

## 黙声認識のための口唇周辺表面筋電波形における ウェーブレット係数の重心推移法に基づく特徴

Properties of Surface EMG around Mouth based on Center-of-Balance Transition of  
Wavelet Factors for Inaudible Speech Recognition

永井 秀利<sup>†</sup>  
Hidetoshi Nagai

宮武 一志<sup>†</sup>  
Kazushi Miyatake

中村 貞吾<sup>†</sup>  
Teigo Nakamura

### 1. はじめに

我々は、声を出さずに発声(いわゆる口パク)した内容を口裂周辺から頸部の体表から測定可能な筋電情報に基づいて認識することを目指している。我々はこれを筋電による黙声認識<sup>‡</sup>と呼ぶ。本技術は可聴音が不要なため、他者に騒音で迷惑をかけず盗み聞きもされない(セキュリティ性も高い)音声入力や大音量下等のマイク入力困難時の音声認識の支援に役立つだけでなく、発声と黙声との切替えにより対話と操作とをシームレスにした音声インターフェース、喉頭切除で声を失った人の発声代行など、多様な応用が考えられる。

表面筋電信号に基づいて活動の特徴を得る場合、信号の強度を用いるのが一般的である。しかし、連続発声時の口唇の動きのように短時間での頻繁な筋活動変化を伴う場合、発声の強弱に依存した信号強度の変動も相まって、表面筋電信号の強度のみから安定した特徴を抽出することは難しい。そこで本稿では、発声活動時の表面筋電信号のウェーブレット解析結果における係数の変移に着目し、発声の強弱や計測感度の変動に対する耐性が高く信号強度による特徴と併用することが可能な特徴を抽出する手法について述べる。

### 2. 従来の研究

我々は、従来の研究 [2, 3, 4] で口パクだけで可聴音の発声が一切ない場合であっても可聴音を発声した際と類似した表面筋電波形が観測されることを確認の上、自然な発声での黙声単母音における発声開始時の情報を用いた認識を試みてきた。これは筋活動の変遷を重視したアプローチである。

母音の発声は定常性が強いと言われるため、他の研究ではその定常性に期待し、信号が安定している状況での筋活動量の差異に基づいて判別を試みるものが多い。しかしながら、我々の従来研究 [5] で示した「アイウエオ」連続発声の例にも見られるように、自然な発声では口唇形状を変化させつつ発声がなされるため、定常動作と言える区間は極めてわずかである。それゆえ他の研究では、訓練によって各母音の口唇形状を強調させることによって、定常性と特徴差とを担保している。だが、このような発声は自然な発声とは遠いため、長時間続けることは負担が大きい。また、短時間での変化となる子音に対しては適用しづらい手法である。

短時間での推移を捉える方法の一つは、特徴抽出の時間区間(窓幅)を短くすることであろう。それに対し我々

は、窓幅や特徴化手法を変更して行った黙声単母音認識実験 [7] によって筋電信号からの認識パラメータ獲得手法の違いが認識精度に及ぼす影響や特性の違いを調べ、窓幅が広すぎても狭すぎても認識精度が低下することを示した。なお、その際に最も良い精度を示した窓幅は 75ms であった。

この結果に対し、窓幅縮小による不安定化を正規化で補えないかとの意見があるかもしれない。これについては、アクセントの置き方などの発声の強弱が筋電信号の強弱として現れることが問題となる。単音ならばまだしも、強弱変化を伴う自然な連続発声に対する的確な正規化には発声の変化点を捉えねばならないが、特徴化手法が信号強度に基づいている場合には変化点の抽出自体がその強弱情報に依存してしまうだろう。

こうしたことを考えると、信号強度に基づく特徴だけではいくら工夫しても限界があると予想できる。それゆえ、信号強度とは独立あるいは相関が弱いような何らかの特徴を捉え、抽出することが必要と言える。

### 3. 表面筋電信号の獲得

口裂周辺の筋電情報に基づいた日本語母音認識を行う他の研究 [8, 9] においては、人の顔面の表情筋の内、口筋と呼ばれるグループ(12種)の中から口輪筋、大頬骨筋の2筋に、舌骨挙上または下顎骨引き下げに機能する顎二腹筋を加えた計3筋を計測対象としている。

しかし我々が実験した限りでは、大頬骨筋では強調して口を動かさない限りは信号が微弱である上、軽く微笑みながら発声すると発声内容とあまり関係なく信号が観測されたりもした。それゆえ我々は、日常的な自然な口の動きに対しては大頬骨筋は適切ではないと判断し、口輪筋、口角下制筋、下唇下制筋顎二腹筋の4筋を計測対象とすることとした。図1におよその電極装着位置(図の )と各位置の目標筋とを示す。

