

皮膚感覚神経を選択的に刺激する電気触覚ディスプレイ

梶本 裕之[†] 川上 直樹[†] 前田 太郎[†] 舘 暲[†]

Electrocutaneous Display with Receptor Selective Stimulations

Hiroyuki KAJIMOTO[†], Naoki KAWAKAMI[†], Taro MAEDA[†], and Susumu TACHI[†]

あらまし 経皮電流刺激により皮膚感覚を提示する触覚ディスプレイを提案する。過去の多くの皮膚感覚ディスプレイでは言語報告によって表される種々の感覚（圧覚，振動覚，手触り等）を表現する Top-down の設計法がとられてきたが，それらの感覚は各種感覚受容器の活動を組み合わせた結果であるため，こうして設計されたディスプレイはある限られた感覚を提示するにとどまっていた。これに対して我々の方針は，感覚神経をその種類別に刺激するというものである。種類別刺激が可能であれば，それらを組み合わせることであらゆる感覚を生成することができるだろう。これらの刺激を，視覚との類似性から「触原色」と呼ぶことにする。刺激手段として皮膚表面からの電気刺激を用いる。電気刺激自体の歴史は古いが上記のような原色作成の試みはなく，多くが単なる特殊感覚の ad-hoc な生成に終わっている。本論文では受容器選択的刺激のための二つの方法を提案する。一つはアレー状電極を用い，各電極の重み付け変化で刺激深度を変化させる手法である。もう一つはこれまでの経皮電気刺激が陰極電流を刺激として用いていたのに対し，陽極電流を使うことで神経軸索の方向に選択的な刺激を行う手法である。

キーワード 触覚ディスプレイ，電気刺激，機械受容器，触原色，バーチャルリアリティ

1. ま え が き

我々は経皮電流刺激により皮膚感覚を生成する触覚ディスプレイを提案する。

皮膚感覚 (Cutaneous) とは，物体との接触時に皮膚上に生じる感覚である。この皮膚感覚を特に指先に人工的に提示できれば，福祉応用としての点字ディスプレイや教示装置はもちろん，例えば Virtual Reality (VR) に応用することで遠隔地での高度な作業が可能になると期待される。

これまで多くの皮膚感覚提示ディスプレイが提案されてきた [4]。これらの多くは皮膚表面の上下変位を振動ピンアレーによって表現するものであり，形状の提示には向いているものの，例えば皮膚の水平振動が主役となる「なぞり」に伴うテクスチャ感覚の提示は困難である。

他の感覚における提示手法を振り返ると，既に提示原理の確立した視覚ディスプレイの場合，可視光のスペクトルを RGB の 3 原色に分解し，これら三つの組

合せですべての色を表現している。3 原色は網膜上に存在する 3 種類の光受容器（すい体細胞）に対応していることが知られている。すなわち視覚においては，『生体センサの特徴を用いて無限次元の情報を 3 次元に落す』ことによって提示を行っている。当然元のスペクトルと 3 原色によって再構成されたスペクトルは全く異なるが，人間にはその区別ができない。

この原理を触覚に応用することはできないだろうか。触覚においては 4 種類の機械受容器（物理的変形に反応する感覚器）が存在する。これらを個別に刺激することができれば，その刺激の組合せであらゆる感覚を生成することができるだろう。すなわち我々の方針は，皮膚下の感覚神経をその種類別に刺激するというものである^(注1)。この刺激を触覚における原色，あるいは触原色と呼ぶことにする。単一の触原色自体による感覚は特に「自然な」感覚である必要はない。

刺激手段としてこれまで多く用いられてきたのはマトリックス状に配置させた上下振動ピンであるが，これには二つの問題点がある。第 1 に指先の受容器配置から決定される提示間隔 (0.5 mm) での製作が困難である点。第 2 に上下振動によって 1 種類の受容器を刺

[†] 東京大学大学院工学系研究科，東京都
Graduate School of Engineering, University of Tokyo, 7-3-1
Hongo Bunkyo-ku, Tokyo, 113-8656 Japan

(注 1)：この方針を最初に打ち出したものとして [1] 等がある。

刺激することはできず、我々の目的に沿わないという点である。

ここで皮膚表面からの電気刺激を用いることを考える。電気刺激の場合、電極を所望の間隔で作ることは容易であり、神経を直接駆動するため必要なエネルギーも小さい。このため経皮電気刺激は特に福祉応用として感覚代行、指示システムの研究 [15] の中で用いられてきた。

問題は皮膚表面からの電気刺激で皮膚内部の受容器を選択的に刺激可能かという点である。電気刺激自体の歴史は古いが上記のような原色作成を意識したものはなく、多くが単なる特殊感覚の生成に終わっている。その一方で人工内耳 (Cochlea Implant) や機能的電気刺激 (Functional Electrical Stimulation) の研究で、皮膚表面電流源分布と皮膚下神経活動の関係が Activating Function という形で既に定式化されている。本論文ではこれらの成果を踏まえ、人工現実感 (Virtual Reality) としての触覚を提示するために感覚受容器を種類別に刺激する電気触覚ディスプレイを設計する。

各原色を作成するための二つの方法を提案する。一つは電極をアレー化し、各電極に流す電流の重み付け変化で刺激深度を変化させる手法である。もう一つはこれまでの電気刺激が陰極電流を刺激として用いていたのに対し、陽極電流を使うことで神経軸索の方向に選択的な刺激を行う手法である。

