

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 (第2報)

—皮膚インピーダンス依存制御—

Electrocutaneous Display with Receptor Selective Stimulation (II)
 -Skin Impedance Based Control-

梶本裕之¹⁾, 川上直樹¹⁾, 前田太郎¹⁾, 館暲¹⁾

Hiroyuki KAJIMOTO, Naoki KAWAKAMI, Taro MAEDA and Susumu TACHI

1) 東京大学大学院 工学系研究科

(〒113-8656 東京都文京区本郷 7-3-1, kaji@star.t.u-tokyo.ac.jp)

Abstract : We have developed an electrocutaneous display with receptor selective stimulations. The practical problem of this system is that generated sensation is not at all stable because skin impedance largely depends on time and place. In this paper, we first propose to use electrodes as impedance sensors and control stimulation waveform dynamically. Secondly, we propose to use array of micro-electrodes as a single smart electrode, to compensate for spatial impedance variation.

Key Words: *electrocutaneous, tactile display, tactile primary color, skin impedance, smart electrode*

1. はじめに

我々は第1報 [1] において経皮電気刺激を用いた触覚ディスプレイを提案した。これは皮膚下に存在する感覚神経を受容器選択的に刺激し得ることから、視覚に於ける三原色と同様に、合成によって全ての触覚を作成できる可能性を持つ。我々はこのような受容器選択的の刺激を、「触原色」と呼んでいる。

作成したシステムの中で次のような実際の問題が明らかとなった。皮膚表面から通電しているため、被験者の皮膚状態(汗等)によって電流経路が変化し、それが感覚を不安定にする。時には電流の集中により痛みを生じる。

今回はこのような経皮電気刺激特有の問題である皮膚角質、汗腺による電流経路の時間的変化と空間的乱れに対処すべく、(1)インピーダンスセンシングと感覚提示を同一電極で行い、(2)微細な電極の集合により空間的なインピーダンス変化を補償するシステムを紹介する。

1.1 提案した電気触覚ディスプレイとその問題点

図1は提案した電気触覚ディスプレイ装置である [1]。1チャンネル高速パルス信号(時間分解能 $1\mu s$)と8チャンネル低速重み信号(同 $1ms$)をアナログ乗算し、完全に同期した8チャンネル刺激信号を得た。これをV-I converterで電流に変換し、電極を通して被験者に通電した。被験者は指を電極アレイに載せ、接地された指輪をはめている。電極アレイの重み付けを変化させることで皮膚下の感覚神経を選択的に刺激し、これにより各種感覚を生成できることを確認した。

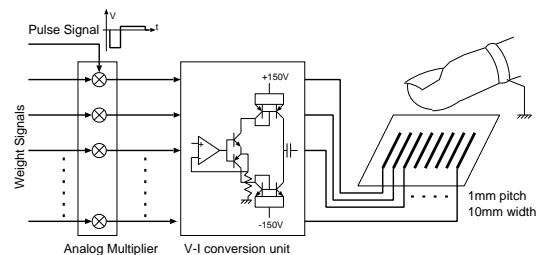


図1: 電気触覚ディスプレイ。([1] より再掲)

このシステムの中で電気触覚特有の二つの問題点が浮上した。第一に被験者の皮膚状態が汗などによって時間的に変化するために、分単位で感覚強度が変化していく問題である。これは既に電気刺激による感覚提示研究の初期から知られた問題であり、館 [2] らはパルスエネルギーを一定に制御することである程度定常的な感覚強度が得られることを見出している。

第二の問題点は皮膚インピーダンスの局所的な分散である。特に電極下に汗腺が存在する場合、汗腺に電流が集中することにより Joule 熱を発生し、急激な痛みを生じることが知られている [3]。

本稿ではこのような経皮電気刺激特有の問題である皮膚インピーダンスの時間的、空間的変動に対処すべく、二つの手法を提案する。まず刺激電極をセンサとして用いて皮膚インピーダンスを測定し、皮膚の電氣的モデルへの当てはめを行う。そして得られたモデルから理論的に感覚強度

