

修士論文

電気触覚ディスプレイの研究

平成13年2月5日

指導教官 舘 暲 教授

東京大学大学院工学系研究科 計数工学専攻

梶本裕之

目次

1	序論	1
2	皮膚構造と触覚に関する概観	3
2.1	皮膚構造	4
2.1.1	機械受容器	5
2.1.2	受容器に接続される神経軸索	5
3	過去の触覚ディスプレイと新たな手法の提案	8
3.1	触覚提示の原理：触原色	8
3.2	触覚提示の手段：電気刺激	9
4	経皮電気刺激の原理	12
4.1	電気刺激と受容器選択的的刺激	12
4.2	Activating Function	13
4.2.1	皮膚表面の電極配置	16
4.2.2	刺激波形の影響	18
5	電気刺激による触原色生成	21
5.1	重み付けアレイによる 深度選択刺激	21
5.2	陽極刺激を用いた方向選択性刺激	22
5.3	3つの刺激モード	23
5.4	アレイ重みの最適化	24
5.5	その他の選択刺激手法	25
6	刺激実験による原理検証	27
6.1	実験装置	27
6.2	定性的な感覚評価実験	28
6.2.1	SAI モードにおける圧覚	29
6.2.2	SAI モードにおける弾性感知	29
6.2.3	PC モードにおける高周波振動感覚	30
6.2.4	PC モードにおける感覚の移動現象	30
6.2.5	RA モードにおける低周波振動覚	31
6.2.6	RA モードにおける高解像度刺激	31
6.3	RA,SAI モードにおける定量評価	32
7	実用的な触覚ディスプレイの要件	38
7.1	2次元アレイ電極の試作	38

7.2	感覚の合成 - 衝突接触感	39
7.3	走査	42
7.4	仮現運動	43
8	痛覚閾値を下げる工夫	45
8.1	皮膚インピーダンスの時間変化に対する補償	45
8.1.1	実験結果	46
8.1.2	刺激時間波形の最適化	48
8.2	皮膚インピーダンスの空間的分散に対する補償 - Smart Electrode	50
9	結論	54
	謝辞	56
	参考文献	56

概要

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。我々が採用する感覚提示原理は、皮膚下に存在する機械受容器の神経をその種類別に刺激することで感覚基底を構成し、その組合せによりあらゆる感覚を再構成するというものである。これらの刺激を視覚との類似性から「触原色」と呼ぶ。そしてこの方針を実現可能な刺激手段として、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い。本論では受容器選択的刺激のために、軸索の空間配置に対して電流源分布を最適化することを提案する。その中で二つの新しい手法が導出される。一つはアレイ状電極の重み付け変化で刺激深度を変化させる手法であり、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。さらに各触原色を「合成」してリアルな衝突接触感を提示することを試みる。

第 1 章

序論

生物の働きを観察していると、基本的には二つの作用から成り立っていることに気付く。一つは外部世界を変化させる働きかけであり、もう一つは外部からの情報の取込みである。原始的な生物では一枚の細胞膜がこの両方の働きを担うが、進化の系統樹の動物側で二つの働きは分離されていく。

我々が属する高等動物になると、これらは神経系のレベルで分離され、それぞれ感覚系、運動系と呼ばれる。世界を構成する無限の情報は感覚系によって取捨選択される。そこで捨てられたものは原理的に知覚し得ない。

その一方で、知覚し得ないものの存在に気付き得るのは人だけが持つ特徴である。このことから、我々の知的活動は二つの方向性を持つことになった。一つは知覚し得ないものを、し得るものに変換する作業であり、もう一つは我々の知覚現象そのものに対する問いかけである。

感覚系の一つとして視覚を例にとれば、光の色は連続したスペクトルを持つことから分かるように無限次元の情報を含む。しかし人はこれを三次元（三原色）情報として受け取る。我々は普段この事実は無自覚であり、世界を「ありのままに」感受しているつもりなのだが、例えば色盲者の存在から、知覚し得ない無限の世界に気付かされる。

逆に我々の世界把握が感覚系を通したものにのみ限定されることから、感覚系に人工的な刺激を入力し、あたかも現実の世界と接しているかのように感じさせることが可能である。このときその人にとってはそれが現実となる。こうして創り出される等価な現実をバーチャルリアリティ (VR) と呼ぶ [50]。

VR の応用面に関しては、ディスプレイ技術、ヒューマンインターフェースとしての重要性が昨今多方面で言われているので繰り返す必要はないだろう。むしろ人にとって本質的に重要な面は、それが前述のような「気付き」をもたらしてくれるという点である。そして技術としての VR においては、感覚系の限界はむしろ利用すべき可能性となる。世界を構成する無限の情報を提示する必要は無く、同時に不可能であるが、我々はただ脳の高次部位にとって「等価な刺激」を考えればよい。

ところで世界を観る窓として最も大切な感覚は何だろうか。脳に入って来る情報の量（神経の本数）からすると視覚が最も発達しているようだが、人が何によって「現実」と「非現実」を区別するかと考えると、実は触覚であることに気付く。例えば初めて立体映像を見た人は例外無く眼前の「物」を触ろうとし、触れないことに驚く。あたかも「触れる」ことと「現実」であることが等価であるかのようである。

この事実に対しては二種類の説明が可能であろう。ひとつには人にとって触覚が本質的に重要であるという説明であり、触覚関連の文献に多く見られる。もう一つはやや穿った見方ではあるが、人工的な触覚提示手法が視覚や聴覚に比べて未だあまりに稚拙であり、視覚や聴覚のように人は人を「だます」ことに全く成功していないために（今のところ）安心して触覚を現実の拠り所としているのだという説明である。この説明からすれば、たとえ触覚提示を完成させてもまた別の感覚で非現実性を言

い立てる日が来るのかも知れず，その意味で，よく言われるように VR は「逃げ水」のようなものなのだろう．いずれの理由であれ，人工的な触覚提示研究の意義は疑い得ない．

現在，触覚，特に皮膚に何か触った時の感覚である「皮膚感覚 (Cutaneous)」のディスプレイは本格的な研究が始まって間もない分野である．いくつかの手法が提案されてはいるものの，その多くはアドホックな実装に終わっている．触覚ディスプレイに対する原理的なアプローチの方法はまだ見えていない．

この現状を踏まえ，本論文はまず触覚ディスプレイ設計のための指針を示す．次にその指針を充たす実装手段として電気刺激を使うことを提案する．さらに実際にディスプレイ装置を試作し，評価を行う．

第 2 章

皮膚構造と触覚に関する概観

本章では本論が対象とする人間の触覚に関して、用語を統一すると共にその働きと構造を概説する。広義の触覚、すなわち人間の五感の一つとしての触覚 (Tactile) は、脳の体性感覚野 (Somatosensory Cortical Area) に投射する感覚の総称である。

これを感覚生成部位によって二つに分けることが出来る [37]。一つが皮膚感覚 (Cutaneous Sensation) であり、もう一つが自己受容感覚、または固有受容感覚 (Proprioception) である (図 2.1)。皮膚感覚は人間の皮膚下に存在する各種受容器、または神経末端からの信号によって生じる感覚である。本論文で取り扱う狭義の触覚はこの皮膚感覚である。

自己受容感覚は筋紡錘、腱、関節の角度等、自己の姿勢に関する情報の知覚を担当する。自己受容感覚を生成する部位が皮膚感覚に比べて深部に存在するためにこれを深部感覚 (Deep Sensation) と呼ぶこともある。

触覚 (Tactile Sensation) の受容部位による分類

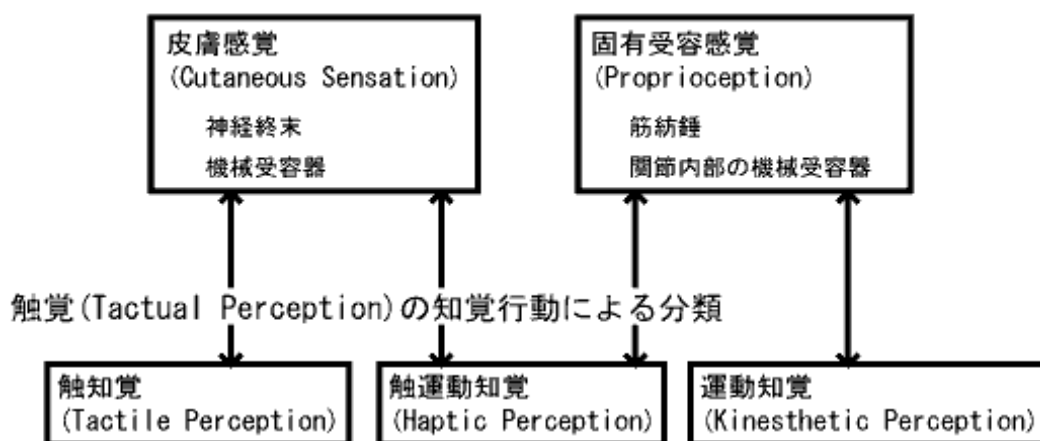


図 2.1 触覚の分類

知覚行動によって触覚を分類することも出来る。例えば人が物体の表面情報を得ようとするときには、必ず指を能動的に動かすであろう。このとき上記皮膚感覚と固有受容感覚は協調するものと考えられる。この協調の度合に応じて、知覚現象としての触覚を三つに分類することが出来る。第一に触覚 (Tactile Perception) であり、皮膚感覚のみによる知覚である。第二に触運動知覚 (Haptic Perception) であり、皮膚感覚と運動感覚が共に働くことで得られる。最後は運動感覚 (Kinesthetic Perception) であり、皮膚感覚によらない知覚である。

バーチャルリアリティの分野においてはこれらの用語が現在混沌として存在し、単に「触覚ディスプレイ」

プレイ」と言った場合にそれが何を提示するのか分からない状況であるが、本論中の触覚ディスプレイは知覚行動としては主に触知覚のディスプレイを指す。

また、生理学の分野においては皮膚感覚のうちの Meissner 小体によって生じる感覚を「触覚」と呼ぶことがあるが本論中ではこの定義を使うことはない。

以下皮膚感覚に付いて詳しく見る。

2.1 皮膚構造

図 2.2は人の無毛部の皮膚断面である。外界と接する最上層は表皮 (Epidermis Skin)、その下に真皮 (Dermis)、さらに皮下結合組織 (Connective Tissue) へと続く。

本論文では特に指先の皮膚感覚を対象とするが、指先皮膚の最大の特徴は表皮最上層に位置する角質の厚さである。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 [31]。

皮膚には皮膚の変形や温度変化等に反応する多くの感覚器が存在する。このうち本論文で主に扱うのは皮膚の機械的変形に応答する機械受容器と言われる感覚器と、それにより発生する感覚である。

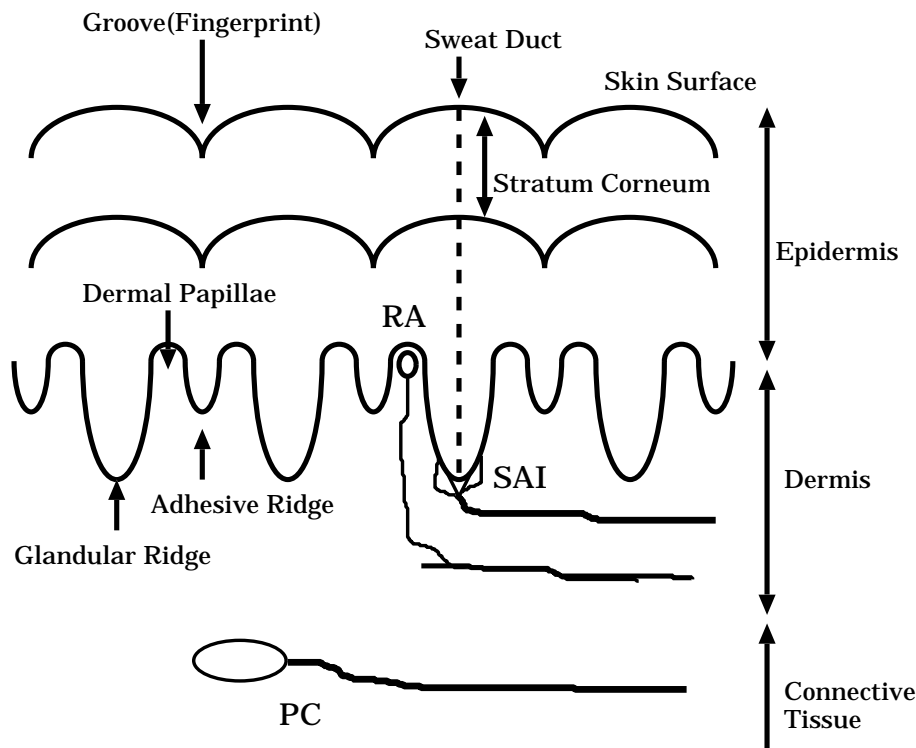


図 2.2: 人の無毛部の皮膚構造。RA: Meissner 小体, SAI: Merkel 細胞, PC: Pacinian 小体。[11, 53]より再構成

機械受容器は 4 種類存在する。Meissner 小体 (RA), Merkel 細胞 (SAI), Ruffini 末端 (SAII), Pacinian 小体 (PC) である。今後本論では RA, SAI, SAIL, PC の略語を用いる*。

*機械受容器の略語は歴史的経過により必ずしも一定していない。RA は Rapidly Adapting, SAI,II は Slowly Adapting, PC は Pacinian Corpuscle の略。RA の代わりに FA (First Adapting) を用いるものも多い

2.1.1 機械受容器

機械受容器は次の二つの性質を持つ。

- 各種受容器はそれぞれ別種の物理現象に対するセンサである。
- 各種受容器は種類別に皮膚表面から特定の位置，深さに存在する。

指先における各種小体の深さと，接続される軸索の直径と種類を表 2.1 に挙げた。

表 2.1 各種受容器の深さと接続される軸索の直径（指先）。

	深さ (mm)	直径 (μm) [58]	種類
Meissner (RA)	0.7	3~5	有随 $A\beta$ 神経
Merkel (SAI)	0.9	7~12	有随 $A\beta$ 神経
Pacinian (PC)	2.0~	5~13	有随 $A\beta$ 神経
痛覚神経	0.7	1~2	有随 $A\gamma$ 神経
痛覚, 温覚, 冷覚神経	0.7	0.5 ~ 1	無随 C 神経

RA は真皮乳頭部 (Dermal Papillae) 先端に存在する。表皮と真皮はその境界で「はめ合い」のような凹凸を形成する。この凹凸の真皮側が表皮に入り込んだ部分が真皮乳頭部であり，このため RA は表皮に囲まれた状態である。指先における表面からの深さは $700\mu\text{m}$ 程度であるが，この大半は表皮の角質である。

皮膚表面から上下振動を与えた時の刺入電極による電位測定から，RA の応答を電気生理的に観察することが出来る [18][54]。このとき，RA は上下振動周波数 20-70Hz の範囲で応答し，特に 30Hz 付近に明瞭な共振特性を持つ (図 2.3)。このとき与えた機械振動数と神経軸索の発火周波数の比は 1:1 ないし 2:1 である [16]。このため RA は低周波振動をコーディングしていると言われる。心理実験において 30Hz 付近では 2Hz 程度の差を明瞭に知覚可能であることが分かっている [26]。

逆に人間に対し，刺入電極により RA の軸索を刺激して生起する感覚を観察することも出来る [36]。このとき被験者はやはり低周波振動やパタパタ覚 (Flutter) を生じる。

SAI は表皮と真皮の「はめ合い」のうち，表皮側が真皮に落ちた部分に存在する。このような溝は複数種類あるが，このうち SAI が存在するのは最も深くまで侵入している Glandular Ridge である。SAI の深さは Grandular Ridge の高さから計算して $900\mu\text{m}$ 程度である。

SAI に対する同様の観察によれば，SAI は 0-200Hz の広範囲で応答する。殊に直流成分，すなわちインデントに対して十数分という非常に遅い順応を示すため，SAI は皮膚変位をコーディングしていると言われる。SAI の発火周波数は SAI 受容器の存在位置における圧力に対応していることが分かっており [39]，日常的な圧力では 100Hz 以下程度である [54]。刺入電極による感覚生起実験でも刺激開始，終了時の不明瞭な圧覚を生じる。

PC は真皮と皮下組織部の間に多く存在する [25]。その深さは 2mm から 3mm である。100-300Hz 程度の比較的高い周波数に応答することが知られ，200Hz 付近に明瞭な共振特性を持つ。やはり与えた機械振動数と神経軸索の発火周波数の比は 1:1 ないし 2:1 である [16]。刺入電極による感覚生起実験では振動感覚やくすぐり覚を生じる。

2.1.2 受容器に接続される神経軸索

機械受容器自体の幾何学的な配置に加えて，接続される神経軸索も次のような特徴を持つ。

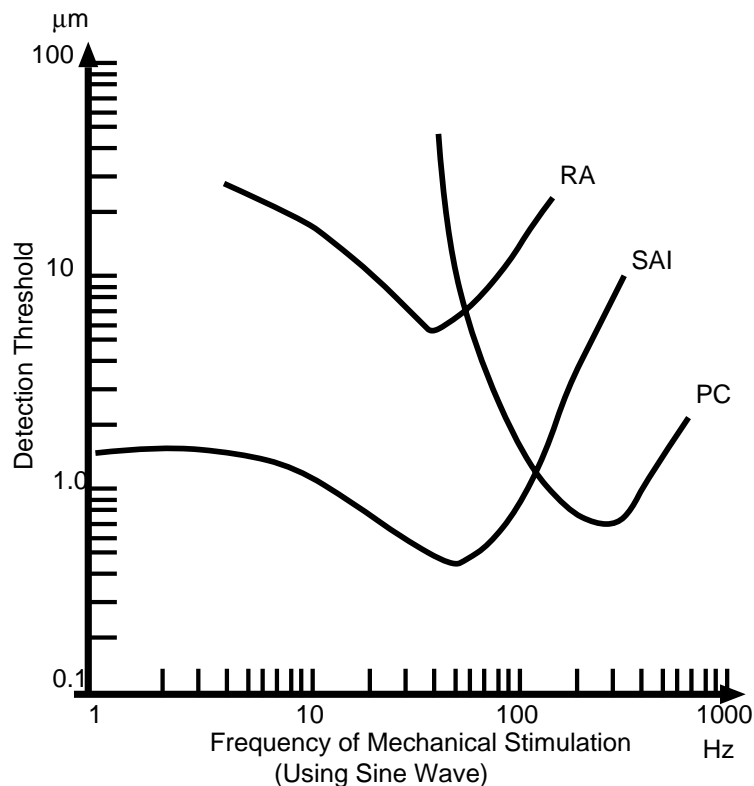


図 2.3 各種機械受容器の垂直振動に対する応答．[18] より再構成

- 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．

機械受容器に接続される神経軸索は有随の $A\beta$ 型とされ，これは指に存在する求心性神経としては最も太い．皮膚には他にも求心性軸索は各種存在する（痛覚，温覚等）．これらの感覚は専用の機械受容器は存在せず，軸索末端部位がそのままセンサとしての働きをしていると考えられている．このうち最も不快感を与え得ると考えられる痛覚神経は大別して二種類存在し，一つは直径 $1\mu\text{m}$ 程度の有随神経でその伝導速度を利用して鋭い痛みの伝達にかかわっていると考えられる．もう一つはさらに直径の小さい無随神経で鈍痛にかかわっていると考えられる．

神経軸索の経路については，これを定量的に詳しく調べた研究は少ない．多くの解剖学の教科書に掲載されている皮膚断面図は，受容器の位置に付いては正確であるが，軸索経路に関しては極めて模式化されており，当てにならないことに注意する必要がある．その中で Cauna[6] らの研究は，指腹部に特徴的な軸索支配の研究を，多人数（66 人）に対して行った恐らく初めての例であり，以下の観察は主にこれに依っている．

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 [32]．発生過程において SAI の軸索の形成は最も早く，RA や PC の形成はその後にまとめて行われる．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 [44] 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．[6] によれば，RA 軸索は Dermal 領域深部からほぼ垂直に延びており，SAI 軸索は Grandular Ridge に沿って並行に延びる．写真によれば RA の

