The University of Osaka
Institutional Knowledge Archive

Title	触覚情報の多重化提示
Author(s)	吉元, 俊輔
Citation	大阪大学, 2012, 博士論文
Version Type	VoR
URL	https://hdl.handle.net/11094/24729
rights	
Note	

The University of Osaka Institutional Knowledge Archive : OUKA

https://ir.library.osaka-u.ac.jp/

The University of Osaka

触覚情報の多重化提示

博士（工学）論文提出先
大阪大学大学院基礎工学研究科

平成 24 年 9 月

吉元　俊輔

触覚情報の多重化提示

吉元　俊輔

内容梗概

本研究は，感覚情報の多重化提示という新しい概念のもと，力触覚提示装置の利用価値に応じた設計指針を示すものである．特に，様々な人が個々の要望に応じた装置を利用し，力触覚提示技術の普及へと繋げることを狙いとしている．本研究で定める感覚情報の多重化提示とは，複数の感覚情報を同一の感覚伝達経路を使って伝送し，高品質・高機能な情報を提供する技術であり，字幕の重畳表示やステレオ再生など，視覚や聴覚においては実用レベルで利用されている．一方，力触覚における情報の多重化提示は実現が極めて難しい．その理由として，力触覚を提示する刺激装置が情報を機械的に遮蔽するという問題が考えられる．

触覚情報は筋骨格系の緊張によって生じる力覚と皮膚の変形によって生じる狭義の触覚の二つの情報から成る．本研究では，力覚と触覚を同時に提示することを力触覚における多重化提示の要件とする．触れるという行為は実際の感覚を伴うことから，人工的な感覚を共存させることができ，多重化提示の実現方法は提示する情報の観点から以下の三つに分類することができる．

1. 人工的な感覚に人工的な感覚を多重化する方法 (人工現実感)
2. 人工的な感覚に実際の感覚を多重化する方法 (拡張仮想感)
3. 実際の感覚に人工的な感覚を多重化する方法 (拡張現実感)

物体に触れたという力学的な情報は，筋骨格系の緊張と皮膚の変形に変換され，複数の受容器の活動として脳に伝達する．この触覚伝達経路の構成要素を，物体・道具・身体・受容器・神経・脳に分類する．原理的には，いずれかの要素に対して制御を行なうことで力触覚を生成できる．多重化提示の観点からは，対象物に近いほど刺激装置の空間解像度は高くでき高品質な多重化提示が可能であるのに対し，中枢に近いほど刺激装置の触覚情報への干渉が少ないため機能的な多重化提示が実現できると考えられる．本研究では刺激階層と多重化提示の価値の関係を明らかにするために，物体，受容器，神経における多重化提示を提案した．

(1) 物体制御による多重化提示

物体制御においては，物体そのものにより力覚と触覚を含む複合的な感覚を生成することができるが，実際の感覚は装置によって遮蔽される．従って，人工現実感における多重化提示の要件が満たされる．その実現例として，ダイラタント流体の濃度調整による粘性制御を実現し，力覚と触覚を一つの系で同時に提示することができる力触覚提示装置を提案した．本装置を用いて，撫で動作を行った際に提示可能な力触覚を感性評価によって分析したところ，複合的な感覚を生成できることが確認された．

(2) 受容器制御による多重化提示

受容制御においては，装置が皮膚に接触するために実際の触覚は得られないが，実際の力覚と人工的な触覚を提示することは可能である．従って，拡張仮想感における多重化提示の要件が満たされる．その実現例として，単一の電気刺激によって受容器を刺激し，実際の力覚を共存させながら曲面形状に基づく粗さ感覚を伝送する方法を提案した．なぞりの動作による質感の知覚に関する実験を行ったところ，粗さを基準に段階的な識別が可能であることが確認された．

(3) 神経制御による多重化提示

神経制御においては，提示可能な触覚の空間解像度が低いため機能は不十分であるが，現実環境から得られる力触覚を損なわない．従って，拡張現実感における多重化提示の要件が満たされる．その実現例として，指中節に陰極電気パルス刺激を与えることで実際の力触覚を損なうことなく触覚を重畳させる手法を提案した．指の押し下げ動作と道具操作において，力と位置を教示する触覚重畳システムの性能評価を行ったところ，実際の感覚と人工的な感覚の融合が可能であることが示唆され，微細な道具操作を支援できることが確認された．

本研究によって実現された多重化提示と刺激階層の関連性を整理すると，触覚伝達経路において対象物に近い要素を制御するほど仮想感覚の品質を向上させる多重化提示を実現でき，脳に近いほど現実感覚の機能を向上させる多重化提示を実現できることが明らかとなった．触覚情報の多重化提示に関する取り組みは，情報が有する “品質” と “機能性” の割合に応じて力触覚提示装置を設計するための指針として貢献し，力触覚提示の普及を促進するものであると考えられる．

キーワード

多重化，情報提示，力触覚，複合現実感，ダイラタント流体，電気刺激．

Multiplexing Display of Haptic Information

Shunsuke Yoshimoto

Abstract

In this research, a design theory of haptic display according to value of the application has been led based on a new concept, multiplexing display of sensory information. Especially, this research is assuming that everybody uses a haptic device according to his/her demand in order to spread the haptic technology. Multiplexing display of sensory information is a sensory display technology in which multiple different sensory information are simultaneously sent to the brain through single modal sensory pathway as an analogy of multiplexing technology in telecommunications. Traditional superimposed image and synthesized sound technologies are involved in this concept. As for haptics, multiplexing display is a challenging problem because the devices mechanically interfere with presented information.

Haptic sensation includes kinesthetic and tactile sensations. This research takes presenting both kinesthetic and tactile sensations as the requirement of multiplexing display of haptic sensation. Because touch includes real movement, the possible multiplexing methods are categorized as follows.

1. Superimposing an artificial sensation to an artificial sensation (VR)
2. Superimposing a real sensation to an artificial sensation (AV)
3. Superimposing an artificial sensation to a real sensation (AR)

Mechanical information by touch will be converted to the tension in muscle and skin deformation and conveyed to the brain according to the activities of multiple receptors. This research divides the haptic pathway into six layer, object, instrument, skin, receptor, nerve and brain. In principle, haptic sensation can be presented by controlling any layer. In terms of multiplexing, the controlled

layer which is closer to object seems to enable users to perceive higher quality sensation, while the controlled layer which is closer to brain seems to enable users to perceive more functional sensation. This research proposes multiplexing methods in object, receptor and nerve layer respectively.

(1) Multiplexing display by object control

As for object control haptic device, complex haptic sensation can be obtained from the controlled object itself, however the real sensation is completely disturbed by the device. Therefore, a haptic stimulus in object layer satisfies the conditions of multiplexing display in VR. This research proposes an object control haptic device by using dilatant fluid whose viscosity can be controlled by changing the density of the particle in order to present both kinesthetic and tactile sensations at the same time. The sensory evaluations of presented sensations during lateral motion indicate that the proposed haptic device can present multiplexed haptic sensation.

(2) Multiplexing display by receptor control

As for receptor control haptic device, the device attached to the skin disturbs real tactile sensation, while both real kinesthetic and artificial tactile sensations can be presented at the same time due to its small and simple stimulator. Therefore, a haptic stimulus in receptor layer satisfies the conditions of multiplexing display in AV. This research proposes a method to present roughness sensation according to the surface shape by using single electrical stimulus with the real haptic exploration. The subjective experiments show that users can discriminate the presented sensation in terms of roughness degree by multiplexing artificial tactile sensation and real following exploration.

(3) Multiplexing display by nerve control

As for nerve control haptic device, the quality of the presented sensation is not sufficient because of its low spatial resolution, while the real touch is not mechanically disturbed by the device. Therefore, a haptic stimulus in nerve layer satisfies the conditions of multiplexing display in AR. This research proposes transcutaneous electrical nerve stimulation at the middle phalanx of a finger to superimpose the artificial sensation to the real sensation without disturbing real touch. The evaluations in pressing motion with finger and a tool navigation by

using proposed device indicate that the artificial and real sensation are fused and the tool manipulation can be navigated in high accuracies.

In summary, the control layer close to the object is valuable to enhance the virtual sensation, while the control layer close to the brain is valuable to enhance the real touch function. The research about multiplexing display of haptic information contributes to the design theory of haptic device according to the "Quality" or "Functionality" of the information, and leads haptic display to become a common technology.

Keywords:

Multiplexing, Display, Haptics, Mixed Reality, Dilatant fluid, Electrical stimulus.

目 次

1 序論 **1**

1.1 感覚情報の提示 2

1.2 多重化提示 4

1.3 感覚伝達経路と多重化 9

1.4 研究の位置づけ 11

1.5 論文の構成 11

2 触覚情報とその提示技術 **13**

2.1 用語の定義 13

2.2 触覚伝達経路と触覚情報 15

2.3 身体と物体の接触 17

2.4 力触覚の生理学 20

2.5 力触覚提示技術とその分類 24

2.6 力触覚の多重化提示 30

3 物体制御による多重化提示 **35**

3.1 複合感覚の生成 36

3.2 制御物体の選定 37

3.3 制御方法の提案 40

3.4 複合感覚生成の評価 46

3.5 力触覚調合システム 55

3.6 まとめ 63

4 受容器制御による多重化提示 **65**

4.1 質感の提示 66

4.2 経皮的電気刺激による触覚生成 67

4.3 電気刺激と質感表現 71

4.4 質感提示方法の提案 73
4.5 装置の実装と質感表現の評価 78
4.6 質感提示システム 85
4.7 まとめ 87

5 神経制御による触情報提示 89
5.1 道具操作支援 90
5.2 神経制御の提案 91
5.3 刺激装置の最適設計 96
5.4 多自由度な触覚表現 101
5.5 神経制御による多重化提示の検証 105
5.6 術具操作支援システム 115
5.7 まとめ 128

6 結論 129
6.1 触覚情報の多重化提示の実現 129
6.2 刺激階層設計論への投影 131
6.3 本研究による貢献と社会的展望 133

謝辞 135

参考文献 137

研究業績 149

図 目 次

1.1 感覚器への環境投影 3
1.2 感覚情報の多重化提示の概念図 5
1.3 触覚伝達経路と刺激の提示階層 10

2.1 体性感覚の分類 14
2.2 触覚伝達経路の構造と触覚情報 15
2.3 触運動の分類 17
2.4 機械的な接触と身体の関係 18
2.5 道具の位置・力・把持力の関係 19
2.6 皮膚と機械受容器の構造 20
2.7 筋骨格系と自己受容器の構造 22
2.8 力触覚提示システムの構造 24
2.9 触覚伝達経路と刺激階層 25
2.10 力触覚の多重化提示の関連研究 31
2.11 多重化提示と刺激階層 32

3.1 物体制御による多重化提示 35
3.2 物体制御による多重化提示と複合感覚の生成 36
3.3 ダイラタント流体の物性変化の様子 38
3.4 Jamming 転移の機序 39
3.5 Jamming 転移を利用した力触覚生成機構 41
3.6 水の吸入出に用いる装置 42
3.7 力触覚提示グローブ 43
3.8 物性制御の様子 43
3.9 水の吸引によって生じる力の計測 44
3.10 計測された力の特性 45
3.11 水流と知覚の関係 50

3.12 触覚調合に関する評価実験の結果 51
3.13 剛性・表面形状因子 53
3.14 粘性・表面形状因子 53
3.15 Haptic Canvas におけるインタラクションの概要 55
3.16 触覚調合システムの構成 57
3.17 システムの体験風景 62

4.1 受容器制御による多重化提示 65
4.2 受容器制御による多重化提示と質感の提示 66
4.3 神経軸索の等価回路 68
4.4 膜間電位と活動電位 69
4.5 機械受容器の選択的刺激 70
4.6 電極配置の設計 73
4.7 電気刺激による質感表現のための処理の流れ 74
4.8 皮膚圧入量の推定 75
4.9 皮膚変位の刺激パルスへの変換 76
4.10 神経活動のモデル化 77
4.11 開発した電気触覚提示装置搭載のマウス 78
4.12 知覚された皮膚圧入量と刺激パルス頻度の関係 81
4.13 生成されたブラウン曲面 83
4.14 自己相似性の度合いの識別実験の結果 84
4.15 IEEE RO-MAN 2009 における展示の様子 86

5.1 神経制御による多重化提示 89
5.2 神経制御による多重化提示と道具操作支援 90
5.3 刺激と知覚部位の不一致 92
5.4 指の神経経路 93
5.5 知覚部位に関する実験の電極と回答図 94
5.6 刺激部位と知覚部位の調査結果 95
5.7 触覚の移動量の計測結果 96
5.8 神経の分割領域 98
5.9 触覚受容解析の結果 99
5.10 触覚の評価値の計算結果 100

5.11 電極の設計 100
5.12 PhS によるベクトル表現 102
5.13 知覚部位の制御に関する実験結果 103
5.14 力ベクトルと触覚 104
5.15 示指と拇指の相対位置関係 104
5.16 指押し下げ力の制御に関するフィードバックモデル 106
5.17 指の押し付け力制御に関する実験の様子 107
5.18 指の押し付け力の計測結果 108
5.19 触覚重畳による指の押し下げ力の制御 109
5.20 追跡操作の実験の様子 111
5.21 障害物の配置 112
5.22 障害物と軌跡の一例 113
5.23 誤差と障害物の大きさの関係 114
5.24 物体の大きさと侵入量の関係 114
5.25 吸引管による同側牽引操作 116
5.26 牽引操作支援システムの概要 117
5.27 道具に生じるひずみの解析結果 118
5.28 変形のモデル化 119
5.29 牽引量の較正に関する実験システム 121
5.30 ひずみおよび牽引量の変化の様子 122
5.31 ひずみと牽引量の関係 122
5.32 牽引操作支援の被験者実験 123
5.33 ひずみおよび牽引量の応答 124
5.34 牽引制御の精度および安定性に関する評価 125
5.35 触覚重畳による道具操作支援システムの展示の様子 127

6.1 実現した多重化提示の刺激階層設計論への投影 132

表 目 次

1.1 多重化提示の装置による分類 8

2.1 無毛部における機械受容器の特性 22
2.2 力触覚提示装置の分類 29

3.1 感覚の定性的評価 47
3.2 感覚評価におけるパラメータの設定 49
3.3 六つの形容詞対と感覚の対応 50
3.4 因子の分類 52
3.5 実装環境 60

4.1 評価実験で用いた感覚量の評点 80
4.2 評価実験で用いた粗さ評点 83

第1章

序論

生命活動はしばしば情報の流れとして捉えられる．我々は無限に存在する環境の情報資源の中から幾つかの情報を選択的に抽出し，また創造しながら生活を行っている．この情報の流れは物理的な信号の伝達によって生じている．複数の信号は相互に干渉するため，その流れを制御することは難しいが，工学的に扱うための様々な技術が開発されている．

多重化は，通信工学の分野において，複数の信号を一つの伝送路で送るための技術として誕生したものである．今や我々の生活において，電話や電波放送，インターネットなどを支える基盤技術として，多重化は欠くことのできない技術である．この重要な技術は，資源を節約したいという要望から始まり，高品質なコミュニケーションを実現したいという欲求のもとで進歩を遂げてきた．

一方，“物”と“人”のコミュニケーションを，感覚神経という一つの伝達経路で行う通信であると考えると，我々の生活の至る所で多重化が行われていることに気付く．複数の楽器によって奏でられる音楽は，複数の音という信号が伝わって和音として知覚される，聴覚系における多重化である．また，複数の調味料の調合によって生じる味付けは，複数の化学物質による反応が伝わって風味として知覚される，味覚・嗅覚系における多重化である．

電話やインターネットなどの通信工学における多重化が“物”と“物”をつなぐ通信における技術を対象としているのに対し，音楽や調理などの芸術や食品科学における多重化は“物”と“人”をつなぐ通信を対象としている．前者では物体間で情報を“伝送”することが目的であるのに対し，後者では人に情報を“提示”することが目的である．従って本論文では，多重化を両者を含む広義での用語として使用し，“物”から“物”への通信における多重化を**多重化伝送**，“物”から“人”への通信における多重化を**多重化提示**と，区別して表現する．本研究は，この多重化提示における工学的な取り組みを対象としている．

近年になり急速に発展している感覚情報の工学的な扱いにおいて，多重化提示に関する技術が開発されてきた．例えばテレビで映像と字幕を同時に表示する技術や，ステレオ再生技術は多重化提示の一つである．文化と技術，いずれの多重化提示においても情報の品質や機能を高めることを目的として，複数の情報を組み合わせた情報提示が実現されている．従って,「多重化」は感覚提示システムの品質や機能を向上させる上での重要なキーワードとなる．

1.1 感覚情報の提示

環境情報を取得するための機能として，ヒトには視覚，聴覚，触覚，嗅覚，味覚の五つの感覚機能が備わっている．本論文は，生物において最も原始的な感覚である触覚の提示を対象としている．触覚と他の感覚提示との差異を明確にし，触覚提示特有の問題と方法論を導くために，本章では他の感覚と比較しながら説明する．また，本章における触覚とは，広義の意味での触覚であり，環境が身体へ及ぼす機械的作用によって生じる感覚すべてを指し，2 章にてその分類と用語を詳細に定義する．

感覚機能による知覚は，身体という曲面に環境情報を投影することから始まる．五感における身体曲面への環境情報の投影の概念を図 1.1 に示す．身体曲面の観点から触覚が他の感覚と異なる点は，顔以外の身体全体にも備わっている感覚機能であるという点である．次に，それぞれの身体曲面に投影された環境情報は，特定の物理現象や化学反応によって活性化される受容器によって検出され，神経活動と呼ばれる電気的な信号に変換される．その電気信号が神経を伝わって脳に投影されることで感覚が生じる．感覚器によって対象となる物理現象または化学現象は異なるが，身体の構造を利用して物理量を時空間情報に変換し，脳に伝達するという基本的な仕組みは同じである．環境を機械的または電気的な刺激を用いて知覚させる，つまり人工的に感覚情報を提示するためには，この情報伝達を擬似的に創りだす必要がある．

最も原始的な感覚提示は，絵画による視覚的な提示や音楽による聴覚的な提示，料理による味覚・嗅覚的な提示である．この感覚提示の工学的な取り組みがテレビやスピーカによる映像や音声の記録情報に基づいた再生技術であり，現在では日常生活における重要な役割を果たしている．感覚情報の提示の基本的な原理は，受容器によって感受される物理的・化学的な現象を再現するものである．さらに，

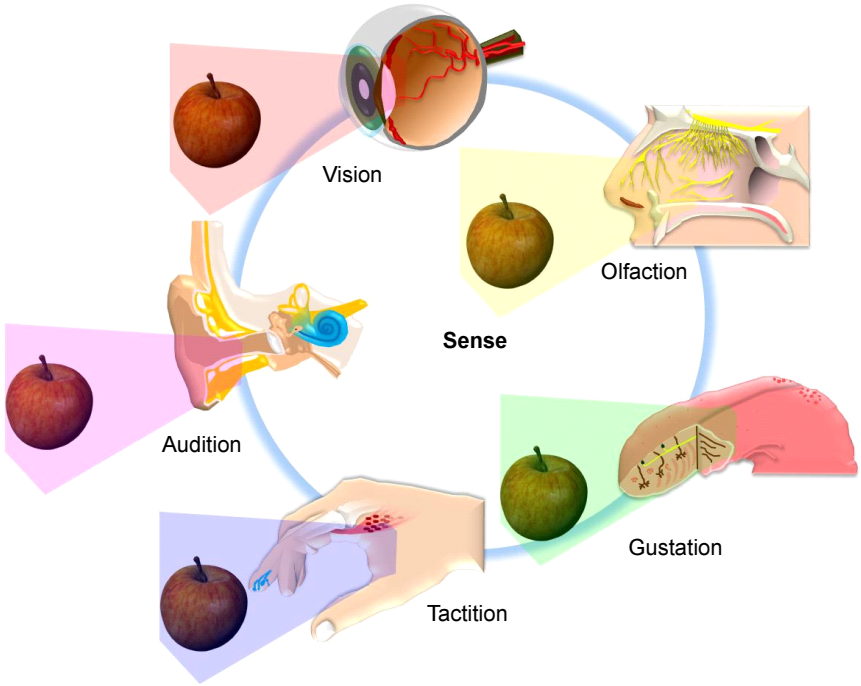


図 1.1 感覚器への環境投影

単に記録したものを再生するだけではなく，ユーザの運動に応じて所望の感覚を人工的に再現する，人工現実感 (Virtual Reality: VR) という概念が誕生した．VR 技術における関心の一つとして，これまでの視覚や聴覚の提示に加え，味覚や嗅覚，触覚の提示がある．触覚提示においては，実際に外界から身体へ働く力をロボットアームによって提示するものや，スピーカの振動を利用して加速度を再現するものが最も基本的な構想であった [1]．近年では多種多様な触覚提示方法が考案されている [2, 3, 4]．味覚や嗅覚においては異なる感覚の生成に関わる化学物質を利用して味や香りを任意に合成する方法が提案されている [5, 6]．つまり，感覚提示の基本的なアプローチは，外界の物理的または化学的な現象を人工的に再現しようとするものである．一方，生理学の分野において，神経の電気刺激によって感覚が発生することが古くから知られていた．この発見に基づいて，人工網膜や人工内耳など，神経を直接刺激して感覚を再現しようとする試みが行われるようになった [7, 8]．人工感覚器の研究の多くが，失われた感覚を補綴することを目的としている．さらに脳に直接刺激を与えて感覚を生成する感覚型の Brain Machine Interface: BMI の研究も近年着目されている [9, 10]．

近年のメディアの普及を鑑みると，視覚，聴覚においては，我々が自然に知覚

する情報を再現可能であるという点で提示技術は完成の域に達したと考えることができる．人工網膜や人工内耳に関しても，自然な感覚を完全に再現するまでには至っていないものの，機能として十分な効果が認められるために実用化が進んでいる．一方で，触覚，嗅覚，味覚においては，未だ提示装置の基本的な構造や効果的な用途の模索が続いている．特に触覚提示の場合は，機械的な情報を伝えるために身体と装置の接触が必要となるという特徴がある．従って，触覚は他の感覚に比べ，複数の情報を遮蔽することなく同時に伝達することが難しく，多重化提示のための課題が多く残る．視覚，聴覚および触覚においては物理的な情報が対象となる一方で，嗅覚と味覚は化学的な情報が対象となる．物理現象は線形で可逆的なものが多く，機械的，電気的に制御を行うことが容易である一方で，化学現象は非線形性や不可逆性のために制御の再現性を得ることが難しい．従って，以下では視覚，聴覚，触覚における多重化提示に焦点を当てて説明する．

1.2 多重化提示

複数の情報を組み合わせて高品質な情報を提供することを狙いとして，多重化提示が実現されてきた．図 1.2 に多重化提示の概念を示す．本研究で定める多重化提示とは，複数の情報が一つの感覚伝達経路を伝って知覚されるものをいう．この際の情報とは，物理的な情報を指し，光や音，力などである．また，感覚の多重化提示では，個々の情報が装置によって遮蔽されないことを想定している．つまり，一方の情報を得ることによって他方の情報が意味を失う場合は，感覚が多重化提示されているとはいえない．

多重化伝送との対応を考えると，多重化された信号を分離する装置が必要であるが，多重化提示では同時に知覚させることで高品質・多機能な情報提供を行うため分離を想定していない．しかし，多重化提示によって生成される感覚や動作の結果を分析することによって個々の情報との因果関係を分析し，評価することで情報の多重化を確認することができる．また，元の情報がそのまま伝わるのではなく，一定の因果関係によって変換された全く別の情報として抽出されるという特徴がある．

対象となる情報については，相互に関係する情報を重ねる場合と，全く意味の異なるものを重ねる場合の 2 種類がある．相互に情報を補うことで高品質化を目指すことを想定しているため，本研究では後者の場合の多重化については扱わな

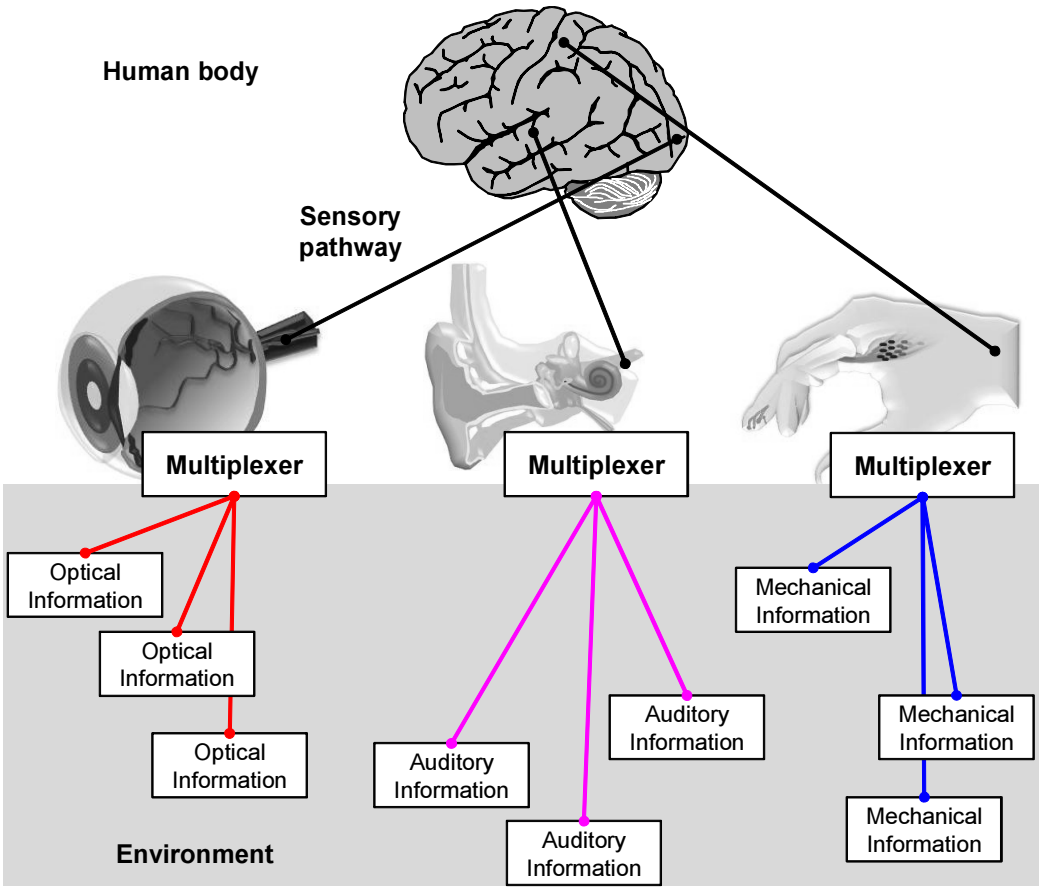


図 1.2 感覚情報の多重化提示の概念図

い．また，注意すべき点として，複数の感覚を利用して擬似的に感覚を創出する感覚相互作用を利用した方法があるが，感覚の伝達経路が異なるために多重化提示には含まれない．例えば視覚が触覚に与える影響を利用して擬似的に触覚を生成する方法や，視覚や嗅覚が味覚に与える影響を利用した方法があり，幾つかの応用例が示されているが，本研究の範疇ではない [11, 12]．以下では感覚情報の人工的な生成として行われてきた多重化提示について説明し，その分類と触覚における課題を明らかにする．

1.2.1 視覚多重化提示

視覚における多重化提示には，光の三原色を同時に提示する技術や，テレビに映像と字幕を同時に提示する技術，実際の視覚情報に人工的な視覚情報を重畳する拡張現実感 (Augmented Reality: AR) 技術などがある．光の三原色を利用する

方法は，3 種類の異なる周波数の光を同時に提示してその混合比によって任意の色を再現する，色覚受容器の種類を利用した情報の多重化提示技術である．映像に文字情報を重畳して提示する技術では，映像中の文字を表示したい位置の色を別の色に置き換えることで表現される．映像の一部は文字により遮蔽されるが，空間的整合性を保つように補完して知覚することができるため，情報を失わずに提示することができる．現実世界の視覚情報に人工的な視覚情報を重畳する AR 技術では，両環境の位置合わせを行った上で色の重畳提示を行う．この場合，各視空間における画像の輝度値を融合することで互いの情報を補いながら提示することができる．

1.2.2 聴覚多重化提示

聴覚における多重化提示には，様々な周波数を含む音波を単一のスピーカで提示するものや，複数のスピーカを使って音波を同時に発生し，空気中で合成された音を提示するものが挙げられる．複数の周波数を含む音波の場合は，ある時刻においては単一の音圧信号として表現されるが，ヒトの耳で知覚される際にはある一定時間内に含まれる音圧信号の周波数情報が同時に取得される．その結果，多重化された音としての知覚が生じる．一方で，複数の音源を使う場合は聴覚受容器に到達するまでの空間で合成され，多重化された音として知覚される．さらに，聴覚提示は提示装置によって実際の音が遮蔽されないために，AR 技術による多重化提示も容易に実現が可能である．

1.2.3 触覚多重化提示

触覚に関しては，光の三原色に相当する物理量が存在するかどうかということは明らかになっていないが，受容器の種類ごとに異なる刺激を与え，感覚を合成するという考えそのものは存在する．複数の装置を利用して異なる物理量を同時に提示し，任意の感覚を再現しようとするものについても研究が行われているが，複数の感覚を合成して複合的な感覚の生成に成功したという報告は見受けられない．一方で，AR 技術としての多重化においては，基礎的な手法が考案されており，道具型の力覚提示装置を用いて道具に実際に加わる力に人工的な力を重畳して提示することが可能である．しかしながら，装置に取り付けられた道具を介し

て物体に触れるという，限定された状況のみでの実現であり，広義の触覚としての AR 技術は確立されていない．

1.2.4 装置による分類

多重化伝送における代表的な方式として，周波数分割多重化，空間分割多重化，時間分割多重化が存在する．以下では，従来の多重化提示と三つの方式の対応付けについて言及する．

物理的な情報を再現して提示するという観点からは，周波数分割方式という考え方が当てはまる．聴覚の場合，異なる周波数の音が重ね合わされて音楽を生成している．味覚や嗅覚の場合，異なる周波数で振動する分子が同時に検出されることで味が生成される．視覚の場合は異なる周波数帯の光を合成し，任意の色を生成している．

一方で，受容器レベルという観点からは空間分割方式という考え方が当てはまる．異なる刺激に反応する受容器が空間的に並べられていることから，実際には外界の物理的な刺激を体表に投影する際に，空間的な情報に変換されている．つまり，異なる周波数の物理量を提示していても，受容器レベルではその情報が空間的に分割されて伝達していることになる．例えば音などは周波数ごとに検知される身体上の領域が異なり，視覚や触覚の感覚受容器に関しても空間的に分散して存在する．従って，受容器レベルでの感覚提示は，これら空間的に配置された感覚受容器を同時に刺激する，空間分割方式であると考えることができる．

残るは時間分割方式である．時間分割方式は，人が識別できない短時間に複数の情報を提示し，一つの合成された情報として提示する手法であると考えることができる．その例として，光の三原色における各色の映像を瞬時に切り替えて任意の色を表現する時分割式のプロジェクタがある．

一見，各多重化の手法が存在するかのように考えられるが，情報が伝達する階層によってその解釈が異なることは注意すべき点である．例えば，時分割式プロジェクタによる映像投影において，異なる周波数帯の光が瞬時に切り替えられて提示されている時間分割方式であると考えることができるが，受容器レベルで捉えると空間的に配置された受容器を同時に刺激して情報を伝送する空間分割方式となる．つまり，多重化提示はいずれの階層で情報を捉えるかによって，方式が異なるということになる．従って，本論文においては，感覚情報を提示する階層

表 1.1 多重化提示の装置による分類

多重化方式	視覚	聴覚	触覚
時間分割	時分割式プロジェクタ	-	-
空間分割	プリンタ・人工網膜	人工内耳	-
周波数分割	液晶モニタ	ステレオスピーカ	-

において多重化提示の方式を分類する．この点に注意して従来の多重化提示手法を分類した結果を表 1.1 に示す.

1.2.5 情報による分類

従来の感覚の多重化に関する成果から，以下の三つの情報の組み合わせによる多重化提示が考えられる.

- 人工的な感覚に人工的な感覚を多重化する方法
- 人工的な感覚に実際の感覚を多重化する方法
- 実際の感覚に人工的な感覚を多重化する方法

この三つの多重化提示を，複合現実感 (Mixed Reality: MR) として捉えることで，次の用語で表わすことができる．(1) 人工現実感 (VR)，(2) 拡張仮想感 (AV)，(3) 拡張現実感 (AR) [13]．視覚や聴覚においては既にこの三つの用途におけるシステムが実用化レベルで開発されている．例えば，幾つかの異なる感覚に寄与する刺激を同時に提示する手法は人工的な感覚と人工的な感覚を同時に生成する，人工現実感のシステムに当たる．また，実際の感覚を人工的な感覚で補う場合は，拡張現実感のシステムに相当する．一方で触覚に関しては，従来の提示装置を用いて多重化提示を実現することは難しい．その原因として，触覚提示では身体と装置の接触を伴うことから物理的な干渉が生じてしまうことが挙げられる.

触覚の場合，受容器が身体全体に散在しており，視覚や聴覚に比べて提示を行うことができる階層が広いという特徴がある．触覚伝達経路における刺激の提示階層によって，物理的な干渉の程度は異なると考えられる．刺激を提示する階層によって多重化提示の方式が異なることは既に述べたが，多重化する情報の種類とも何らかの関係性があると考えられる．つまり，情報の提示階層を分析し，適

切な階層で多重化提示を試みることで，装置の物理的な干渉を解決するための方法を導くことができる可能性がある．

1.3 感覚伝達経路と多重化

環境情報の知覚において，身体へ物理量が投影された後，受容器によって感受され，神経活動として脳に伝達していくという，感覚情報の伝達経路が存在する．本論文ではこの伝達経路を感覚伝達経路，特に触覚の場合は触覚伝達経路と呼ぶ．感覚伝達経路のいずれかの階層において情報を入力することで，感覚を人工的に提示することが可能である．従来の感覚提示手法を整理すると，感覚伝達経路における刺激提示の階層として，以下の三つに大別することができる．

- 外界の物理現象を再現するもの
- 受容器の活動を再現するもの
- 脳の活動を再現するもの

触覚の場合，他の感覚と比べて伝達経路が長く，刺激提示の階層をより詳細に分類することができるという特徴がある．指の触覚に着目すると，対象物から身体までの距離は短く，感受される身体の部位から脳までの距離が長い．この特徴は，触覚が機械的な接触を伴うものであることと，神経経路が長いことによる．さらに，対象物と身体の間に道具が存在する場合もあり，道具を介した力学的な情報もまた触覚として知覚し得る．従って触覚の場合，上記の分類に道具・身体・神経の三つの階層を加え，さらに詳細な刺激階層の分類を行うことができる．

- 対象物の物性を再現するもの
- 道具に働く力を再現するもの
- 皮膚・筋骨格の変形を再現するもの
- 受容器の活動を再現するもの
- 神経の活動を再現するもの
- 脳の活動を再現するもの

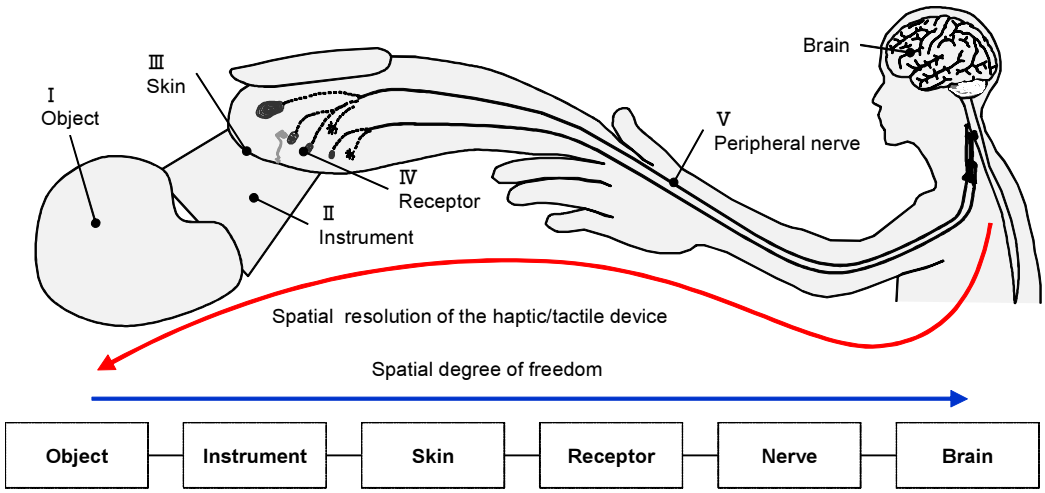


図 1.3 触覚伝達経路と刺激の提示階層

図 1.3 に触覚伝達経路と刺激の提示階層を示す．図 1.3 では，情報が伝達する際の空間的な関係性を要素を拡大して描くことで表現している．

触覚伝達経路と刺激提示の関係性において着目すべき点は，以下の二点である．

1. 物体に近づくにつれて提示可能な触覚の空間解像度が増加すること

2. 脳に近づくにつれて触れる動作の自由度が増加すること

前者は広範囲の環境が，皮膚という身体の一部に投射され，点在する機械受容器によって離散化され，さらに神経が収束して脳に伝達するという情報の収束に関する特徴から理解できる．後者は，装置によって制御を行う部位を表しており，装置よりも物体に近い部位は物理的に拘束されないということを意味している．従って，物体に近いほど人工的な情報を多重化して提示することが可能になり，脳に近いほど，実際の感覚が遮蔽されないと考えることができる．この考えに基づくと，多重化提示を行う情報の種類と触覚伝達経路における刺激提示階層の間に何らかの関係性が存在することが分かる．本研究では，触覚情報の多重化提示を実現するとともに，この触覚伝達経路における刺激提示階層と多重化提示として組み合わせる情報の種類の関係を明らかにし，触覚提示装置の設計指針を示す．

1.4 研究の位置づけ

触覚提示装置の必要性が示唆される一方で，視覚や聴覚のような実用化と普及には至っていない．その理由として，品質や機能が不十分であることに加え，利用価値が明確でないことから応用システムが適切に示されていないことが挙げられる．本研究は，多重化提示という側面から触覚提示技術を捉え直し，これらの問題，特に“品質”の向上と“機能”の向上に取り組むものである．触覚提示装置の利用価値が明確にされることで，あらゆる人が個々の要望に応じた触覚提示装置を利用することが可能になり，触覚提示技術の普及へつながることが期待される．

装置によって情報の遮蔽が生じる触覚提示において，多重化提示を実現することは難しい課題であると考えられる．この課題に対し，本研究のアプローチは触覚伝達経路における刺激階層ごとの特徴を生かした装置を開発することで，情報による分類に基づいた 3 種類のいずれかの多重化提示を実現するというものである．その中で，次の三つの項目に関する貢献を狙いとしている．

- 感覚情報の多重化提示という情報提示の発展の根本を表わす概念を示す．
- 触覚情報の多重化提示を実現するための新しい触覚提示手法を提案する．
- 触覚伝達経路の刺激階層ごとに適切な多重化提示の応用システムを示す．

つまり，本論文の位置づけは，触覚提示装置の利用価値の明確化という課題に対し，触覚伝達経路における刺激階層を注意深く洞察して多重化提示の実現可能性を示し，触覚提示装置の新しい設計指針を得るというところにある．その結果をもとに，従来のボトムアップ式の触覚提示装置の設計に対して，情報提示のニーズに応じたトップダウン式の触覚提示装置の設計を行うための方法論を導く．

1.5 論文の構成

本論文では，刺激階層と多重化提示の用途の関係を明らかにし，多重化提示が可能な触覚提示装置の設計方法を示す．以降，本論文の構成は次のとおりである．

1 章では，情報提示技術の歴史を概観した上で多重化提示という新しい概念を示し，触覚を多重化提示することの意義とその課題を述べた．さらに，触覚提示装置による情報の遮蔽が多重化における問題であることから，触伝達階層に従っ

て刺激提示階層を適切に設定することで，情報による分類に基づいた 3 種類の多重化提示を実現できる可能性を示した．

2 章では触覚に焦点を当て，身体への力の作用によって触覚情報が脳に伝達し，知覚が生じる機序を説明するとともに，本研究で扱う触覚に関する用語の定義を行う．さらに，従来の触覚提示技術を刺激階層ごとに分類し，多重化提示としての可能性と課題を議論する．

3 章では，人工的な感覚と人工的な感覚を同時に提示する，複合感覚の生成として物性制御が可能なダイラタント流体を用いた物体制御型の触覚提示を提案する．実験では複数の感覚を同時に生成し，高品質な感覚を生成することが可能であることを示す．

4 章では，実際の感覚で人工的な感覚を拡張する，拡張仮想感における質感の生成として，単一電気刺激による受容器制御型の触覚提示を提案する．実験では，実際の動作に伴って刺激の提示を行うことで，質感の一つである粗さ知覚可能であることを示す．

5 章では，人工的な感覚で実際の感覚を拡張する，拡張現実感における運動機能支援のための感覚重畳として，末梢神経束の選択刺激による神経制御型の触覚提示を提案する．実験では，触覚を実際の感覚に重畳可能であることを示し，微細な道具操作の支援に適用可能であることを示す．

6 章では結論と題して，本研究で提案する三つの触覚提示手法によって実現された多重化提示を触覚伝達経路に投影し，刺激階層と多重化提示の用途の関係性を示す．さらに，その関係に基づいて触覚提示装置の設計指針に関する結論と展望を導く．

第2章
触覚情報とその提示技術

触覚は全身に備わり，身体と対象物の機械的な接触を各所で電気的な信号に変換して脳に伝える機能であり，その伝達経路が他の感覚に比べて長いという特徴がある．1章ではこの特徴に着目し，刺激階層ごとに適切な多重化提示手法が存在する可能性について述べた．本章では，用語の定義を行った上で触覚の構造と機能に基づいて刺激階層ごとの特徴を分析し，従来の触覚提示手法を分類する．さらに多重化提示の観点から問題点を整理し，本研究における要件を導く．

2.1 用語の定義

1章では，生理学的に体性感覚と呼ばれる感覚として触覚を広義の意味で使用した．体性感覚は，ヒトの持つすべての感覚から，視覚，聴覚，味覚，嗅覚，前庭感覚，内臓感覚を除いた感覚である [14]．触覚という言葉は日常生活から学問まで様々な場面で利用されるが，それぞれ対象となる範囲が異なるため，本研究で扱う対象を明確に定義する必要がある．

2.1.1 体性感覚の分類

体性感覚は，物体に触れることで生じる質感・温度覚・痛みなどの皮膚感覚 (Cutaneous sensation) と，重量・圧力・身体の動きに伴う運動感覚である固有感覚 (Proprioception) の2種類に大別することができる．皮膚感覚は皮下組織に存在する受容器の働きによって生じるのに対し，固有感覚は筋や腱，間接に存在する受容器の働きによって生じる．この大別は受容部位に基づいた分類である．

皮膚感覚や固有感覚はさらに詳細に分類することができるが，いずれの階層で議論しているかを明確にすることが重要である．本論文では感性・知覚・解剖・

物理の四つの階層に分けて議論する．擬音語で表されるような “ざらざら”，“かちかち”，“ぬめぬめ” などの感覚表現は感性レベル，生理学的に定義されている “温度覚” や “運動覚” などは知覚レベル，“マイスナ小体” や “パチニ小体” などによる受容器が反応する刺激による区別は解剖レベル，“機械的” や “化学的” などの刺激による区別は物理レベルでの分類である．このうち体性感覚の機能を理解する上で重要な知覚と解剖，物理レベルにおける分類をまとめ，図 2.1 に示す．注意すべき点は，皮膚感覚の分類に “触覚” が含まれる点である．この場合の触覚は対象物に触れた際に生じる皮膚変形によって生起される狭義での触覚を意味する．以降，特に断りがない場合は触覚という言葉は全て狭義の触覚を指す．

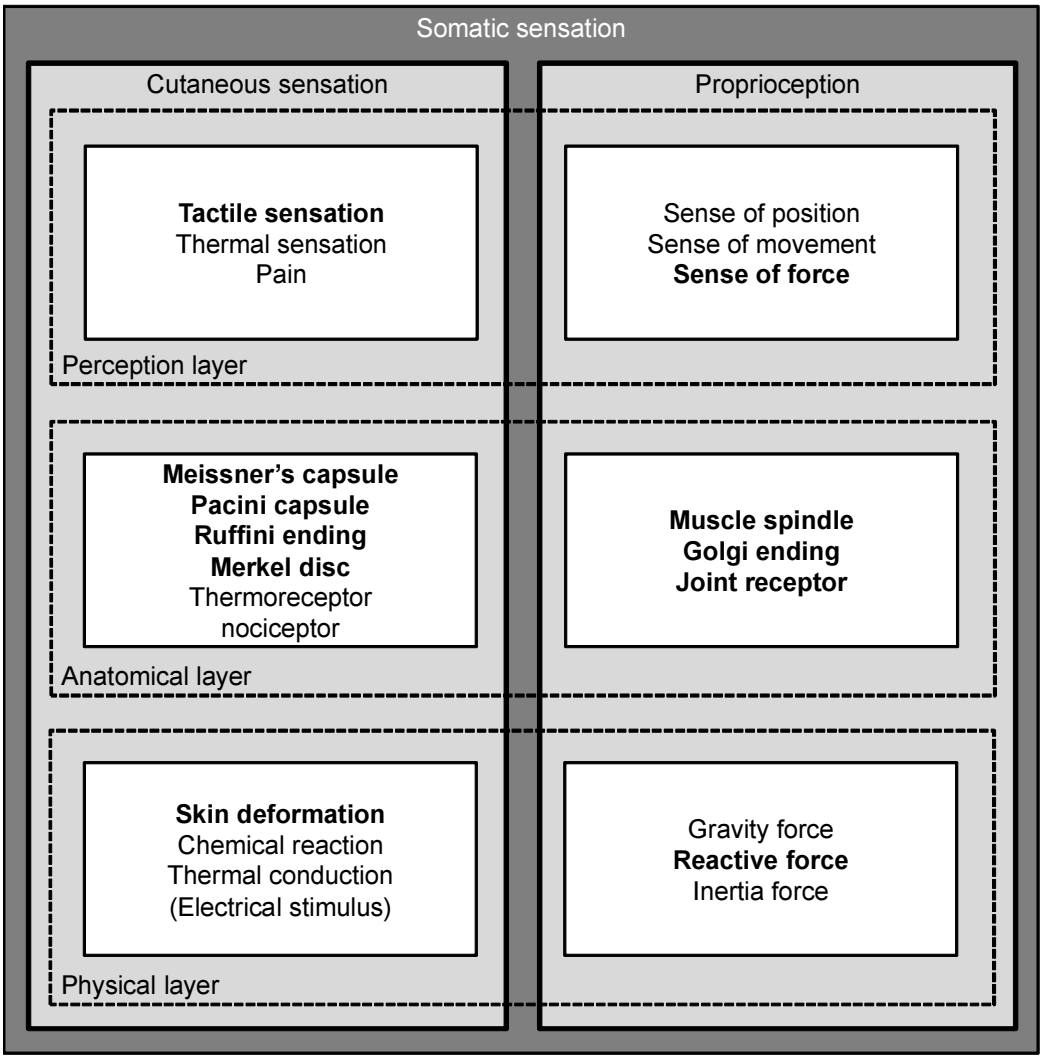


図 2.1 体性感覚の分類

2.1.2 対象とする感覚

本研究で対象としている感覚は，対象物との作用反作用によって生じる感覚である．つまり，物理レベルでの分類においては，皮膚変形と反力によって生じる感覚，解剖レベルではマイスナ小体，パチニ小体，メルケル触盤，ルフィニ終末，筋紡錘，ゴルジ腱器官，関節受容器によって受容される感覚，知覚レベルでは触覚と力覚である．従って，化学反応と熱伝導によって生じる触覚と，重力による触覚については扱わない．また，痛覚に関しても本研究の範囲外である．さらに，触覚は全身に散在する感覚であるが，日常生活において最も使用頻度が高いと考えられる指先で対象物に触れることによって生じる感覚を対象とする．本研究では**力触覚** (Haptics) という用語で対象とする感覚を表現する．

2.2 触覚伝達経路と触覚情報

多重化提示技術について考える上で，その伝達経路と伝達する情報に関する理解は必要不可欠である．本論文においては，力触覚に関する情報が伝達する経路を**触覚伝達経路**，触覚伝達経路を伝わる情報の総称を**触覚情報**と定義する．ただし，触覚情報は対象とする力触覚全てに関わる情報である．図 2.2 は，指先に機械的な刺激が加わり，知覚が生じるまでの触覚伝達経路である神経系の構造と，

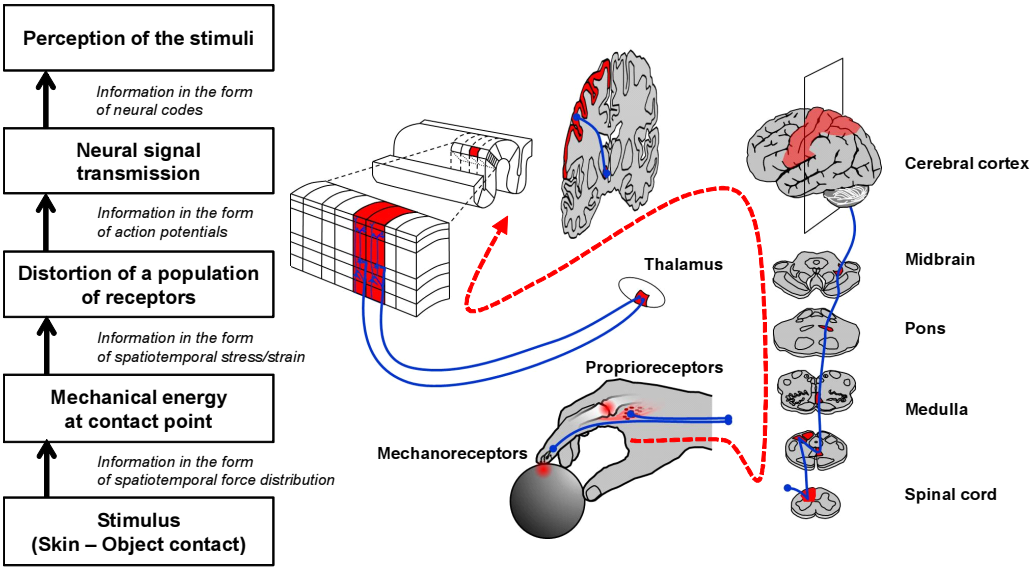


図 2.2 触覚伝達経路の構造と触覚情報 [14, 15]