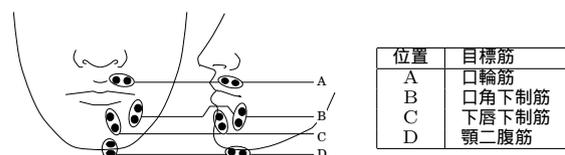


図 1: 口裂周辺への電極装着位置の概略図

本研究では、表面筋電波形の獲得に4チャンネルの生体計測器を使用した。装着位置の皮膚をアルコールで清拭した後、Ag-AgCl 皿電極を導電性ペーストを用いて装着した。

計測は、軽く口唇を閉じた状態(安静状態)で筋電信

<sup>†</sup>九州工業大学, Kyushu Institute of Technology

<sup>‡</sup>無発声音声認識とも呼ばれるが、我々は黙声認識という呼び名を好んで用いている。

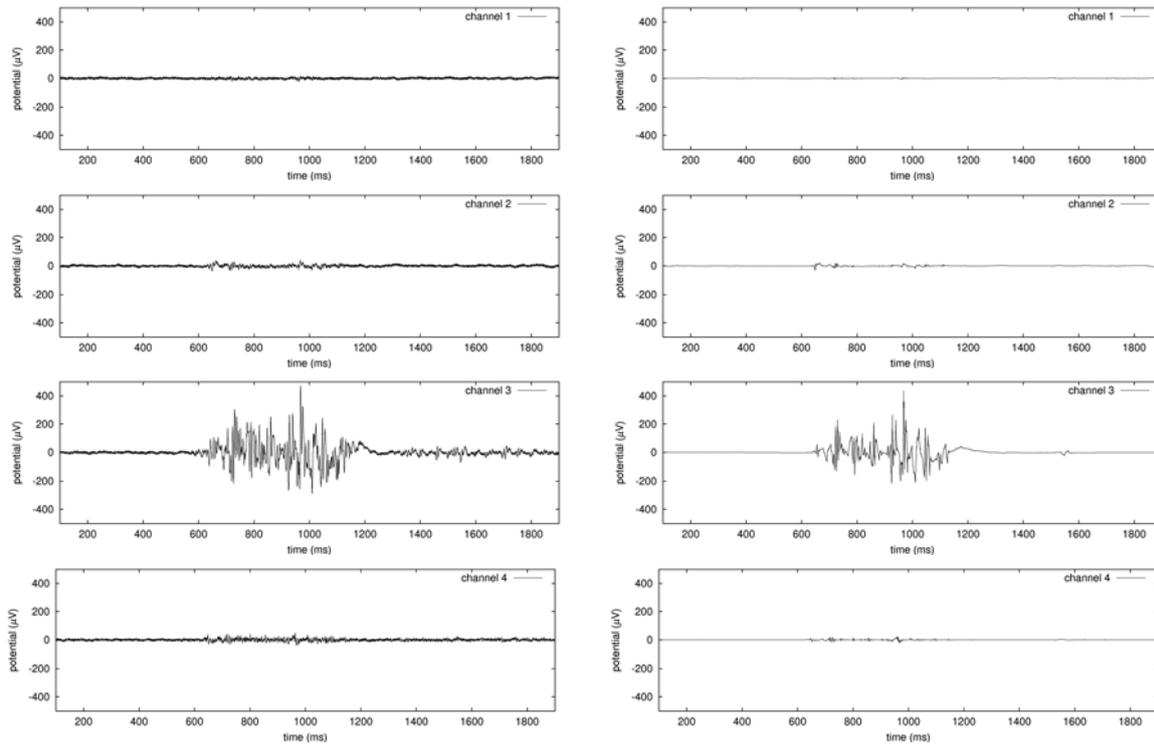


図 2: ノイズ低減前後の連続母音 [イ] 発声時の表面筋電波形 (右図がノイズ低減処理後)

号が低く安定した状態から始め、計測対象の発声を行った後に軽く口唇を閉じた状態に戻すという過程を記録する。筋電波形データは発声過程ごとに2秒間とし、解像度12bit、周期 $50\mu\text{s}$  (20,000Hz)でサンプリングした。その際、明瞭な発声となるように注意しつつも自然な発声と呼べる範囲を逸脱しないように心掛け、無理に大きく口を動かして口唇形状を強調することは避けた。

筋電信号は微弱であり、獲得した生のデータは多くのノイズを含むため、ノイズをいかに低減するかは重要である。測定対象以外の筋肉からの信号の混入もノイズであるため、周波数帯域の制限では十分なノイズの低減はできない。そこで我々は、ウェーブレット縮退を利用したノイズ低減手法 [5] を使用している。

