

上腕の筋電信号に基づく車椅子のパワーアシスト手法

大西祐介*, 呉世訓, 堀洋一 (東京大学)

New Control Method for Power-assisted Wheelchair By the Surface Myoelectric Signal in the Upper Arm
Oonishi Yuusuke*, Oh Sehoon, Yoichi Hori (The University of Tokyo)

Abstract

Research on the power-assist control of the electric wheelchair is one of the most interesting topics in the field of welfare engineering and there exist many ongoing projects. In this paper, we proposed a new power assisting method of the wheelchair based on the surface myoelectric signal. The surface electromyography(sEMG) of adductor pollicis muscle are measured to extract the grip force on the handrims of the wheelchair and the sEMG of the biceps brachii muscle and the triceps brachii muscle are measured to estimate whether the driver propels forward or backward. We also estimate propelling force of the handrims by the disturbance observer. Then, we assist wheelchair earlier than the driver's action by the hybrid controller. Experimental results validate that the proposed power-assist method realize early, stable and smooth acceleration.

キーワード：車椅子, パワーアシスト制御, 外乱オブザーバ, 筋電信号
(wheelchair, power assisting control, disturbance observer, electromyogram)

1. はじめに

世界の先進諸国において少子高齢化社会が問題となり、とりわけ日本の高齢者の割合は世界一であり、早急な対策が求められている。本論文では、「福祉制御工学」に基づき高齢者や障害者の行動範囲拡大への工学的支援を行う一環として、パワーアシスト車椅子の新しい制御手法の提案を行う。パワーアシスト車椅子とは自走式車椅子に電機モータを取り付け、操縦者が漕いだ分だけモータを回転させることにより操縦者の負担を軽減する車椅子である⁽⁵⁾ (Fig.1)。従来のパワーアシスト車椅子では、ハンドリムに取り付けられたトルクセンサーを介して操縦者のハンドリムを漕ぐ力を読み取りそれに基づくパワーアシストを行うのが一般的な手法であった。しかしながら、単純なパワーアシストでは人間の複雑な動作や環境に対応することができず、より柔軟で使いやすいパワーアシスト手法が求められ、様々な手法が提案されている^{(1) (2) (3) (4)}。本論文では、アシスト制御の一例として、トルクセンサーを用いずに筋電センサーによる筋電信号に基づく制御手法を提案する。



図1 実験機のパワーアシスト車椅子 JWII(YAMAHA)
Fig.1. Power-assisted wheelchair as an experimental tool (YAMAHA JW II)

2. 従来のパワーアシスト手法

本章では、従来のアシスト手法について簡潔に説明する。従来型のパワーアシスト車椅子のアシスト手法は、ハンドリムの固定軸に発生する人間の入力したトルクをひずみゲージや磁歪式トルクセンサなどのトルクセンサで計測し、その力に応じて電気モータにより走行を補助するものである。その際のアシスト比は式(1)に示される。

$$\tau_{assist} = K \frac{\omega}{s + \omega} \tau_{human} \quad \dots\dots\dots (1)$$

ここで、 K は比例定数、 ω は

$$\omega = \begin{cases} 10 & \dot{\tau}_{human} > 0 \\ 2 & \dot{\tau}_{human} < 0 \end{cases} \quad \dots\dots\dots (2)$$

としている。このアシスト手法による走行実験結果を Fig.2 に示す。実験環境は、ヤマハ製 JWII をベースに ARTLinux を搭載した小型 PC およびロータリエンコーダを取り付け、1[ms] の制御周期で制御を行っている。

Fig.2 より式(1)のような一次遅れ形を介する事で人間が漕ぎ終わって手を離れた後にも慣性走行を生み出していることがわかる。ただし、式(1)における ω の設定に関して、快適性と安全性の両方を満たしたアシストができないという問題がある。すなわち、 ω を大きくすると速度の立ち上がりが急になり車椅子に乗り始めた人にとっては快適性よりも危険を感じてしまうという問題や入力に敏感なアシストになり環境からの外乱に対してもアシストしてしまう問題がある。一方、 ω を小さくすると速度の立ち上がりは緩やかになるものの、漕ぎ出しのための力が必要になりアシストの実感が得られないという問題がある。このようにトルクセンサーと式(1)によるアシストでは、ハンドリムに固定されたトルクセンサーと時定数によってアシス

