

重度身体障害者のための Piezofilm センサを用いた呼気入力デバイスの開発

葛目 幸一*・石渡 寛明**・村上 有希*・松浦 沙絵*・村上 瞳*

Development of an Input Device Using Expiration Signal For Disabled Persons

Koichi Kuzume*, Hiroaki Ishiwata**, Yuki Murakami*, Sae Matsuura* and Hitomi Murakami*

Abstract

This paper presents the realization of an input device for disabled persons, a hands-free man-machine interface using expiration. In our research, the expiration signal was detected by a piezo film sensor array. The piezo film sensor can convert the vibration generated by the expiration into electric signal. The sensors also had added benefits, including being very light weight, small in size and of low-price. The device enabled disabled persons to dramatically extend the number of control channels hands-free by changing the strength direction, and duration of expiration. We describe the results of research on the basic characteristics of the expiration signal for developing an input device for disabled persons as follows: (i) possibility of detection of the expiration by the piezo film sensor, (ii) development of the novel method for identification of the expiration signal and the noise, (iii) the improvement of the number of the control channels.

Keywords : 呼気, Piezofilm センサ, 身体障害者, 入力デバイス

1. はじめに

ALS (Amyotrophic Lateral Sclerosis) や椎損傷などで、頭部の運動機能しか残されていない重度の身体障害者が、家族とコミュニケーションをとることや、テレビやエアコンなどの環境制御機器を操作するためのサポート機器として様々な入力デバイスが開発されてきた^{[1][2]}。重度の身体障害者のための入力デバイスには、脳波、筋電、視線、歯音、呼気など人間の様々な生体信号を用いたものがある。しかし、脳波や筋電、視線信号を用いたデバイスは高価で大がかりな装置になり、身体障害者にとって必ずしも満足するものではなかった。ユーザである重度の身体障害者に拘束感を与えず、常に自然な装着感、誤動作のない、だれが使用しても簡単に操作出来る、入力デバイスの開発が求められている。これまで著者らはこれらの問題を解決するため、歯音信号を用いた入力デバイスを提案し、その実用化に向け研究を進めてきた^[3]。歯音信号を用いた入力デ

バイスとは、ユーザの歯音信号を骨伝導マイクにより検出し、CDプレイヤーの操作や文字入力を行うものである。しかし、制御チャンネル数の不足や歯音をカチカチするために、顎を頻繁に動かす動作が身体障害者に負担になるなどの問題があった。そこで、この歯音信号へ新たに生体信号として呼気信号を加え、呼気の強弱と長短並びに方向で機器を制御できる入力デバイスを提案する^[4]。呼気を用いた既存の入力デバイスとして、プレスマイクや炭酸ガスセンサなどがあるが、プレスマイクは入力のたびに口に咥える動作が必要で衛生上問題があり、また音声にも反応するため外乱雑音に弱い。炭酸ガスセンサは応答速度が遅い等の欠点がある^{[5][6]}。

本研究では、これらの問題を解決するために Piezofilm センサを用いた呼気入力デバイスを提案する。Piezofilm センサは小型、軽量で安価であり、Piezo 効果を利用して呼気による振動を容易に電気信号に変換できることが期待される。本研究では Piezofilm センサを用いた呼気入力デバイ

