高齢者咳情報の解析

正員 加藤 修 一 (帝京平成大)

非会員 鳥海 幸輝 (帝京平成大)

非会員 武田 昌 一 (帝京平成大)

Analysis of the cough data for aged people

Shuichi Kato, Member, Koki Toriumi, Non-member, Shoichi Takeda, Non-member (Teikyo Heisei University)

Aged people who live alone are in particular need of a daily health check, medication, and of warm communication with family and friends. Especially, a daily health check terminal such as a blood pressure and a coughing, is very important for primary care. To achieve the high speed service for a daily health check with a home computer, we propose a prototype model of a cough data collecting and classification system. In this paper, we focus on the classification technics of the cough data for life support system. First, we tried to discriminate between vowel and cough. Secondary, we discriminate between vowel and cough with white noise. Under 70 dB vowel or white noise intensity to 90 dB cough intensity, the cough feature can be detected. Over 20 S/N ratio, it seems to be more practically reliable recognizing zone, which separate cough from noisy environment. For the analysis and processing of compound cough waveform, it is confirmed experimentally that a differential coefficient is one of more important features of cough.

キーワード：ライフ・サポート・システム、咳、波形解析、フィルタリング、微係数

Keywords: Life-support system, Cough, Waveform analysis, Filtering, Differential coefficient

1. ま え が き

筆者らは、高齢者用ライフ・サポート・システムの構築^{(1)~(7)}を進めているが、このシステムの目的は、パソコンによるマルチメディア通信（データの送受信、動画処理、音声入力等）を利用することで、家に閉じこもりがちな独居高齢者が気軽にカウンセリングを受けたり、家族や親しい人とのコミュニケーションによる、「心のケア」を行うと同時に、無侵襲を特徴とする各測定装置によって収集された生体情報を分かりやすく表示し、得られたデータを医師に送信することで、健康管理（トータル・ヘルス・ケア）が在宅で容易に実現できるようにすることである。

本研究は、今回新たにライフ・サポート・システムへ取り入れる生体情報として、「咳」に着目した。

咳は、気道から異物を排除する生体の防御反射の1つである。気道に対する寒気などの物理的刺激、刺激性ガス、タバコなどの科学的刺激、異物などの機械的刺激が、気道に分布している咳の受容体を刺激する。すると、その興奮が主として迷走神経によって延髄の脳幹網様体腹側、または、その近くにある咳中枢を興奮させる。そして更に、その興奮は遠心路（迷走・顔面・舌咽・舌下・副神経および

呼吸運動神経）を伝わって呼吸筋、横隔膜、声帯を刺激して咳を起こす。

咳は気道以外にも、胸膜刺激、外耳道刺激なども迷走神経を経て咳中枢を興奮させて生ずる。さらに、百日咳トキシンや自意識によるものなど、迷走神経を介さずに直接、咳中枢が刺激されて生ずる場合もある。

咳の種類には、乾性咳と湿性咳がある。前者は痰のない咳（上気道炎・下気道炎の初期、間質性肺炎、胸膜炎、自然気胸など）、後者は痰を伴う咳（多くの気道・肺疾患、特に気管支炎、気管支拡張症、肺結核症、肺化膿症など）がある。

そのほか、特徴的な咳として痙攣性咳、犬吠性咳、百日咳発作がある。

本研究は、風邪やインフルエンザ、その他、上記のような多くの疾患の前兆となる「咳」のセンシング技術の開発のための基礎研究であり、その結果を在宅ケアに利用しようとするものである⁽⁸⁾。

ところで、内科学的な咳の特徴とは何であろうか。咳という現象では、まず声門が開き、深い吸息が始まり、ついで声門を閉鎖し、強力に呼吸筋の収縮を増し、胸腔内圧が高まっている状態（普通 50~100 mmHg, 最高 300~400

mmHg)で突然に声門が開放され、口側と末梢気道との間に高い圧差を生じ、呼気は猛烈な速度(5~6.5 l/sec, 200~300 m/sec)で呼出される⁽⁹⁾。

