

多関節自己受容感覚課題における誤差に対して腕スティフネスが与える影響
—頭頂葉損傷患者と健常者の比較—

板口典弘

第 1 章：序論.....	3
1.1. 本研究の意義.....	4
第 2 章：研究史と問題提起.....	5
2.1. 自己受容感覚における末梢性信号.....	5
2.2. 自己受容感覚に対する中枢性信号.....	6
2.3. 自己受容感覚に関する神経心理学的研究.....	7
2.4. 自己受容感覚課題について.....	7
2.5. 腕特性としてのスティフネス.....	9
2.6. スティフネスと多関節腕課題の精度.....	11
2.7. 問題提起.....	12
第 3 章：目的と仮説.....	13
3.1. 目的.....	13
3.2. 仮説.....	13
3.3. 技術的背景.....	14
第 4 章：腕スティフネスが定位誤差に対して与える影響.....	16
4.1. 方法.....	16
4.2. 結果.....	20
4.3. 考察.....	24
第 5 章：運動肢と参照肢スティフネスが定位誤差に対して与える影響の違い.....	27
5.1. 方法.....	28
5.2. 結果.....	30
5.3. 考察.....	37
第 6 章：総合考察.....	40
6.1. 本研究の実験結果のまとめ.....	41

6.2. 自己受容感覚課題における終点分散.....	41
6.3. 自己受容感覚課題における終点バイアス.....	44
6.4. 本研究の理論的示唆.....	46
6.5. 本研究の方法論的示唆.....	47
第7章：頭頂葉損傷患者と健常者の定位誤差に対する定量的比較.....	49
7.1. 方法.....	50
7.2. 結果.....	53
7.3. 考察.....	62
引用文献.....	69
付録.....	77

第 1 章：序論

私たちは、自分の腕や身体が今どこでどのような状態であるかを、日常生活の中で意識することは殆どない。スポーツをする際でも、ブラインドタッチを習得する時でも、私たちは実に器用に、そして無意識に身体を操ることができる。これらの運動は身体感覚のフィードバックを常に受けて修正されることにより、上達していくと考えられる (Rosenbaum, 2010)。このような感覚運動の統合処理に重要な脳部位は頭頂葉であるとされている。頭頂葉を損傷すると、普段意識しなかった身体感覚が、突如、崩壊した形で立ち現れる。すなわち、身体からの感覚フィードバックがない、という逆説的な形で、普段我々が感じていたはずの感覚を意識しはじめる。

失った感覚フィードバックを全く元のように取り戻すことはできないものの、制御対象の特性を知ることによって、感覚についての“予測”の精度を向上させることができる。すなわち、たとえ感覚フィードバックがない状況にあっても、誤差を含めた運動結果の予測ができていれば、身体位置を知ることができる。また、感覚を評価する際も、運動による誤差を考慮しなければ、正しい評価は行えない。しかしながら、従来の研究、あるいは臨床現場においては、制御対象あるいは運動の要素は軽視されてきた。本研究では、身体感覚の予測の向上あるいは適切な評価を行うため、制御対象の器械的要素、およびその運動に付随する誤差の要素を明らかにすることを目的とした。

具体的に、本研究は、多関節腕を用いた自己受容感覚課題において腕の要素あるいは運動要素が誤差に与える影響を検討した。自己受容感覚課題として、健常者を対象に、片腕を用いた自己受容感覚定位課題 (実験 1)、両腕を用いた自己受容感覚定位課題 (実験 2, 実験 3) を行った。さらに、頭頂葉損傷患者を対象とした片腕を用いた自己受容感覚定位課題 (実験 4) を行った。これらの解析に際して、腕の要素あるいは運動要素として、腕スティフネス特性の幾何学的表現であるスティフネス楕円体を終点誤差 (終点分布とバイアス) の予測指標として用いた。

実験の結果、以下のことが明らかになった。片腕を用いた課題の結果 (第 4 章)、重力に抗して腕を水平に保つための筋出力が水平方向の終点分散およびバイアスを減少させた。また、スティフネス楕円体の短軸方向に終点分散が大きかった。両腕を用いた課題の結果 (第 5 章)、記憶処理を用いない条件では、知覚に用いる腕ではなく定位に用いる腕のスティフネス楕円体の短軸方向へ終点分散は小さかった。一方、記憶処理を必要とする条件では、このようなスティフネス楕円体の軸方向に関する終点分散の差は見られなかった。さらに、健常者と頭頂葉損傷患者の課題成績を定量的に比較した結果 (第 7 章)、臨床検査において位置感覚障害があると診断された患者においても、単純

に終点の精度および確度のみを比較すると健常者の範囲内であること、および終点に到達するまでの運動要因に健常者からの逸脱が多く見られることを示した。

これらの知見は、腕特性であるスティフネスが多関節腕の手先位置の内部表現、および自己受容感覚定位の終点誤差パターンに反映されることを示唆する。すなわち、制御対象の運動要素が感覚課題の成績の予測指標となることを示唆した。この結果は同時に、知覚する腕の自己受容感覚を反映すると暗に仮定されてきた課題において、感覚に起因する誤差よりもむしろ運動する腕の要素に起因する誤差が大きく課題の誤差パターンに反映されるという、方法論的な問題点を示している。実際に、健常者と頭頂葉損傷患者の課題成績を定量的に比較した結果からも、臨床検査において診断される“位置感覚”が実際はそれ以外の運動要因によって引き起こされている可能性が示唆された。

1.1. 本研究の意義

本研究において、自己受容感覚課題における定位の誤差を検討することの意義の2つの側面を述べる。1つ目は、学術的意義である。本研究では、自己受容感覚に基づいた定位課題において、腕の要素、および運動要素が終点誤差に与える影響を検討した。さらに、頭頂葉損傷患者の位置感覚障害とその病態を明らかにした。自己受容感覚課題は、自己受容感覚を反映・評価する課題であると考えられている。これに対し、本研究では、知覚や感覚とは直接関係がないと考えられている腕の要素、および運動要素が誤差に大きく影響することを仮定し、検討する。この検討において、既存のパラダイムを感覚・運動の相互作用という点から捉え直す点、および運動制御理論において重要な変数（スティフネス）を導入する点が新しい。

2つ目の臨床的意義は、臨床神経心理学への還元である。本研究で被験対象とした脳損傷患者においては、残存する感覚運動能力が、その後の機能回復の予測指標として有効であることが示唆されている。したがって、臨床診断およびその後のリハビリにおいて、自己受容感覚の精確な評価は極めて重要になる。しかし、神経心理学における現行の臨床検査はその方法の妥当性や信頼性の点で、理論的・定量的な裏付けが弱い。このような状況において、健常者と脳損傷患者の定量的な比較によって得られる本研究の知見は、現行の臨床検査の妥当性を再検討するとともに、当該脳損傷患者の新たな臨床像をもたらすと考えられる。

第2章：研究史と問題提起

2.1. 自己受容感覚における末梢性信号

自身の身体に関する感覚は自己受容感覚と呼ばれ、身体の位置や運動に関する感覚は自己受容感覚に含まれる。自己受容感覚には、関節受容器、皮膚受容器(Aimonetti, Hospod, Roll, & Ribot-Ciscar, 2007; Collins & Prochazka, 1996; Collins, Refshauge, Todd, & Gandevia, 2005; Edin & Johansson, 1995)、筋受容器 (Burke, Hagbarth, Lofstedt, & Wallin, 1976; Goodwin, McCloskey, & Matthew, 1972; McCloskey, et al., 1974; Ribot-Ciscar & Roll, 1998; Roll & Vedel, 1982)と複数の感覚受容器が関与していることが知られている。これら感覚受容器からもたらされる末梢性の信号のうち、筋受容器(筋紡錘)からの信号が位置感覚や運動感覚においてもっとも主要な役割を果たしていることが明らかになっている(Goodwin, et al., 1972; Ribot-Ciscar & Roll, 1998; Roll & Vedel, 1982; Naito, 2004)。

筋紡錘とは、筋肉の中に含まれる感覚受容器であり、筋の張り具合を中枢に伝えている。この中枢に至る信号は、関節角度や運動の速度をコードしていることが示唆されている(ex. Ribot-Ciscar & Roll, 1998; Roll & Vabel, 1982)。筋紡錘は左右から引っ張られることによって発火するため、筋が完全に弛んでいる時には発火しない(Hallett, Hallett, Bielawski, Marsden, 1981; Vallbo, 1974)。通常はこの弛みを回避するため、 α - γ 連関という機構により常に一定の感度を保つように調整されている(Vallbo, 1974)。拮抗する筋同士が同時収縮する際には(すなわち力を入れている時)、両側の筋紡錘はその力に応じて発火する。

筋紡錘からの信号さえあれば、実際に腕を動かさなくても、四肢が動いている感覚が生じる(Goodwin, et al., 1972)。これは運動錯覚という現象により確かめられた。運動錯覚は、皮膚の上からの振動刺激を与え、直接筋紡錘を発火させることによって引き起こされる。さらに複数の筋に振動刺激を与えることにより、図形や文字を描いている感覚さえも生起することが報告されており(Albert, Bergenhei, Ribot-Ciscar, & Roll, 2006; Roll & Gilhodes, 1995)、この錯覚は中枢での複雑で協調的な処理の結果であると考えられている(Gilhodes, Roll, & Tardy-Gervet, 1986; Gilhodes, Coiton, Roll, & Ans, 1993; Ribot-Ciscar & Roll, 1998; Roll & Gilhodes, 1995)。運動錯覚が生じている時は、実際の振動刺激の有無に関わらず、錯覚が生じている腕の対側の第一次運動野が活性することが明らかにされている(Naito, 2004)。

感覚器官からの末梢性入力遮断された場合についても報告がある。皮質もしくは大

径繊維の障害により自己受容感覚入力を失った患者では、視覚フィードバックがない状態での複雑な感覚運動課題を正常に行うことは難しい (Bard, Fleury, Teasdale, Paillard, & Nougier, 1995; Gandevia & Burke, 1992; Nagaoka & Tanaka, 1981; Nougier, Bard, Fleury, Teasdale, Cole, Forget, Paillard, & Lamarre, 1996; Teasdale, Forget, Bard, Paillard, Fleury, & Lamarre, 1993; Volpe, LeDoux, & Gazzaniga, 1979)。これらの患者は、筋出力そのものは障害されていないため、単純な筋出力課題や運動課題では健常者と同様の振る舞いを見せるものの (Forget & Lamarre, 1987, 1990)、連続する運動を行う課題など、複雑な運動課題を行った場合、遂行する運動の大きさ自体は比較的正確であるのにも関わらず、位置が徐々にずれていく現象が観察される (Bard, et al., 1995; Nougier, et al., 1996; Teasdale, et al., 1993)。これらは、末梢からの自己受容感覚を参照して位置のキャリブレーションを行うことに関する障害を反映するものであると考えられている (Bard, et al., 1995; Gandevia & Burke, 1992)。

2.2. 自己受容感覚に対する中枢性信号

自己受容感覚において、末梢感覚器からの求心性信号のみではなく、中枢性信号が使用されていることが示されている (Ansems, Allen, & Proske, 2006; Gandevia, Smith, Matthew, Proske, & Taylor, 2006; Smith, Crawford, Proske, Taylor, & Gandevia, 2009; Walsh, Allen, Gandevia, & Proske, 2006)。中枢性信号の役割は主に、力と重さの知覚と、運動と位置の知覚という 2 つの要素について議論されてきた。疲労した腕、あるいは麻痺などで弱体化した腕で物体を持ち上げる際に、通常よりも物体を重たく感じることがある。この現象は、運動指令や努力感覚 (Sense of effort) が力と重さの知覚に影響することを示唆する (Gandevia & McCloskey, 1977; McCloskey, Ebelin, & Goodwin, 1974)。また Proske らは、筋が疲労している時、または負荷をかけられている時には系統的な位置知覚の誤差が生じることを明らかにし、筋紡錘からの末梢性信号に加えて運動指令に関連する中枢性の信号が位置知覚に寄与していると結論した (Allen & Proske, 2006; Proske, 2005, 2006; Walsh, Hesse, Morgan, & Proske, 2004; Winter, Allen, & Proske, 2005)。さらに、Gandevia et al. (2006) や Smith et al. (2009) は、中枢から出力される信号が位置感覚に寄与している証拠を示した。すなわち、局所貧血と麻酔により末梢からの求心性神経を遮断した状態で手首もしくは指関節を屈曲、伸展させようと試みると、実際には関節は全く動かないにも関わらず、動かそうと思った方向への明らかな位置感覚の変化、つまり位置錯覚 (Phantom hand) が生じた。この結果は、身体位置に関するかなりの程度の情報が、運動指令に関連した中枢性の信号によってもたらされていることを示唆している。

2.3. 自己受容感覚に関する神経心理学的研究

脳部位の器質的損傷によって自己受容感覚に関する障害が現れることが知られている。末梢神経からの信号は、視床を通り、主に第一次体性感覚野に投射する。第一次体性感覚野は中心後回に位置し、頭頂葉に含まれる。頭頂葉の連合野は、異種感覚を統一した参照枠に変換する役割を果たしていると考えられており（岩村, 1992, 2006; Jeannerod, 1994; Stein, 1992）、頭頂葉を損傷すると、失行や失書、感覚障害、半側空間無視、視覚性運動失調など様々な高次脳機能障害が現れることが知られている（Bassetti, Bogousslavsky, & Regli, 1993; Corkin, Milner, & Rasmussen, 1970; 河村平山・塩田, 1986; Pause, Kunesch, Binkofski, & Freund, 1989; Poizner, Mack, Verfaellie, Rothi, & Heilman, 1990; Sirigu, Daprati, Pradat-Diehl, Franck, & Jeannerod, 1999; 山鳥, 1985）。特に中心後回を含む病変では、位置感覚を含む自己受容感覚全般の障害が現れる。中心後回が避けられた頭頂葉病変でも感覚障害は現れるが、その場合は一過性のものであることが多い（山鳥, 1985）。

脳損傷を原因とする機能障害の違いから、頭頂葉における大まかな機能区分も提案されている。中心前回および中心後回の損傷によって Liepmann の提唱した肢節運動失行が現れる。肢節運動失行とは、運動動作そのものが稚拙になることが主な症状となる失行のタイプを指す。一方、それより後部の病変では観念運動失行や観念失行と呼ばれる症状が出現する（河村他, 1986; 河村, 2004）。観念運動失行や観念失行では動作そのものが稚拙になるというよりは、空間や時間軸上で、目的の行動を達成する上で適切ではない動作が意図せず現れたり、道具の使用法の認知がうまくいかなくなったりすることが主な症状となる。これらの報告から、一般に、頭頂葉の前部から頭頂間溝に向かっていくほど多感覚で抽象的な表現・処理が行われていることが示唆される。

2.4. 自己受容感覚課題について

実験場面や臨床場面における、自己受容感覚を評価するための課題を総称して、自己受容感覚課題(proprioceptive task)という。自己受容感覚を正しく、あるいは多角的に評価するため、課題成績に与える影響、課題遂行の方法、あるいは課題成績の評価の指標について、それぞれ様々なアプローチがとられてきた。この3点についてそれぞれ以下に述べていく。

まず、自己受容感覚の課題成績に与える影響は様々な観点から検討されてきた。すなわち、筋のヒステリシス(Allen, et al., 2006; Ansems, et al., 2006; Proske, 2005; Walsh, et al., 2006; Winter, et al., 2005)、位置の“active vs passive”提示 (Jones, Cressman, & Henriques, 2010; Kelso, 1977; Laufer, Hocherman, & Dickstein, 2001; Paillard &

Brouchon, 1974; Stelmach, Kelso, & Wallace, 1975), 腕のジオメトリー (van Beers, Sittig, Denier, & van der Gon, 1998) などの要素が, 被験者の知覚する位置および指示位置に対してそれぞれ系統的に影響を与えることが示唆されている。多関節課題における終点の分布(van Beers, et al., 1998; Soetiching & Flanders, 1989;) やバイアス (Crowe, Keessen, Kuus, van Vliet, & Zegeling, 1987; Rincon-Gonzalez, Buneo, & Helms, 2011; Wilson, Wong, & Gribble, 2010) などの誤差指標をもとに, 中枢で手先位置や腕姿勢がどのように表現されているかを探る試みもなされている。

次に, 自己受容感覚課題を行う方法も, いくつかの種類に分類することができる。自己受容感覚を評価する場合には, 実際に腕で位置知覚をした結果をなんらかの方法で示さなければならない。知覚した位置の指示方法は一般に視覚的なものと運動覚的なものに大別される。視覚的な位置の指示方法にはかなり幅広いバリエーションがある¹。一方, 運動覚的な指示方法の場合は, 次の3種類に分けることができる(Adamo, Martin, & Brown, 2007, 2009; Goble et al. 2010)。すなわち, 1) 知覚と同側の四肢による継時マッチング(Ipsilateral remembered), 2) 反対側の四肢による継時マッチング(Contralateral remembered), 3) 反対側の四肢による同時マッチング(Contralateral concurrent)である。反対側の手・腕を用いる場合は情報の半球間伝達・統合処理を, 継時マッチングでは記憶処理を必然的に伴う。それらの処理は自己受容感覚課題の成績の低下を引き起こす可能性がある認知的な剰余変数である(Goble, Noble, & Brown, 2010)。そのような運動を伴う指示方法による剰余変数を避けるため, 視覚的な指示により自己受容感覚を評価した研究も報告されている(Fuentes & Bastian, 2010; Rincon-Gonzalez, et al, 2011; Wilson, et al., 2010)。

臨床場面においても, 自己受容感覚の評価や治療は運動障害のリハビリテーションにとって重要になるため, 様々な課題が考案されている(Blasier, Carpenter, & Huston, 1994; Carey, Matyas, & Oke, 1993; Dannenbaum & Jones, 1993; Dukelow, Herter, Moore, Demers, Glasgow, Bagg, Norman, & Scott, 2010; Hasan, 1992; Kim & Choi-kwon, 1996; McNair, Stanley, & Strauss, 1996)。たとえば, 近位の位置感覚の障害の有無を調べるための母指探し試験がある(福武・平山, 1992; 福武, 1997; 平山・福武・河村, 1986; Hirayama, Fukutake, & Kawamura, 1999)。この課題は, 検査者によって任意の位置に固定された一方の手の母指を, 被験者は閉眼状態で他方の手で掴みにいく課題である。ただし, その他の臨床研究により, 母指探し試験の妥当性や信頼性, および感度が低い可能性も指摘されている(Dukelow, et al., 2010; Garraway, Akhtar, Gore, Prescott, & Smith, 1976; 板口・吉澤・内山・村西・福澤, 2012; Lincoln, Crow, Jackson, Waters, Adams, & Hodgson, 1991)。

¹ マウスポインタやレーザーポインタを動かして指示する方法が一般的である

他の例では、“文字の運動表象・運動記憶”の保持の有無を確かめるための運動覚性書字課題がある(Fukatsu, Fujii, & Yamadori, 1998; 井堀・柏木・柏木敏宏・田辺・中川, 1998; Ihori, Kawamura, Araki, & Kawachi, 2000; Ihori, Kawamura, Fukuzawa, & Kamaki, 2002; 井堀・河村, 2004; 井手・大東, 2006; 毛束・河村・矢野, 1995; 田中・片山・小澤・乾, 2002)。この課題は、閉眼時に被験者の腕が検査者によって動かされ、その運動軌道が何の文字を描いていたかを答える課題である。日常的に臨床場面で行われている“位置覚検査”は、指や四肢を受動的に動かして動いた方向を言わせ、その感度の左右差を重症度の指標とする。これらの方法には、評価の再現性や妥当性に関して、明確な検査者間基準が存在しない。そのため、患者の位置感覚や自己受容感覚を定量的に明らかにする試みもなされている (Carey, Oke, & Matyas, 1996; Dukelow, et al., 2010; 板口他, 2012)。

最後に、自己受容感覚課題における知覚もしくは再生精度の指標として、Absolute error (AE), Constant error (CE), および Variable error (VE)という3つの誤差が一般的に使用されている。AEとCEはターゲットに対する確度(accuracy), VEは終点位置の精度(precision)の指標として用いられ、それぞれターゲットと終点の絶対距離、符号付きの距離、終点の分散(標準偏差)として計算される。AEとVEは値として独立でないことが Schutz & Roy (1973)によって示されており、CEとVEの使用が推奨されている。CEは平均的な終点とターゲットとの誤差であるが、その正負には理論的意味がない場合が多い。二次元上においては、CEはベクトルとして表現されるため、さらにその正負の意味は曖昧になる。Overshoot や Undershoot の指標として CE が用いられる場合が多いものの、何を基準にするかによってその値も変動する。上の3つ以外の指標として、変位の知覚閾値(detection threshold, sensitivity)も用いられる場合がある。臨床の位置覚検査は、定量的な測定は行っていないものの、この指標を用いた課題といえる。

2.5. 腕特性としてのスティフネス

腕スティフネスは腕の特性に関するキネマティクスとダイナミクスを統合的に反映した指標であり、多関節自己受容感覚課題に影響を予測する主要な指標になると考えられる。スティフネスは、物体の剛性を表し、ある方向へ与えられた外力に対して生じた変位として定義される(式1)。

$$(1) \quad k = F / \delta$$

式(1)において、 k はスティフネス、 F は与えられた力、 δ は変位を表す。この弾性特性は、腕のジオメトリーおよび筋のばね的な特性に大きく基づいたものである。

Mussa-Ivaldi, Hogan, & Bizzi (1985) は水平面上の多関節腕の弾性特性について調べた。同じ位置においても力を与える方向によってステイフネスが異なる。そのため、腕ステイフネスは楕円体として表現することができる。すなわち、ステイフネス楕円体は大きさ（面積）、形（長軸と短軸の比）、方向（長軸の傾き）という 3 つの要素で構成される。Mussa-Ivaldi et al. (1985) は、静止状態にある手先に小さな摂動を与え、さまざまな位置における手先のステイフネスを計測した。その結果、主に 3 つの特性を報告した。すなわち、1) ステイフネス楕円体の大きさは同時収縮によって変化すること、2) 筋の同時収縮によっても楕円体の形と向きは変化せず、位置に依存すること、および 3) 楕円体の長軸はどの位置においてもおおまかに肩の方向を向いていることである。

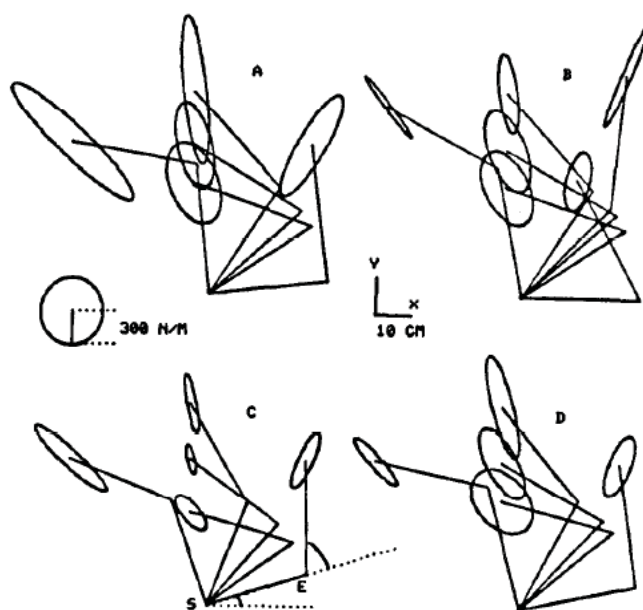


Figure 2-1 ステイフネス楕円体の手先位置による違い(Mussa-Ivaldi et al. 1985).