*情報工学科

**専攻科生産システム工学専攻

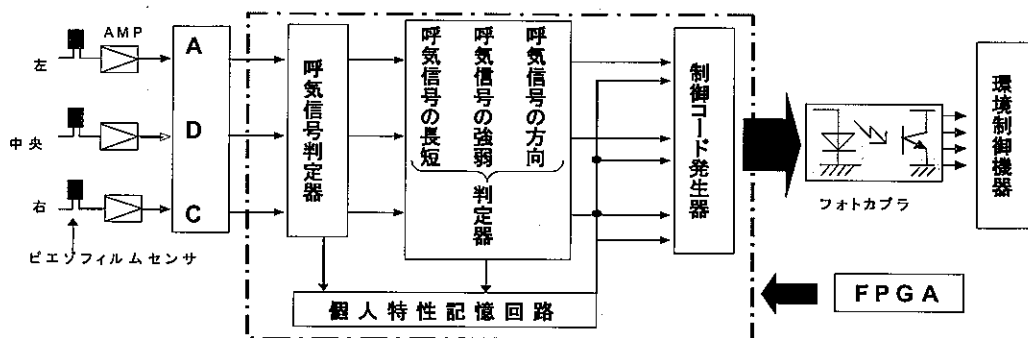


図1 呼吸信号を用いた入力デバイスの概念図

スについて、その実用化を目指して、下記に示す事項について研究を実施した。

- ①ピエゾフィルムで呼吸の検出が可能であるかを実験により確認。
- ②制御チャンネル数を改善するため長時間呼吸、短時間呼吸の判定法を開発。ここで、長時間呼吸、短時間呼吸とは呼吸の持続時間の長短で定義する。
- ③呼吸信号と外乱雑音との識別法を開発。

本論文は以下の章から成る。第2章では、呼吸信号の測定方法と測定結果について述べる。第3章では、呼吸信号を検出するためのフィルタの設計やその処理方法等、呼吸信号の解析について述べる。第4章では、呼吸信号の判定法並びに閾値処理を利用した呼吸信号と外乱雑音の識別について述べる。第5章では結論、第6章では今後の課題について述べる。

2. 呼吸信号の測定

2.1 入力デバイスの内部構造と動作原理

呼吸信号を用いた入力デバイスの概念図を図1に示す。本システムはピエゾフィルムセンサに呼吸を吹きかけ、呼吸の強さや方向、長短によってスイッチを制御するシステムである。まず、ユーザが左、中央、右に設置されたピエゾフィルムセンサに呼吸を発するとフィルムが振動しピエゾ効果により電圧が発生する。採取された呼吸信号は、AMP（増幅器）により数V程度の大きさに増幅される。次にAD変換器によってデジタル信号へ変換される。入力された信号が、ユーザの呼吸であるか呼吸信号判定器により判定する。ユーザの呼吸と判定した場合は、呼吸の方向と呼吸の種類（長時間呼吸か短時間呼吸）によって決定される制御コードを、制御コード発生器で発生し、フォトコプラを介して、環境制御機器を操作するシステムである。

ユーザが最初に入力した呼吸の最大振幅から求めた閾値を個人特性記憶回路に記憶させておき、その後の入力に対してその閾値をもとに呼吸であるかを

判定する。各センサに入力された呼吸が、長時間呼吸か短時間呼吸かにより制御コードが振り分けられている。表1に制御コードの例を示す。これより制御スイッチ数6チャンネルに増やすことが可能となる。また、呼吸信号判定器、呼吸信号方向、強度、長短判定器、制御コード発生器をFPGA（Field Programmable Gate Array）でワンチップ化し、システムの小型化を図る。

表1 制御コード表の例

センサの位置	右側	中央	左側
短時間呼吸	000	010	001
長時間呼吸	100	110	111

2.2 呼吸の測定方法

図2に、呼吸信号測定システムの概略を示す。呼吸の検出には呼吸の変化を効率よくとらえることが出来るように適度な弾性をもつ $13 \times 25 \text{mm}^2$ のピエゾフィルムセンサを使用した。本実験で使用したピエゾフィルムセンサは、株式会社東京センサ製「LDT0-028K」である^[7]。なお、呼吸の解析において、アンプを用いてピエゾフィルムセンサの出力を数Vに増幅した後、AD変換器（ユニオンデータ株式会社製「UHA-BGU8M」）でデジタル信号に変換し、パソコン上の波形表示システムで観察した。測定条件は、サンプリング周波数1 KHz、AD変換器は12bitである。実験は、20歳の男性7名、女性3名の計10名の協力を得て実施した。なお被験者には、顔前からの距離7、8 cmに離れた箇所の左・中央・右に設置したピエゾフィルムセンサに向け、左・中央・右の順番で顔を動かさず唇を変形させ、特に呼吸の長さの指定はせず、被験者が考える長い呼吸（長時間呼吸）と短い呼吸（短時間呼吸）の2種類を発するように指示した。