垂直性が保証されているのは指先部位で 0.2mm 程度のものである。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。また巨大な PC 受容器のうち浅部のものの長軸は皮膚と平行である [25] ことから、PC の軸索は水平と考えられる。

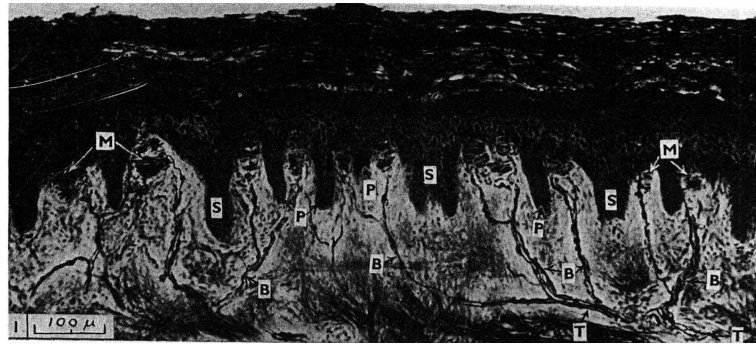


図 2.4 RA (Meissner 小体) とその軸索 . 3 歳女性 . [6] より転載

第 3 章

過去の触覚ディスプレイと新たな手法の提案

本章ではこれまでの触覚ディスプレイを概観すると共に、新たな触覚ディスプレイ設計の指針を得る。

触覚ディスプレイはその使用形態から二つに分類することが出来る。一つは皮膚に装着されたデバイスとして用いるものであり、多くの触覚ディスプレイがこのタイプである [12, 17, 20]。もう一つは接触対象の環境を提示するものであり、ディスプレイ表面を実際になぞることによって初めて感覚を生じるものである [34]。

これを装着型と環境提示型として分類するならば、VR の歴史は常にこの二方式間のトレードオフの歴史であったと言えることが出来る。例えば視覚提示における頭部搭載型ディスプレイ (HMD: Head Mounted Display) と固定スクリーン型ディスプレイ [7, 30]、Haptic 提示における装着型デバイス (PhanTom[28], Spider) と環境提示型デバイス (AED[14]) 等である。この二つの方式に付いて一般的に言えることは、装着型の場合小型化が容易である一方で人の動きをセンシングし、提示するまでの間の時間差が問題となるのに対し、環境型では人の動きに対してロバストな提示を行い得る一方で装置が大型化する傾向があるということである。ただし皮膚感覚の場合、そもそも指の可動領域が小さく、また位置のセンシングも容易であるため、二つの使用形態を混在させることが容易である。Haptic を意識した幾つかの実装では、腕座標系に対しては装着型、指に対しては環境型という混在方法が取られている [35]。

3.1 触覚提示の原理：触原色

触覚ディスプレイを感覚提示原理から分類することも出来る。最も多く取られる手法は皮膚の上下変位をマトリクス状に配置した振動ピンアレイで表現するものであり、基本的な構造は点字ディスプレイの拡張である。この場合問題の中心は、より広い周波数帯域で皮膚を駆動するための提示手法、すなわちアクチュエータの開発となる [21]。例えば空気噴流 [17]、高分子ゲルアクチュエータ [24]、ピエゾアクチュエータ [20]、形状記憶合金、MEM[9] 等多岐に渡る。応用を考えず、触覚そのものの研究用に作成された巨大なシステムでは、1mm 間隔で 400 本のピンを並べたものも開発されている [38]。またごく最近の手法として、皮膚の上下振動より水平振動が「なぞり」動作の本質であるとしてこれを実現したもの [9, 12] も登場している。

ここで我々の採用する触覚提示原理に付いて述べる。

触覚以外の感覚のうち、高品位の提示を実現している感覚として視覚と聴覚がある。この二つの感覚の提示には共通の原理が存在している。まず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、その組合せによって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分かっている。一方聴覚ディスプレイの場合、多くの議論は周波数空間上でなされるが、これは内耳基底膜上の有毛細胞の出力に近似し得るからである。

すなわちこれらのディスプレイにおいては『生体センサの特徴を用いて無限次元の情報を有限次元に落す』という原理が使われている。色の場合、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。これは非常に魅力的な方法である。なぜならこれによってディスプレイ設計者は「無限の色」という問題から開放され、各原色の作成に集中できるからである。

筆者らの研究は、この原理を触覚に応用できないか、という問いから始まった。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。これらを選択的に刺激することができれば、その刺激を組合せることで全ての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。この刺激を触覚における原色という意味で「触原色」と呼ぶことにする。

3.2 触覚提示の手段：電気刺激

皮膚内部の各種感覚受容器の出力によって構成される感覚基底に着目するという提示原理自体については、既に幾つかの提案が為されている[3, 33, 34]。[3]では上下振動を用いつつも、従来の上下振動ピンではピンの動きが皮膚表面でAM検波され、ピンの変位と皮膚の変位とが対応していなかったのに対し、皮膚自体を確実に上下振動させ、さらに弾性変形の到達深度を調整することによって二種類の振動感覚受容器に対する選択的刺激を行っている。一方、[34]では皮膚表面の接触現象と内部受容器部分での弾性変形との関連に着目することにより、実装としては環境型のディスプレイを実現している。

ここで我々は、実装手段として電気刺激を用いる事を考える。皮膚表面に取り付けた電極から体内に微弱電流パルスを流し、皮膚下の感覚神経を活動させる方法であり、次のような実装上のメリットを持つ。

- エッチング技術を用いることにより電極を所望の間隔で作るのが容易である。
- 神経を直接駆動するため必要なエネルギーは極めて小さい。
- 可動部分が無いために壊れにくい。
- 現在の半導体技術であればシステム全体を非常に小さくまとめることが可能。
- 機械刺激と違い、刺激装置自体の共振特性を考慮する必要が無い。

問題は、果たして皮膚表面からの電気刺激(経皮電気刺激)で皮膚内部の受容器を選択的に刺激できるか、という点である。経皮電気刺激自体の歴史は古く[1, 2, 4, 48, 47, 49]、多種の感覚を生成し得ることは分かっている[21]が、上記のような触原色を意識したものは無く、多くが「電気感覚」とでも言うべき特殊感覚を、感覚強度一定に保ち、また、多次元の情報を載せることを主眼としている。これは主な目的が福祉応用のための感覚代行であったためである。

本論の主張の中心は、経皮電気刺激によって皮膚感覚受容器を種類別に刺激できること、すなわち触原色を作成可能であるということである。本論では受容器選択的刺激のために、軸索の空間配置に対して電流源分布を最適化することを提案する。その中で二つの新しい手法が導出される。一つはアレイ状電極の重み付け変化で刺激深度を変化させる手法であり、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。

ここで機械刺激と経皮電気刺激の違いに付いて既に分かる範囲で述べておく。最大の違いは、機械刺激によって興奮するのが皮膚下の「感覚受容器」そのものであるのに対し、電気刺激の場合は受容器に接続された「神経軸索」を刺激するという点である。これはそのまま、各方式の長所と短所につながる。機械刺激の場合には、皮膚表面の機械的な振動を与えることで受容器が反応するのだから、触覚という意味では「自然な」感覚である。つまり当然のことながら、触覚以外の感覚を生じることには無い。しかしそうして作られる「自然な」感覚を組み合わせる場合、生成し得ない領域をもつことになる(図 3.1)。本質的な問題は、図ではあたかもベクトル場のように書いた感覚が、「加算」は出来るものの(マスクングのような特殊な心理学的操作をしない限り)「減算」が出来ない所から来ている。

これに対して本論で提案する電気触覚の場合、各神経軸索を種類別に刺激するため、従来のディスプレイより広い感覚提示可能領域を持つ。同時に、作られた感覚基底としての「原色」は、現実には在り得ない感覚となり得る。これを自然な触感に合成するためには実際の触覚においてどのようなコーディングが為されているかを知ることが不可欠となる。また、軸索の発火部位と受容器の存在位置の空間的なずれが知覚可能な程度に大きくなる可能性がある。

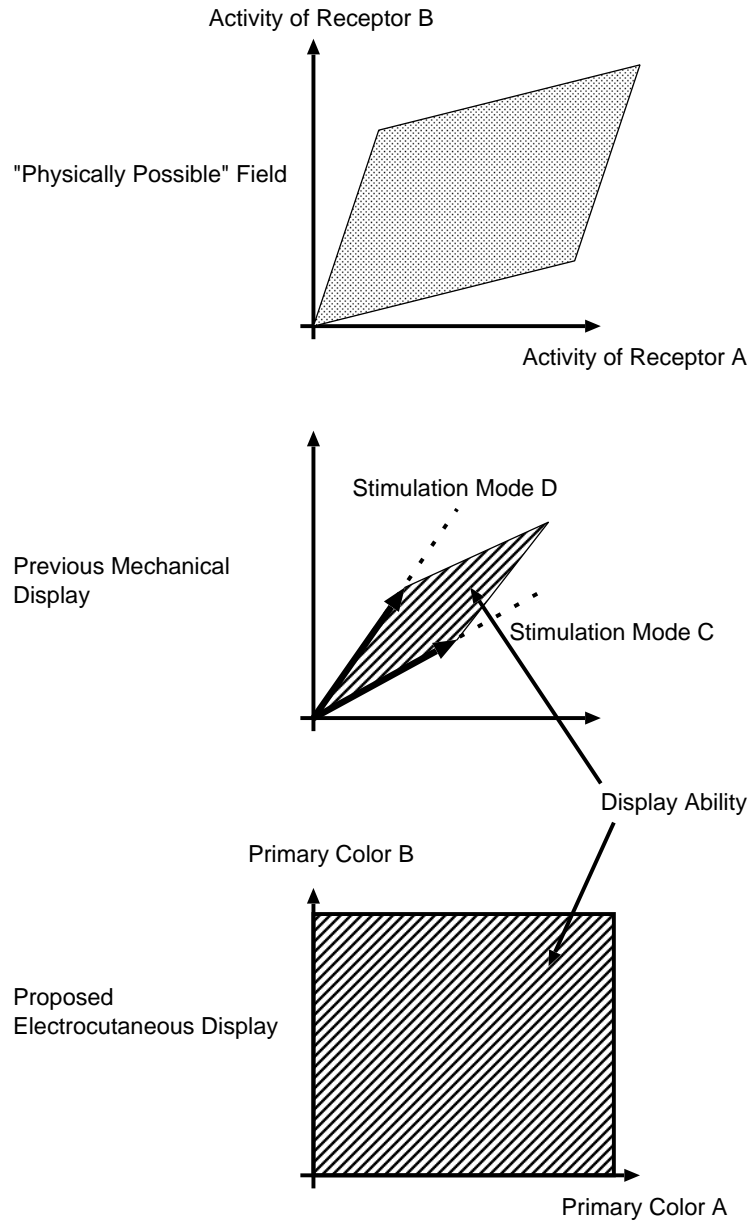


図 3.1: 従来の触覚ディスプレイと提案する電気触覚ディスプレイの違い。従来のディスプレイに比べて感覚提示可能領域が広がると同時に、自然には無い感覚も生じ得る。

第 4 章

経皮電気刺激の原理

本章では経皮電気刺激により神経軸索が活動電位を生じるモデルについて過去の研究をまとめ、定式化することで電極設計の指針を得る。

4.1 電気刺激と受容器選択的刺激

提示手段として電気刺激を用いる場合、我々の問題は次のように定式化される。

今、皮膚表面に電流源分布 $I(x, t)$ が与えられたとする。 I は、皮膚表面の空間的な分布 $w(x)$ と、波形 $i(t)$ の積の形に分離できると仮定する。 $w(x)$ は、例えばアレイ電極を用いる場合には、アレイの重み付けとして与えられる (図 4.1)。

$$I(x, t) = w(x)i(t) \tag{4.1}$$

皮膚下には数種類の感覚受容器と、それに繋がる神経軸索が存在する。電気刺激における受容器選択的刺激とは、受容器に連なる神経軸索を選択的に刺激することである。例えば受容器 A, B のうち、A のみを選択的に刺激する問題を考える。もし電流源分布 $I(x, t)$ に対する軸索の発火確率 P が定式化されるなら、この問題は、最適な電流源分布 $I(x, t)$ を求める次のような最適化問題として帰着される。

$$\min_{I(x,t)=w(x)i(t)} \frac{P(B)}{P(A)} \tag{4.2}$$

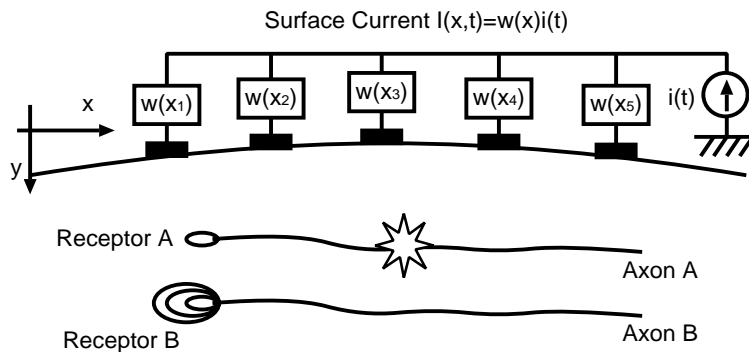


図 4.1 経皮電気刺激における受容器選択的刺激。

電流源が時間成分と空間成分で分離できるという仮定は非常に大きな制約であり，これにより我々が選択刺激のために取り得る手段は次の二つに限定される．

- 電流源の空間配置 $w(x)$ の工夫
- 波形 $i(t)$ の工夫

将来的にはこのような分離のできない状況，すなわち各電極に独立な電流源を配することによって，より自由度の高い刺激が可能と思われるが，これまでの経皮電気刺激ではそのような試みは無く，また，本論中では扱わない．

次節以降では特に空間配置 $w(x)$ に関する工夫を見る．そのためには電流源の空間配置と，発火確率 P との関係を実式化する必要がある．

4.2 Activating Function

電気刺激によって神経軸索が活動電位を生じる現象は古くから知られている．

Hodgkin と Huxley[15] に始まる初期の研究は神経軸索の電気的性質，特に活動電位発生と伝達の機構を調べる事を目的とし，その手段として軸索に刺入した電極から電流を流すことによる軸索内部の電位変化記録を用いた．

経皮電気刺激における神経発火は電流刺入による方法とは二つの点で異なる．第一に電流そのものが刺激となるのではなく，電流によって生じた軸索上の電位勾配が軸索内部の電流を生み，これが刺入電流と同じ働きをするという間接的な段階を踏む点．第二に軸索上の電位勾配は当然分布しているために，空間的に広がった刺激を考えなければならない点である．

以下，経皮電気刺激を二つの過程に分けて議論する．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．

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．

神経軸索をモデル化する (図 4.2) [29] ． 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 $V_m(x, t)$ とする．我々に可能な操作は $\Psi(x, t)$ を与えて $V_m(x, t)$ を変化させることである．

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，

$$I_m = -\frac{\partial I}{\partial x} = C_m \frac{\partial V_m}{\partial t} + G_m V_m \quad (4.3)$$

内部電流 $I(x, t)$ は内部電位勾配で表され，

$$I(x, t) = -G \frac{\partial V}{\partial x} \quad (4.4)$$

式 (4.4) を式 (4.3) に代入して

$$G \frac{\partial^2 V}{\partial x^2} = C_m \frac{\partial V_m(x, t)}{\partial t} + G_m V_m(x, t) \quad (4.5)$$

本来，神経誘発電位の発生と伝搬には神経細胞膜上イオンチャネル (G_m で表されている) の非線形的ふるまいが最も重要な役割を果たす [15] ．例えば上記モデルに G_m として Frankenhaeuser らが

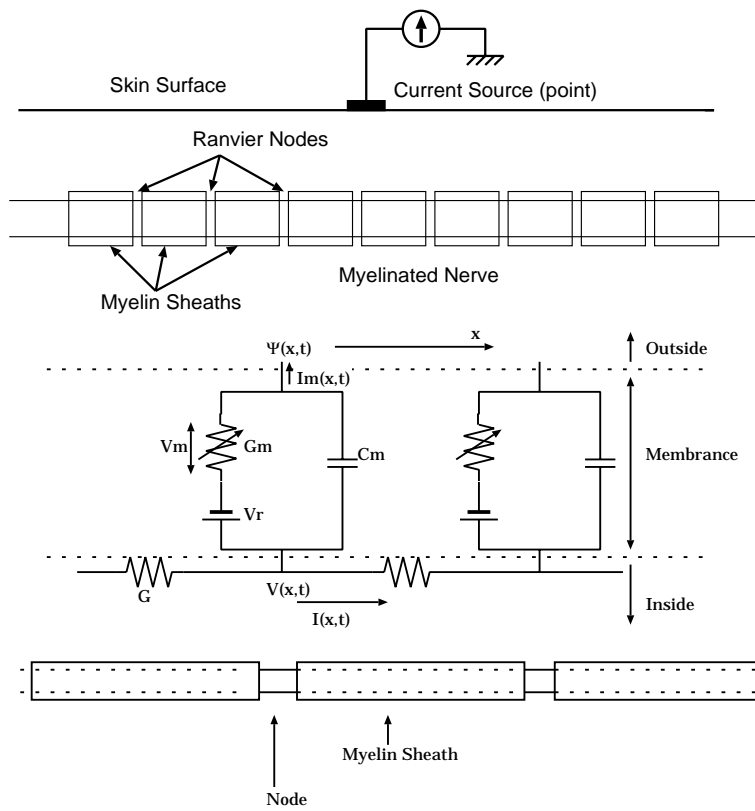


図 4.2 皮膚表面からの電気刺激．断面と等価回路．

有髄神経に対して得た時変パラメータ [8] を代入することにより，軸索上の活動電位の伝達などの現象をシミュレートすることが出来る [29]．

しかし工学的な応用を考えた場合，神経軸索を線形時不変のシステムと仮定し（すなわち G_m の変化を考えず），膜間電位差 V_m が一定の閾値 V_{th} を越えたときに発火すると考えたほうが簡便かつ充分である．この仮定では例えば軸索の不応期といった現象を予測することは出来ないが，我々の考えている単一パルス刺激による単一活動電位の生成に関しては予測，説明可能であることが知られており，簡易的なモデルとして広く使われている [45]．

V を $V_m + \Psi$ で表して整理すると，

$$-\frac{\lambda^2}{\tau} \frac{\partial^2 V_m}{\partial x^2} + \frac{\partial V_m(x,t)}{\partial t} + \frac{1}{\tau} V_m(x,t) = \frac{\lambda^2}{\tau} \frac{\partial^2 \Psi}{\partial x^2} \quad (4.6)$$

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出来る．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．この類推から直観的に， V_m 上昇のためには右辺入力，すなわち膜外電位の空間二階微分を与えれば良いことが分かる．

簡単のため右辺入力が時間と空間に関して変数分離可能と仮定する．これは膜外の媒質にキャパシタ成分が無いことを意味するが，軸索の周囲の媒質においては成り立つと考えられる．すなわち

$$\frac{\partial^2 \Psi}{\partial x^2} = w(t)u(x) \quad (4.7)$$

式 4.6 に代入し，

$$-\frac{\lambda^2}{\tau} \frac{\partial^2 V_m}{\partial x^2} + \frac{\partial V_m(x, t)}{\partial t} + \frac{1}{\tau} V_m(x, t) = \frac{\lambda^2}{\tau} w(t) u(x) \quad (4.8)$$

x に関して Fourier 変換 ($x \rightarrow \omega$) して

$$\frac{\lambda^2}{\tau} \omega^2 \tilde{V}_m(\omega, t) + \frac{\partial \tilde{V}_m(\omega, t)}{\partial t} + \frac{1}{\tau} \tilde{V}_m(\omega, t) = \frac{\lambda^2}{\tau} w(t) \tilde{u}(\omega) \quad (4.9)$$

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

$$\frac{\lambda^2}{\tau} \omega^2 \bar{\tilde{V}}_m(\omega, s) + s \bar{\tilde{V}}_m(\omega, s) + \frac{1}{\tau} \bar{\tilde{V}}_m(\omega, s) = \frac{\lambda^2}{\tau} \bar{w}(s) \tilde{u}(\omega) \quad (4.10)$$

ただし初期状態 $V_m(t=0) = 0$ とおいた．整理して結局，

$$\bar{\tilde{V}}_m(s, \omega) = \frac{\frac{\lambda^2}{\tau}}{(\frac{\lambda^2}{\tau} \omega^2 + s + \frac{1}{\tau})} \bar{w}(s) \tilde{u}(\omega) \quad (4.11)$$

最も簡単なインパルス入力の場合， $\bar{w}(s) = 1$ より

$$\bar{\tilde{V}}_m(s, \omega) = \frac{\frac{\lambda^2}{\tau}}{s + \frac{\lambda^2 \omega^2 + 1}{\tau}} \tilde{u}(\omega) \quad (4.12)$$

逆 Laplace 変換により

$$\tilde{V}_m(t, \omega) = \frac{\lambda^2}{\tau} \tilde{u}(\omega) \exp^{-\frac{\lambda^2 \omega^2 + 1}{\tau} t} \quad (4.13)$$

これは（入力がインパルスであるから当然だが）時間に対して単調減少であるから， V_m の最大値は $t = 0$ を代入して求めることができる．すなわち

$$\max V_m = \max \frac{\lambda^2}{\tau} u \quad (4.14)$$

$$= \max \frac{\lambda^2}{\tau} \frac{\partial^2 \Psi}{\partial x^2} \quad (4.15)$$

$\frac{\lambda^2}{\tau} \frac{\partial^2 \Psi}{\partial x^2}$ を “Activating Function”（以後 AF）と呼ぶ [41, 42]．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．まず係数 λ^2/τ は各神経固有の値である． $\lambda = \sqrt{G/G_m}$ ， $\tau = C_m/G_m$ より，

$$\frac{\lambda^2}{\tau} = \frac{G}{C_m} \quad (4.16)$$

G ， C_m はそれぞれ単位長当たりの軸索内部のコンダクタンス，膜キャパシタンスである．有髄神経の場合（図 4.2），次のような事実が知られている [57]．

- 髄鞘 (Myelin Seath) は絶縁体であり，膜間コンダクタンス，膜間キャパシタンスはランビエ絞輪 (RanvierNode) に帰する
- ランビエ絞輪の幅は軸索直径によらずほぼ一定である．
- ランビエ絞輪の間隔（髄鞘の長さ）は軸索直径に比例し，典型的な例ではランビエ絞輪の幅の 100 倍程度である．

これらの事実から上の係数を計算する．軸索直径を r , ランビエ絞輪の幅を d , 間隔を L とすると , まず G は r^2 に比例する . C_m は dr/L であるが d は一定であり , r と L は比例するので結局 C_m は一定である . よって Activating Function の係数 λ^2/τ は軸索直径の 2 乗に比例する . このことは太い神経軸索ほど容易に刺激されることを意味する .