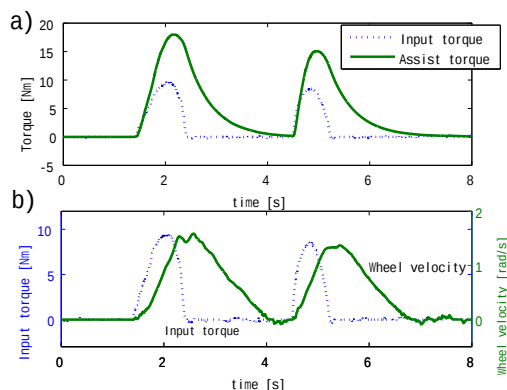


図 2 従来のアシスト手法

Fig. 2. Power-assist result of the conventional method

トが決まるという点で、機械主体のパワーアシストになってしまい人間の意思が伝えにくいという欠点がある。そこで、より人間に近い側から動作に関する計測を行うことによって機械が人間に歩み寄り人間が主体的に働く制御系設計を行う必要があると考えられる。従って、本論文ではトルクセンサを用いるのではなく筋電センサーを用いることにより、快適で安全な加速を実現し、人間と機械が協調したパワーアシストを実現することを考える。

3. 筋電センサーの概要とその信号処理

3・1 筋電信号の概要 筋電信号とは筋肉の収縮を引き起こす筋繊維の活動電位を記録したものである。筋電信号から得られる情報を基にした工学的応用例として、筋電義手や筋電スイッチやロボットスーツなどが挙げられ今後も様々な分野で発展していくと考えられる⁽⁶⁾⁽⁷⁾。本論文では、車椅子のパワーアシストに筋電信号を制御入力として導入し、その実用性について検証を行う。ここで、筋電信号を車椅子のパワーアシスト用いる利点を以下に3点挙げる。

- (1) 握力の出にくい場合でもアシスト可能
- (2) 静的な状態での力を入れ具合を検出可能
- (3) 操縦者の動きを素早く推定することが可能

一点目として、筋電センサーを用いれば、高齢者などで握力が弱ったり、手に障害を抱えハンドリムをまわすことが難しくなっても筋電信号が出ていれば、パワーアシストすることができリハビリテーションの効果も期待できる。このように、実際に力が出力されにくい状況でも筋電信号から擬似的に力を推定しアシストすることはより多くの車椅子利用者に対して有効であると考えられる。

二点目として、例えば、車椅子で何もしていない状況とハンドリムを握っている状況とでは、角度を検出するセンサーを介して得られる信号だけを見れば同じ状況になってしまうが、筋電センサーを用いて筋電信号を見ると両者は識別可能である。このように、筋電信号により角度の変化

だけでは得られない操縦者の力を入れ具合の測定が可能になる。

三点目として、筋電信号は車椅子を漕ぐことによって生じる車輪の回転角度の変化を捉えるのではなく、車椅子を漕ぐという脳からの指令が筋肉に伝わる際の信号を計測している。従って筋電信号は人間の動きよりも先に観測でき、これを利用することにより素早く柔軟な制御が可能になる。

3・2 筋電信号の計測 筋電センサーには様々な種類があるが、本論文では、非侵襲的かつ比較的簡便に筋電図を導出できるという点で、乾式表面電極型の筋電センサーMES01(マイクロキューブ)を用いた。Fig.3に示すように、筋電センサーを母指内転筋、上腕二頭筋、上腕三頭筋の3箇所に筋の繊維方向に沿って貼り付けた。固定に関しては、キネシオロジーテープとテーピングテープを用いて貼り付けた。また、2.5[V]の参照電極を比較的电位変化の少なく筋が存在しない部位ということで手首付近に取り付けた。筋電信号を計測している様子と計測システムの全体図をFig.3に示す。

