# 2008年度 卒業論文

# 電気刺激パターンによる触覚生成

2009年2月17日

大阪大学 基礎工学部 システム科学科 生物工学コース 吉元俊輔

副査:\_\_\_\_\_ 日付:\_\_\_\_\_

## 概要

ヒトの感覚器を人工的に刺激することで,現実と等価な環境を仮想的に知覚させる技術を VR (Virtual Reality)と呼ぶ.近年の VR への取り組みにおいて,触覚を伝える様々なシステムが開発 されてきたが,皮膚感覚の多様性から現実感の向上と汎用性に課題が残る.本研究では,多様性の 解決法として全ての感覚様式に共通な神経活動に着目し,神経の直接刺激が容易な電気刺激を用い ることで触覚の生成を目指した.さらに,電気刺激による触覚生成の新たな取り組みとして皮膚垂 直方向の物体形状の提示を考え,皮膚垂直方向の圧力と皮膚の振動によって知覚される物体表面の 粗さの提示を行った.

経皮電気刺激による神経の選択的な活動の誘発と,感覚情報を符号化した神経発火頻度の生理学 的特性を考えることで粗さの表現手法を提案した.粗さを表現するために,任意の周波数の電気刺 激を行うことができる触覚ディスプレイの製作を行った.触覚ディスプレイは指定された周波数の 刺激信号を生成する信号生成装置と,信号を高インピーダンスである皮膚を介した刺激として扱え る高電圧な信号へ変換する電気刺激回路および電極を含む刺激提示装置から構成される.USB通 信によりデバイスをコンピュータと接続し,コンピュータマウスに電極を搭載をした.

様々な仮想物体の表面の粗さを表現するために,ブラウン曲面の形状を決定するハースト定数を 用いて粗さを示す指標を導入し,知覚される粗さの異なる面の生成を行った.システムと提案手法 を評価するために三つの被験者実験を行った.被験者実験の結果より,ユーザは描画されたブラウ ン曲面をマウスのポインタでなぞることで粗さの指標に対応した触覚を指先に感じることができ, 提案手法による粗さ提示が可能であることが示された.また,本研究で提案する知覚強度と刺激周 波数の対応付けは,刺激周波数が100Hz以下において実現可能であった.さらに,順応モデルを 適用することで,適用しない場合と比べ,ユーザはより詳細な表面形状を知覚できることが示され た.

キーワード

人工現実感, 触覚ディスプレイ, 電気触覚, 触覚マッピング

# Abstract

VR (Virtual Reality) is the technology to allow human to perceive realistic environment virtually with artificial stimulus applied to sensory organs. Various devices have been developed to present tactile sensation in the past decade, and the drawbacks of the developed devices are lack of reality and versatility due to the various modality of tactile sense. In this study, the author focused on the activity of a nerve which is common to the all modalities of sense as a solution for diversity of modality. As the method to present tactile sensation, the author adopted the electric stimulus which is a easy method to stimulate nerves directly. Furthermore, the author proposed to display difference in height on surface of object as a new attempt in electrotactile display, and enabled a user to feel roughness sensation by vertical pressure and vibration applied to skin.

The author proposed a tactile mapping method, which considers physiological characteristic of firing rate. The author applied the method to selective stimulation of nerve with electric stimulus through human skin. In order to establish the method, the author developed a tactile display which generates electric stimulus at arbitrary frequency. The display was composed of a signal generator which creates an indicated signal pattern, a stimulus transformer which converts the signal pattern to electric stimulus through human skin, and electrodes. The device was connected to a computer with USB. The electrodes are mounded on the top of a computer mouse.

For the purpose of represent various kinds of roughness of virtual surface, the author defined the magnitude of roughness by Hurst constant which determines shape of Brownian surface, and created several surfaces which are different in magnitude of roughness. The author performed three subjective experiments to evaluate the system. The first experiment showed that the system can display virtual planes which present different roughness sensation. The second experiment indicated that the proposed tactile mapping method can display different stimulus intensities corresponding to the frequency of the stimulus below 100Hz. The last experiment suggested that adaptation model allowed user to perceive more detailed geometry of a surface.

#### keywords

Virtual Reality, Tactile display, Electrotactile, Tactile mapping

# 目 次

第1章	はじめに	1
第2章	触覚の定義と生成手段	3
2.1	触覚の生理学・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・	3
2.2	触力覚の提示	8
2.3	電気刺激による神経活動	12
第3章	触覚生成システム	20
3.1	触覚生成システムの構成	20
3.2	触覚マッピング....................................	21
3.3	信号生成装置の製作・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・	25
3.4	刺激提示装置の製作・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・	31
3.5	マウス型触覚ディスプレイ...................................	35
第4章	粗さ表現システムの実装と検証	38
4.1	視覚統合アプリケーション	38
4.2	粗さ識別の被験者実験・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・	41
4.3	刺激強度認識の被験者実験...................................	45
4.4	順応モデルの検証実験	47
第5章	おわりに	51
謝辞		53
参考文南	<b>送</b>	<b>54</b>

# 図目次

2.1	触覚神経系 ([2]Figure23-7 より再構成)	4
2.2	触覚の感度	5
2.3	無毛部の皮膚構造 ([2]Figure22-2 より再構成)	6
2.4	受容器の機能	7
2.5	力覚デバイスの代表例	8
2.6	ピンアレイによる形状生成...............................	9
2.7	皮膚水平方向の運動を再現する触覚ディスプレイ	9
2.8	振動ピン型触覚ディスプレイ [11]	10
2.9	電気触覚ディスプレイ	11
2.10	軸索等価回路 [35]	13
2.11	電極配置	15
2.12	Activating Function の空間分布	16
2.13	皮膚に平行方向に伸びる軸索の選択	17
2.14	皮膚に垂直方向に伸びる軸索の選択	17
2.15	膜間電位による神経活動の誘発	19
3.1	システムの構成	20
3.1 3.2	システムの構成 刺激強度と発火頻度 ([2]Figure21-8 より再構成)	20 21
3.1 3.2 3.3	システムの構成 刺激強度と発火頻度 ([2]Figure21-8 より再構成) 発火頻度の経時変化	20 21 22
3.1 3.2 3.3 3.4	システムの構成 刺激強度と発火頻度 ([2]Figure21-8 より再構成) 発火頻度の経時変化 物体形状と刺激パターン	20 21 22 23
3.1 3.2 3.3 3.4 3.5	システムの構成 刺激強度と発火頻度 ([2]Figure21-8 より再構成) 発火頻度の経時変化 物体形状と刺激パターン 信号生成装置の構成	<ol> <li>20</li> <li>21</li> <li>22</li> <li>23</li> <li>25</li> </ol>
3.1 3.2 3.3 3.4 3.5 3.6	システムの構成       ・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・	<ol> <li>20</li> <li>21</li> <li>22</li> <li>23</li> <li>25</li> <li>26</li> </ol>
3.1 3.2 3.3 3.4 3.5 3.6 3.7	システムの構成	<ol> <li>20</li> <li>21</li> <li>22</li> <li>23</li> <li>25</li> <li>26</li> <li>27</li> </ol>
3.1 3.2 3.3 3.4 3.5 3.6 3.7 3.8	システムの構成	<ol> <li>20</li> <li>21</li> <li>22</li> <li>23</li> <li>25</li> <li>26</li> <li>27</li> <li>28</li> </ol>
3.1 3.2 3.3 3.4 3.5 3.6 3.7 3.8 3.9	システムの構成	20 21 22 23 25 26 27 28 29
3.1 3.2 3.3 3.4 3.5 3.6 3.7 3.8 3.9 3.10	システムの構成          刺激強度と発火頻度 ([2]Figure21-8 より再構成)          発火頻度の経時変化          物体形状と刺激パターン          物体形状と刺激パターン          信号生成装置の構成          プラグ&プレイ          VSB 転送の構成          PIC プログラマ          パルス信号の生成	<ul> <li>20</li> <li>21</li> <li>22</li> <li>23</li> <li>25</li> <li>26</li> <li>27</li> <li>28</li> <li>29</li> <li>29</li> </ul>
3.1 3.2 3.3 3.4 3.5 3.6 3.7 3.8 3.9 3.10 3.11	システムの構成	<ul> <li>20</li> <li>21</li> <li>22</li> <li>23</li> <li>25</li> <li>26</li> <li>27</li> <li>28</li> <li>29</li> <li>29</li> <li>30</li> </ul>
3.1 3.2 3.3 3.4 3.5 3.6 3.7 3.8 3.9 3.10 3.11 3.12	システムの構成          刺激強度と発火頻度 ([2]Figure21-8 より再構成)          発火頻度の経時変化          物体形状と刺激パターン          信号生成装置の構成          プラグ&プレイ          USB 転送の構成          PIC プログラマ          パルス信号の生成          電気刺激回路	<ul> <li>20</li> <li>21</li> <li>22</li> <li>23</li> <li>25</li> <li>26</li> <li>27</li> <li>28</li> <li>29</li> <li>29</li> <li>30</li> <li>31</li> </ul>
3.1 3.2 3.3 3.4 3.5 3.6 3.7 3.8 3.9 3.10 3.11 3.12 3.13	システムの構成刺激強度と発火頻度 ([2]Figure21-8 より再構成)発火頻度の経時変化%水頻度の経時変化物体形状と刺激パターン物体形状と刺激パターン信号生成装置の構成プラグ&プレイUSB 転送の構成SPI 通信の原理PIC プログラマパルス信号の生成CPLD ライタ電気刺激回路ボルテージフォロワ	20 21 22 23 25 26 27 28 29 29 30 31 32
3.1 3.2 3.3 3.4 3.5 3.6 3.7 3.8 3.9 3.10 3.11 3.12 3.13 3.14	システムの構成刺激強度と発火頻度 ([2]Figure21-8 より再構成)発火頻度の経時変化ペル物体形状と刺激パターン信号生成装置の構成プラグ&プレイUSB 転送の構成SPI 通信の原理PIC プログラマパルス信号の生成CPLD ライタ電気刺激回路ボルテージフォロワベース補償型カレントミラー回路	20 21 22 23 25 26 27 28 29 29 30 31 32 33

3.16	マウス型触覚ディスプレイ.................................	35
3.17	信号生成装置 ....................................	35
3.18	電気刺激回路	36
3.19	周波数特性	37
4.1	触覚ディスプレイシステム.................................	38
4.2	粗さの表現・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・	40
4.3	ブラウン曲面	41
4.4	実験風景....................................	42
4.5	粗さの一対比較結果	44
4.6	粗さ認識の尺度図	44
4.7	知覚強度の一対比較結果...................................	46
4.8	知覚強度の尺度図...................................	46
4.9	刺激周波数と知覚強度	47
4.10	探索速度と形状認識・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・	48
4.11	識別し得る周波数差の変化....................................	50

# 表目次

3.1	信号生成装置の仕様・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・	36
4.1	コンピュータの仕様	39
4.2	パラメータの設定....................................	39
4.3	知覚される対象物の高さの閾値(順応なし)	49
4.4	知覚される対象物の高さの閾値(順応あり)	49
4.5	順応モデル適用による感度の向上評価..............................	50

# 第1章 はじめに

生物は絶えず周囲の環境を把握しながら活動している.ゾウリムシは障害物に接触すると繊毛逆 転により遊泳方向を変え,ヒトは障害物を眼で捉えて進行方向を選択することができる.生物を一 つのシステムに例えると環境情報が入力であり,外部世界への作用が出力である.原始的な生物で は1枚の膜が両者の働きを担い,高等動物では前者の働きを感覚系が,後者の働きを運動系が担 う.つまり,無限に存在する環境情報の知覚は感覚系を通したものに限定される.

実在しない環境情報をヒトに知覚させる技術として VR(Virtual Reality) が誕生した.VR とは, 環境の本質的な効果に基づきヒトの感覚器を人工的に刺激することで没入感を生じさせ,実際には 存在しない環境を仮想的に知覚させる技術である.人工的な世界の現実感を高めるための要素とし て,対象者の位置や動作に対する感覚フィードバック,対象者が世界に働きかけることができる対 話性が重要である[1].視覚と聴覚を刺激するヘッドマウントディスプレイに加え,近年では体性 感覚に訴えるシステムの研究開発が進められている.

体性感覚の提示は深部感覚の提示と皮膚感覚の提示の二つに大別される.深部感覚は,振動や手 足の曲げ伸ばしの程度を自覚する感覚や,物に触れた際の反力を感じる感覚,つまり力覚を指す. 一方で皮膚感覚は,皮膚表面に存在する受容器によって感じ取る感覚で,痛みや温度・凹凸・摩擦 などの触覚を指す[2].力覚を提示するデバイスとして開発された,ペン型のPHANToM[3]やグ ローブ型の CyberGrasp[4]は,様々な物質の物理モデルでの利用が進み[5]-[7],手術手技の模擬や 訓練などに応用されている[8]-[10].一方で皮膚感覚を提示するデバイスの応用として,インター ネットによる通信販売で服の生地の特徴の伝達[11],タッチパネルの操作感覚の明確化,手術支援 システム[12],盲目者への視覚代行[13],[14]などが挙げられるが,空間形状・凹凸・温度・摩擦な ど特定の感覚を提示するものに留まっている[15]-[21].手法の多さからも説明できるように,皮膚 感覚の提示の難しさは感覚の多様性にある.しかし,環境情報が受容器により電気信号へと変換さ れて脳へ伝わる仕組みは,皮膚感覚の様式のみならず感覚系全てに共通するものである.実環境下 における神経活動が分かれば,神経活動を模擬的に誘発することで意図した環境をヒトに知覚させ ることも可能である.

生理・心理学的な観点からの感覚機能の研究と、「実世界と完全に等価な体性感覚の提示」という目標を掲げた VR への取り組みから、実環境下における神経活動の解明が進む.一方で、カエルの足に2種類の金属を当てると筋肉が収縮するという発見から始まった電気刺激の概念は、電気刺激により受容器を介さず神経を直接刺激できることを示す.ヒトというシステムを考えたとき、環境情報の入力手段として神経活動としての入力を可能とする最も簡便な方法が電気刺激である. 近年開発された電気刺激を用いた触覚デバイス [21]-[24] はその先駆けとなっているが、2次元形状 の提示に留まり感覚様式の拡張に課題が残る.

本研究では,電気刺激を用いた触覚提示における感覚様式の拡張の始発点として「粗さ」の提示 を目指す.物体の表面質感の指標の一つとして挙げられる「粗さ」に関する感覚は,指を垂直方向 に押す圧力(圧覚)と,表面を指でなぞる動作によって圧力が経時的に変化して皮膚が振動するこ と(振動覚)によって引き起こされると考えられる.電気刺激により神経を選択的に刺激すること で圧覚と振動覚を提示できる事実から,両者の組合せにより物体の表面形状の粗さの違いを知覚で きる刺激パターンの生成を提案する.つまり,電気刺激パターンにより神経活動を模擬することで 触覚の生成御目指す.生理学的な神経発火頻度の特性に基づいて,指の接触情報と神経活動の対応 付けを行うことで圧覚の強度を変化させる.また,現実感を高める目的で機械受容器の順応を考慮 した刺激パターンの生成を考える.実装として,刺激の周波数のみで符号化される感覚情報をコン ピュータに実装することで視覚情報と統合できるシステムを構築する.任意の周波数の電気刺激が 可能なデバイスを製作してコンピュータとのデータ通信を実現し,仮想物体の探索に対応付けられ た刺激パターンによる触覚生成の評価を行う.

# 第2章 触覚の定義と生成手段

触覚を生成するためには,生理学的な構造と機能を理解することが必要不可欠である.以下では まず,触覚の生理学的機能を述べ,本研究で提案する手法への道標を示す.さらに,体性感覚を提 示する触覚ディスプレイの原理と特徴の観点から有効な感覚刺激手段を選出する.最後に,本研究 で利用する電気刺激について,数理学的モデルから電気刺激が神経活動に対応することを見る.

### **2.1** 触覚の生理学

ヒトの五感はそれぞれ見る・聞く・味わう・嗅ぐ・触れるという五つの運動に付随して生じる. 私たちは物体に触れることで生じる感覚のことを日常的には触覚・触感と表現する場合が多いが, 生理学的には体性感覚と呼ばれる [2],[25].厳密には,体性感覚は「身体の表層組織や,深部組織 にある受容器が刺激されて生じる感覚」と定義される [25].

