

電動車椅子のための呼気圧によるアナログ入力インターフェース*

山本元司^{*1} 池田 毅^{*1}
佐々木善信^{*2}, 曹鳳英^{*3}Analogue Input Interface for the Operation of Motored Wheelchair Using
Respiratory Pressure for Severely Disabled PersonMotoji YAMAMOTO^{*4}, Takeshi IKEDA,
Yoshinobu SASAKI and Feng Yin CAO^{*4} Department of Mechanical Engineering, Kyushu University,
744 Motooka, Nishi-ku, Fukuoka-shi, Fukuoka, 819-0395 Japan

Severely handicapped often uses respiratory pressure for an input device to control various instruments such as TV, motored bed, curtain, air conditioner in everyday life. The input device is typically ON/OFF type for the control of the equipments. Considering the application of motored wheelchair, the ON/OFF type interface is not desirable. The control of motored wheelchair needs preciseness and quickness for safe operation. A new input device using respiratory pressures is proposed for such purposes. The paper examines basic performances of human respiratory pressure regulation as an analogue input method. Then possibility of two-dimensional input device is discussed. Basic experiments to check the performance of two-dimensional analogue input device by respiratory pressure for the control of motored wheelchair are shown.

Key Words: Respiratory Pressure, Analogue Input Interface, Motored Wheelchair

1. はじめに

四肢障害者のための自立支援機器として環境制御装置^{(1)~(3)}(テレビ, エアコン, 電動ベッド, 電話, カーテンなどを統合的に操作する装置)や電動車椅子などがある。これらの自立支援機器は障害者の残存運動機能, 例えば口, 頭などの動きや呼気などを利用して, 生活に必要な機器を制御するものとなっている。この研究では四肢障害者の残存運動機能を利用したユーザーインターフェース手法について検討する。

四肢障害者用ユーザーインターフェースとして口, 頭などの動きを利用する場合, あるいは呼気による方法⁽³⁾⁽⁴⁾の場合, 従来では機器のスイッチ ON/OFF や例えば TV チャンネル変更, 音量のステップ状の変更など, いずれも基本的にはデジタル的なスイッチ操作をおこなうものとなっている。実際に利用されている機器はこのような ON/OFF で操作可能である場合も多い。しかしながら電動車椅子の運転などでは, 安全のため, 素早く正確な操縦が必要であり, より良い操作のためには連続的でなめらかな操縦が望ましい。この

ように実時間でなめらかな, すなわちアナログ情報による機器操作が必要な場合は, 従来の ON/OFF を基本とするインターフェースは適していないと考えられる。電動車椅子の場合, 通常はジョイスティックが用いられているが, 四肢等による正確なジョイスティック操作が困難な場合は従来のジョイスティックをそのまま用いることはできない。

電動車椅子操縦に限らず, 四肢障害者が自ら様々な機器を意のままに操作可能とするためには, 残存運動機能を十分に活用した入力インターフェースが重要となる。この入力インターフェース手法として従来, マイクロスイッチにより微小な力で動作可能とする方法, 舌や口でスティックを操作する方法⁽⁵⁾, 皮膚表面における筋電を用いる方法⁽⁶⁾, 眼球, 皮膚表面, 頭部などの動きをセンサで感知する方法⁽⁷⁾, 音声による入力方法⁽⁸⁾などがある。

多くの場合, これらは基本的には ON/OFF 入力に用いられ, アナログ情報入力は困難である。また, アナログ入力可能な場合も実時間入力装置としては問題があることが多い。さらに, 障害者の運動量の点で例えば, 舌や口でスティックを操作する方法や, 皮膚表面の動きをセンサで感知する方法は問題があり, 入力装置として精度が低い欠点がある。一方, C5~C7 高位での脊髄損傷の場合で, 横隔膜以外の呼吸関連筋に対

* 原稿受付 2008年6月23日。

^{*1} 正員, 九州大学大学院工学研究院機械工学部門(☎819-0395 福岡市西区元岡744)。^{*2} 九州大学大学院工学府知能機械システム専攻。^{*3} 西部電機(株)(☎811-3193 古賀市駅東3-3-1)。