ステイフネス楕円体に関する Mussa-Ivaldi et al. (1985) の報告の一部に反し、それ以降の研究は、ステイフネス楕円体の形と方向の随意変化が可能であることや(Franklin & Milner, 2003; Gomi & Osu, 1998; McIntyre, Mussa-Ivaldi, & Bizzi, 1996), 静止姿勢においても運動中においても、外力の方向や大きさに応じて適応的に変化することを示した(Burdet, Osu, Franklin, Milner, & Kawato, 2001; Darainy, Malfait, Gribble, Towhidkhan, & Ostry, 2004; Franklin, Liaw, Milner, Osu, Burdet, & Kawato 2007)。これらの研究は、力生成の結果としてステイフネスが変化するというよりも、ステイフネスやインピーダンスそのものが制御されている可能性を示唆する。

2.6. スティフネスと多関節腕課題の精度

スティフネスと運動精度が正の比例関係にあることが、いくつかの先行研究から示されている。ターゲットの大きさに応じて運動の速度が変化することはフィッツの法則 (Fitts's law: Fitts, 1954) として古くから知られてきた。同様のパラダイムを用いて Gribble らは多関節運動におけるターゲットの大きさと筋の同時活性との関係について調べたところ、ターゲットの大きさと筋活性量との間には負の相関関係が見られた (Gribble, Mullin, Cothros, & Mattar, 2003)。すなわち、ターゲットが小さくなると、同時収縮活性が増し、軌道の分散が減った。上村らは単関節運動で、野中らは多関節運動でそれぞれ同様の実験を行い、到達点での精度を求められる到達運動において、運動終点近傍で筋活性が高まることを示した(上村・大須・岩崎・中野・Harris・和田・川人, 2003; 野中・佐藤・小池, 2004)。筋の同時活性量とスティフネスは、ほぼ線形関係にあることが示されている (Osu & Gomi, 1999; 辻・森谷・金子・伊藤, 1996)。さらに、Lametti らは、到達運動における運動精度とスティフネス楕円体におけるスティフネスが比例関係にあること、およびターゲットの形に応じてスティフネスが調整されることを示した(Lametti, Houle, & Ostry, 2007; Lametti & Ostry, 2010)。これらの結果は、運動精度とスティフネスが比例関係にあること、および要求された運動精度に合わせて CNS がスティフネスを戦略的に制御していることを示唆している。

多関節腕を用いる課題であれば、通常の到達運動に限らず、自己受容感覚課題の精度と腕スティフネスが比例関係にある可能性がある。運動肢を用いた自己受容感覚課題では、通常の到達運動と異なり、“知覚”と“運動”の二つのフェイズがある。また、自己受容感覚の評価をするという課題の性質上、フィードフォワード制御された一回きりの運動ではなく、探索的なフィードバック制御された運動が伴うことも多い。このような自己受容感覚課題においても、腕を物理的に使用する限りにおいては、運動の精度と腕スティフネスとの比例関係は、その成績に反映されるだろう。すなわち、終点分散(VE)や、終点バイアス(CE)に運動肢のスティフネス楕円体の特徴が大きく反映される可能性がある。スティフネスについての直接の言及はないものの、van Beers et al. (1998)は、彼らの実験で計算された楕円状の位置知覚精度の分布は腕のジオメトリーに起因するものであると示唆している。また、肩平面上の多関節位置マッチング課題を行った Dukelow et al. (2010)の結果における何人かの被験者の終点分散は、スティフネス楕円体の特性を反映しているように見える。

2.7. 問題提起

先行研究においては、多関節腕を用いた自己受容感覚課題における運動肢が定位の終点分散や終点バイアスに与える影響は考慮されてこなかった。さらに、自己受容感覚課題における参照肢と運動肢の相互作用についても同様に検討されてこなかった。このような“腕”の要素が通常の到達運動の精度に与える影響は既に報告されている(Gribble, et al., 2003; Lametti, et al., 2007; Lametti & Ostry, 2010)。また、最近では、自己受容感覚課題においても、腕の運動要素が誤差のパターンに反映される可能性は示唆されている(Allen, Ansems, & Proske, 2007; Fuentes & Bastian, 2010; Jones, et al., 2010; Rincon-Gonzalez, et al., 2011; Wilson, et al., 2010)。しかしながら、多関節腕運動を用いた課題において、腕自体の生来的な運動要素が終点分散や終点バイアスに与える影響を直接検討した研究はいまだない。自己受容感覚を正しく評価するためには、課題における腕の物理特性および運動要素に起因するノイズの性質を検討し、統制する必要がある。

第3章：目的と仮説

3.1. 目的

本研究は、多関節腕を用いた自己受容感覚課題において腕の要素あるいは運動要素が誤差に与える影響を明らかにすることを目的とする。単関節課題における運動肢がマッチングバイアス (CE) に与える影響は Allen et al. (2007) によって報告されたが、多関節腕を用いた自己受容感覚課題においては、運動肢が定位の終点分散や終点バイアスにあたえる影響は未だ検討されていない。また、半球間伝達や統合によって知覚/再生精度が低下する可能性に言及した研究(Goble, et al., 2010)や、知覚/再生精度における左右腕の非対称性を検討した研究(Adamo & Martin, 2009; Goble & Brown, 2010) はあるものの、自己受容感覚課題において参照肢と運動肢の相互作用を検討した研究は報告されていない。そこで、本研究では、運動肢と参照肢双方の運動要素が課題の誤差に与える影響を検討する。さらに、本研究では、自己受容感覚障害の脳部位対応、および臨床・実験場面における自己受容感覚課題の妥当性について総合的な考察を試みる。

3.2. 仮説

3.2.1 本研究において検証対象とする仮説(1)

自己受容感覚課題において、手先位置の運動知覚に関する誤差分散はスティフネス楕円体の形と反比例する

この仮説は、研究全体 (実験 1~4) で共通した仮説である。

3.2.2 本仮説が演繹される背景(1)

仮説を演繹する背景として、制御対象の位置の内部表現に関して、運動指令が位置の内部表現と等しいこと、およびその運動指令がスティフネスと平衡点 θ_{eq} として表現されていることの 2 点を仮定している。ある関節における平衡点 θ_{eq} 、現在位置 θ 、スティフネス K 、および発生する力 τ (トルク) の関係を次に示す (式 2)。

$$(2) \quad \tau = K(\theta_{eq} - \theta)$$

この仮定は、姿勢維持を含めた運動がスティフネス制御されていることを含意する。スティフネス楕円体におけるスティフネスの高低は、そのばね的な特性から手先位置の実現度に影響する。すなわち、スティフネスが高ければ、出力された運動指令 (中枢内で“知覚”される位置) θ_{eq} の近くまでトルクが高く保たれるため、 θ_{eq} と実際の腕位置 θ が一致しやすい。一方、スティフネスが低いと、 θ_{eq} の近くではトルクが低くなる

ため、 θ_{eq} と θ が一致しにくい。スティフネス楕円体においては、スティフネスが高い方向（スティフネス楕円体の長軸方向）では、中枢での位置表現と外部空間で実現された位置の一致度が高くなる。一方、スティフネスが低い方向（スティフネス楕円体の短軸方向）には、両者の一致度が低くなる。この一致度が、誤差分散もしくはノイズとして異方性に、ある位置への定位へ影響する。

スティフネス楕円体の長軸は中心から両方向に向いているため、終点分散の形はスティフネス楕円体と反比例した（90度回転した）形となる。一方で、この理由により、ある特定の方向への誤差（バイアス）については、仮説1は明確な予測をもたない。

また、この仮説は、左右の腕に対して適用される。すなわち、両腕を用いた課題を行った際は、右腕のスティフネス楕円体と左腕のスティフネス楕円体とが独立に、最終的な終点分散へ影響することが予測される。両腕に関する仮説(3)は、実験2・3で検討する。

3.2.3 本研究において検証対象とする仮説(2)

重力下において水平腕姿勢を保つための筋出力が水平方向の終点誤差（終点分散とバイアス）に影響を与える

この仮説は、実験1で検証する。

3.2.4 本仮説が演繹される背景(2)

仮説2は、仮定「身体位置知覚の内部表現は自然な状態（重力下）におけるスティフネスに調整されている」、およびスティフネスは筋出力と比例関係にあること(Osu & Gomi, 1999; 辻他, 1996)から導出される。すなわち、これらの仮定と事実から、重力下において水平腕姿勢を保つための筋出力が最適なスティフネスの値であることが演繹される。そのため、水平方向の位置感覚課題成績に対しても、垂直方向への筋出力が影響を与えることが予測される。

3.3 技術的背景

これらの仮説(1・3)を検証するためには、手先位置におけるスティフネス楕円体の傾き（長軸と短軸）と、運動の終点位置の分散およびバイアスの関係を知る必要がある。本研究では、スティフネス楕円体の傾きについてはMussa-Ivaldi et al. (1985)の報告した値を使用する。終点位置の分散は、複数回の試行における終点の分布を、スティフネス楕円体の長軸・短軸の2成分について算出する。さらに、終点の分布を主成分分析に

よって終点分布の近似楕円を算出し、前者の解析をボトムアップ的に確認する。さらに、両腕のスティフネス楕円体の影響を検討するために、ノイズの影響の仕方の異なる2種類の両腕を用いた課題を行い、それぞれの腕のスティフネスが終点分散に与える影響を比較検討する。基本的には、スティフネス楕円体の短軸方向への終点分散が長軸方向の終点分散よりも大きくなれば、本研究におけるスティフネスに関する仮説が支持される。

仮説(2)を検証するために、上の操作に加えて、重力方向への筋出力に関する条件設定と、終点バイアスを知る必要がある。重力下において水平腕姿勢を保つための筋出力については、水平面の腕姿勢において腕が台に支えられているかどうかという実験条件を設けた。終点バイアスは、終点と目標位置との相対的誤差を算出し、その指標とした。終点分散と終点バイアスの大きさが、腕が台に支えられている条件において支えられていない条件よりも大きくなれば、本研究における筋出力に関する仮説は支持される。

第4章：腕スティフネスが定位誤差に対して与える影響

第4章（実験1）の目的は、スティフネス楕円体におけるスティフネスの高低、および重力に抗して姿勢を水平に保つために必要な筋出力という2つの要因が、肩水平面の自己受容感覚課題の誤差に与える影響を調べることである。具体的には、仮説1「自己受容感覚課題において、手先位置の運動知覚に関する誤差分散はスティフネス楕円体の形と反比例する」、および仮説2「重力下において水平腕姿勢を保つための筋出力が水平方向の終点誤差（終点分散とバイアス）に影響を与える」を検証する（仮説2）。

実験1では、仮説1・2を検証するため、同側の腕を参照肢と運動肢として用いる同側継時定位課題(Ipsilateral remembered localization task)を行った。仮説1・2の検証に加えて、自己受容感覚課題の誤差パターンについても検討した。この具体的な考察は、第6章（総合考察）にておこなう。

実験の結果、2つの仮説は支持された。すなわち、終点はスティフネス楕円体におけるスティフネスの低い方向への分散が大きく、重力に抗するための筋出力は水平方向の誤差を減らした (Itaguchi & Fukuzawa, 2012a)。

4.1. 方法

4.1.1 被験者

実験1には12人の学生（ 21.6 ± 2.1 歳）が参加した。全員が右利きで、課題遂行に必要な感覚運動能力を有していた。

4.1.2 実験装置

Figure 4-1に実験環境の模式図を示す。被験者は、椅子に座り、肩の高さに調整された水平面上の実験平面上で課題をおこなった。被験者の手および前腕はボールベアリング付きの支持台によって支えられていた。これらの支持台により、被験者は実験平面上を余計な筋出力なしにスムーズに腕を動かすことが出来た。被験者が感じる触覚の変化を最小限に抑えるために、支持台には柔らかいパッドを取り付けた。手の支持台は課題を通して常に装着していた。前腕の支持台は実験条件に応じて着脱した。以降、本稿において支持台とは前腕に装着された支持台を指す。支持台がない場合は、支持台のある場合よりも重力に抗して姿勢を水平に維持する筋出力が大きいことを実験1の補助仮

定とした。被験者の手首には手首関節の動きを抑制するためにサポーターを装着した。課題中は、被験者は目を閉じていた。

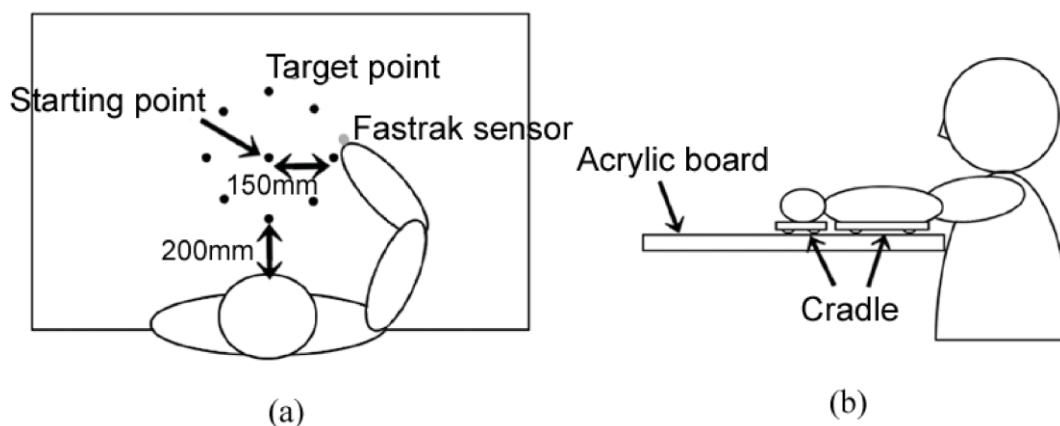


Figure 4-1 (a) ターゲットとスタート位置. (b) 実験場面を横から見た図.

実験では、8つのターゲットと、1つのスタートを用いた(Figure 4-1a)。スタートは被験者の正中線上 350mm、最も近いターゲットは正中線上 200mm の距離にあった。ターゲットはスタートから 45 度刻みで放射状 150mm の距離に配置した。ターゲットとスタートの半径は 5mm であった。実際には、実験平面には何のしるしも表示されておらず、ターゲットとスタートはパソコンのディスプレイを通して実験者のみが確認することができた。8つのターゲットを用いた理由は、被験者がターゲットとスタートの配置に気付いたり覚えたりすることを防ぐためであった。実験終了後、各被験者にターゲットとスタートの配置について尋ねたところ、その配置に気付いた被験者はいなかった。

3次元位置測定装置(FASTRAK, Polhemus)のセンサーを被験者の指先に装着した。これにより、被験者の指先位置を 0.76mm の解像度、および 60Hz でモニター・記録した。

4.1.3. 手続き

以下に、具体的な 1 試行の流れを示す。1) 実験者が被験者の指先をターゲットへ持っていく。2) 実験者は被験者にその指先位置を覚えるように教示する (位置知覚)。被験者が位置を覚えたとの合図をした後、実験者はスタートに被験者の指先位置を持っていく。この間の時間は常に 5~6 秒であった。3) 被験者は自ら腕を動かして、先ほど覚えた指先位置に指先を出来るだけ正確に持っていく (定位)。4) 被験者は正しい位置に

指先を持っていったと判断したら、実験者に合図をする。その合図を受けて実験者はその位置を終点として記録する。課題中、被験者に対して誤差に関するフィードバックは与えなかった。

被験者は課題中できるだけリラックスし、余計な力を入れないように教示された。また、実験者が被験者の指先を持って移動させる際は、支持台を掴み、被験者の腕には触れないようにした。さらに、被験者が軌道を頼りにターゲットの位置関係を推測すること、および筋紡錘の弛みによるバイアスを防ぐため、移動させる際の軌道はランダムな軌道とした。

支持台に関して、3つの実験条件を用いた。すなわち、SS・SN・NN条件である。SS (Supported – Supported)条件では、位置知覚時も定位時も支持台を前腕に装着した。SN (Supported – Non-supported)条件では、位置知覚時にのみ支持台を用い、定位時には支持台を用いなかった。NN (Non-supported – Non-supported)条件では、位置知覚時にも定位時にも支持台を用いなかった。先に述べたように、これらの実験条件は、重力に抗する筋出力のみが異なることを補助仮定とした。

被験者は実験装置に慣れた後、120試行(3条件×8ターゲット×5試行)を行った。ターゲットは疑似ランダムな順で提示された。すなわち、同じターゲットが連続で提示されないように予め順序をチェックした。実験条件の順序は被験者間でカウンターバランスを取った。

4.1.4. 解析

デカルト座標における終点位置から、以下の誤差指標を計算した。まず、スティフネス楕円体に関する指標として、軸依存性の終点分散(AVE: Axis-dependent variable error)と Best-fit ellipse を計算した。AVE とは、特定の軸方向における、同じターゲットに対する終点分散(標準偏差)である。したがって、スティフネス楕円体の長軸と短軸に沿った2つのAVEを計算した。AVEは上下左右の4つのターゲットに対して計算した。本研究では、直接被験者のスティフネスを計測していない²ため、Mussa-Ivaldi et al. (1985)で得られたスティフネスの値を、対応する位置にある4つのターゲットに対して適用した。計算に使用したスティフネス楕円体の傾きの値はMussa-Ivaldi et al. (1985)における被験者の平均値である(Distal: 100.62°, Proximal: 125.25°, Left: 134.30°, Right: 110.21°)。本実験における他の4つのターゲットは、Mussa-Ivaldi et al. (1985)において対応する位置のターゲットがないため、AVEは計算しなかった。典型的な被験者2名の終点およびAVEをFigure 4-2に示す。

² この操作の妥当性についての検討は総合考察(第6章)にて行う。

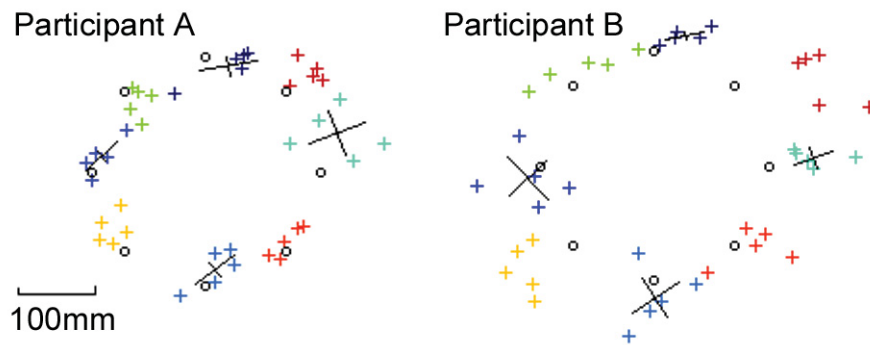


Figure 4-2 代表的な被験者 2 名の AVE (Axis-dependent variable errors). +: 終点. 同じターゲットに対する終点は同じ色で描いた. 4 ターゲットに対する傾いた黒い十字は AVE を示す. その交点はそれぞれのターゲットに対する平均終点に位置する. AVE は実際の倍の縮尺で描いている. すなわち, その線分の長さは ± 2 標準偏差に対応する. スティフネス楕円体の基準となる被験者の肩位置は, パネル右下方向に位置する.

Best-fit ellipse とは, 同じターゲットに対する終点分散に適合する楕円である. すなわち, 主成分分析における第一主成分の方向を楕円の長軸とし, それに直交する第二主成分の方向を短軸として持つ (Gordon, Ghilardi, & Ghez, 1994). 楕円の大きさは, それぞれの軸方向への分散 (2SD) として定義するため, この楕円は統計的に 95% の終点を含む. また, 被験者をプールした平均的な Best-fit ellipse (Pooled Best-fit ellipse) も計算した. この楕円は, すべての被験者の終点を主成分分析にかけた結果の第一主成分の傾きを基にして描いた. 分散の大きさにおける個人差による楕円の傾きの推定の妥当性の低下を防ぐため, この時の全終点は被験者ごとの Best-fit ellipse の大きさに基づいて標準化したものを使用した. Pooled Best-fit ellipse の大きさは全被験者の Best-fit ellipse の大きさを単純平均したものを使用した.

次に, 重力に抗する方向への筋出力が終点誤差に与える影響を検討するため, CE (Constant error) と VE (Variable error) を求めた. CE とは, 同じターゲットに対する平均終点とターゲットとの距離であり, VE とは同じターゲットに対する終点の分散 (標準偏差) である. これらの指標は全 8 ターゲットに対して計算した. 外れ値と欠損値 (6/1440 データ) を解析から除外した³.

CE は本来, 正負の符号を持った誤差指標であるが, 本解析では, CE の絶対値を採用した. なぜなら, スティフネス楕円体の観点からは正負の符号が定義されないためである. すなわち, スティフネス楕円体における中心点からの距離の形はその方向へのスティフネスの絶対値を示しており, 向かい合う方向における符号の違いは含意されない.

³ 被験者が集中を欠いた (眠る等) 試行, および機器の不具合が生じた試行を除外対象とした

そのため、本論文で CE と言った場合、CE の絶対値（すなわちベクトルの長さ）を指す。ベクトルの方向を含めた表現は、誤差ベクトルとして別に表現した。

各指標に用いた統計解析方法は以下のとおりである。AVE に関しては、スティフネス楕円体の長軸方向の終点分散が短軸方向よりも小さいかどうかを、3 要因 ANOVA (3 条件×4 ターゲット×2 軸) を用いて検討した。Best-fit ellipse に関しては、その長軸と、スティフネス楕円体の長軸・短軸それぞれどちらとのずれが小さいかどうかを、3 要因 (3 条件×4 ターゲット×2 軸) ANOVA を用いて検討した。CE と VE に関しては、NN 条件が SS・SN 条件よりも誤差が小さいかどうかを、2 要因 ANOVA (3 条件×8 ターゲット) を用いて検討した。また、誤差ベクトルについては、ターゲットからの角度がターゲットごとに異なるかどうかを、2 要因 (3 条件×4 ターゲット) ANOVA を用いて調べた。どの分析も多重比較は Shaffer の方法を用いた。全ての要因は被験者内要因であった。

4.2. 結果

実験 1 の結果、主に二つの知見を得た。1 つ目は、AVE において、スティフネス楕円体の長軸方向の誤差よりも短軸方向の誤差の方が有意に大きかった。この 2 軸間の差は、支持台があるかどうかに関わらず全ての条件で観察された。2 つ目は、位置知覚時に被験者の腕が支えられていない場合の方が、支えられている場合よりも有意に VE が小さかった。一方、定位時における支持台の有無は誤差に影響しなかった。

また、本分析においてターゲットの要因は CE と VE には影響しなかった。代表的な 2 人の被験者の終点分散に対する Best-fit ellipse を Figure 4-3 に示す。これらの被験者は Figure 4-2 で示した被験者と同じである。ターゲットにおける系統的な精度や確度の差は見当たらない (Figure 4-3)。以下、それぞれの指標について具体的に述べる。

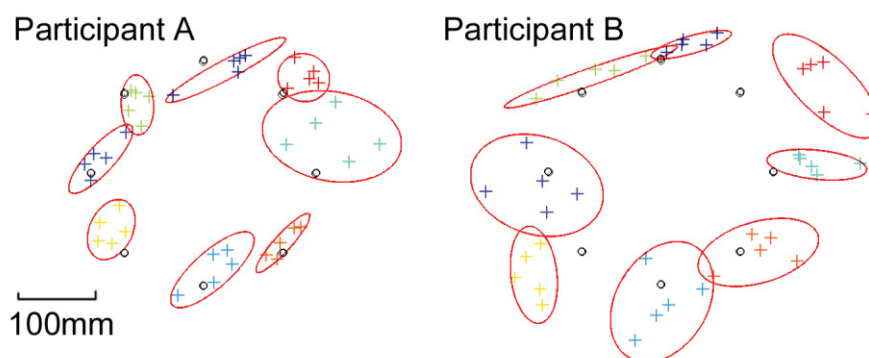


Figure 4-3 代表的な被験者 2 名の Best-fit ellipse. +: 終点. 同じターゲットに対する終点は同じ色で描いた. 赤い楕円は Best-fit ellipse を示す.

4.2.1 スティフネス楕円体の軸方向への Variable error

ターゲット 4 点における AVE がスティフネス楕円体の長軸・短軸で異なるかを検討した。その結果、AVE は長軸方向の方が短軸方向よりも有意に小さかった。さらに、NN 条件の AVE はその他の条件より有意に小さかった(Figure 4-4)。

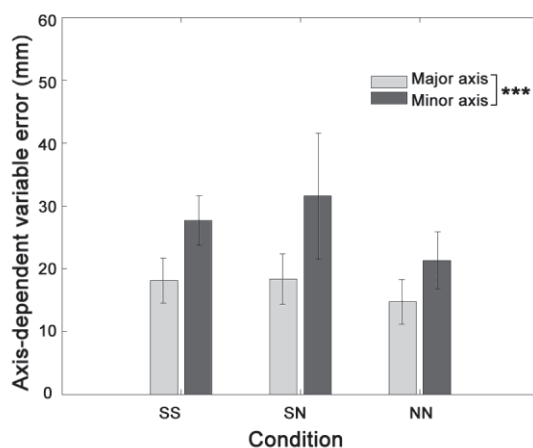


Figure 4-4 Axis-dependent variable error (AVE). スティフネス楕円体短軸方向の終点分散は長軸方向の終点分散よりも有意に大きかった。*** $p < .001$

長軸方向の AVE は SS 条件では 18.1 ± 3.6 mm, SN 条件では 18.4 ± 4.0 mm, NN 条件 14.7 ± 3.6 mm であった。短軸方向の AVE は同様の順に 27.7 ± 3.9 mm, 31.6 ± 1.0 mm, 21.3 ± 4.5 mm であった。

3 要因 ANOVA の結果、軸の主効果および条件の主効果が観察された ($F_{1,11}=131.47, p < .001$; $F_{2,22}=10.53, p < .001$)。また、軸と条件の交互作用も観察された ($F_{2,22}=3.99, p < .05$)。条件間での多重比較を行ったところ、NN 条件とその他の条件の間に有意差が見られた ($t_{11}=4.52, p < .05$; $t_{11}=3.44, p < .05$)。条件の単純主効果は、長軸・短軸どちらにおいても有意だった (長軸: $F_{2,22}=5.51, p < .05$, 短軸: $F_{2,22}=8.80, p < .01$)。また、軸の単純主効果もどの条件においても有意だった (SS 条件: $F_{1,11}=46.25, p < .001$, SN 条件: $F_{1,11}=38.64, p < .001$, NN 条件: $F_{1,11}=37.54, p < .001$)。すなわち、軸と条件の交互作用はあったものの、それぞれの要因は依然として誤差に影響したことがわかった。

4.2.2 Best-fit ellipse による終点分散の近似

3条件における Pooled best-fit ellipse を Figure 4-5 に示す。赤い楕円が Best-fit ellipse を表し、点線は±1SD の範囲を示す。青い線は、そのターゲットにおけるステイフネス楕円体の短軸を表す。この図において、赤い楕円の長軸の傾きがステイフネス楕円体の短軸の傾き（青い線）に近いほど、本実験の仮説と一致することを示す。3条件における、Pooled best-fit ellipse の長軸とステイフネス楕円体短軸のずれの4ターゲット平均は、SS条件で 9.64° ($15.23^\circ, 3.46^\circ, 15.93^\circ, 3.96^\circ$)、SN条件で 12.72° ($4.50^\circ, 14.65^\circ, 7.44^\circ, 24.28^\circ$)、NN条件で 19.70° ($4.31^\circ, 27.07^\circ, 22.05^\circ, 25.39^\circ$)であった。

Pooled best-fit ellipse に対する観察と同様に、被験者ごとの Best-fit ellipse の傾きに対する ANOVA の結果⁴、Best-fit ellipse の長軸はステイフネス楕円体の長軸よりも短軸に傾きが近かった ($F_{1,11}=101.67, p<.001$)。また、ターゲットや条件との交互作用は有意ではなかった。この結果は AVE で得られた統計結果と合致する。

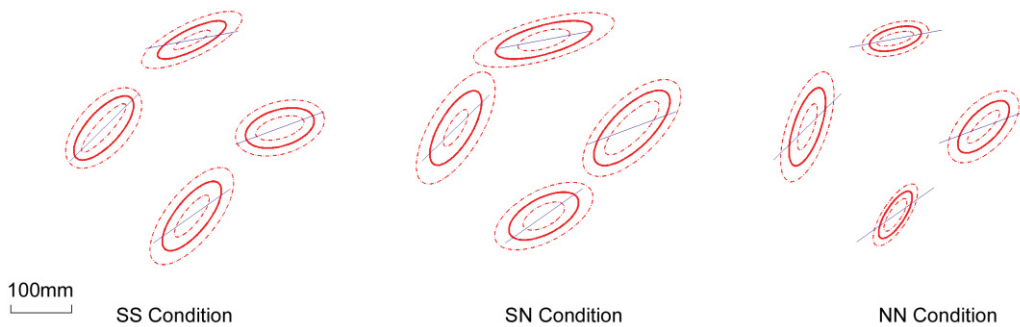


Figure 4-5 Pooled best-fit ellipse. 赤い実線の楕円が best-fit ellipse, 点線がその±1標準偏差を示す。青い直線がステイフネス楕円体の短軸の傾きを表す。

4.2.3 ステイフネス楕円体の軸に依存しない Variable error

ターゲット8点における VE を条件間で比較した。VE は NN 条件の方が SS・SN 条件よりも有意に小さかった (Figure 4-6a)。VE の値は SS 条件で 34.9 ± 4.4 mm, SN 条件で 36.1 ± 5.7 mm, NN 条件で 26.7 ± 4.0 mm であった。二要因 ANOVA の結果、条件の主効果が有意だった ($F_{2,22}=20.55, p<.001$)。多重比較では NN 条件と SS 条件 ($t_{11}=6.68, p<.05$)、NN 条件と SN 条件の間に有意差が見られた ($t_{11}=5.48, p<.05$)。

⁴ Pooled best-fit ellipse は標準化した全終点を基に描いているため、ステイフネス楕円体の短軸との角度差に関する分散分析を行えない。そのため、Best-fit ellipse の長軸とステイフネス楕円体の短軸との一致度を検定するために、被験者ごとの Best-fit ellipse の長軸と、ステイフネス楕円体の各軸とのずれの平均を分散分析にかけた。

4.2.4 スティフネス楕円体の軸に依存しない Constant error

ターゲット 8 点における CE を条件間で比較した。CE は NN 条件の方が SS 条件よりも有意に小さかった(Figure 4-6b)。CE の値は SS 条件で 37.0 ± 9.5 mm, SN 条件で 33.9 ± 8.7 mm, NN 条件で 29.4 ± 5.8 mm であった。二要因 ANOVA の結果, 条件の主効果は観察されなかったものの ($F_{2,22}=3.22, p=.059$), 多重比較では SS 条件と NN 条件の間に有意差が見られた($t_{11}=2.83, p<.05$)。

