

博士論文

触原色原理に基づく電気触覚ディスプレイ

指導教官 舘 すすむ 教授

東京大学大学院 情報理工学系研究科
システム情報学専攻

梶本 裕之

目次

第 1 章	序論	1
1.1	皮膚構造と触覚受容器	2
1.1.1	皮膚構造	3
1.1.2	機械受容器	4
1.2	脳内情報処理	14
1.3	触原色原理に基づく経皮電気刺激の提案	16
1.3.1	皮膚感覚提示手法の分類	16
1.3.2	経皮電気刺激と触原色原理	23
第 2 章	電気刺激による触原色生成	25
2.1	経皮電気刺激の数理モデル	25
2.1.1	電気刺激の定式化	25
2.1.2	膜コンダクタンスのダイナミクスを考慮した McNeal モデル	33
2.2	電気刺激による触原色生成	41
2.3	重み付けアレイによる深度選択刺激	41
2.4	陽極刺激を用いた方向選択性刺激	42
2.5	3つの刺激モード	43
2.6	アレイ重みの最適化	44
2.7	2次元パターン提示への拡張	48
2.8	まとめ	50
第 3 章	触原色の検証	52
3.1	McNeal シミュレータによる検証	52
3.1.1	境界条件	52
3.1.2	SAI モードの検証	56
3.1.3	PC モードの検証	56
3.1.4	RA モードの検証	58
3.2	心理物理実験による検証	62
3.2.1	実験装置	62
3.2.2	RA,SAI モードにおける定量評価	67
3.2.3	振動感覚による選択刺激の定量評価	72
3.3	触原色の生理実験による検証	82
3.4	まとめ	87

第 4 章	神経選択刺激の最適設計	88
4.1	背景	88
4.2	数学モデルの再考	89
4.2.1	過程 1: $\Psi(r, t) \rightarrow V_m(r, t)$	91
4.2.2	過程 2: $I(x, t) \rightarrow \Psi(n, t)$	92
4.3	選択刺激	93
4.3.1	時間軸の離散化	94
4.3.2	安全条件	95
4.3.3	線形計画への定式化	95
4.4	その他の拘束条件	96
4.4.1	電荷の時間的なバランス条件	96
4.4.2	ジュール熱最小化	97
4.4.3	電流の制限	97
4.5	最適化の例	98
4.5.1	ジュール熱最小化	98
4.5.2	波形による軸索直径に対する選択刺激	99
4.5.3	空間荷重による深度選択刺激	101
4.5.4	2次元マトリクス電極による方向選択刺激	101
4.5.5	時空間混在時の最適化	108
4.6	まとめ	114
第 5 章	電気触覚ディスプレイの応用	115
5.1	触覚ディスプレイとしての応用のための準備	115
5.1.1	感覚の合成 - 衝突接触感	115
5.1.2	走査	117
5.1.3	仮現運動	118
5.2	電気触覚ディスプレイにおける能動性の実装	119
5.2.1	電気触覚ディスプレイの問題点	120
5.2.2	電気触覚における能動触	120
5.2.3	力センサを内蔵した電気触覚マウス	121
5.2.4	64 電極マウス	122
5.3	センサと組み合わせた実世界応用	123
5.3.1	触覚 AR	124
5.3.2	関連研究	125
5.3.3	電気触覚ディスプレイ	128
5.3.4	応用例	128
5.3.5	試作システム	129
5.3.6	皮膚感覚生成手法	133
5.3.7	実験	135
5.3.8	実用化に向けた簡略化と大規模評価	135

5.3.9	まとめ	140
第 6 章	結論	143
	謝辞	148
	参考文献	148
	関連発表	157
	付録	160
	付録 A 電気刺激回路の詳細	160
	付録 B 本論中で省略した式展開	162
	B.1 神経軸索の活動方程式の熱伝導方程式としての扱い	162
	B.1.1 最大値原理の電気刺激における意義	163
	B.2 ミニマックス問題の線形計画問題標準形への変換	165

第 1 章

序論

1786 年夏、イタリアの動物学者 Luigi Galvani は、窓辺に吊るした解剖済みのカエルが、まるで生きているかのように痙攣していることに気づく。

体を吊り下げていたフックは黄銅製で、鉄の支柱に掛けられていた。風に揺れる死体が支柱に接触したとき、黄銅と鉄と体液が電池を構成し、まだ新鮮な神経を刺激したために生じた現象であった。

電気刺激の歴史はこのとき幕を開ける。この痙攣現象に関して Galvani と論争を繰り広げた同僚の Alessandro Volta は、その後 2 種類の金属の間に電解液を浸した布をはさむ、いわゆるボルタ電池を 1800 年に発明、従来摩擦電気に頼っていた電気科学研究の突破口も、ほぼ同時に開かれることになる。

Galvani の発見した電気刺激現象は現在、筋活動を制御する機能的電気刺激 (FES: Functional Electrical Stimulation) や、人工内耳による聴覚神経刺激等、多くの分野で利用されている。本論文の主題である電気刺激を用いた皮膚感覚提示も、1940 年代から数多くの研究が行われている。

電気刺激を用いた皮膚感覚提示は、皮膚表面に配置した電極から電流を流し (経皮電気刺激)、皮膚下の感覚神経の活動を誘発するというものである。経皮電気刺激は機械的な刺激に比べ、壊れにくく小型化が容易など多くの利点をもつ。経皮電気刺激を研究する主な目的は感覚代行や点字の提示など、記号情報の伝達手段としてであり、いかに多くの情報を触覚チャネルに乗せることが出来るか、という観点から進められてきた。これに対し本論文の特徴は、電気刺激による「自然」な皮膚感覚提示を目的としている点である。

現在、視覚・聴覚提示装置 (ディスプレイ) は既に完成の域に達し、我々が日常生活で目にする風景、耳にする音を再現可能となっている。これに対して触覚ディスプレイは、本格的な研究開発が始まったばかりである。多くの提示手法が提案されているものの、どの手法をとっても、提示される感覚は今のところ日常的な触覚とは言い難い。我々の目標は日常生活で体験する皮膚感覚を再現可能な触覚ディスプレイの構築であり、本論文はこの目標を電気刺激によって実現する試みである。

本論文の舵取りは「触原色」というキーワードによってなされる。皮膚下には数種類の触覚受容器が存在する。電気刺激では受容器を刺激する代わりに受容器に接続された神経を刺激するわけであるが、この二つは脳にとって等価な入力である。よって機械的な皮膚変形によって生じる神経活動パターンを再生させることが出来れば、機械的接触と同じ感覚を生じるはずである。

神経活動パターンを再現するために次のような方法を取る。皮膚下には数種類の受容器が存在し、それぞれ異なった役割を果たしている。一種類の触覚受容器の活動をこの活動パターンの基底とし、この基底の合成によってあらゆる活動パターンを表現するというものである。視覚において赤、緑、青、三種類の原色を組み合わせるとして全ての色を構成できる事実との類似性から、単一種類の触覚受容器

を活動させる刺激を触原色と名づけた。

いまや問題は触原色の生成手法，すなわちいかにして一種類の受容器を選択的に刺激できるか，という点に絞られた。我々は触原色生成の一手法として，電気刺激による神経選択的な刺激手法を提案する。触覚神経は特に指先において，受容器ごとに異なる特徴的な走行を見せる。この神経走行の違いを利用して，電気刺激による受容器選択的な刺激を行う。これによって触原色を実現できることを理論的，実験的に示すこと，さらに触原色の合成によって実際の物理的接触によって生じる皮膚感覚を表現できることを実験的に示すこと，が本論文前半の骨子となる。

しかし考えてみると経皮電気刺激により神経を選択的に活動させるというのは，工学的に極めて魅力的な一般性を持った課題である。境界に配置された有限個の電極は電位の境界条件を規定する。我々に出来ることはこの境界条件を時間的，空間的に変えることで内部の電位分布を制御し，所望の神経の活動を誘発すること，さらに活動させたくない神経の活動を極力抑えることである。一種の最適制御の手法を援用すれば望ましい刺激手法が得られるであろうことは想像が付く。

こうした選択刺激の問題は，実は神経刺激全体における中心課題である。それにもかかわらず経験則の域を超えた一般的な設計手法は提案されていない。本論文の後半では触原色生成という課題を神経選択刺激という一般的な課題としてとらえ直し，刺激の設計手法を提案する。さらに従来経験的に提案されてきた様々な刺激手法の意味を明らかにした後，この成果を触原色生成の課題に適用する。

本論文の構成は以下のとおりである。

本章では以後，本論文が対象とする人間の触覚に関して，用語を定義し，構造と働きを概説する。さらに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。

第2章では電気刺激による触原色生成と題し，前半で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従来の研究をまとめた後，後半で具体的な電気触覚ディスプレイの設計を行う。

第3章では触原色の検証と題し，第2章で設計した触原色提示手法を検証する。検証の手段は，シミュレータを用いるもの，心理実験によるもの，そして神経活動計測によるものの3種である。

第4章では神経選択刺激の最適設計と題し，電気刺激における共通の課題である選択刺激を扱う。選択刺激は皮膚感覚提示にとどまらず電気刺激共通の課題である。本章の目的は，この選択刺激を設計するための数学的枠組の構築である。

第5章では電気触覚ディスプレイの応用と題し，第4章までの手法を部品として実際の応用のための電気触覚ディスプレイを作成，評価する。

最後に第6章において本論文のまとめを行う。

あらかじめ注意しておけば，本論文は触覚提示という目的に対して電気刺激が万能であることを主張するものではない。将来的には他の刺激手段との併用によってバランスの取れた刺激手法となるだろう。本論文の最大の目的は電気刺激による触原色生成の可能性を全て網羅することにより，未だ見ない高品位触覚提示装置のための道標となることである。

1.1 皮膚構造と触覚受容器

以下，本論文が対象とする人間の触覚に関する用語を定義すると共に，各受容器の構造と働きを概説する。触覚は身体感覚 (Body Sense)，体性感覚 (Somatic Sense) とも呼ばれる。触覚という言葉の定義は歴史的な経緯から混乱を極めていますが，本論文では人の持つ全ての感覚から，頭部に存在する5つの感覚（視覚，聴覚，味覚，嗅覚，平衡感覚）と内臓感覚を除いた感覚とする [40]。

触覚は受容器の存在する場所によって二種類に分類される [40, 80](図 1.1 上部)．第一の触覚は皮膚感覚 (Cutaneous Sensation) と呼ばれ，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．本論文では主にこの皮膚感覚を取り扱う．

第二の触覚は自己受容感覚，または固有受容感覚 (Proprioception) と呼ばれる．固有受容感覚は筋肉の伸縮，腱，関節の角度等，自分自身の状態に関する情報を担当する．固有受容感覚は受容器の存在部位が皮膚感覚に比べて深部に存在するため，深部感覚 (Deep Sensation) とも呼ばれる．

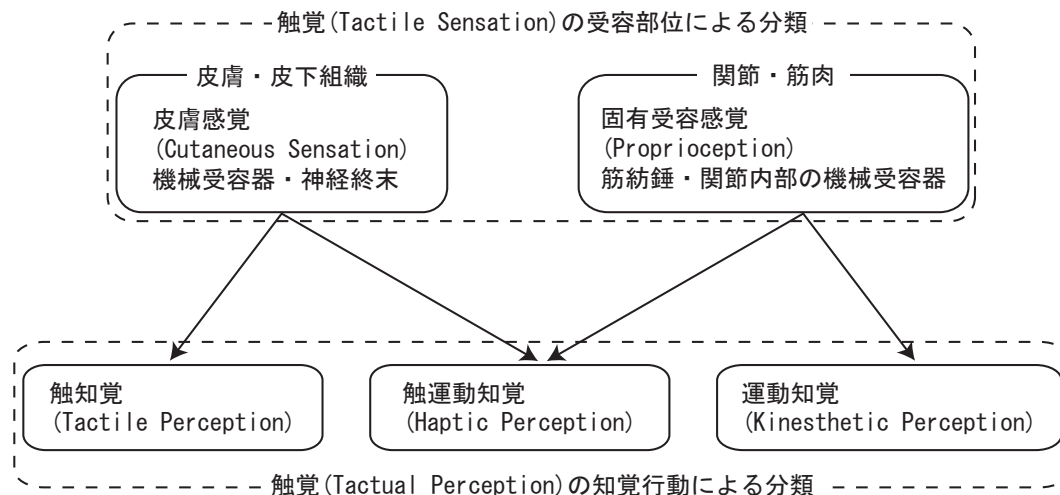


図 1.1 触覚の受容部位・知覚行動による分類．

知覚行動によって触覚を分類することも出来る．例えば人が触覚によって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 (図 1.1 下部)．

第一の触覚は触知覚 (Tactile Perception) であり，皮膚感覚のみによる知覚である．第二の触覚は触運動知覚 (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．最後の触覚は運動感覚 (Kinesthetic Perception) であり，皮膚感覚によらない知覚である．

本論文は人に触覚，特に皮膚感覚を人工的に提示する手法について扱う．視覚提示装置をディスプレイと呼ぶこととの対比から，このような触覚提示装置を触覚ディスプレイと呼ぶ．本論文における触覚ディスプレイは受容部位としては皮膚感覚の提示を，知覚行動としては触知覚，触運動知覚の提示を目的とする．また触覚は体を覆う皮膚のどこにでも存在するが，本論文では特に有用性の高いと思われる指先における触覚提示を試みる．

1.1.1 皮膚構造

図 1.2 は人の無毛部の皮膚断面である．皮膚は外界と接する表皮 (Epidermis)，その下の真皮 (Dermis)，最下層の皮下組織 (Connective Tissue) の三層からなる．

本論文は前述のように特に指先皮膚を対象とするが，指先皮膚の最大の特徴は表皮における角質の厚さである．他の部位では $15[\mu\text{m}]$ 程度であるのに対し，指先では $600[\mu\text{m}]$ に達する [67]．角質は死

滅した表皮細胞の堆積されたものであり、皮膚内部を保護する役割を持つ。このため頻繁に接触を繰り返すであろう指先が他の部位よりも分厚い角質層を持つこと、唯一指先よりも厚い角質を持つ部位が足裏であることも当然のことと理解される。

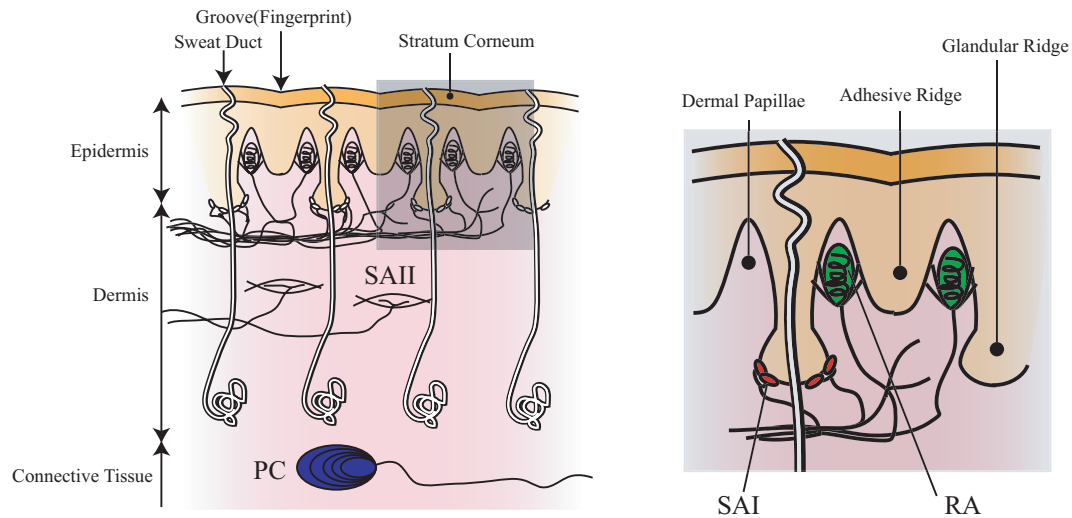


図 1.2 人の無毛部の皮膚構造．RA: Meissner 小体，SAI: Merkel 細胞，PC: Pacini 小体．[24, 110] より再構成

1.1.2 機械受容器

皮膚には機械的変形や温度変化等に反応する多くの感覚器が存在する．本論文で主に扱うのは皮膚の機械的変形に反応する，機械受容器と呼ばれる感覚器である．

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)，Pacini 小体 (PC) である (図 1.2)．

歴史的にはまず人の手首正中神経に刺入した電極による神経活動の直接計測により，機械的変形に対する時間的，空間的応答性が4種類に分類されることが確認された (刺入電極による測定に関しては第 3.3 節，図 3.34 を参照)．

時間的応答性に関しては速順応性の応答と遅順応性の応答に分類された．ここで言う順応 (Adaptation) 時間とは，皮膚表面に静的な変位を与えた際に神経活動パルスが発生しなくなるまでの時間のことである．速順応性のものはすぐに ($\sim 1[s]$) 順応して神経活動が生じなくなるのに対し，遅順応性のものは変位が生じている限り数分のオーダーで活動パルスを生じ続ける．

空間的応答性に関しては受容野のサイズとして狭いもの (2[mm] 程度) と広いもの (5[mm] 以上) の存在が確認された．ここで言う受容野 (Receptive Field) とは，皮膚表面変位を与えた際に神経活動を生じさせることが出来る空間的領域である．

以上二つの事実から，触覚を司る神経チャンネルの時空間応答特性が， 2×2 の4種類に分類された (図 1.3)．速順応性 (RA: Rapidly Adapting) で受容野サイズの異なるものが2種類，遅順応性 (SA: Slowly Adapting) で受容野サイズの異なるものが2種類 (SAI, SAII) である．

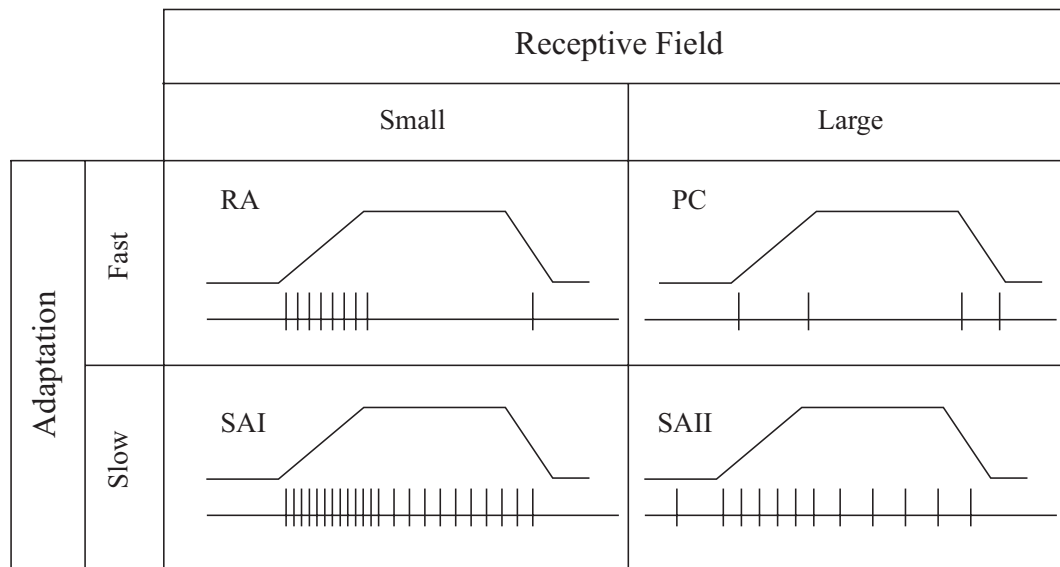


図 1.3 皮膚の機械的変形に対する時間的，空間的応答性の分類．[110] より再構成

解剖学的に発見された 4 種類の機械受容器 (Meissner 小体，Merkel 細胞，Pacini 小体，Ruffini 終末) と上記神経活動との対応が明らかになったのがようやく 1970 年代のことである．速応性受容器のうち受容野の狭いものが Meissner 小体，広いものが Pacini 小体であり，遅応性受容器のうち受容野の狭いものが Merkel 細胞，広いものが Ruffini 終末であることが，受容器の存在密度，深さ，受容器単体の応答等から明らかとなった．

このような歴史的経緯から，感覚チャネルとしての略語として，Meissner 小体を RA (Rapidly Adapting)，Merkel 細胞，Ruffini 終末を SAI，SAII (Slowly Adapting type I, II) と呼ぶことが多い．今後本論文では必要に応じて RA，SAI，SAII，PC の略語を用いる．なお RA の代わりに FA (First Adapting)，MC (Meissner Corpuscle) を用いる文献も多い．

指先における各種受容器の深さと，存在密度を表 1.1，図 1.4 に示す．存在密度は年齢によって劇的に変化するので [67]，表に挙げた値はあくまで参考値である．単一受容器の受容野を図 1.5 に示す．

表 1.1 指先における機械受容器の深さと密度 [110] ．

	深さ [mm]	密度 [units/cm ²]
Meissner 小体 (RA)	0.7	140
Merkel 細胞 (SAI)	0.9	80
Pacini 小体 (PC)	2.0 ~	20
Ruffini 終末 (SAII)	2.0 ~	10

皮膚の最浅部に位置するのが RA である．RA は真皮乳頭部 (Dermal Papillae) に存在する (図 1.2 の右拡大図)．表皮と真皮は境界で凹凸のはめ合いを形成する (図 1.2)．この凹凸の真皮側が表皮に入り込んだ部分を真皮乳頭部 (Dermal Papillae) と呼ぶ．このため RA は表皮に囲まれている．コラーゲン繊維によって表皮に釣り下げられた状態であることが知られている (図 1.6)．指先における表面

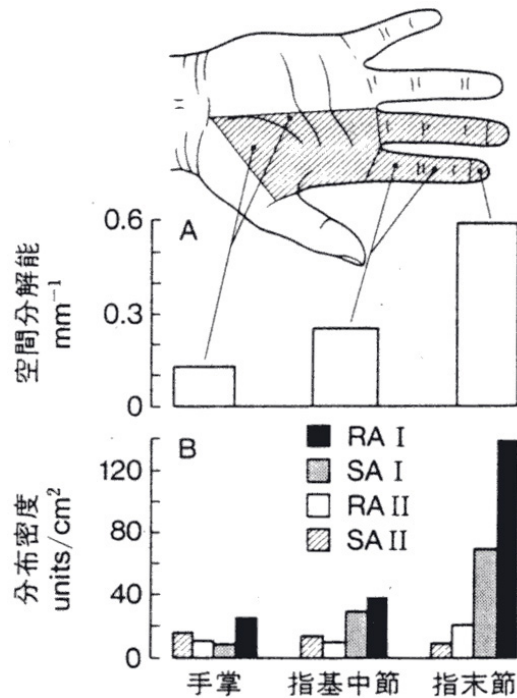


図 1.4 手の各部位における触覚の空間解像度と各受容器の存在密度 [80] .

からの深さは $700[\mu\text{m}]$ 程度であるが、この深さの大半は表皮の角質の厚みである。

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、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 Glandular Ridge の高さから計算して $900[\mu\text{m}]$ 程度である。

SAI は機械受容器の中で唯一「細胞」である受容器である (図 1.7)。感覚神経とはシナプスによって接合している。SAI 細胞は数十個が塊 (クラスタ) として存在し、汗腺がその塊を貫く形で存在することも大きな特徴である。

RA, SAI は共に皮膚表面近くに存在するために受容野は狭く、 $2[\text{mm}]$ 程度である (図 1.5)。

PC は真皮と皮下組織部の間に多く存在する [54]。表面からの深さは $2[\text{mm}]$ から $3[\text{mm}]$ である。PC の外見的特徴はその大きさであり、唯一肉眼で確認できる受容器である。PC は玉ねぎのような多層構造を持ち (図 1.8)、この皮は年齢と共にまるで年輪のように増えるため、PC は年齢と共に大きくなる。80 歳代では $2[\text{mm}]$ 程度の大きさにまで成長することも珍しくない。個数自体は激減する [67]。

PC は RA や SAI に比べてはるかに大きな受容野を持つ (図 1.5)。さらに SAI, RA と異なる「空間加算」特性が知られている。これは細い ($1.0[\text{mm}]$ 以下) 棒を接触子として皮膚表面に振動を加えた場合に比べ、太い ($4.0[\text{mm}]$ 以上) 接触子を用いた方が、神経活動を劇的に生じやすくなるというものである。この現象は PC が皮膚深部に存在するために生じる [4]。皮膚表面変位と受容器の間の弾性体の層が空間的低周波通過フィルタとして働くため、空間的な低周波を多く含んだ大きな接触子の方が変位を深部の受容器まで伝えやすいためである。

SAII は静的な横ずれに応答し、皮膚表面に働く水平方向の力をその方向も含めて検知するといわ

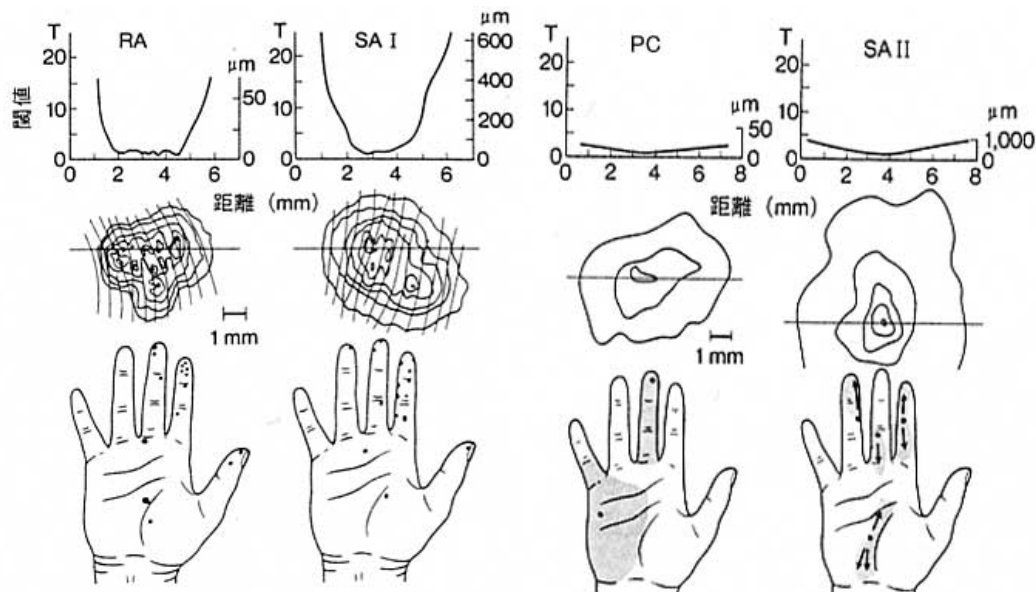


図 1.5 単一受容器の受容野 [80] . 下段 : 測定した受容野 . 一点が一つのユニットに対応 . RA, SAI は von Frey 毛で測定 , PC はガラス棒で軽く叩き , SAI I は皮膚を矢印方向に引くことで測定 . 中段 : 一ユニットの受容野の感度分布を等高線で表したもの . 細い縦線は指紋 . 上段 : 中段図を横切る実線に沿った閾値 . 縦軸右側は閾値そのもの , 左側は最小閾値の倍数で示している .

れている . しかし SAI I に関しては他の 3 種類の機械受容器に比べ若干の疑問点がある . 例えば他の受容器が指先端に近づくにつれて存在密度が極端に高くなるのに対して , SAI I の場合は逆に密度が低くなる (図 1.4) . また SAI I 神経に対して電気刺激を行った場合 , 感覚を生起しないことが知られている [79] . ごく最近のカニクイザル (*Macaca fascicularis*) を対象とした解剖学的研究では , SAI I を発見することが出来なかったと報告されている [81] . 他の受容器と比べて文献が極端に少ないこともあり , SAI I に関しては本論文では以後扱わない .

受容器の時間応答

手首正中神経への刺入電極による神経活動測定から , 皮膚表面に機械的な上下振動 (正弦波) を与えた際の各受容器の応答を観察することが出来る [34, 65, 66, 111] . (刺入電極による測定に関しては第 3.3 節 , 図 3.34 を参照) .

RA は周波数 20-70[Hz] の範囲で応答し , 特に 30[Hz] 付近に明瞭な共振特性を持つ (図 1.9) . 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 1:3 である [108] . 機械的振動に正確に同期して発火し , 弱い振動では 1:1 の比率で発火しているが , 強くなると 1 回の振動に対して 2~3 回発火ようになる . 同期発火の正確さから , RA は低周波振動の知覚を担当していると言われる . 機械振動を用いた周波数弁別実験において , 30[Hz] 付近では 2[Hz] 程度の差を明瞭に知覚可能であることが分かっている [55] が , この知覚能力を可能としているのが RA であると考えられる .

神経活動の観察に用いていた刺入電極にパルス電流を流すことで , 逆に神経軸索を刺激して感覚を



図 1.6 Meissner 小体 (RA) の構造 [80] . コラーゲン繊維によって表皮に釣り下げられている . ax : 有髄軸索 , ra : 受容器内無髄軸索 , SC : シュワン細胞 , pn : 神経周囲細胞 , cp : 毛細血管

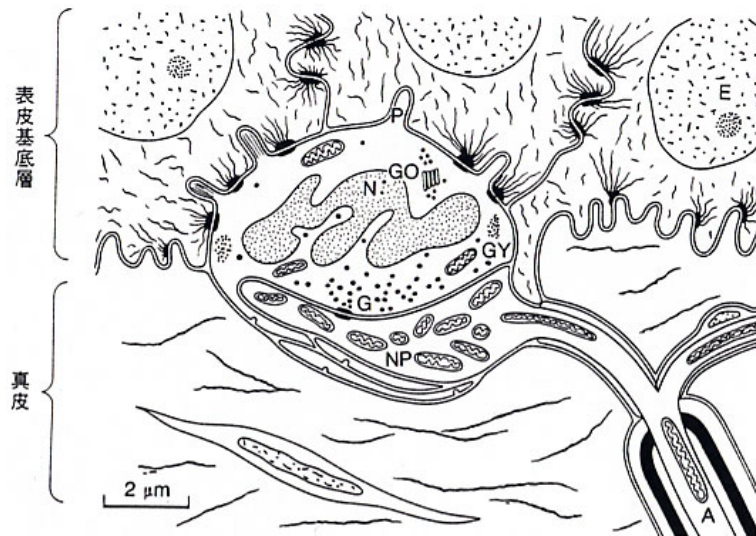


図 1.7 Merkel 細胞 (SAI) の構造 [80] . SAI は機械受容器の中で唯一「細胞」である受容器であり , 神経とはシナプスによって接合している . NP : 神経末端 , N : 核 , G : 顆粒胞 , GY : グリコゲン , GO : ゴルジ装置

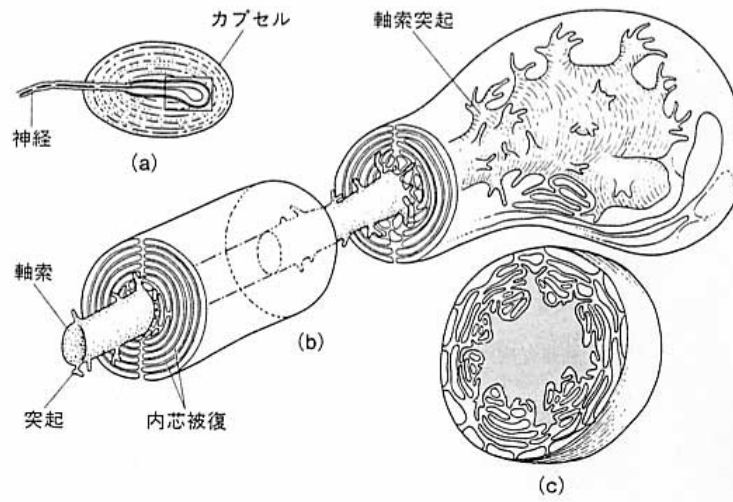


図 1.8 Pacini 小体の構造 [80] . 玉ねぎのような多層構造を持つ . (a) 全体図 , (b)(a) の四角領域拡大図 , (c)(b) の終端部の断面

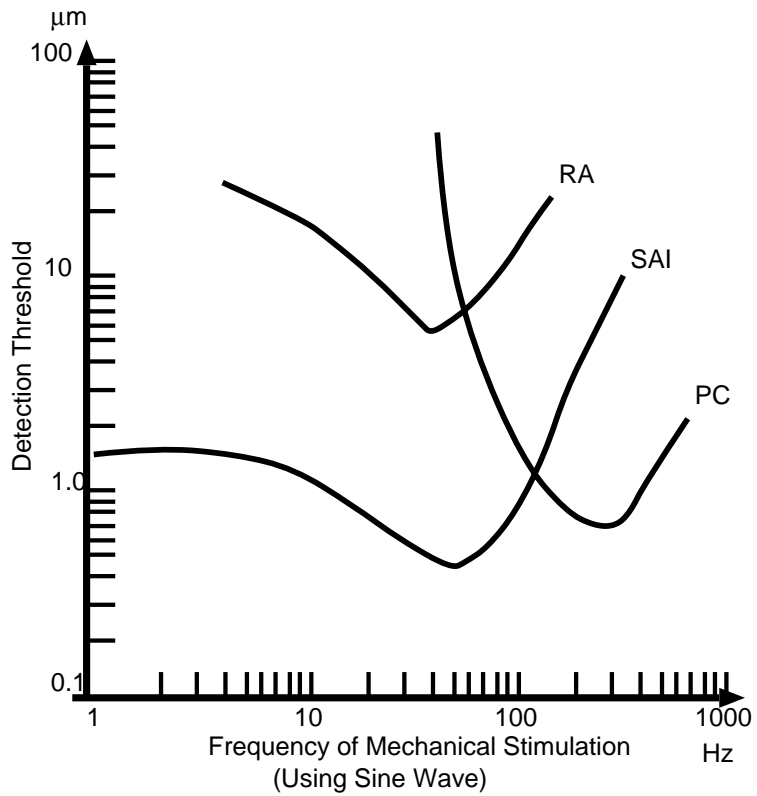


図 1.9 各種機械受容器の垂直振動に対する応答 . [35] より再構成

生起させることも出来る [79]。RA に対するこの種の実験で、低周波振動感覚、いわゆるパタパタ感 (Flutter Vibration) と表現される感覚が生じた。このことから、確かに RA が低周波振動の知覚を担当していることが確認された。

SAI に対する同様の神経活動測定によれば、SAI は 0-200[Hz] の広範囲で応答する。前述のように SAI は他の受容器と異なり単体の細胞であるため、それ自体としての共振特性は持たず、SAI の応答特性は皮膚の特性そのものであると考えられる。特に直流成分、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 は皮膚変位そのものをコーディングしているといえる。SAI の発火周波数は SAI 受容器の存在位置におけるひずみエネルギーにある範囲で比例していることが解明されている [83]。日常的な圧力では 100[Hz] 以下程度の神経発火を示す [111]。

刺入電極による電気刺激の実験でも、SAI の場合は圧力感覚を生じる。特筆すべきはこのとき生じる圧覚が、刺激開始、終了時の不明瞭な、「いつの間にか」生じた感覚となることである。この不明瞭感、刺激周波数を上げて変わらない。この劇的な現象は普段我々が何気なく得ている、物を「触った」という知覚が、RA (または PC) による「触った瞬間」を示す信号と、SAI による「触り続けている」ことを示す信号との合成によって初めて成立していることを示している。

PC に対する神経活動測定では 100-300[Hz] 程度の比較的高い周波数に応答することが知られ、200[Hz] 付近に明瞭な共振特性を持つ。RA と同様、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 1:2 である [108]。

PC に対する刺入電極による刺激実験では振動感、くすぐり覚等と表現される感覚を生じる。丁度振動させた音叉やスピーカのコーン部を触ったときの感覚に近い。特筆すべきは生成する感覚の空間的な広がり、ほとんど指先全体が振動しているかのように感じる。PC は皮膚深部に存在し、密度も低いため、空間的位置のコーディングにほとんど関与していないのであろう。筆者の私見であるが、数は限られているものの時間特性の極めてよい PC というチャンネルは、多チャンネル計測におけるトリガ信号を連想させる。

以上のように、各受容器の役割分担は主に周波数応答によって説明されてきた。これに対して最近では、神経発火のタイミングそのものに情報が含まれているとする研究成果も提出されている。Johansson ら [41] によれば、指先が接触対象に触れる瞬間の受容器が最初に出すパルスの発生時刻のずれから、接触応力の向きや対象の曲率が判定できるとされる。特に RA がこのような接触瞬間の豊かな情報取得を担っていると考えられる。

受容器に接続される神経軸索

機械受容器の空間的な配置がそれぞれ特徴を持つと同様に、受容器に接続される神経軸索もそれぞれ特徴を持つ。まず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。表 1.2 に各種受容器に接続される神経軸索の直径を示す。

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神経としては最も太い。なお体全体では運動神経の $A\alpha$ 型軸索がもっとも太いが、指には運動神経が存在しないため考慮しなくても良い。

皮膚には他にも感覚神経は各種存在する (痛覚、温覚等)。機械受容器と異なりこれらの感覚チャンネルでは専用の受容器は存在せず、軸索末端部位のイオンチャンネルがそのままセンサとしての働きをし

表 1.2 各種受容器に接続される神経軸索の直径 .

	直径 (μm)	種類 [116]
Meissner 小体 (RA)	3 ~ 5	有随 $A\beta$ 神経
Merkel 細胞 (SAI)	7 ~ 12	有随 $A\beta$ 神経
Pacini 小体 (PC)	5 ~ 13	有随 $A\beta$ 神経
Ruffini 終末 (SAII)	5 ~ 13	有随 $A\beta$ 神経
痛覚神経	1 ~ 2	有随 $A\gamma$ 神経
痛覚, 温覚, 冷覚神経	0.5 ~ 1	無随 C 神経

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 .

神経軸索の走行経路については , 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一定の示唆を与えるものの , 走行経路に関しては極めて模式化されているため信頼に足りない . その中で Cauna [10] 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 .

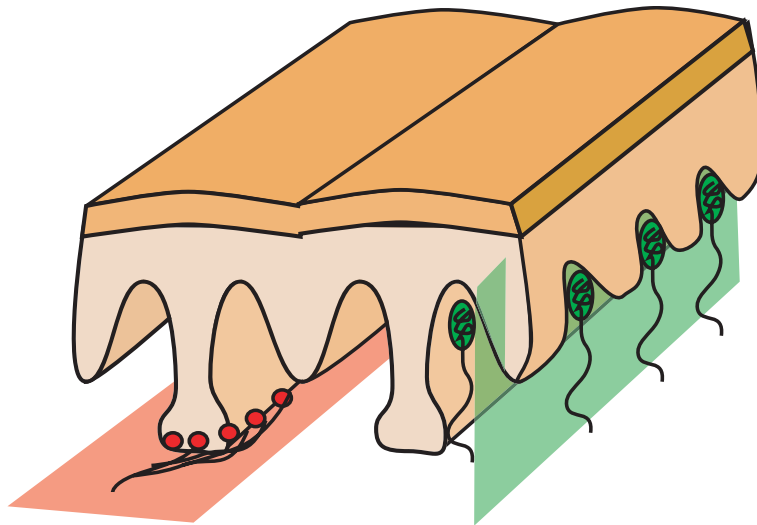


図 1.10 皮膚浅部の神経走行 . 図 1.11 , 1.12 の RA , SAI の神経走行写真の断面を緑 , 赤で示す . [10] より再構成

RA の軸索は , 皮下組織領域から直接垂直に真皮乳頭部まで延びているのか , それとも SAI 同様に真皮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 [90] から少なくとも RA の先端から真皮乳頭部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 . Cauna らの研究 [10] によれば , RA 軸索は真皮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 (図 1.10 , 1.13) . 三歳児の皮膚断面写真 (図 1.11) によれ

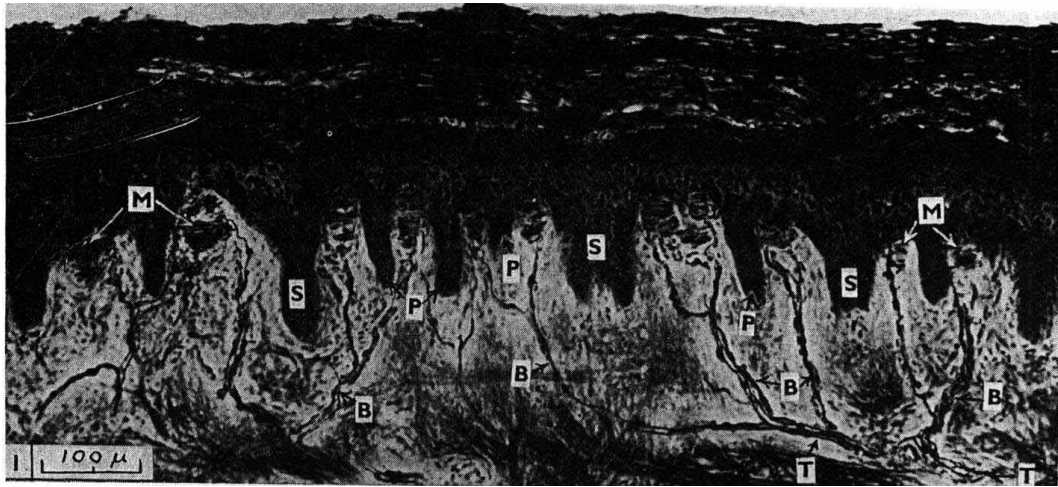


図 1.11 RA(Meissner 小体) とその軸索 . 3 歳女性 . 図 1.10 の緑色断面 . [10] より許可を得て転載

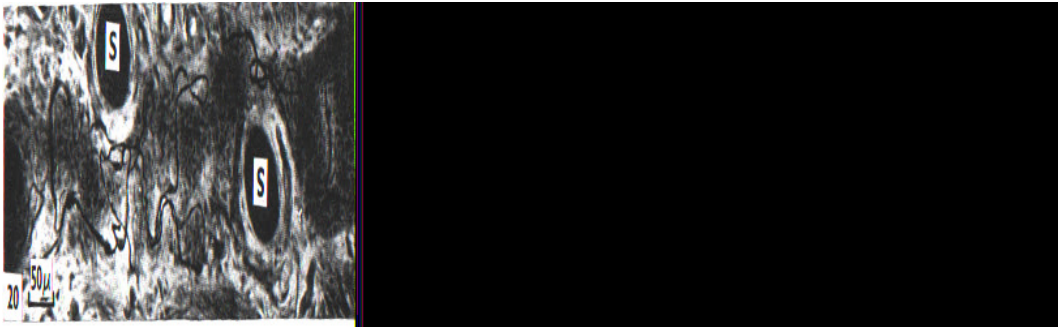


図 1.12 SAI(Merkel 細胞) とその軸索 . 13 歳男性 . 図 1.10 の赤色断面 . [10] より許可を得て転載

ば RA の垂直性が保証されているのは指先部位で 0.2[mm] 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ため , 今後の考察においては RA の軸索は垂直とみなす .

RA の神経軸索で特徴的なことは分岐の回数と一つの RA への神経支配の数である (図 1.14 , 1.13) . 脊髄から伸びた感覚神経の軸索は , 始めは 10[μm] 程度の太さであるが , 2~3 回の分岐を経て 4~8 本のより細い軸索となる . 1 回の分岐で直径は約半分になるから , 最終的な直径は 3~5[μm] である . また一つの RA 受容器には 2~9 本の軸索が同時に入り込む .

つまり , 大変奇妙なことに , 脊髄へ向かう最終的な神経の本数と受容器の個数はほぼ同じオーダーであるにもかかわらず , わざわざ分岐をしているのである . この分岐には何らかの原始的な演算機能があるのではないかと筆者には思われるが , 今のところ明確な説明は無いようである .

SAI の軸索は皮下組織部から離れて真皮領域浅部に皮膚と平行の編目構造を作り , Glandular Ridge と結合する [68] . 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 . SAI の神経走行は皮膚と「平行」な切断面で多く観察される (図 1.10 , 1.12 , 1.13)

SAI における神経軸索の分岐は RA とは異なる (図 1.14) . 一本の感覚神経は末端付近で数回の分岐

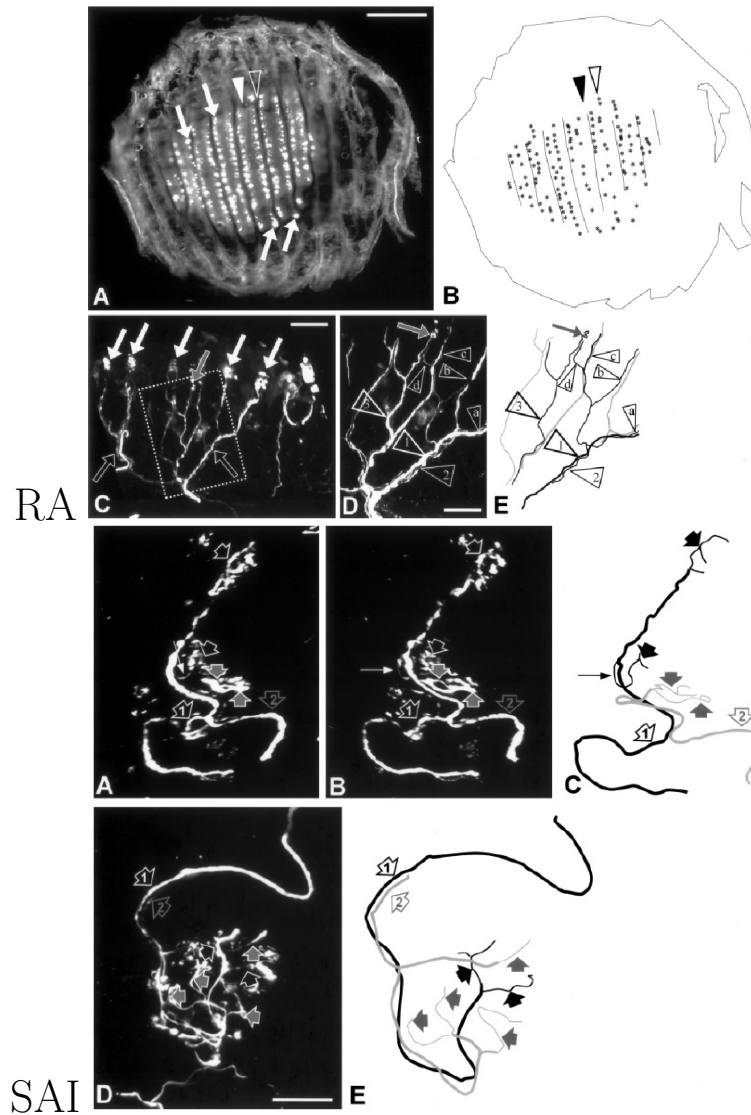


図 1.13 カニクイザルにおける RA, および SAI の神経走行の共焦点顕微鏡による観察 .
 (上)A: 親指の表面と平行な $100[\mu\text{m}]$ 断面における RA 受容体の分布 . 矢印が RA を示す . 中実, 中空の矢頭は epidermal ridge, papillary ridge を示す . B: A の模式図 . RA は*で表示 . C-E: 人差し指の表面垂直な $100[\mu\text{m}]$ 断面 . RA は中実の矢印 . D は C の長方形部の拡大 . E は D の模式図 . 大型中空矢頭 (#1-3) は神経, 小型中空矢頭は神経分岐である . #1 の神経は RA(矢印) に入っている . この断面では #2 の神経は a-d の 4 つの分岐をもち, 分岐後の神経はそれぞれ別の RA に入っている . RA(矢印) は複数の神経からの神経支配を受けている . スケールバー : A : $500[\mu\text{m}]$, CD : $50[\mu\text{m}]$. (下) 人差し指の表面と平行な $100[\mu\text{m}]$ 断面における SAI 軸索の分岐 . A-C: 2 本の親軸索 1, 2 が単一のクラスタを形成 (灰色太矢印), または二つのクラスタを形成 (黒太矢印) . 画像は 3 次元を表現するために垂直軸から -20 度 (A) または 20 度 (B) ずらして撮影されている . D, E: 2 本の親軸索 1, 2 が単一のクラスタを形成 . スケールバー : $50[\mu\text{m}]$ [81] より許可を得て転載 .

を経て数十本の極めて細い軸索となる．その先端はシナプスとなっており，SAI細胞と結合する．つまりSAIの根元の神経活動は末端の受容細胞の活動の和となっており，個々の受容細胞が圧力に応じて確率的に応答するので，SAI神経の根元では圧力がパルス頻度にコーディングされるものと理解される．

PCは浅いものは真皮と皮下組織の境界，深いものは皮下組織に存在する．PCは楕円体形をしており，その長軸が神経軸索となっているが，浅い部分に存在するPCの長軸は皮膚表面と平行であることが観察されている [57]．

PCはそもそも個数が少ないこともあり，神経軸索の分岐は無いようである．脊髄から伸びる神経は分岐を経ることなく受容器と接続されている (図 1.14) ．

各受容器の神経支配，特に分岐に関して詳述した理由は，現行の神経活動測定が手首部位で行われており，分岐の上流における観測でしかないことに注意を払う必要があるためである．PCのようにそもそも分岐の無い受容器では問題にならないが，RAやSAIに関する神経活動の観察結果は，あくまで分岐の上流での話であるために，各受容器そのものの応答と言うには慎重さを要するのである．高々機械的な正弦波のような単純な上下振動を皮膚に与えた場合であれば問題ないと思われるが，例えばテクスチャ弁別に要される繊細な触覚では，隣り合ったRAの発火の微細な時間ずれが図 1.14 で示した神経分岐上でどのように処理されるか，という大問題へと発展すると思われる．

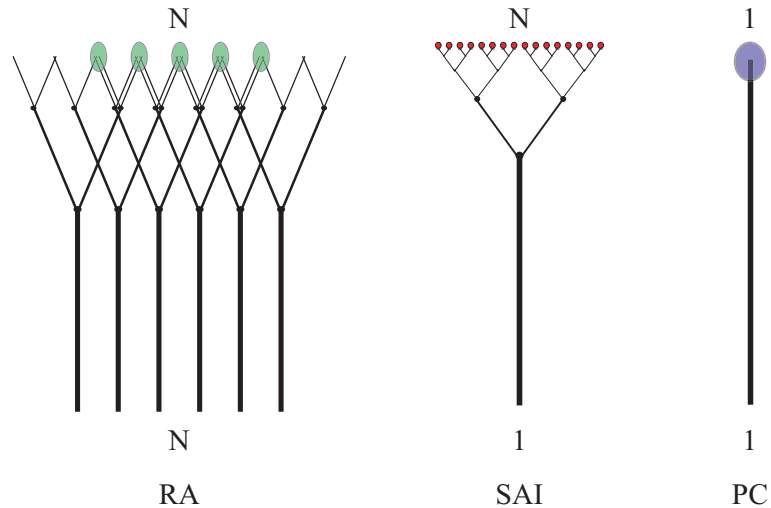


図 1.14 受容器近傍の神経分岐．

1.2 脳内情報処理

機械受容器の活動後，信号が脳へ到達するまでの経路，及び現在分かっている脳内情報処理について，本論文と関係のある部分のみ概説しておく．

機械受容器からの入力の後根神経節 (dorsal root ganglion) を経て脊髄に入る (図 1.15 左)．脊髄内部では同側の後索 (dorsal cord) を上行し，延髄の後索核で一度ニューロンが連繋され，対側に交差して内側毛帯 (medial lemniscus) となり，視床 (thalamus) の腹後外側核 (VPL: Ventral Posterior Lateral nucleus) を中継して大脳体性感覚野 (somatic sensory cortex) に投射する [40] ．

体性感覚野は大きく分けて3野に分類される．第一体性感覚野 (S-I) ，第二体性感覚野 (S-II) ，及び頭頂連合野 (posterior parietal) である．図 1.15 右の A は3野の位置関係を示している．

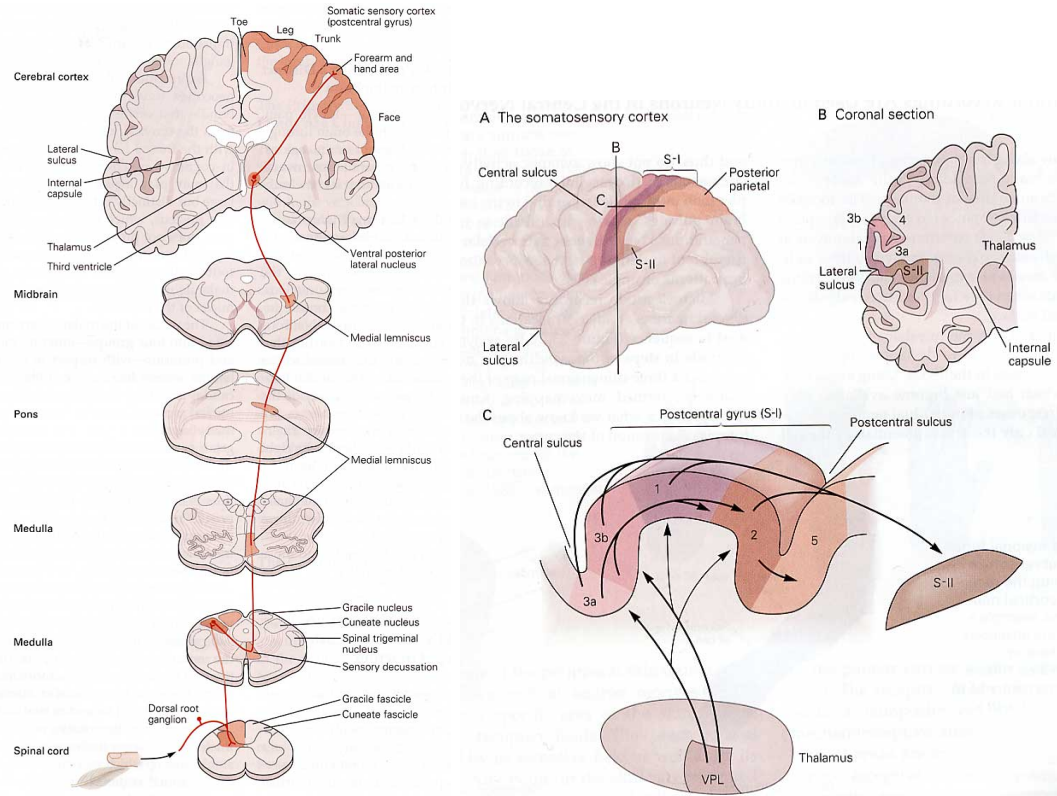


図 1.15 (左) 機械受容器活動後，信号が大脑体性感覚野へ到達するまでの触覚生成経路．
(右) 体性感覚野の構造と情報処理の流れ [50]

S-I 野は頭頂葉 (parietal lobe) のもっとも頭側に位置する．中心後回 (postcentral gyrus) をカバーし，中心溝 (central sulcus) と中心後溝 (postcentral sulcus) の両溝に挟まれた部位 (中心後回，postcentral gyrus) が S-I 野である．S-II 野は S-I 野の隣にあり，シルヴィス裂を島皮質 (insular cortex) 側へ伸びる．

S-I 野は Brodmann による細胞構築学的区分では 3a, 3b, 1, 2 の4領域に分けられる (図 1.15 右 B)．S-I で処理された情報は頭頂連合野 (図の領域 5 及び図中に示されていないが領域 7) 及び S-II 野に投射される．

まず視床 VPL からの入力 (これはほぼ生受容器活動と考えてよい) が S-I 野に入力される．主に領域 3a および 3b に入るが一部は領域 1, 2 にも入力される．S-I 野の全ての部位から S-II 野および頭頂連合野へ投射される．

領域 3a は関節や筋など深部情報が投射するが，運動野への移行部でもあり，単なる感覚野ではないのかもしれないなど，まだ良く分かっていない部分がある [40]．これに対して領域 3b は投射野としての性質を明瞭に持つ．受容野は狭く各指に限定されており，後述するように受容器の種類別 (SA, RA) に整然と並んだカラム構造を持ち，視覚における第一次視覚野と対比される．領域 1, 2 では領域 3 の情報を基にして情報の統合が行われ，やや連合野的な性格が現れる．受容野は複数の指をまたぐもの

が多くなる [40] .

S-I の領域 3b は場所ごとに種類の受容器の入力を受け付ける (図 1.16) . 図 1.16 右 B は領域 3b における各指の受容野表現を模式的に表したものであるが, D2 から D5 は 4 本の指それぞれに対して割り当てられた領域が整然と並んでいる様子を表している . さらに各指の領域内部では, Meissner 小体からの連絡を受けた RA 部と Merkel 細胞からの連絡を受けた SA 部が別々のカラムを形成している . 例え指の同じ場所の Meissner 小体および Merkel 細胞からの信号であっても, 別々のカラムに投射される (図 1.16C) .

図 1.16 からは, 領域 3b が皮膚浅部の Merkel 細胞及び Meissner 小体の入力のみ受けるような誤解を招く恐れがある . 実際, 歴史的にはまず, 領域 3b は皮膚浅部, 領域 1,2 が深部からの入力を受けるとの考えが先行し [71], 図 1.16 はこの考えの影響を受けている . しかし実際には領域 1,2 は階層的に領域 3 の上層に位置し, 役割的にも隣り合った指をまたいだ受容野を持つなど, より高次の認識を担当することが分かっている [40] . また深部受容器も領域 3b に投射する . 実際 Pacini 小体しか活動しない高周波の機械振動を指に与えた場合, 領域 3b が領域 1, 2 と同程度に活動することが確認されている [26, 59] .

触覚の高次情報処理に関しては, 視覚ほどには理解が進んでいないのが現状である . 例え最も単純な触覚と思われる振動感覚に関しても, 脳内での周波数表現に関しては何もいえないのが現状である . 幾つかの研究では周波数によって領域 3b の活動部位がずれることが報告されている [25, 26] . この事実はしかし, 脳内の周波数表現を観測したというよりは, 前述の RA カラム, SAI カラムと同様, (前述のような歴史的経緯から図には示されていないが) PC カラムが存在することを示唆するのみであるように思われる .

脳内情報処理経路の概説はどうしても大量の解剖学用語と向き合うことになるが, 以上の概説から本論文のためにくみ取っておくべき事実は以下の 2 点である . 第一に触覚の脳内表現はまず受容器ごとに分かれたカラム (領域 3b) で行われるという点であり, 第二に高度な触覚認識機構に関しては, 例え周波数弁別という単純なタスクに関しても良く分かっていないという点である . 歴史的にはカラム構造の提案と発見自体は体性感覚のほうが視覚より先行しているにもかかわらず [70], Hubel と Wiesel らによる視覚におけるカラム構造の発見と階層的情報処理の説明の成功 [31] 以来, 触覚情報処理の研究は視覚の後追いとなっている . 視覚ディスプレイのような完成された感覚提示装置が触覚にはないことが研究上の大きな障害となっており, 触覚ディスプレイ研究の必要性はここにも見出される .

1.3 触原色原理に基づく経皮電気刺激の提案

本節ではこれまでに提案されてきた皮膚感覚提示手法を概観すると共に, 新たな触覚ディスプレイ設計の指針を得る .

1.3.1 皮膚感覚提示手法の分類

一般に感覚の提示とは, 人為的な手段を用いて我々の脳に, 実際の感覚と等価な信号を与えることを意味する . 皮膚感覚の場合, 信号伝達経路は第 1.2 節の図 1.15 に示したとおりであるから, この経

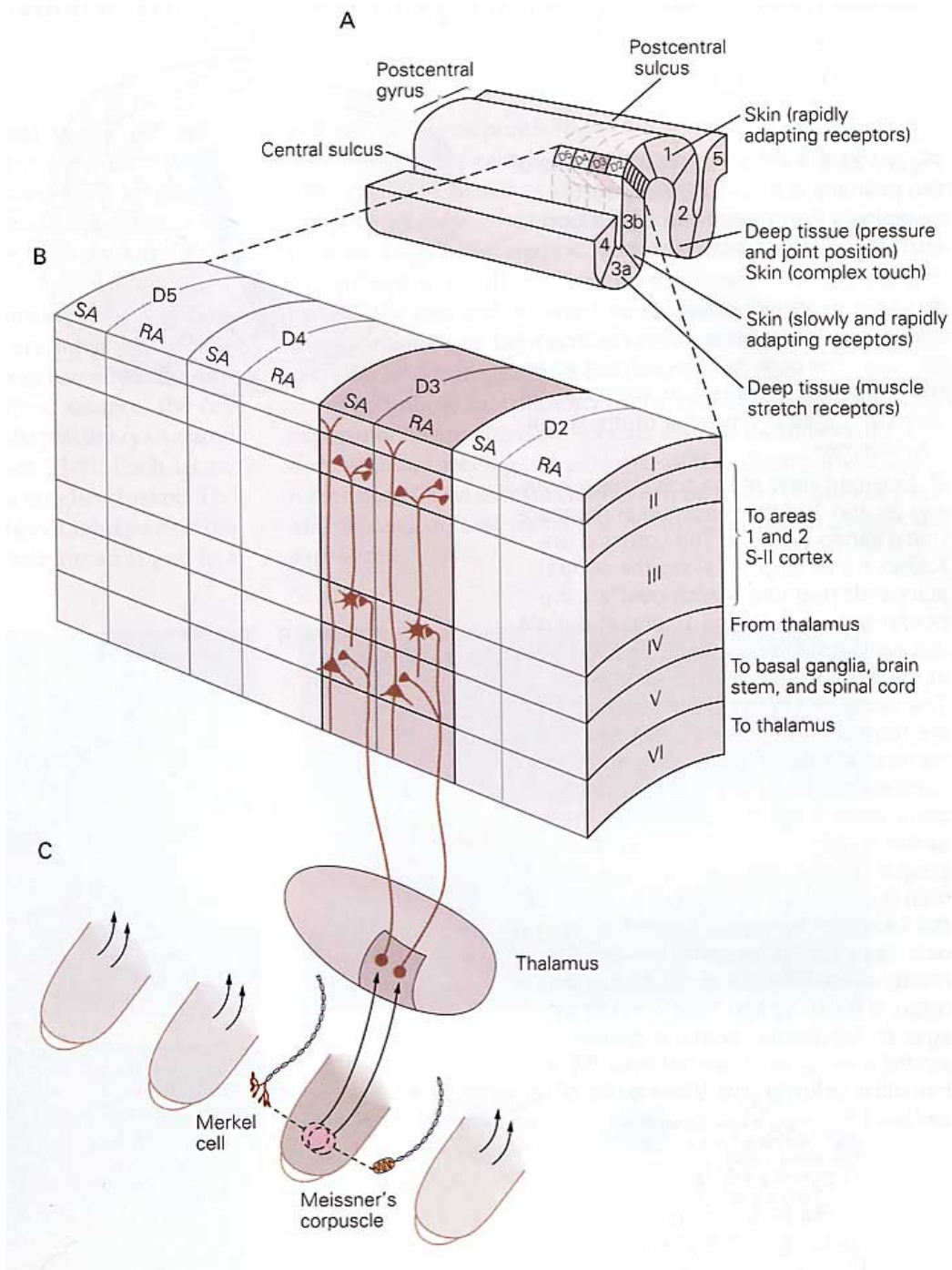


図 1.16 SS-I 野の領域 3b におけるカラム構造 [50].