触覚情報を表している．

身体と対象物の機械的な接触，つまり刺激によって筋骨格系の緊張や皮膚変形が生じ，複数の受容器が反応する．個々の受容器は刺激が閾値よりも大きければ，刺激情報を神経活動と呼ばれるパルス電位に変換する．この際，刺激の大きさはパルス列の頻度 (単位は pulse per second: pps) として変調される [14]．受容器で生じた神経活動は，末梢神経から中枢神経へ伝達し，視床を通過して大脳体性感覚野と呼ばれる部位の脳皮質に到達する．体性感覚野は大きく分けて 3 野に分類され，第一体性感覚野，第二体性感覚野，及び頭頂連合野が存在する．力覚と触覚に関わる神経活動は，視床を経た後，まず第一体性感覚野のそれぞれ 3a，3b 野と呼ばれる領域を通り，頭頂連合野にて統合され，力触覚を生じる．この触覚伝達経路と触覚情報の重要な特徴として，空間密度と等価性に関する特徴がある．

触覚情報の空間密度

身体に加わった刺激は受容器によって離散的な情報に変換される．従って，物体そのものが有する触覚情報は，反応する受容器によって間引かれ，空間的に圧縮されて伝達することになる．さらに，枝状に広がった抹消神経は後根神経節を経て脊髄へ入る過程である程度の空間配置を保ちながら一つの束を形成している [14]．この構造によっても，触覚情報は空間的に圧縮される．つまり，触覚情報は対象物体から始まり，中枢神経に近づくにつれて次第に高密度化される構造をとる．神経束は脳内においてわずかな広がりを有するため，脳までの経路全てにおいてこの構造が確認できるわけではないが，中枢神経までの共通の特徴である．

触覚情報の等価性

脳に伝達する情報が同じであれば，生じる感覚も等価であると考えられる．力触覚の場合，対象物が異なっていても，身体や筋骨格系に同様な変形や緊張を生じさせる場合がある．刺激が同様であれば，物理層よりも後の触覚情報は等しくなり，結果的に等価な力触覚が生じることになる．つまり，触覚情報が脳に到達するまでのいずれかの位置で所望の触覚情報を再現すれば，人工的な力触覚を生成することができる．この考えが，力触覚提示における基本的な考えであり，目的の感覚を生じるための等価な触覚情報を生成する方法が多数考案されている．

2.3 身体と物体の接触

身体が物体と機械的に接触することによって力触覚が生じる．検出そのものは受容器による働きであるが，対象物と身体の間の力学的な現象は皮膚の変形や筋骨格系の緊張によって伝わる．本節では，物体と身体の間で生じる力学的な現象について説明し，物理刺激レベルでの力触覚について議論する．

2.3.1 触運動とその分類

身体と物体の間に働く力について考える上で，対象物に対してどのように触れたかという情報は重要である．図 2.3 に示すように，獲得しようとする情報に応じて運動が異なることが知られている [16]．自ら動き，接触状態を作り出すこと

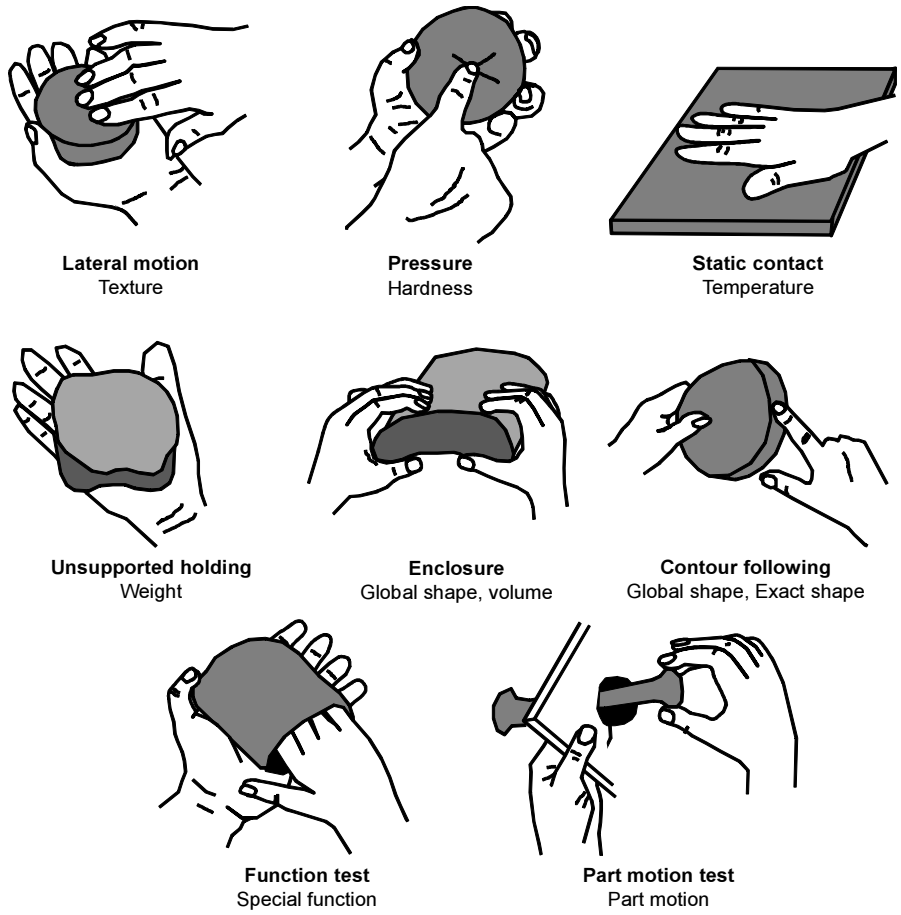


図 2.3 触運動の分類 [16]

を能動触，自らは運動せずに対象物が動くことによって接触状態が生じるものを受動触と呼ぶ．受動触が身体への情報通知としての役割が強い一方で，能動触は対象物の特徴を理解し，また運動を行うという，より高機能な役割を果たす．従って，本研究で対象としている力触覚は，能動触によって生じる感覚である．

能動触に必要な身体の運動を総じて**触運動**と呼ぶ．触運動は，物理的には無限の可能性が存在するが，手の機能や認識機能の観点から分類を行うことができる．Lederman らは触運動を，接触動作，押しこみ動作，なぞり動作，撫で動作，つまみ動作，掴み動作，叩き動作に分類している [16]．従って，力触覚を提示するためには対象となる感覚に応じてこれらの動作を計測する必要がある．また，力触覚の提示装置の構造も各触運動に適したものである必要がある．

2.3.2 身体と物体間に生じる力学的現象

身体に生じる力学的現象に関する研究は，スポーツ工学や福祉工学を始め，バイオメカニクスの分野において盛んに行われている [17]．その主な手法は，身体の各所に働く力を計測し，力学的なモデルを構築して解析するというものである．力触覚の観点から議論したものは少ないが，把持操作における複数の指先の力を同時に計測したものや，身体に生じる変形を解析するための連続体力学に基づいたモデルが提案されている [18, 19, 20]．

図 2.4 は指と物体間に生じる力学的現象を理解するために提案されているモデルをまとめたものである．力覚に関わる身体の各関節に働くトルクに関しては，骨と関節を剛体リンクモデルで，筋や腱を糸と滑車モデルで表現することで実際

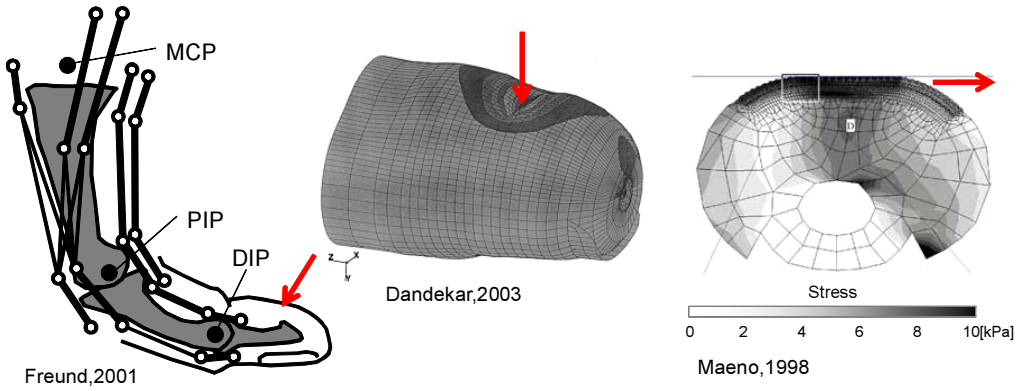


図 2.4 機械的な接触と身体の関係 [21, 22, 23]

の現象を説明可能であることが示されている [21, 24]．触覚に関わる皮膚の変形に関しては，有限要素モデルに基づいた接触解析が行われている [20, 22, 23] ．物体のなぞり操作について解析することにより，爪や指紋の存在が応力集中を生じ，触覚を鋭くしていることが明らかにされている [23]．

また，道具を扱う場合における力学的な現象についても一部明らかとなっている．Kuchenbecker らは，物体を把持した道具で触れて押しこみ動作を行う際の道具の先端の位置と，道具に加わる力および把持力について計測し，その関係を示している [25]．図 2.5 に示すように道具で対象物に触れると，まず物体固有の周波数で減衰振動を示し，その後に道具の位置，つまり物体の変形量に応じて道具に加わる力が変化することがわかる．さらにその際の道具の把持力は道具の先端に加わる力に比例したものとなる．

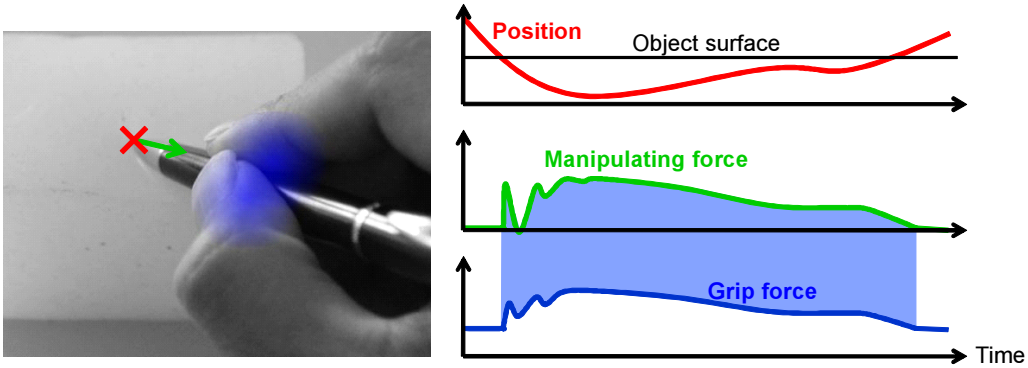


図 2.5 道具の位置・力・把持力の関係 [25]

2.4 力触覚の生理学

身体への力の作用は，様々な種類の受容器によって神経活動に変換される．特にその構造や反応特性は受容器の種類によって異なり，発生する感覚と密接に関わっている．本節では力触覚に関する受容器の構造とその働きについて説明する．

2.4.1 触覚に関する受容器

触覚の受容に関わり，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小体・パチニ小体・メルケル触盤・ルフィニ終末の 4 種類に分類される．有毛部との違いはマイスナ小体の有無で，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．本論文においては，無毛部の触覚について扱う．図 2.6 に無毛部における皮膚組織と機械受容器の構造を示す．

4 種類の機械受容器の分類は，順応の速度と脳内の受容野の広さによって行われている．順応とは，一定強度の機械的刺激を与え続けることで受容器が刺激を感受しなくなるという現象である．一般的に，順応の早いものを速順応型 (Fast Adaptive: FA)，遅いものを遅順応型 (Slow Adaptive: SA) と呼ぶ [26]．また，脳内に投射された後の受容野が狭いものを I 型，広いものを II 型と呼ぶ．この分類

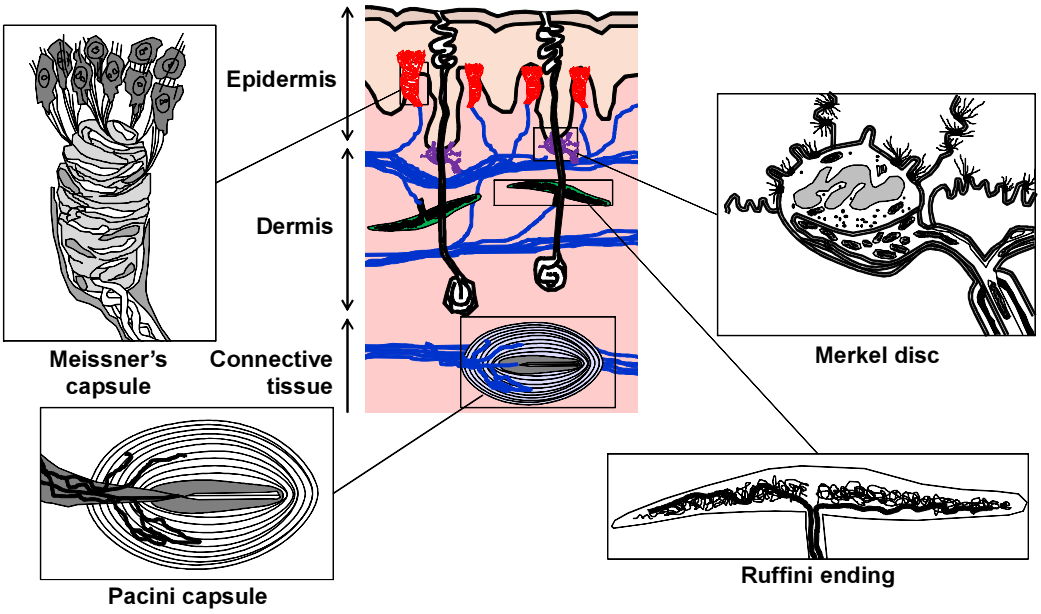


図 2.6 皮膚と機械受容器の構造 [14, 26].

に基づくと，4 種類の機械受容器のはそれぞれ，マイスナ小体が FAI，パチニ小体が FAII，メルケル触盤が SAI，ルフィニ終末が SAII となる．この分類は，機械受容器によって反応する物理量や周波数特性がそれぞれ異なることを意味する．また，空間分解能もそれぞれの受容器によって異なる．その特徴を以下に示す．

マイスナ小体 (FAI)

特に物体の端や小さな不規則性など細かい変化に反応する．物理量としては，皮膚変形の速度に反応する．低周波振動に反応し，30 Hz 付近に共振点を持つ．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．指先における受容器の空間密度は比較的高く，数 mm 程度の空間分解能を有する．

パチニ小体 (FAII)

振動感覚を引き起こすことが知られており，物体の表面をなぞった時の振動の感受に携わる．物理量としては，皮膚変形の加速度に反応する．比較的高い周波数に応答し，200 Hz 付近で明瞭な共振特性を持つ．指先における受容器の空間密度は低く，10 mm 程度の空間分解能を有する．

メルケル触盤 (SAI)

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．物理量としては，皮膚変形とその加速度に反応する．直流から数 Hz の比較的低い周波数に応答する．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．指先における受容器の空間密度は高く，サブミリオーダの空間分解能を有する．

ルフィニ終末 (SAII)

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．物理量としては，皮膚変形に反応する．SAI 同様に直流をはじめ数百 Hz までの広範囲の刺激に応答し，刺激がない場合も自発的な神経発火を繰り返す．指先における受容器の空間密度は比較的低く，7 mm 程度の空間分解能を有する．

表 2.1 無毛部における機械受容器の特性 [15, 27]

項目	マースナ小体	パチニ小体	メルケル触盤	ルフィニ終末
型	FAI	FAII	SAI	SAII
順応速度	速	速	遅	遅
しきい値 [μm]	2	0.01	30	40
刺激周波数 [Hz]	3-100	35-500	0.4-3	80-500
空間分解能 [mm]	3-4	10	0.5	7
伝達速度 [m/sec]	35-70	35-70	40-65	35-70
感覚モダリティ	振動	振動	未知	圧

4 種類の機械受容器の特徴をまとめ，表 2.1 に示す．

2.4.2 力覚に関する受容器

力覚の受容に関わる自己受容器は，皮膚よりも深部にある筋骨格系に存在し，筋紡錘，ゴルジ腱器官，間接受容器の 3 種類に分類される．図 2.7 に筋骨格系とその受容器の構造を示す．

3 種類の自己受容器の分類は，解剖学的な部位によって行われている，従って，それぞれ感受する刺激の部位が異なり，発生する感覚が違う．その特徴を以下に示す．

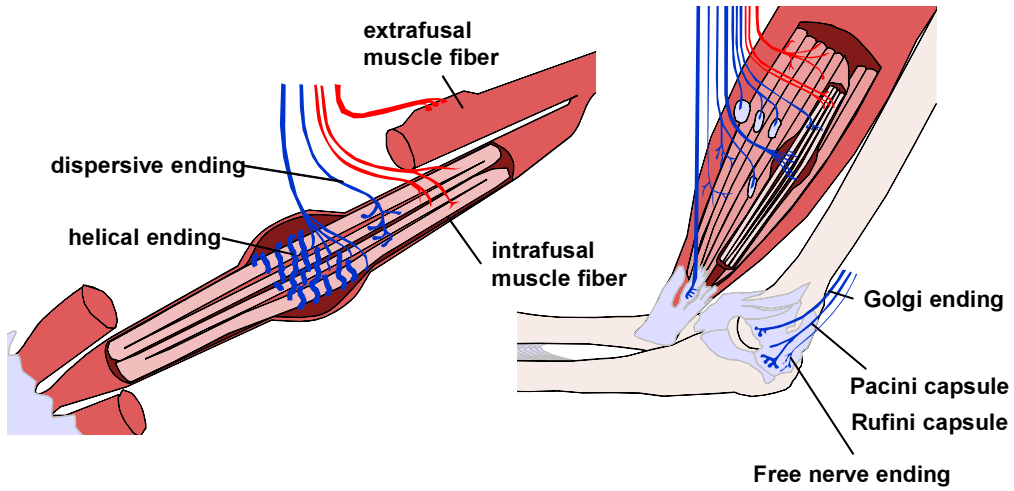


図 2.7 筋骨格系と自己受容器の構造 [28]

筋紡錘

筋紡錘は，骨格筋の筋周膜内に存在し，内部に錘内筋線維を含む．錘内筋線維には遠心性および求心性の神経線維が接続されており，遠心性の神経繊維は錘内筋線維の収縮・弛緩の調節に関わり，求心性の神経繊維は筋繊維の長さに関わる情報を検出する．求心性の神経線維は一次と二次に分類することができるが，それぞれ筋の伸縮の速度と筋の長さに応じた神経インパルスを発生する．

ゴルジ腱器官

10-20 本程度の錘外筋線維と腱の接合部に存在し，一端は筋に，もう一端は腱に接続された散形の終末構造を有している．筋が収縮して末端の小包が歪むと，神経インパルスを発生し，その強度に応じて発火頻度が変化する．

関節接受容器

関節を包む関節嚢や関節靭帯，骨膜には関節の動きに関わる受容器であるルフィニ終末，ゴルジ終末，パチニ小体，自由神経終末が存在し，四つ全てを総称して間接受容器と呼ぶ．ルフィニ終末とゴルジ終末は遅順応型，パチニ小体は速順応型の受容器である．関節受容器は，指などの動きによる関節の回転に反応し，力学的な情報を神経インパルスとして脳に伝達する．

2.5 力触覚提示技術とその分類

本節では，まず力触覚を再現するための基本的な原理を説明する．次に従来の力触覚提示技術を触覚伝達経路の刺激階層ごとに分類し，その特徴について説明する．

2.5.1 力触覚提示の基本原理

力触覚提示システムの基本的な構造を図 2.8 に示す．力触覚提示システムでは，センサによってユーザの位置や力を計測し，物理モデルに基づいて位置や力の情報を求め，アクチュエータによってユーザに提示するというフィードバックループが構成される [29]．力触覚提示システムの構成要素は，実環境で動作して感覚を生じるユーザと仮想環境を作り出すコンピュータ，そして両者の間に介在して身体に作用を及ぼすインタフェースの三つである．身体に作用を及ぼすインタフェースである力触覚提示装置は，比較的大きな力を発生させ，ヒトの腱や筋肉の刺激によって生じる力覚を提示するものと，皮膚表面の局所的な変形によって生じる触覚を提示するものに分けることができる．しかしながら，いずれの提示においても基本的な構造と考え方は同じである．一方で力触覚提示において，対象物との接触状態を選択的に増幅するという考えや，身体の構造を制御することで実際の感覚を変調するという考えが提案されており，力触覚の情報処理として興味深いが，コンピュータを用いた図 2.8 の構造を形成しないため，本論文では扱わない [30, 31]．

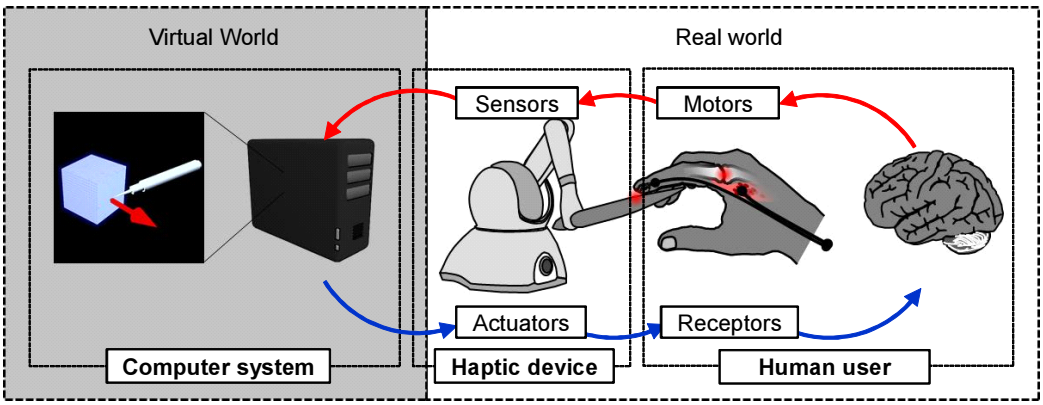


図 2.8 力触覚提示システムの構造

2.5.2 力触覚提示方法の分類

図 2.9 に触覚伝達経路と経路を階層的に構成する六つの要素を示す．力触覚を生成するためには，触覚伝達経路の六つのいずれかの層において触覚情報を入力すれば良いことを既に述べている．本研究では触覚伝達経路における各刺激階層ごとの力触覚提示手法をそれぞれ物体制御，道具制御，身体制御，受容器制御，神経制御，脳制御と呼ぶ．各手法について以下で説明する．

物体制御

物体制御とは，対象物自体が力触覚提示装置となり，実際に存在する物体自体に触れて力触覚を生起する方法である．従って，単に物体として存在するだけでなく，物性や形状を制御できる必要がある．物体そのものに触れることができるために複合的で高品質な感覚を生成可能であるという特徴を持つ．しかしながら，使用する物体で表現可能な物性や形状が限定されるため，提示可能な感覚が限定されるという問題や力触覚の探索運動が限定されるという問題が生じる．

物体制御型の力覚提示装置として，Iwata らによる上下する支柱によって柔軟シートの形状を制御して物体曲面とのインタラクションを可能にする FEELEX がある [32]．また，Inoue らの柔軟シートの伸張による見かけ上の弾性制御による力触覚提示や，空気圧で複数の小包を制御して様々な形状を提示する Volflex も物体制御による力触覚提示装置に含まれる [33, 34]．

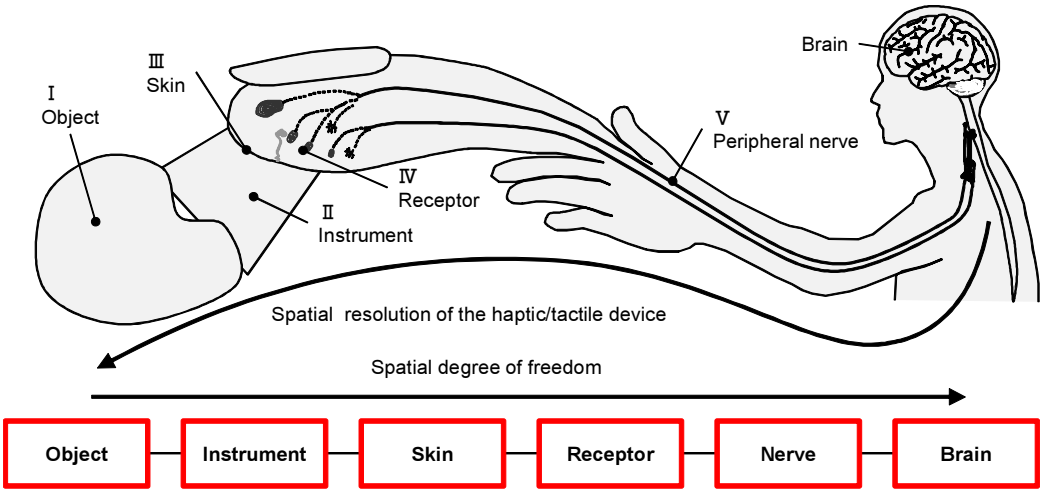


図 2.9 触覚伝達経路と刺激階層

道具制御

道具制御とは，物体を道具で触れた際に生じる力を再現し，身体に力を伝える方法である．対象物にどのように触れたかという情報の計測と，道具と対象物の間に生じている力の計算が必要となる．道具を介した力触覚情報に限定されるために表現が必要な情報の次元が減り，単純な装置の機構によって実現可能であるという特徴がある．一方で，道具の存在が必須となり，使用可能な状況が限定されるという問題がある．

道具制御型の力覚提示装置として，ロボットアームによって多自由度の力ベクトルの再現を可能にした PHANToM や，[35]，把持部に接続されたワイヤを牽引することで力ベクトルを提示する SPIDAR [36] が存在する．一方，Yamamoto らは指で水平方向に動かすスライダの摩擦を静電気力によって制御し，粗さ提示に利用可能であることを示した [37]．また，Nara らは表面弾性波を用いた同様の機構の触覚提示装置を開発した [38].

身体制御

身体制御とは，対象物に触れることによって身体に生じる力学的な現象を再現するものであり，力覚，触覚共に広く試みられている手法である．対象物との接触状態の計測に加え，身体をモデル化して刺激装置で入力する触覚情報を推定する必要がある．身体制御による力触覚提示の特徴として，再現可能な感覚の多様性と装置の大きさにはトレードオフの関係があると考えられている．

身体制御による力覚提示装置として，ワイヤによって指を牽引する CyberGrasp や，五指それぞれに多自由度な力ベクトルをロボットハンドによって提示する HIRO II が存在する [39, 40]．また，身体に働く力のうち，分散されて各所に生じた力の一部のみを表現しようとする，擬似力覚提示も身体制御に含まれる．例えば，Tsuchiya らによる振動刺激を用いた凹凸形状の提示や，Minamizawa らによる指腹部の皮膚伸縮刺激による重量や慣性力の提示などがその代表例である [41, 42]．一方，凹凸形状の提示として，圧電素子やモータなどで駆動する振動ピンの変位で物体の表面形状の一部を表現する方法が提案されている [43]．皮膚に水平方向の皮膚変位を圧電素子で駆動する膜によって提示する方法，空中超音波を使ってわずかな皮膚変位を提示する方法，静電気力と摩擦力によって生じる電気振動覚を利用した触覚提示も身体制御に含まれる [44, 45, 46].

受容器制御

受容器制御とは，各種受容器を選択的に活性化する刺激方法を利用して感覚を合成する方法であり，反応する光の波長が異なる 3 種類の受容器を加重をつけて同時に刺激する視覚の類推として考えられる．原理的には，感覚の基底となる物理刺激によってあらゆる力触覚を生成することができるため，装置の小型化を図ることが可能である．しかしながら視覚と異なり，各種の受容器が反応する刺激を力の周波数などの一つの物理的なパラメータで完全に分離することはできないため，選択的に刺激するための方法や，合成によって生じる感覚は明らかとなっていない．

現状では，機械受容器に接続する神経の方向や深さの違いを利用したものや，機械受容器の反応する物理量や周波数特性の違いを利用した選択的刺激の方法が存在する [47, 48, 49, 50]．Kajimoto らは，触原色という概念を導入し，経皮的電気刺激によって 4 種類の異なる機械受容器のうち SAII を除く 3 種類を刺激する方法について提案してその効果を示している [47]．Makino らによる実際の皮膚変形ではなく受容器の反応する刺激レベルで等価な情報を入力する，皮膚吸引を用いた触覚提示や，Allerkamp らによる機械受容器の周波数特性を利用して振動を提示する触覚提示手法も受容器制御の分類に入る [48, 50]．一方で，力覚に関しては受容器が身体の深部に存在することから，個々の受容器を選択的に刺激するものは見受けられない．

神経制御

神経制御とは，触覚の受容に関わる神経に神経インパルスを直接入力して力触覚を生成する方法である．視覚や聴覚においては，人工網膜や人工内耳など，主に失われた感覚機能を取り戻すために利用される [7, 8]．神経制御においては，身体と対象の接触の計測と，その際に生じる神経活動を推定するモデルが必要となる．また力触覚における特徴として，受容器から脳までの神経経路が長いために神経を刺激する部位の選択肢も多いが，中枢に近づくに連れて広範囲の末梢神経が束となり，空間的な分布を生成することは難しくなるという点がある．つまり，装置を装着する部位の自由度は高いが，生成可能な感覚の空間解像度は低い．

義手における感覚フィードバックを目的として研究が行われており，埋込型の侵襲的な電極を利用して神経を刺激する方法が主流である [51]．一方で非侵襲的

に神経活動を生じさせるためには，経皮的電気刺激や集束超音波による方法が利用できる [52, 53]．古くから神経束の経皮的電気刺激は知覚の特性を調べるために利用されているが，触覚提示としての利用方法は確立されていない．また，経皮的電気刺激によって筋活動を生じ，力覚を提示する方法が提案されている [54].

脳制御

脳制御とは，大脳の体性感覚野を刺激し，力触覚を発生させる方法である．全ての感覚情報が脳内で処理されることから，力触覚以外の感覚においても自在に制御可能であると考えられているが，倫理的・技術的に課題が多く残されている．脳を直接刺激することによって感覚を生じる方法は，BMI に関する研究で試みられている．体表との空間的なトポロジが保たれていることから，空間分布を生成することも可能である．力触覚においては，サルによる動物実験において，脳活動の計測と提示によって物体認識が可能であることを示している [10]．しかしながら，極めて侵襲的で危険が及ぶ可能性が高いことから，健常者への応用は難しいと考えられるため，本研究では対象外とする．

2.5.3 力触覚提示装置の利用と応用

力触覚提示装置は，人の力触覚に関わる機能を再現したり，人が本来知覚できないものを力学的な現象に変換して “可触化” するために用いられる．生成可能な感覚は，装置によって異なり，テクスチャや硬さ，形，空間パターンなど多様であるが，利用可能な触運動の状況は限定的である．力触覚提示装置が単体で利用されることは少ないが，視覚や聴覚の提示と組み合わせたシミュレータやナビゲーションシステムが開発されている．その応用分野は多岐にわたり，医療，福祉，娯楽，教育，軍事などが挙げられる．医療を代表例に取ると，手術の訓練や支援への応用が効果的であると期待されているが，その利用価値が十分明らかにされていないという問題もある．例えば，視覚や聴覚などと比較した際の効果を明確に説明したり，力触覚提示がもたらす効果を定量的に示すことは昨今の課題であるといえる．

各層における代表的な力触覚提示装置の刺激階層，原理，利用，干渉に関する特徴をまとめ，表 2.2 に示す．

表 2.2 力触覚提示装置の分類

力触覚提示装置	刺激階層	アクチュエータ	主な利用	干渉
OPTACON [55]	身体	モータ	パターン	中
Cyber Grasp [39]	身体	モータ	つかみ	大
SPIDER [36]	道具	モータ	操作	中
PHANToM [35]	道具	モータ	操作	中
Latero [44]	身体	圧電	テクスチャ	限定的
FEELEX [32]	物体	モータ	形状	限定的
SAW tactile display [38]	道具	表面弾性波	テクスチャ	限定的
HapticMASTER [56]	道具	モータ	操作	中
Master II-ND [57]	道具	空気圧	つかみ	大
Maglev [58]	道具	磁気浮上	操作	中
VITAL [59]	身体	電磁石	テクスチャ	限定的
SmartTouch [47]	受容器	電気刺激	テクスチャ	小
HIRO II [40]	身体	モータ	つかみ	中
Gravity Graver [42]	身体	モータ	把持	小
Smart Finger [60]	身体	ボイスコイル	テクスチャ	小
ER joint [61]	道具	電気粘性	操作	中
TPaD [62]	身体	圧電	テクスチャ	限定的
SaLT [63]	身体	超音波	テクスチャ	小
MR Brakes [64]	道具	磁気粘性	操作	中
Pneumatic balloon [65]	身体	空気圧	把持	小
Airborne Ultrasound [45]	身体	超音波	パターン	限定的
Haptuator [66]	道具	ボイスコイル	テクスチャ	小
TeslaTouch [46]	身体	電気振動	テクスチャ	限定的
Neural prosthesis [51]	神経	電気刺激	触覚	侵襲的
Sensory BMI [10]	脳	電気刺激	触覚	侵襲的

2.6 力触覚の多重化提示

力触覚提示装置の個々の研究においては，複数の情報を同時に提示するというよりは，力覚や触覚を個別に再現したり，限定された特定の感覚を再現すること目標としたものが多い．一方で，個々の装置の感覚の品質や機能を補うために，複数の異なる触覚情報を提示するための研究が行われている．この試みは触覚情報の多重化提示に関連するものであり，現状の成果を明らかにする必要がある．以下では関連研究の問題点を整理し，触覚伝達経路における刺激階層と多重化提示の特徴について考察する．

2.6.1 従来の多重化提示への試み

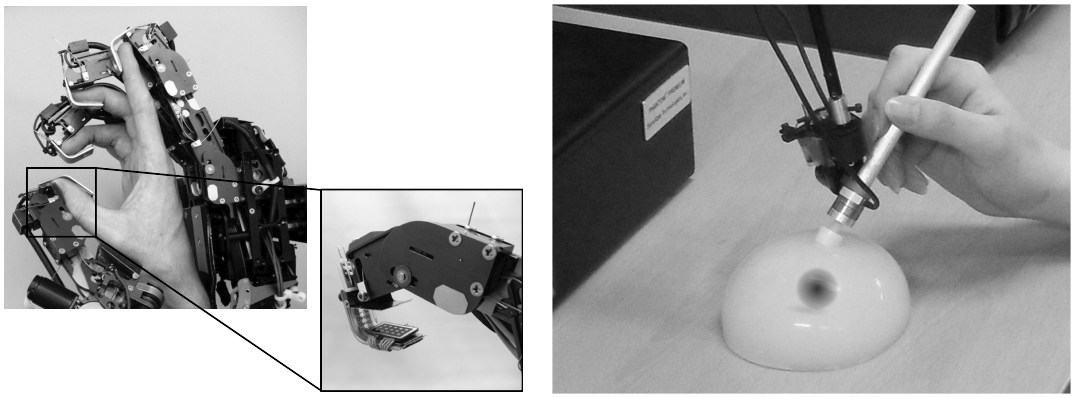
従来の研究において，複数の異なる触覚情報を提示しようとする方法として，(1) 複数の力触覚提示装置を用いて感覚の質を向上させる方法，(2) 実際の感覚と力触覚提示装置で生成される感覚を変調する方法，という二つが存在する．

複数の装置を用いる方法

装置の周波数特性を改善させることや，提示される感覚の多様性を拡張することを目的とし，複数の力触覚提示装置を統合的に利用する方法が提案されている．Kuchenbecker らは道具で物体に触れた際の力の応答を分析し，道具型の力覚提示装置と振動提示装置の統合によって装置によって生成可能な力の周波数特性を改善し，表現できる感覚の質が向上することを示した [25]．仮想環境において，限られた範囲のみで利用が可能であるという点と，触覚というよりは力覚の生成を目的としている点が本研究で定める多重化提示の要件を欠く点である．

図 2.10(a) に示すように，Sato らは電気刺激による皮膚感覚提示と，装着型の力覚提示装置を組み合わせて，統合的な感覚を生成する方法を提案した [67]．しかしながら，力覚提示のための装置が大掛かりであることや，指先に生じる空間パターンや力ベクトルを表現するものにとどまっており，力触覚の探索動作の観点から多重化提示の要件を欠いている．

複数の装置を用いた感覚の提示方法は，主に感覚の品質を向上させることを目的としており，訓練システム，娯楽システムへの応用が行われている．主に触運動の制限が生じたりコストが問題となる場合が多い．



(a) (b)

図 2.10 力触覚の多重化提示の関連研究：(a) 複数の装置を用いる場合 [67]. (b) 実際の触覚を変調させる場合 [68].

実際の感覚を利用する方法

実際の物体の物性を制御し，力触覚の探索行動を機能的に支援することを目的とし，実際の力触覚に人工的な力触覚を重畳する方法が着目されている．図 2.10(b) に示すように，Jeon らは道具型の力触覚提示装置を利用することで，実際の力覚に人工的な力覚を重畳し，硬さの感覚を変調して提示することが可能であることを示した [68]．しかしながら，力覚提示のみを対象としており，道具で限られた空間の物体に触れるという状況に限定したシステムであることから，限定された状況においてのみ多重化提示の実現が可能である．

実際の感覚を利用した感覚の提示方法は，主に力触覚の機能を補ったり拡張したりすることを目的としており，作業支援や娯楽システムへの応用が期待される．従来の方法においては状況が限定的であるが，力触覚提示装置の種類によっては様々な可能性が残されている．

2.6.2 多重化提示と刺激階層

1 章で述べたとおり，多重化提示は複数の情報を一つの感覚伝達経路を使って提示する方法である．力触覚の場合，皮膚の変形によって伝わる触覚に関する情報と，筋や腱の歪みによって伝わる力覚に関する情報が存在することを説明した．本研究における触覚情報の多重化提示の要件は「**力覚と触覚の共存**」である．力触覚提示装置においては装置が情報を機械的に遮蔽するという問題が顕著である

ことから，両者の共存を実現することは難しい．従来の力触覚提示装置の基本原理に基づくと，触覚伝達経路の階層ごとに実現可能な多重化提示の方式を考えることができる．実現可能な多重化提示の方式は，多重化提示する触覚情報の伝達経路を明らかにすることで理解することができる．図 2.11 に各階層ごとに形成される触覚情報の伝達経路を示している．以下では多重化提示における刺激階層ごとの特徴を整理し，現状の問題点を明らかにする．

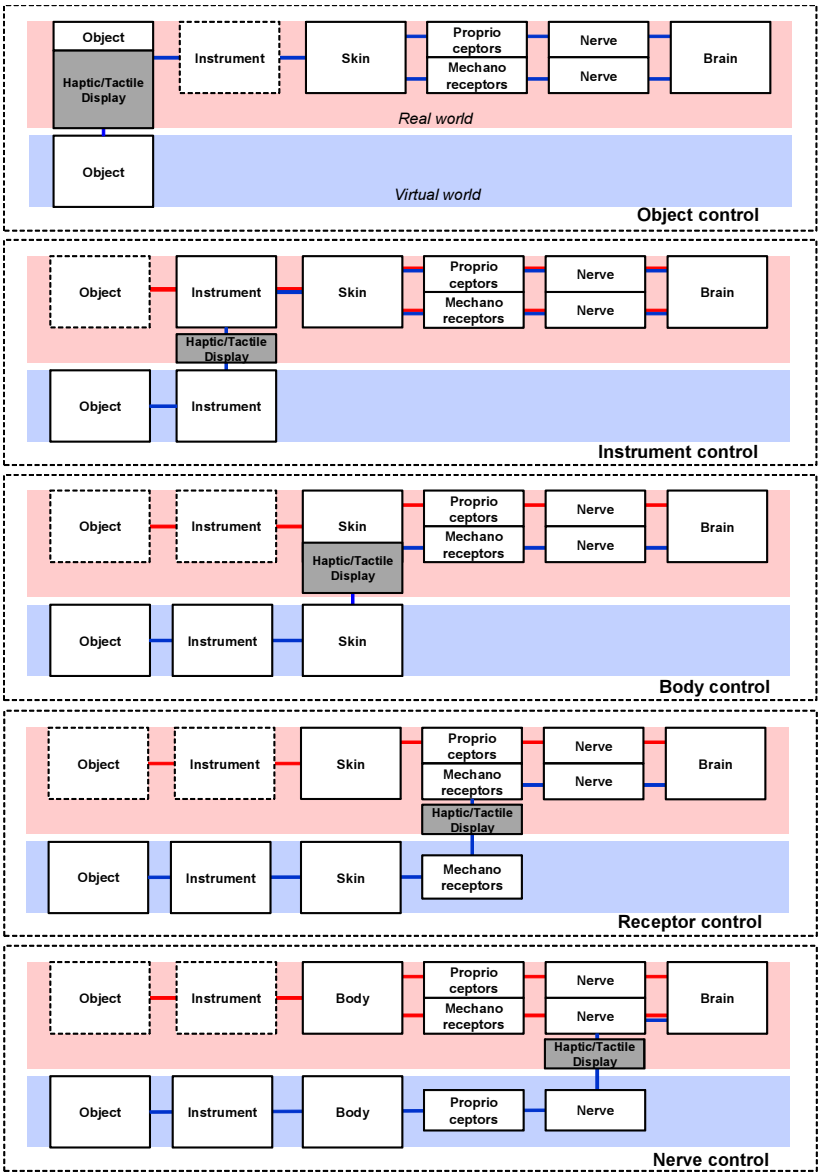


図 2.11　多重化提示と刺激階層

物体制御による多重化提示

対象物そのものを制御するため，提示可能な力触覚の空間的な情報が損なわれることはなく，物体が有する物理的な特徴による複合的な触覚情報を提示可能である．一方で，触覚の体験の方法として，制御する物体に触れることが必須であり，同時に現実世界の触覚情報を知覚することは難しい．従って，触覚情報の多重化提示において，人工的な力覚と人工的な触覚を融合する人工現実感における感覚の品質を向上させる目的での利用が期待される． しかしながら，従来の物体制御による力触覚提示装置が多重化提示の条件を満たすことができていない理由として，制御可能な物性の範囲が狭く力覚のみ，あるいは触覚のみに限定されていることが挙げられる．また，力覚と触覚の同時生成を目的としておらず，提示可能な感覚について詳細に議論されていない．

道具制御による多重化提示

道具を用いるため，身体と接触する部位の触覚は限定されたものとなる．また，道具型の力覚提示装置は可動域の制限が生じるため，使用可能な状況が限定されるという問題がある．従って，状況の限定性という観点からは本研究で定める多重化提示の要件を満たすことはできないが，感覚の質の向上や操作の機能的支援などを目的とした利用が期待される．

身体制御による多重化提示

身体の各所に分散された触覚情報を再現することになるため，人工的な力覚と触覚を同時に共存させることは難しい．また，力覚あるいは触覚のみを装置で再現し，実際の触覚あるいは力覚を融合させることが可能であると考えられるが，完全に装置を干渉させることなく実現することは困難である．

受容器制御による多重化提示

皮膚を介した電気刺激によって高い空間解像度を得ることは難しく，比較的低解像度な触覚提示方法となる．また，力覚に関わる受容器は身体深部に存在することから，非侵襲に特定の受容器を選択的に刺激することは難しい．一方で，高い空間解像度を得ることを目的とせず，単一の電気刺激などによる極めて小型な

装置による触覚の生成を狙いとすることで，触運動を損なわずに実際の力覚を共存させることができる．従って，実際の力覚で人工的な触覚を補うことで感覚の質を向上させることも可能であると考えられる．

神経制御による多重化提示

神経制御において，空間分布を生成することは難しく，受容器制御と同様，低い空間解像度の触覚提示手法となる．一方で，力触覚が発生する部位に刺激装置を取り付ける必要がないために，装置が現実環境の力触覚に干渉しないという特徴がある．従って，現実環境の力触覚と人工的な力触覚を融合し，実際の触覚に機能性を持たせることを目的として利用するのが望ましい．従来の神経制御によって実現できていない理由として，実際の力触覚を妨害することなく神経束を刺激して力触覚を重畳する方法が確立されていないという点が考えられる．

以上より，多重化提示の特徴が明らかとなった．既に述べたとおり，従来の研究において，単独の装置を用いて触覚情報の多重化提示を試み，その効果を示すまでには至っていない．特に，従来では制御の難しさから物体，受容器，神経における多重化提示を実現したものは見受けられない．一方で，物体は触覚伝達経路において最も末端の位置に存在し，受容器は機械的な情報を電気的な情報に変換し，神経はその経路が長く刺激部位の選択自由度が高いという重要な刺激階層である．従って，本研究では触覚伝達経路の刺激階層のうち，物体，受容器，神経の三つの刺激階層に着目し，多重化提示を実現するための方法を提案することで力触覚提示装置の設計論を展開する．

第3章

物体制御による多重化提示

本章では物体制御による触覚情報の多重化提示を実現する．物体に触れることによって生じる複合的な感覚は，対象物が有するいくつかの物理量を同時に検出する，力触覚に関する受容器の機能による．図 3.1 における物体層での刺激提示，つまり物体制御による力触覚提示では，物体そのものの物理的な特徴を利用して複合的な感覚を生成することができると考えられる．一方で，外部エネルギーによって物体の見かけの物性を広範囲で変化させることは難しい．本研究では，Jamming 転移と呼ばれるダイラタント流体が外力によって粘性を変化させる性質に着目し，新しい物性制御手法を提案する．その結果発生可能な力の特性を明らかにした上で，力覚と触覚を含む複合的な感覚を生成可能であることを検証し，人工現実感における多重化提示が実現されることを示す．

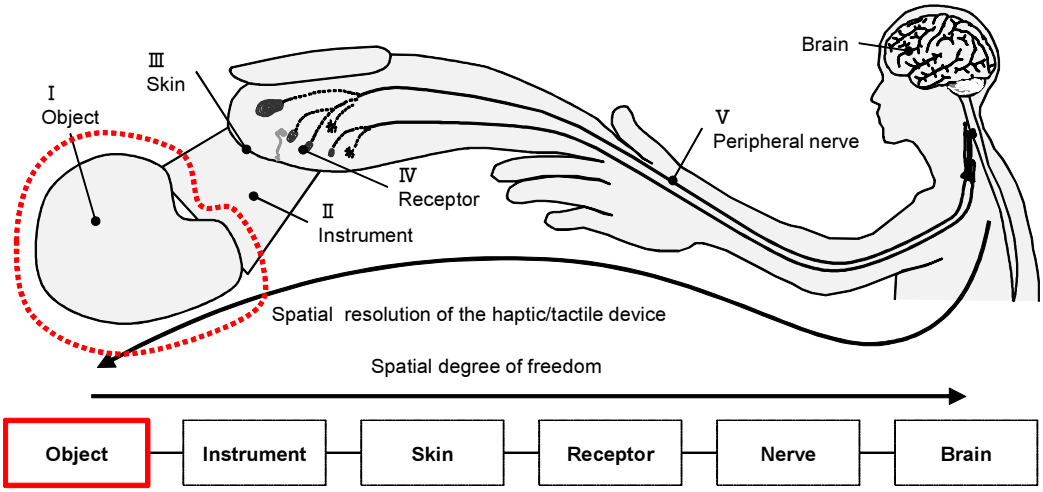


図 3.1　物体制御による多重化提示

3.1 複合感覚の生成

物体制御における多重化提示では，図 3.2 に示す，複合感覚の生成を狙いとする．物体が有する弾性や粘性，凹凸形状に依存した力学的情報が身体に投影される事によって，力触覚が生じることを述べた．それぞれの物理量は身体の別々の部位で検出され，同一の経路を通って一つの複合的な感覚を生み出す．従って高品質な力触覚の再現のためには複合感覚の生成が必要である．複合的な感覚が知覚されるような触運動として，本研究では撫で動作に着目する．従来の複合感覚の提示においては，特定の力学的な現象による感覚を再現可能な装置を複数組み合わせることで統合的な感覚の再現が行われてきた．しかし，複数の装置を組み合わせることによって，制御の複雑性や計算モデルの煩雑性，さらには操作領域などの制約が増すという問題が生じる．特に，力学的な情報が装置によって遮蔽される可能性が高いことから，単一の装置のみで統合的な感覚を生成できる必要がある．