ウェーブレット縮退においては、重畳された個々の波形がマザーウェーブレットの形状に近いほど、波形の特徴や細かい変化をうまく拾い上げることができる。表面筋電波形が多数の活動電位パルスが重畳した波形であると考えらるなら、有界(コンパクトサポート)かつサポートが狭く、パルスに近い形状を持ったマザーウェーブレットを用いるのが望ましい。それゆえ我々は、周波数分離性能が悪いなどの欠点は承知の上で Daubechies'  $N=2$  をウェーブレット解析に用いている。

本稿の分析では、連続2母音と長母音、および口唇形状変化が大きい子音としてマ行単音と母音+マ行の計測データを用いた。被験者は成人男性2名で、サンプルの総数は約2300個である。データ収集に際しては同一被験者に対しても日時を変更しての複数回の計測を行っており、後述する特徴は偶然によるものではないと考える。なお、サンプリングレートなどの実験条件が異なるために対象外とはしたが、上記とは異なる

成人男性2名に対して計測したデータにおいても同様な特徴が観測された。また、他の子音を対象として計測したデータにおいては、一部で子音/m/の場合と同様な特徴が観測されたが、収集できたサンプル数が少ないために本稿での対象には含めなかった。本稿での計測位置は主に母音を対象とするため、一部の子音を覗き、子音認識に必要な情報の不足は明白である。以前に行った基礎的調査 [6] も踏まえつつ、子音認識のための特徴抽出へと発展させるのは今後の課題である。

#### 4. 信号強度に基づく特徴量における問題点

表面筋電信号の特徴量を得る場合、信号強度に基づくのが一般的である。周波数成分を見る場合もあるが、これは筋疲労の度合いを測る目的であるのが通例である。0軸との交差回数で活動量を見積もる手法は周波数成分を扱うことに近いが、特徴量とするに有効なカウント数の確保には時区間にそれなりの幅が必要であり、活動の変化を追う目的には向かない。

表面筋電波形の例として、図2に母音/i/を2回連続して[イイ]と発声した際の波形(図の左側)とそれにノイズ低減処理を施した結果の波形(図の右側)とを示す。上から順に、口輪筋(channel 1)、口角下制筋(channel 2)、下唇下制筋(channel 3)、顎二腹筋(channel 4)を目標とした計測位置での波形である。図に示されているように、下唇下制筋以外の筋で観測される信号は非常に弱く、ノイズの信号レベルとの対比により信号なしと判断されるレベルと言える。下唇下制筋に関して発声の際の信号強度の変化がかなりあり、この例からも母音発声の定常性が期待しづらいことがわかる。

仮にこの例に基づいて信号強度に基づく特徴を定め

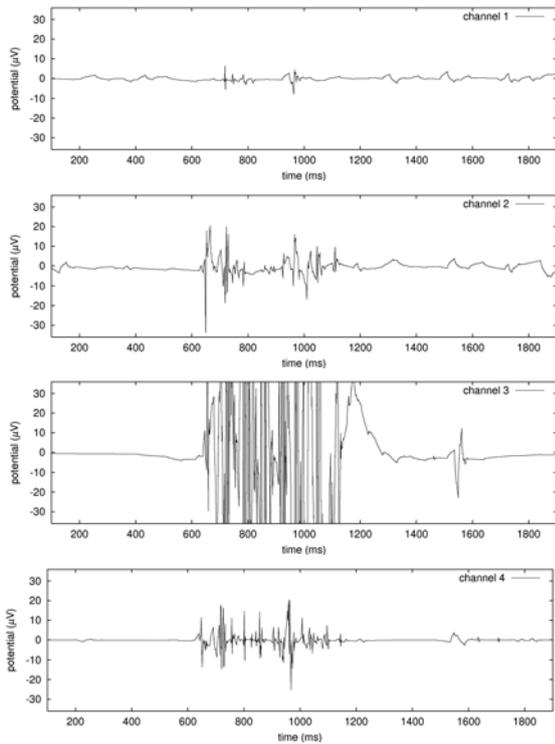


図3: 図2のノイズ低減済み波形を信号強度方向に拡大

るなら「下唇下制筋には活動あり,他には活動なし」となるであろう。また,特徴切り出しの窓幅が狭くなると信号のゆらぎの影響を受けることも予想できる。[イー]と長音[イー]とでどちらの傾向が強い発声であるかの判別や[イー]の途中の変化位置の認識についても極めて難しいと言わざるを得ない。

