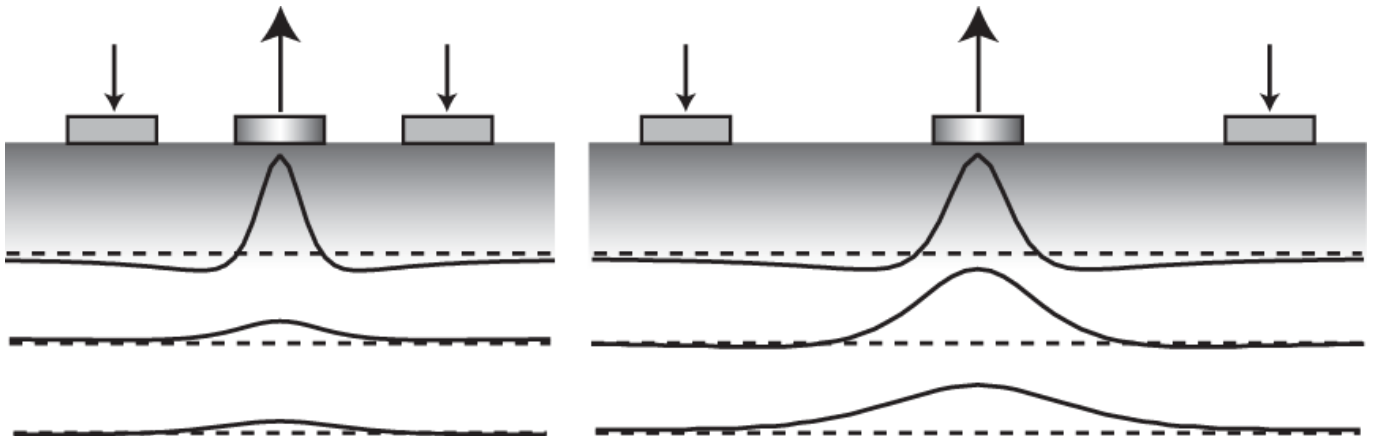


図 4 同心円電極のサイズと Activating Function の変化．電極間距離が大きいほど深部まで刺激可能．

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 1mA 、 $200\mu\text{s}$ のパルスと、 4mA 、 $50\mu\text{s}$ 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 Ψ は電圧で与えられる．電気刺激の目的は，外部電位 Ψ 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.

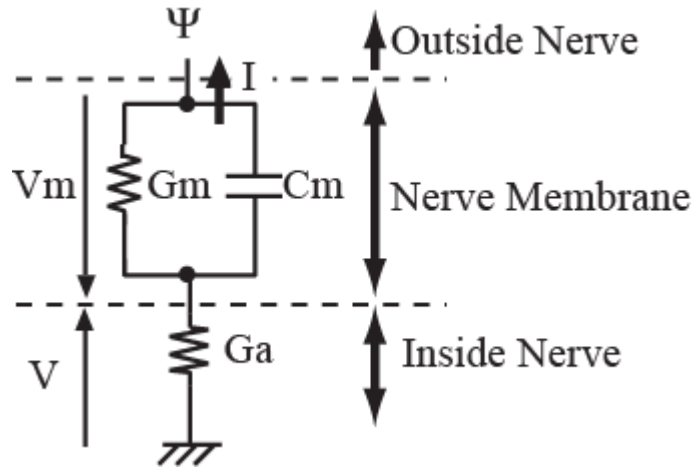


図 5 簡略化された神経刺激モデル

まずシステムの微分方程式を立てる.

$$V_m = V - \Psi \tag{9}$$

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

式(10)を式(9)に代入し,

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

両辺を Laplace 変換して整理すると,

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

入力電圧として, ステップ入力 $-V$ を考える.

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

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,

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

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.

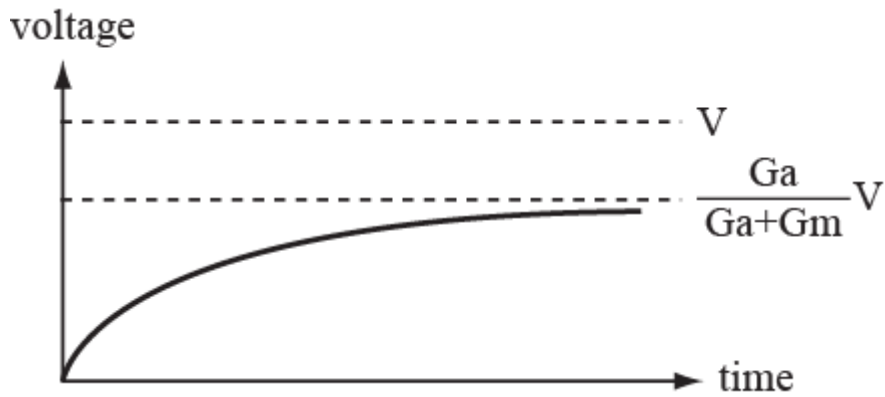


図 6 膜間電位差のステップ応答

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.

