

腹部筋電図における「笑い」の 客観的検出方法の検討

森下 伸也・森田 亜矢子・松阪 崇久
広崎 真弓・板村 英典・池信 敬子・池田 資尚

Abstract

The purpose of this paper is to show a method for the objective detection of human laughter by electromyography (EMG). In order to discriminate the human laughter from the other body movements, we compare the each of EMG data collection from the abdominal surface by frequency analysis. We find that the myoelectric signals in human laughter have periodic repetitions of 4-6Hz. This distinctive feature of human laughter enables us to distinguish it from the other body movements. Our results are of importance in the objective and quantitative measurement of the human laughter.

1. はじめに

人間が「笑い」を表出する際には、①顔（表情）、②喉（声）、③腹（横隔膜）の3つの部位に顕著な反応が見られる。これらの3つの身体部位において表出される反応から人間の笑いを客観的に把握する試み、すなわち「笑い測定機」の構築が進められてきた。笑い測定機には①～③の各部位に対応したものが存在しており、それぞれを列挙すると、①顔：「スマイル・スキャン」（オムロン 2013）、②喉：「爆笑計」（松村他 2005）、③腹：「横隔膜式笑い測定システム」（木村他 2008；板村他 2012）である。これらの装置はいずれも、人間がさまざまに行う身体動作の中から「笑い」に該当する動きを選択的に弁別した上で、その数量的把握を目指すものである。本稿では、これら笑い測定機のうち筆者らが構築を試みてきた③腹：「横隔膜式笑い測定システム」を取り上げ、腹部において取得される人間の笑いとはそれ以外の身体動作の筋電図を比較・検討することから、人間の笑いに特有の反応のみを選択的に検出・弁別するための方法論を検証する。

2. 「横隔膜式笑い測定システム」の概要

「横隔膜式笑い測定システム」は、人間が笑いを発した際の腹部における筋肉の動きを筋電計で取得し、そこで得られた筋電波形を解析することから、笑い

の動作を客観的に把握しようとするものである（木村他 2008；板村他 2012）。「腹を抱えて笑う」「抱腹絶倒」という言葉があるように、腹部に反応が見られるような大きな笑いには、笑うその人の「おかしみ」や「面白さ」といった笑いに付随する感情が反映されると考えられる（木俣他 2008；Kimata et al. 2009）。同システムは、このような仮説の下で構築された装置であり、腹部において取得される笑いの反応の度合いから、笑う人間のそれらの感情の程度の数量化を試みるものである。①顔（表情）や②喉（声）における笑いは、人間がたとえ「おかしい」「面白い」といった感情を抱かずとも意識的に作り出すことができるため、①顔：「スマイル・スキャン」や②喉：「爆笑計」では、そのようないわゆる「作り笑い」が計測の対象に含まれる。これに対して、同システムで把握される③腹の笑いは、それらの感情をともなって引き起こされるある種の人間の無意識的な反応として捉えられる。事実、横隔膜の上層に位置する皮膚表面に筋電計の電極を貼り付けた状態で、「おかしみ」や「面白さ」といった感情が付随する大きな笑いが発生すると筋電図上にその反応が検出されるが、それらがともなわない「作り笑い」を行った場合にはその反応はあらわれない（池田他 2012）。このことから、同システムでは人間が笑った際の「おかしみ」や「面白さ」の感情の度合い

を把握する装置としての役割が期待される。

3. 笑いとそれ以外の動作の腹部筋電図

笑いの特徴を抽出するため、ここでは笑いとそれ以外の身体動作における各筋電図の比較を行う。図1では、3名の被験者（男性2名、女性1名／20代～40代）の横隔膜近傍（剣状突起の上層の皮膚表面）に筋電計（Personal-EMG；追坂電子機器社製）の電極を貼付した状態で、笑いとそれ以外の動作を行った際に取得された筋電図の中から特徴的なものを取り上げた。波形データはいずれも筋電計においてサンプリングレートを3000Hzに設定した上で10000倍に増幅して取得したものである。

