

# 車椅子使用者の坂路環境及び活動量の評価と、 バリアに対応した車椅子機構に関する研究

中村俊哉 赤澤康史 北川博巳 大森清博 原良昭 中園薫

## 1 はじめに

日常生活を快適に営むためには一定の移動能力を有していることが重要となる。移動能力の維持・向上には適切な運動が必要となる。しかし、移動能力の低下が生じると移動能力が低下したことで生じる転倒リスクや不便な事柄の増加から外出意欲が低下し、その結果、移動能力の更なる低下が生じるという悪循環を招いてしまう。また、外出意欲の低下は、地域コミュニティとの交流を減少させる要因となるため、移動能力の維持・向上は地域コミュニティの維持にも重要である。

移動能力は本人の心・身体的要因だけでなく、居住地域の環境や移動補助具の影響を受ける。そのため、心・身体的要因の改善だけでなく、居住地域の環境整備や適切な移動補助具の使用により移動能力の維持・向上は可能である。

例えば、歩道には縦断（上り下り方向）と横断（左右方向）の各勾配があり、多くの車椅子使用者にとって移動を阻害する要因となる。そのため、道路の移動等円滑化ガイドライン<sup>1)</sup>では、縦断勾配について「歩道等の縦断勾配は5%（2.9度）以下とする。ただし、やむを得ない場合においては8%（4.6度）以下とすることができる」とされており、各地の道路ではこの数値に基づく整備が行われている。この値は車椅子使用者が参加した実証実験結果より定められ、縦断勾配が5%以下であれば登坂可能であること、また、ほとんどの被験者が8%の縦断勾配を30m登坂可能であったことが根拠となっている。この基準は坂道を上る時の数値であり、下りについては速度のコントロールや危険感の増大など多くの課題が残されており、道路傾斜面と車椅子の降下に必要なブレーキ力の関係を明らかにすることが求められている。

また、車椅子では慣性を巧く使うことで少ない身体負荷で移動が行えることに加えて、車椅子生活で行う日常生活動作の負荷は最大心拍数の20%程度であることから車椅子使用者は活動量不足に陥りやすい<sup>2)</sup>。身体機能の維持・向上には活動量不足の解消が重要であり、そのためには日常生活における活動量の数値化が重要である。

車椅子使用者の活動量の評価指標には移動距離が考えられており、車椅子の主輪の回転数やGPSなどによる位置情報などから求められている。しかし、回転数や位置情報から求めた移動距離では、車椅子使用者が実際に駆動して走行した距離と慣性で走行した距離を区別することは困難である。また、車椅子は路面状況により漕ぐ時の負担が変化するため、移動距離だけでは路面状況による負担変化を考慮することが困難である。従前より、路面状況による負担の評価は、駆動トルク計測装置が組み込まれた車椅子を用いて行われてきたが、計測装置のサイズや駆動時間の観点から日常生活における活動量の評価に用いることは困難であった。しかし、近年における著しい電子部品の小型・軽量化により、車椅子の主輪に取り付けられる小型で長時間バッテリー駆動が可能な駆動トルク計測装置の開発が可能となってきている。

福祉のまちづくり研究所では、障害者や高齢者の移動能力の維持・向上を目的として「車椅子使用者の坂路環境及び活動量の評価と、バリアに対応した車椅子機構に関する研究」を開始し、本年度は「道路傾斜面と車椅子の降下に必要なブレーキ力に関する検証」と「車椅子用身体活動量計の開発」を実施したので報告する。

## 2 道路傾斜面と車椅子の降下に必要なブレーキ力に関する検証

本研究では車椅子使用者の坂路環境の評価を目的に、1) 坂道と車椅子の重心の関係、2) 下り坂で必要となるブレーキ力の試算、3) ブレーキ力における試算値と計測値の整合性について検証した。

### 2.1 坂道と車椅子の重心の関係

本研究では、広く流通している標準型の手動車椅子（車椅子(1)）と重心位置を変更することのできる手動車椅子（車椅子(2)：重心が後ろ寄り、車椅子(3)：重心位置が前寄り）の3タイプを用いた。なお使用した車椅子は、車椅子(1)にカワムラサイクル製標準型自走式車椅子KA24-40B、車椅子(2)および車椅子(3)に松下電

工製モジュラー式標準型自走式車椅子mofit Mサイズを使用した。

平坦、5%、8%の slope を用意し、車椅子に総量78.6 [kg] を載せて各車輪の荷重を秤で測定し、前輪と後輪の荷重分布を求めた。各勾配における車椅子ごとの後輪の荷重分布を図1に示す。平坦な路面で前に重心がかかった車椅子(3)は後輪荷重が約50%の分布であったが、勾配が8%になると38%程度にさがり、転倒の可能性もあるため、坂道での実験では除外した。標準的な車椅子(1)は平坦時で68.6%、8%勾配で57%に下がり、後方に重心のかかった車椅子でも平坦時が78%、8%勾配で67%に下がるため、後方に重心を取れば安全に降下できるが、それにもある程度の限界がある。

