

生体信号による操縦装置を用いた電動車いすの操縦方法の改善

小西, 遼一 / KONISHI, Ryoichi

(出版者 / Publisher)

法政大学大学院理工学・工学研究科

(雑誌名 / Journal or Publication Title)

法政大学大学院紀要. 理工学・工学研究科編 / 法政大学大学院紀要. 理工学・工学研究科編

(巻 / Volume)

57

(開始ページ / Start Page)

1

(終了ページ / End Page)

8

(発行年 / Year)

2016-03-24

(URL)

<https://doi.org/10.15002/00012946>

生体信号による操縦装置を用いた 電動車いすの操縦方法の改善

IMPROVEMENT OF A CONTROL DEVICE SYSTEM FOR ELECTRIC WHEELCHAIR ON THE BASIS OF BIOSIGNAL

小西 遼一

Ryoichi KONISHI

指導教員 石井千春 教授

法政大学大学院理工学研究科機械工学専攻修士課程

In this study, a control system of an electric wheelchair (EWC) to assist disabled people such as persons with spinal cord injury was improved to enhance maneuverability of the EWC. The control device is attached to a joy-stick of the ready-made EWC and controls the joy-stick by motor drive. The surface electromyograms (SEMGs) of four muscles, which are the neck, both sides of shoulder and the cheek, are measured, and the EWC is navigated based on the SEMG of the user. By identifying the SEMGs, seven patterns of the navigation of the EWC are possible, which are stop, advance, back, right turn, left turn, right back turn, and left back turn. Thus, users can navigate the EWC by their own intention without using their hands. This study focused on improvement of the four motions, which are right turn, left turn, right back turn, and left back turn. For these motions, two new methods to determine the target angle of the joy-stick based on both the degree and duration of the muscular activity during straining the corresponding muscle are proposed. In order to verify the maneuverability of the EWC by the proposed two new methods, run experiments in two test courses were carried out, and results were compared with the previous method.

Key Words : *Electric wheelchair(EWC), Surface electromyogram (SEMG), Control device, Maneuverability*

1. はじめに

車いすは脚が不自由な人が、移動を簡易に行うことを目的とした福祉器具であり、これを電動化したものが電動車いすである。電動車いすの利点として、操縦に大きな筋力を必要としないということが挙げられる。しかしながら、電動車いすは手でジョイスティックを操作して操縦することが多く、脊髄損傷等で腕を動かすことが困難な人には、操縦が難しいと考えられる。

一方、高齢者や体の不自由な人の活動を補助することを目的として、脳波や筋電位といった生体信号に基づき、何らかのインタフェースを介して使用者の目的に沿った行動を行う福祉機器の研究、開発が行われている[1][2]。生体信号とは、脳の神経細胞や人体の筋細胞が活動する時に、電氣的・磁氣的信号により発生する人体における活動の情報である。生体信号を解析し、応用することによって、筋肉の力みで義手を動かす、目線でパソコンを操作する等、従来のインタフェースを使用することが困難であった人でも、機械を操作することが可能となる。

本研究では生体信号を用いて電動車いすの操縦を行う。

これまでも操縦者の生体信号を用いて、電動車いすの操縦、または操縦者の補助を行った研究例がある[3][4][5]。これらの研究例において、特に脳波を用いた研究では、開発したシステムを使用するためには訓練が必要であり、また、すべての研究例において、専用の電動車いすを用いて研究を行っている。そのため本研究では、すでに電動車いすを所有している場合を想定し、所有している電動車いすに対応可能とするため、市販されている電動車いすに開発したシステムを付加することによって運用する方法を採用した。

先行研究[6]において、生体信号のひとつである表面筋電位(Surface Electromyography: SEMG)を従来の手による操縦に代わる入力として、電動車いすを制御する操縦方法、およびモータ駆動によりジョイスティックを操作する操縦デバイスを開発した。これにより、SEMGを用いて電動車いすを操縦することを可能とした。しかし操縦時において、操縦デバイスを用いてジョイスティックを

倒す角度が、各動作において一定角度であるため、電動車いすの進路を細かく調整することができない。そのため、操縦方法についての改善が必要であった。そこで本研究では、SEMG に基づく操縦デバイスの操縦方法の改善を行った。具体的には、操縦者が発揮する SEMG の強さと持続時間に基づいて、電動車いすの進む方向の微調整を行う 2 種類の操縦方法を提案した。

1 つ目の操縦方法は、操縦者が力む毎にジョイスティックが設定した角度にリセットされ、そこから操縦者の力みの程度によってジョイスティックの角度を調整して、電動車いすの旋回半径を変える方法である。2 つ目の操縦方法は、設定した角度から始めて、操縦者が力む毎にジョイスティックを電動車いすの旋回半径がより小さくなる方向に倒し続ける方法である。提案した操縦方法による電動車いすの操縦性を検証するため、走行実験を行い、従来の操縦方法と比較を行った。

2. 周辺装置

(1) 操縦の流れ

本システムは、SEMG の測定器（表面筋電計）、AD/DA 変換器、ノートパソコン、12V バッテリー、アナログ回路、操縦デバイスから構成される。操縦方法の流れは次の通りである。測定器で測定した SEMG をノートパソコンに取り込み、パソコン内において信号の処理、閾値による判別に基づく電動車いすの動作の決定、操縦デバイスのモータの目標角度の決定を行い、操縦デバイスを制御する。結果、操縦デバイスが電動車いすのジョイスティックを所望の角度に傾け、電動車いすが操縦者の意図する方向に進む。この流れにおいて、信号処理、動作識別、目標角度の決定は MATLAB/Simulink を用いて行う。図 1 に本研究で使用する機器、図 2 にシステムの概要を示す。