図1における(A)～(F)の各グラフの横軸は時間(s:秒)を、縦軸は電圧(V:ボルト)をあらわしている。(A)は何もしていない《平静時》の筋電図である。(B)は「アッハッハッハッハ」と声を出す《笑い》を発した際の腹部の動きが記録されたものである。(C)は床に寝て上体を起こす《腹筋運動》を行ったとき、(D)は椅子に着席した状態で《足を持ち上げる》ときの筋電図である。さらに、(E)は《咳》、(F)は《くしゃみ》といった呼吸器系の動作を行った際に記録されたものである¹⁾。

ここに挙げた(A)～(F)の筋電図には、いずれも下矢印(↓)で示した周期的な波形の突出が見られる。これはR波と呼ばれる心臓の鼓動の波であり、

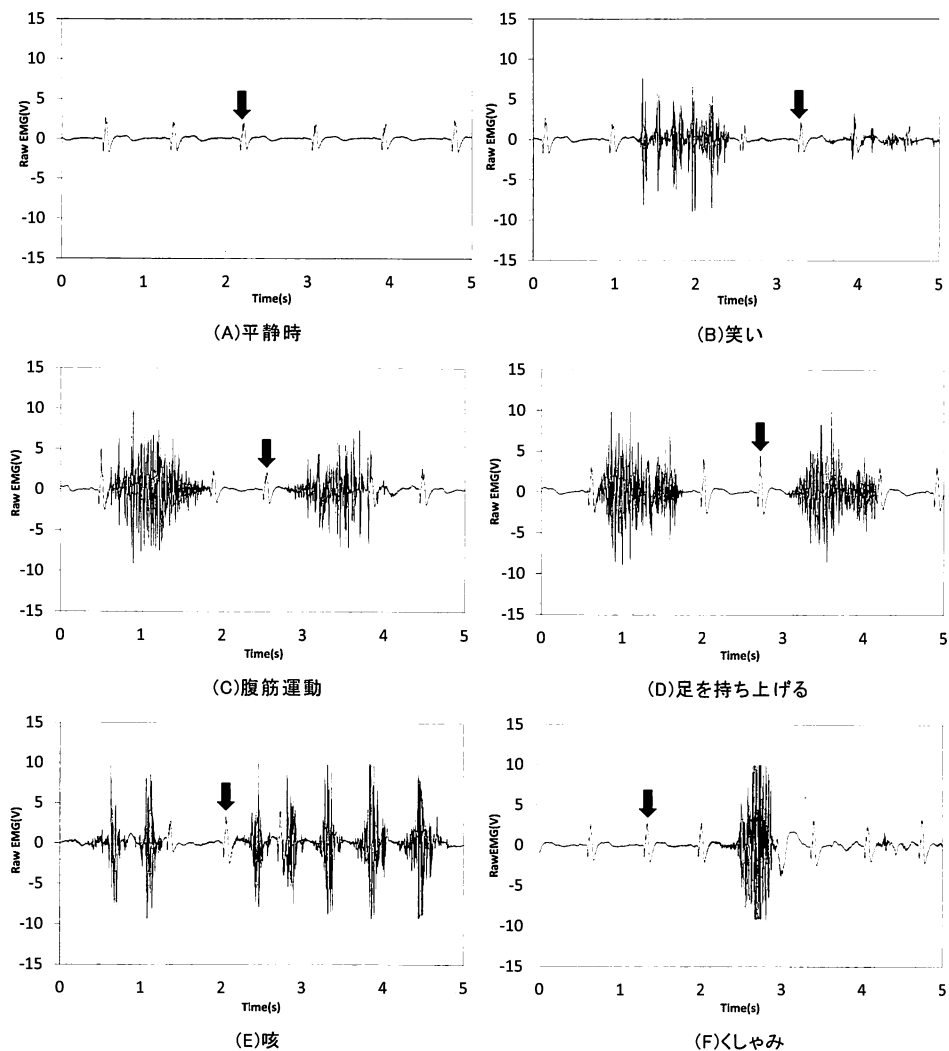


図1 腹部において取得された筋電図

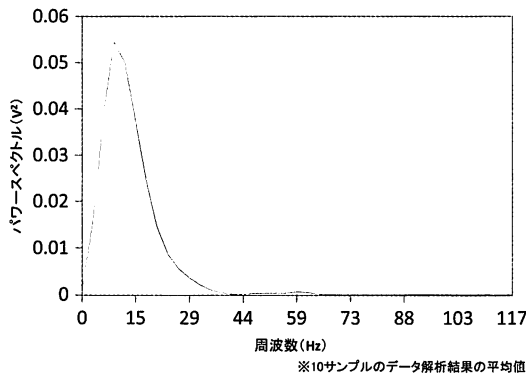


図2 心拍の周波数分布

腹部に筋電計の電極を貼付した状態で筋電位を計測すると、例外なく心拍のR波が取得される。各波形の特徴を抽出してその比較・検討を行うためには、ここに混入するR波を周波数解析の手法によって取り除く必要がある。

図2は、図1の(A)《平静時》の心拍の波形に対して周波数解析(FFT: Fast Fourier Transform)を行ったものである。横軸が周波数の高さ(Hz: ヘルツ)であり、縦軸が各周波数の成分量(V^2)をあらわしている。なお、本稿では特に注記がない限り、解析ソフトウェアとして「BIMUTAS II」(キッセイコムテック社)を使用し、解析区間を1024ポイント、窓関数に「ハミング窓」を設定した上で周波数解析を行った。