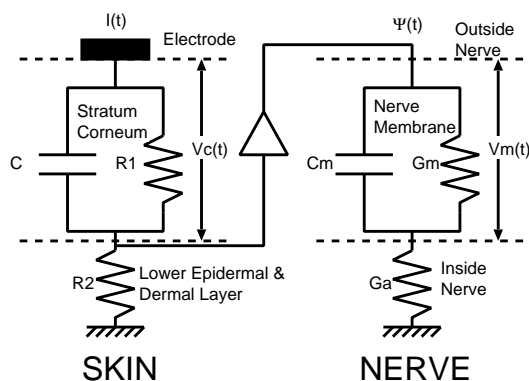


図 2: 皮膚と神経軸索の単純化モデル

を一定にするための入力電流量を求めることで、より安定した感覚強度を得る。さらに電極自体を微細な電極の集合で構成し、それぞれを電流制御することにより電流の局所的集中を防ぐ。

2. 皮膚インピーダンスの時間変化に対する補償

最も単純な皮膚と神経軸索のモデルとして図 2 を考える [4]。皮膚のモデルは角質層をキャパシタンス C と抵抗 $R1$ の並列回路、その下の表皮下層部から真皮、皮下組織に到る部分を抵抗 $R2$ で表している。

我々が刺激しようとしている神経軸索は表皮層下部に存在する。指先における表皮の大半は（電気的にも）角質であるため、図のモデルでは角質直下の電圧 $\Psi(t)$ が神経軸索表面に与えられると考えられる。すなわち我々は皮膚表面から入力電流 $I(t)$ を与えるが、実際には $\Psi(t) = I(t)R2$ の電圧が神経に対する入力となる。（電圧刺激の場合は入力電圧に対して $R1$, C , $R2$ により分圧された電圧が刺激となる。）

このモデルによれば定電流刺激の場合、 $R2$ の時間的変動がそのまま感覚強度の変化につながると考えられる。よって刺激電極をインピーダンスセンサとして使い、測定した皮膚インピーダンスの電氣的モデルへの当てはめを行うことにより抵抗 $R2$ を推定すれば、 $I(t)R2$ を一定とするような電流刺激によってより安定した感覚が得られると考えられる。

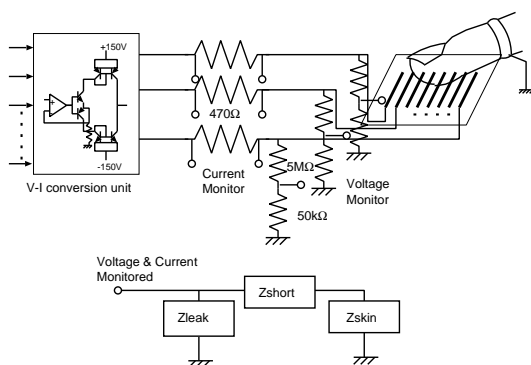


図 3: 皮膚インピーダンスの測定。

図 3 が皮膚インピーダンス測定システムである。入力信号として 500Hz から 20kHz までの正弦波を与える。電極前

の電流と電圧をモニターすることにより各周波数における複素インピーダンスを容易に求めることが出来る。このとき求めたインピーダンスは皮膚インピーダンス $Z_{skin}(\omega)$ と、並列のリーク $Z_{leak}(\omega)$ 、電線のインピーダンス $Z_{short}(\omega)$ の合成であるが、 $Z_{leak}(\omega)$, $Z_{short}(\omega)$ は別途非接触時、短絡時のインピーダンスを計測することにより事前に求めることが出来る。

一方で図 2 における皮膚の等価回路モデルから皮膚インピーダンスは

$$Z_{skin}(\omega) = \frac{R1}{1 + j\omega CR} + R2 \quad (1)$$

となるから、複数の周波数から得た $Z_{skin}(\omega)$ に対して式 (1) を最小二乗法により当てはめ、パラメータ $R1$, $R2$, C を推定する。実際に指の代わりに既知の $R1$, $R2$, C を接続した場合、各パラメータを誤差 5% 以内で推定できることを確認している。

2.1 実験結果

図 4 が、電極として直径 1 mm のステンレス円電極を用いた場合の皮膚インピーダンスのフィッティング例である。この場合各皮膚パラメータはそれぞれ $R1 = 495k\Omega$, $R2 = 49k\Omega$, $C = 0.17pF$ と求まった。