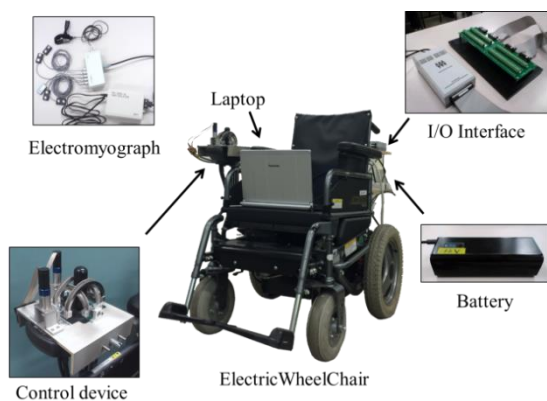


Fig. 1 Configuration of the control system

(2) 操縦デバイス

本研究では電動車いすとして、スズキ株式会社製電動車いす（型式 MC3P4）を選定した。電動車いすの操縦方法として、電動車いすに簡単に取り付け可能で、モータ

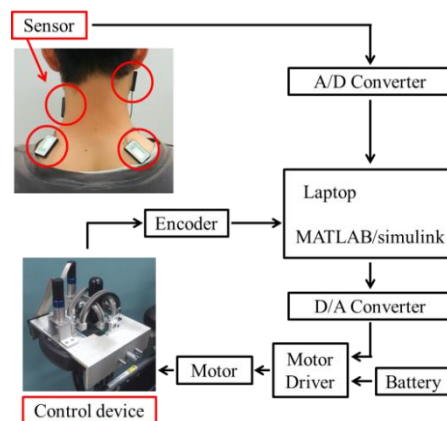


Fig. 2 Flow of the control system

駆動によりジョイスティックを操作する操縦デバイスを用いた[6]。図 3 に電動車いすの外観と電動車いすに取り付けた操縦デバイスを示す。

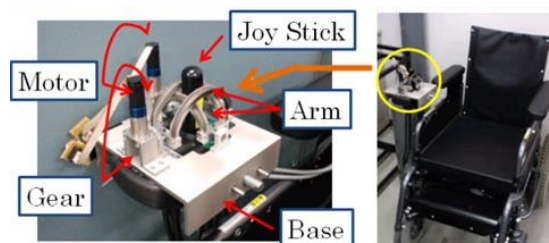


Fig. 3 Electric wheelchair and its control device

(3) SEMG 測定位置

本研究で提案する操縦システムは、事故により腕など身体の一部の行使が制限される人、頸髄損傷のレベルが C6 以上といった麻痺高位者を操縦者として想定している。このため、首周りに集中させた 4 カ所の部位から測定した SEMG を利用して電動車いすを操縦する。SEMG は皮膚表面に張り付けた電極によって測定されるため、非侵襲性で操縦者に負担が少ない。また電極は小型軽量である。

電動車いすの操縦は停止、前進、後退、右前進、右後退、左前進、左後退の 7 動作とする。本研究では、操縦者が随意に筋電位を発生させることにより、操縦者の意思を反映させ、電動車いすの操縦が行えるようにする。しかし、想定する操縦者において、筋電位の発生可能な身体部位は少ない。そのため、より少ない SEMG 測定箇所により 7 動作を判断させることが必要になる。

本研究では、SEMG 測定箇所を 4 カ所と少なく設定し、4 カ所の組み合わせを以て 7 動作を実現する。SEMG の測定箇所は、高位の頸椎損傷者でも比較的機能が残存する筋肉として、咬筋、左右の僧帽筋（上部繊維）、胸鎖乳突筋に決定した[7][8][9]。これら測定箇所は、それぞれ独立して随意に筋電位を発生させる事が出来る。図 4 に SEMG の測定位置を示す。

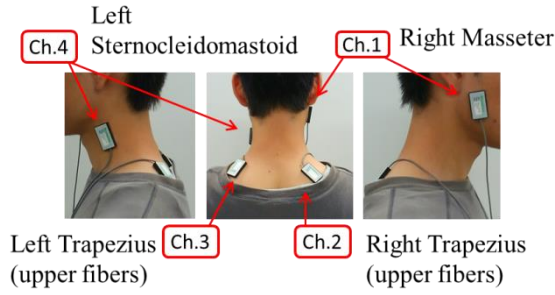


Fig. 4 Measurement positions of SEMG

3. 操縦方法

(1) 積分筋電位

本研究では、測定した SEMG を積分筋電位(Integrated Electromyography: iEMG)に変換し、iEMG の値により筋の活動を判断する。iEMG は SEMG の整流値を時間区間ごとに積分して求めた値であり、ある時間範囲にわたっての SEMG の総放電量である。この値は、筋の収縮が強いほど大きい値となる。(1)式に iEMG の算出式を示す。

$$iEMG_j = \int_{t-\Delta t}^t |SEMG_j| dt \quad (1)$$

ここで、 $SEMG_j$ は各測定部位の SEMG の値であり、本研究では 1kHz 毎に測定する。 $j(=1\sim4)$ は測定部位に対応するチャンネルを表す。 Δt は積分区間を表し、実質的にはサンプルデータの個数を意味する。積分区間 Δt を 100ms とするため、サンプル数を 100 として計算を行った。また、iEMG に変換したのち、2 次のローパスフィルタを通して高周波ノイズをカットした。

