

博士（工学）学位論文

操作力データの身体負荷推定への適用と
そのデータハンドリング

菅間 敦

首都大学東京大学院 システムデザイン研究科

指導教員 瀬尾 明彦 教授

目次

第1章	序論	1
1.1	背景	1
1.1.1	様々な身体負担評価法	1
1.1.2	生体力学モデルと操作力	6
1.1.3	操作力データの人間工学的取り扱い	10
1.1.4	デジタルヒューマンモデルを用いた身体負荷推定	12
1.2	目的	17
1.3	本論文の構成	17
第2章	引き出しの操作性と上肢負担の関係	19
2.1	緒言	19
2.2	実験方法	20
2.2.1	被験者	20
2.2.2	実験装置	20
2.2.3	実験条件	21
2.2.4	実験手順	22
2.2.5	計測および解析方法	22
2.3	結果	23
2.4	考察	26
2.5	結言	27
第3章	下方への押し込み作業時の上肢負担評価	29
3.1	緒言	29
3.2	実験方法	29
3.2.1	被験者	29
3.2.2	実験装置	30
3.2.3	実験条件	31
3.2.4	実験手順	31
3.2.5	計測および解析方法	32
3.2.5.1	発揮力	32
3.2.5.2	各関節の最大トルク比および椎間板圧縮力	32
3.2.5.3	筋電図	32
3.2.5.4	主観評価	33

3.2.6	統計処理	33
3.3	結果	33
3.4	考察	36
3.5	結言	38
第4章	座面の低い椅子からの起立動作に対する 手すりの負荷分散効果	39
4.1	緒言	39
4.2	実験方法	40
4.2.1	被験者	40
4.2.2	実験装置	40
4.2.3	実験条件	41
4.2.4	実験手順	42
4.2.5	計測および解析方法	42
4.2.5.1	床反力	42
4.2.5.2	手すりの操作力	42
4.2.5.3	筋電図	42
4.2.5.4	主観評価	43
4.2.6	統計処理	43
4.3	結果	43
4.4	考察	48
4.5	結言	50
第5章	操作力データベースの構築	51
5.1	緒言	51
5.2	操作力データベースの概要	51
5.2.1	操作力データベースの構成	51
5.2.2	ユーザインタフェース	52
5.3	中間処理機能の実装	55
5.3.1	データの合成と補間	55
5.3.2	補間精度の検証	56
5.3.3	操作力の可視化	58
5.4	結言	63

第 6 章	ウェーブレット変換による操作力波形平滑化	65
6.1	緒言	65
6.2	ウェーブレット変換	66
6.2.1	離散ウェーブレット変換	66
6.3	プッシュスイッチ操作力の測定および解析	67
6.3.1	被験者	67
6.3.2	実験装置および実験条件	67
6.3.3	測定装置	68
6.3.4	実験手順	68
6.3.4.1	ローパスフィルタによる平滑化	69
6.3.4.2	離散ウェーブレット変換による平滑化	69
6.3.4.3	変動波の極値表現による特徴抽出波の生成	70
6.4	結果	71
6.4.1	波形形状	71
6.4.2	評価指標の結果	72
6.4.3	応用と可視化	73
6.5	考察	78
6.6	結言	80
第 7 章	結論	81
7.1	結論	81
7.2	今後の課題	83
	参考文献	87
	謝辞	97

第 1 章 序論

1.1 背景

1.1.1 様々な身体負担評価法

作業現場では、作業中の重量物の取り扱いや無理な姿勢によって、作業者の筋骨格系に過度な負担が生じないように配慮することが求められる。そのためには、作業者の姿勢や操作力から身体負担を見積もり、身体負担が許容範囲内にあるかを診断する必要がある [1]。先行研究では、作業者を目視で観察し大まかに姿勢の評点をつける観察法と呼ばれる手法が多数提案されている。その多くは、評価シートなどを用いて作業姿勢や操作力、動作速度、繰り返しなどの評価項目を大まかに区分して記録するものであるため、特別な装置がいらず、簡便に利用することができる。しかし、評価用の区分が大まかであるため精緻な評価ができないことや、観察者によるばらつきが生じるため定量化が難しいなどの難点があった。また、身体のひねりのような 3 次元的な動きの記録や、複雑な作業動作の記録には不向きである。そのため、現場では身体負担の大きい作業箇所を把握するためのスクリーニングなどに利用されることが多い。

表 1.1 に観察法に基づく人間工学的姿勢評価手法の中で代表的なもの [2, 3] を示す。また表 1.2 に各手法と暴露因子の関係を示す。それぞれの観察法は、用途と評価の簡便さなどが異なるため、評価場面や得たい結果に応じて使い分けがなされる。ただし、生体力学的評価においては作業姿勢と外力の記録が重要となるため、多くの手法がそれらの記録を必要としている。なお、表中のその他は機械的圧縮、手袋の使用、周辺環境、道具の使用、負荷の組み合わせ、チーム作業、視覚的な要求事項、精神的もしくは個人的要因などを含んでいる。以下に、代表的な評価手法の概略を示す。

・ OWAS

本法は、フィンランドの鉄鋼会社 (Ovako Oy) の Karhu らが 1970 年代に開発し、その後、フィンランド労働衛生研究所やタンペレ工科大学によりトレーニングマニュアルや集計ソフトなどが整備され各国で利用されるようになった。現在も OWAS を用いた作業分析事例 [4, 5, 6, 7] は多く見られる。本法では、ある時点の作業姿勢を背部・上肢・下肢・重さの 4 項目でとらえ、これをコード化した 4 桁の数字 (姿勢コード) で記録する。各項目のコードは、背部は体幹部の前傾やひねりの有無、上肢は肩より上に腕があるかどうか、下肢は膝の屈曲の有無 (座位や歩行も含む)、重さは手にかかる重さや力が 10 kg あるいは 20 kg を超えるかどうかなどで決める。調査者は、一定時間おきにその瞬間の作業者の姿勢を読み取り、姿勢コードで用紙に記録する。姿勢コードは 4 段階の AC (Action Category) で評価され、AC1 は「筋骨格系への負担に問題はなくて改善は不要」、AC4 は「筋骨格系への負担が非常に高く直ちに改善が必要」と判定される。例えば図 1.1 に示す姿勢は、

表 1.1 簡易的な観察法の一例 [8, 9]

年	手法	特徴	機能
1977	OWAS	姿勢と力のための時間サンプリング	全身姿勢の記録と解析
1992	Checklist	下肢, 体幹, 首の繰り返し作業の評価	リスク因子の評価用チェックリスト
1993	RULA	評価用アクションレベルを用いた姿勢と力のカテゴリ化	上半身と上肢の評価
1993	NIOSH Lifting Equation	徒手作業の生体力学的負担に関係する姿勢の測定	リスク因子の同定と評価
1995	PLIBEL	いくつかの身体部位に関して質問の付いたチェックリスト	リスク因子の同定
1995	The Strain Index	作業タスクのための 6 つの暴露因子を組み合わせたインデックス	上肢遠位部障害のリスク評価
1998	OCRA	繰り返し作業用の姿勢と力の測定	様々なタイプの仕事のための積算評価値
1999	QEC	作業者の反応をふまえた主要な身体部位の暴露レベル, 指針介入の評価	静的ならびに動的な作業に向けた上半身と上肢の暴露評価
1998	Manual Handling Guidance, L23	タスク, 道具, 環境, 個人に関するリスク因子のチェックリスト	徒手作業のリスク因子の同定用チェックリスト
2000	REBA	評価用アクションレベルを用いた姿勢と力のカテゴリ化	動的タスクの全身姿勢評価
2001	FIOH Risk Factor Checklist	繰り返し作業に関する身体負荷と姿勢に関する質問	上肢の評価
2001	ACGIH TLVs	手の動きと持ち上げ作業に関する限界値	徒手作業の暴露評価
2001	LUBA	関節角度の基準からの偏差と知覚した不快感による分類	上半身と上肢に対する姿勢負荷の評価
2002	Upper Limb Disorder Guidance, HSG60	職場における上肢障害の危険性についてのチェックリスト	上肢障害のリスク因子の評価
2003	MAC	主要なリスク因子を評価して優先順位と介入の指導を行うためのフローチャート	個人とチームの徒手作業に向けたリスク因子評価

表 1.2 評価法と暴露因子の関係

年	手法	姿勢	負荷 /力	動作 頻度	速度	回復	振動	その他
1977	OWAS	○	○					
1992	Checklist	○						
1993	RULA	○	○	○				
1993	NIOSH Lifting Equation	○	○	○	○	○		○
1995	PLIBEL	○	○					
1995	The Strain Index	○	○	○	○			○
1998	OCRA	○	○	○	○	○	○	○
1999	QEC	○	○	○	○		○	○
1998	Manual Handling Guidance, L23	○	○	○	○	○		○
2000	REBA	○	○	○				○
2001	FIOH Risk Factor Checklist	○	○	○	○			○
2001	ACGIH TLVs	○	○	○	○			
2001	LUBA	○						
2002	Upper Limb Disorder Guidance, HSG60	○	○	○	○		○	○
2003	MAC	○	○	○				○

表 1.3 の部位別の評価リストを用いると図 1.1 中の結果となる。これを用いると AC3 という総合判定結果となり、改善が必要な姿勢と判定される。本法は、特別な測定機器を使わずに作業の観察だけで実施できる簡便性と、記録結果から直ちに改善すべきポイントを指摘できる迅速性を持っている。姿勢コードの分類は細かいため詳細な記録・評価には向かないが、作業姿勢による筋骨格系負担を大まかにとらえて定量化するのに適している。なお、提案当時は全身の動きを伴う重量物取り扱い作業が疾病の主原因であったため、姿勢の記録も全身用に背部、上肢、下肢の 3 項目について記録するようになっている。また想定取り扱い重量も 10 kg 刻みで記録するなど区分が広めにできている。

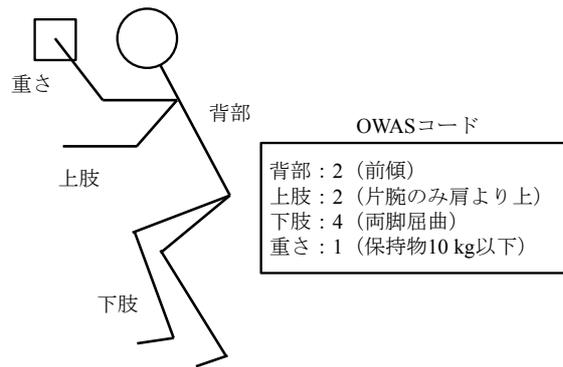


図 1.1 OWAS 法の評価例

表 1.3 OWAS 法の評価項目

1. 背部	1) まっすぐ 2) 前または後ろに曲げる 3) ひねるまたは横に曲げる 4) ひねりかつ横に曲げる, または斜め前に曲げる
2. 上部	1) 両腕とも肩より下 2) 片腕が肩の高さあるいはそれより上 3) 両腕が肩の高さあるいはそれより上
3. 下部	1) すわる 2) 両脚をまっすぐにして立つ 3) 重心をかけている片脚をまっすぐにして立つ 4) 両膝を曲げて立つか中腰 5) 重心をかけている片脚を曲げて立つか中腰 6) 片方または両方の膝を床につける 7) 歩くまたは移動する
4. 重さまたは力	1) 10kg 以下($w \leq 10\text{kg}$) 2) 10~20kg($10 < w \leq 20\text{kg}$) 3) 20kg より大($w > 20\text{kg}$)

・ RULA

本法は McAtamney らによって 1993 年に提案された上肢作業負担評価のための評価手法である。当時の作業現場の作業内容が全身作業から上肢中心の作業へと推移したため、OWAS よりも上肢を詳細に評価可能な手法として提案されたと考えられる。近年も工具の取り扱い作業を評価した事例 [10, 11]が見られる。上肢の評価は、上腕、前腕、手首について角度に対応したスコアをつけた後、上肢の統合スコアを求める。その際、ひねりや反復があればスコアを加算し、上肢で力を発揮したり荷重を支えていても加算する。上肢のほかに頭部と体幹、下肢の姿勢から統合したスコアを計算する。その後、上肢の統合スコアと頸部・体幹・下肢の統合スコアから総合的な評価を行い、最終的に 4 段階の AL (Action Level) に基づいて判定を行う。本法は手首の角度など瞬間的な視認が困難な項目が含まれており、作業全体を見て評価することに適している。力や荷重の大き

さも主に静的な荷重を対象としており、2~10 kg が一区切りにされるなど区分も大まかである。ただし反復性や衝撃性の力発揮に対してはスコアが加算されるようになっている。

・ NIOSH Lifting Equation

本法は 1981 年に米国労働安全衛生研究所によって提案され、その後 1993 年に改訂版が提案された。作業姿勢や繰り返し頻度などから取り扱う荷物重量の推奨限界を求め、実際に作業中に取り扱う荷物重量がその何倍になるかを数値化することで腰痛の発症リスクを評価する手法である。より精密に荷物取り扱い時の重量を評価できるよう、荷物の取り扱い位置や重量の他に、作業頻度や動作速度に関しても加味されている。

生産現場では、ひとかたまりのタスクの組み合わせから一連の作業が成り立つことが多いが、各タスクが同じ作業の繰り返しになっている場合、作業者は同じ姿勢や動作を繰り返しとることになる。そのため、作業負担評価としては各タスクでの負担要因（荷物の重量、繰り返し回数、運搬時の姿勢、のべ作業時間など）を組み合わせればタスクの負担度が定量化でき、それを積み上げると一日の作業負担の定量化も可能であると予想される。これに対応した作業評価手法の 1 つが本法である。

本法では *RWL* (Recommended Weight Limit, 推奨重量限界) と呼ばれる値を計算する。*RWL* は以下で求められる。ここで、*LC* は負荷定数、*HM* は水平係数、*VM* は垂直係数、*DM* は距離係数、*AM* はひねり係数、*FM* は頻度係数、*CM* は結合係数である。各係数の概念を図 1.2 に示す。*RWL* が求められたら、次に次式で *LI* (Lifting Index, 持ち上げ指数) を求める。ここで *L* は実際の作業で取り扱う荷物の重量である。

$$RWL = LC \times HM \times VM \times DM \times AM \times FM \times CM \quad (1.1)$$

$$LI = L / RWL \quad (1.2)$$

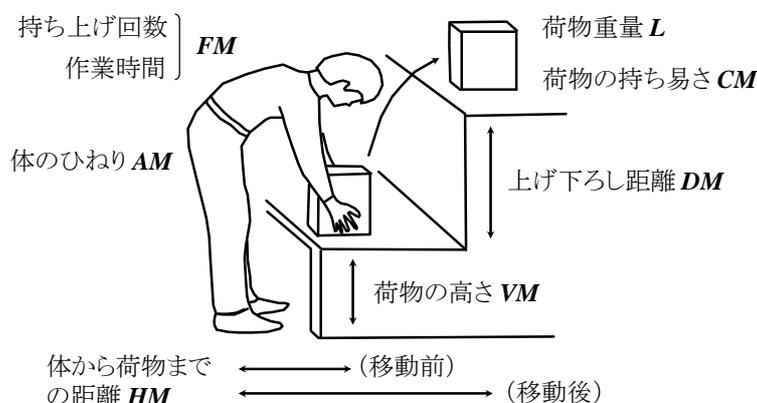


図 1.2 NIOSH Lifting Equation の因子

LI は、式が示すように実際の作業が推奨限界である RWL の何倍になるかを示す値である。取り扱う荷物の重量が、与えられた作業条件での荷物取り扱い作業の限界重量である RWL を越えている、つまり LI が 1 より大きくなることは、腰痛の発症リスクが高いことを示す。現場では本法を使って LI が 1.0 以下になるように作業設計を行うことが求められる。

その他には、1998 年に提案された OCRA などがあり、これは繰り返し作業による負荷を評価する手法であるが、これは作業現場で見られる作業内容が軽負荷・高反復作業へと推移したことに対応している。

一方、観察法と平行して、デジタル記録ツールを用いて姿勢を記録する手法が使われてきた。これらは、写真やビデオ、モーションキャプチャシステムなどを用いて作業姿勢を記録した後、コンピュータ上に作業姿勢を再現し、定量的に生体力学的評価を行う手法である。その多くには、作業者の身体を体節の組み合わせで表現したセグメントモデルが用いられ、身体関節まわりに生じる力学的負荷を 2 次元、もしくは 3 次元的に計算することで身体負荷を推定する。これらの手法は、一旦作業内容を記録すれば観察者による評価の誤差がなく、物理量に基づいて結果を比較することができることから作業現場への導入が進められた。しかし、姿勢記録装置の設置や利用手順を覚えることに手間がかかることや、作業者と作業設備の交錯、カメラの死角などが生じると作業姿勢の記録漏れが発生するなどの難点もあった。そのため、作業者に直接センサを取付ける、もしくは反射マーカのような記録用オブジェクトを取付けることで直接作業姿勢を計測する手法が提案されてきた。現在は、モーションキャプチャシステムや加速度センサを使った姿勢計測、ゴニオメータによる関節角度計測などが行われている。

1.1.2 生体力学モデルと操作力

観察法よりも細かく定量的に身体負荷の評価を行うため、生体力学モデル [12]を用いた計算に関する研究が進められている。人の身体に関する様々なデータを用いて身体特性をモデル化し、関節モーメントなどの物理的負荷を指標として身体負荷を評価する。

このモデルの構築に必要なデータの 1 つは、人のセグメント長、セグメントの質量、質量中心の位置、回転中心の位置などの人体計測学的データ [13]である。これらのデータは身体の解剖学的研究などから測定され、セグメント長は身長に対する比、セグメント質量は体重に対する比に換算されている。このデータはいくつかの研究グループによって提案されているが、それらを総合的に加味した値が Chaffin ら [14]によって提案されている。

2 つ目は身体セグメントの並進・回転の変位、速度、加速度などの運動学的データである。身体のランドマークの変位を観察し、セグメントの位置と傾きを求め、関節の角度を算出する。基本的な概念は 2 次元で、1 つの平面内で観察を行う。しかし、身体のひねりが加わる場合は 3 次元の分析が必要となり、3 つの平面にまたがった解析が必要となる。姿勢のデータは、豊富なサンプルデータと姿勢の自動生成技術により、高い汎用性と様々

な場面に対応する柔軟性を持つ。例えば、姿勢や動作の自動生成アルゴリズムや、人体動作データベース [15, 16, 17, 18, 19, 20]の発展により、多様な作業場面に対応した姿勢を比較的高い精度で再現することが可能となりつつある。また、逆運動学を用いたモーションの自動生成の技術が進められ、筋の弾性特性を加味したモデル [21]や高い精度で動作の再現が可能なシステム [22]が提案されている。システムの例としては Musculographics 社の SIMM [23]や AnyBody Technology 社の AnyBody [24], ジースポート社の ARMO [25]などがある。これらのシステムでは、人が手を伸ばす位置や移動する地点を指定すると、セグメントの移動速度や回転速度が自動的に生成されるなど、解析プロセスにおける利便性が高められている。

3 つ目は、身体に生じる力と身体運動の関係を記述する運動力学的データである。運動のメカニズムを明らかにするため、筋による力のモーメント、筋のパワー、エネルギーの変化などが計算される。力には内力と外力があり、内力は筋活動、靭帯、筋や関節の摩擦などから生じる。外力は床、外的な負荷、他の物体、空気抵抗などの受動的な力発生源から生じる。一般的に外力データは汎用性が低く、入手や取り扱いが困難であるが、歩行解析に用いられる床反力の場合は、データ取り扱いについての標準フォーマット [26]が定められるなど、汎用化への取り組みがなされている。

図 1.3 左に、荷物を上肢で持ち上げている状態を矢状面から観察した 2 次元の剛体リンクモデルを示す。また図 1.3 右にその生体力学モデルを示す。このモデルは、上腕、前腕と手の 2 セグメントがリンクしたモデルであり、肩関節と肘関節を有する。本来は手のセグメントを別に設け、手関節を含めた 3 関節モデルとするが、今回は簡単化のために前腕と手を一体化している。各セグメントは剛体とみなす。身体質量は、各セグメントの質量

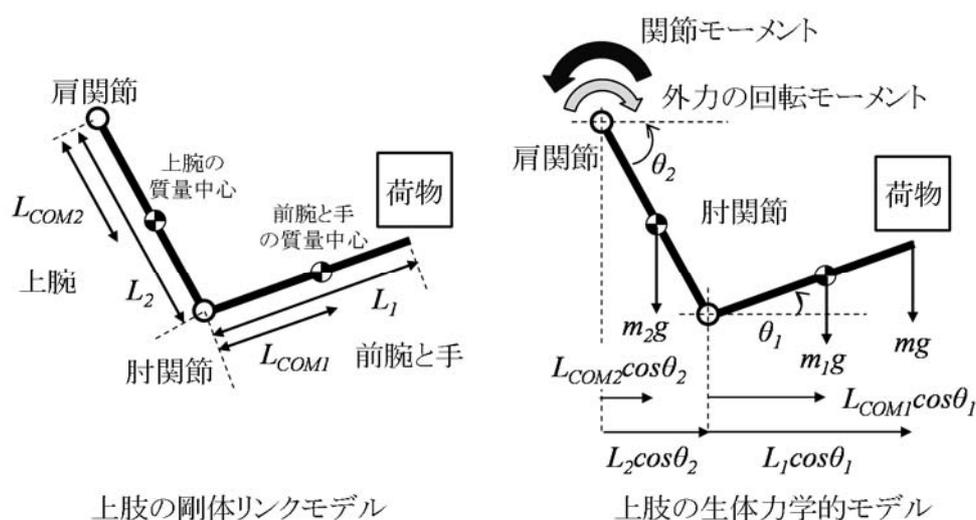


図 1.3 上肢の剛体リンクモデルと生体力学モデル

中心位置に作用する鉛直下向きの外力として表現している。また荷物の質量は、荷物を支

えている手先を作用点として、荷重が鉛直下向きに加わるとみなす。ここで、 L はセグメント長、 L_{COM} は関節から質量中心までの距離、 m は質量、 θ は角度、 M はモーメント、 g は重力加速度である。

関節に生じる回転モーメントは、任意の関節から外力ベクトルの作用点までの位置ベクトルと、外力ベクトルの外積によって求まる。図中に示す時計回りの矢印が外力による回転モーメントである。姿勢を維持するためには、これに拮抗する逆回りのモーメントを身体の筋張力や靭帯によって発揮する必要がある。この外力モーメントに拮抗するモーメントを関節モーメントと呼ぶ。以下の式 1.3~1.6 に肩関節モーメント M の計算式を示す。 M_0 , M_1 , M_2 はそれぞれ荷物質量、前腕質量、上腕質量によるモーメントである。セグメント質量とセグメント長は一定とみなすため、水平距離は各セグメントの角度によって決まる。肩関節であれば、肩関節の屈曲によって上腕が水平になっている場合に、上腕質量によるモーメントが最大となる。

$$M = M_0 + M_1 + M_2 \quad (1.3)$$

$$M_0 = m \times g \times (L_1 \cos\theta_1 + L_2 \cos\theta_2) \quad (1.4)$$

$$M_1 = m_1 \times g \times (L_{COM1} \cos\theta_1 + L_2 \cos\theta_2) \quad (1.5)$$

$$M_2 = m_2 \times g \times L_{COM2} \cos\theta_2 \quad (1.6)$$

また、図 1.4 左に手で壁を前に押し込んでいる瞬間、つまり前方へ操作力を加えている瞬間の生体力学モデルを示す。このモデルは、直立姿勢で肘関節を 90 度屈曲した姿勢で 50 N の力を前方に発揮した際を想定している。このとき、反力ベクトルが水平線となす角を θ とする。この場合、身体に作用する外力として、発揮した操作力ベクトルと逆向きの反力が手先に加わる。操作力は方向が一意に決まらないため、鉛直成分ベクトルと水平成分ベクトルに分解し、それぞれモーメントが計算される。力の鉛直成分によるモーメントは、重力の場合と同様に、力の鉛直成分と任意の関節からの水平距離との積によって求まる。しかし、下向きに力をかけた場合は上向きの反力が生じるため、重力ベクトルとは逆回りのモーメントとなる。また、力の水平成分によるモーメントは、力の水平成分と任意の関節からの鉛直距離との積によって求まる。ゆえに、水平方向の力による身体負荷を考える場合は関節から作用点までの高さが問題となる。

また図 1.4 右に、この力の発揮方向 θ を前方 (0 度) から ± 90 度まで変化させた際の、肩関節モーメントと肘関節モーメントの値を示す。横軸は反力ベクトルが水平線に対してなす角 (単位: 度, 時計回りが正), 縦軸は関節モーメント (単位: Nm, 絶対値) である。なお、この結果は身長 170 cm, 体重 60 kg の男性を想定し、各セグメントの長さや質量、重心位置の値は文献値 [14] を参照している。この結果を見ると、各関節モーメントの最大値は、肩関節モーメントが約 24 Nm, 肘関節モーメントが約 18 Nm となっている。肘関節のモーメントは約 5 度で最小となり、肩関節のモーメントは約 45 度で最小となる。角度が

0 度のときは、肘関節に対するモーメントアームがほぼ 0 となるため、この関節にはモーメントが生じず、肩関節まわりのみモーメントが増大する。したがってこの条件では作業者は肩への負担感を訴えやすい。しかし角度が 20~30 度上向きになると、肩関節モーメントが大きく減少し、肘関節モーメントも十分に小さい姿勢となる。このように、各関節の結果にトレードオフ関係が見られることがわかる。

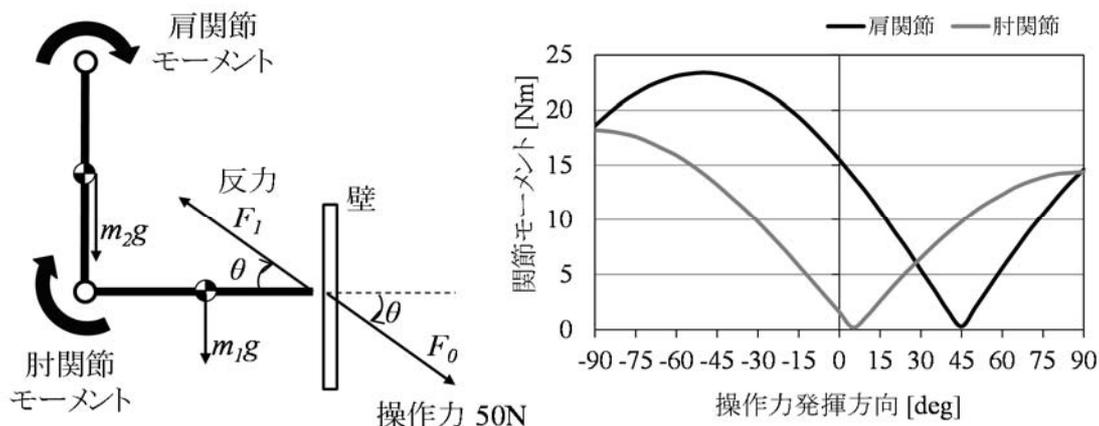


図 1.4 50N の操作力の発揮方向と関節モーメントの関係

上記の結果では関節モーメントの値をそのまま評価したが、このままでは関節ごとの負担度の比較や、個人間での負担の比較が難しいため、通常は各関節が耐えうる最大モーメントもしくは最大筋力 (MVC) に対する比 (%MVC) に換算して標準化し、比較する。

表 1.4 に、生産場面と生活場面における力発揮の評価について、%MVC を基準に整理したものを示す。生産場面あるいは生活場面でみると、5%MVC 以下は、キーボード作業のようにかなり長時間高頻度の作業でなければ問題のないレベルである。筋疲労の面からは、15%MVC 以下は筋疲労の蓄積がわずかで長時間の持続発揮が可能である。日常的には、25%MVC 以下の力の発揮ですむと快適とされる。50%MVC を超えると、健康障害を生じやすくなる。これは、動作の際の加速や肢位の取り方により、過大な負荷がかかることが多いためでもある。

一般に、人が日常的に繰り返し実施することが可能と感じる力は、50%MVC 前後が限界である。上肢のように関与する関節の自由度が多い場合、関節が伸展した肢位や過度に屈曲・伸展した肢位では大きな力を受けることができる。しかし、動きのある作業のなかでは常に負荷が適切に配分される姿勢をとることが困難であり、安全を見越すと 50%MVC レベルとなる。そのため、作業場面や生活場面で発揮する力は基本的に 50%MVC 以下のレベルに設計すべきとされる。また、長時間高頻度の作業になるなら、筋疲労の観点から 15%MVC 以下にすべきである。通常の作業の多くは 15~50%MVC の範囲で行われる。この範囲のどこに限界値を設定すると健康障害が予防できるかについては、繰り返し回数、

持続時間，経験，個体差などに依存する。

表 1.4 最大発揮力を基準にした力の評価

判定	最大発揮力 (%MVC)	主観評価 (Borg CR10・Moore-Garg)		生産現場・生活場面
0～15% 作業としてはほぼ健康障 害が発生しないレベル	0	0	なし	ほとんど健康障害が発生しない 持続発揮が可能な限界値
	5	0.5	極めて弱い， ほとんど気づかない	
	10	1	非常に軽い	
	15			
15～50% 頻度や回数によっては 健康障害が起こるが， 通常の作業で実際に 行われているレベル	20	2	弱い(軽い)， 明確な労作	作業としてはここまでが理想の 限界値(実際にはこれ以上の作 業がよくある)
	25			
	30	3	中程度	
	40	4	明らかな労作だが 表情は変わらない	
50%～ 1回の実施でも筋痛や 捻挫を起こす危険性が あり，日常的な作業とし ては回避すべきレベル	50	5	強い(重い)	作業として設定する力の限界

1.1.3 操作力データの人間工学的取り扱い

外力は身体負荷に直接作用することから，産業場面や生活場面での荷物重量や操作力の大きさに対して，規定や制限を設ける規格や研究が見られる。作業や日常生活において，どの程度の力の発揮が許されるかについては，(1) 最大の発揮力に対し，どの程度の力が障害を引き起こさずに発揮できるのか，あるいはどの程度の力の発揮であれば負担に感じなくてすむか，(2) ある集団がその力発揮をした場合何パーセントの人が実施できるのか，あるいは何パーセントの人が障害にならずに実施できるのか，という 2 条件を満たすように設定される必要がある。一方，人間は規定方向に忠実に操作力を発揮するとは限らず，作業方法や環境に応じて操作力の大きさと方向を変化させている。そのため，作業環境と操作力の大きさおよび発揮方向との関係も加味し，操作力発揮の基準や上限値の設定を行う必要がある。

多くの職場で見られる重量物の取り扱い作業では，荷物重量の作用方向が鉛直下向きに一意に定まるため，荷物の重量をあらかじめ調べておけば作業による身体負荷を単純に把握することができる。また，荷物の上げ下ろしなど外力が単純に作用するケースの多くは，持ち上げ重量を元に身体負荷や消費エネルギーを推定することが可能となる。例えば，荷

物の持ち上げや下ろし，台車の押し引き，荷物の運搬といった重量物取り扱い作業において，取り扱い物の重量限界はその作業にどれだけの筋力が要求されるかに依存する．様々な取り扱い物を交互に扱うような場合は身体負荷の推定が困難になるが，その場合は様々な作業姿勢や時間的反复が混入し複合的な動作となるため，複合的な作業に対する作業限界値のデータが必要になる．その代表的な資料が，Snook らによってまとめられた Snook Table [27]である．表 1.5 に荷物の運搬の場合の最大荷物重量を示す．この表を使い，床から手までの垂直距離，運搬距離，繰り返し回数，および受容する作業割合を指定すると取扱重量限界値がわかる．その他に持ち上げ用や女性評価用の表がある．運搬は直立に近い姿勢での作業のため身体への負担は軽くなり，持ち上げ用の Snook Table より値が全体的に高く設定されている．

表 1.5 Snook Table の手持ち運搬評価リストの例（男性，2.1m の運搬，単位 kg）

		2.1 m の運搬						
床から手 までの高 さ(cm)	作業人数 にしめる割 合(%)	以下の時間内に 1 回の運搬						
		6	12	1	2	5	30	8
		sec		min			hr	
111	90	10	14	17	17	19	21	25
	75	14	19	23	23	26	29	34
	50	19	25	30	30	33	38	44
	25	23	30	37	37	41	46	54
	10	27	35	43	43	48	54	63

一方，操作力については，ベクトル量として大きさと方向，作用点を加味し，身体負荷推定に用いることのできるデータを提供した研究として，押し引き [29]，ジョイスティックの操作力 [30, 31]，クランクの回転操作 [32, 33]についての研究などが見られる．しかし，未だ汎用的に利用できるデータは少なく，様々な場面について身体負担を評価可能とするため，作業場面や日常生活に見られる作業を想定した操作力データが必要とされている．

これに対し，スカラー量の操作力データとして，最大値や操作中の平均値などの値は先行研究でもいくつか公開されている．例えば，製品評価技術基盤機構（NITE）が公開する人間特性データベース [28]では，操作の種類は，押す・引く・ひねるなどの基本的な操作に限定されているが，世代別に人の上肢操作力や最大筋力のデータが提供されている．また，複数の基準やガイドラインによって種々の発揮操作力が規定されている．表 1.6 に，実際の機器や設備に設けられている操作力の限界値を示す．操作力に関しては，作業しやすさの点から必ずしも発揮力が低いことが望ましいとは限らない．例えば，指先で操作する機器では操作力が低すぎると誤入力が増加し，キーボードでは押し力が低すぎるキーは押しにくい．手で握って操作するレバーも，腕の自重だけで 10 N 前後の力が常にかかるた

め、それ以上の力で操作できるようにしないと腕の保持に筋力を必要とする。足で操作するペダルも同様に、15～40 N の操作抵抗がないと、足をペダルにおいて保持できず、足関節の背屈に筋力が必要となる。また、操作系からの反力は、力覚フィードバック制御の面からもある程度は必要である。特に動作が伴う場合や車両運転のように全身あるいは操作物が振動する場面では、やや高めの反力がないと制御が難しい。