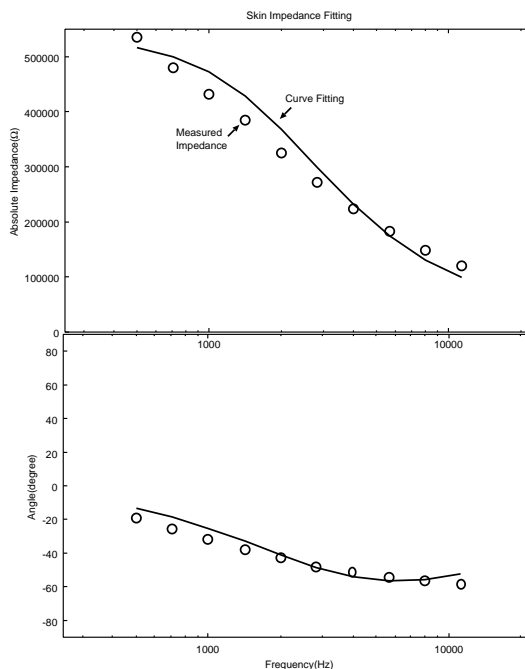


図 4: 皮膚インピーダンスの推定：横軸は入力周波数 (Hz)。縦軸は測定されたインピーダンス。

さらに電気刺激中のインピーダンスの時間変化を記録したものが図 5 である。ここでは左手人差指の腹を電極に軽く押しつけ、圧覚を生じる陰極刺激である SAI モードを与えている。パルス幅は $200\mu s$ 、秒間パルス回数 50 回で連続刺激を行った。

抵抗 $R1$, $R2$ は時間と共に減少し、キャパシタンス C は増加する傾向にあることが分る。また電気刺激を行わない場合にもインピーダンス測定を行ったところ、電気刺激中

のインピーダンス変化とほぼ同様の時間変化を示した。このことからここでのインピーダンス変化は電気刺激による皮膚内部のイオン化が原因ではなく、むしろ電極と接触していることによる発汗が主な原因と考えられる。

この結果は過去の研究結果 [4][5] と若干異なる。これらの報告では、皮膚に流す定常電流によって皮膚インピーダンスが大きく変化することが観察されている。この違いは第一に、経皮電気刺激で用いる duty 比 1/100 程度の電気刺激では定常電流に比べてインピーダンスに対する影響が少なく、第二に過去の研究の多くは上腕皮膚のインピーダンスを測定しているのに対して今回は指先部位を測定しており、指先皮膚は角質層の厚みが他の部位の 30 倍程度ある特殊な部位であるための影響と考えられる。

現在、実際に R_2 に反比例した電流を刺激として用い、時間経過に依存しない定常的な感覚の提示を試みている。

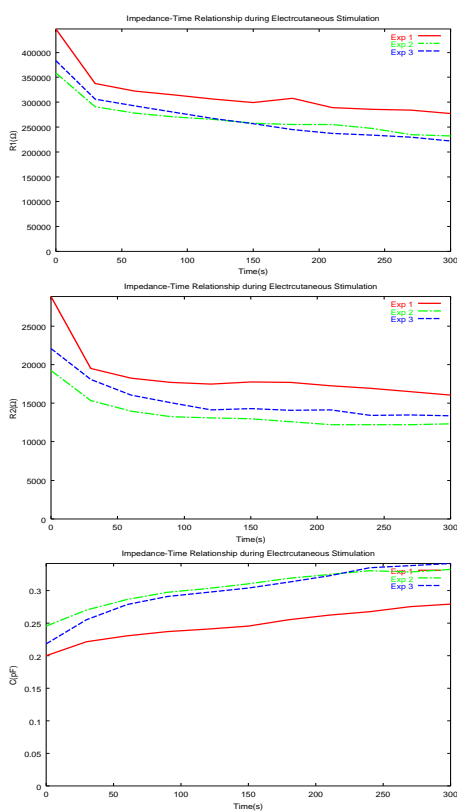


図 5: 電気刺激時の皮膚インピーダンスの時間変化。上から順に推定された R_1, R_2, C 。

3. 皮膚インピーダンスの空間的分散に対する補償 - Smart Electrode

次に、皮膚インピーダンスの空間的な分散が与える影響とその対策について述べる。皮膚表面の接触部分は角質中に汗腺が分布しているため、汗腺中に汗が存在するか否かで電流の経路は大きく変化する。特に汗が存在する場合汗腺は導通状態となり (図 6(a)), そのため電流は汗腺に集中し、発生した Joule 熱により痛覚を生じる [3]。