(2) 評価信号

発揮できる最大発揮筋力には個人や測定筋によって差が現れる。そのため、取得した iEMG を最大筋力発揮時の iEMG で除することにより、信号の値が 0~1 の範囲となるよう正規化を行う。正規化を行った信号を評価信号 NiEMG とする。(2)式に NiEMG の算出式を示す。

$$NiEMG_j = \frac{iEMG_j - Ave\ iEMG_j}{Max\ iEMG_j - Ave\ iEMG_j} \quad (2)$$

$Max\ iEMG_j$ は操縦者が発揮できる各チャンネルの最大の iEMG、 $Ave\ iEMG_j$ は操縦者が安静状態である時の iEMG の平均値である。(2)式において操縦中に更新する値は $NiEMG_j$ と $iEMG_j$ のみである。 $Max\ iEMG_j$ および $Ave\ iEMG_j$ は、操縦前にキャリブレーションとして操縦者が筋の緊張と脱力を行う事により取得する。

(3) 動作の決定

本研究では各評価信号が閾値を超えた時、超えた評価信号の組み合わせに応じて、表 1 に示すように電動車いすの動作を定める。操縦者は表 1 の対応関係を把握し、

意図する動作に対応した SEMG 測定箇所の筋を緊張させることにより、電動車いすを随意に操縦する。筋が緊張状態にあるかどうかの判断は、閾値を用いて行う。閾値は全チャンネルにおいて 0.2 と設定する。

Table 1 Corresponding motion

	Motion	ch. 4
ch. 1	Stop	-
ch. 2 and ch. 3 (both shoulders)	Advance	off
	Back	on
ch. 2 only (right shoulder)	Right turn	off
	Right back turn	on
ch. 3 only (left shoulder)	Left turn	off
	Left back turn	on
ch. 4	Switching of advance and back	-

電動車いすの操縦に関しては、以下の規則を設ける。

- ① 次に信号が閾値を超え、動作を更新するまでは、前に決定した動作を保持する。
- ② 表 1 に示した組み合わせ以外で、信号が閾値を超えた場合、安全のため停止を行う。
- ③ 確実に停止を行うため、頰の筋肉(ch. 1)の信号が閾値を超えた場合、他の動作より停止を優先する。
- ④ 頤の筋肉(ch. 4)により、電動車いすの前進(off)と後退(on)の切り替えを行う。また ch. 4 が on (後退) の時、操縦者が認識できるようブザーを鳴らす。
- ⑤ 電動車いすの前進と後退の切り替え (ch. 4) は電動車いすが停止している時のみ行えるようにする。

図 5 に各チャンネルの信号と電動車いすの動作の対応を示す。

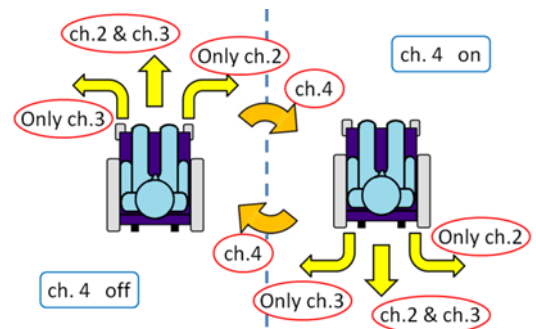


Fig. 5 Corresponding channel and motion

(4) 目標角度の決定

ジョイスティックを倒す角度を決めるためのパラメータを設定するため、以下に示す極座標を考える。ジョイスティックを半球の球面座標上に仮定し、 z 軸周りに y 軸から回転する角度を θ 、 z 軸からの角度を ϕ 、原点からの距離を r とする。ジョイスティックは伸縮しないため r の値は一定値である。回転角 θ 、傾斜角 ϕ を用いてジョ

ジョイスティックを倒す角度を決定する．図6に設定した θ ， ϕ による半球の極座標系を示す．また，表2に各動作に対して設定した θ ， ϕ の値を示す．

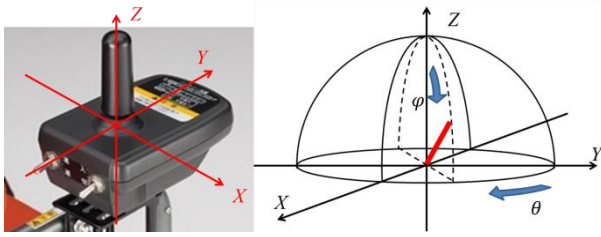


Fig. 6 Spherical polar coordinates

Table 2 θ and ϕ for corresponding action

Action	θ [rad]	ϕ [rad]
Stop	0	0
Advance	$-\pi/9$	$\pi/9$
Back	$-8\pi/9$	$\pi/9$
Right turn	$-\pi/7 \sim -\pi/2$	$\pi/9$
Right back turn	$-6\pi/7 \sim -\pi/2$	$\pi/9$
Left turn	$\pi/4 \sim \pi/2$	$\pi/9$
Left back turn	$3\pi/4 \sim \pi/2$	$\pi/9$