表 1.6 実際の機器・設備の操作力

機器・設備等	推奨操作力限界	備考
荷物の重量	20～25 kg	「職場における腰痛予防対策指針」では体重の 40%が上限。
出入口のドアの開閉力	50 N(ユニバーサルデザイン仕様は 25 N)	JIS A4702 より。 普通のドアは 20 N 程度が多い。
片手で持つ工具	2.5 kg	精密工具は 0.4 kg 以下。 重心位置も重要。
両手で持つ工具	5 kg	
手持ち工具の引き金	10 N	実際は誤動作防止のため 20～50 N と高い。
押しボタン	1～5 N	家電製品のタクトスイッチは 1 N 程度。 電源スイッチは押し力高い。
非常ボタン	80 N	誤操作避けるため 20 N 以上に。
キーボード	0.5～0.8 N が推奨 (0.25～1.5 N が要求)	JIS Z8514 より。
ボトルの栓の回旋	0.5 Nm 前後	口径が小さいほど低め。
蛇口	0.5 Nm 以下	レバータイプは 20 N 以下。

1.1.4 デジタルヒューマンモデルを用いた身体負荷推定

製造業においては、調達、製造、流通、販売、保守など、一連のプロセスにおける情報の一元管理を目的とし、PLM (Product Lifecycle Management) [34, 35]と呼ばれる取り組みがなされている。特に生産工程では、製品企画、製品設計、生産準備、生産、保守のようにいくつもの工程が発生するため、各工程に対する業務支援や、工程間の連携を高めるために、製品データを 3 次元デジタルデータ化し、全工程での共有が図られている。最も基本的なツールは CAD (Computer Aided Design) と呼ばれる 3 次元設計ツールであり、他に機能や性能のシミュレーションを行う CAE (Computer Aided Engineering)、生産ライン制御を行う CAM (Computer Aided Manufacturing) なども用いられる。実際のアプリケーション

としては、デジタルモックアップ、解析シミュレーションツール、テストツール、組立性検討（公差解析）ツール、プロセスシミュレーション、品質検査ツールなどが利用されている [36]。図 1.5 に、設計の各工程と支援アプリケーションの関係を示す。

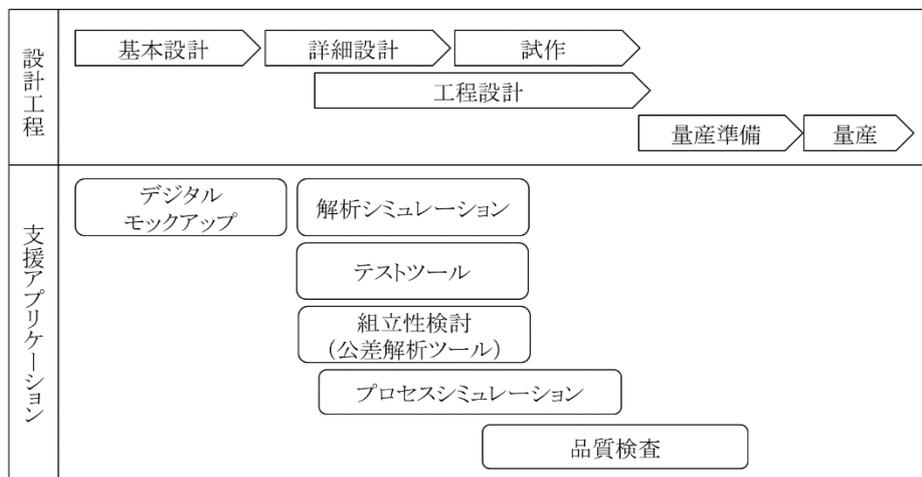


図 1.5 設計工程に対応した生産支援ツール

近年では、基本設計など、設計の上流工程ではデジタルツールの利用が当然となりつつあるが、製品試作や量産準備などの下流工程への導入はそれほど進んでいない。そのため、生産計画の自動化や管理技術の自動化を目的として、デジタルファームやデジタルファクトリと呼ばれる技術の導入が進められている [37, 38]。これは、コンピュータ上に設備や作業モデルを配置し、生産工程を仮想的に再現してシミュレーションを行うシステム [39]である。このシステムによって、実際に設備を据え付ける前の設計初期段階から、製品組立工程の効率や作業環境の良し悪しを検討する。設計の段階から製造プロセスの流れを正確に把握して検討することができれば、その結果を直接設計に反映することができる。また、作業効率や個人の作業性、安全性などを確認し、ライン編成や製造マニュアルに反映させることも可能となる。学術関係でも、篠田らによるデジタル生産を支援するための研究 [40, 41, 42, 43, 44, 45, 46]や小野里ら [47, 48, 49]や尾崎ら [50, 51]の研究などが行われている。

特に近年は、人が手で行う製造作業に対する支援の充実が望まれている。そこでこれに対して、人間工学的観点から身体の認知、運動、知覚機能などをモデル化 [52, 53, 54]したデジタルヒューマンモデル [55, 56]と呼ばれる人体 3 次元 CAE モデルの活用が進められている。このシステムでは主に視認性や人体と物体の干渉、リーチ、身体の力学的負荷、作業性、体格の個人差の評価などの検証を行うことができる。また、作業者の移動時間や、作業者の身体負荷を定量化し、身体負荷の高い部位の同定することも行われている。このシステムを用いて作業や対象物、作業情報などの情報を入力し製品の設計や作業工程の良し悪しを検証することで、試作検証期間の短縮や作業改善に要するコストの削減が図ら

れている。また市販されたシステムも数多くあり、デジタルモックアップやプロセスシミュレーションなどのアプリケーションと併用して製品設計や工程設計に利用されている。特に、試作に時間を要する製品や大規模設備のレイアウトを検証する際に利用されることが多い。

表 1.7 に市販された主要なデジタルヒューマンモデルと関連するデジタル生産支援ツールを示す。また、各システムに実装されている評価機能を表 1.8 に示す。身体への力学的負荷の評価について、観察法と生体力学的評価の両方を兼ね備えたシステムは少ないが、Jack はその両方を実装している。以下に、代表的なデジタルヒューマンモデルについてその概略を示す。

・ Jack [57]

主要な姿勢は姿勢ライブラリにあらかじめ格納されているため、それを選ぶことで簡単に姿勢の生成ができる。また、個別に姿勢を生成することもできる。

Human Control と呼ばれる姿勢作成コマンドを利用してヒューマンモデルの姿勢を生成する。ハンドプリント（手袋モデル）とフットプリント（靴モデル）を用いて上肢と下肢の姿勢を設定する。それぞれ手先と足先の位置を目標位置へ移動させると自動で上肢および下肢の姿勢が決定する。また手足には荷物オブジェクトをリンクさせることができ、荷物の移動を行うことで全身の姿勢を自動で生成する。その際、手の形を握りやつまみなどから選択できる。

腰は姿勢構築の起点となっている。腰の位置を移動させることでヒューマンモデルを移動させる。頭と目の姿勢を指定するには、視認位置を設定する。胴体の姿勢は体幹部の動きの自由度ごとにスライダを調整して設定する。肩の姿勢は肩関節と鎖骨の自由度に応じてスライダを調整して設定する。肘の姿勢を指定することで腕の移動を行う。肘の位置を目標位置へ移動させ上肢の角度を調整する。膝の姿勢を指定することで脚の移動を行う。膝の位置を目標位置へ移動させ下肢の角度を調整する。荷物運搬動作は手先位置の始点と終点を指定することでアニメーションを作成することができる。ヒューマンモデルに対し外力を定義して付加することができる。外力は作用点位置と大きさ、方向を指定する。解析対象とする身体関節を選択すると関節モーメントが算出される。

・ GP4 [58, 59, 60]

作業場のレイアウトの設定と作業手順書の作成を行い、作業者の基本的な動きを設定すれば作業動作が自動で生成される。作業手順書には工程編成、作業対象部品、作業時間、組付要領、利用ツール、手の使い方などが記されており、この情報を元に作業内容やリーチ対象物、組付け対象物などが決定する。作業姿勢はあらかじめ登録された姿勢テンプレートを呼び出して生成する。作業者前方には格子状にリーチ点が配置されており、各リー

チ点に手を伸ばす際の姿勢が登録されているため、作業動作は対象物に最も近いリーチ点を探索し、そのリーチ점에登録された姿勢データを呼び出すことで実現している。

表 1.7 主要な生産情報システム

メーカー	工程管理	デジタルヒューマンモデル
DELMIA	DELMIA Process Engineer	Delmia / Human
SIEMENS	Tecnomatix	Jack
PTC		Manikin Extension Manikin Analysis Extension
Human Solutions		RAMSIS
富士通	PLEMIA	GP4

表 1.8 人間工学評価モジュールの機能

メーカー	DELMIA	SIEMENS	PTC	Human Solutions	富士通	
システム	DELMIA Human	Jack	Manikin Extension	RAMSIS	GP4	
視野	○	○	○	○	○	
リーチ	○	○	○	○	○	
干渉	○	○	○	○	○	
マテハン	○	○	○	×	×	
エネルギー	×	○	○	×	×	
人間 工学的 評価	生体力学的評価	△	○	×	×	△
	OWAS	×	○	×	×	×
	RULA	○	○	○	×	×
	NIOSH	○	○	○	×	×

このように、評価システム上に作業環境を再現しシミュレーションを行う場合、操作対象物モデルの他に、操作者としてデジタルヒューマンモデル、外力として操作力データの項目をそれぞれ設定する必要がある。人体モデルを基準に姿勢の設定を行う方法について

は上述したが、実際の作業現場では姿勢がほとんど一意に決まってしまうため、作業設備を基準に姿勢を設定することも多くあると考えられる。そのため作業の性質に応じて、一つの対象から制約を受ける操作と、複数の対象から制約を受ける操作を区別し、前者は操作力データを実測する際に人体寸法を基準に、後者は作業設備を基準に計測条件を設定する必要があると考えられる。一つの対象から制約を受ける場面は、家具・家電の操作や作業台上での作業のように、操作対象物が姿勢を制約するが、立ち位置は自由に変更することができる操作である。このような場合、人体モデルの位置を基準に操作対象物の位置を決定すると条件設定が簡単なため、人体モデル→操作対象物→外力の順にパラメータを設定すると考えられる。一方、複数の対象から制約を受ける場面は、椅子に座った状態で手すりを掴んで立ち上がる動作などで、椅子と手すりの二点から制約を受けるため、人の姿勢や位置の調整自由度は小さくなる。複数の対象物から制約を受ける場合は、操作対象物の位置を基準に人体モデルの位置を決定すると設定がしやすいため、操作対象物（もしくは作業環境）のパラメータを先に設定し、その後、人体モデルと外力を設定すると予想される。

以上のように、デジタルヒューマンモデルを利用した身体負荷推定が進められているが、ここでも操作力のベクトルの大きさと方向が一意に定まらず自動生成が困難なことや、データ処理が煩雑になりやすく体系化されていないことなどが原因で、様々な業種や場面に対応した柔軟なシステムを構築する際の制約となっている。操作力を取り扱う環境が整備されれば、操作力の計測や処理に要する手間が軽減されるとともに、多品種少量生産や生産現場の配置換えなど多様な環境を想定したシミュレーションが可能となる。現状では、デジタルヒューマンを用いた解析を円滑に行うため、①大きさ、方向、作用点の情報を持つ操作力データの充実とその管理体制の構築、②デジタルヒューマンとの連携と様々な評価場面に柔軟に対応できるシステムの構築、などの課題を解決することが必要である。これらの課題を解決し、操作力の取り扱いおよびデータ処理を総合して実行可能な環境を整備することが望まれている。

1.2 目的

人間工学領域において身体負荷推定の精度を高めることが望まれている。特に、生産支援システムの 1 つとして注目されているデジタルヒューマンモデルで身体負荷推定を行うためには、作業姿勢と操作力のデータから関節モーメントを算出することが必要となる。しかし、実作業に近い環境での操作力計測は煩雑であるため、これまでは力の大きさのみが扱われ、ベクトル量としての操作力データは十分に揃っていなかった。それには操作力の大きさだけでなく発揮方向を含めて身体負荷推定に利用すること、そしてそのデータハンドリングが必要である。そのため、実際に発揮された操作力が身体負荷に与える影響についても明らかにされていない部分が多かった。

そこで本研究では、実作業を模した環境下で操作力を実測し、身体負荷推定を行うとともに、その結果を踏まえてデジタルヒューマンモデルでの身体負荷推定に利用しやすい操作力データのデータハンドリング手法を示すことを目的とする。具体的には、6 軸力覚センサ等を用いて操作力をベクトル量として計測し、操作力ベクトルが身体負荷に与える影響を評価する。その後、操作力を再利用するために操作力データベースを構築する。そして操作力を取り扱う上で必要となる波形平滑化について新たな手法を提案する。

1.3 本論文の構成

第 1 章では、本研究の背景と目的を明らかにする。第 2 章では、オフィス等で見られる引き出しを扱う場面を想定し、引き出しの設置位置が操作力と身体負荷に与える影響について調査する。第 3 章では、作業者が徒手で下方向へ押し込む作業を想定し、作業位置が操作力および身体負荷に及ぼす影響について調査する。第 4 章では、作業者が手すりを使って立ち上がる場面を想定し、手すりの設置位置が操作力と身体負荷に与える影響について評価する。第 5 章では、操作力データの汎用性を高める操作力データベースの概要と、そのユーザインタフェースについて示す。第 6 章では、ウェーブレット変換を用いた新たな波形平滑化法を提案する。第 7 章では、本論文の結論と今後の課題を示す。

第 2 章 引き出しの操作性と上肢負担の関係

2.1 緒言

第 2 章から第 4 章では、6 軸力覚センサを用いて操作力を実測した事例について述べる。

人間工学領域では、微細な作業環境の違いによる影響を精緻に検証するため、操作力を正しく計測し評価に用いることが必要とされている。そこで各章ごとに 6 軸力覚センサを組み込んだ実験系を構築し、操作力の大きさと方向を実測する手法を示すとともに、作業環境が操作力に与える影響について調査した。その際、筋電図のような身体負担を反映する指標とともに結果を解釈し、操作力の発揮方向の違いが身体負担の大小にどのように作用するか検討を行った。なお、本研究では先行研究やデータベース上で公開されていない操作を対象とし、操作力データは、再利用されることを加味してできる限り汎用的な実験条件のもと計測を行うよう配慮した。特に、多様な作業についての評価を行うため、性質の異なる操作を対象として実験を行った。具体的には、単一の対象から姿勢の制約を受ける作業のうち、上肢を中心とした操作として引き出し操作（第 2 章）と、上肢と体幹を中心とした操作として下方押し込み作業（第 3 章）を実験対象とした。また、複数の対象から制約を受ける作業のうち、全身を使った操作として手すりを使った椅子からの起立動作（第 4 章）を実験対象とし、合計 3 つの実験を行うこととした。

本章では、上肢による操作として日常生活やオフィス等で見られる引き出しの押し引き操作に着目した。引き出しは、オフィスのデスクやキャビネット、作業現場の収納具、衣服箆笥やキッチンまわりなど様々な場面で用いられている。引き出しの寸法はオフィス用収納家具に関する JIS 規格 [61, 62] やキッチン収納基準 [63] で規定されており、最大引き力 [28] に関する知見も見られる。しかし、操作力と操作性の関係については十分に調べられておらず、ドア [64] や引戸 [65]、窓 [66] については開閉力 [67] に関する検討がなされているのに対し、知見が少ないのが現状である。また、操作環境によって操作力や身体負担がどのように変化するかについても明らかにされていない。設置高さとの関係 [68] や、高齢者の操作力や操作感 [69, 70, 71, 72, 73] に関する報告はいくつか見られるが、実際のオフィスや作業場面では、作業者と引き出しの距離や作業姿勢に制約がある場合も多い。そのため実際の操作姿勢や設置位置を考慮した検証が必要である。

そこで本章では、引き出しの設置位置に応じて上肢の生体力学的解析を行い、適切な引き出し設置位置を検討することを目的とした。具体的には、引き出しまでの距離を一定にし、引き出しの高さ 3 条件、引き出しに対する角度 3 条件を作業条件として組み合わせた実験を行い、作業のしやすさ、負担感、操作力、関節の最大トルク比、筋電図を組み合わせる複合的な解析を行うことで、引き出しの操作力と上肢負担、および操作性の関係を定量的に評価することとした。

2.2 実験方法

2.2.1 被験者

被験者は 21 歳から 25 歳までの健康状態良好な男子学生 10 名 (23.3 ± 1.3 歳 (平均 \pm 標準偏差)) で、被験者の平均身長と平均体重はそれぞれ 171.9 ± 4.7 cm, 63.8 ± 5.4 kg であった。また、被験者は全員右利きであり、実験は右上肢で行った。なお、本研究は首都大学東京日野キャンパスの研究倫理安全委員会の承認を得て実施した。

2.2.2 実験装置

本実験では、実際に市販されているオフィス用キャビネット (ITOKI 製 CZ-046MACSN) に引き出し操作力を計測するための 6 軸力覚センサ (ニッタ株式会社製 IFS-45E15A150-I63-EX) を搭載したモックアップを用いた。今回は、加工の際にセンサを組み込むために取っ手のある前面部分を取り除き、その後自作した取っ手を取り付けるという方法をとった。その際、取っ手の寸法や形状から把持方法や指にかかる圧力が変わることがないように、寸法および形状が加工前と同じ取っ手を自作し、キャビネットに取り付けた。なお、キャビネット、引き出し、取っ手の寸法は図 2.1 に示す。また、作業時の姿勢計測には 3SPACE (Polhemus 製 Fastrak) を使用し、そのデータは PC (エプソンダイレクト株式会社製 Endeavor NT2850) に取り込んだ。なお 3SPACE は定置アンテナからなる単一のトランスミッタから磁界ベクトルを生成し、3 つ連結されたリモート・センシング・アンテナからなる単一のレシーバで磁界ベクトルを検出することで物体の位置と方向を検出可能な装置である。本実験では、レシーバを上腕、前腕、手の 3 箇所固定し、各セグメントのワールド座標系の角度から上肢の各関節角を求め、上肢の各部位の位置を推定した。

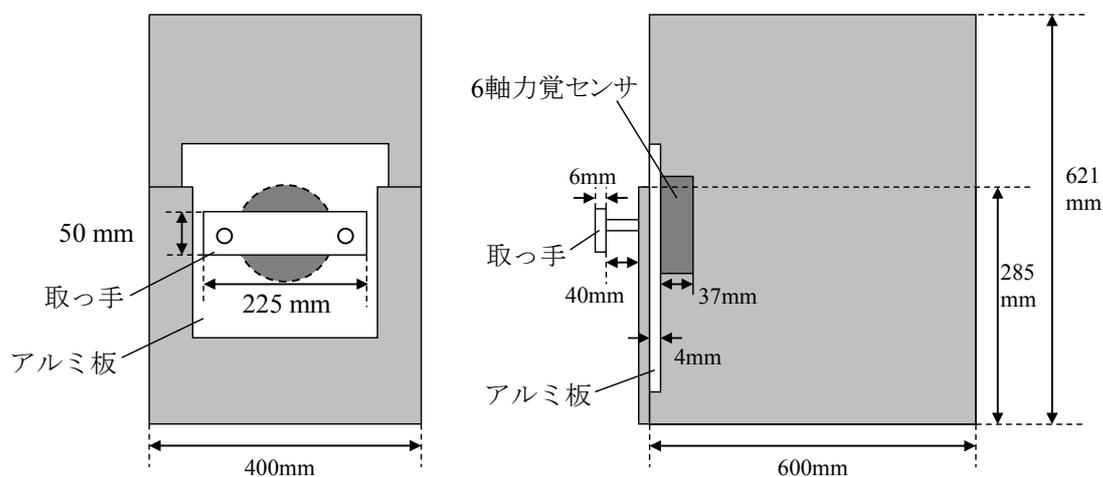


図 2.1 引き出しモックアップ : (左) 正面図, (右) 側面図

2.2.3 実験条件

本研究では被験者に、モックアップの引き出しを引き出す作業を行ってもらった。その際に、引き出しまでの水平距離と取っ手の種類を固定し、引き出しの高さおよび引き出しに対する角度を実験要因として実験を行った。具体的には、モックアップの取っ手部分から被験者の右肘までの水平距離を、被験者の前腕から手先までの長さで規定し、被験者間で相対位置を統一した。また、体幹の向きと傾きに関しては、全条件において体幹を正面に向けた状態で、なるべく体幹を動かさず上肢のみで操作するように指示した。今回は操作時に体幹の捻りや前後屈を加えず、上肢動作のみで操作する場合に限定し評価するため、上記のように操作方法を規定し実験を行った。

次に、実験要因である高さ要因については、被験者の身長比に基づいて規定し、引き出しの取っ手部分の高さを立位姿勢における肩峰高・肘頭下縁高・手首高の位置の3条件（図 2.2 左）とした。角度要因については被験者の右肘を基準として、左 45 度前方・正面・右 45 度前方の3条件（図 2.2 右）とした。これらを組み合わせ計 9 条件を引き出しの設置位置とした。

本実験では全ての引き出し設置位置において、引き出し開閉力を 20 N とした。なお、この開閉力については、内容物が十分に収納された状態を想定した場合に必要なとされる操作力をもとに決定した。そして、実験中の筋電図電位を表面電極法 [74, 75] によってサンプリング周波数 500 Hz で計測した。筋電図の計測部位は、右上肢の円回内筋、背部右側の僧帽筋、広背筋、左右の脊柱起立筋の 5 箇所（図 2.3）とした。円回内筋は前腕を回内させるときに、僧帽筋は肩を挙上するとき、広背筋は肩を伸展するとき、脊柱起立筋は頸部・脊柱を伸展させるときに優位に活動する [76, 77] ため、引き出しを操作した際に各筋がどの程度活動しているかを計測することで筋負担を定量的に評価した。

実験は全ての条件を組み合わせ合計 9 条件を行った。また、実験順序は被験者ごとにランダム化して、首都大学東京日野キャンパスの実験室で実施した。

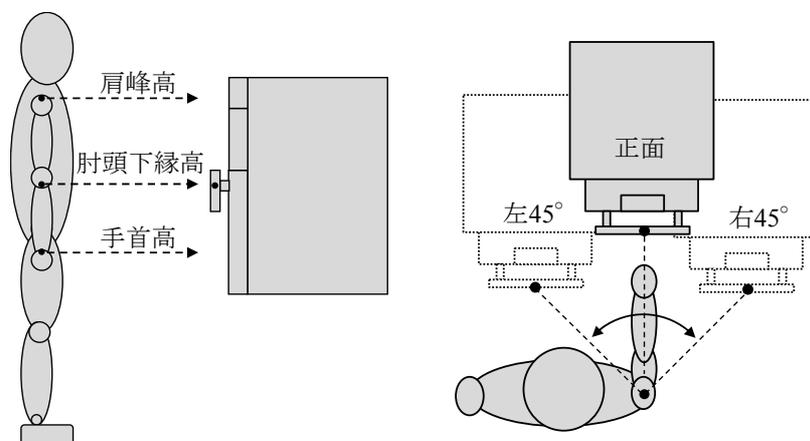


図 2.2 高さ条件と角度条件

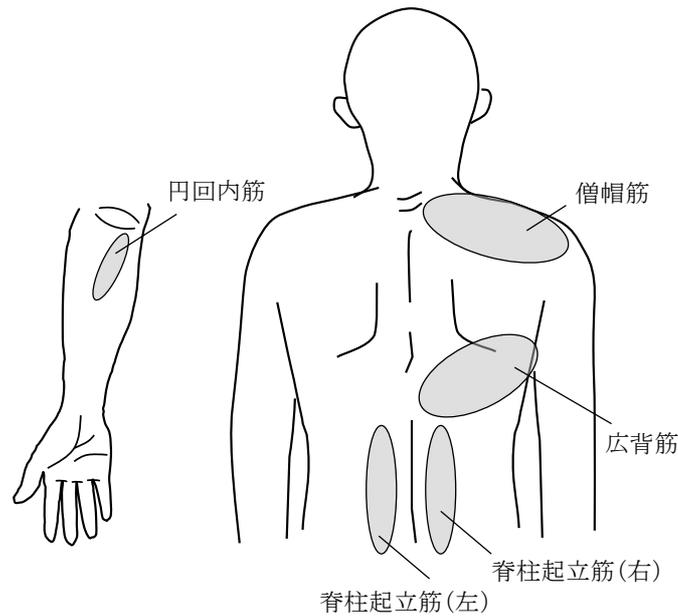


図 2.3 筋電図の測定部位

2.2.4 実験手順

実験を始める前に被験者に実験の概要を説明した。姿勢は直立姿勢で作業を行うように指示した。それから合図があった後に被験者は取っ手を把持して 5 秒以内で引き出しを引き出し、引き出し動作が完了したら、そのままの姿勢で 1 秒間保持してもらった。これを 1 セットとし、各条件 1 セット実施した。なお、引き出しの開閉速度は基本的には被験者の任意とした。実験順序はランダムに行い、各条件が終わるごとに主観評価についてのアンケートに答えてもらった。

2.2.5 計測および解析方法

本実験では、以下のような各種指標を測定し、その結果から取っ手位置が引き出しの操作性に与える影響について調べ、上肢負担との関係を調べた。作業のしにくさと主観的負担感では、標準的な引き出し設置位置と考えられる肘高・正面の位置に比べ、主観的な感じ方がどう変化するかを相対的に確認することを目的とした。そして、主観評価において変化が確認された位置と、その他の定量的評価指標との間に同様の傾向が見られるか確認を行った。なお、本研究では作業のしにくさと主観的負担感について平均値を指標として用いたため、その数値については考慮せず相対的变化にのみ着目することとした。また、操作力、最大トルク比、筋電図の結果に対して、引き出しの設置高さ引き出しに対する角度を要因とする二元配置分散分析を行い、危険率 5%未満を有意水準とした。

作業のしやすさの主観評価については、被験者には各条件の作業が終わるごとに、作業のしやすさを 9 段階（1（作業しにくい）～9（作業しやすい））で評価してもらい、条件

ごとに 10 名分の平均値を求めた。本研究では、引き出し操作時の負担感の違いをより細かく判別するために 9 段階法を用いた。

操作力については、6 軸力覚センサを用いて取っ手の中心にかかる $X \cdot Y \cdot Z$ 方向の力 3 成分から合力を求め、押し・引き操作についてそれぞれ計測した。具体的には、取っ手に力をかけた瞬間から操作し終えるまでの間を操作時間とし、操作時間内の操作合力の最大値を求めた。そして条件ごとに 10 名の値の平均値を求めた。

主観的負担感については、被験者には各条件の作業が終わるごとに、肩、上腕、肘、前腕、手首、手、腰の計 7 箇所について、作業のしやすさ同様、9 段階（1（全く負担がない）～9（非常に負担があり作業の継続ができない））で評価してもらい、条件ごとに 10 名の平均値を求めた。

最大トルク比については、生体力学的解析により求めた。まず、作業中の姿勢を 3SPACE により連続的に記録し、記録した作業中の姿勢の操作時間内における関節角度の平均値を求めた。さらに、この関節角度と上肢の各セグメント長・セグメント質量・重心位置のデータ、6 軸力覚センサの操作力データから上肢の各関節トルクを推定するプログラムを作成し、最大トルク比（その関節が発揮できる最大トルク推定値に対するその姿勢保持に必要なトルクの%値）の推定値を求めた。そして条件ごとに 10 名の値の平均値を求めた。今回は、Chaffin ら [14] や阿江ら [78] の上肢セグメント長・セグメント質量・重心位置のデータを用いて関節トルクを推定した。

筋電図については、各部位ごとに作業中の筋電位を最大随意筋収縮時の筋電位に対する%値（%MVC）に変換した。具体的には、操作時間内の筋電位の平均値と別に計測した最大随意筋収縮時の筋電位から%MVC 値を算出した。そして条件ごとに 10 名の値の平均値を求めた。

2.3 結果

被験者 10 名の「作業のしやすさ」「操作力」「主観的負担感」「各関節の最大トルク比」「筋電図」の各指標の結果をコンターマップで図 2.4～図 2.8 に示す。コンターマップを採用した理由は、引き出し設置位置による各評価指標の変化を 2 次元領域で分かりやすく示すことができるためである。なお、図 2.4～図 2.8 のコンターマップは引き出しの設置位置を縦軸と横軸の交点とし、4 つの交点から成る最小の格子ごとに、最大値を持つ交点から対角に向かって補助線を引いた。そして、各交点の他、交点間を結ぶ線分上と補助線上をデータ点とした。その際、各線分は交点 2 点を線形補間した数直線とみなし、閾値の内分点を計算した。その後、等値点を直線で結び等高線を作成した。

図 2.4、図 2.5 はそれぞれ作業のしやすさと操作力の結果を、図 2.6 は各部位（肩、肘、手首）の主観的負担感を表したものである。図 2.7 は各関節（肩関節、肘関節、手関節）の最大トルク比を、図 2.8 は各筋（僧帽筋、広背筋、円回内筋）の%MVC 値を示したものである。

図 2.4 の作業のしやすさの結果に関して、左 45 度の位置において作業しにくく、肘高・正面の位置から手首高・右 45 度にかけて作業がしやすいということがわかった。高さに関しては、肩峰高よりも肘高、もしくは手首高で作業しやすい傾向が見られた。

図 2.5 の操作力の結果に関して、高さの主効果と、高さ×角度の交互作用に有意差が認められた[高さ : $F(2, 18) = 13.3$ ($p < 0.001$), 高さ×角度 : $F(4, 36) = 4.9$ ($p = 0.003$)]. また、肘高・正面の位置から肩峰高にかけて操作力が小さく、手首高で大きいことがわかった。この結果について、図 2.5 で見られる作業のしやすい位置と操作力の小さい位置が異なることがわかった。

図 2.6 の各部位の主観的負担感の結果を見ると、肩峰高では肩まわりの負担感が大きいことがわかった。特に肩峰高・左 45 度の位置では、肘および手首の負担感も強くなっており、上肢に強く負担を感じる位置であると言える。

図 2.7 の最大トルク比の結果では、肩関節トルク比について、高さ×角度それぞれの主効果と、高さ×角度の交互作用に有意差が見られた[高さ : $F(2, 18) = 38.8$ ($p < 0.001$), 角度 : $F(2, 18) = 28.5$ ($p < 0.001$), 高さ×角度 : $F(4, 36) = 3.8$ ($p = 0.012$)]. 肘関節トルク比については、高さの主効果に有意差が認められた[高さ : $F(2, 18) = 6.4$ ($p = 0.008$)]. 手関節トルク比については、高さの主効果と高さ×角度の交互作用に有意差が見られた[高さ : $F(2, 18) = 19.5$ ($p < 0.001$), 高さ×角度 : $F(4, 36) = 4.0$ ($p = 0.009$)]. また、高さについて比較すると、肩峰高において顕著に大きくなるという結果が得られた。次に角度について比較すると、左 45 度の位置でトルクが大きくなるという結果が得られた。全体として、作業のしやすさや負担感と同様の傾向が見られたが、操作力とは異なる傾向が示された。一般的に、各関節まわりのトルクは発揮操作力の影響を受けて増大するが、今回は操作力の比較的大きな位置で最大トルク比が減少する傾向が見られた。

図 2.8 の筋電図の結果では、僧帽筋について、高さ×角度それぞれの主効果と、高さ×角度の交互作用に有意差が見られた[高さ : $F(2, 18) = 32.1$ ($p < 0.001$), 角度 : $F(2, 18) = 15.2$ ($p < 0.001$), 高さ×角度 : $F(4, 36) = 7.0$ ($p < 0.001$)]. 広背筋と円回内筋については、有意差は見られなかった。図 2.8 に見られる各筋の活動量を見ると、僧帽筋の活動量は肩峰高で増加することが確認できる。また広背筋の活動量から、手首高・右 45 度の位置においてわずかに活動量が増加していることが確認できるが、肘高・正面の位置においてはそれほど大きくなっていない。円回内筋の活動量に関しては手首高・左 45 度において増加することが確認できた。

以上の結果から、引き出し設置位置が、肘高・正面から手首高・右 45 度の位置にかけてが、最も作業のしやすく、主観的負担感および最大トルク比についても負担が小さい位置であることが示された。また、被験者の左 45 度の位置が最も作業しづらい位置となり、主観的負担感と最大トルク比が大きくなることが示された。このように、作業のしやすさと主観的負担感、そして最大トルク比には同様の傾向が見られた。

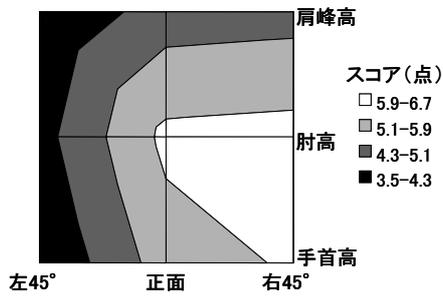


図 2.4 作業のしやすさの結果

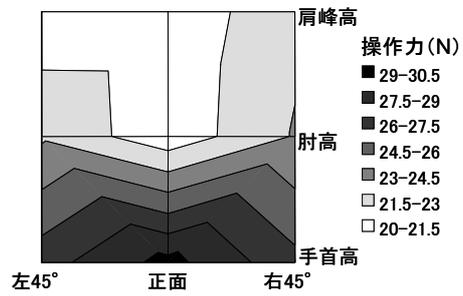


図 2.5 操作力の結果 (N)

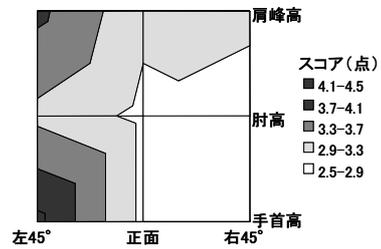
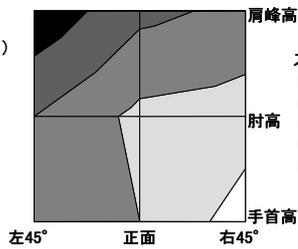
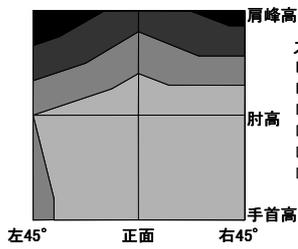