Fig.3のように皮膚上に貼り付けられた電極を用いて計測したEMGを表面筋電信号(surface electromyogram:sEMG)といい、表面電極が貼り付けられた皮膚下にある多くの筋繊維の活動電位が時間的空間的に重畳して計測されるため、筋全体の電気的活動状況を把握するのに適している⁽⁸⁾。sEMGは電極間の差動増幅器により1200倍に増幅され12bit分解能のAD変換器を通してサンプリング周波数1kHzで得られる。被験者は23歳健康者(男性)である。

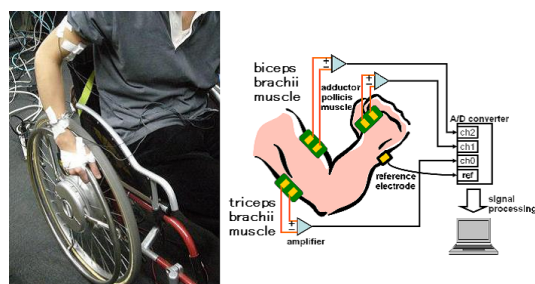


図 3 筋電センサーの貼り付け

Fig. 3. EMG sensor

3・3 筋電信号の信号処理 Fig.3に示すようにパワーアシスト車椅子に筋電センサーを取り付け、ハンドリムを漕いだときの母指内転筋の筋電センサから得られる筋電信号とトルクセンサから得られる入力トルク信号を比較した図をFig.4に示す。

Fig.4より、トルクセンサが入力トルクを検出する前から筋電信号が流れていることが分かる。これは操縦者がハンドリムを握る際に出た筋電信号であり、人間が車椅子を漕ぐ際にはハンドリムを握る力とまわす力のここで、操縦者のハンドリムを握る力が大きいほど操縦者が漕ぎたい力も

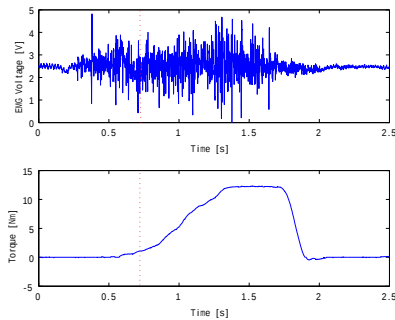


図 4 ハンドリムを漕いだときの筋電信号と入力トルク信号

Fig. 4. EMG sensor and torque sensor recording

大きくなるという事を考慮すると、握る段階で操縦者の漕ぐ意思を読み取りアシストすることにより快適な走行が実現できると考えられる。従って、筋電信号から握る部分と漕ぐ部分それぞれの力の入れ具合を抽出する事を考える。筋電信号の処理に関して、以下の点を考慮した処理を行う。

- (1) 握った際の信号の変化を素早く捉えること
- (2) 電源ノイズなどの定常的なノイズを取り除くこと
- (3) インパルス的なノイズが信号処理の結果にあらわれない事

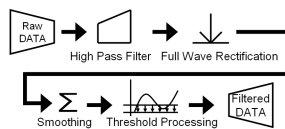


図 5 筋電信号のフィルタブロック図

Fig. 5. The block diagram of the filter component

そこで筋電信号の信号処理に関しては、Fig.4 に示すように、カットオフ周波数 100[Hz] のハイパスフィルタを通した後、全波整流と過去 50[ms] 分のデータで平滑化を行った後、閾値以下を 0 にするという処理を行う。ここで、ハイパスフィルタの役割は信号の変化を強調すると同時に低周波数における定常的なノイズを取り除くことであり、平滑化と閾値処理の役割は信号を滑らかにして、センサがずれたり衝撃が加わった際のノイズを取り除くことである。この結果、信号処理された筋電信号とトルクセンサから得られる入力トルク信号を比較したものを Fig.6 に示す。Fig.6 よりトルクセンサから得られる入力トルクが出る前からハンドリムを握る部分の信号が筋電信号から抽出されているのがわかる。ハンドリムを強く握るほど、信号の大きさは大きくなり、この大きさに応じてアシストトルクを決めればよいとわかる。