2. Activating Function

経皮電気刺激における神経発火の原理はいわゆる電流刺入による方法とは若干異なり、次の二つの過程を経る。第1は皮膚表面からの電流 I により皮膚下軸索の表面に電位分布 Ψ が与えられる過程である。第2はその電位分布 Ψ により軸索の膜間電位差 V_m が上昇し、発火する過程である。以下にこれらを定式化し、皮膚表面電極設計の指針を得る。

まず軸索に電位分布 Ψ が与えられたときの膜間電位差 V_m の変化を見る。これは人工内耳の研究で過去詳しく解析されている。式 (7) までは [13], [14] を使用した。

神経軸索をモデル化する (図 1) [7]。 x 軸を軸索の方向にとる。軸索の細胞膜はキャパシタンス C_m とコンダクタンス G_m をもつ。軸索内部のコンダクタンスを G とおく。膜を隔てた外部電位と内部電位をそれぞれ $\Psi(x, t)$, $V(x, t)$ とし、電位差 $V - \Psi$ を $V_m(x, t)$ と

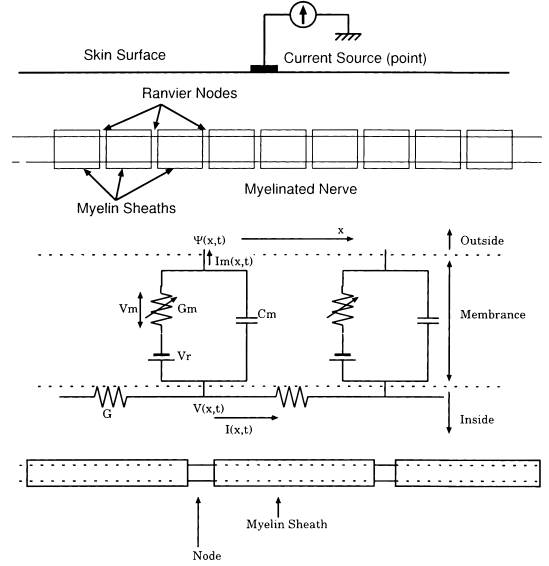


図 1 皮膚表面からの電気刺激。断面と等価回路
Fig. 1 Electrical stimulation of nerve axon from skin surface. Cross section and equivalent circuit.

する。我々は $\Psi(x, t)$ を与えて $V_m(x, t)$ を操作する。

以下では神経軸索を線形時不変のシステムと仮定し (具体的には G_m の変化を考えず)、膜間電位 V_m が一定のしきい値 V_{th} を超えたときに発火すると考える。この仮定によって神経発火に関する主要な現象が予測、説明可能であることが知られており、簡易的な神経発火モデルとして広く使われている [14]。

キルヒホッフの電流則から、膜内部から外部に流れ出る電流 $I_m(x, t)$ は内部電流 $I(x, t)$ のもれと等しい。更に I_m は C_m と G_m を流れる電流の和であるから、

$$\begin{aligned} I_m &= -\frac{\partial I}{\partial x} \\ &= C_m \frac{\partial V_m}{\partial t} + G_m V_m \end{aligned} \quad (1)$$

内部電流 $I(x, t)$ は内部電位こう配で表され、

$$I(x, t) = -G \frac{\partial V}{\partial x} \quad (2)$$

式 (2) を式 (1) に代入して

$$G \frac{\partial^2 V}{\partial x^2} = C_m \frac{\partial V_m(x, t)}{\partial t} + G_m V_m(x, t) \quad (3)$$

V を $V_m + \Psi$ で表して整理し、

$$-\frac{\lambda^2}{\tau} \frac{\partial^2 V_m}{\partial x^2} + \frac{\partial V_m(x, t)}{\partial t} + \frac{1}{\tau} V_m(x, t) = \frac{\lambda^2}{\tau} \frac{\partial^2 \Psi}{\partial x^2} \quad (4)$$

ただし $\lambda = \sqrt{G/G_m}$, $\tau = C_m/G_m$.

これは 1 次元熱伝導方程式と見ることができる．すなわち V_m は温度， λ^2/τ は温度伝導率，右辺 $\lambda^2 \partial^2 \Psi / \tau \partial x^2$ は入力熱量を表す．左辺第 3 項は放射による熱損失である．右辺入力を今後 $u(x, t)$ と書くことにする．この類推から V_m 上昇のためには $u(x, t)$ を上げればよいことがわかる．

x に関して Fourier 変換 ($x \rightarrow \omega$)， t に関して Laplace 変換 ($t \rightarrow s$) し，

$$\bar{V}_m(s, \omega) = \frac{1}{s + \frac{\lambda^2 \omega^2 + 1}{\tau}} \bar{u}(s, \omega) \quad (5)$$

入りに時間インパルス仮定すると

$$\bar{V}_m(s, \omega) = \frac{1}{s + \frac{\lambda^2 \omega^2 + 1}{\tau}} \tilde{u}(\omega) \quad (6)$$

逆 Laplace 変換により

$$\tilde{V}_m(t, \omega) = \tilde{u}(\omega) \exp\left(-\frac{\lambda^2 \omega^2 + 1}{\tau} t\right) \quad (7)$$