同様に無髄神経の場合 , G は r^2 に比例し , C_m は r に比例するため係数 λ^2/τ は r に比例する . また有髄神経に比べて C_m が極めて大きいいため刺激されにくい .

これらの性質は我々にとって都合が良い . 刺激目標である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 , かつ有髄であるために , 最も刺激しやすいからである . 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可能な根拠となる . 付言すれば指先の場合には , 感覚神経 (求心性神経) より太い運動神経 (遠心性神経) も存在しないため , 感覚提示の際に運動を生じることもない .

4.2.1 皮膚表面の電極配置

AF のもう一つの部分 , $\partial^2 \Psi / \partial x^2$ は神経軸索に沿った膜外電位分布の空間二階微分である . この電位は皮膚表面からの電流によって発生し , 経皮電気刺激で我々が直接調整できるのは皮膚表面の電流源密度であるから , AF の皮膚表面の電流源による表現を考える .

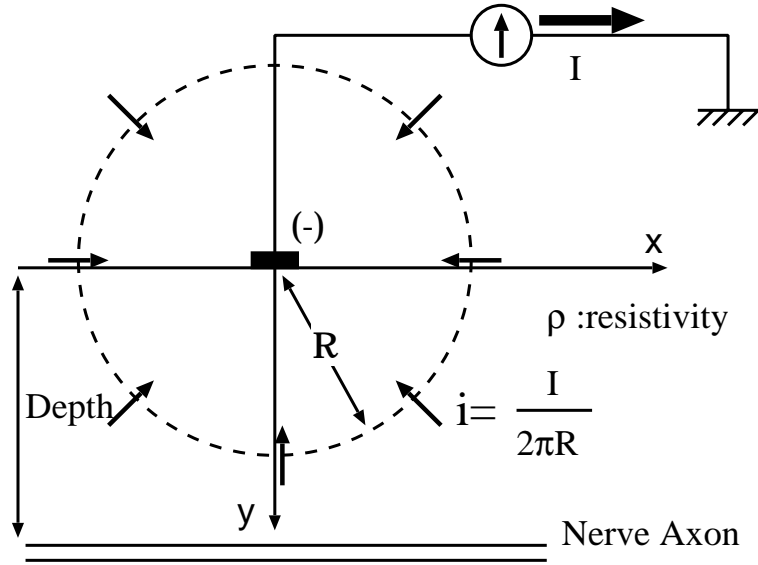


図 4.3 皮膚表面からの電流刺激 . 二次元 , 単一線電極の場合 .

皮膚表面に 2 次元 , 単一の線電極が与えられた場合を考える (図 4.3) . 電流を I とし , この電流は陰極電流 (吸い出し) とする . 簡単のため以下では均一の無限空間とするが , 半無限空間との違いは同じ電位分布を与えるために必要な電流量が倍であるという点だけである .

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) における電流密度 i が $i(x , y) = \frac{I}{2\pi R}$ で表されることから ($R = \sqrt{x^2 + y^2}$ は電極からの距離) (x , y) での電位 $\Psi(x , y)$ は積分により

$$\Psi(x , y) = - \int \vec{E} d\vec{R} \tag{4.17}$$

$$= - \int_R i \rho dR \tag{4.18}$$

$$= - \int_R \frac{I}{2\pi R} \rho dR \quad (4.19)$$

$$= \frac{-\rho I \log(R)}{2\pi} \quad (4.20)$$

ただし ρ は単位体積当たりの抵抗， R は電極からの距離 ($\sqrt{x^2 + y^2}$) である．
もし軸索が x 軸方向，すなわち皮膚と水平方向に伸びていれば

$$AF \propto \frac{\partial^2 \Psi(x, y)}{\partial x^2} \propto \frac{y^2 - x^2}{(x^2 + y^2)^2} \quad (4.21)$$

式 (4.21) をプロットして図 4.4 を得る．次のことが分かる．

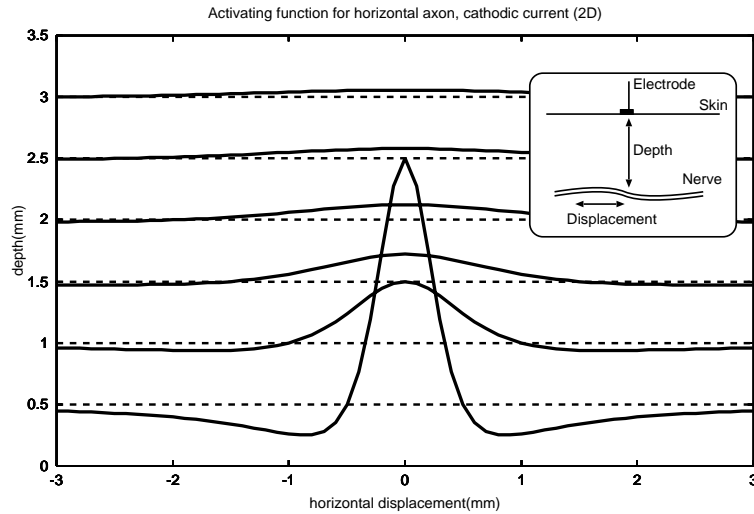


図 4.4 水平方向に伸びた軸索の AF．単一電極からの陰極電流の場合．

- 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伸びた軸索に対する，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 4.21 と電流源分布を重畳すれば良い．

ある皮膚表面電流源分布 $I(x)$ が与えられたときに皮膚下に形成される AF は，式 4.21 と $I(x)$ の重畳で与えられる．1次元の場合には

$$AF(x, y) \propto \int I(x') \frac{y^2 - (x - x')^2}{((x - x')^2 + y^2)^2} dx' \quad (4.22)$$

アレイ状電極を使う場合には離散化され (図 4.5) ，

$$AF(x, y) = \sum_{i=1}^N I_i AF(x - x_i, y) \quad (4.23)$$

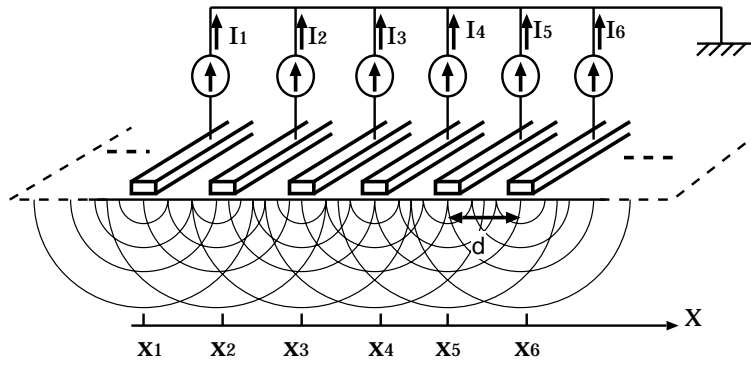


図 4.5 アレイ電極の場合の Activating Function .

ただし I_i は i 番目の電極からの電流, N は電極の個数, x_i は i 番目の電極の座標を表す .

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 .

$$\frac{\partial^2 AF}{\partial x^2} + \frac{\partial^2 AF}{\partial y^2} \propto \frac{\partial^2}{\partial x^2} \frac{\partial^2 V}{\partial x^2} + \frac{\partial^2}{\partial y^2} \frac{\partial^2 V}{\partial x^2} \quad (4.24)$$

$$= \frac{\partial^2}{\partial x^2} \left(\frac{\partial^2 V}{\partial x^2} + \frac{\partial^2 V}{\partial y^2} \right) \quad (4.25)$$

$$= 0 \quad (4.26)$$

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, 内部で極値を取らない (最大値の定理) .

4.2.2 刺激波形の影響

これまでの議論は神経軸索のインパルス応答を基にしている . 一般の波形に対する応答は式 4.13 の重ね合わせによって得ることができる . パルス幅 T の単発パルス, すなわち

$$w(t) = \begin{cases} 1 & \text{for } 0 \leq t \leq T \\ 0 & \text{otherwise} \end{cases} \quad (4.27)$$

に対する応答は, $\bar{w}(s) = \frac{1 - \exp^{-sT}}{s}$ を式 4.11 に代入して,

$$\tilde{V}_m(s, \omega) = \frac{\lambda^2}{(\lambda^2 \omega^2 + s\tau + 1)} \frac{1 - \exp^{-sT}}{s} \tilde{u}(\omega) \quad (4.28)$$

逆 Laplace 変換により

$$\tilde{V}_m(t, \omega) = \frac{\lambda^2}{1 + \lambda^2 \omega^2} (H(t) - H(t - T) - \exp^{-\frac{1 + \lambda^2 \omega^2}{\tau} t} + \exp^{-\frac{1 + \lambda^2 \omega^2}{\tau} (t - T)}) \tilde{u}(\omega) \quad (4.29)$$

ただし $H(t)$ はステップ関数 . 式 4.29 は明らかに $t = T$ の時に最大値を取るため, 結局刺激を与えるのは

$$\max V_m = \max \mathcal{F}^{-1} \left(\frac{\lambda^2}{1 + \lambda^2 \omega^2} (1 - \exp^{-\frac{1 + \lambda^2 \omega^2}{\tau} T}) \tilde{u}(\omega) \right) \quad (4.30)$$

ただし \mathcal{F}^{-1} は逆 Fourier 変換を表す．パルス幅が充分長ければ，結局

$$\max V_m = \max \mathcal{F}^{-1}\left(\frac{\lambda^2}{1 + \lambda^2\omega^2}\tilde{u}(\omega)\right) \quad (4.31)$$

簡単のため，入力 u として空間的な δ 関数を仮定する．すなわち $\tilde{u}(\omega) = 1$ ．このとき V_m は明らかに原点で最大値をとるから，

$$\max V_m = V_m(0) \quad (4.32)$$

$$= \int_{-\infty}^{\infty} \frac{\lambda^2}{1 + \lambda^2\omega^2} d\omega \quad (4.33)$$

$$\vdots \quad (4.34)$$

$$= \pi\lambda \quad (4.35)$$

よってステップ入力に対しては，軸索の応答は λ に比例する．第 4.2 節で述べたように有髄神経の場合 λ は直径に比例するから，結局

- パルス幅が短い時には軸索の応答は直径の二乗に比例する．
- パルス幅が長くなるにつれ，軸索は直径に比例して応答するようになる．

実際にパルス幅の影響をシミュレーションによって確認した．電流源として第 4.2.1 節と同様に皮膚表面の単一線状電極からの正規化された入力を考え，皮膚下 1mm の位置に存在する神経軸索の応答を調べる．軸索パラメータは，膜間コンダクタンス，膜間キャパシタンス，軸索内コンダクタンスとして Frankenhaeuser[8] らが Voltage Clamp によってツメガエルの有髄神経に対して求めた値を用い，Ranvier Node 間の距離，髄鞘のパラメータとして猫の髄鞘 [57] のものを用いた (表 4.1)．

表 4.1 神経軸索の各種パラメータ．

軸索内抵抗	0.11 [$k\Omega cm$]
単位膜間キャパシタンス	2.0 [$\mu F/cm^2$]
単位膜間コンダクタンス	30.4 [mS/cm^2]
ランビエ絞輪長	2.5 [μm]
髄鞘長の対軸索直径比	100
髄鞘内径の対軸索直径比	0.7

これらの軸索パラメータが時不変であると仮定した場合の膜間電位差の時間変化を後退差分近似法により計算した．軸索直径が $10\mu m$ ， $5\mu m$ ， $3.3\mu m$ それぞれの場合における膜間電位差の比を，パルス幅に対してプロットしたのが図 4.6 である．パルス幅がごく短い場合， $10\mu m$ の軸索と $3.3\mu m$ の軸索の膜間電位差の比は 9 であり， $5\mu m$ の軸索の膜間電位差との比は 4 である．これは軸索直径比の二乗に比例するという第 4.2 節の結論に等しい．また，パルス幅が長いとき，これらの比率は軸索直径比に比例した値より若干小さな値に収束していることがわかる．このずれは，入力 u を空間的 δ 関数とした仮定により生じたものであろう．

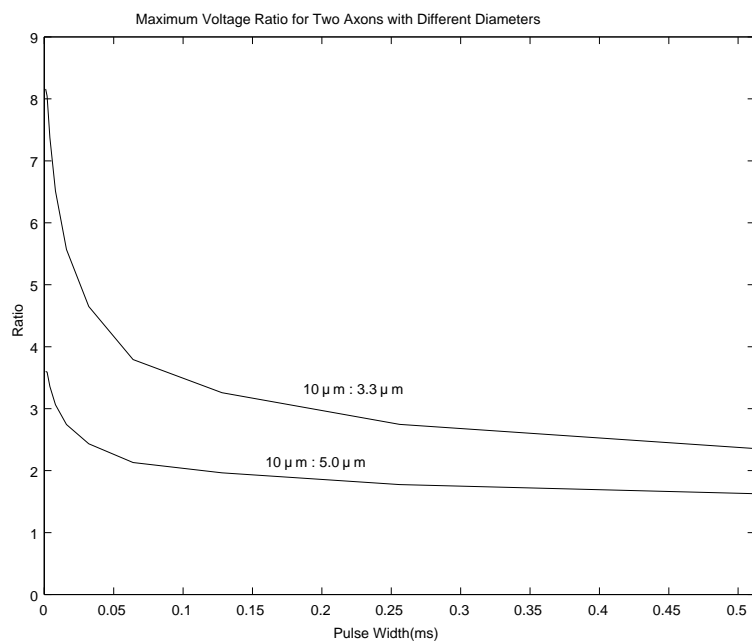


図 4.6 軸索直径とパルス幅の影響 . 直径 $10\mu m$ の軸索に対する $3.3\mu m$, $5.0\mu m$ の軸索の応答比 .

第 5 章

電気刺激による触原色生成

本章では前章までの知見を基に、具体的な電気触覚ディスプレイの設計を行う。

皮膚下に存在する機械受容器を経皮電気刺激で種類別に刺激することを考える際、まず考えられるのは神経軸索の幾何学的配置の違いを利用する方法である。これは結局、皮膚表面の電流源分布によって皮膚下の電位分布を制御する問題に帰着される。具体的にはアレイ状の電極を用い、それぞれの電極から流す電流の重みを変化させることにより所望の位置に存在する神経軸索を興奮させる。本論で扱うのは主にこの方法であり、その際設計の道具として第 4 章で導出した Activating Function を用いる。

5.1 重み付けアレイによる 深度選択刺激

まず各種機械受容器に接続された神経軸索の存在深度の違いを利用する選択刺激法を考える。

図 5.1 は単一の陰極電流によって生成される浅部、深部の AF である。第 4.2.1 節で述べたように、浅部に存在する軸索の方がより大きな AF を持ち、刺激しやすい。ただし我々が狙っている指先での刺激の場合、指の形が半無限大の媒質とはかけ離れており、さらに骨の存在も考慮すると、実際には電流の経路は制限される。このため深部も刺激されることが予想される。

さらにアレイ電極を用いる。まず中心の電極を陰極として用い、その周りの電極を陽極として加える(図 5.2a)。いわゆる同心円状電極を用いた刺激と同じである。このとき二種類の拮抗した電極はダイポールとして働き、二つの性質を持つ。第一に、単一の電極を陰極として用いた場合に比べて AF の深さ方向の減衰を早めることになる。このため、安定した浅部刺激を実現することになる。この性質から、この刺激を浅部刺激モードと呼ぶことにする。

第二の特徴として、AF の空間的 Q 値の上昇が挙げられる。刺激部位を限定することになるため、より微小な点の感覚を提示することができる。特に浅部受容器は高密度に存在するため、提示部位を

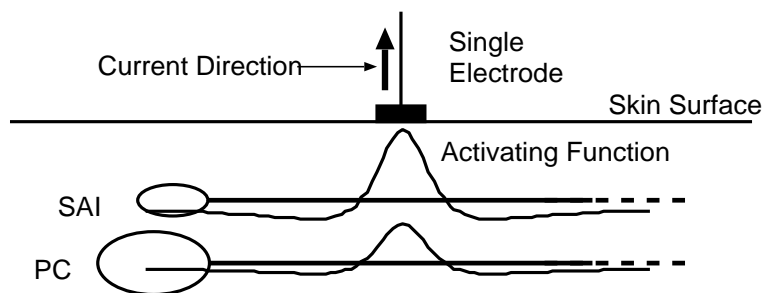


図 5.1 単一電極による刺激。

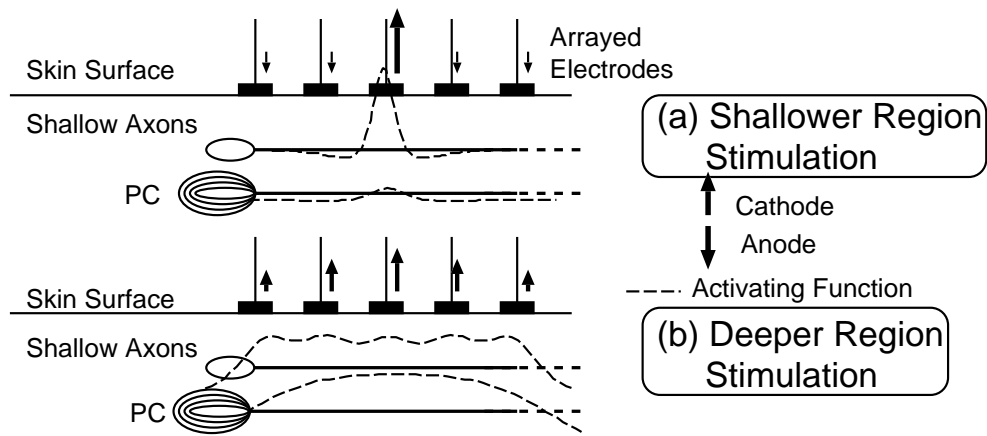


図 5.2 重み付アレイを用いた深度選択的刺激 (a) 浅部刺激モード (b) 深部刺激 (PC) モード .