[イー]と[イー]とは発声している本人ですら区別が不明瞭であることが多いが,発声傾向の手がかりが全く存在しないというわけではない。図2のノイズ低減処理後(右図)の波形を信号強度(y軸)方向に拡大したものを図3に示す。この図から,channel 1や2に2回の/i/の個々の活動に対応した信号変化が見て取れる。ただし,その信号は極めて微弱で,特にchannel 1ではノイズとの区別がつかない強度である上に特徴が現れている時間も短い。この特徴を信号強度によって捉えることは不可能と言っても過言ではないであろう。

これは正規化によって解決できる問題ではない。事実,図2に続けて計測した母音[ウ]の発声では図2のchannel 3と同程度の強さの信号がchannel 1に観測されており,信号の小ささを電極感度の問題に帰着させることはできない。

### 5. ウェーブレット係数の推移における特徴

図3のchannel 1に見られる特徴は微弱で短時間ではあるものの,その部分での周波数変化は大きいように見える。そうした特徴を捉えるにはウェーブレット解析が向いている。

ウェーブレット解析結果の時間-周波数平面上では,信号が強い領域が実際の発声よりも早い時点で低い周波数帯域に生じ,時間経過に伴ってより高い周波数帯

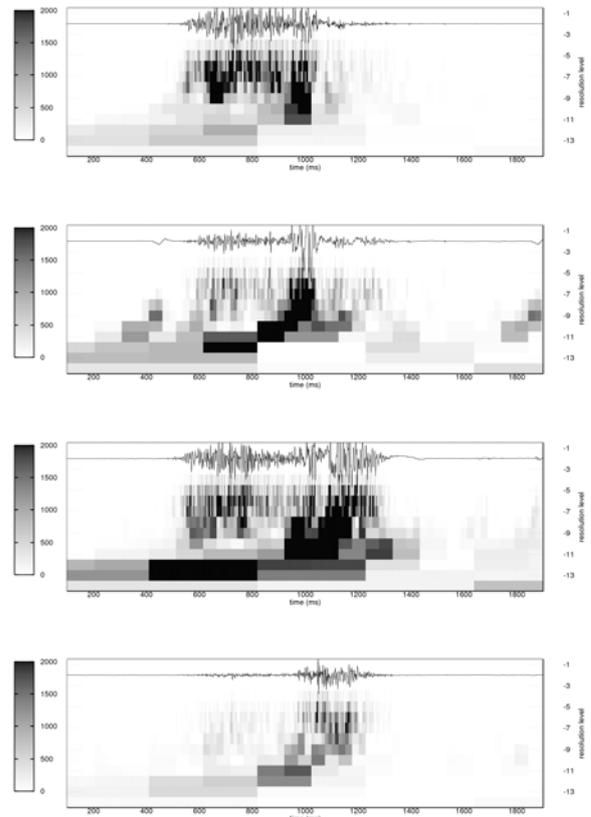


図4: 連続発声[ウメ]の時間-周波数平面(上から順にchannel 1 ~ channel 4)

域へと上昇していく傾向がある。発声終了後は信号が瞬時に消滅するのではなく,高い周波数帯域から低い周波数帯域への下降が度々見られる。発声は安静状態から開始しているため,この強領域の上昇は発声に向けての準備動作を反映したものと考えることができる。また,2音間の切り替わりにおいては,前の音の高い周波数帯域の活動と並行しての次の音の準備動作に伴う強領域の上昇や,前の音の終了に伴う下降傾向と次の音の上昇傾向とが重なったような推移が見られる。

活動に伴う強領域の上昇・下降の傾向は,子音/m/のように口唇に大きな動作を含む場合においても観測される。例として,[ウメ]と発声した際の時間-周波数平面を図4に示す。図の縦軸は多重解像度解析における周波数帯域のレベルを表し,濃淡はウェーブレット係数の大きさ(絶対値)に対応する。上部に描かれた波形はそのチャンネルの表面筋電波形である。筋電波形の縦軸の目盛は省略しているが,すべてのチャンネルにおいてレンジは同一である。

筋電波形だけを見た場合,口角下制筋(channel 2)を除いては子音/m/の存在を示す兆候はあまり顕著ではない。しかしウェーブレット解析結果を見ると,口輪筋(channel 1)と下唇下制筋(channel 3)にも子音/m/の発声に伴う山形の強い領域が存在していることが観測できる。より詳細に見ると,先に口輪筋と口角下制筋とがピークを迎え,それにわずかに遅れて下唇下制筋にピークを迎えていることがわかる。これは子音/m/