ここに示されているように、心拍の周波数成分はおおよそ10Hz前後を中心として30~40Hzまでの部分にその特徴があることが分かる。このことから図1における(B)~(F)の周波数解析を行う際に、40Hz以下の信号を低減させるハイパスフィルタを適用することで、心拍の影響を取り除いた上で各身体動作の信号の特徴を把握することができる。

図3は、(A)~(F)の各動作の筋電図のデータに対して40Hzのハイパスフィルタをかけたものである。なお、ここでは各被験者から取得されたそれぞれの身体動作における複数の筋電図に対して周波数解析を行い、そこで得られた周波数分布の平均値をグラフ上に描いている。図3における(A)~(F)では、ハイパスフィルタが適用されたことにより、各周波数分布図において30Hz以下の心拍の成分が低減していることが分かる。

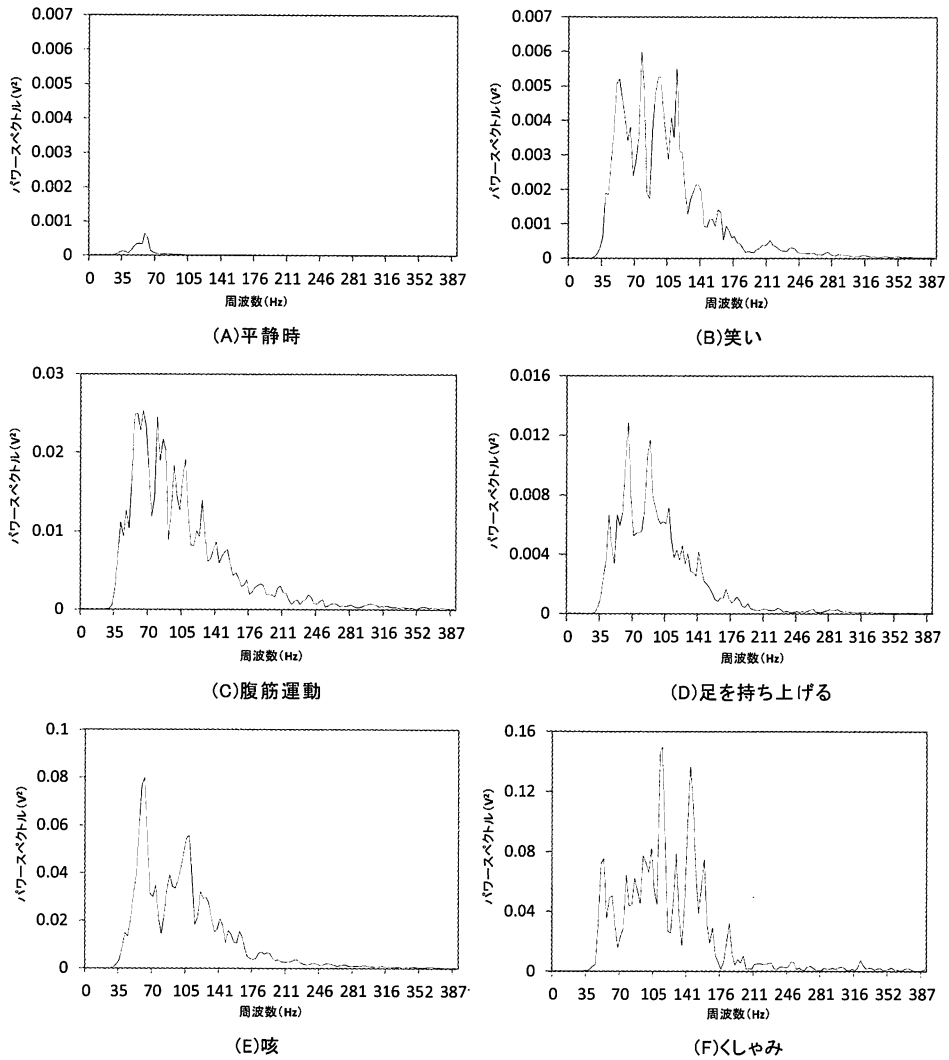
(A)《平静時》を見ると明らかなように、40Hzのハイパスフィルタを適用することによって心拍成分が大幅に低減されている。次に、(B)~(F)の周波数分布を見ると、腹部で取得された各身体動作の筋電図における周波数的特徴はいずれも約50~176Hzの範囲に集まっていることが見て取れる。ここで(B)《笑い》とそれ以外の各身体動作、たとえば(C)《腹筋運動》や(D)《足を持ち上げる》における周波数分布を比較すると、成分の分布には類似性が見られる。このことから、単純な周波数分布の比較から(B)《笑い》の反応のみを識別することは困難であると考えられる。(B)《笑い》の反応と他の身体動作とを明瞭に分離するためには、別の観点からの方法論を検討する必要がある。

