

介護予防用4輪型電動アシストパーソナルモビリティの開発

Development of Four-wheel Electric Power-assisted Personal Mobility for Care Prevention

○ 李虎奎 (福まち研) 橋詰努 (福まち研) 米田郁夫 (東洋大)

Hokyoo LEE, Hyogo Institute of Assistive Technology
Tutomu HASHIZUME, Hyogo Institute of Assistive Technology
Ikuro YONEDA, Toyo University

Abstract: In order to cope with the unprecedented aging society, senior citizens need to support themselves and maintain their health. Although there are many electric vehicles such as electric wheelchairs or senior cars, few of them maintain the health of senior citizen. They sometimes restrict senior citizen's sphere of activity. To solve these problems, we have development of care prevention type four-wheel electric power-assisted personal mobility for care prevention. To investigate the functional effect of this system using driving school road and slope, we measured oxygen uptake values and electromyography (EMG) activities during ride on it. The purpose of this study is to evaluate the physical load of the four-wheel electric power-assisted personal mobility users by the oxygen uptake values and EMG activities while they are propelling a flat road and on a slope. These results can be used for the development of livelihood support equipment and evaluation methods.

Key Words: Care Prevention, Lower-limb, physical load

1. はじめに

老化は一般的に加齢に伴って発生する身体の各器官の不可避な退行的変化を随伴するものであり、生きることの一つの過程で慢性疾患の有病率や活動制限の漸進的な増加を現し、ヒトとしての基本活動である日常生活活動 (Activity of Daily Living) の鈍化を必然的に伴うものになる。正常な老化の特性は身体の各器官の残存量 (Reserve capacity) の減少、内的な恒常性の調節の減少、体型変化などの外部環境に対する適応・反応力の減少などが挙げられるし、加齢に伴う機能低下は疾患や損傷の脆弱性の増加となる。老化が身体の各器官の遂行能力に及ぼす影響は老化速度率における幅広い個人差や各器官別の老化速度の相違性や老化が単一器官の単一遂行能力の変化に及ぼす影響より統合する多器官機能が協調する複合運動遂行にもっと大きな影響を及ぼす。また生理的な変化は筋繊維の大きさや数の減少、筋肉酵素の減少や神経筋肉の調整系の変化などによる筋力、持久力、柔軟性などの減少が著しく現れる。即ち高齢者は加齢と共に筋骨格系や心肺系などの機能的な低下が基底となり漸進的に機能障害に到る。

高齢者の多くは感覚機能の低下から足や腰の運動機能能力が衰えて歩行能力が低下とともに姿勢制御の障害を有することが多い。高齢者や運動機能障害を有するヒトが転倒や骨折によって寝たきりなど歩行・起立が困難となってしまふ可能性がある。ヒトが転倒に至る危険因子は内的要因⁽¹⁾と外的要因⁽²⁾に分け、加齢に伴う身体機能の低下や疾病や外部環境などの多種多様な要因が相互に複雑に関連しあっている。高齢者の転倒要因は下肢の筋力低下、平衡感覚の低下した場合は転倒リスクが大いに増える⁽³⁾。転倒を予防することが強く求められており、そのため対策の一環として高齢者の転倒予防のための運動指導や機器が注目されて多くの研究が行われている。最近の研究により、効果的な運動指導の方法が普及しつつあり⁽⁴⁾、転倒にかかわる身体機能の向上を目指した運動が予防に有効であることが確認されつつある⁽⁵⁾。転倒予防には下肢筋力トレーニングと姿勢制御能の向上が有効であるとされる⁽⁶⁾。また外的要因の関与によるリスクを減らすため、バリアフリー法の制定根拠となっているユニバーサルデザイン政策により環境整

備が実施されたが、まだ十分とは言い難い状況にある。

このような環境のもとで、加齢による運動機能が低下した高齢者が移動の自由度が制限されると、日常生活に大きな支障をきたす。移動が困難あるいは不可能になると、他のほとんどの生活動作を行うことも困難になるからである。歩行による移動が困難あるいは不可能になった人ができるだけ支障なく日常生活をおくれるようにするためには、円滑に移動できるよう技術的手段が講じられることが必要不可欠である。

歩行機能が低下した人たちの日常的な移動を支援する機器としては、杖、歩行器、車いすなどがあり、歩行機能程度や生活条件に合わせて選択して使用する。杖や歩行器は、歩行を補助する用具であり、比較的長い距離移動する場合は、身体的負担が大きいことや転倒のリスクがある。車いすは、歩行機能がかなり低下あるいは不可能になった人が使う歩行代替用具であり、環境が整備されていれば、比較的長い距離を安全に移動することができる。