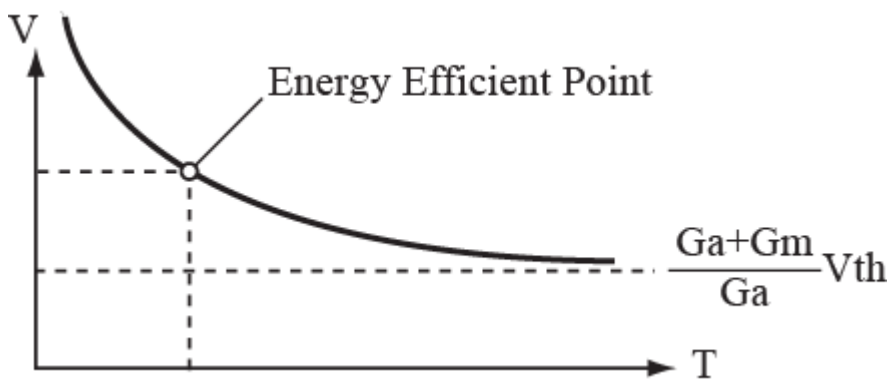


図 7 パルス幅とパルス高さの関係

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 μ s のパルスと, 4mA, 50 μ 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_{optim} が求められ、さらに式(16)に代入するとパルス高さ V_{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)。

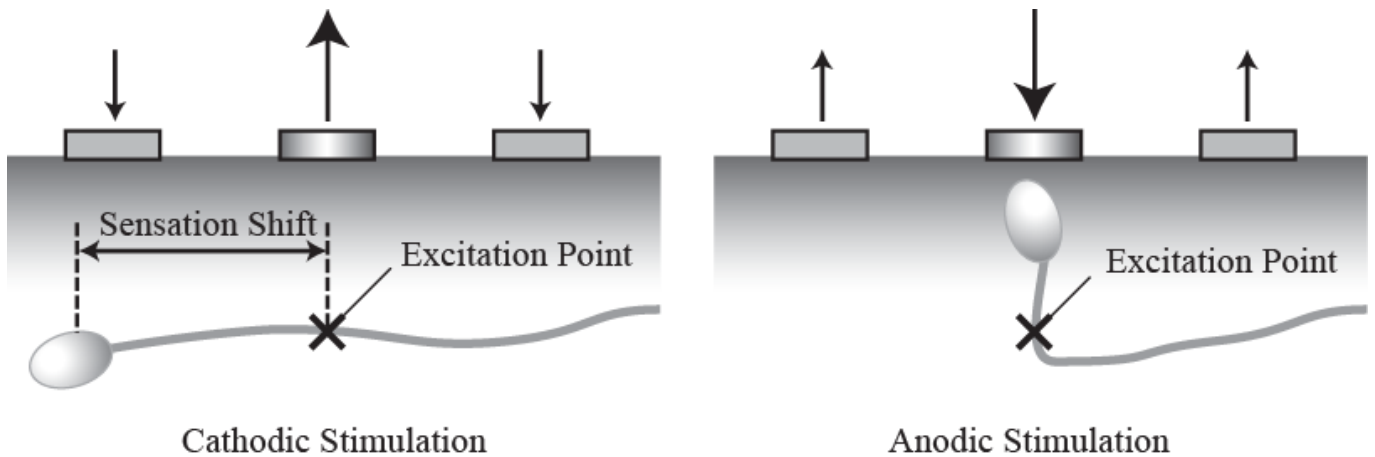


図 8 (左) 陰極刺激, (右) 陽極刺激. 陽極刺激は空間的に限定された感覚を生じやすい. これは神経の末端ないし垂直方向の神経を刺激しやすいためと考えられる.

3. ハードウェア

電気触覚ディスプレイは全て電子回路によって構成される. 刺激パターンを生成する PC, 高速な制御を行うマイクロプロセッサ, D/A 変換器, 電圧-電流変換回路 (電流制御で刺激を行う場合), スwitchング回路, および電極で構成される (図 9). 特に電気触覚ディスプレイで特徴的なのは電圧-電流変換部およびスitchング部である.