4. 笑い波形の周波数的特徴

図4は、図1-(B)の《笑い》の原波形に対して40Hzのハイパスフィルタをかけた後、基線よりも下部にあるマイナス側の波形をすべて基線上部のプラス側に折り返す「全波整流」の処理を施した上で、さらに6Hzのローパスフィルタを適用したものである。この処理を行うことで笑いの波形の大きな外形を取得することができる。

図中の区間①と②の部分は、どちらも笑いの反応が記録されたものである。ここで区間①と②の波形に注目すると、双方ともに複数の波形の突出が形成されていることが分かる。区間①では約1秒間に5回、区間②では4回の波形のピークが記録されている。これは笑いにおける「アッハッハッハッハ」という一連の発声とそれにとまなう横隔膜の動きが反映されたものとして考えることができる。

表1は区間①と②の部分における波形のピーク間隔をあらわしたものである。区間①と②における笑いの波形のピーク間隔の平均値(ms: ミリ秒)に着目すると、区間①は208ms(=0.208秒)、区間②は221ms(=0.221秒)となっており、どちらも平均0.2秒前後で波が繰り返されていることが分かる²⁾。これを周波数の観点から捉えると、1秒間に0.2秒の繰り返しが行われる波は、1秒÷0.2秒=5回であり、すなわち5Hzの特徴をもつものとして捉えることができる。このことから、笑いの波形に対して周波数解析を行う際に、4~5Hzにターゲットを絞る



※(A)~(E): 10 サンプル、(F): 3 サンプルのデータ解析結果の平均値

図3 身体動作の周波数分布

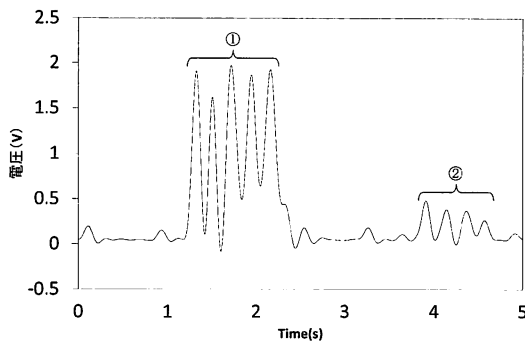


図4 (B) 笑いの波形の連続ピーク

表1 波形のピーク間隔

	ピーク No.	ピーク電圧 (V)	ピーク間隔 (ms)
区間①	1	1.91	—
	2	1.62	181
	3	1.97	209
	4	1.87	227
	5	1.93	214
	ピーク間隔平均		
区間②	1	0.48	—
	2	0.38	232
	3	0.37	228
	4	0.27	204
	ピーク間隔平均		

