

高齢者を対象にした足漕ぎ電動アシスト 4 輪車の開発 — 定量的な身体的負担の評価手法の提案 —

李 虎奎*

(令和 3 年 11 月 30 日受理)

Development of pedaling electric assistance four-wheel vehicle for elderly people Proposal of quantitative physical load evaluation method

Hokyoo LEE*

In order to cope with the unprecedented aging society, elderly persons 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 elderly person. They sometimes restrict elderly person sphere of activity of daily living. From such a background, we suggest a four-wheel type of electric power-assistant personal mobility for care prevention. In order to check the performance of mobile support equipment, we have basic experimented for five healthy people subjects using ergometer. The purpose of this experimental is to evaluate the physical load of user by the hemoglobin values while they are riding each load level. Our conviction that the new personal mobility is useful for persons of advanced age was confirmed on the basis of utility evaluation and measurement of load in operating the new personal mobility. These results can be used for the development of mobility support equipment and evaluation methods.

Key words: Personal Mobility, Lower Limb, Motor Impairment, Physical Load, Exercise Therapy, Public Transport

1. はじめに

高齢者になるとバランス感覚機能の低下から足腰の運動機能が衰え、歩行機能の低下をきたすことが多くなる。運動機能が低下した高齢者が移動の自由を制限されると日常生活活動に大きな支障をきたす^[1]。歩行による移動が困難あるいは不可能になった人が支障なく日常生活を営むためには移動支援機器が必要不可欠となる。

一般的な移動支援機器は、歩行機能障害の程度や生活の条件に合わせて選択することが可能である。杖や歩行器等は歩行を補助する機器であり、長い距離を移動する場合は、身体的負担が大きくなり転倒のリスクが伴う^[2]。車いすは歩行機能が低下、あるいは不可能な人が使う移動支援機器であり、環境が整備されている場所では比較的長い距離を安定し

* 工学科(機械システム学系)准教授
Associate Professor, Field of Mechanical and System Engineering, Department of Engineering

て移動することが可能である。しかし、車いすは基本的には下肢を動かさずに移動する機器である。そのため、使用者に歩行機能が少しでも残っている場合、日常生活活動の中で下肢を動かして機能維持及び健康維持ができることを考慮すると、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言えない。

これらの背景を踏まえ、本研究では下肢を動かしながら安心・安全で身体的負担の少ない移動支援機器の開発を行っている^[3,4]。本機器は自転車のように足でペダルを漕ぐことで駆動させるシステムとなっており、使用するだけで下肢の運動になることを想定している。またバランス感覚が低下した人でも転倒の危険性が無いように4輪型とし、下肢の運動能力が低下した人でも乗れるよう電動アシスト機能を搭載した。

開発した移動支援機器の安全性及び有効性を評価するため、電動アシストの有無による身体的変化を定量的に評価する必要がある^[5]。高齢者を対象とした臨床試験をする前に健康者を対象とした基礎実験による身体的負担の評価を試みる。基礎実験ではエルゴメータを使用して定量的な運動を行う。身体的負担を計測するため血流のヘモグロビンを計測し、その結果から運動負荷量の評価を行う^[6]。本実験で、身体的負担の計測手法及び評価の確立を目指す。また2種類のヘモグロビン計測器を使用することで、より簡易的な計測器を導き、その計測手法でも評価が可能か否かを検討する。最終的には得られた結果から、厚生労働省より発表されている健康づくりのための身体活動基準である METs (Metabolic Equivalent)^[7]と比較検証し、METs を用いた評価手法の検討を行う。

2. 移動支援機器の概要

2.1 装置の概要

本研究で開発した足漕ぎ電動アシスト4輪型移動支援機器を図1に、仕様を表1に示す^[3,4]。本機器は加齢により、筋力が衰えて歩行機能の低下や運動感覚機能の低下した高齢者が安全に移動できるように開発した装置である。通常の自転車のように足を使って駆動しながら走行する方式にしている。特徴は2輪型自転車と異なり、ゆっくりと発進・走行が可能で、停止時も転倒する心配はないので、乗車したまま休憩することも可能である。



Fig. 1 Pedaling electric assisted four-wheel personal mobility

2.2 パワーアシスト制御

電動アシストユニットはサンスター (Sunstar Engineering Pte.Ltd.) 製 S02 を用いた。アシスト力制御は、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。パワーアシストの制御は電動自転車の規格を、走行速度は電動車いすを参考にして、システムを開発した。図2に示すように発進してから速度4km/hに達するまでは、ペ