2. 3 実験結果

図3, 4に長短呼気信号の出力グラフを示す。この結果よりピエゾフィルムセンサが3チャンネルとも独立して長時間呼気, 短時間呼気を検出できることがわかり, 呼気信号の方向の判定も可能となる。呼気信号波形は, 呼気信号強度に多少の強弱の差があるものの概ね同様の波形が観測された。

3. 呼気の解析

図5は測定した呼気信号の一例である。図中に丸く囲ってある箇所が呼気に対するピエゾフィルムセンサの反応である。測定結果からわかるように実際のピエゾフィルムセンサの出力には呼気信号以外に, 60Hzの電源雑音(ハム雑音)や直流レベルが変化するオフセット電圧, 隣接するセンサに呼気を発した時に発生する干渉雑音が重畳する。本章では, これらの雑音を除去するための前処理フィルタ, 呼気信号を検出するための平滑化フィルタの設計と長時間呼気と短時間呼気, 呼気信号と外部雑音の識別法について述べる。

3. 1 呼気検出フィルタの設計

本研究では, Dyadic Wavelet変換を用いて呼気検

出システムを構築した。

Dyadic Wavelet 変換式を式 (1), (2) に示す。

$$x_{j+1}[n] = \sum_k h[k]x_j[n+2^j k] \quad (1)$$

$$d_{j+1}[n] = \sum_k g[k]x_j[n+2^j k] \quad (2)$$

ここで $h[k]$ はLow Pass Filter (LPF), $g[k]$ はHigh Pass Filter (HPF), $x_{j+1}[n]$ は信号の低周波成分, $d_{j+1}[n]$ は高周波成分である。Haar Waveletを用いることにより乗算器が不要となり回路規模を小さくできることから $h[k]=\{0.5,0.5\}$, $g[k]=\{0.5,-0.5\}$ で表されるフィルタを使用した。図6に, 検出システムの概略図を示す。本システムは, DCオフセット雑音とハム雑音を除去する前処理フィルタ S_1 , 絶対値処理, 並びに平滑化フィルタ S_2 で構成されている。なお, S_1, S_2 は次式で表され, これらの周波数特性の計算結果を図7, 図8に示す。フィルタ S_1 はBand Pass Filter (BPF), S_2 はLPFである。

