

博士論文

運動制御における階層間変換と 上肢リハビリテーション

東京大学大学院工学系研究科

先端学際工学専攻

吉田 直樹

2007 年

目 次

第 1 章 序論	1
1.1. 研究の背景	1
1.2. 研究の目的	3
1.3. 本論文の構成	4
第 2 章 上肢運動の階層構造と、上肢リハビリテーションの諸問題、および本研究の位置づけ	7
2.1. 上肢運動（主にリーチング）の階層構造	7
2.1.1. 本論文で用いる上肢運動の階層構造モデル	7
2.1.2. 上肢運動の階層化の目的と、この階層構造モデルの説明	9
2.2. 上肢運動の各階層へのリハビリテーションアプローチ	11
2.2.1. 上肢の運動（運動障害）の各階層の計測・評価	11
2.2.2. 上肢運動の各階層に対する訓練	12
2.3. 上肢運動の各階層間変換に関する問題	13
2.4. 階層間変換とリハビリテーション	15
第 3 章 筋張力と関節角度間の変換 —逆ダイナミクスモデルによる肘関節の機能的電気刺激制御—	17
3.1. 機能的電気刺激とは	17
3.2. 機能的電気刺激の制御方法とその問題点	17
3.3. 新たに開発した制御方法：逆ダイナミクスモデルによる対象肢の学習と制御	18
3.3.1. 制御系の構成	18
3.3.2. 目標角度型制御（AO スキーマ）	21
3.3.3. 目標位相面軌跡型制御（PPLO スキーマ）	21
3.3.4. フィードフォワード型制御（FF スキーマ）	22
3.4. コンピュータシミュレーション実験	23
3.4.1. 健常な腕を想定した制御シミュレーション	23
3.4.2. 異常反射とその特性の変化に対する適応のシミュレーション	26
3.5. ヒトを対象とした実験	28
3.5.1. 実験方法	28

3.5.2. 健常者に対する実験結果	29
3.5.3. 麻痺のある被験者に対する実験結果	30
3.6. 考察：階層間変換の観点からの検討	32
第4章 筋張力と関節トルク間の変換 —筋電図による肩関節周囲筋トルクベクトル方向の推定—	34
4.1. 肩関節周囲筋の「作用」に関する問題点	34
4.2. 筋張力と関節トルクの関係	35
4.3. 被験者と実験方法	36
4.4. 解析方法	39
4.4.1. 筋電処理	39
4.4.2. 肩トルク	40
4.4.3. トルクベクトル方向の推定	41
4.5. 結果	41
4.5.1. 推定されたトルクベクトルの信頼性	41
4.5.2. 肩トルクの再構成結果例	42
4.5.3. 異なる肢位での解析結果	43
4.5.4. 各筋のトルクベクトル方向の推定結果	45
4.6. 考察	47
4.6.1. 先行研究の結果との比較	47
4.6.2. それぞれの推定方法の利点と欠点	50
4.6.3. 本方法で推定されたトルクベクトルの重要性	51
4.6.4. 応用の可能性と今後の研究	52
4.7. 階層間変換の観点からの検討	52
第5章 関節角度と手先位置間の変換 —3次元手先位置制御型リハビリテーション装置使用時に使用者の上肢が取り得る肢位範囲—	62
5.1. ロボットリハビリテーション装置などの上肢訓練装置	62
5.2. 方法	63
5.2.1. 上肢関節のモデルと座標系	64
5.2.2. 上肢関節角度と手先位置の関係	65
5.2.3. 与えられた手先位置を実現する肢位の範囲の求め方	66
5.2.4. 抽出した4つの冗長自由度	66

5.2.5. 与えられた手先位置を実現する肢位範囲(幾何学的に可能な肢位範囲のスティック ピクチャ表現)	68
5.2.6. スティックピクチャで表現された肢位の関節角度の計算	69
5.2.7. 計算に用いた肢節長と関節可動域	71
5.2.8. 幾何学的に成り立つ肢位からモデルでの実現可能肢位の選択	72
5.3. 結果	72
5.3.1. 1つの手先位置に対する許容肢位範囲の計算例	72
5.3.2. 手先位置の動きに対する許容肢位範囲とその変化の例	74
5.3.3. リーチ可能な全手先位置に対する可能肢位範囲	76
5.3.4. 手先位置と関節角度の関係	79
5.3.5. 肘屈曲角度と肩手先間距離	79
5.3.6. 肩仰角	80
5.3.7. 肩方位角	82
5.3.8. 肩回旋角	83
5.3.9. 手関節(掌屈角・橈屈角)	83
5.4. 考察	84
5.4.1. 方法についての検討	84
5.4.2. 結果についての検討	84
5.4.3. リハビリテーション訓練装置への応用についての検討	85
5.5. 階層間変換の観点からの検討	86
第6章 階層間変換における要素間の協調 —多指制御の際の予測的協調—	92
6.1. 冗長性問題とシナジー(自由度間の協調性)	92
6.2. UNCONTROLLED MANIFOLD 解析	94
6.3. 実験1: 若年者の予測的シナジー調整	95
6.3.1. 実験の目的	95
6.3.2. 実験方法と被検者	95
6.3.3. 解析方法	98
6.3.4. 結果	100
6.3.5. 考察	103
6.4. 実験2: 若年者と高齢者の予測的シナジー調整の比較	104
6.4.1. 被検者と方法	104
6.4.2. 結果	105

6.4.3. 考察	107
6.5. 階層間変換の観点からの検討	107
第 7 章 結論	109
7.1. 本論文の結論	109
7.2. 本研究成果の応用の可能性	110
7.3. 階層間変換の観点からの考察	111
7.3.1. 階層間変換の観点から見た、各章の研究の特徴と相違	111
7.3.2. 階層間変換における問題の一般化と今後の課題	113
7.4. おわりに	117
謝 辞	118
参考文献	120
研究業績目録	127

第1章

序論

1.1. 研究の背景

本論文は、上肢の運動をいくつかの階層に分けて考え、その階層間の変換に伴う運動制御の問題のうちリハビリテーションに重要ないくつかの部分について、主に工学的な手法を用いて問題を解決あるいは新知見を獲得した研究について述べたものである。

リハビリテーションの技術は現在でも経験的に積み重ねられてきたものが主流であり、近年は科学的な見地からの見直しが必要とされている。一方でバイオメカニクスやロボティクスなどの工学分野では、科学的な立場からの運動およびその制御の研究が進んでいる。筆者は、作業療法士としてリハビリテーションの臨床業務を行う一方で、工学についても教育を受けて研究を行う機会を得たことから、工学的な手法をリハビリテーションに活かしたいと意識してきた。

リハビリテーションのセラピスト（療法士）のなかでも、作業療法士は上肢訓練を多く担当するが、上肢運動機能のリハビリテーションは下肢と比べると困難な部分が多い。下肢の場合、立位保持や歩行が主要な役割になるので、脚を伸ばして十分に体重支持ができる程度に回復すればある程度の機能を果たすことができる。そこまでの回復に至らない場合でも、関節の動きを固定あるいは制限する装具などで機能を補助する方法もある。それに比べて、上肢の場合は、対象物に手を伸ばして、押さえたり握ったりして操作する、という役割が要求される。それに見合った複雑な動きができるまでに回復しないと実用にならない。補装具などについても、下肢装具のような単に関節を固定するだけのものでは、機能の回復にはならない。

このように、上肢の場合には、運動の制御が非常に重要であると考えられる。そのため運動機能の改善を図る場合、筋力を増強できても制御に問題が残っては不十分であり、また機能不足を機器で補う場合、後述する機能的電気刺激やリハビリテーションロボッ

トのように、制御の問題に踏み込む必要が出てくる。このような問題意識を背景として、本論文ではリハビリテーションのための上肢運動制御の問題を扱った。

運動要素の分類として解剖学や臨床医学では、肩・上腕・肘などの「部位」による分類や、骨・筋・神経などの「器官」による分類がよく用いられる。しかし本論文では、運動制御およびリハビリテーションの観点から、上肢運動の要素を神経系・筋張力・関節トルク・関節角度・手先位置などに分類し、それらを「階層」と捉えた。このような観点からみると、通常のリハビリテーションにおいて単一階層内の評価や訓練の方法はある程度確立されているのに対し、階層間の変換の部分に未解決の問題や情報の不足が多いと考えられた。そこで、これらの問題のうち、リハビリテーションに重要で、かつ、工学的手法を用いることで解決可能な部分を選択し、その部分の解決を図ることを試みた。

リハビリテーションの対象となる上肢の運動障害には、様々なタイプがある。本論文では、脳血管障害後遺症による片麻痺や頸髄損傷による麻痺などの中枢神経障害に代表されるような、上肢全体に障害がおよぶものを主に想定する。これらは、神経の障害に端を発するが、それに加えて廃用・誤用・過用などにより、筋や関節など様々な部位の障害を伴うことが多い。さらに、完全回復が望めず、何らかの障害が残る場合が多い。そのため、障害の構造を見極めて、適切な部位に適切なアプローチをすることが必要になる。これは、アプローチする対象が自ずと限定される単純な外傷などとは異なる特徴である。なお、慢性関節リウマチのような疾患も上肢の様々な部位に障害を引き起こすが、この種の疾患で特徴的な変形や痛みによる運動障害は本論文では扱っていない。

リハビリテーションの本来の意味は、全人的回復のことであり、単に機能訓練を意味するものではない[1, 2]。「上肢運動障害を有する対象者」のリハビリテーションには、自助具の使用や非麻痺肢の活用などの代償的手段も含まれる。しかし、本研究では上肢の運動機能そのものに注目しているので、リハビリテーションという用語は主に運動機能回復（またはそのための訓練）という意味で用いた。運動機能の障害は、生活に必要な具体的な動作や行為の障害（disability または activity limitation）と、運動器や運動の要素の障害（impairment）に分けて考えることができる[2]。本論文では、主に後者を扱った。

代表的な上肢運動障害である片麻痺の訓練では、ファシリテーションテクニック（神経筋促通手技）と呼ばれる各種の方法が古くから体系づけられて、長く利用されてきた。しかし、これらの方法の科学的根拠は立証されていないのが現状である[3, 4]。科学的根拠のある訓練法としては、CI療法(Constraint Induced Movement Therapy) [5]やロボットセラピー（第5章参照）が近年注目されている[6, 7]。CI療法は、麻痺上肢での

物品操作を集中的に行う訓練であり、本研究で直接扱っていない disability レベルでの課題による特訓に近い。ロボットセラピーについては第 5 章で扱った。

上肢運動障害のリハビリテーションでは、統一された評価や訓練の体系が未完成であり、また対象者の障害の個別性が大きいという特徴があるので、対象者ごとに問題点を整理して的確にアプローチすることが重要である。そのためにも、本論文で説明する上肢運動の階層モデルは有用と考えられる。また、階層間の変換の問題に着目することで、上肢運動制御におけるリハビリテーション応用に重要な部分を整理することにも役立つ。

上肢運動を階層化して考えてその階層間の関係を調べることは、少なくとも 20 年以上前から主に工学系の研究者によって行われてきた[8, 9]。それらの成果は、ロボット工学の分野で良く整理されている[10]。しかし、それらの成果は直接リハビリテーションに応用できない部分が多い。なぜなら、それらはロボット一般に適用できるように抽象化されたモデルに基づいたものが多く、そのままでは現実のヒトに対しては利用できない部分を含むからである。リハビリテーションへの応用のためには、現実のヒト、さらには個別の対象者に応用するための研究を重ねる必要があり、本論文の研究はこのような応用を目指したものである。

1.2. 研究の目的

本論文の研究の目的は、上肢の運動制御の階層間変換に伴う諸問題のうち、特にリハビリテーションに重要な部分を取りあげて、それに関連するいくつかの具体的な問題の解決を図ることである。そのために、まず運動制御の階層モデルを呈示し、それに沿って現状の上肢リハビリテーションの問題を整理し、さらに、階層間変換の問題のうち「ロボット工学などの成果が直接応用できず、ヒト（あるいはリハビリテーションの対象者個人）固有の問題」として解決すべき部分を絞り込んだ上で、次のような研究を行った。

第一に、筋張力と関節角度の変換の問題を扱った。機能的電気刺激による関節角度制御に際して、個々の対象者の腕の特性に合わせた制御が自動的に行えるように、ニューラルネットワークによる制御対象肢の逆ダイナミクスモデルを用いた制御方法を考案し、肘関節の制御実験などでその有効性を確かめた。

第二に、筋張力と関節トルクの変換の問題を扱った。肘関節などの単軸関節では筋の作用（その筋の収縮によって起こる関節運動の方向）が明らかなのに対して、肩関節のような多軸関節では、運動に関与する筋の作用とその姿勢依存性が定量的には不明であった。そこで、筋電図と手先力を用いた推定方法を開発し、肩周囲筋の作用（トルクベ

クトル方向) とその姿勢依存性を定量的に推定した。

第三に、関節角度と手先位置の変換の問題を扱った。手先位置を制御する訓練機器を関節運動訓練に利用する場合、関節の全ての動きを制御することは一般にはできない。どの関節がどの程度制御できる可能性があるのかが不明であったので、それを調べた。

第四に、階層間変換の様々な部分に現れる要素間協調の問題を扱った。多指制御を題材にして、協調性の解析手法として UCM 解析を用いて、運動に先立つ予測的な協調性の変化を調べ、通常のパフォーマンス指標では計測できない変化をとらえた。

1.3. 本論文の構成

本論文は、7つの章で構成される。第1章(本章)では、ここまでに本研究の背景と目的について述べた。以下では、第2章から7章までの内容を要約する。

第2章 上肢運動の階層構造と、上肢リハビリテーションの諸問題、および本研究の位置づけ

本章では、上肢運動を階層化して考えるための一つのモデルを示し、それに基づいて上肢リハビリテーションに関係する諸問題を整理した。はじめに、手先位置を制御するために必要な運動が、筋張力・関節トルク・関節角度・手先位置といった階層に分けて考えられることを示した。次に、各階層における障害の評価およびそれらの障害に対する訓練の方法を紹介し、単一階層内のアプローチには問題が少ないことを説明した。続いて、各階層間の変換の問題を取り上げ、どの部分がリハビリテーションにおいて重要な問題となっているのかを整理し、以下の章で示した研究がそれぞれどの部分の問題解決を目指したものであるかを説明した。

第3章 筋張力と関節角度間の変換

–逆ダイナミクスモデルによる肘関節の機能的電気刺激制御–

本章では、機能的電気刺激による肘関節角度制御の研究について述べた。これは筋張力と関節角度の階層間変換、という要素を含む研究である。はじめに機能的電気刺激について説明し、その問題点をあげた。次に、新たに考案した機能的電気刺激の制御方法について説明した。それはニューラルネットワークの学習能力を利用して構成した対象肢の逆ダイナミクスモデルを利用する3種類の方法である。コンピュータシミュレーションで、これらの方法によって健常な腕と異常反射のある腕の制御が共に可能であることを示し、続いて、被験者(健常者と障害者)の制御実験を行った。こ

これらの結果から、ここで考案した方法によって機能的電気刺激の問題の一部が解決可能であり、また実際に臨床応用の可能性があることが示された。

第4章 筋張力と関節トルク間の変換

－筋電図による肩関節周囲筋トルクベクトル方向の推定－

本章では、肩関節に関与する多数の筋の作用（トルクベクトル方向）を筋電図と手先力の計測に基づいて推定した研究について述べた。これは、筋張力と関節トルクの階層間変換、という要素を含む研究である。第3章での機能的電気刺激実験では、単軸関節である肘関節を対象としたので、筋の作用の問題を回避できた。しかし、多軸関節の制御を考える際には、各筋の作用とその姿勢依存性の定量的な情報が必要になる。本章の研究は肩関節周囲筋についてそれを明らかにした。はじめに、これまでの人体解剖に基づく研究について説明し、その問題点をあげた。次に、新たに考案した数理モデルに基づくトルクベクトル推定の方法を説明した。その方法で実際に4名の被験者のそれぞれ11部位の肩周囲筋のトルクベクトル方向を多数の肢位において推定した。実測された肩関節トルクと、利用した数理モデルによって再構成された肩トルクが良く一致することから、モデルの推定精度の高さを示した。推定された肩トルクと、先行研究の結果とを比較し、それぞれの方法の特徴などを検討した。

第5章 関節角度と手先位置間の変換

－3次元手先位置制御型リハビリテーション装置使用時に使用者の上肢が取り得る肢位範囲－

本章では、対象者の手先位置を制御するタイプの訓練装置（リハビリテーション・ロボットなど）の関節運動訓練への応用を目指して、手先位置と上肢肢位範囲の関係を調べた研究について述べた。これは、関節角度の手先位置の階層間変換、という要素を含む研究である。第4章では、上肢は一定の肢位に固定した状態で手先力を発生する課題を用いたが、本章では逆に、力は問題にせず、肢位の変化範囲を問題にした。はじめに、リハビリテーション・ロボットを中心とした上肢訓練装置の現状について述べ、手先位置制御型の装置で関節運動訓練を行う場合には手先位置と肢位範囲の関係を調べることを重要であることを説明した。その関係を数値的に求めるために、冗長自由度の概念を基に、任意の1つの手先位置に対して対応する肢位範囲を計算する方法を考案した。その方法によって、到達可能範囲全体からサンプリングした224の手先位置それぞれに対する肢位範囲を求めた。例として取り上げた幾つかの手先位置に対する肢位範囲を示し、続いて、関節の可制御性の1つの指標として「許容率」と

名付けた値を用いて、全手先位置に関する全関節の全体的な特性を調べた。各関節の許容率を全手先位置について計算し、全関節の許容率の頻度分布を示した。その結果、関節の自由度ごとに制御のしやすさが大きく異なることが示唆された。

第6章 階層間変換における要素間の協調

—多指制御の際の予測的協調—

本章では、多指を同時に操作して短い力パルスを発生させる際の各指間の協調性の時間的变化について調べた研究について述べた。これは、階層間の変換に冗長性がある場合の要素間の協調に関連した研究である。始めに、冗長性問題と要素間の協調(シナジー)について述べ、協調を定量化する手法として Uncontrolled Manifold 解析について説明した。この解析方法を用いて、音刺激に素早く反応して短時間の力パルスを発生させる課題と、自己ペースで同様の力パルスを発生させる課題における、各指間の協調性の変化を比較した。はじめ、若年者に対して実験を行ったところ、自己ペースの場合には力パルスの発生に先立って協調性に変化が起こる現象(予測的な協調性変化)が明らかになった。ついで、老年者に対して同様の実験を行ったところ、若年者と比較して一般的なパフォーマンス指標(パルスの大きさや反応時間など)には有意差が無いにもかかわらず、予測的な協調性変化には違いがみられた。予測的な協調性を調べることで、パフォーマンス指標には現れない運動制御上の特性を計測できる可能性が示唆された。

第7章 結論

本章では、本論文の結論、本研究の成果の応用の可能性、階層間変換の観点からの考察などについて述べた。第一に、本研究の総括を行った。第二に、各章で述べた一連の研究を組み合わせることで、今後リハビリテーションあるいはその他の分野へどのような応用が可能であるか検討した。第三に、一連の研究の特徴と相違を階層間変換の観点から整理した後、階層間変換の諸問題を5種類の問題に一般化して考え、各階層間の変換のうち本論文で扱えなかった部分で今後さらに研究が必要と考えられるのはどの部分であるのかを検討した。

第2章

上肢運動の階層構造と、上肢リハビリテーションの諸問題、および本研究の位置づけ

2.1. 上肢運動（主にリーチング）の階層構造

2.1.1. 本論文で用いる上肢運動の階層構造モデル

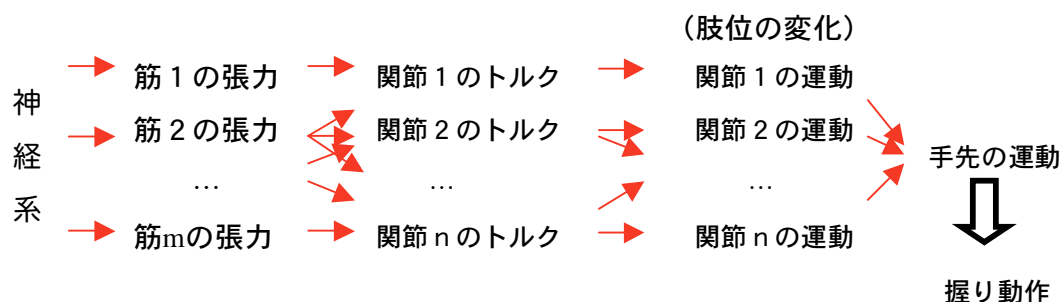
ヒトの運動要素を分類する場合、解剖学や臨床医学では、肩・上腕・肘などの「部位」による分類や、骨・筋・神経などの「器官」による分類がよく用いられる。しかし、本論文では、リハビリテーションおよび運動制御の観点から、上肢運動の要素を次のように分類し、それらを「階層」として捉えた（図 2-1）。

- 1) 神経系
- 2) 筋張力
- 3) 関節トルク
- 4) 関節角度（または関節の運動）
- 5) 手先位置（または手先の運動）
- 6) 握り動作（多指制御）

部位や器官による分類が物質的・形態的な基準に基づくものであるとすれば、ここで用いる階層分類は情動的・機能的な基準に基づくものであると言える。リハビリテーションにおける訓練がしばしば「機能訓練」と呼ばれることから分かるように、リハビリテーションでは形態よりも機能の回復が重要である。そのため、機能に基づく分類はリハビリテーションにおいて利用しやすいと考えられる。運動制御における制御対象も、

神経系 → 筋張力 → 関節トルク → 関節角度 → 手先位置 (→ 握り動作)

(A) 階層分類



(B) 階層内の要素を明示した表現

図 2-1 本論文で用いる上肢運動の階層構造モデル

物質的な要素というよりはむしろ情報的な要素である。そのため、運動制御を考える上でもこのような階層分類は有用であると考えられる。また、本論文では、階層間の変換の問題を重視している。例えば「ある筋の張力はどのような関節トルクを生じるか」「ある手先位置を実現する関節角度はどのようなものか」といったような問題である。このような変換の問題が重要になるのも、情報的・機能的な分類の特徴と言える。

ここで取り上げた階層のうち、「握り動作（多指制御）」の部分は、他の階層と同列ではない。上肢の役割は「リーチ動作（リーチング）」（手先を目標位置まで動かす動作）と「握りの動作」（握りやつまみなど主に手指の動作）に大きく分けることができ、本論文の研究は主にリーチングに必要な機能を対象にしている。しかし、リーチ動作では通常、動作点（最終的な制御対象）は1点（手先）なのに対して、握りやつまみなどの手指動作では動作点が多点（多指）という特徴がある。この特徴は、多要素間の協調性を調べる際には便利な特徴なので、第6章の研究では多指制御をとりあげて協調性について調べた。要素間の協調性の問題は、特定の階層間に存在するものではなく、（冗長性のある）全ての階層間に存在する問題だが、本論文ではこの問題を扱う階層として、便宜的に「握り動作」を用いる。

各階層の並びの順番は、階層間の関係を「原因と結果」としてとらえた場合、原因の方により近いと考えられる階層が先（図では左）に来るように並べてある。これをリーチングのような手先位置制御課題を例にあげて説明する。例えば何かを握ろうとするときは、その対象物の位置まで手先を動かす必要がある（手先の運動、すなわち「手先位置」階層の時間的变化）。手先の動きは、上肢の各関節が動く結果として起こる（関節の運動、すなわち「関節角度」階層の時間的变化）。関節の運動は、関節に働くトルクによって起こる（「関節トルク」階層）。関節のトルクは、（重力等の外力に加えて）関節に関与する筋の張力によって起こる（「筋張力」階層）。筋張力は、神経からの信号で調整される（「神経系」階層）。

ただしこのモデルは、運動制御の構造そのものを示すものではない。実際の運動制御はこのように直列的、オープンループ的な構造を持つものではない（例えば、関節角度の変化は筋長を変化させるので、筋収縮のための神経系から信号レベルが同じでも筋張力には変化が起こる）。

2.1.2. 上肢運動の階層化の目的と、この階層構造モデルの説明

上に書いたように、この階層構造モデルは運動制御のモデルではない。リハビリテーションの内容を整理して解決すべき問題点を探るためのものである。次節で詳しく述べるように、上肢運動リハビリテーションの評価や訓練などの方法を「単一階層内に限定されるもの」か、あるいは「階層間にまたがるもの、階層間の変換を必要とするもの」か、という観点から分類することで、現在用いられている方法を整理でき、特に後者に着目することで解決すべき問題の所在が分かりやすくなると考えた。この階層構造モデルはこのような分類の基準として利用することを目的としている。

上肢運動の構造は、この階層構造モデルよりも複雑なものとして、例えば図 2-2 のように表現することも可能である。本論文で用いる階層構造モデルは、このようなものからリハビリテーションにおける重要性の低い部分を省略し、肩・肘などの各部位に共通する構造をまとめたものであるとも言える。この点について説明する。

神経系は、中枢神経系と末梢神経系に分けることができ、さらに細かな分類も可能である。脳血管障害などでは障害の原因部分であり重要な評価対象でもある。しかし、通常のリハビリテーションでは、神経系に対して直接アプローチすることはできず、この部分をさらに細かく分けることの重要性は高くないので、この部分は「神経系」として一つの階層として扱う。

筋張力・関節トルク・関節角度の関係は、それぞれの関節に共通する構造とみることができ、また、リハビリテーションにおいても、「筋力訓練」「関節可動域訓練」などの

訓練や評価の分類と整合性が高い。そこで、筋張力・関節トルク・関節角度のそれぞれを階層として扱う。なお、関節角度は関節トルクによって変化するが、その際には肢節の質量・重心・長さなども影響する。しかし、これらの形態的要素は原則的にリハビリテーションによって変化する部分ではないので、リハビリテーションにおける重要性は低く、階層としては取り上げない。

関節角度が与えられれば手先位置が決まる。それだけでなく同時に「各関節の位置」および「各肢節の位置と方向」も決まるが、手先位置に比べてこれらの重要性は低いので、この部分も階層としては取り上げない。

このような観点から、図 2-1 の構造を導くことができる。階層の種類のみに着目する場合には、図 2-1(A) のような表記で充分である。階層内の要素の一部を扱うのか全部を扱うのかを示す場合には、要素の存在を示した図 2-1(B) の表現が便利である。

図中の矢印は、隣り合う階層間における原因の階層から結果の階層への向き、言い換えれば順計算の方向を示すものである。もし逆計算を考えるなら、矢印を逆にしてもよい。このように、矢印は、基本的に隣り合う階層間の変換（順計算・逆計算）を意味するものであり、神経系の階層から手先位置の階層まで情報が直線的、一方通行的、オー

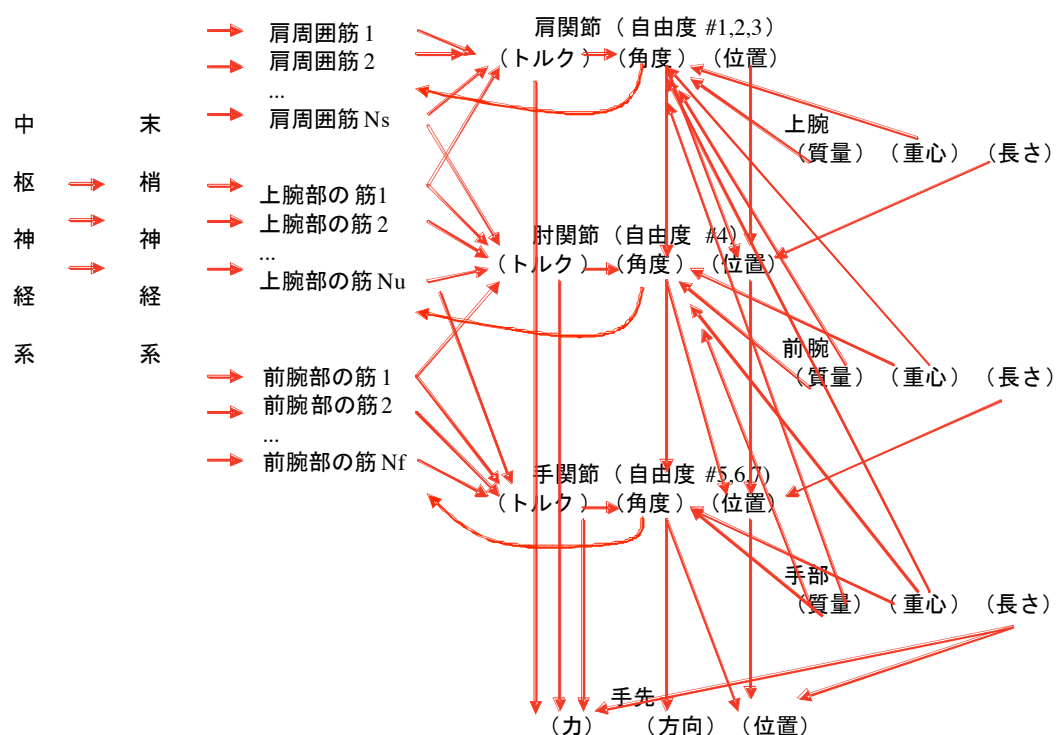


図 2-2 より複雑な上肢運動構造の表現の例

プルループ的に流れることを意味するものではない。

本論文では階層間変換に関連する問題を扱うが、一般的に言えば、階層間変換は必ずしも隣り合う階層間の変換とは限らない。例えば運動制御の1つのモデルである平衡点仮説（ λ モデル）[11]では、筋張力と関節角度（筋長）との関係を重視する。本論文の第3章でも、筋張力と関節角度の関係を扱った。

2.2. 上肢運動の各階層へのリハビリテーションアプローチ

2.2.1. 上肢の運動（運動障害）の各階層の計測・評価

上肢の運動（または運動障害）の評価において、上で述べた階層ごとの評価が可能であり、実際に次のような評価が行われている[12] [13]。研究用としてはより精密な計測・評価の方法があり得るが、ここでは階層ごとの評価が可能でまたそれが実際に行われていることを示すのが目的なので、現在の臨床現場で良く利用されている方法を中心に説明する。

1) 神経系

脳血管障害のように、本来が神経系の疾患の場合、それに対する評価が行われる。脳血管障害による麻痺の程度を調べるには、**Brunstrome-stage test**、上田式12段階グレード法などの片麻痺機能検査が良く用いられる。これらは、筋緊張、共同運動、分離運動などの基準を用いて、回復の程度を6段階や12段階に分類するものである。「上肢」「手」「下肢」という区分で評価を行う。

2) 筋張力

特定の筋の評価としては、徒手筋力評価法[14]と呼ばれる方法が良く用いられる。これは、各筋ごとに測定の方法が細かく定められており、基本的に6段階にレベル分けを行う。ただし、測定方法の細かいルールは、科学的な正確さの反映というよりは、測定方法の統一性が重視されている面がある。より定性的な方法としては触診が用いられることがあり、より客観的な方法としては筋電図などが利用される場合もある。

3) 関節トルク

関節トルクの計測には専用の装置があるので、それらが用いられることがある。簡易的な方法としては、ハンドダイナモメータと呼ばれる手持ち型の力の計測器が使われることもある。

4) 関節角度

関節と運動方向ごとに決められた計測方法[15]があるので、それに従って関節角度計を用いて計測する。

5) 手先位置

手先位置の範囲としては、日常生活での利用を考慮して、本人の体の部位（頭頂、口、肩など）に対する到達範囲、および机上での到達領域などが利用される。位置制御の正確さに関しては、握りやつまみの機能とともに検査用の物品の操作などで評価される。

6) 握り動作

握りやつまみの力については、握力計やピンチ力計という計測装置で計測できる。巧緻性とよばれるスキルの評価には、物品の操作に基づく検査方法が利用される。

2.2.2. 上肢運動の各階層に対する訓練

上肢運動の各階層の評価に基づき、それぞれの階層に対して次のような治療・訓練が用いられている。

1) 神経系

脳血管障害後遺症の片麻痺の治療訓練を例にあげれば、「神経生理学的アプローチ」と呼ばれる方法が用いられている[4]。

2) 筋張力

筋力トレーニングがこれに相当する。目的とする筋を選択的に訓練するための肢位や運動方法は、特に大きな筋に関してはある程度、体系化されている部分がある。（実際には、次に述べる関節トルクの訓練と区別しないで行うことも多い）。

3) 関節トルク

特定の関節トルクの強化訓練のための専用装置があるので、それが利用できる。その他に、体節自体の重さ・重り・徒手抵抗、などを利用することが多い。この場合には、複数の関節のトルクの強化を同時に行うこともある。

4) 関節角度

通常は、徒手的な関節可動域拡大訓練が用いられる。膝などの一部の関節では、可動域の維持・拡大のための装置が使われることもある。必要に応じて、温熱療法などの物理療法を併用することもある。

5) 手先位置

リーチングのみを主眼においた訓練としては、特定の位置に手を持ってゆく訓練が行われることがある。ただし、この階層は上肢運動訓練の最終的な改善目的となる階層でもあるので、より下位のレベルの訓練、あるいは握り動作のレベルと複合的に訓練が行われることも多い。

6) 握り動作

各種の物品の操作などを通じた握り（つまみ）の動作訓練がある。

2.3. 上肢運動の各階層間変換に関する問題

これまで見てきたように、上肢運動は階層に分けて考えることができ、それぞれの階層に対する評価方法と訓練方法がある。それぞれの階層「内」の理解（評価）や訓練の方法はある程度確立されている。しかし、上肢運動の理解には階層「内」の理解だけでは不十分で、階層「間」の関係についても理解する必要がある。なぜなら、次節で詳しくみるように、ある階層に正しくアプローチするためには、それより下位の階層（原因・結果の関係でいえば原因に相当する階層）との関連をみる必要があるからである。以下では、それぞれの階層間の関係について概観し、階層間の値の変換（マッピング）に問題がある場合にはそれを説明する。

(A) 筋張力と関節トルクの関係

ある関節をまたいで走行する筋が収縮を起こすと、その関節にトルクが発生する。筋は収縮方向にしか力を出すことができないので、1つの関節には、関節をある方向に動かす筋（主動筋）と逆の方向に動かす筋（拮抗筋）の少なくとも2つが必要である。実際にはさらに多くの筋が関与する場合が多い。また、1つの関節のみに関与する筋（単関節筋）だけでなく、複数の関節をまたいで走行して複数の関節に関与する筋（多関節筋）もある。筋張力と関節トルクの変換において問題になるのは、次のような点である。なお、関節に発生するトルクは、筋収縮によるもの以外に重力その他の影響によるものもあるが、ここでは単に関節トルクといえば筋収縮によるトルクを指すものとする。

1) 筋張力の大きさと関節トルクの大きさの関係

筋の両端は骨に付着しているので、筋の長さは肢位で決まる。単関節筋の場合、関節角度 θ のときの筋長を L とすれば、その筋の収縮力 F によって起こる関節トルク T は、筋長の変化 (dL) の方向と関節の回転軸が直交しているとみなせるなら、

$$F \cdot dL = T \cdot d\theta$$

の関係にある。このモデルの場合には、 $dL/d\theta$ の関係がわかれば、筋張力と関節トルクの変換が可能になる。しかし、実際には次のような問題がある。まず、筋は必ずしもヒモのような形ばかりでなく、筋の付着部の広がり、筋繊維方向の広がりなどから、単純に筋長 L を決定できない場合がある。筋がヒモ状で L が決めやすい場合でも、 $dL/d\theta$ の関係を実際に求めるのは非常にむずかしいく、しかもこの関係は θ によって変化する（4.1 節、肩関節周囲筋の「作用」に関する問題点、参照）。特定の個人についての筋張力と関節トルクの関係を求めるのは非常に困難である。これは、通常のリハビリテーションでは問題になることは少ないが、第3章で述べる機能的電気刺激を考えるとときな

どは重要な問題である。

2) 筋張力と関節トルク方向との関係

関節には、その運動を単一の軸周りの回転運動で近似できる「単軸関節」と、複数の軸まわりの回転を考える必要がある「多軸関節」がある。単軸関節の場合には、筋張力と関節トルクの「大きさ」だけを考えれば良いが、多軸関節の場合には、筋収縮がどの「方向」の関節トルクに関与するののかも考える必要がある。これは、1) の $dL/d\theta$ の関係を回転軸の方向別に求めてその方向別の大きさを比較するような作業が必要になるので（4.2 節、筋張力と関節トルクの関係、参照）、上に述べたものと同じ理由でむずかしい。

3) 筋張力の組み合わせと関節の総トルクの関係

1つの関節には、必ず2つ以上の筋が関与する。個々の筋が引き起こす関節トルクの大きさがわかる場合には、その関節の総トルクの大きさは各筋のトルクの単純な合計となる。しかし、逆に関節の総トルクの大きさがわかったとしても、各筋のトルクの分配には無限の組み合わせがあるので一意には決まらない。また、実際のヒトにおける筋トルク配分を考える際には、トルク発生以外に筋の作用についても考えに入れる必要がある（4.6.3 項、本方法で推定されたトルクベクトルの重要性、参照）。

(B) 関節トルクと関節角度の関係

関節の近位部が固定され、拘束されていない遠位部が動くという単純なケースの場合、関節トルク T と関節角度 θ の関係は、

$$T = I \cdot d^2\theta / dt^2$$

となる。ここで、 I は遠位部の慣性モーメント、 t は時間を表す。多くの関節が同時に動く影響、重力、コリオリ力なども考慮する必要がある場合は、上の式よりもはるかに複雑な関係になる。しかし、その関係はロボット工学の分野でよく研究されており、トルクから関節変位を求めるための方法（順動力学）も、逆に関節の運動（角度、角速度、角加速度）からトルクを求める方法（逆動力学）もすでに整理されている[10]。ヒトに関しては、関節角度の計測は容易であり、トルクは逆動力学計算で求めることができる（条件次第では実測も可能）ので、問題になるのは体節長さや体節重心などのパラメータである。体節の長さは（関節中心の厳密さの問題を除けば）容易に計測できる。また、体節の長さおよび重心位置は、身長や体重から推定することができる[16]。特定の個体についてより厳密な値が必要な場合には、"cyberware laser range scanner"を用いて表面形状から計算する方法[17]などがある。

(C) 関節角度と手先位置の関係

関節角度と手先位置の関係は、体節長がわかれば定式化できる（5.2.2 項参照）。個々の関節角度が決まれば、手先位置は一意に決定する（順運動学）。しかし、ヒトの場合、手先位置の自由度数（3）よりも関節の自由度（ ≥ 7 ）の方が大きい（冗長）ので、手先位置を決めても関節角度の組み合わせは一意（1点）には決まらず、ある範囲を形成する。この解の範囲が問題になることがある（第5章参照）。ヒトの上肢のように冗長な場合には、一般的には解の範囲を解析的に求めることができないので、解法に工夫が必要である。また、範囲の決定には体節長に加えて個々の関節の可動域の情報が必須である。多軸関節の場合には、関節軸（自由度）間の相互依存性を考慮に入れる必要がある。

(D) 各指の力と総指力の関係

この部分の階層間変換は、他の部分と異なり、冗長システムの協調関係の例として取り上げる。多指の指先で物体をつまむような場合、多指間の力の配分によって物体をはさむ力や回転モーメントを調整する。物体が固定されている場合などは、モーメントは無視して全体の力のコントロールのみで良い場合もある。この場合のように各指が物体に及ぼす力を足し合わせたものがその物体にかかる力になるようなケースを想定すると、ヒトの冗長システム制御の簡単なモデルになる。この場合、各指の力が決まれば、物体にかかる力は一意に定まる。それに対して、物体にかかる力が決まっても、それを実現する指の力の組み合わせは一意には決まらない。このような状況は、上にあげた階層間変換のうち、(A)と(C)にも共通する問題である。上では、このようなシステムにおける逆変換（「関節トルクから筋張力へ」、「手先位置から関節角度へ」、の変換）の難しさを指摘した。それとは逆の順変換については要素間の協調性の問題がある（6.1 節、冗長性問題とシナジー（自由度間の協調性）、参照）。

2.4. 階層間変換とリハビリテーション

上肢運動のリハビリテーションにおいて、ある階層に現れる問題点に正しくアプローチしようとするれば、それとは別の階層との関連も考える必要がある。関節トルクを例にあげる。ある関節のある方向のトルクが不足する場合、その原因となっている（筋力不足の）筋が限定できれば、その筋を選択的に強化するというアプローチが考えられる。その際、その筋が他の筋に比べて強く働くようなトルク方向と肢位がわかれば、それを用いて効果的な筋力訓練が行える場合がある。逆にそのようなトルク方向と肢位についての情報は、問題のある筋の選別にも役立つ。次に手先位置を例にあげる。手先がある

位置に届かない場合、どの関節の運動に問題があるのか限定できれば、その関節にアプローチする方法が考えられる。問題が関節可動域のレベルなのか、筋力のレベルなのかによって、改善の手段が異なる。もし個々の関節運動や筋力のレベルでなく、それらの協調性に問題があるとわかれば、神経系へのアプローチを行う必要がある。

外傷などによる比較的単純な障害では、障害部位が限定されて、かつ短期間での完全回復が見込まれる場合がある。この場合には、その部位だけを評価・訓練の対象として問題無いことが多い。それに対して、脳血管障害による片麻痺などの場合には、多くの階層にわたって障害が起りえる。しかも、障害が完全には回復しない場合も多い。そのため、問題の構造を明らかにして、アプローチの対象を明確にする必要がある。

上（2.2 節、上肢運動の各階層へのリハビリテーションアプローチ）でみたように、それぞれの階層へのアプローチの方法はリハビリテーションの歴史の中である程度整理されてきている。それに比べて、階層間の関係の問題がリハビリテーションにおいて明示的に取り上げられることは少ない。理由の1つとして、次の点があげられる。階層構造があるがために、ある階層の評価結果にはそれより上位の階層の障害が多かれ少なかれ反映され、またその階層の訓練は他の階層に対する訓練の要素を多かれ少なかれ含む。従って、目につきやすい障害を含む階層や機能的に最終目的となる階層のみにアプローチしても、リハビリテーションはそれなりに進んでゆく。作業療法で手工芸や日常生活活動訓練などの作業活動が用いられるのは、この原理を用いた最終目標の階層への積極的なアプローチと解釈することもできる。別の理由として、階層間の変換を定量的にみることの難しさがあげられる。これには、数学的な複雑さが臨床家になじみが薄いという面もあるだろう。しかし、それよりも、（単純な数理モデルやロボットでなく）ヒトに関する定量的なデータが揃っておらず、そもそもデータの獲得方法自体が確立されていない部分がある、という点が重要である。ベテランのセラピストは、対象者の階層間の障害の関係を感覚的にとらえることができるかもしれない。しかし、このような経験的・感覚的方法のみでは限界がある。一方、現状のようにある程度定性的な関係のみを理解していれば進められる訓練もあるだろう。しかし、機能的電気刺激（第3章参照）やロボットリハビリテーション（第5章参照）などの先端的なリハビリテーション技術の活用のためには、定量的なデータが必須となる場合がある。また、定量的な解析方法が障害の評価のツールとしても利用できる可能性がある（第6章参照）。

前節で整理したように、各階層間変換の定量的な関係あるいはその計測方法は、「(B) 関節トルクと関節角度の関係」以外の部分では未知・未解決の問題が多い。本論文の以下の章のそれぞれの研究は、各章のタイトルに示したように、この未解決の部分の一部を解決したものである。

第3章

筋張力と関節角度間の変換

—逆ダイナミクスモデルによる肘関節の機能的電気刺激制御—

3.1. 機能的電気刺激とは

機能的電気刺激(FES: Functional Electrical Stimulation)とは、広義には「明確な目的意図と作用メカニズムの理解の上にたって、生体機能の補助あるいは制御を行う電気刺激」[18]を指す。この対象には運動のみならず感覚[19]・排尿・呼吸・循環など広い領域が含まれるが、本論文では運動、特に上肢の運動機能の再建を目的としたものを扱う。

例えば事故などによって脊髄が切断された場合、脳から筋への信号の伝達経路が遮断されるので、四肢の筋・骨格・神経などの末梢の運動系が全く無傷であっても、四肢の運動ができなくなる。このような場合でも、筋や神経を外部から電気刺激することによって、四肢の骨格筋を収縮させることができる。電気刺激を適切に与えることによって四肢の運動機能再建を目指す、というものがここで扱う FES である。このタイプの FES の対象疾患は、脊髄損傷以外にも、脳血管障害や頭部外傷などの中枢神経系疾患が該当する。

FES による運動機能再建の試みは、少なくとも 40 年以上前から、立位・歩行・上肢など様々な対象に対して行われてきた[20-25]。

3.2. 機能的電気刺激の制御方法とその問題点

FES で制御する対象となる運動が比較的単純な場合、例えば弛緩性麻痺による下垂足に対する単一チャンネル刺激のような場合は、オン・オフ制御のような単純な制御方法でも実用レベルの効果をあげることができる[21]。それに比べて、中枢神経麻痺による上肢運動のように複雑な対象を制御することは難しい。その難しさは 2 種類に分けて

考えることができる。

1 つは、制御対象の自由度（筋や関節の数）が多いことと、肢位によって重力の影響や慣性モーメントなどが変化することである。これは、制御対象がヒトの場合に限らず、ロボットなど複雑な機械の制御にも共通する問題である。この問題の解決には、ロボット工学の近年の著しい進歩が助けになるはずである。

もう一つは、神経筋系の反射、筋疲労、電気刺激自体の効果による制御対象特性の時間的変化などの問題である。これは機械の制御では問題にならない、ヒト（あるいは生物）の制御に特有の問題である。しかも、FES の対象者となる障害者の場合、異常反射・易疲労性・痙性などのため、健常者に比べて条件が不利である。この章で述べる研究は、主にこの 2 つ目の問題点に対処するものである。

実用を目指した多チャンネル上肢 FES システムでは、健常者の動作筋電図を参考にして、個々の対象者に合わせてあらかじめ手作業で試行錯誤的にいくつかの「刺激パターン」を作成しておき、それを対象者が選択することで制御を行わせるものがある[23]。この方法は、各筋の協調運動などにおいて優れた面も多いが、一方で、上記 2 つめの問題点に十分に対応できないことに加え、パターン作成作業やその後の調整に人手がかかる、事前に決められた動きしかできない、などの問題点がある。

それに対して、ニューラルネットワーク (NN: Neural Network) の学習機能を FES 制御に応用する研究が行われてきており、例えば、Point-to-Point 制御に関するシミュレーション研究[26]、周期動作制御に関するシミュレーション研究[27]、下肢動作制御の研究[28]などがある。筆者らは、FES による中枢神経系麻痺上肢の運動制御を前提として、NN を用いた 3 種類の制御スキーマを考案し、シミュレーション実験とヒト（健常者と患者）への刺激実験でその効果を確かめる研究を行った[29, 30]。なおこの方法は、別の制御方法と組み合わせて多関節の FES 制御を行うシステムの開発へも応用された[31]。

3.3. 新たに開発した制御方法：逆ダイナミクスモデルによる対象肢の学習と制御

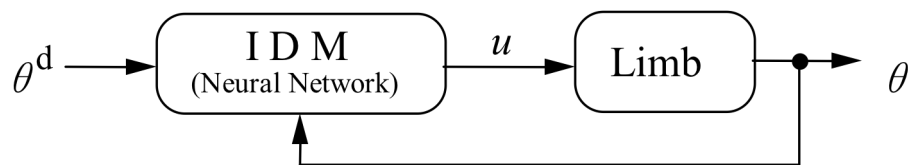
3.3.1. 制御系の構成

本章の研究で用いた FES による関節角度制御のためのシステムを図 3-1 に示す。図中の "Limb" の部分は、制御対象である腕を表し、電気刺激強度 u を入力として関節角度 θ を出力とする系として考える。その系の逆ダイナミクスモデルが IDM (Inverse Dynamics Model) である。IDM は、Limb と逆の特性、すなわち、望みの関節角度 θ^d （および現在の角度関連情報）を入力すると θ^d を実現するための刺激強度 u を出力す

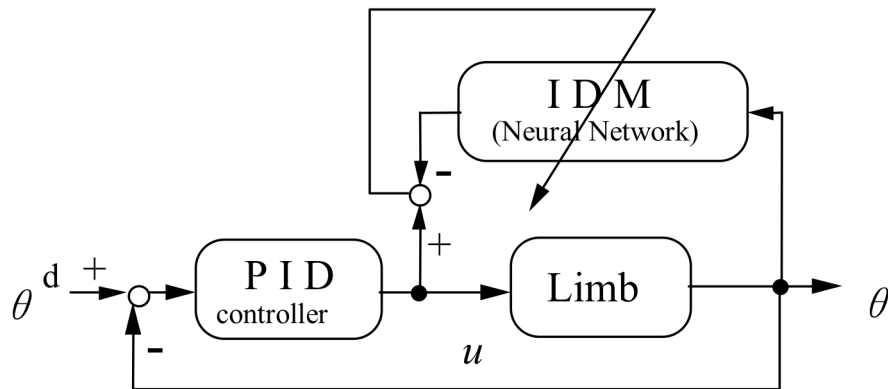
る系である。従って、図 3-1(A)のように Limb の前にその IDM を配置した構成では、IDM が理想的なものであれば、Limb の出力 θ は、目標関節角度 θ^d に等しくなる。

制御対象が比較的簡単な機械のような場合には、個々の部品の特性などから IDM を計算によって決めることも可能かもしれない。しかし、FES の対象であるヒトの腕の場合には、そのような方法は使えない。例えば、動力源である筋の入出力特性は複雑であり、体節のサイズや関節の粘弾性には個人差があり、刺激電極の位置や大きさ皮膚の状態(インピーダンス)なども特性の影響し、しかもこれらの要因が日々同じではない、などがその理由である。

そこで、本章の研究では、NN を用いて IDM を構成することにした。図 3-1(A)の制御モードで制御を行う前に、図 3-1(B)のような学習モードによって、制御対象肢の逆特



(A) control mode



(B) learning mode

図 3-1 逆ダイナミクスモデルを用いた関節角度制御システム

θ^d : 目標角度, IDM : 逆ダイナミクスモデル, u : 刺激強度

性を学習させた。フィードバックコントローラ（PID コントローラ）によって腕を制御し、このとき得られる u と θ の組み合わせを NN の「教材」とした。なお、学習モードにおける PID コントローラの役割は、腕を望み通りに制御することではなく、腕の入出力特性が反映された教材データを生み出すことなので、PID パラメータのチューニングなどは厳密に行う必要はない。

