

# ピエゾフィルムセンサを用いた呼気マウスの開発

葛目幸一 石渡寛明 中段涼 横本直之 浜原周平

## Development of Expiration Based Mouse Interface Using Piezo Film Sensors

KOICHI KUZUME HIROAKI ISHIWATA RYO NAKADAN NAOYUKI YOKOMOTO  
SHUHEI HAMAHARA

### 1. はじめに

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。これまで我々は、歯音と呼気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<sup>1) 2)</sup>。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、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マウスのポインティングを制御する新たな入力デバイスを提案した。呼気を用いた既存の入力デバイスとして、ブレスマイクや炭酸ガスセンサなどがあるが、ブレスマイクは入力のたびに口に唾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<sup>3)</sup>。サーミスタ温度センサは応答速度が遅い等の欠点がある。

本研究では、ピエゾフィルムセンサを用いた呼気マウスを提案する。ピエゾフィルムセンサは小型、軽量で安価であり、ピエゾ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でき、加えてピエゾセンサのもつ焦電効果を利用すればより高精度に呼気を検出することが期待される。本研究ではピエゾフィルムセンサを用いた呼気マウスについて、その実

用化を目指し次に示す事項について研究を実施した。

- ①呼気信号の瞬時振幅を求める計算法の開発。
- ②制御チャンネル数を改善するため長時間呼気、短時間呼気の判定法の開発。
- ③呼気信号と外乱雑音との識別法の開発。
- ④呼気マウスのポインティング制御への応用。

### 2. 呼気歯音マウスの構造と呼気信号の測定

#### 2.1 入力デバイスの内部構造と動作原理

呼気・歯音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気を吹きかけ、呼気の強さや方向、長短によってマウスのポインティングを制御し、歯音をマウスのクリック信号に利用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気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。呼気信号は、増幅器により数 V 程度の大きさに増幅され、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、ユーザの呼気であるかを呼気信号判定器により判定する。ユーザの呼気と判定した場合は、呼気の方向と呼気強さによってマウスの移動方向と速度を制御する。また、呼気や歯音信号により、フォトカプラを介して、環境制御機器を操作することもできるシステムである。ユーザが最初に入力した呼気、歯音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気、歯音信号であるかを判定する。呼気信号判定器、呼気信号方向、強度、長短判定器、制御コード発生器、マウスポインタ制御回路をFPGA (Field Programmable Gate Array)でワンチップ化し、システムの小型化を図っている。

† 弓削商船高等専門学校・情報工学科

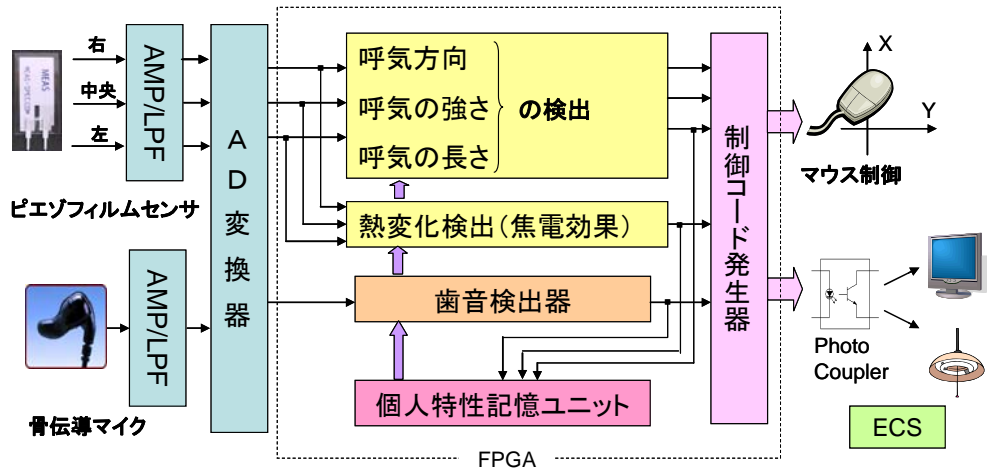


図1 呼吸・歯音マウスのシステム図

## 2.2 呼吸の測定方法

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適度な弾性をもつ大きさ  $13 \times 25 \text{mm}^2$  のフィルムセンサを使用した<sup>4)</sup>。呼吸の解析において、アンプを用いて Piezofilm 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、パソコン上で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 12 bit 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、唇から6、7cmに離れた箇所（左・中央・右）に設置した Piezofilm 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2に長、短呼吸信号の出力グラフを示す。この結果より Piezofilm センサが3チャンネルとも独立して長時間呼吸、短時間呼吸を検出でき、呼吸信号の方向の判定も可能であることがわかる。呼吸信号波形は、呼吸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. 呼吸信号の解析

図5は測定した呼吸信号の一例である。図中に丸く囲ってある箇所が呼吸に対する Piezofilm センサの反応である。測定結果からわかるように実際の Piezofilm センサの出力には呼吸信号以外に、60Hzの電源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吸を発生した時に発生する干渉雑音が