これは明らかに時間に対して単調減少であるから， V_m の最高値は $t = 0$ を代入して求めることができる．すなわち u そのものである．一般の波形に対する応答は式 (7) の重ね合せで得ることができる．

$u = \lambda^2 \partial^2 \Psi / \tau \partial x^2$ を “Activating Function” (以後 AF) と呼ぶ [11], [12]．これはインパルス入力時の膜間電位差の最大値であるため，軸索発火の判定基準として利用できる．

AF は二つの部分に分かれる．係数 λ^2/τ は各神経固有の値である．軸索直径の 2 乗に比例することから，太い神経軸索ほど容易に刺激されることがわかる．また，膜間キャパシタンスの 2 乗に反比例することから有随神経の方が無随神経と比べて刺激されやすい．機械受容器の軸索は皮膚下に存在する感覚神経の中で最も太く，かつ有随である．このため最も刺激しやすいことがわかる．これが他の感覚（痛覚，温覚等）を生じさせることなく機械的変形のみを提示できる根拠である．

$\partial^2 \Psi / \partial x^2$ は神経軸索に沿った外部電位分布の空間 2 回微分である．この電位は皮膚表面からの電流によって発生する．このため AF は皮膚表面の電流源密度によって表されなければならない．

皮膚表面に 2 次元，単一線電極が与えられた場合を考える (図 2)．電流を I とし，この電流は陰極電流

(吸出し) とする．簡単のため均一の無限空間とする． x, y 軸を皮膚表面平行，垂直方向にとり，電極を原点とする． (x, y) での電位 $\Psi(x, y)$ は積分により

$$\Psi(x, y) = \frac{-\rho I \log(R)}{2\pi} \quad (8)$$

ただし ρ は単位体積当りの抵抗， R は電極からの距離である．もし軸索が x 軸方向に延びていれば

$$AF \propto \frac{\partial^2 \Psi(x, y)}{\partial x^2} \propto \frac{y^2 - x^2}{(x^2 + y^2)^2} \quad (9)$$

式 (9) をプロットして図 3 を得る．以下のことがわかる．

- AF は $x = 0$ で最大値をとる．これは電極直下で最も刺激されやすいことを意味する． $AF_{x=0} \propto 1/y^2$ より，これは軸索深さ y の 2 乗に比例して減衰する．すなわち浅い部分ほど刺激されやすい．

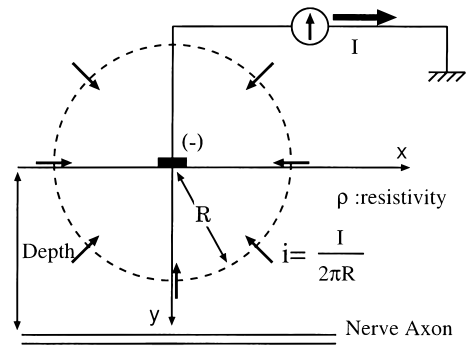


図 2 皮膚表面からの電流刺激．2次元，単一線電極の場合
Fig.2 Current stimulation from skin surface. 2D, single line electrode case.

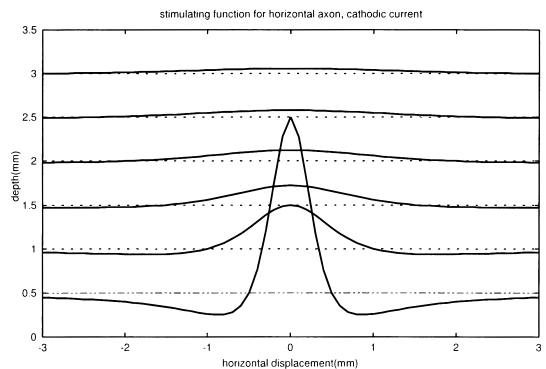


図 3 水平方向に延びた軸索の AF．単一電極からの陰極電流の場合
Fig.3 Activating function for horizontal axon. Cathodic (−) single current case.

● 繰返し述べたようにこれは水平に延びた軸索に対する、陰極性 (Cathodic) 電流による結果である。陽極性 (Anodic) になれば図は正負反転し、 $AF_{x=0}$ は負の値をもつ。これがこれまでの電気刺激実験が陰極性電流を用いてきた理由である。

一般の電流源分布での AF は式 (9) と電流源分布を重畳すればよい。注目すべきは、皮膚表面からの電流刺激によって生成された AF は、どのような電流源分布であろうと皮膚下で極値をとらないという点である。これは次のように AF の Laplacian をとることで示される。

$$\frac{\partial^2 AF}{\partial x^2} + \frac{\partial^2 AF}{\partial y^2} \propto \frac{\partial^2}{\partial x^2} \frac{\partial^2 V}{\partial x^2} + \frac{\partial^2}{\partial y^2} \frac{\partial^2 V}{\partial x^2} \quad (10)$$

$$= \frac{\partial^2}{\partial x^2} \left(\frac{\partial^2 V}{\partial x^2} + \frac{\partial^2 V}{\partial y^2} \right) \quad (11)$$

$$= 0 \quad (12)$$

最後の等式は Gauss の法則から得られる。この結果は、AF が調和関数であることを意味する。よって境界で最大、最小値をとり、内部で極値をとらない (∴ 最大値の定理)。