$$S_1 = h_0 * g_0 \quad (3)$$

$$S_2 = h_0 * h_1 * h_2 * h_3 * h_4 * h_5 * h_6 \quad (4)$$

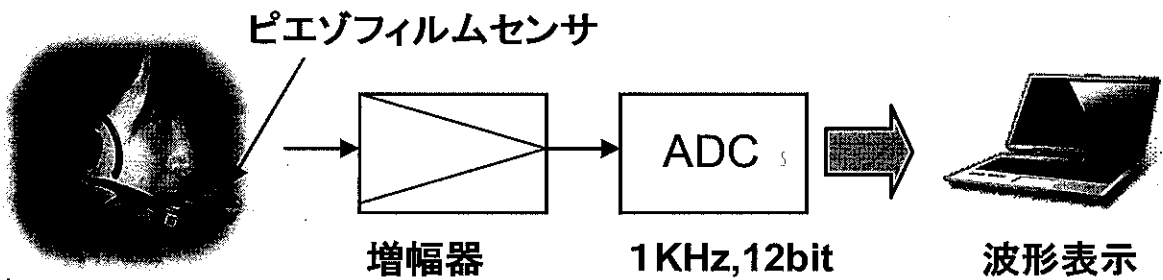


図2 呼気信号測定システムの概略

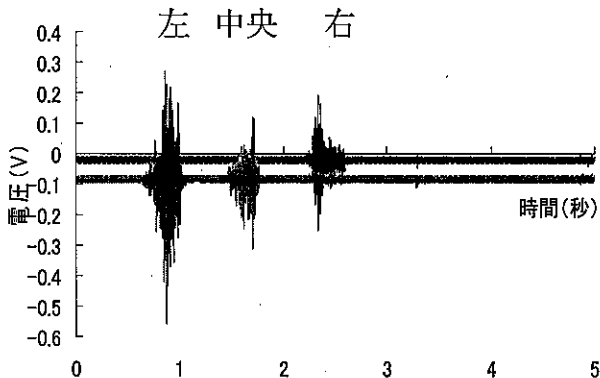


図3 短時間呼気の波形の一例

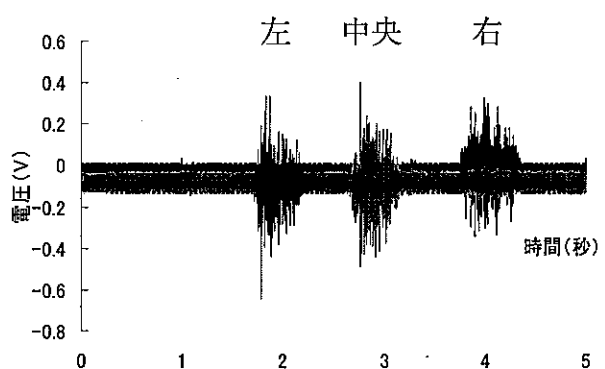


図4 長時間呼気の波形の一例

ただし*は畳み込み演算である。

なお、呼気の判定に閾値処理を行うため十分滑らかな波形が得られるようフィルタ処理 S_2 は $h_0 \sim h_6$ までの畳み込み演算とした。

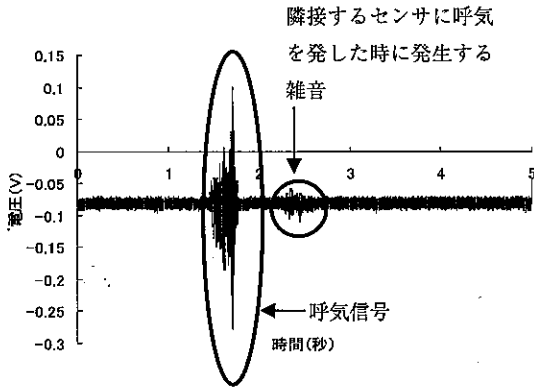


図5 フィルムセンサの呼気に対する反応

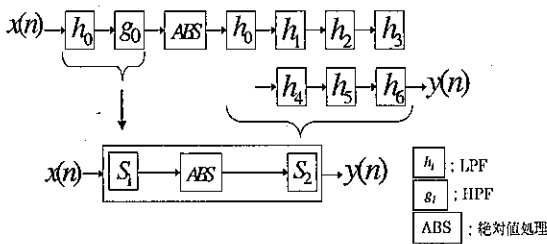


図6 呼気検出システムの概略図

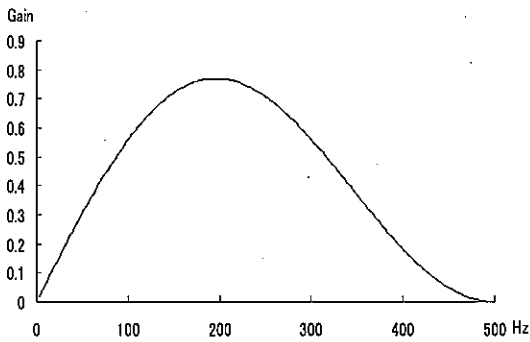


図7 フィルタ S_1 の周波数特性

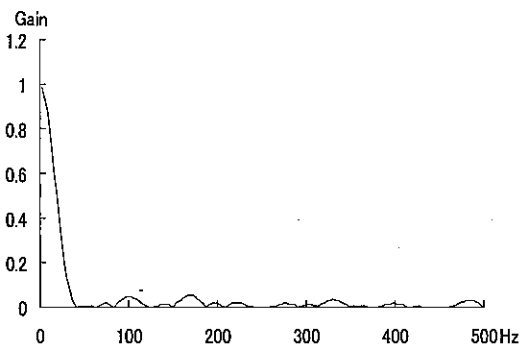


図8 フィルタ S_2 の周波数特性

3.2 フィルタ処理

図9は呼気信号で、呼気信号の他にハム雑音、干渉雑音並びにオフセット雑音が重畳していることがわかる。3.1の処理システムを用いて呼気信号の処理を行った結果を図10～図12に示す。図11からフィルタ S_1 の処理により、ハム雑音が抑圧され、オフセット電圧が除去されていることがわかる。図12は絶対値処理、図13はフィルタ S_2 で処理した結果で、閾値処理を行うのに十分平滑化された信号が得られている。