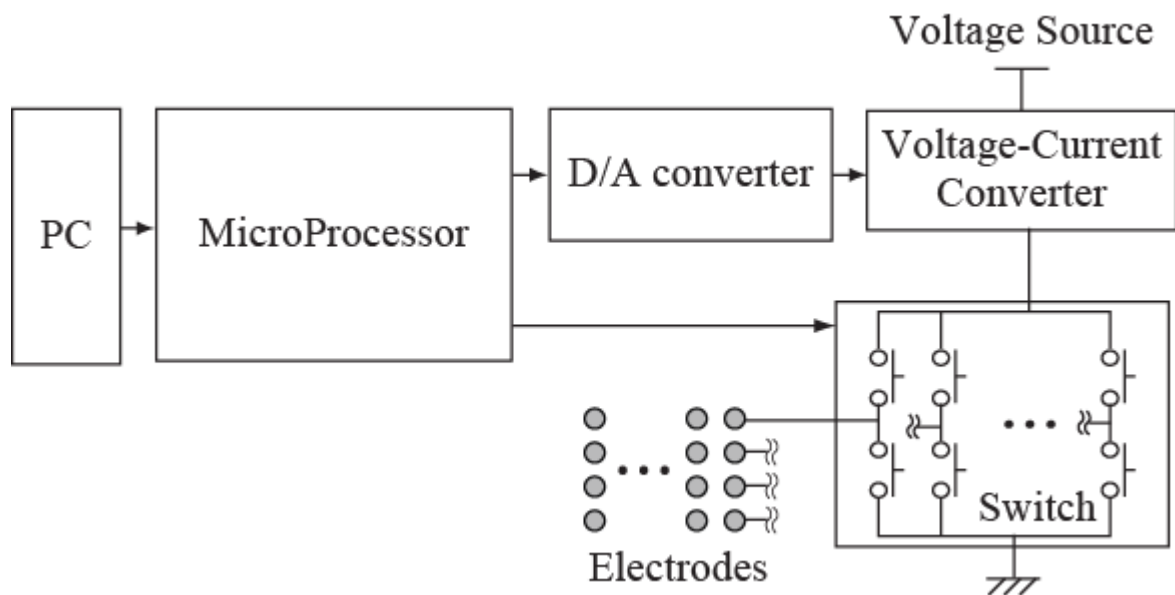


図 9 電気触覚ディスプレイのシステム構成

3.1. 電圧-電流変換部

電気触覚ディスプレイは電圧パルスを用いる場合と電流パルスを用いる場合がある. 電圧パルスの方が電子回路としては簡単であるが, 発汗時の電流増加や電極間のショートに対する対策が必要, という問題がある. このため電気触覚ディスプレイでは電流パルスを与える場合が多い.

図 10 に電圧-電流変換部の回路例を示す. この回路は D/A 変換器からの電圧信号を電流に変換する変換回路と, 電圧を上げる電流ミラー回路から構成されている. まず D/A 変換部からオペアンプの V_+ 入力に電圧 V_{in} が加わる. オペアンプから電圧が出力され, FET Q_1 のゲート電圧となり, FET のドレイン-ソース間が開く. FET に電流 I_1 が流れることにより, 抵抗 R_1 に電圧が発生する. この電圧はオペアンプの V_- 入力に加えられる. 以上のフィードバックにより, V_+ と V_- が一致する (仮想接地の原理). つまりこの時点で FET を通過する電流は, V_{in}/R_1 となり, 入力電圧が電流に変換される.

電流ミラー部は次のように働く。FET Q_1 を通過する電流は、PNP トランジスタによって供給されている。PNP トランジスタ Q_2 , Q_3 のベースが接続されていることから、この二つのベース電圧は等しい。トランジスタのベース-エミッタ間の電圧はほぼ一定なので、結局 Q_2 , Q_3 のエミッタ電圧が等しくなる必要がある。このため、電流ミラーの左側を流れる電流 I_2 、右側を流れる電流 I_3 の間には、 $I_2 R_2 = I_3 R_3$ の関係が成立する。つまり R_2 と R_3 の比率によって電流を増幅出来ると共に、高い電圧 V_s を供給することが出来る。

電気触覚ディスプレイでは大体 $50 \sim 200 \mu s$ のパルス幅、 $1 \sim 10 \text{mA}$ のパルス高さをを用いるので、本回路でも電圧指令によって 10mA 程度を出力できるように設計する。また電圧源 V_s に必要な電圧については、指先への電気刺激で 5mA 程度の電流を直径 1mm の電極で行う場合、皮膚の抵抗は約 $50 \text{k}\Omega$ 程度であるため、少なくとも 250V は必要である。余裕をもたせるなら 350V 程度が望ましい。