物体に触れることで生じる質感・温度覚・痛みは皮膚表面の受容器により取得されることから皮 膚感覚と呼ばれる.一方で関節や筋肉など体内の深部に存在する受容器から取得される重量・圧 力・身体の動きに伴う運動感覚は深部感覚と呼ばれる.従って体性感覚は皮膚感覚と深部感覚の2 種類に大別することができる.ただし,内蔵感覚を含める場合もあるが,本論文では扱わない.

触覚という言葉の定義は歴史的な議論から厳密さが曖昧であるが,本論文では,皮膚感覚から温度覚と痛覚を除いた感覚を触覚(tactile),深部感覚を力覚(haptics)と定義して議論を展開する.

#### 2.1.1 皮膚感覚の発生

図 2.1 に指先から脳までの触覚神経系の構造を示す.皮膚感覚が引き起こされるまでの過程は信 号処理の観点から下記の3段階に分けられる.

1. 皮膚下受容器が適刺激により活性化され, 受容器電位を発生する(環境情報の符号化).

2. 受容器電位が神経活動を引き起こし,視床を介して脳皮質に伝達する(信号の伝播).

3. 皮質内の各階層で情報処理が行われ,触覚を認める(符号の解読).

皮膚感覚は外界からの物理的な刺激が皮膚に加わることに起因するが,知覚される感覚は複数の 種類の受容器が刺激される組合せ・位置・刺激の強度・タイミングによって決まる.組合せは物理 的な刺激の種類に依存するが,触覚を引き起こすものから温度覚・痛覚を引き起こすものまで様々 である.それぞれの感覚は様式が異なるとされ,物理的な刺激の種類には機械的刺激・温度的刺激・化学的刺激・電気的刺激が挙げられる.



図 2.1: 触覚神経系 ([2]Figure23-7より再構成)

#### 機械的刺激

機械的刺激が皮膚に変形を起こすことで生じる皮膚感覚の様式は触覚や圧覚・振動覚である. 触覚とは物体の表面材質の粗さや形状などの認識に相当する.また,圧覚とは皮膚に圧力が 継続的に加えられて生じる圧迫感であり,振動覚とは皮膚の機械的な振動によって生じる感 覚である.機械的刺激は皮膚下に存在する機械受容器の働きにより受容される.

#### 温度的刺激

外界の温度の違いに応じて皮膚に感じる感覚の様式を温度感覚という.温度感覚は皮膚の温度と外温との差を温度受容器が感知することで生じる.温かさや冷たさという言葉で表現されるように,相対的な温度を知覚することで環境の把握を補助している.

化学的刺激

化学物質が皮膚に触れることで痺れなどの感覚を生じるが,多くは皮膚を破壊するための痛 覚によるものが多い.特定の化学物質に反応し,触覚を生じる化学受容器が存在する.

電気的刺激

電気的刺激を皮膚に加えると触覚や圧覚・振動覚を生じる.電気的刺激による感覚は受容器 によって受容されるのではなく,神経の発火が誘発されて生じる.従って,上記三つの刺激 に対応する各受容器につながる神経全てを刺激し得る. また,痛覚は全ての刺激の種類に共通して起こりうる様式である.それぞれの刺激に対応する侵 害受容器が,組織に損傷を与える恐れがある刺激に反応し,組織を保護するために痛覚が生じる. 皮膚感覚において,全ての様式が含まれて初めて正確な環境の把握できるが,物体形状の認識な ど,日常的な体験を通して最も重要なものが触覚であることが分かる.

#### 2.1.2 触覚の感度



(a) 2 点弁別の閾値 ([2]Figure 22-5 より再構成)

図 2.2: 触覚の感度

(b) ペンフィールドの地図 [26]

皮膚下における受容器の密度は,触覚の感度と空間分解能を決定する重要な要素である.図2.2(a) は2点弁別の閾値,つまり触覚の空間分解能を示しており,指腹部・手の平・足の裏・唇が高い分 解能を示している.また,ヒトの脳皮質における体性感覚領域は,体の受容領域との位置関係が保 存されており,対応領域によって区分されている.体性感覚の区分はホムンクルスと呼ばれ,同図 (b)に示す体性感覚地図は体の各部位の感覚皮質への投射を表現している.体性感覚地図では,入 力量が多く重要な感覚が得られる部位が広く表現されており,例えば手に対応する脳皮質領域の面 積は背中の対応領域に比べて非常に広い.両者共に手の触覚が重要であることを意味しており,特 に無毛部の指先から得られる情報が環境認識に関わる割合が多い.従って,触覚の理解に向けて指 腹部に焦点を当て構造と機能を説明する.

#### 2.1.3 無毛部の皮膚構造

刺激を感受する受容器と各受容器につながる神経は触覚情報の取得に重要な役割を果たす [27]. 触覚を感受する受容器は神経繊維の終末が特殊化したものであり,機械的な刺激によって興奮する ことから機械受容器と呼ばれる.指腹部など無毛部皮膚に存在する機械受容器はマイスナー小体 (RAI)・パチニ小体(RAII)・メルケル触盤(SAI)・ルフィニ終末(SAII)の4種類に分類される.有 毛部との違いはマイスナー小体の有無で,有毛部には毛根部に神経繊維が巻き付いた毛包受容器が 存在する.図 2.3 に無毛部における皮膚の受容器と神経を表示した内部構造を示す.



図 2.3: 無毛部の皮膚構造 ([2]Figure 22-2 より再構成)

皮膚は表皮・真皮・皮下組織の3層から成る.指腹部では表皮が他の部位に比べ著しく厚く,表 皮表面には汗腺・脂線・乳腺が形成する満が存在し,指紋という規則正しい流線として表れる.真 皮は密な結合組織の層で,真皮の表層部が表皮内に突入して乳頭となる.皮下組織は疎な結合組織 であり,線維が様々な方向に走る.そして,表皮と真皮の境界から皮下組織にかけて機械受容器が 存在する.

#### マイスナー小体 (RAI)

液体に満たされた球状のカプセルに包まれており,神経は皮下組織深部まで垂直に延びる. 表皮の細かい溝に対応する真皮乳頭にある比較的大きな受容器であり,表皮と機械的に結合 している.

パチニ小体 (RAII)

カプセルが棒状の無随神経終末を含む内芯を取り巻いた最も大きな受容器である.神経は皮 膚に平行方向に延び,神経軸索の先端にある突起が機械的刺激を軸索の受容膜へ伝える役割 を果たす.

メルケル触盤 (SAI)

メルケル細胞と神経終末であるメルケル盤で構成される小さい受容器である.無毛部においては汗腺の通過する表皮最深層の表皮突出部に集合して塊として存在し,神経は皮膚と平行方向に延びる.触手のように伸びた突起が周囲からの刺激を感受すると考えられている.

ルフィニ終末 (SAII)

真皮に存在する液体が満たされた紡錘型の受容器である.内部は複数に区切られ,神経は皮 下組織深部まで垂直方向に延びる.神経終末を包むコラーゲン線維が外界と直結しているた め,効率よく刺激を伝えることができる.

#### **2.1.4** 機械受容器の機能

機械的刺激によって各受容器はある周波数の神経活動を引き起こす.発火頻度と呼ばれる神経活動の周波数は機械的刺激の強度に依存しており,受容器は強度の情報を発火頻度に変換して脳内に 伝達している.また,一定の強度の機械的刺激を持続的に印加した場合,発火頻度は経時的に変化 する.全ての機械受容器に共通して発火頻度が経時的に減少するが,減少率が受容器で異なる.順 応と呼ばれる発火頻度の経時的減少は,経時変化しない強度の機械的刺激を与えることで受容器が 刺激を感受しなくなることを意味する.四つの機械受容器に関して,順応の早いものRA(Rapidly Adapting)と遅いもの SA(Slowly Adapting) に分けられる.従って図 2.4(a) に示すように,受容 野の大きさと順応の速さから四つの受容器を分類することができる.また,同図(b) に示すように 各受容器ごとに機械的振動刺激の周波数と神経活動が起こる刺激の閾値の特性が決まっている.





(a) 機械受容器の分類 ([28] 図1より再構成)
 (b) 受容器の周波数特性 ([29] 図2より再構成)
 図 2.4: 受容器の機能

図 2.4(b) から, 受容器の役割を考察することができる.RAI は低周波振動に反応し, 30Hz 付近 に共振点を持つ.従って,RAI は振動感覚を引き起こし共振点において高い分解能で周波数変化 を知覚することができる.RAII は比較的高い周波数に応答し,200Hz 付近で明瞭な共振特性を持 つ.RAII も振動感覚を引き起こすことが知られている.SAI は広範囲の周波数で感度が高く,順 応の遅さから刺激の直流成分に反応することが分かる.SAI の発火頻度は皮膚に付加した圧力に対 応しており,圧覚を引き起こす.SAII も順応の遅さから直流成分に反応するが,刺激がない場合 も自発的な神経発火を繰り返す.各受容器の機能について次のようにまとめることができる.

- RAI は物体の端や小さな不規則性など細かい変化に反応する.
- RAII は物体の表面をなぞった時の振動の感受に携わる.
- SAI は持続した刺激による軽い圧刺激を検出し,わずかな凹凸や輪郭を感受する.
- SAⅡ は皮膚の曲げや圧縮に反応するため物体を掴んだ時の感覚を生じる.

本節で述べた触覚の生理・心理学的特性を基礎として開発された様々な触覚の生成・提示方法について次節で述べる.

### 2.2 触力覚の提示

VR では体性感覚を人に伝えるという技術に注目し,体性感覚である力覚と触覚の完全な再現へ向 けて技術の発達を遂げてきた.力覚を伝える手段として,主に人が物体に操作を加えた際の反発力 を提示する手法が用いられる.力覚を伝えるためのデバイスのことを力覚デバイスと呼び,代表的な 例として,PHANToM[3] や CyberGrasp[4] がある.図2.5 に PHANToM Omni と CyberGrasp を 示す.PHANToM Omni はペン型の操作部が入出力インターフェースであり,3自由度の力覚提示 が可能である.一方,CyberGrasp はグローブ型のデバイスで,指先の角度を検出する CyberGlove と共に用いることで仮想物体への対話と指先への力覚提示を実現している.いずれの例も原動力は モータで,ワイヤを操作することで力覚を生成する.



(a) PHANToM Omni[3]



(b) CyberGrasp[4]

#### 図 2.5: 力覚デバイスの代表例

力覚デバイスがユーザに力覚を提示するのに対し,触覚ディスプレイは触覚を提示する.触覚の 提示は力覚の提示と比較して実現が難しく,PHANToM や CyberGrasp のように広大な応用の幅 を持つデバイスは開発されていない.開発の難点は触覚の多様性にあり,様々な手法が考案されて きた.本節ではいくつかの触覚ディスプレイを紹介し,それぞれの特徴と要求の観点から手法の方 向付けを行う.

#### 2.2.1 触覚ディスプレイ

触覚ディスプレイにおいて,触覚の提示方法は大きく分けて二つ存在する.物理的な形状や現象 を模擬する物理的手法と,ヒトの触覚系の特性を生かして,実際の物理現象と等価な触覚を与える 代替刺激を生成する生理的手法である.

#### 物理的手法

物理的な形状や現象を再現する方法では,基本的には任意に形状変化するディスプレイで三次元 的な物体形状の生成を行う.触覚ディスプレの歴史としては最も古い方法で,かつては視覚障害者 の視覚代行システムとしての利用を目的とした点字ディスプレイが中心であった.視覚代行システ ムとしての触覚ディスプレイが提示する情報は文字の形状のみである.形状の生成方法としてはピ ンアレイの高低を利用するものが多い.



(a) OptaconII[14]



(b) 3 次元形状提示ディスプレイ [15]

図 2.6: ピンアレイによる形状生成

図 2.6(a) に示す Linvill と Bliss らによって開発された Optacon(Optical to Tactile Converter)[14] はピンアレイによる刺激を利用した代表的な製品である.カメラによって取得された文字などの2 値画像に基づいてピンアレイの高低により空間的なパターンを生成し,ユーザに文字の形状を提示 する.視覚代行として用いられていた Optacon の技術は,現在では VR として応用が進んでおり, 物体の表面形状の提示ができるディスプレイが開発されている[15].図 2.6(b) に示す 3 次元形状 提示ディスプレイでは,ある範囲で高さ変化が自在なピンアレイを薄いシートで覆い,物体形状を 再現する.いずれの場合もピンが振動することで順応により触覚が不明瞭になることを防いでいる ため,触覚の中でも特に形状の提示を中心としたディスプレイである.



- (a) 表面弾性波触覚ディスプレイ [16]
- (b) 静電皮膚感覚ディスプレイ [17]



ピンアレイにより提示される触覚は皮膚の垂直方向のみの運動に対する触覚である.一方で,皮 膚の水平方向の運動(指と物体の摩擦力)に着目したディスプレイも研究が行われている.高崎ら による表面弾性波による触覚ディスプレイ[16]では,皮膚と対象物の間に働く摩擦係数を制御す ることで能動的な物体探索時の触覚を提示する.図2.7(a)に示すように,スライダの下に配置さ れたスチール製の球体に加わる力を表面弾性波で制御することで摩擦係数を変化させる.図2.7(b) に示す触覚ディスプレイは,山本らによって提案された静電アクチュエータを利用したディスプレ イである[17].物体との間に働く静電気力に注目し,静電アクチュエータにより皮膚水平方向の運 動を引き起こす.山本らはアクチュエータが静電気であることを生かして,電極側を透明にすることで視覚ディスプレイとの融合に成功している.

物理的手法に共通する点は,機械的な刺激を皮膚表面に提示することであるが,特定の感覚に限 定される傾向にある.それに対して,生理的手法では受容器から脳までの触覚系のどの段階でも刺 激提示が可能であり,触覚の再現に向けた様々な刺激生成法が考えられている.

生理的手法

触覚系の特性を基盤として刺激を行う方法として,触覚系の生理学的な構造から,受容器・受容器につながる神経・高次の神経束や脳への3段階に分けた直接刺激が挙げられる.



図 2.8: 振動ピン型触覚ディスプレイ [11]

受容器の段階での刺激提示として,ピンアレイによる機械刺激を用いたものがある.図 2.8 に Allerkampらによって開発された触覚ディスプレイシステムを示す[11].触覚の生成手法として, 受容器の種類により反応する機械刺激の周波数が異なることを考慮して,刺激ピンの振動パターン を生成している.物体探索時における表面形状から,受容器の共振点である2種類のみの周波数 成分を切り出して,ピンアレイの振動周波数として利用する.表面質感の粗さに着目して実装を行 い,粗さの変化に伴った触知覚の変化を可能にしている.他にも受容器の段階での刺激提示とし て,皮膚表面に実際の現象と等価な歪を皮膚の吸引により与えることで機械受容器を刺激し,触覚 を生成する方法も提案されている[18].

受容器を介さずに神経を刺激する手法として,電気刺激を用いた方法がある[20]-[23].電気刺激 を用いたディスプレイはピンアレイを用いた触覚ディスプレイ同様に視覚代行システムとして開発 が始まったが,梶本らにより初めて VR での応用が実現された.梶本らはあらゆる触覚は全て四つ の受容器の興奮パターンの組合せであると考え,原色の概念を触覚に導入した.さらに,神経の選 択刺激により各受容器を個別に刺激することに成功している[31].図2.9に示すように,指先に刺 激を提示する SmartTouch[21] や額に装着する視覚障害者向けの電気触覚ディスプレイ[22]では, 2次元の2値画像に基づいてアレイ電極の活性パターンを決定し,形状認識を可能にした.



(a) SmartTouch[20]

(b) 額装着型電気触覚ディスプレイ [22]

図 2.9: 電気触覚ディスプレイ

電気刺激を利用することで, さらに高次の段階(神経束や脳)における刺激提示も可能である.脳 皮質における体性感覚領域と体の各部位における受容領域の位置関係の保存を生かして, 神経系の あらゆる段階に直接アレイ電極を刺入して電気刺激による触覚を与えることができる.実際の利用 として義手や義足のフィードバック機能としての応用が挙げられるが,実装と空間情報の提示の難 しさから実用化されている例は見受けられない.

生理的手法では特に触覚系の働きの十分な理解が必要となり,解明の進んだ物理現象を再現する より困難を伴う.従って,現在までに外界からの入力と等価な刺激の生成法は確立されていない. しかし,視覚ディスプレイが受容器の周波数特性というヒトの視覚系の特性を基盤として確立され ていったように,触覚系の特性に基づいた触覚ディスプレイが有効であると考えられる.

