

空間位置知覚のための
感覚統合過程に関する研究

前田 太郎

①

空間位置知覚のための
感覚統合過程に関する研究

平成6年1月

前田太郎

目次

1 緒論	4
1.1 本研究の目的	4
1.2 人間の空間知覚に関する従来の研究	5
1.2.1 心理学からのアプローチ	5
1.2.2 医学, 生理学からのアプローチ	6
1.2.3 神経回路の数理モデルからのアプローチ	7
1.3 本論文の概要	7
1.4 本論文の構成	9
2 空間知覚過程のモデル化	11
2.1 視覚による空間知覚過程と現象的特性	11
2.2 生体における知覚の生成過程	14
2.3 生体における感覚統合の意義	15
2.4 感覚統合過程の数理的解釈	16
2.4.1 知覚過程の数理的解釈	16
2.4.2 学習過程の数理的解釈	18
2.5 空間知覚におけるずれ現象と知覚信号	20
2.6 心理物理実験における設定条件 一位置情報に関わる感覚器情報のモデリング	21
2.7 まとめ	22
3 ホロプタを生じる空間知覚モデル	23
3.1 現象としてのホロプタ	23
3.1.1 被験者によるホロプタ測定実験	23
3.2 両眼注視による空間位置知覚のメカニズム	24
3.2.1 注視状態下での視覚における空間位置情報	24
3.2.2 眼球運動系のモデル化	25
3.3 空間位置知覚を形成する神経回路網モデル	26
3.3.1 一般的な神経回路網モデルと学習法	26

3.3.2	生体内の信号表現形態のモデル化	28
3.3.3	空間知覚過程の神経回路網モデル	32
3.3.4	知覚の尺度と規範関数	38
3.4	対称性と半側空間	40
3.4.1	視空間の対称性	40
3.4.2	半側空間モデルの導入	41
3.5	モデルによるシミュレーション実験	43
3.6	モデルによるホロプタ知覚過程の信号処理構造の解析	45
3.7	生理学的制約の一般化	46
3.7.1	スカラ学習則	46
3.7.2	スカラ加算モデル	46
3.7.3	スカラ加算モデルにおける学習結果の導出	49
3.8	まとめ	49
4	空間知覚に関する心理物理現象のモデル	51
4.1	平行アレイ・距離アレイを生じる空間知覚モデル	51
4.1.1	被験者によるアレイ測定実験	52
4.1.2	スカラ加算モデルの学習に用いる規範関数	53
4.1.3	平行と等距離の概念	53
4.1.4	モデルによるシミュレーション実験	55
4.1.5	まとめ	56
4.2	視空間幾何学の再評価	56
4.2.1	ホロプタを生じる空間知覚モデル	57
4.2.2	スカラ加算モデルと Luneburg モデルの対応	58
4.2.3	主観的等距離面と距離ホロプタ	62
4.2.4	距離ホロプタ測定実験	65
4.2.5	まとめ	69
4.3	触覚的空間知覚過程のモデル	70
4.3.1	右上肢固有受容感覚による位置知覚のメカニズム	71
4.3.2	被験者による上肢先端位置知覚実験	74
4.3.3	上肢固有受容感覚による空間知覚過程を形成するスカラ加算モデル	78
4.3.4	スカラ加算モデルによる空間知覚過程シミュレーション実験	78
4.3.5	シミュレーション実験	80
4.3.6	モデルによる信号処理構造の解析	82
4.3.7	まとめ	82
4.4	まとめ	83

5	異種感覚間における位置感覚統合過程	84
5.1	異種感覚間における位置感覚の一致	85
5.2	生体内における位置情報の流れのモデリング	86
5.2.1	心理学的知見からのモデリング	87
5.2.2	生理学的知見からのモデリング	89
5.3	脳内における空間位置表現形式	90
5.4	位置感覚統合における測定水準	92
5.5	視覚性到達運動における感覚統合	93
5.5.1	従来の視覚性到達実験とその問題点	94
5.5.2	被験者による測定実験とその傾向	94
5.5.3	視覚性到達実験における感覚統合過程のモデル化	97
5.5.4	シミュレーション実験と実験結果	98
5.5.5	モデルによる信号処理構造の解析	99
5.6	固有受容感覚性注視点定位動作における感覚統合	101
5.6.1	被験者による測定実験とその傾向	102
5.6.2	シミュレーション実験	104
5.6.3	モデルによる信号処理構造の解析	105
5.7	まとめ	106
6	結論	108
6.1	本研究の総括	108
6.2	空間位置知覚過程に見られる一般的傾向	110
6.2.1	空間位置知覚過程における目的指向性	110
6.2.2	空間位置知覚過程における並列性と直接性 —中間信号の不在—	111
6.3	感覚統合の学習的獲得過程に関する一般仮説の提言	112
Appendix		114
A.1	測定の根拠となる公準	114
A.2	神経回路における学習の根拠となる長期増強過程	114
A.3	注視の有無によって生じる視空間位置知覚の特性の差異	116
謝辞		118
参考文献		119
関連発表リスト		123

第1章 緒論

1.1 本研究の目的

生体における情報処理の中で主な役割を果たしていると考えられるのは脳における神経回路であり、その情報処理のメカニズムの解明は自然科学における永年のテーマである。そのメカニズムを知ろうとする試みとしては、ボトムアップ的なアプローチとしての生理学とトップダウン的なアプローチとしての心理学がある。すなわち、生理学はその構成要素である神経の接続関係を調べ、脳の各部分の活動電位や伝達物質といった計測可能な物理情報から脳の働きを知ろうとする試みであり、一方、心理学は様々な感覚刺激によって知覚される感覚現象や心理現象、また、様々な脳障害によって引き起こされる心理現象から、脳の働きを記述しようとする試みであるといえる。

しかし、これらの研究の多くはそれぞれに心理現象レベル、機能要素レベルの議論に終始してしまい、脳の情報処理のメカニズムを機能的に解明するには至っていない。

脳のメカニズムを解明するという試みは工学的な見地からみれば複雑な未知の情報処理システムの内部構造を同定する試みに他ならず、このためには一般的に、内部モデルの同定を行うことが極めて有効である。すなわち、心理学のアプローチのように全システムをブラックボックスと見なした場合、対象システムが複雑になりすぎて、各現象間を統一的に説明可能なメカニズムを同定できず、また、生理学のアプローチのように、単一の神経信号を追跡する手法では数億の神経細胞からなる脳のメカニズムをその情報処理機能という観点から理解するためには各信号とその機能的意味の解釈にあまりに隔たりが大きいいとえる。

そこで、これを解明するために機能的モデル論の立場が現れ、神経回路網の工学的モデルによって脳のメカニズムを構成的に解明しようとする試みがなされている。すなわちこれは、生理学的見地からみて最も自然な信号処理の形態を持ち、心理学的現象を最も統一的に説明可能な情報処理モデルを構築することによって、脳の情報処理の機能を解明しようとする研

究方法である。

こうしたモデル論の立場からみて有効な研究対象としては知覚現象の研究があげられる。知覚現象は、生体への入力である感覚刺激を物理量として計測することができ、また、その結果を心理物理実験によって定量的に計測することができる。これによって、知覚現象においては機能要素レベルから心理現象レベルにいたる過程のメカニズムを明確な形で数理的にモデル化することができ、そのモデルによって生理学的知見から心理学的知見までを統一的に扱うことができる。

人間の知覚とは、心理的現象としてみれば環境や状態の意識への反映である。人は知覚によって初めて内外の環境や状態を認識することができる。一方、物理的現象としてみれば、知覚は生体の受容器がとらえた物理的情報をもとに生体内の情報処理によって構成された外界の状態の内部モデルであり、物理的情報そのものではない。したがって、生体にとって知覚とは感覚器において捉えた信号を外界の状態の内部モデルに対応づける情報処理の過程であると考えることが出来る。ところで、こうした対応関係は生体の成長に伴って変化するものであるために、一般にこうした知覚過程には可塑性があり、後天的な学習によってその信号処理過程は感覚信号と知覚される現象とを一致させるように適応的に働いているものと考えられる。この学習の過程において、生体内の情報処理機能が物理的情報と知覚の関係を正確に対応づけられなかった場合、結果として知覚された世界は物理的な世界との間に一定のずれを残すことになる。

本論文では、これらの空間位置知覚における物理空間と知覚空間のずれの現象を手がかりに、生体内の情報処理のメカニズムを工学モデルの立場から構成的に解明することを目的とする。

1.2 人間の空間知覚に関する従来の研究

1.2.1 心理学からのアプローチ

「物を真っ直ぐに見る」といえばものごとを偏見無く見ることの比喩的表現であるが、実のところ、人間の目というものは素直に見れば見るほど物が真っ直ぐに見えないものである。もちろんこれは比喩的な意味ではなく、心理物理的な現象としてのことである。人の目に物が真っ直ぐに見えていないという事実はわかには信じがたいことであるが、こうした現象は中でも奥行視を含んだ直線の知覚について明確に現れる。その代表的なものが Helmholtz のホロプタ¹⁾と呼ばれる現象である。目の高さの水平面上にある視標を額に平行な物理的な直線上に並べると、一般に被験者はこれを曲線上にあると感じる。この際の見かけの直線の形状は奥行距離によって異なり、被験者毎に特定の距離でほぼ物理的直線に一致し、近傍で被験者に対して凹型に、遠方で凸型となる。これと同様に正中面に対して主観的に平行な点の軌跡としての平行アレイ、等距離な点の軌跡としての距離アレイが古くから知られており、いずれも物理的直線とは異なった軌跡を示す。触空間についてもこれと同様の研究がなされており、視空間の場合と同様、主観的直線は物理的直線とは異なり、観察者に対して凹型の曲

線を描く。こうした各種感覚器情報からの知覚に物理空間からのずれが発生している以上、これらの感覚情報を統合した場合、同一の物理量の知覚に対しても感覚間のずれがでることが予測される。実際にこのずれが発生する現象は心理学の分野においてよく知られており、視覚性の到達運動の際に手の運動を見えなくした開ループ指示動作の場合、手の到達位置に関するアンダーシュートが発生することが実験によって確かめられている。^{21, 22, 23}

一般にこれらのずれの傾向は万人に共通であり、ずれの量は各人に固有で再現性がある。このことから、これらのずれはヒトに特有のなんらかの先天的な要素を反映しているものと考えられる。しかし、こうしたずれは完全に不変なものではない。これは、空間の知覚過程が感覚間関係が変化した場合には適応的に学習する可塑性を持っているためである。こうした可塑性は、反転眼鏡に代表される様に、視線の方向を変化させるプリズムを用いた適応実験と、適応の残効現象を用いた多くの実験によって検証されている。また、こうした適応ばかりでなく、長時間自分の手を見る機会を奪われると開ループ指示動作の位置精度が明らかに低下するといった、忘却効果のような可塑性も現象的に確認されており²⁴、この様な適応的な学習は生体の知覚過程においては継続的に常時行われているプロセスであることが分かる。

こうした適応プロセスが作用しているにもかかわらず、知覚される空間と物理的な空間の間に定常的なずれが残ってしまうというホロプタ等の現象の存在によって、先天的な要素が作用しているのはずれの傾向そのものではなく、適応的な学習の結果、そのようなずれを残してしまう学習機能上の制約として作用しているものと考えられる。

以上の観点から、本論文ではこれらのずれの現象を通じて生体の学習系に課せられた先天的な制約を工学的機能モデルの視点から解明していくものとする。

1.2.2 医学、生理学からのアプローチ

生体における情報処理の主役は脳であり、その信号処理のプロセスは神経細胞のネットワークによって実現されている。特定の脳の部位がどんな情報処理機能を果たしているかについては、脳障害の臨床例や、動物を用いた破壊実験などから、病変部位と機能障害の対応関係という形でかなり詳細に調べられている。これらの症例においては空間知覚に関わる報告がいくつもあるが、もっとも有名なものは頭頂連合野を中心とした病変による、半側空間無視 (unilateral spatial neglect) であろう。これは病変半球の反対側に与えられた刺激に気付かず反応しなくなる症例である。この症例では視覚だけに限らず、体性感覚、聴覚、身体感覚なども含まれる例があり、半球離断症状群とともに、総合的な空間知覚能力における左右半側空間の独立性を証明する症例であるといえる。視覚において本論文と最も関連が深いのは視覚性失見当 (visual disorientation) である。これは視覚による対象の空間位置の定位能力 (visual localization) の障害と複数対象間の空間関係の定位能力 (orientation in space) の障害を言う。本論文において異種感覚間統合の例として取り上げた視覚性到達運動と、固有受容感覚性の注視点定位動作については、前者の障害に、視覚におけるホロプタやアレイの知覚に関しては、後者の障害についてそれぞれ関係が深い。これらの障害が独立に生じることとは、本論文の議論において重要な意味を持つ。この臨床的知見から、これらの知覚過程を生じる

信号処理系がほぼ独立して存在することが予想されるからである。これらの障害もまた反対側頭頂葉の病変によって引き起こされる。また、体性感覚においても中心後回を中心とする病巣によって反対側身体側において同様の症状が見られる。この場合、さらに興味深いのが、触点定位能力と、能動的触覚行動の障害が独立に起きることであり、これらの情報処理過程が独立に存在することを示唆している。また、視覚性到達運動においては Levins ら⁵⁾によるさらに詳細な報告が知られており、上頭頂小葉の破壊により反対側上肢の位置知覚が、下頭頂小葉の破壊により反対側の視覚による位置知覚の統合が、それぞれ阻害される傾向が知られている。

これらの人間の臨床例による知見を動物を用いて実験的に裏付け、さらに詳細な生理学的知見を得るための研究も多く行われており、上述の頭頂小葉に対応する部位を冷却することで一時的に同様の障害を生じさせる Stein の研究⁶⁾や、やはり頭頂連合野 7a 野において注視による位置知覚に関連すると思われる Visual Fixation Neuron に関する酒田ら⁷⁾の研究などがあり、本論文との関連が深い。

1.2.3 神経回路の数理モデルからのアプローチ

また、一方で神経回路網の数理モデルによる研究によって生体の機能を解明する試みも多くなされている。こうした神経回路網のモデルは多くは McCulloch & Pitts の神経細胞モデルと Hebb の学習則を基本としており、学習過程のモデルとしてはパーセプトロンやバックプロパゲーション法に代表される教師付き学習のモデルや、Kohonen の LVQ モデルやトポグラフィックマッピングモデル⁸⁾に代表される自己組織化のモデルなどが提案されている。そうした神経回路網モデルを用いた、脳の情報処理に関する研究は数多く、中でも感覚系に関する物は記憶系に関するものに次いで多い。

総合的な空間位置知覚のモデルとしては人間の機能モデルというよりもロボットのハンドアイシステム等を念頭において工学応用的な観点から計算論的に一般化した研究が多く見受けられる。人間の感覚運動系の総合的なモデルとして研究を行った物としては Kohonen⁹⁾や阪口ら¹⁰⁾の研究、そして Kuperstein の¹¹⁾一連の研究がある。Kuperstein の研究はそのモデルの信号処理レベルにおいて生理学的知見との対応をよく考慮した物となっているが、同研究はこうした生理学的知見からくる構造を仮定したモデルにおいても十分に一貫した感覚運動系を学習的に獲得できることを、計算モデルによって証明しようとしたものであり、心理学的な知覚現象との関連を考慮した物では無かった。このために生体機能の解明のための生体の信号処理の内部モデルとしては、実証的な裏付けが欠けているといえる。

1.3 本論文の概要

従来の研究の流れから明らかなように、脳の機能解明の研究は行動や知覚として現れる現象や脳障害の臨床例をもとにしたトップダウン的なアプローチを行う医学及び心理学の研究と、信号処理要素としての神経回路の反応や結合を調べるボトムアップ的なアプローチを行

う生理学及び解剖学の研究がその中心をなしている。これらの研究は、どうしても前者は現象単位、機能単位といったマクロレベルの議論が中心になるのに対し、後者は神経において特定の情報を担う信号の形態や神経活動の時空間パターンといったミクロレベルの議論が中心となり、得られたこれらの知見を統一的に扱うことが極めて困難である。

神経回路網の数理モデルによって生体の機能モデルを構築する研究ではこうした異なるレベルの知見の隔たりを埋めるような情報処理のモデルを仮定し、計算機シミュレーションによってその振る舞いを検証することによって、これらの知見を統一的に説明できるモデルを求める。こうした研究はそうして得られたモデルの数理的な特徴から脳の情報処理機能を構成的に解明しようとする試みであり、本論文もこの立場に立つ研究の一つである。

本論文ではまず最初に機能解明の手がかりとして空間位置知覚における知覚空間と物理空間のずれを手がかりとして、モデルを構築する。生理学的知見から神経回路におけるいくつかの先天的な制約を仮定して、神経回路モデルを分類し、計算機シミュレーションを行うことによって、心理物理的な計測結果を説明するのに最適なモデルを同定する。

こうして得られたモデルにおける情報処理上の制約を数理的な観点から一般化することによって、スカラ学習則を提案する。次にこの学習則を用いて、先に得られた神経回路網モデルを一般化した学習モデルとして数理的解析が容易なスカラ加算モデルを提案する。

本論文では次にこのモデルを他の心理物理現象にも適用し、その妥当性を検証した。この際に用いた現象としては、ホロプタと同様の視空間上のずれの現象として平行アレイと距離アレイ及び主観的等距離面について、また、手先位置感覚においては、ホロプタやアレイに相当する主観的平行面のずれの現象、さらに、これらの異種感覚間の位置感覚を統合する際のずれについても視覚性到達運動において回ループ指示動作を行った場合のずれを用いて取り上げた。

これらのいずれの現象においてもスカラ加算モデルによるシミュレーション実験の結果はヒトの空間知覚におけるずれの傾向に良く一致し、各現象の発生の機序を説明することができた。

また、これらの現象にモデルを適用する際に得られた知見から、スカラ加算モデルによるシミュレーション実験をもとにこれまで語られることのない距離ホロプタの存在を予測し、心理物理実験によってその存在を確認した。同様に、視覚性到達運動と主観的には同じ知覚過程と見なされている上肢先端の固有受容感覚に基づく注視点定位動作において視覚性到達運動において見られるずれの傾向からは説明できないずれが生じることを予測し、心理物理実験によってこれを確認した。

最後に空間位置知覚過程において共通に見られる学習と信号処理の特徴をもとに、一般的な生体の学習のメカニズムの特徴について考察し、これから脳の高次機能に関わる学習能力の限界について予測する。また、これにともなって今後の脳機能解明研究において生理学、心理学の分野において有効なものになると考えられる課題を提案する。

1.4 本論文の構成

本論文では、従来心理現象として計測された現象の記述しかなされてこなかったこれらの空間位置知覚における物理空間と知覚空間のずれの現象を通じて生体の学習系に課せられた先天的な制約を工学的機能モデルの視点から解明していくものとする。

本論文は結論の他、以下の各章で構成されている。

第2章では、生体において空間知覚過程がどのように構成されるのかについて考察し、空間知覚過程を神経回路モデルを用いて記述するための基本的な水準と尺度について設定する。

第3章では視空間における前額平行面の知覚を学習によって獲得する知覚過程のモデルを神経回路モデルを用いて提案する。このモデルにおいて、生理学的知見からくる様々な制約を反映させて、計算機シミュレーションを行い、ヒトの知覚系においてHelmholtzのホロプタが発生するプロセスの機序を解明する。さらに、この過程で得られた知見から、ヒトの知覚過程の学習系において脳の神経回路における先天的な要素として予想される信号処理上の制約を一般化した学習則としてスカラ学習則を提案する。また、これを用いた知覚系の学習過程の一般化モデルとしてスカラ加算モデルを提案する。

第4章では、第3章で提案されたスカラ加算モデルを用いて、各種の空間位置知覚におけるずれの現象を説明することを試みる。

まず、最初にホロプタと同様に視空間知覚におけるずれの現象として知られる平行アレイ、距離アレイの知覚過程をモデル化し、このモデルがホロプタと同様、これらのアレイの物理的直線からのずれを説明できることを検証する。また、同モデルの学習プロセスからの知見にもとづき、平行と等距離の概念の違いによって生じる主観的位置関係の食い違いについてその発生の機序を解明する。

次に、従来ホロプタ、アレイの各現象の記述に用いられてきた視空間幾何学を、スカラ加算モデルを用いて数理的に解析し直し、従来ホロプタの形状の個人差を記述してきた個人定数が、視空間知覚獲得のプロセスにおいて持つ意味について明らかにする。また、従来の視空間幾何学において実験事実との相違が問題点となっていた等距離面の問題をスカラ加算モデルによって説明する。さらに、アレイの議論から得られた平行と等距離の概念から予想される等距離ホロプタの存在を、被験者を用いた心理物理実験によって検証する。

この章の最後では、ここまで述べてきた視空間上のずれと同様の現象が、上肢先端位置の知覚による触空間知覚においても生じることを、スカラ加算モデルによる計算機シミュレーションによって予測し、その形状について被験者を用いた心理物理実験を用いて検証する。

第5章では、第4章までに述べてきた注視による視空間知覚と、上肢先端位置による触空間知覚に関する考察を通して、異種感覚による位置知覚を統合した統一的な空間位置知覚の獲得過程について考察する。まず最初に統一的な空間位置知覚を獲得するための知覚過程のモデルを神経回路モデルを用いて記述するために必要となる基本的な水準と尺度について設定する。

次にこの観点から、視覚性到達運動における従来の研究の問題点を整理して実験計画を立て、被験者による心理物理実験を行う。実験から得られた注視による位置知覚と上肢先端の

位置知覚のずれについてスカラ加算モデルを用いたシミュレーション実験を行い、その現象の機序を解明する。

さらに、視覚性到達運動において得られた知見から、主観的にこれと等価な感覚統合を要求される課題として考えられる固有受容感覚性の注視動作を取り上げ、同課題において予想される空間的なずれを、スカラ加算モデルによる計算機シミュレーションによって予測し、その形状について被験者を用いた心理物理実験を用いて検証する。

第6章は本論文全体の総括である。第5章までに得られた知見から、生体の感覚統合過程における信号処理の一般仮説と見なせる知見について整理し、その生体情報処理における意味と、そのことから示唆される生体の情報処理機能の特徴について考察する。

なお、煩雑な数式の導出やモデルの定義に当たっては巻末に Appendix を付けた。

第2章 空間知覚過程のモデル化

本章では、本論文全体を通して空間知覚をモデル化する際に共通の基本的な立場と観点について説明する。

本論文では脳の機能解明という目的に対して心理物理実験による定量的な検証が可能である点から、対象とする心理物理現象として人間の空間位置知覚に注目した。

多様な感覚器を持つ人間の感覚系において、空間内の位置の知覚に関わる物は視覚、聴覚、固有受容感覚、平衡感覚の4つである。このうち、平衡感覚は頭部の姿勢・運動に関する感覚であり、頭部の運動を伴わない場合にはその関与を除外して考えることが出来る。また、聴覚に関してはその位置に関する空間分解能が他の視覚・固有受容感覚に比べてかなり低いことが知られており、心理物理実験において統一的に扱うことが困難であるために本論文では除外することにする。

こうした観点から、本論文では視覚と固有受容感覚による空間知覚を取り扱う。さらに、それらの中でも過去の研究における心理物理実験において中心的な役割を果たしてきた感覚、すなわち、視覚における両眼注視時の位置知覚と固有受容感覚における右上肢先端の位置知覚を中心に議論を進める。

2.1 視覚による空間知覚過程と現象的特性

空間位置知覚において最も有力な感覚は視覚である。人間は空間的な二次の手掛りのない空間であっても、視標によって示された点の3次元空間中での位置や、その点までの距離などを両眼視によって知覚することができる。この際に被験者は対象点を通る視空間上の主観的直線を基準とするが、こうした直線は一般には物理的直線に一致しない。その代表的な例がホロプタと呼ばれる現象である。Fig.2.1のように目の高さの水平面上にある視標を額に平行な物理的な直線上に並べると、一般に被験者はこれを曲線上にあると感じる。

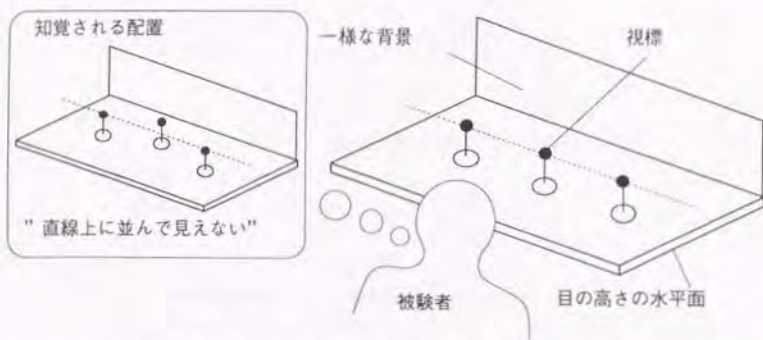


Fig. 2.1 知覚と物理空間のずれ この実験条件下では直線上に並んだ視標は被験者からは直線上にあるように見えない。見かけの直線は被験者に対して近傍で凹型、遠方で凸型に湾曲する。

この際の見かけの直線の形状は奥行距離によって異なり、被験者毎に特定の距離でほぼ物理的直線に一致し、近傍で被験者に対して凹型に、遠方で凸型となる。被験者から見て前額面と平行に見えるこの主観的直線は Helmholtz のホロプタ (horopter) と呼ばれる¹¹⁾ (Fig.2.2(a))。

またこれと同様に正中面と平行に見える主観的直線は Hillebrand の平行アレイ (parallel alley)¹²⁾、正中面から左右に等距離に見える主観的直線は Blumenfeld の距離アレイ (distance alley)¹³⁾ と呼ばれ、実際にはそれぞれ対応する物理的直線とは異なった曲線を示す (Fig.2.2(b))。

このようなホロプタやアレイは、個人によらず同一の傾向を示す。また、その曲線には個人差はあっても各個人においては常に一定している。こうした視空間の曲り方について、Lunenburg¹⁴⁾ は、人間の空間知覚座標系を一定曲率を持った Lobatchevskii 空間に基づいて説明する幾何学的理論を提出した。これに基づき、さらに Zajackowska¹⁵⁾ や Indow ら¹⁶⁾ によってその記述方法が検討されている。

これらの研究によって人間の視空間の特性は心理現象として幾何学的に詳細に解析されてきたが、その発生の機序についての議論はこれまでなされていなかった。本来、ホロプタ測定の下での空間知覚において実際に人間が用いている生体内情報は光点注視時の左右眼球の向きである。一方、額面平行面や平行直線といった直交座標系上の知覚はむしろ後天的に獲得した概念であり、生得的に持っている知覚量ではないと考えられる。この為、両者の間には何らかの学習の機構が存在していなければならないことになる。そこで次節ではこうした学習機構を持った知覚生成過程一般のモデル化について論じる。

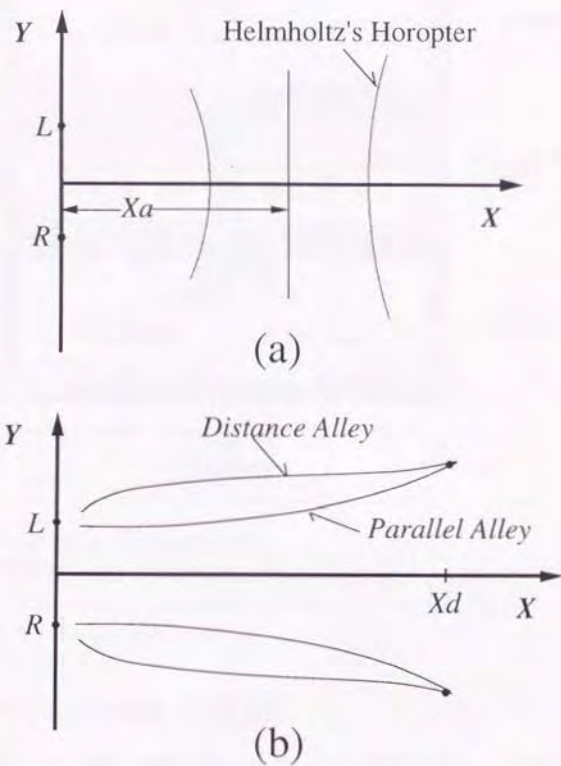


Fig. 2.2 視覚上の現象的直線:

(a) Helmholtz のホロプロタ。俯視図である。L,R は左右眼球の位置。X_a は物理的平面に一致する奥行き。(b) 平行アレイ・距離アレイ。X_d はアレイ計測時の基準点の奥行き距離。

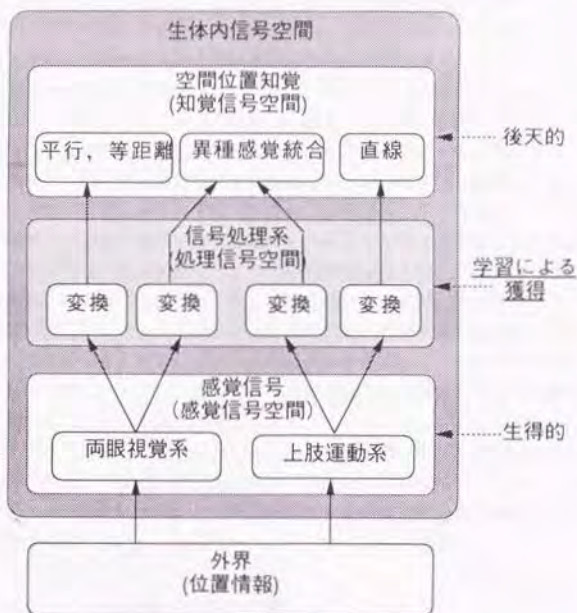


Fig. 2.3 生体内における位置感覚情報の流れ:

両眼注視状態での眼球運動による視覚的位置情報と上肢運動による固有受容感覚的位置情報の流れについて示したもの。3次元情報である各感覚信号は信号処理系で統合処理されそれぞれ特定のスカラ量として知覚される。

2.2 生体における知覚の生成過程

まず、生体において位置を知覚するというプロセスが信号の処理という観点から見た場合に、どのような意味を持つのかについて考察する。本論文で取り上げるホロボタや触空間の歪みの現象は主観的直線及び平行という直交座標系上の知覚概念に基づくものであり、これは後天的に獲得したものであると考えられる。よってその知覚量もまた、各感覚器からの生得的な信号に基づいて後天的な学習によって生成されるようになったものと考えられる。

この知覚の形成の過程は生体においては概ね Fig.2.3の様な信号の流れによるものと考えられる。すなわち、知覚対象の物理的な位置の情報は感覚器によって捉えられて生体内での感覚情報となる。しかし、その情報は、実際には眼球の向きであったり、上肢の関節角であっ

たりと多様であり、物理的位置と感覚信号の関係は各器官ごとに様々に異なっている。このために、「複数の注視点が同一直線上にあるか」、もしくは「正中面から等距離にあるか」といった知覚上の判断を下すためには、人間は感覚器からの信号を信号処理によってこうした評価を可能にする尺度に変換する機構を生体内に持たなければならない。こうした判断に要求される直線や平行、等距離といった直交座標系の概念は後天的に獲得されるものであり、従って、この変換機構もまた後天的な学習によって形成されるものと考えられる。

また、「注視点と上肢の先端は同一位置にあるか」といった感覚間の統合によって判断を下す場合も、生体が生得的な個体差や個体の成長にともなう生体の各種パラメータの変化に適應する為に何等かの学習の機構を持つ必要がある。こうした学習機能の存在に関して、最も有力な証拠となるのは、反転眼鏡等によって感覚間関係を崩した状態に被験者をおく心理物理実験であり、被験者は数日の内に新しい感覚間の対応付けに適應できることが知られている。この種の現象はその他にも様々な適應実験やそれに伴う残効現象の研究などによって非常に多くの研究がなされており、こうした感覚間の適應的な学習機能の存在と可塑性については保証されているといえる。従って、この異種感覚間の統合の為に變換機構もまた後天的な学習によって形成されるものと考えられる。

本論文では以上の考え方にに基づき、これらの現象を学習によって知覚量を生成する人間の信号処理系の特性として捉え、神経回路網モデルを用いた学習によって人間と同様の空間知覚特性を示すような信号処理モデルの構造を求めることによって人間の空間知覚における情報処理構造を構成的に考察していくことにする。

2.3 生体における感覚統合の意義

多くの心理物理実験によって知られているように、人間の空間知覚による主観的空間は多くの場合、実際の物理空間と厳密には一致しない。また同様に異種感覚による空間知覚の統合についても感覚間に一定のずれが存在する。これらは各種の感覚を統合して知覚を形成する人間の信号処理の特性の一端であると考えることが出来る。さらに人間の信号処理の特性において特徴的ともいえるのは、こうした感覚間統合が知覚においては不可避であるという点である。この端的な例は姿勢の変化による線分の傾きの知覚の変化に見られる。完全暗室中において体ごと横に傾けられた被験者に対して視覚的に正中面を提示する場合、その主観的正中面は客観的正中面に対して常に過剰に傾くことが知られている¹⁷⁾。この時、客観的正中面を観察する被験者の網膜上には常に同じ視覚刺激が提示されているにもかかわらず、被験者はそれを同じ正中面として知覚することができない。すなわち、傾きの認識においては、姿勢の情報を排した視覚のみによる認識を行うことは出来ないということになる。ここで知覚される傾きという知覚量は姿勢と不可分のものとして獲得されているのである。この理由として考えられることとしては、実際に人間が知覚を行うに際しては、線分の多くが静止系の中にあり、それに対して人間が姿勢を変化させるという状況が支配的であることである。これらの静止している線分が普遍的な傾きを持つ、すなわち静止しているという認識を維持する為には姿勢の変化につれて動いてしまう視覚のみによる傾きの知覚はむしろ障害となる。前

庭動眼反射によって頭部の運動の影響による網膜像の運動を抑制するように、自分の姿勢の変化によって空間知覚における世界像が揺らがないような抑制をかけることが知覚上必要である。この一環として傾きは姿勢と不可分な量として知覚されているものと考えられる。さらに、これらの統合関係は必ずしも固定的なものではないことは、反転眼鏡等の実験における順応を考えれば明らかである。反転眼鏡の装着時には視覚上の見かけの傾きは頭部の傾きにつれて通常とは逆方向に傾いていくことになる。順応によって世界像が揺らなくなるということは傾きの知覚が通常とは全く逆の抑制によって成立するようになったということである。

感覚の統合においては一般にこれらの傾向、すなわち定常的に成立する感覚信号間の関係を学習によって獲得して信号間の整合性をとり、重複する情報には抑制をかけることによって外界の変化として知覚すべき要素のみを抽出し、世界像を安定に保つ傾向がみられる。そして、これらの抑制とは独立な変化として認識される物にのみ注意を向けることによって必要最小限の情報処理で世界像を更新することが可能となる。この情報処理の最適化機構の獲得こそが生体における感覚統合の効果であろう。反転眼鏡等によって、この統合を実現する感覚間の関係の整合性が崩れたとき、人間は違和感を知覚する。この違和感は、感覚間の関係の変化を意味する物であり、順応によって新しい感覚間の関係を獲得するにつれて減少することになる。やがて、順応が終了するところになると、違和感は最小になり、感じられなくなるが、実際の知覚系にはわずかな食い違いが残りに残っているわけであり、違和感にも知覚される閾値があるものと考えられる。従って、実際の人間の知覚系は、数学的に厳密に見れば不整合や矛盾を多く抱えた系のまま、それに気付かないことで一貫した知覚を保っているように感じられているのだと考えられる。

2.4 感覚統合過程の数理的解釈

前述のように、人間の知覚過程には可塑性があり、後天的な学習によってその信号処理過程は感覚信号による情報と知覚される現象とを正しく対応づけられるよう適応的に働く物と考えられる。そこで、この適応的な学習過程をモデル化することによって脳の学習メカニズムについて知見を得ようとする研究が数多くなされた。ここではその知覚過程と学習過程について数理的な意味を整理しておくことにしよう。

2.4.1 知覚過程の数理的解釈

さて、数学的な観点から見れば、感覚器情報に基づく知覚過程とは、物理情報に感覚尺度を割り当てるといって、測定の一つであると言える。

一般に測定は4つの水準に分けられる¹⁸⁾。この測定尺度の段階を、低い水準のものから高い水準のものへ順にあげるならば、次のようになる。

1. 名義尺度 (nominal scale)。

2. 順位尺度 (ordinal scale),
3. 間隔尺度 (interval scale),
4. 比率尺度 (ratio scale)

ここで空間位置知覚の過程をこれらの尺度について評価することにする。感覚器からの情報を x 、知覚される量を y とすると、これらの対応関係は一般に特定の関数 f を用いて $y = f(x)$ の形で表される。Stevensの測定理論¹⁸⁾においては、 y を感覚尺度、関数 f を心理物理関数 (psycho-physical function) と呼ぶ。これに対応して本論文では、空間知覚過程を学習によって獲得するモデルにおける、入力としての感覚器からの信号 x を感覚情報、知覚されるモデルの出力 y を知覚量、モデルが獲得すべき入出力関係 f を規範関数と呼ぶことにする。

名義尺度による測定が示すものは“同一性”である。すなわち、ホロプタやアレイの実験において、複数の注視点が主観的に同一の面上にあるかどうかという判断を下すことができるのは、この知覚過程が測定の水準として名義尺度を満たしていることの現れである。この時、感覚情報 x 、知覚量 y の対応関係は逆関数を持つ関数 f を用いて $y = f(x)$ の形で表される。

順位尺度による測定が示すものは“大小関係”である。すなわち、例えばホロプタの実験において、注視している視標が、基準となる主観的前額平行面に対して奥にあるか、手前にあるかという判断を下すことができるのは、奥行きに関するこの知覚過程が測定の水準として順位尺度を満たしていることの現れである。この時、感覚情報 x 、知覚量 y の対応関係は単調な関数 g によって、 $y = g(x)$ の形で表される。