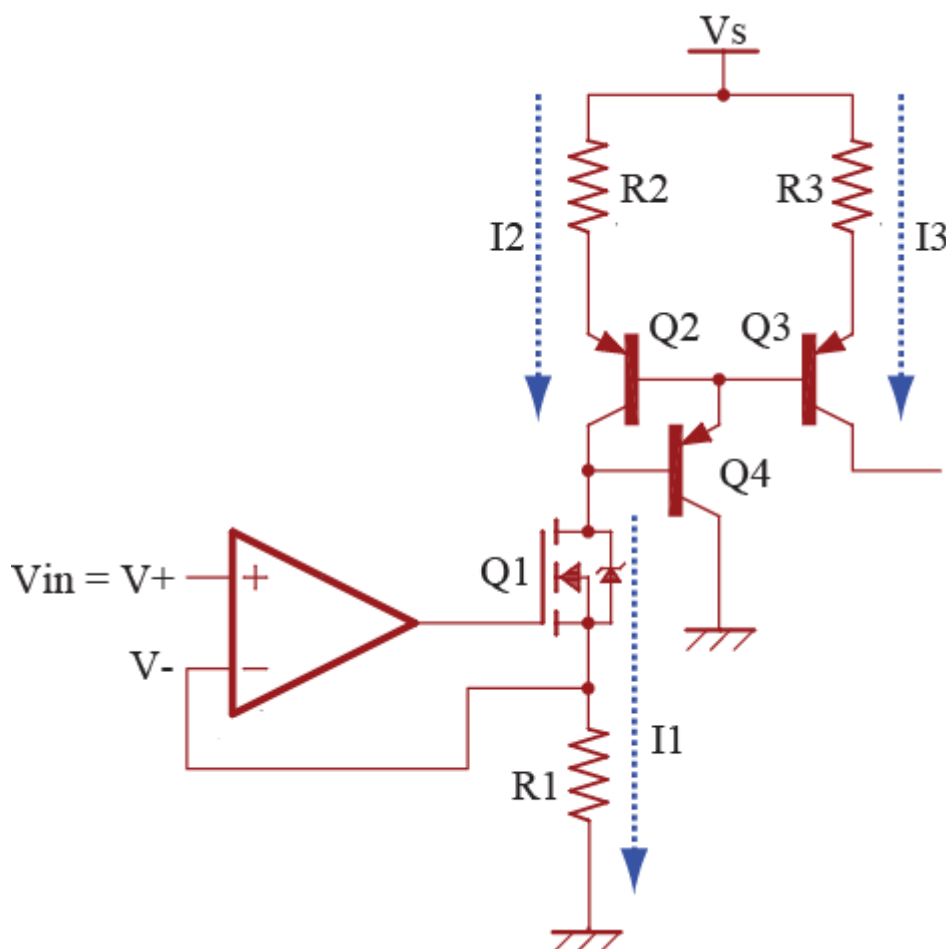


図 10 電圧-電流変換部。電流変換回路と電流ミラー回路から構成される。

3.2. スイッチング部

多数の電極を使って電気触覚ディスプレイを構成する場合、同時に全電極で刺激することは現実的ではない。多くの場合、ある一点の電極を刺激電極として選択し、高速に走査することでパターンを提示する。この手法は人工内耳の分野で最初に提案されたものである[12][13]。

図 11 に模式的な回路を示す。各電極は電流源およびグラウンドとスイッチを介して接続されている。電流源側のスイッチを繋ぐと電極は陽極となり、グラウンド側のスイッチを繋ぐと陰極となる。

一つの電極のみ陽極とし、残りのすべての電極を陰極とすれば、電流は単一の陽極から流れ、皮膚を通過して周辺の陰極に流れ込む。これは中心電極が陽極の同心円電極と等価である。逆に一つの電極のみを陰極とすれば、中心電極が陰極の同心円電極と等価となる。つまり 2.3 節で示したような陰極、陽極の刺激が同一の回路で実現できる。

