

# 車いすの移動に伴う生理負担量の推定

## — コスト推定法の基礎検討 —

辻 紘良・川口理恵  
野澤成裕・増岡孝之

### 1 はじめに

交通バリアフリー法の制定とともに、人に優しい街づくりの必要性が認知され推進されるにいたっている。このような中で、著者らは車いす利用者に対し移動のしやすい経路を提示し誘導することで、移動負担を軽減する経路誘導システムの研究を行ってきた。このシステムを実現するには、車いすで移動するときの移動のしにくさ、つまり車いすによる移動の負担量（経路コスト）を定量的に推定することが求められる。移動負担要因には道路の縦断勾配、横断勾配、段差など多数挙げることができ、事実これまでに多くの研究が行われている[文献1~3]。著者らもこれまでに、移動負担要因として縦断勾配・横断勾配・段差の3要因を取り上げ心理量にもとづく移動負担量データを収集するとともに、各要因を総合して街路区間の移動負担量（リンクコスト）を推定する方式の提案と、経路へ適用しそれらの利用の可能性を実験的に確認してきた[文献4,5,7]。

しかし、心理的負担度は人の意識に依存することから定量的な信頼性に問題が残されていた。そこで、直接的な移動負担を取り込んだ推定方式を構築するため、今回は生理的疲労を取り上げることとした。本論文では予備検討に基づき身体的疲労を表す生理量として上腕筋電を取り上げている。また、サンプリングレートやノイズの除去などの確な計測方法を探し出すため、事前に計測方式の基礎的検討を行い[文献6]、さらにはばね秤を用いた実験により筋電と疲労との関連を定量的に把握している。これにより、本計測に向けての計測指針を得た。

これら実験結果を背景とし、ここでは移動障害要因を変数とする生理量計測実験を行い、統計解析を行うことにより縦断勾配、横断勾配、段差など車いすの移動障害要因と生理的負担量との関連を求めている。

### 2 従来の研究

車いすによる移動がより容易となる経路を求める方法を提案した研究がこれまでにいくつか発表されている。南らは、車いす利用者の選択できる経路が車いす利用者の身体状況に応じて、路上障害物や施設水準によって限定されることに着目し、対象エリアから通行可能な道路を抽出し、そこを最短距離でいく経路として最適経路を求めている[文献1]。木村らは、身体的・心理的負担要因を取り上げ、車いすによるルート走行実験を行ってデータを収集し、層別階層分析法（AHP法）を用いて負担要因のウェイトを求めている[文献2]。縦断勾配、横断勾配は、勾配（%）、距離（m）のレベルで各々複数に水準化されている。

著者らは、身体的な負担要因を取り上げ、メンタルワークロードの主観的な評価法として定評のあるNASA-TLXを適用し、街路小区間の車いす移動負担度を求めている[文献5,7]。本方法は一対比較法に基礎がおかれていて各要因のウェイトが心理的評価値に基づいて求められる。長瀬らは、上腕筋電図から車いすを漕ぐときの負担度を求める方式を採用している。なお、この研究は車いすの開発が目的であって街路移動時の負担度を求めるものではない[文献8]。

上記のように、これまでの研究は主に心理的評価量から障害要因にウェイトを付ける方式が取られていて、身体的な生理的疲労を直接推定するものではなかった。

一方、車いす利用者向けによりよい経路情報を提供する案内システムの開発が行われている。林らはUTMSプロジェクトにおいて専用携帯端末装置と交差点に設置した専用装置(ステーション)の間で赤外線通信を行い目的地までの経路を概略図で提供するシステムを開発し、実街路で実験を行っている[文献3]。国土交通省では「自立移動支援プロジェクト」において車いす向けの経路情報提供システムの開発を行い、2005年愛知万博において実証実験を行った。ただし、これら2システムについては、経路の選択方式については詳らかではなく、不明である。

### 3 研究の目的

車いすの経路誘導システムを実現するには、車いすによる移動の負担量(コスト)を定量的に推定することが必要となる。著者らは、これまでに移動負担要因として縦断勾配・横断勾配・段差の3要因を取り上げ、心理量にもとづき各要因を総合して街路区間の移動負担量(リンクコスト)を推定する方式を導出している。また、それらの利用の可能性を検証してきた。しかし、心理的負担度は人の意識に依存することから定量的な再現性に問題が残されていた。

