

障がい者の自立生活を支援する福祉機器の研究開発(第1報)

— 頸髄損傷者用の新たな入力装置の試作と評価 —

千原 健司 上村 数洋* 足立 重平**

鳥井 勝彦*** 今枝 光宏**** 赤塚 久修

Research and Development of Assistive Technology (1st Report) Development and Evaluation of Novel Input Device for Spinal Cord Injury Person

Kenji CHIHARA Kazuhiro UEMURA* Juuhei ADACHI**
Katsuhiko TORII*** Mitsuhiro IMAEDA**** Hisanobu AKATSUKA

あらまし 今日、少子高齢社会の進展と共に、障がい者数も年々増加している。このため、健常者による人的支援には限界があり、障がい者の自立生活を支援する福祉機器が望まれている。この中で、重度の頸髄損傷者用の電動車いす入力装置は、顎で操作するタイプが主流であり、これは顔の前面に設置するため空間上邪魔となり、障がい者は操作する際に大きなストレスを感じており、心身共に負担の少ない入力装置の開発が強く求められている。このため、今回、心身共に負担の少ないという観点から新たに2種類の入力装置を考案・試作し、ユーザーを中心とした評価を通じて、実用化の可能性を調査した。結果、これらの各入力装置に、十分な実用化の可能性を確認した。

キーワード 福祉機器、電動車いす、入力装置、頸髄損傷者

1. はじめに

今日、少子高齢社会の進展と共に、障がい者数も年々増加しており、医療・福祉機器開発のニーズは高く、特に福祉分野では障がい者等にやさしい機器が望まれている。一方、岐阜県では県内を中心とした産学官連携による研究開発を通じて、地域の医療・福祉機器産業を振興している^[1]。

このような状況の中で、共同研究者の上村氏から、重度の頸髄損傷者用の電動車いす入力装置は、顎で操作するタイプが主流であり、これは顔の前面に設置するため空間上邪魔となり、操作する際に大きなストレスを感じている。このため、心身共に負担の少ない入力装置を開発したいとの要望があった。

これを受け今回、同氏が所属する障がい者支援団体の他、優れたモノづくり或いは福祉機器開発技術を有するメーカーと連携し、心身共に負担の少ないという観点から新たに2種類の入力装置を考案し、試作した。また、これらの試作を用いて、ユーザーを中心とした評価を実施し、実用化の可能性を調査した。

2. 入力装置の考案

2. 1 デザインコンセプト

重度の頸髄損傷者用の電動車いす入力装置としては、主に国内製の顎で操作する入力装置、あるいは海外製の後頭部で操作する入力装置が利用されている。今回、これらと比較して、心身共に負担が少ないという点を重視して、次の2つのタイプを設計する。

まず、顔の前面にない入力装置として、既に海外では、後頭部で操作する入力装置^[2]が市販化されており、国内でも販売されている。しかしながら、本入力装置は、30～50万円と高価であり、また、個人に合わせた調整に手間と時間がかかる（或いは出来ない）という声があり、安価で尚且つ個人に合わせた調整のし易い国内製の入力装置が求められている。これらの点に配慮して、後頭部で操作する入力装置を新たに設計する。以降、このタイプを【タイプ1】と言う。

次に、究極に心身共に負担が少ないという観点から、障がい者より、頸部を使わずに、例えば体を傾けて操作が可能な入力装置という要望があった。これまで、同類の入力装置としては、頭部に取り付けた磁気センサにより頭部ジェスチャを検出して操作するもの^[3]、或いはステレオカメラにより頭部ジェスチャを検出して操作するもの^[4]、或いは脳波で操作するもの^[5]等が発表されている。しかしながら、磁気センサは近くに金属物や電磁モーターがある場合にはセンシングが不安定になること、