しかし、この筋電信号を用いたアシスト手法には二つの

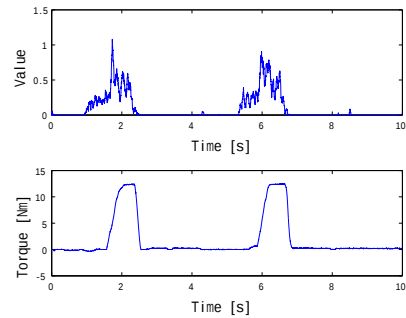


図 6 フィルターを通した後の筋電信号とトルクセンサにより得られる入力トルクの比較

Fig. 6. Comparison between filtered EMG signal and input torque via the torque sensor

点で問題がある。一点目は前後方向の区別ができない事である。すなわち、母指内転筋に取り付けた筋電センサだけでは握っていることは検出できて前後どちらに漕ぐのかが判定できない。この問題に関しては、次節で推定手法を述べる。二点目はハンドリムを漕ぐ段階ではアシストに使えないという点である。すなわち、ハンドリムを漕ぐ際の信号は振動的な信号で、ハンドリムを漕ぐ入力トルクと等しいとは言えず、また漕ぐ途中で信号がなくなっている。この問題に関しては、ハンドリムを漕ぐ段階では外乱オブザーバーを用いて操縦者の入力トルクを推定を行うことにより解決する。

3・4 筋電信号による操舵方向推定 母指内転筋に取り付けた 1 c h の筋電信号のみでは、操縦者が前に漕ぐのか後ろに漕ぐのかの推定ができずどちらか一方の方向のみのアシストとなっていた。ここで、前方に漕ぎ出す場合は腕を縮めてから伸ばす動作であり、後方に漕ぎ出す場合は腕を伸ばしてから縮める動作である事を考えると漕ぎ出す前の動作の特徴を抽出することによって操縦者がどちらの方向に漕ぎ出したいのかを推定することが可能であると考えられる。そこで、上腕の屈筋である上腕二頭筋と伸筋である上腕三頭筋に筋電センサを 1 チャンネルずつ取り付け、前方に漕いだときと後方に漕いだときでの筋電信号の違いについて比較を行った結果を Fig.7 に示す。Fig.7 より、操縦者が車椅子をどちらに漕ぐかを推定するには、母指内転筋に取り付けた筋電センサから得られた微分筋電信号が閾値以上になった際に上腕二頭筋の微分筋電信号が大きい場合には前方に漕ぐと推定し、上腕三頭筋の微分筋電信号が大きい場合には後方に漕ぐと推定し、両者がともに大きい場合には後述の車椅子を停止させる動作であると推定し、逆に両者がともに小さい場合には車椅子を漕ぐ動作ではないという推定を行う。これにより、前後方向どちらに漕ごうとしているかの推定が可能となり、また車椅子を漕ぐ動作と関係なく手を握っただけでパワーアシストが行われてしまうというのを防ぐことが可能となる。ただし、推定の際の閾値はセンサの設置場所や操縦者の漕ぎ方によって

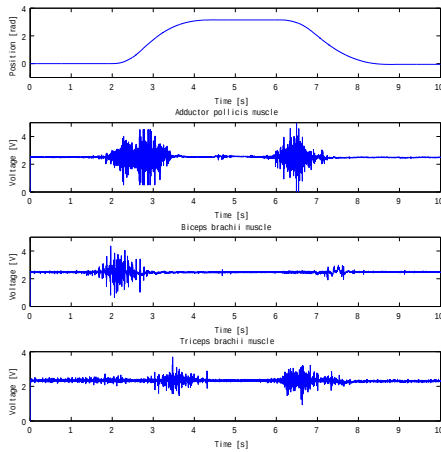


図 7 前後方向に漕ぐときの筋電信号（上から順に、車輪回転信号、母指内転筋の筋電信号、上腕二頭筋の筋電信号、上腕三頭筋の筋電信号）

Fig. 7. EMG signals of the adductor pollicis muscle, biceps brachii muscle and triceps brachii muscle