そこで、ここでは車いすを漕ぐことに伴う生理的疲労を取り上げ、直接的な量から移動負担を説明する推定式を導き出すことにした。このため、移動障害要因の大きさを変数とし、車いすで移動したときの上腕筋電量を収集し、統計解析を行うことにより縦断勾配・横断勾配・段差など車いすの移動障害要因と生理的負担量との関連を求めるものとした。また、移動障害要因が存在する区間長が異なっても負担量を推定可能とするため、長さを変数に加えた推定方式を検討するものとした。一方、車いすを漕ぐときの上腕の伸展力や屈曲力は人による差異があるため、人の層別化についても検討することとした。

なお、適切な筋電計測法を採用するため、事前の基礎的な検討に基づき計測条件を設定した。また、ばね秤を用いた負荷実験により筋電と疲労の間に関連性のあることを定量的に把握した。

## 4 実験の概要

### 4.1 生理量計測法の基礎検討

サンプルレートやノイズ除去など適切な筋電計測条件を設定するため、事前に計測方式の検討を行った。ここでは肉体的な疲労を表す生理量として筋電、心拍および呼吸を取り上げた。これらについて計測方法を比較検討した上でよりよい方法を設定し、かつ車いすを漕ぐときに支障をきたさないという条件を満たした計測法を採用した。これら生理量の計測装置としてADI Instruments社の4chデジタル記録システム(品名:PowerLabシステム)を使用した。これにBPアンプを接続し筋電、心拍および呼吸データを記録した。筋電測定には一対の湿式表面電極(筋電センサー)を使用した。心拍センサーとして胸部に貼付し計測する心電型センサー

を採用した。呼吸は同じセンサーを共用した。

筋電を測定するには、車いすを漕ぐために主に使用される筋肉を特定する必要があるので、まず車いすに乗って動き回り疲れたと感じた5部位を選定した。これら5部位の筋肉について筋電を測定し、比較検討した。その結果、車いすを漕ぐことに深く関わり、かつ実験に支障をきたさない部位は上腕三頭筋と上腕二頭筋であった。これらの筋電波形を分析のところ、三頭筋の筋電波形は車いすを漕ぐタイミングと合っていたが、逆に二頭筋は前に出した腕を戻すタイミングと合っていた。一般に、上腕二頭筋は前腕の屈曲に関与し、上腕三頭筋は肘関節の進展に関与するとされている。このことや、計測結果を踏まえ上腕三頭筋を測定の対象とした。電極の位置は検討の結果、上腕の真裏周りに3cm程離して貼り付けることが適切であると判断された。また、被験者が車いすで移動するさいの計測を可能とするため、台車と樹脂ケースを用意し計測装置一式をケースに入れ、台車に乗せて運べるようセットアップした。

#### 4.2 負荷と生理量との関連

一般に、車いすにかかる負荷が大きくなれば腕にかかる負荷も大きくなる。ここで、車いすにかかる負荷とはたとえば坂を上るときに生ずる後ろ向きに働く力を指す。また、腕にかかる負荷とは、手の平で車いすのリムを握り車輪を前方へ回転させるときに働くモーメントを指す。そこで、負荷と生理量の関連性を調べるため次の実験を行った。腕にかかる身体的負荷を表す量として筋電量を取り上げ、力学的負荷を手の平にかけたときの変化の様子を計測した。なお、腕にかかる負荷として、手の平に後ろ向きの力をかけることで負荷の代わりとした。後ろ向きの力は、ばね秤のフックに紐の輪をかけ、この端を手の平で引っ張ることで負荷の代わりとした。被験者は車輪リムを握り前方へ転がす体形を取って静止状態を10秒間保持した。引張りの負荷は秤のメモリを観ながら実験者が同じ値となるよう調整し、水平面後方へ引っ張った(図4.1)。ばね秤による負荷の大きさは0~10kgまで2kgずつ増やし6段階、変化させた。生理量として上腕三頭筋の筋電の変化を測定した。身体的負荷として測定した筋電図から無負荷時の筋電量を1として基準化した筋電量を積分した値(iEMG)を用いた。なお、リムの握り位置は水平面からの角度で85°、65°、45°、25°の4条件を設定した。

被験者4名の測定結果を図4.2に示す。図より引張負荷の増大に伴い筋電波形の基準化積分値(iEMG)も増大していることがわかる。一般に、経験則として引張負荷が増加すれば身体的負荷も増加する。今回の結果がその傾向と一致していることから筋電量が車いすを漕ぐときの疲労との関係性を表す適切な指標となっていることがわかる。