3. 皮膚構造

次に具体的に刺激する皮膚下の感覚神経について述べる。図 4 は無毛部の皮膚断面である ([2], [16] から再構成)。皮膚には 4 種類の機械受容器が存在する。Meissner 小体 (RA), Merkel 細胞 (SAI), Ruffini 末

端 (SAII), Pacinian 小体 (PC) である。SAII は密度が低く、特に指では関節に多く存在し、単独の電気刺激では感覚を生起しないことが知られている [10] ため、今後の考察対象外とする。一般に RA と PC は高速の変化、ないし振動を感知し、SAI は圧力を感知するといわれている。構造に関して知られている以下の二つの事実が今後重要となる。

● 各種受容器は種類別に皮膚表面から特定の深さに存在する。これは皮膚に取り付けた電極からある種類の受容器までの距離が既知であることを意味する。

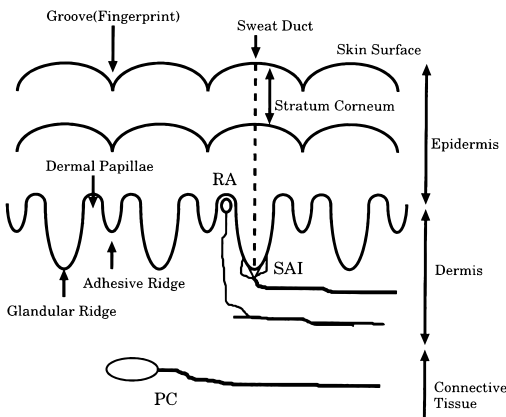
● 各種受容器に接続される神経軸索は種類別に特定の太さをもつ。これは 2. で述べたように神経軸索を電気回路としてモデル化したとき、各種パラメータを定数として扱えることを意味する。

表 1 は指先における各種小体の深さとそれに接続される軸索の直径である。指先皮膚の最大の特徴は角質の厚さである (図 4)。角質は指先では 600 μm であるのに対し、他の部位では 15 μm 程度である [8]。RA は Dermal Papillae 先端に存在し、表面からの深さは 700 μm 程度である。SAI の深さは Glandular Ridge の高さから計算し 900 μm 程度である。PC は真皮と皮下組織の間に存在し、2 mm から 3 mm の深さである。

3.1 軸索の経路

後の章で明らかとなるが、電気刺激で重要なのは軸索の方向と深さである。しかし皮膚下に存在する神経軸索の経路を定量的に詳しく調べた研究はなく、いくつかの推量が必要となる。

SAI の軸索は皮下組織部から離れて Dermal 領域浅部に皮膚と平行の編目構造を作り、降りてきた Glandular Ridge と結合する。これに対して RA の軸索は、皮下組織領域から直接垂直に Dermal Papillae まで延びているのか、それとも SAI 同様に Dermal 領域浅部で一度編目構造を作るのかという点について正確な記述はない。しかし発生の研究 [2] から少なくとも RA の先端から Dermal Papillae を抜けるまで軸索は皮膚垂直に走っていることがわかっている。経皮電気刺激



RA: Meissner corpuscle, SAI: Merkel cell, PC: Pacinian corpuscle.

図 4 人の無毛部の皮膚構造
Fig. 4 Cross-section of human digital skin.

表 1 各種小体の深さと接続される軸索の直径 (指先)
Table 1 Depth of mechanoreceptors and diameter of nerve axons in human fingertip.

	深さ (mm)	直径 (μm) [17]
Meissner (RA)	0.7	3 ~ 5
Merkel (SAI)	0.9	7 ~ 12
Pacinian (PC)	2.0 ~	5 ~ 13

で重要なのは皮膚表面から最も近い部分であるから、今後の考察においては RA の軸索は垂直とみなしてよい。PC の軸索は多くの解剖学的研究で皮膚と平行に走っていることがわかっている。

4. 刺激の 3 モード

RA, SAI, PC に接続された軸索を別々に刺激することを考える。各刺激を“RA モード”、“SAI モード”、“PC モード”と呼ぶことにする。3 小体に接続している神経軸索の、(1) 方向と (2) 深さの違いを利用して各刺激が作成可能であることを以下に述べる。

4.1 陽極刺激による RA モード

まず RA 軸索のみ刺激する RA モードを考える。RA 軸索が皮膚表面に対して垂直に伸びていることを利用する。

AF は軸索に沿った電位の 2 階微分であるから、 x 方向に伸びた軸索の AF は d^2V/dx^2 であるのに対して、 y 方向に伸びた軸索の AF は d^2V/dy^2 である。ガウスの法則により電荷の湧き出しのない空間では $d^2V/dx^2 + d^2V/dy^2 = 0$ であるから、

$$\frac{d^2V}{dy^2} = -\frac{d^2V}{dx^2} \quad (13)$$

すなわち直交した 2 本の軸索は正負逆の AF をもつ。よって通常の陰極電流による刺激では、皮膚水平方向に伸びている軸索は刺激できるが、Meissner のように皮膚深さ方向に伸びている軸索は刺激できない (図 5(a))。AF が負の値をとってしまうためである。

ここで陽極電流を用いる。すると電位分布が反転し、そのため AF も反転する (図 5(b))。すなわち Meissner 小体の軸索のみ刺激され、他の水平方向に伸びた軸索は発火を抑えられる。これが RA モードの原理である。