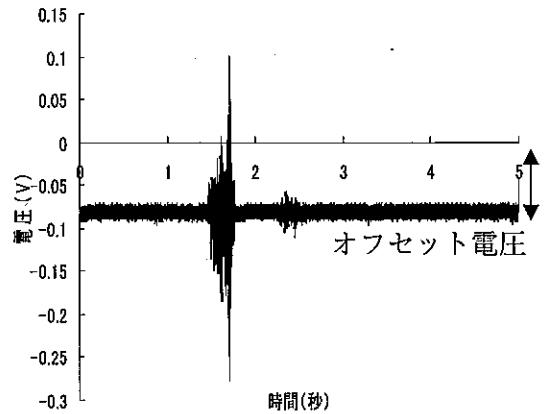


図9 呼気信号波形

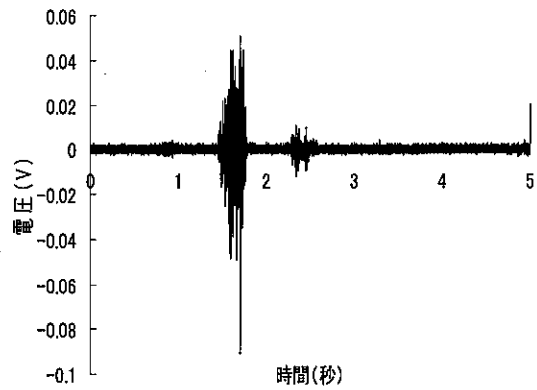


図10 フィルタ S_1 による処理結果

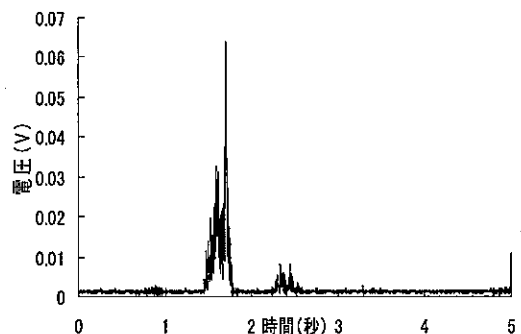


図11 絶対値処理出力

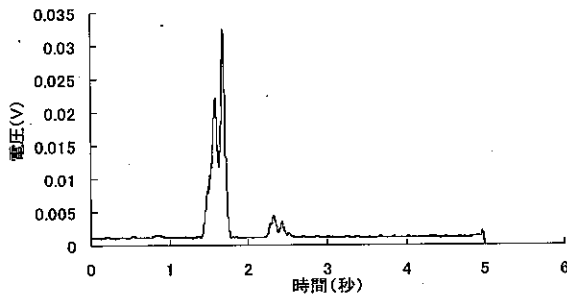


図12 フィルタ S_2 による処理結果

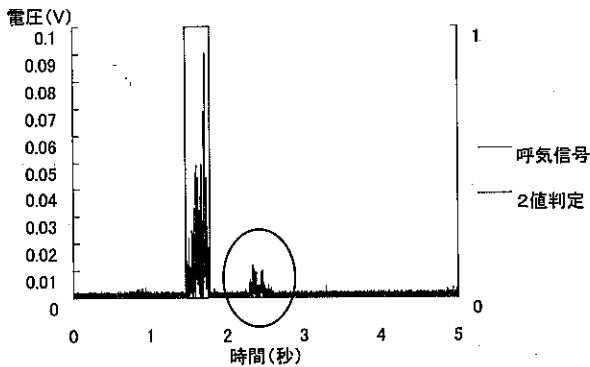


図13 閾値処理の結果

4. 呼吸の判定と雑音除去

4.1 閾値処理

呼吸と外乱雑音を判別するために閾値を決めておく必要がある。そこで、図13の呼吸信号の絶対値の最大値に対し20%以上なら呼吸として“1”，それ以下なら外乱雑音として“0”に2値判定する。図13に丸で記している干渉雑音は20%以下と判定され、隣接するセンサに呼吸を吹きかけるときに発生する干渉雑音が除去できる。

