

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留まっていた。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, それらを組合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無く, 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。一つはアレイ状電極を用い, 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. 序 論

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来た [4]。これらの多くは皮膚表面の上下変位を振動ピンアレイ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 3 つの組

合せで全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 (錐体細胞) 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出来ないだろうか。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。第一に指先の受容器配置から決定される提示間隔 (0.5mm) での製作が困難である点。第二に上下振動によって 1 種類の受容器を刺激

(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

[†] 東京大学大学院工学系研究科 文京区本郷 7-3-1
Graduate School of Engineering, University of Tokyo, 7-3-1
Hongo Bunkyo-ku

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事を考える。電気刺激の場合、電極を所望の間隔で作る事は容易であり、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] の中で用いられて来た。

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無く、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式を提案する。一つは電極をアレイ化し、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。第一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。第二はその電位分布 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 $V_m(x, t)$

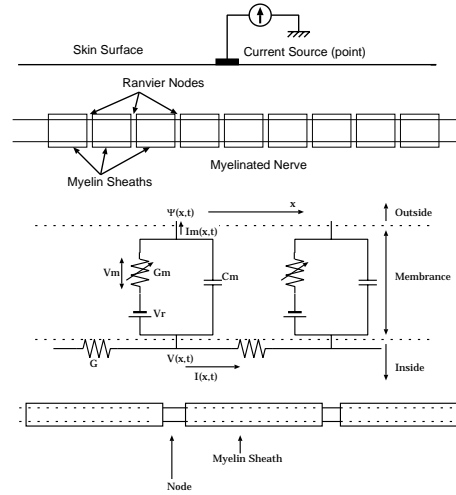


図 1 皮膚表面からの電気刺激。断面と等価回路。
Fig. 1 Electrical stimulation of nerve axon from skin surface. Cross section and equivalent circuit.

とする。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 が一定の閾値 V_{th} を越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。さらに I_m は C_m と G_m を流れる電流の和であるから、

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

内部電流 $I(x, t)$ は内部電位勾配で表され、

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

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 $u(x, t)$ を上げれば良いことが分かる．

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

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

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) の重ね合わ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分かる．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分かる．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 (吸い出し) 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

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

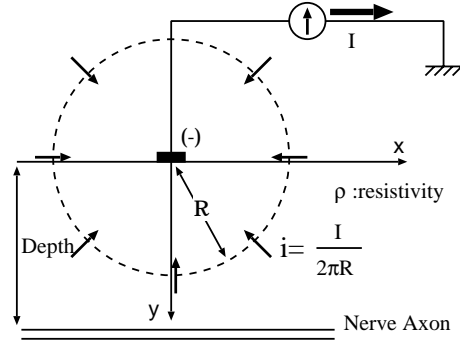


図 2 皮膚表面からの電流刺激．二次元、単一線電極の場合．

Fig. 2 Current stimulation from skin surface. 2D, single line electrode case.

ただし ρ は単位体積当たりの抵抗、 R は電極からの距離である．もし軸索が x 軸方向に伸びていれば

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

式 (9) をプロットして図 3 を得る．以下のことが分かる．

- AF は $x = 0$ で最大値をとる．これは電極直下でもっと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．
- 繰り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、 $AF_{x=0}$ は負の値を持つ．これがこれまでの電気刺激実験が陰極性電流を用いて来た理由である．

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良い．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取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

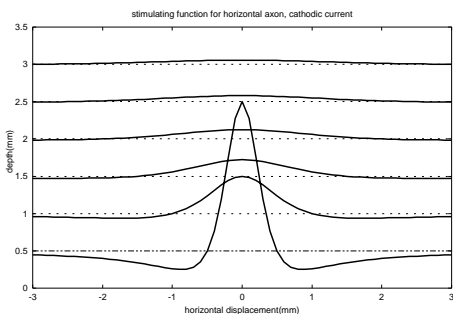


図3 水平方向に延びた軸索の AF. 単一電極からの陰極電流の場合.

Fig.3 Activating function for horizontal axon. Cathodic(-) single current case.

界で最大, 最小値をとり, 内部で極値を取らない(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(SAI), Pacinian小体(PC)である. SAI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

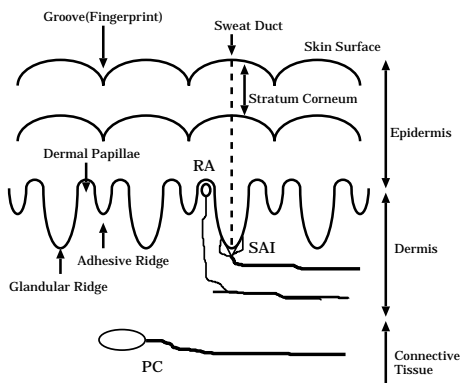


図4 人の無毛部の皮膚構造. RA: Meissner小体, SAI: Merkel細胞, PC: Pacinian小体.