ダルを漕ぐ力1に対して最大で2倍の力をアシストすることが出来る。時速4km/hを超えるとアシスト力が徐々に減少し、時速6km/hではアシスト力が0になるように制御している。

アシスト力比は3種類の走行モードを設定し、ユーザの内的条件(運動機能・能力)や外的環境に応じて選択することが可能である。例えば、運動機能の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ため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を用いたトレーニングマシンのように使用することも可能である。

3. 身体的負担の評価方法

3.1 身体的負担の計測

身体的負担の計測において、本研究では血中酸素量に着目した。有酸素運動ではエネルギーとなる脂肪酸を燃焼させるため酸素を消費する^[8]。人体が酸素を消費すると酸素を補充するため赤血球の量や酸素と結びつく割合が増加すると予想される。この赤血球の中にあるヘモグロビンが酸素と結合しており、その量を計測することで運動時の身体的負担の定量化を試みる^[9,10]。

その背景には、厚生労働省が発表している「健康づくりのための身体活動基準2013」^[7]では、運動強度を表す指標としてMETs

という単位が使用されている^[7]。METsは摂取酸素量を指標としているため、酸素量による評価が可能となれば、移動支援機器使用時の運動量をMETsとして呈示することが可能となる。移動支援機器の運用が、厚生労働省の施策に沿った使用方法となる。

更に、運動時は身体的な負担により、心拍数が増加する。その心拍数の増加量と運動強度にも関連性がある^[11]。そのため心拍数の計測も並行して行うことで身体的負担の指標とし、より簡便なウェアラブルデバイスを用いた計測手法の検討を行う。

Table 1 Specifications of personal mobility assistive equipment

寸法	全長	1150mm
	全幅	570mm
	全高	980mm
	ホイールベース	850mm
	トレッド 前	500mm
	トレッド 後	540mm
	タイヤサイズ	15×13/8mm
	ペダル・クランク	130mm
重量		294N
補助力制御		踏力比例制御
ブレーキ	前	ディスク式
	後	ディスク式
駆動方式		チェーン式後輪
180° 回転半径		1920mm
適正空気圧	前輪	300kPa(3.0kgf/cm ²)
	後輪	300kPa(3.0kgf/cm ²)

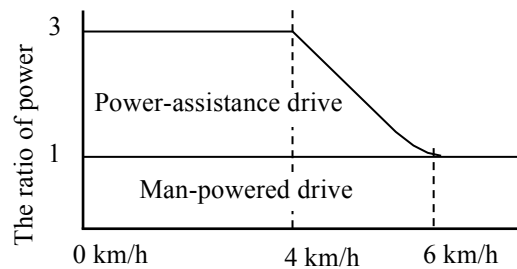


Fig. 2 Control method of power assistance

3.2 運動強度の評価

高齢者が健康維持・増進のために生活動作や運動を行う際には、身体的負担や運動強度を把握することで運動効果を高めることが期待できる。厚生労働省が身体活動を促す施策として「健康づくりのための身体活動基準 2013」^[12]を公表し、身体活動・運動分野の目標を定めている（表 2）。その中に、家事や運動の運動強度を明確にするための指標として「身体活動のメッツ（METs）表」が発表されている。これは日常生活における家事などの生活動作やスポーツ等による運動の運動強度を METs という単位で定量化したものであり、これをもとに厚生労働省が推奨する年齢に応じた身体活動量を把握することができる。

METs とは、身体活動時の酸素摂取量をもとに運動強度を表す数値である。安静に座っている状態での酸素摂取量、3.5 ml/kg/min を 1 METs として定義し、その運動で何倍の酸素を摂取したかを示す。この METs をもとに、現在の 1 日の身体活動量を把握し、自分の年齢で推奨される身体活動量を目指した運動を行うことができる。特に高齢者は、自分が行った運動はどの程度のものかを把握し、無理のない範囲で身体活動を行う一つの基準となる。

「健康づくりのための身体活動基準 2013」^[12]の中には各年齢で推奨される身体活動量が明記されている。特に 65 歳以上の高齢者のための基準は「運動だけでなく、生活上での身体活動の重要性」に着目した内容になっている。65 歳以上の身体活動量の基準は、横になったままや座ったままにならない運動を毎日 40 分程度とされている。全年齢を対象に、今より毎日 10 分以上長く歩く、30 分以上の運動を週 2 日以上行うことなどが推奨されている^[12]。