しかしながら車いすは、基本的には下肢を動かすことなく移動する機器であり、下肢機能が少しでも残っている場合は、下肢機能維持の観点からは移動支援機器として車いすを選択することが必ずしも最適とはいえない。

これらの背景を踏まえ、筆者らは、歩行機能が低下した高齢者等の外出を支援するために、下肢を動かしながら、安全かつ身体的負担の小さい4輪型電動アシスト式移動支援機器の研究開発を行っている。本稿では、開発した移動支援機器を用い、健常者を対象に平坦道路と縦断勾配が約8%のスロープを走行する際、身体的負担である酸素摂取量とEMGの計測実験を行ったので報告する。

2. システムの概要

本研究で開発・試作した電動アシスト式4輪型移動支援機器を図1に示す。この装置は筋力が衰えて歩行能力の低下や感覚機能・瞬発力が低下した高齢者が安全で楽に外出できるように支援する機器である。特徴としては従来の2輪型自転車と異なり、ゆっくり発進・走行してもふたつことがなく、停止しても転倒する心配はまったくなく、乗車のまま休憩をすることも可能である。

2-1 走行速度制御

速度制御はペダルを踏む力とアシスト力の比率（アシスト比）で決定するシステムである。制御手法は電動車いす速度制限に関する法令基準に基づき、アシスト比を調整できるようにした。発進から速度 5Km/h に達するまでは、ペダルを漕ぐ力 1 に対して最大で 2 の力をアシストすることが可能とした。時速 5Km/h を超えるとアシスト力を弱めていき、時速 6Km/h でアシスト力を 0 にした。

アシスト比は 3 種類の走行モードを装備し、ユーザの内的環境（運動機能・能力）や外的環境に応じて制御することが可能である。例えば、運動機能が低下したユーザがアシスト力を強く設定した場合は、入力（ペダルを漕ぐ力）が弱くてもアシスト力が強いので急坂の登坂時や強風時などの環境でも走行が楽になる。また走行モードを変えることによりエルゴメーターを用いたトレーニングマシンのように運動することも可能である。

2-2 走行性を高めたメカニズム

本移動支援機器は、ペダルの回転をチェーンによって後輪に伝達する方式を採用している。ペダルによって回転させられるスプロケットはペダルを前進方向に漕ぐと回転力がチェーンを介して後輪に伝達されるが、後退方向に漕ぐとスプロケットは空転して駆動輪に力は伝達されない（フリーホイール機能）。この装置を下肢機能が低下した高齢者が使用する場合は、切り返しなど後退が必要になるとき、その都度下車し、手押しで後退操作をさせなければならないことから、スプロケットのフリーホイール機能を除去できる機構を付加することにより、後退走行できるようにした。フリーホイール・モードとフリーホイール除去モードの切り換えは、ステアリング・ハンドル支柱部分に取り付けた操作レバー（図 2）で行えるようにした。それによって使用者は下車せずに後退することも可能である。

本移動支援機器の使用者の居住環境は想定し難い事から街のいろいろな路面環境において安全な走行ができるように図 3 に示すように前輪と車体の間にコイルばねを使った懸架装置を取り付け、車輪の路面への適合性を向上させた。

バッテリーはリチウムイオンバッテリーを使用することにより、小型、軽量で、大容量の電気を蓄えることができた。またバッテリー残量表示ランプを設け、メインスイッチの電源ボタンを押すと走行中や停止中に確認できるようにした。

3. 走行実験

装置のサドル高がペダリング運動時の被験者の生体に及ぼす神経・生理学的な影響や関節に及ぼす力学的な影響について考慮すべきである。サドル高の低下は、膝関節がより屈曲した状態でペダリング運動を行うことになり、膝関節への負担を増大させることが予想される。実験中の障害を未然に防ぐため、各被験者の体型や姿勢に違和感がないようにサドル高の調整を行った。サドルの位置はペダル軸から後輪方面に 260mm 後に位置するようにした。またサドルの高さは被験者の膝関節が 60° 以上になるよう調整を行った。

被験者に、時速 6km/h で一定速度を維持するようペダリング運動を行わせた。この条件のもとで、アシスト力なしと入力トルクに対して 2 倍アシスト力を発生するモードの 2 種類を用いた。