ジョイスティックを倒す角度は，傾斜角 ϕ は各動作に対して一定角度とした．回転角 θ は，前進時（後退時）においては一定角度とするが，右前進時と左前進時（右後退時と左後退時）においては操縦性を上げるため，操縦者の意思に基づき調整を行う．この時，操縦者の意思は発揮する筋力の強さと持続時間を用いて反映させる．筋力の大きさと筋力を維持している時間に基づいて電動車いすのジョイスティックの目標角度を設定することにより，従来の操縦方法に比べて操縦者は電動車いすの進行方向を微調整しながら操縦することができる．

右前進時と左前進時（右後退時と左後退時）における回転角 θ の範囲は下限値 θ_{min} と上限値 θ_{max} の間とし，角度が上下限に達した場合は限界値を超えないように設定する．また，回転角 θ の回転時間を表す定数 K を導入し，角度が下限値から上限値まで変化するために必要な時間を調整する．今回， K は平均的な力を掛けたときに，ジョイスティックを旋回させる動作が1秒で終わるように設定した．右前進時と左前進時（右後退時と左後退時）における回転角 θ の算出式を(3)式に示す．また，表3に各動作に対する θ_{min} ， θ_{max} ， K の値を示す．

$$\theta = \theta_{min} + (\theta_{max} - \theta_{min}) \int K \cdot NiEMG dt \quad (3)$$

回転角 θ を求めるために，(3)式の積分区間の与え方として，以下に記す2通りの方法を考えた．

Table 3 Value of θ_{min} ， θ_{max} and K

Action	θ_{min} [rad]	θ_{max} [rad]	K
Right turn	$-\pi/7$	$-\pi/2$	4
Right back turn	$-6\pi/7$	$-\pi/2$	4
Left turn	$\pi/4$	$\pi/2$	3.5
Left back turn	$3\pi/4$	$\pi/2$	3.5

a) 力む毎に積分区間をリセットする方法（Method 1）

(3)式において，力み始めてから脱力するまでの1回の力みの区間を積分区間として回転角 θ を算出する．操縦者が新たに力んだ場合，それまで積分した値をリセットし，新たに積分を行う．図7に，この方法を用いて算出した回転角 θ を示す．図7において，右肩を3回力んだ後（図7上），左肩を1回力んでおり（図7中央），その一つ一つの力みが始まる時に，回転角 θ の値は各動作における下限値 θ_{min_right} ， θ_{min_left} の値までリセットされている（図7下）．

この方法の長所は，例えば右旋回を行っている時に，旋回半径が小さくなり過ぎた場合に右肩を力み直すと，容易に旋回半径が大きくなるように変えることができることである．しかしながら，短所として力み具合の調整が困難であることが挙げられる．

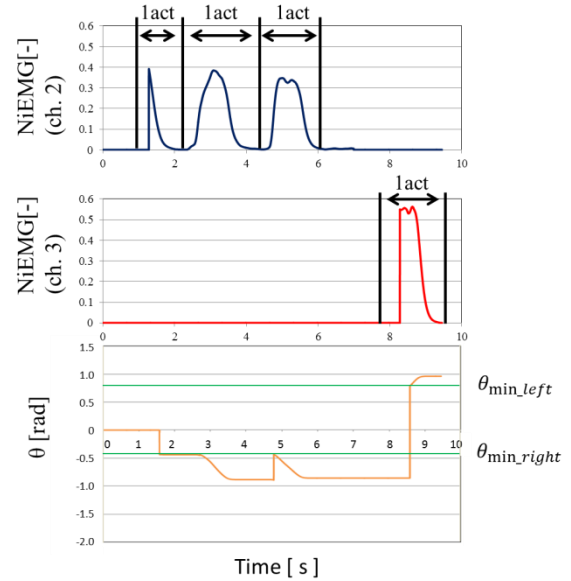


Fig. 7 Control method 1

b) 力む度に積分区間を加算する方法（Method 2）

現在の動作が決定されてから，次の動作に更新されるまでの区間を(3)式における積分区間として，回転角 θ を算出する．すなわち，同じ動作において力みを行う限り，積分区間に加算され続ける．他の動作が識別された場合，すなわち表1に示す組み合わせが新たに認識されたとき，それまで積分した値をリセットし，新たに積分を行う．図8に，この方法を用いて算出した回転角 θ を示す．図7

と同様に、右肩を3回力んだ後（図8上）、左肩を1回力んでいるが（図8中央）、この方法では、回転角 θ は加算され続ける（図8下）。他の動作に更新された場合、回転角 θ は更新された動作の下限值 $\theta_{\min_left}$ の値にリセットされ、その後、力みの度合いに応じて更新される（図8下）。

この方法の短所は、例えば右旋回を行っている時に、旋回半径を小さくする方向には微調整ができるが、旋回半径を大きくするためには一度右旋回動作を終了し、他の動作を認識させる必要があることである。しかしながら、長所として力み具合を調整する必要なく操作が行えることが挙げられる。