筆者らは、咳の代表的特徴である呼気速度に着目した。即ち、音声や咳等の波形情報を収集して、スペクトル解析やフィルタリングの手法から、咳(呼気)波形の立ち上がり時間を推定して呼気速度の指標とした。それぞれの特徴を抽出し、生体情報の判別を行うことで、その頻度から障害の程度の判定、及び症状の進行の同定に役立てようとするものである。咳は日常生活中でごく普通に観察される症状である。咳の背景に生活音がある場合が多い。著者らは、上記咳の特徴をふまえ、咳を取り囲む音環境下での咳を抽出するために以下の実験設定を行った。

環境音として(1)音声、(2)音声以外の生活音を考え、咳との弁別を試みた。音声では笑い声や会話などがあるが、母音を代表として扱い、また、生活音ではスプーンや食器類など個別対応が必要であるが、ホワイトノイズでこれを代用した。

このように実用化の基礎実験として環境音を単純化して咳抽出実験を行った。勿論、咳に伴う心拍出量との関連も研究視野に入れているが、本稿では特に、咳の特徴化に焦点を絞った。現在は、ライフ・サポート・システムでの利用を前提としているが、将来的には、自動診断が可能な携帯型端末の開発に向けて、研究を進めている。

2. 咳検出実験 1⁽⁹⁾

咳実験2では健常者の咳波形のフィルタリング及び微係数による閾値の設定など咳データ処理を、実験IIでは高齢者のデータ処理を扱い、さらに実験3では咳を環境音との弁別を行った。

〈2・1〉測定方法

- (1) コンデンサマイクによって音声情報を収集し、メモリスコープのデジタル出力を通じて、パソコンに取り込む。使用するデジタルオーディオテープレコーダの特性はSONY, TCD-D10PRO II, 周波数特 20Hz~22,000Hz (± 1dB), SN 比とダイナミックレンジは 85dB 以上である。また、アナログ入力としてのマイク特性は規定入力 60dBs, 最大入力-20dBs, インピーダンス 10K Ω, 平衡型である。
- (2) スペクトル解析やフィルタリングの手法から、咳情報の特徴を抽出して、コンピュータに認識させると同時に、咳と母音の相違点を考察する。尚、被験者は健常者(男性, 23 歳)1 名とし、母音「あ」~「お」と咳のデータを収集した。

〈2・2〉データ処理 波形情報には高周波の微細構造情報が含まれているため、フィルタリングの手法を用いて、高周波を除去した波形の内、第一ピークの中点における微係数によって、個人の閾値を求め、母音と咳の峻別を試みた。今回の実験では、高周波成分を除去した咳波形と母音の「い」と「え」が、酷似しているため、主にこれらの母

音と咳の峻別を行った。母音の「あ」、「う」、「お」に関しても、同様の処理を行ったが、咳波形に比べ、立ち上がり時間が大幅に遅れるため、立ち上がり時間を信号検出の尺度とした。尚、サンプル数は「い」と「え」が各 5、咳は 10 とした。

3. 咳検出実験 2

咳・母音データを 65 歳未満と 65 歳以上のグループに分け、それぞれに閾値が存在するかどうかを検証することで、微係数を用いた峻別方法の評価を行った。測定方法、データ処理方法は実験 1 と同様とし、被験者数、及びデータ数は以下の通りとした。

〈3・1〉被験者

- 65 歳未満: 13 名(男性 4 名, 女性 9 名)
46~64 歳, 平均年齢 56.8 歳
- 65 歳以上: 11 名(男性 5 名, 女性 6 名)
65~94 歳, 平均年齢 75.5 歳

〈3・2〉データ数

- 母音「い」・「え」: 65 歳未満 各 10
65 歳以上 各 5
- 咳 : 各 10

4. 咳検出実験 3

上記実験 1, 2 によって、咳と母音との峻別を行った後、高齢者の日常生活中を想定するため、高周波成分を除去した咳波形と類似している母音の「い」、及び生活環境音の基本要素であるホワイトノイズを、咳情報のバックグラウンドに混入したものと、母音との峻別を行った。

尚、咳情報(90dB)に混入する上記の音声情報は、60~90dB とし、被験者、及びデータ処理方法は実験 1 と同様である。咳情報に対するホワイトノイズ混入比, SN を 0, 10, 20, 30dB とし、フィルタリング周波数ごとに 5 個のデータを求めて平均認識率を得た。さらに 65 才以上 11 名から 17 咳情報を選びホワイトノイズ混入実験を行った。