限定可能であることは重要である .

これに対して , 深部単独の刺激は不可能である . なぜなら第 4.2.1 節で示したように AF はそれ自体が調和関数であるため , 深部における AF の最大値は常に浅部における AF の最大値より小さいからである .

ただし深部を浅部と同等に刺激することは可能である . 浅部刺激の場合とは逆に , 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 5.2b) . すると重なりあった AF は浅部では強め合わないが深部では (AF の広がりから) 強め合う . 結果として AF の減衰は遅くなり , 理想的には浅部と同等の AF を与えることができる .

5.2 陽極刺激を用いた方向選択性刺激

次に , 軸索の方向に選択的な刺激を考える .

第 4 章で述べたように , AF は軸索に沿った電位の二階微分であるから , 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 . 電荷の湧き出しの無い空間では電位は調和関数であることを考えると ,

$$\frac{d^2V}{dx^2} + \frac{d^2V}{dy^2} = 0 \quad (5.1)$$

であるから ,

$$\frac{d^2V}{dy^2} = -\frac{d^2V}{dx^2} \quad (5.2)$$

すなわち直交した二本の軸索は正負逆の AF を持つ . 通常の陰極電流による刺激の場合 , 第 4 章で述べたように , AF は皮膚水平方向に延びている軸索に対して正の値を取る . このとき皮膚深さ方向に延びた軸索に対する AF は負の値を取るようになる . すなわち陰極電流で深さ方向に延びた軸索を刺激することは出来ない (図 5.3(a)) .

逆に陽極 (吐き出し) 電流を用いた場合 , 電位分布は反転する . このため深さ方向に延びた軸索のみ刺激され , 水平方向の軸索は刺激されないことになる (図 5.3(b)) .

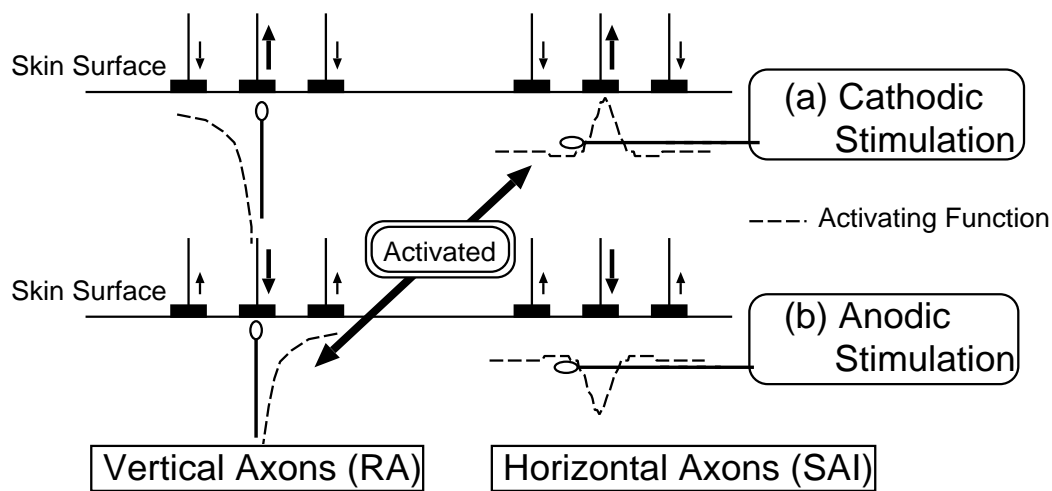


図 5.3: 方向選択性刺激 . (a) : 陰極電流による刺激 . 水平に伸びた軸索の AF が正の値をとるのに対し , 垂直に伸びた軸索の AF は負の値をとる . (b) : 陽極刺激 . AF が正負逆転し , 皮膚垂直方向の軸索のみ刺激される .

第 2 章で述べたように , RA の軸索は機械受容器に接続された部分 , すなわち浅部において皮膚垂直方向に伸びていることが分かっている . よって浅部刺激モードと組み合わせることにより , RA の軸索のみ刺激することが可能である .

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いる [13, 22] . 特に Kaczmarek[22] は陽極刺激における感覚の閾値が陰極刺激の場合とさほど変わらないこと , そしてその現象が指先でのみ確認され , 上腕等の別部位では陽極電流による感覚の生成が無いことを見出した .

過去の研究 [43, 46] ではこの理由として , 軸索末端の境界条件の影響を挙げている . しかしこれでは , この現象が指先で特に観測されることが説明できない .

指先の特徴は表皮の厚さであり , これに伴って発達した Papillae Ridge (図 2.2) である . Dermal Pappilae の深さは 0.2mm 以上に達する . RA 受容器は Dermal Pappilae に埋め込まれるようにして存在するから , Dermal Papillae が深いほど RA の軸索の垂直性が保証される距離が長い . すなわち本章で述べた議論がよく当てはまる . すなわち Kaczmarek らが見出した陽極刺激の原因は軸索末端の境界条件のためではなく , 指先に存在する RA の軸索の垂直性によるものと考えられる . またこれが , 指先で特に陽極刺激による感覚が生成しやすい理由と考えられる .

さらに次章以降に述べる我々の実験では , 陰極刺激と陽極刺激では発生する感覚の種類自体が異なることが確かめられている . これは刺激している感覚受容器の種類が違うことを強く示唆しており , 我々の仮説である陽極刺激による RA 軸索の選択的刺激を支持している .

5.3 3つの刺激モード

これまでに深度選択性の刺激と , 方向選択性の刺激を提案した . これらの組み合わせによって3つの選択刺激モードを作ることが出来る (図 5.4) .

まず深部に存在する機械受容器には PC と SAI の二種類が存在するが SAI は密度が低く , かつ , 電気刺激で単独の感覚を生起することが出来ないことが知られている . このため深部刺激を PC モードと呼ぶことにする .

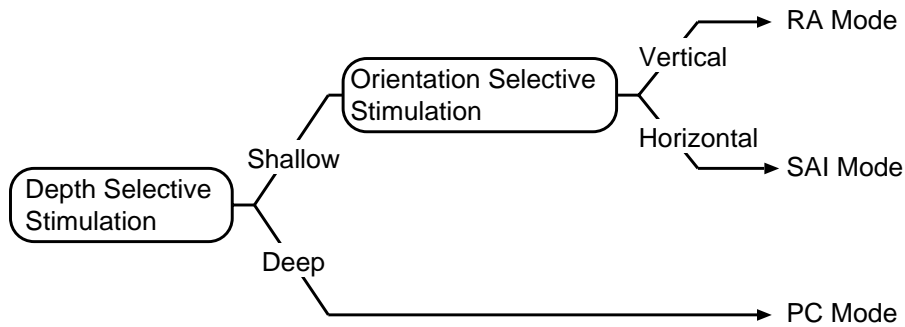


図 5.4 3つの刺激モード。

さらに浅部には SAI と RA の二種類の機械受容器の軸索が存在するが、既に述べたようにこの二つは方向選択性刺激によって分離することが出来る。陰極電流による水平軸索刺激を浅部刺激と組み合わせた場合を SAI モード、陽極電流による垂直軸索刺激を浅部刺激と組み合わせたものを RA モードと呼ぶことにする。

5.4 アレイ重みの最適化

これまで各種受容器の選択的刺激についての原理的説明を行ったが、実際に最適なアレイ電極の重みパターンを求める問題は次のような最適化問題に帰着される。

皮膚表面に電流源分布 $I(x)$ を与える。これは実際にはアレイ状電極を用いるために離散的な分布となる。この電流源分布は皮膚下の電位分布を生み、軸索周りに AF を形成する。

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。すなわち、ある軸索に沿った AF が $AF(x)$ で与えられたとき、実際にその神経が興奮するかどうかを決定するのは $\max AF(x)$ である。次のような物理的制約が加わる。

- 電流源分布の合計は 0 (電流は皮膚表面から出て皮膚表面に戻る)。
- 電極間隔は固定。

このとき、例えば RA モードのための最適化問題は次のようになる。

$$\min_{\vec{w}} \left(\frac{\max_{x,y}(AF_{PC}, AF_{SAI})}{\max_{x,y}(AF_{RA})} \mid \sum w_i = 0 \right) \quad (5.3)$$

ただし AF_{RA} , AF_{SAI} , AF_{PC} は RA, SAI, PC の AF, \vec{w} は求めるアレイの重みベクトルである。式 (5.3) は RA の AF を保存しつつ 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。

この最適化問題を難しくしているのは、「最大値」が係わっている点である。結局数値的に解くことになるが、多少の計算時間短縮のためには電流源分布の対称性を仮定すれば良い。これは次のように簡単に証明できる。

刺激したい種類の軸索に対する AF を $AF_1(x)$, 抑制したい種類の軸索に対する AF を $AF_2(x)$ とする。今、ある電流源分布で刺激しているとする。 $AF_1(x)$ が原点で最大値を取るように電流源をシフトすることは一般性を失わずに可能である。このときの電流源分布を $I(x)$ とする (図 5.5)。

次に $k(I(x) + I(-x))$ による刺激を考える．電流の総量は変化していない．このとき，AF の空間的インパルス応答は x 軸に関して原点对称だから， AF_1 ， AF_2 もそれぞれ $k(AF_1(x) + AF_1(-x))$ ， $k(AF_2(x) + AF_2(-x))$ となる．

- $AF_1(x)$ はもともと原点で最大値を取っていたから， $\max AF_1(x)$ は $2k$ 倍となる．
- これに対して $\max AF_2(x)$ は $2k$ 倍以下に押えられる． $2k$ 倍となるのは $AF_2(x)$ も原点対象であった場合のみである．

結果として $\max AF_2 / \max AF_1$ はより小さくなる．すなわちある電流源分布 $I(x)$ に対して， $k(I(x) + I(-x))$ は必ずより最適解に近い．収束する条件は $I(x) = k(I(x) + I(-x))$ ．電流の総量を規格化すれば $I(x) = 1/2(I(x) + I(-x))$ ，つまり $I(x)$ 自体が原点对称である場合のみである（証明終）．

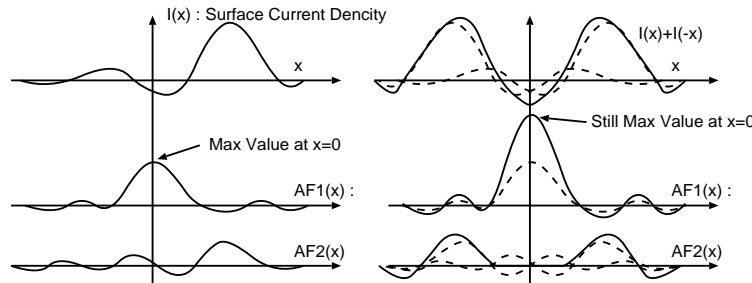


図 5.5: 最適な Activating Function を与える電流源分布は対称である（左）: 元の電流源分布とそれによって生成される二種の Activating Function（右）: 原点对称な電流源分布を足した場合の Activating Function

アレイ状電極の場合，中心電極の重みを 0 ， 1 ，または -1 に規格化し，原点对称性を仮定することにより計算量を半分以下に押える．

例えば角質の厚み 0.6mm に対して間隔 1mm の無限長電極 7 本を用いる場合を解くと，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．ただし正の重みを陰極電流として表している．次章の実験ではこれらの値を用いている．

5.5 その他の選択刺激手法

本章で述べたのは軸索の空間的特性を用いた選択刺激であった．本論の範囲を外れるが，当然時間的な特性を用いることも考えられる．すなわち神経軸索の種類の違いは電気刺激では時定数の違いとして現れるため，電流波形を変化されることにより所望の種類 of 神経を興奮させ得るはずである．

実際，第 4 章で述べたように，機械受容器とその他の感覚神経の違いは神経軸索の直径の大きさであり，インパルス入力の場合には Activating Function の値は直径の二乗に比例する．ところがパルス幅が広くなるに従いこの傾向は薄れ，ステップ入力の場合には直径に比例するようになる．このた

めパルス幅が大きいと機械受容器以外の神経軸索が興奮しやすくなり，例えば痛覚等を生じる．これを防ぐためには，電圧の許す限りパルス幅は小さく取るべきであるが，結局これは波形による選択刺激にあたる．

機械受容器同士の間では，神経軸索は全て AB に分類され，痛覚神経等と比較すると時定数の違いは小さい．だが例えば SAI の軸索は受容器付近で細かく分岐しており，PC は受容器内部で無随化しているといった末端の境界条件の違いを利用することも考えられる．

また，これまでの議論では線状電極を用いる仮定の元で，「皮膚深さ方向」「皮膚水平方向」の二つの方向に付いて選択的な刺激を提案して来たが，当然「皮膚水平方向」は二つの自由度をもつ．特に指の場合，指の長軸方向とそれに直交する方向を比べた場合，深部の神経束 (Nerve Bundle) は骨に沿って長軸方向に延びている [55]．線状電極の向きを変えることでこれらを選択的に刺激することが出来るだろう．

さらにはより細かい構造上の特性，例えば SAI が汗腺の真下に存在することを利用した方法等，選択刺激の手段は未だ豊富に残されている．

第 6 章

刺激実験による原理検証

本章では、前章で提案した三つの機械受容器別刺激モードを検証する。

6.1 実験装置

図 6.1 が試作したシステムの構成である。1 チャンネル高速パルス信号 (Interface 社製 PCI-3305 時間分解能 $1\mu s$) と 8 チャンネル低速のアレイ重み信号 (同社製 PCI-3329 時間分解能 $1ms$) をアナログ乗算回路により乗算し、完全に同期した 8 チャンネル刺激信号を得た。電圧-電流変換器回路により電流に変換し、被験者に通電した。

パルス信号はアナログ乗算回路に入る前に可変抵抗器で分圧しておく。この可変抵抗器により、被験者自身が刺激電流量を調整できる。刺激中心の電極には抵抗をはさみ、電流、電圧をモニタできる。特に高電圧状態での電流測定のために専用の差動アンプ (Burr-Brown 社製 INA117) を用いた。測定結果は高速 AD ボード (Interface 社製 PCI-3161 サンプル周波数 $20MHz$) を通して PC に送られる。

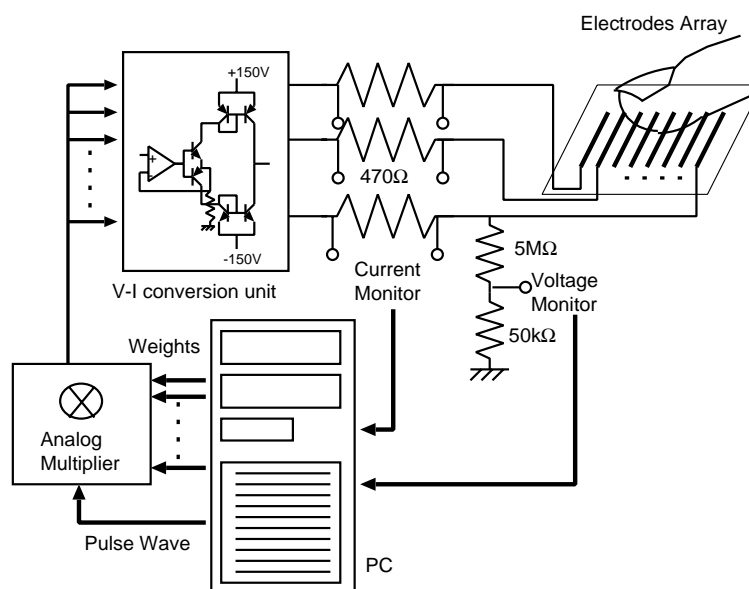


図 6.1 システム構成。

被験者は指を電極アレイに載せる。本章で用いる電極の形状は線状電極をアレイ化したものである。これは前章までの議論が二次元であったために議論の結果との整合性を取るためである。ただし線電極特有のエッジ効果が感覚に影響する可能性に注意すべきである。

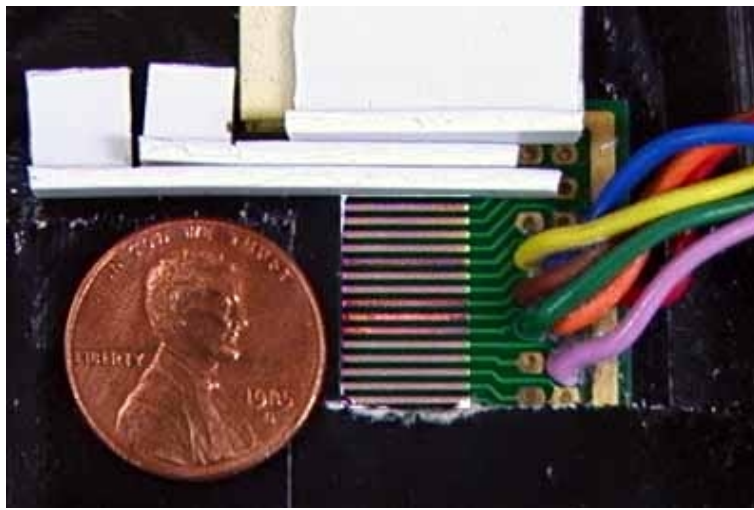


図 6.2 1次元アレイ状電極 .

線電極一本は長さ 10mm , 幅 0.5mm で 1mm 間隔で並んでいる (図 6.2) . 電極は錆びの問題を回避するため , 銅電極の表面に金メッキを施したものを用了 . 電極の材質自体一つの研究分野ではあるが , 短時間の刺激期間では生成する感覚は電極の材質に依らないことを予備実験によって確認している . 感覚神経の多くが指方向に走っていると考えられる [55] 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した .

一般的な電気刺激では刺激パルスとして bi-phasic signal * 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 † を用いた .

パルス幅に関しては機能的電気刺激 (FES) の分野において第 4.2.2 節で述べたように , 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 , $50\mu s$ から $500\mu s$ 程度のパルスが使われている [21] .

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 . これらの兼ね合いから , 本章の実験ではパルス幅を $200\mu s$ に設定した .

経皮電気刺激における最大の問題は皮膚 , 特に角質のインピーダンスの不安定性である . 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 [27] . 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 . これらの問題を回避するため , 実験前には水ヤスリによって皮膚表面を洗浄し , さらに角質膨潤剤 ‡ を塗布し , 角質を内部から膨潤させることによって解決している . この問題は第 8 章において再度扱う .

6.2 定性的な感覚評価実験

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っている . 以下の実験では実際に

* 正 , 負電流が交互に流れ , 時間積分値が 0 となるもの

† 単一極性の信号

‡ 皮膚の乾燥を防止する化粧品として売られている .