* 特定非営利活動法人バーチャルデザイン工房ぎふ

** 日本電気株式会社

*** 株式会社今仙技術研究所

**** 鍋屋パイテック株式会社

ステレオカメラは、識別のために大げさなジェスチャを登録する必要があり、また、段階的な速度制御が難しいという問題点がある。脳波による操作は、操作装置としては誤検出が比較的多く、また装置が大掛かりになると言った要因で実用には程遠い。このため、今回、センサとしては安価で環境の影響を受けにくい加速度センサを用いて、体の傾きを検出し操作する入力装置を新たに設計する。以降、このタイプを【タイプ2】と言う。

2. 2 タイプ1の設計

後頭部を圧迫しないように配慮されている枕部と、位置と角度を自由に調整可能な支持部を備えた既存のヘッドレスト部品を改造して設計した。既存のヘッドレストの組立図を図1に示す。これに加えて、入力部位の自由度について、損傷レベルがC4である頸髄損傷者に協力してもらい、頸部に負担が掛からないように様々な方向に動いて頂いたところ、矢状方向とヨー軸の回転方向が、ピッチ軸の回転方向等と比べて、比較的楽に動かすことができることを確認した。このため、これらの方向に後頭部の移動を拘束し、剛性が高く、ユーザーに応じて機械的な調整を可能とすることを念頭に、図2のような可動部を設計した。可動部のリンク構成を図3に示す。

回転5軸、直動3軸の平行な閉リンクを形成することにより、矢状方向とヨー軸の回転方向に枕部の移動を拘束する。この他、主な特徴を以下に挙げる。

- 平行な機構で構成しているので高い剛性を持つ。
- 外側の直動2軸の周辺に直動バネをそれぞれ配置し、着脱可能なカラーで固定することにより、ユーザーに応じて臨機応変に機械的な調整が可能である。
- 外側の直動2軸を、汎用的なショックアブソーバの外形状寸法と同程度のサイズとしており、将来的には路面からの外乱を吸収するために、直動2軸をショックアブソーバと置き換えることが可能である。
- 外側の直動2軸とそれぞれ平行に、直動型ポテンシオメータを2機配置し、これらにより直動2軸の位置を検出し演算することにより、シンプルな構成で矢状方向の移動量とヨー軸の回転量を検出可能である。
- 入力装置全体において、構成がシンプルであり、安価な製造が可能である。

なお、本機構について実用新案登録を出願中である。

2. 3 タイプ2の設計

損傷レベルがC4である頸髄損傷者等との意見交換により、対象となるユーザーは手足が不自由であるが、体幹および頭は比較的動かすことが可能であることを確認し、更に心理的な負担を軽減すべく、目立たないように装置を配置することにした。この結果、衣服の胸のポケットに入力装置を配置するタイプ（以降、このタイプを【タイプ2-1】という）と、眼鏡のフレームにセンサ部分を配置するタイプ（以降、このタイプを【タイプ2-2】という）を設計することにした。また、センサ数については、煩雑にならないという観点から、試作では1