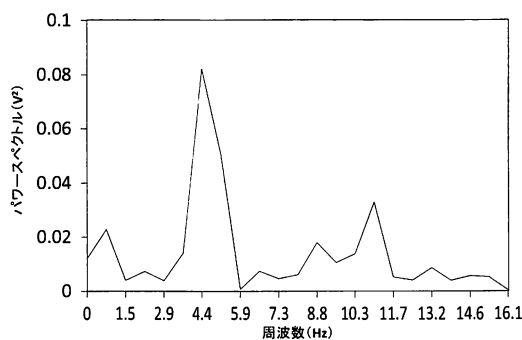


図5 (B) 笑いの周波数分布 (全波整流+4096pt.のFFT)

ことで、腹部において取得されるさまざまな身体動作の波形の中から笑いのみを弁別することができるかと予測される³⁾。

図5は、図4における区間①に対してより詳細な周波数解析を行ったものである。ここでは同部分の原波形に対して全波整流の処理を施した上で、1024ポイントの4倍の周波数分解能をもつ4096ポイントのデータ区間でFFTを行った。

図からは、4～5Hzの部分に成分が集中していることが読み取れる。ここから、笑いの波形に40Hzのハイパスフィルタをかけて心拍の成分を除去した上で全波整流を行い、それに対して周波数解析を行うことで、4～5Hzの帯域にその特徴を見出すことができると考えられる。

図6は、図4の原波形である図1-(B)に対して上記の処理を行い、そこから4～6Hz、7～9Hzのそれぞれの反応を取り出し、この2つの各周波数帯の時系列的な変化をあらわしたものである⁴⁾。

4～6Hzに注目すると、ピークの連なりがあることが見て取れる。このピークの連続は、図4の笑いの筋電図における波形の突出に対応するものである。また、4～6Hzに隣接する7～9Hzの帯域には、4～6Hzにおいて検出される笑いの周波数成分が影響を与えているためにそれと類似した突出が見られるものの、4～6Hzに比べるとピークの形状が明確に形成されていない。以上のように、4～6Hzと7～9Hzを比較した場合、4～6Hzの部分の時系列の変化を見ることで、笑いに特有の動作の特徴が捉えられると考えられる⁵⁾。

図7は、比較対象として挙げた図1における(A)～(F)の各筋電図に対して、図6と同様の処理を行

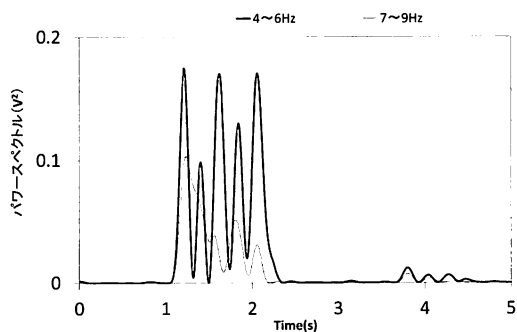


図6 (B) 笑いの波形における各周波数帯の時系列変化

い、4～6Hzの時系列変化をあらわしたものである。

(A)～(F)において4～6Hzの波形の形やそれが形成するピークの繰り返し間隔に着目すると、(B)《笑い》とそれ以外の各身体動作との間には明確な違いを見出すことができる。すでに述べたように、(B)《笑い》の特徴は、約1秒間に4～5回の連続した波形の突出が見られることである。(A)《平静時》における波形のピークは約1秒間に1回の頻度であらわれており、(F)《くしゃみ》では単独の波形の突出が見られる。また、(C)《腹筋運動》と(D)《足を持ち上げる》では、時系列軸上に描かれる波形の軌跡が(B)《笑い》のものとは明らかに異なっている。さらに、(E)《咳》では連続した波形の突出が見られるものの、(B)《笑い》よりもその間隔が広いことが見て取れる。