Table 2 Japanese official physical activity guidelines for health promotion 2013^[12]

血糖・血圧・脂質に関する状況		身体活動 (生活活動・運動)		運動		体力 (うち全身持久力)
健診結果が基準範囲内	65 歳以上	強度を問わず、身体活動を毎日 40 分 (=40 メッツ・時/週)	今より少しでも増やす (例: 20 分多く歩く)	—	(例: 運動習慣を持つよう に 30 分以上・週 2 日以上 にする)	—
	18~64 歳	3 メッツ以上の強度の身体活動を毎日 60 分 (=23 メッツ・時/週)		3 メッツ以上の強度の運動を毎週 60 分 (=4 メッツ・時/週)		性・年代別に示した強度での運動を約 3 分間持続可能
	18 歳未満	—		—		—
血糖・血圧・脂質のいずれかが保健指導レベルの者		医療機関にかかっておらず、「身体活動のリスクに関するスクリーニングシート」でリスクがないことを確認できれば、対象者が運動開始前・実施中に自ら体調確認ができるよう支援した上で、保健指導の一環としての運動指導を積極的に行う。				
リスク重複者又はすぐ受診を要する者		生活習慣病患者が積極的に運動をする際には、安全面での配慮がより特に重要になるので、まずかかりつけの医師に相談する。				

4. 走行基礎実験及び評価方法

4.1 実験方法

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^[13]。サドル高を低くすると、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。即ち、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 (図3と表3)。

自転車のペダリング運動の際、運動時間やペダルの回転速度、ペダルの重さ (負荷) などを定量的に呈示するため、それらの機能を備えたエルゴメータ (竹井機器工業株式会社 アクティブ・サイクル U1x) (図4) を用いて実験を行う。客観的な実験データを収集するために被験者の体温や時間帯を一定化した。また、実験環境を原因とする身体的負担が発生しないよう室内で実験を行った。室内気温は人間の活動に適した 25°C 前後^[14] に保ち、実験を行う時間帯を揃えるようにした。

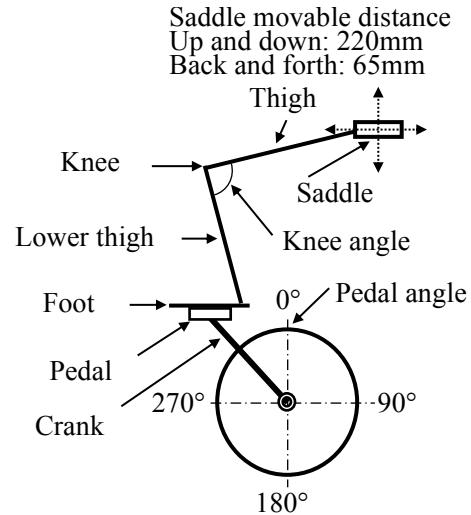


Fig. 3 The angle of a knee when rowing a pedal

Table 3 The angle of knees joint in the subject's seating position

Pedal angle	Left knee angle	Right knee angle
0°	60°	90°
90°	60°	90°
180°	90°	60°
270°	90°	60°

4.2 ペダルの回転数と負荷レベルの設定

自転車のペダルを1分間に回転させる数を回転数 (rpm : revolutions per minute) と言い、これを適切な値で一定に保つことにより、筋肉への負担やエネルギー消費を定量的に分析することが可能となる。本研究で開発した移動支援機器を用いフィールドで、身体的負担を定量的に評価するために定量的な負荷及び回転速度を呈示することは物理的に困難である。このようなことから本基礎実験ではエルゴメータを用い、定量的な運動を行う際、運動時のヘモグロビン量の変化を計測して身体的負担を評価する。実験条件として、運動時間を5分とする。こ



Fig.4 Experimental ergometer

れは、一般的に体循環で血液が身体を一周する時間が、約 20 秒といわれており、5 分間でヘモグロビンの変化を計測することが可能である。エルゴメータのペダルの回転数を 60rpm に保ち、50 ワットで 5 分間の負荷を加えたのが負荷レベル 3 であり、25 ワットずつ増やし、75～125 ワットで負荷レベル 3～6 で行った^[7, 15]。ヘモグロビン計測器と心拍計などの計測を並行して行う。実験の様子を図 4 に示す。

