HOKKAIDO UNIVERSITY

Title	複合系ヒューマンマシンコンピュータインターフェイスと知的階層的運動制御システムの電動車いす制御系の検証（第一報）
Author(s)	土田, 義之; 古川, 正志
Citation	情報処理北海道シンポジウム講演論文集, 2009, 78-84
Issue Date	2009-10-03
Doc URL	https://hdl.handle.net/2115/51070
Rights	ここに掲載した著作物の利用に関する注意 本著作物の著作権は情報処理学会に帰属します。本著作物は著作権者である情報処理学会の許可のもとに掲載するものです。ご利用に当たっては「著作権法」ならびに「情報処理学会倫理綱領」に従うことをお願いいたします。
Type	journal article
File Information	Hokkaidosympo20097884.pdf

Hokkaido University Collection of Scholarly and Academic Papers : HUSCAP

複合系ヒューマンマンマシンコンピュータインターフェイスと知的階層的運動制御システムの電動車いす制御系の検証（第一報）

土田義之* 古川正志*
(*北海道大学大学院情報科学研究科)

1 はじめに

近年高齢化の急速な進行に伴い、介護ニーズが益々増大している。更に身障者や高齢化の人たちの社会的な自立を促すと共に、安心、安全、アシストに向けた音声制御、画像制御、運動制御の複合系なマンマシンインターフェイスを有する制御系システムを考慮する福祉機器用具の開発が求められている。しかし、福祉機器は身障者や高齢者のほとんどが共通して扱えるものを視野において、研究・開発が進められている。しかし、ある一時点を静的に切り出せば共通の障害が見出せるが、時間的な変化を考えれば必ずしも一致しない。継時的な変化を考慮し、個々への要求を満たすところまで技術が配慮されていない。

高齢者や障害者が社会進出を促すと共に、聴覚、視覚、運動能力等の低下の複合作用を考慮し、ヒューマンマンマシンコンピュータインターフェイスを使用して、誰もが簡単に操作できる操作性・安全性のある福祉機器の開発が重要な課題である。

特に北海道等での寒冷地においては、室内・室外における生活を総合的に捉えた複合系なヒューマンマンマシンコンピュータインターフェイスの基盤を整備する知的階層的運動制御デザインの配慮が必要である。特に冬期間での電動車いすの使用と運用に耐えられる、ヒューマンマンマシンコンピュータインターフェイスの制御系を確立する必要がある。

本論文ではヒューマンマンマシンコンピュータインターフェイスを使用し、簡単に操作・使用できる今後のユビキス・複合情報社会に向けた複合マンマシンインターフェイス制御系と知的階層的運動制御システムを確立する自立移動支援を目的とする電動車いす制御系開発の検証について第一報を報告する。

2 電動車いすの開発

車いすは、高齢者や身体不自由など歩行困難となった際に利用する移動手段のための福祉機器用具で、病院や福祉施設その他多くの公共機関に常設されている。

しかし、高齢者や身障者が使用する環境になるまで実際に操作する機会が少ない。

本体の両側に自転車に似た車輪が1対ついており、足元にキャスターが1対ついているものが大部分である。介護者が介護しやすいように車いすの後方にグリップをつけ、手押し操作できるようにしたものがあるが、このグリップには坂道でコントロールしやすいようにブレーキがついているものが多い。

しかし、手動駆動車いすの操作者は後輪の外側にハンドリムを操作して移動するが、その操作には相応の筋力が必要で、操作に馴れるのに時間がかかり、操作を誤る等の問題が多々ある。更に能力の減退が消極性を生むことがあり、高齢者は高齢が障害とみなされることを嫌う。

2.1 電動車いす

電動車いすは身障法では、普通型、手動切替式A・B、電動三輪・四輪、リクライニング式に分類される。

道路交通上の歩行者扱いとするため、日本製のモデルは、JIS-T9203（電動車いす）で最高速度が時速6km/h以下と規定されており、多くの電動車いすでは4.5km/hと6km/hの2種類が設定されている。