以上に示したように、4～6Hzの周波数帯域の形成する波形を比較・検討することによって、笑いとそのほかの身体動作との弁別ができると考えられる。さらに、(B)《笑い》において見出された「ピークの数」をカウントすることで、「笑いの生起頻度・回数」を客観的に算出することも可能となる⁶⁾。

5. 課題と展望

本稿では、笑いの反応が顕著にあらわれる身体部位のひとつである腹部に着目し、そこで取得される笑いとそのほかの身体動作の筋電図の相互比較を通して、人間が行うさまざまな身体動作の中から「笑い」のみを選択的に抽出するための方法を検討した。その結果、大きな笑いを発した際に表出される「アッハッハッハッハ」という断続的な呼気に対応すると想定される4～6Hzの周波数帯域に焦点を絞り、

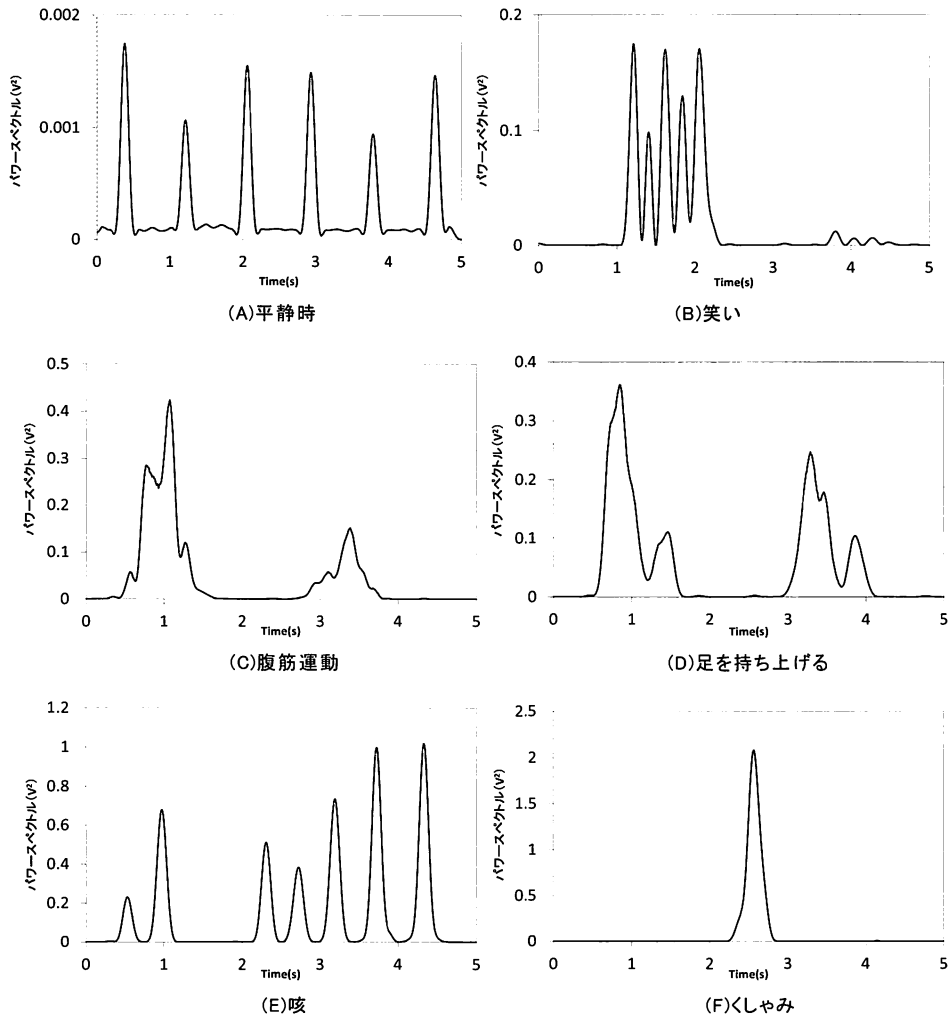


図7 身体動作における4～6Hzの時系列変化

それが形成する波形を相互比較することで、その弁別が可能になるという知見が得られた。また、笑いの波形に見出されるピークをカウントすることから人間の「笑いの頻度・回数」を客観的に算出できる見通しが示された⁷⁾。人間の発する笑いの頻度・回数を客観的・数量的に捉えることは容易なようでいてかなりの困難さがともなうものである。単に笑いといっても、それが表出される身体部位には①顔、②喉、③腹の3つがあり、人間はそれらの部位を単独あるいはその複数をさまざまに組み合わせて笑いという所作を行っている(池田他 2012)。笑いの頻度・回数を数えるためには、どの部位にあらわれた笑いなのかを特定した上で、部位ごとに「1回の笑い」の単位となる笑いの始まりと終わりの部分を決