#### 2.2.2 触覚生成手段としての電気刺激

本研究では,触覚の提示手段として電気刺激を採用する.刺激提示部位として,舌[12]や口蓋 [13]・額[22]を対象とするディスプレイも提案されているが,実世界との対応と仮想物体への対話 性という VR の観点と,ヒトの最も高い空間分解能という生理学的な観点から,指腹部への刺激提 示を行う.医学,生理学など様々な分野でその応用の幅を広げてきた電気刺激であるが,VRとし ての応用は始まったばかりであり可能性を秘めた手法である.電気刺激による神経活動の模擬とい う観点から,神経レベルでの触覚機能の解明と,内耳・網膜と次ぐ新たな人工感覚器としての応用 という将来性にも期待がかかる.

現在までに開発された電気触覚ディスプレイは皮膚に平行な2次元平面パターンの提示に成功しているが,垂直方向の力(圧覚)や物体の表面質感(粗さ)に取り組んだものは見受けられない.しかし,電気刺激の方法によっては圧覚が生じることが知られている[20]ことから,圧覚の強度を刺激パターンにより変化させる方法を考案する「皮膚垂直方向の情報提示」と「粗さ感覚の生成」という新たな取り組みに加えて,触覚生成に際した次のような実装上の利点から,電気刺激を触覚生成の手段として採用する.

- 単純な回路で電気刺激が可能であることに加え,電極構造の自由度が高く小型化や柔軟性に 優れている.
- 可動部がないため丈夫であり、刺激装置における機械的な共振特性を考慮する必要がない、
- 機械刺激の場合と異なり、刺激のエネルギーが刺激提示部の皮膚の硬さに依存しない。
- 全て電気回路で製作できるため、命令情報を出力に反映させる速度が極めて速い、
- 受容器を介さずに神経を直接刺激する簡便な方法である.

一方で,電気刺激は非日常的な事象であるため不自然な感覚として知覚されることや,電気という言葉から連想される恐怖心は電気刺激を触覚提示に採用する上で解決すべき問題である.また,空間的な刺激の広がりや皮膚状態による感覚の変化など,不安定性についても考慮する必要がある.従って,電気刺激の利点を失うことなく欠点を補うことができるデバイス構成について次章で述べる.

以下では,刺激電流のパターンがそのまま軸索を伝わる神経活動のパターンとなり,触覚を提示 することができることに着目して議論を展開する.次節で紹介する皮膚を介した電気刺激(経皮電 気刺激)により神経活動が誘発される軸索が選択される過程と,著者が提案する触知覚と神経活動 のパターンのマッピングが,触覚生成に非常に重要な役割を果たす.

### **2.3** 電気刺激による神経活動

電気刺激により神経が活動するという現象は古くから知られており,カエルの足に2種類の金属 を当てると筋肉が収縮するというGalvaniの発見から始まった.現在では,電気刺激は低周波治療 器や人工感覚器など,多くは神経系や感覚系の医療応用として利用されている.人工内耳 [32] や 人工網膜 [33],[34] では,それぞれの受容器としての働きを担い,神経を電気刺激するパターンに よって情報を脳に伝達する.両者に共通して電極は体内に埋め込まれて神経に直接接続されおり, 電流刺入により神経活動を引き起こしている.

本研究で提案する手法では直接神経に電極を接続するのではなく,皮膚を介した電気刺激(経皮 電気刺激)により神経活動の誘発を行う.従って,電流が直接神経膜を通過して神経活動が起こる のではなく,皮膚表面からの電流が皮膚内部に電位勾配を生み,電位勾配が電流刺入に対応する軸 索内の電流を誘発する.また,空間的な分布が生じる点が電流刺入による方法と大きく異なる点で ある.

経皮電気刺激による神経活動は次に示す二つの過程に分けて考えることができる.

- 1. 皮膚表面に局所的な電流を与えることで皮膚下に存在する軸索の近傍に電位分布が与えられる(皮膚下電位分布の発生).
- 2. 電位分布に従って軸索の膜間電位差が閾値を越え,神経活動が引き起こされる(神経活動の 誘発).

それぞれ触覚系のモデル化を行うことで,経皮電気刺激による神経活動の原理を説明することがで きる.電流と導電体の間に起こる皮膚下電位分布の発生過程は,電磁気学の法則に基づいて解くこ とができる.一方で神経発火の誘発は,軸索を取り巻く細胞膜が線形時不変のシステムであると仮 定し,電位分布と膜間電位差関係について解析的に解くことで理解できる.本節では,神経が発火 するまでの過程を軸索の生理学モデルと物理数学的な式展開に基づいて説明する.

#### 2.3.1 軸索の生理学モデル

軸索近傍に電位分布  $\Phi(x,t)$  が与えられたとして, 膜間電位差  $V_m(x,t)$  の変化について述べる. 図 2.10 に McNeal らによって提唱された神経軸索の等価回路を示す [35].図 2.10 では, 軸索の細胞膜をキャパシタンス  $C_m$  とコンダクタンス  $G_m$  の並列によって表現し, 軸索内部は抵抗  $R_i$  で表している.それぞれの素子の値は単位長当たりの値である.膜内外の電位差  $V_m(x,t)$  は軸索内の電位 V(x,t) と軸索外の電位  $\Phi(x,t)$  の差  $V(x,t) - \Phi(x,t)$  で表すことができる.



図 2.10: 軸索等価回路 [35]

キルヒホッフの第一法則より,軸索内を流れる電流  $I_i(x,t)$ の減少量と単位長当たりの膜を通り 軸索外に流れ出る電流量が等しいため,次式が成立する.

$$\frac{\partial I_i(x,t)}{\partial x} = -C_m \frac{\partial V_m(x,t)}{\partial t} - G_m V_m(x,t)$$
(2.1)

また,軸索内電流 I<sub>i</sub>(x,t) はオームの法則より軸索内電位勾配を用いて表される.

$$\frac{\partial V(x,t)}{\partial x} = -R_i I_i(x,t) \tag{2.2}$$

式 (2.2) と式 (2.1) を用いることで,次式により軸索の電信方程式が表すことができる.

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

 $V(x,t) = V_m(x,t) + \Phi(x,t)$ を用いて,式 (2.3)を書き換えることでシステムの偏微分方程式として表される.

$$-\kappa \frac{\partial^2 V_m(x,t)}{\partial x^2} + \frac{\partial V_m(x,t)}{\partial t} + \tau V_m(x,t) = \kappa \frac{\partial^2 \Phi(x,t)}{\partial x^2}$$
(2.4)

ただし, $\kappa = 1/R_iC_m$ , $\tau = G_m/C_m$ と置いた.

式 (2.4) の偏微分方程式を 1 次元熱伝導方程式と見なすことで,  $V_m(x,t)$  は状態温度,  $\kappa$  は熱伝導率, 左辺第 3 項は放射による熱損失, 右辺は熱源による入力熱量を表すと考えることができる. 従って経皮電気刺激において,右辺が膜間電位(出力)を変化させることができる電圧源(入力)に相当した働きをする. 右辺は軸索外電位の空間 2 回微分で与えられる入力であり, Activating Functionと呼ばれる [30].

刺激電流が時間領域と空間領域で分離できると仮定する.つまり,電圧の空間分布は電極の配置 に,電圧の時間分布は電極へ与える刺激パターンにのみ影響される.従って,Activating Function  $\Psi(x,t)$ は時空間に関する変数分離により表すことができる.

$$\Psi(x,t) = \kappa \frac{\partial^2 \Phi(x,t)}{\partial x^2} = \kappa h(x)i(t)$$
(2.5)

i(t)は電極に流す電流で,h(x)は電極の配置により決定する空間分布を表す関数である.式 (2.5) を式 (2.4) に代入する.

$$-\kappa \frac{\partial^2 V_m(x,t)}{\partial x^2} + \frac{\partial V_m(x,t)}{\partial t} + \tau V_m(x,t) = \kappa h(x)i(t)$$
(2.6)

式 (2.6) を解くことで入出力の関係が分かり,神経発火の時空間的変化を知ることができる.  $V_m(x,t)$ ,h(x)のxに関するフーリエ変換を $\bar{V}_m(k,t)$ , $\bar{h}(k)$ とし,式(2.6)をフーリエ変換する.

$$\kappa k^2 \bar{V}_m(k,t) + \frac{\partial V_m(k,t)}{\partial t} + \tau \bar{V}_m(k,t) = \kappa \bar{h}(k)i(t)$$
(2.7)

さらに  $\bar{V}_m(k,t)$ , i(t) の t に関するラプラス変換を  $\hat{V}_m(k,s)$ ,  $\hat{i}(s)$  とし, 初期条件を  $V_m(x,0) = 0$  として式 (2.7) をラプラス変換する.

$$\kappa k^2 \widehat{V}_m(k,s) + s \widehat{V}_m(k,s) + \tau \widehat{V}_m(k,s) = \kappa \overline{h}(k) \widehat{i}(s)$$
(2.8)

 $\widehat{ar{V}}_m(k,s)$ について解くと,次式が得られる.

$$\widehat{\bar{V}}_m(k,s) = \frac{\kappa}{\kappa k^2 + \tau + s} \bar{h}(k)\widehat{i}(s)$$
(2.9)

式 (2.9) において,与えられた電流分布の $\overline{h}(k)$ , $\widehat{i}(s)$ を用いて両逆変換を解くことで,膜間電位を求めることができる.

膜間電位が閾値電位 V<sub>th</sub> を越えることでパルス電流が発生し,軸索中を伝搬する.パルス電流が 神経活動そのものであるが,電流が伝搬する神経の種類とパルス電流の周波数によって感覚が決定 されることは前節でも述べた.式(2.9)からも,膜間電位が入力電流の時空間分布によって決まる ことは明らかであるため,皮膚下電位分布の発生の原理に沿って電極配置と入力電流波形により神 経種類とパルス電流の周波数を変化させることが可能であることが確認できる.

#### **2.3.2** 電極配置による電位分布

皮膚空間に局所的な電流を与えると皮膚下に電位分布が生じる.図2.11(b)に示すように,二つの互いに逆方向に電流が流れる点電極を距離2dだけ離して配置した際の皮膚下電位分布について 説明する.



図 2.11: 電極配置

皮膚を導電率  $\sigma$  の均質導体と考え,電極配置に基づいて電位分布を求める.まず,図 2.11(a) に 示す単体の電極の場合を考え,後に重ね合わせによって (b) の 2 点電極の場合を求める.簡単化の ため以下では均一の無限空間として考える.軸の方向を図 2.11 のように定め,y が正領域のみに おいて電流 i(t) が生じる電界 E を,導体における電流の場のガウスの定理を半径 R の仮想球面に 適用して求める.

$$\boldsymbol{E} = \frac{i(t)}{2\pi\sigma R^2} \frac{\boldsymbol{R}}{R} \tag{2.10}$$

ただし R は電極から半径方向の方向ベクトルで |R| = R である.従って,電極を中心とした電位分布 V(R,t) は式 (2.10) を積分して次式のように求まる.

$$V(R,t) = -\int \boldsymbol{E} \cdot d\boldsymbol{R}$$
(2.11)

$$= -\int \frac{i(t)}{2\pi\sigma R^2} dR \tag{2.12}$$

$$= \frac{i(t)}{2\pi\sigma R} \tag{2.13}$$

図 2.11(b) における 2 点電極配置では,式 (2.13)の  $R = \sqrt{x^2 + y^2 + z^2}$ が電極からの距離であることと電流の方向に注意して,両電極が生じる電圧の重ね合わせを行うと次のように電位分布が求まる.

$$V(x, y, z, t) = -\frac{i(t)}{2\pi\sigma\sqrt{(x-d)^2 + y^2 + z^2}} + \frac{i(t)}{2\pi\sigma\sqrt{(x+d)^2 + y^2 + z^2}}$$
(2.14)

式 (2.14) の x における 2 階微分より Activating Function は次式で表される.

$$\Psi(x,y,z,t) = \frac{\kappa i(t)}{2\pi\sigma} \left( -\frac{2(x-d)^2 - y^2 - z^2}{((x-d)^2 + y^2 + z^2)^{\frac{5}{2}}} + \frac{2(x+d)^2 - y^2 - z^2}{((x+d)^2 + y^2 + z^2)^{\frac{5}{2}}} \right)$$
(2.15)

従って,式 (2.5) と式 (2.15) の比較から電極の配置により決まる Activating Function の空間分 布は次のように得られる.

$$h(x,y,z) = \frac{1}{2\pi\sigma} \left( -\frac{2(x-d)^2 - y^2 - z^2}{((x-d)^2 + y^2 + z^2)^{\frac{5}{2}}} + \frac{2(x+d)^2 - y^2 - z^2}{((x+d)^2 + y^2 + z^2)^{\frac{5}{2}}} \right)$$
(2.16)

ただし,式(2.5)の空間分布はxのみを変数として扱った1次元関数であるが,ここでは電極により3次元空間に電位分布が生じるため3次元関数に拡張している.d = 2mm,z = 0のときについて,Activating Functionの空間分布を示すと図2.12のようになる.yが正領域でのみ式(2.16)が成立することを除けば $y \ge z$ は可換であるため,d = 2mm,y = 0のときについては図2.12のy軸をz軸とみなして全領域を考えればよい.簡便化のため軸索がz = 0の断面に存在するとして考える.すなわち電極の真下に軸索が存在する.



図 2.12: Activating Function の空間分布

図 2.12 からも明らかなように,空間分布 h(x, y, z) は電極直下で最大値及び最小値をとり,正電 極の近傍は負の電位が,負電極の近傍は正の電位が発生することが分かる.従って,陽極電流によ り負の膜間電位が,陰極電流により正の膜間電位が生じる.神経活動は膜間電位が閾値電位を越え ることに起因するため,膜間電位が負となる陽極電流では神経活動は誘発されず,皮膚と並行に伸 びる軸索の刺激は陰極電流によってのみ行えることが分かる.

また,各方向とも空間分布は電極からの距離の3乗に反比例しており,電極から離れるほど急激 に刺激が起こりにくくなることが分かる.従って,皮膚に垂直な方向yに注目すると,深部の軸索 ほど刺激されにくいと考えられる.

#### **2.3.3** 神経の選択刺激

受容器の種類によって軸索の表皮からの深度と伸長方向が異なることと,皮膚下に生じる電位の 空間分布を利用することで各機械受容器の神経を個別に刺激することができる[31].無毛部皮膚の 場合,四つの機械受容器をそれぞれ選択して刺激することになるが,SAII は密度が低いことに加 え,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.従って従来手案されて いる手法[31]も残り三つの受容器に対する選択刺激である.図2.13 に水平方向に伸びる軸索を刺 激する原理を示す.

皮膚と水平方向に軸索が伸びる SAI と RAI を個別に刺激するためには,軸索が存在する深さの 違いを利用して陰極電流による刺激を行う.深さを選択するには,電流量を変化させることで実現 する.SAI モードでは SAI が比較的浅部に存在することから電流量を小さくし,局所的に刺激を 行うことで SAI の軸索のみを刺激する.一方, RAI モードでは軸索が深部に存在することから刺激領域を広げ,電流量を増やすことで刺激を行う.しかし, RAI モードでは浅部の SAI も同時に刺激してしまうことから, RAI のみを選択的に刺激することはできない.



図 2.13: 皮膚に平行方向に伸びる軸索の選択

皮膚に垂直方向に軸索が伸びる RAII は陽極電流を用いることで刺激を行う.軸索が皮膚と垂直方 向 y に伸びる場合では式 (2.14) で表される電位分布を y で 2回微分することで Activating Function を求めることができる.結果的に,発生する Activating Function の極値の極性が陰極電流の場合 と逆になる.従って,垂直方向に伸びる軸索は陽極電流を用いることで刺激することができる.