自走用標準形電動車いすは、JIS-9203:2006で規定され、寸法、外観、機能、強度、耐久性等が規定されている。

操作方法は主に手指の操作によるジョイスティックを用い、障がいの度合いによっては顎で操作を行なうチンコントロール[1]や足部で操作を行うこともある。

操作者が発進時や停止操作を行なうと、操作者の身体に慣性の法則により一度動かすと加速度が生じる。

更に寒冷地等での雪道で電動車いすを操作する際に、雪道に対応することで電動車いすの重量が増え、一度操作し動作すると加速度が更に生じてしまう。

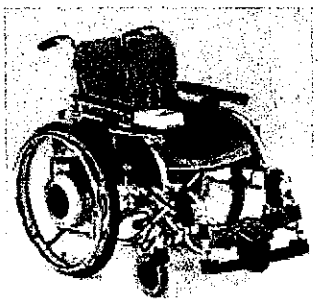


図1. 電動車いす

*tsuchida@asahikawa-nct.ac.jp
†旭川市春光台2条2丁目1-6旭川工業高等専門学校電気情報工学科

特に加速度の影響を大きく受けるのは重心の位置であり、腰から一番離れた頭部への衝撃である。

電動車いす制御系の動作量は、操作量と操作ゲインの演算で決定する。しかし、慣れない、もしくは初めて電動車いすを操作した時は、ジョイスティック操作時の適切な操作量が分からず、急発進・急停止により使用者の頭部にかかる衝撃が大きい。

走行時に操作者の身体、特に頭部にかかる衝撃を緩和するために、使用者の姿勢を安定化させる運動制御技術及び安定制御の知的階層アルゴリズムの開発が必要である。[1] [2] [3]

2.2 従来の問題点

1. 従来の電動くるまいすはこれまでは身体機能の補助として、主にモータに電圧を ON-OFF することで動作しているだけで、制御など全くしていなかった。

現在の電動車いすの開発については、マイクロプロセッサ(CPU)を搭載して加速・減速制御が出来る電動化へと画一する方向性が定められてきている。

しかし、電動車いす制御系の仕様については、操作者が操作することが可能なところは操作者に任せるような操作環境に適応するように、電動車いすの制御技術レベルを差別化せずに、操作性の自律化を持たせ、知的階層的運動制御機能を有する総合的な自立操作支援方法を検討する必要がある。

2. 車いすは一般的なものとして、非電動式と電動式がある。非電動式は手動で車輪を操作し、使用者に負担が大きい。

電動式はバッテリーでモータを動作させ、ジョイステックを使用する操作方法が一般的であり、操作については簡略化する要望が多い。

3．ジョイステックは、操作する傾き方向と角度を基準座標との差分を検出することにより、操作量を演算し、モータ駆動へ伝達している。

このようにジョイステックは簡単な操作で使用が可能であるが、自由に手指が動かせることを前提としており、手指が不自由な操作者にも容易に操作が出来るマンマシンインターフェイスが要求されている。

操作量は CPU により、基準座標の設定量のゲインの変更を行うが、操作量のゲインはジョイステック操作に依存しているため、手指の不自由な操作者には扱いが難しい。

4. ジョイステックに代わるスイッチ式による操作では、スイッチの配置等は自由に変更可能である。しかし操作の精度を高めるとスイッチの数と表示灯の数が増える。更にスイッチの数だけ手指を動かす必要があり、手指の不自由な操作者には操作が複雑になる。

5.緊急停止時の操作については、通常操作者が緊急停止装置を操作することが出来なく、第三者が緊急停止する使用方法になっている。このため、多くの電動車いすは背面に緊急停止スイッチが取り付けられることが多く、介護者が停止させる構造になっている。

介護者以外では停止する操作方法が分からないことが多く、緊急時に停止操作する際は、操作者とともに介護者にも危険が伴う。

2.3 研究課題

2.2 に記した従来の問題点に対して、本論文は以下の電動車いす制御系の研究課題について検証する。

1. 誰もが簡単に操作できるヒューマンマンマシンコンピュータインターフェイス機能を備えた運動制御系への入力方法の開発

2. 操作者による最適な操作量の調整が可能な知的階層構成を形成する複合マンマシンコンピュータインターフェイスの開発

3. 介護者が緊急時に遠隔停止を行うことが出来るフェールセーフ機能を有する複合マンマシンコンピュータインターフェイス機能の開発

4. 車いす操作時の頭部の加速度変化に対応する知的階層的な姿勢情報の運動制御システムの開発

3 電動車いす

3.1 入力方法の開発

図２は電動車いすのシステム概要図を示す。

図３は制御システム制御システム状態表示パネルを示す。

ジョイスティック信号と、センサインターフェース、センサ信号、CPU、無線緊急停止装置、緊急停止信号とから構成する。操作者はジョイスティック操作とセンサ信号による操作から操作方法を選択し、状態表示パネルの表示に従い、視覚的に操作を行う。

