

製品開発のための 動作計測マニュアル

—知的基盤 人間特性計測評価技術の調査報告書別冊—

平成13年3月

社団法人 人間生活工学研究センター

目次

はじめに	1	4. 柔軟性	21
マニュアルの読み方	3	4. 1 概要	21
マニュアルの概要	4	4. 2 立位体前屈	21
		4. 3 長座体前屈	22
————— 第1編 基礎編 —————			
第1章 人間の動作計測について	8	4. 4 開脚長座体前屈	23
第1節 計測の目的の明確化	8	4. 5 伏臥上体そらし	24
第2節 計測条件としての配慮事項	10	4. 6 体捻転度	25
1. 被験者への配慮事項	10	4. 7 関節可動域	25
1. 1 倫理的検討	10	5. 平衡性 (重心動揺)	26
1. 2 依頼及び承諾	10	5. 1 概要	26
1. 3 保険のかけ方	11	5. 2 重心動揺計の構造	26
2. 属性計測	12	5. 3 重心動揺計の原理	26
3. 計測条件	12	5. 4 設置方法	27
3. 1 被験者の選定	12	5. 5 計測方法	27
3. 2 拘束時間	13	5. 6 解析方法	28
3. 3 計測衣	13	6. 筋電位	29
3. 4 計測環境	13	6. 1 筋電位と表面筋電位	29
3. 5 教示の仕方	13	6. 2 表面筋電図の計測方法	30
3. 6 計測姿勢	14	6. 3 表面筋電図計測上の注意事項	31
3. 7 計測頻度	14	6. 4 表面筋電図データの扱い方	32
4. 計測手順	15	7. 操作力	32
		7. 1 概要	32
第2章 身体機能の基本的計測法	16	7. 2 筋能力	33
第1節 形態・運動機能の計測法	17	7. 3 操作筋力	33
1. 人体寸法	17	8. 運動計測	36
1. 1 概要	17	8. 1 概要	36
1. 2 計測方法	17	8. 2 計測方法	36
1. 3 計測上の注意事項	18	8. 3 計測上の注意事項	37
1. 4 解析方法	18	8. 4 解析方法	37
1. 5 最新動向	19	9. 運動力学的分析	39
2. 体重	20	9. 1 概要	39
3. 握力	20	9. 2 運動計測と反力計測	39
		9. 3 分析に必要な定数の取得	40
		9. 4 力学分析とデータの解釈	40

9. 5 最新動向	43		
10. 歩行分析	44		
10. 1 概要	44		
10. 2 運動学的分析	44		
10. 3 運動力学的分析	44		
第2節 官能検査法	47		
1. 官能検査法とは何か	47		
2. 官能検査法の種類とその特徴	47		
3. 官能検査法の信頼性	48		
4. 官能検査を使用する分野	49		
4. 1 五感から見た適応領域 (例)	48		
4. 2 業種から見た適応領域 (例)	48		
5. 官能検査と物理的・化学的検査の違い	49		
6. 官能検査で用いる尺度の種類	49		
7. 官能検査の手法	51		
8. 官能検査において対象を評価するパネルの留意条件	56		
8. 1 パネルとして一般的に適正がある条件	56		
8. 2 パネルの種類	56		
8. 3 パネルの属性	56		
8. 4 環境設計	57		
9. 官能検査時におけるパネルの生理的、心理的効果および検査への影響を少なくするための方策	57		
10. 官能検査に用いられる評価用語	58		
10. 1 程度を表現する評価用語	59		
10. 2 頻度を表現する評価用語	59		
11. 官能検査に用いられる統計的手法および具体的適用例	59		
第3節 データ処理の方法	60		
1. 波形処理	60		
1. 1 欠損データの修正	61		
1. 2 平滑化	63		
1. 3 同期と補間	64		
2. 統計処理	66		
2. 1 統計処理のいろいろ	66		
2. 2 統計処理のプロセスと考え方	68		
2. 3 統計書の選び方	76		
		第1章 上肢に係る操作力	80
		第1節 指で押す操作力	80
		1. 計測概要	80
		2. 対象操作	80
		2. 1 操作する指の予備調査	80
		2. 2 操作形態	81
		2. 3 計測条件	82
		3. 被験者	82
		4. 計測装置	82
		4. 1 高さ一操作力計測装置	82
		4. 2 操作力検出部	83
		4. 3 データ収録装置	83
		5. 計測方法	83
		5. 1 肘頭高での操作力計測	83
		5. 2 操作高さ変化による操作力計測	84
		6. 計測手順	84
		7. データの処理方法	84
		8. 計測実験例	84
		8. 1 操作力	84
		8. 2 操作性	85
		8. 3 操作し易い高さ	86
		第2節 手で握る	87
		1. 計測概要	87
		2. 対象動作	88
		3. 被験者	88
		4. 計測装置	88
		4. 1 検出部及び記録部	88
		4. 2 記録部	89
		5. 計測方法	89
		5. 1 握り力	89
		5. 2 高さ変化	89
		6. 計測手順	90
		7. データの処理方法	90
		8. 計測実験例	90
		第3節 手でひねる	91
		1. 計測概要	91
		2. 対象動作	92

3. 被験者	92	8. 結果の解釈方法	104
4. 計測装置	92	9. 計測実験例	104
4. 1 検出部	92	9. 1 被験者	104
4. 2 高さ設定部	92	9. 2 計測条件	105
5. 計測方法	93	9. 3 解析項目	105
5. 1 基礎回外力	93	9. 4 結果と考察	105
5. 2 操作性	93	第2節 躯幹(体幹)をひねる	108
6. 計測手順	93	1. 計測概要	108
7. データの処理方法	93	2. 対象動作	109
8. 計測実験例	94	3. 被験者	109
第4節 手で引く押す	96	4. 計測装置等	109
1. 計測概要	96	4. 1 ジャイロセンサ	109
2. 対象動作	96	4. 2 データ収録装置	109
3. 被験者	96	4. 3 椅子	109
4. 計測装置	97	4. 4 計測衣	109
5. 計測方法	97	5. 計測方法	110
5. 1 基礎屈腕力	97	5. 1 動作計測	110
5. 2 操作性	97	5. 2 計測における留意点	110
6. 計測手順	98	6. 計測手順	110
7. データの処理方法	98	7. データの処理方法	111
8. 結果の解釈方法	98	8. 結果の解釈方法	111
第2章 躯幹に係る動作	100	9. 計測実験例	112
第1節 荷物を持ち上げる・収納する動作	100	9. 1 被験者	112
1. 計測概要	100	9. 2 服装	112
2. 対象動作	100	9. 3 計測装置	112
3. 被験者	100	9. 4 計測	112
4. 計測装置	101	9. 5 検討項目	113
4. 1 光学的運動分析装置	101	9. 6 検討結果	114
4. 2 床反力計	101	10. 参考データ	116
4. 3 その他の機器等	101	第3章 下肢に係る動作	118
5. 計測方法	102	第1節 立ち上がる・座る	118
5. 1 三次元動作計測及び床反力計測	102	1. 計測概要	118
5. 2 属性計測	102	1. 1 関節モーメント法	118
6. 計測手順	102	1. 2 表面筋電位法	119
7. データの処理方法	103	2. 対象動作	119
7. 1 フィルタ処理方法	103	3. 被験者	119
7. 2 関節モーメント算出方法	103	4. 計測装置	119
7. 3 負担評価値抽出方法	103	4. 1 関節モーメント法	119

4. 2	表面筋電位法	120
4. 3	共通の機器等	121
5.	計測方法	121
5. 1	被験者の扱いと安全確保	121
5. 2	属性計測	122
5. 3	関節モーメント法	122
5. 4	表面筋電位法	122
6.	計測手順	123
7.	データの処理方法	123
7. 1	関節モーメント法	123
7. 2	表面筋電位法	124
8.	結果の解釈方法	124
8. 1	関節モーメント法	124
8. 2	表面筋電位法	124
9.	計測実験例	124
9. 1	被験者	124
9. 2	属性計測	124
9. 3	動作空間設定のための装置	125
9. 4	計測条件	126
9. 5	結果と考察	127
第2節	またぐ	131
1.	計測概要	131
2.	対象動作	132
3.	被験者	132
4.	計測装置	132
4. 1	光学的運動分析装置	132
4. 2	床反力計	132
4. 3	その他の機器等	133
5.	計測方法	133
5. 1	三次元動作計測及び床反力計測	133
5. 2	属性計測	133
6.	計測手順	134
7.	データ処理方法	134
7. 1	フィルタ処理方法	134
7. 2	関節モーメント算出方法	134
7. 3	下肢の各関節における負担評価方法	135
8.	結果の解釈方法	136
9.	計測実験例	136

9. 1	被験者	136
9. 2	動作定義	136
9. 3	計測条件	137
9. 4	解析項目	138
9. 5	結果と考察	138
第3節	昇降動作	148
1.	計測概要	148
2.	対象動作	149
3.	被験者	149
4.	計測装置	149
4. 1	光学的運動分析装置	149
4. 2	床反力計	149
4. 3	その他の機器等	150
5.	計測方法	150
5. 1	三次元動作計測及び床反力計測	150
5. 2	属性計測	150
6.	計測手順	151
7.	データ処理方法	151
7. 1	フィルタ処理方法	151
7. 2	関節モーメント算出方法	152
7. 3	負担評価抽出方法	152
8.	結果の解釈方法	152
9.	計測実験例	152
9. 1	被験者	152
9. 2	動作定義	153
9. 3	解析項目	153
9. 4	結果及び考察	154
第4節	歩行速度	163
1.	計測概要	163
2.	対象動作	163
3.	被験者	163
4.	計測装置	163
4. 1	歩行路	163
4. 2	三次元動作計測装置	164
4. 3	その他の装置等	164
5.	計測方法	165
5. 1	被験者の扱いと安全性確保	165
5. 2	属性計測	165
5. 3	三次元動作計測装置による計測法	165

5. 4	ストップウォッチによる計測法	166	1. 9	磁気式運動計測装置	191
6.	計測手順	166	1. 10	歪みゲージ	192
7.	データの処理方法	166	1. 11	床反力計	194
8.	結果の解釈方法	167	1. 12	筋電計及びプリアンプ	194
9.	計測実験例	167	1. 13	ジャイロセンサ	196
9. 1	目的	167	2.	アンケート事例	
9. 2	計測器	167		事例1：日常生活に関するアンケート調査	
9. 3	被験者	167		事例2：健康アンケート	
9. 4	室内における計測	167		事例3：当日の体調に関する調査	
9. 5	屋内廊下における計測	168	3.	生体定数	
9. 6	屋外における計測	169		執筆者一覧	
9. 7	結果と考察	170			

第4章	計測結果の活用方法	177
第1節	計測前に考えること	177
第2節	活用方法	177
1.	該当する計測手法がある場合	178
2.	該当する計測手法はないが関連する計測手法 はある場合	178
2. 1	設計対象をシミュレートした 計測装置の作成による	178
2. 1	計測手法と設計対象との併用による	178
第3節	活用のプロセス	179
1.	データの解釈	180
2.	データの翻訳	180
3.	トレードオフ	180

付録

1.	計測機器	186
1. 1	マルチン式人体計測器	186
1. 2	皮脂厚計	186
1. 3	体重計	187
1. 4	握力計	187
1. 5	血圧計	188
1. 6	ビデオカメラ	188
1. 7	ゴニオメータ	189
1. 8	光学式運動計測装置	190

はじめに

—このマニュアルを使われる方に

1. 本マニュアル発刊の経緯

高齢社会の到来やユニバーサルデザイン思想の浸透に伴い、ヒトにやさしいモノづくりがこれまで以上に求められるようになってきた。すなわち、年齢・性・体格・体力の差異や障害の有無などにかかわらず、誰でも使いやすく安全で快適な製品が待ち望まれている。こうした人間中心のモノづくりを実現させるためには、まず対象となるユーザそのものの身体的精神的特性を理解し、それらを設計に反映させていかなければならない。また、ISO(国際標準化機構)でも、こうした製品づくりをサポートするための人間工学関連規格の整備が着々と進行しており、そうした規格に準拠した製品づくりが国際的にも強く求められつつある。これらの要求に答えるモノづくりを推進するためには、設計に応用させるための人間の特性データ整備が必要不可欠である。

体格、動作、感覚などの特性については、これまでも様々なデータが個別に存在している。しかし、それらの多くは、人間の基本特性を記述することが目的であるため対象とする設計に直接使えないことや、データを得るための計測方法が標準化されていないため個々のデータを突き合わせて検討することが出来ないなど、必ずしも設計への応用を考慮したものにはなっていない。また、特に動作特性に関しては、スポーツや産業場面でのデータはあるものの、製品設計に直接必要な日常生活動作そのもののデータがまだまだ整備されていない状況にある。

こうした現状を背景として、1996年に知的基盤整備事業がスタートした。人間中心のモノづくりを指向した日常生活動作の計測手法の確立がはかられ、それに基づく人間特性データも生み出されつつある。こうした計測手法やデータの整備により、人間中心のモノづくりに必要な設計値を導くことが容易になり、同時にそうしたモノづくりをサポートする標準化や規格化につなげていくことも期待される。

しかし、そのためにはまず、計測手法を様々な設計や評価の現場で活用し、その有効性と信頼性を確認するとともに更なる改善をはかり、実績を積み上げていく必要がある。それを推し進めるためには、まずそれら計測手法のマニュアルを作成し、広く普及させることが重要である。本マニュアルはこうした経緯から生まれたものである。

2. マニュアルの目的

上述した本マニュアル発刊の経緯に基づき、その目的を次のようにまとめることができる。

- ①知的基盤整備事業で確立した日常生活動作の計測手法を広く公開し、普及させること
- ②それにより、人間中心のモノづくりに必要な人間特性データの積み上げと応用を促すこと
- ③特に、人間計測の非専門家を対象に本マニュアルのユーザを広げ、人間特性データに基づくモノづくりを推進すること

3. マニュアルの構成

このマニュアルは「第1編 基礎編」と「第2編 計測編」から構成されている。このうち、計測手法に関する本論は第2編である。この本論は、日常生活動作のうち、知的基盤整備事業の調査を通じて選定された12種類の基本動作の計測手法の紹介から構成されている。

ただし、該当する動作計測の手法を知っただけでは、人間の計測を正しく実行することや、様々な場面に適切に応用することは出来ない。特に計測の非専門家のためには、そうした計測に欠かせない基本的な人間計測技術やデータ処理の知識の習得もサポートする必要がある。また、計測編の各項目各手法に共通する基本的な計測ステップやデータ処理については、まとめて記述する編集上の必要性がある。これらの理由により、本マニュアルの本論(計測編)の前編として、基礎編を設定した。

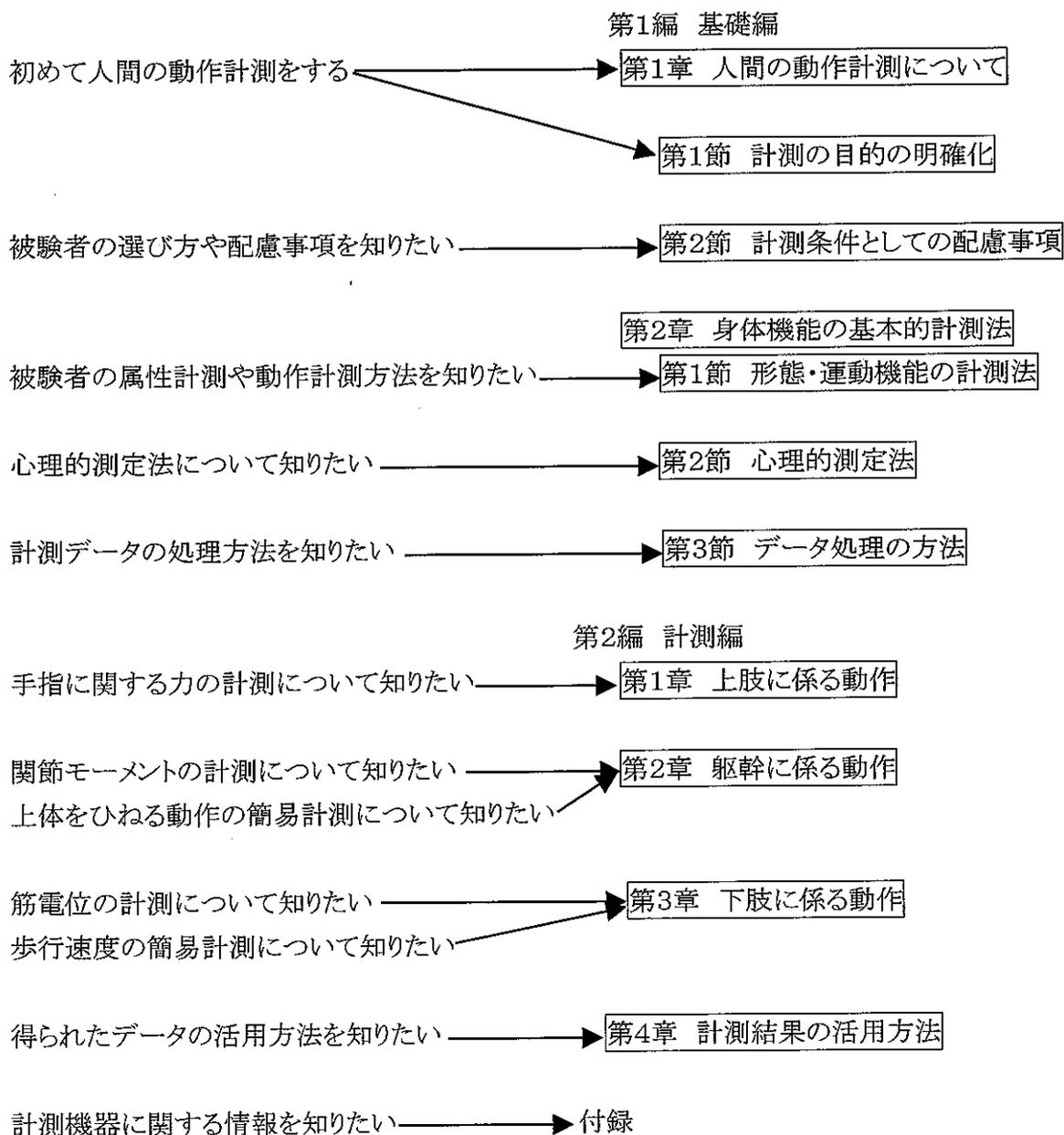
この基礎編では、被験者の選定や扱い方、身体機能計測に伴い押さえておかなければならない基本的な属性計測、基本的な人間計測法の種類と概要、得られたデータの処理方法などを掲げた。

以上、この計測マニュアルが利用されることにより、設計応用に役立つ人間特性データの積み上げが促進され、人間中心のモノづくりとそれを支える標準化・規格化に反映されることを切に願っている。

マニュアルの読み方

このマニュアルは、製品を設計する時に必要となる、人間の動作の計測方法や解析方法について、初めての人でも比較的容易に実施出来るように、可能な限り配慮して作成されている。

このマニュアルの構成については、前述したとおりであるが、実際に計測をすることを考えた場合、自分の経験に照らし合わせて、必要な項目を選んで読まれることをお勧めする。初めての方は、最初から読むことが必要であるが、多少経験のある人や何を計測すれば良いかが判っている人は、この動作計測方法の中から、自分のニーズに合ったものを選ぶ(矢印で示した)ことによって、必要とする結果が得られるはずである。



マニュアルの概要

第1編 基礎編

第1章 人間の動作計測について 「第1節 計測の目的の明確化」には、初めて計測をする場合に気をつけなければならない点について述べている。

計測条件としての配慮事項」には、人間を対象にする計測についての注意点として、計測に協力して頂ける被験者には、事前に十分説明をして了解をとることと、プライバシーに深く配慮する必要性について述べている。

第2章 身体機能の基本的計測法 「第1節 形態・運動機能の計測法・分析法」には、被験者の属性計測に必要な身体機能の計測方法と「第2編 計測編」に出てくる動作計測に係る計測方法と分析方法について解説している。

何を計測すれば良いか判っている場合は、その項目に関連するところを参照して欲しい。計測項目をどのように選択すれば良いか判らない場合は、計測編で挙げた計測実験例についての解説と付録(1)計測機器の取扱方法を参考にしていきたい。

「第2節 心理的測定法」には人間の感覚の計測方法を、「第3節 データ処理の方法」には得られたデータの統計的処理の方法を解説している。動作計測と並んで重要な項目なので、必要に応じて参照していただきたい。

第2編 計測編

第1章 上肢に係る操作力 この章は、手指の操作力の計測方法として、指で押す、手で握る、手背ひねる、手で引く押すの4動作について記述されている。

第2章 躯幹(上体)に係る動作 この章は、収納動作に係る、持ち上げる、肩関節を屈曲・伸展する、腰を曲げ続けるの3動作と躯幹をひねる動作の4動作について、主として関節モーメント値を用いた負担評価方法について記述されている。また、躯幹をひねる動作については、ジャイロセンサを用いた関節自動可動域の計測方法を記述している。

第3章 下肢に係る動作 この章には、立ち上がる・座る、またぐ、昇降動作、歩行速度の4動作が掲載されている。始めの3動作については、主として関節モーメント値を用いた負担評価方法について記述されているが、立ち上がる・座るについては、筋電位の計測方法も記述している。歩行速度は簡易計測法である。

第4章 計測結果の活用方法 動作計測結果を製品や環境の開発に役立てるために、計測方法の選び方とデータの読み方について記述している。

第1編

基礎編

第1章 人間の動作計測について

近年、コンピュータに代表される電子技術のめざましい進歩から、情報化システムがあらゆる分野で急速に進み、我々の生活を豊かにしている反面、多機能性、効率性、利便性などがモノづくりの中心に据えられ、人間を中心に置くという考え方がともすると希薄となり、結果として我々が日常使う機器類が人間の諸特性と一致しないことによる誤使用、誤判断から、メンタルストレス、疾病、傷害等の直接的、間接的原因になっている。

そのため、製品設計の最初の段階に人間を中心に置くことが重要であり、目的に応じて吟味した条件下で人間の動作を計測したデータが必要不可欠であるが、過去に報告された動作計測データの全てが利用できるわけではない。また、使用者は若齢から高齢までの幅広い年齢層であり、使用者の住む地域も異なっている。そうした条件下で使用者が快適かつ安全に使用できる製品を設計するためには、標準化された計測方法でデータを収集することが必要である。

本章では、人間の動作計測をするために、注意しなければならない基本的な項目について、まとめて記述した。

「第1節 計測の目的の明確化」では、計測を始める前に検討すべき事項として、この計測は何のために行うのか、その計測の内容と得られた計測結果の利用方法までも想定して、焦点を絞った計測目的を定めることの必要性について解説した。

「第2節 計測条件としての配慮事項」には、被験者に対する配慮事項と計測条件について解説した。実験に協力して頂く被験者のプライバシーの保護と事故の起こらないよう、計測条件への配慮が必要不可欠である。

初めて人間の動作計測を始める場合は、本章を熟読玩味して実施していただくことをお勧めする。

第1節 計測の目的の明確化

近年、「人間中心のモノづくり」をテーマとした技術開発が盛んに行われている。生活産業や福祉機器開発といった人間の生活に密着した産業においては、ヒト中心の製品設計・開発のために、ヒトの特性を計測し、そのデータに基づく解析結果から新たな製品の設計仕様を検討することが必要不可欠となっている。また、景気低迷と体質改善に伴い、新技術開発を施策し、新たな技術分野である生活産業や福祉機器開発への展開を試みている企業が多い。しかし、このような企業が事業を進展していく上で、以下に示す問題に直面することが多い。

- ①何をどのように計測すればよいか？
- ②どれほどの規模で計測しなければならないのか？
- ③データをどのように見れば(分析すれば)よいのか？
- ④どのように設計仕様に反映すればよいのか？

以上の問題は計測対象が人間であり困難であったことからなおざりされていた。しかし、各個人の好みに合わせた物を求める消費者ニーズにこたえるためには人間を対象とした計測及びその結果に基づく製品開発を実施せざるを得ない状況となっており、それぞれの企業等が独自に暗中模索で人間の特性データの計測、解析を行うことを余儀なくされている。ところが、その為の費用は開発コスト低減のために、圧迫されることとなる。つまり、規格化を考慮することはあり得ない状況にある。一方では、規格化製品および部品を出荷しなければ過当競争に生き残れない状況も目の当たりにしているのである。しかし、一概に製品開発の設計指標を目的とする計測の計画の立て方を説明することは不可能である。ここでは、簡単な事例に基づき解説させていただく。

製品設計において、生体計測技術を用いたデータに基づき、より高度な機能を付与するのであるが、その手法は概ね下記の二つに完結する。

- ①人体への影響を考慮するために、計測結果を生体の状態を推測するためのパラメータとして評価に利用する
- ②装置の性能向上のために、計測結果を人間の知覚・認知特性として装置の設計指標に反映する

前者における生体計測は第2節で述べている生理的測定を包括し、さらに感覚計測までも網羅した範疇と考えることができる。例えば、製品の人体への影響を検討するために行われる視覚特性、脳機能の計測など挙げられる。近年では聴覚刺激下での姿勢制御に関する計測なども報告されている。

一方、後者は近年の脳研究に関連するもので、第1節で取りあげている形態・運動機能の計測のなどが関連する。こうした計測手法によって得られたデータに基づき設計・開発することで、「使いやすい」、「疲れにくい」製品が誕生する。そのためには、設計・開発したい製品の性質と機能について整理する必要がある。一方、人間がその製品を用いることで得られる恩恵を明確にし、前述の製品の性質と機能において必要不可欠である項目と、必ずしも必要でない項目とに分類する。そして、人間がその製品利用するときの最も自然な動作を想定し、その動作と必要不可欠な項目、もしくは必ずしも必要でない項目との相関を検討する。これによって、多くの場合は問題点が明確になり、計測の目的や計測項目が決定できる。ここで、慣れていないユーザは、さらに本マニュアルの計測編を参考とすることによって、計測の目的、計測規模の算定、分析手法等の関連について検討していただきたい。

以上のことから、計測において企業の独自性を効果的に反映することが可能となれば、計測の結果により他の製品と差別化された製品の設計指標がえられるであろう。

第2節 計測条件としての配慮事項

1. 被験者への配慮事項

人間を対象とする計測では、被験者への配慮が非常に大切である。ここでは、計測をするに当たって考慮すべき配慮事項について述べる。

1.1 倫理的検討

人間を被験者とした医学的、生物学的、行動科学的及び社会科学実験を行う場合は、世界医師会総会のヘルシンキ宣言(1964年)の主旨に従い、倫理上遵守すべき基本的事項について定められた倫理規定を作成し、以下の倫理上の留意点について検討し、問題の無いことを確認した上で被験者の依頼を行う。

- ①計測目的、計測項目と計測方法、計測期間、被験者数と被験者の要件など
- ②相手の同意を得る方法
- ③プライバシーの保護、傷害保険の有無、万一の時の対応方法など、計測によって生じる個人への不利益及び危険性に対する配慮

以上、倫理面でのチェックを経た後に依頼及び承諾への手続きに入る。

1.2 依頼及び承諾

被験者の範囲は目的に応じて、小学生(7才)から後期高齢者(85才)までが計測の対象になり得る。

計測の依頼については、文書による事前説明(インフォームドコンセント)を行い、次の項目についての了解を得ることが必要である。

- ①計測の目的
- ②計測の内容
- ③計測の期間
- ④所要時間
- ⑤安全保障
- ⑥計測中止の権利
- ⑦プライバシーの保護
- ⑧データの公表

⑨謝金(謝礼)の有無

⑩計測場所

⑪計測担当者名及び連絡先

計測の目的や計測内容は、誰にでも判るような平易な言葉で書き、特に高齢者を被験者にする際に、シルバー人材センターなどを利用することがあるが、こういう場合には被験者本人に計測内容が具体的に伝わる様に配慮することが肝要である。動作機能の計測などと言うと、何か体にきついことをするのはないかと不安になることが多いので、被験者の安全を最優先にし、計測の途中で身体及び精神の変化などを感じて申し出た場合は、計測を途中で中止することが可能であり、それによって被験者に不利益が生じないことを明記することが必要である。

また、データが公表される際に自分の名前が出るのではないかと心配することが多いので、データの解析や公表の際に、被験者が特定できるような内容の公表はしないこと、計測結果を外部に公表する場合は、被験者番号のみの表現でプライバシーは完全に保護されることを明記する。

この他、謝金(謝礼)の有無は被験者に応募するかどうかを決める要因の一つになるので、明記することが必要である。

承諾に係る手続きとしては、応募された人達について、計測目的に叶う被験者として適当かどうかを評価した上で、改めて本人に対して計測目的、計測内容、計測日時の希望、計測場所、謝金(謝礼)の内容等を説明し、参加の意志を確認する。謝金(謝礼)を支払う場合は領収書が必要になる場合もあるので、本人に印鑑を持参するように依頼する。また、計測場所については、判りやすい目印を記入した地図を必ず添え、道に迷った場合や急に都合が悪くなって計測に来られない時などに連絡出来るように計測担当者の氏名と連絡先、電話、FAXなどを明記した方がよい。以上の趣旨を理解した上で参加することの承諾書を提出してもらうようにする。

また、計測に参加する意志を示した被験者について、日常生活に関するアンケートを行い、その中で現在の健康状態や過去の病歴などを聞くようにする(内容については、付録・事例1を参照のこと)。日常生活に支障の無い場合でも、計測に耐えられない健康状態にある人や関節炎等の疾病のある人は、安全のため計測対象から除外する。

1.3 保険のかけ方

計測に参加する被験者が計測中又は計測場所への往復途中に、万一事故にあった場合の担保として保険をかけることが望ましい。保険の種目は、普通傷害保険(準記名式、管理下中のみ)の担保とし、補償内容は、被験者が計測中に急激かつ偶然な外来の事故により傷害を被った結果、入・通院したり死亡した場合の保険とする。管理下中の傷害危険担保とは、保険契約者が備える被保険者名簿に名前が記載されている者が、契約者の所定の集合・解散場所(計測場所)と被保険者の住居との往復中に被った傷害についても補償するもので、詳しくは信頼の出来る保険会社に相談することが望ましい。

2. 属性計測

被験者の属性が判っていると、計測されたデータを統計的に処理したり、データの適否の確認、被験者間の比較を行う等に便利なので、氏名、年齢、性別、現住所などの他、以下の項目について調査しておくことが望ましい。

- ①現在の健康状態と治療・投薬の状況
- ②過去の病歴・手術歴(計測内容に関係するもの)
- ③居住環境
- ④家族の状況
- ⑤職業(経歴)
- ⑥日常生活の基幹的ゆとりと過ごし方
- ⑦外出の頻度と手段
- ⑧血圧

①～⑦については、計測を始める前に行う健康アンケート等(付録・事例2及び事例3を参照)で被験者本人に記入してもらうようにすれば良い。⑧については動作計測当日に測定する。これらのデータは個人カルテに記載して保存するが、廃棄する場合は、シュレッダーで処理するか焼却処理を行い、個人情報に他に漏れることの無いように配慮する。この他、属性計測に必要な項目として身長、体重、体脂肪率、握力、柔軟性などがあるが、これらの測定方法については、第2章第1節に記載しているので参考にして欲しい。

3. 計測条件

ここでは動作機能を計測するために必要な計測条件について述べる。

3.1 被験者の選定

被験者の選定については、年齢構成、性別、属性等を配慮し、データに偏りが生じないようにする。被験者の人数については、計測の目的、要求される精度、計測にかけられる時間や労力などによって、総合的に勘案して決定することになる。例えば、10人程度の少ない人数でも統計的・技術的に有意なデータは得られるが、「第2編 計測編」に記載されている被験者数は、大体、若齢者も高齢者も10～30名程度である。この人数はあくまで参考値であるので、実際の計測に際してはその時々事情に応じて決めること。

また、当日血圧測定を行うが、血圧には最高血圧(収縮期血圧)と最低血圧(拡張期血圧)とがあり、「高血圧」の基準として定めてある収縮期血圧が160mmHg、拡張期血圧が95mmHgを越える場合で、かつ被験者が体調の不良を訴える場合は、計測を中止する。

3.2 拘束時間

1日の計測における被験者の拘束時間は、計測内容に従って組み立てるが、長時間にわたる計測では、計測の合間に休憩を設けることが望ましい。

特に高齢者を対象とする場合には、自分が若いことを誇示するかのようになり、どの課題についても力一杯頑張ろうとする傾向があるので、疲れやすいため計測と計測の間に休憩時間を設け、機能回復やトイレ休憩などに当てる。また、被験者が計測場所の往復に要する時間も考慮して、早朝・夕方にかかる計測は避け、拘束時間は、余裕をもって決めることが必要である。

また、前述のように疲労は計測値に及ぼす影響が大きいので、休憩の際に「お疲れになりませんか」などと声をかけ、疲労をチェックすることが必要である。

3.3 計測衣

計測衣は、被験者の心理状態を配慮して、肌の露出が多いものや下着の透けるものを避け、また、身体を圧迫しないために、特に下衣は十分なストレッチ性を有することが必要である。

肩峰点にマーカを貼付する場合は、マーカの揺らぎを防ぐために、ノースリーブまたは肩のぴったりの上衣(Tシャツのようなもの)が必要である。また、股関節にマーカを貼付する場合は、計測衣によってマーカが隠れないようにするために、上衣の裾は下衣の中に入れ、また下衣はスパッツやバレエボールパンツ等の丈が短く、身体に密着するものが必要である。

電極間抵抗を十分小さくすれば、計測衣で電極を覆っても大丈夫である。

待ち時間がある場合は、計測衣の上に羽織るものを用意した方が良い。

3.4 計測環境

実験的拘束によって被験者が通常と異なる動作を行わないように、ものものしい計測機器類を周囲に置くことを避けることが好ましい。

温度、照明、騒音等には注意し、快適な環境作りに心がける。被験者の緊張を和らげるために、環境音楽を流すことも効果的である。

被験者専用の更衣室を設ける必要がある。そこが被験者の手荷物置き場を兼ねることが多いので、盗難の心配が無いように配慮すること。休養室は計測中に被験者の気分が悪くなった場合に使用する。保健室等がある場合は兼ねても良い。また、計測場所の近くの医院に協力を要請し、被験者の事故に備える配慮も必要である。このことは倫理上の検討課題にもなっているので、計測の場合に依頼できる医院を予め設定しておくのが良い。

3.5 教示の仕方

被験者は一人一人が異なった性格を持っており、計測ということでもかなりの緊張感を持って参加しているので、先ずその緊張を解きほぐすことに気を付けることが肝要である。遠慮勝ちな人、気の弱

い人、或いは積極的な人などいろいろなので、自分ならどうして貰いたいかというふうに、被験者の立場に立って接することが必要である。必要な情報は落とさず、また、余分な情報は与えないこと。例えば計測の趣旨についての情報は被験者に伝える必要があるが、他の被験者の結果や全国平均等と比較して、被験者の競争心をあおるような情報を与えてはならない。

教示の際に計測員は下記の事柄に十分配慮すること。

①オリエンテーションを十分に行う

被験者が高齢者の場合には、相手が理解出来るまで丁寧に教えることが大切である。徹底した心からのオリエンテーションは、無駄な時間を省き、良い成果につながるものである。

②判りやすい言葉で親切に

初めて計測に参加して緊張している被験者にとって、計測員の一言一句が心に影響を与えることは想像以上で、不用意な一言が相手を不愉快にし計測に支障を来すことがないよう気を付ける。難解な専門用語は出来るだけ省き、どういうことをして欲しいのか、こちらの希望を判りやすい言葉で親切に説明する。真心のこもった話し方は相手に快感を与え、言葉の善し悪しが計測員の人柄や教養の程度を表すということを忘れてはならない。

③身だしなみを清潔に

これは直接教示には関係ないが、計測員の身だしなみの善し悪しが被験者に与える影響の大きいことを見逃してはいけない。職場での清潔な服装は被験者に爽やかな感じを与え、知識や技術に対する信頼を感じさせる。殊に身だしなみについては気を付ける。

3.6 計測姿勢

被験者に配慮し、被験者にとって無理な姿勢、もしくは被験者に嫌悪、反感、不安等を与えるような姿勢は避けるべきである。計測の目的上、どうしてもやらなければいけない時は被験者に計測の趣旨を説明し、同意を得る必要がある。また、危険を伴うような姿勢は避けなければいけない。例えば、荷物を持ち上げるとき、わざと腰痛を誘発させるような姿勢で計測を行ってはいけない。

3.7 計測頻度

計測の目的及び解析方法に合わせて頻度を選ばなければならない。また、被験者に配慮して、過度に多くしてはならない。

4. 計測手順

入室から計測完了までの手順について、一つの事例としてフロー図で示す。

①インフォームドコンセント

↓

②入室 : 計測場所に入ってもらい、場合によっては控え室等に案内する。

↓

③趣旨説明 : 被験者に計測の趣旨を説明し、承諾書に署名・捺印してもらう。

↓

④健康診断 : 被験者に対して問診及び血圧計測を行い、計測に耐え得るかどうかチェックする。
計測動作に応じた問診票を使用する。(参考:健康アンケート(付録))

↓

⑤アンケート : 計測の属性データとして必要な質問事項を用意し、被験者に答えてもらう。計測動作に応じたアンケート用紙を用意する。(参考:当日の体調に関する調査(付録))

↓

⑥更衣 : 被験者に私服から計測衣に着替えてもらう。この場合、ロッカールームや間仕切り等を用意する。

↓

⑦属性計測 : 属性計測に記載の項目以外に、解析に必要なデータとなるものを計測する。

↓

⑧動作計測 : 計測者の合図で動作を開始し、同時にデータの取得を始める。動作終了を確認してデータ取得を終了する。

↓

⑨体調確認 : 計測終了後の体調について質問し、異常のないことを確認する。

↓

⑩更衣 : 被験者に計測衣から私服に着替えてもらう。

↓

⑪謝礼 : 謝礼を支払い領収書を頂く。

参考文献

第1節 計測の目的の明確化

文部省「人工現実感に関する基礎的研究」平成7年度研究成果報告会予稿集 1996.

第2章 身体機能の基本的計測法

この章では、「第2編 計測編」に記載されている動作計測を実施するに当たり、知っておかなければならない基本的計測方法として、被験者の属性に関する項目の計測と実際の計測に使われる計測方法の概要について述べている。

「第1節 形態・運動機能の計測法」で、「1. 人体寸法」から「4. 柔軟性」までが被験者の属性として計測する項目で、「5. 平衡性(重心動揺)」から「10. 歩行分析」までが、実際の計測に出てくる共通的な計測方法である。

以下に計測の必要性について述べる。

1. 人体寸法 : 人間の動作計測をする場合、被験者の体の寸法はまちまちなので、例えば手の届く高さなどを比較するのに、被験者の身長他に手の長さも関係してくるので、体の各部をどの様にして計測するかを知ることは重要である。
2. 体重 : 体格を表す指標として重要な項目である。
3. 握力 : 他の筋力の測定値と比較的高い相関関係があるので、全身の筋力の代表値として利用できるし、また、手で握る操作力に関係している。
4. 柔軟性 : 関節の可動域に関係している。
5. 平衡性(重心動揺) : 「第2編 第3章下肢に係る動作」のうち、またぎ動作や歩行などでバランスの善し悪しに関係してくるので、計測をしておく。
6. 筋電位 : 筋肉の活動の様子や状態を測ったもので、身体の動作や姿勢を評価するのに必要な指標である。「第2編 第3章下肢に係る動作のうち立ち座り動作」の際に、下肢の筋電位を計測して下肢に係る負担を評価する事が出来る。
7. 操作力 : 「第2編 第1章上肢の操作力」計測に代表されるように、日常生活での動作に必要な作業力であるので、動作計測には必要な計測方法である。
8. 運動計測 : 「第2編 第2章躯幹に係る動作」の計測に必要な関節角度計を用いた計測方法について記述している。肘や膝などの屈曲・伸展動作や肩関節や股関節の動作分析に必要な計測方法である。
9. 運動学的分析 : 三次元動作解析装置と床反力計を用いた関節モーメント(関節を曲げようとする力の大きさ)の計算による動作解析方法について記述している。この方法は、「第2編 第2章躯幹に係る動作や第3章下肢に係る動作」で頻繁に出てくる方法である。
10. 歩行分析 : 「第2編 第3章下肢に係る動作」のうち、歩行速度に関係している。

「第2節 心理的測定法」は、人間の感覚を用いて製品の品質特性を評価する方法について記述していて、動作計測に直接関係していないが、製品設計に必要な計測方法である。

「第3節 データ処理の方法」は、計測されたデータを処理する方法について記述している。内容は、波形処理と統計処理に分かれている。波形処理では、運動に係る時系列データを解析・処理する際に考慮すべき点について解説している。統計処理については、代表値の捉え方、差の捉え方、関係の捉え方等について解説している。

第1節 形態・運動機能の計測法

1. 人体寸法

1.1 概要

人体寸法とは、特定の姿勢をとったときの人体の外形や、体節の大きさを表す寸法である。人体の基本的な大きさを表す量として、データの正規化に用いたり、什器類や住宅、自動車などの寸法設計に利用される。非常に多くの人体寸法項目がある。これは、人のからだがお互いに完全な相似形ではないことによる。もし、すべての人が完全な相似形であれば、たとえば身長だけを計測すれば、他の部分の寸法は全てそれから推定できる。それができないため、人体各部のたくさんの寸法項目で、人の大きさと体型を把握し、必要な寸法のみを設計に利用する。各寸法項目は、どの個体でも同じ生物学的意味を持つよう、人体の解剖学的特徴に基づいて決定される計測点やレベル(いずれも、体表からふれることができる骨の突起や関節に基づいて決められているもの)に基づいて定義されている。

1.2 計測方法

人体寸法計測法は、ある寸法項目について項目の名称、計測点と項目の定義、計測時の被験者の姿勢、用いる計測器、計測の手順からなる。国際的に統一された人間工学関連の人体寸法計測項目の定義としてISO 7250(ISO 7250, 1996)があり、さらにこれを拡張した日本独自の規格としてJIS Z8500(JIS Z 8500, 1994)がある。計測方法の概要については参考文献(産業技術総合研究所編, 印刷中)を、具体的な計測点および各計測項目の定義は参考文献(Martin, R., 1988; 保志, 1989; 生命工学工業技術研究所編, 1994)を、計測点の具体的な決定法については参考文献(生命工学工業技術研究所編, 1994)を参照されたい。計測器にはアントロポメータ、桿状計(管状計)、滑動計、触角計、巻尺がある。これらについては、本稿の付録で概説するが、詳細については、参考文献(生命工学工業技術研究所編, 1994)を参照されたい。

1.3 計測上の注意事項

得られたデータには必ず計測ミスが含まれており、これを正しい値に直したり、あるいは取り除く作業が必要となる。これをデータの編集という。個々の寸法項目のヒストグラムを描き、その両端で飛び抜けて外れた値や、互いに相関の高い寸法項目の散布図を描いて異常値を見つけだすなどの方法をとる。自動処理はしにくい。詳細については、文献(産業技術総合研究所編, 印刷中)を参照されたい。

人体寸法計測において、計測精度の検証は難しい。厳密に言えば、いかなる物体についても真値は常に不明であり、真値と計測値のずれによって定義される誤差を正確に判定することは難しいのであるが、人体寸法計測の場合は、真値に近い値すら得ることができず、一般の物理計測のような誤差解析ができない。そこで、通常は、繰り返し計測の再現性で計測の確からしさを評価する。概要については、文献(産業技術総合研究所編, 印刷中)を、詳細については、文献(Mueller and Martorell, 1988; Kouchi et al., 1996)参照のこと。

被験者数をどの程度にすればよいかは、目標とする集団の平均値をどの程度の精度で推定したいかに依存する。母平均を $x\%$ の精度で推定したい時、問題とする寸法が正規分布をするならば、必要な被験者数は以下の式で計算できる。

$$N = (1.96 \times \text{標準偏差} \div (x \times 0.01 \times \text{平均値}))^2 = (1.96 \times \text{変動係数} \div x)^2$$

母平均と母標準偏差は未知なので、設定した対象集団に近いものを対象にした既存の計測調査資料から標本平均と標本標準偏差を引用する。この計算は無作為抽出を前提としているが、現実には無作為抽出を行うことはできないことが多い。

1.4 解析方法

(1) 分布の形

人体寸法計測の結果得られるのは1次元の数値である。人体寸法は、骨格の大きさに依存する項目ではほぼ正規分布にしたがう。正規分布は左右対称の釣鐘型の分布で、平均値と標準偏差という2つのパラメータで完全に表すことができる。体重や周長など軟部組織の関与が強いと、正規分布からはずれ、値が大きい方に尾をひく傾向がある。分布が明らかに正規分布からはずれている場合は、分布の状態を表すためにパーセンタイル値(percentile)を用いる方が妥当である。 x パーセンタイル値とは、その値以下のサンプルが全サンプルの $x\%$ を占めるような値である。正規分布からのずれを示す尺度として、歪度(skewness)や尖度(kurtosis)が使われることがある。

(2) 示数

身長(m)と体重(kg)の関係を表すローレル示数(=体重 \div 身長³ \times 10)やBMI(体重 \div 身長²)、比座高(=座高 \div 身長 \times 100)のような2つの寸法間の比が、人体のおおまかな形状やプロポーシオンを表すために使われる。

(3)統計的方法

集団間の比較、経時変化については、目的および項目の分布の型に応じて様々な統計的検定法、分析法が利用できる。個体間の類似度ないし非類似度(距離)を多変量で求める場合は、Qモード相関係数、マハラノビスの汎距離、平均平方距離などがある。距離行列を分析する方法をふくめ、これらの多くは統計計算パッケージやワークシートの統計量として組み込まれている。

1.5 最新動向

上記のようなマルチン式の計測法ではなく、人体表面の形状と体表面上の特徴点に貼り付けたマーク位置の座標を計測し、それらのデータから、人体寸法を計算によって得る方法がある。3D Surface Anthropometryと呼ばれる。マルチン式の計測に比べ、非接触で短時間に計測できる点是有利であるが、現時点では、精度や再現性等の点でまだマルチン式計測法に及ばないものが多い。

このために、人体表面の3次元形状を計測する装置が必要となる。いくつかの方法があるが、光学式非接触形状計測装置が一般的である。もっとも基本的なものは、モアレ法と呼ばれる方法で、縞状のパターン光を対象に投影し、異なる方向からこの縞模様を、別の縞状の格子を通して観察すると、干渉縞による等高線が現れる現象(モアレ現象)を応用したものである。装置は自作も可能であるが、定量性や精度に劣る。これに対し、2方向から対象を捉えて、三角測量の原理で奥行き方向の距離を計測する非接触形状計測法がいろいろと考案されている。それらについては、参考文献を参照されたい(井口征士, 1992; 井口征士, 1995; 小澤慎治, 1995)。それぞれの方法論で得失があるので、以下の点について仕様を比較し、目的に応じたものを選定すればよい。

- ①計測範囲(全身か、どこかの部位だけか)
- ②計測時間(数10秒~0.6秒)
- ③精密さ(データ点の間隔)
- ④奥行き精度
- ⑤輝度情報が必要か
- ⑥多方向計測が必要か(死角を減らす)

非常に多くの市販製品がある。全身計測では、浜野エンジニアリング、Cyberware(米)、Telmat(仏)、浜松ホトニクスなど。部位計測では、テクノアーツ、ミノルタ、オージス総研、CKD、InSpeck(加)、三洋電機などがある。

光学式計測装置では髪の毛や眉毛などは光を反射しないため計測が難しい。髪の毛は水泳のキャップなどをかぶせる。眉毛部分は、眉毛を剃るか、あるいは白塗りする。

既存の光学式計測装置では脇の下、あごの下、耳の後ろ、股の間、足の裏などが計測できない場合が多い。また、計測時間が長くなると、被験者の体動揺や呼吸で形状がずれてしまう。20代の被験者でも10秒間に肩や頭部などで10mm程度の動揺が生じる。高齢者ではさらにこの幅が大きくなる。必要に応じて、被験者の姿勢固定具を用意した方がよい。

3次元形状計測装置を用いる人体寸法計測では、先にオペレータが被験者の人体を触察して解剖学的特徴点位置を見つけだし、そこにマーキングをしてから計測するのが一般的であるが、最近はこの作業を自動化し、形状計測データの曲率などの情報から、解剖学的特徴点位置をコンピュータで検出する方法も開発されている(Dekker, 1999)。

2. 体重

体重(body weight)と体質量(body mass)は、厳密には異なるものである。ご存知の通り質量とは物質が持っている基本的な性質の1つで、宇宙空間のどこに行っても質量は変わらない。質量の大きなものは、動かすにくい性質を持っている。単位は kg などである。これに対し、重量とは地球上の重力によって質量を持った物体に働く力である。したがって、単位は N である。重力の働かない宇宙空間では重量はゼロになってしまう。地上ではどこでも重力加速度がほぼ同じ(地球中心からの半径がほぼ同じ)であるため、質量 1.0kg に働く重量を 1.0kgf(キログラム重)とし、慣用的にはこれを 1.0 キログラムと表現している。日常生活において、体重(重量)と体質量(質量)は、区別されることなく混用されている。

体質量を測るためには、天秤を用いなければならない。校正された質量との釣り合いによって計測するのである。実際に、スポーツ選手の計量など厳密な計量においては、この天秤式の体質量計が用いられる。ただ、一般的には、力センサを内蔵した重量計で体重を計測することが多い。力センサとは、バネや歪ゲージなど、力によって生じる歪みや変位を利用したものである。力センサを用いた重量計であっても、それが正確に校正された(設置場所の重力加速度補正を加えた)ものであれば、天秤式の体質量計と同等の精度で体質量を計測できる。しかし、現実的には、体重計測にそこまでの精度を要求しない(たとえば、日内変動でも体重は容易に数%は変化する)ため、より安価で単純な体重計が広く利用されている。市販されている体重計は、バネによって指針が動くタイプのものか、歪ゲージによって電氣的に検出し、それを換算してデジタル表示するものが主流である。一般に後者の方が価格が高く、精度にも留意して校正されている。いずれにしても、20kg 程度の基準おもりなどで、一度、検証してみてもよい。

なお、本項の主題からは外れるが、最近の電気検出型体重計には、体脂肪計測機能が内蔵されている場合が多い。これは、右足と左足の間に、微量な電流を流し、その電気抵抗(インピーダンス)を検出することで、体脂肪率を推定するものである。脂肪量が多いとインピーダンスが小さく電流が流れやすくなり、脂肪量が小さく筋肉質であるとインピーダンスが大きくなる。これを実際に計測した体脂肪率(通常は、水置換法で計測する)との換算式に入れて、推定するのである。

3. 握力

手と指による動作にはつまむ・ひねる・引っ掻く・持つ・なでる・握るなどがある。握るの基本となるのは、にぎる(grip)とこれに類似した「つかむ(grasp)」で、前者はにぎる指をそろえて持続的にとらえている動作で、後者は5本の指を放して瞬間的に物をとらえる動作である。「にぎる」のうち「力を入れたにぎり」(power grip)は拇指と他の4指が対立位となりパイプを力強く把持する動作である。

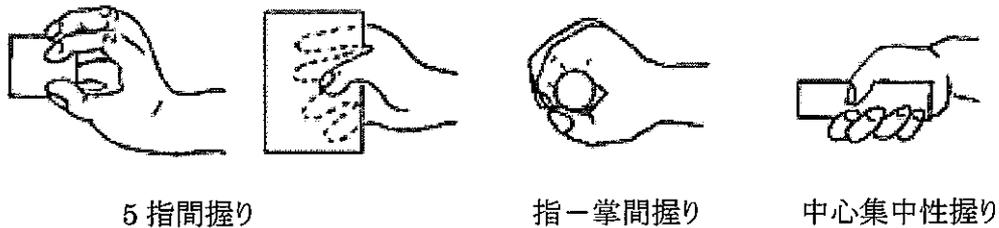


図 1.2.1 握り形態の種類

握力は、スمدレー握力で代表される上肢の静的筋力を代表するものとしてスمدレー式握力計(後述、機器の取り扱いを参照)を用いて測定され、文部省制定のスポーツ・テストの 1 項目となっている。また、VDT作業従事者の健康診断(筋骨格系に関する他覚検査)として握力検査が定められている。(厚生省 1985 年 12 月 20 日基発第 705 号)

握力に関与する筋は、主として前腕屈筋群(橈側手根屈筋、尺側手根屈筋など)と手(浅指屈筋、母指内転筋など)の屈筋群であり、これら屈筋群の等尺性(isometric)収縮力のことをいい、上肢を代表する筋力といえる。

握力が現在でも広く測定されている理由は、測定が比較的簡単で結果がすぐに得られること、他の筋力の測定値と比較的高い相関関係があることから、握力の測定値をもって全身の筋力の代表値として利用できると考えられている。だが、測定値には、必ず個人差があることに留意しなければならず、測定値が低いから全身の筋力が劣ると判断することはできない。

また、握力は、思春期において男女とも著しい増加を示し、20 歳台前半で最高値に達し、それ以降は徐々に減少していく。上腕囲との相関関係は、一般成人男性においては認められるが、女子には相関関係は確認されていない。

4. 柔軟性

4.1 概要

柔軟性は関節の可動域および筋力によって決定され、関節の可動域が小さい場合、あるいは筋肉が萎縮したり靭帯の弾性が低下している場合は柔軟性が劣ることが知られている。理論的にすべての関節において柔軟性を計測できると考えることができるが、以下の一般的な計測方法について解説する。

4.2 立位体前屈

準備:

床面をゼロ点とし、上に 20cm、下に 40cm の目盛りをしたものさしのついた台を用意する。

方法:

両足をそろえてかかとをつけ、足先を軽く開いた姿勢で台上に立ち、両手をそろえ指先を伸ばしものさしに触れながら徐々に上体を前屈する。

注意: 前屈動作をするとき、ひざを曲げないようにする。反動をつけず、頭を両腕の間に入れるようにすること。脚長や上肢長など体形による影響がある。高齢者などの転落防止のため補助者を付ける。または、長座体前屈を用いる。

記録:

指先の最下端の位置をものさしの目盛りで読み取り、ゼロ点に達しない場合はマイナスで記録する。2回実施して、良い方の記録をとる。記録はcm単位とし、cm未満は四捨五入する。

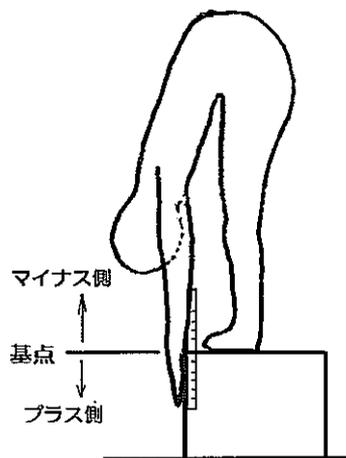


図 1.2.2 立位体前屈計測姿勢

4.3 長座体前屈

安全面で特に高齢者に採用されつつある。なお、計測基点の違いで、計測法-1(労働省など)と計測法-2(文部省など)では計測値が異なるので注意する。

計測法-1

準備:

幅約 40cm・高さ約 25cm・奥行き約 31cm のテーブル、スケール(1m 巻尺または 1m ものさし)を用意する。テーブルの横にスケールを置く。

方法:

壁面に背中および臀部をつけ、両足をテーブル下に入れ長座姿勢をとる。ただし足首の角度は固定しない。肩幅の広さで掌の下にして、掌中央がテーブルの手前端にかかるように置く。胸を張って、両肘をのばしたまま両手で箱を手前に十分に引きつけ、背筋を伸ばす。初期姿勢をとったときのテーブルの手前右あるいは左の角にゼロ点をあわせる。被測定者は、両手をテーブル手前端から離

さずに、膝が曲がらないように注意しながらゆっくりと前屈して、テーブル全体を真っ直ぐ前方にできるだけ遠くまで滑らせ、最大に前屈した後手を離す。

注意： 前屈姿勢をとったとき、膝が曲がらないように気をつける。テーブルが真っ直ぐ前方に移動するように注意する(ガイドレールを設けてもよい)。テーブルがスムーズに滑るように床面の状態に気をつける。靴を脱いで実施する

記録：

初期姿勢から最大前屈時の移動距離をスケールから読み取る。記録はセンチメートル単位とし、センチメートル未満は切り捨てる。2回実施して良い方の記録をとる。

計測法-2

準備：

幅約 40cm・高さ約 25cm・奥行き約 31cm のテーブル、スケール(1m 巻尺または 1m ものさし)を用意する。テーブルの横にスケールを置く。

方法：

長座の姿勢で台の側面に足底を当て(足関節90度屈曲)座る。両手をそろえ指先を伸ばしものにさしに触ながら徐々に上体を前屈する。前屈動作をするとき、ひざを曲げないようにする。

注意： 反動をつけてはいけない。頭を両腕の間に入れるようにすること。脚長や上肢長など体形による影響がある。

記録：

指先の最下端の位置をものさしの目盛りで読み、ゼロ点に達しない場合はマイナスで記録する(図 1.2.3)。2回実施して良い方の記録をとる。記録はcm単位とし、cm未満は四捨五入する。

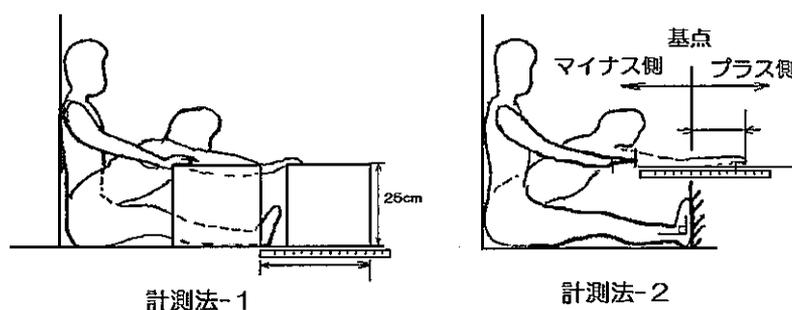


図 1.2.3 長座体前屈計測方法

4.4 開脚長座体前屈

準備：

メジャー(巻尺)

方法:

床上に脚を伸ばして座る。両踵は 45cm 開き、両手は頭の後ろで組む。反動をつけずに、静かに前屈する。このとき、膝が持ち上がらないよう補助者が後ろから押す。床面から顎までの垂直距離を計り値とする。

注意: 被計測者を机などの上に乗せて計測すれば、計測者は楽であり、より正確に目盛りを読むことができる。集団測定のような場合には、あらかじめ床面に 45cm 幅の平行線を引いておくとう利である。計測に先立ち柔軟体操を行わせてもよい。

記録:

2回実施してよい方の記録をとる。

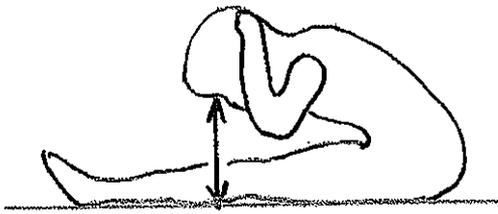


図 1.2.4 開脚長座体前屈計測姿勢



図 1.2.5 補助姿勢

4.5 伏臥上体そらし

準備:

床の上に 45cm 離して平行線を2本引く。ものさし又は巻尺。

方法:

俯せになり両手を腰の後ろで組み、足先を 45cm 離して平行線の上におく。補助者は被計測者の両足の間に入って、膝で被計測者の膝を押さえ、体重をやや前にかけるようにして両手で大腿の後面を押さえる。被計測者はこの姿勢から静かに上体を後にそらす。このとき、顎をできるだけ上に上げるようにする。

注意: 台上で実施した方が計測しやすい。被計測者の臀部を押さえない。測定に先立ち柔軟体操やストレッチを十分実施しておくことが大切である(とくに腰を中心に)。

記録:

床面から顎までの高さを垂直に計測する。2回実施して、良い方の記録をとる。記録は cm 単位とし cm 未満は四捨五入する。

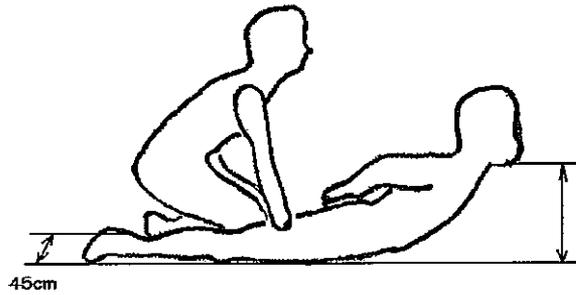


図 1.2.6 伏臥上体そらし計測姿勢

4.6 体捻転度

準備:

長さ 1m の棒、その一端に糸を結び、おもりをつるす。図 1.2.7 のような角度が記された板。

方法:

背中と両腕で挟むように棒をもち、おもりの先端が 0° の線上来るように、足を 30cm 開いて 0 線上に立つ。足の裏を床面から浮かさないように注意しながら上体を捻転する。そのときの最大捻転角度を読み取る。

注意: 棒は常に水平に保ち、両腕のおさえは均等にし、腕で棒を回すようなことはしない。上体を前傾または後傾する事のないようまっすぐのばしたまま実施する。

記録:

右捻転、左捻転それぞれ 2 回計測し、良い方の記録をとる。

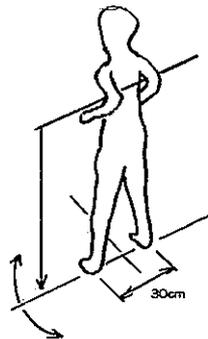


図 1.2.7 体捻転度計測姿勢

4.7 関節可動域

関節可動域は柔軟性の要素である。身体には多数の関節を有し、その構造及び機能が異なっているため、関節可動域の定義及び測定法などの基本事項として「5.関節可動域表示ならびに測定