図 2.14: 皮膚に垂直方向に伸びる軸索の選択

#### 2.3.4 入力電流波形と応答

刺激となる入力電流の周波数とパルス電流の周波数が対応することを確認する.本研究では入力 電流波形には次式で表されるパルス列を用いる.

$$i(t) = \begin{cases} 1 & \text{for } nT \le t \le nT + T_W \\ 0 & \text{otherwise} \end{cases}$$
(2.17)

ただしnは自然数であり,Tはパルスの周期, $T_W$ はパルス幅である.式(2.17)をステップ関数 u(t)を用いて次式で表すことができる.

$$i(t) = \sum_{n=0}^{\infty} \left( u(t - nT) - u(t - nT - T_W) \right)$$
(2.18)

従って,式 (2.18)の時間 t でのラプラス変換  $\hat{i}(s)$  が次のように求まる.

$$\hat{i}(s) = \frac{1}{s} \sum_{n=0}^{\infty} \left( \exp(-nTs) - \exp(-(nT + T_W)s) \right)$$
(2.19)

式 (2.19) を式 (2.9) に代入し,部分分数分解を行う.

$$\widehat{\bar{V}}_{m}(k,s) = \frac{\kappa \bar{h}(k)}{\kappa k^{2} + \tau} \sum_{n=0}^{\infty} \left( \frac{1}{s} - \frac{1}{\kappa k^{2} + \tau + s} \right) \left( \exp\left(-nTs\right) - \exp\left(-\left(nT + T_{W}\right)s\right) \right)$$
(2.20)

式 (2.20)を逆ラプラス変換することで,時間領域での膜間電位  $\bar{V}_m(k,t)$  が求まる.

$$\bar{V}_m(k,t) = \frac{\kappa \bar{h}(k)}{\alpha} \sum_{n=0}^{\infty} \left( \left(1 - \exp\left(-\alpha \beta_n\right)\right) u(\beta_n) - \left(1 - \exp\left(-\alpha \gamma_n\right)\right) u(\gamma_n) \right)$$
(2.21)

ただし , 簡単化のため  $\alpha = \kappa k^2 + \tau$  ,  $\beta_n = t - nT$  ,  $\gamma_n = \beta_n - T_W$  と置いた .

次に,式(2.21)を逆フーリエ変換することで空間領域での膜電位を求める.ここでは, $\bar{h}(k) = 1$ , つまり皮膚空間に関して局所的な刺激を与えた場合 ( $h(x) = \delta(x)$ )を考え,後に分布がある場合との畳み込みによって膜間電位を求める. $\bar{h}(k) = 1$ として,式(2.21)を逆フーリエ変換することで次式で膜間電圧を表すことができる.

$$V_m(x,t) = -2\pi \sqrt{\frac{\kappa}{\tau}} \sin \sqrt{\frac{\tau}{\kappa}} x \sum_{n=0}^{\infty} \left( \left(1 - e^{-2\tau\beta_n}\right) u(\beta_n) - \left(1 - e^{-2\tau\gamma_n}\right) u(\gamma_n) \right)$$
(2.22)

空間分布を考えた膜間電位  $V_m(x,t)$  は電位分布の発生で求めた関数,式 (2.16) と式 (2.22) との 畳み込みで求めることができる.つまり, $-2\pi\sqrt{\kappa/\tau}\sin(\sqrt{\tau/\kappa}x)$  と図 2.12 で表される関数の畳み 込みで電位の空間分布が決まり,軸索の伸長方向である x に関して正弦波が重畳した空間分布とな る.神経固有の値である  $\sqrt{\tau/\kappa}$  は十分大きく,結果的には図 2.12 の電位分布によって活動する神 経が決定される.

式 (2.22) は空間 x と時間 t に関して変数分離されているため, t の関数の項のみに注目して膜間 電位の時間変化を示すと図 2.15(a) のようになる.また, 膜間電位が閾値電位  $V_{th}$  を越えて起こる 神経活動の経時変化を同図 (b) に示している.図 2.15 から神経活動の周期が刺激電流の周期 T で 決まることが分かる.またパルス幅  $T_W$  と T の差が小さい場合, 経時的に電位が増加してある時 刻で常に閾値を超えてしまうことが分かる.神経活動の本質は電位勾配によりチャネルが開くこと によるイオンの流れであるため,常に閾値を越える刺激を与えると膜内電位の変化とイオンチャネ ルの不活性化により活動電位の発生が止まる.従って感覚を感じなくなり,パルス幅と周期の差が 小さい場合に限り,電気刺激によって順応が起こることが説明できる.





# 第3章 触覚生成システム

本章では物体の形状から刺激パターンを決定する方法を提案し,提案手法を実現するためのデバ イスの製作について述べる.システムを構成する各要素ごとに分け原理と機能を説明した後,触覚 ディスプレイとしての実装と特性を示す.

### 3.1 触覚生成システムの構成



図 3.1: システムの構成

コンピュータ周辺機器としての触覚ディスプレイの製作の観点から,コンピュータによる刺激パ ターンの制御が可能な電気刺激装置の製作を目指す.また,位置検出としてコンピュータマウスを 用いることで仮想物体との対話を実現し,マウスポインタを仮想的な指として扱う.図3.1 に触覚 生成システムの構成を示す.システムは大きく分けて下記の三つの要素から構成される.

1. 触覚系の神経活動を模擬し,電気刺激パターンを決定するモデル部(触覚マッピング)

2. コンピュータから指定したパルス電圧波形を発生する通信・信号発生部(信号生成装置)

3. 信号を経皮電気刺激として扱えるパルス電流へと変換し提示する回路・電極部(刺激提示装置)

仮想物体のグラフィックスと触覚マッピングはソフトウェアとして実装されるのに対し,信号生 成装置と電気刺激回路,電極を含むマウスを合わせた触覚ディスプレイはハードウェアとして実装 される.次節ではまず触覚マッピングについて述べ,要求を満たす触覚ディスプレイの設計を示す.

### 3.2 触覚マッピング

本研究の目的は,物体の材質の指標の一つである粗さの提示を行うことである.粗さの知覚は, 指を垂直方向に押す圧力(圧覚)と,指の「なぞり」動作によって圧力が時間的に変化して皮膚が 振動すること(振動覚)によって引き起こされると考えられる.電気刺激によって特定の種類の受 容器を刺激することで圧覚と振動覚を引き起こすが,圧覚の強度変化と振動覚の周期変化を実現す ることで粗さの違いを表現する.刺激の強度は発火頻度に依存するという生理学的な機能と,電気 刺激による神経活動の誘発において刺激の周波数がそのまま神経活動の周波数となるという数理的 な解析から,刺激の周波数で感覚情報を符号化する.以下では生理学的なモデルを考え,任意の曲 面形状と刺激パターンの対応付けについて述べる.

#### 3.2.1 触覚と発火頻度

ヒトは刺激の強度の変化を知覚することができる.受容器の働きにより刺激の強度が神経の発火 頻度にコードされ,発火頻度は機械的刺激の強度に正比例して増加することが知られている.図 3.2 に遅順応受容器における物理的刺激の強度と発火頻度の関係について,先行研究による生理学 的実験の結果を示す[2].



図 3.2: 刺激強度と発火頻度 ([2]Figure21-8 より再構成)

図 3.2 からも発火頻度と刺激強度の関係に正比例の関係が成り立つことが分かる. Adrian の法 則と呼ばれるこの正比例関係は,刺激強度(指の変位)を *p*,発火頻度を *f*(*p*),比例定数を *C* とお くと,次式で表される.

$$f(p) = Cpu(p - p_{th}) \tag{3.1}$$

u(p)はステップ関数であり, $p_{th}$ は感覚が引き起こされる刺激の閾値である.また,発火頻度f(p)が後に述べる順応モデルの初期発火頻度となる.各受容器には反応する刺激の閾値が存在し,閾値

以下の刺激では神経活動は起こらないという全か無の法則が知られている.式(3.1)ではステップ 関数がこの性質を示す.刺激の閾値は機械的刺激の振動周波数によって変化するが中心値は,RAI で0.58µm,RAIIで0.54µm,SAIで1.3µm,SAIIで7.5µm程度である[27].また,式(3.1)によ ると刺激強度が無限大に増えると発火頻度も無限大となるが,実際には受容器によって上限が決 まっている.順応による受容器の不応期から生じる発火頻度の上限であるが,最も高い受容器で は1200Hz程度と言われ,触覚の場合は300Hz程度が上限である[2]ため,後に述べる実装のパラ メータとして考慮する.

### 3.2.2 順応モデル

受容器の順応は実際の神経の働きを模擬する上で必要不可欠である.一定の刺激が加わることで 生じる順応は,日常的には衣服などの装着感が失われることに見られる.逆に刺激に変化がある場 合は順応が起こりにくい.前章で述べたピンアレイによる形状提示を目的とした触覚ディスプレイ では,ピンアレイが振動することによって受容器の順応を抑制することで,明瞭に形状が提示でき る工夫が施されている.それに対してここでは,より現実感を高めるために神経発火の順応モデル を用いた刺激パターンの生成という新たな手法を提案する.電気刺激の順応が数式展開によって説 明できることを前章で述べたが,本研究で扱う刺激のパルス幅は周期に比べて非常に短いため電気 刺激による順応は起こりにくく,機械受容器の本質と異なる.従って機械受容器の本質を模擬した 順応モデルを考え,刺激パターンとして実装する必要がある.



(a) 生理学的実験結果 ([37]Figure 2.2 より再構成)



図 3.3: 発火頻度の経時変化

本研究では,機械受容器の順応モデルとして Ying らが提案する順応モデル [36] を採用する.順応モデルによると,時間 t に依存する神経発火頻度を f(t),初期発火頻度  $f_{init}$ ,最終安定発火頻度を  $f_{ss}$ ,順応時定数を  $\tau_{adap}$  として定刺激時の発火頻度の経時変化は次式で得られる.

$$f(t) = f_{ss} + (f_{init} - f_{ss}) \exp(-t/\tau_{adap})$$
(3.2)

図 3.3(a) に順応における過去の生理学実験の結果 [37] を,同図(b) に発火順応モデルのグラフ を示す.両者を一致させるよう実験的数値に基づいて各パラメータを決定する必要がある.初期発 火頻度 f<sub>init</sub> は式 (3.1) で与えられる刺激の周波数である.機械受容器の種類と刺激強度によって 異なるの順応時定数  $\tau_{adap}$  の扱いについては次で述べる.また,最終安定発火頻度 f<sub>ss</sub> は初期発火 頻度と順応時定数に比例する.



3.2.3 物体形状と刺激パターン

図 3.4: 物体形状と刺激パターン

図 3.4 に本研究で提案する刺激パターン生成の概略を示す.平面座標  $(x, y) \in \mathbf{R}$ において,曲面 h(x, y)の物体表面を指でなぞる際,ある基準面からの高さで皮膚に変位が生じる.基準面の高さ  $h_{base}(x, y)$ は指の位置  $(x_f, y_f)$ によって変化し,指が接触している領域  $S \in [-a + x_f, a + x_f] \times [-b + y_f, b + y_f]$ の凹凸の高低と指を押しつける圧力によって決まる.ただしa,bはx,y方向の 接触面積の広がりを表す.

一定の力 P で指を押しつけて物体表面をなぞる運動を考えた場合,指を反発係数 k の弾性体と 仮定すると最大で P/k の皮膚変位が起こり得るため,基準面の高さが次式で表される.

$$h_{base}(x,y) = \max_{(x,y)\in S}(h(x,y)) - \frac{P}{k}$$
(3.3)

従って,物体をなぞることで指に与えられる変位を刺激の強度 p(t) そのものと考えると, x, y を 共に時間 t の関数と考えて次式が成立する.

$$p(x(t), y(t)) = h(x(t), y(t)) - h_{base}(x(t), y(t))$$
(3.4)

$$= h(x(t), y(t)) - \max_{(x,y)\in S} (h(x(t), y(t))) + \frac{P}{k}$$
(3.5)

物体表面上を動く指の位置を時間 t の関数  $p(x_f(t), y_f(t))$  と書き換えることで,式 (3.1),(3.2),(3.5) より発火頻度 f(t) を表現する.まず,前段階として順応が引き起こされる段階を考える.順応は 刺激強度に変化がない場合に起こるため, $p(x_f(t), y_f(t))$ の時間微分が 0 となる間に順応が起こる. 従って,次の 2 値化関数 B(t) を導入する.

$$B(t) = \begin{cases} 0 & \text{if } \frac{dp(x(t), y(t))}{dt} = 0\\ 1 & \text{otherwise} \end{cases}$$
(3.6)

式 (3.6) は時系列に沿って指の変位の変化を 2 値化したものであるが,  $1 \rightarrow 0$  の時間で順応が始まり,  $0 \rightarrow 1$ の時間で順応が終わることを意味する. 従って順応が開始する時間を表す関数 g(t) が次式で表される.

$$g(t) = \begin{cases} t & \text{if } \frac{dB(t_1)}{dt} > 0\\ t_1 & \text{otherwise} \end{cases}$$
(3.7)

また,順応は指の変位が経時的に変化しない場合に起こると考えたため,圧覚を引き起こす受容器の順応のみを考慮して SAI の順応特性のパラメータを用いる.圧覚の順応時間は刺激の強度に比例し,刺激面積に逆比例するとされる [2].従って刺激面積をS = |S|,比例定数を $\lambda$ とすると,順応時定数 $\tau_{adap}$ は次式で得られる.

$$\tau_{adap} = \frac{\lambda p(x(t), y(t))}{S}$$
(3.8)

式 (3.1) から式 (3.8) までを総合して,表面形状が曲面 h(x, y) で表現される物体をなぞった時の 任意の時刻 t における刺激パターンを表現することができる.

$$f(t) = \begin{cases} f_{ss} + (Cp(x(t), y(t)) - f_{ss}) \exp\left(\frac{-S(t - g(t))}{\lambda p(x(t), y(t))}\right) u(p - p_{th}) & \text{if } B(t) = 0\\ Cp(x(t), y(t))u(p - p_{th}) & \text{otherwise} \end{cases}$$
(3.9)

コンピュータプログラムでは,仮想物体の表面形状の生成に加えて式 (3.9) で得られる周波数情報を 触覚ディスプレイに送信することになる.また,位置計測により仮想空間上の指の位置  $(x_f(t), y_f(t))$ を取得することで,仮想物体との対話を実現する.

## 3.3 信号生成装置の製作



図 3.5: 信号生成装置の構成

信号生成装置の構成を図 3.5 に示す.信号生成装置は,USB(Universal Serial Bus) 通信や SPI (Serial Peripheral Interface) 通信に関する制御を行う USB コントローラ,USB コントローラとの 通信とシリアルデータの出力を行う PIC(Peripheral Interface Controller),シリアルデータに基づ いてパルス列を発生する CPLD(Complex Programmable Logic Divice) から構成される.信号生 成装置の機能は USB 通信によってコンピュータから送信される周波数データと内部に保持したパ ルス幅データに基づいて,要求されたパルス波形を生成することである.以下では,処理の流れを コンピュータとのデータ通信と信号の生成の2段階に分け,説明を行う.

### 3.3.1 データ通信

コンピュータによる刺激パターンの制御を行うためにコンピュータとデータ通信が可能な装置の 設計を行う.データ通信の一種である USB 通信は,コンピュータを中心とする周辺機器を1種類 のインターフェースで統一して接続できるようにすることを目的とした高速シリアル通信規格であ る [38].かつてはシリアル通信の標準であった RS232C に取って代わり,現在では大部分のデバイ スが USB で接続できる.USB 通信はデバイスの利用としての便利さに長けているが,処理構造の 複雑さから製作が難しいとされる [39].しかし,汎用デバイス製作という観点から本研究では USB 通信を用いたコンピュータ制御を目指す.ここではシリアル通信の基礎を踏まえてコンピュータに 近い順からデータ通信の実現手段について述べる.

#### デバイスと接続と設定

USB 通信はデバイスをコンピュータに接続することから始まる.USB デバイスの接続の容易性 はプラグ&プレイにより実現される.図3.6に示すように,プラグ&プレイは物理的なケーブルの 接続から始まり,ホスト側とデバイス側で相互に情報を転送しながらデバイス固有の情報(デバイ スディスクリプタ)をホスト側に知らせ,デバイス状態の設定(コンフィギュレーション)を行う. プラグ&プレイは下記の4段階に分けることができる.

1. USB ケーブルの接続

ホストとなるコンピュータのコネクタに USB ケーブルが接続され, USB バスのライン *D*+ か *D*- のいずれかが 3.3V になることでコンピュータはデバイスの接続を検出する.

2. リセット

ホストが接続を検知すると,一定時間以上 D+・D-の両方を Low にし,リセット信号を 出力する.デバイスはリセット信号を検出して内部リセットを実行し,Default 状態となる. Default 状態とは,パイプ0でアドレス0を使ったデータ転送が可能な状態のことである.

