

- 修士論文 -

筋電信号を用いた  
車椅子のパワーアシスト制御

A New Control Method for Power-assisted  
Wheelchair based on the Surface Myoelectric Signal

平成20年2月4日提出

指導教員：堀 洋一 教授

東京大学大学院工学系研究科電気工学専攻

66427 大西 祐介

## 内容梗概

現在、医療技術の進歩および少子高齢化に伴い車椅子利用者が増加している。パワーアシスト車椅子とは、自走式車椅子にモータを取り付け操縦者の漕ぐ力に応じてパワーアシストを行う車椅子のことであり、人間と機械の融合した福祉機器である。また制御工学の観点から見ても人間の漕いだ力を如何にモータで増幅して出力するという点で興味深い分野であり、より使いやすいパワーアシスト車椅子が求められている。しかし、市販のパワーアシスト車椅子では単純に人間が漕いだ力を増幅するだけであり改善の余地が大いにあると考えられる。

そこで本論文では、筋電信号を用いてヒューマンフレンドリーな車椅子パワーアシスト制御を実現する手法を提案する。筋電信号とは人間が筋肉を動かす際に神経に発生する微弱な信号のことであり、従来のトルクセンサーから得られる信号を用いたパワーアシストに対して、より人間の意思を読み取り素早く柔軟なパワーアシストが可能になる。そして、車椅子を漕ぐときのハンドリムを握る段階では筋電信号によるアシストを行い、ハンドリムを漕ぐ段階では外乱オブザーバによる推定入力トルク信号によるアシストを行い、その二つのアシストをファジーコントローラを用いて組み合わせたパワーアシスト手法を提案する。

また、上腕に取り付けた筋電センサから得られる筋電信号から前後に漕ぐ動作および停止の動作を推定し、加減速を行う統合アシスト手法を提案し、実験を行うことで、その有効性と実用性を確認する。

# 目次

第1章	序論	3
1.1	研究背景	3
1.2	本論文の目的	4
1.3	本論文の構成	6
第2章	パワーアシスト車椅子システム	7
2.1	車椅子の概要	7
2.1.1	車椅子の種類	7
2.1.2	パワーアシスト車椅子の特徴	8
2.2	車椅子制御システムの構成	9
第3章	従来のパワーアシスト手法	11
3.1	従来のパワーアシスト手法	11
3.2	従来手法の実験結果	12
3.3	従来手法の問題点	14
第4章	筋電信号および計測システム	15
4.1	筋電信号について	15
4.1.1	筋電信号	15
4.1.2	筋電信号の応用例の紹介	15
4.2	筋電計測システムの解説	16
4.2.1	筋電信号の計測の際のノイズ	18
4.2.2	車椅子のパワーアシストに筋電信号を用いるメリット	18
第5章	筋電信号の信号処理	20
5.1	筋電信号の周波数解析	20
5.2	積分筋電信号	22
5.3	微分筋電信号	23
5.3.1	微分筋電信号	23
5.3.2	微分筋電信号によるパワーアシスト	24
第6章	外乱オブザーバを用いたパワーアシスト手法	27
6.1	外乱オブザーバ	27
6.2	外乱オブザーバによるパワーアシスト	28

## 目次

---

第7章	外乱オブザーバと微分筋電信号を用いたパワーアシスト手法	30
7.1	ファジーコントローラを用いたパワーアシストの構成	30
7.2	外乱オブザーバと微分筋電信号を用いたパワーアシスト手法の実験結果	32
第8章	提案パワーアシスト手法	37
8.1	加速の際のパワーアシスト	37
8.1.1	漕ぐ方向の識別	37
8.1.2	アシストブロック図	39
8.1.3	実験結果	40
8.2	減速の際のパワーアシスト	41
8.2.1	従来手法における停止の際の問題点	41
8.2.2	減速手法	42
8.2.3	実験結果	43
8.2.4	位相図による解析	44
第9章	結論	46
9.1	結論	46
9.2	今後の課題と展望	47
	参考文献	49
	発表文献	51

# 第1章 序論

本論文は筋電信号を福祉機器へ応用する一例として、パワーアシスト車椅子の制御に筋電信号を用いる手法を提案し、その実用性および可能性を示したものである。まずはじめに、序論として研究の背景・目的を述べ、研究の過程をまとめた構成を述べる。

## 1.1 研究背景

近年、図 1.1 に示すように少子高齢化により若年労働力の不足や、老人医療費の増加など、さまざまな問題が起こっている。1970 年に 65 歳以上の高齢者の人口は 739 万人で総人口に占める割合である高齢化率は 7.1% となり高齢化社会になり、1994 年には高齢化率が 14% を越え高齢社会に、2007 年現在では高齢化率は 20.8% となり 5 人に 1 人が高齢者となっている [1]。そして厚生労働省が発表した 50 年後の日本の高齢化率は 40.5% と推計され、実に 5 人に 2 人以上が 65 歳以上の高齢者となる超高齢社会を迎えるということになる。それに伴い、高齢一人暮らし世帯数も増加すると考えられ、2025 年には高齢者一人暮らし人口は 680 万人に急増すると推計されている。これに伴い、高齢者の経済的負担の増加、医療・介護の人手不足といった様々な問題がおこると考えられ、このような将来を見据えれば、高齢者が自立した生活を送ることができ、またより豊かな高齢社会を如何に築くかが社会的命題となっている。

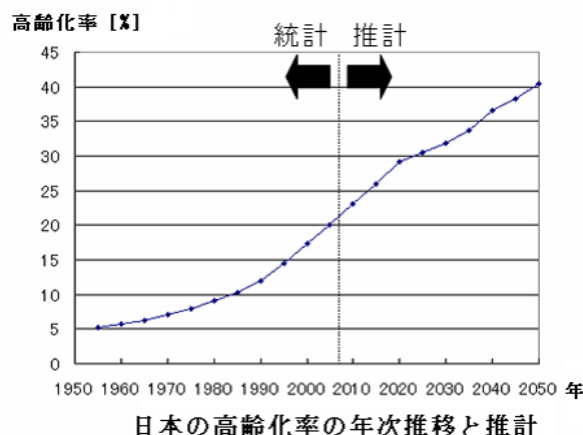


図 1.1: 日本の高齢化率の推移

そして、これは日本だけの問題ではなく表 1.1 に示すように世界各国においても同様に少子高齢化社会が問題となっている [2]。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。

## 1.2 本論文の目的

国名	高齢者（60歳以上）の割合（%）	出生率（人）
日本	25.6	1.3
イタリア	25.3	1.3
ドイツ	24.8	1.3
韓国	13.3	1.2
フランス	20.9	2.0
米国	16.5	2.0

表 1.1: The world health report 2006(2006年4月世界保健機構 WHO 発表)

そして、経済的な観点から見ても2000年度の介護保険制度の施行以降、福祉用具は急速に普及しており、参考文献 [4] によると福祉用具貸与の費用額は図 1.2 に示すように、直近の4年間で3.7倍に増加している。また、日本福祉用具生活支援用具協会によると福祉用具産業の市場規模推計値は12年前の1995年が8655億円であったのに対して2005年では12118億円と約1.5倍に増加し、そのうち移動機器の占める額は380億円から1060億円と約3倍に増加している [3]。このように経済的観点からも高齢化に伴い福祉機器への需要が多くなっていることがわかる。

今後更なる高齢化社会を迎えるにあたって福祉機器の更なる充実が大きな課題となっており、行政や経済支援など幅広い分野からの支援が図られている。このような背景から、我々は計測制御技術を用いて高齢者あるいは障害者を工学的立場から支援することを目的とした「福祉制御工学」という分野を提唱しており、本論文もこれ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事を研究の目的としている。

高齢者や障害者の自由な移動を助けるため、交通バリアフリー法が2000年11月に施行され、同法に基づき公共交通事業者等による旅客施設や車両等のバリアフリー化が進められている。2006年度末で鉄道路線においては、1日5000人以上が利用する鉄道駅のうち、エレベーターなどで段差を解消しバリアフリー化されたのが全体の63%、バスでは、ノンステップバス導入率は17.7%リフト付バス1.3%となっており公共施設でのバリアフリー化は進められてはいるものの十分に達成されているとは言えず、高齢者や障害者の自由な移動が妨げられているケースがまだまだ多い。従って、バリアフリーと並行して、高齢者や障害者の移動を補助する車椅子の性能向上が求められている。本論文では様々な種類がある車椅子福祉機器の中でもパワーアシスト車椅子に焦点を絞り研究を行う。

## 1.2 本論文の目的

本論文の目的は、高齢者および障害者の移動範囲拡大への工学的支援として新しい車椅子のパワーアシスト手法を提案することである。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ている。そこで本論文では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パワーアシスト手法を提案する。その際、パワーアシ

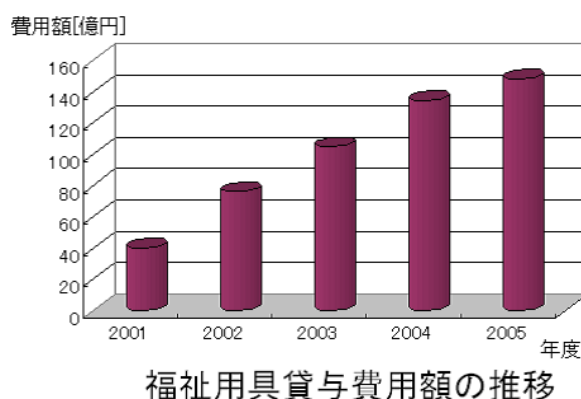


図 1.2: 福祉用具貸与の費用額の推移

スト手法を提案するにあたって、以下の3点を目標として掲げる。

- 安全なアシストであること
- 操縦者の意思と環境の両面を考慮したアシストであること
- 自立を促すアシストであること

まず第一に安全なパワーアシストが求められる。車椅子の制御システムにおいては、人間が計測制御システムの中に含まれているという点で産業用ロボットなどの他の機器とは違った視点での安全性が求められる。人間の動作はコンピュータシミュレーションでは予測が難しく、操縦者の安全を最優先し如何なる事態が発生した場合でも対応できるようなパワーアシスト手法を提案することが第一の目標である。

そして二点目として、操縦者の意思を判断しそれと車椅子の環境に応じたパワーアシストを行うことが求められている。パワーアシスト車椅子は人間と機械が協調した福祉機器であり、人間と機械の役割のバランスを保つことが重要である。すなわち、機械の役割は人間の意思をより早い段階で判断しその意思に応じたパワーアシストを行うことであるがこの役割を適切に設定する必要がある。機械が人間の意思に応じてアシストする割合が小さすぎるとは快適なパワーアシストが得られず、一方、大きすぎても、勝手に人間の意思を解釈したパワーアシストを行い危険な状況に陥ることがある。この具体例として、後方転倒が挙げられる。坂道などで前に漕ぎ出したいときにハンドリムを強く漕ぐと必要以上にパワーアシストが加わることによって前輪が浮上し後方転倒という事態を招くことがある。これは操縦者の意思のみに従ってパワーアシストしてしまった結果であり、環境も考慮したパワーアシスト手法を提案することが第二の目標である。

最後に三点目として、単純に快適性のみを追求するのではなく操縦者の自立を促す要素を持たせるといふ点も重要であると考えられる。すなわち機械任せのアシストでは操縦者自身の機械への依存度が高くなってしまい自立や身体機能の回復の妨げになってしまう可能性があるため、適度なりハビリなどの訓練的要素を盛り込んだアシストが必要である。

以上の3点に基づいた車椅子の新しいパワーアシスト手法の提案を行う事が研究の目的である。

## 1.3 本論文の構成

本論文の構成は以下の通りである。

まず第一章では、本研究の研究背景および研究目的について述べた。

次に第二章では、福祉機械である車椅子の各種類と手動式や電動式の長所短所を解説し、パワーアシスト車椅子の必要性を紹介する。そしてパワーアシスト車椅子の制御システムについて解説する。

第三章では、従来のパワーアシスト手法に関して紹介し、その実験結果を示し、従来のパワーアシスト手法が抱える問題点について考察を行う。

第四章では、筋電信号について解説し、その応用例や筋電信号の計測の仕方や注意点について述べ、車椅子に筋電信号を導入する際の利点について説明する。

第五章では、車椅子を漕ぐ際に計測された筋電信号の周波数解析を行った後、筋電信号の信号処理に関して2種類の手法を用いて比較し、筋電信号によるパワーアシストの利点と欠点について述べる。

第六章では、外乱オブザーバについて解説し、外乱オブザーバから得られる推定入力トルクに基づくパワーアシストの実験結果および考察を行う。

第七章では、第四章と五章で用いたアシスト手法を組み合わせたパワーアシスト手法を提案し、その実験結果を示す。

第八章では、前後方向の加速アシストと停止の際の減速アシストの二つの手法を第七章で用いたアシスト手法に加えることでパワーアシスト手法を改良し、実験を行うことにより従来手法との比較を行い、その性能と実用性を検証する。

最後に、第九章で結言として本論文のまとめと今後の課題について述べる。



## 第2章 パワーアシスト車椅子システム

本章では、車椅子の種類およびパワーアシスト車椅子の概要について紹介した後、実験機の構成について述べる。

### 2.1 車椅子の概要

#### 2.1.1 車椅子の種類

車椅子とは福祉機器の中でも最も幅広い人々に利用される器具であり、その用途・種類もさまざまなものが存在している。用途により車椅子には以下の3種類に大別される。

- 自走式車椅子
- 介助用車椅子
- 電動車椅子

この3種類の車椅子の写真を図2.1に示す。



図 2.1: 自走式車椅子、介助用車椅子、電動車椅子

図2.1左の車椅子は自走車椅子であり、操縦者がハンドリム（後輪の手すり）を掴んで漕ぐ事で移動できる最もユーザーの多い車椅子である。自分で動かしているという実感が得られ、また折り畳みができ持ち運びにも適しているが、上肢の力で駆動するため坂道を登ることが難しく、また走行の際に洋服の袖が汚れてしまうという欠点もある。

図2.1中央の車椅子（株カワムラサイクル KAL-40B）は介助車椅子と呼ばれ、ハンドリムがなく座る人自身は車椅子を操作せず介助者が後ろから押して移動することに限定された車椅子である。車輪が小さいため小回りが利くという利点を持つ。

## 2.1 車椅子の概要

電動車いすには、屋外での使用を目的としたスクータータイプとジョイスティックなどの方向入力装置を使って電動モータにより移動するタイプの2種類がある。図2.1右の車椅子(日進医療器株 NEO-P1)はジョイスティックタイプの電動車いすであり、手首から先の小さな動きで移動が制御できるため上肢に障害を持った人が移動する場合に便利である点や介護者に遠慮することなく自分の望む所に行くことができるという点が利点として挙げられる。一方欠点として、重量が大きく持ち運びには適さない、屋内での使用の際には比較的広いスペースを必要とする、故障時・バッテリー消費時は走行不能になる、高価であることが挙げられる。

このように車椅子には様々な種類があるが、どれも一長一短があるので操縦者の特性に合わせて選択していくことが必要である。

### 2.1.2 パワーアシスト車椅子の特徴

図2.2に本論文の実験で扱うヤマハ発動機から販売されたパワーアシスト車椅子を示す。車椅子を構成する部品は前輪、後輪、ハンドリムを持つという点で自走式車椅子と変わらないが、それにモーター、バネとポテンショメータを用いたトルクセンサ、バッテリーが加わっている。そして、操縦者がハンドリムをどれだけ漕いだかをトルクセンサを介して検出しその情報を元にモータを回すことによってパワーアシストを行う。これにより従来より小さな力でも車椅子が漕げるようになり、パワーアシスト車椅子は自走式車椅子の携帯性と電動車椅子の操作性の両方を持つものとして注目されている。また電動車椅子ではジョイスティックなどのインターフェースを用いるようになるまである程度の慣れが必要であるのに対して、パワーアシスト車椅子では通常の車椅子の操作法と変わらないので移行が比較的容易であるという利点も持っている。



図 2.2: パワーアシスト車椅子 JWII

## 2.2 車椅子制御システムの構成

パワーアシスト車椅子の実験装置の製作としては、YAMAHA の JWII を改造する形で行った。トルクセンサやモータ、制御基盤の一部を流用し、車椅子背面に新たに DSP とマイコンを搭載した制御ボードを搭載することにより制御システムを構築した（図 2.3）。