E-mail: yama@mech.kyushu-u.ac.jp

して障害がある場合においても呼吸機能は維持できる^{(9)~(11)}ことから、呼吸機能障害を併発していない多くの四肢障害者にも、呼吸は意識的調整が可能な残存運動機能と考えられる。

そこで、筆者らは福祉機器や環境制御装置のための入力装置として実時間のアナログ入力を可能とする装置を考え、呼気圧を利用するインターフェース手法を提案している^{(12) (13)}。ここではこの呼気圧を利用するインターフェース手法により電動車椅子を操縦することを想定し、アナログ呼気圧インターフェースの基本性能を調べる。また、安全な電動車椅子操縦のために、入力インターフェースとしての操縦性能を高める方法を提案しその操作性能を実験的に検証する。

2. 呼気圧調整能力

人体の呼吸運動は延髄の呼吸中枢とよばれる部位により、基本的には自発呼吸のリズムが呼息ニューロンと吸息ニューロンにより自動生成されると考えられている⁽¹⁴⁾。しかしながら、管楽器における演奏でも明らかかなように、人は呼吸リズムを意識的に調整でき、呼気圧値も意識的に調整可能である。この意識的調整による呼気圧を入力インターフェース手法として利用することを考える。ただし、本来のガス交換のための呼吸は必要なため、これを阻害しないよう工夫する必要がある。

本研究では呼気圧による入力装置としての基本的な性能を検証するため、ディスプレイに呈示された目標軌道に従って、呼気圧がどの程度の性能で調整できるかを調べる。この場合の呼気圧調整は、目からの情報が脳に伝わり、この間、調整しようとする意識とともに何らかの情報処理がなされたのち、呼気圧調整のための運動制御がおこなわれると考えられる⁽¹⁵⁾。このとき、ある程度先の動作が予測できる場合と、全く予測できない場合の2つの場合では、情報処理経路やその性能に違いがあると考えられるため、2つの場合で人の呼気圧調整基本性能を調べる。

2.1 呼気圧センサと実験装置 人の通常の呼気圧は大気相対圧で $\pm 2\text{KPa}$ 程度であるため、呼気圧測定のために相対圧で $\pm 5\text{KPa}$ をレンジとする微圧センサ（フジクラ 005KPGW ピエゾ抵抗型半導体圧力センサ）を使用した。このセンサは電圧出力型であり、A/Dコンバータにより圧力値をPCに取り込む。このセンサに図1で示すように空圧パイプを取り付け、パイプを口でくわえて呼気圧を調整し、この圧力を測定する。この実験装置では、図に示すように比較のためにアナログジョイスティックからの電圧出力も測定で

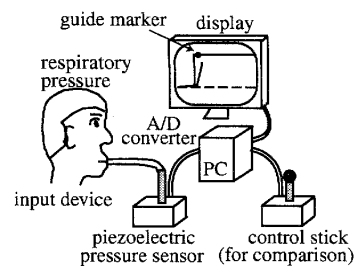


Fig. 1 Respiratory pressure response experiment

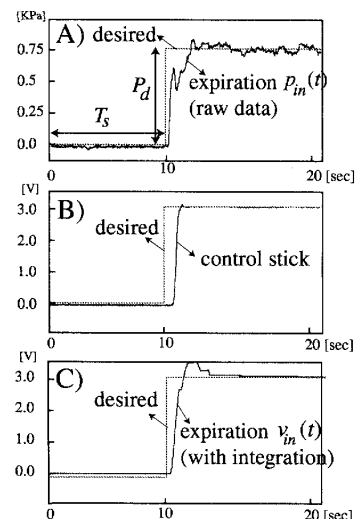


Fig. 2 Step response of expiration pressure and position of control stick

きるようにしている。

2.2 ステップ応答による呼気圧調整実験 人の呼気圧による基本的な圧力調整能力を調べる。被験者はディスプレイ上に現れるステップ状の目標軌道（ガイドマーカーがこの軌道上を移動：図1参照）にできるだけ正確に追従するように呼気圧を調整する。

