

# 車イス用電動補助ユニットの制御システム

Control System Design of Auxiliary Electric Power Units for Wheelchair

内山 敦 Atsushi Uchiyama 福井 巧 Takumi Fukui

●研究開発センター 制御技術室／事業開発室

## 要旨

車イス用の電動補助ユニットを開発し、商品名JW-IIとして市場に導入した。システムは手動車イスの車体に装着する交換車輪の形態をとっているが、ここではその制御系を構成する新しいアイデアについて報告する。すなわち、人力検出装置、模擬慣性走行出力、左右輪のクロス成分出力、4象限車輪駆動などについてである。これら独自のシステム構成により、極めてコンパクトな機械構造と自然な操作性を実現することができた。このJW-IIを用いることで、操作者は身体疲労を軽減でき、かつ生活圏の劇的な拡大を実現することができる。

## 1 はじめに

歩行障害者の移動手段として手動式の車イスがあり、その利便性によって広く普及している。しかしながら、本質的にパワーの小さい上肢による駆動となるため、現実的には手動式での行動範囲はかなり限定されたものとなっている。手動式と電動式の間に位置する車イスとして、ハンドリムと連動した補助動力装置を付与したものが提案されている<sup>(1)</sup>が、一般のユーザを対象に実用化したものはなかった。近年、手動車イスをこぐことによる上肢への負担が問題になってきており<sup>(2)</sup>、これを軽減することが望まれてきている。そこで筆者らは、パワーアシストシステム（以下、P.A.S.という）の車イスへの応用開発を進め、1996年に実用的な商品として発売開始した電動補助ユニットJW-II（以下、JW-IIという、図1）の制御装置の考え方と具体的な構成について報告する。

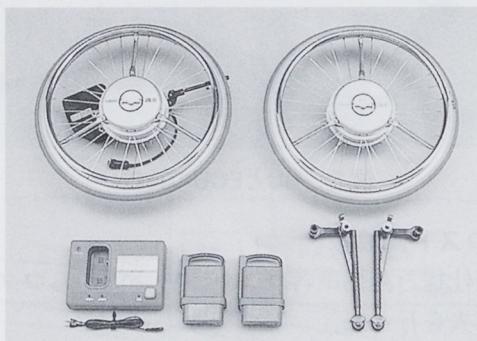


図1 電動補助ユニットJW-II



図2 JW-IIを装着した車イス

## 2 開発のねらい

一般に手動車イスには、折り畳み性、可搬性、収納性などのよさがある。この特徴をいかしつつ、効果的な動力アシストを提供することを開発の狙いとし、開発コンセプトを次のように定めた。

- 1) 各ユーザの車体フレームに後付けできること
- 2) 手動車イスの利便性を損なわないこと
- 3) 操作に習熟を要さないこと

## 3 P.A.S.車イスの構成

### 3.1 P.A.S.車イスの形態

JW-IIは基本的には左右の駆動輪とバッテリ、充電器などで構成され、手動車輪と交換して用いられる。図2は市販の車イスに駆動輪を装着した状態を示す。表1に仕様概要を示す。P.A.S.は駆動力として作用

する人力と、その人力に応じて働くモータのアシスト力との合成力によって車両を推進する補助動力装置である。

人力に対するアシストの動力比率をどの程度に設定するかによって、手動車イスから電動車イスまでの中間的な働きをさせることができる。

表1 JW-IIの使用概要

項目		仕様
モータ	タイプ	DCモータ
	出力	定格60W×2
バッテリ	タイプ	Ni-Cd
	容量	定格24V×2.8Ah
	重量	1.8kg (パック)
	充電時間	約1時間 (常温時)
アシスト	操作	ハンドリム操作
	方向	前後進双方向
	最大アシスト速度	6km/h
	アシスト比	1.5~3
一充電走行距離		7km以上*
ユニット重量		13.8kg

\*22インチ仕様、バッテリ満充電、常温25°C、平坦路5km/h連続走行時

### 3.2 P.A.S.車イス構成上の課題

同じ人力ベースの車両でありながら、車イスの駆動には自転車と異なる次の3つの特徴がある。

- 1) 駆動輪は操舵輪を兼ねる
  - 2) 機械的ブレーキ装置を持たない
  - 3) 間欠駆動である

手動車イスと相違ない操作感のP.A.S.車イスを構成するには、これら駆動上の特徴を最大限に考慮する必要がある。ここから導かれる駆動系の主たる課題に対しては、基礎的な検証を行いつつ、次のように方向性を決めた。

- 1) 各輪は双方向のドライブとする
  - 2) モータと負荷間は常時結合とする
  - 3) 間欠駆動における惰行性は制御上で工夫する

## 4 P.A.S.駆動輪の構造と動作

## 4.1 駆動系の構造

図3に駆動輪の断面を示す。一つの駆動輪は大きく、回転部と固定部に分けられる。ハンドリムは回転部にあり、3本のスプリングにより周方向に弾性的に支持され、入力検出部として機能している。ハンド