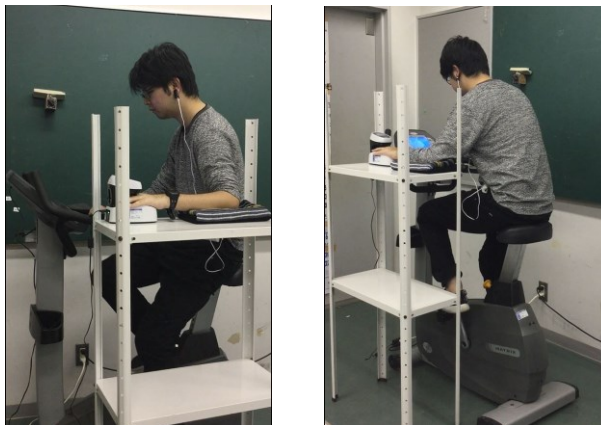


Fig. 5 Photograph of a basic experiment using an ergometer.

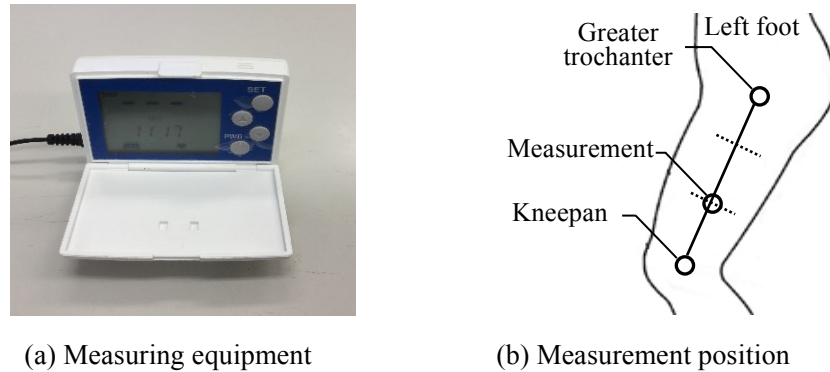
4.3 被験者

被験者は大学の病歴のない健康な男子学生 5 名(平均年齢 21 ± 1 歳, 平均体重 69 ± 6 kg, 平均身長 174 ± 6 cm) を対象とした。ボランティアで実験に参加してもらった被験者には、事前同意とともに実験の意義に対して十分に説明した。

4.4 運動負荷計測装置

本研究では、先行研究^[5]で使用した運動負荷モニタ (astem® 酸素飽和度計 Hb11) (図 6 (a)) を用い、図 6 (b) に示す位置で計測を行った。また、指を挿入するだけで計測できる健康モニタリング装置 (systemx® ASTRIM FIT) (図 7) を使用した。2 種類のヘモグロビン計測器を用いて運動時の身体的負担の計測を行い、運動強度とヘモグロビンの計測結果を比較分析し、運動時のヘモグロビン数値から身体的負担の評価が可能か否かを検討する。また運動強度の単位 METs とヘモグロビン数値の相関関係の検討を行う。2 つの計測結果を比較して結果に相違性がなければ、今後は簡便な手法 (ウェアラブル) の計測器を用いた評価を行う。簡便な計測手法を採択することは、被験者が計測器をつけることにより、身体・心理的負担の軽減や緊張緩和による客観的かつ定量的なデータ収集が可能となる。

更に、心拍数の面からの身体的負担の評価及び運動時の安全な心拍数の把握を行うため、心拍計 (Polar Electro® POLAR S625X) (図 8) を使用する。この計測器はウェアラブル端末であり、装着したまま生活することで日常的に計測を行うことが可能となる。本研究で開発している移動支援機器を今後、高齢者を対象とする臨床試験の際、有効に活用することが期待できる。



(a) Measuring equipment (b) Measurement position
 Fig.6 Exercise load monitor Measuring equipment and measurement position