### 2.2 下り坂で必要となるブレーキ力の試算

車椅子(1)と車椅子(2)が坂道を降りる時にどれくらいのブレーキ力が必要なのかについて試算を行った。方法として、兵庫県立総合リハビリテーションセンター・自立生活訓練センター内にある運転コースの二種類の坂路を利用して、おもりを載せたそれぞれの車椅子の降下試験を実施した。試験は車椅子(1)と車椅子(2)を勾配7.8%、勾配13.6%の2つの坂路の上方10mの地点から初速0 km/hで自然降下させた時の速度を5回ずつ計測した。

この結果から車椅子が斜面を転がる時の加速度  $a$  が求まり、今回は質量×加速度=坂を下る力-垂直反力×転がり抵抗係数=ブレーキ力と考え求めた。転がり抵抗係数は式(1)によって求められる。

$$C_{rr} = (g \sin \theta - a) / g \cos \theta \tag{1}$$

$C_{rr}$  : 転がり抵抗値、 $\theta$  : 勾配の角度 [rad]、 $a$  : 加速度 [m/s<sup>2</sup>]、 $m$  : 質量 [kg]、 $g$  : 重力加速度 [m/s<sup>2</sup>]  
また、ブレーキ力  $B$  は式(2)より求められる。

$$B = mg \sin \theta - C_{rr} mg \cos \theta \tag{2}$$

図2は式(1)(2)を用いて試算した車椅子全体のブレーキ力と荷重分布から推定した後輪に必要なブレーキ力を試算した結果である。この結果によると、車椅子による差は大きくなく、必要なブレーキ力は8%勾配で25~26 [N] (後輪のみで13~14 [N])、13.6%の勾配で46~49 [N] (後輪のみで19~22 [N]) となった。

### 2.3 ブレーキ力における試算値と計測値の整合性

検証のため、車椅子を勾配7.8%、勾配13.6%の2つの坂路を降下させた時の引張力を計測した。今回は車いすとデジタルフォースゲージ (IMADA製 DPX-50T) をつなげ、車椅子と一緒に走行して走行速度を調節した。計測は、車椅子(1)、車椅子(2)を対象に、異なる走行速度により各3回実施した。走行速度は主観的な判断に基づく、遅い、普通、速い、の3段階とし、分析には計測された最大荷重を用いた。図3にその結果を示す。図3から、速度によって減速に必要な力は違

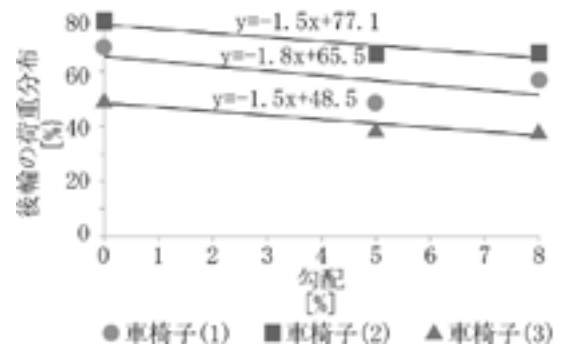


図1 勾配・車椅子・荷重分布の関係

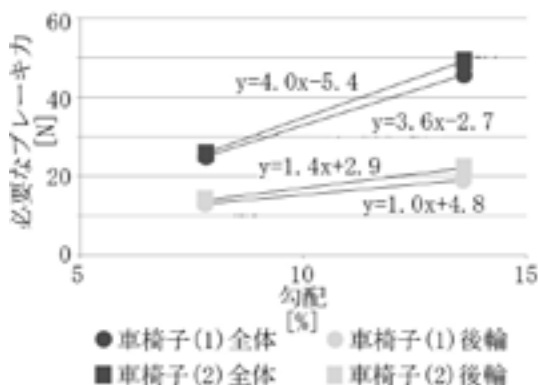


図2 勾配・車椅子・必要なブレーキ力の関係の試算結果

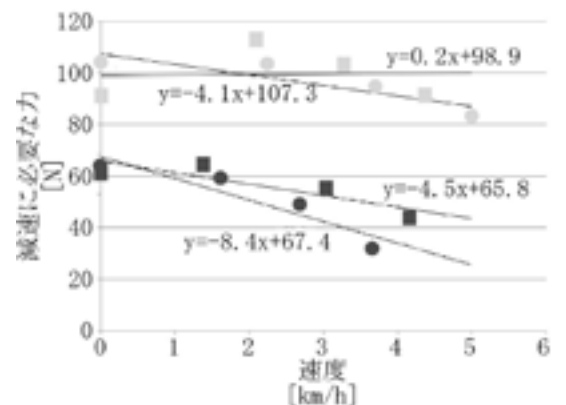


図3 引張試験による減速に必要な力

うこと、重心が後方にある車椅子の方がより力が必要であることがわかる。また、減速に必要な引張力の範囲として、今回の条件では32~113 [N] が必要であり、試算したブレーキ力の値よりもかなり大きいものとなった。車椅子のブレーキ機構を開発する段階では、今後減速に必要なトルク値も加え、どちらの値を使うべきか考察を更に深めねばならない。