また、体幹角度がほぼ一定になるようにハンドルの位置を調節し、被験者には実験中どの条件時でもハンドルの同



Fig. 1 Four-wheel electric power-assisted personal mobility



Free-wheel forward Backward

Fig. 2 Operation lever to switch driving modes



Fig. 3 Front wheel suspension

じ位置を握れるようにした。走行速度を一定とするために、ハンドル型電動車いす（HONDA）を 6km/h 先導させ、先導車に追走するよう被験者に口頭で指示した。

実験走行は兵庫県立総合リハビリテーションセンターの身体障害者自動車運転訓練施設で行った。自動車運転練習場は道路中央（平均横断勾配約 0.4%，走行距離 245m）である（図 4 参照）。また縦断勾配が約 8% のスロープ（体育館に付属する建築物）は横断勾配がなく平坦である（図 5、6 参照）。

3-1 被験者

本実験に参加した被験者には実験の意義について十分に説明を行った。被験者は病歴がない健常成人男性 6 名（平均年齢 47.8±4.8 歳，平均体重 71.8±10kg，平均身長 171±3cm）である。

3-2 表面筋電図計測

被験者がサドルに腰掛けた状態で膝関節の伸展に力を入れた際、主動筋である大腿四頭筋の一つである大腿直筋（Musculus Rectus Femoris: MRF）、ペダリングには円運動が必要になり、前脛骨筋（Musculus Tibialis Anterior: MTA）の 2 筋の測定を行った。表面筋電はポータブルデータロガー

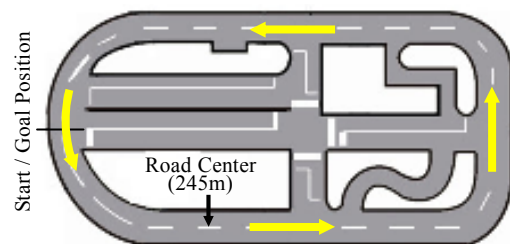


Fig. 4 Car training course imitative chart



Fig. 5 Overview image of slope course

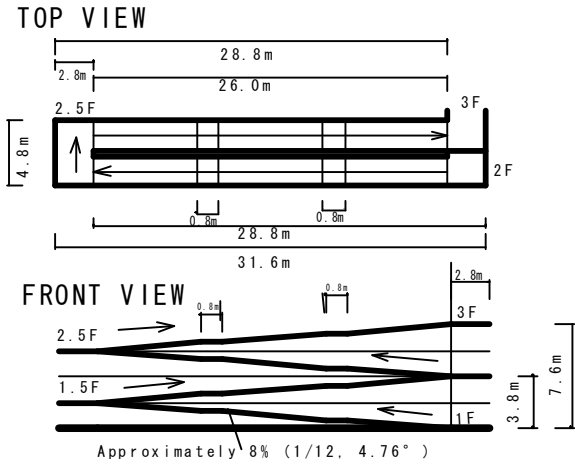


Fig. 6 Profile of slope course

システム (MedGraphics® FA-DL-400)を用い、電極間隔 (20mm)、サンプリング周波数 1kHz 増幅は 500 倍にてデータをオフライン方式でパーソナルコンピュータに記録した。



Fig. 7 Overview image of experiment

3-3 酸素摂取量計測

酸素摂取量の計測は携帯型呼吸代謝測定装置 (MedGraphics® VO2000)を用いた。酸素分析計の測定範囲 (0-25%)、計測精度 ($\pm 0.01\%$ 以内)で、10 秒毎の平均酸素摂取量を計測した。酸素摂取量は各実験とも、走行実験の前後に 5 分間の安静時のデータを収集した。実験の様子を図 7 に示す。

4. 実験結果

データを客観的に分析するため筋電図や酸素摂取量を比較する分析を行った。本試験で使った表面筋電図は付着位置により相異なる結果がありえるので、本論文に示した結果は同一人の筋電図を示した。また、酸素摂取量も個人の差があり、同じ方法で分析した。

被験者が自動車運転練習場の走行や避難スロープの走行した際、大腿直筋 (MRF) と前脛骨筋 (MTA) の筋電図を図 8 に示す。左側の図 (No Assistance) は電動アシストを発生しなかった時を示し、右側は被験者がペダルを踏む力を 2 倍のアシスト力を発生した時の結果である。