あらかじめ設定した立ち上がり時間 T_s と目標圧力 P_d （図2A参照）により、何回か練習したあとの呼気（呼息）圧と手動のジョイスティック（倒し側）の典型的な応答例を図2A、図2Bにそれぞれ示す。図から明らかかなように、呼気（呼息）圧応答Aは目標値付近で振動しており、これをそのまま入力インターフェースとして用いることは困難であると考えられる。

そこで、呼気圧値 $p_{in}(t)$ をそのまま用いるのではなく、次のように積分した値を応答値とし、これを調整することを考える。

$$v_{in}(t) = v_0 + k_i \int_0^t g(p_{in}(t) - p_0) dt \quad (1)$$

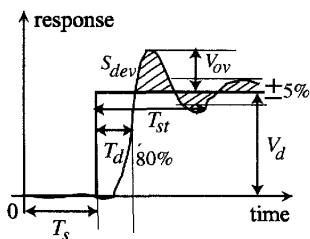


Fig. 3 Step response of respiratory pressure

$$g(*) = \begin{cases} 0 & (|*| < p_{noise}) \\ * - p_{noise} & (* \geq p_{noise}) \\ * + p_{noise} & (* \leq -p_{noise}) \end{cases}$$

ここで $p_{in}(t)$ は呼気圧センサからの入力、関数 $g(*)$ はセンサノイズを除去し、誤動作を防ぐための関数、 p_0 は大気圧、 p_{noise} は誤動作防止のための正定数、 k_i は積分ゲイン、 v_0 は応答出力の初期値である。これにより、ノイズの影響を軽減するとともに、入力がない場合には応答はその値を保つことになる。このため、ガス交換を維持するために口にくわえたパイプをはずすときは、入力値が変動せず、入力デバイスとして好ましい特性を持つことになる。

式(1)により積分したものを応答値 $v_{in}(t)$ とし、その応答値の調整がどの程度できるか調べた。この積分呼気(呼吸)圧値によるステップ応答例を図2Cに示す。この図から明らかなように、多少のオーバーシュートがあるものの、ジョイスティックの応答図2Bと比べ同程度の性能(精度)が得られることがわかる。呼気圧を積分することにより、もし口から管を離しても(このとき $p_{in} = 0$)、応答値を維持することができるため、ガス交換に必要な通常の呼吸が可能となる。

上記の実験ではあらかじめ設定した立ち上がり時間 T_s 、目標値 P_d (電圧値なら V_d) により実験したため、習熟による影響が入り、呼気圧調整能力を客観的に検証しにくい。そこで、これらの値をランダムに与え、視覚的なフィードバックのみに基づく人の呼気圧調整能力を調べることにした。このとき、応答遅れ時間を T_d (ここでは目標値の80%に到達した時間)、整定時間を T_{st} (ここでは目標値の±5%以内に整定した時間)、最大行き過ぎ量を V_{ov} とする(図3参照)。また、積分呼気圧値(正圧)、積分吸気圧値(負圧)の性能差も同時に調べた。

これらの遅れ時間 T_d 、整定時間 T_{st} 、最大行き過ぎ量 V_{ov} をジョイスティックの場合(奥に倒す側+, 手前に引く側-)と比較したものを表1に示す。この表中での値は3名の被験者(すべて健康者)による10回の試行の平均値である。この表から視覚的なフィード

Table 1 Comparison of step responses using expiration, inspiration pressure and control stick

	T_d [sec]	T_{st} [sec]	V_{ov} [V]
respiratory(+)	1.62	3.14	0.134
respiratory(-)	2.29	3.48	0.125
control stick (+)	0.92	1.82	0.047
control stick (-)	0.94	1.91	0.049