NN の構成を図 3-2 に示す。 θ_t は時刻 t における関節角度を表す。NN は、3 層からなる一般的な階層型のもので、入力層に 3 個、中間層に 7 個、出力層に 1 個のニューロンがある。各ニューロンの入力 x と出力 y は、

$$y = 2 / \{1 + \exp(-x)\} - 1 \quad (3-1)$$

の関係にある。

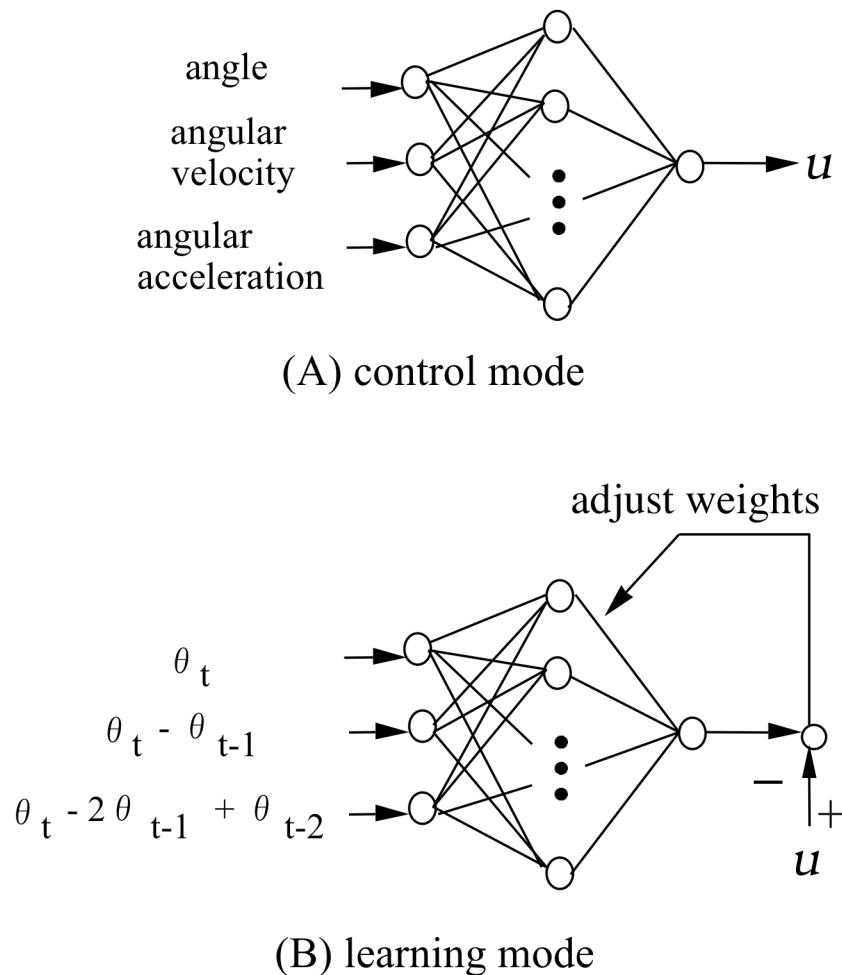


図 3-2 ニューラルネットワークの構成と入力値

表 3-1 3 種類の制御スキーマにおける逆ダイナミクスモデルへの入力値

	目標角度型	目標位相面軌跡型	フィードフォワード型
角度	θ_t^d	$\theta_{t-1} + V(\theta_{t-1})$	θ_t^d
角速度	$\theta_t^d - \theta_{t-1}$	$V(\theta_{t-1})$	$\theta_t^d - \theta_{t-1}^d$
角加速度	$\theta_t^d - 2\theta_{t-1} + \theta_{t-2}$	$V(\theta_{t-1}) - \theta_{t-1} + \theta_{t-2}$	$\theta_t^d - 2\theta_{t-1}^d + \theta_{t-2}^d$

図 3-2(B)に示す学習モードでは、3 個の入力層ニューロンそれぞれに、 θ_t 、 $(\theta_t - \theta_{t-1})$ 、 $(\theta_t - 2\theta_{t-1} + \theta_{t-2})$ の値が入力される。これは、その時点での角度、角速度、角加速度に対応する値である。NN の出力は、実際の刺激強度 u と比較され、両者の差が小さくなるように、バックプロパゲーション法[32]によってニューロン間の接続のパラメータ（ウェイトと閾値）が調整される。

入力値として上記の 3 つの値を選んだのは、これらは次のような理由で FES による関節角度制御に重要だからである。筋の収縮力は、筋長と筋収縮速度に応じて変化し[33]、それぞれ関節の角度と角速度に大きく依存する。また、筋の収縮力は関節の角速度に直接影響する。弾性・粘性・慣性による運動の抵抗は、それぞれ角度・角速度・角加速度に比例する。

図 3-2(A)に示す制御モードでは、望みの刺激強度を得るために、関節の角度・角速度・角加速度の目標値を NN に入力する。次に詳しく述べるように、この入力値の決め方として、表 3-1 に示す 3 種類の方法（制御スキーマ）を考案して用いた。

3.3.2. 目標角度型制御（AO スキーマ）

1 つ目は「目標角度型制御 Angle-Oriented(AO) scheme」と呼ぶ。これは、動作の目標軌道（運動中のそれぞれの時点での目標角度）が決まっている場合に、それを正しく実現することを目指す制御である。この方法では、時刻 t における出力を得るために、時刻 t の目標角度 θ_t^d と、それまでに実測された θ_{t-1} および θ_{t-2} を組み合わせて用いる。すなわち、 θ_t^d 、 $(\theta_t^d - \theta_{t-1})$ 、 $(\theta_t^d - 2\theta_{t-1} + \theta_{t-2})$ の 3 つの値が入力値となる。

3.3.3. 目標位相面軌跡型制御（PPLO スキーマ）

2 つ目は「目標位相面軌跡型制御 Phase-Plane-Locus-Oriented (PPLO) scheme」と呼ぶ。上肢の運動では、ある位置から別の位置まで手を伸ばすような動作がしばしば必要になる。この動作はリーチングと呼ばれる。リーチングの場合、最終的な目標地点に

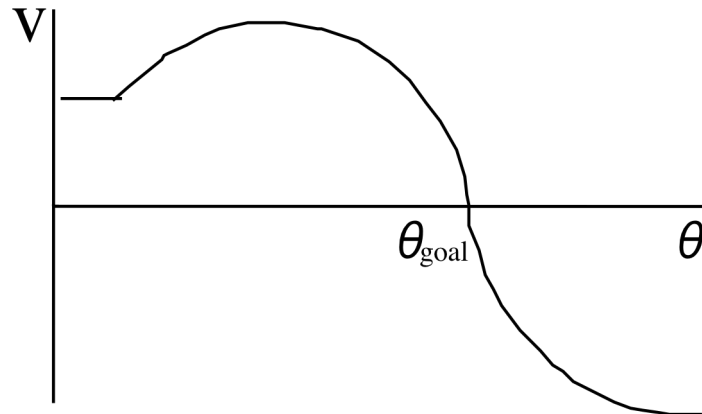


図 3-3 PPL0 スキーマのための目標位相面軌跡

正確に到達することは重要であるが、それに比べると途中の経路やゴールへの到達時間などを正確に制御する必要性はそれほど大きくない。PPLO スキーマはこのような特性を持つリーチング動作の制御を目的とした制御方法である。

AO スキーマが目標軌道の使用を前提としているのに対して、PPLO スキーマでは図 3-3 に示すような目標位相面軌跡（角度の関数としての目標角速度）に基づいて NN の入力値を計算する。通常のリーチング動作においては、スタートからゴールまでの速度の変化が単峰性のいわゆるベル型曲線になることが知られている[34]。図 3-3 の位相面軌跡はその形を参考にして作られている。ただし、スタート時の速度が 0 では運動が起これないので、スタート時の目標速度は 0 より大きくしてあり、また、ゴールを越えた場合にはゴールに戻る方向に運動が起こるように負の速度が設定されている。

NN への入力値は、角速度に相当する値は直前に観測された θ_{t-1} に対応する目標速度 $V(\theta_{t-1})$ を用い、角度、角速度に相当する値は観測された θ_{t-1} および θ_{t-2} の値と $V(\theta_{t-1})$ を用いて計算した。具体的に書けば、角度・角速度・角加速度に関連する入力値は、それぞれ $\{\theta_{t-1} + V(\theta_{t-1})\}$ 、 $V(\theta_{t-1})$ 、 $\{V(\theta_{t-1}) - \theta_{t-1} + \theta_{t-2}\}$ である。

3.3.4. フィードフォワード型制御（FF スキーマ）

3 つ目は「フィードフォワード型制御 Feed-Forward (FF) scheme」と呼ぶ。前の 2 つは、関節角度のフィードバック情報を利用する方法なので、制御システムにはゴニオメータなどの計測装置が必要になる。それに対してこの FF スキーマは、FES 装置をより単純にするために、フィードバック情報を利用しないで制御を行う方法である。AO スキーマと同様に目標軌道を実現するための方法だが、FF スキーマでは NN への入力

値に計測値を使わないのが両者の相違点である。

FF スキーマでは、フィードバック情報を利用しないため、前 2 者に比べて全般的に制御の制度は劣るはずである。しかし、実際に FES が利用される場面では、リーチング動作としては大まか動きだけが要求され微調整は本人の残存機能や自助具など FES 以外の手段で可能なケースがあることを、筆者自身が経験している。このような場合では、FF スキーマの利用にメリットがあると考えられる。

FF スキーマにおける角度・角速度・角加速度に関連する入力値は、それぞれ θ^d_t 、 $(\theta^d_t - \theta^d_{t-1})$ 、 $(\theta^d_t - 2\theta^d_{t-1} + \theta^d_{t-2})$ である。

3.4. コンピュータシミュレーション実験

3.4.1. 健常な腕を想定した制御シミュレーション

3.4.1.1. モデリング

上で説明した制御系の有効性を調べるために、はじめに健常な腕の制御を想定したコンピュータシミュレーションを行った。関節運動のダイナミクスを次のモデルで表した。

$$T = I(d^2\theta/dt^2) + B(d\theta/dt) + K\theta \quad (3-2)$$

ここで、 T は関節トルク、 I, B, K はそれぞれ慣性抵抗、粘性抵抗、弾性抵抗の係数を表す。シミュレーションでは、 $I = 0.06 \text{ (Kg m}^2\text{)}$ 、 $B = 0.6 \text{ (Nms/rad)}$ 、 $K = 0.01 \text{ (Nm/rad)}$ とした。

NN の出力値 N と電子刺激強度 E と関節トルク T の関係は、比例係数 $C1$ 、 $C2$ を用いて、

$$\begin{aligned} T &= C1 \cdot E \\ &= C1 \cdot C2 \cdot N \end{aligned} \quad (3-3)$$

とした。係数の値は、 $C1 = 0.1 \text{ (Nm/mA)}$ 、 $C2 = 60 \text{ (mA)}$ とした。

3.4.1.2. 学習実験

図 3-4 に NN による IDM の学習実験の結果を示す。図 3-4 の(A)と(B)は NN の教師データを示す。適当にチューニングした PID コントローラ（実際には比例要素のみ使用）で、(A)中の破線を目標軌道として制御した。このときの刺激強度が (B)、実際に得られた軌道が (A)の実線である。上に述べた方法で学習を済ませた NN に(A)のデータを入力ときの出力が(C)である。(B)と(C)がほぼ同じであることから、少なくともこのような比較的単純な制御対象に対しては、適切な IDM が得られることがわかる。

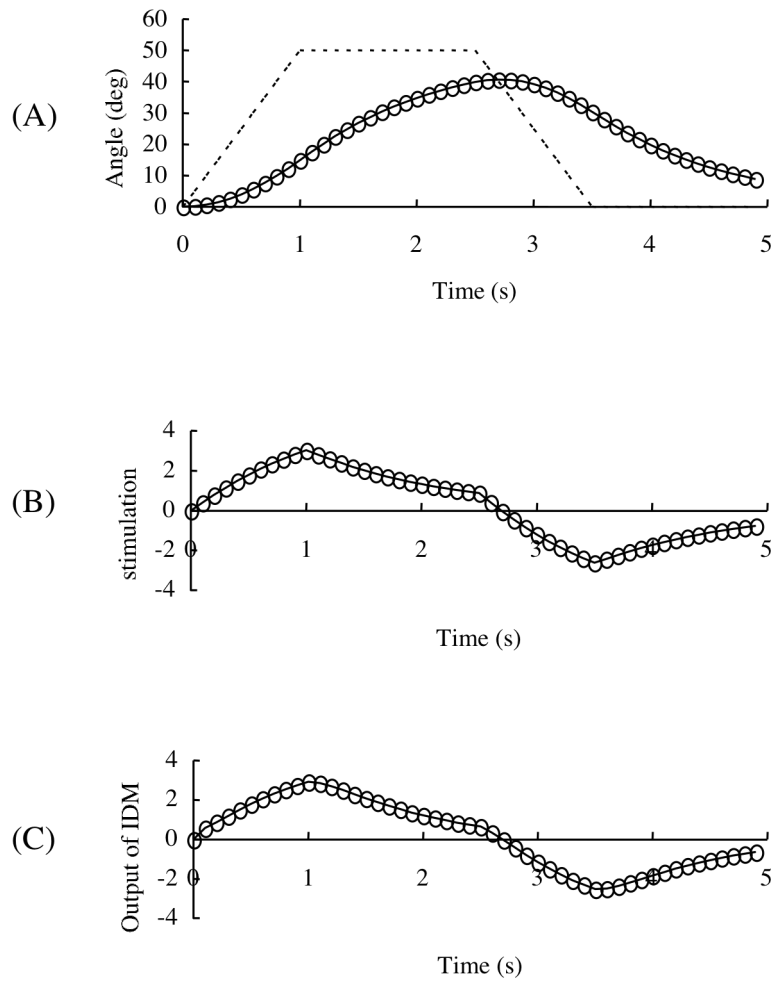


図 3-4 NN による IDM の学習実験結果

3.4.1.3. 制御実験

前節の学習実験で学習を済ませた NN を用いて、制御実験を行った。図 3-5 と図 3-6 はそれぞれ AO スキーマと FF スキーマを用いた実験結果である。各図の上段は、それぞれ 3 種類の目標軌道（実線）に対する制御結果（丸印）を表し、下段はそれぞれの場合の刺激強度を示す。AO スキーマではほぼ目標軌道どおりの制御が可能であった。FF スキーマでは、AO スキーマに比べてやや劣るが、フィードバック情報なしで制御が可能であった。

図 3-7 は PPLO スキーマによる制御結果である。ゴール角度は同じ(60 度)で、目標位相面軌跡のピーク値を変えた 3 種類の結果を示した。どの場合も、ゴールまでスムーズに移動してゴールで静止するという意味で、望み通りの制御がなされたことがわかる。

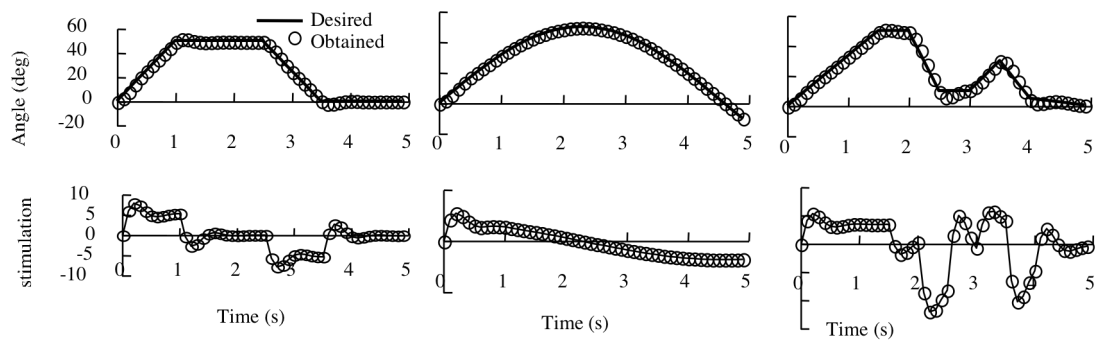


図 3-5 A0 スキーマによる制御のシミュレーション実験結果

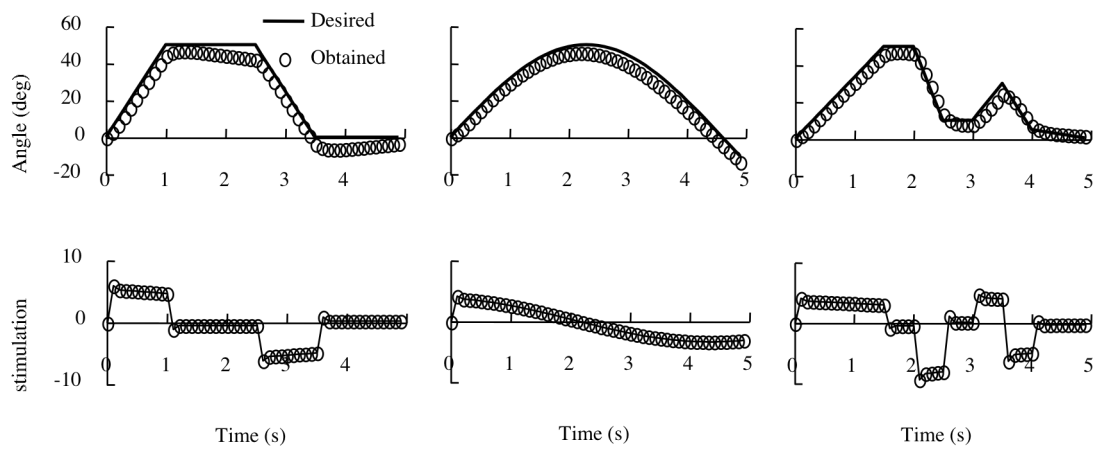


図 3-6 FF スキーマによる制御のシミュレーション実験結果

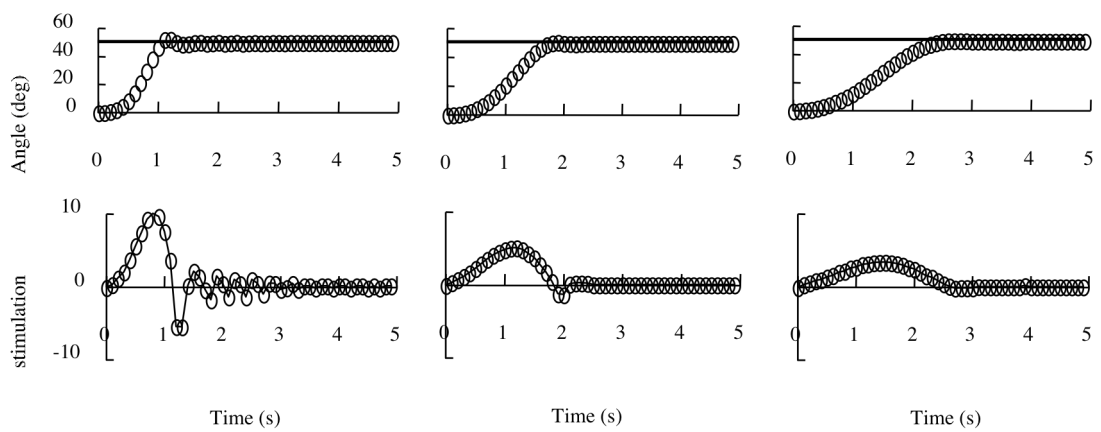


図 3-7 PPL0 スキーマによる制御のシミュレーション実験結果

3.4.2. 異常反射とその特性の変化に対する適応のシミュレーション

3.4.2.1. 異常反射のモデル

上肢の運動麻痺には大きく分けて末梢性麻痺と中枢性麻痺がある。末梢性麻痺の場合に筋萎縮のため刺激しても十分な筋張力が得られなくなるので、FES の対象の中心は中枢性麻痺である。中枢性麻痺では、痙性などの異常反射（異常筋緊張）を伴うことがあり[35]、FES 制御に際して問題となる。しかも、電気刺激そのものが異常筋緊張の治療法の一つとして用いられている[36]ことから分かるように、FES によって異常反射が変化することがある。

FES の制御システムは、このような異常反射とその変化に対応できることが望ましい。以下では、異常反射を持つ腕のモデルに対する制御のシミュレーション実験について述べる。

異常反射は、伸張反射が亢進した状態をモデル化し、関節の角速度 V がある閾値 V_{th} を越えたとき、 V に比例した大きさの抵抗トルクが発生するものとした。これを式で表すと、

$$T_n = T(t) - Tr(t) \quad (3-4)$$

$$Tr(t) = \begin{cases} C_r V(t - 1) & (|V| > V_{th} \text{ のとき}) \\ 0 & (\text{otherwise}) \end{cases} \quad (3-5)$$

となる。ここで、 T_n は関節トルクの総和、 T は電気刺激によって発生するトルク、 Tr は異常反射によるトルク、 C_r ($= 0.018 \text{ Nms/deg}$) は比例定数、 V_{th} ($= 40 \text{ deg/s}$) は反射の閾値速度である。

3.4.2.2. シミュレーション実験結果

図 3-8 に、前節の健全な腕のモデルに、上で述べた異常反射のモデルを加えたものを、AO スキーマで制御したシミュレーション結果を示す。

図 3-8(A)は、NN の学習に用いたデータである。健全肢のシミュレーションの場合と同じ方法で作成した。この場合、関節角速度が閾値を越えた部分がなかったため、異常反射は現れていない（すなわち、図 3-8(A)は図 3-4(A)(B)と同じデータである）。この教師データで学習したあとの NN は、異常反射の特性を学習する機会がなかったために、健全肢のモデルの IDM そのものである。

図 3-8(B)は(A)のデータで学習済みの NN による IDM で異常反射を持つ腕を制御した結果である。ここで用いた目標軌道では、腕の動く部分($0 \sim 1[s]$ と $2.5 \sim 3.5[s]$)の速度が反射閾値($40 [\text{deg/s}]$)より大きな値 ($50 [\text{deg/s}]$)に設定してある。この部分で異常反射が発生したため、制御結果の軌道が階段状に変化し、あたかも中枢麻痺肢の「歯車現象」[35]に似たような運動になっている。

図 3-8(C)は、(B)の制御データを教師データとして学習を追加した NN を用いて、同じモデルを制御した結果である。(B)に比べると、目標軌道により近い制御結果が得られている。(B)のデータによって、NN が異常反射の特性を学習したためだと考えられる。

図 3-8(D)は、FES を行うことによって異常反射が（一時的にでも）解消された場合

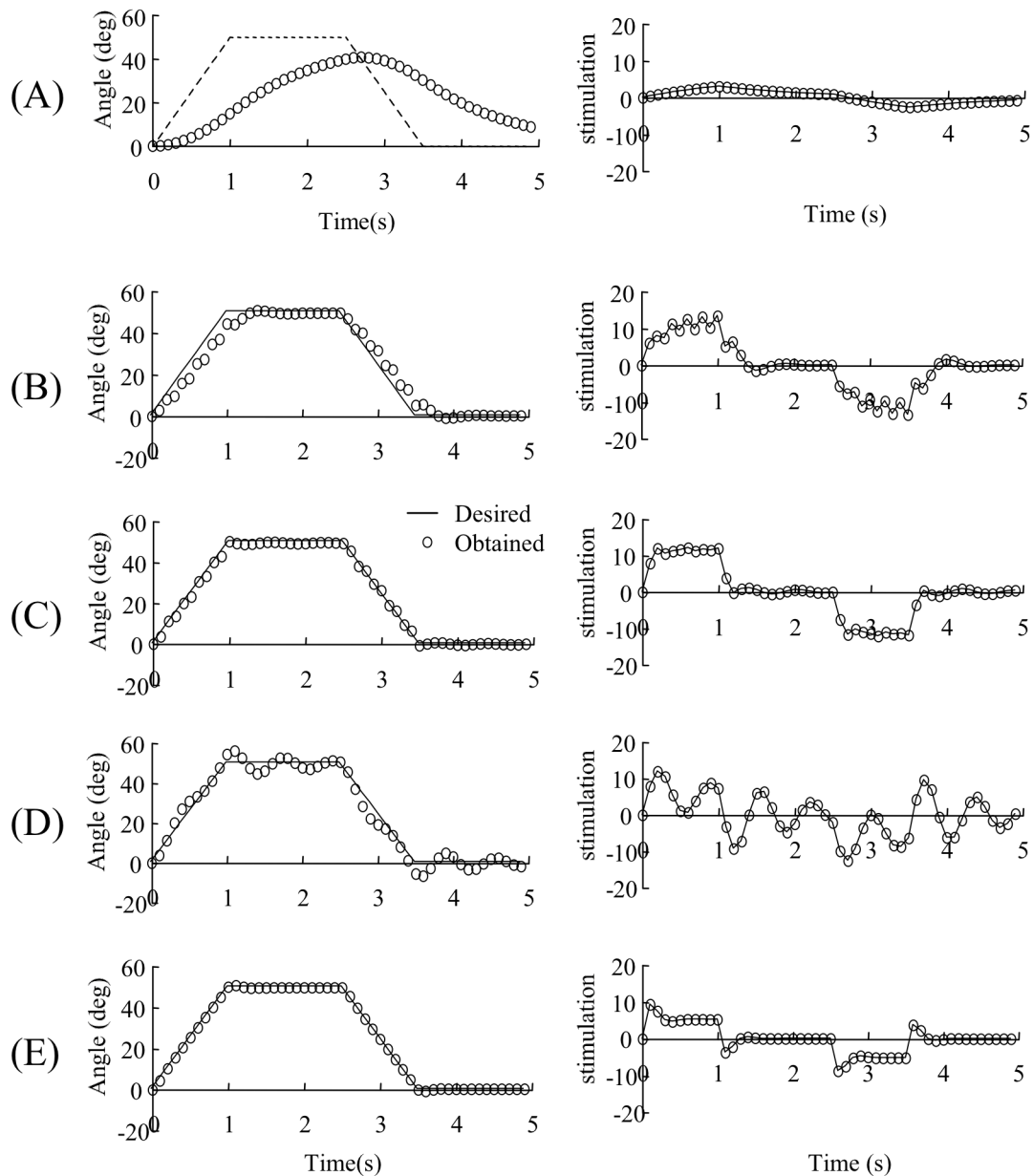


図 3-8 異常反射のある腕に対する制御と学習のシミュレーション結果

を想定したシミュレーション結果である。(C)で用いた NN で、異常反射のない腕のモデルを制御した結果が示されている。(C)で用いた NN は異常反射のある腕の IDM なので、健常肢のモデルの制御結果である(D)は、(C)の結果より悪くなっている。

図 3-8(E)は、異常反射の変化（消失）に対する適応のシミュレーション結果である。(D)の制御結果を教師データとしてさらに学習を追加した NN を用いて、(D)と同じ腕（健常肢）のモデルを制御した結果である。ここでは(D)に比べて目標軌道に近い制御結果が得られている。

制御対象の特性が変化する場合でも、NN の学習機能を用いて、このように適応的に対応することができる。

3.5. ヒトを対象とした実験

3.5.1. 実験方法

シミュレーションでの制御の有効性を確認したあとで、ヒトを被験者とした実験を行った。図 3-9 に実験の構成図を示す。被験者はイスに座り、前腕をアームサポートの上に置いた。アームサポートは水平であり、肘関節の下に配置された垂直の軸のまわりに回転できるようになっていた。電気刺激の対象筋は肘関節の屈筋である上腕二頭筋と伸筋の上腕三頭筋とし、表面電極を介して電気刺激装置（日本光電 SEN-7023）によって刺激した。刺激は、パルス幅 0.2(ms)、パルス間隔 20(ms)の矩形波で、コンピュータからの信号でAM変調することで刺激強度が調整された。NN の出力値が正の場合には屈筋が、負の場合には伸筋が刺激された。肘関節の角度はゴニオメータ(Penny & Giles M180)によってコンピュータに取り込まれた。

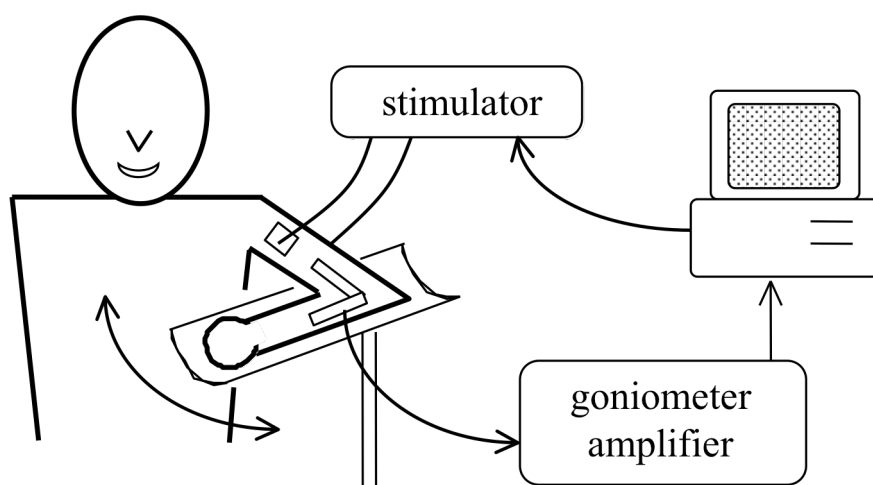


図 3-9 機能的電気刺激による肘関節角度制御の実験システム

制御実験の前に、電気刺激強度の閾値と最大値を計測した。閾値は筋が収縮して腕が動き始めるための最小の刺激強度であり、最大値は被験者が痛みを感じない最大の刺激強度である。電気刺激は次式に従って、閾値を下回らず、最大値を越えない範囲で用いられた。

$$S = \begin{cases} S_{th} + K \cdot u & (S_{th} + K \cdot N < S_{max} \text{ のとき}) \\ S_{max} & (\text{otherwise}) \end{cases} \quad (3-6)$$

ここで S は被験者に与えられる電気刺激強度、 S_{th} と S_{max} は被験者の各筋の刺激閾値と最大値、 K は比例係数である。

3.5.2. 健常者に対する実験結果

健常者（23 歳、男性）を被験者とした実験の結果を示す。図 3-10 は、NN の学習データを得るための実際の被験者への刺激強度(B)とそれに対する肘関節の角度(A)、学習後の NN に(A) のデータを入力したときの出力(C)である。図 3-11 に 3 種類の制御方法に対する制御結果を示す。上段の図は制御結果の関節角度を表す。図中の丸印が実際の肘の角度であり、実線は、(A)と(C)のでは目標軌道、(B)ではゴール角度を表す。下段は刺激強度である。AO スキーマ(A)では目標軌道に近い制御結果が得られ、PPLO ス

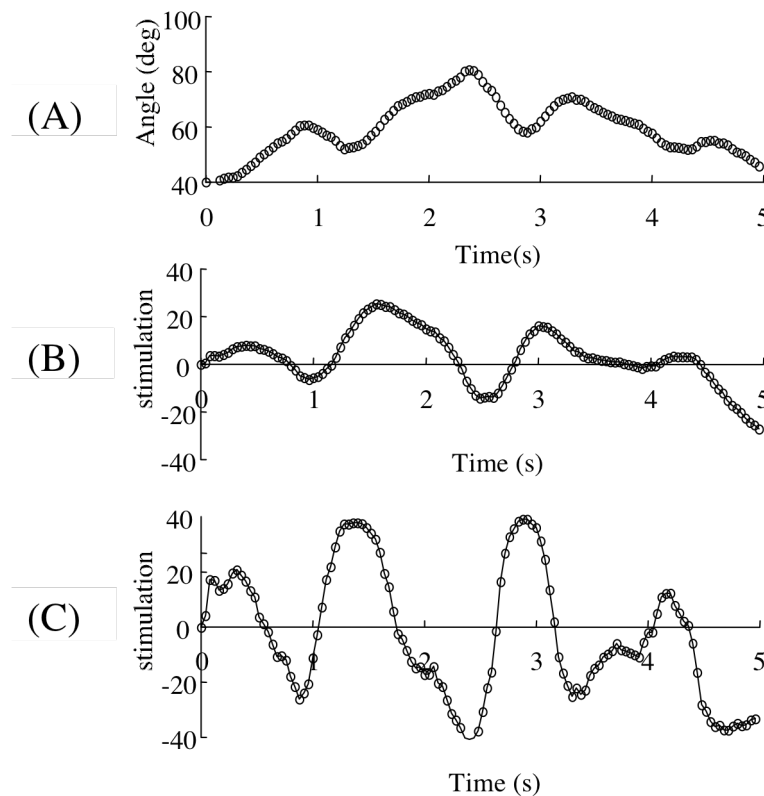


図 3-10 ニューラルネットワークによる健常者の腕の特性の学習

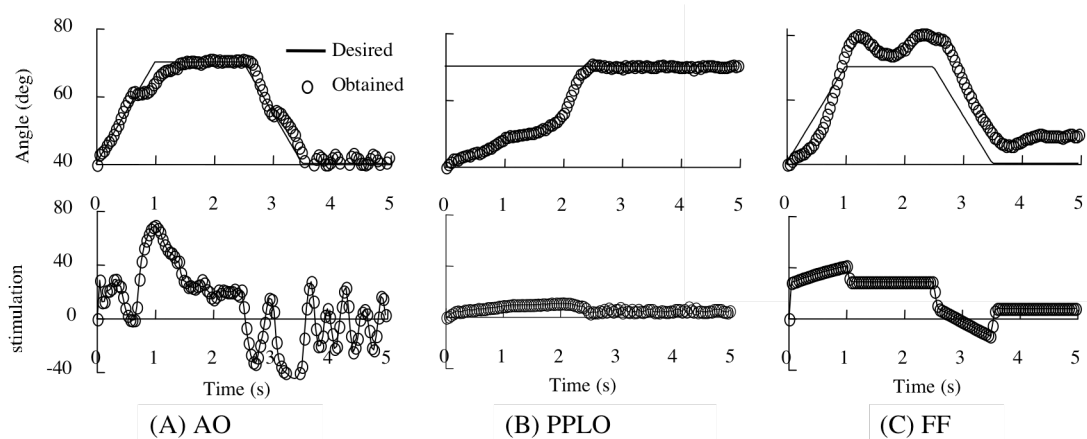


図 3-11 健常者の腕の制御実験結果

キーマ(B)では、スムーズに移動してゴール角度で停止した。FF スキーマ(C)では、(A)と比べて目標軌道からやや外れた部分が目立つが、大まかには目標軌道と似た動きになっている。

3.5.3. 麻痺のある被験者に対する実験結果

麻痺のある2名の被験者に対する実験結果を示す。被験者1は、50歳、男性、脳出血後遺症による左片麻痺、上肢 Br-Stage II、被験者2は49歳、男性、脳出血後遺症による右片麻痺、上肢 Br-State Iである。通常の FES では、制御に先立つある程度(1〜2週間以上)の期間、対象となる筋に治療的電気刺激[36]を行い、筋力の向上や刺激に対する耐性の向上、拮抗筋の痙性抑制などを図る。しかし、本被験者にはそのような処置は行われていないので、結

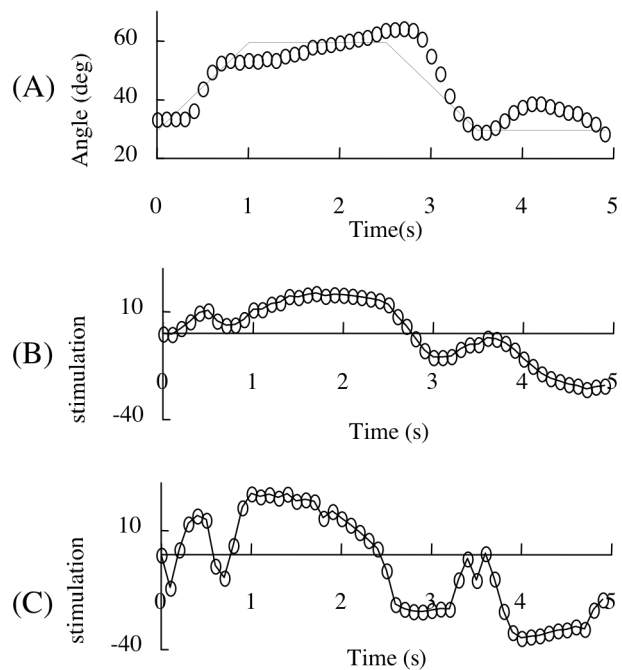


図 3-12 ニューラルネットワークによる麻痺肢の特性の学習

果の解釈にはこの点に考慮が必要と考えられる。

図 3-12 は、NN の学習データを得るための被験者 1 への刺激強度(B)とそれに対する肘関節の角度(A)、学習後の NN に(A) のデータを入力したときの出力(C)である。図 3-13 に被験者 1 の結果、図 3-14 に被験者 2 の結果を示す。図の構成は図 3-11 と同様である。PPLO スキーマ(B)では、両者とも非常に望ましい結果が得られている。AO スキーマ(A)と FF スキーマ(C)では、健常者と比べて制御精度が落ちるが、大まかな動きは実現できている。

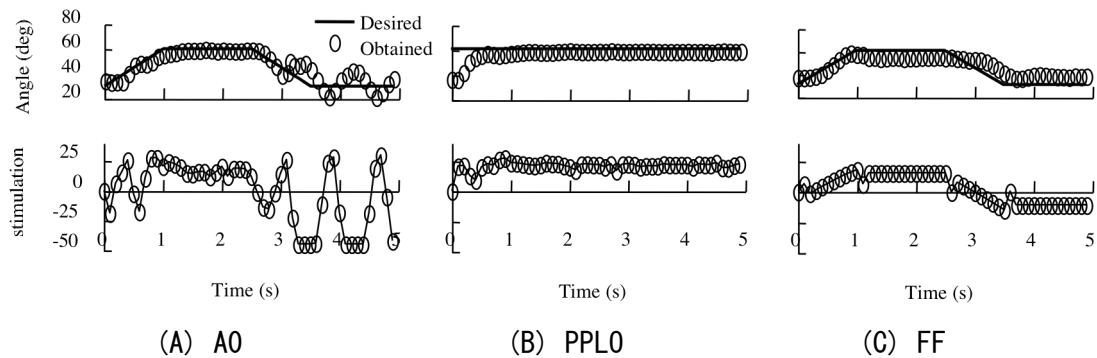


図 3-13 片麻痺の被験者 1 の腕の制御実験結果

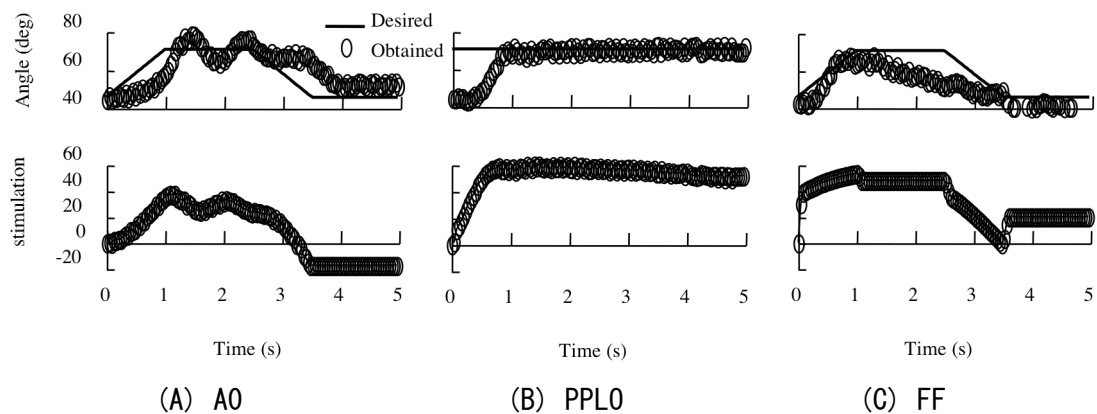


図 3-14 片麻痺の被験者 2 の腕の制御実験結果

3.6. 考察：階層間変換の観点からの検討

本章で述べた研究は、階層間変換の観点から見ると、「【A: 複数の（ただし全部ではない）筋の張力】と【B: 1つの関節の運動】との変換」（図 3-15）に相当する。この研究では、A の筋は上腕二頭筋と上腕三頭筋であり、B の関節は肘関節である。この研究で扱った範囲に限定すれば、B を実現するための A の値を自動的に決定する方法を考案し、それを用いて実際に B を実現することに成功した。

ただし、この研究の直接の目的は、「FES による肘関節の角度制御」であり、「筋張力の階層から関節運動の階層への変換の全体」を扱ったものではない。どの部分が扱われていないのかを検討する。

(1) 「関節に関与する全ての筋と関節運動」の関係は扱われていない

FES による関節運動制御に対しては、主要な 2 筋（1 組の拮抗筋）のみを利用することで目的を達することができた。肘関節の運動に関与する筋はこの 2 筋以外にも多数存在するが、FES の場合には、目的とする機能が再建できるなら、特定の関節に関与する全ての筋を利用することは必ずしも必要ではない。しかし、健常者の運動では、他の筋も活動し、関節運動に関与する。これらの筋については、ここでは扱われていない。

(2) 複数の筋の同時収縮は扱われていない

この研究では、1 組の拮抗筋のうち、常にどちらから一方の筋のみを刺激する制御になっている。関節運動自体はそれで可能なので、FES による機能再建はこの方法で実現できる。しかし、健常者の通常の運動においては、複数の筋が同時に収縮し、それぞれの筋トルクの合成値として関節トルクが決まり、関節運動が起こる。この同時収縮 (co-contraction) の問題については、ここでは扱われていない。

(3) 単軸関節のみしか扱われていない（多軸関節が扱われていない）

この研究で扱った肘関節は単軸関節である。そのため、1 組の拮抗筋のみを扱い、し

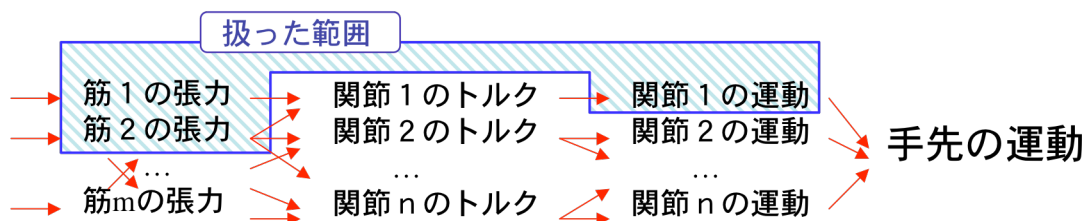


図 3-15 階層間変換の観点から見た本章の研究の対象範囲

かも、同時収縮の無い状態で関節運動の制御が可能であった。しかし、多軸関節の場合、一般には、2つ以上の筋の制御が必要になり同時収縮の問題も避けられない。多軸関節の制御はここでは扱われていない。

(4) 1つの関節しか扱われていない（多関節の制御が扱われていない）

扱う関節が2つ以上ある場合には、次のような問題も考える必要がある。

- a) 関節運動同士の力学的な干渉
- b) 複数の関節にまたがる多関節筋の影響
- c) 複数の関節運動と最終的な制御対象（手先位置など）との関係

(5) 関節トルクは明示的には扱われていない

本論文の階層構造モデルでは、筋張力の階層と関節運動の階層の間に関節トルクの階層を置いている。しかし、FESでは直接制御できるのは「筋張力」の階層であり、この研究の目的とする出力は「関節運動」の階層だったので、「関節トルク」の階層については直接扱っていない。

(6) 階層間関係が明示的に表現されていない

FESの制御においては、階層間の変換関係が明示的に示されなくても、必要な計算結果のみが得られれば充分である。この研究では、階層間の関係はNNに学習させて、その変換の関係はいわばブラックボックス的に扱われている。階層間の関係がどのようなになっているかという部分に関しては、明示的には扱われていない。

本章の研究では、FESによる肘関節制御が具体的目標であったが、続く各章の研究では、ある部分の階層間の変換関係そのものを扱っている。上にあげた「扱っていない部分」については、以下の各章で次の部分が扱われている。第4章では、(1), (2), (3), (5)が扱われている。第5章では、(4)のうちキネマティックな部分が扱われている。第6章では、(1)のうち冗長自由度間の協調の問題が扱われている。

第4章

筋張力と関節トルク間の変換

—筋電図による肩関節周囲筋トルクベクトル方向の推定—

4.1. 肩関節周囲筋の「作用」に関する問題点

一般には骨格筋が収縮すると、1つ以上の関節を動かすための力が生じる。その際の関節および運動方向は、その筋の「作用」と呼ばれる。単軸性関節の場合には、屈筋はその関節の屈曲に作用し伸筋は伸展に作用するというように、筋の働きは起始停止部位の関係から明らかである。一方、多軸性関節の場合には筋とその作用との関係は必ずしも明瞭ではない。肩関節は3つの運動方向（自由度）を持ち、運動範囲も広く、多くの筋が関与している。肩周囲筋のそれぞれが、どの方向の運動に寄与しているか、そしてそれが姿勢によってどのように変わるかを定量的に調べた研究はほとんどなかった。

筋の作用方向の研究の多くは、屍体を用いたものである。Wood ら[37]や Van der Helm ら[38-43] は肩周囲筋群の起始停止部位ならびに筋繊維走行などの精密な計測結果から、Bassett ら[44] は 1cm 間隔で切断した矢状断面のデータから、各筋の作用方向を推定した。しかし、このような解剖学的方法にはいくつかの問題点がある。これらの方法では筋の走行方向と推定した関節中心からトルクを推定しているが、筋内の各線維の走行が平行でかつ直線的でない場合は筋張力の方向の決定は困難である。また、筋の発生する力やトルクを直接計測しているわけではなく、形態から作用を推定しているという意味では間接的な方法である。さらに、計測姿勢は通常 1 屍体あたり 1 姿勢のみである。

Buneo ら[45] は肩周囲筋を個別に電気刺激してその時の力を計測することによって、3 筋（6 部分）の姿勢ごとのトルク方向を明らかにした。これは、単一筋の収縮によるトルクを直接計測している点、ならびに多くの姿勢で計測している点において優れている。一方で、測定対象筋が少ない、電気刺激による収縮以外に被験者の随意収縮も可能、

対象筋以外への刺激の「漏れ」や反射運動の可能性などに問題を残している。

本章で示す研究では、解剖による方法とも電気刺激法とも異なる方法として、筋電と手先力に基づく方法を考案して、実際に4人の被験者において8筋（11部分）のトルク方向を推定した[46]。

4.2. 筋張力と関節トルクの関係

単軸関節を図4-1のようなモデルを仮定して考えると、トルクの大きさ τ は次式で計算できる。

$$\tau = L T \sin \theta \quad (4-1)$$

（ T : 筋張力、 L : 回転中心 p_1 から力の作用点 p_2 までの距離）

ここで $L \sin \theta$ はモーメントアームと呼ばれる。一般に関節角度（姿勢）が変化すると θ が変化するためモーメントアームの値も変わる。

一方、球関節のように回転軸を任意の方向にとれる場合には、トルクを表現するには大きさだけでなく回転軸の方向も必要になる。トルクを大きさと方向を持つトルクベクトル $\boldsymbol{\tau}$ で表現すると、

$$\boldsymbol{\tau} = \boldsymbol{L} \times \boldsymbol{T} \quad (4-2)$$

となる。“ \times ”はベクトルの外積を表す。ここで \boldsymbol{L} は p_1 から p_2 に向かうベクトル、 \boldsymbol{T} は筋張力の大きさと方向を現すベクトルである（ $\boldsymbol{\tau}$ 、 \boldsymbol{L} 、 \boldsymbol{T} とともに3次元ベクトル）。トルクベクトル $\boldsymbol{\tau}$ は、その大きさがトルクの大きさを示し、方向は回転軸の方向、向きは「右ネジの向き」に従う回転の向きを表す。

複数の筋が関節運動に関与している場合の関節トルクベクトルは、各々の筋によるトルクベクトル $\boldsymbol{\tau}_i$ を合成することにより、

$$\boldsymbol{\tau} = \sum \boldsymbol{\tau}_i = \sum \boldsymbol{L}_i \times \boldsymbol{T}_i \quad (4-3)$$

と表現できる（ i は筋の番号）。

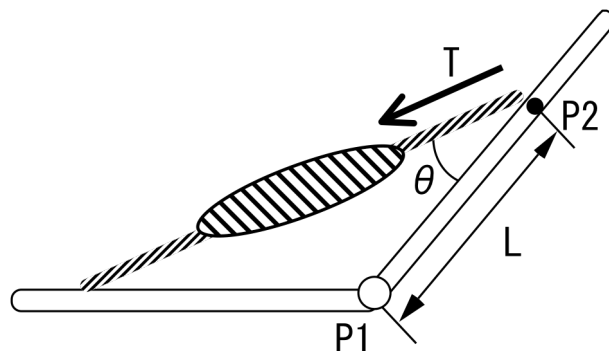


図4-1 単軸関節のモデル

各筋の発生するトルク τ_i は

$$\begin{aligned}\tau_i &= \mathbf{L}_i \times \mathbf{T}_i \\ &= |\mathbf{T}_i| \cdot |\mathbf{L}_i| (\sin \theta_i) \mathbf{e}_i \\ &= |\mathbf{T}_i| \boldsymbol{\alpha}_i\end{aligned}\tag{4-4}$$

と書ける (\mathbf{e}_i は τ_i 方向の単位ベクトル)。ここでは $\boldsymbol{\alpha}$ をモーメントアーム・ベクトルと呼ぶ。この式からわかるように、モーメントアーム・ベクトルの方向はトルクベクトルの方向を現し、大きさは筋張力の大きさとトルクの大きさとの間の比例定数に相当する。姿勢が一定であれば \mathbf{L} および θ (\mathbf{L} と \mathbf{T} のなす角度) は一定と考えられるので、 $\boldsymbol{\alpha}$ は一定とみなすことができる。ある姿勢でのある筋の $\boldsymbol{\alpha}$ の方向がわかれば、その筋の収縮によって発生するトルクにより腕がどの方向に動くかがわかる。

4.3. 被験者と実験方法

実験装置の概要を図 4-2 に示す。被験者（健常男性 4 名、21～22 歳）は椅子坐位で、体幹が動かないようにベルトで椅子に固定された。肩甲骨の動きには制限を加えていない。被験者は右手で力・トルクセンサ（ニッタ、UGS-3012A15）を握った。腕は試行ごとに定められた一定の姿勢（12～30 種類、図 4-3）を保った。姿勢（上腕と前腕の方向）は、手先位置と肘の高さを変えることで、変化させた。被験者によって姿勢の数が異なるのは、試行のやり直し回数の多少などによる疲労度などの違いを考慮して決

