

ヘルスケアモニタリングを目指す 生体情報センシング技術

Physiological Information Sensing Technology Aimed at
Preventive Healthcare

山田一郎 Ichiro Yamada

アブストラクト 超高齢社会を迎えて、受け身の医療から健康管理・予防医療へのシフトが緊急課題となっており、ウェアラブルヘルスケアモニタリングの実現が強く望まれている。

本稿では、まず、ウェアラブルヘルスケアモニタリングの基盤技術を概観する。次いで、生体情報センシング技術について、最近注目されている研究開発の中から、カフが不要なウェアラブル血圧センシング技術と、ストレスモニタリング技術について紹介する。生体情報センシング技術については、拘束感のないモニタリングを実現するウェアラブルセンサ（ハードウェア）と、複数のセンサ情報から、人間の行動・体調（体の状態）、心理・感情（心の状態）といった高次情報を抽出する分析技術（ソフトウェア）の両面からの研究開発が必要である。

キーワード ヘルスケアモニタリング、生体情報センシング、血圧、ストレス、ウェアラブルセンサ

Abstract Facing a super-aging society, there is an urgent need in Japan suggested to shift from passive medical care to preventive medicine and health management, and therefore, a strong desire for healthcare monitoring that is available anytime and anywhere. Firstly, this paper focuses on core technologies of wearable healthcare monitoring, including physiological information sensing. Then, cuffless wearable devices for blood pressure sensing and stress monitoring are reviewed, which have recently been attracting a lot of attention. Concerning the research and development of physiological information sensing, it is important to achieve the following two technologies: (1) unconstrained monitoring using wearable sensors (hardware) and (2) high-order information extraction of physical and psychological conditions from multivariate analysis of sensor data (software).

Key words Healthcare monitoring, Physiological information sensing, Blood pressure, Stress, Wearable sensor

1. はじめに

日本では65歳以上の高齢者が占める割合（高齢化率）は1950年には4.9%だったが、2016年には27.3%となり、2025年には30%を超えると予測されている⁽¹⁾。このような超高齢社会を迎えて、慢性疾患（生活習慣病）の患者が急増し、医療費も高騰している。これは先進国に共通する傾向であり、生活の質（QOL: Quality Of Life）を向上するとともに医療費を抑制するため、病気になってから病院に行くといった従来の対処医療から健康管理・予防医療へのシフトが緊急

の課題となっている。

このため、日常生活において、心拍、血圧、呼吸、体温などの生体情報をリアルタイムに測定し、心身の健康状態を分析できるウェアラブルヘルスケアモニタリングの実現が強く望まれているが、情報通信技術（無線 ICT: Information and Communication Technology, IoT: Internet of Things）や超微細加工技術（MEMS: Micro Electromechanical System/NEMS: Nano Electromechanical System）の進展によってその実現が近づいている⁽²⁾。情報通信技術の発展によってヘルスケアモニタリングが改善され、在宅医療が可能になりつつある。更に最近では、Wi-Fi（無線 LAN: Local Area Network）、Bluetooth、ZigBee、NFC（Near Field Communication、近接場無線通信）などの無線 ICT が発展し、携帯電話やスマートフォン、健康医療機器にも採用されている。MEMS による超小形なウェアラブルセンサの開発も可能となってきた。無線 ICT と融合した非侵襲なウェアラブルセンサが開発されれば、病院医療や在宅医療の限界を超えるウェアラブルヘルスケアモニタリングの実現が可能となる。

FR 誌では、①文部省（文部科学省）学術用語集電気工学編、②本会編の改訂電子情報通信用語辞典、③本会編のエンサイクロペディアハンドブックに基づき用語を統一している。

本稿中の「脈波伝播速度法」「サポートベクターマシン」は、上記①に従うと「脈波伝播速度法」「サポートベクトルマシン」であるが、著者の希望により「脈波伝播速度法」「サポートベクターマシン」で掲載した。

山田一郎

E-mail iyamada@poplar.ocn.ne.jp

Ichiro YAMADA, Nonmember.

