

額に装着する電気触覚ディスプレイ

Forehead electrotactile display

梶本裕之¹⁾, 菅野米藏²⁾, 舘暁¹⁾

Hiroyuki KAJIMOTO, Yonezo KANNO and Susumu TACHI

東京大学 大学院情報理工学系研究科

(〒113-0033 東京都文京区本郷 7-3-1, {kaji, tachi}@star.t.u-tokyo.ac.jp)

2) 株式会社アイプラスプラス

(〒113-0033 東京都文京区本郷 7-3-1 産学連携プラザ, kanno@eyeplus2.com)

Abstract: Forehead electrotactile display was proposed as a display for vision substitution system for the visually impaired people. Forehead skin was chosen for stimulation in consideration of usability. An electrotactile display was used so that the system becomes small and durable. Our prototype display was composed of 32 by 16 electrodes, with 3mm interval. The psychophysical experiment showed that the display has comparable spatial resolution as mechanical tactile display.

Key Words: tactile display, electrocutaneous display, electrical stimulation, forehead, TVSS

1.はじめに

本研究の目的は視覚障害者が日常的に携帯可能な視触覚変換装置の実現である。本稿では特に触覚提示部に関する課題を解決することを目指し、額に装着する電気触覚ディスプレイを提案する。

2.従来研究

現在までに提案されているほとんどの視触覚変換装置は、Collins[1]らによるTVSS(Tactile Vision Substitution System)が原型である。TVSSではCCDカメラによって取得した映像を、装着者の背中に配置した400点の機械振動子によって触覚パターンとして提示していた。

しかし視覚情報の極端な記号化に頼らず、直接的に触覚パターンとして表現したい場合、大面積のパターンをリアルタイムに提示しなければならない。このとき機械式の刺激子は重量、サイズ、消費エネルギーの点で不利となる。これらの問題を解決し、効率的な刺激を実現するには機械的な共振を利用することが一般的であるが、騒音の問題を生じる。

電気刺激による触覚提示は以上のような実装上の問題を一掃するものと言える。低消費電力化、小型化、低騒音化は容易であり、機械的な可動部がない。問題点としては感覚の質、汗などによる使用中の感覚強度変化、および長期使用時における安全性が挙げられるが、感覚の質に関してはすでに安定化が実現され、現実的な触覚提示手法の候補となりつつある[2][3][4]。以上のことから我々は視触覚変換装置のための触覚提示手法として電気刺激を採用する。

視触覚変換を電気刺激で行う試み自体も長い歴史を持つ。そもそもCollinsらによるTVSS提案の段階で機械刺激と電気刺激の比較も含まれている。またKaczmarek[3]らは刺激場所として舌を用いる視触覚変換を提案している。舌は手指、唇に次いで触覚受容器の密度が高く、また常に安定して湿潤状態であるため比較的低い電圧で刺激しやすい。このため電気刺激部位としては最適といえる。

ところで我々は日常的な使用に耐える携帯可能な視触覚変換装置の実現を目標としていた。このため刺激部位に関しても現実的な選択肢を熟慮する必要がある。従来から多く用いられてきた腹背部は触覚の解像度が低いため、大

面積触覚提示が必要となり提示装置は大型化しやすい。特に電気刺激を用いる場合、皮膚と電極の接触を安定化させる必要がある。導電性ペースト、あるいはシートを日常的に、腹や背の大面積領域に貼り続けることは苦痛を伴い、現実的とは言い難い。舌の利用も同様の理由から採用は難しい。



図1 額に装着する電気触覚ディスプレイ。

我々は額を刺激部位として用いることを提案する。額は手指、唇、舌につぐ受容器密度を持ち、触覚解像度と面積から計算される提示可能ピクセル数は背中と同等である[5]。また日常生活のほとんどの場面で他に使用することのない部位である。さらに頭部にカメラを搭載した視触覚変換システムを考えた場合、頭部運動が直接的に触覚に反映され、座標変換の必要が無い。