スイッチとしては例えば高電圧用のフォトカプラを用いて絶縁することが考えられる。また MEMS 駆動用

の多チャンネル高電圧スイッチング IC を転用することが出来る。

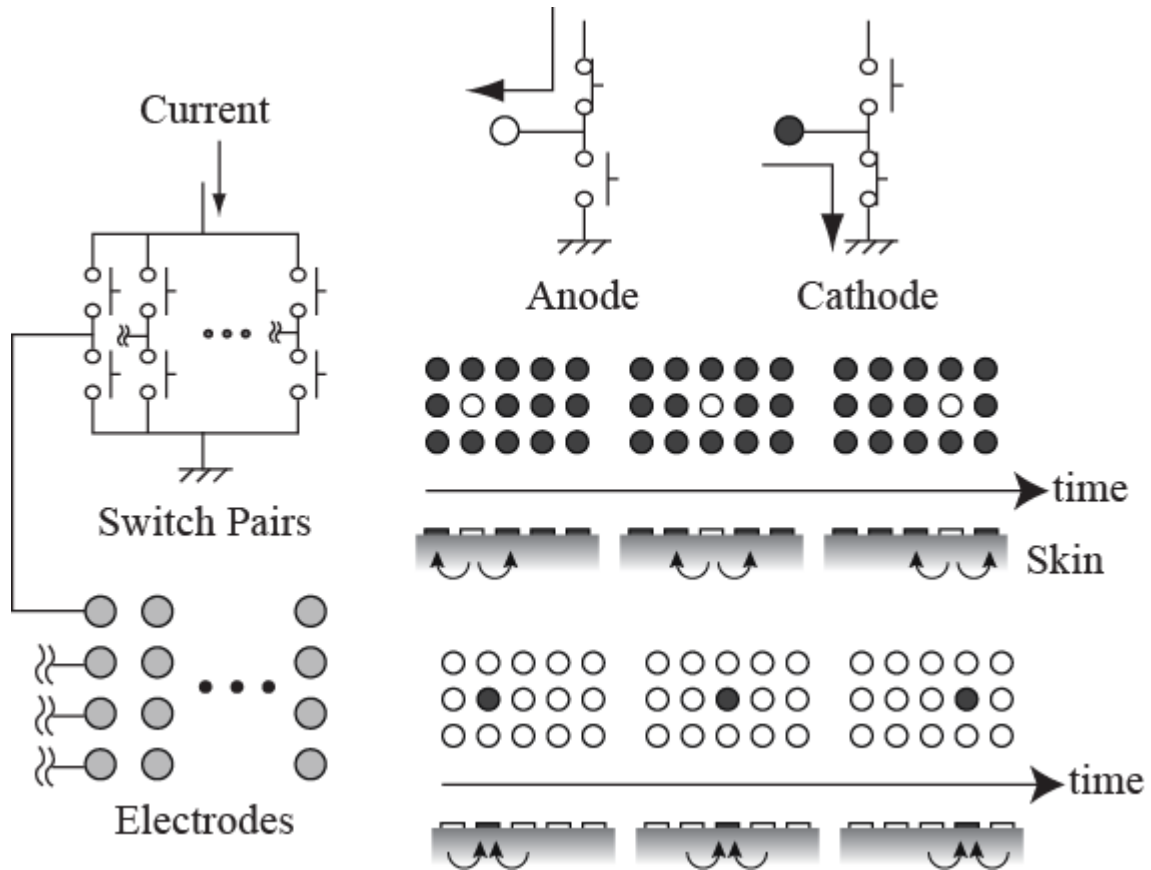


図 11 スwitching回路による走査刺激．電流源側，グランド側のスイッチ対により陽極，陰極を切り替える．刺激位置の走査によりパターンを提示する．

3.3. 電極と導電性ゲル

筋電計測などの用途では計測する電位の安定化のために銀-塩化銀電極がしばしば用いられる．しかし電気触覚ディスプレイでは電極の材質が直接感覚に影響することはない．錆による劣化さえ防げば良いため，ステンレスや炭素棒などのありふれた材料を用いることが出来る．大量の電極を敷設する場合，電子回路の製造工程を利用することが現実的で，その場合は電極部分に金メッキを施せば良い．さらにフレキシブル基板を用いれば，薄い刺激電極が安価に製造できる．

電子回路の製造工程で電極を製造する場合の構造を図 12(左)に示す．電極までの配線が皮膚接触面にあると，配線部分から漏電する可能性があるため，配線は全て反対面に回すなどの工夫が必要である．

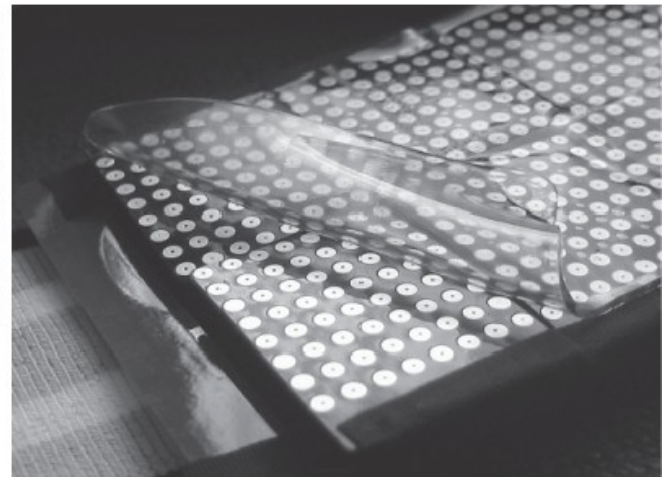
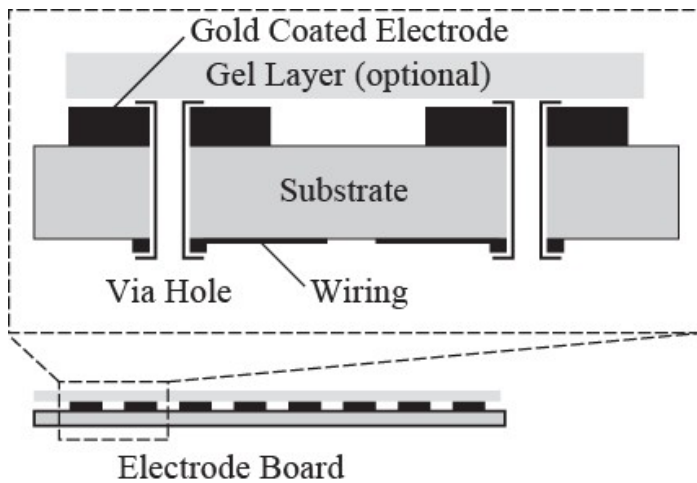