電子情報通信学会 基礎・環境ソサイエティ

Fundamentals Review Vol.12 No.1 pp.30-37 2018 年 7 月

©電子情報通信学会 2018

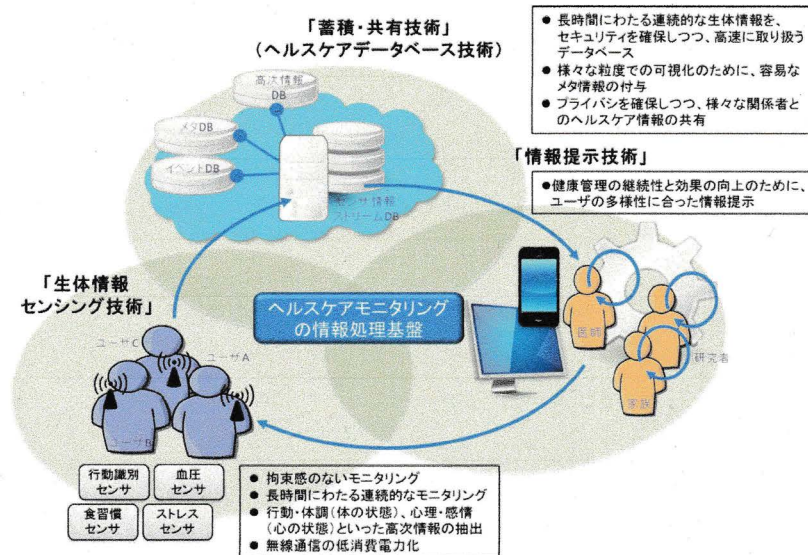


図1 ウェアラブルヘルスケアモニタリングの基盤技術

2. ヘルスケアモニタリングのための 生体情報センシング技術⁽²⁾

ウェアラブルヘルスケアモニタリングを実現するためには、図1に示すように、センサと分析技術を含めた生体情報センシング技術に加えて、連続的な生体情報やメタ情報などを蓄積・共有するヘルスケアデータベース技術（蓄積・共有技術）、認知心理学的知見に基づく情報提示技術など、ハード・ソフト両面からの研究開発が必要である。これらを統合することで、健康管理・予防医療に向けたウェアラブルヘルスケアモニタリングの実現が可能となる。

ここで、生体情報センシング技術の開発においては、(1) 拘束感のないモニタリングを実現するウェアラブルセンサ（ハードウェア）を開発することと、(2) 複数のセンサ情報から、図2に示すように、行動・体調（体の状態）、心理・感情（心の状態）といった高次情報を抽出する分析技術（ソフトウェア）を開発することが必要である。

このような観点から、日常生活において、バイタルサインである心拍、血圧、呼吸、体温などの基本的な生体情報を連続計測できるウェアラブルセンサや、運動量・消費エネルギー、睡眠時間、感情・ストレス状態などの分析技術に至るまで、様々な生体情報センシング技術の研究開発が進められている。生活習慣病対策に有効な血圧、食習慣、ストレスのウェアラブルな生体情報センシング技術の開発も行われている^{(2), (3)}。最近では、ウェアラブルな活動量計^{(4), (5)}や睡眠計^{(5), (6)}も市販されている。

以下では、ウェアラブルヘルスケアモニタリングを実現する上で、最近注目されている研究開発の中から、カフが不要なウェアラブル血圧センシング技術と、ストレスモニタリング技術について概説する。

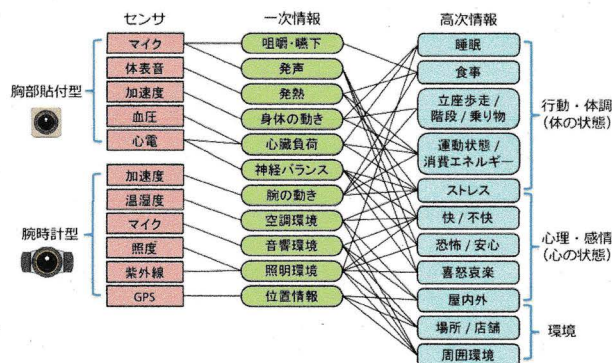


図2 生体情報センサと分析技術

3. ウェアラブル血圧センシング技術

バイタルサインの一つである血圧の連続計測には大きな期待がある。特に、日本人には高血圧が多いため、心筋梗塞や脳卒中のリスク指標として、血圧の日内変動パターンを把握することが重要である。また、ストレス評価指標として、血圧の超短期変動パターンを把握することが重要とされている。日常生活における連続血圧測定の実現が期待されるゆえんである。

3.1 脈波伝播速度法に基づく血圧センシング手法^{(7), (8)}

日常生活における（安静時だけでなく運動時においても）連続血圧測定を実現するため、脈波伝播速度（PWV: Pulse Wave Velocity）法に基づいて、カフが不要なウェアラブル血圧センシング手法の開発が進められている。

● 血圧算出式の導出 (計測原理)

脈波伝播時間 t_{PTT} は、心臓の収縮によって生じた脈波が抹消に伝わるまでの時間であり、心電 (ECG: Electrocardiogram) の R 波と脈波 (PPG: Photoplethysmography) のフットポイントの時間差として計測できる (図 3)。脈波伝播速度 (PWV) 法では、収縮期血圧 P_S と脈波伝播時間 t_{PTT} に強い相関関係があることを利用するもので、カフが不要なことが大きな特徴である。原理的には、1 心拍ごとの血圧測定が可能であり、日内変動だけでなく、これまで計測が困難であった瞬間的な姿勢変化などに起因する超短期変動を捉えることが可能となる。