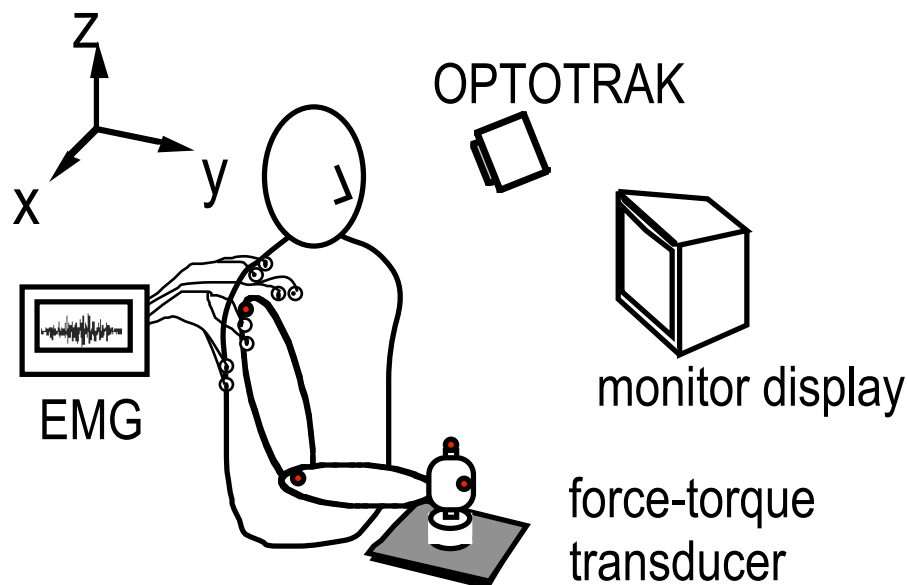


図 4-2 実験システム

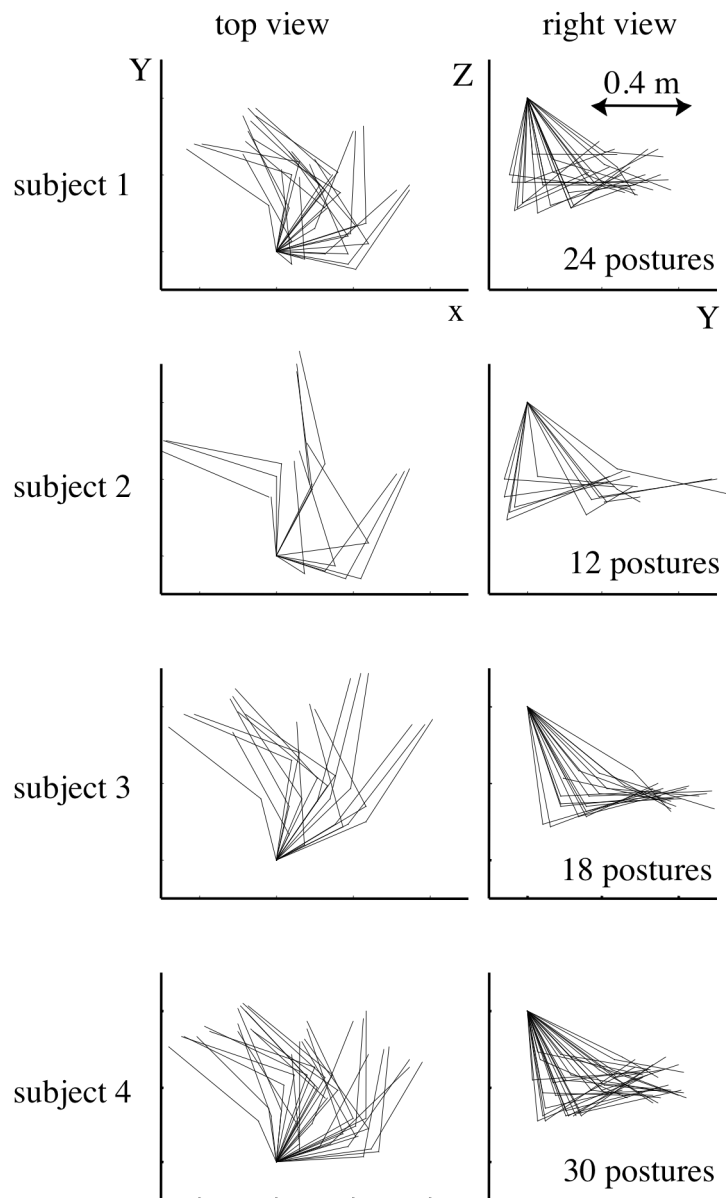


図 4-3 計測に用いた肢位

実線は上腕、点線は前腕を表す。肩の位置を図の原点に揃えた。

定したためである。センサは、高さと位置が可変の机にクランプで固定し、手先位置に合わせて移動させた。このセンサを用いて x, y, z 方向の並進力ならびに x, y, z 軸回りの回転モーメント（トルク）を 200Hz、12bit でサンプリングした（ x, y, z 方向は被験者に対してそれぞれ右・前・上方向）。

なるべくいろいろな方向と大きさの肩トルクを得られるように、力の出し方の目安となるパターン（ガイドボタン）を 10 種類用意した。例をあげると「モニタ画面に十字を

描く」「握っているセンサの先端からペンが出ているつもりで渦を描く」などである。

「できるだけリラックスする」あるいは「なるべく腕を固くする」といった筋の同時活性、あるいは関節スティフネスに関連した指示は与えず、被験者の自由に任せた。被験者は前日に、実際に使用する装置を用いて力の出し方の練習をした。1 パタンを 6 秒間としたので、各姿勢ごとに計 60 秒の試行が行われた。

10 種類の力のガイドパタンのうち、3 種類は並進力に関するもので、残りは回転力に関するものであった。肩のトルクはリアルタイムで計算（4.4.2 節）され、モニタ画面に表示された。被験者はこれを見ながらガイドパタンに従って手先での力・トルクを発生させた。1 つのガイドパタンごとに 1 試行行ったが、ガイドパタンからの逸脱が見られた場合にはやり直した。並進力に関する試行では、肩と手先を結ぶ直線に垂直な面内の肩トルクを表示した。手先での並進力は、この面内の肩トルクに由来するからである（4.4.2 節）。回転力に関する試行では、 x - y 平面と x - z 平面に投影した肩トルクを表示した。

肩、肘、手、力・トルクセンサに赤外線マーカを貼り、3 次元位置計測装置(Northern Digital、OPTOTRAK)により 100Hz サンプルングで姿勢を計測した。実験中、各マーカが基準位置より 3cm 以上離れた場合には自動的に警告が発せられ、そのデータを破棄して試行をやり直した。筋電計測には銀・塩化銀表面電極を用い、多チャンネル生体アンプ（日本光電、MME-3132）で増幅した信号を 2kHz でサンプルングした。

筋電計測の対象筋は次のとおりである（アルファベットは以後の図中で筋名を示すために使用）。電極の貼付位置を図 4-4 に示した。

- 1) 三角筋（前部 鎖骨部）：AD
- 2) 三角筋（中部 肩峰部）：MD
- 3) 三角筋（後部 肩甲部）：PD
- 4) 大胸筋（鎖骨部）：CP
- 5) 大胸筋（胸肋部）：SP
- 6) 僧帽筋上部・棘上筋：T/S
- 7) 小円筋・棘下筋：I/T
- 8) 大円筋：TM
- 9) 広背筋：LD
- 10) 上腕二頭筋（長頭）：BB
- 11) 上腕三頭筋（長頭）：TB

棘上筋は僧帽筋上部に覆われているので、表面電極でのこの筋単独の計測は難しい。今回は肩甲棘上方に電極を貼付し、そこから得られる筋電を「僧帽筋上部・棘上筋」と

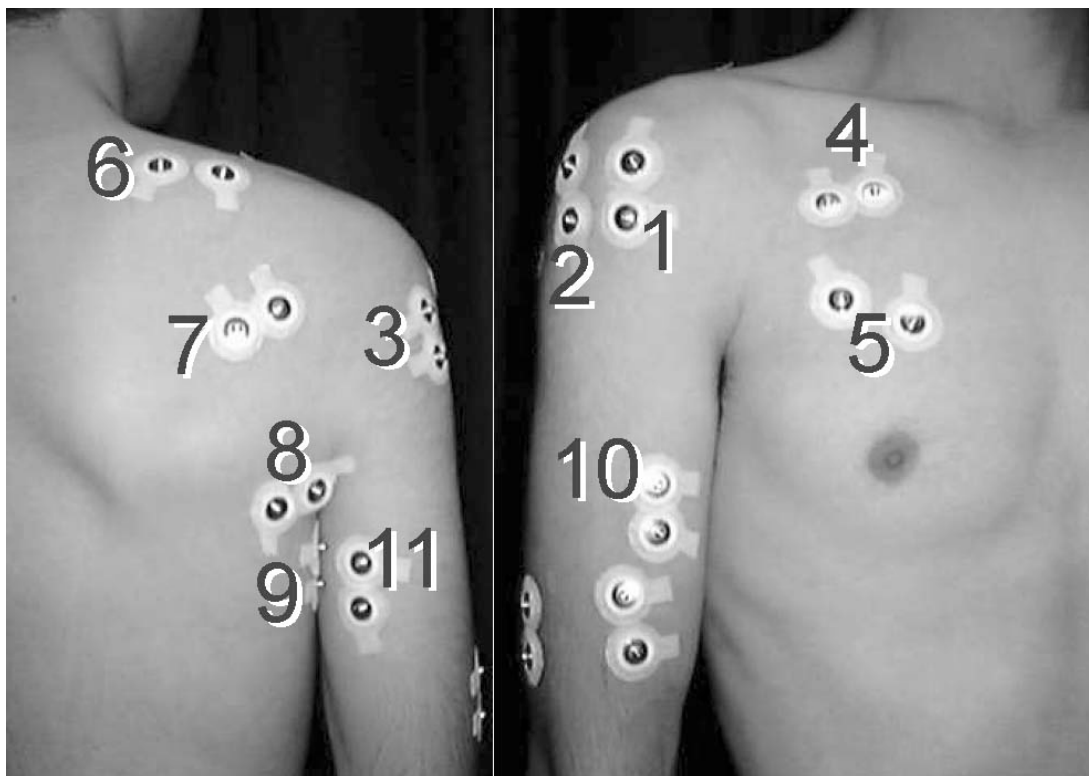


図 4-4 筋電図電極の位置

数字は本文中に示した筋の番号と対応している。

して一括して扱っている。小円筋と棘下筋も多くの部分が僧帽筋に覆われているが、停止部に近い部位では体表から直接計測可能である。しかし、両筋は起始・停止部ならびに筋の走行が連続しており、この部分で両筋を区別するのは困難である。そこで今回は両筋を「小円筋・棘下筋」として一括して扱っている。なお、この他に上腕三頭筋（外側頭）と上腕筋の筋電位も計測したため、図 4-4 にはそのための電極も表示されている。しかし、これらは肩のトルクに直接寄与しないので本実験の解析には利用していない。

4.4. 解析方法

4.4.1. 筋電処理

筋電信号は全波整流後に 50 点ごとの移動平均処理を行い、さらに次式に示すインパルス応答 $h(t)$ を持つ 2 次の低域通過フィルタで平滑化した。

$$h(t) = 6.44(\exp(-10.80t) - \exp(-16.52t)) \quad (4-5)$$

ここで t は時間(s)を表す。この平滑化法は Koike & Kawato [17] が肩周囲筋の等尺性収縮時の筋張力に関する実験から求めたものであり、この方法で得られた信号は筋張力の大きさにほぼ比例すると考えられる。すなわち、平滑化筋電を E とすると比例定数

を k として

$$|T| = kE \quad (4-6)$$

となる。

4.4.2. 肩トルク

肩トルク τ は次式で計算された。

$$\tau = L_h \times F + M - L_a \times (W_a g) \quad (4-7)$$

(L_h : 肩から手先へのベクトル、 F : 手先での並進力、 M : 手先での回転力、 L_a : 肩から上肢の重心へのベクトル、 W_a : 上肢の質量、 g : 重力加速度)。 L_a と W_a は、被験者の身長と体重の回帰式で推定した各体節の質量と重心位置を用いて計算した。回帰式の係数は Zatsiorsky ら[16] が求めた値を利用した。

この式は次のように導かれる。図 4-5 のように肩の位置ベクトルを S 、手部の位置ベクトルを H とする。センサを握って力を出している場合、センサと手部との接点を離散化して P_1, P_2, \dots, P_n と表し、各点がセンサにおよぼす力を F_1, F_2, \dots, F_n とする。各部位が静止していれば、釣り合いの条件から肩で発生しているトルク τ_s は

$$\begin{aligned} \tau_s &= \sum (P_i - S) \times F_i \\ &= \sum (P_i - H + H - S) \times F_i \\ &= (H - S) \times (\sum F_i) + \sum (P_i - H) \times F_i \end{aligned} \quad (4-8)$$

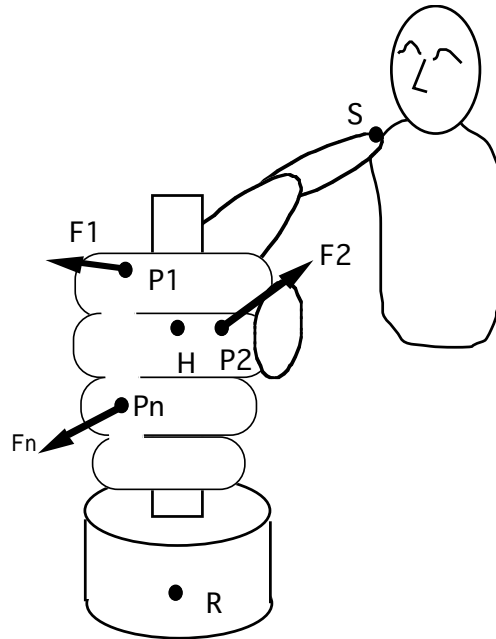


図 4-5 手部的ける力

となる。ここで、 $(\mathbf{H} - \mathbf{S})$ を \mathbf{L}_h 、 $\sum \mathbf{F}_i$ を \mathbf{F} とおき、 \mathbf{H} 回りのトルクを表す $\sum (\mathbf{P}_i - \mathbf{H}) \times \mathbf{F}_i$ を \mathbf{M} とおくと上式は、

$$\boldsymbol{\tau}_s = \mathbf{L}_h \times \mathbf{F} + \mathbf{M}$$

となる。 $\boldsymbol{\tau}_s$ は筋トルク $\boldsymbol{\tau}$ と、腕の重さに基づくトルク $\mathbf{L}_a \times (\mathbf{W}_a \mathbf{g})$ の合成で表現できるので、

$$\boldsymbol{\tau} + \mathbf{L}_a \times (\mathbf{W}_a \mathbf{g}) = \mathbf{L}_h \times \mathbf{F} + \mathbf{M}$$

これを変形して式 4-7 を得る。

力トルクセンサのトルク計測の回転中心 \mathbf{R} は一般に手部にはないので、実際には

$$\begin{aligned} \boldsymbol{\tau}_s &= \sum (\mathbf{P}_i - \mathbf{S}) \times \mathbf{F}_i \\ &= \sum (\mathbf{P}_i - \mathbf{R} + \mathbf{R} - \mathbf{S}) \times \mathbf{F}_i \\ &= (\mathbf{R} - \mathbf{S}) \times (\sum \mathbf{F}_i) + \sum (\mathbf{P}_i - \mathbf{R}) \times \mathbf{F}_i \\ &= \mathbf{L}_r \times \mathbf{F} + \mathbf{M}_r \end{aligned}$$

として肩トルクを計算している。ここで \mathbf{L}_r は肩から力トルクセンサの回転中心へのベクトル、 \mathbf{M}_r は力トルクセンサで計測されるトルクを表す。

4.4.3. トルクベクトル方向の推定

式 4-7 で求められた肩トルクは、式 4-3, 4-4, 4-6 をもとに次式のようなモデルで表現できる。

$$\begin{aligned} \boldsymbol{\tau} &= \sum \boldsymbol{\alpha}_i |\mathbf{T}_i| + \mathbf{b} \\ &= \sum \boldsymbol{\alpha}_i k E_i + \mathbf{b} \\ &= \sum \mathbf{a}_i E_i + \mathbf{b} \end{aligned} \tag{4-9}$$

ここで $\mathbf{a} = k \boldsymbol{\alpha}$ であり、 \mathbf{b} は計測対象外の筋や他の組織の張力などに基づくトルクをあらわすバイアス項である。式 4-9 は重回帰モデルの形式になっているので、重回帰分析の手法を用いて $\boldsymbol{\tau}$ と E_i の計測結果から \mathbf{a}_i を推定できる。 \mathbf{a} の方向は $\boldsymbol{\alpha}$ と同じなので、これによりモーメントアーム・ベクトル $\boldsymbol{\alpha}$ の方向、すなわちトルクベクトル方向が推定できる。本実験では 1 姿勢あたり 12000 点 (60s × 200Hz) の $\boldsymbol{\tau}$ が得られており、これを 1 点おきにサンプリングした 6000 点の $\boldsymbol{\tau}$ と対応する時点の E_i から、各姿勢における 11 筋分の \mathbf{a}_i を推定した。

4.5. 結果

4.5.1. 推定されたトルクベクトルの信頼性

本研究ではベクトル \mathbf{a} の大きさは無視して方向のみに注目しているので、 \mathbf{a} の信頼区間を角度で表現する。ベクトル \mathbf{a} は x、y、z の各要素ごと ($[a_x, a_y, a_z]^T$) に推定され

ており、ある危険率のもとで、各要素の信頼区間 (S_x, S_y, S_z) は次式のように定義される。

$$\begin{aligned} a_x - \Delta a_x &\leq S_x \leq a_x + \Delta a_x, \\ a_y - \Delta a_y &\leq S_y \leq a_y + \Delta a_y, \\ a_z - \Delta a_z &\leq S_z \leq a_z + \Delta a_z. \end{aligned} \quad (4-10)$$

ベクトル $[S_x, S_y, S_z]^T$ の範囲 $\mathbf{a}' = [a_x \pm \Delta a_x, a_y \pm \Delta a_y, a_z \pm \Delta a_z]^T$ は直方体を形成する。 \mathbf{a}' 範囲内で \mathbf{a} となす角度が最大のベクトルを選び、その角度を \mathbf{a} の信頼角度と呼ぶことにする。

$$C = \max \{A(\boldsymbol{\alpha}, \boldsymbol{\alpha}')\} \quad (4-11)$$

ここで、 C は \mathbf{a} の信頼角度、 A はベクトル間の角度を表す関数である。各被験者の \mathbf{a} の平均信頼角度は次式で定義した。

$$(\sum \sum C_{ij}) / (N_m \cdot N_p) \quad (4-12)$$

ここで、 i は筋番号、 j は姿勢番号、 N_m は計測対象筋の数、 N_p は姿勢の数である。危険率 0.05 で信頼区間を求めたとき、本研究で求めた各被験者の全 \mathbf{a} の信頼角度の平均は、それぞれ 8.5, 10.6, 7.7, 9.2(deg)であった。

4.5.2. 肩トルクの再構成結果例

得られたトルクベクトルと平滑筋電から式 4-9 を用いて肩トルクを再構成することができる。ここでは実験データを半分に分けて、一方のデータからトルクベクトルを推定し、他方の肩トルクを再構成出来るかどうかを確かめた。「実験方法」で示したように、被験者は 10 種類の力の出し方の目安を参考にして各 6 秒間の試行を行った。まず、各試行のうち前半 3 秒分のデータを集めたものからその姿勢でのトルクベクトルを推定し、その値と後半 3 秒分のデータの平滑化筋電を用いて式 4-9 から肩トルクを再構成した。こうして得られた肩トルクと、実測された肩トルクとの相関を調べた。各実験姿勢ごとに求めた x, y, z 軸周りの相関係数を、全て平均した値は、各被験者それぞれ、0.84, 0.76, 0.82, 0.76 であった。

図 4-6 に例として 30 秒分の肩トルク再構成結果を示す。実際のトルクに近いトルクが再構成できていることがわかる。

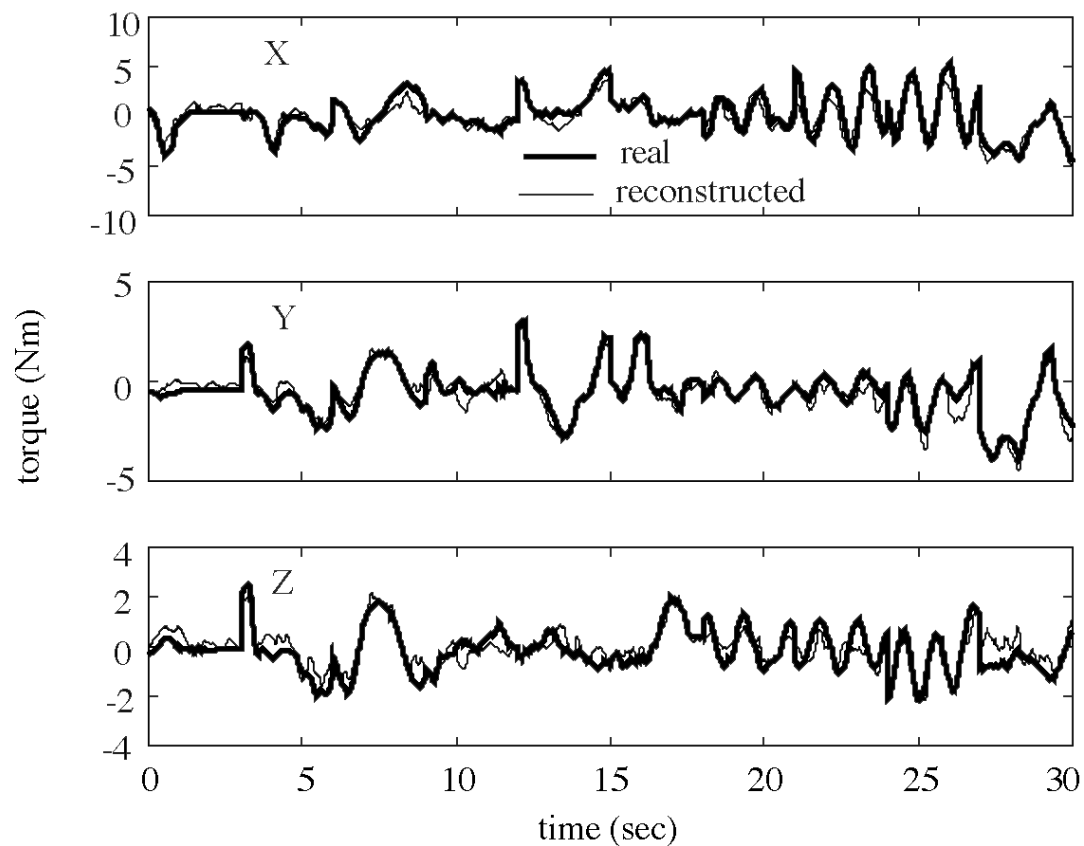


図 4-6 肩トルクの再構成結果例

4.5.3. 異なる肢位での解析結果

図 4-7 に、結果例として同一被験者のある 2 つの姿勢での 11 筋のトルクベクトル方向を示す。各ベクトルの始点は原点に一致させてあり、大きさは 1 に正規化してある。図中の太線は上腕と前腕の方向を現す（トルクベクトルの始点位置が肩に相当）。各筋のトルクベクトル方向は、その筋が収縮するときトルクベクトルを右ネジの向きにひねる方向に回転力が生じることを現す。例えば、小円筋・棘下筋（I/T）のトルクベクトルは(a)の姿勢では上腕長軸方向（図中の太線）に近い方向にあり、この姿勢では主に外旋時に作用することが読みとれる。三角筋前部（AD）と大胸筋鎖骨部（CP）のように起始停止の位置から考えて近い作用が予想できる筋同士のトルクベクトルは、両姿勢ともに近い向きを持つように推定されている。他の筋に関しても、解剖学的にほぼ妥当な結果が得られている。

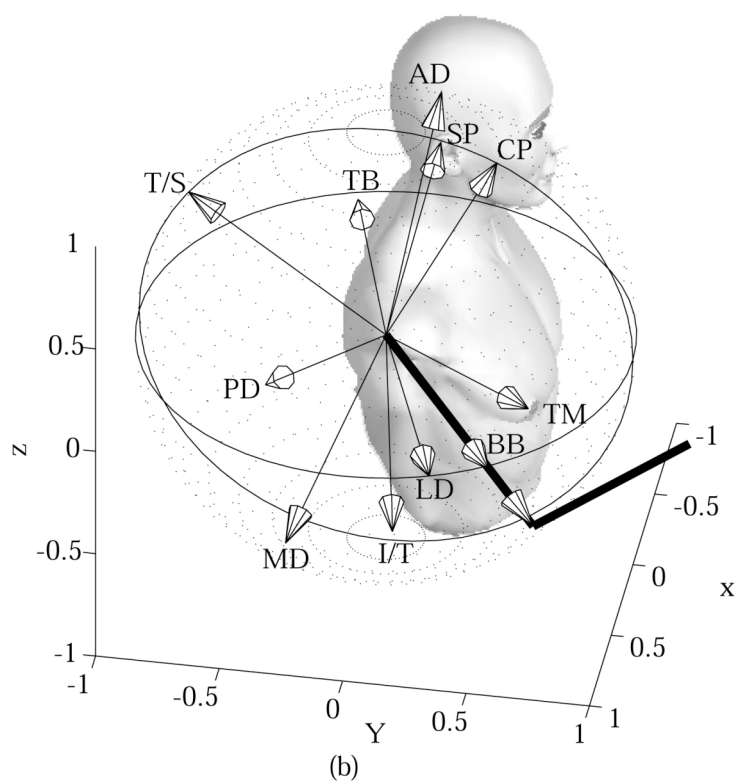
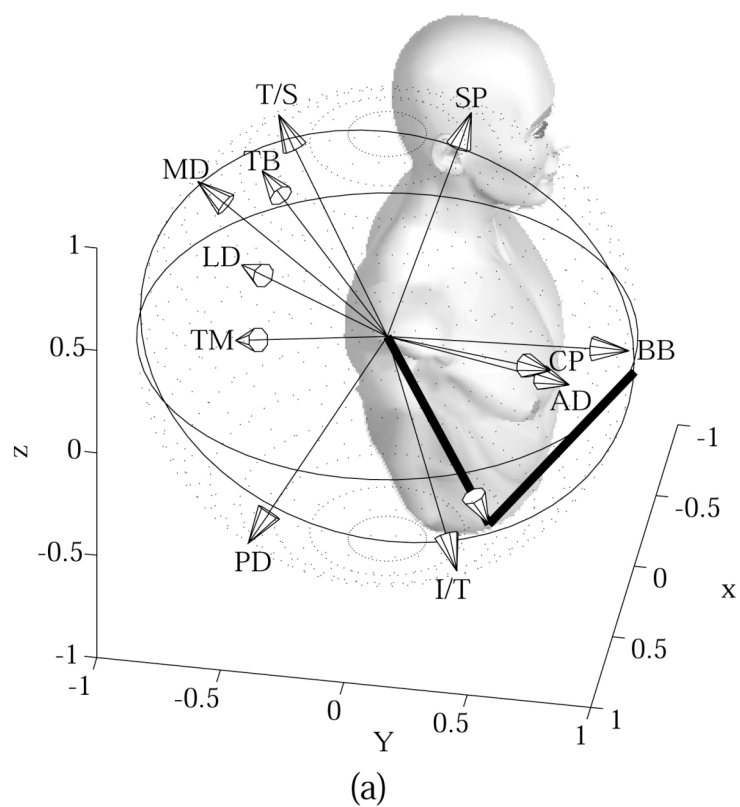


図 4-7 2 姿勢例での 1 被験者のトルクベクトル方向推定結果
太線は被験者の上腕と前腕の方向を表す

4.5.4. 各筋のトルクベクトル方向の推定結果

表 4-1～表 4-4（本章末）に各被験者の全肢位における全筋のトルクベクトル方向を数表で示し、図 4-8 に同じ内容をグラフで示す。この図から各筋が寄与する運動方向とその広がりを知ることができる。

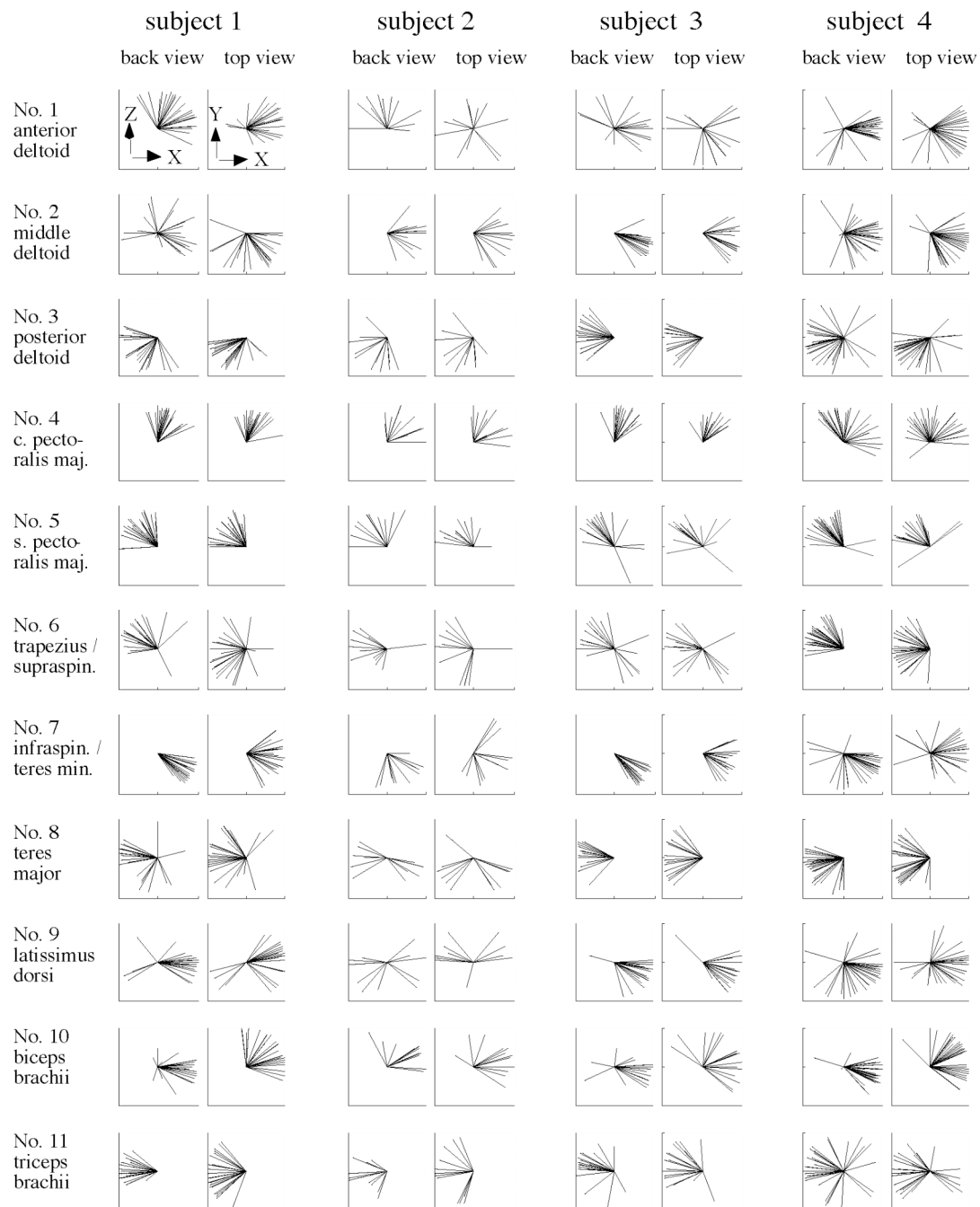


図 4-8 計測した全肢位における各筋のトルクベクトル方向の推定結果

全体的なベクトル方向については、三角筋前部（AD）と同後部（PD）、大胸筋胸肋部（SP）と小円筋・棘下筋（I/T）、上腕二頭筋長頭（BB）と上腕三頭筋長頭（TB）が拮抗関係にあることが読みとれる。このことはそれぞれの筋の起始・停止位置を考えると解剖学的に極めて妥当な結果である。またトルクベクトル方向の広がりに着目した場合、個人差はあるが、姿勢によってベクトル方向が大きく変わる筋とそれほど変わらない筋があることがわかる。例えば三角筋前部（AD）と大胸筋鎖骨部（CP）は近い作用があることが解剖学的に予想でき、実際にそのような傾向が見られるが、姿勢に応じたトルクベクトル方向の変化を比べると、被験者 1〜3 では三角筋前部の方が変化が大きい。

各筋のトルクベクトル方向の全体的な傾向については個人差は認められるが、極端に作用の異なるものはなかった。

今回得られたデータからは、トルクベクトル方向の姿勢依存性についてみることもできる。ここでは比較的単純な姿勢依存性を示した上腕二頭筋長頭について例示する。上腕二頭筋の長頭は長い腱になって上腕骨頭近くの結節間溝を通っている。これはちょうど滑車（上腕骨）とロープ（長頭腱）の関係になっているので、この筋のトルクベクトル方向は上腕の姿勢に強く依存すると予想できる。図 4-9 には上腕の方位角と上腕二頭筋長頭のトルクベクトルの方位角との相関を示した（ここでは方位角 azimuth を「上

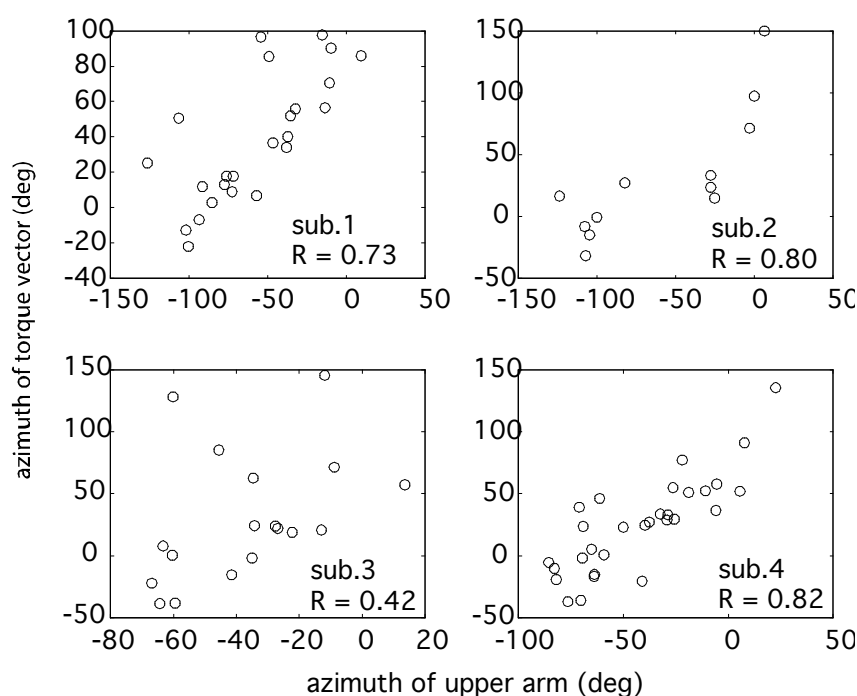


図 4-9 上腕の方位角と筋（上腕二頭筋長頭）の方位角との関係

腕またはトルクベクトルを水平面内に投影したとき x 軸となす角度」と定義した)。被験者 3 以外では、姿勢とトルクベクトル方向に明らかな線形関係が見られた。

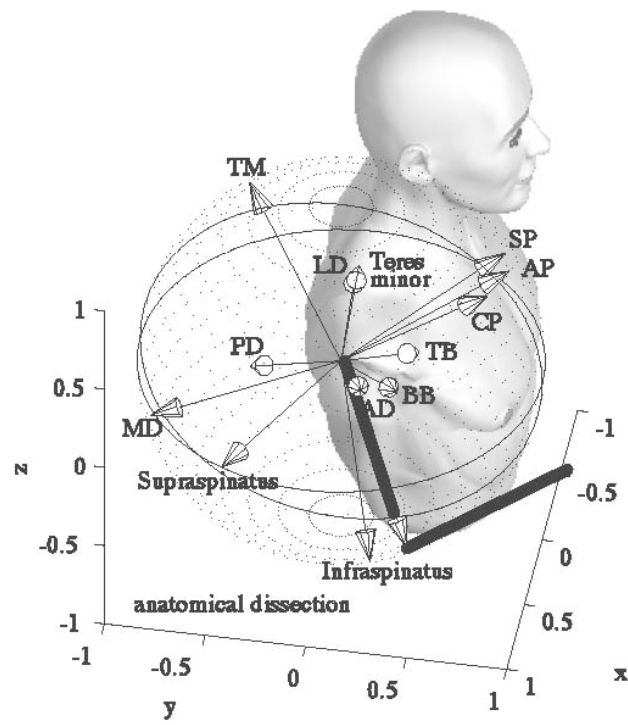
4.6. 考察

4.6.1. 先行研究の結果との比較

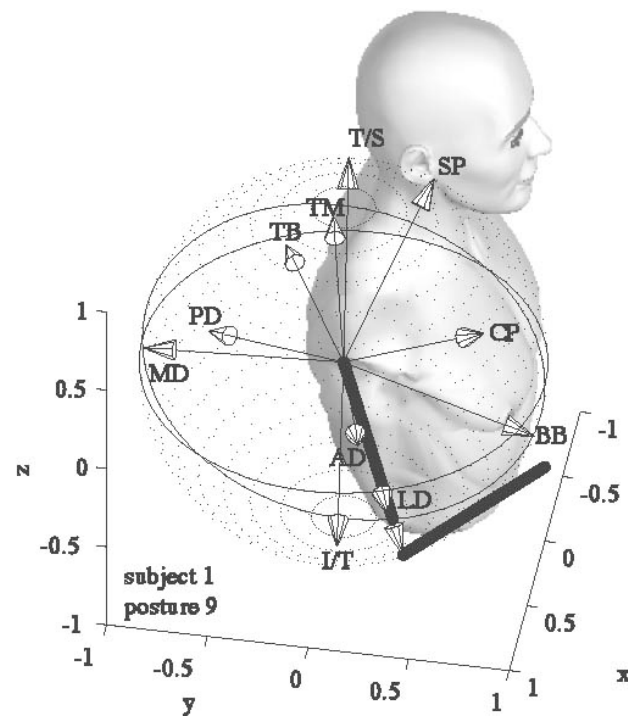
今回考案した方法によって、肩周囲筋のそれぞれがどの方向の肩トルクに関連して活動しているかを、種々の姿勢において定量的に求める事ができた。まずこの結果を先行研究と比較する。

Wood ら[37] は 1 屍体の 1 姿勢においてのみであるが、筋の起始停止ならびに筋線維走行方向などを詳細に計測して、肩周囲筋のモーメントアームの大きさを推定した。このデータを用いてこの姿勢でのトルクベクトル方向を算出したものを図 4-10 (A) に示す。本実験で用いられた姿勢のなかで、この姿勢に一番近い姿勢を各被験者ごとに選んだ。姿勢の近さは、互いの上腕を同じ向きにするために必要な回転角度で計った（単に上腕長軸同士のなす角度ではなく、回旋方向も合わせるための回転）。こうして選ばれた各被験者の姿勢と Wood らの計測した姿勢との角度は 4 被験者それぞれ 5.4, 25.2, 14.9, 14.6(deg)であった。この中で一番姿勢の近い被験者 1 のトルクベクトル方向を図 4-10 (b) に示す。特に三角筋 (AD, MD, PD) および大胸筋鎖骨部 (CP) では両者が非常に近い方向であることがわかる（角度は 20 度以下）。全被験者に関して、Wood らの計測姿勢と一番近い姿勢における各筋のトルクベクトル同士の角度を計算した。全平均は 66.5 度、筋ごとの平均で比較的角度が大きかったものは棘上筋 (T/S, 119.3 deg)、広背筋 (LD, 145.5)、小円筋 (I/T と Teres minor, 138.8) であり、他の筋の平均は全て 70 度以下であった。

Buneo ら[45] は肩周囲の 3 筋（6 部分）について、電気刺激によって最大 27 姿勢での肩周囲筋トルクベクトル方向を求め、それをもとに肩関節角度からトルクベクトル方向を算出する線形モデルを作った。これを用いて、被験者 1 の実験姿勢からトルクベクトル方向を算出したものを図 4-11 に示す（実験姿勢は 4 被験者ともほぼ同じ範囲なので、他の被験者に関して算出してもベクトルの数が異なるだけでトルクベクトル方向とその広がり範囲はほぼ同じになる）。図 4-11 において筋 1（三角筋前部）と筋 3（三角筋後部）の top view の図ではベクトルが 1 本ずつしか描かれていない。これは、Buneo らの回帰モデルではこれらの筋のこの方向の成分は姿勢に依存しないと推定されているためである。図 4-11 と図 4-8 を比較すると対応する筋のトルクベクトル方向はおおむね良く一致している。ただし、広背筋 (LD) の結果だけは 90 度程度のずれがみられた。



(A)



(B)

図 4-10 屍体解剖から求めたトルクベクトル方向 (A) とほぼ同肢位における本実験結果 (B)

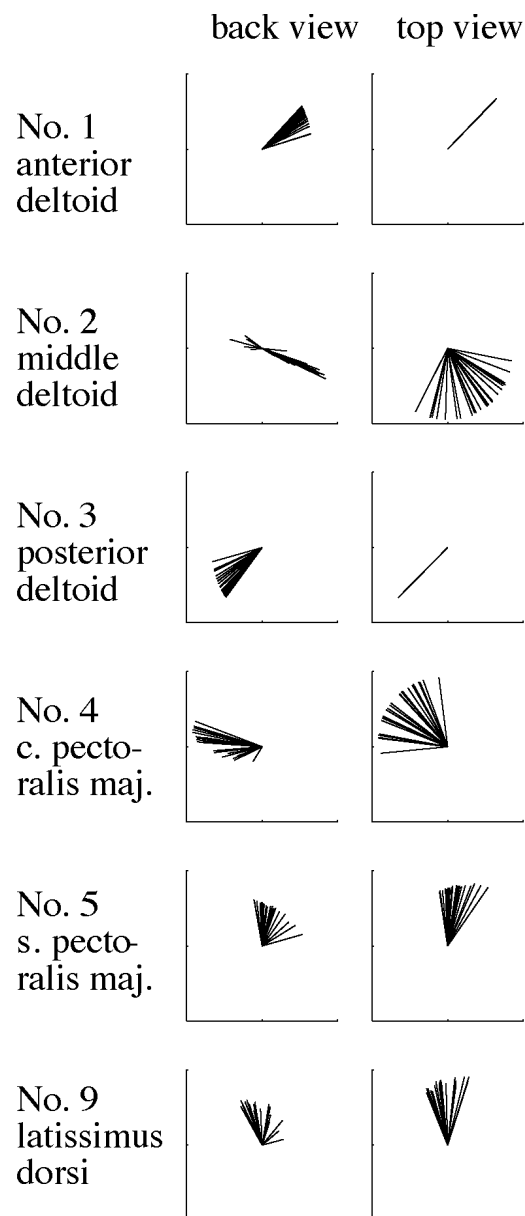


図 4-11 電気刺激実験結果に基づくモデルを用いて計算された被験者 1 のトルクベクトル方向

Buneo らの結果を本研究の結果と比較する場合には、計測の違いにも考慮する必要がある。ひとつは電極に関する違いがある。電極の形・大きさ・添付部位・間隔などの違いが結果に影響を与える可能性がある。もうひとつは、肘関節の角度の違いがあげられる。Buneo らの方法では、肘関節は 90 度に固定されているのに対して、本研究の方法では、肘の角度は一定ではない。肩周囲筋には、肘関節にも作用する二関節筋が含まれるので、肘関節角度の相違も結果に影響する可能性がある。

4.6.2. それぞれの推定方法の利点と欠点

このように、今回考案した方法によって肩周囲筋のトルクベクトル方向を推定することが可能であり、その推定値は従来の屍体解剖による方法や電気刺激による方法のものとおおむね良く一致することがわかった。以下では本法と従来法の利点・欠点について考察する。

屍体解剖による方法には次のような欠点が考えられる。筋張力の方向は筋線維の走行方向から推定されるが、この方法では筋線維の走行が直線的でない場合には筋張力方向を正しく推定するのは困難である。また、解剖用屍体では通常、薬品による固定処理が行われることもあり筋は柔軟性を失い、生体のように自由に姿勢を変えることは難しい。仮に姿勢を変えたとしても筋にたるみなどがおこることがあるので形態から筋張力方向を推定するには問題がある。このため、同一被検体において多姿勢にわたる筋のトルクベクトル方向を得ることは望めない。さらに当然のことながら、屍体でない特定の被験者のトルクベクトル方向を推定したい場合にこの方法は利用できない。一方、屍体解剖法の利点としては、表面電極での電気刺激や筋電計測が困難な深部の筋についても表面の筋と同じ方法でトルクベクトルを推定できる点、筋の同定が容易である点があげられる。

電気刺激法は屍体解剖に比べて次のような点が優れている。まず、形態計測からトルク方向を推定するのではなく、実際の筋収縮によるトルクを直接計測するという点。屍体では筋収縮による力やトルクを直接計測することは不可能である。さらに同一被験者で多くの姿勢での計測が可能であり、トルクベクトル方向の姿勢依存性を調べることができる。しかし、次のような欠点も考えられる。まず、対象となる筋は電気刺激により十分な筋トルクを発生できるものでなければならない。表面電極を利用する場合には深部の筋を単独で収縮させることはできない。浅部の筋であっても、小さな筋を単独で収縮させて十分な筋トルクを得ることは難しいと考えられる。実際、Buneo ら[45] が測定した筋は大胸筋、三角筋、広背筋という非常に大きな筋のみである。さらに、この方法で計測される関節トルクには計測対象の筋トルク以外の要素が含まれる可能性がある。具体的には、対象筋以外の筋が電気刺激により収縮する可能性、電気刺激による神経筋刺激や対象筋の筋収縮が引き起こす種々の反射により対象外の筋が収縮する可能性、刺激に応じて被験者が無意識に力をだす可能性などがある。

屍体解剖法に対する電気刺激法の利点は、そのまま今回考案した方法の利点でもある。すなわち、実際の筋収縮によるトルクを直接計測する点、同一被験者で多くの姿勢での計測が可能な点である。さらに屍体解剖法に対する電気刺激法と本法の共通の利点を付

け加えれば、生体に対して適応できる方法であるという点もある。電気刺激法に対する本法の利点としては次のようなものがあげられる。まず、電気刺激によって十分な筋力が得られないような小さな筋であっても筋電計測が可能であれば本法が適応できるという点。さらに、反射による筋収縮や被験者の無意識の筋収縮も筋電に反映するのでこれらの活動を特別に考慮したり抑制したりする必要が無いという点もある。一方、本法の欠点としては次のようなものがあげられる。電気刺激法にも共通する点でもあるが、表面電極を利用する場合には深部の筋の計測は行えない。ただし、これは針電極を利用できれば解決可能なので、本法や電気刺激法の本質的な欠点というよりは表面電極の欠点と言えるかもしれない。さらに本法では、計測対象として肩トルクに關与する筋を十分に網羅しないとトルクベクトル方向の推定精度が落ちることが考えられる。本実験では、主要な筋は網羅していると考えられるが、表面電極での計測がほとんど不可能な肩甲下筋の計測はできていない。これが推定に影響している可能性は否定できない。

4.6.3. 本方法で推定されたトルクベクトルの重要性

屍体解剖や電気刺激によって求められたトルクベクトルの方向は各筋が単独で収縮する際の方向を示しているのに対して、動作時の筋電から得られた本法による結果はそれとは異なる意味を持つことに注意を要する。例えば、棘下筋・小円筋・肩甲下筋は本来は回旋筋であるが、肩外転や屈曲時にも関節保護などのための活動すると言われる[47, 48]。このような筋群は、筋電と肩トルクの相関から外転や屈曲方向にトルクベクトルを持つように推定され得る。

筋が本来の作用方向と同じ方向の関節トルク発生時に働いているときは、その筋はその運動の主動筋としての役割を担っていることになる。それに対して、本来の作用方向以外の方向の関節トルク発生時に働いている場合には、どのような役割が考えられるだろうか。まず、上記の回旋筋群のように関節保護などの役割、言い換えれば、関節の回転力というよりは上腕骨頭を関節窩に引きつけるような並進力を発生する役割があげられる。また、主動筋と拮抗するトルク成分を持つ筋が活動することによって関節スティフネスを調整することができるはずである。あるいは、単軸関節の場合と異なり多軸関節では、いくつかの筋が同時収縮することによって初めて望みの方向のトルクを得ることができるというケースもあろう。本法では肩関節の通常の運動に際して主動筋として働く以外の役割が主である筋は、その筋が単独で収縮するときのトルクベクトル方向とは異なる方向に推定される可能性がある。

すなわち、ここで得られたトルクベクトルは解剖学的な筋の作用を直接表現するものというよりは、より機能的な意味を持つと考えられる。広背筋における先行研究との結

果の違いも上記の理由に基づく可能性があると考えられる。それゆえ、従来の方法による結果と本法で得られる結果を詳細に検討してゆくことによって、各筋の機能的な役割がより明らかになることが期待できる。

しかし、解剖学的なものと正反対の作用に推定された筋は無かった。だからといって、正反対の動きの際に働く筋が全くないとは断定できない。本実験では、被験者はさまざまな方向の肩トルクを発生させるように指示されていたので、どの筋も、どこかの場面で、主動作筋として働くことがあったと考えられるからである。それに対して、日常の場面では、全ての筋が主動作筋として働くわけではない。例えば、腕を持ち上げるときには筋力が必要だが、下げるときには重力が使えるので下げるための筋は必ずしも働く必要がない。そのため、もし、実験に用いた肩トルクのパターンが日常生活で使われるパターンに限定されていたならば、推定されたトルクベクトルの方向も変わっていた可能性がある。

4.6.4. 応用の可能性と今後の研究

今回得られた結果は、機能的電気刺激(FES)による肩関節の制御への応用が考えられる。単軸性関節を制御する場合には、どの筋を刺激すればどの方向に関節運動が起こるかということは明らかだが、肩関節の場合には、望みの方向のトルクを得るためにどの筋を組み合わせる刺激すればよいのかを知るための定量的なデータはほとんどなかった。本法によって得られる結果は、そのための基礎的な資料となりうる。さらに、肩関節の場合には大きな可動性を確保するために股関節などに比べて骨性構造の安定性は弱く、それを筋・腱・靱帯が補うような構造になっている。このため、外部刺激による不適切な筋収縮により脱臼などの関節障害を引き起こす危険も考えられる。Hoshimiyaら[23] による健常者の動作筋電図をもとに FES 刺激パターンを作成する方法は、生体で通常行われている筋活動パターンを反映させることで上記の危険性のある程度回避できるという利点がある。ここで求められたトルクベクトルも生体の筋活動パターンを反映したものであるため、その意味でも純解剖学的なトルクベクトルとは異なる重要性を持つと考えられる。

4.7. 階層間変換の観点からの検討

本章で述べた研究は、階層間変換の観点から見ると、「【A: 対象の関節に働くほぼ全ての筋の張力】と【B: 関節（3自由度）のトルク】との変換」（図 4-12）に相当する。この研究では、対象の関節は肩関節であり、A のそれぞれの要素（筋）の働きを明らかにした。その結果を用いて、A から B を計算できることも示した。

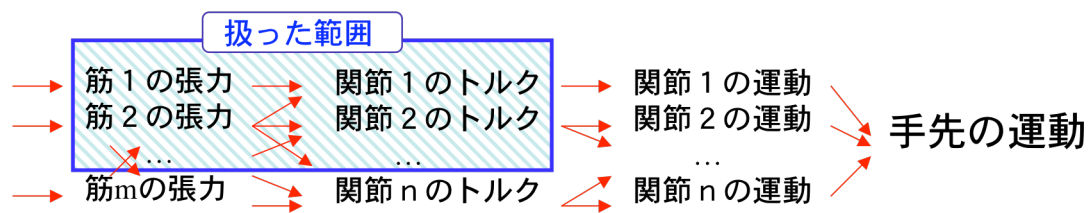


図 4-12 階層間変換の観点から見た本章の研究の対象範囲

この研究は、前章の研究で扱っていない階層間変換の多くの部分を扱った（3.6 節参照）。しかし、それでも筋張力の階層から関節トルクの階層への変換全体を扱ったものではない。どの部分が扱われていないのかを検討する。前章では、逆変換（関節角度→筋張力）の問題を扱い、それが正しく行われたことを順変換（筋張力→関節角度）によって確かめた。しかし、本章の研究結果からは、順変換（筋張力→関節トルク）の計算はできても、逆はできない。逆変換を行うためには、冗長自由度問題と要素間の協調の問題を考える必要があり、これについては、第 6 章で扱う（ただし対象は肩関節ではない）。また、前章では、関節が動く状態を扱ったが、ここでは関節が動かない状態しか扱っていない。ただし、多くの肢位について調べたので、それをもとに運動についての推定もある程度可能であろう。