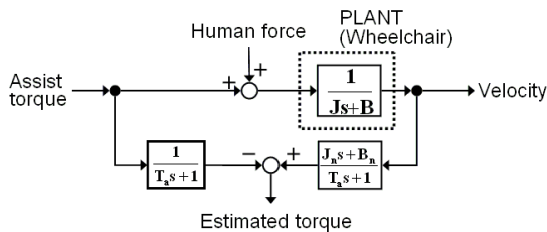


図 8 車椅子の入力トルクを推定する外乱オブザーバのブロック図

Fig. 8. Block diagram of the disturbance observer

変わるため、事前に操縦者の漕ぐ際の筋電信号を測定した上で閾値を設定する必要がある。

4. 提案パワーアシスト手法

4.1 外乱オブザーバを用いた入力トルクの推定手法

3.3 で述べたように、ハンドリムを漕ぐ段階におけるトルクセンサーから得られるトルク信号と、筋電センサーから得られる筋電信号は単純に比例関係にあるとはいえないという問題がある。そのため、ここでは外乱オブザーバにより人間の入力トルクを推定することにより、漕ぐ段階のアシストトルクの決定を行うというものを考える。車椅子の入力トルクを推定する外乱オブザーバのブロック図を Fig.8 に示す。ここで、 J_n, B_n はノミナル値、 T_a は外乱オブザーバの LPF のカットオフ周波数をあらわしている。

Fig.8 よりアシストトルクの指令値とノミナルモデルの逆プラントから出力とのずれを操縦者の漕ぐ力とみなしてやることにより、操縦者の入力トルクを推定することができる。

車椅子を漕いだときの外乱オブザーバからの出力と

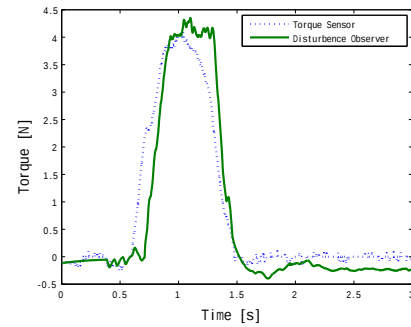


図 9 外乱オブザーバによる入力トルクの推定結果

Fig. 9. Estimation result of the human force calculated by the disturbance observer

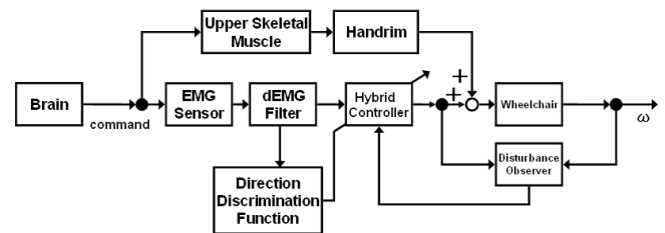


図 10 提案手法のブロック図

Fig. 10. Block diagram of the proposed method

ルクセンサーによる入力トルクの図を Fig.9 に示す。

Fig.9 より、操縦者の入力トルクが正しく推定されていることが分かる。ただし、外乱オブザーバを用いたパワーアシストでは、推定トルクの立ち上がりが入力トルクに比べて若干遅いという問題がある。そこで次節では、この外乱オブザーバのモデルと筋電信号を組み合わせたアシスト手法を提案する。

4.2 筋電信号と外乱オブザーバを組み合わせたパワーアシスト手法 前節までの内容をまとめて筋電信号と外乱オブザーバを用いた提案アシスト手法のブロック図を Fig.10 に示す。

Fig.10 では、操縦者の脳からの指令が筋骨格系を通してハンドリムを漕ぐ入力トルクとして車椅子に加わり、その力は外乱オブザーバ (Fig.8) を通して推定入力トルク信号としてフィードバックされハイブリッドコントローラを通してアシストトルクに加わる。また、操縦者の指令は神経に流れる筋電信号を筋電センサにより検出し、操縦者が漕ぎたい方向を判別し、信号処理 (Fig.5) を行うことによって操縦者の握る力を推定し、その力に応じてハイブリッドコントローラを通してアシストトルクに加わる。ここで、筋電信号の信号処理によるパワーアシストはフィードフォワード的な役割を果たし、操縦者がハンドリムを握ったことを素早く検出し、その力に応じたアシストを行う。一方、外乱オブザーバによる推定入力トルクに基づくパワーアシストはフィードバック的な役割を果たし、操縦者がハンド