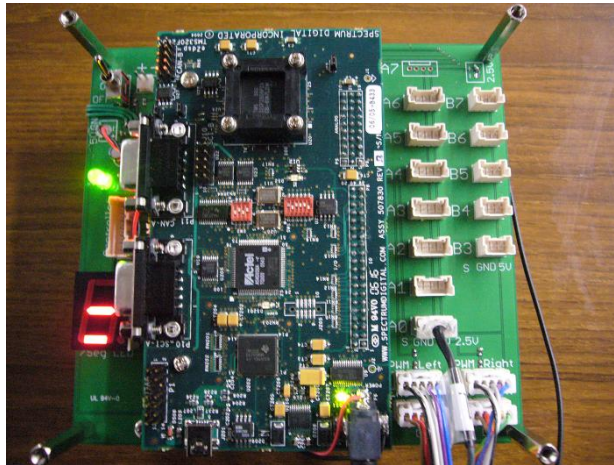


図 2.3: 制御基盤

DSP の特徴として、高速な積和演算を行えるので信号処理に適していること、AD 変換・PWM・シリアル通信・CAN 通信といった周辺機能が豊富で外部回路を別途用意する必要があまりないことが挙げられ、今回は Texas Instruments の eZDSP2808 を使用した。但し、eZDSP2808 は RAM が 36KB と実験データをすべて保存するには足りない容量であるので、指令用のコントローラとして TAC の SH3 マイコンボード SH7706LAN を追加した。

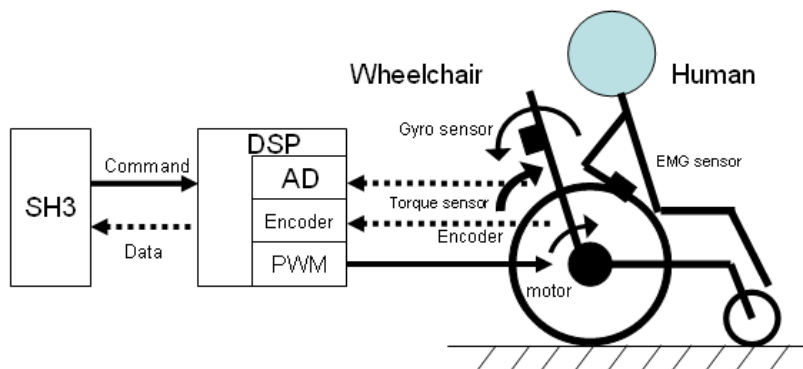


図 2.4: 制御システム構成図

車椅子の左右には 24V90W の DC モータが取り付けられ、その指令値として DSP ボードから車椅子の左右のモータのドライブ回路に周期  $40[\mu s]$  の PWM 信号が送られ、またハンドリムに取り付けられたトルクセンサーにも周期  $20[\mu s]$  の方形波を送る。車椅子からは、左右の車輪に取り付けられたエンコーダから近似正弦波の信号が送られ、それをヒステリシスコンパレータを介して方形波にした後 DSP の四通倍モードのカウンタボードに送り回

## 2.2 車椅子制御システムの構成

転信号を得る。また、AD変換器の入力電圧範囲が0[V]から3[V]なのに対して、トルクセンサーからのトルク信号、筋電センサからの筋電信号、ジャイロセンサからの角速度信号は0[V]から5[V]の信号であるため、それぞれ降圧後DSPの16chAD変換ポートに送られ、160[ns]で12bitのデジタルデータに変換される。

DSPで得られた実験データはDSPからSH3には16本の信号線を介して送られSH3のマイコンボードに搭載されているSDカードに保存される。

実験のコマンドはSH3マイコンボードからDSPに送られて実験が行われる。制御周期は1[ms]で、DSPでは1[ms]毎に割り込みプログラムが実行され、AD変換によるデータ取得、エンコーダからのデータ取得、パワーアシストの計算、左右モータへのDuty比設定、実験データの送信という順序で行われる。一方SH3側は実験データの受信のみを行う。

各製品のメーカーと型番を表2.1にまとめる。

	メーカー名	型番
車椅子	YAMAHA	JWII
DSP	Texas Instruments	eZDSP2808
マイコン	TAC	SH7706LAN
筋電センサ	マイクロキューブ	MES-01
ロータリーエンコーダ	日本電産コパル電子株式会社	RE20F-100-200
ジャイロ	STL Japan	HS-EG3 司 21

表 2.1: 制御ボードを構成する製品の品名

車体重量は26[kg]で荷重分布を表2.2,表2.3に示す。但し、表2.3は体重60[kg]の人間が座ったときの荷重分布である。

	左車輪	右車輪
前輪	1[kg](1%)	1[kg](1%)
後輪	11[kg](42%)	13[kg](50%)

表 2.2: 車椅子の荷重分布

	左車輪	右車輪
前輪	16[kg](61%)	18[kg](68%)
後輪	25[kg](95%)	27[kg](100%)

表 2.3: 人間が乗ったときの車椅子の荷重分布

モータ駆動電源はニッカド水素電池24[V]4.5[Ah]で、ボード用電源は電圧監視回路を内蔵し一定電圧以下になったら実験を停止するようになっている。

# 第3章 従来のパワーアシスト手法

本章では、従来のパワーアシスト手法を紹介し、その実験結果を示す。そして、従来手法の問題点を整理しどのような点を改善すべきかを示す。

## 3.1 従来のパワーアシスト手法

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を式(3.1)に示す。

$$\tau_{assist} = \frac{\epsilon_{PA}}{1 + \tau_S} \tau_{human} \tag{3.1}$$

また、アシストブロック図を図3.1に示す。

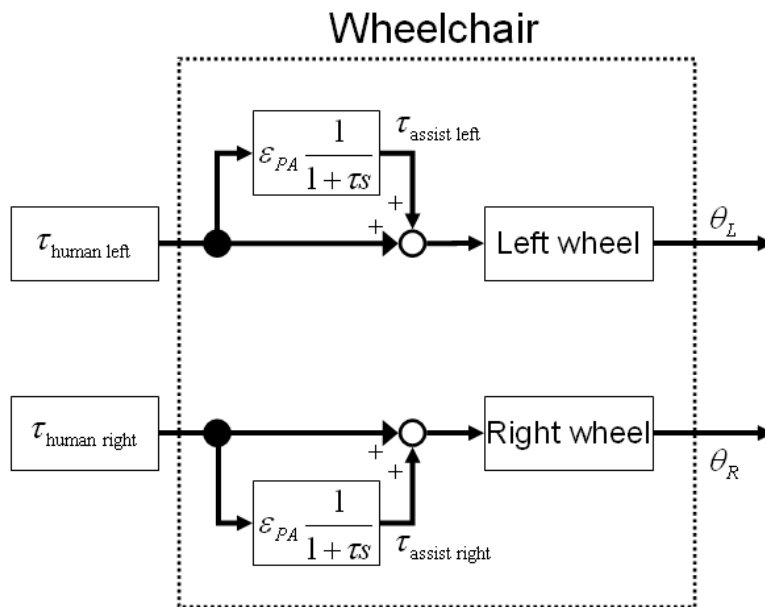


図 3.1: 従来パワーアシスト手法のブロック図

ここで、 $\tau_{human}$  はトルクセンサから得られた人間の入力トルク、 $\tau_{assist}$  はモータが出力するアシストトルク、 $\epsilon_{PA}$  は比例定数、 $\tau$  はローパスフィルタの時定数である。アシストする際に、入力したトルクを定数倍するだけではハンドリムから手を話した直後に車椅子のアシストがなくなってしまうため、操縦者がアシストされた感じが無い。そこで人間が漕い

### 3.2 従来手法の実験結果

だ後もアシストを行うため、式 (3.1) のような一次遅れの形式と式 (3.2) のように時定数を設定することにより惰性走行が行えるようになっている。

$$\tau = \begin{cases} \tau_1 = 0.1[s] & \dot{\tau}_{human} > 0 \\ \tau_2 = 0.5[s] & \dot{\tau}_{human} < 0 \end{cases} \quad (3.2)$$

### 3.2 従来手法の実験結果

従来手法のパワーアシストを用いてハンドリムを2回漕いだときの実験結果を、図 3.2、図 3.3 に示す。一方、パワーアシストをかけない場合の実験結果を図 3.4、図 3.5 に示す。

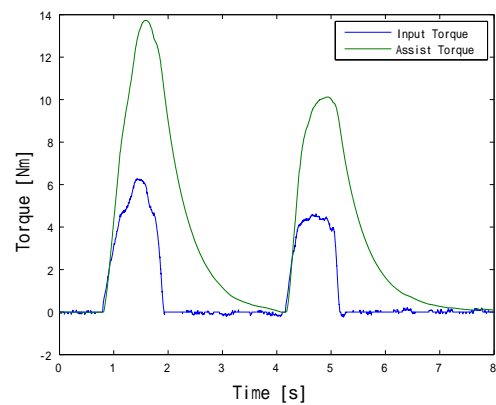
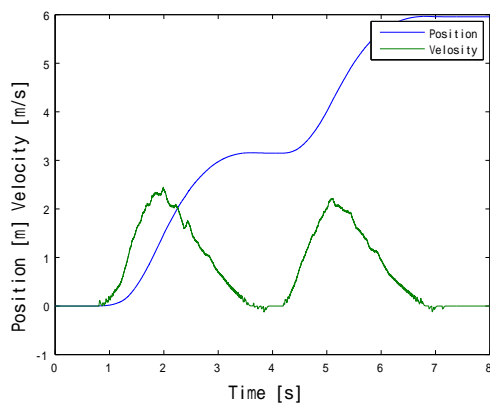


図 3.2: 従来手法のパワーアシスト結果 (移動距離と車輪速度) 図 3.3: 従来手法のパワーアシスト結果 (入力トルクとアシストトルク)

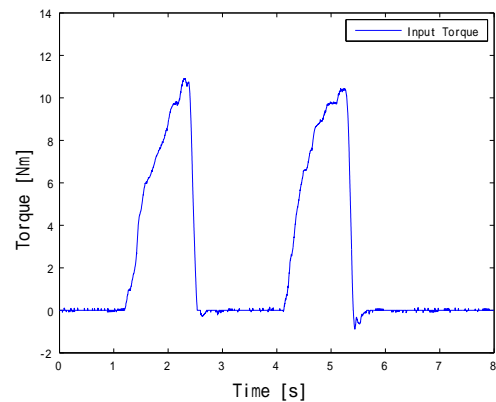
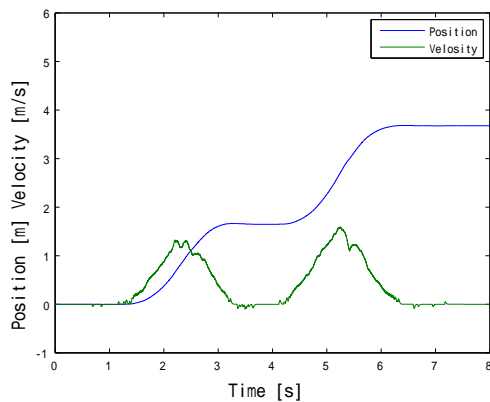


図 3.4: パワーアシストしないときの実験結果 (移動距離と車輪速度) 図 3.5: パワーアシストしないときの実験結果 (入力トルク)

図 3.4 と図 3.2 を比較すると、パワーアシストのある場合はない場合に対して同じハンドリムを2回漕いだ時の移動距離が約 1.5 倍になっており、漕いだ後にも惰性機能が働き車輪速度がゆっくりと下がっていることがわかる。また図 3.5 と図 3.3 を比較すると、パワーアシストを行うことによって、入力トルクが約  $\frac{2}{3}$  に減少していることがわかる。このように、



### 3.2 従来手法の実験結果

パワーアシストをかけることによって、人間が漕ぐのに必要な力は少なくなり、移動できる距離は増えることがわかる。

次に、時定数  $\tau_1$  を変化させたときの実験結果を示す。図 3.6 は立ち上がりの時定数を小さくして急速にアシストをかけた実験結果であり、図 3.7 は立ち上がりの時定数を大きくしてゆっくりとしたアシストを実験結果である。

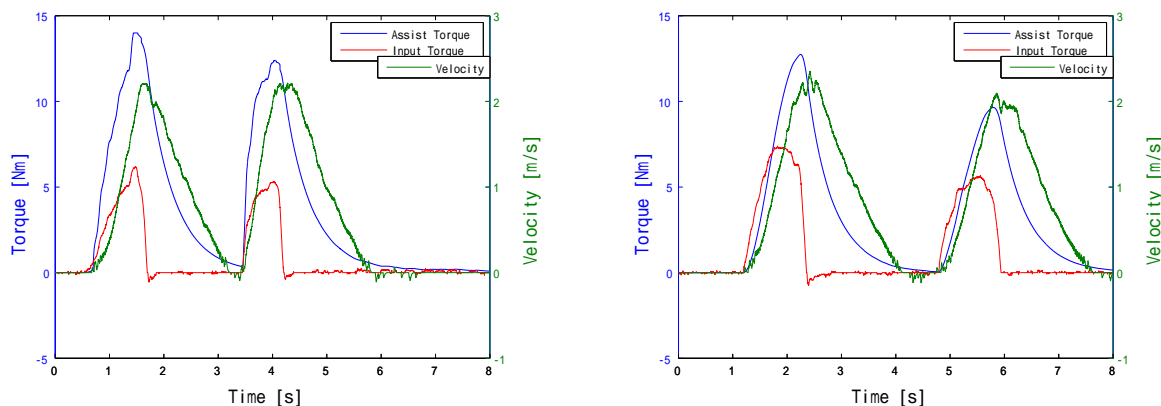


図 3.6:  $\tau_1 = 0.01[s], \tau_2 = 0.5[s]$  としたときの図 3.7:  $\tau_1 = 0.5[s], \tau_2 = 0.5[s]$  としたときのパワーアシストの実験結果

図 3.6 より立ち上がりの時定数を小さくすると勢いよくアシストが加わり快適性は増すものの、車体加速度が大きくなりアシストをしすぎてしまう場合がある。また図 3.7 より立ち上がりの時定数を大きくするとアシストは適度になるものの、アシストがかかり始めるのが遅くなるため漕ぎ出す際に必要な力が若干多くかかってしまう。

次に、時定数  $\tau_2$  を変化させたときの実験結果を示す。図 3.8 は立ち下りの時定数を小さくして惰性機能を弱めた実験結果であり、図 3.9 は立ち下りの時定数を大きくして惰性機能を強めたアシストを実験結果である。

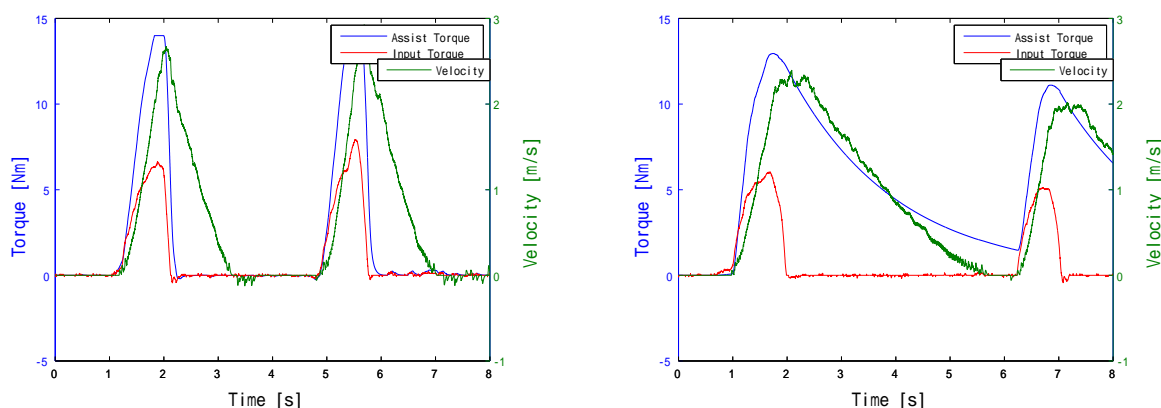


図 3.8:  $\tau_1 = 0.1[s], \tau_2 = 0.05[s]$  としたときの図 3.9:  $\tau_1 = 0.1[s], \tau_2 = 2[s]$  としたときのパワーアシストの実験結果

図 3.8 のように立ち下りの時定数を小さくしてしまうと、わずかな距離を移動する際には便利ではあるが、操縦者がハンドリムから手を離すとすぐにアシストが終わってしまうため長距離移動するにはハンドリムを漕ぐ回数が増え、走行の負担が大きくなってしま