幾つかの研究が額の利用を提案している[6][7]。しかし

いずれも機械的な刺激装置を用いており、現在のところ携帯可能なシステムは実現していない。電気刺激を用いることで薄いヘッドバンド状に作成すれば着脱は容易であり、外観上の問題も少ないと考えられる。

提案する額電気触覚ディスプレイの外観を図 1 に示す。以下これを実装、評価する。

3. 額用電気触覚ディスプレイ

額用の電気触覚ディスプレイを設計する。従来提案された指先用電気触覚ディスプレイとは主に三つの点で異なる。第一に大面積、多点の提示が必要である点、第二に額形状の複雑さから平面状のディスプレイでは対応できない点、第三に皮膚の厚みの違いによる電流経路の変化である。

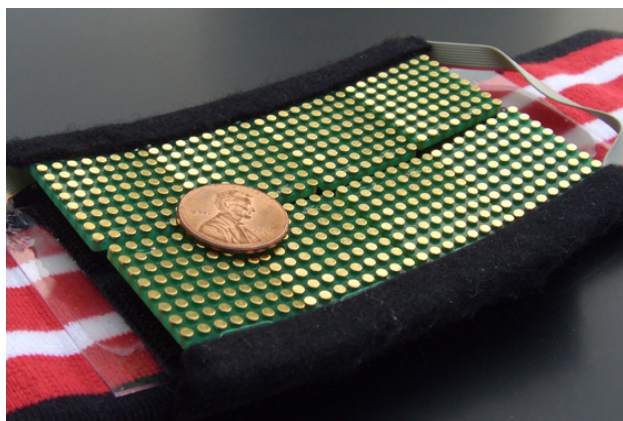


図 2 額電極. $32 \times 16 = 512$ の刺激点で構成される。

3.1. 多点刺激

額の触覚解像力は 4.0 ないし 6.3mm とされる[8][9]。この解像力を十分に生かすため、電極中心間隔は 3.0mm とした。電極直径は 2.0mm 、電極間隔は 1.0mm である。また額は縦 50mm 、横 150mm 程度であるが、特に平坦な領域を用いるとして刺激点を縦 16 点、横 32 点設けることとした。全刺激点数は 512 点となる。

額は平板でも円筒でもなく、球に近い。このため電極基板を額形状に適応させなければ刺激電極の安定した接触が望めない。我々は電極基板を 8×8 電極(約 30mm 平方)の小領域 8 つに分割することにより額形状への適応を実現した(図 2)。

512 個という刺激点数は機械、電気いずれの触覚ディスプレイでも、携帯型としては多い刺激点数である。電気刺激により 512 点の触覚提示を小型軽量のまま実現するためには、各電極の駆動方法を工夫する必要がある。

我々は既に提案した高速スイッチングによる走査刺激を用いて多点刺激を実現した[10][11][12]。電極は FET スイッチにより電流源か基準電位に接続される(図 3)。ある瞬間は一つの電極のみ電流源に接続され、他の全ての電極は設置されることにより、等価的な同心円電極が形成される。刺激点は高速に切り替えられ、ブラウン管テレビと同様の走査方式で全点が刺激される。一点の刺激にかかる時間は約 $100\mu\text{s}$ であり、 512 点の刺激は 50ms 余りで完了する。実際には刺激点数を 200 点に抑え、画像と同じ 30fps の刺激周波数を維持している。