間隔尺度は等単位尺度 (interval scale) とも呼ばれる。この尺度による測定が示すものは“距離”である。この距離は加法性を有する。文字どおり、距離アレイの実験において知覚される距離がこれにあたる。すなわち、主観的正中面を基準として、左右の視標への距離が対称であること、及びその距離が正中面から基準点までの距離と等しいことが知覚されているときに、その距離の和となる左右視標間の距離もまた、左右基準点間の距離に等しいと知覚できることは、距離の加法性を獲得していることになり、測定の水準として間隔尺度を満たしていることの現れである。この時、感覚情報 x 、知覚量 y の対応関係は定数 $a, b (a \neq 0)$ によって、 $y = ax + b$ の形で表される。

比率尺度には絶対零点がある。この零は、尺度によって表される特性が量としての基準において全く無いことを意味する。この尺度においては、尺度上の数の比をとって、それらの間に有意義な関係をつけることができる。この尺度では基本的な数の演算はすべて可能であり有意義である。例えば多くの長方形の中から同じ縦横比を持ったものを見つけ出すといった作業は測定の水準として比率尺度を満たしていることを示している。この時、感覚情報 x 、知覚量 y の対応関係は定数 $a (a \neq 0)$ によって、 $y = ax$ の形で表される。

なお、ここでいう同一性、順序、加法性を定める測定の根拠となる公準については Appendix A.1 に記した。

本論文で我々が扱うホロプタやアレイといった主観的平面の知覚過程では、視標が基準点と同一の平面上にあるかという同一性と、ずれているならば、視標をどちら側に動かすべき

かという順序関係の判断を行っており、これらの水準から考えて、それぞれ名義尺度と順位尺度を満たす測定であると見なせる。

一方、間隔尺度については、距離の定義を考えればそこでは加法性が存在することから、距離の知覚においてはこの尺度を満たすものと見なせるが、平行の定義においては加法性は存在せず、平行の知覚においてはこの尺度を満たしているとは考えられない。

このことは、平行や距離の知覚の獲得過程において、それぞれの学習の規範となる感覚的手がかりの持つ物理情報がそれぞれの尺度に対応する測定水準にあることを意味するものと考えられる。

すなわち、前額平行面を学習する際には、ヒトは物理的な前額平行面を観察して、その面上の点が全て同一の前額平行面上にあることを学習しようとする。これはすなわち、同一性の学習である。同時にこうした面は空間を2つに隔てるものであり、前額平行面は空間をより遠方側と近傍側に分けている。また、これが物理的の矢状面の観察である場合には、面は内側と外側を規定する。平面の学習に伴って得られるこの空間の順序関係によって、ホロプラタや平行アレイの知覚においては順位尺度の測定水準が満たされることになる。同様に、等距離の知覚について学習する際には、ヒトは例えば物理的に等間隔な視標を見て、それらの間の距離が、視空間上のどの位置にあるかに関わらず等しい値を持つものとして距離の知覚量を学習する。この規範によって、距離の加法性がこの知覚過程上に実現されることになる。

従って、各知覚量の獲得過程において学習の規範となる感覚的手がかりの測定水準こそが、平行や等距離といった知覚概念の違いを生じさせる要因であり、モデルにおいては学習の際の規範関数にこれらの測定水準を反映させることによってこうした知覚概念の違いを実現(implementation)することができると考えられる。

2.4.2 学習過程の数理的解釈

前述のように、空間位置の知覚過程には可塑性があり、後天的な学習によってその信号処理過程は感覚信号による情報と知覚される現象とを正しく対応づけられるよう適応的に働く物と考えられる。そこで、この適応的な学習過程をモデル化することによって脳の学習メカニズムについて知見を得ようとする研究が数多くなされた。ここでその学習過程の数理的な意味を整理しておくことにしよう。

本来、知覚とは物理的情報を含んだ感覚信号から知覚される尺度において物理情報を再現することであり、物理的な情報が感覚信号に変換される際の数学的な関係の逆問題を解くプロセスであるといえる。これを適応的に獲得するということは物理的な情報が感覚信号に変換される過程の逆モデルを学習によって獲得することに他ならない。

よって、こうした適応過程が実現可能であるかどうかという観点から見れば物理的な情報が感覚信号に変換される際の数学的な関係の逆モデルを定義し、学習プロセスによってこのモデルを正確に獲得できるかどうかを議論することになる。

そこで次に空間知覚過程が持つべき逆モデルを学習するに十分な学習機構について定義する。前項で述べたように、本論文で取り扱う空間位置の知覚過程は少なくとも順位尺度の水準

を満たしており、獲得されるモデルも同様に少なくともこの尺度を満たさねばならない。順位尺度が示すものは、数の大小関係と連続性であり、これはモデルの入力信号となる感覚信号とモデルの出力となる知覚信号が、いずれも連続な信号空間を構成しており、これらの信号空間の間に単調連続な対応関係が存在する必要があることを意味する。

空間位置の知覚過程においてこれを学習する場合、このモデルに課せられる課題は、物理的な情報が感覚信号に変換される際の数学的な関係の逆モデルの獲得であり、これは2つの3次元信号空間の間に1対1の単調連続な対応関係を学習することに相当する。よって、知覚系の学習機能が3次元の入出力を持った任意の非線形連続関数を学習可能であれば、この課題の十分条件を満たしたことになる。

この条件はバックプロパゲーション法に代表される神経回路網モデルにおける学習法においては、出力誤差をフィードバックする事で漸的に学習することが可能な課題であり、まさしく計算可能な問題である。よって、こうした学習機能を仮定するならば、生体においてこうした知覚過程が後天的な学習によって獲得され得ることは、情報処理モデルとしての計算の可能性の観点からは自明であるといえる。

知覚量の再現に必要な物理情報が感覚情報に変換される際の数学的な関係の逆モデルが存在する場合、このように、その逆モデルを学習するに十分な学習機構が知覚過程において存在するならば、学習の結果得られた逆モデルによって、その物理情報は完全な形で知覚量として再現されることになり、この結果、得られた知覚空間は物理空間と完全に一致する。

これによって、すなわち、

命題1. 知覚されるべき物理情報が感覚情報に変換される際の数学的な関係の逆モデルが存在する場合、数学的にみてこの逆モデルを学習するに十分な学習機構がこの空間知覚過程を持つならば、学習の結果その知覚空間は物理空間と完全に一致する。

なる命題が真であることがわかる。従ってこの対偶命題である。

命題2. 知覚されるべき物理情報が感覚情報に変換される際の数学的な関係の逆モデルが存在する場合、学習の結果、知覚空間が物理空間と完全に一致しないならば、その空間知覚過程の持つ学習機能は数学的にみてこの逆モデルを学習するに十分でない。

という命題もまた真であることになる。

一方、実際の心理物理現象においては、知覚されるべき物理情報が感覚情報に変換される際の数学的な関係の逆モデルが存在しているにも関わらず、知覚空間が物理空間との間に普遍的にずれが観察されている。このことから、ヒトの空間知覚過程の学習機能は数学的にみて空間位置知覚に必要な逆モデルを学習するに十分でないメカニズムを持つことになり、神経回路上の信号処理系において、なんらかの先天的な、すなわち生理学上の機構から来る制約があるものと考えられることになる。

2.5 空間知覚におけるずれ現象と知覚信号

生体内において異なる感覚器官からの情報を統合する場合、それらが定量的な情報であるならば、これを統一的に知覚するためにはなんらかの共通の尺度のもとで評価する必要がある。よって主観的知覚量とは、この尺度において各種感覚信号の評価を反映したものであると考えられる。感覚統合過程を例に挙げるなら、例えば、視覚性到達運動の際の上肢運動感覚による位置情報と注視による視覚的位置情報がある尺度において表現された信号空間上に投写された際に、これらの信号間の距離が0もしくは最小になった状態を知覚量の主観的な一致（この場合位置感覚の一致）であると捉えることができる。このような主観的知覚量の生成機構は個体の成長などの要因からも先天的に決定されているとは考え難く、生体における各感覚器からの信号を主観的知覚量の信号空間へ投写する機構には学習機能が存在していると考えられる。

しかし、一般に人間の知覚量と物理量との間にはズレがあり、しかも特定の傾向を示す場合が多い。これは学習機能の限界を示すものであり、先天的な制約の現れであると考えられる。

現在、神経回路網モデルにおいて人間の脳内における学習機構のモデルとして最も自然であると考えられている学習の効果はパーセプトロンに代表される出力信号空間内における誤差最小化であり、その誤差の傾向は学習機構がどのような信号空間内で信号処理を行っているかを反映している。

そこで、神経回路網モデルを用いて特定の信号空間内で学習させ、その誤差の傾向を見ることによって構成的に人間の学習機構の特性を知ることができる。

また、学習機能の限界は、先天的な制約の現れであると考えられる事から、学習機構が信号処理を行っている信号空間がどのようなものであるのかが判れば、生理学的な見地からどのような部位において学習を含む信号処理が行なわれているのかを構成的に推測する事が出来る。

以上の考え方から、主観的知覚を発生する信号空間を構成する信号を知覚信号、その信号空間を知覚信号空間と定義する。次章以降、この信号空間において学習を行い、知覚過程を適応的に学習していく神経回路網モデルを提案する。この時、この信号空間は、Stevens¹⁸⁾の定義する感覚尺度に対応し、知覚を成立させる信号空間であると同時に学習モデルの規範関数によって決定される信号空間であるとも言える。

よって、以下の章においては、神経回路における先天的な制約のモデルと学習に用いる規範関数の決め方が空間知覚モデルの知覚特性を決定する重要なファクターとして働くことになる。

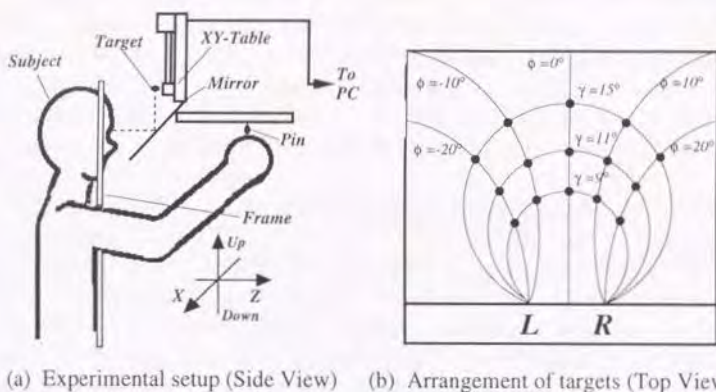


Fig. 2.4 空間位置知覚計測装置概念図

2.6 心理物理実験における設定条件

一位置情報に関わる感覚器情報のモデリングー

本論文ではヒトの空間位置知覚，中でも視覚による位置知覚としては注視による位置知覚に，固有受容感覚による位置知覚としては右上肢先端位置の知覚に焦点をあて，各種感覚における主観的平行面，等距離面の認識と異種感覚による位置感覚の一致の2つの課題について論じる。

これらの知覚過程について本論文において共通の基盤となる点はその処理系が定量性と可塑性を持っている点と，それらが学習によって適応する機能を持ちながら実空間での物理的な関係と完全に一致しない点，である。

以上の心理物理的課題は心理学の過去の研究において多くの場合，提示面及び作業面を水平面内に限定して論じられている。これは，作業面としての水平面は常に前方への奥行き知覚を実験課題として含むことになり，奥行き知覚を含まない位置知覚課題に比べて知覚上の特徴となる物理空間との食い違いの現象が明確に出やすいことによるものである。本論文でも，議論に関与するパラメータを複雑化することを避けるためにこれにならうことにする。さらに本論文では，心理物理実験を行う水平面を主として目の高さの水平面に統一することによって，視覚・固有受容感覚，またこれらを統合する課題において，一貫した条件下での議論ができるように配慮した。

また，従来この種の定位実験は多くの場合，測定の対象とする生体情報を明確に規定しておらず，また直交座標系に基づいて計測される事が多い。このため我々は，本来生体と直接関係の無い直交座標系よりも眼球運動や上肢運動にみられる生体本来の持つ情報形態に基づ

いた座標系において実験を行う必要があると考えた。Fig.2.4 に基本的な定位実験装置の概略を示す。被験者は暗室中において正面を向いた状態で頭部を固定される。この時、前方に固定されたミラーを通して被験者はターゲットの小光点の虚像を視線の高さで前方に見る事になる。操作面をターゲット面の虚像の位置に重ねて配置し、この面に対して被験者は右手で操作を行う。作業中の上肢の姿勢は肘を下げた状態を保持するものとする。この構成によって実験の課題を目の高さの水平面内の定位に限定した。これによって議論すべき信号を2次元のものに限定することができる。

本論文においてはさらに実験結果の信頼性を向上させるために、幾つかの工夫を実験条件において設定することにした。まず、ターゲットとなる小光点として用いるLEDには多く用いられる赤色ではなく、最も網膜上での空間分解能が高いとされる橙色を用いた。また、小光点の輝度は被験者が確実にその像を知覚できる最も暗い状態にして実験を行った。これは、輝度に関するヒトの知覚特性に照らして、実験条件を照度の変化を最も知覚しにくい領域に選択した結果である。これによって光点の輝度差やターゲットの距離変化に伴う照度変化によって実験精度が低下する可能性を小さくすることができる。

2.7 まとめ

本章では本論文において空間位置知覚に関わる心理物理現象をもとに、空間知覚過程をモデル化する際の基本的な考え方について整理した。ここで述べた測定の水準によって知覚量を分類することで、ヒトの知覚過程が学習的獲得過程で用いている信号について、数理的に明確な基準を持った知見を得ることができる。この測定水準は、知覚過程の学習過程を神経回路網モデルを用いて信号処理モデル化する際には、学習に用いる規範関数の水準としてモデルに反映されることになる。

第3章 ホロプタを生じる空間知覚モデル

3.1 現象としてのホロプタ

3.1.1 被験者によるホロプタ測定実験

ホロプタの計測実験については、過去の研究において十分に多くの心理物理実験による計測が行われており、実験データとしてはこれらが十分に利用可能であるため、実際の測定実験は実験装置の安定性の検証のための追試程度にとどめた。このため、心理物理的な計測によって得られるヒトの標準的なホロプタの形状については、最も標準的な Luneburg のモデルを用いて Fig.3.1 の様に示す。(同モデルについては第4章2節において詳しく説明する。)ここでは、X軸が奥行き方向、Y軸が側方向であり、計測結果を上方から俯瞰した状態の図である。

まず、人間のホロプタの一般的な特徴として、

1. 観察者の近方で観察者に対し凹型に曲っている。
2. 観察者の遠方で観察者に対し凸型に曲っている。
3. 近方から遠方へ行くに従って凹型から凸型へ連続的に推移するが、その途中のある奥行きでは、ほぼ物理的平面と一致する。
4. 3. の奥行きは多くの場合 1000 ~ 1500mm 附近の奥行き距離の点である。
5. 3. の凹型から凸型への推移は1回だけで、凸型から凹型への推移は見られない。
6. 常に被験者から見て Vieth-Müller Circle (輻輳角 γ 一定の軌跡)の外側に存在する、といった点が挙げられる。

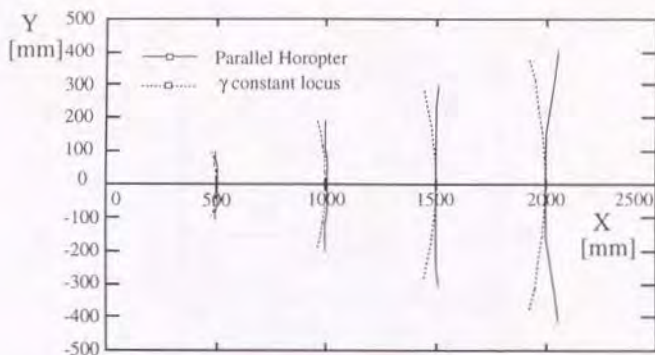


Fig. 3.1 標準的な人のホロプタの形状 (Top View)

3.2 両眼注視による空間位置知覚のメカニズム

3.2.1 注視状態下での視覚における空間位置情報

次に空間知覚に用いられている生体内情報を定義する。まず一般に視覚において対象物の空間位置を知覚するための感覚情報は、眼球運動による視線方向、水晶体の調節状態、両眼から得られる網膜像から成るとされている。

本論文では実験課題が暗中光点の注視に限定されており、また実験に際して光点の照度のばらつきによる影響を最小限にするために光点の照度を被験者がその位置を知覚できる限界近くまで暗く設定している。このために水晶体調節において視覚的手がかりとなる視覚像のボケ成分が知覚閾値以下の領域に入ってしまう、ボケが知覚されないために、水晶体調節の情報はこの条件下においては有効な奥行き情報を被験者に与えない。過去の多くの文献における実験条件においては視標の照度等については不明確なものが多いために、本論文の実験装置を用いて追試した結果、上肢の到達範囲以遠（概ね 500mm 以遠）の視標提示に関しては、ホロプタやアレイの形状を左右する程の差異が観察されないことが分かった。

また、同様に暗中光点の注視に限定されたこうした条件下では、網膜情報は注視目標となる小光点を中心窩に捉えるためのフィードバック情報として用いられているものの、安定した注視が成立した後では、その網膜像は常に同一であり、ターゲットの位置情報を反映しない。よって本論文と同様に、網膜像上に二次的手がかりが無く、かつターゲットの注視を義務づけている心理物理実験の場合には共通に、網膜像の情報は視標の位置の知覚には大きく関与していないと見なすことが出来る。

従って、本論文の実験条件下では視標の位置の認識には主に注視の際の眼球運動による左

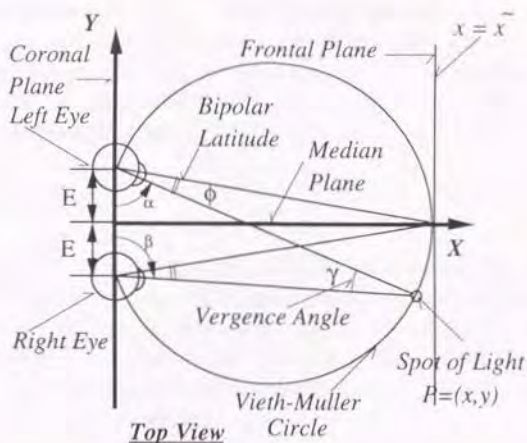


Fig. 3.2 注視眼球運動系

右眼の視線方向の情報が用いられているものと考えることが出来る。なお、この仮定を裏付ける研究として重岡による主観的等距離面の計測における眼球運動の有無による実験結果の差異についての研究があり、この結果からも、ホロプタ計測実験の条件下においては、両眼視差に代表される網膜像情報が視標の位置の知覚には大きく関与していないと見なすことが出来る (Appendix A.3 参照)。

そこで次に注視を行っている際の眼球運動についてモデル化を行い、感覚情報と物理的な位置情報の関係を定義する。

3.2.2 眼球運動系のモデル化

まず一般にホロプタやアレイの実験は観察者の目の高さにある水平面上の小光点を指標に用いて行なわれることから、Fig.3.2に示すように、モデルの眼球運動とそれともなう知覚系を水平運動に関するものに限定する。

次に空間知覚に用いられている生体内情報を定義する。注視状態下での視覚による空間位置の知覚は、両眼による注視を行っている際の左右眼の視線方向に基づいているものと考えられる。このとき、実際に知覚に用いられている信号としては、眼球的向きや眼筋の長さではなく、眼球への運動指令の情報が用いられている。これは、外部から強制的に眼球を動かしてやると、眼球的向きの変化は知覚されずに視野全体が逆方向に動いたように感じられるという簡単な実験結果によって検証されている。

一方、両眼注視を行なっている際の眼球運動は左右独立ではなく、視線方向 ϕ を決定する同位相の共同運動と輻輳角 γ を決定する逆位相の輻輳開散運動とから成っていることが知られている。また、それぞれの運動成分を生成する運動指令を眼筋に対して出している神経系がそれぞれ独立に存在していることも生理学的に知られており、これらの量 γ, ϕ は左右眼球独立の向き α, β よりも密接に空間知覚に関わっていると考えられる。なお、この2組の信号の関係は次の2式で等価に表される。

$$\begin{aligned}\gamma &= \pi - (\alpha + \beta), \\ \phi &= \frac{\alpha - \beta}{2}\end{aligned}\quad (3.1)$$

Fig.3.2に示すように、目の高さの水平面内では Vieth-Muller の円周（以下 VMC と略）上の点において輻輳角 γ は一定であるため原理的にはこれらの点はすべて等距離に見えることになるが、実際のホロプラは一般に観察者に対して VMC より外側に位置しており、奥行き知覚の生成は輻輳角だけによるものではないことがわかる。

このとき、同水平面上で奥行き距離が x となる点 $P = (x, y)$ を注視した場合、両眼間の距離が $2E$ のとき γ と ϕ は次の様な値をとる。

$$\begin{aligned}\gamma &= \arctan \frac{y+E}{x} - \arctan \frac{y-E}{x}, \\ \phi &= \frac{1}{2} \left\{ \arctan \frac{y+E}{x} + \arctan \frac{y-E}{x} \right\}\end{aligned}\quad (3.2)$$

また、この逆関数は

$$\begin{aligned}x &= E \frac{\cos \gamma + \cos 2\phi}{\sin \gamma}, \\ y &= E \frac{\sin 2\phi}{\sin \gamma}\end{aligned}\quad (3.3)$$

である。注視点の物理的な空間位置情報を反映した感覚器情報である γ と ϕ から物理的奥行き距離 x を知覚するためには、ヒトの信号処理系はこのような $(\gamma, \phi) \rightarrow (x, y)$ の対応づけを学習する必要がある。従って、本章においては、このような対応付けの学習を行う系を人間の空間知覚のモデルと考え、神経回路網モデルを設定することにする。

3.3 空間位置知覚を形成する神経回路網モデル¹⁹⁾

3.3.1 一般的な神経回路網モデルと学習法

神経回路網モデルは、McCulloch & Pitts の神経細胞モデルに端を発する、入力神経の活動度の荷重加算和を非線形変換したものを出力とする神経細胞のモデルが相互に結合して回路網を構成したものである。

神経回路網モデルにおいて出力信号の誤差をフィードバックする学習法としてはパーセプトロン、直交学習法、共分散学習法、バックプロパゲーション法などが挙げられるが、一般

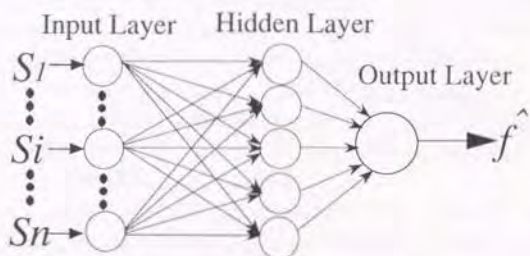


Fig. 3.3 3層パーセプトロン構造モデル

に、これらはいずれも、その回路の出力信号と理想的な出力信号との誤差の二乗和の期待値を最小にするように学習を進めるものである。

これらの学習法の中で最も一般的によく用いられるのがバックプロパゲーション法である。この学習法を用いた場合、3層以上の多層パーセプトロン構造において、中間層に十分な細胞数があれば、入出力層間に任意の非線形関数を学習することが出来ることが数学的に証明されており、数学的な意味においては最も完全な学習法を持った神経回路モデルの一つといえる。

一方、このことから、前章で説明したように空間位置知覚の獲得過程のモデルとしては、学習すべき課題の複雑さの上限が任意の2つの3次元空間の連続な対応関係を学習するという課題で規定されるため、適切な結合荷重さえ得られるならば3層のパーセプトロン構造のモデル (Fig.3.3) はその十分条件を満たすことになり、これよりも複雑な構造のモデルを用いた議論は不要であることを示している。よってこのモデルを空間知覚を獲得する学習モデルのプロトタイプと考えて議論を進めることにする。

しかしながらこのモデルの場合、中間層の神経細胞の入力結合荷重を決定するための学習法としては一般にバックプロパゲーション法しか知られておらず、この学習法を用いた場合、必要な教師信号を得るためには、出力層において得られた誤差を逆伝播してこなければならず、この過程で各結合荷重の値を利用した計算を行う必要がある。

このような結合荷重の値の利用は計算モデルとしてこそ容易であるが、生体のモデルとして見た場合、結合荷重の値をこの様な形で利用できるとは考えられず、また、それを実現するような神経回路の存在を支持するような証拠はまだ見つかってはいない。このため、その存在は疑わしいというのが生理学的な定説となっている。

本論文における神経回路網モデルの利用目的は、数学的に完全な学習をするためではなく、むしろ学習を行う情報処理過程に生理学的にのみて自然な制約を設け、これによって生じる数学的な不完全性を手がかりに、生体の情報処理の特徴を解析する点にある。よって本論文の場合、バックプロパゲーション法のような学習法は生体のモデルとして採用するには不適切

であると言え、生理学的に自然な形で中間層細胞の活動パターンを決定する必要がある。

本来、前章第4節で述べたように物理空間と知覚空間の対応づけを行う空間知覚過程は数学的に見れば十分に計算可能な学習課題であり、その信号処理系が2つの空間の間の座標変換系を数学的に完全に学習できるならば、2つの空間は完全な整合性をもって対応づけられることになる。しかるに、実際の人間の空間知覚過程は、その対応づけを反転眼鏡等の特殊な条件下でさえ適応的に学習することができるにもかかわらず、物理空間との間に定常的なずれを残し、しかもその傾向は万人に共通である。

このことから、この食い違いの原因は後天的な要素ではなく、生体の信号処理系の学習メカニズムにおける先天的な生理学的制約からくるものであるという仮説が成立する。この仮説に基づいて、制約を与えられた神経回路網モデルは任意の非線形対応関数を数学的に完全な形で学習可能なものではなく、制約によって数学的にみて不完全になった学習系を持つことになる。

その空間知覚モデルが十分な学習の後に示す特性が、ヒトの空間知覚過程の示す傾向と一致する場合、神経回路網モデルによる構成的研究の観点から、その制約はヒトの学習過程における生理的制約のモデルとみなすことができる。

そこで、次項において、実際の脳内の神経細胞の活動パターンに関する知見から、中間層細胞の活動パターンについていくつかの生理的制約のモデルを立て、プロトタイプとなる Fig.3.3 の神経回路網モデルをそれぞれの制約を持ったサブモデルに分類する。

3.3.2 生体内の信号表現形態のモデル化

脳における注視細胞の活動パターン

本来、生体における空間の知覚とは視覚のみならず自分自身の位置や姿勢といったものを常時反映させることによって成立するものであり、脳内において姿勢や三半器官・内耳といった多種多様な感覚器からの入力を視覚・眼球運動とともに統合していると考えられる。このような総合的な空間知覚に関係する最も注目すべき部位としては大脳皮質の頭頂連合野が挙げられている²⁰⁾。

視覚については、サルの場合、頭頂連合野後部の7a野において、特定の空間方向にある光点を注視した場合に発火する神経細胞 (Visual Fixation Neuron) が見つかった⁷⁾。この光点を注視した場合の細胞の反応は大きく次の三種に分かれる。

Type1: 上下・左右・斜めとそれぞれに異なった眼球方向に特徴的に反応し、その方向への振れ角に応じて発火頻度が増加するもの (Fig.3.4)。

Type2: 注視点の方向には無関係に、注視点までの距離に応じて発火頻度が増加するもの (Fig.3.5)。

Type3: 方向・距離ともに特定な3次元的に限定された領域を注視した時に最も発火頻度が増加するもの (Fig.3.6)。

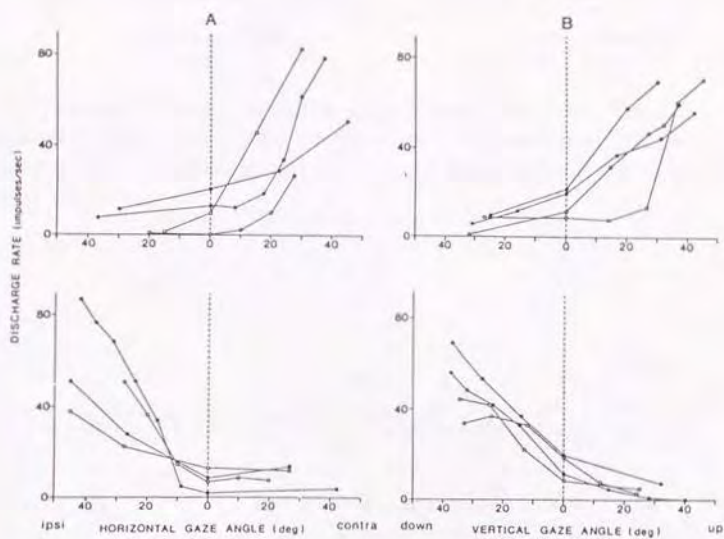


Fig. 3.4 頭頂連合野後部の 7a 野における Type1 注視細胞の活動パターン⁷⁾。
 A が水平方向，B が垂直方向の視線方向角に選択的に反応する細胞の活動パターン。

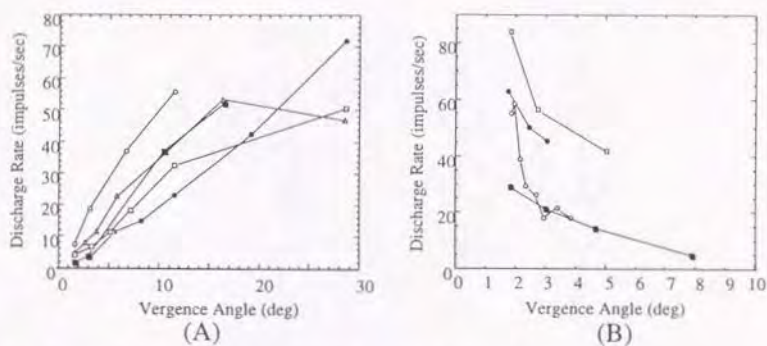


Fig. 3.5 頭頂連合野後部の 7a 野における Type2 注視細胞の活動パターン⁷⁾。
 原図が奥行き距離でプロットされていたために、ここでは輻輳角を基準にプロットし直したものを示す。A が輻輳角の増加とともに発火する細胞、B が減少とともに発火する細胞の活動パターン。

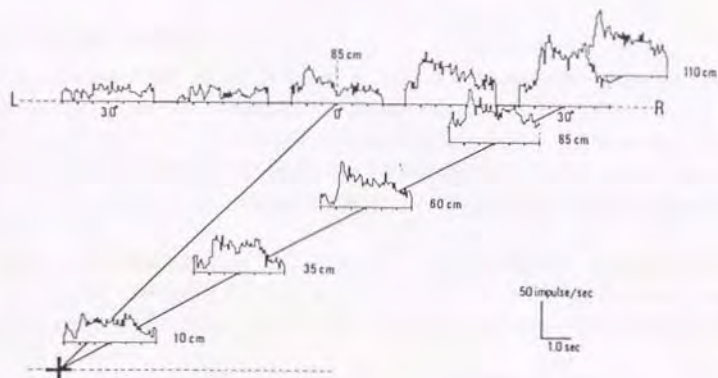


Fig. 3.6 頭頂連合野後部の 7a 野における Type3 注視細胞の活動パターン⁷⁾。
 空間中の特定の領域に選択的に反応する細胞の活動パターン。この図は右 30 度奥行き 85 cm の位置に反応する細胞の例。

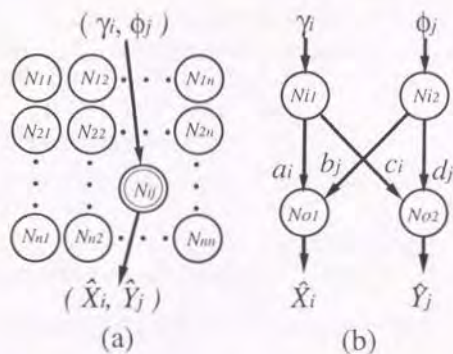


Fig. 3.7 信号の表現形態 : (a) 発火局在パターン (b) 発火頻度パターン

これらの細胞の選択性は注視の際の眼球方向にのみ支配され背景等の影響は小さい、このためこれらの細胞は注視による眼球運動性の空間位置の認識に密接に関わっているものと考えられている。この実験事実はサルに関する知見であるが、こうした細胞の存在は人間においても予測されるものである。

信号の表現形態と信号処理

従来、生体内での各種の信号の脳内表現については神経回路網モデルの立場から様々な議論がなされているが、そうした議論のひとつに信号空間の脳内表現が発火の局在パターンによるものか頻度パターンによるものかという問題がある。すなわち、信号の組を一つのパターンとみなして各々の値の組に特徴的に反応する神経細胞によって表現されるとする考え方 Fig.3.7(a) と、信号ごとに独立な細胞の発火頻度によって表現されるとする考え方 Fig.3.7(b) である。

実際にこれらの表現形態はいずれも、上記のように注視の位置情報や、次章第3節で紹介するように四肢の固有受容感覚の情報において見られるばかりでなく、感覚一次野のコラム構造や感覚器出力としても脳内に存在しており、いずれの表現形態も一般的な脳内表現の在り方であると言える。

このように信号の表現形態が異なるモデルにおいては信号間の相互作用も異なってくる。Fig.3.7(a) の局在表現モデルにおいては入出力信号の組が細胞を介して結合した一種の連想記憶モデルの構造をとるのに対し、Fig.3.7(b) の発火頻度表現モデルにおいては信号間の加算と変換を繰返す事によって相互作用を行なう多層ネットワークの構造をとることになる。

ここで前述の注視細胞における信号の表現形態をみると Type1, Type2 は Fig.3.7(b) の発

火頻度表現, Type3はFig.3.7(a)の発火パターンの局在表現にそれぞれ対応しているのがわかる。このことから、どちらのモデルとも人間の空間知覚のモデルとして考慮する必要があると思われる。そこで、こうした生体情報処理の構造的観点から以下の様に2つのモデルを提案する。

3.3.3 空間知覚過程の神経回路網モデル²¹⁾

Fig.3.3に示した3層パーセプトロンモデルをプロトタイプとして、空間知覚過程の神経回路モデルを設定する。

前々項で述べたように、同モデルの問題点は、中間層細胞の入力荷重の決定法にある。すなわち、これを自動的に決定可能な学習法としてバックプロパゲーション法を用いた場合、

- 中間層の入力荷重の学習に用いる信号が生理学的にみても不自然
- 数学的に完全な対応関係を学習してしまい、実際の心理物理的現象と合致しない

といった問題点が存在する。なお、後者の問題点を中間層細胞数の不足によって説明することも試みたものの、中間層の細胞数が8個の例でさえほぼ完全な対応関係を学習してしまうことが明らかになった²²⁾。実際の生体においてこれを下回るような細胞数の不足は考えにくく、生体モデルとしては不自然に不自然を重ねたものになる上に前者の問題点が不可避となり、適切なモデルとは言いがたい。

そこで前項で得られた生体内での信号表現形態に関する知見を基に、中間層細胞の活動パターンをモデル化し、出力誤差による学習信号を出力層の入力荷重の学習だけに用いるモデルを設定する。なお、この学習法自体の生理学的根拠としては、Stanton & Sejnowski²³⁾による海馬細胞における電気生理的な実験により、学習のための特別な信号経路を持たない一般的なシナプス結合においてもその学習過程が成立するという傍証が発見されている(Appendix A.2参照)。従って、これは生体の学習モデルとしてはより蓋然性の高い学習法であると言え、これを用いて説明できる同モデルの生体モデルとしての蓋然性もより高いものとみなせる。

局在表現モデル

まず、中間層細胞の活動パターンとして、注視細胞のType3をモデルとした局在パターン表現モデルを提案する。これに対応したモデルとしては前田ら²⁴⁾の学習モデルが挙げられる。このモデルにおいては注視細胞Type3の活動パターン自体を自己組織的に獲得することができる。

(x, y) → (x, y) の対応づけを学習させるための神経回路網モデルをFig.3.8に示す。

生体においてはこのような中間層細胞の活動パターンは、感覚系一次野において一般的に見られるこれは、感覚一次野において多く見られる側抑制型の相互結合を持った2次元の神経場において2次元の信号空間を持つ入力信号が神経場の空間的な広がりに対してトポグラフィックにマッピングされる過程をモデル化したKohonenのトポグラフィックマッピングモ

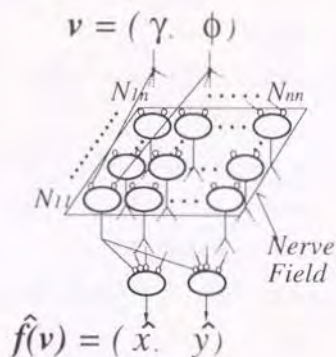


Fig. 3.8 局在表現型神経回路網モデル (2次元タイプ)

デル⁸⁾を、中間層細胞が局在タイプの活動パターンを自己組織的に獲得する過程に利用した学習モデルである。側抑制を持った神経場においてこうした入力信号空間の広がりをもトポグラフィックな神経場の広がりにも反映したコラム構造が自己組織的に生じるメカニズムについては、その収束条件について竹内らによる数理的解析^{25), 26)}も行われており、生理学的、数理的観点からよく検証されたモデルであるといえる。