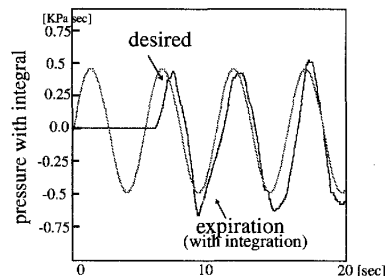


Fig. 4 Response of respiratory pressure for sine curve

バックのみによる呼気圧調整能力(ステップ応答)はジョイスティックと比べ、遅れ時間、整定時間、オーバーシュートの値で1.5から2倍程度であることがわかる。また、呼気については吸気圧値(負圧)の方が応答遅れなど調整能力の点で多少劣ることがわかる。

2.3 周波数応答による呼気圧調整能力の検証 前章では呼気圧を直接入力とするのではなく、その積分値を入力として用いることを提案し、手動のジョイスティック操作と比較した。その結果、ジョイスティックの場合より多少性能が劣るものの、入力装置として使用できそうであることがわかった。

この呼気圧入力のインターフェースを車椅子での操縦に利用することを考える。このとき、歩道や廊下に沿っての移動など、移動すべき目標軌跡はあらかじめ、ある程度わかっていることが多い。従ってランダムに与えたステップ応答の性能を調べるだけでは十分でないと考えられる。

そこで、ディスプレイ上に目標軌道として正弦波をあらかじめ表示し、次に、マーカがその目標正弦波に沿って移動するようにする。このとき呼気圧を積分したものを縦軸の位置として表示し、この位置がマーカで示した目標軌道にできるだけ追従するように被験者は呼気圧を調整する。目標軌道の周波数を変えてこの呼気圧積分値の調整能力を調べた。

目標入力を正弦波としたときの典型的な応答の様子を図4に示す。この応答実験を異なった周波数で複数回おこない、周波数応答特性を調べた。この結果を図5に示す。比較のために手動によるジョイスティック

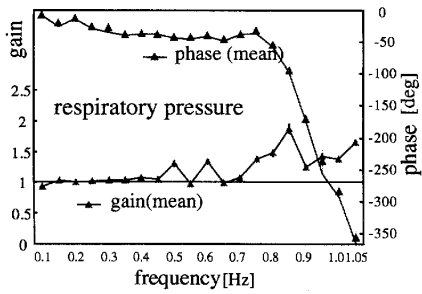


Fig. 5 Frequency response of respiratory pressure

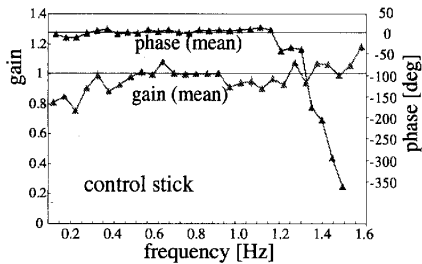


Fig. 6 Frequency response of control stick

の場合の周波数応答を図6に示す。これらの周波数応答は1名の被験者の5回の試行の平均の値を用いて描いている。図に示すように呼気圧では0.9Hz程度、ジョイスティックでは1.2Hz程度までの応答が可能であること、また、呼気圧はジョイスティックに比べて応答速度が多少劣るものの、実時間アナログ入力が可能であることがわかる。

2.4 積分ゲインの影響 これまで示したように呼気圧をそのまま用いるのではなく、その積分値を用いて入力値とすることで定常特性にすぐれた入力が可能となるが、その積分ゲインによって入力装置としての性能が大きく変化する。そこで、積分ゲインの値により、ステップ応答での反応遅れ時間 T_d 、最大行き過ぎ量 V_{ov} 、過渡応答面積誤差 S_{dev} (図3参照) がどのようなようになるかを調べた。

種々の積分ゲイン k_i によりステップ応答をおこなひ、 T_d, V_{ov}, S_{dev} をプロットしたものを図7に示す。上が呼息、下が吸息の場合である。この結果により、反応速度 (T_d) と応答精度 (V_{ov}, S_{dev}) はトレードオフの関係にあり、一般に積分ゲインが大きいと応答精度が劣化し、小さいと反応速度が劣化することがわかる。また、呼息と吸息においては、吸息側の性能値が多少劣るものの、積分ゲインに対する傾向はほぼ同じであった。この結果から適切な積分ゲイン (ここでは*印で示す付近) を設定すればほぼ両方満足する性能が得られることがわかる。