CPU では、操作信号から動作量を演算し電動車いすを制御する。

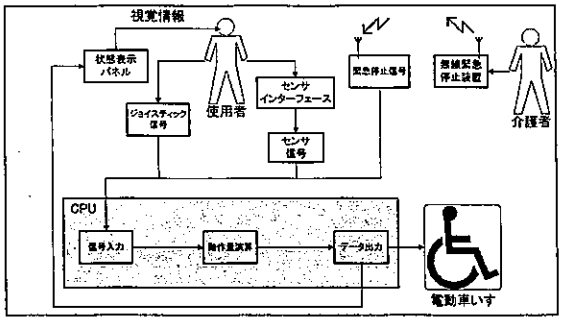


図２．システム概要図

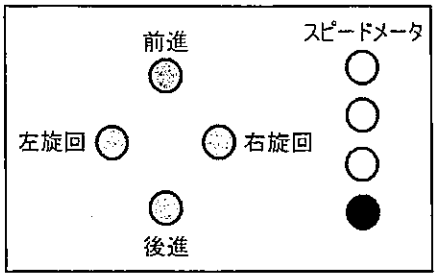


図３．制御システム状態表示パネル

図４はジョイスティック操作時の角度調整機能で、ジョイスティックからの信号変換方法を示す。

角度調整用のポテンショメータの電圧を検出し、角度調整パラメータとして取得する。角度調整後のジョイスティック操作信号をr_cとし、x方向成分をx_c、y方向成分をy_cとする．ジョイスティックの操作角度をθ_n、調整角度をθ_cとすると

$$\begin{cases} x_c = r_c \cos(\theta_n + \theta_c) \\ y_c = r_c \sin(\theta_n + \theta_c) \end{cases} \quad (1)$$

ジョイスティック操作信号の電圧をr_n、ゲインをK_Gとすると

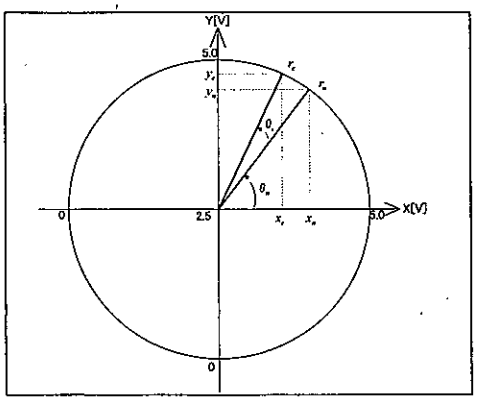


図４．ジョイスティック操作の角度調整機能

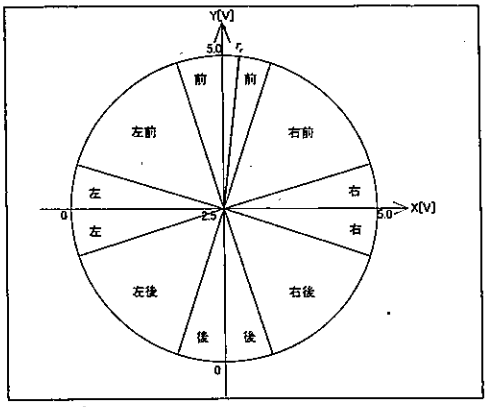


図５．ジョイスティック操作表示

$$r_c = r_n \times K_G \quad (2)$$

ここで、

$$\begin{cases} x_n = r_n \cos\theta_n \\ y_n = r_n \sin\theta_n \end{cases} \quad (3)$$

とすると、(1)式は

$$\begin{cases} x_c = K_G(x_n \cos\theta_c - y_n \sin\theta_c) \\ y_c = K_G(y_n \cos\theta_c + x_n \sin\theta_c) \end{cases} \quad (4)$$