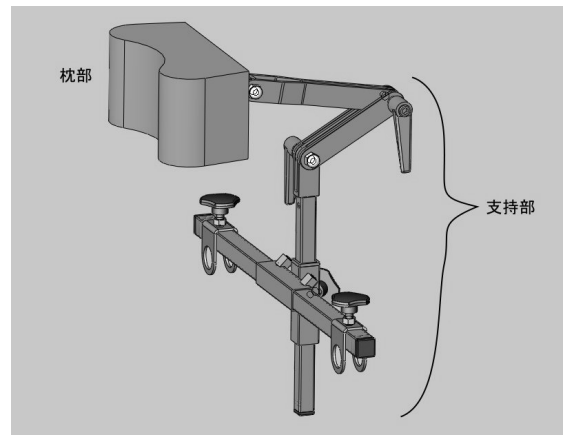


図1 ヘッドレストの組立図

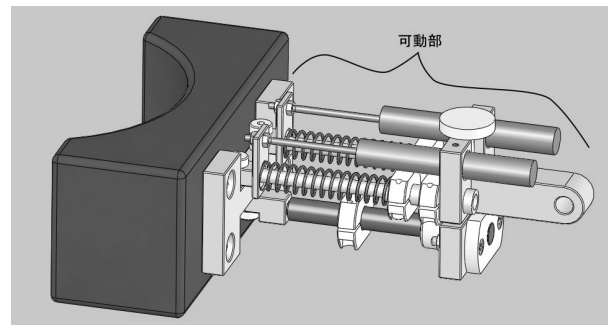


図2 入力装置の可動部

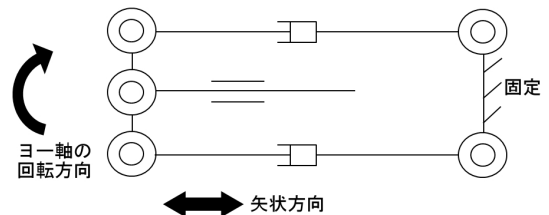


図3 可動部のリンク機構

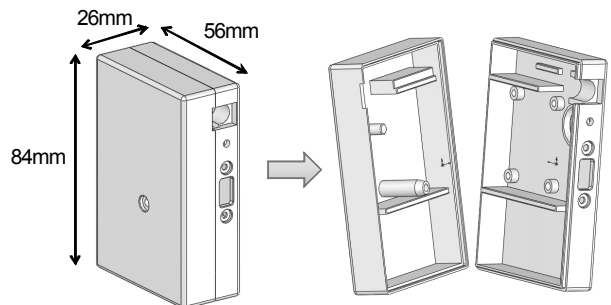


図4 タイプ2-1の収納ケース

箇所のみ搭載することとした。複数のセンサの必要性については、プロトタイプによる試験結果により検討することにした。

タイプ2-1については、胸のポケットに収納できるようなサイズとし、尚且つバリ等で衣服に引っ掛かりがないように収納するケースの材質を樹脂とした。設計した収納ケースの組立図を図4に示す。外形の大きさは、概

ねタバコ箱大にすることができた。また、小型の構成部品として2軸加速度センサはRAS-2(近藤科学社製)を、制御基板はM16C/Tiny (ルネサステクノロジー社製) マイコンを搭載したKCB-1 (近藤科学社製)を採用した。

タイプ2-2については、タイプ2-1と同じ2軸加速度センサと制御基板を使用することにした。異なる点として、2軸加速度センサを、眼鏡フレームに取り付けられるようにするため、センサを収納する部位を、新たに設計した。設計したセンサ収納部を図5に示す。センサを収納し、尚且つセンサの基準面が顔側面と垂直となるように、眼鏡フレームを通す溝が切っている面と、センサの基準面が垂直になるように設計した。

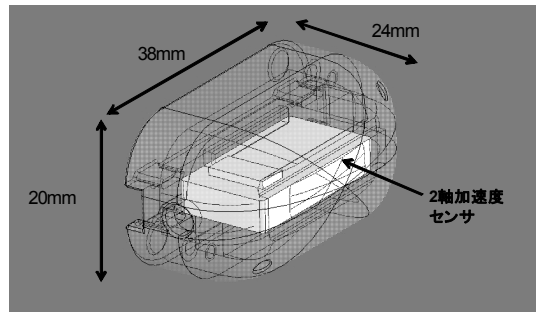


図5 タイプ2-2のセンサ収納部

3. 入力装置の試作

3.1 タイプ1の試作

タイプ1のプロトタイプを図6に示す。後頭部による入力部分A、前進モードと後退モードを切り換えるためのボタンB、そしてAとBからの入力信号から、電動車いすを操作するコマンドを生成するための制御回路を内蔵する制御ボックスCから成る。制御ボックスC内の写真を図7に示す。製作した制御ボックスは、各コネクタおよびスイッチの他、M16C/Tiny (ルネサステクノロジー社製)のマイコンを搭載した制御ボードKCB-1 (近藤科学社製)と、後退モード時に操作者に注意を喚起する圧電ブザーを内蔵している。また、2個の直動型ポテンシオメータから取得したAD値と、保持している走行モードによって、図8に示すテーブルによりコマンドを生成する。これをシリアル通信により、100msec間隔で電動車いすのコントローラに送信されるように、組込プログラムを制作し、制御ボードに組み込んだ。送信するコマンドに対する電動車いすの動作を表1に示す。なお、表内の最大速度とは、電動車いすのジョイスティック下にあるトルグスイッチで、高速 (6km/h)、中速 (4.5km/h)、低速 (2.5km/h) の3段階に設定可能な、電動車いすの最大走行速度のことである。