本手法を用いることにより回路は簡略化され、またスイッチング論理部を電極近傍に配置することにより省配線化も実現した。

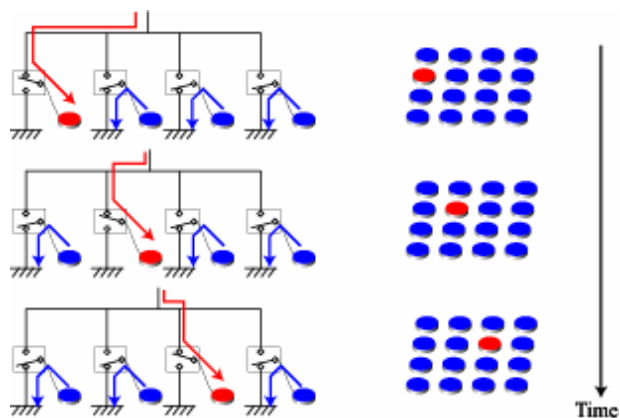


図 3 高速スイッチングによる走査刺激[3]。

3.2. 導電ゲル層の設計

電気触覚ディスプレイは皮膚下の神経を皮膚上に配置した電極からの電流によって刺激する。皮膚下には皮膚変形に応答する機械受容器の他に、痛覚、冷覚、温覚等の神経が存在する。不快感なく触覚を提示するためには、皮膚下に存在する神経軸索のうち、機械受容器に接続された神経(以下触覚神経)のみ選択的に刺激する必要がある。

電気刺激による神経活動閾値は主に二つの要素によって変化する。第一に神経の空間的配置であり、浅いほど(電極に近いほど)刺激されやすい。電極形状として点を仮定した場合、刺激電流の閾値は神経の存在する深さ、ないしその二乗に比例することが知られている[13]。

第二の要素は神経軸索の直径である。有鞘神経では刺激電流の閾値は直径ないし直径の平方根に比例することが知られている[14]。

ここで皮膚下に存在する感覚神経のうち、触覚神経は $A\beta$ 繊維と呼ばれ、軸索直径は $3 \sim 5\mu\text{m}$ 程度である。これに対しその他の痛覚等を担当する神経は $A\gamma$ 、あるいは C 繊維と呼ばれ、軸索直径は $1\mu\text{m}$ 以下程度である。このため上記の刺激電流閾値の議論から、もし神経軸索が同じ深さに存在すれば、触覚神経のみ選択的に刺激することは容易であることが分かる。

従来多く電気刺激に用いられてきた指先皮膚では表皮の角質層が特異的に厚く(0.7mm 程度)、感覚神経は表皮の下に存在するため、全ての神経軸索はほぼ同じ深さに存在すると考えて良い。このため触覚神経の選択刺激が自然に実現していた。

しかし額の場合、皮膚角質層は約 $15\mu\text{m}$ 程度でしかなく、直下に存在する神経の存在深さのばらつきは電流閾値のばらつきに直接影響する。このため痛覚神経の閾値が触覚神経の閾値を下回ることが生じうる。特に数百点の多点刺激を考えると非常に厳しい条件となる。実際、指先用に用いていた電極を直接額に用いると、鋭い痛みを生じる現象が観察された(図 4(上))。

この問題は次のように解決した。額と電極の間に導電ゲル層を設ける。この層は指先における角質層と等価な役割を果たす。ゲル層の厚みにより痛覚、触覚神経の深さは相対的にほぼ等しくなり、触覚神経のみの選択刺激が可能となる(図 4(下))。

ゲル層の設計には4つの変数が関係する。電極間隔、ゲル厚み、ゲルインピーダンス、および皮膚インピーダンスである。皮膚インピーダンス以外の3つが設計パラメータであり、電極間隔は提示したい触覚パターンの解像度で決まるから、設計自由度を持つのはゲルの厚みとインピーダ

ンスの二つである。4つの変数には次のような関係がある。

1. ゲルが薄いと電流の拡散効果が不十分となり、痛覚を抑制できない。
2. ゲルが電極間隔にくらべて相対的に厚いと電流の大部分はゲルのみを通過し、消費電力の問題を生じる。
3. 同様にゲルのインピーダンスが皮膚のインピーダンスに比べて相対的に低いと電流の大部分はゲルのみを通過し、皮膚に到達しない。
4. ゲルのインピーダンスが皮膚インピーダンスに比べて相対的に高いとゲルにおける電圧降下が大きくなり、やはり電流は皮膚に到達しない。