物性制御による力触覚提示は物体が有する物性や形状を制御し，所望の感覚を生成するものである．従って，ユーザは対象物に自由に触れ，物体が有する複数

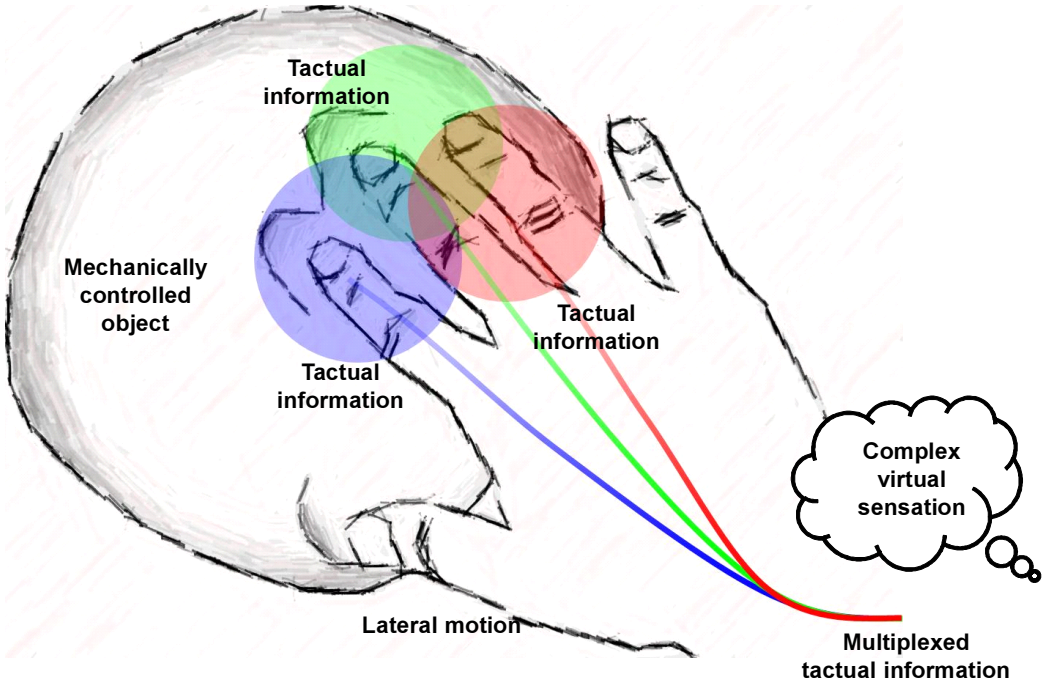


図 3.2 物体制御による多重化提示と複合感覚の生成

の物理的な特徴を同時に知覚することができると考えられる．物体を制御して力触覚を生成する方法として，柔軟シートの伸張による見かけ上の弾性制御による力触覚提示や，空気圧で複数の小包を制御して様々な形状を提示する Volflex がある [33, 34]．しかしいずれの手法も制御可能な物性の範囲が狭く，力覚あるいは触覚のいずれかのみに限定される．また，複合的な感覚が生成されることが検証されていない．

従って，物体制御による力触覚情報の多重化提示において取り組むべき課題は，幅広い物性制御の実現と，その結果生じる複合的な感覚の検証である．本研究では物体制御による多重化提示を以下の手順で示し，単一の装置による複合感覚の提示を実現する．

1. 複合的な感覚を生成するための物質を選定する．
2. 感覚を制御するための機構を提案する．
3. 装置の性能を定量的に示す．
4. 感性レベルで複合的な感覚が生じていることを検証する．
5. 開発した装置を用いた応用システムについて示す．

3.2 制御物体の選定

見かけの物性を制御するためには，外界からエネルギーを与えることによって物体の状態に変化を与える必要がある．柔軟体を伸張させる他に，外界からの物理エネルギーによって物性を変化させる機能性流体を用いる方法が考えられる．機能性流体には，ダイラタント流体や磁性流体，電気粘性流体，光粘性流体があり，近年では力触覚提示装置のアクチュエータやブレーキへの応用が注目されている [61, 64]．

ダイラタント流体

片栗粉などの非水溶性のコロイド粒子と水から生成することができ，与えるせん断力によって粘性を変化させる．他の機能性流体に比べ応答速度が早く，比較的小さなせん断力によっても粘性が大きく変化する．

磁性流体

強磁性金属微粒子を界面活性剤と共に水などの溶媒中に分散させることで生成することができ，与える磁場によって粘性を変化させる．磁場に沿って隆起するスパイク現象を示すことを利用した芸術作品がいくつか見受けられる．

電気粘性流体

微粒子をシリコンオイルなどの絶縁体溶媒中に分散させることで生成することができ，電圧を印加することによって粘性を変化させる．他の機能性流体に比べ応答速度は早いが，数 kV と人体への安全面の観点からは比較的高い電圧を必要とする．

光粘性流体

カチオン系界面活性剤であるセチルトリメチルアンモニウム臭化物と光異性化可能な o-メトキシけい皮酸から生成することができ，紫外線を与えることによって粘性を変化させる．他の機能性流体に比べると，応答速度が極端に遅い．

本研究では直接触れることを想定しているため人体に無害な片栗粉を用いたダイラタント流体に着目し，その物性変化のメカニズムから複合感覚生成のための物質としての利用可能性を考察する．

3.2.1 ダイラタント流体の性質

ダイラタント流体は片栗粉などの非水溶性粒子と水を質量を同程度の割合で調合することで生成することができる．ダイラタント流体が物性を変化させ，固体から液体のように振る舞う様子を図 3.3 に示す．ダイラタント流体は，手で触れ

図 3.3 ダイラタント流体の物性変化の様子

るて力を加えることによって固化し，固化したダイラタント流体は力を解くことで直ちに液体のような流動性を取り戻す．また，振動を与えると一部が硬化し隆起する．

3.2.2 物性変化の原理

ダイラタント流体が示す見かけ上の物性変化の性質には，粒子と溶媒の密度が関係しており，Jamming 転移と呼ばれている [69]．Jamming 転移による物性変化の本質は，流体に加わる力学的エネルギーによってもたらされる粒子間間隙の変化である．図 3.4 に示すように，ダイラタント流体の物性変化は下記の順序で粒子が移動することによって生じる．

1. 力，特にせん断力が流体に加わると，粒子が移動を始める．
2. 粒子の移動によって，粒子間間隙の溶媒が力を受けていない領域の粒子間間隙へ押し出される．
3. 力の影響範囲内における流体の粒子密度が高まり，局所的な領域の粒子間摩擦力が変化する．
4. 液体のように振舞っていた流体の局所領域の見かけの物性が変化し，固体のように振舞う．
5. 力を取り去ることで溶媒が粒子間間隙に再び浸透し，液体の状態に戻る．

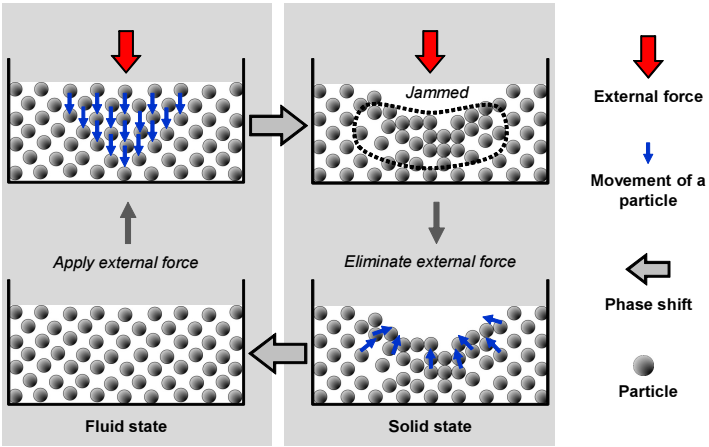


図 3.4 Jamming 転移の機序

3.2.3 力触覚提示としての利用可能性

ユーザの自由度の高い動作を可能にし，力覚と触覚を含む複合感覚を生成するという観点からダイラタント流体の利用可能性について考察する．ダイラタント流体の物性制御に関しては，振動を与えることによる硬さ制御が既に提案されている [70]．しかし，振動の周波数の違いによって変化する力の範囲は 2 N に満たず微小であり，固体から液体までの幅広い状態を利用した感覚の生成は実現されていない．一方，粒子間の空気量の調整で軟化と固化の大変形が可能であることが軟体ロボット JSEL で示されている [71]．液体と固体間の状態変化を利用することで，従来の振動による手法よりも広範囲の物性パラメータの制御が可能であると考えられる．さらに，固化することで生じる硬さとダイラタント流体特有の粘着性を同時に再現できれば，多重化提示の要件として掲げる力覚と触覚の同時生成が可能であると考えられる．従って，流体に直接触れつつ粒子間間隙を制御可能な機構を考案する必要がある．

3.3 制御方法の提案

ダイラタント流体における Jamming 転移を利用した力触覚の提示機構を図 3.5 に示す．提案手法では，片栗粉粒子を通過させないフィルタを通して水を吸入出させることにより Jamming 転移を意図的に発生させ，見かけの物性変化を生じさせる．特に，手で直接ダイラタント流体に触れることを可能とし，流体中の任意の場所で力触覚を提示するために，フィルタ部は指先に装着する．装置の駆動時以外に感覚を発生させないために，ユーザの操作では Jamming 転移が生じない程度の希薄溶液を用いることが重要である．

水を吸引することで周囲のダイラタント流体がフィルタ周囲に堆積し，粒子間間隙が変化する．粒子間間隙は分子間結合力を決定し，物質の粘性に影響する．従って，水の吸引によってダイラタント流体の堆積量を制御することで見かけの粘性を調整できると考えられる．最終的に，指を動かすことでフィルタ周囲に堆積したダイラタント流体と，底に沈殿したダイラタント流体の間に摩擦力を生じて抵抗力を知覚することができる．

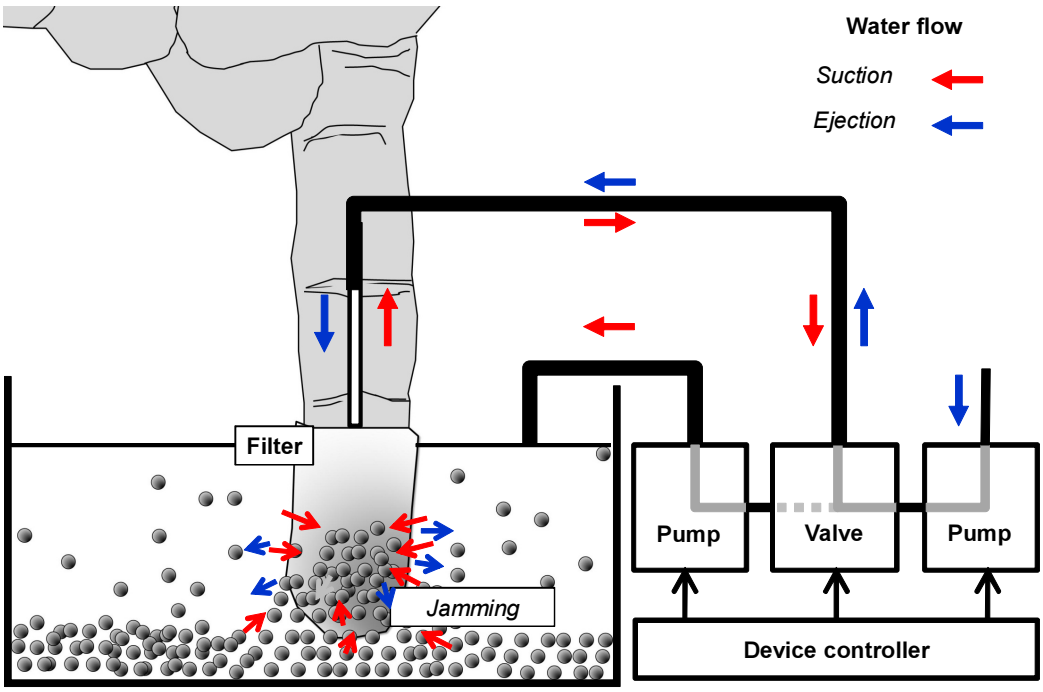


図 3.5 Jamming 転移を利用した力触覚生成機構

3.3.1 生成可能な力の定式化

提示可能な抵抗力の大きさは摩擦力によって決まるものであり，指先周囲のダイラタント流体の見かけの粘性が影響する．ダイラタント流体の見かけの粘性係数を η_{a}，指を動かす速度を $\mathbf{v}_{\mathrm{f}}$ とすると，提示できる抵抗力 $\mathbf{F}$ は次式で表すことができる．

$$\mathbf{F} = -\eta_{\mathrm{a}}\mathbf{v}_{\mathrm{f}} \tag{3.1}$$

粘性は指周囲の粒子の密度に応じて変化する．粒子の密度は指周囲の粒子堆積量に依存することから，粘性と粒子の堆積量 O_{c} は比例関係にあると仮定する．

$$\eta_{\mathrm{a}} \propto O_{\mathrm{c}} \tag{3.2}$$

フィルタを介した吸引による粒子の堆積を，濾過によるフィルタ周囲への粒子の沈殿とみなすことで，Lewis の濾過方程式より粒子の堆積量は圧力の時間積分として表すことができる [72].

$$O_{\mathrm{c}} \propto O_{\mathrm{f}} = \frac{g_{\mathrm{c}}S_{\mathrm{f}}}{\eta_{\mathrm{m}}(K_{\mathrm{c}} + K_{\mathrm{m}})}\int_0^{T_{\mathrm{o}}} P(t)dt \tag{3.3}$$

ただし O_{f} は濾液量，T_{o} は吸引時間，$P(t)$ は濾過圧力，η_{m} は濾液の粘度，g_{c} は重力加算係数，S_{f} は濾過面積，K_{c} は堆積物の抵抗定数，K_{m} は濾材係数である．従って，提示できる抵抗力は，式 (3.1)-(3.3) を用いて次式のように表わすことができる．

$$\mathbf{F} = -A_a \frac{g_{\mathrm{c}} S_{\mathrm{f}} \mathbf{v}_{\mathrm{f}}}{\eta_{\mathrm{m}}(K_{\mathrm{c}} + K_{\mathrm{m}})} \int_0^{T_{\mathrm{o}}} P(t) dt \tag{3.4}$$

ただし A_a は比例定数である．従って，圧力 $P(t)$ を制御することで見かけの粘性を制御することができ，提示する抵抗力を変化させることができる．特に，式 (3.4) が圧力の時間積分量に比例することから，吸引の圧力の大きさと吸引時間の両方で抵抗力を制御することが可能であることが分かる．

3.3.2 装置の試作と動作の確認

物体制御による力触覚提示装置の試作を行った．装置は吸引および放出用のポンプ，電磁弁によって駆動され，水のみを吸入出するようチューブの先端が指先に装着可能なフィルタによって覆われている．駆動のパラメータを組み合わせて手全体で様々な感覚を再現することを想定し，フィルタは親指を除く 4 本の指に配置可能なグローブ型の構造とした．図 3.6 に水の吸入出を行うための装置を，図 3.7 に試作した力触覚提示グローブを示す．DC モータの回転を PWM 制御することによって真空ポンプ (DP0140，アズワン社製) の出力を調整し，段階的な力触覚の提示を目指した．また，直動式電磁弁 (AG31-01-2，CKD 社製) をリレー制御によって駆動することで吸入出の切り替えを実現した．フィルタは装着型のグローブの指先の表側に取り付けられており，吸引によってその周囲の粒子を堆積させる．フィルタ部分にはダイラタント流体の水のみを通す穴の大きさを有し

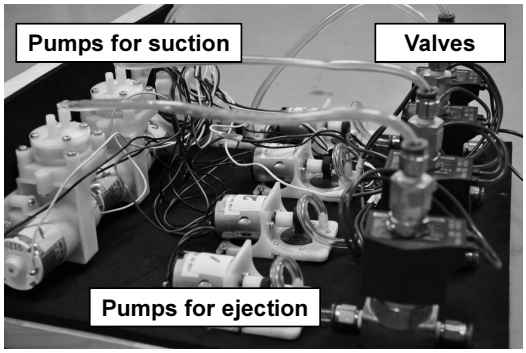
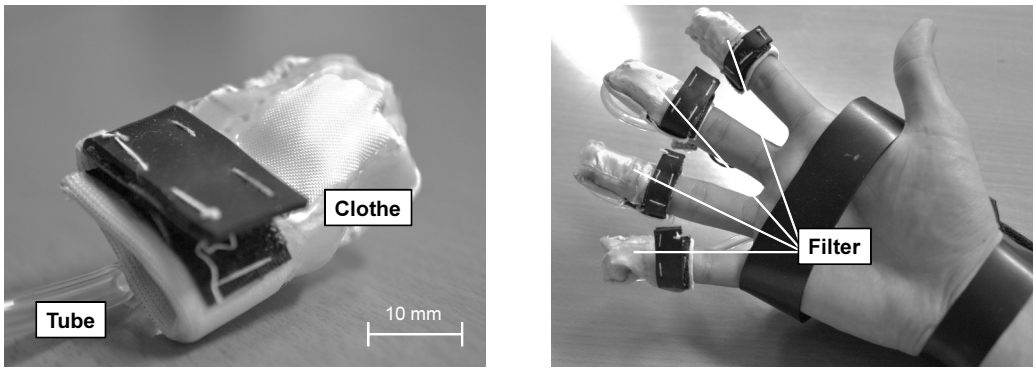


図 3.6 水の吸入出に用いる装置

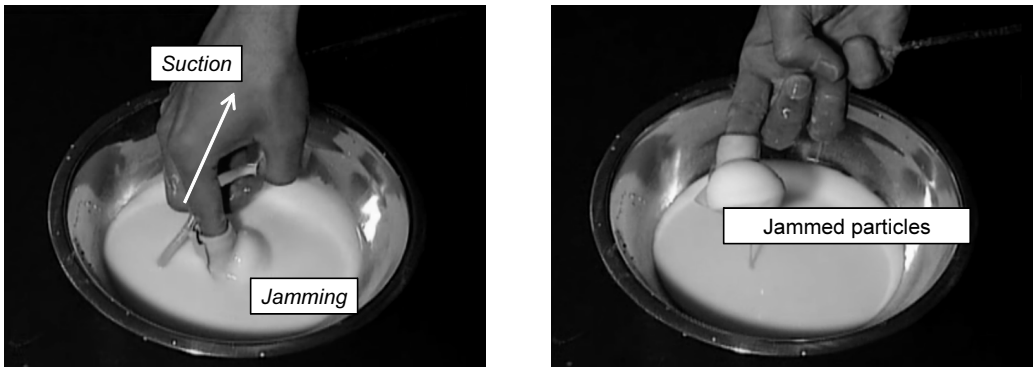


(a) (b)

図 3.7 力触覚提示グローブ: (a) フィルタ部 (b) 装着の様子

た合成繊維の布地を用いた．また，試作に用いた真空ポンプによって十分な吸引力を得るために，チューブの口径は経験的に 3 mm と決定した．

水の吸入出によって Jamming 転移が生じ，感覚の生成が可能であることを確認するために，いくつかの駆動パラメータを用いて簡易的な実験を行った．制作した装着型のフィルタ一つをユーザの示指に装着し，希薄なダイラタント流体中で吸引および放出を行った．図 3.8 に示すように，吸引を行うことで人差し指に取り付けたフィルタ周囲に片栗粉の堆積物が付着していることが確認された．さらに，同図 (a) の状態で指を動かすことで，底面の片栗粉粒子との摩擦によって抵抗力を提示可能であることを確認した．吸引時間によって粒子の堆積量が変化するため，提示される抵抗力も変化する．一方で，粒子の沈殿のため，長時間の使用には媒体中の粒子を撹拌する必要があることが分かった．



(a) (b)

図 3.8 物性制御の様子: (a) 底面との固着． (b) フィルタ周囲への堆積．

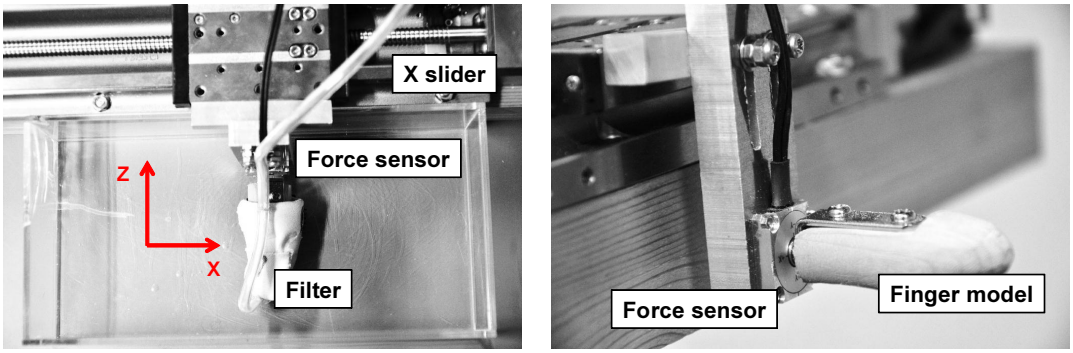
3.3.3 生成される力の定量的評価

実験の目的

提示可能な力を定量的に示すために，流体中を動く指に開発した装置によって与えることができる力を計測する．提示される力は吸引力と吸引時間に応じて大きくなることを理論的に示したが，実験によってその特性を確認することを目的としている．具体的には，吸引を行った際の力の応答を幾つかの異なる吸引力に対して調べ，応答が異なることを示す．力の応答特性が異なれば，見かけ上の物性変化として知覚させることが可能であり，力触覚提示におけるパラメータの制御が可能であることが示唆される．

実験の方法

実験では，直動式スライダを用いて指の模型に力触覚提示装置及び力覚センサを取り付け，流体中で動かす．実験に用いた装置の様子を図 3.9 に示す．指の模型にフィルタを取り付け，外側の容器をダイラタント流体で満たして力の発生を可能とした．実験には直動式スライダ (KXL06200-N2-F, 駿河精機社製) および力覚センサ (USL06，テック技販製) を用いた．直動式スライダの駆動及び力覚センサの出力の記録は AD/DA コンバータ (LPC-361316，Interface 社製) を利用し，サンプリング周波数を 10 kHz とした．真空ポンプを PWM 制御によって駆動する際のデューティ比は 20, 60, 80 % とし，スライダによる指の移動速度は 10 mm/sec とした．吸引の開始の時刻は 1 sec 後で，2 sec 間の吸引を行った後，再び吸引を停止した際の 5 sec 間の力の変化を記録した．



(a) (b)

図 3.9 水の吸引によって生じる力の計測

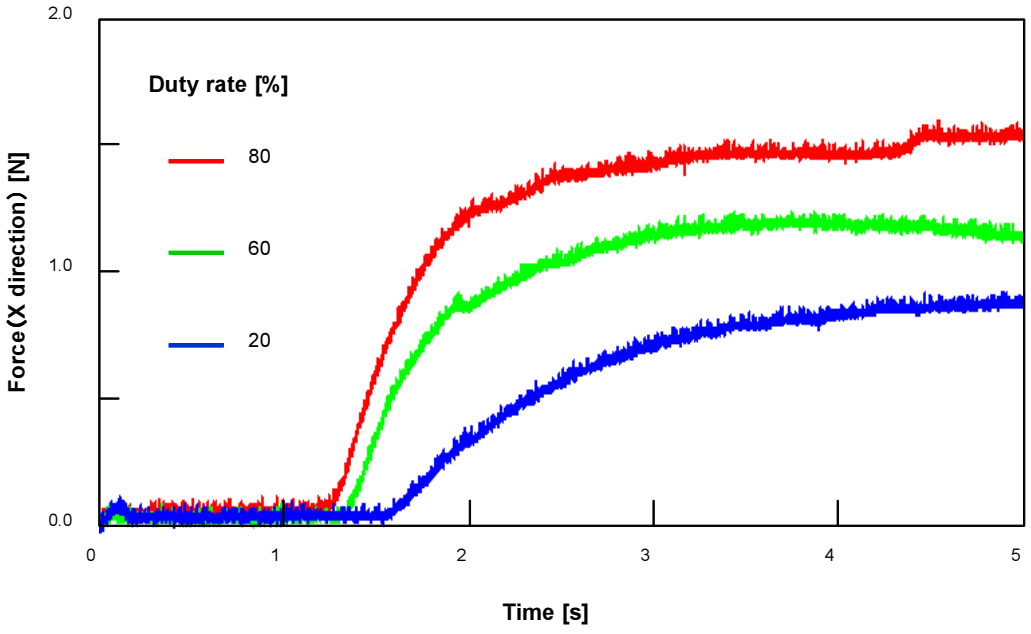


図 3.10 計測された力の特性

実験の結果

流体制御によって生じる力の計測結果を図 3.10 に示す．結果より，経時的に力が増加しており，力の変化が吸引の積分量として現れていることが確認できる．吸引を継続して行なっているにもかかわらず一定の力に飽和する特性は，フィルタが粒子で塞がることによるものであると考えられる．また，吸引力が強いほど提示可能な力が大きいことが分かる．さらに，吸引力が強いほど力の増加率が大きいことも同図から確認できる．この結果は濾過方程式に基づいた力の特性に一致しており，物性制御が可能であることが示唆される．

3.4 複合感覚生成の評価

3.4.1 実験の目的と概要

力触覚提示の機能評価としては，物理刺激レベルではいくつかの基本的な力学的特性が重要となる．一方で，感覚レベルにおいては形容詞で表される感覚のモダリティとその程度が重要な評価指標であると考えられる．従来の複数の刺激方式を組み合わせた力触覚提示と異なり，提案する力触覚提示では力覚と触覚が一つの刺激方式によって同時に提示され，個々の感覚に対する刺激を明確に切り分けることは困難である．従って，提案する力触覚提示装置の特性評価のためには，刺激の力学的な特性を示すというよりは，刺激装置の駆動方法と表現可能な感覚の対応を調べ，感覚レベルでの定量的な評価を行うことが望ましいと考えられる．また，多重化提示という観点からは，いくつかの物理的な因子による感覚が同時に提示されることを示し，複合感覚の生成が可能であることを示す必要がある．従って，意味差判別 (Semantic Differential: SD) 法による触感の官能評価を行い，因子分析を行うことで生成されている感覚に寄与する物理的な因子を調べる [73]．物体制御による多重化提示では人工的な力覚と触覚の共存を想定しているため，両者の感覚に関わる物理的な因子が抽出されれば，多重化提示に成功していると考えることができる．また，いくつかの装置の駆動パラメータの組み合わせに対する感覚を調べることで，複合的な感覚の制御可能性について考察する．実験の前準備として，定性的な評価によっていくつかの駆動パラメータに対する感覚モダリティを調べ，評価実験に用いる装置の駆動パラメータと回答に用いる形容詞対を決定する．

3.4.2 提示される感覚の調査

15 名の被験者に対し，基本的な駆動パラメータ設定に対する定性的な感覚調査を行った．実験には 8 kg の水と 3 kg の片栗粉を用いてダイラタント流体を生成し，600 mm 四方で深さ 50 mm 程度の水槽を満たした環境中で感覚提示を行った．その提示方法として，被験者がダイラタント流体中で底を撫でるように手を動かす際に，被験者の意志とは関係なく装置を駆動させ，いくつかのパラメータ設定に対する感覚の調査を行った．

自由記述形式のアンケート調査を行ったところ，多くの被験者に共通して粘着

表 3.1 感覚の定性的評価

駆動モード	デューティ比 [%]	感覚
吸引	20 - 40	粗さ感
吸引	40 - 100	粘着感
吸引	80 - 100	硬さ感
放出	50 - 100	粗さ感

性，硬さ，凹凸に関する感覚が得られることが確認された．被験者によって表現は異なるが，回答の意味合いから各刺激パラメータに対する感覚を “粘着感”，“硬さ感”，“粗さ感” の三つのモダリティに分類する．その際の各感覚に対応する刺激パラメータを表 3.1 に示す．本システムで提示可能な特徴的な感覚は，粘着感である．従来の力覚提示装置を用いて粘着感を提示するためには，運動方程式に基づいた粘性項による力を再現することが有効であると考えられるが，本システムでは力の計算なしに粘着感を表現できる可能性が示唆される．また，特に吸引時間を長くすると堆積した粒子と水槽の底に沈殿した粒子が一体化して粘性が変化し，体験者は強力な抵抗力，つまり，硬さ感の知覚を報告した．水の放出による駆動においては，手の速度に応じて水の放出を行うことで物体の表面の粗さ感として知覚することが報告された．振動の特徴として，数十 Hz 程度の低周波数の振動提示は可能であったが，数百 Hz 程度の周波数の振動覚は確認できなかった．従って，流体が気泡によって振動する際の周波数はポンプ圧力を制御する PWM 周期と対応しているわけではなく，装置の構造や流体の特性によって高い周波数の振動が減衰されると考えられる．

3.4.3 実験手順と条件

本実験では，複数の駆動パラメータ設定に関して，いくつかの対となる形容詞ごとに提示された感覚を被験者が 5 段階で評価を与える．回答の基準を設けるために，装置を駆動していない際の感覚と駆動時の感覚を比較することで回答を得た．実験に用いるパラメータと形容詞対は前述の定性的な感覚評価に基づいて決定した．以下では実験条件について詳細に述べる．

駆動パラメータと形容詞対

表 3.2 に装置の駆動パラメータの設定と簡単化のための表記法を示す．I, II, III の駆動条件は，表 3.1 をもとに，容易に識別が可能な異なる感覚モダリティを表現できること想定して選定した．複合的な感覚の生成を狙いとして，I, II, III の各駆動条件を用いる手の部位を特定の指に定めており，複数の駆動方式を同時に用いることを可能とした．例えば，I, II 刺激モードの組み合わせでは，示指と薬指に I の駆動条件が，中指と小指に II の駆動条件が適用され，I, III の組み合わせでは示指に I の駆動条件が，薬指と中指に III の駆動条件が適用される．I, II, III の各設定において，PWM 周期は 0.2, 0.02 sec の 2 種類とし，何も提示しない場合を含め，3 段階での提示を可能とした．従って，刺激モードの組み合わせは 27 通りとなり，何も提示しない場合を除いた 26 種類のパラメータ設定を実験に用いた．26 種類の装置の駆動パラメータから無作為に選択し，駆動の設定に基づいた感覚提示を行った．さらに，定性的な感覚の評価に基づいて，感覚の評点を得るための形容詞対を用いた．実験に用いた形容詞対は以下のとおりである．

- ざらざらした/つるつるした
- ぼこぼこした/なめらかな
- きめの粗い/きめの細かい
- 凸凹な/平らな
- ごわごわした/ふわふわした
- ねばねばした/さらさらした
- 滑らかな/引っかかる
- しっとりとした/ぱさぱさした
- 粘着性のある/粘着性のない
- 弾力性のある/弾力性のない
- もちもちした/しゃきしゃきした
- 硬い/柔らかい

表 3.2 感覚評価におけるパラメータの設定

刺激モード	I	II	III
デューティ比 [%]	20	40	100
PWM 周期 [sec]	0.20, 0.02	0.20, 0.02	0.20, 0.02
駆動モード	吸引	吸引	放出
主刺激	示指	中指	薬指
補助刺激	薬指	小指	中指

ダイラタント流体の状態

実験に用いるダイラタント流体の条件として，片栗粉 0.3 kg に対し水 0.6 kg を幅 400 mm 奥行き 200 mm の容器に満たしたものを利用した．実験の開始前に水を吸引してチューブを水で満たし，吸引した水を容器に還元する流路を作ることでダイラタント流体の濃度を一定に保った．実験の実施に要する時間は水が蒸発する時間に比べて十分短いため，水の蒸発による濃度変化に関しては考慮していない．実験では被験者が自ら手を動かし，撫で動作を行うことによって知覚する感覚を回答した．実験中は被験者の動作によって溶液が適度に撹拌されるため，片栗粉粒子の沈殿を考慮した撹拌は行わなかった．

被験者

7 名の被験者に対して実験を実施し，感覚の評価を得た．被験者の姿勢は座位で，被験者自らがモニタに表示した Graphical User Interface: GUI を操作しながら感覚の回答を行った．従って，流体制御グローブを左手に装着して感覚提示を行い，右手でマウスを操作しながら 26 個の試行に対する回答を行った．各パラメータにおける感覚提示は何回でも可能とし，被験者は (1) 試行の選択，(2) 体験の実施，(3) 質問への回答という作業を繰り返し行った．ただし，実験の順序による影響をなくすために試行の抽出と質問の表示順序は無作為とした．1 回の体験で行う装置の駆動時間は，十分な体験時間が得られる 10 sec 間とし，体験中は GUI の操作等を不可能とした．触り方として，指腹で容器の底を撫でる操作を行うよう指示し，手を動かす速度等の制限は設けなかった．

3.4.4 実験結果および考察

実験結果について，まずパラメータと三つの感覚（粗さ感・粘着感・硬さ感）の関係を示し，次にその合成について述べる．最後に，因子分析によって提示される感覚を構成する物理的な因子を示す．

水流と知覚特性

12 対の形容詞のうち，6 対を取り出し，粗さ感・粘着感・硬さ感に分類した上でその感覚量を回答結果の平均として求める．6 対の形容詞と感覚の対応は表 3.3 に示すとおりである．各パラメータ設定を水流順に並べ，3 種類の感覚ごとに得点の平均値を算出した結果を図 3.11 に示す．ただし，R は粗さの刺激モード，S は粘着の刺激モード，H は硬さの刺激モードを表わす．

実験結果より，提案するダイラタント流体を用いた力触覚提示装置で生成可能な感覚の知覚領域に関する特性が明らかとなった．それぞれの感覚のピークの順序を考慮すると，吸引力が低い順に粗さ感，粘着感，硬さ感と主に提示可能な感覚が変化することが分かる．粘着感と硬さ感に関しては独立に提示することが難しいが，吸引量をさらに増加させると感覚に顕著な差が生じると考えられる．

表 3.3 六つの形容詞対と感覚の対応

感覚	形容詞対
粗さ	ぼこぼこした/なめらかな，凹凸な/平らな
粘着	粘着性のある/粘着性のない，ねばねばした/さらさらした
硬さ	硬い/柔らかい，弾力性のある/弾力性のない

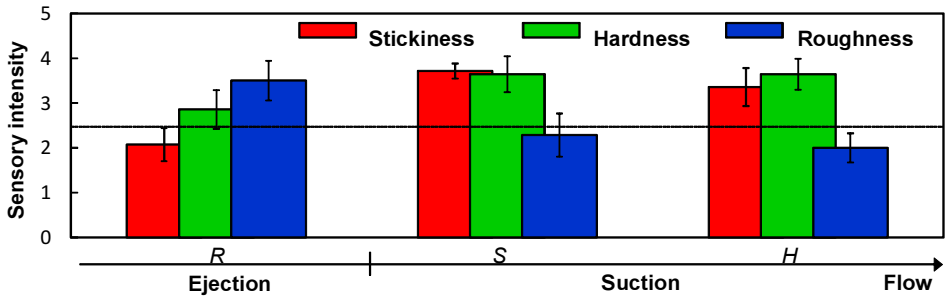
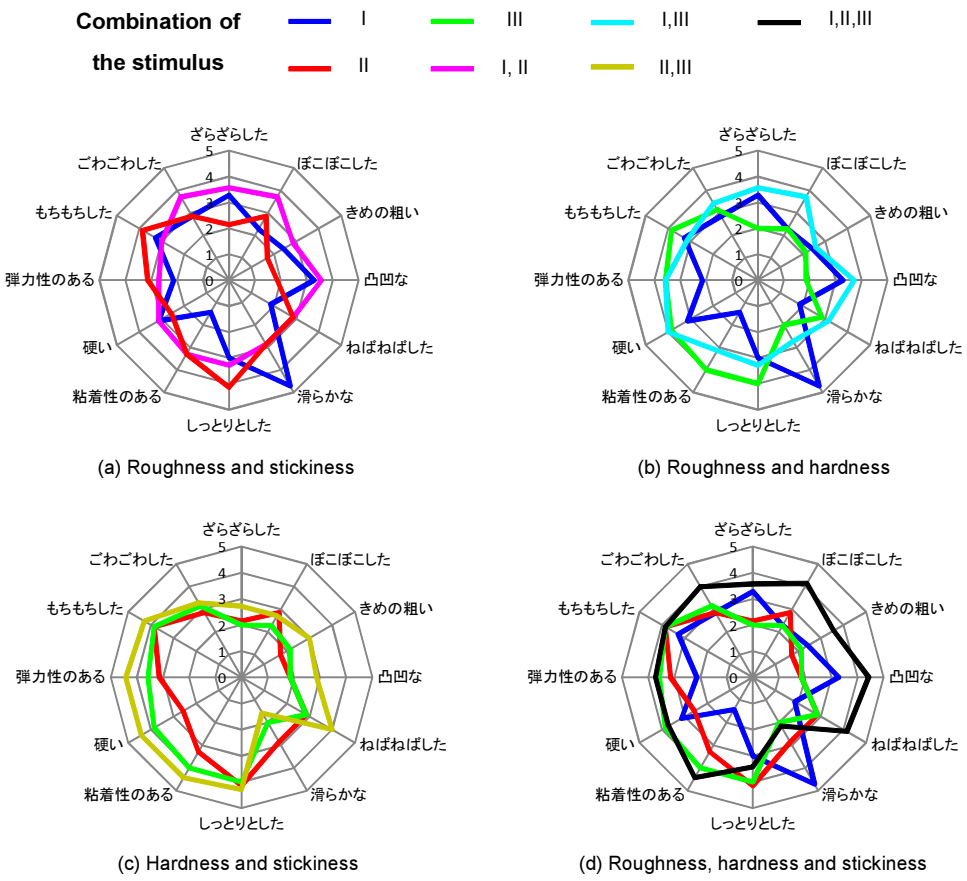


図 3.11 水流と知覚の関係

触覚の合成

複数の刺激の組み合わせによる感覚の回答結果を，単独の刺激による感覚の回答結果とともに図 3.12 に示す．結果より，いずれの場合も感覚の分布領域は単独の刺激によって生じる感覚を包括する領域に分布する傾向にあることが確認できる．従って，単独刺激による感覚が同時に提示されたと考えることができ，複合感覚の提示に成功していることが示唆される．また，単独では提示できない感覚の得点が高くなっている個所が見受けられた．例えば，粗さと硬さの単独の刺激ではいずれの場合も “ぼこぼこした” という項目に関する得点は低いにもかかわらず，両者を併用した際には得点が増加するという現象が確認できる．特に片側 t 検定を行ったところ，評価点の平均値が有意に異なり，生成される感覚に変化が生じることが示唆された．ただし有意水準は 0.05，標本数は 7 である．つまり，複数の刺激方式の併用によって新しい感覚が発生していると考えられる．従って，



(a) Roughness and stickiness

(b) Roughness and hardness

(c) Hardness and stickiness

(d) Roughness, hardness and stickiness

図 3.12 触覚調合に関する評価実験の結果

個々の指に刺激を提示することでも，感覚の合成が可能であることが示唆される．この結果は，媒体制御型の力触覚提示装置の特徴であり，個々の指に取り付けたフィルタが別の指付近のダイラタント流体にも影響を与えることで，全体として感覚の合成に成功したと考えることができる．この結果より，感覚性レベルでの多重化提示に成功していることが確認された．

感覚因子の分析

SD 法によって得られた結果に対し因子分析を行った．因子分析における因子軸の回転方法としてはバリマックス法を利用し，因子負荷量の算出を行ったところ，寄与率が 10 % 以上の因子として三つの因子を抽出した．さらに各因子に属する形容詞対の物理的な意味から，三つの因子を表面形状因子・粘性因子・剛性因子と定義し，表 3.4 のように分類した．

剛性と表面形状因子に関する因子得点空間を図 3.13，粘性と表面形状因子に関する因子得点空間を図 3.14 に示す．点線は各刺激モードの組み合わせを示しており，この組み合わせによってデータの個数が異なり，単独刺激のものは 2 個，二つの組み合わせは 4 個，三つの組み合わせは 8 個となる．各刺激モードによって表現される感覚は隣接領域に存在し，PWM 周期の違いによってその量が変化していることが確認できる．また，各刺激モード間で三つの感覚因子が占める割合が異なる．さらに，複数の感覚因子を統合した感覚領域での知覚が生じていることから，複合的な感覚提示が可能であることが示唆される．

図 3.13 において，III の放出のパラメータ設定に関しては，吸引との併用時に比べ，表面形状因子の値域が狭い．従って，放出の周波数の違いによる感覚の変化は小さいと考えられる．その理由として，振動に対してダイラタント流体が高

表 3.4 因子の分類

評価項目	因子 1	因子 2	因子 3	共通性	因子 1	因子 2	因子 3
ざらざらした/つるつるした	-0.81	0.05	0.15	0.68	つるつるした		
ぼこぼこした/なめらかな	-0.79	0.07	0.14	0.65	なめらかな		
きめの粗い/きめの細かい	-0.51	-0.17	0.37	0.42	きめの細かい		
凸凹な/平らな	-0.85	0.057	0.03	0.73	平らな		
ごわごわした/ふわふわした	-0.46	0.05	0.42	0.39	ふわふわした		
ねばねばした/さらさらした	-0.30	0.73	0.21	0.66		ねばねばした	
滑らかな/引っかかる	0.33	-0.56	-0.46	0.64		引っかかる	
しっとりとした/ぱさぱさした	0.19	0.52	-0.17	0.33		しっとりとした	
粘着性のある/粘着性のない	-0.13	0.72	0.44	0.73		粘着性のある	
弾力性のある/弾力性のない	-0.04	0.61	0.18	0.40		弾力性のある	
もちもちした/しゃきしゃきした	0.08	0.67	-0.039	0.46		もちもちした	
硬い/柔らかい	-0.12	0.17	0.65	0.46			硬い
累積寄与率	22.9	43.8	54.7		表面形状因子	粘性因子	剛性因子

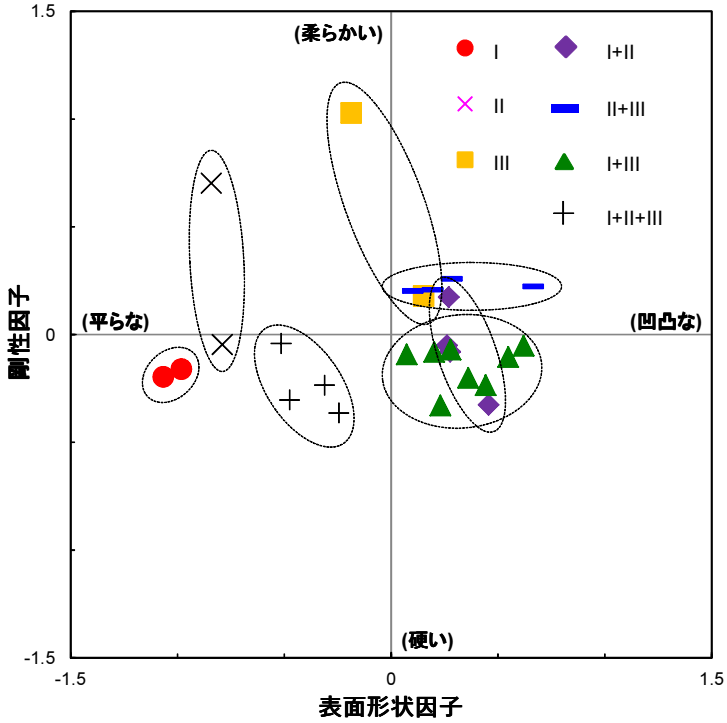


図 3.13 剛性・表面形状因子

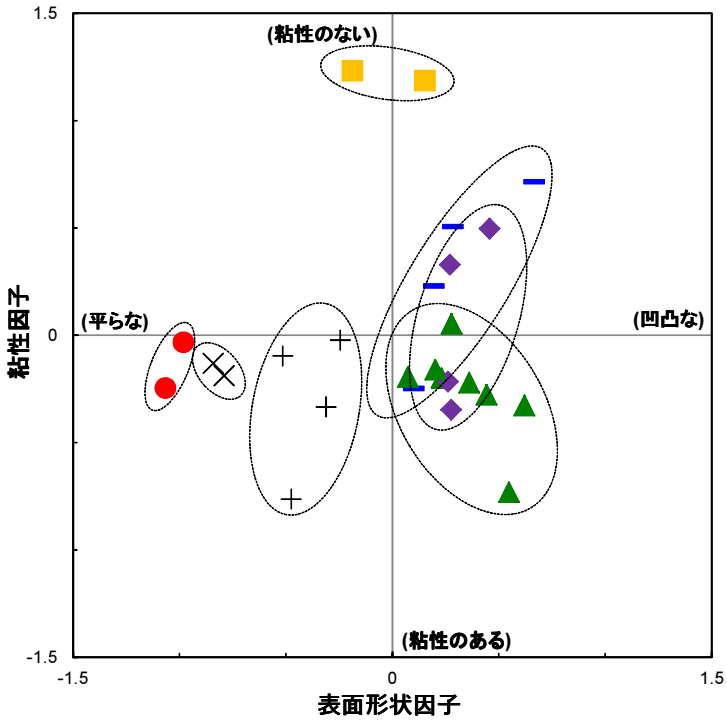


図 3.14 粘性・表面形状因子

周波の振動を減衰させ，ユーザが知覚可能な差異が生じなかったためであると考えられる．一方で，吸引との併用時に表面形状因子の値域が凹凸が大きい方向に広がるのは，底面との摩擦による固着/滑りが凹凸知覚に影響し，凹凸が増幅されたように感じたためであると考えられる．

図 3.14 において，I，II それぞれ単独に駆動する場合の粘性因子の値域は比較的狭い．一方で，I と II を組み合わせて提示した場合はその値域が粘性が高い方向に広がることが確認できる．従って，吸引力が強いほど，粘性が強く知覚される傾向にあると考えられる．また，I と III，II と III の刺激モードの結果より，吸引と放出を同時に行うことで I，II それぞれ単独の刺激より粘性が小さく知覚されていることが確認できる．この結果は吸引によって生じる粒子密度の増加に対し，水の放出が粒子密度を減少させ，結果として物性の変化が生じず，振動覚のみが生じたためであると考えられる．

いずれの因子得点空間においても，各因子の軸付近に存在する刺激方式は主に I，II，III 単独の刺激であり，軸上から離れた複数の因子を含む感覚は，I，II，III の刺激方式を組み合わせたものであることが確認できる．また，図 3.13，3.14 の点線で囲んだ各評価点は同一の感覚刺激方式で，吸入出を行うポンプを制御する PWM 周期が異なる．この結果より，ポンプを制御する PWM 周期によって触感の因子得点が変化し，各感覚量を制御可能であることが定量的に示された．

まとめると，提案する力触覚提示装置で表現可能な複合的な感覚は三つの物理的な特徴から構成され，次のような方式によって制御可能であると考えられる．(1) 粘性は吸引力で制御可能，(2) 凹凸は放出と吸引量で制御可能，(3) 剛性は吸入出で制御可能である．さらにこの三つの因子に基づいた感覚は，装置の駆動パラメータを組み合わせることで同時に生成が可能である．物体制御による多重化提示においては，人工的な力覚と触覚を共存させることを想定している．粘性や剛性は主に力覚によって知覚される物理的な因子であり，一方で一部の粘性や凹凸に関しては触覚によって知覚される物理的な因子である．つまり，力覚と触覚の両方を刺激できていることが，物理的な因子を抽出することによって確認することができたため，物体制御における多重化提示の要件を満たすことができたと考えることができる．

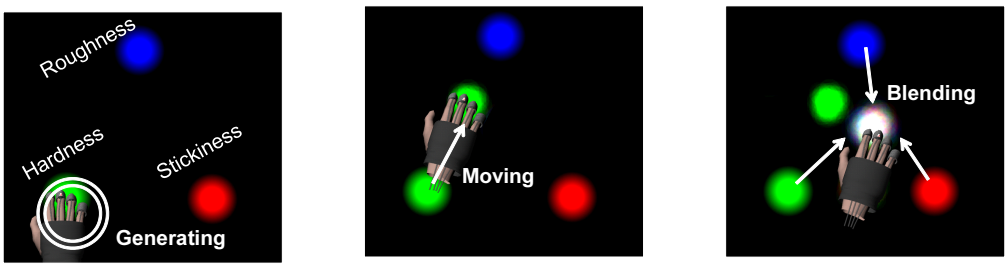
3.5 力触覚調合システム

本節では，開発した物体制御型の力触覚提示装置を用いた応用システム “Haptic Canvas” について説明する．

3.5.1 システムの概要

絵画は視覚的に人々の心を魅了する．また，自らキャンバスに彩を加え，絵画を作成する行為も視覚的なエンターテインメントである．絵画と対応させて力触覚的に絵を描く行為もまたエンターテインメントであり得る．物体制御による多重化提示では，複合的な感覚の生成が可能であり，絵画に相当した力触覚の調合システムとして応用可能であると考えられる．従ってその応用として，絵の具を調合して色を作り出し絵画を描いていく要領で，力触覚を調合し Canvas 内に力触覚的な絵を描くことができるシステム，Haptic Canvas を構築する．装置によって提示可能な複合感覚を構成する単独の感覚を触原色と呼び，調合の基本原色として利用する．ユーザは直接手で触原色に触れながら，Canvas 内の空間に様々な力触覚効果を描いていくことで，一つの力触覚的な絵画を作成し，描いた絵画が魅力なものとなるようにユーザは触原色を合成して生成することができる力触覚色 “Haptic Color” を配置していく．

ユーザの自由な動きと，独特な感覚の表現を可能にするために，水槽をダイラタント流体で満たし，その中で自由に手を動かしながら視覚と力触覚に基づいたインタラクションを可能にする．ダイラタント流体上に触原色および触原色を調合して生成された Haptic Color を映像として投影し，その色に直接触れることで対応付けられた感覚を体験可能とする．図 3.15 に体験の手順を示す．



(a) (b) (c)

図 3.15 Haptic Canvas におけるインタラクションの概要：(a) 生成，(b) 移動，(c) 調合．

ユーザは触原色の生成，移動，調合が可能であり，下記の手順で体験を行うことができる．

生成 触原色の湧き出し源に手を接触させ，感覚の基を発生させる．

移動 水槽の底を撫でるように手を動かすことで感覚を感じながら触原色を移動させ，水中から手を出すことで触原色を留める．

調合 触原色を連続的に発生させ，配置しておいた触原色に視覚的に接触させることで両者が調合され，感覚も調合される．

1 回の操作で湧き出し源から生成される触原色の量 (感覚量) は一定であるが，何度でも生成可能であり，複数の触原色を調合させることで感覚量が増加する．また，触原色と視覚における原色が対応しており，力触覚の感覚量は視覚効果の輝度値に対応している．以下ではシステム構成を詳細に述べる．