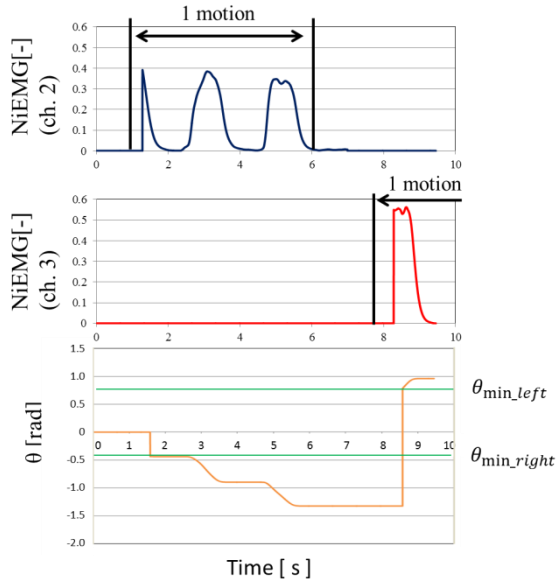


Fig. 8 Control method 2

(5) 操縦デバイスの制御

本研究で用いる操縦デバイスは、前後と左右の2方向に配置されたアーチ形のアームでジョイスティックのレバーを囲み、ジョイスティックを傾ける。そのため、図6に示した角度 ϕ 、 θ を x 軸周りの角度と y 軸周りの角度に変換して、操縦デバイスのモータを駆動する必要がある。 x 軸周りの角度を α 、 y 軸周りの角度を β として新たに設定した座標系を図9に示す。ここで、実際の操縦デバイスのアームの回転軸と設定した x 軸、 y 軸は完全には一致しない。そこで、補正を行い、角度 α 、 β から操縦デバイスのモータが回転すべき目標角度 α_{ref} 、 β_{ref} を算出する。(4)、(5)式に角度 ϕ 、 θ を目標角度 α_{ref} 、 β_{ref} に変換する式を示す。算出されたモータの目標角度 α_{ref} 、 β_{ref} に操縦デバイスの各モータの角度が追従するように、各モータに対してPID制御を行う。

$$\alpha_{ref} = \tan^{-1}(\tan \phi \cos \theta) \times \frac{40}{20} \quad (4)$$

$$\beta_{ref} = \tan^{-1}(\tan \phi \sin \theta) \times \frac{38}{20} \quad (5)$$

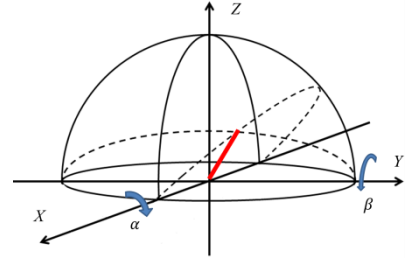


Fig. 9 Spherical polar coordinates by α and β

4. 識別実験

(1) 実験条件

3.3節で提案した電動車いすの操縦コマンドの入力方法により、操縦者の意思通りに正しく動作が識別できるかどうか検証を行った。20代の健康な男性5名を被験者として、以下の条件で識別実験を行った。

- ① 実験者が被験者に指示する動作は、前進、後退、右前進、右後退、左前進、左後退の6動作とする。
- ② 実験者は無作為に動作を指示する。被験者は指示された動作に対応した筋を緊張させる。
- ③ 実験者は指示通りの動作ができたかを確認した後、被験者に停止を指示し、被験者は動作に対応した筋を緊張させる。ここまでする実験1回とする。
- ④ ①～③を60回行う。
- ⑤ 実験中、前後方向（4ch.のon/off）を切り替える場合、実験者は被験者に進行方向の切り替えを指示する。
- ⑥ 指示されてから2秒以内に、指示された動作が行えた場合に成功とする。
- ⑦ 指示していない動作を行う、または指示された動作を行うのに2秒以上要した場合は失敗とする。

(2) 実験結果

表4に実験結果を示す。前後切り替えの成功率が89.7%と多少低いが、全体として高い識別率が得られたといえる。これより、提案した筋電位による電動車いす操縦コマンドの入力方法の有効性が確かめられたといえる。

5. 操縦実験

(1) 実験条件（走行実験I）

3.4節に記述した改善した操縦方法による電動車いすの操縦性を検証するため、電動車いすの進行方向に複数の障害物を置き、これらを回避する動作を検証した。障害物には直径43cm、高さ43cmの丸パイプ椅子を3個使用した。被験者は20代の健康な男性4名とし、図10に示すコースを障害物に当たらないようにスラローム走行した。比較のため、先行研究[6]による従来の操縦方法と、提案した、ジョイスティックの角度を力む毎にリセットする操縦方法（Method 1）と力む度に加算する操縦方法（Method 2）により、それぞれ10回走行を行い、走行にかかった所要時間と走行の成功率を比較した。

Table 4 Results of distinction experiment

Subject		A	B	C	D	E	Ave.
6 motions	Ad [%]	100	100	85.7	90.0	100	95.7
	Ri [%]	100	100	90.9	75.0	100	93.0
	Le [%]	100	100	100	90.0	90.0	96.0
	Ba [%]	100	91.0	90.9	100	100	96.3
	RB [%]	100	100	100	63.0	92.8	92.6
	LB [%]	100	83.0	100	92.0	88.9	92.3
6 Ave. [%]		100	95.0	95.0	87.0	95.0	96.3
Switch[%]		94.3	87.0	75.0	93.0	97.1	89.7
Stop [%]		100	100	98.3	98.0	98.3	99.0

Ad: Advance Ri: Right turn Le: Left turn
Ba: Back RB: Right back turn LB: Left back turn
6 Ave. : Average of 6 motions
Switch: Switching of advance and back

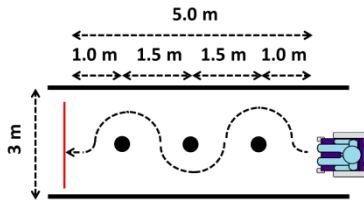


Fig. 10 Outline of test course for run experiment I

(2) 実験結果 (走行実験 I)