Fig. 7 ASTRIM FIT



Fig. 8 Heart rate monitor POLAR and measurement position

5. 基礎実験の結果

5.1 基礎実験の結果（被験者1名）

運動負荷モニタ (astem® Hb11) から得られた被験者1名の結果を図9に示す. 負荷レベル3から6までのヘモグロビン濃度は, 運動開始後30秒付近まで低下し, 1分経過時まで低値を示している. 実験1分から4分まで徐々に増加する傾向がみられるが, 4分から終了までは, それほど変更が見られなかった. 各負荷レベル(3から6)に相応するヘモグロビンの減少及び増加がみられた. この結果から詳細な分析をするために, 運動開始から1分間のヘモグロビン減少期と運動開始1分以降のヘモグロビン増加期に分け, 近似直線

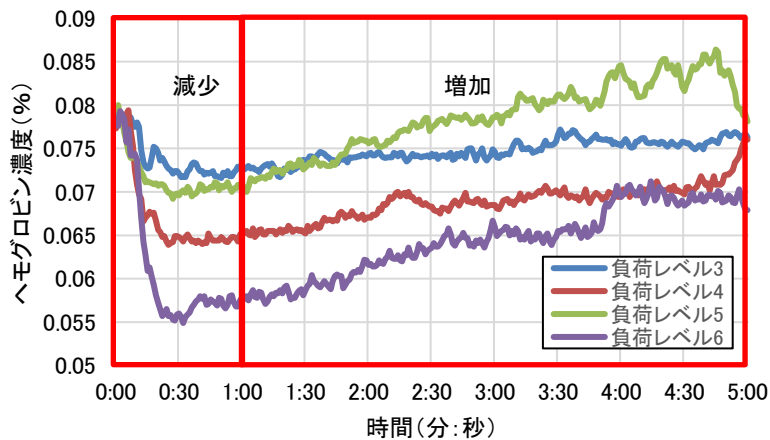


Fig. 9 Transition of hemoglobin during exercise of one subject.

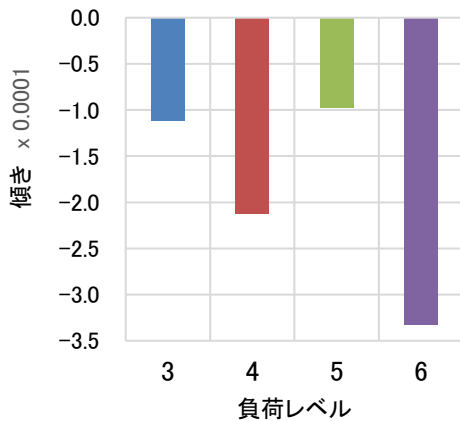


Fig. 10 Hemoglobin decrease period

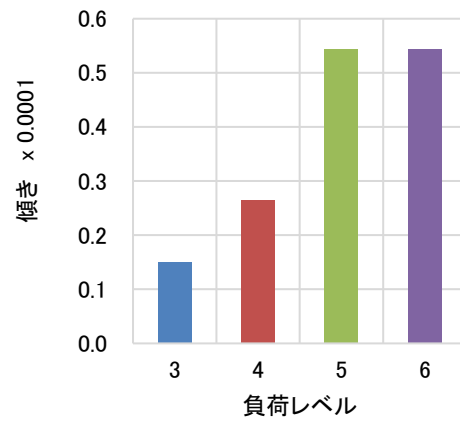


Fig. 11 Hemoglobin increase period

の傾きを算出し、ヘモグロビンの減少量及び増加量として分析を行った。ヘモグロビン減少期の減少量を図 10 に示し、ヘモグロビン増加期の増加量を図 11 に示す。ヘモグロビン濃度は運動の負荷が高いほど、減少期に急激に減少し、増加期に急激に増加することが読み取れた。また、エルゴメータから計測した運動時の消費カロリーを用いて負荷レベルごとの METs を算出した。各負荷レベルで 5 分間、回転数 60rpm で運動した際の METs で計算した結果を表 5 に示す。METs の計算式に用いた式を式(1)に示す。

$$\text{METs} = \frac{\text{消費カロリー(kcal)}}{\text{時間(h)} \times \text{体重(kg)} \times 1.05} \quad (1)$$

Table 5 Exercise intensity for each load level (Exercise time 5 min., Weight 70 kg)

Load level	Calories burned (kcal)	METs
3	19	3.1
4	23	3.8
5	28	4.6
6	32	5.2

5.2 被験者 5 名の結果

被験者全員の結果でも、運動開始から 1 分間のヘモグロビン減少期と、1 分以降のヘモグロビン増加期に分けて減少量と増加量を分析した。近似直線の傾きから減少量及び増加量とし、負荷レベルごとに被験者 5 名の平均値を算出した。結果の分析はピアソン(Pearson)の相関係数を用いて検討した。統計学的有意水準は 5%とした。