ここで用いるモデルは2個の入力細胞と $n \times n$ 個の格子状に並んだ神経細胞群、そして2個の出力細胞とからなり、細胞群は側抑制的相互作用を持つ2次元の神経場を形成する。このモデルは神経場上に2次元のトポグラフィを形成し、学習によって入出力間に任意の非線形連続関数を形成する。 $n \times n$ の神経場中の i 行 j 列の細胞 N_{ij} は入力ベクトル $\vec{v} = (\gamma, \phi)$ に対し入力荷重 \vec{W}_{ij} を持ち、その興奮度 a_{ij} は

$$a_{ij} = 1 - \|\vec{v} - \vec{W}_{ij}\| \quad (3.4)$$

で表される。ただし $\|\cdot\|$ は2次のノルムを表している。このとき最も高い興奮度を持つ細胞 N_{fg} を中心として実際に発火する細胞群 S_{fg} は神経場における興奮性相互作用半径が R のとき

$$S_{fg} = \{N_{ij} \mid f - R \leq i \leq f + R \text{ and } g - R \leq j \leq g + R\} \\ a_{fg} = \max\{a_{ij} \mid i, j = 1, 2, \dots, n\}, \quad (3.5)$$

なる隣り合った $(2R+1)^2$ 個の細胞群であり、この時、出力加重 \vec{W}_{0ij} によって出力ベクトル \vec{y} を形成する。

$$\vec{y} = \frac{1}{(2R+1)^2} \sum_{N_{ij} \in S_{fg}} \vec{W}_{0ij} \quad (3.6)$$

同様に学習は発火した細胞に対してのみ行なわれる。すなわち $N_{ij} \in S_{fg}$ なる細胞 N_{ij} の入力荷重 $\overrightarrow{W}i_{ij}$ に対し入力 v を用いて

$$\begin{aligned}\Delta \overrightarrow{W}i_{ij} &= \alpha(\bar{v} - \overrightarrow{W}i_{ij}) : \text{if } N_{ij} \in S_{fg}, \\ &= 0 : \text{otherwise}\end{aligned}\quad (3.7)$$

同様に出力荷重 $\overrightarrow{W}o_{ij}$ に対し出力規範関数 $\bar{f}(v) = (x, y)$ を用いて

$$\begin{aligned}\Delta \overrightarrow{W}o_{ij} &= \alpha'(\bar{f}(\bar{v}) - \overrightarrow{W}o_{ij}) : \text{if } N_{ij} \in S_{fg}, \\ &= 0 : \text{otherwise}\end{aligned}\quad (3.8)$$

なる学習を行なう。 α, α' は学習係数である。学習が十分に進むと、細胞群の各荷重 $\overrightarrow{W}i_{ij} = (W_{i_{1j}}^1, W_{i_{2j}}^2)$ は

$$\begin{aligned}\phi_{min} &\leq W_{i_{11}}^1 < W_{i_{12}}^1 < \dots < W_{i_{1n}}^1 \leq \phi_{max} \\ \text{or } \phi_{max} &\geq W_{i_{11}}^1 > W_{i_{12}}^1 > \dots > W_{i_{1n}}^1 \geq \phi_{min} \\ \gamma_{min} &\leq W_{i_{1j}}^2 < W_{i_{2j}}^2 < \dots < W_{i_{nj}}^2 \leq \gamma_{max} \\ \text{or } \gamma_{max} &\geq W_{i_{1j}}^2 > W_{i_{2j}}^2 > \dots > W_{i_{nj}}^2 \geq \gamma_{min}\end{aligned}\quad (i, j = 1, 2, \dots, n)\quad (3.9)$$

あるいは

$$\begin{aligned}\phi_{min} &\leq W_{i_{1j}}^1 < W_{i_{2j}}^1 < \dots < W_{i_{nj}}^1 \leq \phi_{max} \\ \text{or } \phi_{max} &\geq W_{i_{1j}}^1 > W_{i_{2j}}^1 > \dots > W_{i_{nj}}^1 \geq \phi_{min} \\ \gamma_{min} &\leq W_{i_{11}}^2 < W_{i_{12}}^2 < \dots < W_{i_{1n}}^2 \leq \gamma_{max} \\ \text{or } \gamma_{max} &\geq W_{i_{11}}^2 > W_{i_{12}}^2 > \dots > W_{i_{1n}}^2 \geq \gamma_{min}\end{aligned}\quad (i, j = 1, 2, \dots, n)\quad (3.10)$$

に収束し、

$$\overrightarrow{W}o_{ij} \simeq \bar{f}(\overrightarrow{W}i_{ij})\quad (3.11)$$

なる入力 v のトポロジーを反映したトポグラフィを形成する。このとき各細胞は入力信号空間の特定の領域に特徴的に反応するようになり、入出力間には任意の非線形連続関数 $\bar{f}(\bar{v}) = \bar{f}(\bar{v})$ が形成される。

さらに、この特徴を利用して、発火頻度表現モデルの各非線形部を学習させるための神経回路としても同様の1入力1出力の1次元トポグラフィを形成する1次元モデルを用いることができる。これを Fig.3.9に示す。このとき1次元モデルにおいて規範関数を $f(v)$ とすると、(3.4) ~ (3.11) 式に相当する式は以下になる。

$$a_i = 1 - |v - W_{i_i}| \quad (3.12)$$

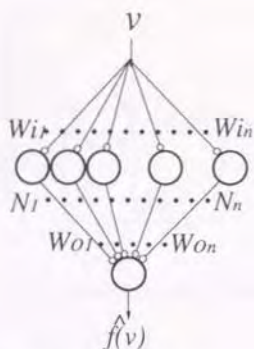


Fig. 3.9 局在表現型神経回路網モデル (1次元タイプ)

$$S_f = \{N_j \mid f - R \leq j \leq f + R\} \quad (3.13)$$

$$a_f = \max\{a_i \mid i = 1, 2, \dots, n\} \quad (3.14)$$

$$\hat{f}(v) = \sum_{N_j \in S_f} \frac{W_{0j}}{2R+1} \quad (3.15)$$

$$\begin{aligned} \Delta W_{i_j} &= \alpha(v - W_{i_j}) : \text{if } N_j \in S_f \\ &= 0 : \text{otherwise} \end{aligned} \quad (3.16)$$

$$\begin{aligned} \Delta W_{0_j} &= \alpha(\hat{f}(v) - W_{0_j}) : \text{if } N_j \in S_f \\ &= 0 : \text{otherwise} \end{aligned} \quad (3.17)$$

$$\begin{aligned} v_{\min} &\leq W_{i_1} < W_{i_2} < \dots < W_{i_n} \leq v_{\max} \\ \text{or } v_{\min} &\geq W_{i_1} > W_{i_2} > \dots > W_{i_n} \geq v_{\max} \end{aligned} \quad (3.18)$$

$$W_{0_i} \approx f(W_{i_i}) \quad (3.19)$$

$$(3.20)$$

なお、局在表現タイプの信号表現形態の定義の部分で述べたように、このモデルもまた、一種の連想記憶モデルに相当する構造と学習能力を示し、十分な中間細胞の数と十分な回数の学習を行うことによって入出力間に与えられた規範関数を正確に学習することが可能である。このために、物理空間との間にずれを発生する空間知覚過程のモデルとしては不適切であると予想され、恐らく、学習の結果このモデルの示すホロプロタは物理的前額平行面に一致することになると思われる。

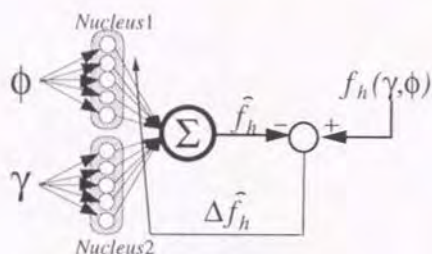


Fig. 3.10 発火頻度表現型神経回路網モデル

発火頻度表現モデル

中間層細胞の活動パターンとして、注視細胞の Type1, Type2 をモデルとした発火頻度表現モデルを提案する。

これに対応したモデルとしては Kuperstein の学習モデル¹¹⁾が挙げられる。

Fig.3.10において、Nucleus1 が Type1 の、Nucleus2 が Type2 の注視神経細胞群を表す。このとき、細胞群ごとに一般化したときの各細胞を Fig.3.11(a) のように、 $C_1 \dots C_n$ とすると、各細胞ごとの活動パターン $d_i(v)$ は、Fig.3.11(b) のように、入力信号 v の定義域全体に一律に分布した定数値 $V_1 \dots V_n$ を用いて、次のように表せる。

$$d_i(v) = \begin{cases} 0 & : v \leq V_i \\ v - V_i & : v > V_i \end{cases} \quad (3.21)$$

このとき、出力層に現れる出力値 \hat{f} は次のように表される。

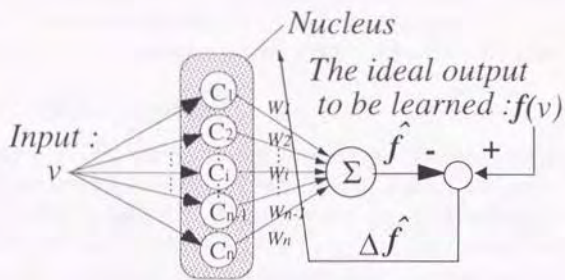
$$\hat{f}(v) = \sum_{i=1}^n W_i d_i(v) \quad (3.22)$$

この出力加重 W_i を学習するための誤差情報は、学習に用いられる規範関数 $f(v)$ によって $\Delta \hat{f} = f - \hat{f}$ で表され、このとき学習による W_i の変化量 ΔW_i は次のように定められる。ここでは α は学習係数である。

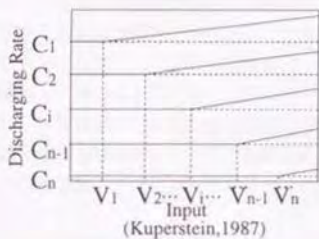
$$\Delta W_i = \alpha d_i(v) \cdot \Delta \hat{f} \quad (3.23)$$

なお、このモデルにおいては中間層細胞の活動パターンを既存のパターンとして与えているが、前述の局在表現モデルの1次元タイプ (Fig.3.9) のものを用いても同様の学習結果が期待でき、さらにこの場合、自己組織的にこれと等価な学習能力を持つ中間層細胞を得ることが出来る。この際の細胞群の活動パターンは Fig.3.11(c) のように定義される。

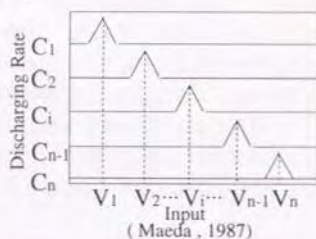
実際に四肢の姿勢に関する固有受容感覚については末端側でこれを検出する Ruffini 小体及び後索核においては Fig.3.11(c) と同様の活動パターンにおいて信号表現がなされており、一



(a)



(b)



(c)

Fig. 3.11 発火頻度表現モデルにおける細胞活動パターン

方、中脳側のVB核及び大脳皮質においてはFig.3.11(b)と同様な活動パターンにおいて信号表現がなされていることが知られている、これについては第4章3節で詳しく述べることにする。

なお、ここで提案したモデルに与えられた学習プロセスにおける誤差伝播上の制約のために、このモデルにおいては、入力信号は、出力層の細胞で1回加算される以外にインタラクションの機会を持つことができず、このために数学的にみて、バックプロパゲーション法のように入出力間に与えられた任意の規範関数を正確に学習することは、不可能である。よって、このモデルは学習が終了した後も出力と規範関数との間に一定の傾向のずれを残すことになる。このずれは、規範関数によってその傾向が決定されることとなるが、その傾向から、ヒトのホロプタの発生の機序を解明する手がかりが得られるものと期待される。

3.3.4 知覚の尺度と規範関数

生体内において感覚器官からの情報が特定の知覚の基準のもとに統合される場合、それらが定量的な情報であるならば、その情報を統一的に知覚するためにはなんらかの共通の尺度のもとで評価する必要がある。よって主観的知覚とは、この特定の尺度において各種感覚信号の評価を反映したものであると考えられる。ホロプタ実験を例に挙げるなら、注視の際の眼球方向に基づく各注視点の位置情報が特定の尺度のスカラ信号空間上に投写された際に、各点の示す値の間の距離が0もしくは最小になった状態を知覚量における主観的な一致（この場合それぞれの注視点が属する前額平行面の一致）であると捉えることができる。

現在、神経回路網モデルにおいて人間の脳内における学習機構のモデルとして最も自然であると考えられている学習の効果はパーセプトロンに代表される出力信号空間内における出力誤差の二乗の最小化である。従って、学習が収束した後に見られる出力モデルの誤差の傾向は、学習機構がどのような信号空間内で信号処理を行なっているかを反映している。このことは、知覚過程のモデルとして神経回路網モデルを用いる場合、学習に際して用いる出力信号の規範関数こそが前述の知覚のための尺度となるスカラ信号空間を決定していることを意味している。

そこで、神経回路網モデルを特定の規範関数を用いて学習させ、その誤差の傾向を見ることによって構成的に人間の知覚系が尺度として用いている信号を同定することができる。また、誤差を生じる学習機能の限界は、先天的な制約の現れであると考えられる事から、知覚の尺度として用いられている信号空間がどのようなものであるのかを判れば、生理学的な見地からどのような部位において学習機能を含む知覚形成の信号処理が行なわれているのかを構成的に推測する事が出来る。

ここで、ホロプタの知覚において空間知覚系が獲得すべき物理空間との対応付けを学習するにあたって、必要となる信号について整理しておく。

ここまでの議論においては、空間知覚過程のモデルを便宜上 $(\gamma, \phi) \rightarrow (x, y)$ の対応づけを学習するモデルであるとして扱ってきたが、これはホロプタの認識において必要条件となる対応付けではない。

たとえば主観的等距離面の知覚は、その平面上の点が基準面から同一の距離にあると感じられること、すなわち、その面上の点から生じる主観的距離が同一であることによって、等距離面上の点であることを知覚される。この「距離」を知覚する必要上、この知覚過程は、測定の水準として間隔尺度を満たさねばならない。

一方で主観的前額平行面であるホロプタの知覚過程の場合、その基本は平面の知覚である。主観的平面の知覚は、その面上の点が全て同一の平面上にあると感じられること、すなわち、その面上の点から生じる特定の知覚量が各点において同一であることによって、同一の平面上の点であることを知覚される。すなわち、同一平面上においてその知覚量は不変でなければならない。これは測定の水準としては名義尺度を満たしていることになる。

このことから、前額平行面の知覚においても、なんらかの知覚量が各平行面を代表する不変量を示すものと考えられる。また、実際のホロプタの計測過程においては、視標が主観的前額平行面の手前にあるか奥にあるかを判断していることからこの知覚過程は測定の水準として順位尺度も満たしている。しかし、距離と違って平行の概念には加法性はないため、間隔尺度を満たしているとは考えられない。今、注視点 $(x, y) = (\gamma, \phi)$ を注視している際のこの知覚量を $f(\gamma, \phi)$ としよう。物理的前額平行面が $x = \text{const.}$ で表されることから、この知覚量は次のように定義される。

$$f(\gamma, \phi) = \text{const.} \quad : \text{when } x = \text{const.} \quad (3.24)$$

このとき、この知覚量 f が順位尺度を満たしているならば、(3.3) 式より、任意の単調な連続スカラ関数 $g(x)$ を用いて、

$$\begin{aligned} f(\gamma, \phi) &= g(x) \\ &= g\left(E \frac{\cos \gamma + \cos 2\phi}{\sin \gamma}\right) \end{aligned} \quad (3.25)$$

と記述できる。このとき、加法性を満たす必要が無い場合にはこれを満たす関数 $g(x)$ は無数に存在する。一方、この式を満たす知覚量 f が加法性を満たす必要がある場合、この知覚量は間隔尺度を満たさねばならず、その結果、知覚量 f は $g(x) = ax + b$ による $f(\gamma, \phi) = ax + b$ の形に限定されることになる。(ここで a, b は定数、 $a \neq 0$)

以上のようにホロプタの認識に必要な空間知覚過程とは、感覚信号 (γ, ϕ) から少なくとも順位尺度以上の測定水準を満たす知覚量 f への変換を獲得する信号処理系であれば良いことになる。よって前額平行面の学習を行う神経回路網モデルにおいてはこうした関数 f を規範関数として学習を行うものとする。本論文では、このような規範関数 f の最も自然な候補として、この信号処理系に直接関わる4つの信号 γ, ϕ, x, y のみを基準として不変量化したものを考える。

$$f_x(\gamma, \phi) = f'_x(x, y) \equiv x + a_x(y) \quad (3.26)$$

$$f_y(\gamma, \phi) = f'_y(x, y) \equiv y + a_y(x) \quad (3.27)$$

$$f_\gamma(\gamma, \phi) \equiv \gamma + a_\gamma(\phi) \quad (3.28)$$

$$f_\phi(\gamma, \phi) \equiv \phi + a_\phi(\gamma) \quad (3.29)$$

前額平行面の学習の場合、学習すべき面は $x = x_c$ と記述される。規範関数の条件として上記(3.25)式を満たすように考えると、明らかにこの条件での不変量が不可能な関数 f_θ を除くと、この場合の各関数は(3.3)式より、 x_c を用いて以下のように記述することが可能である。

$$f_x(\gamma, \phi) = f'_x(x, y) \equiv x_c + C \quad (3.30)$$

$$\begin{aligned} f_\gamma(\gamma, \phi) &\equiv \gamma + a_\gamma(\phi) \\ &= \gamma - \arcsin\left(\frac{E \cos 2\phi}{\sqrt{x_c^2 + E^2}}\right) + C \end{aligned} \quad (3.31)$$

$$\begin{aligned} f_\phi(\gamma, \phi) &\equiv \phi + a_\phi(\gamma) \\ &= \phi - \frac{1}{2} \arccos\left(\frac{x_c \sin \gamma}{E} - \cos \gamma\right) + C \end{aligned} \quad (3.32)$$

このとき、いずれの関数も測定の水準としての順位尺度を満たしており、さらに関数 f_x だけはこれに加えて間隔尺度まで満たしていることになる。

なお、いずれの規範関数にも定数項 C が付加されているが、神経回路網モデルの学習においては、学習する結合加重の一つに定数量からの入力を仮定することによって出力の定数成分については学習の結果必ず誤差 0 で収束することが知られており、定数項 C の値は学習結果について本質的な差異を生まない。そこで、本論文においても各モデルにおいてこの定数項からの入力を暗黙の内に仮定することにし、出力の定数成分については議論の外とすることにする。

3.4 対称性と半側空間

3.4.1 視空間の対称性

本来、物理空間と人間の視覚系の構造自体がそうであるように視覚による空間知覚系の特性もまた一般に正中面 ($\phi = 0$ もしくは $y = 0$) に対し左右対称である。この為、学習によって最終的に獲得される空間知覚量のうち奥行き方向に関するものを $d(\gamma, \phi)$ 、側方に関するものを $l(\gamma, \phi)$ とすると、

$$\begin{aligned} d(\gamma, \phi) &= d(\gamma, -\phi), \\ l(\gamma, \phi) &= -l(\gamma, -\phi) \end{aligned} \quad (3.33)$$

なる関係を満たすように学習を進めなければならない。この条件は ϕ について $d(\gamma, \phi)$ が偶関数、 $l(\gamma, \phi)$ が奇関数であることを意味する。

またこれは、獲得される空間知覚量を $d(x, y)$ と $l(x, y)$ で定義して、

$$\begin{aligned} d(x, y) &= d(x, -y), \\ l(x, y) &= -l(x, -y) \end{aligned} \quad (3.34)$$

としても同様である。この定義では y について $d(x, y)$ が偶関数、 $l(x, y)$ が奇関数であることを意味する。

従って、これらの学習に用いられる規範関数もまた、上記の条件を満たす必要がある。ホロプタの場合、これを知覚するための知覚量 d' が正中面に対して対称となるためには、規範関数 f の候補として、信号処理系に直接関わる4つの信号 γ, ϕ, x, y を基準として不変量化した (3.27) ~ (3.29) 式のものと考えたとすると、 f_1 と f_2 は偶関数として定義されるが、 f_0 と f_3 は決して偶関数にはならないことがわかる。これは、後者の2関数において正中面に対する対称性の条件が満たせないということである。同様にアレイの場合、これを知覚するための知覚量 d' が正中面に対して対称となるためには、 f_1 と f_2 は奇関数には成り得ず、 f_0 と f_3 もまた一般に奇関数にはならないことがわかる。

この場合、ホロプタにおいては規範関数の候補が f_1 と f_2 の2つに絞られるだけのことであるが、アレイにおいては、規範関数が定義不能になってしまう。よってこの点について規範関数の定義に改善が必要となってくる。

3.4.2 半側空間モデルの導入

心理物理的な観察によれば人間の知覚空間は正中面に対して左右に対称であり、幾つかの事例に見られるわずかな左右差を除けば、概ね半側空間での観察結果によって全空間での知覚の傾向を知ることが出来る。このことから、脳内における空間知覚の信号処理は左右半側空間に対してはほぼ等価な処理系によってなされていると推測される。この観点から、空間知覚のモデルとして、左右の半側空間について独立で等価な2つの部分から構成されるものと仮定した半側空間モデルを導入することが出来る。

一方、ここで生理学的知見に立ち戻ってモデルを再考する。本章第3節第2項で信号処理モデルの生理学的背景として挙げた頭頂連合野7a野のVFニューロンの反応の内、発火頻度表現モデルに関するものは次の様なものであった⁷⁾。

Type1. 上下・左右・斜めとそれぞれに異なった眼球方向に特徴的に反応し、その方向への中央からの振れ角に応じて発火頻度が増加する。

Type2. 注視点の方向には無関係に、注視点までの距離に応じて発火頻度が増加する。

これは Type1. が視線方向角 ϕ に Type2. が輻輳角 γ に対応しているが、 ϕ に関して Fig.3.10 のモデルとの間に違いがある。Fig.3.10 の神経回路網モデルでは ϕ の値を全空間において連続に定義していたが、Type1. のVFニューロンの反応によれば ϕ は全空間において連続ではなく、右半側空間と左半側空間で異なる細胞によって表わされていることになる。このことから Fig.3.10 のモデルに変更を加え Fig.3.12 のモデルを構成する。

このモデルにおいては右半側空間と左半側空間は独立な信号処理系によって、独立な知覚量として扱われる。入力信号は ϕ_R 、 ϕ_L であり、これは ϕ によって次のように定義される。

$$\begin{aligned}\phi_R &= -\phi : \text{when } \phi < 0 \\ \phi_L &= \phi : \text{when } \phi \geq 0\end{aligned}\quad (3.35)$$

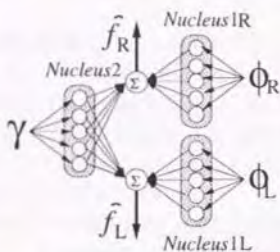


Fig. 3.12 半空間モデル

このとき規範関数もまた同様に右半空間と左半空間対応のものが定義される。

$$\begin{aligned} f_R(\phi) &= -f(\phi) : \text{when } \phi < 0 \\ f_L(\phi) &= f(\phi) : \text{when } \phi \geq 0 \end{aligned} \quad (3.36)$$

このように定義されることによって、それぞれの入出力信号の定義域をそれぞれ左右半空間に限定することができる。

よって、(3.21),(3.22)式に対応するように、Fig.3.12のように、Type1.細胞を右半側空間に反応するもの C_1^R, \dots, C_n^R と左半側空間に反応するもの C_1^L, \dots, C_n^L に分けて異なる細胞群 $Nucleus1_R$, $Nucleus1_L$ とすると、各細胞ごとの活動パターン $d_i^R(v)$, $d_i^L(v)$ は、それぞれ ϕ_R , ϕ_L の定義域全体に一樣に分布した定数値 V_1^R, \dots, V_n^R , V_1^L, \dots, V_n^L を用いて、次のように表せる。

$$\begin{aligned} d_i^R(\phi_R) &= \begin{cases} 0 & : \text{when } \phi_R \leq V_i^R \\ \phi_R - V_i^R & : \text{when } \phi_R > V_i^R \end{cases} \\ d_i^L(\phi_L) &= \begin{cases} 0 & : \text{when } \phi_L \leq V_i^L \\ \phi_L - V_i^L & : \text{when } \phi_L > V_i^L \end{cases} \end{aligned} \quad (3.37)$$

このとき、出力層に現れる出力値 $\hat{f}_R(\gamma, \phi_R)$ 及び $\hat{f}_L(\gamma, \phi_L)$ は次のように表される。

$$\begin{aligned} \hat{f}_R(\gamma, \phi_R) &= \sum_{i=1}^n W_i^R d_i^R(\phi_R) + \sum_{i=1}^n W_i^? d_i^?(\gamma) : \text{when } \phi < 0 \\ \hat{f}_L(\gamma, \phi_L) &= \sum_{i=1}^n W_i^L d_i^L(\phi_L) + \sum_{i=1}^n W_i^? d_i^?(\gamma) : \text{when } \phi \geq 0 \end{aligned} \quad (3.38)$$

このように人間の空間知覚が全空間にわたって連続ではなく左右の半側空間からなっている可能性は臨床心理の分野では頭頂連合野の病変による空間知覚障害の最も代表的な例である

半側空間無視の症例において知られており、処理系の半側空間ごとの独立性はこれらの症状を説明するものとなる。

このように空間を左右の半空間に分け、それぞれの半空間について独立に学習する等価な学習系の存在を仮定するならば、規範関数の定義域をそれぞれの半空間に限定することで前項における(3.33)式の条件を自動的に満たすことになる。同時に、この半空間性と対称性を前提とすると、実際のシミュレーション実験は学習及び計測を行う領域として左右いずれかの半空間についてのみ行えばよいことになる。よって、以下の本論文における視空間の議論は全て原則として半側空間について行うものとする。

次に、これらの規範関数と、前々節で定義した神経回路網モデルを用いて計算機シミュレーションによって学習を行い、その結果得られた空間位置知覚過程のモデルによるホロプタを計測する。

3.5 モデルによるシミュレーション実験

シミュレーションの際に用いた両眼注視モデルにおける眼間距離は66mmであり、これは人間の標準的な値に合わせたものである。よって(3.3)式における定数 $E = 33\text{mm}$ となる。一方、学習領域としては、同様に標準的に人間が両眼注視によって位置の判別が可能な領域 S_0 を用いる。

$$S_0 = \{(\gamma, \phi) \mid 200\text{mm} \leq x \leq 20000\text{mm}, -\frac{\pi}{4} \leq \phi \leq \frac{\pi}{4}\} \quad (3.39)$$

この学習領域において、学習点は ϕ と γ について均一に分布するものとする。学習に用いた規範関数は f_γ と f_ϕ である。

次に学習結果として得られた各モデルを用い、人間と同様に心理物理実験の条件を適用したと仮定して、調整法を適用してホロプタを計測する。得られたホロプタを Fig.3.13 に示す。実線がホロプタ、破線は比較用の Vieth-Muller Circle である。

局在表現モデルの場合、予想された通り学習能力が完全であるために規範関数ごとの差が明確に現れず、ホロプタはいずれの規範関数においてもほぼ物理的な直線に一致している。このために、実際の人間のホロプタの傾向とは食い違っており、適切なモデルとは言いがたい。

一方、発火頻度表現モデルにおいては、規範関数ごとに異なる傾向を示しており、与えられた制約によって学習能力に制限が出来たことによって、規範関数の違いによる誤差の傾向の違い、すなわち物理的直線とホロプタの違いが明確になっている。

(a) は f_γ を規範関数とした場合のモデルである。このモデルではホロプタの曲り方は、観察者の近方では観察者に対し凹型に、また遠方では凸型へと推移しており、人間の場合とはほぼ同様の形になっている。客観的額面平面と一致する奥行 X_0 は $1000 \sim 1500\text{mm}$ 付近であり、これも人間の場合とよく似ている¹⁵⁾。

(b) は f_ϕ を規範関数とした場合のモデルである。このモデルではホロプタの曲り方は、観察者の近方から遠方へ行くに従って観察者に対し凸型から平面に近づく様に推移しており、凹型から凸型へ一度推移するだけの人間の場合とはかなり異なっている。

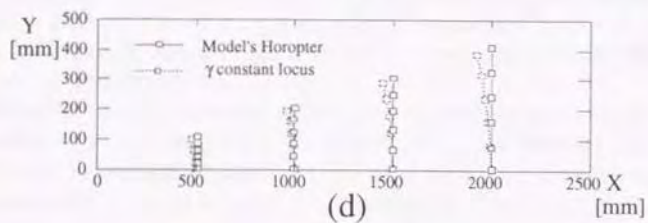
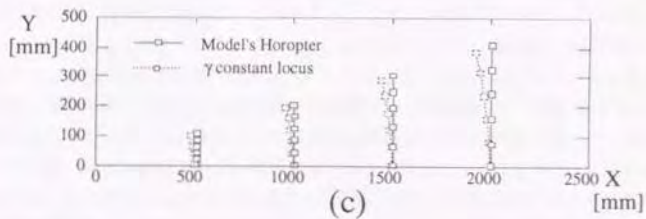
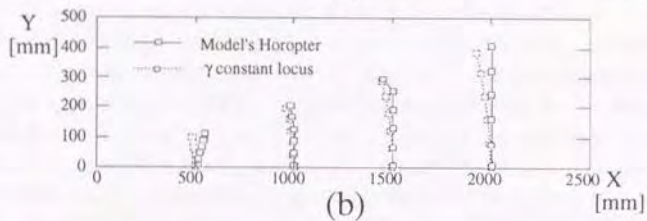
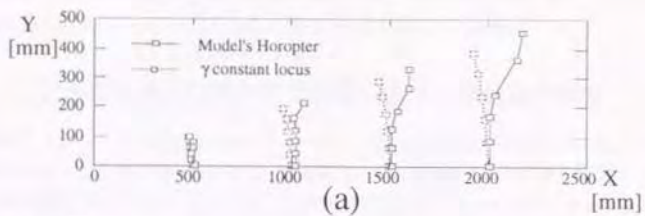


Fig. 3.13 モデルによるホロプタの形状

局在パターン表現モデルについては(c)は f_y を規範関数とし(d)は f_x を規範関数とした場合のモデルである。これらにおいてはいずれの発火頻度表現モデルの場合よりも直交座標系に一致した出力が得られている。ことに $\phi=0$ 附近ではほぼ完全に一致しており特に歪んだ傾向は見られない。この点でむしろ人間の場合とは異なっている。

3.6 モデルによるホロブタ知覚過程の信号処理構造の解析

前節のシミュレーション実験の結果においては、発火頻度表現モデルにおいて f_y を規範関数として学習を行った場合のモデルが、最も良く人間の標準的なホロブタの傾向に一致した。

まず発火頻度表現モデルと局在パターン表現モデルを比較すると局在パターン表現モデルにおいては他のいずれの場合よりも直交座標系に一致した出力が得られている。この特性はこのモデルが一種の連想記憶的な学習を行なうためであり、座標変換系としては加算補正のみのモデルより普遍的な学習能力を持つモデルであるもの、実際の人間の場合とは異なる。このことは人間が空間を直交座標系として認識する際の知覚量は局在パターン表現よりも発火頻度表現に基づいて生成されている可能性を示しているすなわち座標変換系としてはより普遍的な局在パターン表現を脳内に持ちながら (cf. Type3 の注視細胞)、その表現形態はホロブタやアレイにおける空間知覚の知覚量の生成に関与していないことになる。

一方、発火頻度表現モデルにおける(a)と(b)の違いは、規範関数の違いであるが、規範関数の定義の際に検討したように、これは f_y と f_x のもつ測定の水準としての尺度の違いが反映したものであると考えられる。すなわち、ヒトのホロブタの傾向が、規範関数に f_x を用いたモデルよりも f_y を用いたモデルに良く一致するということは、ホロブタを知覚する知覚過程は、信号処理の過程において輻角 γ を基準として不変量化した知覚量をもって、前額平行面を表現していることになる。この知覚量は物理的な直交座標系に対して、順位尺度は満たすものの、加法性を満たさず、間隔尺度を満たさない。このことから、ヒトの認識方法においては、ホロブタは f_x に見られるような距離情報によって知覚されているのではなく、主観的前額面に対する平行性や正中面との直交性といった位置関係に関する非距離情報を学習の際の手がかりとしていると考えられる。すなわち、Helmholtzのホロブタは、ヒトの知覚系においてはあくまで平行面として規定されており、coronal planeからの等距離面として知覚されていないことが分かる。

実験の結果が人間のホロブタの知覚モデルとして(a)のモデルを支持するものだとすると、これは額面平行面という空間知覚においては後天的に獲得した高次の概念量を生成・補償するための処理系が輻角開散眼球運動信号という一次的感觉信号の形で情報処理を行なっている可能性を示唆するものである。本来、視覚性空間知覚においては頭部の運動・姿勢の情報を常に統合し続ける必要があること、また輻角による空間知覚は視覚的空間知覚において絶対距離の知覚を担う信号情報であり、両眼視差等の相対的距離の知覚情報は絶対距離の知覚情報に後天的に統合される必要があることから考えて、このことは視覚的空間知覚による位置情報の統合・処理が眼球運動信号性もしくはそれに極めて近い信号空間上で行なわれている可能性を示唆するものである。これは人間が空間知覚において感覚間の統合を行なう際の

情報処理に普遍的な空間表現としてのより抽象的な信号形態を用いているという考え方に對しては否定的な結論となり、各感覚ごとに独自の信号形態のもとに空間表現を実現しているという考え方を支持するものである。

3.7 生理学的制約の一般化^{(27), (28)}

本節では、前節において得られた考察に基づき、空間知覚過程をモデル化する際に神経回路網モデルに与える生理学的視点からの制約を一般化し、学習上の規則として提案する。また、これにともなって前節においてヒトと同様のホロプロタ形状を示した発火頻度表現モデルを一般化したモデルを提案する。

3.7.1 スカラ学習則

空間知覚実験において用いられる直線や等距離の概念は後天的な学習によって獲得されたものと考えられる。したがって、生理的手掛かりとなる感覚信号から何らかの変換によって知覚されるこれらの知覚量の生成機構には学習機能が存在しており、各空間位置知覚現象に見られる物理空間と知覚空間のずれは、その学習機能における制約の現われであると考えられる。さらにその傾向が万人に共通であることから、脳内における感覚の信号処理過程において万人に共通な何らかの先天的な構造が、この制約となって現われるのだと考えられる。情報論的観点からは一般にこうした(強弱や大小といった)単一の尺度を持つ知覚量の生成機構は等価的にその知覚量の尺度に対応する単一のスカラ量を出力することになる。よって、感覚の学習機構はこのスカラ量が特定の外界の物理量に対して一貫性をもって対応する知覚量になるように学習を行うことになる。

これらの前提のもとに先述の学習過程上の制約として我々が想定した制約は「単一のスカラ出力から得られた誤差情報はそのスカラ信号を出力した神経細胞の入力荷重のみを変化させ他に伝播することはない」というものである(Fig.3.14)。

すなわち、これは神経回路の学習機構として出力誤差として得られたスカラ量を教師信号とし、それによって結合荷重を変化させる結合層を1層だけ持つ構造を想定したことになる。このような構造は脳内において生理学的にも発見されており、信号処理上の制約としては最も基本的で自然な制約であると考えられる。

また、一般に入力信号が複数の場合、これらの信号の持つ情報を統合した出力を得るためには信号間のインタラクションによる信号処理が必要となるが、この制約によって信号間のインタラクションは、出力信号空間上での1回の加算に限定されることになる。

教師付き学習に對してこうした制約を与えた学習規則をスカラ学習則と名付ける。

3.7.2 スカラ加算モデル

次にスカラ学習則に基いて学習を行うモデルとしてスカラ加算モデル(Independent Scalar Learning Element Summation Model, ISLES Model)を提案する。その構造をFig.3.15に示

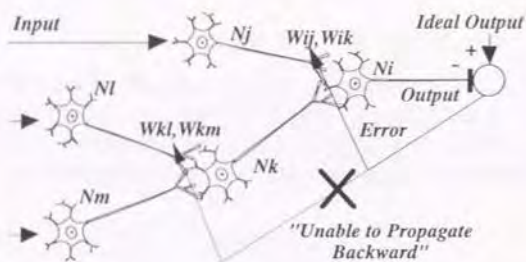


Fig. 3.14 学習過程における生理的制約の仮定:

この仮定は「単一の出力から得られた単一の誤差情報はその信号を出力した神経細胞の入力荷重のみを変化させ他に伝播することはない」というものである。生理学的に存在が確実視されている Hebb 学習や共分散学習などはこの制約の範疇にはいる。神経回路モデルにこの制約を設けた学習を行わせることをスカラ学習則と名付ける。

す。これは前節における発火頻度表現モデルを一般化したモデルに相当する。

すなわち、このモデルに与えられた信号処理上の制約とは、 n 個の相互に独立なスカラ信号 $s_1, s_2, \dots, s_i, \dots, s_n$ を統合処理して特定の別なスカラ信号 $f(s_1, s_2, \dots, s_i, \dots, s_n)$ を得る必要があるとき、これを学習によって獲得する際に用いることのできる信号処理の構造は、各単一のスカラ信号によって決定されるスカラ関数の線形和の形に限定されるというものである。

$$\hat{f}(s_1, s_2, \dots, s_i, \dots, s_n) = \sum_{i=1}^n \hat{f}_i(s_i) + C \quad (3.40)$$

ここで、 \hat{f}_i は学習によって獲得される s_i の非線形連続スカラ関数であり、入力各スカラ信号ごとに独立である。このとき \hat{f}_i を学習するための誤差情報 $\Delta \hat{f}_i$ は、スカラ学習則より、 $f - \hat{f}$

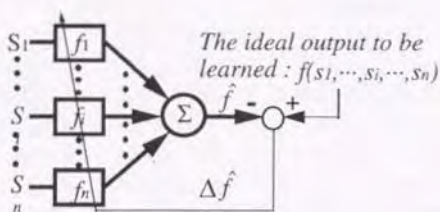


Fig. 3.15 スカラ加算モデル (Independent Scalar Learning Element Summation Model, ISLES Model)