図 12 電極構造と導電性ゲル. 電極は金メッキされ, 配線は裏面に回される. 導電性ゲルは皮膚厚保の薄い部位を刺激する場合に電流を拡散させるために必要.

筋電計測や機能的電気刺激(FES)の場合, 電極と皮膚の接触を安定化させるために導電性のペーストを用いることが多い. 電気触覚ディスプレイにおいても, 電極サイズが大きい場合, 導電性ペーストは有効である. しかし数 mm 間隔の高密度の電極を用いる場合に通常導電性ペーストを塗布すると, 電流は導電性ペーストの層だけを経由して回収され, 皮膚内部を通過しない問題が生じる. このため指先への触覚提示では通常導電性ペーストを用いず, 電極と皮膚を直接接触させる. 高密度の電極を指先に用いた場合, 十分に利用可能な触覚提示が出来る.

しかし同じ電極を体の他の部位, 例えば額に当ててみると, 時として強い痛覚を生じることがある. この違いは, 指先の皮膚とそれ以外の皮膚の違いによるものと考えられる. 指先は 0.6mm 程度の角質層をもち, 神経軸索はその下に存在するが, 指先以外の皮膚の角質層は数十 μm 程度である[14]. この違いにより, 指先以外の皮膚では電流が角質層で十分に拡散せず, 局所的な電流集中によって痛覚神経を刺激してしまうと考えられる(図 13).

この問題を解決するため, 皮膚と同等のコンダクタンスを持つ導電性ゲルを用いることが提案されている[1]. この導電性ゲルは従来の導電性ペーストとは異なり高い抵抗を持ち, その厚みで電流を十分に拡散させ, 指先の角質と同じ役割を果たす. 本手法は指先で接触する場合の感覚安定化にも貢献すると考えられる.

