
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 北川博巳 赤澤康史 原良昭 大森清博 中園薫

1 はじめに

車椅子使用者が日常生活を快適に営み、ひいてはまちへ出て社会参加を行う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が、一度、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も低下し、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。外出意欲の低下は、地域コミュニティとの交流等の社会参加の意欲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。

車椅子使用者の移動能力は本人の心・身体的要因だけでなく、環境や移動のために用いる用具や機器の影響を受ける。そのため、心・身機能の改善だけでなく、居住地域の環境整備や適切な用具の使用により移動能力の維持・向上することが望ましいといえる。

福祉のまちづくり研究所では「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」と題して、坂路環境の特に下降に着目し、①車椅子乗車者と環境、②車椅子乗車者と車椅子、③車椅子の機能と環境の3つの視点から研究に取り組んでいる。本研究において昨年度より①については「道路傾斜面と車椅子の下降に必要なブレーキ力の検証」、②については「車椅子用身体活動量計の開発」を、そして合わせて今年度より③について「手動型車椅子の制動機構（ブレーキ）の開発」に着手し研究を実施したので報告する。

2 道路傾斜面を車椅子が下降する際の環境要件について

本年度は、環境要件の整理として現状の坂路の道路管理状況を調査するとともに、昨年度実施したブレーキ力検証実験の追試を行い、ブレーキ力についての検討と新たに導入したスロープの有効性を評価した。

2.1 坂路の道路管理に関する調査

道路には歩道と車道のすり付け部分、坂道、路面排水用途など少なからず勾配が生じる。道路のバリアフリーを規定する基準として道路移動円滑化基準があり、道路勾配は道路の移動等円滑化ガイドラインの中で、「歩道等の縦断勾配は5%（2.9°）以下とする。ただし、やむを得ない場合においては8%（4.6°）以下とすることができる」とされている。各地の道路はこれに基づく整備が行われているが、現実の場面ではそれ以上の勾配も存在している。

兵庫県が管理する道路延長は4842kmである。今回、兵庫県の有する道路管理情報により歩道の勾配を調べたところ、県道は道路管理台帳（紙ベース）により管理されていた。また、縦断勾配は車道の縦断勾配を記載するだけで、歩道の縦断勾配は管理されていないことが判明した。

したがって、環境整備を進める場合、歩道の縦断勾配を得るためには新たに計測するか、道路のデータ（道路管理台帳や国土地理院の標高データ等）から概算する必要がある。その一方で、最近ではデータベース化をすることで道路管理をしており、兵庫県ではクラウドを活用して全国で初めて社会基盤施設総合管理システムを構築しているので、今後に期待したい。

2.2 ブレーキ力検証実験の追試

本研究では手動車椅子使用者の坂路環境の評価を行い、坂路下降時に必要なブレーキ機構を開発することが目的の一つである。その要件を導き出すため、坂路での走行実験を進めている。昨年度は自動車運転習熟訓練コース内に設置された坂路で必要なブレーキ力を算出したが、異なる車椅子を用いたので車椅子間の傾向の違いでしか比較できない、10m 走行時の平均速度を求めたので速度の測定精度向上が望まれる、といった課題があった。そこで、本年度は車軸位置を調整可能な車椅子と実験用走行スロープを用いてブ

レーキ力検証実験の追試を行った。さらに、次年度以降にブレーキ機構の評価を行う際にこのスロープをどの程度活用できるのかについて検討した。

本実験では、当研究所の有する実験用スロープを用いた(図1)。このスロープは幅1m、長さ8mで、木板製の走行面の下に角度調整用の発泡スチロールが取り付けられスロープ角度5%、8%の2種類を選択できる。車椅子の速度計測のため、高速撮影(120fps)が可能なカメラを実験用スロープの側方に設置して走行面を撮影し、走行面に20cm 間隔で描かれた区間を通過するのに要する時間から区間平均速度を求めることとした。

実験には、車軸の固定位置を前後に変更することで前後の荷重分布(重心位置)を変更可能な日進医療器製の車椅子を用い、ダミー用錘(固定用治具を含めて81kg)をシート上に固定して、斜面自由下降実験を行った。実験条件は、坂路にスロープ勾配2種類(5%、8%)と、車椅子には駆動輪の車軸中心を寸法基準点より前方へ3種類(3cm、6cm、9cm)合計6種類の設定を行った。