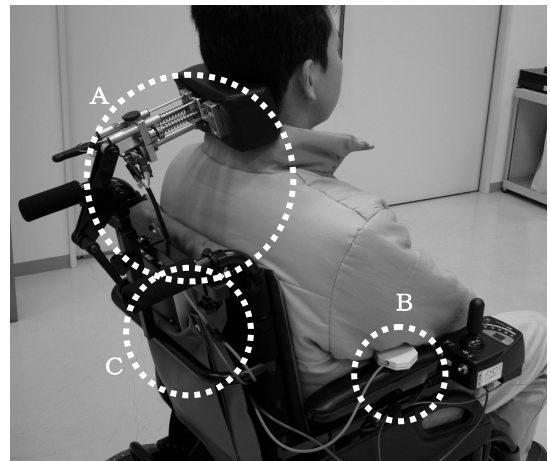


図6 タイプ1のプロトタイプ

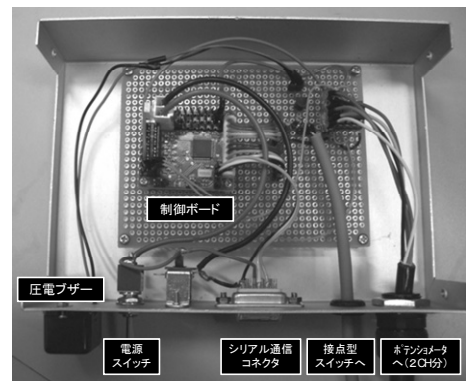


図7 タイプ1の制御ボックス

健常者により本プロトタイプを使用し、送信するコマンドに基づいて、電動車いすが想定どおりに動作することを確認した。

表1 コマンドに対する電動車いすの動作

S	ストップ
f	最大速度の50%で前進
F	最大速度の100%で前進
b	最大速度の30%で後進
B	最大速度の60%で後進
r	最大速度の50%で、その場右回転
R	最大速度の100%で、その場右回転
l	最大速度の50%で、その場左回転
L	最大速度の100%で、その場左回転
V	最大速度の100%で、右前進旋回
U	最大速度の100%で、左前進旋回
W	最大速度の30%で、右後進旋回
T	最大速度の30%で、左後進旋回

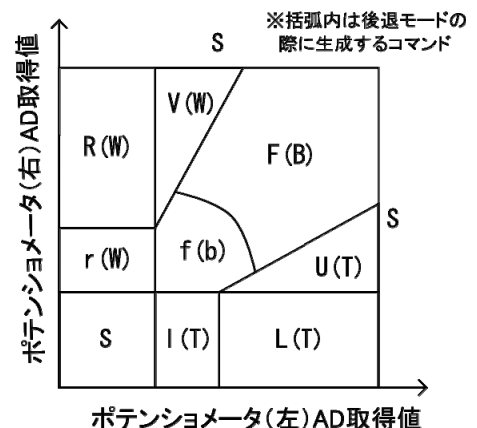


図8 タイプ1のコマンド生成テーブル

3. 2 タイプ2の試作

タイプ2-1のプロトタイプを図9に示す. この収納ケースを胸ポケットに入れ, 体幹の傾きにより操作する. この他に, 押しボタンスイッチと通信コネクタを備えており, 押しボタンスイッチで起動し, 通信コネクタを介して電動車いすにコマンドを送信する.