従来、脈波伝播速度 v_{PTT} と血管壁の弾性係数 E との関係を示すメーンズ・コルテベグ (Moens-Korteweg) 式に基づいて導出された血圧算出式が知られている。ここでは、日常生活 (自由行動下) における広範囲な血圧変動に対応するため、血流、血管の基礎方程式に基づいて、従来式に比べて、物理現象をより正確に記述できる新しい血圧算出式を導出している⁽⁸⁾。

$$P_S = C_1 / t_{PTT}^2 + C_2$$

ここで、 C_1 、 C_2 は、血管の硬さ、血管の内径や厚さ、血液の密度などによって決まる使用者に依存するパラメータであり、簡単な運動負荷試験などによるキャリブレーションによって決定される。最近では、心電や脈波から血圧算出式のパラメータ C_1 、 C_2 を決定するキャリブレーション不要な手法も研究されている (3.3 を参照)。

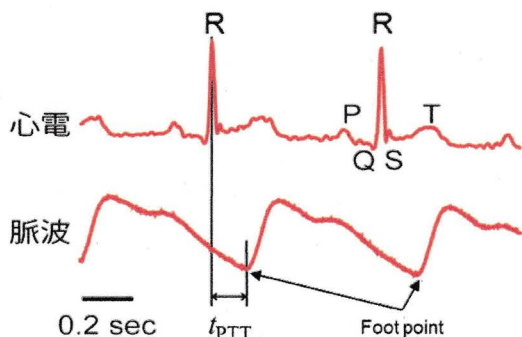


図 3 脈波伝播時間

● ウェアラブル血圧センサの開発 (計測システム)

胸部に装着する心電センサ、耳たぶに装着する脈波センサ、制御・表示用携帯端末の三つのモジュールから成るウェアラブルな血圧センシングデバイス (以下、ウェアラブル血圧センサ) が開発されている。手首や指先で脈波を計測することが多い^{(9), (10)} が、耳たぶで脈波を計測することで、体動の影響を低減している。

ウェアラブルな血圧センシングデバイスを開発するため、超低消費電力無線技術を導入している。1 kHz でサンプリングした心電と脈波のセンサ信号のリアルタイム送受信、小形二次電池による 3 時間以上の連続計測が可能でデバイスとして、携帯端末 (スマートフォン) 上に実装している (図 4)。制御・表示用携帯端末は、センサ信号の計測制御、表示、データベースへの送信などの機能を提供している。心電と脈波のセンサ信号をリアルタイム表示するとともに、心拍数だけでなく血圧 (収縮期血圧) を計算し、リアルタイム表示する。

3.2 ウェアラブル血圧センサによる連続血圧計測の実証実験^{(11), (12)}

東大病院・循環器内科において、集中治療室への入院患者 12 名を被験者として、このウェアラブル血圧センサによる血圧値とカテーテル検査による血圧値を比較する実証実験を行っている⁽¹¹⁾。その結果、ブランドアルトマン (Bland Altman) プロットによって、自動血圧計の国際標準規格 (平均誤差 5 mmHg 以下、差分の標準偏差 8 mmHg 以下) を満足することを確認している。国際基準規格に定められている被