3.5.2 システム構成

システムの全体像を図 3.16 に示す．システムを構成する要素は位置計測・力触覚と視覚の計算・力触覚提示の三つである．ユーザの手の位置を入力として Haptic Color の力触覚効果および視覚効果を計算し，提案する力触覚提示装置およびプロジェクタにより各効果の提示を行う．システムでは，手で Haptic Color を生成，調合，消失させることを可能とする．ユーザは Haptic Color をダイラタント流体で満たした浅い水槽である Canvas 内の空間に配置することで，力触覚的な絵画を描く．以下では各要素について詳細に述べる．

位置計測

仮想物体とのインタラクションを可能にするため，仮想空間内における手の位置を計測する必要がある．本システムでは指先で仮想物体の形を体験するというよりは，全ての指に提示された感覚を一体のものとして体験するということが重要である．従って，各指先の位置を正確に計測する必要はなく，手の中心の位置のみを計測し，システムへの入力とする．また，提示できる力覚は水平方向のみであるが，手の着水を判定するために三次元の位置計測が必要となる．

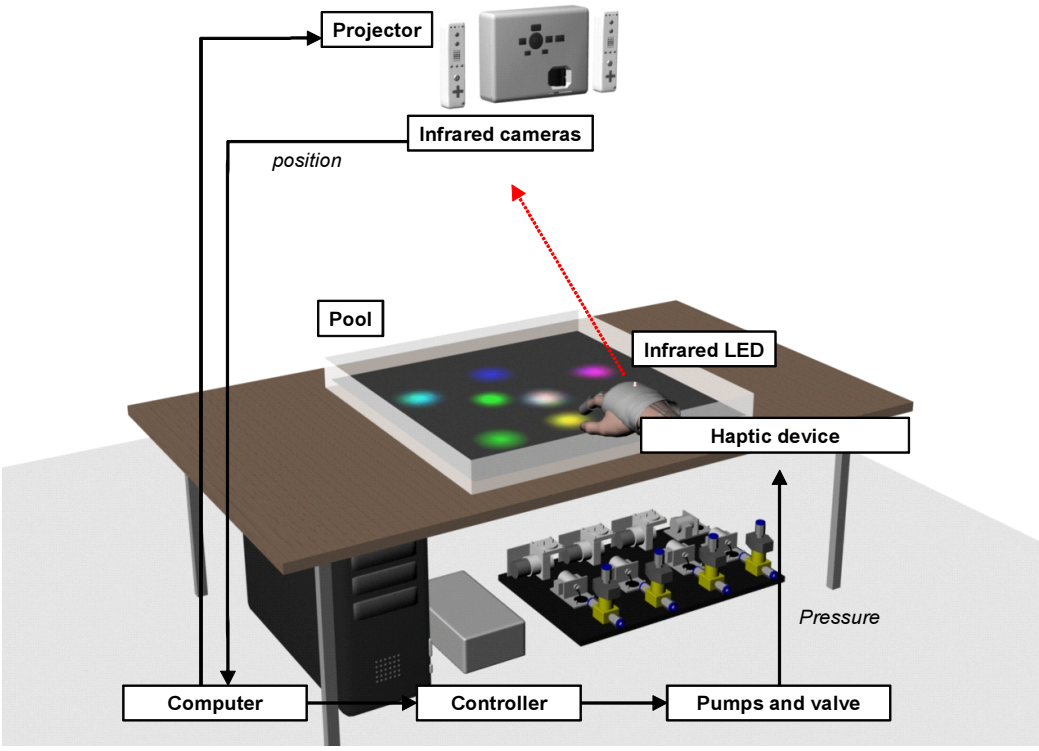


図 3.16 触覚調合システムの構成

力触覚提示装置の中指の付け根に赤外光 LED を取り付け，二つの赤外線カメラを用いた三角法により LED の三次元位置を計測する．2 台の赤外線カメラを水槽の真上に設置し，予めカメラ座標系と水槽中の水平方向に当たる力触覚提示の座標系を一致させることで，較正に必要な位置合わせを拡大縮小のみに限定しておくことができ，位置計測を単純化する．

可視化と力触覚効果

位置計測の結果に基づいて視覚と力触覚の効果が計算される．力触覚の可視化として，光の三原色，赤・緑・青を力触覚の三原色，粘着感・硬さ感・粗さ感に対応付け，色の輝度値と感覚量を対応させる．特に粘着感は皮膚と物体表面の摩擦により生じると考えられるため，摩擦による熱を想定して赤色を，粗さ感は流体の振動によって提示するため，波を想定した青色を，硬さ感は残りの緑色を対応づける．Haptic Canvas 上では触原色は粒子の集まりとして表現される．それぞれの粒子は固有の触原色と色を持ち，粒子の濃度がユーザの手に提示される力

触覚の強さを決定する．本システムではユーザの手の動きによって触原色を自由に生成し，移動して他の触原色と接触させることで調合可能な操作を想定している．また，ダイラタント流体の有する生き物感や能動的に動く物体とのインタラクションのエンタテインメント性を考慮して，各触原色を表わす粒子を動的な群集運動を行う色の塊で表現する．さらに，個々の触原色が動く速度や粒子群の結合の度合いを感覚に対応させて表現することが効果的であると考えられる．粒子群の振る舞いを支配する規則として，本システムでは魚や鳥の複雑な群集運動を表現する BOIDS モデルを利用する [74]．BOIDS モデルは，群れを構成する粒子 (BOID) の速度に関する三つの規則によって実装することができる．

- 粒子群の重心に集まろうとする．
- 他の粒子と速度を揃えようとする．
- 他の粒子から一定の距離を保とうとする．

キャンバス内の一つの Haptic Color が一つの BOID 群に相当し，BOID 群が有する各粒子が触原色を表す．三つの法則の重み付けによって，粒子の振る舞いが変化するため，動的な振る舞いが各触原色の力触覚効果を連想させるようにパラメータの調整を行う．粘着感の Haptic Color は輝度値の度合いに応じて変形と移動の速度を変化させる．硬さ感の Haptic Color は輝度値に応じて剛性を変化させ，変形の度合いを変化させる．粗さ感は輝度値に応じて振動の度合いを変化させる．本システムで必要なインタラクションの表現として，BOIDS モデルに，以下の生成，移動，調合のルールを付け加える．

生成 触原色の生成源に触れた際に，一つの Haptic Color が生成される．

移動 水槽に手を挿入した状態で Haptic Color に触れることで手に追従して移動させることができる．

調合 複数の Haptic Color を接触させることで各 Haptic Color を構成する粒子同士を結合する．

また，力触覚の生成としては，手の位置と速度を入力として各 BOID との接触判定を行い，前述の Haptic Color モデルに基づいた計算結果を用いて力触覚提示装置を駆動させる．

力触覚提示

開発したダイラタント流体の制御による力触覚提示装置は，三つの感覚を同時に提示可能である．各パラメータごとに生成可能な感覚を調べる実験で，装置の駆動パラメータによってその感覚を制御可能である事を示した．以下ではそれぞれの感覚量を連続的に制御する方法について説明する．

粘着感を対象物から接触を断ち切ろうとする際に生じる抵抗力から感じられる感覚と定義する．Yamaoka らは粘着感に関する要素として，対象物に力を与えて取り除く際に生じる皮膚の接触面積のヒステリシス特性が重要であるとし，触覚提示装置としての応用を提案している [75]．一方で本研究では，吸着した対象から指が離れるまでに要した時間に着目し，単純に吸引の時間制御により粘着感を表現する．フィルタを介した吸引圧力を制御する PWM 周期 T_{p} を用いて粘着感の感覚量 SEI_{s} を γ_{s} を比例定数として次式で導入する．

$$SEI_{\mathrm{s}} = \gamma_{\mathrm{s}} T_{\mathrm{p}} \tag{3.5}$$

吸引力を液底の沈殿物と吸引機構を取り付けた指先部分の吸着が生じる高圧力に保ち，吸引の周波数を制御することで様々な粘着感を表現することが可能になる．

硬さ感を物質に変形を加える際に生じる抵抗力によって知覚される感覚であると定義する．指先に生じる粒子の堆積物の量が増加するにつれて，流体の底に沈殿した粒子との接触面積が増加する．従って堆積物と沈殿物の間に働くせん断力が増加し，ユーザはより硬い感触であると知覚することが可能である．フィルタを介した吸引によって生じる堆積物の量は吸引圧力とその時間によって決定される．吸引圧力が高いと底面との吸着が生じ，粘着感との区別が難しいことから吸引圧力を低圧に保ち，吸引の時間を制御することでフィルタ周囲の堆積物の量を制御する．従って，硬さ感の感覚量 SEI_{h} を次式で導入する．

$$SEI_{\mathrm{h}} = \gamma_{\mathrm{h}} T_{\mathrm{p}} \tag{3.6}$$

ただし γ_{h} は比例定数である．吸引圧力を低圧に保ち，その周波数を変化させることで様々な硬さ感を表現することが可能になる．

粗さ感覚を物体の凹凸形状が触探索時に与える振動によって生じる感覚であると定義する．Konyo らは粗さの度合いは対象物表面の周期的凹凸の空間周期が決定すると考え，指の相対速度と凹凸の空間周期の積が粗さの感覚に関係することを示した [76]．本研究ではこの粗さ提示モデルを採用し，粗さ感の強度 SEI_{r} を

γ_{r} を比例定数として次のように定義する．

$$SEI_{\mathrm{r}} = \gamma_r T_{\mathrm{p}} \tag{3.7}$$

ダイラタント流体を固化させるための吸引ではなく，水の放出によって流体が振動することを説明した．その振動の周波数は，微細ではあるが PWM 周期によって変化することから，周期 T_{p} を調整することで粗さ感の感覚強度の制御が可能となる．

3.5.3 システムの実装と評価

実装環境

表 3.5 にシステムの実装を行った環境について示す．また，ポンプを駆動する PWM 周期は，0.001 - 1 sec となるよう調整し，感覚量は触原色の発生個数の上限に合わせて五段階で表現した．また，各触原色に対する装置の制御は感覚の評価実験と同様，表 3.2 に示すパラメータを用いて行った．ユーザはグローブを装着し，ダイラタント流体で満たした水槽，Canvas 内の空間に投影された仮想物体との視覚と力触覚によるインタラクションを楽しむことができる．

システムの評価

力触覚エンタテインメントを提供する VR システムとしての評価を得るため，15 人の被験者に対し数分の説明並びにデモンストレーションを行い，システムの体験後に客観的な感想を得た．以下にそのうちのいくつかの例を示す．

表 3.5 実装環境

項目	詳細
CPU	Intel Core 2 Duo 2.4 GHz
RAM	4 GB
グラフィックボード	NVIDIA Quadro FX1600M
OS	Windows XP Professional
Infrared Camera	Wii Remote Controller
Dilatant Fluid	8 kg water and 3kg starch

- ダイラタント流体の不思議な触感を力触覚提示に使ったという点が面白い.
- 感覚を調合することで新しい感覚を生成するインタラクションが面白い.
- それぞれの色に対応した感覚の違いが明確に分かった.
- 粘着感が最も良い.
- 粗さ感が最も強度が強い.
- 底面の凸凹した形状が感じられた.
- 色ではなくテクスチャと力触覚の対応付けが良いのでは.
- 感覚の違いが分かり面白いが，狙っている感覚とは異なっている気がした.
- 何かの感触をそれらしく表現するほうが良いのではないか.

被験者の多くが各触原色に対する感覚の違いを述べ，触覚を混ぜて新しい感覚を生成するという行為に高い評価を与えた.「触覚の絵画」という概念に基づいて，色のついた力触覚のもとである触原色を混ぜ合わせて新しい感覚を生成するというイメージを与える上で良好に働いたと考えられる．粘着感が良いという回答にもあるように，赤色と粘着感の対応付けに関しては体験者の理解が容易であった．粗さ感に関しては提示される感覚に驚く被験者が多く見られたが，この結果は青色の触原色が与える印象と，提示される感覚が一致していなかったためであると考えられる．硬さ感に関しては最も対応の理解が困難であるように伺えた．硬さ感が質感というよりは物体の変形に由来していることも原因であると考えられる．個別の対応を考慮すると本システムにおける対応付けは適切であったとは言えないが，調合という観点からは，色と対応づけて調合するというインタラクションが操作の解釈に対して良好に働いたと考えられる．またアンケート調査より，色よりはテクスチャや動きで表現する方が感覚をより強調できる可能性があることが分かった．一方でペンティングシステムとしての操作性と，力触覚提示装置によって与えられる感覚が不明瞭であると指摘された．従って，水の吸入出を行うポンプの出力を増加させることで提示される感覚を明瞭にし，再現性を高めることが望まれる.

3.5.4 展示の実施

Laval Virtual ReVolution 2010 および SIGGRAPH 2010 Emerging Technologies，エンタテインメントコンピューティング 2010 にて本システムの展示を行い，合計 3000 人を超えるユーザに対して体験を実施した．図 3.17 に SIGGRAPH 2010 における展示の様子を示す．多くの体験者によって，力触覚の調合と独特な力触覚表現が高く評価された．老若男女，さらには国内外を問わず様々な体験者に自然と笑みを与えられる点が本システムにおける特徴の一つであると考えられる．

本手法は，ダイラタント流体中で底面を手でなぞる動作である必要はあるが，基本的な三つの感覚因子を自由に調合可能である．従って，力触覚の定量化や較正およびその保存や客観的な評価が可能な新しい触診システムとしての応用が期待される．具体的には，物体や動植物の質感など，ユーザが過去や現在に体験している実際の力触覚と本システムで得られる感覚を比較しながら感覚因子を自由に調合し，同様の感覚が得られるように調整する．あるいは，対象となる感覚に対し，三つの感覚因子の寄与率をそれぞれ一対比較等で評価して触覚の較正を行う．得られたパラメータの設定を保存，再現することで，従来では困難であった力触覚の共有や，定量的で客観的な力触覚の評価が実現できると考えられる．また，指先で水中の生物に触れた感覚を提示するような，ペットシミュレータとしても応用が期待される．

(a) (b)

図 3.17 システムの体験風景：(a) SIGGRAPH 2010 における展示の様子．(b) Haptic Color の操作の様子．

3.6 まとめ

従来の触覚示装置において，複合的で高品質な力触覚生成を一つの系によって実現することは困難であった．その要因として，触覚に含まれる情報が，力や皮膚の変形，温度や湿度という様々な異なる物理量を同時に検出している点があり，一つの装置によって表現される情報は，それぞれのモダリティのうちの限定されたものになってしまうという問題があった．本研究で提案する物体制御による触覚提示は，複合的な感覚提示を物体そのものに任せることで，一つの系で複数の物理的な特徴による触覚情報を提示でき，高品質な感覚の提示を実現している．一方で，提示可能な感覚は限定的になり，他自由度な感覚表現が難しくなるという問題があるが，制御可能な物性の変化の範囲が広い，ダイラタント流体を用いることでこの問題を改善している．特にダイラタント流体が有する Jamming 転移という外力に応じた物性変化に注目し，粒子フィルタを介した水の吸入出によって意図的に Jamming 転移を発生することで力触覚提示に利用する方法を提案した．提示可能な力触覚を感性評価によって分析したところ，幾つかの異なる感覚様式を同時に生成でき，さらに感覚を調合して提示可能であることが確認された．この結果は，物体制御による力触覚提示が，人工現実感において多重化提示の要件を満たすことを示唆している．

第4章

受容器制御による多重化提示

本章では受容器制御による触情報の多重化提示を実現する．物体の表面を指先でなぞることによって生じる質感は，機械受容器によって検出される物体表面の凹凸と触運動そのものの寄与が大きい．図 4.1 における受容器層での刺激提示，つまり受容器制御による力触覚提示では，小型な装置によって物に触れた際の受容器活動を再現し，ユーザの運動と同調させることによって質感の再現が可能であると考えられる．電気刺激を利用した受容器活動の誘発は，線画のような空間パターンを提示する方法として利用されており，単一の振動パターンで質感を表現する方法については提案されていない．本研究では，指先のなぞり動作によって生じる皮膚の圧入量を定式化し，電気刺激のパルス頻度で変調することで質感を表現する方法を提案する．実験では，実際に生じる力覚に人工的な触覚を共存させることによって質感の表現が可能であることを検証し，拡張仮想感における多重化提示が実現されたことを示す．

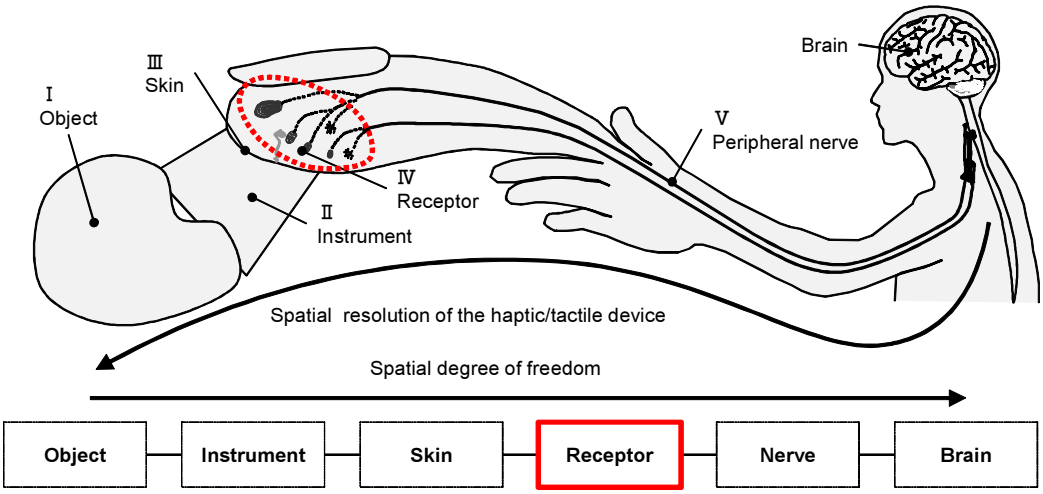


図 4.1 受容器制御による多重化提示

4.1 質感の提示

受容器制御における多重化提示では，図 4.2 に示す質感の提示を狙いとする．質感は衣服や工業製品などの価値を与える重要な要素の一つである．質感に関わる物理的な因子に関しては様々な研究が行われており，統一的な見解は存在しないが，少なくとも，粗さ，硬さ，温かさ，凹凸，摩擦の五つの因子が存在しているという見解が得られている [77]．ただし複数の因子が同時に検出されているということについては明らかにされていない．

インターネットで閲覧している商品を手にとって質感を伝えるという表現は力触覚提示における目標の一つである．ピンアレイを用いて凹凸形状に応じた振動を提示するものや，爪上の振動子によってなぞり動作に応じた指の振動を再生する方法が提案されてきた [50, 60]．質感に関わる五つの因子のうちの一つを再現するものが主であるが，高品質な質感の再現に成功している．一方で，現状の触覚提示装置において，布を指先でつまんで撫でるような，自由曲面のなぞり動作

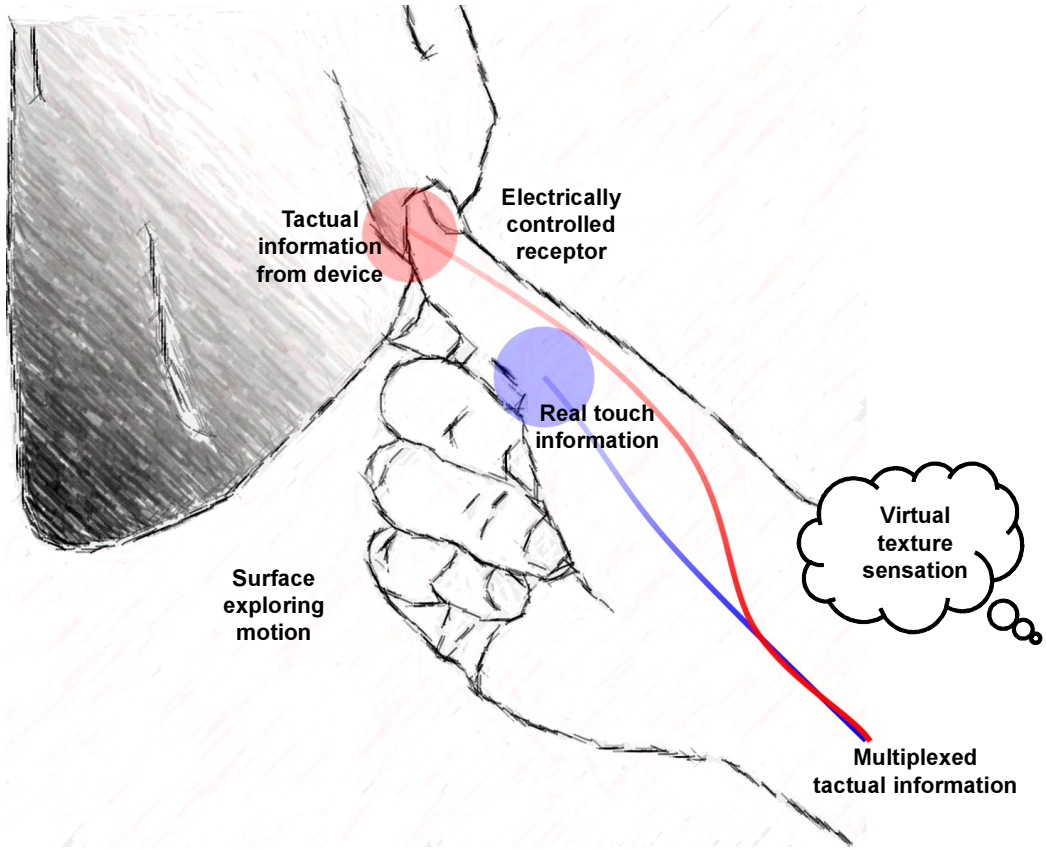


図 4.2 受容器制御による多重化提示と質感の提示

を行うことは難しい．つまり，自由な触運動を可能にし，力覚の妨害が生じないような装置の構造をとりつつ，質感を再現することが求められる．

受容器制御による触覚提示は，装置を小型化して自由度の高い触運動を実現する可能性を有している．特に従来の受容器制御による触覚提示として注目すべきものは電気刺激による手法である [78, 79]．質感は単一の振動によっても再現可能であることから，電気刺激においても同様の考えが利用できると考えられる．電気刺激において，単一の刺激のみで質感を伝えるような方法が実現することが出来れば，極めて小型な装置が実現でき，自由な触運動による質感の提示が実現されることになる．しかしながら，従来の電気刺激による触覚生成では質感因子のうちのいずれかを表現するもの，しかも単一の刺激によって実現する方法は提案されていない．

従って，受容器制御による力触覚情報の多重化提示において取り組むべき課題は，単一の電気刺激によって質感因子のいずれかを提示する方法と，その結果生じる感覚に関する評価である．本研究では受容器制御による多重化提示を以下の手順で示し，実環境の力覚と人工的な触覚の統合による質感提示を実現する．

1. 単一の電気刺激による凹凸形状の提示方法を提案する．
2. 粗さを基準にその度合いを識別可能であることを示す．
3. 開発した装置を用いた応用システムについて示す．

4.2 経皮的電気刺激による触覚生成

経皮的電気刺激は，筋肉や運動神経に刺激を与え，人の動作を支援する機能的電気刺激として古くから研究が行われてきた [80]．一方で，近年では触覚提示としてもその応用が期待されている [52, 78, 79]．経皮的電気刺激によって生じる神経活動は，図 4.3 に示す神経軸索の等価回路を考えることで理解することができる [81]．

図 4.3 において，それぞれ単位長当たりの値として，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} の並列で表現し，軸索内部は抵抗 R_{i} で表す．皮膚水平方向を x，皮膚垂直方向を y，時刻を t として，M 個の点電極が皮膚に与えた電流が x 方向に無限に伸びる軸索に関して膜間電位 $\phi_{\mathrm{m}}(x,y,t)$ を生じたとする．膜内電位と膜外電位を $\phi_{\mathrm{i}}(x,y,t)$ と $\phi_{\mathrm{o}}(x,y,t)$ とし，$\phi_{\mathrm{i}}(x,y,t)-\phi_{\mathrm{o}}(x,y,t)$ が $\phi_{\mathrm{m}}(x,y,t)$

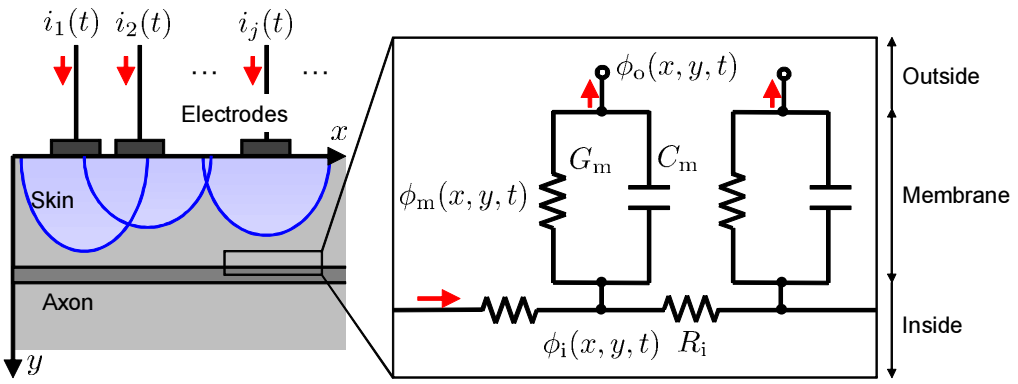


図 4.3 神経軸索の等価回路

となる．従って，$\phi_o(x,y,t)$ と $\phi_m(x,y,t)$ の関係は $\tau = C_m/G_m$，$\kappa = G_m/R_i$ とおくと次のように表すことができる．

$$\tau\frac{\partial\phi_m(x,y,t)}{\partial t} - \kappa\frac{\partial^2\phi_m(x,y,t)}{\partial x^2} + \phi_m(x,y,t) = \kappa\frac{\partial^2\phi_o(x,y,t)}{\partial x^2} \tag{4.1}$$

右辺が膜間電位を間接的に変化させることができる入力関数であり，Activating Function: AF と呼ばれる．j 番目の電極による AF の空間分布 $l_j(x,y)$ で皮膚に刺激電流 $i_j(t)$ が与えられると，全電極による AF $l(x,y,t)$ は個々の重ね合わせで求めることができる．

$$l(x,y,t) = \kappa\frac{\partial^2\phi_o(x,y,t)}{\partial x^2} = \kappa\sum_{j=1}^{M} l_j(x,y)i_j(t) \tag{4.2}$$

式 (4.2) を式 (4.1) に代入し，x でフーリエ変換した後，t でラプラス変換する．変換後の $\phi_m(x,y,t)$ と $l_j(x,y)$，$i_j(t)$ を $\Phi_m(k_x,y,s)$ と $L_j(k_x,y)$，$I_j(s)$ で表わすと，$\Phi_m(k_x,y,s)$ に関して次式が得られる．

$$\Phi_m(k_x,y,s) = \frac{\kappa}{\kappa k_x^2 + \tau + s}\sum_{j=1}^{M} L_j(k_x,y)I_j(s) \tag{4.3}$$

神経活動は $\phi_m(x,y,t)$ が閾値電位 ϕ_m^{th} を越えると誘発されることを前提とする．式 (4.1) の解である $\phi_m(x,y,t)$ は式 (4.3) を逆ラプラス変換及び逆フーリエ変換することで求めることができるが，空間分布と時間分布は $L_j(k_x,y)$ と $I_j(s)$ にそれぞれ依存し，$l_j(x,y)$ と $i_j(t)$ が神経の選択刺激と神経活動の時間応答を決定することが分かる．

4.2.1 神経活動パターンの入力

x 方向に伸びる軸索が AF の空間分布により活性される領域に着目して，1 点電極による刺激電流 $i_1(t)$ に対する神経活動の時間応答を考える．I_m を振幅，n を整数，T を刺激波形の周期，T_w をパルス幅，$u(t)$ をステップ関数として，刺激電流波形を次式のパルス列で表わす．

$$i_1(t) = I_\mathrm{m} \sum_{n=0}^{\infty} \{u(t-nT) - u(t-nT-T_\mathrm{w})\} \tag{4.4}$$

式 (4.4) を t でラプラス変換して，式 (4.3) に代入すると次式が得られる．

$$\Phi_\mathrm{m}(k_x, y, s) = \frac{\kappa L_1(k_x, y)}{\kappa k_x^2 + \tau + s} \frac{I_\mathrm{m}}{s} \sum_{n=0}^{\infty} \left\{ e^{-nTs} - e^{-(nT+T_\mathrm{w})s} \right\} \tag{4.5}$$

式 (4.5) を s で逆ラプラス変換することで，$\phi_\mathrm{m}(x, y, t)$ の時間分布 $\Phi_\mathrm{m}(k_x, y, t)$ が求まる．

$$\Phi_\mathrm{m}(k_x, y, t) = \frac{\kappa L_1(k_x, y)}{\iota} \sum_{n=0}^{\infty} \left\{ \left(1 - e^{-\iota\beta_{n1}}\right) u(\beta_{n1}) - \left(1 - e^{-\iota\beta_{n2}}\right) u(\beta_{n2}) \right\} \tag{4.6}$$

ただし，簡単化のため $\iota = \kappa k_x^2 + \tau$，$\beta_{n1} = t - nT$，$\beta_{n2} = \beta_{n1} - T_W$ と置いた．

式 (4.6) から膜間電位が閾値電位を越えて起こる神経活動の経時変化を図 4.4 に示す．電気刺激の入力信号は神経活動の信号に一意に対応しているため，感覚閾値を超えるような電気刺激によって任意の神経活動の信号を入力可能であることが分かる．また，継続的に刺激が与えられた場合は膜間電位が経時的に増加し，発火が生じなくなることから，一定の刺激により順応現象が生じて知覚感度が低下することが説明できる．仮想環境において自然な感覚を生成するためには，受容器の活動を模擬した信号を電気刺激の波形によって表現し，適切な神経へ入力する必要がある．

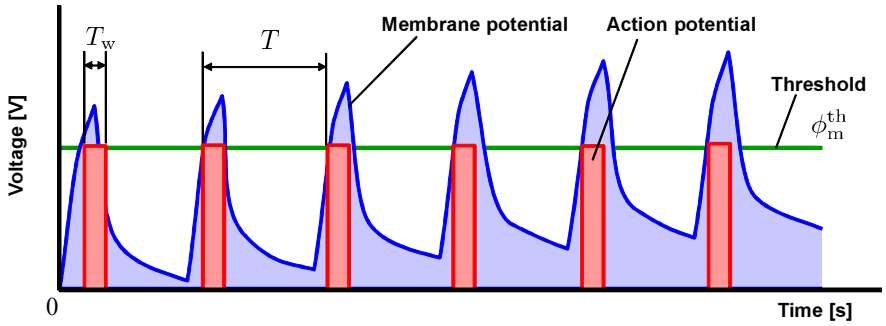


図 4.4 膜間電位と活動電位

4.2.2 受容器種類の選択

機械受容器の軸索は種類によって伸びる方向と深さが異なる．式 (4.2) の x 軸方向に伸びる軸索に関する AF は，y 方向に伸びる軸索に置き換えて考えることができ，AF の空間分布項 $l_j(x, y)$ が軸索の方向に依存することが分かる．皮膚を等方的な導電体と考えた場合，皮下組織には電極からの距離に反比例した膜外の電位分布が生じ，それぞれの軸索の活性領域が電極の極性と神経軸索の方向で決定される．従って，各受容器に対する刺激様式は図 4.5 のように表される [78].

図 4.5(a) に示すように，SAI と FAII の皮膚と水平方向に伸びる軸索を刺激するためには，皮膚に対して流れ出る方向の電流 (陰極電流) による刺激が有効である．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

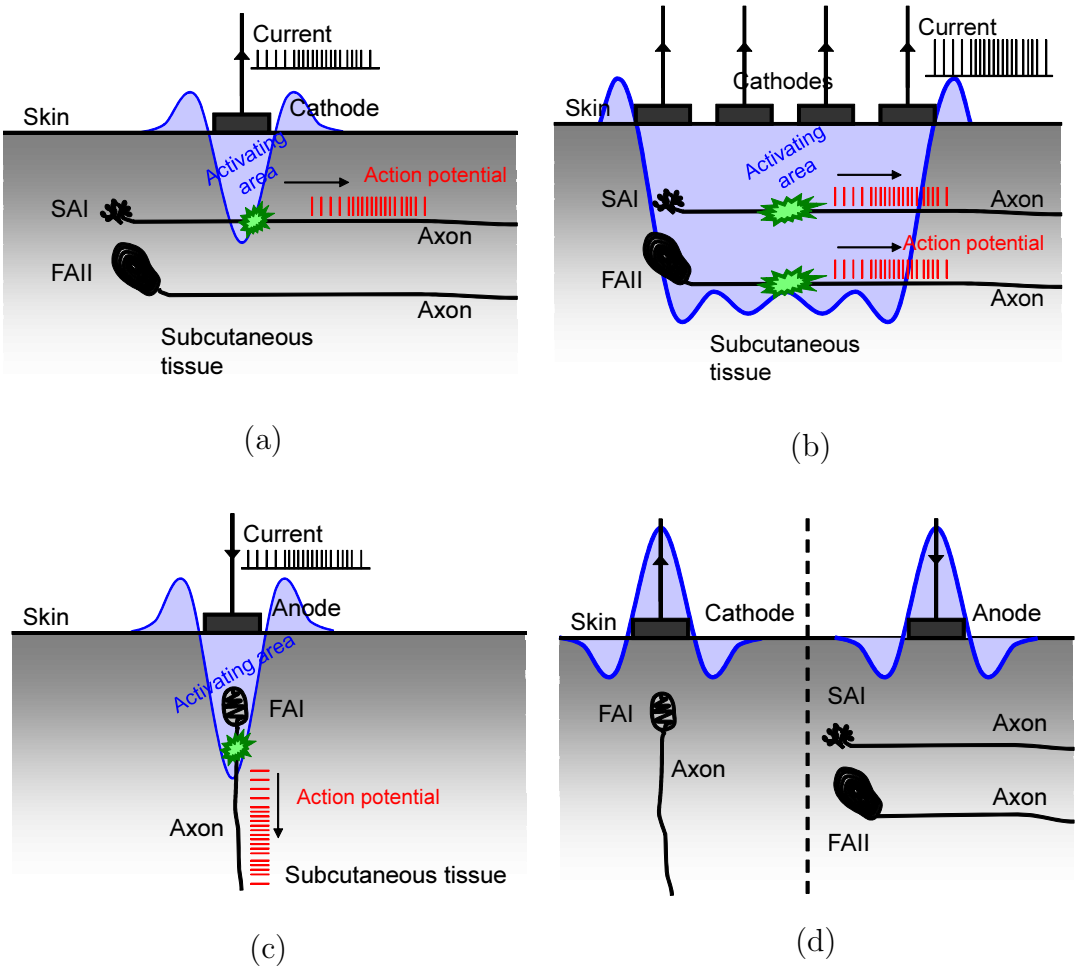


図 4.5 機械受容器の選択的刺激: (a) SAI モード， (b) FAII モード，(c) FAI モード，(d) 刺激不可．

行うことでSAIの軸索のみを刺激可能である．一方，同図(b)のように，FAIIは軸索が深部に存在するため刺激領域を広げ，電流量を増やすことで刺激を行う．しかし，浅部のSAIの存在により，FAIIのみを選択的に刺激することはできない．同図(c)に示すように，皮膚に垂直方向に伸びるFAIの軸索は皮膚に対して流れ込む方向の電流(陽極電流)を用いることで刺激が可能である．また，SAIIの神経を刺激する方法は確立されていない．

4.3 電気刺激と質感表現

本研究では，日常で知覚される機会が多いことから五つの質感因子のうち微細な粗さに着目し，その提示方法を提案する．以下では，粗さを表現するための自己相似性という幾何学的特徴の考え方を説明し，単一の電気刺激によって伝える方法について説明する．

4.3.1 粗さの表現

物体表面の粗さは，主に物体の凹凸形状によって決まる質感の因子である．表面凹凸の間隔が1 mmを境に知覚機序が異なることが知られており，間隔が小さい凹凸に関しては皮膚振動の時間的情報の知覚への寄与が大きい[77]．本研究では，布のような1 mm以下の微細な凸凹を有する物体の粗さを提示することを想定している．

粗さの知覚には，物体の曲面が有する凹凸によって皮膚が垂直方向に押し込まれて振動する現象が大きく関わっている．特にその際の運動の速度と，皮膚変形の経時変化が重要であり，振動覚による寄与が大きい．従って，本論文では皮膚と物体の間に働く摩擦力による皮膚変形を扱うというよりは，なぞり動作と物体曲面によって皮膚が圧入され，振動する現象を扱うことで粗さの表現を行う．

日常的には，我々は粗さの度合いに応じて，“ざらざら”，“でこぼこ”，“ツルツル”，“さらさら”と擬音語で表現する場合が多い．この形状的性質を定量的に表す指標に，自己相似性の度合いがある[50, 82]．自己相似性とは，全体の形状がその一部と相似であることを意味し，植物の形状や地形など，至る所に見ることができる．自己相似性の度合いが高ければ物体の形状は秩序立ち，低ければ乱雑になる．ブラウン曲面は自己相似性の度合いを段階的に表現可能な曲面である．

ブラウン曲面は任意の 2 次元平面区域に無限個の格子点を持ち，任意の隣接する 2 点間の高さの差がハースト指数と呼ばれる自己相似性の度合いに依存する．特に，ハースト指数は 0 から 1 の範囲で定義され，小さいものが粗い，大きいものが滑らかな凹凸の曲面となる．

自己相似性を粗さの表現として用いる理由としては，形状的性質と感覚の一意性にある．本研究では，仮想的な曲面上をなぞり，粗さ感覚を表現することを想定している．特に実計測信号や GUI の機能情報に応じて粗さを割り当て，定量的に感覚を表現できることが重要である．材料工学等で用いられる表面粗さの指標として算術平均粗さがあるが，曲面の凹凸量に関する情報のみを扱ったものであり，曲面形状は一意に定まらない．従って，算術平均粗さが大きい曲面が必ずしも粗い感覚を創出するわけではない．一方で自己相似性は凹凸の乱雑さ，大きさ，間隔など曲面の形状的性質に関する情報を統合した指標であり，ブラウン曲面においてはその形状が一意に定まる．特に，表現される情報量は減るが，知覚される粗さの程度との間に，線形性が確認されているということが重要な利点である．この線形性のため，実計測信号からハースト指数を算出し，0 から 1 の範囲に較正することでユーザが明確に識別可能な，規格化された感覚に置き換えることも可能である．

4.3.2 電気触覚提示装置の設計

単一の刺激電極と接地電極を用いて皮膚圧入量を表現する方法について説明する．本手法は，触覚の皮膚表面上の分布を生成するというよりは，局所的な皮膚の圧入によって生じる感覚を生成する．従って刺激電極と接地電極の相対位置関係を適切に設定し，深部の神経を十分刺激可能な条件とするのが望ましい．機械受容器を適切に刺激するために，下記の三つの条件を刺激の方針とする．

1. 陰極と陽極の面積を統一し，両極の電流密度を同等にする．
2. 電極を比較的大きくかつ電極間隔を広く取ることで深部に刺激を与える．
3. 感覚閾値よりも十分大きな電流を用いることで深部を刺激する．

この条件は，従来の機械受容器の選択的刺激として説明した刺激の条件を満たしておらず，受容器の種類に関係なく一様な刺激をおこなうものである．具体的

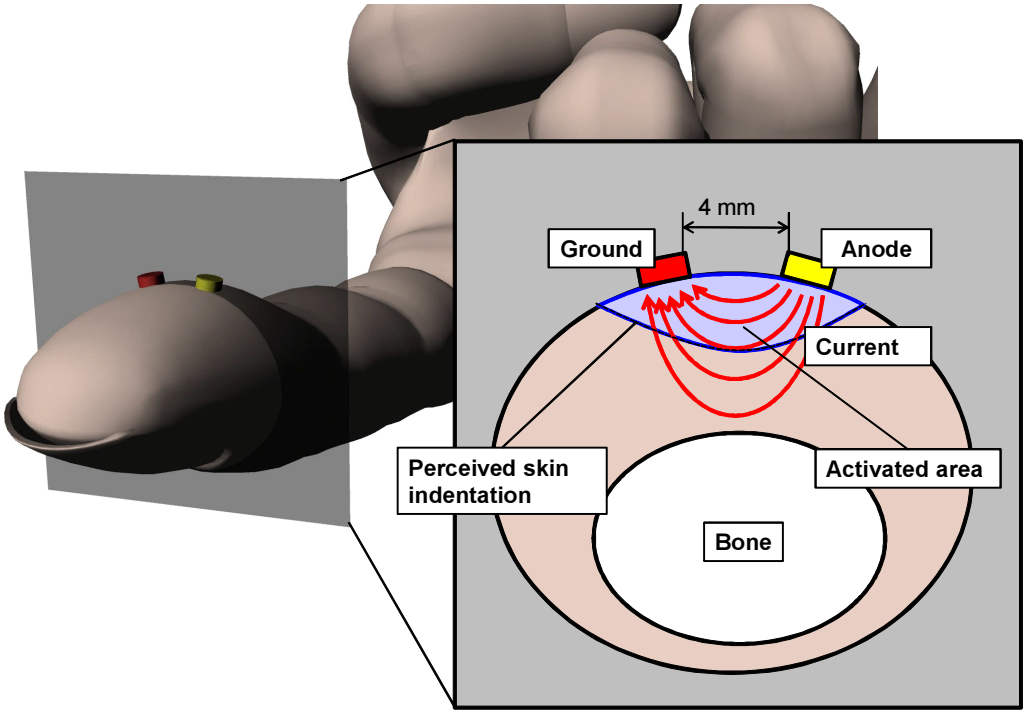


図 4.6 電極配置の設計

には，図 4.6 に示すように，電極は指の短軸方向に並べて比較的深部の神経も刺激可能とすることで，受容器の種類に関係なく複数の神経を一度に活性化させる．

感覚の観点からは刺激電極の極性は重要ではなく，二つの電極の距離が重要である．2 点の電極の距離は構造と機能の観点から経験的に 4 mm と定め，刺激用の電極には陽極を用いる．従って，同心円電極による刺激や，電極面積による刺激量の重みづけは行わない．二つの電極によって生じる神経の活性可能な領域はそれぞれ三次元調和関数的に広がり，両者が重なる部位で最も感覚が強くなる．一方で細い棒などによる皮膚の圧入によって生じる感覚は，圧入部位を中心とした歪みエネルギーによって受容器が活性化されることで生じる．両者の領域は完全に一致するわけではないが，同様の広がりを示すと考えられ，二つの電極の間を中心に触覚の提示が可能であると考えられる．

4.4 質感提示方法の提案

本研究では，仮想空間に表現された指による物体のなぞり動作を行うことを想定している．以下では，任意の形状の曲面を指でなぞることで生じる皮膚の圧入

感覚を表現する刺激の計算方法について説明する．

4.4.1 提案手法の概要

図 4.7 に提案する処理の流れを示す．単一の刺激電極のみによって物体の特徴を伝えるために，まず探索場所と指を押し付ける力に応じて，指腹で触れた対象物から受ける力の分布を単純化し，皮膚の圧入量を求める．次に，皮膚の圧入量を入力として，物理刺激と神経活動の対応から神経発火頻度を推定する．最後に神経発火頻度を電気刺激パルス頻度で変調することで任意形状の物体におけるなぞり動作に対応する形状的性質が表現可能となる．以下ではそれぞれの計算モデルに関して詳細に述べる．

4.4.2 特徴抽出による皮膚圧入量の推定

図 4.8 に皮膚圧入量の推定方法の概略を示す．なぞり動作の条件として，指を面の高さ方向に一定の圧力で物体に押しつけて探索すると考える．仮想空間における座標系を (x, y) と置き，同一座標系で剛体曲面を関数 $\psi(x, y)$ で表す．仮想物体と仮想的な指腹の接触領域 $\mathbf{S}_{\mathrm{t}}$ 内において，時刻 t に接触領域の原点が $(x_{\mathrm{f}}(t), y_{\mathrm{f}}(t))$ にあったとする．接触領域内の曲面の高さが最も高い点に対応する皮膚の部位において圧入量が最大となり，その部位付近の感覚量が最も強くなる．従って，ある接触状態においては，接触領域内の高さが最大の点から受ける感覚が形状的な

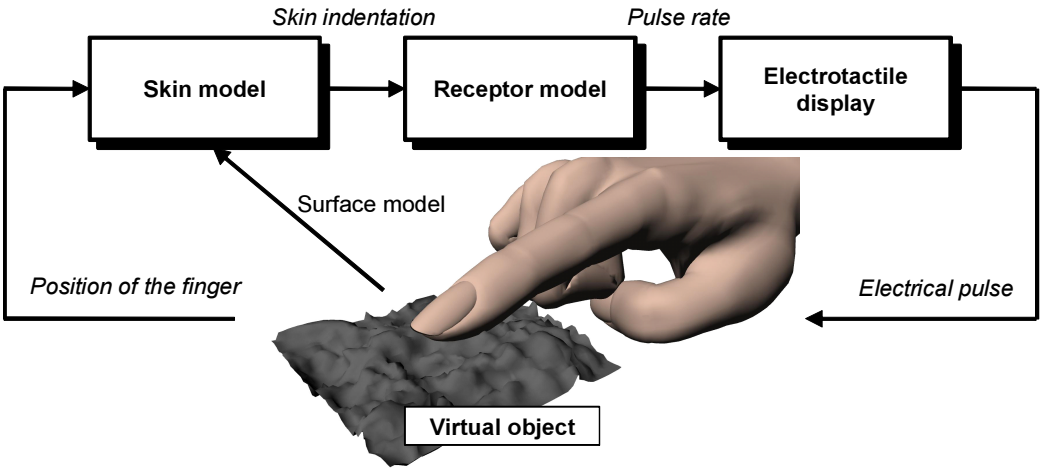


図 4.7 電気刺激による質感表現のための処理の流れ

特徴を表していると考え，皮膚圧入量の単純化を行う．指をバネ定数 K_{f} の弾性体とみなして，一定の力 F で指を押し付けると，接触面積 $S_{\mathrm{t}} = |\mathbf{S}_{\mathrm{t}}|$ を考慮して全体で $FS_{\mathrm{t}}/K_{\mathrm{f}}$ の変形が生じる．この変形量を接触領域の原点における皮膚圧入量とする．形状の特徴を表す皮膚圧入量 $d(x_{\mathrm{f}}, y_{\mathrm{f}})$ は，接触領域原点の皮膚変形量に，接触領域最大の高さと接触領域原点の高さの差分を加えたものと考え，次式で推定する．

$$d(x_{\mathrm{f}}, y_{\mathrm{f}}) = \frac{FS_{\mathrm{t}}}{K_{\mathrm{f}}} + \max_{(x,y)\in\mathbf{S}_{\mathrm{t}}} \psi(x,y) - \psi(x_{\mathrm{f}}, y_{\mathrm{f}}) \tag{4.7}$$

まとめると，接触領域の大きさの最大値フィルタによって対象物の形状を単純化し，指を押し付ける圧力を考慮することで皮膚の圧入量を推定する．提案する触覚提示では空間的な分布の計算は不要であるために有限要素法等を用いた皮膚変形の厳密な計算は行わず，単純な最大値フィルタによってヒトの知覚レベルでの物体の形状的性質を抽出することを狙いとしている．

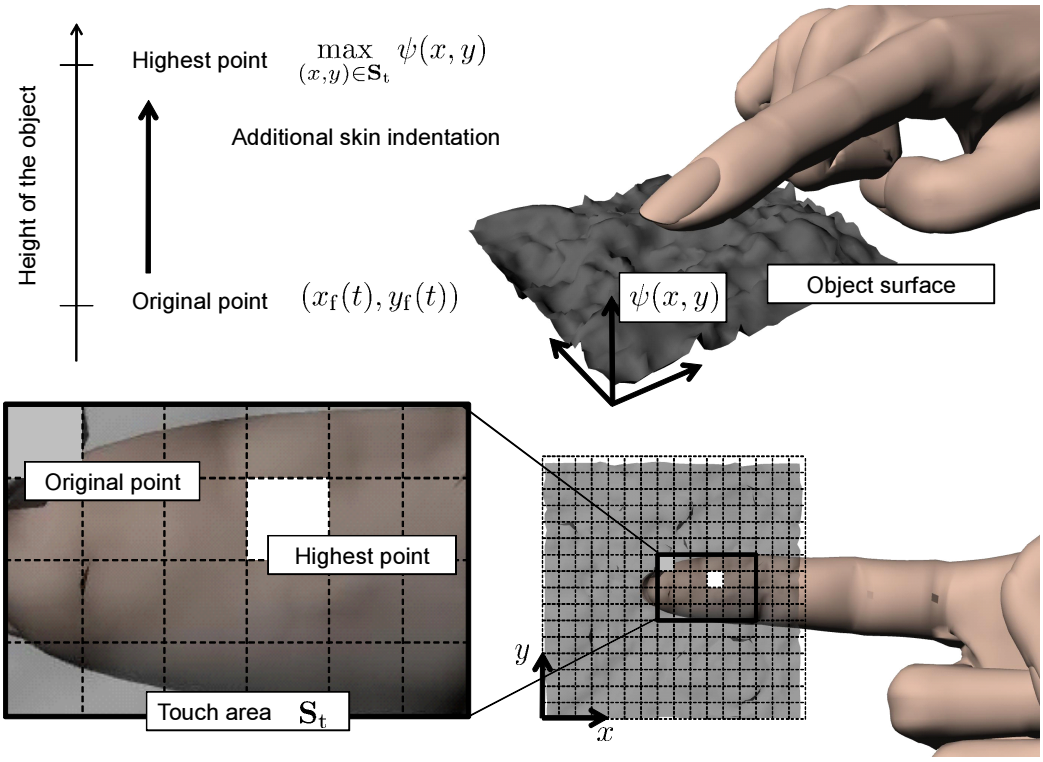


図 4.8 皮膚圧入量の推定

4.4.3 刺激パルス頻度変調による皮膚圧入量の表現

図 4.9 に示すように，推定された皮膚圧入量を電気刺激によって伝えるために，刺激のパルス頻度による皮膚圧入量の変調を行う．このパルス頻度変調は，機械受容器の生理学的な特性と神経の電気生理学的な特性に基づいている．生理学的には，皮膚変位の情報は，神経の発火頻度によって脳に伝達することが知られている [14]．一方で，電気刺激パルスによって神経の発火を意図的に誘発可能であることが理論的に示されている [47]．特に振幅数 mA，パルス幅数百 μsec の刺激を与えることで，一つの刺激パルスに対して 1 回程度の神経発火が生じる．つまり，実際に生じうる神経発火を電気刺激パルスで模擬することで，皮膚の機械的な変形によって生じる感覚を提示することができると考えられる．前章で述べたように，提案する経皮的電気刺激の方法では，神経活動が誘発される神経の数は単一ではなく，電極間の皮下に存在する複数の神経である．単一の刺激では活動が誘発される神経は全て同様に活動するが，電極からの距離に応じて調和関数的に誘発可能性が変化する．結果として皮膚の表面に近い神経ほど活性化され，皮膚圧入時に類似した神経活動の分布を生成することが可能である．