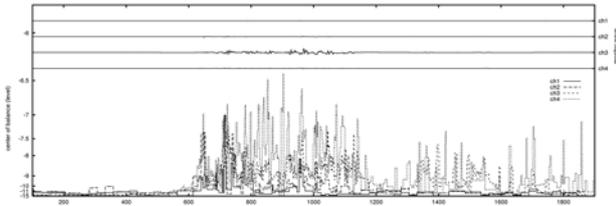


図 5: 連続母音 [エイ] のウェーブレット解析結果の重心推移

の発声準備としての口を閉じる動作, 発声の際の口を開く動作に対応した推移となっている。

こうした強領域の推移の傾向について, 計測対象外の筋電信号の混入の影響を完全に否定したりはしないが, 主たる活動と見なせる部分の信号との相関が十分に存在しており, 認識の際の有効な特徴として役立つことに支障はないと考える。

## 6. ウェーブレット係数の重心推移

5章で述べた特徴は時間-周波数平面の図を画像として捉えて調査したものであるため, 黙声認識に実際に活用するには何らかの定式化を行う手法が必要となる。定式化の際には, 発声の強弱の変化に対する耐性(特徴としての安定性)が高く, 図3に現れているような微細な特徴も反映できるようものとせねばならない。画像認識に類する手法の適用も考えうるが, 我々は信号が強い領域の推移や散らばりに着目し, 重心推移法(Center-of-Balance Transition)と呼ぶ手法を提案する。

処理対象とする最も低い周波数帯域のレベルを  $-L$  とする。時刻  $t$  を含む領域のウェーブレット係数を  $w_{-1}(t), \dots, w_{-L}(t)$  とするとき, 重心値  $CoB(t)$  を次式で与える。

$$CoB(t) = \begin{cases} 0 & : \text{if } \sum_{k=1}^L |w_{-k}(t)| = 0 \\ \frac{1}{\sum_{k=1}^L |w_{-k}(t)|} \sum_{k=1}^L |w_{-k}(t)| \cdot (2^{L-k} - 1) & : \text{else} \end{cases}$$

重心値  $CoB(t)$  の粒度はウェーブレット解析結果のレベル  $-1$  の時間幅に依存する。レベル  $-1$  以外のレベルでは領域の一部を切り出しているのと同じことになるため,  $CoB(t)$  の式で参照している値が正しくエネルギー量を表しているわけではないが, 各周波数帯域の活動量を示す値として代用(レベル差を2のべき乗で捉えることで調整)している。

連続母音 [エイ] の発声に対して求めた時間-周波数平面での  $CoB(t)$  の推移を図5に示す。

図の縦軸はレベル値であるが, レベルごとの周波数帯域幅を反映した刻み幅としているため, 周波数スケールになっていると考えて良い。図の上部に示した波形は参考として表示した各チャンネルの表面筋電信号(ノイズ低減済み)であり, 図2と同じものである。図2の右図と比較すれば, 重心の値が筋活動に対応して変化(筋活動が行われている部分では高い値が出現)しつつも, 表面筋電信号の強さとは必ずしも呼応しない。つまり, 信号強度に基づく特徴とは異なる性質を持つも

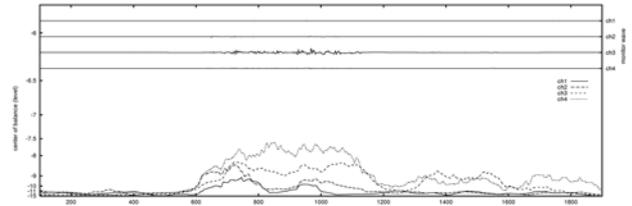


図 6: 連続母音 [エイ] のウェーブレット解析結果の重心推移 (平滑化幅 64ms)

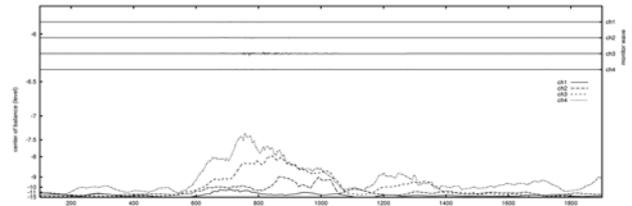


図 7: 連続母音 [イー](長音) のウェーブレット解析結果の重心推移 (平滑化幅 64ms)

のとして信号強度に依存した特徴量と併用することができ, 認識精度向上に寄与しうるものであると言える。

重心推移は筋活動の細かい変化を追うことができるが, 図5に示したような値のままでは捉える変化が細かすぎてより大局的な変化すなわち発声の推移を追いつらい。ピークの推移を追う包絡線を描く方法なども考えられるが, ここでは活動を追う細かさの程度に応じて設定した時間幅で平滑化を行う手法を用いる。