5. 咳の軽重判定実験

〈5・1〉実験方法

- (1) 第 3 者が他の人の咳を聞いてどのように判断するかについては著者らは、収集した咳について被験者の咳に伴う症状(インフルエンザ他)に応じて咳の軽重度の分類を行ったが、さらに客観性を得るためにアンケートを実施する。
- (2) スペクトル解析や相互相関による特徴抽出を行うことで、咳の軽重判定を行う。

尚、データ数は、重症度低・高それぞれ 3 とした。

〈5・2〉データ処理 アンケートでは、被験者 6 名(男性 4 名, 女性 2 名, 21~53 歳, 平均年齢 28.0 歳)に、実際に咳を聞かせたが、重症、軽症の判定は著者らの結果と一致したため、本実験ではこれに従って咳を分類した。また、相互相関を求める際には、咳波形の特徴をつかむと

図1 原波形

Fig. 1. Original waveforms of cough, vowel "i" and "e".

図2 それぞれの帯域における各波形

Fig. 2. Filtered cough, vowel "i" and "e".

いう意味で、その概観に焦点を当て、咳原波形を畳み込んだ波形を用いた。尚、畳み込みには、咳原波形の特徴を最も良く表しているものとして、関数 $\exp(-x^2/1000)$ を核とし、それを離散フーリエ変換で使用できるように変形して用いた。

6. 咳検出実験結果 1⁽⁹⁾

収集した各原波形を図1に示す。図1の咳波形の前後の直流レベルの変化は音声を伴わない低周波呼吸だと考えられる。ただしサンプリング周波数は1KHz、FFTのためのサンプル数は512個(0.512s)である。

咳、及び母音の原波形は、フルスケールで0.5sec。パワースペクトルは、直流分を除去し、500Hzまで示した。図1より、咳の原波形は、始め急激に立ち上がるのに対し、母音の「い」と「え」は、緩やかな立ち上がりを示している。

咳の呼気量はその波形から判断すると第一ピークで最大値を示している。母音波形でも同じ傾向を示すが、咳の呼気速度は反射性のためか随意的な母音発音よりも急峻な立

ち上がりを示している。そこでフィルタリングによってどのように第一ピークの微係数が変化するかを調べた。

周波数成分が、 $0 < f \leq 12\text{Hz}$ 、 $0 < f \leq 20\text{Hz}$ 、 $0 < f \leq 24\text{Hz}$ 、の時に各波形を図3に示す。尚、ここでは $0 < f \leq 12\text{Hz}$ を Stage A、 $0 < f \leq 20\text{Hz}$ を Stage B、 $0 < f \leq 24\text{Hz}$ を Stage C とする。

Stage A の「い」に示すように、最初に現れる最大波形の peak-to-peak を1に正規化し、その中点である C 点において、各波形の微係数を求めた。図2の、Stage A における各波形を見比べると、立ち上がり時間に顕著な差は見られないが、Stage B になると、少しずつ差が出始め、Stage C になると、肉眼で確認出来るほど、咳と母音の立ち上がり時間に明らかな差が見られる。これにより、咳と母音との峻別に重要なのは、第一ピーク波形のみで、それ以降の波形情報に関しては、さほど重要で無いと考えられる。これは、メモリの有効活用にも繋がるので、携帯型端末として利用出来る可能性もあることを示唆している。

それぞれの周波数成分において、数値化した微係数の

図3 Stage Aにおける微係数
Fig. 3. Differential coefficient of filtered cough and vowel wave of first peak ($0 < f \leq 12\text{Hz}$).

図5 Stage Cにおける微係数
Fig. 5. Differential coefficient of filtered cough and vowel wave of first peak ($0 < f \leq 24\text{Hz}$).

図4 Stage Bにおける微係数
Fig. 4. Differential coefficient of filtered cough and vowel wave of first peak ($0 < f \leq 20\text{Hz}$).

図6 65歳未満のグループの微係数
Fig. 6. Differential coefficient of filtered cough and vowel wave of first peak under 64 ys old ($0 < f \leq 12\text{Hz}$).