Fig.4 Cross-section of human digital skin. RA: Meissner corpuscle, SAI: Merkel cell, PC: Pacinian corpuscle.

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 fingerpad.

	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

すると言われている. 構造に関して知られている以下の2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持つ. これは第2章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 $600\mu\text{m}$ であるのに対し, 他の部位では $15\mu\text{m}$ 程度である[8]. RAはDermal Papillae先端に存在し, 表面からの深さは $700\mu\text{m}$ 程度である. SAIの深さはGlandular Ridgeの高さから計算し $900\mu\text{m}$ 程度である. PCは真皮と皮下組織部の間に存在し, 2mmから3mm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無く, 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, 降りて来た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付いて正確な記述は無い. 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分かっている. 経皮電気刺激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良い. 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分かっている.

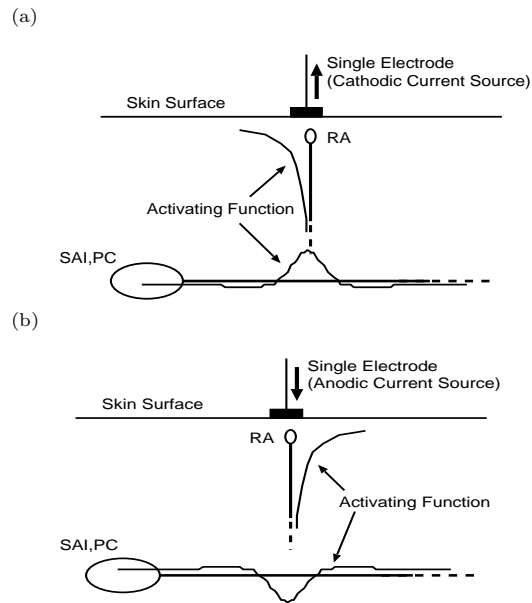


図5 (a): 陰極電流による刺激。水平に延びた軸索の AF が正の値をとるのに対し、垂直に延びた軸索の AF は負の値をとる。(b): 陽極刺激。AF が正負逆転し、皮膚垂直方向の軸索のみ刺激される。

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.

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延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 方向に延びた軸索の AF は d^2V/dx^2 であるのに対して、 y 方向に延びた軸索の 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無い空間では $d^2V/dx^2 + d^2V/dy^2 = 0$ であるから、

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

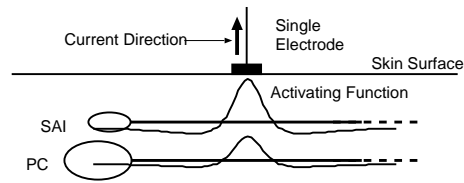


図6 単一電極による SAI と PC の刺激。
Fig.6 Merkel and Pacini stimulation by single electrode.

すなわち直交した 2 本の軸索は正負逆の AF を持つ。よって通常の陰極電流による刺激では、皮膚水平方向に延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延びている軸索は刺激できない(図 5a)。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 5b)。すなわち Meissner 小体の軸索のみ刺激され、他の水平方向に延びた軸索は発火を押しやられる。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幾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 重み付けアレイによる 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 を持つ。よって原理的には、SAI のみの刺激は比較的容易である。

さらにアレイ電極を用いる(図 7a)。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、さらに 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。なぜなら第 2 章で示したように 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。

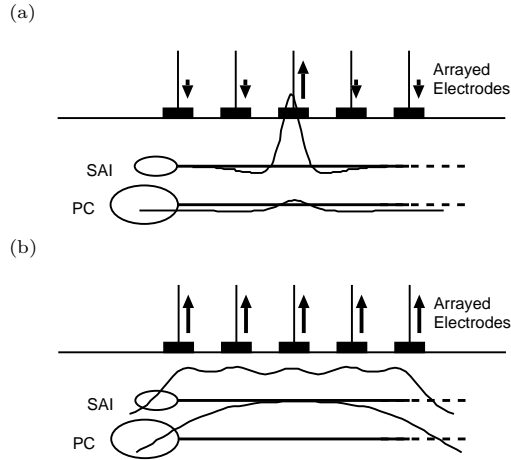


図7 重み付アレイを用いた深度選択的の刺激 (a) SAI モード (b) PC モード.