従って、(4)式は角度調整後の動作量の各方向成分である。

ジョイスティック操作時の進行方向と速度を状態表示パネルに表示する操作表示機能を図５に示す。

図６は、状態を示し、表示から（2）式を用い表示する。方向は（4）式からx_cとy_cの出力比に応じてスピードメータの速度表示を表示する。

操作方法として操作者が望む動作に対して、状態表示部に表示されるLEDの指示に従い、進行方法と速度を選択することが出来る。

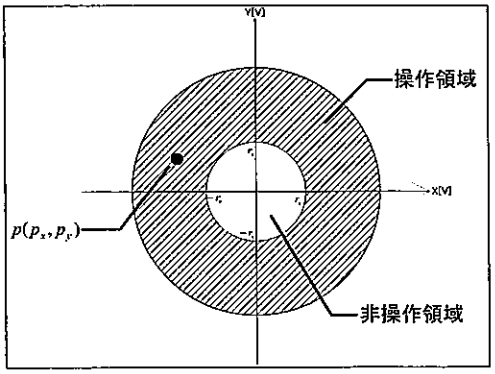


図６．センサ信号の判別領域

3.2 最適な操作系システムの開発

操作者が望む動作に対する最適な操作系システムを開発する。動作の検知にはセンサ信号を使用し、下記のセンサがある。

1.加速度センサによるモーション検知

車椅子の動作を使用者が望むモーションによる全ての操作を検知。

2.空圧感知式センサによる呼気検知

乗員の呼気圧を検知。

3.傾斜センサによる角度検知

操作者に合わせた初期設定からセンサを動作した角度の差分を検知。

今回は、1.加速度センサによるモーション検知を用いて、センサ信号の判別領域の条件を示す。

センサ信号閾値調整用のポテンショメータの電圧を検出し、センサ信号反応閾値パラメータとして取得する。センサ信号 $p(p_x, p_y)$ から p の大きさを $p^2 = {p_x}^2 + {p_y}^2$ と表し、センサ信号反応閾値の大きさを ${r_s}^2$ とする。p^2 と ${r_s}^2$ を比較し、$p^2 \geq {r_s}^2$ の場合には、操作領域として判別する。

センサ信号反応閾値 r_s を変化させることで、操作領域と不感帯としての非操作領域の範囲の大きさを変更する。

又、センサと制御回路のインターフェースを共通化することで、センサ信号のパラメータ設定を行い、特定のセンサに限定することなく操作領域を調整することにより、使用可能なインターフェースとする。