法(リハ医学 32:207-217),1995,一部変更」(日本整形外科学会,日本リハビリテーション医学会,1995)で詳細に定義されている。

5. 平衡性(重心動揺)

5.1 概要

人間の重心は、外的に要因によって絶えず変化している。不安定な姿勢になった場合、重心を安定させるため、抗重力筋(ヒラメ筋など)が働き、姿勢を保持しよう活動する。また、姿勢の制御に視覚が重要な役割を持ち、ストレスのある環境を視野に捉えると重心が変化する。

一般に重心動揺計としては、両足で直立して、静的動揺を計測するものが用いられ、主に医療現場で、前庭機能の検査に使用され、平衡障害の判定を行ったり、手術前・後の重心動揺を計測し、手術の効果の客観的な分析に利用されている。スポーツなど動的な重心動揺には、垂直・水平方向の荷重を計測できる床反力計を利用して計測されている。

5.2 重心動揺計の構造

重心動揺計は、両足の垂直方向の荷重を荷重変換器で検知し、両足の中心動揺を電気信号変換として出力する計測器である。

機器の構成としては、3台の荷重変換器で支持したたわみがすくない剛性の板と被験者の重心が動くことにより発生する3台の荷重変換器の荷重の差分から重心を出力する装置からなる。(図 1.2.8)

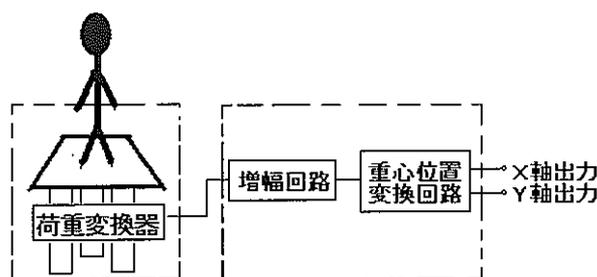


図 1.2.8 重心動揺計の構成例

5.3 重心動揺計の原理

重心動揺計の原理を図1. 2. 9に示す。被験者の荷重をPとして、3か所の荷重変換器に架かる荷重を P_1 , P_2 , P_3 , とすると、下記の式のとおりである。

$$x = \frac{1}{P} a + \frac{1}{\sqrt{3}} (P_1 - P_2)$$

$$y = \frac{b}{P} (P_1 + P_2) - \frac{a}{P} P_3$$

$$z = P_1 + P_2 + P_3$$

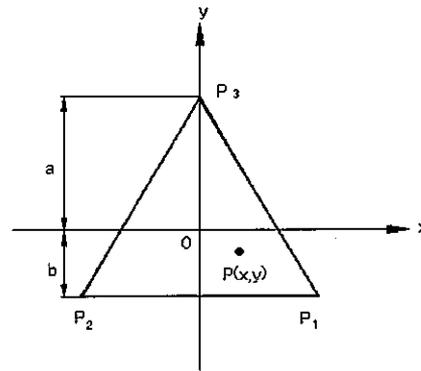


図 1.2.9 重心動揺計の原理

したがって、荷重変換器で得られた出力をx軸においては、 $K_1(P_1P_2)$ なる演算、y軸においては、 $K_2(P_1+P_2)$ なる演算(K_1, K_2, K_3, K_4 はそれぞれ定数)を行わせて点Pの位置を出力する。

5.4 設置方法

設置場所としては、大型発電器等の振動の影響の少なく重心動揺計がたつかない平坦で、重心動揺計が沈みこまない堅い床面を選ぶ。また、開眼・閉眼テストなどで、被験者が転倒する可能性を考え、周辺に邪魔なものを置かないようにする。設置方法は、被験者が乗っても滑らないように固定する。

動作チェックとしては、重心位置特性・ドリフト特性などがあり、機器の仕様の範囲内にあるかどうか比べる。重心位置特性は、荷重中心位置が確認できる重りを荷重変換器の中心に置き、重心位置出力が原点になるように調節する。次に原点を中心とした半径50mmの円周上に重りの荷重中心点を置き、重心位置を測定する。その測定位置と重心位置のずれを求める。ドリフト特性は、荷重中心位置が確認できるおもりを荷重変換器の中心に置き、60分放置する。放置前及び30分後、60分後の重心位置を計測する。放置前とその各差を算出する。

5.5 計測方法

実際の重心動揺の計測例として、閉眼・開眼テストを示す。

被験者に両足先、かかとを接して重心動揺計の所定の位置に直立させる。直立維持が不安定で閉足直立が困難な例では開足させて行う。開眼時において正面、眼の高さに設定された視点を注視させて行う。記録は重心動揺が安定した時点から開始する。記録時間は60秒を基準とする。60秒直立が困難な例では30秒記録を行う。テストは開眼及び閉眼で行う。

今回の例は、計測時間は30秒間で、始めに開眼時の重心動揺を計測し、引き続き閉眼時の重心動揺を計測した。

出力としては、重心動揺計の中心位置を原点とし、被験者からみて右方を+X、左方を-X、前方を+Y、後方を-Yとし、30秒間の重心動揺の軌跡をプロットした。

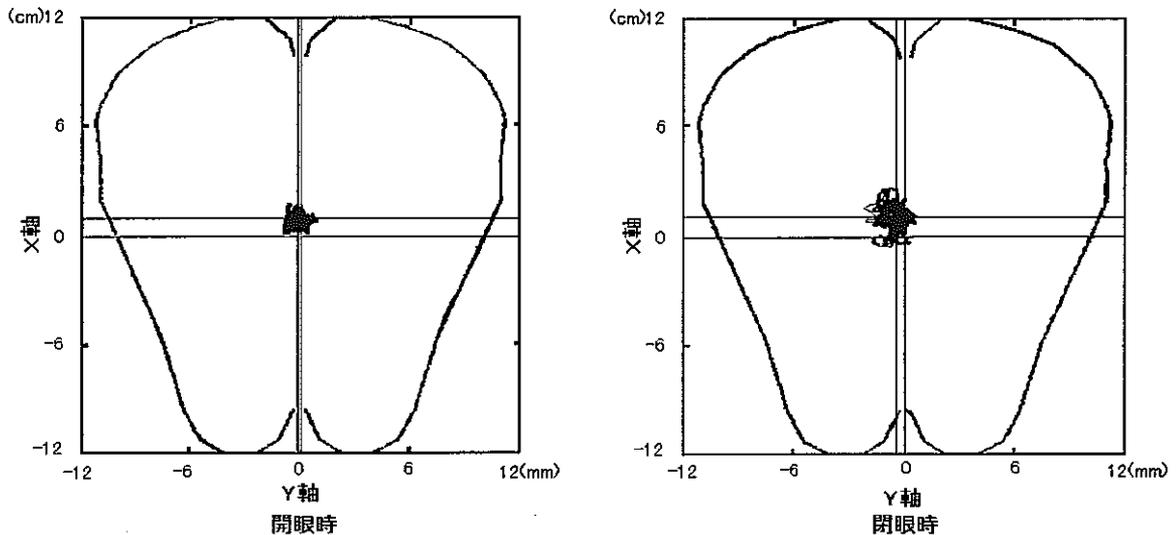


図 1.2.10 重心動揺出力例

重心動揺の軌跡を見ると、開眼時に比べて閉眼時の方が重心の揺らぎが増大している。一般的に閉眼により重心動揺が増大する。しかし、重心動揺は、視野から入る試験環境にも依存するため、開眼時に被験者が興味を引くような情景が視野に入ると、閉眼時に比べて開眼時の方が重心動揺が増大することもありうる。そして、このことを利用して視野から入る情報の影響を重心動揺で見ることが可能である。

5.6 解析方法

重心動揺の解析としては、軌跡の形から病症の解析や次のような解析がある。

- ①重心動揺軌跡長・総軌跡長
- ②X長・Y長
- ③外周面積
- ④実効面積
- ⑤位置ヒストグラム
- ⑥X-Y 動揺時間変化図
- ⑦ロンベルグ率
- ⑧パワースペクトル

6. 筋電位

6.1 筋電位と表面筋電位

筋電位という表現がしばしば使用されるが、筋電図学的用語である筋活動電位を短縮した表現と言えるであろう。筋活動電位とは、筋線維が随意的、不随意的または反射的に収縮する際に発生する活動電位を言い、筋繊維が多数集合したものが骨格筋である。

表面筋電図(Surface Electromyogram)は、筋線維が収縮する際に発生する活動電位の集合を波形として専用の記録紙に連続的に描いたものであり、筋肉の活動の様子や状態を現象として視覚的に捉えることができるアナログデータである。表面筋電図は筋活動電位を記録したものであるところから、筋電図を専門に扱う領域以外において筋電位と言う名称で呼ばれることもある。表面筋電図を記録し、その振幅や筋電図が出現していた時間を分析することによって、例えば、物体を右手に持ち上げた時における上腕の力こぶ部分の筋収縮の強さすなわち筋活動の大きさや筋負担の大きさを知ることができるし、複数の筋からの表面筋電図の記録により、動作負担、作業負担、姿勢負担などを調べることが可能である。

表面筋電図を用いて筋負担の程度を研究しようとする際には、静的筋活動における等尺性筋収縮様式の条件下で記録された表面筋電図を対象とすることが多く、記録された筋電図形の振幅の大きさが研究のためのデータとなる。表面筋電図が筋負担の研究になぜ利用することができるのであろうか。これにはそれなりの理由が学術的に検証されているからである。その理由の1つとして、筋収縮力を強めるとその収縮に参加する筋線維数は増え、筋活動電位の集合値も増大する。結果的に表面筋電図振幅が大きくなるのである。2つ目の理由として、等尺性筋収縮力の大きさと表面筋電図振幅の大きさの関係が正の比例関係にあり、等尺性筋収縮力が大きくなれば、表面筋電図振幅も大きくなるという直線関係が成り立つことが報告されているからである。

一方、動作中の動的筋活動における表面筋電図振幅と筋収縮力の間には、比例関係は認められていない。したがって、厳密に言うと動作時の表面筋電図振幅から筋負担に関する情報は得られないということになる。しかしながら、瞬発力を発揮するような急峻なもしくは急激な動作でない限り、筋負担の目安として表面筋電図を記録する場合がある。要するに、上述した表面筋電図に関する知識を情報として知っておく必要がある。

表面筋電図を動作中に複数の筋から記録することによって、得られた情報は前述した筋負担に関する目安のほかに、表面筋電図を導出した筋が某動作の中でどの程度の時間、活動していたかおよびどの程度強く収縮していたかの情報が得られる。さらに某動作中におけるそれぞれの筋の活動順序に関する情報を得ることができる。以上の表面筋電図情報に基づき、筋肉の使い方の個人間比較や年齢間比較も可能である。

表面筋電図は筋疲労の評価にも使用される。表面筋電図の周波数成分は 5Hz～1000Hz であり、主成分は 40Hz～50Hz である。筋疲労が進行するにつれて 40Hz 以下の低い周波数成分が増加する。これは筋疲労の進行と共に表面筋電図の徐波化が起こるからであり、この事実に基づき筋疲労の研究においては周波数分析が行われることが多い。

6.2 表面筋電図の計測方法

表面筋電図は脳波と同様に電源および照明器具等からの交流傷害を受けやすい生体現象の1つである。筋活動電位は $15\mu\text{V}\sim 10\text{mV}$ と非常に小さいため増幅する必要がある。そのため表面筋電図を記録するには、一般的に筋活動電位を増幅する機器、いわゆる汎用の生体アンプが組み込まれた増幅器を使用する。生体アンプが組み込まれた機器以外の機器としては、筋電計の名称を持つ筋電図専用の装置があるけれども、この装置は神経生理学的データをとるための仕様を有しており、人間の筋活動・筋負担特性の研究に使用されることはまれである。生体アンプが組み込まれた増幅器の出力に関して言えば、3つの重要な機能「出力停止、感度調整、測定」である。

以下に上腕二頭筋から表面筋電図を有線で記録する場合を例として、計測方法および手順を記述する。

(1) 準備する機器および消耗品

①機器： 筋活動電位を増幅用機器(生体アンプ・筋電計)および電極ボックス、記録紙を使用する記録計、表面筋電図データ保存用機器(データレコーダー、コンピュータ、データログ等)、オシロスコープ

②消耗品： 直径1cm(もしくは5mm)の表面電極3本、表面電極を皮膚に貼るための粘着テープ、電極糊、消毒用アルコール、脱脂綿

(2) 生体アンプの時定数の設定および感度調整

①時定数： 筋活動電位の導出に際しての生体アンプにおける時定数は国際的に 0.03 秒であり、時定数 0.03 秒においては5Hz以下の筋電図周波数を遮断することになる

②感度： 感度調整は生体アンプに組み込まれた感度調整機能を使用し、一般的には、記録紙上において1mVが1cmになるように感度調整する。しかしながら、人間の筋活動・筋負担特性の研究における表面筋電図の記録に際しては、0.5mVが1cmになるように感度調整したほうが筋活動状態をよく観察できる場合が多い。

(3) 表面筋電図データ保存用機器の収録機能調整

表面筋電図を詳細に解析するために各種保存用機器を使用する。再生等に際し、解析に必要な筋活動電位が得られるような調整が必要である。

(4) 電極貼付

①貼付位置： 電極の貼付位置は通常表面筋電図を記録しようとする筋(被験筋)の長さの2分の1付近(筋腹中央部)または被験筋の最も隆起した位置である。この部分を消毒用アルコールを湿らせた脱脂綿でよく拭き、電極と皮膚の間の皮膚抵抗を低くする。

②電極貼付： 各表面電極にドーナツ形の粘着テープを貼り、次に電極糊を各電極に入れる。この状態の2本の表面電極(記録電極)を筋腹中央部をはさむようにして筋線維の走行方向に沿って貼る。2本の電極を皮膚に貼る際の電極間距離は、電極の中心間距離が2cmになるようにする。ただし、手足などにある小さい筋の場合には、電極間距離を狭めてもよい。残り1本は、機器用の電源や

電源コードからの交流傷害を防ぐために、接地電極(アース)として使用する。接地電極を皮膚に貼る位置は、記録電極の近くでよい。

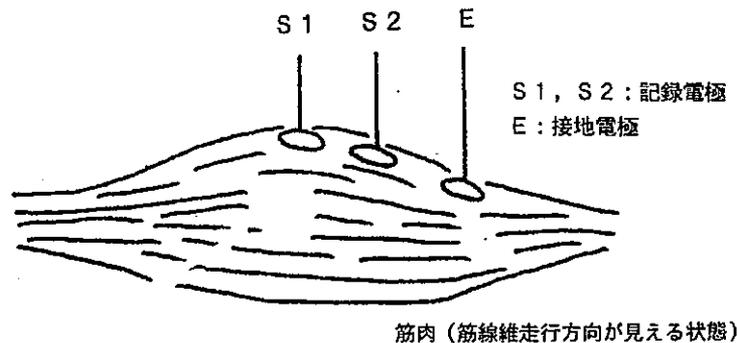


図 1.2.11 電極の貼付と電極間距離(2本の記録電極中心間距離を2cmとする)

(5) 電極リード線の電極ボックスへの接続と皮膚抵抗のチェック

表面筋電図記録用の2本の電極に接続されているリード線を電極ボックスに差し込み、皮膚抵抗のチェックを行う。その際接地電極に接続されているリード線を電極ボックスに備えられているアース端子に差し込んでおく必要がある。電極ボックスには計測可能かどうかの皮膚抵抗チェック機能がついており、「良好(good)」状態であることを確認する。

(6) 表面筋電図記録

表面電極と皮膚との間の抵抗(皮膚抵抗)が良好であることを確認することができたならば、「記録(計測)」することができる。

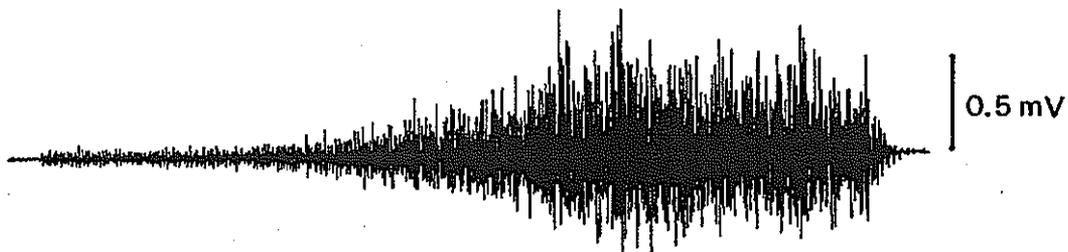


図 1.2.12 表面筋電図の記録例

6.3 表面筋電図計測上の注意事項

表面筋電図の記録に際しての最大の問題は、交流傷害対策がなされていない部屋及び場所では容易に記録することはできないことである。表面筋電図の記録は、通常シールドルーム内で行われる。したがって、シールドされていない部屋などで表面筋電図を記録する場合には、部屋内の金属と名の付く全てのものをアース端子と接続しなければならない。記録した後のデータ解析に大きく影響を及ぼす要因として、生体アンプの基線がゼロボルトになっているかどうかの問題がある。生体アンプの基線がプラス側またはマイナス側にシフトしている場合には、生体アンプに備わっている DC

バランス機能で調整する必要がある。このほかの注意事項として大きく2つある。1つ目は交流傷害に対するチェックであり、もう1つは基線の同様に対するチェックである。以下に主なチェック項目を列挙するけれども、表面筋電図の記録状態が不良の場合に適用される項目である。

(1) 交流傷害チェック項目

- ①電極は古くないか
- ②皮膚抵抗は高くないか
- ③計測機器はアース端子に接続されているか
- ④被験者周辺に電源コードはないか
- ⑤被験者周辺の金属アースはされているか
- ⑥化学繊維の衣服をきていないか
- ⑦コンピュータが被験者の近くにないか

(2) 基線動揺チェック項目

- ①皮膚抵抗は高くないか
- ②電極とリード線の接続状態はどうか

6.4 表面筋電図データの扱い方

記録した表面筋電図から研究目的や調査目的に沿った情報を得ようとする際、筋電図波形そのものを対象とする場合と数値化する場合がある。

(1) 波形データ

波形データから得られる情報については前述したので、ここでは省略する。

(2) 数値化データ

表面筋電図用積分器もしくはコンピュータを使用する。筋電図振幅は同じ強さの筋力を発揮した場合でも個人間で異なる。また測定日が違えば同一個人内でも変化し、電極を貼り替えた場合でも同様である。こういったことから、筋負担研究における個人間および個人内のデータ比較および実験条件間の筋電図情報の比較は、数秒間の最大筋力発揮時の表面筋電図振幅を100%とした時の数値(%)に置き換えて行われることが多い。

7. 操作力

7.1 概要

「体力とは人が日常生活や不測の事態に余裕をもって対応するために絶えず保持すべき作業力及び抵抗力である」(日本体育学会測定評価専門分科会, 1967)。これらの作業力及び抵抗力は、骨格・筋肉・関節の働きで達成される。

7.2 筋能力

筋能力の評価は大別して次のとおりである。

筋能力	瞬発筋力	静的筋力 muscular strength 又は isometric strength 筋肉の長さを変えないで発揮する筋力。例：握力、背筋力、脚力など
		動的筋力 muscular power 又は isotonic power 筋力を発揮しながら筋肉の長さを変える能力、仕事率。例：垂直跳
筋持久力	筋持久力	静的筋持久力 static m.endurance 筋肉の長さを変えない張力を維持時間。例：鉄棒ぶら下がり
		動的筋持久力 dynamic m.endurance 動的筋力の持続時間又は回数。例：懸垂、腕立て伏せ回数

また、上腕や下肢で代表される筋骨格系筋原繊維単位の伸縮に着目し分類すると

- ①求心性収縮 (concentric:縮まり) : 筋が短縮しつつ収縮する短縮性収縮
- ②遠心性収縮 (eccentric:伸び) : 加えられた抵抗 > 筋張力の場合、筋が収縮しつつ引き伸ばされる伸張性収縮
- ③制止性収縮 (static) : 筋が収縮しても筋全長に変化がない等尺性収縮

に大別される。

動的筋力の計測は、負荷条件 (慣性力、バネ力、粘性抵抗力) の設定が必要である。

7.3 操作筋力

(1) 背筋力

背筋力は背部と臀部の筋力が主体であるが、背筋力・腹筋力及び脚力を含む全身的筋力の代表である。

準備:

背筋力計。機械式又はデジタル式など。

方法:

両足先を15cm ほど離し上体を30度前傾になるように背筋力計の握り部を高さを調整し握る。腕を屈曲せず、身体を後方に倒さないで、徐々に全力で背筋を使って牽引する。3回測り最高値を採用する。

注意: 腰痛やヘルニアなどの場合は実施しない同じ被験者を続けて行わない。腰部を中心の準備運動が望ましい。

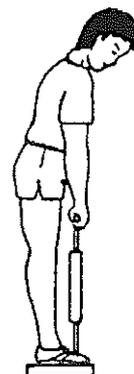


図 1.2.13 背筋力計測例

(2) 屈腕力(水平屈腕力)

準備:

腕力計。機械式又はデジタル式など。背筋力計で代用できる。

方法:

計測する腕を卓上に密着させ、片方上腕部を平らに卓上に載せる、肘が90度になるよう長さを調整する。牽引方向が水平になるよう高さを調整する。徐々にかつ全力で牽引しピーク値を計測する。左右交互に2回ずつ計測し左右の各最高値の平均値を算出する。

注意: 動的筋力を避けるため、伸縮の小さなばねばかりやロードセル式筋力計が望ましい。同じ被験者を続けて行わない。肘関節を中心の準備運動が望ましい。

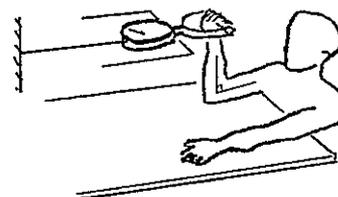


図 1.2.14 屈腕計測例

(3) 脚力

脚伸展力と脚屈曲力がある。

準備:

機械式又はデジタル式などの筋力計、背筋力計で代用できる。

方法:

姿勢は座位、立位又は臥位による。足首にスポンジを介して筋力計に結ぶ。大腿部をバンドで固定する。全力で徐々に脚を伸展しピーク値を計測する。左右交互に2回ずつ計測し左右の各最高値の平均値を算出する。

注意: 動的筋力を避けるため、伸縮の小さなばねばかりやロードセル式筋力計が望ましい。同じ被験者を続けて行わない。膝関節を中心の準備運動が望ましい。

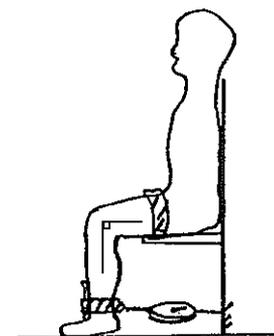


図 1.2.15 脚力計測例

(4) 上肢操作力(捻り、引く押すなど)

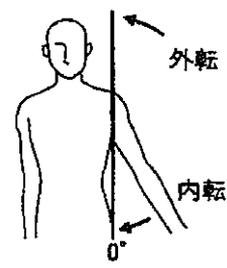
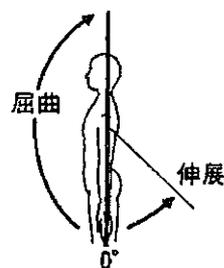
人体による操作力については、従来から様々な方法が考案されている。もっともよく行われている計測方法としては、計測対象物に各種センサーを取り付け、計測対象物を数秒間操作し、負荷をかけたときのセンサー出力を得る方法である。

上肢操作の要素は上肢に関わる関節可動域及び筋力であり、日本整形外科学会・日本リハビリテーション学会が定めた関節可動域の定義が基本動作となり、日常動作に関わる。

①肩

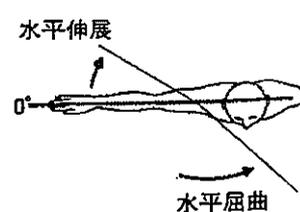
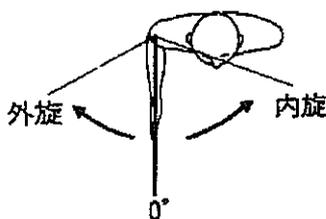
(a) 屈曲・伸展 動作例: 荷物を上げ下ろす。

(b) 外転・内転 動作例: 荷物を引き寄せる。



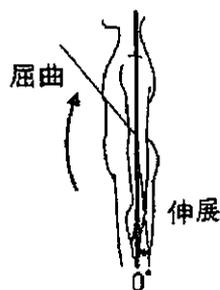
(c) 外旋・内旋 動作例: 荷物やレバーを引き寄せる。

(d) 水平屈曲・水平伸展 動作例: 荷物を引き寄せる。押す引く。



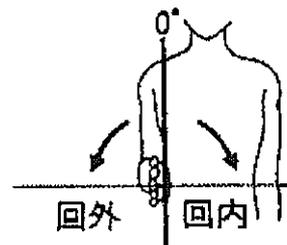
②肘

(a) 屈曲・伸展 動作例: 荷物を上げ下ろす。



③前腕

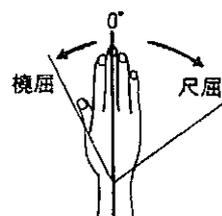
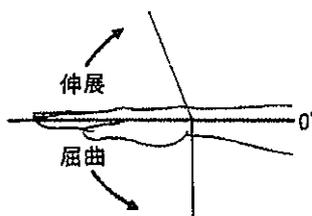
(a) 回内・回外 動作例: ガス・水道栓をひねる



④手

(a) 屈曲(掌屈)・伸展(背屈) 動作例: かばんを持つ、荷物を握って上げ下ろす。

(b) 橈屈・尺屈 動作例: かばんを持つ、荷物を握って上げ下ろす、ひねる。



8. 運動計測

8.1 概要

人体は骨と関節で構成されている。これは曲がりやすい部分と変形しにくい部分があるということであり、これに基づいて、人体を、固くて変形しない部分(剛体)と、それをつなぐ関節の部分からなる構造として見ることができる。これを剛体リンク構造という。運動計測とは、すなわち、人体の関節点位置座標の時間変位、関節角度の時間変位を計測することを意味している。ここで計測する関節角度とは、人体を剛体リンク構造として捉えたとき、隣接する剛体節同士がなす相対的な角度を意味する。関節角度には、屈曲・伸展のような平面的な2次元関節角度(肘や膝など)と、より多自由度の3次元関節角度(肩関節や股関節など)がある。

2次元関節角度とは、人体を2次元平面(一般的には人体の側面=矢状面内で考えることが多い)に投影してみたとき、人体を構成するそれぞれの節同士のなす角度である。一般的には節の長軸同士のなす角度と定義される。より数学的に定義すると、剛体節の2次元運動であるから、2つの剛体節に固有の座標軸の相対角度をもって記述することができる。この場合、どの状態を角度ゼロにするか、どちらの方向を正とするかという問題がある。

3次元の関節角度は2次元の関節角度よりもはるかに難しい。これについては、本稿では述べないが、概要については文献(産業技術総合研究所編, 印刷中)を、詳細については文献(Chao, 1980; Grood, 1983; Shoemaker, 1985)を参照されたい。

8.2 計測方法

関節の部分にゴニオメータ(英語の goniometer は、単に関節角度計という意味であるが、日本語では往々にして電気角度計を指す場合が多い)を取り付けて運動を計測する方法が比較的簡便である。ただし、多くの人体関節の動きを同時に計測したり、多自由度の動き(たとえば肩を自由に動かす等)を計測する場合には、機構が煩雑になり、後述する人体への干渉の問題が起きる。また、関節角度計だけでは、関節の空間的な位置を計測することができないため、5.で述べるような運動力学的解析には不適である。単関節の単自由度運動(机面上での上肢運動など)を簡便に解析するのに適している。また、さまざまな什器類がある環境内で運動計測を行う場合には、視野や磁性体の関係で、後述する光学式・磁気式の計測装置が利用できないことがある。このような場合には、ゴニオメータが有効である。

光学式運動計測装置は、体表面に貼り付けた標点(マーカ)の位置を、複数台のカメラで検出し、マーカの3次元座標を計測するものである。最近のシステムは、非常に高精度になり、3m 立方の空間で 1mm 程度の精度を実現している。また、同時に多数台(6台~10台)のカメラを使用できるようなシステムが多く、カメラの死角でマーカが隠れてしまう心配も少なくなった。関節角度と関節点の空間位置が同時に得られるため、運動力学的解析は、この方式を利用することが多い。しかしながら、

多くの什器類がある環境下での計測や、多数の人間が混在する条件下での計測では、マーカの隠れが頻発し、実用的なデータが得られない。

磁気式運動計測装置は、発信コイルの発生する磁場空間の中で、受信コイルの位置と姿勢 (orientation) を検出する方法である。受信コイルを人体の節に中心付近に取り付け、体節の3次元的な動きを検出する。カメラを利用しないため、隠れなどの心配がない。多数の人間が混在する環境などでは、上述の光学式運動計測装置よりも有用である。ただし、磁気を利用するため、計測空間内に強磁性体があると磁場が乱れて精度が著しく低下する。受信コイルのそばに導電体がループ状になっていると、そこに誘導電流が流れて磁場が形成されるため、同様に精度が劣化する。磁石につかないものでも、金属であれば導電体なので注意が必要である。

運動計測の方法論の得失、概要については、文献(産業技術総合研究所編, 印刷中; 持丸正明, 1997)を参考にしていきたい。また、英文であるが以下の文献(Vladimir, 2001)は運動計測について非常に良くまとめられており参考になる。

8.3 計測上の注意事項

運動を計測するための装置を取り付けたために、運動そのものが変わってしまうような現象を、計測器の計測対象への干渉という。一般に、回転式電気角度計は人体への干渉が大きい。特に、多自由度の複雑な機構を持った電気角度計で自然な動きを計測するのは無理がある。特定の関節の基本動作(屈曲-伸展のみ)などの計測に限定して利用する方がよい。

これとは別に、人体の動きと体表面に取り付けたセンサやマーカのずれの問題もある。センサやマーカは、あくまでも体表面に取り付けたものであり、実際にはこれを計測している。ただ、本来計測したい対象は、人体を剛体リンクモデルと仮定したときの体節の動きである。したがって、センサやマーカを貼り付けた体表と骨格との関係に留意する必要がある。第1には、触察によって骨格上の特徴点を見つけだし、それに応じてできるだけ正確にセンサやマーカを取り付けることである。第2は、運動中の体表の変形に留意することである。このような変形を Skin Movement Artefact と呼ぶ。股関節などは特に変形が大きいため、大転子に相当する体表面にマーカを貼るのではなく、上前腸骨棘や腸骨稜など骨盤側にマーカを貼って、そこから関節点を推定するとか、変形が起りにくくなるようなバンドを巻き(ただし、運動に干渉しない程度)その上にマーカを貼るなどの工夫が求められる。

8.4 解析方法

運動データは、関節点位置の時間変化あるいは関節角度の時間変化データであり、基本的に時系列の波形データと考えることができる。このため、一般的な波形分析手法を応用して、解析できる。解析には、データの欠損部分を補ったり、ノイズをとったりする前処理と、データの持つ運動学的な意味を指標化する処理の2つがある。前者については、【第3節データ処理の方法, 1. 波形処理】の項を参照されたい。ここでは、後者について概説する。運動計測で得られたデータを波形処理して、運動の特徴を表す指標を得る分析を、後述する運動力学的分析と対比して運動学的分析と呼ぶ。これは、主として運動の大きさや運動のなめらかさ、波形の似具合などを定量的に評価する分析

方法である。この分析にも、波形の切り出しや再サンプリングなどの基本処理と、指標化処理の2つがある。

(1) 波形の切り出し

波形の切り出しは、運動データの比較において重要である。運動計測の時に、関節点など個人間での対応がつくようにマークを貼るのと同じことで、時間軸でもデータ間の対応付けが必要となる。それが波形の切り出しである。切り出しのスタートポイントは、運動の開始などを合理的に説明できる時点である。できれば、急峻な変化部分の微分値のピークなどで切り出すのがよい。たとえば、歩行データの場合、同期計測した床反力の着点波形で踵が接地するタイミングをスタートポイントにするのが一般的である。これは踵接地時に急激に床反力が増大するため、スタートポイントを決定するときの時間軸精度が高いと言うことと、その時点から足が地面について運動するフェーズ(相)が始まるという2つの意味がある。ただ、床反力データがないときに、踵接地点を運動データから見つけだすのは難しい。たとえば、足関節の高さは踵接地付近でそれほど急激には変化していない。動作が周期運動であれば、スタートポイントから次のスタートポイントまでが1周期となる。そうでない場合は、スターとポイントと同様にして、動作の終わりを示すエンドポイントを見つけたし、波形を切り出すことになる。

(2) 再サンプリング・波形の正規化

何人ものデータ、あるいは何試行ものデータを、合理的なスタートポイント、エンドポイントで切り出しても、それぞれのデータごとに運動時間が微妙に異なるため、データサンプル数はまちまちである。もちろん、それでも後述する波形分析に問題ないこともあるが、ここでは、切り出した全てのデータサンプルを、同一サンプル数に再サンプリングする方法について述べる。スタートポイントから、エンドポイントまでを、たとえば当時間間隔の 100 サンプルのデータで再表現するとしたら、実際にデータのない時刻のデータを推定しなければならない。実在するデータの間の時刻のデータを推定することを補間(interpolation)という。補間には、単純な直線補間と、曲線関数をあてはめる曲線補間がある。曲線補間としては、区間関数としてBスプラインを使う方法が一般的である。最近では、Microsoft Excelなどにアドインして、簡単に曲線補間を実現できるので、曲線補間の方法をお薦めする。いろいろな手段があるが、筆者は、Octavian Micro Development Inc.という会社(<http://www.octavian.com/>)の Excel Plug-in ソフトウェアを利用している。3次スプラインを利用したデータの再サンプリングを、きわめて簡易に実現できる。再サンプリングしてしまえば、全てのデータが同じサンプル数になるわけで、対応するサンプル同士を加算平均して平均波形を計算することも可能になる。

(3) 指標化

波形の切り出しと再サンプリングに続いて、波形の指標化分析をすることになる。指標化にはいろいろな方法があるが、基本的なアプローチとしては、まず波形を観察した上で、波形の違いが実際の運動のどういう違いに相当するのかを良くイメージし、「どこに違いがあるか」を把握することが第一である。指標化とは、その観察の結果を定量的、客観的に表現する方法に過ぎない。指標化手法には、振幅などの単純なものから、フーリエ変換を利用して周波数成分を調べる方法までいろいろとある。詳細については、参考文献(南, 1986)を参照されたい。

9. 運動力学的分析

9.1 概要

運動データの波形分析を行うような運動学的分析に対し、運動データと力のデータを併用して、総合的に解析する方法を運動力学的分析と呼ぶ。2つの分析方法の違いをこんな風に考えると分かりやすい。両手で壁を押してみたい。うんと力を入れて押しているときとほとんど同じ姿勢で、力を抜くこともできる。つまり、他人から見ると、あなたが一杯壁を押しているのか、手抜きをしているのか、すぐには分からない。これが、運動学的分析の限界である。運動力学的分析では、このとき壁を押している力を同時に計測し、分析する。したがって、押しているような姿勢だけ見せかけて、力を抜いたとしても、すぐにばれてしまう。そこから「見た」だけでは分かりにくい、体の中で発揮している力を定量的に分析する方法が運動力学的分析である。

9.2 運動計測と反力計測

(1) 運動

運動力学的分析では、関節角度変位だけでなく、体節にかかる加速度などの情報が必要であるため、関節の座標変位が計測できる方法でなければならない。歩行分析では、光学式運動計測装置が用いられることが多い。近年では、磁気センサを用いたシステムも市販されている。本書【4. 運動計測】を参照されたい。

(2) 反力

運動中に人体に加わる力は、体節の重心位置と節ごとの質量、及び体節の重心にかかる加速度が分かれば、関節点変位だけから計算することも不可能ではない。しかしながら、通常は以下の理由から、人体に加わる力を直接計測するのが一般的である。第1は計測精度の問題。日常生活動作のように運動加速度が小さい動きでは、重力方向の力の影響が大きくなる(逆に、自動車衝突時の人体挙動のように加速度が大きい場合は、重力の影響は小さくなる)。日常生活動作の分析では、重力方向の力(人体が床面から受ける力)を直接計測し、計算に利用した方が精度が向上する。第2は力学的不静定の問題。たとえば両足が同時に床面についている状態では、床面(1つの剛体)と体節とが閉じたループを構成しており、運動方程式を単純に解くことができなくなる(これを力学的不静定という)。このとき、右足と左足が床面から受ける力を別々に計測しておけば、計算が可能になるのである。

上記のような理由で、運動力学的分析を行う場合は、人体と外界(空気ではなく硬いもの)とが接する部分で、外界から人体に働く力を運動と同時に計測するのが望ましい。歩行であれば、外界との接触は基本的に足の裏と床面のみで起きているため、【10. 歩行分析】の項で述べるような床反力計を用いれば、解決できる。これに対して、なにかを押したり、操作したりするような場合には、足と手あるいは体幹部分などが同時に外界と接触することになり、これらの接触箇所全てで反力計測が求

められることになる。たとえば、【第2編計測編 第3章下肢に係る動作 第1節立ち上がる・座る】においても、足の裏と床面の他に、殿部や腿とイス座面のあいだでも接触が生じており、この座面反力を計測しないと、運動力学的分析はできない。ただし、座面から離れた瞬間からあとは、足の裏と床面だけの接触になるため、床反力計のデータのみから解析ができることになる。

反力とは、力のベクトルを意味しており、力の大きさとその働く方向、さらに力が働く点の座標を運動と同時に、同一の座標系で計測する必要がある(同期については【第3節 データ処理の方法 1. 波形処理】を参照されたい)。一般的に反力計測装置として市販されているのは床反力計のみで、それ以外の部位で反力を計測する場合には、市販の力センサなどを組み合わせて独自に反力計を自作する必要がある。

運動計測と反力計測については、文献(高橋正明, 2001; Vladimir, 2001)を参照されたい。

9.3 分析に必要な定数の取得

運動力学的分析には、運動データと力のデータだけでは不足である。人のからだの物理的な特性を示す定数が必要になる。これは、人体を剛体リンクモデル(【8. 運動計測】を参照のこと)と仮定したとき、それぞれの体節の質量や重心位置、慣性モーメント(回転の回りやすさ)などの特性を表すデータである。これを人体物理定数(人体パラメータ, body segment parameters, inertial properties)と呼ぶ。実際に被験者の体を切断して計測するわけにはいかないため、被験者の人体寸法などから、それらの定数を推定する式を用いる。これらの推定式は、屍体計測やMRや写真を使った計測などで、節ごとの質量や重心位置、慣性モーメントなどを計算し、それを人体寸法などの回帰式で表現し直した文献から得る。人体物理定数の推定には、様々な研究がなされているが、ここでは比較的入手しやすい文献を紹介しておく。また、その抜粋データを付表に示す。

では、被験者個人の人体物理定数をどの程度の精度で推定しなければならないのか。日常生活動作で、上で述べたように人体と外界との間の反力を計測し、それを計算に用いている場合、人体物理定数の影響は小さい(横井, 1995)。これは、日常生活動作の運動力学的分析において、「慣性力」の影響が小さく、「反力の大きさと作用位置、その働く力の向き」の影響が大きいことによる。自動車衝突時の乗員挙動のように、大きな加速度と慣性力が働くような場合では、人体物理定数の影響は大きくなるが、日常生活動作程度(比較的ゆっくりとした動作)では、ほとんど影響がないのである。

9.4 力学分析とデータの解釈

運動力学的分析としてもっとも基本的な方法は、人体を剛体リンクモデルと仮定して、人体の関節に働くモーメント(関節モーメント, 関節トルク)を計算する分析方法である。関節モーメントとは、関節を曲げようとするちからの大きさであり、これが大きければ、それだけ関節を曲げるのに大きな力(もともとは筋力)を必要としていると言うことになる。関節モーメントは、厳密には筋力とは異なるが、比較的容易に計算でき、身体負担をよく表す指標となることから、広く利用されている。関節モーメントの計算の方法や、解釈についての詳細は、参考文献に譲るとし、ここでは関節モーメントの基本的な考

え方と、その計算方法(どのようなデータが必要か、どのようなステップで計算するか)、得られたデータの解釈の指針について、ごく基本的な部分を概説する。

(1) 関節モーメントとは

モーメントとは、物体を回転させる作用である。力(Force)が質量×加速度で表されるとき、モーメントは力×回転中心までの距離で表されることになる。力の単位は(N)で、モーメントの単位は(Nm)ということになる。たとえば、5kgのおもりが棒の一端についていると考える。棒は硬くて軽いもので、いま、2種類の長さがある。1つは50cmで、もう一つは100cm。この棒のおもりのついていない一端を握って、棒を水平に支えるとき、100cmの棒を支える方が大変だというのはお分かりいただけよう。でも、棒の重さが軽いのであるから、50cmでも、100cmでも、おもりを含めた棒の重さは大きく変わらない。なにが違うかという点、おもりが棒を回そうとする作用(=モーメント)が違うのである。モーメントは力×回転中心までの距離であるから、100cmの棒を支える方が2倍のモーメントを必要とする。関節モーメントもこれと同じ作用と考えて欲しい。人間の関節は、ロボットのようにモーターがついて回しているわけではない。関節から少し離れた場所に、筋肉が着いていて、この筋肉が収縮することで関節を回す作用が生まれる。したがって、おおざっぱに言えば、関節モーメントの大きさは、関節回りに働く筋力の大きさに相当する。

(2) 関節モーメントの計算方法

関節モーメントを計算するには、運動方程式を解く必要がある。この方法の詳細については、参考文献を参照されたい。ここでは、どのようなデータが必要で、どのようなステップで計算するのかについてのみ概説し、さらに、それらの手順をパッケージ化したソフトウェアを紹介する。

関節モーメントを計算する、すなわち人体を剛体リンクモデルと仮定した場合に、このリンクモデルに働くモーメントを計算するためには、個々の体節について、同時刻の以下のデータが得られている必要がある。

- ① 体節重心の位置座標, 速度, 加速度
- ② 体節重心の姿勢, 角速度, 角加速度
- ③ 体節の質量
- ④ 体節の慣性モーメント
- ⑤ 体節に働く外力の大きさ, 方向, 作用位置
- ⑥ 隣り合う節から働く力の大きさ, 方向, 作用位置
- ⑦ 隣り合う節から働くモーメントの大きさ, 方向

このうち、①, ②は運動計測によって得られる。姿勢というのは分かりにくい表現であるが、2次元であれば、絶対空間座標に対する体節の角度と言うことになる。3次元の場合は行列式を用いて表記するのがよい。詳細については、【8. 運動計測 8.1 概要】で紹介したような文献を参照していただきたい。速度や加速度は、計測して得られた変位を時間微分(実際には差分)することで計算できる。③,④は【9.3 分析に必要な定数の取得】で述べたような人体物理定数である。⑤は基本的に実測する。これは【9.2 運動計測と反力計測】で述べたとおりである。⑥,⑦は漸化計算であれば、

1つ前の節を計算した結果として得ることができる。一番端の節を、もともと遠位の節(手先、足先など)とすれば、その節については(6),(7)を考えなくて良いので計算を進めることができる。

注意すべきことは、まず、全てのデータを同時刻のデータとして得ると言うことである。時間的同一性という。また、(1),(2),(5),(6),(7)には位置や方向を表すための座標系が必要になるが、これについても同一の座標系で表されている必要がある。空間的同一性という。また、(5)については体節ごとに、外力の大きさ、方向、作用位置を得る必要がある。たとえば、座っている姿勢から立ち上がるまでを解析するとき、股関節まで解析するのであれば、座面から身体に働く外力を、殿部にかかる力と大腿部にかかる力を分けて計測しなければならない。

以上のデータが得られれば、上記文献で示すような運動方程式を解くことによって関節モーメントの時間変化を計算することができる。上記のデータが揃っていれば、運動方程式を解くことは容易であり(最適化計算など厄介なことは要らない)、自分でプログラムを組むあるいは MATLAB のような解析ツールを利用することで解くことができる。非常に単純なモデル(2次元2~3リンク程度)であれば、Excel で解くことも不可能ではない。ただ、ここでは、より簡便な方法として、市販のソフトウェアなどを活用する方法を紹介しておく。まず、ひとつは臨床歩行分析研究会が提供している歩行分析ライブラリソフトウェアを利用する方法である。利用方法の詳細については参考文献(臨床歩行分析研究会, 1997)を参照いただきたい。臨床歩行分析研究会では、歩行運動データ+床反力データの互換データフォーマットとして DIFF という形式を提唱しており、このフォーマットに変換されていれば、同研究会が提供するライブラリソフトウェア群が利用できる。主要な運動計測システムがDIFF形式のデータ変換に対応している。これとは別に、運動計測システムのメーカーが提供する専用解析ソフトウェアを利用する方法もある。たとえば、Oxford Metrics 社(<http://www.vicon.com/>)は、同社の運動計測システム Vicon 専用の解析ソフトウェア Vicon Clinical Manager を用意している。また、汎用の運動解析ソフトウェアを利用する手段もある。たとえば、Musculographics Inc.社 SIMM (<http://www.musculographics.com/>)を用いれば、関節モーメントを計算し、さらに、非常に優れたビジュアライゼーションを実現できる。

(3) データの解釈

運動力学的分析では、単なる関節角度だけではなく、関節モーメントや関節間力、関節パワー(モーメント×関節角速度=仕事率)などの情報を得ることができる。ここでは、簡単にそれらのデータの解釈の仕方、読みとり方について述べる。詳細については、適宜、参考文献(高橋正明, 1997)を参照いただくか、あるいは、臨床歩行分析研究会(<http://www.ne.jp/asahi/gait/analysis/>)が主催している運動分析セミナーなどに参加されることをお勧めする。

関節モーメントは、概要で述べたように関節を回転させる作用である。基本的に筋力によって乗じているものであるから、これが大きければ、すなわち多くの筋力が働いていると考えることができる。ただし、2つの点に注意が必要である。まず、ひとつは関節の受動抵抗である。人体関節は筋力が全く働かない状態でも、関節を包む筋肉や、腱、靭帯による受動抵抗を持っている。力を抜いた状態で関節を動かそうとしても、ある程度の抵抗があり、特に、関節の運動範囲の限界に近付くとその抵抗は急激に大きくなっていく。これを関節の受動抵抗という。受動抵抗は筋力発揮を必要としない関節がもつ機械的なモーメントであり、計算された関節モーメントにはこのような関節受動抵抗モーメントも加算されている。したがって、もし、関節モーメントから筋力を読みとろうとするのなら、このような

関節受動抵抗によるモーメントを差し引かねばならない。関節の受動抵抗については、以下の報告書((社)人間生活工学研究センター編, 2000)を参照いただきたい。第2は、筋力の拮抗関係である。人の筋肉は拮抗して働く(ひとつの関節を曲げようとする筋と伸ばそうとする筋が同時に働く)ことが多いが、関節モーメントでは、これを相殺した筋力の差し引き分による関節モーメントだけが計算される。すなわち、関節モーメントが小さいからといって筋力の働きが小さい保証はない。これらについては、より精密な筋骨格モデルに基づく筋力推定が必要になる。

関節間力は、関節にモーメント(関節をはさむ2つの体節を回そうとする作用)が働くとき、軸受けである関節にかかる力が関節間力である。【(2) 関節モーメントの計算方法】で挙げた(6)が関節間力に相当するわけだが、厳密には、筋力が拮抗して関節を押さえつける力などが相殺されていて、実際に軸受けである関節にかかる力よりは小さい値となっていることが多い。(6)の力を関節にかかる力として分析する際には、この点に注意すべきである(臨床歩行分析研究会編, 1997)。

関節パワーは、関節モーメントに角速度を乗ずることで得られる。次元解析をすると分かるが、仕事率の次元である。パワーは関節モーメントが加速のために働いているのか、制動のために働いているのかを分析するのに適している。たとえば、歩行中で左足の踵がつく直前には、右足の膝関節を伸ばしながら、右足の膝を伸ばす方向のモーメントを発生している。これによって身体を加速して前方に押し出しているわけである。このとき右足の膝の関節パワーは正になる。ところが、この直後、左足が地面について、左足の膝がクッションのように曲がる時、左足の膝は関節を伸ばす方向にモーメントを発生しているが、実際には関節はどんどん曲がっていく。つまり、関節を伸ばす方向の力を発生して、制動をかけ、エネルギーを吸収しているのである。このとき、左膝関節の関節パワーは負となる。これについても、詳細は参考文献(臨床歩行分析研究会編, 1997)を参照いただきたい。

9.5 最新動向

実際に人の関節にはモーターがついているわけではなく、その関節を回そうとするモーメントは、筋力によって発揮されている。したがって、上の方法で計算された関節モーメントは、おおまかに言って筋力の働きによるものと解釈できるが、前節で述べたように、厳密には注意をして考察しなければならない。そこで、より細かい筋の働きや筋張力まで分析したい場合には、筋張力計算を行う必要がある。関節モーメントの計算に比べると、筋張力計算はさらに煩雑であり、また、完全に確立された計算方法があるわけではない。計算の詳細については参考文献(長谷, 山崎, 1995)を参照されたい。

10. 歩行分析

10.1 概要

人の歩行運動を、主として運動学的、運動力学的方法により分析する技術体系の全般で、その目的としては、肢体不自由者の障害歩行の改善だけではなく、歩行と環境に関する諸問題の解決(階段や床の滑りなど)、2足歩行機械の開発、ヒトの進化の解明などがある。

10.2 運動学的分析

力学的な特性を含まない、人体の運動や距離、時間、速度などを中心とした分析法(臨床歩行分析懇談会, 1989)。安価なシステムで簡便に計測できるようなものが多い。大きく4つに分けて考えることができる。第1は歩速、第2は歩行周期や、歩調、立脚時間などの時間因子、第3はストライド長、ステップ長、歩幅、歩隔などの距離因子、そして、【8. 運動計測 8.5 解析方法】で述べたような関節角度波形の解析である。詳細については、文献(産業技術総合研究所編, 印刷中; 臨床歩行分析懇談会編, 1989)を参照されたい。

10.3 運動力学的分析

歩行中の関節の動きだけでなく、運動に伴って人体に働く力(体重心にかかる重力や運動加速度による力、あるいは床面から受ける反力など)を考慮することで、関節にかかる負担などを知ることができる。運動学的分析が、運動という「見た目の現象」を分析する方法であるのに対し、運動力学的分析は、その現象を発現させた人体の働きを分析するものである。この結果、見た目だけでは分かりにくいような情報を得ることができるが、運動学的分析に比べ、計測は煩雑であり、データ処理と計算結果の読み取りには相応の知識を要する。本書【9. 運動力学的分析】で述べたことを、歩行分析に応用したものであり、一般論については【9. 運動力学的分析】を、また、歩行分析に特化した具体的な分析方法については文献(産業技術総合研究所編, 印刷中; 臨床歩行分析懇談会編, 1989; 窪田俊夫, 1994; 臨床歩行分析懇談会編, 1997)を参照されたい。

参考文献

1. 人体寸法

- Dekker,L., Douros,I.,Buxton,B.,and Treleaven,P. (1999): Building Symbolic Information for 3D Human Body Modeling from Range Data, 3DIM 99 at Ottawa, CA,
- 井口征士 (1992): 広がりを見せる三次元計測技術. 計測と制御, 31 (9):968-974.
- 井口征士 (1995): 3次元形状計測の最近の動向. 計測と制御, 34 (6):429-434.
- ISO 7250 (1996): Basic human body measurements for technological design. International Standard.
- 保志宏 (1989): 生体の線計測法, てらぺいあ.
- JIS Z 8500 (1994): 人間工学—人体寸法測定, 日本規格協会.(※2001年に改訂予定)
- Kouchi, M. et al. (1996): Random error in anthropometry. Journal of Human Ergology, 25:155-166.
- Martin, R., Kunussmann, R. (1988): Anthropologie. Band I. Gustav Fischer
- Mueller, W. H. and R. Martorell (1988): In Lohman, T.G., A.F.Roche and R. Martorell eds., Anthropometric Standardization Reference Manual. Human Kinetics Books, Champaign, Illinois. pp83-86.
- 小澤慎治 (1995): 三次元画像計測技術. 日本機械学会誌, 98 (918): 385-388.
- 生命工学工業技術研究所編 (1994): 設計のための人体計測マニュアル, 日本出版サービス.
- 生命工学工業技術研究所編 (1996): 設計のための人体寸法データ集, 日本出版サービス.
- 産業技術総合研究所編 (印刷中): 人間計測ハンドブック, 朝倉書店.

4. 柔軟性

- 学研HP 学研式新体力テスト診断システム
<http://www.d1.dion.ne.jp/~prex/test/syumoku/zenkutu.html>
- 中西光雄:運動整理実験, 技術書院, p201~p205 1993.
- 文部省 平成11年度 体力・運動能力調査実施要項.

5. 平衡性(重心動揺)

- 重心動揺計 JIS T 1190:1987
- 中村隆一、斉藤宏:基礎運動学第四版, 医歯薬出版, p295~p301
- 社団法人日本電子機械工業会編:改訂ME機器ハンドブック, コロナ社, p77, 1988
- 日本平衡神経科学会編:平衡機能検査の実際, 南山堂, p126~133, 1986

8. 運動計測

Chao,E.Y.S. (1980): Justification of triaxial goniometer for measurement of joint rotation, *Journal of Biomechanics*, 13-pp.989-1006

Grood,E.S. and Suntay.W.J. (1983): A Joint Coordinate System for the Clinical Description of Three-Dimensional Motions: Application of the Knee, *Transactions of the ASME Journal of Biomechanical Engineering*, 105,-pp.136-144

南茂夫 (1986): 科学計測のための波形データ処理, CQ出版

持丸正明 (1997): 身体の運動計測技術の動向, 計測と制御, 36-9, pp.609-614

Shoemake.K. (1985): Animating Roatation with Quaternion Curves, SIGGRAPH '85, 19-3, pp.245-253

産業技術総合研究所編 (印刷中): 人間計測ハンドブック, 朝倉書店.

Vladimir.M. (2001): Measurement of HUMAN LOCOMOTION, CRC Press

9. 運動力学的分析

長谷和徳, 山崎信寿(1995): 汎用3次元骨格モデルの開発. 日本機械学会論文誌, C-61 (591): 295-300.

(社)人間生活工学研究センター (2000): 平成 10 年度即効的知的基盤整備委託調査研究「人間の動作等に係る動的特性の計測評価(関節特性計測)」調査報告書, (社)人間生活工学研究センター

臨床歩行分析研究会 (1997): 関節モーメントによる歩行分析, 医歯薬出版株式会社

高橋正明, 山本澄子 (2000): 理学療法 MOOK6 運動分析, 三輪書店

Vladimir.M. (2001): Measurement of HUMAN LOCOMOTION, CRC Press

横井孝志, 大山圭悟, 岡田英孝 (1995): 身体部分慣性係数が力学的動作解析に及ぼす影響, *Japanese Journal of SPORTS SCIENCES*, 14-5, pp.545-553

10. 歩行分析

古名丈人, 長崎浩, 伊東元, 橋詰謙, 衣笠隆, 丸山仁司: 都市および農村地域における高齢者の運動能力. *体力科学*, 44 347-356 1995.

窪田俊夫, 山崎信寿: 歩行分析データ活用マニュアルー床反力編ー, てらぺいあ, 1994.

臨床歩行分析懇談会: 臨床歩行分析入門. 医歯薬出版, 1989.

臨床歩行分析研究会: 関節モーメントによる歩行分析. 医歯薬出版株式会社, 1997.