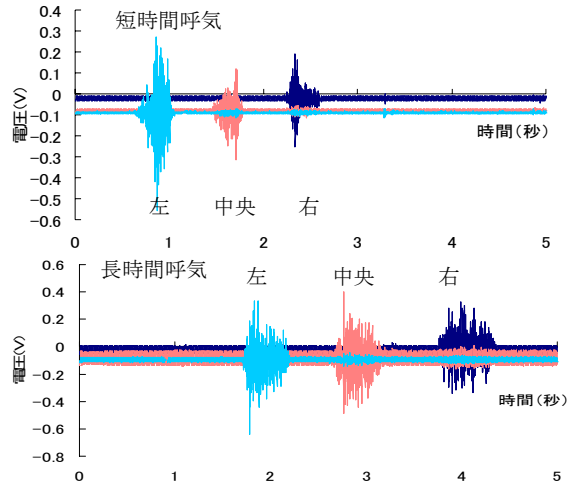


図2 短時間呼吸、長時間呼吸の波形の一例  
重畳する。本章では、これらの雑音を除去するための前処理フィルタ、呼吸信号を検出するための平滑化フィルタの設計と長時間呼吸と短時間呼吸、呼吸信号と外部雑音の識別法について述べる。

## 3.1 呼吸検出フィルタの設計

本研究では、Dyadic Wavelet 変換を用いて呼吸検出システムを構築した。Dyadic Wavelet 変換式を (1)、(2) に示す。

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

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

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3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、フィルタ $S_1$ はBand Pass Filter (BPF)、 $S_2$ はLPFである。

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

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

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。

### 3.2 フィルタ処理

図1に示す呼気信号には、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。図3の処理システムを用いて呼気信号の処理を行った。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することができる。図4は絶対値処理を行った後、フィルタ $S_2$ で処理した波形で、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ことがわかる。

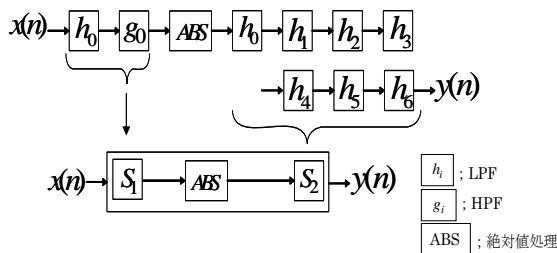


図3 呼気検出システムの概略図

## 4. 呼気の判定と雑音除去

### 4.1 閾値処理

呼気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、呼気信号の絶対値の最大値に対し20%以上なら呼気、それ以下なら外乱雑音と判定する。図4で“I”と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気を吹きかけるときに発生する干渉雑音が除去できる。

### 4.2 呼気検出精度の評価

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回程度の短時間呼気を発するように指示し、前章の処理方法で最初の一発目の呼気信号を基準に、閾値を10%~100%の範囲で変化させた時の呼気の検出率を図5に示す。被験者Aは47回中46回の短時間呼気が出検でき、被験者Bは47回中45回の呼気が出検できた。これにより、ユ

ーザの最初の呼気をユーザの呼気の特徴として記憶させ、残りの呼気データの閾値に用いた場合、呼気判定

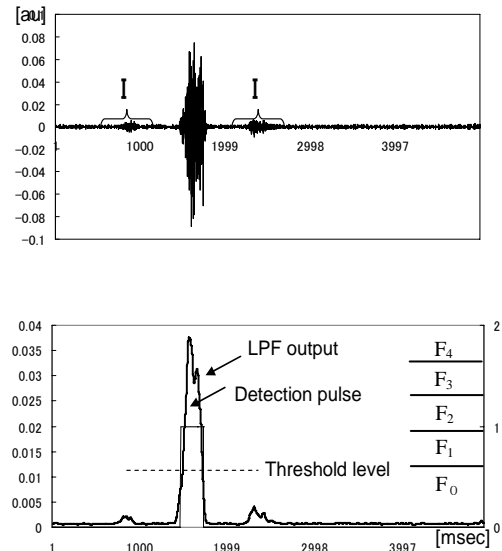


図4 閾値処理の結果

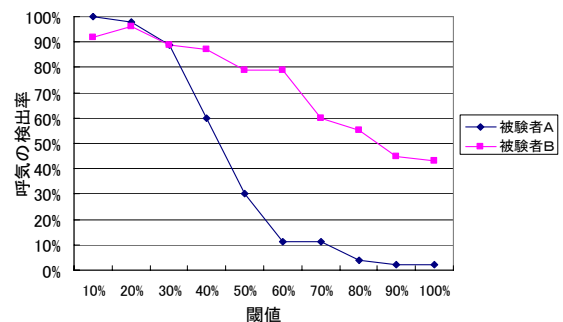


図5 閾値を変化した時の呼気の出検率

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 長時間呼気と短時間呼気の判定

長時間呼気と短時間呼気の判定条件を求めるため、第2章の実験で取得した被験者10名の長、短時間呼気データに対して、閾値処理を行い2値判定し、呼気の持続時間の最大、最小値を測定した(表1参照)。得られた結果より呼気の持続時間が0.1秒から0.4秒までを短時間呼気、0.4秒以上を長時間呼気と判定する。これらの数値を閾値として個人特性記憶回路に記憶させておき長、短時間呼気の判定に用いる。さらに判定条件を満たさない場合は雑音と判定する。