減少期の減少量を図 12 に、負荷レベルごとの平均値を図 13 に示す。負荷レベルごとの減少量から各レベルの数値は有意差を認めた ($p < 0.05$)。図 12 の負荷レベル 4 と 6 に見えるヘモグロビン減少量のばらつきは、ヘモグロビン濃度の変化が大きく確認された被験者のものである。平均値を算出したところ、減少量は緩やかで、負荷が高いほど大きく減少する傾向を示す。

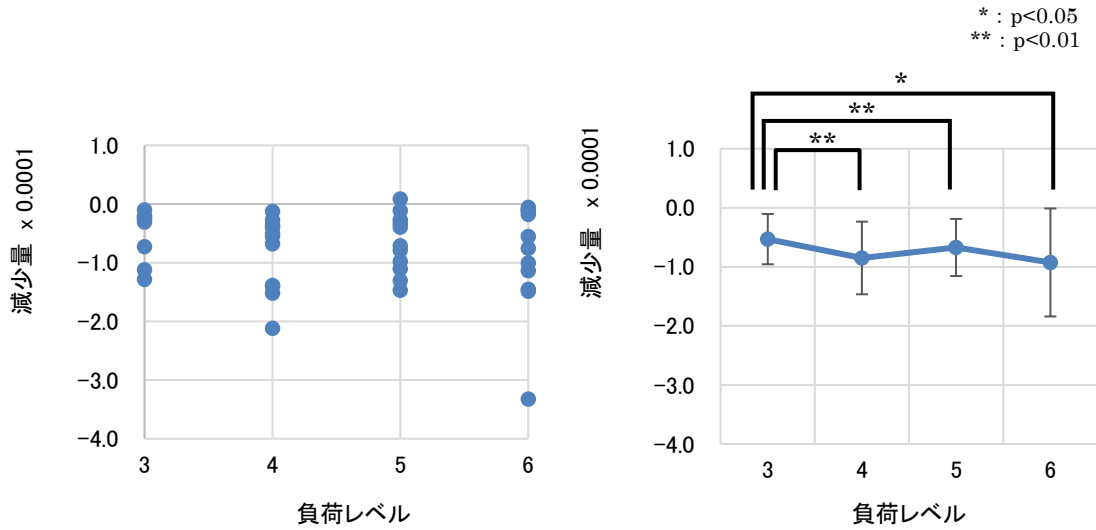


Fig. 12 Amount of decrease in hemoglobin for each load level

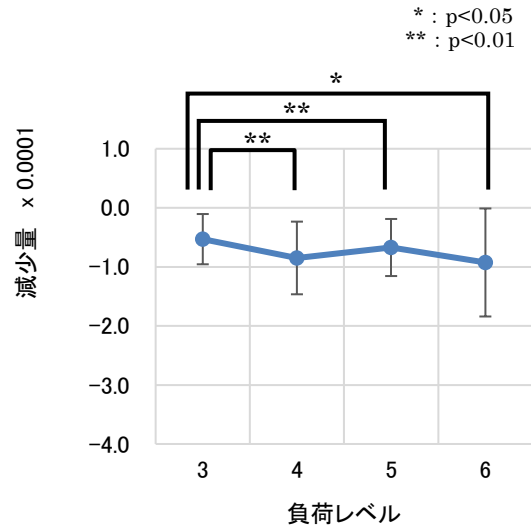


Fig. 13 Average decrease in hemoglobin for each load level

次に増加期の増加量に関して、被験者 5 人の結果を図 14 に、負荷レベルごとの平均値を図 15 に示す。負荷レベルごとの相関では負荷レベル 3 から 4 の間で優位に差を認めたが ($p < 0.05$)、その他では有意な差を認められなかった。一方、平均値を結んだ結果は、負荷が高いほど大きく増加する傾向を示し、高い相関と有意差を認めた ($r = 0.89$, $p < 0.01$)。