グラフを図3～5に示す。

StageAにおける微係数を図3に示す。図中の点は、今回収集した、それぞれの音声における微係数を、そして、中央付近にある境界線は閾値を表している。微係数での峻別を行う場合、中央にある閾値を境に、咳と母音とが完全に分かれていることが必要となるので、他のグラフに関しても、これを踏まえて検討を行う。

図3では、「い」と「え」の両方が閾値を越え、「咳」と認識されてしまう領域に入っているため、StageAでは、峻別不可能であることが分かる。

StageBにおける微係数を図4に示す。

図4でも「い」と「え」の両方が閾値を越えており、峻別は不可能であるが、図3に比べ咳認識率の上昇が確認できる。

StageCの帯域における微係数を図5に示す。図5において、閾値である微係数値41.5を境に、咳と母音とが完全に分かれ、峻別が可能となった。

尚、この被験者は、ピークに達するまでの時間（時定数）が、30msより短ければ咳、それより長ければ母音と判

断することができる。

7. 咳検出実験結果2

65歳未満と65歳以上のグループに対し、実験1と同様の処理を行い、StageCにおけるそれぞれの微係数を求めた。65歳未満のグループを図6に、65歳以上のグループを図7に示す。

図6、図7共に咳と母音のとりうる微係数値の範囲が完全に分かれ、なおかつ、両者の間には、大きな値の開きを確認することができる。これは、単に咳と母音のみを峻別する場合、微係数を用いた方法が有効であることを示唆している。また、閾値までに大分余裕があることから、多少の雑音の混入にも対応が可能ではないかと考えられる。

図 7 65 歳以上のグループの微係数

Fig. 7. Differential coefficient of filtered cough and vowel wave of first peak over 64 ys old($0 < f \leq 24\text{Hz}$).

図 8 認識率と S/N 比の関係

Fig. 8. Relation of a recognition ratio to S/N ratio(cough + white noise).

8. 咳検出実験結果 3

咳にホワイトノイズを混入した場合の認識率と、S/N 比の関係を図 9 に示す。S/N 比が高くなるにつれ、認識率も上昇していることが確認された。図より S/N 比が 20dB、つまり、90dB の咳に 70dB のホワイトノイズを混入したものと、S/N 比が 30dB、つまり 90dB の咳に 60dB のホワイトノイズを混入したものは、24Hz 以下 (Stage C) の帯域において、咳の認識率が 100% となった。尚、咳に「い」を混入した場合も、ほぼ同様の結果が得られた。

9. 咳の軽重判定実験結果

重症度低・高と判断された咳原波形を図 9、10 に示す。アンケートにより分類された咳のパワースペクトルを、

図 9 咳原波形 (重症度: 低)

Fig. 9. Original waveform of cough(serious level:low).

図 10 咳原波形 (重症度: 高)

Fig. 10. Original waveform of cough(serious level:high).

22[kHz] まで求めた。

我々は、咳波形の各部分におけるパワースペクトルを求め、重症度低、重症度高それぞれの咳の特徴抽出を試みたが、両者共に際立った特徴は見あたらず、それぞれ異なる周波数においてピークを持つことが確認された。これにより、我々は、咳波形の概観からの特徴抽出を行うため、咳原波形を畳み込んだ波形を用い、重症度低・低、低・高、高・高それぞれの相互相関を求めた。

重症度低・高それぞれの波形の相互相関を図 12 に示す。図に示すように、重症度低・低より重症度高・高の相関が若干強く現れた。しかし、明確な差があるわけではないため、相関による軽重判定は困難であることが確認された。

10. 結論と考察

日常生活中での生体情報収集は、健康管理を行う上で重要な意味合いを持つ。本研究は、その中でも咳情報に焦点を合わせ、咳の呼吸速度を指標に簡易的咳検出を試みた。その結果、微係数方による疑似生活音中からの咳の検出は実用化を示唆するような成果を得た。すなわち、咳波形を抽出するために母音と咳、ホワイトノイズを含んだ咳との峻別を行った。母音と咳との峻別では、個人によって異なる閾値の存在が確認された。健常者の咳波形のフィルタリング及び微係数による閾値の設定については 24Hz を超す高周波を除去した波形の第一ピークの中点における微係数値 41.5 で咳と母音が完全に分離できた。高齢者においてもこの手法は有効である。65 歳未満及び 65 歳以上のグルー

図 11 パワースペクトラム

Fig. 11. Power spectrum of cough(serious level:low).

図 12 相互関係

Fig. 12. Cross correlation between coughs.