図4.1 ばね秤の実験の様子

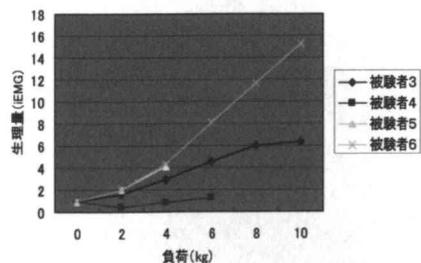


図4.2 基準化筋電積分値 -85° -

## 4.3 計測実験

移動障害要因（縦断勾配、横断勾配、段差）が存在する場所を車いすで移動するときの負担量を計測する実験を行った。4.1節で述べた実験装置を用いて障害要因の条件を段階的に変えて負担量を収集した。負担量として生理的負担量（筋電、心拍、呼吸）、物理的負担量（移動時間）、心理的負担量（NASA-TLX）を収集した。今回は、距離を変数とするため0m～30mまでの移動を可能とした。

## (1) 実験日時

2004年7月～12月

縦断勾配：8月25日、9月16日、25日、12月1日の10時～17時

横断勾配：7月17日、8月21日、9月16日、20日、10月13日の10時～17時

段 差：9月7日、23日、10月2日の10時～17時

## (2) 実験場所および装置

縦断勾配：名古屋市千種区にある平和公園内「安らぎの園」周辺の坂及び「メタセコイヤ広場」周辺の坂

横断勾配：大学敷地内（屋外）に設置した横勾配実験装置、  
幅 x 奥行き=90cm x 600cm、横勾配 $0^{\circ}$ ～ $14^{\circ}$  可変

段 差：大学校舎の廊下に設置した段差実験装置、段差0～70mm

## (3) 実験環境

縦断勾配は実験条件に適した勾配、距離を有する坂道を探し、その歩道を使用した（図4.3）。路面の舗装はアスファルト、石、タイルのいずれかであった。横断勾配については実道路では実験条件に適合した場所がないため、傾斜角度の変更可可能な奥行き6mの実験装置を作成し、使用した（図4.4）。実験装置は木材で作成し、表面に滑り止めを塗布した。段差は合板で実験装置を作成した。合板を重ねることで70mmまでの高さを可変とした（図4.5）。表面は木材のまま使用した。



図4.3 縦断勾配実験風景



図4.4 横断勾配実験風景



図4.5 段差実験風景

## (4) 使用した車いすの仕様

JIS規格 (JIS T9201) に準じた手動式の車いすを使用した。仕様を表4.1に示す。

表4.1 車いすの仕様

(単位: cm)

全幅	全高	全長	座面高さ	前輪直径	後輪直径
65	88	85	45	15	57

## (5) 計測内容

実験対象は縦断勾配 (上り)、横断勾配 (右下がり)、段差の3要因である。これら要因の障害条件を段階的に変えて負担量を計測した。縦断勾配、横断勾配は傾斜角度を、段差は高さを段階的に変えた。詳細を表4.2に示す。

生理的負担量 (筋電図、心拍、呼吸)、心理負担度 (NASA-TLX)、物理的負担量 (移動時間) は同時にそれぞれ2回繰り返し計測した。生理負担量として車いすで移動中の右腕上腕三頭筋の筋電の変化を計測した。心理負担度はNASA-TLXを簡易化したAWWL値を求める意識調査により収集した [文献10]。ゴール地点に到達した直後に調査用紙を渡し、質問に回答してもらう方法で調べた。車いすの移動時間はストップウォッチを用いて計測した。被験者の体に貼付したセンサーと生理量計測機はコードでつないであるので、計測器を被験者とともに移動する必要があった。そこで計測機器を樹脂ケースに入れて台車に乗せ、車いすの移動の邪魔にならないよう台車を並走させた。

表4.2 実験条件: 距離、勾配、高さ

負担要因	距離	勾配、高さ
縦断勾配 (上り)	10m, 20m, 30m	0°, 2°, 4°, 6°, 8°
横断勾配 (右下がり)	5m, 10m, 20m	0°, 2°, 6°, 10°, 14°
段差 (上り)	登り上がるまで	0mm~70mmまで10mm間隔