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 10 人以上の被験者によって確認された．

6.2.1 SAI モードにおける圧覚

電極アレイの重みを第 5.4 節で求めた SAI モード用の重みに設定し，パルス電流の振幅を徐々に上げると，ある被験者の内観報告は次ように変化した．

- 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．
- 2.0mA で振動が加わる．圧覚は生じ続けている．
- 3.2mA で明瞭な振動感覚が圧覚を圧倒する．

圧覚を生じている電流範囲において，パルス周波数を 10Hz から 400Hz に変化させた場合には，感覚の質的变化はなく，常に圧覚を生じた．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 [18, 19, 36, 52] 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．

電流で見たとき純粋な圧覚を生じる領域が比較的狭く，振動感覚を生じる理由に付いては定量評価とともに第 6.3 章で述べる．

6.2.2 SAI モードにおける弾性感知

SAI モードで安定して圧覚を感じているとき，指は電極の形で押しつけられているように感じる．線電極を用いる場合，感覚はナイフエッジを押しつけられた場合に近い．このとき押しつける指の圧力を微小に変化させた．すると剛体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 6.3) ．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．本来人間が接触によって対象の弾性を感知するには，次の二つの段階を経ると考えられる．

1. 対象物の弾性を比例定数とした，変位から反発力 (接触圧) への変換．
2. 接触圧から発火周波数へのコーディング．

電気刺激の場合には神経を直接発火させるため，この逆の経路をたどって対象物の弾性を提示することになる．すなわち

1. 発火周波数から接触圧へのコーディング．
2. 1. と指の変位 (体性感覚) に基づいた弾性定数の決定．

今回の実験の場合，指を押ししても電流の周波数は変えていないため発火頻度は変化していない．これを脳は「押したときに反力が帰って来ない」，すなわち「軟らかい」と判断したと考えられる．すなわち，人の感じる「柔らかさ」が第 2 章で分類した知覚行動のうちの触運動知覚 (Haptic Perception) であるのに対して，本触覚ディスプレイが純粋な触知覚 (Tactile Perception) を提示しているために生じた現象である．

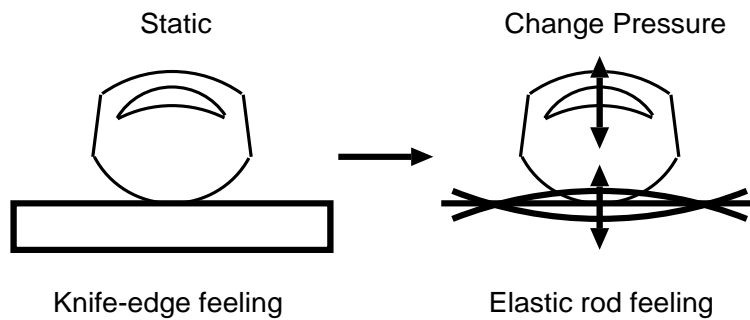


図 6.3: SAI モードにおける対象物体の弾性．指を動かさないときナイフエッジのように感じていたものが，微小に動かした途端軟らかい弾性体の棒を触っているように感じる．この感覚変化は急激であり，被験者は戸惑う．

注目すべきは，圧覚は単独で生じた場合非常に不明瞭な感覚であるということである．

機械的に「圧」刺激のみを提示する，すなわち SAI のみを刺激することは極めて難しい．なぜなら接触圧の時間的変化は RA や PC の興奮を引き起こすため，これを防ぐためには準静的変化に依ることになるが，このとき SAI も順応を起こすためである．このために，圧覚「単独」の感覚は日常的に経験したことの無い経験である．さらに実験の際には皮膚を電極に接しているために必ずオフセットとしての圧覚が生じている．これらのことは全て，生じた圧覚を気付きにくくさせる要因となる．

これが原因となって，第 6.2.1 節で述べた圧覚知覚は，人によっては全く気付かない場合がある．例えば刺激パルス列を 1 秒感覚でオン，オフすることで気付きを生じ易くすることは可能であるが，それでも接触圧によって既に圧覚が飽和している場合には新たに生じた圧覚に気付くことが出来ない．恐らくこのために，過去の指先に対する経皮電気刺激の多くが，生じる感覚を振動感覚のみに限定してしまっている．

これらのことから，本節に述べた指先運動による弾性感知のもう一つの意義として，指先の上下運動を行うことにより生成した圧覚を気付きやすくさせるという，心理実験的テクニックを提案したともいえる．

6.2.3 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，先に発火した事が原因と考えられる．

パルス周波数が 200Hz 程度の時，生起し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 [19]，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．

6.2.4 PC モードにおける感覚の移動現象

さらに興味深いことに PC モードにおいては，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 6.4）．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．これは電流が機械受容器そのものではなくそれに接続された軸索を刺激していることを強く支持しており，我々の仮定と一致する．

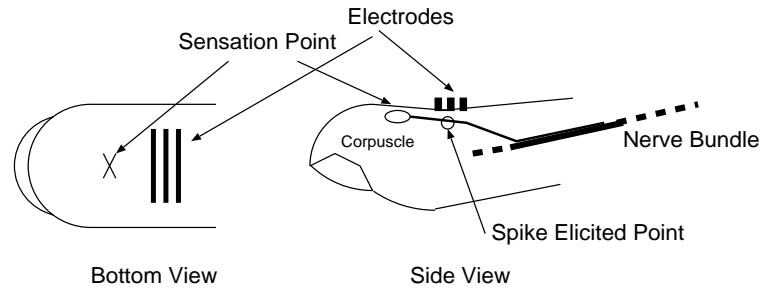


図 6.4: 感覚の移動現象．被験者はつねに電極から 1-3mm ほど指先方向にずれた場所に振動覚を感じる．

6.2.5 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替えることが出来るが，この時被験者は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 ないし単発のパルスでは衝突感を生じた．

100Hz をこえると物理的な刺激ではあり得ない，電気的な痺れというべき感覚となった．これは次のように説明される．我々は RA 軸索を刺激していた．RA は低周波振動（20-70Hz）に反応する受容器として知られている [19]．そしてこのレンジでは，機械振動周波数そのまま神経の発火周波数となる．よって我々の実験では，被験者は電気パルスで与えた信号と同じ周波数の振動を感じたと考えられる．しかし RA のみの 200Hz 以上の振動は実際にはあり得ない（200Hz 以上の振動は PC の方がはるかに発火しやすくなる）ため，これを被験者は不自然と感じたと思われる．

第 2.1.2 節で我々は SAI の軸索が皮膚水平方向に延びていると仮定した．もし SAI が垂直方向に延びていれば RA モードによる縦神経刺激で圧覚も感じたはずであるが，実際には常に安定して振動覚のみを感じた．このことから仮定は棄却されなかった．強い振動覚によって圧覚がマスクされたとも考えられるが，実用上はそれで問題ないと考えられる．

6.2.6 RA モードにおける高解像度刺激

また，RA モードにおいては，生起する感覚の空間解像度が非常に高かった．特に次章で述べる二次元点電極アレイを用いて数名の健常者，二名の全盲者に対して SAI モードと RA モードを提示して比較した場合，SAI モードでは隣り合った 2.54mm 間隔の電極のどちらを中心に刺激したか分からなかったが，RA モードの場合には有意に識別することが出来た．これは機械的な提示における二点弁別域と同等の空間解像度を持つことを意味する [37]．多くの被験者は RA モードで生じる感覚は「針でつかれている感じがする」と答えた．また，PC, SAI モードで観測された感覚の移動現象は RA モードでは観測されなかった．

この現象は次のように説明可能である．

第 6.2.4 節で述べたように、電気刺激によって直接刺激されるのが神経軸索であるのに対して、脳によって解釈される刺激部位は軸索先端の機械受容器である。SAI モードは PC モードと同様、水平方向の軸索に対する刺激であるために、感覚生起点の「ずれ」が生じる。このずれの多方向の累積が感覚の「ぼけ」を生むと考えられる (図 6.5 左)。

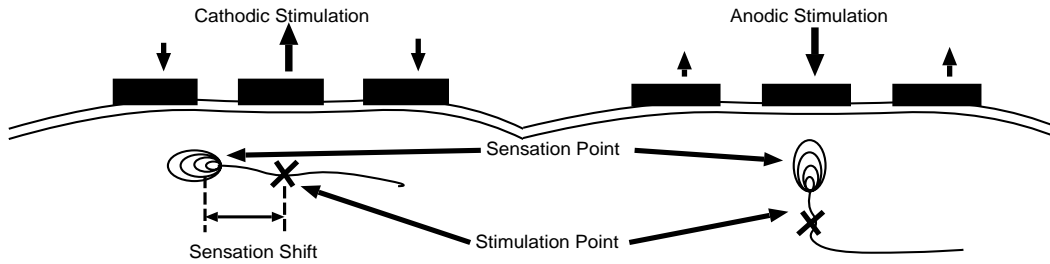


図 6.5: 各電気刺激モードにおける刺激点と感覚生起点のずれ。左:陰極 (SAI) モード。右:陽極 (RA) モード。

注意すべきはこのずれ効果が、水平方向に走る軸索に対して最大値をとることである。逆に垂直方向に走る軸索を刺激するなら、やはり軸索発火部位と機械受容器の存在位置はずれるものの、皮膚鉛直方向のずれを感知する手段が無いため感覚上ずれを生じない (図 6.5 右)。

これが RA モードにおいて刺激の空間解像度が高かった理由である。すなわち RA モードにおいて、少なくとも垂直方向の軸索を刺激できていることを強く示唆している。また今後、各モードにおける感覚の空間解像度を心理実験的に測定することにより、各種軸索の「傾き」を同定できる可能性も示している。

6.3 RA,SAI モードにおける定量評価

前節では、それぞれの刺激モードにおいて生じた感覚が、望んだ機械受容器の軸索の興奮から発生していると仮定して矛盾が無いということを述べた。

我々の最終目標は、作成した「触原色」を合成することによってあらゆる感覚を生成することであるが、このとき問題となるのは、各刺激モードにおける感覚の「量」をどのように変化させるかという問題である。

最も簡単な方法は、電流量を増加させることにより各モードにおける神経軸索の発火する空間的な範囲を増加させることであろう。しかしこのとき問題となるのは、生成する「原色」すなわち感覚受容器の選択性をどの程度ロバストに保存したまま、そのモードにおける感覚量のみを増加させ得るかというクロストークの問題である。

特にここで問題とするのは、浅部の 2 種類の刺激、すなわち RA モードと SAI モードである。この二つは軸索の方向が異なることから、電流の極性の変化で選択刺激を行ったが、問題は「垂直」と仮定した RA 軸索の垂直性が皮膚浅部に限られるはずであること、そしてどの程度の深さまで垂直であるのか、正確かつ統計的な解剖学的データが存在しないことである。このことから SAI モードで電流量を増加させた場合、RA が刺激されてしまうことは容易に起こり得るであろうと予想される。

そこで次のような実験を行った。使用する電極は図 6.2 で示したアレイ状の線電極である。アレイ重みを $\vec{w}_{RA} = [0.25, 0.25, -1.0, 0.25, 0.25]$, $\vec{w}_{SAI} = -\vec{w}_{RA}$ と設定することにより、電流の極性のみの変化で RA モードと SAI モードを切替えて提示する。刺激は $200\mu s$ の 3 発のバーストを 1 秒間に

15 回入力し，これを 1 秒ごとに On,Off させた．これは特に生起する圧覚を，接触によるオフセットの圧覚から区別させ，気づきやすくさせるためである．

二つのモードはランダムに提示され，被験者はこのとき生じる感覚を「圧覚」「振動覚」から選択する．ただし感覚として混ざることが多いために「圧覚>振動覚」「振動覚>圧覚」という選択肢も用意した．このとき違う種類の感覚の間で強弱を計るという，本来無理なタスクを行わせていることに注意されたい．

SAI モード，RA モードが共に電流量に対して完全にロバストであった場合，期待される結果は図 6.6 ようになるであろう．この図のように電流の増加に対して，ある閾値以降 SAI モードでは圧覚のみを生じ，RA モードでは振動感覚のみを生じ続ければ完全にクロストークのない触原色が，電流に対してロバストに作成されたことになる．

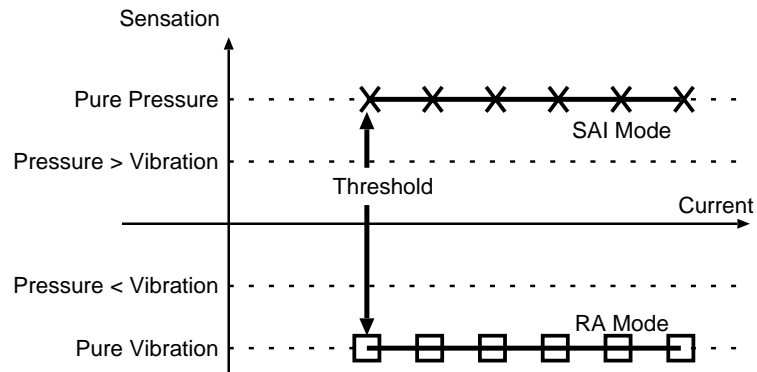


図 6.6: SAI モード，RA モードが共に電流量に対してロバストであった場合に期待される結果．SAI モードでは常に圧覚を生じ，RA モードでは振動覚を生じる

図 6.7 は 4 人の被験者に付いての実験データである．これは場所を変えた 6 回の試行の結果をそのまま重ねて載せたものである．

電流をそれぞれの場所での閾値で正規化した結果が図 6.8 である．さらに「圧覚」「圧覚>振動覚」と答えたものを合計した「圧覚優位」の割合を正規化された電流量に対してプロットしたものが図 6.9 である．

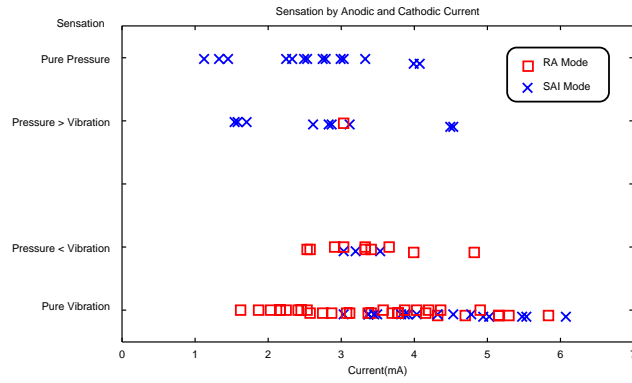
全ての被験者に付いて言えることは，次の三つである．

- 閾値電流で見た場合，場所によらず SAI モードと RA モードで差が小さい．
- SAI モードを「圧覚」，RA モードを「振動」という言葉で区別することが出来る．これは前節の定性的な実験の再確認である．
- 特に閾値付近では二つのモードにおける感覚の違いは明瞭であるが，電流が増加するに従い，少なくとも「圧覚」「振動覚」という言葉で区別することは難しくなる．

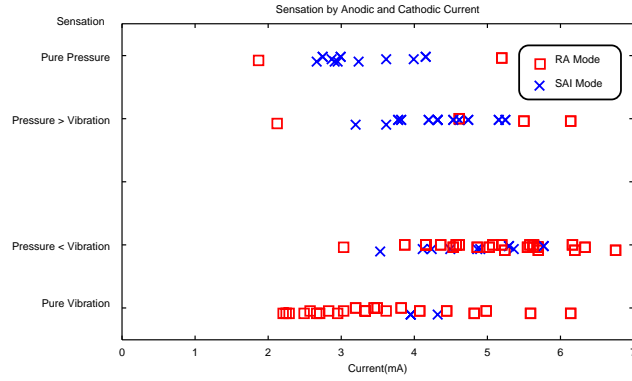
図 6.9 のデータから被験者間の相違に付いて見る．まず被験者 A は，SAI モードにおいては電流の増加に伴って振動感覚を生じるようになる．これは RA の軸索の水平部分が刺激されるようになったためと思われる．RA モードに付いては常に安定して振動感覚を生じている．

被験者 B の場合，閾値付近では同様であるが，電流の増加に従い RA モードが圧覚側にシフトしている．これは SAI 受容器の発火によると考えることも出来るが，むしろこの被験者の場合，強い振

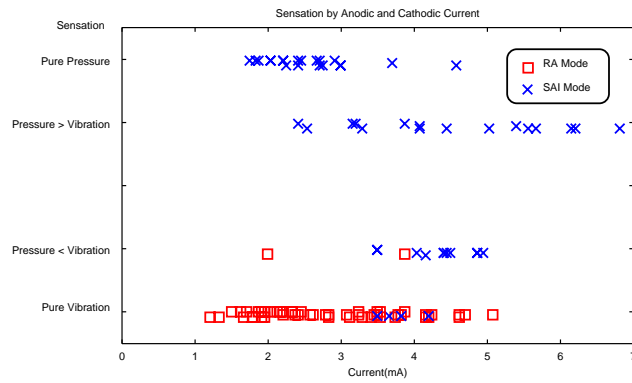
被験者 A



被験者 B



被験者 C



被験者 D

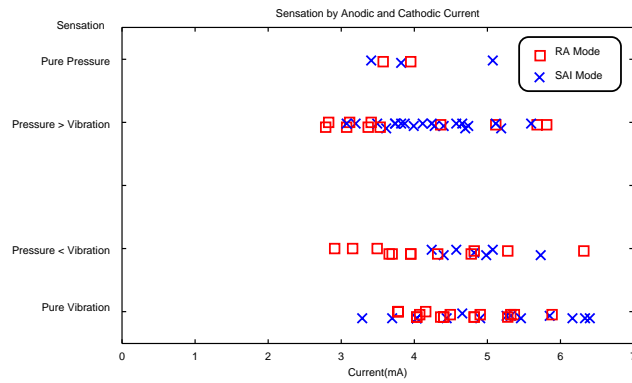
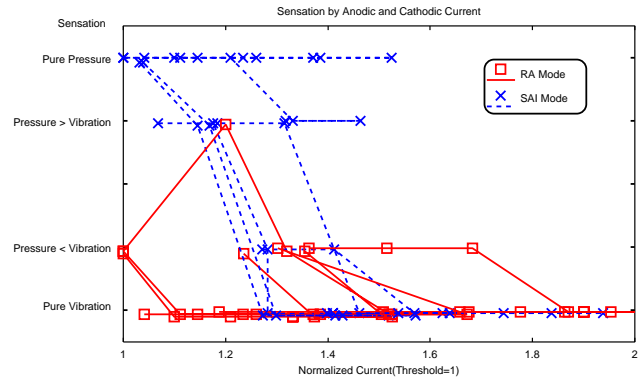
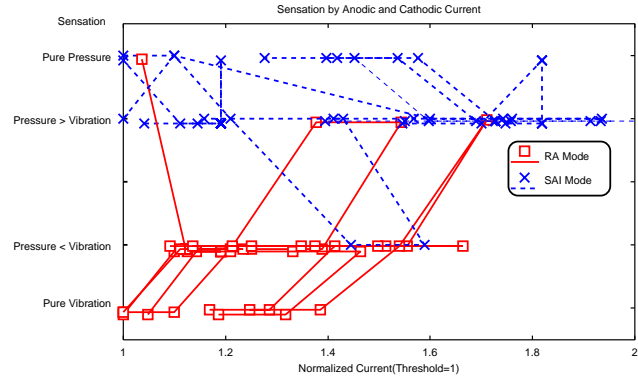


図 6.7 RA モードと SAI モードの定量実験結果 .