う。一方、図 3.9 のように惰性機能を強くしすぎると操縦の際にかかる負担は減るものの、正確な距離を移動することが難しくなってしまう。

## 3.3 従来手法の問題点

前節の実験結果を通して、従来のパワーアシスト手法における改善すべき問題として以下の三点が挙げられる。

- 快適性と安全性のトレードオフ
- 漕ぎ始めの力がある程度必要であること
- 人間と機械の距離が遠い

一点目として、時定数を変えただけでは外乱応答と目標値応答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。時定数を大きくすると、漕ぐと同時に急速にパワーアシストが加わるにより大きな加速度が発生する。これは特に車椅子を乗り始めた初心者にとっては危険を感じる要因となり、熟練者にとっても乗り心地の悪さの原因となる。また路面の凹凸による外乱の影響も受けやすくなってしまふ。一方、時定数を小さくすると、漕ぎ始めの車体加速度は低下し外乱の影響も小さくなるもののパワーアシストのタイミングが送れ、アシストを受けているという快適な感覚を失ってしまう。このように、単純な時定数の設定では安全性と快適性を両立することが難しくこの問題を解決するためにはより早い段階から人間のハンドリムを漕ぐ信号を計測し状況に応じたアシストをする必要があると考えられる。

二点目として、漕ぎ始めのパワーアシストができていないことである。トルクセンサからの入力、操縦者がハンドリムを漕いで車軸とのねじれが発生してはじめてトルク信号として計測されるため、漕ぎ始めはアシストができないという欠点がある。これはとくに前輪キャストが進行方向と逆になっている場合や車輪に小枝などを踏んでいる場合には漕ぎ出す力が通常漕ぐ場合よりも多く必要となり、疲れの原因となってしまう。

三点目に人間と機械との距離という問題がある。ここでいう人間と機械との距離とは、人間と機械の物理的な長さという意味ではなく、人間と機械がどの程度協調しているかという意味である。既存のトルクセンサーを用いた場合、センサーはハンドリムに固定され機械に近い側から人間の動作に関する計測を行っている。これでは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。

この三点を改善するために、従来のトルクセンサからのトルク信号ではなく筋電信号を用いることによりを行う。次章では、筋電信号の詳細および筋電信号を用いるについて述べる。



## 第4章 筋電信号および計測システム

本章では、筋電信号およびその応用例について述べた後、本実験で使う筋電信号の計測システムについて解説し、車椅子を漕ぐ際の筋電信号の計測実験を行った結果を示す。最後に、筋電信号を車椅子のパワーアシストに用いるメリットについて述べる。

### 4.1 筋電信号について

#### 4.1.1 筋電信号

筋電信号とは、筋収縮を引き起こす筋線維の活動電位を記録したものである。骨格筋の活動電位は、脳神経系からの信号が運動ニューロンを伝搬して神経筋接合部に達し、そこでアセチルコリンが分泌され筋線維膜の極性が一時的に逆転する現象である [9]。この現象は、電位の大きさ  $10[\mu V] \sim 20[mV]$ 、周波数帯域  $2 \sim 1000[Hz]$  ほどといわれている。この微弱な電位をアンプによって増幅したものを筋電信号という。

#### 4.1.2 筋電信号の応用例の紹介

筋電図から得られる情報は、リハビリテーション医学、体育科学、人間工学など多くの分野で活用されている。その中から工学的観点で筋電信号を用いた応用例として以下に筋電義手、筋電スイッチ、ロボットスーツの3種類を紹介する。



図 4.1: 筋電信号を用いた工学的実用例

図 4.1 左は筋電義手（原田電子工業（株）：SH-2）であり、腕の失った部位を動かす筋肉付近に筋電センサを取り付けその筋電センサーから得られる表面筋電位を感知し、その出力が一定の閾値を超えることでスイッチをオン・オフさせて動作させる義手である。内蔵されたモーターにより、ものをつかむ・はなすという動作（把持）ができ、擬似的に本人の

## 4.2 筋電計測システムの解説

意思で動く手を再現することができる。制御手法に関しては、比例制御を用いた手法 [11] からニューラルネットワークを用いて動作識別を行う手法 [12] など活発に研究が行われている。

図 4.1 中央は筋電スイッチ ((株) テクノスジャパン: EMOS PX) であり、筋電信号が一定の閾値を超えるとオンになるスイッチである。この筋電スイッチは、筋力低下などにより押しボタンスイッチの操作が困難なケースに有効であり、また、パソコンを利用する際にはキーボードやマウスが利用できない重度障害のある人の残存機能を引き出すための代替インタフェースとして用いることができる。

図 4.1 左はロボットスーツ (CYBERDYNE (株): HAL) であり、角度センサ・床反力センサ・筋電センサを内蔵し、人間の意思を読み取り思い通り人間のような動作を実現することにより、身体の機能不全を来した装着者の動作を支援したり、リハビリに役立てるロボットである [13]。

この他にも、発音支援システムや食事支援用マニピュレータなど様々な機器のインターフェースとして筋電信号の研究が行われ、筋電信号の工学的応用は今後より発展していくと考えられる。しかし筋電信号の処理に関して、多くの工学的実用例においてアナログ信号から二値化するわけ ON と OFF に変換して扱うのが主流であり、制御入力として使われているのは研究段階にとどまっているのが現状である。そこで本論文では、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。次節では、筋電信号の計測に関して述べる。

## 4.2 筋電計測システムの解説

次に筋電センサーの種類について説明する。筋電図を得るための筋電センサーは表 4.1 のように針電極型と表面電極型に分けられる。

表 4.1: 筋電センサーの比較

	表面電極	針電極
装着方法	皮膚表面に電極を貼り付ける	筋肉に直接電極を挿入
EMG データの取得	複数の筋肉から	特定の筋肉から
使用者の拒否感	小さい	大きい
装着に必要な専門知識	なし	あり
問題点	電極のずれがデータに影響を及ぼす	被験者に痛みが伴う

針電極を用いた場合には、筋肉に直接電極を挿入し特定の筋肉の細かい筋活動が計測できるが、被験者に痛みが伴うという点と装着に専門知識が必要になるという問題点がある。一方、表面電極型は皮膚表面に電極を貼り付ける非侵襲型であり、表 4.2 のように湿式電極と乾式電極に分かれる。

湿式電極は導電性ペーストなどが電極側に組み込まれ長時間使用できないが安定した信号が得られるのに対して、乾式電極ではノイズが混入しやすいものの着脱が容易であるという利点がある [21]。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、図 4.2 の乾式表面電極型の筋電センサー MES-01 (マイクロキューブ (株)) を用いた。

## 4.2 筋電計測システムの解説

表 4.2: 表面電極筋電センサーの比較

	湿式電極	乾式電極
装着方法	ゲル状の電解クリームを付けて貼る	手に巻く
利点	安定した EMG が得られる	実用的
欠点	着脱に手間がかかる	ノイズが混入しやすい

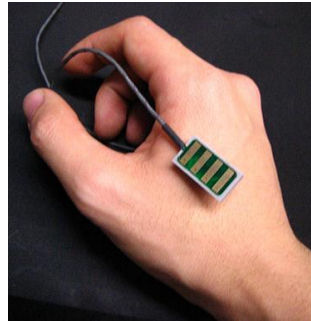


図 4.2: 筋電センサ

皮膚表面で測定される sEMG は数  $\mu$  ~ 数 mV 程度の微弱な信号であるため、筋電信号は電極に内蔵された電極間差動増幅器により 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 1 kHz で得られる。この乾式表面電極型筋電センサーから得られる表面筋電信号は、筋 皮膚表面 電極 差動増幅器 AD 変換器の順番で伝達され、中枢神経系からの随意的な信号だけでなく、末梢のフィードバックも含めて筋肉に伝えられた信号が、時間的・空間的に重ね合わされたものであり、筋の活動をまとまった単位で記録していることから、身体運動を解析するには適している。

本研究では、3 ch の筋電センサーを用いて計測を行った。筋電センサーはそれぞれ母指内転筋、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電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を図 4.3 に、計測システムの全体図を図 4.4 に示す。



図 4.3: 筋電信号を計測する実験の様子

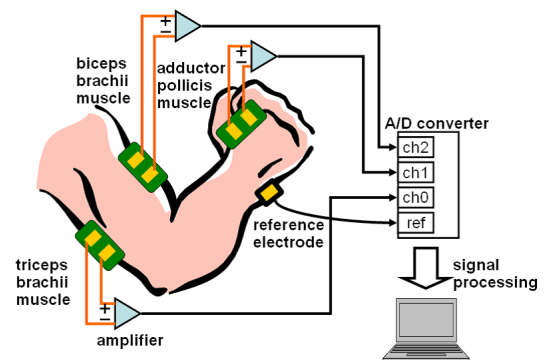


図 4.4: 筋電信号の計測システム図

## 4.2 筋電計測システムの解説

### 4.2.1 筋電信号の計測の際のノイズ

図 4.4 の計測システムを用いて筋電センサとリファレンス電圧を体に取り付け、何も動作を行わない状態で筋電信号を測定した実験を行った結果を図 4.5 から図 4.7 に示す。

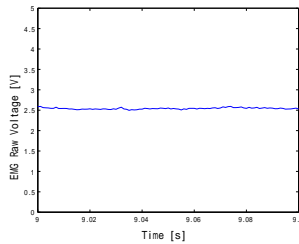


図 4.5: ノイズの少ない筋電信号

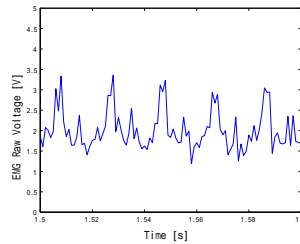


図 4.6: ノイズの多い筋電信号

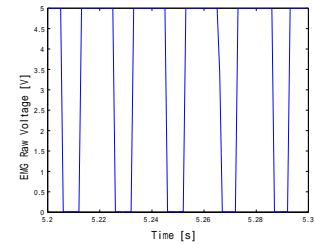


図 4.7: 電極が外れた際の筋電信号

図 4.5 はノイズが混入が少ないときの筋電信号である。信号の平均は 2.543[V]、分散値は 0.0004[V] となっていて、信号の平均は精確に 2.5[V] にはなっていないが測定には問題ない範囲である。一方、図 4.6 はリファレンス電極が皮膚に密着されていない場合の信号であり、信号の平均は 2.012[V]、分散は 0.2344[V] となっている。このような状態では筋電信号がノイズに埋もれ計測ができない。最後に図 4.7 は筋電センサーの電極が完全に皮膚から離れてしまった場合の信号であり、信号が 0[V] と 5[V] で振動し、この信号をパワーアシストに用いると機械系の暴走の原因となるので筋電センサーの電極が外れた場合にはそれを検出してアシストを停止する機能を持たせる必要がある。

### 4.2.2 車椅子のパワーアシストに筋電信号を用いるメリット

ここで、筋電信号を持ちいる利点を以下に 3 点挙げる。

1. 操縦者の動きを素早く推定することが可能
2. 角度の出ない動作の力の入れ具合も検出可能
3. 握力の出にくい場合でもアシスト可能

1. 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。この筋電信号が発生してから筋収縮によって関節が実際に動くまでの時間遅れは電気力学的遅延 (electromechanical delay: EMD) と呼ばれ、その時間差は個人によって、また筋の種類によって異なるが、40 ~ 90 [ms] である [10]。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。

2. 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の入れ具合の測定が可能になる。

## 4.2 筋電計測システムの解説

---

3. 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という従来のパワーアシスト車椅子ではできないことであり、より多くの障害者に対して有効であると考えられる。

本論文では、これらの筋電信号の特徴を用いることで車椅子の加速と減速のパワーアシストする手法を提案している。ただし、筋電信号の欠点として、

1. 信号にノイズが多く含まれる
2. 測定場所・皮膚の状態によって信号が変わる
3. 単純に筋電信号が漕ぐ力と等しいとはいえない

が挙げられ、筋電信号のみによるパワーアシストは難しい。そこで、外乱オブザーバやファジー制御を用いて人間と機械から生じる二つの信号の両方を組み合わせることにより、これらの欠点を補い、人間と機械の協調した車椅子のパワーアシストを行う手法を提案している。これは、人間の体に流れる電流とモータを流れる2つの異なる種類の電流をセンシングして制御を行うという点でセンサーフィージョンの一形態といえる。

# 第5章 筋電信号の信号処理

## 5.1 筋電信号の周波数解析

図 5.1 上段は一回ハンドリムを漕いだときの母指内転筋で採取した筋電信号の原信号であり、図 5.1 下段その時のハンドリムに取り付けられたトルクセンサからのトルク信号である。

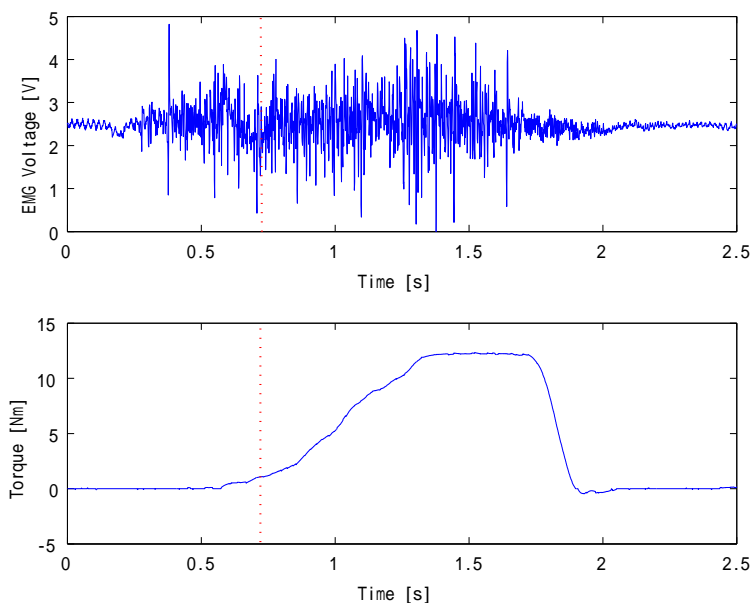


図 5.1: 筋電信号とトルクセンサからの信号

図 5.1 ではトルクセンサがハンドリムを押す信号を検出する時間を赤い点線で表示しているが、筋電信号はその約 500[ms] 前から発生していることがわかる。これは、ハンドリムを漕ぐ前の握る段階から筋電信号が発生していることを意味している。この事から筋電信号を用いてハンドリムを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。しかし、筋電信号の原信号は、電源から混入するハムノイズや電極表面の電気的不安定性により生じる電気化学的雑音やセンサのずれや信号線のゆらぎなどのアーチファクトを含むため、そのままパワーアシストの制御入力に用いることはできない。そこで原信号にどのような周波数の信号が含まれているかを高速フーリエ変換 (FFT) を用いて解析を行った。周波数解析を行った結果を図 5.2 に示す。図 5.2 より筋電信号には 50[Hz] から 300[Hz] の範囲でスペクトルが見られることがわかる。

次に、時系列での周波数分布を見るため短時間フーリエ変換 (STFT) を行った。短時間



## 5.1 筋電信号の周波数解析

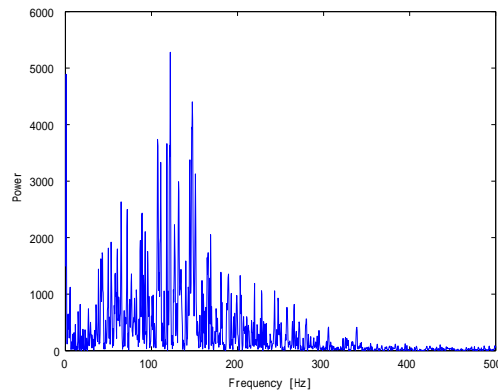


図 5.2: 筋電信号の周波数分布図

フーリエ変換とは、一定の大きさの窓関数を用いて信号を切り出し、その結果をフーリエ変換を計算することにより周波数分布の時間的変化を求める手法のことであり式 (5.1) で定義される [6]。

$$X(b, \omega) = \int_{-\infty}^{\infty} w(t-b)e^{-j\omega t}x(t)dt \quad (5.1)$$

ここで、 $w$  は窓関数と呼ばれる重み関数であり、ガウス窓、ハニング窓、ハミング窓、ブラックマン窓関数が一般的によく用いられる。図 5.1 の筋電信号に対して短時間フーリエ変換を行った結果を図 5.3 に示す。ここで、窓関数はハニング窓を利用し、窓の長さは信号の長さの  $\frac{1}{10}$  としている。