各条件で5試行ずつ行い、区間平均速度から当該試行における平均加速度を求めた。ただし、転がり始めを動画で確認しづらいため、速度計測区間は走行区間の1m~4mとした。例えば、ある1試行(勾配5%、車軸前後位置-3cm)の速度分布は、図2のようになり、平均加速度は近似直線の傾き $a=0.23$ で得られる。各条件で行った実験結果を元に得られた平均加速度を図3に示す。車椅子の重心が後ろよりだと加速度は大きい。



図1 実験用スロープ (8%)

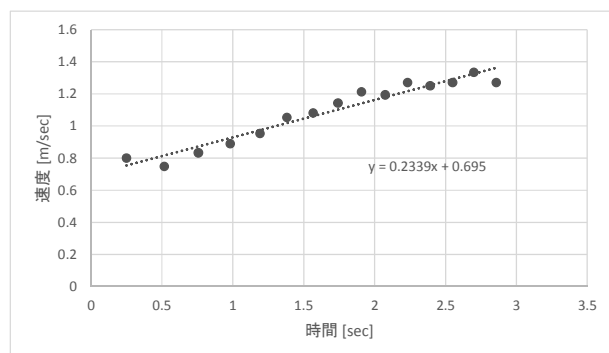


図2 1試行の速度分布(勾配5%、車軸前後位置-3cm)

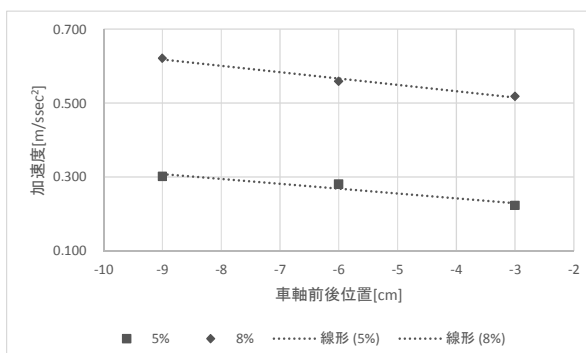


図3 平均加速度

2.3 ブレーキ力についての検討

昨年度の実験の考察として、次の式を用いて転がり抵抗係数(Rolling Resistance Coefficient, RRC) C_r 、及び必要なブレーキ力 $B[N]$ を算定した。

$$C_r = (g \sin \theta - a) / g \cos \theta \quad (1)$$

$$B = mg \sin \theta - C_r mg \cos \theta \quad (2)$$

なお、必要なブレーキ力は、下降走行時に等速に進むときのブレーキと定義する。昨年度は自動車教習コースで実施した結果、2種類の車椅子($m=90\text{kg}$, 94kg)に必要なブレーキ力は7.8%勾配で25~26N、13.6%勾配で46~49Nだったが、今回の実験では5%勾配で20~28N、8%勾配では51~59Nとなり、前回に比べて必要なブレーキ力が大きい結果となった(表1)。今回の実験結果が前回よりも精緻なものであるなら、ブレーキ機構に必要となる力は現状の勾配からすると60N以上の力が必要となる。

表 1 下降試験による算定結果(5 回分の平均値と偏差)

車椅子, 勾配	加速度[m/s ²]	転がり抵抗 C_r	ブレーキ力[N]	車椅子, 勾配	加速度[m/s ²]	転がり抵抗 C_r	ブレーキ力[N]
車軸-3cm, 5%	0.215±0.009	0.028±0.001	20.29±0.80	車軸-3cm, 8%	0.537±0.017	0.025±0.002	50.67±1.63
車軸-6cm, 5%	0.281±0.048	0.021±0.005	26.45±4.49	車軸-6cm, 8%	0.560±0.019	0.023±0.002	52.75±1.85
車軸-9cm, 5%	0.302±0.006	0.019±0.001	28.42±0.55	車軸-9cm, 8%	0.621±0.035	0.016±0.004	58.57±3.28

一方、昨年度に実施した引張試験による減速に必要なブレーキ力の推定結果について「速度が速くなると引張力が小さくなる」と考察していた。しかしながら、これについては「この実験で歩行速度が一定であるという保証が無いため、早歩きの際に車椅子の自由下降につられて歩行速度を徐々に速くした場合に引張力が小さくなる可能性を否定できない」ことから、この考察は不十分であった。また、「引張試験で得られたブレーキ力が下降試験に比べて大きな値となった」ことについては、歩行速度の揺らぎに加えて、「人間が引っ張るので引張力の揺らぎが起こり、車椅子との相対距離が一時的に離れた場合に引き寄せるためにより大きなブレーキ力が必要になる」ことが考えられる。