表 4-1 (A) 被験者 1 の全肢位における各筋のトルクベクトル方向
肢位は上腕の方向と前腕の方向で表現

Subject #1			1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11
Posture No.													
upper arm direction	x		0.14	0.72	0.63	-0.07	0.19	0.12	0.13	0.55	0.43	0.41	0.71
	y		-0.10	0.23	0.14	0.40	0.78	0.66	0.09	0.52	0.37	-0.03	-0.15
	z		-0.99	-0.66	-0.77	-0.91	-0.60	-0.74	-0.99	-0.66	-0.82	-0.91	-0.69
forearm direction	x		-0.10	-0.64	-0.56	-0.77	-0.95	-0.95	-0.46	-0.83	-0.77	0.71	0.57
	y		0.90	0.74	0.83	0.53	0.18	0.30	0.81	0.52	0.64	0.63	0.82
	z		0.43	-0.20	0.01	0.37	-0.26	-0.05	0.37	-0.20	0.07	0.31	-0.10
1 anterior deltoid	x		0.58	-0.22	0.10	0.52	0.85	0.58	0.82	0.96	0.93	0.46	0.31
	y		-0.06	0.23	0.27	0.83	0.53	0.66	0.42	0.06	0.23	0.18	-0.16
	z		0.81	0.95	0.96	0.22	-0.01	0.47	-0.38	0.28	0.27	0.87	0.94
2 middle deltoid	x		-0.93	0.56	0.55	-0.38	0.95	0.64	-0.18	0.66	-0.04	0.56	-0.02
	y		0.34	-0.67	-0.67	-0.84	-0.02	-0.69	-0.38	-0.74	-1.00	-0.83	-0.99
	z		-0.15	-0.49	-0.51	0.39	-0.32	-0.33	0.91	-0.14	-0.09	0.00	-0.11
3 posterior deltoid	x		-0.86	-0.80	-0.53	0.49	0.16	0.34	-0.87	-0.50	-0.54	-0.98	-0.46
	y		-0.43	-0.34	-0.71	-0.48	-0.56	-0.36	-0.49	-0.63	-0.76	-0.18	-0.19
	z		0.28	-0.49	-0.47	-0.73	-0.82	-0.87	-0.04	-0.59	-0.36	0.00	-0.87
4 clavicular part of pectoralis major	x		0.64	-0.04	0.37	0.57	0.17	0.26	0.54	-0.30	0.33	0.11	0.01
	y		0.62	0.70	0.68	0.76	0.83	0.68	0.73	0.63	0.76	0.78	0.80
	z		0.45	0.71	0.63	0.32	0.53	0.69	0.42	0.72	0.57	0.61	0.60
5 sternocostal part of pectoralis major	x		-0.08	-0.64	-0.76	-0.33	-0.76	-0.88	-0.19	-0.46	-0.69	-0.07	-0.31
	y		0.57	0.63	0.42	0.28	0.03	0.02	0.55	0.57	0.33	0.80	0.90
	z		0.82	0.45	0.50	0.90	0.65	0.48	0.81	0.68	0.65	0.59	0.31
6 upper trapezius / supraspinatus	x		0.32	-0.42	-0.94	-0.30	-0.49	-0.30	-0.72	-0.87	-0.60	0.11	-0.66
	y		-0.66	0.17	0.03	-0.49	-0.74	-0.87	0.20	-0.28	-0.08	0.86	0.31
	z		-0.68	0.89	0.35	0.82	0.46	0.40	0.66	0.42	0.79	0.50	0.68
7 infraspinatus / teres minor	x		0.71	0.96	0.92	0.65	0.74	0.73	0.80	0.92	0.90	0.41	0.39
	y		-0.36	-0.11	-0.18	0.40	0.59	0.58	-0.06	0.38	0.13	-0.71	-0.83
	z		-0.60	-0.25	-0.36	-0.65	-0.33	-0.35	-0.60	-0.12	-0.42	-0.58	-0.39
8 teres major	x		-0.97	-0.85	-0.98	-0.53	-0.03	0.32	-0.78	0.21	-0.97	-0.64	-0.56
	y		-0.04	0.38	-0.12	-0.71	-0.36	0.66	-0.62	-0.77	-0.22	0.76	0.83
	z		0.25	0.36	-0.17	-0.47	0.93	-0.68	-0.11	-0.60	0.10	0.14	0.05
9 latissimus dorsi	x		-0.78	1.00	0.98	-0.67	0.65	-0.51	-0.90	0.84	0.91	0.61	0.83
	y		-0.41	0.07	0.18	-0.71	0.72	-0.57	-0.24	0.14	0.38	-0.78	-0.55
	z		-0.47	-0.01	-0.08	-0.20	0.23	0.64	-0.37	-0.52	-0.18	-0.11	0.05
10 biceps brachii (long head)	x		0.83	0.91	0.88	0.07	0.55	0.33	-0.11	0.80	0.08	0.97	0.96
	y		0.39	0.29	0.21	0.99	0.83	0.94	0.94	0.59	0.96	-0.11	-0.22
	z		-0.40	-0.31	-0.42	0.10	0.02	0.06	-0.33	-0.06	-0.27	0.19	0.16
11 triceps brachii (long head)	x		-0.68	-0.63	-0.89	-0.74	-0.73	-0.32	-0.95	-0.80	-0.89	-0.64	-0.80
	y		0.67	-0.58	0.16	-0.64	-0.67	-0.91	-0.20	-0.60	-0.44	0.76	0.50
	z		0.29	0.51	0.42	0.22	-0.09	-0.25	0.24	-0.07	-0.06	0.11	-0.34

表 4-1 (B) 被験者 1 の全肢位における各筋のトルクベクトル方向 (つづき)

Subject #1		12	13	14	15	16	17	18	19	20	21	22	23	24
Pos.#														
UAD	x	0.64	0.33	0.81	0.66	0.06	0.48	0.37	0.10	0.54	0.41	0.24	0.86	0.66
	y	-0.12	0.21	0.25	0.16	0.37	0.67	0.58	0.38	0.69	0.54	-0.07	0.07	-0.02
	z	-0.76	-0.92	-0.53	-0.74	-0.93	-0.57	-0.73	-0.92	-0.48	-0.74	-0.97	-0.51	-0.75
FAD	x	0.61	0.35	-0.04	0.05	-0.38	-0.73	-0.69	-0.39	-0.82	-0.69	-0.04	-0.54	-0.38
	y	0.79	0.89	0.95	1.00	0.86	0.64	0.72	0.73	0.57	0.65	0.78	0.84	0.87
	z	0.02	0.29	-0.30	0.01	0.33	-0.24	0.04	0.56	-0.04	0.32	0.63	-0.01	0.31
1 AD	x	0.44	0.92	0.20	0.70	0.95	0.06	0.87	0.77	-0.52	0.39	0.84	-0.46	0.86
	y	-0.31	-0.17	-0.40	-0.28	0.32	0.65	0.24	0.62	0.13	0.30	0.54	0.09	-0.21
	z	0.84	0.36	0.89	0.66	0.04	0.76	0.43	-0.12	0.84	0.87	0.05	0.89	0.47
2 MD	x	-0.54	0.39	0.78	-0.89	0.52	0.59	0.70	-0.23	0.85	0.09	0.91	0.66	-0.88
	y	-0.84	-0.70	-0.52	-0.45	-0.03	-0.79	-0.42	-0.63	-0.26	-0.94	-0.05	-0.69	-0.48
	z	0.06	0.61	-0.35	0.03	0.85	0.18	-0.58	0.74	-0.46	-0.34	0.40	0.29	0.00
3 PD	x	-0.82	-0.99	-0.44	-0.82	-0.84	-0.25	-0.53	-0.66	-0.49	-0.24	-0.99	-0.29	-0.95
	y	-0.18	-0.09	-0.33	-0.28	-0.49	-0.60	-0.80	-0.75	-0.58	-0.83	-0.10	-0.53	-0.31
	z	-0.55	0.05	-0.84	-0.49	0.24	-0.76	-0.28	0.10	-0.65	-0.50	0.05	-0.80	0.07
4 CP	x	0.29	0.42	-0.24	0.05	0.72	0.09	0.25	0.22	0.00	0.18	0.91	0.16	0.00
	y	0.50	0.41	0.65	0.61	0.54	0.50	0.45	0.55	0.45	0.48	0.19	0.60	0.60
	z	0.82	0.81	0.72	0.79	0.44	0.86	0.86	0.80	0.89	0.86	0.36	0.79	0.80
5 SP	x	-0.26	-0.39	-0.43	-0.65	-0.35	-0.91	-0.72	-0.42	-0.96	-0.91	-0.10	-0.98	-0.97
	y	0.86	0.68	0.72	0.59	0.45	0.08	0.35	0.33	0.05	-0.03	0.55	0.19	0.24
	z	0.43	0.62	0.54	0.49	0.82	0.40	0.61	0.84	0.29	0.41	0.83	-0.08	-0.05
6 T/S	x	-0.38	-0.54	-0.86	-0.55	-0.79	-0.82	-0.91	-0.77	-0.37	-0.87	0.71	-0.72	0.24
	y	0.79	0.82	0.18	0.42	-0.44	-0.40	-0.31	-0.63	-0.87	-0.49	0.03	-0.69	-0.06
	z	0.49	0.18	0.49	0.72	0.42	0.41	0.27	-0.11	0.34	0.09	0.70	-0.04	0.97
7 I/T	x	0.48	0.56	0.94	0.79	0.68	0.95	0.88	0.75	0.94	0.81	0.74	0.94	0.81
	y	-0.77	-0.50	-0.34	-0.49	0.00	0.20	0.16	0.14	0.19	0.17	-0.38	-0.33	-0.33
	z	-0.42	-0.65	-0.07	-0.37	-0.73	-0.23	-0.45	-0.65	-0.29	-0.56	-0.55	-0.11	-0.48
8 TM	x	-0.55	-0.43	-0.94	-0.94	-0.94	-0.93	-0.87	-0.95	0.69	-0.22	-0.96	-0.48	-0.40
	y	0.83	0.69	0.35	0.33	-0.01	-0.35	0.14	-0.15	0.70	-0.43	0.09	0.41	0.68
	z	0.11	-0.58	-0.06	0.04	0.34	0.11	0.48	0.26	0.20	-0.88	0.25	-0.78	-0.61
9 LD	x	0.77	0.97	0.97	0.95	0.46	0.87	0.92	0.95	0.94	0.86	0.82	0.97	1.00
	y	-0.64	-0.20	-0.23	-0.25	0.72	0.45	0.20	0.30	0.34	0.50	0.21	0.22	0.05
	z	-0.07	-0.13	0.00	-0.20	0.52	0.20	-0.34	0.13	0.00	-0.08	-0.53	0.12	0.05
10 BB	x	0.92	0.97	0.98	0.94	0.00	0.61	0.53	-0.13	0.83	0.76	0.47	0.99	0.96
	y	-0.37	0.12	0.16	0.31	0.89	0.79	0.78	0.97	0.56	0.65	0.57	0.05	0.20
	z	0.07	-0.22	-0.09	0.15	0.46	0.04	0.33	0.22	-0.02	-0.05	-0.68	-0.13	-0.18
11 TB	x	-0.81	-0.83	-0.98	-0.92	-0.74	-0.86	-0.92	-0.93	-0.96	-0.98	-0.98	-0.98	-0.98
	y	0.57	0.45	-0.17	0.39	-0.61	-0.41	-0.33	-0.36	-0.28	-0.05	0.19	0.03	0.17
	z	-0.13	0.34	-0.08	-0.04	-0.29	-0.30	-0.19	-0.06	-0.03	0.17	-0.08	-0.19	0.07

表 4-2 被験者 2 の全肢位における各筋のトルクベクトル方向

Subject #2			1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12
Pos.#														
UAD	x		0.23	0.78	0.49	0.41	0.73	0.58	-0.05	0.04	0.00	0.28	0.39	0.28
	y		-0.16	0.10	-0.09	-0.13	-0.19	-0.19	0.47	0.72	0.63	0.54	0.75	0.59
	z		-0.96	-0.62	-0.87	-0.90	-0.65	-0.79	-0.88	-0.69	-0.78	-0.79	-0.54	-0.76
FAD	x		-0.07	-0.52	-0.28	0.57	0.39	0.49	-0.90	-0.97	-0.96	-0.11	-0.20	-0.11
	y		0.92	0.85	0.93	0.78	0.92	0.87	0.38	0.20	0.29	0.98	0.95	0.99
	z		0.38	-0.10	0.25	0.28	-0.06	0.11	0.22	-0.12	0.04	0.18	-0.22	0.13
1 AD	x		-0.75	-0.99	-0.22	0.70	-0.41	0.60	-0.53	-0.17	-0.11	0.86	0.31	0.12
	y		0.17	-0.13	-0.47	-0.70	-0.74	-0.80	0.21	0.76	0.62	0.23	0.66	0.54
	z		0.64	0.01	0.85	0.13	0.52	-0.05	0.82	0.63	0.78	0.46	0.69	0.83
2 MD	x		0.24	0.62	0.91	0.53	0.77	0.55	0.67	0.88	0.71	1.00	0.98	0.98
	y		-0.69	0.37	-0.40	-0.83	-0.60	-0.83	0.61	0.21	0.28	-0.06	-0.02	-0.16
	z		-0.68	0.69	0.08	0.18	0.21	-0.12	-0.41	-0.42	-0.64	-0.02	0.21	0.07
3 PD	x		-0.27	-0.78	-0.18	-0.40	-0.82	0.07	-0.48	0.06	-0.70	-0.99	0.32	-0.53
	y		-0.69	-0.45	-0.40	-0.39	0.16	-0.78	-0.85	-0.56	-0.71	-0.04	-0.44	0.65
	z		-0.67	-0.43	-0.90	-0.83	-0.55	-0.62	-0.23	-0.83	0.02	-0.10	-0.84	0.54
4 CP	x		0.99	0.32	0.87	0.93	0.12	-0.03	0.56	-0.05	0.37	0.73	0.36	0.35
	y		0.16	0.59	0.34	-0.12	0.75	0.90	0.81	0.65	0.79	0.33	0.14	0.10
	z		-0.03	0.74	0.35	0.34	0.65	0.44	0.14	0.76	0.48	0.61	0.92	0.93
5 SP	x		-0.46	-1.00	-0.79	-0.41	0.48	0.18	-0.05	-0.50	-0.24	-0.75	-0.89	-0.49
	y		0.37	0.07	0.34	0.68	-0.04	0.46	0.73	0.34	0.62	0.24	0.37	0.37
	z		0.81	-0.04	0.51	0.61	0.88	0.87	0.69	0.80	0.75	0.61	0.26	0.79
6 T/S	x		0.99	-0.89	-0.69	-0.12	-0.70	-0.46	-0.27	-0.33	-0.26	-0.91	-0.99	-0.85
	y		0.01	0.38	0.50	-0.88	0.71	0.83	-0.92	-0.92	-0.89	-0.33	0.10	0.15
	z		0.12	0.25	0.53	-0.46	-0.01	0.32	-0.29	-0.20	-0.38	-0.26	0.11	0.51
7 I/T	x		0.20	0.84	0.25	-0.17	0.13	-0.28	0.69	0.49	0.58	0.85	0.94	0.62
	y		-0.66	-0.39	-0.63	-0.56	-0.77	-0.42	0.64	0.87	0.81	-0.18	-0.08	-0.24
	z		-0.72	-0.39	-0.73	-0.81	-0.62	-0.86	-0.34	0.03	0.03	-0.50	-0.32	-0.74
8 TM	x		-0.69	0.47	0.94	0.93	0.68	0.51	-0.74	-0.85	-0.57	-0.84	-0.91	0.85
	y		0.57	-0.70	-0.24	-0.31	-0.72	-0.78	-0.60	-0.52	-0.82	-0.22	-0.35	-0.31
	z		0.44	-0.53	-0.23	-0.21	-0.10	-0.35	0.31	0.05	0.03	-0.50	-0.21	-0.43
9 LD	x		-0.98	0.98	-0.99	-0.65	-0.75	-0.19	0.77	0.80	0.62	-1.00	0.71	-0.63
	y		0.19	0.12	0.15	0.75	0.41	-0.66	0.17	0.38	0.77	0.08	0.37	0.23
	z		-0.07	0.15	-0.03	0.10	-0.52	-0.72	-0.61	-0.45	0.16	0.05	0.60	-0.74
10 BB	x		0.95	0.84	1.00	0.82	0.83	0.84	-0.46	0.26	-0.10	0.81	0.74	0.92
	y		0.28	0.43	-0.01	-0.51	-0.22	-0.12	0.27	0.78	0.79	0.35	0.48	0.24
	z		-0.13	0.32	-0.07	0.25	0.52	0.53	0.85	0.56	0.61	0.47	0.47	0.31
11 TB	x		-0.95	-0.24	-0.89	-0.38	-0.76	-0.53	-0.39	-0.44	-0.23	-1.00	-1.00	-0.98
	y		-0.16	-0.67	0.31	0.89	0.63	0.81	-0.84	-0.84	-0.81	-0.06	0.02	-0.10
	z		-0.26	-0.71	0.35	0.27	-0.18	0.24	-0.39	-0.33	-0.54	-0.06	-0.05	-0.16

表 4-3 (A) 被験者 3 の全肢位における各筋のトルクベクトル方向

Subject #3			1	2	3	4	5	6	7	8	9
Posture No.											
upper arm direction	x		0.22	0.74	0.55	-0.12	0.18	0.12	0.10	0.46	0.40
	y		0.13	0.42	0.27	0.48	0.84	0.77	0.20	0.68	0.58
	z		-0.97	-0.52	-0.79	-0.87	-0.51	-0.63	-0.97	-0.57	-0.70
forearm direction	x		-0.06	-0.44	-0.27	-0.76	-0.88	-0.91	-0.46	-0.79	-0.77
	y		0.96	0.85	0.96	0.58	0.32	0.40	0.83	0.53	0.64
	z		0.28	-0.30	0.04	0.28	-0.35	-0.14	0.33	-0.30	-0.04
1 anterior deltoid	x		-0.44	0.60	0.44	-0.23	0.78	0.86	-0.32	-0.01	-0.92
	y		0.37	-0.69	-0.39	-0.94	0.61	0.51	0.30	-0.91	0.02
	z		0.81	0.41	0.81	-0.24	0.12	0.05	0.90	-0.41	0.39
2 middle deltoid	x		0.86	0.78	0.87	0.67	0.85	0.85	0.88	0.97	0.87
	y		-0.39	-0.35	-0.44	0.44	0.13	0.40	-0.36	0.04	0.06
	z		-0.32	-0.51	-0.22	-0.60	-0.51	-0.34	-0.31	-0.25	-0.48
3 posterior deltoid	x		-0.89	-0.99	-0.96	-0.62	-0.54	-0.73	-0.80	-0.94	-0.92
	y		0.23	0.14	0.23	-0.55	-0.75	-0.69	0.02	-0.35	-0.29
	z		0.40	0.05	0.14	0.56	-0.39	-0.06	0.59	0.00	0.26
4 clavicular part of pectoralis major	x		0.64	0.30	0.63	0.49	-0.35	0.25	0.55	0.03	0.69
	y		0.38	0.51	0.39	0.76	0.53	0.77	0.65	0.69	0.58
	z		0.67	0.80	0.67	0.43	0.77	0.59	0.53	0.72	0.43
5 sternocostal part of pectoralis major	x		-0.67	-0.83	-0.56	-0.48	0.71	-0.89	-0.35	0.37	-0.61
	y		0.51	0.55	0.58	0.37	0.70	-0.18	0.58	0.09	0.46
	z		0.54	0.08	0.60	0.79	-0.05	0.42	0.73	-0.92	0.64
6 upper trapezius / supraspinatus	x		0.63	-0.90	-0.99	-0.20	-0.72	-0.76	0.84	-0.72	-0.66
	y		-0.48	0.42	0.11	0.16	-0.68	-0.43	0.41	0.06	0.22
	z		-0.61	0.13	0.05	0.97	-0.14	0.49	0.36	0.69	0.72
7 infraspinatus / teres minor	x		0.65	0.85	0.80	0.64	0.87	0.82	0.60	0.94	0.89
	y		-0.37	-0.34	-0.40	0.31	0.39	0.35	-0.22	0.11	0.04
	z		-0.66	-0.41	-0.45	-0.71	-0.29	-0.45	-0.77	-0.34	-0.46
8 teres major	x		-0.94	-0.84	-0.78	-0.74	-0.82	-0.84	-0.94	-0.94	-0.91
	y		0.06	0.38	0.46	-0.68	-0.55	-0.50	-0.34	-0.17	-0.11
	z		-0.32	0.40	0.42	0.02	0.15	0.19	0.00	0.31	0.39
9 latissimus dorsi	x		0.66	0.97	0.43	0.75	0.96	0.86	0.23	0.98	0.98
	y		-0.53	-0.22	-0.40	0.14	0.28	-0.16	-0.43	0.17	0.01
	z		-0.53	-0.06	-0.81	-0.65	-0.01	-0.49	-0.87	0.04	-0.19
10 biceps brachii (long head)	x		0.88	-0.62	0.99	0.54	-0.77	0.28	0.88	0.91	0.45
	y		0.01	0.78	0.14	0.83	0.52	0.85	0.35	0.41	0.87
	z		-0.47	0.13	0.02	0.16	-0.36	-0.44	-0.33	-0.06	0.19
11 triceps brachii (long head)	x		-0.84	0.30	-0.96	-0.91	-0.02	-0.44	-0.96	-0.21	-0.74
	y		0.27	-0.78	0.26	-0.41	0.78	0.54	-0.20	-0.24	-0.34
	z		0.48	-0.55	0.10	0.05	0.62	0.72	0.19	-0.95	-0.58

表 4-3 (B) 被験者 3 の全肢位における各筋のトルクベクトル方向 (つづき)

Subject #3			10	11	12	13	14	15	16	17	18
Posture No.											
upper arm direction	x		0.48	0.74	0.59	0.34	0.60	0.45	0.10	0.34	0.20
	y		0.28	0.32	0.28	0.48	0.59	0.51	0.43	0.66	0.48
	z		-0.83	-0.59	-0.76	-0.81	-0.54	-0.74	-0.90	-0.67	-0.85
forearm direction	x		0.62	0.53	0.61	0.26	0.14	0.23	-0.47	-0.67	-0.53
	y		0.78	0.82	0.79	0.96	0.94	0.97	0.85	0.74	0.82
	z		0.08	-0.19	0.04	0.09	-0.30	0.05	0.23	-0.06	0.20
1 anterior deltoid	x		0.35	0.35	0.60	-0.89	0.94	0.70	0.92	0.92	0.91
	y		-0.92	-0.90	-0.70	0.30	-0.34	-0.43	0.31	0.30	0.31
	z		0.19	-0.25	-0.37	0.34	-0.01	-0.57	-0.23	-0.26	0.26
2 middle deltoid	x		0.73	0.70	0.64	0.90	0.93	0.88	0.94	0.82	0.48
	y		-0.60	-0.72	-0.77	-0.43	-0.33	-0.40	0.15	-0.05	-0.21
	z		0.34	-0.04	-0.07	-0.10	-0.15	-0.27	-0.29	-0.56	-0.85
3 posterior deltoid	x		-0.70	-0.86	-0.91	-0.98	-0.90	-0.99	-0.91	-0.88	-0.66
	y		-0.44	0.28	0.32	0.14	0.14	0.10	-0.34	-0.15	0.00
	z		-0.57	-0.43	-0.27	0.16	-0.42	-0.09	0.24	0.45	0.75
4 clavicular part of pectoralis major	x		0.01	0.24	0.14	0.47	0.45	0.03	-0.04	0.11	0.11
	y		0.65	0.45	0.35	0.39	0.26	0.39	0.51	0.49	0.61
	z		0.76	0.86	0.93	0.79	0.86	0.92	0.86	0.87	0.79
5 sternocostal part of pectoralis major	x		-0.39	-0.44	0.76	-0.57	-0.72	0.34	-0.06	-0.55	-0.71
	y		0.41	0.77	-0.65	0.53	0.60	0.68	0.51	0.42	0.16
	z		0.82	0.47	0.03	0.63	0.35	0.65	0.86	0.72	0.69
6 upper trapezius / supraspinatus	x		0.63	-0.51	-0.68	0.20	-0.90	-0.39	0.46	-0.57	0.55
	y		-0.58	0.70	0.70	-0.48	0.32	-0.52	-0.62	-0.01	-0.83
	z		-0.51	0.50	0.23	-0.85	0.28	0.76	-0.63	0.82	-0.10
7 infraspinatus / teres minor	x		0.36	0.58	0.47	0.61	0.66	0.66	0.64	0.75	0.57
	y		-0.69	-0.71	-0.65	-0.32	-0.34	-0.47	-0.12	-0.06	-0.12
	z		-0.63	-0.41	-0.59	-0.72	-0.68	-0.58	-0.76	-0.66	-0.81
8 teres major	x		-0.55	-0.70	-0.71	-0.92	-0.90	-0.89	-0.88	-0.94	-0.66
	y		0.82	0.71	0.70	0.39	0.41	0.40	-0.44	-0.03	-0.38
	z		0.15	-0.11	0.02	0.08	0.17	0.21	-0.20	0.33	-0.65
9 latissimus dorsi	x		0.61	0.74	-0.67	0.82	0.84	0.84	0.63	0.87	0.91
	y		-0.69	-0.66	0.72	-0.45	-0.51	-0.34	-0.77	-0.23	-0.36
	z		-0.38	-0.13	0.20	-0.35	-0.17	-0.43	-0.03	-0.44	-0.21
10 biceps brachii (long head)	x		0.78	0.92	0.74	1.00	0.07	0.83	0.88	0.91	0.92
	y		-0.62	-0.38	-0.60	-0.04	0.88	-0.23	0.33	0.40	0.31
	z		-0.09	0.09	-0.31	0.05	0.47	-0.52	-0.34	-0.06	-0.24
11 triceps brachii (long head)	x		-0.65	-0.71	-0.54	-0.89	-0.88	-0.87	-0.95	-0.99	-0.97
	y		0.75	0.70	0.72	0.43	0.03	0.43	-0.02	-0.10	0.01
	z		0.14	0.04	0.44	0.15	0.47	0.26	0.31	-0.12	0.25

表 4-4 (A) 被験者 4 の全肢位における各筋のトルクベクトル方向

Subject #4			1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
Posture No.												
upper arm direction	x		0.20	0.70	0.59	-0.15	0.15	0.07	0.17	0.55	0.44	0.47
	y		0.11	0.41	0.27	0.37	0.79	0.68	0.35	0.66	0.56	0.17
	z		-0.97	-0.58	-0.76	-0.92	-0.60	-0.73	-0.92	-0.52	-0.70	-0.87
forearm direction	x		0.01	-0.42	-0.31	-0.73	-0.93	-0.90	-0.52	-0.78	-0.73	0.70
	y		0.92	0.89	0.95	0.61	0.31	0.44	0.82	0.55	0.68	0.69
	z		0.38	-0.16	0.05	0.32	-0.21	-0.01	0.25	-0.31	-0.08	0.17
1 anterior deltoid	x		0.97	0.98	0.97	-0.44	0.94	-0.33	-0.67	0.95	0.92	0.90
	y		0.07	-0.06	-0.05	0.42	0.23	0.30	-0.27	0.29	0.26	-0.42
	z		0.23	0.18	0.23	0.79	-0.24	-0.90	-0.70	0.10	-0.30	0.13
2 middle deltoid	x		0.75	0.91	0.90	0.62	0.86	0.85	0.99	0.97	0.98	0.40
	y		-0.66	-0.32	-0.40	0.41	0.50	0.25	-0.13	-0.22	-0.16	-0.83
	z		-0.05	0.25	-0.14	-0.67	0.00	-0.47	-0.09	-0.13	0.10	0.40
3 posterior deltoid	x		0.81	-0.91	-0.93	0.64	0.02	-0.72	0.46	0.28	-0.80	-0.69
	y		0.07	-0.14	-0.29	0.08	-0.85	-0.69	0.44	-0.85	-0.59	-0.27
	z		0.59	-0.39	-0.22	-0.77	-0.53	0.04	0.78	-0.45	-0.10	-0.67
4 clavicular part of pectoralis major	x		0.43	-0.38	-0.43	-0.54	-0.60	0.65	0.97	-0.51	-0.20	0.64
	y		0.45	0.59	0.72	-0.41	0.29	0.73	0.15	0.40	0.55	0.44
	z		0.79	0.72	0.54	0.74	0.74	0.22	-0.17	0.76	0.81	0.63
5 sternocostal part of pectoralis major	x		-0.52	-0.88	-0.55	-0.35	0.75	-0.79	-0.20	-0.62	-0.66	-0.21
	y		0.51	0.19	0.59	0.61	0.62	0.21	0.59	0.62	0.33	0.74
	z		0.69	0.43	0.59	0.71	-0.24	0.58	0.79	0.48	0.67	0.64
6 upper trapezius / supraspinatus	x		-0.98	-0.93	-0.74	-0.05	-0.75	-0.65	-0.54	-0.95	-0.90	-0.90
	y		-0.11	0.29	0.43	-0.84	-0.62	-0.54	-0.12	0.09	-0.01	0.43
	z		0.16	0.23	0.51	0.55	0.23	0.53	0.83	0.30	0.44	-0.03
7 infraspinatus / teres minor	x		0.50	0.91	0.15	0.21	0.75	0.79	0.93	-0.91	0.90	0.05
	y		-0.48	-0.19	-0.59	0.84	0.66	0.54	0.15	-0.28	0.24	-0.37
	z		-0.72	-0.37	-0.79	0.50	0.01	-0.29	-0.33	0.31	-0.37	-0.93
8 teres major	x		-0.95	-0.75	-0.98	-0.73	-0.75	-0.11	-0.95	0.00	-0.53	-0.70
	y		0.20	0.32	0.21	-0.67	-0.61	-0.60	-0.27	-0.82	-0.55	0.14
	z		0.24	-0.58	0.00	0.17	0.27	-0.79	0.16	-0.57	-0.64	-0.70
9 latissimus dorsi	x		0.59	0.95	0.85	0.15	-0.03	0.38	0.39	0.68	0.92	-0.39
	y		-0.43	-0.23	-0.28	0.82	-0.58	0.53	-0.52	-0.48	-0.01	-0.29
	z		-0.68	-0.18	-0.45	0.55	-0.82	0.76	-0.76	-0.55	-0.39	-0.88
10 biceps brachii (long head)	x		0.57	0.93	0.91	-0.70	0.59	0.53	0.57	0.91	0.87	0.77
	y		0.59	0.01	0.08	0.68	0.76	0.84	0.82	0.41	0.45	-0.56
	z		-0.58	-0.38	-0.41	0.22	-0.27	0.14	-0.04	-0.06	-0.21	-0.29
11 triceps brachii (long head)	x		-0.43	-0.82	0.49	-0.72	-0.85	-0.71	-0.92	-0.36	-0.99	0.82
	y		-0.53	0.06	-0.16	-0.50	-0.52	-0.69	-0.37	0.47	-0.12	-0.52
	z		-0.73	0.56	0.86	0.48	-0.11	0.14	-0.13	-0.81	-0.08	0.24

表 4-4 (B) 被験者 4 の全肢位における各筋のトルクベクトル方向 (つづき)

Subject #4			11	12	13	14	15	16	17	18	19	20
Posture No.												
upper arm direction	x		0.88	0.65	0.31	0.82	0.70	0.05	0.42	0.33	-0.04	0.48
	y		0.12	0.16	0.35	0.40	0.34	0.46	0.75	0.68	0.41	0.76
	z		-0.46	-0.74	-0.88	-0.42	-0.63	-0.89	-0.52	-0.65	-0.91	-0.43
forearm direction	x		0.46	0.57	0.37	0.00	0.07	-0.39	-0.70	-0.67	-0.28	-0.77
	y		0.81	0.82	0.90	0.94	0.99	0.90	0.67	0.74	0.80	0.63
	z		-0.36	-0.03	0.23	-0.34	-0.10	0.21	-0.25	-0.08	0.53	-0.11
1 anterior deltoid	x		0.70	0.72	0.90	0.78	0.92	0.94	0.99	0.74	-0.47	0.79
	y		-0.71	-0.69	-0.42	-0.60	-0.34	0.26	0.16	0.49	-0.87	0.61
	z		-0.07	0.03	-0.11	-0.16	-0.22	-0.23	0.01	0.47	-0.13	0.07
2 middle deltoid	x		-0.03	0.47	0.85	-0.53	0.66	0.95	0.32	0.84	-0.33	0.88
	y		-1.00	-0.82	-0.46	0.20	-0.75	-0.04	-0.81	-0.23	0.47	-0.44
	z		-0.08	0.33	0.26	0.82	0.05	-0.30	0.50	-0.48	-0.82	0.20
3 posterior deltoid	x		-0.93	-0.28	-0.57	-0.28	-0.78	-0.85	-0.78	-0.92	0.82	-0.10
	y		-0.34	-0.74	-0.04	-0.64	-0.27	-0.26	-0.61	-0.36	-0.27	-0.91
	z		0.14	-0.61	0.82	-0.72	-0.57	0.47	-0.17	0.17	-0.50	-0.40
4 clavicular part of pectoralis major	x		-0.21	-0.03	-0.12	-0.50	0.19	-0.40	0.09	0.17	0.81	-0.19
	y		0.86	0.85	0.59	0.64	0.89	0.45	0.64	0.55	0.48	0.44
	z		0.46	0.53	0.80	0.58	0.41	0.80	0.77	0.82	-0.34	0.88
5 sternocostal part of pectoralis major	x		-0.28	-0.33	-0.19	-0.54	-0.70	-0.18	-0.73	-0.71	-0.08	-0.65
	y		0.77	0.80	0.57	0.52	0.50	0.50	0.24	0.24	0.39	0.32
	z		0.57	0.50	0.80	0.66	0.50	0.85	0.64	0.66	0.92	0.69
6 upper trapezius / supraspinatus	x		-0.35	-0.57	-0.99	-0.85	-0.32	-0.78	-0.93	-0.88	-0.46	-0.85
	y		0.77	0.81	0.03	0.50	0.34	-0.05	-0.19	-0.12	0.02	-0.27
	z		0.53	0.09	-0.14	0.15	0.88	0.63	0.30	0.45	0.89	0.45
7 infraspinatus / teres minor	x		0.15	-0.14	0.72	-0.84	0.90	0.90	0.97	0.89	0.98	0.94
	y		-0.51	0.33	-0.33	0.48	-0.42	0.14	0.13	0.00	0.14	0.19
	z		-0.85	-0.94	-0.61	-0.24	-0.06	-0.41	-0.22	-0.45	-0.17	-0.30
8 teres major	x		-0.66	0.03	-0.92	-0.80	-0.29	-0.93	-0.95	-0.81	-0.96	-0.84
	y		0.75	-0.61	0.39	0.08	-0.26	-0.31	-0.30	-0.49	-0.24	-0.48
	z		-0.04	-0.79	-0.04	-0.60	-0.92	-0.20	0.01	-0.33	-0.14	-0.25
9 latissimus dorsi	x		0.32	0.35	-0.43	0.64	0.91	0.03	0.85	0.96	0.99	0.96
	y		-0.51	0.91	-0.40	-0.52	-0.21	-0.34	0.06	0.06	-0.07	0.17
	z		-0.80	-0.21	-0.81	-0.56	-0.36	-0.94	-0.52	-0.27	-0.13	0.22
10 biceps brachii (long head)	x		0.94	0.75	0.66	0.91	0.94	0.76	0.85	0.84	0.54	0.83
	y		-0.33	-0.57	-0.25	-0.27	-0.26	0.56	0.47	0.47	0.70	0.55
	z		0.06	-0.34	-0.71	-0.31	-0.24	-0.34	-0.22	-0.27	-0.47	0.12
11 triceps brachii (long head)	x		-0.60	-0.39	-0.80	-0.43	-0.92	-0.98	-0.97	0.73	-0.79	-1.00
	y		0.70	0.38	0.48	0.14	0.38	-0.13	-0.07	-0.20	-0.09	0.05
	z		-0.39	0.84	0.36	-0.89	0.12	-0.17	-0.24	-0.66	0.61	0.01

表 4-4 (C) 被験者 4 の全肢位における各筋のトルクベクトル方向 (つづき)

Subject #4			21	22	23	24	25	26	27	28	29	30
Posture No.												
upper arm direction	x		0.35	0.19	0.86	0.72	-0.06	0.34	0.26	0.38	0.92	0.77
	y		0.64	0.16	0.32	0.25	0.46	0.84	0.77	0.14	0.11	0.06
	z		-0.68	-0.97	-0.40	-0.64	-0.89	-0.41	-0.58	-0.91	-0.37	-0.64
forearm direction	x		-0.67	-0.06	-0.59	-0.50	-0.64	-0.93	-0.90	0.43	0.10	0.20
	y		0.71	0.83	0.80	0.86	0.63	0.32	0.43	0.80	0.97	0.98
	z		0.22	0.56	-0.14	0.11	0.44	-0.18	0.07	0.41	-0.22	0.08
1 anterior deltoid	x		-0.38	0.60	0.94	0.86	-0.04	0.87	0.91	0.90	0.74	0.47
	y		0.22	-0.10	-0.20	-0.50	-0.86	0.48	0.42	-0.34	-0.62	-0.87
	z		-0.90	-0.80	0.27	-0.13	-0.50	0.08	0.04	0.29	0.26	0.19
2 middle deltoid	x		0.98	0.25	0.26	0.39	0.34	0.91	0.87	0.48	-0.07	0.35
	y		0.00	-0.30	-0.58	-0.75	-0.38	-0.26	0.15	-0.78	-1.00	-0.81
	z		-0.18	-0.92	0.78	-0.53	-0.86	0.32	-0.48	-0.40	-0.07	-0.46
3 posterior deltoid	x		-0.86	-0.30	-0.92	-0.82	-0.28	-0.37	-0.59	-0.93	-0.48	-0.96
	y		-0.44	-0.61	-0.26	-0.42	-0.28	-0.78	-0.80	-0.13	-0.55	0.12
	z		0.27	0.74	-0.30	-0.39	-0.92	-0.51	-0.10	0.35	-0.69	-0.24
4 clavicular part of pectoralis major	x		0.23	0.95	0.69	0.88	0.64	-0.62	-0.14	1.00	-0.60	0.72
	y		0.50	0.31	0.54	0.27	0.74	0.09	0.44	-0.06	0.55	0.12
	z		0.84	0.07	0.48	0.39	0.20	0.78	0.89	-0.08	0.58	0.69
5 sternocostal part of pectoralis major	x		-0.60	-0.09	-0.97	-0.92	-0.18	0.81	-0.83	-0.24	-0.58	-0.62
	y		0.29	0.46	0.14	0.28	0.40	0.57	-0.55	0.61	0.54	0.60
	z		0.75	0.88	0.21	0.27	0.90	0.15	0.05	0.75	0.61	0.51
6 upper trapezius / supraspinatus	x		-0.81	-0.49	-0.79	-0.29	-0.49	-0.79	-0.77	-0.64	-0.78	-0.67
	y		-0.30	0.07	0.24	0.53	-0.63	-0.43	-0.57	0.61	0.59	0.47
	z		0.51	0.87	0.57	0.79	0.60	0.43	0.28	0.47	0.21	0.58
7 infraspinatus / teres minor	x		0.88	0.92	0.60	0.98	0.75	0.87	0.74	-0.87	-0.32	0.66
	y		0.04	-0.23	-0.28	-0.16	0.43	0.37	0.58	0.47	0.59	-0.75
	z		-0.48	-0.32	-0.75	-0.12	-0.49	-0.34	-0.35	0.16	-0.74	-0.02
8 teres major	x		-0.75	-0.97	-0.99	-0.98	-0.79	-0.77	-0.82	-0.80	-0.75	-0.81
	y		-0.40	0.15	0.10	0.14	-0.60	-0.64	-0.54	0.57	0.58	0.50
	z		-0.53	0.18	-0.09	0.13	-0.11	0.01	-0.16	-0.18	-0.32	-0.30
9 latissimus dorsi	x		0.97	-0.72	1.00	0.99	-0.95	0.82	0.89	0.19	0.79	0.87
	y		0.13	-0.20	-0.03	0.10	0.00	0.54	0.31	-0.51	-0.56	-0.48
	z		-0.23	-0.66	-0.06	-0.12	0.32	-0.16	0.33	-0.84	-0.25	-0.09
10 biceps brachii (long head)	x		0.82	0.83	0.89	0.77	-0.02	0.21	0.61	1.00	0.98	0.99
	y		0.54	0.35	0.39	0.63	1.00	0.93	0.76	-0.03	-0.18	-0.10
	z		-0.19	-0.42	0.24	-0.04	-0.05	0.31	-0.22	-0.08	0.09	0.05
11 triceps brachii (long head)	x		-0.99	-0.36	0.74	-0.91	-0.72	-0.05	-0.74	0.78	0.15	0.57
	y		-0.08	0.42	0.04	0.27	-0.46	-0.05	-0.61	-0.35	0.65	-0.52
	z		0.13	0.83	0.67	0.32	0.52	-1.00	0.29	-0.53	0.74	0.64

第5章

関節角度と手先位置間の変換

— 3次元手先位置制御型リハビリテーション装置使用時に使用者の上肢が取り得る肢位範囲 —

5.1. ロボットリハビリテーション装置などの上肢訓練装置

本研究は、対象者の手先位置を制御する（あるいは対象者に手先位置を制御させる）訓練装置を用いた上肢リハビリテーションへの応用を目指して、3次元空間における手先位置とそれを実現するための肢位範囲との関係を調べたものである。想定する訓練装置の代表例として、3次元手先位置型のリハビリテーションロボット（以下、リハロボット）があげられる。まず、このタイプのリハロボットについて説明する。

ロボット技術をリハビリテーション訓練に応用する研究は様々な場所で進んでいる（例えば総説[49, 50]参照）。手指の運動を除く上肢運動に限っても、MIT-Manus[51, 52]、MIME[53, 54]、ARM-guide [55]など様々なタイプのリハロボットが作られ、一部は実際に臨床で対象者の評価や治療のために用いられている。

上肢訓練用の場合、座位で、体幹をベルトなどで背もたれに固定し、上肢を動かすものが多い。上肢の運動は、特定の軸周りの運動や、直線あるいは水平面内や垂直面内に拘束された運動を行わせるものが多いが、3次元空間運動を行わせるものも作られている[56-58]。ヒトとロボットの接点について見ると、手部・手関節・前腕を固定するカフを介して接触するものが多いが、それに加えて上腕部にも接点をもつタイプ[59]や、手部のみと接触があるタイプ[60, 61]などがある。本研究で応用を想定するのは、手部のみと接触があり、手先位置を3次元空間内で制御するタイプの訓練装置である。

このタイプの装置は、3次元空間内でのリーチングや手先移動などの訓練を直接的に行えることや、利用者の拘束が少ない（上腕や前腕の拘束が無い）などの利点が考えら

れる。その反面、上肢を構成する個々の関節や体節を直接制御することはできない。しかし、手先の位置や手先での力は個々の関節の運動やトルクの結果おこるものなので、手先と各関節の関係を調べて理解することによって、このタイプの装置も個々の関節の訓練に応用できる可能性がある。実際、関節可動域訓練や筋力増強訓練も目的とするリハロボット用のソフトウェア開発も試みられている[62]。また、訓練の目的が手先位置の制御にある場合でも、それによって各関節の動きがどのように誘導され、あるいは制限されるのかを知ることは非常に重要である。この点を把握しないと、例えば、健常な部位のみで代償して手先のタスクを遂行することで障害部位の改善が進まなかったり、逆に障害のある関節に予想外の負荷をかけたり、というケースが起こる可能性がある。

そこで、本研究では、手先の位置と、それを実現するための上肢の各関節角度の範囲の関係を調べた。手先と関節の関係は、力やトルクのような動力学的な関係と、位置や角度のような運動学的な関係がある。本研究で扱ったのは、後者に相当する。リハロボットの場合には、対象者と接触して力のやりとりがあるので、前者の関係ももちろん重要であるが、関節可動域訓練などを考える場合には、後者の関係を十分に考慮しなければならない。さらに、利用者との機械的な接触を持たず、手先位置情報のみを利用する訓練用ゲームなどを想定するなら、運動学的な関係は特に重要度が高い。

体幹を基準にした上腕・前腕・手部の位置関係を上肢の肢位と呼ぶことにすれば、上肢の各関節角度を決めることは上肢の肢位を決めることと等価である。このため、以下では、ある手先位置を実現するための「各関節の取り得る角度範囲」のことを単に「肢位範囲」と呼ぶこともある。

本研究は、特定の機器を対象にしたものではなく、3次元の手先位置を制御するタイプの訓練装置の一般的な特性を対象にしている。現実の機器には、機器（ロボットアームなど）の可動範囲や手先とロボットの接触部位の機構などのハードウェア的制限、そしてモニタ画面などのインターフェイスや運動課題などによるソフトウェア的制限要素も考えられる。しかし、本研究ではそれらの制限は考慮せず、手先と肢位との一般的な関係を扱った。このため、ここで得られた知見は、特定の装置を用いた訓練に限らず、手先位置を利用する上肢訓練一般にも応用可能であると考えられる。

5.2. 方法

3次元空間での手先位置は、3個の変数で特定できるので、自由度は3である。それに対して、後で述べるように、上肢の関節の自由度は少なくとも7つある。従って、一般には手先の位置を決めても肢位は一意には決まらず、異なる肢位で同じ手先位置を実現することができる。すなわち、手先と肢位は1対1の対応ではなく、1つの手先位置

に対して特定の肢位範囲が対応する。本研究では、手先位置を決めたときの肢位の範囲（各関節の取り得る角度の範囲）の大小に着目する。

本論文では、以下のように用語を定義して用いる。「許容角度」とは特定の手先位置を実現するために特定の関節が取り得る角度、「許容範囲」とは許容角度の最大値と最小値の差、「（許容角度の）中間値」とは許容角度の最大値と最小値の midpoint。「許容率」とは関節可動域に対する許容範囲の比、「許容肢位」とは全ての関節の角度がそれぞれの許容角度の範囲内にある肢位、である。

ある手先位置に対するある関節の許容範囲が小さい場合には、手先をその位置に配置することで、その関節角度を許容角度の中間値程度の大きさに制御できることを意味する。逆に、許容範囲が大きい場合は、その手先位置ではその関節の角度は対象者の自由に任され、訓練装置からは制御できないことを意味する。本研究では、リーチ可能な手先位置範囲の全域にわたって、各関節の許容角度を求め、関節ごとの傾向を分析した。許容角度は、以下に述べる方法で計算によって求めた。

5.2.1. 上肢関節のモデルと座標系

上肢（右腕）を図 5-1 のような計 7 自由度の関節をもつリンクとしてモデル化した。図 5-1 のように上肢を垂直に垂らした肢位を基本肢位として、このときの各関節の角度を 0 度とした。この肢位において、手掌面は内側（体幹側）を向いているものとする。解剖学的肢位のように手掌面を前面に向けた肢位としないのは、前腕の回内・回外中間位において角度を 0 度とするためである。

外部空間（あるいは体幹）に固定した直交座標系の x, y, z 軸の方向はそれぞれ右方、前方、上方とし、原点を肩関節においた。ある軸まわりの回転に関して、その軸に対する右ネジの向きを回転の正の向きとした。

肩関節は 1 自由度の関節を 3 つ直列にしたもの、手関節は 2 つ直列にしたものでモデル化した。肩関節の角度（自由度）は、近位（体幹に近い方）から順に方位角 (azimuth)、仰角 (elevation)、回旋角 (rotation) と呼ぶことにする。医学領域でよく用いられる屈曲・伸展、内転・外転、水平内転・水平屈曲などの用語は、基本面と呼ばれる特定の面からはずれた肢位を指す場合には統一された定義がなく誤解を招きやすいので、ここではあえてそれらと異なる用語を用いることにした。基本肢位において、方位角と回旋角は z 軸周り、仰角は x 軸まわりの角度を指す。これは $z-y-z$ の回転順序のオイラー角表現に相当する。肘の屈曲は x 軸まわり、前腕の回内は z 軸まわり、手関節は掌屈が y 軸まわり、橈屈が x 軸まわりの回転とした。

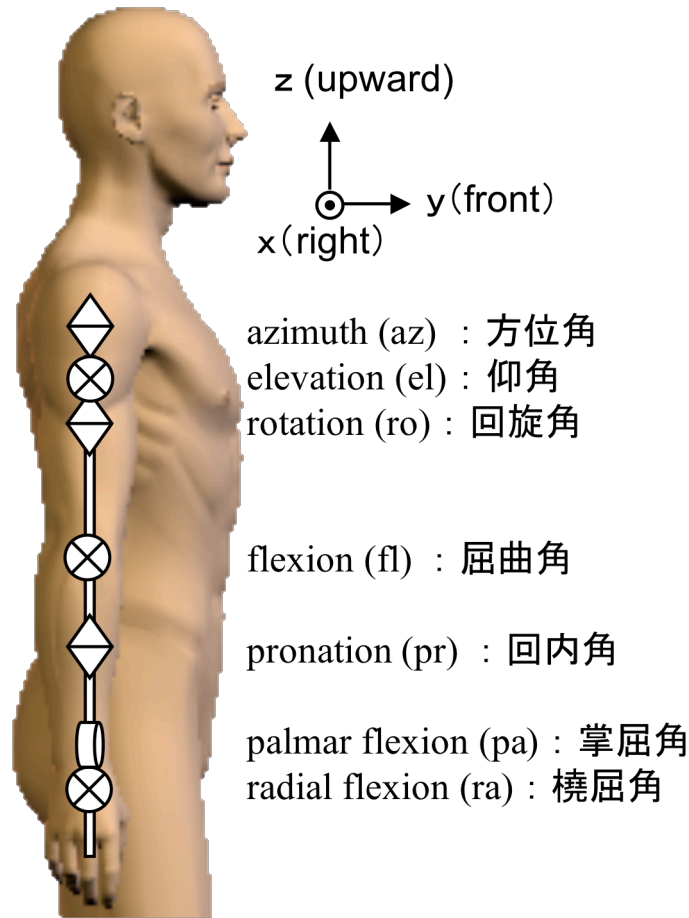


図 5-1 上肢関節のモデル、角度名称(略号)、座標系

5.2.2. 上肢関節角度と手先位置の関係

上にあげたモデルにおいて、手先の位置ベクトル \mathbf{H} と関節角度 $\Theta \equiv [\theta_{az}, \theta_{el}, \theta_{ro}, \theta_{fl}, \theta_{pr}, \theta_{pa}, \theta_{ra}]^T$ の関係は次式で表すことができる。

$$\mathbf{H}(\Theta) = R_z(\theta_{az}) R_x(\theta_{el}) R_z(\theta_{ro}) \{ \mathbf{L}_u + R_x(\theta_{fl}) R_z(\theta_{pr}) (\mathbf{L}_f + R_y(\theta_{pa}) R_x(\theta_{ra}) \mathbf{L}_h) \} \quad (5-1)$$

ここで、 $\mathbf{L}_u, \mathbf{L}_f, \mathbf{L}_h$ は基本肢位における上腕・前腕・手部の近位端から遠位端に向かうベクトルを表し、それぞれの体節の長さを l_u, l_f, l_h とすれば、 $\mathbf{L}_u = [0, 0, l_u]^T$, $\mathbf{L}_a = [0, 0, l_a]^T$, $\mathbf{L}_h = [0, 0, l_h]^T$ となる。 $R_x(\theta), R_y(\theta), R_z(\theta)$ はそれぞれ x, y, z 軸まわりの角度 θ の回転を表す回転行列であり、

$$R_x(\theta) = \begin{pmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & \cos(\theta) & -\sin(\theta) \\ 0 & \sin(\theta) & \cos(\theta) \end{pmatrix},$$

$$R_y(\theta) = \begin{pmatrix} \cos(\theta) & 0 & \sin(\theta) \\ 0 & 1 & 0 \\ -\sin(\theta) & 0 & \cos(\theta) \end{pmatrix}, R_z(\theta) = \begin{pmatrix} \cos(\theta) & -\sin(\theta) & 0 \\ \sin(\theta) & \cos(\theta) & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{pmatrix}$$

である。

5.2.3. 与えられた手先位置を実現する肢位の範囲の求め方

与えられた任意の手先位置を実現するための肢位を求める問題は、式 5-1 において、与えられた \mathbf{H} を満たし、かつ対象者の関節可動域を超えない範囲にある Θ を求める問題と等価である。 \mathbf{H} は 3 次元であるのに対して Θ は 7 次元なので、 \mathbf{H} を満たす Θ は一般に一意には決まらず、解は無数にある。つまり解となる Θ は 7 次元の関節角度空間内の 1 点ではなく、ある広がりを持つ。その広がり範囲が、任意の手先位置を実現する肢位の範囲である。