図 4 ウェアラブル血圧センサのプロトタイプ

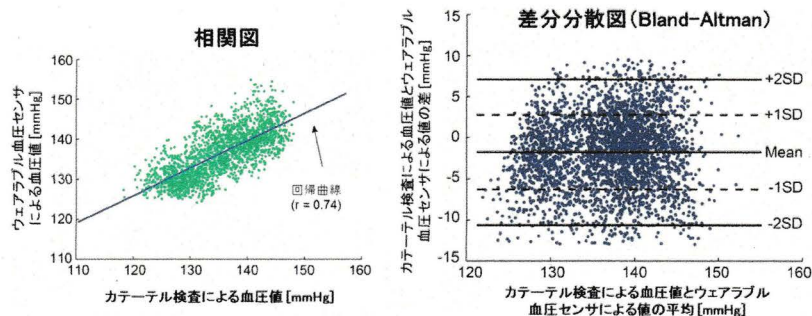


図 5 ウェアラブル血圧センサによる連続血圧計測とカテーテル検査との 1 拍ごとの比較

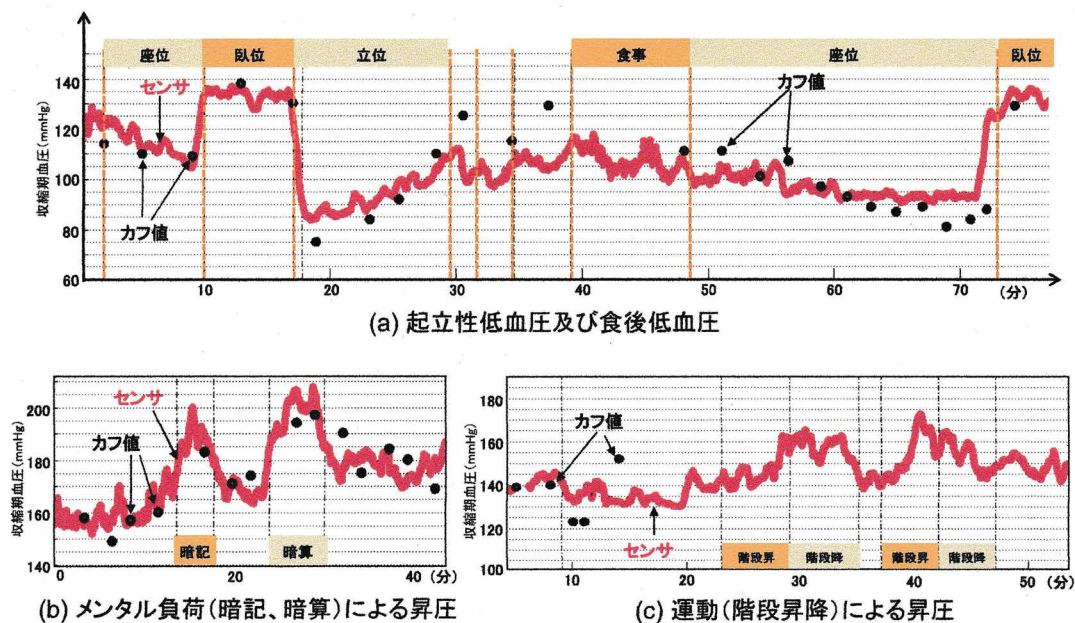


図6 連続血圧計測の実証実験例

験者数には達していないが、差分の標準偏差として 5.4 mmHg を得ている (図5)。

東大病院・老年病科においては、高齢者の短期血圧変動に注目して、高血圧や痴呆症などの症例を持つ60歳以上の入院患者を被験者として、実証実験を行っている⁽¹²⁾。高齢者に特有な超短期血圧変動パターンの把握と、運動負荷やメンタル負荷による過度な血圧上昇の連続モニタリングが目的である。

図6(a)は、複合的な超短期血圧変動(起立性低血圧、食後低血圧)の測定結果を示したものである。座位から臥位への姿勢変化による20 mmHg以上の血圧上昇を捉え、更に、能動的起立(Schellong試験)による約50 mmHgの急激な血圧低下を捉えている。24時間血圧計(ABPM: Ambulatory Blood Pressure Monitoring)による測定値(カフ血圧)ともよく一致しており、ウェアラブル血圧センサによって超短期血圧変動を把握できることが明らかになった。

また、図6(b)は、メンタル負荷(暗記、暗算)による過度な血圧上昇を捉えたものである。脳血管疾患・心血管疾患や白衣高血圧などの把握に有効である。一方で、図6(c)は、運動負荷(階段の昇降)による過度な血圧上昇を捉えたものである。過度な心負荷や心不全増悪の把握に有効である。

このように、ウェアラブル血圧センサを臨床応用して、医学的に意味のある超短期血圧変動を捉えることに成功している。

3.3 キャリブレーション不要な血圧算定式の決定手法⁽¹³⁾

脈波伝播速度(PWV)法を用いれば、カフが不要な血圧センシング手法を実現できる。しかしながら、前述したよう

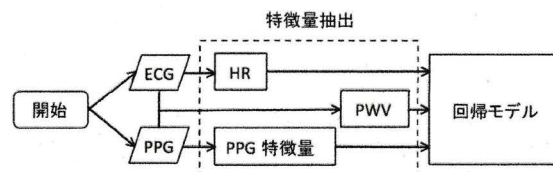


図7 キャリブレーション不要な血圧センシングの概略フロー

に、血圧算定式のパラメータを、使用者ごとに、簡易な運動負荷試験などを用いてキャリブレーションする必要があり、ウェアラブル血圧センサを実用化する上で、大きな課題となっている。

そこで、図7に概略フローを示すように、脈波伝播時間 t_{PTT} を計測するために装着する心電センサ、脈波センサを用いて、血管特性と関係が深い特徴量を抽出し、血圧算出式のパラメータを決定するキャリブレーション不要な手法の開発が進められている。