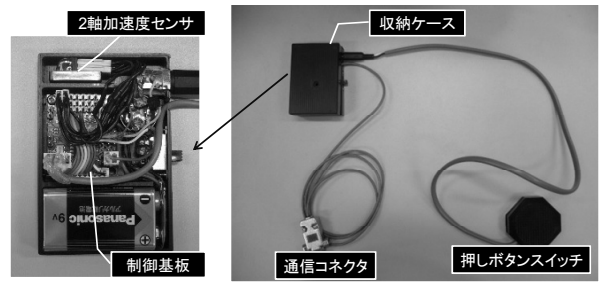


図9 タイプ2-1のプロトタイプ

タイプ2-2のプロトタイプを図10に示す. 2軸加速度センサを設計・製作したセンサ収納部に格納し, 図10左のように眼鏡フレームに装着して頭の傾きにより操作する. この他に, 制御基板を収納した制御ボックス, 押しボタンスイッチ, 通信コネクタを備えており, 押しボタンスイッチで起動し, 通信コネクタを介して電動車いすにコマンドを送信する.

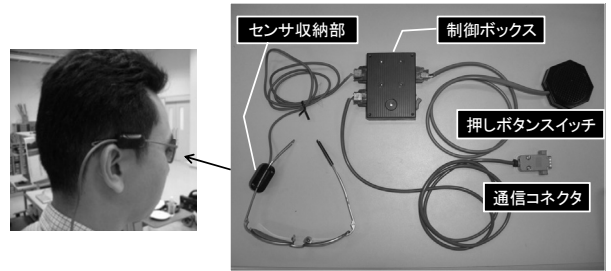


図10 タイプ2-2のプロトタイプ

タイプ2-1およびタイプ2-2の電動車いすに対する操作コマンド生成方法は共通で, ピッチ方向加速度センサとロール方向加速度センサの両センサから取得したAD値によって, 図11のテーブルによりコマンドを生成し, シリアル通信により, 100msec間隔で電動車いすのコントローラに送信されるように, 組込プログラムを制作し, 各制御ボードに組み込んだ. なお, 押しボタンスイッチを押して約2秒後の姿勢を基準点とし, この時のAD値が図11の中央のSコマンド領域の中心にセットされる. また, このテーブルの他に, 加速度センサの特性を生かし, 急激な加速が生じた場合にSコマンド(ストップ)を送信するようにした. 送信されるコマンドに対する電動車いすの動作はタイプ1と同様で表1の通りである.

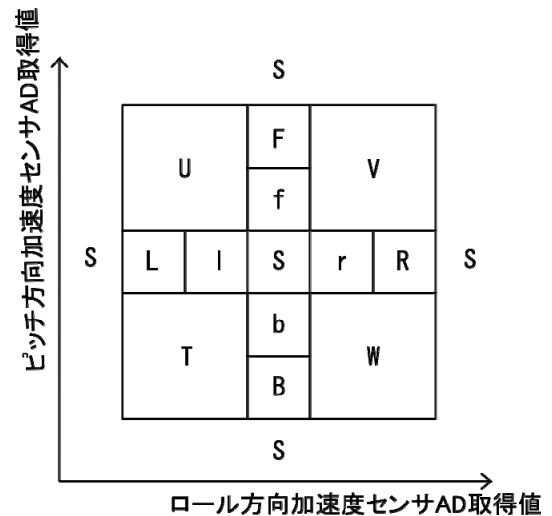


図11 タイプ2のコマンド生成テーブル

4. 試作の評価

4. 1 評価方法

試作した各プロトタイプを使用して, 本入力装置の使用対象者である損傷レベルがC4の頸髄損傷者3名により操作性の評価を行った. ここで, 試作した各入力装置を電動車いすに搭載し, 被験者にいきなり試乗していただくことは危険が伴う. このため, PC上で各入力装置からコマンドを受け, 電動車いすの動作をシミュレートするソフトウェアが必要であり, 制作した. 制作したソフトウェアのGUIを図12に示す. 電動車いすの動作をヘッドマウント方式により表示することが可能で, 入力装置からの入力情報の表示, 経過時間と衝突回数の表示, 任意マップの読み込み, ログの記録, ログの再生, 電動車いすの大きさおよび最大走行速度の変更が可能である. このシミュレーションソフトにより走行時間および衝突回数を測定し, 安全に操作できると判断したタイプの入力装置のみ電動車いすに搭載し, 被験者により試乗してもらいコメントを頂くことにした.