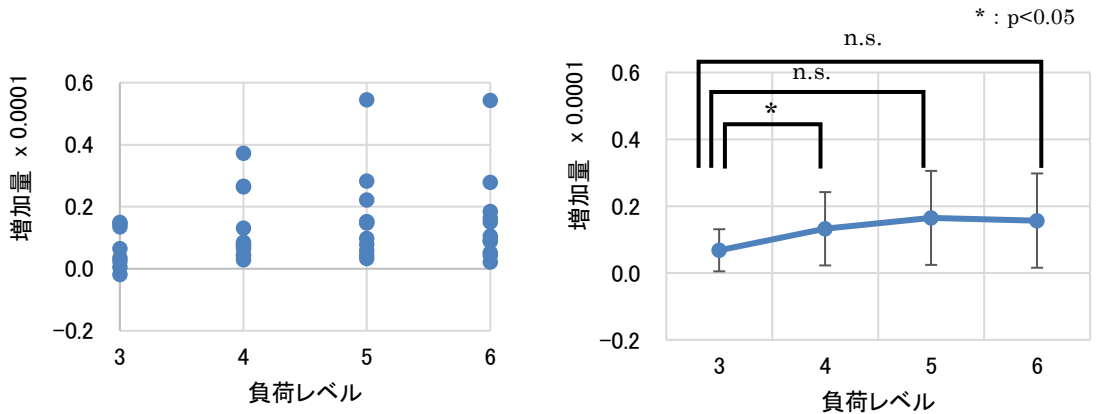


Fig. 14 Increase in hemoglobin for each load level

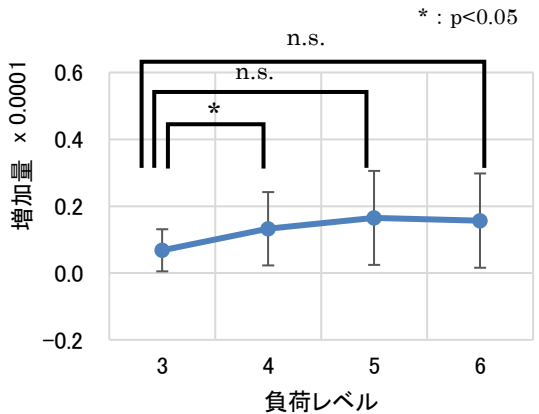


Fig. 15 Average increase in hemoglobin for each load level

6. 考察

実験データを分析した結果、減少期には僅かであるが負荷が高いほどヘモグロビンが大きく減少する傾向がみられた。高負荷の運動により大量の酸素を消費する傾向を示した^[8]。しかし、図 12 の負荷レベル 4 と 6 で確認されたばらつきの値から、負荷レベル 4 と 6 の平均値が大きく低下した可能性がある。この 2 つは同じ被験者のデータである。定量的な運

動負荷量を呈示しても被験者の運動能力により、ヘモグロビン変動量に差が生じたと考えられる。このような結果から被験者を増やし、分析する必要がある。

一方、増加期には負荷が高いほど大きく増加する傾向が減少期よりも顕著にみられた。負荷レベル5と6の数値がほぼ等しいのは、被験者に二つの負荷量が過負荷によりヘモグロビンの回復が追い付いていないことが予想される。運動による酸素消費を呼吸による酸素回復が上回るうちはヘモグロビン増加が起きるが、過負荷によって消費と増加が拮抗する状態になるとヘモグロビンの増加が起こらない可能性がある。増加期に関してはより過負荷でのヘモグロビンの変化を検証する必要がある。基礎実験の結果に関して、身体的負担の傾向が大まかに分かったため、今後の追加研究が必要である。

これらの結果から、厚生労働省より発表されている健康づくりのための身体活動基準である METs で示すことができることから直感的な運動量を示すことが可能となり、より安全・安心で運動を行うことが可能となる。

7. おわりに

本研究では、加齢により下肢機能及びバランス感覚の低下した高齢者や運動機能障害を有し、歩行機能が十分でない人の外出を支援するために、下肢を動かしながら、安心・安全で身体的負担の少ない移動支援機器の開発を行った。

開発した移動支援機器の安全性及び有効性を評価するため、健常者を対象として運動時の身体的負担を計測し、定量的な評価を試みた。基礎実験では、エルゴメータを用いて定量的な運動を行った際、身体的負担を計測するために血流のヘモグロビンを計測し、その結果から運動負荷量の評価を行った。また被験者が計測器をつけることにより、身体・心理的負担の軽減や緊張緩和による客観的かつ定量的なデータ収集が可能となった。