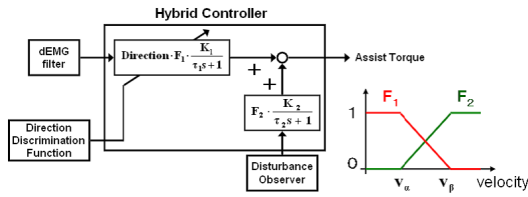


図 11 ハイブリッドコントローラ
Fig. 11. Block diagram of the Hybrid Controller

リムを漕ぐ力を推定し、その力に応じたアシストを行う。二つのアシストはハイブリッドコントローラによって組み合わせられ、その内部構造を Fig.11 に示す。

Fig.11 において、操縦者が前方に漕ごうとしていると方向推定機能が推定した場合は、*direction* は + となり、筋電信号によるアシストは正の値となる。逆に、操縦者が後方に漕ごうとしていると方向推定機能が推定した場合は、*direction* は - となり、筋電信号によるアシストは負の値となる。また、 K_1 は筋電信号の影響度、 K_2 は推定入力トルク信号の影響度を示す。 F_1, F_2 は二つのアシストの混合比であり、車輪回転速度に応じて変化する。車輪回転速度が閾値 v_α 以下であれば、ハンドリムを握っている状態であり筋電信号を基にしたアシストを行うため、 F_1 の値を大きくして F_2 の値を小さくしている。そして、車輪回転速度が閾値 v_β 以上になると、ハンドリムを漕いでいる状態であり外乱オブザーバーからの推定入力トルクを基にしたアシストを行うため、 F_1 の値を小さくして F_2 の値を大きくしている。車輪回転速度が v_α から v_β の状態では、二つの信号を組み合わせることで速度が増すほど徐々に F_2 の値が大きくなり F_1 の値が小さくなるように設定することによって滑らかな加速を実現するようにしている。この $K_1, K_2, v_\alpha, v_\beta, \tau_1, \tau_2$ の値を操縦者の特性に応じて変える事によって操縦者に合った加速を実現できると考えられる。

4.3 提案手法による実験結果 提案手法のパワーアシストにおいて、ハンドリムを 2 回漕いだ際のアシストトルクおよび車輪速度の実験結果を図 12 に示す。ここで、 $v_\alpha = 0.3, v_\beta = 0.8, K_1 : K_2 = 4 : 1$ とした。

Fig.2 と Fig.12 を比較すると、従来手法では、操縦者の入力トルクを検出と同時にアシストトルクが立ち上がり入力トルクの傾きが負になると、ゆっくりとアシストトルクも減少していく。これに対して提案手法では、操縦者がハンドリムを握る段階から筋電信号を基にしたアシストトルクが働き始め、漕ぐ段階になると外乱オブザーバーからの推定トルクを基にしたアシストトルクが働いているのがわかる。また車輪速度に関しては、従来手法の場合では操縦者がハンドリムを漕いでから若干遅れて車輪速度が急激に立ち上がっているのに対して、提案手法では、ハンドリムを握った状態から少しずつアシストが加わっているため漕ぐ段階よりも早い時期から緩やかに速度が立ち上がっているのがわかる。

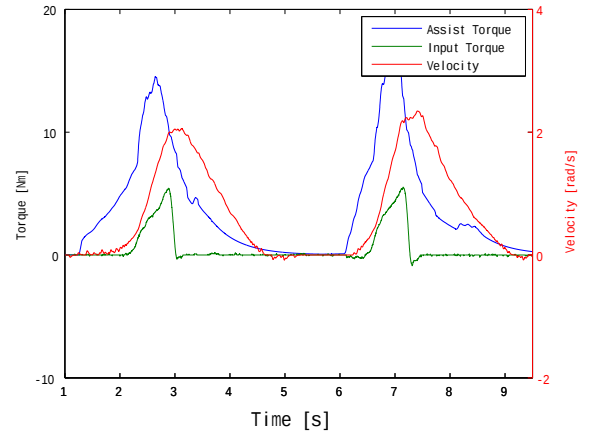


図 12 提案手法でのパワーアシストの結果
Fig. 12. Power-assisted result of the proposed method

次に、ハイブリッドコントローラ内部の定数 K_1, K_2 を変化した実験を行い、その結果を以下に示す。Fig.13, Fig.13 では $K_1 : K_2 = 7 : 1$ と設定し、Fig.14, Fig.14 では $K_1 : K_2 = 1 : 1$ と設定している。