図3.の制御システム状態表示パネルに従い、進行方向と速度をセンサ信号に基づいて図7に示すフローの操作を行なう。

3.3 緊急停止機能の開発

図8に示す緊急停止機能ブロック図により、無線通信により緊急停止信号を送信する。緊急停止信号を受け、電動車椅子を停止させ、介護者は電動車椅子を遠隔停止する。

4 姿勢制御系の開発

操作者が発進時や停止時に操作者の身体、特に頭部にかかる衝撃を緩和するために、姿勢制御を安定化させる姿勢制御系システムが必要である。

そのため、操作者の頭部及び電動車いす本体の加速度を測定し、解析を行う。

測定した頭部及び電動車いす本体からの加速度から得られる姿勢制御系システム図を図9に示す。

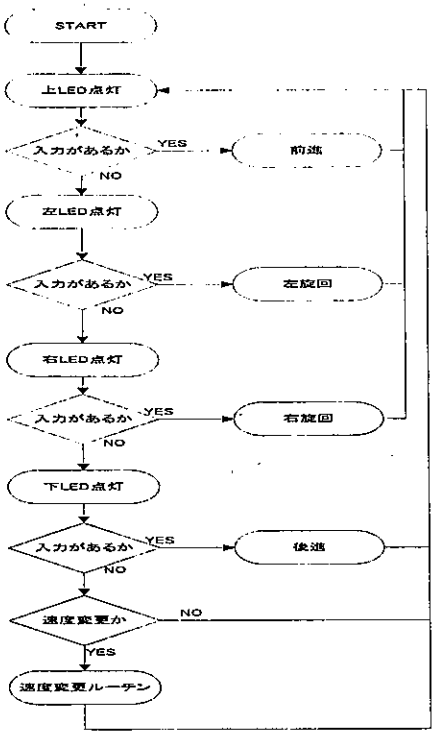


図7.電動車いす操作のフローチャート

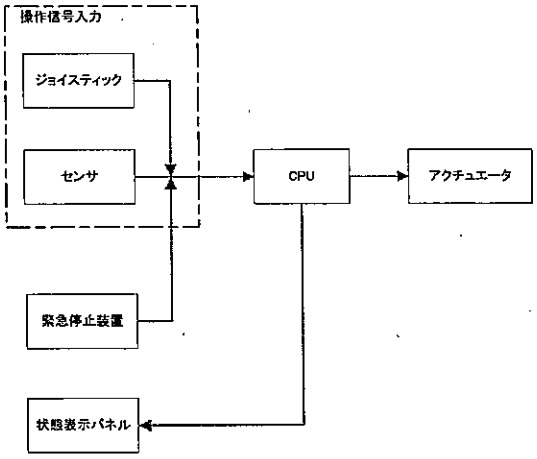


図8.緊急停止機能ブロック図

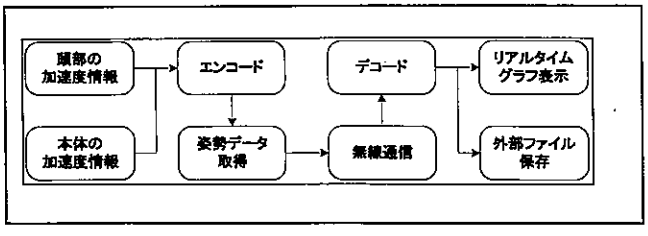
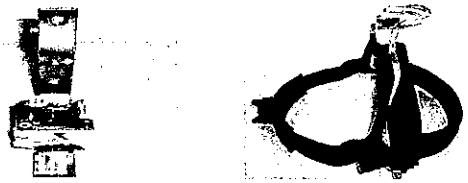


図9.姿勢制御系システム図

B-4



(a) (b)

図１０．本体及び頭部の加速度センサ

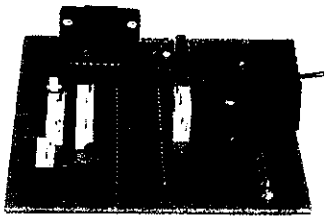


図１１．姿勢制御系回路

図１０は、本体及び頭部の加速度センサである。(a)は電動車いすの本体、(b)は被験者の頭部に取り付ける。

図１１は電動車いす本体に取り付ける姿勢制御系回路である。

4.1 姿勢制御系ハードウェア

電動車いすに取り付ける姿勢制御系装置は、

①３軸加速度センサが２つ

②マイコン

③無線通信機器

④電源ユニット、で構成される。

PC 側の装置は無線通信機器で構成される。

4.2 姿勢データ取得システム

姿勢データ情報の取得は、操作者の頭部及び電動車いす本体に取り付けた３軸加速度センサからそれぞれのセンサデータをマイコンの A/D 変換機能で取り込む。

センサデータを取り込むサンプリングレートは 20Hz (50ms 間に 1 回) である。人間の反射神経は最大 100ms なので 20Hz は十分な速度である。

センサデータはケーブルや A/D 変換でノイズが生じるので、ノイズ除去のために 500 ミリ秒間の移動平均をとる。

移動平均の種類は指数加重移動平均を用い、(5)に示す。

$$S_t = \frac{1}{10}\sum_{i=0}^{9} p_{t-i} \qquad (5)$$

S_t は移動平均値、p_t は時間 t のときのセンサデータである。S_t を姿勢データとして定義する。

（１）データ変換

式(5)にセンサ信号から加速度にデータ変換する変換式を定義する。

$$a_t = k_G\left(\frac{S_t V_{\max}}{x_{\max}} - V_0\right) \qquad (6)$$

a_t は加速度の値、S_t はセンサデータ値、$V_{\max}$ は電圧最大値、$x_{\max}$ は A/D 変換最大値、V_0 はオフセット電圧である。

（２）リアルタイムグラフ表示

取得したデータは取得した時にデコードされ、タスクに応じてモデル化し、PC にグラフ表示する。

表示には 3 種類の方法を用いる。

① 数値をそのまま表示

② 棒グラフに表示

③ 過去のデータが折れ線グラフに表示、

の 3 種類であり、さまざまな角度から姿勢データを確認することができる。

4.3 姿勢データ取得検証実験

(1) 被験者

被験者情報を表 1 に示す。運動神経障がい、脳性麻痺、２名の健常者（表の表記は「なし」）の計４名である。 被験者は全て男性で、高齢者、身障者と比較してより厳しい、年齢は19～32歳、身長は157～178cm、体重は 55～78kg のモデルとした。