路の途中に介入して人工的な信号を入力すればよい．感覚提示手法は介入場所に応じて以下の5つに分類することが出来る(図1.17)．

1. 外界の物理現象を再現する手法
2. 受容器の活動を再現する手法
3. 受容器に接続された神経末梢の活動を再現する手法
4. ある程度神経が集まった神経束に対し，脊髄に入る手前で介入する手法
5. 脊髄，視床，第一次体性感覚野における神経活動を再現する手法

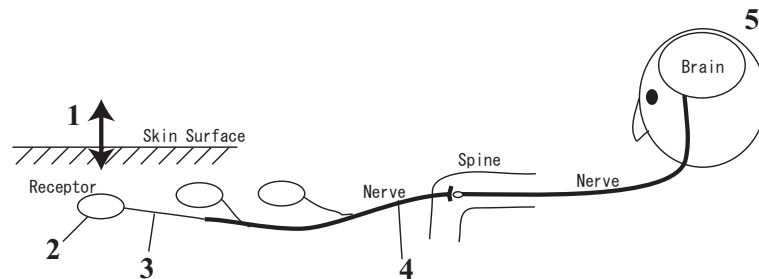


図 1.17 皮膚感覚提示手法の段階．1: 物理現象の再現．2: 受容器活動の再現．3: 末梢神経活動の再現．4: 神経束に対する刺激．5: 体性感覚野における神経活動の再現．

触覚よりもはるかに長い歴史を持つ視覚，聴覚のディスプレイに関しては，上記5つの介入手法の多くが既に試みられている．以下，各手法の実現手法，及び研究状況について，視覚，聴覚と対比しながら概観する．

外界の物理現象の再現

第一の外界の物理現象を再現する手法は，聴覚において波形再生，ないし音場再生として我々が普段体験しているものである．皮膚感覚提示においては，皮膚表面における物理現象を再現することになる．この手法は，皮膚感覚提示手法としては最も長い歴史を持つ．皮膚感覚提示の初期の目的が視覚障害者用の点字ディスプレイであったために，形状を提示する装置の開発が自然と進められたためである．基本的に上下運動するマトリクスピンにより形状を構成する．

Bliss [8,9] らにより提案されたシステムでは，カメラで捉えた画像情報を上下振動するピンアレイによって提示している．代表的な製品としては Optacon [94](図 5.17) が同様の視覚 触覚変換を行っている．池井らによるピエゾアクチュエータを用いた振動ピンディスプレイ [36]，下条らによる高密度型触覚ディスプレイ [95] はこの手法の代表例である．触覚情報処理の研究用に作成された巨大なシステムでは，1.0[mm] 間隔で 400 本のピンを並べたものも開発されている [81]．

岩本らの提案した収束超音波の放射圧を用いる手法は，超音波振動子と超音波レンズにより皮膚表面付近に焦点を設けて放射圧を生じ，皮膚表面に圧力分布を形成するものである(図 1.18)．振動子

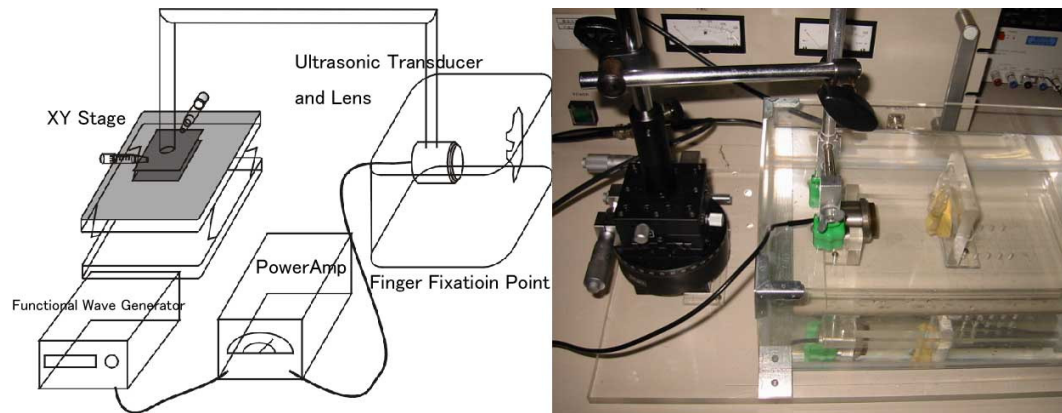


図 1.18 収束超音波の放射圧を用いた触覚ディスプレイ [39] . 超音波振動子と音響レンズにより皮膚表面付近に焦点を設けて放射圧を生じ，圧力分布を形成する .

と指先を接触させる必要が無いため，無負荷時に完全な非接触状態を作りうる事が大きな利点である [12,39] .

また皮膚の上下変位ではなく指の相対運動によって生じる「すべり」，すなわち皮膚の水平運動に着目した研究も多い . 最も基本的な構成例を，毛利らの水平振動ディスプレイに見ることが出来る [69] . 高崎らによる弾性表面波を用いた触覚ディスプレイ [106,107] では，皮膚と接触対象の摩擦係数を動的に制御することによる皮膚水平方向の運動の再現を狙っている . この方式は摩擦係数を制御しているため，指を能動的に動かさない限り感覚提示は行われない .

Beebe らは同様の方式を，静電気力による吸い付きによって実現している [6] . 薄膜によって絶縁された電極に高電圧をかけ，指の接触により角質（キャパシタンスとして働く）に電荷が蓄積され，皮膚と電極の間に静電気力を生じるというものである . これに対して山本らによる極薄の静電アクチュエータフィルムを用いたディスプレイ [115] では，皮膚水平方向の運動を静電アクチュエータによって能動的に発生させている (図 1.20) . 同様にマイクロマシン技術によって皮膚水平方向に変位するアクチュエータをマトリクス状に作成する研究も見られる [21,27] .

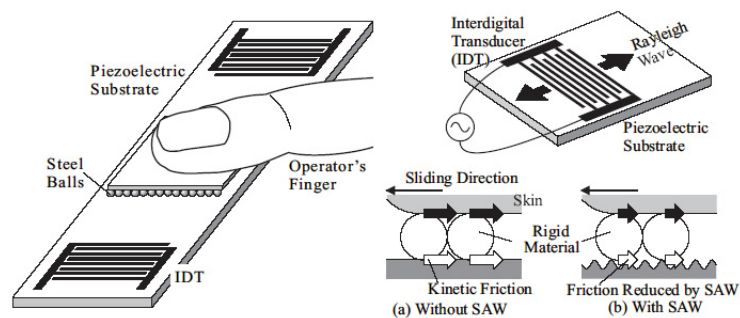


図 1.19 弾性表面波を用いた触覚ディスプレイ [106] . 皮膚と接触対象の摩擦係数を動的に制御する .

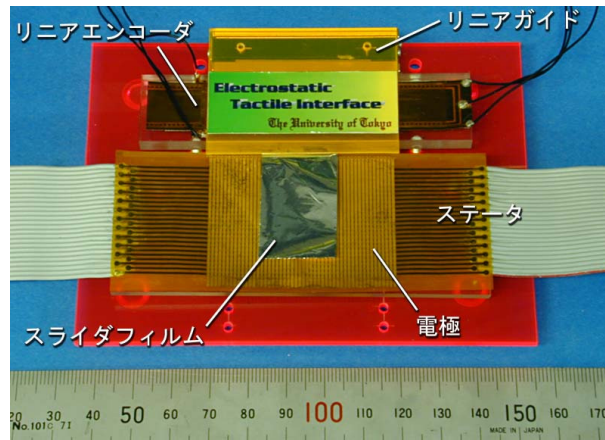


図 1.20 静電アクチュエータフィルムを用いたディスプレイ [115] . 皮膚水平方向運動を能動的に生成 .

受容器活動の再現

第二の受容器の活動を再現する手法は，一般的な視覚提示装置において3原色原理として用いられている．3原色は網膜に存在する3種類の錐体細胞を選択的に活動させる刺激であり，これを組み合わせることによって，受容器にとっては現実と区別の付かない状況を再現することが出来，結果としてあらゆる色を合成できる(図 1.21) .

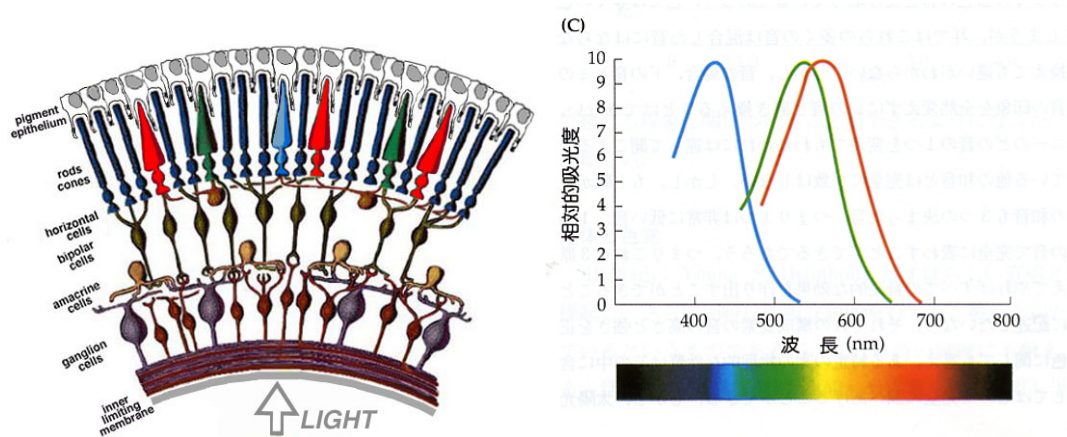


図 1.21 網膜上に存在する3種類の光受容器(錐体細胞)と応答特性 [72] .

皮膚感覚提示においても同様に，機械受容器の活動を再現する手法が考えられる．それぞれの受容器の活動を再現するために提案された手段は次の二つに分類できる．

一つ目は，皮膚表面変位を再現するのではなく，皮膚下の機械受容器が存在する場所におけるひずみを再現することにより，受容器の活動レベルで，現実と等価な刺激を実現するものである．例えば篠田らの提案した磁石を用いたディスプレイ [4] では，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．また牧野らによる空気吸引を用いた触覚

ディスプレイ [61] の場合，指先皮膚を負の空気圧によって吸引する (図 1.22)．当然皮膚表面の変形は押される場合とは異なるが，Merkel 細胞の存在する深さにおけるひずみエネルギーに関しては，押された場合と似たプロファイルを形成する．その結果として，吸引にもかかわらず押された場合と区別の付かない感覚の提示に成功している．

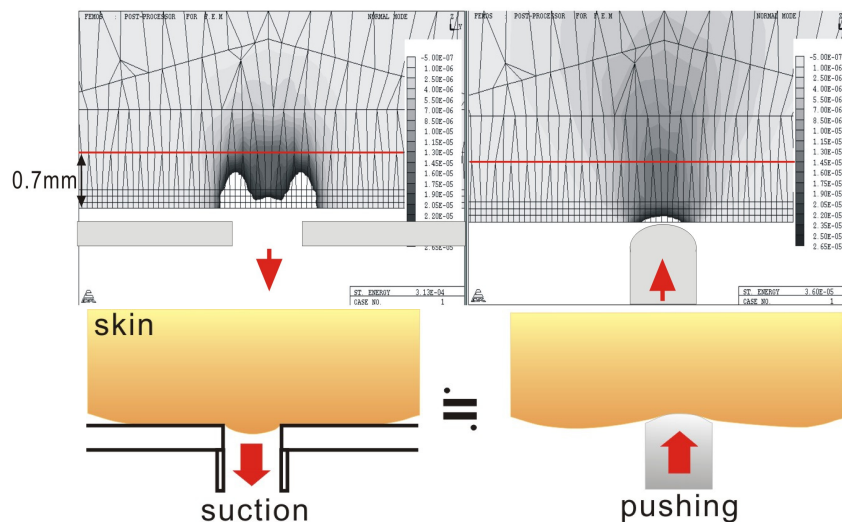


図 1.22 吸引圧を用いた触覚ディスプレイ [61] .

二つ目は，機械受容器の応答周波数特性を用いるものである．それぞれの受容器にとって最も効率の良い周波数で機械振動を与えてやれば，各受容器を選択的に刺激することが出来る．昆陽はこの原理を用いて，高分子ゲルアクチュエータの振動で布のテクスチャ感覚や柔らかさ感覚を提示することに成功している [55, 56](図 1.23) .

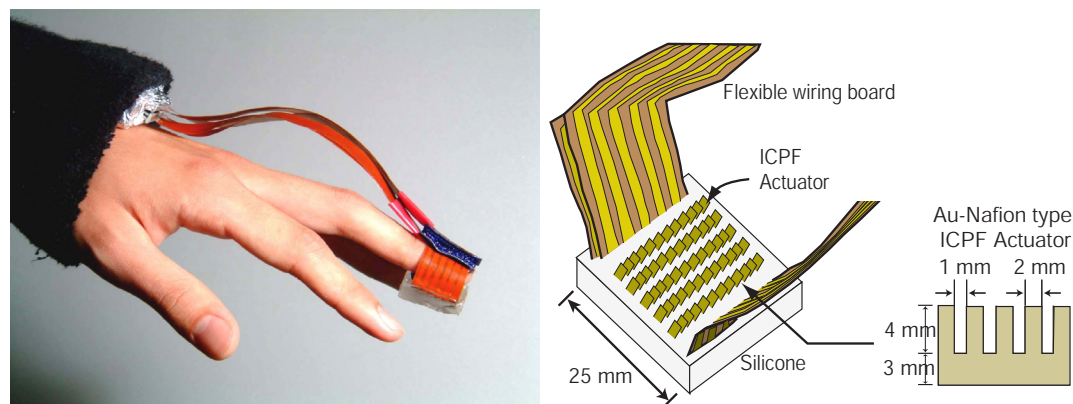


図 1.23 高分子ゲルアクチュエータを用いた触覚ディスプレイ [55, 56] .

末梢神経活動の再現

第三から第五の感覚提示は、視覚、聴覚では医療福祉の分野で研究が進められている。基本的に体内に電極を埋め込むことになるため、埋め込みの容易さと埋め込み後の空間的マッピングの容易さのトレードオフで決定される。末梢側ほど有利である事が多いが、医療行為としては当然患者の壮健部位によって制限される。

まず第三の、受容器に接続された末梢神経の活動を再現する手法は、視覚においては網膜の光感受性細胞が死滅した患者に対し、網膜上に電気素子を配置することにより、光感受性細胞に接続された神経を活動させ、視覚をよみがえらせるという研究が進められている [32]。

また聴覚においてはいわゆる人工内耳がこの手法に当たる [33, 60, 88]。人工内耳は、内耳蝸牛管に柔軟な線状アレイ電極を挿入し、内耳基底膜に伸びる聴覚神経を刺激するというものである。基底膜は周波数を空間的に展開する装置であるため、同様の特性をもったフィルタバンク出力を元に各部位を刺激すれば、聴覚受容器である有毛細胞が死滅していても相当な聴覚の回復が望める。人工内耳は神経系刺激による人工感覚生成を牽引してきた分野であり、既に通常の医療行為となっている。

皮膚感覚提示で末梢神経活動の再現を行う手法としては、本論文が扱う経皮電気刺激の他に、超音波を皮膚下に収束させて神経膜のチャンネルを開く手法が提案されている [20](図 1.24)。

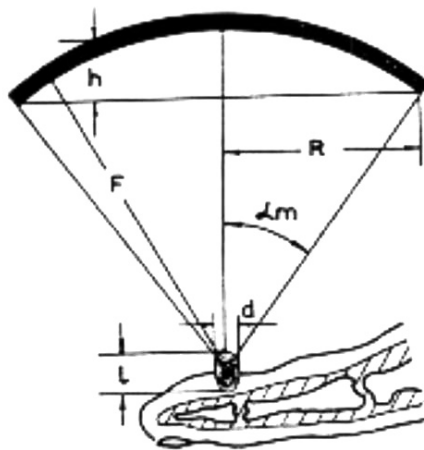


図 1.24 超音波を皮膚下に収束させて神経膜のチャンネルを開く触覚ディスプレイ [20]。

神経束に対する刺激

第四の、ある程度神経が集まった神経束に対して介入する手法は、視覚においては cuff 電極による視神経束への刺激という形で研究が進められている。視神経束が外部からアクセスしやすいために手術が容易であるという長所はあるものの、刺激の空間マッピングの難しさから、単純な明暗情報程度しか提示できていないようである [112]。

皮膚感覚提示の面では、そもそも神経活動の観察のために正中神経に刺入した電極に、逆にパルス電流を流すことで生起される感覚を観察したことが始まりである [79]。視覚の場合と同様、神経束に対して刺入した電極でどこまで空間的な意味のあるパターンを提示できるか、という点が最大の問題

となるが、埋め込み型マトリクス電極を用いてこの問題を解決する方法が提案されている [97]。神経束に対する刺激は日常的な触覚を提示するというよりは、腕、あるいは腕の神経を損傷した患者に対する高性能義手の研究としての側面が強い。この前提のため、まずマトリクス状に穴の開いた電極を神経束の断面に接するように埋め、その後穴に神経が通過して成長するのを待ち、最後に空間配置を学習させる、という手法も現実的な選択肢となる。

一次感覚野における神経活動の再現

第五の脳感覚野における神経活動を再現する手法は、ややSFめいた話のようであるが、むしろ脳の一次感覚野は空間的なトポロジが保存されたまま広い面積に展開されている稀有な場所であるため、空間的パターンの提示という点だけで見れば第四の手法よりも容易である。視覚においては一次視覚野への刺激 [93] が試みられている。特に米国ドーベル研究所は、眼鏡に装着したカメラ映像を剣山電極で一次視覚野に投射することにより、視覚障害者が自動車の運転が可能となる、というデモンストレーションを行った [13]。

皮膚感覚に関しては第一次体性感覚野に電極を埋め込むことになるが、動物実験としては数多くあるものの、現在のところ人への触覚提示の手段として使われているものは見られない。

1.3.2 経皮電気刺激と触原色原理

以下、本論文における我々のアプローチを述べる。

まず我々は、実装手段として経皮電気刺激を採用した。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通し、皮膚下の感覚神経を活動させるという手法である。受容器ではなく末梢神経を刺激しているから、前述の分類では第 1.3.1 節における末梢神経活動の再現にあたる。皮膚感覚提示に経皮電気刺激を採用した理由は、他の手法と較べて次のような実装上の利点を持つためである。

- 皮膚表面に装着する必要があるのは本質的に電極のみであるため、装着部を極めて薄型に、また場合によっては柔軟に作成可能である。
- 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く、また刺激装置自体の物理的共振特性を考慮する必要が無い。
- 刺激装置は単純な電気回路であるため、システム全体のサイズを極めて小さくすることが出来る。

これほど魅力に満ちた皮膚感覚提示手法であり、また数多くの研究が為され [1, 2, 7, 98–102]、多種の感覚を生成し得ることが判明していながら [42]、経皮電気刺激が日常的な触覚体験を再現するディスプレイとして研究される例は無かった。従来の研究の主眼が感覚代行や点字の提示など、記号情報の伝達であり、いかに多くの情報を触覚チャンネルに乗せることが出来るか、という観点から進められてきたためである。このため提示される皮膚感覚は「電気感覚」とでも言うべき特殊感覚であった。

これに対し本論文は、電気刺激による「自然」な皮膚感覚提示を目的とする。換言すれば、日常的な触動作で生じる皮膚感覚を再現可能なディスプレイの構築を目指す。ここで重要となるのが、第 1.3.1 節で触れた受容器活動の再現という視点である。

前述のように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（図 1.21）．

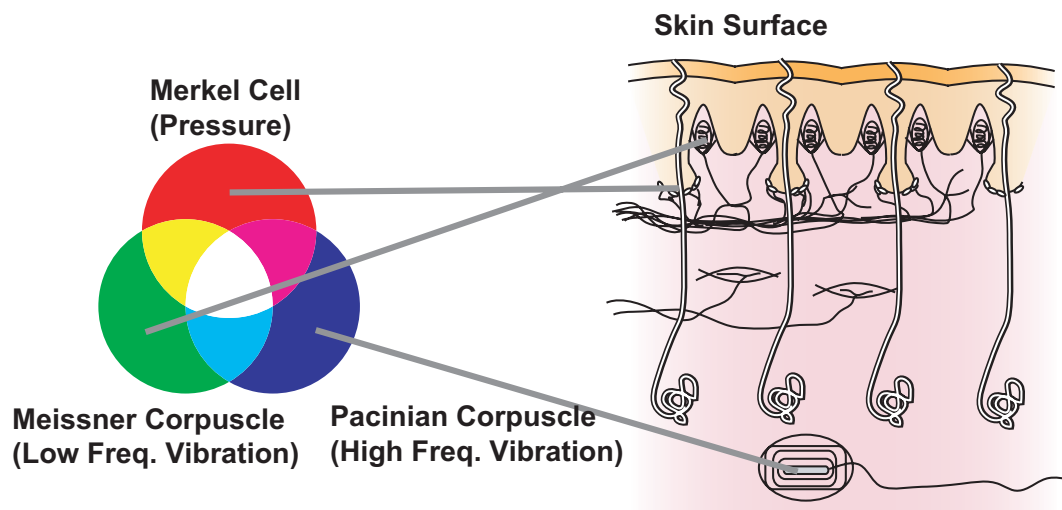


図 1.25 触原色原理に基づく人工感覚の生成．

ここでは，物理現象を再現するのではなく受容器活動を再現する，という観点から，無限次元の情報量を有限次元に落とすという原理が利用されている．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すればよいからである．

触覚においても数種類の機械受容器が存在する．これらを選択的に刺激することができれば，各刺激は視覚における原色と全く同様の意味を持つことになり，各刺激を組合せることによって，あらゆる皮膚感覚を合成可能であると考えられる．この刺激を，触覚における原色という意味で「触原色」と命名する（図 1.25）．

第 1.3.1 節で述べたように，触原色原理に基づいた従来の触覚提示手法は，触覚受容器そのものを機械的刺激によって活動させるというものであった．これに対して本論文の主張の中心は，経皮電気刺激によって皮膚感覚受容器に接続される末梢神経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．触覚神経は特に指先において，受容器ごとに異なる特徴的な走行を見せる．この神経走行の違いを利用して，電気刺激による受容器選択的な刺激を行う．次章以降，経皮電気刺激の数学的モデル化を行った後，触原色の実現可能性を理論的，実験的に示していく．

第 2 章

電気刺激による触原色生成

本章では、前半において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従来の研究をまとめ、定式化した後、後半において具体的な電気触覚ディスプレイの設計を行う。

2.1 経皮電気刺激の数理モデル

2.1.1 電気刺激の定式化

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が、精密なモデル化に始めて成功したのは Hodgkin と Huxley [30] である。

彼らの研究では、神経軸索の電氣的性質、特に活動電位の発生と伝達の機構を調べる事を目的とし、軸索に線状の電極を刺入し、軸索外部へ向けて電流を流す際の膜間電位差電位変化を記録した。

我々の行う経皮電気刺激(皮膚表面電極からの電気刺激)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直接神経膜を通過して刺激するのではなく、皮膚表面からの電流によって皮膚内部に電位勾配を生じ、軸索上の電位勾配が軸索内部の電流を生み、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モデル化する。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。

神経軸索上の現象

まず軸索表面に電位分布 Ψ が与えられたときの膜間電位差 V_m の変化を見る。

図 2.1 は神経軸索の等価回路である [64]。 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 によって表現され、軸索内部はコンダクタンス G で表される。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。経皮電気刺激において行う操作の本質は、 $\Psi(x, t)$ 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 $I(x, t)$ の減少と等しい。さらに I_m は C_m と G_m を流れる電流の和であるから、

$$I_m = -\frac{\partial I}{\partial x} = C_m \frac{\partial V_m}{\partial t} + G_m V_m \quad (2.1)$$

内部電流 $I(x, t)$ は内部電位勾配で表され,

$$I(x, t) = -G \frac{\partial V}{\partial x} \quad (2.2)$$

式(2.2)を式(2.1)に代入して

$$G \frac{\partial^2 V}{\partial x^2} = C_m \frac{\partial V_m}{\partial t} + G_m V_m \quad (2.3)$$

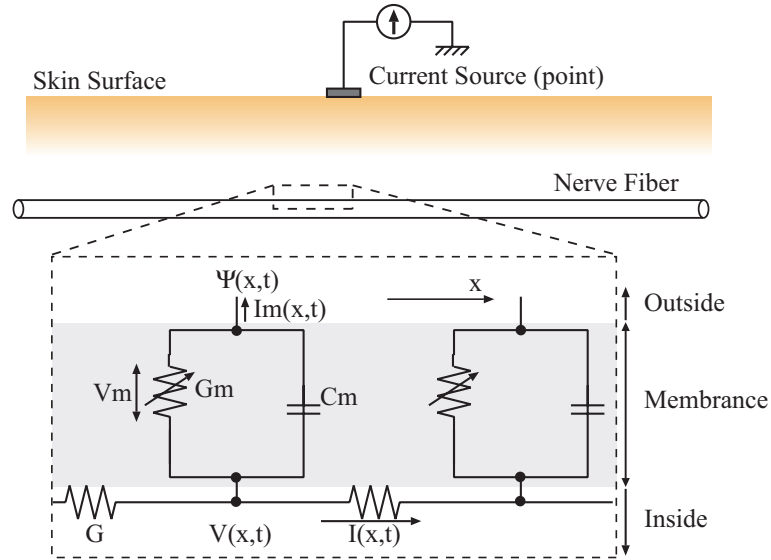


図 2.1 皮膚表面からの電気刺激の状況と神経軸索の等価回路。

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 [30]．このイオンチャネルのダイナミクスを考慮した精密なシミュレータについては第 2.1.2 節で述べる．

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るの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 [91]．

式(2.3)における V に $V_m + \Psi$ を代入して整理すると

$$-\frac{\lambda^2}{\tau} \frac{\partial^2 V_m}{\partial x^2} + \frac{\partial V_m}{\partial t} + \frac{1}{\tau} V_m = \frac{\lambda^2}{\tau} \frac{\partial^2 \Psi}{\partial x^2} \quad (2.4)$$

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．左辺第三項は放射による熱損失であり，最も単純な熱伝導方程式に

は現れないものであるが、単純な変換によって消すことが出来る (付録 B.1 参照)。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 2 階微分を与えれば良いことが理解される。右辺入力を Activating Function と呼ぶ [86, 87]。

以降、具体的な皮膚表面電流による刺激の影響を考察するわけであるが、神経軸索に影響を与える電流源の性質は主に次の二つに分類することが出来る。

- 電流源の空間配置。
- 電流の時間波形。

この二つの要素の影響を個別に観察するため、皮膚表面に与えられた電流源分布 $I(x, t)$ が、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 2.2)。

$$I(x, t) = w(x)i(t) \tag{2.5}$$

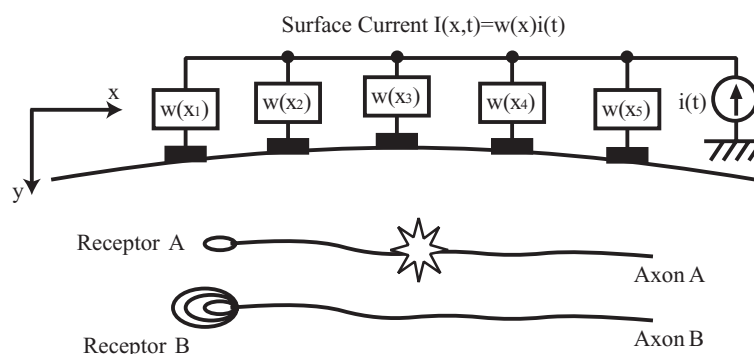


図 2.2 経皮電気刺激における受容器選択的的刺激。

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、第 4 章で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を扱う。

膜外の媒質にキャパシタ成分が無い場合、電流源が時間成分と空間成分で分離できるという仮定から式 (2.4) の右辺入力が時間と空間に関して変数分離可能となる。すなわち

$$\frac{\partial^2 \Psi}{\partial x^2} = w(t)u(x) \tag{2.6}$$

式 (2.4) に代入し、

$$-\frac{\lambda^2}{\tau} \frac{\partial^2 V_m}{\partial x^2} + \frac{\partial V_m(x, t)}{\partial t} + \frac{1}{\tau} V_m(x, t) = \frac{\lambda^2}{\tau} w(t)u(x) \tag{2.7}$$

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

$$\frac{\lambda^2}{\tau} \omega^2 \tilde{V}_m(\omega, t) + \frac{\partial \tilde{V}_m(\omega, t)}{\partial t} + \frac{1}{\tau} \tilde{V}_m(\omega, t) = \frac{\lambda^2}{\tau} w(t) \tilde{u}(\omega) \tag{2.8}$$

さらに t に関して Laplace 変換 ($t \rightarrow s$) して下記の式を得る .

$$\frac{\lambda^2}{\tau} \omega^2 \bar{V}_m(\omega, s) + s \bar{V}_m(\omega, s) + \frac{1}{\tau} \bar{V}_m(\omega, s) = \frac{\lambda^2}{\tau} \bar{w}(s) \tilde{u}(\omega) \quad (2.9)$$

ただし初期状態 $V_m(t=0) = 0$ とおいた . 整理して結局 ,

$$\bar{V}_m(\omega, s) = \frac{\frac{\lambda^2}{\tau}}{(\frac{\lambda^2}{\tau} \omega^2 + s + \frac{1}{\tau})} \bar{w}(s) \tilde{u}(\omega) \quad (2.10)$$

最も簡単なインパルス入力の場合 , $\bar{w}(s) = 1$ を代入して

$$\bar{V}_m(\omega, s) = \frac{\frac{\lambda^2}{\tau}}{s + \frac{\lambda^2 \omega^2 + 1}{\tau}} \tilde{u}(\omega) \quad (2.11)$$

逆 Laplace 変換により

$$\tilde{V}_m(\omega, t) = \frac{\lambda^2}{\tau} \tilde{u}(\omega) \exp^{-\frac{\lambda^2 \omega^2 + 1}{\tau} t} \quad (2.12)$$

これは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

$$\max V_m = \max \frac{\lambda^2}{\tau} u \quad (2.13)$$

$$= \max \frac{\lambda^2}{\tau} \frac{\partial^2 \Psi}{\partial x^2} \quad (2.14)$$

$\frac{\lambda^2}{\tau} \frac{\partial^2 \Psi}{\partial x^2}$ は前節で導入した Activating Function (AF) である . 式 (2.14) は , Activating Function の最大値とインパルス入力時の膜間電位差の最大値が等しいことを意味している . 我々は膜電位差が閾値を越えたら発火するというモデルを採用しているから , Activating Function が大きいほど刺激されやすい . 神経活動を引き起こす刺激電流の閾値は , Activating Function の逆数となる .

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 ,

$$\frac{\lambda^2}{\tau} = \frac{G}{C_m} \quad (2.15)$$

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 2.1) , 次のような事実が知られている [114] .

- 髄鞘 (Myelin Sheath) 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 (Ranvier Node) 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．付言すれば通常運動神経の方が感覚神経よりも太いが，指先の場合には運動神経が存在しないため，感覚提示の際に運動を生じる恐れが無い．

皮膚表面の電極配置

ここまで述べたのは，軸索表面にある電位分布が与えられた際の膜間電位差の変化の様子である．次に皮膚表面に配置された電流によって軸索表面に生じる電位分布についてみる．

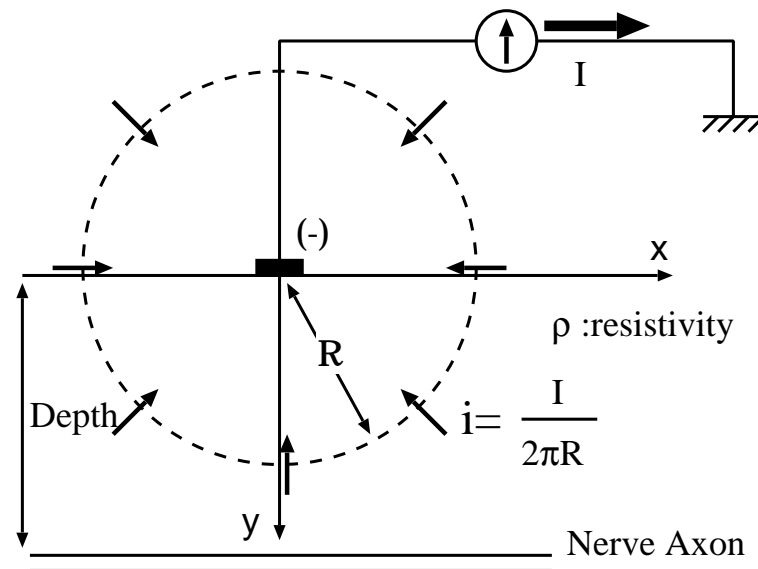


図 2.3 皮膚表面からの電流刺激．二次元，単一線電極の場合．

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 2.3）．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 軸を皮膚表面平行， y 軸を垂直方向にとり，電極を原点とする． (x, y) における電流密度 i が

$$i(x, y) = \frac{I}{2\pi R} \quad (2.16)$$

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

$$\Psi(x, y) = - \int \vec{E} d\vec{R} \quad (2.17)$$

$$= - \int_R i \rho dR \quad (2.18)$$

$$= - \int_R \frac{I}{2\pi R} \rho dR \quad (2.19)$$

$$= \frac{-\rho I \log(R)}{2\pi} \quad (2.20)$$

と求まる．ただし ρ は単位体積当たりの抵抗である．

ここでもう一度 Activating Function を見ると，AF の軸索固有でない部分， $\partial^2 \Psi / \partial x^2$ は，神経軸索に沿った膜外電位分布の空間2階微分である．

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

$$AF \propto \frac{\partial^2 \Psi(x, y)}{\partial x^2} \propto \frac{y^2 - x^2}{(x^2 + y^2)^2} \quad (2.21)$$

式(2.21)をプロットして図2.4を得る．次のことが分かる．

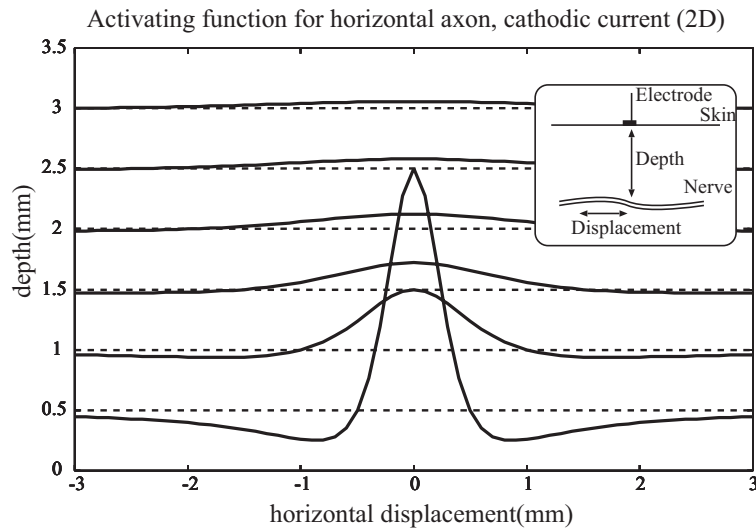


図 2.4 水平方向に伸びた軸索の AF．単一電極からの陰極電流の場合．点線で示された各深さにおける Activating Function を，点線を 0 としてプロットした．

- 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，AF 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本節の計算は水平に伸びた軸索に対する，陰極性 (Cathodic) 電流の場合である．陽極性 (Anodic) になれば図は正負反転し， $AF_{x=0}$ は負の値を持ち，刺激できなくなる．これが従来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(2.21)と電流源分布を重畳すれば良い．電位分布は電流源分布に対して重ねあわせが成り立つからである．

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 (2.21) と $I(x)$ の重畳で与えられる。1次元の場合には

$$AF(x, y) \propto \int I(x') \frac{y^2 - (x - x')^2}{((x - x')^2 + y^2)^2} dx'. \quad (2.22)$$

アレイ状電極を使う場合には離散化され (図 2.5) ,

$$AF(x, y) = \sum_{i=1}^N I_i AF_{single}(x - x_i, y) \quad (2.23)$$

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, AF_{single} は単一電極から流れる単位電流による Activating Function を表す。

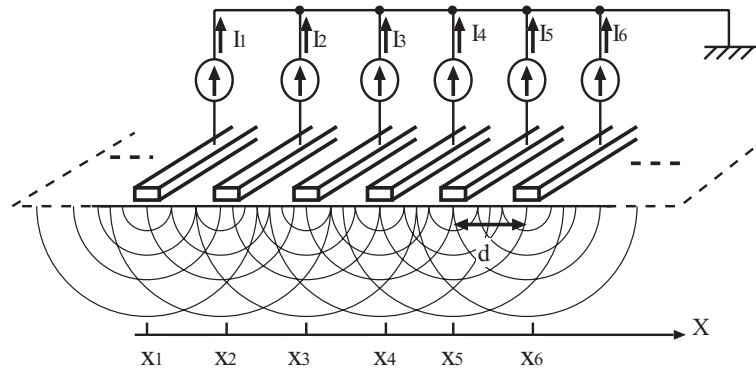


図 2.5 アレイ電極の場合の Activating Function .

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。

$$\frac{\partial^2 AF}{\partial x^2} + \frac{\partial^2 AF}{\partial y^2} \propto \frac{\partial^2}{\partial x^2} \frac{\partial^2 V}{\partial x^2} + \frac{\partial^2}{\partial y^2} \frac{\partial^2 V}{\partial x^2} \quad (2.24)$$

$$\propto \frac{\partial^2}{\partial x^2} \left(\frac{\partial^2 V}{\partial x^2} + \frac{\partial^2 V}{\partial y^2} \right) \quad (2.25)$$

$$= 0 \quad (2.26)$$

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) 。

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 (2.12) 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

$$w(t) = \begin{cases} 1 & \text{for } 0 \leq t \leq T \\ 0 & \text{otherwise} \end{cases} \quad (2.27)$$

に対する応答は， $\bar{w}(s) = \frac{1 - \exp^{-sT}}{s}$ を式 (2.10) に代入して，

$$\tilde{V}_m(s, \omega) = \frac{\lambda^2}{(\lambda^2\omega^2 + s\tau + 1)} \frac{1 - \exp^{-sT}}{s} \tilde{u}(\omega) \quad (2.28)$$

逆 Laplace 変換により

$$\tilde{V}_m(t, \omega) = \frac{\lambda^2}{1 + \lambda^2\omega^2} (H(t) - H(t - T) - \exp^{-\frac{1+\lambda^2\omega^2}{\tau}t} + \exp^{-\frac{1+\lambda^2\omega^2}{\tau}(t-T)}) \tilde{u}(\omega) \quad (2.29)$$

ただし $H(t)$ はステップ関数である．式 (2.29) は明らかに $t = T$ の時に最大値を取るため，結局刺激の強さは

$$\max V_m = \max \mathcal{F}^{-1} \left(\frac{\lambda^2}{1 + \lambda^2\omega^2} (1 - \exp^{-\frac{1+\lambda^2\omega^2}{\tau}T}) \tilde{u}(\omega) \right) \quad (2.30)$$

と表される．ただし \mathcal{F}^{-1} は逆 Fourier 変換を表す．パルス幅が無限に長いステップ入力の場合，

$$\max V_m = \max \mathcal{F}^{-1} \left(\frac{\lambda^2}{1 + \lambda^2\omega^2} \tilde{u}(\omega) \right) \quad (2.31)$$

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，

$$\max V_m = V_m(0) \quad (2.32)$$

$$= \int_{-\infty}^{\infty} \frac{\lambda^2}{1 + \lambda^2\omega^2} d\omega \quad (2.33)$$

$$\vdots \quad (2.34)$$

$$= \pi\lambda \quad (2.35)$$

よってステップ入力に対しては，軸索の容易さは λ に比例する (閾値が λ に反比例する)．第 2.1.1 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活動閾値は直径の二乗に反比例する．
- パルス幅が長くなるにつれ，閾値は直径に反比例する．

とまとめることが出来る．

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 2.1.1 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 1.0[mm] 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 [17] 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 [114] のものを用いた (表 2.1)．

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[μm]，5[μm]，3.3[μm] 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 2.6 である．パルス幅がごく短い場合，10[μm] の軸索と 3.3[μm] の軸索の膜間電位差の比は 9 であり，5[μm] の軸索の膜間電位差との比は 4 である．これは軸索直径

表 2.1 神経軸索の各種パラメータ .[17]

単位軸索内抵抗	$0.11[k\Omega cm]$
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	$2.5[\mu m]$
髄鞘長の対軸索直径比	100
髄鞘内径の対軸索直径比	0.7

比の二乗に比例するという第 2.1.1 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．

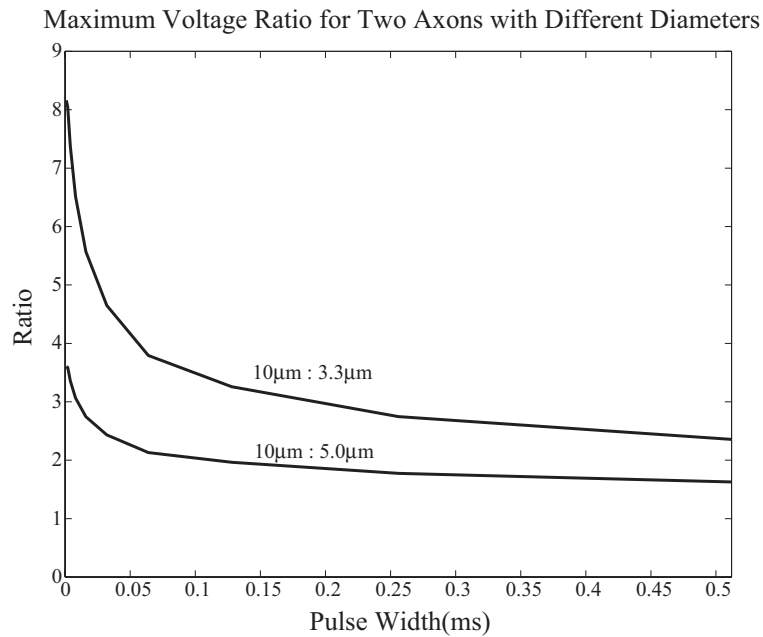


図 2.6 軸索直径とパルス幅の影響．直径 $10[\mu m]$ の軸索に対する $3.3[\mu m]$, $5.0[\mu m]$ の軸索の応答比．

2.1.2 膜コンダクタンスのダイナミクスを考慮した McNeal モデル

前節までは神経軸索を線形時不変のシステムと仮定し，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．この仮定は工学的応用のためには有用ではあるが，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．また実際の電気刺激を行った際に神経がどのような振る舞いをするかという検証のためには明らかに不十分である．

ここでは McNeal [64] が提案した，イオンチャネルのダイナミクスを考慮した精密なシミュレータ

を再構築する．以降本シミュレータを McNeal シミュレータと呼ぶことにする．神経軸索の発火現象に関して、イオンチャネルの振る舞いを含めた精密な再現の試みは極めて多いが、全て本方式のバリエーションである．

McNeal シミュレータは本物の神経を用いた生理実験を行うことが出来ない我々にとって、最も現実に近いものであるため、今後必要に応じて刺激の検証に利用する．なお原著論文中にはいくつかの重要なパラメータに単位を含めた誤りが見られるため、Rattay による訂正 [86] に従った．

McNeal の提案の骨子は以下の通りである．まず神経軸索のモデルとしては、第 2.1.1 節で述べたように Ranvier Node における神経膜のコンダクタンス及びキャパシタンス、軸索内部のコンダクタンスの集中定数回路とみなす．第 2.1.1 節では全てのパラメータを定数とおいたが、ここでは神経膜のコンダクタンスにダイナミクスを持たせる．このダイナミクスは Hodgkin と Huxley がイカの無髄神経に関して提案、検証し、Frankenhaeuser らが有髄神経に関して変形したものである [17]．

実際の計算は膜間コンダクタンス G_m の変化という形ではなく、膜間電流 I_m を膜間キャパシタンス C_m を通過する成分 I_{cm} と膜間コンダクタンス G_m を通過する成分 I_{gm} に分け、 I_{gm} をイオンチャネルの振舞いによって記述する．つまりダイナミクスを持つのは膜間のイオンチャネル、具体的にはカリウムチャネル及びナトリウムチャネルである．

ナトリウムチャネルを通過する電流を i_{Na} 、カリウムチャネルを通過する電流を i_K 、漏れ電流を i_L 、その他の寄与をまとめて i_P とすると

$$I_{gm} = i_{Na} + i_K + i_P + i_L \quad (2.36)$$

各チャネルの電流は以下のように表現される．

$$i_{Na} = c_1 h m^2 (Na_o - Na_i \times \exp(c_5 V_m)) \quad (2.37)$$

$$i_K = c_2 n^2 (K_o - K_i \times \exp(c_5 V_m)) \quad (2.38)$$

$$i_P = c_3 p^2 (Na_o - Na_i \times \exp(c_5 V_m)) \quad (2.39)$$

$$i_L = c_4 (V - V_l) \quad (2.40)$$

c_1 から c_5 まではイオンの種類及び温度から決定される定数、 Na_o 、 Na_i 、 K_o 、 K_i は各イオンの膜外、膜内濃度であり、やはり定数である． m 、 h 、 n 、 p がイオンチャネルのダイナミクスを規定する変数である．

変数 m は以下のダイナミクスに従う．

$$\frac{dm}{dt} = a_m(1 - m) - b_m m \quad (2.41)$$

これは典型的な確率状態遷移方程式である．物理的な実体を思い描くためには、次のような比喩が適当だろう．まずナトリウムチャネルは c_h という種類の部品一つと c_m という種類の部品2つで構成されているものとする．全ての部品が働いたとき、初めてナトリウムイオンが通過することが出来る．このとき c_h が働く確率を h 、 c_m が働く確率を m とすることにより、式 (2.37) が導かれる．

次に部品 c_m が働く確率 m を状態遷移方程式で表す．既に働いている c_m が dt 時間経過後にも働く確率を b_m 、働いていなかった c_m が dt 時間経過後に働くようになる確率を a_m とすることにより、式 (2.41) が導かれる．確率 a_m 、 b_m は膜間電位差の関数である．

変数 h, n, p に関しても同様である。

以上述べたような、あるイオンチャネルを複数の異なる種類の部品の集まりとすることは、当初は単なる式理解のための便宜上の想像でしかなかったが、現在はチャネルの物理的構造ともよく適合していると考えられている [54, 75]。式 (2.41) を積分形式に直し、ルンゲ・クッタ法により dt 時間後の状態を更新していくことでシミュレーションが実現される。

McNeal シミュレータによるシミュレーション結果を以下に示す。刺激状況は図 2.1、各刺激パラメータは表 2.1 及び表 2.2 の通りである。

各ノードの膜外に与えられる電位分布は第 2.1.1 で述べた方法により計算した。繰り返し計算の時間分解能は $1[\mu\text{s}]$ に設定した。図 2.7 がシミュレーション結果である。横軸が時間、縦軸が膜間電位、奥方向軸が神経軸索の位置（ノード番号）を表す。電極を軸索中央の真上に配置しているため、軸索はまず中央で発火し、活動電位が左右に広がっている様子が分かる。

表 2.2 刺激シミュレーションに用いたパラメータ。

Ranvier Node 数	21
電流パルス強度	1.0[mA]
電流パルス幅	200[μs]
神経軸索の直径	4.0 [μm]
神経軸索の深さ	1.0[mm]

McNeal シミュレータによる閾値計測

作成した McNeal シミュレータにさまざまな状況を設定し、刺激電流パルスを変動させて神経活動を観察することで、その条件下における電流閾値を計測することが出来る。

図 2.8 に、図 2.7 と全く同じ条件のもとで刺激パルスの電流振幅を $0.1[\text{mA}]$ から $0.9[\text{mA}]$ まで変動させた場合のシミュレーション結果を示す。各軸はすべて図 2.7 と共通である。

刺激パルスの高さが $0.6[\text{mA}]$ 以下の場合には膜間電位差の最大値は数 [mV] 程度でしかないが、 $0.7[\text{mA}]$ 以上になると $100[\text{mV}]$ 以上で活動する。いわゆる神経膜の閾値現象が再現されていることが分かる。この場合閾値は $0.6[\text{mA}]$ と $0.7[\text{mA}]$ の間にあることになる。

このように極めてはっきりとした状態変化を観測できるので、ある条件下で神経活動を生じたかどうかは膜間電位差の最大値によって自動的に判定することが出来る。この判定手法を用い、さらに以下に述べるような 2 分岐の手法を用いて、電流閾値を求めることが出来る。

電流閾値を求める 2 分岐アルゴリズムは次の通りである。まず $1.0[\text{mA}]$ の場合に閾値に達しているかどうかを膜間電位差の最大値で判定する。もし達していなければ $2[\text{mA}]$, $4[\text{mA}]$ と閾値に達するまで 2 倍ずつ上げていく。もし閾値に達しているなら逆に $0.5[\text{mA}]$, $0.25[\text{mA}]$ と下げていく。もし $1[\text{mA}]$ で閾値に達しており、 $0.5[\text{mA}]$ で達していない場合には、次の試行は二つの中間値の $0.75[\text{mA}]$ で評価する。そしてもし $0.75[\text{mA}]$ で閾値に達したなら次の試行は $0.75[\text{mA}]$ と $0.5[\text{mA}]$ の中間値の $0.625[\text{mA}]$ 、達していない場合は $1.0[\text{mA}]$ と $0.75[\text{mA}]$ の中間値の $0.875[\text{mA}]$ となる。この分岐を N 回繰り返した場合、 N ビットの精度で閾値を求めることが出来る。

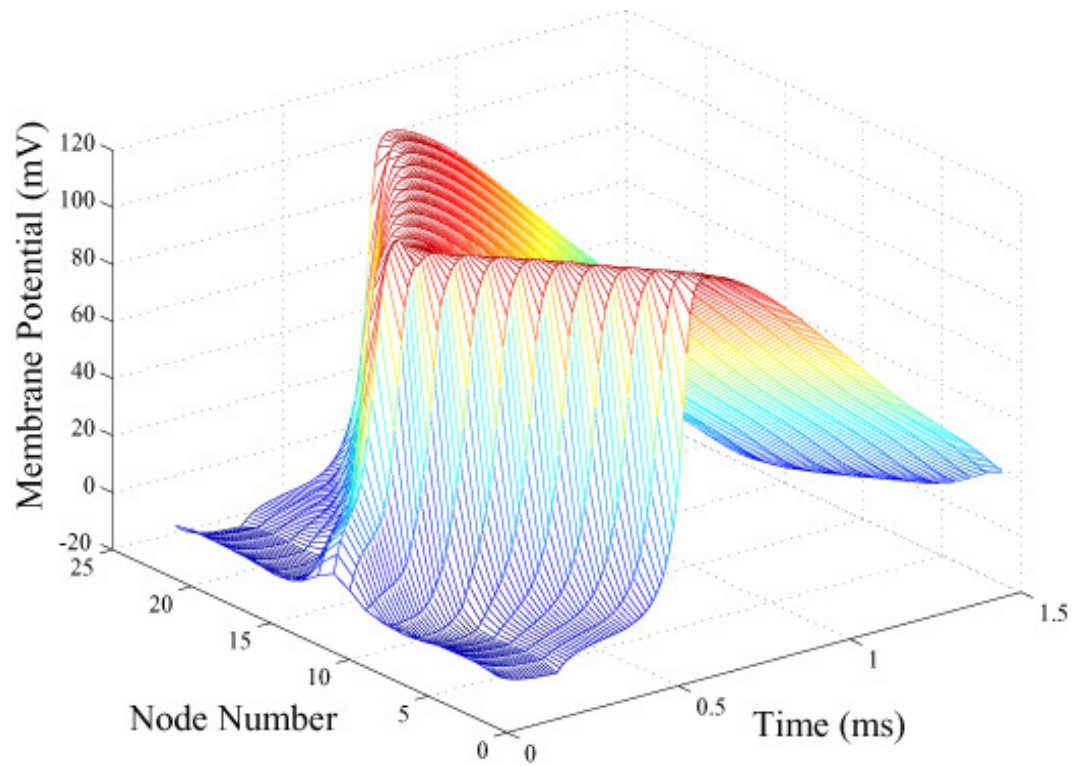


図 2.7 McNeal シミュレータによる神経活動のシミュレーション結果．皮膚表面の単一電極により皮膚下 1.0[mm] の，皮膚と水平方向に走行する直径 4.0[μm] の神経軸索を刺激した場合．軸索のパラメータを表 2.1 に，刺激パラメータを表 2.2 に示す．下横軸が時間，縦軸が膜間電位，奥方向軸が神経軸索の位置（ノード番号）を表す．

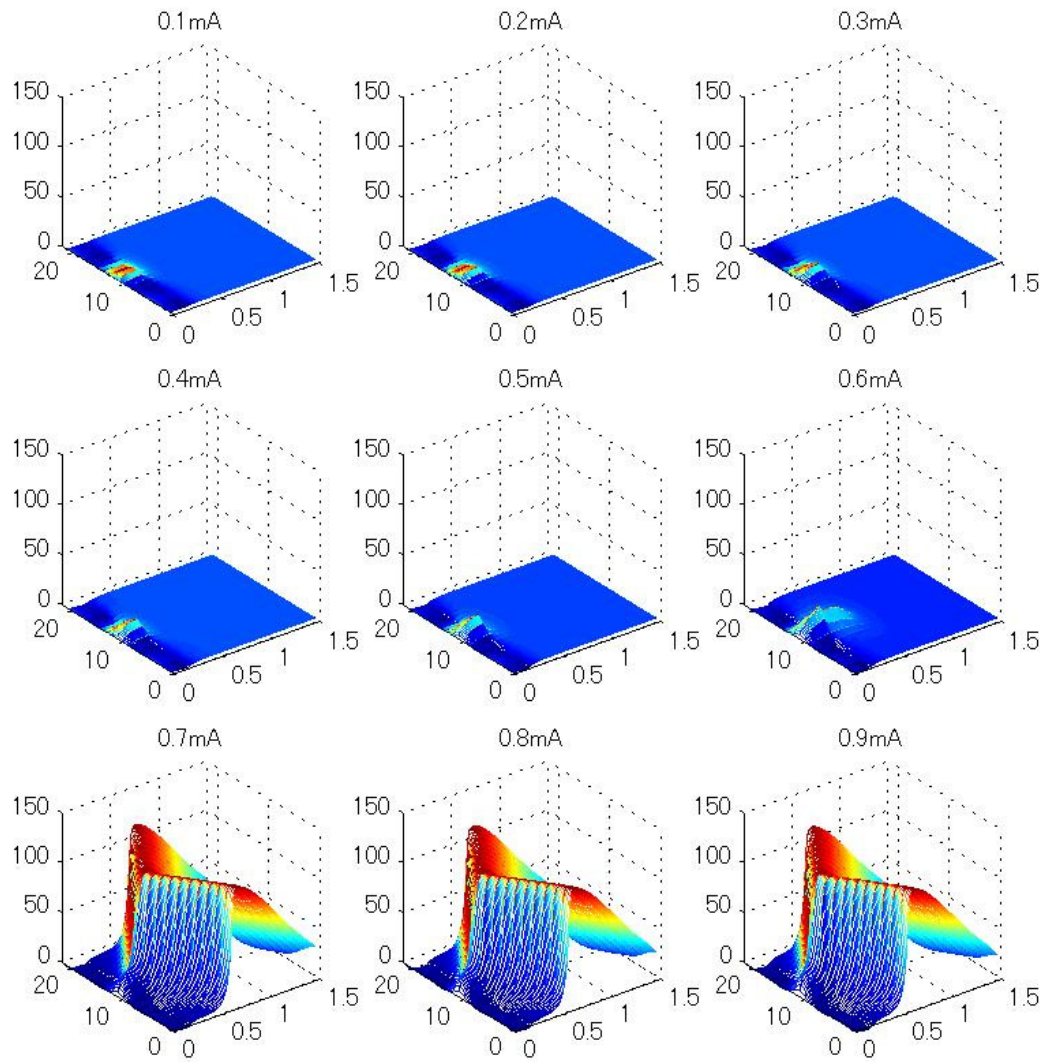


図 2.8 刺激パルスの電流振幅を 0.1[mA] から 0.9[mA] まで変動させた場合の膜間電位差のシミュレーション結果．各軸はすべて図 2.7 と共通．

図 2.9 に、図 2.7 と全く同じ条件のもとで 2 分岐アルゴリズムを適用した様子を示す。繰り返し回数は 9 回である。図の結果から、本条件下では電流閾値は約 0.60[mA] であることが明らかとなった。

今後 McNeal シミュレータを用いてある条件下での閾値を決定する場合は、全てここで示した 2 分岐アルゴリズムによって決定する。

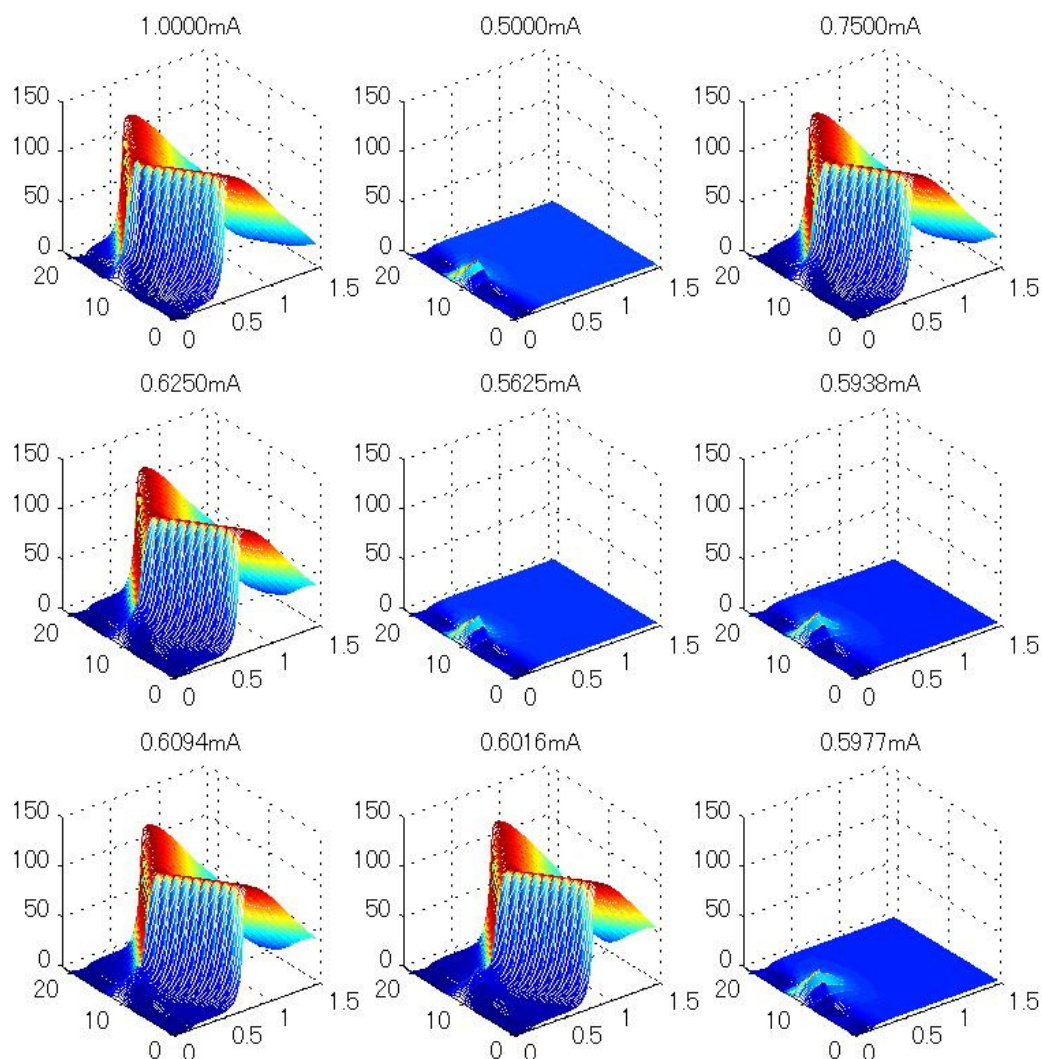


図 2.9 2 分岐アルゴリズムの適用による電流閾値の測定。9 回の繰り返し計算により、電流閾値が約 0.60[mA] であることが明らかとなった。各軸はすべて図 2.7 と共通。

Activating Function と McNeal シミュレータの比較

以下、軸索の直径と、軸索の深さに関して、Activating Function による予測と McNeal シミュレータによるシミュレーション結果を比較する。

深さと閾値の関係

第 2.1.1 節において，神経軸索の存在する皮膚表面からの深さと電流閾値との関係を予測した．Activating Function による予測は，線状電極を用いた 2 次元断面の状況では，深さの 2 乗に比例するというものであった．

深さを 0.5[mm] から 2.0[mm] まで変化させて McNeal シミュレータによる閾値計測を行った．深さ以外の軸索パラメータ，及び刺激電流パルスの幅はすべて図 2.7 の場合と共通である．

結果を図 2.10 に示す．図中には Activating Function による予測，すなわち深さの二乗に比例した曲線を最小二乗近似によりフィッティングした結果も合わせて表示している．図から明らかなように，この深さの範囲では Activating Function による予測と McNeal シミュレータによる予測は極めてよく一致していることが分かる．

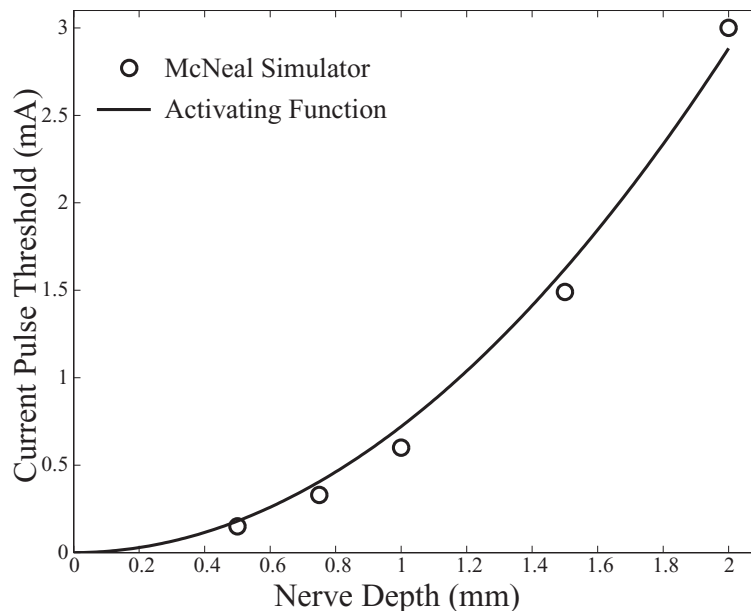


図 2.10 神経軸索の深さを 0.5[mm] から 2.0[mm] まで変化させた場合の，McNeal シミュレータによって測定した閾値と Activating Function による予測の比較

軸索直径と閾値の関係

式 (2.14) において，Activating Function が二つの部分によって構成されていることを見た．一つは軸索上の膜外電位分布の空間 2 階微分に相当する項であり，もう一つは軸索の時定数である．そして式 (2.15) 以降の議論において，有髄神経の場合軸索の時定数が，直径の二乗に比例して大きくなることを確認した．

すなわち Activating Function による予想では，神経軸索は軸索直径の 2 乗に比例して刺激されやすくなる（電流閾値は 2 乗に反比例して減少する）はずである．

ただし第 2.1.1 節で示したように，Activating Function はインパルス刺激を仮定しているため，パルスが長くなるにつれて Activating Function による予測にずれが生じる．ラプラス解析を用い，無限長パルス（ステップ入力）の場合，電流閾値は軸索直径に反比例することを予想した（式 (2.35)）．

この軸索直径と電流閾値の関係を McNeal シミュレータによって測定した．軸索直径としては 1,2,4,8[μm] を用い，電流パルス幅を 20,50,200,400[μs] と変動させた．

同時に Activating Function による予測（直径の 2 乗に反比例），及び第 2.1.1 節で導出された軸索直径に反比例するという予測によるフィッティング結果も表示した（図 2.11）．

図より，McNeal シミュレータの出力が二種類の予測の間に位置することが分かる．さらにパルス幅が短いほど Activating Function の予測に近づき，長くなるにしたがって反比例の予測に近づくことも理解される．

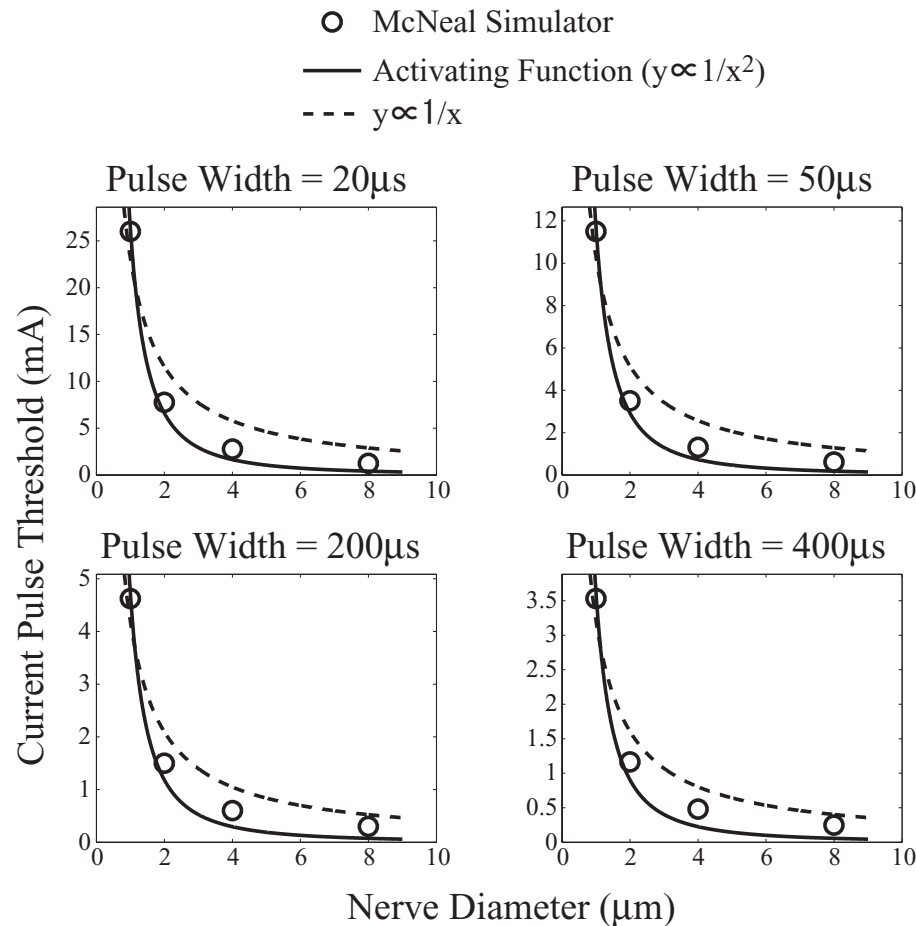


図 2.11 神経軸索の直径を 1.0[μm] から 8.0[μm] まで変化させた場合の，McNeal シミュレータによって測定した閾値と，Activating Function($y \propto 1/x^2$)，および $y \propto 1/x$ によるフィッティング

以上の 2 例により，McNeal シミュレータを用いた結果と Activating Function による予測は少なくとも前半の軸索の深さのような空間的配置に関してはよく一致すること，また後半の軸索直径のような時間的特性についてはパルス幅が短い限りよく一致することが分かった．

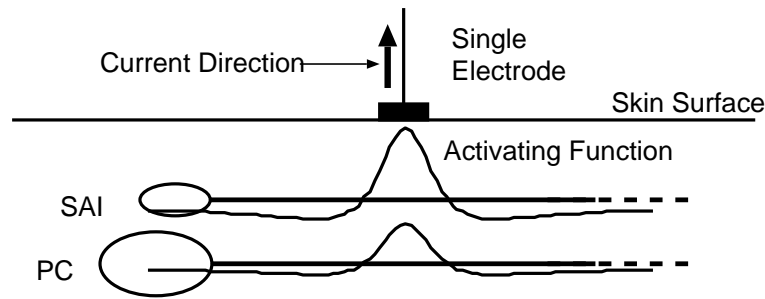


図 2.12 単一電極による刺激 .