計測した種々の発声を調査した結果として, 50 ~ 75ms 程度の幅で重心推移の平滑化を行うのが妥当と判断した。これより短いと変動が多すぎて主要な変化点を捉えづらくなり, 逆に長いと信号を均しすぎて子音の特徴が失われてしまう傾向がある。この区間幅は, 従来の研究で母音認識に良好な認識結果を示した 75ms や Jou らの研究 [14] での 54ms とも適合し, 表面筋電による黙声認識で扱うべき時間幅の基準と言えるのではないかと考える。

図5を区間幅 64ms で平滑化した結果を図6に示す。この図より, 発声開始に伴って山が高くなり, 発声終了後に下降していることや, 山の高さは表面筋電信号の強さとは相関が弱いことがわかる。また, 4章の議論で問題となっていた口輪筋(channel 1)と下唇下制筋(channel 2)との微細信号(図3)に同期して, 重心推移に二つの山が生じていることが確認できる。対比として, 単母音の長音発声 [イー] の波形から得た重心推移の例を図7に示す。[エイ] の場合と異なり, [イー] の場合には大きな一つの山を形成しているのみである。人は [エイ] と [イー] との発声をさほど明確には区別していないために両発声での差異が必ず発生するわけではないが, 実際に差異が存在するのであればそれが非常に微弱な信号の中であっても特徴差として抽出できる可能性があることを, この結果は示している。

次に子音の有無を含めた2音の連続発声の例として, [ウメ] と [ウエ] との重心推移を図8と図9に示す。これらの図を見ると, [メ] の子音/m/の発声に顎二腹

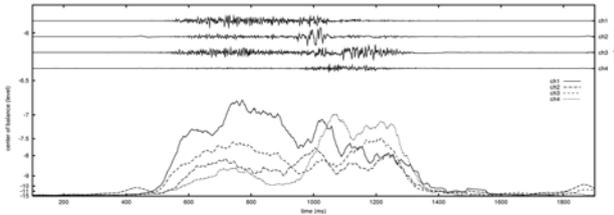


図 8: 連続音 [ウメ] のウェーブレット解析結果の重心推移 (平滑化幅 64ms)

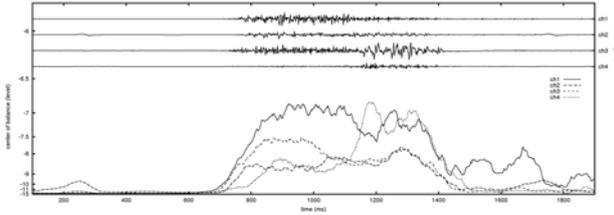


図 9: 連続音 [ウエ] のウェーブレット解析結果の重心推移 (平滑化幅 64ms)

筋 (channel 4) はほとんど影響しないと見なせることや、他の筋については子音/m/の前に助走をつけるように一旦降下した後、口角下制筋 (channel 2)、口輪筋 (channel 1)、下唇下制筋 (channel 3) の順にピークを迎えることがわかる。

これらの重心推移は低周波成分まで用いた結果である。低周波には発声時の皮膚変形に伴う成分が含まれていると考えることができ、小さな信号の乱れによる重心値の上昇を抑制する効果があるが、同時に大きな変移も抑え込んで特徴を縮小してしまう可能性がある。

例として、図 8 と図 9 との発声に対し、低周波成分 (およそ 10Hz 未満) を除去して重心推移を求めたものを図 10 と図 11 とに示す。

低周波成分の除去により、非発声部分にも比較的大きな活動があるかのような重心推移が生じやすくなっていることがわかる。しかし同時に後続音発声の準備活動が重心値に及ぼす影響も減じられるため、先行音発声時の重心値が高くなったり発声変化点に大きな変移が生じたりするなど、発声の特徴はより顕著になる。

#### 7. ウェーブレット係数値の標準偏差に基づく特徴

各レベルのウェーブレット係数値をそのレベルの値 (2 のべき乗値) が出現したサンプル数と見なせば、 $CoB(t)$  値を平均とした標準偏差を定義できる。当初は発声変化点前後での活動の重なりに依存した特徴が標準偏差に現れることを期待したが、そのような性質は見出せなかった。しかし、重心と標準偏差との推移には、似ていながらも傾向を持った違いが見受けられたため、両者の対比の上での特徴について調査した。

各種発声のデータから、発声中か否かに無関係に抽出した 736 万個の重心と標準偏差との組をプロットしたものを図 12 と図 13 とに示す。図 12 が低周波成分も含めて扱った場合、図 13 が除去を行った場合である。