本研究では，刺激強度とパルス頻度の関係，順応現象によるパルス頻度の低下の二つの特徴に着目し，パルス頻度変調の方法を提案する．機械的な刺激と単一神経の発火頻度の関係を調べた実験から，両者の間には正の相関がみられることが知られている [14]．また，神経発火が生じる物理的な刺激には閾値が存在する．これらの生理学的な特性を考慮したモデルを導入し，図 4.10(a) に示すように，電

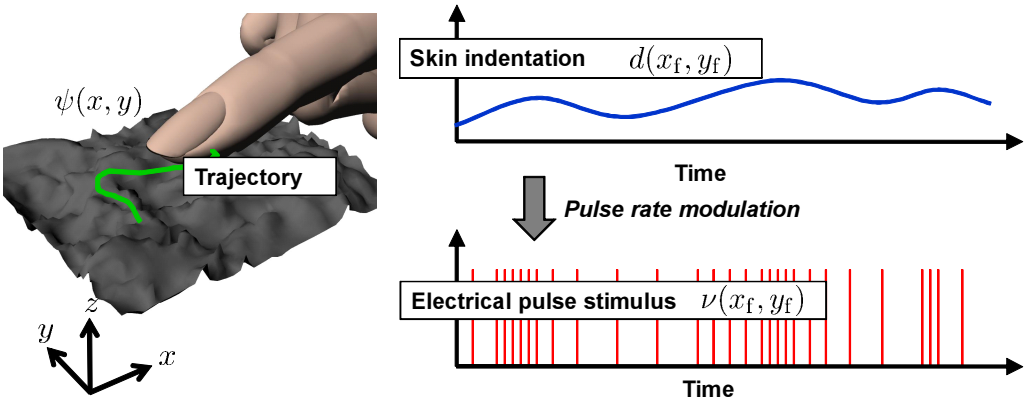


図 4.9 皮膚変位の刺激パルスへの変換

気刺激のパルス頻度 $\nu(x_\mathrm{f}, y_\mathrm{f})$ を次式で表す．

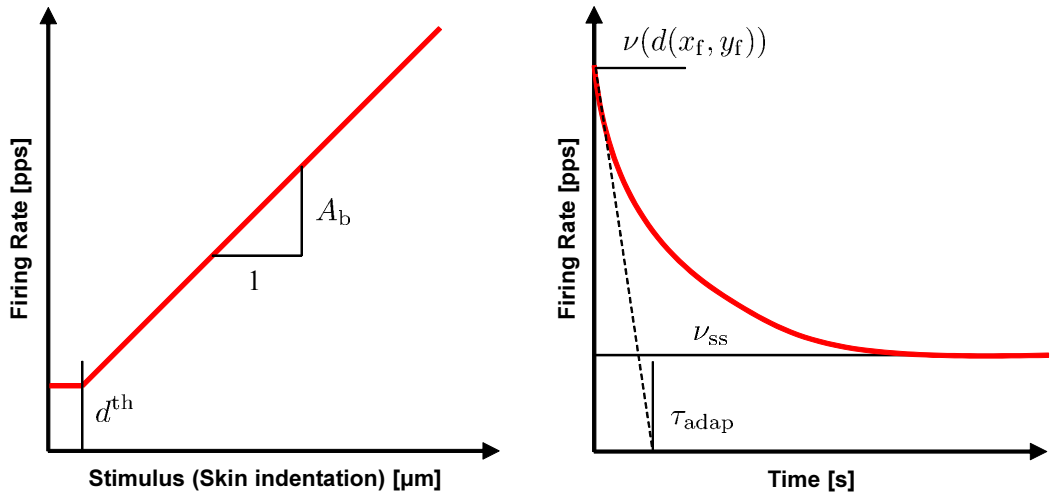
$$\nu(x_\mathrm{f}, y_\mathrm{f}) = A_\mathrm{b} d(x_\mathrm{f}, y_\mathrm{f}) u(d(x_\mathrm{f}, y_\mathrm{f}) - d^\mathrm{th}) \tag{4.8}$$

d^th は発火が起こる皮膚圧入量の閾値，A_b は比例定数 $u(\cdot)$ はステップ関数である．

皮膚と物体の静的な接触によって，経時的に感覚量が低下する現象を順応と呼ぶ．電気触覚にも順応現象が見られるが，機械刺激によって生じる順応現象は形状の認識機能に影響する．図 4.10(b) に示すように，順応の本質は発火頻度の経時的減少であることが知られており，指数関数近似によって表現可能であることが示されている [14, 83]．本研究においては，この経時的に神経発火頻度が減少するモデルを導入し，順応現象を表現する．つまり，ユーザが操作を行わなければ提示される感覚量が低下し，自ら操作を行うことで形状の解釈を行うことを狙いとしている．t_c をなぞりを静止させた時点からの時刻とし，刺激パルス頻度の経時変化 $\nu(t_\mathrm{c})$ は ν_ss を最終値，τ_adap を順応時定数として，順応現象を次式で表わす．

$$\nu(t_\mathrm{c}) = \nu_\mathrm{ss} + (\nu(x_\mathrm{f}, y_\mathrm{f}) - \nu_\mathrm{ss}) e^{-t_\mathrm{c}/\tau_\mathrm{adap}} \tag{4.9}$$

モデル化を行った皮膚圧入量と神経発火頻度の関係を図 4.10(b) に示す．最終的に，電気刺激のパルス頻度が式 (4.8) および式 (4.9) で表され，ユーザのなぞり動作に伴った皮膚圧入量を人工的に提示する．



(a) (b)

図 4.10 神経活動のモデル化: (a) 皮膚圧入量と発火頻度の関係，(b) 発火頻度の経時的変化．

4.5 装置の実装と質感表現の評価

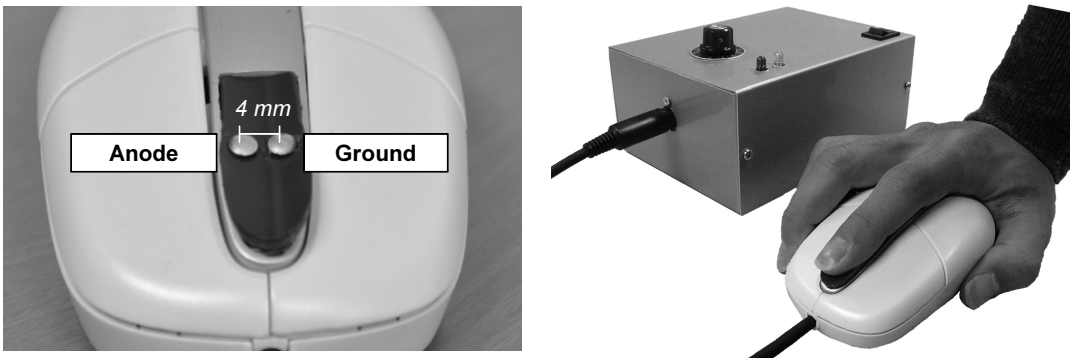
提案手法を評価し，自己相似性の度合いを識別可能であることを示すために，実験システムを構築し被験者実験を行う．特に，凹凸曲面上の自由ななぞり操作を行うことで粗さを知覚することができれば，拡張仮想感としての多重化提示が実現され，本手法の有効性が示されたことになる．

4.5.1 電気触覚提示装置の試作

電気触覚提示装置は以下の三つの要素から構成される．

- 刺激パルス頻度計算処理: 物体のなぞりの位置を入力とし，電気刺激パルス頻度を推定，結果をデバイスへ送信する．
- パルス信号発生部: コンピュータと通信し，受信データに基づいてパルス波形を生成する．
- 電気刺激装置: 信号を人が知覚可能なレベルまで昇圧し，電極によって皮膚に与える．

開発したパルス信号発生部と電気刺激装置から構成される電気触覚提示装置はマウスと一体型とした．図 4.11 に触覚提示装置の試作機を示す．刺激提示部として陽極と接地電極を 4 mm の間隔でマウスの頭頂部に取り付けてある．パルス信号発生部はコンピュータと USB 通信を行い，通信データから信号を生成するためのマイクロコンピュータから構成される．マイクロコンピュータは，送られて



(a) (b)

図 4.11 開発した電気触覚提示装置搭載のマウス: (a) 電極部 (b) 利用の様子

きたパルス頻度に基づいて一定のパルス幅の矩形波を発生可能である．特に触覚の時間分解能に比べて十分な更新頻度が得られる 1 kHz 以上で出力信号の更新が可能である．電気刺激装置は電圧電流変換器とカレントミラー回路，電極部から構成される．発生可能な刺激に関しては，パルス幅を 200 μsec，パルス頻度 0 - 1000 pps とし，電流量は 0 - 3 mA の範囲で使用前にユーザごとに調整可能とした．また二つの電極はいずれも直径が 4 mm の銅製の円形電極で，電極間 4 mm で指の短軸方向に並べた構造とした．

4.5.2 皮膚圧入感覚の提示に関する評価

実験の目的

皮膚圧入量の表現として，指短軸方向に並べた陽極と接地電極によって刺激パルスを与え，そのパルス頻度を制御する方法を提案した．本実験では，刺激パルス頻度と知覚した皮膚圧入量の関係を調べ，皮膚圧入量のパルス頻度による表現の有効性を示すことを目的としている．特に皮膚圧入量と刺激パルス頻度の関係を表す提案は式 (4.8) に相当し，両者の間に正の相関が確認できれば有効であると考えられる．また，実験では皮膚圧入の感覚量に関する評価を行うため，ウェーバの法則に従った対数特性が得られることが期待される [14].

実験の条件

一対比較法による評価として，二つの刺激を順番に提示し，どちらの皮膚圧入の感覚強度が強いかを 5 段階で回答を得た．本実験で用いる刺激とはあるパルス頻度を有した一定の刺激を被験者が要求するまで提示し続けるものである．実験では，パルス頻度が 0, 20, 40, 80, 160 pps の刺激の対，全 10 通りの中から一対を無作為に抽出し，計 20 の組合せの刺激提示を行った．提示する刺激の順序は無作為に選択し，被験者の要求に応じて反復提示を可能とした．刺激対内での休憩時間は直前の感覚量を容易に記憶できるよう 0 sec として刺激を瞬時に切り替えて提示した．一方で，刺激対間では 30 sec 程度の休憩時間を定め，実験を行った．またそれぞれの刺激継続時間は被験者の回答が得られるまでの時間としたため被験者間で異なるが，10 sec 程度の提示時間であった．被験者の姿勢は座位で，利き手の示指または中指の腹を電極に接触させ，実験を行った．また，視覚効果

表 4.1 評価実験で用いた感覚量の評点

評価	評点
後者が前者に比べて非常に強い	-2
後者が前者に比べてやや強い	-1
どちらともいえない	0
前者が後者に比べてやや強い	1
前者が後者に比べて非常に強い	2

は提示せず，実験の前に提示される感覚に慣れてもらうよう数回の体験を許した．なお，刺激の電流量は各被験者ごとに実験の最初に定め，実験中は一定に保った．さらに実験中は電極に接触させる指を押し付ける圧力を一定に保ち，接触状態を変化させないよう指示を与えた．電流量の設定に関しては 10 pps の刺激提示によって痛覚なく明瞭な触覚が得られる範囲に定めるよう指示を行った．実験で用いた評点を表 4.1 に示す．

実験の結果

9 名の被験者に対して実験を行った．シェッフェの一対比較の結果より，二つの対 (40, 80 pps)，(80, 160 pps) を除き，知覚強度に有意差が確認された ($p<0.05$)．皮膚圧入の感覚強度に関する尺度図に基づいた刺激パルス頻度と感覚強度の関係を図 4.12 に示す．ただし，知覚された皮膚圧入の感覚強度は各被験者ごとに正規化した値である．結果より，パルス頻度 100 pps 以下でパルス頻度と知覚強度に正の相関が確認できる．皮膚変位と知覚強度の関係はウェーバの法則によって対数関数で表されることが示されている [14]．実験結果のパルス頻度と知覚強度の関係は対数関数に従う特性を有しており，パルス頻度 100 pps で感覚強度に飽和が生じることが確認できる．従って，本実験の結果より，0 - 100 pps のパルス頻度の範囲で皮膚圧入量と刺激パルス頻度の対応付けが有効であることが示唆される．一方，刺激を提示していない場合に触覚を知覚しており，主に連続して提示した刺激対内での感覚の残留が問題であることが推測される．また，電流量を増加させることで触覚がより明瞭になり，識別が容易になると考えられる．主観に基づく考察ではあるが，提示可能な感覚に関しては，パルス頻度 10 pps 未満では振動に近い感覚であり，10 pps 以上では想定する皮膚圧入感に近い感覚が得られ

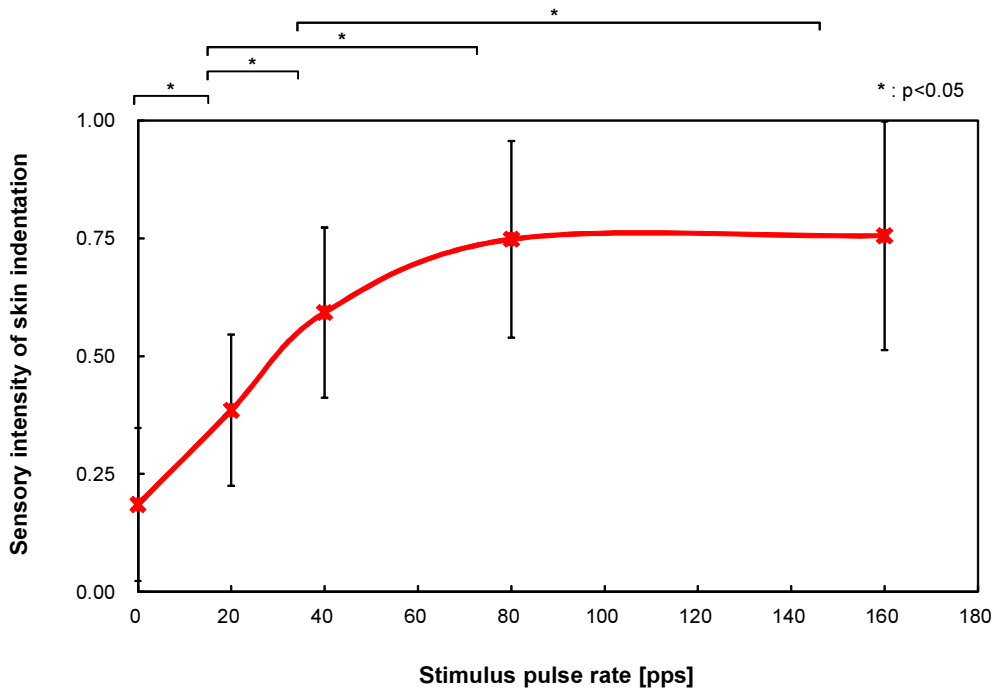


図 4.12 知覚された皮膚圧入量と刺激パルス頻度の関係

ることが確認された．従って，実際には 10 - 100 pps の範囲でパルス頻度を変化させ，皮膚圧入量の表現を行うことが望ましい．また，本研究では，受容器の種類によらず一様に刺激を行うための刺激設計を行った．その非選択性は，実験中に報告された下記の三つの特徴から確認することができる．

1. 10 pps 前後で感覚モダリティに変化が生じたことから FAII が刺激されている可能性が高い．
2. 10 - 100 pps で圧覚を生じたことから SAI が刺激されている可能性が高い．
3. 刺激された部位に対して別の部位に感覚が発生したことから FAII が刺激されている可能性が高い．

以上の結果より，皮膚と平行に走る神経と垂直に走る神経の両方を刺激できている可能性が示唆され，本実験装置における刺激条件では，受容器の選択的刺激が生じなかったと考えられる．

4.5.3 粗さの識別に関する評価

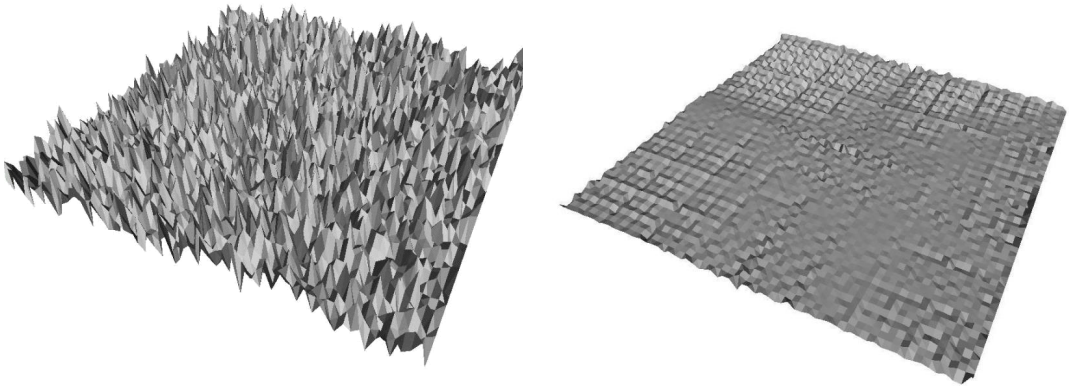
実験の目的

本実験は物体の形状的な性質を表わす粗さを基準に，物体の曲面の違いを識別可能であるかを調べ，多重化提示の効果を示すことを目的としている．単に刺激パターンを提示し，受動的な触覚を生成するのみでは粗さの感覚は生じない．本実験ではユーザの触運動を制限せずに自由ななぞり操作を可能とし，実際の力覚と人工的な触覚を共存させることで，粗さの提示が可能であれば，多重化提示によって人工的な感覚の質を向上させることが可能であったと考えることができる．特に粗さと関係性が確認されているブラウン曲面の自己相似性の度合いを表す指標，ハースト指数 H に基づいていくつかの異なる形状の曲面を生成し，一対比較法によって質感の識別が可能であることを示す [82].

実験の条件

提示する曲面の生成として，ブラウン曲面の構築アルゴリズムを用いた [50]. 本アルゴリズムではブラウン曲面を水平面上で格子状に分割し，各格子点の高さを隣接点の高さに基づいて決める．その隣接点の高さとの相関係数が，ハースト指数と関係している．図 4.13 はそれぞれハースト指数 H が 0.00 と 1.00 の場合の曲面の形状を示す．ただし曲面の分割数は縦横それぞれ 65 とした．刺激パルス頻度と皮膚圧入量の感覚強度に関する実験結果に基づき，刺激のパルス頻度は 10 - 100 pps となるように最大皮膚圧入量と刺激パルス頻度の対応付けを行った．具体的には式 (4.7) および式 (4.8) のパラメータを刺激パルス頻度が上記の区域に収まるよう定めている．さらに，物体と指の接触領域は正方形とし，面積が 100 mm^2，指の押しつけ圧は 2 N で指を押し付けた場合を想定して 0.02 N/mm^2 とし，被験者間で統一した．一対比較法による評価として，二つのブラウン曲面を順番に提示し，どちらの曲面が粗いかについて 5 段階で回答を得た．実験で用いた評点を表 4.2 に示す.

実験では，ハースト指数が 0.00, 0.25, 0.50, 0.75, 1.00 のブラウン曲面の対，全 10 通りの中から一対を無作為に抽出し，計 20 個の曲面を提示した．提示する曲面の順序は無作為に選択し，被験者の要求に応じて反復提示を可能とした．刺激対内および対間における時間間隔に関しては感覚量に関する実験と同様に設定したが，ユーザがなぞり動作を行うまでの 2 sec 程度の時間がそれぞれの設定時間



(a) (b)

図 4.13 生成されたブラウン曲面: (a) $H = 0.00$ (b) $H = 1.00$

表 4.2 評価実験で用いた粗さ評点

評価	評点
後者が前者に比べて非常に粗い	-2
後者が前者に比べてやや粗い	-1
どちらともいえない	0
前者が後者に比べてやや粗い	1
前者が後者に比べて非常に粗い	2

に追加された．被験者の姿勢は座位で，利き手の示指または中指の腹を電極に接触させ，マウスを卓上で自由に動かしながら実験を行った．また，力触覚のみによる感覚であることを示すために視覚情報は提示していない．実験の前に提示される感覚に慣れてもらうよう数回の体験を許した．なお，刺激の電流量は各被験者ごとに実験の最初に定め，実験中は一定に保った．さらに実験中は指を押し付ける力を一定に保ち，皮膚と電極の接触状態を変化させないよう指示を与えた．

実験の結果

皮膚圧入の感覚強度の計測と同様，9 名の被験者に対して実験を行った．シェッフェの一対比較の結果，試料対が (0.00, 0.25) と (0.25, 0.50)，(0.50, 0.75) を除く七つの試料対につき知覚粗さに有意差が示された ($p<0.05$)．五つのハースト指数間の知覚した粗さの尺度図に基づいて，ハースト指数と粗さ度合いの関係を求めた結果を図 4.14 に示す．ただし，知覚された粗さの程度は各被験者ごとに正規化

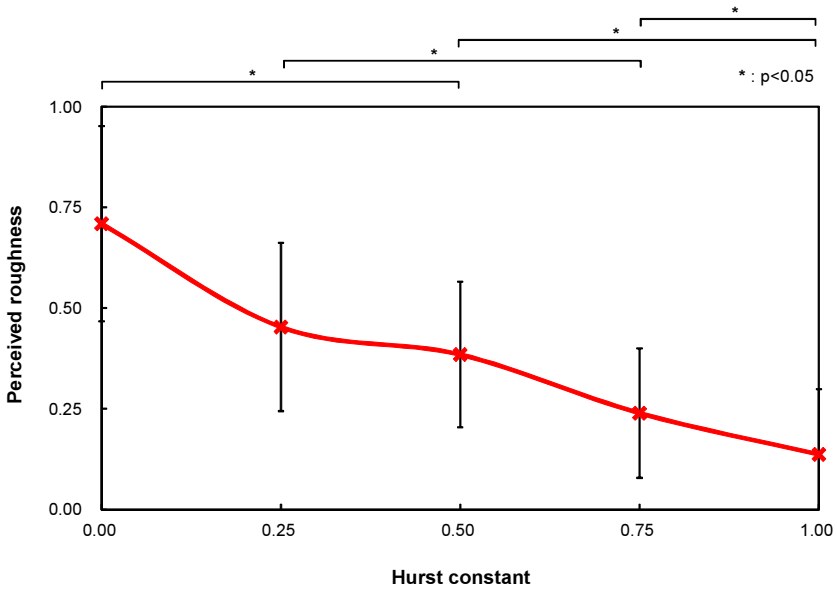


図 4.14　自己相似性の度合いの識別実験の結果

した値である．結果より，ハースト指数と粗さの度合いに相関が確認された．この結果は，いくつかの異なる自己相似性の度合いを識別可能であることを示しており，段階的に粗さ感覚を制御可能であることを示唆している．自己相似性の度合いと感覚という観点からは，自己相似性が高いものを滑らかであると感じ，自己相似性の低いものを粗く乱雑であると感じている．刺激の観点からは，刺激のパルス頻度が不連続で急峻に変化するものほど粗く感じ，刺激のパルス頻度の変化が緩やかであるほど滑らかな質感を感じると考えられる．また，曲面が高く，パルス頻度が高いほど皮膚が圧入され鋭利な物体であると知覚され，粗さの知覚にも影響を与えていると考えられる．従って本システムにより物体形状の特徴である自己相似性の度合いを識別可能であり，拡張仮想感における多重化提示が実現されたと考えられる．

自己相似性の度合いの識別においては，刺激パルスの規則性とその頻度が重要な要素であり，空間的な触覚分布がなくても識別できる可能性が示唆された．この結果は，従来の粗さ知覚には空間的な触覚分布よりも振動覚の寄与が大きいという報告と類似しており，電気触覚による受容器制御おいてもその傾向が確認できたこととなる [84]．また，指の押し付け圧に関しては実験条件を統一するために一定としたが，将来的には，押し付け圧の動的な計測とその利用を行うことで能動触を実現することが望ましい．

本実験によって得られた結果より，実際の画像やGUI等への曲面の割り当てについて考察することができる．実験結果の識別に関する有意差から，ハースト指数の差が0.50以上あれば，両者の識別が可能であると考えられる．従って，ユーザに識別させたい要素ごとにハースト指数を0.50以上差をつけてブラウン曲面を割り当てることが望ましい．また，本手法は任意の曲面で応用可能であるが，凹凸のない平らな曲面の提示に関しては不向きである．逆に，複雑な形状の物体の凹凸情報を抽出して提示が可能であり，その自己相似性の度合いが分かれば図4.14の結果に基づいて知覚される粗さが分かると考えられる．

4.6 質感提示システム

受容器制御における特徴として，装置の介在によって実際の触覚は損なわれるが，力覚は失われない装置の構造を実現可能であることを述べた．本研究で開発した受容器制御による力触覚提示の応用として，ユーザの自由ななぞり操作によって質感を表現するシステムを構築し，その展示を行った結果について述べる．

4.6.1 質感提示システムの構築

質感提示システムは以下の三つの要素から構成される．

- なぞり動作の計測センサ
- 動作に基づいた刺激の計算モデル
- 電気触覚提示装置

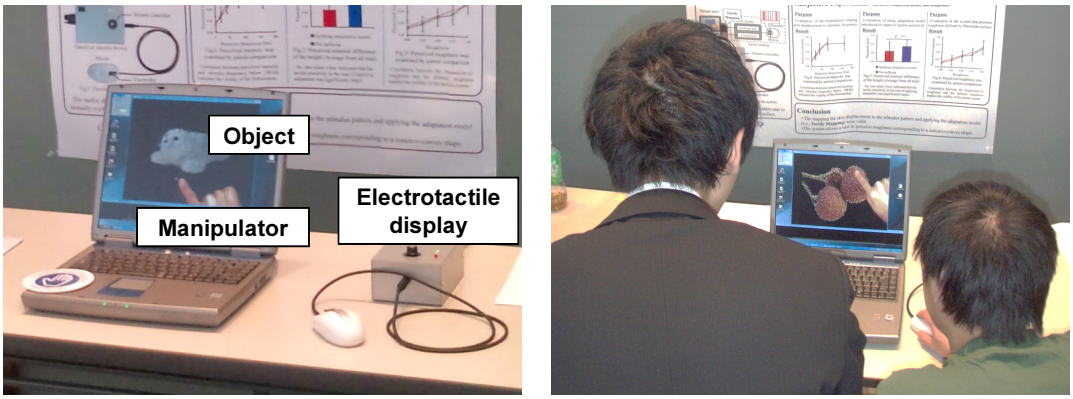
ユーザはモニタ上に表示された曲面を，マウスによって操作可能な指の画像でなぞることで質感を知覚することができる．マウスの動作は水平面上であり，動作によってなぞり感覚を生起させることが可能である．さらに本研究によって提案した電気触覚提示装置で生成される感覚をマウスを保持する手の指先に提示することで，多重化提示による質感の表現が実現される．システムのソフトウェアは，Microsoft Windows XP で Intel Xeon 3.2 GHz 2 CPU, メモリ 3.0 GB, グラフィックボード ATI Radeon X1900 のコンピュータを用いて実装した．

4.6.2 展示の実施による評価

本研究で開発したシステムを IEEE RO-MAN 2009 にて展示し，百名程度の体験者から感想を得た．図 4.15 に展示の様子を示す．展示ではテクスチャ画像を対応づけたブラウン曲面をマウス操作に伴って動く仮想指でなぞるものと，二つのハースト指数が異なるブラウン曲面をなぞり，感覚の比較を行うものを用意した．体験者にはまず刺激の調整を実施し，その後，仮想指で画像上をなぞるように指示を与えた．表面のなぞり動作によって知覚した感覚を尋ねたところ，一部の体験者を除き大半の体験者が “粗さ” のような感覚が得られることを報告した．また，画像の境界に明確なエッジの存在を知覚可能であることが確認できた．さらに，体験者によってその明確さに違いがあるが，自己相似性の度合いの識別が可能であることを確認できた．

4.6.3 応用可能性

本システムはコンピュータの GUI や画像，文書などにそれぞれ自己相似性の度合いを割り当てて触覚フィードバックを行うなど，操作性の向上や視覚代行への応用に向けた展開が期待される．また，感覚の定量化という観点からの応用も考えられる．例えば皮膚状態の診断においては，基準と比べて “さらさら” ・ “同程度” ・ “ざらざら” という 3 段階の分類を定量的に行えることが望ましい．この場合においては，皮膚の凹凸情報が取りうるハースト指数の範囲を 0 から 1 の範囲に較正することで規格化された粗さに置換して提示することができる．本実験の



(a) (b)

図 4.15 IEEE RO-MAN 2009 における展示の様子

結果より少なくとも 3 段階の粗さ表現が可能であることが示されたため，上記の使用法においては十分な性能が得られたと考えられる．一方で，GUI 等の機能情報を触覚によって表現する場合は，情報量に応じた分解能が必要となる．この場合も三つ以下の状態を伝える場合は本システムの効果が十分に期待される．

4.7 まとめ

従来の電気刺激が触覚の空間的な分布を生成し，形状情報を伝達することを目標としているのに対し，本研究では単一の刺激のみで質感を再現する方法を提案した．任意形状の物体表面のなぞりに応じた電気刺激の計算では，単純化された皮膚圧入量を推定し，刺激パルス頻度に変換する．実験では，曲面のなぞり動作に応じて電気刺激のパルス頻度を制御することで段階的に感覚量を表現し，粗さの表現の方法の一つとして着目されている自己相似性の度合いを段階的に表現できることを確認した．開発したシステムでは，仮想物体に直接触れる操作を行うのではなく，現実環境におけるマウスを使った平面上のなぞり動作を行うことで力覚を共存させるものであり，現実環境における触運動が人工的な触覚に影響をおよぼすことで粗さの表現が可能になったと考えられる．この結果は，受容器制御による触覚提示が，拡張仮想感において多重化提示の要件を満たすことを示唆している．

第5章

神経制御による触情報提示

本章では神経制御による触情報の多重化提示を実現する．指腹部で把持して扱う道具の操作において，把持部の皮膚変形による触覚と道具を動かすことによって生じる力覚が重要となる．図 5.1 における神経層での刺激提示，つまり神経制御による力触覚提示では，実際の力触覚を遮蔽することなく人工的な感覚を重畳し，道具操作のような動作の支援を行うことが可能であると考えられる．従来，実際の触覚を損なわずに人工的な触覚を重畳することができる触覚提示装置は開発されていなかった．本研究では，触覚の受容に関わる神経の途中の経路を刺激し，指腹部に触覚を重畳する方法を提案する．実験では，実際に生じる力触覚に人工的な触覚を共存させることによって触運動の機能的な支援が可能であることを検証し，拡張現実感における多重化提示が実現されたことを示す．さらに，神経制御による触覚情報の多重化提示の応用として，微細な道具操作を支援するシステムを構築し，その効果を示す．

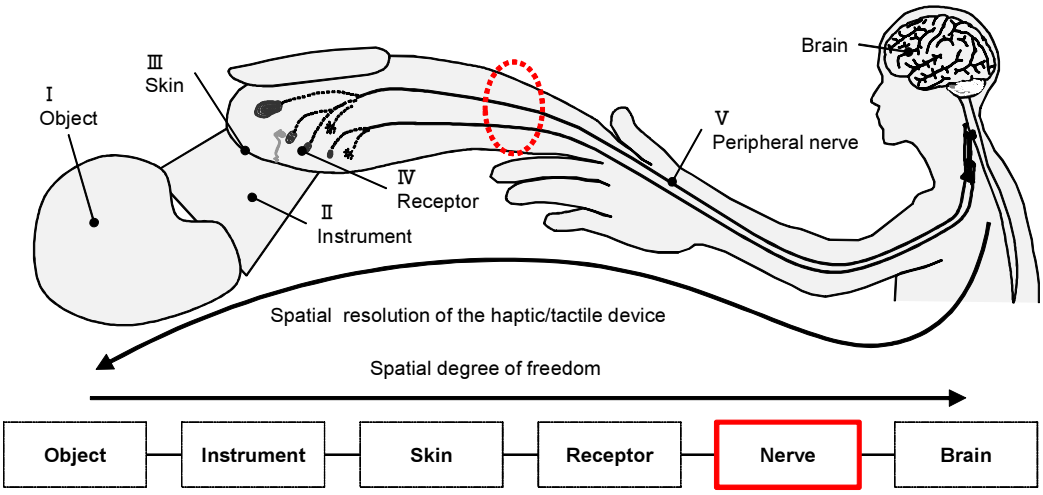


図 5.1　神経制御による多重化提示

5.1 道具操作支援

神経制御における多重化提示では，装置の機械的な干渉なく触覚を発生させることができると考えられる．従って，他の階層において実現が難しい道具操作における触覚重畳が可能である．本研究では，神経制御における多重化提示として，図 5.2 に示す触覚重畳による道具操作支援を狙いとする．道具操作はいくつかの小さな目的によって決まる動作の一連の流れによって達成される．我々はこの動作によって得られる力触覚を逐次予想し，実際に得られた力触覚と比較することによって目的の成否を判断し，適切な運動制御を行っている [18]．2 章で述べたとおり，指腹部で把持して扱う道具の操作においては，道具に働く力と指腹部に働く力に相関がある．従って，把持部の触覚が操作の状態を判断する上での重要な役割を担っており，触覚重畳によって道具操作を支援することの意義も大きいと考えられる．特に繊細な道具操作が要求される外科手術や伝統工芸，機械工作などにおいてその効果が期待される．

道具の操作を支援することを目的として，様々な情報提示技術が開発されている．三次元の空間的な情報を視覚的に提示し，道具操作を支援することを目的として画像誘導や音声誘導が実現されてきた [85, 86]．一方で，力触覚情報は三次元的な情報を遮蔽することなく，かつ直接的に伝えることができ，視覚や聴覚よ

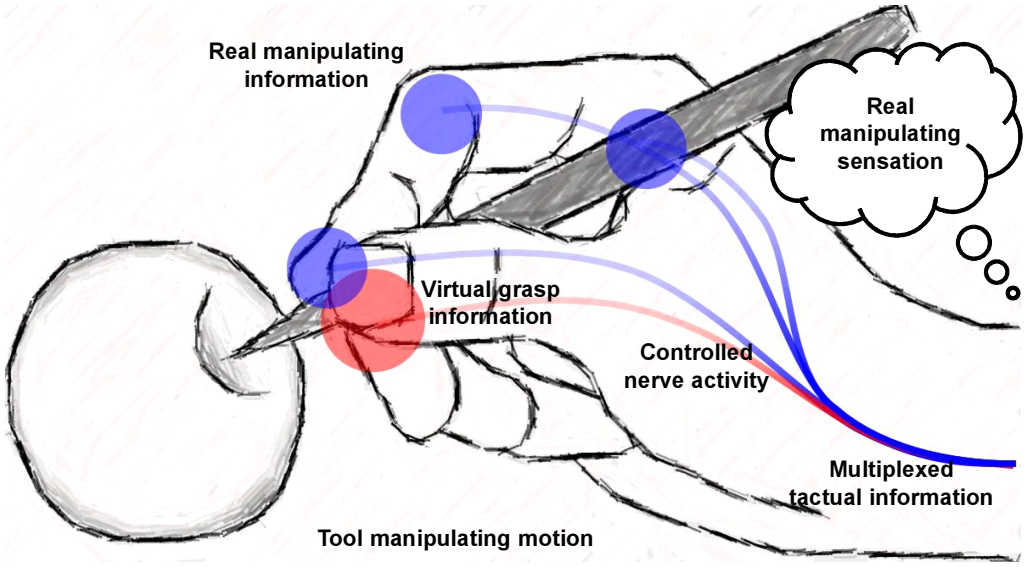


図 5.2 神経制御による多重化提示と道具操作支援

りも精度や効率において優れた支援を実現可能である．特に，微細な道具操作など，動作の難易度が高く，定量性が求められる場面において効果的であると考えられている [87, 88]．触覚提示装置の形態としては，力が作用している把持部の触覚を妨害せずにかつ人工的な感覚を重畳させるような，実際の力触覚への干渉が生じない装置の開発が望まれる．

神経制御による力触覚提示は，力が作用して感覚が発生する部位とは異なる神経の位置に装置を装着し，感覚を生成するものである．従って，身体に加わる力学的な情報を機械的に遮蔽することなく人工的な感覚を重畳することができると考えられる．神経の制御を行った研究として，刺入電極を用いた電気刺激によって神経活動を生じ，機能を再生させるものがある [51]．しかし従来の方法は侵襲的あるいは運動を生起するものが主であり，触覚を重畳する多重化提示という観点で開発されたものではない．

従って神経制御による力触覚情報の多重化提示において取り組むべき課題は，触覚重畳が可能な触覚提示装置の開発と指先での動作や道具操作の支援とその効果の検証である．本研究では神経制御による多重化提示を以下の手順で示し，触覚重畳による道具操作支援を実現する．

1. 神経活動を制御し，触覚を重畳する方法を提案する．
2. 装置の最適設計を行う．
3. 指の動作の支援を行い，触覚情報の重畳によってもたらされる効果を示す．
4. 開発した装置を用いた応用システムについて示す．

5.2 神経制御の提案

4 章では，経皮的電気刺激によって，各受容器に接続した神経を選択的に刺激可能であることを述べた．本章における神経制御による触覚提示においても経皮的電気刺激を利用するが，その戦略が大きく異なる．以下では刺激と知覚の空間的な特徴に着目した手法について説明する．

5.2.1 知覚部位の不一致を利用した触覚重畳

体表での触覚の知覚部位は脳内の体性感覚地図と神経の対応から決まる．経皮的電気刺激は，皮下の神経を刺激して感覚あるいは運動を発生する手法であるが，感覚を生成する場合は刺激された神経が接続する受容器の位置に感覚が発生するという特徴がある．従って，図 5.3 に示すように，機械受容器よりも離れた位置の神経を刺激することによって，刺激部位に対して知覚部位が一致しないという現象が生じる．神経制御による触覚重畳では，この特徴を利用することで実際の力触覚を遮蔽することなく人工的な触覚を共存させるための装置構造を実現する．

刺激提示部位

本手法において重要な点は，経皮的電気刺激を与えるために設置する電極の部位である．刺激の位置として，実際の触覚を妨害せず，かつ筋肉を刺激しない部位に設置する必要がある．さらに，指腹部の触覚に関する神経を選択的に刺激可能である必要がある．従って，図 5.4 に示す指腹部の触覚の受容に関わる求心性神経の解剖学的な特徴に着目する．

図 5.4 に示すように，触覚の受容に関わる固有掌側指神経は各指の両側面に 1 本ずつ走行しており，皮膚全体に向けて枝状に広がる．指腹部の触覚を遮蔽しないという観点から，刺激提示部位は指末節よりも中枢に近い部位であるほど望ましい．中枢に近い神経束ほど様々な部位の筋肉や機械受容器に伸びる神経線維を包含するために，特定の指の触覚に関わる神経のみを刺激することは難しくなる．

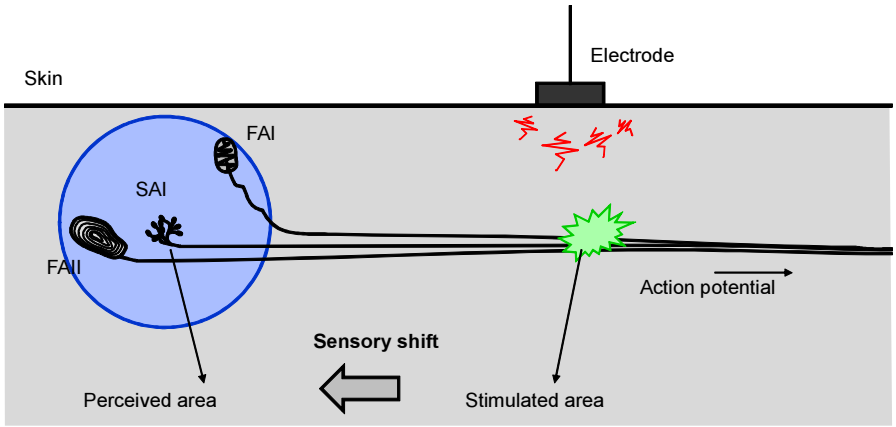


図 5.3 刺激と知覚部位の不一致

解剖学的な観点から中節より末端の位置の神経が触覚のみに関与していると考え，刺激を提示する部位を中節より末端に限定する．また，電気刺激によって運動を生じないためにも，刺激部位を筋肉が存在しない示指の第二関節より末端に定める必要がある．従って，指中節への刺激提示によって末節に触覚を生じ，運動を生じることなく触覚を重畳することを狙いとする．さらに固有掌側指神経の直下である指中節の両側面に電極を配置することで神経刺激の選択性を高める．

刺激波形

微視的に見ると各種機械受容器の神経繊維は皮膚に対して様々な方向に伸びており，刺激電流によって刺激できる方向の繊維が限定されている．4 章で述べたように，皮膚水平方向に走る神経は陰極電流によってのみ刺激できることが示されている [78]．触覚の移動を発生させるためには指側面を末端に向かって皮膚と水平方向に走行する神経束を刺激する必要があるため，陰極電流による刺激によって刺激を行う．また，触覚生成には一定のパルス幅とパルス振幅および可変のパルス頻度の刺激波形を用いるが，パルス頻度の変化は感覚量の変化をもたらすのみで触覚の知覚領域には影響しない．

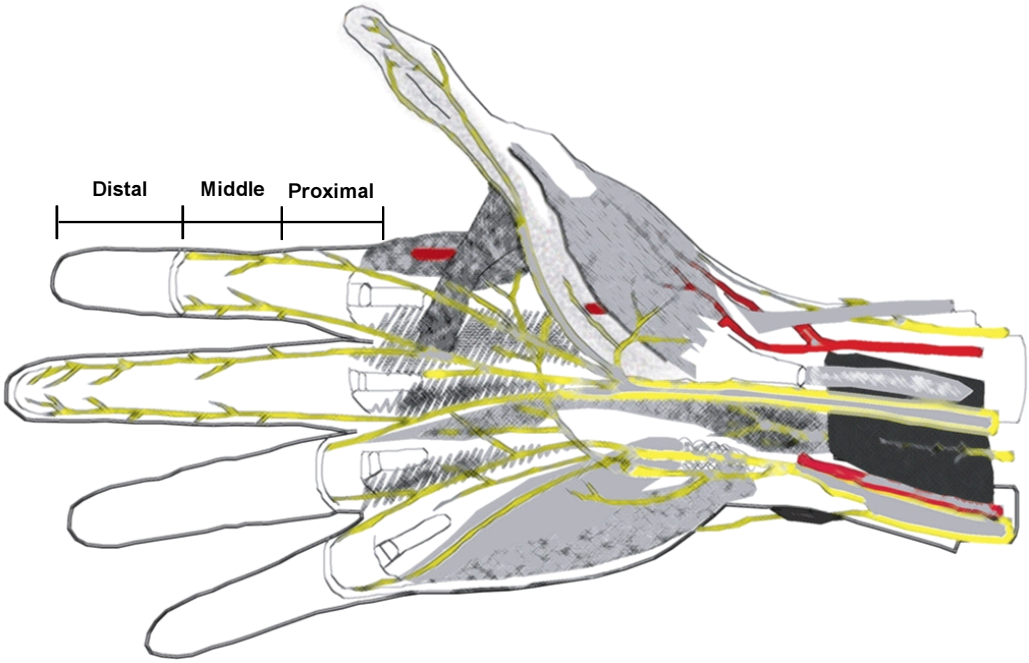
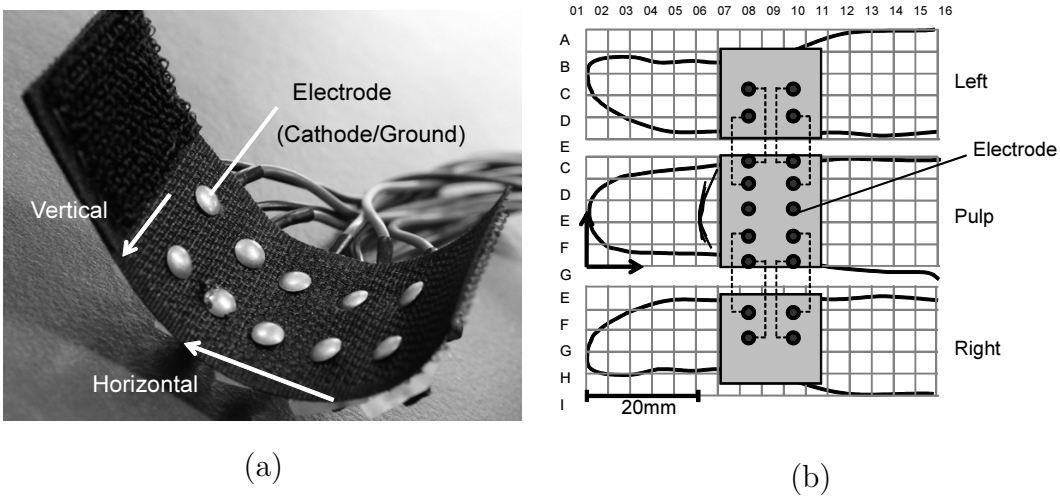


図 5.4 指の神経経路

5.2.2 触知覚部位の調査

9 名の被験者に対して刺激部位と触覚の発生部位の関係を調べた．被験者には装置の危険性と安全に関する説明を行い，また被験者の申し出により，実験を中止することを可能とした．指中節側面への刺激提示が最適であることを示すために，図 5.5(a) に示す電極を用いて，各刺激電極の位置に対する知覚部位について同図 (b) に示した目盛り番号により回答を得た．一つの刺激電極に対し，短軸方向のもう一方の電極を接地電極とし，その他の電極は絶縁して実験を行った．また刺激には，パルス幅 200 μsec，パルス頻度 10 pps のパルス刺激を用いて，パルス振幅は実験の開始時に被験者の知覚に応じて決定した．また，提案手法により深部感覚を生じる神経を刺激していないことを検証するためには，侵襲的な計測が必要となる．従って本実験では神経の活動の計測は行わず，被験者の回答によって深部感覚を生じていないことを確認するのみとした．

全ての被験者の結果を平均し，感覚量を輝度値で表現した結果の一例を図 5.6 に示す．各升は回答に用いた指の領域を表しており，色は回答によって得られた感覚強度を示している．刺激電極の位置に対して，知覚強度が最も強い部位が異なる位置に発生していれば，触覚重畳として利用が可能である．図 5.6 より，知覚が生じた部位は電極を中心とした部位ではなく，別の部位に生じていることが分かる．図 5.5 との対応から，特に指中節側面への電気刺激が，指末節に触覚を生じていることが確認された．さらに，刺激位置と知覚位置の違いを定量的に示すために，刺激電極から知覚領域の中心部位までの距離を計算した．



(a) (b)

図 5.5 知覚部位に関する実験の電極と回答図：(a) 電極の構造．(b) 回答表．

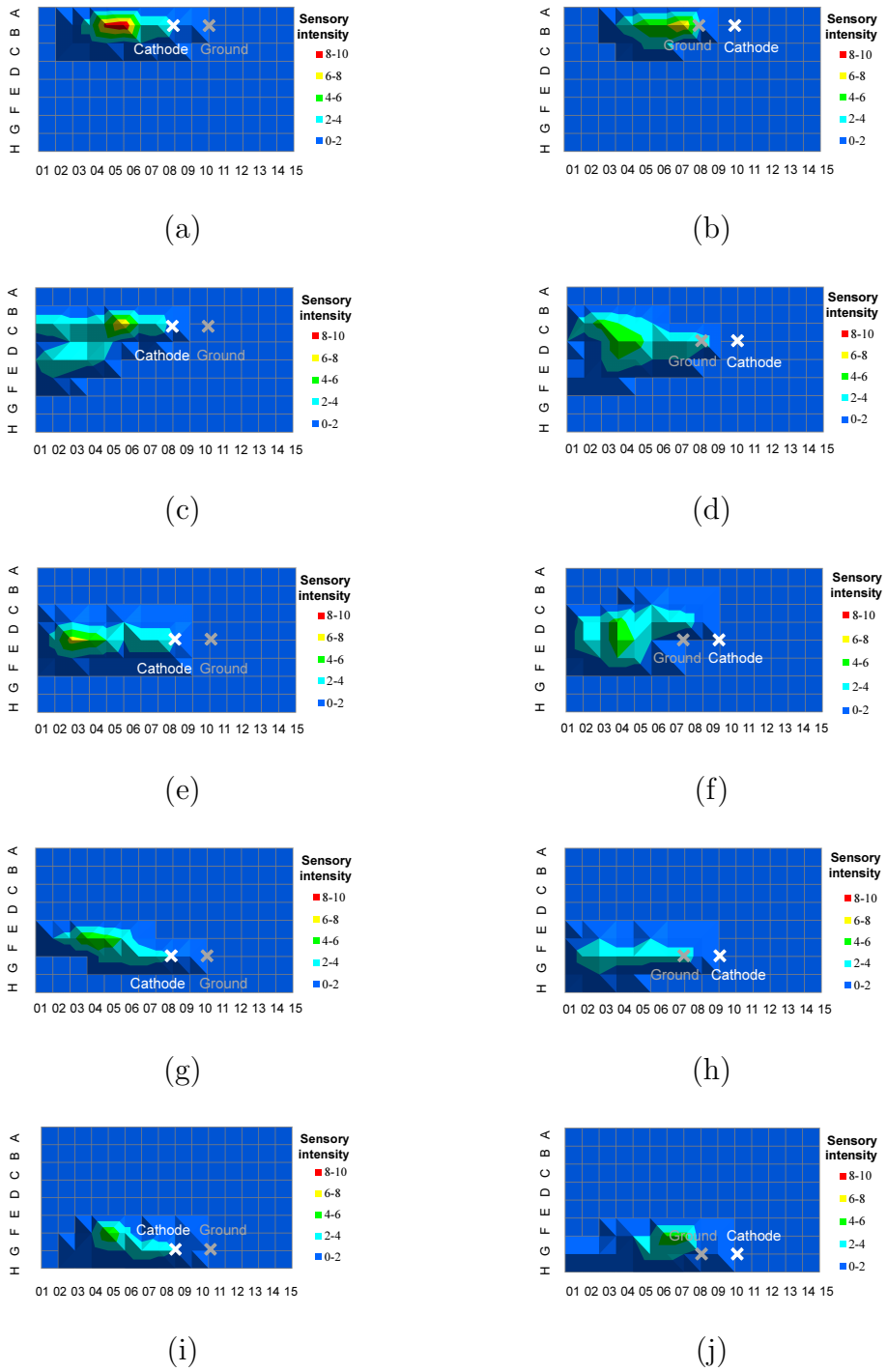


図 5.6 刺激部位と知覚部位の調査結果：(a) B10 (b) B8 (c) C10 (d) C8 (e) E10 (f) E8 (g) F10 (h) F8 (i) H10 (j) H8.