2.2 電気刺激による触原色生成

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空間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望ましい電位分布を形成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。

2.3 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さの違いを利用する選択刺激法を考える。

図 2.12 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 2.1.1 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。

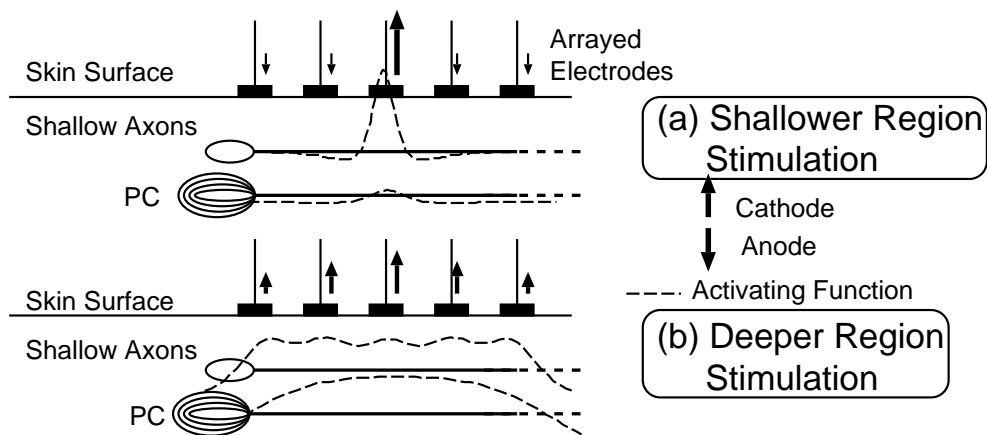


図 2.13 重み付アレイを用いた深度選択的刺激。(a) 浅部刺激モード (b) 深部刺激 (PC) モード。

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 2.13a)．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 2.1.1 節で示したように調和関数(電位分布)の空間微分である Activating Function はそれ自体が調和関数であるため，境界以外で極値を取ることが出来ず，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 2.13(b))．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．

2.4 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．

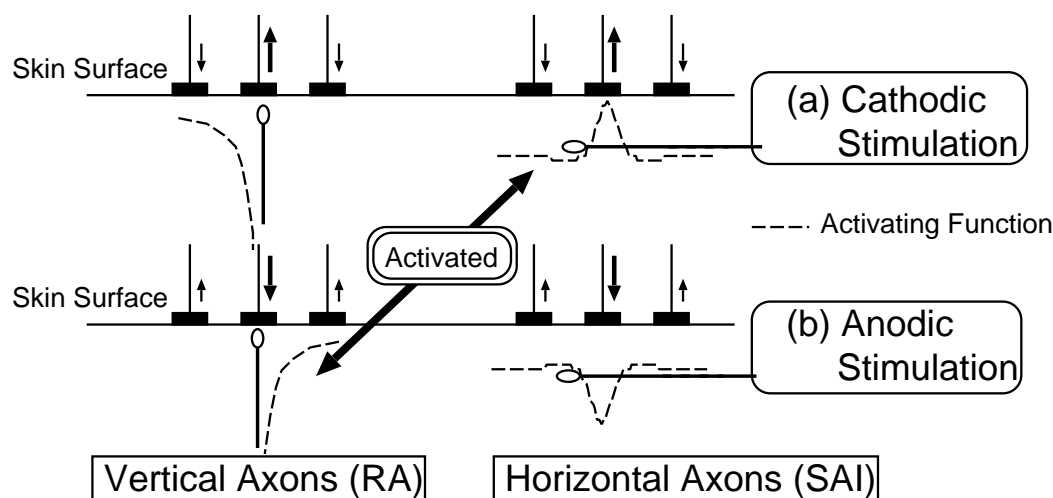


図 2.14 方向選択性刺激．(a)：陰極電流による刺激．水平に延びた軸索の AF が正の値をとるのに対し，垂直に延びた軸索の AF は負の値をとる．(b)：陽極刺激．AF が正負逆転し，皮膚垂直方向の軸索のみ刺激される．

第 2.1 節で述べたように，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 $d^2\Psi/dx^2$ であるのに対して， y 方向に延びた軸索の AF は $d^2\Psi/dy^2$ 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，

$$\frac{d^2\Psi}{dx^2} + \frac{d^2\Psi}{dy^2} = 0 \quad (2.42)$$

であるから，

$$\frac{d^2\Psi}{dy^2} = -\frac{d^2\Psi}{dx^2} \quad (2.43)$$

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 2.1 章で述べたように，AF は皮膚水平方向に伸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伸びた軸索に対する AF は負の値を取ることになる．すなわち陰極電流で深さ方向に伸びた軸索を刺激することは出来ない (図 2.14(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伸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 2.14(b)) ．

第 1.1 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 [29, 43] ．特に Kaczmarek [43] 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 [89, 92] 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 1.2) である．Dermal Pappilae の深さは 0.2[mm] 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．つまり本節で述べた議論がよく当てはまる．結局 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．

2.5 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 2.15) ．

まず深部に存在する機械受容器には PC と SAII の二種類が存在するが SAII 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．

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．

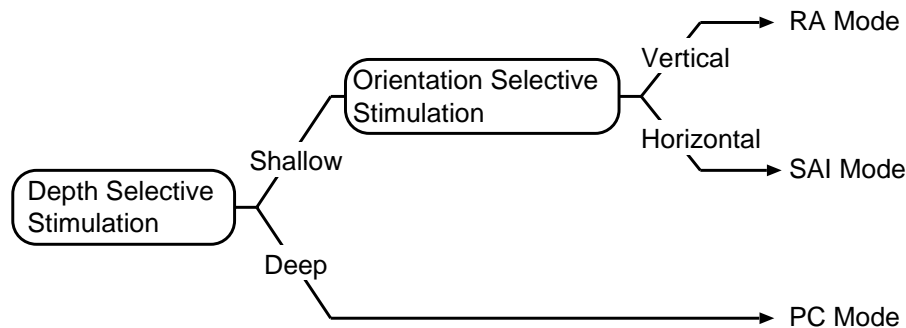


図 2.15 3つの刺激モード.

2.6 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。

第 2.1.1 節で見たように、アレイ電極が形作る AF は、各電極を電流制御している限り線形和によって計算される。

$$AF(x, y) = \sum_{i=1}^N w_i AF_{single}(x - x_i, y) \quad (2.44)$$

ただし w_i は i 番目の電極からの電流、 N は電極の個数 (図 2.16)、 x_i は i 番目の電極の座標、 AF_{single} は単一電極からの単位電流による AF を表す。

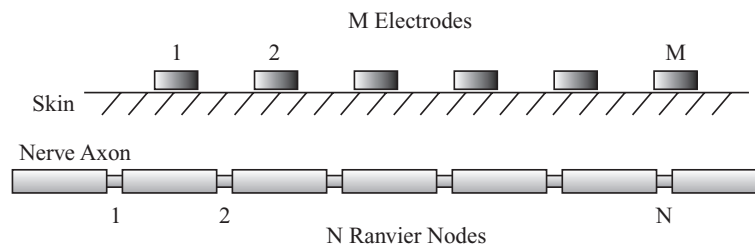


図 2.16 Activating Function 設計における電極および Ranvier Node の状況

Activating Function を用いた設計とは、式 (2.44) におけるアレイ重み w_i を最適化する問題と捉えることが出来る。

以下の仮定がきわめて重要である。ある神経はその軸索上で、AF 最大の箇所で発火を起こすとの仮定である。換言すれば、ある神経軸索に沿った AF が $AF(r)$ で与えられたとき (r は神経軸索の座標を表す)、実際にその神経が興奮するかどうかを決定するのは $\max AF(r)$ であるという仮定である。これまで見たとおり Activating Function は刺激電流波形がインパルスである場合の膜間電位差の最

大値に等しいから，この仮定は膜間電位差最大の場所で発火を生じるという仮定をより単純化したものと捉えることができる．

神経軸索の Ranvier Node の位置を r_1, r_2, \dots, r_N とし，電極の位置を x_1, x_2, \dots, x_M すると，式 (2.44) の Activating Function に対する線形性の仮定から

$$\max AF(\mathbf{r}) = \max [AF(r_1) \quad AF(r_2) \quad \cdots \quad AF(r_N)] \quad (2.45)$$

$$= \max \begin{bmatrix} AF(r_1, x_1) & AF(r_1, x_2) & \cdots & AF(r_1, x_M) \\ AF(r_2, x_1) & AF(r_2, x_2) & \cdots & AF(r_2, x_M) \\ \vdots & \vdots & \ddots & \vdots \\ AF(r_N, x_1) & AF(r_N, x_2) & \cdots & AF(r_N, x_M) \end{bmatrix} \begin{bmatrix} w_1 \\ w_2 \\ \vdots \\ w_M \end{bmatrix} \quad (2.46)$$

$$= \max \mathbf{AF} \mathbf{w} \quad (2.47)$$

ただし

$$\mathbf{AF} = \begin{bmatrix} AF(r_1, x_1) & AF(r_1, x_2) & \cdots & AF(r_1, x_M) \\ AF(r_2, x_1) & AF(r_2, x_2) & \cdots & AF(r_2, x_M) \\ \vdots & \vdots & \ddots & \vdots \\ AF(r_N, x_1) & AF(r_N, x_2) & \cdots & AF(r_N, x_M) \end{bmatrix}$$

\mathbf{AF} を以降 \mathbf{AF} マトリクスと呼ぶことにする．

\mathbf{AF} マトリクスの要素である $AF(r_i, x_j)$ は， j 番目の電極からの単位電流によって， i 番目のノードに生じる Activating Function の値である．神経軸索が皮膚と水平方向に伸びているなら式 (2.21) によって計算することができる．軸索方向が垂直方向であれば，第 2.4 節の議論により，式の符号を反転させたものになる．

さらに物理的制約として，電流源分布の合計は 0 という条件が課せられる．電流を電極間で完結させ，どこか分からないところに流れ込む危険性を無くするためである．

$$\sum_{i=1}^N w_i = 0 \quad (2.48)$$

以上の条件設定から，例えば RA モードにおいて，RA を刺激しつつ PC，SAI を刺激しない最適化問題は次のように表現される．

$$\min_{\mathbf{w}} (\max(\mathbf{AF}_{PC} \mathbf{w}, \mathbf{AF}_{SAI} \mathbf{w})) \quad (2.49)$$

where

$$\max(\mathbf{AF}_{RA} \mathbf{w}) = 1 \quad (2.50)$$

$$\sum_{i=1}^N w_i = 0 \quad (2.51)$$

ただし \mathbf{AF}_{RA} ， \mathbf{AF}_{SAI} ， \mathbf{AF}_{PC} は RA，SAI，PC の \mathbf{AF} マトリクス， \vec{w} は求めるアレイの重みベクトルである．式 (2.49) は RA の \mathbf{AF} 最大値を 1 (正規化した閾値) に維持したまま，PC，SAI の

AFの最大値を押える，という最適化問題を定式化したものであり，これによってRAのみ発火させる重みを得るための定式化は終了する．

式(2.49)は一種のミニマックス問題であるが，式(2.50)の部分が線形計画問題の標準形に変形する際の障害となっている．式(2.50)は，RA軸索のActivating Functionの「最大値」が1であることを示しているが，これを，軸索のある「既知の」場所におけるActivating Functionの値が1である，とおけば，単なる等式条件になるため，付録B.2に示す変形により標準的な線形計画問題として扱うことが出来る．この既知の場所を c とおき， c におけるAFマトリクスを AF_c とおけば， AF_c はAFの部分行列，実際にはある行を抜き出したベクトルとなる．結果として線形計画問題として扱うことの出来る問題設定は以下のようにまとめられる．

$$\min_w (\max(\mathbf{AF}_{PC} \mathbf{w}, \mathbf{AF}_{SAI} \mathbf{w})) \tag{2.52}$$

where

$$\mathbf{AF}_{cRA} \mathbf{w} = 1 \tag{2.53}$$

$$\sum_{i=1}^N w_i = 0 \tag{2.54}$$

実際の設計に当たっては各受容器の神経軸索の配置を決定する必要がある．今回設定した電極および神経軸索の配置を図2.17に示す．電極は1.0[mm]間隔で7本配置する．SAI, RA, PCはそれぞれ深さ0.9, 0.7, 2.0[mm]に存在させる．RAの軸索が垂直方向に伸びていることを鑑み，RAの軸索のみは1.0[mm]間隔で複数本用意する．これは例えば中心の一本のRAの軸索の活動を極力抑える最適解が得られたとしても，多少ずれた場所に存在するRAが実は活動している，という状況を防ぐためである．

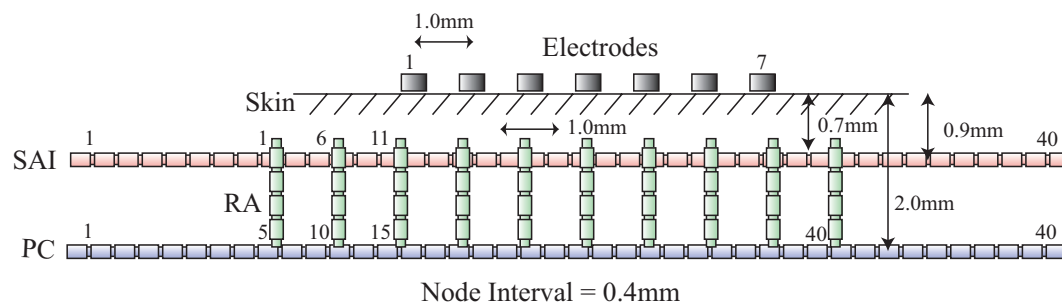


図 2.17 Activating Function 設計のための電極および神経軸索の配置

以降の結果は，活動させるべき神経軸索に関しては，中心電極の「直下」のRanvier Nodeが活動することを仮定している．図2.18にSAI, PC, RAをそれぞれ選択的に刺激する場合のアレイ電極の重み付けの計算結果を示す．横軸は電極の番号，縦軸は正規化された電極の重み付けの計算結果である．なお電気刺激の慣例に従い，縦軸の正側が陰極，負側が陽極を表す．

まずSAIを刺激し，RA, PCの活動を極力抑えるSAIモードに関しては，第2.3節で模式的に説明したような浅部陰極刺激のための電極重み付けが，最適計算の結果得られていることが分かる．中心電極が陰極で，それ以外が全て陽極であるために，等価的に直径の小さな同心円電極となっている．

中心電極のすぐ隣の陽極によって Activating Function は打ち消され、深さ方向の減衰を早めることで、安定した浅部刺激が実現されている。

次に PC を刺激し、SAI、RA の活動を極力抑える PC モードに関しては、SAI モードとは逆に深部陰極刺激のための電極配置が実現されている。中心電極の両隣の電極も陰極として働くことによって、等価的により大きな同心円電極が実現され、Activating Function がより深部にまで到達している。

最後に RA を刺激し、PC、SAI の活動を極力抑える RA モードに関しては、第 2.4 節で述べたような陽極刺激が実現されている。

以上の結果より、第 2.3 章、および第 2.4 節で模式的に示した深さ選択刺激、方向選択刺激が、Activating Function の最適化問題を解くことによって自動的に求まる結果と一致することが示された。

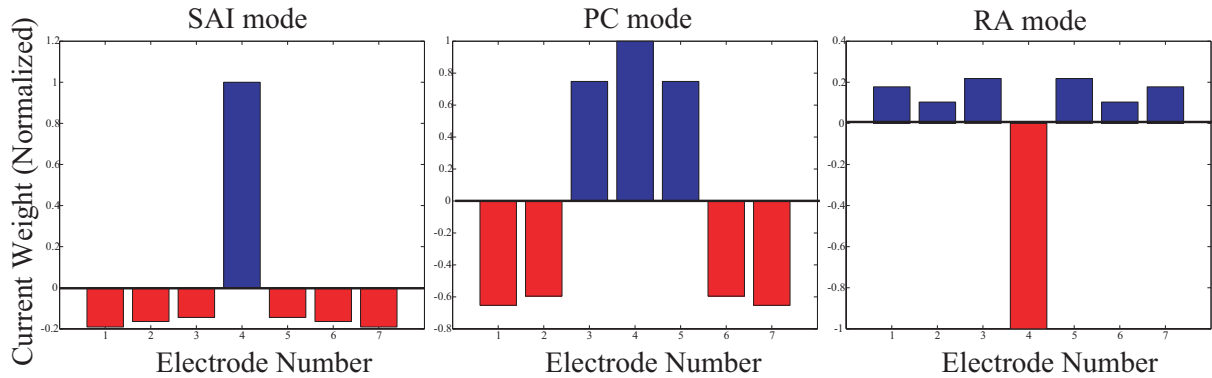


図 2.18 Activating Function の最適設計結果。中心電極直下の Ranvier Node が発火すると仮定した場合。左から SAI モード、PC モード、RA モード。横軸は電極の番号、縦軸は正規化された電極の重み付けで正が陰極、負が陽極を表す。

これまでの結果は、活動させるべき神経軸索に関して、中心電極直下の Ranvier Node が活動することを仮定している。この仮定は軸索が発火する場所があらかじめ分かっていることを意味するが、実際には発火する可能性のあるのは高々 10 から 20 個程度の Ranvier Node であるから、各 Ranvier Node が発火すると仮定した際の最適回の計算をノード数だけ繰り返すことにより真の最適解を得ることが出来る。

もし軸索が無限に長く、電極が無限に存在するならば、発火位置のシフトは問題にならないはずである。このとき電極の重み付けは必ず左右対称になることが以下のように示される。

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。軸索が無限長、電極も無限個だから、 $AF_1(x)$ 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 2.19)。

次に $k(I(x)+I(-x))$ による刺激を考える。 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、新たな AF を $AF_{1new}(x)$ とかくと、これもやはり原点で最大値をとり、 $\max AF_{1new}(x) = k(AF_1(0) + AF_1(0))$ は $2k$ 倍となる。

- これに対して $\max AF_{2new}(x)$ は $2k$ 倍以下に押えられる． $2k$ 倍となるのはもとの $AF_2(x)$ も原点対象であった場合のみである．

結果として $\max AF_{2new} / \max AF_{1new}$ の比はより小さくなる．

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 $I(x) = k(I(x) + I(-x))$ ．電流の総量が変化しない k を選ぶと， $I(x) = 1/2(I(x) + I(-x))$ ，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）．

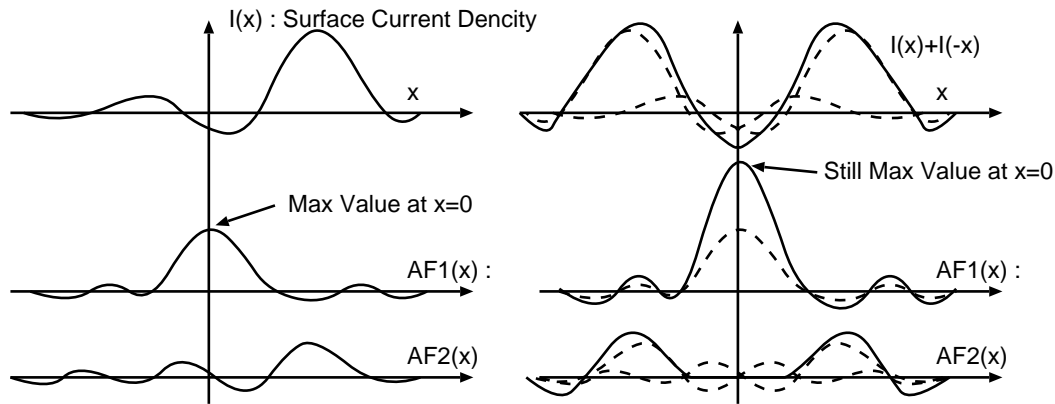


図 2.19 最適な Activating Function を与える電流源分布は対称である（左）：元の電流源分布とそれによって生成される二種の Activating Function（右）：原点对称な電流源分布を足した場合の Activating Function

しかし実際には電極の個数は有限であるために，最適解は必ずしも左右対称とはならない．図 2.20 は図 2.18 と全く同じ状況において，刺激されるべき軸索の発火位置を特定しなかった場合の最適解である．具体的には前述のように，想定しうる全ての発火位置に対してそれぞれ最適化問題を解くという手法を用いた．図から理解されるとおり，深度選択刺激がアレイ重みの広がりで見られ，方向選択刺激がアレイ重みの極性で見られるという傾向は保存されているものの，電極の重み付けの対称性は完全に崩れていることが分かる．

興味深いのは，求めたアレイ重みが中心電極直下が刺激されると仮定して求めたアレイ重みを中心から半分にした形をしていることである．

以上の現象は電極が有限個であるために生じた現象であるが，高橋らが提案した二点刺激法 [103] との類似性も指摘しておくべきであろう．彼らの研究によれば，特に SAI 選択刺激モードにおいて，陽極，陰極を各一つ用いた単純な 2 電極による刺激の方が，同心円電極を用いた空間対称性の高い刺激に比べ，生起する感覚がより圧覚に近くなった．SAI が圧力に応答する受容器であることから，かえって対称性の崩れた 2 電極刺激のほうが刺激の選択性が良くなるのではないかと推測している．

2.7 2次元パターン提示への拡張

次章以降の実験では，これまでに述べた一次元線状アレイ電極を用いるが，この場合提示される部位が線状となるため，2次元パターンの提示は出来ない．

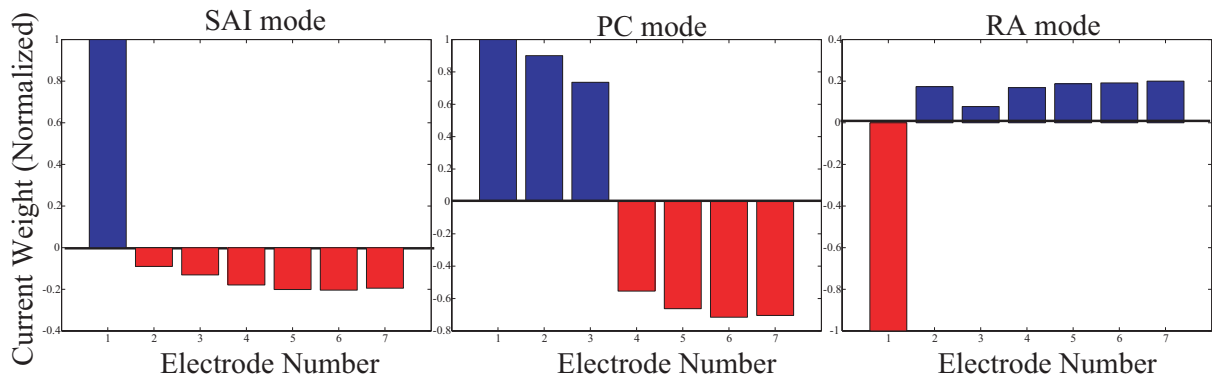


図 2.20 Activating Function の最適設計結果．刺激すべき軸索の，発火する場所を特定せず全ての場合について求め，さらに最適な解を求めた．左から SAI モード，PC モード，RA モード．横軸は電極の番号，縦軸は正規化された電極の重み付けで正が陰極，負が陽極を表す．

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 2.5 節で述べた各刺激モードは図 2.21 のようになる．

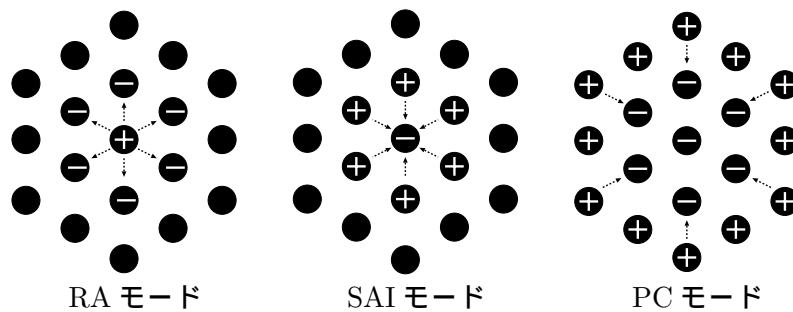


図 2.21 二次元アレイ電極の配置と各刺激モード．

今回はこの最小単位 7 電極を試作した (図 2.22)．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，1.0[mm] 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 2.0[mm] とした．電極自体は防錆の観点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 2.22 7 電極から構成される二次元電極

2.8 まとめ

本章では、まず単一電極が作る Activating Function の形から、やや直感的に以下の二つの方法で神経軸索を選択刺激できることを導いた。第一に、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方法であり、隣り合ったアレイ電極から逆の極性をもった電流を流せば電流経路は皮膚表面付近に限定され、その結果浅い部分の軸索のみ刺激されるというものである。

第二に神経軸索の向きと電流の極性に関連があることを利用する方法であり、皮膚水平に走行する神経軸索に対しては通常通り陰極性の電流で神経発火を生じさせることが出来るが、皮膚垂直に走行する神経軸索に対しては、むしろ陽極性の電流で神経発火を生じやすいことを見出した。

この二つの手法は、幸運なことに皮膚下に存在する機械受容器の神経走行と上手く対応付けることができた。まず皮膚深部に存在する Pacini 小体に対しては第一のアレイ電極を用いた深部刺激が有効であること、逆に皮膚浅部に存在する Meissner 小体, Merkel 細胞に関してはアレイ電極を用いた浅部刺激を行うと共に、Meissner 小体の神経軸索が皮膚垂直方向に走行していることを利用して、陽極電流によって Meissner 小体を、陰極電流によって Merkel 細胞をそれぞれ刺激することを提案した。Meissner 小体, Merkel 細胞, Pacini 小体の選択刺激をそれぞれ RA モード, SAI モード, PC モードと呼ぶこととした。

さらに以上の直感的設計方法を Activating Function 最適化問題としてとらえた。刺激を実現したい軸索の Activating Function を一定に保ったまま、活動を抑えたい軸索の Activating Function を下げる、というものである。この最適化問題はごく簡単に線形計画問題として表現することが出来、皮膚表面に配置した複数の電極から流す電流の重み付けパターンを得ることが出来た。ここで計算されたパターンは、前述の直感的に思い描いたものと一致した。

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を興奮させ得るはずである。

実際、第2.1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(第2.1.1節、および第2.1.2節)。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 $A\beta$ 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 [113]。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する、SAIのみシナプス接合が存在することを利用する方法等、選択刺激の手段は未だ豊富に残されている。

第 3 章

触原色の検証

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三つの手法で検証する。第一に McNeal シミュレータを用いたシミュレーション実験，第二に生成する皮膚感覚による心理物理実験，第三に刺入電極による神経活動測定である。

3.1 McNeal シミュレータによる検証

まず McNeal シミュレータによる検証を行う。検証する内容は、AF によって設計した空間配置で選択刺激が可能かどうかである。第 2.1.2 節で用いた二分岐アルゴリズムによって各刺激モードにおける電流閾値を計測する。

本来シミュレーションによる検証では、皮膚インピーダンスの分布、および神経軸索の詳細な走行も考慮すべきであるが、現在のところそれらの生理データを得られなかったため、皮膚インピーダンスとしては均質の媒体を仮定し、軸索の走行は第 1.1.2 節で述べたように限られた記述からの再現を行った。

3.1.1 境界条件

神経軸索の刺激シミュレーションでは神経は既に無限長としては扱えないため、軸索先端の境界条件の設定が必要となる。境界条件としては Sealed-End および Killed-End という 2 つの代表的な条件が知られている [54]。我々はさらに機械受容器末端の境界条件として妥当と思われる Membrane-End を導入する。それぞれの条件は以下の通りである。

Sealed-End

Sealed-End とは、神経軸索先端が不導体の膜に覆われた状態である。この場合先端を電流が通過しないため、境界条件としては内部電流 $I(x)$ が $x = 0$ において 0 である、というものになる。第 2.1.1 節で我々は、神経軸索が膜間電位差を温度、膜外電位分布の 2 階微分を入力熱量とした熱伝導方程式に従うことを見たが、この流れで言えば、Sealed-End 条件は偏微分方程式の境界条件の一種である Neumann の境界条件 (第二種境界条件) として扱うことが出来る。

Killed-End

Killed-End とは、神経軸索先端が外部と繋がった状態である。この場合先端と外部は導通しているため、境界条件は膜内電位 $V(x)$ が $x = 0$ において膜外電位 Ψ と等しい、というものになる。これは膜間電位差 $V_m(x)$ が $x = 0$ において 0 であることと等しい。Sealed-End の場合と同様に、Killed-End は偏微分方程式による表現では Dirichlet の境界条件 (第一種境界条件) として扱うことが出来る。

Membrane-End

機械受容器の場合、Pacini 小体、及び Meissner 小体は受容器内部では神経軸索の髄鞘が外れて「むき出し」の状態になっている。Pacini 小体の大きさは約 0.5[mm]、Meissner 小体は約 0.1[mm] であるから、軸索先端はこの小体の大きさだけ「むき出し」の領域を持つことになる。Meissner 小体の場合、小体内部で軸索はらせん状に束ねられているから、むき出し部分の長さはさらに長くなる。また Merkel 細胞に関しても先端付近で 20 ~ 30 本に分岐し、やはり先端の髄鞘は外れている。このように機械受容器は先端が全て、Ranvier Node に比べて 10 ないし 100 倍程度の面積で神経膜が直接外部と接している (Ranvier Node の間隔は軸索直径に比例するが、約 2[μ m] 程度)。このような状態を、面積の膜で終わっているという意味で今後 Membrane-End と呼ぶことにする。

以上 3 種類の境界条件を図 3.1 に示す。Membrane-End は Sealed-End の一種として理解可能である。すなわち Membrane-End は構造的には Sealed-End と全く同一であるが、末端の膜コンダクタンスおよびキャパシタンスが面積に比例して大きな (10-100 倍) 値をとる。McNeal シミュレータは膜の面積をノードごとに指定することが出来るので、以下のシミュレーションでは末端ノードのコンダクタンス、キャパシタンスを 100 倍とすることで、機械受容器に繋がる神経軸索の末端条件を模擬することとする。

以下、Sealed-End および Membrane-End 条件下におけるシミュレーション実験を行い、軸索末端の境界条件が電流閾値にどのような影響を与えるか調べる。図 3.2 が実験状況である。軸索は皮膚下 1.0[mm] に皮膚水平に伸びる。電流パルスは 200[μ s] の陰極性パルスである。その他の実験条件は全て第 2.1.2 節の図 2.7 の場合と同じである。

軸索末端の位置を電極直下に対して -5[mm] から 2[mm] まで動かし、閾値の変動を調べた。結果を図 3.3 に示す。以下の二点が観察される。

- 電極直下に Ranvier Node が存在する場合 (末端の位置が -5[mm] から -0.5[mm] の場合)、Membrane-End は Sealed-End とほぼ変わらない閾値を示す。
- 電極直下に Ranvier Node が存在しない場合、Sealed-End は数倍の電流値で発火するのに対して、Membrane-End は極めて大きい閾値を示す。

特に第二点は重要である。この境界条件の変化による閾値の劇的な変化は次のように説明される。まず Sealed-End の場合、電極直下に Ranvier Node が存在しないときには軸索の末端が発火する。これに対して Membrane-End は、巨大なキャパシタンス及びコンダクタンスにより軸索末端が活動することは無く、さらに末端の隣に位置する Ranvier Node の活動までも抑えてしまう。その結果 Membrane-End では極めて大きい閾値を示すことになったと考えられる。

以降、各刺激モードにおける各受容器の軸索の閾値変化を調べた。

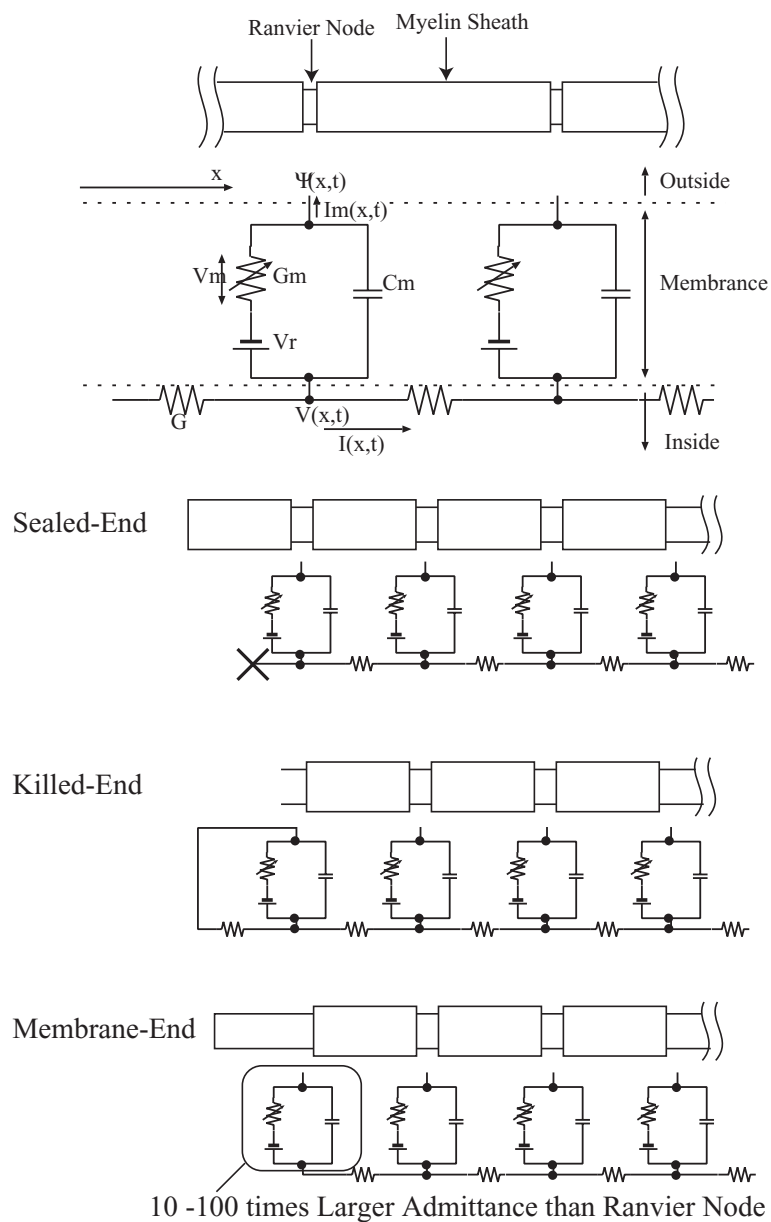


図 3.1 有髄神経末端における 3 種類の境界条件 . Sealed-End , Killed-End および Membrane-End . Membrane-End が Sealed-End の一種として理解できることが分かる

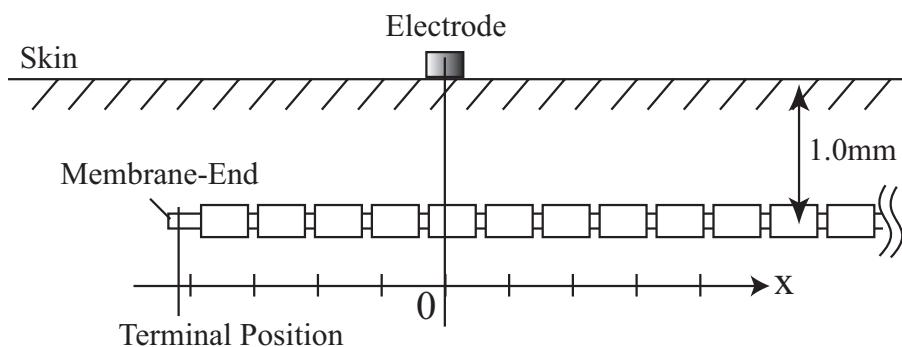


図 3.2 Sealed-End および Membrane-End 条件下におけるシミュレーション実験状況．軸索末端を左右に動かし，閾値の変化を観察する．

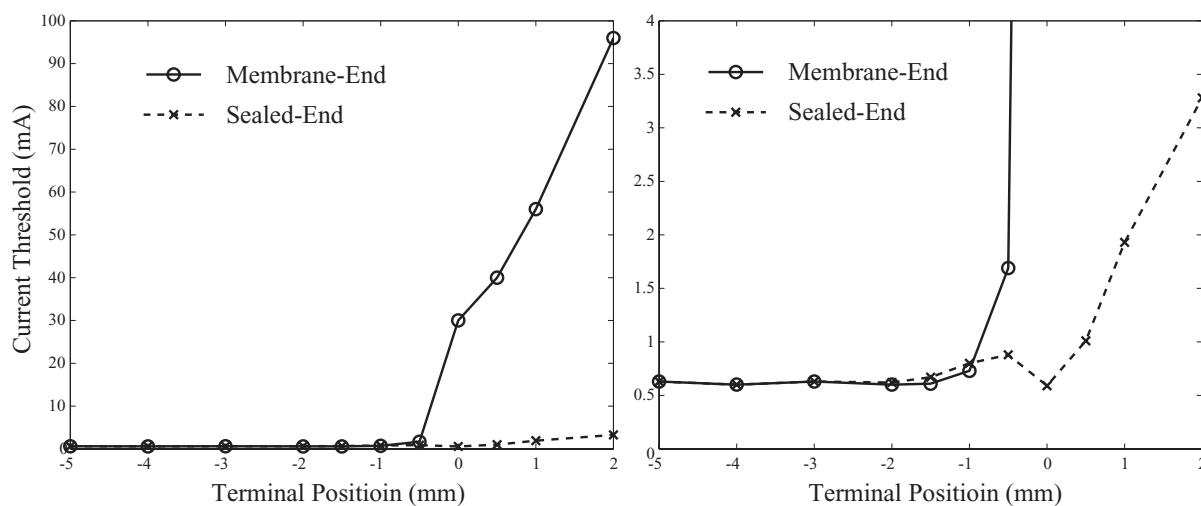


図 3.3 Sealed-End および Membrane-End 条件下におけるシミュレーション実験結果（左）軸索末端の位置を電極直下に対して-5[mm] から 2[mm] まで動かした場合の閾値変動．実線が Membrane-End，点線が Sealed-End．（右）拡大図．

3.1.2 SAIモードの検証

まず SAI モードにおいて，SAI，PC,RA の神経軸索に関して閾値の変化を調べた．

刺激の状況は基本的に第 2.6 節の Activating Function による設計の状況とほぼ等しい．まず電極は 1.0[mm] 間隔で 7 本配置する．また各電極に流す電流の重み付けは，第 2.6 節で中心電極直下を刺激するとの仮定のもとで Activating Function の最適化によって得られた値を用いる．電流パルスは 200[μ s] の矩形波である．

SAI，RA，PC はそれぞれ深さ 0.9，0.7，2.0[mm] に存在させる．SAI，PC は皮膚水平に x 軸正方向に伸び，RA は皮膚垂直に深さ方向に伸びる．

図 3.4 が実験状況である．軸索末端の位置を電極直下に対して -5mm から 0mm までの範囲で動かす，閾値の変動を調べた．結果を図 3.5 に示す．

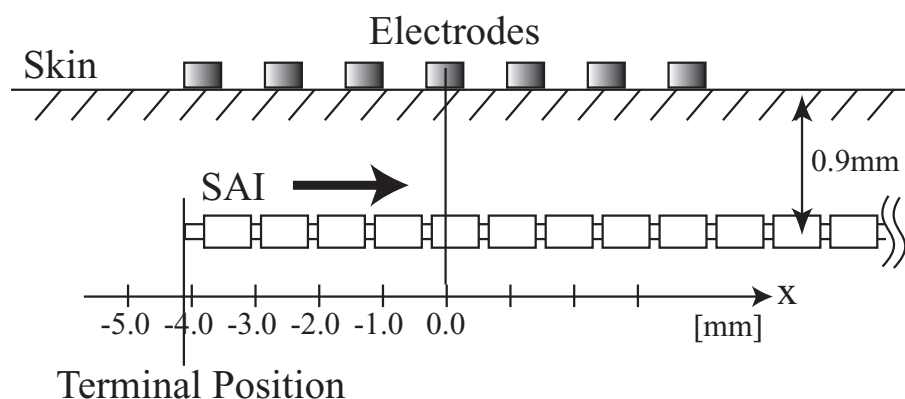


図 3.4 SAI モードにおけるシミュレーション実験状況．軸索末端を動かす，閾値の変化を観察する．PC，RA モードに関しても同様．

実験の結果得られた SAI，PC，RA それぞれの閾値の最小値は 0.43[mA]，3.00[mA]，および 2.10[mA] であった．この結果から，確かに SAI モードにおいて SAI の閾値が他の種類の軸索の閾値よりも低い値をとることが確認された．

3.1.3 PCモードの検証

次に PC モードにおいて，SAI，PC,RA の神経軸索に関して閾値の変化を調べた．各電極に流す電流の重み付けは，第 2.6 節で得られた値を用いる．その他の条件は全て SAI モードの場合と同一である．結果を図 3.6 に示す．

実験の結果得られた SAI，PC，RA それぞれの閾値の最小値は 0.34[mA]，1.39[mA]，および 0.80[mA] であった．この結果から，PC モードにおいては PC の閾値を他の種類の軸索の閾値よりも低い値とすることは出来ないが，それでも SAI モードの場合と比べて PC の閾値が半分以下に下がり，SAI の閾値は 3/4 程度にしか下がっていないことが分かる．第 2.3 節の深部刺激の考察で述べたように，本来電気刺激における深部刺激は，原理的に深部「のみ」を選択的に刺激することが出来ない．よって深部をより刺激しやすくなったことは，PC モードの検証としては充分と考えられる．

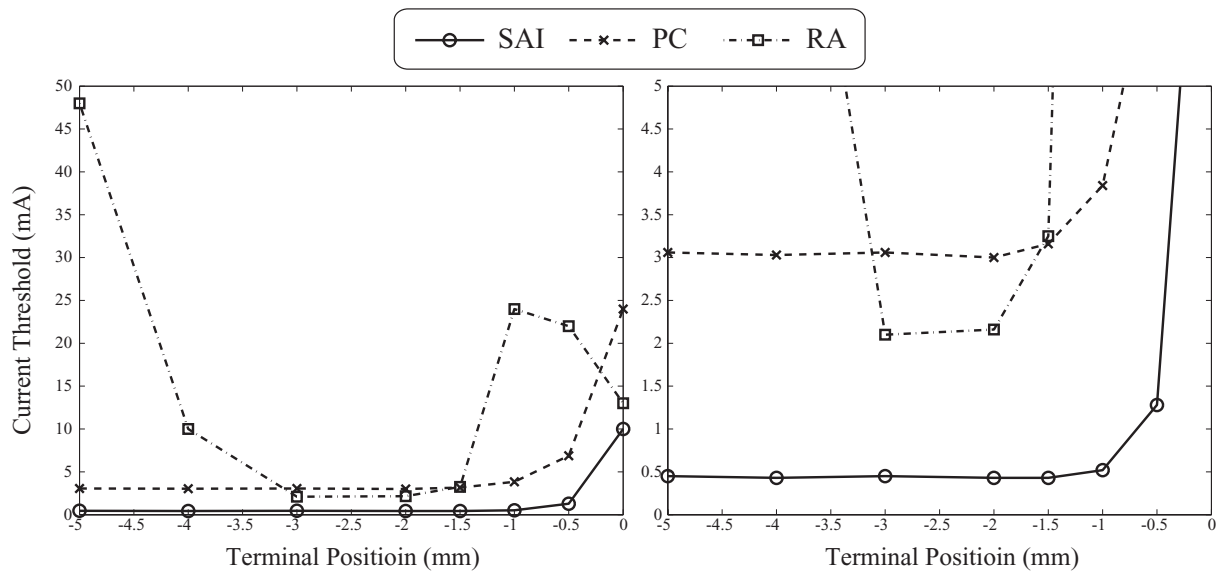


図 3.5 電極アレイにSAIモードの重み付けを行った場合の,SAI,PC,RA軸索の活動閾値をシミュレーションにより測定(左)軸策末端の位置を,電極直下に対して-5[mm]から0[mm]まで動かした場合の閾値変動.(右)拡大図.

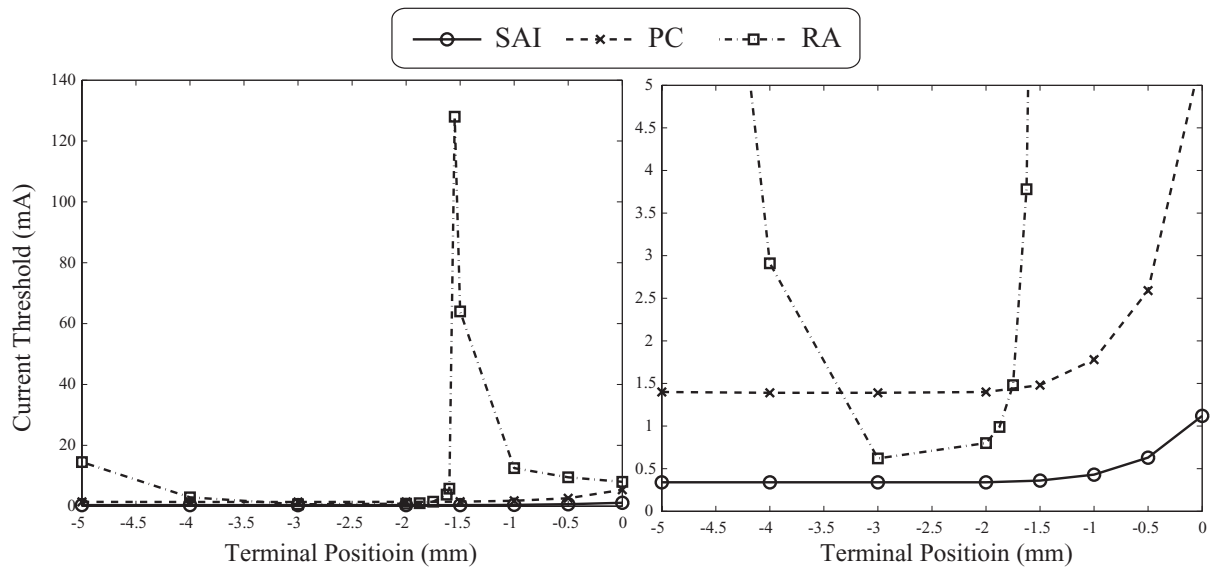


図 3.6 電極アレイにPCモードの重み付けを行った場合の,SAI,PC,RA軸索の活動閾値をシミュレーションにより測定(左)軸策末端の位置を,電極直下に対して-5[mm]から0[mm]まで動かした場合の閾値変動.(右)拡大図.

3.1.4 RA モードの検証

最後に RA モードにおいて, SAI, PC, RA の神経軸索に関して閾値の変化を調べた. 各電極に流す電流の重み付けは, 第 2.6 節で得られた値を用いる. その他の条件は全て SAI モードの場合と同一である. 結果を図 3.7 に示す.

実験の結果得られた SAI, PC, RA それぞれの閾値の最小値は $1.19[\text{mA}]$, $7.13[\text{mA}]$, および $0.51[\text{mA}]$ であった. この結果から, RA モードにおいて RA の閾値を他の種類の軸索の閾値よりも低く抑えられることが確認できた.

さらに RA モードにおいて極めて特徴的なのが受容野の狭さである.

SAI モードにおける SAI や PC モードにおける PC は, 軸索末端が負側にあるとき, 常に最小に近い閾値を取る. この事実は, 軸索末端位置の許容範囲が極めて広い (半無限) ことを意味する.

これに対して RA モードにおける RA の場合, 中心電極の真下では閾値が最小値の $0.51[\text{mA}]$ をとるものの, 中心電極から 0.5mm ずれるだけで閾値は 2 倍の $1[\text{mA}]$, 1mm ずれると 10 倍の $10[\text{mA}]$ となる. この事実は RA モードにおける RA 軸索末端位置の許容範囲が極めて狭いこと (半値幅としては 1.0mm) を意味する. この事実は実際に生起する感覚の広がり大きく影響する. これについては第 3.2.1 節で詳述した後, 第 3.2.2 節で定量評価を行う.

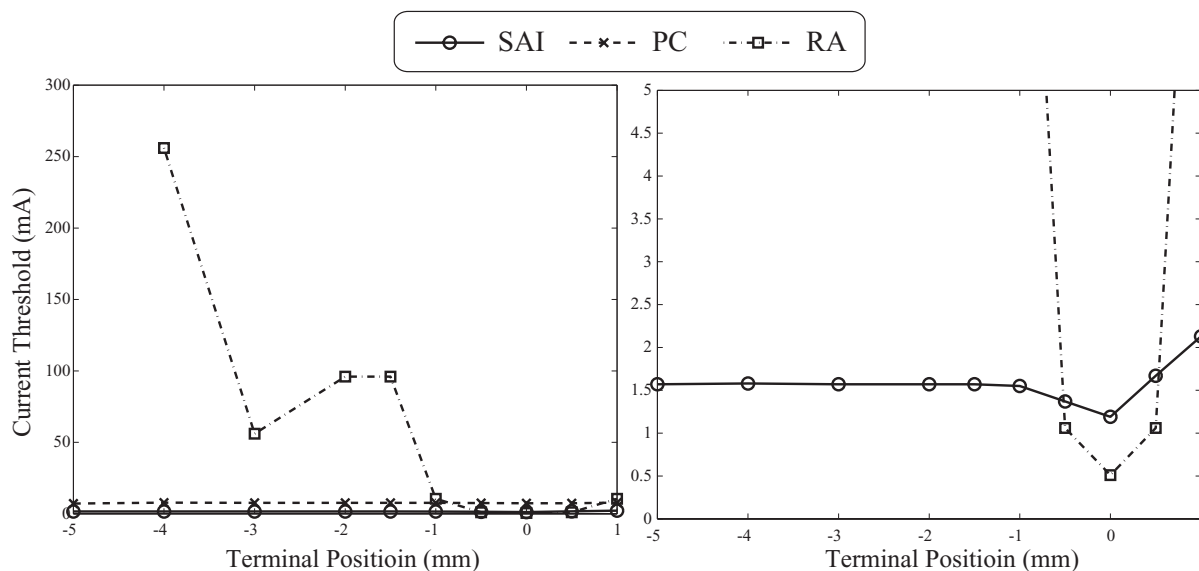


図 3.7 電極アレイに RA モードの重み付けを行った場合の, SAI, PC, RA 軸索の活動閾値をシミュレーションにより測定 (左) 軸索末端の位置を, 電極直下に対して $-5[\text{mm}]$ から $1[\text{mm}]$ まで動かした場合の閾値変動. (右) 拡大図.