2.4 実験用スロープについての検討

ここでは実験用スロープ及び速度計測方法の適用範囲について考察する。今回は 120fps で撮影した動画を用いたが、秒速 2m/s (時速 7.2km/h) を超えると被写体ブレがおきることがあった。さらに、走行面の表示に幅 19mm のテープを用いたが、速度が 2.4m/s 以上になると 1 フレームで 2cm 以上進むため速度推定が困難になる。したがって、今回の速度計測方法は通常の移動速度の範囲であれば問題無く計測できるが、競技用車椅子のように特殊な走行を想定する場合はさらに高速撮影が可能な機材が必要になると考えられる。

次に、計測可能な距離については、勾配 8% では計測された最大速度が 2.2m/s だったことから、計測区間 4m が計測限界と言える。一方、勾配 5% については、2m/s に達するまでに進む距離は、加速度が 0.22m/s² の場合 9.1m、0.30m/s² の場合 6.7m と算定される。スロープ長は 8m のため、車椅子の重心が前寄りで加速度が小さいときに計測限界まで速度を出すためには、初速を与えて自由下降させる必要がある。

以上のことから、今回用いた実験用スロープ及び速度計測方法は、今後ブレーキ機構を試作した段階での走行実験の第一段階として、人を乗せる必要が無く安全に実験できる点で有効と言える。

3 車椅子用身体活動量計の評価

本年度では昨年度に試作した車椅子使用者に向けた身体活動量計の改良及び改良した身体活動量計の性能評価を実施した。

3.1 身体活動量計の改良

我々は昨年度に車椅子使用者に向けた防水性身体活動量計を試作した。試作品は、タブレット端末 (Sony、SGP611JP)、リストバンド型脈波計 (EPSON、PS-100TL)、ひずみゲージが接合されたハンドリム (以下、計測用ハンドリム) 及び車椅子の主輪に外部から取り付ける主輪取付機器の 4 つから構成されている (図 4)。試作品では、タブレット端末で使用者の位置情報と周辺温度、脈波計で心拍数、主輪取付機器で主輪が回転する速度 (以下、周速度) 及び車椅子を漕いだときに生じるトルク (以下、駆動トルク) を計測する。

主輪取付機器は、ひずみアンプ (共和電業、M11-0035) が収納された増幅器ケース (タカチ、SPCM101006T)、ワンボードマイコン (Arduino, Arduino Uno Rev.3) や 無線通信用モジュール (浅草ギ研、BLESerial)、慣性センサモジュール (共立プロダクツ、KP-9250) 及びマイクロ SD カードなどが収納された主ケース (タカチ、SPCP081304T) 及び主輪取付機器の電源となるリチウムイオン充電電池を収納した電池ケース (タカチ、SPCP081304T) の 3 つの防水ケースから構成されている。

タブレット端末と脈波計、タブレット端末と左右の主輪取付機器は 無線通信で接続されており、左右の計測用ハンドリムは、それぞれ、左右の主輪取付機器に有線で接続されている。図 5 に示すよう

に、脈波計は計測した心拍数をタブレット端末に送信し、タブレット端末は計測した位置情報及び周辺温度に受信した心拍数を加えて主輪取付機器に送信する。主輪取付機器は主輪取付機器が計測した駆動トルクや周速度と一緒に受信した各計測値を主輪取付機器内部のマイクロ SD カードに保存する。

昨年度に試作した主輪取付機器は主輪に外付けするため、車椅子自体の車幅が広がってしまうという課題があった。多数のスポークでリムとハブを結ぶ一般的な主輪では、図 6(a)が示すように主輪の内部に空間がある。本年度では、図 6(b)に示すように、この空間内部に主輪取付機器を組み込んだ主輪（以下、計測用主輪）を試作した。

計測用主輪のサイズは 24 インチ、スポーク数は、36 本、スポークの組み方はクロス組である。また、ひずみアンプ周辺の回路修正により、ひずみアンプを収納する増幅器ケースを、2015 年度に使用した防水ケースよりも小型である主ケースと同じものに変更した。