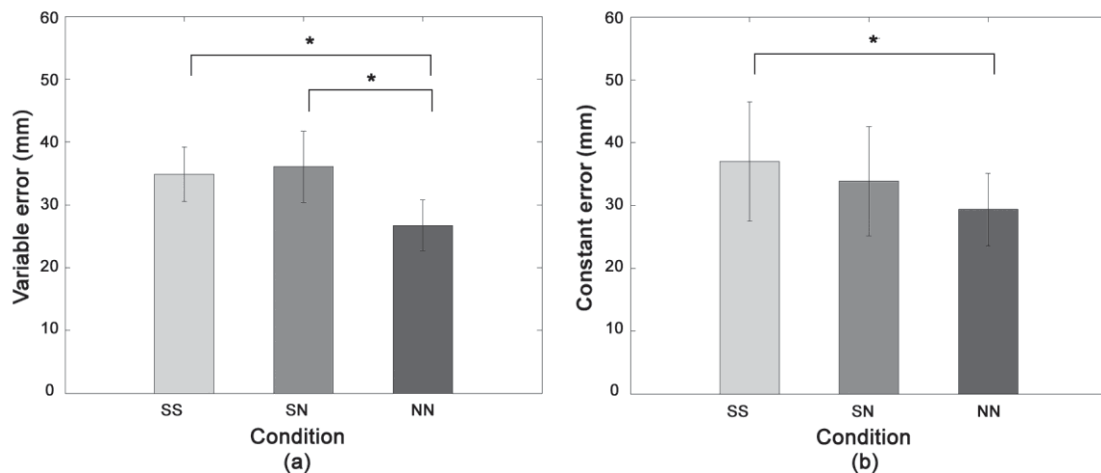


Figure 4-6 (a) Variable error. (b) Constant error (絶対値). * $p<.05$

4.2.5 終点バイアスのベクトル表現

それぞれの条件, および 4 ターゲットにおける全ての被験者の誤差ベクトルを重ね描きしたものを Figure 4-7 に示す。矢印の終点が被験者のそのターゲットに対する平均終点を表す。一見して, この図からは 3 条件, 4 ターゲットに一貫したパターンは見当たらない。Figure 4-8 に被験者をプールした誤差ベクトルを示す。

誤差ベクトルの角度に関する ANOVA の結果, ターゲットの主効果と条件の主効果が見られた ($F_{3,33}=4.98, p<.01$; $F_{2,22}=5.99, p<.01$)。そのため, それぞれの要因内で Shaffer の方法を用いて多重比較を行った。条件間の比較は, SS-SN 条件, SS-NN 条件, SN-NN 条件全てにおいて有意差が見られた($t_{1,11}=6.49, p<.001$; $t_{1,11}=17.76, p<.001$; $t_{1,11}=23.58, p<.001$)。ターゲット間の比較は, Top と Bottom 以外全ての対比において有意差が見られた($t_{1,11}=23.23, p<.001$; $t_{1,11}=11.28, p<.001$; $t_{1,11}=2.08, p=.062$; $t_{1,11}=11.26, p<.001$; $t_{1,11}=24.98, p<.001$; $t_{1,11}=13.13, p<.001$)。この結果から, 終点位置のバイアスが, 条件ごと, ターゲットごとに異なっていたことが示された。すなわち, 被験者は, Left ターゲットに対しては左側, Right ターゲットに対しては右側に, Top と Bottom ターゲッ

トに対してはより体幹側に定位した。

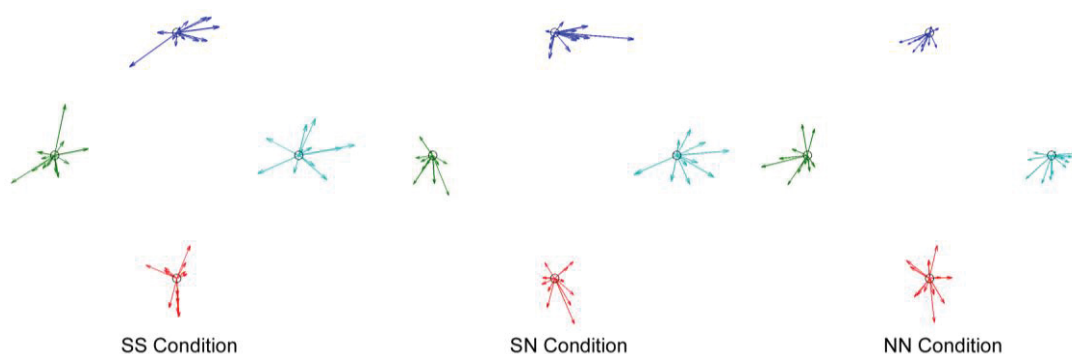


Figure 4-7 全被験者の誤差ベクトル. 同じターゲットへのベクトルは同じ色で描いた. 矢印の先が各被験者の同じターゲットに対する平均終点を示す.

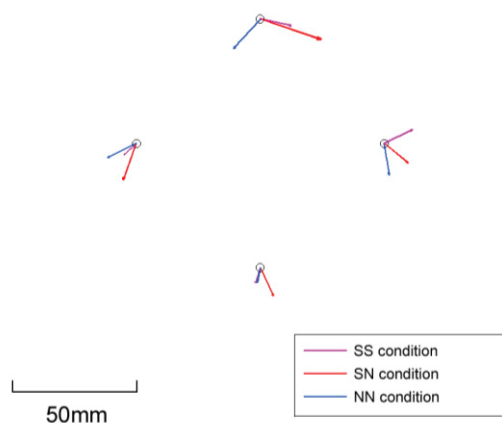


Figure 4-8 被験者をプールした誤差ベクトル. 3つの条件の誤差ベクトルを重ね書きした.

4.3. 考察

実験1の目的は、スティフネス楕円体におけるスティフネスの高低、および重力に抗して姿勢を水平に保つために必要な筋出力という2つの要因が、肩水平面の自己受容感覚課題の誤差に与える影響を調べることであった。実験結果は、2つの仮説を支持した。すなわち、終点分散はスティフネス楕円体におけるスティフネスの低い方向へよりばらつくこと、および重力に抗するための筋出力が水平方向の誤差を減らすことを示した。スティフネス楕円体が終点誤差に与える影響についての詳細な検討は、総合考察(第6章)において行う。

4.3.1 スティフネス楕円体が終点分散に与える影響

実験 1 では、スティフネス楕円体におけるスティフネスと手先位置の運動・知覚における誤差分散が反比例することを仮説とした。実験の結果、軸依存性の終点分散(AVE)において、この予測が確かめられた(Figures 4-4, 4-5)。この知見は、視覚ターゲットに対する到達運動(Lamatti, et al., 2007)のみではなく、自己受容感覚的に記憶したターゲットに対する定位においても、終点分散がスティフネス楕円体におけるスティフネスと反比例する形をとることを示唆する。

実験 1 では同側の腕を参照肢と運動肢として用いているため、観察された誤差パターンが参照肢もしくは運動肢のどちらに起因するものかを判断することはできない。すなわち、最終的に観察された誤差パターンは両方の腕からの影響を足しあわせた結果として得られたものであるため、それぞれの腕起源のノイズが終点誤差にどれだけ影響したかの程度を知ることはできない。しかしながら、同側を用いた **Remembered task** において、終点分散およびバイアスがスティフネス楕円体のスティフネスに反比例するという報告は今までにない新しい知見である。

4.3.2 筋出力が終点誤差に与える影響

スティフネス楕円体の効果に加え、実験 1 の結果は、支持台の有無による筋出力の違いが 2 種類の終点誤差 (VE : 終点分散, CE : 終点バイアス) に影響を与えたことを示唆する。位置知覚時においては、腕姿勢を水平な状態に維持する筋出力が必要とされる条件の方が、腕が支持台に支えられておりそのような筋出力を必要としない条件よりも、終点分散は小さかった (SN vs NN)。一方で、位置定位時におけるそのような筋出力の違いは、終点分散の違いをもたらさなかった (SS vs SN)。これらは、自己受容感覚課題の成績は位置知覚時には重力に抗する筋出力には影響を受けるが、位置定位時にはその影響を受けないことを示唆する。位置知覚時における重力に抗する筋出力は位置定位の終点分散の大きさを減少させた。その一方で、終点バイアスに関しては条件の影響を受けたもののその影響の受け方は終点分散とは異なっていた。すなわち、終点分散においては SS・SN 条件と NN 条件の間にそれぞれ有意差が見られたのに対し、終点バイアスにおいては SS 条件と NN 条件にのみしか有意差が見られなかった。これらの効果は、2 種類の誤差が異なるメカニズムに起因している可能性を示しつつも、どちらの誤差も制御対象の物理的な状態に影響を受けることを示唆する。

実験条件に関する結果は、重力に抗する方向の筋出力が、水平方向の位置知覚誤差に影響を与えたことを意味する。これは、身体位置の内部表現は自然な状態におけるスティフネスに調整されているという仮定により解釈できる。すなわち、支持台がない条件

は腕にとって自然なスティフネスの状態であり、支持台のある条件では適切なスティフネスの状態ではなかったために、これらの条件間において誤差に差が生じたと考えられることができる。この仮定は、単関節における肘位置マッチングの結果とも矛盾しない。Walsh et al. (2006) は、腕が支持されている状態での垂直方向や水平方向の肘角度マッチングの終点分散よりも、重力に抗して力を発揮しなければならない状態での垂直方向の肘角度マッチングの終点分散が小さいことを報告した。彼らの実験においても、重力に抗した筋出力を求められる条件がもっとも自然な重力下の腕状態であると考えられる。ただし、本実験結果は、重力に抗する方向の筋出力が同じ方向ではなく、水平方向の位置知覚誤差に影響を与えたことを報告した点で新しい。

4.3.3 実験 1 における限界点

実験 1 については、いくつか実験手続き上の限界点がある。すなわち、被験者のスティフネスを直接計測していないこと、および 1 つのターゲットに対する試行数の少なさの二点である。スティフネスの計測については、研究全体の問題点でもあるため、総合考察において改めて検討する。二点目の 1 つのターゲットに対する試行数の少なさは、終点分布を算出する上でその信頼性に関わる。実験 1 では 1 つのターゲットにつき 5 回の試行数であった。解析の結果として、被験者・条件・ターゲットにおいて比較的一貫性のあるデータが得られたため(Figures 4-3,4-5,4-6)、この試行回数において終点分散を算出したことに大きな問題はなかったと考えられる。ただし、次章以降の実験 2・3 においては、この潜在的な問題を解消するため、1 ターゲットに関する試行回数を増やした。

また、実験 1 において観察された軸と条件の交互作用については、軸と条件の効果を減じるものではなく、本研究の直接の検討対象でもないが、おそらく SN 条件における位置知覚時と定位時の腕状態の違いにより生じたものであると推測される。SN 条件では他の条件と異なり、位置知覚時と定位時で、腕が支持されるかされないかという物理的な違いがある。SN 条件と SS 条件では長軸方向の終点分散は同程度である一方で、SS 条件の方が短軸方向の終点分散が大きい。この結果は、腕の物理的な状態の違いを越えた位置に関する処理に伴って新たなノイズが発生すること、およびそのノイズはスティフネスの低い方向に選択的に影響を与えることを示唆する。スティフネスの特性を考えると、スティフネス楕円体のスティフネスが低い方向に優先的にノイズの影響が現れることは妥当であると考えられる。ただし、この可能性を検討することは本研究の枠を超えるため、今後、更なる実験を必要とする。

第 5 章：運動肢と参照肢スティフネスが定位誤差に対して与える影響の違い

第 5 章（実験 2・実験 3）の目的は、両腕のスティフネス楕円体が自己受容感覚課題の終点誤差に与える影響の相互作用を調べることである。実験 2 と実験 3 では、仮説 1 「自己受容感覚課題において、手先位置の運動知覚に関する誤差分散はスティフネス楕円体の形と反比例する」を引き続き検討する。具体的には、仮説 1 が参照肢（位置知覚に用いられる腕）・運動肢（定位に用いられる腕）の両方の腕において生じているという、より一般的な予測を便宜的に仮説 3 として検証する。

仮説 3 それ自体は、腕一般の運動制御に言及した仮定 1 に含意されているものであるが、2 本の腕を持つヒトの身体特性（事実）を加味して得られる仮説である（第 3 章参照）。参照肢と運動肢が同じ腕である場合は、位置知覚時と位置定位時の影響は矛盾しない。しかし、二つの腕を用いる場合はこれらが拮抗する。すなわち、スティフネス楕円体はそれぞれの腕の肩方向を向く (Mussa-Ivaldi, et al., 1985) ため、両腕の手先位置におけるスティフネス楕円体の傾きは被験者の正中線を基準に対称となる。したがって、両腕を使用する課題を用いることにより、仮説 3 を検討することができる。

実験 2 では両手を用いた継時定位課題 (Remembered task), 実験 3 では両手を用いた同時定位課題 (Concurrent task) を行う。両課題とも 2 本の腕を用いるため、半球間伝達・統合処理が必要とされる (Goble, et al., 2010)。また、Concurrent task と異なり Remembered task では、記憶の保持が必要になる。これらの認知過程はともに終点誤差を大きくすると考えられる (Adamo, et al., 2007, 2009; Goble, et al., 2010)。また、運動指令に依存するノイズは、運動肢の運動の方が参照肢における運動（姿勢維持）よりも大きいと考えられる。

仮定 1（第 3 章参照）、ヒトの身体特性、および半球間統合または記憶処理などの認知的処理が存在することの 3 点に基づいて、実験 2・3 について具体的に以下のような予測を立てた。この予測は実験 2・3 において共通である。運動依存ノイズおよび記憶に関する認知過程に伴うノイズが正規分布に従うと仮定すると、Concurrent task では運動肢のスティフネスの効果が、Remembered task では参照肢のスティフネスの効果が大きく観察されることが予測される。なぜなら、双方のノイズは正規分布であることが仮定されているため、そのノイズは腕由来の終点分散の大きさには影響を与えるが、形は変えないためである。これにより、特に Remembered task では参照肢由来のスティフネスの影響が記憶処理に依存するノイズにより強調される。ただし、これらの影響は相対的なものであるため、必ずしも終点分散がそれぞれのスティフネスの効果を反映するとは限らない。

2つの実験の結果、仮説3は部分的に支持された。すなわち、Concurrent taskにおける定位終点は、運動肢のスティフネス楕円体に基づいたスティフネスの方向へ分散が大きく、Remembered taskでは、どちらの腕のスティフネスを基準とした時も軸方向の分散に差は見られなかった。また、記憶処理に関する予測の通り、Remembered taskの方がConcurrent taskよりも終点分散のサイズが大きかった(Itaguchi & Fukuzawa, 2012b)。

5.1. 方法

5.1.1 被験者

実験2には18人の学生(21.6±2.1歳)が参加した。実験3には14人の学生(20.6±1.7歳)が参加した。参加者の全員が右利きで、課題遂行に必要な感覚運動能力を有していた。

5.1.2 実験装置

実験2では、2つのターゲット、2つのスタートポイント、および4つのダミーターゲットを用いた(Figure 5-1a)。実験3では実験2と同数のターゲットとスタートポイント、および12個のダミーターゲットを用いた。ダミーターゲットを用いた理由は、被験者がターゲットとスタートポイントの配置に気付いたり覚えたりすることを防ぐためであった。2つの課題におけるダミーターゲットの個数の違いは、課題の難易度の違いによる。すなわち、実験3(Concurrent task)は記憶処理を必要としないため、被験者はターゲットの位置関係をより覚えやすいと考えられる。そのため、ダミーターゲットの個数を増やすことでターゲットの位置関係を覚えることを防いだ。スタートポイントは被験者の正中線上350mmおよび200mmの距離にあった。ターゲットは遠いスタートポイントから左右150mmの距離に配置した。実験終了後、各被験者にターゲットとスタートの配置について尋ねたところ、その配置に気付いた被験者はいなかった。

実験2・3では手および前腕の支持台は常に装着されていた。また、3次元位置測定装置のセンサーは両手の指先につけられた。実験3における実験装置を除き、その他の実験条件は実験1と同様である。実験3では、両手を同時に使用した。この時、二つの腕や手先が衝突することを防ぐために、実験装置に二つの平面を設けた(Figure 5-1b)。上下の平面の高さの差は90mmであり、上の平面の人差し指と下の平面の人差し指の間の距離が常に50mm以内になるように、下の平面にある人差し指を台で持ち上げて調整した。

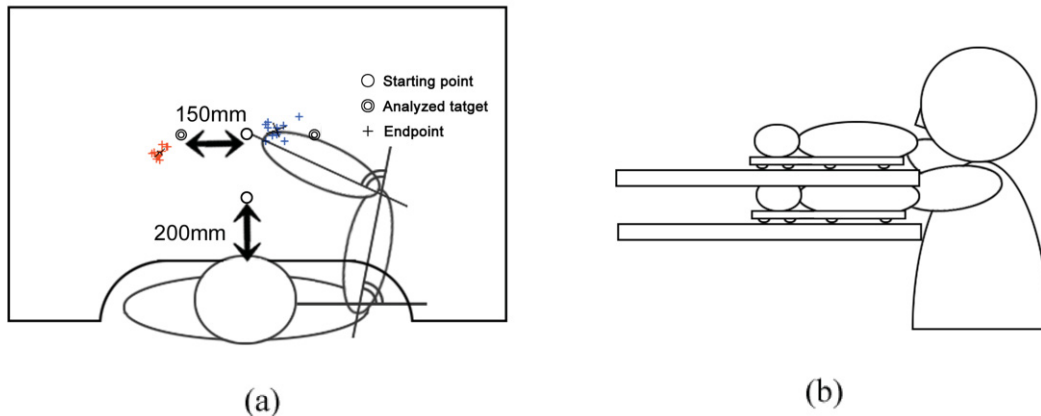


Figure 5-1 (a) ターゲットと典型的な被験者の終点(+). さらに, 肩と肘の角度の定義も示した。同じターゲットへの終点は同じ色で描いてある。ダミーターゲットはここには描いていない。黒い傾いた十字は AVE を示す。 (b) Concurrent task の実験環境を横から見た図。

5.1.3 手続き

以下に, 具体的な 1 試行の流れを示す。

実験 2 : Remembered task

1) 実験者が被験者の参照肢の指先をターゲットへ持っていく。2) 実験者は被験者にその指先位置を覚えるように教示する。3) 被験者が覚えたとの合図をした後, 実験者は参照肢を実験平面上の邪魔にならない位置に戻し, 被験者の運動肢の指先をスタートに持っていく。この時間は常に 5~6 秒間であった。4) 被験者は先ほど覚えた参照肢の指先位置に, 自ら腕を動かして運動肢の指先を出来るだけ正確に持っていく。5) 被験者が正しい位置に指先を持っていったと判断したら, 実験者に合図をし, 実験者はその位置を終点として記録する。

実験 3 : Concurrent task

1) 実験者が被験者の参照肢の指先をターゲットへ持っていく。2) 実験者は, 被験者の運動肢の指先をスタートに持っていく。3) 被験者は現在ある参照肢の指先位置に, 自ら腕を動かして運動肢の指先を出来るだけ正確に持っていく。4) 被験者が正しい位置に指先を持っていったと判断したら, 実験者に合図をし, 実験者はその位置を終点として記録する。

被験者は実験装置に慣れた後, 本試行を行った。本試行では, 2 つの腕をそれぞれ交代で運動肢・参照肢として使用した。この順番は被験者間でカウンターバランスを取っ

た。実験 3 については、上下の平面と使用腕の関係についても被験者間でカウンターバランスを取った。ターゲットは同じターゲットが連続して提示されないよう、疑似ランダムな順で提示された。実験 2 では、(2 ターゲット×9 試行+ダミーターゲットへの 12 試行) ×2 腕 =60 試行、実験 3 では (2 ターゲット×11 試行+ダミーターゲットへの 28 試行) ×2 腕 =100 試行をおこなった。

5.1.4 解析

実験 2・3 では、実験 1 と同様に、軸依存性の終点分散(AVE)を求めた。AVE については、参照肢のスティフネスを基準とした AVE (AVE based on the reference arm stiffness)と、運動肢のスティフネスを基準とした AVE (AVE based on the indicator arm stiffness)の 2 種類を求めた。これは、両腕のスティフネス楕円体の長軸の向きがそれぞれ異なるためである。解析に使用したターゲットは、2 点のみである(Figure 5-1 参照)。それぞれの位置におけるスティフネス楕円体の値は、実験 1 と同様に Mussa-Ivaldi et al. (1985)の値を適用した。

AVE に加え、Best-fit ellipse, CE, および誤差ベクトルを求めた。これらの指標の算出方法は実験 1 と同様である。VE に関しては、実験 1 と異なり、解析に使用するターゲット数が AVE と同じであるため、個別の解析は行っていない。⁵

統計解析は、AVE と Best-fit ellipse に関してはそれぞれ 3 要因 ANOVA (2 腕×2 ターゲット×2 軸)、CE と誤差ベクトルに対してはそれぞれ 2 要因 ANOVA (2 軸×2 ターゲット)を行った。要因はすべて被験者内要因である。

5.2. 結果

実験 2・3 では、被験者は両腕を用いた自己受容感覚課題(Remembered task, Concurrent task)をおこなった。その結果、定位の終点分散については主に次の 2 点が明らかになった。1) Concurrent task では定位終点が運動肢のスティフネス楕円体のスティフネスが低い方向により分散していた。2) Remembered task ではスティフネス楕円体のスティフネスに関する有意な結果は得られなかった。これらの統計結果は Best-fit ellipse を用いた観察でも同様に確認された。このほか、終点分散に対する腕・ターゲットの要因の効果はどちらも有意ではなかった。

終点バイアスに関しては次の 2 点が明らかになった。1) 課題の種類に関係なく、運

⁵ すなわち、長軸と短軸方向への終点分散(AVE)の二乗の和の平方根を取ったものと VE は一致する。

動方向ではなく運動肢の位置を基にしたオーバーシュートが観察された。2) 近位のターゲットと遠位のターゲットに関しては、バイアスの角度が系統的に異なっていた。以下、それぞれの指標について具体的に述べる。

まず、それぞれの課題における代表的な被験者 2 名ずつの終点および Best-fit ellipse を示す (Figure 5-2)。M.K. と C.I. の終点は全体として運動肢のスティフネス楕円体のスティフネスが低い方向へ分散が大きいことが見てとれる (Figure 5-2abef)。一方、T.S. の左腕定位と S.A. の右腕定位には、運動肢のスティフネス楕円体ではなくむしろ参照肢のスティフネス楕円体の形と反比例するような終点分散が観察される (Figure 5-2ch)。

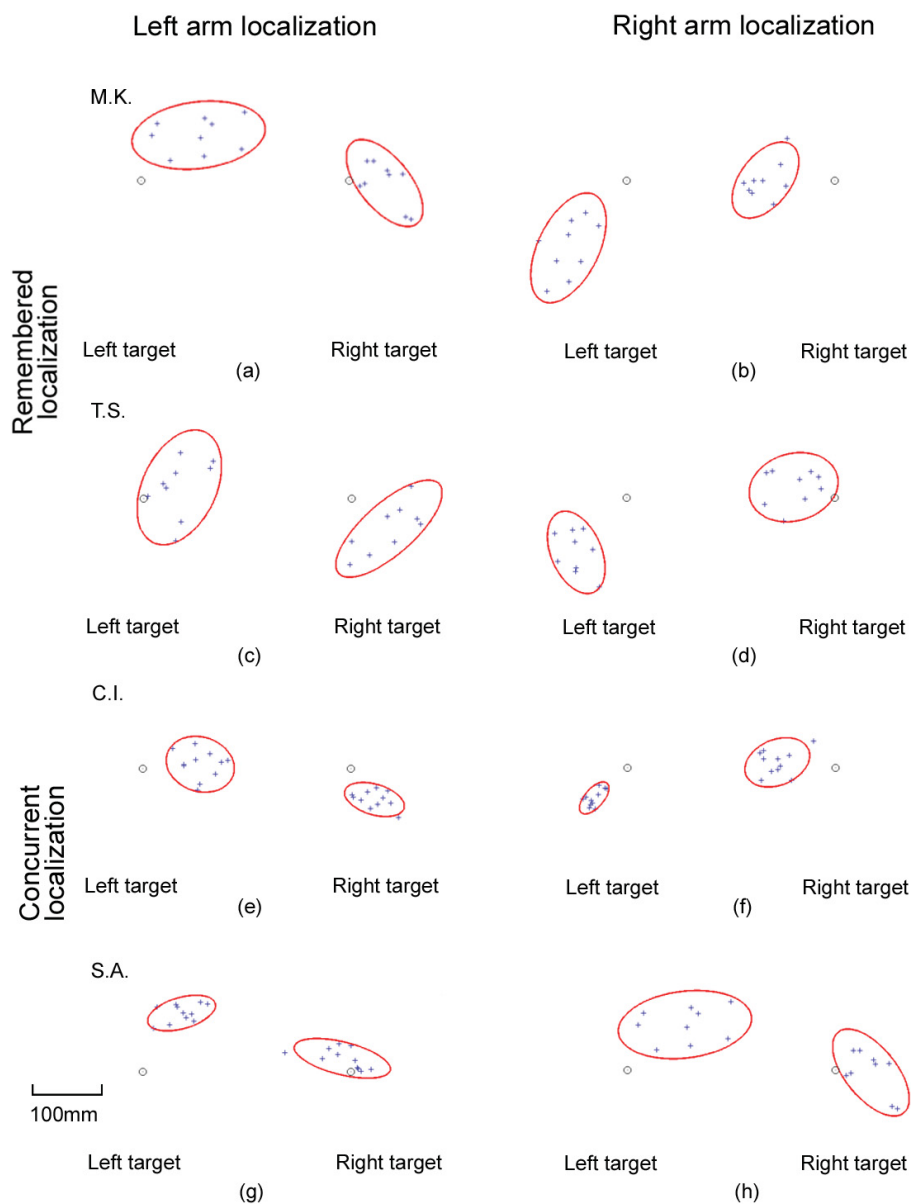


Figure 5-2 代表的被験者 4 名の Best-fit ellipse. +: 終点, o: ターゲット. 赤い楕円は Best-fit ellipse を示す. (a-d) Remembered localization task, (e-h) Concurrent localization task.