図 2.6 主観的負担感の結果 (点) 左：肩，中：肘，右：手首

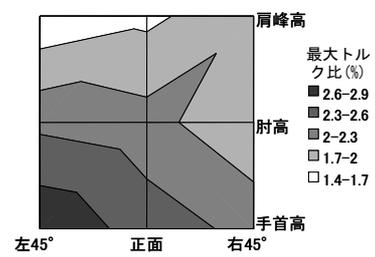
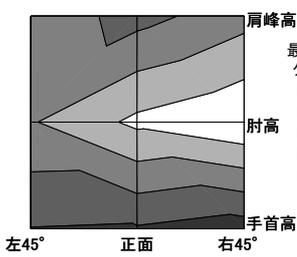
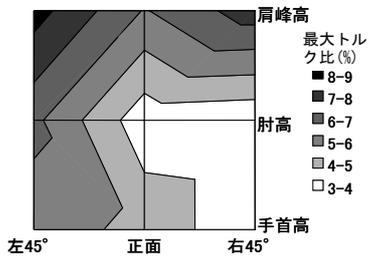


図 2.7 最大トルク比の結果 (%) 左：肩関節，中：肘関節，右：手関節

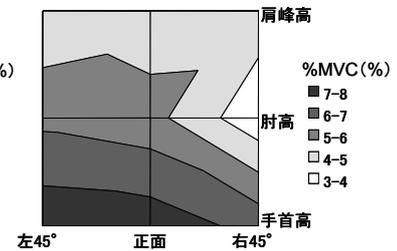
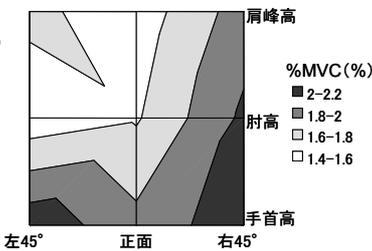
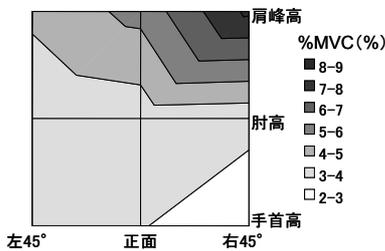


図 2.8 筋電図の結果 (%MVC) 左：僧帽筋，中：広背筋，右：円回内筋

2.4 考察

本実験では、引き出しの設置位置が操作性に及ぼす影響を定量的に評価するために、6軸力覚センサや3次元姿勢計測装置、筋電図などを用いて計測を行った。そして、姿勢と操作力のデータを用いた生体力学的解析を行い、作業のしやすさや負担感といった主観評価と組み合わせ、複数の評価指標から引き出し位置による操作性への影響を定量的に評価した。

作業のしやすさについては、左45度の位置において作業しにくく、肘高・正面の位置から手首高・右45度にかけて作業しやすいということがわかった。この理由として、左45度の位置では、引き出した際に上肢と体幹との間に十分なスペースがなく、前腕に負担のかかる作業だったことが挙げられる。しかし日常生活では、左45度の位置にある引き出しを右手で操作することはほとんどなく、作業に違和感を覚えることもあると考えられる。そのため右45度での作業と比較すると、同程度の負担だとしても左45度のほうが作業しにくいと判断しやすいことも考慮すべきと考えられる。それに対し、右45度の場合には体幹の影響がなく、上肢の可動域を十分に取ることができたため作業しやすくなったと考えられる。

操作力については、肘高・正面の位置から肩峰高にかけて操作力が小さく、手首高で大きいことがわかった。肩峰高においては主に肘関節の屈曲のみで開閉動作を行ったため、取っ手に対して開閉方向以外の力ははたらかなかつたためだと考えられる。手首高においては、取っ手を上に持ち上げるように操作したためにこのような結果になったと考えられる。

主観的負担感では、左45度の位置で負担が大きく、肘高・正面の位置から手首高・右45度にかけて負担が小さくなることが示された。通常、肩の水平屈曲可動域 [77]は、肩関節の90度外転位を基準として135度程度である。したがって、本実験における肩峰高・左45度の位置条件は右上肢の最大可動域付近によるものだったため、負担感が強くなったと考えられる。

最大トルク比については、肩関節トルクは肩峰高で大きくなることがわかった。肩峰高で基準方向に力を加えても肩関節トルクは生じないため上肢質量による負荷であると考えられる。また、角度では左45度の位置でトルクが大きくなるということがわかった。これは肘関節および手関節まわりのトルクが大きくなることに関係すると考えられる。本実験では開閉動作に関して、引き出し終えるまで取っ手を把持するように規定した。そのため、引き出し終わり付近では前腕および手のまわりに十分な隙間がなく、手首を強く背屈した状態での操作にならざるを得なかったことが要因として考えられる。

筋電図に関しては、僧帽筋について、肩峰高で増加することがわかった。このことから、肩峰高での作業は肩への負担が大きくなるため作業がしにくいと考えられる。また、広背筋について、手首高・右45度の位置においてわずかに活動量が増加していることが確認できるが、肘高・正面の位置においてはそれほど大きくないことがわかった。このことから、

手首高・右 45 度では肩の伸展を行っているのに対して、肘高・正面の位置においてはわずかに肩を外転させて、肘を外側に逃がすようにして開閉動作を行っているのではないかと考えられる。加えて円回内筋について、手首高・左 45 度において増加することが確認できた。この円回内筋の活動量増加によって、手首の負担感が大きくなったのではないかと考えられる。

以上のことをまとめると、引き出し操作時には引き出し設置位置によって、体幹と対象物間のスペース・上肢の可動域・身体構造や機能による影響を受けることが明らかとなった。これにより、作業のしやすさと主観的負担感、そして最大トルク比には同様の傾向が見られることがわかった。一方、操作力は最大トルク比とは異なった結果が見られ、操作力が最小の位置で最も作業しやすいわけではないということが示された。加えて、最大トルク比が小さくなっている手首高の位置において操作力が大きくなっていることがわかった。このことから引き出し操作時には、上肢の各関節へのトルクを小さくするような方向に操作力を発揮しているのではないかと考えられる。すなわち、手首高の位置では、開閉方向にのみ操作力を発揮すると肩関節まわりのトルクが大きくなるため、肩方向に持ち上げるようにして操作したと考えられる。同様に、右 45 度の位置では、開閉方向にのみ操作した場合に、右足を回転軸とする身体を回転させるようなトルクが発生するため、回転軸である右足方向へ操作したと考えられる。

本研究より、引き出し設置位置によって操作力の大きさと方向が変化し、各関節のトルクに影響を及ぼすことがわかった。また、引き出し設置位置と作業のしやすさとの関係に関して、作業のしやすさと主観的負担感の大きさは、上肢の各関節への負担から強い影響を受けることが明らかとなった。

2.5 結言

本研究では、引き出しの設置位置に着目し、利用者の上肢に与える負担を定量的に評価し、引き出しの操作性と上肢負担の関係を明らかにすることを目的とした。本研究では、引き出しに 6 軸力覚センサを組み込んだモックアップを構築し、引き出し設置高さと角度を変えた際の操作性を、作業のしやすさ・主観的負担感・操作力・最大トルク比・筋電図を指標として定量的に評価した。その結果、作業のしやすさと負担感の大きさは、上肢の各関節への負担から強い影響を受けることが明らかとなった。

操作力については、高さによる影響が顕著に見られ、引き操作では取っ手が肘の高さより低いと操作力が大きくなることがわかった。これは鉛直上向きの操作力が加わるためである。鉛直上向きの力成分は肩関節と肘関節への負荷を軽減するように作用することが示された。手首の高さでは、水平方向のみに力を発揮すると上肢負担が大きくなるため、鉛直上向きの力を発揮することで身体負担を軽減することができる。肩の高さでは上肢を挙上して保持するための筋活動が必要となるが、操作力による軽減効果が望めないため、発揮操作力は小さい。同様に、取っ手が肘より内側にあると、取っ手を把持するための姿勢

保持により身体負担が大きくなる。したがって、引き出しの高さよりも左右位置の影響が大きく、肘の正面より体の内側を取っ手がある場合は顕著に操作性が悪くなる。最も操作性がよい場所は、肘から手首の高さで肘より外側の位置を取っ手がある条件であった。

第3章 下方への押し込み作業時の上肢負担評価

3.1 緒言

単一の対象から姿勢の制約を受ける作業のうち、第2章では上肢のみを使った操作を対象に操作力の計測を行ったが、本章では上肢以外に体幹部の筋を動員して力を発揮する作業を対象とする。

製造業の作業ラインでは、多品種生産に対応するため作業者が手作業で組み立てを行う場面が依然として多く、パネルなどの部品組み付けや梱包作業など、部品を両手で下方に押し込む工程がしばしば見られる。その際、作業台の高さが適切でないと不自然な姿勢によって身体に過度な負担が生じやすく、上肢の疾病などを引き起こす恐れがある [79, 80]。そのため、前方への押し引き [81, 82, 83, 84] や上方への押し込み [85] については、発揮力と姿勢の計測に基づいて作業環境と身体負担の関係が指摘されており、腰高程度の作業台を使用し、なるべく体幹に近い位置で作業するのがよい [86] とされている。しかし、下方押し込み作業については研究が十分になされているとは言い難く、特に作業姿勢と力発揮の関係が明らかにされていない。下方押し込み時は体幹を屈曲させた姿勢をとるが、作業面に寄りかかるようにして体幹を支えれば上向きの反力を得られるため体幹を支える筋力は使わない。一方、発揮力が小さく微細な力のコントロールが必要となれば、作業面に寄りかかることができず体幹部を支えながら押し込み力を発揮しなければならない。また、実際の作業現場では作業台の高さが適切でないことや、取り扱う製品が大きく身体から離れた位置で力をかけなければならないなど、作業上の制約も多いことから、現実の場面を反映した精細な身体負担評価が必要とされている。

そこで本章では、両手での下方押し込み作業について、作業位置の違いが身体負担に及ぼす影響を明らかにすることを目的とした。具体的には、下向きに 150 N の力で押し込む作業について、作業面位置の高さ 3 条件と水平距離 3 条件を変化させた際の上肢および体幹部への影響を、発揮力、関節トルク、筋電図および主観評価の指標から評価することとした。

3.2 実験方法

3.2.1 被験者

被験者は 21 歳から 25 歳までの健康状態良好な男子学生 10 名 (23.4 ± 1.3 歳 (平均±標準偏差)) で、被験者の平均身長と平均体重はそれぞれ 173.4 ± 5.7 cm (平均±標準偏差)、 65.3 ± 6.5 kg (平均±標準偏差) であった。なお、本研究は首都大学東京日野キャンパスの研究倫理安全委員会の承認を得て実施した。

3.2.2 実験装置

本研究では、両手での下方押し込み作業を評価するため、図 3.1 のような作業環境を構築した。作業面には寸法 300 mm×300 mm のアルミ板を使用した。そして、押し力を計測するため、6 軸力覚センサ（ニッタ株式会社製 IFS-45E15A150-I63-EX）を作業面下に取り付け、データをパーソナルコンピュータ（日本 HP 株式会社製 Compaq nx9010）に出力した。実験では、被験者が作業面を押し込む力をコントロールするため、図 3.2 のような、発揮している力の大きさを視覚的に表示するプログラムを作成した。このプログラムでは、発揮力の鉛直成分の大きさに対応して彩色された正方形部分の大きさが変動する。そして規定押し込み力の 150 N と、その半分の 75 N の位置に目安となる枠線を設け、被験者が発揮力の大きさをリアルタイムで確認できるようにした。これを作業者の前方に設置したディスプレイ（株式会社アイ・オー・データ機器社製 LCD-AD171F-T）上に表示した。なお、発揮力は合力ではなく鉛直成分のみを検出しているため、被験者は前後や左右への発揮力についてのフィードバックを受けない。このようにして下方押し込み時の発揮力の規定方向からのずれを観察した。また、作業中の姿勢を撮影するため、ビデオカメラ（Canon 製 NTSC FV300）を被験者の左側面に配置した。



図 3.1 被験者の側面から見た作業の様子

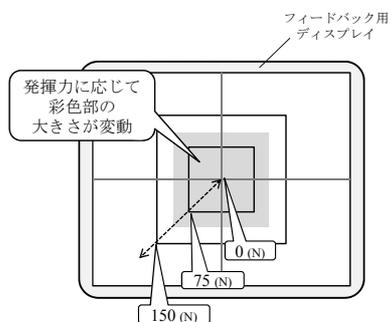


図 3.2 ディスプレイを用いた発揮力フィードバック

3.2.3 実験条件

本研究では、両手での下方押し込み作業を想定し、実験を行った。以下に具体的な作業条件について述べる。

実験条件は、図 3.3 のように、作業面高さを 3 条件、被験者と作業面との水平距離が 3 条件の計 9 条件とした。各要因の水準はそれぞれ被験者の身体寸法に基づいて決定した。作業面高さは、立位作業域の下限付近である膝高から、鉛直方向への押し込みが可能な上限位置の胸高付近までを対象とした。そして、低い位置から順に、膝蓋骨中央点・腸骨稜点・乳頭点の 3 点を選出し、それぞれ膝高・腰高・胸高とした。作業面までの水平距離は、被験者の外踝から作業面中心部までの水平距離と規定し、被験者が手を作業面に置くことができ、無理なく力発揮が可能な範囲を対象とした。そして、身体に近い順に、上肢長比の 50%・75%・100%の 3 点を選出し、それぞれ近位・中位・遠位とした。また本研究では、作業者が両手で作業面に対して発揮する力を 150 N と指定した。本研究では、片手での鉛直下向きに対する最大発揮力が平均 180 N であるとの報告 [85]を基に、自動車の床材取り付けやボンネット内への部品取り付けといった作業を想定し、両手での発揮力を 150 N と規定した。なお、作業面は被験者の体幹中心前方に配置し、被験者にはパネル上に手を左右対称に置くよう指示した。実験順序は被験者ごとにランダムイズし、実験は首都大学東京日野キャンパスの実験室で実施した。

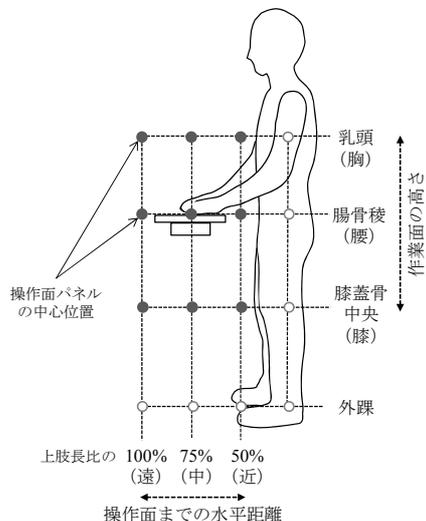


図 3.3 実験条件とした作業面パネルの位置

3.2.4 実験手順

本研究では、以下のような手順で実験を行った。まず、実験開始前に被験者に実験の概要を説明し、実際に数回押し込み作業を練習させた。次に、足を肩幅程度に開いた直立姿勢で待機させ、1 回目のビープ音が鳴ると共に、作業面に手を乗せ、押し作業を開始させた。作業は、ディスプレイに表示されるターゲットが、目標値である 150 N の枠線に重な

るよう押し力を調整しながら，両手で 5 秒間，作業面を押し込むものである．これを 1 セットとし，1 条件につき 3 セット行った．なお，腕の角度や姿勢変化速度については特に指示しなかった．そして，各条件が終わるごとに主観評価についてのアンケートに答えるよう指示した．

3.2.5 計測および解析方法

本研究では，以下のような各種指標を測定し，その結果から，両手押し込み作業時の発揮力および作業姿勢と上肢負担の関係を調べた．

3.2.5.1 発揮力

両手押し作業時に作業面にかかる力を明らかにするため，6 軸力覚センサを用いて被験者が発揮する力の成分のうち，鉛直成分と被験者の前方方向への成分を抽出した．そして，被験者が作業面に手を乗せた瞬間から手を離すまでを作業時間とし，2 セット目の作業時間内で 2 秒分の区間平均を求め，それを各被験者の代表値とした．その後，得られた値から発揮した合力の大きさとベクトル方向を推定し，条件ごとに 10 名の値の平均値を求めた．

3.2.5.2 各関節の最大トルク比および椎間板圧縮力

両手押し作業時の上肢関節への負担を明らかにするため，身体各関節へのトルクを推定し，評価した．はじめに，ビデオカメラで記録した 2 次元画像から，身体各関節位置（肩，肘，手首，L5/S1，股関節）を抽出し，それらを直線で結んだ剛体リンクモデルから作業姿勢を推定した．さらに，この作業姿勢に，セグメント質量・重心位置のデータ [14] [78] と 6 軸力覚センサによる押し込み力のデータを合わせ，関節トルクを推定するプログラムを作成した．なお，人体セグメントモデルおよび負荷推定式は文献 [14] を参考とした．さらに関節トルクは，各関節の最大トルク比（その関節が発揮できる最大トルク推定値に対するその姿勢保持に必要なトルクの%値）を用いて評価した．そして，発揮力と同区間について，条件ごとに 10 名の値の平均値を求めた．なお股関節の評価については，米国立労働安全衛生研究所（NIOSH）が定める作業現場での腰部負担上限値との比較を容易にするため，椎間板圧縮力を算出し比較を行うこととした．

3.2.5.3 筋電図

両手押し作業時の筋負担を明らかにするため，作業中の筋電図電位を表面電極法 [74] [75] によって測定した．筋電図の計測部位は，僧帽筋上部，上腕三頭筋，大胸筋鎖骨部，脊柱起立筋の計 4 箇所を対象とした．各筋の位置とその代表的な作用を図 3.4 に示す．僧帽筋上部は主に肩甲帯を挙上するとき，大胸筋鎖骨部は主に肩関節を屈曲および水平屈曲するとき，上腕三頭筋は主に肘関節を伸展するとき，脊柱起立筋は主に体幹を伸展するときに優位に活動する [76] [77] ため，両手押し作業を行った際に各筋がどの程度活動しているかを計測することで筋負担を定量的に評価した．具体的には，発揮力と同区間の筋電図電位の平均値を，別に計測した最大随意筋収縮時の筋電図電位に対する%値（%MVC）で評価した．

3.2.5.4 主観評価

両手押し作業時の心理的負担を明らかにするために、主観的な作業のしにくさについて、アンケート調査を実施した。被験者に対し、作業に対する総合的な主観を5段階（1：非常に作業しやすい～5：非常に作業しにくい）で評価するよう指示した。

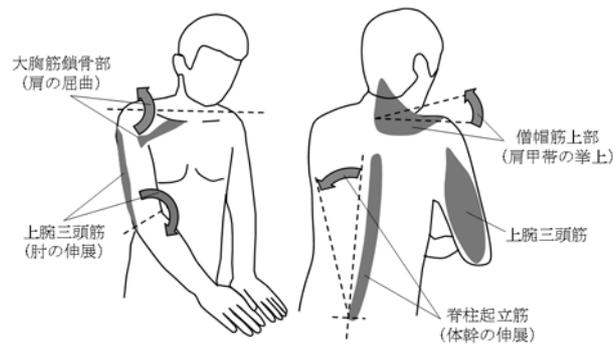


図 3.4 筋電図の計測部位とその作用

3.2.6 統計処理

各評価指標について、作業面の高さや作業面までの水平距離を要因とした繰り返しのある二元配置分散分析を行い、交互作用と主効果について検討した。交互作用が認められた場合は要因ごとに分けて検定を行った。また、主効果が有意であった要因については Tukey の多重比較法を用いて水準間で比較を行った。有意水準は全て 5%未満とした。

3.3 結果

被験者 10 名の「発揮力」「各関節の最大トルク比」「筋電図」「主観評価」の各指標の結果をコンターマップで図 3.5～図 3.8 に示す。

図 3.5 に被験者前方への発揮力の大きさの結果を示す。本研究では操作力の絶対値を解析に用いた。ベクトルの向きは高さ条件ごとに異なり、肩高の 3 箇所では被験者後方、肘高と手首高の 6 箇所では被験者前方へ力が発揮されていた。分散分析の結果、高さや距離の交互作用 $[F(4, 81) = 6.2, p < 0.001]$ と、高さおよび距離の主効果[高さ : $F(2, 81) = 25.4, p < 0.001$, 水平距離 : $F(2, 81) = 7.1, p = 0.005$]がそれぞれ認められた。要因ごとに分析した結果、水平距離に関わらず膝高で発揮力が大きくなり、胸高で小さくなることがわかった(全て $p < 0.01$)。また、膝高では水平距離が長くなるにつれて、大きくなることがわかった($p < 0.01$)。

図 3.6 に各関節の最大トルク比の結果を示す。肩関節の最大トルク比の結果について、分散分析の結果、高さや水平距離の交互作用 $[F(4, 81) = 12.6, p < 0.001]$ と、高さおよび水平距離それぞれの主効果[高さ : $F(2, 81) = 97.5, p < 0.001$, 水平距離 : $F(2, 81) = 19.65, p < 0.001$]が認められた。要因ごとに比較すると、高さ要因に関して、全水準間に有意差が認められ

た(全て $p < 0.001$). 一方で水平距離要因に関しては、腰高と胸高において水平距離が長くなるほど負担が大きくなることがわかった(全て $p < 0.001$). 肘関節の最大トルク比の結果について、分散分析の結果、高さおよび水平距離それぞれの主効果[高さ : $F(2, 81) = 179.9, p < 0.001$, 水平距離 : $F(2, 81) = 23.1, p < 0.001$]が認められた. 下位検定の結果、全ての水平距離条件で、高さが高いほど負担が大きくなることがわかった(全て $p < 0.001$). また、全ての高さ条件で、遠距離条件で負担が大きくなることがわかった(全て $p < 0.001$). 椎間板圧縮力の結果について、分散分析の結果、高さと水平距離の交互作用[$F(4, 81) = 11.9, p < 0.001$]と、高さの主効果[$F(2, 81) = 21.5, p < 0.001$]が認められた. 要因ごとに分析した結果、全ての水平距離条件に関して、腰高で負担が小さくなることがわかった(全て $p < 0.01$). また、水平距離条件に関して、膝高では水平距離が短いほど負担が大きくなり(全て $p < 0.01$), 腰高では近距離条件で負担が小さくなることがわかった(全て $p < 0.01$).

図 3.7 に筋ごとの筋電図電位の結果を示す. 僧帽筋の筋電図の結果について、分散分析の結果、高さの主効果[$F(2, 81) = 13.9, p < 0.001$]が認められた. 下位検定の結果、全ての水平距離条件で、肩高で値が大きくなることがわかった(全て $p < 0.01$). 上腕三頭筋の筋電図の結果について、分散分析の結果、高さの主効果[$F(2, 81) = 22.7, p < 0.001$]が認められた. 下位検定の結果、全ての水平距離条件で、腰高で負担が大きくなり、膝高で負担が小さくなることがわかった(全て $p < 0.01$). また、水平距離が長くなるにつれて、胸高での負担が大きくなる傾向がみられた. 大胸筋の筋電図の結果について、分散分析の結果、高さの主効果[$F(2, 81) = 15.4, p < 0.001$]が認められた. 下位検定の結果、全ての水平距離条件で、胸高で値が大きくなり、膝高で値が小さくなることがわかった(全て $p < 0.01$). 脊柱起立筋の筋電図の結果について、分散分析の結果、高さと距離の交互作用[$F(4, 81) = 2.7, p = 0.04$]と高さの主効果[$F(2, 81) = 11.1, p = 0.002$]が認められた. 要因ごとに比較すると、高さ要因に関して、近条件と中条件では、胸高で値が大きくなることがわかった (全て $p < 0.01$). 一方で水平距離要因に関しては、腰高でのみ主効果が認められ、近距離で値が大きくなることがわかった.

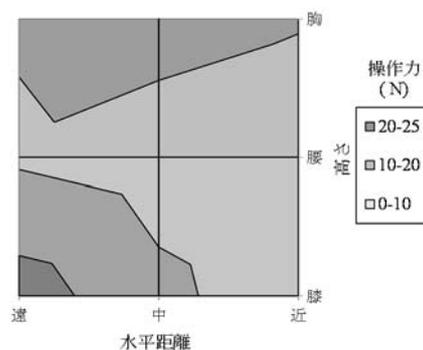


図 3.5 被験者前方への発揮力の結果(N)

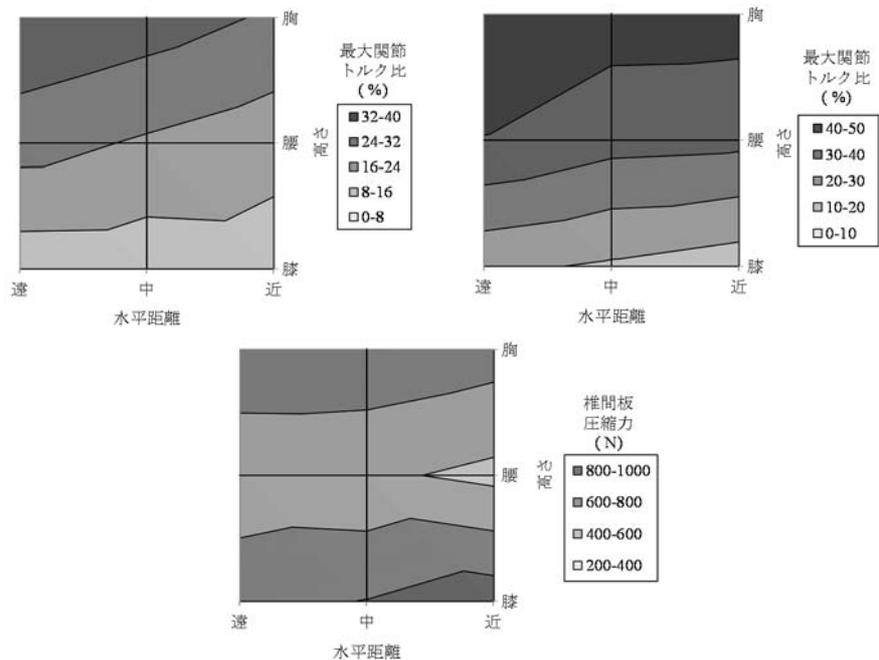


図 3.6 肩および肘関節の最大トルク比 (%)と腰部椎間板圧縮力 (N)の結果
 上段左：肩関節，上段右：肘関節，下段：腰部椎間板圧縮力

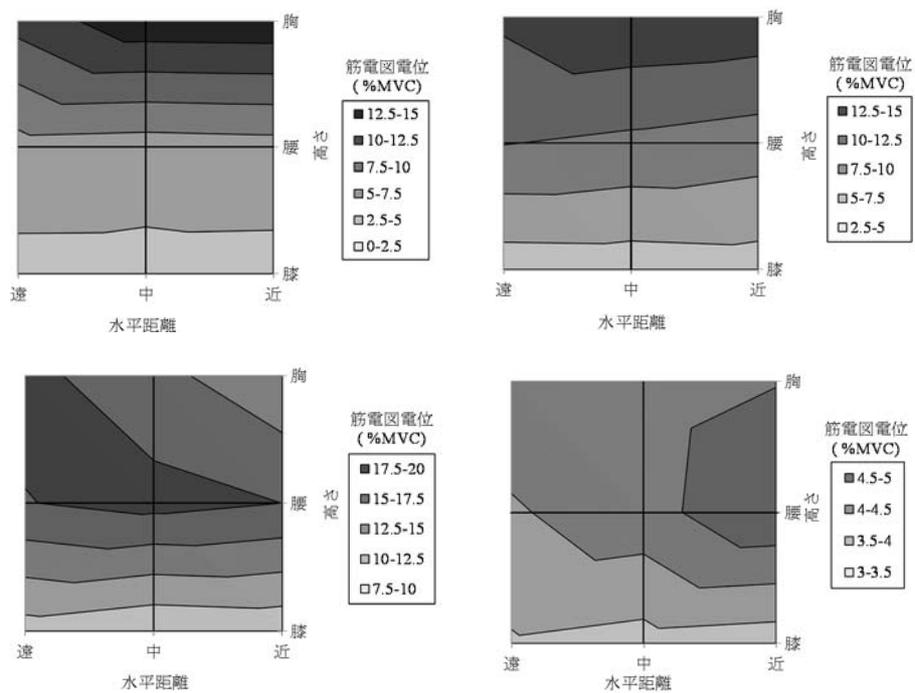


図 3.7 作業中の各筋の筋電図電位の結果 (%MVC)
 上段左：僧帽筋，上段右：大胸筋，下段左：上腕三頭筋，下段右：脊柱起立筋

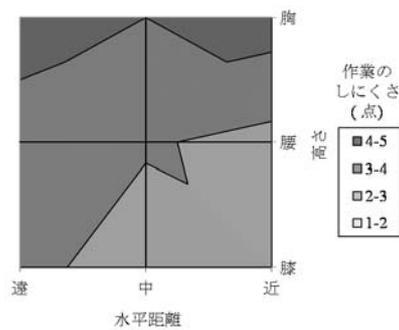


図 3.8 作業のしにくさの結果(点)

図 3.8 の作業のしにくさの結果について，分散分析の結果，高さおよび水平距離それぞれの主効果[高さ : $F(2, 81) = 15.5, p < 0.001$ ，水平距離 : $F(2, 81) = 4.9, p = 0.02$]が認められた．下位検定の結果，胸高で作業がしにくいと感じられることがわかった(全て $p < 0.01$)．また，水平距離に関しては，中距離で作業がしやすいことがわかった(全て $p < 0.01$)．

3.4 考察

本研究では，両手での押し込み作業時の上肢負担を評価し，作業位置と負担の変化の関係を明らかにすることを目的とした．具体的には，発揮力，最大トルク比，筋電図，主観評価など複数の指標から上肢負担を評価した．

両手押し込み作業時に，作業面高さが上肢負担に及ぼす影響について，高位置である胸高条件で負担が大きくなることがわかった．また各関節の最大トルク比の結果から，肩関節と肘関節の両方のトルクが増大し，肩関節では最大トルク比 30%程度，肘関節では 45%程度の負担となることが明らかとなった．さらに筋電図の結果から，僧帽筋，大胸筋の筋活動が活発になり，共に 15%MVC 程度の負担となることがわかった．著者らは実験前に，作業面高さが高くなるほど身体負担が大きくなるとの仮説を立てたが，本実験ではこの仮説に概ね沿う結果を示した．しかし，上腕三頭筋および脊柱起立筋では仮説と異なる傾向を示し，作業面の高さに応じて負担が増大せず，腰高で最大となることがわかった．この理由として，胸高では上肢を挙上して作業面に手を乗せるという，姿勢構築による負担が押し込み動作のものより大きいことから，肩甲帯の挙上に作用する僧帽筋と，肩の屈曲に作用する大胸筋鎖骨部の負担が増大し，姿勢維持に作用する上腕三頭筋および脊柱起立筋の負担はそれほど大きくならなかったと考えられる．次に，低位置である膝高条件では，上肢関節トルクおよび上肢の筋負担は小さくなるのに対し，近距離条件で腰部椎間板圧縮力が増大することがわかった．この理由として，膝高での作業姿勢が腰高および胸高と大きく異なり，それによって負担の大きい部位が異なると考えられる．具体的には，体幹質量を利用して力を発揮するために肘を伸展して作業する膝高条件では，体幹からの距離が遠ければ，重心を前方に移動することで容易に押し力を発揮することができるのに対し，距離が近い場合は，体幹の強い前傾なしに作業面上に手を乗せて力を発揮することが難し

いと考えられる。しかし、近距離条件でも椎間板圧縮力は 900 N 程度であり、NIOSH が定める重量物取り扱い時の負担上限目安 3400 N [87]よりも十分に小さい。したがって作業者の主観評価の結果では、低位置は作業がしやすく、胸高でのみ作業がしにくいという傾向が見られたものと考えられる。

両手押し込み作業時に、水平距離が上肢負担に及ぼす影響について、腰高から胸高にかけては、距離が遠くなるほど肩関節トルクが大きくなり、肘関節トルクも遠距離条件で最大となることがわかった。しかしながら、上肢の各筋では水平距離による影響は認められず、水平距離の影響はそれほど大きくないことがわかった。Haslegrave ら [85]によれば、作業者が垂直下向きに発揮可能な力は、一部の作業姿勢では距離に応じて変化することが報告されているが、本研究で評価した作業では、腰高と膝高で肩関節および肘関節のモーメントアームがそれほど変化しなかったため、このような結果になったと考えられる。また、脊柱起立筋については近距離での作業時に負担が増大していることから、体幹の姿勢保持のための筋発揮がなされていると考えられるが、値が 5%MVC 程度であるため身体への影響は小さいと言える。

作業時の発揮力の影響について、発揮力の被験者前方への成分の結果から、最大で 25 N 程度ではあるが、作業面の高さによって力を発揮する方向が異なることがわかった。胸高条件では、被験者が体幹方向に引き寄せるように力を発揮するのに対し、腰高および膝高では前方に押し出すように力を発揮している。これは、それぞれ負担の大きい関節にかかるトルクを打ち消すことを目的とし、胸高では肘関節トルクを打ち消すように、膝高では腰部トルクを打ち消すように力を発揮していると考えられる。膝高の遠距離条件ではこの力が大きくなっているが、これは遠距離条件で作業を行う際に肩関節の挙上を小さくし、作業面に寄りかかるようにして作業することに起因すると考えられる。

以上のことから、両手での押し込み作業時には、特に腰より高い位置で作業を行う場合に作業者の上肢負担が大きくなることがわかった。そのため、高い位置で力を発揮するような作業が少なくなるよう、作業場のレイアウト等を変更する必要があると考えられる。一方で、低い位置での作業に関して、作業中の負担はさほど大きくならないことがわかった。本研究では、押し込み動作中の負担を評価対象としたため、作業者は常に作業面から反力を得ることができた。そのため、身体負担は過度に大きくなることがなかったと考えられる。しかし、実際の作業時には押し込み動作の前後に作業面から手を離す瞬間がある。この瞬間は作業面からの反力を得ることができないため、腰部負担は本研究で評価した値よりも大きくなることが予想される。