この結果を見ると、基本的には重心値と標準偏差の比は 1 に近い値となっているが、一部に特性の違うも

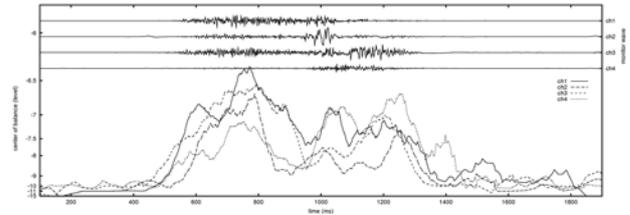


図 10: 連続音 [ウメ] の重心推移 (低周波成分除去; 平滑化幅 64ms)

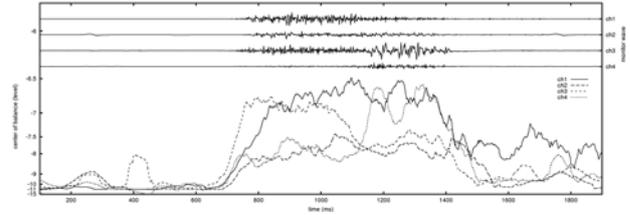


図 11: 連続音 [ウエ] の重心推移 (低周波成分除去; 平滑化幅 64ms)

のが混じっていることがわかる。特性が違うものの存在は低周波成分を除去した場合に顕著であるため、低周波成分を除去した場合の重心値/標準偏差の推移 (ただし、標準偏差が 0 のときは値を 0 としている) を連続発声 [ウメ] についてグラフ化したものを図 14 に示す。図のように、発声に伴う活発な筋活動が存在する部分では重心値と標準偏差の比が 1 に近く、発声前後の部分では比が大きく変動している。筋活動が活発な部分では信号に高い周波数帯域の成分 (ウェーブレット解析結果の時間-周波数領域の時間幅が狭い) が多く含まれるため、比の推移をグラフとして見た場合に高い周波数の波形を示す。

重心推移に平滑化を施した場合には、筋活動が活発な部分とそうでない部分との間の差がより顕著になる。活発な部分では細かい変動が均されて比が 1 に近い値で安定し、そうでない部分では激しい変動を示す。そのような例として、図 14 の発声の重心推移に対して幅 64ms で平滑化を行った場合を図 15 に示す。

こうした傾向は、例えば発声区間の同定に有効と言えるが、ある程度強い筋活動であることが求められる点に課題が残る。弱い発声の例として、図 6 などで見えてきた連続発声 [イイ] についての重心値/標準偏差の推移を図 16 に示す。傾向として発声部分を見て取れなくても、筋活動が弱い部分で非発声部の特徴を示してしまうため、明瞭とは言い難いものになっている。

#### 8. おわりに

筋活動量の捉え方として一般的と言える信号強度に基づく特徴によって黙声発声時の特徴を捉えようとするものの限界を示した上で、信号強度では捉え難い特徴を扱うための手法としてのウェーブレット解析結果の重心推移について述べた。また、重心推移の活用例としての重心値/標準偏差の推移の特徴を示した。

重心推移に基づく手法は、信号強度に基づく手法よりも筋活動の変化をより直接的に捉えることができる。

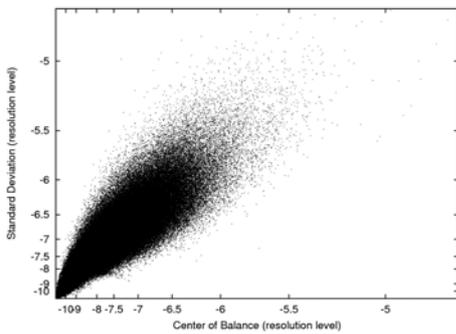


図 12: ウェーブレット係数の重心値と標準偏差との関係

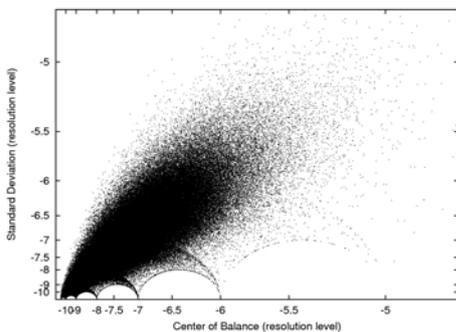


図 13: 低周波成分除去時のウェーブレット係数の重心と標準偏差との関係

また重心推移の値と信号強度との相関は弱いため、信号強度に基づく特徴量と併用して活用することにも有効性がある。すなわち、従来にない新たな特徴量を得ることが可能なものであり、黙声認識の精度向上だけでなく、表面筋電を活用する多くの研究に寄与するものと考えられる。