5.2.1 Remembered task におけるスティフネス楕円体の軸方向への Variable error

ANOVAの結果、Remembered taskでは、どちらの腕のスティフネスを基にした際も、軸、ターゲット、および使用腕の有意な効果は得られなかった(Figure 5-3ab)。ただし、参照腕スティフネスを基にした AVE においては軸効果に関して有意傾向が得られ ($F_{1,17}=3.54$, $p=.077$)、長軸方向の AVE が短軸方向の AVE より大きかった(Figure 5-3a)。運動肢スティフネスを基にした際は、二つの軸の AVE の差はそれほど大きくないものの、参照肢スティフネスを基にした AVE と逆のパターンが確認できる(Figure 5-3b)。

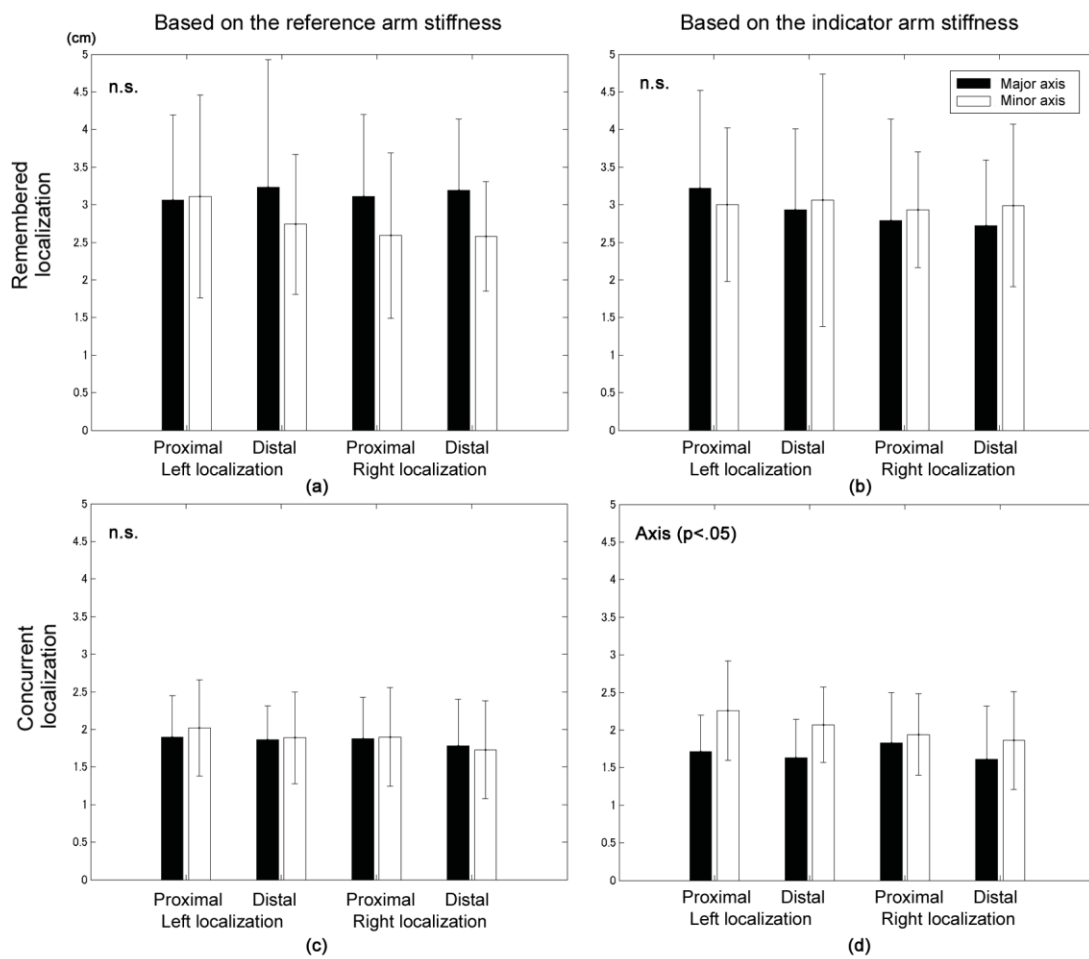


Figure 5-3 Axis-dependent variable error. (a) Remembered task における参照肢スティフネスに基づいた AVE, (b) Remembered task における運動肢スティフネスに基づいた AVE, (c) Concurrent task における参照肢スティフネスに基づいた AVE, (d) Concurrent task における運動肢スティフネスに基づいた AVE. Distal/Proximal は運動肢を基準としたターゲットを示す. Concurrent task では、運動肢を基準とした短軸方向への AVE が長軸方向の AVE よりも有意に大きかった ($F_{1,13}=8.04$, $p < .05$).

5.2.2 Concurrent task におけるスティフネス楕円体の軸方向への Variable error

ANOVAの結果、Concurrent task では、運動肢スティフネスを基にした際に、短軸の方が長軸よりも、有意に AVE が大きかった ($F_{1,13}=8.04, p<.05$)。他の要因の主効果や交互作用は観察されなかった。

予測と一致して、短軸方向の AVE は長軸方向の AVE よりも大きかった。すなわち、これは定位終点が運動肢のスティフネス楕円体のスティフネスが低い方向によりばらついていることを意味する。また、有意な交互作用は見られなかったものの、左腕での定位において長軸と短軸の差が大きかった(Figure 5-3d)。さらに、参照肢スティフネスを基にした AVE においては、有意な差は見られなかった (Figure 5-3c)。

5.2.3 Best-fit ellipse による終点分散の近似

終点分散に対する Pooled best-fit ellipse の傾きと運動肢のスティフネス楕円体の短軸との関係を Figure 5-4 に示した。スティフネス楕円体の短軸は青色の線で、Pooled Best-fit ellipse は赤色で示した。スティフネス楕円体の短軸が Pooled Best-fit ellipse の長軸の傾きの方向と一致している場合は、終点分散がスティフネス楕円体のスティフネスが低い方向へより分散するという予測に合致していることを示す。

Pooled best-fit ellipse とスティフネス楕円体の短軸の傾きは、AVE に関する統計結果と一致した。Concurrent task の Best-fit ellipse の長軸の傾きはスティフネス楕円体の短軸の傾きの角度差は小さかった。一方で、Remembered task における二つの軸の角度差は大きかった (Figure 5-4)。二つの軸の角度差は、Concurrent task において左手を運動肢とした時、それぞれのターゲットに対して 25.8°および 17.2°、同様に右手を運動肢とした時、12.2°および 12.9°であった。同様に Remembered task では、2つの軸の角度差はそれぞれ 87.8°、44.8°、32.7°、27.0°であった。Remembered task における 2つの軸の角度差は大きく、左ターゲットに対しての左手定位では、ほぼ 90度になっていた。これは運動肢よりもむしろ参照肢のスティフネス楕円体の短軸に一致する。

Pooled best-fit ellipse に対する観察と同様に、被験者ごとの Best-fit ellipse の傾きに関する ANOVA の結果、Concurrent task の Best-fit ellipse の長軸は短軸よりも運動肢スティフネス楕円体の短軸の傾きに一致していた ($F_{1,13}=6.00, p<.05$)。一方、Remembered task では、参照肢スティフネス楕円体を基準として分析をおこなった結果、軸の主効果が有意傾向にあった ($F_{1,17}=3.82, p=.067$)。Remembered task に関する参照肢スティフネスを基準とした有意傾向も含め、これらの Best-fit ellipse に関する結果は、AVE に関する結果と一致した。

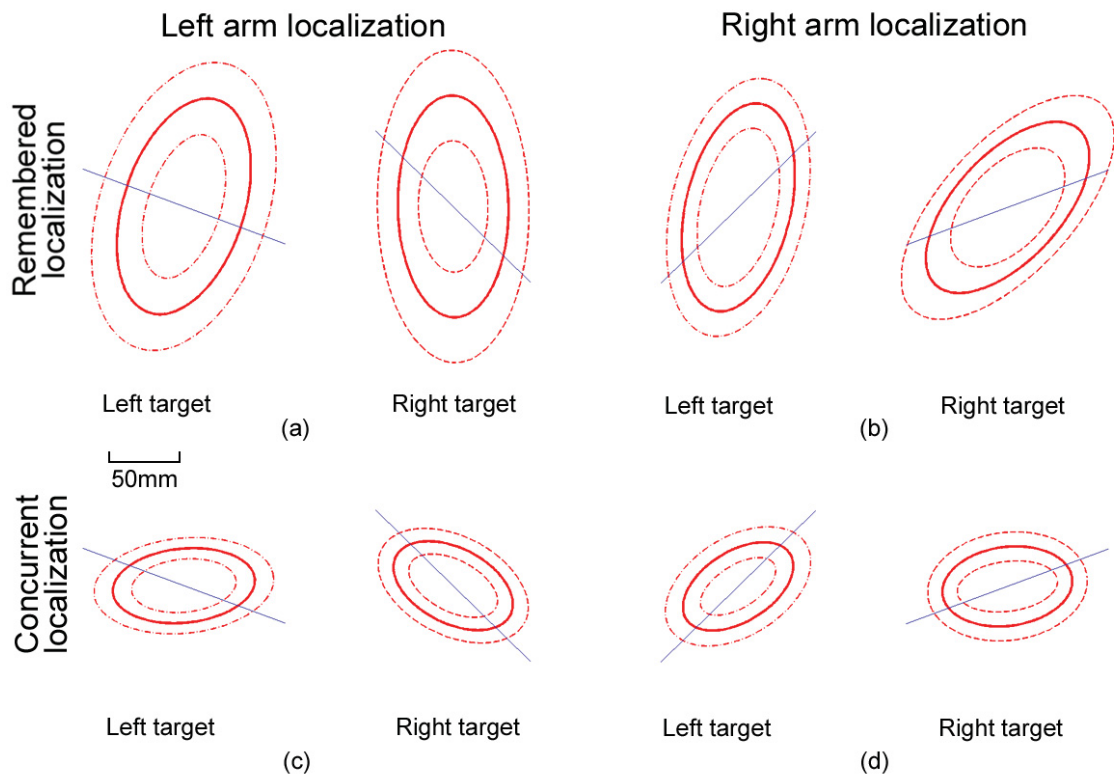


Figure 5-4 Pooled best-fit ellipse. (a) 左腕での Remembered localization, (b) 右腕での Remembered localization, (c) 左腕での Concurrent localization, (d) 右腕での Concurrent localization. 赤い実線の楕円が best-fit ellipse, 点線がその ± 1 標準偏差を示す。青い直線がスティフネス楕円体の短軸の傾きを表す。

5.2.4 スティフネス楕円体の軸に依存しない Constant error

Remembered task, Concurrent task の両課題において, それぞれターゲット 2 点に対する CE の大きさが異なった。Remembered task における CE の値は近位ターゲットで 63.4 ± 27.8 mm, 遠位で 54.5 ± 31.8 mm, Concurrent task では近位ターゲットで 63.1 ± 24.3 mm, 遠位ターゲットで 79.2 ± 32.2 mm であった。二要因 ANOVA の結果, それぞれターゲットの主効果が観察された ($F_{1,17}=6.88, p < .05$; $F_{1,13}=6.25, p < .05$) が, その方向は異なった。すなわち, Remembered task では近位ターゲットの方が CE が大きく, Concurrent task では遠位ターゲットの方が CE が大きかった。

5.2.5 終点バイアスのベクトル表現

両課題の誤差ベクトルにおいて、運動肢に対するオーバーシュートが観察された。これは“Overlap effect” (Crowe, et al., 1987)と一致する。しかし、近位ターゲットと遠位ターゲットでは、その方向に差が見られた。Figure 5-5 に全被験者の誤差ベクトルを重ね書きしたものを示す。さらに、Figure 5-6 に運動肢の位置を右に揃えた(すなわち、左腕定位のベクトルを Y 軸に対して反転させた) 平均誤差ベクトルを示す。

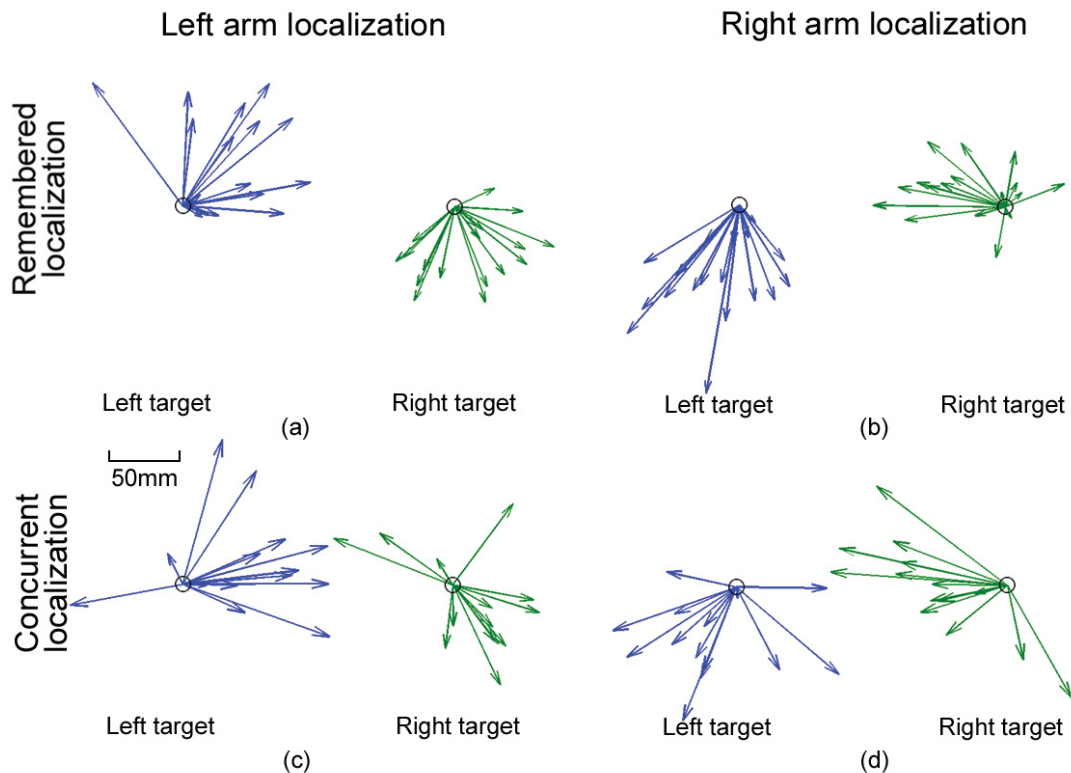


Figure 5-5 全被験者の誤差ベクトル. (a) 左腕での Remembered localization, (b) 右腕での Remembered localization, (c) 左腕での Concurrent localization, (d) 右腕での Concurrent localization. 同じターゲットへのベクトルは同じ色で描いた. 矢印の先が各被験者の同じターゲットに対する平均終点を示す.

被験者ごとの終点バイアスは、それぞれのターゲットに対して課題の種類に関わらずある特定のパターンを見せた(Figure 5-5)。すなわち、左ターゲットに対しては、左腕での定位は運動方向(スタート位置は二つのターゲットの中央に位置; Figure 5-1 を参照)に対してアンダーシュートしているのに対し、右腕での定位ではオーバーシュートした。さらに、左腕では体に対しターゲットに対してより遠位に、右腕ではより近位に定位した。右ターゲットに対しては、左ターゲットとほぼ逆の関係が観察された。

運動肢の方向を揃えて誤差ベクトルを図示すると、さらに一貫したパターンが得られた(Figure 5-6)。この図において、運動肢の肩は近位のターゲットから約 -80° 方向、遠位のターゲットからは -45° 方向に位置する。座標の原点に対する相対的なスタート位置はそれぞれの誤差ベクトルによって異なる。課題の種類、使用する腕、ターゲットによらず、運動方向ではなく運動肢を基準としてオーバーシュートした(overlap effect)。これに加えて、近位と遠位のターゲットごとのバイアスの角度には異なる傾向が見られた。すなわち、近位のターゲットに対しては、体幹から遠い方向に定位した (Remembered task: $145.9 \pm 60.2^\circ$; Concurrent task: $173.2 \pm 55.3^\circ$)。それとは逆に遠位のターゲットに対しては、より体幹側に定位した (Remembered task : $253.0 \pm 115^\circ$; Concurrent task: $237.9 \pm 85.7^\circ$)。

座標変換後の角度に関する ANOVA の結果、Remembered task においても Concurrent task においても、ともにターゲットの主効果のみが有意であった ($F_{1,17}=26.72, p<.001$; $F_{1,13}=20.08, p<.001$)。すなわち、どちらの課題においても、近位のターゲットと遠位のターゲットでは、終点バイアスの角度は異なっていた。

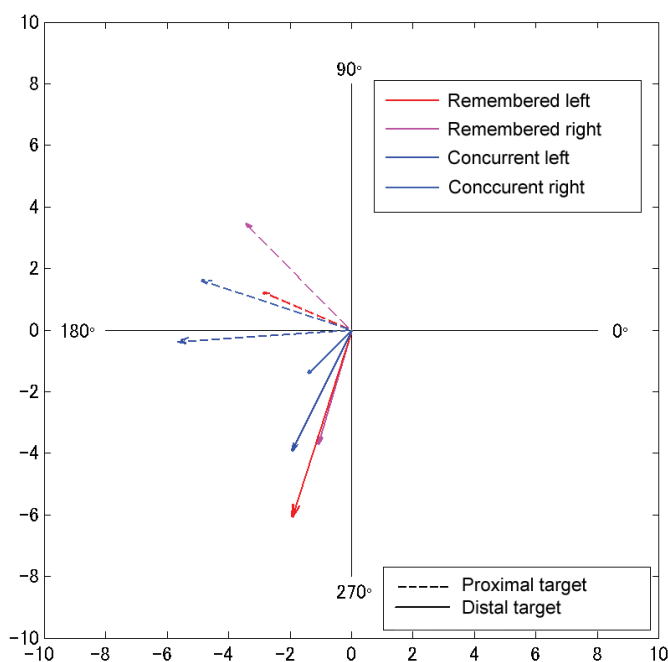


Figure 5-6 腕位置を基準にし、被験者をプールした誤差ベクトル。左右腕、左右ターゲットへの誤差ベクトルを重ね書きした。すなわち、左腕を運動肢とした誤差ベクトルは正中線に対して反転させた。したがって、それぞれの誤差ベクトルに対する運動肢は図の右下方向に位置することになる。点線は運動肢から近位のターゲット、実線は遠位のターゲットへの誤差ベクトルを示す。バイアスの平均角度は近位のターゲットへ 159.3° 、遠位のターゲットへ 243.6° であった。

5.3. 考察

実験 2・3 の目的は、両腕を用いた自己受容感覚課題における、運動肢と参照肢のスティフネス楕円体におけるスティフネスが終点誤差（終点分散とバイアス）に与える影響を調べることであった。実験結果は、自己受容感覚課題において、手先位置の運動知覚に関する誤差分散はスティフネス楕円体の形と反比例するという仮定、および課題に含まれる認知処理の違いから導出された予測の 2 つを支持した。すなわち、**Concurrent task** における自己受容感覚定位では、運動肢のスティフネス楕円体に基づいたスティフネスの低い軸方向へより終点の分散が大きかった。次に、記憶保持が必要となる **Remembered task** では、どちらの腕のスティフネスを基準とした場合も各軸方向の分散に差は見られなかった。さらに、**Remembered task** の方が **Concurrent task** よりも終点分散のサイズが大きかった。これらの実験結果は、運動肢のスティフネスが終点分散に影響すること、および記憶にかかわる認知処理は運動肢のスティフネスの効果をマスクすることを示唆する。結論として、実験 2・3 の結果は、両腕を用いた自己受容感覚課題の終点分散が運動肢の影響を大きく反映していることを示唆する。

本考察では、運動肢と参照肢の要因、および記憶に関する処理が自己受容感覚定位の誤差パターンに与える影響を検討する。また、本実験の直接の検証対象ではないが、自己受容感覚課題における誤差の特徴をより明らかにするため、腕の左右差が誤差パターンに与える影響も併せて検討する。

5.3.1 スティフネス楕円体が終点誤差に与える影響

まず、実験 2・3 の結果、終点分散に対する仮説は部分的に支持された。実験 2・3 では、それぞれの腕においてスティフネス楕円体と定位の終点分散の形が反比例することを仮説とした。同時に、運動に依存するノイズと記憶処理に関わるノイズに関する仮定から、**Concurrent task** では運動肢のスティフネスの効果が、**Remembered task** では参照肢のスティフネスの効果がそれぞれ大きくなることを予測した。実験の結果、**Concurrent task** に関する予測は支持された(Figure 5-3d)。すなわち、提示された終点位置を記憶する必要がない条件における、対側の手先位置への定位の終点分布は、運動肢のスティフネス楕円体の形に反比例して分散した。この終点パターンは、AVE によってのみではなく Best-fit ellipse によっても確認された(Figure 5-4cd)。これらの結果は、**Concurrent task** では、参照肢よりも運動肢の腕特性の要因が、自己受容感覚課題における成績（終点分散）に反映されることを示唆する。

一方で、**Remembered task** に関する予測の一部は支持されなかった。**Remembered task** では短軸方向の分散と長軸方向の分散の有意な差が見られなかった。平均的な分

散の大きさに関しては、**Concurrent task** よりも大きかった。運動肢の要因および半球間統合処理は両課題において同一であるため、この差は記憶処理による影響であると解釈できる。すなわち、これらの結果は記憶保持による認知処理が課題の分散を大きくするという仮説を支持し、参照肢のスティフネス楕円体の特性が終点分散に反映されるという仮説を支持しなかった。ただし、有意ではないものの($p=0.086$)、**Remembered task** では参照肢スティフネスを基にした時にスティフネス楕円体の短軸方向に分散が大きかった(**Figure 5-3**)。これは特に左腕による定位の終点において確認された。この傾向は、**Remembered task** では終点分散が参照肢スティフネス楕円体に反比例する形をとるという予測と一致する。結論として、実験 2・3 では、双方の腕のスティフネス楕円体に反比例する終点分散が生じることを仮説としたものの、実験の結果は運動肢のスティフネスの影響のみを統計的に支持し、参照肢のスティフネスの影響に関しては統計的には支持しなかった。

次に、両腕を用いた実験 2・3 で観察された終点バイアスは、半球間統合や運動肢の運動に起因するものではないことが示唆された。終点バイアスは、記憶処理の有無、運動方向、使用する腕に関係なく、運動肢の位置から対側方向にオーバーシュートした。このパターンは、随意運動を用いない視覚的な判断(Wilson, et al., 2010) におけるバイアスと一致する。Wilson et al. (2010) では、他動的に動かされた手先位置は、作業空間上の手先位置に依らず、より同側方向に(右腕ではより右に、左腕ではより左に)判断された。参照肢ではなく運動肢を基準に考えれば、この判断傾向は対側方向へのバイアスを意味する。したがって、自己受容感覚的に与えられた手先位置を判断する際のバイアス(Wilson, et al., 2010)は、本研究の結果および運動肢を用いた自己受容感覚課題における **Overlap effect** (Crowe, et al., 1987; van Beers, et al., 1998) と合致する。このように、運動肢を用いなくても同様のバイアスが生じることを考慮すると、実験 2・3 で観察されたバイアスは、位置表現の半球間統合や、運動肢の運動自体に起因するものではないことが示唆される。

ただし、本研究ではさらに、近位のターゲットと遠位のターゲットでは異なる角度のバイアスが観察された (**Figure 5-7**)。このバイアスについては、Wilson et al. (2010) が報告した知覚バイアスや **Overlap effect** では説明できない。この解釈については総合考察においてさらに検討する。

5.3.2 記憶処理が終点誤差に与える影響

実験 2・3 の結果は、記憶処理が終点の分散とバイアスに与える影響の違いも示した。このことは、2 つの誤差指標には、異なるメカニズムが関わっていることを示唆する。実験の結果、記憶処理が必要ない条件では、定位終点の分散は運動肢スティフネス楕円

体の形に反比例した。記憶処理が必要な条件では終点はそのような形に分布せず、分散の大きさは記憶処理がない条件よりも大きかった。一方で、定位終点のバイアスについては、記憶処理の有無に関係なく、運動肢もしくは参照肢の位置を基準として一貫していることを示した。2つの課題間における記憶保持の処理の有無によって影響を受けると考えられるのは、参照肢由来の位置の内部表現である。記憶処理によって受ける影響が2つの誤差で異なったということは、2つの誤差には互いに独立なメカニズムが関与していることが示唆される。すなわち、終点分散は記憶処理に関わるノイズの影響を受ける。その一方で終点バイアスは、記憶処理とは比較的独立なメカニズム、おそらく位置表現そのもののずれによって生じる誤差だと考えられる。

5.3.3 腕の左右差が終点誤差に与える影響

最後に、自己受容感覚的に与えられたターゲットへの定位における誤差パターンに対して、左右の腕が与える影響について述べる。先行研究において、腕の左右差、もしくは利き手非利き手が自己受容感覚に与える影響が報告されてきた。Adamo & Martin (2009) では、手首角度の左右マッチング課題において、Absolute error に左右差はないが、Constant error には左右差があることを報告した。また、Goble & Brown (2010) は、肘関節のダイナミックマッチング課題において、Variable error には利き手非利き手の影響はなかったが、Absolute error と Constant error にはそれぞれ有意な差が見られた。本研究における終点分散では有意な左右差は観察されなかった。さらに、終点バイアスにおいても、左右の腕にかかわらず一貫した傾向が見られた。先行研究と実験2・3の結果の違いは、課題の違いに起因するだろう。すなわち、先行研究が単関節の角度のマッチングを行っていたのに対し、本実験では反対側の手先位置へ多関節運動による定位を行った。これらの比較は、角度と位置では表現が異なる可能性、もしくは自己受容感覚的な定位運動の誤差パターンは左右の腕で変わらない可能性を示唆する。

第6章：総合考察

本章では、実験 1~3 で得られた結果を基に、本研究の仮説を総合的に考察するとともに、自己受容感覚課題における定位の誤差に影響を与える要因について検討する。研究全体の仮説は、スティフネス楕円体のスティフネスが低い方向（短軸方向）に自己受容感覚定位の終点分散が大きくなることであった。実験 1 では、同側の腕を参照肢と運動肢として用いた。一方で、実験 2・3 では対側の腕を参照肢と運動肢として用いた。また、実験 1・2 は記憶されたターゲットへの定位であったのに対し、実験 3 ではそのような記憶処理は必要としなかった。以上のような課題の差に対応する中枢での情報処理においての違いを仮定し、それらの要因が誤差パターン（終点分散・終点バイアス）に与える影響をそれぞれ検討していく。

本考察に入る前にまず、本研究で用いたスティフネスの値の妥当性について検討する。本研究におけるスティフネスの値に関する問題は 2 点ある。1 点目は、被験者のスティフネスを直接計測しておらず、Mussa-Ivaldi et al. (1985)により得られたスティフネス楕円体の傾きの値を解析に適用したことである。しかし以下の理由から、この適用は研究における近似の範囲内であると考えられる。まず、彼らの研究では、被験者の腕はロープにより水平に保たれており、被験者はハンドルを握った状態でスティフネスが計測された。本研究も同様に、被験者は肩肘 2 自由度⁶の水平な腕姿勢を取っていた。次に、スティフネス楕円体の傾きはおおよそ肩方向に向き、スティフネスの形・大きさよりも比較的個人差が少ない(Mussa-Ivaldi, et al., 1985)。さらに、本研究では同じ値を全被験者に適用するため、Mussa-Ivaldi et al.における 4 人の被験者の平均値を使用した。平均値を使用することにより、本研究で用いた値からの個人レベルでの逸脱の影響は全体として抑えることができると考えられる。