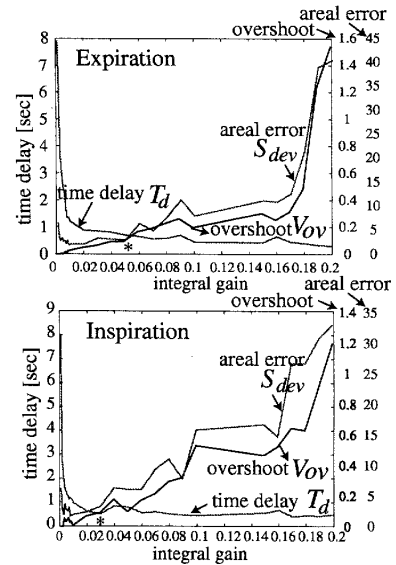


Fig. 7 Performance of step response for integral gains

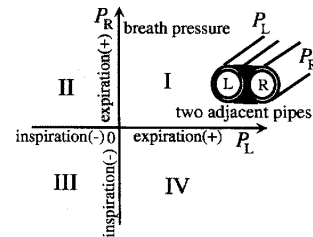


Fig. 8 Possible region for the input of 2-DOF case

3. 2自由度の入力装置と車椅子操縦

これまでは呼気圧を用いた1自由度の実時間アナログ入力装置の基本性能を調べた。しかし、電動車椅子においてジョイスティックと同様な操作を考える場合、2自由度の実時間アナログ入力が望ましいと考えられる。

人の口による呼気圧調整能力を考える場合、例えば多くの管楽器では入力口部は一つであり、2自由度の入力は困難に思える。しかし、二段のハーモニカの場合は上下に隣り合った入力口部があり、同時に2つの入力口部を用いて微かな音を生成できる。なお、左右の隣接部では音が混じらないように“吹く”、“吸う”で音を出す仕組みであり、左右では同時には音を生成できない。従って、例えば2つの入力口部 (LとR) が隣接している場合は両方が吹く (正圧) か両方が吸う (負圧) ことのみ、すなわち図8でIとIIIの領域しか圧力設定できない。図は横軸を左の管からの呼気圧値、縦軸を右の管からの呼気圧値としたものである。

ジョイスティックと同様なアナログ入力装置という意味からは、IIとIVの領域を使用できないことは欠

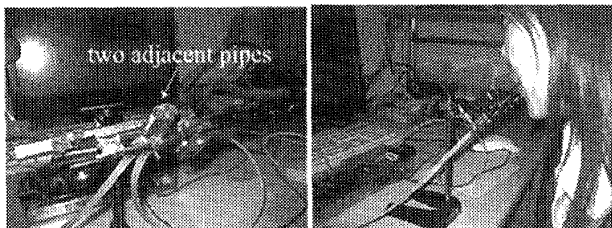


Fig. 9 Two adjacent pipes as an input device

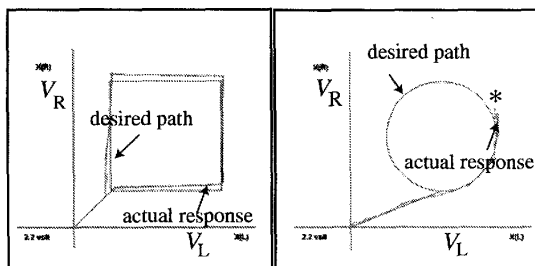


Fig. 10 Tracking ability using the two adjacent pipes

点になるが、Iの領域の中だけでも2自由度アナログ入力が可能であるとも考えられる。そこで領域I内においてどの程度2自由度呼気圧調整が可能かを調べる。

2自由度入力のための隣接した2つの入力部を図9に示すように並べて固定する。口をわずかに左右に移動させながら呼気圧を調整する。横軸にL側呼気圧を積分した値 V_L をとり、縦軸にR側呼気圧を積分した値 V_R をとる。目標図形(正方形と円)をディスプレイ上で示し、呼気圧調整により目標軌跡をたどれるか調べたものを図10に示す。正方形の方はL,R独立に正の呼気圧と負の呼気圧を入力すれば実現できる。しかしながら、右図の円の方は*印を付けたあたりからRは正でLは負の呼気圧を入力する必要があるため、ここで用いている2つ並べた吹き口を用い、左右の呼気圧を両方積分する方法ではこの軌跡は実現できなかった。