主輪取付機器を主輪に組み込むと、スポークの干渉により防水ケースに収納したマイクロ SD カードが取り出せなくなる。防水ケースの蓋を開けずに、計測データを回収するために、計測データの保存先をマイクロ SD カードから無線 LAN 搭載 SD カード（東芝、SD-WE016G）に変更した。無線 LAN 搭載 SD カード内のファイルは、無線 LAN 経由でパソコンやタブレット端末から取得・削除することができるため、防水ケースの蓋を開けることなく計測データの回収が行えるようになる。なお、無線 LAN 搭載 SD カードを主ケースに収めるために、無線通信用モジュールと慣性センサモジュールを取り外し、ワンボードマイコンを形状は同じだが無線通信用モジュールと角速度センサを内蔵したもの（arduino geuino 101）に変更した。計測データを無線 LAN 経由で回収することから、計測データのファイルサイズを小さくするために、データの計測間隔を 10 ミリ秒から 100 ミリ秒に修正した。また、計測用主輪の電源である電池ケースは耐衝撃性と IP67 相当の防水・防塵性があるモバイルバッテリー（DXPOWER、ARMOR 6000mAh）に変更した。

計測用主輪の質量は約 2.4kg である。主輪取付機器の組込により増加した質量は 0.6kg であり、両輪で 1.2kg 程度の増加となる。

3.2 性能評価

計測用主輪に変更した車椅子（OX エンジニアリグ、NEO）を静止・無負荷状態に置き、駆動トルク及び周速度について 8 時間の計測を実施した。計測結果等から、計測間隔に最大 73 ミリ秒の遅延が生じることがあることが確認されたが、遅延の原因を明らかにするには至らなかった。また、計測された周速度と駆動トルクには、時間経過に伴う直流成分やノイズ成分の増加は確認されなかった。なお、静止・無負荷状態で計測された周速度と駆動トルクの絶対値の最大値は、0.006km/h と 23.0N・m であった。また、本計測から試作した身体活動量計の動作時間が 8 時間以上であることが示された。



図 4 開発した車椅子用身体活動量計の全体像

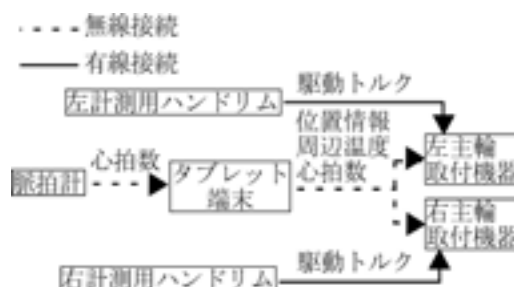


図 5 身体活動量計を構成する各機器の接続状態

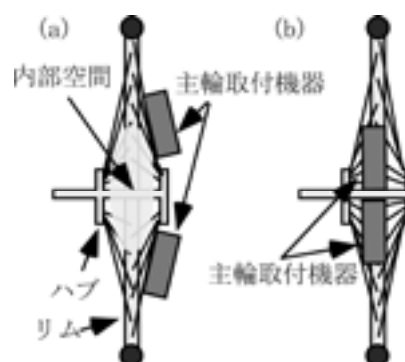


図 6 主輪断面の様式図（ハンドリムは省略）

(a) : 2015 年度の試作品

(b) : 2016 年度の試作品

次に、試作した身体活動量計を用いて、車椅子で勾配 8%のスロープを上り始め、スロープ途中で停止したときの身体活動量を計測した（図 7）。被験者は身体活動量計の開発者である男性 1 名（38 歳）である。

図 8 は右計測用主輪で計測された周速度及び駆動トルクである。周速度の波形から車椅子は 5 秒目までほとんど停止しており、5 秒以降から 20 秒手前までスロープを上っていることがわかる。また、この区間の周速度と駆動トルクは大きな増減を繰り返しているが、被験者がスロープを上るために繰り返した車椅子を漕ぐ動作に起因するものと考えられる。25 秒から 30 秒手前までは、周速度はほぼ 0 を示していることから、右計測用主輪は回転せずに停止していることがわかる。しかし、15N・m 前後の駆動トルクが計測されている。このように駆動トルクを計測することで、周速度からでは知ることが困難な静止状態での身体活動の評価が可能なが確認された。

しかし、静止・無負荷時の計測で確認されたように、計測用主輪では静止・無負荷時でも最大 23.0N・m の駆動トルクが計測される。そのため、駆動トルクの時間的な変化を考慮せずに値だけで判断すると計測された駆動トルクの大半はノイズと区別できない。また、23.0N・m 以上の駆動トルクはスロープ上昇といった身体負荷の大きな運動時に発揮されるものであり、日常生活において頻繁に発揮されるものではないと考えられる。無負荷時でも計測された 23.0N・m 以下をノイズとすると、日常生活で計測される駆動トルクの大半がノイズと区別できなくなる。従って、精密な身体活動量の計測には、駆動トルクに含まれるノイズ成分の抑制が必要なが確認された。