表1 長短時間呼気持続時間の最小、最大持続時間

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

#### 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、人工的に指でピエゾフィルムセンサを5回弾いた時の波形を図6に示す。採取したデータに対して、第3章で述べた閾値(20%)の条件で処理し、センサの振動の持続時間を調べた(図中の数値が持続時間)。持続時間の最大値は55msec, 最小値7msecであった。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。

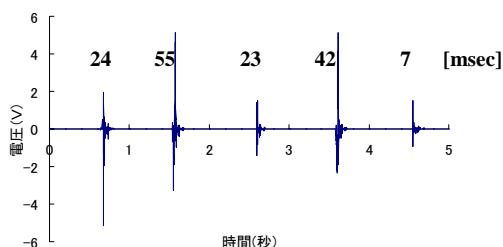


図6 指で装置を弾いた時のセンサの出力波形

### 5. マウスのポインティング制御と FPGA によるシステムの実現

#### 5.1 マウスのポインティング制御法

図4に示す呼気信号の強度を5つの領域( $F_0 \sim F_4$ )に分割し、呼気の強度に応じて、マウスの移動速度を変化させる。実験ではボール内蔵型マウスのフォトインターラプタを取り外し、FPGAに実装されたマウス制御回路を接続した。マウスの左右への移動は、左右のセンサへの呼気入力、上下の移動は中央のセンサで行い、歯音入力により移動方向の切り替えを行う。

#### 5.2 FPGA によるシステムの実装

図7に実験で使用したピエゾフィルムセンサと呼気・歯音マウス回路を実装することを目的に開発した

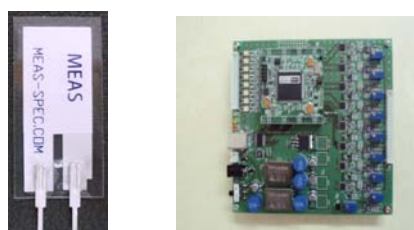


図7 ピエゾフィルムセンサとFPGA基板

FPGA ボードをしめす。本ボードには、8CHのADC、増幅器、XILINX社製SPARTAN-3、ECS制御用の8CHフォトカプラから構成されている。

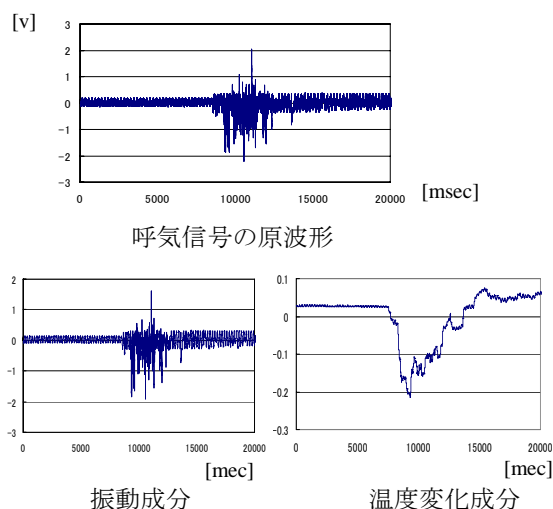


図8 呼気信号からの振動成分と温度変化成分の分離

### 6. 結論と今後の課題

重度身体障害者のための呼気マウスを実現するための基礎的研究を行い、下記の結果が得られた。

- ① Dyadic wavelet 変換を用いることで、呼気の瞬時振幅が容易に計算できた。
- 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ることを示した
- ④ 呼気によるマウスのポインティング制御が可能であることを確認した。

さらに外来雑音に頑健な信頼性の高いシステムを構築するため、ピエゾフィルムセンサの持つ焦電効果を利用し(図8参照)、呼気信号の検出精度の向上を図ること、呼気・歯音マウスの評価、また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予定である。

#### 参考文献

- 1) 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 p 171.
- 2) K.Kuzume “A Character Input System Using Tooth-touch Sound for Disabled People”, ICCHP2008, Lecture Note in Computer Science. pp.1157-1160(2008).
- 3) 伊賀聡一郎 他: Kirifuki:呼気・吸気を利用したGUI 操作環境の提案, 情報処理学会 HI 研究会 1月.(2000).
- 4) <http://www.t-sensor.co.jp/>.