2 点目として、本研究では左腕のスティフネス楕円体の傾きの値として、Y 軸に対称な角度を計算し用いたことが挙げられる。すなわち、Mussa-Ivaldi et al. (1985)では右腕のスティフネスしか計測していないため、本研究では右腕のスティフネスを反転させたものを左腕に適用した。しかし、スティフネス楕円体の傾きは主に肩の位置に依存すること、および左右の肩の位置は対称であることを考慮すると、この操作に関しても近似の範囲であると考えられる。以上のように、スティフネス楕円体の傾きに関しての値を先行研究から援用することは、本研究においては近似の範囲内であると考えられる。

⁶ 肩と肘の関節それぞれ水平方向に 1 自由度ずつ、合計 2 自由度の腕姿勢を指す。水平面に腕の運動を制限しているため、肩関節は他の 2 方向への自由度は含まれない。また、手首関節についても動きを制限しているため、これも今回の自由度には含まれない。

6.1. 本研究の実験結果のまとめ

本研究では、片手・両手を用いた3種類の自己受容感覚定位課題を行い、主に以下の知見を得た。

- 1) 片手継時定位 (Ipsilateral Remembered: 以下 IR 課題)では、スティフネス楕円体の短軸方向に分散が大きかった
- 2) 両手継時定位 (Contralateral Remembered: 以下 CR 課題)では、スティフネス楕円体の軸要素に関する有意な影響はなかった
- 3) 両手同時定位 (Contralateral Concurrent: 以下 CC 課題)では、スティフネス楕円体の短軸方向に分散が大きかった。

また、終点バイアスに関しては、

- 1) IR 課題では、全てのターゲットに一貫したバイアスは見られなかった。
- 2) CR 課題・CC 課題では、課題の種類に関係なく、運動肢から遠い位置に定位する Overlap effect (Crowe, et al., 1987)が見られ、および遠位のターゲットと近位のターゲットではバイアスの角度が異なっていた。

これらの誤差パターンを腕スティフネスの観点から、以下にそれぞれ考察する。

6.2. 自己受容感覚課題における終点分散

本研究では、両方の腕におけるスティフネス楕円体の影響が定位の終点分散に影響することを仮説とした。3つの課題におけるそれぞれの仮説は、スティフネスに関する仮定および記憶処理による仮定によって導出される。まず、本研究では運動肢、参照肢の両方におけるスティフネス楕円体の形に反比例するノイズを仮定した。IR 課題では、運動肢と参照肢が同じであるため、2つの腕の影響は拮抗しない。一方で、CR 課題・CC 課題では、2つの腕のスティフネス楕円体の傾きは矢状断に関して対称であり、Left, Right のターゲットの両方において、2つの腕のスティフネス楕円体の長軸は約 65°異なる。すなわち、2つの腕由来のノイズの幾何学的な形は一致せず、拮抗する。このとき、最終的な終点分散は、よりノイズの影響が大きい方のスティフネス楕円体の形に従う。

次に、本研究では、スティフネス楕円体の影響とは独立な、記憶処理におけるノイズを仮定した。CR 課題は CC 課題と異なり記憶に関する処理が必要とされる。そのため、CR 課題における参照肢のノイズの形は、CC 課題における参照肢のノイズの形を保つ

たまま大きくしたものになる。以上の2つの仮定から、IR課題では最も一貫して終点分散がスティフネス楕円体の形と反比例すること、CR課題では参照肢のスティフネス楕円体の効果が見られること、CC課題では運動肢のスティフネス楕円体の効果が見られることが演繹された。さらに、全体としての分散の大きさはCC課題<CR課題≒IR課題となることが予測される。半球間統合処理に伴うノイズが記憶処理に伴うノイズよりも小さい場合には、CC課題<IR課題<CR課題となる。

第4・5章で検討してきたように、本研究の結果はこれらの仮説を支持した。すなわち、AVEとBest-fit ellipseによる分析は、両腕の影響が拮抗しない状況、および両腕の影響は拮抗するが記憶処理が必要のない状況において、スティフネス楕円体の短軸方向に終点分散が大きくなることを示した(Table 6-1)。さらに、両腕の影響が拮抗し、記憶処理が必要な状況においては、スティフネス楕円体と終点分散の形について統計的に有意な関係は見られなかった。全体としての分散の大きさも、予測と一致した。すなわち、CC課題(平均2.57 cm)<IR課題(平均3.56 cm)<CR課題(平均4.05 cm)の順で終点分散が大きくなった(Table 6-1)。以下、改めてこれらの実験結果を検討する。

Table 6-1 課題において必要な認知処理とVEの比較

	Required processing		VE (cm)			Result of ANOVA	
	Inter-hemispheric		Target	Proximal	Distal	based on indicator	based on reference
	integration	Memory				arm stiffness	arm stiffness
IR	×	○	Mean	3.61	3.52	Major < Minor ($p < .001$)	-
CR	○	○	Mean	4.05	4.04	- n.s.	Major < Minor ($p = .086$)
CC	○	×	Mean	2.67	2.46	Major < Minor ($p < .05$)	- n.s.

Note. IR課題と比較するため、CR・CC課題における左腕定位時のVEは除外した。CR・CC課題におけるVEは2つの軸のAVEのピタゴラス和である。IR: Ipsilateral Remembered, CR: Contralateral Remembered, CC: Contralateral Concurrent, VE: Variable Error.

6.2.1 スティフネス楕円体と終点分散

本研究は、運動肢と参照肢起源のノイズがそれぞれのスティフネス楕円体の形と反比例することを示唆する。これは3つの実験からの示唆から結論された。まず、IR課題における知見は、参照肢と運動肢に同じ腕を使用する場合、両方の腕スティフネスの影響が拮抗しないことを示唆する。次に、CR課題における知見は、位置表現が曖昧な状況では、参照肢起源のノイズと運動肢起源のノイズが幾何学的に対称な形で同程度の影響をもつことを示唆する。もし、一方のノイズが正規分布をしているならば、最終的な終点分散は大きくなるものの、他方の腕起源のノイズの長軸と短軸の関係は保たれるため、どちらかの腕の効果が観察されるだろう。しかしCR課題においては、どちらの腕の効果も有意ではなかった。最後に、CC課題における結果は、位置表現が記憶処理に

よるノイズの影響をうけていない状況では、運動肢起源のノイズの方が参照肢起源のノイズよりも大きく、スティフネス楕円体の形と反比例することを示唆した。また、運動肢の影響は全課題において共通であると考えられるため、IR 課題・CR 課題における参照肢起源のノイズは正規分布、もしくは運動肢と同様に腕スティフネス楕円体と反比例する形をしているという 2 通りの可能性が示唆される。CR 課題において、参照肢スティフネスにおける影響が有意傾向であったことを考慮すると、少なくとも位置表現の曖昧さが記憶処理により増大した状況下では、運動肢と同様に、参照肢を起源とするノイズはスティフネス楕円体の形と反比例する形であることが結論される。

本実験結果は、自己受容感覚定位課題において、運動肢起源のノイズが終点分散に大きく影響することを示した。この結果は、到達運動における終点分散がスティフネス楕円体に反比例する形をとることを示した Lametti et al. (2007) や Lametti & Ostry (2010) の知見と一致する。本研究における運動は比較的遅い、複数ピーク of 速度波形を持つ運動であったのに対し、Lametti らの研究における運動は単一ピーク of 速度波形を持つ運動であった。本結果は、視覚的に与えられたターゲットに対する到達運動だけでなく、自己受容感覚的に与えられたターゲットに対しても、その終点分散に運動肢の腕スティフネスの影響が見られることを示した。

本実験結果は、運動の終点分散の形がターゲットの大きさに依存することを示唆する。本研究のような自己受容感覚的なターゲットを用いた場合は、終点分散は 25~40mm と、比較的大きい。また、本研究と同様にスティフネス楕円体の効果が見られた Lametti et al. (2007) の実験におけるターゲットの大きさは直径 40mm であった。これに対し、終点分散がその運動方向に沿ってばらつく場合は、視覚的に提示されたターゲットは小さかった(4mm; Gordon, et al., 1994; Vindras & Viviani, 1998)。これらの研究のターゲットの大きさは分散の大きさに対応する。これらの知見を併せて考えると、運動計画や運動遂行の仕方に関係なく、目標の位置表現がなんらかの理由で曖昧で大きいときの運動の終点分散は、運動肢のスティフネス楕円体の影響をより反映することが示唆される。

6.2.2 認知処理過程と終点分散

課題間の終点分散に関する結果の比較は、記憶処理に伴うノイズは半球間統合処理に伴うノイズよりも大きいことを示唆する。これまでの考察において、同側の腕を参照肢・運動肢として用いた時 (IR 課題) にはスティフネス楕円体の形に反比例する形の終点分散が得られること、および、記憶保持による位置表現の曖昧さがない条件 (CC 課題) においては、運動肢スティフネス楕円体の形に反比例する形の終点分散が得られることを示した。また、記憶処理が必要となり、かつ両側を使用する際は分散が大きく

有意ではないものの、参照肢スティフネス楕円体の形に反比例する形の終点分散が得られた。3つの課題において必要とされる処理、および結果の相違を Table 6-1 にまとめた。Table 6-1 には、共通する 2 点のターゲットに関する VE が示してある。ここから、IR 課題と CR 課題の差 (平均 0.49cm) よりも、CC 課題と CR 課題の差 (平均 1.48cm) の方が大きいことが分かる。これらの差が課題に必要とされる処理の差であると仮定すれば、記憶処理に伴うノイズは半球間統合処理に伴うノイズよりも大きいことが示唆される。

本実験の結果のみからは、記憶処理によるノイズが加算される前の参照肢スティフネスがスティフネス楕円体の形と反比例するかどうかは判断できない。本研究の結果の範囲内では、記憶処理によるノイズがスティフネス楕円体の形と反比例する形であり、参照肢由来のオリジナルのノイズは正規分布である可能性、もしくは両方のノイズがスティフネス楕円体を反比例した形をもつ可能性がある。これらの可能性を判断するためにはさらなる実験が必要となる。

6.3. 自己受容感覚課題における終点バイアス

本研究では、終点バイアスには明確な仮説を設けなかったが、終点バイアスについてもスティフネスの観点から総合的な考察をおこなう。本研究の終点バイアスについては、以下のような結果が得られた。IR 課題では、全てのターゲットに共通な系統的なバイアスは観察されなかった。具体的には、被験者は、左ターゲットに対しては左、右ターゲットに対しては右、正中線上の 2 つのターゲットに対してはどちらも体幹方向に定位するバイアスを見せた。

一方、両腕を用いた課題においては、一貫したバイアスが見られた。すなわち、運動方向・ターゲット・記憶処理の有無に関わらず、運動肢の位置から対側方向に離れた位置にオーバーシュートし、かつ、近位のターゲットと遠位のターゲットでは、ターゲットからのバイアスが約 90° 異なった (Figure 5-6 参照)。

本研究における終点バイアスの角度と大きさをまとめたものを Table 6-2 に示す。IR 課題では、誤差ベクトルの角度が近位・遠位のターゲットに関してほぼ逆になっている。一方で、両腕を用いた CR・CC 課題では、両ターゲットに対しては、運動肢とは逆側の方向という点では一致するが、その角度が約 90° 異なった。さらに、CC・CR 課題におけるバイアスの角度は殆ど一致した。

Table 6-2 誤差ベクトルの課題間での比較

	Magnitude of error vector (cm)			Orientation of error vector (deg)	
	Target	Proximal	Distal	Proximal	Distal
IR	Mean	4.02	3.39	25.28	223.68
	SD	2.26	1.89		
CR	Mean	4.28	6.64	156.95	252.37
	SD	2.36	3.40		
CC	Mean	8.02	6.88	183.76	243.74
	SD	3.22	2.71		

Note. IR課題と比較するため、CR・CC課題における左腕定位時の誤差ベクトルは除外した。IR: Ipsilateral Remembered, CR: Contralateral Remembered, CC: Contralateral Concurrent.

6.3.1 スティフネス楕円体と終点バイアス

参照肢だけでなく、運動肢における知覚バイアスを仮定することによって、本研究のIR課題とCR・CC課題におけるバイアスの違いが説明できる。すなわち、両腕を用いる課題（CR・CC課題）においては、参照肢は参照肢側に知覚バイアスを持ち、運動肢は運動肢側に知覚バイアスを持つ。運動肢の知覚バイアスは、実際の位置よりも近位に知覚を生じさせるため、結果的にオーバーシュートを引き起こす。この二つの腕のバイアスは、両手を使用する課題においては、その腕の位置関係から、同じ方向である。一方で、片腕を用いる課題（IR課題）では、同じ腕が参照肢と運動肢であるため、知覚のバイアスが拮抗する。すなわち、近位に知覚したターゲットに対し、オーバーシュートをする。そのため、結果としてバイアスは理論的には相殺される。実際に、本研究のIR課題では、左右のターゲットへのバイアスは、一貫しておらず、また、CR・CC課題よりも小さかった(Table 6-2)。

さらに、このバイアスがスティフネスの影響を受けると仮定することによって、本研究の両手を使用する課題で観察された2つのターゲットにおけるバイアスの方向の違いも説明できる。Figure 6-1にそれぞれのバイアスを図示する。このグラフでは、Figure 5-6と同様に、右腕を運動肢、左腕を参照肢とした場合を仮定している。スティフネス楕円体の短軸方向にそれぞれの腕のバイアスを仮定すると、運動肢から近位のターゲットに対しては、運動肢のバイアス（オーバーシュート）は 190° の方向に、参照肢のバイアスは 135° の方向になる。運動肢から遠位のターゲットに対しては、運動肢のバイアスは 215° の方向に、参照肢のバイアスは 160° の方向になる。その結果、最終的なバイアスは、CR・CC課題で観察されたように、オーバーシュートという点では共通しつつもその方向が異なるバイアスになる。

知覚バイアスがスティフネスの影響を受けるという仮定は、本研究でもともと用いた腕スティフネスに関する仮定と、先行研究で報告されている知覚・定位のバイアス(Crowe, et al., 1987; Wilson, et al., 2010)を組み合わせたものである。本来、スティフ

ネスに関する仮定のみからでは、ステイフネス楕円体の短軸に沿った、中心からの両方向にバイアスが生じると予測されるため、バイアスがどちらの方向に生じるかに関しては明確な予測が立たなかった（第3章参照）。しかし、運動肢と対側方向へのオーバーシュートバイアスを考慮することで、Figure 6-1 に示されるように、このバイアスが一意の方向に決定される。

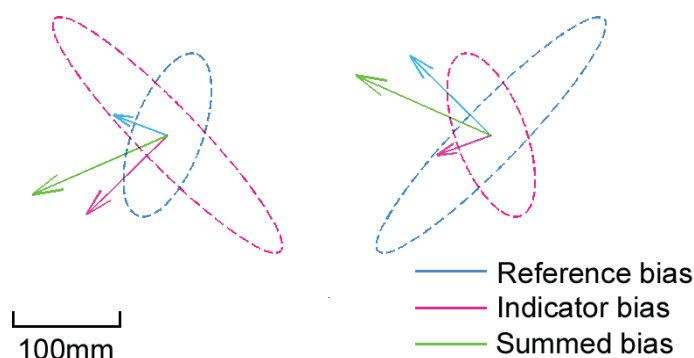


Figure 6-1 参照肢と運動肢のバイアスのモデル。青い楕円は参照肢、赤い楕円は運動肢のステイフネス楕円を表す。矢印はそれぞれの腕に基づいたバイアスを表し、緑色のバイアスは参照肢と運動肢のバイアスを足したものである。ここでのバイアスの大きさは、楕円体の形に比例した大きさとし、バイアスの方向はステイフネス楕円体の短軸方向と一致する。

6.3.2 認知処理過程と終点バイアス

本研究は、手先位置の知覚バイアスは、半球間統合処理や記憶保持などの認知的な処理に起因するものではなく、位置表現そのもののバイアスであることを示唆する。実験2・3では記憶処理に関係なく一貫した終点バイアスが観察された。また、視覚判断課題(Wilson, et al., 2010)においても腕側に手先位置を知覚するバイアスが観察されている。すなわち、Wilson et al. (2010)では、片腕しか用いていないため、処理に用いられる位置表現の半球間統合は生じない。したがって、本研究で観察された終点バイアスは、両半球由来の位置表現の統合処理によって生じたものではないことが示唆される。

Wilson et al. (2010)はこの知覚バイアスの起源は不明だとしながらも、2つの可能性を挙げた。1つ目は、筋紡錘の選好方向(Bergenheim, Ribot-Ciscar, & Roll, 2000; Jones, et al., 2010; Roll & Ribot-Ciscar, 2000)あるいは筋と腕のジオメトリの関係に起因する可能性(Herrmann & Flanders, 1998)であり、2つ目は、日常の運動において腕がある頻度・確率に依存したバイアス(Gritsenko, Krouchev, & Kalaska, 2007; Howard, Ingram, Körding, & Wolpert, 2009)による可能性である。また、Crowe et al. (1987)は、このバイアスは両腕の指先を確実に触れさせるための戦略であると主張し

た。Wilson et al. (2010)も同様に、このバイアスは日常の両手運動に利点をもたらすとしている。このバイアスの起源がストラテジーによってもたらされたものか、もしくは生来的に備わっているものかは、先行研究と同様に本研究からでも明らかではない。少なくとも本研究は、自己受容感覚課題における終点バイアスが記憶処理に依存しないことを示し、かつ、半球間統合処理やストラテジーを仮定せずとも、知覚のバイアスのみでも定位バイアスに対して整合性のある説明が可能であることを示した。

本研究における腕の知覚バイアスに関する考察は、終点分散に関する議論と同様に、自己受容感覚課題における運動肢および腕特性の重要性を強調する。すなわち、運動肢における知覚のバイアスを仮定すること、およびそのバイアスが腕スティフネスの特性に影響をうけることを仮定することによって、先行研究および本研究における、異なる課題の実験結果を説明した。運動肢の筋の条件づけに起因するマッチングバイアスについては、既に Allen et al. (2007)の報告がある。しかしながら、Allen et al. (2007)は物理的な筋の状態操作がマッチング誤差に対して系統的な影響をあたえることを示したのみであり、日常から運動肢に存在する知覚あるいは運動のバイアスの存在には言及していない。一方、本研究では、腕に存在する知覚バイアスが腕特性を反映している可能性、さらにそのバイアスが自己受容感覚課題の終点バイアスに影響する可能性の2点を示唆した。

6.4. 本研究の理論的示唆

本研究は身体位置の内部表現に対して理論的に新たな観点をもたらした。本研究では、運動指令が身体位置の内部表現と等しいこと、およびその運動指令がスティフネスと平衡点 θ_{eq} として表現されていることの2点を仮定している。運動指令が位置の内部表現と等しいこと、もしくは位置感覚に寄与することは古くから示唆されてきており (Gandevia, et al., 2006; Helmholtz, 1867; von Holst, 1954; Rizzolatti, Fadiga, Gallese, & Fogassi, 1996; Sperry, 1950; McClosky, et al., 1974; Wolpert, Ghahramani, & Jordan, 1995), 本研究結果はそれらの概念と理論的観点において合致するものである。本実験結果は、運動・知覚における2つの誤差(終点分散・終点バイアス)がそれぞれスティフネス楕円体の特性を反映している可能性を示した。ただし、本実験からでは、そのような誤差が中枢での内部表現において存在するのか、もしくは末梢との相互作用において生じているのかを判断することはできない。少なくとも本実験結果は、今回設定した二つの仮定を支持した。

6.5. 本研究の方法論的示唆

さらに方法論的な側面への示唆として、自己受容感覚課題において、運動肢の要素が誤差パターンに反映されること、および条件によってはその反映のされ方が参照肢の要素よりもむしろ大きくなりうることを示した。この結果は、自己受容感覚課題に関して暗に仮定されてきた前提を否定する。その前提とはすなわち、自己受容感覚的に提示されたターゲットに対する定位もしくはマッチング課題は、参照肢の自己受容感覚を反映するというものである。誤差パターンに運動肢の影響が含まれる可能性は最近の先行研究からも示唆されているが(Allen, et al., 2007; Fuentes & Bastian, 2010; Jones, et al., 2010), 参照肢よりも運動肢の影響の方が誤差パターンに反映される可能性を実際に示したのは本研究が初めてである。

本研究における知見は、運動肢を用いた自己受容感覚課題において自己受容感覚を評価する際には、いくつかの条件をクリアしなければ正確な評価が不可能であることを示唆する。すなわち、ここまで述べてきたように、参照肢ではなく運動肢の誤差が最終的な誤差に混入する可能性が高い。このような妥当性の低下を回避するためには、運動肢の精度あるいは確度が参照肢由来の誤差パターンに影響を与えない程度に高いこと、あるいは予めその誤差パターンがわかっていることが、参照肢の自己受容感覚を評価するために必要な条件となる。ただし、日常運動は両腕の自己受容感覚に基づいて行うことが一般的である。そのため、この課題を、純粋な知覚の精度を評価する課題ではなく、より高次な感覚運動機能を評価する課題として見なし、相応の認知処理プロセスを仮定するのであれば、自己受容感覚課題は依然として重要な示唆をもたらすだろう。

第 7 章：頭頂葉損傷患者と健常者の定位誤差に対する定量的比較

第 7 章（実験 4）の目的は、頭頂葉領域損傷患者における自己受容感覚課題の終点誤差を定量的に明らかにし、位置表現の脳部位対応および定位課題の妥当性を検討することである。実験 4 では、頭頂葉領域損傷患者 7 例を対象として、*Ipsilateral remembered task* を行った。自己受容感覚の評価は患者の運動感覚機能回復の予測指標として重要であることが示唆されているものの (Blasier, et al., 1994; Carey, et al., 1993; Dannenbaum & Jones, 1993; Hasan, 1992; Kim & Choi-kwon, 1996; McNair, et al., 1996)、現在まで十分な定量的評価は報告されていない。患者の位置感覚に関する、より統制された環境での検査もいくつか提案されている (Carey, et al., 1996; Dukelow, et al., 2010)。ただし、これらの研究では量的な尺度を用いて健常者と脳損傷患者の比較が行われているものの、その誤差の指標は関節角度のバイアスに限られていたり、症状と病巣との対応の検討は含まれていない。また、臨床場面における“より鋭敏な”位置感覚検査として、母指探し試験 (福武, 1997; 平山他, 1986; Hirayama, et al., 1999) が提案されている。しかし、この検査についても、信頼性や感度が低いという報告もなされており (Dukelow, et al., 2010; Garraway, et al., 1976; Lincoln, et al., 1991)、その有効性・妥当性は定かではない。そこで第 7 章では、頭頂葉領域損傷患者と健常者の終点誤差や運動のパターンの定量的比較を通して、位置表現の脳部位対応および定位課題の妥当性について、総合的な考察を試みる。

実験 4 で行われた患者と健常者の感覚運動機能の定量的比較は、従来の臨床検査法の妥当性を再検討した。これにより患者の臨床像に関して次の 2 点を明らかにした。すなわち、1) 臨床検査で位置感覚に障害あると評価された症例においても定位の正確さや精度は若年健常者の誤差の範囲内であるケースがあること、2) 最終的な終点よりも定位運動に健常者とは異なる特徴が見られること (板口他, 2012) を明らかにした。さらに、病巣と感覚運動機能に関しては、1) 中心後回を病変に含む症例は、含まない症例よりも探索傾向が強いこと、および 2) 下頭頂葉前部病変が、なんらかの位置感覚表現・処理の障害をもたらすことが示唆された。

7.1. 方法

7.1.1 被験者

病変部位に頭頂葉を含む症例 7 名 (57±11.6 歳) を被験対象とした。7 例のうち、感覚障害を呈した者は 5 例であり、そのうちの 5 例とも位置感覚検査である母指探し試験に失敗した。検査時に、課題に必要な運動に支障をきたす運動障害、筋力低下および記憶障害を認めた症例はいなかった。7 例の詳細を Table 7-1 に示す⁷⁾。統制群として、健康者 12 名(21.6±2.1 歳)を用いた (実験 1)。

患者の感覚障害としては、K.K.(1)がもっとも重度であり、表在・深部感覚ともに殆ど喪失していた。次に感覚障害が重かったのは、N.S.と T.H.であった。その 2 例に比較して H.F.と M.M.の障害の程度は軽度であった。T.O.と K.K.(2)に関しては、臨床検査および自己申告において感覚障害は報告されていない。位置覚は通常臨床で用いられる受動的関節覚によって評価した。また、母指探し試験は、5～10 回程度の試行を総合的に評価し、再現性のある失敗が観察された場合、母指探し試験に障害ありと記載した。失敗とは、一回で対象の親指をつかめなかった場合を意味する。具体的には、先に他の場所に触れてしまったり、空振りしてしまうことを指す。

Table 7-1 各患者の臨床症状および基礎データ

	K.K.(1)	N.S.	T.H.	M.M	H.F	K.K.(2)	T.O.
検査時の年齢	50	47	62	67	65	69	39
性別	M	F	M	M	M	M	F
発症後期間(ヵ月)	6	15	23	2	3	1	43
病因	脳出血	脳梗塞	脳梗塞	脳出血	脳出血	脳梗塞	AVM術後
病巣性	右	右	左	左	左	左	左
病巣	中心領域 上頭頂小葉	上側頭回 上中前頭回 中心領域 頭頂弁蓋 基底核	中心後回 上頭頂小葉 下頭頂小葉 (BA39,40)	中心後回 下頭頂小葉 (BA40)	下頭頂小葉 (BA39) 上側頭回	下頭頂小葉 (BA39,40) 中側頭回	上頭頂小葉 下頭頂小葉 (BA39,40) 後頭葉
利き手	右	右	右	右	右	右	右
検査時の症状							
感覚障害	右上肢 表在/深部感覚 喪失	顔面・左半身 位置覚・ 触・痛覚低下	両上肢遠位部 位置覚・ 触・痛覚低下	右上肢 位置覚低下	両上肢 位置覚低下 立体覚低下	-	-
筋力低下	-	左上肢	右上肢	-	-	-	-
運動障害	-	巧緻運動	psuedoathetosis	-	-	-	-
母指探し試験	+	+	+	+	+	-	-

Note. AVM: Arteriovenous malformation, 脳動静脈奇形, +: 障害あり, -: 障害なし

⁷⁾ 各患者の脳画像は付録に示す

7.1.2 実験装置

実験 1 と同様の装置を用いて Ipsilateral remembered task を行った。Figure 7-1 に実験環境の模式図を再掲する。

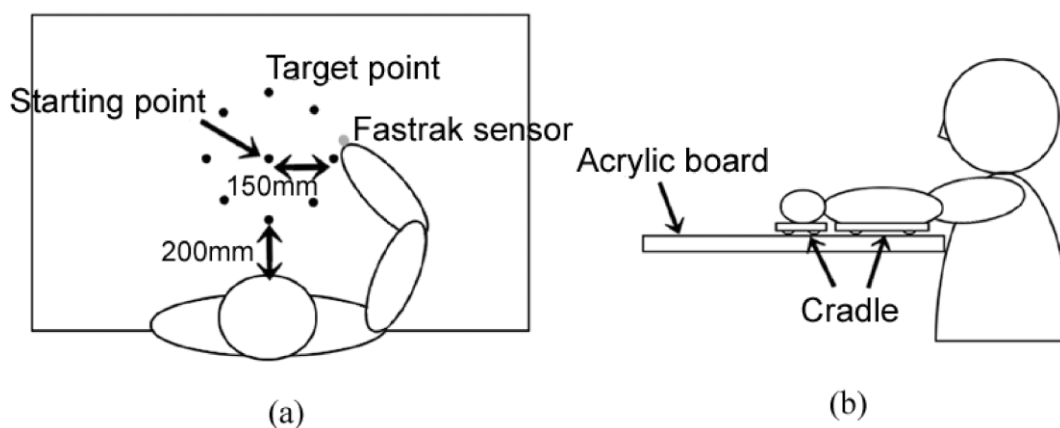


Figure 7-1 (a) ターゲットと終点. (b) 実験環境を横から見た図.