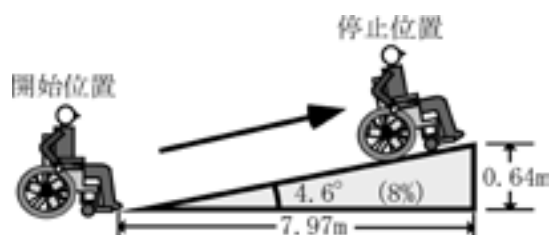


図 7 スロープ上昇における計測の概要図

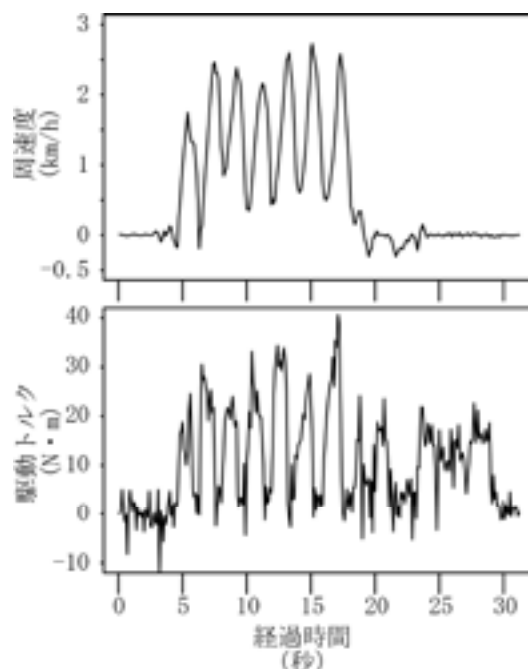


図 8 右計測用主輪の計測結果

4 手動型車椅子の制動機構（ブレーキ）の開発

車椅子で坂道を下降する場合、手動型車椅子の場合はハンドリムに手で摩擦をかけ減速するのが一般的である。しかし乗車者の腕や手の力が弱い場合、ハンドリム操作による減速が困難であり、特に駆動を効率良く行うために、摩擦が大きいゴム等で皮膜したハンドリムや波型の樹脂製ハンドリムを使用している場合はより一層、減速操作が困難である。また、介助により車椅子を操作する場合は、体重を残しながら、介助用のブレーキレバーを握るなどの操作をしつつ下降する必要があり、車椅子乗車者の体重が介助者に比べて著しく大きい場合は、さらに操作が困難となる。このことから、下り坂で安全に下降することができるブレーキシステムの開発を目指す。

4.1 市場動向とニーズ

経済産業省の生産動態統計年報 機械統計編による車椅子の出荷台数と厚生労働省福祉行政報告例の手動車椅子の補装具費による購入台数を比較するとかなりの台数の車椅子が高齢者に利用されていることが推定される。高齢者の場合はアクティブな障害者の場合と違い、導入までに操作練習が十分に行われていないケースも少なく、また体力や認知機能の低下、高齢夫婦の場合は老老介護といった、車椅子を操作する上での条件が厳しい場合があると考えられる。

さらに、介助用車椅子におけるブレーキについても、ある程度の握力が必要であるとともに、坂道では

ブレーキ操作と合わせて、体重を残しつつ下降させる必要が有ることから、条件によっては著しく操作が困難な場合がある。このように車椅子に減速ブレーキが無いという問題については、以前より行われている福祉用具のニーズ調査においても指摘されており、これまでにいくつかの製品が市販されたことがあるが、質量や価格、流通の問題等により、現在はほとんど市場に存在していない。

このことから、既存の問題点を解決した、新たな車椅子用減速ブレーキを開発することは車椅子使用者の生活に対し有効であると考えられる。

4.2 ブレーキ方式の検討

大きく、電動により制御する方法と、機械的に制御する方法がある。電動により制御する場合、ジャイロセンサ等を搭載することで、車椅子の姿勢や加速度を検知しそれに応じた細かなブレーキの制御が可能となるが、バッテリーの搭載が必要となり、バッテリーの充電などのメンテナンスの必要が生じる。また、比較的にコストが高くなる可能性が高い。機械式のブレーキをアクチュエータ等で電氣的に制御を行う場合も同様である。