以下に実験結果を示す。図 11 に各被験者の其々の操縦方法における実験時の移動経路を示す。上から従来法, Method 1, Method 2 による移動経路である。移動経路の色の違いは何番目の走行かを示している。表 5 に被験者毎および被験者全員に対する, 所要時間と成功率を示す。各操縦方法において Ave. time は平均所要時間, Max time は最大所要時間, Min time は最小所要時間である。成功率は, 障害物に当たった場合, またはコースを外れた場合を失敗とし, それ以外を成功として算出した。また, 各所要時間において失敗した時の所要時間は除いている。

図 12 に, 其々の操縦方法における各被験者の平均所要時間と被験者全員に対する平均所要時間を示す。左から被験者 A, B, C, D, 全員を示し, 左群から従来法, Method 1, Method 2 を示している。図 13 に, 被験者毎に其々の操縦方法における平均所要時間と最大, 最小所要時間を示す。

図 14 に, 各操縦方法における所要時間のヒストグラムと, 平均と標準偏差に対する正規分布を示す。時間の範囲は 34 秒から 80 秒までとし, 2 秒毎に表示した。左軸はヒストグラムの度数を示し, 右軸は正規分布の確率密度を示す。計算には Excel を用いた。

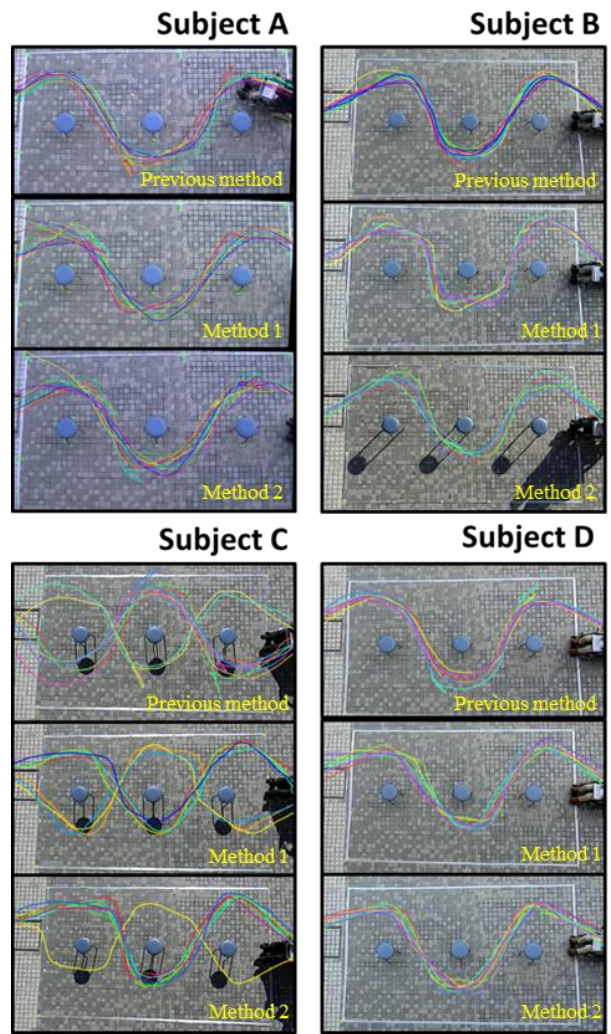


Fig. 11 Passage tracks of run experiment I

Table 5 Experimental results of run experiment I

		Ave. time [s]	Max time [s]	Min time [s]	Success rate [%]
A	Previous method	54.71	69.06	49.16	100
	Method 1	46.50	58.47	39.84	80.0
	Method 2	43.05	49.81	36.25	80.0
B	Previous method	51.77	57.07	47.43	100
	Method 1	41.65	44.41	39.32	60.0
	Method 2	45.74	59.44	38.72	70.0
C	Previous method	62.03	79.10	46.85	80.0
	Method 1	39.64	43.04	37.44	70.0
	Method 2	41.25	51.81	38.28	80.0
D	Previous method	48.24	71.44	41.38	70.0
	Method 1	36.78	38.60	35.25	80.0
	Method 2	37.02	41.37	35.93	90.0
All	Previous method	54.19	79.10	41.38	87.5
	Method 1	41.14	58.47	35.25	72.5
	Method 2	41.77	59.44	35.93	80.0