7.1.3 手続き

課題に使用する腕は患側を用いた。患者群に対しては、実験時間の負担を考慮して 2 つの実験条件 (SS・NN 条件) で課題を行った。SS 条件では、位置知覚時も位置再生時も支持台を前腕に装着した。NN 条件では、位置知覚時にも位置再生時にも支持台を用いなかった。実験 1 と同様に、これらの実験条件では、重力に抗する筋出力のみが異なることを補助仮定とした。

患者はひとつのターゲットにつき 3 試行 (健常者は 5 試行) 行った。したがって、全体の試行回数はそれぞれ 48 回 (2 条件×8 ターゲット×3 試行)であった。SS 条件よりも NN 条件の方が負担が少ないため、患者は常に SS 条件を先におこなった。健常者における解析で条件提示順序が課題成績に与える影響は観察されなかったため、患者における一定の条件順序が課題遂行に与える影響も大きくはないことを補助仮定とした。

7.1.4 解析

患者と健常者の定位および運動を以下の指標を用いて比較した。まず、これまでの解析と同様、Best-fit ellipse と誤差ベクトルを描き、患者の定位の特徴を視覚的に把握した。この 2 つに加え、12 の指標を算出し、これらを大きく 3 つに分類した。

1) 終点誤差と軌道に関する指標：①Constant error (CE), ②Variable error (VE), ③Distance (D: 終点とスタート位置との直線距離), ④Trajectory / Distance (TD: 軌道全体の長さを直線距離で割ったもの)。CE と VE は, 終点の確度と精度を示す。Distance は過小／過大評価傾向を, TD は軌道の直線／曲線 (探索) 傾向を示す。TD は, 軌道が完全な直線であった場合は 1 になる。

2) 角度誤差に関する指標：①Initial deviation (ID: スタート位置の中心から 20mm の地点における手先位置と, 正しいターゲット方向との角度差), ②Initial interval (II: スタート位置の中心から 20mm の地点における各ターゲットに対する手先位置の間隔), ③Final deviation (FD: 定位終点の deviation), ④Final interval (FI: 定位終点の interval)。ID と II は運動初期の到達目標に対するバイアスとそれとは独立のバイアスを, FD と FI は終点における到達目標に対するバイアスとそれとは独立のバイアスを, それぞれ角度の側面から算出した指標である。II と FI は, それぞれ 8 ターゲット方向への手先位置の間隔の平均値である。全てが等しくターゲット方向に向かっていた場合は 360° を 8 等分した 45° となり, 運動方向に偏りがある場合は 45° より小さくなる。

3) キネマティックな指標とスティフネスに関わる指標：①Movement duration (運動時間), ②Peak velocity (最大速度), ③Movement jerk (運動の滑らかさの指標: 躍度) を算出した。躍度は Flash & Hogan (1985) に従い求めた (式 3)。スティフネスに関する指標としては, ④Axes difference (4 ターゲットにおける Best-fit ellipse の長軸とスティフネス短軸との角度差) を算出した。この指標を用いて, 今まで健常者で検討してきたスティフネス楕円体に関する考察を, 頭頂葉損傷患者においても行う。

$$(3) \quad MJ = \frac{1}{2} \int_0^{t_f} \left\{ \left(\frac{d^3x}{dt^3} \right)^2 + \left(\frac{d^3y}{dt^3} \right)^2 \right\} dt$$

患者の成績については, 患者を 1 つのまとまった群として見做すことが不適當であると考えられるため, 健常者との比較に対して統計検定を行っていない。健常者については, 実験 1 における CE と VE における検定結果 (多重比較) を記載した。

7.2 結果

7.2.1 症例の課題の遂行について

課題において、すべての症例は「手先位置がどこにあるかわからない」、もしくは「全く自信がない」との内観を示した。しかし、K.K.(1)を除いたすべての症例は、それぞれのターゲットに対し、一貫性のある定位を見せた。健常者も症例も同様に、手先位置の感覚について、自信がないと答えた。また、T.O.については、すべての指標において、健常者と比較しても優れた課題成績を示した。

7.2.2 Best-fit ellipse による終点分散の近似

頭頂葉損傷患者 7 名それぞれの終点およびその Best-fit ellipse を、代表的な健常者 H.S.とともに Figure 7-2 に示す。健常者 H.S.の CE は健常者 12 人中 4 番目、VE は同じく 3 番目の小ささである。Best-fit ellipse は条件によって異なる色で描いてある (SS 条件：青，NN 条件：赤)。また、左腕で課題を行った症例 (K.K.(1), N.S.) については、他の症例との比較をしやすいするため、終点分布を左右反転して描いている。3 試行という試行数の少なさにもかかわらず、特に N.S., K.K. (2)は系統的に再現性のある定位をしているのがわかる。一方、位置感覚喪失であると診断されている K.K. (1)は、殆どでたらめな定位であることがわかる。条件の違いにおける系統的な変化はこのグラフからは特に認められない。

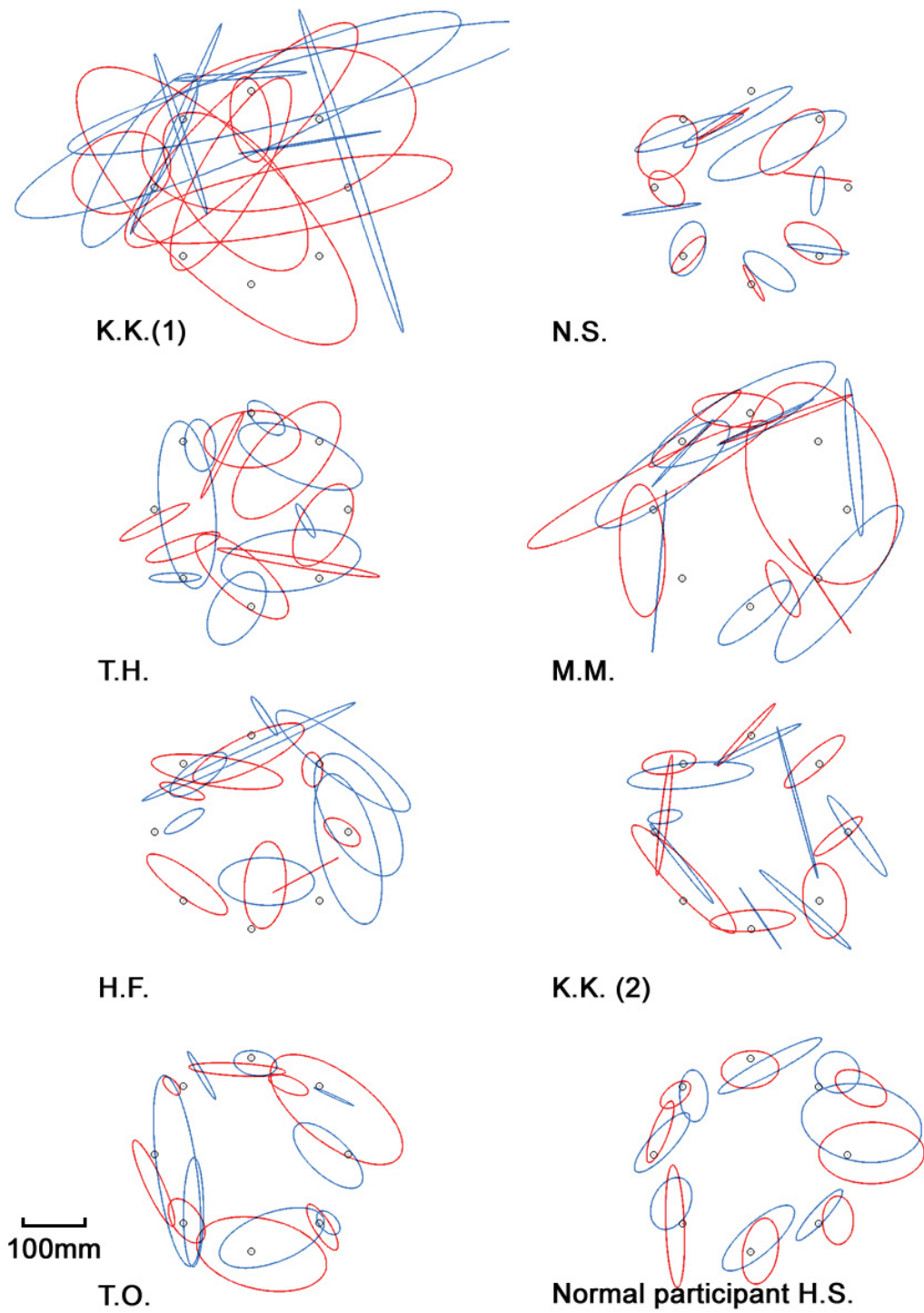


Figure 7-2 各被験者の Best-fit ellipse. 7名の患者と1名の代表的健常者の Best-fit ellipse を描いた。赤い楕円は SS 条件、青い楕円は NN 条件における終点に対する Best-fit ellipse である。

7.2.3 終点バイアスのベクトル表現

頭頂葉損傷患者と健常者の終点バイアスを重ね描きしたものを Figure 7-3 に示す。健常者群が 8 ターゲットの比較的的外側方向に終点バイアスがあるのに対し、頭頂葉損傷患者群は内側に平均終点があった。すなわち、頭頂葉損傷患者群の終点は、スタート地点の近く、もしくは作業空間内のより中心に位置していた。このパターンは、健常者においては、正中線上遠位のターゲットに対して以外は見られない。

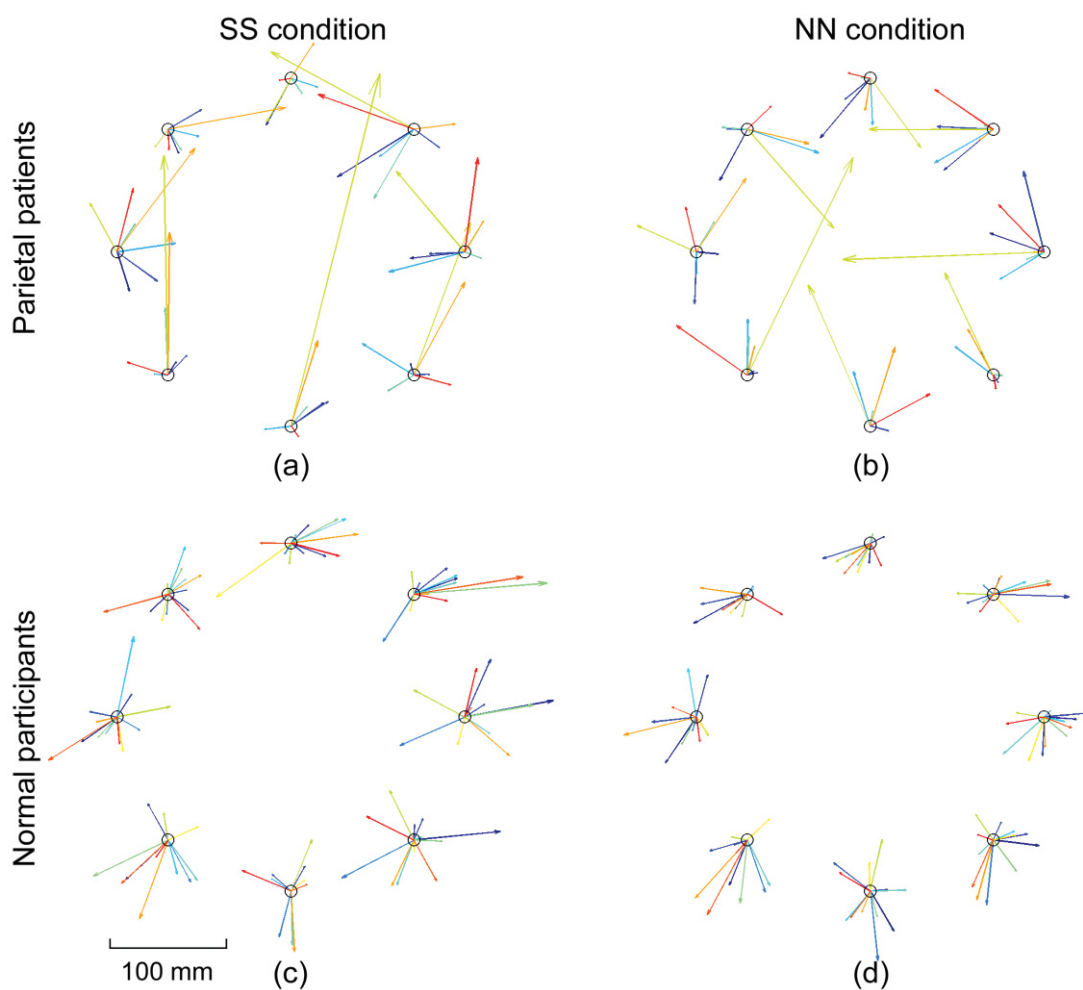


Figure 7-3 全被験者の誤差ベクトル. (a) SS 条件での患者群, (b) NN 条件での患者群, (c) SS 条件での健常者群, (d) NN 条件での健常者群. それぞれの群内において, 同じ被験者の誤差ベクトルは同じ色で描いた.

7.2.4 終点および軌道に関する誤差

終点および軌道に関する指標を Figure 7-4 に示す。図における検定結果は健常者における実験（実験 1）の統計結果である。

Constant error (CE) K.K.(1)の終点バイアスの大きさは健常者および他の患者の倍程度であった(Figure 7-4a)。また、患者の成績は、SS 条件における H.F.を除いて健常者の範囲内であり、K.K.(2)の NN 条件は健常者も含め最も誤差が小さかった。健常者では SS 条件より NN 条件の方が有意に誤差が小さくなった。一方で、患者群で NN 条件の方が誤差が小さかったのは H.F.と K.K. (2)のみであった。これは、SS 条件の CE が健常者と比較しても小さかったため、天井効果が生じたのかもしれない。T.H.はわずかではあるが、NN 条件の方が CE が大きかった。

Variable error (VE) K.K.(1)と M.M.以外は健常者の範囲内の誤差であった(Figure 7-4b)。健常者で見られた、SS 条件よりも NN 条件の誤差が小さい傾向は、患者群では 5/7 例で確認することができた。

Distance (D) M.M.を除き、患者群は健常者よりも過小評価傾向にあった(Figure 7-4c)。SS・NN 条件の健常者平均がそれぞれ 16.36 ± 2.08 cm, 16.04 ± 1.60 cm であるのに対し、患者群の平均は 13.86 ± 1.44 cm, 12.91 ± 2.69 cm であった。K.K.(1)の NN 条件における直線距離は健常平均の半分程度であった。

Trajectory / Distance (TD) 健常者は 2 名を除き 1 より少し高い値に集中していた(SS 条件 : 1.30 ± 0.32 , NN 条件 : 1.21 ± 0.19) (Figure 7-4d)。それに対し患者群は 2/7 例が健常者の平均と同程度の 1 より少し高い値、2/7 例が健常者の探索傾向が強い者と同程度の値、さらに 3/7 例が健常者の範囲を逸脱して高い値であった。K.K(1)はとくに NN 条件において、他の症例と比べてかなり高い値を示した。

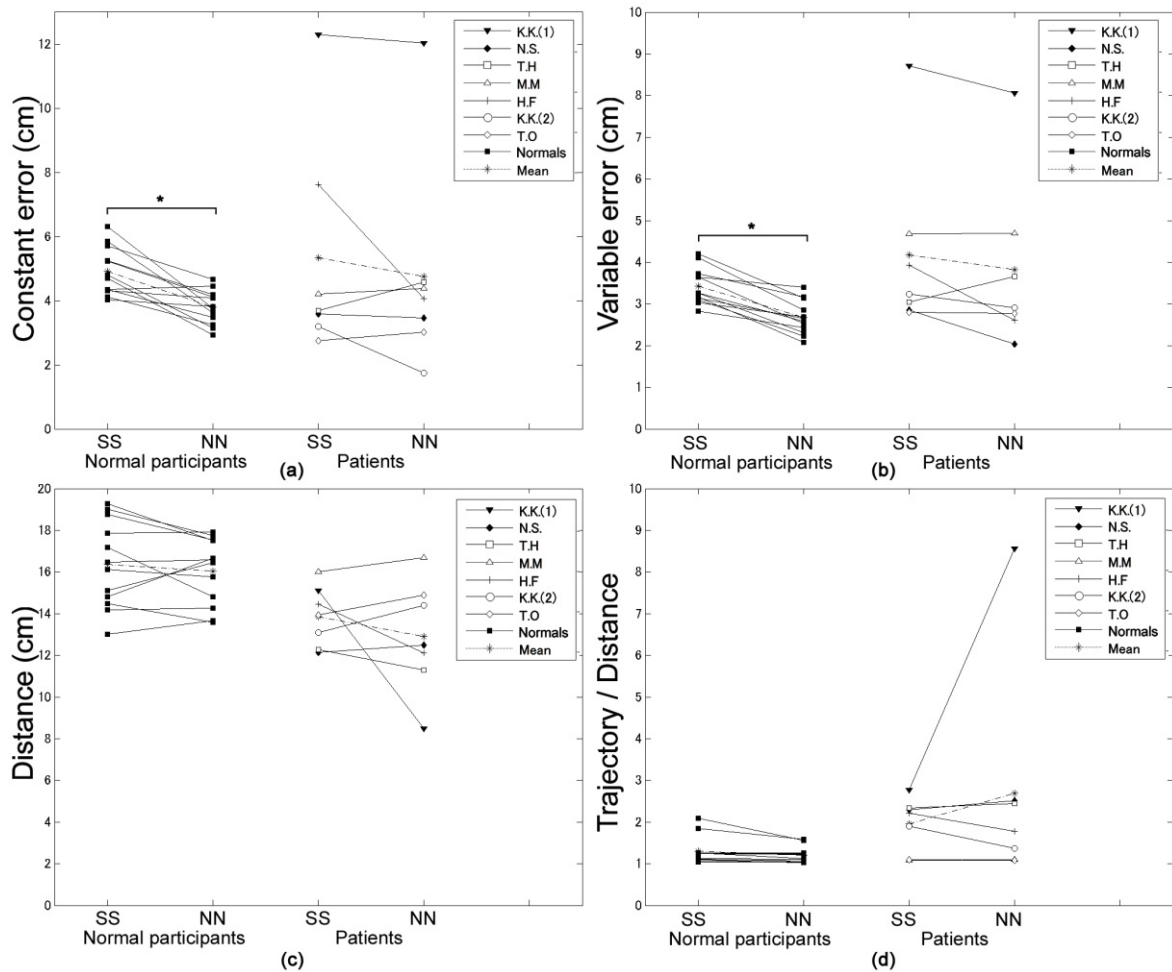


Figure 7-4 終点および軌道に関する各指標. 図中の SS/NN は SS 条件, NN 条件を示す. 検定結果は健常者における統計結果 (実験 1) である. $*p < 0.05$

7.2.5 角度誤差に関する誤差

Initial deviation (ID) T.O.と M.M.の SS 条件を除き, 患者群は健常者よりも高い値を示した(Figure 7-5a)。しかし, 健常者の 2/10 名は健常者平均を逸脱して高い値を示した。それ以外の大部分の健常者の ID は 20 度未満であった。この大部分の健常者と両条件において同様の値を示したのは T.O.のみであった。

Initial interval (II) 健常者群の II はどちらの条件でも 40° より大きく, ほぼ等しくばらついていることがわかる(Figure 7-5b)。一方で, 患者群では, K.K.(1)と H.F.のみが健常者群よりも小さな値を示した。すなわち, 運動方向が特定の方向へ偏っていた箇所があることを示している。

Final deviation (FD) K.K.(1), M.M., H.F.の3名が終点とターゲット間の角度差が特に大きかった(Figure 7-5c)。ただし, H.F.は NN 条件ではこの誤差は健常の範囲内であった。健常者でも患者でも, ID よりも FD の方がそのずれの大きさが小さくなった。すなわち, 最初はまっすぐターゲットの方向へ運動をしていなくても, 最終的には運動開始時よりは角度の誤差が修正されていた。患者においては, ID と FD の差が健常者よりも大きかった。

Final interval (FI) 健常者においても患者においても, II と比較して値が低く, 個人差も大きかった(Figure 7-5d)。特に K.K.(1)と N.S.の FI が低かった。すなわち, これらの患者においてターゲットへの平均終点が等しく 45 度ごとに散らばっていなかった。

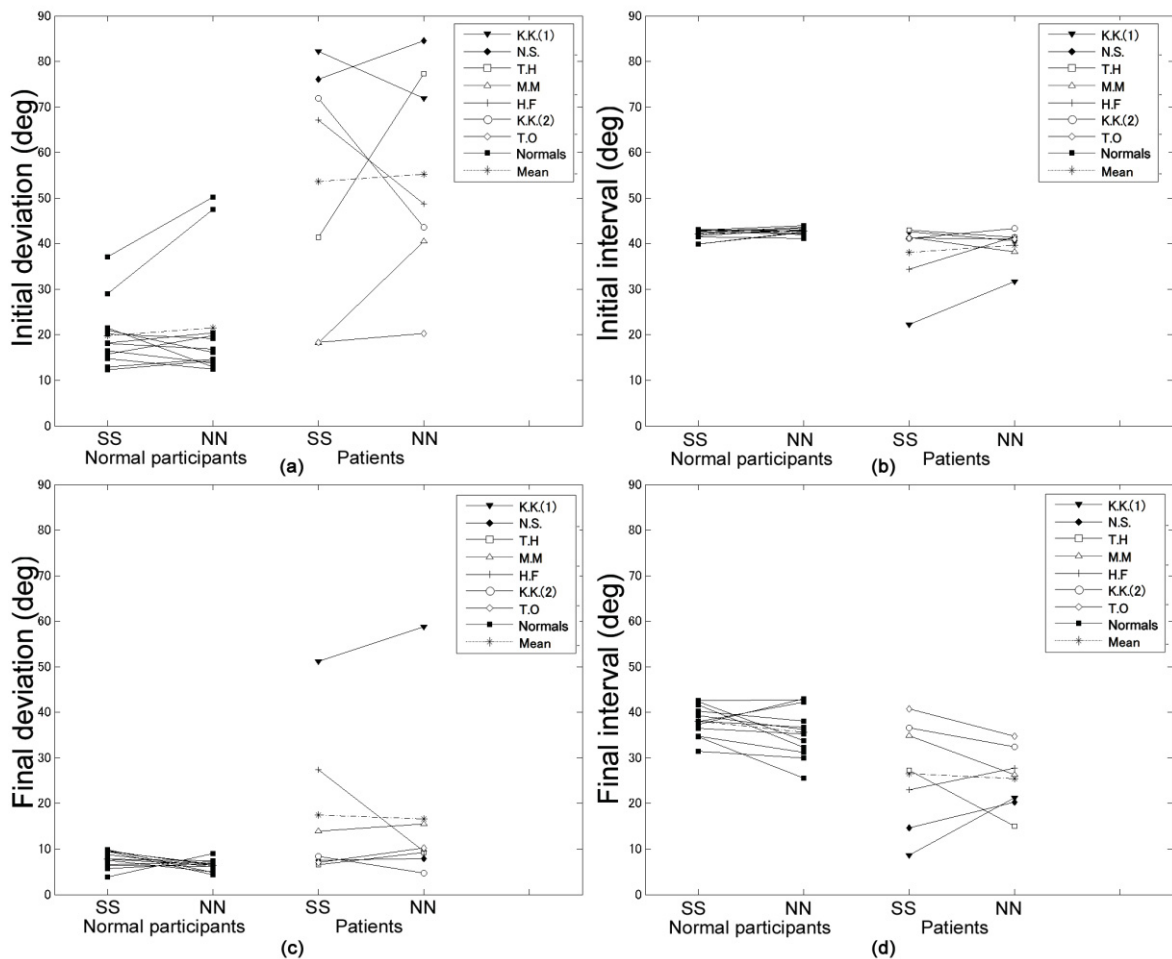


Figure 7-5 角度誤差に関する各指標. 図中の SS/NN は SS 条件, NN 条件を示す.