K_1 を大きくした Fig.13 ではハンドリムを握った際の筋電信号を検出してアシストトルクが始動時から急激に上がり、大きく二つの山になっている。この結果、トルクセンサが入力トルクを検出する前から車輪速度が上昇し車体が加速する。このように K_2 に対して K_1 を大きくすると筋電信号によるアシストの影響が強まり、ハンドリムを漕いでいないにもかかわらず漕いだような感覚で走行ができる。従って、ハンドリムを握る力に応じたパワーアシストは、障害が重く握力の弱い方に対してのリハビリテーション時に有効であると考えられる。

一方、 K_1 を小さくした Fig.14 ではアシストトルクが始動時では小さく漕ぎ始めてから徐々に上昇している。この結果、トルクセンサが入力トルクを検出するのとはほぼ同時に車輪速度が上昇して加速が始まっている。このように K_2 に対して K_1 を小さくすると外乱オブザーバによる推定入力トルク信号の影響が強まり、実際にハンドリムを漕ぐ力によって走行するという感覚が得られる。従って、ハンドリムを漕ぐ力に応じたパワーアシストは、パワーアシストに対して敏感な車椅子に乗り始めの方や比較的障害の軽い方に対して有効であると考えられる。

また、パワーアシストに対して敏感な車椅子に乗り始めの方や長距離を移動する際には、 τ_1, τ_2 の値を上げ、 v_α と v_β の間隔を広げることによって加速時の速度の変化を緩やかにする必要が考えられる。このように提案加速手法の特徴として、 $K_1, K_2, v_\alpha, v_\beta, \tau_1, \tau_2$ を変える事によって操縦者の特性や好みに応じた加速が実現できることである。

5. 結 論

本論文では、筋電信号の特性を用いた車椅子のパワーアシスト手法を提案した。提案手法では、車椅子を操縦する

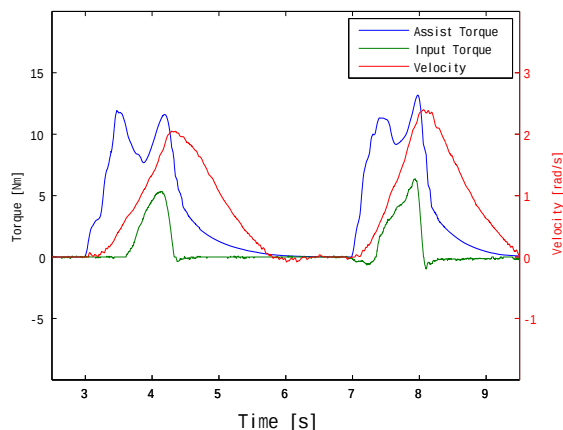


図 13 $K_1 : K_2 = 7 : 1$ とした時のパワーアシスト結果
Fig. 13. Power-assisted result ($K_1 : K_2 = 7 : 1$)

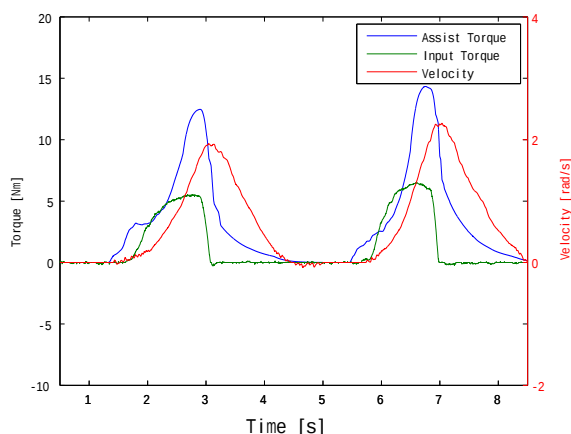


図 14 $K_1 : K_2 = 1 : 1$ とした時のパワーアシスト結果
Fig. 14. Power-assisted result ($K_1 : K_2 = 1 : 1$)