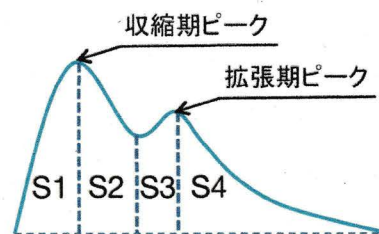
血圧算定式を、脈波伝播速度 $v_{PTT}(=height/t_{PTT})$ を用いて、

$$P_S = D_1 \cdot v_{PTT}^2 + D_2$$

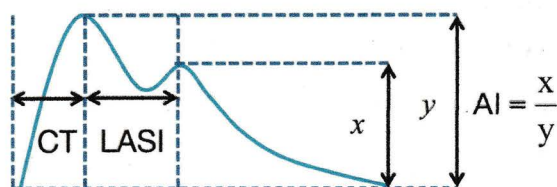
$$= (d_{10} + d_{11}x_1 + d_{12}x_2 + \dots) v_{PTT}^2 + (d_{20} + d_{21}x_1 + d_{22}x_2 + \dots)$$

とし、回帰モデルを求める手法である。ここで、 d_{ij} は偏回帰係数、 x_j は脈波信号の特徴量である。

特徴量としては、心電(ECG)から心拍数(HR: Heart Rate)を、脈波(PPG)から変曲点面積比($S2/S1$, $S3/S1$, $S4/S1$)、増大係数(AI: Augmentation Index)、フットポイントと収縮期ピークの間隔(CT: Crest Time)、収縮期ピークと拡張期ピークの間隔(LASI: Large Artery Stiffness Index)(図8)、加速度脈波の波高比(b/a , c/a , d/a , e/a)などを用いている。この中から、貪欲法(Greedy Forward Selection)を



(a) S2/S1, S3/S1, S4/S1の定義



(b) AI, CT, LASIの定義

図8 脈波の特微量

用いて効果的な特微量を選択している。

妥当性を検証するため、20代から50代の被験者24名に対して、自転車エルゴメータを用いた運動負荷試験を実施し、心電、脈波を連続計測するとともに、カフ血圧を2分ごとに計測している。この計測データを用いて、血圧算定式を求めたところ、まだ計測精度は不十分であるが、カフ血圧に対する平均誤差10 mmHg以下が得られている。また、高精度化のためには、脈波伝播速度 v_{PTT} に加えて、特に、動脈硬化の指標である増大係数AIが有効であることが示されている。

以上述べたように、ウェアラブル血圧センサを高齢者に臨床応用して、医学的に意味のある超短期血圧変動を捉えることに成功している。また、最近では、キャリブレーション不要な血圧算定式に関する研究も進められている。ウェアラブル血圧センサを用いれば、様々な環境変化やストレス下において、連続的に血圧変動を捉えることができるので、臨床診療及び在宅診療で広く活用されることが期待される。

4. ストレスモニタリング技術

ストレスは生活習慣病（メタボリック症候群など）の原因の一つと言われている。ストレスには、時間軸で分類すると、突然の変化や予期せぬ状況に遭遇したときなどに起こる一過性の急性ストレスと、持続的な慢性ストレスがある。更に、現代社会では、急性ストレスよりも慢性ストレスが多いとされており、この慢性ストレスに起因する神経精神疾患（うつ病や統合失調症など）が大きな社会問題となっている。ストレス評価手法としては、臨床医学の分野では、質問紙による主観的（心理学的）評価法が多用されており、生体情報などを計測するストレスモニタリング技術の開発が急務となっている。

人体に生体恒常性を乱す刺激（ストレッサ）が加わると、

生体恒常性の維持・回復のための生体反応が生じる。この生体反応がストレス反応である。自律神経系、内分泌系、免疫系のストレス反応によって、心拍・血圧・呼吸・体温などの生体情報（生理指標）や、血液・尿・唾液などに含まれる生化学物質（バイオマーカー）に変化が生じるので、これを計測する様々なストレスモニタリング技術の開発が進められている。

4.1 生化学物質（バイオマーカー）の化学計測によるストレス計測⁽¹⁴⁾

ストレス反応を捉える生化学物質（バイオマーカー、ストレスマーカーとも呼ばれる）には、血液に含まれるものが多く、ストレス研究では、内分泌系のコルチゾールや交感神経系のノルエピネフリンが代表的なストレスマーカーとされている。最近では、BDNF（脳由来神経栄養因子と呼ばれるたん白質）が、ストレスやうつ病と関連のあることが指摘され、ストレスマーカーとして期待されている。一方で、血液中のストレスマーカーでは、穿刺採血による精神的・肉体的な苦痛によって、ストレス状態を正しく計測できない恐れがある。そこで、非侵襲性に優れた唾液中のストレスマーカーとして、交感神経系の α -アミラーゼ（唾液アミラーゼ）が注目されている。最近では、唾液アミラーゼ活性によって交感神経の興奮・鎮静（ストレスの有無）を計測する唾液アミラーゼモニタ⁽¹⁵⁾が医療機器として市販されている。