第2節 官能検査法

1. 官能検査法とは何か

検査をしなければならない対象の特性によっては物理・化学的な測定が不可能であり、人間の触覚や味覚などの感覚器官によってしか、その特性の評価ができないものがあり、このような検査方法を官能検査(sensory test, sensory inspection)と言っている。産業部門における製品の検査方法として、官能検査は利用されてきたが1979年に日本工業規格として「官能検査通則 JIS Z 9080-1979」が制定され“肌触りの良し悪し”、“こくのある味”、“乗り心地”、“握り心地”、“スタイルの良さ”などの評価に利用されている。このことから明らかなように、官能検査は人間の感覚器官で行うこと、品物の品質や特性を測定すること、判定基準を比較することが基本的なプロセスである。官能検査においては人間を“物差し”として測定に利用するため、種々の問題が派生するがその理由は次のようである。

- ・制御技術や画像処理技術が発達し、機械やロボットにより代行している場合もあるが、人間の感覚を用いた評価法より優れた測定器はない
- ・機械やロボットに代行させる場合には価格も高く保守管理も大変である
- ・人間の嗜好を検査することは物理・化学的手法ではほとんど不可能である
- ・但し、人間は同一個人でも時や所による変動が大きく、どのような場合にも使用できる一定の物差しを用意することはできず、場合によってはそのつど物差しを作る必要がある

2. 官能検査法の種類とその特徴

官能検査は測定対象により分析型官能検査(I型)と嗜好型官能検査(II型)に分けることができる。

分析型官能検査は人間自身が物を検査する手法であり、「各人の物差しとしての性能」を検査し、これに合格した人間の感覚器官を物差しとして、製品の特性測定や品質の検査、工程管理に適用をする。

嗜好型官能検査では、物を使って“人間”を検査する手法であり人間の持つイメージや感じ方、印象などを知ることを目的として品物や試料を道具として利用する。人間の嗜好を検査することは前述のようにほとんど不可能と言って良いので、将来的にますますこの検査は増え重要となる物と考えられる。

3. 官能検査法の信頼性

官能検査にあたっては、機械は常に正確であるが人間は変動しやすく信頼性が低いといった問題が下記の理由により常に存在し、これを克服することが求められる。すなわち、

- ①測定値の安定性が悪く反復測定をする場合、値の分散や測定誤差が大きい。
- ②一定条件下で得られた測定値から誤差を排除して真値を得ても、その条件と真値の間に簡単な規則性を発見することが困難なことが多い。
- ③①および②との関係で錯綜した構造の状態データをそのまま処理しなければならない場合も多い。

諸条件を単純な構造にするまで統制することは不可能である。これが仮に可能であるとしてもそうすることによって検査をしようとしているものの本質や目的を歪めることが多い。

以上の諸問題があるものの前述のように人間の感覚をもってしか測定できないものがある以上、統計的な技法を用いて解決する必要がある。

4. 官能検査を使用する分野

官能検査が使用できる分野は感覚器官の種類から見た適応領域と業種から見た適応領域に分類できよう。

4.1 五感から見た適応領域(例)

- ・視覚：光(照明)効果、色彩効果、形や造形効果、立体感や視空間、視野、つや、キズ、汚れ 他
- ・聴覚：騒音、マスキング効果、聴覚疲労、振動と衝撃、聴覚能、残響音、音声認識、楽音と音色 他
- ・味覚：美味、歯ざわり、舌ざわり、基本味(塩、酢、甘、苦)、飲み心地 他
- ・嗅覚：香り(効用、順応、障害、隠蔽効果、精神的機能)、悪臭 他
- ・体性：圧覚、温度感(材質、発汗、空間)、力覚、触覚(感触)、位置(保有空間)、めまい、痛感(重量感)、運動機能と制御、位置、姿勢・平衡感覚、安全性、知覚、運動巧緻性、疲労感、耐久力、情報処理、態度や行動、意欲 他
- ・全身性：飢、渴、尿意、便意、疲労、習熟達成感、ストレス感 他

4.2 業種から見た適応領域(例)

従来は製造業における開発や製造、検査の各プロセスで多く用いられてきたが、近年では生活の質的向上と連動して住居における住み心地や居心地、オフィス、衣服の着衣、寝具、乗り物、化粧品、家電、OA製品等に多く用いられている。

今後は生活の質的向上に伴い、サービスや娯楽分野などについてもその適用が増加するものと考えられている。

5. 官能検査と物理的・化学的検査の違い

官能検査と物理的・化学的検査の違いを見ると次の諸点が異なる。

	官能検査	物理的・化学的検査
測定器	人間	機器
測定器の差	個人差が大きい	精度が高い
測定の過程	生理・心理	物理・化学・機械
出力	言葉・行動	数値・図形
再現性	低い	大きい
疲労・順応	大	小
訓練効果	大	小
環境の影響	大	小
実施のしやすさ	勘弁・迅速	機器操作の難易度
測定領域	閾値下の測定以外は可 (嗜好の測定が可)	機器の精度に依存 (嗜好の測定が不可)
総合判定	容易	困難

官能検査データは次のような解決すべき課題はあるものの、測定器としての人間の感覚に頼って測定評価するしか方法がないものがある以上、種々な統計的な手法を用いて課題解決にあたる必要がある。

- ①単純な構造になるまで諸条件を統制することは不可能であり、仮に可能になったとしてもそうすることによりかえって本質を歪めてしまうこともある
- ②測定値の安定性が小さく、繰り返し測定をした場合の分散、測定誤差が大きい
- ③ある条件で測定値から誤差を排除した本当の値が得られたとしても、条件と真値の間に規則性を発見できない場合も多く、錯綜した形のままで取り扱わざるを得ない場合も多い

6. 官能検査で用いる尺度の種類

感覚そのものを測ることは不可能であるため、物理的諸条件を計測するときのような尺度がなく、物差しを作る必要がある。物差しには直接測定の場合と間接測定の場合があり、前者は直接的に測定をする物差しが存在する場合であり、例えば長さの測定をする場合がこれに当たり、物差しの精度と測定をする際の精度のみが重要となる。

これに対して後者は、官能検査のように感覚特性を直接的に測定するための物差しが存在しないような場合には、測定をするべき対象となる特性と密接な関係を持つことが予め分かっている別の測

定可能な特性の値を求める方法である。例えば、温度と体積の一定の関係を利用したアルコール温度計の場合のように体積を測定すれば温度が求められるなどがこれにあたる。

尺度の分類については、測定の単位と原点による分類および集合論的に公理主義による分類の2分類がある。前者は尺度が固有の単位と原点を持っていて、その特性により分類が可能な場合である。この場合は①距離(単位)が定義されている場合と②いない場合、自然原点が③存在する場合と④しない場合に分類され、①, ③ では原点を持つ順序尺度、①, ④ では順序尺度、②, ③では比例尺度、②, ④ では距離(間隔)尺度に分けられる。後者は大別すると比例尺度、順序尺度、名義尺度、絶対尺度に分けることができる。

特徴につき概略すると次のとおりである。

①比例尺度:類似(正比例)変換

- ・自然原点を持ち距離が定義されている尺度である
- ・加減乗除の演算が可能である
- ・比と差を定義することができる
- ・例としては絶対温度や体重や身長などが該当する

②距離尺度:線形(アフィン)変換

- ・距離は定義されているが、自然原点を持っていない尺度である
- ・加減乗除が可能である
- ・差は定義できるが比は定義できない
- ・例としては温度(摂氏、華氏)、知能偏差値などが該当する

③順序尺度:単調変換

- ・距離が定義されていない尺度であり自然原点を持つ場合もある
- ・大きさの違いを現すだけで比や差は定義できない
- ・例としては好ましさの精度、座り心地、臭いの良さなどが該当する

④名義尺度:1対1変換

- ・分類を示すだけの尺度である
- ・比や差、大きさの違いは定義ができない
- ・例としては背番号、電話番号、品物の型番などが該当する

⑤絶対尺度:

- ・容認変換のない尺度である
- ・計数、比やベキを現す数値である
- ・例としては人間一人は一人としか言えない

人間の嗜好は多次元で構成されているので、嗜好型の官能検査では次の抽出が目的になる。

7. 官能検査の手法

官能検査の手法は、検査の目的、領域、用いる尺度によって異なる。しかし基本的には「対象の識別を求める」ことであり、その際の識別の仕方は

- ①分類をし(名義尺度)
- ②順序づけをし(順序尺度)
- ③評点をつける(距離。比例尺度)

という順序で行う。

心理測定(官能検査)の使い方には2つの方法がある。官能検査の手法と検査員・評価者・試験者の能力判定の手法である。具体的に手法とその内容や特長について挙げると次のごとくになる。

1点試験法(識別試験法)	<ul style="list-style-type: none"> ・対象を一つだけ提示して判定させる方法である ・具体的には「ある製品が好きか嫌いか」、「この製品はA社のものか」等 ・質問が単純で答えが速い代わりに人の物差しの正確さが要求される
2点試験法(識別試験法)	<ul style="list-style-type: none"> ・予め知られているA、B 2種類の資料を比較して該当する方を選させる方法 ・具体的には「AとBとどちらの資料が優れているか」、「AとBとどちらの資料が好きか」等 ・順序効果や偶然でないことを確認することが要求される
3点試験法(識別試験法)	<ul style="list-style-type: none"> ・2つは同一対象、1つは別対象であるものを1組として提示して別対象を選択させる方法 ・具体的には「AとBとCの資料の中で違うものはどれか」、「3種類の資料の中から違うものを選び、どちらが好きかを答えなさい」等 ・二点試験法を同様の注意が必要
1:2点比較法	<ul style="list-style-type: none"> ・標準となるA対象を1つ提示して、次に対象Aとは異なるB対象を提示して標準のA対象を選択させる方法 ・標準となる製品を示し、「これと同じものを選びなさい」等 ・1:1点比較も可能であり、慣れた資料について偶数個用いる
配偶法	<ul style="list-style-type: none"> ・互いに異なるt個の資料を2組提示し、1組の試験1個に対して同じ種類の資料を他の組から選択させる方法 ・具体的には(A、B、C、D)群と(B、D、C、A)群から「同じものを対にしなさい」等 ・偶然でないことを確認することが必要
ふりわけ法	<ul style="list-style-type: none"> ・2つの対象A、Bを複数個ずつ混ぜた組を提示し、A、Bの2つの組に分ける方法 ・具体的には(A、A、B、B、B、A、B、A)を「2種類の対象に分類しなさい」等 ・分類をした結果を検定することが必要
ひきぬき法	<ul style="list-style-type: none"> ・対象Aをm個、Bをn個混ぜた組を提示してAをt個($t \leq m$)選ばせる方法 ・具体的には(B、A、A、B、A、A、B)の中から「Aを2個選択しなさい」等 ・$t=m$のときには㉔となる。

選択法	<ul style="list-style-type: none"> ・m個の異なる対象(A、B、C、D・・・)を提示して最も好ましいものを選ばせる方法 ・具体的には(A、B、C・・・X)のm個の中から「最も好ましいと思われるものをt個選択しなさい」。但し$1 \leq t \leq m-1$等
順位法	<ul style="list-style-type: none"> ・m個の異なる対象(A、B、C、D・・・)を提示して好ましい順に順位をつける方法 ・具体的には(A、B、C、D・・・)のm個を好ましい順に順位をつける等 ・順位尺度が得られるが試料が多くなると用いるのが困難となり条件を変更して対象となるパネルの順位相関係数を求めなければならないことなどが特長である。一般に10～15個が限界と言われている ・対象が多くなったり、対象間の差が小さいと判断が安定しない
一対比較法	<ul style="list-style-type: none"> ・m個の対象から2個を対にして質問に該当する方を選択させる方法 ・具体的には(A、B、C、D、・・・X)から「A、B、」、「A、C」と提示し「どちらが好きか」を選択させる等 ・試料が増すと試行数が飛躍的に増加し時間的、労力的に大変 ・対にした対象の相対判断をするだけであり結果が安定 ・対の間の比較判断だけであり小さな差も判断可能
評定法	<ul style="list-style-type: none"> ・m個の対象を1個ずつ提示して予め分類した評定尺度に当てはめる方法 ・具体的には(非常に明るい、やや明るい、どちらとも言えない、やや暗い、非常に暗い)の中から該当するものに○をつけよ等 ・評定を点数化して距離尺度的に扱えるため、良く用いられる方法 ・絶対判断を求める ・時間や環境の変化によって、判断の基準が変化しやすくなる
格付け法	<ul style="list-style-type: none"> ・m個の対象を1個ずつ提示し、優、良、可、不可のようにn個の順序カテゴリに分類する方法 ・具体的には酒を一級、二級、特級に分類する等 ・評定法と同じように良く用いられる方法であり、絶対判断を求める
採点法	<ul style="list-style-type: none"> ・m個の対象を1個ずつ提示し、品質の程度などに応じて1～100点のように尺度を用いて採点する方法 ・具体的には(A、B、C、D、・・・X)のm個の対象を「100点満点で採点する」場合 ・絶対判断を求める ・時間や環境の変化によって、判断の基準が変わりやすい
S.D法	<ul style="list-style-type: none"> ・事物や言葉などに含まれている情緒的意味を客観的かつ定量的に評価する方法 ・具体的には商品イメージや企業イメージ、ファッションなど事物や言葉などの評価に幅広く利用されている ・集団でも個人でも対象にできる

この他、下記のような方法がある。

- ・ジョブサンプル法：事前に品質調査をして、ある試料を検査工程に潜り込ませて検査員の検査ミスを量的に調べる方法
- ・検査員特性分析法：検査員の良品と不良品の正判定と誤判定の割合を調べることにより特性を分析する方法

- ・人間工学的分析法：フリッカー値、触覚、眼球運動、精神電流現象などの生体現象の測定値から分析する方法

なお、客観的な測定や観察が可能な内外諸条件の関数として人間の行動や対応を分析する際には、調整法、極限法、恒常法のいずれかを用いる。その意義と特長、適応可能領域、測定をする際の手順などについて述べる。

調整法

意義および特長

ある標準刺激に対して、比較刺激の強度をパネルが自由に調整し、標準刺激の大きさと主観的に等価となる比較刺激の大きさを求める。特長としては、慣れていないパネルにも容易に実験ができ、パネル側も納得がいく反応ができること、反復測定の際に前回試行した結果を受けやすいことなどが挙げられる。

適用領域

等価刺激の測定(刺激閾、弁別閾の測定は不向き)には適用が可能である。

測定手順

- ①標準刺激と比較刺激を用意する
- ②比較刺激の刺激強度が標準刺激の強度と明らかに異なる位置から実験を開始する
- ③パネル自ら比較刺激の強度を決められた方法により連続的に変化させる
- ④2つの強度が逆転した場合には逆方向に変化させてもよい。パネルは2つの刺激強度が等しいと判断したら調整反応を停止する
- ⑤実験者はこのときの比較刺激の刺激値を測定値として採用し、記録する
- ⑥同一の標準刺激と比較刺激の組に対し、この手順を何度も繰り返す
- ⑦繰り返し試行では、比較刺激強度が明らかに小さいところから始める上昇系列と、明らかに大きいところから始める下降系列を同数行うとよい
- ⑧調整の手がかりを少なくするためには、比較刺激の初期値を試行ごとにランダムに変動させるとよい

極限法

意義および特長

ある標準刺激に対して、比較刺激の強度を実験者が段階的に一定方向に変化させ、パネルの判断をあらかじめ決められた仕方で求める。この手法の特長としては比較刺激の提示の仕方がどのパネルに対しても同一条件となること。但し、反応値が大きく変化する危険性があること、パネルが飽きやすいことなどが挙げられる。

適用領域

すべての測定について適用が可能である。

測定手順

- ①標準刺激に対し、ある物理次元にそって、一定のステップで、小刻みに変化させた比較刺激を用意する
- ②比較刺激の刺激強度が標準刺激の強度と明らかに異なる位置から実験を開始する
- ③パネルは2つの刺激について2点法または3点法で反応する
- ④反応カテゴリーはできれば2点法が望ましい
- ⑤実験者はそのときのパネルの反応を記録する
- ⑥実験者は比較刺激の強度を1ステップ変化させ、同様の判断を求める
- ⑦2点法の場合には反応カテゴリーが変化するまで同様の操作を繰り返す
- ⑧3点法の場合には中間反応を経過し、開始時と逆方向の反応カテゴリーが出現するまで同様の操作を繰り返す
- ⑨同一の標準刺激と比較刺激の組に対し、この手順を何度も繰り返す
- ⑩繰り返し試行では、比較刺激の刺激強度が明らかに小さいところから始める上昇系列と、明らかに大きいところから始める下降系列を同数行うとよい。調整の手がかりを少なくするためには、比較刺激の初期値を試行ごとにランダムに変動させるとよい

恒常法

意義および特長

強度の異なる比較刺激をランダムな順位でパネルに提示し、標準の刺激に対する比較判断を求める方法である。この方法の特長としては次に提示される比較刺激の強度が予想できないこと、反応を事前に予想したり期待することができないこと、但し提示条件を等しくコントロールできること、時間や手間がかかりすぎることなどが挙げられる。

適用領域

すべての測定について適用が可能である。

測定手順

- ①標準刺激に対し、ある物理次元にそって、一定のステップで、小刻みに変化させた比較刺激を用意する
- ②刺激の変化ステップは極限法ほど大きくないのが普通
- ③実験者は比較刺激をランダムに選択し、標準刺激とともに提示する
- ④パネルは2つの刺激について2点法または3点法で反応する。例えば、「標準刺激の方が大きい」、「等しい」、「小さい」「2つの刺激は異なる」、「等しい」
- ⑤反応カテゴリーはできれば2点法が望ましい
- ⑥実験者はそのときのパネルの反応を記録する

⑦別の比較刺激を選択し、同様の判断を求める。

⑧この手順を用意したすべてのステップについて実施したとき、1試行分完了とし、何試行か繰り返す。(通常 20～10 試行)

以上の方法を用いる場合には目的と各々の手法の長所、短所をよく理解して、妥当性の高い方法を選択することが必要である。その一例を挙げると下記のとおりである。

分析型官能検査においては、1、2、3点試験法他がよく用いられる。

- ・試料の格付け : 順位法、採点法
- ・標準品との差の数量化 : 採点法、2点試験法(変位)、3点試験法(変位)
- ・標準品との差の検出 : 1点試験法、2点試験法、3点試験法、1:2点試験法、ふりわけ法、ひきぬき法

嗜好型官能検査においては、好みなどについて「あいまい」なことが多いので多次元の判断が必要であるが、一般的には順位法、選択法、採点法、SD法などがよく用いられている。

- ・嗜好・品質の内容分析 : SD法
- ・嗜好・品質の数量化 : 採点法、一対比較法
- ・標準品との差の検出 : 2点試験法、3点試験法、順位法、選択法

なお、資料間の差の検出を行うときには精度がよい方法を選択することが不可欠であり、各々の要因による各手法の比較をすると次のようになる。

- ・同じ繰り返し数のとき少ない正答数で差の検出が可能
3点試験法 < 1:2点比較法 < 2点試験法
- ・パネル(検査者、評価者、被験者)から見た判断のしやすさ
3点試験法 < 2点試験法(但し逆の場合もあるので要注意)
- ・識別された試料の数が多
一対比較法 > 評定法 = 順位法
- ・試料の差がはっきり示される
一対比較法 = 順位法 > 評定法
- ・試料の差を検出したパネルの数が多
一対比較法 > 順位法 = 評定法

一般的に言って相対判断の方が絶対判断より安定する。相対判断は資料が多くなるほど安定性が悪くなる。

8. 官能検査において対象を評価するパネルの留意条件

官能検査で対象を評価する検査員、評価者、被験者の集団をパネルと言い、検査員をパネリスト、専門的知識や技能を持つ者を専門パネリストと言う。いずれにしても検査目的に合致したパネルを選ぶ必要がある。

8. 1 パネルとして一般的に適正がある条件

鋭敏である、妥当性、安全性が高い、再現性、表現能力が豊かであることなどが必要であるが、この他にも次のような条件を備えていることが望ましい。

- ・健康(心身共に)であること
- ・検査対象への偏見を持っていないこと
- ・検査対象となる感覚について生理的な欠陥がないこと
- ・利用がし易いこと
- ・注意力や根気に代表される性格や気質を備えていること
- ・容易に疲労しないこと
- ・検査に対する意欲が高いこと

8. 2 パネルの種類

パネルの種類としては分析型と嗜好型に分けられ前者では客観的に対象を判断できる専門知識を持つ者が望ましい。また、パネル間に判断の違いがあり大きくかけ離れていないことが望ましい。それに対して後者は主観的な判断が要求されるため素人でも問題がなく、この場合には当然ながらパネル間に判断の違いがあることが前提となる。分析型の代表例としては工程パネルや審査会パネルなどが挙げられ、嗜好型では特定製品パネルや市場パネルが挙げられよう。

8. 3 パネルの属性

前述のように検査には種々の要因が影響するが、パネルの属性への配慮も重要であり、嗜好型の検査の場合には特に影響を受けやすい。

- ・年齢 ・性別 ・学歴 ・職業 ・収入 ・世帯構成 ・住居形態 ・消費度
- ・熟練度 ・体格 ・体型 ・関連対象品の使用頻度 ・地域 ・環境 ・民族

8. 4環境設計

検査をする際の環境は対象によっては検査結果に大きな影響を与えるため、特に注意することが大切である。配慮すべき条件の主なものを挙げると下記のごとくなる。

- ・防音(騒音) ・防震(振動) ・温度 ・湿度 ・風速、風向、換気 ・臭い
- ・光質 ・照明(照度、輝度) ・空間の大きさや広さ ・使用材料や材質
- ・第三者の存在など ・外観、展望や眺望 ・清潔度 など

以上の環境条件が実際の検査時における検査対象とどのように結び付くのかを幾つかの例によって見ると下記のごとくなる。

心理測定時における検査対象別の具備すべき検査環境(例)

検査対象(例)	検査の種類(例)	具備すべき検査環境(例)
列車	視覚(色、スタイル、空間、眺望、清潔度 他)	・広い空間、狭い空間 ・無指向照明、局部照明 ・無演色性 ・複数の背景を再現可能な運転シミュレータ
	操縦性、安定性	・無騒音 ・恒温、恒湿 ・運転シミュレータ
	異常音	・低騒音 ・無振動
繊維織物	視覚(光沢、色彩 他)	・昼間、照明
	着用感、外観	・温湿度や風速が可変可能な人口気候室
化粧品	嗅覚	・無臭 ・恒温 ・恒湿 ・換気 ・風向 ・リラックス感
	視覚	・無指向照明 ・局部照明 ・無演色照明
音響装置	聴覚	・防音 ・無騒音 ・残響 ・室内音圧分布 ・恒温 ・恒室 ・リラックス感
自動車	視覚(色、スタイル、空間、眺望 他)	・広い空間 ・無指向照明 ・局部照明 ・無演色性 ・複数の背景を再現可能な運転シミュレータ
	操縦性	・周回路(高速テストコース)
	安定性	・悪路 ・坂道 ・横風 ・カーブ路
	聴覚(騒音、異常音)	・低騒音 ・無振動

9. 官能検査時におけるパネルの生理的、心理的効果および検査への影響を少なくするための方策

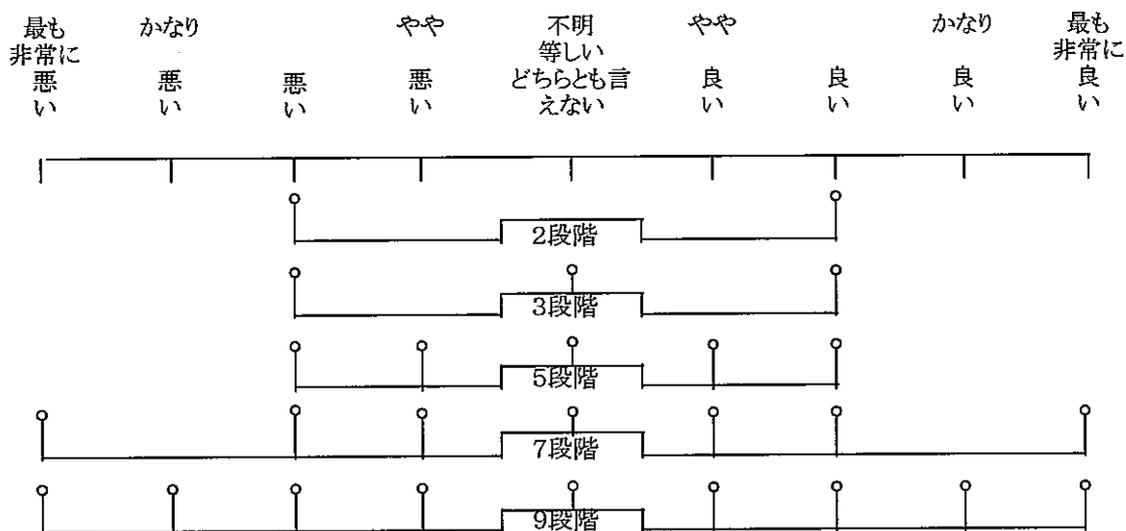
官能検査をする際には種々な要因が結果に影響を与えることは前述したが、さらにパネル特性すなわち人間の持つ心理的または生理的条件により測定結果が大きく異なる場合も多いので、これらへの配慮が大切である。重要と考えられるものを列挙すると下記のごとくである。

- ・順序効果 : 2個の対象について順序をつけて比較する場合にいずれか一方を過大または過小評価する場合があるので順序を逆転して同数回測定すること
- ・対比効果 : 2個の対象を時間的、空間的に接近して提示すると一方の刺激により他方が強められたり弱められたりする場合があるので測定の時間間隔を長くとること
- ・位置効果 : 3個の対象の場合には中央、5個の対象の場合には両端が選択されやすいので、パネルごとに試料の配置を無作為化すること。標準や比較対象がある場合には左右、上下配置を均等化すること
- ・練習効果 : 練習回数、換言すれば習熟度により検査結果が変わる場合も多いので習熟効果が現れる検査対象の場合には事前練習と検査順序の無作為化をすること
- ・初期効果 : 検査当初には当たり障りのない評価をすることが多いので事前練習を十分にすることと、検査順序をランダム化すること
- ・期待効果 : 予断を検査前に与えると、それによる影響を受けやすいのでブラインド検査をすることと検査前に不必要な知識は与えないこと
- ・疲労と順応 : 検査が長時間にわたる場合には疲労状態に陥ったり、慣れにより印象が変化をする場合もあるので、検査回数や検査時間の制限をすることも必要であり、また休憩をとらせ環境を変えることにより順応回復を図ること
- ・記号効果 : 検査に用いる数字や文字につき、パネルによっては好みがある場合もあるため注意すること
- ・判断の相対効果 : 判断が検査回数ごとに大きく異なるパネルが存在する場合もあるので常に一定の標準となる対象を準備することも必要である
- ・提示時間効果 : 同時に提示するか、継続的にするか、標準の対象をどのくらい提示するか、一定時間か反応終了まで提示するか、なども考慮すること

10. 官能検査に用いられる評価用語

官能検査を言語によって行う場合には、その違いがはっきりと分かるものを用いることが大切である。その際、程度を表現する用語や頻度を現す用語がたびたび用いられているので、これを事例的に紹介すると下記のごとくである。

10. 1程度を表現する評価用語(良い、悪いの例)



上述のごとくであるが原理的には2段階反応しか許さない方法が最も望ましいとされるが、「不明」、「等しい」、「どちらとも言えない」などの判断が出現するので、この出現範囲を求めて弁別閾の視標とし他の方法を用いる。

10. 2頻度を表現する評価用語

官能検査においては頻度を表現する評価用語も用いられるがよく見かける用語について事例的に述べると下記のごとくである。

- ・全然、まったく
- ・たまに、ほとんど、時々
- ・たびたび、よく、頻繁に
- ・常時、始終

11. 官能検査に用いられる統計的手法および具体的適用例

官能検査に用いられる統計的手法や具体的適用例につき全てを記すことは不可能であり、幸いにも産学のこの分野における多くの専門家が書かれた多くの著書があるので、ここでは人間工学分野で良く用いられる手法の名前の紹介にとどめ、使用法や適用例についての詳細は文献を参考にさせていただきたい。

人間工学領域で最も良く用いられている統計的手法の代表としては実験計画法、分散分析法、多変量解析法、マイクロCDA プログラムによる解析法、一対比較法(シェッフエの方法)などがあり、多変量解析法についてはさらに外的基準がある場合、ない場合により重回帰分析法(数量化Ⅰ類)、判別分析(数量化Ⅱ類)、主成分分析(数量化Ⅲ類)、クラスター分析(数量化Ⅳ類)に分かれる。この多変量解析の手法等については理論は古くから開発されており、変数が質的、量的変数の組み合わせによって変わる多くの変数を同時に取り上げて解決できるという意味では有効なツール

であり、近年はコンピュータプログラムの普及に伴って容易にかつ迅速に応用可能となり、データ解析のみならずグラフィック機能までも付加されている。しかしながら、留意をしなければならないことは、対象についての技術的な知識や統計解析の本質的な意味の理解、さらには広い視野に立った分析対象の識別能力、多面的な解析の繰り返し努力などが基本的なところにあって初めて目的とする有用な情報が得られるものと確信する。

参考文献

- 有馬 哲、石村貞夫 多変量解析のはなし 東京図書(株) 1992
服部 環、海保博之 心理データ解析 福村出版 1996
加藤象二郎 他 編著 初学者のための生体機能の測り方 日本出版サービス 1999
桐原葆見、大島正光 他 編 疲労判定のための機能検査法 同文書院 1962
増山英太郎、小林茂雄 センサリー・エバリュエーション 垣内出版 1996
日科技連 官能検査協会 官能検査ハンドブック 日科技連出版社 1994
日本工業規格 官能検査通則 JIS Z9080-1979 日本規格協会 1979
野呂影勇 官能検査ハンドブック 日本規格協会
大島正光 人間ほどほど論 (株)コム
佐藤 信 官能検査入門 日科技連出版社 1985
鈴木浩明 快適さを測る 日本出版サービス 1999
島津一夫 他 訳 計量心理学 誠信書房 1976
田中良久 心理学研究法 16 尺度構成法 東大出版 1992
田中 豊、垂井共之、脇本和昌 編 パソコン統計解析ハンドブック 共立出版 1991
田中 豊、垂井共之 編 Windows 版統計解析ハンドブック 共立出版 1996
吉田正昭 応用実験心理学 筑摩書房 1970

第3節 データ処理の方法

1. 波形処理

標点位置、関節角度、床反力等の運動に係る時系列データを計測し、解析・処理を行って各種力学量を算出する際には、解析・処理に移行する前に、計測した生のデータを観察し、いくつか処理を

施す必要がある。その代表的なものが欠損データの修正、平滑化、同期と補間である。これらについて、以下に概説する。

1.1 欠損データの修正

特に標点自動追尾方式の位置計測では、標点が隠れたときに位置データを適正に取得できない。このような欠損データを残したまま速度、加速度の算出を行うと、後述する平滑化や、数値微分・積分等の操作が煩雑化し、得られる力学量の値も本来のものと大きく異なってくる。このような理由から、計測時系列データが途中で欠損している場合や明らかに異常値とわかる場合には、解析・処理に移行する前にこれらのデータを修正する必要がある。

(1) データの状態とデータ修正方法

図 1.2.16 は、欠損値、異常値が存在する場合の主な生データの状態と、それに適した修正方法を示したものである。欠損データの修正方法にはいくつかあるが、大きく補間公式を用いる方法とマニュアルで行う方法がある。図に示したように、計測データへのノイズの混入が少なく、欠損区間の前後のデータ変化が比較的単調な場合あるいは異常値がない場合には、補間公式を用いたデータの作成・挿入が可能である。ところが、異常値がある場合、ノイズの混入が大きい場合には、単純に補間公式を適用することは難しく、むしろマニュアル作業でデータを埋めるほうが手間が少ないことも多い。

いずれの場合にも、計測したデータをよく観察し、データの状態に応じて、適切な方法を選択する必要がある。また、このような修正作業は非常に手間がかかるため、補間公式を適用する場合、マニュアル操作で修正する場合とも、修正ソフトウェアを作成して用いることが望ましい。最近のモーションキャプチャ装置には、このような修正を行える機能を内蔵したものも多い。ただし、こうして修正・挿入データには、観察された現象にはない現象が含まれる可能性が大きいので、計測時には、データの修正等が必要ないように、実験前に機器セットアップ等の準備やチェック等を十分行うことが不可欠である。

(2) 補間公式を用いた欠損データの修正

図 1.2.16 中の(1)、(2)のような場合には、補間公式を用いた修正が適している。補間公式を用いる方法とは、数値計算法の1つである補間において用いられている公式を使うものである。いくつか補間公式はあるが、比較的簡単で使いやすい公式として Lagrange の補間公式、spline 補間法等がある。これらを解説した書籍は多数出版されているので、詳細はそちらを参照されたい(例えば、篠崎と松下(1982)、桜井(1989)など)。

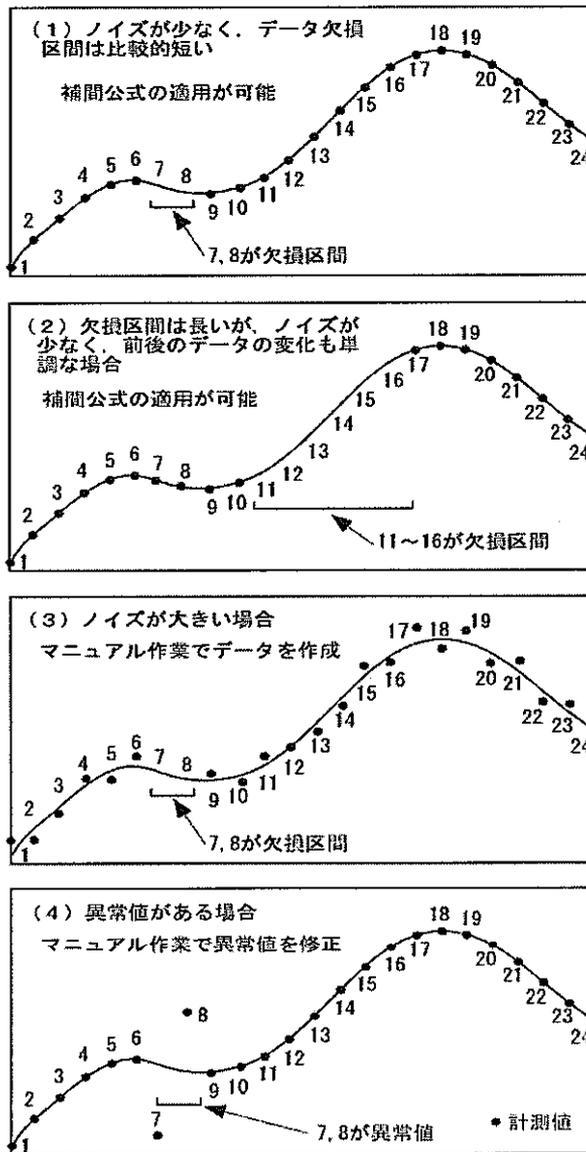


図 1.2.16 計測時系列データの上体とデータ修正方法例

具体的に欠損値の補間をどう行うかについて、最も簡単な例を用いて方法を説明する。計測によって時系列データ $x_1, x_2, \dots, x_i, \dots, x_n$ が取得され、これらのうち x_i が欠損していた場合には、例えば

$$X_i = \frac{x_{i+1} + x_{i-1}}{2}$$

によって X_i を計算し、これを x_i として用いる。また x_i, x_{i+1} が欠損していた場合には、

$$X_i = \frac{x_{i+1} + 2x_{i-1}}{3}$$

$$X_{i+1} = \frac{2x_{i+1} + x_{i-1}}{3}$$

によって X_i, X_{i+1} を求め、これらをそれぞれ x_i, x_{i+1} として用いる。詳細は省くが、これらの式は、時間間隔を1としたときの Lagrange の補間公式の最も簡単なものであり、データ欠損区間がほぼ直線で近似できるときに適用できる。欠損区間を2次式あるいは3次式で近似して値を推定する場合に

は、近似式の次数を上げる等の操作を行えばよい。同様の考え方で Spline 補間法も適用できる。この他、ノイズが混入していても適用できる補間式もいくつかある。

(3) マニュアル操作による修正

図 1.2.16 中の(3)、(4)のような場合には、マニュアル操作による修正が適している。この方法は、計測値をグラフあるいはスティックピクチャのかたちでプロットし、欠損区間のデータを、データ操作者の感性あるいは主観的判断で決める方法である。

マニュアル操作による具体的修正方法の例を、図 1.2.17 に示す。例えば、コンピュータディスプレイ上に図のようなグラフを表示すると、欠損区間が図中の7、8であることがわかる。このグラフ上で、「データはだいたいこのあたりにあるであろう」ということを操作者が視覚的に判断し、その場所をマウス等でクリックして欠損部分に推測値を与える。この修正方法を適正に適用できるためには、操作者が計測対象とする現象に精通していることが望ましい。

上述したように、この方法を用いる場合にも、専用の修正ソフトウェアを作成して用いることが望ましい。

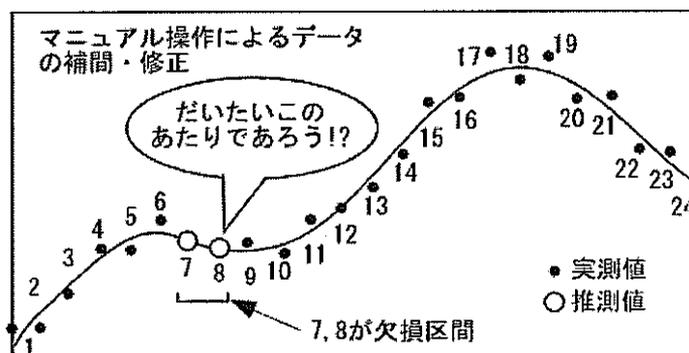


図 1.2.17 マニュアル操作によるデータ修正方法例

1.2 平滑化

欠損値や異常値を修正挿入した後、次に時系列データに混入したランダムなノイズを除去する作業に移ることができる。

一般に、床反力等の計測データには、何らかの原因でノイズが混入する。これらのノイズは位置や角度さらにはそれらを微分したデータに影響する。特にランダムなノイズは、数値微分の操作で増幅・強調されるため、算出した値から信号の特長を適正に抽出することが難しくなる。このような理由から、動作計測によって得られた時系列データから各種力学量を算出する前には、ほとんどの場合、平滑化等によってノイズを除去しておく必要がある。

図 1.2.18 は実測データと平滑化後のデータを模式的に示したものである。平滑化によってランダムなノイズを除去するとは、実測データに含まれる細かい凹凸部分を除去し、滑らかにすることである。平滑化の方法や原理についても既に多数の解説書が存在するので、詳細についてはこれらを参照していただきたい。運動計測分野で比較的分かりやすい解説書としては臨床歩行分析懇談会

(1990)、Winter (1990) 等がある。具体的に、数値として取得した時系列データ x_i からランダムなノイズを除去して平滑化データ X_i を得るには、例えば、次の式を用いる；

$$X_i = \frac{x_{i+1} + 2x_i + x_{i-1}}{4}$$

この操作によって、ノイズをある程度除去できる。十分に除去できなかった場合には、平滑化後のデータに対して、再度同じ操作を繰り返して行えばよい。あるいは、数値微分を施す前に、再度平滑化処理を行うこともしばしばある。

厳密には、ノイズとして除去したい周波数成分を見だし、それにもとづいて平滑化を施すことが望ましい。一般に画像動作計測データの平滑化では、10Hz 以上の高周波成分をノイズとして除去しても大きな問題は生じない。また、筋電信号の場合には、低周波成分をノイズとして除去する必要がしばしば生じる。このときは、 $x_i - X_i$ を信号成分として用いればよい。一方、ランダムでないノイズを除去する場合には、周波数分析等によって生データの性質を十分に検討した後、適切な方法を選択してノイズを除去する必要がある。

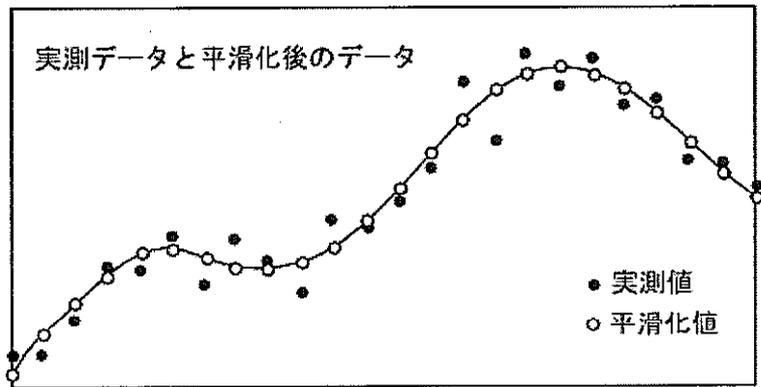


図 1.2.18 実測データと平滑化後のデータ(模式)

1.3 同期と補間

例えば、位置データと力データとを用いて関節トルク等の計算を行う際には、位置や時刻の同期が必要となる。さらに、両者のサンプリング間隔(サンプリング周波数)が異なっている場合には、何らかのかたちで計測時刻をそろえる必要がある。

(1) 画像計測と床反力計測等との同期

例えば画像計測と床反力計測との同期には、空間的な同期と時間的な同期がある。

①空間的な同期 空間的な同期とは、特に画像にもとづく標点位置座標系と床反力の足圧中心位置座標系とを一致させることである。この同期は、身体標点位置データと床反力データとを用いて運動中の下肢関節トルクを算出する場合に必用となる。同期の方法としては、例えば床反力計の端にマーカーを付けてこれも身体標点と同時に画像計測装置によって計測する、事前に床反力計の原点位置を運動計測装置によって計測しておく、床反力計の原点位置や座標系を運動計測装置で設定した位置座標系と一致させておく等がある。実験条件、計測条件によって適切な方法を選択すればよい。

②時間的な同期 時間的な同期とは、床反力計測装置、運動計測装置、筋電計測装置等の間の計測開始時刻をそろえることである。この同期は、例えば床反力、身体の姿勢や動き、筋活動状態の間の関連性を把握する場合に必要となる。

時間的な同期を適正に行うには、外部トリガー信号等をもとに計測開始時刻をそろえることが望ましい。この方法が難しいときは、例えば、計測終了後のデータ処理の段階で床反力データから読みとった接地(離地)時刻と標点位置座標データから読みとった床反力計への接地(離地)時刻をもとに、床反力データと標点位置座標データとの同期を行う。

可能ならば、計測時のサンプリング周波数も補間等必要ないように設定することが望ましい。例えば、標点位置座標データが 60Hz で計測されているときには、床反力データを 60, 120, 180, 240Hz で計測する等、標点位置座標データのサンプリング周波数の倍数に設定すると、後の処理が容易である。このような設定が難しいときは、計測終了後、同期および補完して個々のデータのサンプリング周波数を一致させることが必要である。

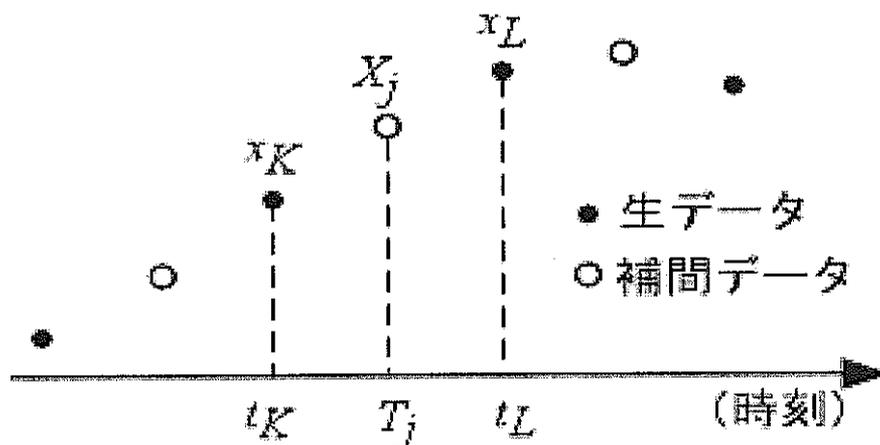


図 1.2.19 生データと補間データとの関係(模式)

(2)補間による計測時刻の統一

異なるサンプリング間隔で計測した2つ以上の時系列データから、計測時刻やデータ個数がそろったデータを作り出には、データ補間が必要になる。この補間は、例えば、位置座標と床反力データを用いて関節トルク等を算出する際の前処理において用いられる。このときの補間においても、Lagrange の補間公式、Spline 補間法等が用いられる。

具体的な補間方法は次の通りである。

2つの時系列データ x_i, y_j があり、それぞれサンプリング時刻を t_i, T_j とする。いま、 y_j 時の計測時刻に合わせるため、時系列データ x_i の、計測時刻 T_j における値 X_j を求めることを考える。図 1.2.19 に示したように、まず時刻 T_j の直前の時刻 t_K と直後の時刻 t_L を見いだす。時刻 t_K, t_L に対応するデータを、それぞれ x_K と直後の時刻 x_L とする。このとき、時刻 T_j における値 X_j は、

$$X_j = \frac{(T_j - t_K)x_L + (t_L - T_j)x_K}{(t_L - T_j)}$$

によって求まる。これは Lagrange の1次補間公式であり、2点 (t_K, x_K) 、 (t_L, x_L) を通る直線上に (T_j, X_j) が存在すると仮定して X_j を計算している。データのパターンによっては、2次、3次等の補間公式を使い分ける必要がある。同様の考え方で Spline 補間を適用することもできる。こうして得られた時系列データ X_j の計測時刻は、 y_j のそれと一致する。このようにして2つの時系列データ X_j 、 y_j の計測時刻やデータ個数をそろえ、関節トルク等の計算を行う。

(3)規格化・平均化

複数の被験者あるいはグループ内の時系列データから、平均的な時系列データのパターンやその特徴を見いだすため、しばしば規格化・平均化が行われる。

これは、例えば動作時間を0～100%と見なして、個々の時系列データの1%時刻毎の値を求め、%時刻毎に被験者あるいはグループの平均値や標準偏差を計算するものである。%時刻毎の値を求める際には、まず、対象時系列データにおけるデータ計測時刻に規格化(正規化)し、次いで、例えば1%時刻毎の値を上述の補間を適用して求めればよい。またグループ内の平均や標準偏差については、%時刻毎に通常の前平均値、標準偏差の式を適用すればよい。

このとき、対象となる現象の開始時刻、終了時刻をそろえることについては、必ず行う必要がある。また、常に動作期間中に何らかの極大値、極小値等のピークが現れるならば、このピークが現れる時刻でも同期することが望ましい場合もある。詳細については、橋原他(1988)を参照されたい。

2. 統計処理

2.1 統計処理のいろいろ

(1)なぜ統計処理が必要か

実験が周到に計画され、計測が正確に実施されていても、データ処理が正しく行われなければ結局のところ信頼のおける結果は得られないことになる。それどころか、場合によっては誤った結論を引き出すことにもなりかねない。それゆえ、得られたデータを何らかの処理にかけて、その中からより正確な情報を導き出すプロセスが重要となる。特に人間の諸特性を測る場合、計測誤差や個人差が付きまとうことは避けられず、値が時々刻々変動する場合もある。そうしたバラツキのある人間のデータから必要な情報を汲み取るために、統計処理は欠かせないプロセスである。

動作計測に関連する統計処理の目的は、通常次の3つのいずれかに該当するであろう。

- ①代表値をとらえる
- ②差をとらえる
- ③関係をとらえる

まず①は、ばらついたデータの何を代表値とするのか、どのような指標でデータの特徴を語ればよいのかといった統計の極めて基本的な課題である。②は、各条件で得られたデータの間にはたして差があるのかどうかを判断することである。単に得られたデータ間の平均値を比較しただけではそれを

決めることはできない。そして③は、異なる2つ以上の要因間に関係が見られるのかどうかを明らかにすることである。たとえば握力と手の大きさとの間に関連性があるのかを調べることがそれにあたる。いずれも計測や実験結果のデータ処理では必要となる項目で、それらを達成するために多くの手法が提案されてきた。

(2) 統計処理手法の選び方

上述した3つの目的に対する手法の主なものを表 1.2.1 にまとめた。そこに記載された解説を参考に、目的とする統計処理に該当すると思われる手法を選ぶことになる。なお、出来るだけ各手法の適切な使い方ができるよう、それらに共通するプロセスや考え方の基本について 2.2 項に解説を加えた。必要に応じてそれらも参照してほしい。ただし、統計の専門書ではないので、各手法の具体的な詳細についてはそちらへ譲る。また、手法をすべて網羅しているわけではないので、参照すべき統計専門書の選び方を 2.3 項で紹介した。

この節では、統計処理手法の主な種類と基本的な考え方をすることに重点をおいた。

表 1.2.1 主な統計処理手法

目的	手法	解説
代表値をとらえる	平均値	データの総和をサンプル数で割ったもの(2.2(1)参照)
	標準偏差	データのバラツキ度合いを示す指標(2.2(1)参照)
	パーセンタイル値	分布の中での位置を示す値(2.2(1)参照)
	中央値	データを大小順に並べた際、真ん中に位置する値。データが偶数個の場合は真ん中2個の中間の値がそれに当る。数が少なく、ばらつきやすいデータの代表値として用いることがある
	最頻値	データの中で最も出現頻度の高い値
差をとらえる	t検定	2種類のデータ間の平均値の差を検討する場合等に用いられる(2.2(2)参照)
	分散分析	2つ以上のデータや要因間の差を検討する場合等に用いられる(2.2(2)参照)
	χ^2 (カイ2乗)検定	期待される出現比率と実際の出現比率との差を検定する手法。たとえば、高齢者の転倒事故の割合が他の年代に比べて高いかどうかを明らかにするなど
関係をとらえる	回帰分析	2者間の関連性を明らかにする。2者の関連性の強さ(相関係数)を求めることと、2者の関係を表わす近似式(回帰式)を求めることの両方を含む(2.2(3)参照)
	重回帰分析	回帰分析が2者間の関連性をとらえるのに対し、3者間以上の関連性をとらえることができる。たとえば、身長が高く体重が重いほど握力が強い傾向にあるかどうか調べるのは、この方法による

	多変量解析	上述の重回帰分析もそのひとつ。他に、主成分分析、判別分析、クラスター分析など、いくつかの種類がある。多くのデータや要因間の関連性を調べる手法。
--	-------	---

2.2 統計処理のプロセスと考え方

各手法の種類とそれらの計算のしかたを知るだけで、解決すべき問題に対する適切な処理が必ずしも行なえるわけではない。ここでは、上に紹介した3つの目的を達成するためにぜひ知っておきたい共通するプロセスや考え方を解説する。

(1) 代表値のとりえ方(平均値と標準偏差を事例として)

代表値として最も一般的に用いられるのが平均値であろう。これは(少なくともこのマニュアルの読者にとっては)常識として知っているのもので、あえて解説することもないが、計測されたいくつかの、あるいは多数の値から、その特徴をとらえる代表値の基本として、まず平均値から始めよう。

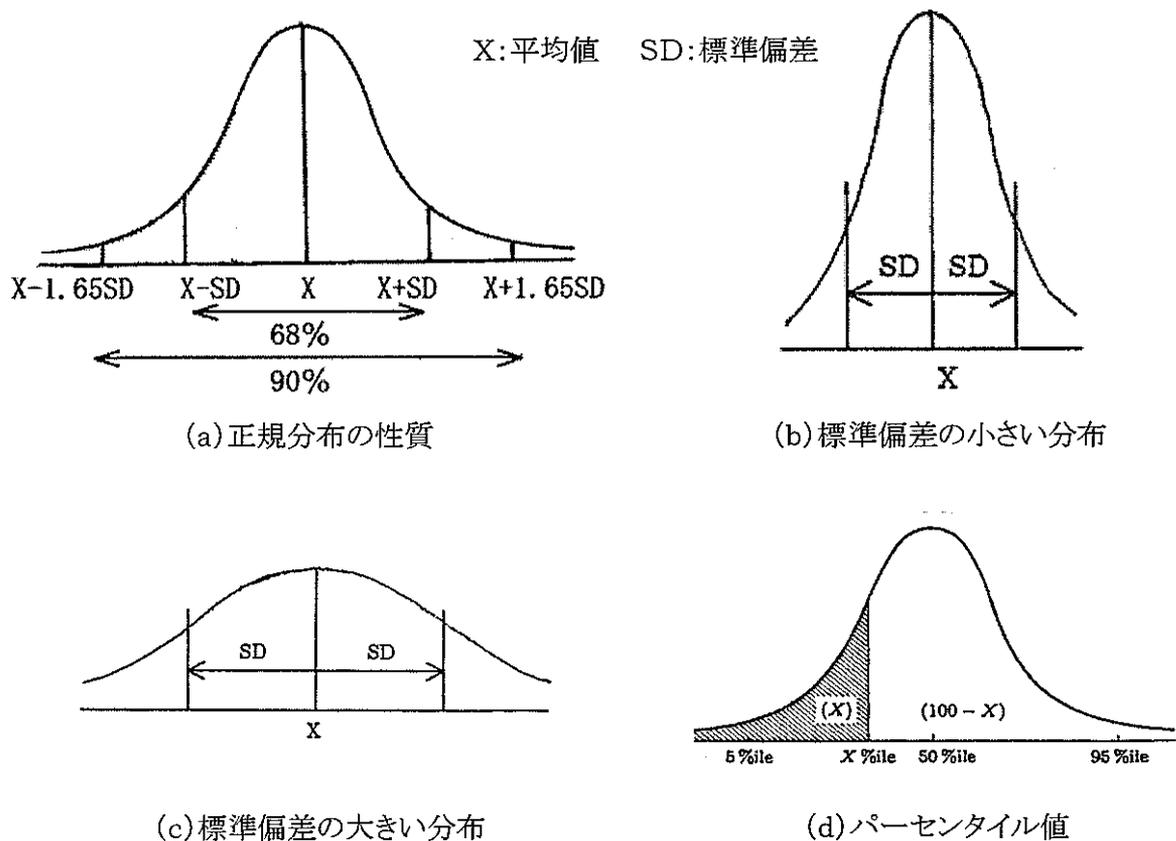


図 1.2.20 正規分布

たとえば、ある年代層の人々が利用する棚の高さの上限を求めるために、人の手が届く高さを多数の被験者について計測し、データを得たとしよう。そのサンプル数が十分に多ければ、その度数分布は一般に図 1.2.20 に示すような正規分布に近似でき、そのピークの値が平均値にほぼ一致することは知られている。今とりあえず、得られた分布が正規分布とみなせるとして議論を進めよう。さてこ

の場合、求める棚の高さを平均値(仮に 180cm としよう)で設定したら、約半数近くの人(平均値未満の人)は利用できないことになる。そこで、少しでも多くのユーザが使えるよう、この場合は背の低い人を基準にしなければならないことになる。これを決めるためには、もはや平均値だけでは情報不足となる。

そこで必要になるのが、データのばらつきの大きさを示す指標である。通常用いられるのが標準偏差(SD; Standard Deviation)である(ここでは標本標準偏差を扱う)。これは次式で与えられる。

$$SD = \sqrt{\sum_{i=1}^n (x_i - \bar{X})^2 / (n-1)}$$

ここで、 x_i : 個々の値、 \bar{X} : 平均値、 n : サンプル数

この式のルート中の分子に注目してほしい。個々の値(x_i)と平均値(\bar{X})との差が大きければ大きいほど、すなわち個々の値のバラツキが大きいほど、分子全体の値は大きくなり、ひいては標準偏差(SD)の値も大きくなるのが直観的に理解できよう。同じ平均値の分布でも、標準偏差が小さければ裾野の狭い分布となり(図 1.2.20b)、大きければ広い分布となる(c)。ここではその値を仮に 10cm としておこう。しかし、平均値が 180cm という大きさは理解できても、標準偏差 10cm がどれだけのバラツキの大きさを意味するのか、これだけではわからない。そこで、再び図 1.2.20a を見ればそれをある程度イメージすることができる。正規分布であるという仮定のもとで、分布全体の面積を 100% とした際に、平均値±標準偏差の幅にはそのうちの約 68% が含まれ、さらに平均値±1.65 倍の標準偏差の幅をとれば全体の約 90% が入る性質がある。全員を満足させる棚の高さの上限を決めることは現実には困難なので、たとえば全員の 95% のユーザを満足させようとするならば、(平均値) - 1.65 × (標準偏差) の寸法がその限界値になることがわかる。この例では平均値 180cm、標準偏差 10cm なので、95% のユーザが満足できる棚の許容高さは $180 - 1.65 \times 10 = 163.5\text{cm}$ ということになる。(もちろん、その高さが届かない人は全体の 5% いるわけだから、その人達への対応も別に考えなければならないだろう。)

なお、実際には正規分布にピッタリ当てはまることはなく、サンプルの数が少ないほど分布の形がそれからずれていく。しかし、複数の要因が絡んでいない限り、分布が多少ゆがんでいてもサンプル数をさらに増していけばやがて正規分布に近づくとみなされ、その仮定のもとで統計処理を進める場合が多い。(正規分布とみなせるかどうかを判定する方法として、たとえば小標本の場合、W検定などがある。) しかし、ピークが複数存在する分布や左右非対称の分布について、これは必ずしも当てはまらない。

平均値と標準偏差の他に、分布の中の位置を示す指標としてよく使われるのがパーセンタイル値である。データの分布全体の面積を 100% とした際に、小さい方から x% を分ける境界の値が xパーセンタイル(%ile) 値である(図 1.2.20d)。一般に、1、5、25、50、75、95、99 パーセンタイル値などがよく用いられる。人体寸法値データベースなどは、平均値、標準偏差の他にパーセンタイル値が並記されている場合が多い。

代表値をとらえる手法の多くは、このように正規分布の考え方が前提となっている。(これらの詳細について書かれた専門書の選び方は、2.3 統計書の選び方を参照)

(2) 差のとらえ方 (t検定を事例として)

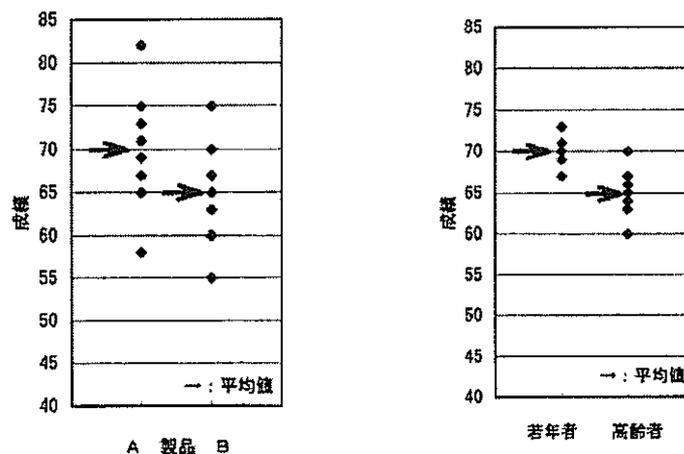
ある条件間の差を統計的に判断するやり方を検定と呼ぶ。ここでは、その一般的な手法のひとつであるt検定を事例として、差をとらえる基本的な考え方を解説する。

たとえば、製品Aと製品Bの操作性を比較することを考えよう。両製品の使用経験のない16名の被験者を、操作に対する基本的な能力に片寄りが出ないように8名ずつ2グループに分ける。そのうち8名はAを用い、残りの8名はBを用いて、ある課題を実施したときの成績を比較する。その結果の成績が図1.2.21aのようになったとする。平均値はAを用いたグループでは70点、Bを用いたグループでは65点だったので、Aの方が操作性に優れていると結論づけてよいであろうか。図で示されているように、Aの平均点より高得点をあげているBの被験者もいれば、Bの平均点より低いAの被験者もいる。

別の例をあげよう。若年者8名と高齢者8名にある操作を継続して実行してもらい、その成績を点数化した結果、若年者の平均点が70点、高齢者の平均点が65点だったとしよう(図1.2.21b)。この場合も先の例と同じく平均点の差は同じだが、若年者の成績の方が高いと言えるだろうか。これらを検定する方法として最もよく用いられるのがt検定である。

<考え方> 検定のための一般的な手続きとして、まず帰無仮説なるものがたてられる。先の例でいえば、「製品Aと製品Bの操作性には差がない」という仮説をたてる。次にその仮説が成り立つ確率を求める。その確率が非常に小さければ、仮説自体が不自然だとしてこれを捨て、やはり両者の操作性には差があると判定する。逆に確率が小さくなければもとの仮説を支持して、両者の操作性には差がないと判定する。前者の場合は「AとBの操作性に有意差が認められる」、後者の場合は「有意差が認められない」などと言い表わす。

では、その確率を求めるためにはどうするか。動作計測等で扱う被験者数やデータ量は、おそらく何百何千という数になることはまれであろう。たいていは数例数十例の場合が多く、こうした少数例のデータはt分布に従うことが知られている。それをもとにtなる値を計算し、その値に対応する確率を調べる。tが大きくなるほど、仮説が成立する確率は小さくなる。すなわち、有意差が認められやすくなる。



(a) 製品AとBの操作性の比較

(b) 若年者と高齢者の操作成績の比較

図 1.2.21 2種類のデータの比較(いずれも仮想実験結果)

<計算方法> tを求めるためには、上述した平均値と標準偏差、そしてサンプル数の情報が必要である。式は以下の通りである。

$$t = N \cdot |X_A - X_B| / \{(n_A - 1) \cdot SD_A^2 + (n_B - 1) \cdot SD_B^2\}$$

$$N = \sqrt{\{\phi \cdot n_A \cdot n_B / (n_A + n_B)\}}$$

$$\phi = n_A + n_B - 2$$

ここで、 X_A : Aの平均値、 X_B : Bの平均値、 SD_A : Aの標準偏差、 SD_B : Bの標準偏差、 n_A : Aのサンプル数、 n_B : Bのサンプル数、 ϕ : 自由度

式は一見複雑そうに見えるが、すでに算出されている各々の値を機械的に代入していけばよい。少なくとも、 $t = \sim$ の分数の分子に注目すると、両者の平均値の差の絶対値があり、平均値間に隔たりがあるほどtが大きくなることがわかる。また、分母に目を向けると、AやBの標準偏差、すなわちバラツキが小さいほど分母も小さくなり、やはりtが大きくなる。すなわち、各条件の平均値の差が大きくそれぞれのバラツキが小さいほど有意差が認められやすくなることが直感できる。なお、tの値に対応する確率を求めるためには、自由度(ϕ)なる指標も必要である。

実際に図中のデータから上の式を用いてtと ϕ を計算した結果、製品A・Bの例では $t=1.508$ 、 $\phi=14$ 、若年者と高齢者の例では $t=3.821$ 、 $\phi=14$ となった。

<仮説の採否> さて、tと ϕ が求まったところで、たとえば「製品AとBの操作性には差がない」とする仮説の成り立つ確率を調べることになる。しかし、これを導く関数から解を求めるのは非常に手間がかかるため、通常は主な確率に対応するt値が載せられた換算表(t分布表;表 1.2.2)を用いる。(統計ソフトには、自動的にこの確率の近似値を求めてくれるものもある。)

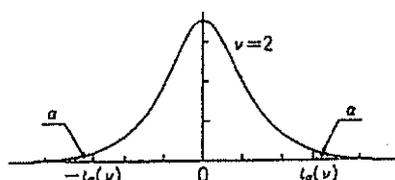
仮説を捨てる基準となる確率(有意水準)として、一般に用いられているのが5%というレベルである。すなわち、「AとBとの操作性には差がない」とする仮説が成立する確率が5%未満というのは非常に小さいのでそれを採択するのは不自然であり、やはり「AとBとの操作性には差がある」と考えようということである。ただし、あらゆる仮説の採否の境界レベルが5%というのは妥当ではないだろう。これは仮説を採択(または棄却)することによって得られる利益や危険性によって変わるべきものである。それゆえ、有意水準を何%に設定するか、検定の前にあらかじめ表記しておくことが必要である。一般には有意水準を5%に設定するケースが多く、1%のこともある。逆に10%の設定はあるが、それを越えるレベルを設定することはない。

さて、とりあえず有意水準を5%としておこう。ここで、t表の5%の列と求めた自由度 $\phi(=14)$ の行(ψ)が交わったところの値を読むと、対応するt値は2.145である。つまり、5%より小さい確率となるためには、tが2.145より大きくならなければならない。先の例で求めたt値($=1.508$)はそれより小さかったのだから、対応する確率は5%より大きいことになる。つまり、仮説を採択することになり、「製品AとBの操作性には有意差が認められない」と結論づけることができる。

一方、後の例で求めたt値($=3.821$)はt表で求めた値より大きいので、5%より小さい確率となる。つまり、仮説を棄却することになり、「若年者の成績は高齢者のそれに比べて有意に高い」となる。

5%レベルをクリアしたので、さらに1%レベルではどうだろうか。t表より、1%レベルでのt値は 2.977 となり、それでも求めたt値の方が大きい。さらに 0.1%ではどうか。同じくt表より 4.140 となり、これは求めたt値の方が小さくなる。ところで、仮説の成り立つ確率のことを、「危険率」と呼ぶ(理由は後述)。したがって、この例では危険率1%未満で有意差が認められたと結論できる。

表 1.2.2 t分布表(統計数値表編集委員会,1977 を一部改変)



α 2α	.250 (.500)	.200 (.400)	.150 (.300)	.100 (.200)	.050 (.100)	.025 (.050)	.010 (.020)	.005 (.010)	.0005 (.0010)
1	1.000	1.376	1.963	3.078	6.314	12.706	31.821	63.657	636.619
2	.816	1.061	1.386	1.886	2.920	4.303	6.965	9.925	31.599
3	.765	.978	1.250	1.638	2.353	3.182	4.541	5.841	12.924
4	.741	.941	1.190	1.533	2.132	2.776	3.747	4.604	8.610
5	.727	.920	1.156	1.476	2.015	2.571	3.365	4.032	6.869
6	.718	.906	1.134	1.440	1.943	2.447	3.143	3.707	5.959
7	.711	.896	1.119	1.415	1.895	2.365	2.998	3.499	5.408
8	.706	.889	1.108	1.397	1.860	2.306	2.896	3.355	5.041
9	.703	.883	1.100	1.383	1.833	2.262	2.821	3.250	4.781
10	.700	.879	1.093	1.372	1.812	2.228	2.764	3.169	4.587
11	.697	.876	1.088	1.363	1.796	2.201	2.718	3.106	4.437
12	.695	.873	1.083	1.356	1.782	2.179	2.681	3.055	4.318
13	.694	.870	1.079	1.350	1.771	2.160	2.650	3.012	4.221
14	.692	.868	1.076	1.345	1.761	2.145	2.624	2.977	4.140
15	.691	.866	1.074	1.341	1.753	2.131	2.602	2.947	4.073
16	.690	.865	1.071	1.337	1.746	2.120	2.583	2.921	4.015
17	.689	.863	1.069	1.333	1.740	2.110	2.567	2.898	3.965
18	.688	.862	1.067	1.330	1.734	2.101	2.552	2.878	3.922
19	.688	.861	1.066	1.328	1.729	2.093	2.539	2.861	3.883
20	.687	.860	1.064	1.325	1.725	2.086	2.528	2.845	3.850
21	.686	.859	1.063	1.323	1.721	2.080	2.518	2.831	3.819
22	.686	.858	1.061	1.321	1.717	2.074	2.508	2.819	3.792
	.685	.858	1.060	1.319	1.714	2.069	2.500	2.807	3.768
		.857	1.059	1.318	1.711				3.745

さて、同じ平均点の組み合わせであったにもかかわらず、先の例では有意差が認められず、後の例では認められた結果となった。これは、AとBおよび若年者と高齢者の平均点の組合せが同じでも、個々のデータのバラツキが先の例の方は後の例に比べて大きく、その差が両者の結論を正反対に導いたことが、あらためて図 1.2.21 を見れば直感できる。