リムの荷重（人力）による変位は、ポテンショメータで電気信号に変換され、後述の回転トランスを通して固定部に伝送される。固定部には制御基板、モータおよび減速器が一体的に組み込まれ、最終的にピニオンギアから回転部上の内歯ギアへアシストの動力を出力する。

駆動輪は全体を貫通する車軸と、上記固定部のまわり止めとして機能するピンとの2点で車体フレームに固定され、容易に着脱可能となっている。

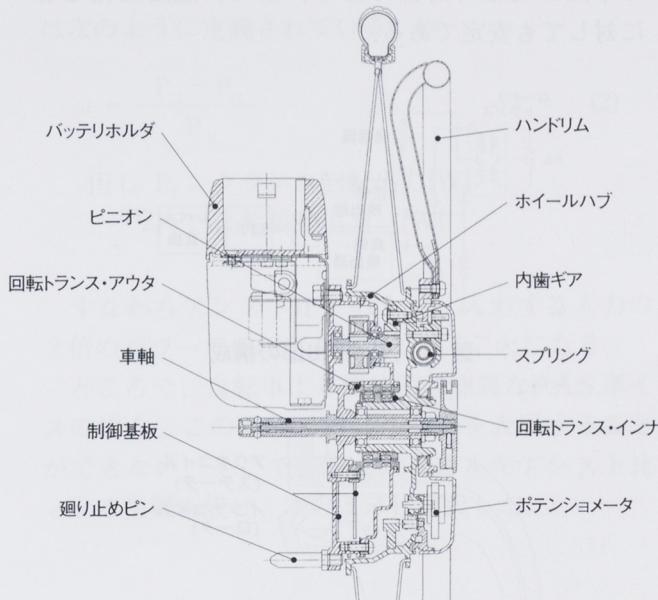


図3 駆動輪の断面

## 4.2 制御システムの構成

#### 4.2.1 制御システム概要

図4に制御システム全体のブロック図を示す。左右の各駆動輪は、それぞれ入力要素から演算要素、出力要素までをそれぞれ独立に持っている。演算要素には16ビットCPUを搭載し、自輪の制御を行うとともに、シリアル通信にて相手輪と必要な情報交換している。

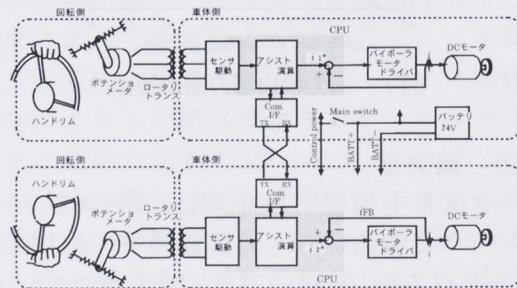


図4 制御システムのブロック図

#### 4.2.2 入力部

図5に人力検出部の構成を示す。回転部にあるポテンショメータは図6に示す構造の2対の回転トランスの2次側コイルに直結されている。1次側のコイルを交流的に励磁し、空隙を介して2次側のインピーダンス変化を差動的に観察することで、非接触に回転部の信号伝送を行っている。図7にポテンショメータの軸回転角に対する各部の出力を示す。差動構成により、出力特性はポテンショメータの中点に対して対称であり、また、温度変化などに対しても安定である。

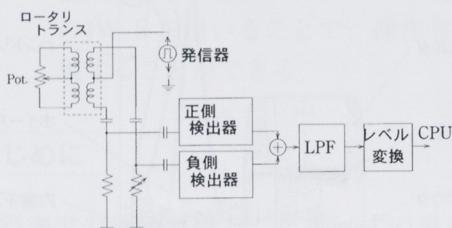


図5 人力検出部の構成

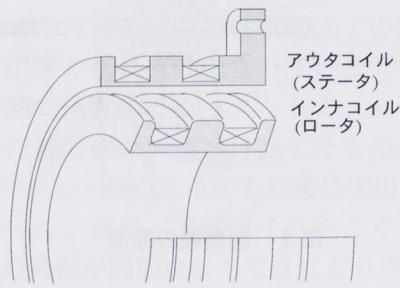


図6 回転トランス

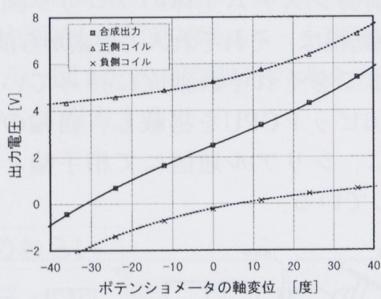


図7 人力検出部の出力特性

#### 4.2.3 出力部

モータは希土類磁石の小型DCモータで、バイオーラドライバで駆動している。各輪のモータは独立して前後進双方方向について力行、回生ができるので、登坂、降坂、旋回などの走行のあらゆるモードでアシ