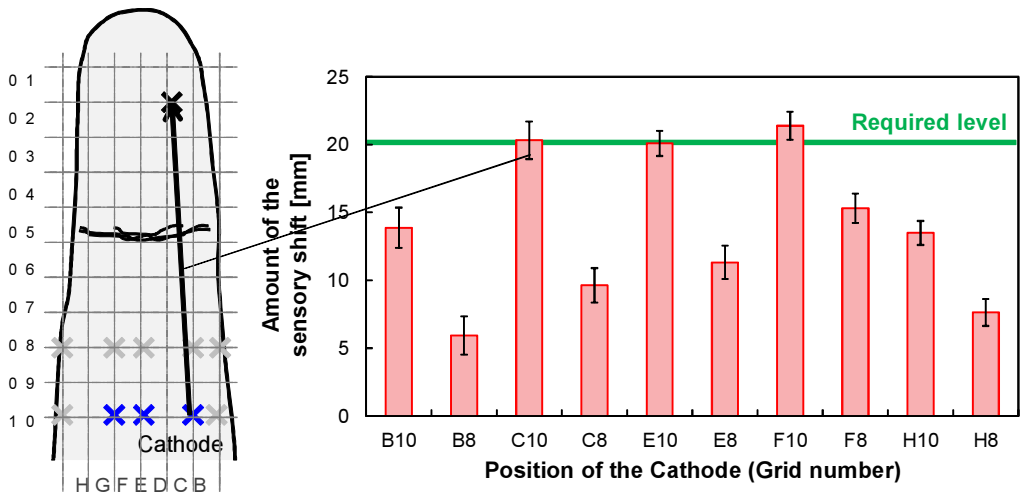


図 5.7 触覚の移動量の計測結果

指短軸方向の触覚の移動量の平均および分散をまとめ，図 5.7 に示す．刺激提示部位と触覚の知覚部位は有意に異なることが確認された．また，触覚の移動量は中節のうち基節に近い部位を刺激するほど大きくなることが分かる．特に，指側面においても腹側に近いほど感覚の移動量が大きく，触覚の移動は指腹部まで及んでいる．従って，指中節の両側面への電気刺激によって指腹部に感覚が発生することが確認され，触覚重畳を実現できる可能性が示唆された．

5.3 刺激装置の最適設計

個々の受容器に近い部位の神経を刺激するのではなく，神経束を刺激することで，空間的な特性や感覚の質が低下するという問題が生じる．本節では，指中節の電気刺激によって生じる感覚を定量的に解析することによって，刺激装置を最適に設計する方法を提案する．機能的電気刺激においては，指に生じる電位を求め，神経の等価回路からその活動を解析し，評価関数を求めることで刺激による運動機能の評価を行うことが可能である [89]．従って，指中節の電気刺激によって生じる触覚を評価するために，以下の手順で刺激に対する触覚の評価を行う．

1. 指に生じる電位分布を計算する．
2. 電位分布に基づいて神経活動を計算する．
3. 神経活動の空間的な分布に基づいて触覚を評価する．

5.3.1 電位分布の計算

経皮的電気刺激における電位分布は，人体を導電体としてモデル化することができる．指の構造と導電性を考慮し，式 (5.1) に示すラプラス方程式を有限要素法で解くことによって指に生じる電位分布を推定する．

$$-\nabla \cdot (\sigma \nabla \phi\,(x, y, z)) = 0 \tag{5.1}$$

ただし σ は導電率，$\phi(x, y, z)$ は座標系 (x, y, z) における電位である．また，電極設計においては空間的情報が重要となるため，静解析のみを対象とし，静電容量やインダクタンスは無視している．解析では電極の領域内に存在するノードに境界条件を与え，残りのノードの電位を求める．任意の部位における電位は，要素内の電位を線形補間することによって計算する．

5.3.2 神経活動の推定

神経近傍の電位分布に基づき，神経活動の発生について解析する．4 章において示したとおり，神経軸索は細胞膜をキャパシタンス C_{m} とコンダクタンス G_{m} の並列で表現し，軸索内部を抵抗 R_{i} で表した等価回路として捉えることができる．座標系 (x, y, z) において，軸索方向を $r(x, y, z)$，時刻を t として，電極から皮膚に与えられた刺激によって生じた膜外電位を $\phi_{\mathrm{o}}(x, y, z, t)$，膜間電位を $\phi_{\mathrm{m}}(x, y, z, t)$ とすると，次式が成り立つ．

$$\tau \frac{\partial \phi_{\mathrm{m}}(x, y, z, t)}{\partial t} - \kappa \frac{\partial^2 \phi_{\mathrm{m}}(x, y, z, t)}{\partial r^2} + \phi_{\mathrm{m}}(x, y, z, t) = \kappa \frac{\partial^2 \phi_{\mathrm{o}}(x, y, z, t)}{\partial r^2} \tag{5.2}$$

ただし $\tau = C_{\mathrm{m}}/G_{\mathrm{m}}$，$\kappa = G_{\mathrm{m}}/R_{\mathrm{i}}$ である．右辺を $AF(x, y, z)$ と表わす．$AF(x, y, z)$ は神経モデルにおける入力となり，一定の閾値を超えることで神経活動が発生する．

5.3.3 触知覚部位

神経活動の発生状況に基づき，触覚の発生部位とその感覚について評価する．触覚の発生の評価関数は，触覚提示装置としての機能と痛覚の問題を考慮することで与えられる．痛覚に関しては，電極面積および痛覚閾値の電流の関係が知られているため，本研究では触覚提示としての機能のみを解析し，その後に痛覚閾値を考慮することで刺激条件の評価を得る [89]．

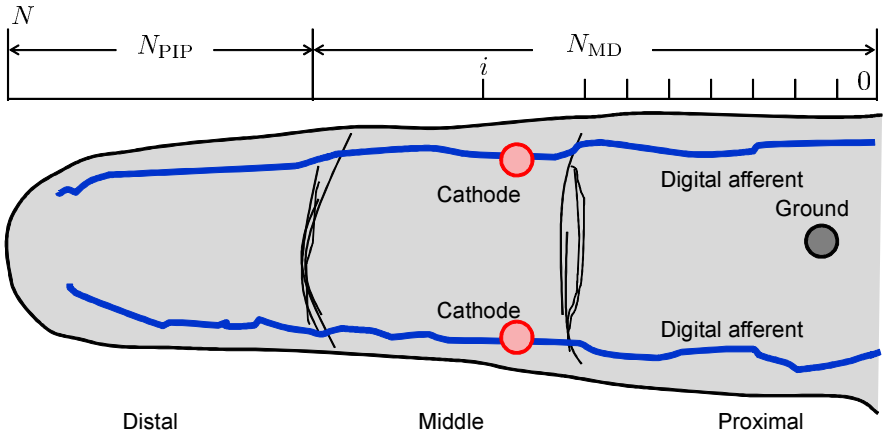


図 5.8 神経の分割領域

触覚の受容に関わる神経は指の左右側面を走行しており，主幹から枝状に広がる．しかしながら主に主幹である神経束を刺激することを想定しているため，枝状の微細神経については考慮しない．触覚提示装置としての機能は，神経が活性化される領域に基づいて評価する．図 5.8 に示すように，指全体における左右の神経を軸索方向に N 個の領域に分割し，その i 番目の領域 $r_i(x, y, z)$ に注目する．対象とする触覚提示では，指基節領域 N_{PIP} で神経活動が生じないこと，および中節・末節領域 N_{MD} で神経活動が生じることを想定している．従って，$AF(r_i)$ の値が神経活動を生じる閾値 AF^{th} を超える場合を得点 ev_i として次式で表す．

$$ev_i = \begin{cases} 1 & AF(r_i) \geq AF^{\mathrm{th}}(\mathrm{i} \in \mathrm{N_{MD}}) \\ -1 & AF(r_i) \geq AF^{\mathrm{th}}(\mathrm{i} \in \mathrm{N_{PIP}}) \\ 0 & \text{otherwise} \end{cases} \tag{5.3}$$

指全体の領域を考慮することで神経制御による触覚重畳としての機能の評価値 EV を次式で求める．

$$EV = \sum_{i=0}^{N} ev_i \tag{5.4}$$

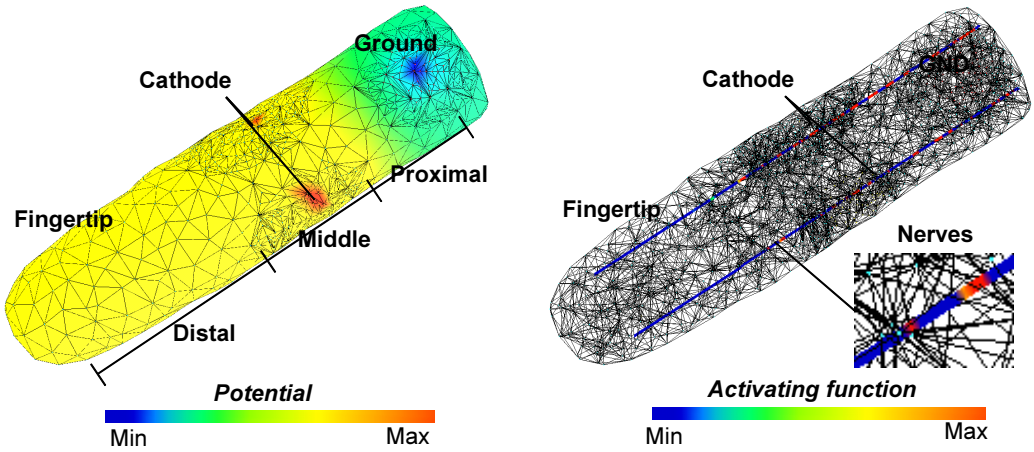
5.3.4 触覚受容解析

指の形状および導電率の統計的な数値を用いてモデルの構築を行った．指のモデルは指先に近づくほど細くなる形状の楕円柱に類似した形をしており，全長は 80 mm，最も太い部位の短径と長径はそれぞれ 12, 16 mm である．この構造のモ

デルを頂点数 1349，要素数 5345 の四面体メッシュに分割した．また，皮膚の抵抗率は 700 Ω · m，骨の抵抗率は 50 Ω · m，爪の抵抗率は 50 Ω · m とした．ただし神経の領域は他の領域に比べ微小であるため，電位分布の解析においては考慮していない．さらに，神経活動の解析において神経の位置が重要であるため，解剖学的な構造に基づいて神経を配置した．しかし，神経の深度に微小な摂動を与えて解析を行っても特性の大きな変化は生じないことを確認している．神経活動が生じる閾値として AF^{th} は 600 V とした [89].

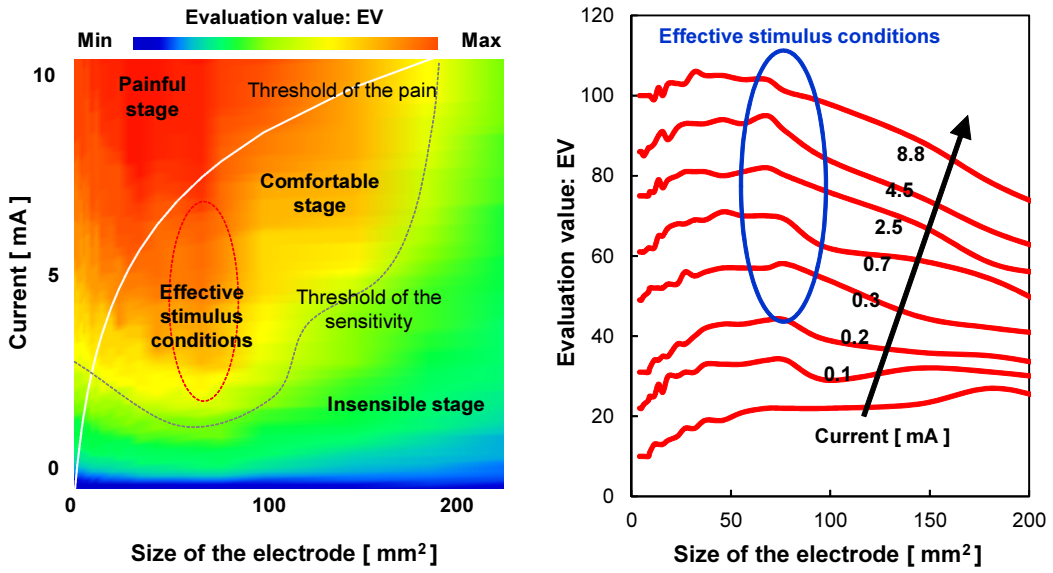
適切な電極面積を推定するために，刺激電流 0.1 - 10 mA，電極面積 4 - 200 mm^2 の範囲で EV の算出を行った．EV は高いほど良好な触覚提示が可能である．接地電極は指基節に配置し，刺激用の陰極電極は中節の左右側面にそれぞれ一つずつ配置した．電極面積は刺激電流の境界条件を与える節点の含まれる表面の面積として扱い，三つの電極はすべて同じ大きさとした．実装に用いたコンピュータは，OS が Microsoft Windows XP，CPU が Intel Core 2 Quad 2.83 GHz, メモリが 3.0 GB, グラフィックボードが NVIDIA GeForce 9600 GT である．

シミュレーションによって得られた結果を図 5.9, 5.10 に示す．図 5.9 より，刺激電極を中心とした電位分布および神経活動の領域を確認することができる．図 5.10 より電極面積と刺激電流に対する評価値を確認することができる．同図に重ねて描いた電極面積に対する痛覚と感覚の閾値電流を考慮することで，最も効果的な電極面積は 70 mm^2 程度であると考えられる．この結果に基づいて図 5.11 に



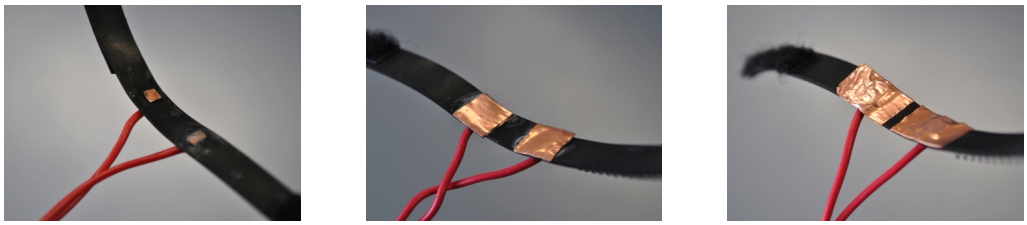
(a) (b)

図 5.9 触覚受容解析の結果: (a) 電位分布の計算結果の一例. (b) AF の計算結果の一例.



(a) (b)

図 5.10 触覚の評価値の計算結果: (a) 電極面積と電流量に対する評価値の分布. (b) 電極面積と評価値の関係.



(a) (b) (c)

図 5.11 電極の設計: (a) 電極面積 16 mm^2. (b) 電極面積 64 mm^2. (b) 電極面積 100 mm^2.

示す三段階の面積の電極を作成した．被験者の回答では， 10 pps のパルス刺激において電流量を 0 - 3 mA 以下で変化させた際に，64 mm^2 の電極では痛覚なく指腹部に触覚を生じた．一方で，16 mm^2 の電極では指腹部の触覚の発生の前に痛覚が生じ，100 mm^2 の電極では十分な感覚が得られなかった．従ってシミュレーション結果に基づいて設計した 64 mm^2 の面積の電極が効果的であることが確認できた．

5.4 多自由度な触覚表現

指腹部に生じる触覚は，単にON/OFFの制御のみでなく，強度や方向など，多自由度な表現が可能であることが望ましい．本節では道具操作を支援するという観点から，指に生じる触覚の中心部位を制御し，道具に加わる力ベクトルを表現する方法について提案する．

5.4.1 指腹部に生じる触覚分布の制御

道具に加わる力ベクトルは，把持力と相関があることを述べた．指に加わる力ベクトルは，電気刺激を用いる場合，アレイ電極の活性状態に分布を作ることで表現することができる [90]．一方で，本研究では2点の刺激電極のみによる力ベクトルの表現を試みる．以下では電気刺激を用いて指に加わる力の大きさと加わる位置を制御する方法について説明する．

力の大きさ制御

開発した指中節に電気刺激を与える触覚提示装置では感覚量を刺激のパルス頻度によって調整可能である．4章ではパルス頻度が100 pps以下においては刺激パルスの頻度と皮膚圧入感覚の強度が線形の関係で表されることを示した．皮膚圧入感覚が力ベクトルによって生起される感覚であると考えると，指に加わる力の大きさ f_{f} は，パルス頻度 ν によって制御可能であり，次式で表わすことが出来る．

$$f_{\mathrm{f}} = A_{\mathrm{c}}\nu \tag{5.5}$$

A_{c} は比例定数であり，刺激電流量の較正時にユーザごとに設定される．

方向制御

提案手法では指の左右側面の神経を刺激することができ，感覚が生じる部位は指の左右のいずれかの方向に偏る．しかしその部位を段階的に変化させることは難しい．一方で，電気刺激において2部位の同時刺激によって両者の間に触覚の像を生じる現象，ファントムセンセーション (Phantom Sensation: PhS) がある [91]．本研究ではPhSを利用することで指短軸方向の知覚部位を制御可能とする．

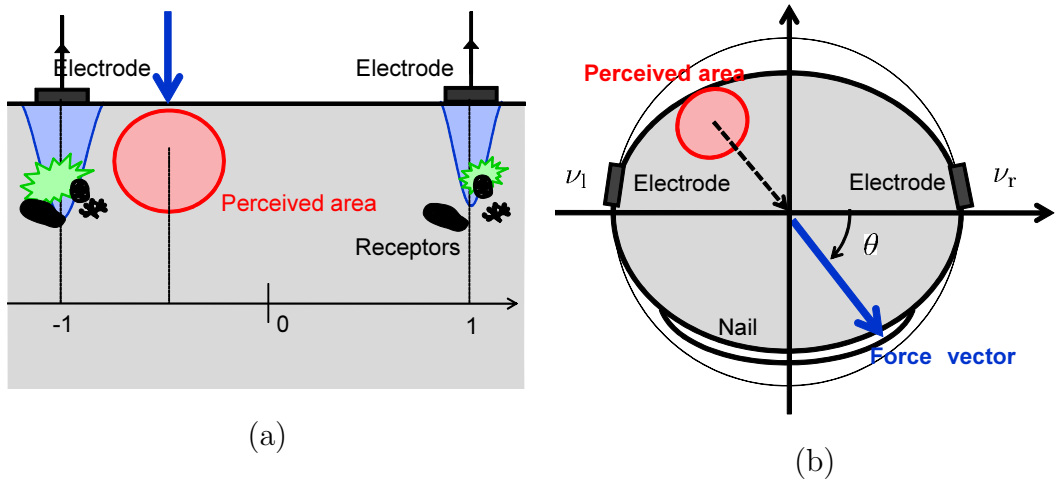


図 5.12 PhS によるベクトル表現：(a) PhS の概要．(b) 指の形状と PhS.

電気触覚では図 5.12 (a) に示すように，2 点の電極間の感覚強度の割合によって知覚が生じる部位が決定される．感覚強度は刺激のパルス頻度によって調整可能であるため，2 点の刺激電極における各パルス頻度の割合を調整することでことで触知覚部位が選択され，力ベクトルの方向を制御できる．同図 (b) に示すように，指断面を円形状とみなすことで次式で力ベクトルの方向 θ を定義する．

$$\theta = -\frac{\pi}{2}\left(\frac{\nu_r - \nu_l}{\max[\nu_r, \nu_l]} + 1\right) \tag{5.6}$$

ただし，ν_r および ν_l はそれぞれ左右の電極に与える刺激のパルス頻度である．

5.4.2 触覚分布の制御に関する評価

PhS を利用して指腹部の短軸方向における触覚提示部位の選択が可能であることを示すために，7 人の健常者に対し実験を行った．実験では刺激パルス頻度を二つの電極でそれぞれ 0, 25, 50, 75, 100 pps に設定した際の触知覚部位について感覚の移動量の計測と同様の回答を得た．また，各電極におけるパルス振幅に関しては実験の開始前に感覚量が統一されるように被験者ごとの較正を行った．式 (5.6) に基づいて算出される知覚部位の方向に対して，回答によって得られた触知覚部位の方向を図 5.13 に示す．理想的な特性と誤差 ±10% の領域を図中に示している．

提示した方向と知覚した方向が一致している場合が理想的であり，一定の誤差の範囲内で制御可能であることが望ましい．図 5.13 に示すように，計測値の大

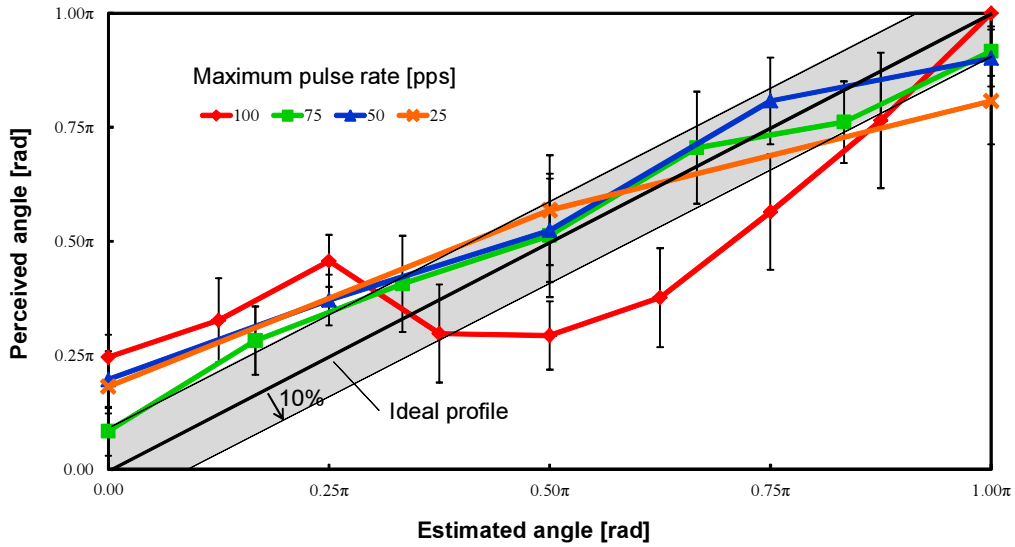


図 5.13 知覚部位の制御に関する実験結果

半が理想的な値より誤差 ±10% の領域に包含されることが確認できる．従って，指腹の触覚の発生部位を制御可能であることが示唆された．最大パルス頻度ごとの特性の違いは刺激のパルス頻度と感覚強度の関係から生じると考えられる．提案手法では式 (5.5) で示されるように，0 から 100 pps の間ではパルス頻度に比例して感覚強度が増大すると仮定した．しかし，実際には刺激頻度が 80 と 100 pps で感覚強度に有意差は見られないことが確認されている．その結果，100 pps を最大パルス頻度とした場合に理想値からの誤差が生じたものと考えられる．

5.4.3 道具に働く力ベクトルの表現

示指と拇指にそれぞれ加わる力ベクトルを合成し，道具に働く力ベクトルの表現を行う．図 5.14 に示すように，触覚による道具に働く力の知覚は，物体から道具に働く力ベクトルが把持部である示指と拇指に加わる力ベクトルに分解され，指腹部への力 (触覚分布) として伝わることで生じる．

道具に加わる力は示指と拇指にそれぞれに提示する力ベクトルの相対位置関係を考慮した線形和によって表現する．手持ち式の道具に関しては，一般的に示指と拇指の指腹部で把持し，中指の側面が道具を支持する形で添えられる．図 5.15 に示すように，拇指は示指の側面に腹を向ける状態に位置し，長軸は約 $\pi/4$ 傾いている．また，把持部を正面から観察すると，短軸は $3\pi/2$ 傾いて位置している

ことが確認できる．従って両者の傾きを考慮した座標変換を行い，示指と拇指に提示される力ベクトルを合成する．さらに，示指の座標系から道具の座標系への変換によって，道具に加わる力ベクトルとして表現される．

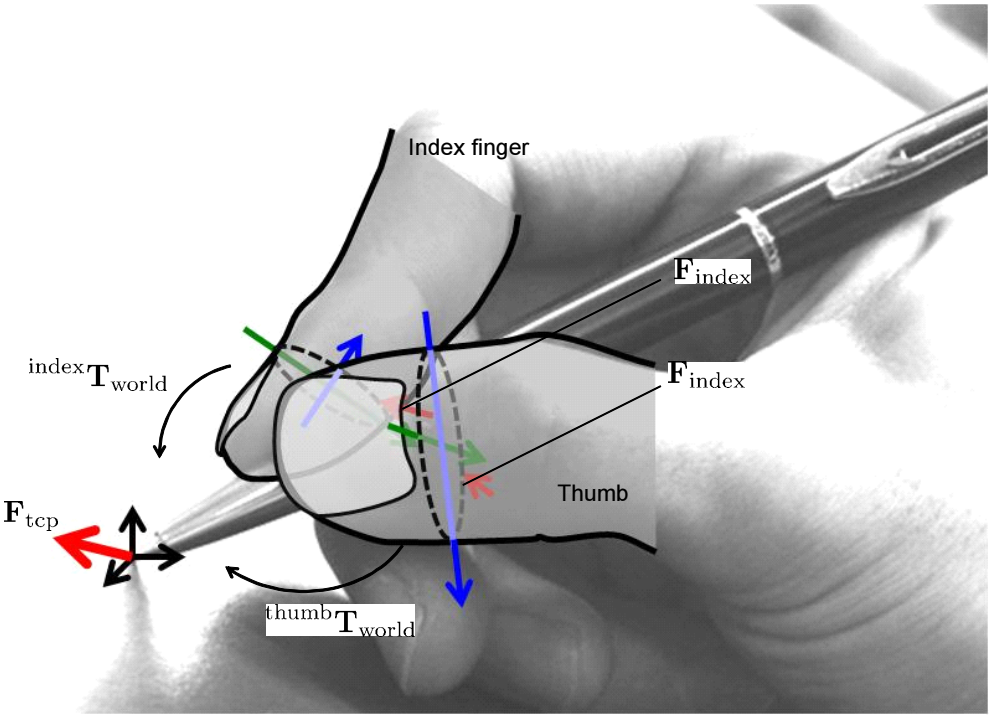
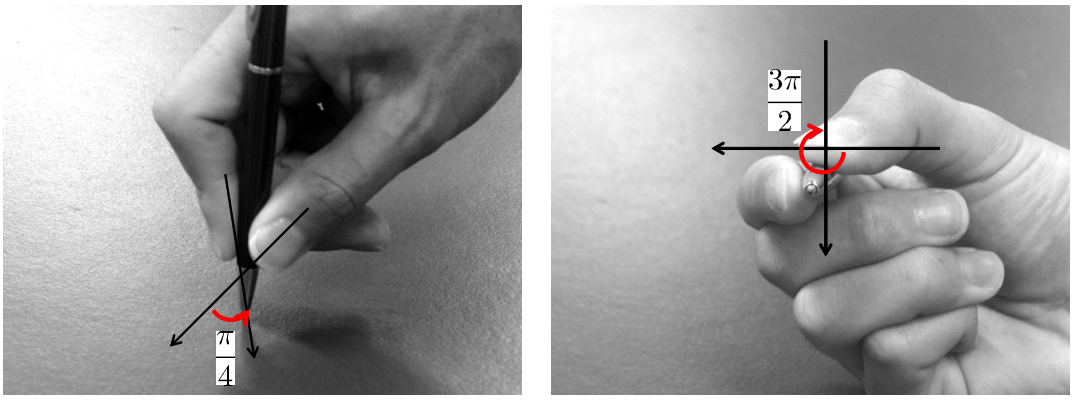


図 5.14 力ベクトルと触覚



(a) (b)

図 5.15 示指と拇指の相対位置関係：(a) 側面視点．(b) 正面視点．

5.5 神経制御による多重化提示の検証

本節では，神経制御によって，実際の力触覚と人工的な触覚を統合的に知覚させ，道具操作を支援可能であることを示し，多重化提示の検証を行う．その方法として，以下の二つの実験を行い，その効果を定量的に示す．

1. 触覚重畳によって指の押し下げ力を制御する際の効果を調べる実験
2. 力ベクトルの重畳によって道具の位置を制御する際の効果を調べる実験

5.5.1 触覚重畳による指押し下げ力の制御

実験の目的

道具を把持する際には指腹部に加わる力が重要であることを述べた．本実験では，把持と関連の高い指の押し下げ動作に関して，指腹部で与える力を目標値に留めるための触覚情報を重畳提示し，その動作結果をもとに多重化提示の評価を行う．目標となる力によって評価が変われば，実際の力触覚が人工的な触覚に影響を及ぼしたと考えられる．触覚を提示する部位を，操作部位と一致させた場合と，一致させずに全く異なる部位に触覚を提示して操作を行う場合で評価が有意に異なれば，実際の力触覚と人工的な触覚の相互作用を示すことができ，一つの触覚伝達経路に実際の力触覚と人工的な触覚が共存して伝わり，多重化提示を行うことができたと導くことができる．

実験の方法

身体運動を教示することを目的とした力触覚フィードバックのモデルの多くは，偏差を感覚量と対応付けて提示するものである [88, 92]．本実験においては，実際の力触覚と人工的な触覚が合成されて知覚していることを示すために，目標の力を超過した場合にのみ，偏差をフィードバックするモデルを用いる．

実際には，図 5.16 に示すように，ある目標値からの超過量を人工的な触覚として提示する．従って，目標値以上の力を加えることで仮想的な力が重畳される制御モデルである．ユーザが指の押し下げ力を目標値に保つためには，力を増加させていき，仮想的な力を知覚した時点で動作を静止すればよい．定量的には触

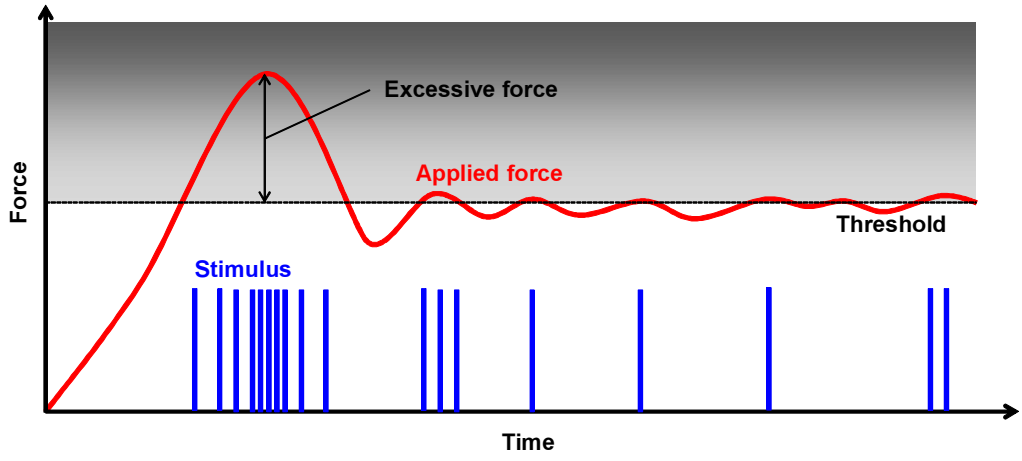


図 5.16 指押し下げ力の制御に関するフィードバックモデル

覚フィードバックとして提示する力を $f_{\mathrm{t}}(t)$ とすると，下記の式で与えられる力によって目標値への到達度を理解させる．

$$f_{\mathrm{t}}(t) = \begin{cases} 0 & f(t) \leq f_{\mathrm{d}} \\ \alpha_{\mathrm{f}}\left(f(t) - f_{\mathrm{d}}\right) & \text{otherwise} \end{cases} \tag{5.7}$$

ただし，$f(t)$ はユーザが加えた力，α_{f} はフィードバックゲイン，f_{d} は目標値である．実際の感覚に人工的な感覚を重畳する場合は，ユーザが感じる力はユーザが与えた力と人工的にフィードバックする力の加算によって表現できる．従って目標値に達すると知覚する力の勾配が増加するため，ユーザは対象物が硬くなったと知覚すると考えられる．

本実験では示指の腹部全体で物体を押し付ける動作を想定し，触覚の生成部は指腹全体を対象とする．従って，指腹部の中心に加わる力の大きさを制御可能であれば良い．電気触覚においては，刺激のパルス頻度に応じて感覚量が変化することを述べた．従って，$f_{\mathrm{t}}(t)$ に相当するパルス頻度の刺激が提示されることになる．パルス頻度と力の大きさの対応は 100 pps の刺激によって生成される力の感覚を上限とし，ユーザによって異なる．

実験の手順は以下のとおりである．

1. 触覚提示装置を装着し，示指の腹を力センサに乗せる．

2. 指腹部で加える力を徐々に増加させる．

3. 人工的な触覚を知覚したら，その感覚が最小となるように力を制御し，一定の力に留める．

4. 力の応答から，動作の評価を行う．

5.5.2 実験の条件

多重化提示に関する評価を行うために，触覚を重畳させる場合と操作部位とは全く異なる部位に触覚を提示する場合の結果を比較する．実験の様子を図 5.17 に示す．示指単一の力制御においては，操作する指への触覚重畳以外に，本装置を左手の示指に装着する場合と，右手の中指に装着する場合の 3 部位に関して実験を行う．操作は利き手に関係なく全て右手で行う．

力計測としてピエゾ抵抗効果を利用した円形力センサ (SEN-09375, SparkFun 社製) を用いる．力センサは事前に既知の重りを用いて較正を行った．また，把持力の記録を行うためのサンプリング周波数は，触覚提示の更新頻度である 100 Hz と統一している．

実験で用いる目標値は 0.5, 2, 6 N とし，各目標値は無作為に抽出して実験を行った．刺激のパルス頻度を決定するゲインに関しては，各目標の力と同等の力超過が生じた際に 100 pps のパルス頻度で刺激を行うよう調整を行った．操作部は金属板に取り付けられた力センサの中央部であり，被験者には触覚フィードバックに基づいて一定の力で抑えるよう指示を与えた．事前の実験によって一定の力に整定するために要する時間から 1 回の力の計測時間は 15 sec とした．

9 名の被験者に対して実験を行った．被験者は実験の開始時に電極を装着し，各指二つずつの刺激電極の電流量を決定した．電流量は，被験者が指腹部に触覚を

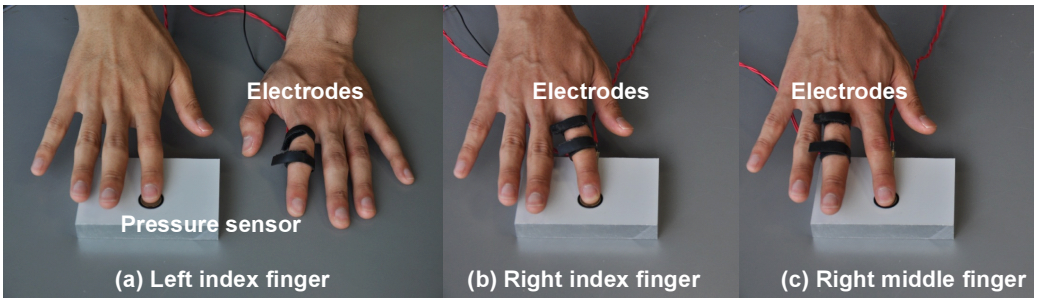


図 5.17 指の押し付け力制御に関する実験の様子

知覚するレベルを申告することで決定した．特に各電極間で感覚量が同程度になるように較正するように注意した．さらに各被験者共に実験前には，システムに慣れてもらうために数回の練習を可能とした．

実験の結果

結果の一例を図 5.18 に示す．いずれの場合も，まず目標値に向かって増加し，目標値を超えた後に減衰振動しながら一定の値へと収束していくという特徴が確認できる．

本実験における力制御の評価として考えられる指標は精度・安定性・オーバーシュート・応答時間である．精度は 5 から 15 sec までの偏差の平均値，安定性はこの間における力の分散である．オーバーシュートは偏差の最大値である．また，応答時間は目標値の 90 % に到達するまでの時間として求める．この四つの項目に関して推定を行った結果の一部を図 5.19 に示す．

四つの評価指標に対して，それぞれの条件ごとに一次元分散分析を行ったところ，安定性において実験条件間の違いが確認された．左示指と右中指に触覚を提示する場合は目標値の違いによって，安定性に差がないことが示された一方で，右示指に触覚重畳を行った場合のみ，安定性に差があることが示された ($p<0.01$)．

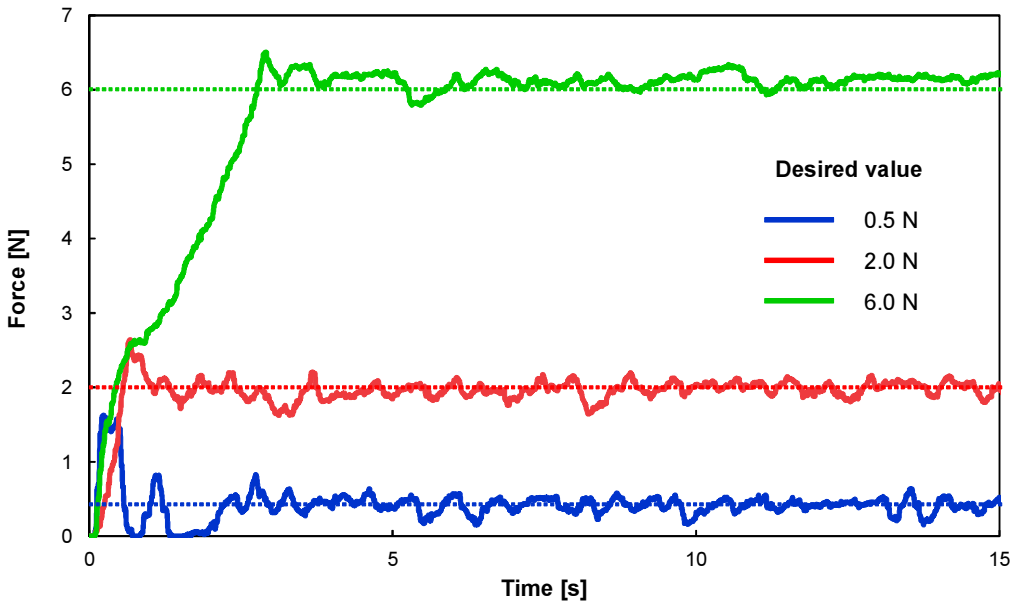


図 5.18 指の押し付け力の計測結果

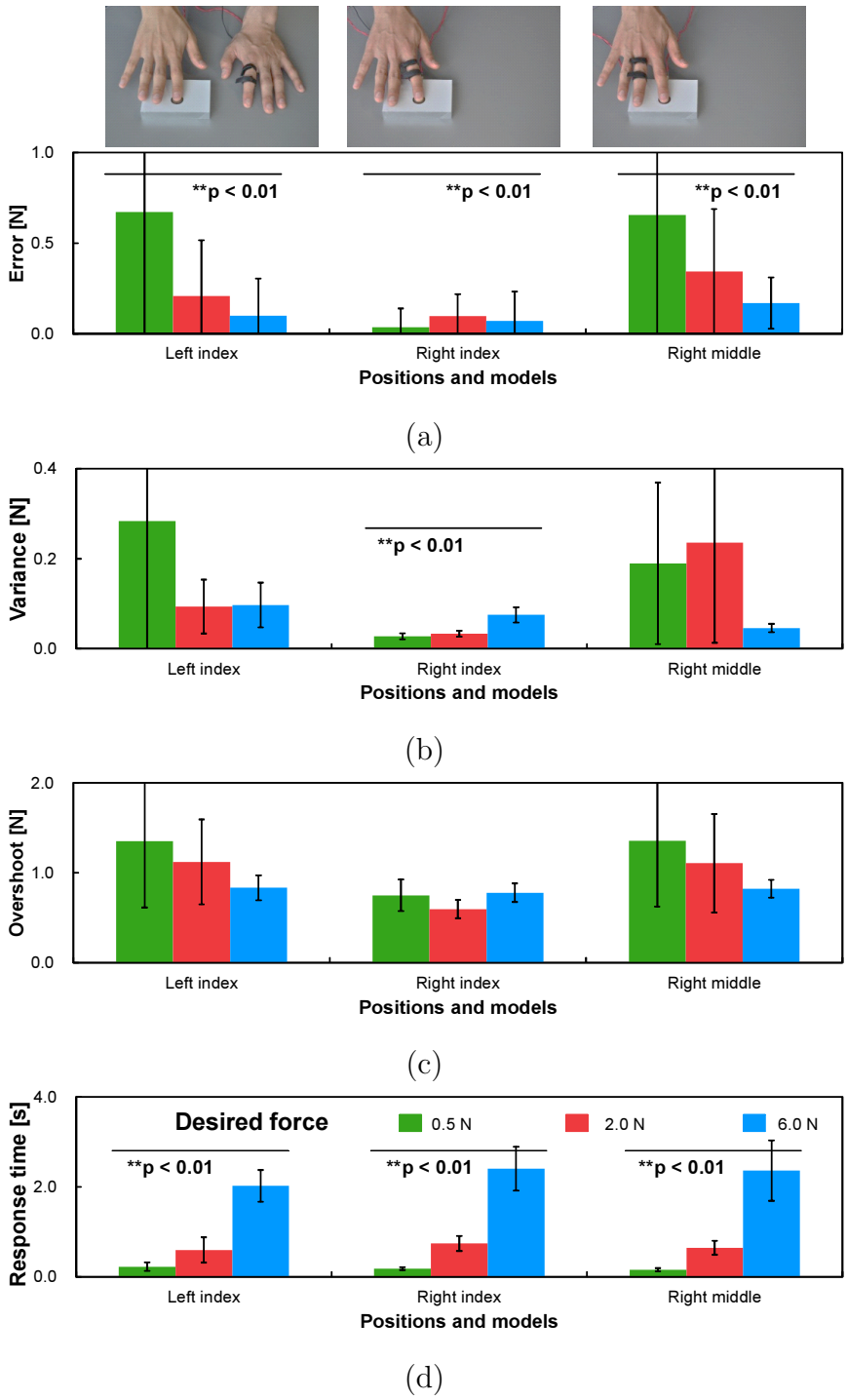


図 5.19 触覚重畳による指の押し下げ力の制御

左示指と右中指に提示する場合に同様の結果が確認されたことから，刺激を提示する部位の違いによる影響は小さいと考えられる．右示指に触覚重畳を行った場合にのみ結果が異なることから，実際の感覚が人工的な感覚へ影響を及ぼしていると考えることができる．特に，目標の力が大きいほど分散が大きくなっていることが確認できることから，実際の力触覚と人工的な触覚が合成され，明確な目標値を認識することができなくなったと考えられる．この結果は，指中節の電気刺激によって触覚重畳を行うことで，実際の感覚と人工的な感覚に相互作用を及ぼすことができることを示唆している．従って，実際の力触覚に人工的な触覚を共存させ，多重化提示を実現できる可能性が確認された．

5.5.3 力ベクトルの重畳による道具位置の制御

実験の目的

本実験では，実際の道具操作によって生じる感覚に人工的な触覚，特に道具に働く力ベクトルを触覚として重畳することで，道具の位置を教示可能であることを示す．目的の動作を行いつつ，人工的な触覚による動作を同時に行うことが出来れば，実際の感覚を失うことなく人工的な触覚を提示し，拡張現実感における多重化提示が実現できたことができたと考えることができる．実験では，単純な直線上の追跡操作を行い，仮想物体に接触した際の反力ベクトルを重畳して提示する．その結果，仮想物体への侵入を回避しながら追跡操作を行うことができれば，多重化提示による道具操作の支援が可能であると考えることができる．さらに，仮想物体への侵入量および追跡操作の誤差を調べることで定量的な評価を行う．

実験の方法

ユーザは示指と拇指で把持する道具を用いて板に描かれた直線上を開始点から終着点まで追跡する．直線上には，視覚・触覚によって確認できない仮想的な障害物が存在し，その領域への侵入を回避するように動かすことを想定している．仮想的な障害物へ道具の先端が侵入しないように，物体との接触によって生じる反力を人工的な触覚として重畳提示する．

仮想的な障害物の境界面が認識でき，重要部位への侵入回避が可能であることを検証するために，道具を用いた基本的な作業を行った際の道具の軌跡を計測す

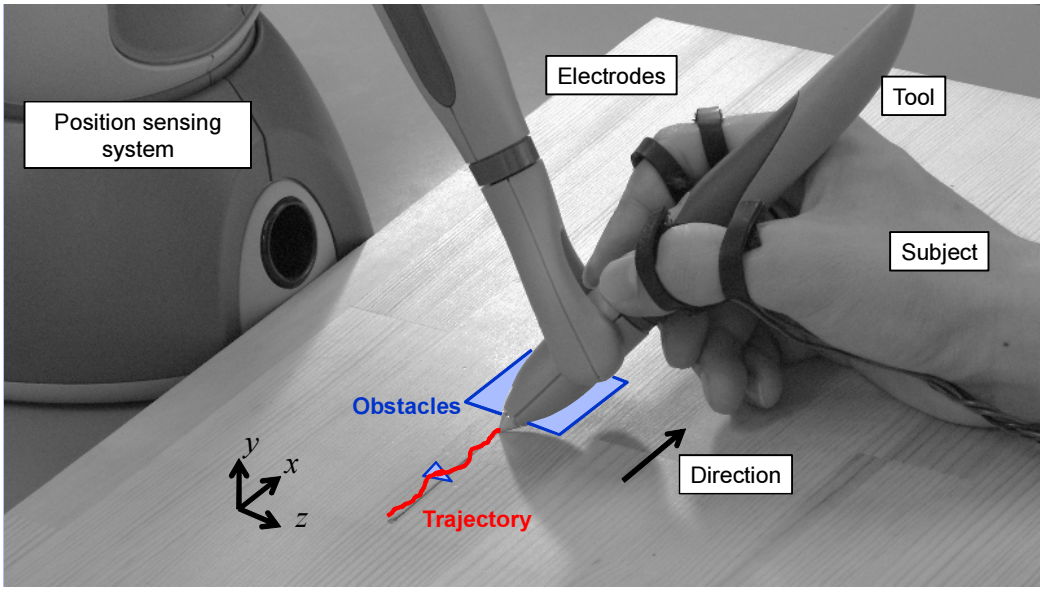


図 5.20 追跡操作の実験の様子

る．図 5.20 に示すように，被験者は間に仮想的な障害物がいくつか存在する線分上を障害物を避けながらペン先で追跡する．途中に配置された仮想的な障害物との接触情報を触覚によって提示することで障害物への接触によって働く力ベクトルを理解させるとともに，その境界面をたどることで最短経路を移動させるよう指示する．本実験はベクトル表現による方向提示の可能性を示すことを狙いとして，各試行間・各被験者間で実験条件を可能な限り統一するために二次元の追跡操作に限定する．仮想物体の表面を境界面に，内部を危険領域に設定し，境界面を真値として記録された軌跡の誤差及び危険領域への侵入量を評価する．