に等しい。

$$\Delta \hat{f}_i = \Delta \hat{f} \equiv f - \hat{f} \quad (3.41)$$

この場合の学習要素となる \hat{f}_i は前節で示したとおり神経回路網モデルとしてもスカラ学習則の制約内で実現可能である。このとき誤差情報 $\Delta \hat{f}_i$ を用いて確率的降下法に準じた学習を行った場合、出力誤差の二乗の期待値が最小になるように学習が進み、その結果、各スカラ関数 $\hat{f}_i(x)$ の出力値は全学習領域中において $s_i = x$ となる部分領域における規範関数 f の期待値に収束する。

$$\lim_{i \rightarrow \infty} \hat{f}_i(x) = E_{s_i=x} [f(s_1, s_2, \dots, s_i, \dots, s_n)] \quad (3.42)$$

なお、いずれの式においても定数項 C が付加されているが、神経回路網モデルの学習においては、学習する結合加重の一つに定数量からの入力を仮定することによって出力の定数成分については学習の結果、規範関数の定数成分に対して必ず誤差 0 で収束することが知られており、定数項 C の値は学習結果について本質的な差異を生まないことは前節で述べたとおりである。そこで、スカラ加算モデルにおいてもこの定数項からの入力を略黙の内に仮定することにし、出力の定数成分については議論の外とすることにする。

さらにスカラ加算モデルにおいては、出力が各学習要素の線形加算によって得られていることから、定数項ばかりでなく規範関数の線形な違いは学習によって吸収され、学習結果について本質的な差異を生まない。よって、規範関数が測定水準として間隔尺度を満たす場合、その規範関数 f は物理的な情報 x との間に線形な関係 $f(x) = ax + b$ を持つことから、スカラ加算モデルにおいては、 x そのものを学習する場合とその学習結果において本質的な差異を生じないことになる。このことから、スカラ加算モデルによる議論においては間隔尺度を満たす場合、その結果はより高い水準での議論にも必ず適用できることになる。この結果、スカラ加算モデルによる議論においては間隔尺度より高い水準での議論は不必要であることが分かる。

このモデルが生体特有の制約のモデルとして信号処理に対して与える制約の本質は入力信号間のインタラクションの制限である。入力信号間のインタラクションが線形加算的なものに限定されるのは McCulloch & Pitts のモデル以来の神経回路モデルの原則であるが、このスカラ加算モデルにおいては、その加算的インタラクションが規範関数 f のスカラ信号空間上での 1 回だけに限定されることになる。この制限によってこのモデルは、数学的に見れば任意の写像を完全に学習することはできなくなっており、学習後も入出力信号間の関係に特有の傾向を持った誤差を残すことになる。もしもバックプロパゲーション法のように生理学的な不自然さを無視してこの制約をはずせば、こうしたインタラクションを複数回行うことによって任意の写像を学習することは可能である。しかし、そうしたモデルはその生理学的な不自然さばかりではなく、その数学的万能さゆえに生体の持つ普遍的なずれの傾向を説明する神経回路のモデルとして採用することができない、このために本論文では人間の知覚特性を説明するモデルとしてスカラ加算モデルを提案する。

3.7.3 スカラ加算モデルにおける学習結果の導出

前項で提案したスカラ加算モデルにおいては各スカラ関数 $\hat{f}_i(x)$ を学習するために、一般には任意の1入力1出力の非線形連続スカラ関数を学習することのできる神経回路網モデルが必要である。

しかし、前項の(3.42)式より、規範関数と学習領域が解析的に与えられている場合、スカラ加算モデルにおいては、神経回路網モデルによる学習を直接行わずに、取束結果を期待値計算によって求めることができる。

今、学習領域全体を S 、 $s_i = x$ となる部分領域を S_i 、学習領域内における学習点の密度分布関数を $\delta(s)$ とすると、(3.42)式における期待値計算を領域積分を利用して次式のように記述することができる。

$$\begin{aligned}\lim_{t \rightarrow \infty} \hat{f}_i(x) &= E_{s_i=x} [f(s_1, s_2, \dots, s_i, \dots, s_n)] \\ &= \frac{\int_{S_i} \delta(s) f(s) ds}{\int_{S_i} \delta(s) ds}\end{aligned}\quad (3.43)$$

この計算法によれば、実際の神経回路網モデルの逐次型の学習に際して起きる取束までの学習回数の設定や、学習結果の振動、アニーリング、ローカルミニマムの問題といったパラメータの調整や検討が必要になる議論を回避することができる。

実際に本論文におけるシミュレーションの課題においては、全ての規範関数と学習領域が解析的に設定されているために、スカラ加算モデルの学習シミュレーションにおいてはこの計算法を利用することが可能である。

本来、これらの計算法上の議論は本論文においては本質的な課題ではないことから、以下の議論においてはこの計算法を採用し、神経回路網モデルの逐次的な学習過程によるシミュレーション実験は行わない。

3.8 まとめ

本章では、人間の空間知覚における Helmholtz のホロプタの発生を、輻輳による両眼立体視の情報から主観的直交座標系への変換を後天的に学習する信号処理系の特性として捉え、神経回路網モデルによる学習を適用することで処理系の情報構造について考察し人間と同様のホロプタを生じる空間知覚モデルを得た。またその結果に基づき人間の空間知覚における信号処理系の情報構造について生理学的知見を窺みつつ考察した。このモデル実験の意義は従来心理学上の法則として捉えられてきたホロプタ・アレイについて人間の神経回路網上の信号処理における構造上の特徴として捉え、その構造の同定に生理学的知見を結びつけたことである。なお本章においては信号空間を2次元としたが、発火頻度表現モデルにおいては3次元への対応もこの2次元モデルを水平方向への特徴細胞とみなし、垂直方向への特徴細胞をモデルに加えることで同様の神経回路網モデルで論じることが可能である。これに類似した例としては、次章において触空間の3次元知覚に関して取り扱う、一方、局在表現モデ

ルではトポロジーの保存のために3次元のトポロジーを持つ神経場を要求されることになり、脳における神経場のトポロジーが基本的に2次元的であることからモデルとして問題が生じることになる。不足する次元についてはハイパーコラムの存在を考慮したモデルを用いて表現することも可能であるが、この場合トポロジーの一部に破壊が起こることは免れない。この点についても局在表現モデルは3次元空間知覚モデルとしては問題があると言える。

また、さらに本章第7節では、こうして得られた知見をもとに、学習における先天的制約をより一般化した学習則として、スカラ加算モデルを提案した。加えてこの学習則に基づく学習モデルとしてスカラ加算モデルを提案し、その収束結果の算出法として、領域積分を用いた期待値計算を利用する方法について検討した。この計算法によれば、実際の神経回路網モデルの逐次型の学習に際して起きる種々の問題点を回避することができる。

なお、本章の定義においては、スカラ加算モデルの入力信号は、互いに独立なスカラ信号として定義されているが、信号間に従属な関係があったとしても、スカラ加算モデルは基本的に収束し、その出力 \hat{f} は一意に定まる。ただし、この場合、学習要素となる各スカラ関数 $\hat{f}_i(x)$ のうち従属な関係を持つ入力信号に関するスカラ関数は(3.42)式のように一意に定めることができず、この結果(3.43)式のような期待値計算法を利用できなくなる。一方、本論文における課題の場合、基本的に入力信号が互いに独立であるために、スカラ加算モデルの学習においては(3.43)式のような期待値計算法を採用することができ、神経回路網モデルの学習は必要としない。従って、次章以降のスカラ加算モデルの学習課題においては(3.43)式の期待値計算法を採用するものとする。

次章以降では、学習能力においてスカラ学習則による制約を課せられたスカラ加算モデルによって多くの空間位置知覚過程における知覚上のずれの現象が統一的に説明されることを検証する。

第4章 空間知覚に関する心理物理現象のモデル

本章では第3章で提案されたスカラ加算モデルを用いて、各種の空間位置知覚におけるずれの現象を説明することを試みる。

まず、最初にホロプタと同様に視空間知覚におけるずれの現象として知られる平行アレイ、距離アレイの知覚過程をモデル化し、このモデルがホロプタと同様、これらのアレイの物理的直線からのずれを説明できることを検証する。また、同モデルの学習プロセスからの知見にもとづき、平行と等距離の概念の違いによって生じる主観的位置関係の食い違いについてその発生の機序を解明する。

次に、従来ホロプタ、アレイの各現象の記述に用いられてきた視空間幾何学を、スカラ加算モデルを用いて数理的に解析し直し、従来ホロプタの形状の個人差を記述してきた個人定数が、視空間知覚獲得のプロセスにおいて持つ意味について明らかにする。また、従来の視空間幾何学において実験事実との相違が問題点となっていた等距離面の問題をスカラ加算モデルによって説明する。さらに、アレイの議論から得られた平行と等距離の概念から予想される等距離ホロプタの存在を、被験者を用いた心理物理実験によって検証する。

この章の最後では、ここまで述べてきた視空間上のずれと同様の現象が、上肢先端位置の知覚による触空間知覚においても生じることを、スカラ加算モデルによる計算機シミュレーションによって予測し、その形状について被験者を用いた心理物理実験を用いて検証する。

4.1 平行アレイ・距離アレイを生じる空間知覚モデル²⁹⁾

平行アレイ・距離アレイは、ホロプタの場合と同様の実験条件下において計測される、正中面に対して主観的に平行な面（主観的矢状面）と、主観的に等距離な面のことである。

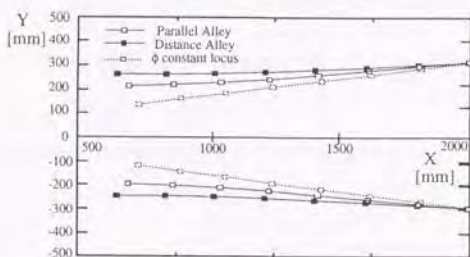


Fig. 4.1 標準的な人の平行アレイと距離アレイの形状

これらの形状は、視標となる1対の点の軌跡として計測される。計測範囲の最遠点に正中面に対して左右対称に置かれた1対の点を基準点として、主観的に基準点と同じ矢状面上にあるように見える視標点の軌跡を平行アレイ、主観的に基準点と同じ間隔で正中面から離れているように見える視標点の軌跡を距離アレイと呼ぶ、ホロプタ同様、これらの軌跡は物理的な矢状面と一致せず一定のずれを持ち、その傾向は万人に共通である。

平行アレイ、距離アレイが物理的に対応する矢状面と食い違う現象は、ホロプタが物理的前額平行面とずれを生じる現象と同様のメカニズムにおいて発生していると考えられる。一方、物理的には同一の平面である平行アレイと距離アレイが、数学的にはそれらが同一であることを知っている被験者にとっても異なって見えるという現象は、知覚の信号処理において、平行と等距離の概念の違いが感覚尺度の違いを生じ、それによって物理的な平面からのずれの傾向にも違いがでた結果と考えられる。

そこで本節では、前章で提案したスカラ加算モデルを用いてこれらの現象を説明することを試みる。さらにこの過程でヒトの知覚における「平行」と「等距離」の概念の機序の違いが、第2章において紹介した測定の公準と水準の考え方から信号処理の際の規範関数の水準という形で説明されることを示す。

4.1.1 被験者によるアレイ測定実験

平行アレイ・距離アレイの計測実験については、ホロプタの計測実験同様、過去の研究において十分に多くの心理物理実験による計測が行われており、実験データとしてはこれらが十分に利用可能である。このため、心理物理的な計測によって得られるヒトの標準的な平行アレイ・距離アレイの形状については、ホロプタの場合と同様、最も標準的な Luneburg のモデルにおいて、標準的な個人定数を用いることで再現した。その結果を Fig.4.1 に示す。(同モデルについては次節において詳しく説明する。)

この図の場合、奥行き距離 2000mm、左右に 300mm の点に1対の基準点となる光点を置

き、これを基準点として指標となる別の1対の光点を用いてそれぞれの軌跡を得たものに相当する。

まず、人間の平行アレイ・距離アレイの一般的な特徴として、

- 1) 物理的に対応する矢状面に対して内側に位置する。
- 2) 基準点を通る視線方向角 ϕ 一定の軌跡の外側に位置する。
- 3) 平行アレイは距離アレイの内側に位置する。

といった点が挙げられる。

4.1.2 スカラ加算モデルの学習に用いる規範関数

アレイのシミュレーションにおいても、ホロボタの場合と同様、規範関数 f の候補として、信号処理系に直接関与する4つの信号 γ, ϕ, x, y を基準として不変量化した (3.27) ~ (3.29) 式のものを考える。正中面に対する平行・等距離面の学習の場合、学習すべき面は物理的には $y = y_c$ と記述される。この面上で一定値をとる条件を満たすように規範関数を考えると、明らかにこの条件での不変量化が不可能な関数 f_c を除くと、この場合の各関数は (3.3) 式より、 y_c を用いて以下のように記述することが可能である。

$$f_y(\gamma, \phi) = f'_y(x, y) \equiv y_c + C \quad (4.1)$$

$$\begin{aligned} f_\gamma(\gamma, \phi) &\equiv \gamma + a_\gamma(\phi) \\ &= \gamma - \arcsin \frac{E \sin 2\phi}{y_c} + C \end{aligned} \quad (4.2)$$

$$\begin{aligned} f_\phi(\gamma, \phi) &\equiv \phi + a_\phi(\gamma) \\ &= \phi - \frac{1}{2} \arcsin \frac{y_c \sin \gamma}{E} + C \end{aligned} \quad (4.3)$$

いずれの規範関数にも定数項 C が付加されているが、神経回路網モデルの学習においては、出力の定数成分の学習は必ず誤差0で収束することが知られており、これは学習結果について本質的な差異を生まない。

4.1.3 平行と等距離の概念

平行アレイ、距離アレイが物理的に対応する矢状面と食い違う現象は、ホロボタが物理的前額平行面とずれを生じる現象と同様のメカニズムにおいて発生していると考えられる。一方、物理的には同一の平面である平行アレイと距離アレイが、数学的にはそれらが同一であることを知っている被験者にとっても異なって見えるという現象は、知覚の信号処理において、平行と等距離の概念の違いが感覚尺度の違いを生じ、それによって物理的な平面からのずれの傾向にも違いがでた結果と考えられる。

ホロボタとは主観的等距離面のことであったが、ちょうどこれに対応するのが主観的矢状面である平行アレイである。平行アレイの知覚は、そのアレイ上の点が全て同一の矢状平面

上にあると感じられること、すなわち、その面上の点から生じる特定の知覚量が各点において同一であることによって、同一の平面上の点であることを知覚される。すなわち、同一平面上においてその知覚量は不変でなければならない。

このことから、主観的矢状面の知覚においても、なんらかの知覚量が各矢状面を代表する不変量を示すものと考えられる。今、注視点 $(x, y) = (\gamma, \phi)$ を注視している際のこの知覚量を $f(\gamma, \phi)$ としよう。物理的前額平行面が $y = \text{const.}$ で表されることから、この知覚量は次のように定義される。

$$f(\gamma, \phi) = \text{const.} \quad \text{when } y = \text{const.} \quad (4.4)$$

これは、(3.3) 式より、単調連続な関数 g を用いて

$$f(\gamma, \phi) = g\left(E \frac{\sin 2\phi}{\sin \gamma}\right) \quad (4.5)$$

と表される。平行アレイの知覚に要求される「平行」の概念は、ホロプタの場合と同様、正中面を基準とした直交座標系において空間を捉える際の直交性に関する概念であり、これは測定における順位尺度の水準であって間隔尺度の水準を満たさない。このため、平行アレイを知覚するための信号処理系が獲得すべき知覚量は、平行線としての同一性を知覚するための不変性と順序関係としての内側と外側の別を持たねばならないが、加法性における制約はない。この場合、第2章において示したように関数 g については単調連続であればよく、(4.5) 式を満たす関数 f は無数に存在する。平行アレイの認識に必要な空間知覚過程とは、ホロプタ同様、感覚信号 (γ, ϕ) からこのような知覚量 f への変換を獲得する信号処理系であれば良いことになる。このことから、ホロプタの場合の類推から、平行アレイは (4.3) 式の f_{ϕ} を規範関数とするスカラ加算モデルによって、その形状を説明されるものと予想される。

一方、距離アレイの基準は、その平面上の点が基準面から同一の距離にあると感じられることであり、すなわち、その面上の点から生じる主観的距離が同一であることによって、等距離面上の点であることを知覚される。この場合、知覚上に再現すべき知覚量が直交座標系上での「距離」であるために、この知覚量は測定の間隔尺度の水準を満たさねばならないことになる。よって、平行線としての同一性を知覚するための不変性と内外を判定する順序関係を示す (4.5) 式の条件だけでは無く、知覚上の加法性を満たすために、

$$f(\gamma, \phi) = ay + b \quad (4.6)$$

である必要がある。このことから、距離アレイは (4.2) 式の f_y を規範関数とするスカラ加算モデルによって、その形状を説明されるものと予想される。

以上の考察から、平行アレイと等距離アレイの違いは、必要とされる知覚量における量の尺度の違いによって各信号処理系の学習に用いられる規範関数にも違いが生じ、それによって物理的な平面からのずれの傾向にも違いがたものと考えられる。

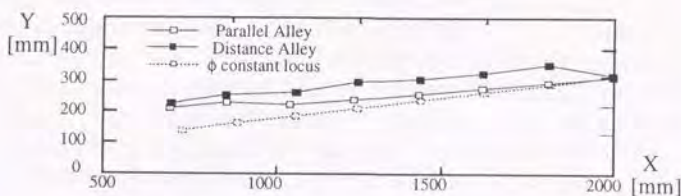


Fig. 4.2 モデル実験によるアレイ

半側空間モデル

ホロボタの場合と同様に、アレイのモデルにおいても正中面に対する視空間の対称性が設定される。従って、同様に半側空間モデルを設定することができる。これはまた、規範関数の観点から見ても、必要な設定である。ホロボタの場合と同様、アレイのシミュレーションにおいて ϕ もしくは y を全空間において連続的に定義したとすると、側方への知覚量 l が正中面に対して対称であるためには、その規範関数は ϕ もしくは y について奇関数でなければならない。規範関数 f の候補として、信号処理系に直接関わる4つの信号 γ, ϕ, x, y を基準として不変量化した (3.27) ~ (3.29) 式のものと考えたとすると、 f_γ と f_x は奇関数には成り得ず、 f_ϕ と f_y もまた一般に奇関数にはならないことがわかる。よってこの点においても半側空間モデルの導入は不可欠である。

4.1.4 モデルによるシミュレーション実験

スカラ加算モデルを用いて、ホロボタの場合と同様に各規範関数について半側空間モデルを構築した。用いた規範関数は f_ϕ と f_y である。神経回路網モデルによる学習を行ない、アレイについて人間の特性との比較を行った。学習領域としてはホロボタと同様、人間の標準的に両眼注視によって位置の判別が可能な領域 S_0 を用いる。

$$S_0 = \{(\gamma, \phi) \mid 200\text{mm} \leq x \leq 2000\text{mm}, -\frac{\pi}{4} \leq \phi \leq \frac{\pi}{4}\} \quad (4.7)$$

この学習領域において、学習点は ϕ と γ について均一に分布するものとする。この条件をもとにスカラ加算モデルにおける各学習要素の収束値を数値積分によって求めた。シミュレーション実験の結果を Fig.4.2 に示す。半側空間モデルを採用したことから、ここに示されているアレイもまた半側空間におけるものである。

Fig.4.2 においては、前節の考察より、 f_ϕ を規範関数とするスカラ加算モデルによる軌跡を平行アレイ、 f_y を規範関数とするスカラ加算モデルによる軌跡を距離アレイとして示している。

これを、ヒトの標準的な平行アレイ・距離アレイとして示した Fig.4.1 の形状と比較すると、本節第1項においてあげた 1) ~ 3) の特徴を全て満たしていることが分かる。すなわち、い

ずれのアレイも基準点を通る視線方向角 ϕ 一定の軌跡より外側に、また同時に、基準点を通る物理的矢状面の内側に位置し、さらに平行アレイは距離アレイの内側に存在している。このことから、前節における予測の通り、ヒトの視覚における空間位置知覚の獲得過程において、「平行」と「等距離」の概念は、それぞれ、順位尺度と間隔尺度を満たすように獲得されるのであり、ホロボタの場合に続いて、平行アレイ距離アレイにおいても感覚信号そのものに測定水準を満たすように補正をかけた規範関数とスカラ加算モデルの組み合わせによってヒトの空間知覚におけるずれの現象を説明することができたことになる。

また、ホロボタの場合に続いて、平行アレイにおいても規範関数として、眼球運動信号そのものに順位尺度を満たすように補正をかけた信号を規範関数として用いていることは、不要な介入信号を介さず評価に必要な信号空間上で処理を行なうという知覚量の生成における人間の信号処理系の一般的傾向の存在を示唆する。

本来、ここに示したスカラ加算モデルは、一般的な生理学上の知見から神経回路モデルにおける学習の際の誤差伝播に制約を加えたために、結果的に学習能力に限界が生じたモデルである。そのモデルが、ホロボタ現象ばかりでなく、平行アレイ、距離アレイについても同様にその物理的平面からのずれの傾向を説明できたことは、このモデルにおいて与えた学習上の制約が、実際のヒトの知覚過程の学習プロセスにおいても、非常に近い形で実在しているものことを示唆しているものと考えられる。

4.1.5 まとめ

本節では、ホロボタの形状について人間と同様の特性を示した神経回路網モデルにおける学習上の制約を一般化することによって得られたスカラ加算モデルを、平行アレイ、距離アレイの現象に適用することを試みた。その結果、測定水準としての尺度の問題から、「平行」と「等距離」の概念が、ヒトの知覚処理系の中でどのように定式化されているのかについて考察し、そこで得られた予測をもとにシミュレーション実験を行ったところ、ヒトの平行アレイと距離アレイの傾向を良く説明することのできる実験結果を得ることができた。

なお、第3章のホロボタにおける規範関数は順位尺度のみを満たすものであったことからちょうど平行アレイに対応する。このことから、Helmholtzのホロボタが実は「平行ホロボタ」と呼ぶべきものであり、実際には、これと対になる「距離ホロボタ」なるものがあるのではないかと予想される。次章においては、これらの現象を記述するために心理学において研究されてきた視空間幾何学について再考し、この距離ホロボタの問題についても取り上げることとする。

4.2 視空間幾何学の再評価^{27), 28)}

心理物理的現象としてのホロボタは空間知覚における現象として古くから知られており、多くの測定実験がなされているが、それらの実験結果を統一的な理論のもとに整理したことで、最も良く知られている研究はLuneburgによるものである。彼は、この視空間内におけ

る歪みの傾向を Lobachevskii の双曲的幾何学を用いて説明した¹⁴⁾、これによって各被験者の実験結果を2つの個人定数で整理できるようになった。

Luneburg の提案した幾何学的理論は、確かに実験結果と良い近似を見せるが、そのモデルは知覚の結果としての心理物理現象を少数のパラメータで記述するための幾何学モデルであり、本論文のモデルのように知覚系の情報処理機能の観点から現象の機序について説明しようとしたものではない。

Luneburg のモデルの妥当性についての議論はいくつもなされてきたが¹⁶⁾、何故このモデルがホロプタ現象を記述できるのか、また、このモデルによって決定される個人定数の違いは何に起因するのかについてはこれまで考察されることがなかった。

本節ではこれらの点に着目してスカラ加算モデルによるモデルとの対応から、Luneburg のモデルにおける個人定数の意味について考察する。また、Luneburg の理論において最大の問題点とされてきた主観的等距離面の問題を含む距離の問題についても再考する。

4.2.1 ホロプタを生じる空間知覚モデル

本論文第3章ではスカラ学習説に基づき、人間の視覚空間知覚においてホロプタが生じる要因を構成的に検討した。ホロプタの測定実験条件下における実際の感覚信号は視標を注視した際の両眼球の向きであり、これは幅角及び視線方向角によって表される。物理的直角座標系と、幅角及び視線方向角との関係は次式で表される。

$$\begin{aligned}x &= X(\gamma, \phi) \equiv \frac{E}{\sin \gamma} (\cos \gamma + \cos 2\phi) \\y &= Y(\gamma, \phi) \equiv \frac{E}{\sin \gamma} \sin 2\phi\end{aligned}\quad (4.8)$$

ここでホロプタを知覚する人間の視空間知覚信号処理系をスカラ加算モデルを用いて記述する。このときの規範関数を $H(\gamma, \phi)$ 、これを学習するスカラ加算モデルを $\hat{H}(\gamma, \phi)$ としよう。主観的平面の知覚はその平面上の点在同一の平面上にあると感じられること、すなわち、その面上の点から生じる特定の知覚量 \hat{H} が各点において同一であることによって、それらが同一の平面上の点であることが知覚される。すなわち平面の知覚においては、知覚量 \hat{H} が各平面を代表する不変量となるものと考えられる。同時に空間の連続性と平面によって隔てられた平面両側の順序関係を知覚できることから、この知覚量は順位尺度を満たしている。このとき主観的前額平行面の規範モデルとなる関数 $H(\gamma, \phi)$ は物理的奥行き距離 $X(\gamma, \phi)$ と単調な関係にある連続関数であればよいことになる。 $\hat{H}(\gamma, \phi)$ は入力信号として2変数を持つので加算されるスカラ関数も $\hat{H}_T(\gamma)$ と $\hat{H}_C(\phi)$ の2関数を想定する。これらは規範関数 $H(\gamma, \phi)$ によって次のように表される。

$$\begin{aligned}\hat{H}(\gamma, \phi) &= \hat{H}_T(\gamma) + \hat{H}_C(\phi) \\&= E_{\phi=\phi} [H(\gamma, \phi)] + E_{\gamma=\gamma} [H(\gamma, \phi)]\end{aligned}\quad (4.9)$$

第3章のシミュレーション実験においては学習の結果、規範関数として(3.32)式を用いたモデルがヒトのホロプタと同様の特徴を示した。

$$H(\gamma, \phi) = \gamma - \arcsin\left(\frac{E \cos 2\phi}{\sqrt{x_c^2 + E^2}}\right) + C \quad (4.10)$$

この場合、(4.9)式より

$$\dot{H}(\gamma, \phi) = \gamma + \dot{H}_C(\phi) \quad (4.11)$$

となり、 $\dot{H}_T(\gamma) = \gamma$ となる。これは平面知覚のための不変量 \dot{H} を ϕ の関数で加算補正することで γ から直接的に作り出しているモデルで、不変量の設定としては最もシンプルな構造である

4.2.2 スカラ加算モデルとLuneburgモデルの対応

実験によって得られるホロプタは、主観的な前額平行面であるが、第3章の実験結果より、スカラ加算モデルにおいては、これは人間の脳内の信号処理系が、(4.11)式のように、この平面を表す不変量化した知覚量として、輻转角を視線方向角の関数によって加算補正した和を用いていることのあらわれと見なすことができる。このときホロプタは $\dot{H}(\gamma, \phi)$ の値がこれを代表する定数 $\dot{\gamma}_c$ をとる時、次式が示す軌跡としてその形を描く。

$$\gamma + \dot{H}_C(\phi) = \dot{\gamma}_c \quad (4.12)$$

一方、Luneburgの理論ではホロプタは次式で表わされ、

$$\begin{aligned} \frac{K}{4}(\xi^2 + \eta^2) - 1 &= C\xi \\ \begin{cases} \xi = 2e^{-\delta\gamma} \cos \phi \\ \eta = 2e^{-\delta\gamma} \sin \phi \end{cases} \end{aligned} \quad (4.13)$$

定数Kは通常負の値をとる。そこで各定数を次のようにおくと、

$$2e^{-\delta\gamma_0} = \frac{2}{\sqrt{-K}}, \quad e^{\delta\gamma_C} = -2C \quad (4.14)$$

この式は各変数による関係を加算的になるように次の様に変形することができる。

$$\begin{aligned} Ke^{-2\delta\gamma} - 1 &= 2Ce^{-\delta\gamma} \cos \phi \\ \log(2 \cosh(\delta(\gamma - \gamma_0))) - \log(\cos \phi) &= \delta(\gamma_C - \gamma_0) \end{aligned} \quad (4.15)$$

右辺第一項は結果的に γ に非常に近い値を示し、次の様に変形できる。

$$\begin{aligned} \delta(\gamma - \gamma_0) - \log(\cos \phi) &\cong \delta(\gamma_C - \gamma_0) \\ \gamma - \frac{1}{\delta} \log(\cos \phi) &\cong \gamma_C \\ \therefore \gamma + L(\phi)_C &\cong \gamma_C \\ \left(L(\phi)_C = -\frac{1}{\delta} \log(\cos \phi) \right) \end{aligned} \quad (4.16)$$

すなわち、この式もまた、輻角 γ を視線方向角 ϕ の関数によって加算補正した和を不変にする軌跡がホロプタを描くことを示していると解釈できる。このことは、本論文の観点から見れば、視空間の注視可能な領域において、この第一項が γ に非常に近かったことが、結果的に Luneburg のモデルが実験結果と良い近似を見せることにつながったものと考えられることができる。

また、この対応から (4.16) 式と (4.12) 式の補正項 (左辺第 2 項) の値域の幅について検討することで、Luneburg のモデルにおける距離定数 δ を、スカラ加算モデルにおいては主に学習領域の遠方及び近傍の限界距離を反映したパラメータとして解釈することができる。スカラ加算モデルにおいては (3.40) 式及び (3.42) 式より (4.12) 式第 2 項は次式で定義される。

$$\begin{aligned}\hat{H}(\gamma, \phi) &= \gamma + \hat{H}_C(\phi) \\ d\hat{H} &= d\gamma + \frac{d\hat{H}_C}{d\phi} d\phi\end{aligned}\quad (4.17)$$

このときこの関係における規範関数関係式として、

$$\begin{aligned}H(\gamma, \phi) &= \gamma + H_C(\gamma, \phi) \\ dH &= d\gamma + \frac{dH_C}{d\phi} d\phi\end{aligned}\quad (4.18)$$

このとき関数 \hat{H}_C は関数 H_C を用いて次式のように求められる。

$$\begin{aligned}\hat{H}_C(\phi_0) &= E_{\phi=\phi_0} [H(\gamma, \phi) - \gamma] + C \\ &= E_{\phi=\phi_0} [H_C(\gamma, \phi)] + C'\end{aligned}\quad (4.19)$$

この式より実際に関数 \hat{H}_C を求めるに際して関数 H_C を求めることから始める。関数 H の定義より前額平行面を学習しているとき $dx = 0$ であり、このとき、 $dH = 0$ となる。従って、(4.17) 式より

$$\frac{dH_C}{d\phi} = -\frac{d\gamma}{d\phi}\quad (4.20)$$

となり、 H_C は $x = \text{const.}$ の時 $-\gamma$ を ϕ で記述した関数となる。よって、(4.8) 式より、 $x = \bar{x}$ の時の γ を ϕ で記述し、関数 H_C を定める。

$$\begin{aligned}H_C(\alpha, \phi) &= -\arcsin(\sin \alpha \cos 2\phi) - \alpha + C \\ &\quad \left(\sin \alpha = \frac{E}{\sqrt{\bar{x}^2 + E^2}} \right)\end{aligned}\quad (4.21)$$

この関数 H_C の学習領域下での期待値として関数 \hat{H}_C を求める。本節では期待値を計算すべきモデルの学習領域として、自然な両眼注視が可能な領域で輻角による奥行き弁別が有効な領域を用いる。人間の被験者による一般的なデータから、モデルの眼間距離 $2E$ を 66mm、両眼注視可能な領域として、視線方向角 ϕ について $-\frac{\pi}{4} \leq \phi \leq \frac{\pi}{4}$ 、また、奥行き距離 200mm 以上、輻角による弁別可能域として奥行き距離 20m 以内を学習域として設定する。このとき、 ϕ, γ の定義域は次のようになる。

$$-0.25\pi \leq \phi \leq 0.25\pi, \quad 0.00105\pi \leq \gamma \leq 0.104\pi\quad (4.22)$$

この定義域全域を学習領域として用いる場合、(4.19)式より関数 \hat{H}_C を求めるに際して、学習領域内において実際に学習を行う注視点の分布に関して2通りの仮説が検討された。すなわち、

- 1) 注視点が輻射角、視線方向角による座標系上において一様な分布を示す場合、
- 2) 注視点が直交座標系上において一様な分布を示す場合、

仮説1)の場合、(4.21)式の α の定義より、 $\phi=0$ の時、 $\alpha = \frac{\pi}{2}$ となることから、この時、 $\alpha_{\min} = \frac{\gamma_{\min}}{2}$ 、 $\alpha_{\max} = \frac{\gamma_{\max}}{2}$ となり、 α の定義域は、

$$0.000526\pi \leq \alpha \leq 0.0521\pi \quad (4.23)$$

従って期待値は次式のように求めることができる。

$$\hat{H}_C(\phi) = \frac{-1}{\alpha_{\max} - \alpha_{\min}} \int_{\alpha_{\min}}^{\alpha_{\max}} \arcsin(\sin \alpha \cos 2\phi) d\alpha + C' \quad (4.24)$$

この式から $\hat{H}_C(\phi)$ の値域の幅を求めることができる。 ϕ の定義域より、 $\hat{H}_C(\phi)$ は $\phi = \phi_{\max}$ or ϕ_{\min} のとき最大値 C' をとり、 $\phi=0$ のとき

$$\hat{H}_C(0) = -\frac{\alpha_{\max} + \alpha_{\min}}{2} + C' = -\frac{\gamma_{\max} + \gamma_{\min}}{4} + C' \quad (4.25)$$

なる最小値をとる。よって、最小値を0とすると、 $\hat{H}_C(\phi)$ の値域は次のように得られる。

$$0 \leq \hat{H}_C(\phi) \leq \frac{\gamma_{\max} + \gamma_{\min}}{4} \quad (4.26)$$

仮説2)の場合、(4.21)式の α の定義より、 \tilde{x} を α で置換して次式のように期待値を求めることができる。

$$\begin{aligned} \hat{H}_C(\phi) &= \frac{1}{\tilde{x}_{\max} - \tilde{x}_{\min}} \int_{\tilde{x}_{\min}}^{\tilde{x}_{\max}} H_C(\alpha, \phi) d\tilde{x} \\ &\quad (\tilde{x}_{\min} = 200, \tilde{x}_{\max} = 20000) \\ \hat{H}_C(\phi) &= \frac{E}{\tilde{x}_{\max} - \tilde{x}_{\min}} \int_{\alpha_{\max}}^{\alpha_{\min}} \frac{\arcsin(\sin \alpha \cos 2\phi)}{\sin^2 \alpha} d\alpha + C' \end{aligned} \quad (4.27)$$

この式から $\hat{H}_C(\phi)$ の値域の幅を求めることができる。 ϕ の定義域より、 $\hat{H}_C(\phi)$ は $\phi = \phi_{\max}$ or ϕ_{\min} のとき最大値 C' をとり、 $\phi=0$ のとき

$$\hat{H}_C(0) = \frac{E}{\tilde{x}_{\max} - \tilde{x}_{\min}} [-\alpha \cot \alpha + \log(\sin \alpha)]_{\alpha_{\max}}^{\alpha_{\min}} + C' \quad (4.28)$$

となり、このとき最小値をとる。よって、この最小値を0とすると、 $\hat{H}_C(\phi)$ の値域は次のように得られる。

$$0 \leq \hat{H}_C(\phi) \leq \frac{E[-\alpha \cot \alpha + \log(\sin \alpha)]_{\alpha_{\max}}^{\alpha_{\min}}}{\tilde{x}_{\max} - \tilde{x}_{\min}} \quad (4.29)$$

これと同様に Luneburg のモデルにおいて $\hat{H}_C(\phi)$ に対応する (4.16) 式左辺第 2 項 $L_C(\phi) \equiv -\frac{1}{2} \log(\cos \phi)$ もまた、 $\phi = \phi_{\max}$ or ϕ_{\min} のとき最大値を、 $\phi = 0$ のとき最小値をとる。よってその値域は次式の様になる。

$$0 \leq -\frac{1}{\delta} \log(\cos \phi) \leq \frac{0.347}{\delta} \quad (4.30)$$

この値域は δ によって決定されている。スカラ加算モデルである (4.11) 式と Luneburg モデルの (4.13) 式が同様のホロプラを示すためには、(4.12) 式と (4.16) 式の各項の増減及び値域が対応する必要がある。標準的な δ の値は 10.0 ~ 20.0 程度であるので¹⁵⁾、この場合、

$$0.0 \leq \hat{H}_C(\phi) \leq 0.0347 \sim 0.0174 \quad (4.31)$$

が成立しなければならない。これを前述の 2 つの場合において検証する。仮説 1) の場合、

$$\frac{\gamma_{\max} + \gamma_{\min}}{4} \cong 0.0347 \sim 0.0174 \quad (4.32)$$

が成立せねばならないことになるが、 $\gamma_{\max} \gg \gamma_{\min}$ より、左辺の値は γ_{\max} が支配的である。この場合、Luneburg の距離定数 δ は、スカラ加算モデルの学習領域の近傍限界を反映しているといえる。この時 $\gamma_{\max} = 0.137 \sim 0.0693$ となる。これは正中面上で奥行き距離 480 ~ 952mm の点に相当する。この結果から考えられる可能性としては、前額平行面の学習に際して両眼注視可能領域中でこれ以上の近傍は学習対象になっていないか、もしくは学習が行われている注視点が輻輳角 γ について一様に分布していない可能性が考えられる。仮説 2) の場合、

$$\frac{E[\alpha \cot \alpha - \log \sin \alpha]_{\alpha_{\max}}^{\alpha_{\min}}}{\bar{x}_{\max} - \bar{x}_{\min}} \cong 0.0347 \sim 0.0174 \quad (4.33)$$