経皮電流刺激における陽極電流での感覚生起現象自体は既にいくつか報告されており [5] その理由は不明のままであったが、彼らは我々がこれまでに定義した RA モードで刺激していたと考えられる。

4.2 重み付けアレーによる SAI, PC モード

次に SAI と PC の軸索をそれぞれ刺激する SAI, PC モードを設計する。軸索の存在する深さの違いを利用する。

図 6 は単一の陰極電流によってできる SAI と PC の AF である。SAI の方が浅部に存在するためにより大きな AF をもつ。よって原理的には、SAI のみの刺激は比較的容易である。

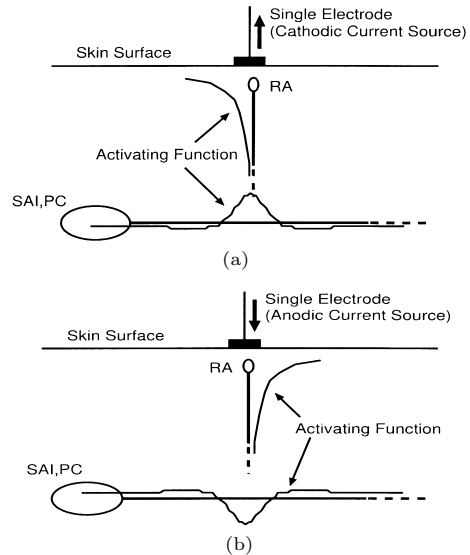


図 5 (a): 陰極電流による刺激。水平に伸びた軸索の AF が正の値をとるのに対し、垂直に伸びた軸索の AF は負の値をとる。(b): 陽極刺激。AF が正負逆転し、皮膚垂直方向の軸索のみ刺激される

Fig. 5 (a) Cathodic current stimulation. Activating function of horizontal axon is positive while that of vertical axon is negative. (b) Anodic current stimulation. Activating function is reversed and only vertical axon is stimulated.

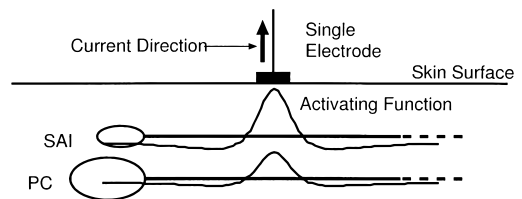


図 6 単一電極による SAI と PC の刺激

Fig. 6 Merkel and Pacini stimulation by single electrode.

更にアレー電極を用いる (図 7(a))。単一の電極を陰極として用いる場合と比べ、その周りの電極を陽極として加えてやると AF の深さ方向の減衰が早くなるため、安定して SAI だけを刺激することができる。またこの場合 AF の Q 値が高くなるため、より微小な点の感覚を提示することができる。特に SAI は密度が高いため提示部位を限定可能であることは重要である。

これに対して PC は SAI より深部に存在し、更に SAI と PC の軸索の直径はほぼ等しいため、PC 単独の刺激は不可能である。なぜなら 2. で示したように AF はそれ自体が調和関数であるため、PC における

AF の最大値は常に SAI における AF の最大値より小さいからである。

PC を SAI と同等に刺激することはできる。SAI モードのときとは逆で、アレー全体に陰極電流を流し、電極サイズを等価的に大きくする (図 7 (b))。すると AF の減衰は遅くなり、理想的には SAI と同等の AF を与えることができる。

4.3 アレー重みの最適化

これまで 3 刺激モードの原理的説明を行ったが、実際に最適なアレーの重みパターンを求めるには次のような最適化問題を解かなければならない。

神経はその軸索上で、AF 最大の箇所で発火を起こすと仮定する。制限は

- 重み付けの合計は 0 (電流経路を指先に限定するため)
- 電極間隔は固定。

である。例えば RA モードの最適化問題は以下のようになる。

$$\min_{\vec{w}} \left(\frac{\max_{x,y}(AF_{PC}, AF_{SAI})}{\max_{x,y}(AF_{RA})} \mid \sum w_i = 0 \right) \quad (14)$$

ただし AF_{RA} , AF_{SAI} , AF_{PC} は RA, SAI, PC の AF, \vec{w} は求める重みベクトルである。式 (14) は RA の AF を保存しつつ PC, SAI の AF を抑えている。これによって RA のみ発火させる重みが得られる。間隔 1 mm の無限長電極 7 本を用いる場合を解くと、

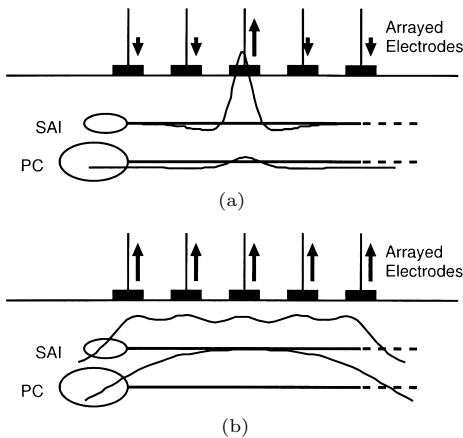


図 7 重み付アレーを用いた深度選択的の刺激。(a) SAI モード (b) PC モード。

Fig.7 Depth specific stimulation by weighted array electrodes. (a) SAI mode, (b) PC mode.