与えられた手先位置を実現する肢位を求めるための解析は、逆運動学と呼ばれる。逆運動学において式 5-1 を解析的に解く方法は非常に困難であるため、最適化条件を加えたり探索的な方法を利用して 1 つの解を求める方法が工夫されている[63, 64]。ロボットの制御やコンピュータグラフィクスなどの分野ではこのような方法で 1 つの解を求めるだけで十分な場合が多いであろうが、本研究においては解の範囲を知る必要があるため、これらの方法をそのまま用いるのはむずかしい。そこで、以下に述べる方法を考案し、肢位範囲を求めた。

3 自由度の手先位置を 7 自由度の肢位で決定する問題において、4 つの冗長自由度がある。肢位決定におけるこの 4 つの(独立した)冗長自由度を抽出することができれば、式 5-1 における 7 つの変数(関節角度)を扱うかわりに、4 つの変数を操作することによって、肢位範囲を求めることができる。この方法で、まずは関節可動域などを考慮せずに幾何学的に可能な肢位範囲を求め、その中から、関節可動域を超える肢位や体幹や腕が貫通する肢位などを削除することによって、実現可能な肢位範囲を決定した。

5.2.4. 抽出した 4 つの冗長自由度

冗長自由度として、以下に述べる互いに独立した 4 つの角度を抽出した。それぞれを RDOF (redundant degree of freedom) 1,2,3,4 と呼ぶことにする。

- (1) RDOF1: $\angle HSE$ (四角形 SEWH の内角のうちの 1 つ)

はじめに、図 5-2(a)のように肩 (S) 肘 (E) 手関節 (W) 手先 (H) が同一平面内に存在する肢位を考える。S は原点にあり、H の位置は与えられているものとする。この条件を満たす肢位は一般的には無数にある。その中から 1 つの肢位を選ぶ問題は、辺

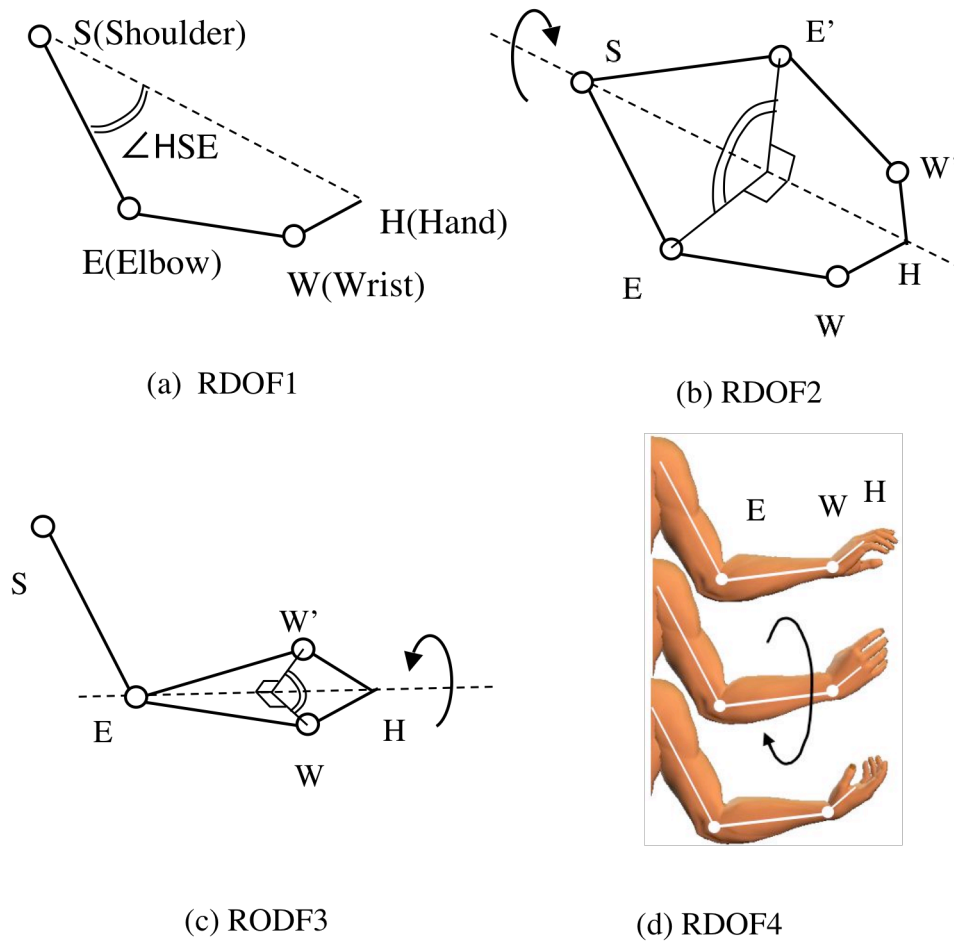


図 5-2 4つの冗長自由度

の長さが決められた四角形 $SEWH$ において、1つの四角形を選ぶ問題と等価であり、四角形のどれか1つの内角の大きさを決めれば肢位は一意に決まる。この内角の大きさは冗長自由度の1つとみなせる。4つの内角のどれを選んでも良いが、以下の計算では $\angle HSE$ を用いた。なお、 SH と EW が交差して $SEWH$ が四角形にならない配置もあるが、このケースは下に述べる $RDOF3$ でカバーされる。

(2) $RDOF2$: 軸 SH についての $SEWH$ の回転

図 5-2(b)に示すように、上で決定した四角形 $SEWH$ を SH を軸として回転させても、手先の位置は変わらない（4点が同一平面上にない場合でも同様）。この回転角度も冗長自由度の1つとみなせる。

(3) $RDOF3$: 軸 EH についての $SEWH$ の回転

図 5-2(c)に示すように、ある手先位置を実現する肢位について、 $SEWH$ の部分を EH を軸として回転させても、手先の位置は変わらない。この回転角度も冗長自由度の1つとみなせる。

(4) RDOF4: 軸 EW まわりの EW の回転 (前腕の回内・回外)

図 5-4(d)示す 3 つの肢位では、前腕以遠の関節角度はそれぞれ異なる (上段図は $[\theta_{pr} \theta_{pa} \theta_{ra}] = [90 -30 0]$ 、中段図は $[0 0 30]$ 、下段図は $[-90 30 0]$)。しかし直線 EW と WH の関係は同一である。このように、ある手先位置を実現する肢位において、手先位置 (および S,W,E の位置) を変えずに回内・掌屈・橈屈の角度の組み合わせを変えることができる。回内のみの回転では、EW の方向は不変であるが WH の方向は変わる。WH の方向を任意に変化させるためには掌屈と橈屈の 2 自由度が必要である。このため、手先位置を保つための冗長自由度は回内・掌屈・橈屈のなかで 1 自由度分である。以下の計算では、回内の角度を冗長自由度として扱う。

5.2.5. 与えられた手先位置を実現する肢位範囲 (幾何学的に可能な肢位範囲のスティックピクチャ表現)

与えられた手先位置 H を実現するための SEWH の配置は、RDOF1,2,3 の角度を決めると、次の手順で求まる。はじめに、SH を含む鉛直面において、その面内で SH を RDOF1 の角度回転させた方向を上腕長軸方向とし、仮の肘の位置 E' を決定する。次に、同じ鉛直面内において、あらかじめ与えられた前腕 (EW) と手部 (WH) の長さから、仮の手関節の位置 W' を決定する。SE'W'H を、SH を軸まわりに RDOF2 の角度分回転させ、肘の位置 E と新たな仮の手関節位置 W'' を決定する。EH を軸に EW''H を RDOF3 の角度

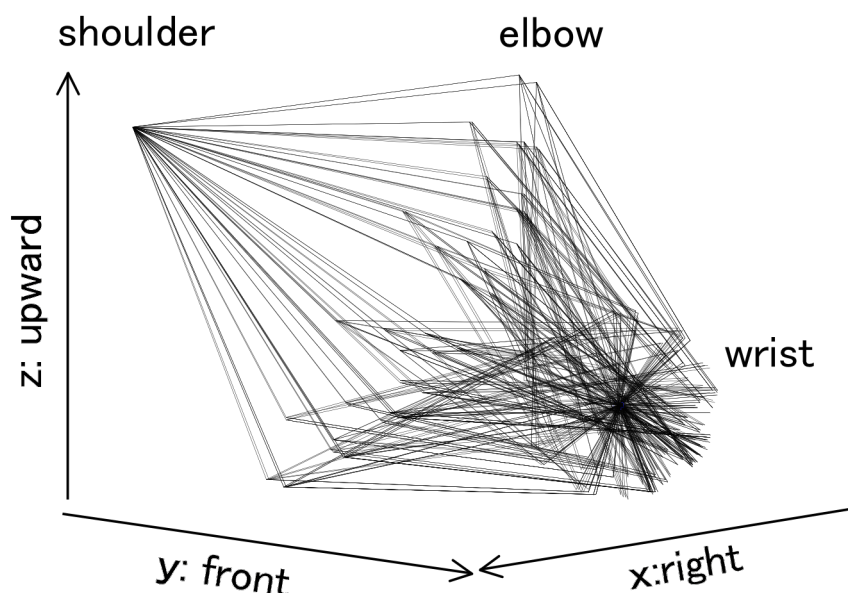


図 5-3 ある手先位置を実現するための幾何学的に可能な肢位範囲を表すスティックピクチャ

分回転させ、W を決定する。

このように求められた SEWH は、例えば図 5-4(a)のようなスティックピクチャとして表現することができる。RDOF1,2,3 の値をそれぞれの自由度の範囲全域にわたって変化させると、SEWH の配置の範囲が求まる。なお、関節可動域や上肢と体幹の接触などを考慮しない場合、RDOF1 の範囲は、SEWH が四角形となり得る範囲の角度となり（それは SE,EW,WH,SH の長さで決まる）、RDOF2,3,4 の範囲は 0～360 度までになる。この範囲（幾何学的に可能な肢位範囲）は図 5-3 のようなスティックピクチャとして表現できる。

5.2.6. スティックピクチャで表現された肢位の関節角度の計算

ヒトが取り得る肢位範囲を求めるためには、前節で求めた「幾何学的に可能な肢位範囲」のうち、全ての関節角度が対象者の関節可動域内にある肢位のみを選別する必要がある。スティックピクチャ的な肢位表現から、次に述べる方法で各関節の角度を算出した。

以下では、上腕、前腕、手部に固定された座標系の x,y,z 方向の単位ベクトルをそれぞれ (U_x, U_y, U_z)、(F_x, F_y, F_z)、(H_x, H_y, H_z) で表現し、これらのベクトルの要素は $U_x = (U_x^x \ U_x^y \ U_x^z)$ のように表現する。なお、前腕の方向は、回内の回転部位より遠位の部分で決めるものとする。特にことわりがない場合は、ベクトルの要素は外部空間（または体幹）に固定された座標系によるものとする。基本肢位においては、それぞれの体節の xyz 方向は外部空間の xyz 方向と一致しているものとする。スティックピクチャにおける各体節の長軸方向（「スティック」の方向）は、それぞれ U_z, F_z, H_z の方向と同じである。 U_x と U_y は、 $U_x = U_z \times F_z$ 、 $U_y = U_z \times U_x$ で求まる。なお、以下で用いる $\text{atan2}(Y, X)$ は、 $\sin(\theta) = Y / \sqrt{X^2 + Y^2}$ かつ $\cos(\theta) = X / \sqrt{X^2 + Y^2}$ となる θ ($-\pi < \theta \leq \pi$) を返す関数（4 象限逆正接）とする。

（１） 肩関節角度

肩関節の 3 自由度分の回転行列と、回転後の上腕の方向ベクトルの関係は、次式で表せる。

$$\begin{aligned} & R_z(\theta_{az}) R_x(\theta_{el}) R_z(\theta_{ro}) \\ &= \begin{pmatrix} c(az)c(ro) - c(el)s(az)s(ro) & -c(az)s(ro) - c(el)s(az)c(ro) & s(az)s(el) \\ s(az)c(ro) + c(az)c(el)s(ro) & -s(az)s(ro) + c(az)c(el)c(ro) & -c(az)s(el) \\ s(el)s(ro) & c(ro)s(el) & c(el) \end{pmatrix} \\ &= (U_x \ U_y \ U_z) \end{aligned} \quad (5-2)$$

ただし、 $c(ro)$ は $\cos \theta_{ro}$ 、 $s(az)$ は $\sin \theta_{az}$ 、などを意味する省略表記である。上式を用いる

と、肩関節の各角度は次のように計算できる。

$$\theta_{az} = \text{atan2}(Uz^x, -Uz^y) \quad (5-3)$$

$$\theta_{el} = \text{atan2}(-Uz^x/\sin \theta_{az}, Uz^z) \quad (5-4a)$$

$$\theta_{el} = \text{atan2}(Uz^y/\cos \theta_{az}, Uz^z) \quad (5-4b)$$

$$\theta_{ro} = \text{atan2}(Ux^z, Uy^z) \quad (5-5)$$

θ_{el} は式 5-4a と式 5-4b のどちらでも計算できる。計算精度をあげるために、 $\sin^2 \theta_{az} > \cos^2 \theta_{az}$ のときには式 5-4a を、他は式 5-4b を用いた。

なお、一般に、オイラー角では肢位と角度は 1 対 1 に対応せず、1 つの肢位に対して 2 組の角度が対応する。本研究で用いた肩関節の角度の定義では、 $(\theta_{az}, \theta_{el}, \theta_{ro})$ と $(\theta_{az} \pm \pi, -\theta_{el}, \theta_{ro} \pm \pi)$ は同じ肢位になる。また、上腕が垂直になる肢位 ($\theta_{el} = 0$ 度または $\theta_{el} = 180$ 度) は、 θ_{az} と θ_{ro} の回転軸方向が同じになる特異肢位であり、この 2 つの角度が決定できない。しかし、後述するように本研究で採用した Engin ら[65]の肩のモデルでは $180 > \theta_{el} > 0$ である。このため、1 つの肢位には 1 組の角度が対応し、また、特異肢位になることもない。

(2) 肘関節

肘関節の角度は Uz と Fz のなす角度であり、次式で計算された。

$$\theta_{fl} = \cos^{-1}(Uz \cdot Fz) \quad (5-6)$$

(3) 前腕と手関節

RDOF4 の定義の部分で説明したように、 θ_{pr} , θ_{pa} , θ_{ra} の角度はスティックピクチャからは決定できない。まず RDOF4 としての θ_{pr} を任意の値に決め、それを用いて、以下のように θ_{pa} と θ_{ra} を算出した。

肘関節の回転軸方向でもある Ux を Fz 軸まわりに θ_{pr} 回転させて Fx が得られる。 Fy は $Fz \times Fx$ で得られる。 Hx と Hy はスティックピクチャからは決定できない (このため、肩関節の角度を求めたものと同じ手法は使えない)。 Fz を手関節の 2 自由度分回転させると Hx と一致するので、

$$Hx = R_y(\theta_{pa}) R_x(\theta_{ra}) Fz \quad (5-7)$$

となる。右辺の計算を簡単にするために、 Fz と Hx を前腕固定座標系で表す (外部座標系の表記と区別するために「'」をつける)。 Fz' は当然 $(0 \ 0 \ 1)^T$ であり、 Hx' の各要素は前腕の各方向ベクトルとの内積をとれば良いので、上式は

$$\begin{aligned} Hx' &= (Fx \cdot Hx, Fy \cdot Hx, Fz \cdot Hx)^T \\ &= R_y(\theta_{pa}) R_x(\theta_{ra}) Fz' \\ &= (\sin \theta_{pa} \cos \theta_{ra}, -\sin \theta_{ra}, \cos \theta_{pa} \cos \theta_{ra})^T \end{aligned} \quad (5-8)$$

となる。この関係を用いると手関節の角度は次式で求まる。

$$\theta_{pa} = \text{atan2}(\mathbf{F}_x \cdot \mathbf{H}_z, \mathbf{F}_z \cdot \mathbf{H}_z) \quad (5-9)$$

$$\theta_{ra} = \text{atan2}(-\mathbf{F}_y \cdot \mathbf{H}_z, (\mathbf{F}_x \cdot \mathbf{H}_z)/\sin \theta_{pa}) \quad (5-10a)$$

$$\theta_{ra} = \text{atan2}(-\mathbf{F}_y \cdot \mathbf{H}_z, (\mathbf{F}_z \cdot \mathbf{H}_z)/\cos \theta_{pa}) \quad (5-10b)$$

θ_{ra} は式 5-10a と式 5-10b のどちらでも計算できる。計算精度をあげるために、 $\sin^2 \theta_{az} > \cos^2 \theta_{az}$ のときには式 5-10a を、他は式 5-10b を用いた。

なお、式 5-9 から $(\theta_{pa}, \theta_{ra})$ と $(\theta_{pa} \pm \pi, -\theta_{ra} \pm \pi)$ は同肢位になるが、以後の計算では、規定された関節可動域内にある肢位のみが採用された。

5.2.7. 計算に用いた肢節長と関節可動域

上に述べた方法で数値計算を行うためには、対象者の体節長 (l_u, l_f, l_h) と関節可動域の数値が必要である。もし特定の対象者に対する肢位範囲を得たい場合にはその対象者の体節長と可動域を用いれば良い。本研究では文献[15, 65-67]を参考に一般的な(健常)対象者を想定して次のパラメータを用いて計算した。

- ・ 上腕長 l_u : 0.29(m)
- ・ 前腕長 l_f : 0.23
- ・ 手部長 l_h : 0.07
- ・ 肩方位角 θ_{az} : [-173, 32](deg)
- ・ 肩仰角 θ_{el} : [20, 163]
- ・ 肩回旋角 θ_{ro} : [-22, 159]
- ・ 肘屈曲角 θ_{fl} : [0, 140]
- ・ 前腕回内角 θ_{pr} : [-90, 90]
- ・ 手掌屈角 θ_{pa} : [-80, 85]
- ・ 手撓屈角 θ_{ra} : [-50, 30]。

手部長は一般的には橈骨茎状突起などから中指指尖までの長さとすることが多いが、上記の値はその半分程度である。ヒトにおける手先位置制御の場合の「手先」とは必ずしも指を伸ばした状態での指先のことではない。ここではハンドルを握って訓練機器を使用するような状況に合わせて、手関節からハンドル部分までの長さを想定して手部長とした。

肩の方位角・仰角・回旋角は、本来 3 自由度の肩関節を便宜的に 1 自由度ごとに分けたものである。それぞれの運動は独立して行えるが、各可動域は相互に干渉しあう(例えば、方位角によって仰角や回旋角の可動範囲は変化する)。Engin と Chen[65]は、健常者の計測結果から上腕長軸の取り得る方向の範囲をしめす多項式モデルを作成した。これを用いると、肩の方位角と仰角の可動域とその相互依存性を計算できる。Wang ら

[67] は、Engin らの結果をふまえて、方位角と仰角から回旋角の可動域を計算する多項式モデルを、健常者の計測結果から作成した。本研究では、この 2 つのモデルを採用し、上で述べた座標系に変換して肩関節が可動域の範囲内にあるかどうかを判定した。上記の肩関節の可動域は、モデルの範囲内で取り得る最大と最小の角度を示した。肩回旋角の最大値と最小値の差は 181 度になる。しかし、上腕長軸方向を変えない（すなわち方位角と仰角を変えない）純粋な回旋の可動域は、Wang らのモデルでは最大 157、最小 94、平均 131 度と計算されている。下で述べる許容率の計算においてはこの可動範囲として 181 度ではなく 157 度を用いる。

なお、肩の「水平内外転」は基本肢位から 90 度外転した肢位を 0 度とすることが多いが、今回のモデルの「方位角」では 90 度屈曲した肢位が 0 度になるので、両者は 90 度ずれている点に注意を要する。また、肩回旋角も 0 度の肢位の決め方により角度表記が異なる点に注意されたい。

5.2.8. 幾何学的に成り立つ肢位からモデルでの実現可能肢位の選択

2.4 節で示した幾何学的に成り立つ肢位範囲から、2.5 節で求めた関節可動域から外れる肢位は除外した。さらに、肩関節を通る前額面（x-z 面）のうち肩関節より左方の部分（ $x \leq 0, y=0$ ）に上肢の体節の長軸が触れるか交わる場合には、上肢が体幹や頭部を貫通する肢位あるいはリハビリ訓練において不自然な肢位とみなして、これらの肢位も除外した。

5.3. 結果

5.3.1. 1 つの手先位置に対する許容肢位範囲の計算例

1 つの手先位置のサンプル（ $[x,y,z] = [-0.2, 0.3, -0.2]\text{m}$ ）に対して、上に述べた方法で可能肢位範囲を求めた。説明のために、RDOF1,2,3 として適当な一組の値を決めて、与えられた手先位置を実現する肢位のひとつをスティックピクチャで表現すると、図 5-4(a) のようになる。このスティックピクチャに対応する上肢の各関節角度を、2.5 節の方法で求めると図 5-4(c)になる。スティックピクチャでは、RDOF4 の角度（前腕の回内角）が決まらないので、前腕と手関節の角度は 1 つではなく、ある範囲に対応する。

RDOF 1,2,3 をそれぞれ 2,10,30 度刻みで変化させて、与えられた手先位置を実現する肢位範囲をスティックピクチャで表現したものが図 5-4(b)である。それに対応して、さらに RDOF4 の変化（20 度刻み）も含めて関節角度を計算したものが図 5-4(d)である。同じ肢位に対応する関節角度を線で結んである。図中の太線はそれぞれの関節の可動域の上限と下限を示している。なお、肩回旋角に対する可動域は、5.2.7 項であげた値を

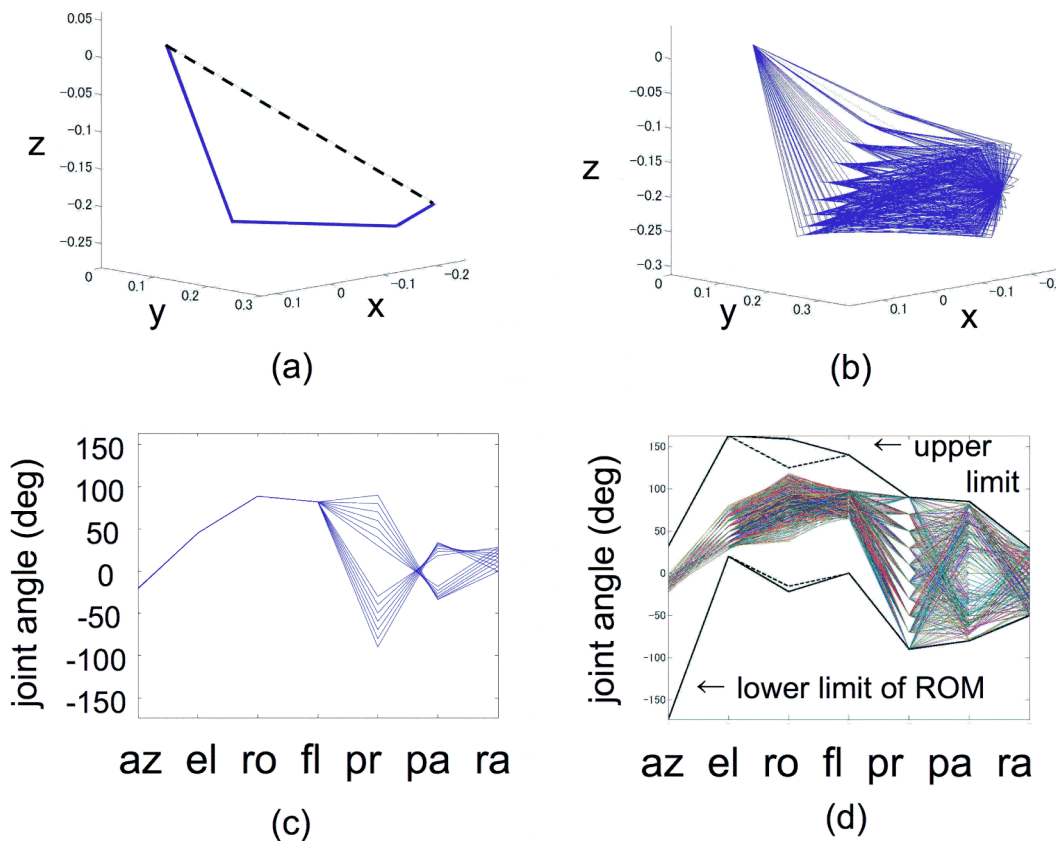


図 5-4 任意の一つの手先位置に対する肢位範囲の計算結果

実線で示した。しかし、上で述べた肩の関節可動域の相互依存性のために、この肢位で取り得る上腕長軸方向の範囲における回旋の最大最小値は、実線の値より狭い。この範囲は点線で示した。

このようなグラフから、この手先位置を実現する関節角度範囲（肢位範囲）と許容率を知ることができる。この手先位置においては、前腕回内角・手掌屈角・手橈屈角は関節可動域内のどの角度をとることもできるが、肩方位角・肘屈曲角ではある限定された範囲の角度しか取れず、仰角と回旋角は両者の中間的な制限を受けていることがわかる。仮に、回旋以外の関節可動域が今回用いたものと同じで、回内角のみにある程度の運動制限のある訓練対象者がいたとする。この対象者にこの手先位置を取らせようとした場合、運動制限の程度にかかわらずこの手先位置を取ることが可能である。本人が意図的に行わない限り、本人の回内角の可動域を広げるような運動は誘導されにくい。これに対して、肘の屈曲角度範囲は限定的なので、この範囲の肘の運動を促したい対象者には適当な手先位置として利用可能と考えられる。

5.3.2. 手先位置の動きに対する許容肢位範囲とその変化の例

手先位置の動きに対する可能肢位範囲の変化をみるために、手先を前後または左右に動かした場合の計算を行った。前後移動では、前記の手先位置 $[x,y,z] = [-0.2, 0.3, -0.2]\text{m}$ から y 座標のみを $[0.01, 0.1, 0.15, 0.2, 0.3, 0.4, 0.5]$ と変化させて（約 50cm の移動に相当）同様の計算を行った。左右移動では、 x 座標のみを -0.4 から 0.4m まで 0.1m きざみで変化させて（80cm の移動に相当）同様の計算を行った。

前後移動の結果を図 5-5 に、左右移動の結果を図 5-6 に示す。可能肢位範囲における各関節の最大値と最小値の手先位置変化に伴いどのように変化するかを示している。各グラフの縦軸の範囲は、その関節の可動域に合わせてある。

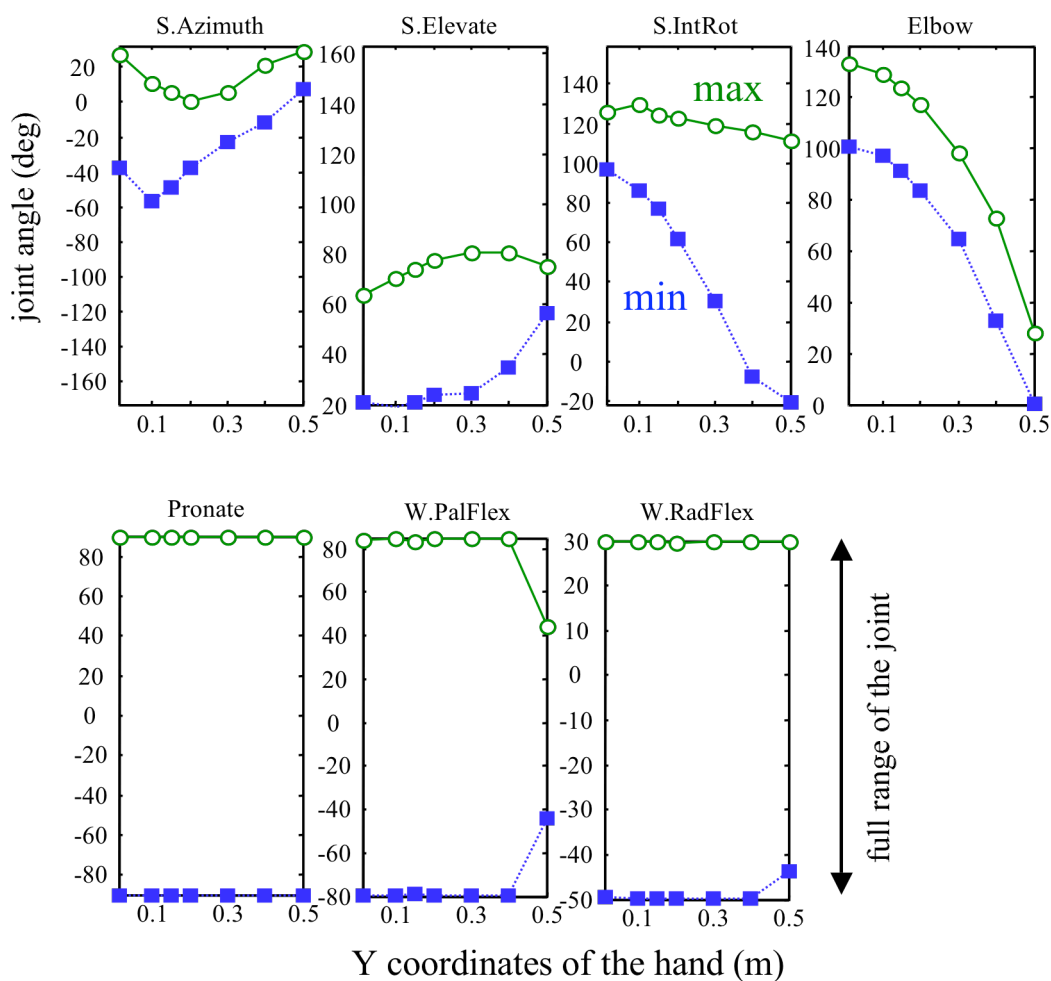


図 5-5 手先の前後移動（50cm）時の各関節の取り得る角度範囲の例

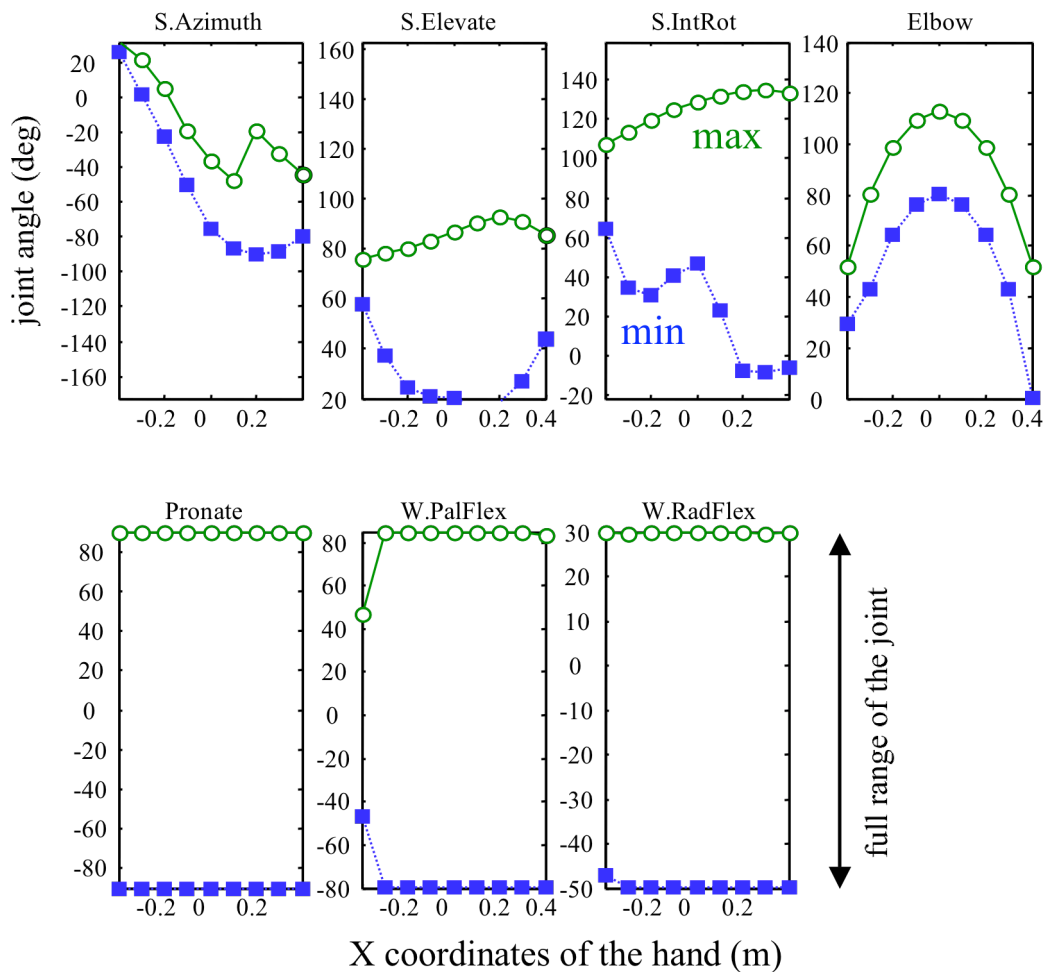


図 5-6 手先の左右移動（90cm）時の各関節の取り得る角度範囲の例

これらの結果は次のようなことを示している。この運動範囲においては、前腕回内角・手掌屈角・手橈屈角は関節可動域の全域にわたっている。すなわち、この範囲の手先位置の制御によってこの3つの自由度の制御を行うことはできない。肩の内旋角は、手先の前後移動において手先が前方にある場合には広い範囲を取り得るが、体幹の近くにある場合には内旋位に限定されている。もし、手先を制御して肩関節を内旋させたい場合には、体幹近くに手先を持ってゆくという方法があり得ることがわかる。これらの関節自由度に対して、肘関節は前後移動の場合でも左右移動の場合でも比較的狭い範囲（30〜40度程度）に限定され、かつ、その限定範囲が手先位置に応じて変化している。手先位置をこの範囲で動かすことによって、肘関節の角度がある程度制御できることがわかる。肩の方位角と仰角は、前後移動に関しては手先が前方にあるときは比較的範囲

が狭く、体幹近くにあるときは範囲が広い。左右移動の場合には、ある程度限定された範囲を持ち、それが手先位置に応じて変化している。方位角や仰角が特定範囲内にある肢位を取らせる場合には、ここで示したようなグラフから手先位置を選択することができる。一方で、肩方位角のように範囲が比較的限定される手先位置とそうでない手先位置がある場合、可能範囲が限定されない手先位置を選ぶことによって、あえてこの関節自由度を制御の対象から外すこともできる。この方向の運動がある範囲をこえると過負荷になったり痛みがでるようなケースでの利用価値がある。

5.3.3. リーチ可能な全手先位置に対する可能肢位範囲

到達可能な手先位置全体に関して、それぞれの関節自由度の可能肢位範囲の傾向を調べた。計算に用いた手先位置を図 5-7 に示す。上肢長（上腕長、前腕長、手部長の和）を長さ 1 とし、右肩を中心とする半径 1 の球体内に、 x,y 方向は間隔 0.2、 z 方向は間隔 0.3 の格子点を設定し、このうちリハビリ訓練で通常使用されないと考えられる体の左後方を除いた部分の計 276 点について計算した。計算の結果、このうち 52 点は設定した関節可動域内では実現不能な位置であることがわかり、残りの 224 点について可能な肢位範囲を得た。手先位置には z 座標の小さいものから図 5-7 に示す順序で 1〜276

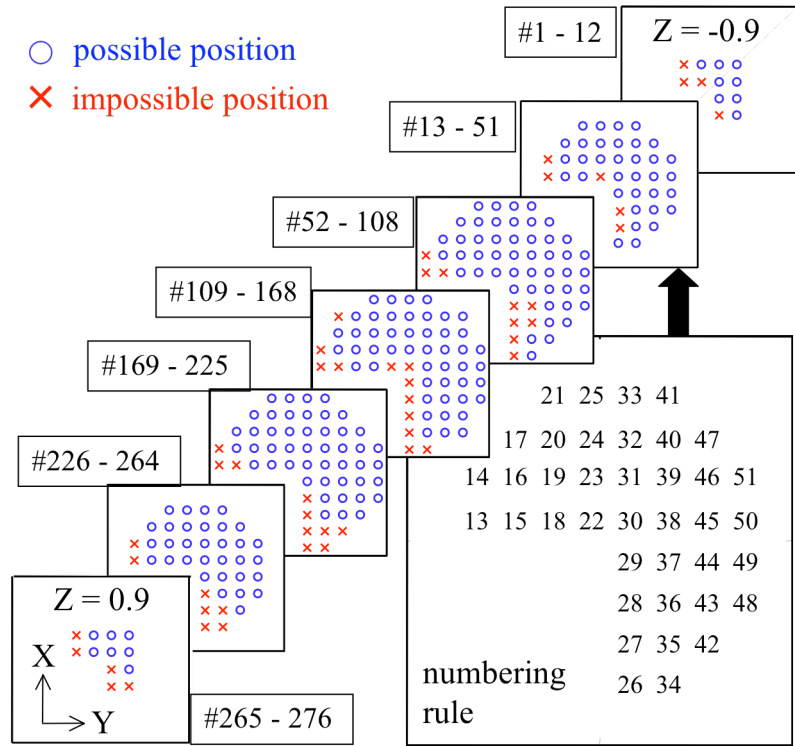


図 5-7 チェック対象の全手先位置とその番号

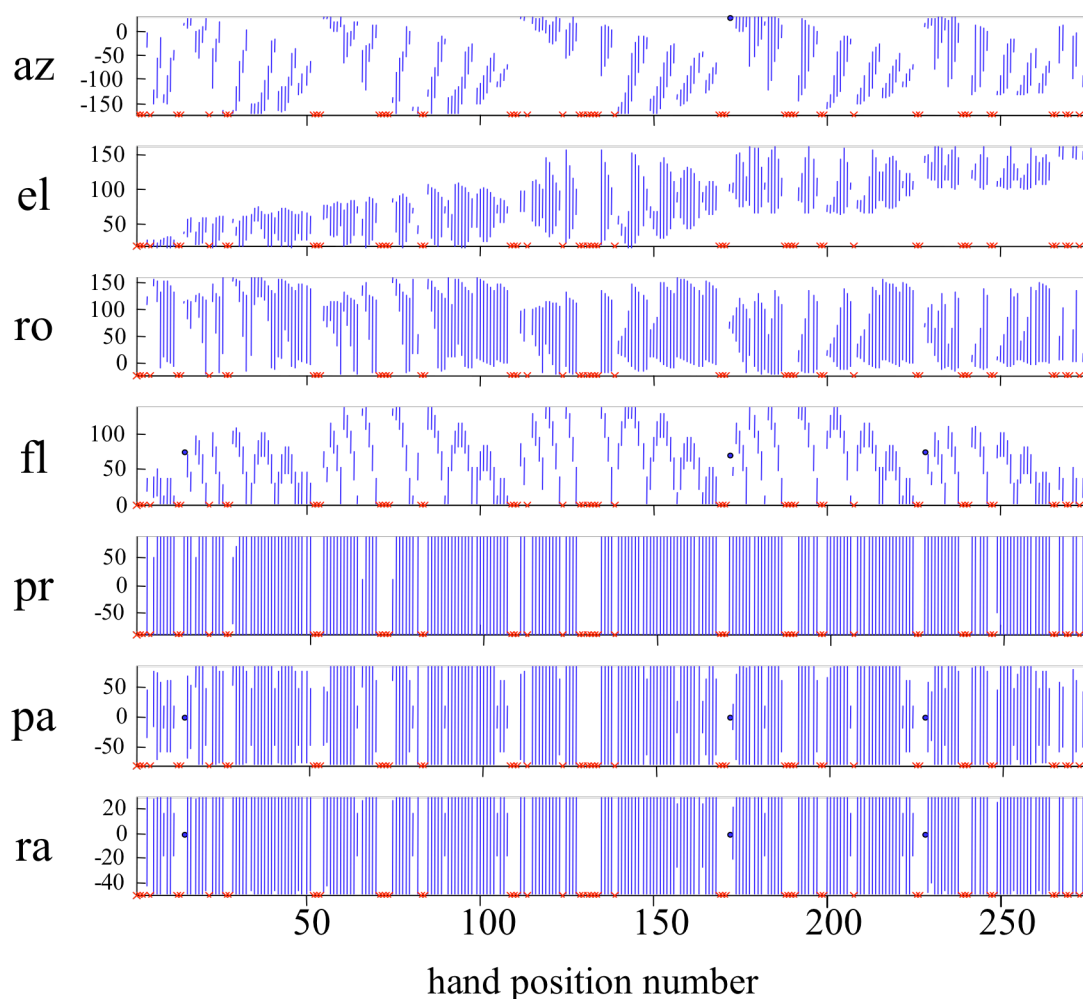


図 5-8 手先位置ごとの各関節の取り得る角度範囲

までの番号が付けられている。

それぞれの手先位置について、各関節の取り得る範囲を示したものが図 5-8 である（この内容と手先位置を数値で表したものを本章末の表 5-2 に示す）。許容角度の最大値と最小値を縦線で結んである。横軸は手先位置の番号を示す。図 5-5 と図 5-6 ではある特定の手先の動きに関する可能肢位範囲の変化を示したが、図 5-8 に示す結果を用いると、対象範囲内の任意の手先位置（あるいはその動き）に対する可能肢位範囲を知ることができる。

許容率別の手先位置数を関節自由度別に集計したもの（許容率別の手先位置数の頻度分布）が表 5-1 および図 5-9 である。この表から、手先位置制御型訓練装置によって、それぞれの自由度の運動がどの程度規定されるかの、全体的な傾向を見ることができる。

表 5-1 各自由度の許容率別の手先位置数の頻度分布（カッコ内はパーセンテージ）

許容率 (%)	0-10	10-20	20-30	30-40	40-50	50-60	60-70	70-80	80-90	90-100	計
方位角	38 (17.0)	75 (33.5)	48 (21.4)	34 (15.2)	17 (7.6)	4 (1.8)	6 (2.7)	2 (0.9)	0 (0.0)	0 (0.0)	224 (100)
仰角	36 (16.1)	44 (19.6)	44 (19.6)	29 (12.9)	25 (11.2)	23 (10.3)	11 (4.9)	7 (3.1)	2 (0.9)	3 (1.3)	224 (100)
回旋角	11 (4.9)	12 (5.4)	20 (8.9)	19 (8.5)	13 (5.8)	10 (4.5)	11 (4.9)	13 (5.8)	53 (23.7)	62 (27.7)	224 (100)
屈曲角	18 (8.0)	23 (10.3)	153 (68.3)	30 (13.4)	0 (0.0)	0 (0.0)	0 (0.0)	0 (0.0)	0 (0.0)	0 (0.0)	224 (100)
回内角	0 (0.0)	0 (0.0)	0 (0.0)	0 (0.0)	0 (0.0)	2 (0.9)	1 (0.4)	3 (1.3)	1 (0.4)	217 (96.9)	224 (100)
掌屈角	3 (1.3)	1 (0.4)	16 (7.1)	2 (0.9)	2 (0.9)	13 (5.8)	3 (1.3)	19 (8.5)	6 (2.7)	159 (71.0)	224 (100)
橈屈角	3 (1.3)	0 (0.0)	0 (0.0)	0 (0.0)	12 (5.4)	1 (0.4)	2 (0.9)	0 (0.0)	1 (0.4)	205 (91.5)	224 (100)

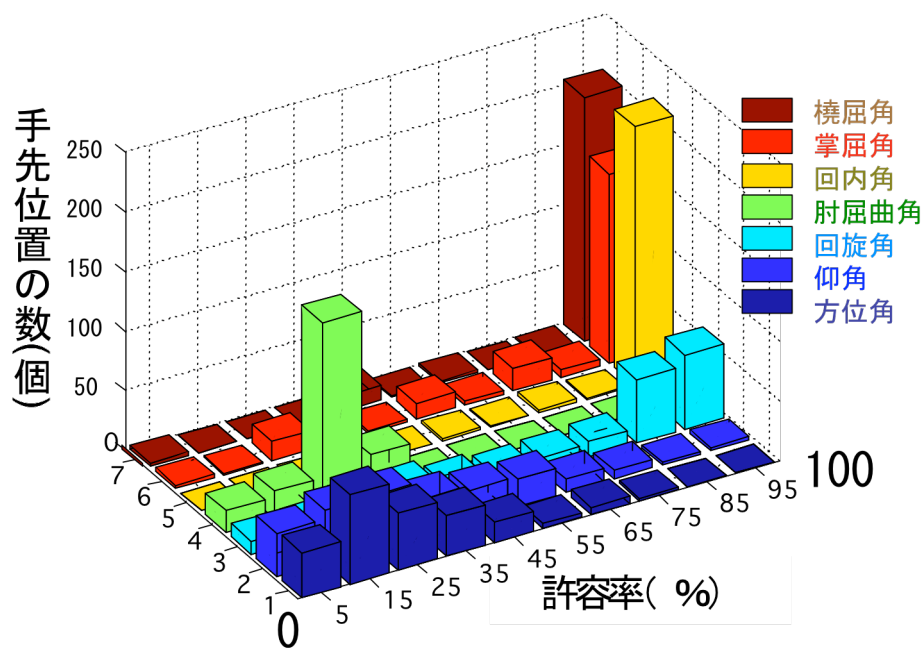


図 5-9 各自由度の許容率別の手先位置数の頻度分布

前腕以遠の3つの自由度（回内・掌屈・橈屈）は、許容率の大きい区分に分布が偏っている。特に回内角では、ほぼ全ての手先位置で許容率が90%以上であり、それ以外の7点も全て許容率50%以上である。この結果から、手先位置制御型の装置では基本的にこの自由度を制御できないことがわかる。掌屈と橈屈も、手先位置制御による関節角度制御ができない場合が多いと言える。

反対に、肩方位角と肘屈曲角は、許容率の小さい区分に分布が偏っている。特に肘屈曲角は全ての手先位置で許容率が40%未満であり、さらに全手先位置の87%では許容率は30%未満である。肩方位角も許容率の分布のピークは10～20%の範囲であり、87%の手先位置が許容率40%未満である。これらの自由度は、手先位置制御型の装置で良く規定できることがわかる。

残りの仰角と回旋角の分布は許容率の全範囲にわたっている。仰角では80%の手先位置が許容率50%以下に分布しており、許容率の小さい方に分布が偏っている。それに対して、回旋角では手先位置の51%が許容率80%以上に分布しており、許容率の大きい方に分布が偏っている。

5.3.4. 手先位置と関節角度の関係

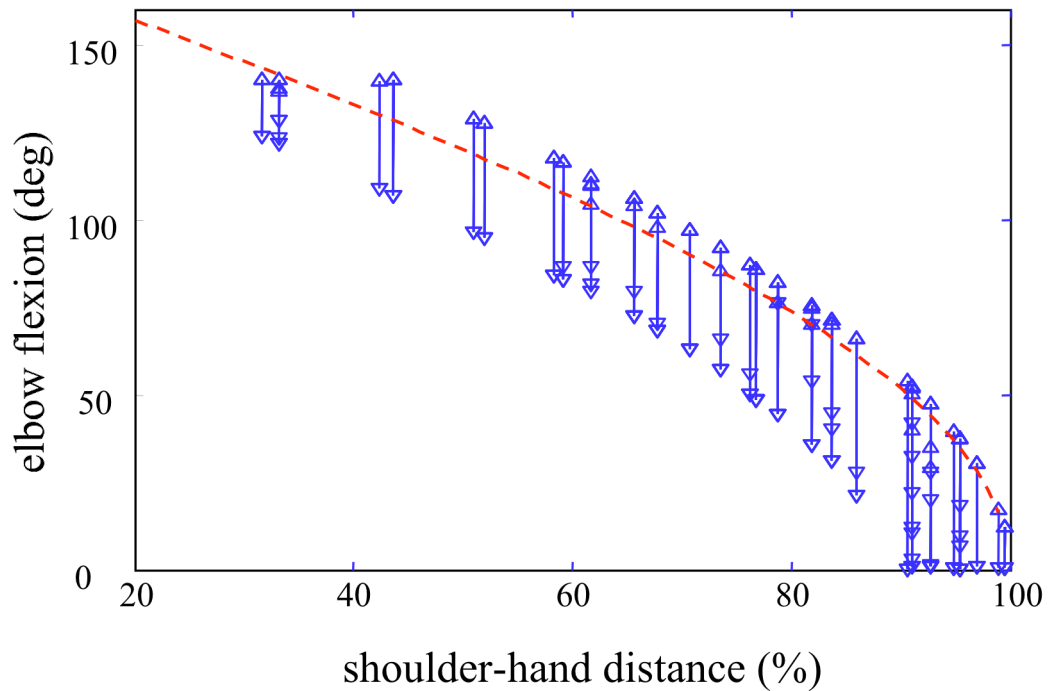
個々の手先位置における各関節の取り得る角度範囲は、図5-7と5-8から知ることができる。一方で、手先位置制御型の装置による訓練を計画する際には、手先位置によって許容率の大小が大きく変わる自由度の場合には「手先位置と許容率の全体的な傾向」、全体に許容率が小さい自由度に関しては「手先位置と許容角度の全体的な傾向」、というような情報がもしあれば有用である。

手先位置と角度の関係は、式5-1、関節可動域、体幹との接触状況で決まる複雑な関係ではあるが、図5-8からは少なくとも特定の自由度に関しては手先位置と角度の間に簡単な関係があることが伺われる。ここでは、比較的簡単な関係が伺われるものから順に、その関係について検証する。なお、回内角は手先位置に依存していないので、以下の検討からははずした。

5.3.5. 肘屈曲角度と肩手先間距離

各手先位置に対応する肘関節の許容角度と、それぞれの手先位置から肩までの距離の関係をグラフにしたものが図5-10である。肩と手先間の距離は、上肢長を100%として示されている（以下同じ）。上向きの三角が最大角度、下向きが最小角度を示し、両者が実線で結ばれている。

図のように、肩手先間距離と肘関節許容角度は明らかに関係があるので、肘関節は肩



手先間距離である程度規定できることがわかる。仮に、手関節は基本肢位のまま、すなわち肘・手関節・手先 (EWH)が一直線上にあるとした場合は、SE,EH(EWH),SH は三角形をなすので、SH の長さが決まれば肘屈曲角は次式で決まる。

$$\theta_{\text{肘}} = \pi - \cos^{-1} \{ (SE^2 + EH^2 - SH^2) / (2SE \cdot EH) \} \quad (5-11)$$

図中の破線は、この式によって計算される肘屈曲角を示す。これは逆キネマティクス計算から求められた許容角度範囲の変化とおおむね一致するので、肘屈曲角の目安として使うことができる。なお、一般には EWH は直線にならないので、 $\theta_{\text{肘}}$ は式 5-11 の値より小さくなる。

5.3.6. 肩仰角

1) 角度範囲

肩の仰角の取り得る範囲は、RDOF2(軸 SH まわりの回転) に影響を受ける。上腕が SH に対してなす角度が大きいときは SH まわりの回転による仰角の変化は大きくなる。また、上腕の SH に対する角度は、SH の長さに影響をうける。従って、仰角の取り得る範囲は、SH の長さに影響されることが予想できる。図 5-11(a)は、SH の長さとう仰角の許容率の関係を表すグラフである。上肢が体幹に当たるかどうかで仰角は制限を受ける。手先が体幹に近いときには、上肢が体幹に当たるケースが増えると予想される。その影響をみるために、手先の Y 座標別に図中の記号を変えてある。手先が体から離れ