3.5 結言

本研究では、作業現場に見られる両手での下方押し込み作業について、作業時の上肢負担を評価し、作業面位置と上肢負担の関係を明らかにすることを目的とした。具体的には、作業面の高さおよび水平距離が上肢負担に及ぼす影響について、発揮力、関節トルク、筋電図および主観評価の指標から評価を行った。その結果、作業位置の変化に伴い、上肢負担が変化することがわかった。作業面が高くなると、肩や肘への負担が大きくなり、低い位置では上肢への負担が小さくなる分、腰部に負担がかかることが明らかとなった。

身体からの距離が遠いほど前方への操作力を大きくすることで、上肢や腰部に生じるモーメントを軽減していた。そのため、最も遠い位置では過度な身体負担を軽減できていることが示された。一方、身体に近い位置では体重を利用した力発揮ができず、特に作業面が高い場合は上肢の力のみで操作力を発揮する必要があり、操作力の方向のずれは小さいが、上肢負担が大きくなることが示された。

第4章 座面の低い椅子からの起立動作に対する 手すりの負荷分散効果

4.1 緒言

第2章から第3章では単一の対象から姿勢の制約を受ける作業を取り扱い、第2章では上肢のみを使った引き出し操作について、第3章では上肢と体幹部を使った下方押し込み操作について実験を行った。本章では、複数の対象から制約を受ける作業のうち、全身を使った操作として手すりを把持した起立動作を対象とする。

日常生活では、座面高が40 cm程度の椅子が一般的に利用されるのに対し、溶接や検査作業などの現場では、座面高が20 cm程度の低い作業用チェアがよく用いられる。作業用チェアとしては、円形の座面の下にキャスター付きの脚が取り付けられたものが多く見られ、床面での作業に対して中腰やしやがみ姿勢を取る必要がなく、作業がしやすいとされている。このように利便性の高い作業用チェアであるが、一般的な椅子よりも座位からの起立動作がしにくいという指摘もある。起立動作時の負担については既に多くの研究 [88, 89, 90, 91, 92, 93] がなされ、座面が高いと重心移動をあまり必要とせず下肢負担が減少する [94] が、座面が低いと反対に起立時負担が増大することが知られている [95]。そのうえ、作業者は保護具や作業機器などの重量物を身につける機会が多い [96] ことから、強い筋収縮を要する起立動作 [97] がさらに困難になると考えられる。ゆえに産業現場では、日常生活よりも起立動作による身体への負荷が大きいことが懸念されている。また、長時間の座位姿勢は脊柱の生理的彎曲や大腿部圧迫に繋がる [14] ため、座位姿勢を伴う現場では小まめに立ち上がって休憩を取ることが推奨される [98] など、繰り返し起立動作を行うことは避けられない問題となっている。このように、起立動作が作業者の負担とならないよう、頻繁かつ容易に座位から立位までの姿勢変換ができる環境の構築が求められている。

上記現状に対する具体的な対策として、トイレやベッドサイドのようにワークスペースにも手すりを設置することが考えられる。手すりは、生活・介護場面における知見 [99] が多数見られ、既に幅広い場面に用いられている。そのため、作業現場に手すりを導入しても、作業者に精神的負荷を与えることなく動作を補助することが期待できる。また建築業では、組み立て・解体時の足場設置の際に手すりの先行設置を推奨するガイドライン [100] が既に制定されており、安全衛生の観点からも手すりに対するニーズは高い。負荷分散や転倒防止の観点に基づいた手すり設計ガイドラインを制定することで、より働きやすい環境の構築が可能になると考えられる。

現状では座面の低い椅子に対する手すりの使用効果を検討した例は少ない。また、上肢動作がどの程度下肢への負担を軽減するかについても明らかにされていない。手すりの設置効果を適切に評価するため、負荷分散の程度をより詳細に検討する必要がある。とりわ

け、手すりを引く力の大きさと方向の自由度が高く、正確な推定が困難であることから、発揮力の実測とそれに伴う身体負担評価が必要となる。加えて産業現場では、作業者が着座したまま移動し、手すりに対する位置が変化することが考えられるため、作業者と手すりの影響についてもさらに検討する必要があると考えられる。

そこで本章では、座面高の低い椅子からの起立動作について、手すり使用時の操作力と、上肢および下肢の身体負担の変化を定量的に評価し、産業場面における手すり設計に寄与するデータを示すことを目的とした。

4.2 実験方法

本研究では、座面の低い椅子と通常の椅子からの起立動作をそれぞれ比較し、手すりの使用による負荷分散の程度を定量的に評価することとした。また、手すりとの距離による違いを評価するため、手すりの位置を変化させて実験を行った。なお、脚と手にかかる負荷を、それぞれ床反力と手すり操作力の指標から検討した。また、起立時の筋負担を上肢と下肢の筋電図を用いて、主観的な負担感を自覚症状調査によって調べることにした。

4.2.1 被験者

被験者は21歳から25歳までの健康状態の良好な男子学生10名（平均年齢 22.9 ± 1.3 （平均±標準偏差）歳）で、平均身長および平均体重はそれぞれ 171.6 ± 4.7 cm、 62.1 ± 6.1 kgであった。全被験者の利き手および利き足は右側であり、上肢長（肩峰 - 指尖点）と下肢長（腸骨稜高）の平均値はそれぞれ 75.0 ± 3.4 cm、 85.1 ± 5.2 cmであった。なお、本研究は当大学日野キャンパスの研究倫理安全委員会の承認を得て実施した。

4.2.2 実験装置

本研究では、座面の低い椅子に着座した状態から縦型手すりを把持して立ち上がる動作を想定し、図4.1のような実験環境を構築した。実験には横幅が55 cm、縦幅が40 cmの椅子を使用し、その椅子の高さを20 cmと40 cmに変化させた。また本研究では、起立動作が不安定になる場所に一般的に用いられる手すりとして、円柱型縦手すりを使用した。把持部の直径は把持しやすいとされる3.2 cm [101]とし、把持部の内側と壁面との距離を3.0 cm離して設置した。そして、壁面背部には手すりを引く力を計測するために6軸力覚センサ（ニッタ株式会社製 IFS-45E15A150-I63-EX）を取付け、そのデータはパーソナルコンピュータ（日本HP株式会社製 Compaq nx9010）に出力した。また、動作中の足底面にかかる荷重を計測するため、フォースプレート（アニマ株式会社 MG-100）を椅子の下と被験者の足元にそれぞれ設置した。

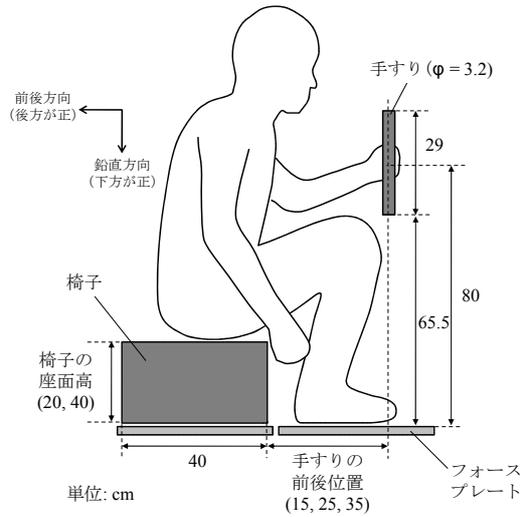


図 4.1 被験者の側面から見た実験の様子

4.2.3 実験条件

本研究では、椅子の座面高と手すりの有無，手すりの前後位置を要因とし，実験を行った．具体的には，椅子の座面高条件として作業場面を想定した座面高 20 cm の椅子と，日常場面を想定した座面高 40 cm の椅子の 2 種類を使用した．そしてそれぞれの椅子について，手すりを使用しない起立動作を 1 条件ずつと，手すりを使用した起立動作を 3 条件ずつ行い，計 8 条件を実験条件とした．手すりを使用する場合は，椅子の前面部から手すりまでの前後距離を，図 4.2 のように，それぞれ 15 cm，25 cm，35 cm とした．一般的には，椅子の先端部から手すりが 20～30 cm 離れている場合が立ち上がりやすいとされる．本研究では，立ち上がりやすい範囲よりも近づいた場合と離れた場合を想定し，立ち上がりやすい 25 cm の位置からそれぞれ 10 cm ずつ前後させた位置を条件とした．なお，椅子の中

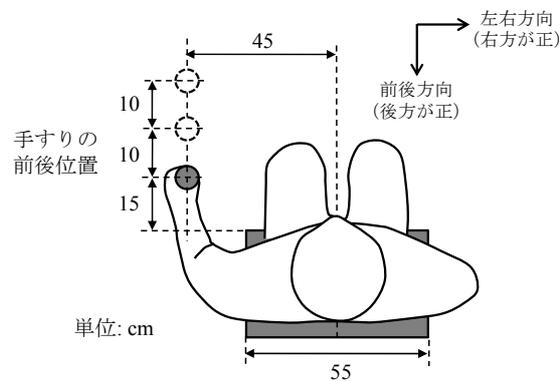


図 4.2 被験者の上方から見た実験の様子と手すりの前後位置

心から手すりまでの左右の距離は 45 cm とし、被験者には手すり中央部を左手で把持するよう指示した。

4.2.4 実験手順

実験を始める前に被験者に実験の概要を説明した。そして椅子の中央部に腰をおろし、足を肩幅程度に開くように指示した。実験では開始の合図とともに座面から立ち上がるように指示し、手すりを使用する条件では左手で手すりを把持して立ち上がるように規定した。なお、着座時に足を床面に置く位置と、立ち上がり速度については特に指示せず、被験者の任意とした。そして各条件終了後に、身体各部位の負担感を評価するためアンケート調査を行った。試行順序はランダムイズし、順序効果を除いた。

4.2.5 計測および解析方法

本研究では、以下のような評価指標を用いて、座面の低い椅子からの起立動作時の身体負担を定量的に評価した。

4.2.5.1 床反力

起立時に蹴りだす力を明らかにするため、被験者の足元に設置したフォースプレートを用いて、足底部に加わる力を計測した。実験では、椅子の下に設置したプレートから臀部が離れ、値が 0 N となった瞬間を臀部離床時と規定した。そして、2 試行目の臀部離床時に足元のプレートに加わる力の 3 成分（被験者から見て鉛直方向、前後方向、左右方向）をそれぞれ求め、それを各被験者の代表値とした。その後、条件ごとに 10 名分の平均値を求めた。

4.2.5.2 手すりの操作力

起立動作時に手すりを引く力を明らかにするため、6 軸力覚センサを用いて手すりにかかる力を計測した。解析では床反力同様、2 試行目の臀部離床時を評価対象とし、そのときの操作力 3 成分（被験者から見て鉛直方向、前後方向、左右方向）をそれぞれ求め、各被験者の代表値とした。その後、条件ごとに 10 名分の平均値を求めた。

4.2.5.3 筋電図

起立動作時の筋負担を明らかにするため、上肢および下肢の筋の筋電図を表面電極法 [74] [75]により計測した。筋電図の計測部位は、図 4.3 のように、腕橈骨筋、僧帽筋、両脚の大腿直筋の計 4 箇所とした。腕橈骨筋は肘関節を屈曲するとき、僧帽筋は肩甲帯を挙上するとき大腿直筋は膝関節を伸展し股関節を屈曲するときに優位に活動する [76] [77]ため、手すりを使用して起立動作を行った際に各筋がどの程度活動しているかを計測することで筋負担を定量的に評価した。具体的には、床反力の解析区間と同様、2 試行目の臀部離床時を評価対象とし、その区間での筋電図電位の平均値を、別に計測した最大随意筋収縮 (MVC, Maximum Voluntary Contraction) 時の筋電図電位に対する%値 (%MVC) で評価した。その後、条件ごとに 10 名分の平均値を求めた。なお、筋以外の骨や靭帯を含めた総

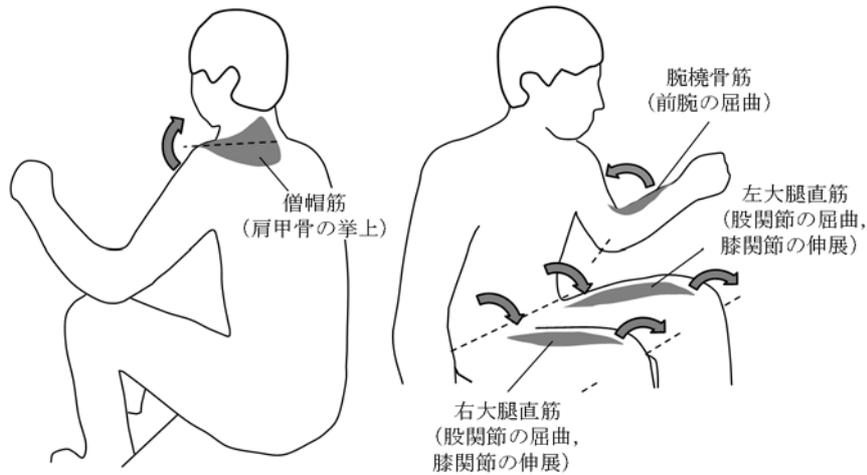


図 4.3 筋電図の計測部位

合的な力発揮の指標として MVC を用いた。

4.2.5.4 主観評価

起立動作時の主観的負担感を明らかにするため、左右の脚と上肢の負担感についてアンケート調査を実施した。各部位の負担感は 5 段階（1：全く負担を感じない，2：あまり負担を感じない，3：どちらとも言えない，4：やや負担を感じる，5：非常に負担を感じる）で評価するよう指示した。

4.2.6 統計処理

はじめに、手すりの有無による効果を調べるため、床反力と下肢の筋、下肢の負担感の各指標についてそれぞれ比較した。座面高が 20 cm と 40 cm のそれぞれの場合について、実験条件と被験者を要因とする二元配置分散分析を用いて比較を行った。そして、多重比較検定（Dunnnett 法）によって手すり無し 1 水準を手すり有り 3 水準とそれぞれ比較した。次に、手すり有り条件間での比較を行うため、すべての指標について、椅子の座面高と手すりの前後位置、被験者を要因とする三元配置分散分析を行い、交互作用と主効果について検討した。その後多重比較検定（Tukey 法）を用いて各水準間の比較を行った。なお、有意水準はすべて 5%とした。

4.3 結果

被験者 10 名分の床反力、手すり操作力、筋電図、主観評価の結果を図 4.4～図 4.7 に示す。図 4.4 は臀部離床時の床反力を成分ごとに体重比換算した結果、図 4.5 は手すり操作力の成分ごとの結果、図 4.6 は各筋の筋電図電位の結果、図 4.7 は左上肢と左脚および右脚の負担感の結果をそれぞれ条件ごとに示したものである。なお、標準偏差を誤差範囲として図中に示す。また椅子の高さごとに、手すりの有無について多重比較を行い、手すり無し

の場合と有意差が認められたものには、図中の誤差範囲上に*記号を示した。また、三元配置分散分析の結果、椅子の高さ間で有意差が認められたものには†記号を、手すりの前後位置間で有意差が認められたものには‡記号を示した。

図 4.4 の床反力の結果について、鉛直成分をそれぞれ比較すると、手すりの有無を比較する二元配置分散分析の結果より、2つの椅子高さ共に条件間で有意差 (20 cm:[F (3, 27) = 10.6, $p < 0.001$], 40 cm:[F (3, 27) = 14.7, $p < 0.001$]) が認められ、手すりを使用することで下方への荷重が有意に小さくなることがわかった。一方、手すり有りの場合について比較する三元配置分散分析の結果では、交互作用および主効果は認められなかった。次に、前後成分を比較すると、手すりの有無を比較する二元配置分散分析の結果より、2つの椅子高さ共に条件間で有意差 (20 cm:[F (3, 27) = 20.2, $p < 0.001$], 40 cm:[F (3, 27) = 12.5, $p < 0.001$]) が認められ、手すりを使用することで後方へ蹴りだす力が小さくなることがわかった。また、手すり有りの場合について比較する三元配置分散分析の結果より、椅子の高さの主効果[F (1, 18) = 54.6, $p < 0.001$]が認められ、椅子高さが 20 cm のときに後方に蹴りだす力が大

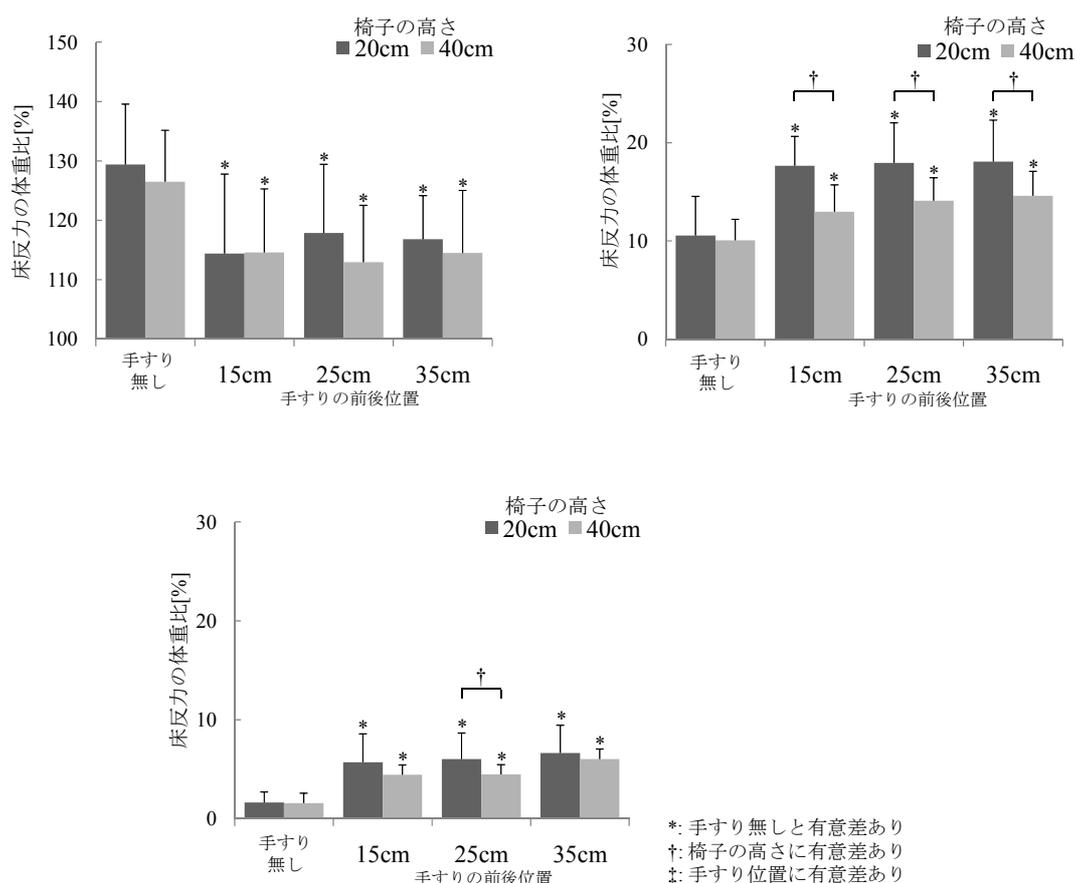


図 4.4 床反力の大きさを体重比換算した結果 [%]
上段左：鉛直成分，上段右：前後成分，下段：左右成分

きいことがわかった。左右成分について、手すりの有無を比較する二元配置分散分析の結果より、2つの椅子共に条件間で有意差 (20 cm:[F (3, 27) = 9.9, $p < 0.001$], 40 cm:[F (3, 27) = 16.2, $p < 0.001$]) が認められ、手すりを使用することで左右方向に蹴り出す力が大きくなることがわかった。また、手すり有りの場合について比較する三元配置分散分析の結果より、椅子の高さの主効果[F (1, 18) = 7.6, $p = 0.013$] と手すり位置の主効果[F (2, 18) = 3.7, $p = 0.045$] が認められた。下位検定の結果、椅子高が 20 cm のときは被験者の左側、つまり手すりのある方向に強く蹴りだしていることがわかった。

図 4.5 の手すり操作力の結果について、鉛直成分の結果を比較すると、手すり有りの場合について比較する三元配置分散分析の結果より、椅子の高さの主効果[F (1, 18) = 46.8, $p < 0.001$]と手すり位置の主効果[F (2, 18) = 10.4, $p = 0.001$]が認められ、交互作用は認められなかった。下位検定の結果、椅子高さが 20 cm のとき、また手すりまでの水平距離 15 cm のときに操作力鉛直成分が大きくなることがわかった。次に前後成分の結果を比較すると、手すり有りの場合について比較する三元配置分散分析の結果より、椅子の高さの主効果[F

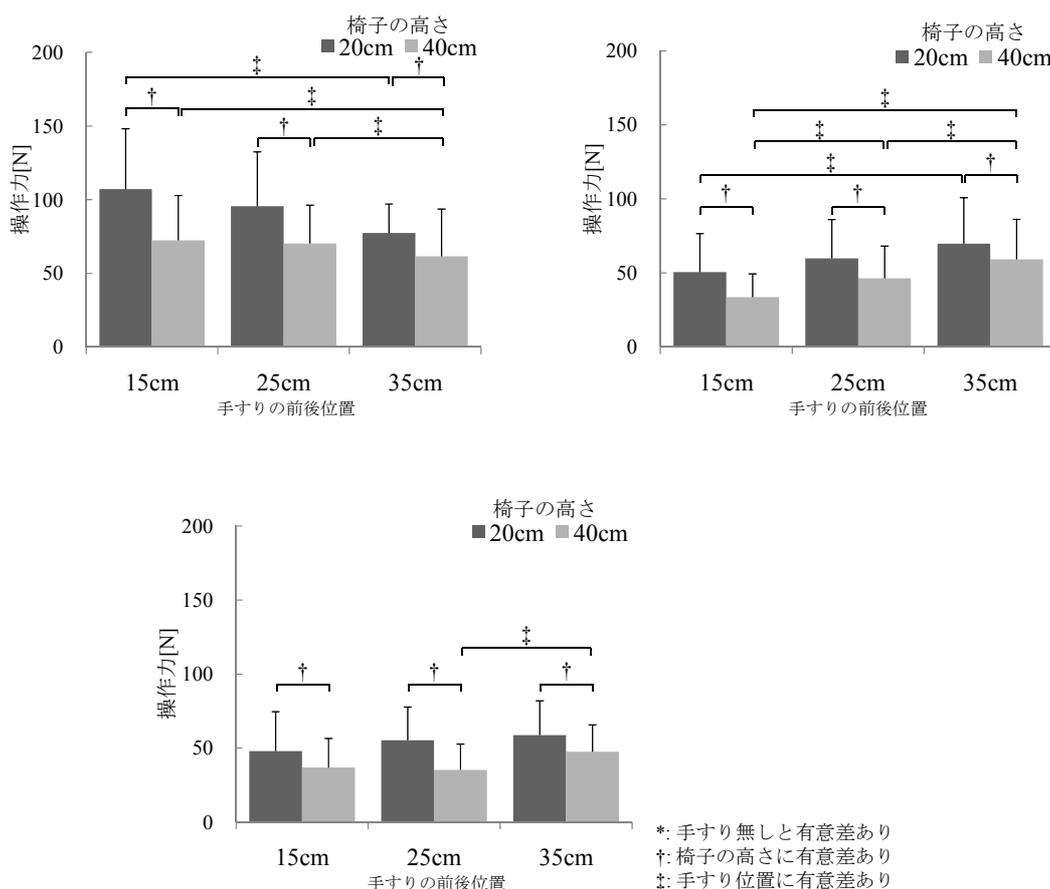


図 4.5 臀部離床時の手すり操作力の結果 [N]

上段左：鉛直成分，上段右：前後成分，下段：左右成分

(1, 18) = 34.6, $p < 0.001$]と手すり位置の主効果[F (2, 18) = 31.0, $p < 0.001$]が認められ, 交互作用は認められなかった. 下位検定の結果, 後方への力は手すりまでの水平距離が 35 cm のときに, また 20 cm の椅子を使用したときに増大することがわかった. 左右成分の結果を比較すると, 手すり有りの場合について比較する三元配置分散分析の結果より, 椅子の高さの主効果[F (1, 18) = 30.1, $p < 0.001$]と手すり位置の主効果[F (2, 18) = 6.2, $p = 0.009$]が認められ, 交互作用は認められなかった. 下位検定の結果, 右方への力は椅子の高さが 20 cm のときに, また水平距離が 35 cm のときに大きくなることがわかった.

図 4.6 の筋電図電位の結果について, 腕橈骨筋の結果を比較すると, 手すり有りの場合について比較する三元配置分散分析の結果より, 椅子の高さの主効果[F (1, 18) = 68.7, $p < 0.001$]と手すり位置の主効果[F (2, 18) = 6.8, $p = 0.007$]が認められ, 交互作用は認められなかった. 下位検定の結果, 腕橈骨筋の筋負担は椅子の高さが 20 cm のときに大きくなることがわかった. また, 僧帽筋の結果についても, 手すり有りの場合について比較する三元配置分散分析の結果, 椅子の高さの主効果[F (1, 18) = 32.1, $p < 0.001$]が認められ, 手すり位置

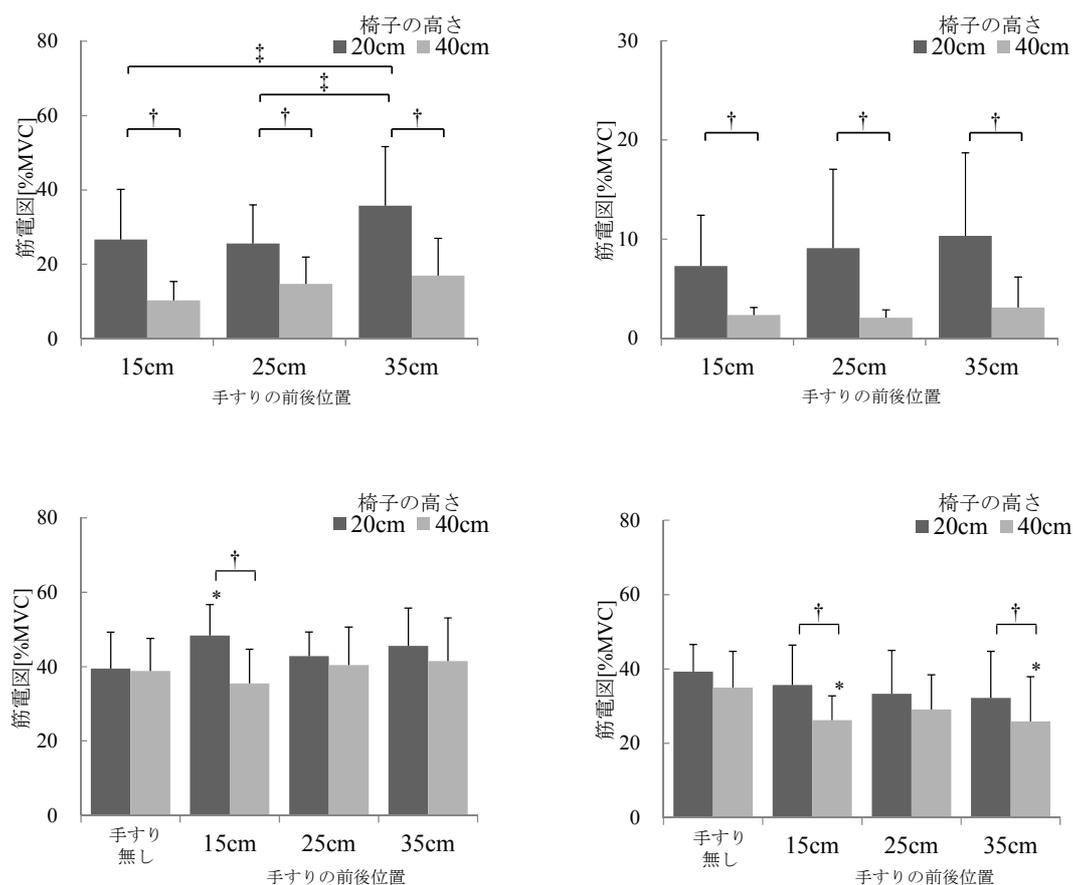


図 4.6 臀部離床時の筋電図電位の結果 [%MVC]

上段左：腕橈骨筋, 上段右：僧帽筋, 下段左：左大腿直筋, 下段右：右大腿直筋

の主効果および交互作用は認められなかった。下位検定の結果、椅子の高さが 20 cm のときに負担が大きくなる傾向を示した。左大腿直筋の結果を比較すると、手すりの有無を比較する二元配置分散分析の結果より、高さ 20 cm の椅子使用時に条件間で有意差[F (3, 27) = 3.8, $p = 0.022$]が認められ、手すりまでの水平距離が 15 cm の場合は負担が有意に大きくなることがわかった。手すり有りの場合について比較する三元配置分散分析の結果より、手すり位置と椅子の高さの交互作用[F (2, 18) = 4.3, $p = 0.029$]および椅子の高さの主効果[F (1, 18) = 17.3, $p < 0.001$]が認められた。要因ごとに分析した結果、椅子の高さが 20 cm のときは手すりまでの水平距離が 15 cm の場合に筋負担が有意に増大することがわかった。右大腿直筋の結果を比較すると、手すりの有無を比較する二元配置分散分析の結果より、高さ 40 cm の椅子使用時に条件間で有意差[F (3, 27) = 3.3, $p = 0.034$]が認められ、水平距離 15 cm と 35 cm のときに負担が有意に大きくなることがわかった。また、手すり有りの場合について比較する三元配置分散分析の結果より、椅子の高さの主効果[F (1, 18) = 17.0, $p < 0.001$]が認められ、椅子の高さが 20 cm のときに右大腿直筋の筋負担が大きいことがわかった。手すり位置の主効果および交互作用は認められなかった。

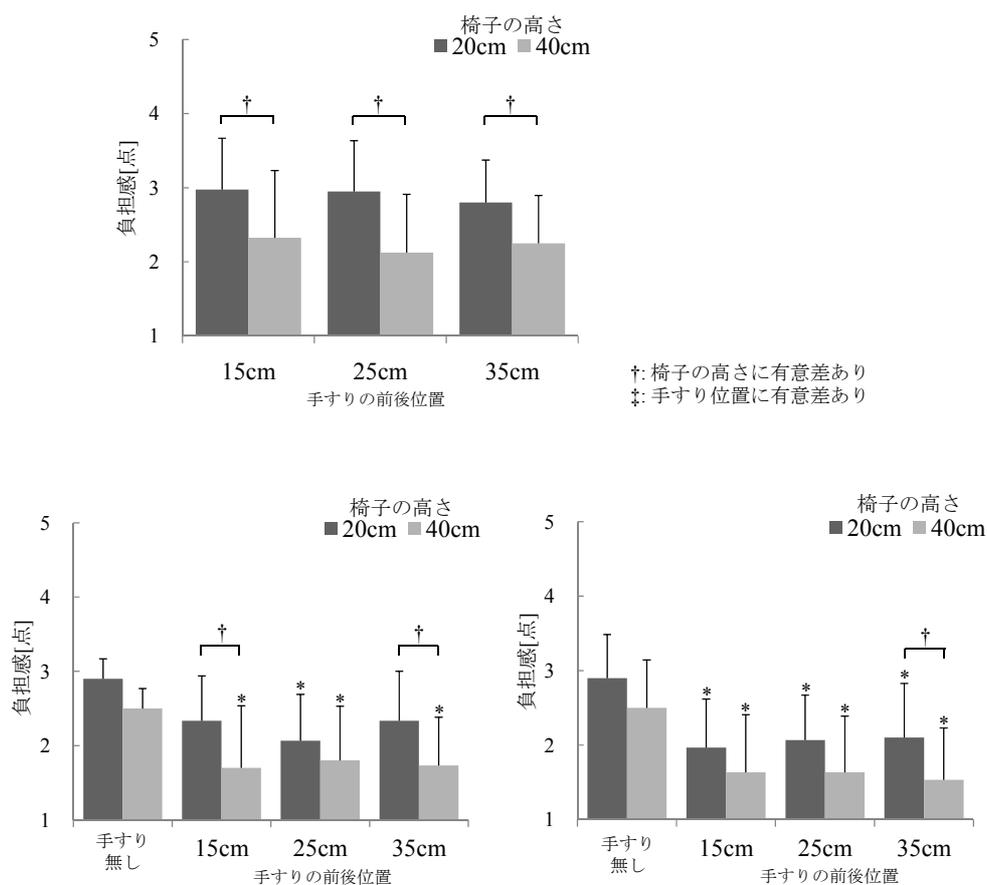


図 4.7 主観的負担感[点]

上段：左上肢の負担感，下段左：左脚の負担感，下段右：右脚の負担感

図 4.7 の主観的負担感の結果について、上肢の負担感の結果を比較すると、手すり有りの場合について比較する三元配置分散分析の結果より、椅子の高さの主効果[F (1, 18) = 81.2, $p < 0.001$]が認められ、手すり位置の主効果および交互作用は認められなかった。下位検定の結果、椅子の高さが 20 cm のときに上肢の負担感が大きいことがわかった。次に左脚の負担感を比較すると、手すりの有無を比較する二元配置分散分析の結果より、2 つの椅子共に条件間で有意差 (20 cm:[F (3, 27) = 3.8, $p = 0.022$], 40 cm:[F (3, 27) = 4.3, $p = 0.014$]) が認められ、手すりを使うことで負担感が小さくなることがわかった。また、手すり有りの場合について比較する三元配置分散分析の結果より、椅子の高さの主効果[F (1, 18) = 17.1, $p < 0.001$]が認められ、椅子の高さが 20 cm の場合に負担感が大きくなることがわかった。右脚の負担感を比較すると、手すりの有無を比較する二元配置分散分析の結果より、2 つの椅子共に条件間で有意差 (20 cm:[F (3, 27) = 6.2, $p = 0.002$], 40 cm:[F (3, 27) = 7.2, $p = 0.001$]) が認められ、手すりを使うことで負担感が小さくなることがわかった。また、手すり有りの場合について比較する三元配置分散分析の結果より、椅子の高さの主効果[F (1, 18) = 11.9, $p = 0.003$]が認められ、手すりを使用した際に負担感が小さくなることがわかった。

4.4 考察

本研究では、2 種類の椅子からの起立動作に対して、手すりの有無と手すりの前後位置を変化させ、起立動作時の身体負担を比較することで、手すり設置による負荷分散効果を定量的に評価した。