実験の手順を以下に示す．

1. 電極を装着し，操作道具を把持する．
2. 刺激量の較正を行う．
3. 道具先端を板に接触させ，直線を追跡する．
4. 障害物への侵入を最小限に終着点を目指す．
5. 全ての障害物につき手順 3，4 を繰り返す．

実験の条件

実験では，いくつかの基本的形状の障害物について数段階の大きさのものを用意し，表現可能な最小の障害物の大きさを調べる．障害物には円，正三角刑および正方形を用いて，それぞれ円の直径，正三角形および正方形の一辺が 1, 2, 5, 10, 20 mm の 5 種類について境界面からの誤差と侵入量を評価した．この大きさは，開発した神経制御による触覚提示が特に微小な操作において効果を発揮すると考えられることに基づいて定めた値である．特に位置計測の精度を考慮した上で，本装置の性能を定量的に示すことを目的としている．図 5.21 に示すように，1 回の追跡操作につき提示される障害物の数は三つで，追跡操作は 5 回行い，全ての形状と大きさの物体について 1 回ずつ，計 15 回の試行を行った．

実験では触覚提示に十分な位置計測のサンプリングレートが得られるために力覚提示装置 PHANToM Omni を用いて位置計測を行い，操作部に取り付けられたペンを操作することで軌跡を記録した．ただし力覚の提示は行っていない．使用する力覚提示装置は拘束型のデバイスであるために操作領域と動きに制限がある．従って，本実験で道具操作を行う領域はデバイスの可動域に収め，また道具操作も単純な追跡操作に限定する．また本システムでは，道具の形状によらず把持の仕方のみを考慮した力ベクトルの提示方法を提案した．使用する力覚提示装置にはペン型の道具が操作部に取り付けられており，想定している示指と拇指による把持が可能である．また，実空間と仮想空間の位置合わせのために，操作道具の先端で追跡操作を行う線分の中心と終着点をそれぞれ指示することで両空間

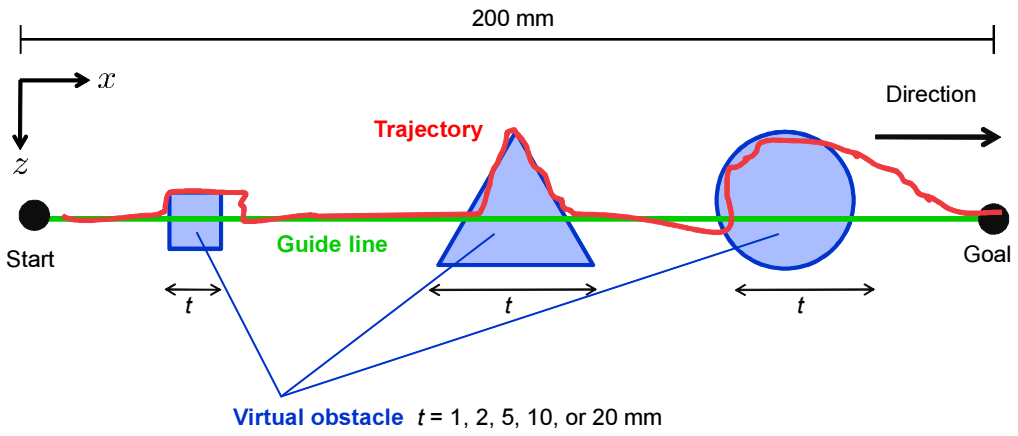


図 5.21 障害物の配置

での点を対応付け，変換行列を取得した．さらにペンと障害物との接触によって生じる反力は Voxmap-PointShell アルゴリズムを用いて計算した [93]．物体の最大の厚みを 20 mm としたため，物体表面からの最大侵入量は 10 mm である．一方で刺激提示には知覚強度と正比例関係にある 100 pps 以下のパルス頻度を用いるため，パルス頻度と侵入量の関係を表すゲインを 10 pps/mm とした．

実験では道具の把持の仕方を統一することを想定し，道具の把持の仕方に関しては把持位置を印によって教えた．一方で被験者の姿勢や腕の角度ついては指示を与えていない．また，視覚情報は与えず，被験者には手元を注視しながら追跡操作を行うよう指示した．追跡操作の速度については指示を与えなかったが，1 回の追跡操作を終えるまでに十分な時間を許した．

実験の結果

6 名の被験者に対して実験を行い，結果を分析した．図 5.22 に計測された道具の軌跡の一例を示す．三角形の障害物においてはその境界面を見失い，形状に則した軌跡は得られていない．一方，円形や正方形の障害物に関しては形状に則した軌跡が得られ，境界を正しく知覚することが可能であったことが分かる．従って，物体の形状や大きさに応じた操作結果が得られ，被験者が仮想物体を認識して操作に反映していることが確認された．

提示物体の大きさと誤差および侵入量の関係を図 5.23, 5.24 に示す．誤差の下限は本システムで表現可能な最小の物体の大きさを，侵入量の上限は危険領域として設定すべき領域の大きさを評価するために用いる．誤差が提示物体の半径 (または一辺の半分) よりも小さい場合は表現が可能であると考えられるため，2 mm

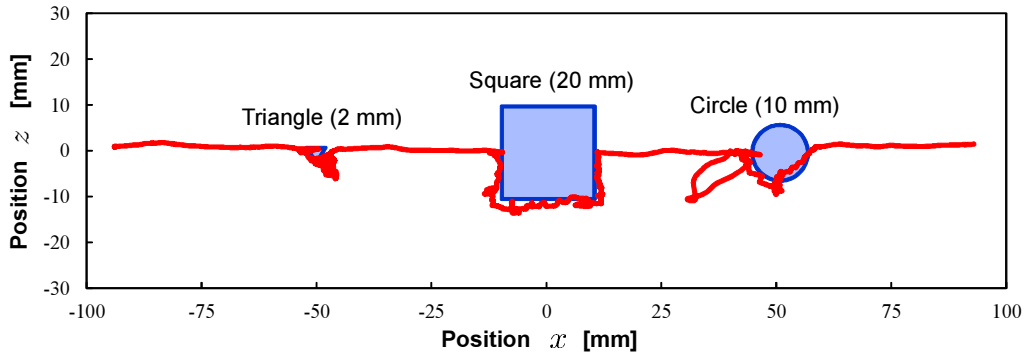


図 5.22 障害物と軌跡の一例

程度の障害物を発見し，道具を移動させることが可能であると分かった．また，本実験で定めたゲインにおいては，表現可能な最小の障害物の大きさが 2 mm であることがわかったが，位置計測に用いた装置の誤差が最大 2 mm 程度であったために位置計測の精度によって生じた限界であると考えられる．従って，提案する神経制御による触覚提示装置の性能としてはさらなる微小物体の表現が可能であることが示唆される．また，図 5.24 に示す道具の障害物に対する侵入量から，物体の大きさによらず 3 mm 程度の侵入に留めることが可能であり，微細な道具操作支援としての有効性が示唆される．物体の大きさに関して，本実験の場合は，

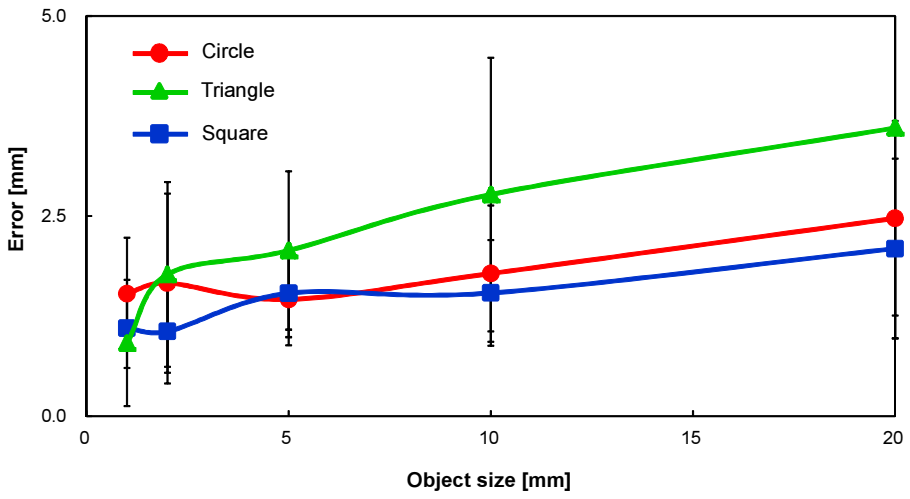


図 5.23 誤差と障害物の大きさの関係

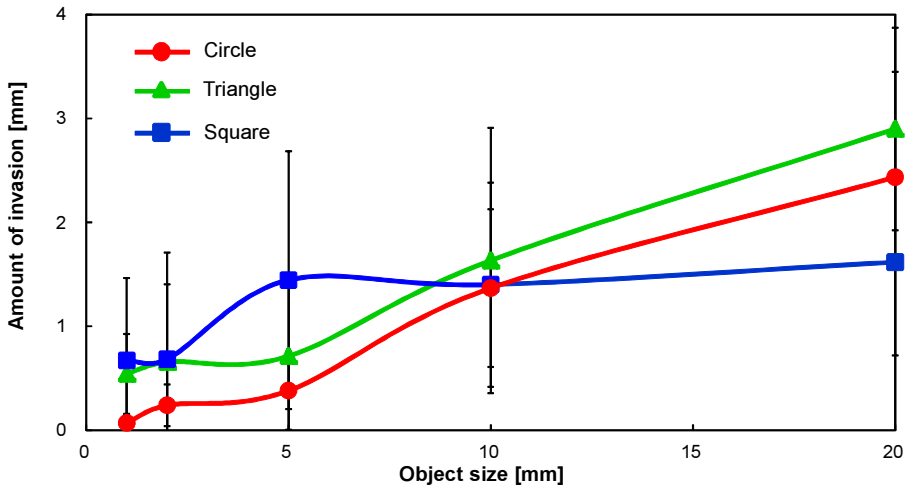


図 5.24 物体の大きさと侵入量の関係

20 mm の物体を基準にゲインを決定した．しかし，実際には侵入量とパルス頻度を関係付けるゲインを変化させることで，作業を拡大・縮小して表現することができる．つまり，位置計測の精度が向上すれば，危険領域への侵入量を数百 μm の精度で制御することも可能であると考えられる．そのためには，危険領域の大きさに応じてパルス頻度の範囲が最大になるようにゲインを調整する必要がある．

5.6 術具操作支援システム

神経制御による触覚提示装置の評価を行ったところ，力触覚に人工的な触覚を重畳し，力や位置を教示可能であることが確認された．本節では，その応用例として，脳神経外科手術における術具操作支援を想定したシステムを構築してその効果を示す．特に難しい操作であると考えられている，脳神経外科手術における組織牽引操作の支援システムについて説明する．

5.6.1 組織牽引操作

吸引管による組織の牽引支持は脳神経外科手術において重要な手技の一つである．組織の牽引操作が難しい原因としては，(1) 牽引に必要な力を定量的に理解することが難しいこと，(2) 牽引量 (変位) を常に一定に保ち続けることが難しいことが挙げられる．吸引管は術野・術空間を確保するために用いられ，使用頻度の高い術具である．その操作方法は血液・髄液などの吸引除去，組織の牽引支持，組織の吸引支持，止血のための圧迫，剥離，洗浄液放出に分類される [94]．牽引操作には術具を把持する手と同じ方向に組織を引く同側牽引と，術具を把持する手と反対方向に組織を押しのける対側牽引があるが，本論文では同側牽引について扱う．同側牽引の様子を図 5.25 に示す．同側牽引では切除したい構造物に吸引管の先端を可能な限り近づけて配置することが重要である．通常は小指側面から掌側面にかけて固定し，道具を把持している指先でのみ操作を行う．従って，指先の運動によって生じる把持部の触覚が重要であると考えられる．また牽引時の力の入れ具合は，指腹部の触覚として得られる把持の状態や視覚による術具の位置等から推測していると考えられる．

前節では，把持力を一定に保つために，指腹部への触覚重畳が効果的であることを示したが，指で把持する道具の操作においても把持部の触覚重畳による支援

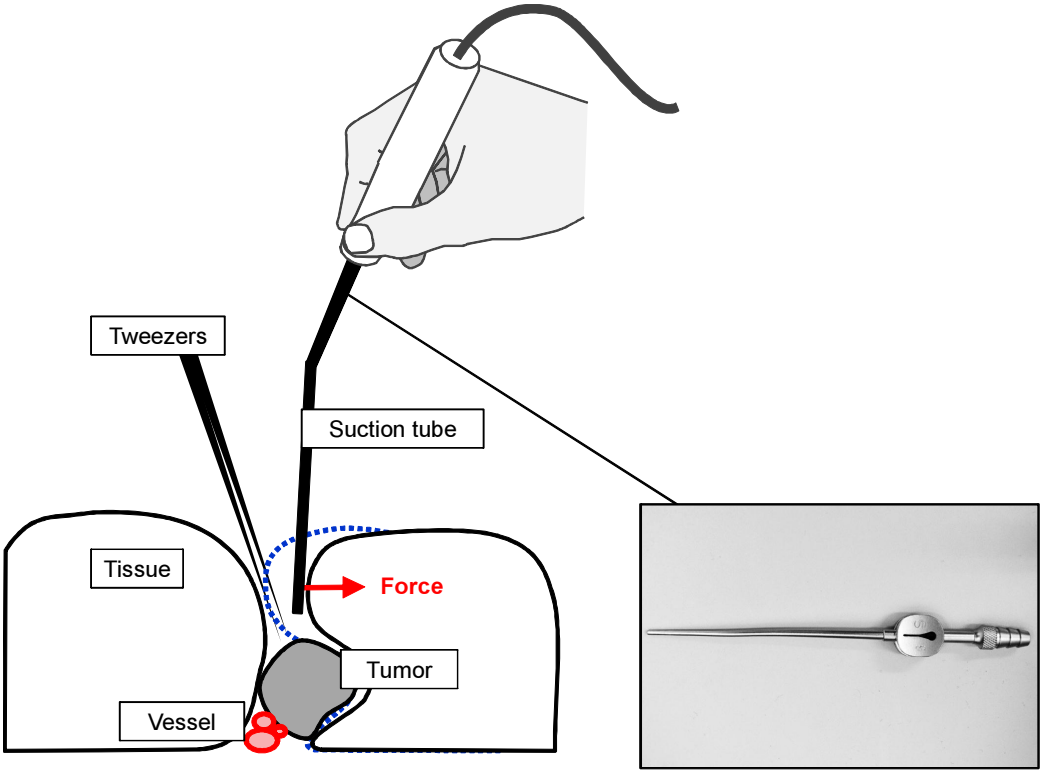


図 5.25 吸引管による同側牽引操作

が効果的であると考えられる．この考えは，道具に加わる力と指腹部に生じる力に相関関係があるということから導かれる．従って，組織の牽引操作支援システムでは，指の押し下げ力を教示するモデルと同様に操作力の目標からの超過量を触覚として重畳提示することによって目標となる牽引力を教示する．

5.6.2 システム構成

電気触覚提示を利用した組織牽引支援システムの概要を図 5.26 に示す．本システムでは牽引操作を行う対象物の状態を計測する必要があるが，小型かつ簡便な装置で計測可能であることが望ましい．従って，光学的に計測する方法も考えられるが，本研究では道具に加わる力から対象物の状態を推定する方法を提案する [95]．本システムでは術具に加わるひずみを計測し，対象物に蓄えられる弾性エネルギーを推測する．推測した弾性エネルギーの目標値からの超過分を電気刺激よって提示することで仮想的な壁を知覚させる．以下では触覚提示に関わる処理を三つの要素に分けて説明する．

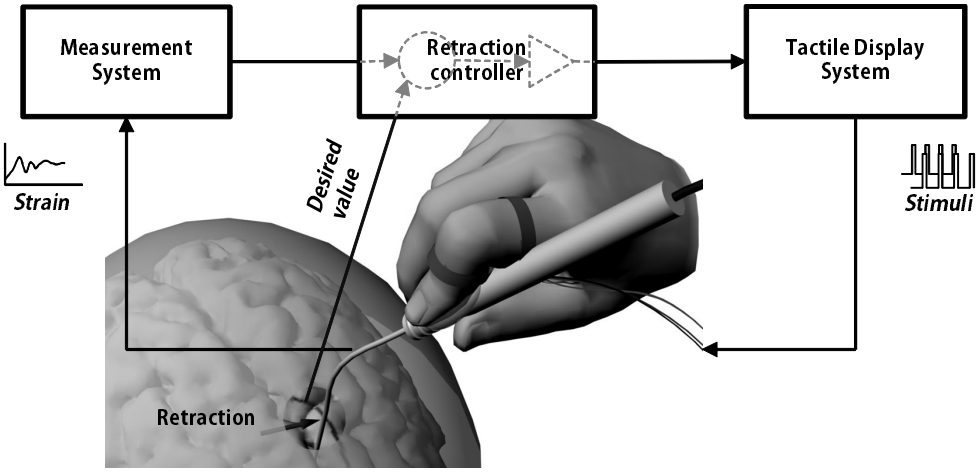


図 5.26 牽引操作支援システムの概要

術具に生じるひずみ

術具に生じるるひずみは，術具の先端に加わる力に応じて変化する．本論文では，術具に加わる力の位置，方向，力の大きさの範囲を限定し，術具に生じるひずみと与えられた力が線形関係にあると仮定する．実際には力の方向や加わる位置は状況によって変化するが，術中は手の姿勢を変え，最も安定する位置で常に牽引を行うため，道具に加わる力の方向は限定的であると考えられる．牽引の種類によって力の方向は変化するが，牽引操作の種類と力の方向を予め関連付けておくことで対応が可能であると考えられる．術具に与えられる力を一方向に限定し，ひずみを単軸のひずみゲージを用いて計測するが，SN 比を向上させるためには道具全体の中でも特にひずみが集中する部位に配置することが望ましい．ひずみゲージの貼り付け位置を決定するための実験として，簡潔な吸引管のモデルに対して，吸引管の先端に力が加わった際のひずみを線形有限要素法により解析した．解析にはステンレスにおける物性値を用いて四面体要素による解析を行い，質量密度を 7.85×10^{-6} kg/mm^3，縦弾性係数を 2.07×10^5 N/mm^3，ポアソン比を 0.3 とした [96]．解析ソフトウェア (Simulation Multiphysics 2012，Autodesk 社製) により解析を行った結果を図 5.27 に示す．解析結果は吸引管の先端に 1 N の力を与えた際の吸引管の先端の軸に沿った方向 (Z 方向) のひずみについて示している．結果より，Z 方向のひずみは吸引管の折れ曲がり部に集中するため，その付近にひずみゲージを張り付けることが望ましいことが分かる．

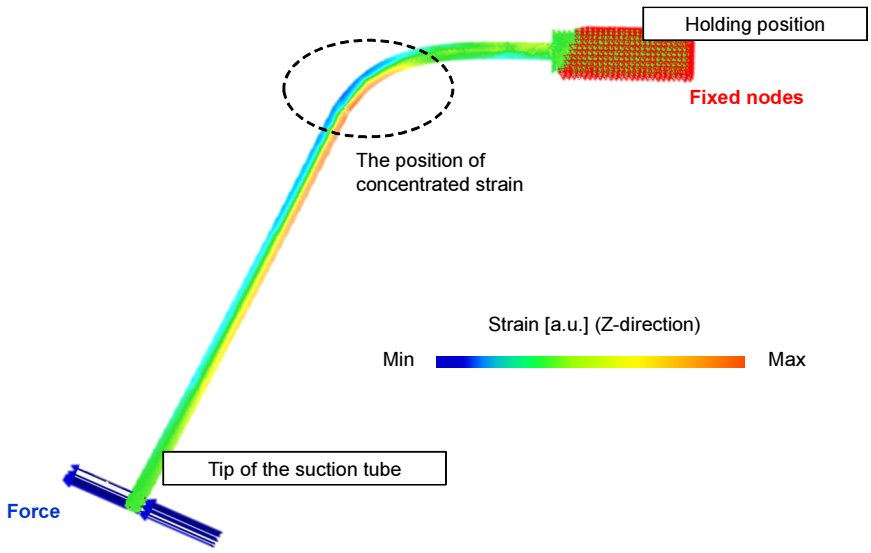


図 5.27 道具に生じるひずみの解析結果

組織に与えられる変形

対象物の牽引量 (変位) を図 5.28 に示す最大の変形量 δ で定義する．対象物の牽引量は，対象物の状態をモデル化して有限要素法等を用いて計算する方法，解析的な式を利用する方法，実験に基づいた近似式を導入する方法が考えられる．対象物の状態をモデル化して計算する場合は，計算時間やモデル化の複雑さから望ましくない．一方で，図 5.28 に示すように，術具と対象物の接触が円筒と平面の接触であり，対象物の物性も等方的であると仮定すると，物体の変形量は弾性体同士の接触を定式化したヘルツの式を利用することができる [97]．しかし，実際の脳組織は粘性も有しており，ヘルツの式で十分な近似を行えない可能性があることから，実際の計測によって得られた結果から近似式を導入するのが望ましい．従って，変位 δ と道具に与えられるひずみ ε の関係を実験データの近似式によって求めておき，刺激の計算に用いる．ただしその場合は実際の対象物を使って予め較正を行う必要がある．また，本研究で対象とする組織の牽引においては対象物が柔軟なため術具で加える力が局所的な領域に集中し，他の部位における変形が微少であるため，組織に蓄えられる弾性エネルギー dW_{e} を次式で表現する．

$$dW_{\mathrm{e}} = A_{\mathrm{d}}\varepsilon\delta \tag{5.8}$$

ただし A_{d} は比例定数である．

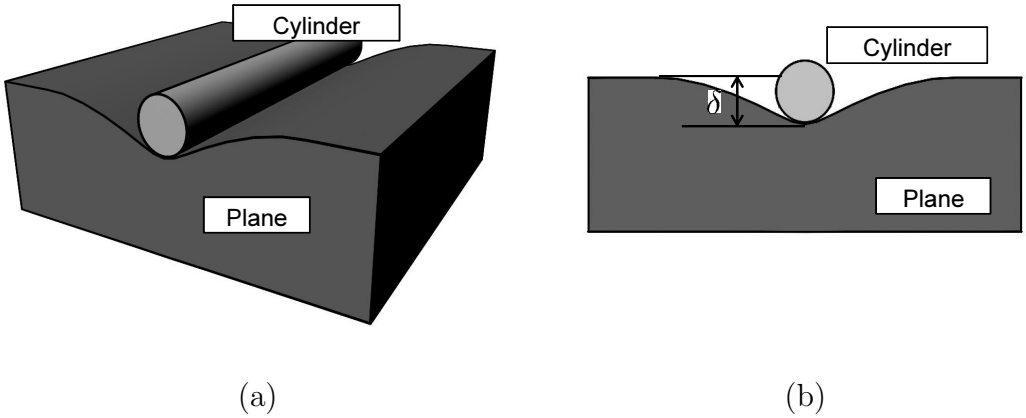


図 5.28 変形のモデル化：(a) 透視投影面から見た吸引管と対象物の接触状態．(b) 正面から見た吸引管と対象物の接触状態．

操作者が感じる触覚

ユーザには術具と仮想的な壁の接触を知覚させ，操作を抑制させることを想定している．その方法としては指腹に加わる力の提示が考えられるが，機械的に変位や力を与える力触覚提示装置とは異なり，電気触覚提示装置は変位や力を与えることができない．一方で，電気触覚提示装置ではパルス頻度を制御することで単位時間に提示する電気エネルギーを調整可能である．従来では，感覚強度とパルス頻度が比例関係にあるとして，ヒトの神経活動に対応づけて刺激を設計されてきたが，本手法においては刺激で与える単位時間あたりの電気エネルギーによって感覚を制御することを狙いとしている．特に対象物に加える目標の弾性エネルギーに対する超過量を刺激の電気エネルギーに対応させて提示することで仮想的な壁を表現する．つまり，刺激として与える電気エネルギーは仮想壁を牽引した際の弾性エネルギーに比例させて提示する．

電流 i_{p}，電圧 ϕ_{p}，およびパルス頻度 ν_{p} のパルス刺激を利用する場合は，ユーザに与えられる単位時間当たりの電気エネルギー dW_{v} は次式で表わされ，パルス頻度を調整することで提示する感覚を制御することが可能である．

$$dW_{\mathrm{v}} = \xi i_{\mathrm{p}} \phi_{\mathrm{p}} \nu_{\mathrm{p}} \tag{5.9}$$

ただし，ξ はパルス幅から決まる定数である．フィードバックのモデルには弾性エネルギーの超過量に比例した制御を利用し，α_{r} をフィードバックゲイン，dW^{th} を予め理想的な変位を想定して求めておいた弾性エネルギーの閾値として，次式

で表わされる電気エネルギーをユーザに提示する．

$$dW_{\mathrm{v}} = \begin{cases} 0 & dW_{\mathrm{e}} \leq dW^{\mathrm{th}} \\ \alpha_{\mathrm{r}} \left(dW_{\mathrm{e}} - dW^{\mathrm{th}} \right) & \text{otherwise} \end{cases} \tag{5.10}$$

道具に加わる力が増加すると，その力の方向に関係なく把持力も増加する．本システムでは，把持力の重畳を行っているため，牽引を行う運動感覚と組み合わさることで可能壁としての知覚が可能であると考えられる．実際に仮想壁に接触した瞬間の過渡的な状態において，仮想壁と道具の接触して知覚されることが確認できた．

5.6.3 牽引操作支援に関する評価実験

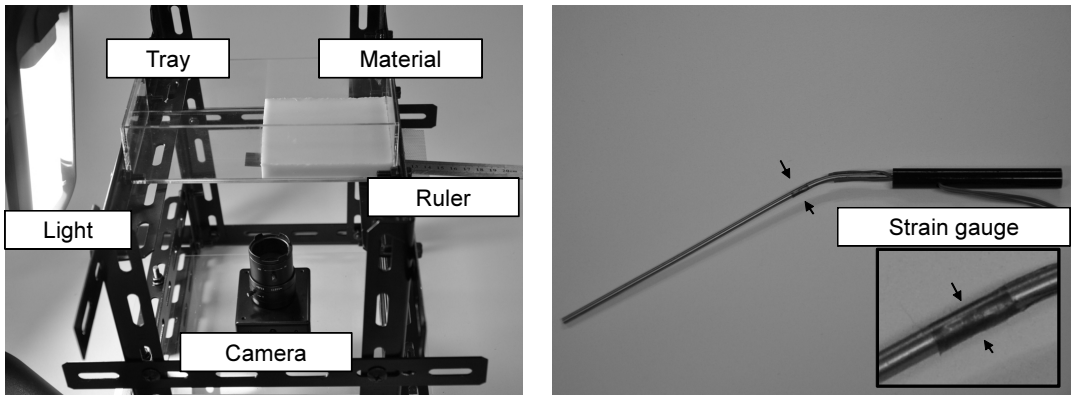
本システムの評価として，まず対象物に変形を与えた際のひずみと変形量を計測し，その関係からフィードバックモデルにおけるパラメータを決める．次に実際の牽引操作にシステムの適用を行い，目標値に応じた牽引力・変形量の精度および操作の安定性について考察する．

変位の較正に関する実験

実験を行う前に，対象物の変形量とひずみゲージから取得される電圧の関係を取得し，変形量の較正を行う必要がある．以下ではその較正に関する実験について述べる．

牽引実験は，図 5.29 に示す実験装置を用いて行う．ひずみの計測には単軸のひずみセンサ（KFG-5-350-C1-16-LIM2R, ゲージ長 2 mm, 抵抗値 350 Ω, ゲージ率 2.1 ）を二つ用いてブリッジ回路を形成し，差動増幅およびゼロ点調整，高域周波数遮断を行うことで吸引管に加わる微細なひずみの計測を可能とした．また，ひずみゲージ箔の取り付けにはエポキシ接着剤を利用し，吸引管のひずみの解析結果を踏まえ，高い SN 比が得られる折れ曲がり部付近に装着した．

一方で，最大変位は吸引管の先端位置の移動量と同等であると考えられる．従って，カメラ映像を用いて吸引管の位置を推定し，変位の計測を行った．具体的には得られた映像に対して二値化処理を行い，抽出した領域において重心の位置を求めることで吸引管の位置を算出した．計測にはカメラ (DragonFly2-HICOL, 1024×768，レンズ焦点距離 2.8 - 12 mm，倍率 1:1.3，Pointgrey Research 社製)



(a) (b)

図 5.29 牽引量の較正に関する実験システム：(a) カメラによる操作対象物の変形計測．(b) ひずみゲージを二つ張り付けた牽引操作に用いる道具．

を使用した．さらに，レンズと対象物との距離は 150 mm とし，実際の画像上における 20 ピクセルが 1 mm となるように定めた．

試料には人体に類似した物性値を有する非発泡性ウレタン樹脂を用いた．実験に用いた物質のヤング率 は，0.12 N/mm^2 であり，脳のヤング率 0.01 - 0.035 N/mm^2 および皮膚 0.035 - 0.136 N/mm^2 に近い値である [23, 98]．また，ウレタン樹脂は生成する際に気泡の混合やひび割れ等が生じないため，実験条件を統一する上で適している．試料は幅と奥行きが 100 mm，厚さが 10 mm の直方体であり，牽引部位以外を容器に密着させることで試料の固定を行った．ウレタン樹脂は粘度 2400 m^2/sec の主剤 (ポリオールブレンド) に，粘度 100 m^2/sec の硬化剤 (イソシアネート) を 3:1 の割合で混合することで作成した．さらに，表面の粘着性をなくすために，タルク粉を表面に塗布した．

組織の変位と道具に与えられるひずみの関係を計測し，較正を行うために実験試料を用いた実験を行った．以下にその実験内容と結果を示す．変位とひずみの関係を得るために，吸引管の先端が試料の側面に水平となるように接触させ，一方向の牽引操作を繰り返し行った．各条件における計測結果を図 5.30 に示す．結果より，変位とひずみの相関を求めたところ相関係数は 0.99 であった．さらに，結果より同時刻の変位とひずみのサンプル点 500 個に対し，横軸に変位を，縦軸にひずみを定めることで両者の関係を図 5.31 に示した．図 5.31 より，変位とひずみの関係には物性由来のヒステリシスが存在することが明らかとなった．従って，ひずみの経時的な変化量を考慮することでヒステリシスの影響を調べ，刺激

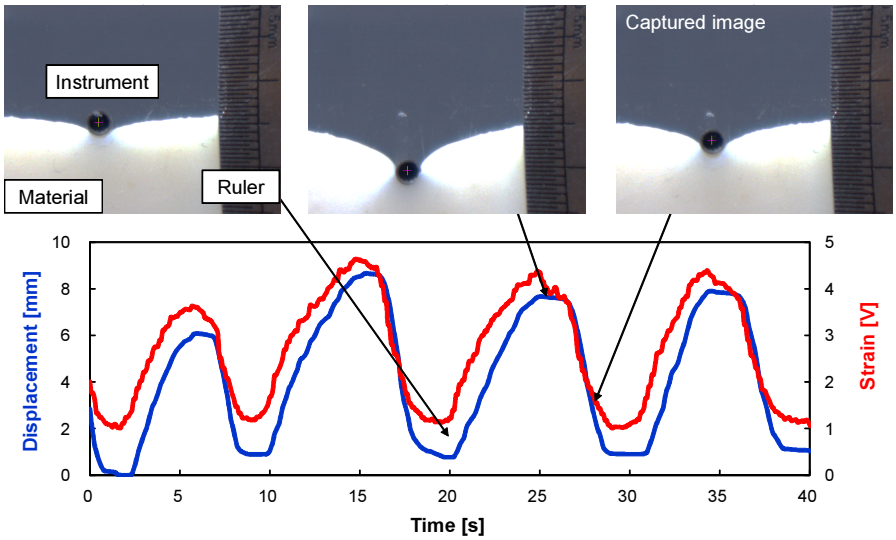


図 5.30　ひずみおよび牽引量の変化の様子

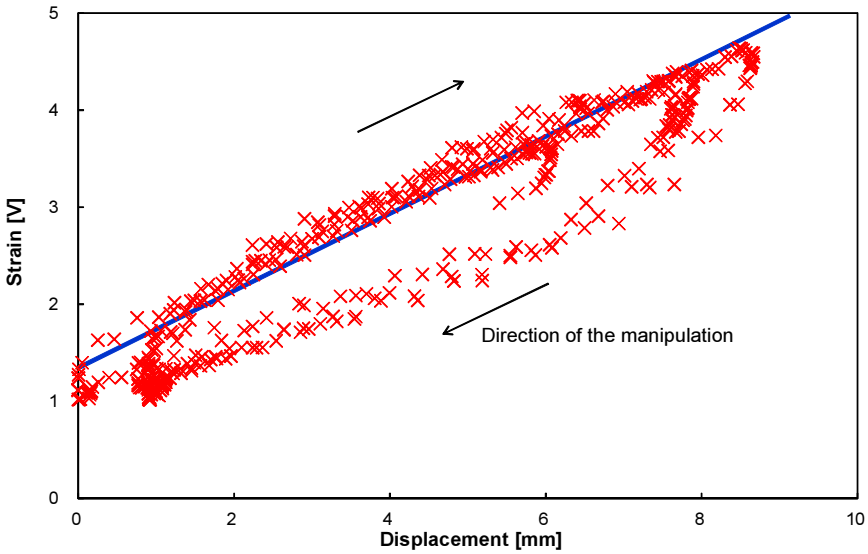


図 5.31　ひずみと牽引量の関係

提示に用いる必要があるが，本論文では簡単化のために牽引方向のみの特性について扱う．ひずみと牽引量の関係に高い相関が確認されたことから，牽引方向のみのデータを用いて線形近似によって較正を行う．

性能評価

組織の牽引量を教示し，一定量に保つことが可能であることを示すために，ひずみを計測し，本システムの性能を評価する．本実験では，ウレタン樹脂を吸引管を想定した道具で牽引し，触覚重畳による教示を行うことで目標の牽引状態に定めることができることを示す．

本実験には，較正に関する実験と同様の実験装置および試料を用いた．被験者実験の様子を図 5.32 に示す．本システムにおいて，術具の持ち方，および牽引時の接触状態は個人によって異なるため，それぞれ実験の開始前にひずみと変形の関係を表すパラメータの較正を行った．具体的には，数 mm の牽引を 10 sec に 3 回行い，その際の牽引時のデータのみを用いてひずみと変位の関係を表わすパラメータを取得した．牽引の目標値は，1, 3, 5 mm で，3, 5 mm の目標値に関しては 2 種類のゲインで実験を行った．それぞれのゲインは目標となる弾性エネルギーに相当する刺激量で刺激の頻度が最大の 100 pps となるように定め，目標値 3, 5 mm のもう一方のゲインは目標値 1 mm の際のゲインを利用した．従って，目標値が小さいほどゲインが大きく，目標値 3, 5 mm それぞれのゲイン対に関しては 1 mm のゲインを用いる場合が大きなゲインとなる．また，それぞれの牽引は全ての被験者共に 9 回行い，最初の 2 回を練習用，残りの 7 回をシステムの評価に用いた．各被験者における牽引の回数は 45 回であり，パラメータの選出順は

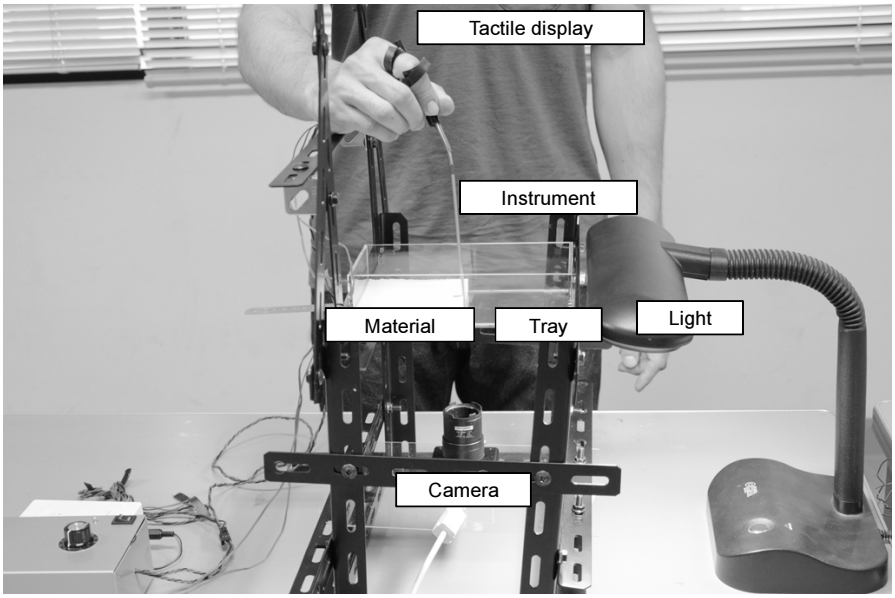


図 5.32 牽引操作支援の被験者実験

無作為とした．実際の手術では手の震えを軽減させるためにアームレストが利用されている．従って，本実験においてもアームレストに手首を置いた状態で，指先のみでの牽引を実施する．また，実験は実際の手術を想定して，立位で行った．牽引量の計測は，牽引量が目標値に達してから 10 sec とした．この時間は被験者が牽引量を整定させるのに要する時間に比べて十分な時間であった．吸引管は通常，利き手と逆の手で持つが，本実験では操作の難易度を簡単にするために被験者の利き手による操作を行った．吸引管の把持の仕方にはいくつかの方法があるが本研究では示指によって側孔を塞ぐ持ち方とした．

6 名の被験者に対しシステム適用時における道具に加わるひずみおよび牽引量を計測した．実験開始前に牽引操作の方法について，人工的な触覚を知覚するまで対象物の牽引を行い，人工的な触覚を知覚した後はその感覚が最小となるように留めるよう指示を行った．触覚重畳が可能な電流量においては，仮想壁として提示される最小の刺激を知覚可能である．従って，最小の感覚は仮想壁として提示される最小の刺激頻度 1 pps によって生じ，刺激閾とは異なる．操作時の牽引量およびひずみの応答の一例を図 5.33 に示す．また，操作の評価指標として，精度および安定性をそれぞれ定常状態における牽引量の誤差および分散として定義し，6 人の被験者の 7 回の試行に関する結果を平均で求めた．結果を図 5.34 に示す．ひずみに関しては一定時間経過後に目標値近傍で微小振動していることが確認でき，一定のひずみに保つことができていると考えられる．一方で，一部であ

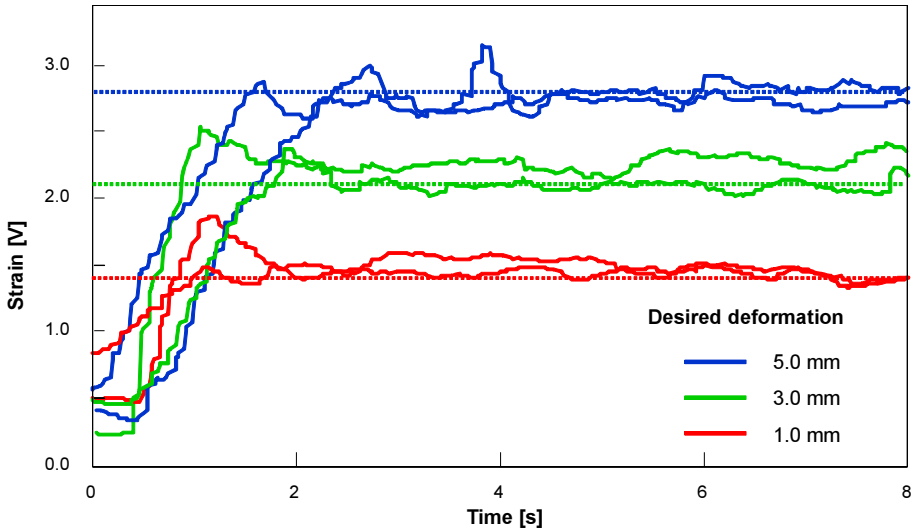
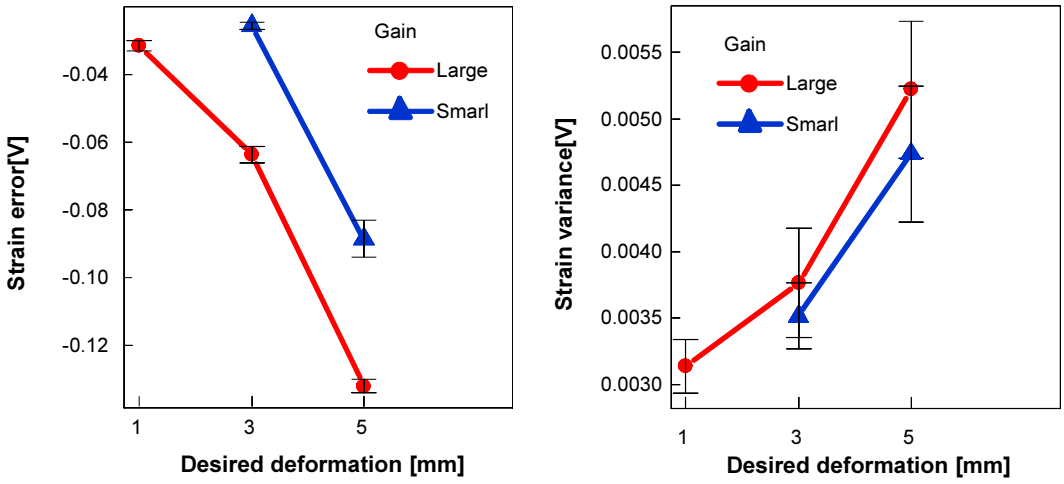


図 5.33 ひずみおよび牽引量の応答



(a) (b)

図 5.34 牽引制御の精度および安定性に関する評価

るが，牽引量に関してはひずみの整定後にも関わらず増加している場合がある．この結果は，対象物の粘性に起因するヒステリシス特性による影響であると考えられる．本実験においては牽引力を一定に保つことを目的としているが，牽引量を一定に保つ場合には対象物の粘性を考慮して目標となる牽引力を動的に変化させる必要があると考えられる．

ゲインおよび目標値の違いがユーザの操作に与える影響を調べるために，各条件における安定性を比較した．比較においては，整定後のひずみの計測値を使用し，解析には R 言語の関数を使用した．各条件間の等分散性を比較することが，安定性を比較することとなり，等分散性が確認されれば繰り返しのある二元配置片側分散分析による精度の比較が可能である．被験者ごとにゲイン間の F 検定を，目標値間のバートレット検定を行ったところ，いずれの被験者においても $p<0.05$ であり，分散に有意な差が認められた．つまり，目標値あるいはゲインによって牽引操作の安定性が有意に異なるということである．この結果は，目標値ごとに牽引に必要とされる力が異なるためであると考えられる．図 5.34 に示すように，小さい力で制御する場合は分散が小さく，大きい力で制御する場合に分散が大きくなる．一方で，一般的にゲインが高い場合に安定性が悪くなるが，本実験における結果においては目標値によって異なることが確認された．

牽引の精度および安定性に関する考察を以下に述べる．精度に関しては，一定の目標値以下に抑えることが可能であることを想定している．道具に生じるひずみを表わす電圧に関しては，目標の電圧の 10 % 以下であり，0.15 V 以内に収め

ることが可能であった．この電圧は本実験の較正結果を用いて変形量に換算すると 0.1 mm に相当する．一方で，カメラにより実際に計測された牽引量に関する誤差はいずれも 1 mm 程度であった．その原因としては対象物の粘性によるヒステリシス特性が考えられる．一方で，安定性の指標として定義した分散はひずみの電圧で目標値の 1 % 以下であった．

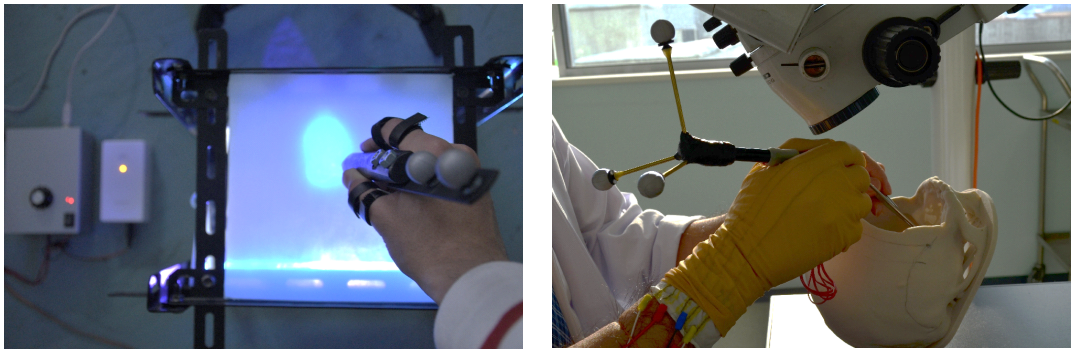
本システムは，実際の組織の牽引操作を想定しているものの，均質な物質を利用し，比較的単純な実験条件で行ったものである．従って本実験によって明らかとなったシステムの性能はあらゆる状況に対応するものではなく，限られた対象物・操作に関してのみである．実際には，対象物が存在する状況下で較正を行い，システムを適用することで他の状況にも対応させる必要がある．特に操作や対象領域ごとに，術具に加わる力の目標値を設計する必要があるが，実際には常に安定する姿勢で牽引操作を行うため，動作の分類により予め目標値の設計を行うことが可能であると考えられる．従って，空間的な情報および操作の種類を認識して目標値設計を行うシステムと組み合わせることで，本システムを拡張可能であり，現状のシステムの性能で十分な効果が期待される．一方で，電気刺激を利用することで生じる欠点として，突然の刺激により術者が驚いて手が動く可能性が考えられるため，単に刺激を与えるだけでなく刺激の強弱を調整するなどの工夫が必要である．また，装着に関する問題が考えられるが，導電性の高い布やゴムを利用し，医療用手袋と一体型にすることも可能であるため，十分利用が可能であると考えられる．

本実験により道具に加わる力，つまり対象物を牽引する力を制御することは可能であり，視覚的に捉えることができる牽引量からは予測できない対象物に与えている力を目標値近傍に保つ支援が可能であることが示唆された．実際にはサブミリオーダでの操作が求められるため，牽引量の真値の観点からは十分な精度であるとは言えない．しかし，常に一定の誤差が生じることが明らかとなったため，予め誤差を考慮した目標値を設定することで実際に生じる誤差を軽減させることが可能であると考えられる．また，誤差よりも牽引時の安定性，つまり保持を行う際の変位の分散が重要である．変位の分散に関しては 0.2 mm 程度であったため，術中の操作においても十分適用が可能であると考えられる．

5.6.4 展示の実施

本研究で開発した神経制御による道具操作支援システムを ICAT 2011 にて展示し，数十名のユーザに対して体験を実施した．また，手術用手袋に埋め込んだ電極の開発を行い，脳神経外科医に本システムの利用に関するコメントを得た．図 5.35 に展示の様子を示す．

ICAT 2011 における本システムの体験者の動作により，実際の弾性体の操作による感覚に仮想的な物体との接触による把持感覚を重畳することで実物体の操作を誘導することができることが確認された．また，体験者により神経制御による感覚が皮膚の変形による触覚とは異なる点が指摘され，提示する把持感覚は静的であるよりも動的な場合が望ましいことが分かった．一方，脳神経外科医に評価を得たところ，比較的微細な操作が少ない脳腫瘍手術において効果が期待されるという意見が得られた．また，牽引力の教示および危険領域の通知としての利用に関しても良好な意見が得られたため，実際の手術支援への応用が期待される．



(a) (b)

図 5.35 触覚重畳による道具操作支援システムの展示の様子：(a) ICAT 2011 における展示の様子．(b) 専門医によるシステムの体験の様子．

5.7 まとめ

従来の触覚提示装置において，現実環境から得られる力触覚を失うことなく人工的な触覚を重畳する方法は実現されていなかった．本研究で提案する指中節の電気刺激による触覚提示は，実際の力触覚を遮蔽することなく触覚を重畳することができる構造を初めて実現したものであり，現実環境から得られる力触覚と人工的な触覚を共存させることができる．特に指の押し下げ動作に関して操作結果から両者の共存に関する考察を行ったところ，実際の感覚と人工的な感覚が同時に知覚されている可能性が示唆された．一方で，本手法では神経束を刺激するため触覚の空間分布を生成することは難しいが，刺激の強度比を利用して知覚が生じる部位を制御する方法を提案した．その結果，任意の運動における多自由度な触覚重畳を行うことができ，脳神経外科手術のような高度な運動を必要とする状況においても効果的な支援が可能となった．この結果により，神経制御による触覚提示手法が，拡張現実感において多重化提示の要件を満すことが示唆された．

第6章

結論

本論文では，感覚情報の多重化提示という新しい概念のもと，力触覚提示の価値を明確にすることを目的とした．その結果，様々な人が個々の要望に応じた装置を利用し，力触覚提示技術が普及することを狙いとしている．多重化提示の実現として，(1) 人工的な感覚に人工的な感覚を多重化する方法，(2) 人工的な感覚に実際の感覚を多重化する方法，(3) 実際の感覚に人工的な感覚を多重化する方法の三つの実現可能性が存在することを述べ，触覚伝達経路における刺激階層との関係性について整理した．本研究では，身体と物体の接触によって生じる触情報が，筋骨格系によって感受される力覚と，皮膚の変形によって生じる触覚によって構成されることについて説明し，触覚情報の多重化提示の実現として「**力覚と触覚を共存させる**」方法を三つ提案した．以下では，三つの刺激階層において実現した多重化提示についてまとめ，本研究によって導かれる結論を示す．