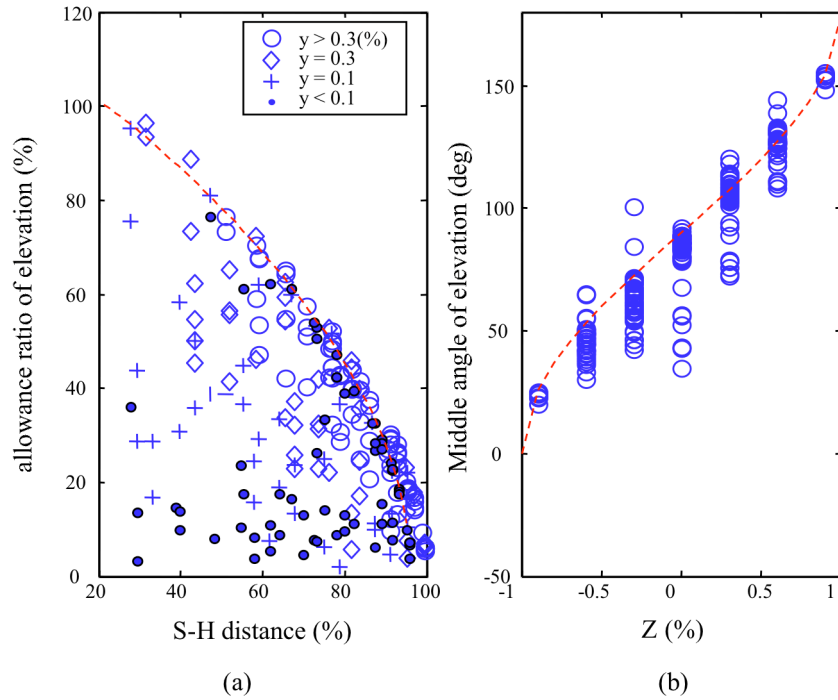


図 5-11 仰角とそれに影響を与えるパラメータとの関係

ているときには、SH が大きいほど仰角の範囲が狭い傾向があることがわかる。

肘・手関節・手先 (EWH) が一直線上にある場合は、SH の長さが決まれば $\angle HSE$ は次式で決まる。

$$\angle HSE = \cos^{-1}\{(SE^2 + SH^2 - EH^2)/(2SE \cdot SH)\} \quad (5-12)$$

関節可動域による制限や上肢と体幹の衝突が無い場合は、仰角取り得る範囲は $\angle HSE$ の 2 倍になる。上式で求めた $\angle HSE$ の値の 2 倍を仰角の可動域に対する割合 (%) で表したものを図 5-11(a)中に点線で示した。許容率の上限が上式の 2 倍と同程度であることがわかる。

2) 中間値

手先位置が上方にあるほど、仰角は大きくなることが予想できる。各手先位置における仰角許容角度の中間値と手先の z 座標 (上下方向の位置座標) の関係を図 5-11(b)に示す。座標は上肢長に対する比率 (%) で表示した。中間値の範囲は、z 座標に関係していることがわかる。上肢各体節の長軸が直線上に並ぶ肢位においては、上肢長で正規化された手先の z 座標から仰角は次式で決まる。

$$\theta_{el} = \pi - \cos^{-1}(z) \quad (5-13)$$

図 5-11(b)の点線はこの式による計算値である。仰角の中間値はおおむねこの式による

値の前後にあることがわかる。

5.3.7. 肩方位角

1) 角度範囲

方位角の許容率も仰角と同様に **RDOF2** に影響をうけるので、仰角と同様の原理で方位角も **SH** の長さに影響を受ける。ただし、仰角が上腕長軸と z 軸のなす角度であるのに対して、方位角は、上腕長軸を水平面に投影したものと y 軸のなす角度である。それを考慮して、各手先位置での **SH** を水平面に投影した長さと、方位角の許容率の関係を示したものが図 5-12(a)である。

上肢の各体節長軸が直線上に並ぶ場合、**SH** が与えられたときの $\angle HSE$ は式 5-12 で決まる。手先が肩の高さの水平面上にある場合には、関節可動域や上肢と体節の衝突などによる制限がなければ、方位角の取り得る範囲は $\angle HSE$ の 2 倍になる。なお、手先の高さが肩の高さから離れると、水平面に投影した $\angle HSE$ は実際の $\angle HSE$ より小さくなる。

図 5-12(a)中の「×」で表した手先が体の後ろに位置するとき（手先位置の y 座標が 0 以下のとき）は、取り得る範囲は小さい場合が多い。

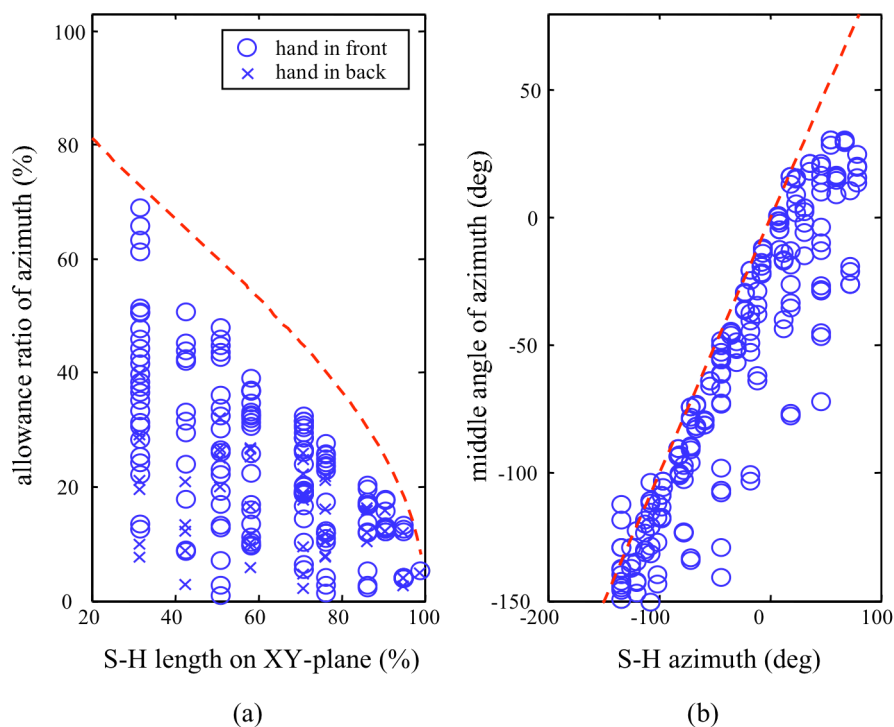


図 5-12 方位角とそれに影響を与えるパラメータとの関係

2) 中間値

SH を水平面に投影したものと y 軸のなす角度を SH の方位角と呼ぶことにする。この角度に対する肩の方位角の中間値を図 5-12(b)に示す。図中の点線は、傾き 1, 切片 0 の直線であり、この直線上では、SH の方位角と肩の方位角が等しい。多くの手先位置での中間値がこの直線の周囲あるいは下に位置している。中間値が直線の上にくるのは、手先が体の真後ろに近いときだけである。直線の下側は、例えば手先が体の前方にあるときに肘が手先よりも外側（右側）にある場合に相当する。

5.3.8. 肩回旋角

回旋角の許容率については、簡単な近似モデルは見つからなかったが、手先位置との明らかな関係がみられた。図 5-13 に全ての手先位置毎の回旋角の許容範囲（許容角度の最大値と最小値の差）を示す。前面左方や体に近い部分ではそれ以外の部分に比べて許容範囲が小さい傾向がわかる。

5.3.9. 手関節（掌屈角・橈屈角）

橈屈角の許容率が 40%以下の手先位置は 15,172,228 番の 3 点のみであり、今回の計算で用いた RDOF の角度変化の刻み幅においてはこの 3 点では 0 度のみが可能な角度であった。この 3 点は掌屈角においても同様に 0 度のみが可能な角度であった。これらの手先位置は前腕と手部を一直線にのばす必要があるということを意味する。掌屈角で

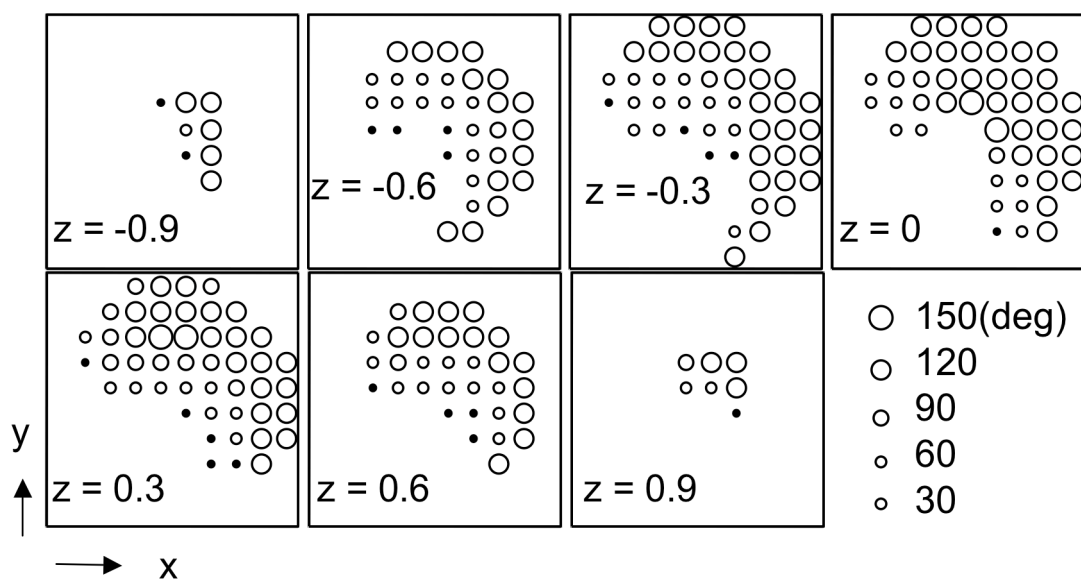


図 5-13 手先位置ごとの肩回旋許容範囲

は、許容率 30%未満の手先位置はこの他に 17 点あった。そのうち 13 点では中間値が 0 であり、残りの 4 点は 67 から 72 度の間にあった。

5.4. 考察

5.4.1. 方法についての検討

本研究では、肢位範囲を調べるのにヒトの実測ではなくコンピュータによる計算を用いた。ヒトを被験者とした場合、ある手先位置を実現する 1 つの肢位を決めるのは容易ではあっても、許容肢位の範囲を漏れなく調べるのは、上肢の自由度が大きいので簡単ではない。それを全範囲の手先位置に対して行う場合には、被験者の疲労などの問題もあり更に困難である。また、関節の可動域は個人差が大きいので、特定の被験者に対する計測結果を他のケースにどのように応用するかという問題も残る。

本研究では、関節角度などは標準的なもののみを用いたが、ここで整理された方法を用いれば、関節可動域のパラメータを変えることによって、関節運動に障害を持つ対象者のシミュレーションへの応用は容易だと考えられる。

ここで用いた関節可動域や体節長は、障害を持たない対象者の標準的な値を参考にして決められている。どれか 1 つの関節自由度のみに障害をもつ対象者について考える場合は、対象者の障害のある自由度の可動域が許容角度範囲内にある手先位置は、その対象者でも実現可能と判断できる。ただし、1 つの自由度の可動域が変化すると、他の自由度の許容範囲も変化することには注意が必要である。従って、2 つ以上の自由度に制限がある場合には、個々の自由度の許容角度をみるだけでは、手先位置が実現可能かどうかは判断できない。それを判断するためには、肢位と角度の対応を示す図 5-4(d) のような情報が必要である。

本研究では、肩複合体を 3 自由度の 1 つの関節として扱った。肩甲骨の動きなどを考慮したモデルにすれば、より精度の高いシミュレーションが可能になるだろう。ただし、冗長自由度数が格段に増えることや臨床応用に関して対象者の肩甲骨の計測などの点に困難な部分があるだろう。

5.4.2. 結果についての検討

図 5-5 と 5-6 では、特定の手先の動きのシミュレーション例をあげたが、表 5-2（または図 5-8 に示した全手先範囲に対する許容角度と図 5-7 に示した手先位置番号）を用いれば、任意の手先の動きをシミュレーションすることが可能である。ただし、個々の手先に対する結果をつなげたものと、実際に手先が「動く」場合の結果は必ずしも同一とは限らないことには注意を要する。肩関節を例にあげれば、基本肢位からスタートし

た場合、内旋位のままでは十分外転（方位角 90 度方向での仰角の増加）をさせることはできないが、いったん外旋位にして十分外転したあとであれば、内旋位にもどすことができる。このように、関節の可動域が経路に依存する場合、それを考慮する必要がある。

5.4.3. リハビリテーション訓練装置への応用についての検討

本研究で想定する手先位置制御型の訓練装置では、手先の「位置」のみを制御し、「方向」には制限を加えない。実際に、訓練対象者と訓練装置の接点の「握り」の部分（ロボットアームの場合、ロボットの「手関節」に見える部分）は、方向制限が無い機構（ジンバル構造など）が用いられる場合がある[60]。ロボットの「手関節」の方向がフリーであることから、訓練対象者の「手関節」は制御されず[68]、肩と肘が制御されるようなイメージを持ちやすいかもしれない。しかし、実際には手関節以外のどの関節も直接制御されるわけではないので、本研究のような検証が必要である。本研究の結果、前腕以遠の自由度は、制御を受けにくいことが実際に示された（ただし一部の手先位置では例外もある）（表 5-1, 5-2）。逆に、肩に関しても常に全ての自由度を制御できるわけではない、という結果は重要である。本研究の結果では、特に肩の回旋角では許容率の大きな手先位置が多いことがわかった。例えば上肢リハビリテーションの対象として一般的な脳血管障害による片麻痺の場合、屈筋優位の肢位[69]による運動制限を防ぐ必要がある[70]ので、肩の外旋は重要な訓練課題になる。もし、回旋の許容率が大きい、あるいは許容角度が内旋位よりの手先位置ばかりが要求される課題を設定してしまうと、外旋の動きが誘導されない恐れが大きい。

許容率の小さい手先位置は、訓練課題の設定に際して特定の関節の特定の動きを誘導したい場合などに有用だろう。一方で、許容率の大きな部分にも次のような有用性が考えられる。例えば、障害のために運動に際して痛みの起こりやすい関節、過度の運動を制限したい関節がある場合、その関節の許容率が大きくなる手先位置を選ぶと、その関節に過負荷がかかりにくくなるだろう。許容率の大きな部分は機械の「あそび」のような役割が期待できる。

本研究の結果は、訓練装置の可動範囲を設計する際にも有用であろう。例えば、訓練の目的が机上動作に限定されるなら、装置の可動範囲もそれに合わせて決めやすい。しかし、訓練の最終的な目的が更衣や洗体動作の改善なども含む場合には、必要な関節可動域（特に肩関節）の訓練を行うためにははるかに広い手先範囲が必要になる。どの程度の範囲が必要かを決めるために、本研究の結果が活用できると考えられる。

本研究では標準的な関節可動域をもつ対象者についてしか検討していないが、今後、

関節可動域制限を持つ場合について拡張することが、関節運動訓練への応用には重要だろう。

許容角度の計算は、精度良く行おうとすると計算量が多くなるが、3.4節で示したように簡易なモデルでもある程度の目安になる。訓練用のタスクを対象者や目的にあわせて自動調整するようなプログラムを作成するような場合にも、簡易モデルで十分というケースもあり得るだろう。

5.5. 階層間変換の観点からの検討

本章で述べた研究は、階層間変換の観点から見ると、「【A: 手先位置に關与する全ての（上肢の）関節角度】と【B: 手先位置】との変換」（図 5-14）に相当する。この研究では、他の章とは違った観点から階層間変換の問題を扱っている。他の章では、ある階層の要素と他の階層の要素との「対応」を主に扱ったのに対して、この章では任意の B に対応する A の「範囲」を扱った。コンピュータシミュレーションではあるが（だからこそ）、取り得る全範囲からサンプリングした B に対する A の範囲を求めることに成功した。

この階層間変換に関して、この研究で扱っていない部分を整理する。1つは、力に關する部分（ダイナミクス）である。この研究は、関節可動域訓練を前提としたものである。なので、まずはキネマティクスの部分が重要ではあるが、ダイナミクスの部分を検討すれば、手先力や筋力などのトレーニングへの応用へつながるだろう。個々の筋力に注目する場合には、第4章で行った筋トルクの研究と同様の方法で他の関節まわりの筋トルクを調べてゆくことができれば非常に有用であろう。

扱っていない部分の2つ目として、B から A への変換に際しての「ヒトが実際に選択している解」があげられる。任意の B に対応する A の範囲は明らかになったが、ヒトが「自然に」とる A の範囲はそのうちの一部だろうと考えられる。その範囲を明らかにすることができれば、リハビリテーションにも役立つだろう。なお、手先位置制御

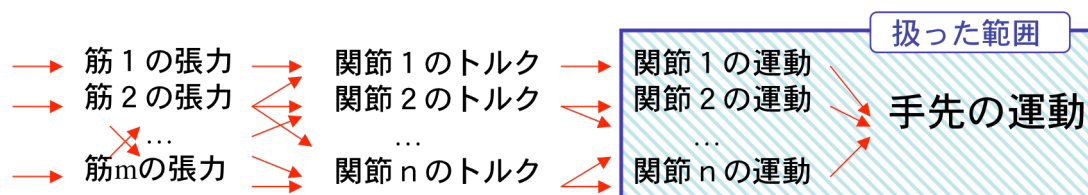


図 5-14 階層間変換の観点から見た本章の研究の対象範囲

型リハビリテーションロボットを何人もの患者が利用している場면을筆者は観察しているが、明らかに「不自然」な肢位で運動が行われていることがあった。おそらくは筋力、関節可動域、協同運動など様々な障害が原因であろう。そのため、「自然な」範囲のみでなく、取り得る範囲全てを把握しておくこと自体は重要なことだと考えられる。自然な運動を考える際には、要素間の協調が重要になる。この問題は、次章で扱う。

表 5-2 (A) 手先位置ごとの各関節自由度の取り得る範囲

Hand Position				S.Azimuth		S.Elevate		S.IntRot		Elbow		Pronate		W.PalFlex		W.RadFlex	
No	x	y	z	Min	Max	Min	Max	Min	Max	Min	Max	Min	Max	Min	Max	Min	Max
	(range of motion)			-173	32	20	163	-22	159	0	140	-90	90	-80	85	-50	30
4	-0.1	0.3	-0.9	-32	-4	22	27	107	124	18	37	-90	90	-34	43	-43	29
6	0.1	-0.1	-0.9	-152	-122	18	27	143	154	11	40	-90	50	-17	76	-49	28
7	0.1	0.1	-0.9	-139	-56	17	23	115	151	12	50	-90	90	-70	74	-50	30
8	0.1	0.3	-0.9	-75	-13	18	29	-8	131	0	37	-90	90	-57	57	-50	30
9	0.3	-0.3	-0.9	-149	-131	20	30	11	152	1	12	-90	90	-19	19	-19	17
10	0.3	-0.1	-0.9	-151	-91	17	33	4	151	0	37	-90	90	-59	59	-50	30
11	0.3	0.1	-0.9	-127	-54	17	32	-1	144	0	37	-90	90	-59	59	-50	30
12	0.3	0.3	-0.9	-59	-40	20	29	-7	130	1	12	-90	90	-19	19	-19	17
15	-0.5	0.1	-0.6	15	17	37	40	112	114	76	76	-90	90	0	0	0	0
16	-0.5	0.3	-0.6	6	27	32	57	82	117	40	71	-90	90	-68	68	-50	30
17	-0.5	0.5	-0.6	15	28	40	59	65	115	20	47	-90	90	-52	52	-49	30
18	-0.3	0.1	-0.6	-44	2	21	40	115	126	71	98	-90	50	51	85	-50	28
19	-0.3	0.3	-0.6	-56	4	20	53	86	128	57	92	-90	90	-80	85	-50	30
20	-0.3	0.5	-0.6	-22	11	24	60	39	122	31	71	-90	90	-79	85	-50	30
21	-0.3	0.7	-0.6	5	27	38	59	-21	117	1	30	-90	90	-48	48	-47	30
23	-0.1	0.3	-0.6	-120	-35	17	50	115	147	68	102	-90	90	-80	85	-50	30
24	-0.1	0.5	-0.6	-63	-17	19	60	55	128	45	82	-90	90	-80	83	-50	30
25	-0.1	0.7	-0.6	-22	20	29	62	-19	123	1	47	-90	90	-75	75	-50	30
26	0.1	-0.7	-0.6	-173	-164	40	62	18	158	1	29	-90	90	-75	75	-50	30
29	0.1	-0.1	-0.6	-173	-164	52	58	152	157	86	105	-70	50	51	85	-48	29
30	0.1	0.1	-0.6	-165	-116	35	46	143	155	82	110	-90	70	-80	85	-50	29
31	0.1	0.3	-0.6	-144	-62	19	56	115	151	68	102	-90	90	-80	85	-50	30
32	0.1	0.5	-0.6	-85	-38	19	63	48	133	45	82	-90	90	-80	83	-50	30
33	0.1	0.7	-0.6	-38	4	27	62	-16	126	1	47	-90	90	-75	75	-50	30
34	0.3	-0.7	-0.6	-173	-151	38	65	15	157	1	30	-90	90	-48	48	-47	30
35	0.3	-0.5	-0.6	-172	-151	56	74	107	159	31	70	-90	90	-79	85	-50	30
36	0.3	-0.3	-0.6	-172	-147	56	75	124	158	57	92	-90	90	-80	85	-50	30
37	0.3	-0.1	-0.6	-172	-129	43	68	123	156	68	102	-90	90	-80	85	-50	30
38	0.3	0.1	-0.6	-166	-102	30	64	115	151	68	102	-90	90	-80	85	-50	30
39	0.3	0.3	-0.6	-141	-73	19	64	80	142	57	92	-90	90	-80	85	-50	30
40	0.3	0.5	-0.6	-84	-18	19	66	-9	134	31	71	-90	90	-79	85	-50	30
41	0.3	0.7	-0.6	-42	-16	37	60	-12	127	1	30	-90	90	-48	48	-47	30
42	0.5	-0.5	-0.6	-165	-127	28	69	10	154	1	47	-90	90	-75	75	-50	30
43	0.5	-0.3	-0.6	-170	-115	18	74	7	154	31	71	-90	90	-79	85	-50	30
44	0.5	-0.1	-0.6	-165	-114	25	73	60	151	45	82	-90	90	-80	83	-50	30
45	0.5	0.1	-0.6	-150	-96	18	70	41	146	45	82	-90	90	-80	83	-50	30
46	0.5	0.3	-0.6	-112	-45	17	68	-5	140	31	71	-90	90	-79	85	-50	30
47	0.5	0.5	-0.6	-75	-35	27	64	-8	134	1	47	-90	90	-75	75	-50	30
48	0.7	-0.3	-0.6	-132	-108	38	64	7	147	1	30	-90	90	-48	48	-47	30
49	0.7	-0.1	-0.6	-128	-89	27	68	3	146	1	47	-90	90	-75	75	-50	30
50	0.7	0.1	-0.6	-112	-73	27	67	0	142	1	47	-90	90	-75	75	-50	30
51	0.7	0.3	-0.6	-85	-61	37	62	-3	137	1	30	-90	90	-48	48	-47	30
55	-0.7	0.3	-0.3	28	34	58	77	78	106	54	75	-90	90	-48	48	-48	29
56	-0.7	0.5	-0.3	28	34	60	78	68	105	32	52	-90	90	-42	42	-42	30
57	-0.5	0.1	-0.3	7	34	34	75	78	115	83	116	-90	90	-80	85	-50	30
58	-0.5	0.3	-0.3	-1	20	32	80	54	115	73	106	-90	90	-80	85	-50	30
59	-0.5	0.5	-0.3	0	21	35	82	31	113	49	86	-90	90	-80	84	-50	30
60	-0.5	0.7	-0.3	9	34	49	80	-21	110	1	52	-90	90	-80	83	-50	30
61	-0.3	0.1	-0.3	-64	13	19	70	96	132	107	140	-90	90	-80	85	-50	30
62	-0.3	0.3	-0.3	-53	-4	21	80	69	124	95	127	-90	90	-80	85	-49	30
63	-0.3	0.5	-0.3	-29	-1	24	84	33	120	73	106	-90	90	-80	85	-50	30
64	-0.3	0.7	-0.3	-16	20	35	84	-14	116	36	75	-90	90	-80	84	-50	30
65	-0.3	0.9	-0.3	12	21	67	75	-20	109	1	12	-90	90	-19	19	-19	17
66	-0.1	0.1	-0.3	-105	-38	34	58	126	142	128	137	-90	10	51	84	-50	27
67	-0.1	0.3	-0.3	-123	-29	17	82	96	147	107	140	-90	90	-80	85	-50	30
68	-0.1	0.5	-0.3	-61	-26	21	89	44	126	83	116	-90	90	-80	85	-50	30

表 5-2 (B) 手先位置ごとの各関節自由度の取り得る範囲 (つづき)

Hand Position				S.Azimuth		S.Elevate		S.IntRot		Elbow		Pronate		W.PalFlex		W.RadFlex	
No	x	y	z	Min	Max	Min	Max	Min	Max	Min	Max	Min	Max	Min	Max	Min	Max
	(range of motion)			-173	32	20	163	-22	159	0	140	-90	90	-80	85	-50	30
69	-0.1	0.7	-0.3	-37	13	28	88	-18	121	49	86	-90	90	-80	84	-50	30
70	-0.1	0.9	-0.3	-12	15	54	80	-18	116	0	37	-90	90	-59	59	-50	30
75	0.1	-0.1	-0.3	-148	-139	82	87	150	156	128	137	-90	10	60	84	-50	27
76	0.1	0.1	-0.3	-171	-87	40	81	126	156	122	140	-90	90	-80	84	-50	30
77	0.1	0.3	-0.3	-144	-56	20	92	96	147	107	140	-90	90	-80	85	-50	30
78	0.1	0.5	-0.3	-83	-44	17	94	35	131	83	116	-90	90	-80	85	-50	30
79	0.1	0.7	-0.3	-53	10	26	90	-17	125	49	86	-90	90	-80	84	-50	30
80	0.1	0.9	-0.3	-25	2	54	81	-16	119	0	37	-90	90	-59	59	-50	30
81	0.3	-0.9	-0.3	-165	-160	67	73	17	155	1	12	-90	90	-18	18	-18	17
82	0.3	-0.7	-0.3	-172	-157	36	49	17	52	36	74	-90	90	-80	84	-50	30
85	0.3	-0.1	-0.3	-136	-121	94	108	136	156	107	140	-90	90	-80	85	-50	30
86	0.3	0.1	-0.3	-171	-95	31	103	96	151	107	140	-90	90	-80	85	-50	30
87	0.3	0.3	-0.3	-139	-74	20	101	65	141	95	127	-90	90	-80	85	-49	30
88	0.3	0.5	-0.3	-91	-23	18	97	-8	133	73	106	-90	90	-80	85	-50	30
89	0.3	0.7	-0.3	-62	-9	33	90	-14	127	36	75	-90	90	-80	84	-50	30
90	0.3	0.9	-0.3	-25	-16	67	76	-12	119	1	12	-90	90	-19	19	-19	17
91	0.5	-0.7	-0.3	-170	-137	47	86	12	158	1	52	-90	90	-80	84	-50	30
92	0.5	-0.5	-0.3	-173	-135	28	65	11	107	49	86	-90	90	-80	84	-50	30
93	0.5	-0.3	-0.3	-173	-121	19	108	11	155	73	106	-90	90	-80	85	-50	29
94	0.5	-0.1	-0.3	-171	-115	22	110	35	156	83	116	-90	90	-80	85	-50	30
95	0.5	0.1	-0.3	-151	-96	17	106	14	149	83	116	-90	90	-80	85	-50	30
96	0.5	0.3	-0.3	-119	-43	18	102	-6	141	73	106	-90	90	-80	85	-50	30
97	0.5	0.5	-0.3	-90	-31	26	96	-9	135	49	86	-90	90	-80	84	-50	30
98	0.5	0.7	-0.3	-62	-26	46	86	-10	128	1	52	-90	90	-80	84	-50	30
99	0.7	-0.5	-0.3	-152	-118	46	93	8	156	1	52	-90	90	-80	84	-50	30
100	0.7	-0.3	-0.3	-152	-107	33	100	6	155	36	75	-90	90	-80	84	-50	30
101	0.7	-0.1	-0.3	-143	-93	27	102	4	152	49	86	-90	90	-80	84	-50	30
102	0.7	0.1	-0.3	-127	-73	27	100	-1	146	49	86	-90	90	-80	84	-50	30
103	0.7	0.3	-0.3	-106	-57	33	96	-4	140	36	75	-90	90	-80	84	-50	30
104	0.7	0.5	-0.3	-81	-46	46	88	-6	134	1	52	-90	90	-80	84	-50	30
105	0.9	-0.3	-0.3	-115	-107	67	77	6	146	1	12	-90	90	-19	19	-19	17
106	0.9	-0.1	-0.3	-115	-90	54	86	3	145	0	37	-90	90	-59	59	-50	30
107	0.9	0.1	-0.3	-102	-78	54	86	0	141	0	37	-90	90	-59	59	-50	30
108	0.9	0.3	-0.3	-78	-70	67	76	-1	135	1	12	-90	90	-19	19	-19	17
112	-0.7	0.3	0	26	34	68	99	56	97	56	87	-90	90	-72	72	-50	30
113	-0.7	0.5	0	23	34	68	98	41	98	28	66	-90	90	-76	76	-50	30
115	-0.5	0.1	0	18	33	56	111	53	100	97	129	-90	90	-80	85	-50	30
116	-0.5	0.3	0	3	27	47	113	32	103	84	118	-90	90	-80	85	-50	30
117	-0.5	0.5	0	-1	29	49	107	14	104	63	97	-90	90	-79	85	-50	30
118	-0.5	0.7	0	4	32	59	101	-17	103	21	66	-90	90	-80	85	-50	30
119	-0.3	0.1	0	-2	24	38	146	35	113	124	140	-90	90	-79	85	-50	29
120	-0.3	0.3	0	-22	15	33	138	19	114	109	140	-90	90	-80	84	-50	30
121	-0.3	0.5	0	-25	21	37	122	-3	112	84	118	-90	90	-80	85	-50	30
122	-0.3	0.7	0	-18	29	49	109	-21	110	50	87	-90	90	-80	85	-50	30
123	-0.3	0.9	0	0	27	71	97	-20	105	1	40	-90	90	-62	62	-50	30
125	-0.1	0.3	0	-55	3	24	157	-7	130	124	140	-90	90	-79	85	-50	29
126	-0.1	0.5	0	-50	17	30	135	-18	121	97	129	-90	90	-80	85	-50	30
127	-0.1	0.7	0	-38	29	44	117	-21	116	63	97	-90	90	-79	85	-50	30
128	-0.1	0.9	0	-19	18	64	102	-19	111	0	54	-90	90	-80	85	-50	30
135	0.1	0.3	0	-92	12	20	158	-17	134	124	140	-90	90	-79	85	-50	29
136	0.1	0.5	0	-72	15	29	139	-19	128	97	129	-90	90	-80	85	-50	30
137	0.1	0.7	0	-54	11	44	120	-17	122	63	97	-90	90	-79	85	-50	30
138	0.1	0.9	0	-32	4	64	103	-16	116	0	54	-90	90	-80	85	-50	30
140	0.3	-0.7	0	-173	-157	50	62	16	40	50	87	-90	90	-80	85	-50	30
141	0.3	-0.5	0	-172	-149	36	50	14	50	84	118	-90	90	-80	85	-50	30
142	0.3	-0.3	0	-171	-128	24	46	11	64	109	140	-90	90	-80	84	-50	30

表 5-2 (C) 手先位置ごとの各関節自由度の取り得る範囲 (づづき)

Hand Position				S.Azimuth		S.Elevate		S.IntRot		Elbow		Pronate		W.PalFlex		W.RadFlex	
No	x	y	z	Min	Max	Min	Max	Min	Max	Min	Max	Min	Max	Min	Max	Min	Max
	(range of motion)			-173	32	20	163	-22	159	0	140	-90	90	-80	85	-50	30
143	0.3	-0.1	0	-172	-91	17	69	3	98	124	140	-90	90	-79	85	-50	29
144	0.3	0.1	0	-145	-47	17	154	-5	147	124	140	-90	90	-79	85	-50	29
145	0.3	0.3	0	-112	-22	23	150	-11	139	109	140	-90	90	-80	84	-50	30
146	0.3	0.5	0	-87	-10	34	135	-13	132	84	118	-90	90	-80	85	-50	30
147	0.3	0.7	0	-64	-8	49	118	-14	126	50	87	-90	90	-80	85	-50	30
148	0.3	0.9	0	-37	-11	71	100	-13	118	1	40	-90	90	-62	62	-50	30
149	0.5	-0.7	0	-166	-141	60	76	13	62	21	66	-90	90	-80	85	-50	30
150	0.5	-0.5	0	-171	-135	45	68	12	72	63	97	-90	90	-79	85	-50	30
151	0.5	-0.3	0	-170	-115	36	69	8	84	84	118	-90	90	-80	85	-50	30
152	0.5	-0.1	0	-160	-94	29	139	4	148	97	129	-90	90	-80	85	-50	30
153	0.5	0.1	0	-140	-65	29	145	-2	148	97	129	-90	90	-80	85	-50	30
154	0.5	0.3	0	-115	-43	34	138	-7	141	84	118	-90	90	-80	85	-50	30
155	0.5	0.5	0	-91	-31	44	126	-9	135	63	97	-90	90	-79	85	-50	30
156	0.5	0.7	0	-67	-25	59	111	-10	127	21	66	-90	90	-80	85	-50	30
157	0.7	-0.7	0	-143	-132	82	96	11	157	1	17	-90	90	-27	27	-27	25
158	0.7	-0.5	0	-153	-121	59	116	9	156	21	66	-90	90	-80	85	-50	30
159	0.7	-0.3	0	-153	-110	50	127	6	155	50	87	-90	90	-80	85	-50	30
160	0.7	-0.1	0	-144	-91	44	132	3	151	63	97	-90	90	-79	85	-50	30
161	0.7	0.1	0	-128	-73	44	130	-1	146	63	97	-90	90	-79	85	-50	30
162	0.7	0.3	0	-108	-57	49	124	-4	141	50	87	-90	90	-80	85	-50	30
163	0.7	0.5	0	-86	-45	59	113	-6	134	21	66	-90	90	-80	85	-50	30
164	0.7	0.7	0	-53	-42	82	95	-6	125	1	17	-90	90	-27	27	-27	25
165	0.9	-0.3	0	-127	-103	72	106	5	150	1	40	-90	90	-62	62	-50	30
166	0.9	-0.1	0	-122	-89	65	111	3	147	0	54	-90	90	-80	85	-50	30
167	0.9	0.1	0	-109	-77	65	111	0	143	0	54	-90	90	-80	85	-50	30
168	0.9	0.3	0	-90	-65	71	104	-2	136	1	40	-90	90	-62	62	-50	30
172	-0.7	0.3	0.3	29	32	99	107	66	77	70	70	-90	90	0	0	0	0
173	-0.7	0.5	0.3	28	33	96	109	55	86	42	52	-90	90	-21	21	-21	21
174	-0.5	0.1	0.3	7	34	86	150	40	102	87	116	-90	90	-71	71	-50	30
175	-0.5	0.3	0.3	-1	34	75	152	19	119	73	106	-90	90	-80	85	-50	30
176	-0.5	0.5	0.3	0	34	75	138	3	109	49	86	-90	90	-80	84	-50	30
177	-0.5	0.7	0.3	9	34	85	118	-18	100	1	52	-90	90	-80	80	-50	30
178	-0.3	0.1	0.3	-72	34	79	162	14	82	107	140	-90	90	-80	85	-50	30
179	-0.3	0.3	0.3	-53	34	66	160	-5	115	95	127	-90	90	-80	85	-49	30
180	-0.3	0.5	0.3	-29	34	67	159	-16	130	73	106	-90	90	-80	85	-50	30
181	-0.3	0.7	0.3	-16	34	76	133	-21	112	36	75	-90	90	-80	84	-50	30
182	-0.3	0.9	0.3	12	21	102	110	-13	98	1	12	-90	90	-19	19	-19	17
183	-0.1	0.1	0.3	-122	32	83	146	-17	53	122	140	-90	90	-80	84	-50	30
184	-0.1	0.3	0.3	-100	34	67	156	-21	82	107	140	-90	90	-80	85	-50	30
185	-0.1	0.5	0.3	-61	34	65	162	-20	133	83	116	-90	90	-80	85	-50	30
186	-0.1	0.7	0.3	-37	28	72	143	-20	121	49	86	-90	90	-80	84	-50	30
187	-0.1	0.9	0.3	-12	14	91	116	-15	107	0	37	-90	90	-59	59	-50	30
192	0.1	-0.1	0.3	-144	-92	84	104	3	23	124	140	-90	90	-80	83	-50	30
193	0.1	0.1	0.3	-132	28	82	123	-14	53	122	140	-90	90	-80	84	-50	30
194	0.1	0.3	0.3	-119	22	67	145	-17	82	107	140	-90	90	-80	85	-50	30
195	0.1	0.5	0.3	-83	15	65	162	-18	135	83	116	-90	90	-80	85	-50	30
196	0.1	0.7	0.3	-53	9	72	144	-16	126	49	86	-90	90	-80	84	-50	30
197	0.1	0.9	0.3	-25	1	91	117	-13	113	0	37	-90	90	-59	59	-50	30
200	0.3	-0.5	0.3	-161	-149	69	77	14	24	79	104	-90	90	-80	64	-50	30
201	0.3	-0.3	0.3	-158	-131	67	78	11	36	95	127	-90	90	-80	82	-49	30
202	0.3	-0.1	0.3	-150	-92	68	88	3	47	107	140	-90	90	-80	85	-50	30
203	0.3	0.1	0.3	-134	-43	67	111	-6	70	107	140	-90	90	-80	85	-50	30
204	0.3	0.3	0.3	-124	-20	65	145	-11	101	95	127	-90	90	-80	85	-49	30
205	0.3	0.5	0.3	-91	-11	67	160	-13	136	73	106	-90	90	-80	85	-50	30
206	0.3	0.7	0.3	-62	-9	76	139	-12	127	36	75	-90	90	-80	84	-50	30
207	0.3	0.9	0.3	-25	-16	102	110	-7	112	1	12	-90	90	-19	19	-19	17

表 5-2 (D) 手先位置ごとの各関節自由度の取り得る範囲 (づづき)

Hand Position				S.Azimuth		S.Elevate		S.IntRot		Elbow		Pronate		W.PalFlex		W.RadFlex	
No	x	y	z	Min	Max	Min	Max	Min	Max	Min	Max	Min	Max	Min	Max	Min	Max
	(range of motion)			-173	32	20	163	-22	159	0	140	-90	90	-80	85	-50	30
209	0.5	-0.5	0.3	-151	-132	74	84	11	36	49	86	-90	90	-80	84	-50	30
210	0.5	-0.3	0.3	-151	-117	68	84	8	49	73	106	-90	90	-80	85	-50	30
211	0.5	-0.1	0.3	-144	-90	66	91	3	61	83	116	-90	90	-80	85	-50	30
212	0.5	0.1	0.3	-134	-64	66	118	-2	90	83	116	-90	90	-80	85	-50	30
213	0.5	0.3	0.3	-119	-43	67	156	-6	140	73	106	-90	90	-80	85	-50	30
214	0.5	0.5	0.3	-90	-31	72	147	-8	135	49	86	-90	90	-80	84	-50	30
215	0.5	0.7	0.3	-62	-27	84	126	-9	126	1	52	-90	90	-80	84	-50	30
216	0.7	-0.5	0.3	-139	-118	85	126	6	155	1	52	-90	90	-80	84	-50	30
217	0.7	-0.3	0.3	-140	-107	76	137	6	148	36	75	-90	90	-80	84	-50	30
218	0.7	-0.1	0.3	-136	-90	72	145	3	146	49	86	-90	90	-80	84	-50	30
219	0.7	0.1	0.3	-127	-73	72	148	-1	145	49	86	-90	90	-80	84	-50	30
220	0.7	0.3	0.3	-106	-57	76	141	-3	140	36	75	-90	90	-80	84	-50	30
221	0.7	0.5	0.3	-81	-47	84	128	-5	133	1	52	-90	90	-80	84	-50	30
222	0.9	-0.3	0.3	-115	-107	102	112	5	148	1	12	-90	90	-19	19	-19	17
223	0.9	-0.1	0.3	-115	-90	91	123	3	146	0	37	-90	90	-59	59	-50	30
224	0.9	0.1	0.3	-102	-78	91	123	1	141	0	37	-90	90	-59	59	-50	30
225	0.9	0.3	0.3	-78	-70	102	112	0	134	1	12	-90	90	-19	19	-19	17
228	-0.5	0.1	0.6	11	17	140	149	66	73	76	76	-90	90	0	0	0	0
229	-0.5	0.3	0.6	6	26	116	150	39	102	45	71	-90	90	-58	58	-48	30
230	-0.5	0.5	0.6	15	26	114	140	37	107	28	47	-90	90	-40	40	-40	29
231	-0.3	0.1	0.6	-78	26	114	162	13	63	68	102	-90	90	-80	85	-50	30
232	-0.3	0.3	0.6	-56	31	103	162	2	97	57	92	-90	90	-80	85	-50	30
233	-0.3	0.5	0.6	-22	31	102	159	-11	128	31	71	-90	90	-79	85	-50	30
234	-0.3	0.7	0.6	5	26	114	135	-9	107	1	30	-90	90	-47	47	-47	30
235	-0.1	0.1	0.6	-116	24	115	149	-6	36	80	112	-90	90	-80	85	-50	30
236	-0.1	0.3	0.6	-100	30	104	157	-13	63	68	102	-90	90	-80	85	-50	30
237	-0.1	0.5	0.6	-63	29	101	162	-14	133	45	82	-90	90	-80	83	-50	30
238	-0.1	0.7	0.6	-22	18	108	145	-10	121	1	47	-90	90	-75	75	-50	30
242	0.1	-0.1	0.6	-131	-93	116	127	3	13	82	110	-90	90	-79	80	-50	30
243	0.1	0.1	0.6	-125	15	114	136	-5	35	80	112	-90	90	-80	85	-50	30
244	0.1	0.3	0.6	-115	11	104	150	-9	63	68	102	-90	90	-80	85	-50	30
245	0.1	0.5	0.6	-82	7	101	162	-11	136	45	82	-90	90	-80	83	-50	30
246	0.1	0.7	0.6	-38	1	108	146	-8	124	1	47	-90	90	-75	75	-50	30
249	0.3	-0.3	0.6	-132	-126	105	112	7	13	66	85	-50	90	-80	45	-49	25
250	0.3	-0.1	0.6	-131	-91	105	117	3	31	68	102	-90	90	-80	85	-50	30
251	0.3	0.1	0.6	-129	-50	104	131	-2	52	68	102	-90	90	-80	85	-50	30
252	0.3	0.3	0.6	-119	-26	101	147	-5	84	57	92	-90	90	-80	85	-50	30
253	0.3	0.5	0.6	-84	-17	102	162	-7	136	31	71	-90	90	-79	85	-50	30
254	0.3	0.7	0.6	-42	-17	114	138	-4	123	1	30	-90	90	-48	48	-47	30
255	0.5	-0.5	0.6	-131	-127	114	131	5	129	1	35	-90	90	-71	71	-50	30
256	0.5	-0.3	0.6	-132	-113	103	116	5	41	31	71	-90	90	-79	85	-50	30
257	0.5	-0.1	0.6	-132	-91	101	122	3	59	45	82	-90	90	-80	83	-50	30
258	0.5	0.1	0.6	-128	-66	101	137	0	86	45	82	-90	90	-80	83	-50	30
259	0.5	0.3	0.6	-112	-47	102	159	-2	139	31	71	-90	90	-79	85	-50	30
260	0.5	0.5	0.6	-75	-36	108	148	-3	134	1	47	-90	90	-75	75	-50	30
261	0.7	-0.3	0.6	-129	-107	114	139	4	150	1	30	-90	90	-48	48	-47	30
262	0.7	-0.1	0.6	-127	-89	108	147	3	146	1	47	-90	90	-75	75	-50	30
263	0.7	0.1	0.6	-112	-73	108	149	1	142	1	47	-90	90	-75	75	-50	30
264	0.7	0.3	0.6	-85	-61	114	139	0	136	1	30	-90	90	-48	48	-47	30
267	-0.1	0.1	0.9	-66	11	148	162	6	50	22	52	-90	90	-59	59	-50	30
268	-0.1	0.3	0.9	-39	14	143	162	5	102	7	37	-90	90	-51	51	-50	30
271	0.1	0.1	0.9	-99	-10	147	162	3	61	3	52	-90	90	-77	77	-50	30
272	0.1	0.3	0.9	-71	-3	143	163	4	134	0	37	-90	90	-59	59	-50	30
274	0.3	-0.1	0.9	-113	-93	143	154	2	19	10	37	-90	90	-51	41	-50	30
275	0.3	0.1	0.9	-104	-54	143	162	3	136	0	37	-90	90	-59	59	-50	30
276	0.3	0.3	0.9	-59	-41	149	159	4	134	1	12	-90	90	-19	19	-19	17

第6章

階層間変換における要素間の協調

—多指制御の際の予測的協調—

6.1. 冗長性問題とシナジー（自由度間の協調性）

ヒトの運動制御を考える際の大きな問題のひとつに「冗長性」がある。特に、運動要素の階層間変換について考える場合には、この問題は避けられない。ここで問題にする運動制御における冗長性とは、「制御対象のパラメータの自由度数」に比べて、「コントローラが直接制御できる要素（被制御変数）の自由度数」の方が大きい状態のことを指す。例えば、4章で扱った肩関節のトルクに関しては、肩のトルク（3自由度）に対して関与する筋の数（10以上の部位）の方が大きい。5章で取り扱った手先位置と上肢の関節角度の関係でいえば、手先位置の自由度数（3）より関節角度の自由度数（7）の方が大きい。このような場合、制御したいパラメータの値を決定するための被制御変数の値を一意に決めることができない。例えば、ある手先位置を実現する関節角度の組み合わせは、一般には一意に決まらず、組み合わせが無数にある。

被制御変数の値が一意に決まらないことは制御の上で問題になるので、機械などは冗長性が無いように設計されるのが普通である。このように、ある意味で「邪魔物」とも考えられる冗長性がヒトの運動機構の随所に存在する理由は何だろうか。リハビリテーションの観点からは、障害に対する備えと考えることもできる。例えば、ある筋に障害が起きても、残りの筋の動きで望みの関節のトルクを発生させることができる場合もある。ある関節の可動域に制限が起こっても、別の関節の動きで補える場合もある。別の観点からは、手先位置と関節角度の関係を例にあげれば、手先位置以外の要件を勘案すると実際は必ずしも冗長では無いという見方もありえる。例えば、何かの障害物を回避する必要があるれば、その肢位を実現するための自由度が必要になる。あるいは子どもを抱きかかえる場合には、自分の腕が子どもの体を回り込むように配置しなければならない

い。これには、手先だけでなく、上腕や前腕などの位置と方向を決めるための自由度が必要になる。

ヒトの運動機構が冗長である理由は、上のように解釈することもできる。上にあげた例は、条件や課題によって冗長性が無くなる例といえる。しかし、運動制御における冗長性問題の本質は、実際に冗長性がある場合に（条件や課題によって冗長性が制限されない場合）、どのように制御するのかというところにある。このようなケースで工学的な制御で用いられる方法のひとつに、何らかの最適化条件を加えるという方法がある。例えば、運動に必要なエネルギーを最小にする、関節にかかる負担を最小にする、というような条件である。確かに、ヒトの手先軌道の研究結果[71, 72]のように、このような制御戦略の反映と解釈できるものもある。一方で、このような戦略だけではうまく説明できない現象がある。最適化条件の元で最適な解が一つ選ばれるなら、同じ条件で同じ動作を繰り返し行う場合、常に同じ動きが再現されるはずである。しかし、実際はそうではないことが知られている。そのことの最初の報告は、1920年代のベルンシュタイン **Bernstein** の次の例だと言われている[73]（なお、運動制御における冗長性問題は、この研究者の名前をとって「ベルンシュタイン問題」と呼ばれることもある）。ベルンシュタインは、鍛冶屋が「たがね」をハンマーで繰り返し打つ動作を調べ、ハンマーの軌道は再現性が非常に高いが、それを実現する各関節の動きには繰り返すたびに変動することを指摘した。

この例で、もし各関節の変動がそれぞれ独立であるなら、ハンマーの動きにも変動が起こるはずである。そうっていないのは、各関節の変動が独立ではなく、ハンマーの動きへの影響を互いに打ち消し合うように変動していることを示している。このような関係のことを運動の協調あるいはシナジー **synergy** と呼ぶ。このようなシナジーは、通常の機械などにはみられない。シナジーはヒト（あるいは生物）の運動制御を考えるうえで非常に重要な概念といえる。なお、リハビリテーションの分野では、シナジーという用語がやや限定された意味で用いられることがある。脳血管障害の後遺症などで現れる四肢の特徴的な運動パターン（共同運動）を指す場合がある。これは望ましい動きを妨げるという意味で、上にあげた概念とは異なる（そのため、原始的、病的、あるいは異常協同運動と呼ぶべきであるとも言われている[74]）。しかし、各関節の動きが独立ではなく、互いに影響しあって特定のパターンに限定さえるという意味では同様である。

いずれのケースでも、シナジーの存在と重要性は古くから指摘されていたが、定量的な研究は行われるようになったのは比較的最近のことである。次節で説明する UCM 解析などの方法を用いて、比較的単純な運動のシナジーの計測に基づく研究が行えるようになった。この方法は、今後、より複雑な運動や病的なシナジーの定量的な評価に応用

可能であると考えている。この章では、次にシナジーの計測方法としての UCM 解析について述べ、続いて、その手法に基づく筆者らの研究結果を示す。

6.2. Uncontrolled Manifold 解析

Uncontrolled Manifold (UCM) 解析[75, 76]は、運動制御におけるシナジーの指標を得る方法として利用されている。この解析では、次のような考え方で、要素間の協調の程度を定量化する。コントローラによって制御される n 個 (n 次元、 n 自由度) の要素があるとし、それらの要素の値の組み合わせで制御目的の変数 (パフォーマンス変数) の値が決まるとする。この n 個の要素で張る n 次元空間を考えると、1つのパフォーマンス変数の値に対応する部分空間が決まる。各要素の変動 (実験では、同一課題での多試行間の変動を用いることが多い) がこの部分空間内にある場合には、パフォーマンス変数の値は不変である。パフォーマンス変数の値を決める際にこの部分空間内の動きに関しては制御される必要が無いことから、この部分空間は **Uncontrolled Manifold(UCM)** と呼ばれる。もとの n 次元空間は、UCM とそれに直交する部分空間に二分できる。ここでは後者の空間を **ORT**(orthogonal の意味) と呼ぶことにする。 n 個の要素の変動は、UCM の成分と ORT の成分に分けられる。UCM 成分が大きいときには、要素の変動はパフォーマンス変数の値にあまり影響していないことになり、逆に ORT 成分が大きいときには要素の変動によってパフォーマンス変数が変動することを意味する。前者の場合には要素間にシナジーがあると解釈する。要素の変動の大きさを UCM と ORT に分けて比較することでシナジーを定量化するのであるが、両者の次元 (自由度) が異なる場合には、1 自由度あたりの大きさに正規化して比較するのがフェアである。また、変動の大きさは計測単位などに影響を受けるので、それを避けたい場合には、さらに 1 自由度あたりの全体の (UCM と ORT を合わせた) 変動の大きさに正規化する方法がある。このようなことから、シナジーの指標として次の値がよく用いられる。

$$\Delta V = (V_{\text{UCM}} - V_{\text{ORT}}) / V_{\text{TOT}} \quad (6-1)$$

ここで、 ΔV がシナジーの指標、 V_{UCM} は 1 自由度あたりの UCM 内の変動の大きさ、 V_{ORT} は 1 自由度あたりの ORT 内の変動の大きさ、 V_{TOT} は 1 自由度あたりの全体の変動の大きさである。 ΔV の値が大きいほど、シナジーが顕著であると考えることができる。