際の動作である、「握る」動作に対しては筋電センサから得られる筋電信号に基づいたアシストを行い、「漕ぐ」動作の二つに対しては外乱オブザーバから得られる操縦者の入力トルクの推定値に基づいた用いてアシストし、この二つのアシストをハイブリッドコントローラ用いて組み合わせること手法を提案した。これにより従来の手法よりも早い段階でのパワーアシストを実現し、操縦者がハンドリムを握る段階からのパワーアシストが実現することによって操縦者の負担を軽減した走行を実現した。そして実験を行うことによってその有効性を確かめ、ハイブリッドコントローラ内部の定数を変化させることによって操縦者の障害の度合い・乗り心地・漕ぎ出し速度の好みに応じた加速アシストが可能であることを示した。

実際車椅子を操縦する際、前輪が進行方向と違う方向を向いている場合には、漕ぎ出す際に予想以上に大きな力が必要な場合があり、提案手法を用いたパワーアシスト手法はこのような場合にも有効であると考えられる。

今後の課題として、両輪の協調制御、動作の判別機能の高性能化、被験者評価の3点が挙げられる。本論文では片輪についてのアシストを提案したが、両輪での出力のバランスや左右への回転動作や坂道での走行などの様々な状況にも対応できるようにして、より柔軟なパワーアシストを構成していく必要があると考えられる。また本論文では、上腕に取り付けた2チャンネルの筋電センサから操縦者の漕ぐ方向を推定していたが、実際に日常生活での複雑な動作にも対応できるように動作の判別機能を高性能化していく必要があると考えられる。そして、幅広い車椅子利用者に試乗していただき、操縦の特徴を抽出すると同時に試乗の感想をフィードバックすることにより、よりユーザ側の都合やニーズに即したアシスト手法を考案し実際に役立つ福祉機器を作り上げていくということが大切である。

少子高齢化社会が進むにつれ介護者の不足という状況が考えられ、車椅子利用者がより自立して移動できる支援が工学的に求められている。本論文では、筋電信号を用いることによって人間と機械との協調したパワーアシストを可能にし、重い障害を持った方にも車椅子に乗ることができるようになると期待できるものと考えられる。

参考文献

- (1) Sehoon Oh, Naoki Hata, Yoichi Hori: "Integrated motion control of a wheelchair in the longitudinal, lateral and pitch directions", Proc. of AMC-2006, 2006.3.27-29, Istanbul
- (2) Takeaki Sugimoto, Hirokazu Seki, Susumu Tadakuma: "Rectilinear Driving Improvement of Power Assisted Wheelchair Based on Disturbance Estimation of Right and Left Wheels", Japan Industry Applications Society Conference 2004, Y-35, 2004.
- (3) 畠 直輝, 関 弘和, 小安 雄一, 堀 洋一: パワーアシスト車椅子の後方転倒防止制御 (その2) ~ 重心位置推定と位相平面に基づく可変アシスト比制御 ~: 電気学会論文誌 D, 124 7 699-705 (2004)
- (4) 開田 有紀子, 村上 俊之: "電動車椅子における人の入力トルクのセンサレス検出とパワーアシスト", 平成 16 年電気学会産業応用部門大会, pp.419-424, 2004
- (5) 垣本 映: "高齢者の移動支援のための制御技術", 計測と制御, 40, 5, pp.357-362, 2001-5
- (6) Yuichi Kurita, Mitsunori Tada, Yoshio Matsumoto, Tsukasa Ogasawara, "Simultaneous Measurement of the Grip/Load Force and the Finger EMG :Effects of the Object Weight", Proceedings of IEEE International Conference on Systems, Man and Cybernetics (SMC2002), TP1B6, Tunisia, 2002.10.
- (7) Gordon K.E., Ferris D.P.: "Proportional myoelectric control of a virtual object to investigate human efferent control" Experimental Brain Research, Vol.159, pp.478-486, 2004.
- (8) 原 良昭, 吉田 正樹, 松村 雅史, 市橋 則明: "積分筋電図による筋活動の評価", 電気学会論文誌 C, 124-2, pp.431-435 (2004).