が成立せねばならないことになるが、左辺の値の決定には α_{\min} が支配的であり、この場合、Luneburg の距離定数 δ は、スカラ加算モデルの学習領域の遠点限界を反映しているといえる。この時 $\alpha_{\min} = 0.0244 \sim 0.00957$ となる。これは正中面上で奥行き距離 2700 ~ 6900mm の点に相当する。この結果から考えられる可能性は、仮説 1) の場合と同様、前額平行面の学習に際して両眼注視可能領域中でこれ以上の遠方は学習対象になっていないか、もしくは学習が行われている注視点が奥行き量 x について一様に分布していない可能性が考えられる。

なお、参考までに以上の考察から得られた知見によって値域を一致させた場合の 2 つのモデルの (4.12) 式と (4.16) 式における左辺第 2 項、すなわち $H_C(\phi)$ と $L_C(\phi)$ のグラフを Fig. 4.3 に示す。このグラフからも、これらの項の値域が同じ場合、この 2 つの式が殆ど同じ軌跡をとることが分かる。

以上、スカラ加算モデルは学習点の分布に関する 2 つの仮説において、それぞれに Luneburg モデルと対応を取ることができた。これら 2 つの仮説による結果を併せて考えるに Luneburg の距離定数 δ は、スカラ加算モデルの観点からは、人間が注視による空間位置知覚を学習する際の学習点の分布を反映したものであると見なせる。このことから、距離定数 δ の標準的な値をもとに人間の学習点の分布について、大きく分けて次の 3 つの可能性が考えられる。

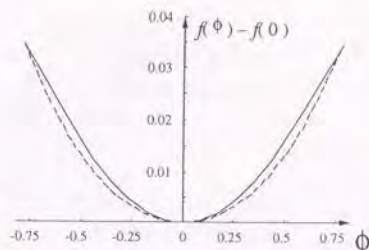


Fig. 4.3 2つのモデルにおける左辺第2項の比較；実線が $H_C(\phi)$ 、破線が $L_C(\phi)$ をそれぞれ示す。

- 1) 学習点が輻輳角について一様に分布し、概して $480 \sim 952\text{mm}$ 以上の奥行き距離に分布する場合、この場合、物理空間上では遠方よりも近傍で相対的に分布密度は高くなる。
- 2) 学習点が物理空間について一様に分布し、概して $2700 \sim 6900\text{mm}$ 以内の奥行き距離に分布する場合、この場合、輻輳角で見れば近傍よりも遠方で相対的に分布密度は高くなる。
- 3) 学習点は注視可能な領域の全域にわたって分布し、遠方と近傍での相対的な分布密度の差が1)と2)の中間的な傾向をとる場合。

これらの仮説の妥当性の検討については今後の課題となるが、この学習領域の距離限界の測定についてはプリズム等による視覚の適応実験において、適応中の視覚刺激を、遠方のみ、もしくは近傍のみに制限する等によって、その適応度や残効の程度から、心理物理的に検証することが可能であると考えられる。これは同時に、ホロボタ計測における今後の課題としてヒトの発達段階において注視可能領域が変化するにつれてホロボタの形状が変化するという対応関係が見られる可能性を示唆するものである。

4.2.3 主観的等距離面と距離ホロボタ

本章第1節で示したように、スカラ加算モデルと Luneburg のモデルとの対応は、ホロボタと同様、平行アレイ、距離アレイについても同様の対応がとれる。これらの現象をモデル化する際には、スカラ加算モデルにおいては平行と等距離の概念の違いは測定の水準から、加法性の有無として定義することができたが、Luneburg のモデルにおいては、平行と等距離の概念は、Fig.4.4 (a) のように視空間の限界にいたる極限において、視線方向角一定の軌跡に漸近するものを平行、正中面に漸近するものを等距離と定義している。

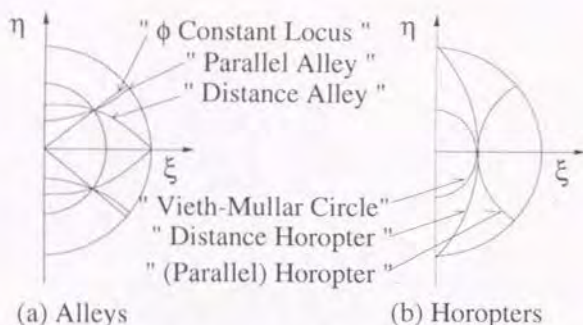


Fig. 4.4 Lüneburg モデルのホロプタとアレイにおける平行と等距離の定義
 これらの図において最外線の円弧は $\eta^2 + \xi^2 = 2/\sqrt{-K}$ で定義される視空間の限界に相当する。

Fig.4.4 (a) における平行アレイの軌跡は次の式によって定義される。

$$\frac{K}{4}(\xi^2 + \eta^2) - 1 = C\eta \quad (4.34)$$

また同様に、距離アレイの軌跡は次の式によって定義される。

$$\frac{K}{4}(\xi^2 + \eta^2) + 1 = C\eta \quad (4.35)$$

しかし、この考え方は視空間内を走る無限に長い直線の存在を前提としていることになり、このような種類の視覚刺激はヒトが通常の視覚体験で経験するものではないため、直線の概念を後天的に獲得したものと考えた場合、その妥当性は疑わしい。

一方、Fig.4.4 (b) に示すようにこの Lüneburg のモデルにおいて、従来の主観的前額平行面としてのホロプタは次式のように定義される。

$$\frac{K}{4}(\xi^2 + \eta^2) - 1 = C\xi \quad (4.36)$$

Lüneburg の平行アレイ・距離アレイの概念に対応づければ、これは本来ならば平行ホロプタと呼ぶべきものであり、さらに、同様の観点から距離ホロプタと呼ぶべき曲線が次式によって定義される。

$$\frac{K}{4}(\xi^2 + \eta^2) + 1 = C\xi \quad (4.37)$$

平行アレイ・距離アレイからの類推より、この距離ホロプタとは、心理物理的には coronal plane からの主観的等奥行面に相当するものであると考えられる。

しかし実際には、アレイに平行アレイ・距離アレイの違いがありながら、ホロプタにおいては「平行」と「等距離」の違いが測定されることは従来なかった。これは視空間において

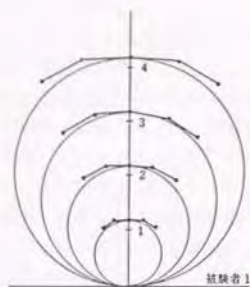


Fig. 4.5 被験者による主観的等距離面の形状³⁰⁾

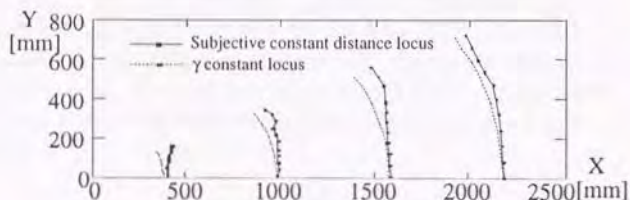


Fig. 4.6 スカラ加算モデルによる主観的等距離面の形状

奥行きに関わる距離の議論が主として Luneburg の主張した "Vieth-Muller Circle と主観的等距離は一致する" という仮定の検証に集中したためであると思われる。このため、被験者を中心とした主観的円周の計測についてはいくつかの先行研究があり、Foley³⁰⁾によればその軌跡はしばしば正中面に対して非相称になるものの、その曲率は Vieth-Muller Circle よりも小さいことが知られている。同文献による計測結果の一例を Fig.4.5に示す。同文献はこの点で Luneburg の仮説は妥当でないとしている。

一方、スカラ加算モデルにおいてこの主観的等距離面を得ることは容易であり、距離アレイの場合と同様に、次式のような規範モデルDをXの代わりに与えるだけで良い。同式は被験者中心の距離の定義そのものである。

また、Fig.4.6に示すようにその結果は、定義より正中面に対して非相称にはならないものの、同文献の実験結果と同様に Vieth-Muller Circle よりも小さい曲率を示している。

$$D(\gamma, \phi) = \sqrt{X(\gamma, \phi)^2 + Y(\gamma, \phi)^2} \quad (4.38)$$

以上のように従来、Luneburg のモデルにおいて問題とされてきた主観的等距離面の知覚を、物理的にこれに対応する被験者中心の極座標系上の距離そのものを規範関数としたスカラ加算モデルを用いて説明することができた。

ところが、本節の冒頭で示したように、Luneburg のモデルでは、この被験者中心座標系上の距離の問題とは独立に別な形で距離アレイを定義している。すなわち「距離」という同一概念でありながら、直交座標系上の距離は先述の主観的距離と別物として扱われているのである。これはスカラ加算モデルの考え方からすれば、感覚信号のもととなる規範関数が別物である以上、当然の帰結なのだが、Luneburg はそれについてはふれていない。

一方、距離の定義についてはこうした問題点を持ちながら、Luneburg の距離アレイのモデル自体はスカラ加算モデルと同様に被験者による計測結果と十分な対応関係を見せている。

そこで、この距離アレイにおける直交座標系上の距離の定義を評価するためにも、これと同様の形で定義される先述の主観的等同行面、すなわち距離ホロプタについて、再検討する必要がある。

この距離ホロプタの存在は、Luneburg のモデルとスカラ加算モデルの双方において定義可能であり、それぞれにその形状が予測され得る。いずれの場合も平行アレイ・距離アレイの場合の平行及び等距離概念をホロプタの場合に適用することで定義することができる。Luneburg のモデルにおいては、先述のように、距離ホロプタの軌跡は (4.37) 式によって定義される。一方、スカラ加算モデルにおいては、距離アレイの場合と同様に、直交座標系上の座標値 x そのものを規範モデルとした規範関数 $X(\gamma, \phi) \equiv x$ によって、次式のように定義される。

$$\begin{aligned} \hat{X}(\gamma, \phi) &\equiv \hat{X}_T(\gamma) + \hat{X}_C(\phi) \\ &= E_{\hat{\gamma}=\gamma}[X(\hat{\gamma}, \phi)] + E_{\hat{\phi}=\phi}[X(\gamma, \hat{\phi})] \end{aligned} \quad (4.39)$$

この時、Luneburg のモデルにおいては、Fig.4.4 (b) からわかるように距離ホロプタは常に被験者からみて Vieth-Muller Circle の外側にあり、かつ平行ホロプタの内側にあることがわかる。これを検証するためのシミュレーション実験の結果を Fig.4.7 に示す。これに対して、同様のシミュレーションの結果から、スカラ加算モデルにおいては、被験者の近傍において距離ホロプタは平行ホロプタの外側に存在することが予測された (Fig.4.8)。よって、モデルの有効性を検証する一つの基準としてこの距離ホロプタの心理物理的計測が考えられる。

4.2.4 距離ホロプタ測定実験

従来距離ホロプタが計測されることのなかった理由の主たるものは、先述の Luneburg の仮定によるものだが、今一つの理由として距離ホロプタの計測の難しさが考えられる。これは被験者が観測する主観的直線を構成する際の視標の与え方が困難であることに起因する。

- 1) 距離アレイの場合は基準面としての正中面が視空間の中にあつたが、距離ホロプタの場合、これに対応する基準面である coronal plane は視空間の外にある。

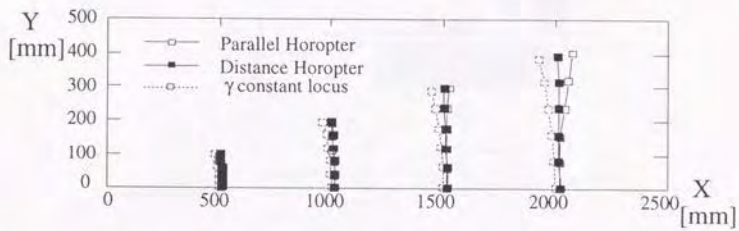


Fig. 4.7 Luneburg のモデルによる距離ホロボタの形状

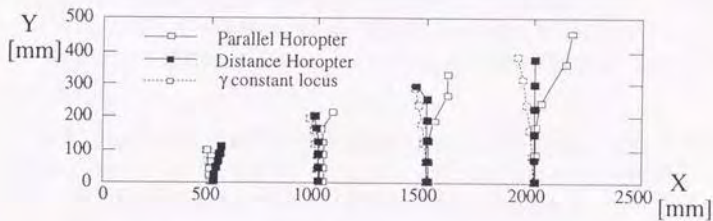


Fig. 4.8 スカラ加算モデルによる距離ホロボタの形状

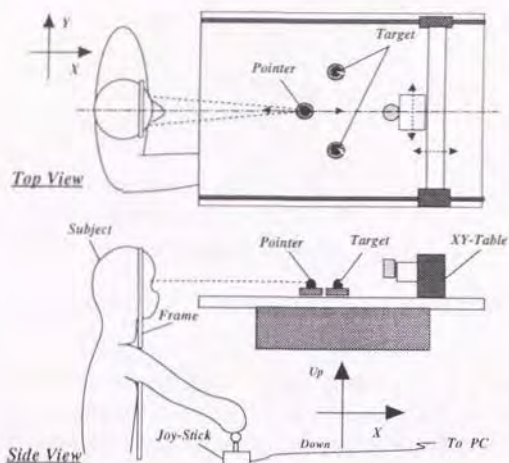


Fig. 4.9 距離ホロプタ計測用実験装置の概念図

- 2) 距離アレイの場合は、視空間の左右対称性を利用して基準直線としての「基準面（この場合正中面）からの主視的垂線」を、視標間を結ぶ直線として視空間の中に与えることができたが、距離ホロプタの場合、これに対応する主視的垂線を明示することが困難である。

これらの問題点の為、距離ホロプタの定量的な計測としての信頼性は平行ホロプタや距離アレイに比較して下回ると考えられる。しかし、本節で問題にするのは平行ホロプタと距離ホロプタの定性的な位置関係であって、定量的に信頼性のある距離ホロプタの形状を求めることを目的としていない。本節では距離ホロプタが被験者に対して平行ホロプタの内側にあるのか外側にあるのかに問題を限定して計測を行うことにする。

Fig.4.9に実験装置の概念図を示す。実験は暗室中で目の高さの水平面上の3つの小光点を視標として用いて行われた。視標となる光点は輝度を奥行きの手掛かりとして与えないために光量を視認できる最小限までおさえる。このため、小光量で高い視認性を得るために光源として赤色LEDではなく黄色LEDを用いた。各点は、奥行き距離400mm、視線方向角 -20° 、 0° 、 20° の各初期位置に配置される。中央の視標のみ前後にランダムに移動させられた後、視標が点灯し、被験者に対する提示が開始される。被験者はジョイスティックによって中央の視標を前後させることが出来るが、1回あたりの移動量は乱数を含んでおり、被験者はその方向のみを指定できる。視標は移動中は消灯される。

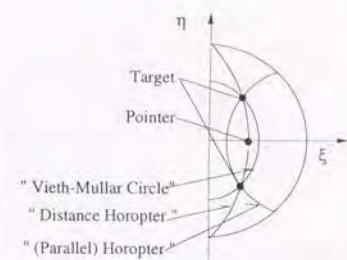


Fig. 4.10 Luneburg モデルにおける各ホロプタの位置関係

実験では、まず平行ホロプタを計測する。被験者には提示された3点の視標のうち、左右の視標を結ぶ直線を視覚的にイメージし、その線上に中央の視標をのせるように指示した。各点の間隔は同時に融像できないよう十分に広くとってある為被験者は両眼視差に頼らず、各点を注視することによってその位置を確認することになる。

次に同じ奥行きで距離ホロプタを計測する。距離ホロプタ計測の手順は平行ホロプタと同じであるが、同時に提示する光点は2つ、中央と左右いずれかの光点のみとする。これによって、平行ホロプタ計測時の左右の視標を結ぶ直線の視覚イメージを阻害し、距離ホロプタの計測に平行の概念を持ち込まないように図った。被験者には coronal plane からの垂線を視覚的にイメージし、その長さが同じになるように中央の視標を動かすよう指示した。

この実験の場合、固定点が左右の2点であるために実験結果の解釈は Luneburg のモデルにおいては実際は Fig.4.10 のような関係になる。

すなわち正中面上での位置関係は被験者から見て Vieth-Muller Circle が奥、平行ホロプタが手前にあり、それに挟まれて距離ホロプタが存在することになる。これに対して、スカラ加算モデルの場合、被験者の近傍において平行ホロプタと距離ホロプタの位置関係が逆転する。

実験は4人の被験者について行われ、いずれの被験者も傾向として同様のものを示したが、Fig.4.11 にその典型的な一例を示す。平行ホロプタ、距離ホロプタの測定を一組として左右各距離ホロプタについて10回の計測を行った。図はその平均と最大値、最小値を示している。なお被験者はいずれも効き目は右であった。

参考文献³⁰⁾の実験結果の非相称性からも予測されたことであるが、距離ホロプタ測定時の視標の提示状態が左右非対称であることもあいまって、左右の距離ホロプタには有意な差が生じており、これをそのまま解釈するならば、主観的等奥行面は効き目側で内側へ傾いていることになる。しかし、相対的に平行ホロプタに近い左側の距離ホロプタでも同時に計測した平行ホロプタよりも奥に定位された例は40回の計測でのべ4例しかなく、平行ホロプタと比較して左側距離ホロプタのオーバーシュートの最大値が右側距離ホロプタのアンダーシュートの最小値を越えた被験者はいなかった。左右の平均値で見ればいずれの被験者の場合も、

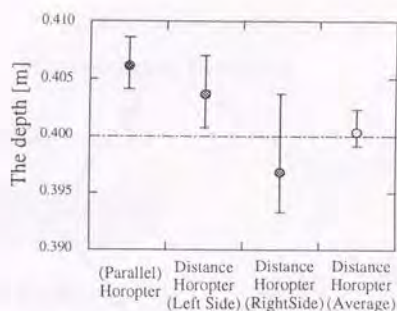


Fig. 4.11 被験者による平行ホロプタと距離ホロプタの測定結果

距離ホロプタは被験者から見て平行ホロプタの外側にあるとみなせる結果が得られた。なお、補足的実験結果としては、予備実験も含め、距離ホロプタの計測に際して、平行ホロプタの計測結果と同じ位置を初期位置とした場合、被験者6名延べ40例において例外無く最初の動作で中央の視標を手前に動かした。これらの結果から、奥行き距離400mmにおいて距離ホロプタは被験者から見て平行ホロプタの外側にあると考えることが出来る。これはスカラ加算モデルによって示された予測が的中した結果となり、スカラ加算モデルにおける距離の定義の普遍性がLuneburgモデルに比して高いことが分かる。

4.2.5 まとめ

本節では第3章で扱ったホロプタ現象の機序について、スカラ加算モデルを用いて整理し直すとともに、それをもとに、従来ホロプタとアレイに関する視空間の心理物理的特性を議論する際に中心的な役割を果たしてきたLuneburg's Metricによるモデルを再検討することによっていくつかの新たな知見を得た。Luneburgのモデルにおいて、実験結果の個人差を代表するパラメータである個人定数 δ が、スカラ加算モデルとの対応から、各個人が主観的前額平行面を後天的に学習するにあたって用いた学習点の分布の違いを反映したものであることが明らかになった。

また、Luneburg's Metricにおいて問題とされてきた距離の扱いについても、スカラ加算モデルを用いて再評価し、従来、適切な説明をつけられてこなかった主観的等距離面に関する心理物理実験による知見を説明する事が出来た。また、これにともなって、従来語られることの無かったホロプタ現象における平行ホロプタと距離ホロプタの違いについて、スカラ加算モデルを用いてその位置関係を予測し、被験者を用いた心理物理実験によって、その存在と傾向を確かめることに成功した。

Fig.4.12に示したように、同様にホロプタという知覚現象に端を発しながら、現象を幾何

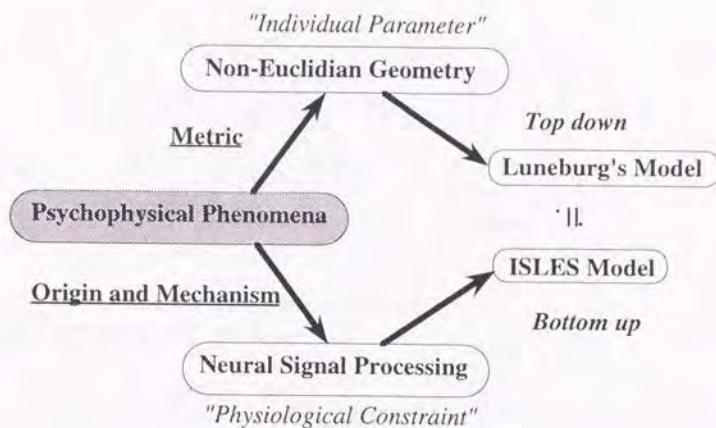


Fig. 4.12 Luneburg モデルとスカラ加算モデルのアプローチ

学的に記述するための観点から視空間について考察した Luneburg のトップダウン型のアプローチに対して、本論文では現象の機序を生理学的な知覚のメカニズムに求め、神経回路網モデルによる学習の観点から、ボトムアップ型のアプローチを行った。その結果、得られた2つのモデルは数式の上からも非常に良く対応関係がとれ、実験事実とモデル相互のパラメータの関係についても統一的に理解することが出来た。これは従来、結びつきにくかった心理学からのトップダウン型のアプローチと生理学からのボトムアップ型のアプローチが結びついた好例であるといえる。

4.3 触覚的空間知覚過程のモデル^{32), 33)}

人間の空間知覚については心理学の分野において様々な研究がなされているが、その多くは視空間に関するものであり、その特性を示すものとして主観的前額平行面としてのホロプタ、正中面に対する主観的平行面及び主観的等距離面としての平行アレイ・距離アレイが古くから知られている。一方、触空間についてもこれと同様の研究がなされており、視空間の場合と同様、主観的直線は物理的直線と異なった様相を呈する。

観察者は目隠しされた状態で前方に置かれた湾曲した鉄の帯を指先でなぞり、鉄の帯の曲り方が凹か凸かもしくは直線であるかを判断する。こうした固有受容感覚的触空間において主観的に前額面と平行な直線と感じられる線は物理的には観察者に対して凹型の曲線を描く (Fig.4.13(a))³⁴⁾。この曲線は観察者に対して遠方のものほどその曲率は小さくなる事が知ら

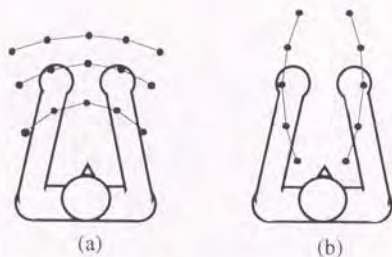


Fig. 4.13 上肢固有受容感覚系における現象的平面：
 (a) 現象的前額平行面 (b) 現象的矢状面

れている³⁵⁾。これは視空間におけるホロプタに相当するものである。また同様に視空間における平行アレイに相当する。主観的に正中面と平行な直線は触空間においては正中面に対して凹型の曲線を描く (Fig.4.13(b))³⁶⁾。

ホロプタと同様、従来これらの研究によって人間の空間知覚の特性は心理現象として解析されてきたが、その発生の原因についての議論はこれまでなされていなかった。本来、これら触空間における主観的直線の知覚において実際に人間が得ている生体内情報は上肢各関節の曲げ量である。一方、前額平行面や平行直線といった直交座標系上の知覚はむしろ後天的に獲得した概念であり、生得的に持っている知覚量ではないと考えられる。この為、両者の間には何らかの学習の機構が存在していなければならないことになる。

本節では、この上肢先端の位置知覚における物理的直線とのずれについて、スカラ加算モデルを用いてホロプタと同様の観点から、現象を説明する。

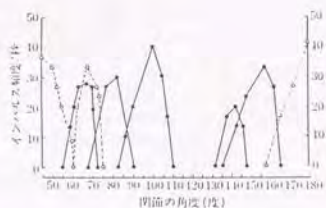
4.3.1 右上肢固有受容感覚による位置知覚のメカニズム

生理学的背景

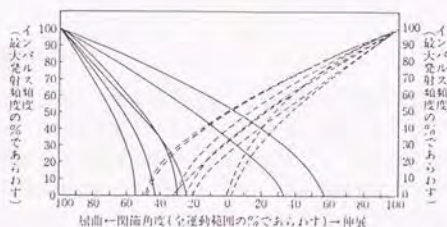
本来、空間の知覚とは上肢の固有受容感覚のみならず自分自身の位置や姿勢といったものを常時反映させることによって成立するものであり、脳内において多種多様な感覚器からの入力を統合していると考えられる。このような総合的な空間知覚に関係する部位としては大脳皮質の頭頂連合野が挙げられており、中でも5野については複雑な運動の組合せに反応する細胞が見つかっており、四肢や全身の運動を認識する働きがあると考えられている。

上腕の位置を示す情報は、主に次の経路を順に経て頭頂連合野に到達する。

- 1) 関節受容器
- 2) 後索核



(a) 後索核



(b) 視床腹側基底核 (VB核)

Fig. 4.14 生体内に見られる関節の角度情報

- 3) 視床腹側基底核 (VB核)
- 4) 大脳体性感覚野
- 5) 頭頂連合野

各関節の角度情報は1),2)においてはFig.4.14(a)のように特定の角度に対して反応する細胞群によって伝達される。また3),4)においてはFig.4.14(b)のように特定の角度をしきい値としてそこからの角度の増加(減少)に対して発火頻度の増加を起こす細胞が存在する³⁷⁾。

2),3)の中継核においては周辺抑制が存在し、後索核では求心性シナプス前抑制とフィードフォワード型のシナプス後抑制によって、VB核では反応性抑制によって起きる。これらの周辺抑制は刺激が空間的に分布している場合、その空間的なコントラストを高めると考えら

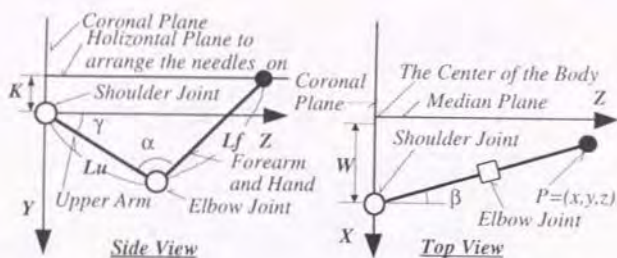


Fig. 4.15 上肢固有受容感覚系における感覚情報の定義モデル

れている。またこれらの中継核は上位脳からの促進作用と抑制作用をも受けている事が知られている。

右上肢の固有受容感覚モデル

上肢先端の位置を知覚することによってなされる空間位置知覚の実験は記録と知覚の安定化における利点から、一般に水平面上において行われる。本論においても、実験条件としては同様に水平面上の位置知覚に議論を限定する。これによって上肢運動モデルにおける空間自由度を水平面内の2自由度に限定することができ、議論を単純化できる。ただし、その知覚が本質的には3次元的なものであることから、水平面の高さについて肩下25cm、肩の高さ、目の高さの3つの場合について議論を行う。

まず、人間の上肢運動のモデルを設定する。前述の上肢先端を用いた空間位置知覚の実験に基づいて、Fig.4.15のように上肢モデルの姿勢は肘を下げた状態とし、その運動は作業面となる水平面内に限定される。

次に空間知覚に用いられている生体内情報を定義する。体肢の位置と運動に関する感覚は各関節の動き受容器（関節包のRuffini小体）の情報によるものが主で、筋や腱の動き受容器からの情報は意識にはのぼらないことが知られている。このことから上肢固有受容感覚による空間位置知覚において実際に人間が用いている生体内情報は上肢各関節の曲げ量であり、上記の上肢モデルに基づき空間知覚に用いられる生体内情報を肘の屈曲・伸展角 α と肩の水平内転・外転角 β 、及び肩の屈曲・伸展角 γ の3つであると仮定する（Fig.4.15）。

このとき、上肢先端の位置 $P = (x, y, z)$ は両肩間の距離が $2W$ 、上腕・前腕の長さがそれぞれ L_u, L_f のとき α, β, γ によって次の様に表される。

$$x = \sin(\beta) \sqrt{L_f^2 + L_u^2 + 2L_f L_u \cos(\alpha) - y^2} + W \quad (4.40)$$

$$y = L_f \sin(\gamma) + L_u \sin(\gamma - \alpha) \quad (4.41)$$

$$z = \cos(\beta) \sqrt{L_f^2 + L_u^2 + 2L_f L_u \cos(\alpha) - y^2} \quad (4.42)$$

また、この逆関数は

$$\alpha = \arccos \left(\frac{(x - W)^2 + z^2 - L_f^2 - L_u^2 + y^2}{2 L_f L_u} \right) \quad (4.43)$$

$$\beta = \arctan \left(\frac{x - W}{z} \right) \quad (4.44)$$

$$\gamma = \arcsin \left(\frac{y}{\sqrt{L_f^2 + L_u^2 + 2 L_f L_u \cos(\alpha)}} \right) + \arctan \left(\frac{L_u \sin(\alpha)}{L_f + L_u \cos(\alpha)} \right) \quad (4.45)$$

である。このような $(\alpha, \beta, \gamma) \rightarrow (x, y, z)$ の対応づけを学習する系を人間の空間知覚のモデルと考え、神経回路網モデルを設定することにする。

4.3.2 被験者による上肢先端位置知覚実験

上肢先端の位置を知覚することによってなされる空間位置知覚の実験は記録と知覚の安定化における利点から、一般に水平面上を作業面として行われる。本論文においても、実験条件としては同様に水平面上の位置知覚に議論を限定する。ただし、その知覚が本質的には3次元的なものであることから、水平面の高さについて肩下250mm、肩の高さ、目の高さの3つの場合について議論を行う。

まず、被験者を対象とした上肢位置知覚特性の測定については過去の研究として、前額平行面に関する Rubin³⁴⁾、Siemens³⁵⁾の実験があるが、これは触空間の曲率をみるものであって主観的直線の形状を測定してはいない。正中面に対する平行面については Blumenfeld³⁶⁾の実験があるが、これは作業面が肩下方250mmの水平面上に限定されている。

そこで本論文では Blumenfeld の実験結果を基に新たに肩下方250mmの高さ、肩の高さ及び目の高さ(肩上方200mm)の3つの高さにおいて対正中面平行面及び前額平行面について被験者を用いた測定を行って、その傾向について調べた。実験方法については Blumenfeld の実験に準ずる方法を用いた。

Fig.4.16のように被験者は暗幕の下から両手を入れて作業水平面上のピンを手にとる。各ピンは100mm間隔で糸で数珠つなぎになっており、その一端は基準点に留められている。被験者は基準点に最も近いピンから順に糸を張った状態を保ちながらピンを作業面上に留めていく作業を行う。ピンを全て留めた後に、各ピンを再び上肢先端で触れることによってその位置を確認し、基準点を含む全てのピンが課題として与えられた主観的平面及び等距離面上に配列されるまで、調整操作を繰り返す。基準点以外の点は全てその位置を任意に調整し直してもよいが、同時に操作して良いのは1点だけとする。作業中の上肢の姿勢は肘を下げた状態を保持するよう指示した。本来この条件下ではピンを刺すというタスクによって被験者は垂直上向きの力を出さねばならず、この時、上肢の姿勢は自然に肘を下げた状態となり、自動的に実験条件を満たすことになる。なお、肩下方250mmの高さの作業についてはFig.4.16における作業面の上下を反転させて上面から作業をさせる。この際には被験者には目隠しを

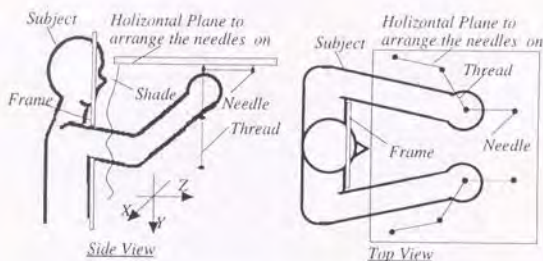


Fig. 4.16 触空間知覚特性を計測する実験装置概念図

させて実験を行なった。この場合も上肢の姿勢は自然に肘を下げた状態を維持させることができ、他の作業面と同様に実験条件は満たされる。また、フィードフォワード制御要因及び動特性的要因を排除するために作業目的に達成時間の短縮は含めていない³⁸⁾。作業を両手を用いて左右同時に行うのは被験者の主観的正中面の安定化のためであり、データとしては利き腕側のものだけを用いることにする。実験は肩下 250mm の高さ、肩の高さ、目の高さ（肩上方 200mm）の 3 つの高さの作業面上で行った。提示した基準点の位置は前額平行面については、各高さの作業面上で正中面上の奥行き 200~400mm の 100mm 間隔の点、一つの糸に連なるピンの数は基準点を含めて 5 個である。同様に対正中面平行面（矢状面）については各高さの作業面上において奥行き 500mm で側方 50~350mm の 100mm 間隔の点、一つの糸に連なるピンの数は基準点を含めて 4 個である。実験は 6 人の被験者について、各基準点ごとに試行を 8 回繰り返す、現象面の平均位置を求めた。いずれの被験者の場合も到達点の分散は、ターゲットからのずれ量に対して十分に少なく、到達点のずれは共通の傾向を示した。なおこれらの被験者は全員、利腕は右であった。Blumenfeld による肩下 250mm の作業面における正中面に対する現象的な平行面を Fig.4.17 に、各作業面において典型的な傾向を示した被験者 1 名による現象的前額平行面の計測結果を Fig.4.18 に、正中面に対する現象的平行面の計測結果を Fig.4.19 にそれぞれ示す。

触空間の前額平行面の曲り方については Rubin, Siemsen の実験と同様、被験者に対して凹型の傾向が伺える。また、距離に対する曲率の変化という点でも、距離の増大と共にその曲率は減少しており、過去の実験と同様の傾向を示していることがわかる。

触空間の正中面平行面の曲り方については Fig.4.17 の Blumenfeld の実験とほぼ同様の傾向が肩の高さの作業面に対しても伺える。すなわち、各現象面は正中面に対して凹型を成し、各基準点を通る肩を中心とした放射線と物理的平行線の間中間的な位置に存在する。

また、距離に対する曲率の変化という点でも、距離の増大と共にその曲率は減少しており、過去の実験と同様の傾向を示していることがわかる。

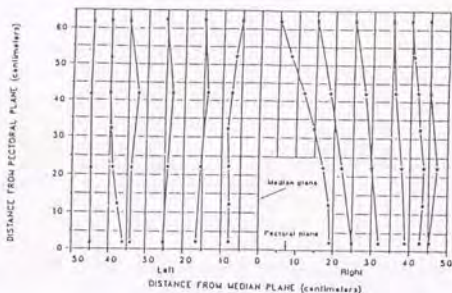


Fig. 4.17 Blumenfeld による正中面に対する現象的平行面 :

これは被験者を用いて肩下 250mm の作業面において作業を行い計測された実験結果である。

主観的前額平行面

触空間の現象的前額平行面の曲り方については Siemsen の実験より一般的な特徴として、

- 1) 観察者に対し凹型に曲っている。
- 2) 近方から遠方へ行くに従って凹型の曲率が小さくなる。
- 3) 凹型から凸型への推移は見られない。
- 4) 肘関節角 $\alpha = \text{const.}$ なる面よりも曲率が小さい。

といった点が挙げられている。ただし、4) の特徴は Siemsen のデータより我々が概算したものである。Fig.4.18(a) 及び (b) より、作業面の高さの違いによらず Rubin, Siemsen の実験（これらの実験は Blumenfeld の実験と同様、肩より下方の水平面上で行われた）と同様、これらの傾向が保たれていることがわかる。作業面の高さによる形状の違いについては、今回の結果からは有意な差は見いだせなかった。また、曲率だけでなく上記の特徴以外にも、この実験結果から現象的前額平行面の形状が肩を通る矢状面に対して概ね対称な形状を成していることもわかった。

主観的対正中面等距離面

触空間の正中面に対する現象的平行面の曲り方については Fig.4.17 の Blumenfeld の実験より一般的な特徴として、

- 1) 正中面に対し凹型に曲っている。

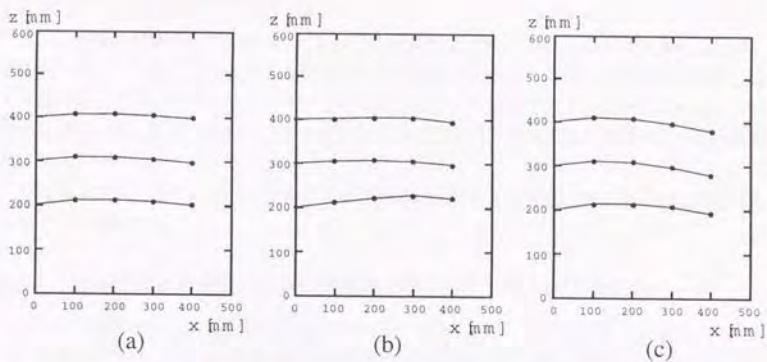


Fig. 4.18 被験者による現象の前額平行面 : (a) 肩下方 250mm (b) 肩前方 (c) 肩上方 200mm

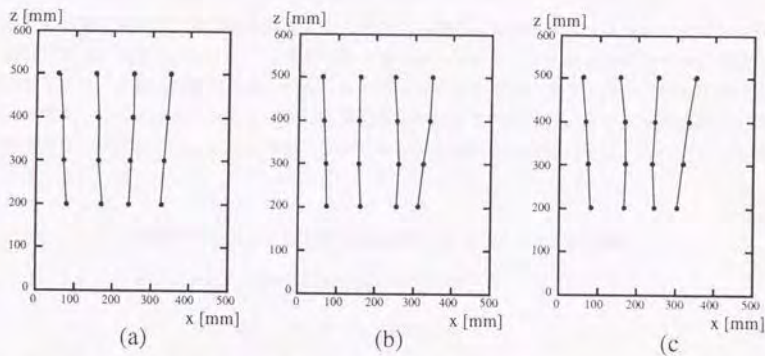


Fig. 4.19 被験者による正中面に対する現象の平行面 : (a) 肩下方 250mm (b) 肩前方 (c) 肩上方 200mm

2) 概ね各基準点を通る肩を中心とした放射線 ($\beta = \text{const.}$ なる面) と物理的平行線の中間的な位置に存在している。その結果、被験者近傍において肩に向かって収束するような形状を示す。