「垂直」な RA 軸索はどこまで垂直か

これまでのシミュレーションでは, RA 軸索を無限に皮膚垂直方向に伸びる神経軸索として扱ってきた. しかし実際には, 当然ながらある深さで水平となり, 神経束に集合する. 問題は, 既に第 1.1.2

節で述べたとおり，垂直方向に伸びていた RA 軸索がどの程度の深さで水平になるのか，定量的な知見が今のところ存在しないことである．

以下のシミュレーションでは次の4種類の仮想的な RA 軸索を用意する．第一に，これまでのシミュレーションで用いてきた無限に垂直に伸びる軸索，第二に，始めのノードのみ垂直な軸索，第三に始めの2ノードのみ垂直な軸索，そして第四に始めの3ノードのみ垂直な軸索である(図3.8)．SAIモード，PCモード，RAモードにおける閾値計測結果を図3.9，図3.10，および図3.11に示す．

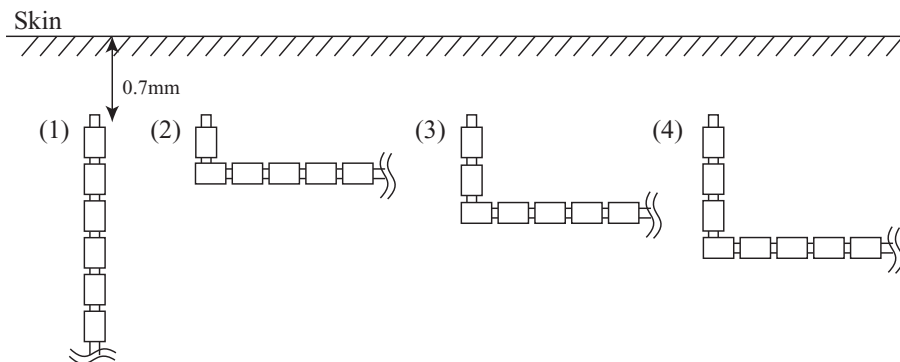


図 3.8 垂直部分の長さの異なる4種類の RA 軸索．

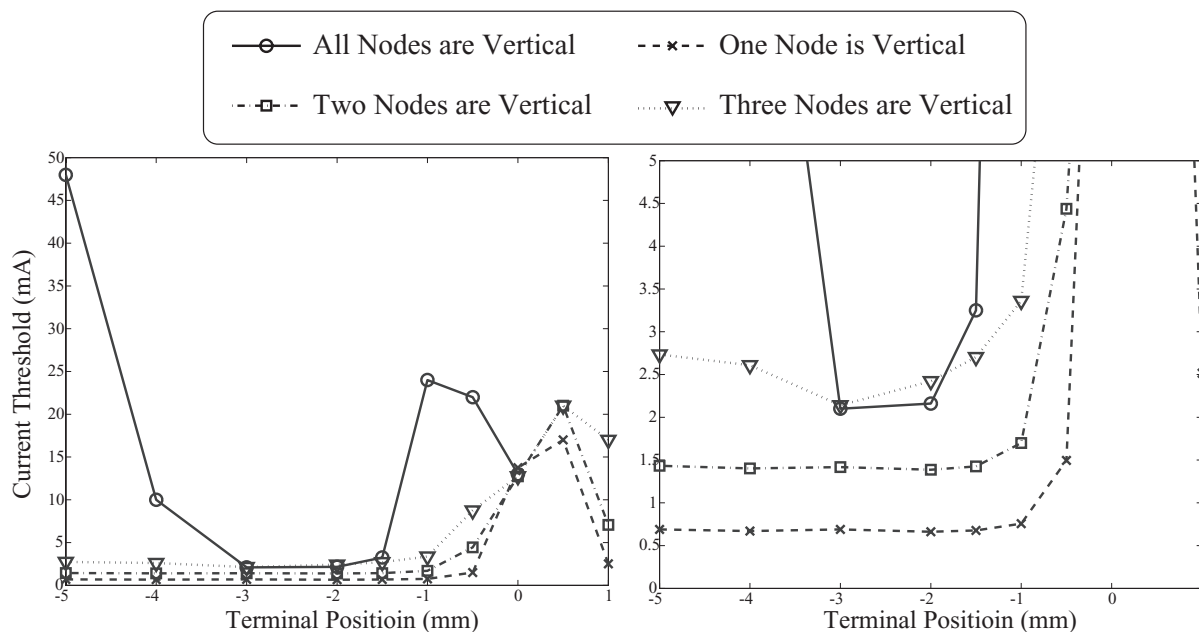


図 3.9 電極アレイに SAI モードの重み付けを行った場合の，垂直な部分の長さの異なる4種類の RA 軸索の活動閾値をシミュレーションにより測定(左)軸策末端の位置を，電極直下に対して-5[mm] から 1[mm] まで動かした場合の閾値変動．(右)拡大図．

まず図3.9に示したSAIモードの場合，閾値の最小値は4種類の軸索でそれぞれ2.1[mA]，0.66[mA]，1.4[mA]，及び2.1[mA]である．つまり図からも明らかのように，始めの3ノードが垂直であれば，軸

索全体が垂直な場合と同じ閾値の最小値を取る。また SAI モードでは前述のように SAI の最小閾値は $0.43[\text{mA}]$ であり、 $0.66[\text{mA}]$ よりも小さいから、例え RA 軸索の垂直なノードが始めの一つだけであったとしても、SAI の選択刺激が行えることになる。

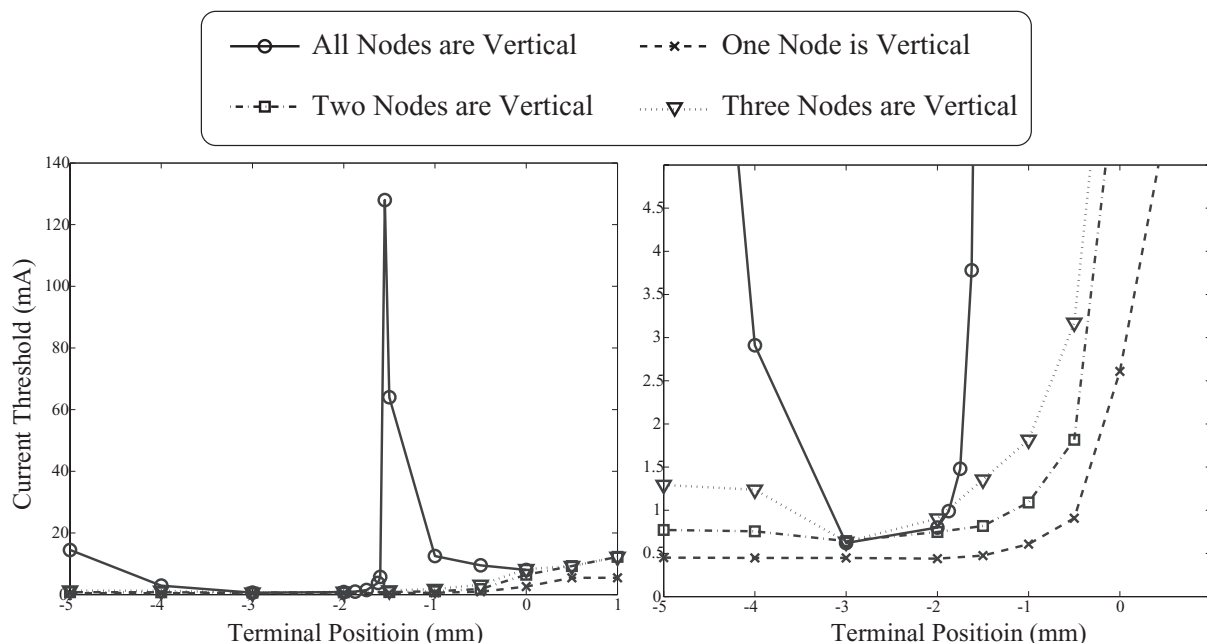


図 3.10 電極アレイに PC モードの重み付けを行った場合の、垂直な部分の長さの異なる 4 種類の RA 軸索の活動閾値をシミュレーションにより測定。(左) 軸策末端の位置を、電極直下に対して $-5[\text{mm}]$ から $1[\text{mm}]$ まで動かした場合の閾値変動。(右) 拡大図。

次に図 3.10 に示した PC モードの場合、閾値の最小値は 4 種類の軸索でそれぞれ $0.62[\text{mA}]$ 、 $0.44[\text{mA}]$ 、 $0.64[\text{mA}]$ 、及び $0.63[\text{mA}]$ である。つまり始めの 2 ノードが垂直であれば、軸索全体が垂直な場合とほぼ同じ閾値の最小値を取る。

最後に図 3.11 に示した RA モードの場合、閾値の最小値は 4 種類の軸索でそれぞれ $0.51[\text{mA}]$ 、 $0.46[\text{mA}]$ 、 $0.48[\text{mA}]$ 、及び $0.50[\text{mA}]$ である。つまり図からも明らかなように、始めの 1 ノードさえ垂直であれば、軸索全体が垂直な場合とほぼ同じ閾値の最小値を取る。

以上のシミュレーション実験により、RA 軸索は、垂直とみなせる部分が例え先端の 1 ノードのみであっても、軸索全体が垂直と仮定した場合とほぼ変わらない選択刺激結果が得られることが分かった。ここで示された重要な事実は、我々の提案した神経軸索刺激における「軸索方向選択性」は、軸索末端のたった 1 ノードで決定できてしまう、ということである。

第 2.1.1 節で述べ、その後第 2.1.2 節におけるシミュレーション実験で確認したように、線状電極を用いた 2 次元断面の状況では、神経発火閾値はその神経の深さの 2 乗に比例する。このため深さの多少の差が、大きな閾値の差となって現れる。本節で得られた、軸索末端のたった 1 ノードの向きで閾値がほぼ決定できてしまうという結論は、一つでも垂直のノードがあれば、それ以降のノードは深くなり、閾値が上昇し、結果として刺激に関与しなくなるためと考えられる。

結果を表 3.1 にまとめる。

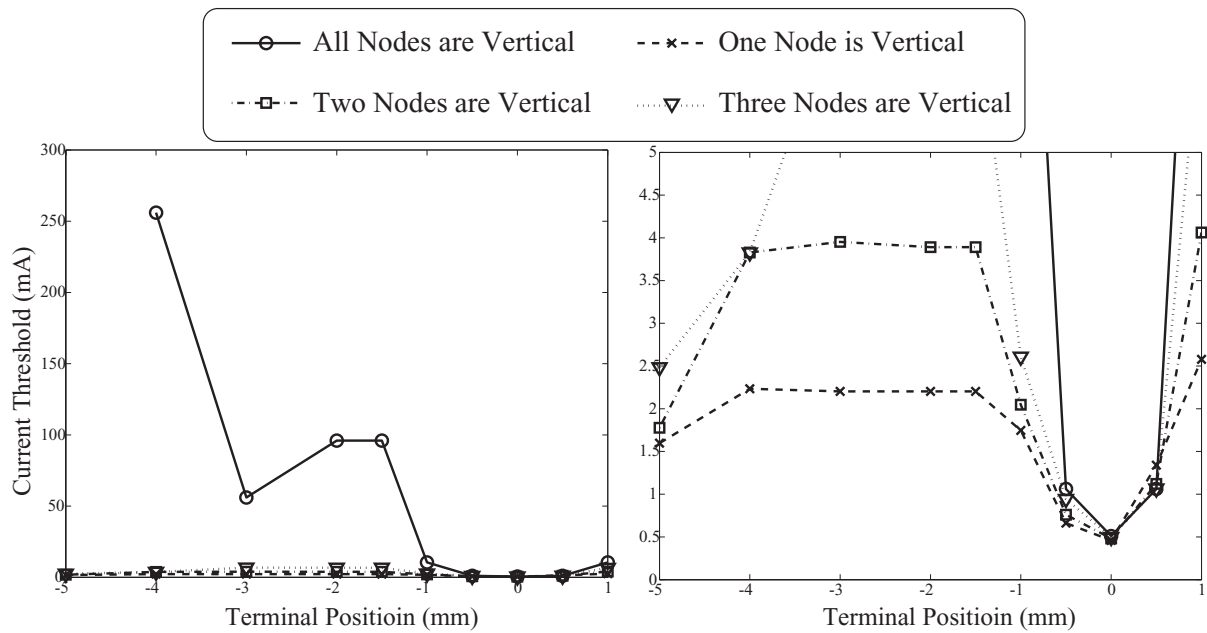


図 3.11 電極アレイに RA モードの重み付けを行った場合の，垂直な部分の長さの異なる 4 種類の RA 軸索の活動閾値をシミュレーションにより測定．(左) 軸索末端の位置を，電極直下に対して-5[mm] から 1[mm] まで動かした場合の閾値変動．(右) 拡大図．

表 3.1 McNeal シミュレーターによって計測した各刺激モードにおける電流閾値 [mA] . パルス幅は 200[μ s] 固定 . RA 軸索は 4 種類の垂直部ノード数 (1 ノード, 2 ノード, 3 ノード, および全ノード垂直) を用意 .

	SAI モード	RA モード	PC モード
SAI	0.43	1.19	0.34
RA(垂直部ノード数 1)	0.66	0.46	0.44
RA(垂直部ノード数 2)	1.40	0.48	0.64
RA(垂直部ノード数 3)	2.10	0.50	0.63
RA(全ノード垂直)	2.10	0.51	0.62
PC	3.00	7.13	1.39

3.2 心理物理実験による検証

本節以降では実際の刺激装置を用いた実験による検証を行う。

3.2.1 実験装置

図 3.12 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（インターフェース社製 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 $1[ms]$ ）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、経皮電気刺激を行った。

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。刺激と同時に電流、電圧をモニタする。特に高電圧状態での電流測定の為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 サンプルング周波数 $20[MHz]$ ）を通して PC に送られる。

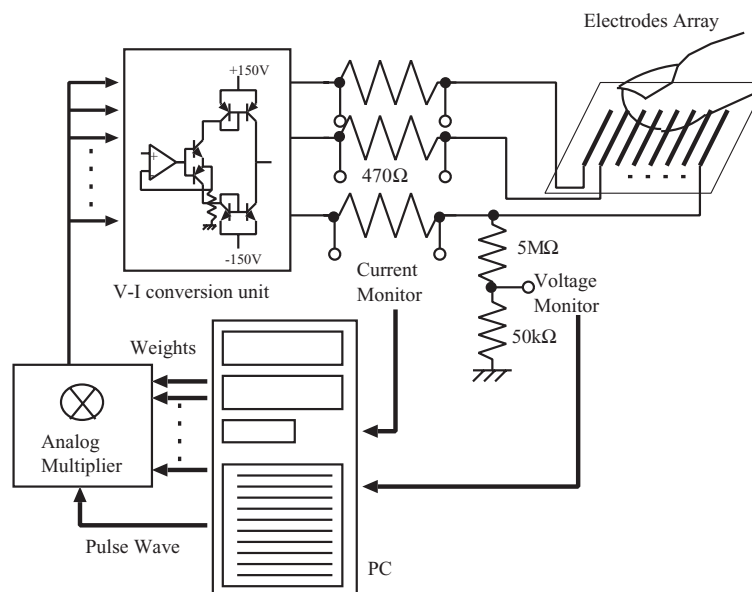


図 3.12 システム構成。

被験者は指を電極アレイに載せる。本節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。これは前節までの議論が二次元であったこと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。

線電極一本は長さ $10[mm]$ 、幅 $0.5[mm]$ で $1.0[mm]$ 間隔で並んでいる（図 3.13）。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を用いた。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 [113] 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。

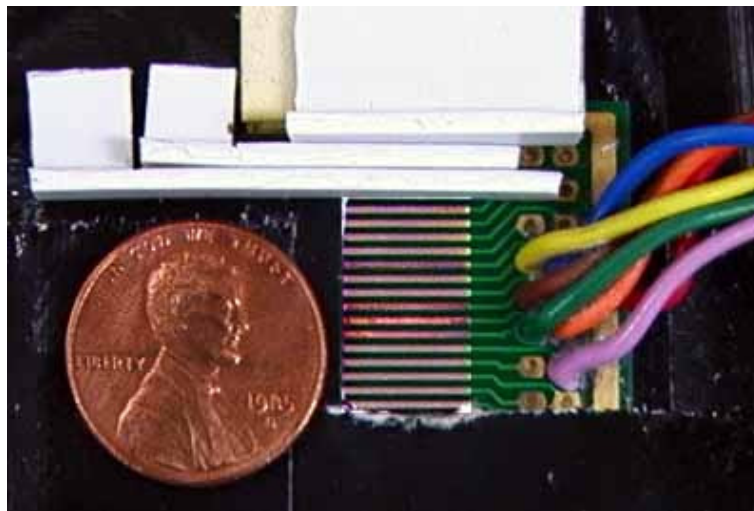


図 3.13 1次元アレイ状電極。

一般的な電気刺激では刺激パルスとして bi-phasic，すなわち正，負電流が交互に流れ，時間積分値が0となる波形を用いることが多いが，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，すなわち単一極性のパルス波形を用いた。

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 2.1.1 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 [42]。

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，本節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 [63]。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，さらに角質膨潤剤として皮膚の乾燥を防止する化粧品として売られている尿素軟膏を塗布し，角質を内部から膨潤させることによって解決している。

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かっている [79]。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 10 名以上の被験者によって確認された。

SAIモードにおける圧覚

電極アレイの重みを第2.6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。

- 1.2[mA] (刺激中心電極の電流量、以下同様)で微小なピリピリ感。
- 1.6[mA]で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。
- 2.0[mA]で振動が加わる。圧覚は生じ続けている。
- 3.2[mA]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10[Hz]から400[Hz]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。生起する圧覚の強さは周波数の増加と共に10[Hz]から100[Hz]程度までの区間で明瞭に増加した。過去の多くの研究[34, 35, 79, 109]がSAIが圧力を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3.2.2節で述べる。

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3.14)。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1.1節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。

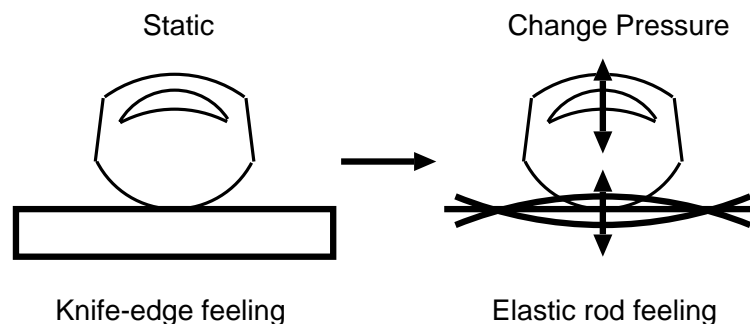


図 3.14 SAI モードにおける対象物体の弾性．指を動かさないときナイフエッジのように感じていたものが，微小に動かした途端軟らかい弾性体の棒を触っているように感じる．この感覚変化は急激であり，被験者は戸惑う．

実験上注意すべき点として，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が挙げられる．

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，電気刺激によっ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 3.2.1 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いう点が挙げられる．

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 200[Hz] 程度の時，生起した感覚は音叉に触れている場合に非常に近く，800[Hz] 程度で強い振動特有のしびれを生じた．PC は高周波振動（100-1000[Hz]）に反応し，機械振動周波数そのまま神経の発火周波数となることが知られており [35]，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．

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1[mm]から3[mm]ほど指先方向にずれた(図3.15)。これは電流が機械受容器そのものではなく、接続された軸索を刺激しているのに対し、脳は受容器の位置に感覚生起場所を同定することが原因と思われる。

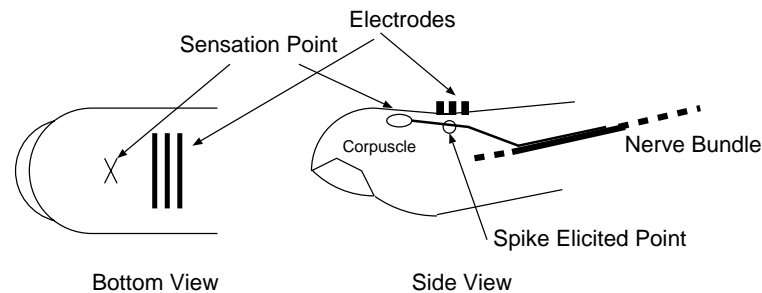


図 3.15 感覚の移動現象．被験者はつねに電極から 1-3[mm] ほど指先方向にずれた場所に振動覚を感じる．

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100[Hz]以下のとき、生成した感覚は振動しているスピーカのコーン、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．

100[Hz]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(20-70[Hz])に反応する受容器として知られている[35]．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100[Hz]以上の振動は実際にはあり得ない(100[Hz]以上の振動はPCの方が発火しやすくなる)ため、これを被験者は不自然と感じたと思われる．

第1.1.2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、触原色提示という観点からは実用上問題ないと考えられる．

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．二次元点電極マトリクス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2.5[mm]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。

多くの被験者はRAモードで生じる感覚は「針でつつかれた感覚」と表現した。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。

本陽極刺激（我々の用語ではRAモード）による解像度の向上はKaczmarekらによって初めて発見されたものである [44] が，次のように説明可能である。

第3.2.1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3.16左）。

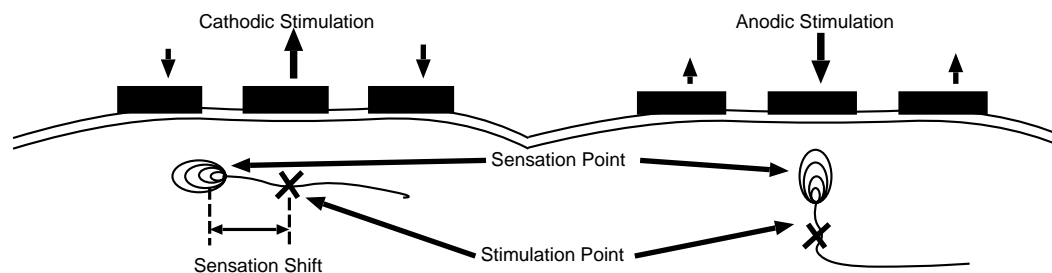


図 3.16 各電気刺激モードにおける刺激点と感覚生起点のずれ．左：陰極 (SAI) モード．右：陽極 (RA) モード．

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ということである。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3.16右）。これは既に第3.1.4節でシミュレーションによって確認した現象である。

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。

従来の電気刺激では陰極刺激（我々の用語ではSAIモード，およびPCモード）を用いていたために機械刺激に較べて極端に空間解像度が低く，記号的な触覚提示の大きな障害となっていた [28,29]。

3.2.2 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3.13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秒ごとにオン、オフさせた。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、気付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3.17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。

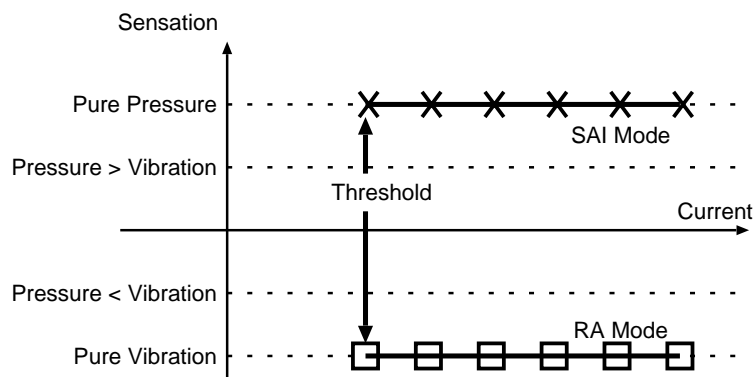


図 3.17 SAIモード、RAモードが共に電流量に対してロバストであった場合に期待される結果。SAIモードでは常に圧覚を生じ、RAモードでは振動覚を生じる

図3.18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3.19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3.20である。

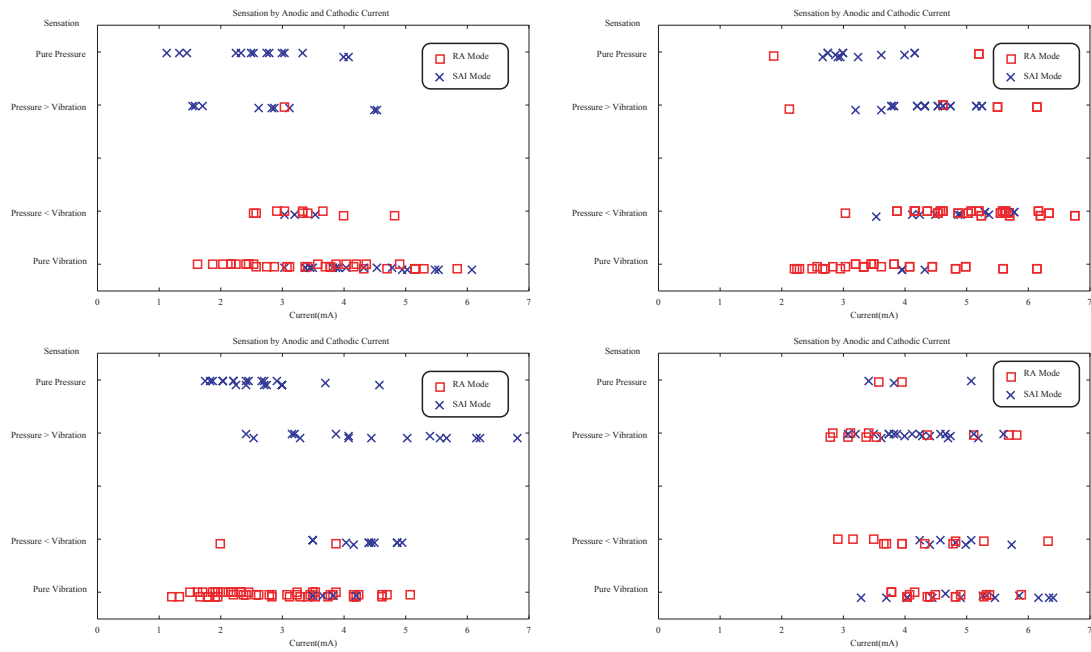


図 3.18 RA モードと SAI モードの定量実験結果．左上：被験者 A，右上：被験者 B，左下：被験者 C，右下：被験者 D

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「振動覚」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 3.20 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ものとも考えることも出来るが、むしろこの被験者の場合、強い振動を生じたときに、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小を比較させており、この結果は実験条件の曖昧さから来ているとも言える。

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

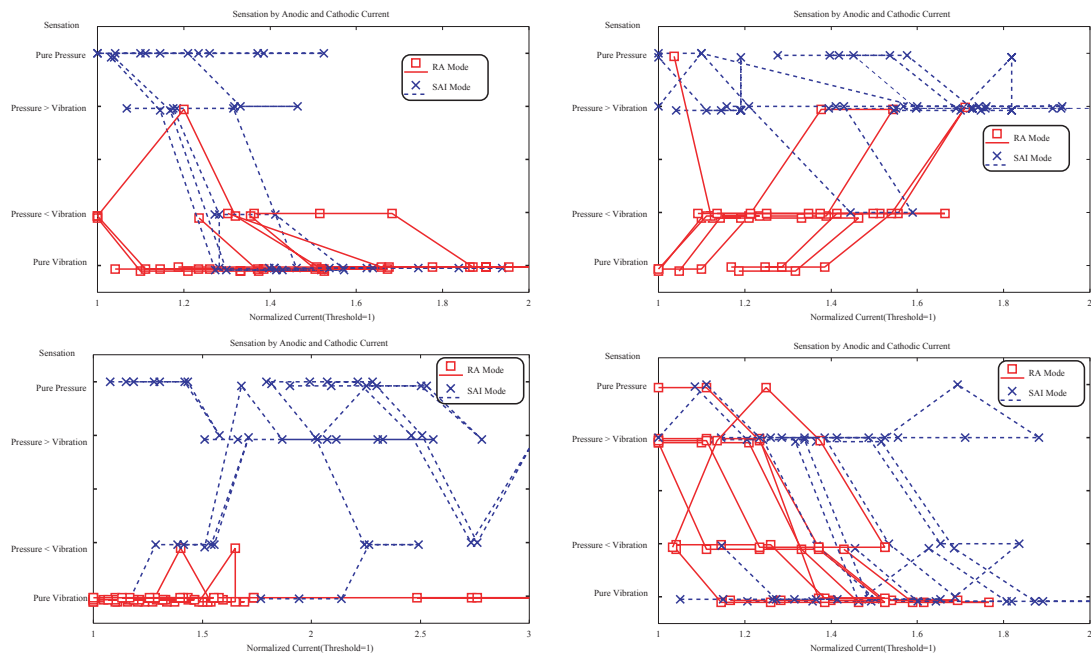


図 3.19 それぞれの場所における感覚閾値による電流の正規化．左上：被験者 A，右上：被験者 B，左下：被験者 C，右下：被験者 D

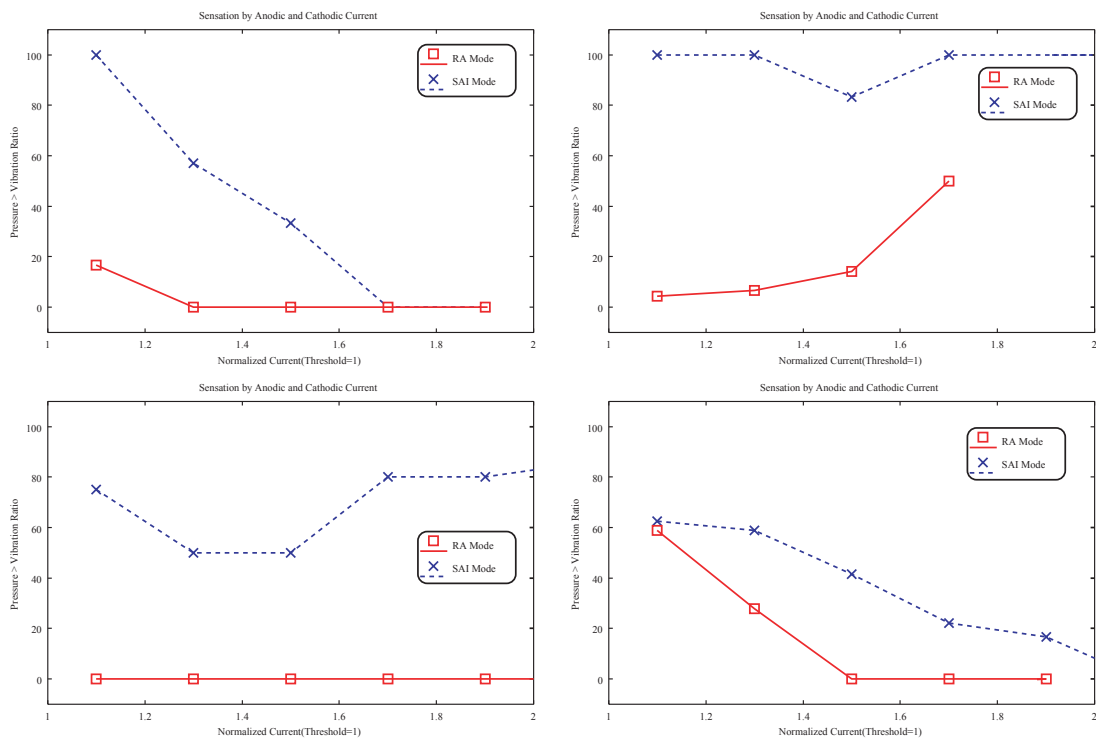


図 3.20 圧覚優位の割合．左上：被験者 A，右上：被験者 B，左下：被験者 C，右下：被験者 D

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 [79]．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，触原色として扱っている区間が非常に狭く，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 [58]，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 と違い感覚量のみ調整を振動数で行うことは出来ないのだから，今後電流量で調整することになるとと思われる．

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．

RA，SAI モードにおける 2 点弁別実験

第 3.2.1 節で述べたように，RA モードと SAI モードは電流の極性しか変えていないにもかかわらず生じる感覚の空間的広がりや全く異なる．これを定量的に評価するために 2 点弁別実験によって電気刺激そのものの空間分解能を計測した．

2[mm] 間隔で並ぶ 4x4 マトリクスの電極を用意した (図 3.21)．簡単のためある電極を陽極，あるいは陰極とし，それ以外の電極を接地することで簡易的な RA モード，および SAI モードとした．

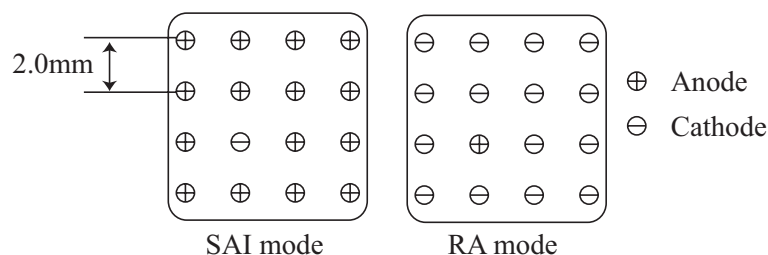


図 3.21 2 点弁別実験用 4x4 マトリクス電極と簡易的な RA，SAI モード

左手示指に対して水平方向に並ぶ 4 電極 (2.0[mm] 間隔) のうちランダムに選んだ 2 点を RA，SAI モードによって刺激した．同じ電極が選ばれることもある．選ばれた二点を 0.5[s] 間，30[Hz] のパルスで刺激した (2 点を同時に刺激することは出来ないため，各点へのパルス刺激を交互に，0.4[ms] ずらして行ったが，これは知覚不可能な時間差である．多点刺激手法の詳細については第 5.1.2 節参照)．

刺激後，被験者に「1 点で刺激された (One Point)」，「短い線分を知覚したが 2 点とは言えない (Short Line)」，「2 つの刺激の山を知覚 (Two Points)」の 3 択で回答させた．

まず RA モード（陽極刺激）に関して実験した．6人の被験者に対する各40回の試行の結果を図3.22に示す．図から電極間隔が2.0[mm]の時には2点と感ぜられずに短い線分を知覚する割合が最も高いが，4.0[mm]離れると2点と感ぜられる割合の方が高くなること分かる．この結果から本システムにおける RA モードでの空間分解能は2.0～4.0[mm]と結論付けられる．

しかし同時に本実験の結果は電気刺激の現在のところの限界も示している．機械的な皮膚変形による皮膚感覚提示では指先の二点弁別能力は約2.0[mm]程度であるから [80]，電気刺激の方が機械刺激より多少ぼやけた形状しか提示できないことになる．今後電流経路をより限定すること等によって，より狭い部位を刺激する工夫が必要である．

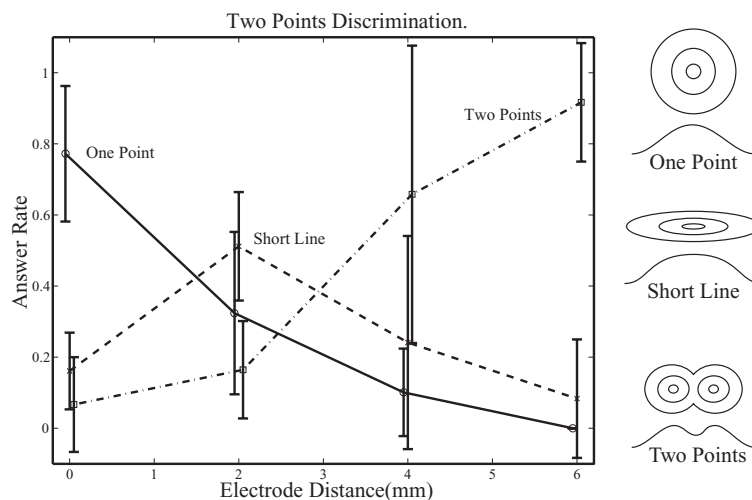


図 3.22 陽極刺激における2点弁別．

同様の実験を SAI モード（陰極刺激）に対しても行ったが，RA モードのように感覚が点として感ぜられる電流値は閾値から20%程度の領域に過ぎず，これを越えると感覚が広がり，陽極刺激のように2点弁別を計測することが出来なかった．

3.2.3 振動感覚による選択刺激の定量評価

次に機械受容器のうち振動感覚を司る二つの受容器，Meissner 小体と Pacini 小体の選択刺激を扱う．振動感覚に関する心理物理実験により，二種類の振動感覚受容器の選択刺激を検証する．

実験システム

図3.23は電気刺激と機械刺激（上下振動）を同時に同一場所に対して行うことができる刺激装置である．スピーカに取り付けた電極（ステンレス製，直径1.0[mm]）により皮膚を電氣的，機械的に刺激する．スピーカ基部と電極間の距離はフォトリフレクタにより計測可能である．別途フォトリフレクタの出力電圧と移動距離の関係はハイトゲージにより較正済みで，出力電圧から移動距離を逆算する際の誤差は，移動距離0-7[mm]の範囲で±0.05[mm]に押さえられている．

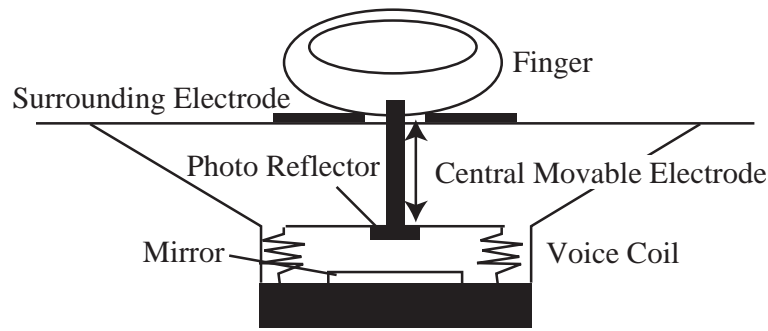


図 3.23 電気刺激と機械刺激（上下振動）を同時に同一場所に対して行うことができる刺激装置

機械的正弦波に対する周波数弁別実験

まず機械的な正弦波に対する周波数弁別能力を極限法により測定した。被験者は人差指の腹で電極に触れ、電極を振幅 $0.1[\text{mm}]$ で振動させる。標準刺激、及び周波数の異なる比較刺激をそれぞれ 1 秒ずつ、 1 秒の休みを挟んで提示し（図 3.24）、周波数の高低を二件法で解答させる。比較刺激の周波数は標準刺激の 0.5 倍、または 2.0 倍から開始し、正しい解答を続ける限り徐々に標準刺激に近づけていく。初めて解答を間違えた場所を周波数弁別閾値とする。4 名（25～35 歳男性 3 名女性 1 名）の被験者に対し周波数 $15, 30, 60, 120[\text{Hz}]$ で上下閾値を 5 回ずつ取得した。一名の結果を図 3.25 に示す。図の横軸が標準刺激の周波数、縦軸が比較刺激の周波数である。Descending Series が極限法における下降系列、Ascending Series が上昇系列を表す。

縦軸に比較刺激周波数の標準刺激周波数に対する比をとった 4 名分のデータを図 3.26 に示す。閾値が 1.0 に近いほど弁別能力が高いことを示している。全ての周波数において $\pm 20\%$ 程度の周波数弁別能力を示している事がわかる。

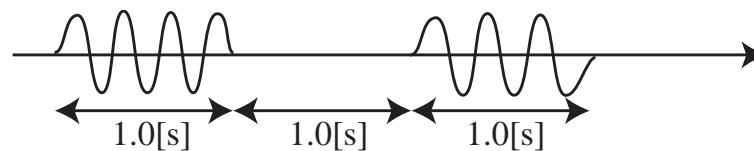


図 3.24 周波数弁別実験に用いる刺激系列。振幅 $0.1[\text{mm}]$ 、標準刺激および比較刺激を各 1 秒、 1 秒の休みを挟んで提示。

RA モードにおける周波数弁別実験

次に同心円電極を用いた RA モードで電気刺激を行い、刺激パルス周波数に対して同様の弁別実験を行った。第 1.1.2 節で述べたように、機械的正弦波に対して受容器はその周波数で発火することが知られている。逆に電気刺激によって受容器に接続する神経を刺激すれば、そのパルス周波数の振動と知覚され、機械振動と同等の弁別能力を示すと期待される。中心電極直径 $1.0[\text{mm}]$ 、不関電極内周

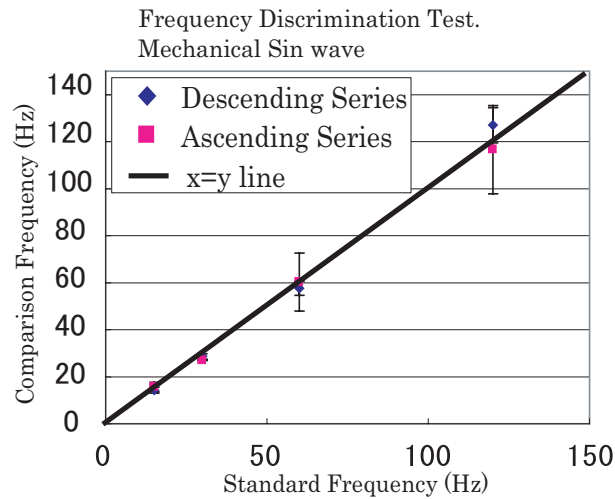


図 3.25 機械的振動（正弦波）に対する周波数弁別実験結果。

6.0[mm]の電極を用い，陽極パルス刺激を行った．標準刺激のパルス周波数は15,30,45,60,120[Hz]，パルス電流値2.4[mA]，パルス幅0.2[ms]とした．結果を図3.27に示す．

15,30[Hz]においては機械刺激と同等の周波数弁別能力を示したが，45[Hz]から上側弁別閾が急激に2に近い値を示した．これは45[Hz]のパルスを，90[Hz]のパルスよりも高い，と感じられなかったことを意味する．

この現象をさらに検証するため，実験手法を極限法から恒常法に切り替えた．標準刺激，及び周波数の異なる比較刺激を提示し，周波数の高低を二件法で解答させるのは以前と同様である．比較刺激の周波数を標準刺激の周波数の0.5ないし2.0倍として，それぞれの比較刺激周波数に対して複数回の試行を行い，比較刺激を，標準刺激よりも高いと回答した率を得る．

当然ながら比較刺激の周波数が標準刺激と等しい場合，回答率は約0.5となる．回答率を比較刺激周波数に対してプロットすると，基本的にはS字のカーブを描く．これを累積正規分布関数にフィッティングすることで，75%の正答率を得るための比較刺激周波数を得ることが出来る．

この比較刺激周波数と標準刺激周波数の差を75%弁別可能閾値と呼ぶことにする．75%弁別可能閾値が0に近いほど，その周波数での弁別能力が高いことを意味する．恒常法は極限法と比べ，一つの標準刺激に対して行う比較刺激の回数が極めて多いため，実験には長い時間がかかる．特に電気刺激の場合，実験中にかく汗をたびたび取り除くといった注意が必要であった．また少しでも実験回数を減らすために，以下に示す実験では比較刺激周波数を標準刺激の1.0ないし2.0倍とし，上側閾値のみ求める場合もある．

4名の被験者に対して実験を行った．一つの比較刺激に対する試行回数は10回．標準刺激は15,30,45,60,75,および90[Hz]である．実験結果および累積正規分布へのフィッティング結果を図3.28に示す．

実験で得られた75%弁別可能閾値を図3.29に示す．縦軸は標準刺激周波数で正規化して表示した．15から45[Hz]までは75%弁別可能閾値が標準刺激の20%以下であることが分かる．しかし60[Hz]では40%，さらに75[Hz]では60%と急激に弁別能力が悪化していることが分かる．

この結果はMeissner小体を選択的に刺激してるためと考えると説明できる．15から45[Hz]は機械

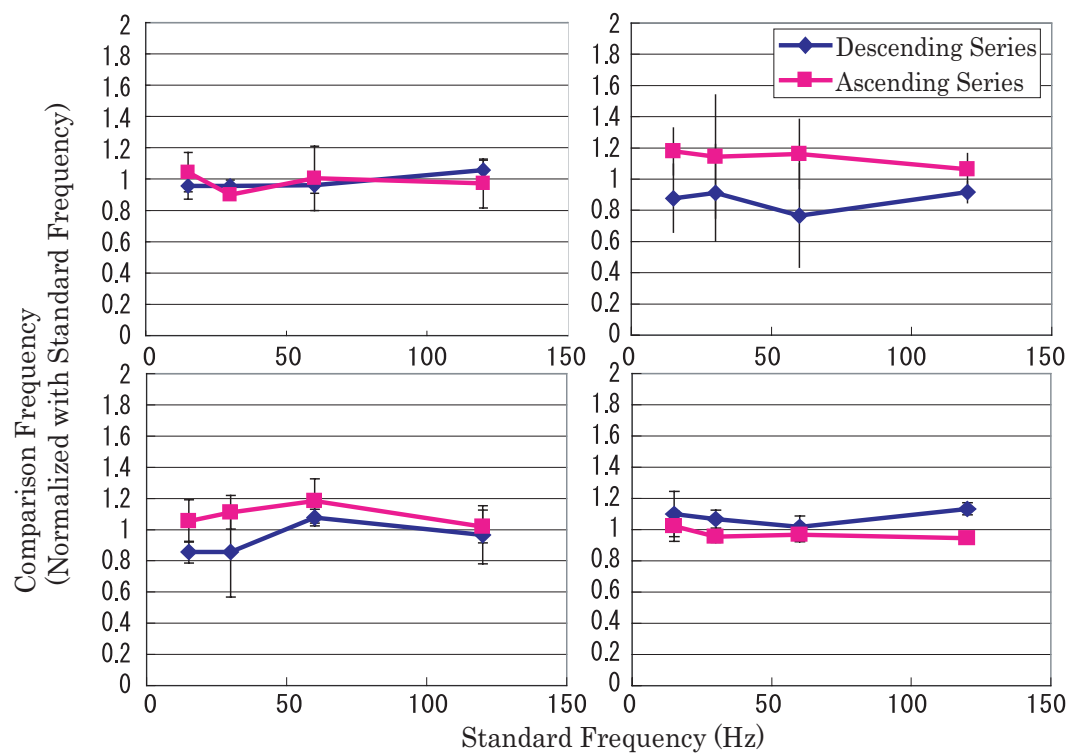


図 3.26 機械的振動（正弦波）に対する周波数弁別実験結果．縦軸は比較刺激周波数と標準刺激周波数の比．左上：被験者 E，右上：被験者 F，左下：被験者 G，右下：被験者 H

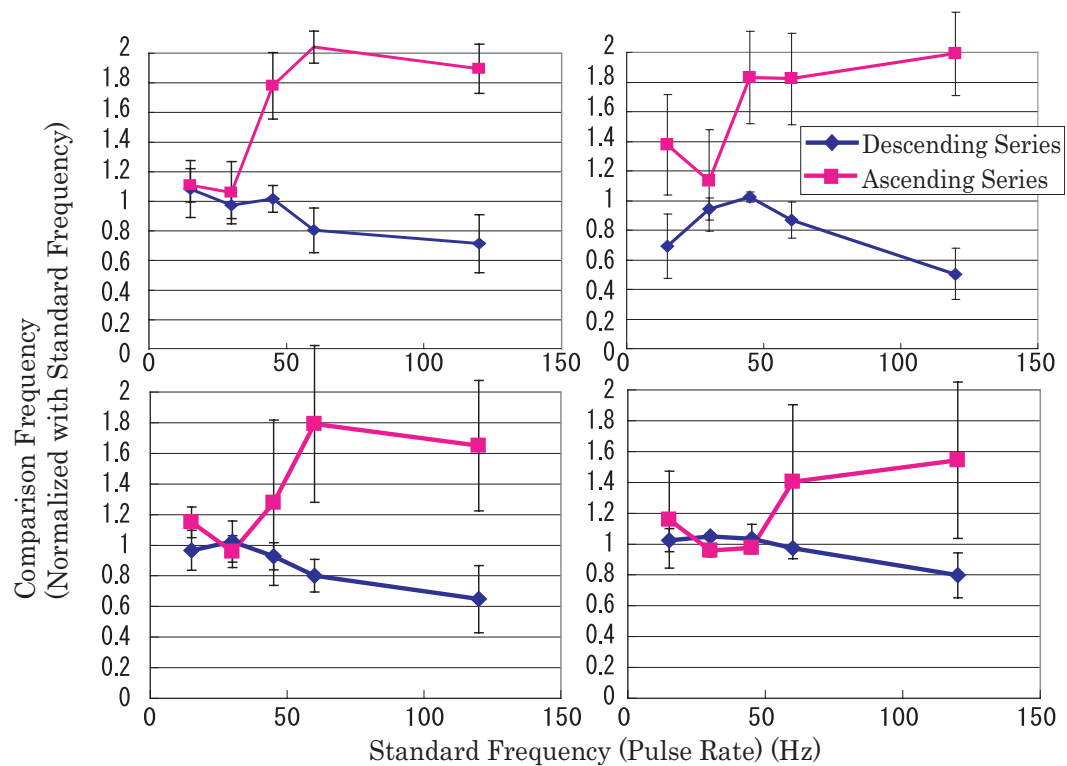


図 3.27 RA モードにおける電気刺激パルスに対する周波数弁別実験結果．左上：被験者 E，右上：被験者 F，左下：被験者 G，右下：被験者 H

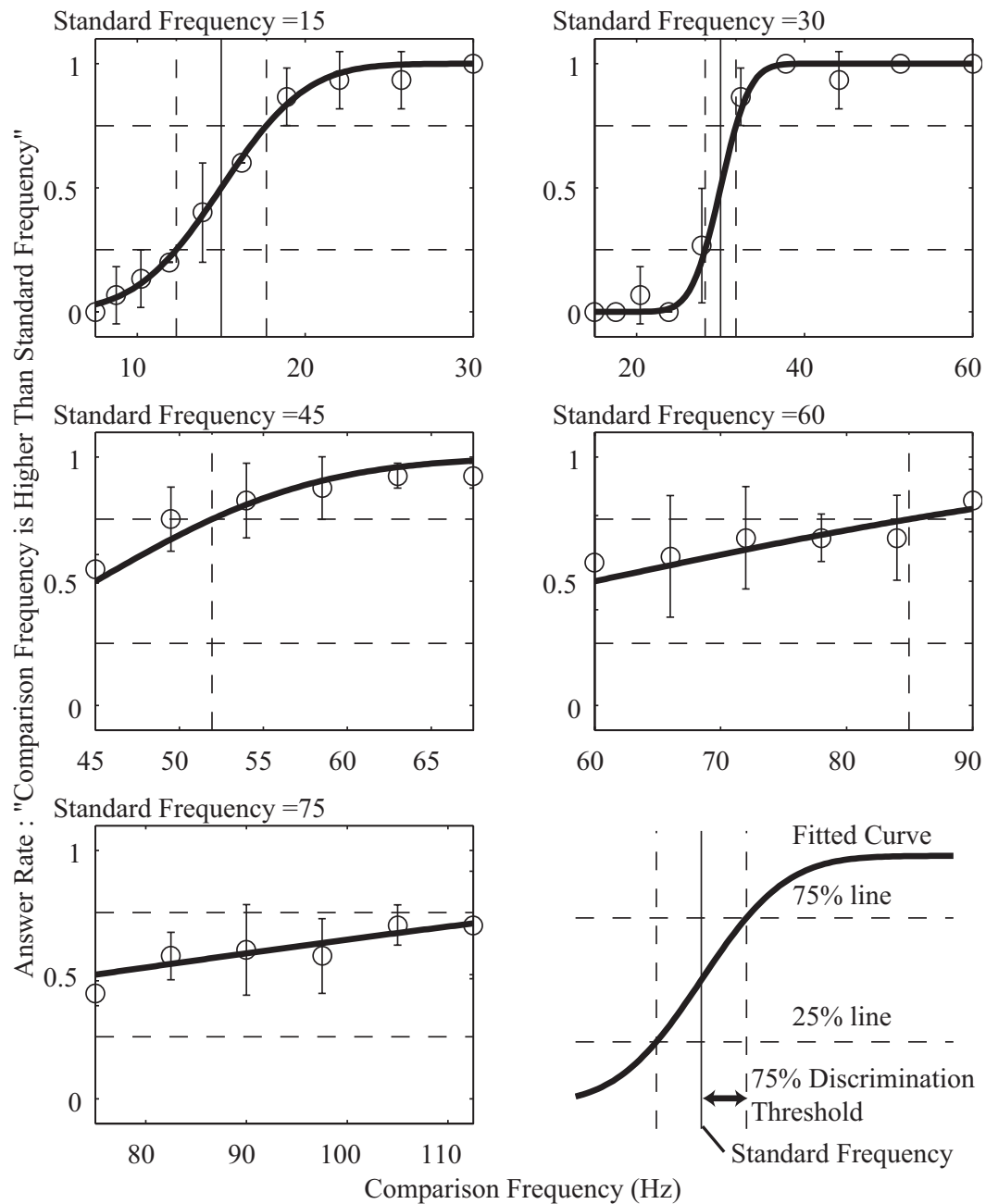


図 3.28 恒常法による，RA モードにおける電気刺激パルスに対する周波数弁別実験結果。

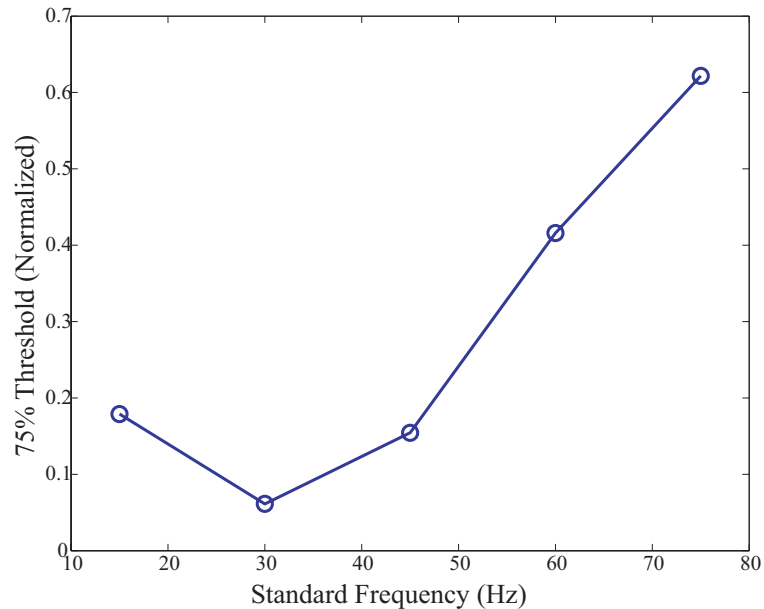


図 3.29 RA モードにおける 75%弁別可能閾値の変化．75[Hz] 以上で極端に弁別できなくなっていることが分かる．

刺激では Meissner 小体のみが活動する領域であり，今回の電気刺激が Meissner 小体を刺激しているために機械刺激と同等の弁別能力を示したと考えられる（第 1.1 章，および図 1.9 を参照）．

これに対して 70[Hz] 付近からは，本来機械刺激であれば Pacini 小体も活動を始め，Meissner との活動の比率が振動知覚の手がかりとなる領域である．しかし本刺激モードでは Pacini 小体が活動していないものと推測される．すると脳は Meissner 小体が高周波で活動しているにも関わらず，Pacini 小体が発火していない，という矛盾した刺激系列を受け，振動周波数知覚に間違いを生じたものと解釈される．

40[Hz] 以上の振動感覚閾値が Pacini 小体に依存しはじめることは研究者の間で一致した見解であり [80]，本実験は電気刺激によってこのことを再確認したものであると同時に，RA モードにおいて Meissner 小体の選択刺激が出来ていることの証左となっていると考えられる．

深部刺激による検証

前節の考察が正しいとすれば，深部刺激によって Pacini 小体をも刺激すれば，周波数弁別能力は向上するはずである．深部刺激は電極間隔を広げれば実現できる．

ここでは図 3.30 に示す 2 点電極を指の正中神経に沿って配置することで，より確実に深部神経の活動を誘発した．電極は指の付け根付近に装着するが，正中神経を正しく刺激出来た場合，指全体に広がる感覚を生じる．

RA モードの場合と同様，恒常法によって弁別閾値を測定した．標準刺激周波数としては 60，75，90，110，および 140[Hz] を用いた．実験回数は RA モードの場合と同様である．結果を図 3.31 に示す．さらに実験で得られた 75%弁別可能閾値を，RA モードの結果とあわせて図 3.32 に示す．

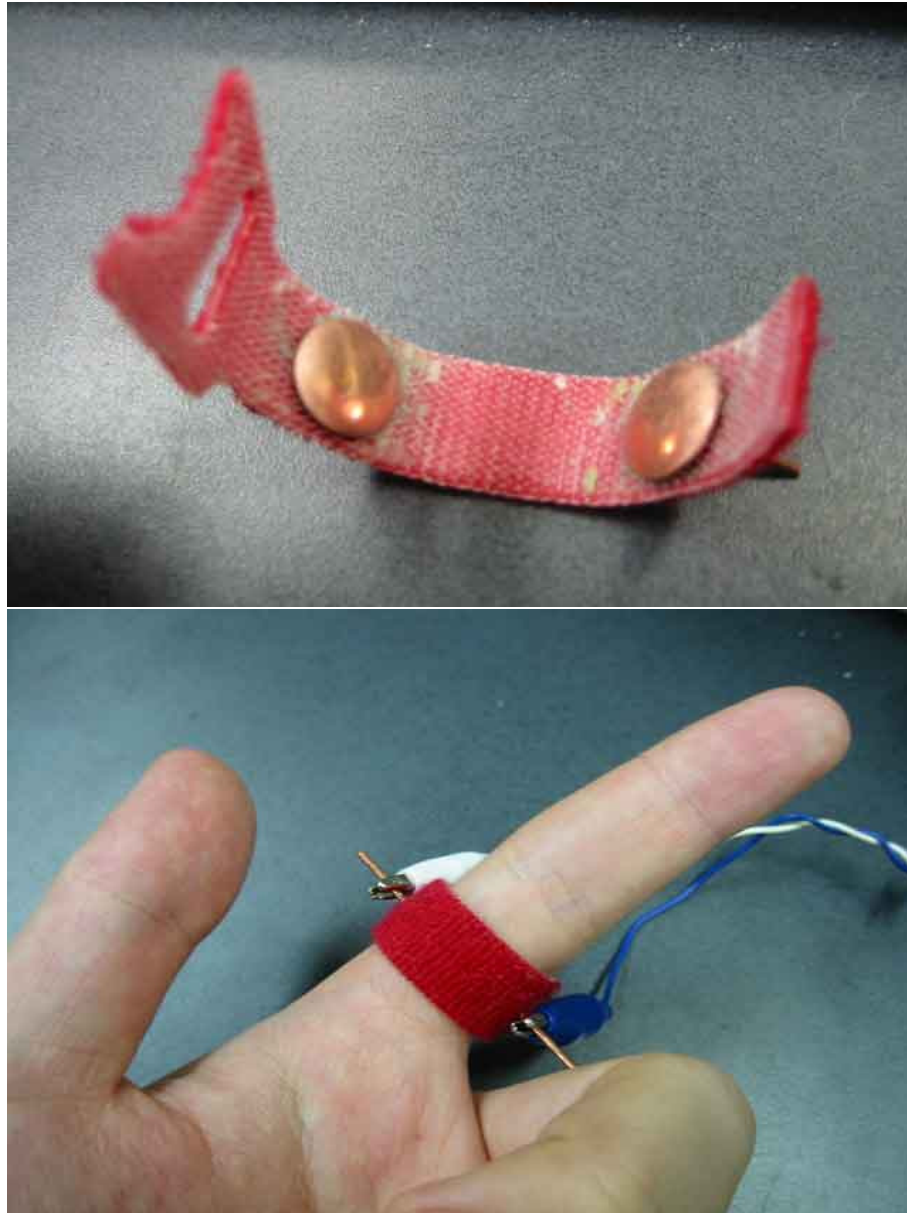


図 3.30 深部刺激に使用した指電極

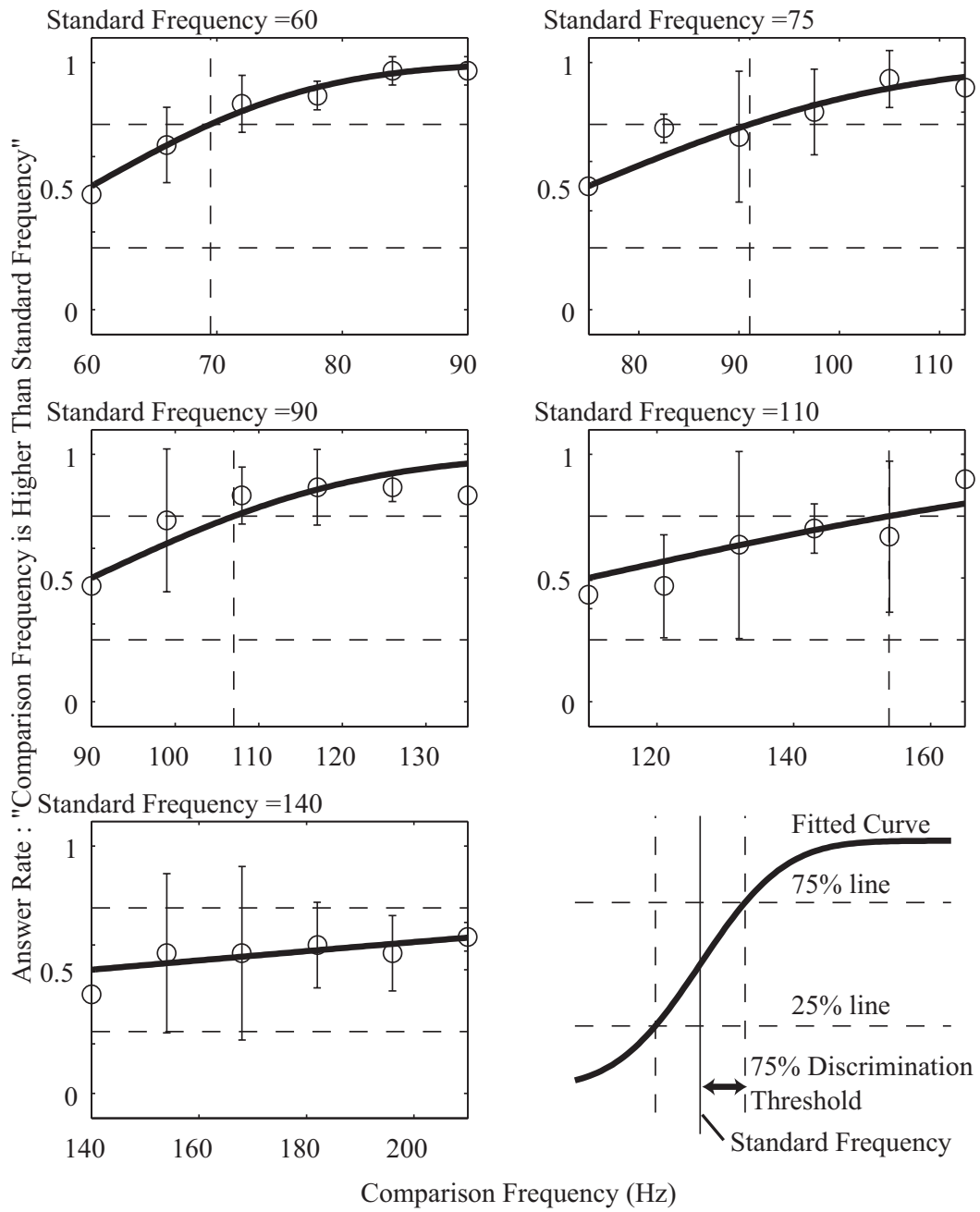


図 3.31 恒常法による，PC モードにおける電気刺激パルスに対する周波数弁別実験結果。

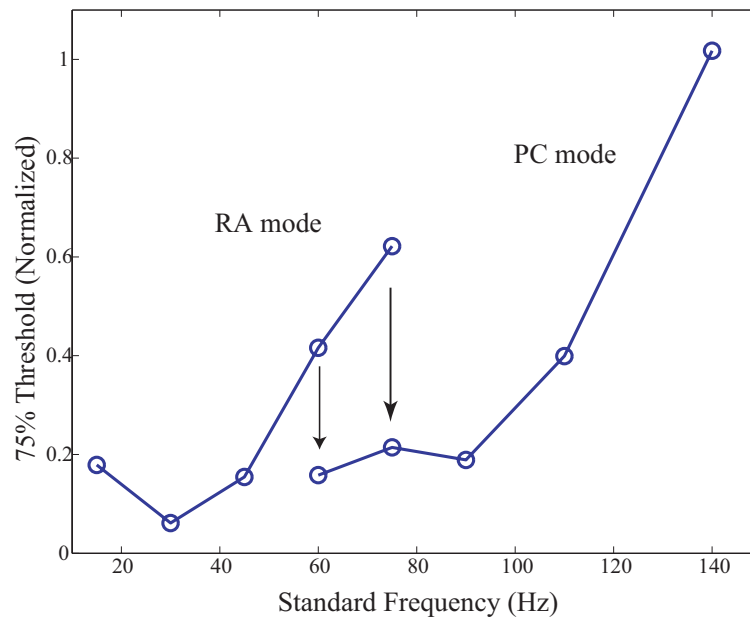


図 3.32 RA, および PC モードにおける 75% 弁別可能閾値の変化。RA モードで弁別成績が悪化した周波数において, PC モードで改善が見られた。ただし PC モードにおいても, 140[Hz] 以上では極端に弁別能力が落ちていることが分かる。

RA モードで弁別成績が悪化した周波数において, PC モードで劇的な改善が見られた。この結果は RA モードにおける考察, すなわち RA モードでは Meissner の選択刺激がなされているために Pacinian の担当すべき周波数で弁別能力が落ちるとの仮説が検証されたことを意味する。

同時に図 3.32 からは, PC モードにおいても, 140[Hz] 以上では極端に弁別能力が落ちていることが分かる。この現象は以下のように説明される。

機械刺激において, 100[Hz] 以上の周波数領域における周波数弁別実験は, 刺激の強度に強く依存することが知られている。Goff らは等しい感覚強度を与える振動振幅を各周波数に対して求めておくことで, 純粋に振動周波数のみで比較する周波数弁別実験を行い, その場合に 100[Hz] 以上の周波数領域での周波数弁別能力が悪化することを見出した [22]。

Goff の実験結果と我々の結果の比較を図 3.33 に示す。電気刺激は恒常法, Goff のものは極限法を用いているため一概に比較は出来ないが, 110[Hz] 付近までは我々の RA モードと PC モードの和と Goff の結果が良く一致していることが分かる。

周波数弁別閾値が刺激の強度に強く依存するという事実は, この高周波領域ではもはや単一受容器の発火頻度が比較されるのではなく, 複数受容器の発火総数が比較されていることを示唆している。皮膚の共振周波数は約 200[Hz] 付近であるため [108], 200[Hz] に近づくとつれて刺激点から離れた部位にも振動が伝わるようになる。つまりこの周波数領域では, 周波数に依存した発火の空間領域の変化も含めて弁別が行われていると考えられる。

よって我々の Pacini モードが, 140[Hz] 以上で弁別能力の悪化を見たことは妥当と思われる。電気刺激では機械刺激と異なり, 周波数に依存した空間的な刺激領域の変動をシミュレートするような制御を行っていないからである。

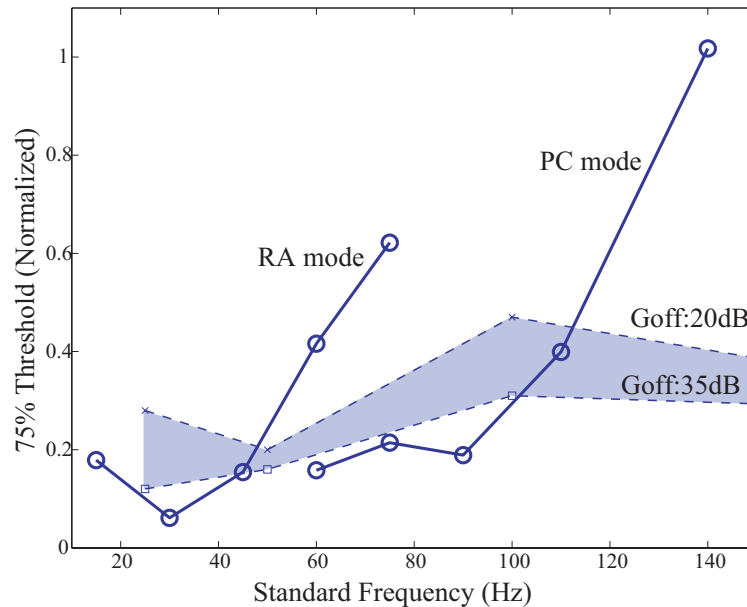


図 3.33 電気刺激 (RA, PC モード) と, Goff により求められた, 機械刺激における等感覚強度時の周波数弁別閾との比較 ([22] より再構成). 20dB, 35dB は感覚閾値の振幅に対する振幅比.