## (5) 被験者

被験者は、20代の学生6名 (男性3名、女性3名)、60代の男性1名の計7名であった。被験者は、日常的に車いすを使用していない一般健常者である。横山らの研究 [文献9] によれば車いす利用者と同程度以上の運動能力を有していれば被験者として問題はないとされているので、今回の被験者でも車いす利用者の代わりになったものとする。

## 5 分析結果

各移動障害要因の变量を変数とし移動負担量を与える式を導き出すことが本分析の目的である。可能であれば、全員に共通する推定式により簡素に適用できるとよいが、車いすを漕ぐ方には個人差やグループ間の差があるので、それらの類別化に配慮しながら推定式の導出を行った。

## 5.1 筋電波形と筋電積分値 (iEMG)

車いすで縦断勾配を移動中の筋電図の例を図5.1に示す。その時間変化は車いすを漕いだと

きに出力が大きくなるパケット状波形を成している。この波形の面積積分を筋電積分値 (iEMG) と称し、移動負担を表す基本的な生理量とする。しかし、筋電量はセンサー取り付け位置やセンサー感度に依存し異なる値を取るため、ここでは移動障害が無負荷時一定距離を被験者が車いすで移動したときのiEMGを基本単位とし、その値で同じ被験者が実験上計測したiEMGを除いた値を基準化筋電積分値と称し使用するものとする。以降、とくに断りがなく、これを単に筋電積分値 (iEMG) と呼ぶことにする。

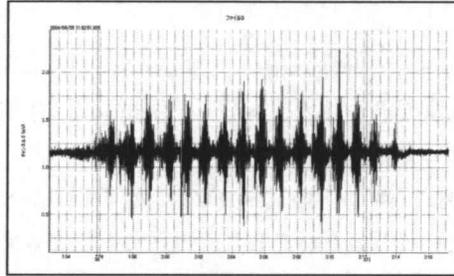


図5.1 車いすで移動中の筋電図の例 -縦断勾配8° ,10m-

### 5.2 個人別分析

まず基本となる個人別について、移動障害要因と移動負担量の関係を求めた。縦断勾配、横断勾配、段差と筋電積分値 (iEMG) の関係を図5.2、5.3、5.4に示す。3 要因とも移動障害要因の変量が大きくなるに従いiEMGも増加するという結果が得られた。一部に減少する箇所が認められるが、全体的には増加の傾向にあった。他の移動負荷量である移動時間、AWWL についても障害要因の変量が増加するに従いそれぞれ移動負荷量は増加する傾向にあった。この傾向は横断勾配、段差でも同様にみられた。

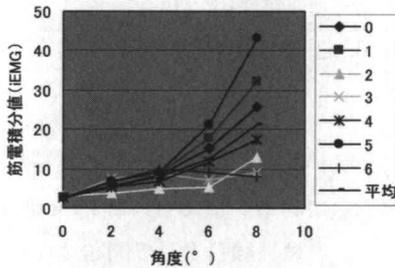


図5.2 縦断勾配と筋電積分値 -距離30m-

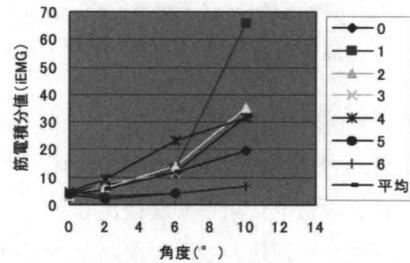


図5.3 横断勾配と筋電積分値 -距離20m-

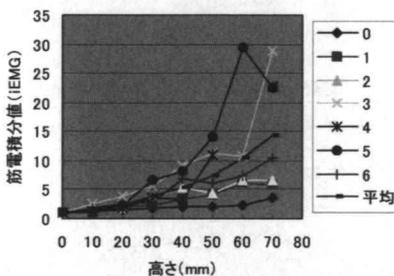


図5.4 段差と筋電積分値

次に、移動障害要因を変数として移動負担量を推定するモデル式を求めるため、まず個人別かつ移動障害要因別に移動負担量と移動障害変数の間の関係式を求めた。基本的な集計結果より両変数の間に線形性が認められるので、ここでは3種の移動負担量を目的変数とし距離と勾配を説明変数とする線形重回帰分析を行った。その結果を表5.1、5.2、5.3に示す。iEMGと縦断勾配の重回帰係数は最小値0.83、最大値0.90、平均0.86であった。iEMGと横断勾配のそれは最小値0.75、最大値0.91、平均0.85であった。また、iEMGと段差の重回帰係数は最小値0.86、最大値0.92、平均0.89であった。移動時間、AWWLの重回帰係数も含めて全体で眺めると最小値0.57、最大値0.97、平均は0.87であり、全体的に高い回帰係数が認められた。また有意確率 $p$ はいずれも0.001以下であり、高い確率を示した。被験者によって個人差はあるものの、距離が増え、勾配または段差が大きくなるに従い移動負担量は増加した。