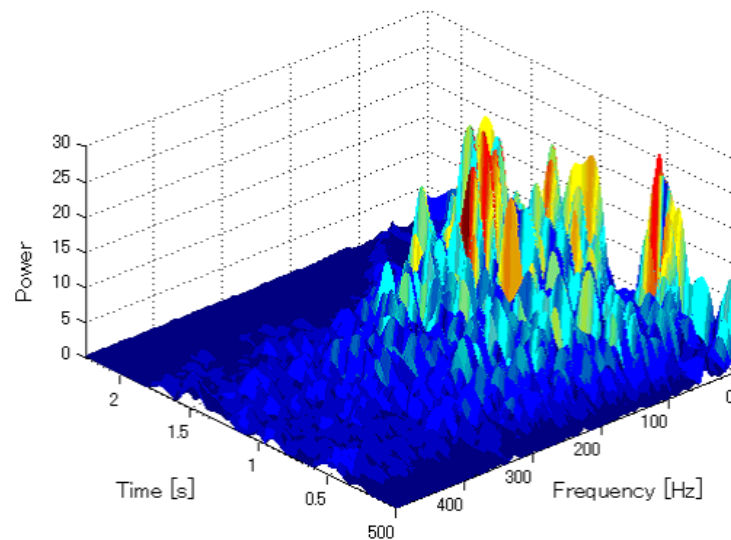


図 5.3: 筋電信号の時間周波数分布図

図 5.3 より、ハンドリムを漕いでいない定常状態においては 50[Hz] 付近の低周波成分が

多く見られるのに対してハンドリムを漕ぎはじめると周波数の高い成分が多くなっていることがわかる。

## 5.2 積分筋電信号

筋電信号の信号処理の一般的な例として積分筋電信号 (iEMG) がある [5]。積分筋電信号とは図 5.4 のように筋電信号を全波整流平滑化 (積分) した信号である。平滑化は区間の積分やローパスフィルタによって行われ、カットオフ周波数は 10[Hz] 以下に設定することが多い [7]。iEMG は筋肉の電気的活動量の総計であり、筋の活動レベルの量的評価の指標とされる。

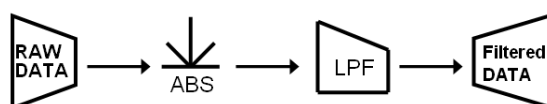


図 5.4: 積分筋電信号の信号処理

今回、ローパスフィルタには 4 次のバターワースフィルタを用いた。カットオフ周波数を 10[Hz] と 3[Hz] として iEMG を求めた結果をそれぞれ図 5.5, 図 5.6 に示す。

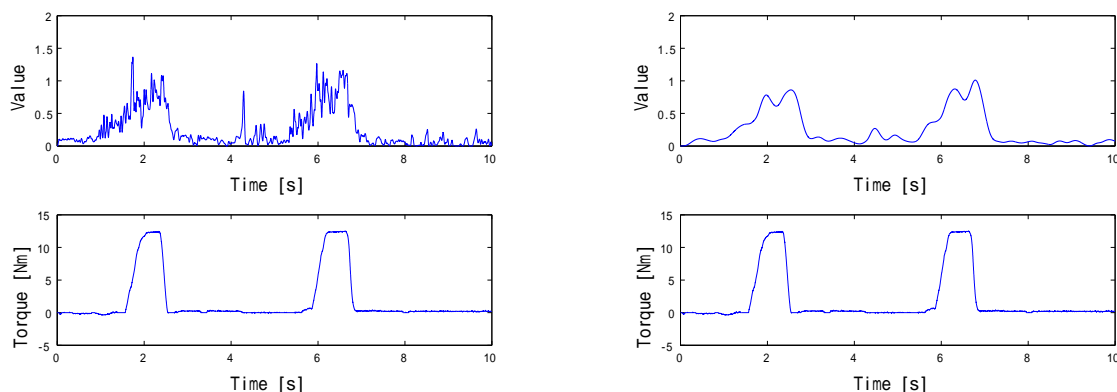


図 5.5: カットオフ周波数 10[Hz] の積分筋電信号と筋電信号  
 図 5.6: カットオフ周波数 3[Hz] の積分筋電信号と筋電信号

図 5.5 よりカットオフ周波数が高い場合はノイズを消去できてなく全体的にハンドリムを漕いでいるときと握っているときの特徴がつかみにくいため、アシストに利用することが難しいことがわかる。一方、図 5.6 のカットオフ周波数が低い場合は平滑化の割合が強く変換後の信号が全体的に滑らかになっているものの、原信号に対する遅れが目立っていることがわかる。これでは、ハンドリムを握る段階での筋電信号とノイズの区別が難しくパワーアシストに用いることができない。

そこで、筋電信号の遅れが少なくかつ平滑化する信号処理を次節で紹介する。



## 5.3 微分筋電信号

### 5.3.1 微分筋電信号

微分筋電信号の信号処理の過程を図 5.7 に示す。

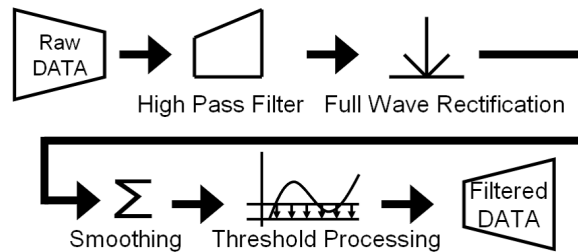


図 5.7: 微分筋電信号の信号処理

まず筋電センサーから得られた筋電信号に信号の変化分を強調するため、100Hz のハイパスフィルターを通す (図 5.9)。その後、信号を信号の大きさを全波整流を行い負の値の信号を反転する (図 5.10)。そして、過去 50ms 分のデータの平均を取り平滑化を行う (図 5.11)。最後に、閾値以下のデータは 0 にするという処理を行ってパワーアシストに用いる制御入力とする。

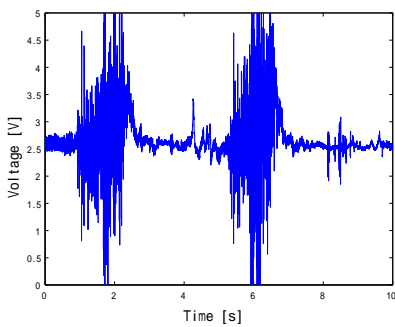


図 5.8: 筋電信号

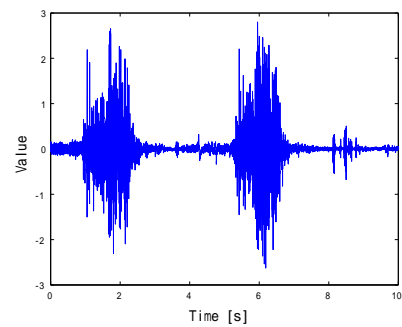


図 5.9: ハイパスフィルタ後の信号

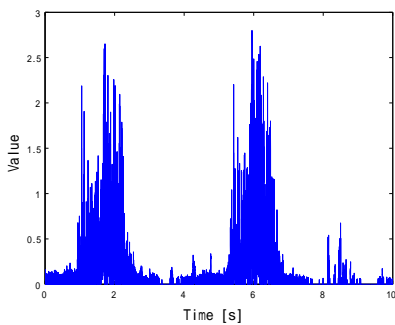


図 5.10: 全波整流後の信号

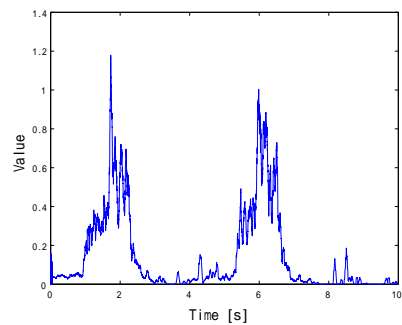


図 5.11: 平滑化後の信号

### 5.3 微分筋電信号

この処理によって変換された信号とトルクセンサから得られる信号を比較した結果を図 5.12, 図 5.13 に示す。図 5.12 ではカットオフ周波数が 100[Hz]、図 5.13 では 10[Hz] としている。

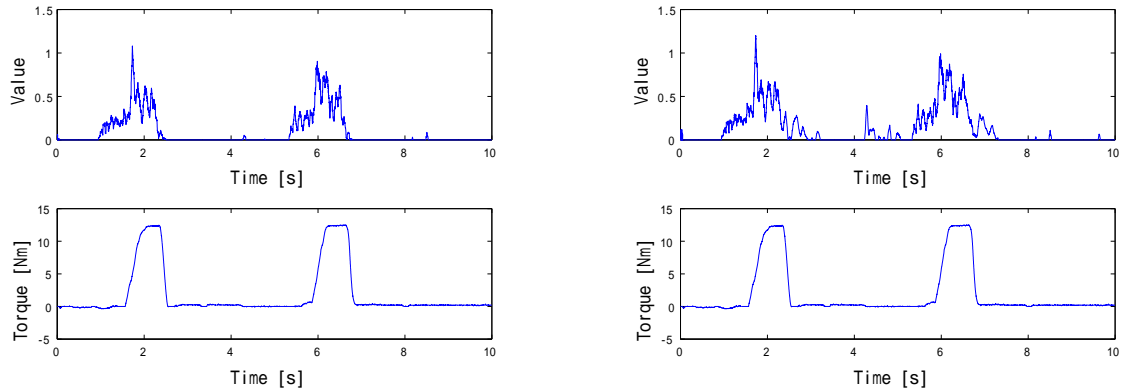


図 5.12: カットオフ周波数 100[Hz] の微分筋電信号とトルク信号  
 図 5.13: カットオフ周波数 10[Hz] の微分筋電信号とトルク信号

図 5.12 では変換後の信号が筋電信号の変化に遅れなく変換され、ハンドリムを握る段階での筋電信号が抽出できていることがわかる。一方、図 5.13 ではノイズが除去できていないことがわかる。従って、カットオフ周波数 100[Hz] の微分筋電信号をハンドリムを握る段階でのパワーアシストに用いることにする。

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。

#### 5.3.2 微分筋電信号によるパワーアシスト

微分筋電信号を用いてパワーアシストを行うブロック図を図 5.14 に示す。

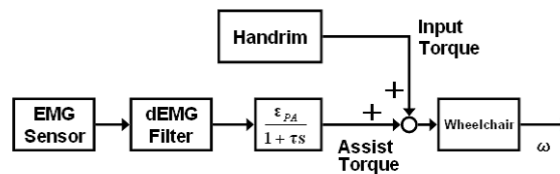


図 5.14: 筋電信号を用いたパワーアシストブロック図

図 5.14 では、筋電センサからの筋電信号が dEMG のブロックに入り図 5.7 の処理を行うことによって微分筋電信号に変換され、その結果に一次遅れのゲインを掛けることによってアシストトルクをフィードフォワードで生成するブロック図となっている。ここで、一次遅れの時定数  $\tau$  は従来手法と同様、式 (5.2) のように時定数を設定し、これにより惰性走行が行えるようになっている。

$$\tau = \begin{cases} \tau_1 = 0.1[s] & \dot{v} > 0 \\ \tau_2 = 0.5[s] & \dot{v} < 0 \end{cases} \quad (5.2)$$

### 5.3 微分筋電信号

図 5.14 のアシスト手法を用いてパワーアシストを行った結果を図 5.15 から図 5.18 に示す。図 5.15, 図 5.16 では  $\epsilon = 1.2$  とした実験結果であり、図 5.17, 図 5.18 では  $\epsilon = 0.8$  とした実験結果である。

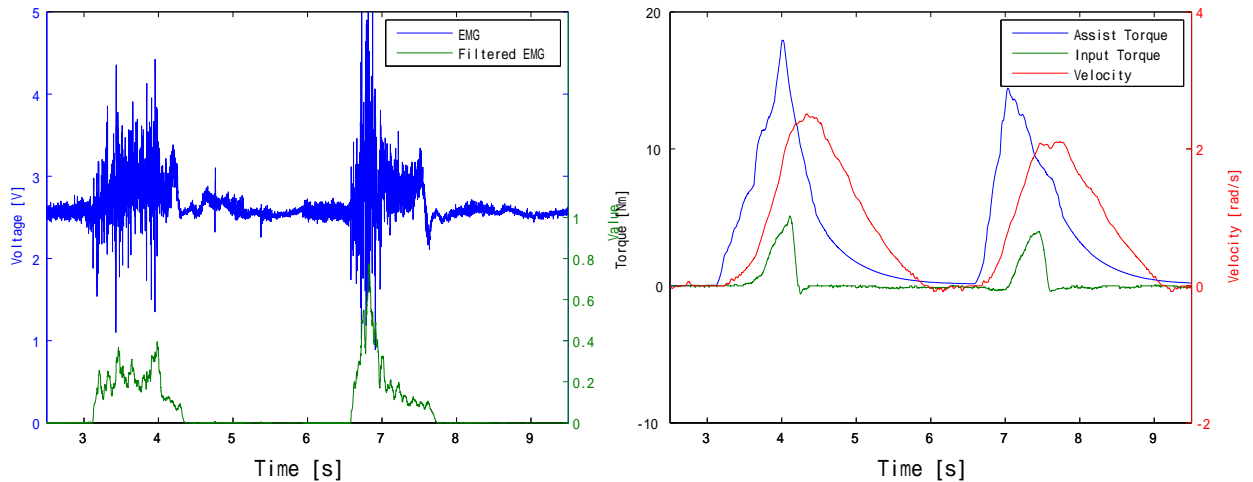


図 5.15: 微分筋電信号によるアシスト結果 (筋電信号と微分筋電信号)      図 5.16: 微分筋電信号によるアシスト結果 (入力トルク、アシストトルクおよび車輪速度)

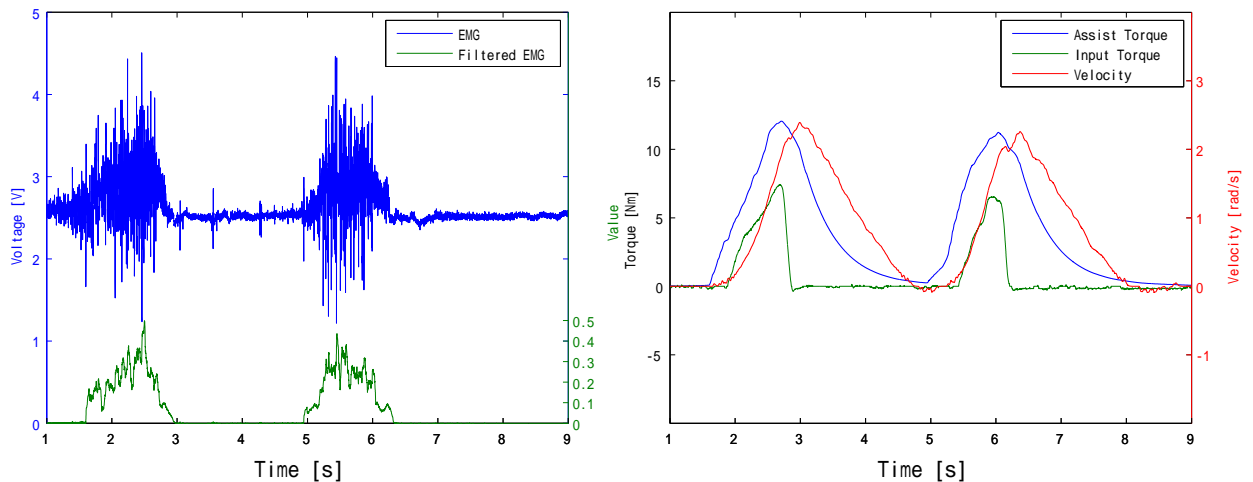


図 5.17: 微分筋電信号によるアシスト結果 (筋電信号と微分筋電信号)      図 5.18: 微分筋電信号によるアシスト結果 (入力トルク、アシストトルクおよび車輪速度)

アシスト比を小さくした場合には図 5.15 よりアシストトルクはハンドリムを握ると同時に大きくなり、手を握る力を緩めると同時に急激に小さくなっていることがわかる。その結果、図 5.16 より車輪速度は漕ぎ出す前から増加していることがわかる。一方、アシスト比を小さくした場合には図 5.17 よりアシストトルクはハンドリムを握るとともに増加してはいるものの値としては大きくないため、結果として図 5.18 より車輪速度は漕ぎ出すタイミングとほぼ同時に徐々に立ち上がっていることがわかる。また、トルクセンサからの入力トルク図 5.16 と比較して若干多くなっていることがわかる。