プで確認されたように、咳にホワイトノイズを混入した場合であるが、SN 比が 20dB 以上の複合波形に 24Hz 以下の低域フィルタをかけると咳同定は 100% 可能となった。会話が成り立つ音声の強さのレベルは、唇から 1m の距離で、平均約 65dB (10 - 12 W/m² 基準) であるため、

70dB の背景雑音中から、咳だけを検出することができるため会話中の咳の検出には、ほぼ問題ないと考えられる。咳の重軽判定実験ではパワースペクトル、相互関係では重傷度を示す際だった特徴指しは困難であった。ただし、重症度低・低と高・高のグループでは多少の相関が見られた。

本システムの問題点として、以下の点が挙げられる。

- (1) 母音の他に、「咳払い」、「笑い声」や「泣き声」等と咳の峻別を行うほか、咳の中でも、特に喘息などの疾患との区別、更には、年齢による特徴などの判別を必要がある。
- (2) メモリを有効活用するために波形情報の特徴化を行う必要がある。
- (3) 咳情報に混入した母音の「い」やホワイトノイズ以外にも、テレビの音声などの生活環境音も咳情報に混入し、母音との峻別を行う必要がある。

これにより、今までのシステムで収集可能であった、体重、血圧、心電図、脈拍などの生体情報に加え、咳情報の収集が可能になれば、その情報を医師に送信することで、日常より信頼性の高い検診データを得ることが可能になると

考えられる。咳の軽重判定については、満足した結果を得られていない。すなわち、スペクトル解析や相互相関関数の有用性が見いだされなかったため、面積相関を求める方法を現在検討中である。波形情報に含まれる疾患特有のパラメータを考慮する必要がある。波形処理についてはノイズだけでなく合併症を含む場合、一般的な方法には分解・分離処理がある⁽¹⁰⁾。生体計測で得られる観測波形は、しばしば特定の成分に固有の機構から発生したいくつかの孤立ピーク波形の重なりとして現れる。このような波形から、各成分の同定、定量などを行う場合には、各ピークの正確な位置、高さ、半値幅、面積などの波形パラメータが必要となる。これらの波形パラメータを一括して求めるための手法が波形分離・分散処理である。これらには、通常、曲線適合法を基本とした合成的分離法を用いる。この方法ではまず最初に、各ピークが特定の解析関数で表現できると仮定する。この仮定に基づき、いくつかのピーク関数を生成・合成し、各ピーク関数に含まれるパラメータを調整して観測波形との偏差を最小化する。この最小点でのパラメータより、各ピーク波形を分離・分解する。このとき、具体的には次の事項を検討する必要がある。即ち、ピークの形の決定、最適ピーク関数の決定、アルゴリズムの選択、及び観測波形の分割である。咳波形から標準ピークを求めるためには、生理学的に意味を持たせた、咳発生の機序に関わる乱流を含めた気流モデルを作り、これを基に標準ピーク波形を推定する方法と、観測された孤立ピークを標準ピークとする方法がある。本研究では、疾患を伴わない咳波形であれば、後者の方法も簡易的方法として役立つものと考えられる。

ところで、咳を他の情報と区別する、いわゆる自動診断については、心電図の自動診断手法が大いに役立つ。心電図の自動診断にあたり、今まで応用されてきた種々の方法について概覧し、咳での自動診断に利用できるかどうかを考察する。

診断過程は、論理的な演算・条件の確率・価値理論の三つに大別できるという (Ledly, Lusted)⁽¹¹⁾。

論理的思考過程では、枝分かれ論理を作成して心電図診断に応用した例⁽¹²⁾があり、確率的な考え方では、確率密度関数によって疾患の特徴を表現させるものがある (Rikli, Pipberger) cite Rikli01, Pipberger01。咳波形は心電図と異なり定形波形ではない。立ち上がりや波形の連続性などが分類性などが分類化の手がかりになるものと考えられる。

また、心電図のパターン認識・診断の応用としては、Matched Filter 法や、心電図を数学的、工学的な関数として扱い、その係数によって判別する方法、指数関数で表現したものを線形回帰によって処理する方法、更に直交関数の展開、フーリエ関数による表現などがある。