被験者2の段差と移動時間の重回帰係数だけ0.57と特に低かったが、これは被験者2がいわゆるウィーリー走行を行っていたため、段差の高さに依らず常にほぼ同じ時間で乗り越えられたことが原因であったと考えられる。

表5.1 縦断勾配の重回帰係数 -個人別-

被験者	iEMG	移動時間	AWWL
0	0.85	0.86	0.89
1	0.87	0.96	0.94
2	0.83	0.94	0.86
3	0.86	0.93	0.96
4	0.90	0.84	0.97
5	0.84	0.94	0.95
6	0.87	0.97	0.95
平均	0.86	0.92	0.93

表5.2 横断勾配の重回帰係数 -個人別-

被験者	iEMG	移動時間	AWWL
0	0.85	0.90	0.86
1	0.75	0.78	0.80
2	0.83	0.93	0.92
3	0.86	0.99	0.80
4	0.91	0.96	0.97
5	0.81	0.96	0.96
6	0.91	0.90	0.97
平均	0.85	0.92	0.90

表5.3 段差の重回帰係数 -個人別-

被験者	iEMG	移動時間	AWWL
0	0.86	0.85	0.96
1	0.90	0.84	0.91
2	0.87	0.57	0.89
3	0.86	0.76	0.96
4	0.90	0.93	0.92
5	0.89	0.85	0.96
6	0.92	0.97	0.94
平均	0.89	0.83	0.93

次に全員が共通するモデル式で移動負担量を推定できないかを調べるため、全被験者のデータを適用して、移動障害要因別に線形重回帰分析を行ってみた。その結果を表5.4に示す。縦断勾配と横断勾配は移動時間とAWWLについて重回帰係数は0.71~0.82であって比較的よい回帰精度は得られた。しかし、段差については0.66以下であり、低い重回帰係数しか得られなかつ

た。また、横断勾配と移動負担要因iEMGについても低い値しか得られなかった。したがって、全員を束ねて一つのグループに入るとみなし、同じ推定式で移動負担量を推定することは適切でないといえる。

表5.4 各障害要因の重回帰係数 -全員-

	iEMG	移動時間	AWWL
縦断勾配	0.70	0.71	0.82
横断勾配	0.55	0.79	0.70
段 差	0.65	0.53	0.66

### 5.3 グループ別分析結果

全体を束ねて一つにまとめることは適切ではなかったため、グループ化を検討した。

#### (1) 年代別

年代でやや差異が認められたので、その層別化を検討した。図5.5は縦断勾配の移動時間を示す。被験者0は他の被験者と比較して移動時間がやや大きい。被験者0は60代の男性であるが、他の被験者は20代の被験者であった。他にもこのような傾向が見られたことから、年代による層別化を行うことにした。60代の被験者1名と20代の被験者6名を層別化し移動障害要因別の重回帰係数を求めた。その結果を表5.5に示す。

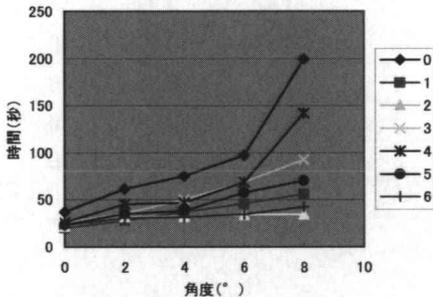


図5.5 縦断勾配と移動時間 -距離 30m-

表5.5 各障害要因の重回帰係数 -年代別-

		iEMG	移動時間	AWWL
60代	縦断勾配	0.85	0.86	0.89
	横断勾配	0.85	0.90	0.86
	段 差	0.86	0.85	0.96
20代	縦断勾配	0.68	0.78	0.81
	横断勾配	0.55	0.78	0.75
	段 差	0.70	0.53	0.61