重みが正のときに陰極電流として、各モードの重みベクトルはそれぞれ

$$\begin{aligned} \vec{w}_{SAI} &= [0.34, -0.27, -0.57, 1.0, -0.57, -0.27, 0.34] \\ \vec{w}_{RA} &= [0.21, 0.17, 0.11, -1.0, 0.11, 0.17, 0.21] \\ \vec{w}_{PC} &= [-0.7, -0.7, 0.9, 1.0, 0.9, -0.7, -0.7] \end{aligned}$$

と求まる。次章以降の実験ではこれらの値を用いている。

5. 実験装置—1 次元アレー 電極

図 8 が試作したシステムの構成である。1 チャネル高速パルス信号 (時間分解能 $1 \mu s$) と 8 チャネル低速重み信号をアナログ乗算し、完全に同期した 8 チャネル刺激信号を得る。これを V-I 変換器で電流に変換し、被験者に通電する。被験者は指を 1 次元電極アレーに載せ、接地された指輪をはめる。電極 1 本は長さ 10 mm、幅 0.5 mm で 1 mm 間隔で並んでいる。感覚神経の多くが指方向に走っていると考えられるため指は線電極と垂直に置き、AF を最大にする効率の良い刺激を目指す。

一般的な電気刺激では刺激パルスとして bi-phasic signal^{注2)}を用いるが、本ディスプレイではこれまで説明したように電流の極性が本質的な役割を果たすため、mono-phasic signal を用いる。

パルス幅は機能的電気刺激 (FES) の分野において、短パルスであるほど直径の大きい軸索を選択的に刺激することが知られており、 $200 \mu s$ から $500 \mu s$ 程度のパルスが使われている。人の指先には運動神経が存在しないため、我々の注目している機械受容器神経が最も太い神経である。よって短パルスほど高い選択性が

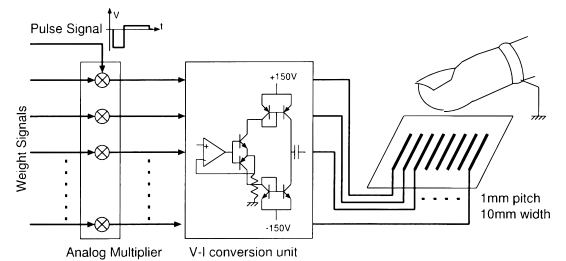


図 8 システム構成

Fig.8 System configuration.

(注 2): 正、負電流が交互に流れ、時間積分値が 0 となるもの。

期待できる．一方で短パルスでは電流密度，すなわち電圧を上げる必要を生じるため，これらの兼ね合いから次章に述べるほとんどの実験ではパルス幅を $200\ \mu\text{s}$ に設定している．

経皮電気刺激において最大の問題は皮膚，特に角質のインピーダンスが安定しないことである．電流制御を行っているが，電流の流れる経路が皮膚の状態によっては汗腺のみに集中し，その電流集中によって発生したジュール熱が熱覚を生じる [6]．また電流経路のずれにより実際の AF が理論値と大きく異なってしまう．これらの問題は現在のところ，実験前に皮膚を $40\sim 50^\circ\text{C}$ の温水に 5 分ほど浸し，角質を膨潤させることで解決している．

6. 評価実験と考察

3. で述べたように，過去になされた刺入電極による単独の感覚受容器に対する電気刺激により，SAI，PC，RA 受容器がそれぞれ圧覚，高周波振動，低周波振動の感覚を生じることがわかっている．以下の実験では実際に経皮電気刺激を行い，生じた感覚から我々の設計した刺激による妥当性を検証した．

これらの定性的な結果は 4 人の被験者によって確認されている．その一方で，感覚しきい値は皮膚状態によって個人でも最大 2 倍程度の開きをもっており，定量評価をするに至っていない．

6.1 SAI モードにおける圧覚

SAI モードにおいて電流を徐々に上げていくと，ある被験者の内観報告は以下のように変化した．

- 1.2 mA (刺激中心電極の電流量．以下同様) で微小なピリピリ感．
- 1.6 mA でめいりような電極形状の圧覚．線電極を用いているためナイフエッジに接触している感覚に近い．
- 3.2 mA でめいりような振動感覚が発生．圧覚は生じ続けている．

このときのパルス周波数を 10 Hz から 400 Hz に変化した場合感覚の質的变化はなく，常に圧覚を生じたが，生起する圧覚の量は周波数の増加とともに 10 Hz から 100 Hz 程度までの区間でめいりように増加した．過去の多くの研究 [3] が SAI が圧力を感じるセンサーであることを示唆しており，この結果は設計した SAI モードの妥当性を示している．

また興味深いことにこのとき押しつける指の圧力を微小に変化させると，ナイフエッジの感覚であったも

のが突然軟らかい弾性体の棒に変化した (図 9)．被験者によってはその部分が「へこんだ」と表現した．

この現象は次のように説明される．本来 SAI は圧力に応じて発火頻度が変化する [3]．もし「硬い」ものをさわっていたのなら，指を押したとき圧力の増加に伴い発火頻度は増すはずである．しかし今回の状況では，指を押しても電流の周波数の変化はなく，発火頻度は変化しない．これを脳は「押したときに反力が帰ってこない」，すなわち「軟らかい」と判断したと考えられる．