ストが可能である。モータから車輪までは常時噛み合いでし、負荷との間で機械的な解放手段を設けていない。

モータは基本的には電流フィードバック制御され、トルク動作である。人力に対してはモータのトルクが力的に加算される。これにより、車両挙動はモータによる駆動下でも力の外乱に対してコンプライアンス性を持っており、操作者に対して手動と同様の自然な操作感を与えている。

#### 4.2.4 模擬惰行機能

ハンドリム駆動はどうしても手を持ち替える必要があることから、人力の推進操作は間欠的となる。持ち替えのあいだ、手動車イスは慣性によって走行するが、平地の移動ではこの慣性走行を有効に使い、ボールを転がすように推進するのである。しかしながら、上述のようにモータを常時結合とした場合、駆動系の摩擦などがこの慣性的な走行の妨げとなり、操作の自然さを損なってしまう。

そこで、本システムでは、制御的に慣性走行を模擬し、摩擦分を補償することにした。ハンドリムに人が作用している時には、モータはアシスト分のトルクを出力するが、人力除去後もこの出力を保持し、かつ、時間的に減衰するようにした。これを模擬惰行機能と呼ぶことにする。図8に実際の操作信号に対するモータ電流波形の例を示す。減衰波形は指數曲線とし、減衰の時定数は、結果として得られる惰行距離が手動車イスの平地における惰行距離と同等となるように決めた。

この機能は、平地移動に有効であるのはもちろんであるが、登坂時には一層顕著な効果を示す。人力除去後に保持されるモータ出力が、車イスの後退を阻止し、ハンドリムの持ち替えに時間的なゆとりをもたらすからである。

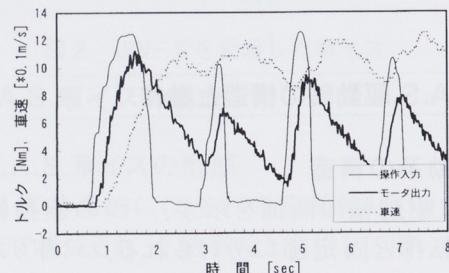


図8 操作信号とモータ電流、車速  
(3度登坂時、出力軸トルク換算)

## 車イス用電動補助ユニットの制御システム

## 4.2.4 重心アシストと各輪アシスト

初期の試作機では左右輪を完結した制御システムとし、お互いには「起動停止の同期」程度の関係付けしか持たせていなかった。これをユーザテストに供したところ、手動に比べて直進性が劣るというコメントを得た。車イスの走行を面内の運動と考えれば、前後方向の並進運動には重心の質量 $m$ が関与し、旋回運動には鉛直軸廻りの慣性モーメント $J_z$ が関与する。各輪の推進力にアシストを加えることは、ユーザから見ればこれらの質量系を増減しているのと等価である。考察の結果、供試機はそれぞれの質量系への効果バランスを欠いていたことがわかった。そこで、制御システムにおいて、左右輪の関係付けを拡張し、相互に入力情報を交換することで、並進運動へのアシスト効果と旋回運動へのアシスト効果を個別に設定できるようにした。

図9にアシスト機能のブロック図を示す。左右輪のアシスト量 $\tau_{1*}$ ,  $\tau_{2*}$ はそれぞれ次式により与えられる；

$$\begin{aligned}\tau_{1*} &= \tau_m^* + \tau_{11}^* \\ \tau_{2*} &= \tau_m^* + \tau_{22}^* \\ \tau_m^* &= G(f_1 + f_2)\end{aligned}\quad (1)$$

ここで

$\tau_m^*$  :両輪の入力に依存するアシスト成分  
 $\tau_{11}^*, \tau_{22}^*$  :自輪入力のみに依存するアシスト成分  
 $f_1, f_2$  :各輪への入力(人力)