60代の重回帰係数は移動障害要因に依らずいずれも0.85以上とよい精度が得られている。20代については、縦断勾配と横断勾配は、移動時間とAWWLについては、重回帰係数は0.75~0.81であって比較的良好な回帰精度が得られた。しかし、段差については0.70以下であり、低い重回帰係数しか得られなかった。また、移動負担要因iEMGについても低い値しか得られなかった。したがって、20代の被験者で括りグループ化してもまだ十分な層別化がなされたとはいえない。

#### (2) 男女別

図5.6は20代の被験者の縦断勾配の心理負担度 (AWWL) を表している。濃い実線は男性、薄い実線は女性を表している。移動距離によらず男性は女性に比べAWWLが小さい値を示す。横断勾配、段差についても同様な結果を示す。iEMGや移動時間についても同

様な傾向を示した(図5.7)。男性は一般に筋力が大きいので、同じ障害負担量なら女性に比べ相対的に負担が少ないと推測される。このため、計測結果に差が出たものと考えられる。横断勾配のiEMGに関しては例外的に女性の方が若干小さい場面もみられた。これは右側に身体荷重が大きく偏って掛かることが原因していると推測される。一般に男性の方が女性より体重が大きいので、それが偏りを増幅したものと思われる。

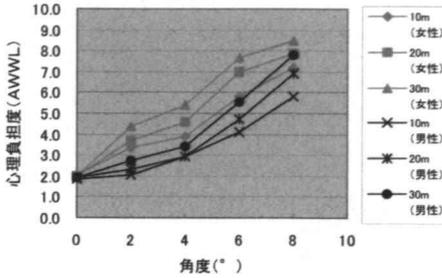


図5.6 縦断勾配のAWWL -男女別-

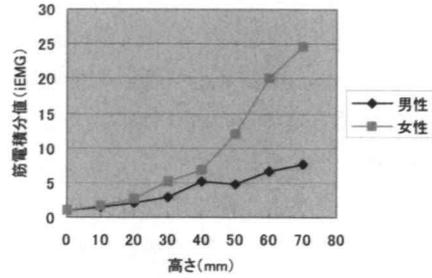


図5.7 段差の筋電積分値 -男女別-

これらより体力差が移動負担量の大きさを左右していると推測されるため、ここでは20代の被験者を男女の2グループに分けることにした。男女別に重回帰係数を求めた結果を表5.6に示す。横断勾配のiEMGを除けば、重回帰係数は0.7-0.91の範囲にあり、平均は0.78と比較的良好な回帰精度が得られた。中でも移動時間、AWWLは全体を通じて0.72以上であり良好な回帰精度が得られている。性別による重回帰係数の大きさに差異はあまり認められなかった。障害要因間では大きな差はないが、やや横断勾配の重相関係数が低い傾向にあった。性別による体力差は今回の被験者によらず一般的に当てはまることなので、男女別にグループ化することは妥当であり、一般性があるといえる。

表5.6 各障害要因の重回帰係数 -男女別-

被験者グループ	障害要因	iEMG	移動時間	AWWL
男性	縦断勾配	0.69	0.91	0.80
	横断勾配	0.53	0.72	0.76
	段 差	0.87	0.76	0.83
女性	縦断勾配	0.67	0.87	0.88
	横断勾配	0.66	0.94	0.78
	段 差	0.87	0.72	0.84

#### 5.4 移動負担要因間の相関

生理的負担量であるiEMG、心理的負担量であるAWWLおよび物理的負担量である移動時間は移動障害要因の変量が増加するとそれらは増加するという関係性がある。つまり、これら3つの負担量は移動障害要因の変量の大きさをそれぞれの観点から表す定量的な指標であるといえる。そこで、ここではさらに、移動障害要因相互に関連性があるかを調べるため、要因間の相関分析を行った。

要因相互の組み合わせについて相関分析を行った結果を表5.7に示す。組み合わせのうちiEMGと移動時間の相関は移動障害要因全体を通して0.61-0.77の間にあり、ある程度の相関を示していた。しかし、iEMGとAWWLおよびAWWLと移動時間についてはいずれも0.64以下であり相関は高いとはいえなかった。移動障害要因別では段差の相関係数が、縦断勾配と横断勾配のそれに比べて低いという結果であった。

iEMGと移動時間の相関が比較的高いということは、筋電で表わされる生理的負担量は、車いすを漕いでいる時間、つまり負荷の掛かっている時間の長さに比例的であることを意味している。また逆に、移動時間が長いと生理的負担が大きいうことを意味している。一方、AWWLと他の負担要因との間の相関が低かったが、これは移動時の心理的負担量であるAWWLの回答値がやや再現性に欠けるためであったと推察される。また、AWWLは質問に対し9段階で評価した離散的心理尺度を採用しているが、一方iEMGや移動時間は計測機器による連続的な計測量であることが誤差を発生させる原因であると推定される。