はじめに、本研究における手すりを使用しない起立動作について、床反力は椅子高さ 20 cm の場合にわずかに大きいものの、両条件とも体重の約 1.3 倍程度であることがわかった。そしてその多くは鉛直方向への力で、前後方向へは体重比 10%程度にとどまり、左右成分は非常に小さいことがわかった。また、大腿直筋の筋電図電位は、椅子の高さに関わらず左右とも 40%MVC 程度となることがわかった。この結果は先行研究 [91, 92, 93]での、座面高が低いと床反力および下肢筋負担が増大するという報告と異なる傾向を示したが、この原因としては起立動作速度の問題が考えられる。一般的に、臀部離床時から膝および股関節伸展時期までの状態遷移方法は 2 種類ある [97]とされる。一つは、座位姿勢において重心を前方に移動し、その後静的に上方へ移動する方法であり、もう一つは臀部離床時に瞬間的に大きな力を発揮し、そのときの運動量を利用して立ち上がる方法である。本研究では動作時間を被験者の任意としたことから、低い椅子からの起立時に、前者の方法を選択し比較的時間をかけて起立動作を行ったか、2 つの動作種類が混合したため、椅子の高さの影響が顕著に見られなかったものと考えられる。

次に、手すりを使用した起立動作に関して、手すり使用時と未使用時では上下肢負担それぞれに顕著な差が生じることがわかった。特に床反力では、手すり使用時に鉛直方向成分が大きく減少し、左右方向成分、つまり手すり側に蹴り出すような成分が大きくなることがわかった。また、起立動作時の主動作筋である大腿直筋の筋負担は、左脚で平均 6%程

度増加し、右脚で平均6%程度減少することがわかった。このことから、手すりの使用時には必ずしも両下肢の負荷が軽減するわけではなく、手すりと逆側の下肢負荷が軽減され、手すり取付け側の上肢および下肢の負荷が増大すると考えられる。上肢への負担に関しては、肘関節屈曲に作用する腕橈骨筋は25%MVC程度の負担が生じることが示された。これは無理なく発揮できる程度ではあるが、連続して行う場合は身体への影響を考慮する必要がある。そのため、手すりが左右のどちらに設置されているかによっても身体への影響を考慮する必要があると考えられる。

本研究における実験要因のうち、椅子の高さによる身体負担への影響について、椅子高さ20 cmのときは、40 cmの場合と比較し上下肢の負担ともに増大することがわかった。しかしながら手すり操作力と床反力を比較すると、手すり操作力は椅子高さ20 cmにおいて3成分ともに大きくなったのに対し、床反力は前後方向成分のみが増大していた。これは、手すりを引くことで鉛直方向と左右方向への負荷を上肢に分散したと考えられる。そのため、腕橈骨筋は15%MVC程度負担が大きくなるが、大腿直筋は顕著な差が見られないことが示された。一方、後方へは体幹前傾速度が低減するために加速度が利用できず、強く蹴り出す必要があったものと推察される。その他に、上肢挙上による影響として、僧帽筋の筋負担が椅子の高さ20 cmのときに有意に大きくなることがわかった。本研究では2種類の椅子に対して同じ高さの手すりをを用いたために上肢挙上の程度に差が生じたものの、筋負担では7%MVC程度の差であることから、同じ高さの手すりに対して椅子の高さを変更しても、上肢挙上による負担は許容範囲にあるものと考えられる。次に、手すりの前後位置による身体負担への影響について、手すりまでの水平距離が15 cmと被験者に近い場合は操作力鉛直成分が大きいのに対し、35 cmと遠い場合は前後成分が大きいことがわかった。加えて、肘関節屈曲に作用する腕橈骨筋の筋負担も手すり位置35 cmで大きいことから、起立動作時には手すりを体幹に引きつけるように操作する傾向があると考えられる。一方で、床反力および下肢の筋電図では、手すりの前後位置による影響はほとんど確認されなかった。このことから、手すりの前後位置は体幹前傾動作の程度に影響を与え、膝関節の伸展に作用する大腿直筋など、下肢の伸展に関する指標には顕著な違いが生じないものと考えられる。

本研究の結果より、高さ20 cmの椅子からの起立動作時に生じる身体負担は、高さ40 cmのときと同程度であるが、それぞれの椅子から手すりを使用して立ち上がった際の負担の程度には差が生じることがわかった。具体的には、椅子の高さに関わらず、起立時に手すり側の上下肢負担が6%程度増加し、手すりと逆側の上下肢負担が6%程度減少することが明らかとなった。一方で、高さ20 cmの椅子からの起立時には、高さ40 cmの椅子に比べ後方へ蹴り出す力が必要となるものの、下方への蹴り込みは手すりを使用することで上肢動作として代替されることがわかった。また、手すりの前後位置による影響としては、手すり操作力の発揮方向が変化し、体幹前傾の程度に影響を与えることがわかった。ただし、本研究では椅子の高さと手すり位置の実験条件を絶対値で設定した。そのため、本実験の

被験者との体格差が大きい場合は、上肢長など身体セグメント長と手すりの前後位置の関係を近似し、相対的に結果を適用する必要がある。

以上のことから、頻繁に起立動作を行う作業現場に手すりを設置することは負荷分散の観点から有効であることが示された。本研究は、実際の負荷とモデル推定間とのギャップを埋めることでより正確な力学的シミュレーションを可能とし、具体的な負荷分散の程度を記した指針の作成に寄与すると考えられる。

4.5 結言

本研究では、座面高の低い椅子からの起立動作について、手すりの有無による身体負荷の変化を定量的に示し、手すり使用による負荷分散の程度を明らかにすることを目的とした。さらに、作業員から手すりまでの距離が変化した場合を想定し、手すりの位置を変化させて実験を行った。実験の結果、高さ 20cm の椅子から手すりを使用して起立した際にも、高さ 40 cm の場合と同様の負荷分散が認められ、手すりの設置は下肢の負荷分散に有用であることがわかった。また、椅子の高さに関わらず、手すりとは逆側の下肢負担が 6% 程度減少し、手すり側の下肢負担および上肢負担が増加することや、手すりの前後位置によって手すり操作力に影響が見られることから、手すりを使用する際の作業員の位置にも留意する必要があることが示唆された。

椅子が低くなると手すり操作力と床反力が大きくなることが示された。また手すりと身体との距離が変わると、身体負荷を軽減するように手すり操作力の成分が変化し、手すりを体幹に引きつけるように操作することがわかった。また、手すり操作力を発揮するために上肢に負担が生じるようになるが、その分の下肢負担を軽減することが可能となることがわかった。

第5章 操作力データベースの構築

5.1 緒言

第2章から第4章では、身体負荷推定に対するニーズが高いと予想される操作力の発揮場面のうち、引き出しの押し引き操作、下方への押し込み操作、手すりを使った起立動作時の手すり操作について、操作力の実測を行った。

本章では前章までに計測した操作力データを整理し、それらを簡便に参照することのできるデータベースシステムを構築することを目的とした。具体的には、操作力データを取り扱うためのプラットフォームとしてデータベースを構築し、データの検索や中間処理、身体負荷推定に利用するためのアウトプット方法などについて検討を行った。また、得られた結果をわかりやすく可視化する方法についても検討を行った。

5.2 操作力データベースの概要

5.2.1 操作力データベースの構成

以下に、人間工学的負担評価に利用しやすい操作力データベースを構築する上で、必要となる事項をまとめる。そして、各項目をそれぞれ実現するための検討内容について述べる。

- (1) 利用者が任意のデータを手に入れようとする場合は、データベースに蓄積された操作力データ群から検索システムを通じて検索する。そこで、データの蓄積とともに、意図するデータを簡単に検索することのできるインターフェースを持ったシステムとする。具体的には、データを蓄積したデータベース部分と、データの検索・処理を行うデータベースエンジンからなるシステムを構築し、その両面から操作力データの扱い方について検討する。
- (2) あらかじめデータが体系的に整理されていれば、検索が容易になり、システムの利便性が高まると考えられる。そのため、操作力データを体系的かつ機能的に整理する必要がある。具体的には、計測条件や、操作方法、被験者の性別・体格、対象物名などに基づいてデータを分類する。
- (3) 図5.1に示すように、操作力データを利用する目的によって必要なデータ形式が異なることが予想されるため、目的に応じてデータの出力形式を選択できるようにする必要がある。例えば、多数のサンプルデータが必要な場合や、少数の平均的なデータのみ必要な場合などが考えられる。また、評価対象とする作業が、静的か動的かによって必要なデータ長が異なるため、利用者が目的に応じて適切な中間処理を実行できるようにする。具体的には、代表値や区間データの抽出、軸変換、係数調整、平滑化、データ補間などの機能を実装し、インターフェース上で簡便に実行できるようなシステムとする。

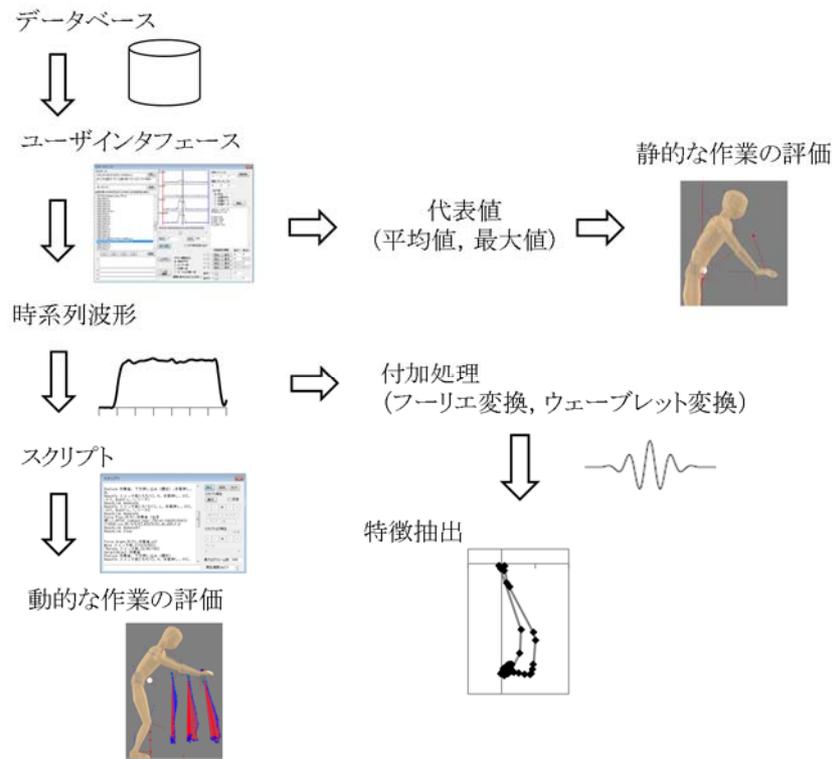


図 5.1 操作力データベースを用いた身体負荷推定の流れ

データベースに格納する操作力データは、より多くの場面に柔軟に適應するため、生データの形式で格納し、データ出力時に何らかの処理を施すことが望ましいと考えられる。そこで本システムでは、第 2 章から第 4 章で実測した被験者 10~15 名分のデータを、被験者別かつ条件別に記録された生データとしてデータベースの検索対象となるディレクトリに格納し、システムで利用することとした。ファイル名は、それぞれ実験条件や実験環境を略式化したものを繋げた文字列とし、検索キーワードと整合性を取りやすくすることで検索性向上を図った。

一方、実験で得られた全てのデータを使って作業負荷を試算するには多くの時間を要するため、簡便な評価とは言えない。そのため、できる限り少ない回数 of シミュレーションで身体負荷を評価できるようにする必要がある。そこで複数の操作力データから平均値を算出する機能を設け、この平均値を使って検証を行うことができるようにした。また、より多くの作業場面の検証に柔軟に対応するため、既知のデータから未知のデータを補間し推定する機能の実装を行った。ただし、操作力はベクトルであるため、大きさと方向の情報を持つ。最大値、任意点の値、任意区間の時間平均値などについては平均値の算出は容易であるが、複数のベクトルについて向きを単純に平均化することは困難で、いくつかの手法が提案されている。また、被験者ごとに波形の振幅や操作時間が異なることから正確な推定は難しいとされる。本システムでは、球面線形補間による処理を行い、被験者間の

ベクトルデータを統合することとした。この角度補間については後述する。

5.2.2 ユーザインタフェース

検索システムのユーザインタフェースを図 5.2 のように構築した。検索エンジン上では、画面左の検索ウィンドウにキーワードを入力し、検索を実行することで、その文字列をファイル名に含むデータが一覧表示される。ここでは主に CSV 形式のデータを取り扱い対象としている。ファイル読み込みを行うと、画面中央に力の波形データが表示される。その際、操作力データに記録されている、合力の時間変化波形、 X 、 Y 、 Z 軸成分の値の時間変化波形、各軸まわりのモーメント 3 成分の時間変化波形、合成モーメントの時間変化波形、スイッチの ON/OFF シグナル、引き出し量の時間変化値などから、任意の情報を選択し表示できるよう、表示項目の選択機能を設けた。

出力形式は、時点（操作力のバーのあるフレームの値）、区間平均（始点から終点までの平均値）、区間ピーク（始点から終点までの最大値）を算出できるようにした。また、1 回分の操作波形などを切り出して観察するため、任意の区間に対してデータ切り出しを行い、別ファイルとして出力する機能を設けた。出力ファイルは画面左下の検索結果一覧に表示されるため、ファイルを再選択して表示することで、切り出したデータを確認することができる。その際、画面右中央にある「出力値」内のオプションボタンを選択することで、出力する情報を選択する。出力情報として、波形上の任意フレーム、区間平均（始点から終点までの平均値）、区間ピーク（始点から終点までの最大値）などの値を選択することができる。これらの機能により、操作力データの体系的蓄積と、検索機能を利用した取り出しが可能となった。

以下に、具体的な利用手順について述べる。はじめに、利用者は操作力データを検索するため、キーワード欄に「引き出し」などの単語を入力する。それに応じてデータリストに検索結果が表示されるため、そのファイル群の中からデータを選択する。ほとんどのデータには、 X 、 Y 、 Z 軸成分の操作力と、操作力の合力、各軸まわりの回転モーメント (M_x 、 M_y 、 M_z) が保存されている。表示項目選択ボタンを押すと各データの表示について ON/OFF のチェックボックスが出現し、任意の項目を選択表示することが可能となる。例えば、回転モーメントを非表示とし、操作力のみを表示することなどが可能である。次に、操作力データを出力する。操作力のピークが引き出しの動かしはじめであると仮定し、デジタルヒューマンモデルの操作姿勢と操作力データを設定する。操作姿勢は別に計測した姿勢データを参照する。操作力データは最大操作力が発揮された瞬間の時点データのみを操作力データベースによって抽出する。これを評価システム上の外力設定画面に入力し、操作力の参照を行う。また、動的な操作を全て検証する場合は、操作力ファイルと姿勢ファイルをそれぞれ評価システム上で読み込み、同期をとってから解析を行う必要がある。

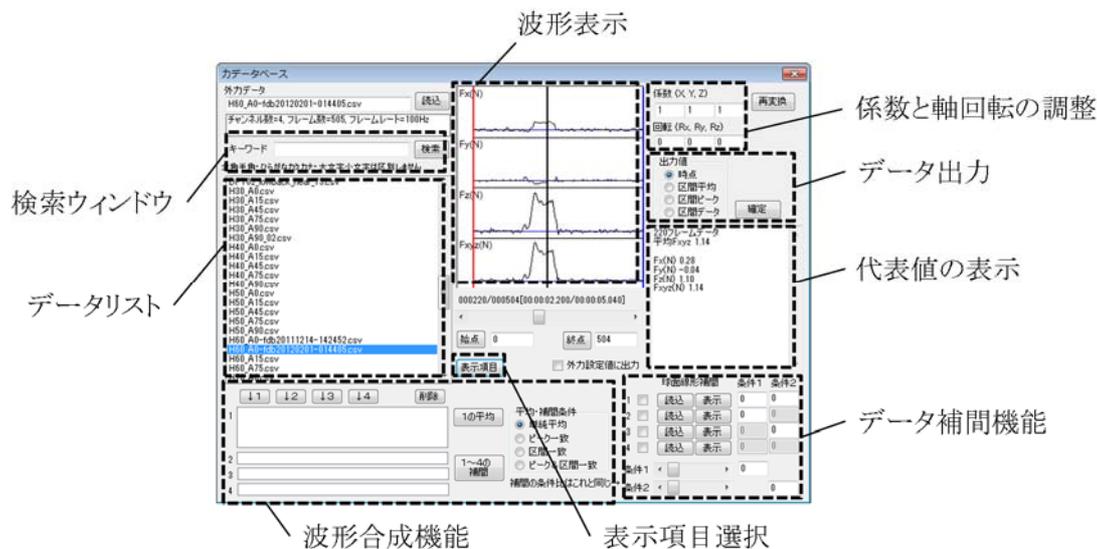


図 5.2 操作力データベースの機能

次に、図 5.3 に操作力データベースから操作力データを読み込み、デジタルヒューマンモデルとリンクして表示した際のイメージを示す。第 2 章で計測した引き出し操作力データがあらかじめ検索対象のディレクトリに格納されているため、このデータを操作力データベース上で選択し、呼び出しを行った。ここでは便宜的に用意した「引き出し押し引きサンプル.csv」というファイルを使用した。このデータには引き動作時と押し操作時の操作力波形が 1 ピークずつ含まれている。ここでは波形表示画面で引き操作時のピーク点にタイムラインカーソルを合わせ、最大操作力発揮時の F_x , F_y , F_z の値をそれぞれ取得した。そして身体負担評価システム上の外力設定ウィンドウを開き、上で取得した操作力の値を入力し、外力の作用点をデジタルヒューマンモデルの手先に指定した。評価画面上に外力ベクトルが出現したことを確認し、別途用意した姿勢データを読み込んで引き出しの引き操作姿勢をとらせた。この状態で評価ウィンドウを開き、肩や肘の関節モーメントなどの評価値を確認した。

本システムを利用することによって、大量の操作力データを一元管理と、データ内からの情報抽出を容易に行うことができる。また、通常は個別に処理しなければならず膨大な時間がかかる座標軸の変換やスケール調整を一貫して行うことができるため、解析に要する時間を大幅に削減することができる。現段階では、デジタルヒューマンモデルや姿勢データとリンクした使用は限定的であるが、今後機能を整備・拡張することで、柔軟に使用可能なシステムになると考えられる。それによって、外力値として操作力データを簡便に取り扱うことができるようになり、より高精度に、かつ計算時間を短縮して身体負荷を評価することが可能になる。

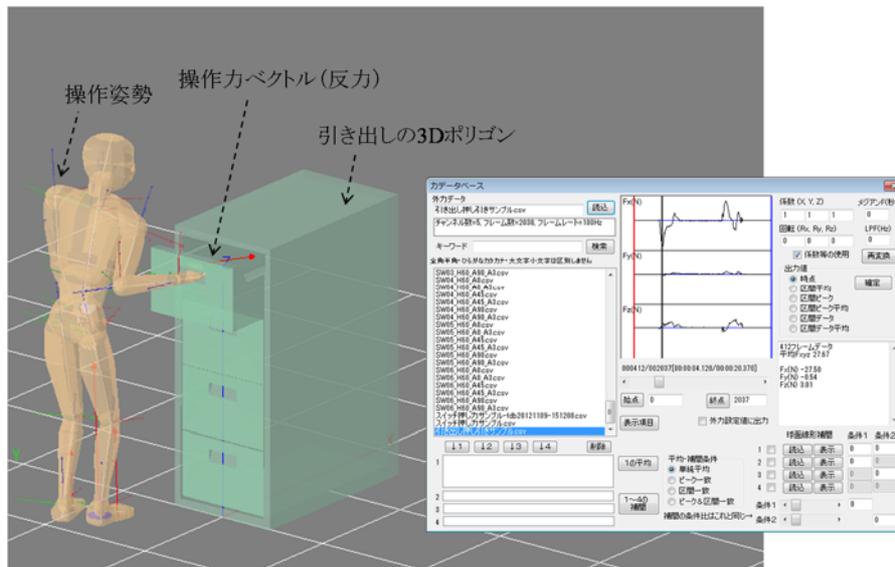


図 5.3 デジタルヒューマンモデルとのリンクイメージ

5.3 操作力データの間中処理

5.3.1 データの合成と補間

ユーザは、実験もしくは文献整理によって得られた操作力データ群のなかから、希望するデータを選択・取得するが、ユーザの要望するデータと格納されたデータは必ずしも一致せず、むしろ完全に一致することはまれであると考えられる。特に、ユーザの要望する条件には制限がない一方で、実験で計測可能なデータ数には限りがあるため、要望を全て満たすデータを揃えることは非常に困難である。したがって、入力条件に近いデータから、ユーザの要望するデータを推定する必要があると考えられる。本システムでは、ユーザの要望に最も近い 2 つのデータを提示し、その 2 つのデータから新たに中間位のデータを推定生成する機能を設ける。例えば、ユーザがスイッチ操作力のデータについて、面角度 30° の条件を望んで検索したものの、面角度 30° のデータが蓄積されていない場合、キーワード検索によって表示されるデータの最上位には、面角度 15° と面角度 45° など、近傍の 2 つのデータが表示され、30° のデータは表示されない。そこで、その 2 つのデータを選択し、合成処理を行うことで、中間位である面角度 30° のデータを自動生成して表示する。なお、中間位のデータについては、推定に用いる 2 つのデータそれぞれに重みづけを行うことで、2 条件間の任意の位置での推定値を生成することができる。本システムでは、角度の補間法として球面線形補間を用いている。具体的には、ユーザは 1 つのデータを選択して表示するか、2 つのデータを選択しその合成データを表示するか、2 つの方法を選択することができる。2 つのデータの合成を行うと、新たに検索リスト内にデータファイルが生成され、その 1 つのデータを選択し読み込むことで、通常のデータ表示と同様の処理を行うことができる。元のデータには、編集を加えないことでデータベースの整合性を保つ。

5.3.2 補間精度の検証

操作力を発揮する場面は、日常生活から業務上の動作まで含めると無限に存在する。そのため、利用者が想定する操作力発揮場面や、様々な条件変更に対応した操作力データが提供されることが望まれる。しかしながら、あらゆる実験条件で操作力データを網羅的に収集することは現実的ではなく、操作力が計測されていない条件については、既知のデータを基に補間することで、推定値を提供することが必要になると考えられる。

一方、データベース最大の意義は、人を対象とした実測値が蓄積されていることである。したがって、高度な補間機能を有する必要はないが、適切な範囲でデータを補う必要があると考えられる。特に、実測した条件間を補う内挿が重要視される。本節では、適切なデータ推定のための内挿および外挿法について検討する。

操作力データの補間方法については、大別すると以下のようになる。

導出関数が全ての点を通る

- データを区分的に別々の多項式で補間する
 - ・線形補間（1次 Spline 補間）
 - ・3次 Spline 補間
 - ・ n 次 Spline 補間
- 全ての点を通る多項式で補間する
 - ・Lagrange 補間
 - ・Newton 補間

導出関数が全ての点を通るわけではなく、点の付近を通る

- ・最小二乗法

本研究では、プッシュスイッチ操作力のデータを利用して線形補間についての検証を行う。これは、各パラメータの条件数がそれほど多くないことに加え、操作力の結果に比較的単調な増加現象傾向が見られ、線形補間が単調増加の元データの性質を反映しやすいためである。まず、各実験要因につき3水準を選出し、そのうちの2水準のデータから残りの1水準のデータを推定する。このとき、内挿と外挿の両方について検討する。そして、導出した関数から求めた値と実測値を比較して評価する。

内挿に利用するデータは、推定値の近傍2点のデータを利用する場合と、推定値からの最遠点2点を利用する場合の2通り検証する。以下に具体的な検証内容について示す。はじめに、プッシュスイッチ操作力の最大値のデータを対象に、高さ条件についての内挿を行った。データの計測方法については第6章で後述する。プッシュスイッチの高さ40%から70%までのデータに対して、近傍2点（高さ40%ならば30%と50%のデータを利用、高さ50%ならば40%と60%のデータを利用）のデータを用いた直線補間を行い、それによって得られた値と、実際の計測値との相関および差分を検証した。次に、最遠点2点（40%

から 70%の全データについて、30%と 80%のデータを利用) のデータを用いた直線補間を行い、同様に相関と差分を検証した。

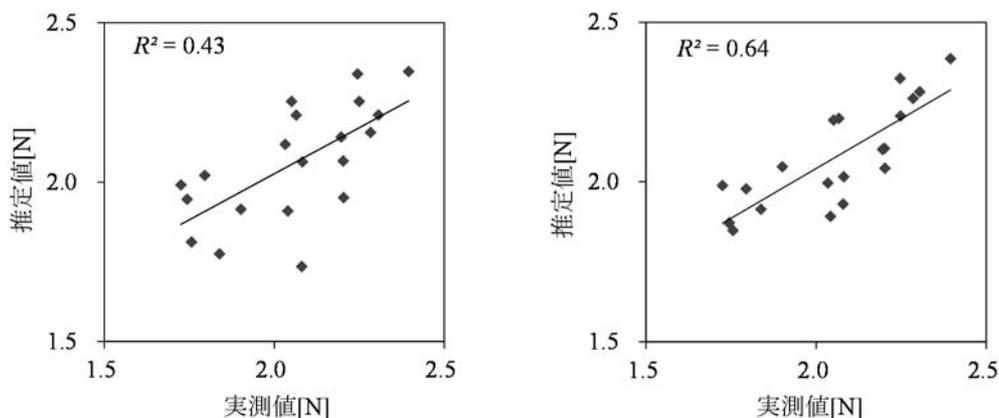


図 5.4 実測値と内挿値の相関図：(左) 近傍 2 点, (右) 最遠点 2 点

図 5.4 の結果より、近傍 2 点による内挿結果では、決定係数は 0.43 となり、実測値を十分に説明できるとは言えないことがわかった。一方、最遠点 2 点を用いた線形補間では、決定係数は 0.64 と比較的強い正の相関が認められた。この結果について考察すると、直線補間の結果については、もとより操作力の結果に線形性が確認できたことから、最遠点 2 点による内挿のほうが強い相関関係が見られることが予想され、その予想に沿う結果となった。しかしながら、近傍 2 点では比較的データのばらつきが大きくなることがわかった。この原因としては、プッシュスイッチ押下の操作力が小さいことが大きく影響していると考えられる。必要操作力が小さいことで、押下時の動作が不随意になりやすく、データの分散が大きいことが考えられる。また、今回は高さ条件を対象として内挿を行ったが、高さ条件による操作力の差が最大で 1 N 程度と小さかったことも一因であると推察される。操作力が比較的大きい対象物では、必要操作力と発揮操作力の差が小さくなることが知られているため、必要操作力などを対象に、操作力の大小に直接的に関係する指標について検討すれば、さらに高精度の補間が可能であると考えられる。この結果より、本データベースにおけるプッシュスイッチ操作時の操作力データを内挿する場合は、最遠点 2 点による内挿を元に検討を行うこととする。

次に、最遠点 2 点のデータを用いて、高さ 30%と 80%のデータについて直線近似による外挿を行い、その結果を評価する。以下にその結果を示す。

図 5.5 の結果より、最遠点 2 点を用いた外挿結果では、決定係数は 0.75 となり、比較的強い相関関係にあることがわかった。このことから、プッシュスイッチの高さ条件に関しては、内挿および外挿についても、比較的高い精度で推定することができると考えられる。しかし、今回の検証においては、内挿よりも外挿で精度が高いという結果が見られた。こ

これは、今回検証に用いたスイッチ押下のデータは分布が比較的狭い範囲に分布していたことが一因と考えられる。スイッチ押下力は最小で 1.5 N，最大でも 2.5 N 程度となり，条件を変化させても 1 N 程度の範囲内に分布する結果となった。そのため，サンプル数が増加するにつれて中央付近に多く分布し，線形性が低くなったと考えられる。それに対して，外挿では内挿よりも広い範囲にある値を利用した推定となったため，線形性が高くなったと考えられる。

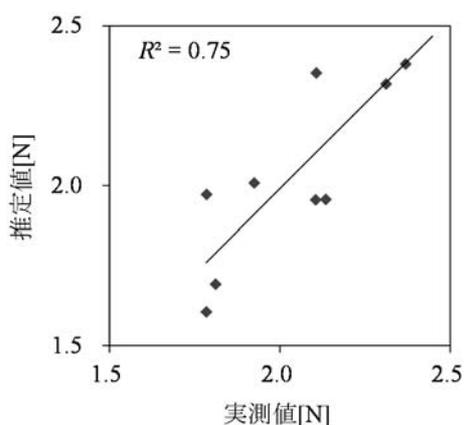


図 5.5 実測値と外挿値の相関図（最遠点 2 点）

5.3.3 操作力の可視化

第 2 章から第 4 章の実験によって，操作力の発揮方向が身体負荷の大小に関係していることが明らかになったが，操作力は目に見えないため具体的なイメージが持ちにくい。そこで本研究では操作力データを可視化する手法について検討を行った。

先行研究では，川野ら [102, 103]は力学的負荷に直接関係する情報として，作業姿勢と関節トルクを同時にコンピュータ上に表示するシステムを提案している。川地ら [104]は乗用車への乗り込み動作のばらつきを可視化する手法について検討した。綿貫ら [105]はクレーン操作技能の可視化について検討した。また人間以外のものでは物体の振動特性を可視化 [106, 107]した例もある。しかしながら，操作力のような 3 次元ベクトルデータを可視化した例は多くない。また，ベクトルデータを可視化する際には，ベクトルの起点が視覚に影響を与えることや，部分間の関係を明示することが難しいこと，時間的に変化するベクトル場では時空間の様子をとらえることが難しいなどの問題 [108, 109]が指摘されており，可視化が比較的困難とされている。

これに対し本研究では，操作力ベクトルをデジタルヒューマンモデルとともに解析画面上に表示し，身体負荷が発生するメカニズムをわかりやすく表現するプログラムを作成することとした。従来の評価システムでは，矢印による 3 次元ベクトルとして操作力を表示するが，ベクトルの大きさを変化させる場合はそれまで表示していたベクトルの矢印を非

表示にしてから新たなベクトルの矢印を表示するため、同時に 2 つ以上のベクトルを表示することはしなかった。これに対し本研究では、表示中のベクトルを非表示にせず、その上に重ねて次のベクトルを表示することとした。そして、操作力ベクトルの時間変化全体を把握するため、操作力ベクトルの頂点間を線分で結ぶことで操作力ベクトルによる多面体を作成した。また、部分間の関係を明示するため、多面体の各面を色分けして彩色する方法を提案した。具体的には、(a) 操作力の大きさに応じて色を塗り分ける手法と、(b) 角度変化量ごとに色を塗り分ける手法を用いた。上記の手法により、ベクトルの軌跡を図形的に表現することで操作力ベクトルの可視化について検討を行った。

図 5.6, 図 5.8, 図 5.10 に押し込み操作力の生データを矢状面方向から観察した図を示す。それぞれ上肢長比 50%条件, 上肢長比 75%条件, 上肢長比 100%条件の結果について 3 回分の操作事例を図示している。また図 5.7, 図 5.9, 図 5.11 に操作力をそれぞれ可視化した結果を示す。これらは、アニメーションによって可視化された評価画面を矢状面方向からキャプチャしたものである。なお、個別の操作力ベクトルは青色の矢印で表示した。また、多面体の塗り分けは操作力が小さい部分を緑、大きい部分を赤色とするグラデーションとした。なお、便宜上同じ条件のデータ 3 つを横に並べて可視化しているが、同じ距離条件のデータに対する比較、つまり同一条件別試行間の比較である。また表示している操作力は全て見やすさの点から反力ではなく操作面に生じる作用力としている。この結果を見ると、図 5.6, 図 5.8, 図 5.10 に示す生データの図はいわば操作力ベクトルの頂点のみをプロットしたものであるため、発揮力の大きさを把握しやすいが操作力ベクトルの傾きや時間変化などの情報を読み取ることは困難である。一方、可視化結果の図では力の作用点とベクトル頂点間を結んだ後、ベクトル頂点同士も線分で結んで多角形を作図しているため、ベクトルの傾きと時間変化を同時に把握できる。また、多角形の彩色を変えることで操作力の変化が大きい瞬間を強調することができる。

図 5.12 に上肢長比 50%, 75%, 100%の 3 つのデータを同時に可視化した結果、つまり条件間の比較を行った例を示す。この結果を見ると、身体に近い操作面に対しては鉛直下向きに力を発揮しているものの、操作面が身体から離れるにつれて前方への押し込み力が増大する傾向を示している。これに対しベクトルの頂点を結ぶ可視化手法を用いることで、力の時間的変化が図形の体積の広がりに変換して表示されていることがわかる。また、角度変化の可視化手法では、微細な変動が取り除かれることで被験者の操作による急激な角度変化のみが濃い色で塗りつぶされ、抽出・可視化されている。以上のことより、操作力ベクトルの頂点を結ぶ本可視化手法は操作傾向の直感的な理解に有用であると考えられる。