今後は、重心推移の上昇・下降の相対関係における特徴の分析なども行い、黙声認識に供するための特徴量化と認識実験を行う予定である。

謝辞 本研究は科研費(課題番号:22500157)の助成を受けて実施したものである。謹んで感謝の意を表す。

#### 参考文献

- [1] 永井, 宮武, 岩崎, 中村: “黙声認識のためのウェーブレット係数の重心推移に基づく表面筋電波形の特徴分析手法”, 情報処理学会九州支部「火の国情報シンポジウム 2011」 B-6-3, p.8(2011)
- [2] 永井, 中村, 野村: “自然言語インターフェースのための無発声音声認識への活用を目的とした表面筋電波形の分析”, 電子情報通信学会技術報告 Vol.102, No.688, pp.25-32(2003)
- [3] 永井, 竹下, 中村, 野村: “無発声ないし微発声音声認識への活用を目的とした表面筋電波形の調査”, 情報処理学会第 65 回全国大会講演論文集, 2F-7(2003)
- [4] 永井, 中山, 中村, 野村: “筋電に基づく黙声認識におけるニューラルネットワークを用いた母音認識”, 電気関係学会九州支部大会 12-1P-05 (2004)
- [5] 永井, 中村, 野村: “無発声ないし微発声音声認識のための表面筋電波形からのノイズ低減手法”, 情報処理学会九州支部「火の国シンポジウム 2003」, pp.1-8(2003)

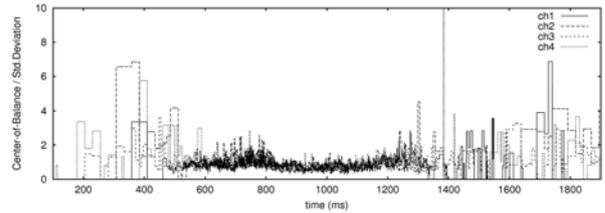


図 14: 連続発声 [ウメ] における重心/標準偏差の推移

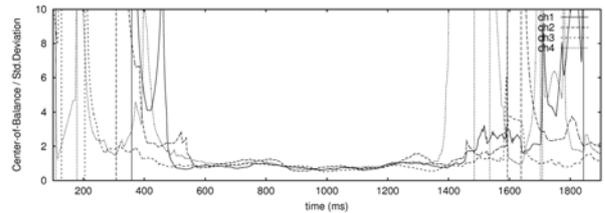


図 15: 連続発声 [ウメ] における重心/標準偏差の推移 (平滑化幅 64ms)

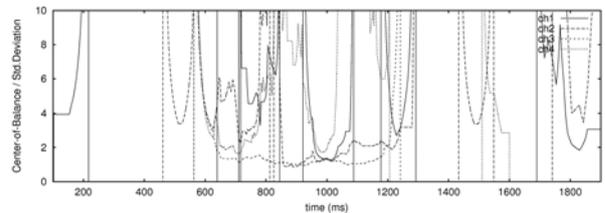


図 16: 連続発声 [イイ] における重心/標準偏差の推移 (平滑化幅 64ms)

- [6] 永井, 南, 中村, 野村: “筋電に基づく黙声認識における子音認識のための基礎的調査”, 電気関係学会九州支部大会 12-1P-06 (2004)
- [7] 永井, 宇土, 中村: “口裂周辺の筋電信号を用いた黙声日本語単母音認識のための認識パラメータ獲得手法”, 第 8 回情報科学技術フォーラム (FIT2009) 論文集, E-053(2009)
- [8] 角田, 杉江: “音声合成方式発声代行システム — 筋電位信号からの母音の判別と発声 —”, 電気学会論文誌 105-C, pp.25-32(1985)
- [9] 真鍋, 平岩, 杉村: “無発声音声認識: 筋電信号を用いた声を伴わない日本語 5 母音の認識”, 電子情報通信学会論文誌 D-II, Vol.J88-D-II, No.9, pp.1909-1917(2005)
- [10] Maier-Hein, Metze, Schultz, and Waibel: “Session Independent Non-Audible Speech Recognition Using Surface Electromyography”, Proc. ASRU, pp.331-336(2005)
- [11] Jou, Schultz, and Waibel: “Continuous Electromyographic Speech Recognition with a Multi-Stream Decoding Architecture”, Proc. ICASSP, Vol.4, pp.401-404(2007)
- [12] Betts and Jorgensen: “Small Vocabulary Recognition Using Surface Electromyography in an Acoustically Harsh Environment”, tech. memo TM-2005-213471, NASA (2005)
- [13] 福永哲夫編: “筋の科学事典 — 構造・機能・運動 —”, 朝倉書店 (2002)
- [14] Jou, Schultz, Walliczek, Kraft, and Waibel: “Towards Continuous Speech Recognition Using Surface Electromyography”, Interspeech 2006, pp.573-576(2006)