そのほか、咳の自動診断に有効な方法としては、関谷、加藤のニューラルネットを用いた疾患分類の手法が挙げられる⁽¹⁵⁾。これは、神経回路網の連想記憶機能^{(16)~(18)}を用い、診断情報の劣化が疾患分類に及ぼす影響と、その限界

を検討したもので、連想記憶機能を有するニューラルネットの利用は、ある与えられた症候に対して、一定の雑音が付加された状態までなら、医療現場の意思決定に重要な、疾患の分類に有効性が見られたものである。さらに関谷、加藤らは、局所的情報フィードバックを用いた疾病のモデル的検討も行っている⁽¹⁹⁾。これは、組み合わせの爆発を抑えるため、局所的な情報を feedback したモデルを考えると、ある種のセル・オートマトンとなることに着目し、疾病を構成する各症候をセル・オートマトンの各セルに対応させ、2状態 (0,1) 5近傍 (自分自身と周囲4つのセル) 総和型 (遷移関数が近傍のセルの和だけの関数) ルールを用いたとき、治療効果の観点から、先天性心疾患のデータを利用し、1次元及び2次元での特性を検討したものである。そして、各時刻毎のパターン dynamics を局所的、及び大局的に確認するための空間配置の差を1次元、及び2次元で考慮した結果、各々は相補的な情報を与える関係にあることを明らかにした。これもやはり、疾患のモデル化という意味で、咳の自動診断に役立つことが期待される。特に背景雑音をもつ咳の検出には役立つものを示唆される。

これらを踏まえ、我々も、様々な病状における、咳情報の特徴化を行い、枝分かれ論理の中に取り入れたり、咳情報のモデル化を行う一方、ニューラルネットを用いてコンピュータに学習をさせることで、咳の自動診断は十分に実現可能と考えられる。

本稿では収集した咳の環境音からの分離抽出法を述べたが、これに加えて、石勝嬢の大まかな判定、すなわち、収集から抽出、判定までの自動化ができれば、知的端末として大いに役立つものと考えられる。

謝辞 本稿の修正、清書に尽力してくれた帝京平成大学大学院情報学研究科修士課程の学生山木康良君に謝意を表したい。

(平成12年8月14日受付、同13年8月6日再受付)

文 献

- (1) 加藤修一、武田昌一、稲野辺知華、高見沢友子、小出俊矢、湯木尚武、野本公夫、野口雅由：高齢者を対象としたコンピュータネットワーク利用ライフ・サポート・システムの構築、日本人間工学会第26回関東支部大会論文集、pp.96-97, Dec. 1996.
- (2) 加藤修一、武田昌一、島海幸輝、秋永巨、村本英雄、玉井大隆、吉田正和、野口雅由：高齢者の日常生活における医療データシステムの設計、第11回日本ME学会秋季大会論文集、p.163, Nov. 1997.
- (3) 加藤修一、武田昌一、島海幸輝、秋永巨、村本英雄、玉井大隆、吉田正和、野口雅由：バリアフリー技術を取り入れた高齢者用ライフ・サポート・システムの構築、日本人間工学会第27回関東支部大会論文集、pp.66-67, Dec. 1997.
- (4) 加藤修一、武田昌一、島海幸輝、秋永巨、村本英雄、玉井大隆、吉田正和、野口雅由：高齢者用ライフ・サポート・システムの構築、日本機械学会第10回バイオエンジニアリング講演会論文集、pp.41-42, Jan. 1998.
- (5) S. Kato, S. Takeda, K. Toriumi, and M. Noguchi: System design and biomedical data processing in a life support computer network system for aged people., Gemeinsame Jahrestagung der Österreichischen Gesellschaft für Biomedizinische Technik und der Österreichischen Gesellschaft für Medizinische Physik, Wien, Austria, pp.165-166, May 1998.
- (6) S. Kato, S. Takeda, K. Toriumi, and M. Noguchi: Design