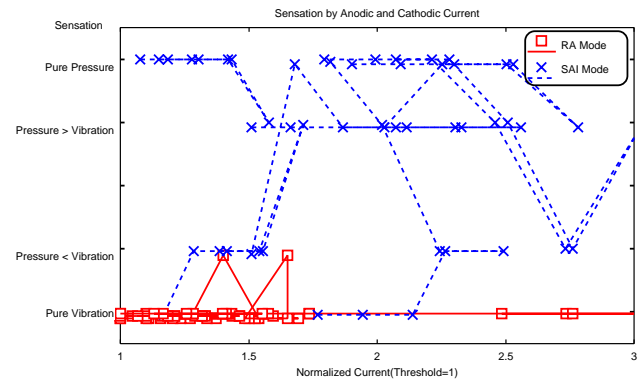
被験者 A



被験者 B



被験者 C



被験者 D

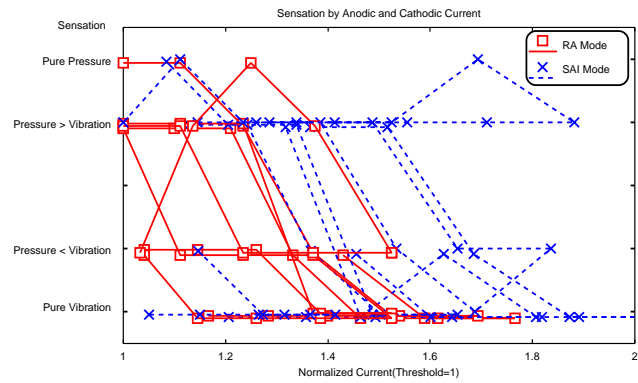
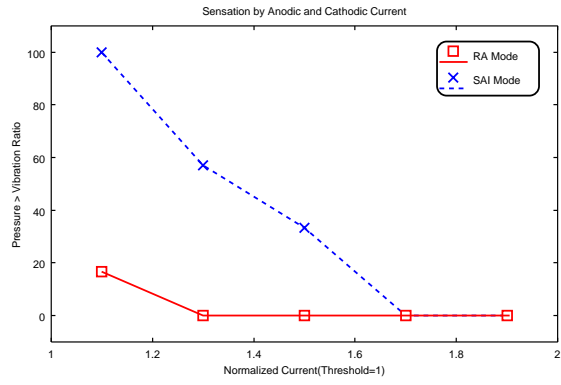
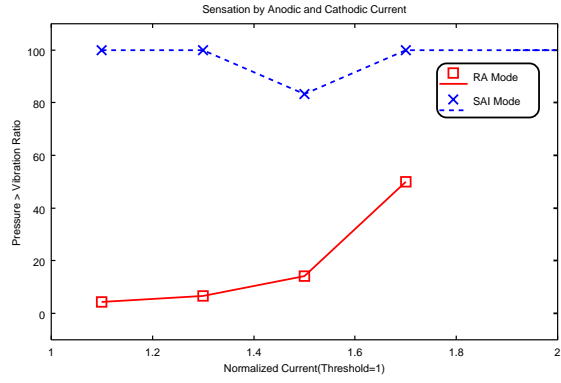


図 6.8 それぞれの場所における感覚閾値による電流の正規化

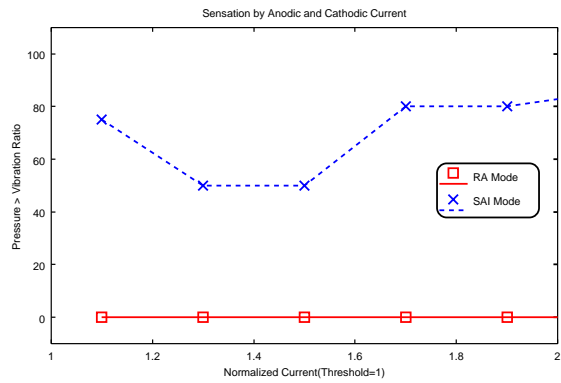
被験者 A



被験者 B



被験者 C



被験者 D

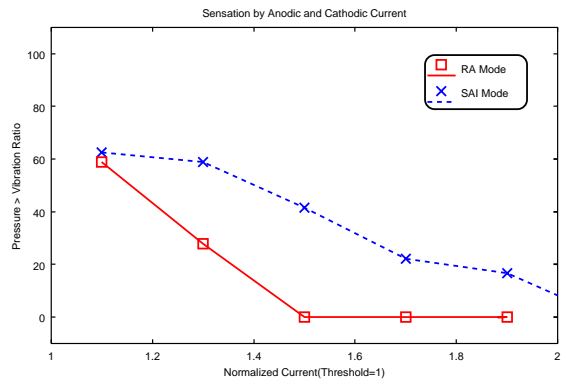


図 6.9 圧覚優位の割合

動を生じたときに、オフセットとしてのインデントがあると解釈したためと思われる。実験自体が二種類の違う感覚の大きさを比較させており、この結果は実験条件の曖昧さから来しているとも言える。

被験者 C は電流によらずロバストに感覚の切り分けを行っている。被験者 D はかろうじて SAI モードが RA モードの上に来ているものの、生データのばらつきが大きい。被験者自身、実験前半に圧覚に気付かなかったとコメントしており、発生する振動感覚の大小のみで判断したために二つのモードが共に右下がりになったと考えられる。

本実験の目的は、それぞれの刺激モードにおいて感覚量を制御する方法を探るものであった。まず、SAI モードに付いては、これを純粋な圧覚として感じ得る範囲は感覚閾値の 20 % 程度であることがわかる。この大きな理由は RA の刺激が混入するためと思われる。このため感覚量の制御には電流量を用いることは出来ず、「周波数」の高低で行うべきである。都合の良いことに、SAI に起因する圧覚は周波数の変化によって、感覚の強度のみが変化することが知られる [36]。電流量さえ感覚閾値付近に調整することができれば、感覚の強弱を周波数で表すことができるはずである。また、原色である区間が非常に小さく、個人差が大きいことから、他の選択刺激手法と組み合わせたロバスト化が今後重要になるとと思われる。

RA モードに付いては、被験者 B のような例外はあるものの、電流量に対してほぼロバストに提示出来ているため、今後の RA モードの感覚量の制御は電流量で行い得るとと思われる。電気生理の分野における RA 単独刺激の結果によれば [26]、RA の単独刺激では刺激周波数を上げた場合には感覚の量だけでなく質も変化してしまう。これは RA の処理経路が振動数自体を情報として保持しているということを意味する。すなわち RA の場合、SAI と違い感覚量のみを調整を振動数で行うことは出来ないから、今後電流量で調整することになるとと思われる。

示された設計方針は次のようにまとめられる。

- SAI モードの感覚量は周波数により調整する。
- RA モードの感覚量は電流量により調整する。

第 7 章

実用的な触覚ディスプレイの要件

前章までで電気触覚ディスプレイのための感覚基底を、電流の空間分布によって作成する方法を述べた。これを部品として触覚ディスプレイを構成するために考えられるステップは次の通りである。

1. 一点の提示に関する、「自然な」感覚の合成。
2. 多点の提示。特に面の表現。
3. 仮現運動を利用した相対的運動提示。

本章ではこれらを確認する実験を行った。

7.1 2次元アレイ電極の試作

前章までの議論では一次元線状アレイ電極を用いていた。これを2次元に拡張することは容易である。表現能力が増す事に加え、生起する感覚が安定する。これは線状電極ではその形状から、接触抵抗の分散が電流経路に与える影響が大きいものに対して、電極形状に小円を用いることでこの影響を最小限に押えられるためである。

電極の配置としては最も密にできる二次元最密充填構造を採用した。ある電極下の点に刺激を提示したいとき、その点の周りは6つの電極で囲まれているので、この7電極を単位として用いれば一般的な同心円電極と同等であることがわかる。このとき第5.3章で述べた各刺激モードは図7.1のようになる。

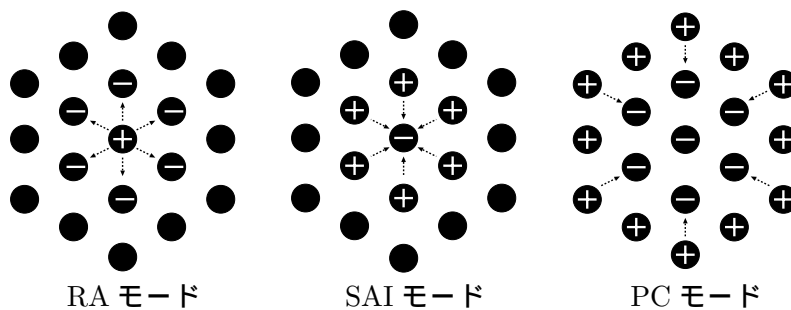


図 7.1 二次元アレイ電極の配置と各刺激モード。

今回はこの最小単位7電極を試作した(図7.2)。電極の直径は、浅部に存在する神経の深さから見て点電極とみなせるもっとも大きなサイズをFEMによって設計し、1mmに決定した。大きい程接触抵抗が減るためである。電極間隔は浅部刺激(RA, SAIモード)を実現するために2mmとした。電極自体は錆の問題からステンレスバネ線を用い、これをエポキシパテで固定してある。



図 7.2 試作した7エレメント電極

7.2 感覚の合成 - 衝突接触感

我々の最終的な目標は、作成した各刺激モードを組み合わせる事により、あらゆる皮膚感覚を提示することである。そこで2次元電極を用いて感覚の合成を試みた。ここでは既に各受容器の反応が調べられている接触衝突を考える。

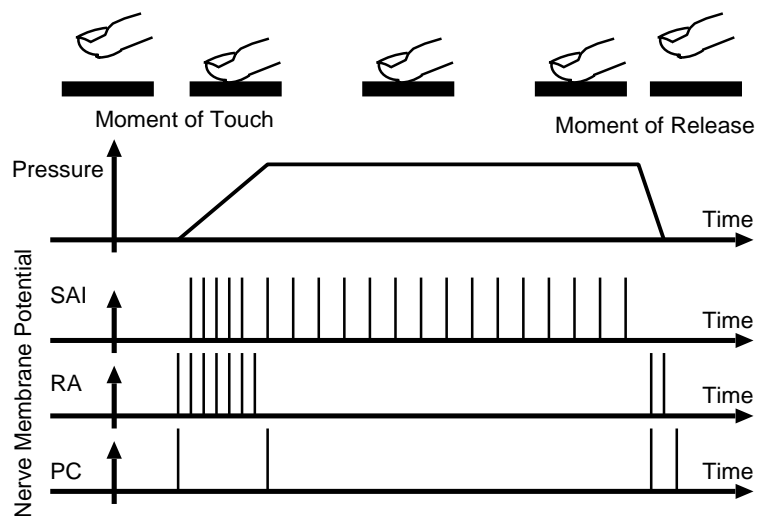


図 7.3 物体接触時の各受容器の反応．[53] から再構成．

皮膚が何か物体に接触したとき、各受容器は図 7.3 のように振舞うことが知られている。SAI は接触中、ある周波数で神経が発火し続ける。この周波数は接触圧に対応している。RA, PC は接触の瞬間発火するがすぐに順応する。この反応の形から、SAI, RA, PC がそれぞれ皮膚表面変位、変位の時間微分、時間2階微分を取っているとする考えが古くから提唱されて来た。我々にとって重要なのは、接触衝突のときにそれぞれの受容器が図 7.3 のように振舞うのであれば、逆に図 7.3 のような入力を各刺激モードに与えてやれば接触衝突感が出せるというアイデアである。ただ我々の方法では PC モードが完全には実現していないため、RA, SAI モードのみによる感覚合成となる。

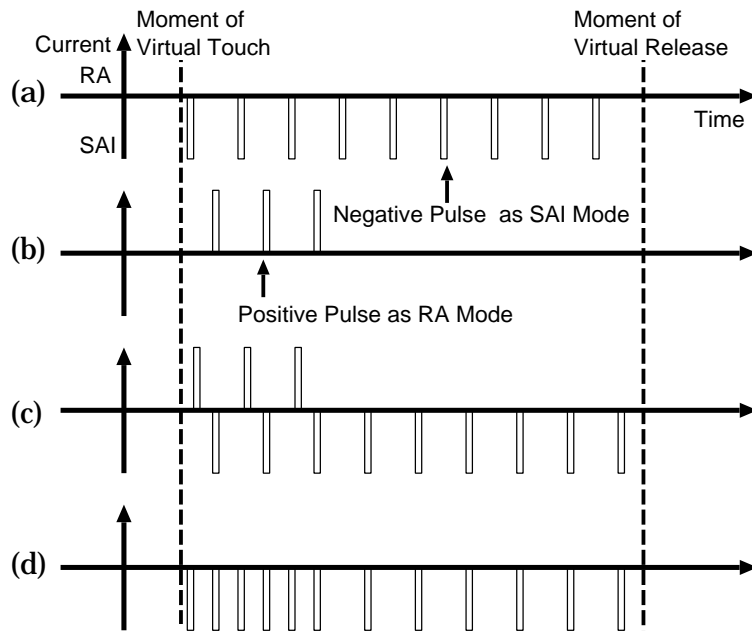


図 7.4: 接触感覚を出すための刺激の合成。(a)SAI モード (圧覚) のみを一定時間提示 (b) 短時間の RA モード (0.1s)。(c) 二つを合成して接触感覚を再現。(d) 刺激頻度は (c) と同じだが SAI モードのみの場合。

そこで次のような実験を行った。まず SAI モードのみを 30Hz で 1 秒間提示した (図 7.4(a))。このとき皮膚表面が盛り上がる感覚が生じたがその感覚の開始、終了の瞬間は判然とせず、ある被験者は「楕円カムによって皮膚が押し上げられた感じ」と表現した。RA モードのみを 30Hz で 0.1 秒提示した場合 (図 7.4(b))、被験者は衝突感覚を生じた。前章で述べたように連続的な RA モードは振動、ザラザラ感覚を生じるのであるが、この場合のように非常に短い提示の場合は衝突感のみを生じ、振動感覚は生起しなかった。

RA モードと SAI モードを時間的に合成することが出来る。図 7.4(c) のように初めの 0.1 秒間は二つのモードを提示し、その後 SAI のみのモードに移行させた場合、衝突感覚とその後の圧覚を提示することによりリアルな接触衝突感覚を再現することが出来た。

単純に合計の刺激頻度が衝突瞬間に高いことが衝突感を生じさせる原因である可能性もある。これを検証するため SAI モードのみの提示で初めの短時間高周波刺激を行った (図 7.4(d)) が、衝突感覚は生じず、やはり皮膚表面の盛り上がり感覚のみ生じた。ただし盛り上がりの体感速度は上昇した。

本実験においては、時間軸を細分化し、ある区間において一つのモードのみを提示するという手法を取った。これが現実の神経発火とは異なる点に注意すべきである。もし人間の高次情報処理において、二種類の違った感覚受容器の間で時間相関などの操作を行っているとするれば、完全に「同時」には二つのモードを提示していない本方式には無理があるだろう。しかし現実には最初の脳カラムレベルまではそれぞれの感覚受容器は種類別に分離している [23] ため、異種間での高速の時間相関を取っているとは考えにくいと思われる。

触覚の VR において「衝突感覚」を出すことが一つの課題であることを考えれば、機械的な方法に比べごく簡単に皮膚感覚の衝突感を実現し得たことは本方式の応用範囲の広さを示したものである。ただしこの実験は逆に、本方式の難点も示している。図 7.4(c) において、衝突感覚と、それに続く圧覚を不自然感無く合成するためには、それぞれのモードにおける電流値、刺激周波数を微調整する必

要があった．今後あらゆる状況におけるそれぞれの受容器の反応，すなわちコーディングの問題を解く必要がある．

この問題に対しては VR の他の分野と同じく，次の二つの状況とそれに合わせた解答が考えられる．第一に完全にコンピュータ内部で閉じた世界を触る状況である．この際必要となるのは，接触現象と各受容器の興奮現象を記述する関数であり，これを用いてボトムアップ的に各刺激モードを出すことになる．今回行ったように幾つかの接触状態における神経興奮のデータを元に，適当に各刺激モードを合成してやればよいだろう．

第二に現実世界における Tele-manipulation 等に利用する場合である．この場合，現実の有する無限の可能性に対応するためには現実世界をセンシングし，対応する感覚を計算する必要がある．ここで問題は触覚現象が皮膚と接触対象の相互作用による現象であるという点である．すなわち用いるべきセンサは，接触「対象」の情報を高精度に得るものではなく，接触現象自体をセンシングするものでなければならない(図 7.5)．これを聴覚の Dummy Head との類似性から Dummy Finger と呼ぶことにする．Dummy Head の場合，各耳位置における頭部伝達関数の畳み込まれた音圧を得るのが目的である．Dummy Finger は各触覚受容器位置における弾性体伝達関数の畳み込まれた歪を得るのが目的である．

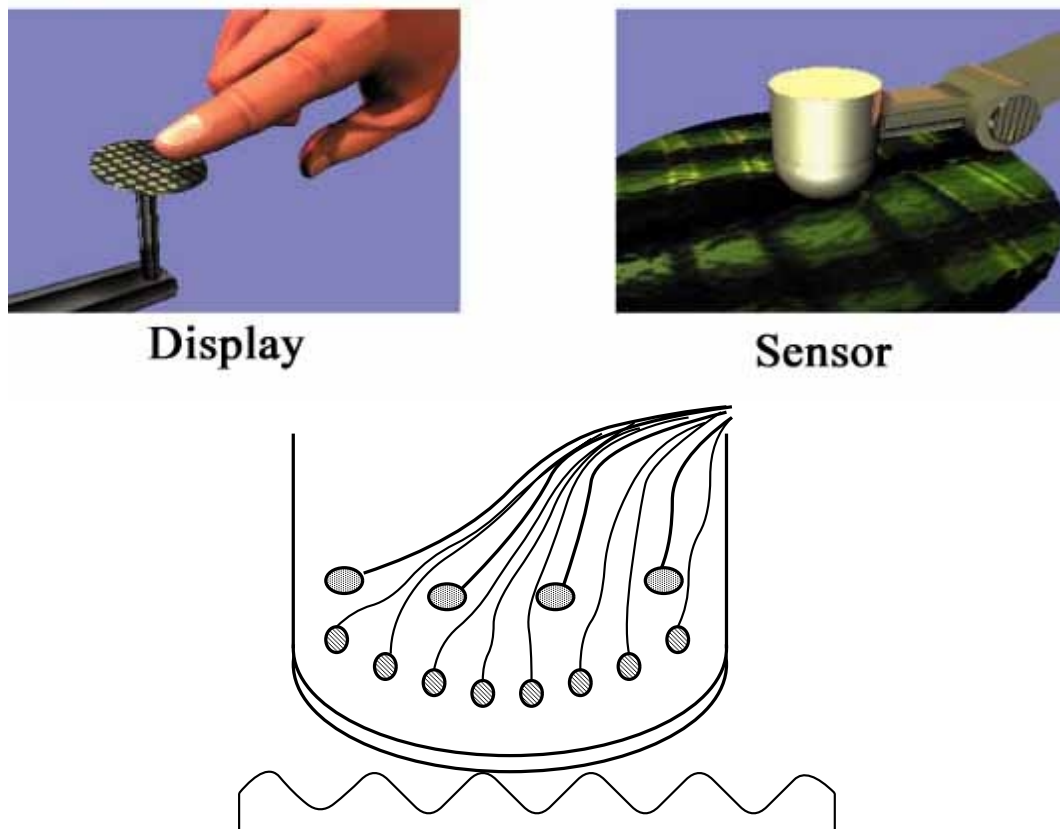


図 7.5: 触覚ディスプレイと双対な触覚センサ．人間の機械受容器が存在するのと同じ位置にセンサエレメントを配する．

7.3 走査

多点の提示を行う際、機械式ディスプレイでは全てのピンを同時に駆動することによって「面」の存在を表現する。これに対して我々の電流刺激の場合、単純に「同時に」提示しようとするとう電流の重なりあいが生じてしまう。このため、やはり時間軸上で細かく区切り、それぞれの区間では一点の提示を行い、走査を行うことによって広範囲の提示を行う必要がある。ブラウン管式テレビの走査と全く同じ原理である。

最も単純な走査は図 7.6 のように行う方式である。この場合テレビの場合と同様、リフレッシュレートを人が検知できないレベルに設定する必要がある。電気生理の結果からすれば、浅部の二つの受容器 RA と SAI の活動は共に、高々 100Hz 程度で押えられる。これに対して深部の受容器である PC は 300Hz 以上の活動電位を発生する。ただしここで注意すべきは各受容器の空間解像度である。RA や SAI が 2mm 程度の解像度を持つのにに対して、PC は 8mm 程度の広い解像度を持つ。このため、「走査」によって複雑な形状を提示しなければならないのは RA モードと SAI モードに限られる。よって提示周期としては 100Hz で充分であると考えられる。ただし前章のように感覚の合成を行う場合、各刺激モードを時分割で切替えるため、実際にはこの 2 倍、200Hz のリフレッシュレートが必要となる。

一点の提示に必要な時間を $200\mu s$ とすると、一回の走査 5ms 中に 25 点の提示が可能であることが分かる。電極を 2mm 間隔で配置した場合には指先を充分覆える個数である。また、より細かな提示を行いたい場合には、電流が干渉しない範囲で走査線を同時に二本以上用いて走査させることも考えられる。

今回、必要なリフレッシュレートの根拠として各受容器の応答周波数を用いたが、これでは不十分であるかもしれない。何故なら RA、PC のように高速順応する受容器は、特殊な神経回路網により各受容器の応答周波数からは考えられないレベルの時間的な「ずれ」を検出する能力を持っている可能性が在るからである。実際、受容器の応答「周波数」からすれば高々 300Hz で良いはずであるにもかかわらず、Haptic Display の分野で感覚提示のリフレッシュレートとして「1kHz」が必要であるということが口伝として広まり、常識化していることは注目に値する。この場合には今後走査法を工夫する必要があるだろう。