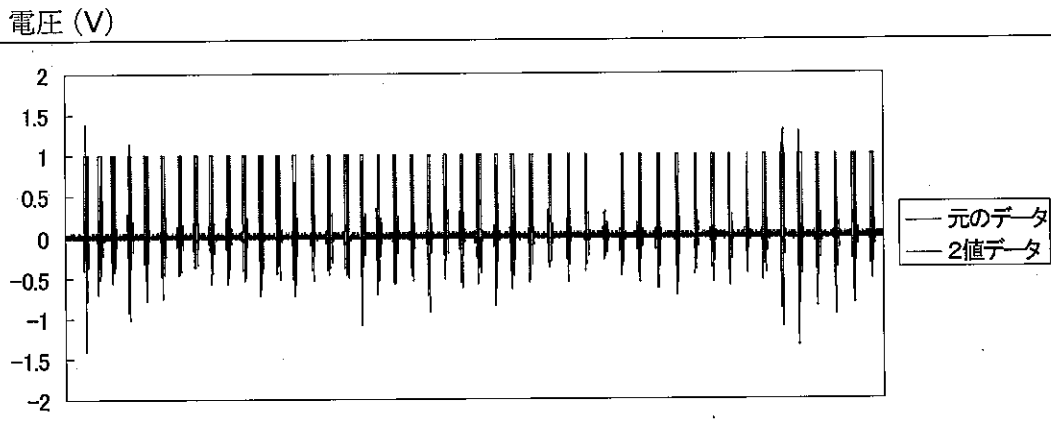


図14 呼吸信号の検出結果

4.2 呼吸検出精度の評価

被験者である20歳の男性1・女性1に、中央のピエゾフィルムセンサに向け、50回程度の短時間呼吸を発するように指示した。測定した呼吸データを用い、3章の処理方法で呼吸信号を判定し、呼吸の検出精度を評価した(図14参照)。最初の一発目の呼吸信号を基準に、閾値を10%~100%の範囲で変化させた時の呼吸の検出率を図15に示す。被験者は2人とも47回の呼吸を発していた。被験者Aは47回中46回の短時間呼吸が検出でき、被験者Bは47回中45回の呼吸が検出できた。これにより、ユーザの最初の呼吸をユーザの呼吸の特性として記憶させ、残りの呼吸データに使用した場合、呼吸判定が可能であることが分かった。この結果より、最大値の20%が最も適していると判断できる。

4.3 長時間呼吸と短時間呼吸の判定

長時間呼吸と短時間呼吸の判定条件は以下の表3と表4の被験者データから求めた。表3は被験者10名をA~Jで示し長短の呼吸の持続時間を示す。表4は表3で示した長短時間呼吸の最小持続時間と最大持