6.1 触覚情報の多重化提示の実現

物体制御による多重化提示

物体制御による力触覚提示は，複合的な感覚提示を物体そのものに任せることで，一つの系で複数の物理的特徴を提示することができ，複合的で高品質な感覚の提示を実現できると期待される．従って，物体制御においては物体自体の物性を制御し，複合感覚を生成することが目標となる．従来の物体制御による力触覚提示装置において，複合的で高品質な力触覚生成を一つの系によって実現することは困難であった．その要因として，物体の形状や物性の制御によって生じる変化が微小であり，力覚と触覚を同時に生成することが難しいという問題があった．本研究では，制御可能な物性の変化の範囲が広い，ダイラタント流体の濃度制御

による力触覚提示方法を提案することでこの問題を解決している．本装置を用いて，撫で動作を行った際に提示可能な力触覚を感性評価によって分析したところ，感覚を構成する三つの物理的因子が明らかとなり，その合成が可能であることが確認された．この結果は，物体制御による力触覚提示が，人工現実感において多重化提示の要件を満たすことを示している．

受容器制御による多重化提示

皮膚を介した電気刺激によって高い空間解像度を得ることは難しく，比較的低解像度な力触覚提示方法となる．一方で，本研究では単一の刺激のみで質感を提示することを狙いとしており，身体運動を損なわないことから実環境における触運動によって生じる力覚と人工的に提示する触覚を融合させることで，生成される感覚の質を向上させることができると考えられる．実際の力覚を装置が遮蔽しないために，極めて小型な触覚提示方法の考案が必要である．従来の電気刺激が触覚の空間的な分布を生成し，形状情報を伝達することを目標としているのに対し，本研究では単一の刺激のみで質感を再現する，極めて小型で単純な方法を提案した．実験では，曲面のなぞり動作に応じて電気刺激のパルス頻度を制御することで段階的に感覚量を表現し，粗さの表現の方法の一つとして着目されている自己相似性の度合いを段階的に表現できることを確認した．開発したシステムでは，仮想物体に直接触れる操作を行うのではなく，現実環境におけるマウスを使った平面上のなぞり動作を行うことで力覚を共存させるものであり，現実環境における触運動と人工的な触覚を共存させることによって粗さの表現が可能となったと考えられる．この結果は，受容器制御による触覚提示が，拡張仮想感において多重化提示の要件を満たすことを示している．

神経制御による多重化提示

神経制御において生成可能な感覚の空間解像度は低く，生成可能な感覚の質は他の刺激階層と比較して劣る．一方で，力触覚が発生する部位に刺激装置を取り付ける必要がないために，装置が現実環境の力触覚に干渉しないという特徴がある．従って，現実環境の感覚とを人工的な感覚を融合して機能性を高めるような使用方法が望ましいと考えられる．従来の力触覚提示装置において，現実環境から得られる触覚を失うことなく人工的な触覚を重畳する方法は実現されていなかっ

た．本研究で提案する指中節の電気刺激による触覚提示は，現実環境から得られる力触覚を損なうことなく人工的な触覚を重畳することができる．一方で，本手法では神経束を刺激するため触覚の空間分布を生成することは難しいが，刺激の強度比を利用して知覚が生じる部位を制御する方法を提案している．指の押し下げ動作と道具操作において，それぞれ力と位置を教示するための触覚重畳システムを構築し，性能を評価した．その結果，実際の感感覚と人工的な感覚を融合可能であることが示唆され，微細な道具操作支援への応用が可能であることが確認された．この結果は，神経制御による触覚提示手法が，拡張現実感において多重化提示の要件を満すことを示している．

以上より，三つの階層における多重化提示が本研究で定める要件のもとで実現されたと考えられる．一方で，本研究で提案した手法が，多重化提示の全てを実現するものではないことを述べておく．本研究で提案した各階層における制御方法は理論的な妥当性に基づいた一例であり，万能な多重化提示手法ではない．物体制御においては物体が有する全ての物理的因子を制御可能であることが理想であるが，本研究によって実現されたのはその内の一部の因子である．また，受容器制御においては実現された質感の再現は，多種多様な質感のうちの粗さに限定されたものである．神経制御においては，主に把持感覚を扱うものであり，全ての触運動に対応できるわけではない．しかしながら，限定された状況の中でも従来では実現が困難であった多重化提示を実現したことによって，応用システムとしての価値を明確にすることができる．次節では本研究によって導かれる応用システムの価値に応じた力触覚提示装置の設計指針について述べる．

6.2 刺激階層設計論への投影

触覚伝達経路の刺激階層に本研究で実現した多重化提示を表示したものが図 6.1 である．

Milgram は，Mixed Reality(MR) が実環境と仮想環境を対とする連続的な環境であるというスペクトルに基づいた概念を提案している [13]．また，Jeon らは従来の MR の概念が視覚情報のみの限定されたものであることを指摘し，力触覚における MR の分類を行った上で，実際の物体を触った感覚を変調させることが可能であることを示した [68]．この力触覚における MR の概念に基づくと，多重化

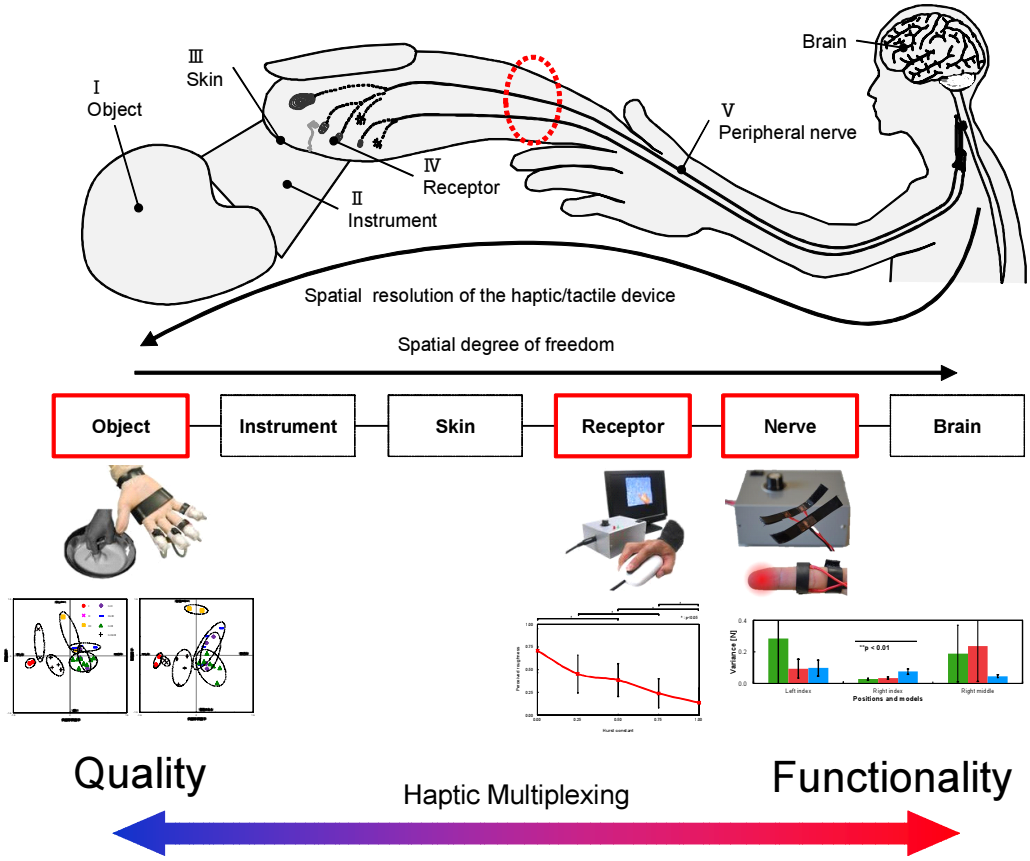


図 6.1 実現した多重化提示の刺激階層設計論への投影

提示によって生成される感覚の種類は人工的な感覚と自然な感覚の融合であり，その割合に基づいた連続的な表現が可能である．触覚伝達経路の刺激階層ごとに実現された触覚情報の多重化提示の様式を整理すると，物体側に近い場合は人工的な感覚が主であり，脳に近い場合は実際の感覚が主となることから，MR のスペクトルと触覚伝達経路の刺激階層の対応を考えることができる．この考えに従うと，物体に近いほど仮想的な感覚を主体とした多重化提示が効果的であり，脳に近いほど実際の自然な感覚を主体とした多重化提示が効果的であるということが示唆される．この結果は，力触覚提示装置の空間解像度と，空間遮蔽問題のトレードオフの関係性によっても妥当性が伺える．

さらに，本研究によって示した応用システムから，各階層ごとにその価値が導かれる．物体制御においては，仮想的な感覚の質を高め，高品質な複合感覚の生成を実現した．一方で，受容器制御においては感覚の質的には劣るが，自由な触運動を可能にすることで効果的な質感の表現が可能であることを示した．また神

経制御においては実際の道具操作を支援することが可能であることを示した．この結果に基づくと，“品質”と“機能”という利用価値を対として，触覚伝達経路の刺激階層ごとにその効果が連続的に変化するという考えを導くことができる．

6.3 本研究による貢献と社会的展望

映画や音楽などの文化は我々の生活に彩りを与える．映像の重畳技術は単なる映像を拡張し，我々の生活を便利で高機能なものにする．これらの高品質で多機能な情報提示技術は多重化提示という概念のもとで成り立っている．本研究では触覚における多重化提示を可能にすることで，視覚や聴覚に対応する実世界応用システムを示した．物体制御による力触覚の多重化提示では力触覚の絵画のようなアプリケーションが実現され，展示を通して多くのユーザから高い評価が得られた．受容器制御では，単純な装置によって質感を提示でき，コンピュータにおけるインタフェースとしての将来像を示した．神経制御においては，脳神経外科手術の支援に利用が可能であるということが示唆された．

本研究では，多重化提示の個々の有用な応用システムの実現をもたらすのみでなく，触覚伝達経路に沿った刺激階層と応用システムの価値の間の連続的な関係性を明らかにした．本研究の結果を整理すると，触覚伝達経路において，対象物に近い要素を制御するほど感覚の品質を向上させるための多重化提示を実現でき，脳に近いほど感覚の機能性を向上させるための多重化提示を実現できることが導かれた．本研究は，“品質”と“機能”に関する重要度に応じて，力触覚提示装置を設計するための指針として貢献し，視覚と聴覚に次ぐ第三の感覚提示技術として力触覚提示の普及を促進するものであると考えられる．さらに，触覚伝達経路に沿った力触覚提示方法とその価値の関係性は，力触覚提示としての大きな発展をもたらすだけでなく，生体医工学としての独創的な知見をもたらす，システム設計論としての可能性を秘めている．本研究で提案した「多重化提示」の概念が，娯楽，産業，医療を始めとした様々な分野において我々の生活を豊かにすることを願う．

謝 辞

本研究は，大阪大学大学院基礎工学研究科 大城研究室で行ったものである．

本研究を遂行するに当たり，学部から 4 年半に渡る全過程を通して多くの方々に助けを頂き，これまでの人生で最も密度の濃い生活を送ることができました．

大阪大学大学院基礎工学研究科 大城理 教授には，研究生活における多大な御指導を通じて，工学における研究者としての在り方を教えて頂きました.「我々はエンジニアですから，現象論だけを追わずに因果論を追求しなさい.」と繰り返し説いて下さったお言葉は，非常に印象深く残っています．その他，IVRC への参加や留学をはじめ，著者の好奇心のまま新しいことに挑戦することをお許しいただいたこを感謝致します.

本研究をまとめるにあたり副査として数多くの貴重な御意見，懇切なる御討論，そして手厚い御討議を賜りました大阪大学大学院基礎工学研究科 野村泰伸 教授，大阪大学大学院基礎工学研究科 佐藤宏介 教授に感謝致します.

大阪大学大学院基礎工学研究科 井村誠孝 准教授には，楽しんで研究を行う姿勢を教えて頂きました．IVRC へ出展した作品を，その後も研究として進めることができたのは，井村先生に多大なご指導を頂くことができたからです．熱く御礼申し上げます.

大阪大学大学院基礎工学研究科 黒田嘉宏 助教には，研究生活すべての面で的確な助言を頂きました．特に博士課程に進学する後押しをして頂き，進学した後も学会への参加や留学のご紹介など，非常に熱心にご指導頂きました．熱く御礼申し上げます.

京都大学医学部附属病院 黒田知宏 准教授には「考えるより手を動かしなさい.」と繰り返し助言をいただき，知識も経験も少ない学部時代に何事にも挑戦することの重要性を教えて頂きました．研究室生活において，最も学生に近い立場から様々な助言をいただいた山梨大学大学院医学工学総合研究部 鍵山善之 助教に感謝致します.

脳神経外科手術を対象とした術具操作支援システムの構築に当たり，旭川医

科大学脳神経外科 鎌田恭輔教授に有益なアドバイスを頂きました．ETH Zurich Matthias Harders 講師には，3ヶ月の留学の間，手術シミュレータの開発に携わる機会を与えて頂きました．また，歯科に関する研究においては，様々な方の協力を得ました．歯学と工学の両方の知見から有益なアドバイスを頂きました大阪大学大学院歯学研究科 高田健治 教授，臨床医工学融合研究センタ 八木雅和 特任准教授に厚く御礼申し上げます．歯科医師としての観点からアドバイスを頂きました大阪大学大学院歯学研究科 東寛子 先生に深く感謝致します．

3 章の研究は，研究室の同期である末竹哲也 氏，徳井隆博 氏，濵田友貴 氏とともに修士 1 年の際に IVRC へ出場することを目的に始めた共同研究です．各々の研究で忙しい中，時間を作り出して協力していただいたことに感謝致します．研究生活の苦楽を共にし切磋琢磨してきた研究室の同期，奥村陽介 氏，加賀徹郎 氏，重枝慧 氏，田中翔太 氏に感謝します．賑やかな生活を共にしてきた同究室の先輩方，未熟な指導ながらもついてきてくれる後輩たちに感謝します．ありがとうございました．

また，研究を進めるにあたり，ご支援およびご協力を頂きながらも本謝辞に名前を記すことが出来なかった多くの方々に心より感謝致します．

日々の生活において，常に著者の心の支えとなりました北海道大学大学院工学院 濵田麻里 氏に心から感謝します．

最後に，著者を暖かく見守り続けてくれた家族に感謝します．

本論文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を得ており，各実験は被験者の同意・協力のもとで行ったものである (3 章における被験者実験：認証番号 21-5，4 章における被験者実験：認証番号 20-4，5 章における被験者実験：認証番号 21-4) ．

参考文献

[1] M.J. Hertenstein and S.J. Weiss. *The handbook of touch.* Springer Publishing Company, Berlin, 2011.

[2] V. Hayward, O.R. Astley, M. Cruz-Hernandez, D. Grant, and G. Robles-De-La-Torre. Haptic interfaces and devices. *Sensor Review*, Vol. 24, No. 1, pp. 16–29, 2004.

[3] M. Hafez. Tactile interfaces:technologies, applications, and challenges. *The Visual Computer: International Journal of Computer Graphics*, Vol. 23, No. 4, pp. 267–272, 2007.

[4] V.G. Chouvardas, A.N. Miliou, and M.K. Hatalis. Tactile displays: Overview and recent advances. *Displays*, Vol. 29, No. 3, pp. 185–194, 2008.

[5] D. Maynes-Aminzade. Edible bits: Seamless interfaces between people, data and food. In *Proceedings of the 2005 ACM CHI Conference on Human Factors in Computing Systems*, pp. 2207–2210, Portland, USA, 2005.

[6] Y. Yanagida, S. Kawato, H. Noma, A. Tomono, and N. Tesutani. Projection based olfactory display with nose tracking. In *Proceedings of the 2004 IEEE Virtual Reality*, pp. 43–50, Chicago, USA, 2004.

[7] B.S. Wilson, C.C. Finley, D.T. Lawson, R.D. Wolford, D.K. Eddington, and W.M. Rabinowitz. Better speech recognition with cochlear implants. *Nature*, Vol. 352, No. 6332, pp. 236–238, 1991.

[8] A.Y. Chow, V.Y. Chow, K.H. Packo, J.S. Pollack, G.A. Peyman, and R. Schuchard. The artificial silicon retina microchip for the treatment of vision loss from retinitis pigmentosa. *Archives of ophthalmology*, Vol. 122, No. 4, pp. 460–469, 2004.

[9] M.A. Lebedev and M.A.L. Nicolelis. Brain-machine interfaces: Past, present and future. *TRENDS in Neurosciences*, Vol. 29, No. 9, pp. 536–546, 2006.

[10] J.E. O' Doherty, M.A. Lebedev, P.J. Ifft, K.Z. Zhuang, S. Shokur, H. Bleuler, and M.A.L. Nicolelis. Active tactile exploration using a brain-machine-brain interface. *Nature*, Vol. 479, pp. 228–231, 2011.

[11] A. Lecuyer, S. Coquillart, A. Kheddar, P. Richard, and P. Coiffet. Pseudo-haptic feedback: Can isometric input devices simulate force feedback? In *Proceedings of the 2000 IEEE Virtual Reality*, pp. 83–90, New Brunswick, USA, 2000.

[12] T. Narumi, T. Kajinami, T. Tanikawa, and M. Hirose. Meta cookie. In *Proceedings of the ACM SIGGRAPH 2010 Emerging Technologies*, p. 143, Los Angeles, USA, 2010.

[13] P. Milgram, H. Takemura, A. Utsumi, and F. Kishino. Augmented reality: A class of displays on the reality-virtuality continuum. In *Proceedings of the Telemanipulator and Telepresence Technologies*, Vol. 2351, pp. 282–292, Boston, USA, 1994.

[14] E.R. Kandel, J.H. Schwartz, T.M. Jessell, et al. *Principles of Neural Science*, Vol. 4th edition. McGraw-Hill, New York, 2000.

[15] R.S. Dahiya, G. Metta, M. Valle, and G. Sandini. Tactile sensing - from humans to humanoids. *IEEE Transactions on Robotics*, Vol. 26, No. 1, pp. 1–20, 2010.

[16] S.J. Lederman and R.L. Klatzky. Hand movements: A window into haptic object recognition. *Cognitive psychology*, Vol. 19, No. 3, pp. 342–368, 1987.

[17] I. P Herman. *Physics of the Human Body*. Springer Publishing Company, Berlin, 2007.

[18] R.S. Johansson and J.R. Flanagan. Coding and use of tactile signals from the fingertips in object manipulation tasks. *Nature Reviews Neuroscience*, Vol. 10, No. 5, pp. 345–359, 2009.

[19] V. Hayward. Is there a plenhaptic function? *Philosophical Transactions of the Royal Society B: Biological Sciences*, Vol. 366, No. 1581, pp. 3115–3122, 2011.

[20] J.Z. Wu, D.E. Welcome, K. Krajnak, and R.G. Dong. Finite element analysis of the penetrations of shear and normal vibrations into the soft tissues in a fingertip. *Medical engineering & physics*, Vol. 29, No. 6, pp. 718–727, 2007.

[21] J. Freund and E.P. Takala. A dynamic model of the forearm including fatigue. *Journal of Biomechanics*, Vol. 34, No. 5, pp. 597–605, 2001.

[22] K. Dandekar, B.I. Raju, and M.A. Srinivasan. 3-d finite-element models of human and monkey fingertips to investigate the mechanics of tactile sense. *Journal of biomechanical engineering*, Vol. 125, pp. 682–691, 2003.

[23] T. Maeno and K. Kobayashi. Fe analysis of the dynamic characteristics of the human finger pad in contact with objects with/without surface roughness. In *Proceedings of the ASME 1998 International Mechanical Engineering Congress and Exposition*, Vol. 64, pp. 279–286, Anaheim, USA, 1998.

[24] N. Brook, J. Mizrahi, M. Shoham, and J. Dayan. A biomechanical model of index finger dynamics. *Medical engineering & physics*, Vol. 17, No. 1, pp. 54–63, 1995.

[25] K.J. Kuchenbecker, J. Fiene, and G. Niemeyer. Improving contact realism through event-based haptic feedback. *IEEE Transactions on Visualization and Computer Graphics*, pp. 219–230, 2006.

[26] G.A. Gescheider, S.J. Bolanowski, and K.R. Hardick. The frequency selectivity of information-processing channels in the tactile sensory system. *Somatosensory and Motor Research*, Vol. 18, No. 3, pp. 191–201, 2001.

[27] L.A. Jones and S.J. Lederman. *Human Hand Function*. Oxford university Press USA, Oxford, 2006.

[28] F.H. Netter. *The Netter Collection of Medical Illustrations - Nervous System*, Vol. 1. Elsevier, Amsterdam, 1984.

[29] M.A. Srinivasan and C. Basdogan. Haptics in virtual environments: Taxonomy, research status, and challenges. *Computers & Graphics*, Vol. 21, No. 4, pp. 393–404, 1997.

[30] A. Sano, R. Kikuuwe, H. Mochiyama, N. Takesue, and H. Fujimoto. Skill and mathematical principle of haptics. *Journal of Robotics Society of Japan*, Vol. 23, No. 7, pp. 805–810, 2005.

[31] R. Kikuuwe, A. Sano, H. Mochiyama, N. Takesue, and H. Fujimoto. Enhancing haptic detection of surface undulation. *ACM Transactions on Applied Perception*, Vol. 2, No. 1, pp. 46–67, 2005.

[32] H. Iwata, H. Yano, F. Nakaizumi, and R. Kawamura. Project feelex: adding haptic surface to graphics. In *Proceedings of the ACM SIGGRAPH 2001*, pp. 469–476, Los Angeles, USA, 2001.

[33] K. Inoue, R. Uesugi, R. Sasama, T. Arai, and Y. Mae. Development of integrated visual haptic display using translucent flexible sheet. *Journal of Robotics and Mechatronics*, Vol. 17, No. 3, pp. 302–309, 2005.

[34] H. Iwata, H. Yano, and N. Ono. Volflex. In *Proceedings of the ACM SIGGRAPH 2005 Emerging technologies*, p. 31, Los Angeles, USA, 2005.

[35] T.H. Massie and J.K. Salisbury. The phantom haptic interface: A device for probing virtual objects. In *Proceedings of the 1994 ASME Winter Annual Meeting, Symposium on haptic interfaces for virtual environment and teleoperator systems*, pp. 295–300, Chicago, USA, 1994.

[36] M. Sato, Y. Hirata, and H. Kawarada. Space interface device for artificial reality?spidar. *Systems and computers in Japan*, Vol. 23, No. 12, pp. 44–54, 1992.

[37] A. Yamamoto, S. Nagasawa, H. Yamamoto, and 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, 2006.

[38] T. Nara, M. Takasaki, T. Maeda, T. Higuchi, S. Ando, and S. Tachi. Surface acoustic wave tactile display. *IEEE Computer Graphics and Applications*, Vol. 21, No. 6, pp. 56–63, 2001.

[39] VRLOGIC. Cybergrasp^{TM}. http://www.vrlogic.com/, accessed 2012.

[40] H. Kawasaki and T. Mouri. Design and control of five-fingered haptic interface opposite to human hand. *IEEE Transactions on Robotics*, Vol. 23, No. 5, pp. 909–918, 2007.

[41] S. Tsuchiya, M. Konyo, H. Yamada, T. Yamauchi, S. Okamoto, and S. Tadokoro. Virtual active touch ii: Vibrotactile representation of friction and a new approach to surface shape display. In *Proceedings of the 2009 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems*, pp. 3184–3189, St. Louis, USA, 2009.

[42] K. Minamizawa, S. Fukamachi, H. Kajimoto, N. Kawakami, and S. Tachi. Gravity grabber: Wearable haptic display to present virtual mass sensation. In *Proceedings of the ACM SIGGRAPH 2007 emerging technologies*, pp. 1–4, San Diego, USA, 2007.

[43] C.R. Wagner, S.J. Lederman, and R.D. Howe. Design and performance of a tactile shape display using rc servomotors. *Haptics-e*, Vol. 3, No. 4, pp. 1–6, 2004.

[44] V. Hayward and J.M. Cruz-Hernandez. Tactile display device using distributed lateral skin stretch. In *Proceedings of the 8th Symposium on Haptic Interfaces for Virtual Environment and Teleoperator Systems*, Vol. DSC-69-2, pp. 1309–1314, Orlando, USA, 2000.

[45] T. Hoshi, M. Takahashi, T. Iwamoto, and T. Shinoda. Noncontact tactile display based on radiation pressure of airborne ultrasound. *IEEE Transactions on Haptics*, Vol. 3, No. 3, pp. 155–165, 2010.

[46] O. Bau, I. Poupyrev, A. Israr, and C. Harrison. Teslatouch: Electrovibration for touch surfaces. In *Proceedings of the 23nd Annual ACM Symposium on User Interface Software and Technology*, pp. 283–292, New York, USA, 2010.

[47] H. Kajimoto, N. Kawakami, S. Tachi, and M. Inami. Smarttouch: Electric skin to touch the untouchable. *IEEE Computer Graphics and Applications*, Vol. 24, No. 1, pp. 36–43, 2004.

[48] Y. Makino, N. Asamura, and H. Shinoda. A cutaneous feeling display using suction pressure. In *Proceedings of the 2003 International Conference on Instrumentation, Control, Information Technology and System Integration*, Vol. 3, pp. 2096–2099, Fukui, Japan, 2003.

[49] M. Konyo, S. Tadokoro, and T. Takamori. Artificial tactile feel display using soft gel actuators. In *Proceedings of the 2000 IEEE International Conference on Robotics and Automation*, Vol. 4, pp. 3416–3421, San Francisco, USA, 2000.

[50] D. Allerkamp, G. Böttcher, F.E. Wolter, A.C. Brady, J. Qu, and I.R. Summers. A vibrotactile approach to tactile rendering. *The Visual Computer*, Vol. 23, No. 2, pp. 97–108, 2006.

[51] S.S. Kim, A.P. Sripati, and S.J. Bensmaia. Predicting the timing of spikes evoked by tactile stimulation of the hand. *Journal of Neurophsiology*, Vol. 104, No. 3, pp. 1484–1496, 2010.

[52] K.A. Kaczmarek. Electrotactile adaptation on the abdomen:preliminary results. *IEEE Transactions on Rehabilitation Engineering*, Vol. 8, No. 4, pp. 499–505, 2000.

[53] L.R. Gavrilov, E.M. Tsirulnikov, and I.I. Davies. Application of focused ultrasound for the stimulation of neural structures. *Ultrasound in medicine & biology*, Vol. 22, No. 2, pp. 179–192, 1996.

[54] E. Tamaki, T. Miyaki, and J. Rekimoto. Possessedhand: a hand gesture manipulation system using electrical stimuli. In *Proceedings of the 1st Augmented Human International Conference*, Vol. 2, pp. 1–5, Megéve, France, 2010.

[55] J.C. Bliss. A relatively high-resolution reading aid for the blind. *IEEE Transactions on Man-Machine Systems*, Vol. 10, No. 1, pp. 1–9, 1969.

[56] RQ Van der Linde, P. Lammertse, E. Frederiksen, and B. Ruiter. The hapticmaster, a new high-performance haptic interface. In *Proceedings of the Eurohaptics Conference 2002*, pp. 1–5, Edinburgh, UK, 2002.

[57] M. Bouzit, G. Burdea, G. Popescu, and R. Boian. The rutgers master ii-new design force-feedback glove. *IEEE/ASME Transactions on Mechatronics*, Vol. 7, No. 2, pp. 256–263, 2002.

[58] A. Cassat and M. Jufer. Maglev projects technology aspects and choices. *IEEE Transactions on Applied Superconductivity*, Vol. 12, No. 1, pp. 915–925, 2002.

[59] M. Benali-Khoudja, M. Hafez, J.M. Alexandre, A. Kheddar, and V. Moreau. Vital: a new low-cost vibro-tactile display system. In *Proceedings of the 2004 IEEE International Conference on Robotics and Automation*, Vol. 1, pp. 721–726, New Orleans, USA, 2004.

[60] H. Ando, E. Kusachi, and J. Watanabe. Nail-mounted tactile display for boundary/texture augmentation. In *Proceedings of the 4th International Conferene on Advances in Computer Entertainment Technology*, pp. 292–293, Salzburg, Austria, 2007.

[61] Y.M. Han, P.S. Kang, K.G. Sung, and S.B. Choi. Force feedback control of a medical haptic master using an electrorheological fluid. *Journal of Intelligent Material Systems and Structures*, Vol. 18, No. 12, pp. 1149–1154, 2007.

[62] L. Winfield, J. Glassmire, J.E. Colgate, and M. Peshkin. Tpad: Tactile pattern display through variable friction reduction. In *Proceedings of the World Haptics 2007*, pp. 421–426, Tsukuba, Japan, 2007.

[63] S.C. Kim, C.H. Kim, T.H. Yang, G.H. Yang, S.C. Kang, and D.S. Kwon. Salt: Small and lightweight tactile display using ultrasonic actuators. In *Proceedings of the 17th IEEE International Symposium on Robot and Human Interactive Communication*, pp. 430–435, Munich, Germany, 2008.

[64] J. Blake and H.B. Gurocak. Haptic glove with mr brakes for virtual reality. *Transactions on IEEE/ASME Mechatronics*, Vol. 14, No. 5, pp. 606–615, 2009.

[65] C.H. King, M.O. Culjat, M.L. Franco, C.E. Lewis, E.P. Dutson, W.S. Grundfest, and J.W. Bisley. Tactile feedback induces reduced grasping force in robot-assisted surgery. *IEEE Transactions on Haptics*, Vol. 2, No. 2, pp. 103–110, 2009.

[66] H.Y. Yao and V. Hayward. Design and analysis of a recoil-type vibrotactile transducer. *The Journal of the Acoustical Society of America*, Vol. 128, No. 2, pp. 619–627, 2010.

[67] K. Sato, H. Kajimoto, N. Kawakami, and S. Tachi. Electrotactile display for integration with kinesthetic display. In *Proceedings of the 16th IEEE International Symposium on Robot and Human interactive Communication*, pp. 3–8, Jeju Island, Korea, 2007.

[68] S. Jeon and S. Choi. Haptic augmented reality: Taxonomy and an example of stiffness modulation. *Presence: Teleoperators and Virtual Environments*, Vol. 18, No. 5, pp. 387–408, 2009.

[69] A.J. Liu and S.R. Nagel. Jamming is not just cool any more. *Nature*, Vol. 396, No. 6706, pp. 21–22, 1998.

[70] S. Saga and K. Deguchi. Dilatant fluid based tactile display-basic concept. In *Proceedings of the 2010 IEEE Haptics Symposium*, pp. 309–312, Waltham, USA, 2010.

[71] A. Mozeika, E. Steltz, and H.M. Jaeger. The first steps of a robot based on jamming skin enabled locomotion. In *Proceedings of the 2009 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems*, pp. 408–409, St. Louis, USA, 2009.

[72] B.F. Ruth. Studies in filtration iii. derivation of general filtration equations. *Industrial & Engineering Chemistry*, Vol. 27, No. 6, pp. 708–723, 1935.

[73] H. Shirado and T. Maeno. Modeling of texture perception mechanism for tactile display and sensor. *Virtual Reality Society of Japan*, Vol. 9, No. 3, pp. 235–240, 2004.

[74] C.W. Reynolds. Flocks, herds and schools: A distributed behavioral model. In *Proceedings of the ACM SIGGRAPH 1987*, Vol. 21, pp. 25–34, Anaheim, USA, 1987.

[75] M. Yamaoka, A. Yamamoto, and T. Higuchi. Basic analysis of stickiness sensation for tactile displays. *Haptics: Perception, Devices and Scenarios*, pp. 427–436, 2008.

[76] M. Konyo, S. Tadokoro, A. Yoshida, and N. Saiwaki. A tactile synthesis method using multiple frequency vibrations for representing virtual touch. In *Proceedings of the 2005 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems*, pp. 3965–3971, Edmonton, Canada, 2005.

[77] H. Nagano, S. Okamoto, and Y. Yamada. What appeals to human touch? effects of tactual factors and predictability of textures on affinity to textures. In *Proceedings of the World Haptics 2011*, pp. 203–208, Istanbul, Turkey, 2011.

[78] H. Kajimoto, N. Kwakami, T. Maeda, and S. Tachi. Tactile feeling display using functional electrical stimulation. In *Proceedings of the The 9th International Conference on Artificial Reality and Telexistence*, pp. 1–8, Tokyo, Japan, 1999.

[79] F. Robineau, F. Boy, J.P. Orliaguet, J. Demongeot, and 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, 2007.

[80] R.H. Nathan. Functional electrical stimulation of the upper limb: charting the forearm surface. *Medical & biological engineering & computing*, Vol. 17, No. 6, pp. 729–736, 1979.

[81] D.R. McNeal. Analysis of a model for excitation of myelinated nerve. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, Vol. 23, No. 4, pp. 329–337, 1976.

[82] M. Bergmann, I. Herbst, R. von Wieding, and FE Wolter. Haptical rendering of rough surfaces using their fractal dimension. In *Proceedings of the 1st PHANToM Users Research Symposium*, pp. 9–12, Deutsches Krebsforschungszentrum,Germany, 1999.

[83] Y.H. Liu and X.J. Wang. Spike-frequency adaptation of a generalized leaky integrate-and-fire model neuron. *Journal of Computational Neuroscience*, Vol. 10, No. 1, pp. 25–45, 2001.

[84] S.J. Lederman and R.L. Klatzky. Sensing and displaying spatially distributed fingertip forces in haptic interfaces for teleoperator and virtual environment systems. *Presence: Teleoperators & Virtual Environments*, Vol. 8, No. 1, pp. 86–103, 1999.

[85] M.A. Zahariev and C.L. Mackenzie. Auditory contact cues improve performance when grasping augmented and virtual objects with a tool. *Experimental Brain Research*, Vol. 186, No. 4, pp. 619–627, 2008.

[86] S.M.B.I. Botden and J.J. Jakimowicz. What is going on in augmented reality simulation in laparoscopic surgery? *Surgical Endoscopy*, Vol. 23, No. 8, pp. 1693–1700, 2009.

[87] S. Schostek, M.O. Schurr, and G.F. Buess. Review on aspects of artificial tactile feedback in laparoscopic surgery. *Medical Engineering and Physics*, Vol. 31, No. 8, pp. 887–898, 2009.

[88] M. Brell and A. Hein. Positioning tasks in multimodal computer-navigated surgery. *IEEE MultiMedia*, Vol. 14, No. 4, pp. 42–51, 2007.

[89] A. Kuhn, T. Keller, M. Lawrence, and M. Morari. The influence of electrode size on selectivity and comfort in transcutaneous electrical stimulation of the forearm. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, Vol. 18, No. 3, pp. 255–262, 2010.

[90] K. Sato and S. Tachi. Design of electrotactile stimulation to represent distribution of force vectors. In *Proceedings of the 2010 IEEE Haptics Symposium*, pp. 121–128, Waltham, USA, 2010.

[91] S. Tachi, K. Tanie, and M. Abe. Experiments on the magnitude sensation of electrocutaneous stimuli. *Bulletin of Mechanical Engineering Laboratory*, No. 30, pp. 1–9, 1978.

[92] K. Bark, J. Wheeler, P. Shull, J. Savall, and M. Cutkosky. Rotational skin stretch feedback: A wearable haptic display for motion. *IEEE Transactions on Haptics*, Vol. 3, No. 3, pp. 166–176, 2010.

[93] M. Renz, C. Preusche, M. Pötke, H.P. Kriegel, and G. Hirzinger. Stable haptic interaction with virtual environments using an adapted voxmap-pointshell algorithm. In *Proceedings of the Eurohaptics conference 2001*, pp. 149–154, Birmingham, UK, 2001.

[94] K. Nakamura, T. Yasui, H. Ikeda, T. Ishiguro, K. Nakayama, Y. Iwai, and M. Komiyama. The technique of the suction for surgery of cerebral aneurysms: From trainee to beginner. *Japan Society on Surgery for Cerebral Stroke*, Vol. 36, pp. 288–293, 2008.

[95] K. Kamiyama, H. Kajimoto, M. Inami, N. Kawakami, and S. Tachi. A vision-based tactile sensor. In *Proceedings of the 11th International Conference on Artificial Reality and Telexistence*, Vol. 11, pp. 127–134, Tokyo, Japan, 2001.

[96] M. Bauccio. *ASM Metals Reference Book*. ASM International, Cleveland, 1993.

[97] K.L Johnson. *Contact mechanics*. Cambridge University Press, Cambridge, 1987.

[98] K. Miller, K. Chinzei, G. Orssengo, and P. Bednarz. Mechanical properties of brain tissue in-vivo: experiment and computer simulation. *Journal of Biomechanics*, Vol. 33, No. 11, pp. 1369–1376, 2000.

研究業績

関連論文

1. 吉元 俊輔, 黒田 嘉宏, 井村 誠孝, 鍵山 善之, 大城 理, “空間透明型電気触覚ディスプレイの開発と道具操作支援への応用”, 生体医工学, Vol.49, No.1, pp.54-61, 2011.

2. 吉元 俊輔, 黒田 嘉宏, 井村 誠孝, 大城 理, “物体表面の自己相似性を伝える電気触覚パルス頻度変調”, 日本バーチャルリアリティ学会論文誌, Vol.16, No.3, pp.307-315, 2011.

3. 吉元 俊輔, 濱田 友貴, 徳井 隆博, 末竹 哲也, 井村 誠孝, 黒田 嘉宏, 大城 理, “ダイラタント流体を用いた媒体制御型力触覚提示装置”, 日本バーチャルリアリティ学会論文誌, Vol.16, No.3, pp.317-325, 2011.

4. 吉元 俊輔, 濱田 友貴, 徳井 隆博, 末竹 哲也, 井村 誠孝, 黒田 嘉宏, 大城 理, “Haptic Canvas：ダイラタント流体を用いた力触覚の生成と調合”, 芸術科学会論文誌, Vol.10, No.4, pp.204-214, 2011.

5. 吉元 俊輔, 黒田 嘉宏, 井村 誠孝, 大城 理, “組織牽引支援のための歪計測に基づく電気触覚フィードバック”, 生体医工学, Vol.50, No.1, pp.84-91, 2012.

参考論文

1. 吉元 俊輔, 重枝 慧, 黒田 嘉宏, 井村 誠孝, 大城 理, 東 寛子, 八木 雅和, 高田 健治, “対話的相互参照のための可触歯科画像の構成手法”, Medical Imaging Technology, Vol.29, No.4, pp.181-190, 2011.

書籍

1. M. Imura, S. Yoshimoto, ”Entertainment Media Arts with Multi-Sensory Interaction(Chapter 8)”, In: George Ghinea, Frederic Andres, Stephen Gulliver, Multiple Sensorial Media Advances and Applications: New Developments in MulSeMedia. Information Science Reference (an imprint of IGI Global), Hershey, USA, pp.165-181, 2011.

国際発表

1. S. Yoshimoto, Y. Kuroda, Y. Kagiyama, T. Kuroda, O. Oshiro, “Tactile Mapping Approach using Electrical Stimulus Pattern”, In Proceedings of the 18th IEEE International Symposium on Robot and Human Interactive Communication (RO-MAN ’09), pp.460-465, Toyama, Octorber, 2009.

2. S. Yoshimoto, Y. Hamada, T. Tokui, T. Suetake, M. Imura, Y. Kuroda, O. Oshiro, “Haptic Canvas”, Demonstrations in Laval Virtual ReVolution 2010, pp.145-146, Laval, April, 2010 (**Laval Virtual Award 2010**).

3. S. Yoshimoto, Y. Hamada, T. Tokui, T. Suetake, M. Imura, Y. Kuroda, O. Oshiro, “Haptic Canvas: Blending stickiness, hardness, roughness with dilatant fluid based haptic device”, In Proceedings of the 12th International Conference on Virtual Reality (VRIC ’10), pp.279-282, Laval, April, 2010.

4. S. Yoshimoto, Y. Hamada, T. Tokui, T. Suetake, M. Imura, Y. Kuroda, O. Oshiro, “Haptic Canvas: Dilatant fluid based haptic interaction”, In Proceedings of ACM SIGGRAPH 2010 Emerging Technology, ET321, Los Angeles, July, 2010.

5. S. Yoshimoto, Y. Kuroda, M. Imura, O. Oshiro, “Development of a Spatially Transparent Electrotactile Display and Its Performance in Grip Force Control”, In Proceedings of 33rd Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, pp.3463-3466, Boston, August/September, 2011.

6. Y. Kuroda, S. Yoshimoto, E. Shigeeda, M. Imura, O. Oshiro, H. Azuma, M. Yagi, K. Takada, “Cross-Reference Dental Images with Haptic Feedback for Dentist-Patient Mutual Communication”, In Proceedings of the 4th Global COE International Symposium on Physiome and Systems Biology, p.58, Toyonaka, November, 2011.

7. S. Yoshimoto, N. Matsuzaki, Y. Kuroda, M. Imura, O. Oshiro, “STELET Display: Tactile Augmentation with Handheld Tool”, In Proceedings of The 21st International Conference on Artificial Reality and Telexistence, p.168, Toyonaka, November, 2011.

国内発表

1. 吉元 俊輔, 濱田 友貴, 末竹 哲也, 徳井 隆博: “ダイラタノシー”, Demonstrations in International collegiate of Virtual Reality Contest 2009 (IVRC’09), 東京, 2009 年 10 月 (**日本 VR 学会賞・未来観客賞受賞**).

2. 吉元 俊輔, 濱田 友貴, 末竹 哲也, 徳井 隆博, 井村 誠孝, 大城 理, “ダイラタノシー”, インタラクティブ東京予稿集, 東京, 2009 年 10 月.

3. 吉元 俊輔, 黒田 嘉宏, 鍵山 善之, 井村 誠孝, 黒田 知宏, 大城 理, “電気刺激パターンを用いた触覚生成”, 日本バーチャルリアリティ学会研究報告, Vol.014, No.HDC03, pp.3-6, 大阪, 2009 年 10 月.

4. 吉元 俊輔, 黒田 嘉宏, 鍵山 善之, 井村 誠孝, 大城 理, “指構造と受容器活動の解析に基づいた触覚フィルタの設計”, 電気関係学会関西支部連合大会予稿集, G265, 大阪, 2009 年 11 月 (**奨励賞受賞**).

5. 吉元 俊輔, 黒田 嘉宏, 井村 誠孝, 鍵山 善之, 大城 理, “指先の神経求心路刺激による空間透明型電気触覚ディスプレイ”, 第 49 回日本生体医工学会大会妙録集, 大阪, 2010 年 6 月.

6. 吉元 俊輔, 黒田 嘉宏, 井村 誠孝, 鍵山 善之, 大城 理, “空間透明型電気触覚ディスプレイの開発と道具操作支援への応用”, 生体医工学シンポジウム 2010 講演予稿集, 札幌, 2010 年 9 月 (**ベストリサーチアワード受賞**).

7. 吉元 俊輔, 黒田 嘉宏, 井村 誠孝, 鍵山 善之, 大城 理, “力ベクトル重畳のための空間透明型電気触覚ディスプレイ”, 第 15 回日本バーチャルリアリティ学会大会論文抄録集, 金沢, 2010 年 9 月.

8. 吉元 俊輔, 濱田 友貴, 徳井 隆博, 末竹 哲也, 井村 誠孝, 黒田 嘉宏, 大城 理, “ダイラタント流体を用いた力触覚インタラクション”, エンタテイメントコンピューティング 2010 予稿集, 京都, 2010 年 10 月 (**童司賞受賞**).

9. 吉元 俊輔, 濱田 友貴, 徳井 隆博, 末竹 哲也, 井村 誠孝, 大城 理, “ダイラタント流体を用いた媒体制御型力触覚提示装置の開発”, 日本バーチャルリアリティ学会研究報告, Vol.001, No.HDC05, pp.7-10, 仙台, 2010 年 11 月.

10. 吉元 俊輔, 黒田 嘉宏, 井村 誠孝, 鍵山 善之, 大城 理, “触覚重畳のための有限要素解析に基づく刺激設計”, 電気関係学会関西支部連合大会予稿集 (ポスターシンポジウム), P28, 草津, 2010 年 11 月.

11. 吉元 俊輔, “多機能歯科画像提示のための可触化環境の構築”, MEI センターグローバル COE 若手研究者成果発表会, 吹田, 2011 年 2 月.

12. 吉元 俊輔, 黒田 嘉宏, 井村 誠孝, 大城 理, “神経活動解析に基づく電気触覚提示のための電極設計”, 第 50 回日本生体医工学会大会妙録集, 東京, 2011 年 4 月.

13. 井村 誠孝, 重枝　慧, 吉元俊輔, 黒田 嘉宏, 大城 理, 東 寛子, 八木 雅和, 高田 健治, “多元的歯列情報の可視化・可触化プラットフォームの構築”, 第 55 回システム制御情報学会研究発表講演会講演論文集, Vol.55, pp.193-194, 吹田, 2011 年 5 月.

14. 吉元 俊輔, 重枝 慧, 黒田 嘉宏, 井村 誠孝, 大城 理, 東 寛子, 八木 雅和, 高田 健治, “対話的相互参照のための可触歯科画像の構成手法”, 第 30 回日本医用画像工学大会予稿集, 大田原, 2011 年 8 月.

15. 吉元 俊輔, 黒田 嘉宏, 井村 誠孝, 大城 理, “組織牽引支援のための歪計測に基づく電気触覚フィードバック”, 生体医工学シンポジウム 2011 講演予稿集, 長野, 2011 年 9 月 (**ベストリサーチアワード**).

16. 吉元 俊輔, 黒田 嘉宏, 井村 誠孝, 大城 理, “空間透明型電気触覚ディスプレイを用いた把持感覚重畳による道具操作支援”, 日本バーチャルリアリティ学会研究報告, Vol.16, No.HDC07, pp.27-30, 名古屋, 2011 年 11 月.

17. 吉元 俊輔, 濱田 友貴, 徳井 隆博, 末竹 哲也, 井村 誠孝, 黒田 嘉宏, 大城 理, “ダイラタノシー：片栗粉を使った VR システムの着想から応用まで”, 第 4 回横幹連合コンファレンス論文集, 能美, 2011 年 11 月.

18. 黒田 嘉宏, 繁田 悠, 吉元 俊輔, 井村 誠孝, 大城 理, “物体操作や道具支援を目的とした疑似力覚提示装置の開発”, バイオエンジニアリング講演会予稿集, 8D12, 豊中, 2012 年 1 月.

19. 吉元 俊輔, 黒田 嘉宏, 井村 誠孝, 大城 理, “組織牽引支援のための道具の歪と対象物の物性に基づいた電気触覚提示システム”, 第 51 回日本生体医工学会大会プログラム・論文集, 博多, 2012 年 5 月.

20. 吉元 俊輔, 黒田 嘉宏, 井村 誠孝, 大城 理, 東 寛子, 八木 雅和, 高田 健治, “歯科模型の可触化による切削訓練システムの構築”, 第 31 回日本医用画像工学大会予稿集, 札幌, 2012 年 8 月.

特許等

1. 黒田 嘉宏, 吉元 俊輔, 大城 理, “空間透明型触覚提示装置および道具操作支援システム”, 特願 2010-143074, 特開 2012-005596(P2012-005596A).

その他

1. 吉元 俊輔, “SIGGRAPH2010 展示報告”, 日本バーチャルリアリティ学会誌, Vol.15, No.4, pp.50-51, 2010.

2. 吉元 俊輔, “多機能歯科画像提示のための可触化環境の構築”, MEI センターグローバル COE 若手研究者成果発表会, 吹田, 2011.

3. 吉元 俊輔, 黒田 嘉宏, 井村 誠孝, 大城 理, “電気刺激を利用した可触化とその応用”, 第 24 回基礎工学研究科産学交流会, 豊中, 2011.

4. 吉元 俊輔, “ワクワク留学体験記 ETH Zurich, Computer Vision Lab.”, 日本バーチャルリアリティ学会誌, Vol.16, No.4, pp.248-249, 2011.

受賞

1. 吉元 俊輔, 濱田 友貴, 徳井 隆博, 末竹 哲也, “IVRC 2009 準優勝 (日本 VR 学会賞)”, 2009 年 10 月.
2. 吉元 俊輔, 濱田 友貴, 徳井 隆博, 末竹 哲也, “IVRC 2009 未来観客賞”, 2009 年 10 月.
3. S. Yoshimoto, Y. Hamada, T. Tokui, T. Suetake, M. Imura, Y. Kuroda, O. Oshiro, “Laval Virtual Awards 2010 Category: Interfaces and Material”, April, 2010.
4. 吉元 俊輔, “平成 21 年度電気関係学会関西支部連合大会　奨励賞”, 2010 年 4 月.
5. 吉元 俊輔, 濱田 友貴, 徳井 隆博, 末竹 哲也, 井村 誠孝, 黒田 嘉宏, 大城 理, “エンタテイメントコンピューティング 2010 童司賞”, 2010 年 10 月.
6. 吉元 俊輔, 黒田 嘉宏, 井村 誠孝, 鍵山 善之, 大城 理, “生体医工学シンポジウム 2010 ベストリサーチアワード”, 2010 年 9 月.
7. 吉元 俊輔, 黒田 嘉宏, 井村 誠孝, 大城 理, “生体医工学シンポジウム 2011 ベストリサーチアワード”, 2011 年 9 月.

研究助成等

1. 日本学術振興会 (JSPS) 組織的な若手研究者等海外派遣プログラム, 大阪大学基礎工学研究科 複合学際領域開拓を担う若手人材育成のための国際ネットワーク形成, “Development of Haptic/Tactile Augmented Reality System in Medicine”, 平成 23 年.

2. 文部科学省科学研究費補助金 特別研究員奨励費, “生体的特徴に基づいた感覚介在型の電気触覚生成法の開発と術具操作支援への応用”, (課題番号：11J02192), 平成 23-25 年度, 研究代表者.

3. 独立行政法人科学技術振興機構 (JST) 研究成果最適展開支援プログラム (A-STEP) 探索タイプ, “電気触覚提示装置を用いた道具操作支援システムの試作”, 平成 23 年, 研究分担者.