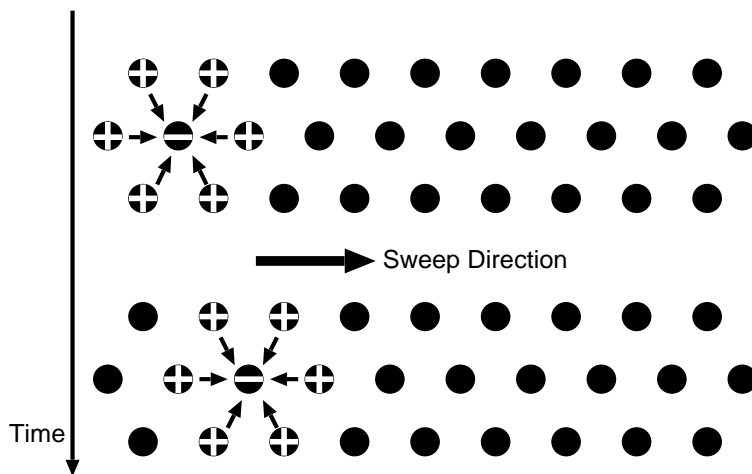


図 7.6 走査。

今回作成したディスプレイは 7 アレイしか持っていないため正確な走査の実験はできない。よって AF の形は若干異なるが図 7.7 のように回転走査を行う。走査周波数 (リフレッシュレート) を 50Hz

とし、1 走査の間に 6 点を提示するためパルス自体は 300Hz で入力し、1/300 秒ごとに重み信号を切替える。これによって SAI, RA モードで大円の提示が出来ることを確認した。

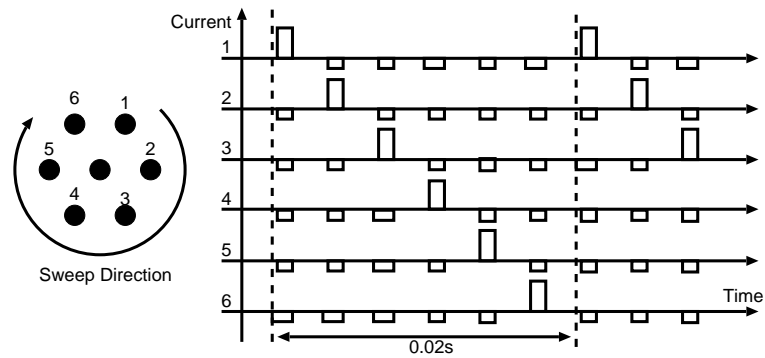


図 7.7 7アレイ電極の回転走査による円形状の提示。

7.4 仮現運動

多点提示のもう一つの問題は、皮膚上の相対運動の表現である。これを仮現運動によって提示可能であることを示す。基本的には走査と同じであり、各点間の移動を秒のオーダーで行えば良い。

走査の場合と同様に図 7.8 のように回転移動させた。パルス自体は 50Hz で入力し、1/6 秒ごとに重み信号を切替えることにより 1rps の移動を実現し、SAI, RA モードでこの移動感覚が生じることを確認した。

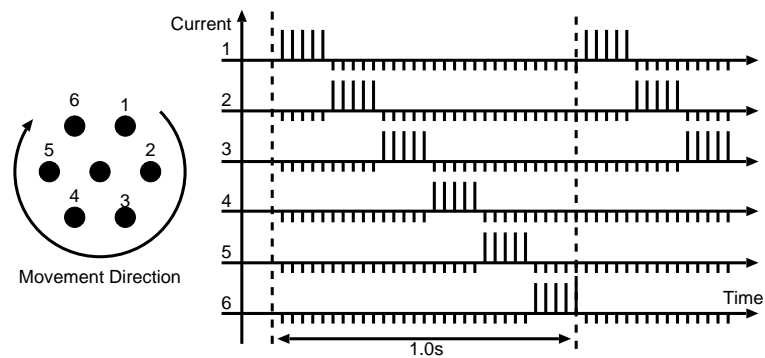


図 7.8 仮現運動による移動感覚の提示。

興味深いことに、SAI モードでは漠然とした動きであったのに対し、RA モードでは硬いペン先で指に円を描く、驚く程「リアル」な感覚が生じた。これには次の二つの理由が係わっていると思われる。第一の理由は、第 6.2.6 節で述べたように、RA モードにおいては垂直の軸索を刺激しているがゆえに空間解像度の高い提示を行い得ているというものである。もう一つのより重要と思われる理由は、そもそも RA は高速の変化に应答する受容器であり、皮膚上の相対運動を検出する役割を負っていると考えられるという可能性である。

これに関連すると思われる現象がもう一つ観測された。同じ RA モードでも、「一点」の仮現運動は極めてリアルな動きを、振動感覚を「全く」生じずに提示し得たのに対し、前節の走査と組み合わせ

せ、二点以上の仮現運動を提示した途端、単に「振動している場所の移動」として感じられ、振動感覚を消すことが今のところ出来ていないというものである。この原因は今だ不明であるが、一つ考えられるのは、前節で述べたように高速順応受容器の時間的な「ずれ」検出能力が各受容器の応答周波数から計算されるものよりずっと高く、「走査」自体に含まれる微小な時間的ずれを検出してしまったというものである。

第 8 章

痛覚閾値を下げる工夫

これまでの実験の中で、電気触覚特有の実用上の問題が二つ浮上した。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するという問題である。これは既に電気刺激研究の初期から知られた問題であり、館 [49] 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。また、渡部 [56] らは感覚の絶対閾値と関連のある皮膚パラメータとして低周波領域の皮膚キャパシタンスを挙げている。

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 [27]。

本章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、皮膚の電気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。

8.1 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 8.1 を考える [5]。皮膚のモデルは角質層をキャパシタンス C と抵抗 R_1 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 R_2 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 $\Psi(t) = I(t)R_2$ 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 R_1, C, R_2 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、 R_2 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用い、測定した皮膚インピーダンスの電気的モデルへの当てはめを行うことにより抵抗 R_2 を推定すれば、 $I(t)R_2$ 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。

実験システムとしては第 6 章と同じものを用いる。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。

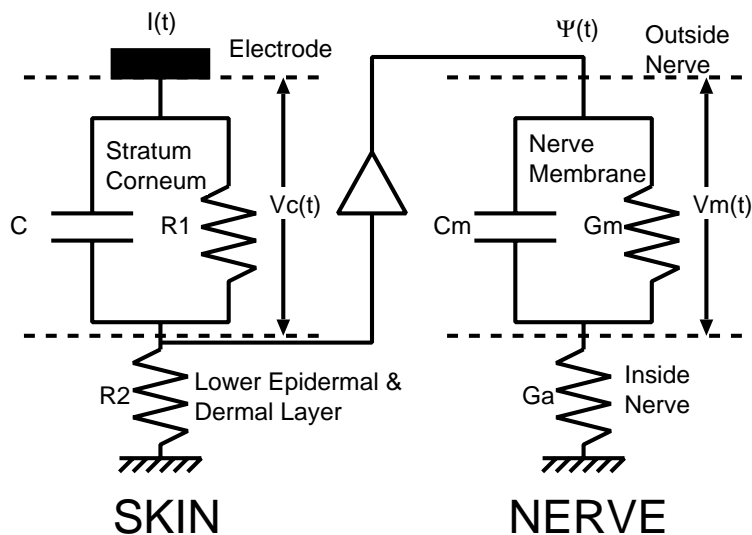


図 8.1 皮膚と神経軸索の単純化モデル

一方で図 8.1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

$$Z_{skin}(\omega) = \frac{R1}{1 + j\omega CR} + R2 \quad (8.1)$$

となるから，複数の周波数から得た $Z_{skin}(\omega)$ に対して式 (8.1) 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．

8.1.1 実験結果

図 8.2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 $R1 = 495k\Omega$, $R2 = 49k\Omega$, $C = 170pF$ と求まった．

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 8.3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 [5][10] 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．

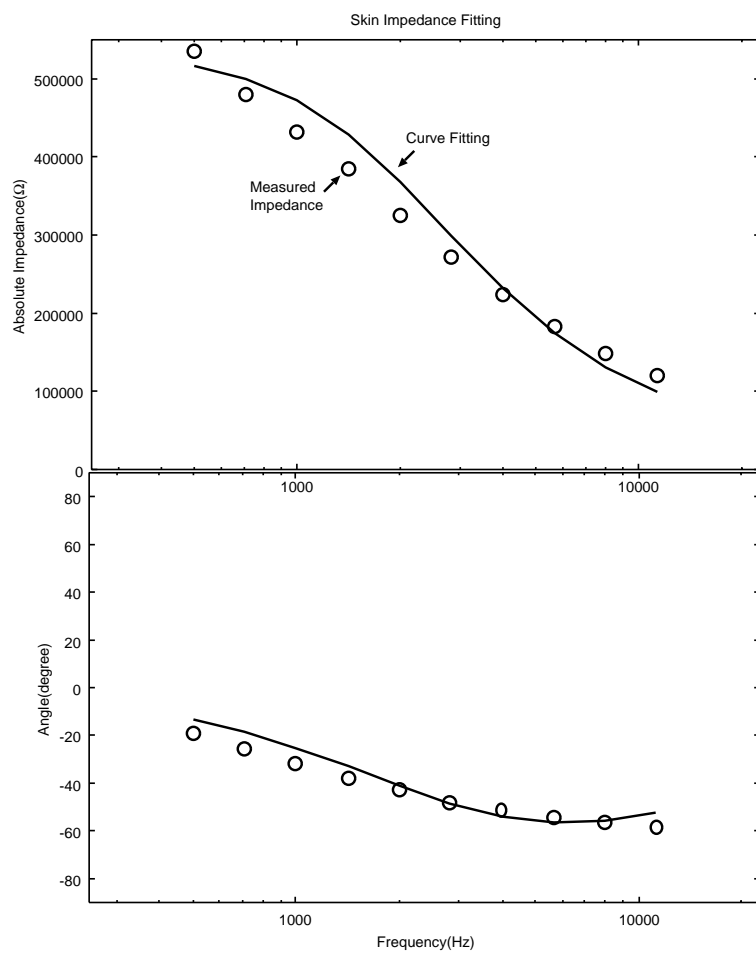


図 8.2 皮膚インピーダンスの推定：横軸は入力周波数 (Hz) . 縦軸は測定されたインピーダンス .

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．

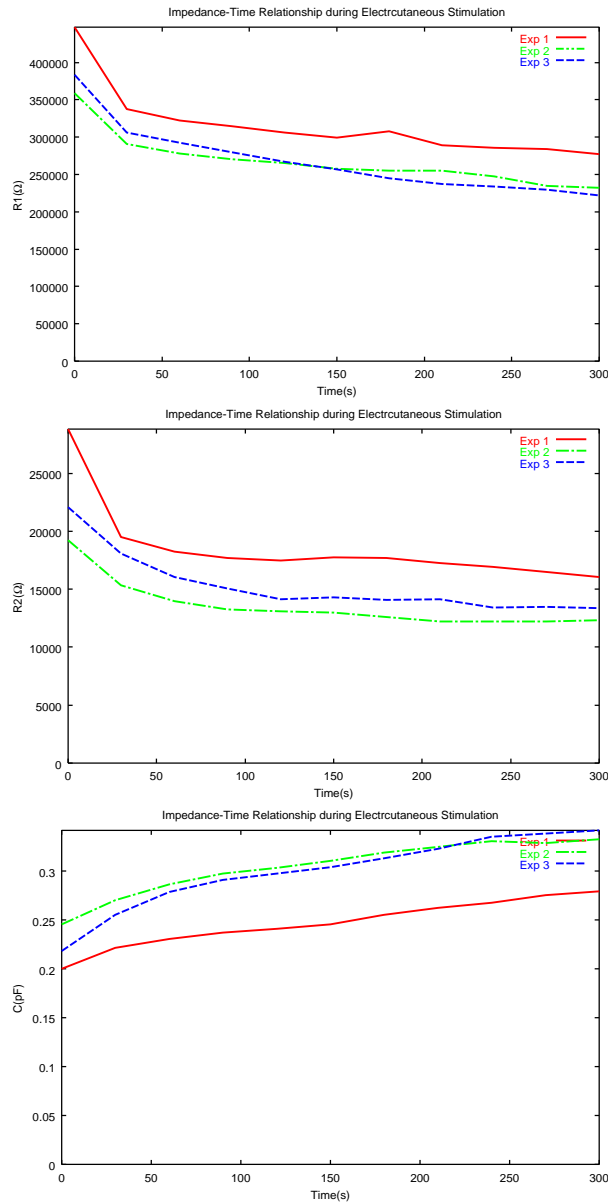


図 8.3 電気刺激時の皮膚インピーダンスの時間変化．上から順に推定された R_1, R_2, C ．

8.1.2 刺激時間波形の最適化

前章の測定手法により，経皮電気刺激の間に皮膚インピーダンスを測定し，モデルマッチングを行うことが可能となった．ここで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る．すなわち経皮電気刺激では電流に付随する Joule 熱により目的以外の感覚（熱覚、痛覚）を生じると考えられている [27] ため，最適性の条件として Joule 熱最小化を用い，一般的な最適制御の手法に従って最適波形を計算する．

図 8.1において第 8.1章で議論した皮膚モデルに加えて神経モデルを加える．神経は膜をキャパシタンス C_m とコンダクタンス G_m の並列回路，内部をコンダクタンス G_a で表す．ActivatingFunction

導出時のモデルとの違いは，神経軸索の空間分布を無視したことである．これは有髄神経において，ある Ranvier Node のみを外部から刺激し，その他の Node は接地されていることを意味する．

皮膚において，外部から与えられる入力電流を $I(t)$ ，刺激期間を T 秒 とする．角質に発生する電圧を V_c とすると，

$$I = G_c V_c + C_c \dot{V}_c \quad (8.2)$$

ただし $\dot{}$ は時間微分を表す．このとき時刻 T までに発生する Joule 熱は V_c と I によって

$$J_T = \int_0^T \frac{1}{G} I^2 + G_c V_c^2 dt \quad (8.3)$$

と表される．キャパシタに蓄積されたエネルギーは刺激後に放出され，やはり Joule 熱となるから，結局 $I(t)$ によって生じる Joule 熱の総和は

$$J = \int_0^T \frac{1}{G} I^2 + G_c V_c^2 dt + \frac{1}{2} C_c V_c(T)^2 \quad (8.4)$$

$$= \int_0^T \frac{1}{G} I^2 + G_c V_c^2 + C_c V_c \dot{V}_c dt \quad (8.5)$$

\vdots

$$= \frac{1}{G} \int_0^T I^2 + G I V_c dt \quad (8.6)$$

次に軸索の刺激を考える．膜外入力電位を $\Psi(t)$ ，膜間電位差を V_m とする．神経軸索が角質直下に存在するとすると (RA, SAI の軸索においてこれは正しい)，

$$\Psi = I/G \quad (8.7)$$

$$(G_a + G_m) V_m + C_m \dot{V}_m = G_a \Psi \quad (8.8)$$

膜間電位差が閾値 V_{th} に達したときに神経発火するとする．ここで次のように変数を置き換える． $(V_m, V_c) \rightarrow (x_1, x_2)$ ， $I \rightarrow u$ ， $(\frac{G_a + G_m}{C_m}, \frac{1}{G} \frac{G_a}{C_m}) \rightarrow (a, b)$ ， $(\frac{G_c}{C_c}, \frac{1}{C_c}) \rightarrow (c, d)$ とすると結局，行うべき制御は

式 (8.2)，(8.8) からシステムの制御方程式を

$$\begin{bmatrix} \dot{x}_1 \\ \dot{x}_2 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} -a & 0 \\ 0 & -c \end{bmatrix} \begin{bmatrix} x_1 \\ x_2 \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} b \\ d \end{bmatrix} u \quad (8.9)$$

式 (8.6) から評価関数を

$$J = \int_0^T u^2 + G u x_2 dt \quad (8.10)$$

とするとき，『境界条件 $x_1(0) = 0, x_2(0) = 0$ から $x_1(T) = V_{th}$ に至らせる u のうち J を最小にするものを求める』という最適制御問題となる．

これを刺激期間 T 固定の条件の元で，一般的な最適制御問題の解法 [51] に従って解くことにより，以下の結果を得る．

$$u(t) = \frac{-1}{2} \begin{bmatrix} G & b & d \end{bmatrix} \begin{bmatrix} f_{11}(t) & f_{12}(t) \\ f_{21}(t) & f_{22}(t) \\ f_{31}(t) & f_{32}(t) \end{bmatrix} \begin{bmatrix} f_{32}(T) \\ -f_{31}(T) \end{bmatrix} \quad (8.11)$$

ただし

$$\begin{aligned} f_{11}(t) &= \frac{bd}{2fg} \left((a - e^2)c \sinh(ft) + fhk(t) \right) \\ f_{12}(t) &= -\frac{d^2}{2f} \sinh(ft) \\ f_{21}(t) &= \exp(at) \\ f_{22}(t) &= 0 \\ f_{31}(t) &= \frac{bG}{2g} \left(\frac{c(a + e^2)}{f} \sinh(ft) - (a + c)k(t) \right) \\ f_{32}(t) &= \cosh(ft) + \frac{2c + dG}{2f} \sinh(ft) \end{aligned}$$

$$\begin{aligned} e &= \sqrt{c + dG} \\ f &= \sqrt{ce} \\ g &= -a^2 + ce^2 \\ h &= a - c \\ k(t) &= \exp(at) - \cosh(ft) \end{aligned}$$

これをプロットしたのが図 8.4である．ここでは T を固定したが，実際に T を変動させた場合，T に関して緩やかな単調減少であるため，長ければ長い程良いということになる．シミュレーションによれば発生するジュール熱を最適化された矩形波と比較した場合，30%程度改善することが分かった．

ここでは問題を Joule 熱最小化にしぼって，電気刺激の波形を最適化問題として解く手順を示した．現実の波形設計を考えると，他にも考えなければならない要素は多く存在する．特に第 4.2.2 節で示したように，パルス幅が長くなるにつれて直径の小さい軸索も発火してしまう現象が全く考慮されていないため，Joule 熱による痛覚が押えられた一方で，純粋に電気刺激による軸索興奮で生じる痛覚の問題が浮上してしまう可能性があることを付記しておく．

8.2 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 8.5(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 [27]．

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 8.5(b)）．この場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．

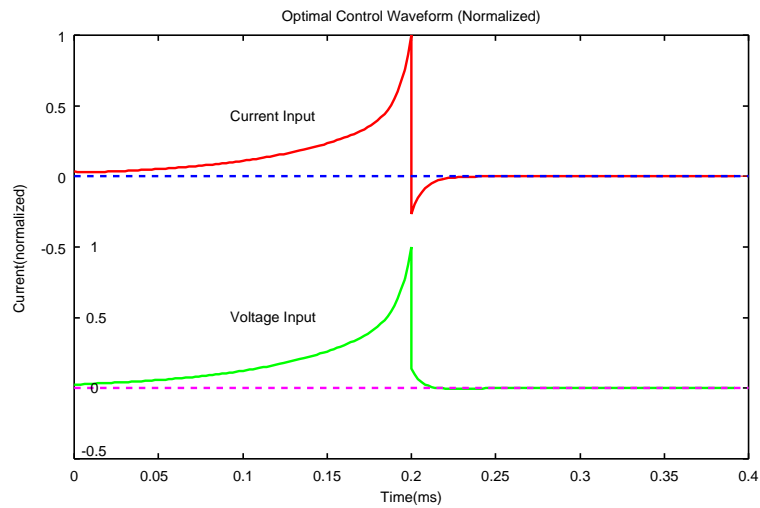


図 8.4 Joule 熱に対して最適化された入力波形．上：電流波形．下：電圧波形．

この場合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」通电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 というべき物に要請される能力が演繹される (図 8.5(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 8.5(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 8.6，8.7 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 [40]．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 $\pm 800\text{V}$ 程度となり，安全性の面から現実的ではなくなる．

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 8.8 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．図から明らかなように，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．