また機械式の場合、これまでもいくつかのブレーキが開発されているが、細かな制御が難しく、実用的な質量に収めることが難しいと考えられる。ただし、電氣的なブレーキに比べ、ブレーキの安定性やコスト面では機械式のブレーキが有利と考えられる。

これらの観点から、(a)磁気粘性流体 (MR 流体)、(b)電気粘性 (ER) 流体及び EAM (電氣的吸引材料)、(c)遠心ブレーキ、(d)遊星歯車の機構を中心に検討を行った。

結果として、細やかな制御では劣る可能性があるが、コストとメンテナンス性で有利な遠心ブレーキを第一候補として今後検討を進めていくこととした。

4.3 ブレーキ機構の取付けの検討

ブレーキシステムの全体構造について検討を行った。取付けを行う場合、概ね、(1) トグルブレーキへの機構の搭載 (2) 本体フレームへの機構の搭載 (3) ブレーキ機構のホイールへの内蔵等が考えられる。また、車椅子の場合、身体に合わせたシートやアライメントの調整が必要であることから、ユニット化を行い様々な車椅子に取付けられることが望ましい。これらの条件から、(3) ブレーキ機構のホイールへの内蔵を中心に検討を行っていくことにした。

ブレーキ機構のホイールへの内蔵を行った場合、車椅子の本体への改造が最小限で済むため、乗車者の身体寸法や生活状況に合わせて作成した車椅子に容易に取り付けることが可能となる。

4.4 手動型車椅子用ブレーキの開発における基本的な考え方のまとめ

坂道の車椅子による下降時は、2 章に記述したように勾配 8% (約 4.6°) の場合に実験環境下であるが、長さ 4m (メートル) 程度で、最大速度が 2m/sec (7.2km/h) となる。車椅子の場合は乗車者の視線が歩行者に比べ低い体感速度としてはそれよりも早く感じられる。実際、健常者の車椅子体験においても長さ数 m の 5~8% の勾配のスロープでの車椅子操作において怖いという感想を持つ車椅子使用者も少なくない。また、より勾配がきつくなった場合、体幹(上半身)が前に倒れそうになることからさらに怖い印象を受ける事となる。

介助用の車椅子の場合は、ブレーキ操作と合わせて、体重を残しつつ下降させる必要が有ることから、特に大柄な乗車者を小柄な介助者が車椅子を操作して坂道を下降させる場合は、著しく困難な場合があり、5~8% の比較的ゆるい勾配であっても長さ数 m で一般的な歩行速度である 4km/h を超えることを考えると、何らかの坂道下降時の速度抑制のシステムが必要であると考えられる。特に坂道の下降の場合は、上りに比べ、車椅子使用者が坂道に意図せず進入して制御不能になる可能性があることから、登坂よりリスクが高いと考えられる。

主要機構については、細かな制御が行えないものの、メンテナンスの必要性が少なく、コスト的にも優位である遠心ブレーキを第一候補とし、様々な車椅子に取付けが容易なホイールに主要部分を内蔵する機構とし検討を行う。なお、本機構のニーズが比較的高いと考えられる、介助用車椅子に用いる小径のホイールに搭載することを最優先に検討する。課題としては、細かな制御を行えないことから、ブレーキシ

テムの入切の切替えが必要かどうかの検討を進め、遠心ブレーキでは解決できない場合は、電子制御等のシステムの採用を検討する。

5 おわりに

昨年度より引き続き「道路傾斜面と車椅子の下降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、合わせて今年度より「手動型車椅子の制動機構（ブレーキ）の開発」を実施した。

「道路傾斜面と車椅子の下降に必要なブレーキ力」では、簡便なシステムで昨年 비해精度良くブレーキ力を計測するシステムを構築した。今後は開発した身体活動量計を用いて検証を行い、実際の道路での計測が容易に行えるように検討していく。

「車椅子用身体活動量計の開発」では、計測機器としての品質康応を目的に、来年度は駆動トルクに含まれるノイズ成分の抑制、計測間隔の安定性向上、稼動時間の延長などを目的とした3次試作を行う。また、今年度に試作した身体活動量計を用いて、車椅子使用者の身体活動量の計測も平行して行う予定である。

「手動型車椅子の制動機構（ブレーキ）の開発」は、検討の結果より実用化を目指し共同研究先となる企業の選定に着手、ブレーキ技術を有するN社と共同開発に向け調整を行っている。