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

PC を SAI と同等に刺激することはできる。SAI モードの時とは逆で、アレイ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 7b)。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 アレイ重みの最適化

これまで 3 刺激モードの原理的説明を行ったが、実際に最適なアレイ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 最大の箇所が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 を保ちつつ PC, SAI の AF を押えている。これによって RA のみ発火させる重みが得られる。

間隔 1mm の無限長電極 7 本を用いる場合を解くと、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

$$\vec{w}_{SAI} = [0.34, -0.27, -0.57, 1.0, -0.57, -0.27, 0.34]$$

$$\vec{w}_{RA} = [0.21, 0.17, 0.11, -1.0, 0.11, 0.17, 0.21]$$

$$\vec{w}_{PC} = [-0.7, -0.7, 0.9, 1.0, 0.9, -0.7, -0.7]$$

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 次元アレイ電極

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。被験者は指を一次元電極アレイに載せ、接地された指輪をはめる。電極一本は長さ 10mm、幅 0.5mm で 1mm 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 $200\mu s$ 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 $40 \sim 50^\circ C$ 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。

(注2): 正, 負電流が交互に流れ, 時間積分値が 0 となるもの

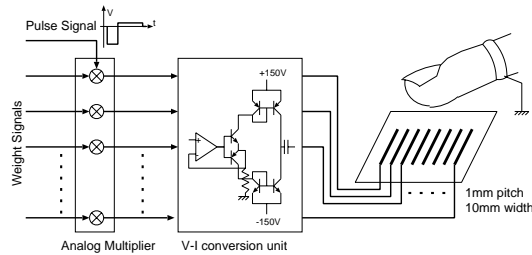


図8 システム構成.
Fig.8 System configuration.

6. 評価実験と考察

第3章で述べたように、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分かっている。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、感覚閾値は皮膚状態によって個人でも最大2倍程度の開きを持っており、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行くと、ある被験者の内観報告は以下のように変化した。

- 1.2mA (刺激中心電極の電流量。以下同様)で微小なピリピリ感。
- 1.6mAで明瞭な電極形状の圧覚。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。
- 3.2mAで明瞭な振動感覚が発生。圧覚は生じ続けている。

このときのパルス周波数を10Hzから400Hzに変化させ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共に10Hzから100Hz程度までの区間で明瞭に増加した。過去の多くの研究[3]がSAIが圧力感知するセンサ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柔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

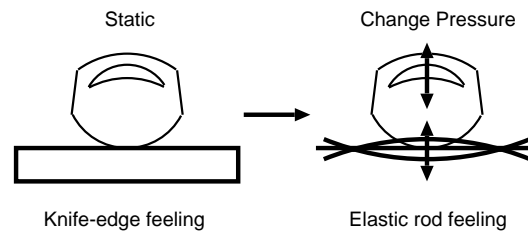


図9 SAIモードにおける対象物体の弾性。指を動かさないときナイフエッジのように感じていたものが、微小に動かした途端柔らかい弾性体の棒を触っているように感じる。この感覚変化は急激であり、被験者は戸惑う。

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.

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来ない」、すなわち「柔らかい」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じ、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、先に発火した事が原因と考えられる。

パルス周波数が200Hz程度の時、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関わらず)800Hz程度で強い振動特有のしびれを生じた。PCは高周波振動(100-400Hz)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。

さらに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、つねに1mmから3mm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。

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

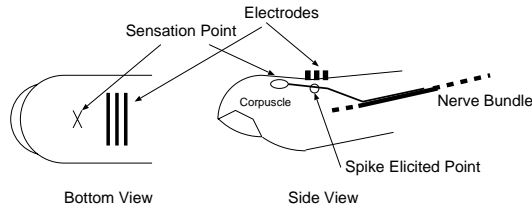


図 10 感覚の移動現象．被験者はつねに電極から 1-3mm ほど指先方向にずれた場所に振動覚を感じる．

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

め実験中容易に切替えることが出来るが、この時全ての被験者が振動感覚から圧覚への質的变化を明瞭に感知した。

パルス周波数が 100Hz 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 (20-70Hz)、さら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 の様に深さの違う軸索を個別に刺激するためにアレイ電極を使うことの有用性を示した。

さらに各刺激を実際に作成し被験者に提示した生じ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. 今後の課題

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。さら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閾値が最大 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留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。視覚や聴覚に於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無く、このことが脳内触覚処理の研究を曖昧なものに留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、上記要件を充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), 141, 10, pp.599-613 1985
- [4] K. A. Kaczmarek, "Electrotactile and vibrotactile displays for sensory substitution systems," IEEE Trans. Biomed, Vol.38, No.1, pp.1-16 Jan 1991
- [5] K.A.Kaczmarek, Mitchell E.Tyler, and Paul 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 as-

- sociated with electrocutaneous stimulation," IEEE Trans. Biomed. Eng., vol.BME-23, No.5, Sep 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, Jul 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 Sep 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, Jul 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

(平成年月日受付, 月日再受付)

梶本 裕之

平 10 東大・工・計数卒。現在同大学院・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 同大学院・工助手。平 9 同大学院・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, マンマシンインターフェイス, 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受賞, 平 11 日本VR学会論文賞受賞。

館 暲

昭 43 東大・工・計数卒。昭 48 同大学院博士課程了。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。