そこで、2つの入力口部を同時に使用せず、別々に使用することを考える。このとき、口唇部の動作をできるだけ小さくする2自由度入力として図11に示す、パイプを段差をつけて上下2段にしたものを試作した。上下の入力圧力をどのように利用するかは種々考えられるが、いくつかの方法を試したのち、違和感なく入力できるものとして上部パイプのみ入力するとき(図11A)は回転角速度の指令、両方同時に入力するとき(図11B)は前進(後退)速度の指令とした。口から離すと回転角速度は0となるためその移動方向を維持する。また移動速度はそのときの値を保つこととし、危険回避のために強く吸う(負の呼気圧)場合は緊急停止するよう指令を与えることにした。

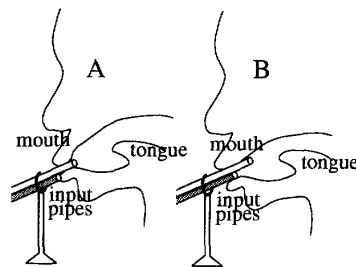


Fig. 11 Input method by up-and-down pipes

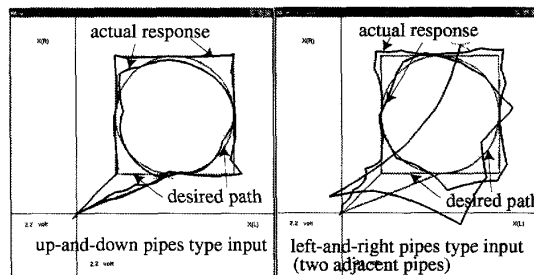


Fig. 12 Tracking ability for the improved input device

このとき、電動車椅子の回転速度 $\dot{\theta}$ 、前進速度 v は下部パイプが大気圧のとき、すなわち $|p_L(t) - p_0| < p_{noise}$ のとき

$$\dot{\theta} = k_{\omega} g(p_U(t) - p_0) \tag{2}$$

$$v = v_0 \tag{3}$$

下部パイプおよび上部パイプに呼気圧が印加されているとき

$$\dot{\theta} = 0 \tag{4}$$

$$v = v_0 + k_i \int_0^t g(p_U(t) + p_L(t) - p_0) dt \tag{5}$$

ここで、 $p_U(t)$ 、 $p_L(t)$ は上部および下部パイプの呼気圧値である。ただし、負の強い呼気圧の場合は

$$p_U(t) - p_0 < -p_{max} \text{ or } p_L(t) - p_0 < -p_{max}$$

$$\text{then } v = 0 \tag{6}$$

とする。このときの電動車椅子の左右車輪速度 ω_L 、 ω_R 指令値は運動学関係より

$$\begin{pmatrix} \omega_L \\ \omega_R \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} \frac{r}{2} & \frac{r}{2} \\ \frac{r}{l} & -\frac{r}{l} \end{pmatrix}^{-1} \begin{pmatrix} v \\ \dot{\theta} \end{pmatrix} \tag{7}$$

で与える。ここで r 、 l は車椅子車輪半径と車輪間距離をそれぞれ表す。

この制御方法を用い、正方形と円形の目標軌跡を与えたときの応答結果例を図12左に示す。左図は上下2段パイプにより呼気圧を調整した場合、右図は比較

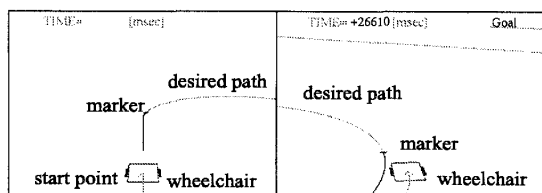


Fig. 13 Motored wheelchair simulator using respiratory pressure input method

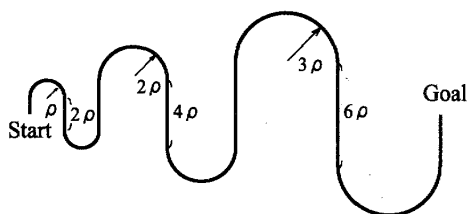


Fig. 14 Desired path for the tracking experiment by simulator

のため図9で示す2本のパイプを左右に隣接したものをを用いて上記と同様に呼気圧調整した場合を示す. 上下2段パイプにより呼気圧を調整する場合は, より良い性能で軌跡追従が可能であることがわかった.