表5.7 移動負担要因間の相関

	縦断勾配	横断勾配	段 差
iEMGと移動時間	0.61	0.72	0.77
iEMGとAWWL	0.56	0.30	0.64
AWWLと移動時間	0.53	0.43	0.63

このことは1章で述べたことでもあるが、ここではこの心理的負担量の代わりに再現性のある生理的負担量を採用上げることの可能性を探っていて、今回の結果はそのことの裏付けになっていると推測される。

## 5.5 コスト推定式

出発地 (O) から目的地 (D) までの最短経路は、ODを構成する経路の中から最小コストでDへ到着できる経路を算出することで得られる。したがって、最短経路は経路を構成する個々のリンクコストが与えられると求めることができる。一方、リンクコストはリンク内にある各移動障害要因による移動負担量が与えられれば求められる。このためには、異なる移動障害要因であっても共通する尺度で移動負担量が与えられれば算出可能となる。そのため、ここでは共通する尺度として、車いすを漕ぐときの腕の疲労を直接説明づけるiEMGに注目して、移動障害要因別にコストを与える基本コスト推定式を導出するものとする。なお、この推定式には移動障害要因の変量に加え、移動障害の存在する長さつまり距離も説明変数として取り入れることにする。

ところで各移動障害要因の変量の他に距離を加味した2変数の線形モデル式を仮定した線形重回帰分析は、グループ分けによる層別化も併せ、すでに5.3節で検証済みである。60代と20代の年代別に層別化し、さらに20代は男女別に層別化することが適切であるという結果であった。ここではそのことを踏まえ、年代別ならびに男女別の2グループに層別化した線形重回帰式を求めている。その結果を表5.8に示す。

表5.8 生理量にもとづいた基本コスト推定式

被験者グループ		障害要因	重回帰式	重回帰係数
60代		縦断勾配	$C = 0.4 X_1 + 1.29 X_2 - 7.11$	0.85
		横断勾配	$C = 0.6 X_1 + 0.93 X_3 - 4.97$	0.85
		段 差	$C = 0.03 X_4 + 0.95$	0.86
20代	男性	縦断勾配	$C = 0.34 X_1 + 1.13 X_2 - 5.66$	0.69
		横断勾配	$C = 0.78 X_1 + 1.81 X_3 - 9.72$	0.53
		段 差	$C = 0.10 X_4 + 0.47$	0.87
	女性	縦断勾配	$C = 0.34 X_1 + 1.27 X_2 - 5.23$	0.67
		横断勾配	$C = 0.50 X_1 + 1.11 X_3 - 4.13$	0.66
		段 差	$C = 0.31 X_4 - 2.08$	0.87

$X_1$ : 距離、 $X_2$ : 縦断勾配の角度、 $X_3$ : 横断勾配の角度、 $X_4$ : 段差の高さ

5.1節で述べたように、重回帰係数は被験者ごとに個人別で回帰すると高い数値が得られる。しかし、システムを導入する場合、対象者ごとに推定式を作ることは実際的ではない。かといって被験者全体でコスト推定式を作成すると回帰精度が低くなりコスト推定精度がよくない結果となる。上記のように、年齢別で分けた20代の被験者をさらに性別でグループ分けすると、比較的高い重回帰係数が得られている。そこで、年代と性別でグループ化し専用の推定式を使用すると精度よくコストを求められると判断し、基本コストを求める式は高年齢者、男性、女性の3種類を使用することが適当であると判断する。

## 6 結論

ここでは、車いすの経路誘導システムを構築するために基本的に必要となる移動負担量（リンクコスト）の推定式の導出を行った。このため移動障害要因として縦断勾配・横断勾配・段差を、また移動負荷要因としてiEMG・移動時間・AWWLを取り上げ、実験を行い基礎的なデータを計測した。得られたデータを統計的に分析することにより次の結果を得た。