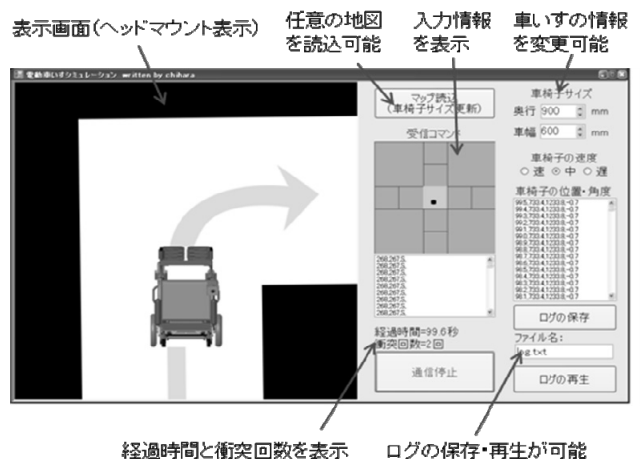


図12 シミュレーションソフトウェアのGUI

次に, 福祉機器を開発する際の注意点として, 同じ損傷レベルに分類されていても, 細やかな症状は各々の障

がい者によって異なり、また、生活様式あるいは価値観もそれぞれ違うため、できるだけ多くの対象ユーザーにより評価してもらうことが望ましい。このため、複数の対象ユーザーによる評価を目的にアンケートを実施した。また、アンケートの項目も、対象ユーザーが考えた方がより適切であるため、複数のユーザーが共同でアンケート素案を考え、後に技術開発サイドを含め協議し決定した。アンケートの実施については、ホームページに各試作の動画と質問項目を公開し、全国頸髄損傷者連絡会各支部および会員の協力を得て、障がい当事者に回答していただいた。有効回答者数は31であった。

4. 2 ユーザーによる操作性の評価結果

試乗する場所を図13左に示す。ここは口の字型の通路で形成されており、電動車いすの操作には90°カーブの旋回が特に必要になるため、図13右に示すクランクコースによりシミュレーションを実施した。また、実機への試乗の可否は、ある程度被験者にシミュレーションに慣れてもらった後に、電動車いす速度を中速と高速の条件で、シミュレーションを各1回実施してもらい、主に衝突回数により判定した。

3名の被験者のシミュレーションによる走行試験の結果を表2～4に示す。この結果から、Aさんは、タイプ1とタイプ2-2で、Bさんはタイプ1で、Cさんは全てのタイプで搭乗できると判断し、実機を操作して頂いた。実機の操作後、操作性等について改めてコメントを頂いた。評価結果をまとめると以下の通りである。

- ・タイプ1については、シミュレーションおよび実機にて3名全てが安全に走行可能であることを確認した。また、パネ力の調整具合など改良すべき点についてコメントを頂くことができた。
- ・タイプ2-1については、体幹の可動範囲が十分確保できず1名は操作できず、1名は走行不安定で、1名はシミュレーションでは走行できたが実機に搭乗すると姿勢が変わり走行できなかった。加速度センサを胸の位置に配置することは難しいとの結論を得た。
- ・タイプ2-2については、2名においてシミュレーションで安全に走行可能であったが、実機では速度を上げると、頭が揺れて走行が不安定となった。電動車いすに新たにセンサを設置してセンサ値の差分を取るなど、複数センサによる補償が必要であるとの認識を得た。