3. アドレス指定

ホストは,デバイス内に保持している「デバイスディスクリプタ」の情報の転送を要求し, 受信することでデバイスの確認をする.さらに,ホストがデバイスに新しいアドレス取得の 要求を行うことで以後の通信アドレスとして使用する.

4. コンフィギュレーション

ホストは再度ディスクリプタの情報を要求し,デバイスは要求に応じて ID コードなどの情報を返送する.ホストは ID コードに基づいてドライバを探し,ドライバの起動に成功する と改めてデバイスのコンフィギュレーション番号を指定し,デバイスが Configured 状態となる.以降はコンフィギュレーションで定義された内容に基づいて通信動作が可能となる.



図 3.6: プラグ&プレイ

実装に際して,プラグ&プレイの手順は PIC にプログラムすることになる.デバイスの接続と 同時に USB コントローラを介してプロトコルを実行し,デバイスの認識と設定を行う. USB 通信

通信される実際のデータは,フレームと呼ばれる転送単位で通信される.フレームは1ms周期で 繰り返し転送され,全てのデータがフレーム中でやり取りされる.USB 通信の中で通信される最 小単位のことをパケットといい,ホストによって各デバイスに転送時間が割り当てられる.また, パケットが複数通信されて意味のあるデータ転送の単位となったものをトランザクション呼ぶ.フ レームの構造は,図3.7に示すように,SOF(Start of Frame)と呼ばれるパケットで始まる複数の トランザクションから成り立つ.



図 3.7: USB 転送の構成

シリアル通信ではデータを1ビットずつ逐次に送信するためデータ量と転送速度のトレードオフ の関係にある.従って USB 通信では,データ量と要求される転送速度に応じて転送モードを選択 することができる.転送モードにはバルク・インタラプト・アイソクロナス・コントロール転送の 四つが存在し,ホストが各デバイスに割り当てる転送周期と時間の違いによって区別する.

実装に際して,転送モードはバルク転送を利用する.バルク転送は大容量のデータを一括して 送信する信頼度の高い転送モードである.デバイスディスクリプタと呼ばれる通信に使うパイプ とFIFO(First In First Out)バッファについて定義したデバイス固有の設定情報の中でモードを指 定し,デバイスに実装する.また,データの流れは全てコンピュータに内蔵されたハードウェアと USB コントローラの間で自動的に行われる.

#### SPI 通信

USB コントローラと PIC 間のデータ通信は SPI 通信により実現する. SPI 通信とはデータ出力 信号 SDO,データ入力信号 SDI,クロック信号 SCK の三つの信号で通信する3線式の同期式シリ アル通信のことである.図 3.8 に SPI 通信の原理を示す.

SPI 通信は環状に接続された二つのシフトレジスタの間をシリアル通信するマスタ・スレーブ型の通信方式である.USB コントローラと PIC 間のデータ通信の場合, USB コントローラがマスタで PIC がスレーブである.送信出力部は,パラレル/シリアル変換型のシフトレジスタにより構成

され,マスタが生成するシフトクロック SCK によってパラレルデータをシリアルデータに変換する.一方受信部では,シリアル/パラレル変換型のシフトレジスタで構成され,送信側からのシリアル信号を SCK でサンプリングすることでパラレルデータに変換する.マスタが生成する SCK はスレープと共有され,同期が行われる.マスタ,スレープ共に,SCK により同時に送受信が起こり,1ビットの入力に対し1ビットの出力が行われる.



図 3.8: SPI 通信の原理

実装方法として, SPI 通信を実現するための機能を備えている USB コントローラ (USBN9604) を用いる. USB コントローラと PIC が SPI 通信によってデータのやり取りをすることになるため, PIC にプロトコルを記述する必要がある [40].

#### データ通信の実装

CPLD にシリアルデータを送信するまでの段階において,まずコンピュータとの USB 通信は USB コントローラにより実現した.次に,PIC と USB コントローラの間は SPI 通信によりデー タ転送を行うため,PIC のプログラムには SPI 通信の概念に基づいて USB コントローラのシフト レジスタにアクセスするプロトコルを記述した.PIC は USB コントローラとの SPI 通信によって バッファに格納したデータを,シリアル信号に変換して CPLD に転送する.

機能的な要求を満たす PIC として, PIC16F876 を用いた. PIC のプログラムにはメモリデータ をシリアルデータとして転送するよう,扱うデータのパイプラインに処理を記述した. PIC のプ ログラムは C 言語で記述し,マイクロチップ社の開発環境 MPLAB IDE に統合した CCS 社の C 言語コンパイラ PWC によりコンパイルを行った.また,PIC の書き込みには秋月電子通商製の AKI-PIC プログラマを用いた.図 3.9 に使用した PIC プログラマを示す.

またコンピュータ側のドライバとして,柏野が開発した USB 汎用ドライバ [41] を利用した.USB 汎用ドライバによって,標準ライブラリである Windows API による USB デバイスへのアクセス が可能となった.



図 3.9: PIC プログラマ

#### 3.3.2 パルス信号の生成

小型化及び開発と修正の容易性の観点からパルス信号の生成に CPLD を用いる. CPLD とは内 部論理回路を定義・変更できる大規模集積回路であり, 内部バスで接続された複数の小規模集積回 路である PLD(1マクロセル) から構成される.内部論理回路はソフトウェア同様に様々な開発言 語を用いて作成することができる.

CPLD 上にシリアルデータに基づいたパルス信号の生成という機能を実現するためのプログラムを実装し,論理回路を構成する.シリアルデータに基づいてパルス信号を生成するアルゴリズムと出力を図 3.10 に示す. *A* が振幅データ, *B* が周期のデータであるため*A* < *B* が成り立つ.コンパレータ1からの出力を反転したものが電気刺激回路への出力となるが,以下の手順で振幅と周期データに基づいたパルス信号を出力する.



(a) パルス信号生成のアルゴリズム

(b) 出力信号



- 1. カウンタC = 0から始めて,シフトレジスタ1の値Aとカウンタの値Cが $A \leq C$ の間は Lowを出力する.
- 2. *C* が *A* 以上になると出力は Low に落ち,シフトレジスタ 2 の値 *B* に対して *C* = *B* まで High を保持する.
- 3. C = B でコンパレータ 2 が High を出力し,カウンタがリセットされるため再び  $A \leq C$  が 成立し,出力が Low となる.
- 4.1-3の手順を繰り返し,常時指定された振幅と周期に基づいてパルス信号を生成する.

また,カウンタは clock 信号により動作する.さらに,sdata のシフトレジスタ2へのセットも clock 信号に同期して行われる.シフトレジスタ2の書き込み中は動作が不安定となるため,sdata の送信中のみ Low となる enable 信号を検出すると,強制的にコンパレータ1の出力を High にす る.また,sdata の転送が終了すると同時に hilo 信号を High にすることでカウンタをリセットし, 安定化を行っている.さらに,0Hz(常時 High 状態)が原理的に不可能であるため,0Hz は hilo を High とするよう PIC 側にプログラムする必要がある.実際には clock 信号を 2MHz とし,各シフ トレジスタを 20 ビットとしたため,2MHz の分解能で 1.9Hz から 2MHz までの周波数が原理的に 実現可能である.また,1.9Hz 以下の周波数はシリアルデータを送るタイミングで実現する.



#### 図 3.11: CPLD ライタ

本研究で使用する CPLD である XILINX 製の XC95108-15PC84C は, CPLD 開発ツール (Xilinx Project Navigator) が用意されており,開発言語 VHDL(Very high speed integrated circuit Hardware Description Language) により回路の設計が可能である [42]. プログラムでは,機能を実現す るためのアルゴリズムを実装し,コンパイラにより機械言語に変換した.プログラムの書き込み には CPLD ライタである HUMANDATA 社製の XILINX 対応ダウンロードケーブル XCKIT(R2) を用いて JTAG ピンを用いて行った.図 3.11 に CPLD ライタを示す.

### 3.4 刺激提示装置の製作

刺激提示装置は,入力されたパルス電圧を経皮電気刺激として扱える信号へと変換する回路(電気刺激回路)と提示部に接触させる電極を含む.回路部では,まず電圧を電流に変換し,次に高インピーダンスである皮膚に電流を流すために昇圧を行う.電極部では,神経選択刺激に基づいた空間配置と,脂腹部への刺激提示を目指してコンピュータマウスのホイール部への取り付けを行う.

#### 3.4.1 電気刺激装置



図 3.12: 電気刺激回路

図 3.12 に電気刺激回路の回路図を示す.電圧を電流に変換するために,オペアンプとパワート ランジスタを用いて電圧電流変換器 (V-I Converter) を設計する.また,ヒトの皮膚抵抗が高いた め,知覚できる電流を流すためには高電圧を加える必要がある.電圧電流変換器によって得られる 出力電圧は入力電圧とオペアンプを駆動する電圧で決まるが,入手が容易な汎用オペアンプでは電 圧の要求を満たすことができない.従って,電流量を保証したまま高入力インピーダンスの負荷 (人体)に電流を流すためにはカレントミラー回路 (Current Mirror Circuit) を用いている.

#### 電圧電流変換器

ボルテージフォロワ回路と呼ばれるオペアンプとパワートランジスタを用いた電圧電流変換器を 図 3.13 に示す.ボルテージフォロワ回路において,入力電圧により出力電流が制御できることを 説明する [43].

出力電圧  $e_0$  と FET のソース電流である出力電流  $i_E$  の関係はオペアンプの利得を A とすると次のように求まる.

$$e_0 = R_E i_E = A(e_i - R_E i_E) \tag{3.10}$$

式 (3.10)を整理して,出力電流 i<sub>E</sub> について解くことで次式を得る.

$$i_E = \frac{A}{A+1} \frac{e_i}{R_E} \tag{3.11}$$

理想的なオペアンプの特性  $A \gg 1$  用いて,式 (3.11)を書き換え,入出力の関係式が得られる.

$$i_E = \frac{e_i}{R_E} \tag{3.12}$$

R<sub>E</sub> は負荷抵抗で一定であることから,出力電流 i<sub>E</sub> を入力電圧 e<sub>i</sub> で制御できることが分かる. 実際には FET のドレイン電流が電気刺激に用いる電流と等しくなるが,ソース電流とドレイン電流の差が極めて小さいことから,入力電圧で刺激電流を制御することができる.



図 3.13: ボルテージフォロワ

カレントミラー回路

カレントミラー回路とは,入力電流と出力電流が等しく,回路の入力側を鏡に映したように出力 側に電流を流すことができる回路である.本論文では特にベース補償型カレントミラー回路の原理 について述べ,電気刺激回路としての利用を示す.図3.14 に NPN トランジスタを用いたベース補 償型カレントミラー回路を示す.PNP トランジスタの場合は電流の向きが逆になるが,原理は同 じである.

全てのトランジスタ Tr1, Tr2, Tr3 の特性が等く,電流増幅率が A であるとし,入力電流  $I_{in}$ と出力電流  $I_{out} = I_{C2}$ )の関係を導く. Tr1 と Tr2 のベース・エミッタ間電圧  $V_{BE1}$ ,  $V_{BE2}$  が等いため, Tr1 と Tr2 のベース電流は等しい  $(I_{B1} = I_{B2})$ . 従って,両者のコレクタ電流も等しくなり,次式が成り立つ.

$$I_{C1} = I_{C2} = AI_{B1} \tag{3.13}$$

また,点Zにおいてキルヒホッフの第一法則より,次式が得られる.

$$I_{E3} = 2I_{B1} \tag{3.14}$$

Tr3 に着目するとトランジスタの特性と式 (3.14) から,次のように書き換えられる.

$$I_{C3} = (A+1)I_{B3} = 2I_{B1} \tag{3.15}$$

式 (3.15) を I<sub>B3</sub> について解く.

$$I_{B3} = \frac{2}{A+1} I_{B1} \tag{3.16}$$

また入力電流 Iin について, キルヒホッフの第一法則より次式が成り立つ.

$$I_{in} = I_{C1} + I_{B3} \tag{3.17}$$

式 (3.17) に式 (3.16) を代入し,次式を得る.

$$I_{in} = I_{C1} + \frac{2}{A+1}I_{B1} \tag{3.18}$$

従って,式(3.18)に式(3.13)を代入して整理すると,入出力の関係式は次式で表される.

$$I_{in} = \left(1 + \frac{2}{A^2 + A}\right) I_{out} \tag{3.19}$$

理想的なオペアンプの特性  $A \gg 1$ を用いて,式 (3.19) は次式のように書き換えることができ, 入力電流と出力電流が等しいことが分かる.

$$I_{in} = I_{out} \tag{3.20}$$



図 3.14: ベース補償型カレントミラー回路

ー般的なカレントミラー回路では, Tr3 を用いず接点 Z と Tr1 のコレクタを短絡しているため, 式 (3.17)における  $I_{B3}$  が大きくなり入出力の誤差が大きい.ベース補償型では, Tr3 の存在で入 力側に流れる電流  $I_{B3}$  を小さくし,入出力の誤差を減らしている.また,コレクタエミッタ間電 圧  $V_{CE}$  が飽和電圧を越えると,コレクタ電流が  $V_{CE}$  の増加に伴って増加し,ベース電流によって 制御できなくなる (アーリー効果).従って,式(3.20)は厳密には成立しなくなるが,抵抗 R1, R2の存在によって,  $V_{CE}$  を小さくしてアーリー効果を防止している.

負荷入力インピーダンスとカレントミラー回路の出力電流によってオームの法則が成り立つ.皮 膚抵抗のような高い負荷入力インピーダンスの場合,カレントミラー回路の出力端子に高電圧が 要求される [44],[45].しかし,昇圧電源 $V_p$ が要求電圧より低い場合は回路の動作が不安定になる. 実際の回路では $V_p$ を 250V とすることで出力端子に生じる電圧を昇圧しているが,電極の構成に 基づいた具体的な $V_p$ の決定方法は次節で述べる.

#### 3.4.2 電極部の構成

電気刺激を用いた触覚ディスプレイにおいて,電極の設計は触覚の生成に重要な役割を果たす [46]-[48].また,空間的な分布と刺激する神経を決定する電極の構造は提示する感覚にも影響を与 えることを前章の電気刺激の理論で確認した.提案する手法では仮想物体の空間的な形状を提示す るというよりは,物体表面をなぞった際の圧覚と振動による表面材質の粗さの提示を目的としてい る.従って多数の電極をアレイ状に並べる必要はない.圧覚と振動を生じさせるためには,圧覚 を生じる SAI モードと比較的低い周期の振動覚を生じる RAII モードの組合せによる刺激を行う. SAI モードは陰極電流による刺激で,RAII モードは陽極電流による刺激であるため両者を同時に 扱う必要がある.Activating Function の空間分布(図 2.12)より,空間的な形状の提示を無視する と,正極と負極の2点電極によって同時に両者の実現が可能である.電極配置の影響は電極間の距 離を近くすることで軽減できるが,本研究では2点弁別が可能な最小分解能である2mm 程度の距 離で配置することで解決する.両電極は指を横断する方向に並べて,刺激の提示を行う.図 3.15 に電極周辺の構成を示す.



#### 図 3.15: 出力部の構成

前章で電気刺激の問題点として安全と感覚の安定化を挙げた.ヒトが痛覚なく電気刺激の知覚を 起こすためには 2-5mA の電流が必要である [27].指先の皮膚抵抗 20 – 30k $\Omega$ /mm<sup>2</sup> と 1mm<sup>2</sup> 程度 の電極面積を考え,  $V_p$  を 250V 程度として接地抵抗  $R_E = 30$ k $\Omega$  との分圧によって電流を流す.安 全を考慮して電極付近に皮膚と直列になるよう抵抗  $R_S = 94$ k $\Omega$  を接続している.従って,人体に 流れる電流は仮りに皮膚抵抗が 0 $\Omega$  となっても最大で 2.7mA の電流しか流れない.実際には,抵 抗  $R_E$  と,  $R_S$  及び皮膚抵抗の直列抵抗の分流により 2mA 程度の電流が最大となり,人体に過大 な負荷を与えることはない.

最終的なコンピュータグラフィックスとの対話性を考え,直感的な操作ができるよう電極をマウ スのホイール部に取り付ける.ユーザは電極部に中指または人差指の腹部を接触させた状態でマ ウスを操作する.アプリケーションではコンピュータ上で表示されるマウスカーソルが仮想的な 「指」となって操作に対応する刺激が指の接触部に提示される.