(2) 実験内容

被験者に加速度センサを取り付け、

①300 秒間自由走行

②頭部及び本体の加速度の初期値及び終了値を測定する。

表１ 被験者情報

	A	B	C	D
障がい区分	運動神経障がい	脳性麻痺	健常者	健常者
性別	男	男	男	男
年齢[歳]	32	19	19	22
身長[cm]	178	157	167	170
体重[kg]	78	55	62	68

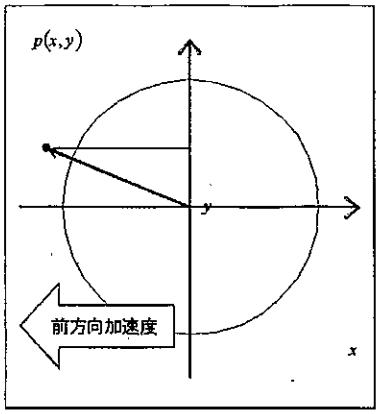


図１２．車いすと軸加速度の向き

加速度と車いすの前方向の関係を図１２に示す。

また、被験者の加速度変化の大きさが視覚的に理解することができる評価関数を次に定義する。

$$E = average\left[\max\left(a_t : a_{t+10}\right) - \min\left(a_t : a_{t+10}\right)\right] \quad (7)$$

(7)は 10 秒間の最大加速度差を平均したものである。発進・停止の身体動作は長くても 10 秒以内に終了するので、10 秒間の最大加速度差から被験者の不安定度がわかる。

(3) 実験結果

図１３は被験者４名の頭部Ｘ軸の加速度である。横軸は時間［秒］、縦軸は頭部Ｘ軸（前・後方向）の加速度［m/s²］である。全取得データから電動車いすを停止する時の一部を示す。

図１３から、1.0 秒から 2.0 秒の範囲で加速度の値が落ち込んでいる。これは電動車いすを停止させたので、被験者が前方向の安定した加速度を得た状態であり、各被験者の加速度は以下の反応を示している。

【被験者 A】：1.0 秒から前方に加速度がかかり始め 1.5 秒でピークを迎え、2.2 秒で後方の加速度がピークに達し 2.5 秒で加速度が安定する。加速度が不安定になる時間は 1.5 秒間、最大加速度差は 0.5G である。

【被験者 B】：被験者 A と同様に加速度が変化し、加速度が不安定になる時間は 2.5 秒間、最大化速度差は 1.0G で本実験の被験者中最大である。

【被験者 C】：被験者 A と同様に加速度が変化する。加速度が不安定になる時間が 0.8 秒と短く、最大化速度差が 0.4G と小さい。

【被験者 D】：被験者 C とほぼ同じで、加速度が不安定になる時間が 0.8 秒、最大化速度差が 0.3G で本実験の被験者中最小である。

以上より、被験者 C、D が、健常者に比べ被験者 A、B の身障者の頭部加速度変化が大きいことが分かる。

図１４は被験者４名の頭部及び電動車いす本体の加速度変化の大きさを表す評価関数で、縦軸に加速度差[m/s²]を取る。

頭部の評価関数は、被験者 B が他の被験者より高く、次に被験者 A、被験者 C、被験者 D と続く。
本体の評価関数は被験者 B が最も高く、次に被験者 D、被験者 A、被験者 C と続く。