UCM 実際の計算は、実験課題ごとに考慮する必要がある。本研究における ΔV の計算方法は、「6.3.3 解析方法」の節で詳しく説明した。

6.3. 実験 1：若年者の予測的シナジー調整

6.3.1. 実験の目的

多指によるプレス力制御課題には、前述の UCM 解析を直接適用しやすい。その意味でもシナジーの研究の恰好の課題であり、これまで様々に利用されてきた（総説[76]参照）。ここでは、多指によるプレス力制御課題を用いてシナジーの指標である共変動の予測的变化(ACV, Anticipatory covariation) [77]に関する研究を行った。ACV は、指の合計力が変化する前に各指力間の共変動 covariation に起こる変化のことであり、計画された予測的な力の変化をスムーズに実行するためのものではないかと解釈できる。

ここでの実験の目的は、指のシナジーの時間的变化が課題に応じて変わるのか、言い換えれば、中枢神経系は課題に応じてそれを変えているのかを、ACV を調べて確かめることである。

6.3.2. 実験方法と被検者

ACV は、指の合計力が変化する約 100ms 前に起こることが最近の研究[77]でわかった。このため、被験者に音刺激を与えて、それに対してなるべく早く反応して指の力を出すようにさせた場合、反応までの時間が短いので ACV は出現しないだろうと考えられる。それに対して、自分の好きなタイミングで指の力を出すような課題の場合には ACV の出現が予想される。前者を反応時間(RT, Reaction time) 課題、後者を自己ペース(SP, Self-paced) 課題として、両者の結果を比較した。

被験者は、健常な大学生および大学院生の男女各 5 名ずつで、年齢 27 ± 4 歳、身長 172 ± 12.1 cm、体重 66.1 ± 13.0 kg、全員右利きであった。

図 6-1 に実験装置を示す。母指以外の 4 本の指先のプレス力を、それぞれ独立に圧電センサ(Model Piezotronics Inc.)で計測してコンピュータに取り込んだ。センサの表面には堅い綿のパッドを貼り付けた。これは指との摩擦力を増やすことと、指の温度が計測に影響しないようにすることが目的である。机上に木製の板を固定し、その上に水平に固定された金属フレームにセンサを設置した。このフレーム内で、センサの位置は横方向（左右方向）に 30mm、縦方向（前後方向）に 60mm 動かせるようになっており、被験者の手の大きさや指の配置に合わせて位置を調整した。

被験者はイスにすわり、右手をセンサに載せた姿勢で実験を行った。このとき、右上肢の肩関節は約 45 度の屈曲・外転、肘は約 45 度屈曲の肢位になるようにイスの位置と高さを調整した。各指の中手指節関節は約 20 度の屈曲、他の指節間関節はやや屈曲させて、手がドーム状の形になるようにした。被験者がこの形を取りやすいように、手掌の下には上面がドーム状の木片を置き、ベルクロテープで手に固定した。前腕部はベ

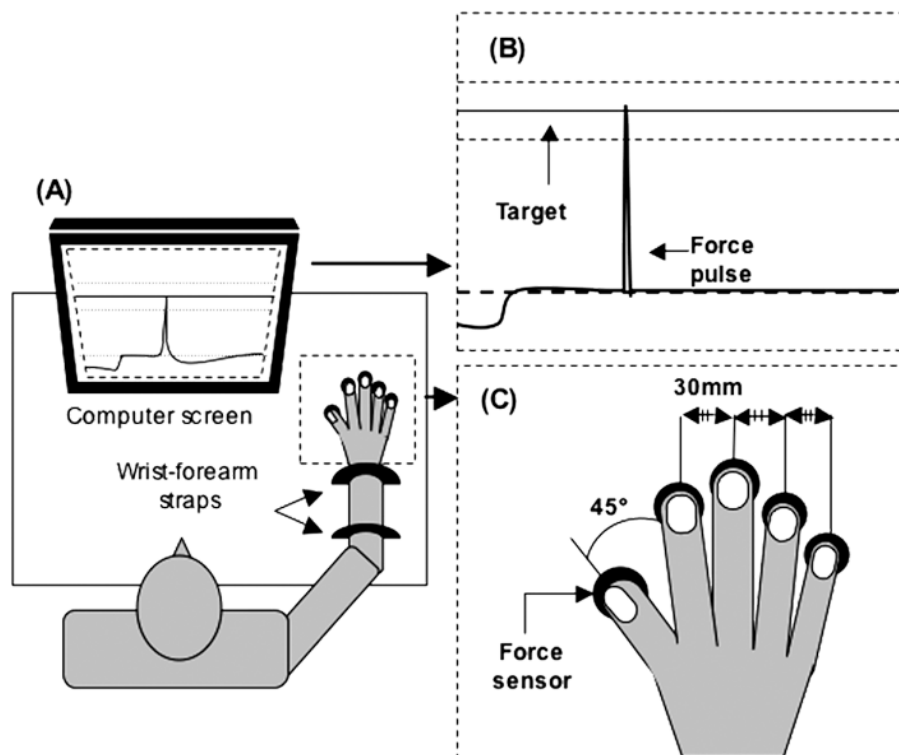


図 6-1 4本の指による力パルス発生実験の実験装置

ルクロテープで机上の板に固定した。被験者の正面、約 0.8m の距離に 17 インチのコンピュータモニタを設置し、各指の合計力の時間的变化と、後述する課題に関連するガイドラインなどを表示させた。被験者にはヘッドフォンを装着させ、それを通じて後述する音響的合図を与えた。モニタ画面の制御とデータの収集は、自作の LabVIEW プログラムを用いた。各指のプレス力と刺激音は 1000Hz、12 ビットの解像度でコンピュータに取り込んだ。

各試行の前には、被験者はリラックスした状態で指をセンサの上に置くように求められた。そのあとで用意を促すビープ音が与えられ、モニタ画面のグラフ（横軸が時間、縦軸が指の合計力）上のカーソル（リアルタイムの力を表示）が動き始めた。

実験は、2 種類（RT 課題と SP 課題）のメイン課題と、それに先立って行われる 2 種類のサブ課題で構成された。

最初のサブ課題は、最大力(MVC: Maximal voluntary contraction)計測の課題である。被験者は全指の最大の力で 3 秒間センサを押すように求められた。これを 2 試行おこない、その間の最大のピーク値を MVC とした。次のサブ課題は、後述するモード解析の

ためのランプ・パタン課題である。被験者は、画面上の、ランプ状に変化するガイドラインに沿って力を出すように求められた。ガイドラインは、3秒間の水平線（力=0）のあと、5秒間でMVCの0%から10%まで直線的に増加するものであった。この課題は、各指ごとに計4試行おこなわれた。それぞれの試行において、被験者は力をだすように指定された指以外の指もセンサ上に置き、それらの指に力が入る場合にも自然に任せるように求められた。

メイン課題では、モニタ画面には数本の横線が表示された（図6-2）。1つは、MVCの5%の大きさであり、バックグラウンドのレベルを示す。別の1つは、MVCの25%の大きさであり、ターゲットのレベルを示す。この線の上下には、5%のエラーマージンを示す線がある。試行開始から3秒後を示す位置に縦の線がある。

メイン課題は1試行7秒間であり、開始の合図の音とともに、指の合計力を示すカーソルが一定の横軸方向速度で移動しはじめた。被験者は試行スタート後、4本の指を用いて速やかにバックグラウンド・レベルの力を出してそれを保つように求められた。RT課題ではその後、短いクリック音(100ms)がヘッドフォンから与えられるので、それになるべく素早く反応してターゲットレベルのエラーマージン内にピークが入るように短い力パルスを発生させ、そのあとでリラックスするように求められた。クリック音は、カーソルが垂直線を越えてから300～600msの間にランダムなタイミングで与えられた。SP課題ではクリック音の呈示はなく、カーソルが垂直線を越えてからの3秒

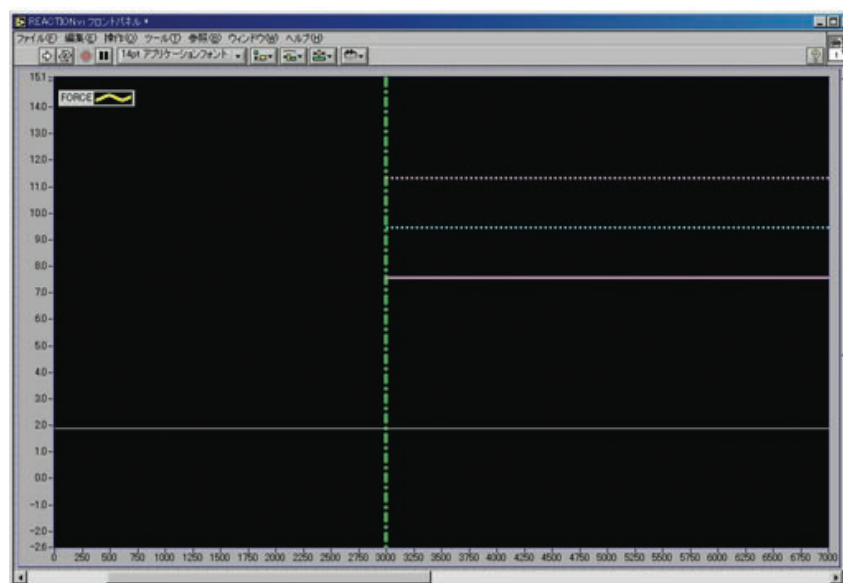


図 6-2 メイン課題におけるモニタ表示

以内の任意のタイミングで RT 課題と同様の短い力パルスが発生するように求められた。両課題はそれぞれ 15 試行から構成された。各試行は 8 秒の間隔をあけて繰り返され、両課題の間は 3 分間の休憩時間を設けた。課題の順番はブロック化された。各課題の実験前には、3 回ずつの練習試行を行わせた。

6.3.3. 解析方法

得られたデータは、自作の MatLab プログラムを用いてオフラインで解析した。各試行ごとに、まず次の指標を求めた。力パルスの開始時(t_F):ローパスフィルタ処理(カットオフ周波数 100Hz)後に一次微分した力データ(力の変化速度)が、最大変化速度の 5%に達した時点。力パルスの開始からピークまでの時間(t_{PF}): t_F から力パルスが最大になるまでの時間。反応時間(t_{RT}):クリック音の開始時点から t_F までの時間。なお、反応時間が 100ms 以下または 300ms 以上の試行、ならびに力パルスのピークが 2 つ以上ある試行は、以後の解析から除去した。RT 課題では被験者一人あたり平均 0.7 試行、SP 課題では 2.1 試行が除去された。

以下の処理に先立ち、各課題の試行の力データを、時刻 t_F を 0%として t_{PF} を 100%とするように時間を正規化した。このように正規化された時刻の単位を、ここでは%(パーセント)タイムと呼ぶことにする。 t_F 以前の部分は負数で表現される。力パルスの時間的長さは試行ごとに異なるが、この処理によって、%タイムごとの全試行の平均値なども求めることができる。以下の処理は、全有効試行(各課題、各被験者ごと)について 1%タイムごとのきざみ幅で行った。

以後の解析(UCM 解析)は、指の力データをモード *mode* という値[76, 78]に変換してから行う。UCM 解析では、基本的に独立に制御される要素間の共動を見るが、各指力の間にはエンスレイビング *enslaving* と呼ばれる現象があり[79, 80]独立とみなすことができない。エンスレイビングは、ある指を動かそうとする際、他の指にも自然に力が入る現象である。指の力データから、エンスレイビングの影響を取り除いた仮想的な変数を、モード(力モード)と呼ぶ。力からモードへの変換は以下のように行われる。以下では、各指を表す添え字を、*i* (index 示指), *m* (middle 中指), *r* (ring 環指), *l* (little 小指)とする。指 k ($= \{i, m, r, l\}$)に対するランプ・パタン課題のランプ部分の計測データから、全指合計力 F_k に対する各指の力 $f_{i,k}$ の大きさの比 $\Delta f_{i,k} / \Delta F_k$ を求めた。これらの値を行列の成分として、次式のようなエンスレイビング行列 *E* を作成することができる。

$$\mathbf{E} = \begin{bmatrix} \Delta f_{i,i}/\Delta F_i & \Delta f_{i,m}/\Delta F_m & \Delta f_{i,r}/\Delta F_r & \Delta f_{i,l}/\Delta F_l \\ \Delta f_{m,i}/\Delta F_i & \Delta f_{m,m}/\Delta F_m & \Delta f_{m,r}/\Delta F_r & \Delta f_{m,l}/\Delta F_l \\ \Delta f_{r,i}/\Delta F_i & \Delta f_{r,m}/\Delta F_m & \Delta f_{r,r}/\Delta F_r & \Delta f_{r,l}/\Delta F_l \\ \Delta f_{l,i}/\Delta F_i & \Delta f_{l,m}/\Delta F_m & \Delta f_{l,r}/\Delta F_r & \Delta f_{l,l}/\Delta F_l \end{bmatrix}, \quad (6-2)$$

この行列は、各指のモード(m_k)の変化(dm_k)と力の変化(df_k)を対応づけるヤコビアンであり、

$$[df_i \ df_m \ df_r \ df_l]^T = \mathbf{E} [dm_i \ dm_m \ dm_r \ dm_l]^T \quad (6-3)$$

の関係にあるので、モードは、次式で計算できる。

$$[dm_i \ dm_m \ dm_r \ dm_l]^T = \mathbf{E}^{-1} [df_i \ df_m \ df_r \ df_l]^T \quad (6-4)$$

続いて、モードを利用して UCM 解析[75, 76]を行った。この解析において、コントローラ（脳）が直接制御できる独立変数がモードであり、最終的に安定させるべきパフォーマンス変数が合計指力である、とみなした。各指の力から、試行間の平均値を引いた値を df_k ($k = \{i, m, r, l\}$)として式 6-4 からモードを計算した。このため、どの時刻においてもモード値の試行間平均は常に 0 である。以下では、特にことわりが無い場合は、このようにゼロ平均化されたモード値を単にモードと呼ぶ。式 6-4 の左辺のように 4 本の指のモードを成分とする 4 次元ベクトル \mathbf{dm} をモード・ベクトルと呼ぶ。ある被験者のある課題のある時刻（%タイム）における全試行のモード・ベクトルを（4 次元空間に）プロットすれば、その時刻におけるモード・ベクトルの試行間のばらつきを見ることができる。このばらつきの 1 自由度あたりの大きさ(分散) V_{TOT} は次の計算式で求められる。

$$V_{TOT} = \sum |dm_n|^2 / (4N) \quad (6-5)$$

ここで、添え字の n は n 回目の有効な試行、 N は有効な全試行数を表す。 \sum は全有効試行にわたって計算する。 \mathbf{dm} が 4 次元なので、1 自由度あたりの大きさを求めるため \mathbf{dm} の分散を 4 で除してある。これに対して、 \mathbf{dm} の UCM 成分の 1 自由度あたりの分散 V_{UCM} と、UCM 成分に直交する成分の 1 自由度あたりの分散 V_{ORT} は、以下の手順で計算できる。パフォーマンス変数である合計指力の変動 dF は各指力の変動の和であり、また行列 \mathbf{E} の各行の和が 1 である性質から、

$$\begin{aligned} dF &= [1 \ 1 \ 1 \ 1] \cdot [df_i \ df_m \ df_r \ df_l]^T \\ &= [1 \ 1 \ 1 \ 1] \cdot \mathbf{E} \cdot \mathbf{dm}^T \\ &= [1 \ 1 \ 1 \ 1] \cdot \mathbf{dm}^T \end{aligned} \quad (6-6)$$

が成り立つ。このように、 dF に影響する \mathbf{dm} の成分はベクトル $[1 \ 1 \ 1 \ 1]$ に平行な \mathbf{dm} の成分であり、これに直交する成分は dF に影響を及ぼさない。ベクトル $[1 \ 1 \ 1 \ 1]$ 方向の単位ベクトル $\mathbf{e}_{ORT} = [0.5 \ 0.5 \ 0.5 \ 0.5]$ を用いると、

$$V_{ORT} = \sum | \mathbf{e}_{ORT} \cdot d\mathbf{m}_n |^2 / N \quad (6-7)$$

$$V_{UCM} = \sum | d\mathbf{m}_n - \mathbf{e}_{ORT} \cdot d\mathbf{m}_n |^2 / (3N) \quad (6-8)$$

となる。

これらの値を用いて、全体の変動に対する UCM 成分の変動とその直交成分の変動との差 ΔV を求めた。すなわち、

$$\Delta V = (V_{UCM} - V_{ORT}) / V_{TOT} \quad (6-9)$$

である。 ΔV が大きければ、試行間での変動が小さくなるようなシナジーが強く働いているものと解釈できるので、 ΔV はシナジーの指標となる。この課題においては、 dm が UCM 内のみのときに ΔV は最大値 $4/3$ となり、それに直交する成分のみのときは最小値 (-4) となる。

統計検定では、課題 (RT と SP) および時間区間(後述) を要素とする Friedman 検定と、ポスト・ホック・テストとして Wilcoxon の符号付順位和検定を、危険率 $p < 0.01$ で用いた。

6.3.4. 結果

図 6-3 に、RT 課題におけるカパルス(A)とその時間微分(B)の典型例を示す。カパルスのピーク値の平均値(各課題内の全有効試行、全被験者分)は SP 課題で $24.5 \pm 7.7N$ (平均 \pm 標準偏差、以下同じ)、RT 課題で $24.2 \pm 7.2N$ であり、カパルスの立ち上がり

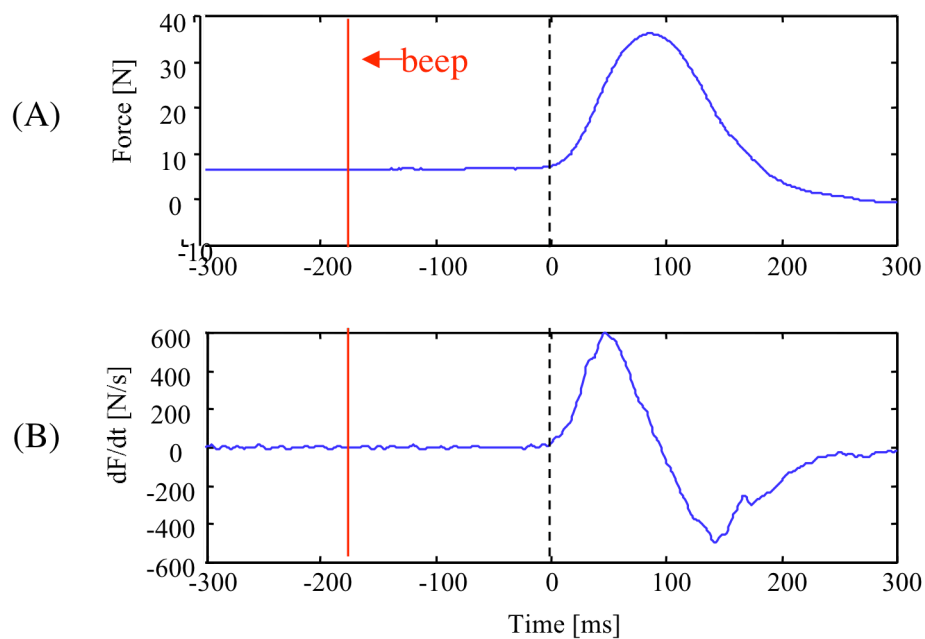


図 6-3 カパルスの典型例 (A) とその時間微分波形 (B)

からピークまでの時間 t_{PF} は、SP 課題で $122 \pm 34 \text{ms}$ 、RT 課題で $105 \pm 38 \text{ms}$ であった。両者のカパルスのピーク値には有意差はなかったが、 t_{PF} の差は統計的に有意 ($p < 0.001$) であった。なお、 t_{PF} が以後の図の時間軸表記で用いる 100%タイムの間隔に相当し、全有効試行の 100%タイムは平均 113ms であった。

図 6-4 にシナジーの指標である ΔV の時間的変化の典型例を示す。バックグラウンド・レベルの力を発生しているとき (%タイムが負のとき) は、このように ΔV は正の値 (およそ 1) になった。これは、各指のモードの間に、それぞれの試行間変動を打ち消すような負の相関が優位であることを示している。カパルスの発生中 (0~100%タイム) は、 ΔV は (典型的にはほぼ 0 まで) 低下した。これは、指のモード間の正の相関の動き、つまり、互いの変動を打ち消し合わない動きを反映している。

RT 課題においては、カパルスの発生 (0%タイム) に至るまでの ΔV の変化の傾向は被験者間で一定していなかった。それに対して SP 課題の場合には、 ΔV が徐々に小さくなってゆく被験者群があった。カパルス発生中 (0~100%タイム) は、SP 課題にくらべて RT 課題の方が ΔV がより小さくなる傾向がみられた。図 6-4 の例 (1 被験者) では、約-50%タイム (カパルス発生の約 50ms 前) を過ぎたあたりから ΔV の低下、すなわち各指のモードに力の発生に先立つ予測的な共変動、がみられていた。 ΔV の変化をみるために、-200%タイムの ΔV を基準として、その値を各時刻 (%タイム) の ΔV から引いた値を $\Delta \Delta V$ と呼ぶことにする。図 6-5 に、各課題における被験者間の $\Delta \Delta V$ の平均値と標準誤差を示す。RT 課題においては、 $\Delta \Delta V$ の変化はカパルス発生と同時に (0%タイム) に始まり、平均-1.4 程度まで急激に落ちていた。SP 課題では、カパルス発生前より $\Delta \Delta V$ は徐々に低下しており、-150 から-100%タイムの区間で両課題

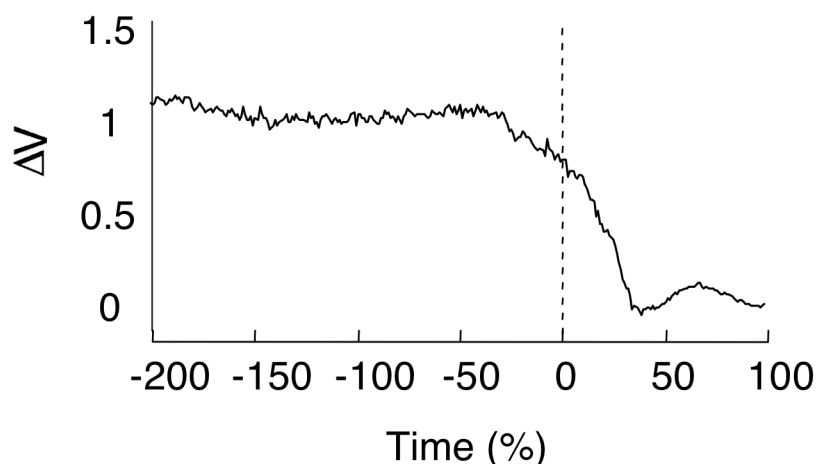


図 6-4 ΔV の時間的変化 (典型例)

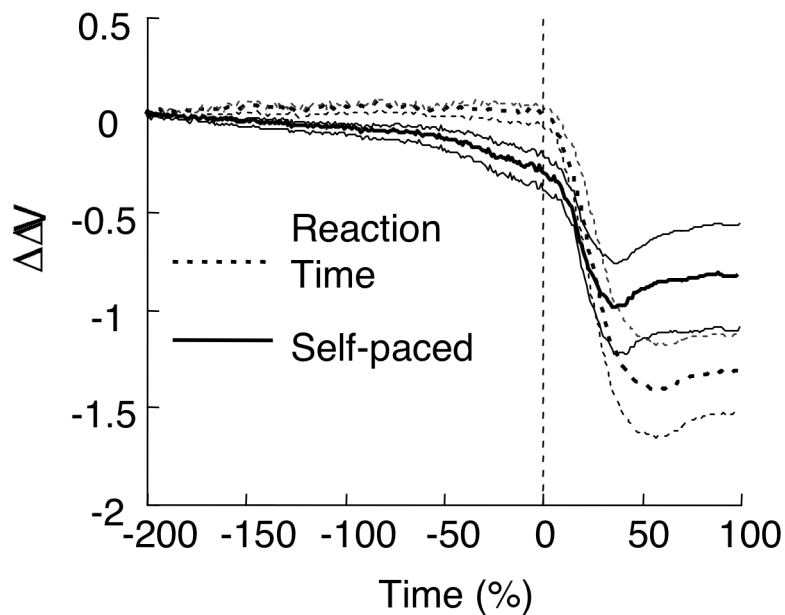


図 6-5 各課題における $\Delta \Delta V$ の被験者間平均（細線は標準誤差）

間に有意差があった(詳しくは後述)。素早い力パルス発生時に ΔV が負になる現象は、先行研究[77, 78]でも報告されている。一定の大きさの力パルスを毎回発生させるには、各指の相互補完的な動きが必要で、これは ΔV を大きくする要因となる。一方で、急激に力を変化させるためには、全ての指の力を一律に大きくさせるのが効率的で、これは ΔV を小さくさせる要因となる。力パルス発生中の ΔV は両者のトレードオフの影響、すなわち、 ΔV が負の値まで小さくなるのは後者の要因、それでも最低値の-4ほど小さくならないのは前者の要因、と考えることができる。

統計解析のために、時刻を-200%タイムから 50%タイムごとに区切り、その間の $\Delta \Delta V$ の時間平均値を課題ごと被験者ごとに求めて、時間と課題の2つを要因とする Friedman 検定を行った。両要因の効果はともに有意($p < 0.001$)であった。Wilcoxon の符号付き順位検定によるペアワイズ比較の結果、「-150 から-100[%タイム]」、「-100 から-50」、「+50 から+100」の区間で両課題間の有意差が認められた($p < 0.01$)。

ただし、個々の被験者について検討すると、SP 課題における力パルス発生前の ΔV の低下(ACV, Anticipatory covariation)が、比較的大きな群とそうでない群に分けられることがわかった。これを示すために、各群の $\Delta \Delta V$ を計算した結果を図 6-6 に示す。図 6-6 において、(A)は SP でコンスタントに大きな ACV が見られた 5 名の被験者群の結果を表し、(B)は ACV が比較的小さかった残りの 5 名の結果を示す。後者の被験者群

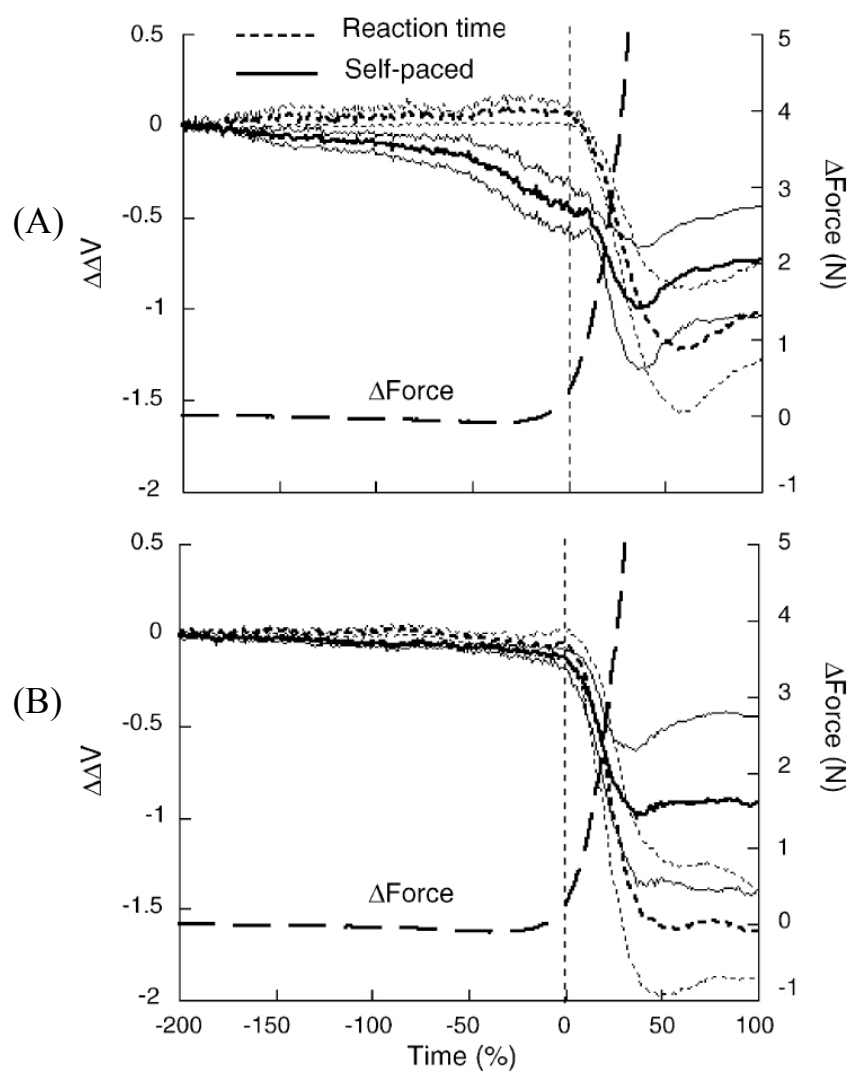


図 6-6 予測的な ΔV の低下を示した群 (A) とそうでない群 (B) の $\Delta \Delta V$

については、力パルス発生前は、両課題を通じて $\Delta \Delta V$ は同様の動きになっていた。この 2 群間で、力パルスに関するパラメータには有意差はなかった。図 6-6 中に、力の変化 (ΔForce 、-200%タイムの時の力の大きさからの変化) の被験者間平均値を破線で示してある。力の平均値は、パルス発生の直前までは一定であったことと、両群に明らかな差がなかったことがわかる。

6.3.5. 考察

本研究の結果から、本実験の SP 課題においては、全指力合計値が変化する前に指のモードの共変動に変化が起こるという現象 (ACV) が明らかになった。RT 課題ではこの

ような変化はみられなかった。この現象は、今回の RT 課題と同様のリアクション・タイム条件[81, 82]での予測的姿勢制御(APAs: Anticipatory Postural Adjustments) と呼ばれる現象と共通点があるように思われる。APAs の場合と同様に ACV も、運動準備に利用できる時間の長さに依存して神経系の制御過程に変化が起こり得る、ということを反映したものと解釈できるだろう。

ヒトの制御器は、ある時点で合計力に変化が必要になることを予測し、指のモード間の共変動をゆっくり変化させることでそれに備えている。ACV の機能には、計画的な合計力の変化の妨げとなるような要素（指のモード）間の相互作用を断ち切るような役割があるだろうと考えられる。先行研究[75, 76, 78]でも指摘されているように、本研究の結果からも、要素間の共変動（シナジー）と最終的なパフォーマンス結果の精度は独立したものであるようだ。

図 6-6 に示したように、ACV がはっきりしている被験者群とそうでない被験者群がいた。被験者数が少ないため確実な推論は難しいが、このような課題を遂行するためにヒトが用いる制御戦略にはいくつかの種類があるのかもしれない。

ACV は、現在のある変数の値は変えず、ただしその変数のその後の変化を前提として、その変数をあえて不安定にする、という運動シナジーにおける複雑な現象である。ACV の研究はまだ非常に少ないので、今後調べるべきことはたくさんある。例えば、高齢者や神経系の疾患をもつ患者について調べることで、なんらかの評価など臨床への応用につながる可能性も考えられる。この観点からの高齢者を被験者とした研究[83]を、次節で紹介する。

6.4. 実験 2：若年者と高齢者の予測的シナジー調整の比較

前節の若年者を対象とした実験と同じ実験を高齢者を被験者として行い、そのデータを同様の方法で解析し、結果を比較した[83]。

6.4.1. 被検者と方法

被験者は、退職者コミュニティー施設で生活している 10 名（男女各 5 名）、年齢 77 ± 4 歳、身長 165 ± 10.5 cm、体重 72.9 ± 14 kg、全員右利きであった。全員が、健康状態は良好であり、定期的にエクササイズをおこなっており、次のスクリーニン・テストをパスしている。認知機能テスト（mini-mental status test: 24 点以上）、鬱状態テスト（Beck depression inventory: 20 点以下）、感覚テスト(monofilaments: 3.22 以下)、一般的神経学的診察。一般的には、高齢者は何らかの疾患をもっている割合、あるいは運動不足などの生活習慣のために運動機能が低下している割合が、若年者に比べて高いことが考えられる。その意味では、今回の選択した高齢者群の被験者は、同年齢を代表

する群というよりは、高齢であっても元気に暮らしている母集団からのサンプルという意味合いを持つ。これは、疾病や生活習慣による運動機能の低下の要素を除く、加齢による生理的な運動制御機能の影響を調べるための配慮である。

実験装置、実験方法、解析方法は前節で述べた若年者群の実験と同様である。ただし、前節では時間をカパルスで正規化した%タイムを用いて解析したが、ここでは実時間をそのまま用いている。

6.4.2. 結果

若年者群と高齢者群の、カパルスに関連した指標を表 6-1 に示す。これらの指標には被験者群間の有意差はみられなかった (Mann-Whitney test, $p>0.05$)。

多指間のシナジーの指標である ΔV の、パルス発生前 (定常なバックグラウンド力発生時) の比較では、RT の場合のみ両群間に有意さがみられた (表 6-2)。

図 6-7 は、両群の ΔV の時間的変化のグラフである。カパルスの立ち上がり時点 (t_F) を 0 としてある。若年者群 (A) 同様、高齢者群 (B) でも SP 課題において ACV は現れているが、若年者群に比較すると ΔV の低下が小さく、低下し始めるタイミングも遅い

表 6-1 若年者群と高齢者群のカパルス関連の指標

指標(単位)	若年者群	高齢者群	有意差($p:0.05$)
4 指最大力(N)	96.5 \pm 29.2	86.2 \pm 32.0	無し
ピーク力(N):RT	24.0 \pm 7.3	21.0 \pm 7.9	無し
ピーク力(N):SP	24.3 \pm 7.5	21.5 \pm 7.5	無し
t_F - t_{PF} 間隔(ms):RT	115.4 \pm 36.0	115.4 \pm 21.0	無し
t_F - t_{PF} 間隔(ms):SP	130.7 \pm 29.6	131.0 \pm 23.8	無し
反応時間(ms)	206.6 \pm 27.0	194.3 \pm 25.3	無し

表 6-2 若年者群と高齢者群のシナジーの指標

指標(単位)	若年者群	高齢者群	有意差($p:0.05$)
定常時の ΔV :RT	1.03 \pm 0.03	0.67 \pm 0.04	有り
定常時の ΔV :SP	0.99 \pm 0.03	0.84 \pm 0.03	無し

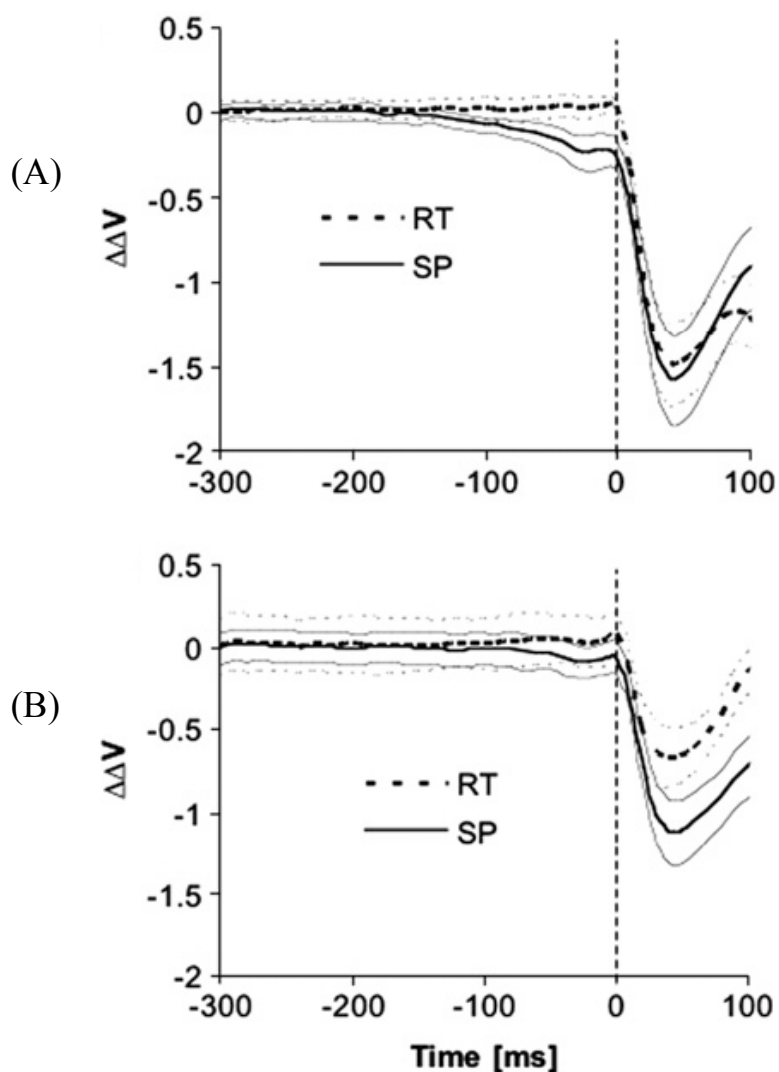


図 6-7 若年群 (A) と高齢者群 (B) の $\Delta \Delta V$ の時間的变化
太線は被検者間平均、細線は標準誤差

ことがわかる。 -300ms から 50ms の区間ごとに $\Delta \Delta V$ の平均値を求めて比較したところ、両被検者群とも、課題(RT と ST) と時間 (6 つの区間) の両方の要因に有意差がみられた (Friedman test, $p < 0.05$)。若年者群では、 -150ms で SP の $\Delta \Delta V$ は RT のものより有意に小さくなり始めていたが (Mann-Whitney test, $p < 0.008$)、高齢者群では有意に小さくなった (Mann-Whitney test, $p < 0.008$) のは、 -50ms からだった。 -300ms からの ΔV の低下 ($\Delta \Delta V$) は、若年者群 0.24 、高齢者群 0.09 と大差があったが統計的に有意ではなかった (Mann-Whitney test, $p > 0.05$)。

ΔV の低下をみるために、 -300ms 時点の ΔV と、パルス発生後 (正の時刻) の ΔV

の最小値との差を求めた。若年者群では RT 課題で 2.2 ± 1.0 、SP 課題で 2.0 ± 1.0 、高齢者群ではそれぞれ 1.4 ± 0.8 、 1.7 ± 1.0 であった。課題と被験者のどの組み合わせにも有意差はなかった(Mann-Whitney, $p > 0.05$)。

6.4.3. 考察

本研究の結果、指の合計力のパルス発生そのものについては若年者群と高齢者群に差がないにもかかわらず、シナジースタイルの指標としての ΔV の時間的な変化パターンには違いがあったことが明らかになった。高齢者群では、 ΔV の変化の始まりが遅く、低下量が小さかった。運動の準備期間において、要素間のシナジースタイルを予測的に調整する機能は、加齢に応じて低下する可能性があると考えられる。

姿勢制御の研究では、大きな運動変化に先立ってシナジースタイルに変化が起こる「予測的姿勢調節(APAs: Anticipatory Postural Adjustments)」という現象が知られ、また、これは高齢者では遅れと減少がみられることが報告されている[84][85][86]。これらと考えると、一般的に自分のタイミングで開始する動作の準備においてシナジースタイルを変化させる「予測的シナジースタイル調整(ASAs: Anticipatory Synergy Adjustments)」と呼べる現象が背景にあり、それが APAs や本研究の ACV として現れているのかもしれない。

ACV (あるいは ASAs) には、若年者群と高齢者群の間で違いが見られた。また、前節に示したように、若年者群のなかにも ACV の違いがみられた。しかし、いずれの場合にも、力パルス生成に関するパフォーマンスには影響を与えていない。ACV が制御においてどのような役割を担っているのかは、現時点では明らかではない。しかし、本研究で ACV に加齢による影響がみられたことから、ACV を計測することによって、パフォーマンス指標には現れない運動制御上の特性を計測できる可能性があるのではないかと考えられる。

6.5. 階層間変換の観点からの検討

本章で述べた研究では、指の力を取り扱った。しかし、指の力は1つの題材に過ぎず、本質的に重要なのは、UCM 解析による定量化手法を利用した「協調性の予測的な変化」を調べたという点であると考えられる。階層間変換に関しては「各指力と合計力との変換」を扱ったが、この手法そのものは他の階層間変換にも応用の可能性が高い。これまでの章で述べてきた研究の方法は、基本的にそこで扱った階層間変換に特化したものである。しかし、この章で利用した方法は、冗長自由度のある階層間の協調性の解析に応用できるだろう。前節で指摘したように、予測的な協調性の変化は、指の力のみでなく姿勢制

御においても共通性のある現象が報告されている。他の階層間変換を調べることで、この現象のより詳しい特性が明らかになると期待できる。

第4章の実験方法および結果と組み合わせると、指定された手先力(または肩トルク)を発生する場合の肩周囲筋のシナジーをみることができだろう。第5章で扱った「ある手先位置を実現する肢位範囲」は、その範囲自体をその手先位置に対する UCM と考えることができる。その範囲で肢位が変動しても、結果の手先位置は変わらないからである。

第7章

結論

7.1. 本論文の結論

本論文では、上肢運動の階層構造に即して上肢リハビリテーションの諸問題を整理し、階層間変換に関わるいくつかのテーマについて、問題を解決あるいは新知見を獲得した。第2章では、上肢運動の階層構造モデルを示し、このモデルに即して上肢リハビリテーションの評価方法と訓練方法を整理した。リハビリテーションにおいて、階層「内」の問題へのアプローチに比べて、階層「間」の変換問題へのアプローチは扱いにくく問題が多いことを示した。階層間変換問題の中には、ロボット工学などの知見がそのまま利用できる部分もある。それに対して、ヒト独自のパラメータの計測が必要な部分、さらにはリハビリの対象者個人個人の情報に基づく対処が必要な部分があり、本論文では、これらの部分から次のような4つの具体的な研究テーマをとりあげた。

1 つめは、第3章で扱った機能的電気刺激による肘関節の角度制御の問題である。個々の対象者の腕の特性を、ニューラルネットワークによる逆ダイナミクスモデルを用いて制御する方法を考案し、実際に制御に成功した。

2 つめは、第4章で扱った肩周囲筋のトルクベクトル方向の問題である。第3章の機能的電気刺激制御には、筋の同時収縮の問題を回避している点、対象の関節が単軸関節である点などにおい制限があった。これらの問題を解決するためには、多軸関節における多数の筋の作用方向とその姿勢依存性に関する定量的な情報が有用である。しかし、この部分は十分に研究が進んでいないことがわかった。それ自体、機能的電気刺激以外の多方面に影響を与える重要なテーマでもあるので、それを調べることにした。これまでこの分野の研究は、主に人体解剖に基づいて行われてきた。その限界を超えるために、筋電図と関節トルクから数理的なモデルに基づく推定方法を考案した。自由度が大きいため扱いのむずかしい肩関節において、多筋・多姿勢・複数被験者についての筋のトルクベクトル方向の推定データを得ることができた。

3つめは、第5章で扱った、手先位置と肢位範囲の関係についての問題である。第3章の研究も第4章の研究も単一の関節運動についての研究であったが、上肢運動制御においては多関節の運動による手先の制御の問題は非常に重要である。そこで、具体的な目標として手先位置制御型のリハビリテーション装置への応用を想定して、この章の研究を行った。その結果、リーチ範囲全域にわたって、それぞれの手先位置に対応した各関節の制御のしやすさの数値指標を得ることができた。

4つめは、第6章で扱った要素間の協調性の問題である。第4章と第5章の研究は、隣り合う階層間の対応関係を網羅的に明らかにした研究としてみることができる。いずれの場合も、要素間の対応は1体1ではなく、多対1である。このため、実際に制御する場合には、どの要素を選択するかという問題が起こる。選択の問題は、それまでの章の研究では扱われなかった。この問題は、ある階層内での要素の変動を他階層へ影響させないようにするための協調性の問題とも密接に関係している。ここでは協調性の定量化方法としてUCM解析を利用した。単純な実験系を組むことができる多指制御課題における実験を行い、協調性に予測的な変動が現れる現象とその加齢による影響を明らかにした。

以上の結果から、上肢運動を階層構造としてとらえることでリハビリテーションにおける問題を整理することができ、階層間変換に関わるいくつかの具体的な課題が解決できたことが示された。ここで取り上げられた階層間変換の問題はそれぞれ具体的なリハビリテーション上の課題に結びつけられている点、開発した計測・解析・推定などの方法は侵害的な部分を含まず、全て個別の対象者に関して応用可能な点から、本研究の結果は上肢リハビリテーションに有用な新たな手段と情報をもたらしたものと結論に至った。

7.2. 本研究成果の応用の可能性

本研究の一連の課題は、それぞれ具体的なリハビリテーション上の課題に結びつけて考えられている。しかし、ここで得られた結果や開発した方法は、他のリハビリテーション課題およびそれ以外への応用の可能性がある。この節ではそれについて述べる。それぞれの課題に対する結果の単独での応用については、それぞれの章で述べたのでここでは繰り返さない。以下では、一連の課題を通じてどのような応用の可能性があるかを考える。

1つは、機能的電気刺激による上肢全体の制御への応用が考えられる。階層構造から考えると、機能的電気刺激で直接制御できるのは、筋張力のレベルであるが、最終的に制御したいのはそれより下位（結果寄り）の階層である。従って、目的の階層から筋張

力の階層へ至るまでの階層間変換が必要である。本論文で得られた成果のみで全てが制御できるわけではないが、必要な階層間変換の要所要所に本論文の成果が応用可能であろう。

他には、協調性とその障害を様々な階層レベルで評価することに応用可能であると考えられる。第6章の実験では、健常な若年者と高齢者の特性の違いを明らかにしたが、中枢神経麻痺による協調性の障害やいわゆる協同運動の評価への応用が考えられる。これらの評価は、通常、手先の位置の制御のなめらかさや、手先のリーチ部位などを用いて評価されることが多い。しかし、手先の運動の問題は、それより上位（原因寄り）の階層にも原因があるはずであり、それぞれの階層における協調性を評価することで、この障害をより深く理解できると考えられる。今回用いた UCM 解析は、原理的には様々な階層間の協調性の定量化に利用できる。ただし、そのためには、注目する階層内の要素の変動を、制御目的の階層の要素に影響を与える変動成分と与えない変動成分に分けて考える必要がある。この作業のためには、階層間の要素の対応関係の把握が必要である。本論文の研究で明らかにした階層間の対応関係はこの評価に有用と考えられるし、ここで開発した方法を、ここで扱わなかった部位の対応関係の解明に応用することも可能と考えられる。

7.3. 階層間変換の観点からの考察

7.3.1. 階層間変換の観点から見た、各章の研究の特徴と相違

本論文の3～6章の研究は、それぞれ階層間変換の問題を扱った点において共通している。一方、大きな相違点としては、扱った階層が異なる、という点があげられる。ここでは、この点以外の、階層間変換の観点から見た各章の研究の特徴や相違などについて考察する。

第3章の機能的電気刺激の研究では、麻痺肢の制御方法を開発することが目的であり、階層間変換はそれに必要な「手段」であった。この研究では関節角度から筋張力（電気刺激強度）への逆変換を扱った。逆変換では解が複数存在する場合があるが、この研究では適切な1つの解を得られれば充分であり、解の範囲などは問題ではなかった。また、制御する関節の角度やその変化は、麻痺肢の機能を多少なりとも補える範囲のものであれば良かった。この研究では、目的に沿った階層間変換を行うための方法を開発し、その有効性を確かめたことになる。階層間の変換関係そのものを明らかにしたわけではない。

第4章の筋のトルクベクトル方向についての研究では、肩関節の運動に関して筋張力から関節トルクへの順変換を扱った。筋張力の階層の要素を肩周囲の各筋と考えるなら、

この階層の要素のほぼ全域を調べたことになる。第3章の研究は「開発した方法で制御が可能か」というような仮説の正否を問うタイプの研究だったのに対して、この研究は階層間の変換関係の全体像を明らかにすること、具体的には表 4-1～表 4-4 に示した網羅的なデータを得ることを目的としたものであった。

この研究で多肢位にわたるデータを得たことは、先行研究と異なる重要な点である。肩関節のような多軸関節では、筋のトルクベクトル方向は肢位に応じて変化する。この場合の「肢位」とは肩の関節角度のことなので、筋張力-関節トルクの階層間変換においては、関節角度の階層に属する部分が媒介変数となっていることになる。得られたデータを「関節角度の変化に応じて、個々の筋のトルクベクトルはどう変わるか」という観点から見れば、この研究は関節角度-関節トルクの変換とみなすことも可能である。この場合、関節角度の階層の一部の領域（実験対象肢位）のみを扱ったことになる。ただし、第2章でみたように筋張力-関節トルクの変換はリハビリテーションの問題と関連が深いのに対して、関節角度-関節トルクの変換のリハビリテーションの問題との直接的な関連は薄いと考えられる。

なお、第2章で示した階層構造モデルでは、関節トルクと関節角度の階層関係では前者を原因で後者を結果の階層として扱った。それに対して、「関節角度の変化に応じて、個々の筋のトルクベクトルはどう変わるか」という観点から見る場合、関節角度の方が原因階層に相当する。この場合には、関節トルクの階層は個々の筋のトルクベクトル方向を要素とし、関節角度の階層の要素は静的な角度（関節の運動ではなく肢位）である。それに対して、第2章での「関節トルクと関節角度の関係」における関節トルクは関節にかかる総トルクであり、関節角度は運動の要素を含んでいる。階層構造やその原因・結果関係は、このように注目する部分によって異なったモデルを作ることができる。本論文においては、リハビリテーションの問題に対応して考えやすいようにモデルを設定したことは第2章で述べた通りである。

第5章の手先位置と肢位範囲の研究においては、手先位置から関節角度への逆変換を扱った。第3章および第4章の研究では被験者を対象としたのに対して、この章の研究はコンピュータ・シミュレーションを利用した。そのため、第3章の研究では逆変換の「1つの解」を求めたのに対して、ここでは「解の範囲」を求めることができ、第4章の研究では（比較的多数であるが）限定された肢位範囲しか扱えなかったのに対して、リーチ範囲全域わたる手先位置について調べることができた。この研究も、第4章と同様に階層間の変換関係の全体像、具体的には表 5-2 のデータを得ることが目的であった。

第6章の協調性に関する研究では、冗長性のある階層間変換における解の選択の問題を扱った。他の章の研究は、未知であった変換関係を明らかにするタイプの研究である。

上肢を脳の制御対象とみなした場合、これは制御対象の各部分の特性を調べるタイプの研究だと言える。このタイプの研究は、リハビリテーションにおいて問題の所在を探し、訓練や代償の方法を検討するために有用と考えられる。それに対して、この章では、変換の関係そのものについては比較的単純ですでに良く調べられている多指の運動を題材とした。調べたのは、いわば「健常な脳の制御の特徴」である。このタイプの研究は、リハビリテーションにおいて「脳の制御の異常」を評価し、訓練の目標としての「正常な制御」を考えるために有用であろう。

7.3.2. 階層間変換における問題の一般化と今後の課題

リハビリテーションの方法は、これまでの長い年月をかけて数多くの臨床家や研究者が工夫や研究を重ねて今日に至っているが、それでも改良や研究をすべき課題は多く残されている。本論文は上肢リハビリテーションにおける階層間変換の問題に的を絞っているが、もちろんそれに関しても問題の全てを解決できたわけではない。障害に苦しむ対象者が存在するリハビリテーションのような領域では、解決できそうな部分を探してとりあえず解決をはかるということは重要なことであり、筆者も自分の置かれた環境において取り組みやすい問題を選んで扱ってきた。