7.2.6 キネマティックな指標とスティフネスに関する誤差

Movement duration (MD), Peak velocity (PV), Movement jerk (MJ) 運動時間は K.K.(1)を除いた 6/7 の症例は 2~5 秒と、健常者平均よりは遅い。しかし、健常の範囲内であった(Figure 7-6a)。最大速度は K.K.(1)を含めたすべての患者で健常者と同様の値を示した(Figure 7-6b)。躍度は、N.S., T.H.および K.K.(1)の NN 条件が、健常者の範囲内を超えて高かった(Figure 7-6c)。

Axis difference (AD) Best-fit ellipse の長軸とスティフネス楕円体の短軸のずれは、健常者よりも患者群の方が大きかった(Figure 7-6d)。患者平均としては 40 度を超えているため、Best-fit ellipse の長軸とスティフネス短軸が一致した方向にはないといえる。K.K.(2)の AD が平均してもっとも小さかったが、それでも健常者の平均より少し大きかった。K.K.(1)も両条件において比較的小さな値を示した。H.F.は SS・NN 条件で約 50° 異なる値を見せた。

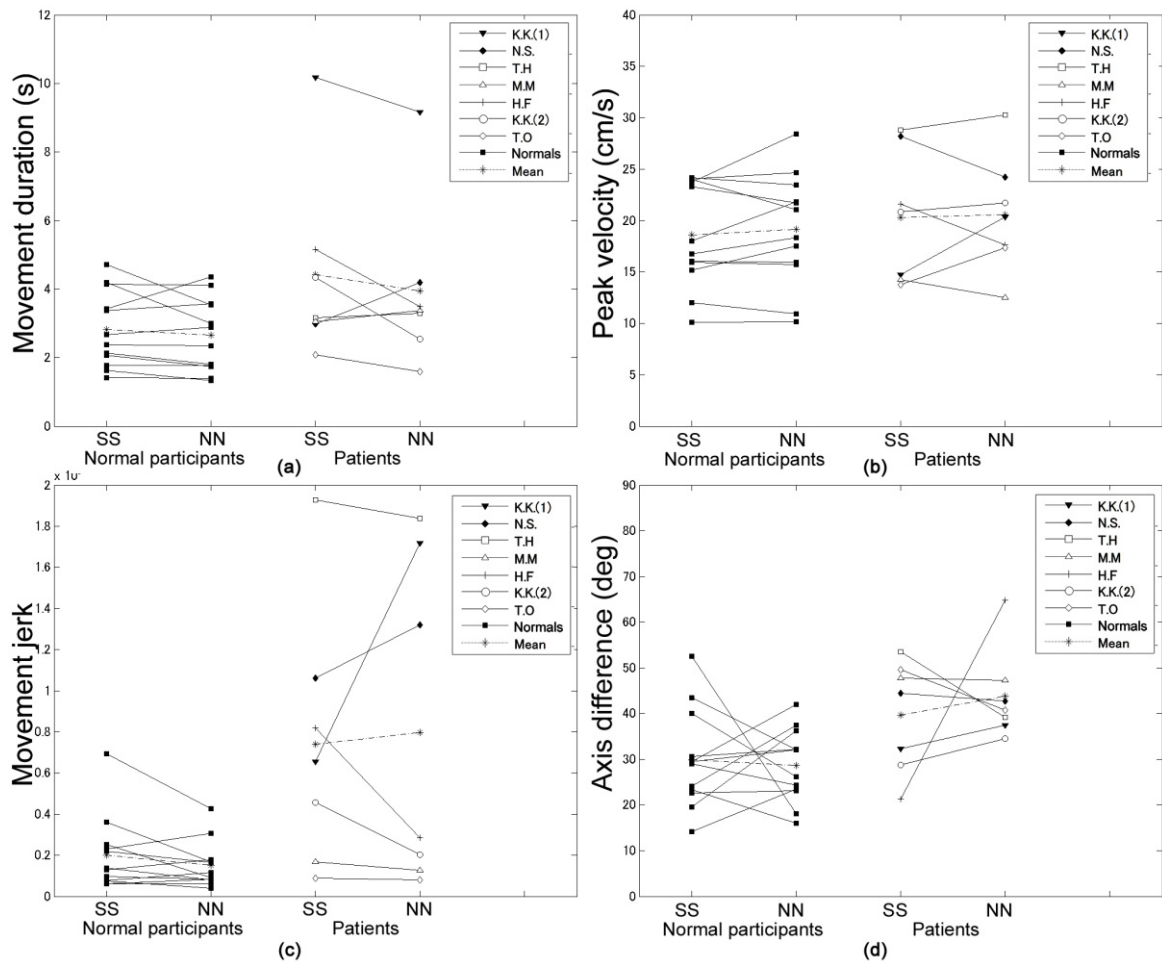


Figure 7-6 キネマティックな指標とスティフネス楕円体と Best-fit ellipse とのずれ。図中の SS/NN は SS 条件, NN 条件を示す。

次に、健常者の平均値と SD で標準化した Z 値（式 4）を用い、健常者の成績範囲からの逸脱度を患者ごとに図示した(Figure 7-7)。本研究では、Z 値が±3 の範囲を近似的に健常の範囲と捉える。これらの値は、健常者を基準とした標準化値であるため、SS 条件と NN 条件における値の単純な比較はできない。すなわち、SS 条件より NN 条件の値が大きいことは、実際の誤差が SS 条件より NN 条件の方が大きいことを必ずしも意味しない。

$$(4) Z = (\text{患者成績} - \text{健常者平均}) / \text{健常者 SD}$$

7.2.7 終点および軌道に関する標準化誤差

終点および軌道に関する結果は以下のとおりである。K.K.(1)の CE の Z 値が 3 より大きい一方で、そのほかの症例では 3 を下回っていた。VE では、K.K.(1)と H.F.の 2 例のみが健常者の範囲を超えている一方で、そのほかの症例は健常者平均よりも小さいか、同程度であった。NN 条件(Figure 7-7b)では、SS 条件(Figure 7-7a)とほぼ変わらないパターンを示しているが、全体的に絶対値が大きくなっている。SS・NN 両条件において、NN 条件の M.M.を除きすべての症例で、D は健常者の平均よりも小さかった。すなわち、患者は一貫して健常者平均よりもアンダーシュートする傾向があった。TD は、NN 条件において、患者群は健常者よりも顕著に逸脱が大きくなっており、全体的にも健常者平均より高い値を示している。すなわち、患者は健常者よりも強い探索傾向を示した。

7.2.8 角度誤差に関する標準化誤差

角度誤差に関する結果を以下に述べる。患者群は全体として、Deviation は健常平均以上、Interval は健常平均以下というパターンを示した。ID と II については、SS 条件では K.K.(1), N.S., H.F.の 3 名において健常者の範囲外であり、NN 条件においては、その誤差が ID で顕著に小さくなった。FD と FI については、SS 条件では K.K.(1)と H.F.の 2 名が両指標について健常者の範囲外であった(Figure 7-3c)。一方、NN 条件では、K.K.(1)と M.M.の 2 名が両指標について健常者の範囲外であった(Figure 7-3d)。すなわち、H.F.は NN 条件では終点における角度誤差は健常の範囲内であった。K.K.(2)の II は小さい一方で、ID において顕著な逸脱を示した。すなわち、運動初期の運動方向は比較的ばらついてはいるものの、その方向はターゲット方向とはずれていた。

7.2.9 キネマティックな指標とスティフネスに関する標準化誤差

キネマティックな 3 つの指標については、特に NN 条件に関して、K.K.(1), N.S., T.H.の 3 例の MJ が顕著に大きくなっている(Figure 7-3f)。SS 条件では H.F.の MJ も健常者の範囲を少し逸脱している(Figure 7-3e)。K.K.(1)を除き、MD と PV のどちらもが

健常者の範囲を逸脱しなかった。

スティフネス楕円体と Best-fit ellipse の AD に関しては、患者は全体的に健常者平均よりは高いものの、Z 値は 3 を超えていなかった。これは、この値が取りうる範囲の狭さと健常者の個人差の大きさが原因となっている可能性がある。

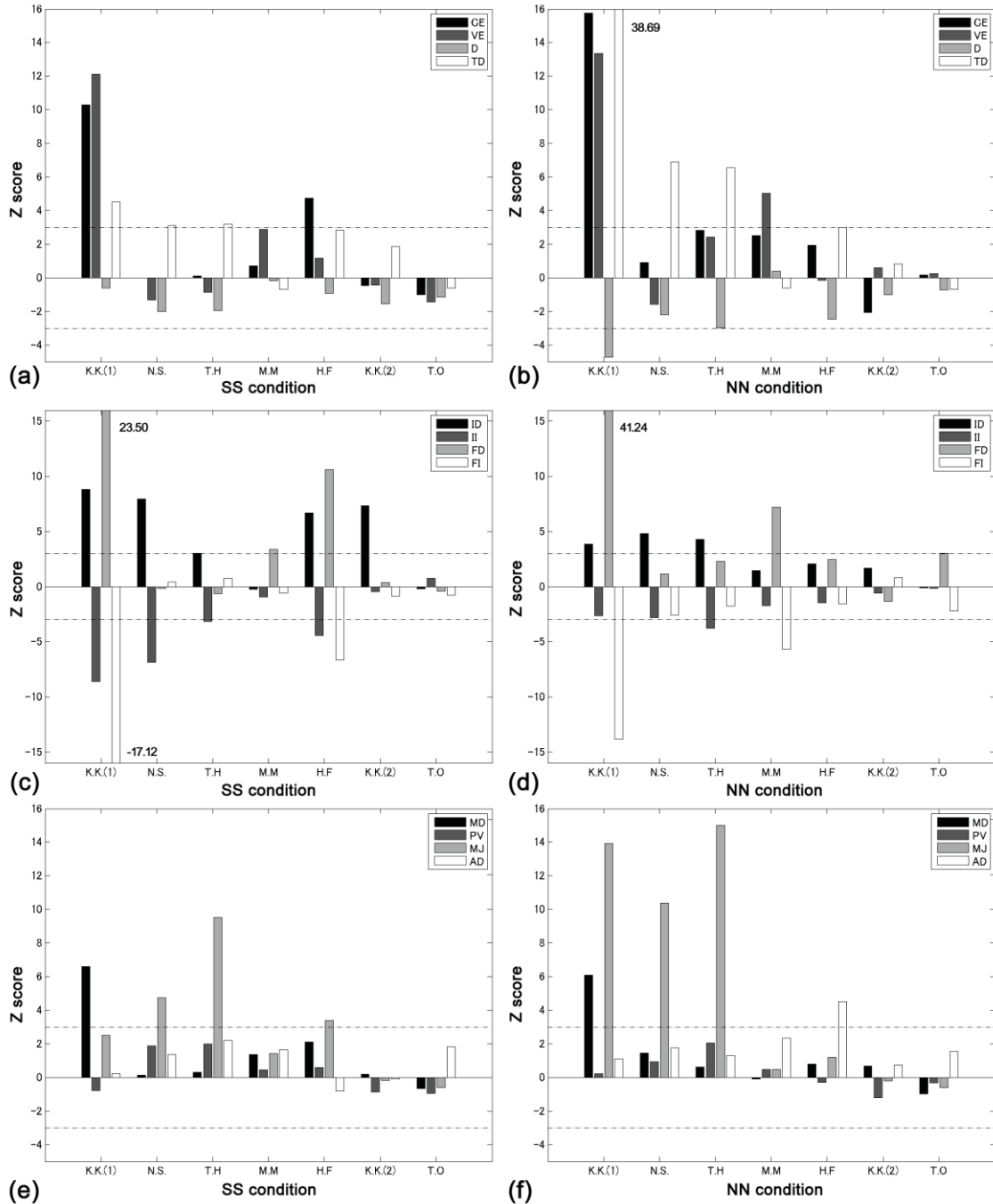


Figure 7-7 各指標の Z 値. (a) SS 条件と(b) NN 条件における CE, VE, D, TD. (c) SS 条件と(d) NN 条件における ID, II, FD, FI. (e) SS 条件と(f) NN 条件における MD, PV, MJ, AD.

7.3 考察

実験 4 では、頭頂葉損傷患者の自己受容感覚課題における定位の終点および運動を、定量的な指標を用いて健常者と比較した。本実験および健常者の実験結果から、患者における定位の特徴を明らかにし、さらに位置表現の脳部位対応、定位課題の妥当性の 2 点について考察する。

本実験では年齢をマッチさせた健常統制群を用いていないため、加齢による成績低下の影響を考慮しなくてはならない。Adamo et al. (2009) は手首位置マッチング課題における健常若年群 (22.1 ± 2.0 歳) と健常老年群 (77.1 ± 3.5 歳) の成績の比較をし、老年群は若年群よりも単関節の位置マッチング課題の成績 (AE) が有意に低いことを示した。この研究は、年齢によって位置感覚の正確さが低下することを示唆する。

しかしながら、本研究では、症例の成績低下は加齢によるものではなく、脳損傷に由来するものであると仮定できると判断した。その理由は以下の 3 点である。まず、本研究の症例 (39~69 歳) はすべて、Adamo et al. (2009) で用いられた老年群の年齢より若い。次に、本実験に参加した 60 歳以上である 4 例のうち 2 名 (T.H., K.K.(2)) の AE は健常者の誤差の範囲内であり、K.K.(2) についてはむしろ健常平均よりも誤差が小さかった⁸。さらに、Adamo et al. (2009) で報告されていない CE・VE に関しても、同様に上記の 2 症例は若年健常者の範囲内の成績を示した。これらの結果は、年齢が課題成績を低下させる主要な要因ではないことを示唆する。したがって、本研究の範囲内においては、症例の成績低下は、脳損傷に由来するものであると仮定して考察を行う。

7.3.1 頭頂葉損傷患者の自己受容感覚定位の特徴

頭頂葉損傷患者群と健常者群を比較した結果、患者の自己受容感覚をもとにした定位の特徴として、主に 4 つの知見を得た。第一に、精度や正確さ (VE, CE) は患者全体としては、健常の範囲内であった。第二に、患者群は健常者よりも、特にスタート時点におけるターゲットとの角度誤差 (Deviation) が大きく、さらに運動方向は全 8 ターゲット方向 (45° 間隔) に等しくばらついていなかった。これらの誤差は特に SS 条件で顕著だった。第三に、スタート位置からターゲットまでの距離の過小評価傾向 (Error bias, Distance) が顕著であった。第四は、探索傾向 (Trajectory/Distance) が健常者と比べて強かった。具体的には、患者は、最初はターゲットの方向とは異なる、ある特定の角度に偏った方向へ運動を開始し、運動方向を修正しつつターゲット位置を“探索”すること

⁸ 本章では他の章との整合性との関係から AE ではなく CE を報告している。AE については板口他 (2012) を参照。

により、アンダーシュート気味ではあるが最終的には比較的正確で精度の高い定位をした。その際の運動時間や最大速度はほぼ健常者と等しかった。以下に、さらに詳しい患者の定位の特徴を4点に分けて順に検討する。

まず、本実験から得られた重要な知見は、位置感覚に障害をもつ症例が多関節腕を用いた定位においては、若年健常者と同程度の精度を見せたことである。すなわち、臨床検査での“位置覚”低下、もしくは母指探し試験での失敗が報告された症例においても、CE・VEという定位の正確さと精度を表す指標においては、健常者の範囲内に収まるケースが複数見られた。この知見は、自己受容感覚以外に最終的な手掛かりがない状態で健常者と同様の精度と確度で感覚運動課題を遂行したという点で、従来の臨床位置感覚検査では見過ごされてきた重要な知見である。

次に、本研究の患者の多くにおいては純粋な位置感覚以外の障害を持つことが示唆される。第一に、先に示したように、患者は、最終的には比較的ターゲットに近い位置(CE)、角度(FD)に定位することが出来た。第二に、運動初期においては、運動方向が偏っており(II)、ターゲットの方向とのずれも大きかった(ID)。これは、患者では健常者よりも、ターゲット方向に関係なく、ある一定の方向に運動し始める傾向が強いことを示す。第三に、終点における角度に関する誤差は、運動初期に比べかなり小さくなった。これは、運動初期の運動方向と最終的な到達方向は比較的独立であることを示す。以上の3点を併せると、本実験の患者においては、運動初期の誤差が、最終的な終点の誤差と必ずしも相関しないことがわかる。この知見は、本研究の患者は、位置感覚とは比較的独立な機能障害(たとえば、中枢の運動計画障害や末梢の運動遂行障害)を呈していることを示唆する。

第三に、健常者で観察されたスティフネス楕円体に反比例する形の終点分散は、患者全体としては確認できなかった。実験の結果、スティフネス楕円体と終点分散(Bestfit-ellipse)のずれ(Axis Difference: AD)の患者平均は、健常者平均よりも約10°大きく、約40°であった。この指標が45°である時、スティフネス楕円体と終点分散との関係に一貫性がないことを示す。そのため、患者の終点分散は、スティフネス楕円体との関係では、健常者のような一貫性がなかった。もっともスティフネス楕円体の短軸とのずれが小さい症例ではSS条件で21°であったが、この症例のNN条件では65°であり、再現性はなかった。これらの結果は、本研究の患者群の終点分散は、健常者のようにスティフネス楕円体と反比例する形にはならなかったことを示す。

本実験結果から、脳における手先位置や運動制御がスティフネス表現されていること、およびそれらが頭頂葉損傷患者において障害されていることを結論することは難しい。もしスティフネス楕円体に反比例する形の終点分散が、スティフネスではなく腕のジオメトリのみに起因するものであれば(Lametti & Ostry, 2010)、患者にも同様の形の終

点分散が見られるだろう。一方で、本研究の仮説の通り、知覚や運動がスティフネス表現されていた場合には、その表現が脳損傷により崩れることにより、終点分散の形が変化することが予測される。本実験結果は、後者の予測と一致して、頭頂葉損傷患者の終点分散とスティフネス楕円体には一貫性が見られなかった。ただし、健常者においてスティフネス楕円体と終点分散が反比例する結果を得た Lametti et al. (2007)と比較して、本実験結果は比較的個人差が大きい。さらに本実験における、患者に対する試行数は少なく、信頼性が低い。したがって、実験結果は仮説に従ったものであるが、仮説をより積極的に支持するためには、より多くの被験対象患者、より多くの試行数が必要となる。

最後に、これらの特徴の他に、殆どの患者に見られた共通的な定位のパターンとして、探索傾向や過小評価傾向の2つが挙げられる。この2つの指標は、位置感覚障害や病変部位に関係なく観察された。具体的には、探索傾向は症例 M.M.と T.O.を除く 5/7 例で、過小評価傾向は 7/7 例で観察された。

1点目の探索傾向は、定位の誤差の大きさ (AE・CE・FD) と関係なく殆どの患者で観察された。この探索運動の指標である TD は軌道/直線距離であるため、最終的な終点の近くで細かい微調整をした場合にはあまり大きくなる。さらに、最終位置近くでの微調整を行うと、軌道距離の増分の小ささに比較して運動時間が大きく増加する。患者の K.K.(1)を除く最大運動速度と運動時間はどちらも健常の範囲内であったことを考慮すると、この探索傾向は最終位置知覚ので微調整ではなかったことがわかる。すなわち、これらの結果は、患者の定位運動が行き過ぎて戻るといった比較的速くて大きな距離の運動であったことを示している。

2点目の過小評価傾向であるが、本研究のみからでは、これが何に起因するかは明らかではない。しかしながら、目的の位置への運動が筋の固さにより戻ってしまう可能性や、作業空間内の頻度が高い位置、あるいは作業空間の中央に手先位置を知覚してしまうバイアス(Gritsenko, et al., 2007)によって、過小評価傾向が見られた可能性が示唆される。なぜなら、より腕の筋出力が必要となる NN 条件で過小評価傾向が大きく、探索傾向の大きさにほぼ比例しているためである。特に前者の可能性においては、腕が戻った結果によって高い過小評価傾向が、腕が戻る余計な軌道によって高い探索傾向が説明される。

7.3.2 病巣と症状の対応

本研究では、Pause et al. (1989)と Bassetti et al. (1993)に従って分類をした。すなわち、中心後回を病変に含むかどうかという基準で患者を2群に分けた。本研究におけるこの分類は、2つの知見に基づいている。まず、中心後回を分類の基準とすることは、

その部位が視床からの直接の投射を受ける 3 野を含む第一次体性感覚野(BA 3,1,2)を包含している神経解剖学的事実である。次に、頭頂葉領域の損傷部位により感覚障害の質が異なる(Pause, et al., 1989; Bassetti, et al., 1993)という臨床観察である。以下に、この分類に基づいてそれぞれの群の特徴について述べる。

まず、本研究の範囲内では、中心後回を病変に含むかどうかという基準では、各指標における群間の明らかな違いは見られなかった。本研究の症例においては、K.K.(1), N.S., T.H., M.M.の 4 例が中心後回を含む病変例、H.F., K.K.(2), T.O.の 3 例が病変部位に中心後回を含まない病変例に当たる。中心後回に病変を含み、かつその病変が前部寄りの症例 3 例においては、探索傾向、躍度、および運動初期における運動方向の偏りの高さが特徴的であった。しかし、残りの 1 例にはそのような共通な傾向は見られなかった。また、定位の精度や確度も、この分類によっては明確な線引きはできなかった。このように、本研究の症例においては、中心後回を病変に含むかどうかという区分によっては明確な特徴の違いはもたらされなかった。

中心後回を含む病変例の 4 例のうち M.M.を除く 3 例は、中心後回を含まない病変例と比較して探索傾向および躍度が高かった。さらに、この 2 つの指標の値は SS 条件より NN 条件の方が高かった。これは自分の力で腕を制御する割合が高いほど、探索的かつ運動の滑らかさを欠いたということを意味する。

中心後回を病変に含む症例 M.M.は、他の 3 例と同様に頭頂葉前部病変例 (Bassetti, et al., 1993)として分類されるが、その障害機序は他の 3 例とは異なる可能性がある。これは以下の 3 点の根拠に基づく。まず、ほかの 3 例と異なり、要素的感觉(触・痛・温・振動覚; Bassetti, et al., 1993)の障害を呈していない。また、既に述べたように、探索傾向や躍度の指標が他の 3 症例に比較して低い。さらに、M.M.の終点の精度や正確さは感覚障害の喪失していない K.K.(1)を除いた同群の N.S.や T.H.の値より高かった。これらの結果は、症例 M.M.は中心後回を病変部位に含むとしても、その障害機序は中心後回の病変より他の部位に起因していることを示唆する。

次に、中心後回を含まない病変例では、2/3 症例で位置覚障害を呈さず、さらに本研究の課題においても若年健常者とほぼ変わらない成績を示した。ただし、位置覚障害を示した H.F.は他の 2 症例と異なり、中心前回を含む病変例に近い成績を示した。

症例 H.F.において特徴的であったのは、終点精度が健常者平均程度であるのにもかかわらず、終点の正確さがそれに較べて低かったことである。また、角度に関する誤差も特に NN 条件で大きかった。ある程度再現性のある (VE が小さい) 定位をしていること、および他の指標において健常者の範囲から逸脱していた。

今まで検討してきた病変部位と定位の特徴を考慮すると、以下の 4 点が示唆される。

1) 視床からの投射を喪失したと考えられる場合は、位置感覚はなくなり、たとえ運動制御に関する高次機能が保たれていたとしても定位の正確さ・精度は補償されない。2) 下頭頂葉の前部の病変では、なんらかの位置感覚表現・処理の障害が疑われ、誤差の増加が見られる。この場合、探索行動によって正確な定位が出来るとは限らない。3) 病変が頭頂葉の後部に位置するほど、位置感覚あるいは自己受容感覚に頼った運動において見られる障害は少なくなる。4) 中心領域の損傷によって運動の滑らかさが欠如し、運動制御の障害が定位の誤差に寄与する可能性がある。これらの示唆は本研究の少ない症例によるものであるため、必ずしも一般化できないが、本研究の観察は体性感覚や運動に関する先行研究(Corkin, et al., 1970; Iwamura, Tanaka, Sakamoto, & Hikosaka, 1993; 武田, 1991)と一致する。

7.3.3 本研究の従来 of 位置感覚検査への寄与

本研究では、臨床検査において位置覚障害、あるいは母指探し試験を失敗する患者においても、純粋な定位の正確さや精度が健常者の範囲にあることを示した。その一方で、それらの患者の定位の終点や運動において別の角度からの指標をとると、健常者とは異なった特徴を示すことも明らかにした。以下、2つの臨床検査と本課題の違いを改めて示し、その上で、本課題の結果が臨床検査においてどのようなインパクトを持つかを検討する。

本課題と位置覚検査との大きな違いはその報告の仕方である。まず、通常、臨床現場において位置覚と言った場合、受動的関節覚を基準とする。すなわち、検査者が被験者の指や手を受動的に動かして、動いた方向やその大きさを言わせる(平山 1971)。その感度や再現性を健側と患側で比較しながら評価する。この報告の仕方は本研究のような定量的な指標を持たず、検査者間および被験者間での信頼性が担保されていない。

次に、母指探し試験とは、被験者の一方の親指を検査者が3次元空間上の任意の位置へ持っていき、被験者は目を閉じた状態で検査者に固定された手の親指を反対の手で掴む課題である。実験4で用いた Ipsilateral remembered task と母指探し試験の手続きに関しては、二次元平面上であること、記憶保持が必要であること、同側を用いること、物理的ゴールを用いないことの4点において異なり、自己受容感覚のみを頼りに目的の位置へ指先を持っていく点で同じである。物理的なゴールを用いないことにより、自己受容感覚以外のターゲットに関わるフィードバックをなくすこと、および定位の正確さと精度の定量的指標を算出することができた。

従来 of 臨床検査による評価は、自己受容感覚に基づく定位の正確さや精度の指標よりもむしろ、運動に関わる誤差指標による評価と一致した。本研究に参加した患者のうち、

位置覚感覚障害が見られた症例すべてには、定位の正確さや精度の障害は見られなかった。一方で、これらの患者において、運動の滑らかさの欠如や探索傾向、運動初期の角度差など、他の指標において健常者の範囲内からの逸脱が顕著に見られた。このことは、従来の臨床検査の結果は、手先位置の表現の正確さや精度をそのまま反映するものではなく、むしろ自己受容感覚を基にした運動や姿勢維持における障害の程度を反映していることを示唆する。

この示唆は、位置覚検査や母指探し試験の結果をどう解釈するかに関わる大きな問題である。すなわち、従来の検査は位置感覚そのものを評価する課題として見做されてきた。しかし、本実験結果は、従来の臨床検査はむしろ課題における運動面での障害を強く反映することを示唆した。もちろん、位置感覚の障害も検査結果に反映されると考えられるが、その結果が運動障害に付随する誤差に隠れてしまい、従来の検査では、位置感覚の障害の程度を精確に知ることはできない。すなわち、本研究は、従来の臨床検査は、自己受容感覚を基にした日常運動における総合的な不都合を正しく検知できるものの、検出できると想定されてきた位置感覚の障害を正しく反映しない可能性を示した。

本研究の結果は、健常者・患者のどちらにおいても、検査時の腕の条件によって、課題の成績が大きく影響を受けることを示唆した。まず、健常者では、腕が支えられているかどうかによって、終点の正確さと精度は異なった（実験 1）。実験 4 では、健常者と同様に、多くの症例でも CE, VE の 2 指標が SS 条件よりも NN 条件において小さくなる傾向が観察された。腕疲労などの筋状態が位置感覚に与える影響は従来から報告がある(Allen & Proske, 2006; Gandevia & McCloskey, 1977; Holmes, 1917; McCloskey, et al., 1974; Walsh, et al., 2004; Winter, et al., 2005)。これらの研究に加え、本研究の実験 1 および実験 4 は、健常者と位置感覚に障害を持つ患者の双方において、重力に逆らい腕姿勢を保つための“自然な”筋出力が位置感覚の正確さや精度を向上させることを示した(Itaguchi & Fukuzawa, 2012a; 板口他, 2012)。さらに、実験 4 では上記の 2 つの誤差指標に加え、腕姿勢の条件の変化は、運動初期や終点の角度誤差、および探索運動に対しても影響を与え、かつそれが症例ごとに異なることを示した。

このような知見は、定量的な位置感覚の評価(Carey, et al., 1996; Dukelow, et al., 2010)をする際にも考慮しなければならない大きな要因となる。Laufer et al. (2001) は臨床検査場面で従来用いられている受動（他動）的な運動が患者の位置感覚を過小評価する可能性があることを示唆した。本研究は Laufer et al. (2001)に加え、随意的な姿勢保持の有無も、臨床検査における評価の違いをもたらすことを示唆した。信頼性のある評価を行うためには、このような腕に関する状態を十分に考慮しなければならない。

7.3.4 本研究の高次脳機能検査への寄与

本研究における位置感覚検査への示唆は、より高次の脳機能を調べるための検査に対しても、理論的な示唆を持つ。具体的には、失書患者に対しての、“文字の運動表象・運動記憶”の保持の有無について調べる課題である運動覚性書字課題（Fukatsu, et al., 1998; 井堀他, 1998; 井堀・河村, 2004; Ihori, et al., 2000, 2002; 井手・大東, 2006; 毛束他, 1995; 田中他, 2002）が挙げられる。運動覚性書字課題とは、閉眼している被験者の腕が検査者によって動かされ、その運動軌道が何の文字を描いていたかを答える課題である。この時、被験者はできるだけ力を抜き、検査者の動きに腕をゆだねる。本研究で支持された仮定に従うと、この時の腕は随意的な運動・姿勢保持をしておらず、スティフネスは“自然な”状態ではない。そのため、そのような腕の状態では、腕軌道を判断し、かつ文字を当てるという行為は、極めて負荷の高い行為である。すなわち、随意的な運動・姿勢保持をしない状態は、位置感覚に対して感度のよくない腕状態である。さらに、筋をリラックスすることができずにスティフネスが亢進した場合も同様に、腕の運動を認知するには適切な腕状態ではない。このような状況では、課題の目的である文字を判断する以前に、腕の位置・運動を認知すること自体が難しいことが予測される。もちろん、この課題における健常者の成績と患者の成績を比較することには臨床的意味がある。しかし、その差が何に起因しているか、特にその差が“文字の運動表象・運動記憶”の有無を示しているのかは大きな疑問であることを本研究は示唆する。