次に、一番走行が上手であったCさんのシミュレーションデータを図14～15に示す。各図共に、横軸は電動車いすの回転中心のX座標で、縦軸は電動車いすの回転中心のY座標で、時間毎に座標をプロットした図である。また、○が電動車いす最大速度を高速、×が電動車いす最大速度を中速の設定でシミュレーションした結果である。図14の結果から、タイプ1の走行軌跡は、その場回転と直進が多く、旋回が少ないことが分かる。つまり、図8の中のV或いはUコマンド（最大速度での左右旋回操作）をうまく使えていないことが分かる。一方、図15の結果

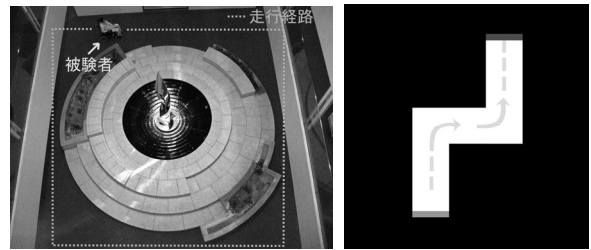


図13 試乗場所とシミュレーションに使用したコース

表2 Aさんのシミュレーションによる走行時間と衝突回数

入力装置	走行時間 [秒]	衝突回数 [回]
タイプ1(中速)	28.6	0
タイプ1(高速)	23.6	0
タイプ2-1(中速)	タイムオーバー	計測不能
タイプ2-2(中速)	34.2	0
タイプ2-2(高速)	32.5	1

表3 Bさんのシミュレーションによる走行時間と衝突回数

入力装置	走行時間 [秒]	衝突回数 [回]
タイプ1(中速)	46.5	0
タイプ1(高速)	51.2	0
タイプ2-1(中速)	77.9	9
タイプ2-1(高速)	25.6	0
タイプ2-2(中速)	65.0	3
タイプ2-2(高速)	83.5	5

表4 Cさんのシミュレーションによる走行時間と衝突回数

入力装置	走行時間 [秒]	衝突回数 [回]
タイプ1(中速)	28.3	0
タイプ1(高速)	21.6	2
タイプ2-1(中速)	34.1	0
タイプ2-1(高速)	30.4	0
タイプ2-2(中速)	31.4	1
タイプ2-2(高速)	27.4	0

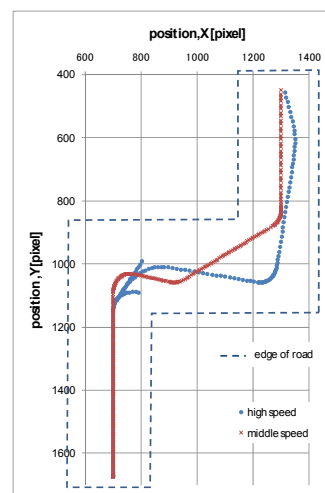


図14 Cさんのタイプ1のシミュレーションデータ

から、タイプ2の走行軌跡は直進、その場回転、旋回のコマンドがうまく使えていることが分かった。他の2名に関しても類似の結果であり、この結果、タイプ1のコマンド生成テーブルには改善の余地があることが分かった。

4. 3 複数ユーザーによるアンケート結果

ホームページに各試作の動画と次の質問項目を公開し、障がい当事者に回答していただいた。詳細な質問内容は割愛するが、内容を大きく分けると、タイプ1の試作による動画を視聴した後の感想11項目、タイプ2の試作による動画を視聴した後の感想11項目、個人属性2項目、生活の状態3項目、身体の状態10項目、現状の車いす9項目、その他6項目の、計52項目による質問内容である。

有効回答者数は31名であった。アンケート結果を、全て報告することは割愛するが、今回提案する2種類の入力装置を、使用してみたいかどうかをという点においてまとめた結果を表5に示す。総じてタイプ1、タイプ2ともに、使用してみたいとの声を多数頂いた。また、他の質問項目による回答から様々な改良すべき点を頂いた。アンケート実施の意義でも述べたが、障がいを持つ当事者の意見は様々である。全ての要求を満たす装置を開発することは不可能であるが、今回の調査により非常に多数の意見を抽出することができたので、今後は各回答を、丁寧に読み解き、より障がい者に受け入れられる入力装置の開発に活かしていきたい。