なお電気刺激に関して, 周波数弁別能力が 100[Hz] を越えた付近で急激に悪化する現象は, Szeto らによって 1979 年の段階で報告されている [99]. 他の報告でも 100[Hz] を電気刺激において周波数を情報として扱いうる上限としているものが多い [7, 100]. 彼らの実験の動機は電気刺激で提示可能な情報の量を測定し, 電気刺激が機械刺激と同等の情報量提示能力を持つことを示すことであった. この目的を達成するために, 彼らは全ての実験において, 今回の深部実験で用いたような大きな同心円電極, あるいは指輪電極を用いて深部まで刺激している. このため, 今回の RA モードのような, 浅部だけの電気刺激による閾値計測の試みを見出すことは出来なかった.

本実験によって確認されたのは, RA モードにおいて PC が刺激されていないということのみである. よって例えば RA モードにおいて SAI が刺激されていないことは検証されていない. 心理実験によって定量的に選択刺激を検証できることが示されたため, 今後同様の実験を積み重ねることで選択刺激を検証できると思われる.

3.3 触原色の生理実験による検証

本節では刺入電極による神経活動の直接観察による最も直接的な検証について述べる. なお本実験は仲谷らとの共同研究として行われたものである [72, 73].

実験手順を以下に述べる.

刺入と同定

まず直径 $100[\mu\text{m}]$ のタングステン電極を被験者の下腕正中神経に刺入する (図 3.34) . 電極は先端微小部のみ絶縁性被覆が無く, 単一神経の活動を捉えることが出来る . 刺入時には超音波断層装置により神経と針の位置を確認しつつ進める . 刺入が成功した瞬間には何らかの皮膚感覚が生じるので, 被験者は感覚生成を報告する . さらに電極の出力を音に変換し, 神経活動に特徴的なノイズを聞くことで刺入の成功を確認する . その後針を微小に動かしながら, 指先の受容器に接続された神経を捜す . 被験者の報告により場所の見当をつけ, さらに神経活動音を聞きながら指先に機械的な刺激 (例えばピンセットで軽く押す等) を加え, 正確な場所の同定を行う (図 3.35) . さらに機械的刺激に対する神経活動音の持続時間から受容器が即応性であるか遅応性であるかを判断し, 受容野の広さから受容器の種類を同定する (図 1.3 参照) .

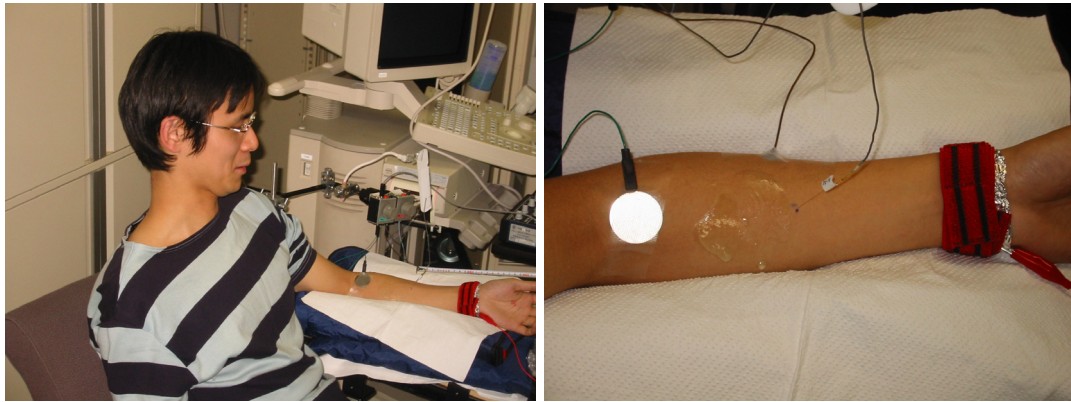


図 3.34 実験状況 [72, 73]

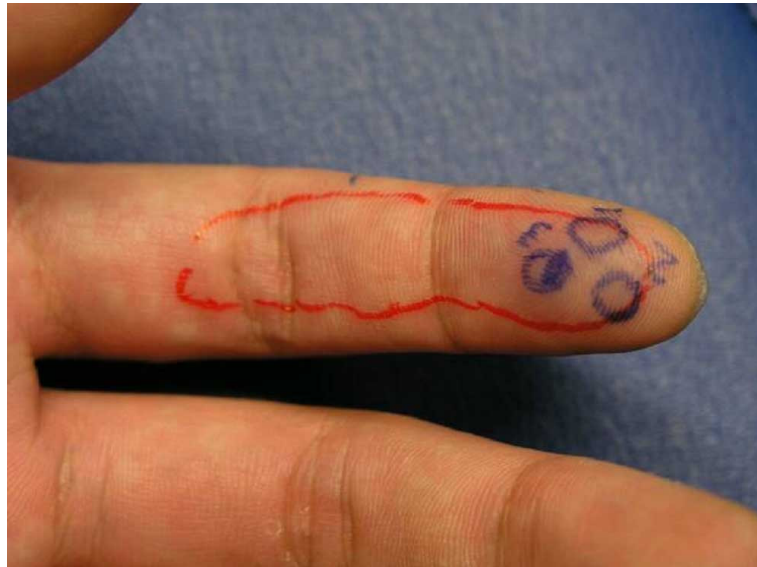


図 3.35 受容野の位置をマーキングした指 [72, 73] .

電気刺激と閾値計測

受容野に同心円電極を押し当て、陽極、あるいは陰極電流で刺激する。電流のパルス幅は固定であるが、パルスの高さはボリュームによって手動で調整可能である。

電気刺激は 100[Hz] のパルスである。刺激電流をトリガとして神経活動をデジタルオシロスコープ (テクトロニクス社製 3014B) で観測する。元の波形のままではノイズが大きすぎて観測できないため、トリガを用いた加算平均波形を観察する (図 3.36)。加算回数は 4 回ないし 16 回である。

オシロスコープの波形を見ながらボリュームを調整し、神経活動を生じる閾値を計測する。

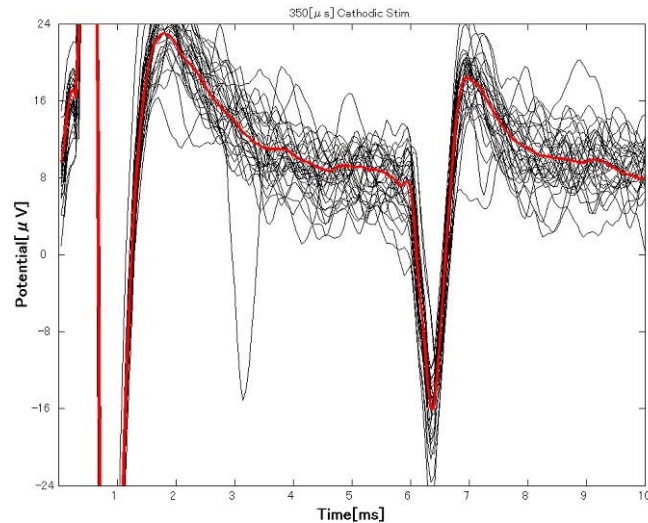


図 3.36 350[μ s] の陰極刺激における神経活動記録 (黒線) と加算平均 (赤線) [72, 73] .

走査

皮膚上の刺激電極を 2[mm] 間隔で動かして同様の閾値計測を行う。これを繰り返すことで、観測している神経の活動閾値の分布を得ることが出来る。以降刺激点の座標を、指の長軸方向は 1 から 6 の数字、横方向は a から f までの文字で示す。(3,c) が機械的刺激に対する受容野の中心である (図 3.37)。

本実験の難しさは、計測の不安定性にある。腕に刺された神経活動測定用の電極は、筋肉の微動で容易にずれてしまう。このため実験中は刺激場所を変えるたびに機械刺激を行い、神経活動音を再確認しつつ進めた。神経活動を捉え続けられる時間は高々数分程度であった。

メッシュ上の全点を刺激する時間はないため、まず機械刺激によって同定した受容野中心を中心とした数点の刺激を行い、形成されていく閾値分布の様子を見ながら適宜次の刺激点を決定していった。

これらの努力によって唯一例得られた RA, SAI, PC に関する閾値分布を図 3.38 に示す。縦軸 (1-7) 及び横軸 (y-e) は図 3.37 に準ずる。各受容器に対して閾値電流値の逆数を取り、陽極、陰極刺激をあわせた最大値を 1 として正規化して表示した。逆数を用いることによって刺激しやすい (閾値が低い) ほど高い値を示す直感性を求めた。

結果を各受容器ごとに正規化しているため、図 3.38 の縦列内での比較は意味が無い。また流しうる最大の電流で刺激しても興奮しない点を 0 としているため、そもそも刺激していない点が 0 であるのと混同しやすいが、左列に刺激実験を行った場所を示した。各受容器ごとの陰極 (Cathode)、陽極 (Anode) 刺激の比較が本図の意図するところである。

まず RA に関しては、明らかに陽極優位の傾向が見て取れる。また PC では逆に明らかな陰極優位性が見て取れる。しかし SAI に関してはいずれとも本図から読み取り難いが、若干の陰極優位性が見られる。

また前述のように、機械的受容野中心は (3,c) であるが、特に PC モードにおいて電気刺激による閾値分布が最大値をとる点と大きくずれていることが分かる。PC の軸索が水平に伸びており、電気刺激では軸索を刺激するために、刺激点と先端の受容器との位置がずれたものと考えられる。

また幾つかの試行では、閾値分布を得るには至らなかったが、試行中最小の電気刺激閾値を求めることは出来た。これらの試行と前述の試行をあわせて、SAI では 5 件、RA では 2 件、そして PC では 1 件、最小の電気刺激閾値データを得た。各試行において陽極刺激による電流閾値の陰極刺激による電流閾値に対する閾値比を求めた。

受容器ごとの平均を表 3.2 に示す。SAI および PC では閾値比が 1 より大きく、陰極刺激が陽極刺激よりも閾値が低いことを示している。これに対して RA では閾値比は 1 より小さく、逆に陽極刺激のほうが刺激されやすかったことを示している。

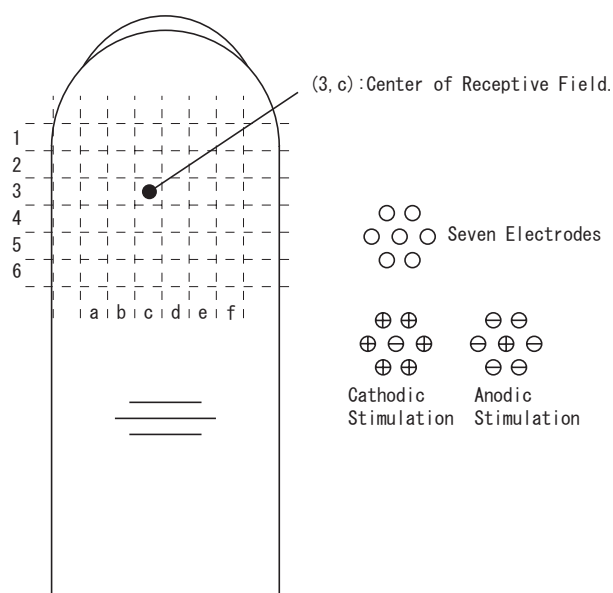


図 3.37 指先受容野付近の電気刺激による閾値測定。機械的刺激により神経の受容野中心および受容器の種類を特定後、受容野周辺を 2[mm] 間隔で電気刺激し、各場所における神経発火閾値を測定。

以上の観察は、統計処理を行うには十分な数ではないが、第 2.2 章で提案した電流極性を用いた選択刺激を支持する結果であるといえる。

なお本実験の最大の障害は短時間に多くの点を刺激する方法が無かったことであった。今後第 5.1.2 節に示すアレイ電極による高速自動切換えを行えば、閾値分布をより簡単に測定可能と思われる。

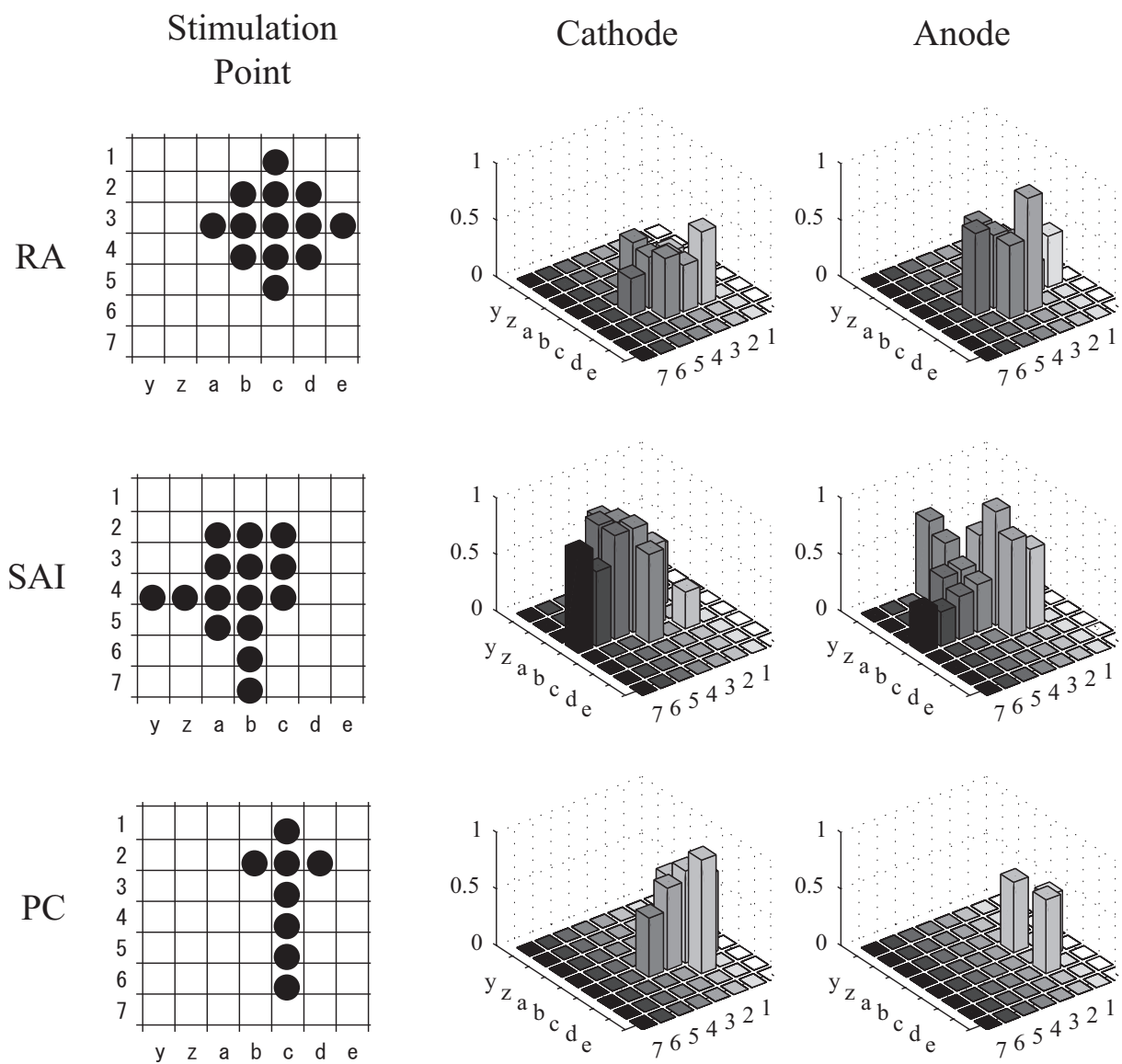


図 3.38 指先受容野付近の電気刺激による閾値の 3 次元プロット．縦 (1-7) 横 (y-e) は図 3.37 に準ずる．RA, SAI, PC それぞれについての一回のデータ．各受容器に対して閾値電流値の逆数を取り，その最大値を 1 として正規化．

表 3.2 陽極，陰極刺激による電流閾値の比．

	試行回数	閾値比 (+/-) 平均
SAI	5	1.4
PC	1	1.6
RA	2	0.61

3.4 まとめ

本章では提案した選択刺激手法の検証を行った．第一に神経イオンチャネルのダイナミクスを含んだシミュレータを用いたもの，第二に心理実験によるもの，第三に直接の神経活動計測によるものである．

シミュレータによる検証では，これまで述べた Activating Function による設計が無限長の神経軸索を仮定していたのに対し，機械受容器として適当な神経軸索末端の境界条件を付与した．実験の結果，各刺激モードにおいて，少なくとも我々の思い描いているような走行をしている神経軸索に対しては選択刺激が可能であることが検証された．

心理実験による検証では，まず各刺激モードにおいて生じる感覚が，定性的に狙った受容器の活動として説明できることを確認した．RA モードにおいては空間的に局在化した振動感覚が，SAI モードにおいては純粋な圧覚が，PC モードにおいては広範囲に及ぶ振動感覚が生じた．しかし同時に電流量をよほどうまく調整しないと純粋な原色としての感覚が得られないこと，具体的には SAI モードにおいて圧覚のみを生成することの難しさも観察された．

さらに振動感覚をつかさどる Meissner 小体と Pacini 小体に関して，心理物理実験により選択刺激を定量的に評価した．RA モードにおいて本来 Pacini 小体が担当すべき高周波の刺激を与えた場合，被験者は振動周波数の高低を正しく判断できない．しかし PC モードで刺激すると判断できるようになる．この結果から，少なくとも RA モードにおいて Pacini 小体が活動していないことが検証された．

神経活動の直接計測による検証は困難を極めた．下腕正中神経に刺入した電極で電気刺激中の神経活動を計測するというものであるが，高々 $10[\mu\text{m}]$ の直径でしかない単一神経の活動を捉えるには，計測用の針のその程度の微動すら許されないからである．非常な努力の結果，各受容器に接続された神経に陽極刺激，陰極刺激を加えた場合の閾値を計測することに成功した．その結果 Merkel 小体，および Pacini 小体は陰極刺激の方が低い閾値を示すこと，逆に Meissner 小体では陽極刺激のほうが低い閾値を示すことが検証された．

第 4 章

神経選択刺激の最適設計

本章は経皮電気刺激による皮膚感覚提示を，より一般化した問題として再検討する．

4.1 背景

経皮電気刺激により神経を選択的に活動させる手法 (選択刺激) は，一般には

- 境界に配置された有限個の電極により電位の境界条件を規定し，
- 境界条件を時間的，空間的に変えることで内部の電位分布を制御し，
- 所望の神経の活動を誘発し，
- さらに活動させたくない神経の活動を極力抑える

とまとめることができる．

こうした選択刺激の問題は，実は神経刺激全体における中心課題である (図 4.1)．例えば運動神経を駆動する機能的電気刺激はリハビリテーション等に用いられるが，覚醒時に長時間の刺激を必要とするため，刺激に伴う不快感，特に痛覚の低減が大きな課題となる．このためには運動神経を活動させると同時に感覚神経の発火を抑える必要がある．また触覚に限らず，感覚神経を駆動することによる感覚代行，増強システムでは，目的の感覚を生じさせる為には特定の神経軸索のみを刺激する必要がある．

これらの課題は，目的の神経軸索を刺激しつつ，望ましくない神経軸索の発火を抑えるという選択刺激の問題と捉えることができる．

選択刺激は電気刺激における中心課題の一つであるため多くの先行研究が存在するが [14, 23, 84, 87, 91]，大半はまず各刺激部位における正確な電氣的モデルを作成，現象の再現を目指したのち，試行錯誤によって選択的な刺激手法を発見，その後実際の刺激実験により検証している．

我々が問題とするのはこの試行錯誤の部分である．

従来の選択刺激手法の多くは膨大な経験を背景として生まれたものだが，当然ながら試行錯誤によって得られた刺激手法は単独では最適性を主張し得ない．言い替えれば，未発見のより優れた刺激手法が存在する可能性を放棄出来ないのである．これに対して我々が望むのは，単純な操作で最適な，すなわち他に選択肢の無い選択刺激を設計可能な手法である．

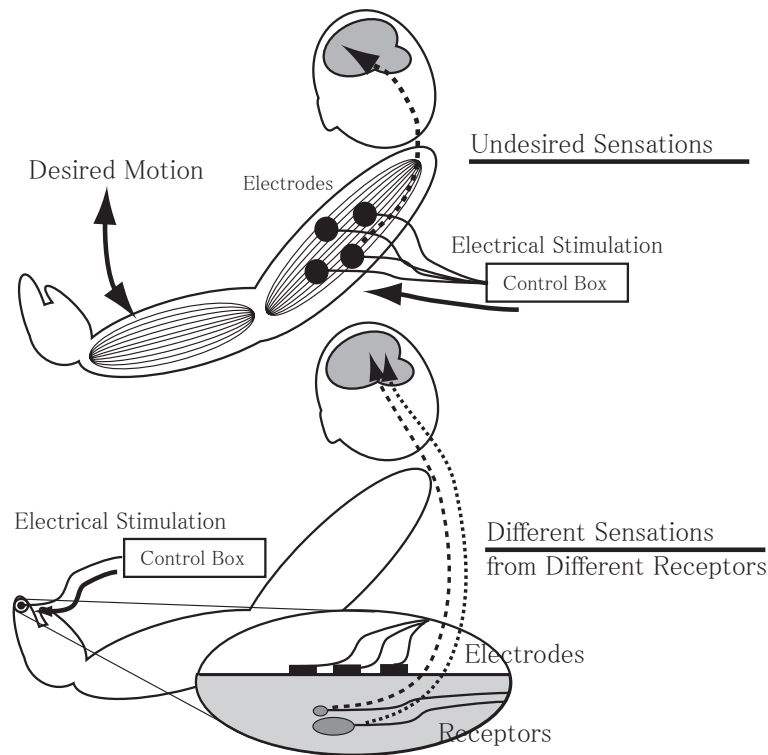


図 4.1 選択刺激を必要とする状況．(上)：機能的電気刺激における運動神経の刺激と感覚神経の抑制．(下)：人工感覚提示における感覚神経の種類別刺激

具体的には (1) 選択刺激における最適性の定義と、さらに (2) その規範において最適であることが保証された刺激法を有限回の数学的操作によって得る設計法が必要であると考えられる．例えば Rattay が提案し、我々がこれまで利用した Activating Function [87] は刺激設計のための評価関数として導入され、多く利用された成功例である [49]．しかし Activating Function が示唆するのは最適な電極の空間配置と極性のみであり、時間的な波形、さらに一般化された最適な電流の時空間分布に付いては何ら示唆を与えるものではない．

本章の目的は、選択刺激を設計するための数学的な枠組の構築である．神経軸索と電極は任意の位置に与えられている．その中で選択刺激という課題は線形計画、あるいは二次計画問題として定式化され、唯一の最適な刺激方法が得られることを示す．また提案手法によって幾つかの簡単な例を解き、従来提案されてきた選択刺激手法と比較することにより、提案手法の有効性を示す．

4.2 数学モデルの再考

以下、神経軸索および電極に関する数学モデルを再考する．一部の式は Activating Function 導出時の式 (第 2.1.1 節) と重複するが流れを妨げることになるため省略は避ける．

まず神経軸索をモデル化する．神経軸索の発火現象に関して、イオンチャネルの振舞を含めた精密なモデル化の試みは多い．しかし我々の目的は刺激の設計であるから、そのために必要十分な単純化を行う必要がある．

我々の仮定は神経軸索を線形時不変のシステムとし、膜間電位差 V_m がある閾値 V_{th} を越えたときに神経活動が誘発されるというものである。この単純化を行った場合、不応期等の活動後の現象は説明不能であるが、少なくとも神経発火に至る主要な現象の予測が可能であることが知られており、簡易的な神経活動モデルとして広く使われている [91]。

この仮定により、考えるべき対象は電極からの電流 $I(x, t)$ を入力、神経軸索の膜間電位差 $V_m(r, t)$ を出力とした入出力関係に絞られる (x, r はそれぞれ電極に対して定義された座標系、神経軸索に沿った座標系を表す)。以下、この入出力関係を離散化された線形システムとして記述することにより、最適刺激の設計に備える。

図 4.2 は電極と神経軸索の位置関係と軸索の電気回路モデルである [64]。図では電極は皮膚表面に配置されているが、これは埋め込み電極であってもよい。また本章ではこれまでどおり図で示されたような 2 次元断面の問題 (電極は神経軸索の走行と直行した方向に延びる無限長の線電極) を扱うが、これは容易に 3 次元に拡張できる。また後に述べる理由から、それぞれの電極は電流制御されているものとする。

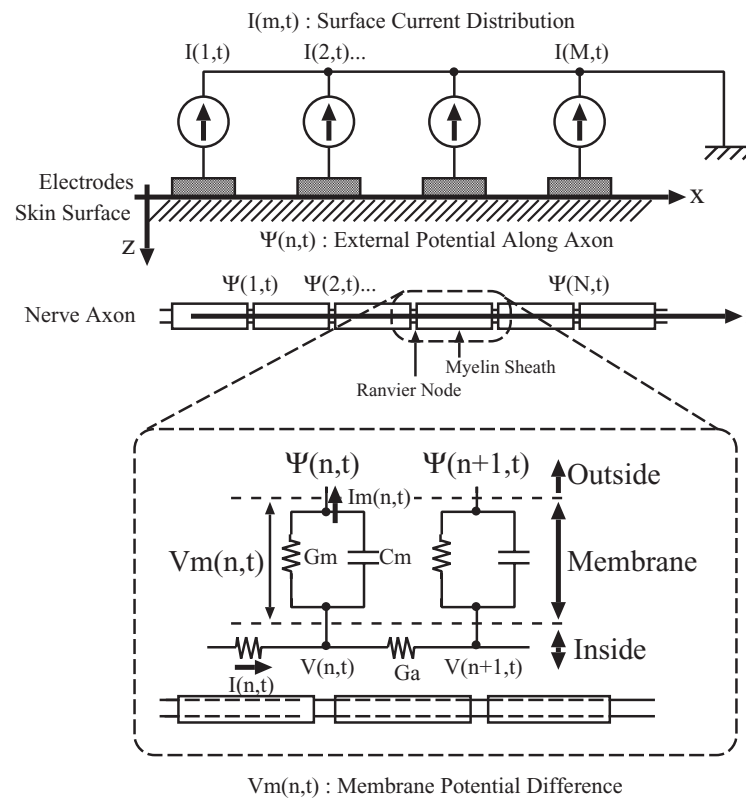


図 4.2 経皮電気刺激の状況と神経軸索の電気回路モデル

以下、電気刺激を次の二つの過程に分けて定式化する。第一は皮膚表面電極からの電流 $I(x, t)$ により軸索表面に電位分布 $\Psi(r, t)$ が与えられる過程である。第二はその電位分布 $\Psi(r, t)$ により軸索の膜間電位差 $V_m(r, t)$ が上昇し、閾値 V_{th} に達し、活動が誘発される過程である。

4.2.1 過程 1: $\Psi(r, t) \rightarrow V_m(r, t)$

まず神経軸索における現象，すなわち軸索表面電位分布 $\Psi(r, t)$ と膜間電位差 $V_m(r, t)$ の関係を見る．我々がここで対象とする軸索はいわゆる有髄神経である．これはその大部分を絶縁体の鞘（髄鞘, Myelin Sheath）で覆われた神経であり，わずかにランビエ絞輪と呼ばれる髄鞘間の間隙（Ranvier Node，以下 Node）でのみ細胞膜が露出している．このため軸索内外は電気的には Node からのみアクセス可能である．

これら Node に番号 $n(1 \leq n \leq N)$ を割り振る．すると．膜を隔てた外部電位 $\Psi(r, t)$ と内部電位 $V(r, t)$ は，それぞれ $\Psi(n, t)$, $V_m(n, t)$ ，膜間電位差 $V_m(r, t) = V - \Psi$ は $V_m(n, t)$ と表される．

Node における細胞膜をキャパシタンス $C_m(n)$ とコンダクタンス $G_m(n)$ で表し，Node $n-1$, n 間の内部コンダクタンスを $G_a(n)$ とする．細胞膜を内部から外部へ流れる電流を $I_m(n, t)$ ，Node $n-1$ から n へ流れる内部電流を $I(n, t)$ とする．今後明らかな場合には n, t を省略する．

キルヒホッフの電流則から，膜電流 $I_m(n, t)$ は Node n における内部電流の減少に等しくなければならない．

$$\begin{aligned} I_m(n) &= I(n) - I(n+1) \\ &= G_a(V(n+1) - 2V(n) + V(n-1)) \end{aligned} \quad (4.1)$$

さらに I_m は C_m と G_m を流れる電流の和であるから，

$$I_m(n) = C_m \frac{\partial V_m(n)}{\partial t} + G_m V_m(n) \quad (4.2)$$

式 (4.1), (4.2) により

$$\begin{aligned} G_a(V(n+1) - 2V(n) + V(n-1)) &= \\ C_m \frac{\partial V_m(n)}{\partial t} + G_m V_m(n) \end{aligned}$$

V を $V_m + \Psi$ で表し，

$$\begin{aligned} \frac{\partial V_m(n)}{\partial t} &= \left(-\frac{G_m}{C_m} - 2\frac{G_a}{C_m}\right)V_m(n) \\ &\quad + \frac{G_a}{C_m}(V_m(n+1) + V_m(n-1)) \\ &\quad + \frac{G_a}{C_m}(\Psi(n+1) - 2\Psi(n) + \Psi(n-1)) \end{aligned}$$

これをベクトル表記によって次のように表す [11]．

$$\dot{\mathbf{V}}_m = \mathbf{A}\mathbf{V}_m + \mathbf{B}\Psi \quad (4.3)$$

$$\mathbf{V}_m = [V_m(1), V_m(2), \dots, V_m(N)]^T$$

$$\Psi = [\Psi(1), \Psi(2), \dots, \Psi(N)]^T$$

$$\mathbf{A} = \begin{bmatrix} \frac{-2G_a - G_m}{C_m} & \frac{G_a}{C_m} & 0 & \cdots & \cdots & 0 \\ \frac{G_a}{C_m} & \frac{-2G_a - G_m}{C_m} & \frac{G_a}{C_m} & 0 & \cdots & 0 \\ 0 & \frac{G_a}{C_m} & \frac{-2G_a - G_m}{C_m} & \ddots & \ddots & \vdots \\ \vdots & \ddots & \ddots & \ddots & \ddots & 0 \\ 0 & \cdots & 0 & \ddots & \ddots & \frac{G_a}{C_m} \\ 0 & \cdots & \cdots & 0 & \frac{G_a}{C_m} & \frac{-2G_a - G_m}{C_m} \end{bmatrix}$$

$$\mathbf{B} = \begin{bmatrix} \frac{-2G_a}{C_m} & \frac{G_a}{C_m} & 0 & \cdots & \cdots & 0 \\ \frac{G_a}{C_m} & \frac{-2G_a}{C_m} & \frac{G_a}{C_m} & 0 & \cdots & 0 \\ 0 & \frac{G_a}{C_m} & \frac{-2G_a}{C_m} & \ddots & \ddots & \vdots \\ \vdots & \ddots & \ddots & \ddots & \ddots & 0 \\ 0 & \cdots & 0 & \ddots & \ddots & \frac{G_a}{C_m} \\ 0 & \cdots & \cdots & 0 & \frac{G_a}{C_m} & \frac{-2G_a}{C_m} \end{bmatrix}$$

ただし $\dot{\cdot}$ は時間微分, \mathbf{T} は転置ベクトルを表す.

4.2.2 過程 2: $I(x, t) \rightarrow \Psi(n, t)$

次に電極による電流源分布 $I(x, t)$ によって神経軸索の膜外に電位分布 $\Psi(n, t)$ が与えられる過程を考える.

ここで各電極は点電流源と見なせる程度に十分小さいと仮定する. すると電流源分布も離散化され, $I(m, t)$ と表される. ただし $m(1 \leq m \leq M)$ は各電極に割り振られた番号である.

ここでは簡単のため, 電極と神経軸索の間は均質な抵抗性の媒質で満たされているとする. まず電極が一つ与えられた場合の, 電流と電位分布 Ψ の関係を見ると, 電位分布は内部電流密度の積分によって次のように表される (図 2.3).

$$\Psi(n, t) = - \int_{R(n,1)} i \rho dR \quad (4.4)$$

$$= \frac{I(1, t) \rho}{4\pi R(n, 1)^2} \quad (4.5)$$

ただし i は電流密度, ρ は抵抗率, $R(n, 1)$ は電極 1 と Node n の間の距離である. 電極が複数の場合にはこれを重畳すればよい.

$$\Psi(n, t) = \frac{I(1, t) \rho}{4\pi R(n, 1)^2} + \frac{I(2, t) \rho}{4\pi R(n, 2)^2} + \cdots + \frac{I(M, t) \rho}{4\pi R(n, M)^2} \quad (4.6)$$

これを簡略化したベクトル表記で次のように表す.

$$\Psi(t) = \mathbf{C}\mathbf{I}(t) \quad (4.7)$$

ただし

$$\mathbf{I}(t) = [I(1, t), I(2, t), \dots, I(M, t)]^T$$

$$C = \frac{\rho}{4\pi} \begin{bmatrix} \frac{1}{R(1,1)^2} & \frac{1}{R(1,2)^2} & \cdots & \frac{1}{R(1,M)^2} \\ \frac{1}{R(2,1)^2} & \frac{1}{R(2,2)^2} & \cdots & \frac{1}{R(2,M)^2} \\ \vdots & \vdots & \ddots & \vdots \\ \frac{1}{R(N,1)^2} & \frac{1}{R(N,2)^2} & \cdots & \frac{1}{R(N,M)^2} \end{bmatrix}$$

電極を電流制御するか，電圧制御するかという選択枝には長い議論の歴史がある [23]．この問題は主に刺激の安定性と電気回路の複雑さによって論じられて来た．しかし少なくとも我々の枠組においては電流刺激を仮定する方が都合が良い．なぜなら各電極が電流制御されている場合，内部電位分布は各電極からの電流寄与の単純な線形和によって書かれるからである．

式 (4.3)，式 (4.7) から

$$\dot{V}_m = AV_m + BC I \tag{4.8}$$

最後に V_m を x ， BC を D ， I を u と書き，電極からの電流と膜間電位差の入出力関係を表す以下の状態方程式を得る．

$$\dot{x} = Ax + Du \tag{4.9}$$

4.3 選択刺激

以後，神経選択刺激における最適設計法を提案する．選択刺激とは目的の神経軸索を発火させつつ，望ましくない神経軸索の発火を抑える刺激法を指す．ここではさらにその最も単純な状況，すなわち2本の軸索 a と b が与えられたとき，軸索 a を発火させつつ b の活動を抑えるという状況を取り扱う (図 4.3) ．

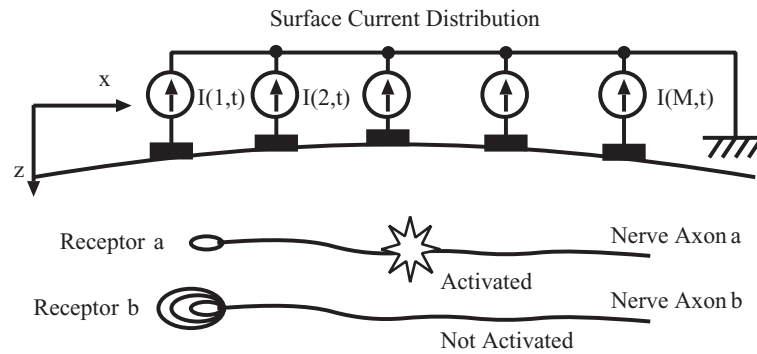


図 4.3 経皮電気刺激における選択刺激．

この問題は次のように定式化される．前章の結果から，二つの軸索 a ， b を支配する状態方程式がそれぞれ次のように書かれているとする．

$$\dot{x}_a = A_a x_a + D_a u \tag{4.10}$$

$$\dot{x}_b = A_b x_b + D_b u \tag{4.11}$$

当然ながら2式の入力ベクトル $\mathbf{u}(t)$ は共通である。我々の目的は軸索 a を刺激しつつ軸索 b の活動を抑える最適な $\mathbf{u}(t)$ を求めることである。既に我々は神経軸索が、その膜間電位差が閾値に達したとき発火すると仮定したため、選択刺激は結局次のような最適化問題に帰着される。

$$\min_{\mathbf{u}}(\max(\mathbf{x}_b | \max(\mathbf{x}_a) = V_{th})) \quad (4.12)$$

この式の意味は次の通りである：軸索 a の V_m の最大値が閾値 (V_{th}) に達する (発火条件) という拘束条件のもとで、軸索 b の V_m の最大値が最小化される。

最大値が時間的にも空間的にも探索されていることに注意すべきである。何故なら一本の神経軸索は、軸索上の「どこで」発火しても、ごく短い刺激期間中の「いつ」発火しても脳にとっては等価だからである。

4.3.1 時間軸の離散化

第4.2節において空間的な離散化を行ったが、時間的には未だ連続であるために問題が解き難くなっている。ここで以下のようなパルス群の入力を仮定することによって時間軸の離散化を行う。

$$\mathbf{u}(t) = \begin{cases} \mathbf{u}(1) & 0 \leq t < \Delta T \\ \mathbf{u}(2) & \Delta T \leq t < 2\Delta T \\ \vdots & \vdots \\ \mathbf{u}(T) & T_L - \Delta T \leq t < T_L \end{cases}$$

ただし ΔT はパルス幅、 T_L は刺激期間、 $T = T_L/\Delta T$ はパルスの個数である。すると式(4.9)は次のような差分方程式として表される。

$$\mathbf{x}(0) = \mathbf{0} \quad (4.13)$$

$$\mathbf{x}(k) = \mathbf{P}\mathbf{x}(k-1) + \mathbf{Q}\mathbf{u}(k) \quad (1 \leq k \leq T) \quad (4.14)$$

ただし $\mathbf{P} = \exp(\mathbf{A}\Delta T)$ 、 $\mathbf{Q} = \mathbf{A}^{-1}(\mathbf{P} - \mathbf{I})\mathbf{D}$ 。I は単位行列
各ベクトルを並べて、

$$\begin{bmatrix} \mathbf{x}(1) \\ \mathbf{x}(2) \\ \vdots \\ \mathbf{x}(T) \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \mathbf{Q} & 0 & 0 & 0 \\ \mathbf{P}\mathbf{Q} & \mathbf{Q} & 0 & 0 \\ \vdots & \mathbf{P}\mathbf{Q} & \mathbf{Q} & 0 \\ \mathbf{P}^{T-1}\mathbf{Q} & \mathbf{P}^{T-2}\mathbf{Q} & \dots & \mathbf{Q} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \mathbf{u}(1) \\ \mathbf{u}(2) \\ \vdots \\ \mathbf{u}(T) \end{bmatrix}$$

さらに簡略表記して

$$\mathbf{X} = \mathbf{R}\mathbf{U} \quad (4.15)$$

ただし \mathbf{X} は $NT \times 1$ のベクトルであり、膜間電位差の時空間情報を全て含む。同様に \mathbf{U} は $MT \times 1$ のベクトル、 \mathbf{R} は $NT \times MT$ の行列である。これにより式(4.10)と式(4.11)は次のように書き直される。

$$\mathbf{X}_a = \mathbf{R}_a\mathbf{U} \quad (4.16)$$

$$\mathbf{X}_b = \mathbf{R}_b\mathbf{U} \quad (4.17)$$

4.3.2 安全条件

電気刺激において，ある電極から流れ出た電流は必ず周囲の電極によって回収されなければならない．言い替えれば，電流源分布は常に合計が0でなければならない．この条件が満たされない場合，電流は体深部を通過して別の接触部位から逃げることになり，予測不能な問題を引き起こす可能性があるからである．これを安全条件 (safety condition) と呼ぶことにする．この条件は次のように書かれる．

$$\sum_{m=1}^M I(m, t) = 0$$

我々が前節で導入したマトリクス表記を用いると

$$\mathbf{E}\mathbf{U} = \mathbf{0} \quad (4.18)$$

ただし \mathbf{E} は次のように定義される $T \times MT$ の行列である．

$$\mathbf{E} = \begin{bmatrix} 1 \cdots 1 & 0 \cdots 0 & \cdots & 0 \cdots 0 \\ 0 \cdots 0 & 1 \cdots 1 & \cdots & \vdots \\ \vdots & \vdots & \ddots & 0 \cdots 0 \\ 0 \cdots 0 & \cdots & 0 \cdots 0 & 1 \cdots 1 \end{bmatrix}$$

4.3.3 線形計画への定式化

式 (4.12)，(4.16) ~ (4.18) から，選択刺激問題は次のようにまとめられる．

$$\min_{\mathbf{U}} (\max(\mathbf{R}_b \mathbf{U})) \quad (4.19)$$

subject to

$$\max \mathbf{R}_a \mathbf{U} = V_{th} \quad (4.20)$$

$$\mathbf{E}\mathbf{U} = \mathbf{0} \quad (4.21)$$

これは一見すると線形計画問題 (中のミニマックス問題) のように見えるが，未だに解くのは難しい．その理由は拘束条件部分に $\max \mathbf{R}_a \mathbf{U} = V_{th}$ という，通常の線形計画問題では見られない項が入っているためである．この項は，軸索 a に関して膜間電位差の最大値が閾値に達するという活動条件を意味する．

この拘束条件を線形計画問題として扱い得る次のような条件に書き換える．軸索 a の膜間電位差 V_m が，設計者にとって既知な，ある決まった場所と時間に閾値に達するという条件である．この場所と時間を， n_{act} (設計者が決定)， T (刺激期間の最終時刻) とする．すると式 (4.20) は次のように書き直される．

$$\mathbf{R}_{a_part} \mathbf{U} = V_{th}$$

ただし \mathbf{R}_{a_part} は \mathbf{R}_a から抜き出された， $\mathbf{R}_{a_part} \mathbf{U} = x_a(n_{act}, T)$ を満たす部分行列 (実際にはベクトル) である．

最終的に我々の問題は次のように定式化された。

$$\max(\mathbf{R}_b \mathbf{U}) \rightarrow \min_{\mathbf{U}} \quad (4.22)$$

subject to

$$\mathbf{R}_{a_part} \mathbf{U} = V_{th} \quad (4.23)$$

$$\mathbf{E} \mathbf{U} = \mathbf{0} \quad (4.24)$$

単純な操作によりこれは線形計画問題の標準形に変換することが出来る (付録 B.2 参照)。我々の仕事はここまでであり、後は MatlabTM 等の適当な数値計算ソフトウェアに任せれば良い。

刺激すべき軸索 a の活動電位が生じる「場所」および「時刻」をあらかじめ設定することによって拘束条件を等式拘束条件に替え、解きうる問題にしたわけであるが、まず発火時刻を決め打ちする点に関しては、決め打ちした時刻以外で閾値に達したとしても我々の目的が軸索 a を発火させることそのものである以上問題とはならない。また発火時刻を最終時刻に設定した点については、最終時刻以前に発火する解も、その発火時刻を最終時刻とするような時間軸のシフト操作をすれば最終時刻に発火した解が得られるため、実際には時刻の決め打ちは拘束条件を増やしたことにはならない。

軸索の発火場所 n_{act} の決め打ちについては、発火場所をあらかじめ予測することは難しいため、実際には幾つかの発火場所の候補を試す必要がある。本手法が唯一試行錯誤を許容せざるを得ない部分であるが、Node 数は有限個であり、また発火しやすい場所は限られているため実際上の問題にはならない。

なお、発火を抑える側の神経軸索に関して、刺激期間内における膜間電位差の最大値のみ最小化しているが、刺激期間「後」に最大値に達してしまうということがあるかどうか、という当然の疑問が生じる。しかし神経軸索の膜間電位差の遷移は熱伝導方程式に従うためにこのような事態は生じない (第 B.1 節参照)。

4.4 その他の拘束条件

本節では幾つかの現実的な拘束条件を我々の最適化問題に取り込む。

4.4.1 電荷の時間的なバランス条件

多くの研究が電氣的にバランスされた bi-phasic 刺激、すなわち各電極からの波形の時間積分が 0 となることで電極近傍での電荷の蓄積を防ぎ、結果的に長時間 (1 分 ~) 刺激した際の感覚安定化に繋がることを示唆している [60]。この条件は次のように書かれる。

$$\int_{t=0}^{T_L} I(m, t) dt = 0 \quad (4.25)$$

我々のマトリクス表記を用いると

$$\mathbf{F} \mathbf{U} = \mathbf{0} \quad (4.26)$$

$$\mathbf{F} = \begin{bmatrix} \mathbf{I} & \mathbf{I} & \dots & \mathbf{I} \end{bmatrix}$$

ただし \mathbf{F} は $M \times MT$ 行列, \mathbf{I} は $M \times M$ の単位行列である. この条件と我々が第 4.3.2 節で既に導入した安全条件との類似に注目すべきである. 安全条件が空間的な電流密度の合計が 0 であることを保証していたのに対し, 本条件は時間的な電流の積分値が 0 であることを保証している.

本論文ではこの条件を今後深く取り扱う事は無い. この理由は, 軸索 a の発火する時刻を刺激区間の最後 (T) と決めているのに対して, 刺激期間終了後に十分緩やかに放電してやればこの条件は満たされるためである.

4.4.2 ジュール熱最小化

電気刺激における一つの問題は, 急激 (数秒以内) に生じる痛覚である. これはジュール熱による温度上昇が痛覚神経の自発的な発火を誘発したためと考えられる [63]. さらに過剰なジュール熱は組織自体に損傷を与え得るため, 発生するジュール熱を抑えることは電気刺激設計のための条件として妥当であると考えられる.

一般にはジュール熱 (J) の計算は簡単ではないが, 我々の場合これを入力電流の自乗に比例すると見なす.

$$J \propto \sum_{m=1}^M \int_{t=0}^T I(m, t)^2 dt \quad (4.27)$$

$$\propto \mathbf{U}^T \cdot \mathbf{U} \quad (4.28)$$

刺激中に生じるジュール熱の許容範囲が分かっている場合には次のような拘束条件として扱うことが出来る.

$$\mathbf{U}^T \cdot \mathbf{U} < J_{max} \quad (4.29)$$

しかし許容範囲が不明な場合, ジュール熱自体を最小化する目的関数に取り込むことも可能である. この場合, 従来の目的関数 (刺激を抑える軸索の膜間電位差の最大値) とジュール熱を併せ, 二つの合計を最小化する問題に変形することになる. このとき目的関数は次のように書かれる.

$$\min_{\mathbf{U}} (\mathbf{U}^T \mathbf{U} + w \max(\mathbf{R}_b \mathbf{U})) \quad (4.30)$$

ここで w は設計者によって調整される重み項である. もし $w = 0$ であれば入力エネルギーのみ最小化される解が得られ, $w \rightarrow \infty$ であればジュール熱を考慮しない最適化問題となる.

4.4.3 電流の制限

最後に取り扱う拘束条件は, 刺激装置の性能, すなわち流し得る電流の最大, 最小値である. これは次のように表される.

$$\mathbf{1} \cdot I_{min} \leq \mathbf{U} \leq \mathbf{1} \cdot I_{max} \quad (4.31)$$

新しい拘束条件 (式 (4.26), (4.31)), さらに新しい最適化目的関数 (式 (4.30)) をこれまでの式 (4.22) ~ (4.24) に加えることにより, 次の定式を得る.

$$\min_{\mathbf{U}} (\mathbf{U}^T \mathbf{U} + w \max(\mathbf{R}_b \mathbf{U})) \quad (4.32)$$

subject to

$$\mathbf{R}_{a_part} \mathbf{U} = V_{th} \quad (4.33)$$

$$\mathbf{E} \mathbf{U} = \mathbf{0} \quad (4.34)$$

$$\mathbf{F} \mathbf{U} = \mathbf{0} \quad (4.35)$$

$$\mathbf{U} \geq \mathbf{1} \cdot I_{min} \quad (4.36)$$

$$\mathbf{U} \leq \mathbf{1} \cdot I_{max} \quad (4.37)$$

注目すべきは線形計画問題であった我々の定式が二次計画問題となったことである．この理由は，エネルギー最小化という課題を選択刺激という従来の課題に継ぎ足したためである．この二次計画問題も，前述の線形計画問題と全く同様に標準形に変形して解くことができる．

4.5 最適化の例

以降，提案した最適化手法を用いて，幾つかの単純な状況における最適刺激法を設計する．これらの状況は既に過去に膨大な生理学的実験がなされているため，これと比較することによって我々の手法の妥当性を示す．

以下の全ての例において，神経軸索と媒質の電気的パラメータは先行研究 [64] と同じものを採用する．軸索は皮膚表面と平行に走行し，その長さは 20[mm](20-40 のランビエ絞輪)，刺激期間は 200[μ s] 固定である．

4.5.1 ジュール熱最小化

最初の例では，発生するジュール熱を抑えつつ軸索一本を刺激する状況を考える．ジュール熱は刺激中の痛覚の原因と考えられるため，この最適化によって得られた波形は痛覚閾値を上げることが期待できる．最適化すべき式は式 (4.32) に $w = 0$ を代入することによって得られる．式 (4.35) ~ (4.37) はここでは扱わない．

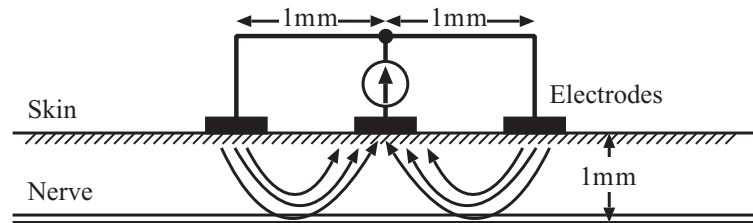


図 4.4 ジュール熱最小化刺激設計のための状況設定

状況は図 4.4 の通りである．3本の無限長電極が 1[mm] 間隔で設置されている．第 4.3.2 節で述べたように各電極から流れる電流の合計は 0 でなければならず (安全条件)，さらに空間的な対称性を考

慮すると中心の電極からの波形のみを考えれば良い。この場合、外側2本の電極を流れる電流は、中心電極の $-1/2$ である。

サンプリング間隔 ΔT を $10[\mu\text{s}]$ とし、中心電極を流れる電流の最適波形を求めた。結果は図4.5の通りである。陰極(脱分極)電流を正の方向に取った。併せて中心電極直下のランビエ絞輪における膜間電位差の変化も示した。

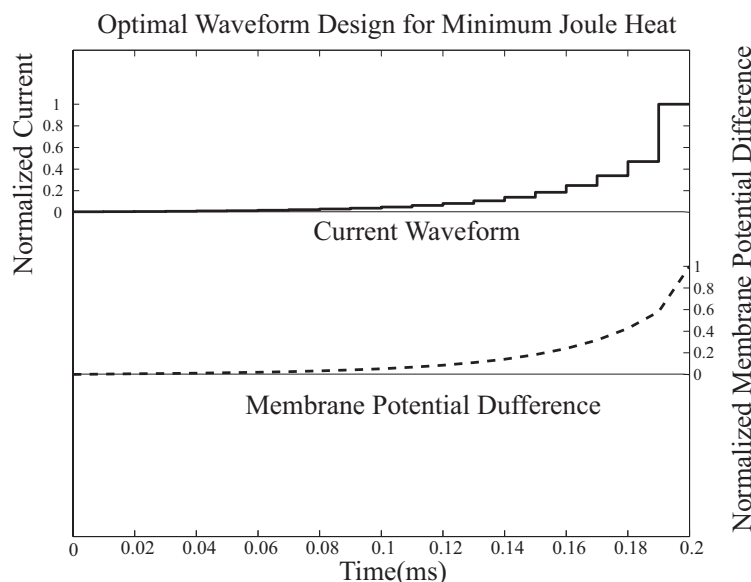


図 4.5 ジュール熱最小化規範による最適波形と神経軸索の刺激部位における膜間電位差の変化

得られた最適解は陰極(脱分極)性の、指数関数的に増加する波形となった。波形を矩形パルスに限定してパルス幅を最適化した場合と比べ、発生するジュール熱は約30%減少した。

この波形を、二つのパルスの組合せ、すなわち長期間の低い脱分極波形と短期間の高い脱分極波形と見做した場合、我々の得た結果は Poletto [84] らによって生理学的データとして得られた結果を説明し得る可能性がある。彼らは経皮電気刺激によって痛覚を生起させることなく安定に触覚を生起するためには、長期間の低レベル脱分極パルスを刺激パルスの前に与えることが効果的であるとの結果を得ている。この場合の痛覚がジュール熱によって生じたものとすれば、我々の結果は、Poletto らの結果を理論的に支持するものと考えられる。

ただしその一方で、一般に臨床的な電気刺激の分野では、逆に刺激の立上りは急である程良いとされている。今回得られた我々の結果の有効性にはさらに慎重な議論が今後必要となるだろう。

4.5.2 波形による軸索直径に対する選択刺激

第二の例は軸索直径に対する選択刺激である。これは例えば電気触覚ディスプレイのように電気刺激を感覚提示に用いる際に非常に重要な設計指針を与えると期待される [49]。何故なら神経軸索の直径はその種類によってほぼ一定であり、直径に対する選択性が得られれば生起させる感覚の種類を制御し得るためである。

この課題に対しては次のような事実が良く知られている．矩形波パルスを用いた場合，太い軸索を選択刺激するためにはより短いパルスを用いれば良く，また，細い軸索も同等に刺激するためにはより長いパルスを用いる必要がある [23]．一般に細い軸索のみを選択刺激することは難しい．これらの事実は既に第 2.1.2 節で McNeal シミュレータを用いて検証した．今回の手法でも同様の結果が得られることが期待される．

式 (4.19) ~ (4.21) を用いて最適波形を設計した．状況設定は前のジュール熱最小化刺激とほぼ同じであるが，太さの違う 2 本の軸索 (それぞれ直径 $5[\mu\text{m}]$, $10[\mu\text{m}]$) が同じ深さに存在している．実験結果は図 4.6 である．

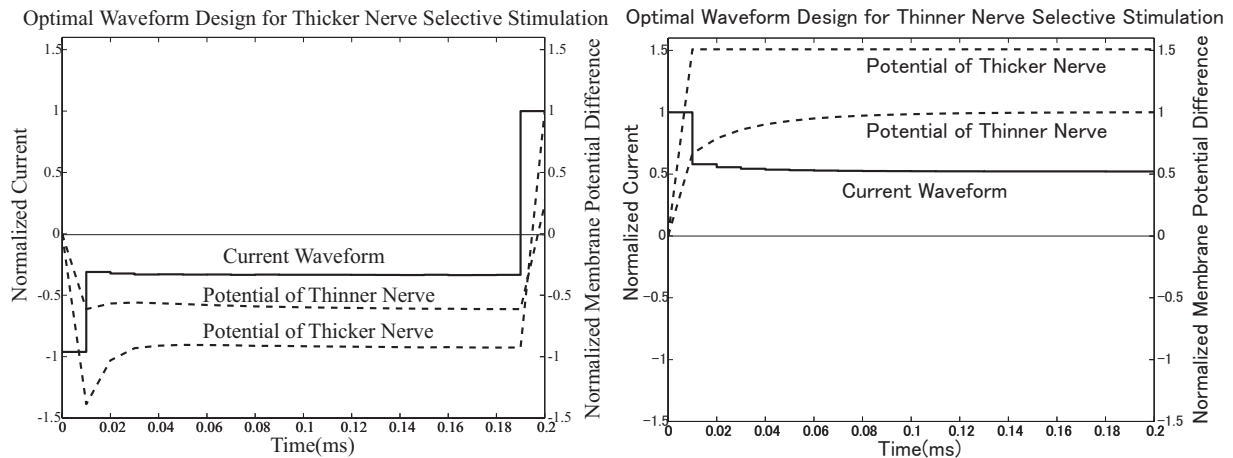


図 4.6 波形による軸索直径に対する選択刺激と膜間電位差．(左):太い軸索の選択刺激．(右):細い軸索の選択刺激

図から次のような傾向が読み取れる．まず太い神経軸索の選択刺激のためには可能な限り短いパルス幅の刺激を用いる必要がある．これに対し細い軸索選択的な刺激のためには逆に可能な限り長いパルス幅の刺激が必要となる．これは前述の我々の期待通りの結果である．

また局所的には，次のような興味深い特徴が見られた．第一に太い軸索を選択刺激する際に得られた最適波形には，通常電気刺激の主役を担うと考えられている陰極性（脱分極）単パルスの前に，低レベルの陽極性電流（過分極）が観察された．第 4.4.1 節で述べたように，機能的電気刺激等の応用では波形が“バランス”されることを目的に脱分極性パルスの前または後に逆向きの過分極性パルスを加えるが，今回の結果は前に加えた過分極性パルスが，より太い神経軸索を選択的に刺激する役割を果たしていた可能性を示唆するものである．

第二に，細い軸索を選択刺激する際に得られた最適波形には，刺激開始時に過渡的な陰極性（脱分極）のパルスが見られた．この特徴的な波形は Fang [14] らの結果とよく一致している．彼らは細い軸索の選択刺激に，指数関数的に減少する陰極性の波形 (Quasi-Trapezoidal Pulse) が有効であることを生理実験によって示した．この結果の一致は，我々の設計手法の有効性を示唆していると思われる．

4.5.3 空間荷重による深度選択刺激

ここまでの二例は波形のみの最適化を扱ったが、次に電極の空間配置を最適化する問題を考える。以下の例では皮膚表面からの深さの異なる二本の軸索を選択刺激するために、アレイ状の電極を用いる。各アレイ電極から流れる電流は全て単一矩形波とし、各電極の電流量をアレイの“重み”と定義する。深部、または浅部の軸索を選択刺激するための最適な重み付けを求める。

状況は図 4.7 の通りである。7 本の電極が 1[mm] 間隔で皮膚表面に配置されている。2 本の同じ直径を持つ軸索が深さ 1[mm] と 2[mm] にそれぞれ存在する。