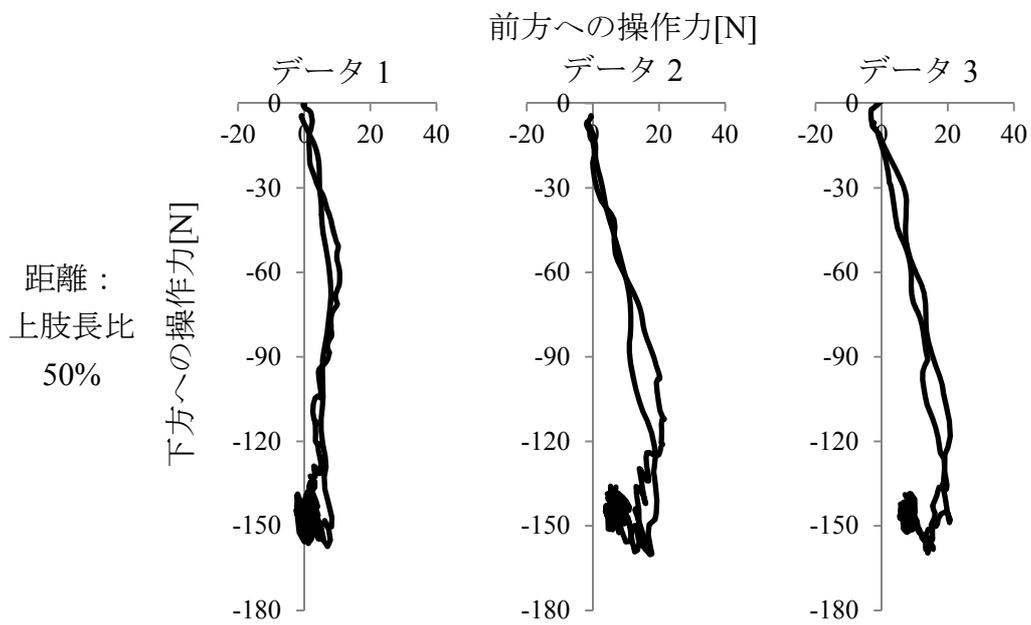


図 5.6 上肢長比 50%条件における操作力の矢状面成分

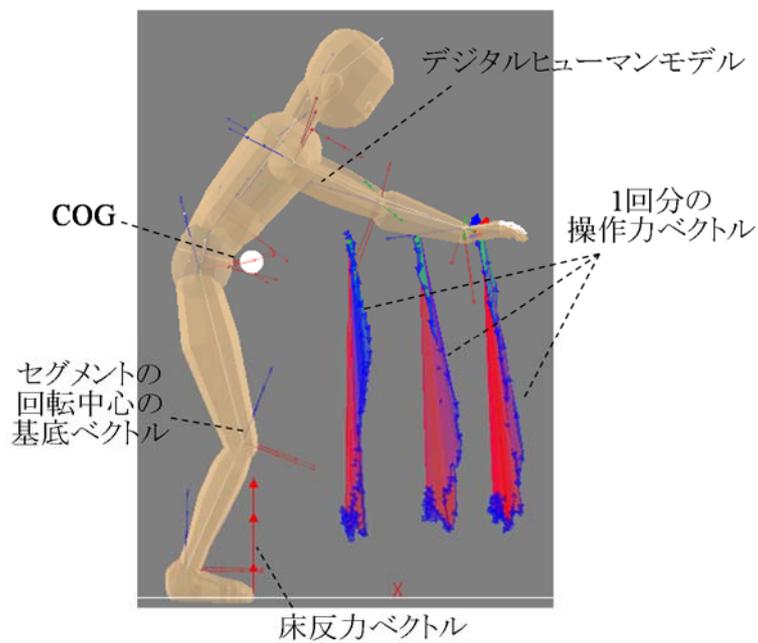


図 5.7 力の大きさに着目した可視化結果（上肢長比 50%）

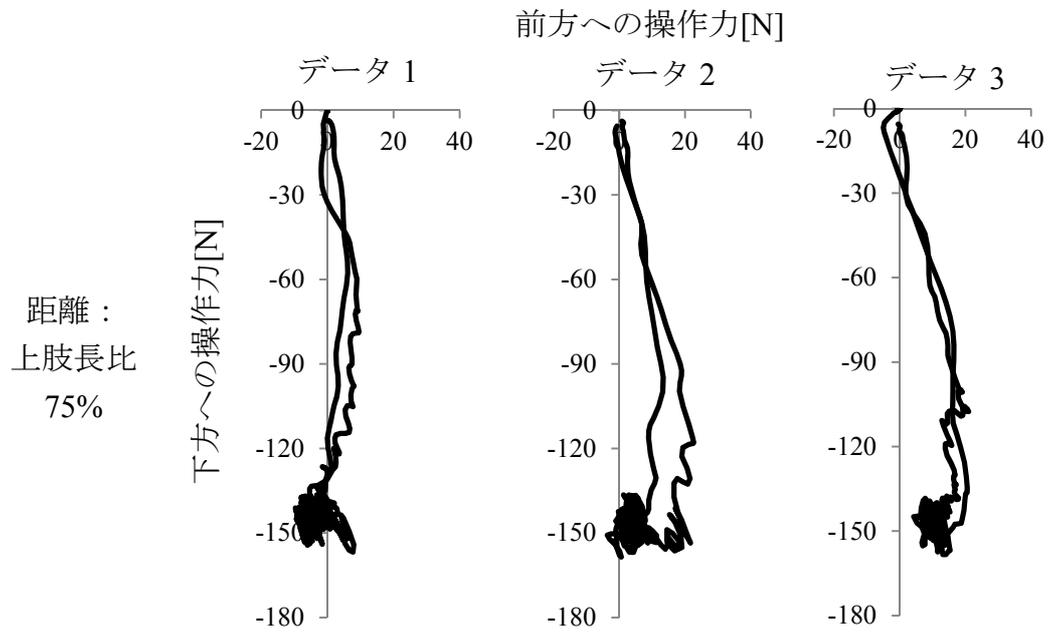


図 5.8 上肢長比 75%条件における操作力の矢状面成分

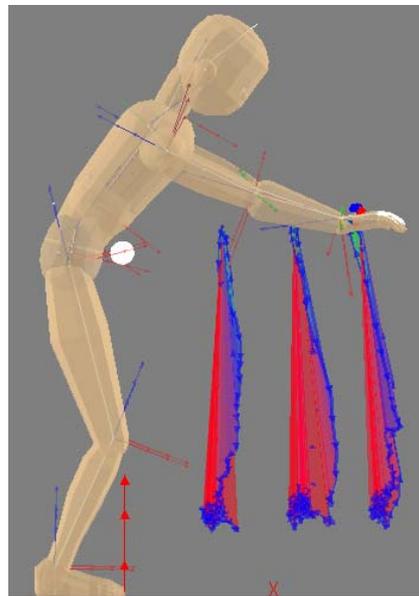


図 5.9 力の大きさに着目した可視化結果（上肢長比 75%）

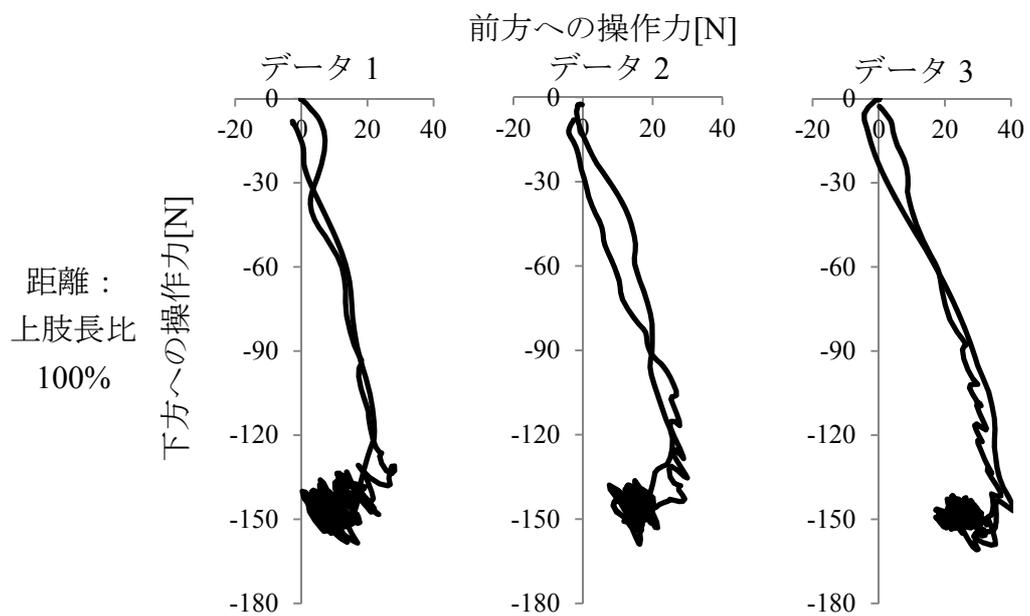


図 5.10 上肢長比 100%条件における操作力の矢状面成分

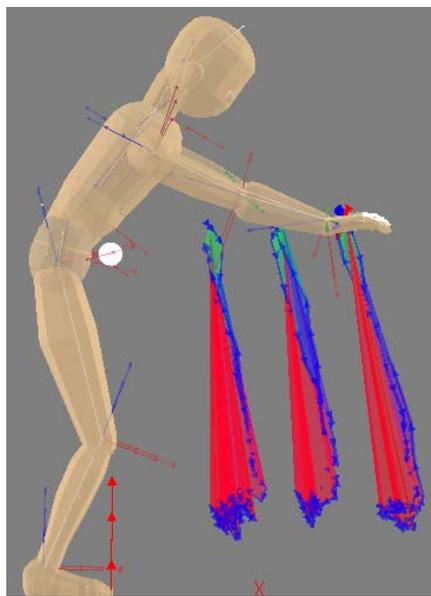


図 5.11 力の大きさに着目した可視化結果（上肢長比 100%）

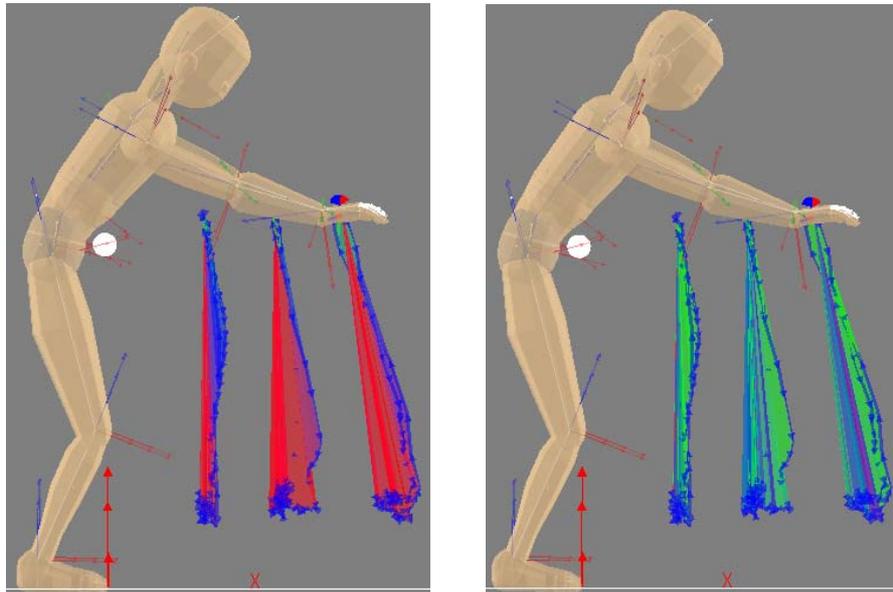


図 5.12 距離条件間の比較結果（左図：力の大きさに着目，右図：角度変化に着目）

5.4 結言

本章では、第 2 章から第 4 章で得られた操作力データを汎用的に取り扱い、身体負荷推定に用いるため、操作力データベースの開発を行った。はじめに、構築した操作力データベースの概要と、実装した機能およびユーザインタフェースについて詳述した。本データベースはデータの検索、表示、座標軸変換、スケール調整、最大値と最小値の検索、区間切り出し、波形の平滑化、合成、推定などの機能を有する。本データベースの利用者は、実測した操作力データベースを簡単に入手可能であるとともに、操作力データの利用に必要な中間処理を施し任意の形式で出力することができる。次に、作業環境によって操作力の発揮パターンが変化することをわかりやすく表現し、作業環境と身体負荷の関係に対する直感的な理解を促すことを目的とし、操作力特性の可視化手法について検討を行った。これまで操作力ベクトルは単一の矢印として図示されることが多かったが、本研究では等時間間隔で表示される操作力ベクトル矢印と、その頂点間を結んだ線分から成る図形を組み合わせた多角形を作図することで、操作力ベクトルの大きさや方向、その時間的変化を同時に表現する図形を提案した。また、操作力の時間変化に着目し、操作力ベクトルの大きさや内積の時間変化量が大きい場合は多角形の彩色を変化させることで、操作力データから特徴点を見分けやすくする手法を提案した。本手法は姿勢負担評価システムと連携して動作するプログラムとして実装したため、実際の作業動作と操作力発揮パターンを見比べて操作特性を把握することが可能となった。

第6章 ウェーブレット変換による 操作力波形平滑化

6.1 緒言

第5章では新たに構築した操作力データベース [110, 111]上で、操作力データを取り扱う際に必要となる種々の中間処理について示した。そのなかでも、波形の平滑化は結果の大小に大きく影響するため重要である。また、第2章から第4章で示したように、6軸力覚センサを使って操作力を実測する上ではノイズの混入は避けられず、ノイズを除去することは必須課題である。そこで本章では操作力波形の平滑化について個別に取り上げる。

ロードセルなどのセンサで操作力を実測する場合、センサの内部誤差要因に加え、外部の電氣的または機械的要因が原因となって種々のノイズが発生し、出力信号には人の操作力以外にも様々な成分が混入 [12, 112]している。したがって操作力成分データを適切に取り扱うためには、上記のノイズが混入した生の信号から主要な成分のみを抽出することが必要である。そのためローパスフィルタなどが信号の平滑化に用いられるが、ノイズを十分に取り除こうとすると図 6.1 のように操作力波形のエッジがなだらかになりすぎることや、ピークの値が小さくなること、ピークの位置にずれが生じて最終的には単純な山型に帰結することなどの問題が生じていた。全てのノイズが除去された真値は不明であるが、生の波形のもつ時間的な性質を保持しつつ不要な成分のみを除去することが必要とされている。そこで本研究では、非定期的かつ短時間の信号解析に利用されるウェーブレット変換 [113, 114, 115]に着目した。ウェーブレット変換はパルス信号の検出に優れた周波数解析手法であり、非周期的ノイズや異常振動成分の抽出 [116, 117]など、実務場面への応用事例 [118, 119]もいくつか報告されている。ウェーブレット変換によって操作力データを周波数的に解析し、人の発揮した操作力成分のみを抽出することができれば、操作力データの人間工学的利用に適した信号平滑化が可能であると考えられる。

以上のことから、本章ではウェーブレット変換を用いて操作力波形を適切に平滑化する手法を提案することを目的とした。具体的には、日常生活場面で多く見られるプッシュスイッチ操作に着目した。プッシュスイッチの操作性は機械特性や操作環境、個人特性の影響を受けるとの報告 [120, 121, 122, 123, 124]があるため、本研究においても作業面の角度を変えて操作力データを計測し、ウェーブレット変換を用いた新たな波形処理手法を適用して、操作力データのスムージングについて検討を行った。

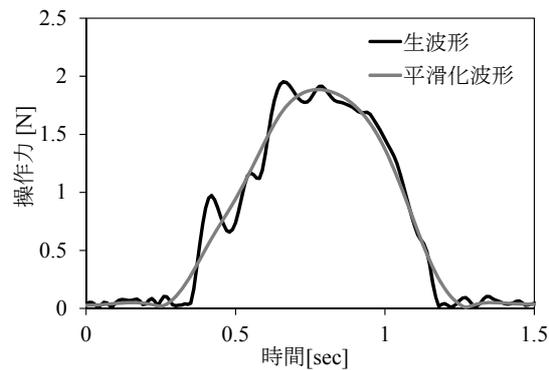


図 6.1 過度な波形平滑化の一例

6.2 ウェーブレット変換

一般的に波形の時間特徴解析に利用されるフーリエ変換では、対象の信号に複素指数関数を乗算し対象時間全体にわたる和を計算することで、各周波数に対する相対的なエネルギーとしてのフーリエ係数を求める。しかし、基底に周期関数を用いるため時間的分解能と周波数的分解能の両立が困難 [115]とされ、操作力データのような短時間の非周期性データに対しては十分な解析精度が得られなかった。一方、以下の式(6.1)のように表されるウェーブレット変換は、基底関数にウェーブレット関数（マザーウェーブレット）と呼ばれる任意の非周期関数を用いる。

$$W(a, \tau) = \frac{1}{\sqrt{a}} \int_{-\infty}^{\infty} f(t) \overline{\psi\left(\frac{t-\tau}{a}\right)} dt \quad (6.1)$$

ここで W をウェーブレット係数、 $f(t)$ を元の信号、 ψ をウェーブレット関数、 $\bar{\psi}$ をウェーブレット関数の複素共役、 a をスケールファクタ、 τ をシフト関数とする。そしてスケールファクタ a の値を調整することでウェーブレット関数を時間軸方向に伸縮させ、シフト関数 τ の値を調整することで波形の立ち上がりを時間的に遅らせる（あるいは早める）ことができる。そのため、非周期的かつ短時間データの解析においても高い分解能を保持できる特性を持つ。ウェーブレット変換は、あらゆるスケールと位置についてウェーブレット係数を求めることのできる連続ウェーブレット変換と、スケールファクタとシフト係数を2のべき乗をベースに選択する離散ウェーブレット変換に大別される。本研究では取り扱うデータ量の少ない離散ウェーブレット変換を用いて解析を行った。以下にその詳細を示す。

6.2.1 離散ウェーブレット変換

離散ウェーブレット変換では元の信号をウェーブレット関数 ψ と、ウェーブレット関数を元に作成されたスケーリング関数 φ の和として展開する。このとき、図 6.2 に示すように

元の信号が高周波成分と低周波成分に分解され、独立した信号としての抽出が可能となる。この過程はそれぞれ元信号に対してローパスフィルタとハイパスフィルタを適用することと同義となる。多くの場合、高周波成分には波形の詳細かつ部分的な情報が含まれ、低周波成分には波形の主要な成分が含まれる。

ここで、得られた信号の低周波成分をレベル 1 の近似 (Approximation) 係数、高周波成分をレベル 1 の詳細 (Detail) 係数とする。離散ウェーブレット変換では、レベル 1 の近似係数を分解するとレベル 2 の近似係数と詳細係数を得られる。このように信号の近似成分に対して分解を繰り返し、任意のレベルまで分解が可能である。分解の各レベルとこの階層構造は、それぞれ解像度と多重解像度解析と呼ばれる。分解レベルが高くなるにつれ信号はより低解像度の成分に分解される。ここで元の波形をレベル i まで分解した際は、元のデータのナイキスト周波数を f_N とすると、遮断周波数は $f_N/2^i$ となり、0 から $f_N/2^i$ までの周波数域とそれ以上の周波数域に分離される。

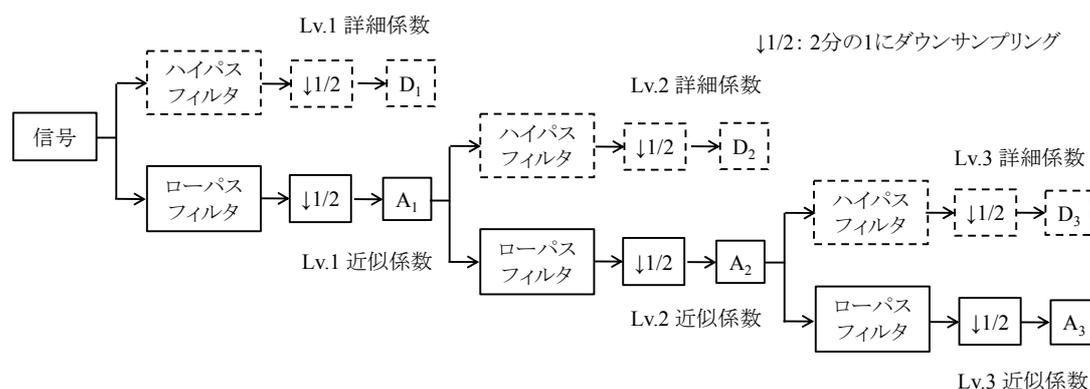


図 6.2 離散ウェーブレット変換による多重解像度解析

6.3 プッシュスイッチ操作力の測定および解析

6.3.1 被験者

被験者は上肢に外傷のない男子学生 10 名を対象とした。被験者の年齢は 22.7 ± 1.3 (平均±標準偏差) 歳、身長は 172.9 ± 5.7 cm、体重は 63.2 ± 4.6 kg であった。被験者は全員右利きであり、実験は右上肢で行った。なお、本研究は、首都大学東京日野キャンパスの研究倫理安全委員会の承認を得て実施した。

6.3.2 実験装置および実験条件

本研究では、モーメンタリ動作型プッシュスイッチ (アルプス電気株式会社, SKHCAA010) を使用した。そして、操作時にスイッチが指先によって隠蔽されるのを防ぐため、示指の横幅より大きいと考えられる 15 mm 四方のアクリル板をキートップ上に取り付けた。また、被験者に操作のフィードバックを行うため、スイッチを圧電ブザーと結

線し、スイッチ押下に応じてブザーが鳴る機構を設けた。なお、スイッチのメーカーのデータシートによる定格は、作動力が 1.27 N、移動量は 0.3 mm であった。このスイッチを図 6.3 のように、6 軸力覚センサ上に固定した 300 mm×300 mm のアルミ板上に設置した。

本研究では操作面の角度を実験因子とした。具体的には、水平面を基準に操作面角度を 0 度、45 度、90 度の 3 水準に変化させた。なおスイッチの高さは身長比の 60% の高さとした。

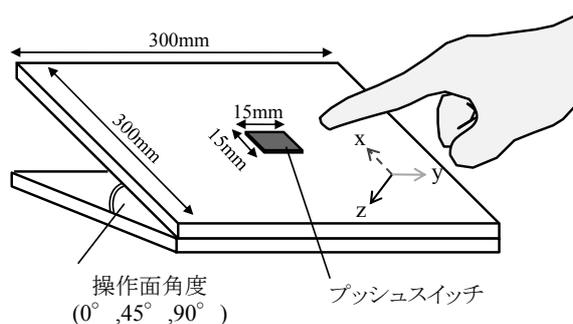


図 6.3 プッシュスイッチ操作の様子

6.3.3 測定方法

スイッチ操作力を計測するため、6 軸力覚センサ（ニッタ、IFS-67M25A25-I40-ANA）によってプッシュスイッチに作用する 3 次元的な力成分を測定した。力成分は、操作面と平行で被験者前方を向いた軸を X 軸、操作面と平行で被験者右側を向いた軸を Y 軸、操作面と鉛直に交わり被験者下方を向いた軸を Z 軸と定義した。

また実験時は被験者に操作面に対して任意の位置に立つよう指示し、その場でスイッチを複数回押下して感触や操作姿勢を確認させた。そして、開始の合図の後、直立姿勢から操作しやすい姿勢をとってスイッチを 1 回押下して再び直立姿勢に戻り、5 秒間待機するよう指示した。これを 1 試行とし、1 条件につき連続して 5 試行分計測を行った。本研究では、モックアップに取り付けたスイッチを右手示指で押すよう指示した。操作は示指によって行い、また、爪ではなく指腹で操作するよう規定した。

6.3.4 実験手順

波形平滑化によって一般的に生じる問題を、本研究で提案する手法によって回避できたか評価するため、図 6.4 に示す 4 つの値を妥当性評価の指標として用いた。

①最大値[N]

過度に平滑化された波形は生波形よりもピークが減衰する傾向があるため、ピーク点の値の変動を評価する指標として採用した。具体的には、X、Y、Z 方向の合力成分を求め、1 回の操作中で値が最大になった点をピーク点とし、その値を求めた。

②操作時間[sec]

過度な平滑化によってエッジの急峻さが失われ裾野がなだらかになることで、見かけの

操作時間が長くなることがあるため、波形のエッジ（立ち上がり時と立ち下がり時）の急峻さを評価する指標として採用した。具体的には、立ち上がり時に合力成分の値が 0.1 N 以上となった点の 1 フレーム前を操作開始点、立ち下がり時に合力成分の値が 0.1 N 以下となった点を操作終了点とした。そして操作開始点から操作終了点までの経過時間を求めた。

③ピーク到達時間[sec]

波形の立ち上がり時と立ち下がり時で、エッジの急峻さの変化する程度が異なる場合が想定されるため、立ち上がり時のエッジの急峻さを評価する指標として採用した。具体的には、操作開始点からピーク点までの経過時間を求めた。

④ピーク到達時間比率[%]

1 つの波形中に複数のピークがある波形では、フィルタ処理後に高周波成分によって生じていたピークが消滅し、波形のピーク位置が元波形とずれることがある。そこでピーク点の同一性を評価する指標として採用した。具体的には、③ピーク到達時間を②操作時間で除し、100 をかけた値とした。

そして、以下の 6.3.4.1～6.3.4.3 の手法を用いて同一のプッシュスイッチ操作力データをそれぞれ平滑化し、評価指標①～④の値を算出した後に比較した。各手法の詳細については詳述する。

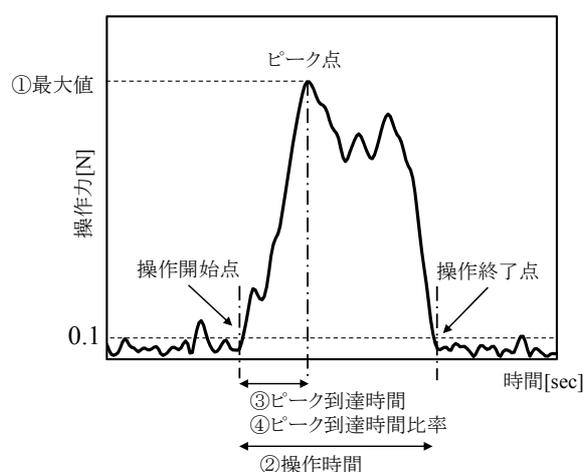


図 6.4 波形の評価点

6.3.4.1 ローパスフィルタによる平滑化

最も一般的な信号平滑化法として、本研究ではローパスフィルタによる平滑化を採用した。具体的には、遮断周波数 6 Hz の 4 次のバターワースフィルタを用いて、生の操作力データの X, Y, Z 軸成分をそれぞれ平滑化した。そして平滑化された 3 成分の値から合力波形を生成した。この波形を平滑化波形と定義した。

6.3.4.2 離散ウェーブレット変換による平滑化

6.2.1 で述べた離散ウェーブレット変換を用いて波形を分解し、レベル 3 の近似成分を抽

出した。これをウェーブレット変換による平滑化波形と定義し、比較対象とした。なお図中では便宜上、近似波形と表記した。

サンプリング周波数 100 Hz のデータでは、ナイキスト周波数が 50 Hz であるから、遮断周波数はレベル 2 で 12.5 Hz、レベル 3 で 6.25 Hz、レベル 4 で 3.125 Hz となる。一般的に人の動作に関する成分は 6 Hz 以下になる [12]ため、操作力についても同様であると考えられる。本研究では生データをレベル 3 まで分解し 0~6.25 Hz の成分が含まれた波形を抽出することとした。なお、本研究では Meyer の離散近似ウェーブレット関数を用いた。また解析ソフトウェアは Scilab-5.4.0 および Wavelet Toolbox 0.1.18 を用いた。

6.3.4.3 変動波の極値表現による特徴抽出波の生成

一般に、ウェーブレット変換により得られた変動係数は 1 レベル上の近似係数の変動に関する情報を保有している。そのため、この性質を信号処理に利用することが提案 [125, 126, 127]され、変動係数の極大・極小値 [128, 129]や零交差点 [130, 131]を用いて近似成分を解析した例がいくつか見られる。本研究では、操作力波形に対しても上記手法を適用することで波形形状のさらなる単純化と主要な変動の保持を両立することが可能であると考え、変動成分を実時間スケールに再変換した変動波を生成し、その極値を、近似波を解析する特徴点として利用することとした。具体的には、6.3.4.2 にて平滑化波形として選択したレベル 3 の近似波と、近似成分を分解して得られたレベル 4 の変動波を用いた。そして図 6.5 のように変動波の極値と時間的に同期する点を近似波から抽出し、抽出点の間を線形補間した波形を特徴抽出波と定義し、比較対象とした。

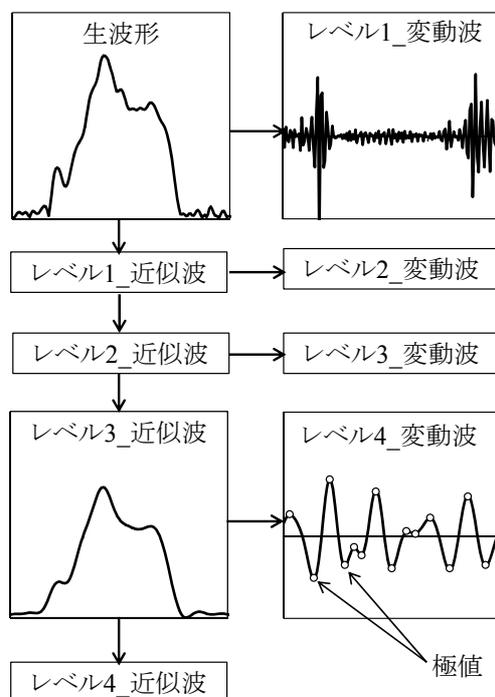


図 6.5 近似波と変動波の抽出

6.4 結果

6.4.1 波形形状

図 6.6 に代表的なプッシュスイッチ操作力波形を示す。左列の波形 1 が操作面角度 0 度条件、右列の波形 2 が操作面角度 90 度条件の波形の一例であり、上段に生波形、中段に近似波形、下段に特徴抽出波形をそれぞれ示す。近似波形は生波形を 6.3.4.2 の手法で平滑化した波形、特徴抽出波形は生波形を 6.3.4.3 の手法で平滑化したものである。なお、 X 、 Y 、 Z 成分のそれぞれに対して解析を行ったが、ここでは合力波形のみを例示する。

はじめに波形 1 の生波形を見ると、立ち上がり直後に 1.5 N 程度の最大ピークが生じ、その後、細かな 2 つのピークが観察された。波形 2 の生波形では、波形中央付近で 2.0 N 程度の最大ピークが 1 つ観察された。次に近似波形をみると、波形 1 の 2 番目のピークが消え、波形 2 でも立ち上がり時に見られた微細な変動が取り除かれていることが観察された。また、立ち上がりと立ち下りのエッジでは急峻さを十分保つことが確認された。ピーク位置とエッジ位置の時間的ずれもほとんど見られなかった。特徴近似波形では、全体的に角張った波形形状となり、エッジやピークがより急峻になることが示された。ピーク点の時間的ずれはほとんど見られなかったが、エッジでは生波形や近似波形と比べてエッ

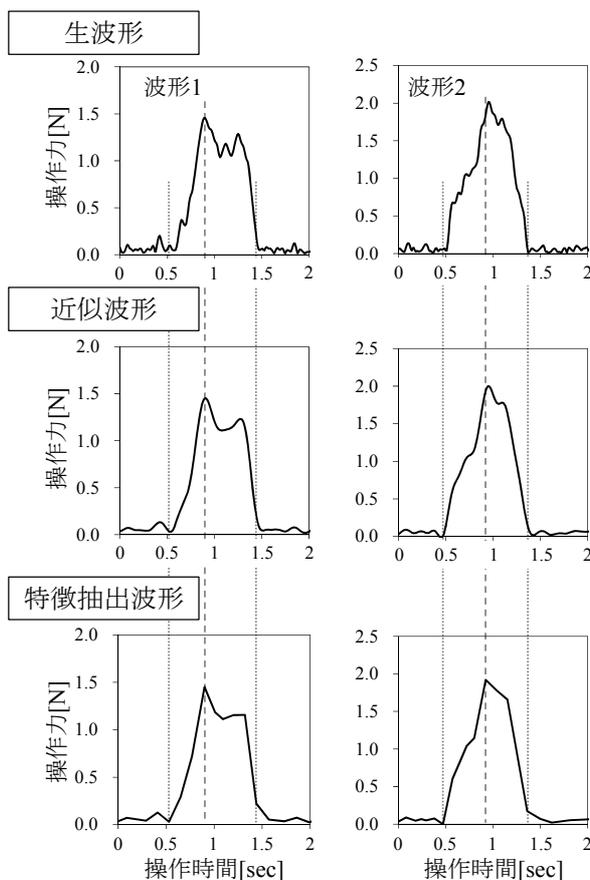


図 6.6 抽出された波形の形状

ジの裾野がわずかに広がる傾向が見られた。

6.4.2 評価指標の結果

図 6.7 に最大操作力の結果と、表 6.1 にその標準偏差を示す。条件間で比較すると、面角度 90 度が最も大きく約 2.2 N で、面角度 0 度で最も小さく約 1.95 N であった。処理方法間で比較すると、生波形と近似波形の差分は生波形と平滑化波形の差分よりわずかに小さく、近似波形のピーク点における誤差は約 0.01 N 程度であった。

図 6.8 に操作時間の結果と、表 6.2 にその標準偏差を示す。条件間で比較すると、面角度 0 度で操作時間が最も長く生波形では約 0.83 秒、面角度 90 度で最も短く生波形では約 0.73 秒となり、0.1 秒程度の差が生じていた。処理方法間で比較すると、どの処理方法でも条件間の差に対しては同様の傾向を示したが、特徴抽出波形のみ全条件で 0.1 秒程度操作時間が長くなる傾向が見られた。

図 6.9 にピーク到達時間の結果と、表 6.3 にその標準偏差を示す。条件間で比較すると、面角度 0 度で最もピーク到達時間が長く生波形では約 0.46 秒、面角度 45 度と 90 度では同程度で生波形では 0.37~0.38 秒となり、条件間で 0.1 秒程度の差が生じていた。処理方法

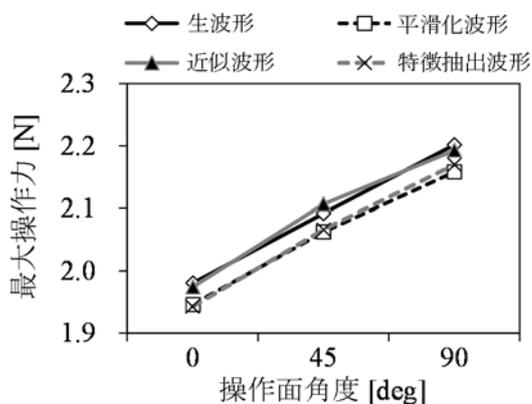


図 6.7 最大操作力の結果

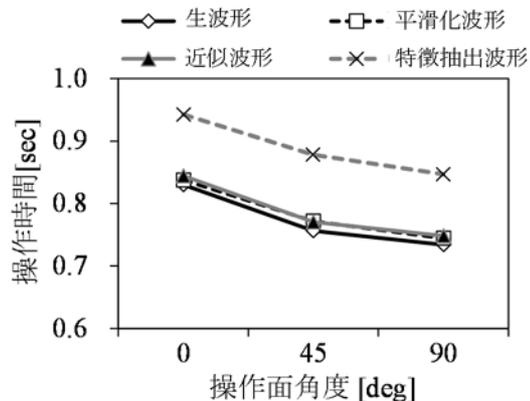


図 6.8 操作時間の結果

表 6.1 最大操作力の標準偏差

標準偏差	** 1%有意			
	平滑化手法			
角度**	生波形	平滑化波形	近似波形	特徴抽出波形
0	0.52	0.52	0.53	0.53
45	0.69	0.69	0.70	0.69
90	0.90	0.91	0.91	0.92