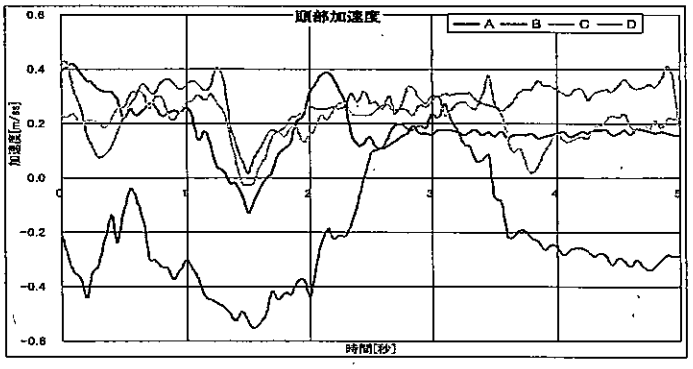


図１３．頭部の加速度

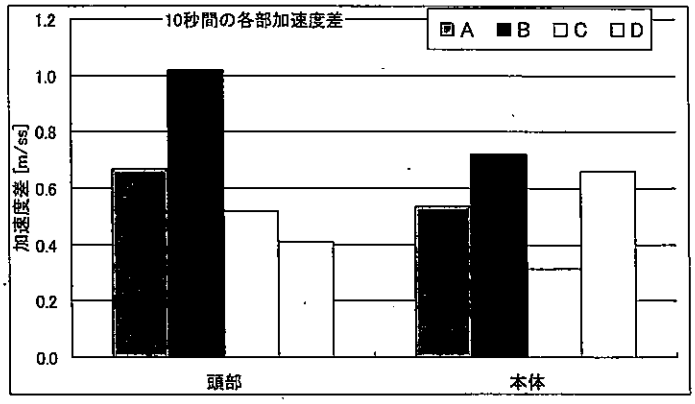


図１４．頭部の評価関数

(4) 考察

図１３及び図１４から、健常者と比較して身障者は自身で電動車いす操作時の姿勢を安定化させることが難しい。

これらの姿勢データから、安心、安全、アシストに向けた姿勢を安定化させる最適な速度制御方法及びアルゴリズムの研究が必要である。

5 まとめ

本論文は以下の電動車いす制御系の研究課題について次のようにまとめられる。

① .簡単に操作できるヒューマンマンマシンコンピュータインターフェイス機能を有する運動制御系の入力方法、② 操作者による最適な操作量の調整が可能な知的階層構成を形成する複合マンマシンコンピュータインターフェイス、③ 緊急時に遠隔停止を行うことが出来る複合マンマシンコンピュータインターフェイス、④ 車いす操作時の加速度変化に対応する知的階層的な姿勢情報の運動制御システムの研究課題を提案し、その機能について検証を行い、以下の成果が挙げられた。

(1) 操作できるヒューマンマンマシンコンピュータインターフェイス機能検証については、ゲイン変更と角度調整機能により操作者の操作方向の調整が可能になった。状態表示パネルにより操作量とゲインを計算した動作量の表示ができ、操作量とゲインから計算した動作量と方向を状態表示パネルに表示することが可能となった。

(2) 操作者に最適な操作性の向上を狙いにした機能検証については、操作方法を選択可能に、状態表示パネルの指示に合わせ動作を行うことで操作領域を変更可能が確認でき、操作領域と非操作領域の設定について検証が出来た。

(3) 緊急停止機能の向上の機能検証について、遠隔から電動車いすを停止する機能を備えることで、緊急停止機能の複合マンマシンコンピュータインターフェイスの検証が確認出来た。

(4) 加速度変化に対応する知的階層的な姿勢情報の運動制御システムについては、健常者と比較して、高齢者や身障者自身で姿勢を安定化させることがタスク分析から難しいことが明らかになった。今後は姿勢情報のタスク分析より姿勢を安定化させる最適な速度制御方法及びアルゴリズムの研究が必要である.

今後は、経路移動検知システムの構築、センサ信号に基づいた意思判断を行うセンサのみの操作方法の研究、操作方法学習機能の研究、操作者の姿勢と操作情報から安全性を高める速度制御機能の研究、複合姿勢安定化システムの研究と検証を行なっていく。

本研究の遂行にあたり、車いすの提供を頂いたCOM泉屋様、データ測定でご協力頂いた三愛病院様、旭川市の療育センター様の職員の方々、旭川工業高等専門学校飛澤直哉氏、辻本陽平氏(現北海道大学)に感謝の意を表します。

参考文献

[1] 飛澤直哉，土田義之，泉谷昌洋「電動車いす制御システム装置の開発（第一報）」，平成20年度電気・情報関係学会北海道支部電気学会，0245，2008年10月

[2] 飛澤直哉，土田義之，泉谷昌洋「電動車いす制御システム装置の開発（第二報）」平成21年度電気学会全国大会，4-240，2009年3月

[3] 藤井文武，和田憲造「乗り手にやさしい電動車椅子の実現に関する研究」日本機械学会論文集，2000年5月号