### 5.3 微分筋電信号

---

これら実験結果から微分筋電信号を用いた車椅子のパワーアシスト手法は、従来のトルクセンサを用いて入力トルクを検出したアシストよりも

- 素早いアシストが可能
- 物理的外乱に対して強い

という特徴を持つ。一点目は、ハンドリムを握る段階からのアシストにより従来の回転を検出した後からのアシストよりも早い段階でアシストが可能になることである。

二点目は、トルクセンサが物理的な外乱に対して反応してしまうのに対して、筋電信号は人間の意思があって発生する信号であるため物理的外乱に強いという特徴を持ち、これにより路面の状態やなどの環境の外乱からの影響を受けにくいアシストが可能となるということである。

一方、問題点として以下の2点が挙げられる。

- ハンドリムを漕ぐ力と微分筋電信号が一致しているとはいえない
- 一方向のみのアシスト

一つ目は、ハンドリムを握る段階での筋電信号と入力トルクが単純に比例していると認識することは難しく、漕いだ分の力に応じたアシストができないという問題である。これに対しては、次章で外乱オブザーバを用いて力センサレスで入力トルクを検出する手法と組み合わせることにより対処する。

二つ目は、1チャンネルの筋電信号では操縦者が前方に漕ぐのか後方に漕ぐのかの判別ができず、常に一方向のみのアシストとなってしまうという問題である。これに対しては、八章で漕ぎたい方向を推定する判別器を用いることにより対処する。

# 第6章 外乱オブザーバを用いたパワーアシスト手法

外乱オブザーバとは、モデル化誤差やパラメータ変動などをシステムの状態の一部としてまとめて推定し、この推定した外乱をフィードバックすることにより外乱を補償する手法である。そこで、車椅子のパワーアシストに外乱オブザーバを適用することにより、外乱に含まれる入力トルクを増幅することにより力センサレスで車椅子をパワーアシストすることが可能になる [8]。本章では、まず外乱オブザーバの概要を述べその推定を行った後、外乱オブザーバから得られた信号を基にしたパワーアシストの実験を行い、その結果について考察を行う。

## 6.1 外乱オブザーバ

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ことを考える。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図 6.1 に示す。ただし、 $J_n, B_n$  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。

図 6.1 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。ここで、車椅子のノミナルモデル  $J_n(s)$  は速度の変化率の符号によって変化するものとして考え、式 (6.1) としている。また、 $T_a = 0.01, B_n = 0.2$  と設定して実験を行った。

$$J_n = \begin{cases} 0.5 & \dot{v} > 0 \\ 0.05 & \dot{v} < 0 \end{cases} \quad (6.1)$$

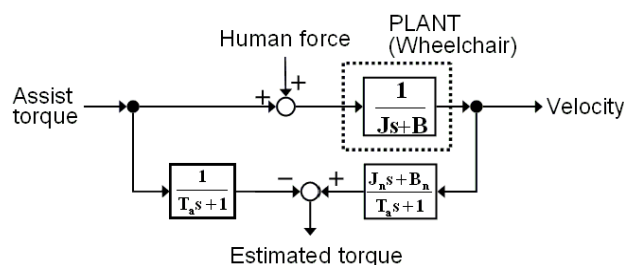


図 6.1: 車椅子の入力トルクを推定する外乱オブザーバのブロック図

## 6.2 外乱オブザーバによるパワーアシスト

車椅子を漕いだときの外乱オブザーバからの推定入力トルク信号とトルクセンサーによる入力トルク信号を図 6.2 に示す。

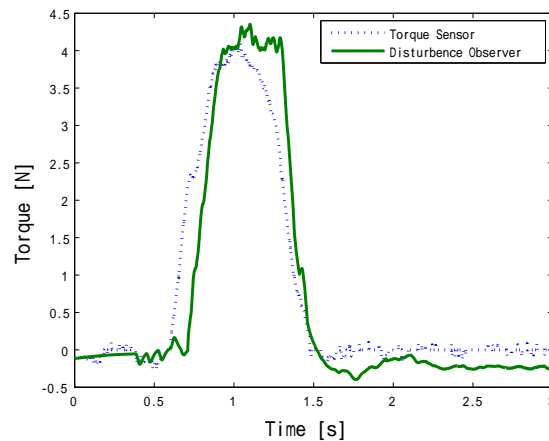


図 6.2: 外乱オブザーバによる入力トルクの推定結果

図 6.2 より、操縦者の入力トルクがトルクセンサから得られる信号と同じように推定されていることが分かる。ただし、車椅子が減速する際、実際には入力トルクを加えていないにもかかわらず負の入力トルクを推定してしまう点や、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。

## 6.2 外乱オブザーバによるパワーアシスト

外乱オブザーバを用いてトルクセンサレスでパワーアシストを行うブロック図を図 6.3 に示す。図 6.3 の DisturbanceObserver のブロックに図 6.1 の外乱オブザーバが入る。

このブロック図では、外乱オブザーバから得られた推定入力トルクにローパスフィルタをかけた後、定数  $K$  倍するフィードバックをしてパワーアシストを行う。このブロック図を用いて実験を行った結果を図 6.4, 図 6.5 に示す。

図 6.5 より、外乱オブザーバを用いたパワーアシストはトルクセンサを用いたパワーアシ

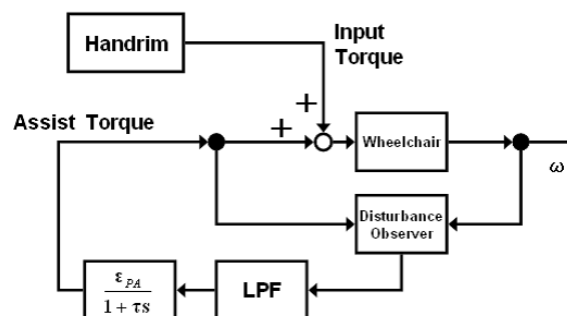


図 6.3: 外乱オブザーバを用いたパワーアシストブロック図

## 6.2 外乱オブザーバによるパワーアシスト

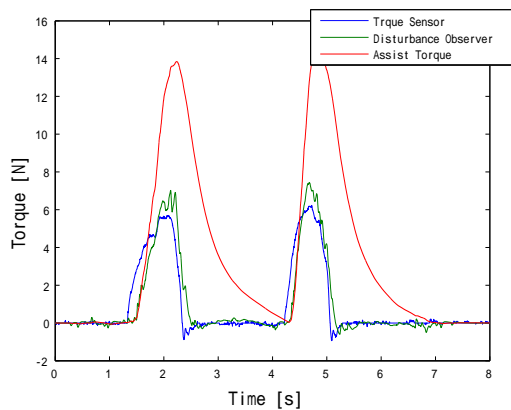


図 6.4: 外乱オブザーバを用いたパワーアシストの実験結果 (推定入力トルク、トルクセンサーからの信号、アシストトルク)

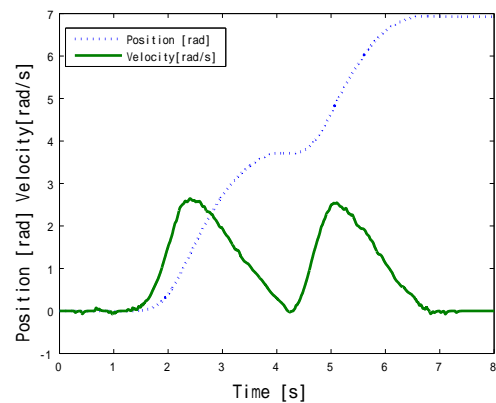


図 6.5: 外乱オブザーバを用いたパワーアシストの実験結果 (車輪速度と車輪回転角度)

ストと同じようにパワーアシストが行えていることがわかる。従来のトルクセンサではハンドリムにかかる力のみ計測できたが、外乱オブザーバでは車椅子全体にかかる力を検出できるという点が外乱オブザーバを用いる利点として挙げられる。この事は介護者が車椅子を後ろから押す力も検出できることを意味し、操縦者と介護者の両方のパワーアシストが可能になる。一方、問題点として推定入力トルクの立ち上がりが遅いという点が挙げられる。図 6.4 では 0.2[s] 遅れて入力トルクが推定されている。これは、ハンドリムを握る動作の後にハンドリムと車軸のねじれからトルクセンサーが入力トルクを検出するのに対して外乱オブザーバはさらにその後の車輪回転角度の変化によって入力トルクを推定している事が原因であり、この事から、外乱オブザーバを用いたパワーアシストは漕ぐ段階では有効であるが握る段階では用いることができないとわかる。従って、前章で述べた微分筋電信号と組み合わせたパワーアシスト手法の構築を行う。

# 第7章 外乱オブザーバと微分筋電信号を用いたパワーアシスト手法

## 7.1 ファジーコントローラを用いたパワーアシストの構成

本章では、前章までに述べた筋電信号によるアシストと外乱オブザーバによるアシストを組み合わせたパワーアシスト手法を提案する。図 7.1 に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のブロック図を示す。

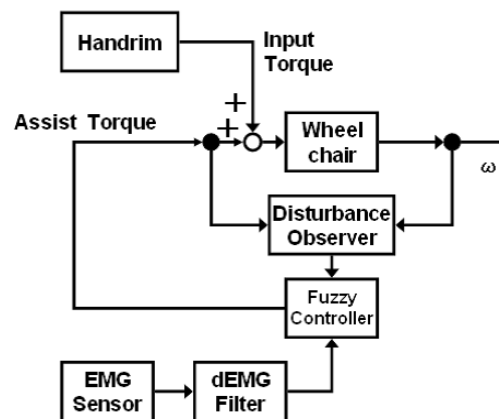


図 7.1: 筋電信号と外乱オブザーバを組み合わせたパワーアシストブロック図

図 7.1 における FuzzyController のブロックは筋電センサからの信号と外乱オブザーバからの信号を組み合わせるアシストトルクを生成するブロックであり、その内部構造を図 7.2 に示す。

ここで、 $F_1$  は筋電信号の影響度の大きさであり、 $F_2$  は外乱オブザーバからの推定入力トルク信号の影響度の大きさであり、これらは車輪回転速度に応じて図 7.3 のように変化する。そして、アシストは図 7.4 に示す走行状態に応じて変化する。

- 発進時

車輪回転速度が閾値  $v_\alpha$  以下であれば、ハンドリムを握って漕ぎ出そうとし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。発進時のアシストは  $K1, \tau_1$  の設定によって決まり、 $K1$  は微分筋電信号をアシストに変換するゲインであり、 $\tau_1$  はアシストトルクの立ち上がりの早さを決める定数である。



## 7.1 ファジーコントローラを用いたパワーアシストの構成

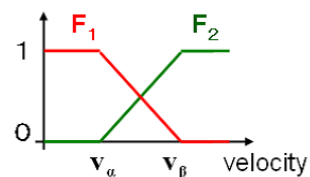
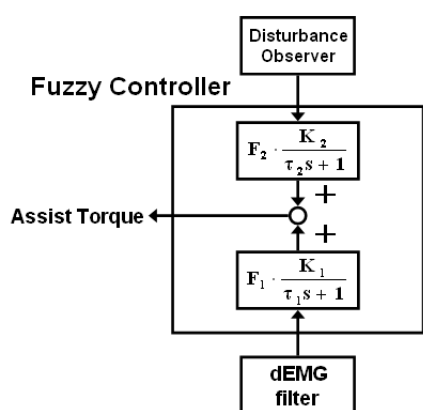


図 7.3: メンバシップ関数  $F_1, F_2$

図 7.2: ファジーコントローラの内部構造

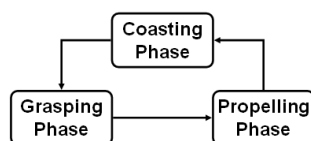


図 7.4: 車椅子の走行状態

- 加速時

車輪回転速度が閾値  $v_\beta$  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。加速時のアシストは  $K_2, \tau_2$  の設定によって決まり、 $K_2$  は外乱オブザーバからの推定入力トルクをアシストに変換するゲインであり、 $\tau_2$  はアシストトルクの立ち上がりの早さを決める定数である。

車輪回転速度が  $v_\alpha$  から  $v_\beta$  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。 $v_\alpha$  と  $v_\beta$  の値の差を小さくするとアシストトルクが急激に変化し、逆に大きく取るとアシストトルクの変化は緩やかになる。

- 減速・惰性時

操縦者がハンドリムから手を離すと入力トルクは 0 となり、車輪回転速度は下がり始めるが、この時アシストトルクも同時に 0 にしてしまうと快適なアシストが得られない。そこで、減速時には  $\tau_1 = \tau_2 = 0.5[s]$  として時定数を大きくすることにより、惰性走行を生み出すアシストを行う。

このアシスト手法を用いて次節で実験を行い、その有効性を検証する。

## 7.2 外乱オブザーバと微分筋電信号を用いたパワーアシスト手法の実験結果

結果を図 7.5, 7.6 に示す。但し、 $v_\alpha = 0.3, v_{beta} = 0.8, K_1 : K_2 = 4 : 1$ 、 $\tau$  に関しては式 (7.1) のように設定して実験を行った。

$$\tau = \begin{cases} \tau_{1fast} = \tau_{2fast} = 0.1[s] & \dot{v} > 0 \\ \tau_{1slow} = \tau_{2slow} = 0.5[s] & \dot{v} < 0 \end{cases} \quad (7.1)$$

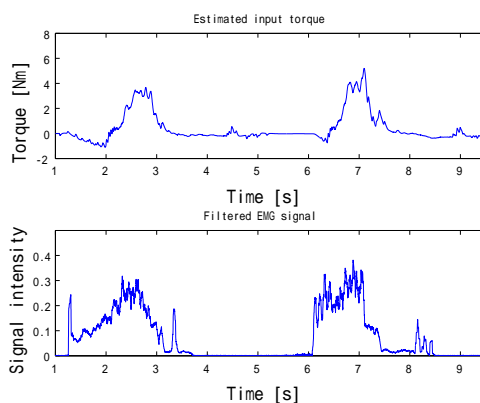


図 7.5: 微分筋電信号と外乱オブザーバからの推定入力トルク信号

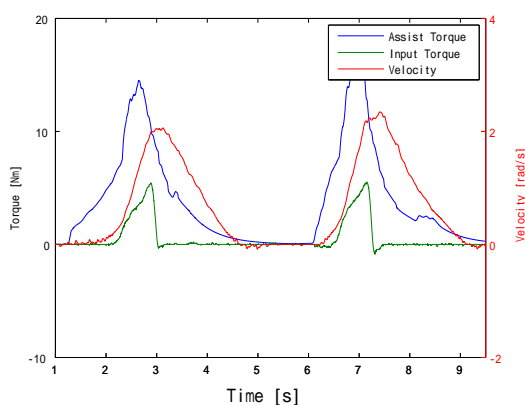


図 7.6: アシストトルクとトルクセンサからの入力トルク信号および車輪回転速度

またアシストトルクは図 7.5 の微分筋電信号と推定入力トルク信号を組み合わせることにより、図 7.6 のようになり、トルクセンサが入力トルクを検出するよりも 300 ~ 500[ms] 早くアシストトルクが立ち上がっていることがわかる。この結果、従来手法の結果である図 3.2、図 3.3 と比較して、ハンドリムを握った段階からのアシストが可能になり、車椅子を漕ぎ出す際の負担が減っていることがわかる。

## 7.2 外乱オブザーバと微分筋電信号を用いたパワーアシスト手法の実験結果

### 定数 $K_1, K_2$ を変えた際の実験結果

次に、ファジーコントローラ内部の定数  $K_1, K_2$  を変化させた実験を行い、その結果を以下に示す。図 7.7, 図 7.8 では  $K_1 : K_2 = 7 : 1$  と設定し、図 7.9, 図 7.10 では  $K_1 : K_2 = 1 : 1$  と設定している。

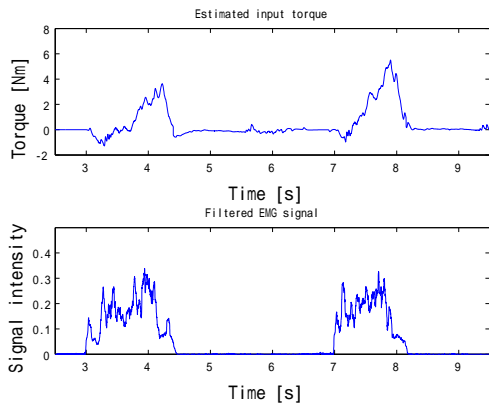


図 7.7: 微分筋電信号と外乱オブザーバからの推定入力トルク信号 ( $K_1:K_2=7:1$ )