### 3 車椅子用身体活動量計の開発

開発した車椅子用身体活動量計（以下、身体活動量計）は、主輪サイズ22インチの自走用車椅子を対象としており、身体活動量を求める為に表1に示した項目を計測する。

身体活動量計は、図4に示すようにタブレット（Sony Xperia Z3 Tablet Compact）と心拍計（EPSON PS-100）及び主輪取付機器の3つの部位から構成されている。日常生活での活用を想定しているため、開発した身体活動量計には雨などで故障しないように防水性が求められる。そのため、タブレット及び心拍計には防水機能があるものを用い、主輪取付機器の主要部は防水性ケース（タカチ SPCM型防水・防塵ポリカーボネートボックス）に収納した。各部の防水性能は、それぞれ、タブレットはIPX5/8、心拍計は3気圧防水、防水ケースはIP65である。身体活動量計の各部はタブレットを中心に無線通信規格の1つであるBluetooth Low Energy（以下、BLE）で接続されている。

タブレットでは我々が開発したソフトウェアを介して心拍計や主輪取付機器の制御、タブレットに内蔵されたセンサによる位置情報の取得及び心拍計や主輪取付機器が取得したデータの保存や表示を行う。

身体活動量計に用いた心拍計は、心拍数ではなく脈拍数を計測し、計測した脈波数を心拍数としている。脈波数と心拍数は基本的には同値となるが、期外収縮などで相違が生じることがある。しかし、1回の充電で24時間以上も動作し、重さも約30g程度と軽量であることに加えて、装着が容易なリスト型であるため、身体活動量計の心拍計として用いた。なお、心拍数の計測間隔は4秒毎である。

主輪取付用機器は図5が示すように、駆動トルク計測用のひずみゲージが接着された計測用ハンドリムと3つの防水性ケース及びホール素子と磁石から構成されている。3つの防水ケースは、それぞれ、マイコンやセンサなどが収納された主ケース、ひずみゲージアンプ（共和電業 M11-0035）が収納された増幅器ケース、主ケースと増幅器ケースの電源となる電池ケースの3つであり、各ケースは有線で接続されている。各ケースは耐候性の結束バンドで主輪のスポークに回転面内でY字型になるように取り付けられている。

身体活動量計では、車椅子を漕ぐ時にハンドリムと主輪の接合部に生じるせん断ひずみを計測することで車椅子使用者が発揮した駆動トルクの計測を行う。接合部に生じるせん断ひずみを計測するために、計測用ハンドリムには主輪との接合部である4箇所、それぞれに2枚の2軸ひずみゲージ（共和電業 KFG-1-350-D16-23）からなるブリッジ回路が構築されている。身体活動量計では各ブリッジ回路を並列に接続したときの出力から駆動トルクを推定している。図6に較正試験により得られた並列接続されたブリッジ回路の出力と駆動トルクの関係を示す。較正試験の結果、並列接続されたブリッジ回路の出力と駆動トルクには線形性があることが確認された。また、この線形性に基づき、並列接続されたブリッジ回路の出力から推定した駆動トルクは較正試験を行った範囲では $\pm 1$  [N・m]の精度で推定できることが明らかとなった。

主輪の回転数の算出には、デジタル出力型ホール素子と小型磁石を用いた。ホール素子を主輪に、磁石を車椅子に接着すると、主輪の回転によりホール素子と磁石の距離が近づくるとホール素子の出力が変化する。身体活動量計ではホール素子の出力が変化した回数を主輪の回転数としている。ホール素子の電源と出力は主ケースに接続されている。

主ケースには、角速度や角速度の計測に用いるセンサモジュール（共立プロダクツKP-9250）、タブレットとの通



図4 開発した身体活動量計の全体像

表1 計測に用いた機器とその役割

計測に用いた機器	計測情報
タブレット	GPSによる位置情報 タブレット周囲の温度
心拍計	車椅子使用者の心拍数
主輪取付用機器	角速度、主輪の回転数、駆動トルク、加速度