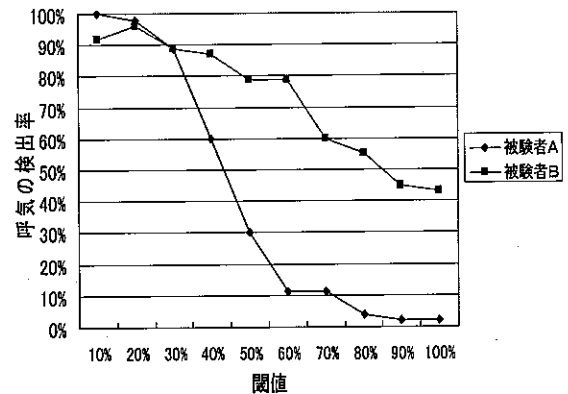


図15 閾値を変化した時の呼吸の検出率

表3 被験者の長短呼気持続時間

被験者名	単位 (sec)									
	A	B	C	D	E	F	G	H	I	J
短時間呼気	0.262	0.203	0.381	0.206	0.191	0.264	0.196	0.238	0.248	0.152
長時間呼気	0.635	0.562	0.511	0.854	0.462	0.393	0.913	0.528	0.786	0.418

表4 長短時間呼気データの最小持続時間と最大持続時間

	単位 (sec)	
	最小持続時間	最大持続時間
短時間呼気	0.152	0.381
長時間呼気	0.393	0.913

持続時間を示したものである。第2章の実験で取得した被験者10名の長短時間呼気データをもとに、第3章のフィルタ処理を行い2値判定する。この方法で求めた呼気持続時間が0.1秒から0.4秒までを短時間呼気と判定し、0.4秒から1秒までを長時間呼気と判定する。これらの数値を閾値として記憶させておき長時間呼気、短時間呼気の判定に用いる。さらに判定条件に満たない数値は雑音と判定する。図16と図17に被験者Aの短時間、長時間呼気信号の判定結果を示す。

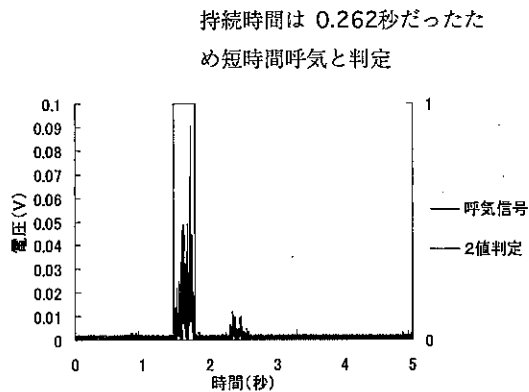


図16 被験者Aの短時間呼気の判定

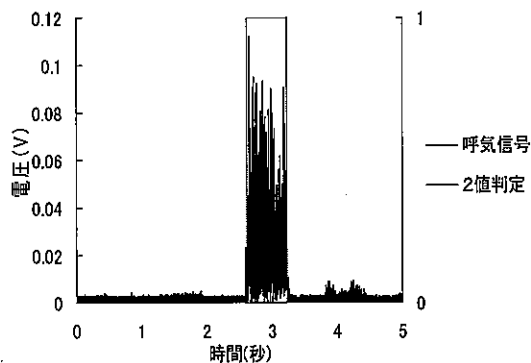


図17 被験者Aの長時間呼気の判定

4. 4 呼気と外乱雑音の識別

長時間呼気と短時間呼気の判別にあたり外乱雑音との識別が必要となる。そこで外乱雑音と呼気の持続時間を比較した。ここで外乱雑音とはピエゾフィルムセンサに手や物が接触した時など、呼気以外の要因で発生する雑音である。その外乱雑音データを採取するため、人工的ではあるが、指でピエゾフィルムセンサを5回弾いた時(波形を図18に示す)のセンサの出力を測定した。測定条件は、サンプリング周波数1kHz, AD変換器分解能12bitである。