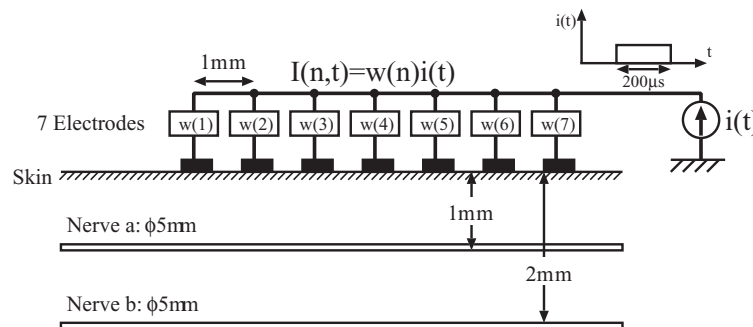


図 4.7 深度選択刺激の状況設定

式 (4.19) ~ (4.21) を用い、刺激パルス幅は $200[\mu s]$ に固定する。これは $\Delta T = T_L = 200[\mu s]$ とすることで実現される。

この深度別刺激に関しても良く知られた次のような事実がある。同心円電極の場合、もし中心電極の直径、または中心電極と不関電極の距離がより大きければ、より深部の刺激が可能となるのに対し、逆の場合には浅部しか刺激できないというものである。我々は既に第 2.6 節における Activating Function を用いた設計によりこのことを確認している。今回の最適設計でも同様の結果が得られることが期待される。結果を図 4.8 に示す。

我々の期待通り、深部刺激においては大きな陰極性の重み付けが中心部に存在する。これによって電流は皮膚深部にまで到達することが可能となる。逆に浅部刺激においては中心の陰極とその周りの陽極が対となり、この対が電気双極子的に互いの寄与を打ち消しあうことで電位が深部に到達することを防いでいる。

本例では等間隔に並んだ複数の電極に対する最適な重み付けを得た。今後この結果を用い、陰極と決定された電極同士、また陽極と決定された電極同士をまとめ、それぞれをより少数の大きな電極によって代表させることにより、電極の“形状”を設計することができるものと思われる。

4.5.4 2次元マトリクス電極による方向選択刺激

次にこれまで 1次元アレイであった電極を 2次元マトリクスに拡張した場合を見る。状況を図 4.9 に示す。皮膚表面電極は 1.0[mm] 間隔で 3x3 点配置する。2本の皮膚水平方向に伸びる軸索を用意する。2本とも直径 ($5[\mu m]$)、深さ (1.0[mm]) は共通である。軸索 (a) は y 軸方向に伸び、軸索 (b) は x 軸方向に伸びる。軸索 (b) の活動を抑える電極の重み付けを求める。

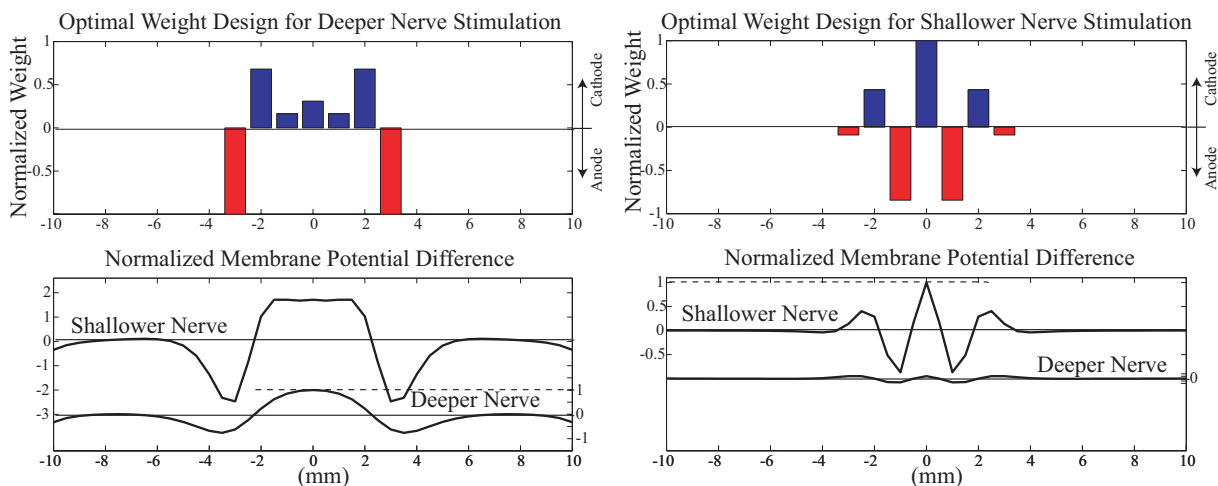


図 4.8 深度選択刺激のためのアレイ電極の最適重み (青：陰極，赤：陽極) と膜間電位差．
 (左) 深部刺激．(右) 浅部刺激

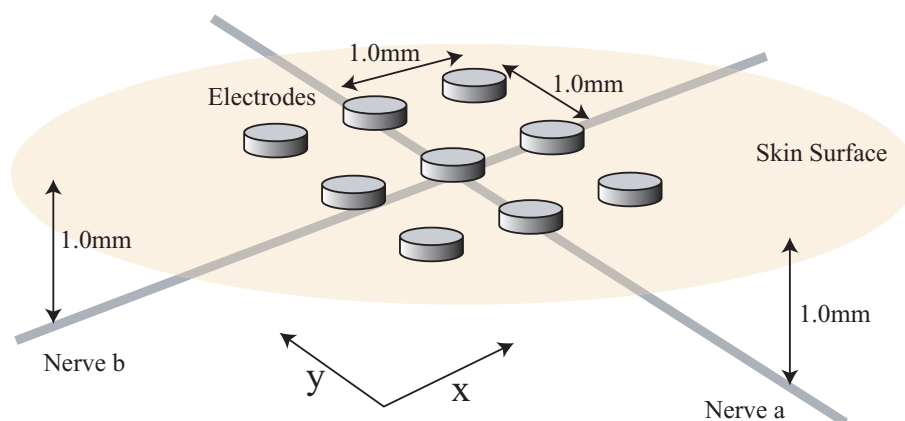


図 4.9 2次元電極マトリクスによる方向選択刺激の状況設定．2本の直交した皮膚水平方向に伸びる軸索のうち、y軸方向に伸びる軸索(a)を刺激し、x軸方向に伸びる軸索(b)の活動を抑える電極の重み付けを求める．

結果を図 4.10 に示す．図 4.10(上段) は得られたマトリクス電極の最適重みである．このとき軸索 a,b の膜間電位差の最大値の比は 17 である．

マトリクス電極の重みは x 軸対称であり，かつ明らかに y 軸に沿った 3 電極に主要な重みが集中していることがわかる．この 3 点を Primary Electrodes と呼ぶことにする．この結果は，ある方向に伸びる神経軸索を選択的に刺激するためには，電極を神経軸索の方向に沿って配置すればよい，という極めて良く知られた事実の再確認となっている．実際神経伝導速度検査 (NCV: Nerve Conduction Velocimetry) や機能的電気刺激において，神経束に沿った電極配置が推奨されている．

図 4.10 (中段) は神経存在深度における電位分布である．図 4.10 (下段) に，電位分布の 2 階微分，すなわち Activating Function を載せた．y 軸に沿って大きな Activating Function が観察できる．

我々の触覚提示にとっては次のような応用が考えられる．陰極刺激における問題点として，皮膚水平に伸びる神経束を刺激してしまうために感覚の空間解像度が極端に落ちてしまうという現象を第 3.2.1 節で述べ，第 3.2.2 節で定量評価した．

しかし第 1.1.2 節で述べたように，SAI の神経軸索は末端では指紋に沿って走行するのに対し，深部神経束は主に指の長軸方向に沿って走行する．このことを利用すれば，SAI 軸索の末端付近を選択的に刺激する刺激によって，より圧覚を安定的に生成できる可能性がある．実際，多くの被験者が，1 次元線状電極の方が 2 次元同心円電極よりも圧覚を生じやすいと報告している．

また皮膚水平に走行する神経軸索があらゆる方向を向いているような状況では，今回得た重み付けはある方向を向いた神経軸索を選択的に刺激しているから，重み付けを切り替えることによって感覚の強度を制御できる可能性がある．同心円電極では皮膚水平に走行する神経軸索が全て発火してしまうが，方向選択的な刺激によって発火する神経の本数を調整できるからである．なおこのような回転走査型の刺激はインピーダンス計測の目的で高橋らによって提案されている [104] ．

2 次元マトリクス電極による SAI 軸索の選択刺激

次に同様の電極配置で，我々の目的である触原色生成を試みる．まず SAI と RA の軸索に関して，SAI を選択的に刺激するための電極重み付けを最適化問題の解として得る．状況を図 4.11 に示す．SAI の軸索は水平に伸び，RA の軸索は末端が垂直に伸びている．RA の軸索はある深さ (Vertical Length) まで垂直に伸び，その後 +x,-x,+y,-y の 4 方向に伸びる．Vertical Length に関しては具体的な値は不明であるが，写真等で判断する限り 0.25[mm] ~ 0.5[mm] 程度のものである．ここでは 0.0[mm] ~ 0.75[mm] まで 0.25[mm] 刻みで変化させた．0.0[mm] の場合は垂直部分が全く無く，完全に水平な軸索であることを意味する．

特に RA に関しては末端部が最も電極に近いために軸索末端の境界条件が重要となる．第 3.1.1 節で述べたように，我々は機械受容器末端部の境界条件を Membrane-End と名づけ，通常の Ranvier Node と比べて 100 倍高い膜アドミッタンスを仮定した (図 4.12) ．この倍率を k としたとき，末端部は以下のように定式化される．

末端部において膜間電流と内部電流が等しいことから

$$I_m(0) = -I(1)$$

膜間電流，内部電流はそれぞれ

$$I_m(0) = kC_m \frac{\partial V_m(0)}{\partial t} + kG_m V_m(0)$$

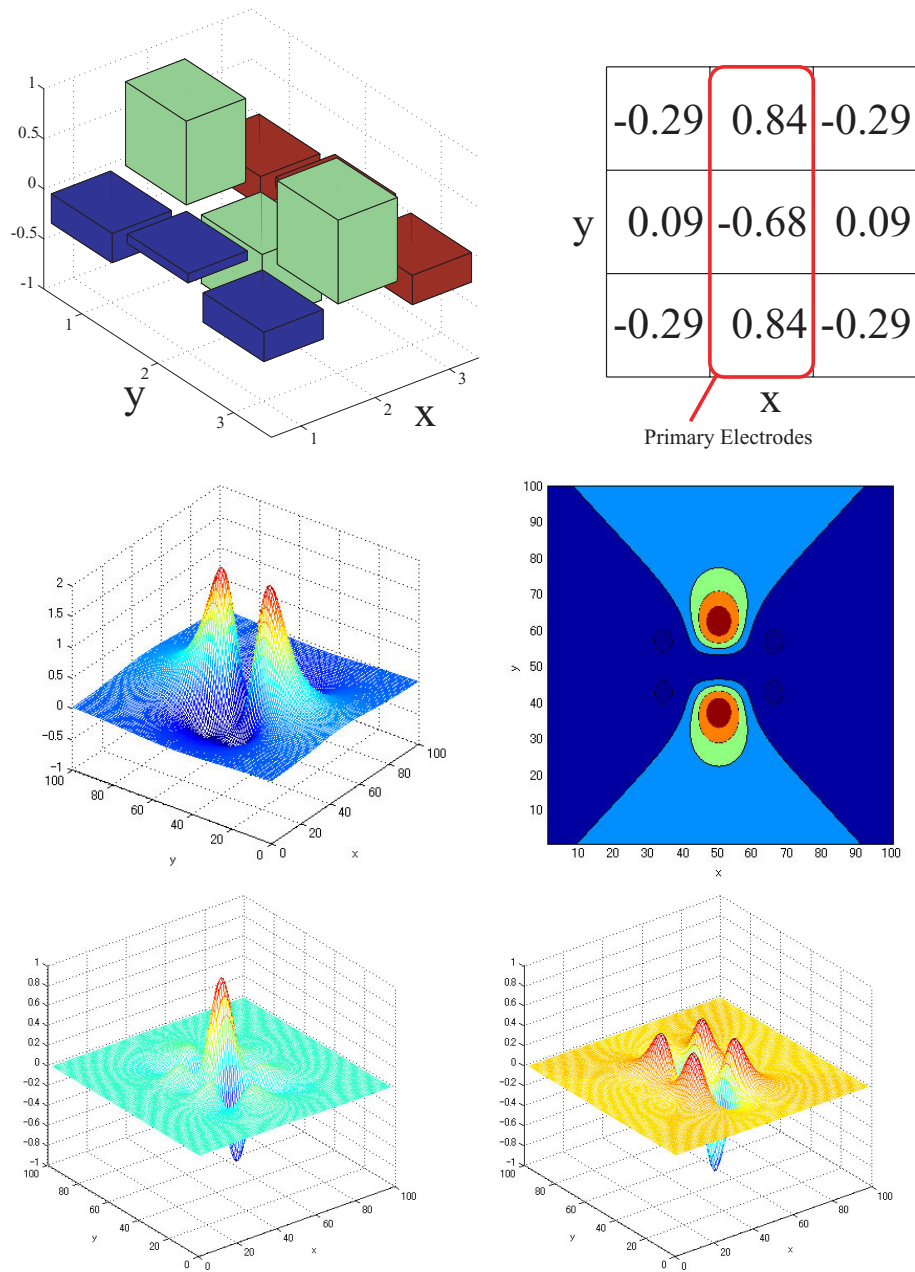


図 4.10 (上段) マトリクス電極の最適重み . x 軸対称 , かつ y 軸に沿った主要な重み配置 (Primary Electrodes) が観察される (中段) 神経存在深度における電位分布 (下段左) 電位分布の y 方向 2 階微分 (下段右) 電位分布の x 方向 2 階微分 . 中段および下段の 1 目盛りは $0.1[\text{mm}]$.

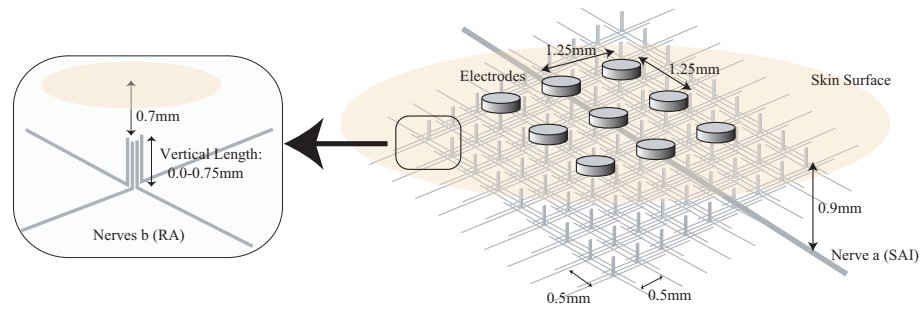


図 4.11 2次元電極マトリクスによる SAI 選択刺激の状況設定 . SAI の軸索は水平に伸び , RA の軸索は末端が垂直に伸びている . RA の軸索はある深さ (Vertical Length) ま で垂直に伸び , その後 $+x, -x, +y, -y$ 方向に伸びる .

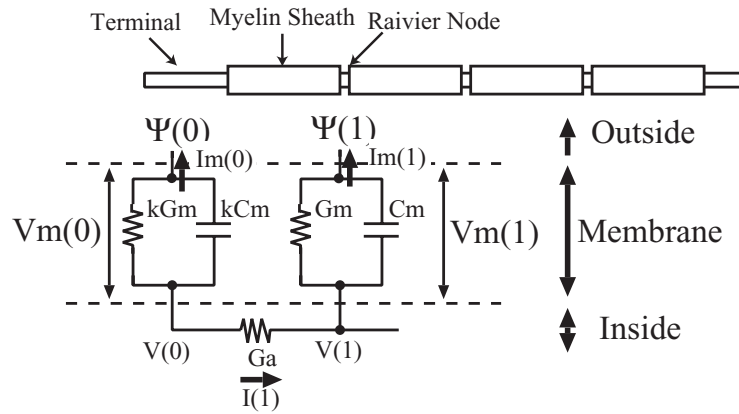


図 4.12 軸索末端部において膜アドミッタンスを k 倍としたモデル .

$$I(1) = G_a(V(0) - V(1))$$

よって

$$G_a(V(1) - V(0)) = kC_m \frac{\partial V_m(0)}{\partial t} + kG_m V_m(0)$$

内部電位を膜間電位差と膜外電位分布であらわすと

$$V(n) = V_m(n) + \Psi(n)$$

であるから、整理して V_m と Ψ の関係を求めると

$$\frac{\partial V_m(0)}{\partial t} = \frac{-G_a - kG_m}{kC_m} V_m(0) + \frac{G_a}{kC_m} V_m(1) + \frac{G_a}{kC_m} (\Psi(1) - \Psi(0))$$

結局、以前に求めた式 (4.3) における行列 A , B が以下のような修正を受ける。

$$A = \begin{bmatrix} \frac{-G_a - kG_m}{kC_m} & \frac{G_a}{kC_m} & 0 & \cdots & \cdots & 0 \\ \frac{G_a}{C_m} & \frac{-2G_a - G_m}{C_m} & \frac{G_a}{C_m} & 0 & \cdots & 0 \\ 0 & \frac{G_a}{C_m} & \frac{-2G_a - G_m}{C_m} & \ddots & \ddots & \vdots \\ \vdots & \ddots & \ddots & \ddots & \ddots & 0 \\ 0 & \cdots & 0 & \ddots & \ddots & \frac{G_a}{C_m} \\ 0 & \cdots & \cdots & 0 & \frac{G_a}{C_m} & \frac{-2G_a - G_m}{C_m} \end{bmatrix}$$

$$B = \begin{bmatrix} \frac{-G_a}{kC_m} & \frac{G_a}{kC_m} & 0 & \cdots & \cdots & 0 \\ \frac{G_a}{C_m} & \frac{-2G_a}{C_m} & \frac{G_a}{C_m} & 0 & \cdots & 0 \\ 0 & \frac{G_a}{C_m} & \frac{-2G_a}{C_m} & \ddots & \ddots & \vdots \\ \vdots & \ddots & \ddots & \ddots & \ddots & 0 \\ 0 & \cdots & 0 & \ddots & \ddots & \frac{G_a}{C_m} \\ 0 & \cdots & \cdots & 0 & \frac{G_a}{C_m} & \frac{-2G_a}{C_m} \end{bmatrix}$$

以上のような境界条件に関する修正を行った後、空間荷重の最適解を得た。結果を図 4.13 に示す。RA の垂直部長が 0、つまり完全に水平である場合を除き、全て中心部が陰極の同心円状の空間荷重を得た。我々はこれまでの実験で SAI モードとして中心が陰極の同心円電極を用いてきたが、ここで得た結果は我々の刺激モードが妥当であったことを示している。

SAI の軸索の膜間電位差の最大値と RA の軸索の膜間電位差の最大値の比率は、RA の垂直部長が 0 の場合は 3.19、0.25[mm] の場合は 1.58、0.50[mm] の場合は 0.88、0.75[mm] の場合は 0.45 となり、垂直部長が 0.50[mm] 以上で SAI のみの選択刺激が可能であることが分かる。

2次元マトリクス電極による RA 軸索の選択刺激

逆に SAI, RA 軸索が与えられたときに RA 軸索のみ選択刺激するための空間荷重を設計する。RA 軸索として垂直に 0.5mm、その後水平に伸びる軸索を仮定する。SAI 軸索として網目状に広がる水平の軸索を仮定する (図 4.14)。

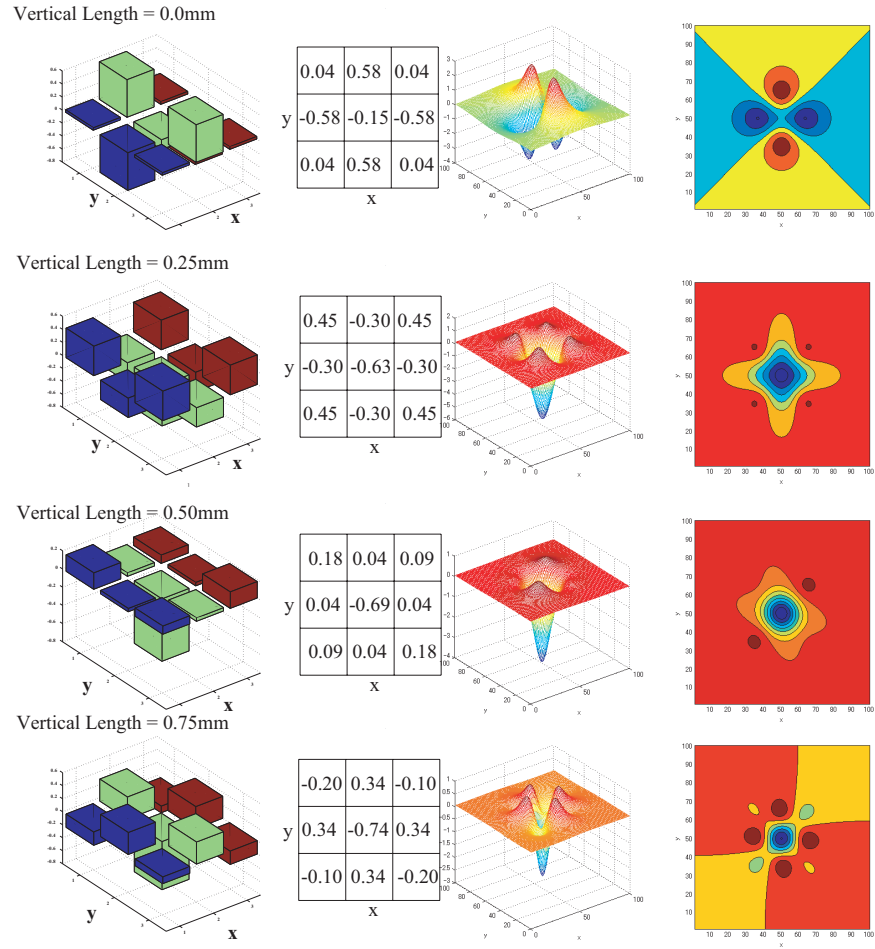


図 4.13 SAI, RA 軸索混在時における 2 次元電極マトリクスによる SAI 選択刺激のための最適空間荷重設計．左から空間荷重の三次元プロット，空間荷重値，SAI の深さにおける電位分布の三次元プロット，および 2 次元プロット．上から RA 軸索の垂直部長が 0.0[mm](完全に水平)，0.25[mm]，0.50[mm]，0.75[mm]．

このとき電極の重み付けは明瞭な陽極中心の同心円電極となった(図 4.15)．この事実は我々がこれまでの実験で用いてきた RA モードが妥当であったことを示している．また RA の膜間電位差の最大値と SAI の膜間電位差の最大値の比は 0.29 であり，RA の選択刺激が容易に行いうることが示された．発火する場所としては，末端から 2 番目の Node が選択されることが分かった．

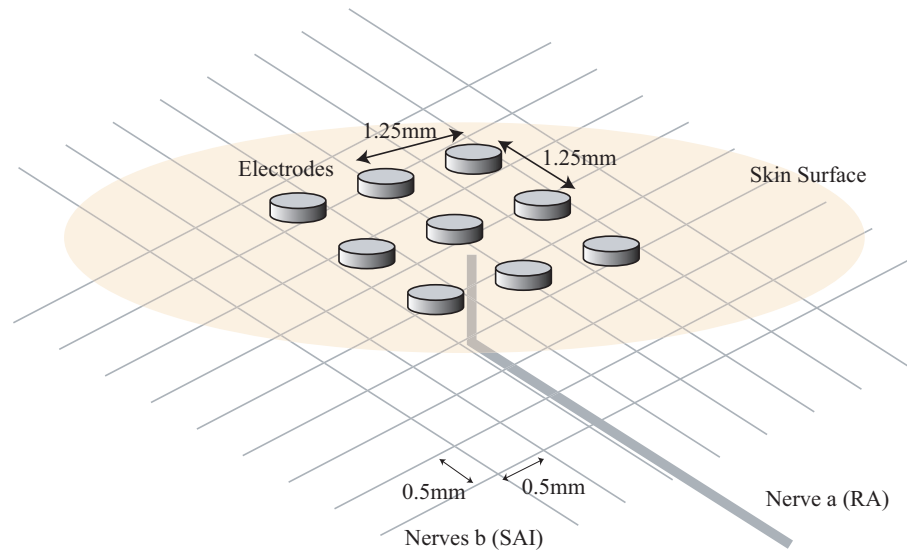


図 4.14 2次元電極マトリクスによる RA 選択刺激の状況設定．SAI の軸索は水平に伸び，RA の軸索は末端が垂直に伸びている．RA の軸索は 0.5mm だけ垂直に伸び，その後 y 軸に沿って伸びる．これ以外のパラメータは図 4.11 と同様．

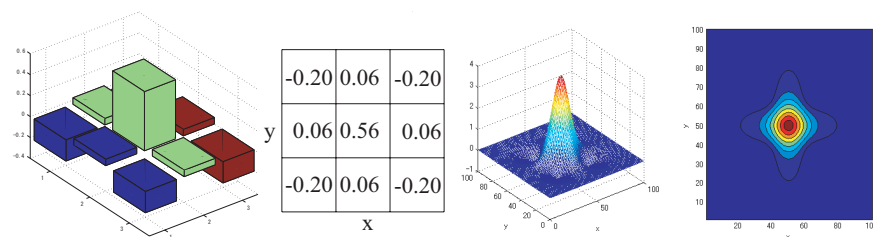


図 4.15 SAI, RA 軸索混在時における 2次元電極マトリクスによる RA 選択刺激のための最適空間荷重設計．左から空間荷重の三次元プロット，空間荷重値，SAI の深さにおける電位分布の三次元プロット，および 2次元プロット．

4.5.5 時空間混在時の最適化

これまでに示した結果は時間波形の最適化，および空間荷重の最適化であった．しかし本来，今回提案した手法は，時間波形と空間荷重が混在した，時空間の最適化を行うことの出来る手法である．

以下，時空間の最適化問題を解く．全体の刺激時間を $200[\mu\text{s}]$ とし，サンプリングタイムを $100[\mu\text{s}]$ とする．すると刺激は前半と後半に分かれ，最適解としては前半と後半の空間荷重が求まる．

深度選択刺激

まず深度選択刺激を時空間混在状態で最適化した．状況を図 4.16 に示す．1.25[mm] 間隔で並べた 5 つの電極により，皮膚下 1.0[mm]，2.0[mm] に配置した神経軸索を選択刺激する．

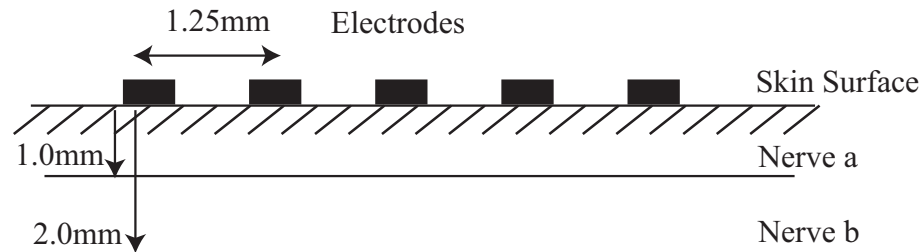


図 4.16 1次元電極アレイによる浅部選択刺激の状況設定．

浅部選択刺激のための最適設計結果を図 4.17 に示す．この結果が教える選択刺激手法の定性的な説明は以下の通りである．

まず前半 (0-100[μ s]) の刺激は広い空間荷重，および陽極刺激という二つの特徴を持つ．これまで述べたように，広い空間荷重では電流は深部にまで到達するから，深部は浅部と同等に刺激される．よって前半の空間荷重の目的は，深部，浅部を共に逆方向に充電 (過分極) することである．

後半 (100-200[μ s]) の刺激は狭い空間荷重，および陰極刺激という，前半とは全く逆の二つの特徴を持つ．この場合狭い空間荷重では電流は浅部にのみ到達するから，浅部のみ刺激される．よって後半の刺激の目的は，浅部のみ順方向に順方向に充電 (脱分極) することである (図 4.18) ．

前半と後半をあわせることにより，前述の単なる空間荷重のみによる選択刺激の場合に較べ，より深部の軸索の膜間電位差の最大値が抑えられ，結果として浅部の選択性が高まっている．

以上のように明快な説明が可能であるにもかかわらず，従来このような刺激手法は提案されていない．繰り返し述べるように，従来の刺激手法が，空間荷重と時間波形を個別に扱っていたためである．

なお深部の軸索を選択刺激する場合は，サンプリング時間間隔によらず空間荷重の時間変化は無いという結果を得た．つまり深部の選択刺激は，時空間最適化によっても成し得ない．

軸索直径選択刺激

次に軸索直径選択刺激を時空間混在状態で最適化した．図 4.16 と同じ電極配置のもと，皮膚下 1.0[mm] に配置した直径 10[μ m]，5[μ m] の 2 本の神経軸索を選択刺激する．

まず太い軸索選択刺激のための最適設計結果を図 4.19 に示す．

前半 (0-100[μ s]) の刺激は狭い空間荷重，および陽極刺激という二つの特徴を持つ．後半 (100-200[μ s]) の刺激は広い空間荷重，および陰極刺激という，前半とは逆の二つの特徴を持つ．

従来提案されてきた軸索直径選択的な刺激手法は，既に見たとおり波形，特にパルス幅の調整によるものであった．ここで観察されたような空間荷重の変化が及ぼす効果は知られておらず，筆者にとっても困惑させられる結果であった．しかし空間周波数領域に着目することによって以下のような説明が可能である．

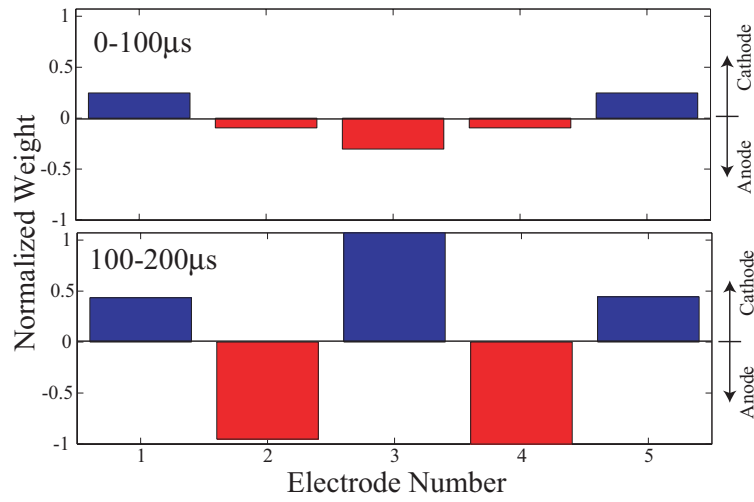


図 4.17 1次元電極アレイによる浅部選択刺激．時空間混在時の最適解（青：陰極，赤：陽極）．

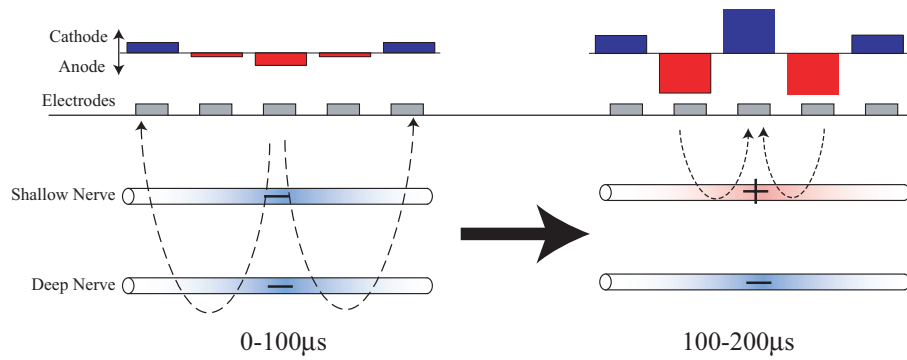


図 4.18 1次元電極アレイによる浅部選択刺激の原理．前半 (0-100[µs]) 広い空間荷重で刺激することにより深部，浅部共に過分極，後半 (100-200[µs]) 狭い空間荷重で刺激することにより浅部のみ脱分極させている．これにより浅部の選択刺激性を高めている．

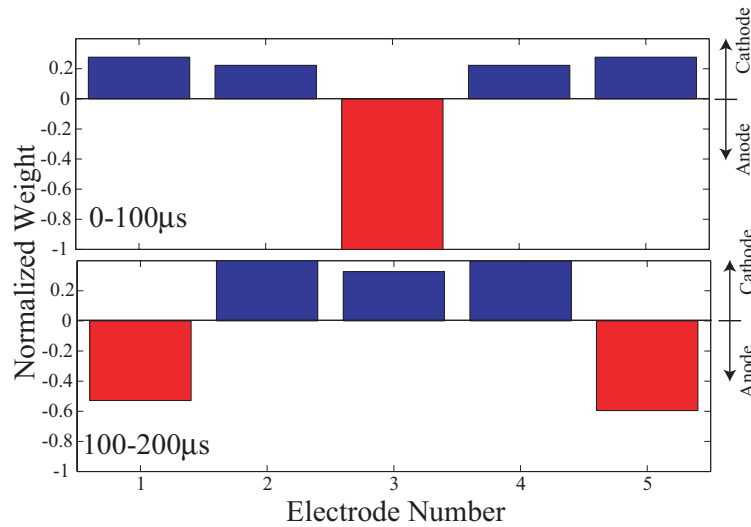


図 4.19 1次元電極アレイによる太い軸索選択刺激．時空間混在時の最適解（青：陰極，赤：陽極）．

まずパルス幅の固定された刺激に対する膜間電位差と膜外電位分布の関係を見る．第 2.1.1 節の式 (2.29)，式 (2.30) より，幅 T のパルスに対して膜間電位差 V_m と膜外電位分布 Ψ は

$$\mathcal{F}(V_m) \propto \frac{\lambda^2}{1 + \lambda^2 \omega^2} (1 - \exp^{-\frac{1 + \lambda^2 \omega^2}{\tau} T}) \mathcal{F}(\Psi) \quad (4.38)$$

という関係で結ばれるただし \mathcal{F} は空間的なフーリエ変換を表し， ω は空間周波数である．つまり V_m と Ψ は

$$\frac{\lambda^2}{1 + \lambda^2 \omega^2} (1 - \exp^{-\frac{1 + \lambda^2 \omega^2}{\tau} T}) \quad (4.39)$$

という空間的な伝達関数によって関連付けられていることがわかる．

τ ， λ は軸索パラメータによって計算される値であるが，第 2.1.1 節で見たように， τ は軸索直径に抛らず一定であるが λ は軸索直径に比例する．このため式 (4.39) の伝達関数は軸索直径に依存する．

この伝達関数を図 4.20 に示す．横軸は空間周波数で単位は $[mm^{-1}]$ であるから， 10^0 が空間波長 1[mm] の膜外電位分布が与えられた際の膜間電位差の応答ゲインを表している．グラフから分かるように，丁度 1[mm] 付近を境に，より高い空間周波数では軸索直径に依存しないゲインが得られ，低い空間周波数では太い軸索のゲインが細い軸索のゲインよりも高く，より刺激されやすいことが分かる．

以上の解析から，広い（目安として 1.0[mm] 以上）空間周波数で刺激した場合，太い軸索が選択的に刺激されることが示唆される．この結果を我々の選択刺激結果に当てはめると，提案された選択刺激手法は以下のように理解出来る．

前半 (0-100[μs]) の刺激は高い空間周波数で行われているために軸索直径に依存しない刺激が行われることになる．このとき陽極刺激であることから，前半の空間荷重の目的は，太い軸索，細い軸索を共に逆方向に充電（過分極）することである．

後半 (100-200[μs]) の刺激は低い空間周波数で行われているために，太い神経軸索が選択的に刺激されることになる．陰極刺激であるから，後半の刺激の目的は，太い神経軸索のみ順方向に充電（脱

分極)することである。結局前述の深さ選択刺激の場合と同様に、前半で両方の軸索を過分極させ、後半で目的の軸索のみ脱分極させる、という方略がとられていることが分かる。

以上のように極めて合理的な選択刺激手法が最適設計の解として得られたこと、さらにその解が本例では一見理解困難で、神経軸索に関する新たな知見すら内包していたことは特筆に価するだろう。

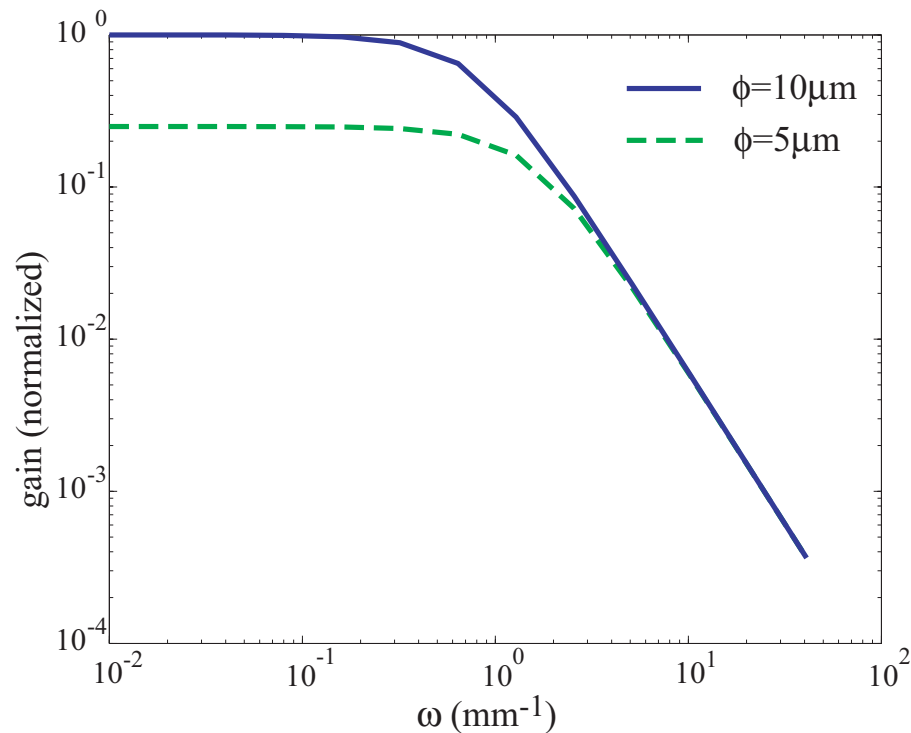


図 4.20 膜間電位差の、膜外電位分布に対する空間周波数応答．軸索直径 $10[\mu\text{m}]$, $5[\mu\text{m}]$ の場合．パルス幅 $T=100[\mu\text{s}]$

次に図 4.21 に細い軸索を選択刺激する場合の最適設計結果を示す。

ほぼ太い軸索選択刺激の場合の逆で理解できるが、もし単純に逆であるなら、前半で広い空間荷重で逆向きに充電することで太い軸索のみ過分極させ、後半で両方脱分極させるはずである。しかし実際には前半でも脱分極を行っており、この点については現在のところ定性的説明は出来ていない。

しかし繰り返し述べたように、軸索が活動するかどうかの判定要素はあくまで膜間電位差の「最大値」であるが、式 (4.39) による説明はあくまで伝達関数、すなわち空間周波数領域に基づくものであった。よく知られるように、一般にフーリエ解析は「最大値」の判定には不向きな解析手法であるから、ここで提案された細い軸索選択刺激が空間周波数領域におけるゲインに基づく説明と若干食い違うのも意外なことではない。

図 4.22 に膜間電位差の変化を示す。このグラフによると、刺激前半は太い軸索の膜間電位差を、中心付近で平坦にする意図を持っているように思われる。筆者はこのことが後半の刺激のための前準備として働き、細い軸索の選択刺激を実現したと推測しているが、今後の考察を要する。

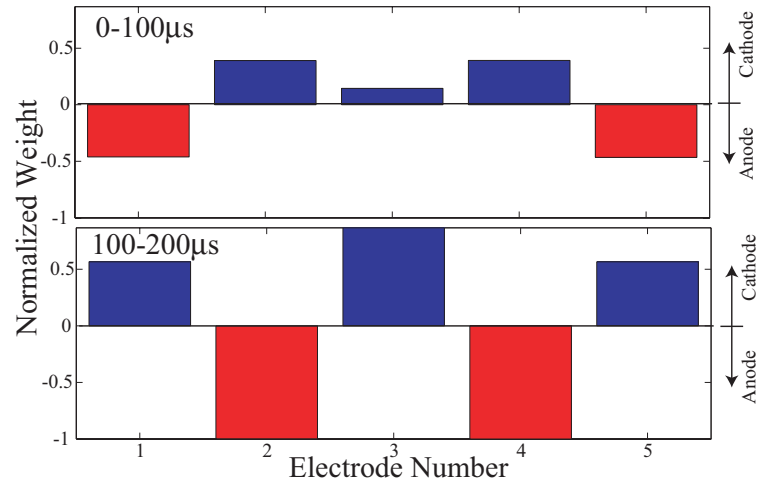


図 4.21 1次元電極アレイによる細い軸索選択刺激．時空間混在時の最適解（青：陰極，赤：陽極）．

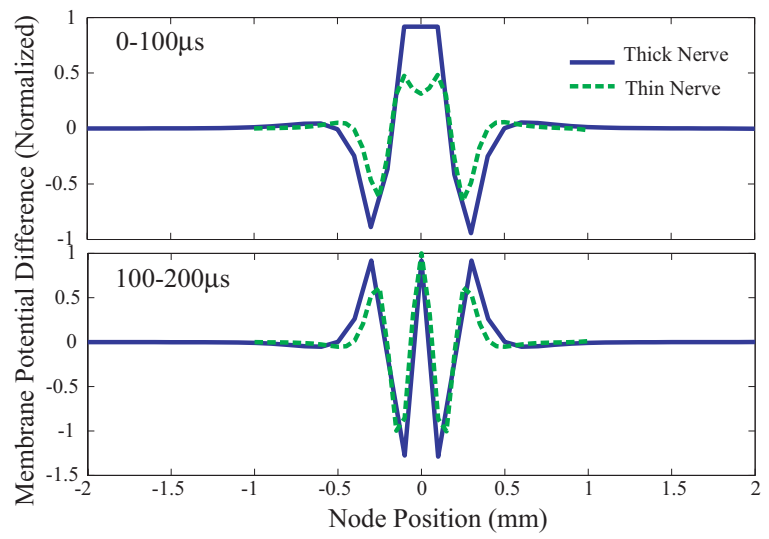


図 4.22 時空間混在時の細い軸索選択刺激における膜間電位差の変化．

4.6 まとめ

本章の目的は、神経を選択的に刺激するための刺激法設計のための数学的な枠組を構築することであった。我々はまず神経軸索を線形時不変のシステムとし、膜間電位差がある閾値を越えたときに神経活動が誘発されるという仮定を置いた。この単純化により考えるべき対象は、電極からの電流を入力、神経軸索の膜間電位差を出力とした入出力関係に絞られた。有髄神経のランビエ絞輪と電極を無限小の点として扱うことにより空間的な離散化を行い、刺激波形をパルス群と見ることで時間的な離散化を行った。

これらの操作により選択刺激という課題は線形計画、あるいは二次計画問題として定式化された。同時に現実的な拘束条件として電流のバランス化、ジュール熱の抑制、電流の最大、最小値の限界設定を含めた定式化を行った。

第 4.5.1 節で示したように、電極と神経軸索の相対位置が与えられると、各電極を流れる電流の最適波形が自動的に計算され、また第 4.5.2 節で示したように、電極形状の設計も同じ枠組で可能であることを示した。

また第 4.5 節前半で示したように、我々の得た最適刺激法は過去に生理実験によって確認された刺激法と同様の特徴的傾向を示した。この結果には次の 3 つの意義があると思われる。第一に我々の提案した最適設計手法が、非常に多くの仮定を設けていたにもかかわらず最適刺激の設計としては妥当であったことを示したと言える。第二にこの設計手法の優位性を示したと言える。何故なら従来の最適刺激手法は非常に多くの試行錯誤の中から生まれたものであるのに対し、今回の設計は一回の数学的最適化を行うことで得られるものだからである。第三の意義は、従来提案されてきた刺激手法が、確かにある規範に於いて“最適”であることを示したとことである。何故なら試行錯誤によって得られた刺激手法は単独では最適性を主張し得ないのに対し、今回の手法は少なくとも我々の仮定した数学的枠組中では最適性が保証されるためである。

最後に第 4.5 節後半において、今回提案した手法による刺激の時空間最適化の例を挙げた。提案された手法はこれまで提案されておらず、しかもいずれも定性的な説明が可能な刺激手法であった。このような刺激手法が自動的に最適解として得られることに本手法の真の強みがあると考えられる。提案手法の実用性という点では今後実際の神経を用いて検証しなければならないが、少なくとも電気刺激における軸索の挙動に関して我々の理解を深めさせる役割は果たすものと思われる。

本章では非常に単純化された例のみを扱ったが、我々は今回提案した手法を現実の問題に適用するのに困難は少ないと考える。今後提案手法を、指内部の神経軸索の選択刺激に用いることにより、電気触覚ディスプレイの設計に役立てることを考えている。

第 5 章

電気触覚ディスプレイの応用

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

5.1 触覚ディスプレイとしての応用のための準備

電気触覚ディスプレイを実際に従来の機械式触覚デバイスを包含するものとして利用するためには少なくとも以下の要件が必要である．

1. 一点の提示に関する「自然な」感覚の合成．
2. 多点の同時提示による面パターンの表現．
3. 触覚の仮現運動を利用した相対的運動提示．

以下これら確かめる実験を行った．

5.1.1 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．

皮膚が物体に接触したとき，各受容器は図 5.1 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 5.1 のように振舞うのであれば，逆に図 5.1 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．

そこで次のような実験を行った．まず SAI モードのみを 30[Hz] で 1 秒間提示した (図 5.2(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 30[Hz] で 0.1 秒

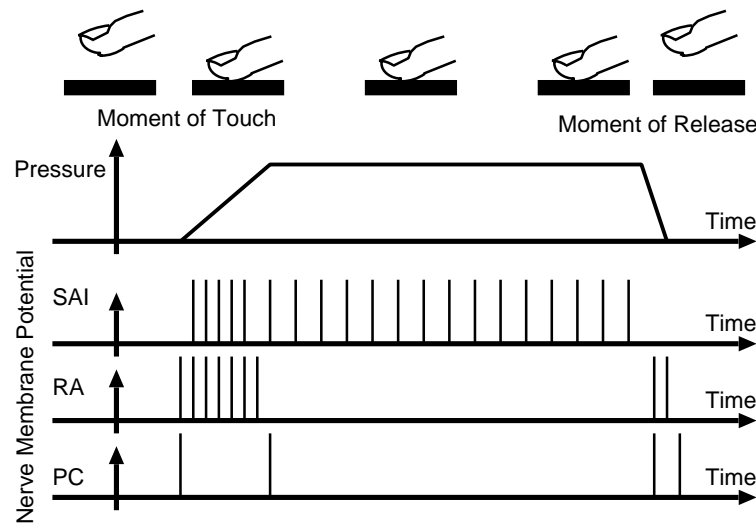


図 5.1 物体接触時の各受容器の反応 .[110] から再構成 .

提示した場合 (図 5.2(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, 振動感覚は生じなかった .

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 5.2(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 5.2(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ならば, 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 . しかし現実には第 1.2 節で見たように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 [50] ため, 異種間で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 .

触覚ディスプレイにおいて「衝突感覚」を出すことは一つの重要課題である . 日常的な触動作で頻繁に生じる感覚であるにもかかわらず, 触覚ディスプレイとして機械的に皮膚と接触対称の衝突を演出するためには数 [kHz] のフィードバックループを持った制御が必要となるからである . このため, 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 5.2(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 .

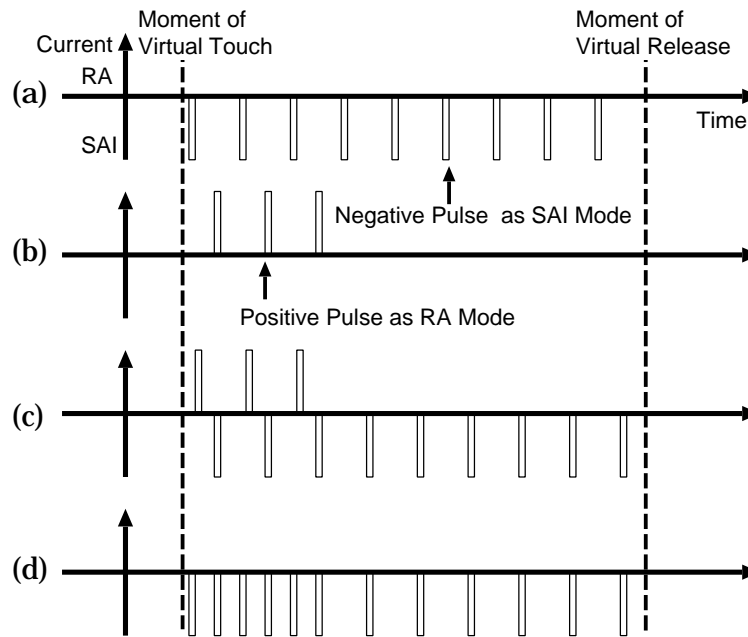


図 5.2 接触感覚を出すための刺激の合成．(a)SAI モード（圧覚）のみを一定時間提示 (b) 短時間の RA モード (0.1s)．(c) 二つを合成して接触感覚を再現．(d) 刺激頻度は (c) と同じだが SAI モードのみの場合．

5.1.2 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、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 5.3 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 100[Hz] 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 300[Hz] 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 2[mm] 程度の解像度を持つのに対して、PC は 8[mm] 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 100[Hz] 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、200[Hz] 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 $5[ms]$ 中に 25 点の提示が可能であることが分かる．電極を 2[mm] 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。

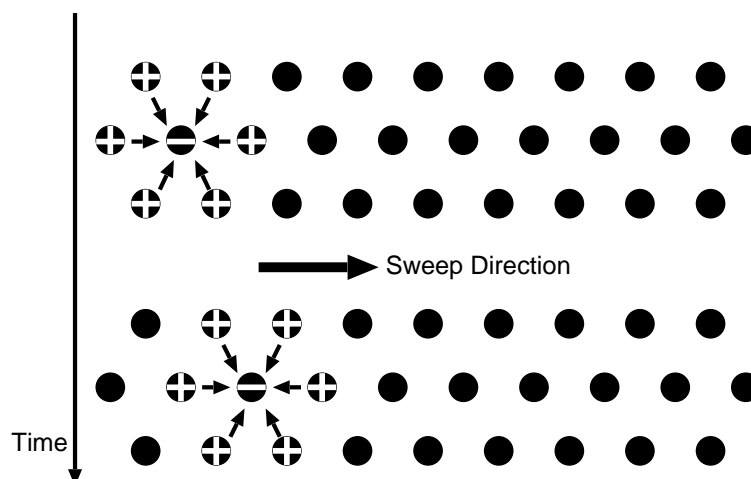


図 5.3 走査。

試作した 2 次元提示ディスプレイ (図 2.22) は 7 アレイしか持っていないため Activating Function の形は若干異なるが図 5.4 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 50[Hz] とし、1 走査の間に 6 点を提示するためパルス自体は 300[Hz] 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。

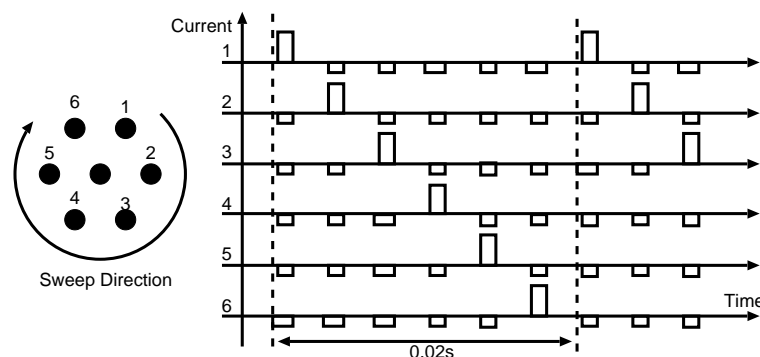


図 5.4 7 アレイ電極の回転走査による円形状の提示。

5.1.3 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。数点の刺激をある時間差をつけて刺激を行えばその点の間で刺激が移動したような感覚が生じる。これは仮現運動 (Apparent Movement) として古くから知られる現象である。[51-53, 94]

電気刺激でも機械的な刺激と同様に加減運動は生成可能である．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 5.5 のように回転移動させた．パルス自体は 50[Hz] で入力し，1/6 秒ごとに重み信号を切替えることにより 1[rps] 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．

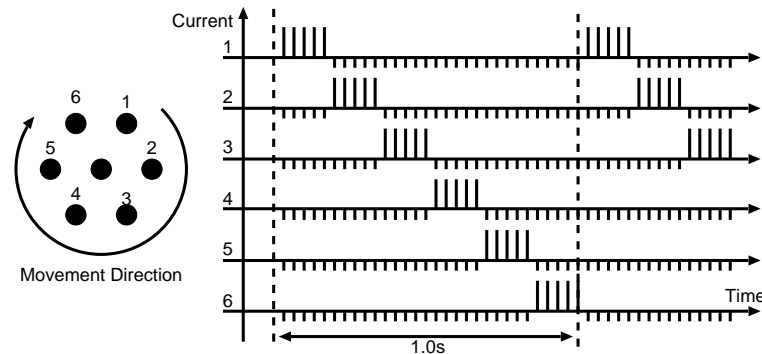


図 5.5 仮現運動による移動感覚の提示．

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，驚くほど現実感のある感覚が生じた．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 3.2.1 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 は高速の変化に応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，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．

5.2 電気触覚ディスプレイにおける能動性の実装

これまで繰り返し述べたように，電気触覚ディスプレイは，堅牢，高密度実装可能，機械的共振と無縁といった多くの長所を持つと共に，多種の皮膚感覚を生成できる可能性を持つ．しかしその一方で我々の多くは電気刺激そのものに恐怖感を持つようである．なぜ我々は，強力な機械式の感覚提示デバイスを特に恐れること無く触ることができるのに，微弱な電気刺激を敬遠するのだろうか．

5.2.1 電気触覚ディスプレイの問題点

生じる皮膚感覚の質そのものが問題なのだろうか．しかし電気刺激特有と思われがちな強力な振動感覚は機械刺激でも容易に生成し得る．また我々は痛覚を生じ得る物体，例えば画鋸等を日常的に扱うが，恐れを感じることは無い．これらの事実は，皮膚感覚の質自体は電気刺激の持つ侵襲感の本質ではないことを示唆している．機械的な刺激と電気刺激の著しい違いは，前者では皮膚感覚は多少なりとも操作者の運動に対応して生じるため操作者は感覚量を予測，調節することができるのに対し，電気刺激の体験者は，そのままでは能動的に感覚量を制御することも，予測することもできないという点である．この予測不可能性が「電気ショック」という言葉で表現されるものの本質と思われる．すなわち電気触覚ディスプレイを電気ショック生成器で無くすためには，行動計測とそれに伴った感覚生成が必須であると考えられる．これ自体は能動触として従来の触覚提示の研究でも多く行われているが，従来の研究がより自然な触覚 (Haptic Sensation) を得ることを目的としているのに対し，侵襲感を除き，電気触覚の実用性に説得力をもたせることを第一の目的としている点でやや異なる．

5.2.2 電気触覚における能動触

指先と接触対象の接触点を原点として，座標軸を図 5.6 のように定義する．

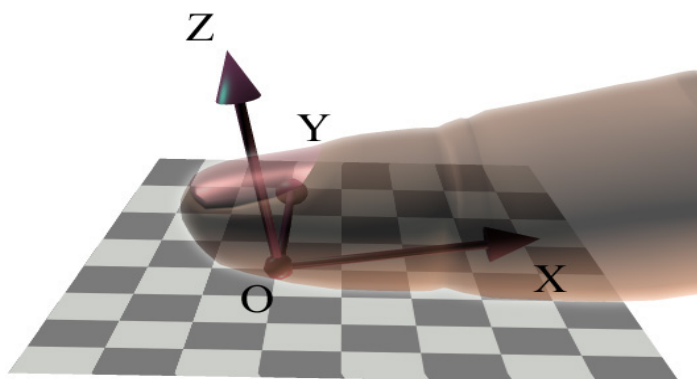


図 5.6 接触点を原点とした各軸の定義

このとき考えられる指先の 6 自由度運動は次のように 2 つに分類することができる．第一に水平運動，すなわち x, y 軸方向の並進と z 軸周りの回転である (図 5.7)．これらの運動では皮膚表面と接触対象の相対位置が変化する．

皮膚感覚提示デバイスのうち，装着型，すなわちデバイスが指と共に移動する場合には電気触覚ディスプレイも従来の機械式触覚ディスプレイもこの運動に関しては特に違いはない．しかし環境型，すなわち指先 - ディスプレイ面間の水平運動を許す場合，電気刺激では接触インピーダンスの変動により感覚量が大きく変動し，その変動が操作者にとって制御不可能であるために不快感に繋がる．これはインピーダンスのリアルタイム計測等に対応すべきである．電気刺激にとってより重要なのは，指先運動の第二のグループ，すなわち z 軸方向の並進と x, y 軸周りの回転である (図 5.8)．これらの

運動では接触位置は変わらないものの感覚量が変化する．単純には強く押した場合に強い皮膚感覚が返ってくるというものである．

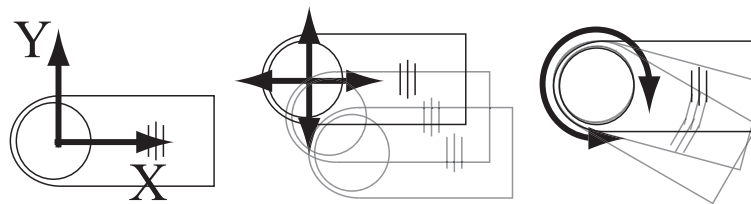


図 5.7 接触位置の変化する指先の水平運動

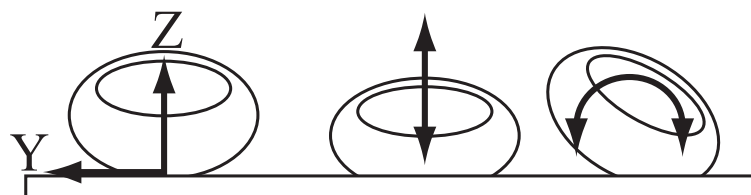


図 5.8 接触位置は変化せず感覚量のみ変化する指先運動

機械式の皮膚感覚ディスプレイの場合，この自由度に対する意図的なサポートは少ない [19,95]．何故なら多くの実装は装着型，環境型を問わずこの自由度の指先 - ディスプレイ間微小運動を許しているため，強く押すと強い感覚が返ってくるという，運動と皮膚感覚の対応は，特に意図せずとも接触界面での力学的作用反作用によって自然に実現されているからである．しかし電気触覚の場合，この自由度に対する感覚量の対応を特に意図的に行う必要がある．日常経験する電気ショックの正体は触った瞬間に生じる強い刺激が生む侵襲感であり，まず安心して触ることが出来るという大前提のためには指先の上下運動に依存した感覚量の制御が必要となる．

5.2.3 カセンサを内蔵した電気触覚マウス

以上の考察を基に，能動触を実現するシステムを試作した．PCのマウス上に搭載し，水平方向の能動性に関してはマウスの機能をそのまま利用することで実現し，垂直方向の能動性に関してはカセンサを内蔵することで実現した．これを電気触覚マウスと呼ぶことにする．図 5.9 が今回試作した電気触覚マウスである．

マウス上にアレイ状電極（ステンレス製 1.0[mm]，4x4 アレイ 2.0[mm] 間隔），電極直下にカセンサ（ティアック社製 Load Cell）を配置し，指の垂直抗力を測定した．第 3.2.2 節で述べた触覚の空間解像度実験の結果に基づき，電極間隔を 2.0[mm] に設定した．

前述の議論に基づき，刺激強度を接触圧に対する単調増加関数（現在は対数関数）とした．電気刺激の刺激量を決めるパラメータのうち今回調整可能なのは，刺激パルスの頻度と単一刺激パルスのエネルギーの二つである．前者は閾値を越える神経の発火頻度を調整し，後者は閾値を越える神経の本数そのものを調整すると考えられる．



図 5.9 カセンサを内蔵した電気触覚マウス (左) 断面図 (中) 全体図 (右) 電極部拡大。

刺激パルスの頻度は特に低周波領域では感覚の質に強く関わるため、単一刺激パルスのエネルギーを制御することとした。刺激パルスのエネルギーはパルスの強さと幅によって調整されるが、今回は前述のパルス走査アルゴリズムを簡便にするため、パルスの強さを接触圧の単調増加関数として制御した。

これによって操作者は指の圧力によって感覚量を能動的に制御可能となり、侵襲的印象を著しく軽減することが出来た。

提示パターンの形が与えられたとき各点をどのように刺激するかは慎重に扱うべき問題である。なぜなら機械的な接触の場合、指が弾性体であることに起因する空間的 band-pass filter 特性の為に、接触面のエッジ部分に応力が集中し、自然にエッジ強調がなされているのに対し、電気触覚ではこの効果は期待できないからである (図 5.10)。実際我々の予備実験では、電気刺激自体の二点弁別能力は機械刺激と同等 (2.0[mm]) とすることが出来るにもかかわらず、提示パターン内の各刺激点を平等に刺激すると機械式に比べ空間的に鈍った感覚となることが分かっている。このため我々は、提示パターンのエッジ部分をより強調するため、エッジでの刺激パルス周波数を増加させている。

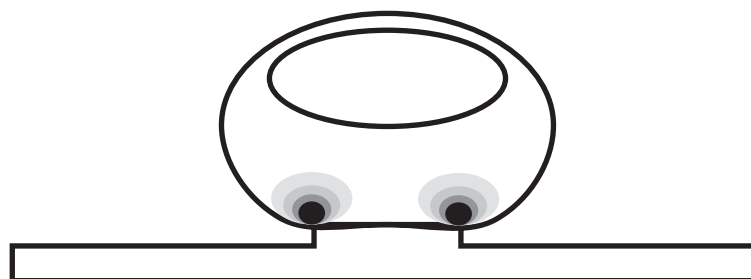


図 5.10 指の弾性体特性によるエッジへの応力集中

5.2.4 64 電極マウス

図 5.11 にさらに電極数を 64 点に増やした電気刺激マウスを示す。電極間隔は 2.0[mm] である。指全体に刺激されるようになるため、電極は全体に指の形に合うよう凹みをつけている。

また 64 点の提示の場合、もしこれまでに述べた走査の手法で全点を刺激すると、例え一回の刺激が 200[μ s] であるとしても 12.8[ms] かかってしまう。我々の予備実験では、パターン提示における各電極の刺激タイミングのずれは、高々 6[ms] 以下に抑えないと仮現運動を生じてしまう。この問題を

解決するためにテレビで一般に用いられているインタレーススキャン方式を用い、ある刺激サイクルでは一列おきに飛ばした短冊状の領域を刺激し、次のサイクルでは残りの短冊状の領域を刺激するものとした。この手法により仮現運動を生じることなく空間パターンを提示することが出来た。

しかし 64 電極マウスは新たな問題も提起した。提示する領域が広すぎるために、皮膚インピーダンスの違いに起因すると思われる各場所の感覚閾値の差が無視できないものになり、ある部位では全く感覚を生じないのに別の部位では痛覚を生じるくらい強い刺激になってしまう、という状況が度々生じることが分かった。この現象を解決するためには皮膚インピーダンスを刺激電極によって測定することで刺激強度を自動的に調整する機構が必要と思われる [105]。



図 5.11 64 電極マウス（左）全体図（中）前面（右）電極下の力センサ

5.3 センサと組み合わせた実世界応用

我々の日常が身体と外界とのインタラクションなしに成立し得ないことは、まず疑い得ない事実であろう。生命活動の本質とでもいうべきこの相互作用の中で、外界から送られてくる情報は五感と総称される限られた感覚群によって受け取られる。

五感を担う個々の受容器が外界を知り得る唯一の窓であるということ自体、我々の不自由さに気付かされる驚くべき事実であるが、同時にこの制約を越えた感知能力を想像することは、多少なりとも我々に残された自由に違いない。すなわち見得ないものを見、聞き得ないものを聞く、俗に超能力と呼ばれる感覚である。もしそうした感覚が得られるなら、その感覚は我々の世界との関わり方を大きく変える可能性を持つだろう。

オーグメンティドリアリティ (Augmented Reality: 拡張現実感, 以下 AR [5]) は超能力の工学的実装と捉えることが出来る。AR では人工的に生成された情報が実世界に重畳され、既存の感覚チャネルを介して提示される。情報の多くはセンサによって実世界から得られ、人間はセンサの能力を実質的かつ身体的に獲得する。AR の典型例として視覚 AR の一実装例を図 5.12 に挙げる。この例では X 線 CT によって得られた人の体内映像をハーフミラーを用いて人に重ね合わせて提示している。観察者にとっては体内が透けて見えることになり、等価的に透視能力が得られたことになる。

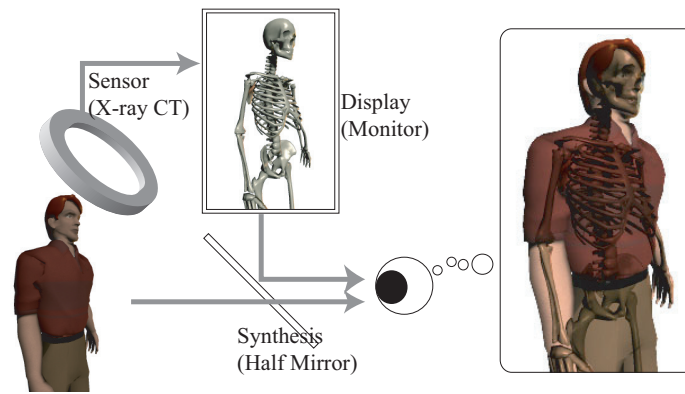


図 5.12 視覚 AR の一実装例．X 線 CT によって得られた人の体内映像をハーフミラーを用いて人に重ね合わせて提示し，等価的に透視能力を実現．

5.3.1 触覚 AR

本節は触覚における AR を扱う．触覚 AR は前述の表現を借りれば，触り得ないものを触る（可触化 [77]）技術である．視覚 AR が実世界センサと視覚ディスプレイから構成されるように，触覚 AR の構成要素は実世界センサと触覚ディスプレイである（図 5.13）．実世界を触ると同時に，接触部位のもつ何らかの情報を触覚情報に変換し，重ねて触知可能な状況を作り出す．

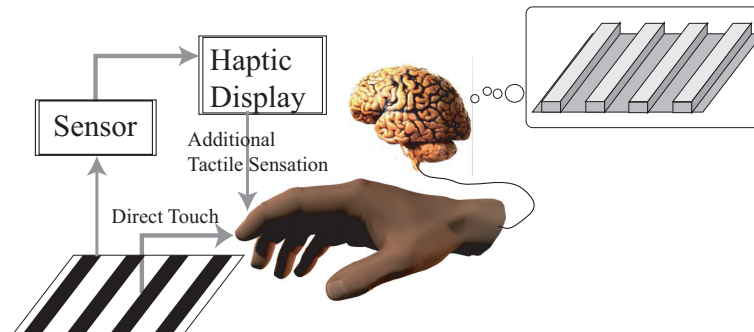


図 5.13 触覚 AR の概念図．実世界センサと触覚ディスプレイの組み合わせにより，実世界を触ると同時に，接触部位のもつ何らかの情報を触覚情報に変換し，重ねて触知可能な状況を作り出す．

野嶋らの提案した SmartTool [76] [77] は，手そのものに触覚提示装置を装着するのではなく，メスやペン等，手で扱う既存の道具を介して触力覚を提示する（図 5.14）．道具の接触部近傍にセンサを搭載し，センサから得られた情報を，接触部を作用点とした力覚情報に変換する．たとえば手術中に動脈等の危険領域をセンシングし，ディスプレイで反発力を生成することでリアルタイム，かつ直感的な術者への支援を行うことができる．センサを先端に配置することにより，センシング位置と提示される力覚の位置を一致させている（空間的ずれの回避）．

また指先における触覚の AR を狙った SmartFinger [3] [37] は指の爪側にセンサと振動子を装着する (図 5.15) . 爪側からの駆動力によって、玉突きのように間接的に指腹部と接触対象の間に応力を発生させ、皮膚感覚を提示している . システムを爪側に搭載することで、現実の触覚を損なわない AR を実現している . センサを感覚提示部のごく近傍に配置して空間的ずれを抑える戦略は SmartTool と同様のものである .