本論文で用いた階層構造モデルは、今後取り組む必要がある部分を整理するのにも役立つと考えられる。本節では、階層間変換の観点から、今後の課題について考察する。なお、個々のテーマに関する課題は、それぞれの章で述べたので、ここでは繰り返さない。本節では、本論文で扱った一連の問題をふまえて、リハビリテーションの進歩のために研究すべき問題として、上肢運動の階層間変換の観点からはどのようなタイプの問題があるのかを一般化して整理し、何が残された課題なのかを考える。

図 7-1 のように、階層 x と階層 y が、「 x の変化が原因となりその結果 y の変化が起こる」関係にあるとする。例えば、筋張力(x)が原因となり、関節トルク(y)が発生する、という関係である。 x を原因階層、 y を結果階層と呼ぶことにする。 x に属する要素（例えば個々の筋）を X_1, X_2, \dots, X_n とし、 y に属する要素（例えば個々の関節自由度）を Y_1, Y_2, \dots, Y_m とする。 x の要素を並べたベクトルを \mathbf{X} 、 y の要素を並べたベクトルを \mathbf{Y} とし、階層間の関係を単純化すれば、

$$\mathbf{Y} = \mathbf{f}(\mathbf{X})$$

で表せる。このとき、階層間変換として、次のような点を知ることが重要だろうと考える。

(1) 単一要素間の変換関係

原因階層 x の単一要素 X_i から結果階層 y の単一要素 Y_j への変換問題である。例えば、

ある筋の張力がある関節（ある自由度）にどの程度のトルクを引き起こすか、という関係であり、単純に定式化すると、「 $Y_j = g_{ij}(X_i)$ の関係が知られているか」ということである。

(2) 変換の線形性

これには2つの意味がある。1つは、(1)で述べた単一要素間の関係の線形性、すなわち、

$$g_i(X_i + \Delta X_i) = g_i(X_i) + g_i(\Delta X_i)$$

が成り立つかどうかという問題であり、もう一つは、

$$f([X_1, X_2, \dots, X_n]) = \sum g_i(X_i)$$

が成り立つかどうかという問題である。ここでは、両者ともに成り立つとき、その変換が線形であると呼ぶことにする。

(3) 変換の冗長性

x の要素数 n と y の要素数 m の大小の問題である。 $n > m$ のとき、 x から y への変換は冗長になる。

(4) 解の範囲

ベクトル Y をある値 Y^d にするための X の範囲のことである。これは、変換が冗長で、かつ非線形の場合に重要である。なぜなら、もし変換が冗長でなければ、 Y^d に対する X は一意に決まるのでは、解は点となり範囲を持たない。また、変換が線形であれば、解の範囲は単純な形になると考えられる。

(5) ヒトが実際に選択する解

解がある範囲を持つ場合、現実のヒトはどのような解を選択するか、解はどのように選ばれているか、という問題である。

それぞれのレベルの階層間変換を、上記の点からみてゆく。

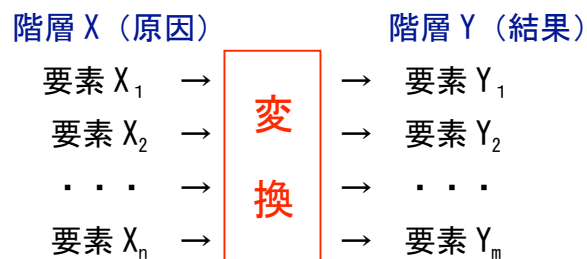


図 7-1 階層間変換

(A) 筋張力と関節トルクの関係

1) 単一要素間の変換関係

第4節で求めた肩周囲筋トルクベクトル方向によって、肩関節におけるこの関係は明確にできた。第3節で扱った肘関節（単軸関節）では、古くからの解剖学的な研究によってすでに明らかであると考えられる。本論文で扱わなかったのは、多関節に作用する筋の問題、前腕以遠の関節に関与する筋の問題である。これらの部分について、他の研究が十分に進んでいなければ、今後の研究課題となりえる。

2) 変換の線形性

肢位が変わらなければ、筋張力と関節トルクは比例するとみなせる。また、靱帯の張力などが無視できれば、各筋トルクの合計が関節トルクと考えて良い。この部分の特性は既知（線形である）とみなせる。

3) 変換の冗長性

1つの関節には、2つ以上の筋が作用するので、筋張力から関節トルクへの変換は冗長である。

4) 解の範囲

変換は冗長であるので解はある範囲を形成するが、変換が線形であるために、解の範囲は比較的簡単に表現できると考えられる。また、それぞれの筋の最大筋力に近い筋力が必要とされる場面は日常生活では多くはないので、リハビリテーションにおいてこの部分の解の範囲の重要性は大きくないとも考えられる。ただし、トレーニングなどで、ある筋の最大筋力を越える部分を問題にする場合や、また、特定の筋の筋力が著しく障害されている場合には、解の範囲が問題になることも考えられる。このような場合には、この部分の研究が必要になるかもしれない。

5) ヒトが実際に選択する解

ヒトの運動制御を考える上で、この部分は非常に重要であると考えられる。第2章で触れた協同運動などの評価にもつながる問題であろう。第6章で述べたように、姿勢制御に関しては、UCM解析などを利用して、この部分の研究が進められている。上肢運動に関しても、今後研究を進める必要が高いと思われる。第4章で推定された筋トルクベクトルは、現実のヒトの生理的な運動の中で求められたものなので、この部分を考える上でのヒントになるかもしれない。

(B) 関節トルクと関節角度の関係

1) 単一要素間の変換関係

関節トルクと関節角度（関節運動）の関係は、純粹に物理的な関係としてとらえることができるので、リハビリテーション応用に向けての今後の研究の余地は大きくないと考えられる。ただし、筋を含む関節周囲の組織などによる運動の抵抗が問題になる場合には、それについての研究の余地があるかもしれない。

2) 変換の線形性

おおまかに言えば関節トルクが関節角加速度に比例する関係にあるので、この関係は線形ではないが既知と言える。

3) 変換の冗長性

ある程度、速い運動（大きな加速度）を考える場合には、関節間のトルクの影響を無視できないが、日常生活での比較的ゆっくりとした動きの場合には、一つの関節の運動はその関節まわりのトルクで生じるとみなせるだろう。この場合には、変換に冗長性はない。

4) 解の範囲

上記のように、変換に冗長性が無いと見なせる場合は、解は範囲を持たず、一意に定まる。

5) ヒトが実際に選択する解

解が範囲を持たないと見なせる場合は、選択の問題は生じない。

(C) 関節角度と手先位置の関係

1) 単一要素間の変換関係

この関係は、第5章で示したように、既知である。

2) 変換の線形性

変換は非線形であるが、既知である。

3) 変換の冗長性

関節の自由度の方が手先の自由度より大きいので、冗長である。

4) 解の範囲

第5章の研究でこれが明らかにされた。

5) ヒトが実際に選択する解

この部分は未知である。必要な手先位置に対して「どのような肢位が選ばれやすいのか、その肢位が選ばれる理由や原因は何か、手先位置の安定に関わる関節間の協調性はどのようになっているのか」といった部分を調べることは、今後のリハビリテーションおよびヒトの運動制御の研究に重要と考えられる。この部分の研究には、第5章と第6章の方法および結果が活用できるだろう。

7.4. おわりに

本論文で取り扱った内容は、リハビリテーションの広い領域を考えれば、その中のごく一部にしか過ぎない。しかし、限定された範囲内ではあっても、数理モデルやコンピュータシミュレーションなど工学的な手法を用いて、これまで主に定性的にしか扱われてこなかった部分を定量的に解析したことは、本論文の研究の特徴と言えるだろう。リハビリテーションにおいては、対象者の障害の構造を理解する場合にも、訓練や援助の方法を考える場合にも、様々な考え方やモデルを用いることができる。選択肢の数は多い。しかし、信頼性の面からは玉石混合と言わざるを得ないのが現状であろう。今後のリハビリテーションの発展のためには、一方では臨床実践を通しての効果検証の研究を進め、もう一方では精度の高い理論的なバックグラウンドを整備してゆくことが必要と考えられる。本論文が、特に後者の面で少しでも寄与することができるなら幸いである。

謝 辞

まず初めに、本論文をまとめるにあたりご指導いただいた、指導教員である伊福部達教授、ならびに井野秀一准教授に深く感謝いたします。両先生には、東京大学大学院に入学後はもちろんのこと、それ以前から大変お世話になってきました。筆者は、北海道大学医療技術短期大学部に赴任した直後から退職までの9年間、同学電子科学研究所にあった伊福部研究室のゼミで勉強させて頂きました。作業療法士養成コースの教員でありながら工学の勉強・研究を続ける上で、両先生に大変恵まれた環境を提供して頂きました。

副査になって頂いた廣瀬通孝教授、満渕邦彦教授、神崎亮平教授、鎮西恒雄准教授、広田光一准教授には、それぞれのご専門の立場から多くの貴重なご意見を頂きました。伊福部先生が称するところの「最強の副査軍団」に深く感謝いたします。

研究室の現・元メンバーの方々には、いろいろと手助けをして頂きました。特に、事務補助員の関野友子さんと技術補佐員の土屋繭美さんには、事務的な連絡から文献収集まで様々なご協力を頂きました。昭和大学の佐藤満准教授には北海道大学時代から運動制御の勉強を一緒にさせて頂き、本論文をまとめる際にも貴重なアドバイスを頂きました。

第3章の機能的電気刺激に関する研究は、筆者が慶應義塾大学大学院修士課程在学中に行った研究がもとになっています。この研究をご指導頂いた、同学の富田豊教授、本多敏教授、臨床実験におけるご協力とアドバイスを頂いた藤田保健衛生大学の才藤栄一教授（当時・東京都リハビリテーション病院）に深く感謝いたします。特に富田先生には、課程修了後もいろいろと相談にのって頂き、ありがたく思っております。また、この研究に先立って、機能的電気刺激の臨床と研究の機会を与えて頂いた、東北大学の半田康延教授をはじめとする当時のFES研究グループの皆様にも感謝いたします。

第4章の肩周囲筋に関する研究は、筆者がATR人間情報通信研究所に客員研究員として在籍中に行った研究がもとになっています。筆者を研究員として受け入れて頂き、期間終了後も引き続き研究をご指導頂いた、ATR脳情報研究所の川人光男所長、ならびに共同研究者の兵庫医科大学の道免和久教授、東京工業大学の小池康晴准教授に深く感謝します。道免先生には、この研究以前から現在に至るまで一緒に仕事をさせて頂く機会を得て、この論文で取り上げた他の研究にも様々な協力を頂き、大変感謝しており

ます。

第6章の協調性の解析に関する研究は、筆者が Pennsylvania 州立大学（アメリカ合衆国）に研究員として留学中に行った研究がもとになっています。筆者を受け入れて、研究面のみならず生活面でもお世話して頂いた Mark L. Latash 教授、共同研究者の大学院生 Halla Olafsdottir 氏、Vladimir M. Zatsiorsky 教授、様々なアドバイスを頂いた現・Maryland 大学（アメリカ合衆国）の Jae Kun Shim 准教授および留学生活を支えて下さった多くの方々に感謝します。

それぞれの研究で被験者として協力して頂いた方々、実験を手伝って頂いた方々にも感謝いたします。

北海道大学および茨城県立医療大学、そして筆者のこれまでの常勤・非常勤・兼任の勤務先の関係者の方々には、その時々の研究を支援して頂いたことに感謝いたします。現在の勤務先であるリハビリテーション科学総合研究所においては、快適な研究環境を提供して頂いています。同研究所の母体である医療法人篤友会（坂本勇二郎理事長）および併設の関西リハビリテーション病院（坂本知三郎院長）の関係者の方々、職場の研究パートナーであり第5章の手先位置と肢位範囲の関係の研究の共同研究者でもある白銀暁研究員に感謝いたします。

最後に、共に闘病中の父母、結婚直後から研究生活を支えてきてくれた妻・あつ子、日々の活力を与えてくれる娘・あかりと息子・研太郎にも感謝します。

参考文献

- [1] 砂原茂一. リハビリテーション. 岩波書店, 東京, 1980.
- [2] 上田敏. リハビリテーションの思想 -人間復権の医療を求めて-. 医学書院, 東京, 2001.
- [3] 脳卒中合同ガイドライン委員会. 脳卒中治療ガイドライン (2004) 共和企画, 東京, 2004.
- [4] 加藤祝也, 江藤文夫: 急性期片麻痺患者の理学療法. 平井俊策, 江藤文夫, 編. 神経疾患のリハビリテーション. 南山堂, 東京, 1997, pp.69-76.
- [5] Wolf SL, Lecraw DE, Barton LA, Jann BB: Forced use of hemiplegic upper extremities to reverse the effect of learned nonuse among chronic stroke and head-injured patients. *Exp Neurol.* 104 (2):125-132, 1989.
- [6] 武原格, 安保雅博: 上肢リハビリテーション. *Journal of clinical rehabilitation.* 14 (6):516-521, 2005.
- [7] 道免和久: 上肢機能障害. 総合リハビリテーション. 34 (12):1145-1151, 2006.
- [8] Hogan N: The mechanics of multi-joint posture and movement control. *Biol Cybern.* 52 (5):315-331, 1985.
- [9] Mussa Ivaldi FA, Morasso P, Zaccaria R: Kinematic networks. A distributed model for representing and regularizing motor redundancy. *Biol Cybern.* 60 (1):1-16, 1988.
- [10] 高野政晴. 詳説 ロボットの運動学. オーム社, 東京, 2004.
- [11] Latash ML. Control of human movement. Human Kinetics Publishers, Champaign, IL, 1993.
- [12] 和才嘉昭, 嶋田智明. 測定と評価 (第2版) (リハビリテーション医学全書5). 医歯薬出版, 東京, 1989.
- [13] 金子翼 (編). 作業療法学全書[改訂第2版]第3巻「作業療法評価法」. 共同医書出版, 東京, 2000.
- [14] Hislop HJ, Montgomery J. 新・徒手筋力検査法 (原著第7版). 共同医書出版, 東京, 2003.

- [15] 日本リハビリテーション医学会: 関節可動域ならびに測定法. リハビリテーション医学. 32 (4):207-217, 1995.
- [16] Zatsiorsky V, Seluyanov V, Chugunova L: Methods of determining mass-inertial characteristics of human body segments. Chernyi G, Regire S, Eds. Contemporary Problems of Biomechanics. Mir Publishers, Moscow, 1990, pp.272-291.
- [17] Koike Y, Kawato M: Estimation of dynamic joint torque and trajectory formation from surface electromyograph signal using a neural network model. Biological Cybernetics. 73 (4):291-300, 1995.
- [18] 星宮望. 生体工学. 昭晃堂, 東京, 1990, pp.167.
- [19] 伊福部達: 機能的電気刺激. 音の福祉工学. コロナ社, 東京, 1997, pp.99-101.
- [20] Vodovnik L, Crochetiere WJ, Reswick JB: Control of a skeletal joint by electrical stimulation of antagonists. Med Biol Eng. 5 (2):97-109, 1967.
- [21] Kralj A, Vodovnik L: Functional electrical stimulation of the extremities: part 1. J Med Eng Technol. 1 (1):12-15, 1977.
- [22] Kralj A, Vodovnik L: Functional electrical stimulation of the extremities: part 2. J Med Eng Technol. 1 (2):75-80, 1977.
- [23] Hoshimiya N, Naito A, Yajima M, Handa Y: A multichannel FES system for the restoration of motor functions in high spinal cord injury patients: a respiration-controlled system for multijoint upper extremity. IEEE Trans Biomed Eng. 36 (7):754-760, 1989.
- [24] Phillips CA. Functional electrical rehabilitation: technological restoration after spinal cord injury. Springer-Verlag, New York, 1991, pp.12-18.
- [25] Lemay MA, Crago PE, Katorgi M, Chapman GJ: Automated tuning of a closed-loop hand grasp neuroprosthesis. IEEE Trans Biomed Eng. 40 (7):675-685, 1993.
- [26] Lan N, Feng H-Q, Crago PE: Neural network generation of muscle stimulation patterns for control of arm movements. IEEE Transactions on Rehabilitation Engineering. 2 (4):213-224, 1994.
- [27] Abbas JJ, Chizeck HJ: Neural network control of functional neuromuscular stimulation systems: computer simulation studies. IEEE Trans Biomed Eng. 42 (11):1117-1127, 1995.
- [28] Graupe D, Kordylewski H: Artificial neural network control of FES in

- paraplegics for patient responsive ambulation. IEEE Trans Biomed Eng. 42 (7):699-707, 1995.
- [29] Yoshida N, Tomita Y, Honda S. Articular Angle Control with Inverse Dynamics Model tuned by Neural Network for Functional Electrical Stimulation. p797-800 %798 797/727-730, 1994.
- [30] Yoshida N, Tomita Y, Honda S, Saitoh E: Functional Neuromuscular Stimulation for Articular Angle Control with an Inverse Dynamics Model Tuned by a Neural Network. Ergonomics. 45 (9):649-662, 2002.
- [31] 山口剛, 吉田直樹, 富田豊, 本多敏: 上肢多関節の水平動作を目的とした FES 制御システムの開発. 人間工学. 33 (1):21-25, 1997.
- [32] Rumelhart DE, Hinton GE, Williams RJ: Learning representations by back-propagating errors. Nature. 323:533 - 536, 1986.
- [33] Latash ML: The Skeletal Muscle. Neurophysiological Basis of Movement. Human Kinetics, Champaign, 1998, pp.26-34.
- [34] Abend W, Bizzi E, Morasso P: Human arm trajectory formation. Brain. 105 (Pt 2):331-348, 1982.
- [35] 渡辺誠介: 運動系と知覚系の関連、随意運動の機構. 福井圀彦, 編. リハビリテーション神経学. 医歯薬出版, 東京, 1988, pp.4-21.
- [36] 伊橋光二: 電気刺激療法. 石川齋, 武富由雄, 編. 図解理学療法技術ガイド. 文光堂, 東京, 1999, pp.293-298.
- [37] Wood J, Meek S, Jacobsen S: Quantification of human shoulder anatomy for prosthetic arm control. II. Anatomy matrices. Journal of Biomechanics. 22 (3):309-325, 1989.
- [38] Meskers CG, Van der Helm FCT, Rozendaal LA, Rosing PM: In vivo estimation of the glenohumeral joint rotation center from scapular bony landmarks by linear regression. J Biomech. 31 (1):93-96, 1998.
- [39] Van der Helm FCT: A finite element musculoskeletal model of the shoulder mechanism. J Biomech. 27 (5):551-569, 1994.
- [40] Van der Helm FCT: Analysis of the kinematic and dynamic behavior of the shoulder mechanism. J Biomech. 27 (5):527-550, 1994.
- [41] Van der Helm FCT, Veeger HE, Pronk GM, Van der Woude L, Rozendal RH: Geometry parameters for musculoskeletal modelling of the shoulder system. J Biomech. 25 (2):129-144, 1992.

- [42] Van der Helm FCT, Veenbaas R: Modelling the mechanical effect of muscles with large attachment sites: application to the shoulder mechanism. *J Biomech.* 24 (12):1151-1163, 1991.
- [43] Veeeger HE, Van der Helm FCT, Van der Woude L, Pronk GM, Rozendal RH: Inertia and muscle contraction parameters for musculoskeletal modelling of the shoulder mechanism. *J Biomech.* 24 (7):615-629, 1991.
- [44] Bassett RW, Browne AO, Morrey BF, An KN: Glenohumeral muscle force and moment mechanics in a position of shoulder instability. *J Biomech.* 23 (5):405-415, 1990.
- [45] Buneo C, Soechting J, Flanders M: Postural dependence of muscle actions: implications for neural control. *Journal of Neuroscience.* 7 (6):2128-2142, 1997.
- [46] Yoshida N, Domen K, Koike Y, Kawato M: A method for estimating torque-vector directions of shoulder muscles using surface EMGs. *Biol Cybern.* 86 (5):167-177, 2002.
- [47] Basmajian J, DeLuca C. *Muscles alive. Their functions revealed by electromyography.* Williams and Wilkins, Baltimore, 1985.
- [48] Kapandji I. *The Physiology of the Joints.* Churchill Livingstone, New York, 1982.
- [49] Riener R, Nef T, Colombo G: Robot-aided neurorehabilitation of the upper extremities. *Med Biol Eng Comput.* 43 (1):2-10, 2005.
- [50] Hidler J, Nichols D, Pelliccio M, Brady K: Advances in the understanding and treatment of stroke impairment using robotic devices. *Top Stroke Rehabil.* 12 (2):22-35, 2005.
- [51] Aisen ML, Krebs HI, Hogan N, McDowell F, Volpe BT: The effect of robot-assisted therapy and rehabilitative training on motor recovery following stroke. *Arch Neurol.* 54 (4):443-446, 1997.
- [52] Krebs HI, Hogan N, Aisen ML, Volpe BT: Robot-aided neurorehabilitation. *IEEE Trans Rehabil Eng.* 6 (1):75-87, 1998.
- [53] Lum PS, Burgar CG, Kenney DE, Van der Loos HF: Quantification of force abnormalities during passive and active-assisted upper-limb reaching movements in post-stroke hemiparesis. *IEEE Trans Biomed Eng.* 46 (6):652-662, 1999.
- [54] Burgar CG, Lum PS, Shor PC, Machiel Van der Loos HF: Development of

- robots for rehabilitation therapy: the Palo Alto VA/Stanford experience. *J Rehabil Res Dev.* 37 (6):663-673, 2000.
- [55] Reinkensmeyer DJ, Dewald JP, Rymer WZ: Guidance-based quantification of arm impairment following brain injury: a pilot study. *IEEE Trans Rehabil Eng.* 7 (1):1-11, 1999.
- [56] Lum PS, Burgar CG, Shor PC, Majmundar M, Van der Loos M: Robot-assisted movement training compared with conventional therapy techniques for the rehabilitation of upper-limb motor function after stroke. *Arch Phys Med Rehabil.* 83 (7):952-959, 2002.
- [57] Furusho J, Koyanagi K, Nakanishi K, Ryu U, Takenaka S, Inoue A, Domen K, Miyakoshi K: Development of a 3-D Rehabilitation System for Upper Limbs Using ER Actuators in a Nedo Project. *International Journal of Modern Physics B.* 19 (07-09):1591-1597, 2005.
- [58] Loureiro RCV, Collin CF, Harwin WS: Robot aided therapy: challenges ahead for upper limb stroke rehabilitation. *Proc 5th Intl Conf Disability, Virtual Reality & Assoc Tech:*33-39, 2004.
- [59] Nef T, Mihelj M, Colombo G, Riener R: ARMin – Robot for Rehabilitation of the Upper Extremities. *Proceedings of the 2006 IEEE International Conference on Robotics and Automation:*3152-3157, 2006.
- [60] 古荘純次, 小柳健一, 片岡次郎, 笠潮, 井上昭夫, 竹中重和: 三次元上肢リハビリ訓練システムの開発 – 第 1 報: ER アクチュエータを用いた機構およびシステム全体の開発 –. *日本ロボット学会誌.* 23 (5):123-130, 2005.
- [61] Liu J, Cramer S, Reinkensmeyer D: Learning to perform a new movement with robotic assistance: comparison of haptic guidance and visual demonstration. *J Neuroengineering Rehabil.* 3:20, 2006.
- [62] 小柳健一, 古荘純次, 片岡次郎, 笠潮, 竹中重和, 井上昭夫: 三次元上肢リハビリ訓練システムの開発 – 第 2 報: 運動療法のためのソフトウェアの開発 –. *日本ロボット学会誌.* 23 (8):1011-1018, 2005.
- [63] 増田良介, 小金澤鋼一, 甲斐義弘: ロボットアームの逆運動学. 新しいロボット工学 昭晃堂, 東京, 2006, pp.48-67.
- [64] 高野政晴: ロボットアームの逆運動学. 詳説ロボットの運動学. オーム社, 東京, 2004, pp.49-85.
- [65] Engin AE, Chen SM: Statistical data base for the biomechanical properties of

- the human shoulder complex-I: Kinematics of the shoulder complex. *J Biomech Eng.* 108 (3):215-221, 1986.
- [66] 独立行政法人製品評価技術機構：人間特性データベース .
<<http://www.tech.nite.go.jp/human/index.html>>[March 16, 2007].
- [67] Wang X, Maurin M, Mazet F, De Castro Maia N, Voinot K, Verriest JP, Fayet M: Three-dimensional modelling of the motion range of axial rotation of the upper arm. *J Biomech.* 31 (10):899-908, 1998.
- [68] 宮越浩一, 道免和久, 小山哲男, 古荘純次, 小柳健一: 脳卒中片麻痺患者に対する上肢機能訓練装置の使用経験. *リハビリテーション医学.* 43 (6):347-352, 2006.
- [69] 水野美邦: 運動麻痺と歩行障害. 田崎義昭, 吉田充男, 編. *神経病学第3版*. 医学書院, 東京, 1993, pp.109-123.
- [70] 森山早苗: 脳卒中と頭部外傷. 金子翼, 編. *作業療法学全書(改訂第2版)第4巻 作業治療学1 [身体障害]*. 共同医書, 東京, 1999, pp.55-93.
- [71] Flash T, Hogan N: The coordination of arm movements: an experimentally confirmed mathematical model. *J Neurosci.* 5 (7):1688-1703, 1985.
- [72] Uno Y, Kawato M, Suzuki R: Formation and control of optimal trajectory in human multijoint arm movement. Minimum torque-change model. *Biol Cybern.* 61 (2):89-101, 1989.
- [73] Latash ML: Multi-Joint Movement. *Neurophysiological Basis of Movement. Human Kinetics, Champaign*, 1998, pp.179-187.
- [74] 共同運動. 上田敏, 大川弥生, 編. *リハビリテーション医学大事典*. 東京: 医歯薬出版, p124, 1996.
- [75] Scholz JP, Schoner G: The uncontrolled manifold concept: identifying control variables for a functional task. *Exp Brain Res.* 126 (3):289-306, 1999.
- [76] Latash ML, Scholz JP, Schoner G: Motor control strategies revealed in the structure of motor variability. *Exerc Sport Sci Rev.* 30 (1):26-31, 2002.
- [77] Shim JK, Olafsdottir H, Zatsiorsky VM, Latash ML: The emergence and disappearance of multi-digit synergies during force-production tasks. *Exp Brain Res.* 164 (2):260-270, 2005.
- [78] Latash ML, Scholz JF, Danion F, Schoner G: Structure of motor variability in marginally redundant multifinger force production tasks. *Exp Brain Res.* 141 (2):153-165, 2001.
- [79] Zatsiorsky VM, Li ZM, Latash ML: Coordinated force production in

- multi-finger tasks: finger interaction and neural network modeling. *Biol Cybern.* 79 (2):139-150, 1998.
- [80] Zatsiorsky VM, Li ZM, Latash ML: Enslaving effects in multi-finger force production. *Exp Brain Res.* 131 (2):187-195, 2000.
- [81] Lee WA, Buchanan TS, Rogers MW: Effects of arm acceleration and behavioral conditions on the organization of postural adjustments during arm flexion. *Exp Brain Res.* 66 (2):257-270, 1987.
- [82] De Wolf S, Slijper H, Latash ML: Anticipatory postural adjustments during self-paced and reaction-time movements. *Exp Brain Res.* 121 (1):7-19, 1998.
- [83] Olafsdottir H, Yoshida N, Zatsiorsky VM, Latash ML: Elderly show decreased adjustments of motor synergies in preparation to action. *Clin Biomech (Bristol, Avon).* 22 (1):44-51, 2007.
- [84] Inglin B, Woollacott M: Age-related changes in anticipatory postural adjustments associated with arm movements. *J Gerontol.* 43 (4):M105-113, 1988.
- [85] Woollacott M, Inglin B, Manchester D: Response preparation and posture control. Neuromuscular changes in the older adult. *Ann N Y Acad Sci.* 515:42-53, 1988.
- [86] Rogers MW, Kukulka CG, Soderberg GL: Age-related changes in postural responses preceding rapid self-paced and reaction time arm movements. *J Gerontol.* 47 (5):M159-165, 1992.

研究業績目録

学位論文関係

査読付き原著論文

- [1] 吉田直樹, 白銀暁, 井野秀一, 伊福部達: 手先位置と上肢肢位範囲の関係: 手先位置制御型訓練装置を用いたリハビリテーションへの応用を目指して. 生体医工学, (投稿中) .
- [2] Olafsdottir H, Yoshida N, Zatsiorsky VM, Latash ML: Elderly show decreased adjustments of motor synergies in preparation to action. Clin Biomech (Bristol, Avon). 22 (1):44-51, 2007.
- [3] Olafsdottir H, Yoshida N, Zatsiorsky VM, Latash ML: Anticipatory covariation of finger forces during self-paced and reaction time force production. Neurosci Lett. 381 (1-2):92-96, 2005.
- [4] Yoshida N, Tomita Y, Honda S, Saitoh E: Functional Neuromuscular Stimulation for Articular Angle Control with an Inverse Dynamics Model Tuned by a Neural Network. Ergonomics. 45 (9):649-662, 2002.
- [5] Yoshida N, Domen K, Koike Y, Kawato M: A method for estimating torque-vector directions of shoulder muscles using surface EMGs. Biol Cybern. 86 (5):167-177, 2002.
- [6] 吉田直樹, 道免和久, 小池康晴, 川人光男: 表筋電に基づく肩周囲筋トルクベクトル方向の推定方法. 電子情報信学会論文誌D-II. J83-D-II (10):2040-2049, 2000.
- [7] 山口剛, 吉田直樹, 富田豊, 本多敏: 上肢多関節の水平動作を目的とした FES 制御システムの開発. 人間工学. 33 (1):21-25, 1997.

査読付き国際学会プロシーディング

- [1] Yoshida N, Tomita Y, Honda S: Articular Angle Control with Inverse Dynamics Model tuned by Neural Network for Functional Electrical Stimulation. Proceedings of the First Asian Control Conference. 2:797-800, 1994.

査読無し学会講演論文

- [1] 吉田直樹, 道免和久, 小池康晴, 川人光男: 表筋電に基づく肩周囲筋トルクベクトル方向の推定. 電子情報学会技術報告. 98 (673):225-232, 1999.
- [2] 吉田直樹, 富田豊, 本多敏: ニューラルネットワークを用いた機能的電気刺激における関節角度制御方法の検討.第8回生体・生理工学シンポジウム論文集.125-128, 1993.
- [3] 牛越浩司, 深町秀彦, 土屋まさこ, 吉村雅子, 川村祐子, 矢島道広, 伊藤隆, 吉田直樹, 成沢澄子, 半田康延, 半田勉, 星宮望, 内藤輝: 対麻痺に対する機能的電気刺激の試み. 第3回リハ工学カンファレンス講演論文集:199-202, 1988.
- [4] 矢島道広, 伊藤隆, 深町秀彦, 牛越浩司, 土屋まさこ, 吉村雅子, 吉田直樹, 成沢澄子, 川村祐子, 内藤輝, 半田康延, 半田勉, 星宮望, 大窪清司, 石川清一, 田中正彦: 麻痺上肢への経皮的埋め込み電極による機能的電気刺激 (F E S) . 第3回リハ工学カンファレンス講演論文集:225-230, 1988.

査読無し学会発表予稿等

- [1] 西脇百合子, 夏山真一, 大和健一郎, 白銀暁, 吉田直樹: 回復期の脳血管障害患者に対する上肢機能訓練用リハビリテーションロボットの使用経験.第41回 日本作業療法学会. 2007.
- [2] 横井寛士, 白銀暁, 吉田直樹, 夏山真一, 大和健一郎, 西脇百合子, 山口勇樹, 西口真意子, 後藤健, 石野真輔, 勝谷将史, 高橋紀代, 道免和久: 回復期脳卒中片麻痺患者に対する3次元上肢機能訓練装置の訓練効果.第44回日本リハビリテーション医学会学術集会. 2007.
- [3] Sagano J, Shirogane S, Yoshida N, Yamanaka N: THE SLOUCHED POSTURE EFFECT ON EMG OF SHOULDER GIRDLE MUSCLES DURING ELEVATION ON THE SCAPULAR PLANE.The 15th International World Confederation for Physical Therapy Congress. 2007.
- [4] 吉田直樹, 白銀暁, 井野秀一, 伊福部達: 3次元手先置制御型リハビリテーションロボット使用時に使用者の上肢が取り得る肢範囲.生体医工学. 44 (特別号):712, 2006.
- [5] 吉田直樹, 白銀暁, 井野秀一, 伊福部達: 手先置制御型リハビリテーション・ロボットにおける上肢関節運動訓練の理論的可能性と限界.第6回計測自動制御学会システムインテグレーション部門講演会.781-782, 2005.

- [6] Zhang W, Yoshida N, Zatsiorsky VM, Latash ML: ACCURATE PRODUCTION OF PATTERNS OF THE MOMENT OF FORCE BY A SET OF FINGERS. Progress in Motor Control V.(2)23, 2005.
- [7] Zhang W, Yoshida N, Latash ML: ACCURATE PRODUCTION OF PATTERNS OF THE TOTAL MOMENT BY A SET OF FINGERS.2005 ASB/ISB Conference (XXth Congress of the International Society of Biomechanics and 29th Annual Meeting of the American Society of Biomechanics). 2005.
- [8] Olafsdottir H, Yoshida N, Shim JK, Zatsiorsky VM, Latash ML: ANTICIPATORY COVARIATION IN MULTI-DIGIT FORCE PRODUCTION TASKS. Progress in Motor Control V.(2)18, 2005.
- [9] 井野秀一, 黒木速人, 佐藤満, 吉田直樹, 泉隆, 河野博, 伊藤秀明, 伊福部達: 関節リハビリを目的としたウェアラブルなMHアクチュエータの基礎的検討.第 43 回日本エム・イー学会. 2004.
- [10] 吉田直樹: 治療的応用を目指しての筋機能解析.第 6 回日本電気生理運動学会抄録集(CD-ROM).1-6, 2003.
- [11] 吉田直樹, 道免和久, 川人光男: 動作筋電図に混入した心電図成分の除去方法 -心電図のピーク検出を利用して-.作業療法. 21 (特別号):422, 2002.
- [12] 道免和久, 大須理英子, 川人光男, 吉田直樹, 千野直一: 脳卒中片麻痺上肢のフィードフォワード運動訓練 -訓練機器の開発とその試用-.リハビリテーション医学. 37 (11):837, 2000.
- [13] 道免和久, 大須理英子, 川人光男, 吉田直樹, 千野直一: 小脳の内部モデルの再構築をめざした片麻痺上肢のフィードフォワード運動訓練の検討.第 36 回日本リハビリテーション医学会学術集会講演抄録集.96, 1999.
- [14] 道免和久, 吉田直樹, 小池康晴, 川人光男, 千野直一: 表筋電図による肩関節周囲筋の運動学的検討.臨床神経生理学. 28 (2):166-167, 1999.
- [15] 吉田直樹, 道免和久, 小池康晴, 川人光男: 表筋電と手先力に基づく肩周囲筋トルクベクトル方向の推定.作業療法. 18 (特別号):88, 1999.
- [16] 吉田直樹: 表筋電図による肩周囲筋トルクベクトル方向の推定.第 3 回理学療法基礎系研究部学術集会. 1999.
- [17] Domen K, Osu R, Kawato M, Yoshida N, Chino N: Feedforward movement exercise reconstructing the internal model in the cerebellum in poststroke hemiparesis.Progress in Motor Control II. 1999.
- [18] Domen K, Liu M, Yoshida N, Chino N: Simulation of lambda model in

- single-joint movement and its application to functional electrical stimulation (FES).Bernstein's Traditions in Motor Control.44, 1996.
- [19] 道免和久, 里宇明元, 進藤順哉, 杉本佳子, 千野直一, 吉田直樹: 運動制御理論に基づいた新しい FES(Functional Electrical Stimulation)制御システム - λ モデルを用いた予備的検討-.第 13 回埼玉リハビリテーション医学研究会. 1995.
- [20] 吉田直樹, 道免和久: 平衡点仮説 (λ モデル) シミュレータの開発.作業療法. 14 (特別号):124, 1995.
- [21] Domen K, Liu M, Shindo J, Yoshida N, Sonoda S, Sugimoto Y, Chino N: A new control system for functional electrical stimulation (FES) using the λ model: A preliminary study on single-joint movement.The X International Congress of EMG and Clinical Neurophysiology.108, 1995.
- [22] 道免和久, 才藤栄一, 吉田直樹, 大塚友吉, 大田哲生, 千野直一: λ model による単関節急速運動の筋電パターンのシミュレーション.第 24 回日本脳波筋電図学会学術大会プログラム.341, 1994.
- [23] 富田豊, 本多敏, 吉田直樹: ニューラルネットワークを用いた機能的電気刺激による関節角度制御方法の検討.日本機械学会第 71 期通常総会. 1994.
- [24] 才藤栄一, 道免和久, 辻内和人, 有賀秀二, 吉田直樹, 高橋修, 西村涼, 富田豊, 千野直一: 同芯型能動表電極の応用.第 30 回日本リハビリテーション医学会学術集會予稿集.262, 1993.
- [25] 矢島道広, 吉田直樹, 伊藤隆, 深町秀彦, 牛越浩司, 半田康延, 半田勉, 星宮望, 内藤輝, 市江雅芳, 大窪清司, 石川清一, 田中正彦: ポータブル機能的電気刺激 (F E S) 装置の C 7 頸髄損傷への応用.作業療法. 8 (特別号):510-511, 1989.
- [26] 矢島道広, 吉田直樹, 伊藤隆, 深町秀彦, 牛越浩司, 半田康延, 半田勉, 星宮望, 内藤輝, 市江雅芳, 大窪清司, 石川清一, 田中正彦: ポータブル機能的電気刺激(FES)装置の麻痺上肢への応用. 医用電子と生体工学. 27 特別号:483, 1989.
- [27] 牛越浩司, 深町秀彦, 矢島道広, 吉田直樹, 伊藤隆, 半田康延, 半田勉, 星宮望, 内藤輝, 市江雅芳, 大窪清司, 石川清一, 田中正彦: 機能的電気刺激 (F E S) による対麻痺患者の動作再建.医用電子と生体工学. 27:484, 1989.
- [28] 深町秀彦, 牛越浩司, 土屋まさこ, 吉村雅子, 川村祐子, 吉田直樹, 矢島道広, 伊藤隆, 成沢澄子, 半田康延, 半田勉, 星宮望, 内藤輝, 市江雅芳, 大窪清司, 石川清一, 田中正彦: 機能的電気刺激 (F E S) による C 7 頸髄損傷患者の麻痺手の制御.理学療法学. 16 学会特号 (学会特別号):75, 1989.
- [29] 内藤輝, 市江雅芳, 深町秀彦, 牛越浩司, 矢島道広, 伊藤隆, 吉田直樹, 半田康延,

星宮望: 上腕二頭筋への機能的電気刺激 (F E S) による前腕回外運動の制御. 医用電子と生体工学. 27:481, 1989.

その他 (翻訳書)

- [1] 吉田直樹: 単関節運動のパターン. 笠井達哉, 道免和久, 編. 運動神経生理学講義 ー細胞レベルからリハビリまでー. 大修館書店, 東京, 2002, pp.103-111.
- [2] 吉田直樹: 多関節運動. 笠井達哉, 道免和久, 編. 運動神経生理学講義 ー細胞レベルからリハビリまでー. 大修館書店, 東京, 2002, pp.196-205.

その他の研究業績

査読付き学術論文、大学紀要

- [1] Sato M, Ino S, Yoshida N, Izumi T, Ifukube T: Portable pneumatic actuator system using MH alloys, employed as assistive devices. Journal of Robotics and Mechatronics, (投稿中) .
- [2] 大歳太郎, 村木敏明, 吉田直樹, 鷺田孝保: 発達に遅れを持つ児および健常児の保護者に対するコンピュータの意識に関する研究. 茨城県立病院医学雑誌. 23 (1):1-9, 2005.
- [3] 大歳太郎, 村木敏明, 吉田直樹, 鷺田孝保: 発達に遅れを持つ児の保護者に対するコンピュータ導入に関するアンケート調査. 茨城県立医療大学紀要. 9:209-217, 2004.
- [4] 伊藤文香, 吉田直樹, 村木敏明: 健常女性における包丁の回転角度と巧緻度の関係ー利き手と非利き手による操作の比較ー. 茨城県立医療大学紀要. 9:67-73, 2004.
- [5] 浅賀忠義, 齊藤展士, 吉田直樹, 浦上大輔, 鎌田幸司: 低摩擦床における歩行開始 1 歩目の動作コントロールについて. 理学療法科学. 17 (1):49-52, 2002.
- [6] Asaka T, Saito H, Yoshida N, Urakami D, Kamada K, Fukushima J: Relationship between the Required Coefficient of Friction and Gait Initiation in Young Adults on a Low Friction Floor. Journal of Physical Therapy Science. 14 (1):33-39, 2002.
- [7] 伊藤隆, 吉田直樹: 訓練場で重度の痴呆を定期的に評価できる「IBR」の考案と検討. 北海道作業療法. 18 (2):88-94, 2001.
- [8] 吉田直樹: 聴覚・視覚・体性感覚刺激による同期リズムタッピングの相違. 人間工

学. 35 (3):189-192, 1999.

- [9] 加藤新司, 清水兼悦, 石橋晃仁, 竹内大人, 笠原敏史, 山田祐介, 佐川昭, 吉田直樹: RA 患者の起きあがり動作時における頭部と体幹の動作特性について. 日本 RA のリハビリ研究会. 12:37-39, 1998.
- [10] 吉田直樹, 山中雅智: 3次元空間での反復リーチング軌跡の正規化・平均化の一方法. 北海道大学医療技術短期大学部紀要:47-56, 1996.
- [11] 末永義圓, 真木誠, 吉田直樹, 河野仁志, 村田和香, 深澤孝克, 大宮司信, 丸谷隆明, 上野武治: 本学作業療法学科学生の入試成績と入学後の学業成績に関する調査研究. 北海道大学医療技術短期大学部紀要(12):23-27, 1995.
- [12] 大宮司信, 吉田直樹, 河野仁志, 真木誠, 村田和香, 深澤孝克, 丸谷隆明, 末永義圓, 上野武治: 作業療法学科卒業生の就職状況について —10 期生までの就職の動向—. 北海道大学医療技術短期大学部紀要(12):15-21, 1995.
- [13] 吉田直樹, 伊藤隆, 上野武治: 視覚刺激と聴覚刺激を用いた痴呆老年者・非痴呆老年者・健常若年者のリズムタッピング能力の比較. 北海道大学医療技術短期大学部紀要. 13:65-79, 1995.
- [14] 上野武治, 深澤孝克, 真木誠, 大宮司信, 末永義圓, 丸谷隆明, 村田和香, 河野仁志, 吉田直樹, 八田達夫: 北海道大学医療技術短期大学部作業療法学科における学生移動の実態 —開設以来 10 年間の入学者の留年・休学・退学を中心に—. 北海道大学医療技術短期大学部紀要. 12:61-71, 1994.

査読付き国際学会プロシーディング

- [1] Sato M, Ino S, Yoshida N, Izumi T, Ifukube T: Portable Compressor System Using MH Alloys, Employed as Assistive Devices.IEEE Region 10 Conference (TENCON 2006). Proceedings CD-ROM Ten-747, 2006.

査読無し学会講演論文

- [1] 吉田直樹, 中園正吾, 伊藤隆: モジュールの組合せで多目的な評価・訓練を行えるパソコン制御式リハビリ装置の試作. 第 15 回リハ工学カンファレンス講演論文集:21-24 2000.
- [2] 吉田直樹: 選択メニュー学習機能付き環境制御装置の提案と操作効率シミュレーション. 第 12 回リハ工学カンファレンス講演論文集:453-458, 1997.

査読無し学会発表予稿等

- [1] Shirogane S, Tanaka T, Izumi T, Maeda Y, Oyama Y, Ishikawa A, Yoshida N, Ino S, Ifukube T: CONTROL OF CENTER OF PRESSURE DISPLACEMENT USING VIBRATORY FEEDBACK ON FOOT SOLES: COMPARISON OF YOUNG ADULTS AND THE ELDERLY. The 15th International World Confederation for Physical Therapy Congress. 2007.
- [2] 高橋瑛子, 吉村淳子, 斉藤寿子, 元島俊幸, 川場康智, 横井寛士, 吉田直樹, 白銀暁: 短下肢装具を用いた足関節固定による健常者の歩行の変化と適応. 第 46 回近畿理学療法学会. 2006.
- [3] 渡邊義則, 柏木美和, 辻麻里, 久保美里, 土肥真意子, 白銀暁, 吉田直樹: 靴置き型離床センサの開発と運用経験. 第 21 回リハ工学カンファレンス講演論文集. 65-66, 2006.
- [4] 吉村淳子, 高橋瑛子, 斉藤寿子, 元島俊幸, 川場康智, 横井寛士, 吉田直樹, 白銀暁: 足関節底背屈運動を制限しない両側支柱付き短下肢装具装着が健常者の歩行に及ぼす影響. 第 46 回近畿理学療法学会. 2006.
- [5] 元島俊幸, 浅尾和道, 白銀暁, 吉田直樹: 足先置制御における運動学習課題. 理学療法. 33:349, 2006.
- [6] 大歳太郎, 村木敏明, 吉田直樹, 灘村妙子, 鷺田孝保: 発達障害児と健常児の保護者に対するコンピュータの捉え方に関するアンケート調査研究. 作業療法. 23:368, 2004.
- [7] 佐藤満, 井野秀一, 黒木速人, 吉田直樹, 泉隆, 伊福部達: 空気圧変換機構を備えた介助支援機器向けの水素吸蔵合金アクチュエータの設計. 第 43 回日本エム・イー学会論文集. 42 (Suppl.1):516, 2004.
- [8] 佐藤満, 井野秀一, 黒木速人, 吉田直樹, 泉隆, 伊福部達: 水素吸蔵合金アクチュエータを用いた福祉機器用空気圧源の開発. 第 22 回日本ロボット学会学術講演会予稿集. 3K-25, 2004.
- [9] 伊藤文香, 吉田直樹, 村木敏明: 健常女性における包丁操作時の回転角度変化と巧緻度の関係 ―利き手と非利き手による操作の比較―. 作業療法. 23:484, 2004.
- [10] 高橋紀代, 道免和久, 松本憲二, 玉置由子, 奥野太嗣, 蒔田浩子, 後藤 健, 吉田直樹, 牛島良介: サッケード課題を利用した脳機能評価～EOG を用いた眼球運動測定方法論の検討～第 2 報～. 第 6 回日本電気生理運動学会抄録集(CD-ROM). 2003.
- [11] 井上馨, 渡辺明日香, 浅賀忠義, 齊藤展士, 笠原敏史, 吉田直樹, 下里一馬, 伊藤かつみ, 太田綾子, 片岡香織: 側方転倒落下相において防御動作が転倒速度に与え

- る影響.日本生理人類学会第 49 回大会. 2003.
- [12] Asaka T, Takamori Y, Saito H, Yoshida N, Fukushima J: CONTROL OF GAIT INITIATION TO REDUCE A SLIP DISTANCE ON A LOW FRICTION FLOOR IN YOUNG ADULTS.14th International WCPT Congress 2003. 2003.
- [13] 吉田直樹, 中園正吾: 評価・訓練用のつまみ上げ式スイッチ-ランプ・ユニットの開発.作業療法. 21 (特別号):633, 2002.
- [14] 佐藤洋一郎, 笠原敏史, 宮本顕二, 吉田直樹: 端坐における体幹の運動学的分析.理学療法学. 29 大会特号(Supplement) No.1:158, 2002.
- [15] 浦上大輔, 浅賀忠義, 斉藤展士, 鎌田幸司, 吉田直樹: 低摩擦床における歩行開始時の動特性について.理学療法学. 28 大会特別号 No.2:172, 2001.
- [16] 田中栄一, 石川悠加, 吉田直樹, 中島康博: Duchenne 型筋ジストロフィー患者の電動車椅子操作の一化に向けて —疾患の特徴と症例をした工夫例の紹介—.第 31 回北海道作業療法学会プログラム.42, 2000.
- [17] 福島菊郎, 佐藤寿和, セルゲイ・クルキン, 福島順子, 吉田直樹: 前庭動眼反射と滑動性追跡眼球運動の干渉により誘発される前庭動眼反射の適応性成分の性質・第 2 報.第 77 回北海道医学大会生理系分科会プログラム.21, 1997.
- [18] 田中栄一, 吉田直樹, 柏木こずえ, 伊藤隆, 菊地浩文: ランプ-スイッチ・ユニットを入出力装置としたパソコン制御式多目的評価・訓練装置の試作.作業療法. 16 (特別号):271, 1997.
- [19] 加藤新司, 清水兼悦, 石橋晃仁, 笠原敏史, 福藤禎, 千葉絵里子, 竹内大人, 山田祐介, 伊藤卓也, 吉田直樹: RA 患者の起きあがり動作時における頭部と体幹の動作特性について.第 12 回日本 RA のリハビリ研究会プログラム抄録集.18, 1997.
- [20] 田中栄一, 吉田直樹: ナースコールボタンの誤操作が電気回路の作製により改善された一例.第 27 回北海道作業療法学会プログラム.25, 1996.
- [21] 吉田直樹, 佐野玲奈, 伊藤隆: 聴覚・視覚・体性感覚刺激による同期リズムタッピングの相違.作業療法. 15 (特別 2 号):54, 1996.
- [22] 伊達山雅代, 吉田直樹: 学習機能付き環境制御装置のシミュレーションプログラムの作成.第 27 回北海道作業療法学会プログラム.44, 1996.
- [23] 伊藤隆, 石井弘美, 吉田直樹: 痴呆老人に対する「表情」評価の一案.第 27 回北海道作業療法学会プログラム.38, 1996.
- [24] 吉田直樹: パーソナルコンピュータを利用した簡易型環境制御装置の開発.作業療法. 14 (特別号):162, 1995.
- [25] 伊藤隆, 吉田直樹: 健常老人と痴呆老人におけるリズムタッピング能力の比較.作

業療法. 14 (特別号):247, 1995.

その他

総説、解説など

- [1] 吉田直樹: 工学者に理解して欲しいリハビリテーションの考え方 ―「リハビリ」の誤解を解くために―. 日本バーチャルリアリティ学会研究報告. 8 (1):9, 2003.
- [2] 吉田直樹: OT と AT と IT : モノと情報による障害の軽減. 作業療法ジャーナル. 37 (4):275-277, 2003.
- [3] 道免和久, 吉田直樹: 運動学習にかかわる小脳の働き. 体育の科学. 52 (12):949-955, 2002.
- [4] 吉田直樹: 医療系と工学系におけるバイオメカニズム教育 ―両者の教育を受けた経験から―. バイオメカニズム学会誌. 26 (2):86-90, 2002.
- [5] 上野武治, 吉田直樹, 他 23 名: 第 3 章脳卒中 (5) 精神障害: 痴呆、自発性低下. 北海道医師会編. リハビリテーション医学の実際 北海道医師会, 札幌, 1998, pp.27-29.
- [6] 上野武治, 村田和香, 吉田直樹: 痴呆性老人のリハビリテーションについて. 老年期痴呆研究会誌. 9:44-48, 1996.

翻訳書

- [1] 吉田直樹: リハビリテーションシークレット (8～10 章). 道免和久, 藤谷順子, 編. リハビリテーションシークレット. メディカル・サイエンス・インターナショナル, 東京, 2005, pp.65-95.