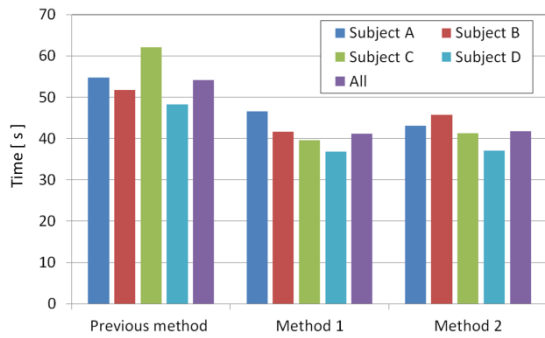


Fig. 12 Average run time for run experiment I

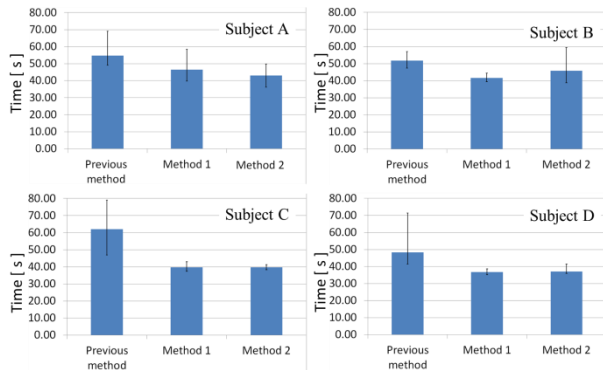


Fig. 13 Average run time of each subject

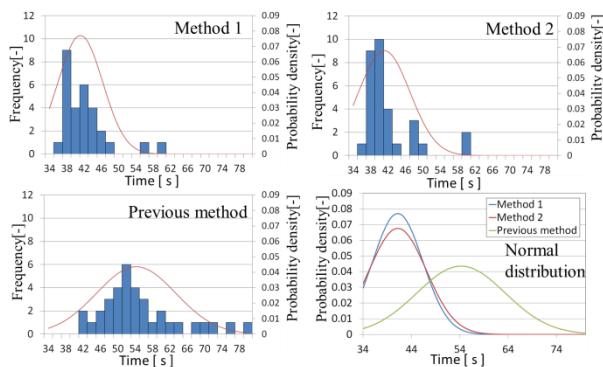


Fig. 14 Histogram and normal distribution

(3) 考察 (走行実験 I)

移動経路を見ると、先行研究の操縦方法では、第 2、第 3 障害物の手前で切り替えしを行った跡が各被験者にみられる。一方、提案した 2 つの操縦方法においては、被験者 C、D において切り替えしの跡がみられない。これは提案した 2 つの操縦方法において、電動車いすの操縦性が向上し、進行方向の微調整が可能になったためであると考えられる。

また、所要時間において、先行研究の操縦方法に比べて、提案した 2 つの操縦方法では、コースを走る平均所要時間が各被験者とも 15~30%低減している。また、全体の平均所要時間も、Method 1 では 24.1%，Method 2 では 22.9%低減されている。さらに、正規分布を見ても、先行研究の操縦方法に比べて、提案した 2 つの操縦方法では所要時間のばらつきが少なくなっている。これらから、提案した 2 つの操縦方法は、先行研究の操縦方法に比べ

て操作性が向上したため、所要時間及び操縦における無駄が少なくなったといえる。

一方、提案した 2 つの操縦方法では、先行研究の操縦方法に比べて全体的に成功率が下がってしまった。この原因は、提案手法では従来法に比べて電動車いすの旋回半径をより小さくすることが出来るため、障害物を避ける時にジョイスティックを倒し過ぎてしまい、電動車いすの内側に障害物がぶつかってしまい、失敗したためである。これは、提案した操縦方法に対する被験者の習熟度が未熟であったためと考えられ、操縦を訓練し、習熟することによって、成功率を上げることが出来るを考える。

Method 1 と Method 2 に関しては、3.4 節で述べたように、其々において長所と短所があり、操縦性の優劣を決めるのは困難であった。

(4) 実験条件 (走行実験 II)

提案した 2 つの操縦方法による電動車いすの操縦性の向上を明確にするために、より操縦の難易度を上げたコースを設定し実験を行う。被験者は 20 代の健康な男性 1 名とし、図 15 に示すコースを走行した。比較のため、先行研究による従来法、Method 1、Method 2 による操縦方法により、それぞれ 10 回走行を行い、走行にかかった所要時間と走行の成功率を比較した。走行実験 I と同様に、障害物に当たった場合、またはコースを外れた場合を失敗とし、それ以外を成功とした。また、其々の操縦方法において、切り替えしを行った回数を調査した。

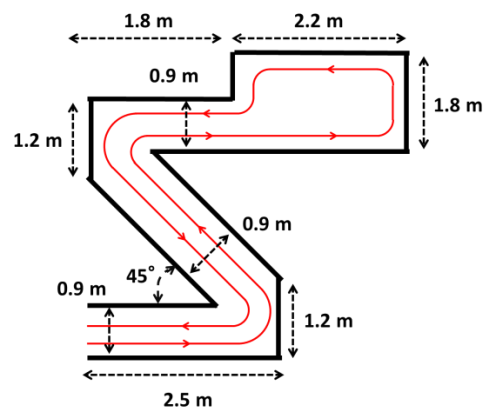


Fig. 15 Outline of test course for run experiment II

(5) 実験結果 (走行実験 II)

以下に実験結果を示す。図 16 に、其々の操縦方法における被験者の実験時の移動経路を示す。移動経路の色は、右下に示す走行番数を示している。また、往路が濃い色、復路が薄い色となっている。表 6 に、所要時間、成功率及び切り替えしを行った回数を示す。