3) 凹型から凸型への推移は見られない。

といった点が挙げられている。これとはほぼ同様の傾向が Fig.4.19(a)~(c) の実験結果に対しても伺えるが、これらを比較すると作業面の高さの違いによって各現象的平行面の形状に関して違いが生じていることがわかる。全体の傾向として作業面の高さが上がるにつれて、凹型の曲率が小さくなり、被験者近傍での収束の中心が肩の位置の近傍を外側から内側へ移動している。

以上のような特徴をもとに、上肢固有受容感覚に基づく空間知覚過程を形成する神経回路のモデルを構築する。

4.3.3 上肢固有受容感覚による空間知覚過程を形成するスカラ加算モデル

上肢固有受容感覚による空間知覚過程を形成する神経回路網をモデル化する場合、最もシンプルなモデルとして、各関節の屈曲伸展状態に選択的に反応する神経細胞群からの直接の投射によって知覚量を生成する Fig.4.20 のようなモデルが考えられる。このモデルにおいて神経細胞群の反応様相が Fig.4.14(a) に代表されるような後索核タイプのものであっても、Fig.4.14(b) に代表されるような V B 核タイプのものであっても、この 1 層の投射における結合重の学習によって、各関節角情報ごとに独立な任意の非線形連続スカラ関数を学習可能な神経回路網が構成されている。これはすなわち Fig.4.21 のようなスカラ加算モデルに等価な構造であり、本論の神経回路網モデルにおける学習結果もまたスカラ加算モデルの収束結果に一致することになる。よって実際の計算過程においては数値積分によって学習領域下での規範関数の期待値を求めることによってモデルによる現象的平行面のシミュレーション結果を得ることになる。

4.3.4 スカラ加算モデルによる空間知覚過程シミュレーション実験

シミュレーションに用いた上肢モデルの各パラメーターは

$$\begin{aligned} W &= 200\text{mm} \\ L_f &= 300\text{mm} \\ L_u &= 300\text{mm} \end{aligned} \quad (4.46)$$

学習領域は各関節の可動範囲に基づいて

$$\begin{aligned} 0.1\pi &\leq a \leq 1.0\pi, \\ -0.15\pi &\leq b \leq 0.25\pi, \\ -0.6\pi &\leq g \leq 0.0\pi \end{aligned} \quad (4.47)$$

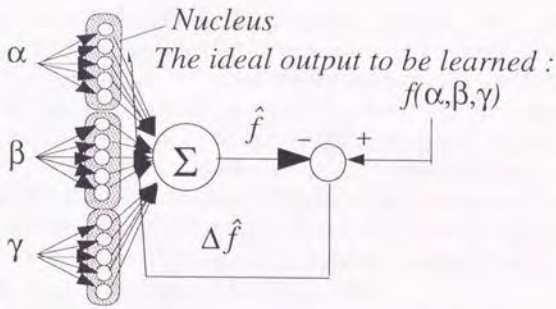


Fig. 4.20 上肢固有受容感覚による空間知覚過程を形成する神経回路網モデル

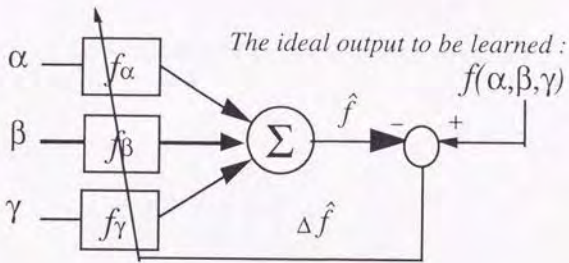


Fig. 4.21 上肢固有受容感覚による空間知覚過程を形成するスカラ加算モデル

のように定め、学習点の分布は α, β, γ について一様であるとす。

本章第1節において視覚における平行アレイ・距離アレイの現象では、被験者の知覚における尺度が「平行」であるか「等距離」であるかによって違いを生じていた。これは基準となる尺度ごとに独立な知覚生成系が存在し、それらの系がそれぞれ「平行面」及び「等距離面」という各尺度における不変性の基準となる感覚状態の対応関係を学習した結果であった。この考えに基づいてスカラ加算モデルを用いたシミュレーションの結果、「平行」という尺度は視線方向角を、「等距離」という尺度は側方への物理距離をもとにした信号を学習によって不変量化することによって獲得していると見なせることを示した。この結果から、上肢固有受容感覚においてもこれと同様に、平行面と等距離面の違いをモデル上定義することができる。

一方、過去の研究における計測結果によれば、肩下方200~250mmの水平作業面内における正中面に対する現象的な等距離面と平行面の間に有意な差は報告されていない。我々の実験においても予備実験において有意差が見られなかったことから平行面のみを計測している。

そこでモデルにおいても規範関数として直交座標系上の距離情報である x, y, z ではなく関節角情報である α, β, γ を尺度基準とした関数を定義する。

このとき、各平行面の不変性に最も相関の高い感覚情報を他の感覚情報からの加算補正によって不変量化するように学習尺度を決定する。これは視覚の平行知覚の場合と共通の構成法である。このとき、前額平行面の知覚を形成するスカラ加算モデルによる学習結果を $\hat{f}_f(\alpha, \beta, \gamma)$ 、正中面に対する平行面の知覚を形成するスカラ加算モデルによる学習結果を $\hat{f}_p(\alpha, \beta, \gamma)$ とするとその収束値は次のようになる。

$$\begin{aligned} \hat{f}_f(\alpha, \beta, \gamma) &= \alpha + E_{\hat{\beta}=\beta} [f_f(\alpha, \hat{\beta}, \gamma)] \\ &\quad + E_{\hat{\gamma}=\gamma} [f_f(\alpha, \beta, \hat{\gamma})] + C \end{aligned} \quad (4.48)$$

$$\begin{aligned} \hat{f}_p(\alpha, \beta, \gamma) &= \beta + E_{\hat{\alpha}=\alpha} [f_p(\hat{\alpha}, \beta, \gamma)] \\ &\quad + E_{\hat{\gamma}=\gamma} [f_p(\alpha, \beta, \hat{\gamma})] + C \end{aligned} \quad (4.49)$$

ここで用いられる各平行面の知覚を学習するモデルの規範関数は(1.b)より、次の様に定義することができる。

$$f_f(\alpha, \beta, \gamma) = \alpha - g_f(z, \beta, \gamma) \quad (4.50)$$

$$f_p(\alpha, \beta, \gamma) = \beta - g_p(x, \alpha, \gamma) \quad (4.51)$$

$$\begin{pmatrix} g_f(z, \beta, \gamma) = \alpha, \\ g_p(x, \alpha, \gamma) = \beta \end{pmatrix} \quad (4.52)$$

4.3.5 シミュレーション実験

スカラ加算モデルを用いた学習の結果、得られた現象的な前額平行面を Fig.4.22、正中面に対する現象的な平行面を Fig.4.23にそれぞれ示す。これらの図は各モデルに対し人間の被験者に対する実験と同様の調整法を用いて測定したものである。

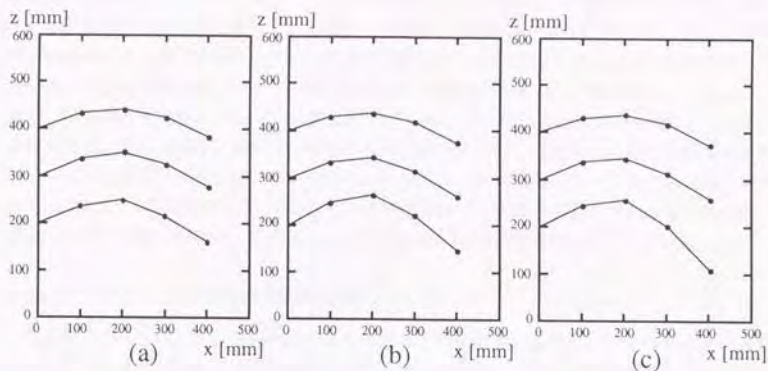


Fig. 4.22 モデルによる現象の前額平行面：(a) 肩下方 250mm (b) 肩前方 (c) 肩上方 200mm

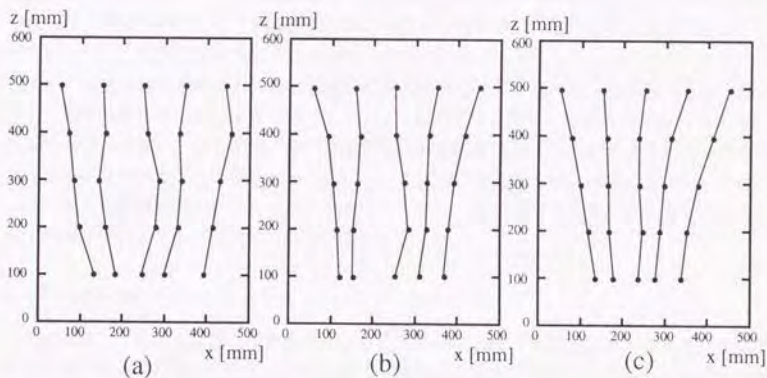


Fig. 4.23 モデルによる正中面に対する現象の平行面：(a) 肩下方 250mm (b) 肩前方 (c) 肩上方 200mm

現象的な前額平行面については、Fig.4.22を被験者を用いた実験による Fig.4.18と比較すると、曲率に関しては全体にモデルの方が大きくなってはいるものの、ほぼ同様の傾向を示し、Fig.4.18について論じた被験者による現象的な前額平行面における曲率に関する一般的な特徴を概ね満たしている。また、その形状が肩を通る矢状面に対して概ね対称な形状を成している点も同様であることがわかる。正中面に対する現象的な平行面については、Fig.4.23をBlumenfeldnの実験による Fig.4.17及び被験者を用いた実験による Fig.4.19と比較する。曲率に関しては正中面に対し凹型で、概ね各基準点を通る肩を中心とした放射線($\beta = \text{const.}$ なる面)と物理的平行線の中間的な位置に存在している点でも Fig.4.19について論じた現象的な前額平行面における曲率に関する一般的な特徴を概ね満たし、被験者による実験結果に一致している。作業面の高さの違いによる変化についても、全体の傾向として作業面の高さが上がるにつれて、凹型の曲率が小さくなり、被験者近傍での取束の中心が肩の位置の近傍を外側から内側へ移動しており、被験者による実験結果とほぼ同様の傾向を示している。

4.3.6 モデルによる信号処理構造の解析

以上のシミュレーション実験の結果より人間の四肢固有受容感覚による空間知覚過程のモデルとして、スカラ加算モデルが視覚における場合と同様にその心理物理的特性を良く説明できることが明らかになった。このことは、スカラ学習則及びスカラ加算モデルに代表される学習の形態が、特定の感覚による知覚現象だけではなく、生体の知覚系における後天的な知覚量の獲得過程において一般的な形態である可能性を示唆するものである。この可能性については、視覚だけでなく、異種感覚である四肢固有受容感覚による空間知覚過程におけるずれについても同様に説明されたことから、かなりの確かさをもって考えると考えられる。

また、今回の被験者による実験は四肢固有受容感覚による主観的平行を基準とした計測である。この実験結果に適合するシミュレーション結果を示す平行の知覚形成過程のモデルが、視覚の場合と同様に、最も相関の高い感覚情報を他の感覚情報からの加算補正によって不変量化するように学習尺度を構成することによって実現できたことは、位置感覚においてはこれらの感覚が他の感覚に比して支配的であることから、この構造が生体における平行の概念の一般的な学習法である可能性は極めて高いといえる。

4.3.7 まとめ

本節では、人間の四肢固有受容感覚による空間知覚における現象的な前額平行面及び正中面に対する現象的な平行面の特性を、四肢関節の角度情報から主観的直交座標系への変換を学習する生体の信号処理系の特性として捉え、生理学的に自然な制約を持った神経回路網モデルによる学習を適用することで人間と同様の特性を生じる触空間知覚モデルを得た。またその結果に基づき人間の空間知覚における信号処理系の情報構造について生理学的知見を鑑みつつ考察した。この現象に関するさらなる課題としては被験者実験の精度を向上させ、視覚と同様に四肢固有受容感覚による空間知覚過程においても平行と等距離の概念が独立に獲得されているかどうかを解明することが挙げられる。このためには現在の実験方法による測定精

度では有意な差を検出するにはかなりの困難を伴う。測定する現象自体をさらに明確な差異が出るものに設定し直す必要があるであろう。

4.4 まとめ

本章では第3章で提案されたスカラ加算モデルを用いて、各種の空間位置知覚におけるずれの現象を説明することを試みた。

第1節では、ホロプタと同様の視空間知覚におけるずれの現象として平行アレイ、距離アレイをスカラ加算モデルを用いて説明し、平行と等距離の概念の違いが、学習に際しての感覚の手がかりの測定水準の違いであることを明らかにした。

これに伴って、従来のホロプタが本来は平行ホロプタと呼ぶべき軌跡であることが明らかになった。そこで第2節では視覚の心理物理現象を記述する際に従来用いられてきた Luneburg のモデルによる視空間幾何学をスカラ加算モデルを用いて再評価し、その存在が予測される距離ホロプタについてシミュレーション実験と被験者を用いた測定実験を行った。これらの結果から予測は検証され、従来の視空間幾何学における問題点であった視空間中の距離についてスカラ加算モデルによって統一的に説明することができた。

また、視覚だけではなく上肢の固有受容感覚による位置感覚についても、視覚におけるホロプタやアレイと同様のずれの現象が確認されているが、第3節ではこれについても3次元の入力を持ったスカラ加算モデルを用いて視覚と同様に説明することができた。

ホロプタ現象を説明する過程で得られた知見をもとに生理学的な学習上の制約を一般化したスカラ学習則とこれを用いた神経回路網モデルであるスカラ加算モデルによって、視覚ばかりでなく、固有受容感覚による知覚現象についてもその特性を説明することができた。このことは、同モデルの学習上の制約とその構造が、特定の知覚現象だけではなく、様々な知覚過程において普遍的に存在する脳の一般的な学習のメカニズムを反映しているためであると考えられる。

そこで次章では、本章において異なる位置感覚として取り上げた視覚と固有受容感覚について、これらの異種感覚情報を統合する知覚過程をとりあげ、スカラ加算モデルを用いて、この統合過程において生じる感覚間のずれの現象を説明することを試みる。

第5章 異種感覚間における位置感覚統合過程

前章までに人間の各種感覚に基づく空間知覚が物理空間に対して一定の傾向の普遍的なずれを持っていることを見てきた。こうした各種感覚器からの知覚量に物理空間からのずれが発生している以上、これらの知覚量を統合した場合、同一の物理量に対しても感覚間のずれがでることが予測される。実際にこのずれが発生する現象は心理学の分野においてよく知られており、視覚性の到達運動の際に手の運動を見えなくすることによって、手の到達位置に関するアンダーシュートが発生することが実験によって確かめられている^{38), 39), 41)}。本章ではこうした異種感覚間における位置感覚の統合過程について取り上げる。

本来ホロボタや触空間の歪みの現象は主観的直線及び平行という後天的に獲得したと考えられる直交座標系上の知覚概念に基づくものであり、その知覚量は各感覚器からの生得的な信号に基づいて後天的な学習によって生成されるようになったものと考えられる。本論文ではこの考え方に基づき、これらの空間知覚の現象を学習によって知覚量を生成する人間の信号処理系の特性として捉え、神経回路網モデルを用いた学習によって人間と同様の空間知覚特性を示すような信号処理モデルの構造を求めることで人間の空間知覚における情報処理構造を構成的に考察してきた。

これに対し、本章第5節で採り上げる視覚性到達運動の場合、その情報処理の本質は視覚と上肢運動感覚という異なる感覚間における位置情報の統合である。こうした感覚間統合で行われる信号処理は生得的に得られる信号間の統合であって、それゆえに後天的に獲得された知覚量との関連は薄く、これまでのホロボタやアレイといった直交座標系上の知覚量に関する議論や実験がそのまま当てはまるものではない。しかし、生体が生得的な個体差や個体の成長にともなう生体の各種パラメータの変化に適應する為には何等かの学習の機構を持つ必要があることは明らかである。

こうした両眼注視による位置知覚と上肢先端による位置感覚の統合過程の可塑性については、主として反転眼鏡やプリズムを装着した場合の、被験者の感覚統合過程が適應する過程

とその残効の過程について詳細に調べられている。一般に、これらの適応には数日から一週間ほどかかるために、これは小脳を介した適応過程であるとする説がある。一方で残効の消失までにかかる時間は適応にかかる時間よりもはるかに短く、こちらは数時間程度ではほぼ完全に回復する。

また、これとは別の可塑性として、笠井ら⁹⁾の研究による短期的な忘却効果が知られている。これは、視覚性到達運動における到達位置誤差の増大が、40分程度、手先を視認しないことによって引き起こされるもので、数秒の視認で再び位置精度が回復することが知られており、忘却及び回復の早さから、小脳等における結合強度の変化ではなく、脳の活動レベルの適応であると見なされている。

こうした多くの心理物理的な研究によってヒトの感覚統合過程の可塑性とそれに伴う学習機能の存在に関しては、疑うべくもないが、数理的な観点からも人間の神経系において後天的な試行錯誤によってこうしたハンドアイシステムの学習が可能であることについては、生理学的知見を反映した神経回路網モデルの立場から計算論的な研究が行われている^{24), 10), 11)}。

従って、これら感覚間のずれの現象もまた知覚概念の場合と同様に、学習によって感覚間の統合を実現する人間の信号処理系の特性と考えることができる。従来の研究においては、これら人間の空間位置知覚における異種感覚間の統合の特性は心理現象として解析されてきたが、その感覚間のずれの発生の原因についての議論はこれまでなされていなかった。本章においては、これらの空間知覚実験において実際に人間が用いている生体内情報に注目し、人間の視覚性到達運動及び固有受容感覚性注視点定動動作の際にみられる両眼視と上肢運動感覚の統合の特性について被験者を用いた測定とスカラ加算モデルを用いたシミュレーションを行い、それらの実験結果について比較・考察をくわえる。

5.1 異種感覚間における位置感覚の一致

生体内において異なる感覚器官からの情報を統合する場合、それらが定量的な情報であるならば、これを統一的に知覚するためにはなんらかの共通の尺度のもとで評価する必要がある。よって主観的知覚量とは、この尺度において各種感覚信号の評価を反映したものであると考えられる。

感覚統合過程の例として、視覚による上肢先端位置の定位実験を例に挙げるなら、到達運動の際の上肢の固有受容感覚による位置情報と注視による位置情報が、この共通尺度において表現された信号空間上に投写された際に、これらの信号間の距離が0になった状態を知覚量の主観的な一致（この場合位置感覚の一致）であると捉えることができる。

この様な主観的知覚量の生成機構は個体の成長への適応や反転眼鏡への適応などの実験事実からも先天的に決定されているとは考え難く、生体における各感覚器からの信号を主観的知覚量の信号空間へ投写する機構においても学習機能が存在していると考えられる。

しかし、一般に人間の知覚量と物理量との間にはずれがあり、しかも特定の傾向を示す場合が多い。これは人間の知覚過程の学習機能の限界を示すものであり、先天的な制約の現れであると考えられる。現在、神経回路網モデルにおいて人間の脳内における学習機構のモデ

ルとして最も自然であると考えられている学習の効果はパーセプトロンに代表される信号空間内における誤差最小化であり、十分な学習の後になお残された誤差の傾向は学習機構がどのような信号空間内で信号処理を行っているかを反映している。そこで、神経回路網モデルを用いて特定の信号空間内で学習させ、その誤差の傾向を見ることによって構成的に人間の学習機構の特性を知ることができる。また、学習機能の限界は、先天的な制約の現れであると考えられる事から、学習機構が信号処理を行っている信号空間がどのようなものであるのかを判れば、生理学的な見地からどのような部位において学習を含む信号処理が行われているのかを構成的に推測する事が出来る。

以上の考え方から、主観的知覚量を発生する信号空間を知覚信号空間、これを構成する信号を知覚信号と定義する。同様に、感覚統合において共通尺度を与え、両者の比較を行う信号空間を感覚統合空間、これを構成する信号を統合知覚信号と定義する。これらはスカラ加算モデルにおいて知覚過程をモデル化する際において規範関数が定義される信号空間を意味する。

5.2 生体内における位置情報の流れのモデリング

知覚過程における生体内の位置情報の流れについては第2章において既に論じたように、物理環境から感覚刺激に変換された物理的な位置情報を、その変換の逆モデルを構成することによって知覚量として再構成されるという流れをたどることになる。

異種感覚間の統合においても位置情報はこれとほぼ同じ過程をたどるものと考えられるが、本章冒頭で述べたとおり、この統合過程の場合、変換される知覚の目的は両者の位置情報の比較である。こうした位置情報の比較結果は生体においては抽象的な位置関係の知覚情報としてではなく、感覚運動制御過程における次の運動指令として用いられると考えられる情報である。Fig.5.1 にその流れを示す。

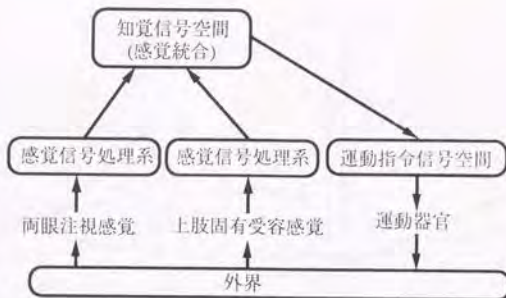


Fig. 5.1 生体内における位置感覚情報の流れ

: 両眼注視状態での眼球運動による視覚的位置情報と上肢運動による固有受容感覚的位置情報の流れについて示したものの、3次元情報である各感覚信号は信号処理系で統合処理されそれぞれ特定のスカラ量として知覚される。

こうした観点から見ると、感覚統合過程においては、次にとるべき行動と、その手がかりとなる情報は同じ信号空間で処理されることが効率上望ましいはずであり、各種感覚を統合する信号空間の選択は感覚統合過程において重要なファクターであると考えられる。

5.2.1 心理学的知見からのモデリング

前述の視覚性到達実験において定義した生体内情報に基づいて人間の視空間知覚、触空間知覚をモデル化する。本論文では実験が観察者の眼の高さにある水平面上において行われることから、モデルの注視点及び眼球運動、上肢運動と運動感覚の知覚系を眼の高さの水平面内に関するものに限定する。さらに上肢については、姿勢を肘を下げた状態に限定することで冗長自由度となる運動を拘束し、肩と肘の運動感覚による2自由度の上肢運動感覚モデルを想定する (Fig.5.2)。

ヒトの両眼注視モデル

まず視覚による空間位置の知覚は、第3章で示したように、両眼による注視を行っている際の輻輳角 γ と視線方向角 ϕ に基づいていると考えられる (Fig.5.2)。このとき、同水平面上で奥行き距離が z となる点 $P = (x, z)$ を注視した場合、両眼間の距離が $2E$ のとき γ と ϕ は次の様な値をとる。

$$\begin{aligned} \gamma &= \arctan \frac{x+E}{z} - \arctan \frac{x-E}{z}, \\ \phi &= \frac{1}{2} \left\{ \arctan \frac{x+E}{z} + \arctan \frac{x-E}{z} \right\} \end{aligned} \quad (5.1)$$

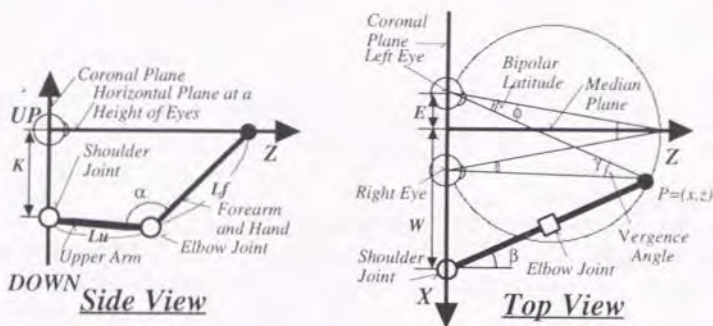


Fig. 5.2 眼球及び右上肢運動モデル

また、この逆関数は

$$\begin{aligned} x &= E \frac{\sin 2\phi}{\sin \gamma} \\ z &= E \frac{\cos \gamma + \cos 2\phi}{\sin \gamma} \end{aligned} \quad (5.2)$$

である。

ヒトの右上肢固有受容感覚モデル

次に、第4章3節における上肢先端を用いた空間位置知覚の実験に基づいて、Fig.5.2のように上肢モデルの運動を目の高さの水平面に限定し、それにとまう知覚系も2自由度に限定する。次に空間知覚に用いられている生体内情報を定義する。体肢の位置と運動に関する感覚は各関節の動き受容器（関節包のRuffini小体）の情報によるものが主で、筋や腱の動き受容器からの情報は意識にはのぼらないことが知られている。このことから上肢固有受容感覚による空間位置知覚において実際に人間が用いている生体内情報は上肢各関節の曲げ量であり、上記の上肢モデルに基づき空間知覚に用いられる生体内情報を肘の屈曲・伸展角 α と肩の水平内転・外転角 β であると仮定する（Fig.5.2）。なお、肩の屈曲・伸展角については第4章3節における被験者による実験結果より、水平面内での空間知覚に大きな影響を及ぼしていないことが知られているため、ここではその関与を無視できるものとする。

上肢先端が目の高さの水平面内における奥行距離 z の点 $P=(x,z)$ にあるとき、両肩間の距離を $2W$ 、上腕・前腕の長さをそれぞれ L_u, L_f ののすると、このときの α, β は次の様に表される、

$$\alpha = \arccos((x - W)^2 + z^2 - L_f^2 - L_u^2) / 2L_f L_u$$

$$\beta = \arctan \frac{x-W}{z} \quad (5.3)$$

また、この逆関数は

$$\begin{aligned} x &= \sin \beta \sqrt{L_f^2 + L_u^2 + 2L_f L_u \cos \alpha - K^2} + W \\ z &= \cos \beta \sqrt{L_f^2 + L_u^2 + 2L_f L_u \cos \alpha - K^2} \end{aligned} \quad (5.4)$$

である。

このような複数の感覚器からの空間知覚情報を統合して物理空間内において一貫性のある感覚運動制御を行うためには、 $(\gamma, \phi) \Leftrightarrow (\alpha, \beta)$ 間の対応づけを学習によって獲得する必要がある。そこで本章においてはこの対応づけを学習する系を人間の感覚統合のモデルと考え、スカラ加算モデルを設定することにする。

5.2.2 生理学的知見からのモデリング

感覚統合における学習機能に関しては、心理学において反転眼鏡等による適応実験に代表される残効現象などによって非常に多くの研究がなされている。その効果には長期的かつ運動的な要素と短期的かつ感覚的な要素とが見られ、前者が小脳、後者が大脳皮質における学習効果を反映しているものと考えられる。本来、空間の知覚を成立させるためには、視覚や四肢の固有受容感覚のみならず自分自身の位置や姿勢といったものを常時反映させることによって成立するものであり、脳内において多種多様な感覚器からの入力が必要とされている必要がある。このような総合的な空間知覚に関係する部位としては大脳皮質の頭頂連合野が挙げられており、人間の場合においては脳障害の症例などから、視覚性到達運動において上頭頂小葉の破壊により運動性の位置知覚、下頭頂小葉の破壊により視覚性の位置知覚の統合が、阻害される傾向が知られている。

またサルの場合においては、この他にも、PG野においては視覚性到達運動（ビジュアルフィードバック有り）に反応する細胞や細かい操作運動に反応する細胞が見つかり、運動の視覚的制御に深く関係していると考えられている³⁹⁾。

Stein⁶⁾はサルの上頭頂小葉、下頭頂小葉を冷却し、視覚ターゲットへの到達実験における到達時間を計測している。なお、この実験に用いられたターゲットはサルを中心とした水平面内の円弧上で左右方向に移動するもので、奥行方向の変化は無い。また、ビジュアルフィードバックも断たれてはいない。この報告によれば下頭頂小葉（7野）の冷却により早い動きの視覚性到達実験において違いがでており、これはビジュアルフィードバック無しのフィードフォワード動作に違いがでていいると考えられる。観察される現象は、

- 1) 冷却側と反対側の上肢による反対側のターゲットへの到達時間の増大（外側ほど増大幅が大）。
- 2) 同時に反対側のターゲットを無視しがちになる。

- 3) 反対側のターゲットへの到達運動は、まずターゲットより中央よりの位置にミスリーチしてから補正が始まる。

これらの現象は7野が視覚性の位置知覚機能(目→手, 意識)に関わっており, これが阻害されているものと考えられる。また, この部位の視覚性の位置知覚が反対側の半側空間の知覚のみを処理していることが考えられる。

また上頭頂小葉(5野)の冷却により

- 1) 冷却側と反対側の上肢による到達運動が両側のターゲットに対して不器用になる。
- 2) ビジュアルフィールドバック無しでは反対側の上肢の手の位置がわからなくなっている様子。

これらの現象は5野が運動性の位置知覚機能(手→目, 意識)に関わっており, これが阻害されているものと考えられる。また, この部位の運動性の位置知覚が反対側の上肢の位置知覚を両側空間に関して処理していることが考えられる。

以上の各種位置知覚とその関連部位を整理すると次の様になる。

- 1) 左下頭頂小葉: 右半側視空間知覚
- 2) 右下頭頂小葉: 左半側視空間知覚
- 3) 左上頭頂小葉: 右上肢運動空間知覚
- 4) 右上頭頂小葉: 左上肢運動空間知覚

こうした知見に基づき, 視覚上のターゲットの位置に右上肢を到達させるという視覚性到達実験における情報の流れをモデル化した場合, 関連部位は1),2),3)である。その場合, 感覚信号の統合・評価の過程を行う部位として, 上頭頂小葉(部位3)を用いるモデルと, 下頭頂小葉(部位1),2)を用いるモデルとを考えることができる。すなわち, 前者は主観的知覚量としての位置の一致を上肢運動感覚性の信号空間上において行うモデル, 後者は眼球運動感覚性の信号空間上において行うモデルに相当する。

5.3 脳内における空間位置表現形式

空間位置の知覚については, 異種感覚による空間知覚を統一的に扱わねばならないことから, 従来, その統合の過程において統一された抽象的な空間位置表現があるのではないかという議論があった(Fig.5.3)。何よりも, この考え方によれば, この抽象化座標系を統一的に知覚される高次の座標系として捉える Marr 以来の階層構造の情報処理の考え方に良く一致すると考えられたからである。

しかしながら, 前節の生理的知見から考えるに, この可能性は薄いものと考えられる。もし脳の情報処理がこのような構造をとるとすれば, 注視系と上肢運動系間の座標の変換は

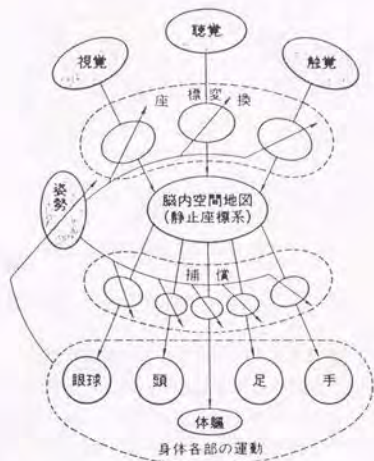


Fig. 5.3 抽象的な空間位置表現を持つ感覚統合モデル⁴⁰⁾

「注視座標系⇔抽象座標系⇔上肢運動座標系」

という2つの座標変換を経由する経路をとることになる。このような直列的な信号の経路を仮定した場合、仮定された抽象座標系という機構は、それに関連する部位が障害を受けた場合、感覚の種類によらず全ての空間知覚の過程において支障をきたすはずである。すなわち、先の Stein の実験において、2つの関連部位のいずれを冷却した場合にも、視覚に基づく上肢の運動と上肢の固有受容感覚に基づく注視運動の両方が同時に阻害されなければならないはずである。しかし、実際に阻害されたのはこれらの一方づつであり、その機能障害は独立に生じている。

このことから、より実際的な感覚統合のモデルとしては Fig.5.4 に示したように、各感覚座標系から他の座標系への一方向性の独立な変換機構の集合からなり、抽象的な位置座標系を持たないモデルが考えられる。このモデルの場合、異種感覚間の位置一致の知覚というものを考えた場合、抽象的な位置座標系を持たないために、それらの位置感覚情報の比較を、比較すべきいずれかの感覚信号空間中で直接行うことになる。このため、同じ組み合わせの異種感覚の比較であっても、比較に用いる信号空間の違いによって知覚結果に違いが生じることが予想される。

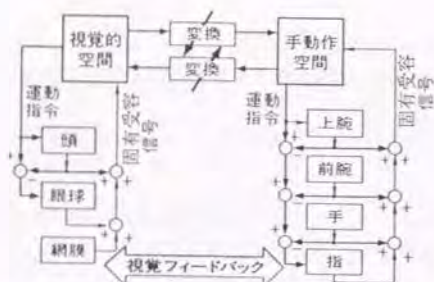


Fig. 5.4 抽象的な空間位置表現を持たない感覚統合モデル⁴⁰⁾

5.4 位置感覚統合における測定水準

生体内において異なる感覚器官からの情報を統合する場合、それらが定量的な情報であるならば、これを統一的に知覚するためにはなんらかの共通の尺度のもとで評価する必要がある。よって主観的知覚量とは、この尺度において各種感覚信号の評価を反映したものであると考えられる。視覚による上肢先端位置の定位実験を例に挙げるなら、到達運動の際の上肢の固有受容感覚による位置情報と注視による位置情報が、この共通尺度において表現された信号空間上に投写された際に、これらの信号間の距離が0になった状態を知覚量の主観的な一致（この場合位置感覚の一致）であると捉えることができる。

こうした一致は、それらの知覚空間が物理空間上で重なっている領域全体において連続的に成立しなければならない。まずこの点において、こうした異種感覚間において位置情報の一致を知覚するためには、この領域において測定的水準としての順位尺度を満たしている必要があることが分かる。これを心理物理上の現象に置き換えて考えれば、例えば自分の手を見てそれが自分の手のあるべき位置にあることを知覚することができるのは、ヒトの知覚系が視覚と上肢固有受容感覚の位置感覚の統合において、順位尺度の水準を満たしていることの証である。

さらに、第2章で述べたように、運動から平衡感覚までも含んだ総合的な情報の統合を要求される実際の感覚統合における必要性から言えば、これらの一致には空間的な連続性ばかりでなく、時間的な連続性も必要とされる。すなわち、これは位置だけではなく速度の情報に関しても同様の一致が知覚されなければならないことを意味する。こうした異種感覚間において速度情報の一致を知覚するためには、位置の知覚の場合と同様、知覚空間が物理空間上で重なっている領域全体において連続的に、測定的水準としての順位尺度を満たしている必要があることが分かる。これを心理物理上の現象に置き換えて考えれば、例えば自分の手の運動を見て自分が手を動かしているのと同じ速度で運動しているように知覚することができるのは、ヒトの知覚系が視覚と上肢固有受容感覚の速度感覚の統合において、順位尺度の水準を満たしていることの証である。

以上の考察から興味深い結論を得ることができる。すなわち数学的に見て、速度において

一致が常に成立している2つの系においては、位置の情報に関する加法性が成立することから、この場合、必然的に位置の感覚統合においてヒトの知覚系は間隔尺度の水準をも満たすことになる。

このことは、生体における感覚統合のメカニズムを解明しようとする観点からすれば、2つのメカニズムの可能性を示唆する。すなわち、

仮説1. ヒトの知覚系は位置と速度の感覚統合のメカニズムにおいてはそれぞれが順位尺度までを満たし、それら双方の働きによって結果的に位置の感覚統合において間隔尺度をも満たすことになる。

仮説2. ヒトの知覚系は位置の感覚統合のメカニズムにおいてそれだけで間隔尺度を満たしている。

このいずれであっても、上記の「位置の感覚統合においてヒトの知覚系は間隔尺度の水準をも満たす」という条件は成立する。

従って、運動を伴わない条件下における位置の知覚特性をスカラ加算モデルによって説明しようとする場合、ホロプタやアレイの場合と同様に、学習に用いる規範関数が順序尺度までを満たすものを用いたモデルと間隔尺度をも満たすものを用いたモデルのいずれがヒトの知覚特性を正しく説明するかによって、上記のいずれの仮説が正しいのかを明らかにすることができる。よって、本章において取り扱う位置感覚の統合過程の課題として、知覚に関わる感覚刺激において運動を含まない課題をとりあげる。このため、本論文において行う両眼注視による上肢先端位置定位実験は、従来の研究における視覚性到達運動による定位実験とは異なり、統合される感覚刺激において運動成分を伴わないことを重視して実験条件を設定する。

5.5 視覚性到達運動における感覚統合^{41), 42)}

人間の各種感覚に基づく空間位置知覚の統合過程として最も多く取り上げられるのが視覚と上肢固有受容感覚による位置知覚の統合である。この知覚過程の特性を測定する心理物理的課題として最も一般的であるのが視覚性到達運動である。

前述のようにこの知覚過程においても感覚間のずれがでることが予測され、実際に視覚性の到達運動の際に手の運動を見えなくすることによって、手の到達位置に関するアンダーシュートが発生することが実験によって確かめられている^{38), 3), 4)}。