表 6.2 操作時間の標準偏差

標準偏差	** 1%有意			
	平滑化手法**			
角度**	生波形	平滑化波形	近似波形	特徴抽出波形
0	0.31	0.31	0.31	0.31
45	0.17	0.18	0.18	0.22
90	0.13	0.14	0.14	0.15

**
**
**

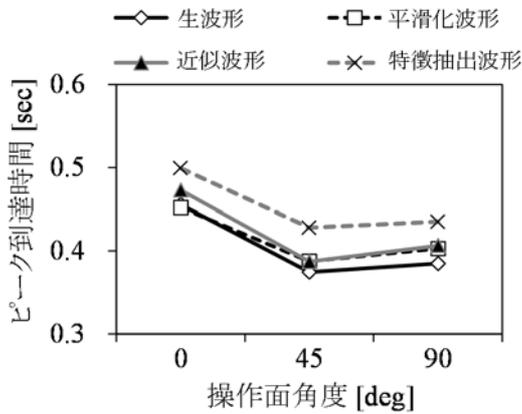


図 6.9 ピーク到達時間の結果

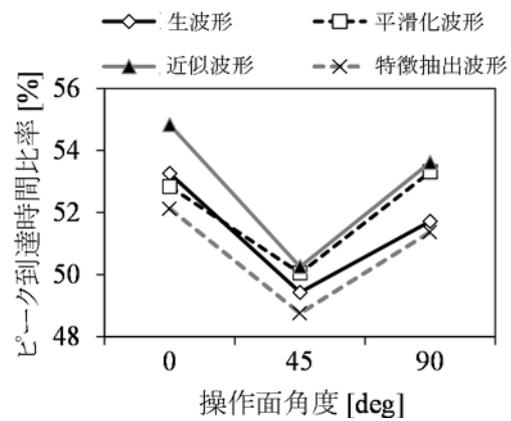


図 6.10 ピーク到達時間比率の結果

表 6.3 ピーク到達時間の標準偏差

標準偏差	平滑化手法			
	生波形	平滑化波形	近似波形	特徴抽出波形
角度**				
0	0.26	0.24	0.25	0.25
45	0.15	0.15	0.15	0.16
90	0.15	0.15	0.15	0.13

表 6.4 ピーク到達時間比率の標準偏差

標準偏差	平滑化手法			
	生波形	平滑化波形	近似波形	特徴抽出波形
角度				
0	13.85	13.13	13.12	13.25
45	16.38	15.28	15.95	14.46
90	15.74	15.62	15.37	11.76

間で比較すると、ローパスフィルタで平滑化した波形とウェーブレット変換で近似した波形は 0.015 秒程度とわずかではあるが操作時間が長くなることが示された。また操作時間と同様、特徴抽出波形のみ全条件で 0.03 秒程度ピーク到達時間が長くなる傾向が見られた。どの処理方法でも条件間の差に対しては同様の傾向を示した。

図 6.10 にピーク到達時間比率の結果を、表 6.4 にその標準偏差を示す。条件間で比較すると、面角度 45 度でピーク到達時間比率が小さく生波形では約 49%、面角度 0 度で最も大きく生波形で約 53%と、条件間で 4%程度の差が生じていた。処理方法間で比較すると、ローパスフィルタで平滑化した波形とウェーブレット変換で近似した波形はピーク到達時間比率が 1~2%程度大きくなるのに対し、特徴抽出波形では 1%程度小さくなることがわかった。

6.4.3 応用と可視化

本章では最も単純な 1 次元データとしてプッシュスイッチ操作力の合力成分を対象に波形平滑化の効果を検証してきた。しかし、実際に操作力データを取り扱う上では X, Y, Z 方向成分それぞれに平滑化を適用し、結果を多次元的に解釈することが求められる。そこで本項では第 3 章で計測し、第 5 章で可視化した下方押し込み操作力を取り上げ、2 次元平

面上で操作力波形を図示し、波形平滑化の効果を検証することとする。

以下の図 6.11, 図 6.12, 図 6.13 に前方への操作力と下方への操作力の波形形状を示す。また, 図 6.14, 図 6.15, 図 6.16 に操作力波形を矢状面から観察した図を示す。図 6.11 と図 6.14 は生波形, 図 6.12 と図 6.15 は近似波形, 図 6.13 と図 6.16 は特徴抽出波形の結果であり, 操作面までの水平距離条件として上肢長比 50%, 75%, 100%の結果を並べて比較して

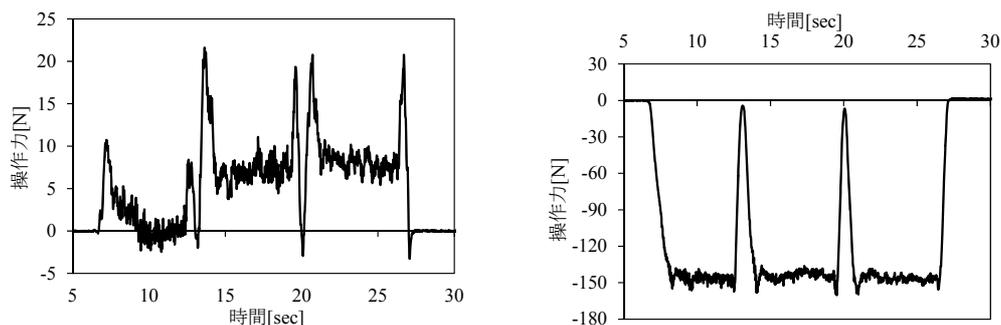


図 6.11 生波形の波形形状 (左: 前方向, 右: 下方向)

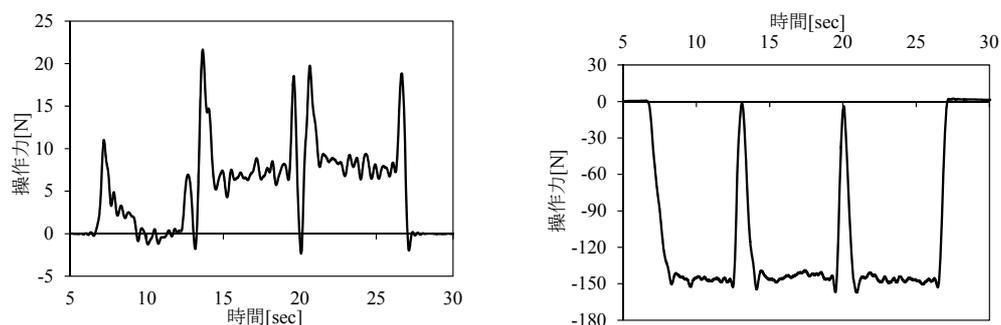


図 6.12 近似波形の波形形状 (左: 前方向, 右: 下方向)

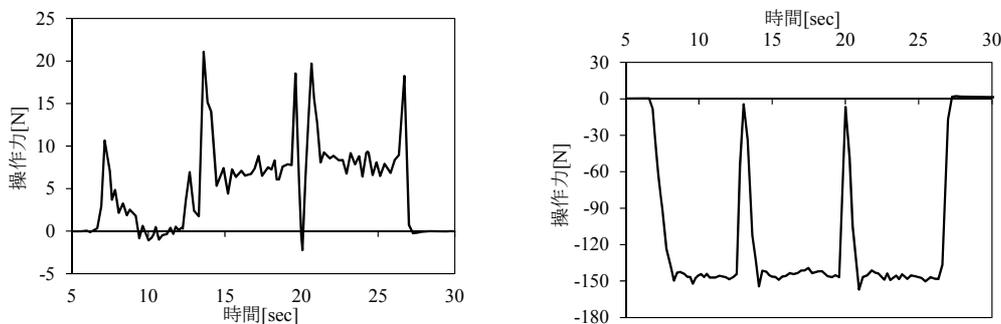


図 6.13 特徴抽出波形の波形形状 (左: 前方向, 右: 下方向)

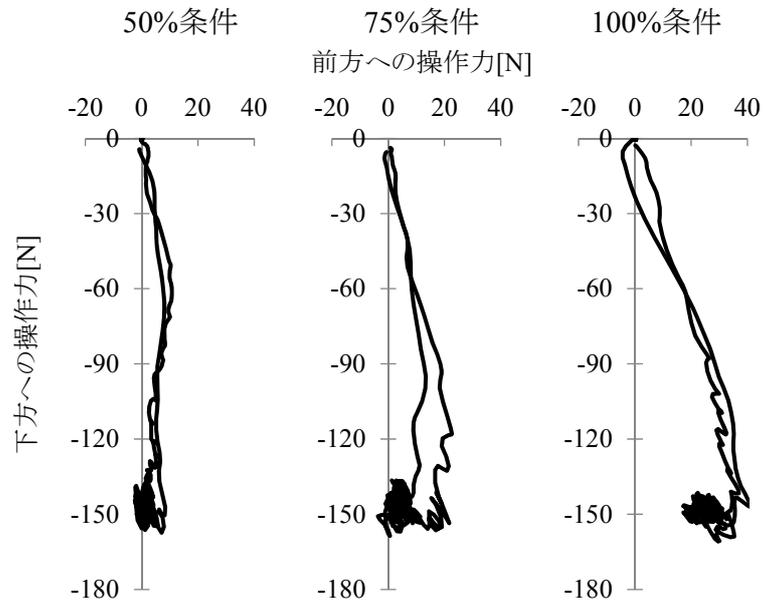


図 6.14 生波形の矢状面成分 (左：上肢長比 50%, 中：同 75%, 右：同 100%)

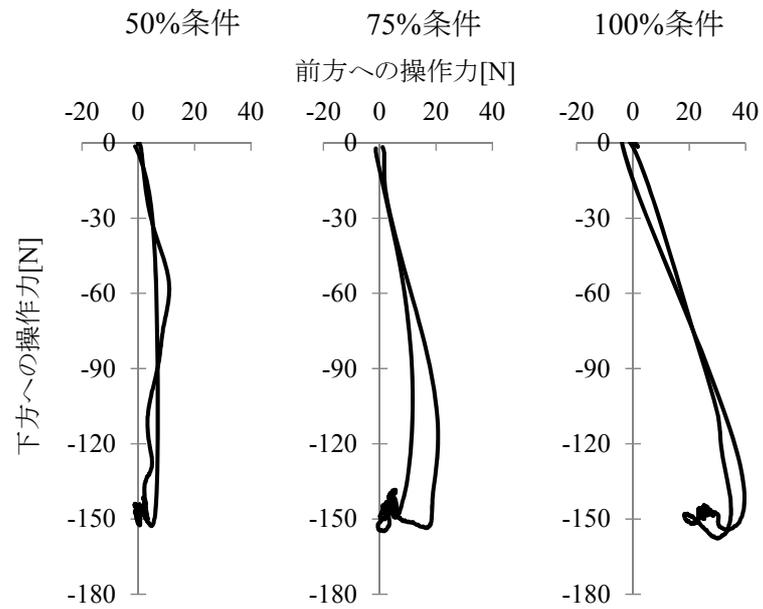


図 6.15 近似波形の矢状面成分 (左：上肢長比 50%, 中：同 75%, 右：同 100%)

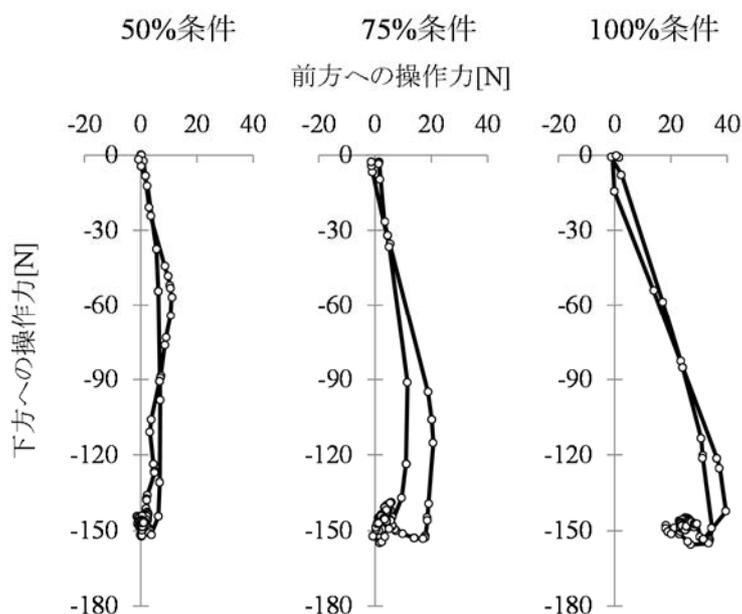


図 6.16 特徴抽出波形の矢状面成分 (左：上肢長比 50%, 中：同 75%, 右：同 100%)

いる。図 6.11 から図 6.13 のデータは距離条件が同じならば、どれも同じ波形に対して解析を行っているため、上下で比較すると波形平滑化の様子を確認することができる。

はじめに、図 6.14 を見ると操作力が 0 N から 150 N に到達する間に微細なゆらぎが至る所に含まれているのに対し、図 6.15 ではほとんど目立たなくなることがわかった。このことから、波形の軌跡が単純化され、平滑化後のほうが操作力発揮パターンがわかりやすくなることが示された。また、図 6.16 の特徴点抽出波ではさらにパターンが単純化されることが示された。なお、波形上の黒点は抽出された特徴点を示している。黒点が多く分布している点は、下方への押し込みを 5 秒間維持した区間である。この結果を見ると、2 次元平面でも波形の主要なエッジ上の点が特徴点として保持されていることがわかる。このことから、波形平滑化手法は 1 次元データだけでなく 2 次元データでも有用であることが確認された。

次に、図 6.14 から図 6.16 のデータを可視化した結果を図 6.17、図 6.18、図 6.19 にそれぞれ示す。図 6.17 が生波形、図 6.18 が近似波形、図 6.19 が特徴抽出波形の結果であり、それぞれ力の大きさに着目した彩色法と角度変化に着目した彩色法について並べて示している。

図 6.17 の生波形の結果はその他の結果に比べて濃色部が多く、急激な力変化や角度変化が起きているように表示されている。しかし平滑化波形や特徴抽出波形の可視化結果を見ると明らかに濃色部が少ないことから、生波形の結果はノイズの影響を含んでいることがわかった。

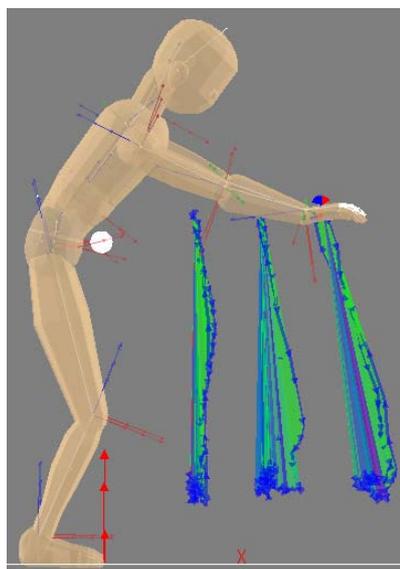
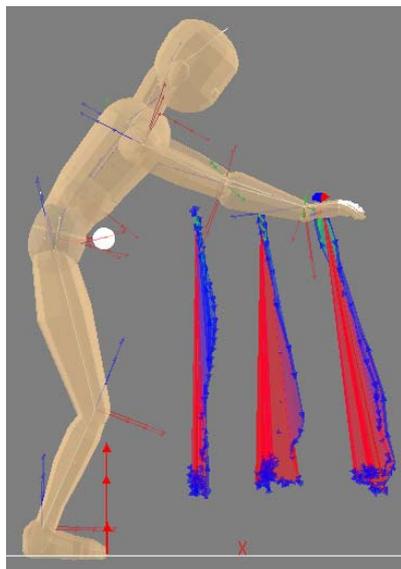


図 6.17 生波形の可視化 左：力の変化，右：角度変化

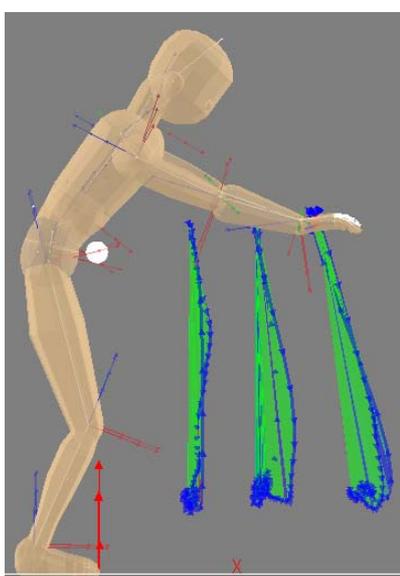
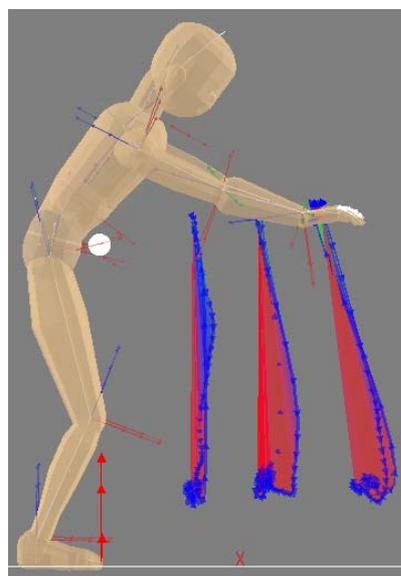


図 6.18 近似波形の可視化 左：力の変化，右：角度変化

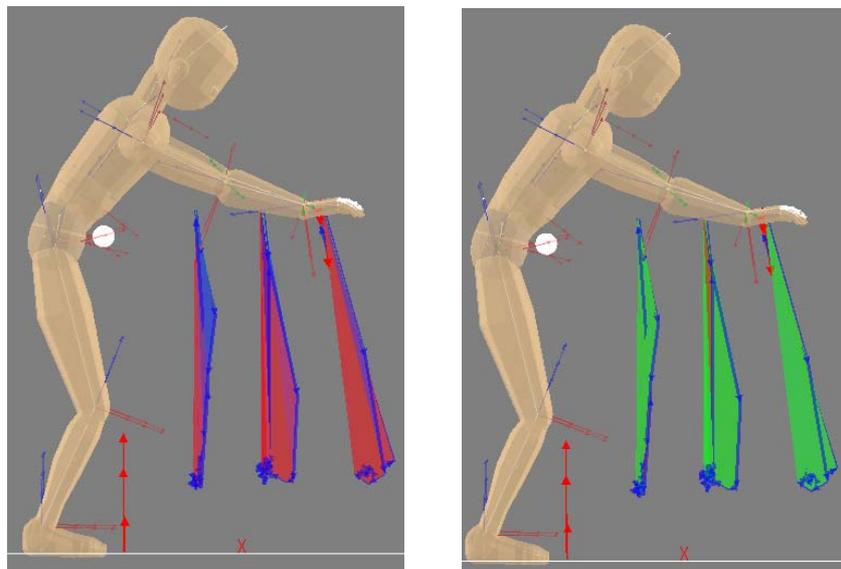


図 6.19 特徴抽出波形の可視化 左：力の大きさ，右：角度変化

6.5 考察

はじめにローパスフィルタによる平滑化波形では，最大値の減衰が 0.05 N 程度見られたものの，操作時間の生波形との差は 0.01 秒程度であった．しかし，ピーク到達時間およびピーク到達時間比率においては，生波形とは異なる条件間の傾向が見られたことから，データの種類によっては平滑化によってピークの出現位置にずれが生じる場合があったと推察される．

次に近似波形では，最大値の減衰が 0.01 N 程度であることがわかった．通常は最大値が平滑化によって減衰するが，生波形との差分は平滑化波形よりも小さかったことから，主要な成分を抽出するウェーブレット変換の特徴が見られたと考えられる．一方，ピークの出現時間が 0.01 秒程度遅れることがわかったが， 2% 程度と十分に小さいことが示された．これは平滑化によって立ち上がり時のエッジがわずかに緩やかになったためだと考えられる．今回は操作時間算出の閾値を操作力 0.1 N と定めたため，緩やかになった箇所では操作力が閾値を上回る時間が長くなり，相対的にピーク位置が変化したと考えられる．

特徴抽出波形では，操作時間およびピーク到達時間の結果から，片側のエッジで 0.05 秒程度裾野が広がることが示された．これは特徴抽出波形のデータが不等間隔の配列であったことが関係していると考えられる．生波形と近似波形はデータ間隔が一定であるが，特徴抽出波形は不規則に抽出されたデータ配列であるため，エッジ付近で 0.01 秒以上の間隔が開いた場合に操作時間が顕著に長くなったと考えられる．したがって，特徴抽出波形を抽出後に等間隔でリサンプリング処理を行えば，操作時間とピーク到達時間が他の波形と比較して大きくなることはないかと推察される．

本研究の結果、ウェーブレット変換を用いて操作力波形から低周波成分を抽出することで、ピーク値や操作時間の変動が小さく、形状の急峻さを保持した波形平滑化が可能であることが示された。操作力データを身体負荷算出に用いる場合、身体に加わる外力を正確に入力するために平滑化しても正しいピーク値を保持することが必要となる。また、モーションデータやその他の外力データと同期させて身体負荷を算出することが多いため、時間遅れがなく操作時間とピーク位置が他のデータと一致することが必要とされる。このような観点からも、本手法を人間工学的に用いることは有用であると考えられる。加えて、特徴抽出波形によってさらにデータサイズを小さくした場合、サンプル点が少なくなるため全体的に角が突出した形状をなし、エッジ付近の急峻さが失われていないことが示された。そのため、波形の形状が簡略化されることでピークやエッジなどの形状の特徴が把握しやすくなると考えられる。また、下方押し込み作業のように静的な操作や対象の動作速度が比較的遅い場合でも、短時間データと同様のピークおよびエッジ検出機能をもつことが示された。操作力の時点データを抽出して身体負荷を計算すれば済むことが多い。その場合、特徴抽出波形を用いて操作力データの抽出を行うことが望ましいと考えられる。特に可視化手法と組み合わせて利用することを考えると、生波形のまま可視化した場合はノイズによる変動の影響を受けやすく、誤った解釈を引き起こすことが考えられる。微細な成分であっても符号の反転が起こるとベクトルの角度は影響を受けやすいなど、主たる力発揮方向とは異なる成分にも注意を払い平滑化処理を施す必要がある。最終的には、全ての分力成分からできる限りノイズを除去し波形を単純化した後に可視化することが望ましいと考えられる。

なお、本研究では単一の分解レベルのデータのみを抽出し評価したが、複数の周波数領域のデータを比較することが可能である。ただし、その場合はデータのサンプリング周波数と解析レベルの関係に注意が必要である。離散ウェーブレット変換では遮断周波数が2のべき乗に基づくため、分解レベルが高まると遮断周波数の差分が小さくなる。人間工学的評価においては、低周波帯の分析が重要になることを加味すれば、1 kHz 程度の高いサンプリング周波数でデータを計測しておき、解析に用いることが望ましいと考えられる。また高い周波数領域での変動係数を調査することで、ノイズ環境の評価に利用できると思われる。

さらに、ウェーブレット関数を選択する際には評価対象となる波形形状の特徴と併せて検討する必要がある。分解レベルが高まり分解解像度が低くなるにつれて、抽出された波形の形状はウェーブレット関数の形状に帰着していくため、高レベルで抽出された波形を評価した際の結果は、選択したウェーブレット関数の影響を含む。直交性とコンパクトサポートの性質を有するウェーブレットとしては、本研究で使用した Meyer の基底関数の他に Daubechies の基底関数 [113, 114]などが用いられるが、これらのウェーブレットについても検討が必要である。

6.6 結言

本研究では、ウェーブレット変換を用いて操作力データの平滑化を行い、人間工学的利用に適した信号平滑化手法を提案することを目的とした。はじめにプッシュスイッチ操作力を実測し、計測したデータに対してローパスフィルタによる平滑化、ウェーブレット変換による近似、特徴点抽出をそれぞれ行った。そして得られた波形の最大値と操作時間、ピーク到達時間、ピーク到達時間比率についてそれぞれ検討した。その結果、近似波形はエッジの急峻な立ち上がりを保ちながら、ローパスフィルタと同程度の平滑を行うことができることを示した。さらに特徴点抽出波形も、ピーク点周辺の形状は維持したまま波形全体の形状を簡略化可能であることが示された。本手法は操作力データを人間工学的に利用するために適した信号平滑化手法であり、正確な身体負荷算出に寄与するものである。

第7章 結論

7.1 結論

本論文では、第1章で研究背景として昨今の身体負担評価法および生産支援システムに関する現状についてまとめ、研究目的について述べた。第2章から第4章では作業および日常生活に見られる操作力発揮場面を対象に、操作力の実測を行うとともに、作業環境が変化した際の発揮操作力の変動と身体負担への影響について定量的に評価した。第2章では上肢のみを使った作業場面として、引き出しの押し引き操作について実験を行った。第3章では上肢と全身を使った作業場面として、下方への徒手押し込み作業について実験を行った。第4章では全身を使った作業のなかでもより実作業に近いものとして、手すりを使用した起立動作について実験を行った。それぞれ、操作対象物の位置や基準発揮力が操作力と身体負担に与える影響を評価するため、6軸力覚センサを組み込んだ実験系を構築し操作力の実測を行った。また、作業姿勢と筋電図、主観評価などを計測し、関節モーメントや筋電図の%MVC値などから身体負担を評価した。その結果、操作力の発揮方向を変化させることで身体負担の軽減を図ることがわかった。特に基準発揮力が大きい条件や無理な姿勢が要求される条件では、指示された方向への力発揮は満たしつつも他方向への操作力ベクトル成分を増大させ、基準方向に対する操作力ベクトルのずれを大きくすることで、局所的に過度な身体負担が生じないよう負担の分散を図る傾向があることが示された。

第5章では、第2章から第4章で得られた操作力データを汎用化し身体負担評価システムと連携して使用するため、操作力データベースを開発することを目的とした。はじめに、構築した操作力データベースの概要と、実装した機能およびユーザインタフェースについて詳述した。本データベースはデータの検索、表示、座標軸変換、スケール調整、最大値と最小値の検索、区間切り出し、波形の平滑化、合成、推定などの機能を有する。本データベースの利用者は、実測した操作力データベースを簡単に入手可能であるとともに、操作力データの利用上必要な中間処理を施し任意の形式で出力することができる。次に、作業環境によって操作力の発揮パターンが変化することをわかりやすく表現し、作業環境と身体負担の関係に対する直感的な理解を促すことを目的とし、操作力特性の可視化手法について検討を行った。これまで操作力ベクトルは単一の矢印として図示されることが多かったが、本研究では等時間間隔で表示される操作力ベクトル矢印と、その頂点間を結んだ線分から成る図形を組み合わせた多角形を作図することで、操作力ベクトルの大きさと方向、その時間的変化を同時に表現する図形を提案した。また、操作力の時間変化に着目し、操作力ベクトルの大きさや内積の時間変化量が大きい場合は多角形の彩色を変化させることで、操作力データから特徴点を見分けやすくする手法を提案した。本手法は姿勢負担評価システムと連携して動作するプログラムとして実装したため、実際の作業動作と操作力

発揮パターンを見比べて操作特性を把握することが可能となった。

第 6 章では、操作力データを人間工学的身体負荷評価に利用する上で、特徴点の保持とノイズの除去を両立する新たな波形平滑化手法を提案した。操作力は矩形的かつ非定常的な特性を有するため波形のエッジやピーク部分の情報が重要となるが、従来の平滑化手法では時間的に急峻な変化を保持しにくいなどの問題があり、特徴点の保持とノイズの除去の両立が困難だった。本研究では、時間一周波数解析手法の 1 つであるウェーブレット変換の数学的特性に着目し、波形平滑化手法として用いることを提案した。具体的には、離散ウェーブレット変換により操作力データを複数の周波数帯域の成分に分解し、任意の周波数帯域のデータを抽出することで信号平滑化を行った。ウェーブレット変換は基底関数の振動数を時間的に柔軟に変化させることができるため、エッジやピーク部分に対しても十分な解像度が得られる。本研究では実測したプッシュスイッチ操作力データに対し、従来のローパスフィルタとウェーブレット変換による平滑化手法をそれぞれ適用し、時間波形の形状と特徴点の値について比較した。その結果、本手法は時間的特性と特徴点の両面で十分な平滑化性能を持つことが明らかとなった。

以上のことから、様々な作業において操作力の方向は基準方向からずれ、身体負荷軽減に作用しているため、操作力データは大きさと方向の両方を加味する必要があることが示された。これに対し本研究では、操作力データベースを構築し、操作力を体系的に取り扱うシステムを提案した。本システムには基本的なデータベース機能に加え、操作力データを取り扱う上で必要となる中間処理やデータの推定、デジタルヒューマンモデルとの連携を意識したデータ出力機能が実装されている。また、6 軸力覚センサ等を用いて操作力を実測する際のノイズ軽減に有効となる新たな操作力波形平滑化手法を示した。本研究では、作業環境の人間工学的身体負荷推定のため、実測データを格納する操作力データベースをデジタルヒューマンモデルと連携させて身体負荷推定に用いる手法について示した。

7.2 今後の課題

本節では、操作力データベースを実際に整備・運用していく上で必要となる技術的課題と、操作力データの処理に関する研究課題について述べる。

・操作力データベースの適用事例の整備

現状では操作力データベースを用いるとどのような、もしくはどの程度の効果があるかが伝わりにくい。そのため、実際の設計場面を想定したシステムの利用手順をいくつか用意することが必要であると考えられる。例えば業務用のコピー機の設計時を例に挙げると以下のことが考えられる。

業務用のコピー機の電源スイッチは、誤操作によるオンオフを避けるために比較的操作力が高い。また、使用頻度も低いため、正面パネルではなく、やや見えにくい下の正面や側面の位置に配置されていることが多い。このようなスイッチの最適位置の設計をする場合、データベースを使わないとスイッチの設計上の操作力のみで評価することになり、配置の影響が検討できない。しかしデータベースを使うことで位置による違いや操作途中の力の変化も可視化される。それにより、同じ操作力のスイッチであっても、設置位置によって操作力の最大値が異なるため、操作方向の変化も加味して指への負担を検討できるようになる。また、電源スイッチとして用いられるのがプッシュスイッチの場合は操作力の大きさや方向が変化しても負担への影響は小さいかもしれないが、電源スイッチとしてよく利用されるロッカースイッチ（シーソースイッチ）の場合は、操作面が斜めでストロークも長いため、操作力をかける方向がずれると操作しにくくなることが予想される。また、女性の場合だと、指先の操作力限界値が男性より小さく、操作方向がずれて操作力が高くなると想定以上に操作のしにくさが増す可能性もある。

・操作力データベースの公開

将来的には、自分だけがデータを収集するのではなく、他の研究者や民間企業の技術者と協力してデータの充実を図ることが望ましいと考えられる。そこで、データベースの一般公開を行うとともに、計測したデータを互いに公開し合うことで豊富なデータが揃う体制づくりを行う。具体的には、操作力データベースのデータを Web サイト上で公開し、あらゆるユーザが自由に閲覧できるようなシステムを構築するとともに、プログラムを個別の PC にインストールすることでスタンドアローンとして起動させることが考えられる。このとき、データの変更やアウトプット機能をストレスなく利用するにはデータファイルのやりとりを迅速に行う必要があるため、プログラムをサーバと連動させて動作させるなどの環境構築が必要となると考えられる。姿勢や人体寸法に関するデータベースとして、人間生活工学研究センター（HQL）、製品評価技術基盤機構（NITE）、産業技術総合研究所デジタルヒューマン研究センター（AIST）などの研究機関が Web サイト上でデータベース

を公開している。これらのシステムを参考に、利用しやすいシステムのあり方について検討していく必要がある。

・操作力のデータ記述形式の統制

操作力データベースの公開に向けて、操作力データ形式の統制が必要である。現状ではデータの記述形式を選択することができない。身体負担評価システムに適した記述形式が選択できるように選択肢を設ける必要がある。また、現在のデータクエリはファイル名のテキスト情報によるマッチングであるが、データ数が増えパラメータが多様になるにつれて検索が不便になることが予想される。データの統制と検索が実施しやすいファイル検索機能を実装する必要がある。また、ユーザインタフェースの改良も必要になる。現在のインタフェースは全てのボタンや機能を同一の画面上に表示しているが、これはシステムの利用に慣れたユーザにとっては全ての機能が 1 つの画面上に表示されているほうが使いやすいためである。しかし、初めて使うユーザにとっては現状のインタフェースは利用手順が分かりにくく使いづらいことも考えられる。今後、操作力データの処理手順が確立し、試行錯誤的にデータ処理を行う機会が減少していくことが考えられるため、実際の利用者の意見を反映しながら画面の改良を行っていく必要がある。

・工程設計ツールとの連携

実際に製品化されている工程設計ツールとの連携を考え、操作力データベース側のシステムを変更する必要がある。現在は、デジタルヒューマンツール内でスクリプトを用いて簡易的に作業工程を再現し、評価している。しかし、長時間の工程や複数工程を同時に再現する場合などはスクリプトでは作り込みが難しい。また、メーカーでは既に工程設計支援ツールとしてデジタルエンジニアリングが行われている場合も考えられる。そこで工程設計ツール内で用いられる記述方式と連動して操作力データベース内でデータ検索が可能であればよいと考えられる。

・多様なパラメータの影響の検討

本研究では環境要因の 1 つである操作対象物の位置を主に実験因子としてデータを計測した。今後はその他の人的要因や物的要因のパラメータについても同様に評価し、評価対象を拡大する必要がある。多数のパラメータについての評価を重ねることで、より実際の利用場面に則したデータを提供することが可能となる。また、先行研究で示されてきた操作力の値をも参照すれば、データの信頼性を高めることにつながる。