この上下2段パイプによる入力方法により, 入力インターフェース利用者の視点から電動車椅子操縦可能なシミュレータを作成し, 実際の呼気圧入力インターフェースを用いて軌道追従実験をおこなった. このときのシミュレータ画面を図13に示す.

追従すべき目標経路は図14に示す円弧と直線からなる経路を与えた. 被験者はシミュレータ画面に示した目標経路を見ながら, 経路上を移動するマーカーにできるだけ沿うように呼気圧を調整しながら電動車椅子を操縦する. このとき, 経路上の追従マーカーの速度を変化させながら, 呼気圧調整による追従性能を手動ジョイスティックの場合と比較した. 追従性能を評価するための指標として以下の, 目標軌跡からの偏差面積評価 H_{err} と追従用マーカーからの距離偏差 L_{err} を用いて比較する.

$$H_{err} = \frac{S}{l_{path}} \quad (8)$$

$$L_{err} = \frac{\int_0^{T_{end}} l(t) dt}{T_{end}} \quad (9)$$

ここで S は図15 灰色領域に示す目標軌跡と追従軌跡の偏差面積, l_{path} は目標経路長, T_{end} は追従終了時間, $l(t)$ は時刻 t での車椅子中心位置と追従用マーカーとの距離を表す. 提案した2段重ね呼気圧入力口部を用

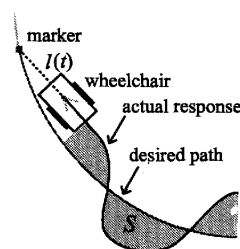


Fig. 15 Deviation from desired path and marker point

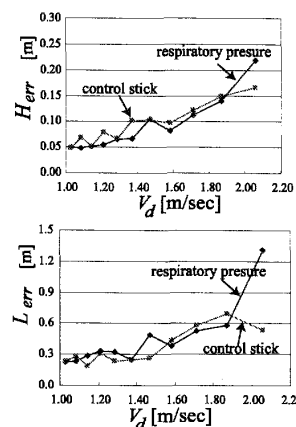


Fig. 16 Comparison of tracking ability using respiratory pressure and control stick

いた車いす操縦制御方式と, 手動ジョイスティックによる操縦方式による追従実験結果を図16に示す. この図は横軸を追従目標マーカーの移動速度とし, 上の図は面積評価値 H_{err} , 下の図は偏差距離評価値 L_{err} を, 呼気圧インターフェースの場合とジョイスティックの場合で比較したものである. 図から, 2つのインターフェース手法ともに, 目標移動速度が大きくなると, 追従性能は劣化しているが, 呼気圧による方法はジョイスティックによる方法とほぼ同等の性能を有していることがわかる.

4. 結 言

本研究は, 呼吸機能障害を併発していない場合の四肢障害者のための, 電動車椅子操縦を想定したアナログ入力インターフェースとして, 呼気圧を用いる方法を検討した. 結果をまとめると以下ようになる.