ところで、ここでひとつ気にとめておかなければならないのは、検定で有意差が認められたからといって、完全に差があると断定されたわけではないことである。すなわち、たとえば危険率5%未満で有意差が認められるということは、本当は差がないのにたまたま偶然に差があるような結果になってしまう危険性が5%未満は存在するということでもある。危険率の「危険」とは、このように誤った判定を下してしまう可能性を意味しているのである。5%より1%、さらに 0.1%のレベルで有意差が認められる方が、その危険性はより小さいことになる。いずれにせよ、本当に差があるといえるのかどうかは神のみぞ知るのである。

以上、t検定を事例として紹介したが、簡単で有効な方法なので多く利用されている。ただし、この検定はあくまで2つの間の比較に用いられるのであり、3つ以上の間の比較には直接使えない。よ

く、ABCの3つを比較するのに、AとB、BとC、CとAの各2者間のt検定で比較することが行なわれるが、これは適切な方法とはいえない。つまり、個々の組合せの間に有意差が出る確率が低くても、少なくともひとつの組合せで有意差が出てくる確率は全体で高くなってしまふからである。3つ以上の比較をするためには、分散分析による方法が有効である。

この方法は3つ以上の間の比較を行なえるだけではない。複数の要因、および(場合によっては)それらの間の相乗効果(交互作用とよぶ)まで同時に判定する能力があり、応用範囲は広い。計算方法等はt検定と異なるが、基本的な検定の考え方は同じである。分散分析では、標準偏差の代わりに分散と呼ばれるバラツキの指標を用いる。測定のバラツキよりも比較すべき条件間のバラツキの方が十分大きければ有意差ありと判定される仕組みである。ただし、その要因数やデータ構造により分散分析の種類は多く、もしあらゆるケースを解説しようとするれば、この冊子のヴォリュームに匹敵するほどの内容になってしまう。

この分散分析を手段とした実験の効率的な設定方法や解析方法を体系化した「実験計画法」が確立されており、もしこの方法を本格的に採用する場合は、ぜひその専門書を参考にしていきたい(専門書の選び方については2.3 統計書の選び方を参照)。

(3) 関係のとらえ方(回帰分析を事例として)

身長が高いほど手も長いと言えるのか、といった複数の要因間の関連性を調べることもある。ここでは、その最も基本的で一般的な手法として、回帰分析をとりあげた。

事例として、たとえば20名のユーザが一定時間ある機械の操作を継続した時の疲労度とその時の操作成績を測定した結果が図1.2.22のようになったとしよう。(もちろん架空の実験結果であり、実際これほどきれいな結果が出ることはまれであろう。)疲労度が増加しているほど成績が低下する傾向がみられ、両者の関係が逆比例になっていることがわかる。一般には、こうした両者の関係について2つの点から検討することになる。

- ・両者の関連性の強さ
- ・両者の関係を表わす近似式

<相関係数> まず、1点目にあげた関連性のあることを「相関がある」と呼び、それを表わす指標が相関係数である。これは、-1から+1までの間の値をとり、±1に近いほど相関が強く、0に近いほど相関がないことを示す(図1.2.23)。また正の値は正比例、負の値は逆比例を表わす。相関係数(r)を求める式はここでは省略するが、今は統計機能つき電卓やコンピュータの統計ソフトを用いれば後述する回帰式とともにデータを入力するだけで答えを出してくれる。式を知りたい場合は統計書を参照してほしい。図1.2.22に示されている $r = -0.89$ がこの例での相関係数である。強い相関があるといえる。

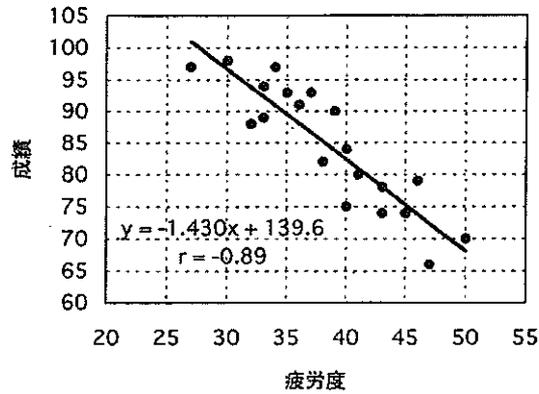


図 1.2.22 精神的疲労度と操作成績(仮想実験例)

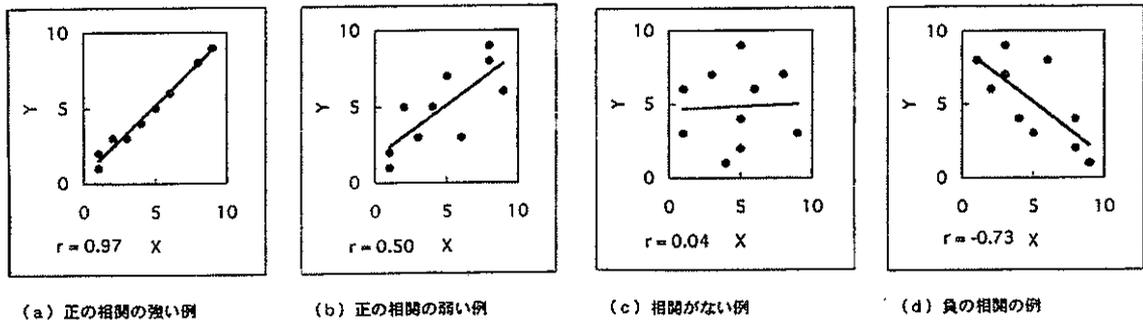


図 1.2.23 相関のパターン例と相関係数(r)

<回帰式> 次に両者の関係を近似する式を導くことを考えよう。まずデータの分布状況を観察すると、疲労度と成績との関係が直線的なので、直線式 $y = ax + b$ で近似できる。この式のことを「回帰式」、それが直線の場合は「回帰直線」と呼ぶ。最も一般的に用いられる方法が、最小2乗法である。式の導き方の詳しい説明は省略するが、散布図上の個々の値からy軸に平行に下ろした線が回帰直線にぶつかるまでの距離の2乗の総和が最小になるように、傾きaとy切片bが決められるのである。最小2乗法と呼ばれるのは、そうした理由による。結果の回帰直線およびその式は、図 1.2.22 に示されている。

<相関係数の検定> 上に述べた手法により両者の関連性を表わすことができるが、注意しておかなければならない点は、サンプル数が少ない場合である。たとえば、先の疲労度と操作成績との関係をわずか3名だけで調べたとしよう。その結果が図 1.2.24a のようになったとする。3名のデータでも、計算によって図に示すように回帰式と相関係数を求めることができる。相関係数の絶対値も極めて高い値を示している。しかし、たまたま3人目の被験者として、疲労度 50 で成績 65 の被験者ではなく、疲労度 50 で成績 93 の被験者が選ばれていたらどうであろうか。図のbに示したように、回帰式や相関係数が大きく変わるだけでなく、逆比例の関係だったものが正比例の関係になってしまい、結論自体が全く逆の結果になってしまう。

そこで、「もともと両者の間には相関がない」という帰無仮説をたて、これに対する検定を実施して、相関そのものの有意性を確かめる必要が出てくる。次式にもとづきt値を求め、あとはt検定での処理と同じである。

$$t = |r| \sqrt{\phi / (1-r^2)}$$

$$\phi = n - 2$$

ここで、 $|r|$: 相関係数の絶対値, n : サンプル数

これをすぐ上の例について計算すると、 $t=3.042$ 、 $\phi=1$ となる。表 1.2.2 のt表より5%レベルの値を調べると、12.706 である。それに比べて、求めたt値はかなり小さい。したがって、この場合は相関係数が -0.95 と、 -1 に極めて近いにもかかわらずデータが少なかつたために相関は意味がないことになる。

ちなみに、先にとりあげた図 1.2.22 の例について計算してみると、 $t= 8.729$ 、 $\phi=18$ となる。同じく5%レベルの値を調べると、2.101、さらに0.1%レベルでも3.922 になり、求めたt値の方がはるかに大きい。すなわち結論として、相関係数が -0.89 と上の例より絶対値が低いにもかかわらず、「危険率 0.1 %未満で有意な相関が認められた」ことになる。関連性を検討するためには、サンプル数が大きくものを言うのである。

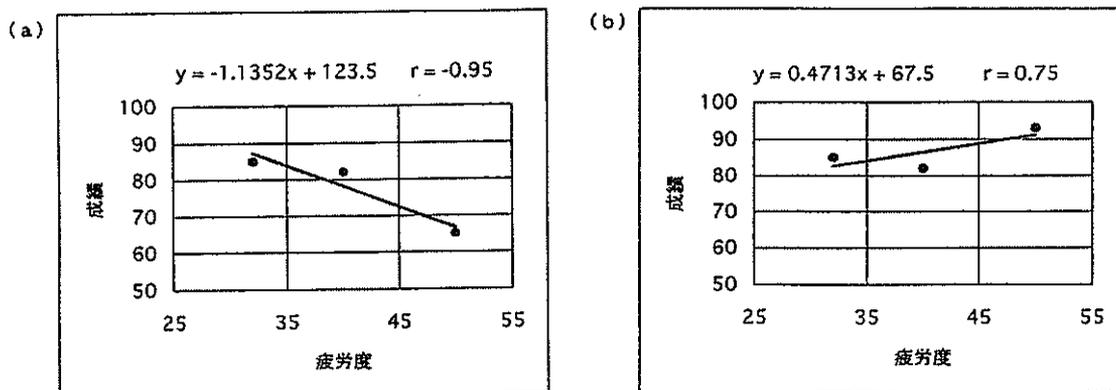


図 1.2.24 回帰分析(少数例の危険性)

ここまでの例では、2者間の関連性を事例として扱ってきた。さらに3者間以上の関連性についても様々な手法が存在する。重回帰分析や、さらに多くの変数を扱う多変量解析なども用意されている。必要があれば、それらの専門書を参考してほしい。

2.3 統計書の選び方

統計に関する書物は数多く、新しいものも次々と出版されている。以前は、わかりやすい良書といえどその多くは海外のものが中心だったが、近年国内でもわかりやすさを第1に考えた本が多く出版されるようになった。推薦すべき専門書を特定することは難しいが、出来るだけ事例を多く載せてある本が取り付きやすいだろう。初めから数式がたくさん出てくるものは、専門的に勉強するのでなければ避けた方が無難である。また、近年は統計ソフトとそのマニュアルも増えており、実際の計算も兼ねてそれらのソフトとマニュアルを活用する方がはるかに効率的である。

「代表値のとらえ方」に関しては、統計学の入門書や一般的な統計学の教科書でも詳細に取り上げられている。

「差のとらえ方」に関しては、分散分析法を中心とした「実験計画法」などの書物を推薦したい。なぜならば、統計的検定の方法だけでなく、計測を始める前に考慮しておかなければならない計測条件の設定や計測順序に関する方法も説明されているからである。

「関係のとらえ方」に関しては、まず回帰分析についてある程度知っておく必要がある。一般的な統計学の本でもよいが、回帰分析をテーマにした専門書、あるいは統計処理の手法を網羅した総合的な統計専門書も参考になる。さらに多変量解析については、それをタイトルとした書物が多数出回っている。

参考文献

1. 波形処理

橋原孝博, 阿江通良, 横井孝志, 石島 繁, 古藤高良, 渋谷侃二(1988):規格化・平均化の手法による運動技術解析の試み(バレーボールのスパイク技術について). 体育学研究, 33-3:201-210.

臨床歩行分析懇談会(編)(1990):臨床歩行分析入門, 医師薬出版株式会社.

篠崎敏夫, 松下祐輔(編)(1982):応用数値計算法入門(上), コロナ社.

桜井明(編著)(1989):スプライン関数入門, 東京電気大学出版局.

Winter, D. A. (1990): Biomechanics and motor control of human movement (2nd edition). A Wiley-Interscience Publication. John Wiley & Sons, Inc. New York.

2. 統計処理

統計数値表編集委員会(編):簡約統計数値表, 日本規格協会, 1977

山岡俊樹, 岡田明:応用人間工学に基づくユーザインタフェースデザインの実践, 1999

第2編

計測編

「知的基盤整備事業・人間特性計測評価技術の調査」での成果を編纂したものである。本編では人間が日常生活で普遍的に行う12種類の動作を取り上げ、各動作の計測方法や計測結果の解析方法について記述しており、これによって、人間中心のモノづくりに必要な人間特性データの積み上げとその応用に活用していただきたい。

なお、ここで記載した計測結果は本計測方法で得られた結果一例であり、計測目的や計測条件によっては得られる結果が異なるため、計測にあたっては各計測条件に注意を払うことが必要である。

第1章 上肢に係る操作力

上肢は筋骨格系調整機能が働き易く、動的操作力は負荷条件(慣性力、バネ力、粘性抵抗)設定が複雑なため、「第1節 指で押す(ボタン操作)」以外は静的操作力を計測する。

第1節 指で押す操作力

1. 計測概要

電気製品で代表される指でボタンスイッチを押し込むときの動作について、荷重計を用いた計測法について述べる。

2. 対象操作

2.1 操作する指の予備調査

(1) 地下鉄券売機

一般利用者100名について公営地下鉄の券売機(傾斜券売機及び垂直券売機)の行き先ボタンを押す操作の指をビデオ画像から解析した。その結果は表2. 1. 1のとおりで、操作指は第2指及び第3指で90%を占め、第4指及び第5指で操作することはなく計測対象から外した。また、近位指節間(PIP)関節の過伸展状態が観察された。

表 2.1.1 券売機操作時の操作指(1回/名:100名)

操作指	右手	左手	計
第1指	5	2	7
第2指	51	12	63
第3指	24	4	28
第2+3指	2		2
計	82	18	100

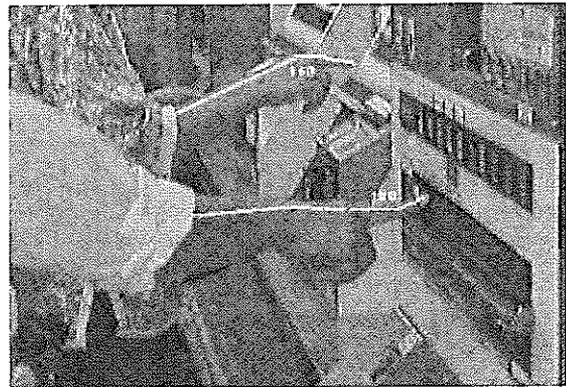
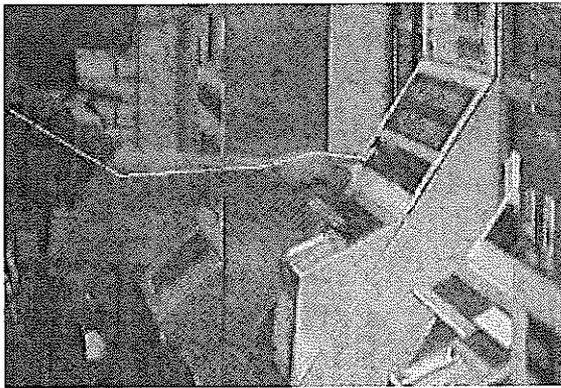


図 2.1.1 地下鉄券売機操作例

(2) 家庭製品の調査

若年層3名(29才～56才)によりボタン電話で電話する操作及びエアポットでの出湯操作をビデオ画像から解析した。その結果、ボタン電話は第2指、エアポットの出湯操作は2本指(第2指+第3指)又は3本指(第2指+第3指+第4指)であり、エアポットはボタン電話と比べ押し込み深さが深く操作し難い評価であった。



図 2.1.2 エアポット操作

2.2 操作形態

「指で押す」という操作には、パソコン操作に代表されるように掌を軸に正確な操作と電話や自動販売機の操作に掌を浮かせた操作がある。ここでは、高齢者の日常生活で頻度が高い「掌を浮かせた指押し」動作を対象とする。

2.3 計測条件

操作する指：指1本(第1～3指)、指2本(第2+第3指)及び指3本(第2+第3+第4指)

被験者姿勢：立位で上肢は下垂状態から教示された力の程度によりボタンスイッチを3秒間押し再び下垂する。



図 2.1.3 計測対象

3. 被験者

ここで前提とする高齢者はボタン操作に支障がない青年から高齢者を対象とする。なお、ボタン操作は本編他の動作と比べ身体への負担が少なく、座位又は臥位についても可能である。計測条件及び解析のため、属性調査を行った。

- ・基本属性：性別、年齢、職歴、病歴
- ・身体寸法(高さ設定用)：身長、体重、肩峰高、肘頭高
- ・運動特性：握力

4. 計測装置

4.1 高さー操作力計測装置

高さ設定装置(200～1900±1mm)と操作力検出部に直結した押しボタン(ストローク 1.5mm×操作荷重 1.18～1.47N)を配列した操作盤で構成する。

4.2 操作力検出部

荷重計(歪みゲージ式)の仕様

- ・定格容量[1] : 200N
- ・定格出力 : 1.9140mv/v
- ・非直線性[2] : 0.0313% RO
- ・ヒステリシス[3] : 0.0366% RO

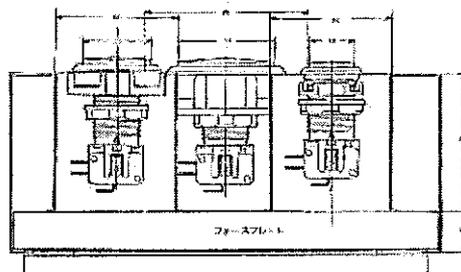


図 2.1.4 ボタン操作力検出部

4.3 データ収録装置

サンプリング周波数 10Hz 以上

5. 計測方法

5.1 肘頭高での操作力計測

- (1) 力の大きさ : 最大の力とは教示「力いっぱい押して下さい」による。普段の力とは教示「普段自動販売機を操作する力で押して下さい」による。無理しない力とは教示「無理しない力で操作して下さい」による。
- (2) 計測項目 : 操作力
- (3) 推奨サンプリング周波数 : 20Hz[50msec]

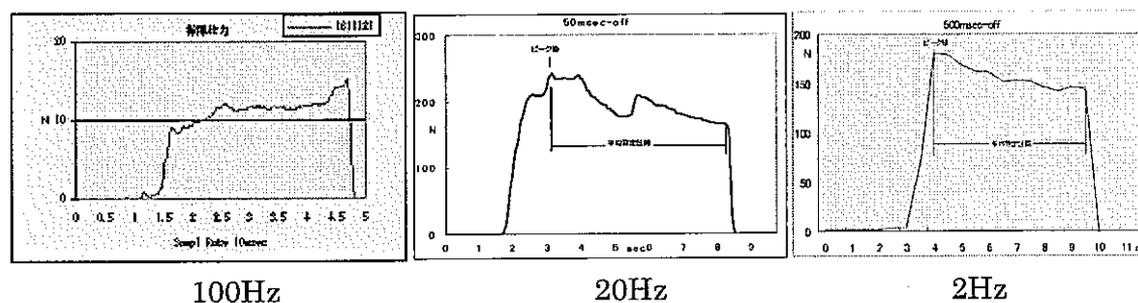


図 2.1.5 サンプリング例

5.2 操作高さ変化による操作力計測

操作ボタン中心＝肘頭高×(0.8～1.2)、適正高さ

6. 計測手順

趣旨説明→問診・血圧測定→更衣→属性計測→操作力計測→問診→更衣→終了

7. データの処理方法

操作区間(第1ピーク点～力を抜き始めた点)のピーク値と平均値を算出する。

8. 計測実験例

8.1 操作力

(1) 基礎操作力一負荷

高齢者男女20名:年齢平均 70.9(63～80)才での計測例

- ・最大発揮力:第1指 22.0(0.4)～3本指 22.9(5.3)N
- ・少し努力:第1指 12.6(7.3)～3本指 20.0(10.9)N
- ・無理しない力:第1指 8.5(2.1)～3本指 13.5 (5.3)N
- ・負荷が小さくなると、個人間のバラツキが大きくなった

(2) 家庭内製品の操作力

必要操作力により操作力はエアポットがボタン電話と比べ操作力が平均・ピーク値とも大きかった。

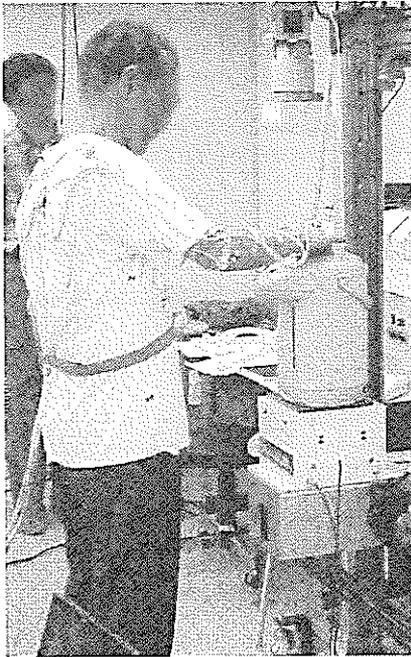


図 2.1.6 エアポットの計測例

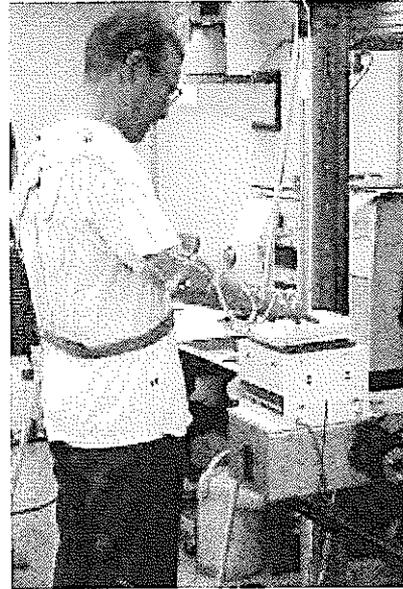


図 2.1.7 ボタン電話の計測例

表 2.1.2 家庭内製品の操作力計測例 n=20

製品仕様		時間平均	ピーク値
ボタン電話 (2N×1.1mm)	被験者平均	5.3	10.4
	(標準偏差)	(2.3)	(6.3)
エアポット (25N×18mm)	被験者平均	22.4	34.0
	(標準偏差)	(5.2)	(10.1)

8.2 操作性

肘頭高を基点に高さを変化させたときの押し易さの官能値(5~1)及び上肢関節角度を計測した。垂直操作(自販機など)では、肘より低くなると、肘屈曲及び手関節が背屈状態で操作性が悪い評価となった。

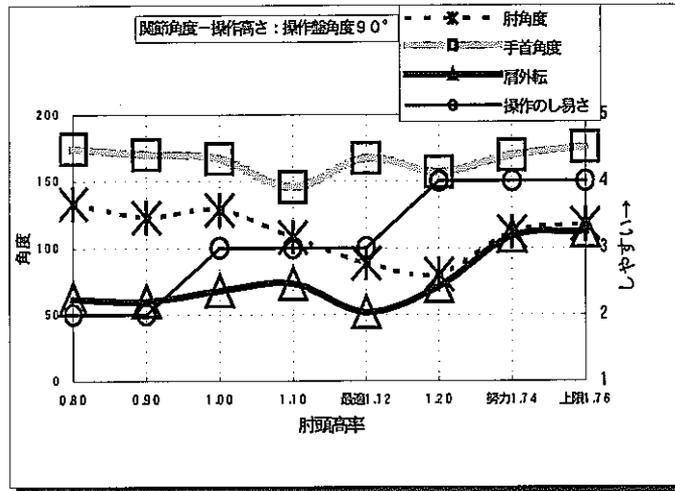


図 2.1.8 操作性及び関節角度

8.3 操作し易い高さ

指で押し易い申告高さによれば、操作盤の角度において、水平→45° →垂直に従い最適高さが高くなった。これは、手関節が背屈状態を避けるため高い位置を選択したと思われる。また、エアポットと電話を比較すると、前者が肩峰高に近い高さが押しやすかった。

表 2.1.3 申告適正高さ n=20

申告適正高さ		水平				45°				垂直			
操作指	操作指	第2指		第2指+第3指		第2指		第2指+第3指		第2指		第2指+第3指	
		高さ:mm	肩峰高さ	高さ:mm	肩峰高さ	高さ:mm	肩峰高さ	高さ:mm	肩峰高さ	高さ:mm	肩峰高さ	高さ:mm	肩峰高さ
平均		693	0.562	683	0.544	794	0.629	783	0.625	980	0.779	970	0.771
標準偏差		194	0.149	180	0.139	251	0.182	245	0.179	299	0.228	286	0.218
最小		500	0.404	500	0.404	500	0.404	500	0.404	636	0.478	639	0.478
最大		1224	0.938	1157	0.887	1324	0.958	1291	0.958	1459	1.138	1459	1.138

申告適正高さ		電話		エアポット	
操作指	操作指	第2指		第2指+第3指+第4指	
		高さ:mm	肩峰高さ	高さ:mm	肩峰高さ
平均		952	0.753	1043	0.829
標準偏差		135	0.089	124	0.109
最小		745	0.625	814	0.654
最大		1182	0.918	1350	1.052

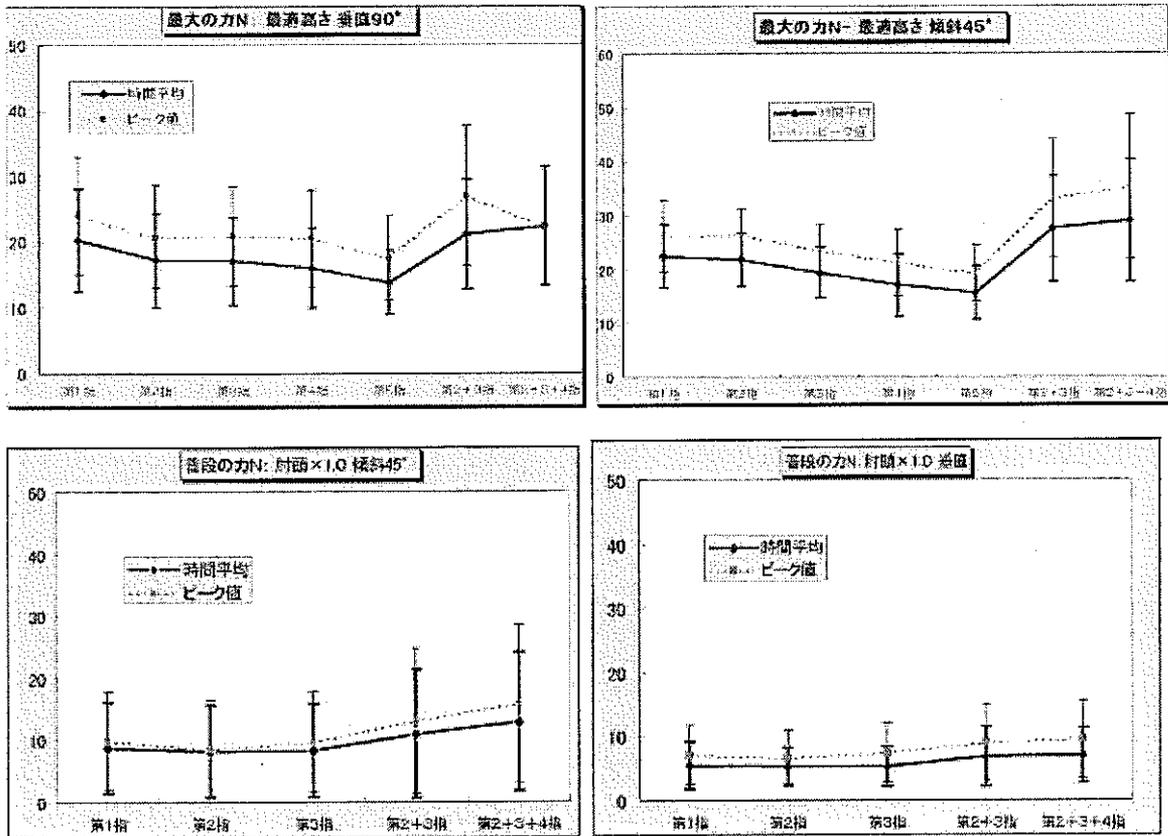


図 2.1.9 条件による操作力 n=20

第2節 手で握る

1. 計測概要

上肢動作の場合、握りながらひねる、握りながら持ち上げるなどの複合動作が一般的であり、握る基本動作を解析することは複合動作の解析に近づくこととなる。手で握る動作には5指間握り、指-掌間握りや中心集中性握り*1 などの形態があり、発揮力が比較的大きい指-掌間握りや中心集中性握りは逆に、個人差、姿勢や加齢による変化が生じやすい。公共ドアの開閉や作業工具を握るなど生活・就労場面に重要なこれらの基本動作を解析する。

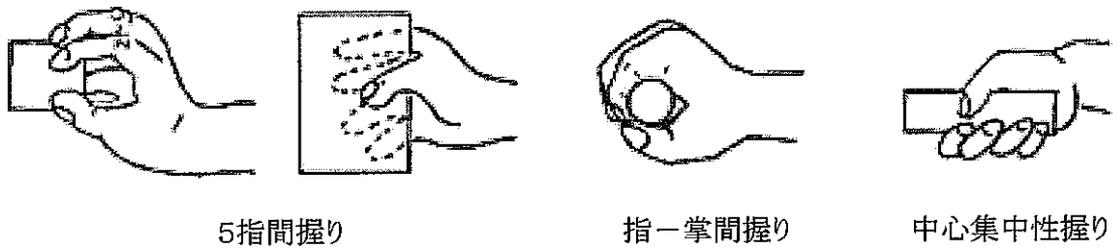


図 2.1.10 握り操作の体系

2. 対象動作

被験者姿勢 : 立位で上肢は下垂状態から合図により $\phi 35$ 円筒を右手で握る

操作の種類 : 横軸(y軸)の中心集中握り及び上下軸(z軸)の指-掌間握り

力の大きさ : 最大の力、普段の力

3. 被験者

ここで前提とする高齢者はボタン操作に支障がない青年から高齢者を対象とする。

4. 計測装置

4.1 検出部及び記録部

$\phi 35$ 円筒形状の握り部と増幅器で構成する。握り部は固定され、荷重変換器及び増幅器により握り力を電圧データに変換する。

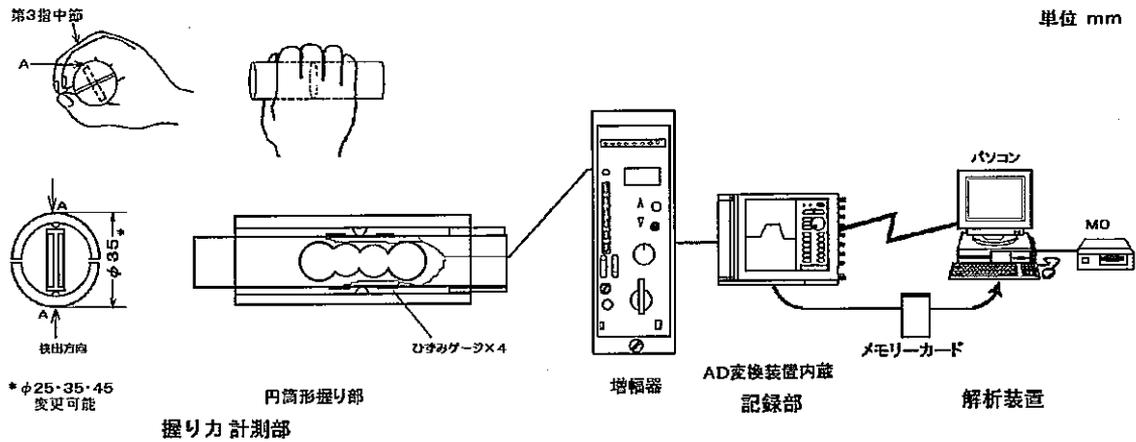


図 2.1.11 握り力計測装置

4. 2 記録部

計測された握り力の電圧データを、A/D変換しメモリーカード又は直接パソコンに記録する。

5. 計測方法

5. 1 握り力

(1) 力の大きさ

最大の力「力いっぱい握る」
 普段の力「通常力で握る」

(2) 握り形態

水平横軸握り(Y軸握り)、縦軸握り(Z軸握り)

5. 2 高さ変化

握り中心高さ $Z = \text{肘頭高} \times (0.8 \sim 1.2)$

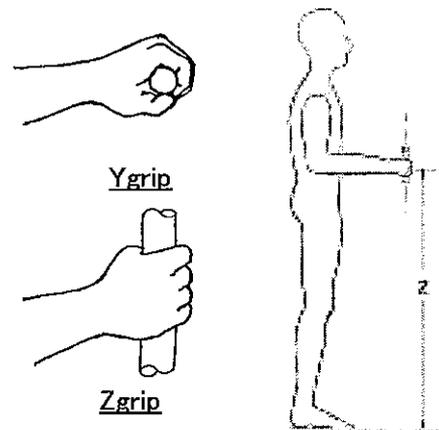


図 2.1.12 計測姿勢

6. 計測手順

趣旨説明→問診・血圧測定→更衣→属性計測→操作力計測→問診→更衣→終了

7. データの処理方法

操作区間(第1ピーク点～力を抜き始めた点)のピーク値と平均値を算出する。

8. 計測実験例

計測された握り力は個人能力差を相殺するためスمدレー握力で除し正規化を試みた。また、操作のし易さ官能値及び到達域の分布例を示す。

表 2.1.4 握り力とスمدレー率 $n=36$ (): 標準偏差

握り形態	x軸握り		Y軸握り		Z軸握り	
	操作力:N	スمدレー率	操作力:N	スمدレー率	操作力:N	スمدレー率
最大	142(67)	0.439(0.136)	112(56)	0.345(0.111)	125(58)	0.386(0.130)
普段の力	56(31)	0.177(0.071)	53(29)	0.165(0.068)	58(34)	0.178(0.090)
大変楽な力	26(19)	0.080(0.043)	26(19)	0.080(0.043)	30(25)	0.091(0.067)

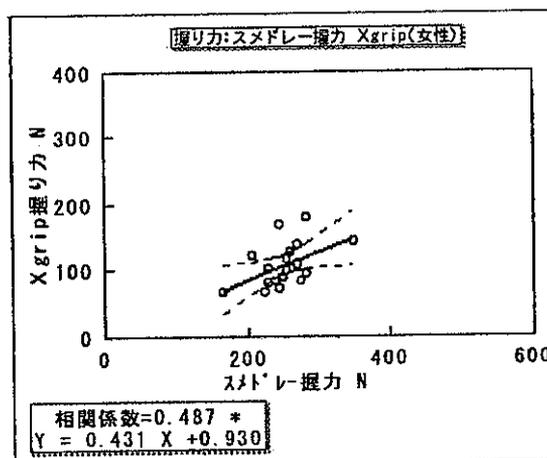
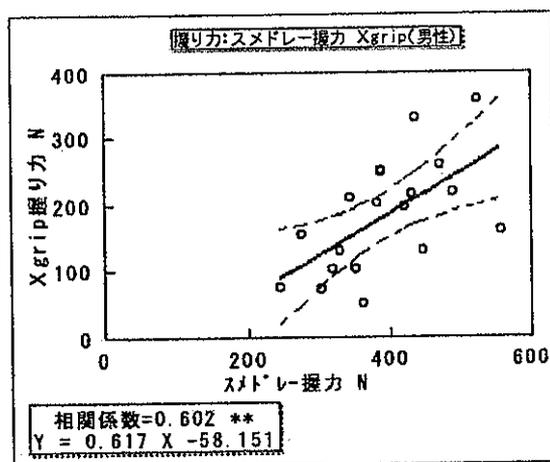


図 2.1.13 握り力・スمدレー握力の相関例

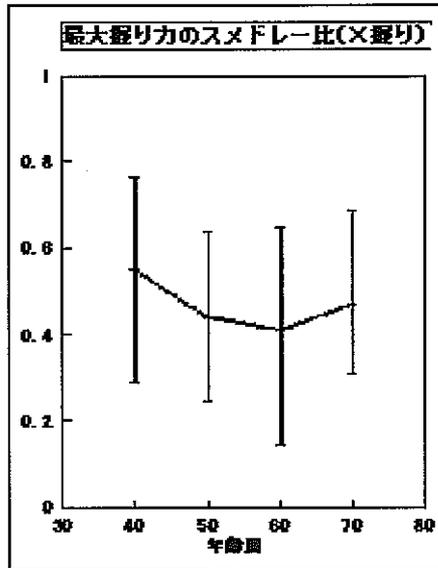
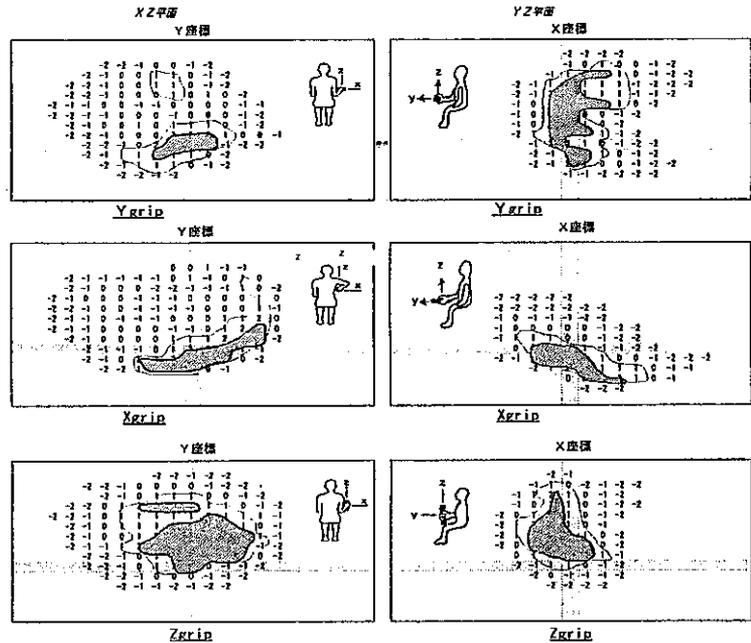


図 2.1.14 年齢-スメドレー率



黒ベタ:大変操作し易い、枠線内:操作し易い

図 2.1.15 操作のし易さ分布例

これらは限られた条件での一例であるが、傾向として次のことが推定される。

- ①握り力は個人差が大きく、年齢層より個人のスメドレー握力に依存すること
- ②負荷変化による操作力は教示法に依存すること
- ③握り形態により操作し易い位置及び到達域(操作可能な限界域)が異なること

第3節 手でひねる

1. 計測概要

手でひねる動作には指と手関節が主体となる「指先又は指腹でつまんでひねる」、握力と前腕の回旋力が主体となる「手全体でひねる」などがある。後者の場合、作業工具や水道栓など生活・就労

場面に重要な基本動作であり、高さ変化による上肢の各関節状態が操作力に及ぼす影響があることから、ひねり力-操作高さの関連を解析する。

2. 対象動作

被験者姿勢:立位で上肢は下垂状態から合図によりφ35円筒を右手で握ってひねる。
操作の種類:前後軸(x軸)及び上下軸(z軸)を中心に時計及び逆時計方向にひねる
力の大きさ:被験者基礎回外力の50%又は20%

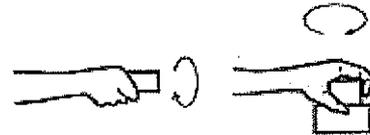


図 2.1.16 X軸及びZ軸ひねり

3. 被験者

計測条件及び解析のため、属性調査を行った。

基本属性:性別、年齢、職歴、病歴

身体寸法(高さ設定用):身長、体重、肩峰高、肘頭高

運動特性:握力

4. 計測装置

4.1 検出部

- ・歪みゲージ式トルク変換器:定格=±980N・m, 非直線性 0.3%R.O.
- ・アンプ:定格出力=±10.2V, 非直線性 0.02%FS

4.2 高さ設定部

測定台移動速度:300mm/min(60Hz)

測定台高さ設定:デジタルカウンターによるデジタル表示 mm 単位

設定範囲:下限(300mm)～上限(2000mm)

5. 計測方法

5.1 基礎回外力

操作しやすい高さでφ35円筒部(Z軸)を時計方向にひねりそのピーク値を計測する。

5.2 操作性

回外ひねり・回内ひねり)2水準・握り姿勢2水準・高さ5水準・負担2水準をランダムに1回計60回の操作を行い、操作のし易さの程度を5段階の判断範ちゅうから回答を得る。

次の条件でひねり操作を行いそのときの操作のし易さの官能値(+2~-2)及び上肢の関節角度をフレキシブルゴニオメータで計測する。

・負荷の設定: 普段【基礎回外力(5.1)の50%を目標に操作する】

楽 【基礎回外力(5.1)の20%目標に操作する】

・操作の種類: 前後軸(x軸)及び上下軸(z軸)を中心に時計及び逆時計方向にひねる

・操作高さ: 握り中心=肘頭高×(0.8~1.2)

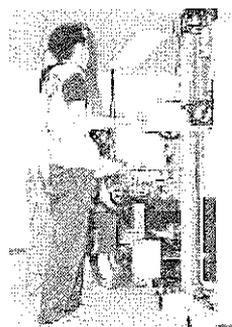
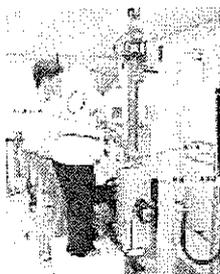


図 2.1.17 z軸ひねり・x軸ひねり計測例

6. 計測手順

趣旨説明→ 問診・血圧測定→更衣→属性計測→操作力+官能計測→ 問診→更衣→終了

7. データの処理方法

①操作区間(第1ピーク点~力を抜き始めた点)のピーク値と平均値を算出する。

②重回帰分析

高齢者及び青壮年データにより、操作性に関する官能評価と身体特性パラメータとの関連を導くために、目的変数を官能評価(操作性)、説明変数を身体特性パラメータ(身長等 11 項目)ひねり操作高さとした際の重回帰分析を行う。

8. 計測実験例

被験者は高齢者群 30 名平均 69.4 才(62~79 才、男 17 名女 13 名)及び比較若年群 27 名平均 42.6 才(28~59 才、男 20 名女 7 名)の 2 群とした。

- ①男女とも高齢者群の筋能力は若年群の70%程度であった
- ②ひねる操作では被験者肘頭高が多くの動作で操作性に貢献するパラメータであった

表 2.1.5 基礎回外力 (): 標準偏差

	高齢者群 n=30	若年群 n=27
基礎回外力:n・m	31.9(3.0)	66.0(16.4)
参考スムドレー握力:N	276.0(68.3)	424.8 (80.2)

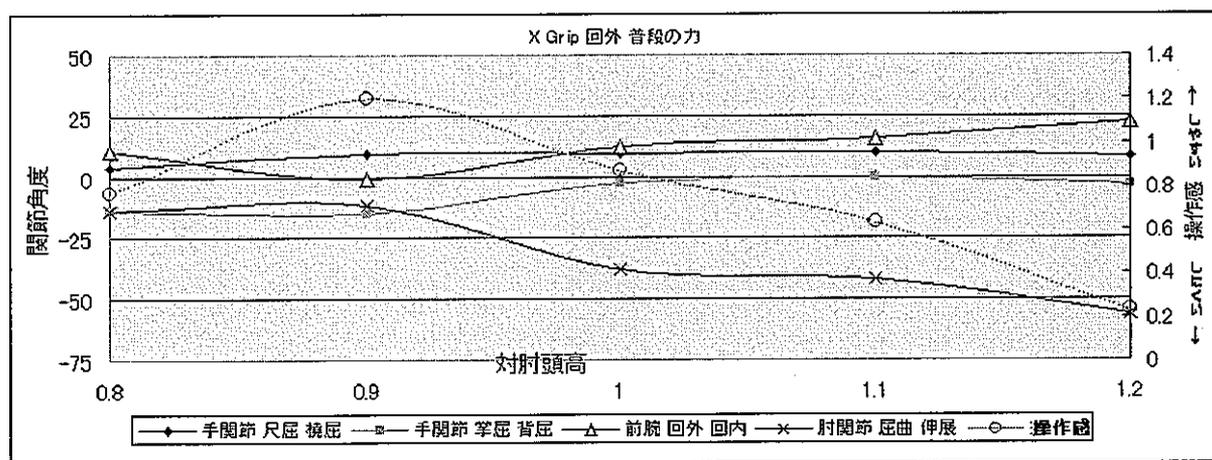


図 2.1.18 操作性-高さ(x軸回外ひねり・普段の力)

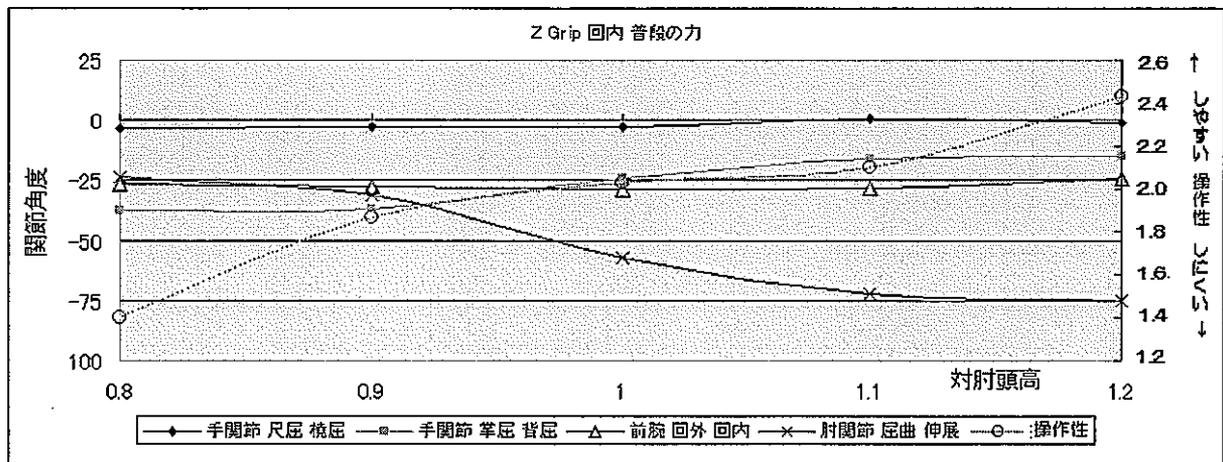


図 2.1.19 操作性-高さ(Z軸回内ひねり・普段の力)

③重回帰分析

高齢者及び青年者データにより、操作性に関する官能評価と身体特性パラメータとの関連を導くために、目的変数を官能評価(操作性)、説明変数を身体特性パラメータ(身長等 11 項目)ひねり操作高さとした際の重回帰分析を行った。

④回帰式

性別、年齢層群別に分類し、さらにひねる動作ごとに関連の高いパラメータの抽出を行い、回帰式を求めた。抽出されたパラメータは、発揮力等の4項目が抽出された。貢献度の高い順では、①発揮力②回内・回外③身長④肩峰高となった。

参考までに抽出されたパラメータを回帰式で下記に示す。なお、この回帰式は男性高齢者 12 名のデータから算出された一例であり、相関係数が低いためこの重回帰式が推定式として有効であるかはなお検討を要す。

$$\text{操作性} S = -7.99 - 0.019 \times \text{発揮力 (N)} - 0.049 \times \text{回内・回外 (°)} + 0.024 \times \text{身長 (mm)} - 0.023 \times \text{肩峰高 (mm)} \quad (r=0.50)$$

第4節 手で引く押す

1. 計測概要

手で引く押す動作を大別すると、全身を使い体重移動を伴い場合と上肢の筋力を主体に体重移動を伴わない場合がある。前者の場合、体重のかけ方や姿勢の条件設定が難しい。上肢の発揮力を計測する場合、後者が適切である。

2. 対象動作

被験者姿勢:立位で上肢は下垂状態から合図によりφ35円筒を片手で握って引く押す
操作の種類:横軸(y軸)及び上 下軸(z軸)に握って前後方向(x軸方向)に引く押す
力の大きさ:被験者基礎屈腕力の50%又は20%

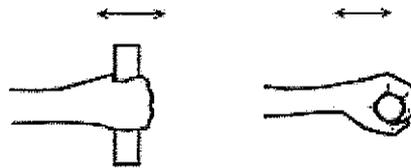


図 2.1.20 計測動作

3. 被験者

計測条件及び解析のため、属性調査を行った。

基本属性:性別、年齢、職歴、病歴

身体寸法:身長、体重、肩峰高、肘頭高

運動特性:握力

4. 計測装置

- ・歪みゲージ変換器: 定格 = $\pm 980\text{N}$, 非直線性 0.02%R.O.
- ・アンプ: 定格出力 = $\pm 10.2\text{V}$, 非直線性 0.02%FS
- ・サンプリング: 50msec

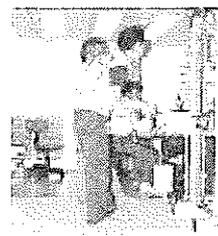


図 2.1.21 計測装置

5. 計測方法

5.1 基礎屈腕力

屈腕力のピーク値を計測する。

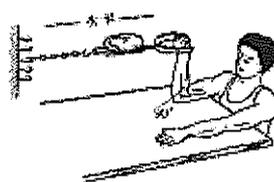


図 2.1.22 屈腕力

5.2 操作性

次の条件で引く押す操作を行いそのときの操作のし易さの官能値(+2~-2)及び上肢の関節角度をフレキシブルゴニオメータで計測する。

- ・負荷の設定: 普段【基礎屈腕力(5.1)の 50%を目標に操作する】
楽 【基礎屈腕力(5.1)の 20%目標に操作する】
- ・操作の種類: 水平軸(Y軸)及び上下軸(z軸)で引く押す操作
- ・操作高さ: 握り中心 = 肘頭高 \times (0.8~1.2)

6. 計測手順

趣旨説明→ 問診・血圧測定→更衣→属性計測→操作力計測+操作性評価→ 問診→更衣→終了

7. データの処理方法

条件毎の操作力、官能値と関節角度データを分類集計する。

8. 結果の解釈方法

被験者は高齢者群 30名平均 69.4才(62~79才、男 17名女 13名)及び比較若年群 27名平均 42.6才(28~59才、男 20名女7名)の2群とした。

- ①男女とも高齢者群の筋能力は若年群の70%程度であったこと、
- ②引く押す操作では操作高さが多くの動作で操作性に貢献するパラメータであったこと、
- ③水平パイプを引く操作において前腕の回内回外のひねり力が同時に加わっていたことから、3分力とモーメントを同時に計測することが重要であること

が確認された。

表 2.1.6 基礎屈腕力 (): 標準偏差

	高齢者群 n=30	若年群 n=27
屈腕力 :N	96.6(4.9)	142.2(43.1)
参考スモドレー握力:N	276.0(68.3)	424.8(80.2)

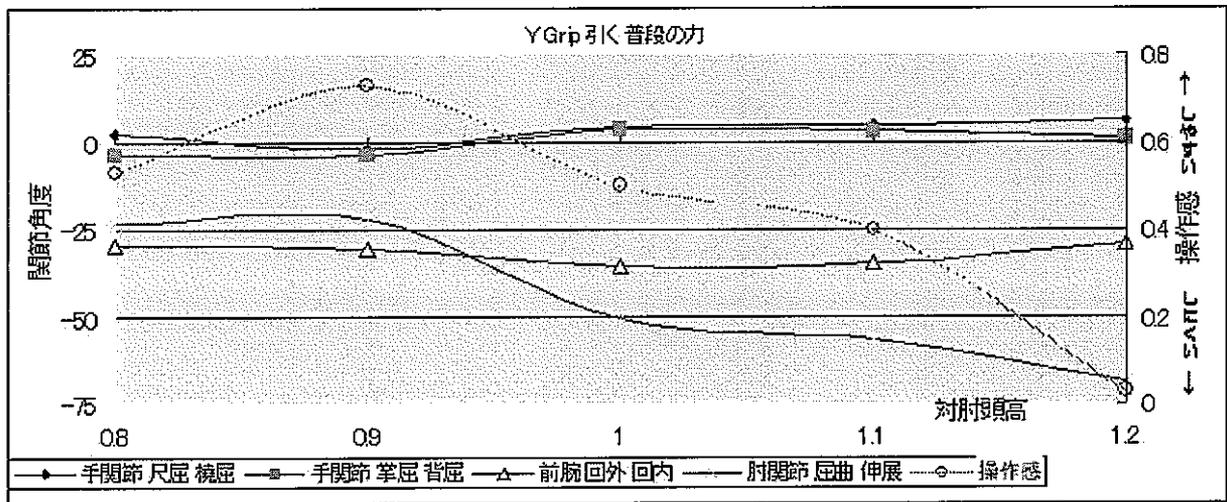


図 2.1.23 操作性-高さ例 (Y軸引く・普段の力)

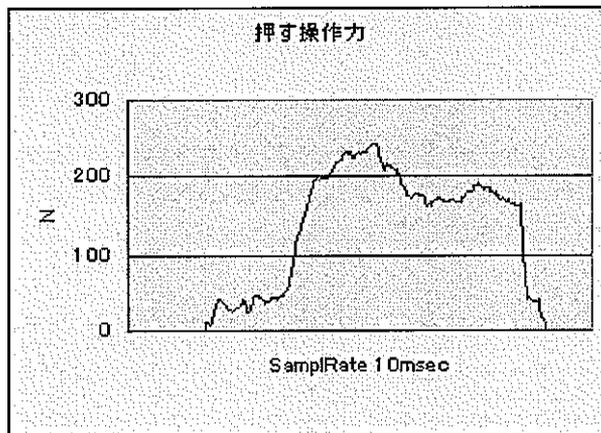


図 2.1.24 押すデータ一例

参考文献

上野義雪, 深沢秀義, 加納博義: 手の計測集・日本建築学会関東支部研究報告集 1977

第2章 軀幹に係る動作

第1節 荷物を持ち上げる・収納する動作

(持ち上げる・肩関節を屈曲・伸展する・腰を曲げ続ける)

1. 計測概要

荷物を持ち上げて収納する動作は、押し入れや台所の収納棚等の使用といった日常生活の中で欠かせない動作の一つであり、高齢期になるとかがんだり、手を伸ばす等の動作が困難となり、使用できない無駄なスペースを生み出したり、関節痛を伴ったりすることが多い。このことから、収納作業が最小限ですむように工夫が必要である。ここでは、床から「荷物を持ち上げて収納する」動作において、光学的運動分析装置及び床反力計を用いて、上肢及び下肢の各関節のモーメントを算出することにより、動作負担を評価する方法について述べる。

2. 対象動作

「荷物を持ち上げて収納する」という動作には、「床から荷物を持ち上げる」、「台の上の荷物を持ち上げる」、「腰を屈めて持ち上げる」といった、さまざまなスタイルが考えられるが、ここでは、基本となる動作として、「直立姿勢から、しゃがみ込んで、床から両手で荷物を持ち上げ、一步踏み出さずに、棚の上に収納する動作」を対象とした。

なお、動作はなるべく単純な動作とし、慣性力の影響を排除するために比較的ゆっくりとした動作とすることにより、関節モーメントの算出を簡略化することとした。

3. 被験者

ここで前提とする被験者は日常生活に支障がない青年から健常高齢者を対象とする。ただし、日常生活に支障の無い場合であっても、計測に耐えられない健康状態にある人や、特に腰痛や関節炎等の疾病のある人は、安全のため計測対象から除外すること。

4. 計測装置

4.1 光学的運動分析装置

(1) カメラ配置

被験者を囲むように、複数台以上(一連の動作を捉えることができる台数)のカメラを配置し、1個のマーカを、少なくとも2台のカメラが捉えるように、カメラの向きを調節する。また、一連の動作の間、障害物の陰にマーカが隠れることのないように(特に、各マーカが収納棚や荷物の影にならないように)、すること。

(2) マーカ貼付

マーカ貼付位置は、右もしくは左側の股関節点、膝関節点、足関節点、足先点、肩関節点、肘関節点、手関節点、荷物の重心相当位置の計8点とする(両側計測の場合は、両脚)。

なお、股関節点については、計測衣の上から貼付してもよいが、それ以外は体表面上に貼付した方がよい。(各点の触察方法は、第1編 基礎編 を参照。)

4.2 床反力計

棚前面の床上に、左右並べて2枚設置する(もしくは、1枚でも可)。



図 2.2.1 床反力計設置位置

4.3 その他の機器等

(1) 収納棚

マーカが隠れないような構造の棚を用意する。

(2) 荷物

荷物の重さは、5～10kgとし、両手で保持できる荷物を用意する。

(3) 計測衣

計測衣は、被験者の心理を配慮し、肌の露出が多いものや下着の透けるものを避け、できるだけ体表面上にマーカを貼付できるもの(Tシャツ及び丈の短いスパッツ)を用意する。また、足部は裸足とする。

5. 計測方法

5.1 三次元動作計測及び床反力計測

サンプリング周波数は、一連の動作を捉えることのできる周波数として 60Hz を目安に設定し、各関節点に貼付したマーカの三次元座標及び床反力 x 、 y 、 z 成分と着力点位置座標を計測する。計測の始めは、荷物を棚前面の床反力計外に置く。被験者は、床上の2枚の床反力計を左右の脚で踏み分けるように立ち(床反力計が一枚の場合は、マーカを貼付した側の脚のみを床反力計の上に乗せる)、データ取得開始の合図とともに床面に置いた荷物を両手で持ち上げた時点で計測を開始し、棚上に収納し終わった時点で、データ取得を終了する。

なお、三次元座標計測と床反力計測は、同期させるようにする。

5.2 属性計測

動作計測とは別途に、属性データとして、身長、体重を計測する。

6. 計測手順

- ① 趣旨説明
↓
- ② 健康診断
↓
- ③ アンケート
↓
- ④ 更衣
↓
- ⑤ 属性計測
↓
- ⑥ マーカ貼付
↓
- ⑦ 動作の慣熟

- ↓
⑧ 動作計測
↓
⑨ 更衣

7. データの処理方法

7.1 フィルタ処理方法

上記の計測によって得た、各関節点毎のマーカの三次元座標データ、床反力 x 、 y 、 z 成分及び着力点位置座標データに対して、それぞれ、フィルタ処理を行う。フィルタの遮断周波数は、4Hz が妥当であると考えられる。また、補間・平滑化等を必要に応じて行う。

7.2 関節モーメント算出方法

慣性力の影響は、考慮しないものとする。

下肢は、足部(足先点－足関節点)、下腿部(足関節点－膝関節点)、大腿部(膝関節点－股関節点)からなる3つの剛体リンクモデルで近似し、それぞれ矢状面における関節モーメント(屈曲・伸展方向の関節モーメント)を算出する。算出方法は、まず、足関節のリンクモデルと床反力データから、足関節モーメントを求め、次に、膝関節、股関節と順次求めていく(第1編 第2章 第1節 8. 運動計測 参照)。計算に必要なパラメータには、足部、下腿、大腿の質量、重心位置があるが、これらは、公表されている文献データを用いればよい(付録 3. 生体定数－Dempster:1955 参照)。

上肢は、計算を簡略化するため、荷物、手部、前腕部を一つの剛体とみなし、この前腕部と上腕部からなる2つの剛体リンクモデルで近似する。したがって、手関節については考慮せず、肘及び肩関節の矢状面回りの2次元関節モーメントを算出する。算出方法は、荷物の重さが、左右上肢に均等に二分されていると仮定し、常に前腕部に鉛直方向への荷重(荷物の重さ)が加わっているものとして、肘関節、肩関節の順に計算する。計算に必要なパラメータは、荷物、手、前腕、上腕の質量、重心位置である。節の質量については、下肢と同じく、公表されている文献のデータを用いればよい(付録 3. 生体定数－Dempster:1955 を参照)。

7.3 負担評価値抽出方法

負担評価をするには、動作計測と同時に官能評価による評価を行い、動作計測で得られた部位毎の関節モーメントと官能評価値(官能評価については、JIS Z 9080 官能検査通則 を参照。)との相関を調べ、関係の深い部位で評価するとよい。

なお、9.解説における計測結果では、上肢は、荷物を置いた時の肩関節モーメント値(ピーク値)、下肢は、荷物を置いた時の股関節モーメント値(ピーク値)が、官能評価値と対応が取れている。

8. 結果の解釈方法

基本的に、関節モーメント値が大きければ、それだけ大きなトルクが筋活動によって発揮されたということになる。また、7.3 負担評価値抽出方法で得られた部位の関節モーメント値を比較することによって、負担を評価することが可能である。

9. 計測実験例

関節モーメントによる負担評価が主観的な負担評価(官能評価)と対応がとれていることを確認するために、以下の計測を行った。

なお、上肢負担評価及び下肢負担評価で対象とした動作は、いずれの場合もほぼ左右対称の動作であり、屈曲・伸展方向が主たる運動であることから、矢状面回りにおける2次元の関節モーメントを用いて負担評価を行った(図2.2.2)。



図 2.2.2 収納動作計測風景

9.1 被験者

青壮年者 12 名(年齢 27~53 歳、平均 35.5 歳)、健常高齢者 29 名(年齢 63~83 歳、平均 71.3 歳)を対象に計測した。

9. 2 計測条件

(1) 上肢負担評価のための計測

荷物の重さを 10Kg、収納棚の高さ 7 水準(400、550、700、850、1000、1150、1300mm)とした。荷物の重さは、軽量であると、棚の高さに対して官能評価による官能値に変化が見られないことがあることから、10kgとした。

(2) 下肢負担評価のための計測

荷物の重さを 5kg、収納棚の高さ 7 水準(100、250、400、550、700、850、1000mm)とした。荷物の重さは、荷物の形状等にも影響されるが、軽量な場合、棚の高さに対して官能評価による官能値に変化が見られないことがあることから、荷物の重さを 5kg とし、収納時に荷物を持ったまま1分間、姿勢保持をしてもらった。