いわゆる導電性ゲル層を間に挟むことによってこの状況を和らげる手法が古くから知られている (図 6(b))。この場

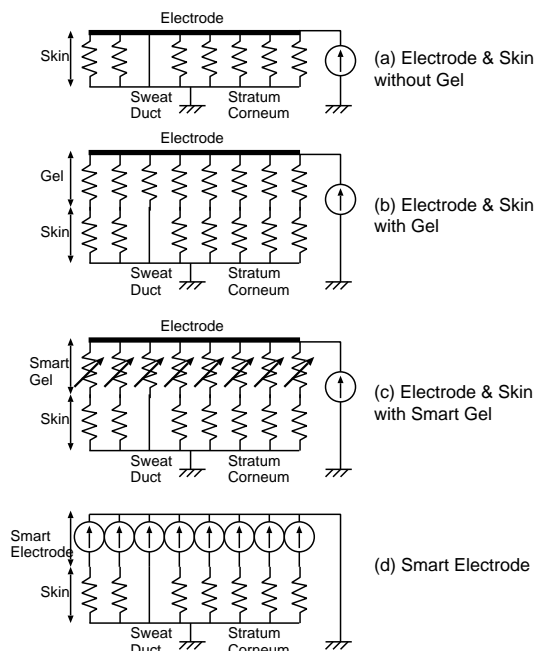


図 6: 経皮電気刺激における (a) 電極、皮膚 (角質、汗腺) のモデル化, (b) 導電性ゲルのインピーダンス安定化の働き, (c) 演繹されるより高性能な Smart Gel, (d) 微小電流源アレイ (Smart Electrode) による実装

合ゲルは抵抗層として働くことにより、汗腺等による微細部分のコンダクタンス変化を和らげる働きをする。ゲル層は高抵抗かつ薄くなければならない。高抵抗であることにより前記コンダクタンス変化に対応し、薄いことにより異方導電性が保証されるからである。

すぐに次の問題が指摘される。すなわち (1) 高抵抗層をはさむため、必要とされる電圧が上昇すること, (2) 一様な薄膜作成の困難さ, そして (3) アレイ電極を用いた場合に電極間を「ゲルのみを通して」通電してしまうということである。

ここまでの議論から、より理想的なゲル, Smart Gel というべきものに要請される能力が演繹される (図 6(c))。すなわち微細部分のコンダクタンス変化を補償するような働きをゲル自体が持つべきである。今回はその一実装法として微細電極を用い、それぞれに対して電流制御を行うことで等価的にインピーダンス制御を行うシステムを提案する (図 6(d))。すなわち複数の微細電極を束ねて単一の電極として使用するものであり、これを仮に Smart Electrode と呼ぶことにする。微小電極に要求されるサイズは汗腺の存在密度から決定される。

図 7, 8 は今回試作した Smart Electrode の模式図と写真である。径 0.3mm の微小電極 7 つを束ね、径 1mm の Smart Electrode として用いる。さらにこれをアレイ状に並べることを念頭に置いている。今回は Smart Electrode 一つを中心とし、その周りに従来の径 1mm の電極を 6 つ配置した試作システムで評価を行っている。汗腺は指先皮膚において 1mm^2 に 3~5 個存在する。よって径 0.3mm の微小電極を用いれば各電極上にはせいぜい 1 つの汗腺しか

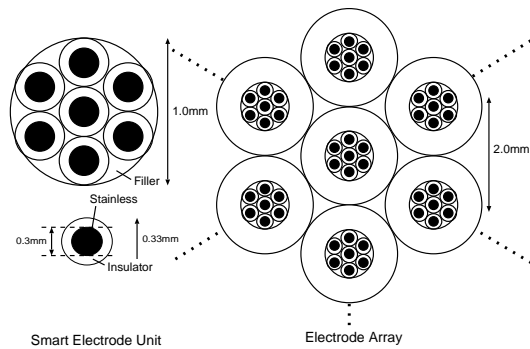


図 7: Smart Electrode. 電極ユニット一つは径 0.3mm の電極 7 つで構成され、それぞれを電流制御することで単一の Smart Electrode として用い、皮膚インピーダンスの空間的分散に対応する。