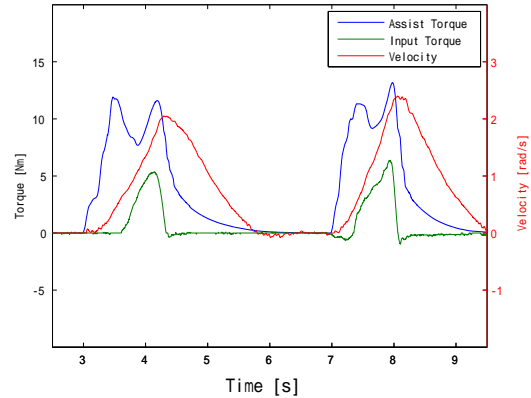


図 7.8: アシストトルクとトルクセンサからの入力トルク信号および車輪回転速度 ( $K_1:K_2=7:1$ )

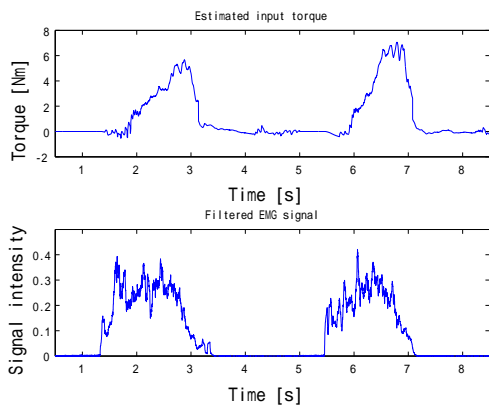


図 7.9: 微分筋電信号と外乱オブザーバからの推定入力トルク信号 ( $K_1:K_2=1:1$ )

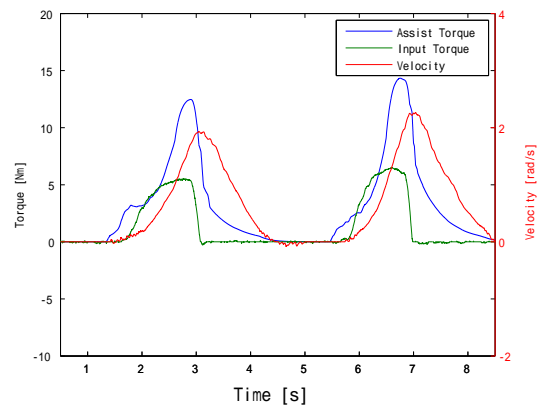


図 7.10: アシストトルクとトルクセンサからの入力トルク信号および車輪回転速度 ( $K_1:K_2=1:1$ )

$K_1$  を大きくした図 7.7, 図 7.8 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しまっている。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。

## 7.2 外乱オブザーバと微分筋電信号を用いたパワーアシスト手法の実験結果

一方、 $K_1$  を小さくした図 7.9, 図 7.10 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。

### 定数 $v_\alpha, v_{beta}$ を変えた際の実験結果

次に、ファジーコントローラ内部の定数  $v_\alpha, v_{beta}$  を変化させた実験を行い、その結果を以下に示す。図??, 図??では  $v_\alpha = 0.1, v_{beta} = 1.5$  と設定し、図??, 図??では  $v_\alpha = 1.0, v_{beta} = 1.05$  と設定している。

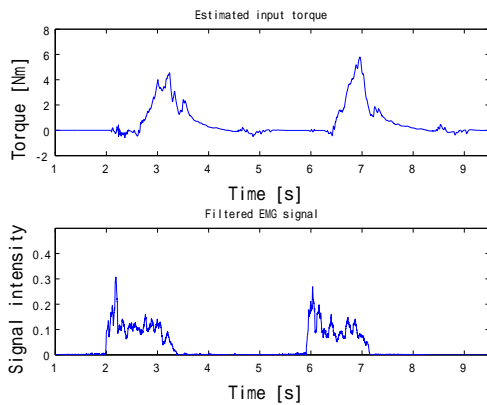


図 7.11: 微分筋電信号と外乱オブザーバからの推定入力トルク信号 ( $v_\alpha = 0.1, v_{beta} = 1.5$ )

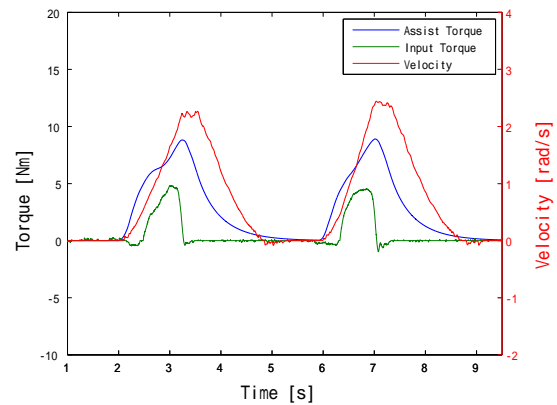


図 7.12: アシストトルクとトルクセンサからの入力トルク信号および車輪回転速度 ( $v_\alpha = 0.1, v_{beta} = 1.5$ )

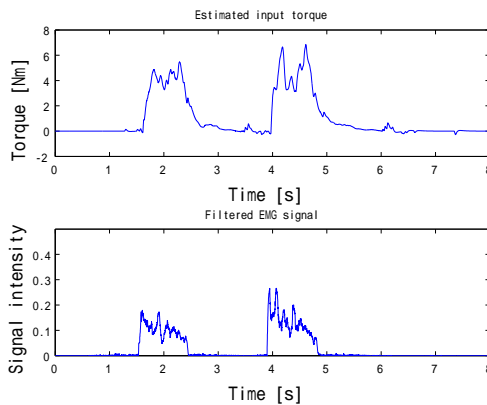


図 7.13: 微分筋電信号と外乱オブザーバからの推定入力トルク信号 ( $v_\alpha = 1.0, v_{beta} = 1.05$ )

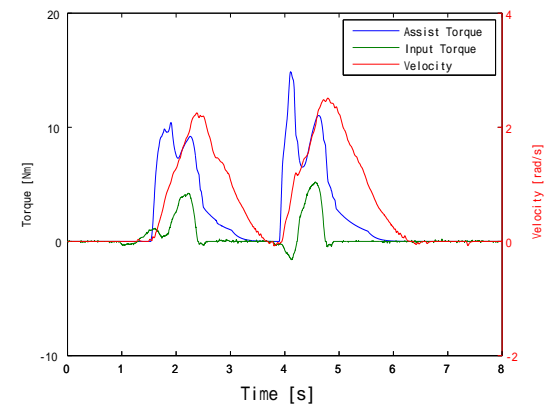


図 7.14: アシストトルクとトルクセンサからの入力トルク信号および車輪回転速度 ( $v_\alpha = 1.0, v_{beta} = 1.05$ )

## 7.2 外乱オブザーバと微分筋電信号を用いたパワーアシスト手法の実験結果

$v_\alpha$  と  $v_\beta$  の間隔を小さくした図 7.13, 図 7.14 では加速時にアシストトルクが急激に変化してしまっている。これは  $v_\alpha$  と  $v_\beta$  の間隔が小さいため、ファジーコントローラが機能せずに微分筋電信号によるアシストと推定入力トルク信号によるアシストが独立に機能してしまった結果、車輪速度が  $v_\alpha$  を超えてアシストが切り替わる際にアシストトルクが不連続になっている。この結果、車輪速度は漕ぎ途中で減速し、乗り心地が悪くなっている。

一方、 $v_\alpha$  と  $v_\beta$  の間隔を大きくした図 7.11, 図 7.12 では加速時にアシストトルクは緩やかに変化し、車輪速度も緩やかに変化していることがわかる。

従って、二つのアシストを組み合わせる際には単純に和を取るのではなく、ファジーコントローラによって組み合わせることにより乗り心地の快適性を考慮したアシストが実現できるということがわかる。

### 定数 $\tau_1, \tau_2$ を変えた際の実験結果

次に、ファジーコントローラ内部の定数  $\tau_1, \tau_2$  を変化させた実験を行い、その結果を以下に示す。図 7.15, 図 7.16 では式 (7.2) のように設定し、図 7.17, 図 7.18 では式 (7.3) のように設定している。

$$\tau = \begin{cases} \tau_{1fast} = \tau_{2fast} = 0.05[s] & \dot{v} > 0 \\ \tau_{1slow} = \tau_{2slow} = 0.2[s] & \dot{v} < 0 \end{cases} \quad (7.2)$$

$$\tau = \begin{cases} \tau_{1fast} = \tau_{2fast} = 0.5[s] & \dot{v} > 0 \\ \tau_{1slow} = \tau_{2slow} = 1.125[s] & \dot{v} < 0 \end{cases} \quad (7.3)$$

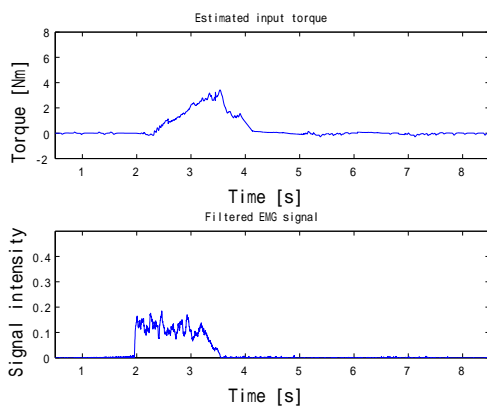


図 7.15: 微分筋電信号と外乱オブザーバからの推定入力トルク信号 (時定数: 式 (7.2))

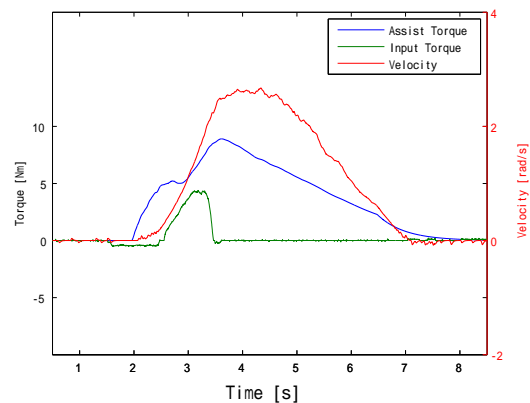


図 7.16: アシストトルクとトルクセンサからの入力トルク信号および車輪回転速度 (時定数: 式 (7.2))

式 (7.2) のように時定数を設定した図 7.15, 図 7.16 では加速時にアシストトルクの上昇の勢いが強く、車輪回転速度は。このようなアシストは車椅子の操縦に慣れた方に有効であると考えられる。

一方、式 (7.2) のように時定数を設定した図 7.17, 図 7.18 では加速時にアシストトルクは緩やかに変化し、車輪速度も緩やかに変化していることがわかる。この結果、図 7.16 で

## 7.2 外乱オブザーバと微分筋電信号を用いたパワーアシスト手法の実験結果

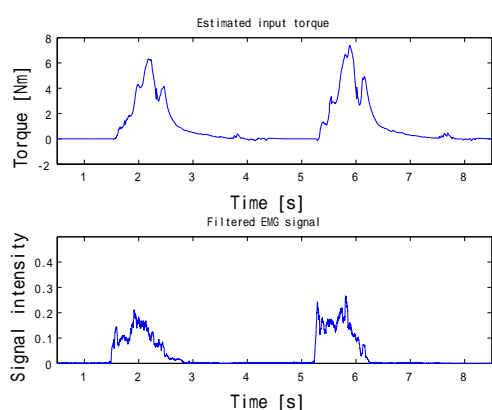


図 7.17: 微分筋電信号と外乱オブザーバからの推定入力トルク信号 (時定数: 式 (7.3))

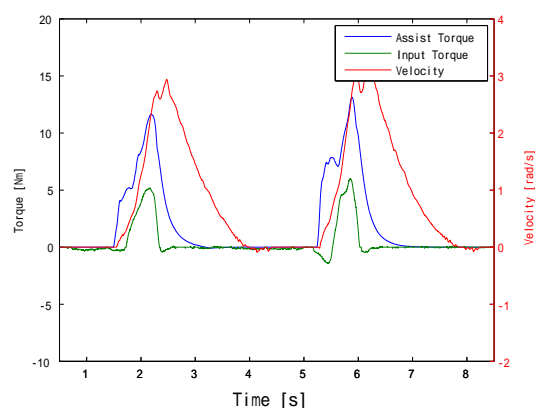


図 7.18: アシストトルクとトルクセンサからの入力トルク信号および車輪回転速度 (式 (7.3))

は二回漕いだ距離を図 7.18 では一回漕ぐだけで移動することができる。このようなアシストは車椅子に乗り始めた方や長距離を移動する際に有効であると考えられる。

このように、時定数  $\tau$  を設定することにより、操縦者の好みや移動距離に応じた加速ができることがわかる。

### 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のまとめ

この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により従来手法と比較してハンドリムを握った状態からのアシストを行うことによって操縦者にとって負担が少なく快適な走行ができることを示した。また、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。しかし、後方に漕ぐときにも前方にアシストしてしまうという問題がある。すなわち、操縦者がどちらの方向に前進・停止したいのかを考慮したアシストが達成できていない。次章では、操縦者の動作を推定しそれに基づくアシストを行う手法を提案する。



## 第8章 提案パワーアシスト手法

### 8.1 加速の際のパワーアシスト

#### 8.1.1 漕ぐ方向の識別

前章でのパワーアシスト手法では、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。

そこで、前方に漕ぎ出す姿勢（図 8.1）と後方に漕ぎ出す姿勢（図 8.2）を比較すると両者では漕ぎ始める姿勢が異なっていることがわかる。



図 8.1: 前に漕ぐときの様子



図 8.2: 後ろに漕ぐときの様子

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い、その結果を図 8.3 に示す。図 8.3 は前方に一回漕ぎ後方に一回漕ぐという実験を行った結果を示しており、一番上の図がエンコーダによる車輪回転角を示し、次に母指内転筋すなわち握る力を示す筋電信号を示し、その下に上腕二頭筋の筋電信号であり、一番下が上腕三頭筋の筋電信号である。また、強く漕いだときの結果を図 8.4 に示す。

強く前方に漕ぐ際には、上腕二頭筋の筋電信号が始めに出た後、力を入れて腕を伸ばしてハンドリムを漕ぐ際に上腕三頭筋からの筋電信号が発生していることがわかる。また後方へ漕ぐ際には、腕を伸ばした状態で力を入れた際に上腕三頭筋からの筋電信号が発生し、腕を強く引く際に上腕二頭筋からの筋電信号が発生することにより、交互に筋電信号が出ていることがわかる。

従って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

## 8.1 加速の際のパワーアシスト

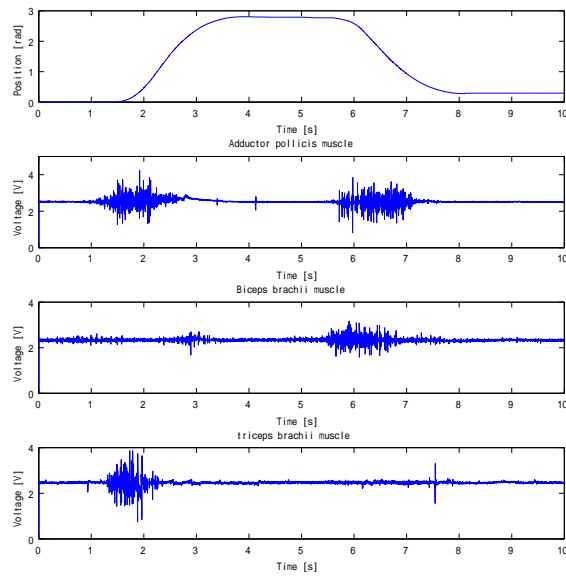


図 8.3: 前方と後方に漕いだときの筋電信号

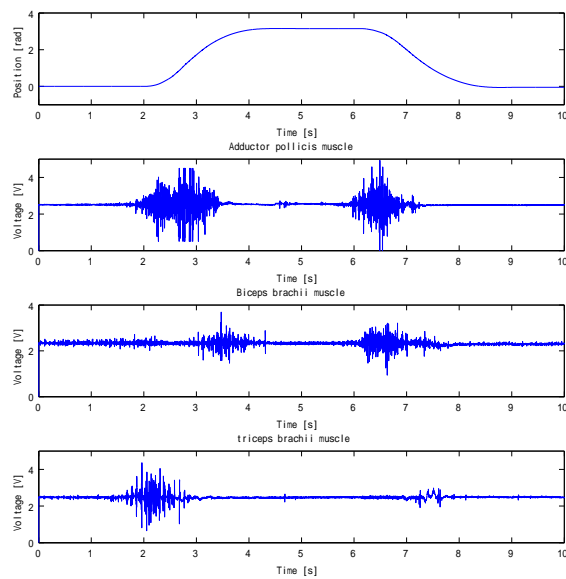


図 8.4: 前方と後方に強く漕いだときの筋電信号



## 8.1 加速の際のパワーアシスト

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こと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。