9. 3 解析項目

(1) 官能評価

動作終了後、上肢及び下肢に感じる負担感を下記の判断範ちゅうから選んでもらった。

—官能評価のための判断範ちゅう—

①感じない、②やや負担を感じる、③かなり負担を感じる、④非常に負担を感じる

(2) 関節モーメント

光学的運動分析装置:VICON512(Oxford Metrics 社製 カメラ:60Hz×7台)による三次元座標計測及び床反力計測を行い、身体の剛体リンクモデルを用いて、矢状面における肘、肩関節モーメントを算出した。なお、関節点座標計測のための標点貼付位置は、手関節、肘関、肩、足、膝、股関節荷物の重心相当位置(以上、左右 2 点)とした。また、上肢の関節モーメントは、前腕・手部・荷物を一体の剛体とみなし、各節には慣性力の影響を受けないものと仮定して算出した。

9. 4 結果と考察

(1) 官能評価結果

①上肢負担評価のための計測 収納棚が高くなるにつれてつらくなるという線形の関係が見られた。また、高齢者、青壮年者ともに、棚の高さが身長概ね 60%以上でつらさを感じ始める結果であった。

② 下肢負担評価のための計測 収納棚が低くなるにつれてつらくなるという線形の関係が見られた。また、高齢者、青壮年者ともに、棚の高さが身長概ね 40%以下でつらさを感じ始める結果であった。

(2) 関節モーメント算出結果

関節モーメントは、右側についてモーメント値を算出した。また、解析対象とする動作区間を、荷物が床を離れた時点から収納棚に接地するまでとし、その全動作時間を 100% として時間を正規化した。横軸に動作時間、縦軸に関節モーメントをとり、時刻を追って関節モーメント変化を調べ、どの時点でどの部位に関節モーメントが大きいかかかっているか等を調べた。その結果から以下のことがわかった。

① 上肢負担評価のための計測(図2. 2. 3 参照)

・肘関節モーメント

荷物持ち上げる時点では、肘を曲げながら屈曲モーメントを働かせていることから、床面から荷物を引き上げるために必要となるものであり、荷物を置くときは、肘を伸ばしながら屈曲モーメントが働いていることから、棚に荷物を急激に置かないために制御しているものであると考えられる。また、収納棚が高くなるにつれてモーメントが大きくなる関係が見られた。(r=0.54)

・肩関節モーメント

荷物を置く時点で、肩を屈曲させながら屈曲モーメントを働かせていることから、必要な高さへ荷物を持ち上げるために働いているものと考えられる。また、収納棚が高くなるにつれてモーメントが大きくなるという高い相関が見られた。(r=0.90)

- ・ 以上のことから、収納高さに依存するのは、荷物を置く時点の肩関節モーメント(ピーク値)であることが明らかになった。

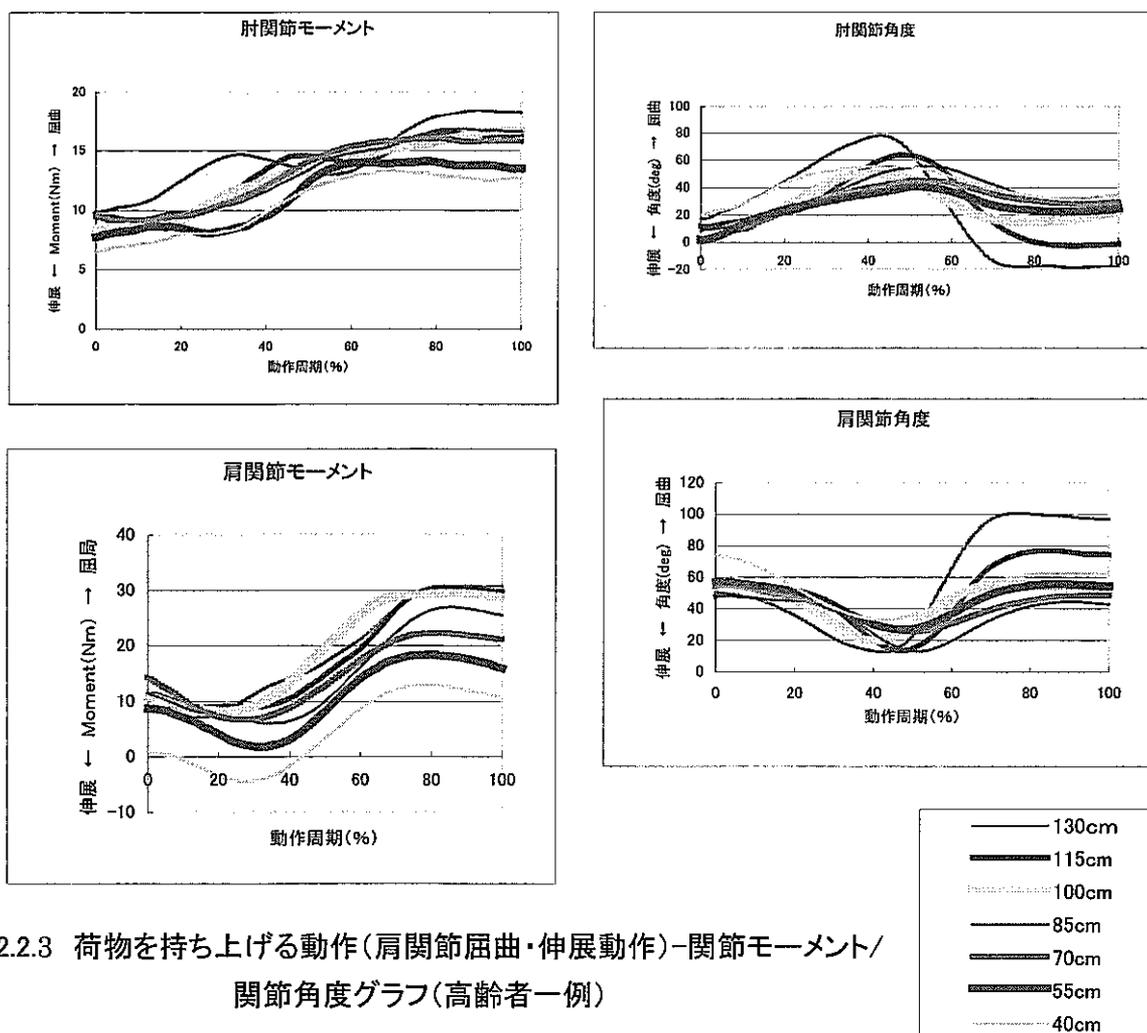


図 2.2.3 荷物を持ち上げる動作(肩関節屈曲・伸展動作)-関節モーメント/関節角度グラフ(高齢者一例)

② 下肢負担評価のための計測(図2. 2. 4 参照)

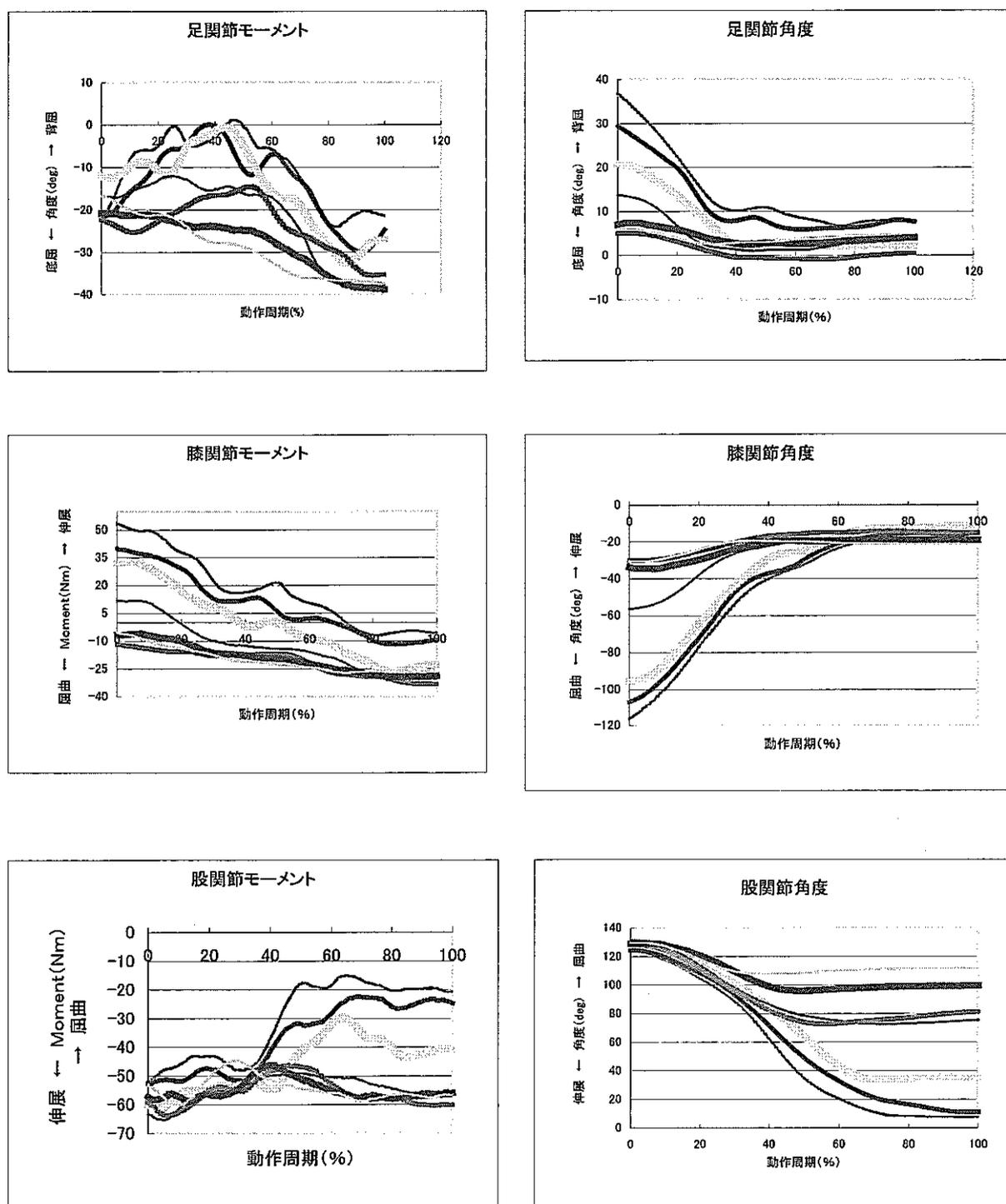


図 2.2.4 荷物を持ち上げる動作(腰を曲げ続ける動作)－関節モーメント/関節角度グラフ
(高齢者一例)

・**足関節モーメント** どの収納高さにおいても常に底屈モーメントが働いていた。また、収納高さによる変化はなかったことから、身体が前方へ転倒しないように常に維持しなくてはならないものであると考えられる。

・**膝関節モーメント** どの収納高さにおいても、収納する時点では屈曲モーメントが働いていた。また、収納高さによる変化はわずかであったことから、荷物を置くとときに膝関節の屈曲時の膝折れを防いでいるためであると考えられる。

・**股関節モーメント** どの高さにおいても常に伸展モーメントが働いていた。また、収納棚が低くなるにつれてモーメントが大きくなる傾向が見られたことから、荷物を置くとときに体幹の前傾を維持するために働いているものであると考えられる。

- ・ 以上のことから、収納高さに依存するのは、荷物を置く時点の股関節モーメント(ピーク値)であることが明らかになった。

(3) 関節モーメントと官能評価との関係

算出された関節モーメント値と官能評価との関係について解析した。解析結果を以下に示す。

① **上肢負担評価のための計測** ・荷物を置いたときの肘関節モーメント(ピーク値)と官能評価との関係は、有意ではあるが、その関係はわずかであった。(r=0.20)

・荷物を置いた時の肩関節モーメント(ピーク値)と官能評価との関係は、相関係数 $r=0.55$ で官能評価との関係が見られた。

以上のことから、官能評価にかわる物理特性として、荷物を置いた時の肩関節モーメント値を計測・算出することによって収納動作時の負担を評価することが可能であることがわかった。

② **下肢負担評価のための計測** ・荷物を置いたときの股関節モーメント値(ピーク値)に相関係数 $r=0.51$ で関係が見られた。

以上のことから、官能評価にかわる物理特性として、荷物を置いたときの股関節モーメント値(ピーク値)を計測・算出することによって収納動作時の負担を評価することが可能であることがわかった。

第2節 躯幹(体幹)をひねる

1. 計測概要

ひねり動作は、ひねる角度が強いほど腰にかかる負担が強くなり、腰痛発症の危険性は高くなる。従って、日々の腰痛予防対策としてはそのような姿勢を極力減らすようにする必要がある。ここでは、「躯幹(体幹)をひねる」動作について、ジャイロセンサ(角速度計)を用いた体幹の関節自動可動域を計測する方法について述べる。

2. 対象動作

「躯幹(体幹)をひねる」という動作には、「立位でひねる」、「座位でひねる」「屈み姿勢でひねる」、といった、さまざまなスタイルが考えられるが、ここでは、トイレや車内でのひねり動作を考慮して、「座位で静かにひねる」動作を対象とした。

3. 被験者

ここで前提とする被験者は日常生活に支障がない青年から健常高齢者を対象とする。ただし、日常生活に支障の無い場合であっても、計測に耐えられない健康状態にある人や、特に腰痛や関節炎等の疾病のある人は、安全のため計測対象から除外すること。

4. 計測装置等

4.1 ジャイロセンサ

ジャイロセンサ(1軸角速度計)を胸部貼付用及び腰部貼付用に2台。測定範囲は、少なくとも±90度/秒であること。

4.2 データ収録装置

サンプリング周波数が、10Hz 以上のもの。

4.3 椅子

背もたれのない椅子。

4.4 計測衣

計測衣は、被験者の心理を配慮し、肌の露出が多いものや下着の透けるものを避け、できるだけ体表面上にマーカを貼付できるもの(T シャツ及び丈の短いスパッツ)を用意すること。また、足部は裸足とする。

5. 計測方法

5.1 動作計測

- ① 胸部用角速度計を胸部中央に、腰部用角速度計を仙骨面に貼付する(体動による微細な変動が混入しないようにベルト等でしっかりと固定する)。
- ② 計測は、胸部用角速度計と腰部用角速度計との相対角度を取得するものとする。
サンプリング周波数は、一連の動作を捉えることのできる周波数として 10Hz を目安に設定する。
- ③ 被験者に、背もたれの無い椅子に座位をとってもらい、下肢の固定を助けるために両足を床につけさせ、股関節及び膝関節が 90 度となるように高さを調節する。データは、収録開始から 2~4 秒後(動作時間よりも静止時間を長めに計測する)に動作開始の合図を出して被験者に慣性の影響が無いようにゆっくりひねってもらい、被験者が可動域の最終を感じた時点までをデータ取得する。
なお、実験を行う前に、動作の慣熟のために被験者に指定の動作を 1、2 度繰り返してもらい、自然に動作できるようにするとよい。また、計測は左右を連続して行わず、片方ずつ分けて行った方がよい。

5.2 計測における留意点

- ① ジャイロセンサーによるひねり角度計測は、角速度を積分することによって得るが、積分にもなつて大きな積分誤差が生じるため、長時間計測は避けるべきである。また、ケーブルの振動による測定誤差を防ぐために被験者の身体等に固定すること。
- ② 目的とするデータが計測開始時点からの変位角度である場合は、正面から計測を開始する必要はないが、目的が可動域取得である場合は、可能な限り解剖学的な 0° から計測を開始しなければならない。
- ③ 使用するジャイロセンサーは、鉛直軸まわりの回転を検出するため、できるだけ躯幹の鉛直軸に沿って装着するようにし、ひねり動作は、躯幹を前傾や後傾した状態で行わないこと。

6. 計測手順

- ① 趣旨説明
↓
- ② 問診
↓
- ③ 属性計測
↓
- ④ 更衣
↓

- ⑤ ジャイロセンサー装着
- ↓
- ⑥ ひねり計測
- ↓
- ⑦ 終了後の体調確認
- ↓
- ⑧ 更衣

7. データの処理方法

7.1 基線ドリフトの除去

基線ドリフトを除去するためには、あらかじめ正面を向いた座位姿勢で数秒間取得した静止データから最頻値を取り、全データから差し引くとよい。

7.2 ノイズ除去方法

ひねり動作の主要な周波数成分を残し、不要な周波数成分をカットするためにローパスフィルタの遮断周波数を、1Hz とするのが妥当である。それより高い値にすると、微細な変動が混入し、誤差が大きくなる可能性がある。

7.3 角度データ算出

基線ドリフト除去及びフィルター処理後、胸部用角速度計によるデータから腰部用角度計によるデータを差し引き、それらを時間積分することによって、角度データを算出する。

8. 結果の解釈方法

可動域は、可動の最終端の角度値(最大値)とする。

結果の表示は、躯幹が正面を向いたときを 0° として表示し、例えば、右側回旋可動域が 30° 、左回旋可動域が 40° とした場合、「右回旋 30° 、左回旋 40° 」もしくは、「右側回旋 $-30^{\circ} \sim +40^{\circ}$ 」と記述する。

なお、右回旋をマイナス、左回旋をプラスとする。

9. 計測実験例

簡易に計測できるような躯幹(体幹)をひねる動作計測手法を確立するために、ジャイロセンサを用いた被験者計測を行った。

9.1 被験者

被験者は、日常生活に支障を来さない高齢者群 18 名(60～83 歳、平均 69.2 歳)、青壮年者群 10 名(28～47 歳、平均 37.5 歳)を対象とした。

9.2 服装

動作に影響がないように指定のTシャツ及びスパッツに着替えてもらった。

9.3 計測装置

大規模計測では、体節に取り付けるだけで簡易に測定できるような、簡易なデバイスの使用に止める必要があるため、ジャイロセンサを使用した。

(1)ジャイロセンサ(ヒロボー株式会社)

個数:2 台(胸部用及び腰部用)

測定方式:ピエゾ素子による振動式1軸ジャイロセンサ

測定範囲:±360 度/秒(0 度/秒は回転なし)

最小測定単位:1度/秒以下

寸法:W 4.0cm× H 5.5cm D 2.0cm

重さ:約 100g(ケーブルを含む)

(2)データロガー(ヒロボー株式会社)

接続可能センサ数:最大 3 個

A-D変換:12 bit

サンプリング間隔:0.1 秒

9.4 計測

- ① 被験者の仙骨後面及び胸骨上点にセンサを装着する。
- ②「躯幹(体幹)をひねる」という動作には、「立位でひねる」、「座位でひねる」「屈み姿勢でひねる」、といった、さまざまな動作が考えられるが、ここでは、トイレや車内でのひねり動作などを想定して、「座位でひねる」動作とした。また、急激なひねり動作による腰部負担がないように、ゆっくりとしたひねり動作を行ってもらった。

- ③ データは、被験者が最終可動域を感じる時点まで計測した。なお、被験者には、手が椅子や他の身体に触れないように指示した。
- ④ 胸部ジャイロセンサによるデータから腰部角度計によるデータを差し引き、それらを時間積分することによって、躯幹のひねり角度データを算出する。

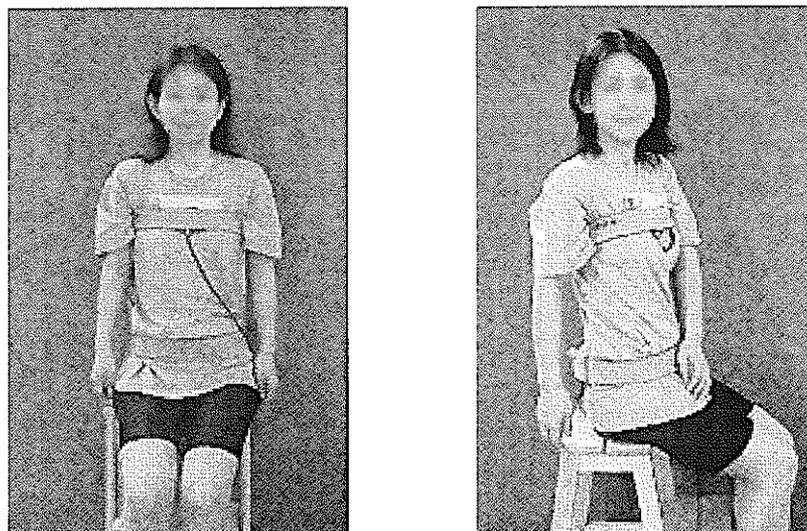


図 2.2.5 躯幹ひねり動作

9.5 検討項目

(1)ドリフト除去方法

ジャイロセンサは、回転の相対的変化のみを捉えるものなので、回転角度を知るためには変化量を積分する必要がある。しかし、わずかなセンサの出力電圧の変化が集積され続けるために起こるドリフトの問題がある。そこで、計測誤差として含まれる、ジャイロセンサ固有のドリフト成分除去方法について検討する。

(2)ノイズ除去方法

ひねり動作の主要な周波数成分の帯域を調べ、不要な高周波成分ノイズを除去するため、フィルターの遮断周波数を検討する。

(3)計測精度

ジャイロセンサによる体幹ひねり角度計測を行うと同時に三次元動作計測装置:VICON512(Oxford Metrics 社製カメラ:60Hz×7台)による空間座標データから算出したひねり角度と比較する。

(4)データの再現性

計測回数の再現について検討する。

(5) 計測時間について

ジャイロセンサによるひねり角度計測は、ノイズ除去しきれない微小な誤差成分による時間積分誤差が大きくなることが考えられることから、計測時間について検討する。

9. 6 検討結果

(1)ドリフト除去方法の検討

計測誤差として含まれるジャイロセンサ固有のドリフト成分は、静止時の角速度の最頻値で除することにより回避できる。図2. 2. 6～図2. 2. 9は、ドリフト除去を行っていないデータと、ドリフト除去を行ったデータ例を示す。

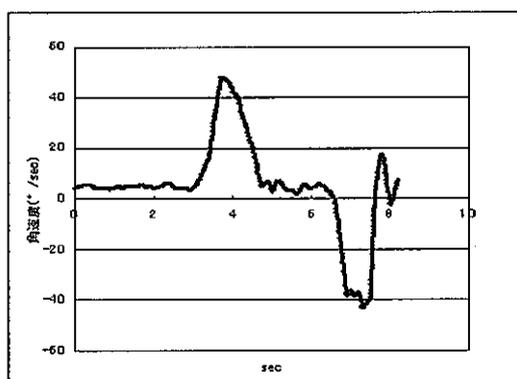


図 2.2.6 躯幹ひねり角速度図(ドリフト除去なし)

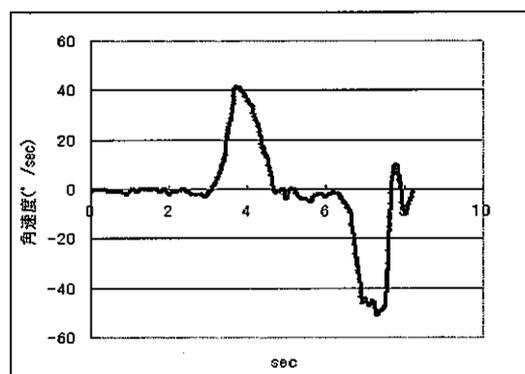


図 2.2.7 躯幹ひねり角速度(ドリフト除去あり)

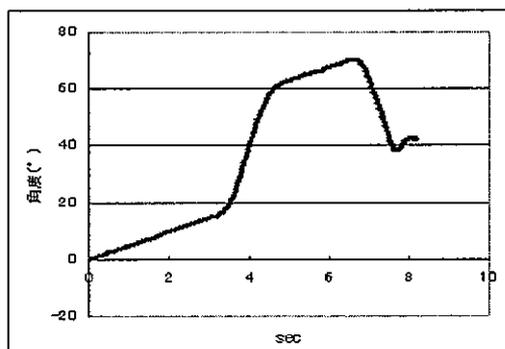


図 2.2.8 躯幹ひねり角度(ドリフト除去なし)

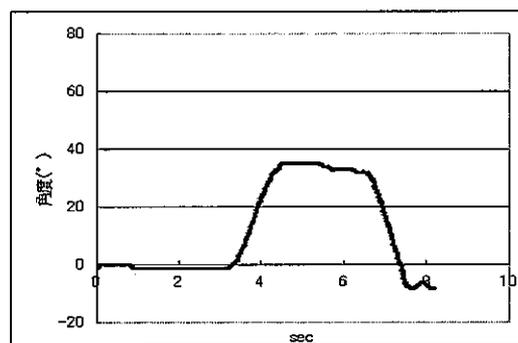


図 2.2.9 躯幹ひねり角度(ドリフト除去あり)

(2)ノイズ除去方法の検討

ひねり動作の主要な周波数成分は、周波数0.5～1Hz以下であった。したがって、ローパスフィルターの遮断周波数は、主要な周波数成分をカットしないように概ね1Hz以上で行うのが妥当である。それより高い値にすると、微細な変動が混入し、誤差が大きくなる可能性がある。また、1Hz以下の小さい値にすると、本来の体のひねりまでも消えてしまう場合がある。図2. 2. 10に、ひねり動作について周波数分析を行った結果を示す。

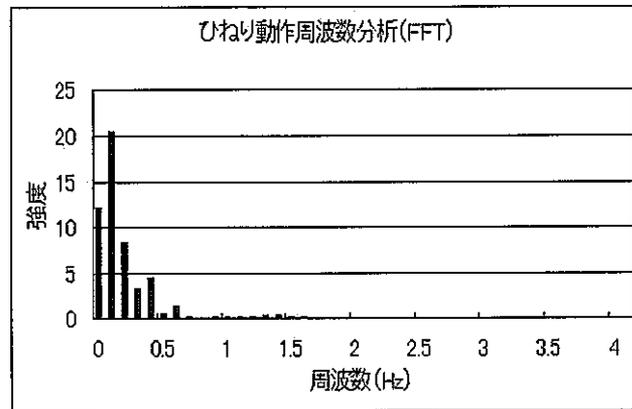


図 2.2.10 ひねり動作周波数分析グラフ例

(3) 計測精度の検討

ジャイロセンサによる躯幹ひねり角度計測の精度を検討するために、三次元動作計測装置との比較を行った。

計測は、ジャイロセンサによる計測と三次元動作計測装置による計測を同時に行い、それぞれの装置で得られたひねり角度の左回旋可動域(Lrom)と右回旋可動域(Rrom)に対して、平均値の差の検定(t検定)を行った。

なお、三次元動作計測装置での角度計測は、標点をそれぞれのジャイロセンサーに貼付し、2つの線分のなす角度を算出した。

表2. 2. 1に、ジャイロセンサと三次元動作解析装置の平均値と標準偏差および平均値の差の検定(t検定)結果を示す。

表 2.2.1 ジャイロセンサと三次元動作解析装置の差の検定結果

	ジャイロセンサ			p値	三次元動作解析装置		
	n	Mean	SD		n	Mean	SD
Lrom	74	32.14	8.84	0.50	74	33.04	7.30
Rrom	74	-30.31	7.43	0.18	74	-31.87	6.55

t検定の結果からp値がLromで0.50、Rromで0.18と有意差が認められなかったため、ジャイロセンサによる躯幹ひねり角度は、三次元動作計測装置との比較で必要な精度を有していると言える。

(4) データの再現性の検討

ジャイロセンサによるひねり角度の再現性について検討するため、計測を3回繰り返し計測を行った。表2にそれぞれの平均値と標準偏差を示す。

表 2.2.2 3 回の平均値と標準偏差

	Lrom			Rrom		
	n	Mean	SD	n	Mean	SD
1回	25	32.96	7.71	25	-30.94	6.17
2回	24	30.73	8.08	24	-30.00	6.61
3回	25	32.67	10.62	25	-29.98	9.34
全体	74	32.14	8.84	74	-30.31	7.43

※ケーブルやセンサーに触れたことによる異常値と思われるデータは除外した。

実験回数のグループ間に差があるかどうかを見るために分散分析を行った。表 2.2.3 に、分散分析の結果を示す。

表 2.2.3 分散分析の結果

		平方和(S)	自由度(ϕ)	平均平方(V)	F 値	P 値
Lrom	グループ間	71.67	2	35.83	0.45	0.64
	グループ内	5634.16	71	79.35		
	合計	5705.83	73			
Rrom	グループ間	15.07	2	7.54	0.13	0.88
	グループ内	4012.96	71	56.52		
	合計	4028.04	73			

分散分析の結果から p 値が Lrom で 0.64、Rrom で 0.88 と共に実験回数間で有意差が認められなかった。つまり、ジャイロセンサーを用いた可動域計測値は、十分再現性があると言える。

(5) 計測可能時間について

躯幹ひねり角度は、角速度を時間積分することにより、ドリフト除去やノイズ除去を行っても、データ取得時間が長時間になるにつれて、誤差が大きくなったため、計測の精度は、左旋回と右旋回を分けて行うほうが良いことがわかった。

10. 参考データ

高齢者及び青壮年者の左旋回可動域(Lrom)及び右旋回可動域(Rrom)の平均値及び標準偏差を表2.2.4に示す。

表 2.2.4 躯幹ひねり角参考値

	高齢者			p 値	青年		
	n	Mean	SD		n	Mean	SD
Lrom	53	31.11	8.98	0.11	21	34.71	8.13
Rrom	53	-29.44	8.18	0.04	21	-32.50	4.52

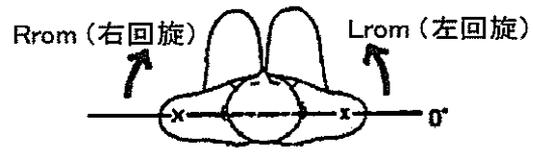


図 2.2.11 躯幹ひねり参考図

第3章 下肢に係る動作

第1節 立ち上がる・座る

1. 計測概要

起立・着座動作は日常生活動作の中でも最も基本的かつ重要な動作のひとつであり、動作に伴う負担の大きさは QOL に大きな影響を及ぼす。ここでは、椅子等の座面から起立・着座する動作における負担計測法として、関節モーメント計測法と表面筋電位計測法について述べる。

1.1 関節モーメント法(立ち上がる・座る動作と下肢関節モーメント)

関節モーメントは、一般に身体を剛体のリンクモデルと見なして計算するが、許される範囲で簡単なモデルを採用することが合理的である。立ち上がる・座る動作を、下肢関節の遠心性もしくは求心性伸展トルクによって上体を支えつつ行う上下運動ととらえると、身体を「上体(体幹、頭部、上肢)＋上腿＋下腿＋足部」の、4つの剛体のリンクと考えられ、さらに左右対称動作を前提とすれば矢状面内の股・膝・足関節モーメントとして算出できる。

一般的には、2枚の床反力計を被験者の両足下に配置し、肩、腰、膝、足首の4関節点の空間位置と両足の床反力から関節モーメントを算出する手法が用いられるが、この場合、足底部が床から受ける反力のみを力のデータとしてモーメント計算を行うことになるため、①股関節モーメント値は手を下肢に着いたとき及び大腿部が座面に接触している区間は無効であること、②膝関節モーメント値は手を大腿部や座面についても有効だが手を膝関節(下腿の一部と見なせる)に着いた場合は無効になることに注意が必要である。

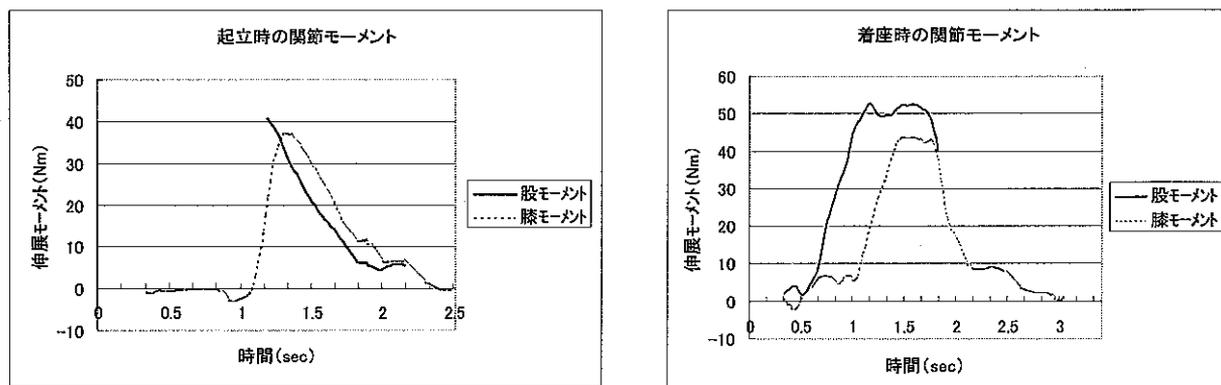


図 2.3.1 起立・着座時の関節モーメント例

1.2 表面筋電位法

立ち上がり動作を、①体幹の前傾による重心移動、②股関節・膝関節の伸展による上体の持ち上げ、の2つのフェーズでとらえれば、①の動作に寄与する筋として脊柱起立筋群が、②の動作に寄与する筋として大腿四頭筋、前頸骨筋、大臀筋等が考えられ、計測目的に応じた被験筋を選定する。

2. 対象動作

椅子や便座、ポータブルトイレの座面、ベッドからの起立及び着座動作とする。また、基本的に左右対象の動作とする。

3. 被験者

ここでの被験者は、青年から健常高齢者であり、かつ、杖等の補助具を用いずに自力歩行ができる人を前提とする。

4. 計測装置

4.1 関節モーメント法

(1) 三次元動作計測装置

ここでは、計測を行う体表面位置に光反射性の標点(マーカ)を貼り付け、そのマーカの空間位置をCCDカメラによって検出する装置の使用を前提とした。このような装置においては、被験者の身体等によってマーカとカメラの間が遮られると空間座標データが欠落するため、カメラ位置を十分検討する必要がある。一般に、高い位置から見下ろすようにカメラを配置すると良い結果が得られる。

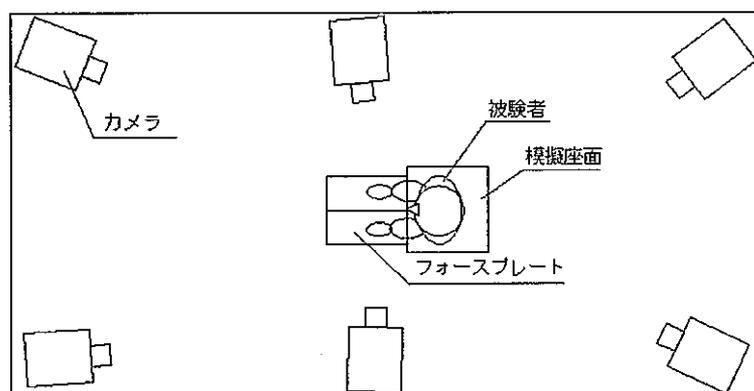


図 2.3.2 機器の配置例

(2) 床反力計

床反力計は被験側の足下に1枚ずつ配置する。設置にあたっては、床反力計の上に座面装置の支持部等、被験者の身体以外のものが乗らないように設置する必要がある。

(3) 同期

三次元動作計測装置と床反力計のサンプリングレートを合わせることが好ましい。

(4) 空間位置の整合

三次元動作計測装置と床反力計の原点及び座標軸の方向、並びに、空間座標上の長さを一致させる必要がある。

4. 2 表面筋電位法

(1) 筋電計測システム

原波形を、任意の区間で両波整流、平滑処理できるシステムを用いる。表面電極にはディスプレイタイプが簡便であるが、使用有効期限を過ぎると、貼付時のインピーダンスが下がらない場合がある。

(2) タイミング検知システム

データの処理(筋電位の積分処理)や解析・検討の際、データと被験者の動作との関係が把握できることが好ましく、そのためには動作(座位→立位、立位→座位)のタイミングをデータと併せて記録することが必要となる。具体的な方法としては、①座面に貼付した電気抵抗線ひずみゲージや加速度センサにより着座/離座のタイミングを検知、②ゴニオメータにより股関節または膝関節角度を計測してEMGデータと同時に取り込む、③EMGと同時に取り込んだ床反力計のデータから動作区間を決定する、④EMGデータと合わせて、計測者が手動でマーカ信号を記録する、等が考えられる。

(3) テレメータ、データロガ

被験者を拘束しないためにはテレメータやデータロガが有効であるが、何れもアナログ信号をデジタル化するため、サンプリングレートとカットオフ周波数の関係(シャノンの定理)に注意が必要である。

実際には、表面電極で導出するEMGは比較的広い範囲の筋組織からの合成電位であるため高域成分が減衰し、そのスペクトラムは平均値で50~100Hz、最高200Hz程度であることから、計測システムに必要な帯域の上限は200Hz以上あれば問題ない。シャノンの定理からは400Hzのサンプリングレートで原波形が復元可能であるが、実際には1kHz程度のサンプリングレートとすることが好ましい。

4.3 共通の機器等

(1) 座面装置

背もたれや肘掛けはマーカを遮るので、構造に工夫が必要である。また、必要に応じて、座面高の調整機能や、座面のスライド機構(キャスター付きの椅子で立ち上がる場合のシミュレート等)を装備する。

(2) 模擬壁面等

狭い空間での起立着座動作を試みる場合に、動作空間を壁面で区切ることになるが、マーカを遮らないようにするためにはメッシュ状の壁面を採用する。この場合、壁面の材質が動作に心理的影響を与えることを認識しておくべきである。ただし、光を遮る素材の壁面を用いる場合でも、床と2方向の壁面で囲む程度であれば、用いる三次元動作計測装置によってはカメラの配置次第で計測可能である。

(3) 計測衣

マーカの揺らぎや、計測衣によってマーカが隠れることを防ぐ意味で、基本的に身体にぴったりとした計測衣が好ましい。また、表面電極の貼付部位が露出しやすい計測衣が好ましい。具体的には、上衣はノースリーブシャツ、下衣はスパッツやバレーボールパンツ等が有効である。

ただし、必要以上に被験者の身体を圧迫しないために、特に下衣は十分なストレッチ性を有することが必要であり、また、ノイズ防止のため、計測衣は表面電極を覆わないよう、注意が必要である。

(4) 実験室

実験室効果を防ぐ意味で、出来るだけ一般住宅に近い環境で計測を行うことが理想的である。被験者の緊張を和らげるために環境音楽を流すことも効果的である。

5. 計測方法

5.1 被験者の扱いと安全性確保

実験にあたっては、

- ① 実験の主旨、実験の内容、得られたデータの扱い、プライバシーの保護について説明し、被験者の同意を得る
- ② 動作実験に支障を来す可能性のある傷病(捻挫、骨折、リュウマチ等)の既往歴を問診によって確認する
- ③ 当日の被験者の健康状態を、問診により確認する
- ④ 血圧計測を確認する

ことが必要である。

5.2 属性計測

得られたデータのレファレンスとするため、身長、体重、体脂肪率の他、筋力の指標としての握力、柔軟性の指標としての座位体前屈(高齢者には立位体前屈は負担が大きい)、平行機能の指標としての片足立ち時間(閉眼、開眼)の計測をすることが好ましい。

5.3 関節モーメント法

(1) マーカ貼付

関節の屈曲運動に伴い皮膚はズレを生じるが、衣類のズレは、さらに大きいことが予想できる。この、ズレによる誤差を極力小さくするために、露出が困難な関節点(例えば股関節点)以外のマーカは、皮膚表面に直接貼付することが好ましい。

(2) 動作実験

被験者への動作の指示は、口頭指示、表示ランプによる指示、メトロノームによる指示等、実験目的に応じて選択する。

5.4 表面筋電位法

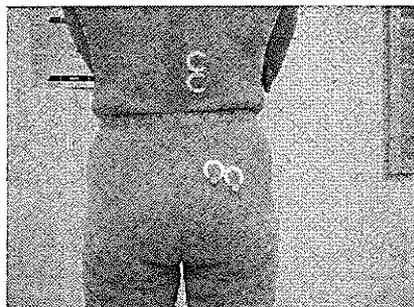
(1) 電極の貼付

①前処理 計測前に電極貼り付け部の表面皮膚を清浄し、皮膚の表面インピーダンスを下げる。清浄には、日本薬局方「消毒用エタノール」及び筋電計メーカーが供給する清浄用クリーム等を用いる。このとき、皮膚の過敏な被験者には注意が必要である。

②電極貼付 電極のリード線は、電磁誘導ノイズを避けるため、コイル状にすることを避け、被験者の身体等に固定する。



大腿四頭筋外側広筋



脊柱起立筋群、大臀筋

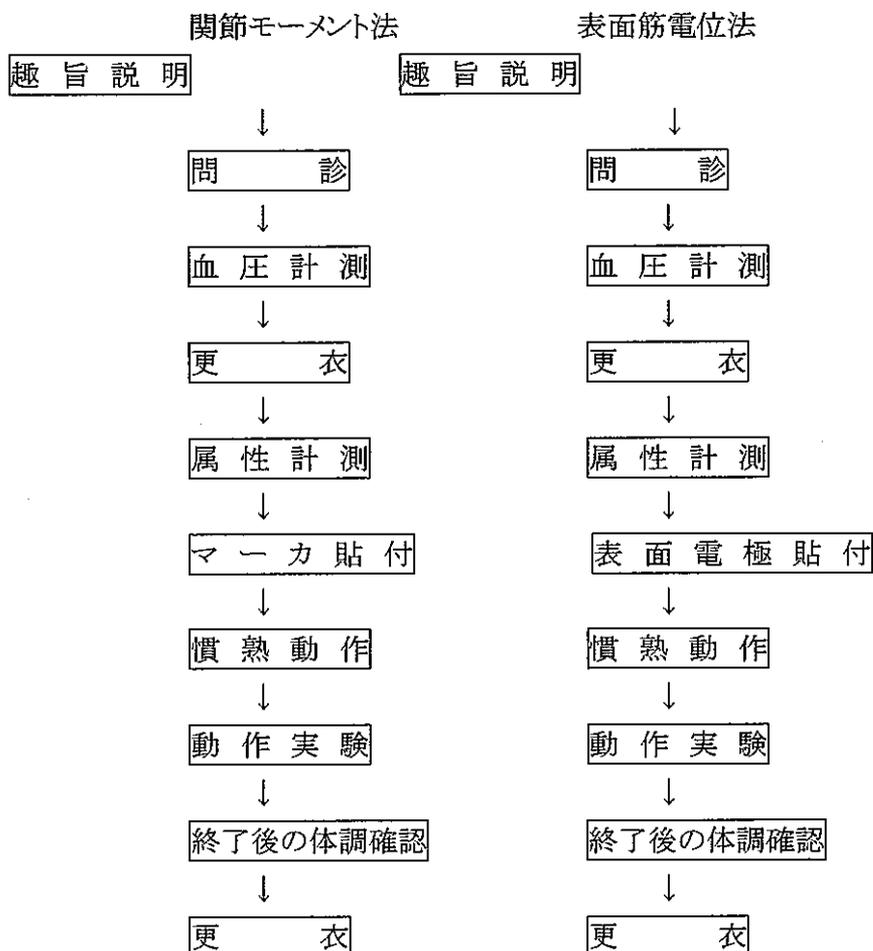
図 2.3.3 電極の貼付状況

(大臀筋の電極は計測衣の上に貼付し、位置のみを示す。)

(2) 動作実験

被験者への動作の指示は、口頭指示、表示ランプによる指示、メトロノームによる指示等、実験目的に応じて選択する。

6. 計測手順



7. データの処理方法

7.1 関節モーメント法

高域のノイズを除去するため、得られたデータに対してカットオフ5Hz 前後のローパスフィルタをかけることが有効である。また、得られた関節モーメント値は、被験者ごとに体重で除して正規化すれば、被験者間の比較を行いやすい。

モーメント値は、1動作中のピーク値でとらえれば最大負荷を近似し、動作区間での絶対値の積分値としてとらえれば、概ね関連する筋群で消費されたエネルギー量を近似していると考えられる。

7.2 表面筋電位法

得られた EMG データを全波整流した後、動作区間のデータを積分し、筋放電量を算出する。

このとき、得られた EMG の積分値が最大または最小になる値を基準値とし、この基準値で他の計測値を除して正規化すれば、異なる被験者の EMG の比較や、同一被験者においても異なる筋の比較を行いやすい。

また、EMG 波形を観察するには、全波整流後の波形を移動平均を取る等の方法で、平滑化すると良い。

8. 結果の解釈方法

8.1 関節モーメント法

同一被験者、同一関節での異なる動作条件間の負担を比較する場合は、得られたモーメント値(ピーク値もしくは積分値)を比較し、数値の大きい方が関節に対する負担が大きかったと判断する。

複数被験者、同一関節での負担を比較する場合は、体重で正規化したモーメント値(ピーク値もしくは積分値)を比較し、数値の大きい方が関節に対する負担が大きかったと判断する。

8.2 表面筋電位法

得られた積分値を同一の被験筋について比較し、数値の大きい方が、被験筋に対して大きな負担がかかっていたと判断する。

9. 計測実験例

9.1 被験者

高齢群(60才以上の、日常生活に支障をきたさない健常高齢者 31名。男性 18名、女性 13名、平均年齢 70.35才、最高 79.74才、最低 61.79才、標準偏差 4.39才)と、壮年群(50才代の健常男性 10名。平均年齢 54.42才、最高 59.08才、最低 50.28才、標準偏差 3.19才)の2群とした。

9.2 属性計測

被験者のレファレンスとして、以下の項目を計測した。

(1) 線計測

計測は次の6点について行った。(Bxx)は JIS Z 8500-1994「人間工学 - 人体寸法測定」に規定する計測位置番号であり、(I15)及び(E8)は生命工学工業技術研究所報告 Vol.2- No.1 1994「設計のための人体寸法データ集」に規定する計測位置番号である。

計測には GPM Anthropological Instruments 製、GPM-113 set を用いた。

- ①身長(B1)
- ②座高(B18)
- ③座位膝窩高(I15)
- ④脛骨上縁高(B17)： 座位で計測
- ⑤大腿囲(B76)
- ⑥大腿厚(E8)

(2) その他の計測

- ⑦体重(TANITA 製、TBF-511 体脂肪率・体重計により計測)
- ⑧体脂肪率(TANITA 製、TBF-511 体脂肪率・体重計により計測)
- ⑨握力(SMEDLAY'S HAND DYNAMO METERにより立位で左右、2回ずつ計測し左右各々の大きい値の平均値を算出した。)
- ⑩柔軟性(TAKTI PHYSICAL FITNESS TEST 製、FLEXION.D で計測。高齢被験者でも安全に計測可能な長座体前屈、並びに一般的な計測法である立位体前屈で、つま先を越えれば＋、越えなければ－として計測。2回の計測値のうち大きい値を採用した。)
- ⑪平衡感覚(ストップウォッチにより開眼/及び閉眼片足立ち時間を計測。計測は3回行い、最大値を採用した。また、計測は 60 秒で中止した。)

9.3 動作空間設定のための装置

模擬座面装置： 座面高が連続可変の、椅子を模した装置。

模擬壁面： 動作空間前方の壁を模したもの。標点式3次元動作計測システムの視野を遮蔽しないため、約 100mm ピッチの金属製グリッドを用いた。

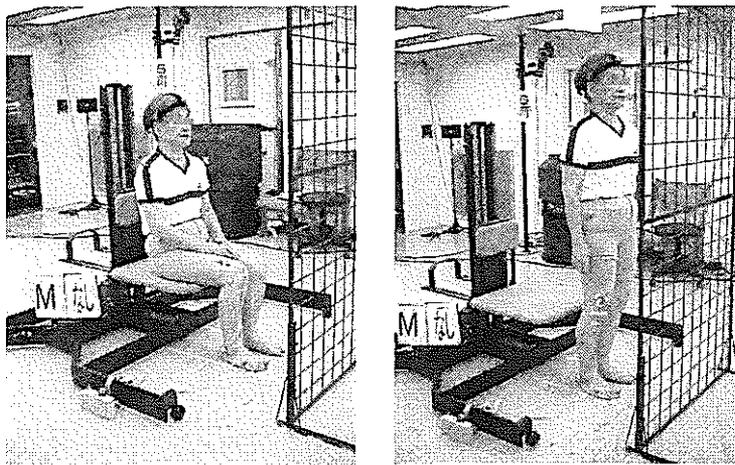


図 2.3.4 計測風景

9.4 計測条件

(1) 膝関節モーメント(腕を自由にした場合)

①前方空間の主観閾値の計測 被験者が動作に負担を感じ始める前方空間の大きさを把握し、後の動作実験時の前方空間の条件を決定するために行った。実験は、高齢群及び壮年群被験者により、座面前縁と模擬壁面との水平距離(前方空間)を 50mm ステップで減少させながら被験者に起立・着座動作を行わせ、口頭質問「動作に少しでも負担を感じたら教えてください」によって動作に伴う負担の有無を申告させ、負担を感じ始める前方空間の大きさ(主観閾値)を記録した。

このとき、座面高は M(脛骨上縁高)と L(脛骨上縁高×0.85)とし、動作の拘束条件は、足底の前後方向の位置を踵の後端が座面前縁の概ね鉛直下方に来るようにした以外は基本的に自由動作(下肢や座面に手をつくことを許す。座面上の座る位置は自由。)とした。また、被験者への動作の指示は、口頭指示(「立って下さい」、「座って下さい」)によった。

②動作実験 高齢群及び壮年群被験者により、前方空間の大きさを6水準に変化させて被験者に起立・着座動作を行わせ、動作時の関節モーメントと官能値を計測した。このとき、前方空間は 600mm から 350mm までを 50mm ステップで減少させた。関節モーメントは、標点式3次元動作計測システム(Oxford Metrics 製、Vicon 370 : IR 光源、60Hz sampling、CCD×6)で計測した右側の股関節点、膝関節点、足関節点及び左側股関節点の空間座標と、右側足下に配した床反力計(Kistler 製 No.9286 : 400×600mm)で計測した反力から、矢状面内の関節モーメントを求めた。計算には臨床歩行分析研究会のライブラリソフトを使用した。また、座面高は M と L で実施した。

動作の拘束条件及び被験者への口頭指示は、前項「1)前方空間の主観閾値の計測」同様とした。

主観値は一回の動作完了ごとに行い、口頭質問「立ち(座り)ににくいですか?」に対して、パネルに記載した4段階の判断範疇から選ばせた。判断範疇はつぎのとおりとした。

起立 →	0.立ちにくさはない	1.やや立ちにくい	2.立ちにくい	3.非常に立ちにくい
着座 →	0.座りにくさはない	1.やや座りにくい	2.座りにくい	3.非常に座りにくい

(2) 大腿四頭筋 EMG(腕を自由にした場合)

前項「a)2)動作実験」実施時に、大腿四頭筋の EMG を計測した。計測にはディスプレイ電極(MEDICOTEST 製、32 φblue sensor)を用い、テレメータ装置(NEC 製、MT-11)を介してデータレコーダ(TEAC 製、RD-145T)に記録し、データ処理装置(NEC 製、DP-1200)により積分処理を行った。積分区間は、被験者の動作区間とした。動作区間は EMG と同時記録したマーカ信号(実験者が被験者の動作を観察しつつ手動で入力した)から決定した。

また、被験筋は電極貼付が容易な外側広筋とした。

(3) 股関節モーメント(腕を拘束した場合)

股関節モーメントを床反力に基づいて算出する場合、足部以外が座面等に接触している区間は無効であり、また上肢が下肢に接触しても無効となる。このため腕を拘束した(腕を胸の前で組んだ)実験を行ったが、被験者の負担が大きいことが予想されるため壮年群で実施した。

①前方空間の主観閾値 腕を拘束した動作としたこと以外は、「膝関節モーメント(腕を自由にした場合)」と同様の実験手続きで前方空間の主観閾値を求めた。

②動作実験 前方空間は 600mm から 350mm までを 50mm ステップで減少させて実施した。

その他の実験条件は、腕を拘束した動作としたこと及び右側肩峰点に標点を追加したこと以外は、「a」膝関節モーメント(腕を自由にした場合)、2「動作実験」と同様の実験手続きとした。

9.5 結果と考察

(1) 被験者

被験者の年齢構成は下表のとおり。

表 2.3.1 被験者の年齢構成

	年齢(歳)	男性(人)	女性(人)
壮年群	50-54	6	
	55-59	4	
高齢群	60-64	2	2
	65-69	7	4
	70-74	7	6
	75-79	2	1
	合計	28	13

(2) 属性計測結果

計測結果は、表 2.3.2 のとおり。

表 2.3.2 属性計測結果

		年齢(歳)	線計測値					
			身長(mm)	座高(mm)	座位膝窩(mm)	座位脛骨上縁高(mm)	大腿囲(mm)	大腿厚(mm)
壮年群	平均	54.8	1690	927	372	405	520	163
	SD	3.1	58.0	24	18	26	39	15
高齢群	平均	70.3	1550	853	361	398	464	140
	SD	4.4	88.0	53	27	29	36	14
壮年/高齢比	平均	-	1.09	1.09	1.03	1.02	1.12	1.16

		年齢(歳)	筋力			柔軟性	平衡感覚	
			体重(kg)	体脂肪率(%)	握力(N)	体前屈(mm)	開眼片足立ち時間(sec.)	閉眼片足立ち時間(sec.)
壮年群	平均	54.8	69.1	22.6	43.8	-38.2	476	39
	SD	3.1	9.61	4.2	4.9	92.8	639	42
高齢群	平均	70.3	54.5	23.7	28.6	38.8	824	56
	SD	4.4	8.97	7.5	7.3	104.9	240	18
壮年/高齢比	平均	-	1.27	0.95	1.53	-0.98	0.58	0.70

(3) 膝関節モーメント(腕を自由にした場合)

①前方空間の主観閾値 高齢群の実験結果を図2. 3. 5に示す。高齢群の主観閾値は 400～450mm を中心とした分布を示し、座面高がより低いと主観閾値は大きくなった。これは低い座面では重心移動のための体幹前傾動作を大きくする必要から、結果的に大きな前方空間が必要になることを示している。壮年群は高齢群よりもやや小さい主観閾値(350～450mmを中心とした分布)を示し、これは高齢群に比して特に大腿部の筋力が大きいことにより、狭い空間で動作が可能なためと考えられる。

さらに、これらの結果で得られた主観閾値は、トイレの設計で前方空間(便座の前縁から壁面までの距離)は500mm以上が好ましいとされている経験則を裏付けるものである。

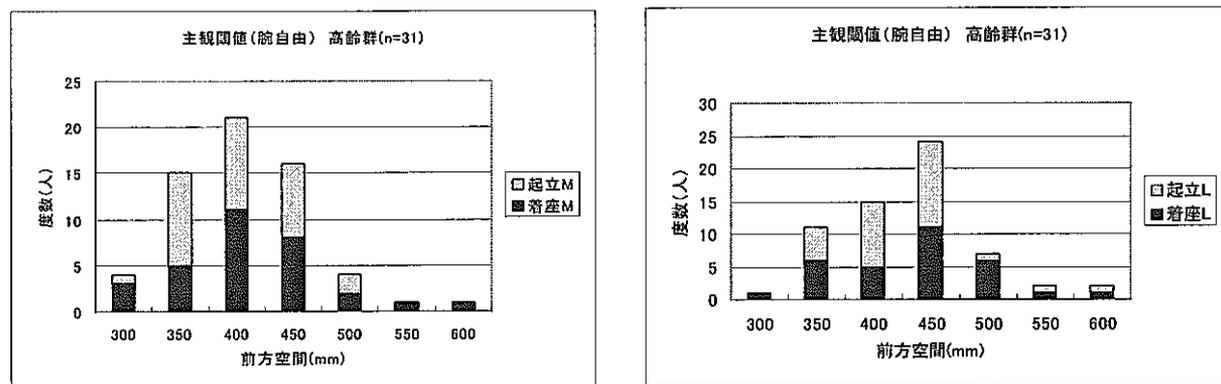


図 2.3.5 前方空間の主観閾値(腕を自由にした場合)

②動作実験 被験者間の比較のため膝関節モーメントの最大値を体重で除し、さらに前方空間が主観閾値に等しいときのモーメント値を基準とした比を求めた。実験条件ごとの平均値として図2. 3. 6に示す。

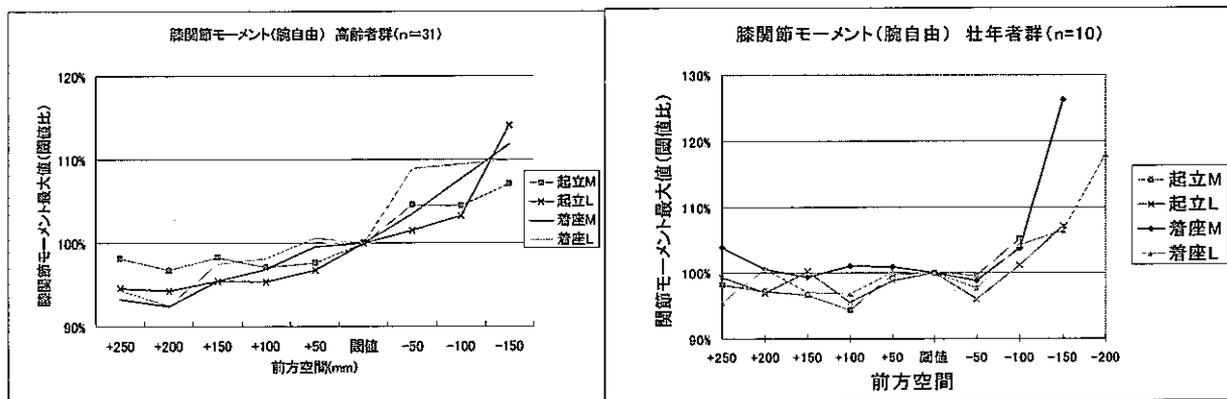


図 2.3.6 膝関節モーメント(腕を自由にした場合)

また、動作実験時に得られた主観評価値と前方空間の関係を観察する参考とするため、条件ごとの主観評価値を算術平均した結果を図2. 3. 7に示す。ここで、負担が大きすぎて動作不能となった場合は、主観評価値を「4」として算定した。

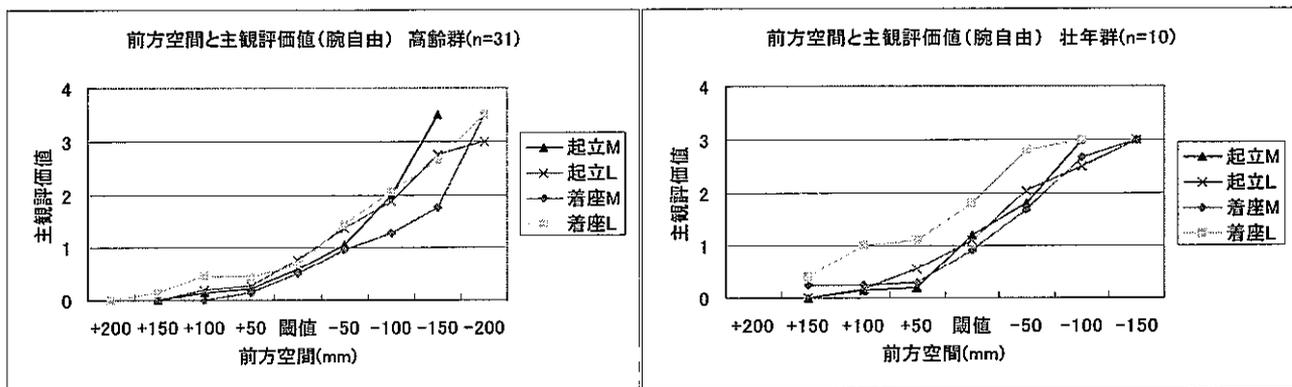


図 2.3.7 主観評価値(腕を自由にした場合)

これらより、

- ①前方空間が小さくなるほど、膝関節モーメント、主観評価値とも増大傾向にあり、よく一致していること
- ②主観閾値より小さい前方空間では、主観評価値は「1」(やや立ちにくい、やや座りにくい)を越え、前項(前方空間の主観閾値)の結果とよく一致していること

がわかる。

(4) 大腿四頭筋外側広筋 EMG(腕を自由にした場合)

得られた被験者ごとの EMG 積分値から、前方空間が官能閾値に等しいときの値を基準とした比を求め、さらに実験条件ごとの平均値として図2. 3. 8に示す。これより、前方空間が官能閾値よりも小さい領域では EMG 上の負担も増加することがわかる。

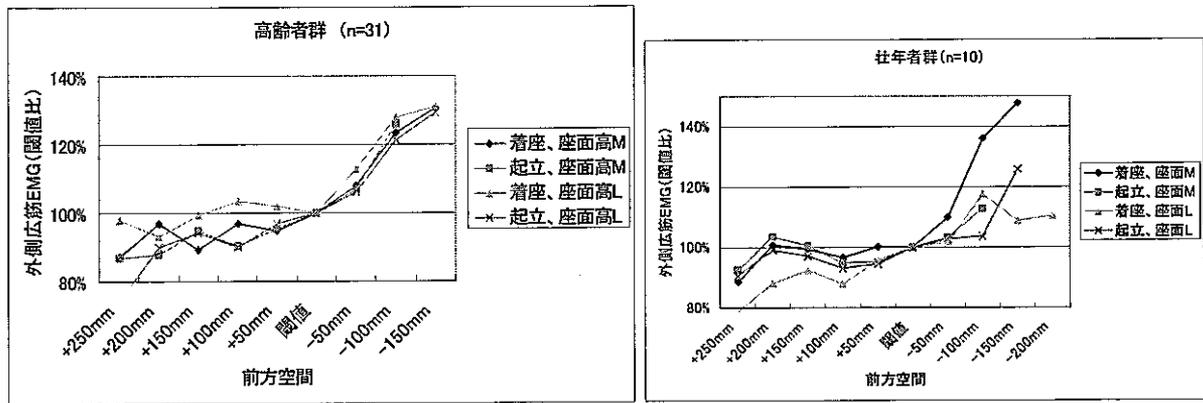


図 2.3.8 前方空間による EMG 変化

(5) 股関節モーメント(腕を拘束した場合)