$\tau_m^*$ は両輪から均等に出力され、実質的に重心に作用するアシスト成分となる。前項の模擬惰行出力もここに含まれる。特徴的なことは、片輪

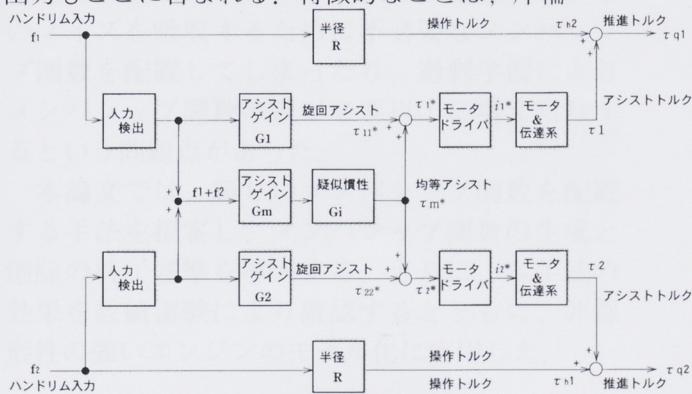


図9 アシスト機能のブロック図

のみを操作した時も両輪からアシスト出力があることである。自輪成分と重心成分の割合を変更することで、直進性と旋回性を任意に設定することができる。製品としては、ユーザによるモニタテストから、手動と違和感のない操作感を与えるように、それぞれの割合を設定した。

## 4.3 アシストの効果

P.A.S.におけるアシスト量の大きさを示す指標にアシスト比 $\alpha$ というものがあり、自転車の場合には次のように定義されている。<sup>(3)</sup>

$$\alpha = \frac{P_2 - P_1}{P_1} \quad (2)$$

但し  $P_1$  : クランク回転出力[W]

$P_2$  : 後輪駆動出力 [W]

すなわちアシスト比 $\alpha=1$ とは、入力する人力の2倍のパワーで自転車を推進できることになる。

ところで、自転車より機能的に複雑なP.A.S.車イスの場合、この定義で単純に効果を表現することができない。そこで、新たにエネルギーアシスト比 $\epsilon$ なる指標を設け、次のように定義した。

$$\epsilon = \frac{\int_{t1}^{t2} P_m(t) dt}{\int_{t1}^{t2} P_h(t) dt} \quad (3)$$

但し、 $P_m(t)$ :モータによる推進動力 [W]

$P_h(t)$ :人力による推進動力 [W]

すなわち、同一の行程を走行した場合の走行エネルギー比較から、マクロにアシストの効果を評価するものである。

前記人力検出機構を操作力の計測器とし、また車速検出器、モータ電流計測器を付与した計測車によって操作動力を計測して、 $\epsilon$ を算出した。実際には車速や路面条件、車イス操作の習熟度により $\epsilon$ の値は変化するが、本システムによる一般的な走行では $\epsilon=1.5\sim3$ の値となる。これは、実際には、手動車イスにてかろうじて平地のみの移動が可能だったユーザが、介助者なしで4度の坂を登れる程度、また、上肢の健常なユーザが階段以外のほとんどの実用路

## 車イス用電動補助ユニットの制御システム

面を踏破できる程度のアシスト効果となっている。

概して、操作力の小さなユーザーには大きなアシスト比を設定したいところであるが、手動車イスの車軸配置のまま比例的なアシストを増していくことは、車両がウイリーしやすくなるなどの弊害を生じ、必ずしもユーザーにとって使いやすくはならない。しかしながら、前述の模擬慣性機能によれば、エネルギー的なアシストが得られるので、比例的なゲインをさほど上げなくても、走行に有効なアシスト効果を得ることができる。

ユーザーにとっては、P.A.S.によって身体的負担が軽くなるのはもちろんであるが、実走行上の物理的な行動バリアが克服され、さらには外出への心理的な抵抗感がぬぐい去られて、「より行動的になる」効果のあることが経験的に確認されている。

## 5 おわりに

車イス用電動補助ユニットJW-IIの制御システム上の特徴である。

- ①回転部材上での人力検出と非接触の伝送
- ②4象限動作のモータと常時かみ合いの伝達系
- ③模擬惰行機能
- ④相手輪への出力成分

について報告した。以上の構成により、手動車イスの形態的メリットを維持しつつ、自然な操作感のアシスト機能を実現することができた。また、アシストの評価指標としてエネルギーアシスト比なる概念を提案し、これにより、異なる制御アルゴリズムを持つ装置間の特性比較が可能となった。

JW-IIの発表後、内外のユーザーおよび専門家から高い評価を頂いているが、新しい装置であるだけにまだ改良の余地がある。今後は医学、リハビリ工学などの専門的観点から身体機能に対しての有効性を評価いただき、改良を加えて行きたい。

最後にJW-IIの開発を進めるにあたり、モニタテストにおいて協力頂いた、横浜市総合リハビリテーションセンター、神奈川県総合リハビリテーションセンターおよび国立身体障害者リハビリテーションセンターの関係諸氏に感謝の意を表する。

## ■参考文献

- (1) 片山滋友, 小児用手動・電動車イスの試作, 第1回リハ工学カンファレンス講演論文集, (1986) 265-266
- (2) Katerndahl DA Differentiation of Physical and Psychological fatigue, Family Practice Research Journal, Vol.13, No.1 (1993) 81-91
- (3) 道路交通法施行規則(総理府令)第1条の3

## ●著者



内山 敦



福井 巧