従来の研究においては、これら人間の空間位置知覚における異種感覚間の統合の特性は心理現象として解析されてきたが、その感覚間のずれの発生の原因についての議論はこれまでなされていなかった。本節においては、これらの空間知覚実験において実際に人間が用いている生体内情報に注目し、視覚性到達運動の際にみられる両眼注視と上肢固有受容感覚の統合の特性について被験者を用いた測定とスカラ加算モデルを用いたシミュレーションを行い、比較・考察をくわえる。

5.5.1 従来の視覚性到達実験とその問題点

視覚性到達運動を用いて行われた定位実験のなかでも、本論文で取り上げるような視覚性のフィードバックを断った状態での開ループ指示動作について実験を行ったものとしては、Prablanc et al. による一連の実験^{43), 43), 2)}が上げられる。同氏らの実験は肩下 20cm の作業面に手を置き、上方から俯瞰するように見おろした姿勢でミラーによる光学的合成によって作業面上に見える光点の虚像に向かって右手を伸ばすというものである。その結果によれば、実験の結果、到達した上肢先端位置は視覚提示されたターゲットに対して奥行方向へのアンダーシュート及び、上肢と同側方向（この場合右方向）へのアンダーシュートを示した。しかしながら、同実験は作業面を設定することによって位置情報を2次元に限定したにもかかわらず、視覚的に斜め上方より俯瞰することによって、被験者の利用している視覚情報を3次元のものにしてしまい、計測の目的をあいまいなものにしている。これは上肢の姿勢についても同様であって、肘を作業面に乗せているために上肢の姿勢が冗長自由度を含めた形で作業面上の到達位置と複雑な関係を持ってしまい、感覚情報の自由度数を限定することに失敗している。

これに比較すると笠井⁴⁾の一連の研究は実験を3次元空間内での自由動作としているために上肢の姿勢と先端位置の関係が明確で、感覚情報の自由度も3自由度に限定することに成功している。また、作業空間も顔前方に設定することによって、奥行き視と、平面視の関係を明確にしている。同氏らの実験結果においても、おおむね到達した上肢先端位置は視覚提示されたターゲットに対して奥行方向へのアンダーシュート及び、上肢と同側方向（この場合右方向）へのアンダーシュートを示している。しかしながら、同実験は3次元空間内での自由動作としたために、上肢作業の安定性が悪く、ずれの傾向の分布を空間内で規定するだけの精度がとれないことが問題点となる。また、いずれの研究も物理的な水平や垂直を基準にした直交座標系をもとに視標位置や到達誤差を決めており、感覚情報としての整理の仕方に問題がある。

よって、これらの研究からは、「到達した上肢先端位置は視覚提示されたターゲットに対して奥行方向へのアンダーシュート及び、上肢と同側方向（この場合右方向）へのアンダーシュートを示す。」という共通に得られた知見のみを参考にし、本論文でも新たに視覚性到達実験を行った。

5.5.2 被験者による測定実験とその傾向

まず、被験者を対象に視覚性到達実験を行い、到達位置のずれ量の測定を行った。ここで行ったのはビジュアルフィードバックを断った状態での視標に対する定位実験である。従来この種の定位実験は多くの場合、測定の対象とする生体情報を明確に限定しておらず、また直交座標系に基づいて計測される事が多い。このため我々は、本来生体と直接関係の無い直交座標系よりも眼球運動や上肢運動にみられる生体本来の持つ情報形態に基づいた座標系において実験を行う必要があると考えた。

Fig.5.5 に実験装置の概略を示す。

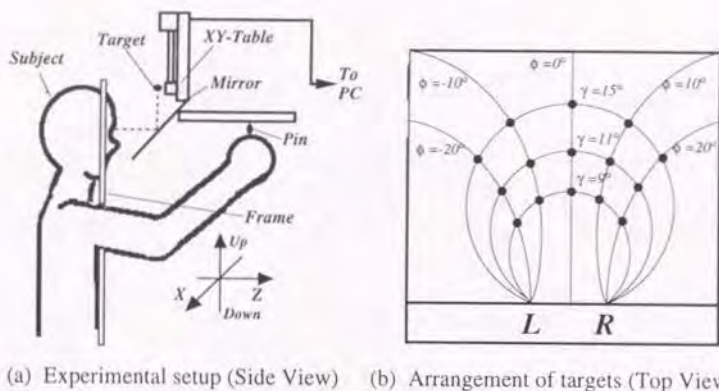


Fig. 5.5 視覚性到達実験計測装置概念図

この実験においては、被験者は暗室中において正面を向いた状態で頭部を固定され、ミラーを通してターゲットである小光点（黄色LED視標）の虚像を視線の高さで前方に見ることになる。眼球方向以外の奥行き手懸りを与えない為、LEDの輝度は光点位置が識別可能な範囲で最小限に押えてある。作業面をターゲット移動面の虚像の位置に重ねて配置した。この面に対して被験者は右手で操作を行う。作業中の上肢の姿勢は肘を下げた状態を保持するものとする。この構成によって実験の課題を目の高さの水平面内の定位に限定した。これによって議論すべき信号を2次元のものに限定することができる。この実験系の構成はFig.5.2において定義した構成に対応しており、この実験条件下で空間知覚に用いられている感覚信号の定義についても同様に対応している。

この種の定位実験条件下では、視覚によって注視点の空間位置を知覚する際に用いられる生理的な感覚信号としては、両眼注視によって注視点が視野中央において融合像として成立している状態での眼球の位置感覚が支配的であり、その結果、本論文で論じる「視空間」は、全ての視覚要素によるものではなく、両眼による注視を行っている際の眼球の位置感覚である輻輳角 γ と視線方向角 ϕ に基づいているものと考えられる。また、体肢の位置と運動に関する感覚は各関節の動き受容器の情報による各関節の曲げ量であると考えられる。本実験では上腕の姿勢を肘を下げた状態に限定したことにより、冗長自由度となる運動を拘束している。そこで上肢運動知覚は肘関節角 α と肩関節角 β の2自由度の固有受容感覚に基づくものと仮定する (Fig.5.2)。

以上の定義に基づき、視覚に与えられる位置指令となるターゲットの配置は視線方向角及び輻輳角一定のラインの交点に配置する。実験に用いたターゲットの視線方向角は正面方向を 0° として $-30^\circ \sim 30^\circ$ まで 10° 間隔、輻輳角は $9^\circ, 11^\circ, 15^\circ$ である。よってターゲットは

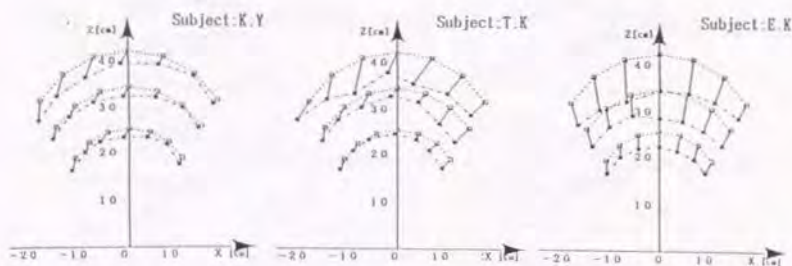


Fig. 5.6 被験者による視覚性到達実験結果

21点からなる、また眼間距離は66mmとして設定した。

被験者は正面下方に置かれたピンを手に取り、

黄色の光点として提示されているターゲットを注視しつつ上肢固有受容感覚に基づいてその点の主観的位置にピンを立てる定位作業を行う。作業中の上肢の姿勢は肘を下げた状態を保持するよう指示した。本来この条件下ではピンを刺すというタスクによって被験者は垂直上向きの力を出さねばならず、この時、上肢の姿勢は自然に肘を下げた状態となり、必然的に実験条件を満たすことになる。また、フィードフォワード制御要因及び動特性的要因を排除するために作業目的に達成時間の短縮は含めていない³⁸⁾。ただし暗中で連続試行時間は最長15分とし、長時間のビジュアルフィードバックの断絶による誤差要因を排除している⁴⁾。実験は6人の被験者について、各ターゲットをランダムな順序で1回ずつ全点について行う試行を12回繰り返す。各ターゲットに対する到達点の平均位置を求めた。いずれの被験者の場合も到達点の分散は、ターゲットからのずれ量に対して十分に少なく、到達点のずれは一定の傾向を示した。実験結果から3名の被験者による結果をFig.5.6に示す。なおこれらの被験者は全員、利目・利腕は右であった。

Prablanc et al.の実験と同様、奥行方向へのアンダーシュート及び、上肢と同側方向（この場合右方向）へのアンダーシュートが見られる。この傾向は被験者E.Kを除く全ての被験者において明確に現れた。被験者E.Kの場合、奥行方向へのアンダーシュートは明確であるが、X軸については左半平面のオーバーシュートを示しているように見える。しかしこの被験者の傾向も本来生得的でない直交座標系上で評価している事によるものであって、生得的信号である幅角 γ と視線方向角 ϕ について観察すれば、他の被験者と同様の統一的な傾向として理解する事が出来る。すなわち、これらの角度信号によれば、いずれの被験者の場合

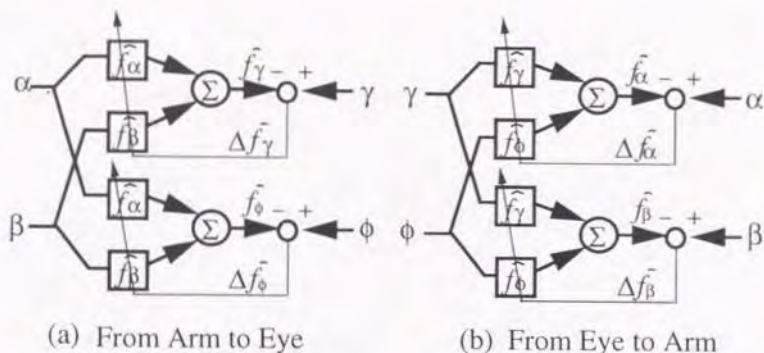


Fig. 5.7 スカラ加算モデルによる感覚統合過程モデル

もターゲット (γ, ϕ) に対し、到達点 $(\gamma + \Delta\gamma, \phi + \Delta\phi)$ は、 $\Delta\gamma > 0$ 、 $\Delta\phi < 0$ なる特徴を示している事が解る。

以上の結果から、これと同様の視覚性到達実験を行った場合、 $\Delta\gamma, \Delta\phi$ について本実験と同様の傾向が得られる信号処理モデルを、人間の信号処理のモデルとして、より適切なモデルと考えることが出来る。

5.5.3 視覚性到達実験における感覚統合過程のモデル化

スカラ加算モデルによる感覚統合過程のモデル化

本章第1節において定義した統合知覚信号として、それぞれ (γ, ϕ) と (α, β) の2組の信号のいずれかをを用いたモデルを想定する。これは、本章第3節での考察において、人間が空間知覚において感覚間の統合を行う際の情報処理にグローバルな空間表現としてのより抽象的な信号形態を用いているという考え方には否定的な結論がでており、生理学的な傍証⁵⁾も存在することによる。

まず感覚統合空間として視覚性信号空間を採用したモデルを Fig.5.7(a) に表す。これは、 α, β を入力信号とし、 γ, ϕ を規範関数とするスカラ加算モデルである。このモデルは $(\alpha, \beta) \Rightarrow (\gamma, \phi)$ の変換をその入出力間に獲得するように学習を進める。

さらに感覚統合空間として固有受容感覚性信号空間を採用したモデルについても同様に定義できる (Fig.5.7 (b))。これは、 γ, ϕ を入力信号とし、 α, β を規範関数とするスカラ加算モデルである。このモデルは $(\gamma, \phi) \Rightarrow (\alpha, \beta)$ の変換をその入出力間に獲得するように学習を進める。

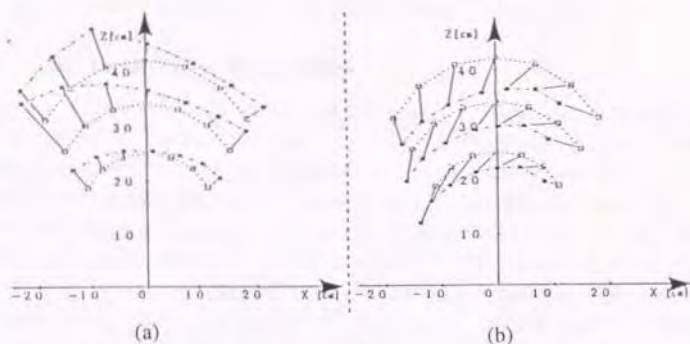


Fig. 5.8 モデルによる視覚性到達実験結果

5.5.4 シミュレーション実験と実験結果

シミュレーションの際に用いた各パラメーターは

$$E = 33\text{mm}, K = 200\text{mm}, W = 200\text{mm}, L_f = 380\text{mm}, L_u = 250\text{mm} \quad (5.5)$$

学習領域 S_l は,

$$S_l = \{(\gamma, \phi) \mid 0^\circ \leq \gamma \leq 18^\circ, -45^\circ \leq \phi \leq 45^\circ\} \quad (5.6)$$

なる両眼視が可能な領域 S_v と

$$S_v = \{(\alpha, \beta) \mid -65^\circ \leq \beta \leq 180^\circ, -65^\circ \leq \beta \leq 180^\circ\} \quad (5.7)$$

なる上肢が到達可能な領域 S_a の積として表わされる。なお、学習点はそれぞれのモデルの入力信号に関して一様に分布するものとする。

各モデルについて得られた学習の結果の推定値に対し、人間と同様の視覚性到達実験を行った結果を Fig. 5.8 に示す。これらの図は各モデルに対し人間と同様に調整法を用いて測定した。

先の被験者を用いた実験から、人間の視覚と上肢固有受容感覚の統合における一般的な特徴としてはターゲット (γ, ϕ) に対し、到達点 $(\gamma + \Delta\gamma, \phi + \Delta\phi)$ が、 $\Delta\gamma > 0, \Delta\phi < 0$ なる傾向を採用する。

感覚統合空間に視覚性信号空間を用いたモデルによる実験結果である Fig. 5.8(a) では全域にわたって奥行方向のオーバーシュートが見られ、 $\Delta\gamma > 0$ の傾向は見られない。また $\Delta\phi > 0$ の傾向も多くの領域にわたって見られ、この点でも人間の場合とは異なっている。

感覚統合空間に固有受容感覚性信号空間を用いたモデルによる実験結果である Fig. 5.8(b)では全域にわたって奥行方向のアンダーシュートが見られ、 $\Delta\gamma > 0$ の傾向を示している。また、 $\Delta\phi < 0$ の傾向も全域で見られ、人間の場合に非常に近い傾向を示している。

5.5.5 モデルによる信号処理構造の解析

以上のシミュレーション実験の結果より人間の両眼視覚と上肢固有受容感覚の統合を行う処理系の構造について考察する。今回用いたモデルにおいては感覚統合空間として上肢固有受容感覚性の信号空間を用いたスカラ加算モデルがもっとも人間に近い傾向を示した。この実験結果は視覚性到達運動課題の場合、人間の両眼視覚と上肢固有受容感覚の統合において、上肢固有受容感覚性の信号空間においてその処理及び評価が行われていることを示唆している。このことから感覚統合過程における信号処理の構造についていくつかのことが考察できる。

まず、前節において本節の課題としてあげた、位置感覚統合過程の測定尺度の同定であるが、本節で行ったシミュレーションに用いた規範関数は全て順位尺度だけでなく、間隔尺度をも満たしている。本来ならば、ホロボタやアレイの場合と同様に、入力信号に順位尺度を与えた規範関数を用意するところであるが、これを行わなかったのは、本節で実験に用いた2つのモデルが入出力関係が反転した、相互に逆方向の変換を行うモデルであったためである (Fig. 5.9)。

本節のようにこれらのモデルに視覚性到達実験を行わせた場合、感覚統合空間として上肢固有受容感覚性信号空間を用いたモデルの場合、感覚統合空間上での比較の結果を次に到達点の誤差を減らすために腕を動かす手がかりとして見た場合、腕の運動指令と上肢固有受容感覚の関係は、ほぼ完全に加法性を満たしているとみなせるのに対し、感覚統合空間として両眼注視性の信号空間を用いたモデルの場合、感覚統合空間上での比較の結果を次に到達点の誤差を減らすために腕を動かす手がかりとして見た場合、両眼注視の際の眼球方向の信号と腕の運動指令との関係は、全く加法性を保存しておらず、ただか順関係が期待できるのみとなる。前節の仮説に関する考察で述べたとおり、本節の実験は計測中には速度成分は全く知覚されない実験条件下で行われており、速度成分の測定による位置知覚への加法性の付与は不可能である。従って、本節の視覚性到達実験の課題においては、感覚統合空間として上肢固有受容感覚性信号空間を用いたモデルの場合は間隔尺度に基づく感覚運動制御過程となっているが、感覚統合空間として両眼注視性の信号空間を用いたモデルの場合、事実上順位尺度に基づく感覚運動制御過程となっている。この点で、この2つのモデルの組み合わせは、前節における仮説の検証にそのまま用いることができ、本節でのシミュレーション実験においては規範関数として順位尺度のみ満たすような関数を用いる必要がなかったのである。すなわち、感覚統合空間として両眼注視性の信号空間を用いたモデルのほうがヒトと同様の傾向を示した場合は仮説1が、上肢固有受容感覚性信号空間を用いたモデルのほうが一致した場合は仮説2が成立することになる。この結果、本節の実験結果より仮説2が成立し、視覚性到達運動の感覚統合過程においては、速度情報を持たない位置だけの情報においても間隔尺度を満たしていることが明らかになった。

また、生理学的な観点から見れば、固有受容感覚性の信号空間において信号間のインタラクション処理が行われていることは、本章第2節で述べた生理学的な構造に起因している可能性が考えられる。視覚性信号処理を行う7野が左右の半球に分れて存在し、それぞれ反対側の半空間を処理しているのに対し、運動性信号を処理する5野は各半球で反対側の上半肢の全空間の信号を処理している構造から、視覚性信号空間内では左右各半空間の信号の統合がなされず、独立に第5野に投写され運動性信号に変換された後にインタラクションを起こす構造をとっているものと考えられる。この構造によって幅横性の信号と眼球方向性の信号のインタラクションをも同様に運動性信号空間上で行う構造となっているものと思われる。

さらに、眼球運動系の空間自由度が3自由度であるのに対し、上肢運動系がかなりの冗長自由度を持っていることも一因と考えられる。すなわち、3次元の眼球運動情報から上肢運動指令を生成する際に不足する冗長自由度分の運動を決定する為の情報とは別な感覚情報。この実験の場合は冗長性のある固有受容感覚情報自体から決定することになり、この為の上肢固有受容感覚性信号の信号空間上で信号を統合・評価する必要性があったものと思われる。

また、固有受容感覚性の信号空間において評価が行われていることは、視覚と固有受容感覚の統合による情報が上肢の運動指令に用いられていることから、運動指令により直結した信号空間内で処理・評価することによって情報の加工を最小手順で構成するように合理化及び高速化された構造を想像させる。これは Fig.5.9の信号の流れを見ればより明らかである。Fig.5.9(b)の構造をとった場合のほうが Fig.5.9(a)の構造をとった場合に比べて、感覚統合の結果を次に動かすべき手への運動指令を構成するのに利用する場合、信号経路の短縮と高速化という点で明らかに有利であることがわかる。

同時にこのことは、前節の仮説を本節の実験結果によって検証した結果、この感覚統合過程が間隔尺度の水準にあるという知見が得られたことと符合する。これはすなわち、生体特有の事情として感覚運動制御の過程においては感覚を介したフィードバックループの遅さから、フィードフォワード制御を有効に働かせるような制御系を構成する必要があることに起因する感覚統合の構成であると考えられる。なぜならば、感覚統合によって得られた感覚間の比較情報をもとに次の運動を開始する場合、フィードバック制御が有効であれば測定水準にして順位尺度の情報があれば運動を開始できるのに対してフィードフォワード制御を有効に動作させるためには測定水準にして間隔尺度の情報が必要となるためである。実際に随意運動中の上肢のスティフネスを実測した実験によって視覚性到達運動のような随意的な感覚運動制御過程において静止状態よりもフィードバックゲインが下がっているとみなせることが知られている⁴⁴⁾。これはすなわち、こうした随意的な感覚運動制御過程においてはフィードフォワード要素がフィードバック要素よりも支配的に働いていることを意味することから、これらの知見は符合する関係にあるといえる。

また、もしこの傾向が一般的であるならば、主観的には普遍的な感覚の統合において、その結果をどの運動に反映するかによって異なる感覚尺度において評価機構が機能している事になる。これを確認するには、同様の感覚情報の統合条件において、異なる運動制御をさせてその違いを調べる事が考えられる。上肢固有受容感覚において固定されたターゲットに対し、

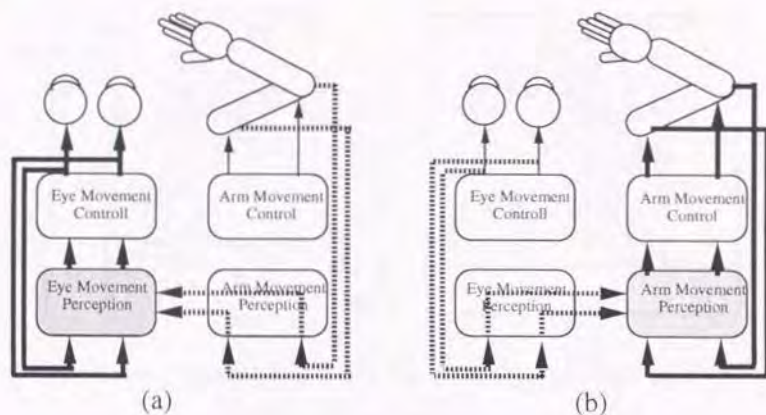


Fig. 5.9 各モデルによる感覚運動制御過程における信号の流れ：
斜線部は感覚統合を行う信号空間を示している。

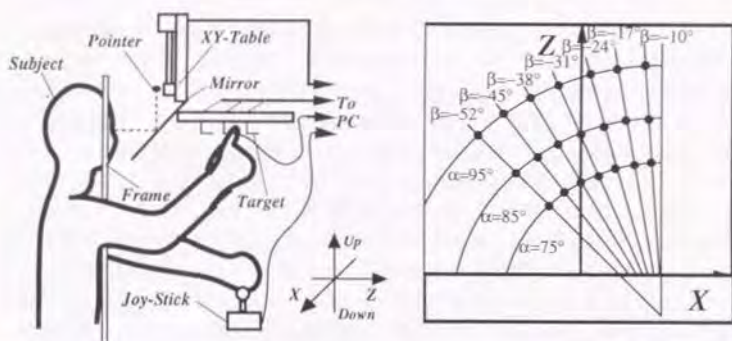
ビジュアルフィードバック無しの注視点定位を行い、積極的な眼球運動制御を行わせた場合がこの条件に適合するであろう。この仮説が正しければ、その実験条件においては Fig.5.9(b) の信号の流れを支持するような結果が得られるものと予測される。そこで次に、視覚性到達運動と知覚的には全く同じ課題でありながら手の代わりに注視点によって定位する、固有受容感覚性注視点定位実験を行って、この点を検証する。

5.6 固有受容感覚性注視点定位動作における感覚統合^{45), 46)}

我々が前節で取り上げた実験課題は視覚性到達運動であった。これは、両眼視と上肢位置感覚の統合による感覚運動制御であり、課題提示刺激として固視による視覚的ターゲットの位置情報を用い、達成課題としては上肢運動による同位置への上肢先端の到達を用いる実験である。

これに対し、同じ両眼視と上肢位置感覚の統合による感覚運動制御でありながら、信号の流れが異なる実験課題として固有受容感覚性注視点実験が考えられる。すなわち、課題提示刺激として固定された上肢先端位置を用い、達成課題としては同位置を注視することによる眼球運動系上の到達を用いる課題である (Fig.5.10)。

従来、心理学における空間知覚の研究においては、両眼視と上肢固有受容感覚との感覚統合を論じる際には、常に視覚性到達実験が用いられており、本節で扱う固有受容感覚性注視点実験との違いについては論じられることが無かった。しかし、前節におけるモデル実験に



(a) Experimental setup (Side View) (b) Arrangement of targets (Top View)

Fig. 5.10 上肢固有受容感覚性注視点定位実験計測装置概念図

基づく考察の結果、これらの実験では人間の感覚統合において異なる処理機構が働いている可能性が示唆されている。

さらに本節においては心理学的には同じ感覚統合過程を持つと考えられるこれら2つの実験課題における人間の空間知覚特性の違いについて検討する。

5.6.1 被験者による測定実験とその傾向

そこで視覚性到達実験の場合と同様の条件下において、被験者を対象に固有受容感覚性注視実験を行い、誤差の測定を行った。ここで行ったのはビジュアルフィードバックを断った状態での右上肢指先位置に対する注視による定位実験である。視覚性実験と同様に、実験は生体本来の持つ情報形態に基づいた座標系において行われる。すなわちこの場合、位置入力系となる上肢固有受容感覚系の空間知覚に用いられる生体内情報を肘関節角 α と肩関節角 β であると仮定し、これらの信号について一定となる軌跡の交点にターゲットを配置する。

Fig.5.10 に実験装置の概略を示す。視覚性実験と同様に、被験者は暗室中において正面を向いた状態で頭部を固定され、ミラーを通してポインタである小光点（黄色LED視標）の虚像を視線の高さで前方に見ることになる。眼球方向以外の奥行き手懸りを与えない為、LEDの輝度は光点位置が識別可能な範囲で最小限に押えてある。ターゲット操作面をポインタ面の虚像の位置に重ねて配置した。この構成によって実験の課題を目の高さの水平面内の定位に限定した。これによって議論すべき信号を2次元のものに限定することができる。ターゲット操作面には鉗状の金具が配置されており、この金具に右手の指を引掛けた状態で右上肢先端の位置を固定する。

被験者は左手でジョイスティックと2つのボタンA・Bを操作して視標の移動を行い、視標の主観的位置を右上肢先端の主観的位置に合わせる。視標位置 (γ, ϕ) の移動はジョイスティックの前後操作で γ を、左右操作で ϕ を増減させることで行う。移動の際には視標は消灯される。ジョイスティックはスイッチとして動作し、一回の操作による移動量を被験者が直接決めることは出来なくなっている。移動量は移動方向の極性が反転する度に減少し、ボタンAを押すことによって増加する。視標と右上肢先端の主観的位置の一致を確認後、ボタンBを押すことによって、その上肢位置での試行は終了し、課題は次の上肢位置ターゲットに移る事になる。また、被験者の作業中の上肢の姿勢は肘を下げた状態を保持するよう指示した。本来この条件下では被験者は指を金具に掛けて上肢の力を抜いた状態であり、上肢の姿勢は自然に肘を下げた状態となるので、自動的にこの実験条件を満たすことになる。また、この姿勢は同時に前筋の視覚性到達実験の場合と同じ姿勢を維持するという条件も満たしている。

上肢位置ターゲットとなる金具は肩関節角一定のラインと肘関節角一定のラインの交点に配置する。この金具には電極が接続しており、指先にも電極を持たせる事により、上肢先端が正しい金具に固定されているかどうかを確認する事ができる。実験に用いたターゲットの配置は、肩関節角について正面方向を 0° として $-10^\circ \sim -52^\circ$ まで 7° 間隔、肘関節角について $95^\circ, 85^\circ, 75^\circ$ である。よってターゲットは21点からなる。ターゲットは上腕を380mm、前腕を250mmの人物を基準にして設定した。また、前筋の視覚性到達実験同様、フィードバック制御要因及び動特性的要因を排除するために作業目的に達成時間の短縮は含めていない。また、暗中で連続試行時間は最長15分とし、長時間のビジュアルフィードバックの断絶による誤差要因を排除している。この作業による計測を、8人の被験者について各点において20回行った。測定の結果、いずれの被験者によっても同様の傾向が得られたが、このうちから典型的な傾向を示した2人の被験者による結果をFig.5.10に示す。なお被験者は全員利目・利腕は右であった。図中、白点が上肢に対して示されたターゲットの位置、これに対して実線で結ばれた黒点同ターゲットに対して被験者が注視点の定位によって示した位置の平均である。各黒点を中心に点線で描かれた円の半径は注視点の平均位置からの距離の分散を示している。

この実験結果によれば、いずれの被験者の場合にも共通な傾向として、奥行方向へのアンダーシュートの傾向がみられる。また、上肢と同側方向(右方向)へはややオーバーシュートの傾向が見られる。この傾向は輻角 γ と視線方向角 ϕ について観察するとさらに傾向が明確になる。すなわち、ターゲット (γ, ϕ) に対する到達点 $(\gamma + \Delta\gamma, \phi + \Delta\phi)$ が $\Delta\gamma > 0$ 、 $\Delta\phi < 0$ (if $\phi > C$) or $\Delta\phi > 0$ (if $\phi < C$)、($C > 0$)なる特徴が見られる。ここで重要なことは「眼球運動感覚→上肢運動」である視覚性到達実験と「上肢固有受容感覚→眼球運動」である今回の実験において、いずれの場合も奥行に関するアンダーシュート傾向がでたことである。これは人間の視覚と上肢固有受容感覚との統合機構が制御すべき対象ごとに異なる統合機構を用いている可能性を示唆する。なぜならば、この2つの実験において同一の感覚統合・制御機構が働いているとすれば、視覚性到達実験における奥行のアンダーシュート傾向の裏返しとしてのオーバーシュート傾向が今回の実験で現れなければならないからである。以上の結

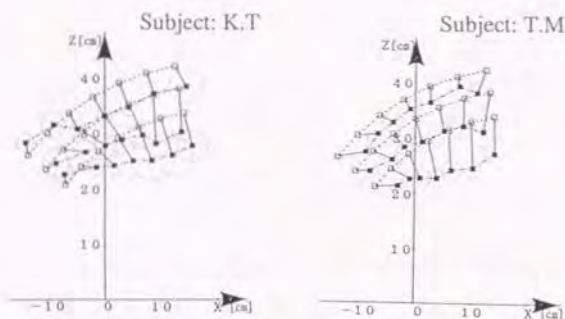


Fig. 5.11 被験者による固有受容感覚性注視点定位実験計測結果

果をもとに、今回の実験をモデルに対して行った場合、奥行のアンダーシュート傾向が伺えるものをより適切なモデルと考えることが出来る。

5.6.2 シミュレーション実験

本節においては、改めてモデルを定義する必要はない。なぜならば、本節の実験過程は前節におけるモデルへの入力信号が (γ, ϕ) から (α, β) に変化しただけであり、前節で定義したモデルはこれを入力とするモデルとその逆モデルなのであるから、前節で学習済みのモデルに、本節で定義したターゲットの感覚信号入力を与えてやるだけで良いことになる。こうして得られた実験結果を示す。

以下、これらの結果と、前節の実験結果より求めた人間の視覚と上肢固有受容感覚の統合における一般的な特徴、すなわち「ターゲット (γ, ϕ) に対し、到達点 $(\gamma + \Delta\gamma, \phi + \Delta\phi)$ が、 $\Delta\gamma > C, \Delta\phi < 0$ (if $\phi > C$) or, $\Delta\phi > 0$ (if $\phi < C$), $(C > 0)$ 。」とを比較し検討する。

感覚統合空間に視覚性信号空間を用いたモデル Fig.5.8(a) では全域にわたって奥行方向のアンダーシュートが見られ、 $\Delta\gamma > 0$ の傾向を示している。また、 $\Delta\phi < 0$ (if $\phi > C$) or, $\Delta\phi > 0$ (if $\phi < C$), $(C > 0)$ の傾向も全域で見られ、人間の場合に非常に近い傾向を示している。

感覚統合空間に固有受容感覚性信号空間を用いた Fig.5.8(b) では全域にわたって奥行方向のオーバーシュートが見られ、 $\Delta\gamma > 0$ の傾向は見られない。また $\Delta\phi > 0$ の傾向も多くの領域にわたって見られ、この点でも人間の場合とは異なっている。

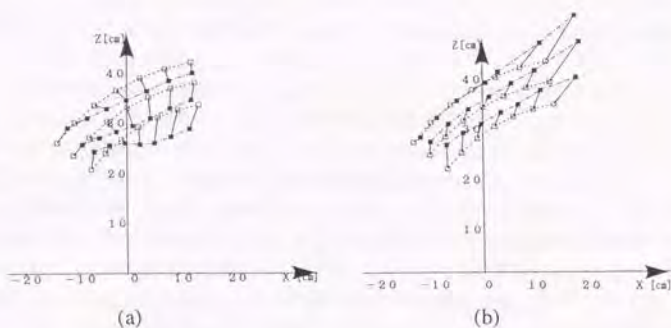


Fig. 5.12 モデルによる固有受容感覚性注視点定位実験結果

5.6.3 モデルによる信号処理構造の解析

以上のシミュレーション実験の結果より人間の両眼視覚と上肢固有受容感覚の統合を行う処理系の構造について考察する。今回採り上げた固有受容感覚に基づく注視点の到達実験における感覚統合モデルにおいては、感覚統合空間として眼球運動感覚性の信号空間を用いたスカラ加算モデルがもっとも人間に近い傾向を示した。一方、視覚性到達実験における感覚統合のモデルにおいては、人間に最も近い傾向を示したモデルの構造が感覚統合空間として上肢固有受容感覚性の信号を用いたものであった。固有受容感覚に基づく注視点の到達実験と視覚性到達実験は、感覚統合による制御部位は異なるものの、本来同一の感覚統合課題を要求されている実験である。

すなわち、これらの実験結果によれば主観的には普遍的な感覚の統合において、その結果をどの運動に反映するかによって、異なる信号処理系において異なる感覚統合空間を用いた評価機構が機能している事になり、これは人間の被験者による実験結果と合致する。この結果から予測される現象として「注視点位置 → 上肢運動」性の到達運動障害と「上肢位置 → 注視点移動」性の運動位置予測障害が独立に発生することが考えられる。実際にこれらの症状は頭頂連合野における下頭頂小葉、上頭頂小葉の障害によってそれぞれ独立に発生することが知られており^{5), 6)}、感覚統合におけるこれらの学習を行う信号処理系が、運動を起こす部位の違いによって、信号変換の方向別にそれぞれの部位に独立に存在していると考えられる。

また、被験者による視覚性到達実験と固有受容感覚性注視点実験における実験結果について、これらを同一の空間認識過程として考えると位置知覚に関するずれの方向はちょうど反転す

るはずであるのに、実際にはいずれの実験においても奥行きのアnderシュートが見られる。この傾向の食い違いは独立な信号処理系間の違いが知覚特性の違いとなって現れたと考えることで本モデルで説明することができる。すなわちこれは、主観的に同じ感覚統合過程であると考えられてきたこれら2つの実験課題において、人間の空間知覚のための情報処理は実際には全く独立した信号処理系によって行われていたことを意味する。

次に、固有受容感覚性注視実験において、最も人間に近い知覚特性を示したモデルの信号処理の構造の特徴について考察する。固有受容感覚性注視実験の場合、感覚統合空間として眼球運動感覚性の信号空間を用いていることは、この実験課題における人間の両眼視覚と上肢固有受容感覚の統合によって得られる情報が眼球運動指令に用いられていることから、視覚性到達運動実験の場合と同様、運動指令により直結した信号空間内で評価することによって情報の処理を最小手順で構成するように合理化及び高速化された運動制御系の構造を示唆するものである。全く同様の感覚情報と統合目的によりながら運動部位の異なる2つの感覚運動制御において支持されたことにより、同仮説はかなりの確度で検証されたといえる。

また本章第4節における尺度に関する仮説は、本節の感覚統合過程においては感覚統合空間として両眼注視性の信号空間を用いたモデルによる実験結果が被験者による計測実験と良い一致を示しており、これは間隔尺度に基づく感覚運動制御過程となっている。この実験結果から、視覚性到達運動実験の場合と同様、再び仮説2が成立し、固有受容感覚性注視動作の感覚統合過程においては、速度情報を持たない位置だけの情報において間隔尺度を満たしていることが明らかになった。この結果からも、感覚運動制御が必要となる空間位置知覚の統合過程においては、次に必要とされる運動指令にもっとも近い信号空間を感覚統合空間として、加法性を持った間隔尺度水準において感覚統合が実現されているという法則性にはかなりの蓋然性があるものと見なせる。

5.7 まとめ

本章では前章までの各種感覚による位置知覚過程に対して、異種感覚間の空間位置知覚情報の統合過程について取り上げた。まず、これを代表する心理物理実験課題として視覚性到達運動を取り上げ、この実験において見られる人間の空間位置知覚における視空間と上肢固有受容感覚による触空間の間のずれの特性を、信号空間の変換を学習する処理系の特性として捉え、スカラ加算モデルに基づく信号処理のモデルを用いて人間と同様の特性を生じる空間知覚統合のモデルを得た。

得られたモデルを測定水準及び生理学的知見から検討することによって、人間の感覚統合過程における信号処理の構造を明確にすることができた。その結果、主観的には普遍的な感覚の統合において、その統合による結果をどの運動に反映するかによって異なる感覚尺度に基づく評価機構が機能している可能性が考えられる。これを確認するためには、同一の感覚情報の統合条件において、異なる運動をさせてその違いを調べる事が考えられる。

そこで、次に視覚性到達運動と知覚的には全く同じ課題でありながら手の代わりに注視点によって定位する、固有受容感覚性注視点定位動作について、この点を検証した。まず、被

験者を用いた固有受容感覚性注視点定位実験を行い、同様の感覚統合を要求される視覚性到達実験との比較から、人間の空間知覚における視空間と固有受容感覚的触空間の統合過程の特性を明確にし、主観的には同じ判断を要求されるこれらの課題が異なった信号処理機構によって処理されていることを示した。次にその特性の機序を、信号空間の変換を学習する処理系の特性として捉え、スカラ加算モデルを適用することによって、人間と同様の特性を生じる空間知覚統合のモデルを得た。