### 8.1.2 アシストブロック図

提案手法のブロック図を図 8.5 に示す。

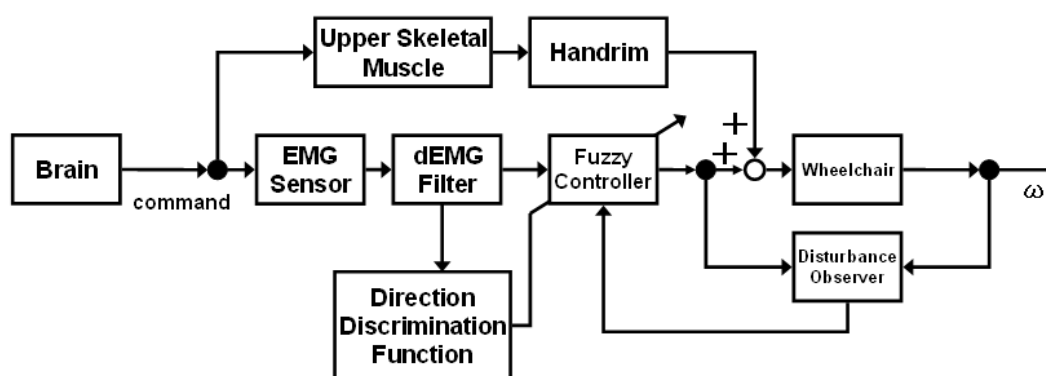


図 8.5: 提案アシスト手法のブロック図

図 8.5 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ファジー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、その力に応じてファジー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。二つのアシストはファジーコントローラによって組み合わせられ、その内部構造を図 8.6 に示す。

図 8.6 では前章の図 7.2 と比較して、前節で説明した方向推定機能から得られた結果が筋電信号によるアシストブロックの *direction* の符号を変えるという点で異なっている。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。これにより、前章までは一方向のみしかアシストできなかった筋電信号によるアシストが

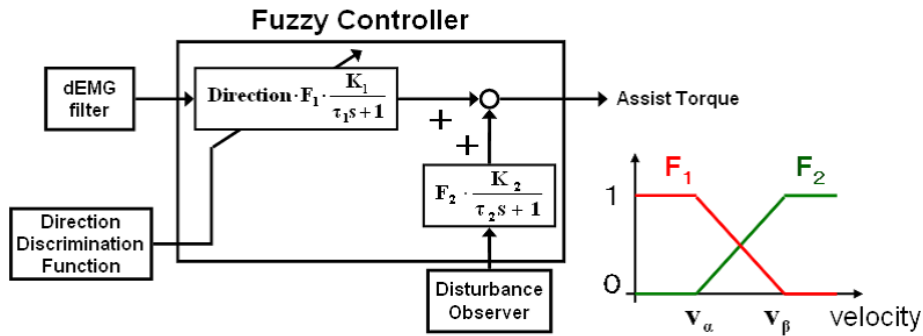


図 8.6: 提案手法におけるファジーコントローラ内部構造

前後方向に行えるようになる。また、外乱オブザーバから得られる推定入力トルク信号は正負の情報も含むため、方向推定機能からの情報は必要ない。このアシスト手法を用いて実験を行った結果を次節で紹介する。

### 8.1.3 実験結果

前に一回漕いだ後後ろに一回漕ぐ実験を行った。その時の、微分筋電信号の波形を図 8.7 に、トルクセンサからの入力トルク、モータへのアシストトルクの波形を図 8.8 に、エンコーダからの車輪回転角、回転速度を図 8.9 にそれぞれ示す。

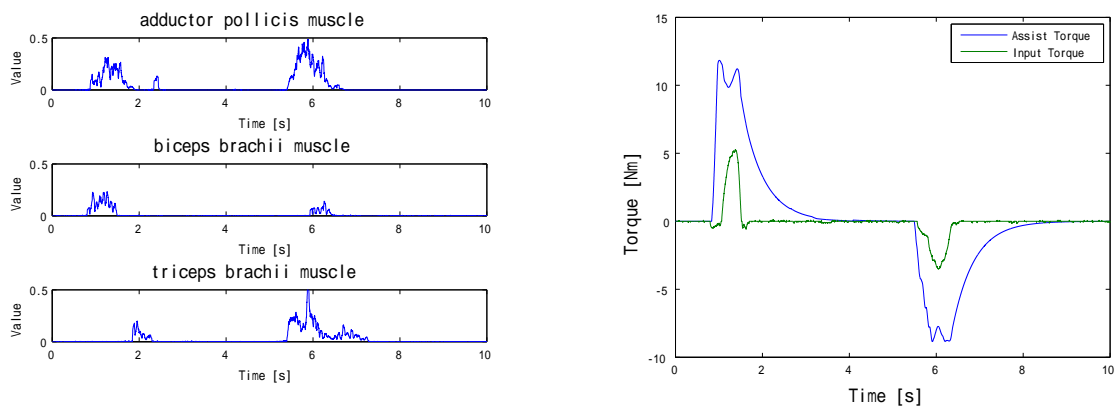


図 8.7: 提案手法を用いて前後に移動したときの微分筋電信号の波形  
 図 8.8: 提案手法を用いて前後に移動したときの入力トルクとアシストトルクの波形

図 8.7 より、微分筋電信号が前方と後方に漕ぐ際に違っていることがわかる。この信号に基づき、ハンドリムを握った段階からアシストトルクを生成する。

この結果、図 8.8 よりトルクセンサから入力トルク信号が入る前から前方後方にアシストトルクが働いていることがわかる。ただし、実験を通して後方へ移動する際のアシストは前方へ移動する際のアシストよりも後方転倒などの危険性も高く操縦者にとって危険を感じやすいのでアシストトルクは前方へのアシストに比べて若干小さくすることが望ましいと考えられる。

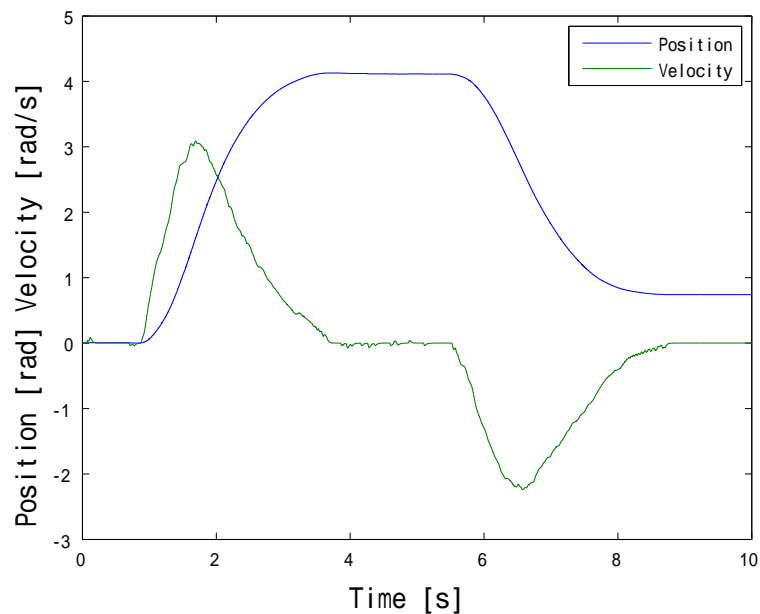


図 8.9: 提案手法を用いて前後に移動したときの車輪回転角と回転速度の波形

また、図 8.9 より提案手法によるパワーアシストの結果、前方と後方に滑らかに移動できていることがわかる。

## 8.2 減速の際のパワーアシスト

### 8.2.1 従来手法における停止の際の問題点

本節では、減速手法について紹介する。人間が危険を感じるときに起こす行動の典型例として、手をぎゅっと握る行為がある。この事は車椅子に乗る際にも同様であり、パワーアシストによる加速中に前方に障害物などがあり急停止したい場合にはハンドリムを強く握ることにより車椅子を停止させる動作を行う。ここで、従来手法を用いてハンドリムを 1 回漕いでから停止するまでの様子を図 8.10、図 8.11 に示す。

図 8.10 より従来法では、トルクセンサーにより計測した入力トルクを定数倍したアシストトルクを加えるのであるが、停止の際には操縦者が停止をしたいにもかかわらず実際には入力トルクを検出してしまうことにより負のアシストトルクが加わっているのがわかる。そして、負のアシストトルクに対して操縦者が反射的に前に力を入れてしまうことにより正のアシストトルクが加わり、正と負のアシストトルクが交互に加わることになってしまう。その結果、図 8.11 に示すように停止までに長い時間がかかると同時に、停止の際に車椅子が揺れてしまい乗り心地が悪くなるという問題点が発生していた。また、パワーアシストによる走行中に車椅子を止めるためには非常に大きな力が必要であり、高齢者などのように握力が弱った方たちには重い負担となってしまうという問題点もある。従って、安全性の観点を考慮すると障害物などがあった場合に少ない力で速やかに停止するアシスト機能が求められていると考えられる。

## 8.2 減速の際のパワーアシスト

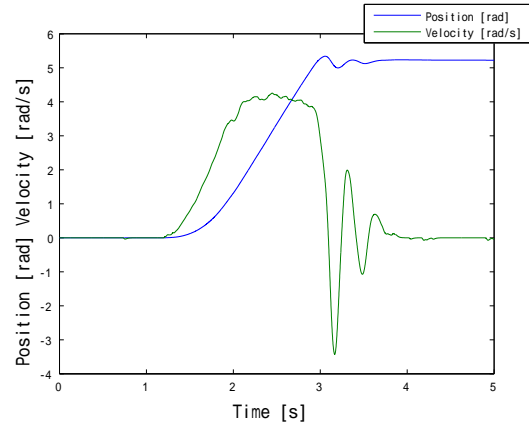
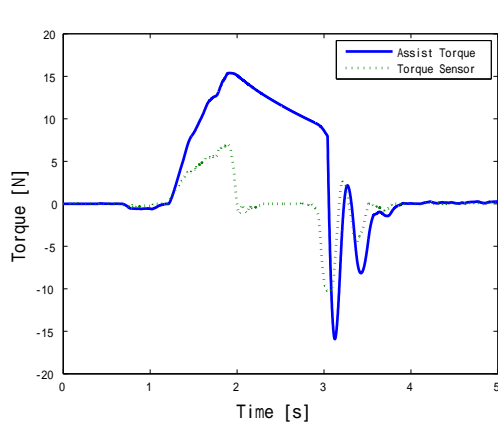


図 8.10: 従来手法を用いて停止したときのアシストトルクと入力トルク図

図 8.11: 従来手法を用いて停止したときの車輪速度と車輪回転角度図

### 8.2.2 減速手法

筋電信号の持つ利点を生かした減速手法を提案するにあたり、従来手法での停止の際の筋電信号を測定した結果を図 8.12 に示す。

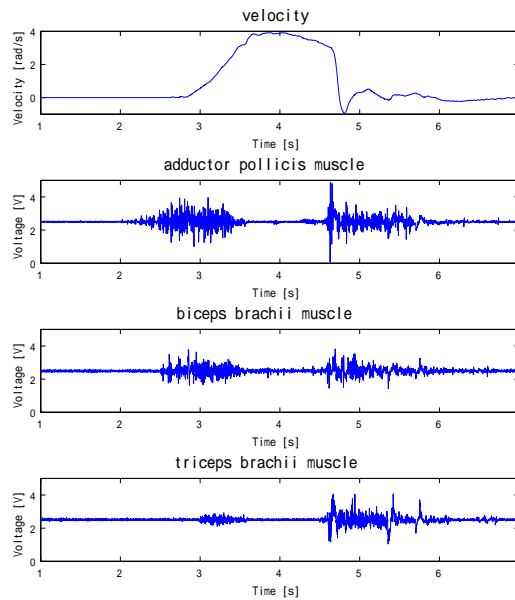


図 8.12: 停止の際の筋電信号

図 8.12 より、停止の際には母指内転筋だけでなく、上腕二頭筋・三頭筋ともに大きく筋電信号が出ていることがわかる。また、停止の際には漕ぎ出すとき以上に筋電信号の振幅が大きいことから停止の際にハンドリムに加える力が漕ぎ出す際にハンドリムに加える力と比較して同じかそれ以上であることが示されている。

ここで、筋電信号 3 チャンネルすべての微分筋電信号が閾値以上になった際に停止モードに入るとしてしまうと、ハンドリムを強く前に漕ごうとしたときにも停止と判断されて

## 8.2 減速の際のパワーアシスト

しまうことがあるため、外乱オブザーバからの推定入力トルク信号の変化量が閾値以上になるという条件を加え、これらの条件を満たしたときに停止モードに入ると設定した。今回の実験では、微分筋電信号の閾値を 0.2 と設定し、推定入力トルクの変化量が 10[ms] 間で 0.5[Nm] を閾値とした。

減速の際のアシストトルクに関しては、強くハンドリムを握るほど緊急性が増している状況で早く停止したいという経験則を考慮して、式 (8.1) のようにアシストトルクを決定する。

$$\tau_{assist} = \tau_{stop} \exp^{-\beta \frac{dEMG}{dEMG_{max}} \times t} \quad (8.1)$$

ここで  $\tau_{stop}$  は停止モードになった時のアシストトルクであり、その時の微分筋電信号の強さが  $dEMG$  である。 $dEMG_{max}$  は事前に計測しておいたハンドリムを強く握ったときの微分筋電信号の値であり、この  $dEMG_{max}$  で  $dEMG$  を割った値を操縦者がどの程度の早く停止したいのかを示す緊急性と定義する。また  $\beta$  は減衰定数であり、この値が大きいほど素早くアシストトルクは減少する。

車椅子が停止モードになると、式 (??) に従って、その時の緊急性が減衰定数に影響を与え、アシストトルクを漸近的に減少させていく。これにより、ハンドリムを握る際の筋電信号が大きいほどアシストトルクは速やかに 0 となりすばやく停止することになり、逆に筋電信号が小さい場合には徐々にアシストトルクを下げるによりゆっくりと減速するというように減速の際のアシストトルクの減少の仕方が変化する。停止モードは、車輪速度と車輪加速度がともに 0 になるまで続くように設定した。

### 8.2.3 実験結果

本節では、前節で提案した減速手法を用いてハンドリムを一回漕いで加速した後、ハンドリムを緩く握って停止させた実験と強く握って停止させた実験を行った。この実験において、ゆっくりと停止するまでの様子を図 8.13 と図 8.14 に、急停止するまでの様子を図 8.15 と図 8.16 にそれぞれ示す。