## 3.5 マウス型触覚ディスプレイ



図 3.16: マウス型触覚ディスプレイ

製作した触覚ディスプレイを図 3.16 に示す.回路部を一つの箱にまとめ,マウスの USB 信号線 と電極線を1本の5線式シールド線として操作部と回路部を接続した.コンピュータとのデータ通 信は,マウスとディスプレイの独立した2本の USB ケーブルを接続して実現した.回路部には信 号生成装置と電気刺激回路が含まれるが,両者の構造と機能について以下で述べる.



#### 3.5.1 信号生成装置

図 3.17: 信号生成装置

3.2 節で述べた信号生成装置について,製作した回路を図 3.17 に示す.装置は USB ケーブルを 介してコンピュータに接続され,USB の 5V 電源により回路を駆動する.出力信号は電気刺激回 路の入力として用いられる.製作を行った信号生成装置の仕様を表 3.1 に示す.表 3.1 において, 使用する周波数は 300Hz 以内,パルス幅は 200µs であるため要求を十分に満たしている.さらに ヒトの電気刺激知覚におけるサンプリング周期よりも装置の周期分解能は十分に高い.また,S/N 比の大きさから雑音が知覚に変動がない程度であることが分かる.しかし,動作周波数が十分でな いため装置へ周波数情報を転送する速度が速すぎると誤作動を起こす可能性があると考えられる. 従ってマウスを動かす速度に制限が生じる.

表	3.1:	信号生成装置の低	土梎

項目	測定結果
出力周波数範囲	0-2MHz
パルス幅・周期分解能	500ns(0-2Hz <b>を除く</b> )
m S/N $ m tt$	27.6 dB
動作周波数	$20 \mathrm{kHz}$

#### 3.5.2 電気刺激回路



図 3.18: 電気刺激回路

3.3 節で述べた電気刺激回路に関して,製作した回路を図3.18 に示す.オペアンプの駆動電源で ある±10Vの電源は,商用電源から生成して供給している.また250Vの高圧電源は,10Vの電圧 を直流電圧変換器を用いて昇圧し,生成している.電気刺激回路はパルス入力専用である.正弦波 を入力するとトランジスタの特性上入力に比例した出力電圧は得られない.従って,回路の周波数 特性を調べるために最大値5V,最小値0Vのパルス電圧を入力として用いて,出力波形の振幅と 位相特性について測定を行った.また,負荷抵抗として皮膚抵抗と同程度の30kΩの抵抗を用いた.



図 3.19: 周波数特性

振幅周波数特性を図 3.19(a) に,位相周波数特性を同図 (b) に示す.図 3.19(a) から帯域遮断周 波数 f<sub>c</sub> を求めると 100kHz である.これは回路に使用したオペアンプの周波数特性によって決定 された特性である.100kHz 以下の周波数では振幅に変化が見られないため,周波数に依存せず常 に一定の電流量の刺激を与えられることが分かる.従って提案する触覚生成システムとしての利用 を目的とした際,周波数範囲は 300Hz 以下となるため,周波数特性は要求を満たす電気刺激を生 成できることを示している.

# 第4章 粗さ表現システムの実装と検証

前章で提案した触覚マッピングをコンピュータに実装し,視覚と統合した粗さの提示システムを 構築した.粗さ表現という目的を達成するために異なる粗さの面を複数生成し,製作した触覚ディ スプレイを用いて被験者実験を行った.以下では,システムの実装方法および粗さ識別の評価につ いて述べ,次に触覚マッピングの有効性を検証するための被験者実験の結果を示す.

## 4.1 視覚統合アプリケーション



図 4.1: 触覚ディスプレイシステム

本研究で製作した触覚ディスプレイの応用例として,図4.1 に示す視覚との統合システムを実装 した.ユーザはコンピュータグラフィックスとして表示された任意の粗さの曲面上をマウスポイン タで走査した際に,表面の凹凸に応じた刺激を触覚ディスプレイを介して指先に提示することで, 表面をなぞる際の触覚を得ることができることを目的としている.実装に際して,各パラメータの 選定を行い,グラフィックスとして表示する曲面形状を決定する必要がある.本節では,システム の実装に際した使用機器の特性及びパラメータの決定と,粗さの指標を導入して曲面を生成する過 程について述べる.

#### 4.1.1 システムの実装

プログラムは C 言語により記述し,画像の表示としてグラフィックスライブラリ OpenGL を用いた.また,実装に用いたコンピュータの仕様を表 4.1 に示す.

項目	性能				
OS Microsoft Windows XP Professional Edition					
CPU	Intel(R), Xeon(TM), $3.2$ GHz $\times 2(2$ CPU)				
Memorry	3GB				
Graphic Board	ATI Technologies, Radeon X1900 Series, 512MB				

表 4.1: コンピュータの仕様

実装に際して,各パラメータを決定する必要がある.刺激強度と発火頻度の比例定数Cは,前 章で述べた生理学的データに基づいてC = 40Hz/mm と定める.指の探索面に押しつける圧力Pと指の反発係数kによって決まる皮膚の最大変位P/kは,ヒトの受け得る刺激強度の上限7.5mm を考慮して中程度の刺激となるようP/k = 5mm と定める.刺激の閾値 $p_{th}$ は $p_{th} = 1\mu$ m と設定 し,皮膚の接触面積Sを電極の配置からS = 4mm×4mm=16mm<sup>2</sup>とする.順応時間を決定する 定数 $\lambda$ は遅順応の受容器の順応時間を考えて $\lambda = 25$ s/mm とする.パラメータの設定を表4.2に示 す.また,装置を使用する前に各ユーザに応じて刺激電流量のキャリブレーションを行う必要があ る.触覚ディスプレイの使用開始時に,刺激電流量を0mA から始め,トリマで電流量を調節しな がら明瞭な刺激を感じた電流量を各個人の常用電流量として設定する.パルス幅は200 $\mu$ s とする.

衣 4.2: ハノハータの記	
要素	設定値
刺激強度に関する比例定数 C	40Hz/mm
皮膚最大変位 P/k	$5 \mathrm{mm}$
刺激閾値 $p_{th}$	$1 \mu { m m}$
接触面積 S	$16 \mathrm{mm}^2$
順応時間に関する比例定数 $\lambda$	$25 \mathrm{s/mm}$

表 4.2: パラメータの設定

刺激パターンの更新時はマウスポインタの位置を取得する関数の実行時に同期させた.従って, ポインタ位置の取得のサンプリング時間は,ユーザの操作に制限を生じる.ポインタ取得のサンプ リング時間を計測したところ,500回の平均で11.5msであった.電気刺激に関しては,ヒトが遅 延を感じる時間間隔が15ms程度であるため[20],違和感なく刺激を提示することができると考え られる.このサンプリング時間は,開発した触覚ディスプレイの最高サンプリング時間50µsより も長く,正常に動作させることができる.また,全てのピクセルの情報を欠落なく提示するために は,サンプリング時間からマウスポインタの速度の上限が90pixel/s程度でなければならないが, ヒトの電気刺激におけるサンプリング時間と空間分解能を考慮すると全てのピクセル情報を提示す る必要はなく,上限をさらに大きくできることが分かる.

### 4.1.2 ブラウン曲面による粗さ表現



図 4.2: 粗さの表現

図 4.2 に示すように,物体表面の粗さは,表面の高さに関する中心断面からのずれの総量と最大値,変化率から決まる.従って,これらの三つの指標を総合した新たな指標を粗さの度合として導入することで表面形状の分類を考える.

ブラウン曲面は山などの複雑な自然物の形状をコンピュータグラフィックスで効果的に表現するために用いられる自己相似性のある曲面である [49],[50].自己相似性とは,有限次元の実ベクトル値確率過程  $Z(t): t \ge 0$ が,あるH > 0と任意の正の数aに対して次式で表される過程を満たす性質をいう.

$$\{Z(at): t \ge 0\} \cong \{a^H Z(t): t \ge 0\}$$
(4.1)

Hをハースト定数と呼び,値が大きいほど標本関数のバラツキが大きくなる.ハースト定数Hのブラウン曲面は,次に示す指数Hのブラウン運動の性質をもつ確率過程 $(X(t): \mathbf{R}^2 \to \mathbf{R})$ の考えに基づいている.

- 確率1でX(0) = 0,かつX(t)は連続である.
- 任意の正の実数 t, s に対して,全ての増分 X(t+s) X(s) は平均 0,分散 t<sup>2H</sup>の正規分布 に従う (0 < H < 1).</li>

ブラウン運動は任意の時間区間に無限の不連続点を持ち,任意の隣接する2点間の飛躍幅がハースト定数によって決まる.ハースト定数Hは1に近いほど自己相似性が高く,飛躍幅は小さくなる.飛躍幅が小さいとは,隣接する2点間の高さの差が小さいということであり,中心線からのずれの総量と最大値,変化率全てが低度の値をとると考えられる.従って,三つの粗さの指標をハースト定数を用いて総合して表現することができる.本研究では,ハースト定数を用いて粗さの度合RHSをRHS:=1-Hと定義する.

コンピュータグラフィックスとしてブラウン曲面を表示するために、ブラウン運動の考えを曲面 に応用し確率数学的に曲面を生成する、ブラウン曲面を生成するアルゴリズム[11]を以下に示す。 曲面  $X_H(x,y): (x,y) \in [0,1] \times [0,1]$  に関して,

- 1.  $X_H(0,0) = 0$  とし,  $X_H(0,1)$ ,  $X_H(1,0)$ ,  $X_H(1,1)$  をそれぞれ期待値 0, 分散 1 の独立正規 分布から無作為に抽出する(4隅の決定).
- 2. 整数 (i,j) を (1,1) から始め,面の分割数を N とすると (N,N) まで  $X_H(k2^{-i},l2^{-j})$ の抽出 を期待値  $\mu_{ijkl}$ ,分散  $\sigma_{ij}$ の独立正規分布に従って繰り返す (面の分割). ただし,k,lは奇数であり, $0 \le k \le 2^i$ , $0 \le l \le 2^j$ を満たす整数である.また,期待値  $\mu_{iikl}$ , 分散  $\sigma_{ij}$ は  $n_k = k2^{-i}$ ,  $n_l = l2^{-j}$ とおいて, それぞれ次式により表される.

$$\mu_{ijkl} = \frac{X_H(n_{k-1}, n_{l-1}) + X_H(n_{k-1}, n_{l+1}) + X_H(n_{k+1}, n_{l-1}) + X_H(n_{k+1}, n_{l+1})}{4}$$
(4.2)

$$\sigma_{ij} = 2^{-H(i+j)} \tag{4.3}$$

3. 関数 X<sub>H</sub>(x, y) の連続性から格子間を補間することで,曲面が一意に決定される(格子間補間).



(a) RHS = 0.9



(b) RHS = 0.1

図 4.3: ブラウン曲面

本手法により生成されたブラウン曲面を図 4.3 に示す.図 4.3 から,粗さの指標 RHS が大きい 程形状の表面凹凸のバラツキが大きくなることが分かる.また先行研究として,力覚デバイスを用 いてペン先で仮想空間のブラウン曲面を探索することで, RHS が大きい場合に粗さの度合が大き いと知覚されることが示されており,粗さの力知覚と RHS には強い相関があることが知られてい る[51]. 力知覚同様に粗さの触知覚と RHS の相関を仮定し,提案する触覚生成手法の有効性を検 証する.次節では被験者実験に基づき,本研究の目的である粗さ識別の評価について述べる.

#### 粗さ識別の被験者実験 4.2

開発した触覚ディスプレイを用いて,触覚による粗さ識別の被験者実験を行う.実験の様子を 図 4.4 に示す. 被験者は電極に脂腹部を接触させ, 要求されたマウス操作により能動的な物体探索 [52] を行う.実験中は被験者側のモニタには何も出力せず,触覚のみによる評価を要求する.また, 測定者は刺激パターンを常に観測しながらキーボード操作により実験を進める.次節で述べる二つの実験についても同様の環境で実験を行う.粗さ識別の被験者実験では,粗さの触知覚と形状的な粗さの度合 RHS に相関があると仮定し,プラウン曲面を用いる.提案システムが曲面形状に応じた触覚生成に成功しているならば,ユーザは形状の異なる曲面を識別し,質感の違いを答えることができる.被験者実験の結果から RHS と触知覚される粗さの度合の相関を示すことができれば,提案システムにより RHS を指標とした粗さの触覚生成が可能であるといえる.両者の関係性を調べるため,被験者実験の結果から統計的な処理を行うことで有意性の検証を行う.



図 4.4: 実験風景

#### 4.2.1 実験プロトコル

ヒトの五感で品質を評価することを官能評価という [53].本研究で扱う物体の粗さや圧覚を評価 する作業も官能評価であり,粗さや圧覚が品質にあたる.被験者実験を行い,得られたデータを統 計的手法に従って処理することで品質を評価することができる.

経験的に,知覚される粗さの順位付けの判断は困難であると考えられる.複数の試料を比較する とき,全ての試料を一度に順位付けすることが困難な場合は,複数の中から2個ずつ試料を取り出 して対に比較し,全ての組合せの結果を総合して最終的に全体の試料を評価する.一対比較法とい うこの手法は様々な種類に分類されるが,粗さの比較として差の程度を評価点で表すシェッフェの 一対比較法を用いることで順列を調べる.母体数を増やすために,シェッフェの一対比較法のうち 中屋の変法を利用して,比較順序は考えず,かつ被験者が往復判断を許す方法で全組合せを1回ず つ比較する.

中屋の変法に従った粗さ認識の実験の準備段階として,試料となる粗さの度合 *RHS* を 1.00, 0.75, 0.50, 0.25, 0.00 の 5 パターンに分け順列を無視した 2 個ずつの組合せを作る.従って,合計で 10 パターンの試行が行われることになる.また視覚的な情報変化は与えず,被験者のマウスによる「手探り」で触覚を与える図(触図)をなぞる.以下に粗さ認識の実験プロトコルを示す.

1. 全試行の中から無作為に一つ選び,試行対のうち一方の試料の触図を生成する.

2. 被験者が触図を探索し終えた後,もう一方の試料の触図を提示する(前者と後者は無作為選出).

- 3. 被験者は触図を探索し,前者と後者のどちらが粗く感じたかを評価点で解答する.また,被 験者の意志に応じて往復比較を許容する.評価点は,前者が粗い場合は2点,後者が粗い場 合を-2点,両者共に同じ場合が0点とし,それぞれの間の不明確な場合を1点,-1点とする.
- 4. 提示を行った試行を全試行から除き, 1-4の手順を全ての試行が行われるまで繰り返す.

実験により得られた結果を統計処理することで尺度図を作成し,各試行の順列を調べることがで きる.

#### 4.2.2 実験結果及び考察

本研究では 8 人の被験者について実験を行った.被験者は全員男性で,全員に右手で操作してもらい,提示する指は被験者の要望に応えて決定した.実験結果を処理するために,n = 8の被験者のうち l 番目の被験者  $O_l$  が,5 個の試料  $A_1$ : RHS = 1.00,  $A_2$ : RHS = 0.75, ···,  $A_5$ : RHS = 0.00から 2 個ずつ対にした組合せ  $(A_i, A_j)$ を比較して与えた評価を  $x_{ijk}$  とする.また,次式で表されるデータの構造を考える.

$$x_{ijk} = (\alpha_i - \alpha_j) + (\alpha_{il} - \alpha_{jl}) + \gamma_{ij} + e_{ijk}$$

$$(4.4)$$

ここで,

- i: 先に提示された試料の番号  $i = 1, 2, \cdots, k$
- j:後で提示された試料の番号  $j = 1, 2, \cdots, k$
- n : 被験者の総数
- l: 被験者の番号  $l = 1, 2, \cdots, n$
- $\alpha_i, \alpha_j$ : 試料  $A_i$  と  $A_j$  に対して, 被験者全体がもっている平均的な嗜好度. 解析を用意にするために,  $\sum_{i=1}^k \alpha_i = 0$  とする.
- $lpha_{il}, lpha_{jl}$  : 試料  $A_i \ge A_j$  に対して,被験者  $O_l$  の嗜好度と被験者全体の平均嗜好度の差.ただし, $\sum_{i=1}^k lpha_{il} = 0, \sum_{j=1}^k lpha_{jl} = 0$  とする.
  - $\gamma_{il}$ : 組合せの効果  $A_i$  と $A_j$  を組にしたことによる相性の効果  $\sum_{i=1}^k \gamma_{ij} = 0, \gamma_{ij} = -\gamma_{ji}$ とする .
  - $e_{ijk}$ : 誤差.平均0,分散 $\hat{\sigma}^2$ の正規分布に従うものとする.