生化学物質（ストレスマーカー）によるストレス計測は、血液や唾液などの生体サンプルを採取することが必要なので、日常生活下における連続計測には不向きであるが、ストレス状態を定量評価するには不可欠な技術である。ただし、現状では、急性ストレス計測が中心であって、慢性ストレス計測の可能性については十分に検証されていない。

4.2 生体情報の多変量解析によるストレス推定⁽¹⁶⁾

生体情報（生理指標）から人体に生じているストレスを推定する試みは、その必要性に反して十分になされていない。その理由は、生理指標の変化に個人差があることや、ストレスの種類によって変化を示す生理指標が異なることによって、単一の生理指標ではストレスの種類を推定できないためと言われている^{(17)~(19)}。そこで、多変量解析によって、ストレスの種類を反映し、かつ個人差の少ない複数の生理指標を選定するストレス推定手法の開発が行われている⁽¹⁶⁾。この手法を用いて、ストレスを、基準ストレス、単調ストレス、緊張ストレスに分け、安静を含めた4種類に分類することを試みている。

●ストレスデータベースの構築

ストレス反応を捉えるにあたって、日常生活でも計測が容易な自律神経系のストレス反応に着目した。すなわち、自律神経は心臓、肺、皮膚活動に影響を与えるので、心電、脈波、呼吸、指部皮膚温度を同時に計測し、ストレス推定に用

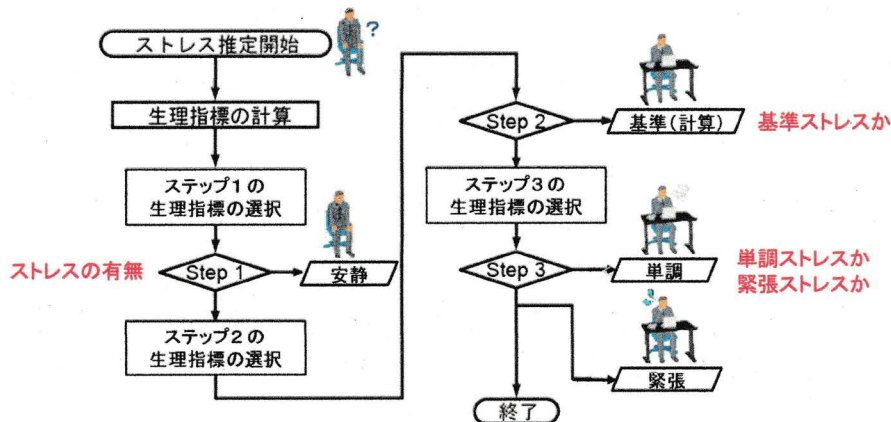


図9 ストレス推定手順

いる9種類の生理指標を算出する。心電から、①心拍数HR、②心拍変動RRV (RR Interval Variability)、③心拍変動の低周波数成分と呼吸周波数成分の比LF (Low Frequency)/RF (Respiratory Frequency)、脈波から、④脈波伝達時間 t_{PAT} 、呼吸から、⑤呼吸重心周波数 f_G 、⑥呼吸重心周波数 f_G と呼吸ピーク周波数 f_P の差の絶対値 $|f_P - f_G|$ 、⑦呼吸時間 t_E 、⑧呼吸時間の標準偏差SD(t_r)、指部皮膚温度から、⑨平均指部皮膚温度 T_F である。

ストレスの種類を推定するには、ストレス発生時の生理指標データから成るストレスデータベースが必要となる。このため、100人規模の被験者に、PASAT (Paced Auditory Serial Addition Test) と呼ばれる計算タスクを用いて、3種類のストレス (基準ストレス、単調ストレス、緊張ストレス) を課し、9種類の生理指標データを計測するとともに、主観評価を実施した。更に、顕著な主観評価得点を示した被験者を抽出して、その生理指標データからストレスデータベースを構築した。ここで、5分間のPASATによって基準ストレスを、60分間のPASATによって単調ストレスを、計算ミスによるペナルティ (報酬減額など) を条件とした5分間のPASATによって緊張ストレスを発生した。

●ストレス推定処理の手順

ストレス推定処理の手順を図9に示す。ステップ1では、「ストレスの有無 (安静かストレス状態か)」、ステップ2では、「ストレスが無害か有害か (基準ストレスかそれ以外か)」、ステップ3では、「単調ストレスか緊張ストレスか」を推定する。ここで、推定に用いるべき特徴量 (生理指標) の条件は「ストレスの種類を反映し、かつ個人差が小さいこと」である。このため、各ステップにおいて交差検証法を用いた推定を行い、判別率が最も高くなる生理指標の組合せを特定した。

その結果、ストレスの有無を判別するステップ1では、単一の生理指標や全ての生理指標を用いるよりも、最適生理指標群②RRV、④ t_{PAT} 、⑤ f_G 、⑥ $|f_P - f_G|$ 、⑨ T_F を用いると判別率が最も高くなる (図10)。ステップ2では①HR、③LF/