定するという手続きが求められる。その意味で、笑いの波形の形成するピークを笑いの一単位とする客観的な指標のひとつを導き出したことは、本稿のもっとも特筆すべき点だといえる。ただし、笑いの識別とその数量化をより正確に果たすためには、今後とも乗り越えるべき課題が残されている。

まず、本稿では、腹部の筋電図に対して周波数解析を行い、そこで1秒間に4～5回の波のピークを形成するものを「笑い」として識別する方法を提示した。このとき判定の対象とした笑いは、「アッハッハッハッハ」という一連の波を含む「大笑い」と呼ばれるものである。推察されるように、笑いという動作の中にはそのような連続性に乏しいものも存在しており、たとえば、「アハッ」などのひとつのピー

クのみを形成する笑いは、周波数分布図の見かけ上では(A)《平静時》の心拍、(E)《咳》、(F)《くしゃみ》とは見分けがつかなくなる。これについては、各動作のピークの形成するパワースペクトルの成分量をもうひとつの判断材料とすることで解決が可能になると考えられる⁸⁾。

次に、「笑いの回数・頻度」の捉え方に関する手がかりを得たものの、人間が実際に笑う状況を考えてみると、回数・頻度の観点とは別に、笑いのひとつひとつには別個の「強さ」や「大きさ」といった「笑いの強度」のような感覚が付随することに気づく。この点については、図7において示したそれぞれの笑いの波形の「ピークの高さ」がそれらに対応すると考えられる。ただし、筋電図で取得される筋電位には個人の身体的特徴が色濃く反映され、それに応じてそのピークの高さも変動する可能性がある。笑いの「強さ」や「大きさ」を他者と比較可能な形で把握するためには、ピークの高さの補正や正規化を行うことが必須となる。

さらに、本稿では、限られた数の筋電位データにおける波形的特徴の相互比較を行うことから、笑いとはそれ以外の動作とを判別する端緒を得た。上述したように、人間の笑いには多くの種類があり、笑い方も人によって実にさまざまである。本稿で得られた笑いを判別する手法がそれら人間の多様な笑いに対してどのような射程を持ちうるのかについては、今後より多くの人びとから笑いとそれ以外の身体動作の筋電データを収集した上で、検証することが求められる。

近年、「笑いは健康に良い効果がある」とする研究成果は蓄積されてきているものの、「笑い」と「健康」の関連性についてはいまだ明らかとなっていない部分が多く残されている。それはひとえに、「笑い」を客観的に捉えるための方法論が確立していないことに起因する。本稿で示した笑いを客観的に捉えるための方法論を援用した笑いの計測システムが構築できれば、笑い与健康との対応関係をより明確に示すことができるだろう。

(謝辞)

本研究は、平成23年度関西大学学術研究助成基金(共同研究)において、研究課題「笑いの定量的研究—横膈

膜式笑い測定システムの実用化に向けて」として研究費を受け、その成果を公表するものである。

文献

- 池田資尚・板村英典・池信敬子・森下伸也、2012、「顔・喉・腹の『3点計測システム』による『笑い』の客観的分類法の検討」『笑い学研究』19:75-85.
- 池田資尚・板村英典・池信敬子、2011、「『横膈膜式笑い測定システム』の可能性」『人間生活工学』12(1):19-22.
- 板村英典・池田資尚・池信敬子・森下伸也、2012、「筋電計を用いた『笑い』の分類と定量化システムの検討—『横膈膜式笑い測定システム』の展望と課題」『人間健康学研究』4:79-90.
- 木保肇・板村英典・池信敬子・降旗真司、2008、「おかしみ発生時における剣状突起の筋電位反応」『笑いの科学』1:8-10.
- Kimata, H., Morita, A., Furihata, S., Itamura, H., Ikenobu, K., Kimura, Y., 2009, "Assessment of laughter by diaphragm electromyogram," *European Journal of Clinical Investigation* 39(1):78-9.
- 木村洋二・池信敬子・板村英典・降旗真司、2008、「笑い測定機の冒険」『笑いの科学』1:4-7.
- 松村雅史・辻竜之介、2005、「笑い声の無拘束・長時間モニタリング—爆笑計」『信学技報』105(370):7-12.
- オムロン、2013、「リアルタイム笑顔度センサスマイルスキャン」、オムロン社ホームページ、(<http://www.oss.omron.co.jp/smilesca/>、2013.11.10)
- Provine, R., R., 2000, *Laughter: A Scientific Investigation*, New York: Viking