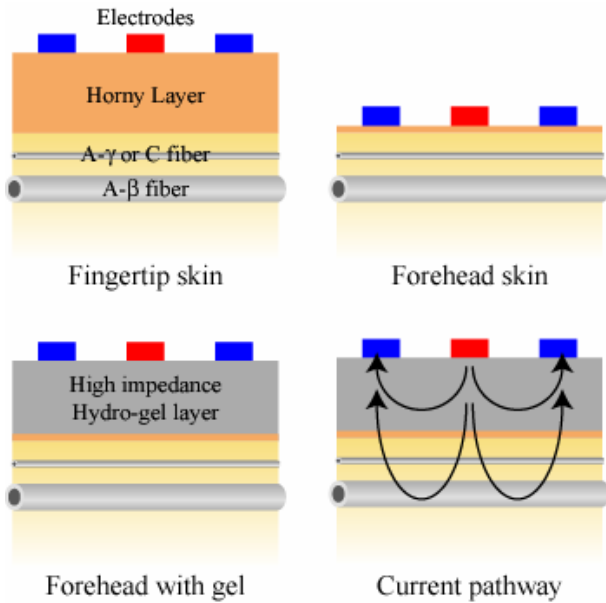


図 4 (上)指先皮膚と額皮膚の違い。(下)ゲル層による電流集中防止とゲル層を流れる電流経路。

一般的な経皮電気刺激では、陰極-陽極間の電極間隔は3ないし10mm程度と充分大きいので、上記関係のうちゲル内部の電流経路に起因する2~4はほとんど無視する。このため低い体積抵抗(10~50kΩcm)をもつ厚い導電ゲル、あるいは導電ペーストが用いられる。これらの導電層の役割は主に接触の安定化と説明される。

しかし我々は額という狭い領域に高密度に電極を配置する必要があり、電極中心間隔は3mm、電極直径は2mm、電極間隙は1mm程度であった。このため導電ゲルの最適設計は極めて重要な課題となる。

我々はゲルの厚みが0.3mm~2.0mmの範囲である必要があり、最適値は約1.0mmであること、ゲルのインピーダンスが100~1000kΩcmである必要があり、最適値は約400kΩcmであることを見いだした。これらの値を満たしたゲル層を用いた場合、額の電気刺激において痛覚などの不快感を生じることなく触覚提示が可能となり、さらに消費電力も携帯機器として実用的な値に抑えられることを確認した。

結局最適なゲルの厚みは電極間隙に近く、インピーダンスは皮膚インピーダンスに近い値となった。特にインピーダンスに関しては一種のインピーダンスマッチングとして説明可能と思われる。

4. 評価

作成した額用電気触覚ディスプレイの評価を行った。本

評価では、電気刺激によって機械刺激と同等の空間的解像度が実現されているかどうかを検証した。

4.1. 実験手法

ある刺激点に標準刺激として30pps(pulses per sec)の刺激を1秒間与える。0.5秒の休みを挟み、標準刺激点から3または6mmずらした比較刺激を提示する。ずれは左右または上下であり、被験者は2件法で移動方向を回答した。

標準刺激点は図5に示す4点を用いた。実験は恒常法を用いた。一回の実験は一標準刺激点あたり±3mm,6mmのずれに対して各10回、合計4点×4種類×10回=160回の試行をランダムに行った。各標準刺激点における回答確率をプロットし、累積正規分布関数によるフィッティングにより75%の正答率を示す閾値を求めた。被験者は22才から30才までの男性3名であった。