図 4.5: 粗さの一対比較結果

実験により得られた各被験者の評価点を試料対  $(A_i, A_j)$  ごとに統計処理し, 横軸に試料間のパ ラメータの距離 (j - i) を, 縦軸に評価点をとり全被験者による平均評価点の分布を図 4.5 に示す. 棒グラフで平均点を示し,縦線で標準偏差を表している.実験結果より, 粗さの度合 *RHS* が近い 組合せほど誤回答が多く評価点の低い組合せがあることから,区別しにくいことが分かる.逆に, *RHS* が最も大きく異なる組合せについては明確に違いが分かると考えられる.

中屋の変法による計算手順に従って回答結果の統計処理を行った.解析結果から,比較した5種類の表面形状には知覚される粗さの評価について統計的に有意な差があることが示された.また,評価員ごとの評価と,組合せ効果については統計的に差はみられなかった.つまり,5種類間の評価に個人差はなく,試料の組合せによる影響もない.また,5種の粗さの度合の順序は,図4.6における平均嗜好度 $\hat{\alpha}_i$ の尺度図で示すことができる. $\alpha_1 \ge \alpha_2$ , $\alpha_1 \ge \alpha_4$ , $\alpha_1 \ge \alpha_5$ , $\alpha_2 \ge \alpha_5$ , $\alpha_3 \ge \alpha_5$ の組合せの間に差があり, $\alpha_1 > \alpha_2 \sim \alpha_4 \sim \alpha_5$ であることか分かった.つまり,中間の嗜好度の順列は不明であるが, $\alpha_1$ が最も粗さ度合の評価が高く, $\alpha_5$ は最も粗さ度合の評価が低い.

RHSが 0-1の中間程度の二者間では粗さの違いをほとんど区別できないことが分かった.しかし,粗さの度合が両極端の二者間については,仮説として与えた RHS と粗さ知覚の関係に当てはまる.粗さの異なる面の例として,少なくとも一つの組合せを作ることができた.従って,本研究で提案したシステムで粗さの提示が可能であったと結論付けることができる.



図 4.6: 粗さ認識の尺度図

### 4.3 刺激強度認識の被験者実験

本研究で提案した触覚マッピングの有効性を調べるための実験と結果について述べ,手法の評価 を行う.触覚マッピングは知覚強度と刺激周波数の対応付けと順応モデルの二つの要素から構成さ れるため,まず前者の検証実験について説明する.被験者実験により知覚強度と電気刺激の周波数 の正比例関係を示すことができれば,提案手法により意図した触覚を提示できると結論付けること ができる.知覚強度の評価は粗さの度合の評価と同様に順位付けの判断が困難な官能評価であると 考えられる.従って,シェッフェの一対比較法のうち中屋の変法によって実験結果を評価し,結論 を述べる.

#### 4.3.1 実験プロトコル

試料となる刺激周波数 f<sub>s</sub> を 160,80,40,20,0Hz の 5 パターンに分け順列を無視した 2 個ず つの組合せを作り,合計で 10 パターンの試行が行われることになる.また,視覚的な情報は与え ず,被験者はマウスに設置された電極に触れるだけとした.試料となる刺激の周波数は実験の間一 定とし順応モデルの適用を行わなかった.以下に粗さ認識の実験プロトコルを示す.

- 1. 全試行の中から無作為に一つ選び,試行対のうち一方の試料を提示する.
- 2. 被験者が要求する間刺激の提示を行った後,もう一方の試料を提示する(前者と後者は無作 為選出).
- 3. 被験者の要求する間提示を続け,前者と後者のどちらが刺激の強度が強く感じたかを評価点で解答させる.また,被験者の意志に応じて往復比較を許容する.評価点は,前者が強い場合は2点,後者が強い場合を-2点,両者共に同じ場合が0点とし,それぞれの間の不明確な場合を1点,-1点とする.
- 4. 提示を行った試行を全試行から除き, 1-4の手順を全ての試行が行われるまで繰り返す.

実験により得られた結果を統計処理することで各試行の順列を調べ,刺激周波数と知覚強度のグラフを作成して機械的刺激の場合との比較を行うことができる.

#### 4.3.2 実験結果及び考察

本研究では 8 人の被験者について実験を行った.被験者は全員男性で,全員に右手で操作してもらい,提示する指は被験者の要望に応えて決定した.実験結果を処理するために,n = 8の被験者のうち l 番目の被験者  $O_l$  が,5 個の試料  $A_1: f = 160$ Hz,  $A_2: f = 80$ Hz,  $\cdots$ ,  $A_5: f = 0$ Hz から2 個ずつ対にした組合せ  $(A_i, A_j)$  を比較して与えた評価を  $x_{ijk}$  とする.また,データの構造は粗さ知覚の実験同様に式 (4.4) に従うと考え,粗さの認識実験と同様の記号設定とする.

実験により得られた各被験者の評価点を試料対  $(A_i, A_j)$  ごとに統計処理し, 横軸に試料間のパ ラメータの距離 (j-i)を, 縦軸に評価点をとり全被験者による平均評価点の分布を図 4.7 に示す. 棒グラフで平均点を示し,縦線で標準偏差を表す.粗さ知覚の実験同様に,試料対のパラメータの 距離が大きい程知覚の度合の差が大きく,明確に両者の違いを区別できることが分かる.つまり, 0Hz と160Hz の違いは明確に識別することができる.一方,0Hz と20Hz の組合せで評知覚の度 合の差が低く,被験者によっては意図したものと逆の評価を付けている.これは,電気刺激特有の 刺激の残像による錯覚が原因であると考えられる.つまり,刺激の提示順序が錯覚を招いている.



図 4.7: 知覚強度の一対比較結果

回答結果について,中屋の変法による計算手順に従って統計処理を行った.解析結果から,比較した5種類の刺激には知覚される強度の評価に統計的な有意差があることが示された.また,評価員ごとの評価と,組合せ効果については統計的な差はなく,個人差と試料の組合せによる影響はないと判明した.また,推定された5種の知覚される強度の順位を図4.8における平均嗜好度 $\hat{\alpha}_i$ の尺度図で示す. $\alpha_1 \ge \alpha_2$ , $\alpha_2 \ge \alpha_3$ の組合せを除く全ての組合せ間に差があり, $\alpha_1 > \alpha_3 > \alpha_4 > \alpha_5$ であると統計的に言える.つまり, $\alpha_1$ が最も知覚強度の評価が高く,次に $\alpha_3$ , $\alpha_4$ の順で $\alpha_5$ は最も知覚強度の評価が低い.



図 4.8: 知覚強度の尺度図

本研究で提案する手法は,知覚強度が神経発火頻度に正比例するというヒトの生理学的な性質 を,神経発火を電気刺激パターンで模擬することで触覚を提示することであった.従って,刺激信 号の周波数に正比例して知覚強度が変化することが示すことができれば提案手法が有効であると考 えることができる.尺度図から,試料の周波数の値を横軸に,嗜好度の尺度を最小値が0,最大値 が1となるよう正規化したものを縦軸にとり,刺激周波数と知覚強度の関係を図4.9に示す.



図 4.9: 刺激周波数と知覚強度

ばつ印は全員の平均嗜好度を,縦棒は標準偏差を示す.図4.9は知覚強度が100Hz付近で極大 値を持つ2次関数で近似できることを示している.100Hz以下では刺激周波数と知覚強度は直線 近似ができ,本研究で提案した刺激周波数と知覚強度の対応付けが100Hz以下に限り有効であっ たと考えることができる.

また、実験結果からヒトの生理学的な機能を見ることができる.100Hz 以上の周波数で知覚強度 に減少が見られるが,電気刺激による順応が原因であると考えられる.2章で述べたように,刺激 電圧のパルス幅が周期に対して十分短い場合は順応が起こりにくいが,一定のパルス幅に対して周 期が短くなると順応が起こりやすい.実際には,100Hz を境に順応による影響が無視できなくなる と考えられる.また,順応の度合は刺激の提示時間にも依存する.機械受容器の順応モデルの適用 は電気刺激の順応による影響を軽減させる役割もあると考えられるが,次節で有効性に関する定量 的な評価を述べる.

### 4.4 順応モデルの検証実験

前章において,触覚ディスプレイを用いた触知覚における現実感を高めるために,より現実的な 生理学的現象の再現として受容器の順応モデルの適用を提案した.前述の周波数と知覚強度の実験 から,二つの異なる刺激において刺激周波数の差が大きい程,明瞭に違いを知覚できることが分 かった.従って,順応モデルを適用することで経時的に周波数を減少させ,物体形状の知覚を容易 にすることができると考えられる.この定性的な考察に加え,順応モデルの適用の有効性を定量的 に調べるために被験者実験による評価を行った.本節では,順応現象の本質に基づいた実験方法と その結果について述べ,順応モデル適用の有効性を示す.

#### 4.4.1 実験手順

ヒトは圧覚の順応が起きない程の速さ (1s 程度) で指で物体表面をなぞると,細かな形状を認識 することはできない.例えば,図4.10 に示すような二つの高さの異なる平面を高速な指の動きに より探索を行うと,両者の高さの違いを正確に識別できないだけでなく,高さの変化自体認識でき ない場合もある.つまり,圧覚の順応が起きないほど瞬時の探索では,触覚により物体の詳細な形 状を認識することはできない.一方で,低速な探索は両者の違いを明確にする.高さの詳細が不明 瞭になる現象を,圧覚受容器の順応によるものと考え,提案する圧覚受容器の順応モデルの適用に より,実際の現象と同様に細かな高さの認識ができることを示す.



#### 図 4.10: 探索速度と形状認識

被験者実験では,図4.10に示す二つの異なる高さ $p_1$ , $p_2$ をもつ仮想的な面を生成し,触覚ディ スプレイを用いた探索により両者の面の違いを識別可能であるかを被験者に問う.低い面(基準面) の高さ $p_1$ をパラメータとして,高い方の面(対象物)の存在を認識できる閾値 $p_2$ を上下法により 調査する.各被験者につき,以下の実験手順を順応モデルを適用する場合と適用しない場合につ いて行う.さらに,パラメータである $p_1$ の選び方は,0.05,0.25,0.5,1.0,2.0,3.0mmとして, 計 12 パターンの試料対について閾値の測定を行う.

- 1. 無作為に選んだ試料対の基準面で,対象物の高さを最大値 4.0mm に設定して画像を描画する.ただし,両者の差の視覚効果は提示しない.
- 2. 基準面から対象物へとマウスポインタによる探索を繰り返し,高さの変化を認識したか回答 させる.ただし探索速度は順応モデルの順応時定数に比べ十分遅い.
- 3. 高さの変化を認識した場合は前回の高さと現在の高さの中間値に設定する.認識できなかった場合は最大値と現在の高さの中間値に設定する(精度を1/2にする).
- 4. 前回の高さと現在の高さの差が 0.005mm 以下の場合は実験を終了する. そうでない場合は 2-4 を繰り返す.

順応モデルを適用した場合の閾値が,適用しない場合の閾値よりも低くなるという結果を導くことで,順応モデルの適用が物体形状の詳細を認識させる要因となることを示す.また,触覚マッピングと実験結果から,電気刺激における二刺激間の識別し得る周波数差を知ることができる.

#### 4.4.2 実験結果及び考察

実験は 6 人の被験者について行った. 各被験者 *O*<sub>l</sub> について,表 4.3 に順応モデルを適用しない 場合,表 4.4 に適用する場合の知覚される対象物の高さの閾値を示す.

閾値  $p_2$ [mm]  $O_6$ 基準面 p<sub>1</sub>[mm]  $O_1$  $O_2$  $O_3$  $O_5$  $O_4$ 0.050.077  $0.054 \quad 0.177$ 0.2700.0541.1650.251.057 $0.605 \quad 0.722 \quad 0.635$ 2.268 1.704 0.50 $0.558 \quad 1.160 \quad 0.852 \quad 0.613$ -\_ 1.001.138 $1.190 \quad 1.554$ 1.015 1.185 2.002.098-2.5512.699\_ 3.003.965 3.332 3.074 3.816 \_ \_

表 4.3: 知覚される対象物の高さの閾値(順応なし)

表 4.4: 知覚される対象物の高さの閾値(順応あり)

	閾値 <i>p</i> ' <sub>2</sub> [mm]					
<b>基準面</b> <i>p</i> <sub>1</sub> [mm]	$O_1$	$O_2$	$O_3$	$O_4$	$O_5$	$O_6$
0.05	0.054	0.054	0.139	-	-	0.370
0.25	0.254	0.254	0.327	-	0.744	1.382
0.50	-	1.002	0.503	0.626	2.274	0.592
1.00	1.050	-	1.085	1.003	1.841	1.003
2.00	2.020	2.191	2.145	2.949	2.457	2.754
3.00	3.004	3.043	3.004	-	3.074	3.660

表 4.3 及び表 4.4 に示すように,被験者によってはある基準面で閾値を測定することができなかった.つまり,閾値を見付ける作業において,対象物の最大の高さである初期の高さで変化を見付けられなかった場合である.順応モデルを適用しない場合は,高い基準面において測定が不可能であることが多く見受けられた.刺激の周波数と物体の高さの対応付けから,周波数が高い領域において測定が困難であると考えられる.これは,前節で述べた刺激周波数と知覚強度の関係が2次関数で近似できることにより説明できる.刺激周波数が100Hz以上で知覚強度が減少するため,刺激周波数が100Hz以上に相当する基準面の高さ0.60mmにおいて測定が困難となる.一方で,基準面が高い場合においても測定が可能であるため,順応モデルを適用することで知覚感度が上がると考えることができる.しかし,対象物との接触時にも順応が起こるため,高さの変化を知覚できる

次に,順応モデルの有無による知覚感度の変化を調べるため,評価式を導入する.各被験者lについて,基準面の高さを低いものから順にk=1,2,…,6,順応モデルを適用しない場合の高さ $p_{lk}$ ,適用する場合の高さを $p_{lk}'$ として次式で評価式 $I_l$ を与える.

$$I_l = \sum_{k=1}^{6} (p_{lk} - p'_{lk}) \tag{4.5}$$

評価式 *I*<sub>l</sub> は,値が正であれば順応モデル適用の場合に閾値が低く感度が良いと考え,また値が 大きい程より有効であると言える.各被験者ごとに計算可能な基準面のみを用いて,式(4.5)より 得られた結果を表 4.5 に示す.

表 4.5: 順応モデル適用による感度の向上評価

被験者	$O_1$	$O_2$	$O_3$	$O_4$	$O_5$	$O_6$
評価	0.891	1.297	0.752	1.084	-0.631	1.421

表 4.5 より,1 人の被験者を除き評価式で得られる値が正の値を示しており,順応モデルが有効 であると考えられる.また,負の値を示す被験者についても,絶対値が小さいことから順応モデル の有無による感度の違いは小さい.つまり,本研究で提案した順応モデルの適用により,適用がな い場合に比べてより細かな表面形状を認識することができると示唆される.



図 4.11: 識別し得る周波数差の変化

順応モデルを適用しない場合の結果から,基準面における刺激周波数をパラメータとして識別し うる差が生じるのに必要な基準周波数に対する最小の周波数差を考える.順応モデルを適用しな い場合において,対象物の閾値から基準面の高さを引くことで2者の違いを識別できる最小の高 さの差が求まる.高さと周波数の対応付けは前章で述べた正比例の関係にあるため,比例定数を 掛けて電気刺激の識別し得る最小の周波数差を求めることができる.図4.11に刺激周波数と周波 数差の関係を示す.ばつ印は平均値,縦棒は標準偏差を表す.図4.11から周波数差は,刺激周波 数が10Hz で共振点をもち40Hz 以降では正比例の関係があることが分かる.従って刺激周波数が 40Hz 以降ではウェーバーの法則に類似している.また連続した二つの刺激提示では,電気刺激に よる刺激の残像により感覚が不明瞭になると考えると,低い周波数で分散が大きくなることが説明 できる.従って,刺激周波数と知覚強度の実験と合わせ,物体の高さと刺激周波数の対応付けが特 に20-100Hz の領域において知覚強度と刺激周波数の対応付けの有効性が高いといえる.