注

- 1) 筋電計で取得される電位の上限が10Vであったことから、図1の筋電図ではいずれも10Vを超えるデータが取得されていない。
- 2) ロバート・プロバインは、笑い声の発声間隔がおおよそ210ms程度であることを報告している(Provine 2000)。
- 3) なお、「おかしみ」や「面白さ」が含まれてない「作り笑い」を行った波形を同様の手順で解析したところ、そのピーク間隔は0.1秒前後になるという結果が得られた。ここからピーク間隔の長短を比較することによって、人間が本当におかしいと感じて発した笑いというでない作り笑いとの弁別が可能になると考えられる。
- 4) 解析結果が4~6Hzとなっているのは、波形解析の区間を1024ポイントに設定して周波数解析をしたこと

により周波数分解能が下がったためである。

- 5) 原波形に対して40Hzのハイパスフィルタをかけると、心拍を含む40Hz以下の周波数成分が減衰する。この状態で4~6Hzの変化を基準として笑いの特徴を捉えようとするのは、先に原波形からフィルタで低減させたはずの40Hz以下の信号を再度参照していることになり、波形解析の観点から考えるとこれは幾分不自然な処理を行っているといえる。4~6Hzの信号のみを取り出すのであれば、通常、原波形に対してそれ以外の周波数帯域の信号を除外する「バンドパスフィルタ」を用いればよい。ただし、笑いの原波形に対して実際にこの処理を行ったところ、同帯域にその特徴があらわれず、原波形に対する「全波整流」か、あるいはプラス側かマイナス側のどちらかの信号を残す「半波整流」という整流処理を行うことではじめて笑いの波形における4~6Hzのピークの突出が見出された。この現象が生じる仮説としては、原波形におけるプラス側とマイナス側の信号が相互に打ち消しあうことで周波数解析の際に同帯域の特徴があらわれないのではないかということが挙げられる。これについては今後とも検証を要する課題だといえる。
- 6) 本稿で検討してきた4~5Hzの基準から笑いの波形にあらわれるピークを判定すると、約0.2秒に1回の笑いがカウントされることになる。この基準の下、ある人が「アッハッハッハ」という笑いを行くと、それだけで3~4回の笑いを行ったと判定されることにな

る。この捉え方の場合、把握された笑いの回数に対して主観とのズレを抱く人が出てくることも予見される。これについては、笑いの波形における一連のピークをひとつのかたまりとして捉えることで、筋電図から判定される1回と笑った人が感じる1回との感覚を補正することができると考えられる。

- 7) 図4において示したように、取得された原波形に対して①「40Hzのハイパスフィルタ」②「全波整流」と③「6Hzのローパスフィルタ」という一連の処理を施すだけでも笑いの波形のおおよその外形とそのピークの有無が視認できる。笑いのピークを検出する簡便な方法のひとつとして挙げられるが、この手法によっては、本稿で示した手法との比較を通じて検証を行う必要がある。
- 8) 図7の(A)《平静時》、(B)《笑い》、(E)《咳》、(F)《くしゃみ》のパワースペクトルを比較すると分かるように、そのピークの高さには大きな違いが見られる。たとえば、(B)《笑い》を基準にすると、(E)《咳》はその約5倍、(F)《くしゃみ》はその約10倍ほどの強さの反応である。このことから、あらかじめ閾値を設けておき、それを超えるような強い反応があらわれた際にはそれを笑いとは別の身体動作として除外することで、笑い識別の精度を向上させることができると考えられる。