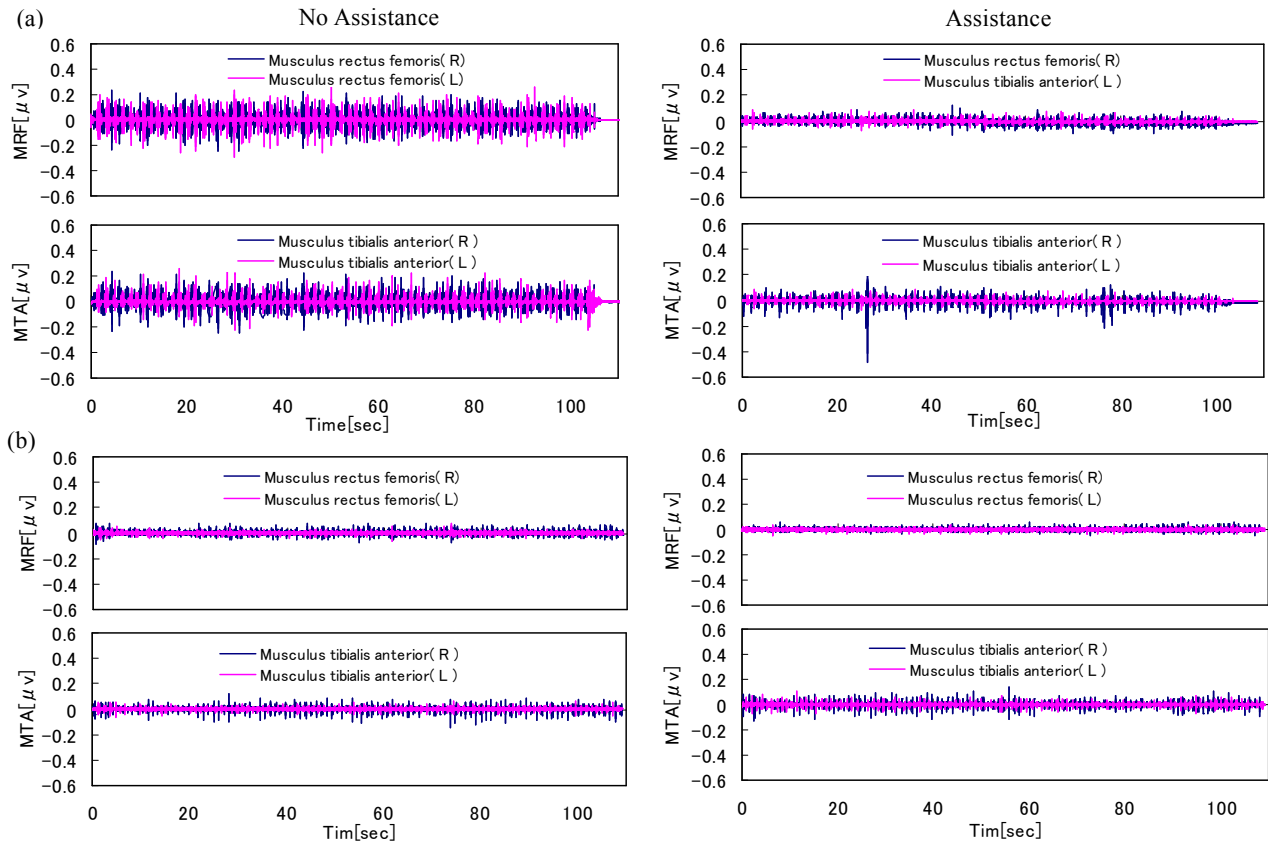


Fig. 8 Experimental results of the one subject; the two upper graphs (a) show slope course EMG (Musculus rectus femoris and Musculus tibialis anterior), and the two bottom graphs show car training course EMG (Musculus rectus femoris and Musculus tibialis anterior).

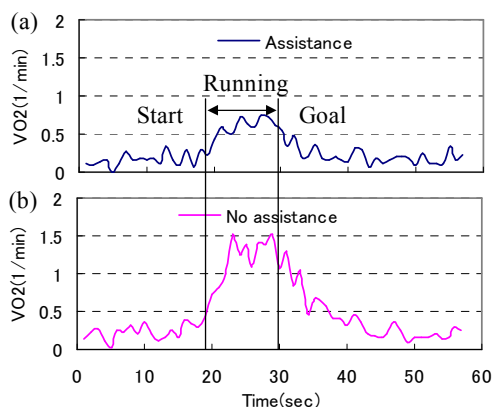


Fig. 9 Oxygen uptake in slope course; (a)assistance, (b)Normal

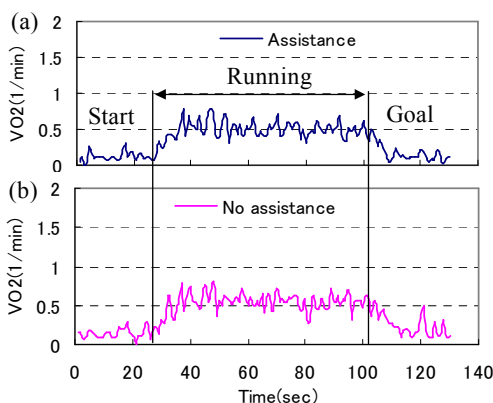


Fig. 10 Oxygen uptake in car training course; (a)assistance, (b)No assistance

図 8(a)は縦断勾配が約 8%の slopes を走行した際、アシスト力を発生しなかった時と発生した時の筋電図である。上下の筋電図の波形から、左足の筋電位と右足の筋電位が対称的であることがわかる。アシスト力のあり、なしを比較してみれば、各動作（ペダルを漕ぐ）の主動筋の筋活動が 2 倍程度の筋活動が見られる。図 8(b)は平坦な自動車運転練習場で走行した際、アシスト力の有無による筋電図の顕著な差が見られなかった。