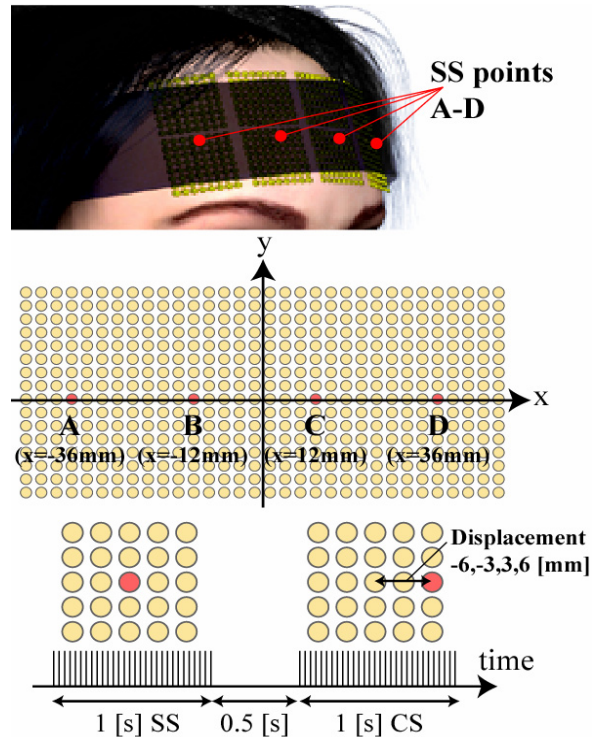


図 5 空間解像度評価実験。

4.2. 結果

比較刺激を上下に移動した際の、一名の被験者の典型的な結果を図6に示す。全被験者の実験結果を合計し、各標準刺激点における75%回答閾値を求めたものを図7(上)に、全標準刺激点の結果を合計し、各被験者における75%閾値を求めたものを図7(下)に示す。水平方向、垂直方向の閾値を十字棒の横、縦の長さとして示した。

過去の機械刺激による結果が6.3mm[8], 4.0mm[9]であったのに対し、全被験者の平均閾値は3.5mmとなった。過去の実験は極限法あるいは調整法を用いており、本実験は恒常法を用いているため数値の大小に関して強く結論づけることは出来ないものの、電気刺激が機械刺激と同等の空間分解能を持つことが確認されたと考えられる。

さらに図7(上)の結果から、額の場合による解像度のばらつきは小さいことが確認された。また図7(下)から、水平、垂直解像度の違いは個人差が大きく、一概にどちらかが解像度が高いと結論づけられないことが分かった。この結果は特に各被験者間で額形状に違いがあり、電極の接触

の良否に個人間の差があるためと思われる。

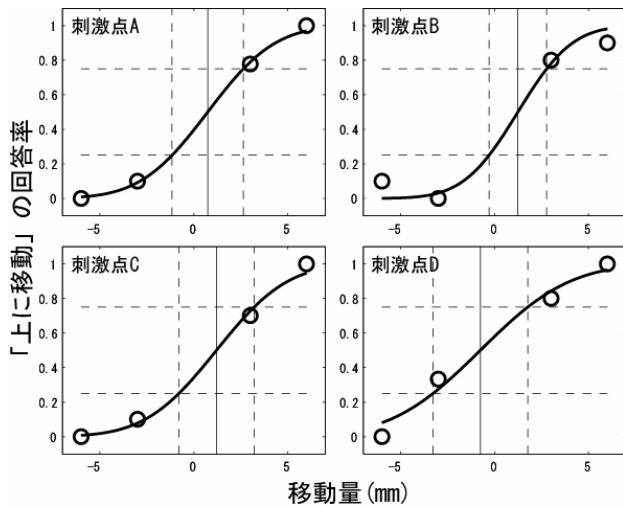


図 6 典型的な実験結果. 横軸:比較刺激の移動量(mm). 縦軸:「上に移動」と回答した割合.

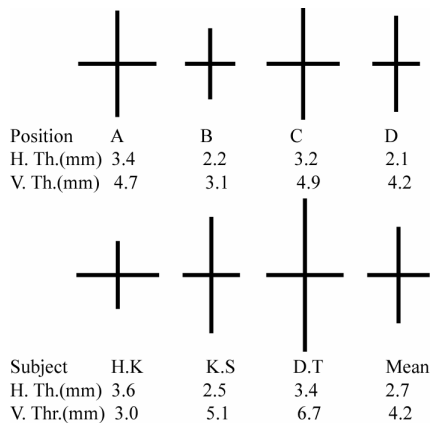


図 7 (上)各標準刺激点における 75%閾値. (下)各被験者における 75%閾値.