6.2 PC モードにおける高周波振動感覚

PC モードにおいて被験者はまず圧覚を生起し，すぐ後に安定して振動を感じた．これは PC 受容器よりも前述の SAI 受容器が皮膚浅部に存在するため，先に発火したことが原因と考えられる．

パルス周波数が 200 Hz 程度するとき，生じた感覚は音叉に接触している場合に非常に近く (実際には振動していないにもかかわらず) 800 Hz 程度で強い振動特有のしびれを生じた．PC は高周波振動 (100–400 Hz) に反応し，機械振動周波数がそのまま神経の発火周波数となることが知られており [3]，この結果は設計した PC モードが PC 受容器に接続された軸索を選択的に刺激していることを示唆している．

更に PC モードにおいては，興味深いことに振動感覚の生成する場所が中心電極の真下ではなく，常に 1 mm から 3 mm ほど指先方向にずれた (図 10)．これは電流が機械受容器そのものではなく，接続された軸索を刺激しているのに対し，脳は受容器の位置に感覚生起場所を同定することが原因と思われる．

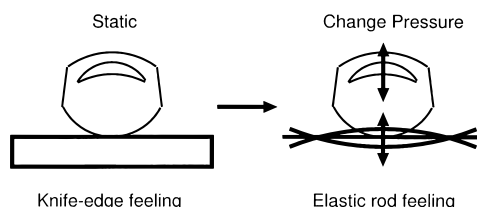


図 9 SAI モードにおける対象物体の弾性．指を動かさないときナイフエッジのように感じていたものが，微小に動かした途端軟らかい弾性体の棒を触っているように感じる．この感覚変化は急激であり，被験者は戸惑う

Fig. 9 SAI mode experiment. Subject felt knife-edge at first, but when he slightly moves his finger up and down, it changed dramatically to soft elastic rod.

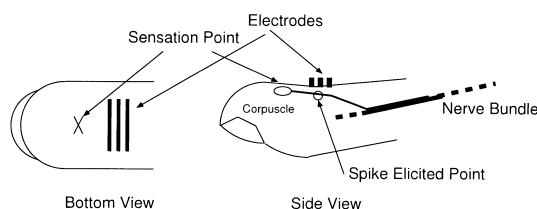


図 10 感覚の移動現象。被験者は常に電極から 1–3 mm ほど指先方向にずれた場所に振動覚を感じる

Fig. 10 Sensation shift phenomenon. Though nerve axon is stimulated, evoked sensation point is 1–3 mm shifted to fingertip direction.

6.3 RA モードにおける低周波振動覚

RA モードにおいて被験者は安定して振動を感じた。RA モードと SAI モードは電流の向きのみが異なるため実験中容易に切り換えることができるが、このときすべての被験者が振動感覚から圧覚への質的变化をめいように感知した。

パルス周波数が 100 Hz 以下のとき、生成した感覚はスピーカのコーン、あるいは音叉を触っている場合に近く、数 Hz では衝突感を生じた。RA は低周波振動 (20–70 Hz)、更に皮膚変位の時間微分に反応する受容器として知られており [3]、これは我々の望んだ結果である。

7. 結 論

我々は新しい電気触覚ディスプレイを提案した。これは RA, SAI, PC の軸索をそれぞれ別個に発火させることによって皮膚感覚の「触原色」を作ることを目的としている。Activating Function を軸索刺激の指標として導入することにより、皮膚表面電流源分布の設計を行い、RA の刺激のために陽極電流刺激が有用であること、また SAI と PC のように深さの違う軸索を個別に刺激するためにアレー電極を使うことの有用性を示した。

更に各刺激を実際に作成し被験者に提示した生起した感覚は我々の設計した刺激が所望の機械受容器につながる軸索を刺激しているという仮定を支持している。

8. む す び

電気刺激の限界として、皮膚深部に存在する PC 受容器単独の原色作成が困難であることが示された。機械的振動等の別手段を講じるべきである。更に作成した刺激モードが実際に各機械受容器に接続された軸索を刺激していることを直接的な計測によって確かめる

必要がある。皮下刺入電極による活動電位検出が有力であろう。

また現実的な課題として皮膚状態により感覚しきい値が最大 2 倍程度変化する問題を解決する必要がある。これは電極をセンサとして用いることで皮膚インピーダンス依存制御を行うことで解決されると思われる。

序論において視覚との類推から触原色を定義したが、視覚ディスプレイが撮像系と対になって初めて触覚情報伝送系として完成するのと同様に、今回提案した触覚ディスプレイも、ディスプレイと対になるセンサが必要と思われる。これを Dummy Finger と呼ぶことにする。Dummy Finger はいまだ概念のみのものであるが、物体表面をなぞり、各刺激モードにあわせた情報、すなわち各種受容器の発火パターンを収集する。

最後に、今回提案した電気触覚ディスプレイの応用範囲が、福祉応用や VR のための感覚提示にとどまらないことを指摘しておきたい。筆者が最も注目している応用分野は、脳機能解明のための標準刺激装置としての電気触覚ディスプレイである。例えば脳波や MEG といった時間分解能の高い脳計測を行うためには、人に与える刺激も同等の時間精度が求められる。何故ならこれらの計測では、ノイズの低減のために刺激開始時間をトリガとした加算平均が多く用いられるためである。視覚や聴覚においては今日このような刺激は簡単に作成できるが、触覚ではそのような高時間精度の提示手法はなく、このことが脳内触覚処理の研究をあいまいなものにとどめていた原因である。そして今回提案した電気触覚ディスプレイは、上記要件を満たす提示手法であると考えられる。