図 9 に縦断勾配が約 8%の slopes を走行する際、アシスト力なしを図 9(a)に、なしを図 10(b)に酸素摂取量を示した。アシスト力時の出発と走行する時の酸素摂取量は平坦な道路を走行する時と相違性なかったが、アシスト力なし時の酸素摂取量は走行開始とともに急激に増加することがわかる。また、筋電図と同じく約 2 倍の酸素摂取量になることがわかる。

図 10 に自動車運転練習場を走行した時の酸素摂取量を示す。筋電図と同じく、アシスト力の有無による被験者の身体的負荷を示す酸素摂取量の変化はあまり見られなかった。

5. 考察

本実験の結果で、平坦路を走行した際、アシスト力の有無において酸素摂取量と EMG の変化が少なかったのは、本研究で開発した移動支援機器の設計上、利用者の身体的な負担が少なくなっていることが言える。また時速 6km/h の速度に到達し、一定の速度で走行すれば被験者の身体的負担が少なく円滑な走行が可能であることが示唆された。

縦断勾配約 8%の避難 slopes を走行した場合、健常者

でも平坦より約 2 倍の身体的負担になることが示唆されたが、アシスト力のありでは平坦路を走行した時とほぼ同じくらいの身体負担を示した。バリアフリー法の制定根拠となっているユニバーサルデザイン政策により環境整備が整えれば、歩行機能が低下したヒトの日常的な移動を支援することが示唆された。

本機器を実用化するためにはより客観的かつ定量的な評価と道路交通法などの検討が要する。

6. 結論

本研究で歩行機能が低下した高齢者の外出を支援するため下肢を使いながら安全で、身体的負担が少ない 4 輪型電動アシストパーソナルモビリティの開発を行った。開発した移動支援機器の有効性を検討するため健常者を対象に基礎試験を行った。

平坦道路を走行する場合、身体的負担はアシストの有無による相異は見られなかった。また、アシスト力がない条件で、縦断勾配 8%では約二倍の身体的負担率を示し、アシスト力を利用した場合には身体的負担が顕著に減少する傾向を示した。

本研究で提案した 4 輪型電動アシストパーソナルモビリティの有効性が示唆された。

参考文献

- (1) Yasumura Seiji and Niino Naoakira, Risk Factors for Falls among Elderly People, Journal of physical therapy, Vol. 14, No. 3, pp. 199-205, 1997.
- (2) Connell BR and Wolf SL., Environmental and Behavioral Circumstances Associated with Falls at Home among Healthy Elderly Individuals. Archives of Physical Medicine and Rehabilitation Vol. 78, No. 2, pp. 179-186, 1997.
- (3) Sato Yukiko, Saito Akiko, Inoue Kyoko Katagiri Tomoko, Numazawa Satomi, Suzuki Katsuhiko, Ito Tomokazu, Uchida Katsuo, Yagi Shinobu and Ohshima Yoshihiko, Classification of situations in which falls occur in nursing homes, Yamagata Journal of Health Science, Vol. 5, pp. 9-15, 2002.
- (4) Kazuhiko Y., Jun U., Koko T., Masashi K., and Masao S., Preservation and Improvement in Physical Functions of Elderly with Short-Term Group Training and Individually Guided Training at Home, The Japanese Society for Wellbeing Science and Assistive Technology, Vol.3, No.1, pp.29-38, 2003.
- (5) Yokokawa Y., Kai I., Usui Y., Kosoda F., Furuta T. and Konaka K., Intervention Study Using a Fall Prevention Program to Prevent Functional Decline of Old-old Elderly in a Rural Community, Japanese journal of geriatrics, Vol.40, No.1, pp.47-52, 2003.
- (6) Hornbrook MC, Stevens VJ, Wingfield DJ, Hollis JF, Greenlick MR and Ory MG, Preventing Falls among Community-dwelling Older Persons: Results from a Randomized Trial, The Gerontologist. Vol. 34, No. 1, pp. 16-23, 1994.