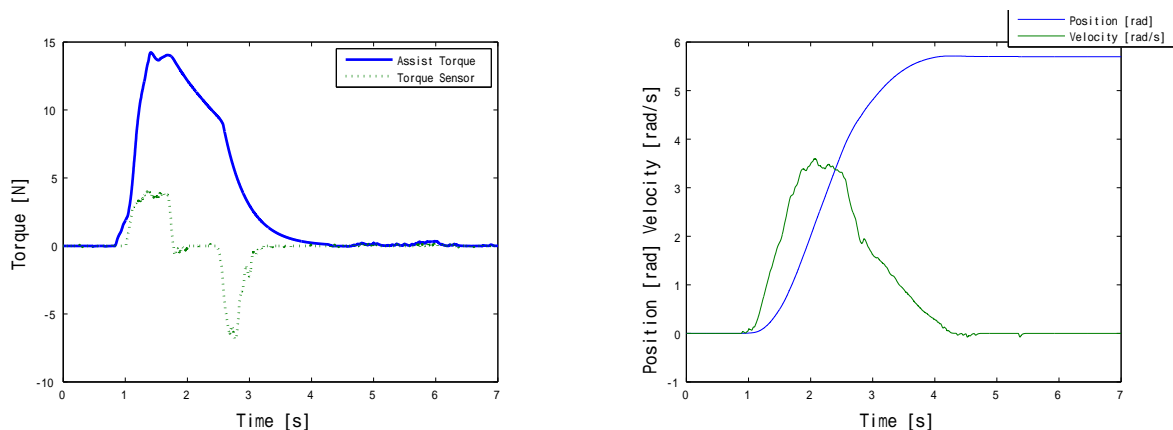


図 8.13: 提案手法を用いてゆっくり停止したときのアシストトルクと入力トルク図

図 8.14: 提案手法を用いてゆっくり停止したときの車輪速度と車輪回転角度図

## 8.2 減速の際のパワーアシスト

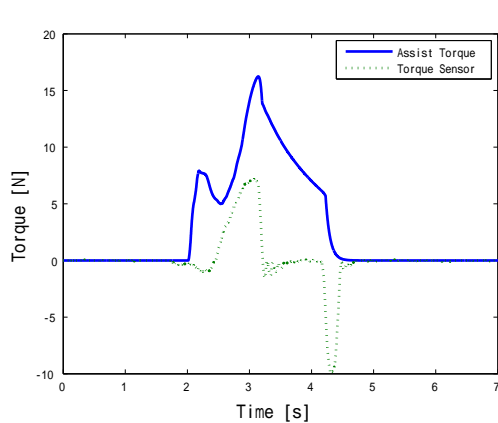


図 8.15: 提案手法を用いて急停止したときのアシストトルクと入力トルク図

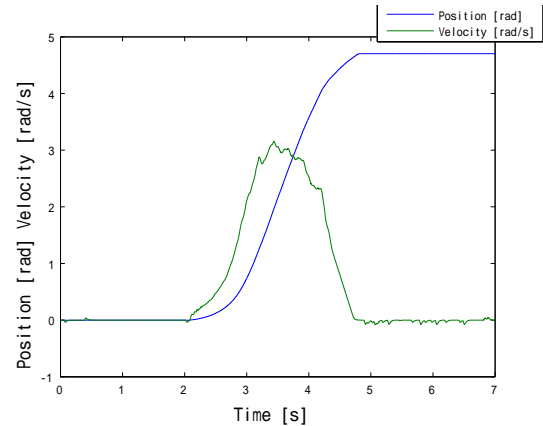


図 8.16: 提案手法を用いて急停止したときの車輪速度と車輪回転角度図

図 8.13 より、比較的弱い力でハンドリムを握っているため減衰定数が小さくなり、アシストトルクがゆっくりと 0 になっていることがわかる。また、停止するまでにハンドリムに加えられた入力トルクは図 8.15 と比較して、入力トルクの値は小さいものの若干長く入力トルクが検出されていることから停止するまでにはハンドリムを弱く握り続けていることがわかる。その結果、図 8.14 より完全に停止するまで約 2[s] かかっていることがわかる。また停止までに車輪の振動は見られず、安全に停止している。

一方、図 8.15 では停止の際に強い力でハンドリムを握って停止させたため、ハンドリムに加わる入力トルクは一時的に大きな負の値をとり、アシストトルクは急激に 0 に収束していることがわかる。その結果、図 8.16 のように車輪速度は約 0.5[s] で 0 になっている。ただし、図 8.16 のように車輪速度は 0 に収束する場合もあるが、一時的に車輪速度が 0 となった後、車体の慣性や操縦者がハンドリムに力を加えてしまうことによって再び速度がついてしまうこともあるため一概にアシストトルクを急激に 0 とすることが素早い停止に結びつくとは限らない。アシストトルクをどの程度の速さで 0 にすることが最も素早く停止できるかは操縦者の力の入れ方や車体速度によって変わると考えられ、この点に関しては今後の課題である。

加速の際のパワーアシストが強いほど、停止の際に必要な力は大きくなるので単純に加速の際の快適性のみを追求したアシストではとっさの停止が難しく操縦者にとって危険なアシストになってしまう。提案手法で用いられているハンドリムを握る力によって減速の度合いが変わるパワーアシストは操縦者の意思を筋電信号を介して読み取りより負担の少ない停止が可能であることを示している。

### 8.2.4 位相図による解析

前節では、停止の際に必要な力という観点から提案手法による停止のアシストが負担が少ないことを示したが、本節では乗り心地という観点から平面位相図を用いて提案手法による停止の評価を行う。本節で扱う平面位相図は、横軸に車輪速度を縦軸に車輪加速度をとった二次元平面のことであり、これに時系列にプロットしたものである。これにより停止の際の車椅子の挙動を速度と加速度の両面から評価することができ、従来手法と提案手

## 8.2 減速の際のパワーアシスト

法の安全性や乗り心地について検証を行う。従来手法を用いて停止した際の位相平面図を 8.17、提案手法を用いて停止した際の位相平面図を 8.18 に示す。

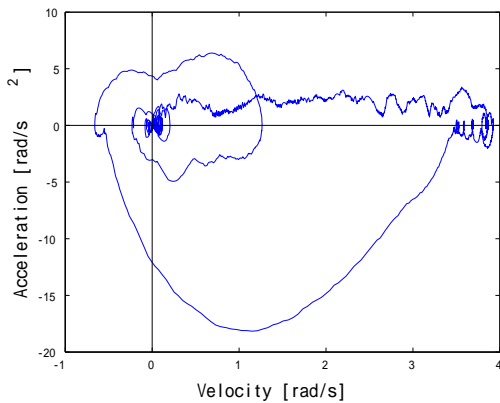


図 8.17: 従来手法での位相平面図

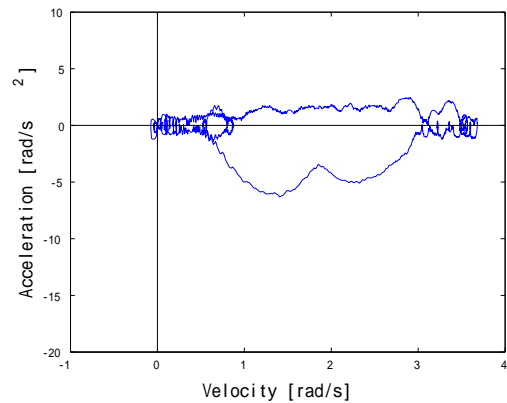


図 8.18: 提案手法での位相平面図

位相平面図においては原点が車体が静止している状態を示しており、原点から離れているほど車体が急速に動いていることが視覚的に判断できる。図 8.17、図 8.18 どちらの場合も原点からプロットされ、車体が加速するまでは従来手法のほうが若干加速度が大きいもののほぼ同じ軌跡で右端の最高速度に到達していることがわかる。この後、加速度が負に転じた後に停止の動作が行われ、そこからの両手法における軌跡の比較を行う。

従来手法の位相平面図 8.17 では、停止の動作が始まってから速度・加速度が原点に収束して停止するまでに時計回りに大きな渦の軌跡を描き、車体が前後に振動していることがわかる。この大きな渦の回数が多いほど、停止の際の乗り心地が悪くなることを示しており、従来手法では数回の振動が発生していることがわかる。

一方、提案手法の位相平面図 8.18 では、停止の際に一旦は加速度が急激に負になるものの、一定値以下に加速度が収まり、速度が負の値をとることなく小さな渦の軌跡を描いて原点に収束していることがわかる。このことから、提案手法による停止では乗り心地という観点からも従来手法と比較して優れていることがわかる。



# 第9章 結論

## 9.1 結論

本論文では、高齢者障害者への工学的支援を目指す「福祉制御工学」の一環として筋電信号を用いた車椅子のパワーアシスト制御を提案した。

従来手法では、ハンドリムに取り付けられたトルクセンサを介して入力トルクを定数倍するパワーアシストが行われていたが、本論文ではその問題点を指摘し、より人間の意思に即したヒューマンフレンドリーなパワーアシストを実現する手段として、筋電信号を用いたパワーアシスト手法の必要性についてはじめに述べた。

そして、筋電信号の信号処理によるアシストと外乱オブザーバを用いたアシストを紹介し、その利点と欠点について述べた。その上でこれら二つのアシスト手法をファジーコントローラを用いて組み合わせたアシスト手法を提案し、実験によりハンドリムを握る段階からパワーアシストが行われ、従来手法より負担の少ない走行が可能である事を示した。また、ファジーコントローラ内の定数を変化させることによって提案するパワーアシスト手法の特徴を述べ、操縦者の好みや障害の度合いに応じたパワーアシストが実現できることを示した。

続いて、上腕に取り付けた筋電センサから得られる信号を基に、操縦者が前後どちらに漕ぐのかを推定する機能を持たせたパワーアシスト手法を提案した。このパワーアシスト手法を用いることで単純に手先の筋電信号に基づいて一方向のみのアシストをするのではなく、操縦者がどちらに漕ごうとしているかを推定し、その情報に基づいて握る段階からアシストすることにより前後の動きに対応したパワーアシストが可能となり、実験を行うことにより、その有効性を示した。

最後に減速・停止に関してのアシスト手法の提案を行った。提案アシスト手法では、ハンドリムを握る際の筋電信号を操縦者が停止したい緊急度とみなし、その大きさに応じてアシストトルクを少なくしていく手法を提案した。このアシスト手法によって、従来手法では停止の際に発生していた振動を抑え、乗り心地の良い安全な停止を実現でき、操縦者の意思に沿った停止が可能となることを示した。

本論文で提案するパワーアシスト手法は、単純に快適な走行だけを目指したものでなく安全やリハビリテーションといった要素も考慮して設計を行い、より自然で人間に優しいパワーアシスト手法の構築の一例と考えられる。



## 9.2 今後の課題と展望

今後の課題について以下の三点が挙げられる。

1. 両輪の協調制御
2. 動作の判別機能の高性能化
3. 被験者評価

一点目として、本論文では片輪について制御のみを扱い直進・後退・停止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。

二点目として、動作の判別機能の高性能化という点が上げられる。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、実際に日常生活で操縦者が行う動作は、途中で動作をやめたり中途半端な動作をすることもある。従って、より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。

三点目として、安全性や実用性という観点から考えると、提案するパワーアシスト手法による車椅子に試乗していただき、評価していただくということがあげられる。車椅子を使用される方は一時的な怪我をした人から重度の障害を持って長期間使用する人まで幅広く存在することからこれらの人々に試乗していただき、操縦の特徴を抽出することが快適なアシストを生み出す一歩と考えられる。また、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。

以上の三点の課題について取り組み、より車椅子利用者にとって役立つ人間と機械の協調したパワーアシスト手法に改良していくことが今後の課題である。

# 謝 辞

本研究を遂げるにあたり、多くの方々特に指導教員である堀洋一教授にさまざまな御指導を賜っており、研究に関する専門的な教導はもとより、人生観・価値観など、普段の生活の面でもご親切に細かく気遣ってくださいました。時に厳しく、時に優しいお言葉は私にとって非常に貴重であり、今後も深く心に留めて置きたいと思えます。ここに深く感謝いたします。

内田利之技官には実験装置への経験を惜しみなく教えていただいたり、実験について様々なアドバイスをしていただき心から感謝いたします。

助教の呉世訓さんには、研究内容が同じく福祉工学ということもあり、車椅子の基礎知識を始めとする研究題目の選択、数学的な細かい計算や、制御プログラミング、データ処理・分析などの言い尽くせないほど研究室生活全般の面において多大な助言や協力を頂きました。誠にありがとうございました。

博士課程の藤井毅さんには車に関する様々な知識をとてわかりやすく教えていただき、居村岳広さんには非接触充電という興味深いテーマについて解説していただき、吉田憲吾さんにはロボット関連だけでなく数々のアキバ系豆知識を教えていただき感謝しています。

耿聡さんには中国料理を作っていたり、台湾での学会では色々と面倒を見てくださりありがとうございました。殷徳軍さんの研究に対する姿勢は自分にとって励みになりました。LotfiMostefaiさんは研究に関してのアドバイスをしていただいたり、いつも笑顔で「こんにちは」と言ってくくださりありがとうございました。WuEricさんには学会論文の英語の添削をしていただきありがとうございました。

卒業生の賀鵬さん、河島清貴さん、中村則仁さん、趙莉さんには自分の研究に関して親身にアドバイスをしていただき感謝しております。

同僚の小池卓志君には研究室でのルールや決まり事などを幅広く教えていただき、また色々な機会で身近な相談相手として話し合えた事を感謝しています。

後輩の佐竹正光君、小林邦生君、石原太一君には研究についての議論だけでなく、くだらない世間話をしたり研究室での生活を楽しく過ごす上で大きな支えとなりました。佐竹君と小林君には飲み会の幹事などをやっていただき、また佐竹君の外見とのギャップや小林君のボンビーのようなキャラクターが素敵でした。石原君には福祉工学のミーティングのセッティングをしていただき、またアニメに関する知識が素晴らしかったです。

秘書越智由里子さんと高木貴代さんには、研究や学会の諸手続きや研究室の環境など様々なことでお世話になりました。

皆様のおかげで中身の濃い充実した研究生活を送ることができました。心より感謝申し上げます。

## 参考文献

- [1] 厚生労働省, <http://www.mhlw.go.jp>
- [2] WHO The world health report 2006, <http://www.who.int/whr/2006/en/>
- [3] 日本福祉用具生活支援用具協会, ”2005年度福祉用具産業の市場規模調査結果の概要”, 2007年5月
- [4] WAM NET, ”社会保障審議会介護給付費分科会介護予防ワーキングチーム(第4回)議事次第”, <http://www2.wam.go.jp/>, 2005年8月
- [5] 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, Vol.124, No.2, pp.431-435, 2004.
- [6] Du, S. , Vuskovic, M.: ”Temporal vs. Spectral approach to Feature Extraction from Pre-hensile EMG Signals”, The IEEE Int. Conf. on Information Reuse and Integration (IEEE IRI-2004), Las Vegas, Nevada pp.344-350(2004) .
- [7] M. Yoshida, M.Terao : ”Suitable Cutoff Frequency of Low-pass Filter for Estimating Muscle Force by Surface Electromyogram”, Proceedings of 25th Annual International Conference of the IEEE EMBS pp.1709-1711 ,2003
- [8] Y. Kaida and T. Murakami: ”Power-Assist Motion of an Electric Wheelchair for a Caregiver”, Proceedings of the 9th International Workshop on Advanced Motion Control, AMC'06, pp. 350-355, 2006
- [9] Peter Konrad: ”The ABC of EMG : A Practical Introduction to Kinesiological Electromyography” Version 1.0 April 2005.
- [10] L. Li, B. Baum: ”Electromechanical delay estimated by using electromyography during cycling at different pedaling frequencies”. Journal of Electromyography and Kinesiology, Volume 14, Issue 6, Pages 647-652,2004
- [11] 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.
- [12] 辻敏夫, 市延弘行, 伊藤宏司, 長町三生: ”エントロピーを用いた誤差逆伝搬型ニューラルネットによるEMGからの前腕動作の識別” 計測自動制御学会論文集, Vol.29, No.10, pp.1213-1220,1993.

## 参考文献

---

- [13] H. Kawamoto, S. Lee, S. Kanbe, Y. Sankai: " Power assist method for HAL-3 using EMG-based feedback controller ", IEEE International Conference on Systems, Man and Cybernetics 2003, vol. 2, pp. 1648-1653, 2003.
- [14] 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
- [15] 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.
- [16] 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 )
- [17] 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
- [18] 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.
- [19] Kyuwan Choi, Makoto Sato, Yasuharu Koike: "A new, human-centered wheelchair system controlled by the EMG signal", WCCI2006, 2006 7.
- [20] T.Saitoh, T.C. Hwa, Y. Hori: "Realtime generation of smart speed pattern for EVs taking driver's command change into account", Proc.of The IEEE International Workshop on Advanced Motion Control, 2004
- [21] 梶谷 勇, 樋口 哲也: "絶縁物電極を用いた筋電センサの開発", 電子情報通信学会技術研究報告, WIT2006-13, pp.71-76, 2006.

# 発表文献

- [1] 大西祐介, 呉世訓, 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", 電気学会産業応用計測制御研究会 IIC-07-72, 2007年3月6,7日, 長岡
- [2] 大西祐介, 呉世訓, 堀洋一: "筋電信号を用いた車椅子のパワーアシスト制御", 平成19年電気学会産業応用部門大会, 2007.8.20-22, 大阪
- [3] 大西祐介, 呉世訓, 堀洋一: "筋電信号と外乱オブザーバを用いた車椅子のパワーアシスト制御", 生研研究, Vol.59, No.6, pp.32-35, 2007
- [4] 大西祐介, 呉世訓, 堀洋一: "積分筋電信号と平面位相図に基づく車椅子のパワーアシスト手法", 電気学会産業応用計測制御研究会 IIC-08-72, 2008年3月10,11日, 東京(発表予定)
- [5] Yuusuke Oonishi, Sehoon Oh and Yoichi Hori: "A New Control Method for Power-assisted Wheelchair based on the Surface Myoelectric Signal", IECON 2007, 2007.11.5-8, Taipei
- [6] Yuusuke Oonishi, Sehoon Oh and Yoichi Hori: "New Control Method for Power-assisted Wheelchair Based on Upper Extremity Movement Using Surface Myoelectric Signal", AMC 2008, 2008.3.26-28, Torrent(発表予定)