採取したデータに対して、第4章で述べた閾値(20%)の条件で処理した結果を図19に示す。図中の数値はピエゾフィルムセンサの振動の持続時間に相当する。この図からわかるように持続時間が最大で0.055秒、最小で0.007秒だった。これは4.3で定めた短時間呼気判定の閾値を全て下回っており、雑音とみなすことができる。

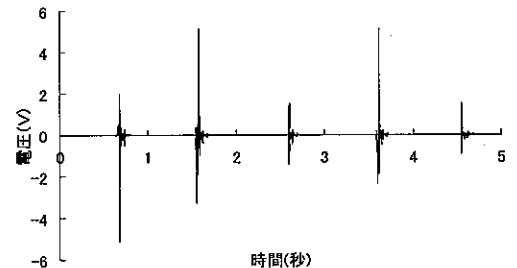


図18 指で装置を弾いた時のセンサの出力波形

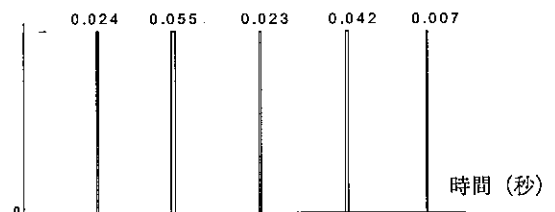


図19 指で弾いた雑音に対する処理結果

5. 結 論

重度身体障害者のための呼気信号を用いた入力デバイスを実現するための基礎的研究を行った結果、下記の結果が得られた。

- ①ピエゾフィルムセンサは呼気検出センサとして十分使用可能である。
- ②提案したフィルタリング処理と閾値処理により、ハム雑音、オフセット雑音、干渉雑音を除去できることを確認した。
- ③本研究で提案した時間閾値処理により長時間呼気と短時間呼気の識別が可能であり、またセンサへの接触雑音も容易に削除できた。
- 以上の結果より、制御チャンネル数を大幅に改善した誤検出の少ない入力デバイスの実用化が可能であることを明らかにした。
- [6] 炭酸ガスセンサ, <http://www.nihonkohden.co.jp/iryo/documents/pdf/H900494A.pdf>
- [7] 株式会社東京センサ, 「ピエゾフィルムセンサに関する資料」 <http://www.t-sensor.co.jp/download/index.html>

6. 今後の課題

本研究で提案した、重度身体障害者のための呼気入力デバイスを実現するためには下記についてさらに検討する必要がある。

- ①制御チャンネル数をさらに増加させるために、呼気の瞬時強度（センサに向け呼気を強く吹く、弱く吹くなど）の利用について検討を行う。
- ②ピエゾフィルムセンサの特性である焦電効果と呼気検出システムに取り入れることにより、呼気信号判定の精度向上を図る。
- ③本研究では、外乱雑音としてセンサにタッチした時に発生する雑音に限定したが、センサに風が当たった場合など様々な外来雑音に対して検討を行う。
- ④歯音を用いた入力デバイスと併用することにより入力デバイスとしての入力効率向上を図る。
- ⑤本研究で得られた結果よりFPGAを用いてハードウェア化を図る。
- ⑥重度身体障害者を対象としたフィールド実験を実施し提案したデバイスの有用性を実証する。

参考文献

- [1] 生体信号を用いた既存の入力デバイス <http://technosjapan.jp/communicate/index.html>
- [2] “ALS”, http://www.alsjapan.org/contents/watis/index_2.html
- [3] 渡邊 文浩, 葛目 幸一, “Wavelet 変換による歯音の検出とハードウェア化に関する研究”, 電気・情報関連学会中国支部連合大会公演論文集p33, (2006)
- [4] 石渡 寛明, 葛目 幸一, “呼気と歯音信号を用いたウェアラブルコンピュータのユーザーインターフェース”, 情報処理学会 インタラクシオン2009論文集 p171-172
- [5] プレスマイク, http://www.p-supply.co.jp/comaid/switch2/ breath/t_breath. pdf