これら2つの実験課題に対応するモデルの構造と測定の水準から、人間の感覚運動制御系においては、異種感覚からの情報を統合する処理系はそれらの情報をもとに制御する部位ごとに独立に存在し、制御すべき部位の運動指令により直結した信号空間内で統合することによって情報処理を最小手順で構成するように合理化及び高速化された運動制御系の構造をもつこと、この際の位置情報の変換については間隔尺度の水準まで満たした規範関数で学習を行っていると思なせることが分かった。

これらは、こうした感覚運動制御においてはフィードバック要素よりもフィードフォワード要素が支配的に働いているとする説を支持する結論となり、これは随意運動中の上肢のスティフネスを実測した研究⁴⁴⁾の知見に符合するものである。

第6章 結論

6.1 本研究の総括

本論文では脳の機能解明を目的として、ヒトの空間位置知覚過程についての機能的モデル論の立場から神経回路網モデルを用いたシミュレーションによって心理物理的現象として計測される知覚位置のずれの現象を説明した。

本論文ではまず最初に脳の情報処理機構の機能解明の手がかりとして空間位置知覚における知覚空間と物理空間のずれを手がかりとして、信号処理のモデルを構築した。これに際しては、脳内の信号表現形態と誤差情報の伝播に関して生理学的知見から見て自然なくつかの先天的な制約を神経回路において仮定して神経回路網モデルを分類し、計算機シミュレーションを行うことによって、心理物理的な計測結果を説明するのに最適なモデルを同定した。

こうして得られたモデルにおける情報処理上の制約を数理的な観点から一般化することによって、スカラ学習則を提案した。これは「単一のスカラ出力から得られた誤差情報はそのスカラ信号を出力した神経細胞の入力荷重のみを変化させ他に伝播することはない」という制約を与えるもので、これによって神経回路の学習機構として出力誤差として得られたスカラ量を教師信号とし、それによって結合荷重を変化させる結合層を1層だけ持つ構造を想定したことになる。さらにこの学習則を用いて、先に得られた神経回路網モデルを一般化した学習モデルとして数理的解析が容易なスカラ加算モデルを提案した。

このモデルとともに本論文で重要な役割を果たしたのが測定における水準の考え方である。学習すべき情報の持つ尺度に合わせて規範関数の尺度を決定することによって、規範関数の尺度ごとにモデルを分類し、これによって、学習の結果、学習機能上の制約を持つスカラ加算モデルの学習の限界によって現れた誤差が、人間の傾向と一致することだけにとどまらず、情報処理において何を意味しているのかを規定することができた。

本論文では次にこのモデルを他の心理物理現象にも適用し、その妥当性を検証した。この

際に用いた現象としては、ホロプタと同様の視空間上のずれの現象として平行アレイと距離アレイ及び主観的等距離面について、また、手先位置感覚においては、ホロプタやアレイに相当する主観的平行面のずれの現象、さらに、これらの異種感覚間の位置感覚を統合する際のずれについても視覚性到達運動において開ループ指示動作を行った場合のずれを用いて取り上げた。

これらのいずれの現象においてもスカラ加算モデルによるシミュレーション実験の結果はヒトの空間知覚におけるずれの傾向に良く一致し、各現象の発生の機序を説明することができた。

また、これらの現象にモデルを適用する際に得られた知見から、スカラ加算モデルによるシミュレーション実験をもとにこれまで語られることのなかった心理物理現象の存在を予測し、心理物理実験によってその存在を確認した。

すなわち、視覚による空間知覚においては、アレイにおける平行と等距離の違いから、従来のホロプタが平行ホロプタと呼ぶべきものであること、これとは異なる曲線を描く距離ホロプタが存在することを予測し、心理物理実験によって、距離ホロプタの存在と2種のホロプタ相互の位置関係が確認された。また、同様に、上肢固有受容感覚に基づく主観的前額平行面の空間的な形状について予測し、心理物理実験によって、その形状が確認された。さらに、異種感覚間統合においては、視覚性到達運動と主観的には同じ知覚過程と見なされている上肢先端の固有受容感覚に基づく注視点定位動作において視覚性到達運動において見られるずれの傾向からは説明できないずれが生じることを予測し、心理物理実験によってこれを確認した。

さらに、これらの現象を解析していく過程において学習による知覚の獲得過程についてさらに詳細な知見が得られている。

まず、平行アレイと距離アレイの現象における考察からは、この現象的な平行と等距離の概念の違いは、これらの知覚を獲得する際に用いる感覚の手がかりの測定水準の違いであり、平行の知覚は順位尺度、距離の知覚は間隔尺度を満たす手がかりによって学習された結果であることが判明した。

また、視空間幾何学としてホロプタやアレイの現象を記述するのに用いられてきたLuneburgのモデルにおいて、実験結果の個人差を表すために用いられてきた個人定数 δ は、ホロプタやアレイを後天的学習によって獲得する際に手がかりとした学習点の分布を反映していることがわかった。

さらに、視覚性到達運動と固有受容感覚性注視点定位動作におけるずれ現象の考察から、両眼注視による位置知覚と固有受容感覚による上肢先端位置の位置知覚という異種感覚間の空間位置知覚情報の統合過程においてもいくつかの知見が得られた。まず、これらの心理物理実験の結果、主観的には同じ判断を要求されるこれらの課題において、その感覚統合による結果をどの運動に反映するかによって異なる感覚尺度に基づく異なった信号処理機構によって処理されていることが明らかになった。さらに、これら2つの実験課題に対応するモデルの構造と測定的水準から、人間の感覚運動制御系においては、異種感覚からの情報を統合す

る処理系はそれらの情報をもとに制御する部位ごとに独立に存在し、制御すべき部位の運動指令により直結した信号空間内で統合することによって情報処理を最小手順で構成するように合理化及び高速化された運動制御系の構造をもつこと、この際的位置情報の変換については間隔尺度の水準まで満たした規範関数で学習を行っていると思わせることが分かった。これは、こうした感覚運動制御においてはフィードバック要素よりもフィードフォワード要素が支配的に働いているとする説を支持する結論となり、これは随意運動中の上肢のスティフネスを実測した研究⁴⁴⁾の知見に符合するものである。

本章では最後に空間位置知覚過程において共通に見られる学習と信号処理の特徴をもとに、一般的な生体の学習のメカニズムの特徴について考察し、これから脳の高次機能に関わる学習能力の限界について予測した。また、これにともなって今後の脳機能解明研究において生理学、心理学の分野において有効なものになると考えられる課題を提案した。

本論文におけるスカラ加算モデルのような生理学的知見による制約を持った信号処理モデルによって、その制約故に脳の情報処理機能を、数理的な情報処理機能としてだけではなく生物の特性としての特徴から解析しようとするアプローチはその萌芽は古くから提案されていながら、本格的な研究の進んでいない、恐らくは、まだ新しいともいえる研究方向であるといえる。今回用いたような古くから知られているような心理現象からでさえ、多くの知見を得ることができる点からも、将来性に満ちたアプローチであるといえよう。

6.2 空間位置知覚過程に見られる一般的傾向⁴⁷⁾

6.2.1 空間位置知覚過程における目的指向性

本論文において取り扱った空間位置に関わる知覚過程は概ね以下の4種類に分類できる。

実験1) 視覚性ホロプロタ・平行アレイ・距離アレイの知覚。

実験2) 上肢固有受容感覚性主観的前額平行面、対正中面等距離面の知覚。

実験3) 視覚性上肢到達運動。

実験4) 上肢固有受容感覚に基づく注視運動。

これらの各知覚定位実験について、人間の被験者を用いた実験と、神経回路モデルを用いた実験を行い、人間と同様の特性を示すモデルの構造を求めることによって人間の信号処理の構造について構造的に考察してきた。ここまでの考察の結果、これらの現象を知覚する信号処理のプロセスにおいて一貫してみられた傾向として目的指向性の信号処理という点が挙げられる。眼球方向感覚と上肢固有受容感覚の統合においても、その評価の結果、動作すべき運動系が眼球系であるか上肢であるかによって、各感覚信号から直接的に目的とする運動信号（もしくはそれに近い感覚信号）へ変換を行い、その信号空間上で評価を行っている。実験3)及び4)における視覚及び運動感覚による位置知覚に関する感覚統合においては、統

合結果を表現する信号形態は、感覚の統合として主観的には同じのものであっても、その結果を適用する目的別に異なっており、処理系としても独立したものを持つことが、被験者を用いた実験より判明している。その処理系の出力は実際に利用される形態に近い形、すなわち実験3)においては上肢関節角信号、実験4)においては眼球運動信号の形でなされ、最終的な整合性の評価もこれらの信号空間上でなされているものと考えられる。

また、視空間における平行と等距離の概念の違いによる空間特性の違いもこの目的指向性を裏付ける。すなわち等距離という概念は、直交座標系における測定の水準において間隔尺度に相当する量的な加法性を持った情報として評価する必要があるために、生得的な感覚情報である幅角と視線方向角から直接的に知覚量として変換される。この際、幅角と視線方向角の統合もこの出力信号空間である直交座標系上で行われ、さらに同座標系上の距離を基準に位置情報としての誤差の最小化が行われる。これに対して平行の概念は順位尺度の水準であり、順序関係に基づく方向はあっても加法性は存在しない。このため平行線における不変性はリファレンスポイントからの直交座標軸上の距離の不変としてではなく、注視の状態に関する信号の不変として獲得される。この為に、間隔尺度の水準での量的学習を行う等距離線との差が生まれるのだと考えることができる。

6.2.2 空間位置知覚過程における並列性と直接性

—中間信号の不在—

本論文において多くの場合人間と同様の傾向を示す信号処理モデルとして用いてきたのがスカラ加算モデルである。この形態の信号処理の場合、学習は単層パーセプトロンと同様の直交学習によって達成でき、バックプロパゲーション等による中間層細胞における信号形態についての議論は不要である。計算論的にみれば、信号間のインタラクションを出力信号空間内での1回の加算によって行うこの信号処理形態は、複数のパラメータ間の任意の非線形対応関係を学習するにはむしろ不十分であり、対応関係によっては正確な関係を学習しきれずに特定の誤差を残す。しかしこのモデルにおいて現れる誤差の傾向は、人間の空間知覚において定常的に現れる各種感覚における空間位置知覚のずれの傾向を説明するものとなっている。このため、同モデルの構造を人間の空間知覚形成における感覚統合過程の一般的な信号処理形態であると考えることができる。

この信号処理形態の構造からうかがえる特徴点として、信号処理の並列性と直接性(中間表現の不在)という点が挙げられるであろう。すなわち視空間の構成を例にとるならば、等距離の概念を平行の概念の上に構築する、もしくはその逆といった処理法がとられず、平行は平行、等距離は等距離として独立に処理系が学習され、それぞれの目的的信号変換を獲得しているという点である。前者の直列的な信号処理法であれば物理空間とのずれはあっても平行と等距離の概念の間に明確な差が存在することはないわけである。

このような並列型の処理法を用いた感覚統合の利点はいくつか考えられる。一つには高速性である。心理学における多くの実験や考察においては考慮すべきパラメータを限定する為

に様々な工夫がなされているが、実際に人間が活動する条件下において統合される必要があるパラメータは極めて多い。前述の視覚的垂直線の知覚においてさえも、影響する感覚情報としては、網膜像、眼球運動、前庭器官、首・体幹及び脚部の運動感覚、全身の血流及び重量感に関する体性感覚までもが含まれる。感覚の統合は安定した知覚成立の為の前提条件でもあり、生体の活動においてはリアルタイムに処理されることが大前提となる。直列型の処理を行えば、考慮すべきパラメータの数が増えるにつれて処理に要する時間も増加することになる。今一つには関与するパラメータの同定が不完全な場合における学習の容易さである。並列型であることによって、パラメータが完全に同定しきれない条件下においてもその段階で最も相関の高い信号から近似した出力を得ておき、学習の進行につれて他のパラメータにより逐次的に出力の近似度を高めていくことが出来る。

6.3 感覚統合の学習的獲得過程に関する一般仮説の提言

スカラ加算モデルによる空間知覚過程におけるモデルと心理物理的現象の奇妙なまでの一致が意味するところは何であろうか？

スカラ加算モデルの本質は言うまでもなく、学習過程において与えられた誤差情報伝播に関する制約であり、数理的に見れば、学習能力における限界の設定に相当する。端的な例をあげるならば、パーセプトロンと同様に、スカラ加算モデルは直接的には排他的論理和を学習し得ない。これはパーセプトロン以来言われてきた、学習情報伝播における制約があった場合の典型的な特徴とも言える。これはこのモデルを単に計算モデルとして見た場合には十分とは言えない学習能力である。

しかしながら、スカラ加算モデルは実際のところ、視覚と上肢運動に関する位置知覚の問題を一樣にこなし、人間と同じように間違い、同時に人間と同じように課題を達成している。このことは、これが人間の学習機能の限界として適切なモデルであることの現れではないかと考える。

スカラ加算モデルにおいて与えられた制約はあくまで生理学的な知見に基づいた信号処理上の制約であるが、この誤差伝播に関する制約には実は大きな意味がある。すなわち、誤差の評価を評価した神経から他へ敷衍できないということは、学習による修正のための誤差評価の情報が、他の神経層まで伝わらないことを意味する。これは、すなわち、脳がどんなに大量の神経細胞を持ち、どれほど高度な信号処理を行おうとしても、排他的論理和でさえ学習することが出来ないということにつながる。

これを回避する考え方はいくつかある。一つにはスカラ学習則における制約を緩めることである。これを完全に緩めてしまうならば、脳の学習機能にバックプロパゲーションを仮定したことになる。この場合、十分な細胞数と学習回数さえあれば任意の写像を構成することができるために、大半の問題は解決することができる。しかし、これは生体のモデルとして、生理学的に見て無理があるだけではなく、後述する考え方からも無理のあるモデルであるといえる。そこで、この緩めかたを測定尺度の水準で落とすという考え方ができる。すなわち、バックプロパゲーションの達成のためには比率尺度が必要であるならば、この逆伝播の信号

の水準を、絶対零点を失った感覚尺度へ、また、さらに加法性も失った順位尺度へと落としたモデルを考えていくのである。実際のところ、これならば、たとえ生理学的には情報を伝える経路が無かったとしても実現の可能性がある。なぜならば、試行錯誤という行動は最も水準の低い名義尺度による学習過程そのものであり、これは実際の人間の発達過程の中で見受けられるものである。同様に順位尺度を利用した学習過程も感覚や運動の適応過程においては多く見受けられることから、ごく自然な学習過程として存在する。ただし、その特徴は、誤差信号の伝播経路が「脳の外」にあるということである。

また、もうひとつの考え方は、こうした制約を前提として学習による機能の獲得過程をさらに大きな枠組みで見ることである。例えば、我々は通常、極めて複雑な数学の問題に出会った場合に、すぐに自力で解き方を学習できるだろうか。実際には、参考文献を調べ、過去の文献から、必要な考え方や概念を取り入れた上で、問題に取り組むことだろう。このとき新たに知った考え方や概念は最終的なゴールに対するサブゴールに相当する。ではなぜ、こうした「サブゴール」が学問や書物として保存されているのだろうか。これはそうした適切で汎用性の高いサブゴールは簡単には発見できないからであり、そうしたサブゴール無しには自力で獲得することが確率的に不可能な問題が数多く存在するからである。このことはすなわち、知識の文化的継承が意味するところは人間の学習能力に限界があり、適切なサブゴールを教師信号として与えてやることによって複雑な処理を獲得していくという生物学的必然の要求からきているものであると考えられる。

ここで考えてみたいのは、それではサブゴール無しに人間が自律的に獲得できる複雑さというものはどの程度のものであるかということである。すぐに思い当たるのが、既知の中間概念を経由しない処理というものが存外に少ないことである。これはすなわち、生物としての人間の脳は、自己組織的な情報処理機構として見た場合、存外に低い水準の学習能力しか持ち合わせていないかもしれないということである。

しかし、ここで言う「水準の低さ」とは、実はこの考え方を上記のもう一つの考え方と合わせて考慮した場合、人間の学習能力に関しては、そう失望する結果を生まないのではないだろうか。

すなわち、実際に、人間の脳の情報処理機構は処理の水準としてみた場合、測定的水準と同様の意味で、スカラ加算モデルで説明できる程度の低い水準の学習機能しか持ち合わせていない。しかし、まさしく「脳の外にある学習信号経路」を効果的に使うことによってこれだけの複雑度を持った情報処理機能の獲得を可能にしていると考えることが出来る。

この「脳の外にある学習信号経路」こそが人間の「脳の情報処理機構」の本質なのではないか、という問いかけをもって脳の情報処理をめぐる研究の将来へ向けての提案として、本論文の末尾を締めくくりにする。

Appendix

A.1 測定の根拠となる公準

同一性に関するもの：

1. $a = b$ か、さもなければ、 $a \neq b$
2. $a = b$ ならば、 $b = a$
3. $a = b$ かつ $b = c$ ならば、 $a = c$

順序の設定に関するもの：

4. $a > b$ ならば、 $b \geq a$ ではない。
5. $a > b$ かつ $b > c$ ならば、 $a > c$

加法性に関するもの：

6. $a = p$ かつ $b > 0$ ならば、 $a + b > p$
7. $a + b = b + a$
8. $a = p$ かつ $b = q$ ならば、 $a + b = p + q$
9. $(a + b) + c = a + (b + c)$

以上、参考文献 Psychometric Methods⁴⁸⁾より抜粋。

A.2 神経回路における学習の根拠となる長期増強過程

Stanton & Sejnowski の海馬細胞における実験結果²³⁾によれば、Fig.A.1のような長期増強が電気生理学的に確認されている。

この過程においては、Conditioning Input を教師信号、Test Input を入力信号とみなすことができる。この時、入力が発火したとき教師信号が同時に入っている場合に結合が強化され、入力が発火したとき教師信号が同時に入っていなかった場合に結合は弱められる、という法則性が見られる。このことは結合加重を学習するための情報がインパルス列の位相として表されていることを示唆する。

ここで結合が強められることが時間的な効果としてインパルスの数が増えたのと同じ効果を持つものとする。この実験結果から、次のような学習のモデルを仮定することが出来る。

まず、このモデルにおいては、教師信号として、位相が入力信号と無相関でインパルスの効果が時間方向の確率分布として0.5である信号が入っている状態を、学習していない状態

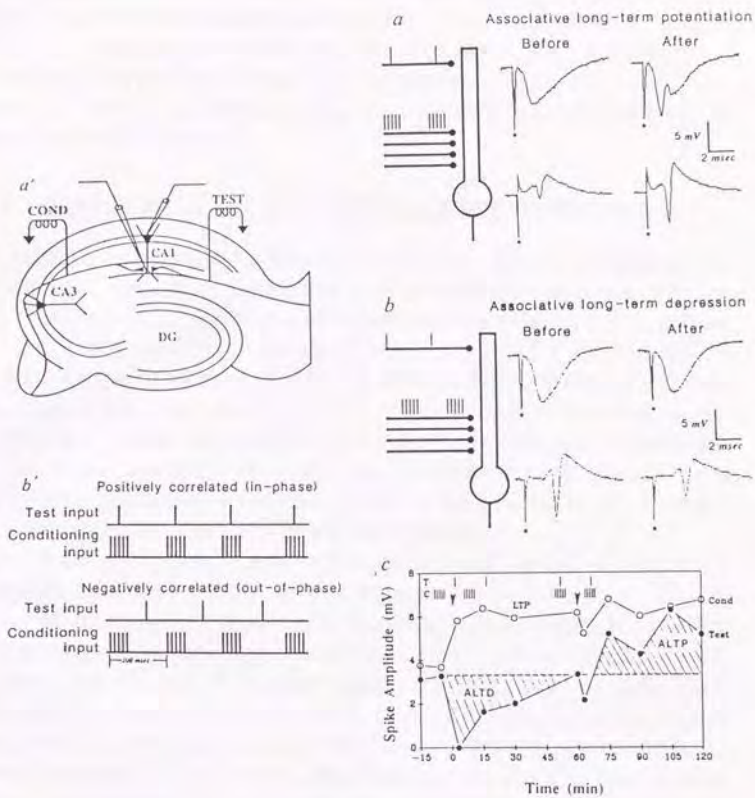


Fig. A.1 海馬細胞における電気生理的な長期増強過程²³⁾

とする。すなわち、この時、上記の結合加重の強化法則においては、強化と弱化的要素が拮抗する事になり、結合加重は変化しない。

一方で実際に学習を行う場合の仮定として学習すべき際の教師信号と入力信号のインパルス列についてはその入力の位相は同期するものとする。この時、上記の結合加重の強化法則は、もっとも一般的な Hebb の学習則と同様に働き、入力の結合加重は、入力信号のインパルスの効果が、教師信号のそれと等価になるように学習が進むことが分かる。

これはパーセプトロン流の学習則に相当し、もっとも代表的な学習法である確率的降下法に属する学習法であるとみなせる。

A.3 注視の有無によって生じる視空間位置知覚の特性の差異

視空間位置知覚の特性を計測する実験において注視の有無によって生じる実験結果の差異についての傍証になるとと思われる研究に重岡による主観的等距離面の計測に関する研究がある³¹⁾。同研究においては、他の多くのホロプラ計測実験と同様の実験条件を用い、注視の条件だけを変えて実験を行っている。同実験結果によれば、各ターゲットを注視する条件下において計測された主観的等距離面が、他の多くの計測実験例と同様に、被験者に対して Veith-Muller Circle の外側に位置するのに対し、各ターゲットの注視を許さずに正中面上の基準点を注視したまま、網膜像における両眼視差のみを手がかりとして計測された主観的等距離面が、Veith-Muller Circle にほぼ一致する傾向を示すことが報告されている。Fig.A.2にその実験結果を示す。(a)が各ターゲットの注視を許さなかった場合、(b)が各ターゲットの注視を許した場合の距離 200cm における主観的等距離面の計測例である。

この実験結果から、注視を許した条件下では主観的等距離面は輻转角一定の軌跡である Veith-Muller Circle の外側に位置し、物理的な等距離面により近い形状を示していることがわかる。すなわちこの条件下では視標の側方への位置情報(この場合は視線方向角 ϕ)を利用して主観的距離を不完全ながら Veith-Muller Circle よりも正しく物理的等距離面に近づくように補正していることになる。一方、後者の実験結果はこの場合に知覚された主観的距離が Veith-Muller Circle 上で一定であったことを示している。このことは Veith-Muller Circle の定義が、輻转角および両眼視差一定の軌跡であることから、注視を禁じられたこの条件下では純粋に両眼視差量のみによって主観的距離が決定されていることを示している。すなわちこの場合、前者の条件下における視線方向角に相当する視標の網膜像の網膜上での位置の情報を等距離の判断に利用していないことがわかる。

以上の考察からも、ホロプラ計測実験の条件下においては、両眼視差に代表される網膜像情報が視標の位置の知覚には大きく関与しておらず、輻角と視線方向角に代表される注視状態の眼球方向の情報が主たる感覚情報であると見なすことが出来る。

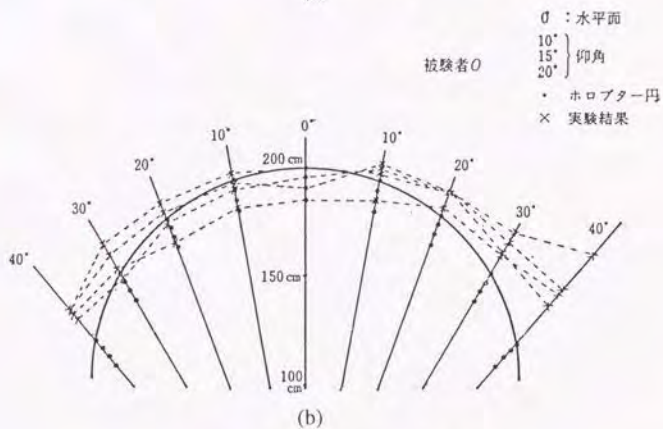
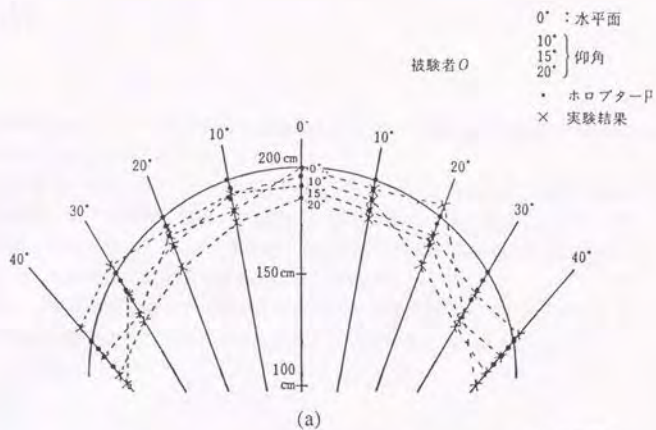


Fig. A.2 注視の有無による主観的等距離面の形状の違い³¹⁾

謝辞

本研究を進めるにあたり懇切なるご指導をいただいた東京大学先端科学技術研究センター
館崎教授に心から謝意を表します。

本論文をまとめるにあたって、貴重な御助言をいただいた東京大学工学部北森俊行教授，鈴
木良次教授，森下巖教授，藤村貞夫教授，中野馨助教授に深い感謝の意を表します。

本研究を遂行するうえで暖かい御激励と御支援をいただいた機械技術研究所バイオロボティ
クス課谷江和雄課長，大山英明研究員に厚く御礼申し上げます。

最後に，東京大学先端科学技術研究センター物理情報変換デバイス分野の方々からは種々
の面で暖かい御協力をいただきました。ここに感謝の意を表します。

参考文献

- 1) H. Helmholtz: "Treatise on psychological optics", Optical Society of America, **3**, pp. 482- (1925).
- 2) D. Pelisson, C. Prablanc, M. A. Goodale and M. Jeannerod: "Visual control of reaching movements without vision of the limb II. evidence of fast unconscious processes correcting the trajectory of the hand to the final position of a double-step stimulus", *Experimental Brain Research*, **62**, pp. 303-311 (1986).
- 3) O. Bock and R. Eckmiller: "Goal-directed arm movements in absence of visual guidance: evidence for amplitude rather than position control", *Experimental Brain Research*, **62**, pp. 451-458 (1986).
- 4) 樋口, 山崎, 笠井: "視覚系と運動系の3次元位置の対応づけ(キャリブレーション)機構 The Calibration Mechanism of 3D Position Between Eye system and Motion system". 電子情報通信学会技術研究報告, **MBE86**, 82, pp. 33-39 (1986).
- 5) D. N. Levine, K. J. Kaufman and M. J. P. Mohr: "Inaccurate reaching associated with a superior parietal lobe tumor", *Neurology*, **28**, pp. 556-561 (1978).
- 6) J. Stein: "Effects of parietal lobe cooling on manipulative behaviour in the conscious-monkey", *Active Touch*, Pergamon Press, pp. 79-90 (1978).
- 7) H. H. Sakata and K. Kawano: "Spatial properties of visual fixation neurons in posterior parietal association cortex of the monkey", *Journal of Neurophysiology*, **43**, pp. 1654-1672 (1980).
- 8) T. Kohonen: "Formation of topographic maps and columnar microstructures in nerve fields", *Biological Cybernetics*, **35**, pp. 63-72 (1979).
- 9) T. Kohonen: "Self-organized formation of topologically correct feature map", *Biological Cybernetics*, **43**, pp. 59-69 (1982).
- 10) 阪口, 座間, 前田, 中野, 大森: "感覚系と運動系の協調システム(I)", 第26回計測自動制御学会学術講演会予稿集, **1**, pp. 73-74 (1987).

- 11) S. Grossberg and M. Kuperstein: "Neural dynamics of adaptive sensory-motor control", Pergamon Press (1978).
- 12) F. Hillebrand: "Denkschr.akad.wiss.wien", math.-nat.Kl., **72**, pp. 255- (1902).
- 13) W. Blumenfeld: "Zeits.f.pysiol.d.simmersorgane", Acta Psychologica II, **65**, pp. 241- (1913).
- 14) R. K. Luneburg: "The metric of binocular visual space", Journal of the OPTICAL SOCIETY OF AMERICA, **40**, 10, pp. 627-642 (1950).
- 15) A. Zajaczkowska: "Experimental test of luneburg's theory. horopter and alley experiments", Journal of the Optical Society of America, **46**, 7, pp. 514-527 (1956).
- 16) T. Indow: "An approach to geometry of visual space with no a priori mapping functions: Multidimensional mapping according to riemannian metrics", Journal of Mathematical Psychology, **26**, pp. 204-236 (1982).
- 17) M. Bauermeister: "Effect of body tilt on apparent verticality, apparent body position and their relation", Journal of Experimental Psychology, **67**, pp. 142-147 (1964).
- 18) S. Stevens: "On the theory of scales of measurement", Science, **103**, pp. 670-680 (1946).
- 19) 前田, 韶: "ホロプタを生じる空間知覚モデル", 計測自動制御学会論文集, **25**, 10, pp. 1111-1118 (1989).
- 20) M. Critchley: "The Parietal Lobe", Arnold (1953).
- 21) 前田, 韶: "両眼立体視による感覚運動制御 (I) -ホロプタを生じる空間知覚モデル-", 第3回生体生理工学シンポジウム (1988).
- 22) 前田, 韶: "両眼立体視による感覚運動制御 (II) -上肢位置感覚による空間知覚特性とモデル-", 第28回計測自動制御学会学術講演会予稿集, **1**, pp. 387-388 (1989).
- 23) P. Stanton and T. Sejnowski: "Associative long-term depression in the hippocampus induced by hebbian covariance", Nature, **339**, 18, pp. 215-218 (1989).
- 24) 前田, 座間: "感覚系と運動系の協調システム -視空間と触空間の対応づけ-", 東京大学工学部計数工学科卒業論文 (1987).
- 25) A. Takeutchi and S. Amari: "Formation of topographic maps and columnar microstructures in nerve fields", Biological Cybernetics, **35**, pp. 63-72 (1979).

- 26) A. Takeuchi and S. Amari: "Self-organized formation of topologically correct feature maps", *Biological Cybernetics*, **43**, pp. 59-69 (1982).
- 27) 前田, 谷江, 館: "ホロプタ現象における視空間幾何学の機序に関する一考察", 第7回生体生理工学シンポジウム論文集, pp. 211-214 (1992).
- 28) 前田, 館, 大山: "スカラ加算モデルによるホロプタ現象の数理的解明", 電子情報通信学会技術研究報告 (NC), **92**, 161, pp. 255-262 (1993).
- 29) 前田, 館: "両眼立体視による感覚運動制御 (IV) - 平行/距離アレイを生じる空間知覚モデル-", 第30回計測自動制御学会学術講演会予稿集, pp. 839-840 (1991).
- 30) J. Foley: "Locus of perceived equidistance as a function of viewing distance", *Journal of the Optical Society of America*, **56**, pp. 822-827 (1966).
- 31) K. Sigeoka: "Experimental studies on position constancy", *Experimental Researches on the Structure of the Perceptual Space V.* (Ed. by Y. Akishige), Vol. 9, Bull. Fac. Lit. Kyushu Univ., pp. 189-228 (1965).
- 32) 前田, 館: "上肢位置感覚による空間知覚特性", 第13回バイオメカニズムシンポジウム前刷, pp. 139-150 (1993).
- 33) 前田, 館: "両眼立体視による感覚運動制御 (II) - 上肢位置感覚による空間知覚特性とモデル-", 第4回生体生理工学シンポジウム, pp. 271-274 (1989).
- 34) E. Rubin: "Haptische untersuchungen", *Acta Psychologica*, **1**, pp. 285-380 (1936).
- 35) G. Siemsen: "Experimentelle untersuchungen uber die taktil-motorische gerade.", *Psychologisch Forschung*, **19**, pp. 61-101 (1934).
- 36) W. Blumenfeld: "The relationship between the optical and haptic construction of space", *Acta Psychologica II*, **2**, pp. 125-174 (1937).
- 37) V. B. Mountcastle: "Sensory receptors and neural encoding: Introduction to sensory processes", *Medical Physiology*, C.V. Mosby Co., pp. 285-306 (1974).
- 38) C. Prablanc, D. Pelisson and M. A. Goodale: "Optimal response of eye and hand motor system in pointing at a visual target", *Biological Cybernetics*, **35**, pp. 113-124 (1979).
- 39) V. B. Mountcastle, J. Lynch, A. Georgopoulos, H. Sakata and C. Acuna: "Posterior parietal association cortex of the monkey: command functions for operations within extrapersonal space", *Journal of Neurophysiology*, **38**, pp. 871-908 (1975).
- 40) 笠井: "目と手の協調動作と空間知覚", 電子情報通信学会誌, **76**, 11, pp. 33-39 (1993).

- 41) 前田, 舘: “視覚性到達運動における両眼視と上肢位置感覚の統合”, 計測自動制御学会論文誌, **32**, 2, pp. 201-210 (1993).
- 42) 前田, 舘: “両眼立体視による感覚運動制御 (III) -両眼視と上肢位置感覚の統合による感覚運動制御-”, 第5回生体生理工学シンポジウム (1990).
- 43) C. Prablanc, D. Pelisson and M. A. Goodale: “Visual control of reaching movements without vision of the limb I. role of retinal feedback of target position in guiding the hand”, *Experimental Brain Research*, **62**, pp. 293-302 (1986).
- 44) H. Gomi, Y. Koike and M. Kawato: “Human hand stiffness during discrete point-to-point multi-joint movement”, *Proceedings IEEE EMBS, Paris*, pp. 1628-1629 (1992).
- 45) 前田, 舘: “体性感覚性注視運動における両眼視と上肢位置感覚の統合”, 電子情報通信学会論文誌, **J76-D-II**, 3, pp. 717-728 (1993).
- 46) 前田, 舘: “体性感覚性注視運動における両眼視と上肢位置感覚の統合-両眼立体視による感覚運動制御 (V)-”, 電子情報通信学会技術研究報告, **NC91-21**, 163, pp. 13-20 (1991).
- 47) 前田, 谷江, 舘: “感覚運動制御における位置感覚統合モデル-両眼立体視による感覚運動制御 (VI)-”, 第6回生体生理工学シンポジウム論文集, pp. 357-360 (1991).
- 48) J. Guilford: “Psychometric Methods”, McGraw-Hill Book Company Inc., New York (1954).

関連発表リスト

(国内誌上发表)

- 1) 前田, 舘: "ホロボタを生じる空間知覚モデル",
計測自動制御学会論文集, Vol.25, No.10, pp.1111-1118, (1989)
(※平成2年度計測自動制御学会論文賞授賞)
- 2) 前田, 舘: "視覚性到達運動における両眼視と上肢位置感覚の統合",
計測自動制御学会論文集, Vol.32, No.2, pp.201-210, (1993)
- 3) 前田, 舘: "体性感覚性注視運動における両眼視と上肢位置感覚の統合",
電子情報通信学会論文誌, Vol.J76-D-II, No.3, pp.717-728, (1993)

(国内口答発表)

- 1) 前田, 舘: "両眼立体視による感覚運動制御 (I) -ホロボタを生じる空間知覚モデル-"
第3回生体生理工学シンポジウム論文集, (1988)
- 2) 前田, 舘: "両眼立体視による感覚運動制御 (II) -空間知覚モデルに対するバックプロパ
ゲーション学習の適用-", 第28回計測自動制御学会学術講演会予稿集, pp.387-388,
(1989)
- 3) 前田, 舘: "両眼立体視による感覚運動制御 (II) -上肢位置感覚による空間知覚特性とモ
デル-", 第4回生体生理工学シンポジウム, pp.271-274, (1989)
- 4) 前田, 舘: "両眼立体視による感覚運動制御 (III) -両眼視と上肢位置感覚の統合による
感覚運動制御-", 第5回生体生理工学シンポジウム, (1990)
- 5) 前田, 舘: "両眼立体視による感覚運動制御 (IV) -平行/距離アレイを生じる空間知覚モ
デル-", 第30回計測自動制御学会学術講演会予稿集, pp.839-840, (1991)

- 6) 前田, 籟: "体性感覚性注視運動における両眼視と上肢位置感覚の統合-両眼立体視による感覚運動制御(V)-", 電子情報通信学会技術研究報告, Vol.91, No.163, NC91-21, pp.13-20, (1991)
- 7) 前田, 谷江, 籟: "感覚運動制御における位置感覚統合モデル-両眼立体視による感覚運動制御(VI)-", 第6回生体生理工学シンポジウム論文集, pp.357-360, (1991)
- 8) 前田, 谷江, 籟: "ホロプタ現象における視空間幾何学の機序に関する一考察", 第7回生体生理工学シンポジウム論文集, pp.211-214, (1992)
- 9) 前田, 籟, 大山: "スカラ加算モデルによるホロプタ現象の数理的解明", 電子情報通信学会技術研究報告, NC92-161, pp.255-262, (1993)
- 10) 前田, 籟: "上肢位置感覚による空間知覚特性", 第13回バイオメカニズムシンポジウム前刷, pp.139-150, (1993)

(海外口答発表)

- 1) T.Maeda and S.Tachi: "Space Perception Model which Generates Horopter", Proceedings of International Joint Conference on Neural Networks, pp.1426-1433, (1991)
- 2) E.Oyama, T.Maeda, and S.Tachi: "A Study of Human Hand Position Control Learning-Output Feedback Inverse Model", Proceedings of International Joint Conference on Neural Networks, pp.1434-1443, (1991)
- 3) T.Maeda and S.Tachi: "Sensory Integration for Space Perception Based on Scalar Learning Rule", Proceeding of 1993 International Joint Conference on Neural Networks, pp.1317-1320, (1993)