・データ推定および保管機能の実装

本データベースは実測した操作力データの提供を基本としているが、実測に基づく操作力データ収集には限界があり、データベースにない作業条件に対応するため、未知のデー

タを推定する機能を充実する必要がある。そのためには、操作力の大きさと方向を目的変数とし作業条件を説明変数とする定式化が必要となる。同時に、製品設計に利用するための仕組みづくりも必要となる。身体負担評価では、人が発揮した力の反力が外力として身体に加わる。一方、製品設計担当者は人が発揮した（反力でない）力を製品に加わる応力として利用することを望む。現状では 2 つの力の区別は行っておらず、全て反力を基準に考えている。利用者が混乱をきたさないよう配慮が必要である。

・新たなユーザインタフェースの開発

現状のシステムは、全てのコマンドボタンや表示機能を同一のユーザフォーム上に配置しているため、初めてシステムを使うユーザにとってはわかりにくいことが懸念される。そこで、使いやすいユーザインタフェースの開発を行う。操作力データベースを整備する上で必要となるのは、計測したデータを分類しタグづけする仕組みと、それを可視化する機能の 2 点である。例えば製品評価技術基盤機構の人間特性データベースでは、上肢操作力データを提供する際に操作の種類を、押す、引く、握る、回内、回外などの大まかに分類しており、利用者はリストボックスから操作の種類を選択する形式となっている。このような方法は操作の種類が少ない場合や単純な操作に関しては有効であるが、大量の操作力データをやりとりする場合や複雑な操作を扱う場合はユーザの検索性やイメージの生成をしにくくする。そこで操作の種類や保存されている条件などをわかりやすく表示し、実行中のタスクに関する状態が直感的に理解できるような可視化機能を備えたシステムとする。

・波形平滑化手法の適用範囲の検討

第 6 章では時系列信号に対する平滑化精度の検証を行ったが、解析対象としたのはプッシュスイッチ操作力と下方押し込み操作力に限定されており、他の作業では特徴点が異なる可能性がある。広範囲のデータに利用可能であることを確認するため、操作力波形の特徴点を定義する必要がある。また操作力データは基準波形がないため、真の意味で適切な平滑化が行われたかどうか判別が困難である。機械的に生成されたデータに対する平滑化の程度を比較することが必要となる。

・近似波形と特徴抽出波形の利用事例の整備

第 6 章で提案した波形平滑化手法では、ウェーブレット変換を用いた近似波形と特徴抽出波形の 2 つの手法を提案したが、各手法を適用できるデータの種類と用途について今後議論する必要がある。現状では、以下のような利用方法が有効であると考えられる。本論文で主たる問題としてきた身体負荷推定においては、時間的に等間隔かつ高レートでサンプリングされた近似波形を用いることで、正確な負荷の算出が可能となる。一方、特徴抽出波形は情報量の軽減を意図してサンプリングを不等間隔かつ低レートとしたため身体負荷

算出には不向きであるが、デジタル評価システム上に操作力データを可視化する場合には適している。このように、実際の評価プロセスに即した事例を多く用意することで、各手法の性質に即した平滑化が行えるようにする。

- ・操作力波形の特徴抽出に関する基礎研究

第 6 章で提案した波形平滑化手法は、人間工学分野における諸問題を解決するために利用できる可能性がある。その一例が製品の操作性評価への適用である。人がドアの開閉操作を行う際に、適切な開閉力の設計がされていなかったり、上肢をリーチするためのクリアランスが確保されていなかったりすると、基準方向に対して適切に力が発揮されず、利用者は開けにくいドアだと感じることもある。このような場合に、操作力データを提案手法によって分析し、利用しやすいと感じるドアには存在しない振動成分を抽出することで、主観的な力のかけやすさの定量化が行えると考えられる。特に、バターース法などの移動平均法に基づく平滑化手法では特定の遮断周波数特定の周波数以下の成分を抽出するが、ウェーブレット変換では異なる周波数特性をもつ信号を組み合わせて基底関数を構築しているため、複数の周波帯に対して解像度を保持できる性質を広く活用できると考える。さらに、本研究で特徴点と定義したピーク、エッジ、操作時間、ピーク出現時間、ピーク出現時間比率などの他に、波の形状や振動周期、スペクトル分布などのさらに複雑な特徴点について検討を行っていく。また、時間周波数解析以外の信号解析手法として代表的な自己回帰モデルや自己相関関数を用いた手法と比較を行い、本手法の性質と有効性を多面的に検証する。

参考文献

- [1] 瀬尾明彦, “作業関連性筋骨格系障害に関わる計測と評価の手法”, 労働科学, Vol. 81, No. 1, pp. 6-15, 2005.
- [2] G. C. David, “Ergonomic Methods for Assessing Exposure to Risk Factors for Work-Related Musculoskeletal Disorders”, Occupational Medicine, Vol. 55, pp. 190-199, 2005.
- [3] E.-P. Takala, I. Pehkonen, M. Forsman, G.-A. Hansson, S. E. Mathiassen, W. P. Neumann, G. Sjøgaard, K. B. Veiersted, R. H. Westgaard, J. Winkel, “Systematic Evaluation of Observational Methods Assessing Biomechanical Exposures at Work”, Scandinavian Journal of Work, Environmental & Health, Vol. 36, No. 1, pp. 3-24, 2010.
- [4] P. Kivi, M. Mattila, “Analysis and Improvement of Work Postures in the Building Industry -Application of the Computerized OWAS Method”, Applied Ergonomics, Vol. 22, No. 1, pp. 43-48, 1991.
- [5] M. Mattila, W. Karwowski, M. Vilkki, “Analysis of Working Postures in Hammering Tasks on Building Construction Sites Using the Computerized OWAS Method”, Applied Ergonomics, Vol. 24, No. 6, pp. 405-412, 1993.
- [6] K. W. Li, C. L. Lee, “Postural Analysis of Four Jobs on Two Building Construction Sites - An Experience of Using the OWAS Method in Taiwan”, Journal of Occupational Health, Vol. 41, pp. 183-190, 1999.
- [7] 山本華代, 神代雅晴, 衛藤理砂, 藤井敦成, 赤築秀一郎, 鈴木秀樹, “某製造工場における腰痛と作業姿勢及び生活習慣との関係”, 産業衛生学雑誌, Vol. 46, pp. 78-88, 2004.
- [8] E. Occhipinti, “OCRA: A Concise Index for the Assessment of Exposure to Repetitive Movements of the Upper Limbs”, Ergonomics, Vol. 41, No. 9, pp. 1290-1311, 1998.
- [9] D. Kee, W. Karwowski, “LUBA: An Assessment Technique for Postural Loading on the Upper Body Based on Joint Motion Discomfort and Maximum Holding Time”, Applied Ergonomics, Vol. 32, pp. 357-366, 2001.
- [10] N. Vignais, M. Miezal, G. Bleser, K. Mura, D. Gorecky, F. Martin, “Innovative System for Real-Time Ergonomic Feedback in Industrial Manufacturing”, Applied Ergonomics, Vol. 44, pp. 566-574, 2013.
- [11] U. Jayaram, S. Jayaram, I. Shaikh, Y. Kim, C. Palmer, “Introducing Quantitative Analysis Methods into Virtual Environments for Real-Time and Continuous Ergonomic Evaluations”, Computers in Industry, Vol. 57, pp. 283-296, 2006.
- [12] D. A. Winter, バイオメカニクス 人体運動の力学と制御, 原著第4編, 長野明紀・吉岡伸輔 訳, ラウンドフラット, 2011.

- [13] D. A. Neumann, 筋骨格系のキネシオロジー 原著第 2 版, 嶋田智明・有馬慶美 訳, 医歯薬出版, 2012.
- [14] D. B. Chaffin, G. B. J. Andersson, B. J. Martin, *Occupational Biomechanics* 4th ed., Wiley-Interscience, 2006.
- [15] 今井さやか, 富井尚志, 有澤博, “人体データベースにおける運動メディエータの設計”, データベースシステム, Vol. 119, No. 45, pp. 267-272, 1999.
- [16] 佐藤貴子, 永野志保, 富井尚志, 有澤博, 酒井直隆, “人体骨格 CG モデルを用いた人体動作データベースの構築”, 電子情報通信学会技術研究報告. DE, データ工学, Vol. 100, No. 31, pp. 73-80, 2000.
- [17] 佐藤貴子, 永野志保, 富井尚志, 有澤博, 酒井直隆, “骨格モデルを用いた人体動作データベースの構築”, 情報処理学会論文誌, Vol. 42, No. SIG1 (TOD 8), pp. 92-102, 2001.
- [18] 佐藤貴子, 昌川泰鎬, 上島崇宏, 有澤博, “詳細人体モデルを用いた動作評価機構付きデータベースシステムの基本設計”, 情報処理学会研究報告, Vol. 72, pp. 181-188, 2003.
- [19] 佐藤貴子, 坂木和則, 有澤博, “筋骨格レベルの人体記述に基づく動作評価・シミュレーションシステムの構築”, 情報処理学会論文誌, Vol. 46, No. 3, pp. 737-752, 2005.
- [20] 高山拓, 大山英, 佐藤貴子, 有澤博, “3 次元人体モデルを用いた介護動作力学解析データベースシステムの構築”, 電子情報通信学会技術研究報告. DE, データ工学, Vol. 107, No. 131, pp. 73-78, 2007.
- [21] 稲葉洋, 瀧剛志, 宮崎慎也, 長谷川純一, 鳥脇純一郎, “弾性骨格筋モデルによる人体の動作シミュレーション”, 電子情報通信学会技術研究報告 MVE, Vol. 104, No. 390, pp. 7-12, 2004.
- [22] 長谷和徳, “SIMM, ARMO, AnyBody による動作解析”, バイオメカニズム学会誌, Vol. 33, No. 3, pp. 205-211, 2009.
- [23] “SIMM”. <http://www.musculographics.com/html/products/SIMM.html>. [アクセス日: 2013 年 11 月 15 日].
- [24] “The AnyBody Modeling System”, <http://www.anybodytech.com/index.php?id=26>. [アクセス日: 2013 年 11 月 15 日].
- [25] “動作解析ソフトウェア ARMO”, ジースポート, http://www.gsport.co.jp/p_1_armo.html. [アクセス日: 2013 年 11 月 15 日].
- [26] 臨床歩行分析研究会, “DIFF 解説書 歩行データ・インタフェース・ファイル活用マニュアル 歩行データフォーマット標準化”, 1992.
- [27] Liberty Mutual, “Manual Material Handling Guidelines”, 2004.
- [28] 製品評価技術基盤機構, “人間特性データベース”, 2007. <http://www.tech.nite.go.jp/human/index.html>. [アクセス日: 2013 年 11 月 15 日].

- [29] M. D. Looze, K. V. Greuningen, J. Rebel, I. Kingma, P. Kuijer, “Force Direction and Physical Load in Dynamic Pushing and Pulling”, *Ergonomics*, Vol. 43, No. 3, pp. 377-390, 2000.
- [30] 向江秀之, “ジョイスティック操作系検討のための手の能動的な操作力特性の基礎研究”, *日本生理人類学会誌*, Vol. 13, No. 2, pp. 19-28, 2008.
- [31] 向江秀之, “ジョイスティック操作系検討のための手の能動的な発揮力特性の基礎研究—第2報 中高年者の発揮力特性—”, *日本生理人類学会誌*, Vol. 13, No. 4, pp. 25-34, 2008.
- [32] 辻敏夫, 伊藤宏司, “クランク回転作業における上肢姿勢の運動学的解析”, *人間工学*, Vol. 28, No. 3, pp. 149-157, 1992.
- [33] 辻敏夫, 伊藤宏司, “クランク回転作業における人間の位置/力制御方策”, *人間工学*, Vol. 28, No. 4, pp. 209-218, 1992.
- [34] 久次昌彦, 図解でわかる PLM システムの構築と導入, 日本実業出版, 2007.
- [35] 島田達巳, 太田雅晴, 生産情報システム 第2版, 日科技連出版, 2009.
- [36] 人見勝人, 入門編 生産システム工学 第4版, 共立出版, 2009.
- [37] 山本秀彦, 生産技術と知能化, 共立出版, 2009.
- [38] 日比野浩典, “生産システムの最新シミュレーション技術動向—生産システム設計・構築・改善におけるバーチャルマニュファクチャリングの現状と動向—”, *経営システム*, Vol. 22, No. 1, pp. 3-13, 2012.
- [39] D. B. Chaffin, “Human Motion Simulation for Vehicle and Workplace Design”, *Human Factors and Ergonomics in Manufacturing*, Vol. 17, No. 5, pp. 475-484, 2007.
- [40] 篠田心治, 中村善太郎, “作業者が取り扱う対象の「もの」の変化に着目した分析方法”, *日本経営工学会論文誌*, Vol. 47, No. 5, pp. 317-326, 1996.
- [41] 篠田心治, 丹羽明, “仕事の代替案の思考法についての基礎的考察”, *日本経営工学会論文誌*, Vol. 51, No. 4, pp. 321-329, 2000.
- [42] 篠田心治, 丹羽明, “仕事の状態・変化系列図のマトリックスによる表現法 手を用いた組立作業の場合”, *日本経営工学会論文誌*, Vol. 52, No. 1, pp. 60-67, 2001.
- [43] 篠田心治, 丹羽明, 深澤大輔, 深見和彦, 齋藤慶, 野坂知新, 小倉康史, 新行内秀央, 松岡毅, 市村貴宏, 新宮拓真, 高橋由起子, “部品から完成品までの網羅的な仕事の代替案を表現・評価するバーチャル・ファクトリーの基礎的考察—手を用いた組立作業の場合—”, *日本経営工学会論文誌*, Vol. 53, No. 2, pp. 139-149, 2002.
- [44] 篠田心治, 丹羽明, “基本変換に着目した組立作業の3次元CG活用法の提案”, *日本設備管理学会誌*, Vol. 17, No. 2, pp. 91-97, 2005.
- [45] 篠田心治, 丹羽明, “組立品の接触関係分析とすべての組立順序の導出方法—組立品の構造が一軸構造の場合—”, *IEレビュー*, Vol. 45, No. 3, pp. 80-85, 2004.
- [46] 篠田心治, 丹羽明, 深見和彦, 深澤大輔, 星野正人, 赤見勇雄, 小林夏樹, 佐藤秀臣, 根立洋介, “3DCADデータを用いた新たな生産準備プロセス構築の基礎的研究”, *IE*

- レビュー, Vol. 44, No. 4, pp. 73-80, 2003.
- [47] 小野里雅彦, “生産における知識・技能のデジタル化”, システム制御情報学会誌, Vol. 48, No. 6, pp. 208-213, 2004.
- [48] 小野里雅彦, “仮想生産システムを用いた生産知識の動態保存”, シミュレーション, Vol. 25, No. 2, pp. 89-95, 2006.
- [49] 藪崎清・ヒベルト, 岩田一明, 荒井栄司, 小野里雅彦, “設計・生産におけるコンカレントエンジニアリングのためのコミュニケーションシステムに関する研究 (人間中心コンカレントエンジニアリングのための対象表現)”, 日本機械学会論文集 (C編), Vol. 61, No. 584, pp. 470-475, 1995.
- [50] 尾崎優, 小野里雅彦, 岩田一明, “開放型仮想ショップフロアの開発 (第1報) - 仮想ショップフロアのための開放型システムアーキテクチャの提案 -”, 精密工学会誌, Vol. 64, No. 9, pp. 1309-1313, 1998.
- [51] 尾崎優, 小野里雅彦, 岩田一明, “開放型仮想ショップフロアの開発 (第2報) - 並列分散シミュレーションシステムの実装 -”, 精密工学会誌, Vol. 64, No. 11, pp. 1613-1617, 1998.
- [52] 中沢信明, 池浦良淳, 猪岡光, “人間の把持特性の実験的考察 - 把持物体を置く場合 -”, 人間工学, Vol. 32, No. 5, pp. 223-229, 1996.
- [53] 大田博義, 木村朝子, 島田伸敬, 田中弘美, “Analysis by Reality-Based Simulation に基づく関節物体の力学的機能推定”, 電子情報通信学会論文誌 D, Vol. J90-D, No. 7, pp. 1799-1811, 2007.
- [54] 舟橋健司, 安田孝美, 横井茂樹, 鳥脇純一郎, “3次元仮想空間における仮想手による物体操作モデルと一実現法”, 電子情報通信学会論文誌 D-II, Vol. 5, pp. 822-831, 1998.
- [55] V. G. Duffy, Handbook of Digital Human Modeling, CRC Press, New York, 2009.
- [56] 常定和也, 西村剛, 梶原康博, 宗澤良臣, 大崎絃一, “人体リンクモデルを用いた組立作業姿勢計画法”, 日本経営工学会論文誌, Vol. 57, No. 2, pp. 132-143, 2006.
- [57] “Jack and Process Simulate Human”, SIEMENS, https://www.plm.automation.siemens.com/ja_jp/products/tecnomatix/assembly_planning/jack/index.shtml#lightview-close. [アクセス日: 2013年11月15].
- [58] 中村昌弘, 生産エンジニアリングの「革新力」, JIPM ソリューション, 2010.
- [59] 中村昌弘, 渡邊一衛, グローバル生産の究極形, 日経 BP 社, 2011.
- [60] 中村昌弘, “グローバル生産革新に向けてのバーチャル・ファクトリ技術とモノづくりカー工程計画システム GP4 による生産準備業務の革新”, 経営システム, Vol. 22, No. 1, pp. 22-27, 2012.
- [61] 日本工業標準調査会, “JIS S 1033 オフィス用収納家具”, 2004.
- [62] 日本工業標準調査会, “JIS S 1200 家具-収納ユニット-強度と耐久性の試験方

- 法”, 1998.
- [63] ベターリビング, “キッチンシステム BLS KS”, 優良住宅部品評価基準, 2008.
- [64] 馬場明生, 守明子, 朝稲渉, “生活操作としてのドア開閉における力学環境評価手法の提案”, 山口大学工学部研究報告, Vol. 53, No. 1, pp. 95-103, 2002.
- [65] 田中眞二, 赤澤堅造, 布田健, 佐藤克志, 加藤正男, 後藤義明, 横林優, 古瀬敏, “高齢者の使用を考慮した引戸の適正な開閉力と操作部形状に関する基礎的検討”, 生体医工学, Vol. 42, No. 4, pp. 347-353, 2004.
- [66] 林昌宏, 長谷川雅浩, “窓の操作性評価に関する研究”, 日本建築学会北海道支部研究報告集, Vol. 75, pp. 421-424, 2002.
- [67] 日本工業標準調査会, “JIS A 1519 建具の開閉力試験方法”, 2006.
- [68] 西岡基夫, 岡田明, 宮野道雄, 山下久仁子, “引き操作における身体負担の評価方法にする研究”, 日本生理人類学会誌, Vol. 7, No. 1, pp. 49-52, 2002.
- [69] 人間生活工学研究センター, “高齢者対応基盤整備研究開発 第Ⅱ編データベース整備(動態, 視聴覚特性)”, 2001, <http://www.hql.jp/>. [アクセス日: 2013年11月15日].
- [70] 本明子, 安河内朗, “収納家具操作における高齢者の最大筋力”, 日本生理人類学会誌, Vol. 3, No. 2, pp. 77-84, 1998.
- [71] 徳田哲男, 児玉桂子, “押引および回転操作機器の操作高と操作力に関する年代的特徴”, 人間工学, Vol. 28, No. 2, pp. 69-78, 1992.
- [72] 徳田哲男, 児玉桂子, “押引および回転操作機器の操作高と操作力に関する年代的特長(2) -80歳代の高齢者について”, 人間工学, Vol. 28, No. 4, pp. 219-222, 1992.
- [73] 徳田哲男, 児玉桂子, “押引および回転操作機器の操作高と操作力に関する年代的特徴(3)-実用場面での操作特性”, 人間工学, Vol. 29, No. 4, pp. 259-267, 1993.
- [74] J. R. Cram, G. S. Kasman, J. Holtz, *Introduction to Surface Electromyography*, Aspen Publishers, New York, 1998.
- [75] 米国保健福祉省公衆衛生局疾病管理センター, 表面筋電図の人間工学応用, 瀬尾明彦・小木和孝 監訳, 労働科学研究所出版部, 2004.
- [76] 森於菟, 平沢興, 小川鼎三, 森優, 岡本道雄, 分担解剖学, 第11編, 金原出版, 2002.
- [77] 中村隆一, 斎藤宏, 基礎運動学, 第4編, 医歯薬出版, 1995.
- [78] 阿江通良, 湯海鵬, 横井孝志, “日本人アスリートの身体部分慣性特性の推定”, バイオメカニズム, Vol. 11, pp. 23-33, 1992.
- [79] 厚生労働省, “上肢作業に基づく疾病について”, 都道府県労働基準局労働基準監督署, 1997.
- [80] 原田久, 相澤好治, 中村賢, 新津谷真人, 岡田充史, 杉浦由美子, “わが国における職業性上肢障害の発生状況”, 北里医学, Vol. 30, pp. 268-275, 2000.
- [81] A.Y. Chow, C. R. Dickerson, “Shoulder Strength of Females While Sitting and Standing as a Function of Hand Location and Force Direction”, *Applied Ergonomics*, Vol. 40, No. 3, pp.

- 303-308, 2009.
- [82] P. J. Lee, K. P. Granata, “Interface Stability Influences Torso Muscle Recruitment and Spinal Load during Pushing Tasks”, *Ergonomics*, Vol. 49, No. 3, pp. 235-248, 2006.
 - [83] O. O. Okunribido, C. M. Pinder, “Ready Steady Push_a Study of the Role of Arm Posture in Manual Exertions”, *Ergonomics*, Vol. 51, No. 2, pp. 192-216, 2008.
 - [84] T. Wilkinson, A. D. J. Pinder, D. W. Grieve, “Relationships between One-Handed Force Exertions in All Directions and Their Associated Postures”, *Clinical Biomechanics*, Vol. 10, No. 1, pp. 21-28, 1995.
 - [85] C. M. Haslegrave, M. F. Tracy, E. N. Corlett, “Force Exertion in Awkward Working Postures Strength Capability While Twisting or Working Overhead”, *Ergonomics*, Vol. 40, No. 12, pp. 1335-1362, 1997.
 - [86] A. Freivalds, *Biomechanics of the Upper Limbs*, CRC Press, Florida, 2004.
 - [87] NIOSH Publication, “Musculoskeletal Disorders and Workplace Factors, A Critical Review of Epidemiologic Evidence for Work-Related Musculoskeletal Disorders of the Neck, Upper Extremity, and Low Back”, No. 97-141, pp. 97-141, 1997.
 - [88] P. M. Dall, A. Kerr, “Frequency of the Sit to Stand Task: an Observational Study of Free-Living Adults”, *Applied Ergonomics*, Vol. 41, No. 1, pp. 58-61, 2010.
 - [89] G. Hennington, J. Johnson, J. Penrose, K. Barr, M. L. McMulkin, L. D. Vander, “Effect of Bench Height on Sit-to-Stand in Children without Disabilities and Children with Cerebral Palsy”, *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, Vol. 85, No. 1, pp. 70-73, 2004.
 - [90] M. Schenkman, P. O. Riley, C. Pieper, “Sit to Stand from Progressively Lower Seat Heights - Alterations in Angular Velocity”, *Clinical Biomechanics*, Vol. 11, No. 3, pp. 153-158, 1996.
 - [91] 山田孝禎, 出村慎一, 北林保, “立ち上がり動作時における床反力および下肢筋力に及ぼす椅子高の影響”, *日本生理人類学会誌*, Vol. 9, No. 2, pp. 47-52, 2004.
 - [92] 森明子, 江口淳子, 渡邊 進, “椅子の高さの違いが起立・着席動作時における下肢筋の筋活動に与える影響”, *川崎医療福祉学会誌*, Vol. 13, No. 1, pp. 169-171, 2003.
 - [93] 染矢富, 三秋泰, “椅子の高さの違いが立ち上がり動作の下肢・体幹筋の筋活動に与える影響”, *金沢大学つるま保健学会誌*, Vol. 29, No. 2, pp. 101-104, 2006.
 - [94] 徳田哲男, 児玉桂子, 西條富美代, “高齢期の環境適応力に応じた移動寸法に関する研究 : 高齢女性の立ち上がり座り, 昇降およびまたぎ動作について”, *人間工学*, Vol. 31, No. 1, pp. 9-20, 1995.
 - [95] D. O. Dusenberry, S. S. Howard, S. J. DelloRusso, “Effect of Handrail Shape on Graspability”, *Applied Ergonomics*, Vol. 40, No. 4, pp. 657-669, 2009.
 - [96] 接合・溶接技術 Q&A1000 編集委員会, 接合・溶接技術 Q&A1000, 産業技術サービスセンター, 1999.
 - [97] 黒川幸雄, 高橋正明, 鶴見隆正, 山本澄子, *理学療法 MOOK6 運動分析*, 三輪書店,

- 2000.
- [98] Occupational Safety and Health Administration, Guidelines for Poultry Processing, Ergonomics for the Prevention of Musculoskeletal Disorders, 2004.
 - [99] H. M. Tzeng, C. Y. Yin, “Adding Additional Grab Bars as a Possible Strategy for Safer Hospital Stays”, Applied Nursing Research, Vol. 23, No. 1, pp. 45-51, 2010.
 - [100] 厚生労働省, “手すり先行工法に関するガイドライン”, 2003.
 - [101] 新田収, 安西将也, “高齢者における手すり把握条件と握力の関係”, 理学療法科学, Vol. 17, No. 3, pp. 175-179, 2002.
 - [102] 川野常夫, 橋本正治, 西田修三, 岩田一明, 小野里雅彦, “人体ダイナモグラフィによる関節トルクの可視化に関する研究”, 精密工学会誌, Vol. 60, No. 3, pp. 436-440, 1994.
 - [103] 川野常夫, 西田修三, 橋本正治, 山元税, 岩田一明, 小野里雅彦, “作業入力用人体模型と関節トルクの可視化による作業姿勢のためのコンサルティング支援システムに関する研究”, 精密工学会誌, Vol. 62, No. 5, pp. 712-716, 1996.
 - [104] 川地克明, 青木慶, 持丸正明, 河内真紀子, “乗用車の助手席への乗り込み動作分布の可視化と代表動作の生成”, 情報処理学会研究報告 グラフィクスと CAD 研究会報告, Vol. 116, pp. 73-78, 2005.
 - [105] 綿貫啓一, 小島一恭, 西村啓典, “可搬型 VR システムと力覚提示装置との連携による鋳造の造形作業時におけるクレーン操作の技能伝承”, 日本機械学会論文集 (C編), Vol. 73, No. 725, pp. 53-58, 2007.
 - [106] 針生暢祐, 西田公至, 齊当建一, “実働状態でのクランク軸の振動メカニズムの解明非線形な油膜特性を考慮した時刻歴応答解析による振動挙動の可視化”, 日本機械学会論文集 C 編, Vol. 66, No. 651, pp. 3533-3540, 2000.
 - [107] 小泉孝之, 辻内伸好, 仲村潔郎, 城戸一郎, 橋岡正人, “多岐伝達経路を有する構造体の振動伝達特性の抽出と可視化”, 日本機械学会論文集 C 編, Vol. 76, No. 772, pp. 3301-3308, 2010.
 - [108] 白山晋, 知的可視化, 丸善, 2006.
 - [109] R. Mazza, 情報を見える形にする技術 情報可視化概論, 中本浩 訳, ボーンデジタル, 2011.
 - [110] A. Sugama, A. Seo, “Development of a User Interface Suitable for a Handling Force Database,” Proc. The 13th Asia Pacific Industrial Engineering and Management Systems Conference, pp. 1552-1555, 2012.
 - [111] 菅間敦, 瀬尾明彦, 土井幸輝, “実測データによる身体負荷推定のための操作力データベース構築”, 日本経営工学会平成 23 年度春季大会予稿集, pp. 120-121, 2010.
 - [112] 南茂夫, 科学計測のための波形データ処理 計測システムにおけるマイコン/パソコン活用技術, CQ 出版, 1986.

- [113] I. Daubechies, ウェーブレット10講, 山田道夫・佐々木文夫 訳, シュプリンガー・ジャパン, 2003.
- [114] Y. Nievergelt, ウェーブレット変換の基礎, 松本忠・雛元孝夫・茂呂征一郎 訳, 森北出版, 2004.
- [115] 新井康平, 独習ウェーブレット解析 基底関数の生成から基礎応用まで, 近代科学社, 2006.
- [116] 菊池久和, 中静真, “ウェーブレット変換による異常探知”, シミュレーション, Vol. 16, No. 4, pp. 17-26, 1997.
- [117] 章忠, 池内宏樹, 石井秀明, 堀畑聡, 今村孝, 三宅哲夫, “実信号マザーウェーブレットおよびその異常信号検出への応用 (平均的複素数実信号マザーウェーブレットの設計とその応用)”, 日本機械学会論文集 C 編, Vol. 73, No. 730, pp. 1676-1683, 2007.
- [118] 章忠, 池内宏樹, 斎木典保, 今村孝, 石井秀明, 戸田浩, 三宅哲夫, “寄生的離散ウェーブレット変換およびその異常信号検出への応用”, 日本機械学会論文集 C 編, Vol. 75, No. 757, pp. 2529-2536, 2009.
- [119] 矢巻透, 加藤初弘, 鈴木裕, 深沢瑞也, 阪田治, 服部遊, 加藤隆也, “ウェーブレット変換を用いたシャント音の特徴づけと自己組織化マップによる分類”, 電子情報通信学会技術研究報告 MBE, ME とバイオサイバネティクス, Vol. 110, No. 211, pp. 1-6, 2010.
- [120] D. Rempel, E. Serina, E. Klinenberg, “The Effect of Keyboard Keyswitch Make Force on Applied Force and Finger Flexor Activity”, Ergonomics, Vol. 40, No. 8, pp. 800-808, 1997.
- [121] R. G. Radwin, B. A. Ruffalo, “Computer Key Switch Force-Displacement Characteristics and Short-Term Effects on Localized Fatigue”, Ergonomics, Vol. 42, No. 1, pp. 160-170, 1999.
- [122] D. L. Lee, P. L. Kuo, D. L. Jindrich, J. T. Dennerlein, “Computer Key Force-Displacement Characteristics Affect Muscle Activity Patterns During Index Finger Tapping”, Journal of Electromyography and Kinesiology, Vol. 19, pp. 810-820, 2009.
- [123] M. M. Rahman, S. Sprigle, J. Sharit, “Guidelines for Force -Travel Combinations of Push Button Switchs for Older Populations”, Applied Ergonomics, Vol. 29, No. 2, pp. 93-100, 1998.
- [124] 山崎信寿, 寺西監之, 難波昇平, 五十嵐智貴, “プッシュスイッチ操作における上肢姿勢の決定基準”, 人間工学, Vol. 41, No. 2, pp. 89-96, 2005.
- [125] S. Mallat, “Zero-crossing of a wavelet transform”, IEEE Transaction on Information Theory, Vol. 37, No. 4, pp. 1019-1033, 1991.
- [126] S. Mallat, W. L. Hwang, “Singularity detection and processing with wavelets”, IEEE

- Transaction on Information Theory, Vol. 38, No. 2, pp. 617-643, 1992.
- [127] S. Mallat, S. Zhong, “Characterization of signals from multiscale edges”, IEEE Transaction on Pattern Analysis and Machine Intelligence, Vol. 14, No. 7, pp. 710-732, 1992.
 - [128] 中寛信, 岡崎秀俊, 中静真, “ウェーブレット極大値の制御に基づく画像のエッジ先鋭化”, 電子情報通信学会技術研究報告 CS 通信方式, Vol. 101, No. 669, pp. 37-44, 2002.
 - [129] 上村友重, 中静真, 菊池久和, 牧野秀夫, 石井郁夫, “特徴点検出に基づく心電図階層化圧縮”, 電子情報通信学会技術研究報告 MBE, ME とバイオサイバネティクス, Vol. 97, No. 78, pp. 17-24, 1997.
 - [130] 中静真, 菊池久和, 牧野秀夫, 石井郁夫, “ウェーブレット零交差表現による情報圧縮—心電図への応用—”, 電子情報通信学会技術研究報告 CAS 回路とシステム, Vol. 93, No. 253, pp. 57-64, 1993.
 - [131] 渡邊慎治, 小松隆, 齋藤隆弘, “ウェーブレット変換領域における零交差表現と信号再構成”, 電子情報通信学会論文誌 A, Vol. J79A, No. 12, pp. 2014-2022, 1996.

謝辞

本研究の遂行と学位論文の執筆過程において、多くの方々にご指導を賜りましたことをここに記し、深く感謝を申し上げる次第です。

本学位論文は、首都大学東京 瀬尾 明彦 教授のご指導の元でまとめたものです。研究開始当初より、終始親身なご助言とご指導を賜りましたこと、そして時に優しい励ましの言葉をかけていただいたこと、心より感謝申し上げます。また、至らぬ私を研究の道へと導いていただいたことに、深く御礼申し上げます。

首都大学東京 梶原 康博 教授、同大 西内 信之 准教授、千葉工業大学 三澤 哲夫 教授には、審査過程において、数々のご助言とご指導を賜りました。心より感謝申し上げます。

国立特別支援教育総合研究所 土井 幸輝 主任研究員には、首都大学東京在任当時より、研究計画や論文執筆において細やかなご指導をいただきました。また、数々の励ましの言葉をいただきましたこと、心より感謝申し上げます。

首都大学東京 茅原 崇徳 助教には、研究内容について貴重なご指摘をいただくとともに、研究活動についてのご助言いただきました。心より感謝申し上げます。

また、福祉人間工学研究室の皆様には、実験へのご協力やご助言をいただきました。皆様が研究を進める上での大きな励みとなったことを記すとともに、心より感謝申し上げます。

本学位論文の一部は、JSPS 科研費の助成を受けたものです。研究活動費のご支援に深く感謝いたします。

最後に、大学院に進学する機会を与えてくださり、私を支援し続けてくれた家族に心から感謝いたします。

2014年3月25日

菅間 敦