- (1) 移動障害要因が増加すると移動負担要因も増加する傾向が確認され、かつ両者に線形的な関係が認められた。
- (2) 移動距離および移動障害要因の変量を説明変数とし移動負担要因の変量を目的変数とする線形重回帰分析より、個人別では高い重回帰精度の得られることが明らかになった。
- (3) 被験者を層別化しないと重回帰分析では十分な精度が得られないが、被験者を60代と20代に層別化し、かつ後者を男性と女性に層別化することにより比較的良好な重回帰精度を得ることができた。
- (4) 上記のような年代と性別に層別化し、かつ移動障害の存在する距離および移動障害の変量の2変量を説明変数とし、移動負担要因の変量を目的変数とする線形重回帰式としてリンクコストの基本推定式が得られた。なお、移動負担要因としては車いすを漕ぐときの疲労に直接係わる上腕三頭筋の基準化筋電積分値（iEMG）に基づくものとした。

- (5) 移動負担要因相互の相関はiEMGと移動時間の相関が高かった。このことから、生理的負担量と移動時間の間に比例的関係があり、相互に他を補償しあっていることが確認された。

## 7 あとがき

本研究により生理量に基づく基本コスト推定式を導出することができた。この基本推定式を用いることにより移動障害の変量を与えてリンクコストを求めることができ、さらにリンクコストより経路コストを求めることができる。今後はこの推定式の精度を把握するため、実街路を車いすで移動した時の移動負担量の実計測を行い、推定コストと比較する実験検証が必要となる。著者らは、このような検証のため、高山市の古い町並み地区を対象に実験を行い、データを計測・収集している。今後は引き続き基本コスト推定式の検証のため、統計的なデータ解析を進めていく予定である。

今回は簡素化を旨とし線形重回帰式を適用したが、移動負担量は移動障害変量の増加とともに指数関数的に増加傾向を示すことが確認されているので、さらに非線形重回帰モデルの適用と推定式の導出をはかっていたいと考えている。

## 謝 辞

本研究は現代社会学部辻ゼミの大学院生と学部4年生あわせて延べ8名が研究グループを構成し進めてきました。実験は2004年から2005年にかけて10数回にわたって行われました。実験の企画や準備、その後のデータ分析等、当研究グループの皆さんに多大なる協力を受けました。とくに元学部生の池田恵梨子、伊藤りさ、鈴木寛之の皆さん及び学部生の久村恵里、前口直輝の皆さんには大きな協力を受けました。本研究はこれらの協力があってはじめて実現し得たものと考えます。ここに記して感謝の意を表します。また、生理量計測に関し、株式会社豊田中央研究所の石原利員氏に数多くの助言を頂きました。ここに記し深く感謝の意を表します。

### <参考文献>

- (1) 南正昭他、「身体状況を考慮した車椅子利用者の経路選択支援に関する研究」、土木計画学研究・論文集、19(4)、pp.699-706(2002)
- (2) 木村一裕他、「車いす走行におけるバリアフリー度の評価方法に関する研究」、土木計画学研究論文集・(17)、pp.973-980(2000)
- (3) 林琴也、「歩行者支援情報システム (PICS)」、交通工学、34 (6)、pp.28-31(1999)
- (4) 辻紘良他、「携帯電話を用いた車いす利用者のための経路案内システム」、愛知淑徳大学・現代社会学部論集、8、pp.133-146(2003)
- (5) 辻紘良他、「歩行者支援システムにおける移動負担度の推定」、第24回交通工学研究発表

会論文報告集、pp.301-304(2004)

- (6) 辻紘良他、「車いすの移動に伴う生理負担量の計測 —計測法の基礎検討—」、愛知淑徳大学・現代社会学部論集、10、pp.66-82(2005)
- (7) Hiroyoshi Tsuji et al., “Estimation method of traveling loads originated from driving a wheelchair for a pedestrian assistance system”, 5<sup>th</sup> Conference on Gerontechnology, ps1a-3,4p.(2005),Nagoya
- (8) 長瀬浩明他、「動作特性にもとづく車いす等の傾斜路面適合化技術(第2報) —車いす用ハンドリング補助装置の開発—」、長野県情報技術試験場研究報告、19、6p、(2003)
- (9) 横山哲他、「縦断勾配が車いす走行に与える影響に関する研究」、土木学会論文集、611 (V142)、pp21-32(1999)
- (10) 三宅晋司他、「メンタルワークロードの主観的評価方法 —NASA-TLXとSWATの紹介および簡便法の提案—」、人間工学、Vol.29 No.6(1993)