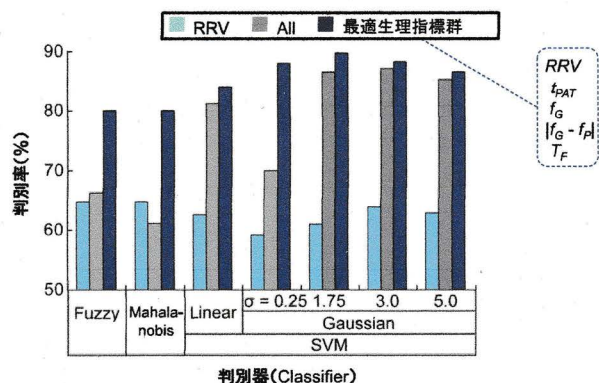


図10 生理指標の選択とストレス有無の判別結果

表1 ストレスの判別結果

生理指標	LF/RF	全ての生理指標	最適生理指標群	最適生理指標群 + ステップ分け
ストレス種類	26%±2%	48%±8%	56%±3%	63%±5%
ストレス有無	63%±1%	83%±7%	87%±3%	—

RF、⑧SD(t_r)、⑨ T_F が、ステップ3では②RRV、③LF/RF、④ t_{PAT} 、⑥ $|f_P - f_G|$ 、⑦ t_E 、⑧SD(t_r)が最適生理指標群となる。また、判別器としてはサポートベクターマシン (SVM: Support Vector Machine) が最も効果的であるとしている。

上述したストレス推定手法による判別結果を表1に示す。単一の生理指標によるストレス種類の判別率は30%以下であるのに対して、推定処理をステップ分けし、各ステップにおいて最適生理指標群を用いると判別率が60%以上にまで向上する。また、ストレス有無については約90%の判別率が得られている。

4.3 音声情報によるストレス推定

具体例を前述したように、脳波や心拍数などの生理指標を用いるストレス推定手法が開発されているが、生理指標を計測するセンサの取り付けが煩わしく、日常生活下でのストレスモニタリングに適しているとは言えない。そこで、マイクのみによって非侵襲に計測できる音声情報によるストレス推定手法の開発も進められている。

●ストレスや情動（感情）による音声の変化

緊張によって声が裏返ることがあるが、これはストレスあるいはその影響を受ける情動（感情）によって音声に変化することを意味している。

音声情報は声帯情報と声道情報に分けられる。音声分析の分野で主として用いられる声道情報（ホルムント周波数F1, F2, F3, …）は随意情報であって、意図的に模倣することができるので、ストレスや感情が直接には表れないことがある。一方で、声帯情報（基本周波数F0）は不随意情報であって、脳の脳辺縁系（扁桃体）の状況を反映するので、ストレスや感情が直接に表れやすいと言われている。

●感情認識技術に基づくストレス推定手法

音声情報を計測してストレスや情動（感情）を推定する様々な基礎研究やソフトウェア開発が行われている^{(20)~(22)}。

最近では、音声情報を用いる感情認識技術（ST: Sensibility Technology）に基づいて、ストレスやそれに起因する神経精神疾患を分析する音声病態分析学の研究が行われている。ベースとなる感情認識技術（ST）は、2,800人分の音声データから基本周波数（F0）解析に基づいて開発されたもので、喜び・怒り・悲しみ・平静の四つの感情成分の強度を分析して、多数決によって感情を推定すると同時に、興奮度も推定する⁽²⁰⁾。

音声情報を用いて、ストレス状態（精神的な健康状態）を分析するシステムとしてMIMOSYS（Mind Monitoring System）が開発されている⁽²²⁾。感情認識技術（ST）による喜び・怒り・悲しみ・平静及び興奮度の分析結果から、更に、短期的な音声指標として元気度（Vitality）、これを蓄積した長期的な音声指標として心理活量値（Mental Activity）を導出して、ストレス状態（精神的な健康状態）を分析する。新しい音声指標である元気度については、図11に示すように、血液中のバイオマーカー（BDNF: Brain-Derived Neurotrophic Factor）及び精神健康調査に用いられる心理学的評価法（GHQ: General Health Questionnaire）を用いて比較評価して、その妥当性を示している。最近では、MIMOSYSを搭載したスマホアプリも開発され（図12）、大規模な社会検証が進められている。現在までに数千人規模のデータが収集されており、男性よりも女性のストレス反応が強いという傾向が明らかになっている。