① 前方空間の主観閾値 壮年群の実験結果を図2. 3. 9に示す。主観閾値は 400~450mm を中心とした分布を示し、腕を拘束しない場合の結果よりも大きな値となり、腕を拘束したことによって不自然な動作となり、その結果、大きな前方空間を要することになったと考えられる。

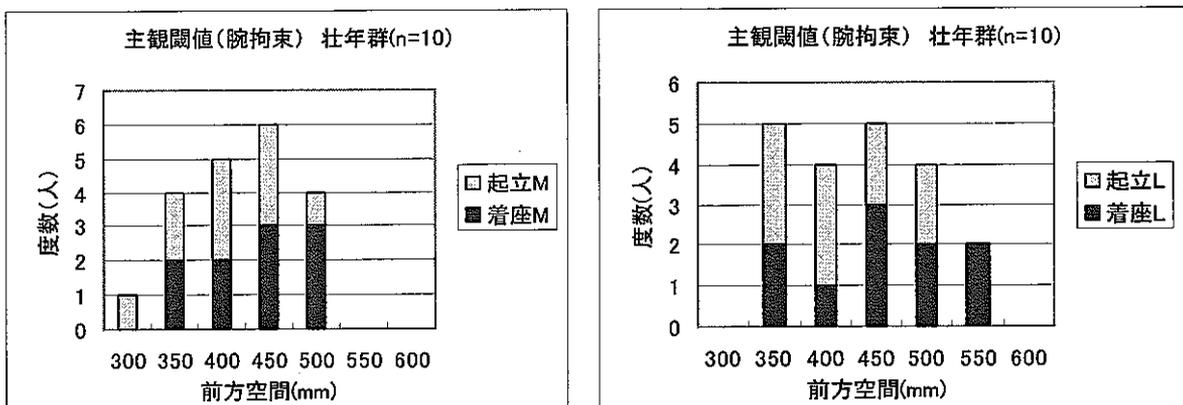


図 2.3.9 前方空間の主観閾値(腕を拘束した場合)

② 動作実験 被験者間の比較のため股関節モーメントの最大値を体重で除し、さらに前方空間が主観閾値に等しいときのモーメント値を基準とした比を求めた。実験条件ごとの平均値として図2. 3. 10に示す。また、動作実験時に得られた主観評価値と前方空間の関係を、腕を自由にした場合と同様にして求めた平均値として図2. 3. 11に示す。

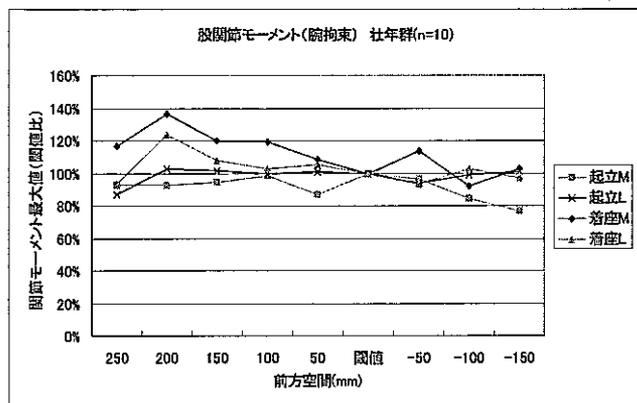


図 2.3.10 股関節モーメント (腕を拘束した場合)

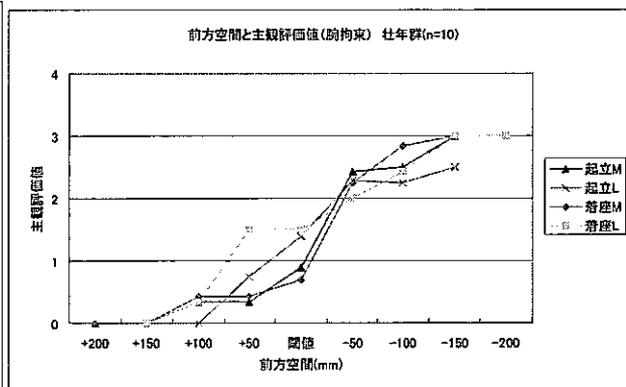


図 2.3.11 主観評価値 (腕を拘束した場合)

これらより、

- ①前方空間が小さくなるほど主観評価値は増大傾向にあり、これは腕を自由にした場合と一致していること
- ②主観閾値より小さい前方空間では、主観評価値は「1」(やや立ちにくい、やや座りにくい)を越え、前項(前方空間の主観閾値)の結果とよく一致していること
- ③一方、股関節モーメントは前方空間の減少に伴って低下し、主観評価と異なる傾向を示すこと

が確認された。これは、前方空間が小さくなるに従い前傾が困難となり、その結果、股関節モーメントが減少したものと考えられる。

第2節 またぐ

1. 計測概要

我が国の住宅では、一般に浴室は、狭く浴槽は深く、高齢期を迎えて身体機能が低下すると、またぐ動作は困難となり、転倒事故が起こりやすくなる。また、厚生省大臣官房統計情報部の人口動態統計によると、浴槽でのスリップ、つまづきあるいは、よろめきによる同一面上での転倒で、毎年 700 名程度の高齢者が亡くなっており、高齢者の使用を考慮した浴槽の設計、開発が急務である。ここでは、浴槽等の障害物を「またぐ」動作において、光学的運動分析装置及び床反力計を用いて、下肢の各関節のモーメント値を算出することにより、動作負担を評価する方法について述べる。

2. 対象動作

「またぐ」という動作には、「正面からまたぐ」、「横向きにまたぐ」、「手すりにつかまってまたぐ」、「障害物(浴槽など)につかまってまたぐ」といった、さまざまなスタイルが考えられるが、ここでは、基本となる動作として、「浴槽や手すり等の製品や膝等の身体部位に手を触れずにまたぐ動作」を対象とした。

また、この基本動作には、「正面からまたぐ」、「横向きにまたぐ」の二つの様式があるが、ここでは、正面からまたぐ動作を「正対動作」、横からまたぐ動作を「側対動作」、先に振り上げる脚を「先導脚」、後からついてくる脚を「後続脚」と呼ぶこととする。

3. 被験者

ここで前提とする被験者は日常生活に支障がない青年から健常高齢者を対象とする。ただし、日常生活に支障の無い場合であっても、計測に耐えられない健康状態にある者及び、特に関節炎等の疾病のある者並びに杖等の補助具を用いないと自力で歩行できない者は、安全のため計測対象から除外すること。

4. 計測装置

4.1 光学的運動分析装置

(1) カメラ配置

被験者を囲むように、複数台(一連の動作を捉えることのできる台数)のカメラを配置し、1個のマーカを、少なくとも2台のカメラが捉えるように、カメラの向きを調節する。また、一連の動作の間、障害物の陰にマーカが隠れることのないように工夫すること。

(2) マーカ貼付

マーカ貼付位置は、先導脚及び後続脚の股関節点、膝関節点、足関節点、足先点の計8点とする。(各点の触察方法は、第1編 基礎編を参照のこと。)

なお、膝関節点、足関節点、足先点においては、体表面上に貼付し、股関節点については、計測衣の上から貼付してもよい。

4.2 床反力計

模擬浴槽の底面と洗い場底面にそれぞれ1枚ずつ設置する。

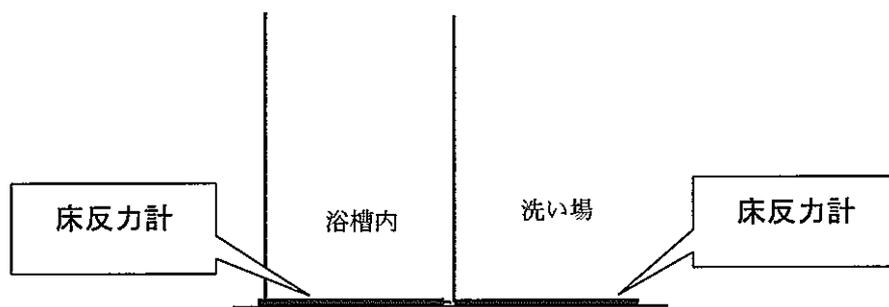


図 2.3.12 床反力計設置位置

4.3 その他の機器等

(1) 模擬浴槽

浴槽の中でもカメラがマーカを捉えることができるような構造(壁面のない細枠のみの構造等)の模擬浴槽を用意する。

(2) 計測衣

計測衣は、被験者の心理を配慮し、肌の露出が多いものや下着の透けるものを避け、できるだけ体表面上にマーカを貼付できるもの(Tシャツ及び丈の短いスパッツ)を用意する。また、足部は裸足とする。

5. 計測方法

5.1 三次元座標計測及び床反力計測

サンプリング周波数は、一連の動作を捉えることのできる周波数として 60Hz を目安に設定し、各関節点に貼付したマーカの三次元座標及び床反力 x 、 y 、 z 成分と着力点位置座標を同期計測する(同期計測については、第1編 基礎編を参照のこと)。

被験者は洗い場に立ち、データ取得開始の合図とともに「またぎ動作」を開始し、模擬浴槽をまたぎ終わって静止した時点で、データ取得を終了する。

5.2 属性計測

動作計測とは別途に、属性データとして、身長、体重を計測する。

6. 計測手順

- ① 趣旨説明
↓
- ② 健康診断
↓
- ③ アンケート
↓
- ④ 更衣
↓
- ⑤ 属性計測
↓
- ⑥ マーカ貼付
↓
- ⑦ 動作の慣熟
↓
- ⑧ 動作計測
↓
- ⑨ 更衣

7. データ処理方法

解析対象の動作区間は、「先導脚が洗い場から離れた時点」から「後続脚が浴槽の底に着地した時点まで」の一連の動作とする。

7.1 フィルタ処理方法

上記の計測によって、各関節点に貼付したマーカの三次元座標データ、床反力 x 、 y 、 z 成分及び着点位置座標データを得ることができる。このデータ全てに対して、それぞれ、フィルター処理を行う。フィルタの遮断周波数は、4Hz が妥当であると考えられる。また、補間・平滑処理等を必要に応じて行う。

7.2 関節モーメント算出方法

下肢を、足部、下腿部、大腿部からなる3つの剛体からなるリンクモデルで近似し、足、膝、股関節について、それぞれ関節モーメントを算出する(第1編 第2章 第1節 8.運動計測 参照)。

算出方法は、まず、足部のリンクモデルと床反力データから、足関節モーメントを求め、次に、膝関節、股関節と順次求めていく。計算に必要なパラメータには、足部、下腿、大腿の節質量、重心位置、慣性モーメントがあるが、これらは、公表されている文献データを用いればよい(付録 3. 生体定数—Dempster:1955 参照)。

7.3 下肢の各関節における負担評価方法

足、膝、股関節について、矢状面における関節モーメント(屈曲・伸展方向の関節モーメント)を用いて評価する。

負担評価をする際には、動作計測と同時に官能評価による評価を行い、動作計測で得られた部位毎の関節モーメントと官能値との相関を調べ、関係の見られた部位で評価するとよい。(官能評価については、JIS Z 9080 官能検査通則 を参照。)

なお、9.計測実験例における計測結果では、官能評価値と対応がとれているものとして、以下の値があげられる。

(1) 浴槽の深さが一定で、洗い場の高さ変化させて実験を行った場合

正対動作においては、先導脚股関節の伸展モーメント最大値、側対動作においては、後続脚股関節モーメント最大値。(正対動作—先導脚及び側対動作—後続脚の股関節モーメント最大値は、いずれも先導脚の足部が床面に接地した時点で現れる。)

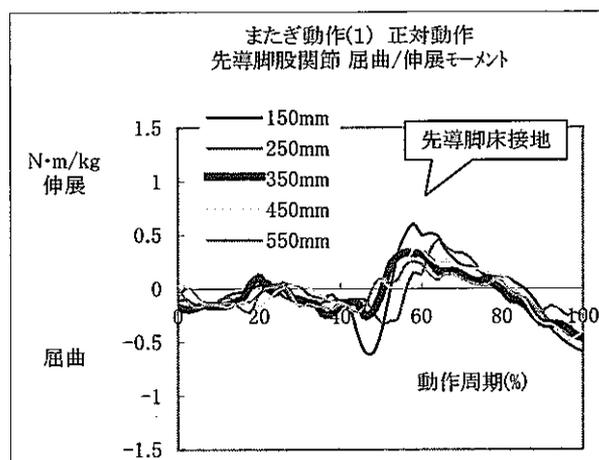


図 2.3.13 またぎ動作(1)正対動作

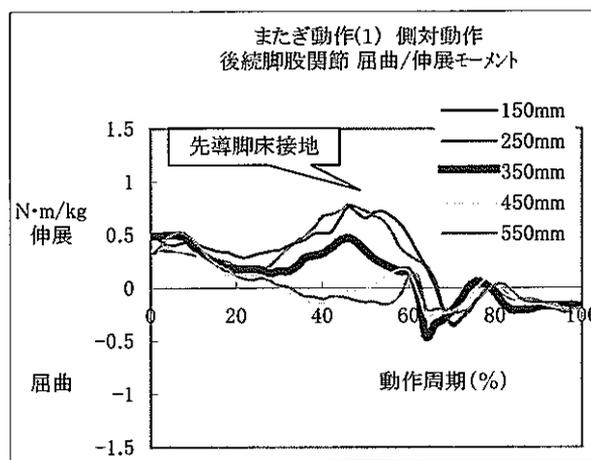


図 2.3.14 またぎ動作(1)側対動作

(2) 浴槽及び洗い場の高さを同一とし、障害物の高さのみを変化させた実験の場合

正対動作、側対動作ともに、先導脚足関節の関節モーメントにおいて、足関節角度が 0 度になる時点の値。(注釈:洗い場が高くなると、ピークが現れてくる。)

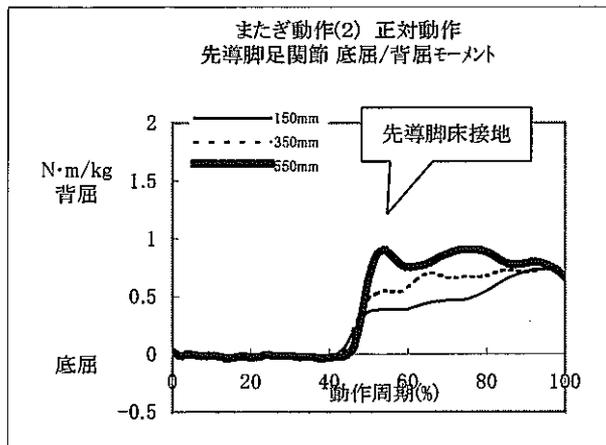


図 2.3.15 またぎ動作(2) 正対動作

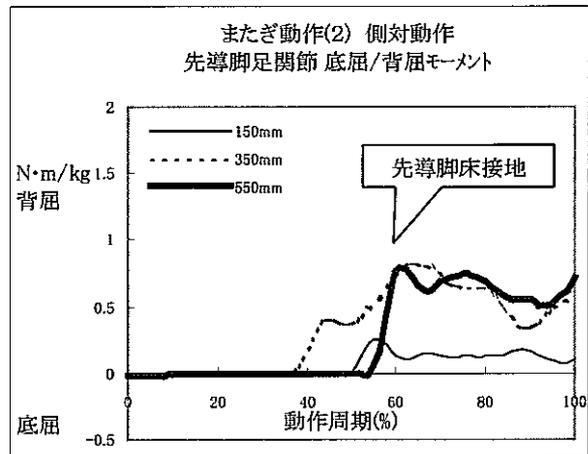


図 2.3.16 またぎ動作(2)側対動作

8. 結果の解釈方法

基本的に、関節モーメントが大きければ、それだけ大きなトルクが筋活動によって発揮されたということになる。したがって、負担評価する際、7.3 に記述した値を比較することによって負担を評価することが可能である。

9. 計測実験例

「またぎ動作」が一般的にどのような動きをしているのか、関節モーメントによる負担評価が主観的な負担評価(官能評価)と対応がとれているか、矢状面における関節モーメントを用いて対象動作の下肢における負担を評価できるか等を確認するために、以下の計測を行った。

9.1 被験者

青壮年者 6 名 (平均 26.6 歳) 及び健常高齢者 10 名 (平均 72.1 歳) を対象に計測した。

9.2 動作定義

基本的には自由な動作でまたいでもらった。ただし、剛体リンクモデルを単純化し、関節モーメントの算出を簡単にするために、膝、浴槽には手を触れないように指示した(図 2.3.17)。

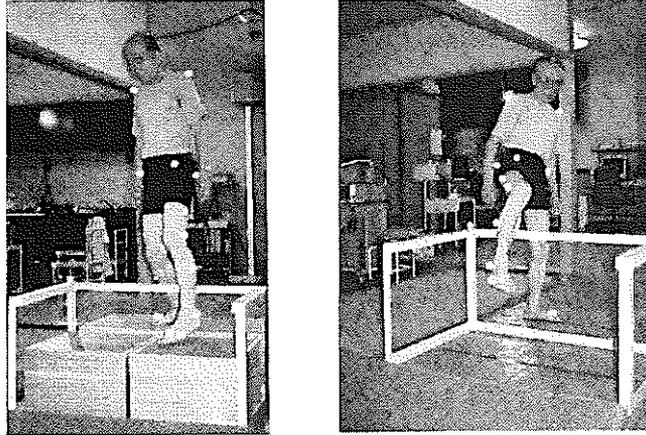


図 2.3.17 またぎ計測風景

9.3 計測条件

浴槽は、壁面のない枠のみの構造ものを使用した(一連の動作の間、マーカがとぎれないようにするため。また、床反力計が防水でなかったため、水や湯を入れないこととした。)

(1) 浴槽の深さを一定(550mm)とし、洗い場の高さを 5 水準(0、100、200、300、400mm)とした場合

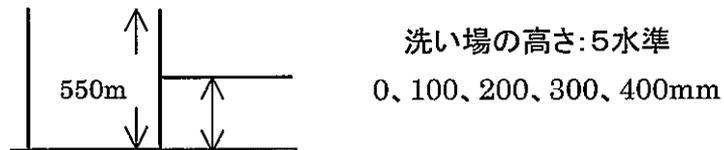


図 2.3.18 計測条件

(2) 浴槽及び洗い場の高さを一定で、またぎ高さを 3 水準(150、350、550mm)とした場合



図 2.3.19 計測条件

9.4 解析項目

(1) 官能評価

動作終了後、足腰に感じる負担感を以下の判断範ちゅうから選んでもらった。

－ 官能評価のための判断範ちゅう －

①非常に辛い、②やや辛い、③どちらともいえない、④やや楽、⑤非常に楽

(2) 関節モーメント

光学的運動分析装置:VICON370(Oxford Metrics 社製 カメラ:60/200Hz×7台)による三次元座標計測及び床反力計(共和電業製 1200×600mm×2 枚、浴槽底面及び洗い場に設置)による反力(3分力)を計測し、身体の剛体リンクモデルを用いて、足、膝、股関節まわりの三次元関節モーメントを算出した。

なお、関節点座標計測のための標点貼付位置は、肩峰点、上前腸骨棘、転子点、大腿骨中央点、大腿骨外側上顆点、脛骨中央点、外果点、第三中足骨点、第五中足骨点(以上、左右 2 点)、左右上後腸骨棘の midpoint の計 19 点とした。また、関節モーメント算出には、Oxford Metrics 社製の VCM を使用し、サンプリング周波数は、一連の動作を捉えることのできる周波数として 60Hz に設定した。なお、フィルタの遮断周波数は、4Hz とした。

9.5 結果と考察

(1) 官能評価結果

- ① 浴槽の深さを一定(550mm)とし、洗い場の高さを 5 水準(0、100、200、300、400mm)とした場合洗い場の高さで官能評価との関係を見ると、青壮年者及び高齢者いずれの場合も、200mm 付近に極値をもった線形な曲線となった。
- ② 浴槽及び洗い場の高さを一定で、またぎ高さを 3 水準(150、350、550mm)とした場合またぎ高さで官能評価との関係を見ると、青壮年者及び高齢者いずれの場合も、またぎ高さが高くなると「つらく」という線形の関係が見られた。(r=0.66)

(2) またぎ動作負担発生メカニズム

空間座標計測及び床反力計測によって求められる、またぎ動作中の関節モーメントをもとに、負担の発生メカニズムを考察した。なお、解析対象とする動作区間を、先導脚が床または踏台から離れた時点から後続脚が踏台または、床に着地する時点までとし、全動作 100%として時間を正規化した。

①浴槽の深さを一定(550mm)とし、洗い場の高さを 5 水準(0、100、200、300、400mm)とした場合(図 2.3.20～23 参照)

・正面からまたぎ動作(正対動作)と側面からまたぎ動作(側対動作)の 2 通りの様式があることがわかった。

・正対動作、側対動作ともに、股関節、膝関節は、高さが高くなるにつれて運動の変位が大きい。ただし、骨盤及び足関節には、同様の傾向は見られなかった。

- ・正対動作、側対動作ともに、内・外転角及び回旋角にあまり変化が見られない。
- ・正対動作、側対動作のどちらでも基本的に関節角度変位に差が見られない。
- ・正対動作、側対動作ともに、矢状面の関節のモーメント値は、高さの変化により差が見られる。前額面及び水平面では同様の傾向は見られない。つまり、二次元による負担評価が可能である。
- ・洗い場の高さと各関節モーメントの最大値の関係をみると、正対動作と側対動作の間に違いが見られた。
- ・正対動作においては、着地した直後に先導脚各関節モーメントが最大値をとっており、いずれも洗い場が高くなるほど、大きくなる傾向が見られた。これは、着地による衝撃を吸収する役割を果たしている。また、後続脚各関節モーメントは、先導脚が着地するときに最大値をとっており、いずれも洗い場が高くなるほど大きくなる傾向が見られた。これは、身体の急激な落下を防いでいるものと考えられる。
- ・側対動作においては、先導脚が着地するときに後続脚の膝、股関節モーメントが最大値をとっており、いずれも洗い場が高くなると、大きくなる傾向が見られた。これは、身体の急激な落下を防いでいるものと考えられる。また、先導脚と洗い場の高さとの関係は、見られなかった。

②浴槽及び洗い場の高さを一定で、またぎ高さを 3 水準(150、350、550mm)とした場合(図 2.3.24~27 参照)

- ・正対動作と側対動作の 2 通りの様式があることがわかった。
- ・正対動作、側対動作ともに、内・外転角及び回旋角にあまり変化が見られない。
- ・正対動作、側対動作のどちらでも基本的に関節角度変位に差が見られない。
- ・またぎ高さと各関節モーメントの関係をみると、正対動作と側対動作の間に違いは見られなかった。
- ・矢状面の関節のモーメント値は、先導脚の足関節、膝関節、後続脚の足関節、股関節において、高さの変化による差が見られる。しかし、前額面及び水平面では同様の傾向は見られない。つまり、二次元による負担評価が可能である。
- ・先導脚においては、足、膝関節モーメントが床接地直後に最大値をとる。これは着地による衝撃を吸収する役割を果たしている。後続脚においては、膝、股関節モーメントが先導脚の床接地時に最大値をとる。これは、身体の急激な落下を防いでいるものと考えられる。

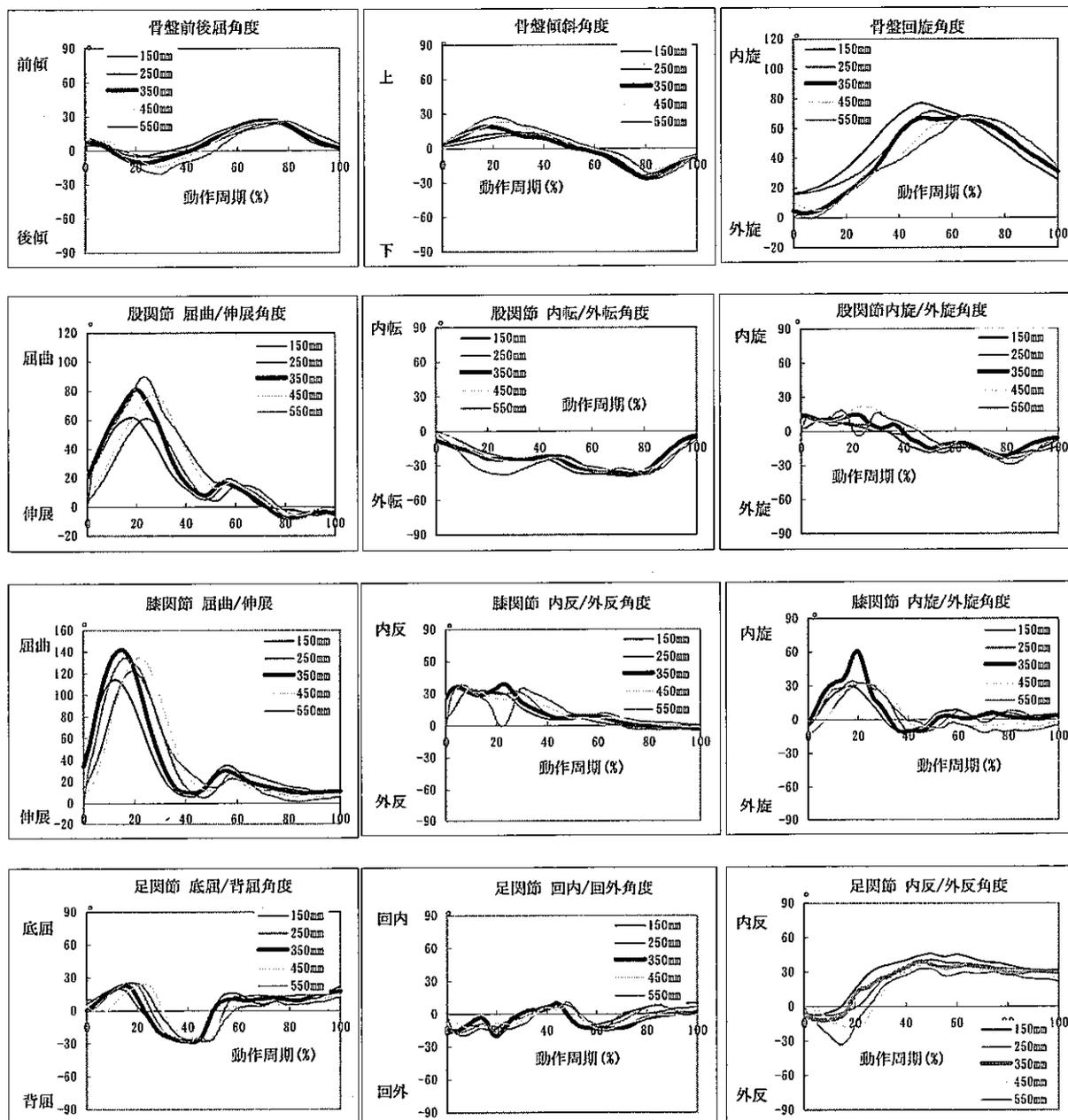


図2.3.20

またぎ動作 関節角度/先導脚

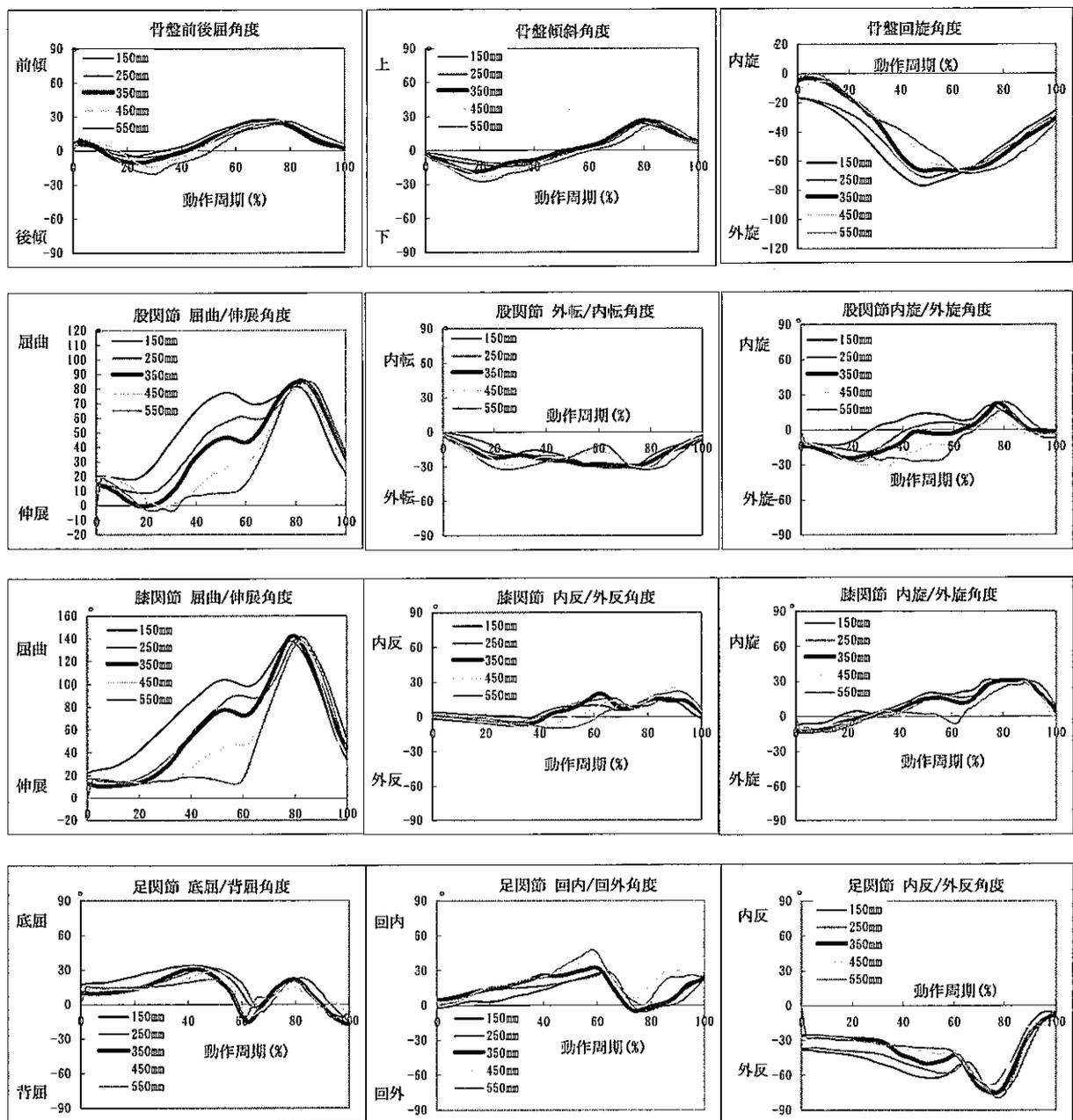


図2.3.21 またぎ動作 関節角度/後続脚

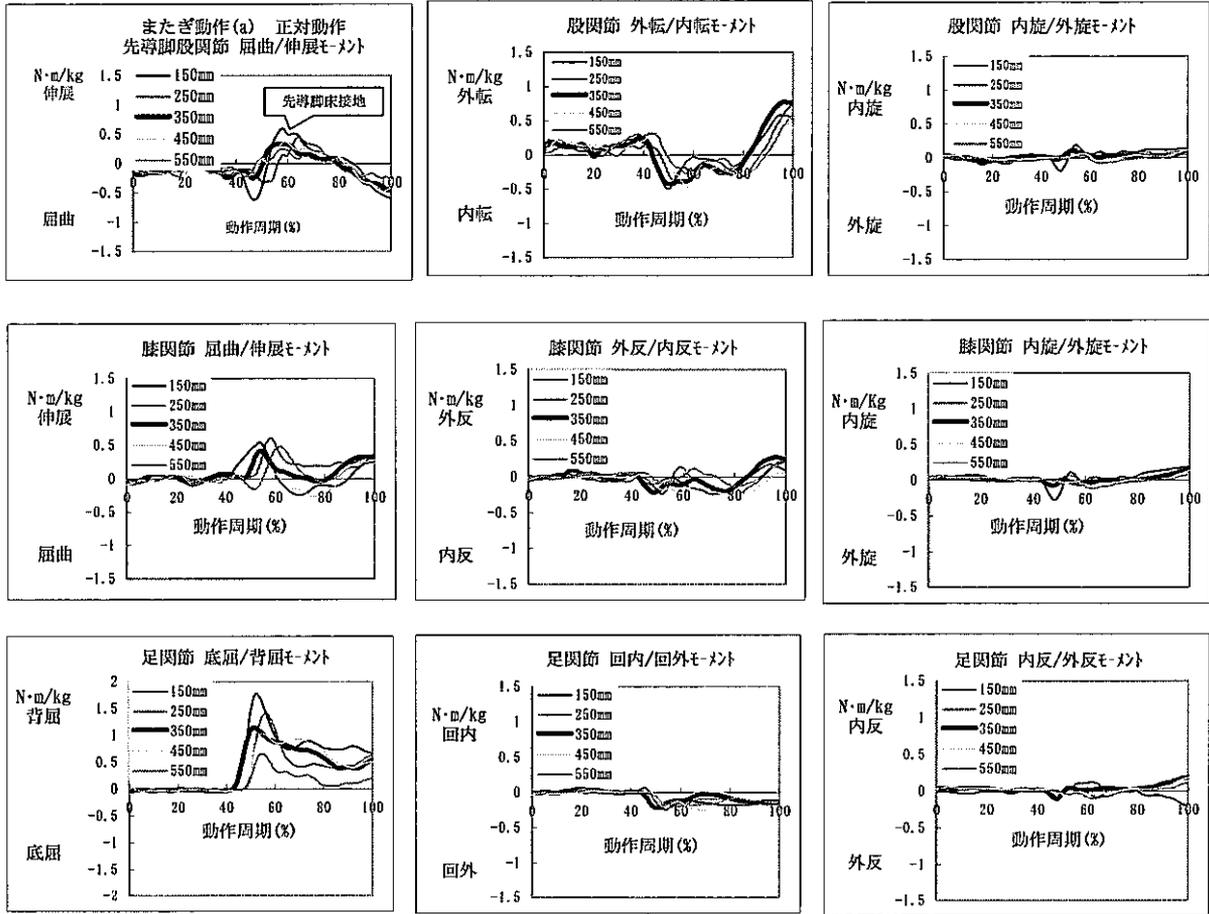


図2.3.22

またぎ動作 関節モーメント/先導脚

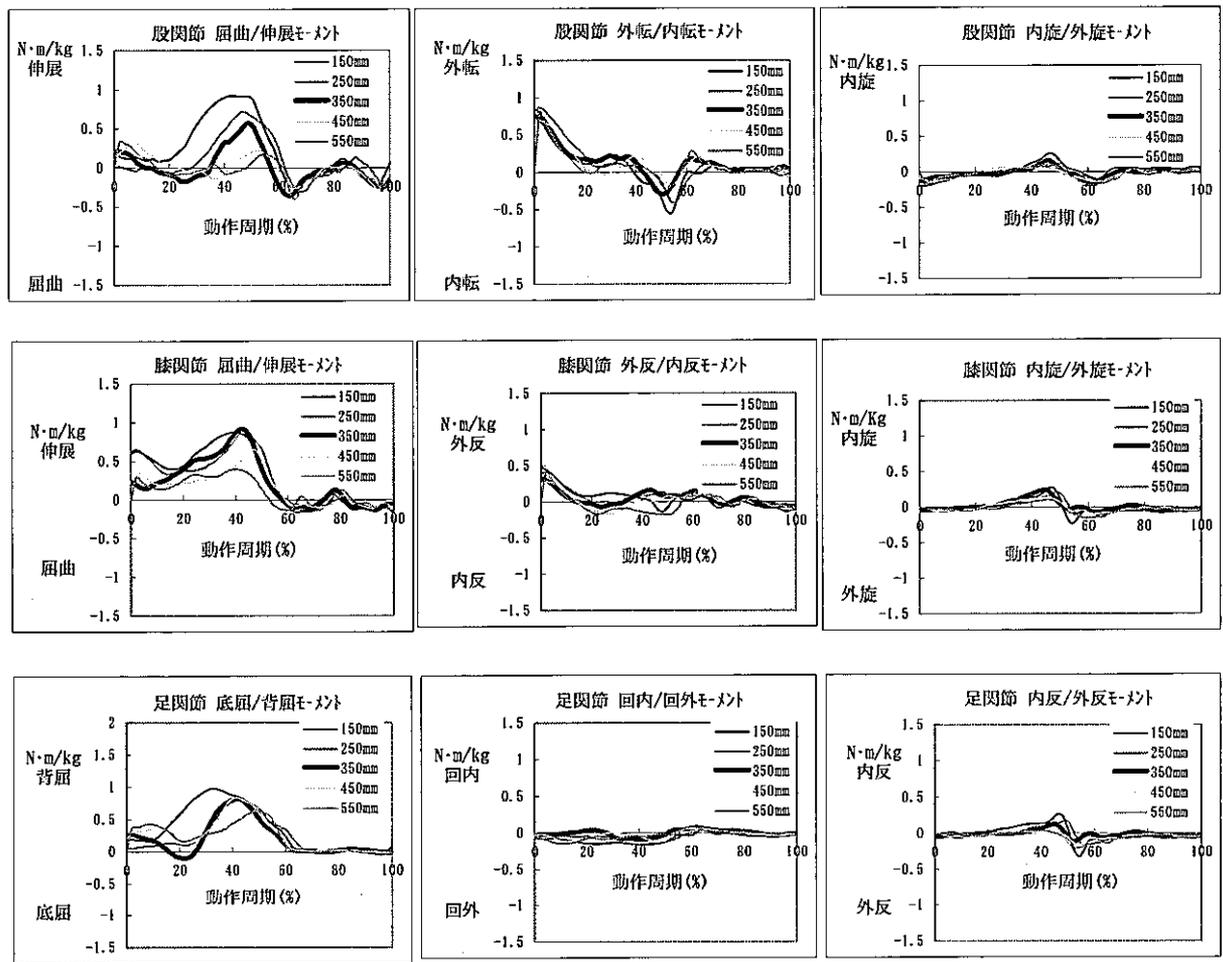


図2.3.23 またぎ動作 関節モーメント／後続脚

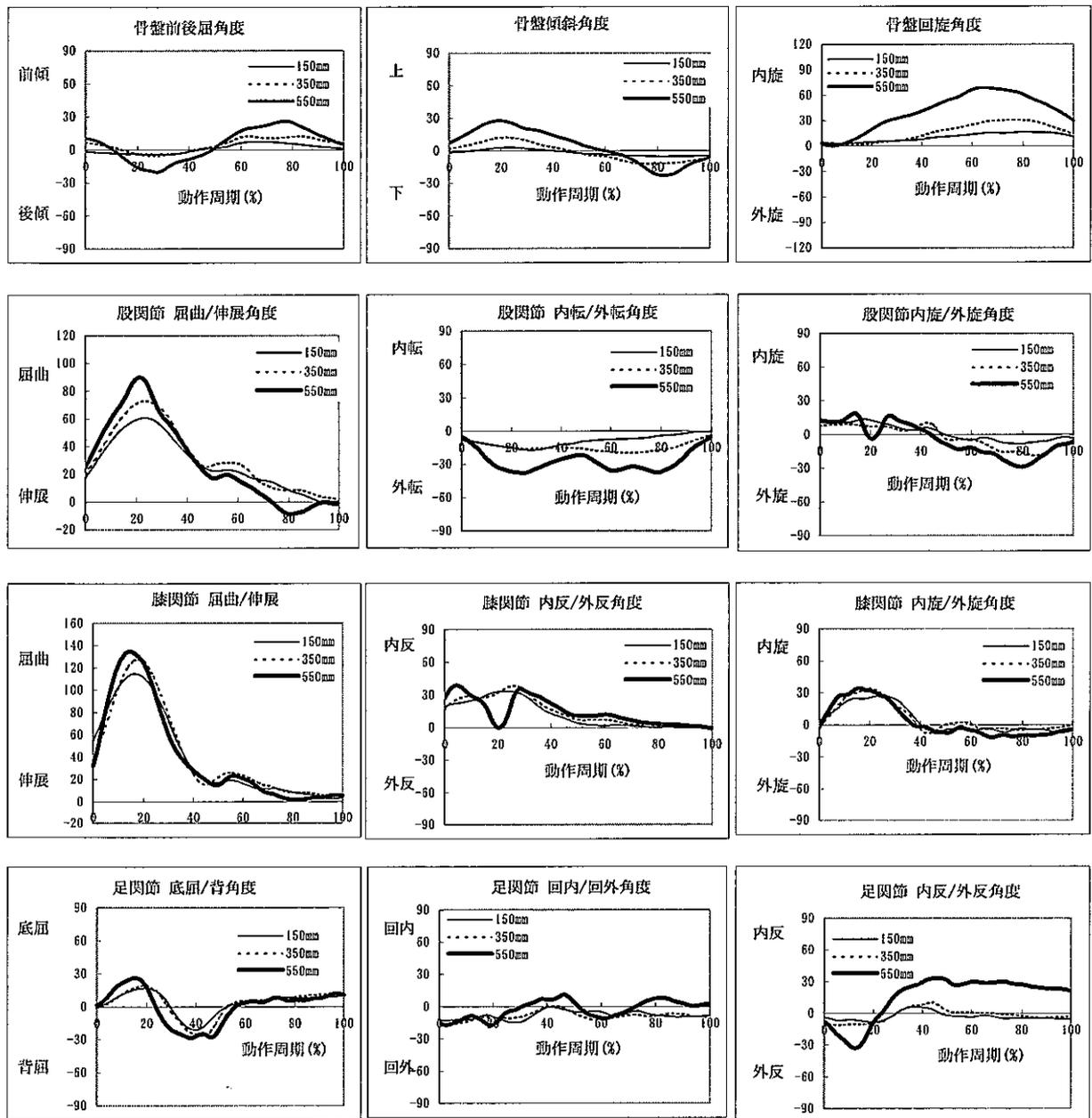


図2.3.24 またぎ動作 関節角度/先導脚

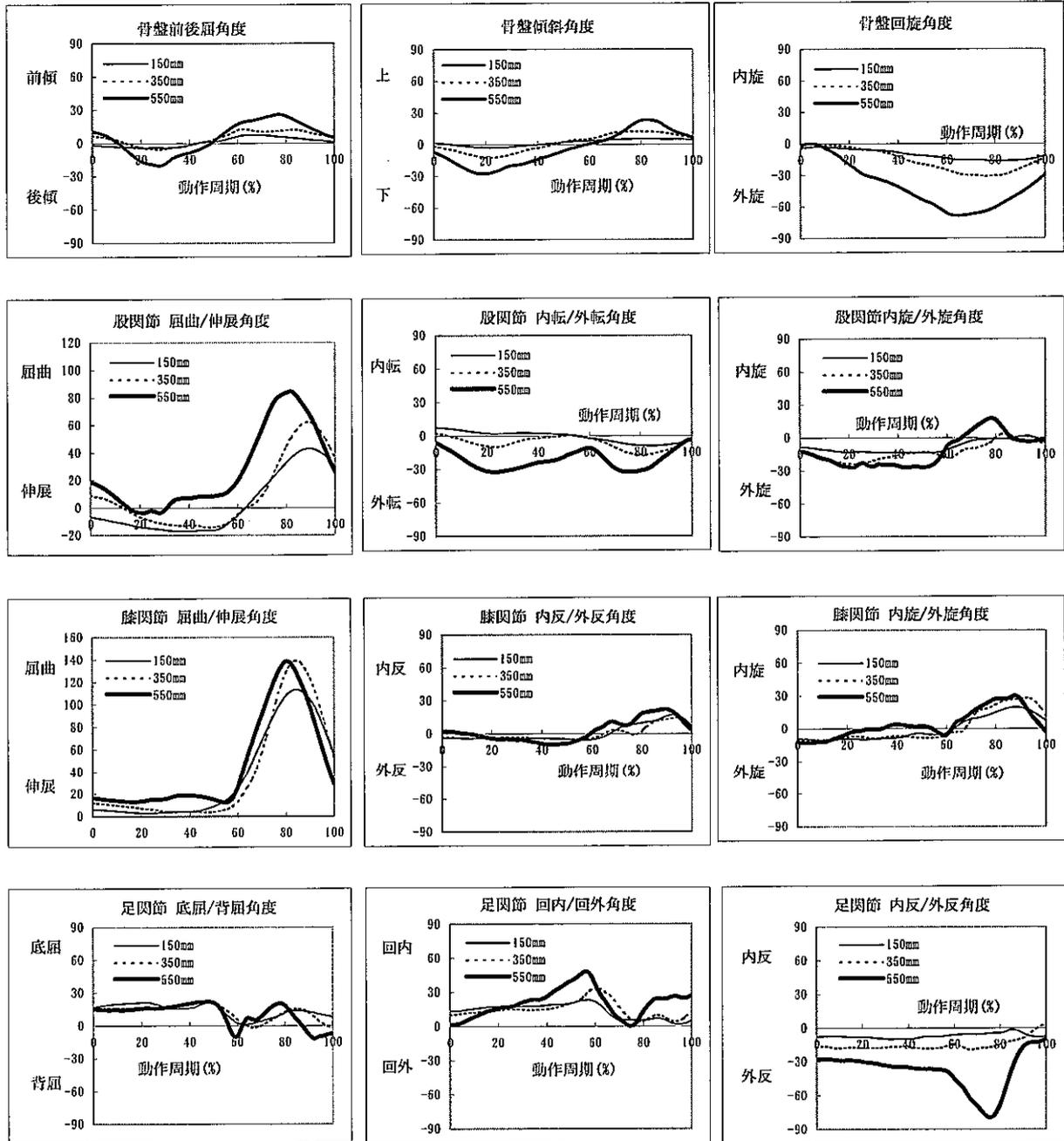


図2.3.25 またぎ動作 関節角度/後続脚

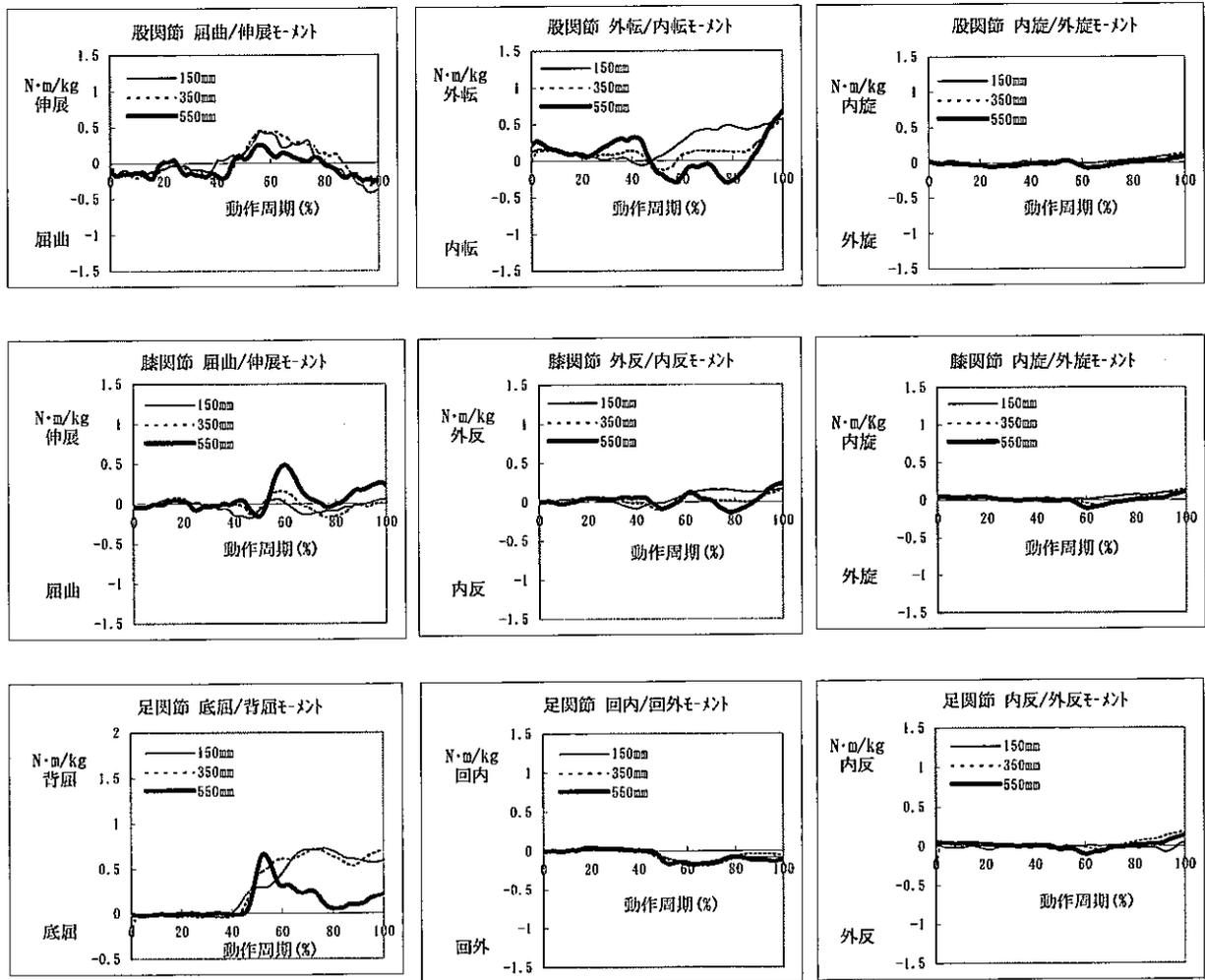


図2.3.26 またぎ動作 関節モーメント/先導脚

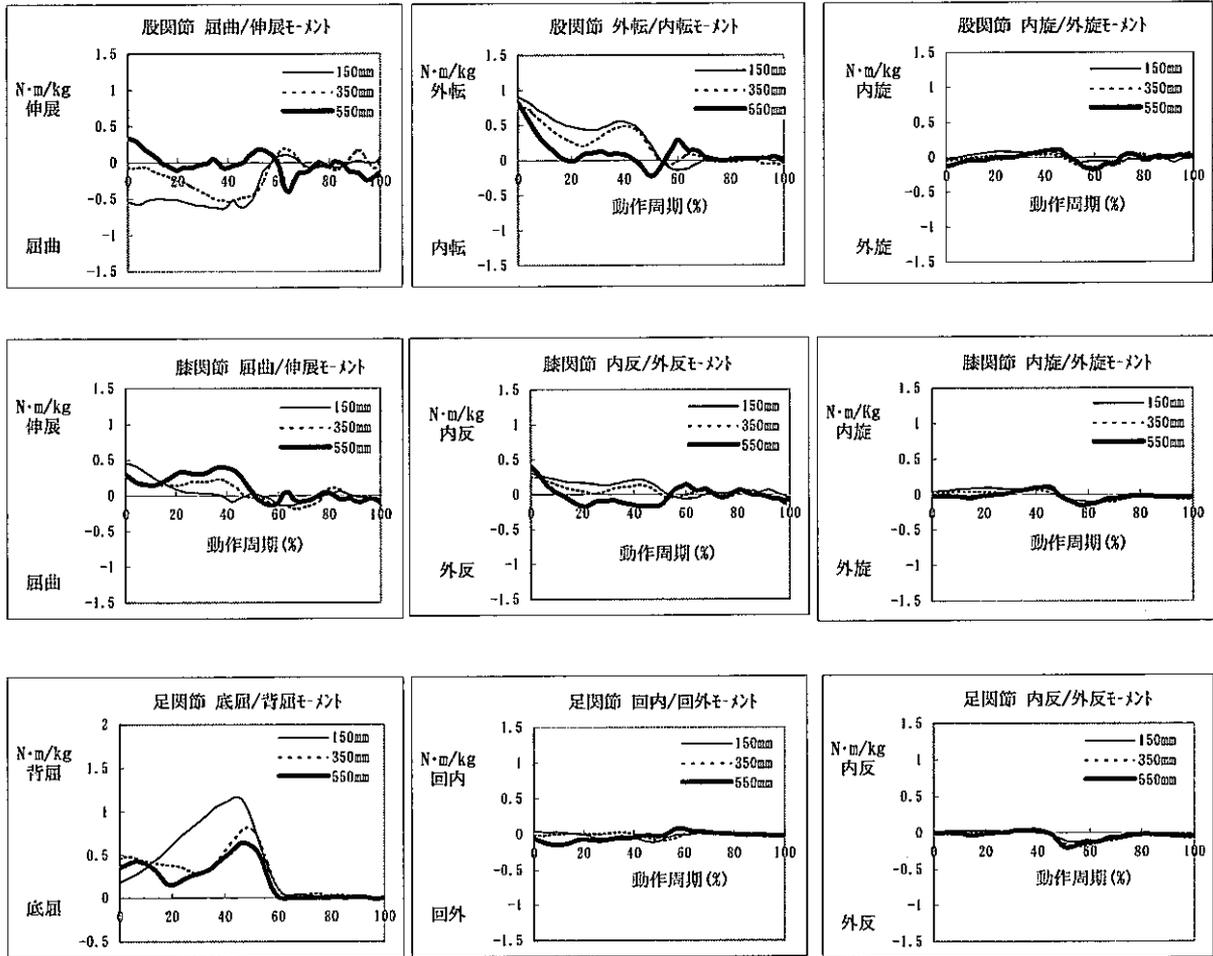


図2.3.27 またぎ動作 関節モーメント/後続脚

(3) 関節モーメントと官能評価との関係

官能評価に対応したデータ解析方法の検討を行い、入浴動作(またぎ動作)の負担計測方法及び評価方法を検討した。

①浴槽の深さを一定(550mm)とし、洗い場の高さを 5 水準(0、100、200、300、400mm)とした場合

- ・正対動作において、官能評価と各関節モーメントの最大値との関係を見ると、先導脚股関節モーメントの最大値と相関が見られた。(r=0.60)
- ・側対動作においては、後続脚股関節モーメントの最大値と相関が見られた。(r=0.59)
- ・以上のことから、官能評価にかわる物理特性として、正対動作においては、先導脚股関節の関節モーメント最大値、側対動作においては、後続脚股関節の関節モーメント最大値を計測・算出することによってまたぎ動作時の負担を評価することが可能であることがわかった。

②浴槽及び洗い場の高さを一定で、またぎ高さを 3 水準(150、350、550mm)とした場合

- ・官能評価と各関節モーメントとの関係を見ると、先導脚が床に接地し、足関節角度が 0 度になった時点における先導脚足関節モーメントの値と相関が見られた(r=0.73)。
- ・以上のことから、官能評価にかわる物理特性として、先導脚が床に接地し、足関節角度が 0 度になった時点における先導脚足関節モーメントの値を計測・算出することによってまたぎ動作時の負担を評価することが可能であることがわかった。

第3節 昇降動作

1. 計測概要

昇降動作は、高齢期になると、全体的な身体機能が低下するため、重労働となり、事故等も発生しやすくなる。特に階段は、高齢期を迎えてからの生活部分は 1 階だけにするとといった考え方もあるが、住宅の多層化がすすむ今日、困難なことが多く、上階層を安全に使うことができるように配慮(階段の勾配や形態の工夫)が必要である。また、厚生省大臣官房統計情報部の人口動態統計によると、不慮の墜落(階段からの墜落や同一面上での転倒等)は、加齢にともない増加の傾向にあり、毎年 1000 人程度の高齢者が亡くなっていることから、特に高齢者の負担を軽減することに、大きな期待がかけられている。ここでは、玄関の上がり框等の段差を「昇降する」動作において、光学的運動分析装置及び床反力計を用いて下肢の各関節のモーメント値を算出することにより、動作負担を評価する方法について述べる。

2. 対象動作

「昇降する」という動作には、「手すりにつかまって昇降する」、「上がり框に手をつけて昇降する」、「自分の膝に手をつけて昇降する」といった、さまざまなスタイルが考えられるが、ここでは、基本となる動作として、「上がり框等の製品や膝等の身体部位に手を触れずに昇降する動作」を対象とした。また、階段昇降のように連続した昇降動作ではなく、一歩昇る及び一歩降りる動作とする。

なお、ここでは、先に振り上げる脚を「先導脚」、後からついてくる脚を「後続脚」と呼ぶこととする。

3. 被験者

ここで前提とする被験者は日常生活に支障がない青年から健常高齢者を対象とする。ただし、日常生活に支障の無い場合であっても、計測に耐えられない健康状態にある者及び、特に関節炎等の疾病のある者ならびに杖等の補助具を用いないと自力で歩行できない者は、安全のため計測対象から除外すること。

4. 計測装置

4.1 光学的運動分析装置

(1) カメラ配置

被験者を囲むように、複数台(一連の動作を捉えることのでき、三次元で座標を計測できる台数)のカメラを配置し、1個のマーカを、少なくとも2台のカメラが捉えるように、カメラの向きを調節する。また、一連の動作の間、障害物の陰にマーカが隠れることのないよう(とくに、足部のマーカが踏台の影にならないように)、できるだけ工夫すること。

(2) マーカ貼付

マーカ貼付位置は、先導脚及び後続脚の股関節点、膝関節点、足関節点、足先点の計8点とする。

なお、膝関節点、足関節点、足先点においては、体表面上に貼付し、股関節点については、計測衣の上から貼付してもよい。

4.2 床反力計

踏台の上面と床面にそれぞれ1枚ずつ設置する。(先導脚と後続脚の動きを分けて計測する場合は、1枚でも可。)

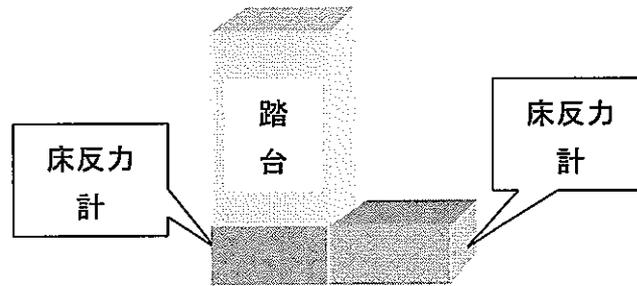


図 2.3.28 床反力計設置位置

4. 3 その他の機器等

(1) 踏台

踏台を用意する。

(2) 計測衣

計測衣は、被験者の心理を配慮し、肌の露出が多いものや下着の透けるものを避け、できるだけ体表面上にマーカを貼付できるもの(Tシャツ及び丈の短いスパッツ)を用意する。また、足部は裸足とする。

5. 計測方法

5. 1 三次元座標計測及び床反力計測

サンプリング周波数は、一連の動作を捉えることのできる周波数として 60Hz を目安に設定し、で、各関節点に貼付したマーカの三次元座標及び床反力 x 、 y 、 z 成分と着力点位置座標を計測する。昇りの場合、被験者は、床上の床反力計の上に立ち、データ取得開始の合図とともに動作を開始し、踏台の上に昇り終わって静止した時点で、データ取得を終了する。降りの場合、踏台の上に立ち、データ取得開始の合図とともに動作を開始し、床の上に降りて静止した時点で、データ取得を終了する。なお、三次元座標計測と床反力計測は、同期させるようにする。

5. 2 属性計測

動作計測とは別途に、属性データとして、身長、体重を計測する。

6. 計測手順

- ① 趣旨説明
↓
- ② 健康診断
↓
- ③ アンケート
↓
- ④ 更衣
↓
- ⑤ 属性計測
↓
- ⑥ マーカ貼付
↓
- ⑦ 動作の慣熟
↓
- ⑧ 動作計測
↓
- ⑨ 更衣

7. データの処理方法

解析対象の動作区間は、「昇り」の場合、「先導脚が床から離れた時点」から「後続脚が踏台に着地した時点まで」の一連の動作とする。「降り」の場合は、「先導脚が踏台から離れた時点」から「後続脚が床に着地した時点まで」の一連の動作とする。

7.1 フィルタ処理方法

上記の計測によって、各関節点に貼付したマーカの三次元座標データ、床反力 x 、 y 、 z 成分及び着力点位置座標データを得ることができる。このデータ全てに対して、それぞれ、フィルタ処理を行う。フィルタの遮断周波数は、4Hz が妥当であると考えられる。また、補間・平滑化等を必要に応じて行う。

7.2 関節モーメント算出方法

下肢を、足部、下腿部、大腿部からなる3つの剛体リンクモデルで近似し、足、膝、股関節について、それぞれ矢状面における関節モーメント(屈曲・伸展方向の関節モーメント)を算出する(第1編第2章 第1節 8. 運動計測 参照)。

算出方法は、まず、足部のリンクモデルと床反力データから、足関節モーメントを求め、次に、膝関節、股関節と順次求めていく。計算に必要なパラメータには、足部、下腿、大腿の節質量、重心位置、慣性モーメントがあるが、これらは、公表されている文献データを用いればよい(付録 3. 生体定数—Dempster:1955 参照)。

7.3 負担評価値抽出方法

負担評価をする際には、動作計測と同時に官能評価による評価を行い、動作計測で得られた部位毎の関節モーメントと官能評価値との相関を調べ、関係の見られた部位で評価するとよい。

なお、9. 計測実験例における計測結果では、上昇においては、先導脚股関節の関節モーメント最大値、降りにおいては、先導脚足関節の関節モーメント最大値が官能評価値と対応がとれている。(官能評価については、JIS Z 9080 官能検査通則 を参照。)

8. 結果の解釈方法

基本的に、関節モーメントが大きければ、それだけ大きなトルクが筋活動によって発揮されたということになる。したがって、負担評価する際、7.(3)に記述した値を比較することによって負担を評価することが可能である

9. 計測実験例

関節モーメントによる負担評価が主観的な負担評価(官能評価)と対応がとれていることを確認するために、以下の計測を行った。(図 2.3.29)