5. まとめ

心身共に負担の少ないという観点から新たに2種類の頸髄損傷者用の入力装置を考案・試作し、ユーザーを中心とした評価を通じて、実用化の可能性を調査した。この結果、タイプ1、タイプ2ともにユーザーからのニーズは十分に高く、操作性の評価等から各試作の課題を明らかにすることが出来た。

今後は、アンケート結果等を活用し、心身共に負担の少ない頸髄損傷者用の入力装置を実用化するべく、開発を継続する。

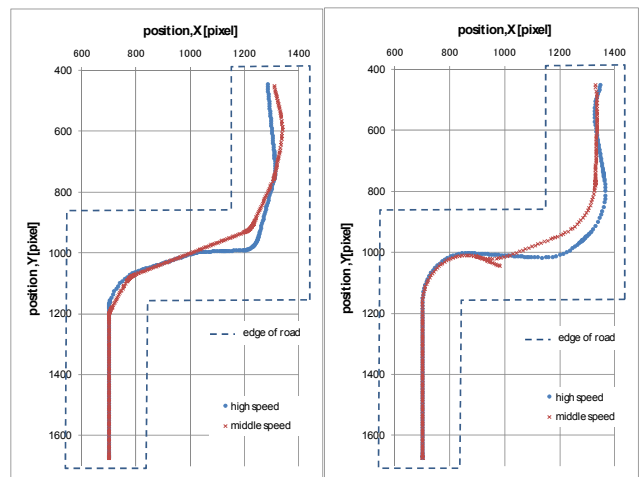


図15 Cさんのタイプ2のシミュレーションデータ (左はタイプ2-1、右はタイプ2-2)

謝 辞

本研究開発は、都市エリア産学官連携促進事業（発展型）岐阜県南部エリア可能性試験の委託により実施されました。ここに感謝の意を表します。

文 献

- [1] 都市エリア産学官連携促進事業（発展型）岐阜県南部エリア, <http://www.gikenzai.or.jp/ikou/>
- [2] ASLヘッド・アレイコントローラー, 米SUNRISE MEDICAL社（国内販売代理店, ㈱アクセスインターナショナル）
- [3] 井上剛伸ほか, “重度脳性麻痺者を対象とした頭部操作式電動車いすの開発”, バイオメカニズム, vol.12, no.25, pp.303-313, 1994
- [4] 依田育士ほか, “頭部ジェスチャによる非接触・非拘束電動車いす操作インターフェース”, 電子情報通信学会誌 Vol. J91-D, No.9, pp.2247-2255, 2008
- [5] 独立行政法人理化学研究所ほか, “脳波で電動車いすをリアルタイム制御”, プレスリリース, 2009.6.29

表5 新たに開発している入力装置を使用してみたいかどうか

○タイプ1を使用してみたいかどうか		○タイプ2を使用してみたいかどうか	
電動車いす・その他機器の両方に使用してみたい	14	電動車いす・その他機器の両方に使用してみたい	13
電動車いすに使用してみたい	2	電動車いすに使用してみたい	4
その他機器に使用してみたい	9	その他機器に使用してみたい	7
どの機器にも使用したくない	5	どの機器にも使用したくない	6

<p>タイプ1の入力装置をあなたの電動車いすに設置して使用してみたいと思いますか。あるいは電動車いす以外の機器の操作に使用してみたいと思いますか</p> <ul style="list-style-type: none"> ■ 電動車いす・その他機器の両方に使用してみたい ■ 電動車いすに使用してみたい ■ その他機器に使用してみたい ■ どの機器にも使用したくない 	<p>タイプ2の入力装置をあなたの電動車いすに設置して使用してみたいと思いますか。あるいは電動車いす以外の機器の操作に使用してみたいと思いますか</p> <ul style="list-style-type: none"> ■ 電動車いす・その他機器の両方に使用してみたい ■ 電動車いすに使用してみたい ■ その他機器に使用してみたい ■ どの機器にも使用したくない
--	--