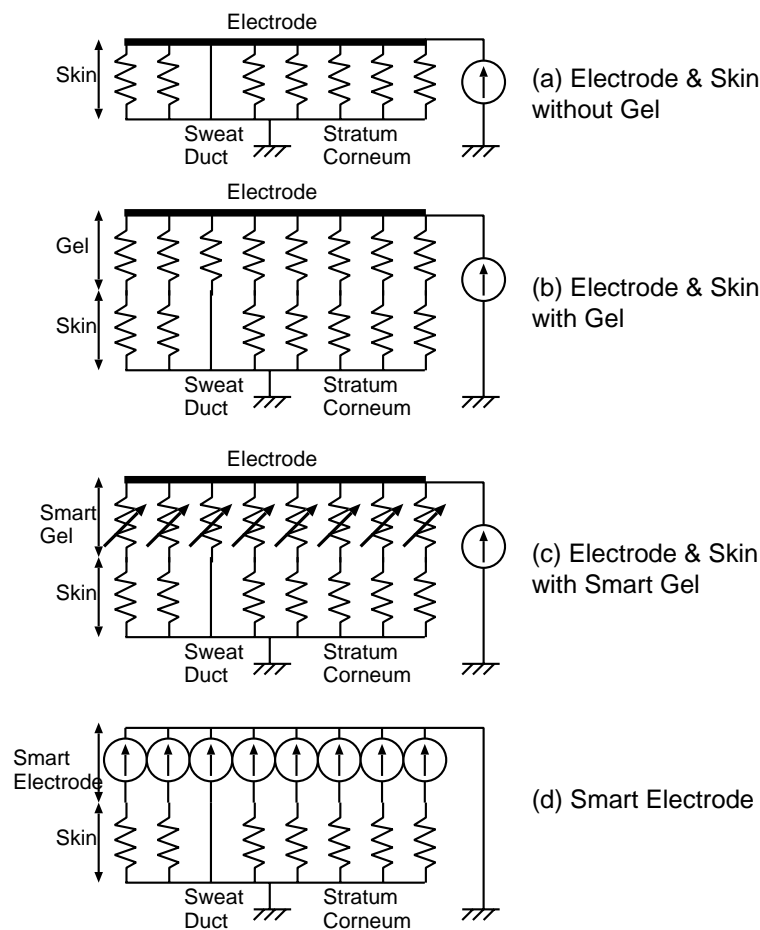


図 8.5: 経皮電気刺激における (a) 電極, 皮膚 (角質, 汗腺) のモデル化, (b) 導電性ゲルのインピーダンス安定化の働き, (c) 演繹されるより高性能な Smart Gel, (d) 微小電流源アレイ (Smart Electrode) による実装

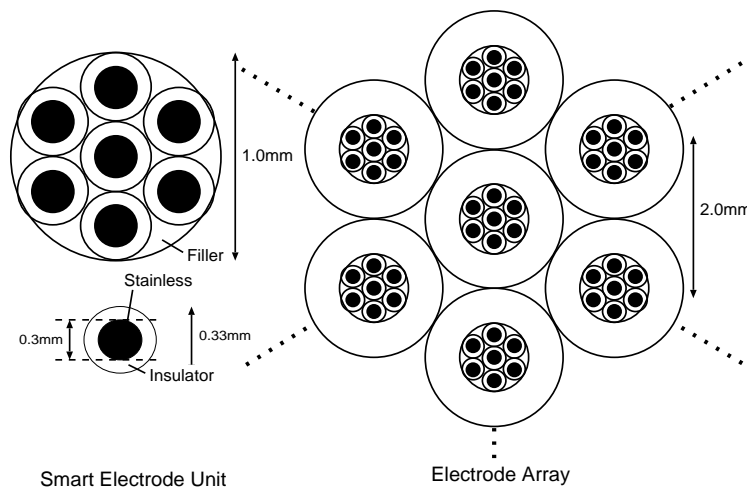


図 8.6: Smart Electrode . 電極ユニット一つは径 0.3mm の電極 7 つで構成され, それぞれを電流制御することで単一の Smart Electrode として用い, 皮膚インピーダンスの空間的分散に対応する .



図 8.7: 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 .

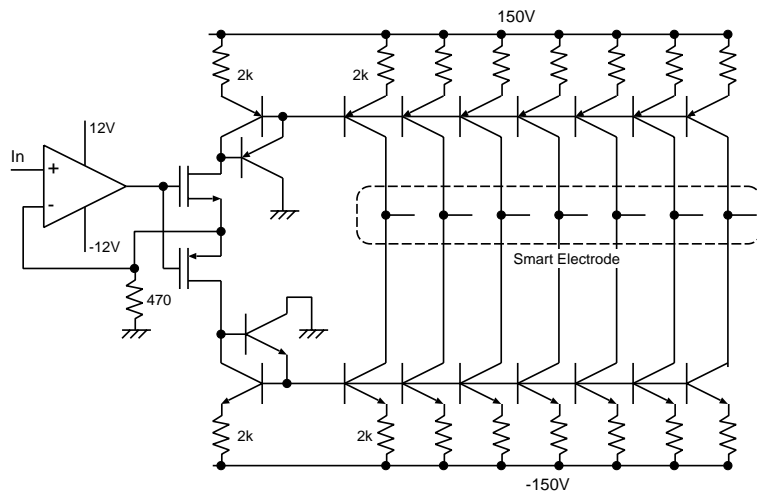


図 8.8 回路構成 .

第 9 章

結論

本論文ではまず、触覚ディスプレイ設計の指針を導入した。これは機械受容器の軸索を選択的に発火させることにより、皮膚感覚の「触原色」を作るというものであった。

これを満足できる実装として電気刺激を用いることを提案した。経皮電気刺激で操作可能な二つのパラメータ (1) 電流源の空間分布と (2) 電流源の時間波形のうち、主に空間分布を変えることで、触原色が作成可能であることを示した。その中で

- 深さの違う軸索を選択的に刺激するためにアレイ電極を用いること。
- 皮膚垂直に走る軸索の刺激のために陽極電流刺激を行うこと。

の二つの手法を提案した。

さらに 1 次元線状電極を用いて各刺激を作成し、被験者に提示した。実験中幾つかの現象を発見した。SAI モードにおける圧覚と弾性知覚、PC モードにおける振動覚と感覚の空間的な移動現象、そして RA モードにおける振動覚の生起と高解像度提示である。これらの現象は、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。

また、2 次元アレイ状電極を用いて各刺激モードを合成し、リアルな衝突接触感覚を得ると共に、走査、仮現運動によって多点提示を行い得ることを示した。これらの実験結果から、各刺激モードの合成によって自然な感覚を作成可能であることが示された。

今後の課題

本論文中で電気刺激の限界として、PC 受容器単独の原色の作成が困難であることを示した。PC の軸索が皮膚最深部に位置し、発火閾数は深部に極値を持つことが出来ないからである。何らかの別手段を講じるべきである。

また、SAI, RA モードも、第 6.3 節で示したようにそれぞれのモードにおける原色は電流値に対して現状ではロバストであるとは言いがたい。第 5.5 節で示した幾つかの選択刺激手法と組み合わせることによって、よりロバストな原色提示を目指す必要が在る。

次に、作成した刺激モードが実際に狙っ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候補であろう。

序論において筆者らの方針である触原色について述べたとき、視覚ディスプレイとの類推で論を進めた。読者は以下の問題に気付くだろう。すなわち視覚ディスプレイ (テレビ) はカメラと対になって初めて役に立つ。本触覚ディスプレイも、触覚カメラと言うべきセンサが無ければ役に立たないのである。よって筆者は、今後の最大の課題は触原色を取ることの出来る触覚センサの開発であると考えている。

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、バーチャルリアリティ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い。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。

謝辞

もう随分と昔のことに思えるのですが、修士課程学生として館研究室に配属になった頃と言えば、正体の分からない焦りが堆積していった時期でした。授業に対しても到底真摯な態度で望んだとは言えないまま周囲の方々の暖かい御支援で何とか学部を卒業したのですが、何を学んだのかすらよく理解しない内に課程を繰り上がっていき自分に、不安ばかりを感じていました。

その後修士一年時に米国カリフォルニア大学に一年間交換留学の機会を得たのも、今思えばこの焦りからかと思えます。こうして長めの修士課程を送ることになったわけですが、この三年間に留学先や、研究室内外でお世話になった多くの方々との出会いの中で多少なりとも知り得たことが在るとすれば、ひとつには工学全体には共通した方法論が在るらしいということ、それを見渡せる位置として最適な場所に在籍しているかも知れないということ、そして極々狭いはずの研究分野を掘り下げるにつれ、世界中が自分の研究で説明できるような幸福な錯覚に陥る瞬間が在るということです。

指導教官である館障教授には、公私に渡り多大な御指導を頂きました。前田太郎講師、柳田康幸助手、川上直樹助手、リサーチ・アソシエイトの稲見昌彦博士には日常的な討論を通じて、研究方向に付いても実際の作業の面においても的確な御助言を頂きました。東京大学大学院先端学際工学専攻満淵研究室の鈴木隆文助手、日本学術振興会特別研究員の奈良高明博士には触覚研究者同士として多くの貴重な御助言を頂きました。

また、研究室同期であった嵯峨智君、土田竜弘君、野嶋琢也君、三津橋晃丈君には、研究の上だけでなく、日常生活の上で苦しかった時にも親身に相談に乗っていただきました。特に就職したはずであるにも関わらず毎月のように現れる彼らは私の貴重な財産と思えます。

最後になりますが、館研究室の皆様には大変お世話になりました。

参考文献

- [1] G. L. Aiello. Multidimensional electrocutaneous stimulation. *IEEE Trans. Rehabil. Eng.*, Vol. 6, No. 1, pp. 95–101, Mar 1998.
- [2] A. B. Anani, K. Ikeda, and L. M. Korner. Human ability to discriminate various parameters in afferent electrical nerve stimulation with particular reference to prostheses sensory feedback. *Med. Biol. Eng. Comput.*, pp. 363–372, Jul 1977.
- [3] N. Asamura, N. Yokoyama, and H. Shinoda. A method of selective stimulation to epidermal skin receptors for realistic touch feedback. In *Proc. IEEE VR'99*, pp. 274–281, 1999.
- [4] P. J. Blamey and G. M. Clark. Psychophysical studies relevant to the design of a digital electrotactile speech processor. *J. Acoust. Soc. Am*, Vol. 82, pp. 116–125, 1987.
- [5] A. Boxtel. Skin resistance during square-wave electrical pulses of 1 to 10mA. *Med&Biol. Eng&Comput.*, Vol. 15, pp. 679–687, 1977.
- [6] N . Cauna and G. Mannan. Organization and development of the preterminal nerve pattern in the palmar digital tissues of man. *J. Comp. Neur.*, Vol. 117, pp. 309–28, 1961.
- [7] C.. Cruz-Neira. Surround-screen projection-based virtual reality: The design and implementation of the cave. In *Proc. of SIGGRAPH '93*, pp. 135–142, 1993.
- [8] B . Frankenhaeuser and A. F. Huxley. The action potential in the myelinated nerve fiber of *xenopus laevis* as computed on the basis of voltage clamp data. *J. Physiol.(London)*, Vol. 171, p. 302, 1964.
- [9] R . Ghodssi, D . J . Beebe and. V. White, and D. D. Denton. Development of a tangential tactor using a liga/mems linear microactuator technology. In *Proc. of the ASME, Dynamic Systems and Control Division*, Vol. DSC-Vol. 59, pp. 379–386, 1996.
- [10] S. Grimnes. Skin impedance and electro-osmosis in the human epidermis. *Med&Biol. Eng&Comput*, Vol. 21, pp. 739–749, 1983.
- [11] Z. Halata. *The mechanoreceptors of the mammalian skin ultrastructure and morphological classification*. Springer-Verlag, 1975.
- [12] V . Hayward and J . M . Cruz-Hernandez. Tactile display device using distributed lateral skin stretch. In *Proc. of the ASME, Dynamic Systems and Control Division*, Vol. DSC-Vol. 69-2, pp. 1309–1314, 2000.
- [13] A. Higashiyama and G. B. Rollman. Perceived locus and intensity of electrocutaneous stimulation. *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, Vol. 38, No. 7, pp. 679–686, Jul 1991.

- [14] 平田亮吉, 星野洋, 前田太郎, 舘暲. 人工現実感システムにおける物体形状を提示する触覚ディスプレイ. 日本バーチャルリアリティ学会第一回大会論文集, pp. 23–32, 1996.
- [15] A. L. Hodgkin and A. F. Huxley. A quantitative description of membrane current and its application to conduction and excitation in nerve. *J. Physiol.(London)*, Vol. 117, p. 500, 1952.
- [16] K. Horch. Coding of vibrotactile stimulus frequency by pacinian corpuscle afferents. *J. Acoust. Soc. Am.*, Vol. 89, No. 6, pp. 2827–2836, Jun 1991.
- [17] 雨宮賢一, 田中豊, 篠原英一. 空気噴流を用いた指先装着型触覚ディスプレイ. 日本バーチャルリアリティ学会第四回大会論文集, pp. 41–44, Sep 1999.
- [18] A. Iggo. The structure and function of a slowly adapting touch corpuscle in hairy skin. *J.Physiol*, Vol. 200, pp. 763–796, 1969.
- [19] A. Iggo. Sensory receptors in the skin of mammals and their sensory functions. *Rev. Neurol.(Paris)*, Vol. 141, No. 10, pp. 599–613, 1985.
- [20] Y. Ikei, K. Watanabe, and S. Fukuda. Vibratory tactile display of image-based textures. *IEEE Computer Graphics and Applications*, pp. 53–61, Nov/Dec 1997.
- [21] K. A. Kaczmarek. Electrotactile and vibrotactile displays for sensory substitution systems. *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, Vol. 38, pp. 1–16, Jan 1991.
- [22] K. A. Kaczmarek and 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. 1239–1243, 2000.
- [23] E. R. Kandel, J. H. Schwartz, and T. M. Jessel. *Principles of Neural Science, 4th Edition*. McGraw-Hill, 2000.
- [24] 昆陽雅司, 田所論, 高森年. 高分子ゲルアクチュエータを用いた触感ディスプレイの研究. 日本バーチャルリアリティ学会第五回大会論文集, pp. 311–314, Sep 2000.
- [25] K. Kumamoto, H. Senuma, S. Ebara, and T. Matsuura. Distribution of pacinian corpuscles in the hand of the monkey, *macaca fuscata*. *J. Anat.*, Vol. 183, pp. 149–154, 1993.
- [26] R. H. Lammote and V. B. Mountcastle. Capacities of humans and monkeys to discriminate between vibratory stimuli of different frequency and amplitude: a correlation between neural events and psychophysical measurements. *J.Neurophysiol.*, Vol. 38, No. 3, pp. 539–559, May 1975.
- [27] 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.
- [28] T. H. Massie. Virtual through point interaction. In *Proc. of The 6th Int. Conf. on Artificial reality and Telexistence*, pp. 19–38, 1996 <http://www.ic-at.org>.
- [29] 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.

- [30] 三津橋晃丈, 柳田康幸, 前田太郎, 舘暲. IPT用カメラシステムの実装と評価. 日本バーチャルリアリティ学会第四回大会論文集, pp. 161–164, Sep 1999.
- [31] W. Montagna and W. C. Lobitz. *The Epidermis*. Academic Press, 1964.
- [32] S. J. Moore and B. L. Munger. The early ontogeny of the afferent nerves and papillary ridges in human digital glabrous skin. *Developmental Brain Res.*, Vol. 48, pp. 119–141, 1989.
- [33] 奈良高明. 触覚情報処理の理論およびその触覚ディスプレイへの応用. 東京大学大学院博士論文, 2000.
- [34] 奈良高明, 高崎正也, 前田太郎, 樋口俊郎, 舘暲. 弾性表面波を用いた触覚ディスプレイ. 日本バーチャルリアリティ学会第五回大会論文集, pp. 303–306, Sep 2000.
- [35] 仁木亨, 下条誠. 簡易型ハプティックディスプレイによる材質感提示方法の研究. 日本バーチャルリアリティ学会第五回大会論文集, pp. 315–318, Sep 2000.
- [36] J. Ochoa and E. Torebjork. Sensations evoked by intraneural microstimulation of single mechanoreceptor units innervating the human hand. *J.Physiol*, Vol. 342, pp. 633–654, 1983.
- [37] 大山正, 今井省吾, 和気典二. 新編 感覚・知覚心理学ハンドブック. 誠信書房, 1994.
- [38] D. T. V. Pawluk, C. P. van Buskirk, J. H. Killebrew, S. S. Hsiao, and K. O. Johnson. Control and pattern specification for a high density tactile display. In *Proc. of the ASME, Dynamic Systems and Control Division*, Vol. 64, pp. 97–102, 1998.
- [39] J. R. Phillips and K. O. Johnson. Tactile spatial resolution iii. a continuum mechanics model of skin predicting mechanoreceptor responses to bars, edges, and gratings. *J.Neurophysiol.*, Vol. 46, No. 6, pp. 1204–1225, Dec 1981.
- [40] 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, pp. 929–936, Aug 1999.
- [41] F. Rattay. *Electrical Nerve Stimulation*. Springer-Verlag, 1990.
- [42] F. Rattay. Modeling axon membranes for functional electrical stimulation. *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, Vol. 40, No. 12, pp. 1201–1209, Dec 1993.
- [43] J. P. Reilly, V. T. Freeman, and W. D. Larkin. Sensory effects of transient electrical stimulation - evaluation with a neuroelectric model. *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, Vol. 32, No. 12, pp. 1001–1011, Dec 1985.
- [44] W. E. Renshan and B. L. Munger. The development of meissner corpuscles in primate digital skin. *Developmental Brain Res.*, Vol. 51, pp. 35–44, 1990.
- [45] 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.
- [46] J. T. Rubinstein. Axon termination conditions for electrical stimulation. *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, Vol. 40, No. 7, pp. 654–663, Jul 1993.

- [47] A. Y. J. Szeto. Relationship between pulse rate and pulse width for a constant-intensity level of electrocutaneous stimulation. *Annals of Biomedical Engineering*, Vol. 13, pp. 373–383, 1985.
- [48] A. Y. J. Szeto and F. A. Saunders. Electrocutaneous stimulation for sensory communication in rehabilitation engineering. *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, Vol. 29, No. 4, pp. 300–308, Apr 1982.
- [49] S. Tachi, K. Tanie, K. Komoriya, and M. Abe. Electrocutaneous communication in a guide dog robot(meldog). *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, Vol. BME-32, No. 7, pp. 461–469, Jul 1985.
- [50] 舘暲. 人工現実感. 日刊工業新聞社, 1992.
- [51] 山浦弘夫. 最適制御入門. コロナ社, 1996.
- [52] A. B. Vallbo. Sensations evoked from the glabrous skin of the human hand by electrical stimulation of unitary mechanoseisitive afferents. *Brain Research*, Vol. 215, pp. 359–363, 1981.
- [53] A. B. Vallbo and R. S. Johansson. Properties of cutaneous mechanoreceptors in the human hand related to touch sensation. *Human Neurobiology*, Vol. 3, pp. 3–14, 1984.
- [54] F. Vega-Bermudez and K. O Johnson. Sa1 and ra receptive fields, responcse variability, and population responses mapped with a probe array. *Am. Physiol. Soc.*, pp. 2701–2710, 1999.
- [55] W. A. Wallace and R. E. Coupland. Variations in the nerves of the thumb and index finger. *Journal of Bone and Joint Surgery*, Vol. 57-B, No. 4, pp. 491–494, Nov 1975.
- [56] 渡部俊一, 渡部高志, 大庭茂男, 二見亮弘, 星宮望, 半田康延. 皮膚電気刺激感覚の絶対閾値と皮膚インピーダンスの関連性に関する検討. 第38回日本ME学会大会, p. 325, April 1999.
- [57] S. G. Waxman, J. D. Kocsis, and R. K. Stys. *The Axon*. Oxford University Press, 1995.
- [58] J. Zelena. *Nerves and mechanoreceptors*. Chapman & Hall, 1994.