9.1 被験者

青壮年者 16 名(年齢 21~54 歳、平均 38.8 歳)及び健常高齢者 28 名(年齢 63~79 歳、平均 72.8 歳)を対象に計測をした。

9.2 動作定義

①踏台を一步昇る動作、②踏台を一步降りる動作の2種類を対象とした。基本的には、自由に昇降してもらった(ただし、剛体リンクモデルを単純化し、関節モーメントの算出を簡単にするために、踏台及び膝などの身体には手を触れないように指示した)。

なお、この基本動作は、いずれも屈曲・伸展方向が主な動作であることから、矢状面における関節モーメントを用いて、下肢の各関節における負担を比較した。



図 2.3.29 計測風景(踏台昇り)

9.3 解析項目

(1) 官能評価

踏台を一步昇る動作、b.踏台を一步降りる動作をしてもらい、足腰に感じる負担感を以下の判断範ちゅうから選んでもらった。

— 官能評価のための判断範ちゅう —

①非常に辛い、②やや辛い、③どちらともいえない、④やや楽、⑤非常に楽

(2) 関節モーメント

光学的運動分析装置:VICON370(Oxford Metrics 社製 カメラ:60/200Hz×7台)による三次元座標計測及び床反力計(共和電業製 1200×600mm ×2 枚)による反力(3 分力)を計測し、身体の剛体リンクモデルを用いて、足、膝、股関節まわりの三次元関節モーメントを算出した。なお、関節点座標計測のための標点貼付位置は、肩峰点、上前腸骨棘、転子点、大腿骨中央点、大腿骨外側上顆点、脛骨中央点、外果点、第三中足骨点、第五中足骨点(以上、左右 2 点)、左右上後腸骨棘の midpoint の計 19 点とした。また、関節モーメント算出には、Oxford Metrics 社製の VCM を使用し、サンプリング周波数は、一連の動作を捉えることのできる周波数として 60Hz に設定した。なお、フィルタの遮断周波数は、4Hz とした。

9.4 結果及び考察

(1) 官能評価結果

踏み台の高さと官能評価との関係をみると、青壮年者及び高齢者いずれの場合も踏み台が高くなると「つらく」という高い相関($r=0.74 \sim 0.86$ $P<0.05$)となった。(表2.3.3)

表 2.3.3 昇降動作官能評価結果

	青壮年者	高齢者
昇り	$S=6.50 \times 10^{-3}H+1.50 \times 10^{-1}$ ($r=0.84$)	$S=5.95 \times 10^{-3}H+4.88 \times 10^{-1}$ ($r=0.74$)
降り	$S=8.20 \times 10^{-3}H+2.00 \times 10^{-1}$ ($r=0.86$)	$S=6.24 \times 10^{-3}H+6.70 \times 10^{-1}$ ($r=0.74$)

(2) 昇降動作負担発生メカニズム

空間座標計測及び床反力計測によって求められる、昇降動作中の関節モーメントをもとに、負担の発生メカニズムを考察した。なお、解析対象とする動作区間を、先導脚が床または踏台から離れた時点から後続脚が踏台に着地する時点までとし、全動作100%として時間を正規化した。

①踏台：昇り考察結果(図 2.3.30~33 参照) 先導脚の立脚期(踏み台接地時)において、先導脚の股関節モーメントは、踏み台が高くなるにつれてモーメント値が大きくなる傾向が見られる。これは、先導脚は、股関節関節の伸展によって身体を引き上げていることを示しており、後続脚の股関節は、脚を上方へ引き上げるために作用しているものと考えられる。また、このときの先導脚の足・膝関節モーメントは、引き上げた身体を支えるために作用しているもので、後続脚は、下腿の自重を引き上げるためだけに作用されることから、高さの影響が無いものと考えられる。

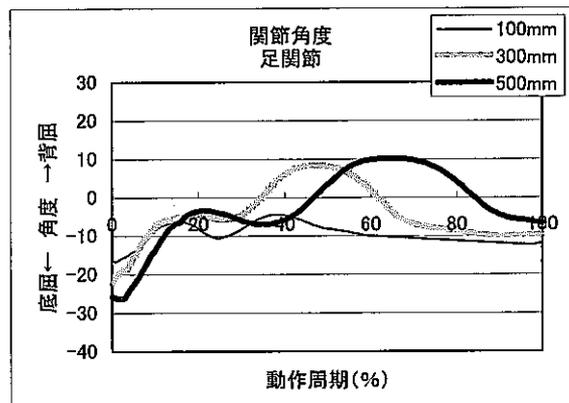
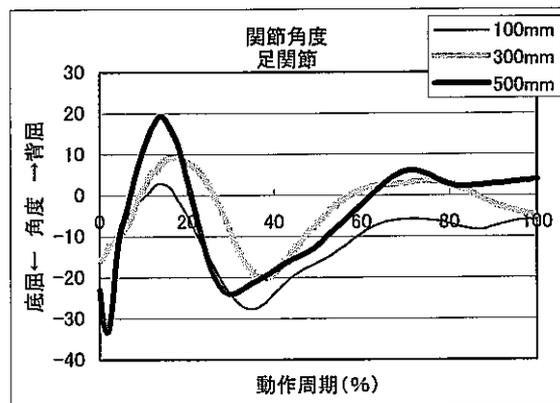
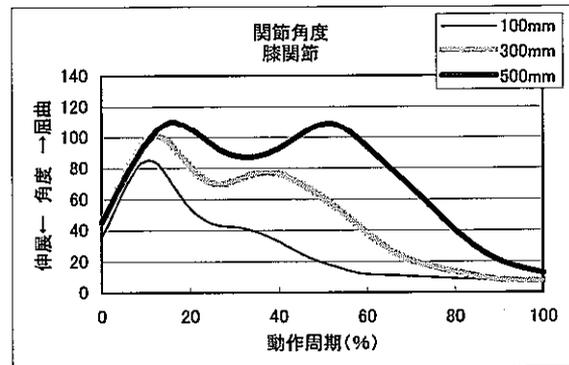
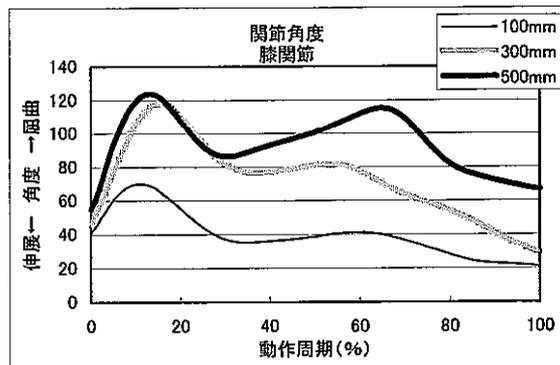
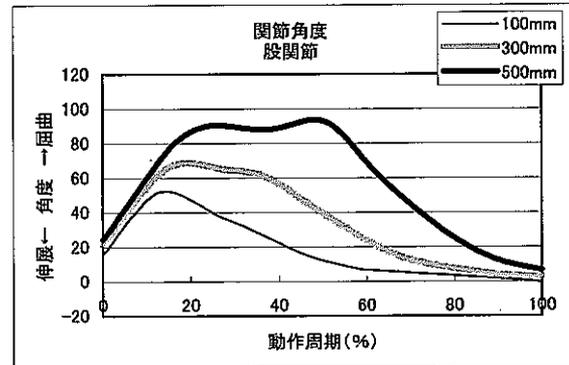
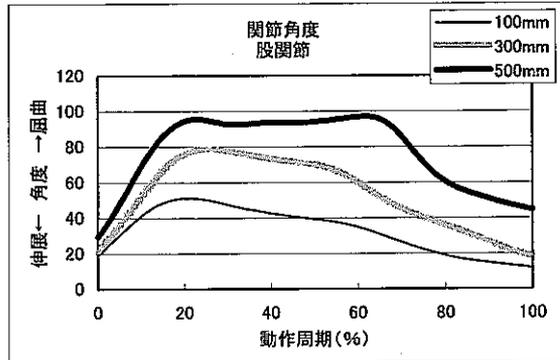
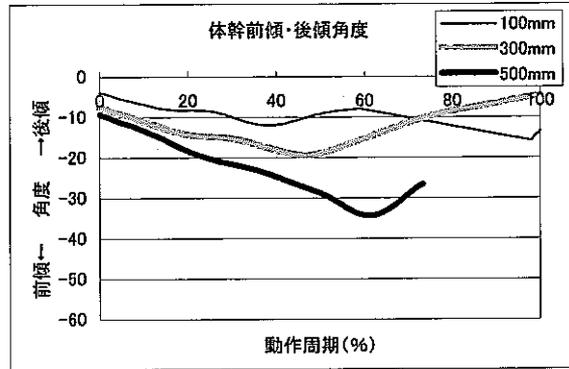
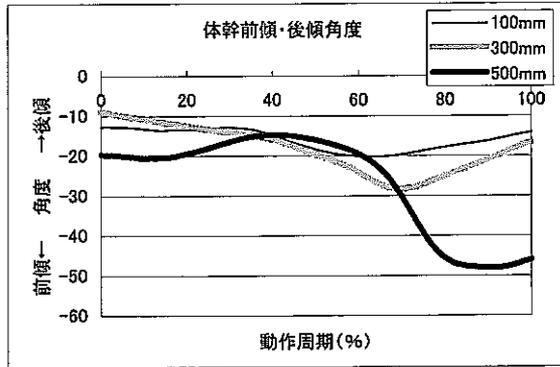
②踏台：降り考察結果(図 2.3.34~37 参照) 先導脚立脚期(床接地時)において、先導脚の足・股関節、後続脚の股関節モーメントは、踏み台が高くなるにつれてモーメント値が大きくなる傾向が見られる。これは、先導脚の股関節は、床面へ接地したときに体幹が前方へ転倒するのを防いでいるもので、足関節は、接地時の衝撃を吸収しているものと考えられる。また、後続脚の股関節は、身体の急激な落下を防ぐために股の伸展によって制御しているものと考えられる。後続脚の足・股関節は、身体の自重のみが作用していることから、高さの影響が無いものと考えられる。

(3) 関節モーメントと官能評価との関係

算出された関節モーメント値と官能評価との関係について解析した。解析結果を以下に示す。

昇り：官能評価と先導脚股関節における関節モーメント最大値との間に相関が見られた。 $(r=0.59)$

降り：官能評価と先導脚足関節における関節モーメント最大値との間に相関が見られた。 $(r=0.51)$
以上のことから、官能評価にかわる物理特性として、昇りにおいては、先導脚股関節の関節モーメント最大値、降りにおいては、先導脚足関節の関節モーメント最大値を計測・算出することによって昇降動作時の負担を評価することが可能であることがわかった。

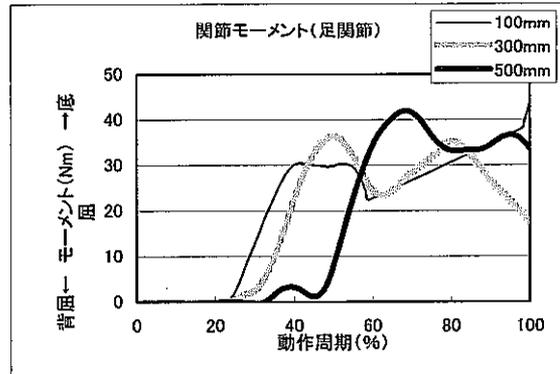
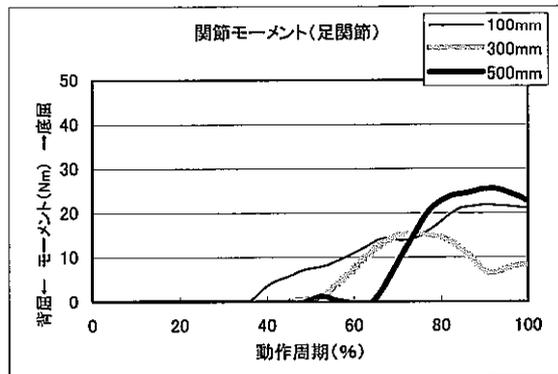
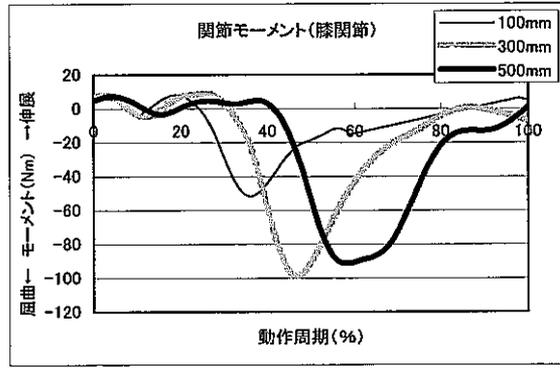
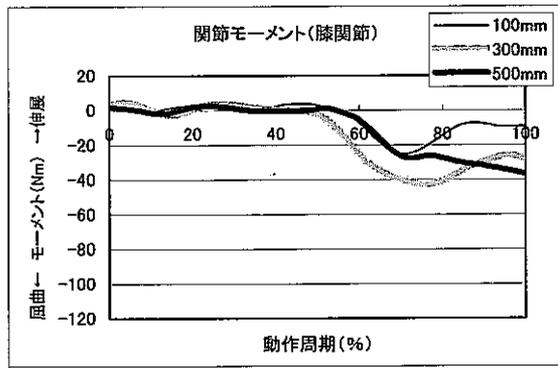
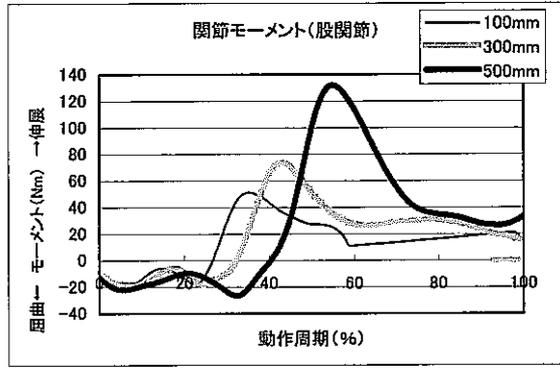
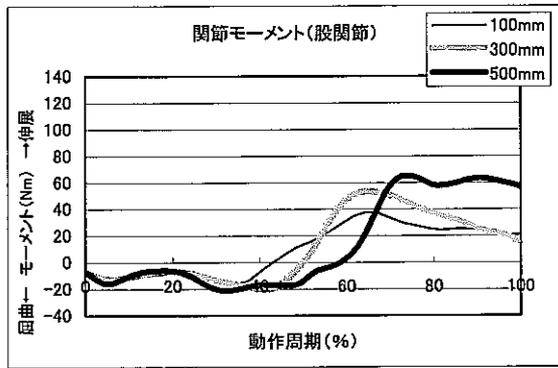


高齢者

青壮年者

図2.3.30

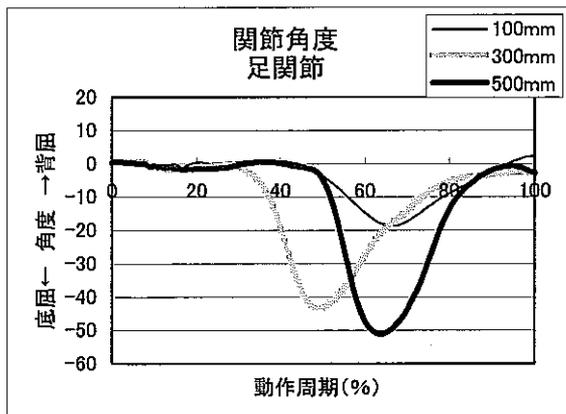
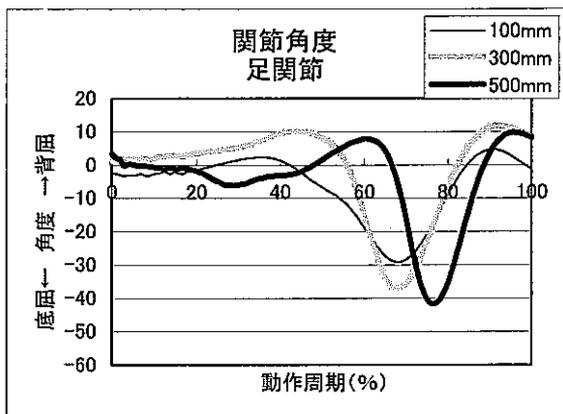
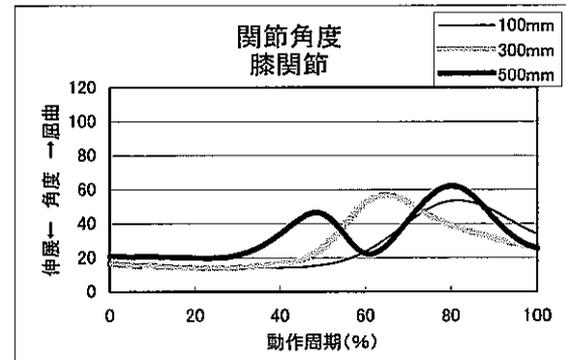
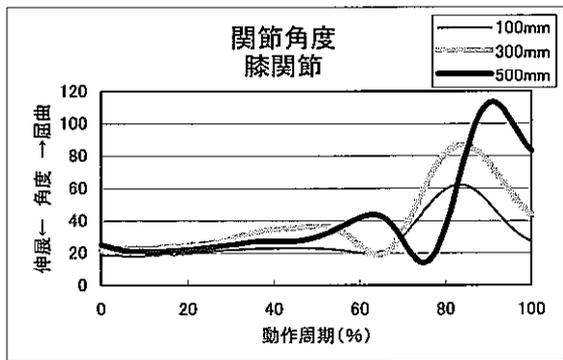
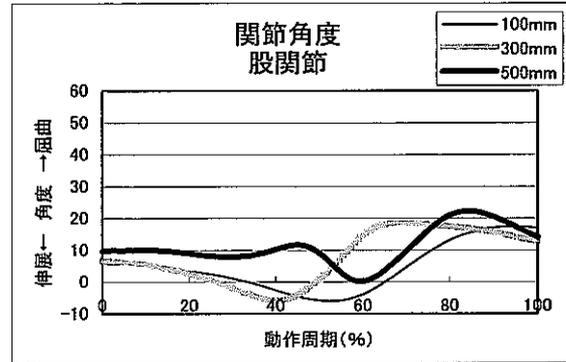
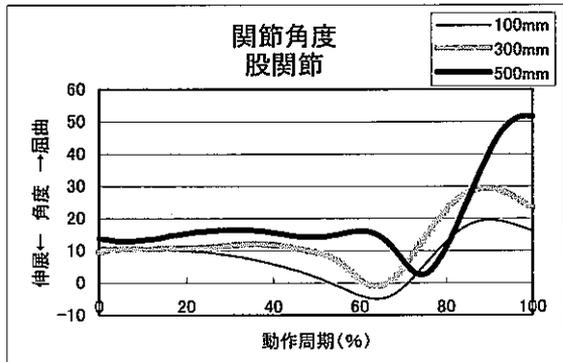
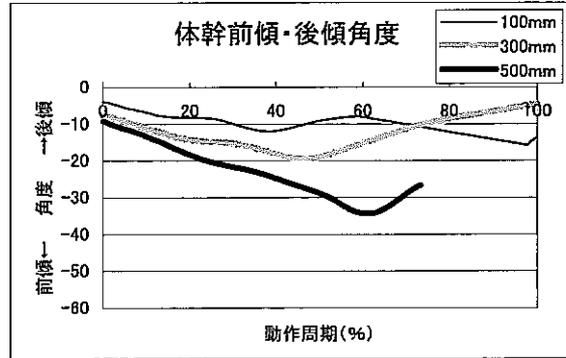
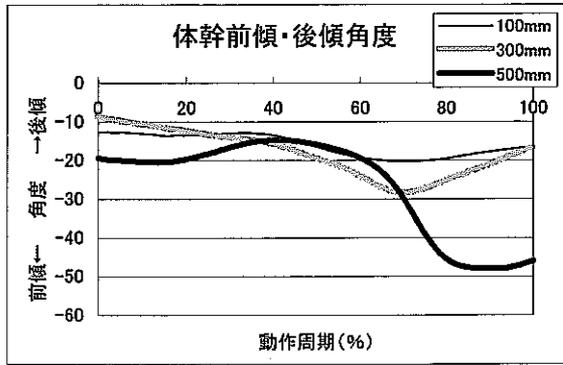
踏台を昇る動作—関節角度(先導脚)



高齢者

青壮年者

図2.3.31 踏台を昇る動作—関節モーメント(先導脚)

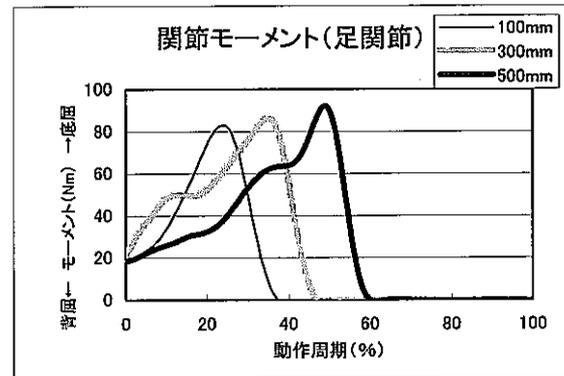
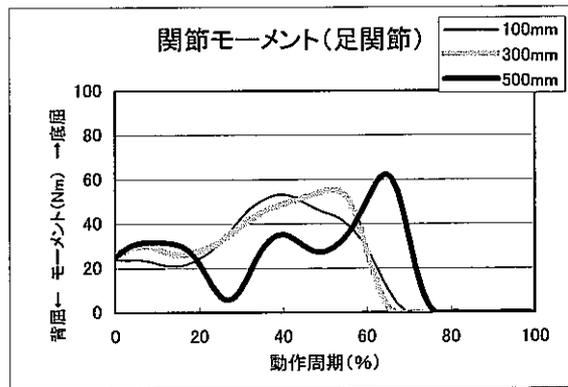
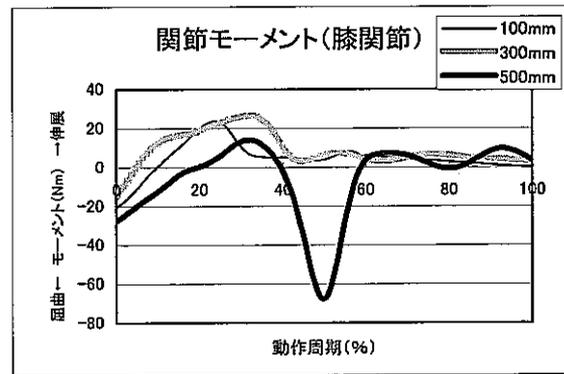
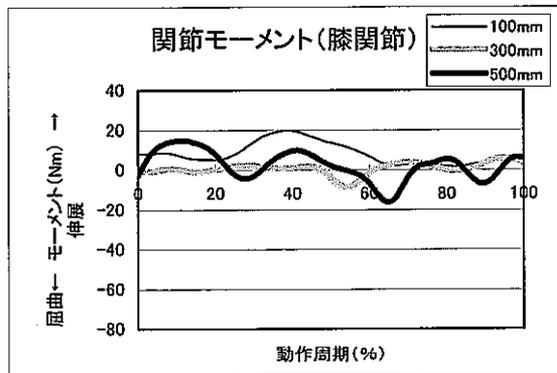
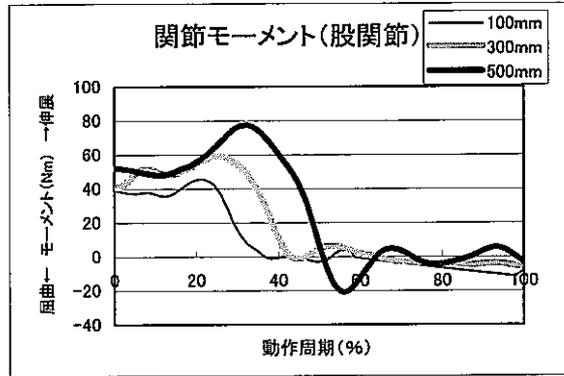
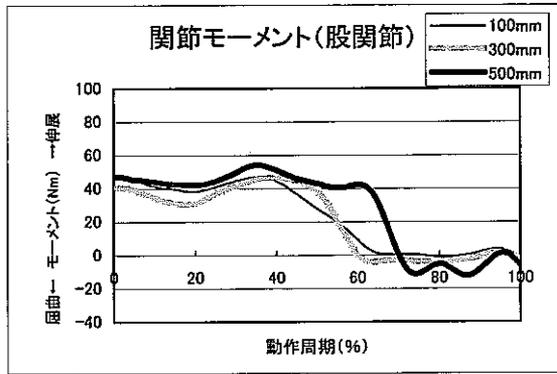


高齢者

青壮年者

図2.3.32

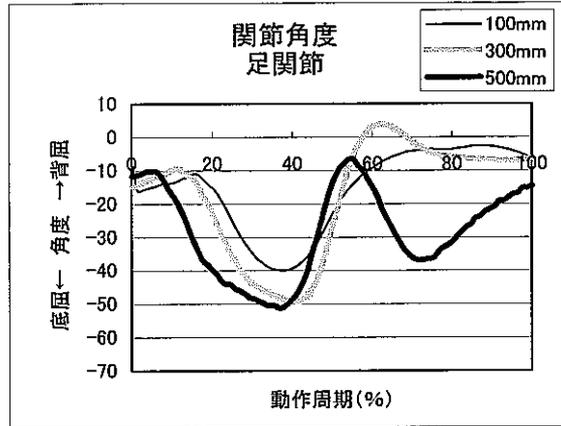
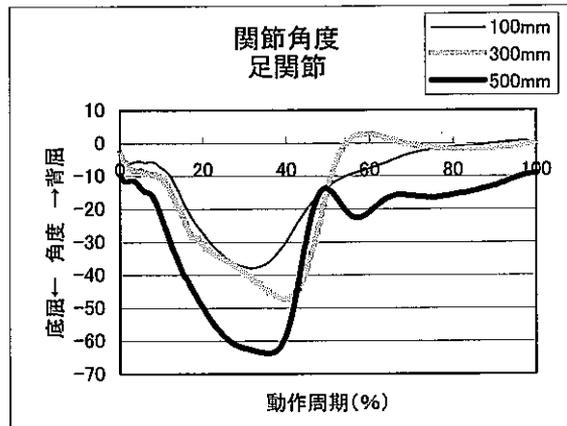
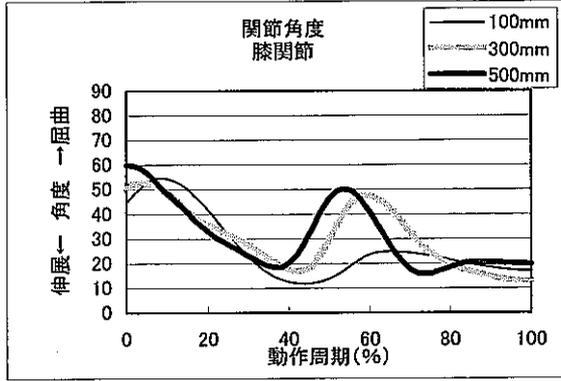
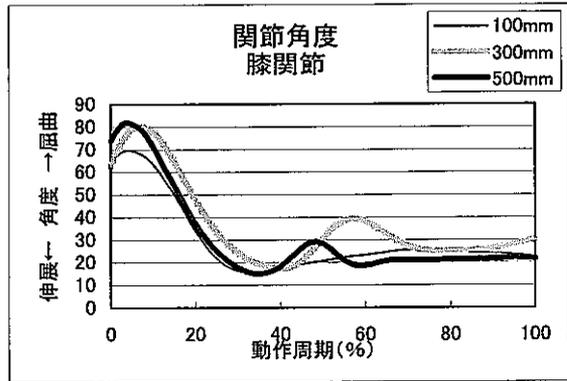
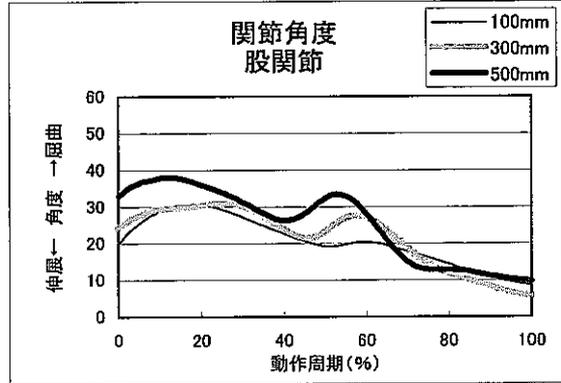
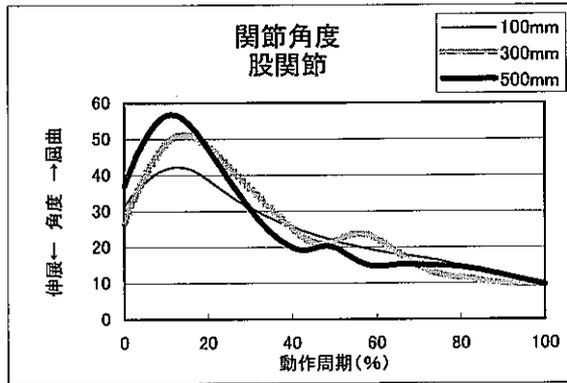
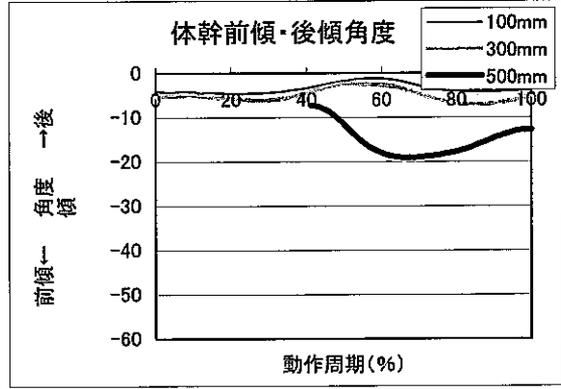
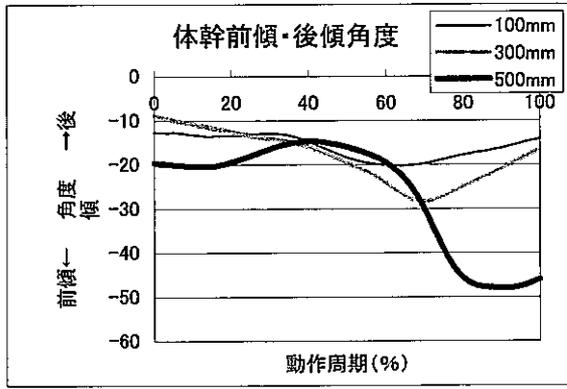
踏台を昇る動作－関節角度(後続脚)



高齢者

青壮年者

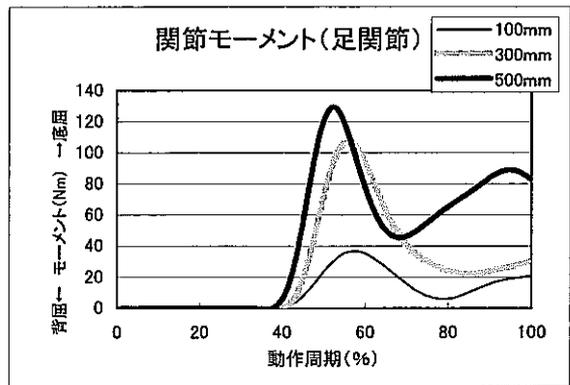
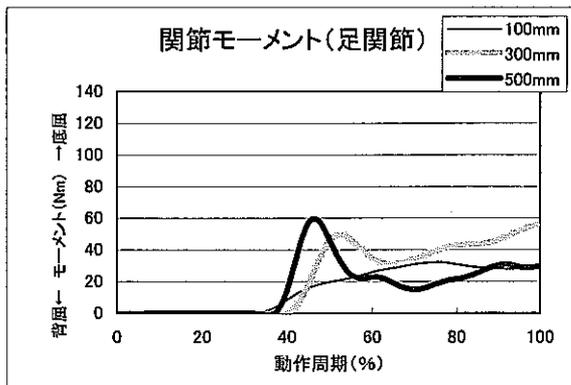
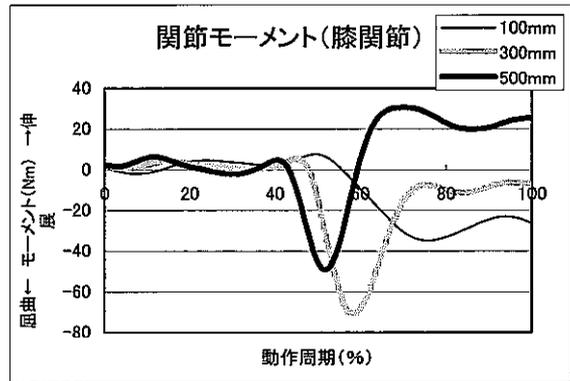
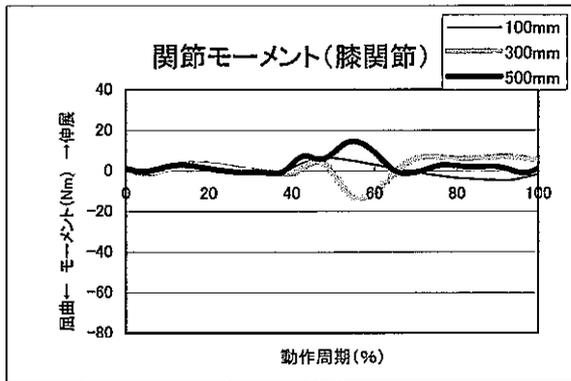
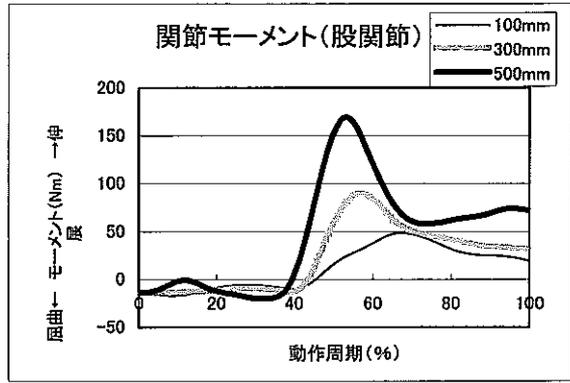
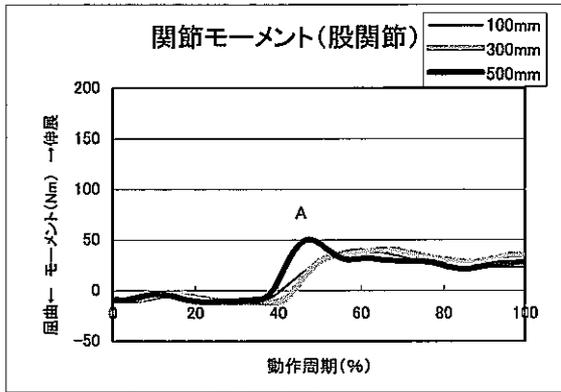
図2.3.33 踏台を昇る動作—関節モーメント(後続脚)



高齢者

青壮年者

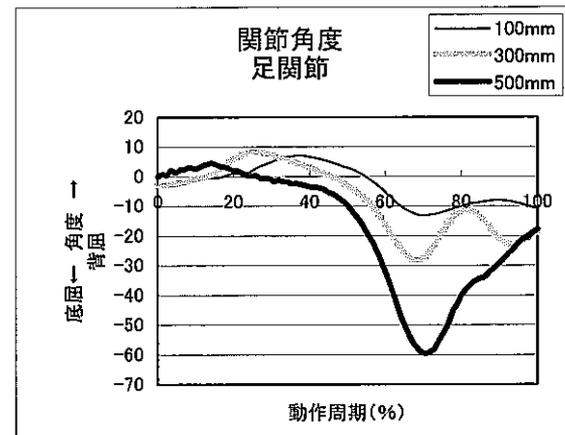
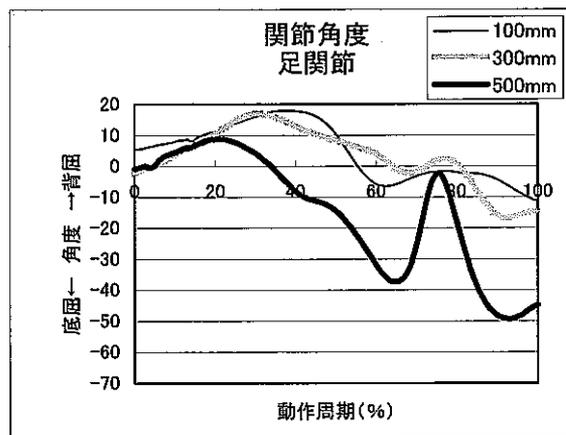
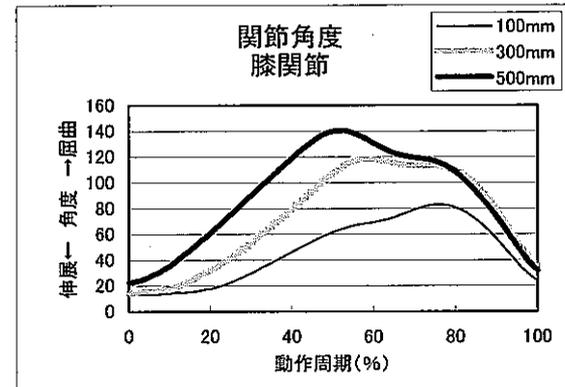
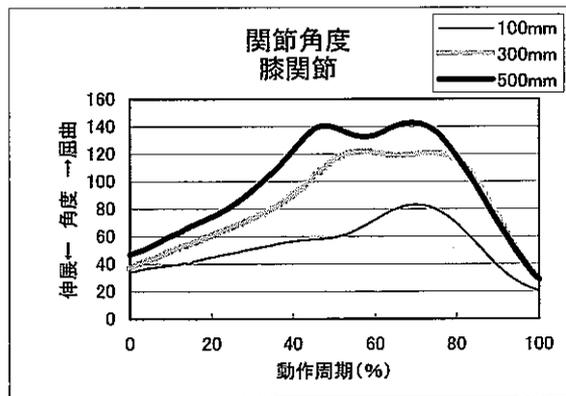
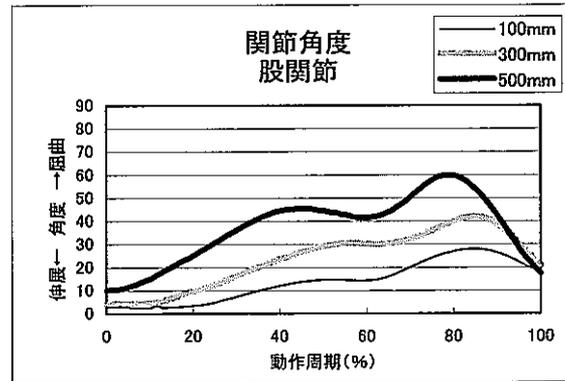
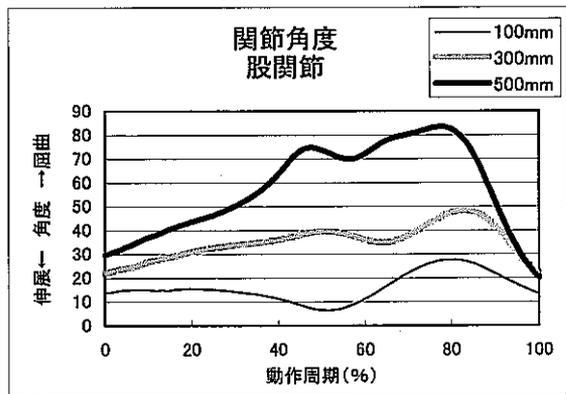
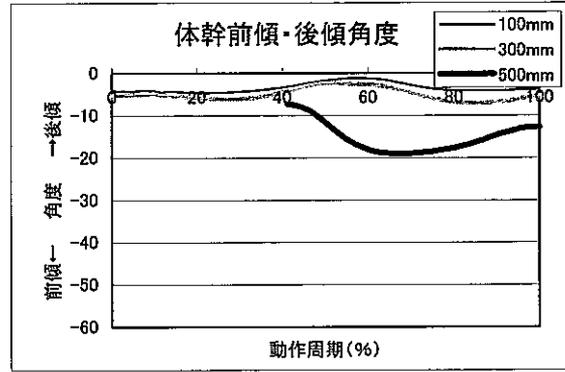
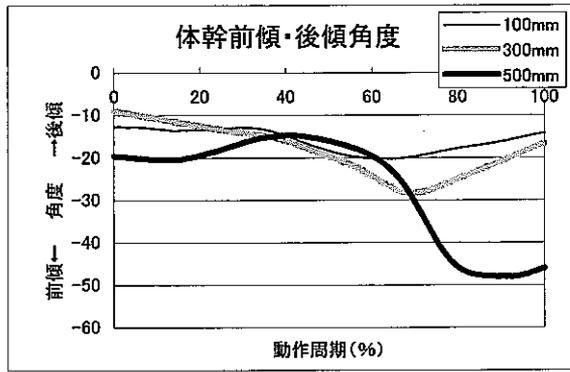
図2.3.34 踏台を降りる動作—関節角度(後続脚)



高齢者

青壮年者

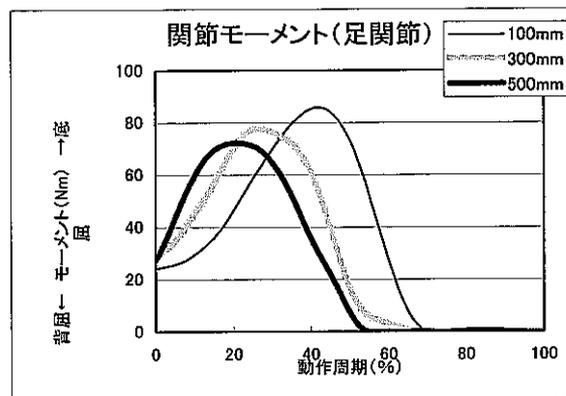
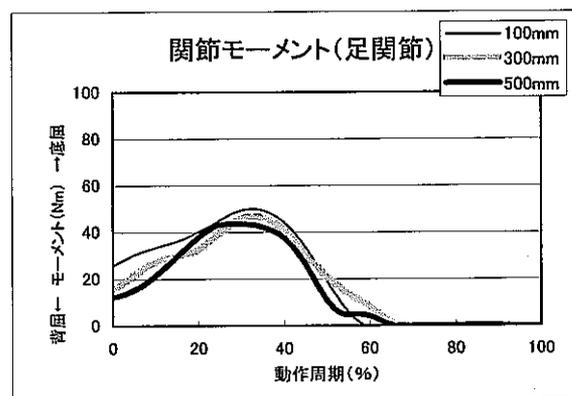
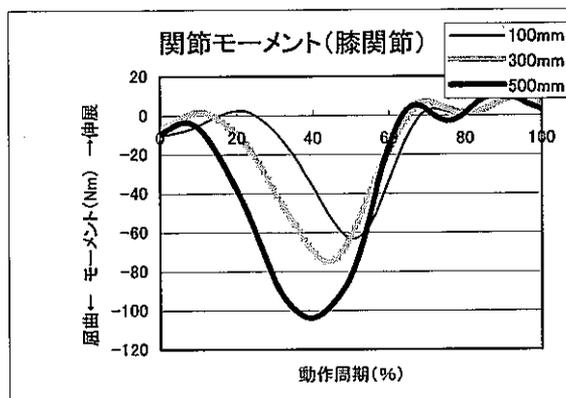
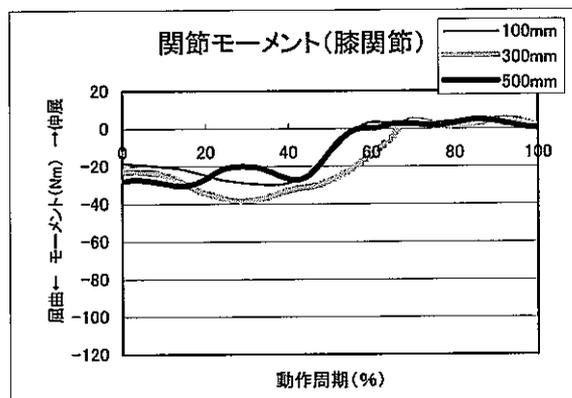
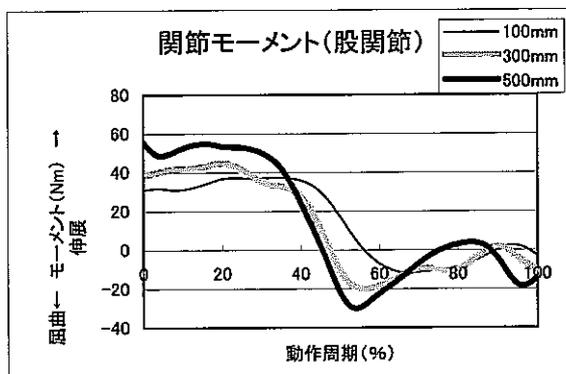
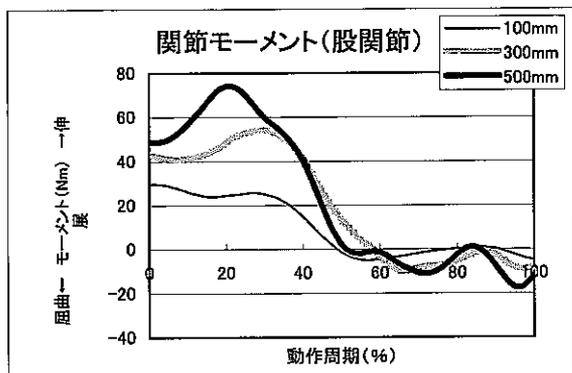
図2.3.35 踏台を降りる動作－関節モーメント(後続脚)



高齢者

青壮年者

図2.3.36 踏台を降りる動作—関節モーメント(後続脚)



高齢者

青壮年者

図2.3.37 踏台を降りる動作—関節モーメント(後続脚)

第4節 歩行速度

1. 計測概要

ここでは、被験者の基本的運動特性としての歩行速度計測の手法について、1歩行周期内での関節モーメントや床反力の解析を行うのではなく、歩行の開始から目標地点に到達するまでの所用時間の計測法として述べる。

計測手法は、3次元動作計測装置を用いた場合と、簡便な方法としてストップウォッチを用いた方法について述べる。また、従来から行われている10m区間での歩行時間計測ではなく、実験場所の制約が少ない、5mの歩行区間での計測について述べる。(5m区間での計測の妥当性については、「9. 計測実験例」参照。)

2. 対象動作

ここで対象とする動作は屋内での通常歩行で、かつ、対象とする歩行速度域は被験者の主観による「楽な速さ」から「急ぎ足」の範囲とする。

3. 被験者

ここでの被験者は、青年から健常高齢者であり、かつ、杖等の補助具を用いずに自力歩行ができる人を前提とする。

4. 計測装置

4.1 歩行路

屋外では歩行速度に影響を与える容易が多いため、屋内に歩行路を設けるのが妥当である。照度は床面で130ルクス以上であれば、照度の影響は避けられる(「9. 計測実験例」参照)。



図 2.3.38 歩行路(平面図)

4.2 三次元動作計測装置

ここでは、計測を行う体表面位置に光反射性の標点(マーカ)を貼り付け、そのマーカの空間位置を CCD カメラによって検出する装置の使用を前提とした。このような装置においては、被験者の身体等によってマーカとカメラの間が遮られると空間座標データが欠落するため、カメラ位置を十分検討する必要がある。一般に、高い位置から見下ろすようにカメラを配置すると良い結果が得られる。

4.3 その他の装置等

(1) 計測衣等

マーカの揺らぎや、計測衣によってマーカが隠れることを防ぐ意味で、基本的に身体にぴったりとした計測衣が好ましい。また、表面電極の貼付部位が露出しやすい計測衣が好ましい。具体的には、上衣はノースリーブシャツ、下衣はスパッツやバレーボールパンツ等が有効である。

ただし、必要以上に被験者の身体を圧迫しないために、特に下衣は十分なストレッチ性を有することが必要である。

なお、目的に応じて、スニーカー等の履き物を験者側で準備する。

(2) 実験室

実験室効果を防ぐ意味で、出来るだけ一般住宅に近い環境で計測を行うことが理想的である。被験者の緊張を和らげるために環境音楽を流すことも効果的である。

5. 計測方法

5.1 被験者の扱いと安全性確保

実験にあたっては、

- ①実験の主旨、実験の内容、得られたデータの扱い、プライバシーの保護について説明し、被験者の同意を得る
- ②動作実験に支障を来す可能性のある傷病(捻挫、骨折、リウマチ等)の既往歴を問診によって確認する
- ③当日の被験者の健康状態を、問診により確認する
- ④血圧を確認する

ことが必要である。

5.2 属性計測

得られたデータのレファレンスとするため、身長、体重、体脂肪率の他、筋力の指標としての握力、柔軟性の指標としての座位体前屈(高齢者には立位体前屈は負担が大きい)、平行機能の指標としての片足立ち時間(閉眼、開眼)の計測をすることが好ましい。

5.3 三次元動作計測装置による計測法

(1) マーカ貼付

計測側の体幹にマーカを貼付する。貼付場所は、腸骨稜点等、歩行動作に伴う動揺の少ない部位とする。また、外顆等の足部にもマーカを貼付すれば、ストライド長等のデータが併せて得られる。

(2) 動作実験

実験に先立ち、慣熟歩行を数回程度、行わせる。

被験者はスタート位置に立位で待機させ、口頭指示もしくは表示ランプによる合図等により歩行を開始させる。

被験者の歩行が不自然な場合には、タスク(例えば、「軽い片手荷物を台上に置きに行き(往路)、同じ速さで帰って来る(復路)」)を与え、計測は復路で行う等の方法が考えらる。この場合、教示は、例えば「楽な速さで歩いて台の上に荷物を置き、止まらずにそのままの速さで元の場所まで戻って下さい」となる。

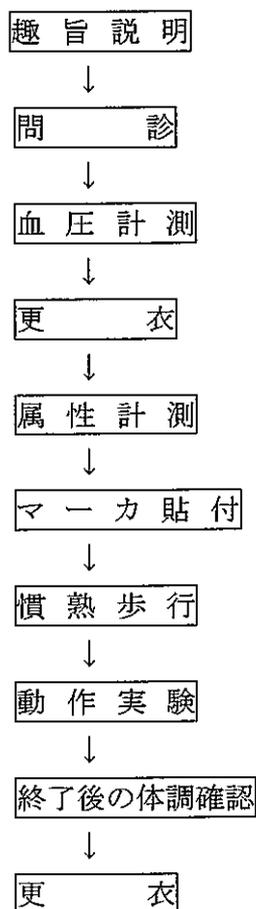
5.4 ストップウォッチによる計測法

動作実験は全項 5.3 と同様で、被験者の体幹がスタートライン及びゴールラインを通過した時間を計測する。

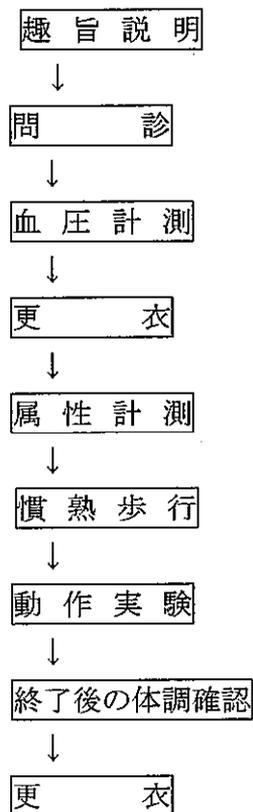
時間計測者は、歩行路側面から被験者の動きを観察するが、歩行路の幅が狭い等の理由で正確な時間計測が困難な場合は、被験者の後から付いていく等の方法を採用する。

6. 計測手順

三次元動作計測装置による計測



ストップウォッチによる計測



7. データの処理方法

三次元動作計測装置による場合は、身体の重心に近く、かつ歩行に伴う動揺が少ない位置(例えば腸骨稜や腰椎等。)に貼付したマーカの位置データから移動速度を算出し、必要に応じて平滑化する。ストップウォッチによる場合は、必要に応じて得られた時間から速度を算出する。

8. 結果の解釈方法

より、ヒトに負担の少ない製品(環境)設計を目指すならば、基本的には歩行速度が大きくなる設計を採用することになり、例えば気温が低い等、きびしい条件となるほど歩行速度が大きくなる場合もあることに注意が必要である。

9. 計測実験例

9.1 目的

- ①10m 歩行路での歩行において中央部 5m 区間が定常歩行となっていることの確認
- ②三次元動作計測装置とストップウォッチによる計測の計測結果の比較
- ③計測場所による歩行速度変化の確認
- ④特に照度による影響の確認
- ⑤高齢被験者に対する安全確保の留意点の考察

9.2 計測器

- ・3次元動作計測装置 : Vicon370(Oxford Metrics 製、IR、60Hz sampling、CCD×7)
- ・ストップウォッチ : 市販のデジタルストップウォッチ

9.3 被験者

- 高齢被験者 : 20名(68歳~81歳健常男女。平均72.3歳)
- 青壮年被験者 : 3名(19,29,46歳男子)

9.4 室内における計測

(1)歩行路

ニードルパンチカーペット敷き。天井高 210cm。

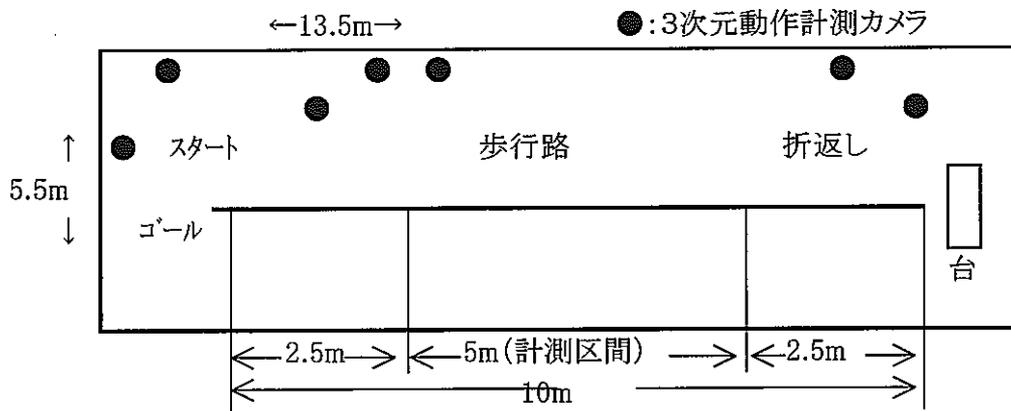


図 2.3.39 室内歩行計測のレイアウト(平面図)

(2) 計測衣

被験者が着用してきたもの(履き物: なし)

(3) 実験水準

- ①床面照度: 「1250 ルクス」、「130 ルクス」
- ②歩行速度: 「楽な速さ」「急ぎ足」(被験者ごとにランダムに実施)

(4) 動作

- ①被験者はスタート位置に立位で待機させ、口頭指示により歩行を開始させた。
- ②被験者の自然な歩行とするため、タスク「軽い片手荷物を台上に置きに行き(往路)、同じ速さで帰って来る(復路)」を与え、計測は復路で実施した(図2. 3. 40~41)。片手荷物は重量 1kg の布製手提げとし、計測前に 4 回の習熟歩行を行った。
- ③教示は、「楽な速さで(早足で)歩いて台の上に荷物を置き、止まらずにそのままの速さで元の場所まで戻って下さい」とした。

(5) 計測項目

- ①歩行速度変化 3次元動作解析装置(Vicon370)により、右側腸骨稜に貼付したマーカ(38 φ)の位置を検出。マーカの変位から歩行速度及び進行方向の加速度を算出した。
- ②歩幅変化 3次元動作解析装置(Vicon370)により、右側外果に貼付したマーカ(38 φ)の位置を検出。マーカの変位から歩幅を算出した。
- ③歩行時間 ストップウォッチで、計測区間(5m)の所要時間を計測。計測は、被験者の体幹が通過するタイミングで実施した。

9.5 屋内廊下における計測

(1) 歩行路

硬質塩ビタイル床、床面照度 130 ルクス。幅 250cm、天井高 225cm。(図2. 3. 42)

(2) 計測衣

被験者が着用してきたもの。

(3) 履き物

被験者が履いてきたもの。(事前に、歩きやすい履き物を履いて来るよう通知)

(4) 実験水準

「楽な速さ」「急ぎ足」(被験者ごとにランダムに実施)

(5) 動作

「9.4 室内における計測」に同じ。

(6) 計測項目

ストップウォッチによる歩行時間計測。計測法は「9.4 室内における計測」に同じ。

9.6 屋外における計測

(1) 歩行路

コンクリートタイル仕上げ。合同庁舎とテニスコートに挟まれた、幅約 8m のスペース。(図2. 3. 43)

(2) 計測衣

被験者が着用してきたもの。

(3) 履き物

被験者が履いてきたもの。

(4) 実験水準

「楽な速さ」「急ぎ足」(被験者ごとにランダムに実施)

(5) 動作

「9.4 室内における計測」に同じ。

(6) 計測項目

ストップウォッチによる歩行時間計測。計測法は「9.4 室内における計測」に同じ。



図 2.3.40 室内往路

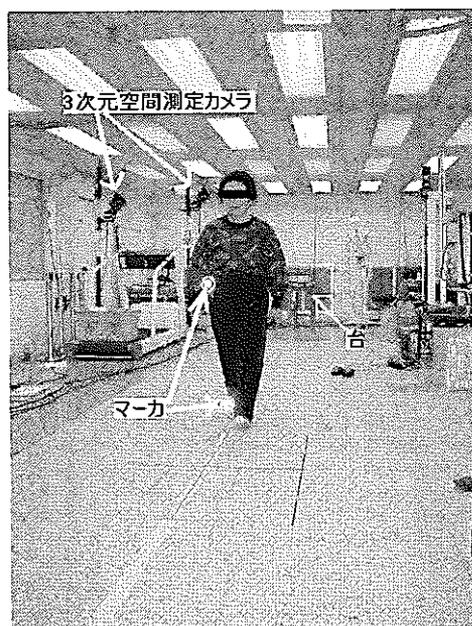


図 2.3.41 室内復路



図 2.3.42 廊下



図 2.3.43 屋外

9.7 結果と考察

(1) 被験者

高齢被験者 20 名は(財)シルバー人材センターに依頼したため、基本的に「就労意志のある」高齢者である。そのうち筋肉労働の職歴を持つ人が9名で、残りのうち7名が、水泳、山歩き、テニス、ウォ

ーキング等の運動を現に行っており、高齢者としては健常な被験者群と考えられる。青壮年被験者は製品評価技術センター近畿支所職員である。被験者の属性の概略を表 2.3.4 に示す。

表 2.3.4 被験者の属性(平均値)

群	年齢 (歳)	血圧* ¹ (mmHg)	身長 (cm)	体重 (kg)	転子高 (mm)	握力 (N)	脚力* ² (N)	柔軟性* ³ (cm)	平衡* ⁴ (sec)
高齢	72.3	176/106	155.3	53.3	832	247	207	-0.19	3.6
青壮年	31.3	134/ 89	172.5	69.5	911	366	433	3.5	13
全体	66.9	--	157.5	55.4	842	262	237	0.29	4.8

*1 血圧は最も高かった値を示す

*2 座位で膝関節伸展力を計測

*3 立位体前屈(足底面より下を正とする)

*4 閉眼片足立ち時間

(2) 10m の歩行における定常歩行の領域:

①歩行速度変化 室内での3次元動作解析装置による計測から、室内 1250 ルクスでは折り返し後の歩行距離が約 2m となる位置で加速度がほぼゼロとなり、少なくともゴールの手前約 2m までは速度が大きく変化しなかった。従って、折り返し後の歩行距離 2m~8m の領域で、ほぼ定常歩行と見なせる。今回の計測を行った実験室では、ゴール位置から約1m の距離に壁面があるため被験者はゴール位置でほぼ停止する結果となったが、そのような条件でも歩行距離 2m~8m の領域で、定常歩行とみなせることがわかった。表 2.3.5 に、定常歩行とみなせる領域を被験者ごとに示す。

図 2.3.44 に歩行速度・加速度と歩行距離の関係の例(71 歳、女性)を示す。図では歩行速度の実測値と、その多項式近似曲線、さらに近似曲線を基に算出した加速度を示す。

表 2.3.5 定常歩行と見なせる区間(室内 1250lx) 折り返し点からの距離(m)

被験者 No.	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
定常歩行の始まり	2.1	2.1	2.3	2.2	1.8	2.0	1.8	2.0	1.7	2.0
定常歩行の終了	7.3	8.0	9.7	7.0	9.1	7.0	7.3	8.0	7.4	8.2

被験者 No.	11	12	13	14	15	16	17	18	19	20
定常歩行の始まり	1.7	1.6	1.7	1.8	1.6	1.7	2.1	2.0	2.0	1.9
定常歩行の終了	7.9	8.0	7.6	7.9	7.9	7.8	8.2	8.0	8.0	8.4

被験者 No.	21	22	23	平均
定常歩行の始まり	1.8	2.6	2.3	1.9
定常歩行の終了	8.0	7.6	7.3	7.9

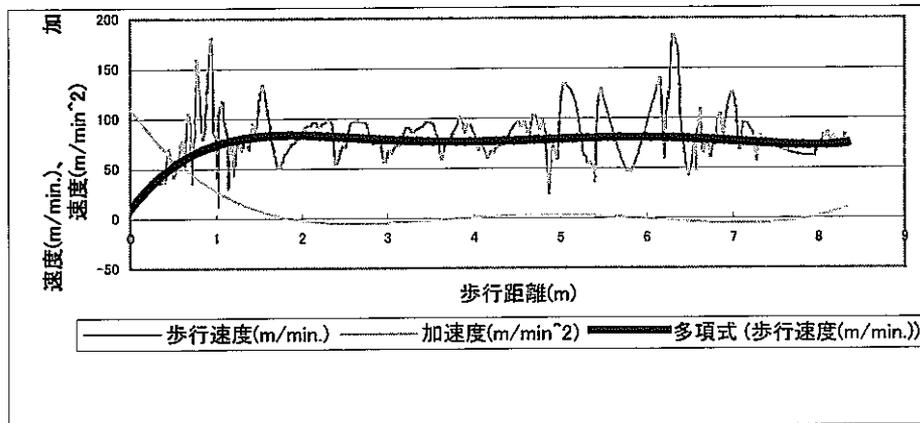


図 2.3.44 10m 歩行における歩行速度変化の例(室内 1250lx、楽な速さ、71 歳女性)