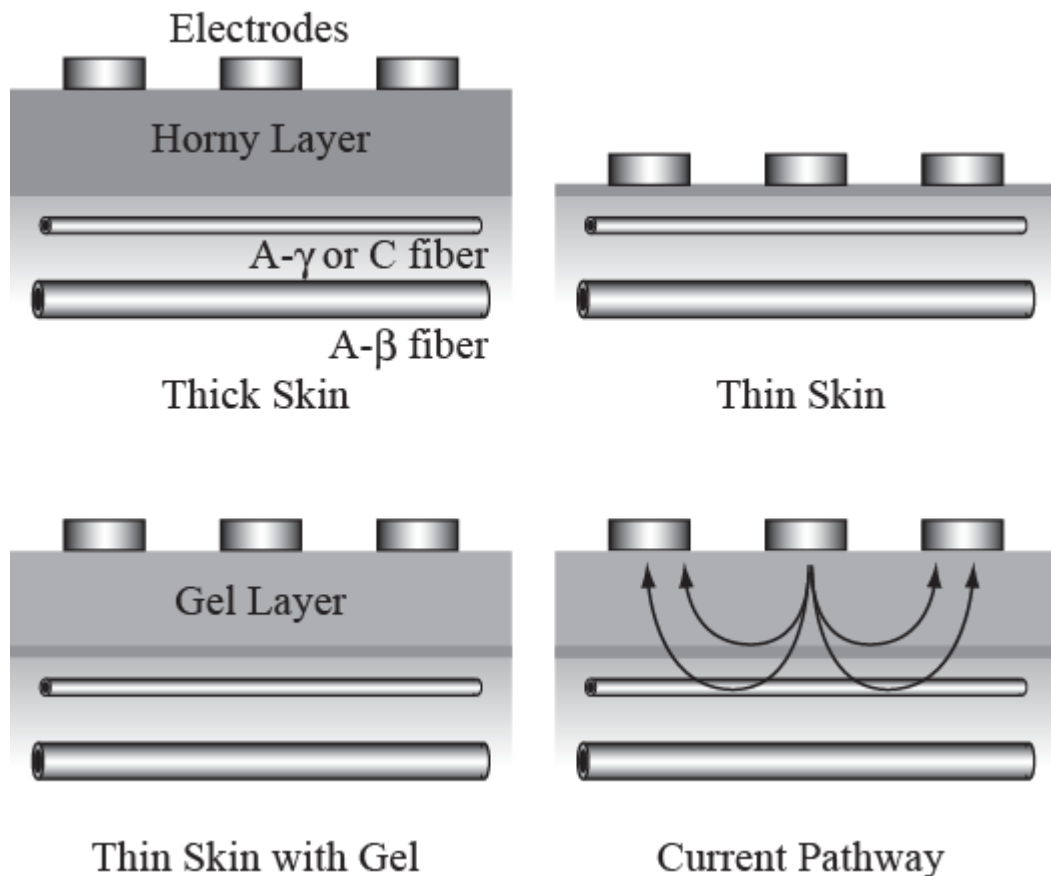


図 13 角質層および導電性ゲルの役割. 共に電流を拡散し, 浅部の痛覚神経の刺激を防ぐ.

4. 感覚の安定化

電気触覚ディスプレイは機械的駆動部が無く, 騒音の問題も無く低消費電力化に向くなど, 実用性の点で多くの利点を持つ. しかし生起感覚を完全に安定化させることが難しいという, やはり実用上の問題のため, 現在のところ一般用途での普及に至っていない. 電気触覚ディスプレイの最大の課題といえる.

生起感覚の安定化は, 主に次の二つの問題に還元できる.

第一に感覚の時間的変化という問題である(図 14 上). 電気触覚ディスプレイの場合, 汗や皮膚の移動による使用中の状況変化に対してロバストな刺激提示を行う必要がある. この問題は単一の電極でも生じる.

第二に, 閾値の空間的ばらつきという問題である(図 14 下). 主に皮膚の厚みの違いや部分的発汗によって閾値が大きく変化する. この問題は特に多量の電極を並べた大面積型の場合に生じやすい. 特に電気刺激の場合, 感覚閾値(感覚を生じ始める刺激量)と痛覚閾値(痛覚を生じ始める刺激量)が近接している. このため, 例えばすべての刺激点で感覚を生じるように刺激量を設定すると, ある刺激点では痛覚閾値を超えてしまう. つまり, どこも痛みを感じさせずに全体を均一に刺激することが難しい.

この二つの問題の複合と言えるのが, 電気触覚ディスプレイを皮膚とディスプレイが接触・非接触を繰り返すタッチパネルに採用した場合である. 特に接触・非接触の切り替わりの瞬間に電流経路が変化しやすいため, 独特のチリチリ感を生じる.