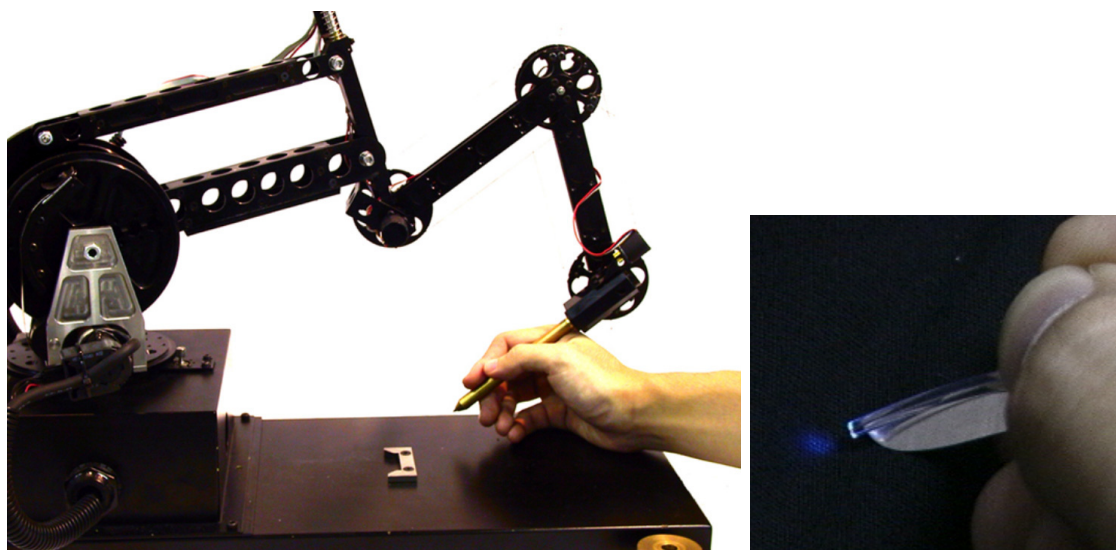


図 5.14 SmartTool [77] . 既存の道具の接触部近傍にセンサを搭載し、センサから得られた情報を、接触部を作用点とした力覚情報に変換する (左) 全体図 . 道具はダミーのスタイラス (右) 道具としてメスを用い、先端に光学式センサを装着 .

本節では皮膚感覚の AR をさらに追求する . 我々が提案するのは、究極的には皮膚そのものにセンサと触覚ディスプレイが搭載された極薄の皮膚感覚 AR システム、SmartTouch である (図 5.16) . SmartFinger ではセンサ、ディスプレイ素子が各一つであったのに対し、SmartTouch では無数の素子が皮膚を覆う . センサ素子の得た情報を元にディスプレイ素子が皮膚感覚受容器を駆動することによって、受容器はセンサ素子の能力を実質的に獲得することになる . センサとディスプレイを薄くし、最終的には皮膚角質の厚みと同等以下にすることにより、SmartTouch は皮膚の新しい機能層として働く .

5.3.2 関連研究

皮膚感覚に関してディスプレイとセンサを組み合わせた例としては Fearing らによる Teletaction システムがある [16] . これは触覚センサと触覚ディスプレイを組み合わせて触覚のテレグジスタンスを実現しようというものであり、例えば内視鏡手術下の皮膚感覚の伝達等を狙っている .

また 1970 年代には視覚障害者に画像情報を触覚提示する試みが多くなされた . Bliss [8] [9] らにより提案されたシステムではカメラで捉えた画像情報を上下振動するピンアレイによって提示している . 代表的な製品としては Optacon [96](図 5.17) が同様の視覚 触覚変換を行っている . しかしこれらの試みではモダリティの変換はなされるものの、右手でカメラを動かし左手に触覚を提示するという

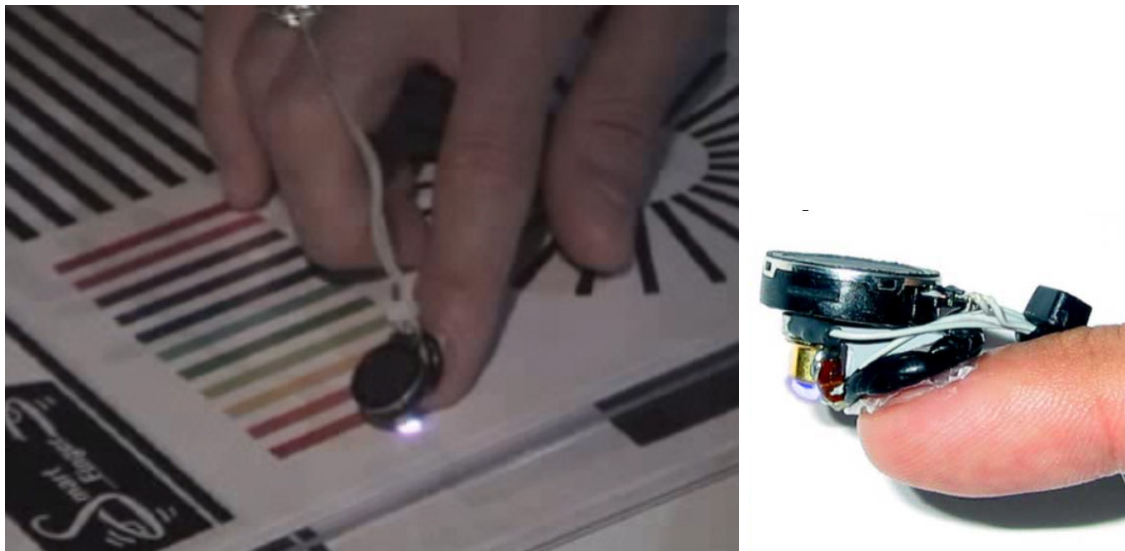


図 5.15 SmartFinger [3] . 指の爪側にセンサと振動子を装着 . 爪側からの駆動力によって , 玉突きのように間接的に指腹部と接触対象の間に応力を発生させ , 皮膚感覚を提示 .

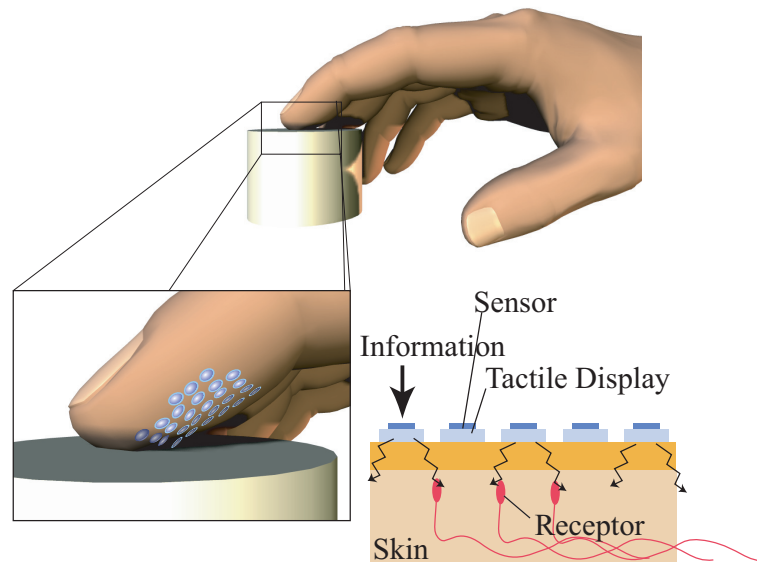


図 5.16 SmartTouch : 概念

構成に見られるように、AR的な視点、すなわち空間的レジストレーション（触覚的には皮膚感覚と体性感覚の融合）に関しては無頓着であったようである。

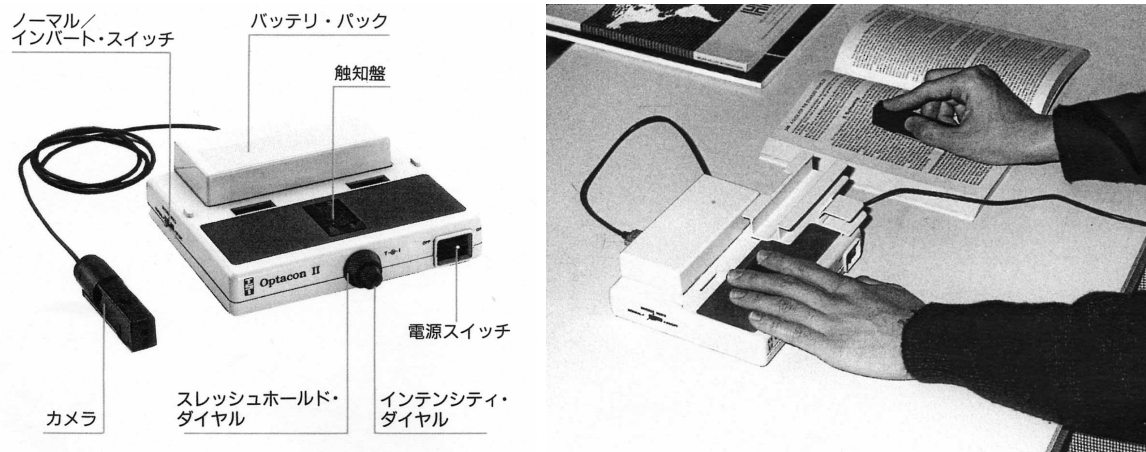


図 5.17 Optacon II ((株) キヤノン) . 許可を得て転載 .

皮膚感覚増強システムの単純かつ教訓的な普及例として、乳がんの自己検診に用いられる Touch Enhancing Pad(製品名 SENSOR PAD) が挙げられる [82] . これは2枚の薄いビニール製シートとその間の潤滑油と微量の空気のみで構成されている (図 5.18) . 腫瘍が存在すると思われる体部位上の皮膚にシートを載せ、シートを挟んで触診を行う . 潤滑油の働きにより皮膚の細かな触覚テクスチャによる摩擦の影響が無くなり、結果として深部の腫瘍に起因するしこり感が強調される . ARシステムと見るには単純に過ぎるかとも思われるが、人工的に触覚を増強していること、その変換を物理現象によって行っていること、そして何より筆者が知る限り最も普及していることは注目に値する .

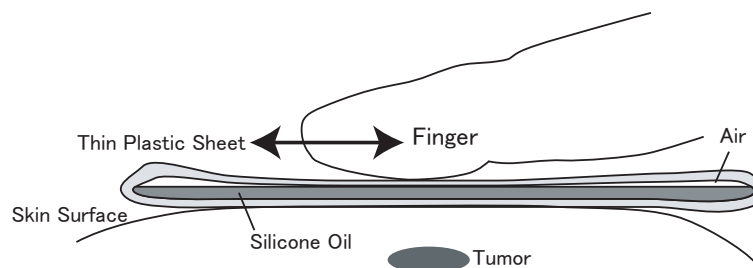


図 5.18 Touch Enhancing Pad ([82] より再構成) .

極めて単純ではあるが、筆者はこれを Azuma の定義 [5] に基づき皮膚感覚 AR システムと呼びたい . 実時間応答性、3次元空間的レジストレーションの実現に加えて、ある意図を持って人工的に生成した感覚 (ここでは摩擦に起因する皮膚感覚の除去) が現実世界の感覚に重畳されているからである .

5.3.3 電気触覚ディスプレイ

皮膚感覚 AR システムは薄くなければならない，というのが Touch Enhancing Pad から得られる教訓である．まず薄い事によってセンシング位置と提示位置の3次元的な空間位置合わせ精度は高くなる．さらに重要なのは現実の触覚 (Haptic Sensation) を妨げにくくなるという点である．例えばなぞり動作時，接触対象とシステムの間には摩擦力が生じる．もしシステムの厚みが大きいと，接触部位と指腹の距離が作用点のずれを生み，指には余計な回転モーメントが発生する (図 5.19)．しかし提示装置が十分に薄ければこの効果は抑えられる．厚手の手袋程度の厚みであれば，生起感覚としても手袋をはめた際に生じる程度の違和感に抑えられると考えられる．

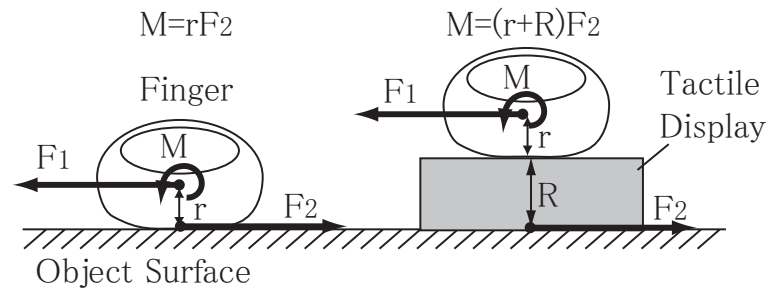


図 5.19 触覚提示装置の指に生じる力モーメントに対する影響．(左)：指で直接なぞる場合．(右)：提示装置を介してなぞる場合． F_1 ：指のなぞり力， F_2 ：摩擦力， r ：指中心と皮膚表面との距離， R ：提示装置の厚み， M ：指中心に生じるモーメント．定常状態で $F_1 = F_2$ ．

SmartTouch の実装では皮膚感覚提示装置として電気触覚ディスプレイを採用する．従来の皮膚感覚提示デバイスは厚みが 10[mm] を越えるものが大半であるが，電気触覚ディスプレイは基本的には皮膚表面に配置した電極からの電流で感覚神経を駆動するものであり，極めて薄く，また柔軟に作成可能であるためである．

5.3.4 応用例

SmartTouch は皮膚感覚提示部と外界センサからなるが，外界センサの変更により様々な応用用途を考えることができる．

まずセンサとして光センサを用いた視覚 触覚変換に関しては，視覚障害者に印刷物などの画像情報を提示する手法として提案することができる．前述のように据え置き型触覚ディスプレイとビデオカメラを用いた視触覚変換システムは従来より多く提案されているが，本システムはセンサ部と提示部が事実上一致しているため，皮膚感覚と体性感覚を組み合わせた能動的な触知行動が可能となる．従来のシステムが共通して持つ画像拡大モードは持たないため，細かな文字情報などの触知には向かないが，グラフ等の図形的な情報を伝えるデバイスとして期待できる．

また触覚の AR という観点からは外れるが，SmartTouch を用いた視覚 触覚変換の VR (Virtual Reality) 的応用としては，背面投影型 (赤外) プロジェクタとの組み合わせが考えられる．スクリーンに投影された画像が SmartTouch により触覚テクスチャとして知覚される．一般に能動的な指の

動きに応じた触覚を与えるためには高精度 (指先皮膚の2点弁別閾から少なくとも2[mm], 恐らくは0.5[mm]以下) かつ高速 (触覚受容器の応答性から200[Hz]以上) の指先位置計測を必要とするが, 本構成は装着型触覚提示デバイスを用いた遭遇型触覚提示手法とでも呼ぶべきもので, 特に大掛かりな位置計測をすることなく動的に触覚テクスチャを付与することが出来る。

しかし我々が現在, より重要な応用と捉えているのは触覚 触覚変換である。マトリクス状触覚センサを用いて触覚センシングを行い, 何らかの変換を施した触覚で提示する。もし触覚センサが人の触覚より高性能であれば (今後そのような触覚センサが登場するであろうし, レーザ変位計等の形状センサを用いることも考えられる), 日常生活における自然な皮膚感覚そのものを増強することが出来る。また人間の触覚受容器は皮膚表面の振動周波数に対してある感度特性を描くことが知られているが, 例えばある手作業が必要とする周波数帯域を増強, あるいは周波数変調を行うことで手作業が必要とする周波数帯域を人が知覚しうる帯域に変換することが考えられる。

筆者の私見であるが, 皮膚感覚を必要とする作業における高度な技能, いわゆる職人技の中には, 無意識のうちに皮膚感覚受容器のダイナミックレンジを最大限に利用する指の動きによる部分があると推測される。SmartTouch による前述のような変換は, こうした手作業を強力に支援するだろう。

また余り知られていないが, 人の皮膚感覚受容器は年齢と共に劇的に減少する [67]。我々の多くが一定年齢で老眼鏡や補聴器を必要とするが, 全く同様に, 補触器とでも言うべき触覚増強システムが本来必要である可能性がある。

このような応用を考えたとき, SmartTouch が極めて薄いシステムである必要性が再認識される。望ましくは眼鏡や補聴器と同様に, 装着していることを意識しないことが理想であろう。電気刺激以外の手法で電気刺激程度の薄さのディスプレイを作ることは現在のところ非常に困難と思われる。

5.3.5 試作システム

本節における SmartTouch 試作システムでは外界センサとしては光センサを用い, 画像情報から触覚情報への変換を行った。さらに指の接触圧を力センサによって計測し, 接触圧に依存した皮膚感覚提示を可能とした (図 5.20)。この試作システムによる評価実験を通して, 他の種類のセンサを用いた SmartTouch システムにおいても必要な, 共通の設計指針を得ることを目標とした。

試作システムの厚みは5[mm]に抑えた。電気刺激部が1.6[mm], 光センサ部が2.4[mm], 力センサ部が0.3[mm]で残りは各層の間を仕切る絶縁用フィルムの厚みである。

接触対象の画像情報を取得する光センサとしては, レンズ無しフォトトランジスタ (シャープ社製 PT600T, 1.6[mm]角, 0.8[mm]厚) を用い, 16素子を4x4マトリクス状に配置した (図 5.21 右)。指の長軸方向間隔は2.5[mm], 短軸方向間隔は2.0[mm]である。この間隔はフォトトランジスタのサイズによる製作上の制限から決定された。今回は接触対象としては印刷された紙を用い, 光源を組み込まなかったため時間的に平滑化された照明で下から照らした。

皮膚感覚提示のための電気刺激部は直径1.0[mm]のステンレス製電極を16点, 厳密に光センサの真上に配置し, 各刺激点と計測点の位置ずれを0.5[mm]以下に抑えた。電極を介して皮膚に電流制御された電流パルス (約200[μ s], 2.0[mA]) を与えることにより皮膚感覚を生成した。

接触圧を測定する力センサとしてはフィルム状力センサ (ニッタ社製 FlexiForce, 0.3[mm]厚) を用いた。電極基板とセンサ基板の間に配置し接触圧を検出した。

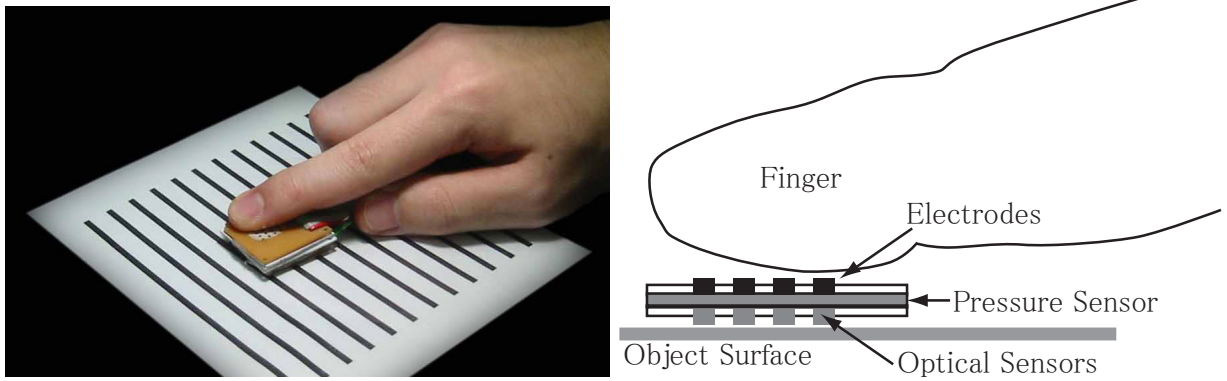


図 5.20 SmartTouch の電気触覚による実装 . (左) 試作システム . (右) 断面 .

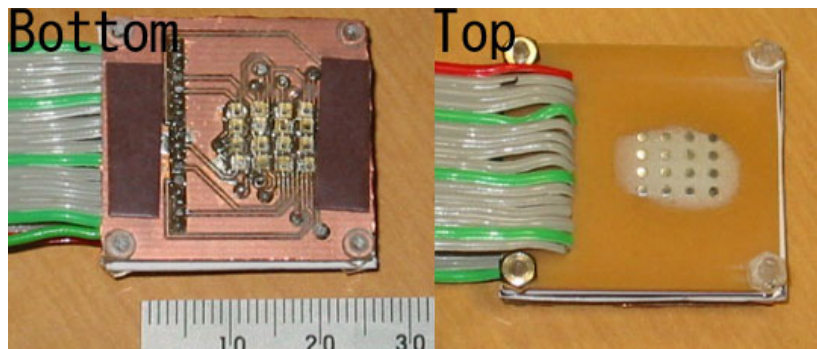


図 5.21 (左) 光センサ . (右) 刺激電極 . 共に 2.5[mm]x2.0[mm] 間隔で 4x4 マトリクス状に配置されている . 各刺激電極と光センサは厳密に同一面の表裏に配置されている .

光センサの空間特性設計

前述のように光センサの間隔(縦 2.5[mm], 横 2.0[mm])は製作上の都合によって決定された。実験初期の段階では各素子の受光面を直接紙面に接触させていたため、各光センサの担当領域は素子の受光面サイズとほぼ等しい約 1.0[mm] 平方であった。これは素子間隔より小さいため、素子と素子の間に“見えない”領域が生じた。するとシステムを白黒の縞模様の上で動かすと、指の下にあるはずの模様をセンシング出来ない(縞がセンサ間のすき間に入ってしまう)場合と、急にセンシングされる場合が繰り返し生じ、その結果極めて不安定な感覚提示となった。この問題を解決するためには各素子の担当領域を広げ、適当な空間特性を持たせる必要がある。

良く知られるように、一般に間隔 d のサンプリングデータから元情報を再構成するためには元情報がサンプリング間隔から決定される周波数 $1/2d$ (ナイキスト周波数)以上の周波数成分を持たない必要がある(サンプリング定理)。前述の問題はまさにこの条件を満たさない場合に生じるエイリアシング現象そのものであった。そこで素子基板の上にストッパを設け、素子と紙面との距離を約 0.5[mm] 離し、距離を稼ぐことにより各素子の担当領域を広げた(図 5.22)。

最終的にセンサの空間周波数特性を次の方法で計測した。間隔を変化させた白黒の縞模様(近似的な正弦波と見なす)上を移動させ、単一のセンサからの出力を記録した。縞模様は 1.0[mm] 間隔(0.5[mm] の黒縞と 0.5[mm] の白縞)から 8.0[mm] 間隔までを印刷した紙を用いた。

出力結果が図 5.23(左)である。出力振幅を各縞模様の空間周波数に対してプロットし直したのが図 5.23(右)である。グラフから本センサの遮断周波数(-3dB)は $0.2[mm^{-1}] \sim 0.25[mm^{-1}]$ であることが分かる。縞模様の間隔に直すと 4.0[mm] ~ 5.0[mm] である。この値はセンサ間隔から計算されるナイキスト間隔(サンプリング間隔の 2 倍)にほぼ等しく、結論として正しいアンチエイリアシングフィルタが設計されたことが分かる。人の指の 2 点弁別能力が 2.0[mm] であることを考えると今回センシング可能な縞模様の間隔はやや大きい。将来的にセンサアレイの密度を上げれば解決する問題である。なお同様の解析が Fearing らによって触覚センサと触覚ディスプレイに適用されている [15, 16]。

センサと同様、感覚提示側においても一種のエリアシングの影響を考え、センサとディスプレイの間のマッチングを考えなければならない。提示側におけるエイリアシング現象は、隣り合った 2 点が別個の点として知覚され、連続した図形を表現できない現象として知覚されるが、第 3.2.2 節で述べたように電極間隔を 2[mm] においた場合、隣り合った二点は同時に刺激されると短い線分として知覚される。換言すれば提示側においても適度な感覚の拡散によりアンチエイリアシングフィルタがうまく設計できている。

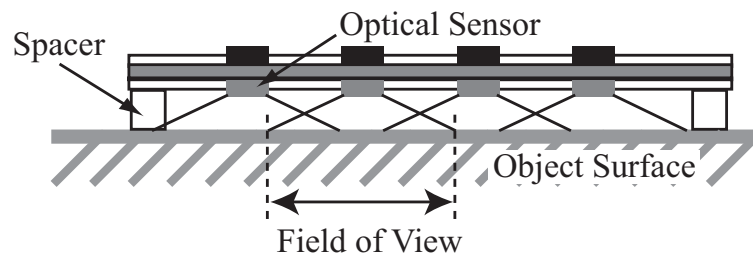


図 5.22 フォトトランジスタ基板上に設けたスペーサによる空間特性の改善。

今回の方針は各センサが本来持つ空間分解能を犠牲にしているが、当然視野を狭く保ったままのシ

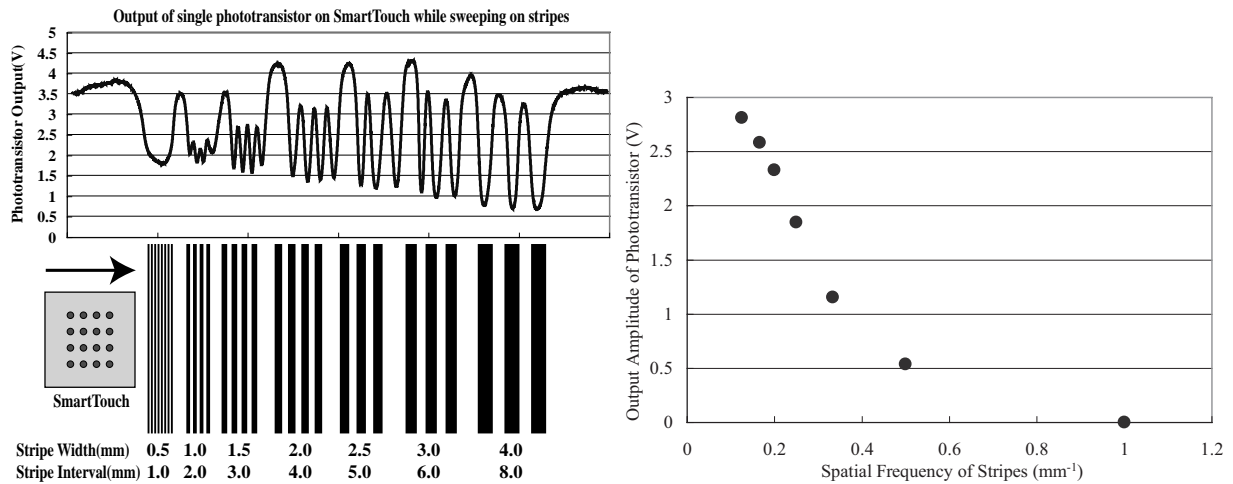


図 5.23 (左) : SmartTouch 上のフォトトランジスタの応答 . 空間周波数を変えた黒白の縞模様上を走査 . (右) 縞の空間周波数応答

システムも考えられる . 指のなぞり動作を前提とすれば , センサ素子が一つであっても情報は時間軸に展開され , 空間的に無数のセンサを持つことと等価となる (レコード針を動かすように) . 先行研究では SmartFinger [3] がこの戦略を採り , 指接触面全体の振動提示と視野を絞った光センサを組み合わせた . しかし我々のシステムは指の動作時は当然として静止時にも皮膚感覚を面的パターンとして提示可能である事を目標としたため , 前述した静止時のエイリアシングによる感覚の不安定化は第一に避けるべきものであった .

時間遅れ

光センサの出力を基に電気刺激を行う . 電気刺激パルスは約 $200[\mu\text{s}]$ 幅であり , 本章の実験の範囲では単純な矩形パルスしか用いないが , 今後より高品位な皮膚感覚提示 (例えば発生するジュール熱を抑えることによる痛覚の低減) のためには最適化された刺激波形を設計する必要があることが示唆されており (第 4 章) , このためには刺激波形のサンプリング間隔が刺激パルス長より充分小さい必要がある .

また波形の更新に関しては , 電極間隔が最小で $2.0[\text{mm}]$ であり , 我々の予備実験によれば触知時の指の速度は最大で $100[\text{mm}/\text{s}]$ 程度であるため , 電極間の移動時間は最小で $20[\text{ms}]$ と計算される . 一方で第 5.2.4 節でも述べたように , 皮膚の異なる 2 点を連続して刺激した場合 , $6[\text{ms}]$ の時間差があると 2 点間の移動感覚が生じる (仮現運動) . これらの事実から , 我々のシステムで皮膚上の接触対象の移動を適切に表現するためには $6[\text{ms}]$ より早い刺激波形更新が一つの目安になると考えられる .

我々のシステムでは刺激波形生成用 PC (Pentium4 1.8G[Hz], Windows2000) に搭載した高速 DA ボード (National Instruments 社製 DAQ6713, 8ch) 2 枚を同期させて 16ch 出力とし , ボード上の Double-Buffer 機能と PCI バス上の DMA 転送機能を用いることにより , $1.0[\mu\text{s}]$ ステップの波形を更新周期 $4.0[\text{ms}]$ で切れ目なく生成し続けた . このとき 1ch あたりのサンプリング件数は 4000 点となる .

センシングから提示までの時間遅れを実際の計測により評価した . フォトトランジスタ出力と刺激電流をデジタルストレージオシロスコープにて取得 , 正規化して表示した (図 5.24) . 第 5.3.6 節で

述べるようにフォトトランジスタ出力の時間微分が閾値を越えた時に $200[\mu\text{s}]$ の刺激電流パルスを生成している．図では時間軸原点が閾値を越えた瞬間であり，約 $4[\text{ms}]$ の時間遅れで刺激パルスが生成されていることが分かる．

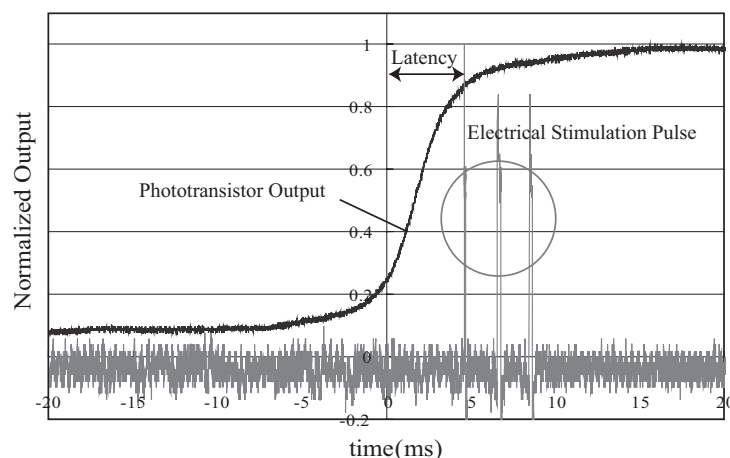


図 5.24 フォトトランジスタ出力と刺激電流 (デジタルストレージオシロスコープにて取得，正規化して表示) ．

5.3.6 皮膚感覚生成手法

取得したセンサの時系列情報を，電気刺激の刺激パターンに変換する．変換手法の良否は本来応用目的に依存するが，本節ではまず生起感覚の“自然”さを求める方針とした．換言すれば，指のなぞり速度の変化等に関わらず，そこに触覚を生じる物理的な対象が存在する感覚，存在感の実現を目標とした．

その上で，取得した画像の濃淡情報を接触対象の凹凸情報として認識できることを目指した．例えば図 5.20 のように白黒の縞模様をなぞった場合，同じ間隔の凹凸として感じられるというものである．これを受容器興奮のレベルに還元するなら，現実に生じるであろう神経興奮の状態を人工的に生成することに他ならない．

第 5.1.1 節で述べた生理学的知見をもう一度述べる．皮膚浅部に存在する 2 種類の機械受容器のうち，Merkel 細胞は皮膚に生じた静的な応力エネルギー，すなわち変位自体に反応して発火を続けるのに対し，Meissner 小体は変位の時間変化，すなわち微分に対応して発火するとされている [110](図 1.3) ．

生理学的知見知見と選択刺激法をあわせ，次のような変換手法を採った．

まず光センサによって得られた明暗を皮膚の凹凸変形情報と見なす．次にこの凹凸がある閾値を越えたとき，越えた分に付いて比例する頻度で陰極性パルスで刺激を行い，Merkel 細胞に繋がる軸索を興奮させ，静的な圧覚を生起させる．また凹凸の時間微分の絶対値がある閾値を越えた時，陽極性パルスを与えることで Meissner 小体に繋がる軸索を興奮させ，時間変動を提示する (図 5.25) ．これにより受容器レベルで，現実に生じるであろう神経興奮の状態が合成されることになり，凹凸を知覚することができる．

しかし今回の実装においては装着者に形状を伝えることは極めて重要であると考えられるため、第3.2.2節で述べた空間解像度の問題から陰極刺激を用いず、代わりに陽極刺激を用いた。つまり本来の選択刺激と感覚合成の趣旨からは外れてしまうが、時間変動に対しても、静的な変移に対しても陽極刺激を行うものとした。

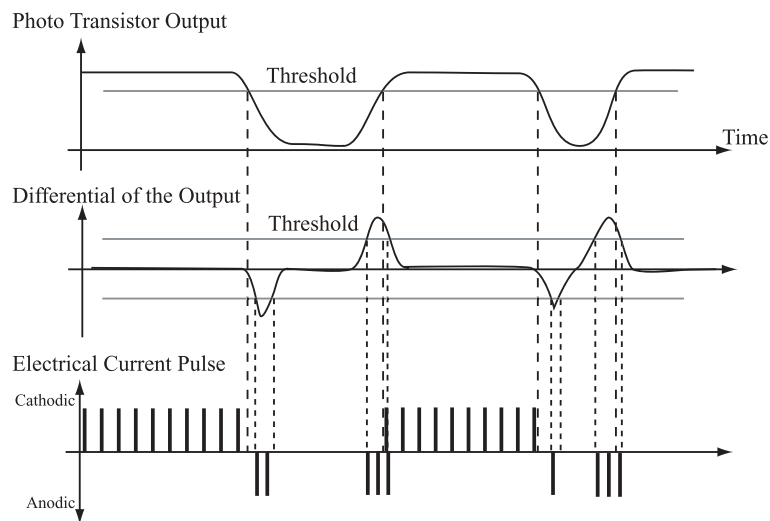


図 5.25 触覚コーディング法

本来なら実装すべきであるが今回は省略した変換手続きを二つ挙げる。

第一に接触対象の凹凸から皮膚表面の凹凸への変換である。今回の手法は暗黙のうちにこの二つを同じものとして扱っているが、当然ながら対象の凹凸は完全には皮膚表面にコピーされない。

この変換を実現するには弾性体の接触、変形現象をシミュレートする必要があるが、現行システムの計算性能ではセンシングから提示までの時間内に計算が終らなかったため実装しなかった。

第二に表面凹凸から皮膚下受容器位置での歪みへの変換である。物理的な接触の場合、指が弾性体であることに起因する空間的微分特性の為に、接触面のエッジ部分に応力が集中し、自然にエッジ強調がなされる [48]。これに対し今回の変換では表面の凹凸をそのまま受容器の活動に近似しているため、例えば全体が凸と判定された場合、接触面が平らでも全体が刺激されてしまうという不自然な状況が生じ得る。

これらの現象は電気触覚ディスプレイが神経軸索を直接刺激するディスプレイであることから生じている。通常の機械的な振動ピンアレイを用いた触覚ディスプレイであれば、接触対象の形状をピンアレイで再現すれば、接触による皮膚の変形や皮膚内部の歪みはまさしく接触という物理現象によって自動的に計算される。これに対して電気触覚ディスプレイは物理的な接触現象を介さずに純粋に皮膚感覚を提示するため、物理現象を陽に計算する必要がある。

走査と刺激タイミング

第5.1.2章で述べたように、我々のマトリクス型電気触覚ディスプレイは、ある空間パターンを提示するために、完全に同時に提示するのではなく、テレビモニタと同様な時分割走査を行っている [49](図5.26)。

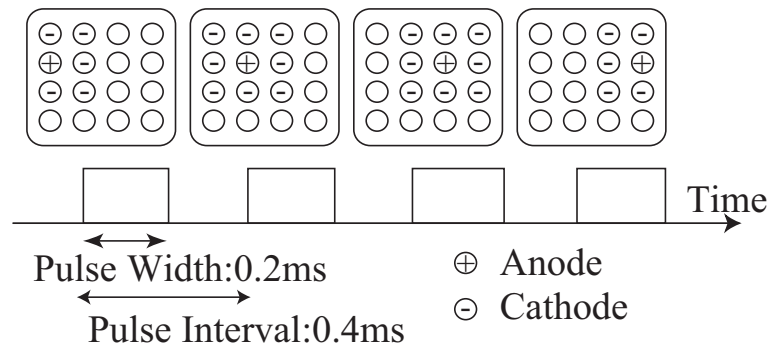


図 5.26 陰極刺激における走査 [46].

第 5.3.5 節で述べたように、本システムの刺激ループは 4.0[ms] である。これに対して電気刺激パルスのパルス幅は 0.2[ms] である。我々の予備実験では隣り合った電極を連続して刺激した場合、予期しない強い感覚を生じる現象が稀に生じた。この現象は電極の中間に位置する神経軸索が連続した 0.4[ms] のパルスの影響を受けたためと考えられるため、刺激パルス間に 0.2[ms] の休止期間を設けて回避した。その結果、一回のループで提示できるパルスは 10 回に限られた。

電極数は 16 点であり、さらに第 5.3.6 節で述べたように凹凸情報の比例成分と時間微分成分を提示するため、刺激提示時間が足りなくなる。現在の解決策は以下の通りである。まず時間微分成分の刺激（陽極刺激）は装着者に時間変動を伝える time-critical な要素であるため、優先的に各点の刺激の有無を決定する。この段階で提示可能なパルス数を越えないよう、刺激閾値を調整する。次に残った時間を用いて比例成分（陰極刺激）を行い、定常的な圧覚を提示する。刺激閾値の調整は同様に行う。

5.3.7 実験

本システムは装着したまま接触対象表面を動的になぞることで、より高い空間分解能を得る狙いを持つ。特に応用としては紙に描かれたパターンの認識を目指しているため、紙面上の線分幅の認識能力について調べた。

2本の線分を 20[mm] 離して描画した。一本は標準刺激としての 4.0[mm] 幅の線分であり、もう一本は比較刺激としての 2.0, 3.0, 3.5, 3.75, 4.25, 5.0, 6.0[mm] 幅の線分である。SmartTouch を装着した被験者は 2本の線分を、線分垂直方向に任意速度でなぞり、どちらが「太い」か回答する。一人の被験者に対する試行回数は、2.0, 5.0, 6.0[mm] に対しては各 4 回、それ以外に対しては各 8 回行った。

6人の被験者が比較刺激を「太い」と回答した割合をプロットしたのが図 5.27 である。最小二乗法による累積正規曲線へのフィッティング結果も合わせて表示している。70%以上の確率で太さの大小関係を正しく回答する閾値は、下側が 3.5[mm]、上側が 4.5[mm] であり、本システムにおいて 4[mm] 幅の線分に対して 0.5[mm] の違いを太さの違いとして認識しうることが示された。

5.3.8 実用化に向けた簡略化と大規模評価

SmartTouch の実用化に向けた改良、および一般の体験者による大規模評価の結果を示す。

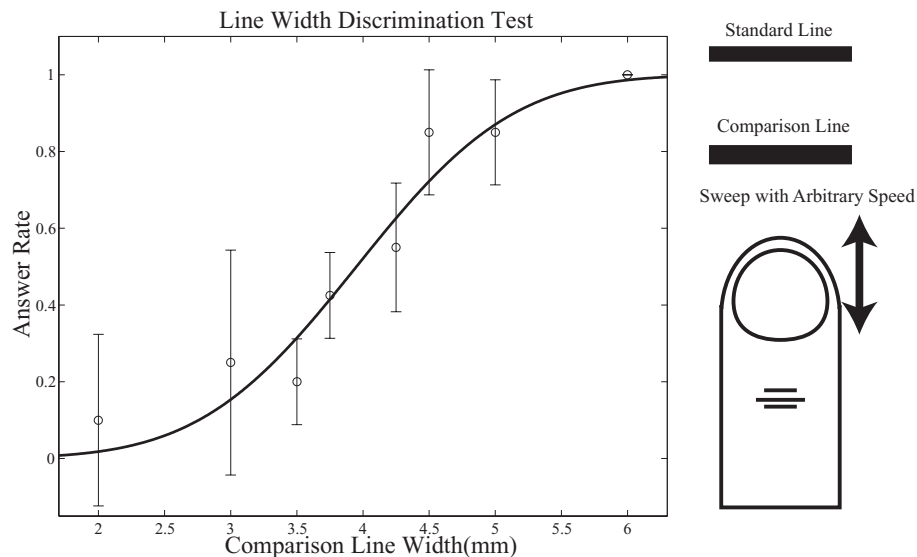


図 5.27 線幅の弁別 (右) 実験状況 (左) 弁別結果 .

簡略化

第二試作機 (SmartTouch II) のシステム構成を図 5.28(左) に示す . 全体の制御はマイクロプロセッサ (日立社製 H8/3048) により行われる .

電気刺激部に改良を加え , 従来は電極個数分の電圧-電流変換回路を必要としたが , 本システムでは単一の電圧-電流変換回路とスイッチ群による構成をとることで回路を大幅に簡略化した [104] .

スイッチ群はモータドライバ等に多く用いられる H ブリッジと同様の動作で各電極の極性を切り替える . 図 5.28(右) に単一電極を陽極に , 残りを陰極 (接地) に設定し , 陽極刺激を行う場合を示す .

光センサとして小型のフォトトランジスタ (ローム社製 RPM-075PT) を 4x4 のマトリクス状に並べている . 実用上の問題として SmartTouch のヘッド部分 (センサ・電極) と刺激回路本体間のケーブルが多すぎるとヘッド部分を手で持って動かす際に邪魔になったため , なるべく配線量を減らすためにアナログマルチプレクサ (Maxim 社製 MAX306CWI) を用いてセンサ用ケーブルの数を削減している .

またフィルム状力センサは薄さの点では十分 (約 0.3[mm]) であったが大きさが極めて大きかった (1[cm]x10[cm]) ため採用せず , フォトリフレクタを用いた簡易的な力センサで代用した . これはヘッド部分の 2 枚の基板 (下層のセンサ基板と上層の電極基板) の間の距離をフォトリフレクタで測るもので , これに合わせて基板同士をスポンジ状の両面テープで接着することで基板間の距離が大きく (~ 0.5[mm]) 変化するようにした .

電極 , センサ共に 2.5 [mm] 間隔 , 4x4 マトリクス状に配置した . システム全体は 200x150x50[mm] の箱に収め , 日常的な携行を可能とした (図 5.29) .

大規模評価

一般体験者への質問による評価を行った . コンピュータとインタラクションに関する国際会議 SIG-GRAPH2003 の技術展示部門 [45] にて 5 日間で約 2100 名の体験者を得 , 781 名から回答を得た . 各

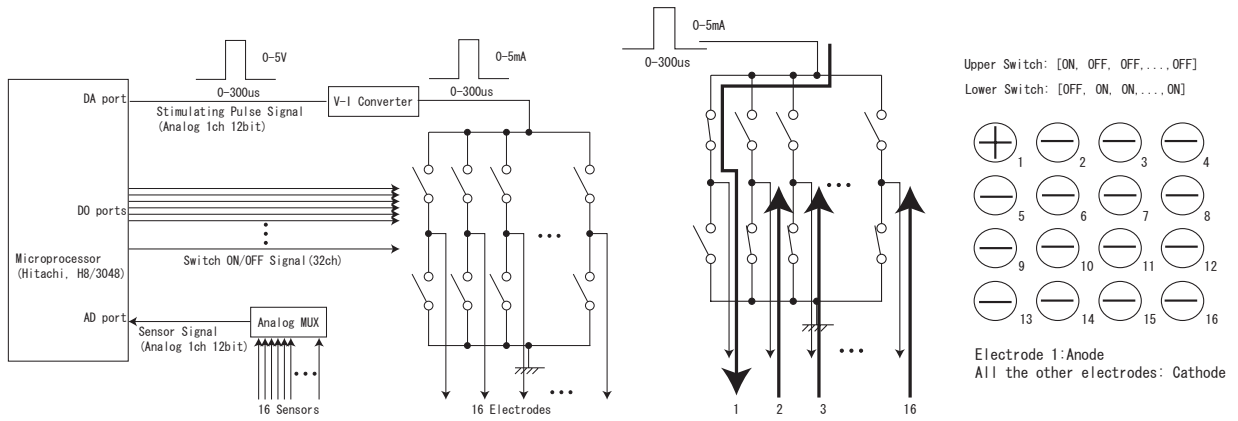


図 5.28 (左)SmartTouch II のシステム構成図 (右) スイッチングによる切り替え [104] .

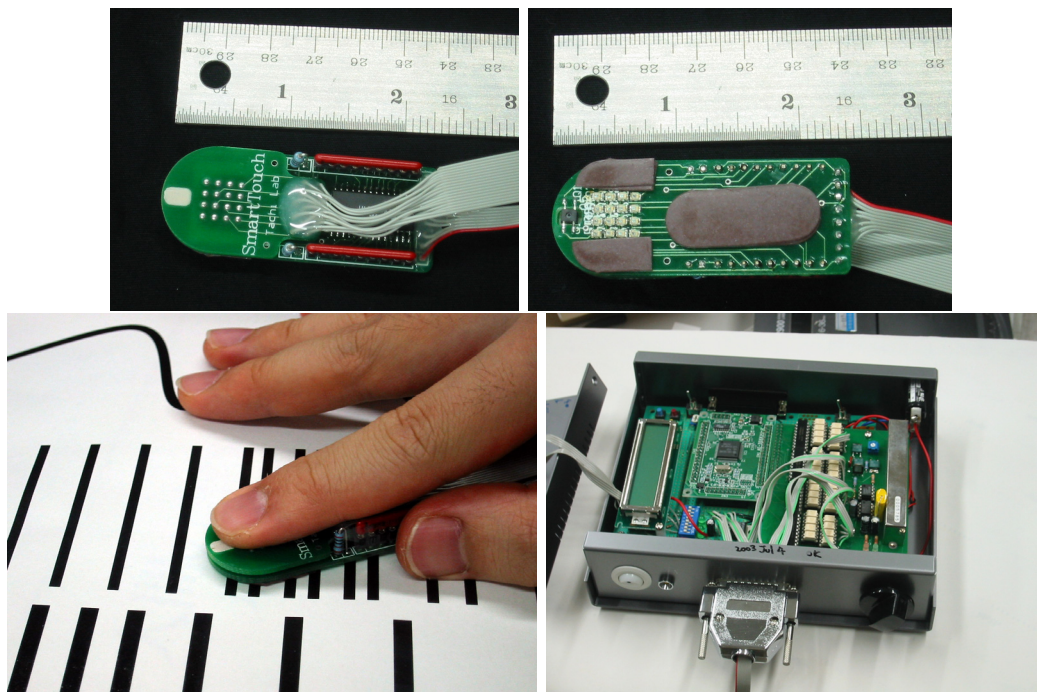


図 5.29 SmartTouch の簡易化 . (左上) 指装着部表面 . (右上) 指装着部裏面 . (左下) 使用状況 . (右下) 回路 .

体験者はA4サイズの、図5.30に示す接触パターンをSmartTouch装着状態で触り、パターンの触覚による認識を行った。体験者への質問と回答を以下に示す。

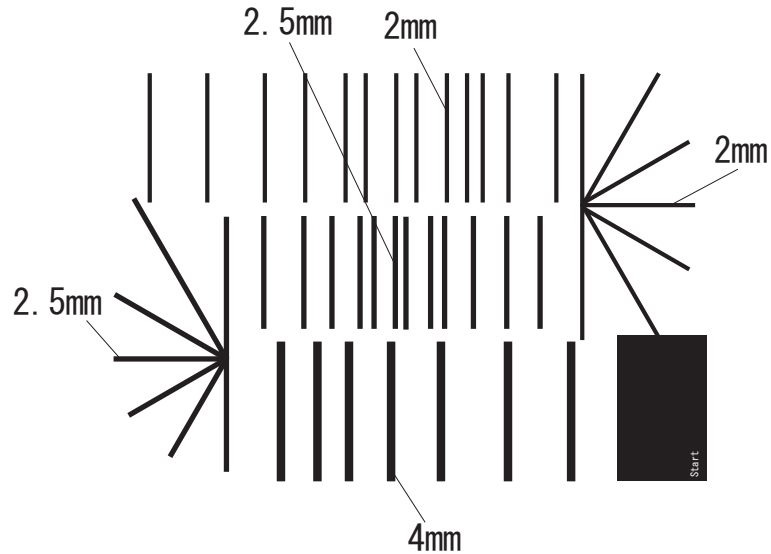


図 5.30 評価用の白黒縞パターン。A4の紙に印刷。

感覚の質

まず生起する感覚について調査を行った。質問及び回答選択肢は以下のとおりである。

(質問) Score the quality of the sensation from 1 to 5.

(解答選択肢) 1. Too unpleasant. 2. Unpleasant but tolerable. 3. Moderate. 4. Pleasant. 5. Quite pleasant.

回答結果を図5.31に示す。全体の8割が不快感(Unpleasant)を示さずに使用することが出来た。

次に性別、年齢による影響を見るため、男性、女性、25歳以下、26-40歳、41歳以上の各集団における平均点を求めた。結果を表5.1に示す。若干の傾向はあるものの、ほぼ一定した得点となっていることが分かる。

また一日にどれだけの時間使用し続けることが出来るかとの質問を行った。これは実際に使用続けることによって得られたデータではないため、印象としての評価になる。質問及び回答選択肢は次のとおりである。

(質問) How often can you use the device?

(解答選択肢) 1: never, 2: less than 5 minutes, 3: less than 30 minutes, 4: less than 1 hour, 5: more than 1 hour.

結果を図5.32に示す。

提示パターンの認識

さらに提示パターンをどれだけ認識できるか、主観的な評価も行った。評価対象は特に線分に関してで、線分を線分として認識できるかどうか、線分の方向を認識できるか、また線分の感覚を認識で

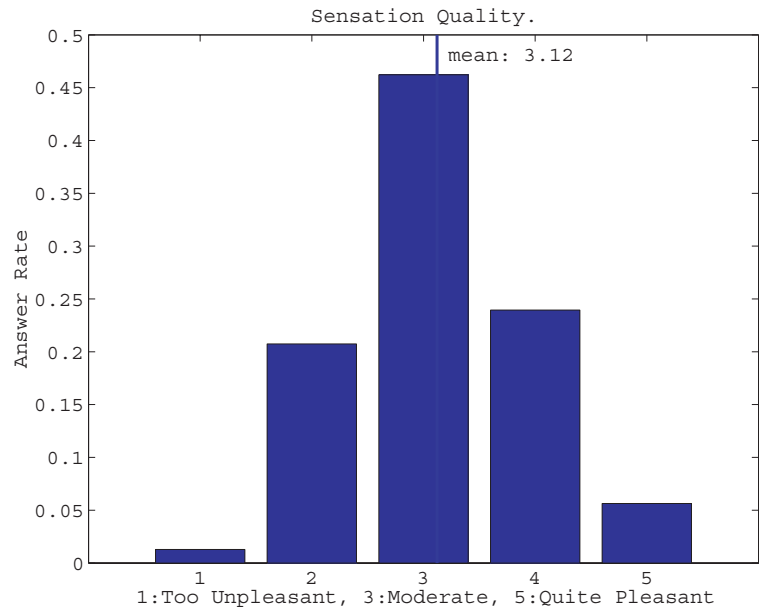


図 5.31 生起する感覚の質に関する質問 . Score the quality of the sensation from 1 to 5.

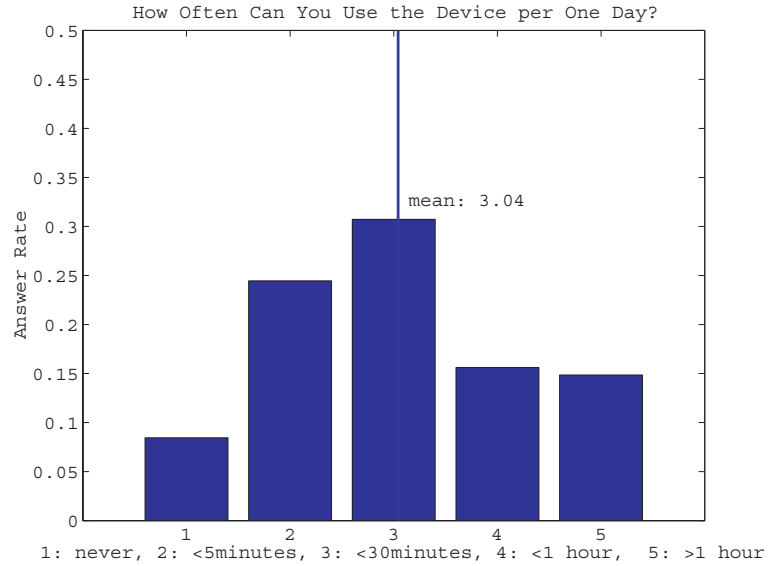


図 5.32 使用時間に関する質問 . How often can you use the device per one day? 1: never, 2: less than 5 minutes, 3: less than 30 minutes, 4: less than 1 hour, 5: more than 1 hour.

表 5.1 母集団の違いによる影響 .

母集団	人数	平均点
全体	781	3.12
男性	549	3.07
女性	169	3.22
10-19 歳	23	3.04
20-29 歳	287	3.17
30-39 歳	228	3.03
40-49 歳	114	3.15
50-59 歳	38	2.92
60-69 歳	5	3.00

きるかの 3 点を質問した .

質問は以下のとおりである .

(質問) Answer the following question from 1 to 5. (1.Not at all. 5 Yes, I could fully recognize it.)

(a) Line is recognized as line. (b)Line direction is recognized. (c) Line interval is recognized.

質問 (b) は図 5.30 に示した提示パターン中の , 線分の角度が 30 度ずつ変化する部分を触った際の印象から , (c) は線分の間隔の変動を認識できるかという観点からの質問である . 結果を図 5.33 に示す . 提示ピン数が 4x4 であっても , 角度を含めた線分の提示能力を持っていることが分かる .

特に感覚の質の向上は , 今後本システムが受け入れられていくために重要である . 実際のところ筆者自身も日によって良い感覚を得る場合と痛覚を生じる場合とが有り , 恐らくは室温 , 湿度の皮膚状態に対する影響が大きいものと思われる . 今後より良い感覚提示のためには皮膚インピーダンス計測によるフィードバック等が必要と考えられる [47,105] .