急ぎ足の場合も、速度の変動はやや大きいものの、ほぼ 2m~7.5m の範囲で定常歩行となることが確認された。表 2.3.6 に、定常歩行とみなせる領域を被験者ごとに示す。また、図 2.3.45 に速度・加速度と歩行距離の関係の例(図 2.3.44 と同じ被験者)を示す。

表 2.3.6 定常歩行と見なせる区間(室内、急ぎ足、1000lx) 折り返し点からの距離(m)

被験者 No.	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
定常歩行の始まり	2.7	2.5	2.1	2.8	1.0	2.5	2.0	2.2	1.5	1.8
定常歩行の終了	7.0	8.5	8.0	6.0	8.0	7.2	8.0	8.0	6.5	7.0

被験者 No.	11	12	13	14	15	16	17	18	19	20
定常歩行の始まり	2.0	1.8	2.0	2.0	1.8	2.0	2.0	1.0	1.6	1.9
定常歩行の終了	8.0	9.0	7.5	7.5	7.5	7.5	7.6	7.2	6.9	7.1

被験者 No.	21	22	23	平均
定常歩行の始まり	1.5	2.4	2.8	1.9
定常歩行の終了	7.5	7.5	9.2	7.6

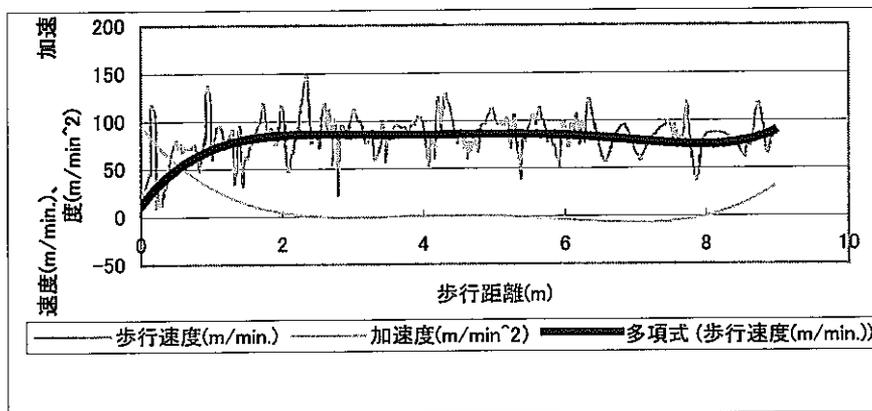


図 2.3.45 10m 歩行における歩行速度変化の例(室内 1250lx、急ぎ足、71 歳女性)

②歩幅変化 室内での3次元動作解析装置による計測結果から、歩幅は何れの被験者も4歩以内で、ほぼ一定になることがわかった。

図 2.3.46 に、室内 1250 ルクスでの計測結果例(図 2.3.44 と同じ被験者)を示す。図でストライド長は、右足の「着床 - 着床間隔」である。この被験者は左足から踏み出しており、ストライド長は第1目歩から、115.2cm, 120.5cm, 123.8cm, 121.9cm, 122.3cm, 121.9cm であり、右足の2回目の着床、即ち4歩目(歩行距離=約2m)までにほぼ一定となっている。

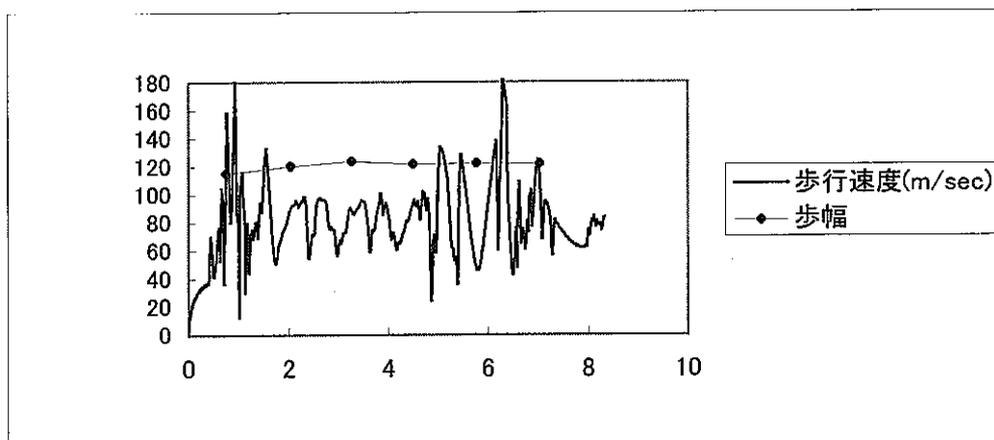


図 2.3.46 10m 歩行における歩幅変化(室内 1,250lx、楽な速さ、71 歳女性)

(3) 三次元動作計測装置とストップウォッチによる計測結果の比較

図 2.3.47 に、ストップウォッチによる歩行時間計測結果と3次元動作解析装置による計測結果から得られた歩行速度の比を示す。前者を基準とした比は、最高 1.05、最低 0.98 で、ストップウォッチによる時間計測はヒトの歩行速度を計測する手法として必要な精度を有すると考えられる。

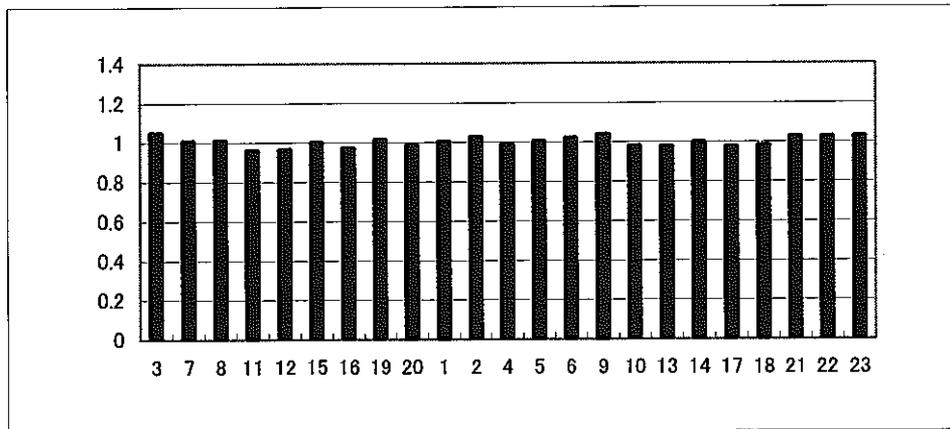


図 2.3.47 ストップウォッチによる計測の精度(室内 1,250lx、楽な速さ)

(4) 計測場所の影響

図 2.3.48 に、ストップウォッチによる歩行速度計測結果を、計測場所ごとに示す。また、図 2.3.49～50 に歩行速度の差をとって示す。これらより、

- ・図 2.3.49～50 のとおり、得られた歩行速度には概ね「屋外>廊下(=130 ルクス)>室内 130 ルクス」の関係があったこと
- ・同じ履き物で計測した、廊下と屋外で差が現れたこと

がわかり、精度の高い計測を行うためには、計測場所や履き物に留意する必要があると言える。

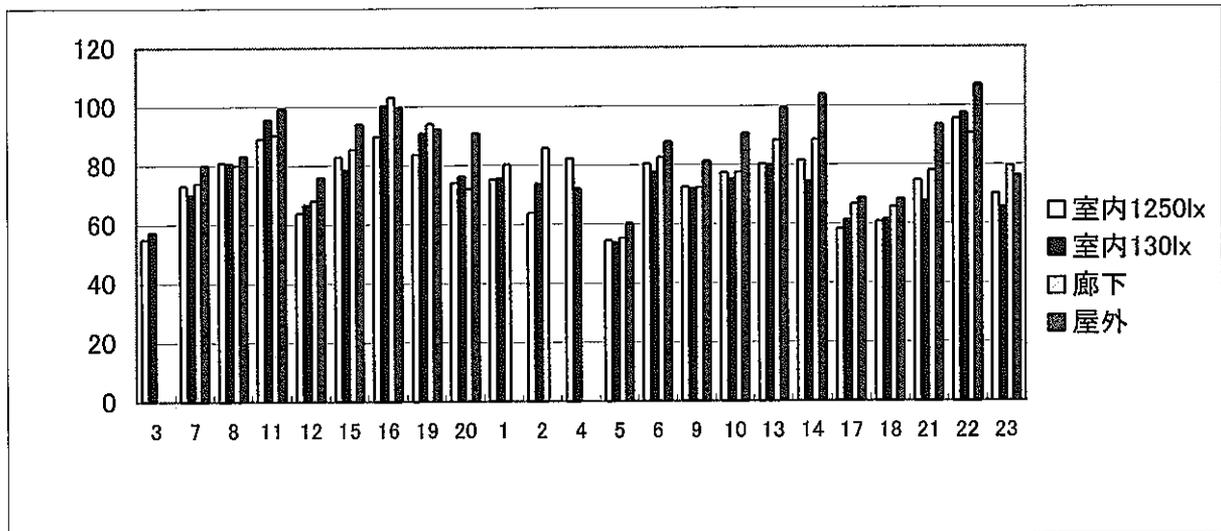


図 2.3.48 計測場所の影響(楽な速さ)

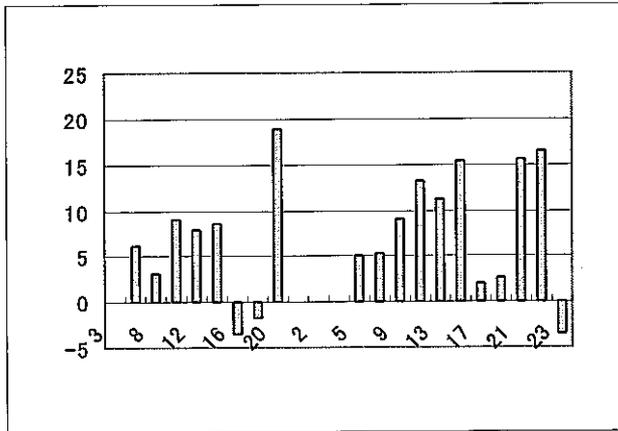


図 2.3.49 歩行速度の差

(楽な速さ、屋外一廊下)

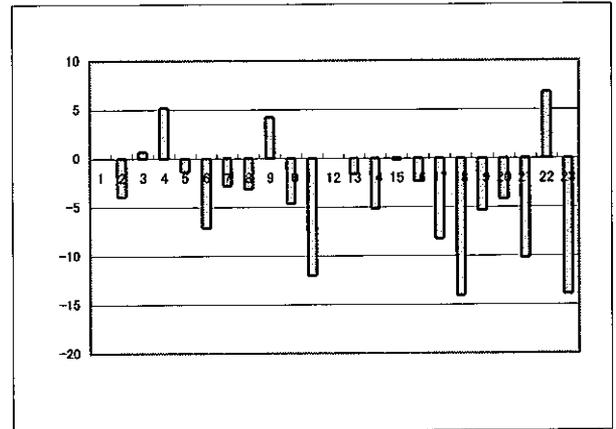


図 2.3.50 歩行速度の差

(楽な速さ、室内 130lx一廊下)

(5) 照度の影響

室内の照度の違いによる計測結果を図 2.3.51 に、速さ水準ごとの計測結果を示す。これより、照度の影響は被験者の個体差に比して小さいことがわかる。また、図 2.3.52 に室内 1250 ルクスと室内 130 ルクスでの速度の差を被験者ごとに示す。図で黒く示した被験者(No.11,12,13,14,15,16)は 130 ルクスでの計測を先に行い、残りの被験者は 1250 ルクスの計測を先に行ったことを表す。これより、130 ルクスから 1250 ルクスの範囲では、照度と歩行時間との間に一定の傾向がみられないことがわかる。

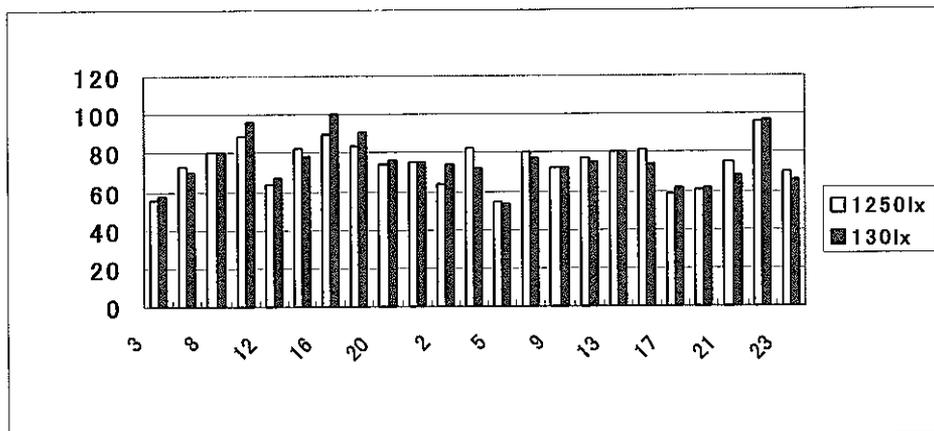


図 2.3.51 照度の影響1(室内 楽な速さ)

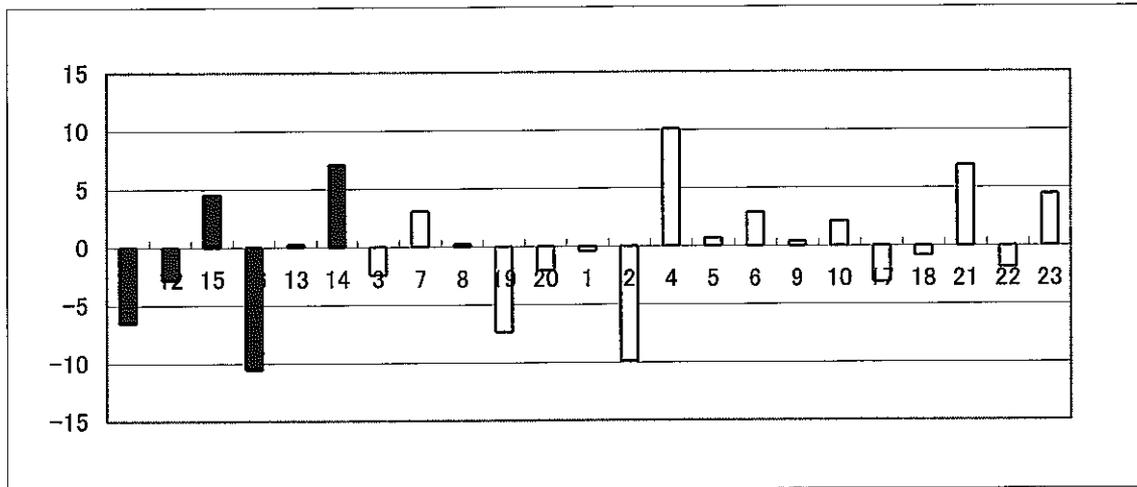


図 2.3.52 照度の影響2(歩行速度別)

(6) 速さ水準ごとの歩行速度

楽な速さに対する急ぎ足の速度比は、最小 1.07、最大 1.49、平均 1.24 で、速さに関する教示が有効であったことがわかる。

(7) 安全確保

実験前の血圧計測結果は既に表 2.3.4 に示したとおり、最も高い被験者では収縮期血圧 176mmHg、拡張期血圧 106mmHg であった。本実験の高齢被験者は大阪市シルバー人材センターに登録した「就労意志のある人」であったにも拘わらず、被験者 20 名中、収縮期血圧 160mmHg 以上が 5 名、拡張期血圧 95mmHg 以上が 3 名に及んだことから、安全確保のための血圧計測は必須と考えられる。

第4章 計測結果の活用方法

第1節 計測前に考えること

目的とする製品設計のために必要となる人間特性を上記のいずれかの方法で計測し、そのデータをそのまま設計値として当てはめることができればそれに越したことはない。しかし、それができるのは様々な設計応用の中では、むしろ数少ないケースであろう。それは、上記の計測法があらゆる設計対象の条件を網羅してつくられている訳ではないからである。たとえば、これから設計する消火器レバーの許容操作力を求めたい場合、考えられる計測法として「手で握る」計測法(第2編第1章第2節)がある。しかし、握る力を測定するための手の位置や計測装置のグリップ形状が、消火器レバーのそれらと同じではない。しかも、消火器の場合にはレバーの下に消火剤を充填した重いタンクもぶらさがっている。実際、握力測定装置と錘を組み合わせた模擬消火器を用いた操作力測定によると、たとえば操作しやすい高さでも握力の約5～7割の操作力しか発揮できず、さらに操作しやすい高さに比べて肘の高さでの操作ではその約2～3割発揮操作力が減少するというデータもある(通商産業省 製品評価技術センター, 1999)。

このように、求めたい人間特性データの条件が、本マニュアルで紹介された計測手法のどれにもピッタリ当てはまらない場合がほとんどである。しかし、それゆえにこのマニュアルの計測手法が使えないということではない。これらの計測手法それ自体は基本的な計測例を示したものであり、それぞれ任意の設計対象に合わせた手法や得られたデータの使い方に変わっていかなければならない。この章では、これら計測手法の応用の仕方や得られた計測結果の適用方法などを解説する。

第2節 活用方法

設計のための人間特性データを得るために必要となる(本マニュアルで紹介された)計測手法の有無と、それによる計測手法の活用方法について、表 2.4.1 のようにまとめることができる。

表 2.4.1 計測手法の有無と活用方法

該当する計測手法	活用方法
1) ある	→ 4.2.1 へ
2) ない, ただし関連する計測手法はある*	→ 4.2.2 へ

* 関連する計測手法とは、設計対象にそのまま適用できないが、近似した状況での計測が可能な場合。たとえば消火器レバーの許容操作力を決定するために握り力計測を利用するなど（本文参照）

1. 該当する計測手法がある場合

計測手法をそのまま適用してデータを求めればよい。ただし、これに該当するケースは少ないかもしれない。一般には 4.2.2 の事例が多く当てはまるだろう。

2. 該当する計測手法はないが関連する計測手法はある場合

これは状況によって、複数の方法が考えられる。その主な場合を、上述した消火器レバーの許容操作力を例に解説する。

2.1 設計対象をシミュレートした計測装置の作成による

近似した計測手法例を基本に、設計すべき対象の形態や操作に合わせた装置を作成して計測を行なう。たとえば、「第2編第1章第2節 手で握る」で用いた握り力計測部と模擬タンクを消火器に近い形状に変更した装置を作成し、最大に発揮できる操作力や主観的に好ましいと感じる操作力等を計測する。その手順や解析は、参照した計測手法に準じて行なう。（なお、実製品と実験装置とは完全に同じではないので、必要に応じて実製品での検証も必要である。）

2.2 計測手法と設計対象との併用による

シミュレートした計測装置の作成が困難である場合は、基本の計測手法と設計対象を用いた統計的推測に基づく設計値の推定を行なう。上記①よりもむしろこの方法による利用の仕方がより一般的であると思われる。たとえば、操作力を段階的に変化させることができる設計対象の消火器を準備する。そして、握り力計測装置を用いた最大値と、消火器による最大操作力あるいは適正と感じられる操作力等を様々な被験者について計測する。仮に、消火器の最大操作力(y)と握り力の最大値(x)との間に

$$y = ax + b$$

などの関係(図 2.4.1)が見出せれば(ただし両者の相関が十分高ければ)、握り力データを基に様々な属性の人々における消火器の許容操作力範囲をある程度推定できることになる。また、明らかな両者の関係が見られない場合でも、たとえば、握り力の最大値がこの程度の人には消火器の最大操作力がこのレベルを超えることはない、などの推定を行なうことは可能になる。また、計測装置の利用が困難な場合でもこのようなケースであれば、精度は落ちるものの、握力計で測定した握力と実製品での最大操作力との対応を見ることは可能であろう。

同じようなプロセスや考え方により、たとえば「手で引く押す」の計測でドアの開閉力の許容限界値を推定したり、「立ちあがる・座る」の計測を椅子や便座の設計に利用するなど、様々な活用方法を考えることができる。

このように、場合により計測手法やそれにより得られたデータの活用方法は異なり、その精度も様々なレベルにある。しかし、少なくとも人間中心のモノづくりに必要な設計対象の設計値をより適切なものにするためには、目的や条件に合わせた計測手法の適正な活用が必要である。

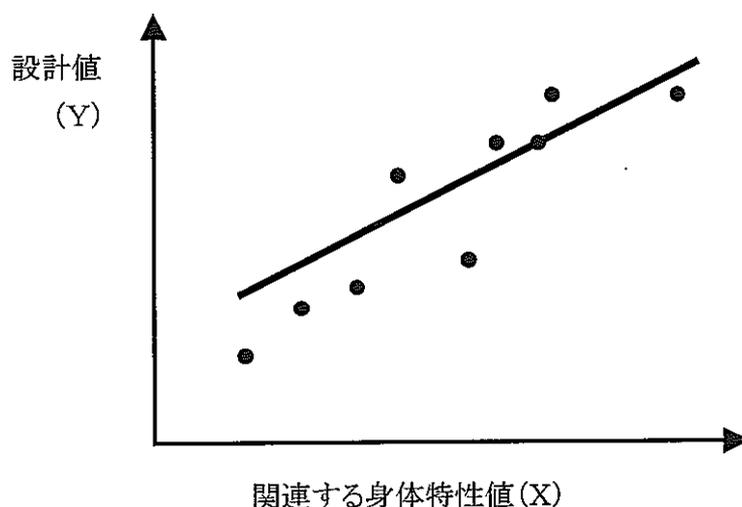


図 2.4.1 関連する計測手法で得られたデータから設計値を推定する

第3節 活用のプロセス

一般に、計測などによって得られた人間特性データを設計値に適用するまでのプロセスを整理すると、図 2.4.2 の流れで示すことができる。その中で「データの解釈」「データの翻訳」「トレードオフ」が通過すべきステップとなる。

1. データの解釈

そのデータが得られる条件やレベルを把握し、目的のデータあるいはそれを得るための手法が使えるか検討するステップである。すなわち、設計対象の使用環境の4W1H(いつ、どこで、ユーザは誰で、何を、どのように使うのか)を明らかにした上で、データの測定条件の4W1H(いつ、どこで、被験者は誰で、何を、どのように測るのか)との整合性を考えることにある。つまり、このステップは必要な計測手法を選ぶことに他ならない。さらに、その計測によって「最適値」「適正值」「許容値」「限界値」のどのレベルの値を得るのかの確認も忘れてはならない。

2. データの翻訳

このステップが人間特性データを設計値として適正に反映させるための最も重要で、また最も難しいステップである。4.2.2 の②に示した例もこれに該当する。すなわち、計測データを設計値へ変換したり推測するプロセスである。一般に翻訳のプロセスは対象毎に様々な方法がとられ、そのやり方によっては曖昧な因子が入らざるを得ない場合もある。翻訳手法そのものの方法論の体系化には、今後さらなる研究を重ねなければならないが、理詰めの方法論だけでなく、計測や設計したモノの成功事例や失敗事例の蓄積も併せて必要である。

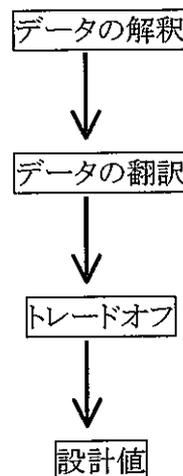


図 2.4.2 設計値へ落とし込むまでのプロセス

さらに、人間特性データの翻訳がうまくいったとしても、それが直ちに設計値に落とし込まれる訳ではない。最後のステップとしてトレードオフのクリアがある。

3. トレードオフ

たとえば、携帯電話の液晶ディスプレイに表示する文字として、高齢者が最も見やすい文字の大きさを計測し採用しようとするれば、おそらくディスプレイの中にたかだか数文字しか入らなくなり、一字一

字は読みやすくても文章全体を捉えることが難しくなるだろう。逆に一画面に表示する文字数を計測し、それをはめ込もうとすれば、文字の大きさを小さくせざるを得ない。すなわち、個々の要素に最適値を組み込もうとしても矛盾が生じるか、全体の最適値が得られないことになる。こうした状況がトレードオフである。その解決には、たとえば「最適値」が無理ならば「適正值」や「許容値」を当てはめる、トレードオフの生じない新たなデザイン案を求める、などの対応が必要となる。こうした人間特性データ間のトレードオフをタイプ1とすれば、タイプ2としてコストやスタイリングなど他のデザイン要素とのトレードオフもある。いずれの場合も各要素間のバランスを考慮しなければならず、そのため一般的には各要素の優先順位の設定が行なわれる。そしてその設定はつくられるモノのデザインコンセプトに従うことになろう。

このように、モノづくりに必要となる人間特性データの計測結果は、それが存在するだけでは活用することができず、上に述べたように、適正な手法の選択からデータの翻訳、さらにはトレードオフのクリアまでも重要なプロセスになる。

参考文献

通商産業省 製品評価技術センター 知的基盤 計測ワーキンググループ会議資料, 1999

付 録

1. 計測機器

1. 1 マルチン式人体計測器

(1) 概要

アントロポメータ、桿状計、滑動計、触角計、巻尺などの専用の人体寸法計測器のセット。メーカーは国内、国外に何社かある。日本製のものが低価格であり入手しやすいが、軽さと使い勝手はスイスのGPM社のものがよい。先が尖っているので、倒したり振り回したりして、被験者などに傷を付けないよう気をつけて取り扱う。基本的には、計測補助員(読み上げた数字を記録する人)が、計測者に手渡すようにした方がよい。また、錆びると使い物にならなくなるので、使用後は手の脂などを良く拭き取り、長期に渡って使わない場合には軽くオイルなどを塗っておく。

(2) 市販製品の例

- ・竹井機器工業(株) <http://www03.u-page.so-net.ne.jp/ta2/tkk/>
- ・(株)ゼネラルサイエンス コーポレーション <http://www.shibayama.co.jp/HOME.HTM>

1. 2 皮脂厚計

(1) 概要

皮下脂肪の厚さを計測する装置。皮下組織を一定の力で挟み込み、そのときの厚さを目盛で読みとれるような単純な仕組みになっている。したがって、実際に侵襲的あるいは透過的に皮下組織の厚さを測っているわけではなく、特定の箇所をつまんだときの肉の厚さのようなものを測っていることになる。実際には皮下には脂肪だけでなく、筋などの組織もあり、いかに皮下脂肪の部分だけをつまみ、再現性よく計測するかは、計測者の手技によるところが多い。

(2)市販製品の例

・日本光電ウェルネス(株) <http://www.nk-hart.co.jp/>

1. 3体重計

(1)概要

精度の高いものとしては、天秤式の体質量計や、設置場所(緯度・経度)の重力加速度表に応じて重量と質量の換算係数を調整するものなどがあるが、体重の日内変動などを考えても、実質的には市販のヘルスメータで十分である。

(2)市販製品の例

・タニタ <http://www.tanita.co.jp/>

1. 4握力計

握力計は、スمدレー方式(スプリング・タイプ)のものが主流で、子供用の小型なものから、運動選手にも使える大型のもの、あるいは両手に握る両手握力計など様々な種類の握力計がある。スمدレー方式は、スプリングの縮みの変化を機械的に表示したものであるため狂いが生じやすく、さらに力が加わると握り幅が変化してしまう欠点がある。近年、このような欠点を補うため、油圧を利用した握力計やひずみゲージ方式の握力計も市販されている。

(1)測定方法

握力計が外側になるように持つ。このとき、人差し指の第2関節が、ほぼ直角になるように握り幅を調整する(図 1)。直立姿勢で両足を左右に開き腕を自然に下げ(図 2)、握力計を身体や衣服に触

れないように徐々に全力で握りしめる。このとき、握力計を振り回さない。左右交互に2回ずつ計測し、左右おのこの大きい値を平均し記録する。

(2)注意

同じ被験者を続けて行わないこと。定期的に校正おもりにより検定を行う。



図 1 握り方

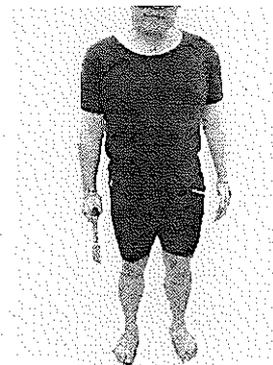


図 2 姿勢

1.5 血圧計

血圧測定には直接法と間接法とがあり、直接法は医師以外は使用出来ないなので、間接法の機器で測定をする。血圧計は圧力計(マンメータ)、マンシユット(空気袋又はカフともいう)と送・排気弁付きの加圧ゴム球から構成されている。圧力計は水銀柱を使用しているものをリバロッチ型血圧計、アネロイド式圧力計のものをタイコス型血圧計という。また、電子血圧計(自動血圧計)もある。

1.6 ビデオカメラ

撮像素子として CCD(Charge Coupled Device)を搭載したビデオカメラが主流である。工業用監視カメラのようにカメラ部分のみが独立し、ビデオ信号を別の VTR(Video Tape Recorder)で記録するものと、家庭用ハンディカメラのようにカメラと録画部分が一体化したものがある。後者の方が入手しやすく、余計な配線もないため便利であるが、複数台のカメラを同時に(正確に同期しなくともほ

ば同時に)スタートさせたりする場合には、むしろ、カメラとVTRが離れていた方が使いやすい。最近では、DV方式のものもある。DV方式はパソコンに画像を取り込むのが容易で、静止画像でもキャプチャできる。画質の劣化も少ない。ビデオカメラは記録には適しているが、定量化には向かない場合が多い。たとえば、ビデオカメラで撮影した人体運動画像から、関節運動を定量的に得る場合には、1画面ごとに関節点位置を目視で見つけ、その座標をマウスクリックなどで取得する必要がある。少数例であれば、tpsDIG32というソフトウェアを使って.AVIや.MOVなどのデジタル動画ファイルから効率よく関節点位置のデジタイズができる(<http://life.bio.sunysb.edu/morph/>)。

1. 7ゴニオメータ

(1)概要

角度計の関節部分に回転角度を検出するセンサを取り付けたものである。回転角度の検出には、ポテンショメータと呼ばれる高精度の回転式可変抵抗器(要するにラジオのボリュームと同じ原理)を用いたものと、エンコーダと呼ばれる回転式のカウンタ(ローラー式マウスのボールの回転数をカウントしているものと同じ)を用いたものがある。いずれの場合も、関節角度計として市販されているようなものはない。基本的に自作することになる。エンコーダの場合は制御装置が必要であるが、ポテンショメータはただの可変抵抗器であるから、図3のように配線すれば、回転角度を電圧変化として取得できる。これをA/D変換器などでコンピュータに取り込むことができる。電気角度計は、基本的に1自由度の回転角度を検出するもので、多軸関節の3次元角度を計測するのは容易ではない。機械機構が複雑になり、人体への干渉が大きくなる。

回転式ではない電気角度計もある。フレキシブル電気角度計と呼ばれるもので、図4のように2つのプローブの間をつなぐ部分が柔らかく曲がるようにできている。この内部に歪みゲージが仕込まれていて、歪みゲージで検出される歪値から曲率を計算することで、両端のプローブの間の相対的な角度を計測できる。上述した回転角度センサによる電気角度計と比べ、人体への干渉が小さい。

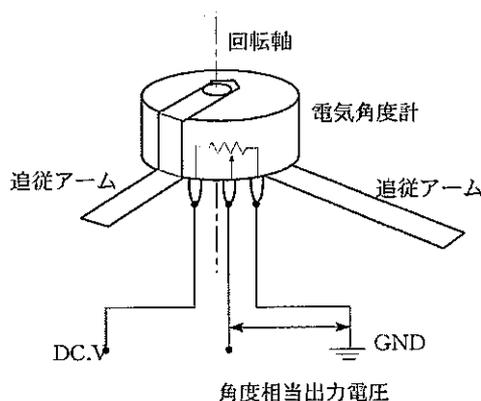


図3 電気角度計

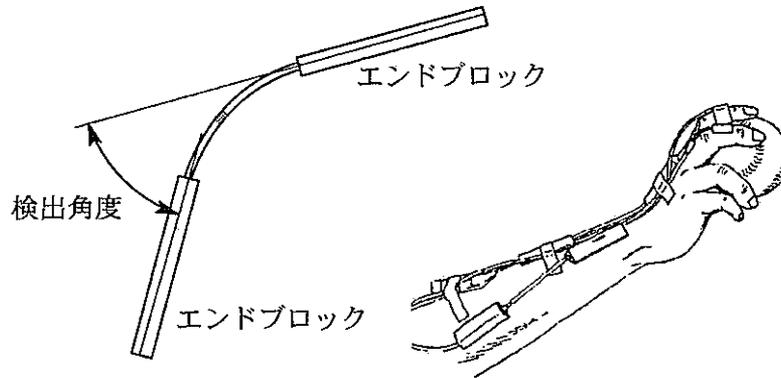


図 4 フレキシブル角度計

(2) 市販製品の例

- ・緑測器
- ・P&G <http://www.biometricsltd.com/>
- ・Analogus <http://www.analogus.com/index1.html>

1. 8光学式運動計測装置

(1) 概要

現在、運動計測として広く利用されているのは、カメラを用いた光学式の運動計測装置である。関節点などにマーカを貼り付け、そのマーカを2台以上のカメラで同時に検出して、三角測量の原理でマーカの3次元位置を計測する。マーカとして発光ダイオード(Light Emitted Diode: LED)を用い、その位置をPSDカメラ(Position Sensitive Detector: PSD)で検出するものもあるが、人体に取り付けるマーカが有線になってしまうため、近年では、無線の反射型マーカを使うものが多い。一般的なシステムでは、赤外線フラッシュをたいて、体表面に貼った反射マーカの映像をCCDカメラなどで捉え、そこから高輝度のマーカの領域を抽出し、3次元位置を計算するようになっている。これとは別に、マーカの色を識別してカメラ間のマーカの対応付けを確実に行うカラーマーカ方式もある。これらの方法では、マーカの位置精度は3m程度の計測空間に対し、平均で0.5mm程度と良好である。最新のシステムでは、カメラを6台～10台以上も同時に使用でき、マーカの隠れを低減するとともに、できるだけ多くのカメラで同一のマーカを捉え位置精度を向上させるようになっている。一部

の最新のシステムでは、関節点位置などにマーカを貼り付けた状態で、一度だけマーカの識別作業を行えば、その後の計測では自動的にマーカ識別を行えるようになっている。

計測精度については、臨床歩行分析研究会が中心となって行った運動分析システム比較検討会の結果が参考になろう(<http://www.ne.jp/asahi/gait/analysis/comparison99/comp99j.html>)。

(2) 市販製品の例

- ・Oxford Metrics <http://www.vicon.com/> 代理店: ナックイメージテクノロジー(株)
- ・Motion Analysis <http://www.motionanalysis.com/> 代理店: 酒井医療(株)
- ・BTS <http://www.bts.it/bts/> 代理店: メディテック(株)
- ・Ariel Dynamics <http://www.arielnet.com/> 代理店: (有)フィットネスアポロジャパン
- ・Qualysis <http://www.qualisys.com/> 代理店: (株)モンテシステム
- ・Mikromak <http://www.mikromak.com/> 代理店: (株)ベルテックジャパン
- ・SIMI <http://www.simi.com/en/>
- ・Peak Performance Technology <http://www.peakperform.com/> 代理店: ヘンリージャパン(株)
- ・Northen Digital <http://www.ndigital.com/> 代理店: アドバンスシステムズ(株)
- ・アニマ(株)
- ・(株)応用計測研究所 <http://www.okk-inc.co.jp/>
- ・(有)アートウイング
- ・(株)ライブラリー <http://www.library-inc.co.jp/>

1. 9磁気式運動計測装置

(1) 概要

空間に磁場を発生させる発信コイルを置き、傾斜した静磁場を発生させる。その磁場内を動く受信コイルの位置と姿勢の6自由度を検出することができる。関節角度を計測したい関節の両端の節に、それぞれ受信コイルを取り付けることによって、相対角度を計測することができる。ただし、計測空間内に強磁性体や誘電体(金属類)があると磁場が歪んで精度が低下する。特に、床下の鉄筋の影響を受けやすい。木製の台などで床上げするなどの工夫が必要である。計測精度については、臨床歩行分析研究会が中心となって行った運動分析システム比較検討会の結果が参考になろう(<http://www.ne.jp/asahi/gait/analysis/comparison99/comp99j.html>)。

(2) 市販製品の例

- ・Polhemus <http://www.polhemus.com/> 代理店:日商エレクトロニクス(株)など
- ・Ascention <http://www.ascension-tech.com/>
- ・Innovative Sports Training <http://www.innsport.com/> 代理店:ジャパンテックサービス

1. 10歪みゲージ(荷重変換器、トルク変換器)

(1) 電気抵抗線歪み計測

一般に金属材料は温度上昇、機械的加工、変形等により、電気抵抗が変化する特性を有する。電気抵抗線歪み計測は、変形による電気抵抗値の変化を利用し、電気絶縁性のフィルム上に金属薄膜のパターンを貼り付けたセンサ(「ゲージ」と呼ぶ)のインピーダンス変化から、ゲージを貼付した計測対象物の変形の大きさを間接的に計測するものである。

(2) 歪みゲージ

市販のゲージは、ポリイミド製フィルムに数ミクロンの厚さの金属抵抗体(銅・ニッケル合金等)を接着した箔ゲージが一般的で、これを計測対象物の表面に、シアノアクリレート系の瞬間接着剤等を用いて貼付するのが一般的である。特殊用途のゲージとしては、合成樹脂やゴム等の大きな歪みを計測するためのゲージ、高温用・低温用のゲージ、微小歪み計測用のゲージ、ビル等のコンクリート中に埋め込んで計測する構造物用等があり、用途に応じて選択する。一般的な歪みゲージの例を図5に示す。

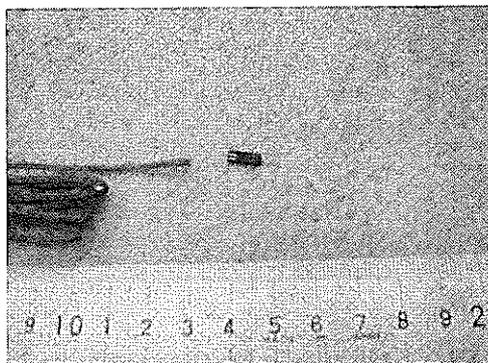


図5 一般的な歪みゲージの例

①歪み量

歪み量 ϵ は、計測対象物の初期の長さを L 、計測対象物の外力による長さの変化分を ΔL とするとき、

$$\epsilon = \Delta L / L$$

で表す。一般に $\epsilon = 1 \times 10^6$ を基準として「1マイクロストレイン」と呼ぶ。

②計測用アンプ

歪みゲージのインピーダンス変化量は極めて小さいため、歪みゲージと定抵抗でホイートストンブリッジを構成し、その電圧出力を計測用アンプによって増幅するのが一般的である。

③歪みゲージ応用トランスデューサ

熱膨張率が低く物理特性が安定な金属製の部材に歪みゲージを貼付すれば、この部材に外力を加えたときの歪み量から外力の大きさ等を関節的に計測することができる。歪みゲージをこのように応用したトランスデューサとして、荷重変換器(ロードセル)、トルク変換器、圧力変換器、加速度変換器、変位変換器等が実用化されている。小型ロードセル(引っ張り圧縮両用。最大荷重 200N)の例を図 6 に示す。

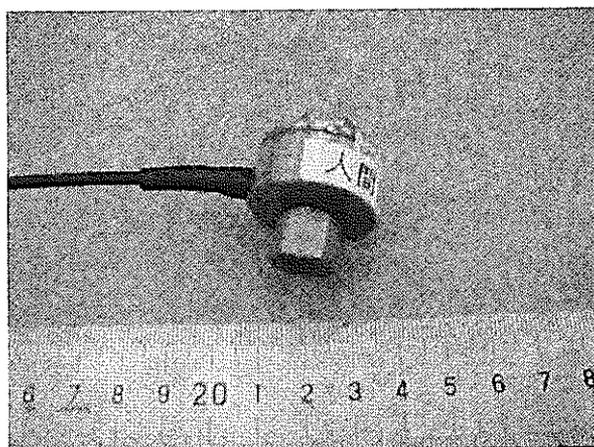


図 6 小型ロードセルの例

人間工学的には主としてロードセル、トルク変換器、加速度変換器の応用が考えられ、これらの変換器を使用する際は、最大容量(荷重、トルク、加速度)を超えない範囲で使用する他、計測時の急激な温度変化を避ける、計測前に一定の温度環境に慣らしておく、等の配慮が必要である。

(3)市販製品の例

- ・(株)共和電業 <http://www.kyowa-ei.co.jp>
- ・ミネベア(株)

1. 11床反力計

(1)概要

運動中に床に働く重量の反力を計測する装置である。単純に鉛直方向の重量のみを検出するのであれば、それは体重計と同じである。体重計との大きな違いは、体重計が「静的」な体重量を計測する目的に利用するのに対し、床反力計は「動的な」体重量変化を計測するために利用される点、また、床反力計では、単に鉛直方向の反力の大きさのみでなく、その反力の向きと作用位置を検出する点にある。一般には、鉛直方向だけでなく、水平面内も含めた3分力を計測でき、3次元での力の向きと、床反力平面内での作用点位置を、計測できる製品が主流である。詳細については、参考文献(窪田ほか, 1994)を参照のこと。

(2)市販製品の例

- ・Kistler <http://www.kistler.com/> 代理店:日本キスラー
- ・(株)共和電業 <http://www.kyowa-ei.co.jp/>
- ・アニマ(株)
- ・窪田俊夫, 山崎信寿 (1994): 歩行分析データ活用マニュアルー床反力編一, てらぺいあ

1. 12筋電計及びプリアンプ

筋電計とは、筋肉の活動状態や運動神経系の伝導機能を、表面電極や体内への針電極等で導出・記録し(導出した電気現象を「筋電」と言う)、諸機能を調べる装置である。

筋活動の信号は、筋→表面電極→アンプ及びフィルタ→記録装置の流れで記録する。通常の表面筋電位計測では、2個の測定電極とアース電極の計3個の電極を利用する双極誘導と呼ばれる方法が用いられている。これは、電極で検出された筋電位信号に重畳しているノイズ(雑音)抑制する方法で、このために差動アンプと呼ばれるプリアンプ(前置アンプ)が用いられる。

電極で検出した筋電位は非常に低い電位の信号なので、これを記録・保存できるように大きくするのがアンプの役目である。増幅して十分な大きさになった筋電位を記録・保存する。その際、信号を生データで記録・保存する場合や、積分器等を利用し、ある程度加工した状態で記録・保存する場合もある。

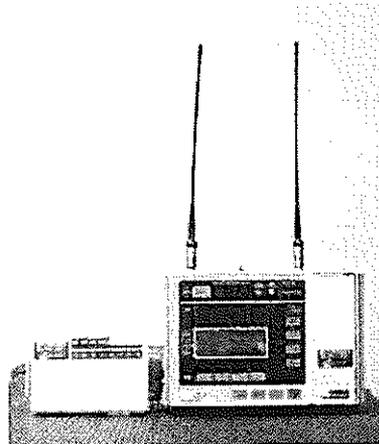


図7 テレメータ式筋電計(左 送信機 右 受信機)

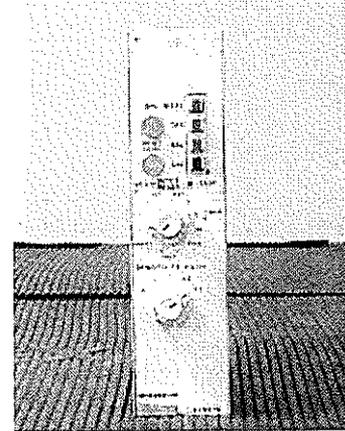


図8 積分器

(1)表面電極

筋で発生する筋電位は皮下組織と皮膚を介して体表面に現れる。これを表面から検出するのに利用されるのが表面電極である。表面電極には、銀塩化銀(Ag/AgCl)の電解ペーストをつけた、使い捨て電極(ディスポ電極)が各社から市販されている。これを利用すると、皮膚-電極間抵抗は直流レベルでも容易に押さえることができ、電解ペーストや固定の状態を一定にできるので、多人数の被験者や多数点の筋電位をできるだけ同じ条件で測定したい場合には良い。

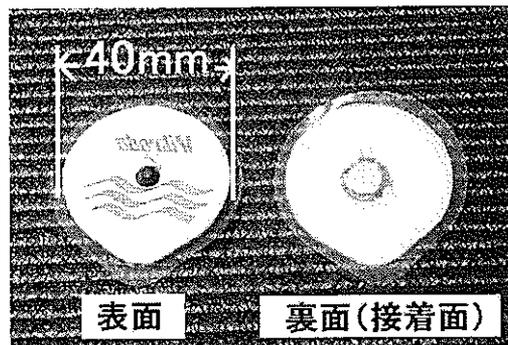


図9 表面電極

(2) 双極誘導と差動アンプ

電極で導出した筋電位信号は非常に微弱で、体や電極リード線に周囲の家電製品・工作機器等から発生するノイズが混入することがあり、これを避けるためにノイズを完全に遮断できるシールドルームが必要であった。しかし、現在は双極誘導法と差動アンプの技術により必要がなくなった。

双極誘導は、2 個の測定電極と 1 個のアース電極を用い、測定電極よりアース電極間の電位差を記録するものであり、測定電極－アース電極間に生じる電位差は、筋電位は逆位相（信号の位相が 180 度ずれている）で、周囲ノイズは同相（信号の位相が同じ）となる。そこで、この 2 つの電位差の差をとると、出力には同相の周囲ノイズは打ち消され、逆相である筋活動電位のみが現れる。このような機能を備えたアンプが差動アンプである。

差動アンプが逆相信号に対して同相信号をどの程度除去できるかを示した値が CMRR (common mode rejection ratio, 同相信号除去比) である。通常の表面電極筋電位で使用する差動アンプとしては少なくとも 80dB (逆相信号に対して同相信号は 1/10,000 しか増幅されない。) は必要とされている。現在では、この程度の CMRR をもった差動アンプの IC (集積回路) は安価に市販されている。

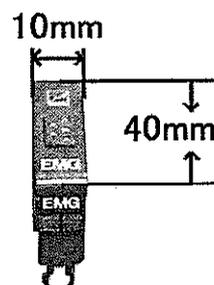


図 10 差動アンプ(プリアンプ)

1. 13 ジャイロセンサ

ジャイロセンサ(レートジャイロ)とは、一般的に角速度センサーのことをいい、一つのジャイロセンサ素子で一次元の角速度のみ検出するものである。現在、市場には様々な種類のジャイロが提供されているが、ここでは、当マニュアルの「第2編－第2章－2) 躯幹(体幹)をひねる－9.解説」において使用した振動式ジャイロセンサについて主に説明し、比較のため機械式、光学式、流体式(表1参考)について簡単に説明する。

(1) 振動式ジャイロセンサ

振動式ジャイロセンサは、振動によって生じる「コリオリ」の効果を利用した角速度センサである。

1方向に振動している物体を回転させると、その振動方向に直行するように新たな力が発生する。これが、「コリオリの力」であり、振動式ジャイロセンサは、コリオリの力を利用してセンサの角速度を算出する。

振動の駆動部には水晶や圧電素子がよく使われているが、振動の駆動部とコリオリ力検出部の共振特性の不一致などによる特性の変化があり、それに加えて質量を加振する(音やビーム棒を振動させる)とき固定支点が必要なため、支点に外部震動や衝撃が加わると不用なノイズを発生しやすいという欠点がある。この問題を解決するためには、振動の駆動部とコリオリ力の検出部を一体型させる工夫(共振特性のズレを防ぎ、ドリフトを減少させる)など、各メーカーで対応している。また、小型で扱いやすく、安価で量産性に優れているという利点もある。

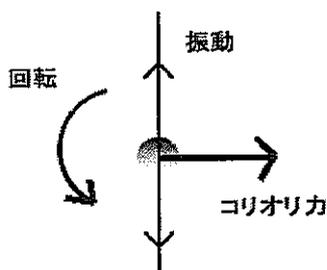


図 11 コリオリ力

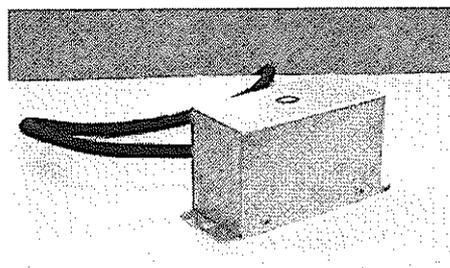


図 12 振動式ジャイロセンサ

(2) 機械式ジャイロセンサ

機械式ジャイロセンサは、機械的にコマを回すことによって生じる「コリオリ」の効果を利用した角速度センサである。回っているコマを手で傾けると、その方向と直行するように新たな力がかかるのが分かる。この力からコマが傾く角速度を算出する。機械式ジャイロセンサは、精密機械なので、メンテナンスが必要である。

(3) 光学式ジャイロセンサ

筐体内のミラーやファイバーでレーザー光を周回させ、筐体の方向を変化させると、内部で紹介しているレーザーの発光から受光のタイミングが変わる。光学式とは、このタイミングの変化を利用したものである。高精度で航空機などに使われているが、レーザーやファイバーに寿命があり、メンテナンスが必要である。

(4) 流体式ジャイロセンサ

流体式は、筐体内でガスを熱線にスプレーし、筐体を回転させることによって生じるスプレーのカーブを熱線温度で検知する方式である。熱線に対するスプレー量の微細な変化(流体挙動)を補正する必要があり、また、浮遊不純物によるスプレー流路への影響や微細スプレーポンプの安定性経年変化、ノイズが多いなどの問題もあることから、市場ではあまり一般的ではない。

表 1 ジャイロセンサの種類

ジャイロの種類	価格	精度	特徴
機械式ジャイロ	高	高	機械的にコマを高速回転させる。精度が高い。安定な回転を得るために起動時間がかかる。短命。
流体式ジャイロ	中	中	ガスなどの流体を使用する。機械的稼働部が殆ど無い。寿命が長い。湿度的な安定性が劣る。起動時間がかかる。
光学式ジャイロ (光ファイバー)	高 ~ 中	高	光ファイバーを使用する。機械部分が無い。形状が大きい。
光学式ジャイロ (リングレーザ)	高	高	より高精度な光学式ジャイロ。非常に高価。形状が大きい。
振動ジャイロ	低	中～低	素子を振動させる。小型で安価。

2. アンケート事例

事例1：日常生活に関するアンケート調査

日常生活に関するアンケート調査

動作機能調査へのご参加ありがとうございます。

このアンケートでは、ご参加くださいます皆様の日常生活をお聞きします。
調査の結果をより有効に活用するために使わせていただきますので、
どうぞご協力をお願いいたします。

- ・プライバシーは責任を持って厳重に守らせていただきます。
- ・アンケート結果を名前と共に公表することはありません。
- ・アンケートの内容は普段の生活に関するものです。
あまり深く考えずに、ごく気楽にお答えください。

もし、わかり難い質問や、どう答えたら良いかわからない項目がありましたら、空欄のまま残しておいて下さい。

調査の当日に、担当者から御説明させていただきます。

まず最初に枠線の中をご記入ください

氏名	男 女
明治 昭和 大正 西暦	年 月 日生

測定者記入欄 被験者 No.

測定日 平成 年 月 日
平成 年 月 日

社名
住所

日常生活についてお伺いします。

[] 内は答えられる範囲で簡単にご記入ください。

1. 現在のあなたの健康状態はいかがですか。

他人との比較ではなく、ご自身の感想でお答えください。

- a. 健康である b. まあまあ健康である c. しばしば体調を崩す
d. 寝たり起きたりしている

2. 過去1年の間にどれくらい通院されましたか。

- a. 月に何度か通院している b. 月に1度程度通院している
c. 年に何度か通院した d. 過去1年通院していない

3. 慢性的に治療を受けているところがありますか。

- a. ある どんな病気、怪我ですか []
b. ない

4. これまでに、大きな病気、怪我で手術を受けたことがありますか。

- a. はい どんな病気、怪我ですか []
b. いいえ

5. 病院で処方されたお薬をお飲みですか。

- a. はい 何の薬ですか []
b. いいえ

6. 同居のご家族は、あなたにとってどんな関係の方ですか。

このとき、実・養・義理の関係は問いません（複数回答）

- a. 曾祖父母 b. 祖父母 c. 父母 d. 配偶者 e. 子 f. 孫
g. ひ孫 h. その他親族 [] I. 非親族
j. 独り暮らし

7. あなたのお住まいは下のうちのどちらですか。

- a. 戸建住宅 b. 集合住宅

8. あなたのお住まいは下のどれに分類されますか。

- a. 賃貸住宅 b. 勤め先の給与住宅（社宅、寮、公務員住宅など） c. 自宅
d. 老人ホーム e. その他 []

普段の生活から考えて、下の行動は楽にできるでしょうか。

はい・いいえ でお答えください。

- | | | |
|----|------------------------------|----------|
| 1 | 支えなしで椅子やベッドから立ち上がることができる | (はい・いいえ) |
| 2 | 正座をすることができる | (はい・いいえ) |
| 3 | 支えなしで正座から立ち上がることができる | (はい・いいえ) |
| 4 | 仰向きに寝転んだ姿勢から、そのまま立ち上がることができる | (はい・いいえ) |
| 5 | テレビやエアコンのリモコンが使える | (はい・いいえ) |
| 6 | ワイシャツやブラウスのボタンをはめるのは苦手である | (はい・いいえ) |
| 7 | ワイシャツやブラウスのボタンを素早くはめることができる | (はい・いいえ) |
| 8 | 靴紐を結ぶのは苦手である | (はい・いいえ) |
| 9 | 靴紐を素早く結ぶことができる | (はい・いいえ) |
| 10 | ウインクできる | (はい・いいえ) |
| 11 | 立ったままズボンやスカートがはける | (はい・いいえ) |
| 12 | 立ったままで靴下がはける | (はい・いいえ) |
| 13 | 立ったままで靴紐が結べる | (はい・いいえ) |
| 14 | 素早く着替えることができる | (はい・いいえ) |
| 15 | 缶入飲料のふたを指であけることができる | (はい・いいえ) |
| 16 | 袋入のお菓子を破らないで、引っぱって開封できる | (はい・いいえ) |
| 17 | 敷布団を押入に片付ける | (はい・いいえ) |
| 18 | 杖を使って歩いたほうが楽である | (はい・いいえ) |
| 19 | 歩くときに杖は必要ない | (はい・いいえ) |
| 20 | 小走りで走ることがある | (はい・いいえ) |
| 21 | 歩くときに、人波に遅れることはない | (はい・いいえ) |
| 22 | バス停ひとつくらいなら歩いてしまう | (はい・いいえ) |
| 23 | 30分程なら休憩をとらずに歩き回る | (はい・いいえ) |
| 24 | 2時間程なら休憩をとらずに歩き回る | (はい・いいえ) |
| 25 | 手すりがないと階段の昇り降りが不安である | (はい・いいえ) |
| 26 | 手すりがあっても使わないで、階段を昇り降りする | (はい・いいえ) |
| 27 | 時には走って階段の昇り降りをする | (はい・いいえ) |
| 28 | 何もつかまらずに電車で15分ほど立っている | (はい・いいえ) |
| 29 | バスのステップを昇り降りすることは困難ではない | (はい・いいえ) |
| 30 | 滑りやすいところで、よく転ぶ | (はい・いいえ) |
| 31 | 滑りやすいところで、転びそうになる | (はい・いいえ) |

★ ★ 以上でアンケートは終了です ご協力ありがとうございました ★ ★

事例2:健康アンケート

健康アンケート

恐れ入りますが、以下の質問にお答え下さい。

ご氏名 _____

*「はい」か「いいえ」のどちらかに○を付けてください。

*「はい」に○を付けた方は、枠内を記入してください。

1. 普段、何か運動はなさっていますか? ----- はい / いいえ

どのような運動ですか?

どのくらい?

毎日 / 週 [] 回 / 月 [] 回

2. 現在、何か病気にかかっていますか? ----- はい / いいえ

内容

いつから? 年 月頃 から

3. 現在、何かケガをなさっていますか? ----- はい / いいえ

内容	部位
----	----

4. 動悸がしたり、胸が痛むことがありますか? ----- はい / いいえ

5. 心臓のペースメーカーを使用していますか? ----- はい / いいえ

6. めまいや立ちくらみはよくおこりますか? ----- はい / いいえ

「はい」の方は、当てはまる個所に○を付けてください。

毎日 ・ 週に数回 ・ 月に数回

7. 医師に、注意するように言われていることはありますか？ はい / いいえ

内容

8. リウマチなどの関節痛は、ありますか？ ----- はい / いいえ

「はい」の方は、当てはまる部位全てに○を付けてください。
手首・肘・肩・腰・股・膝・足首 その他()

9. 過去に、何か大きな病気をしたことがありますか？ ----- はい / いいえ

病名
いつ？ 年 月

10. 過去に、何か大きなケガをしたことがありますか？ ----- はい / いいえ

内容	部位
いつ？	年 月

11. 過去に、何か大きな手術をしたことがありますか？ ----- はい / いいえ

内容	部位
いつ？	年 月

12. その他気にかかることがありましたら、お書き下さい。

内容

ご協力ありがとうございました。

事例3: 当日の体調に関する調査

当日の体調に関する調査

今日の体調等についてお伺いします。

あてはまる項目に○をつけ[]内に記入してください。

1. 睡眠についてお聞きします。

1-1. 昨夜はよく眠れましたか

- a. よく眠れた b. あまり眠れなかった

1-2. 普段はどれくらい寝られますか [時就寝 時起床]

1-3. 昨夜はどの位寝られましたか [時就寝 時起床]

1-4. 今日は睡眠不足を感じていますか

- a. はい b. いいえ

2. お酒についてお聞きします。

2-1. 昨夜はお酒をのまれましたか

- a. 飲んだ [くらい] b. 飲まなかった

2-2. お酒を飲まれた方は、普段に比べてどれくらいですか。

- a. 普段よりたくさん
b. 普段と同じくらい
c. 普段より少ない
d. 普段は飲まないが、昨夜は飲んだ

3. タバコは吸われますか。

a. 吸う [一日に7~8本以下・一日に7~8本以上]

b. 以前は吸っていたが、今は禁煙中 [禁煙後 経過]

4. 今日の体調はどうですか。

- a. いつもより良い
b. いつもと同じ
c. 少し不調
d. 調子が悪い

5. 今日は何か薬を使われましたか。

a. いいえ

b. はい [鎮痛剤 せき止め 湿布薬]

6. 女性の方にお尋ねします。

a. 妊娠していますか (はい いいえ)

b. 生理中ですか (はい いいえ)

★ ★ 以上でアンケートは終了です ご協力ありがとうございました ★ ★

3. 生体定数

生体定数 —Dempster 1955

部位	質量(%)	重心(%)	慣性モーメント(kg・cm ²) 平均値±標準偏差	注)質量は、体重に対する割合を% で表示したもの。また、重心は、各節 の長さに対する近位から重心までの 位置を%で表したもの。
大腿	9.7	43.3	0.1057±0.0837	
下腿	4.5	43.3	0.0411±0.014	
足部	1.5	42.9	0.0029±0.0005	

執筆者一覧(ABC 順)

蛸谷 勝司(独立行政法人 製品評価技術基盤機構)

第2編第2章 第1節、第2節、第3章 第2節、第3節

付録 1. 計測機器 1. 11~1. 13

久本 誠一(独立行政法人 製品評価技術基盤機構 近畿支所)

第2編第3章 第1節、第4節

付録 1. 計測機器 1. 10

石山 誠一(社団法人 人間生活工学研究センター)

第1編第1章 第2節

付録 1. 計測機器 1. 5

付録 2. アンケート事例 2. 1~2. 3

三好 英樹(独立行政法人 製品評価技術基盤機構 近畿支所)

第1編第2章 第1節 5

持丸 正明(産業技術総合研究所 デジタルヒューマン研究ラボ)

第1編第2章 第1節 1、2、8~10

付録 1. 計測機器 1. 1~1. 3, 1. 6~1. 9

大久保堯夫(日本大学 生産工学部 管理工学科)

第1編第2章 第2節

岡田 明(大阪市立大学大学院 生活科学研究科)

はじめに

第1編第2章 第3節 2

第2編第4章

清水 俊治(富山県工業技術センター 生活工学研究所)

マニュアルの読み方

第1編第1章、第1節

谷井 克則(武蔵工業大学 経営工学科(人間工学))

第1編第2章 第1節 6

友成 安伸(独立行政法人 製品評価技術基盤機構 近畿支所)

第1編第2章 第1節 3, 4, 7

第2編第1章 第1節~第4節

付録 1. 計測機器 4

横井 孝志(産業技術総合研究所 人間福祉医工学研究部門)

第1編第2章 第3節 1

製品開発のための動作計測マニュアル

—知的基盤 人間特性計測評価技術の調査報告書別冊—

平成13年3月 発行

社団法人 人間生活工学研究センター
大阪市北区堂島一丁目2番5号 堂北ダイビル3F

電話 06-6346-0234

FAX 06-6346-0456

ホームページ <http://www.hql.jp>

落丁・乱丁はお取り替えいたします。無断複写複製転載を禁じます。