# 第5章 おわりに

触覚ディスプレイの最終目的の一つは,実在する任意の触覚を仮想空間でヒトに伝えることである.触覚生成方法として様々な手段が考案されているが,受容器を介さず直接神経を刺激し得るための簡便な手段である電気刺激を本研究における触覚生成の基板として採用した.従来にない新たな取り組みとして,皮膚に垂直方向の物体形状を提示する手法を提案し,水平方向の物体形状の提示と融合することで物体表面の粗さ提示システムを構築した.様々な粗さを触覚により識別し材質の違いを理解するためには,刺激パターンの生成法が重要である.

現実感の高い触覚の提示という観点から,生理学的要素・物理学的要素など様々な要素が複雑に 絡み合い触覚の生成を難しくしている.本研究ではこの複雑な問題への解法を導くために生理学・ 電気工学・物理学的な理解の融合として電気刺激パターンによる触覚生成の手法を提案した.生理 学的には皮膚に刺激を与えた際の神経活動を模擬することで,実際の触覚と等価な触覚を伝える触 覚マッピングを考案した.刺激の強度が発火頻度で符号化されることと,触覚の順応現象を利用し て定式化を行った.電気工学的には従来の研究成果から,経皮電気刺激により神経活動を誘発する 過程を考え,要求を満たす独自の触覚ディスプレイを製作した.さらに,コンピュータマウスに刺 激用の電極を取り付け,USB 通信によりコンピュータとディスプレイを接続した.そして物理学 的には,粗さという材質の指標の一つをブラウン曲面のハースト定数により導入し,曲面の物理的 構造と皮膚変形による刺激の発生を考えた.

提案したシステムにより,粗さの提示が可能であるか被験者実験を行った.実験結果は,仮説と して導入した粗さの指標に応じた知覚が得られたことを示しており,目的を達成できたといえる. また,本研究の核となる触覚の対応付けが有効であることを確かめるため,被験者実験を行った. 刺激周波数と知覚強度の関係は2次関数で近似され,特に周波数が100Hz以下で提案した手法が 有効であることを導くことができた.また,順応モデルの適用は物体の詳細な形状を認識する補助 となり,現実感の向上につながることが分かった.従って,本研究で提案した手法が有効であると 結論づけることができる.

本研究は材質の識別の指標として粗さに着目した取り組みであり,任意の物体形状における感覚 を保証するものではないことを述べておく.しかし,触覚の粗さによる識別という観点から,いく つかの応用の可能性が考えられる.粗さの度合で材質を判断する例として,木片など剛体の面や布 の素材が挙げられる.布の場合は挙動を考慮する必要があるが,木片などの剛体は形状を3次元 構築することで,本システムにより粗さの判断が可能である.また,コンピュータのグラフィカル ユーザインターフェースに粗さの度合を区別して触覚情報を埋め込むことで,ゲームや視覚代行技 術としても応用が可能である. 最後に,温度覚・痛覚など触覚以外の様式の皮膚感覚も受容器の活動から神経活動が脳に伝達す ることに着目すべきである.体性感覚のみならず,ヒトの感覚情報が電気信号として神経網を駆け 巡っていることは,提案したマッピング手法の応用の可能性を支持する事実である.それぞれの神 経を個別に刺激することで様々な様式の感覚を与えることができれば,仮想空間は現実空間とより 等価なものへと移り変わるであろう.

# 謝 辞

本研究は,学部学生として大城研究室に配属が決まり,決して豊富とは言えない知識の中から研 究テーマを決めるところから始まりました.比較的早く電気触覚ディスプレイというキーワードに 行き着いたものの,知識不足の不安から研究に対する焦りばかりが募っていきました.今振り返る と,本研究により,前校の高専生活で学んだ電気・情報の技術的知識と,分野を転向して入った大 阪大学基礎工学部で学んだ生物の基礎知識を繋げることができたように思います.本研究をこのよ うな今までの学生生活の集大成として成し得た背景には,数多くの方々の支えがありました.

大阪大学大学院基礎工学研究科 大城 理 教授には日々の進捗報告会での鋭い御指摘から論文の執 筆に際した助言に至るまで,大局的な見地から多大なご指導を頂きました.大阪大学大学院生命機 能研究科 小林 康 准教授には,本研究をまとめるにあたり副査教員として御指導頂きました.大 阪大学大学院基礎工学研究科 黒田 知宏 准教授には,豊富な知識の中から常に的確な助言を頂き, また装置の製作にあたり鋭い御指摘を頂きました.ハプティック分野の第一人者である大阪大学大 学院基礎工学研究科 黒田 嘉宏 助教には,研究テーマを決めるきっかけとなった興味深い発案を頂 きました.VR の観点での指摘からプログラムの作成,論文の執筆に至るまで幅広く御指導頂き, 研究を正しい方向へと進めることができました.臨床医工学融合研究教育センタ 鍵山 善之 特任 助教には,全くの異分野であるにも拘わらず進捗報告会で数多くの意見を頂き,プレゼンテーショ ン能力の不足を再認識することができました.また,学外の方にもお世話になりました.電気触覚 ディスプレイの第一人者であり経皮電気刺激による神経の選択刺激を実現した電気通信大学人間コ ミュニケーション学科 梶本 裕之 准教授には,電気触覚ディスプレイ装置の体験を通じて研究を始 めるための貴重な助言を頂きました.

同研究室の学生として,関西医科大学 吉田 健志 氏,西安交通大学 趙 夏 氏との交流は,普段 知りえない世界との交わりであり日常生活の刺激となりました.修士課程の先輩方には,研究生活 を進める上での手本として,研究生活の始まりと共に多大なアドバイスを頂いてきました.研究室 の同期である加賀 徹郎 氏,重枝 彗 氏,田中 翔太 氏,徳井 隆博 氏,濱田 友貴 氏には,研究の 上だけでなく日常生活でも助け合い,苦しい時を乗り越えることができました.

最後になりましたが,日頃様々な面で支えてくれた多くの方々に深く感謝致します.

本研究における被験者実験は,大阪大学大学院基礎工学研究科人を対象とした研究に関する倫理委員会の承認(20-4)を得て行ったものである.

# 参考文献

- F. P. Brooks, "What's Real About Virtual Reality?", IEEE Computer Graphics and Applications, Special Report, pp.16-27, November/December, 1999.
- [2] E. R. Kandel, J. H. Schwartz, T. M. Jessell, "Principles of Neural Science, 4th edition", Appleton&Lange, San Mateo, 2000.
- [3] PHANToM, SensAble: http://www.sensable.com/
- [4] CyberGrasp, Immersion: http://www.immersion.com/
- [5] G. Nikolakis, D Tzovaras, S. Moustakidis, M. G Strintzis, "GyberGrasp and PHANTOM Integration: Enhanced Haptic Access for Visually Impaired Users", SPECOM 9th Conference Speech and Computher, pp.1-7, 2004.
- [6] M. C. Cavusoglu, D. Feygin, F. Tendick, "A Critical Study of the Mechanical and Electricl Properties of the PHANToM Haptic Interface and Improvements for High-Performance Control", PRESENCE, Vol.11, No.6, pp.555-568, 2002.
- [7] Y. Shon, S. McMains, "Evaluation of Drawing on 3D Surfaces with Haptics", IEEE Computer Graphics and Applications, Haptic Rendering - Touch-Enabled Interfaces, pp.40-50, Novemver/Decemver 2004.
- [8] U. Kuhnapfel, H. K. Cakmak, H. Maab, "Endoscopic Surgery Training Using Virtual Reality and Deformable Tissue Simulation", Computer and Graphics, Vol.24, No.5, pp.671-682, Octorber 2000.
- [9] 黒田 嘉宏, 平井 真, 中尾 恵, 佐藤 寿彦, 黒田 知宏, 長瀬 啓介, 吉原 博幸, "多指力覚提示装置を 用いた臓器圧排シミュレータに関する研究", 日本バーチャルリアリティ学会論文誌会, Vol.11, No.4, pp.515-525, 2006.
- [10] 向井 信彦, 阿部真吾, 小杉信, "手術シミュレータ向け血管変形の安定化法", 日本バーチャル リアリティ学会論文誌, Vol.11, No.1, pp.181-187, 2006.
- [11] D. Allerkamp, G. Bottcher, F. E. Wolter, A. C. Brady, J. Qu, I. R. Summers, "A vibrotactile approach to tactile rendering", The Visual Computer, Vol.23, No.2, pp. 97-108, 2007.

- [12] F. Robineau, F. Boy, J. P. Orliaguet, J. Demongeot, Y. Payan, "Guiding the Surgical Gesture Using an Electro-Tactile Stimulus Array on the Tongue: A Feasibility Study", IEEE Transactions on Biomedical Engineering, Vol.54, No.4, pp.711-717, April 2007.
- [13] H. Tang, D. J. Beebe, "An Oral Tactile Interface for Blind Navigation", IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering, Vol.14, No.1, pp.116-123, March 2006.
- [14] J. C. Bliss, "A Relatively High-Resolution Reading Aid for the Blind", IEEE Transactions on Man-Machine Systems, Vol.MMS-10, No.1, pp.1-9, March 1969.
- [15] C. R. Wagner, S. J. Lederman, R. D. Howe, "Design And Performance of a Tactile Shape Display Using RC Servomotors", The Electronic Journal of Haptics Research, Vol.3, No.4, pp.1-6, August 2004.
- [16] T. Nara, M. Takasaki, T. Maeda, T. Higuchi, S. Ando, S. Tachi, "Surface Acoustic Wave Tactile Display", IEEE Computer Graphics and Applications, Virtual Reality, pp.56-63, November/December 2001.
- [17] A. Yamamoto, Hiroaki Y, T. Higuchi, "Electrostatic Tactile Display with Thin Film Slider and Its Application to Tactile Telepresentation Systems", IEEE Transactions on Visualization and Computer Graphics, Vol.12, No.2, pp.168-177, March/April 2006.
- [18] Y. Makino, N. Asamura, H. Shinoda, "A cutaneous feeling display using suction pressure", SICE Annual Conference, pp.2096-2099, August 2003.
- [19] L. A. Jones, H. N. Ho, "Warm or Cool, Large or Small? The Challenge of Thermal Displays", IEEE Transactions on Haptics, Vol.1, No.1, pp.53-70, January/June 2008.
- [20] 梶本裕之、"触原色原理に基づく電気触覚ディスプレイ"、東京大学博士論文、2004.
- [21] H. Kajimoto, N. Kawakami, S. Tachi, M. Inami, "SmartTouch: Electric Skin to Touch the Untouchable", IEEE Computer Graphics and Applications, Vol.24, No.1, pp.36-43, January 2004.
- [22] 梶本 裕之, 管野 米藏, 舘 暲, "額に装着する電気触覚ディスプレイ", 日本バーチャルリアリ ティ学会第 11 回大会論文集, pp.1-4, 2006.
- [23] K. A. Kaczmarek, S. J. Haase, "Pattern Identification and Perceived Stimulus Quality as a Function of Stimulation Waveform on a Fingertip-Scanned Electrotactile Display", IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering, Vol.11, No.1, pp.9-16, March 2003.
- [24] 林 宏樹、高畑 実、"触覚通信実現を目指した触感の客観的評価"、NTT DoCoMo テクニカル・ ジャーナル、Vol.13、No.3、pp.40-43、2005.

- [25] 岩村 吉晃, "タッチ", 医学書院, 東京, 2003.
- [26] R. J. Love, W. G. Webb, "Neurology for the Speech-Language Pathologist", Butterworth-Heinemann, Oxford, pp.19, 1992.
- [27] 大山 正, 今井 省吾, 和気 典二, "新編 感覚・触覚心理学ハンドブック", 誠信書房, 東京, pp.1169-1315, 1996.
- [28] 宮岡 徹, "ヒトの触感覚情報処理の基礎", 日本機械学会, 触覚技術の基礎と応用, 講習会教材, No.08-34, pp.3-5, 2008.
- [29] G. A. Gescheide, Stanley J. Bolanowski, K. R. Hardick, "The frequency selectivity of information-processing channels in the tactile sensory system", Somatosensory & Motor Research, Vol.18, No.3, pp.191-201, 2001.
- [30] F. Rattay, M. Aberham, "Modeling axon membranes for functional electrical stimulation" IEEE Transactions on Biomedical Engineering, Vol.40, No.12, pp.1201-1209, December 1993.
- [31] 梶本 裕之, 川上 直樹, 前田 太郎, 舘 暲, "皮膚感覚神経を選択的に刺激する電気触覚ディスプレイ",電子情報通信学会誌, Vol.j84-D-II, pp.120-128, 2001.
- [32] Cochlear Implant, National Institute on Deafness and Other Communication Disorders: http://www.nidcd.nih.gov/
- [33] D. K. Casey, S. Andrews, M. Mills, "Envisioning Sight for The Blind", Artificial Retina News, Vol.1, pp.1-8, 2006.
- [34] 不二門 尚,"感覚系疾患とサイボーグ医療:視覚系のサイボーグ医療",計測自動制御学会,特集 触覚技術,計測と制御, Vol.47, No.7, pp.616-621, 2008.
- [35] D. R. McNeal, "Analysis of a model for excitation of myelinated nerve", IEEE Transactions on Biomedical Engineering, Vol.23, No.4, pp.329-337, July 1976.
- [36] Y. H. Liu, X. J. Wang, "Spike-Frequency Adaptation of a Generalized Leaky Integrate-and-Fire Model Neuron, Journal of Computational" Neuroscience vol.10, pp.25-45, 2001.
- [37] G. C. Burder, "FORCE and TOUCH FEEDBACK fo VIRTUAL REALITY", A Wiley-Interscience Publication, New York, pp.13-40, 1996.
- [38] 後閑 哲也, "PIC で楽しむ USB 機器自作のすすめ", 株式会社技術評論社, 東京, 2006.
- [39] 永島 智二, "手作り USB 機器 USB-IO で作る電子ルーレットから Web カメラまで",株式会 社オーム社,東京, 2006.
- [40] 高橋 隆雄, "やさしい PIC マイコンプログラミング&電子工作",株式会社秀和システム,東京, 2006.

- [41] 柏野 政弘, "UUSBD.DLL", http://www.otto.to/ kasiwano/.
- [42] 吉田 たけお, 尾知 博, "VHDL で学ぶディジタル回路設計", CQ 出版株式会社, 東京, 2006.
- [43] 谷腰 欣司,"ビギナーのための電子回路集",日刊工業新聞社,東京, pp.6, 2002.
- [44] C. J. Poletto, C. L. Van Doren, "A High Voltage, Constant Current Stimulator for Electrocutaneous Stimulation Through Small Electrodes", IEEE Transactions on Biomedical Engineering, Vol.46, No.8, pp.929-936, August 1999.
- [45] M. A. Schaning, K. A. Kaczmarek, "A High-Voltage Bipolar Transconductance Amplifier for Electrotactile Stimulation", IEEE Transactions on Biomedical Engineering, Vol.55, No.10, pp.2433-2443, Octorber 2008.
- [46] 梶本 裕之, 舘 暲, "経皮電気刺激における振動知覚の電極サイズ依存性", 電子情報通信学会誌, Vol.j88-D-II, pp.2380-2387, 2005.
- [47] 梶本 裕之, 舘 暲, "高密度・大面積電気触覚ディスプレイにおける感覚安定化", 第 20 回生体・ 生理工学シンポジウム論文集, 0A0-00, pp.1-2, 2005.
- [48] 梶本 裕之, 川上 直樹, 前田 太郎, 舘 暲, "神経選択刺激のための最適設計法", 電子情報通信学 会誌, Vol.j85-D-II, pp.1-10, 2002.
- [49] B. B. Mandelbrot, "The Fractal Geometry of Nature", WH Freeman, San Francisco, 1982.
- [50] 服部 久美子, 村井 浄信, "フラクタル幾何学", 共立出版株式会社, 東京, pp.324-347, 2006.
- [51] M. Bergmann, I. Herbst, R. V. Wieding, F. E. Wolter, "Haptical rendering of rough surfaces using their fractal dimension", Proceedings of the First PHANToM Users Research Symposium, pp.9-12, May 1999.
- [52] 梶本 裕之,川上 直樹,前田 太郎,舘 暲,"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.1-3,2001.
- [53] 天坂 格朗, 長沢 伸也, "官能評価の基礎と応用", 日本規格協会, 東京, pp.21-216, 2000.