5.3.9 まとめ

ここでは皮膚感覚の AR システム SmartTouch を提案した . 試作システムでは提示部に電気刺激を用い , さらに実世界センサとして光センサを用いることで画像情報を触覚情報に変換した .

従来の多くの皮膚感覚ディスプレイは主に二つの場面での応用を考えている . 一つは視覚障害者の感覚代行ないし記号提示であり , もう一つは計算機とのインタラクションをより効果的に行う , ないし計算機によって生成されたバーチャル世界の現実感を向上させるための触覚テクスチャ提示である . これに対して SmartTouch は , ディスプレイとセンサを組み合わせることによって皮膚感覚ディスプレイが現実の日常生活に登場する可能性を示すものである .

第 5.3.4 節で示したように , SmartTouch は最終的には眼鏡や補聴器と同様に , 装着していることを意識しない皮膚感覚増強システムとなることを目標としている . このとき提案したシステムを現在の技術で今後どこまで薄く出来るかというのは興味深い問題である .

まず電気触覚提示部は電極さえあればよいため , 現状の技術でもフィルム状基板をエッチングすることで 0.3[mm] 程度のものを作ることが出来る [43] . しかしさらに , 導電性インク等で皮膚表面に

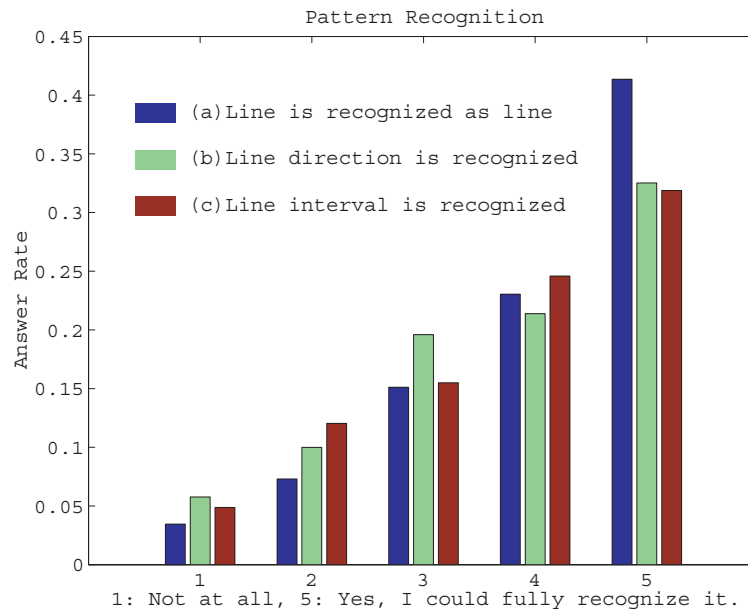


図 5.33 提示パターン認識に関する質問 . (a) Line is recognized as line. (b) Line direction is recognized. (c) Line interval is recognized.

使い捨て電極を“印刷”することが出来れば，事実上電極の厚みは0と見なすことが出来るだろう．

本システムの第二の構成要素であるセンサに関しては，電極直下に配置する現状の構成ではこれ以上薄くすることは難しい．しかし図 5.34 のように指側面に沿ってセンサを配置すればこの問題は解決する．同時に指のなぞり速度をセンサ情報から計算すれば，指下面の状態は蓄えられた過去のセンサ時系列情報から展開可能である．例えばライン CCD を指を囲うように配置すれば，光学スキャナの要領で画像情報を取得することが出来ると同時に，光学式マウスに使われている時空間相関計算により指の速度を計算することは容易である．もちろんこれは指が連続したなぞり動作を行っており，さらにその動作中に接触対象が変化しないことを前提とした議論である．

第3の構成要素であった接触力センサに関しては現在，爪に搭載した光センサで圧力による血行変化を色変化として捕え得ることが明らかになっており [62, 78]，これを利用することで力センサを爪側に配置することが出来る [3]．こうして理想的なシステムとして，ほぼ実世界の触覚を損なうことなく触覚 AR を実現するものが現行技術で構成可能と考えられる．

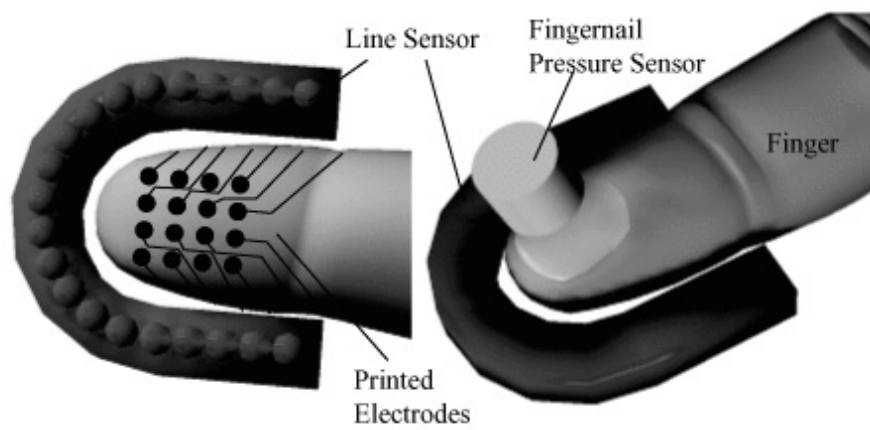


図 5.34 電気触覚を用いた SmartTouch システム未来図

第 6 章

結論

本論文は、日常的に生じる自然な皮膚感覚を提示する触覚ディスプレイを、経皮電気刺激で実現する試みであった。

まず、触覚ディスプレイ設計の指針を導入した。これは機械受容器を種類別に活動させることにより、視覚の原色に相当する皮膚感覚の「触原色」を作るというものであった。

この方針により、以降の目標は、皮膚表面の電極によって、皮膚下の神経軸索を選択的に刺激するというものに置き替えられた。幸いなことに、神経軸索は特に指先において、受容器の種類ごとに特徴的な走行を示す。この空間的な特徴を利用することによって選択的な刺激が可能と思われた。

従来、電気刺激による神経活動閾値の判定に使われる最も単純な指針として、Activating Function とうい評価関数が用いられてきた。これは神経軸索に沿った軸索外部の電位の 2 階微分が活動閾値を決定するというものである。

第 2 章では、まず単一電極が作る Activating Function の形から、やや直感的に以下の二つの方法で神経軸索を選択刺激できることを導いた。第一に、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方法であり、隣り合ったアレイ電極から逆の極性をもった電流を流せば電流経路は皮膚表面付近に限定され、その結果浅い部分の軸索のみ刺激されるというものである。

第二に神経軸索の向きと電流の極性に関連があることを利用する方法であり、皮膚水平に走行する神経軸索に対しては通常通り陰極性の電流で神経発火を生じさせることが出来るが、皮膚垂直に走行する神経軸索に対しては、むしろ陽極性の電流で神経発火を生じやすいことを見出した。

この二つの手法は、幸運なことに皮膚下に存在する機械受容器の神経走行と上手く対応付けることができた。まず皮膚深部に存在する Pacini 小体に対しては第一のアレイ電極を用いた深部刺激が有効であること、逆に皮膚浅部に存在する Meissner 小体、Merkel 細胞に関してはアレイ電極を用いた浅部刺激を行うと共に、Meissner 小体の神経軸索が皮膚垂直方向に走行していることを利用して、陽極電流によって Meissner 小体を、陰極電流によって Merkel 細胞をそれぞれ刺激することを提案した。Meissner 小体、Merkel 細胞、Pacini 小体の選択刺激をそれぞれ RA モード、SAI モード、PC モードと呼ぶ。

さらに以上の直感的設計方法を Activating Function 最適化問題としてとらえた。刺激を実現したい軸索の Activating Function を一定に保ったまま、活動を抑えたい軸索の Activating Function を下げる、というものである。この最適化問題はごく簡単に線形計画問題として表現することが出来、皮膚表面に配置した複数の電極から流す電流の重み付けパターンを得ることが出来た。ここで計算されたパターンは、前述の直感的に思い描いたものと一致した。

第3章では提案した選択刺激手法の検証を行った．第一に神経イオンチャネルのダイナミクスを含んだシミュレータを用いたもの，第二に心理実験によるもの，第三に直接の神経活動計測によるものである．

シミュレータによる検証では，これまで述べた Activating Function による設計が無限長の神経軸索を仮定していたのに対し，機械受容器として適当な神経軸索末端の境界条件を付与した．実験の結果，各刺激モードにおいて，少なくとも我々の思い描いているような走行をしている神経軸索に対しては選択刺激が可能であることが検証された．

心理実験による検証では，まず各刺激モードにおいて生じる感覚が，定性的に狙った受容器の活動として説明できることを確認した．RA モードにおいては空間的に局在化した振動感覚が，SAI モードにおいては純粋な圧覚が，PC モードにおいては広範囲に及ぶ振動感覚が生じた．しかし同時に電流量をよほどうまく調整しないと純粋な原色としての感覚が得られないこと，具体的にはSAI モードにおいて圧覚のみを生成することの難しさも観察された．

さらに振動感覚をつかさどる Meissner 小体と Pacini 小体に関して，心理物理実験により選択刺激を定量的に評価した．RA モードにおいて本来 Pacini 小体が担当すべき高周波の刺激を与えた場合，被験者は振動周波数の高低を正しく判断できない．しかしPCモードで刺激すると判断できるようになる．この結果から，少なくともRAモードにおいて Pacini 小体が活動していないことが検証された．

神経活動の直接計測による検証は困難を極めた．下腕正中神経に刺入した電極で電気刺激中の神経活動を計測するというものであるが，高々 $10[\mu\text{m}]$ の直径でしかない単一神経の活動を捉えるには，計測用の針のその程度の微動すら許されないからである．非常な努力の結果，各受容器に接続された神経に陽極刺激，陰極刺激を加えた場合の閾値を計測することに成功した．その結果 Merkel 小体，および Pacini 小体は陰極刺激の方が低い閾値を示すこと，逆に Meissner 小体では陽極刺激のほうが低い閾値を示すことが検証された．

第4章では一度電気触覚ディスプレイから離れ，一般的な神経選択刺激の課題を解くための設計手法を構築した．選択刺激が皮膚感覚提示にとどまらず，電気刺激共通の課題であるためである．

まず神経活動の数式モデルを再構築することからはじめた．幸いなことに我々の目的とする神経は有髄神経であり，限られた有限の箇所 (Ranvier Node) でしか神経発火を起こさないため，空間的な離散モデルを構築することは容易であった．皮膚表面電流現分布も電極マトリクスによる有限個の点とし，神経活動を示すシステムは単なる状態方程式で表された．

さらに時間的な離散化によって，全軸索上の場所における膜間電位差の全刺激時間分の情報を持ったベクトルが，インピーダンスのマトリクスと全電極からの全刺激時間分の電流値を持ったベクトルとの積によって得られることを示し，選択刺激問題を Activating Function による設計と同様だが規模の全く異なる線形計画問題として定式化することが出来た．この定式化によって幾つかの良く知られた条件下での選択刺激問題を解き，それらの条件下で知られている選択刺激手法が，我々の方法で自動的に得られることを確認した．

さらに従来の刺激手法が刺激電流の時間波形か空間的な荷重のいずれかを調整するに留まっていたのに対して，刺激電流の時空間分布を最適化することにより，従来知られていなかった新たな選択刺激手法を見出した．

第5章では実際の応用のための電気触覚ディスプレイを作成，評価した．その結果，製作した電気触覚ディスプレイが生起する感覚の点で充分実用に耐えるだけでなく，電気触覚ディスプレイの特長を生かした，これまでにない超薄型触覚ディスプレイとして新たな応用の可能性が示された．

今後の課題

自然な皮膚感覚を提示するための電気触覚ディスプレイ構成法として、本論文は全体の道筋をひととおり示すことは出来た。しかし個々のより詳細な部分の多くは未解決であり、今後の研究が待たれる。以下、未解決の課題について、本論中で触れた部分も含めて整理しておく。

第1.1節において問題となったのは、皮膚下神経軸索の走行に関して定量的な研究が無いことであった。このため限られた断面写真や論文の記述から神経走行を推定するしかなかった。この問題は皮膚電気刺激研究者の共通の悩みの種となっており、中には皮膚外部からの電気刺激による感覚閾値から神経走行を同定しようとする例もあるが [84]、勇み足のように思われる。

人工網膜や人工内耳のように、電気刺激が従来から精力的に行われている分野では、神経走行に関して詳細な3次元モデル化が可能なほどの精度で調べられている [60]。指先に関して同様のことが行えないはずは無い。ただし触覚受容器は年齢と共に数が激減するから、サンプルには十分な注意が必要である。実際筆者が指の断層写真を集める際、幼児か高齢者のものばかり見つかるのは悩ましいところであった。

また本論文では指先における神経軸索の走行から選択刺激手法を提案したが、これが指先以外でどの程度当てはまるかを判断するには、指先以外の部位における神経走行を観察する必要がある。実際、Kaczmarek [44] によれば、陽極刺激の閾値が低いのは指先のみである。

第2章では、電気刺激現象のモデル化を行っている。その中で共通して無視しているのは、皮膚インピーダンスの分布の影響である。

神経膜がキャパシタンスとコンダクタンスで表現されるように、皮膚も同様の電気回路としてモデル化される。特に指先部位は角質が特異的な厚さをもつため、角質とその下層とではインピーダンスの全く異なる、特徴的な2層構造をとる。さらに電流はほとんどが汗腺を通過するとの推測もあり [63]、皮膚下の微細構造におけるインピーダンス分布の計測が急務である。

これは例えば同軸2芯の極細のタングステン電極を刺入することで充分計測可能と思われる。ただし皮膚インピーダンスは電圧に対する依存性を持ち、高電圧下では極端に減少することが分かっているから [85]、経皮電気刺激のように300[V]程度の電圧を必要とする電気刺激ではこうした努力があまり意味を持たない可能性もある（人工内耳はこの点でもすでに3次元インピーダンス分布を用いた設計を行っているが、刺激に必要な電圧が低いため、インピーダンスの電圧依存性を考慮する必要が無い）

第3章で行った触原色の検証実験は、大まかな道筋は示したものの多くの課題を残している。まずシミュレーション実験は前述と同様に皮膚インピーダンス分布を考慮していない。

心理実験による検証では定量性のある評価は振動感覚に関するものだけである。ここでは振動感覚を担当する2種類の受容器のうち、一種類 (Pacini 小体) が刺激されていないことによって生じる認識能力の悪化を観察することで検証とした。

ここで検証したのは、RAモードにおいてPCが刺激されていないことであるが、3種類の受容器と3種類の刺激モードがあるので、観測すべき組み合わせはあと5つ存在する。すなわち(1)RAモードにおいてSAIが刺激されていないことの検証、(2)SAIモードにおいてRAが刺激されていないことの検証、(3)SAIモードにおいてPCが刺激されていないことの検証、(4)PCモードにおいてSAIが刺激されていないことの検証、および(5)PCモードにおいてRAが刺激されていないことの検証、である。

このうちPCモードに関する(4)と(5)は、そもそもPCモードは全ての種類の軸索が発火するモー

ドであるために検証は不可能であるが、(1) から (3) の三課題については心理実験による定量評価が望まれる。

刺入電極による神経活動の直接計測を用いた検証では、実験のあまりの難しさから統計処理を行うに足る数のデータを集めることが出来なかった。これは今後触原色原理に則った触覚ディスプレイ設計を続ける場合、最も早期に解決すべき課題である。本検証実験の最大の障害は短時間に多くの点を刺激して閾値分布を作成する手段が無かったことであるが、指一関節分を覆う大面積のアレイ電極を用意し、高速自動切換えによって原理的には閾値分布を瞬間的に測定可能と思われる。

第4章で示した神経選択刺激の最適設計法に関しては、設計のための統一手法を示すという点ではほぼ完成しているものと思われる。今後は実際の状況に活用することになるが、その場合やはり皮膚インピーダンス分布、および神経軸索の走行に関する詳細なデータが必要となる。

第5章で示した触原色を用いた感覚の「合成」に関しては、ただ衝突感覚を瞬間的な RA モードと長期的な SAI モードによって表現するという一例のみに終始した。

実のところ触原色「合成」問題は、本分野における今後の最大の収穫を期待できる部分である。現在足りない情報は皮膚表面変位から受容器活動までの関数であるが、昨今の精力的な研究によって徐々に明らかになりつつある [74, 83]。

また応用例を使用するにつれ、電気刺激の古典的問題である感覚の空間的、時間的安定化がやはり問題となった。空間的には指先全体を覆うような多チャンネルの電気触覚ディスプレイを作成したとき、指の部位によって感覚閾値が異なるために全く感覚を生じない場所がある一方で痛覚まで生じてしまう場所があった。また時間的には、発汗によるとおもわれる提示感覚の減少が常に見られた。これらの問題に対し、皮膚インピーダンスを測定し、その情報を基にして感覚量を一定に保つという研究がなされつつある [105]。

提示すべき触覚情報の内容を作成するためには、視覚にカメラがあり聴覚にマイクがあるように、触覚ディスプレイにも触覚センサが必要であることは明らかである。特に触覚行動は対象への働きかけにより対象も自分も変形する相互作用を本質的に含むため、ただ対象の形状を詳細に測定すればよいわけではない。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。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。

また本論文中、電気刺激による触原色生成の限界も示された。まず深部受容器である Pacini 小体に関しては、軸索が皮膚最深部に位置し、Activating Function は深部に極値を持つことが出来ないために原理的に触原色生成は不可能である。

しかし逆に機械的な刺激によって Pacini 小体のみを刺激することは難しくない。Pacini 小体の共振周波数は他とかけ離れており、振幅閾値は他に比べはるかに低いからである。同時に受容野は広いため高密度提示の必要は無い。今後は Pacini 小体の選択刺激は機械的刺激に任せ、電気刺激は高密度実装可能という利点を生かして皮膚浅部受容器の刺激に専念する、という使い分けが有効と思われる。

また、SAI, RA モードも、第 3.2.2 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 2.8 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。

触原色原理に基づいた提示原理と従来提示手法を較べると、従来手法が主に皮膚変位の空間分布

を作ることを主眼においていたのに対し、触原色原理は受容器の種類別の活動、換言すれば皮膚深さ方向の歪分布を等価的に再現するものである、と言える。当然ながら今後皮膚表面の空間分布を形成する必要がある。第5章で示したようにマトリクス状電極によって、ある程度刺激の空間分布作成は成功したわけだが、電気刺激の場合、以下に述べるような極めて重大な制約が未解決である。

触覚コーディングにおいて、神経発火のタイミングそのものに極めて繊細な情報が含まれているとする研究成果が提出され始めている。Johansson らによれば、指先が接触対象に触れる瞬間の受容器が最初に出すパルスの発生時刻のずれから、接触応力の向きや対象の曲率が判定できるとされる [41]。特に RA がこのような接触瞬間の豊かな情報取得を担っていると考えられる。

実際、第3.2.3節で電気刺激と機械刺激を比較した際に我々を驚かせたのは、機械的正弦波と電気刺激によって生じる感覚の、あまりに大きな質の違いであった。特にこの違いは RA が担当する低周波振動領域において顕著であった。

単一の RA 受容器の活動を考えた場合、電気刺激と機械刺激の違いは無いはずである。しかし機械的正弦波を与えた場合、歪の大きさの違いから隣り合った RA 受容器の発火タイミングは微妙に (数 ms) ずれるはずである。これに対して電気刺激の場合、受容器は全てほぼ同時に発火する。この違いが感覚の違いとなっているとすれば、機械刺激においても受容器がほぼ同時に発火するようにすれば感覚が電気刺激に近づくと考えられた。実際に機械的刺激において立ち上がりの鋭い三角波を入力した場合、電気刺激と極めて似た感覚を生じさせることができた。

この結果から、ごく近傍の受容器に対して刺激タイミングを微細にずらすことは、今後電気刺激の感覚を機械刺激に近づけるために必要不可欠と考えられる。本論文では扱っていないが、高橋らによって提案された局所走査型電気触覚ディスプレイ [103] はこれを実現するための一手法と考えられる。

謝辞

多くの方に支えられました。

指導教官である舘すすむ教授には、修士課程入学以来、公私に渡り多大な御指導を頂きました。前田太郎元講師（現日本電信電話株式会社）、柳田康幸元助手（現国際電気通信基礎技術研究所）、川上直樹講師、稲見昌彦講師（現電気通信大学）、関口大陸助手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。奈良高明講師には触覚研究の大先輩として多くの貴重な御助言を頂きました。石川将人講師（現京都大学）には制御手法に関するアドバイスを頂きました。

原辰次教授、嵯峨山茂樹教授、篠田裕之助教授には審査を通して多くの貴重なご意見を頂きました。心より謝意を表します。

満洲邦彦教授、鈴木隆文講師、国立国際医療センターの國本雅也先生には第 3.3 節における生理実験に本当に貴重な時間を割いていただきました。何より実地検証の積み重ねを重んじる神経生理学研究の雰囲気を経験させていただき、身の引き締まる思いです。

研究員として在籍された川淵一郎博士（現（株）テック・エキスパーツ）には機械工学における科学技術者のエッジの姿に触れさせていただきました。圓道知博博士には電子回路に関する広範な知識を教授いただくと共に日常的な議論の相手をしていただきました。安藤英由樹氏（現（株）エーアイ）は技術面全般の師匠として日ごろからお世話になりました。また技官の櫻井彌壽雄さんにはいつも時間ぎりぎり加工をお願いしていました。

本論文で示した研究の多くは優秀な後輩の協力によって為されたものです。第 5.3.8 節におけるスイッチング回路、および第 3.3 節における生理実験による触原色の検証研究はそれぞれ高橋宏彰君（現ソニー（株））、仲谷正史君との共同研究の中でなされました。

修士時代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。特に共に博士課程に進学した野嶋琢也君には思い返せば一方向的な苦勞のかけ通しだった気がします。

ここに名前を挙げた方の他に、数え切れない多くの方に日頃から支えていただき、また苦楽を共にする喜びを頂きました。厚くお礼申し上げます。

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. Compt.*, pp. 363–372, Jul. 1977.
- [3] H. Ando, T. Miki, M. Inami, and T. Maeda. The nail-mounted tactile display for the behavior modeling. In *Conference Abstracts and Applications of SIGGRAPH*, p. 264, 2002.
- [4] 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.
- [5] R. T. Azuma. A survey of augmented reality. *Presence*, Vol. 6, No. 4, pp. 355–385, 1997.
- [6] D. J. Beebe, C. M. Hymel, K. A. Kaczmarek, and M. E. Tyler. A polyimide-on-silicon electrostatic fingertip tactile display. In *Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology*, Vol. 2, pp. 1545–1546, 1995.
- [7] 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.
- [8] J. C. Bliss. A relatively high-resolution reading aid for the blind. *IEEE Trans. Man-Machine Systems*, Vol. MMS-10, No. 1, pp. 1–9, Mar. 1969.
- [9] J. C. Bliss, M. H. Katcher, C. H. Rogers, and R. P. Shepard. Optical-to-tactile image conversion for the blind. *IEEE Trans. Man-Machine Systems*, Vol. MMS-11, No. 1, pp. 58–65, Mar. 1970.
- [10] 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.
- [11] B. Coburn. A theoretical study of epidural electrical stiumuation of the spinal cord - part ii: Effects on lnog myelinated fibers. *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, Vol. 32, No. 11, pp. 978–986, Nov. 1985.
- [12] D. Dalecki, S. Z. Child, C. H. Raeman, and E. Carlstensen. Tactile perception of ultrasound. *Journal of acoustical society of America*, pp. 3165–3170, 1995.

- [13] W. H. Dobbelle. Artificial vision for the blind by connecting a television camera to the visual cortex. *ASAIJ Journal*, Vol. 46, No. 1, pp. 3–9, 2000.
- [14] Zi-Ping Fang and J. T. Mortimer. Selective activation of small motor axons by quasitrapezoidal current pulses. *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, Vol. 38, No. 2, pp. 168–174, Feb. 1991.
- [15] R. S. Fearing and J. M. Hollerbach. Basic solid mechanics for tactile sensing. *Int. Journal of Robotics Research*, Vol. 4, No. 3, pp. 40–54, 1985.
- [16] R. S. Fearing, G. Moy, and E. Tan. Some basic issues in teletaction. In *IEEE Int. Conf. Robotics and Automation*, Apr. 1997.
- [17] 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.
- [18] 藤田宏, 池部晃生, 犬井鉄郎, 高見穎郎. 数理物理に現れる偏微分方程式. 岩波書店, 1979.
- [19] 藤田欣也, 大森純祐, 片桐宏. 指先接触面積制御による柔らかさディスプレイの試作. 日本バーチャルリアリティ学会第五回大会論文集, pp. 251–254, Sep. 2000.
- [20] L. R. Gavrilov, E. M. Tsirulnikov, and I. A. B. I. Davies. Application of focused ultrasound for the stimulation of neural structures. *Ultrasound in Medicine & Biology*, Vol. 22, No. 2, pp. 179–192, 1996.
- [21] R. Ghodssi, D. J. Beebe, 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.
- [22] G. D. Goff. Differential discrimination of frequency of cutaneous mechanical vibration. *J. of Experimental Psychology*, Vol. 74, No. 2, pp. 294–299, 1967.
- [23] W. M. Grill and J. T. Mortimer. Stimulus waveforms for selective neural stimulation. *IEEE Eng. in Med. & Biol.*, Vol. 14, pp. 375–385, 1995.
- [24] Z. Halata. *The mechanoreceptors of the mammalian skin ultrastructure and morphological classification*. Springer-Verlag, 1975.
- [25] G. S. Harrington and J. H. Downs III. Fmri mapping of the somatosensory cortex with vibratory stimuli - is there a dependency on stimulus frequency? -. *Brain Research*, Vol. 897, pp. 188–192, 2001.
- [26] I. Hashimoto, T. Mashiko, T. Kimura, and T. Imada. Human somatosensory evoked magnetic fields to vibratory stimulation of the index finger: is there frequency organization in si? *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology*, Vol. 109, pp. 454–461, 1998.

- [27] 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.
- [28] A. Higashiyama and M. Hayashi. Localization of electrocutaneous stimuli on the fingers and forearm: Effects of electrode configuration and body axis. *Perception & Psychophysics*, Vol. 54, No. 1, pp. 108–120, 1993.
- [29] 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.
- [30] 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.
- [31] D. H. Hubel and T. N. Wiesel. Receptive fields and functional architecture in two nonstriate visual areas (18 and 19) of the cat. *J. Neurophysiol.*, Vol. 28, pp. 229–289, 1965.
- [32] M. S. Humayun, E. de Juan, G. Dagnelic, R. J. Greenberg, R. H. Propst, and D. H. Phillips. Visual perception elicited by electrical stimulation of retina in blind humans. *Arch. Ophthalmol.*, Vol. 114, pp. 40–46, Jan. 1996.
- [33] T. Ifukube and R. L. White. A speech processor with lateral inhibition for an eight channel cochlear implant and its evaluation. *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, Vol. 34, No. 11, pp. 876–890, Nov. 1987.
- [34] A. Iggo. The structure and function of a slowly adapting touch corpuscle in hairy skin. *J.Physiol.*, Vol. 200, pp. 763–796, 1969.
- [35] A. Iggo. Sensory receptors in the skin of mammals and their sensory functions. *Rev. Neurol.(Paris)*, Vol. 141, No. 10, pp. 599–613, 1985.
- [36] Y. Ikei, M. Yamada, and S. Fukuda. A new design of haptic texture display - texture display2 - and its preliminary evaluations. In *Proc. IEEE VR*, pp. 21–28, 2001.
- [37] 稲見昌彦, 三木健, 野嶋琢也, 前田太郎, 舘すすむ. 触覚におけるオーグメンテッドリアリティの研究 (第 2 報)-爪装着型触覚重畳提示-. ヒューマンインタフェース学会研究報告集, Vol. 4, No. 1, pp. 29–32, Sep. 2002.
- [38] Mathworks Inc. Optimization toolbox in matlab. In <http://www.mathworks.com/>.
- [39] T. Iwamoto, T. Maeda, and H. Shinoda. Focused ultrasound for tactile feeling display. In *Proc. of The 11th Int. Conf. on Artificial reality and Telexistence*, pp. 121–126, Dec. 2001.
- [40] 岩村吉晃. タッチ. 医学書院, 2001.
- [41] R. S. Johansson and I. Birznieks. First spikes in ensembles of human tactile afferents code complex spatial fingertip events. *Nature Neuroscience*, Vol. 7, No. 2, pp. 170–177, 2004.

- [42] K. A. Kaczmarek. Electrotactile and vibrotactile displays for sensory substitution systems. *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, Vol. 38, pp. 1–16, Jan. 1991.
- [43] 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.
- [44] K. A. Kaczmarek, M. E. Tyler, and P. Bach y Rita. Electrotactile haptic display on the fingertips: Preliminary results. In *Proc. 16th Annu. Int. Conf. IEEE Eng. Med. Biol. Soc.*, pp. 940–941, 1994.
- [45] H. Kajimoto, M. Inamii, N. Kawakami, and S. Tachi. Smarttouch: A new skin layer to touch the non-touchable. In *Conference Abstracts and Applications of SIGGRAPH*, pp. CD-ROM, 2003.
- [46] H. Kajimoto, N. Kawakami, T. Maeda, and S. Tachi. Electro-tactile display with force feedback. In *Proc. World Multiconference on Systemics, Cybernetics and Informatics(SCI2001)*, Vol. XI, pp. 95–99, Jul. 2001.
- [47] 梶本裕之, 川上直樹, 前田太郎, 舘すすむ. 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 -. 日本バーチャルリアリティ学会第5回大会論文集, pp. 307–310, Sep. 2000.
- [48] 梶本裕之, 川上直樹, 前田太郎, 舘すすむ. 電気触覚ディスプレイにおける能動触. 日本バーチャルリアリティ学会第6回大会論文集, pp. 489–490, Sep. 2001.
- [49] 梶本裕之, 川上直樹, 前田太郎, 舘すすむ. 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. 電子情報通信学会誌, Vol. j84-D-II, pp. 120–128, 2001.
- [50] E. R. Kandel, J. H. Schwartz, and T. M. Jessel. *Principles of Neural Science, 4th Edition*. McGraw-Hill, 2000.
- [51] J. H. Kirman. Tactile apparent movement: The effects of interstimulus onset interval and stimulus duration. *Perception & Psychophysics*, Vol. 15, pp. 1–6, 1974.
- [52] J. H. Kirman. The effect of number of stimulators on the optimal interstimulus onset interval in tactile apparent movement. *Perception & Psychophysics*, Vol. 17, pp. 263–267, 1975.
- [53] J. H. Kirman. Tactile apparent movement: The effects of shape and type of motion. *Perception & Psychophysics*, Vol. 17, pp. 263–267, 1975.
- [54] C. Koch and I. Segev. *Methods in Neuronal Modeling*. MIT press, 1998.
- [55] M. Konyo, K. Akazawa, S. Tadokoro, and T. Takamori. Tactile feel display for virtual active touch. In *Proc. of IEEE Inte. Conf. on Intelligent Robotics and Systems*, pp. 3744–3750, Oct. 2003.

- [56] M. Konyo, S. Tadokoro, T. Takamori, and K. Oguro. Artificial tactile feeling display using soft gel actuators. In *Proc. of IEEE Int. Conf. on Robotics and Automation*, pp. 3416–3421, Apr. 2000.
- [57] 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.
- [58] 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.
- [59] M. A. Lebedev and R. J. Nelson. High-frequency vibratory sensitive neurons in monkey primary somatosensory cortex: Entrained and non-entrained responses to vibration during the performance of vibratory-cued hand movements. *Exp. Brain Res.*, Vol. 111, pp. 313–325, 1996.
- [60] P. C. Loizou. Mimicking the human ear - an overview of signal-processing strategies for converting sound into electrical signals in cochlear implants. *IEEE Signal Processing Magazine*, pp. 101–130, Sep. 1998.
- [61] Y. Makino, N. Asamura, and H. Shinoda. A cutaneous feeling display using suction pressure. In *SICE Annual Conference*, pp. 2096–2099, 2003.
- [62] S. Mascaro and H. Asada. Understanding of fingernail-bone interaction and fingertip hemodynamics for fingernail sensor design. In *Proc. Tenth Symposium on Haptic Interfaces for Virtual Environment and Teleoperator Systems, Orlando*, pp. 106–113, Mar. 2002.
- [63] 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.
- [64] 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.
- [65] 宮岡徹. Microneurography(i). *臨床脳波*, Vol. 25, No. 7, pp. 493–500, 1983.
- [66] 宮岡徹, 間野忠明. 単一神経線維電気刺激. *臨床脳波*, Vol. 29, No. 9, pp. 574–578, 1987.
- [67] W. Montagna. *Advances in Biology of Skin, Vol. VI, Aging*. Pergamon Press, 1964.
- [68] 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.
- [69] 毛利優之, 前野隆司. 接線方向刺激を用いた触覚ディスプレイ. *バーチャルリアリティ学会 第7回大会論文集*, 2002.
- [70] V. B. Mountcastle. Modality and topographic properties of single neurons of cat’s somatic sensory cortex. *J. Neurophysiol.*, Vol. 20, pp. 408–434, 1957.

- [71] V. B. Mountcastle, W. H. Talbot, W. H. Sakata, and J. Hyvarinen. Cortical neuronal mechanisms in flutter-vibration studies in unanesthetized monkeys: neuronal periodicity and frequency discrimination. *J. Neurophysiol.*, Vol. 32, pp. 452–484, 1969.
- [72] 仲谷正史. 経皮電気刺激による感覚提示中における神経活動に関する研究. 東京大学卒業論文, 2002.
- [73] 仲谷正史, 梶本裕之, 鈴木隆文, 舘すすむ, 満淵邦彦, 國本雅也. 経皮電気刺激提示中における感覚神経活動の解析. 第16回ニューログラム研究会抄録, p. 1, 2003.
- [74] 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.
- [75] J. G. Nicholls, A. R. Martin, and B. G. Wallace. ニューロンから脳へ. 廣川書店, 2000.
- [76] T. Nojima, D. Sekiguchi, M. Inami, and S. Tachi. The smarttool: A system for augmented reality of haptics. In *Proc. IEEE VR'2002*, pp. 67–72, 2002.
- [77] 野嶋琢也, 関口大陸, 稲見昌彦, 舘すすむ. 力覚提示を利用した実時間実環境作業支援システムの提案. 日本バーチャルリアリティ学会論文誌, Vol. 7, No. 2, pp. 193–200, 2002.
- [78] 野村宜邦, 前田太郎. 爪センサーを用いた指の接触及び屈曲検出の研究. 日本バーチャルリアリティ学会論文誌, Vol. 6, No. 3, pp. 215–220, 2001.
- [79] 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.
- [80] 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.
- [81] M. Pare, A. M. Smith, and F. L. Rice. Distribution and terminal arborizations of cutaneous mechanoreceptors in the glabrous finger pads of the monkey. *J. Comp. Neur.*, Vol. 445, pp. 347–59, 2002.
- [82] D. A. Perry and H. E. Wright. Touch enhancing pad. In *US Patent 4657021, 4793354*, 1985.
- [83] 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.
- [84] C. J. Poletto. Fingertip electrocutaneous stimulation through small electrodes. *Doctoral Thesis, Case Western Reserve University*, Jan. 2001.
- [85] M. R. Prausnitz. The effects of electric current applied to skin: A review for transdermal drug delivery. *Advanced Drug Delivery Reviews*, Vol. 18, pp. 395–425, 1996.
- [86] F. Rattay. *Electrical Nerve Stimulation*. Springer-Verlag, 1990.

- [87] F. Rattay. Modeling axon membranes for functional electrical stimulation. *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, Vol. 40, No. 12, pp. 1201–1209, Dec. 1993.
- [88] S. J. Rebscher, M. Heilmann, W. Bruszewski, N. H. Tablot, R. L. Snyder, and M. M. Merzenich. Strategies to improve electrode positioning and safety in cochlear implants. *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, Vol. 46, No. 3, pp. 340–351, Mar. 1999.
- [89] 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.
- [90] W. E. Renehan and B. L. Munger. The development of meissner corpuscles in primate digital skin. *Developmental Brain Res.*, Vol. 51, pp. 35–44, 1990.
- [91] 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.
- [92] J. T. Rubinstein. Axon termination conditions for electrical stimulation. *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, Vol. 40, No. 7, pp. 654–663, Jul. 1993.
- [93] E. M. Schmidt, M. J. Bak, F. T. Hambrecht, C. V. Kufta, D. K. O'Rourke, and P. Vallabhanath. Feasibility of a visual prosthesis for the blind based on intracortical microstimulation of the visual cortex. *Brain*, Vol. 119, pp. 507–522, Apr. 1996.
- [94] C. E. Sherrick and R. Rogers. Apparent haptic movement. *Perception & Psychophysics*, Vol. 1, pp. 175–180, 1966.
- [95] 下条誠, 萩谷一博, 篠原正実. 高密度型触覚ディスプレイを用いた触覚情報提示の試み. 日本バーチャルリアリティ学会第五回大会論文集, pp. 255–256, Sep. 2000.
- [96] D. Stein. The optacon: Past, present, and future. In <http://www.nfb.org/bm/bm98/bm980506.htm>.
- [97] 鈴木隆文. 神経再生型電極に関する研究. 東京大学大学院博士論文, 1998.
- [98] 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.
- [99] A. Y. J. Szeto, J. Lyman, and R. E. Prior. Electrocutaneous pulse rate and pulse width psychometric functions for sensory communications. *Human Factors*, Vol. 21, No. 2, pp. 241–249, 1979.
- [100] 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.

- [101] 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.
- [102] 舘すすむ, 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*, Vol. 15, No. 5, pp. 315–320, Sep. 1977.
- [103] 高橋宏彰. 局所走査型電気触覚ディスプレイの研究. 東京大学卒業論文, 2002.
- [104] 高橋宏彰, 梶本裕之, 川上直樹, 舘すすむ. 走査型電気触覚ディスプレイを用いた刺激提示について. *日本バーチャルリアリティ学会第7回大会論文集*, pp. 145–148, 2002.
- [105] 高橋宏彰, 梶本裕之, 川上直樹, 舘すすむ. 電気触覚ディスプレイにおける提示感覚の安定化法. *日本バーチャルリアリティ学会第8回大会論文集*, pp. 249–252, 2003.
- [106] M. Takasaki, T. Nara, and T. Mizuno. Standing surface acoustic wave tactile display with frequency control related to rubbing speed. In *6th International Conference on Mechatronics Technology, Kitakyushu*, pp. 112–116, 2002.
- [107] 高崎正也, 奈良高明, 水野毅. 2自由度アクティブタイプ弾性表面波皮膚感覚ディスプレイの開発. 第4回計測自動制御学会システムインテグレーション部門講演会, pp. 2B2–2, 2003.
- [108] W. H. Talbot, L. D. Smith, H. H. Kornhuber, and V. B. Mountcastle. The sense of flutter-vibration: Comparison of the human capacity with response patterns of mechanoreceptive afferents from the monkey hand. *J. Neurophysiol.*, Vol. 31, pp. 301–334, 1967.
- [109] 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.
- [110] 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.
- [111] F. Vega-Bermudez and K. O. Johnson. Sa1 and ra receptive fields, response variability, and population responses mapped with a probe array. *Am. Physiol. Soc.*, pp. 2701–2710, 1999.
- [112] C. Veraart, C. Raftopoulos, J. T. Delbeke, D. Pins, G. Michaus, A. Vanlierde, S. Parrini, and M. Wanet-Dealque. Visual sensations produced by optic nerve stimulation using an implanted self-sizing spiral cuff electrode. *Brain Research*, Vol. 813, pp. 181–186, 1998.
- [113] 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.
- [114] S. G. Waxman, J. D. Kocsis, and R. K. Stys. *The Axon*. Oxford University Press, 1995.
- [115] 山本晃生, 石井利樹, 飛驒信崇, 樋口俊郎. 静電気力による摩擦力制御とフィルム移動子を用いた薄型皮膚感覚ディスプレイ. *バーチャルリアリティ学会第7回大会論文集*, pp. 157–160, 2002.
- [116] J. Zelena. *Nerves and mechanoreceptors*. Chapman & Hall, 1994.

関連発表

学会誌論文

1. 梶本裕之, 川上直樹, 前田太郎, 舘すすむ, “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, pp120-128, vol.j84-D-II, no.1, Jan, 2001.
2. 梶本裕之, 川上直樹, 舘すすむ, “神経選択刺激のための最適設計法,” 電子情報通信学会論文誌, pp1484-1493, vol.j85-D-II, no.9, Sep, 2002.
3. 梶本裕之, 稲見昌彦, 川上直樹, 舘すすむ, “電気触覚を用いた皮膚感覚のオーグメンティドリアリティ,” 日本バーチャルリアリティ学会論文誌, pp.339-348, vol.8, no.3, Sep, 2003.
4. H. Kajimoto, M. Inami, N. Kawakami, S. Tachi, “SmartTouch: Electric Skin to Touch the Untouchable,” IEEE Trans. Computer Graphics & Applications, pp.36-43, vol.Jan-Feb, 2004.

国際会議論文

1. H. Kajimoto, N. Kawakami, T. Maeda, S. Tachi, “Tactile Feeling Display using Functional Electrical Stimulation,” in Proc. of The Ninth International Conference on Artificial reality and Telexistence (ICAT'99), 1999.
2. H. Kajimoto, N. Kawakami, T. Maeda, S. Tachi, “Electrocutaneous Display as an Interface to a Virtual Tactile World,” in Proc. of IEEE-VR, pp289-290, Mar 2001.
3. H. Kajimoto, N. Kawakami, T. Maeda, S. Tachi, “Electro-Tactile Display with Force Feedback,” in Proc. of World Multiconference on Systemics, Cybernetics and Informatics(SCI2001), Orlando Vol.X1, pp95-99, July 2001.
4. H. Kajimoto, N. Kawakami, S. Tachi, “Optimal design method for selective nerve stimulation and its application to electrocutaneous display,” in Proc. of the Tenth Symposium on Haptic Interfaces for Virtual Environment and Teleoperator Systems, (Haptic Symposium 2002), Orlando pp.303-310, Mar 2002.
5. Takahashi, H. Kajimoto, N. Kawakami, S. Tachi, “Electro-Tactile Display with Localized High-Speed Switching,” in Proc. of International Conference on Artificial Reality and Telexistence 2002. (ICAT 2002),pp.10-15, 2002.

6. H. Kajimoto, Inami, N. Kawakami, S. Tachi, "SmartTouch: Augmentation of skin sensation with electrocutaneous display," in Proc. of the 11th Symposium on Haptic Interfaces for Virtual Environment and Teleoperator Systems, (Haptic Symposium 2003), Los Angeles pp.40-46, Mar 2003.
7. H. Kajimoto, M. Inami, N. Kawakami, S. Tachi, "SmartTouch: A new skin layer to touch the non-touchable," in Conference Abstracts and Applications of SIGGRAPH, CD-ROM, 2003.
8. H. Kajimoto, N. Kawakami, S. Tachi, "Psychophysical evaluation of receptor selectivity in electro-tactile display," in Proc. of 13th International Symposium on Measurement and Control in Robotics (ISMCR), pp.83-86, 2003.

口頭発表

1. 梶本裕之, 川上直樹, 前田太郎, 舘すすむ, "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, pp75-82, 2000.
2. 梶本裕之, 川上直樹, 前田太郎, 舘すすむ, "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-" 日本バーチャルリアリティ学会 第5回大会論文集 (2000年9月), pp.307-310, 2000.
3. 梶本裕之, 川上直樹, 前田太郎, 舘すすむ, "陽極電流刺激と力依存制御を用いた指先への記号提示," 第40回日本ME学会大会論文集, P2-34, Vol.39 Suppl., Nagoya, 9-11 May, 2001.
4. 梶本裕之, "経皮電気刺激による皮膚感覚ディスプレイ," VRラボシンポジウム, 17 Jul, 2001.
5. 梶本裕之, 川上直樹, 前田太郎, 舘すすむ, "電気触覚ディスプレイにおける能動触" 日本バーチャルリアリティ学会 第6回大会論文集 (2001年9月長崎), pp.489-490, 2001.
6. 梶本裕之, 稲見昌彦, 川上直樹, 舘すすむ, "触覚におけるオーグメンテッドリアリティの研究(第3報)-SmartSkin: 電気触覚による皮膚感覚の実装-" 日本バーチャルリアリティ学会 第7回大会論文集 (2002年9月東京), pp.149-152, 2002.
7. 高橋宏彰, 梶本裕之, 川上直樹, 舘すすむ, "走査型電気触覚ディスプレイを用いた刺激提示について" 日本バーチャルリアリティ学会 第7回大会論文集 (2002年9月東京), pp.145-148, 2002.
8. 梶本裕之, 川上直樹, 舘すすむ, "電気触覚ディスプレイにおける受容器選択刺激の心理物理的評価" 計測自動制御学会システムインテグレーション部門講演会 (2002年12月神戸), 2P81-04, 2002.
9. 仲谷正史, 梶本裕之, 鈴木隆文, 舘すすむ, 満洲邦彦, 國本雅也, "経皮電気刺激提示中における感覚神経活動の解析" 第16回ニューログラム研究会抄録, page 1, 2003.

10. 高橋宏彰, 梶本裕之, 川上直樹, 舘すすむ, “皮膚感覚提示を目的とした飲用 2 電極を用いた電気刺激について” 計測自動制御学会システムインテグレーション部門講演会 (2003 年 12 月東京), 2B2-3, 2003 .
11. 梶本裕之, 稲見昌彦, 川上直樹, 舘すすむ, “電気刺激を用いた皮膚感覚 AR システム SmartTouch の評価-触覚におけるオーグメンテッドリアリティの研究(第 4 報)-” 計測自動制御学会システムインテグレーション部門講演会 (2003 年 12 月東京), 1H2-5, 2003 .

付録 A

電気刺激回路の詳細

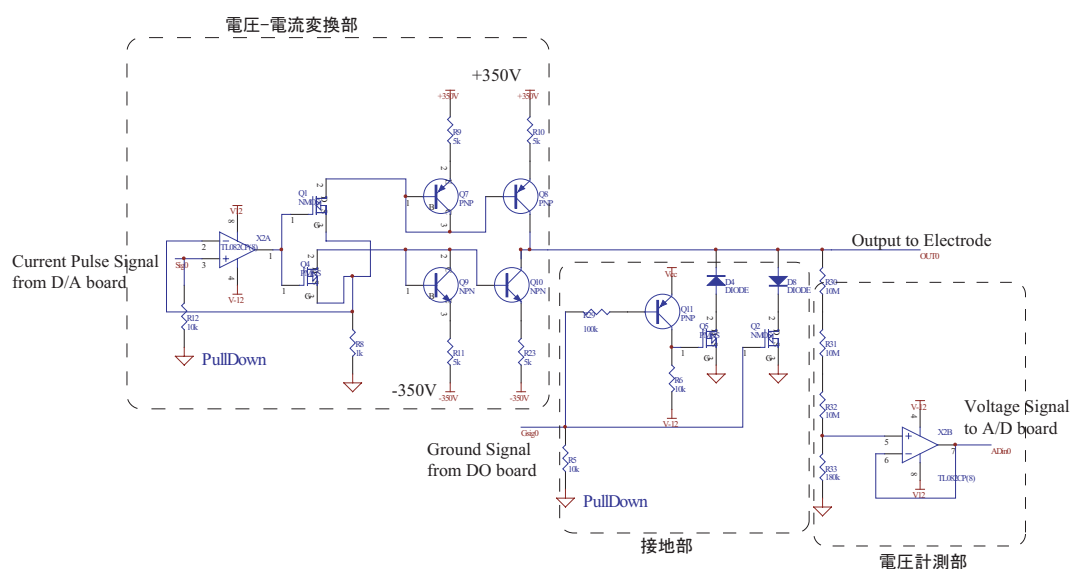


図 A.1 電気刺激回路

図 A.1 は実験に用いた電気刺激装置回路の一電極分を抜き出したものである。回路は DA ボードからの電圧指令値を電流に変換する電圧-電流変換部，出力を強制的に接地する接地部，出力電圧を測定するために分圧する電圧測定部からなる。

電圧-電流変換部はまずオペアンプと FET による電圧-電流変換回路によって指令電圧を電流に変換，さらにカレントミラー回路により昇圧する。皮膚のインピーダンスが特に指先では高いため（直径 1[mm] の電極を接触させた場合に約 100[k Ω]），少なくとも ± 150 [V] の電圧が必要である。ここでは余裕を持たせ ± 350 [V] 電源（ベルニクス社製 DC-DC コンバータにより生成）を用いている。もしオペアンプの電源にこの程度の高圧電源を用いることが出来るならカレントミラー部は必要ない。筆者が検索した範囲の高耐圧オペアンプは，そのほとんどが高出力電流を得るために周波数特製を犠牲にしており，電気刺激には不適当なものであったため本回路を採用した。

接地部は FET スイッチにより出力を強制的に接地させるものである。主に皮膚に残る電荷を刺激の合間に逃がすことを期待して設定した。しかし実際には刺激の際，全ての電極を電流制御するのではなく簡易的に，刺激電極のみ電流制御し，周囲の電極を接地させることによって等価的な同心円電

極を作るために用いることが多かった。出力が正・負に振れるためにいずれの場合でも接地するよう FET スイッチを二つ用いている。FET に接続されたダイオードは、FET 内部のダイオードによって非駆動時に出力とグラウンドのショートを防ぐためのものである。

電圧測定部は単なる抵抗による分圧回路である。PC の AD ボードに接続される。簡易的には指令値どおりの電流が流れ、電圧が測定されるから電流指令値と電圧測定値を付き合わせれば皮膚のインピーダンスを測定することが出来る。ただし回路内部のインピーダンスにより電流値は必ずしも指令値と等しくはならないから、精密なインピーダンス測定のためには電流測定部も必要である（図では省略）。

付録 B

本論中で省略した式展開

B.1 神経軸索の活動方程式の熱伝導方程式としての扱い

第 2.1.1 節における神経軸索のモデル化で得られた式 (2.4) は通常熱伝導方程式が多少変形された形であった。これを通常熱伝導方程式に変形することで、熱伝導方程式の調べつくされた性質が神経活動とどのように関係するかを見る。

モデル化で得られた式 (2.4) を以下に再掲する。

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

ただし $\lambda = \sqrt{G/G_m}$, $\tau = C_m/G_m$ は軸索の電気的パラメータであり、 V_m は膜間電位差、 Ψ は膜外電位分布である。

これに対して熱伝導方程式の基本形は以下のとおりである。

$$\frac{\partial u}{\partial t} = \kappa \frac{\partial^2 u}{\partial x^2} \quad (\text{B.2})$$

式 (B.1) を式 (B.2) に変換する。

まず変数 W を導入する

$$V_m = \exp\left(-\frac{t}{\tau}\right) W \quad (\text{B.3})$$

V_m の時間微分、および空間 2 階微分は次のように表される。

$$\frac{\partial V_m}{\partial t} = -\frac{t}{\tau} \exp\left(-\frac{t}{\tau}\right) W + \exp\left(-\frac{t}{\tau}\right) \frac{\partial W}{\partial t} \quad (\text{B.4})$$

$$\frac{\partial^2 V_m}{\partial x^2} = \exp\left(-\frac{t}{\tau}\right) \frac{\partial^2 W}{\partial x^2} \quad (\text{B.5})$$

式 (B.1) に代入して次式を得る

$$\exp\left(-\frac{t}{\tau}\right) \left(-\frac{\lambda^2}{\tau} \frac{\partial^2 W}{\partial x^2} + \frac{\partial W}{\partial t}\right) = \frac{\lambda^2}{\tau} \frac{\partial^2 \Psi}{\partial x^2} \quad (\text{B.6})$$

電気刺激を行っていない場合を考えると、右辺入力が 0 であるため、

$$\frac{\partial W}{\partial t} = \frac{\lambda^2}{\tau} \frac{\partial^2 W}{\partial x^2} \quad (\text{B.7})$$

本式は式 (B.2) と同じ形である．つまり変数 W は熱伝導方程式に従う．

式 (B.2) における κ は熱伝導の容易さを表す係数である．式 (B.7) で κ に相当するのは $\frac{\lambda^2}{\tau} = \frac{G}{C_m}$ である．第 2.1.1 節において，これが各神経固有の値であり，有髄神経では軸索直径の 2 乗に比例することを見た．よって神経軸索の膜間電位は，軸索直径の 2 乗に比例する速度で伝播すると結論付けられる．

また，式 (B.3) より，膜間電位は $\exp(-\frac{t}{\tau})$ の速度で減衰する． $\tau = C_m/G_m$ は，第 2.1.1 節で述べたように有髄神経では軸索直径の変化に対して C_m, G_m とともに一定値をとるから，結局膜間電位差の減衰速度は軸索直径によらず一定であることが分かる．

B.1.1 最大値原理の電気刺激における意義

熱伝導方程式における重要な事実として以下に述べる最大値原理がある [18]．

時間的，空間的境界を次のように定める．

$$Q = [0, T] \times [0, X] \quad (\text{B.8})$$

$$\Gamma = \{(0, x) : 0 \leq x \leq X\} \cup \{(t, x) : x = 0, X, 0 \leq t \leq T\} \quad (\text{B.9})$$

ただし T, X は任意の正数．図 B.1 に Q および Γ を示す．

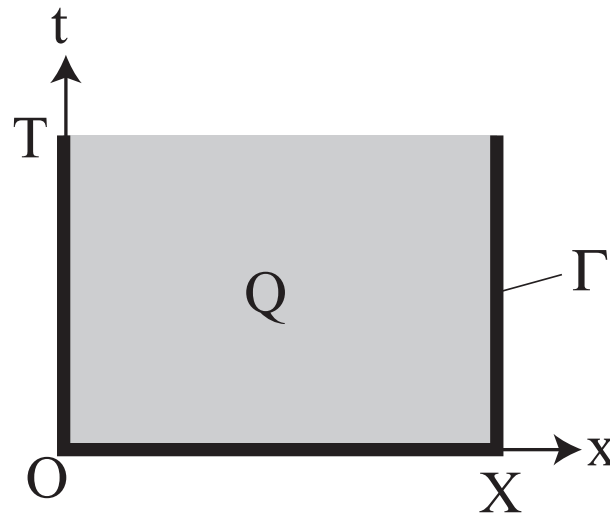


図 B.1 熱伝導方程式において考察する時間，空間領域

定理 B.1.1 (最大値原理) $v = v(t, x)$ が Q において熱伝導方程式

$$\frac{\partial v}{\partial t} = \frac{\partial^2 v}{\partial x^2} \quad (\text{B.10})$$

を満たすなら，

$$\max_{x \in Q} v(t, x) = \max_{x \in \Gamma} v(t, x) \quad (\text{B.11})$$

及び

$$\min_{x \in Q} v(t, x) = \min_{x \in \Gamma} v(t, x) \quad (\text{B.12})$$

が成り立つ。すなわち Q における v の最大値，最小値は境界 Γ において達成される。なお境界条件は $v(t, 0) = 0, v(t, X) = 0$ (*Dirichlet* の境界条件) でも，または $v_x(t, 0) = 0, v_x(t, X) = 0$ (*Neumann* の境界条件) でも良い。

この最大値原理から直ちに次の熱伝導方程式の解の安定性が導かれる [18]

定理 B.1.2 (熱伝導方程式の解の安定性) 熱伝導方程式 (式 (B.10)) が *Dirichlet* 型境界条件 ($v(t, 0) = 0, v(t, X) = 0$)，あるいは *Neumann* 型境界条件 ($v_x(t, 0) = 0, v_x(t, X) = 0$) を満たし，かつ

$$v(0, x) = a(x) \quad (\text{B.13})$$

なる初期条件が与えられたとき，解 v は最大値ノルムに関して安定であり，不等式

$$\|v(t, \cdot)\|_{\max} \leq \|a\|_{\max} \quad (\text{B.14})$$

が成り立つ。ただし最大値ノルムとは絶対値の最大値のことである。

上記定理は，最大値ノルムに関しては初期値 $a(x)$ のみ調べればよいことを示している。この事実と，我々の電気刺激において導入した変数 W が熱伝導方程式に従うことから， W は電気刺激を行っていない時には初期状態 ($t = 0$) で最大値をとることが分かる。

一方，式 (B.3) から $V_m \leq W$ であり，等号は $t = 0$ でのみ成り立つから，膜間電位差 V_m も初期状態 ($t = 0$) で最大値をとることは明らかである。

この事実は，電気刺激を終えた時刻を $t = 0$ としたとき，その時刻より後のどの時刻でも，膜間電位差は最大値を取らないことを意味する。

我々は第 4 章において膜間電位差の最大値のみ考え，それが閾値を越えるかどうかで神経が発火するかどうかを判定したが，上記事実は，最大値に関しては刺激期間中のみ観察すれば充分であること，言い換えれば刺激期間より後に膜間電位差が最大値を取ることが無いことを意味している (図 B.2)。第 4 章の定式化において我々が刺激期間中のみで min-max 問題を解いていることの根拠となっている。

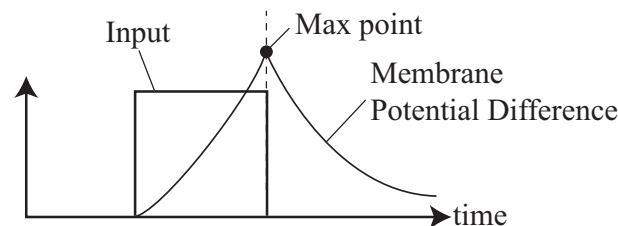


図 B.2 電気刺激入力と膜間電位差。これらは熱伝導方程式における熱入力と温度に相当するため，最大値原理により入力が 0 となって後に膜間電位差が最大値をとることは無い。

B.2 ミニマックス問題の線形計画問題標準形への変換

第 2.6 節及び第 4.3.3 節において，神経選択刺激の問題が線形計画の一種である min-max 問題として表現できることを見た．この問題を数値的に解くためには，一般の数学計算ソフトウェアが取り扱うことができる線形計画問題の標準形に変換することが必要である．ここでは Mathworks 社製数値計算ソフトウェアである Matlab™ の Optimization Toolbox に収められている linprog 関数が扱うことの出来る標準形を取り上げ，我々の問題を標準形に変形する方法について述べる．

第 2.6 節及び第 4.3.3 節で導出した min-max 問題を再掲する．

$$\min_{\mathbf{u}}(\max(\mathbf{x}_b)) \quad (\text{B.15})$$

subject to

$$x_a = V_{th} \quad (\text{B.16})$$

$$= \mathbf{A}_{a\text{-part}} \mathbf{u} \quad (\text{B.17})$$

$$\mathbf{x}_b = \mathbf{A}_b \mathbf{u} \quad (\text{B.18})$$

これに対して線形計画問題の標準形は次のようなものである．

$$\min_{\mathbf{x}}(\mathbf{f}^T \mathbf{x}) \quad \text{subject to} \quad \mathbf{A} \mathbf{x} \leq \mathbf{b} \quad (\text{B.19})$$

$$\mathbf{A}_{\text{eq}} \mathbf{x} = \mathbf{b}_{\text{eq}} \quad (\text{B.20})$$

$$\mathbf{lb} \leq \mathbf{x} \leq \mathbf{ub} \quad (\text{B.21})$$

ただし \mathbf{f} , \mathbf{x} , \mathbf{b} , \mathbf{b}_{eq} , \mathbf{lb} , \mathbf{ub} はベクトル , \mathbf{A} と \mathbf{A}_{eq} はマトリクスである [38] .

以下 , 式 (B.15) ~ 式 B.17 を標準形に変換する .

$\mathbf{A}_b \mathbf{u}$ 中の最大値を b_{max} とおく . すなわち

$$\mathbf{A}_b \mathbf{u} \leq [1, 1, \dots, 1]^T b_{\text{max}} \quad (\text{B.22})$$

b_{max} を \mathbf{u} の末尾に加え , \mathbf{x} を次のように定義する .

$$\mathbf{x} = [\mathbf{u}^T, b_{\text{max}}]^T$$

次のようにあらわせることに注意 .

$$b_{\text{max}} = \mathbf{f}^T \mathbf{x} \quad (\text{B.23})$$

$$\mathbf{f}^T = [0, 0, \dots, 0, 1]$$

すると式 (B.22) は次のように書かれる

$$\mathbf{A} \mathbf{x} \leq 0 \quad (\text{B.24})$$

$$\begin{aligned} \mathbf{A} &= \begin{bmatrix} \mathbf{A}_b & -\mathbf{1} \end{bmatrix} \\ -\mathbf{1} &= \begin{bmatrix} -1 & -1 & \cdots & -1 \end{bmatrix}^T \end{aligned}$$

式 (B.23), 式 (B.24) から, 最終的に

$$\mathbf{f}^T \mathbf{x} \rightarrow \min_{\mathbf{x}} \quad \text{subject to} \quad (B.25)$$

$$\mathbf{A}\mathbf{x} \leq 0 \quad (B.26)$$

$$\mathbf{A}_{\text{eq}}\mathbf{x} = \mathbf{b}_{\text{eq}}, \quad (B.27)$$

ただし

$$\begin{aligned} \mathbf{A}_{\text{eq}} &= \begin{bmatrix} \mathbf{A}_{a_part} & \mathbf{0} \\ \mathbf{I} & \mathbf{0} \end{bmatrix} \\ \mathbf{b}_{\text{eq}} &= \begin{bmatrix} V_{th} & 0 & \cdots & 0 \end{bmatrix}^T \end{aligned}$$

となる。ただし \mathbf{I} は単位行列を表す。これは式 (B.19) ~ 式 (B.21) で扱うことの出来る形式となっている。2次計画法の場合もまったく同様である。