文 献

- [1] N. Asamura, N. Yokoyama, and H. Shinoda, "A method of selective stimulation to epidermal skin receptors for realistic touch feedback," Proc. IEEE VR '99, pp.274–281, 1999.
- [2] Z. Halata, The mechanoreceptors of the mammalian skin ultrastructure and morphological classification, Springer-Verlag, 1975.
- [3] A. Iggo, "Sensory receptors in the skin of mammals and their sensory functions," Rev. Neurol. (Paris), vol.141, no.10, pp.599–613, 1985.
- [4] K.A. Kaczmarek, "Electrotactile and vibrotactile displays for sensory substitution systems," IEEE Trans. Biomed. Eng., vol.38, no.1, pp.1–16, Jan. 1991.
- [5] K.A. Kaczmarek, M.E. Tyler, and P. Bach-y-Rita, "Electrotactile haptic display on the fingertips: Preliminary results," Proc. 16th Int. Conf. IEEE Eng. Med & Bio Soc, (Baltimore), pp.940–941, Nov. 1994.

- [6] J.L. Mason and N.A.M. Mackay, "Pain sensations associated with electrocutaneous stimulation," IEEE Trans. Biomed. Eng., vol.BME-23, no.5, Sept. 1976.
- [7] D.R. McNeal, "Analysis of a model for excitation of myelinated nerve," IEEE Trans. Biomed. Eng., vol.BME-23, no.4, pp.329-337, July 1976.
- [8] W. Montagna and W.C. Lobitz, The epidermis, Academic Press, 1964.
- [9] I. Nilsson and C.H. Berthold, "Axon classes and internodal growth in the ventral spinal root L7 of adult and developing cats," J. Anat., 156, pp.71-96, 1988.
- [10] J. Ochoa and E. Torebjork, "Sensations evoked by intraneural microstimulation of single mechanoreceptor units innervating the human hand," J. Physiol. 342, pp.633-654, 1983.
- [11] F. Rattay, Electrical nerve stimulation, Springer-Verlag, 1990.
- [12] F. Rattay, "Modeling axon membranes for functional electrical stimulation," IEEE Trans. Biomed. Eng., vol.40, no.12, pp.1201-1209, Dec. 1993.
- [13] J.T. Rubinstein and F.A. Spelman, "Analytical theory for extracellular electrical stimulation of nerve with focal electrodes, I passive unmyelinated axon," Biophys. J., vol.54, pp.975-981, Dec. 1988.
- [14] J.T. Rubinstein, "Analytical theory for extracellular electrical stimulation of nerve with focal electrodes, II passive myelinated axon," Biophys. J., vol.60, pp.538-555, Sept. 1991.
- [15] S. Tachi, K. Tanie, K. Komoriya, and M. Abe, "Electrocutaneous communication in a guide dog robot (MELDOG)," IEEE Trans. Biomed. Eng., vol.32, no.7, July 1985.
- [16] A.B. Vallbo, "Properties of cutaneous mechanoreceptors in the human hand related to touch sensation," Human Neurobiology, 3, pp.3-14, Springer-Verlag, 1984.
- [17] J. Zelena, Nerves and mechanoreceptors, Chapman & Hall, 1994.

(平成12年3月3日受付, 7月13日再受付)



梶本 裕之

平10 東大・工・計数卒。現在, 同大大学院・工・計数工学専攻修士課程在学中。触覚ディスプレイ, 人工現実感システムなどの研究に従事。日本バーチャルリアリティ学会学生会員。



川上 直樹

平8 東工大・理工・電気電子修士課程了。平11 東大・工・先端学際工学博士課程了。工博。同年同大大学院・工・計数工助手。バーチャルリアリティの研究に従事。日本バーチャルリアリティ学会会員。



前田 太郎 (正員)

昭62 東大・工・計数工卒。昭62 通産省工業技術院機械技術研究所に入所。ロボット工学部バイオロボティクス課研究員を経て, 平4 東大先端科学技術研究センター助手, 平6 同大大学院・工助手。平9 同大大学院・工・計数工講師。工博(東大)。人間の知覚特性とモデル化, 神経回路網モデル, マン・マシンインタフェース, テレグジスタンスなどの研究に従事。平2 計測自動制御学会論文賞, 平9 同学会学術奨励賞, 平3 日本ロボット学会技術賞, 平11 日本VR学会論文賞各受賞。



館 暲

昭43 東大・工・計数卒。昭48 同大大学院博士課程了。工博。同年同大助手。昭50 通産省工技院機械技研研究員, 主任研究官, 遠隔制御課長, バイオロボティクス課長, マサチューセッツ工科大学(MIT)客員研究員を経て, 平1 東大・先端科学技術研究センター助教授。平4 同センター教授。平6 同大大学院・工・計数工教授。盲導犬ロボット, テレグジスタンス, 人工現実感などの研究に従事。IEEE/EMBS学会賞, 通産大臣賞, 国際計測連合(IMEKO)特別勲功賞などを授賞。IMEKO ロボティクス会議議長, SICEフェロー, 日本バーチャルリアリティ学会会長。