信に用いるBLEモジュール（浅草ギ研BLESerial）、マイクロSDカードへのデータ保存に用いるマイクロSDカードソケットモジュール（サンハヤトMM-TXS02）と、各モジュールを制御するためのマイコン（arduino UNO R3）が収納されている。各モジュールとホール素子の電源はマイコンから供給されている。タブレットからの命令によりマイコンは0.01秒間隔で各データの取得を開始する。マイコンは取得した各データにおける1秒間の平均値を1秒間隔でタブレットに送信し、4秒間隔でタブレットが取得した位置情報や周辺温度及び心拍数を受信する。また、各データはタブレット及びマイコンのマイクロSDカードにそれぞれ記録される。

電池ケースには3本の18650規格のリチウムイオン充電電池が直列接続で収納されており、主ケースのマイコンと増幅器ケースのひずみゲージアンプに電源を供給している。

身体活動量計は一般的な条件下では8時間以上の連続計測が可能であるため、日中における身体活動の計測が可能である。身体活動量計の重さは、タブレットが300g、心拍計が30g、計測用ハンドリムを除く主輪取付機器が両輪で約1.6kgであり、一般的なモジュール型車椅子本体の10%程度となる。

#### 4 おわりに

本年度では「道路傾斜面と車椅子の降下に必要なブレーキ力の検証」と「車椅子用身体活動量計の開発」を実施した。

「道路傾斜面と車椅子の降下に必要なブレーキ力に関する検証」では、坂道の降下で必要となるブレーキ力を計測した。しかし、推定値と計測値間に乖離が生じた理由を明確にするには至らなかった。そのため、来年度では、推定モデルの見直しを行いより精密なモデルから推定値を求めることや、より精密な計測を行うことで、坂道の降下に必要となるブレーキ力の検証精度の向上を図る。

「車椅子用身体活動量計の開発」では主輪サイズ22インチの車椅子を対象とした身体活動量計を開発し、8時間以上の連続計測が可能であること確認した。来年度では開発した身体活動量計の利便性向上のために、小型・軽量化及び駆動トルクの計測精度向上を図り、身体活動量計の活用対象拡充のために24インチの主輪を対象とした身体活動量計を開発する。また、開発した身体活動量計を用いて坂道における身体的負荷の評価や車椅子使用者を対象に日常生活における身体活動量の計測を実施する。

来年度ではこれらに加え、自走用車椅子の車椅子ブレーキシステムの開発を開始する予定である。

#### 謝 辞

ブレーキ力の計測にあたっては、近畿大学理工学部社会環境工学科福祉環境計画学研究室に支援頂いた。また、身体活動量計の開発では、神戸学院大学総合リハビリテーション学部作業療法学科中川昭夫教授に支援頂いた。感謝の意を述べる。

#### 参考文献

- 1) 国土技術研究センター編：道路の移動等円滑化整備ガイドライン、大成出版、2011
- 2) 細田多穂・柳澤健編：理学療法ハンドブック改訂第3版（第3巻 疾患別・理学療法プログラム）、協同医書出版、2000

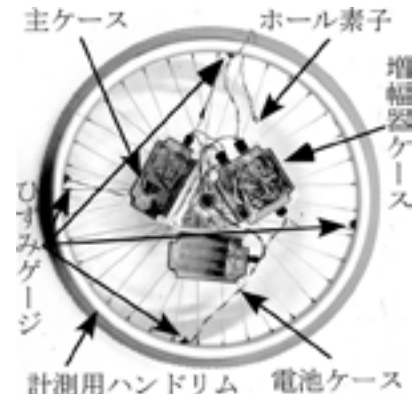


図5 主輪取付用機器を取り付けた主輪

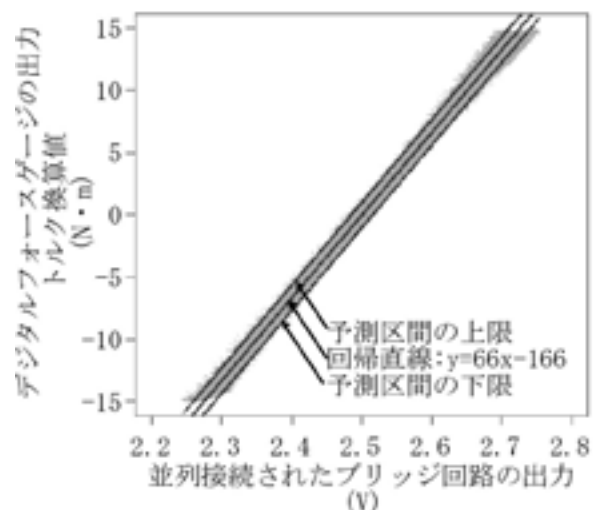


図6 ブリッジ回路の出力と駆動トルクの関係