実験4では、頭頂葉領域損傷患者における自己受容感覚を基にした定位課題における、今までにない定量的基礎データを提供するとともに、健常者との比較を行った。臨床現場においては軽微な位置感覚障害やそれに起因する運動機能の障害はリハビリテーションの対象とならないことも多く、それ故患者は不自由を抱えたままであることが多い。このような中、本研究で行われた患者と健常者の感覚運動機能の定量的比較は、従来の臨床検査法の妥当性を再検討するとともに、患者の新たな臨床像を明らかにした。しかし、依然として脳部位と脳機能の対応は複雑なままである。これらの問題を解決するには、課題の対象となる症例数を増やし、より系統的なマッピングを行うとともに、それらの知見を基にした更なる理論的なアプローチが必要になるだろう。

引用文献

- Adamo DE, Martin BJ, & Brown SH (2007) Age-related differences in upper limb proprioceptive acuity. *Percept Mot Skills* 104: 1297–1309
- Adamo DE, Martin BJ, & Brown SH (2009) The influence of age and physical activity on upper limb proprioceptive ability. *J Aging Phys Activ* 17: 272-293
- Adamo DE & Martin BJ (2009) Position sense asymmetry. *Exp Brain Res*: 192, 87-95
- Aimonetti JM, Hospod V, Roll JP, & Ribot-Ciscar E (2007) Cutaneous afferents provide a neuronal population vector that encodes the orientation of human ankle movements. *J Physiol* 580: 649-658
- Albert F, Bergenheim M, Ribot-Ciscar E, & Roll JP (2006) The Ia afferent feedback of a given movement evokes the illusion of the same movement when returned to the subject via muscle tendon vibration. *Exp Brain Res* 172: 163-174
- Allen T, Ansems GE, & Proske U (2007) Effects of muscle conditioning on position sense at the human forearm during loading or fatigue of elbow flexors and the role of the sense of effort. *J Physiol* 580: 423-434
- Allen TJ & Proske U (2006) Effect of muscle fatigue on the sense of limb position and movement. *Exp Brain Res* 170: 30-38
- Ansems GE, Allen TJ, & Proske U (2006) Position sense at the human forearm in the horizontal plane during loading and vibration of elbow muscles. *J Physiol* 576: 445-455
- Bard C, Fleury M, Teasdale N, Paillard J, & Nougier V (1995) Contribution of proprioception for calibrating and updating the motor space. *Can J Physiol Pharmacol* 73: 246-54
- Bassetti C, Bogousslavsky J, & Regli F (1993) Sensory syndromes in parietal stroke. *Neurology* 43: 1942-1949
- van Beers RJ, Sittig AC, Denier JJ, & van der Gon (1998) The precision of proprioceptive position sense. *Exp Brain Res* 122: 367-377
- Blasier R, Carpenter J, & Huston L (1994). Shoulder proprioception. Effect of joint laxity, joint position, and direction of motion. *Orthopaedic Review* 23: 45-50
- Bergenheim M, Ribot-Ciscar E, & Roll JP (2000) Proprioceptive population coding of two-dimensional limb movements in humans: I. Muscle spindle feedback during spatially oriented movements. *Exp Brain Res* 134: 301-310
- Burdet E, Osu R, Franklin DW, Milner TE, & Kawato M (2001) The central nervous system stabilizes unstable dynamics by learning optimal impedance. *Nature* 414: 446-449

- Burke D, Hagbarth KE, Lofstedt L, & Wallin BG (1976). The responses of human muscle spindle endings to vibration of non-contracting muscles. *J Physiol* 261: 695-711
- Carey LM, Matyas TA, & Oke LE (1993) Sensory loss in stroke patients: effective training of tactile and proprioceptive discrimination. *Arch Phys Med Rehab* 74: 602-611
- Carey IM, Oke LE, & Matyas T (1996) Impaired limb position sense after stroke: a quantitative test for clinical use. *Arch Phys Med Rehab* 77: 1271-1278
- Collins DF & Prochazka A (1996) Movement illusions evoked by ensemble cutaneous input from the dorsum of the human hand. *J Physiol* 196: 857-871
- Collins DF, Refshauge KM, Todd G, & Gandevia SC (2005) Cutaneous receptors contribute to kinesthesia at the index finger, elbow, and knee. *J Neurophysiol* 92: 1699-1706
- Corkin S, Milner B, & Rasmussen T (1970) Somatosensory thresholds: Contrasting effects of postcentral-gyrus and posterior parietal-lobe excisions. *Archives of Neurology* 23: 41-58
- Crowe A, Keessen W, Kuus W, van Vliet R, & Zegeling A (1987) Proprioceptive accuracy in two dimensions. *Percept Mot Skills* 64: 831-46
- Dannenbaum RM & Jones LA (1993) The assessment and treatment of patients who have sensory loss following cortical lesions. *Journal of Hand Therapy* 6: 130-138
- Darainy M, Malfait N, Gribble PL, Towhidkhan F, & Ostry D (2004) Learning to control arm stiffness under static conditions. *J Neurophysiol* 92: 3344-3350
- Dukelow SP, Herter TM, Moore KD, Demers MJ, Glasgow JI, Bagg SD, Norman KE, & Scott SH (2010) Quantitative assessment of limb position sense following stroke. *Neurorehab Neural Re* 24: 178-187
- Edin BB & Johansson N (1995) Skin strain patterns provide kinaesthetic information to the human central nervous system. *J Physiol* 487: 243-251
- Fitts PM (1954) The information capacity of the human motor system in controlling the amplitude of movement. *J Exp Psychol* 47: 381-391.
- Flash T & Hogan N (1985) The coordination of arm movements: an experimentally confirmed mathematical model. *J Neurosci* 5: 1688-1703
- Forget R & Lamarre Y (1987) Rapid elbow flexion in the absence of proprioceptive and cutaneous feedback. *Human Neurobiology* 6: 27-37
- Forget R & Lamarre Y (1990) Anticipatory postural adjustment in the absence of normal peripheral. *Brain Research* 508: 176-179
- Franklin DW & Milner TE (2003) Adaptive control of stiffness to stabilize hand position

- with large loads. *Exp Brain Res* 152: 211–220,
- Franklin DW, Liaw G, Milner TE, Osu R, Burdet E, & Kawato M (2007) Endpoint stiffness of the arm is directionally tuned to instability in the environment. *J Neurosci* 27: 7705-7716
- Fuentes CT & Bastian AJ (2010) Where is your arm? Variations in proprioception across space and tasks. *J Neurophysiol* 103: 164-171
- Fukatsu R, Fujii T, & Yamadori A (1998) Pure somaesthetic alexia: somaesthetic-verbal disconnection for letters. *Brain* 121: 843-850
- 福武敏夫 (1997) 母指探し試験・母趾探し試験—古くて新しい鋭敏な深部感覚検査法—。脊髄 10: 569-573
- 福武敏夫・平山恵造 (1992) 母趾探し試験—固有感覚性定位障害の臨床的研究—。臨床神経学 32: 1213-1219
- Gandevia SC & Burke D (1992) Does the nervous system depend on kinesthetic information to control natural limb movements? *The Behavioral and brain sciences* 15: 614-632
- Gandevia SC & McCloskey DI (1977) Sensations of heaviness. *Brain* 100: 345-354
- Gandevia SC, Smith JL, Matthew C, Proske U, & Taylor JL (2006) Motor commands contribute to human position sense. *J Physiol* 571: 3703-3710
- Garraway W, Akhtar A, Gore S, Prescott R, & Smith R (1976) Observer variation in the clinical assessment of stroke. *Age Ageing* 5: 233-240
- Gilhodes JC, Coiton Y, Roll JP, & Ans B (1993) Propriomuscular coding of kinaesthetic sensation: experimental approach and mathematical modeling. *Biol Cybern* 68: 509-517
- Gilhodes JC, Roll JP, & Tardy-Gervet MF (1986) Perceptual and motor effects of agonist-antagonist muscle vibration in man. *Exp Brain Res* 61: 395–402
- Goble DJ & Brown SH (2010) Upper limb asymmetries in the perception of proprioceptively determined dynamic position sense. *J Exp Psychol Hum Percept Perform* 36: 768-775
- Goble DJ, Noble BC, Brown SH (2010) Where was my arm again? Memory-based matching of proprioceptive targets is enhanced by increased target presentation time. *Neuroscience letters* 481: 54-58
- Gomi H & Osu R (1998) Task dependent viscoelasticity of human multijoint arm and its spatial characteristic for interaction with environment. *J Neurosci* 18: 8965–8978
- Goodwin GM, McCloskey DI, & Matthews PB (1972) Proprioceptive illusions induced by muscle vibration: contribution by muscle spindles to perception? *Science* 24: 1382–1384

- Gordon J, Ghilardi MF, & Ghez C (1994) Accuracy of planar reaching movements. I. Independence of direction and extent variability. *Exp Brain Res* 99: 97-111
- Gribble PL, Mullin LI, Cothros N, & Mattar A (2003) Role of cocontraction in arm movement accuracy. *J Neurophysiol* 89: 2396-2405
- Gritsenko V, Krouchev NI, & Kalaska JF (2007) Afferent input, efference copy, signal noise, and biases in perceptions of joint angle during active versus passive elbow movements. *J Neurophysiol* 98: 1140-1154
- Hallett M, Bielawski M, & Marsden CD (1981) Behavior of the long-latency stretch reflex prior to voluntary movement. *Brain Research* 219: 178-185
- Hasan Z (1992) Role of proprioceptors in neural control. *Curr Opin Neurobiol* 2: 824-829
- Helmholtz H von (2000) *Helmholtz's Treatise on Physiological Optics* (3 volumes) (Translated by J.P.C. Southall) Bristol: Thoemmes (Handbuch der physiologischen Optik. Bd. 1867 Leipzig: Voss.)
- Herrmann U & Flanders M (1998) Directional tuning of single motor units. *J Neurosci* 18: 8402-8416
- 平山恵造・福武敏夫・河村満 (1986) 母指さがし試験—関節定位覚障害の検査—。臨床神経 26: 448-454
- Hirayama K, Fukutake T, & Kawamura M (1999) 'Thumb localizing test' for detecting a lesion in the posterior column—medial lemniscal system. *J Neurological Sciences* 167: 45-49
- Holmes G (1917) The symptoms of acute cerebellar injuries due to gunshot injuries. *Brian* 40: 461-538
- von Holst E (1954) Relations between the central nervous system and the peripheral organs. *British journal of animal behavior* 2: 89-94
- Howard IS, Ingram JN, Körding KP, & Wolpert DM (2009) Statistics of natural movements are reflected in motor errors. *J Neurophysiol* 102: 1902-1910
- 井手あかね・大東祥孝 (2006) 日本語における失行性失書での書取・写字の成績差について。神経心理学 22: 119-129
- 井堀奈美・柏木あさ子・柏木敏宏・田辺敬貴・中川賀嗣 (1998) 左頭頂葉病変の一例における運動覚性音読の障害。失語症研究 18: 154-161
- Ihori N, Kawamura M, Fukuzawa K, & Kamaki M (2000) Somesthetic disconnection syndromes in patients with callosal Lesions. *Eur Neurol* 44: 65-71
- Ihori N, Kawamura M, Araki S, & Kawachi J (2002) Kinesthetic alexia due to left parietal lobe lesions. *Eur Neurol* 48: 87-96
- 井堀奈美・河村満 (2004) 左頭頂葉病変と体性感覚性失読。神経研究の進歩 48: 619-627

- Itaguchi Y & Fukuzawa K (2012a) Effects of arm stiffness and muscle effort on position reproduction error in the horizontal plane. *Percep Mot Skills* 114: 757-773
- Itaguchi Y & Fukuzawa K (2012b) The influence of the indicator arm on endpoint distribution in proprioceptive localization with multi-joint arms. *Exp Brain Res* 222: 77-88
- 板口典弘・吉澤浩志・内山由美子・村西幸代・福澤一吉 (2012) 頭頂葉領域損傷患者の位置感覚の定量的評価. *神経心理学* 28: 274-282
- 岩村吉晃 (1992) 体性感覚野と行為障害. *失語症研究* 12: 115-117
- 岩村吉晃 (2006) タッチの脳メカニズム. *高次脳機能研究* 26: 253-260
- Iwamura Y, Tanaka M, Sakamoto M, & Hikosaka O (1993) Rostrocaudal gradients in the neuronal receptive field complexity in the finger region of the alert monkey's postcentral gyrus. *Exp Brain Res* 92: 360-368.
- Jeannerod M (1994) The hand and the object: the role of posterior parietal cortex in forming motor representations. *Can J Physiol Pharmacol* 72: 535-541
- Jones AAH, Cressman EK, & Henriques DYP (2010) Proprioceptive localization of the left and right hands. *Exp Brain Res* 204: 373-383
- 上村直樹・大須理英子・岩崎裕志・中野恵理・Harris CM・和田安弘・川人光男 (2003) タスク最適化とスティフネスの選択. *信学技報 NC103*: 37-42
- 河村満・平山恵造・塩田純一 (1986) 中心領域(Liepmann)の限局病変による肢節運動失行. *臨床神経学* 26: 20-27
- 河村満 (2004) 古典的失行(Liepmann)の新しい捉え方. *神経研究の進歩* 48: 637-647
- 毛束真知子・河村満・矢野雄三 (1995) 右半球優位変性過程による特異な失書 — apraxic agraphia との比較. *神経心理学* 11: 196-205
- Kelso JA (1977) Planning and efferent components in the coding of movement. *J Mot Behav* 9: 33-47
- Kim J & Choi-Kwon S (1996) Discriminative sensory dysfunction after unilateral stroke. *Stroke* 27: 677-682
- Lametti DR, Houle G, & Ostry DJ (2007) Control of movement variability and the regulation of limb impedance. *J Neurophysiol* 98: 3516-3524
- Lametti DR & Ostry DJ (2010) Postural constraint on movement variability. *J Neurophysiol* 104: 1061-1067
- Laufer Y, Hocherman S, & Dickstein R (2001) Accuracy of reproducing hand position when using active compared with passive movement. *Physiother Res Int* 6: 65-75
- Lincoln NB, Crow JL, Jackson JM, Waters GR, Adams SA, & Hodgson P (1991) The unreliability of sensory assessments. *Clin Rehabil* 5: 273-282
- McCloskey DI, Ebeling P, & Goodwin GM (1974) Estimation of weights and tensions and

- apparent involvement of a "sense of effort." *Experimental Neurology* 42: 220
- McIntyre J, Mussa-Ivaldi FA, & Bizzi E (1996) The control of stable postures in the multi-joint arm. *Exp Brain Res* 110: 248–264
- McNair PJ, Stanley SN, & Strauss GR (1996) Knee bracing: effects on proprioception. *Arch Phys Med Rehab* 77: 287–289
- Mussa-Ivaldi FA, Hogan N, & Bizzi E (1985) Neural, mechanical and geometric factors subserving arm posture in human. *J Neurosci* 5: 2732–2743
- Naito E (2004) Sensing limb movements in the motor cortex. *Neuroscientist* 10: 73-82
- Nagaoka M & Tanaka R (1981) Contribution of kinesthesia on human visuomotor elbow tracking movements. *Neurosci Letters* 26: 245-249
- 野中亮助・佐藤誠・小池康晴 (2004) 筋の活性度と Speed-Accuracy Trade-off. *電子情報通信学会論文誌 J87-DII*: 1008-1019
- Nougier V, Bard C, Fleury M, Teasdale N, Cole J, Forget R, Paillard J, & Lamarre Y (1996) Control of single-joint movements in deafferented patients. *Exp Brain Res* 109: 473-482
- Osu R & Gomi H (1999) Multijoint muscle regulation mechanisms examined by measured human arm stiffness and EMG signals. *J Neurophysiol* 81: 1458–1468
- Paillard J & Brouchon MA (1974) proprioceptive contribution to the spatial encoding of position cues for ballistic movements. *Brain Res* 71: 273-284
- Pause M, Kunesch E, Binkofski F, & Freund HJ (1989) The control of hand movements in a case of hemianaesthesia following a parietal lesion. *Brain* 112: 1599-1625
- Poizner H, Mack L, Verfaellie M, Rothi LJ, & Heilman KM (1990) Three-dimensional computergraphic analysis of apraxia. Neural representations of learned movement. *Brain* 113: 85-101
- Proske U (2005) What is the role of muscle receptors in proprioception? *Muscle & Nerve* 31: 780-787
- Proske U (2006) Kinesthesia: the role of muscle receptors. *Muscle & Nerve* 34: 545-558
- Ribot-Ciscar E & Roll JP (1998) Ago-Antagonist muscle spindle inputs contribute together to joint movement coding in man. *Brain Res* 791: 167-176
- Rizzolatti G, Fadiga L, Gallese V, & Fogassi L (1996) Premotor cortex and the recognition of motor actions. *Cognit Brain Res* 3: 131-141
- Roll JR & Gilhodes JC (1995) Proprioceptive sensory codes mediating movement trajectory perception: human hand vibration-induced drawing illusions. *Can J Physiol Pharmacol* 73: 295-304
- Roll JP & Vedel JP (1982) Kinaesthetic role of muscle afferents in man, studied by tendon vibration and microneurography. *Exp Brain Res* 47: 177-190

- Rincon-Gonzalez L, Buneo CA, & Helms Tillery SI (2011) The proprioceptive map of the arm is systematic and stable, but idiosyncratic. *Plos One*, 6: e25214
- Rosenbaum DA (2010) *Human Motor Control*. Academic Press/Elsevier, San Diego
- Schutz R & Roy E (1973) Absolute error: the devil in disguise. *J Mot Behav* 5: 141-153
- Sirigu A, Daprati E, Pradat-Diehl P, Franck N, & Jeannerod M (1999) Perception of self-generated movement following left parietal lesion. *Brain* 122: 1867-1874
- Smith JL, Crawford M, Proske U, Taylor JL, & Gandevia SC (2009) Signals of motor command bias joint position sense in the presence of feedback from proprioceptors. *J Appl Physiol* 106: 950-958
- Soechting JF & Flanders M (1989) Sensorimotor representation for pointing to targets in three-dimensional space. *J Neurophysiol* 62: 582-594
- Sperry RW (1950) Neural basis of the spontaneous optokinetic response produced by visual inversion. *J Comp Physiol Psychol* 43: 482-489
- Stein JF (1992) The representation of egocentric space in the posterior parietal cortex. *Behave Brain Sci* 15: 691
- Stelmach GE, Kelso JA, & Wallace SA (1975) Preselection in short-term motor memory. *J Exp Psychol Hum Learn Mem* 1: 745-755
- 武田克彦 (1991) 体性感覚の症候学. *神経進歩* 35: 983-989
- 田中茂樹・片山正寛・小澤智子・乾敏郎 (2002) 他者の書字動作の観察による読字のメカニズム—純粹失読症例での検討—. *神経心理学* 18: 68-75
- Teasdale N, Forget R, Bard C, Paillard J, Fleury M, Lamarre Y (1993) The role of proprioceptive information for the production of isometric forces and for handwriting tasks. *Acta Psychologica* 82: 179-191
- 辻敏夫・森谷正三・金子真・伊藤宏司 (1996) 等尺性筋収縮における人間の手先インピーダンスの解析. *計測自動制御学会論文集* 32: 271-280
- Vallbo AB (1974) Afferent discharge from human muscle spindles in noncontracting muscles. *Acta Physiol Scand* 90: 303-318
- Vindras P & Viviani P (1998) Frames of reference and control parameters in visuomanual pointing. *J Exp Psychol Hum Percept Perform* 24: 569-591
- Volpe BT, LeDoux JE, & Gazzaniga MS (1979) Spatially oriented movements in the absence of proprioception. *Neurology* 29: 1309-13
- Walsh L, Hesse C, Morgan D, & Proske U (2004) Human forearm position sense after fatigue of elbow flexor muscles. *J Physiol* 558: 705-715
- Walsh LD, Allen TJ, Gandevia SC, & Proske U (2006) Effect of eccentric exercise on position sense at the human forearm in different postures. *J App Physiol* 100: 1109-1116

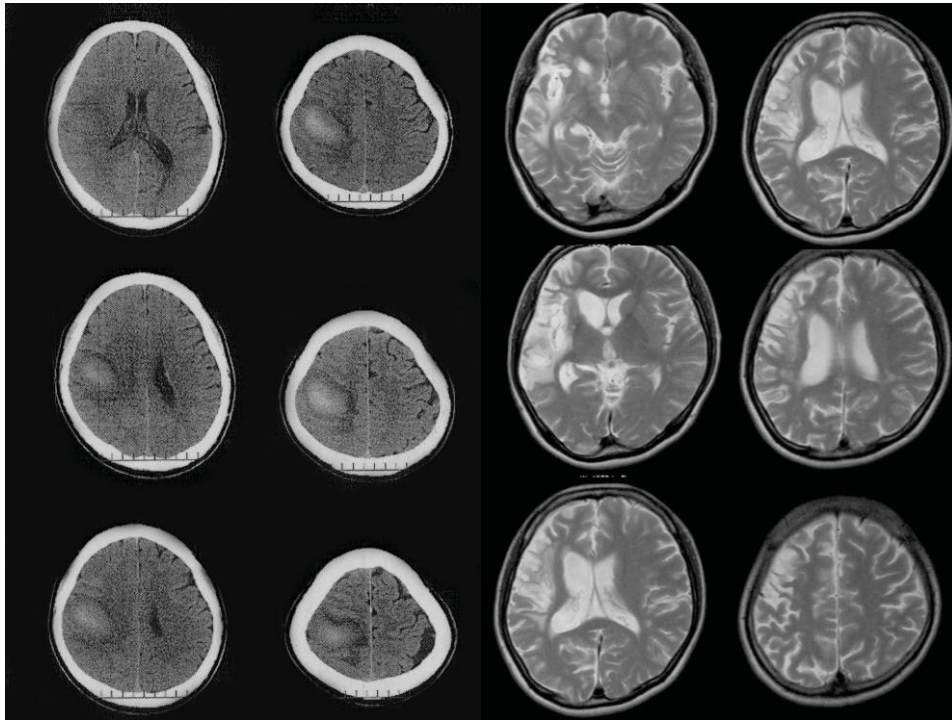
- Wilson ET, Wong J, Gribble PL (2010) Mapping Proprioception across a 2D Horizontal Workspace. *Plos One* 5: e11851
- Winter JA, Allen TJ, & Proske U (2005) Muscle spindle signals combine with the sense of effort to indicate limb position. *J Physiol* 568: 1035-1046
- Wolpert D, Ghahramani Z, & Jordan M (1995) An internal model for sensorimotor integration. *Science* 269: 1880-1882
- 山鳥重 (1985) 神経心理学入門. 医学書院, 東京

付録

各患者の脳画像を示す。

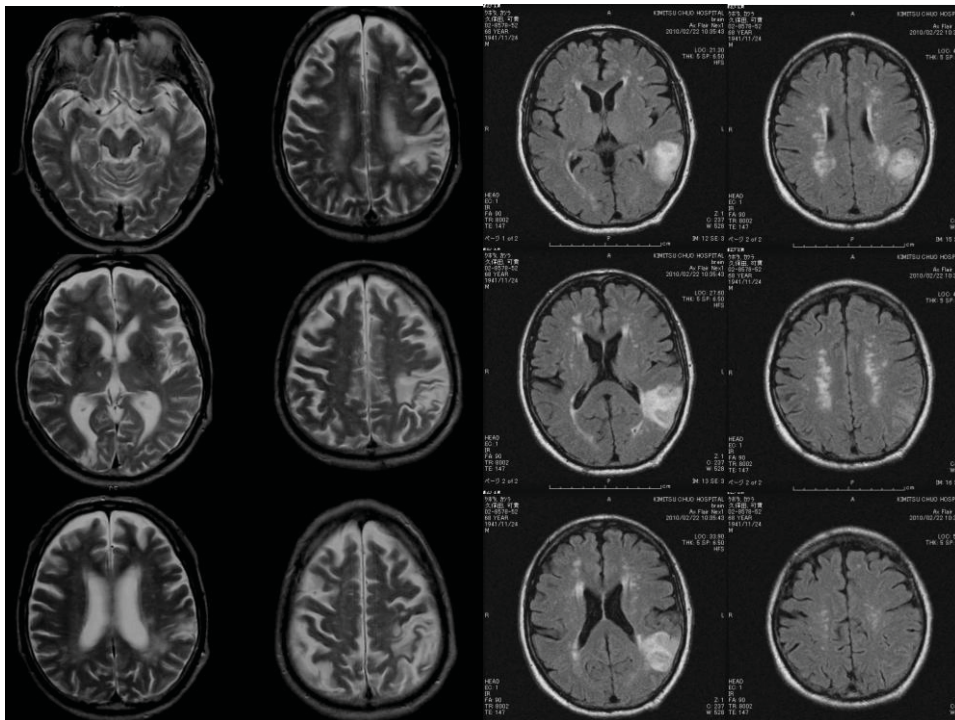
症例 K.K.(1)

症例 N.S.

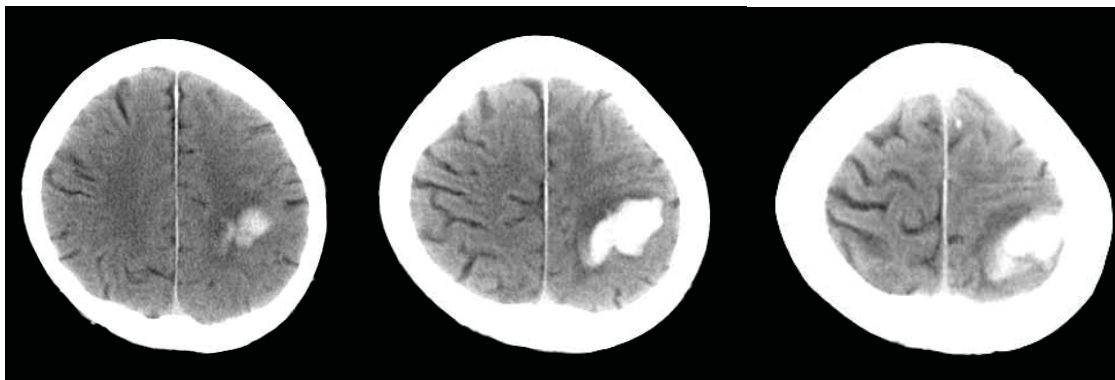


症例 T.H.

症例 K.K.(2)



症例 M.M.



症例 H.F.



症例 T.O.