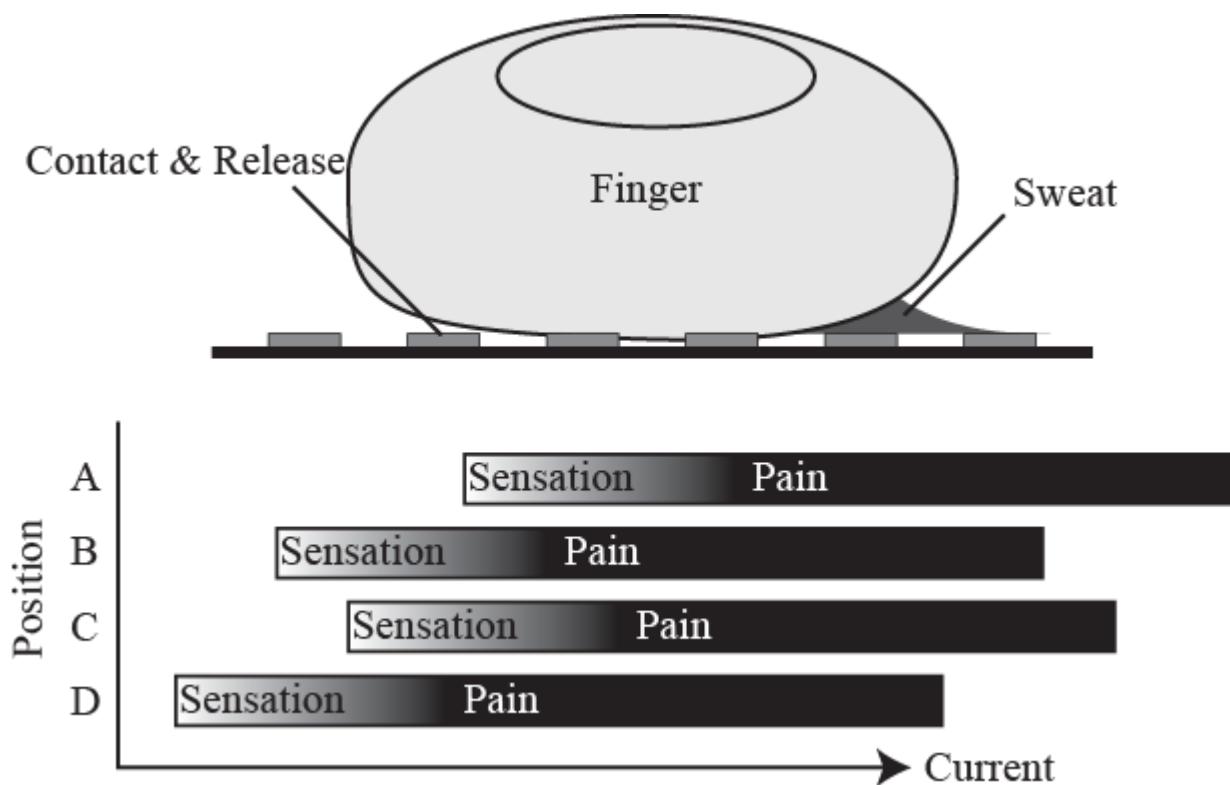


図 14 感覚不安定性の要因. (上) 汗等による接触状態の変化. (下) 感覚閾値と痛覚閾値のばらつき

電気触覚ディスプレイの感覚安定化の問題に対して、数多くの解決策が提案されてきた。以下では3つに分類して説明する。

4.1. ユーザによる明示的フィードバック

感覚の時間的変化という問題に対しては、実用的な解決策としてユーザの押圧情報を力センサによってフィードバックする方法が考えられる[15]。強く押した際に大きな刺激電流が流れるようにしておけば、ユーザは単純に、刺激が弱いと思えば強く押せばよい。単純なボリューム調整機能ではあるが、接触・非接触の切り替わり時の不快感も同時に解決されるという利点がある。接触状態が切り替わる際には押圧が0となるためである。

ただし本手法は、指先一本を単一の電極に当てるという状況では有効であるが、電極が指に装着されている場合には適用できない。また空間的ばらつきは解決できない。

4.2. ダイナミックレンジの拡大

感覚の空間的ばらつきという問題をも解決するために、感覚のダイナミックレンジを広げることが考えられる。図 14 における問題とは、第一に感覚閾値と痛覚閾値が接近していることであり、第二に感覚閾値がばらついていることであるから、痛覚閾値を高め、感覚閾値を一定に出来ればよいことになる。

Collins [9]は刺激パルスを極端に短くする(20-50 μ s)ことで痛覚閾値が上昇することを示している。これは2.2節で述べたように、一般的に痛覚神経は触覚神経よりも細く、短いパルスでは活動しにくいこと、さらに短いパルス(=高周波)が皮膚角質というキャパシタンスを介して皮膚下層に達しやすいことから感覚閾値もある程度一定になるという二つの現象によるものと考えられる。

Polleto [16]らはメインの刺激パルスの前に、低レベルの長いパルスを与えることで感覚のダイナミックレンジが広がることを示している。また Kaczmarek [17]は多数の刺激パラメータを変え、ダイナミックレンジに影響するパラメータを調べた結果、電気刺激パルスの頻度が大きく影響するとしている。

以上の手法は電気刺激にとって非常に重要な知見を与えるものであるが、今のところ効果は限定的である。

4.3. インピーダンスのフィードバック

感覚閾値がばらつく原因としては、発汗や角質層の厚さなど、皮膚の電気的状態の時間的、空間的変化が

大きな要因であると考えられる。とすれば皮膚の電気的インピーダンスに応じた刺激を行えば感覚が安定化されると期待される。3.1節で述べたように、現在多く用いられている電流制御による刺激も、皮膚の電気的狀態の変化に対する安全性の観点から導入された物であるから、アナログ的にインピーダンスのフィードバックを行っていると言える。

より一般的にこの問題に取り組むには、皮膚電気インピーダンスの計測とそれに基づくフィードバックが必要である。計測は刺激電極を使うことができ、皮膚上に新たなハードウェアを搭載する必要はない。Tachi [18]は皮膚インピーダンスの変化とパルス幅閾値の関係を調べ、エネルギーが一定になるようにパルス幅を調整すれば感覚が安定化されることを示し、実際にフィードバックシステムを作成している。また渡辺[19]は感覚閾値と皮膚インピーダンスの関係を調べ、特に皮膚の抵抗成分の上昇に伴って感覚閾値が下降することを示しており、これは Tachi の結果とも符号する。

5. おわりに

本稿では電気触覚ディスプレイを実際に作成するために必要な原理および技術的要点をまとめた。電気触覚ディスプレイを今後実用に供して行くためには、今回特に取り上げた感覚の安定化の問題以外に、感覚の質の問題（リアルな触覚を電気刺激で生成する）、長期的な安定性の問題（感覚的順応への対処や錆の問題）などが避けることの出来ない課題である。

課題は多いものの、電気触覚ディスプレイはサイズ、コスト、耐久性などの面で、他の手法には無い魅力を持つ。本稿によって電気触覚ディスプレイ研究の敷居が下がることを願っている。

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, 管野米藏, 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 electrotactile 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.