図 17 に、其々の操縦方法における平均所要時間と最大、最小所要時間を示す。

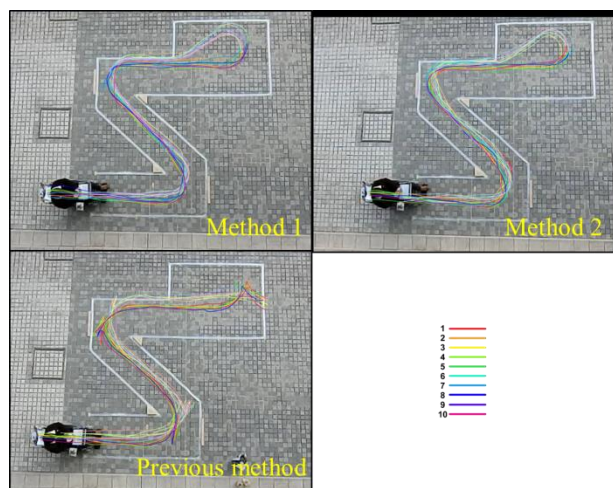


Fig. 16 Passage tracks of run experiment II

Table 6 Experimental results of run experiment II

	Previous method	Method 1	Method 2
Ave. time [s]	152.38	83.12	84.82
Max time [s]	171.90	91.56	93.62
Min time [s]	135.60	77.97	77.06
Success rate [%]	70.0 (7/10)	90.0(9/10)	90.0(9/10)
Times of switch	34	2	3

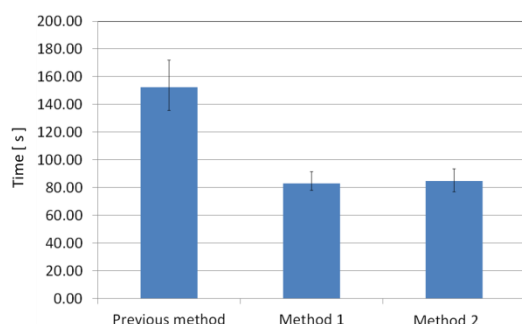


Fig. 17 Average run time for run experiment II

(6) 考察 (走行実験 II)

移動経路を見ると、先行研究の操縦方法では、各コーナーおよび折り返し時に、切り替えしを行っている。実際に、各操縦方法における切り替えしの回数を比較すると、先行研究の操縦方法に比べて、提案した 2 つの操縦方法では、大幅に切り替えしの数が減少している。

また、所要時間において、先行研究の操縦方法に比べて、提案した 2 つの操縦方法では、コースを走る平均所要時間が、Method 1 では 45.5%，Method 2 では 44.3% 低減した。さらに、平均所要時間からの最大、最小所要時間の差も、先行研究の操縦方法に比べて提案した 2 つの操縦方法では小さくなっており、ばらつきが少なくなっている。これらは、走行実験 I で得られた結果と同様であり、コースの難易度が上がったため、より顕著に結果が表れたと考えられる。

成功率においても、先行研究の操縦方法に比べて提案

する 2 つの操縦方法では成功率が上昇した。これは、走行実験 II は走行実験 I において成功率が高かった操縦者が被験者となり、十分な訓練を行い、各操縦方法の習熟度が上がったためである。

本実験においても、Method 1 と Method 2 の大きな相違は見られず、操縦性の優劣は顕著には現れなかった。

6. 結論

本研究では、表面筋電位 (SEMG) を用いて電動車いすを操縦する方法の改善を行った。操縦者の発揮する筋力の強さとその持続時間に基づいて、ジョイスティックの角度を変え、力む毎に角度をリセットする操縦方法 (Method 1) と力む度に角度を加算する操縦方法 (Method 2) の 2 つを提案した。この 2 つの操縦方法により、操縦者の意思に基づいてジョイスティックを任意の角度に倒し、電動車いすの進路を調整することが可能になった。

改善した操縦方法を評価するために、識別実験と走行実験を行った。電動車いすの動作を 7 動作に分け、操縦者の筋電位入力により、対応する電動車いすの動作が正しく識別されるかを検証する識別実験において、5 人の被験者に対して平均 90% 以上の識別率が得られた。また、電動車いすの走行実験を行い、先行研究の操縦方法と比べて、走行にかかる所要時間が低減することを確認した。これより、先行研究の操縦方法に比べて提案した操縦方法では操縦性が改善されたといえる。

参考文献

- 1) 桜井芳雄, 八木透, 小池康晴, 鈴木隆文: ブレイン・マシン・インタフェース最前線, 工業調査会, 2007
- 2) 田中一男, 松永和之, 堀滋樹: 移動ロボットの脳動制御, 電気学会論文誌 C 編, Vol.124, No.3, 2004
- 3) K. Tanaka, K. Matsunaga: Electroencephalogram-Based Control of an Electric Wheelchair, IEEE TRANSACTIONS ON ROBOTICS, Vol.21, No.4, AUGUST 2005
- 4) 茨木仁希, 中村恭之: 脳信号収集ワイヤレスヘッドセットを用いた電動車椅子ロボットの制御, ロボット・メカトロニクス講演会講演概要集, 2A1-C06, 2013
- 5) 大西祐介・堀洋一: 表面筋電信号を用いた車椅子のパワーアシスト手法, 電気学会研究会資料, IIC, 産業計測制御研究会 2007(70), pp.13-16, 2007
- 6) 小西遼一, 石井千春: 生体信号により電動車いすを操縦するためのデバイスの開発, 生活生命支援医療福祉工学系学会連合大会 2014, GS3-3-1, 2014
- 7) Bing R., 塩崎正勝 (訳): 脳・脊髄の局所診断学, 文光堂, pp.3-85, 1971
- 8) 武田巧: PT マニュアル脊髄損傷の局所診断学 第 2 版, 医歯薬出版, pp.23-25, 29, 2006
- 9) 石神重信, 石田暉, 米本恭三 (監修): 最新リハビリテーション医学 第 2 版, 医歯薬出版, pp.250, 2005