- 1 自由度の呼気圧による入力インターフェースを試作し, 予測できない目標軌跡に追従する場合の呼気圧調整応答実験 (ステップ応答実験) をおこなった. この結果, 呼気圧の値を直接用いないでその積分値を利用すれば, 呼気圧による入力方法は手動ジョイスティックと同様に入力インター

フェースとして利用可能であることがわかった。また、正圧（呼息）の方が負圧（吸息）の方より調整能力がすぐれていることがわかった。

- 呼気圧積分値による、提案入力手法の周波数特性を調べた。この結果からもジョイスティックの場合と比較してまずまずの速応性能を有することがわかった。また、呼気圧を積分するときの積分定数についてその最適値を決める方法を示した。
- 電動車椅子操縦を想定し、呼気圧による2自由度入力の方法を検討した。2自由度すなわち2本の入力パイプを同時に入力する方法では、自在な指令値生成は困難であることがわかった。そこで、段差を付けた上下2段のパイプによる入力部を作成し、車椅子の移動速度と、回転速度指令値を別々に入力する方法を提案した。この方法を用いて電動車椅子の動作シミュレーション実験をおこない、呼気圧による電動車椅子操縦が可能であることがわかった。

今後、安全性を十分考慮しながら、実際の電動車椅子の操縦実験をおこなうこと、また、健常者でなく、四肢障害者による操縦実験をおこなうことを予定している。

文 献

- (1) Foundation of Social Development for Senior Citizens ed., *Handbook of Nursing-Care Equipments* (in Japanese), (1995), pp.64-65, Gyousei Co., Ltd.
- (2) Ito, E., et. al., Various Ideas for the Application of Environmental Control System (in Japanese), *Proc. of the 7th Rehabilitations Engineering Conference*, (1992), pp.83-86.
- (3) Craig, A., Moses, P., Tran, M.Y., McIsaac, P. and Kirkup, L., The Effectiveness of a Hands-Free Environmental Control System for the Profoundly Disabled, *Arch Phys Med Rehabil*, Vol 83, (2002), pp.1455-1458.
- (4) Miyazaki, S., High-Speed Personal Computer Input Interface Requiring No Limb Movements, *Journal of Biomechanisms*, No.17, (2004), pp.227-234.
- (5) Lotte N.S. and Andreasen S., An Inductive Tongue Computer Interface for Control of Computers and Assistive Devices, *IEEE Tran. on Biomedical Engineering*, Vol.53, No.12, (2006), pp.2594-2597.
- (6) Moon, I., Lee, M., Ryu, J. and Mun, M., Intelligent Robotic Wheelchair with EMG-, Gesture-, and Voice-based Interfaces, *Proc. of the 2003 IEEE Int. Conf. on Intelligent Robots and Systems*, (2003), pp.3453-3458.
- (7) Kuno, Y., Shimada, N. and Shirai, Y., A Robotic Wheelchair Based on the Integration of Human and Environmental Observations, *Robotics and Automation Magazine*, MARCH, (2003), pp.26-34.
- (8) Harada, S., Landy, J.A., Malkin, J., Li, X. and Bilmes, J.A., The Vocal Joystick: Evaluation of voice-based cursor control techniques for assistive technology, *Disability and Rehabilitation: Assistive Technology*, Vol.3, (2008), pp.22-34.
- (9) Gounden, P., Static respiratory pressures in patients with post-traumatic tetraplegia, *Spinal Cord*, Vol.35, (1997), pp.43-47.
- (10) Kera, T., Characteristics of Respiratory Muscle, *Journal of Physical Therapy Science*, Vol.16, No.4, (2001), pp.231-238.
- (11) Alvarez, S.E., Peterson, M. and Lunsford, B.R., Respiratory Treatment of the Adult Patient with Spinal Cord Injury, *Physical Therapy*, Vol.61, No.12, (1981), pp.1737-1745.
- (12) Cao, F. and Yamamoto, M., A Man-Machine Interface Device for Disabilities Using Breath Pressure, *Proc. of the 2006 JSME Conference on Robotics and Mechatronics*, (2006), pp.1P1-A20.
- (13) Cao, F. and Yamamoto, M., Study of a Two-dimensional Analogue Input Device for Human Crae Use, *Proc. of the 24th Annual Conference of the Robotics Society of Japan*, (2006), pp-1117.
- (14) Sugi, H., *Physiology for Human Body* (in Japanese), Nanedo Co., Ltd., (2003), pp.341-342.
- (15) Inooka, H., Ishihara, T. and Ikeura, R., *Intelligent Control System*, Koudansha Scientific Co., Ltd., (2000), pp.139-140.