図 8: 試作した Smart Electrode. 周囲 6 電極は従来の直径 1mm のもの、中心電極のみ Smart Electrode と入れ換えたもの。左は人差指。

存在しない。

ほぼ同様の考察から径 0.3mm の単一電極で刺激することも考えられている [6]。しかしその場合接触面積が極端に小さくなるため、必要とされる電圧は $\pm 800V$ 程度となり、安全性の面から現実的ではなくなる。

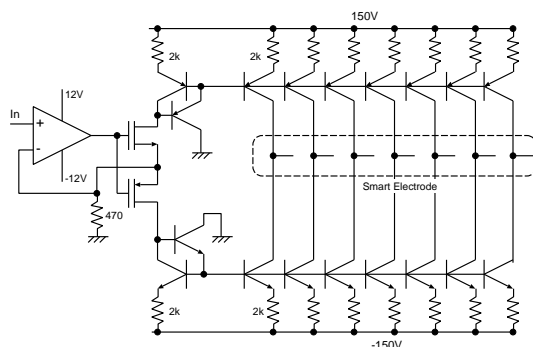


図 9: 回路構成。

最後に、微細電極を大量に作成することにより、莫大な制御回路が必要となる可能性が問題となる。しかし一つの Smart Electrode を構成する個々の微細電極は全て同一の電流を出力すれば良いため、この条件を利用するとごく簡

単な回路を付加するのみで Smart Electrode を実現することが出来る。

図 9 は今回提案した Smart Electrode の回路である。電流制御を同時に電極個数分行うためにカレントミラー回路を用いている。図から明らかのように、従来の単一電極に比べてトランジスタ数が $2 \times N$ (N は微細電極個数) 増えるだけであり、コスト的な問題は少ない。将来的には電極基板上にトランジスタを作り込むことも可能と考えられる。

4. おわりに

本稿では経皮電気刺激を用いた触覚ディスプレイにおける実際の問題を示し、これに対する解決策を提案した。

第一に皮膚インピーダンスの時間変化に伴う感覚量の変化を補償するため、リアルタイムにインピーダンス測定、モデルマッチングを行うことで皮膚の各種電気的パラメータを求め、刺激電流を動的に制御する方式を提案した。

第二に汗腺、接触状態等による電流経路の微視的、空間的乱れを補償するため、電極-皮膚インターフェイスに要求される性質を考察した。さらにそこから演繹された Smart Gel の実装手段として、微細電極を束ね、各電極をそれぞれ電流制御する Smart Electrode を提案、試作した。

今後はさらに刺激電流パルスとして最適な波形を求めることを考えている。すなわち最適性の条件として Joule 熱最小化を適用し、一般的な最適制御の手法に従って入力波形を計算する手法である。

また今回提案した手法は、皮膚の異なる場所において同一の感覚を得るためにも応用可能と考えられ、多点刺激をする際に各点ごとに調整する手間を省くために用いることが出来ると思われる。

参考文献

- [1] 梶本裕之, 川上直樹, 前田太郎, 舘暲: 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, 第 7 回ヒューマンインターフェース学会研究会, 2000 / 電子情報通信学会技術研究報告, MVE2000-44, 2000
- [2] 舘暲, 谷江和雄, 阿部稔: 経皮電気刺激の強度感覚に対するパルス高とパルス幅の効果, 医用電子と生体工学, 15-5, pp. 315-320, 1977.
- [3] J.L.Mason and N.A.M Mackay: Pain sensations associated with electrocutaneous stimulation, IEEE Trans. Biomed. Eng., vol.BME-23, No.5, pp. 405-409, Sep 1976
- [4] A.Boxtel: Skin resistance during square-wave electrical pulses of 1 to 10mA, Med&Biol. Eng&Comput, Vol.15, pp. 679-687, 1977.
- [5] S.Grimnes: Skin impedance and electro-osmosis in the human epidermis, Med&Biol. Eng&Comput, Vol.21, pp. 739-749, 1983.
- [6] C.J.Poletto and C.L.Van Dorean: A High Voltage, Constant Current Stimulator for Electrocutaneous Stimulation Through Small Electrodes, IEEE Trans. Biomed. Eng., vol.46, No.8, Aug, 1999.