実験から得られた結果を以下に示す。

- ・ 基礎実験の結果から運動時のヘモグロビン濃度は開始1分間減少し、その後増加する傾向を見せた。
- ・ 開始後の減少量には運動負荷の大きさとの関係に負の相関があることが認められた。
- ・ 開始1分以降の増加量には運動負荷の大きさとの関係に正の相関が見られた。

これらの結果から、ヘモグロビン濃度の変化によって身体的負担の評価がより定量的に行えることが示唆された。また厚生労働省が推奨している身体活動基準である METs で示すことができることから直感的な運動量を示すことが可能となった。

参考文献

- [1] 小崎慶介：重度重複障害児とその家族を取り巻くバリアフリー；生体医工学 Annual59(Abstract), 232-232, 2021.
- [2] 池田博康, 齋藤剛, 岡部康平：移動支援機器装着者の転倒予兆の予備分析；ロボティクス・メカトロニクス講演会講演概要集 2019(0), 2A1-G02, 2019.

- [3] 李虎奎, 米田郁夫, 繁成剛, 高橋良至, 河合俊宏, 橋詰努, 北川博巳: 下肢機能低下移動困難高齢者のための新しい外出支援機器の提案;福祉のまちづくり研究第15(1), 1-12, Mar. 2013.
- [4] 李虎奎, 米田郁夫, 橋詰努, 繁成剛, 高橋良至, 鈴木哲郎, 河合俊宏: 介護予防を含んだ高齢者および運動機能障害者のためのパーソナル・モビリティの開発;日本実験力学学会実験力学第13(1), 80-87, Mar.2013.
- [5] 竹内拓也, 李虎奎, 笹川圭右, 煙山健仁, 長島拓人: 足漕ぎ電動アシスト4輪型移動支援機器の開発;北陸信越支部総会・講演会 講演論文集 2020.57(0), P023, 2020.
- [6] 小柳圭一, 高井遥菜, 椿淳裕, 安福祐一, 解良武士, 玉木彰: 低強度自転車エルゴメータ駆動時の意図的な運動:一呼吸同調は認知機能を改善するか? ;理学療法学 Supplement 2013(0), 1479, 2014.
- [7] 国立健康・栄養研究所:改訂版「身体活動のメッツ (METs) 表」; <https://www.nibiohn.go.jp/eiken/programs/2011mets.pdf>.
- [8] 椿淳裕, 高井遥菜, 菅原和広, 徳永由太, 宮口翔太, 小島翔, 佐藤大輔, 田巻弘之, 大西秀明: 運動強度の違いが定常負荷での自転車エルゴメータ駆動中の頭部酸素化ヘモグロビン変動に及ぼす影響;理学療法学 Supplement 2014(0), 0142, 2015.
- [9] 奥本裕也, 重森健太: 運動強度の違いが運動中の脳血流に及ぼす影響;保健医療学雑誌 11(2), 121-126, 2020.
- [10] 椿淳裕, 森下慎一郎, 徳永由太, 佐藤大輔, 秦偉翔, 小島将, 高翔, 大西秀明: 中強度運動後に生じる酸素化ヘモグロビンおよび総ヘモグロビンの変動と生理学的指標との関係;理学療法学 Supplement 46S1(0), I-97_1-I-97_1, 2019.
- [11] 野田拓斗, 坂本理々子, 佐々木誠: 身体活動量と運動負荷試験における最高酸素摂取量, 運動後の心拍数の回復過程との関係;理学療法科学 35(3), 421-424, 2020.
- [12] 厚生労働省: 健康づくりのための身体活動基準 2013; <https://www.mhlw.go.jp/stf/houdou/2r9852000002xple-att/2r9852000002xpqt.pdf>.
- [13] 小島聡太, 長谷和徳, 大日方五郎, 中山淳: センサ付自転車エルゴメータと筋骨格モデルによる下肢運動評価システムの開発;人間工学 44(4), 193-201, 2008.
- [14] 石路, 勝浦哲夫, 下村義弘, 岩永光: 身体運動時の光源色温度がヒトの生理機能と主観評価に与える影響;人間と生活環境 15(2), 55-61, 2008.
- [15] 宮脇淳: 自転車エルゴメータによる段階的運動負荷試験時循環動態の非観血的評価に関する研究;日本老年医学会雑誌 15(6) 1978.