5.おわりに

本稿では視覚障害者の歩行中の使用を想定した視触覚変換システムのための触覚提示装置として額を用いた電気触覚ディスプレイを提案した. 実装においては従来電気触覚が用いられてきた指先とは異なる, 額に特有の問題を解決した. さらに空間解像度に関する検証を行い, 機械的な刺激に比肩する結果を得た.

なお今回実装した電気触覚ディスプレイは装着部を額に限る物ではなく, 例えば腕, 足であっても問題なく機能することが確認されている. 今後これらの部位における触覚研究のためのディスプレイ装置として用いる事が考えられる.

本稿で扱った問題は, 目標とする視触覚変換システムが解決すべき課題のごく一部に過ぎない. 技術的課題に限った場合, ディスプレイ部よりも提示パターンを生成するためのセンシング部, および変換部がより重要である. 例え

ば単なる画像情報ではなく対象との距離情報を提示する必要性はすでに多く指摘される所であるが[6], 屋外で使用できる軽量なレンジファインダ技術自体が高度な技術的チャレンジを含む. 以上のことを勘案し, 今後はセンシング部も含めた全システムの最適設計を進める予定である.

参考文献

- [1] C. C. Collins, "Tactile television - mechanical and electrical image projection," IEEE Trans. Man-Machine Systems, Vol. MMS-11(1), pp.65- 71, Mar 1970.
- [2] 梶本, 川上, 前田, 館: 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, 電子情報通信学会論文誌, Vol. J84-D-II, No.1, pp.120-128, 2001.
- [3] K. A. Kaczmarek, M. E. Tyler, "Effect of electrode geometry and intensity control method on comfort of electrotactile stimulation on the tongue," In Proc. of the ASME, Dynamic Systems and Control Division, Vol. 2, pp. 1239- 43, 2000.
- [4] 梶本, 館: 高密度・大面積電気触覚ディスプレイにおける感覚安定化, 第 20 回生体・生理工学シンポジウム予稿集, CD-ROM, 2005.
- [5] E. R. Kandel, J. H. Schwartz, T. M. Jessell, "Principles of Neural Science," Appleton & Lange, 2000.
- [6] 阿曾沼, 箱崎, 和田, 松本: 視覚障害者のための歩行支援装置の開発ー風刺激による距離情報の呈示ー, 第 31 回感覚代行シンポジウム, pp.61-66, 2005.
- [7] 佐藤茂美: 視覚障害者用環境認識支援装置およびその方法, 特開 2003-79685.
- [8] E. G. Boring, "The two point limen and the error of Localization," Americal J. Psychol., Vol.42, pp.446-449, 1930.
- [9] S. Weinstein, "Intensive and extensive aspects of tactile snsitivity as a function of body part, sex, and laterality," The Skin Senses, C.C Thomas, pp.195-222, 1968.
- [10]H. Takahashi, H. Kajimoto, N. Kawakami, S. Tachi, "Electro-tactile display with localized high-speed switching," 12th Int. Conf. on Artificial Reality and Tele-Existence (ICAT2002), Tokyo, Japan, 2002.
- [11]K. E. Jones, R. A. Normann, "An advanced demultiplexing system for physiological stimulation," IEEE Trans. BME, Vol.44, No.12, pp. 1210-20, Dec. 1997.
- [12]H. McDermott, "An advanced multiple channel cochlear implant," IEEE Trans. BME, Vol.36, No.7, pp. 789-97, Jul. 1989.
- [13]D. R. McNeal, "Analysis of a model for excitation of myelinated nerve," IEEE Trans. Biomed. Eng, Vol.BME-23, No.4, pp. 329-37, Jul. 1976.
- [14]J. T. Rubinstein, "Analytical theory for extracellular electrical stimulation of nerve with focal electrodes, II passive myelinated axon," Biophys.J., Vol.60, pp. 538-55, Sep. 1991.