- of a life support computer network system for aged people., 3rd TIDE (Technology for Inclusive Design and Equality) Congress, 1.2, Helsinki, Finland, June 1998.
- (7) S. Kato, S. Takeda, K. Toriumi, M. Noguchi, and K. Nomoto: A life support computer network system for aged people (1)Basic design., Journal of Teikyo Heisei University, vol.10, no.1, pp.1-5, June, 1998.
- (8) 宮本, 水島ほか7名: 今日の内科学(第二版), 医歯薬出版株式会社, pp.329-330, 1987.
- (9) Takeda, S. Kato, S. and Toriumi, K.: A basic study of cough signal detection for a life-support system, IEICE Trans. Fundamentals vol. E83-A, no. 12, pp.2640-2648, Dec. 2000.
- (10) 南, 内田, 河田, 千賀, 岡本, 笹木: 科学計測のための波形データ処理, pp.181-211, 1986.
- (11) Ledley, R. S. and Lusted, L. B.: Reasoning foundations of medical diagnosis: Symbolic logic, probability, and value theory aid our understanding of how physicians reason. Science, 9, 130 (1959).
- (12) 木村: 電子計算機による心電図診断, 最新医学, 17, pp.794-804, 1962.
- (13) Rikli, A. E., Tolles, W. E., Steinberg, C. A., Carbery, W. J., Freiman, A. H., Abraham, S. and Caseres, C. A.: Computer analysis of electrocardiographic measurements. Circulation, 24, pp.643-649, 1961.
- (14) Pipberger, H. V., Arms, R. J. and Stallmann, F. W.: Automatic screening of normal and abnormal electrocardiograms by means of a digital electronic computer. Proc. Soc. Exp. Biol. Med. 106, pp.130-132, 1961.
- (15) 関谷富男, 加藤修一: ニューラルネットの疾患分類への応用とその評価, 帝京技術科学大学紀要, vol.6-1, pp.63-66, May, 1994.
- (16) Nakano, K.: Association-A Model of Associative Memory., IEEE Trans. SMC-2, pp.380-388, July 1972.
- (17) Hopfield, J.: Neural Networks and Physical Systems with Emergent Collective Computational Abilities., Proc. Natl. Acad. Sci. USA, vol.79, pp.2554-2558, April 1982.
- (18) Sekiya, T., Kato, S. and Kikuchi, M.: Application of Neural Networks to Medical Diagnosis., Proc. MICHT'91, pp.17-18, February 1991.
- (19) 関谷富男, 加藤修一: 局所的情報フィードバックを用いた疾病のモデル的検討, 第14回医療情報学連合大会講演集, pp.317-318, Nov. 1994.

加藤修一 (正員) 昭和56年東京大学医学系大学院博士課程

(生理学)終了後,ケンブリッジ大学生理学研究所客員研究員,カリフォルニア大学バークレー校コンピュータサイエンス部門客員研究員,帝京技術科学大学(現帝京平成大学)情報学部情報工学科教授を経て,現在帝京平成大学大学院情報学研究科(情報学部情報工学科・福祉情報学科兼任)教授。帝京平成大学産官学共同研究機構リレーションオフィス担当。(財)千葉県工業技術振興センター産・学・官共同研究事業

審査委員会審査委員。千葉大学工学部機能材料工学科非常勤講師。医学博士。主に神経生理,生体情報処理に従事。著書:「Microprocessor Applications」(Infotech 英国)などその他。日本生理学会,日本ME学会,電子情報通信学会,情報処理学会,日本人間工学会,日本音響学会,IEEE,ニューヨーク科学アカデミー各会員。

鳥海幸輝 (非会員) 平成10年帝京平成大学情報学部情報工学科卒。同年同大学院情報学研究科修士課程入学。現在に至る。高齢者用ライフ・サポート・システムの研究,生体情報処理の研究に従事。

武田昌一 (非会員) 昭和49年東京大学大学院修士課程修了。同年(株)日立製作所中央研究所入所。昭和

49~50年ロータリー財団奨学金により,米国スタンフォード大学人工知能研究所に留学,人工触覚センサーの研究に従事。帰国後,昭和50~平成3年音声規則合成・符号化,画像処理等の研究に従事。平成3年~現在帝京平成大学において音声情報処理の他,感性情報(処理),音楽情報処

理,脳波解析等の研究にも従事。学内産官学共同研究の推進・従事。平成10年私大ハイテク・リサーチ・センター研究プロジェクトで感性スペクトラム分析の研究に着手。工学博士(東大)。IEEEシニア会員。電子情報通信学会,日本音響学会,日本感性工学会,日本音楽知覚認知学会,日本リハビリテーション工学協会,ニューヨーク科学アカデミー各会員。