更に、音声情報を用いて、健常者とパーキンソン病患者、

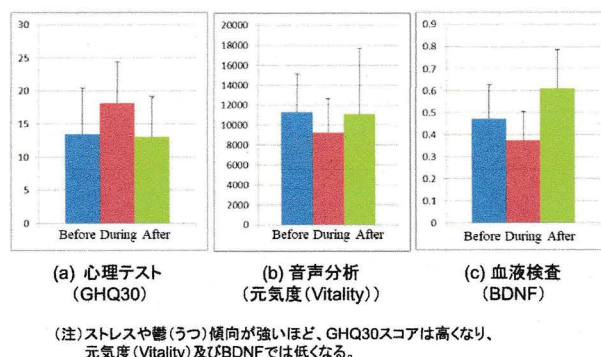


図 11 音声指標の妥当性評価



図 12 ストレス状態分析のスマホアプリ画面

うつ病患者、認知症患者を識別する研究も行われており、メンタルヘルスケアへの応用が進められている。

5. おわりに

ウェアラブルヘルスケアモニタリングを実現する上で、センサと分析技術を含めた生体情報センシング技術の研究開発が重要となっている。ここでは、最近注目されている研究開発の中から、カフを用いないウェアラブル血圧センシング技術と、ストレスモニタリング技術について概説した。課題は

残っているが、ウェアラブルヘルスケアモニタリング、しいては、健康管理・予防医療の実現に大きく貢献することを期待する。

文 献

- (1) 内閣府(編), 平成 29 年版高齢社会白書, 平成 29 年.
- (2) I. Yamada and G. Lopez, "Wearable sensing systems for healthcare monitoring," *2012 Symposia on VLSI Technology Digest of Technical Papers*, pp. 5-10, 2012.
- (3) 統合センシングデータベース, "生体・環境情報処理基盤の開発とメタボリック症候群対策への応用(JST-CREST)," <http://www.sensing-db.net/project.php?rid=30>
- (4) タニタ (TANITA), "活動量計 カロリズム AM-161," <http://www.tanita.co.jp/product/c/c1020j0>
- (5) フィットビット (Fitbit), "ワイヤレス活動量計・睡眠計 リストバンド FB401," <https://www.fitbit.com/jp/home>
- (6) スリープトラッカー (Sleeptracker), "睡眠計測目覚まし時計 Sleeptracker PRO ST-BK," <https://www.amazon.co.jp/dp/B0041G52PC>
- (7) G. Lopez et al., "Continuous blood pressure monitoring in daily life," *J. Advanced Mechanical Design, Systems, and Manufacturing*, vol. 4, no. 1, pp. 179-186, 2010.
- (8) G. Lopez, S. Matsuura, and I. Yamada, "Study on continuous blood pressure estimation by pulse transit time," *Proc. 2012 ASME-ISPS/JSME-IIP Joint Conf. on Micromechatronics for Information and Precision Equipment (MIPE 2012)*, pp. 1-3, 2012.
- (9) J. Espina et al., "Wearable body sensor network towards continuous cuff-less blood pressure monitoring," *Proc. ISSS-MDBS 2008*, pp. 28-32, 2008.
- (10) D. McCombie et al., "Motion based adaptive calibration of pulse transit time measurements to arterial blood pressure for an autonomous, wearable blood pressure monitor," *Proc. Int. Conf. of EMBC 2008*, pp. 989-992, 2008.
- (11) T. Inajima et al., "Relation between blood pressure estimated by pulse wave velocity and directly measured arterial pressure," *J. Robotics and Mechatronics, Special Issue on "Medical Science and Engineering Cooperation"*, vol. 24, no. 5, pp. 1-9, 2012.
- (12) 飯島勝矢ほか, "高齢者におけるウェアラブル血圧センサーの臨床応用: ~認知機能およびストレス感受性からみた血圧短期変動評価への有用性の検討~, " *人工知能学会論文誌*, vol. 27, no. 2, pp. 40-45, 2012.
- (13) H. Sanuki, R. Fukui, T. Inajima, and S. Warisawa, "Cuff-less calibration-free blood pressure estimation under ambulatory environment using pulse wave velocity and photoplethysmogram signals," *The 10th International Conference on Bio-Inspired Systems and Signal Processing (Biosignals 2017)*, pp. 42-48, 2017.
- (14) ニプロ (NIPRO), "唾液アミラーゼモニター," http://med.nipro.co.jp/med_eq_category_detail?id=a1U1000000b535GEAQ
- (15) 田中吉秀, 脇田慎一, "ストレスと疲労のバイオマーカー," *日薬理誌*, 137, pp. 185-188, 2011.
- (16) H. Ide, G. Lopez, M. Shuzo, S. Mitsuyoshi, J.-J. Delaunay, and I. Yamada, "Workplace stress estimation method based on multivariate analysis of physiological indices," *Proc. Int. Conf. on Health Informatics*, pp. 53-60, 2012.
- (17) S. Miyake, "Factors influencing mental workload indexes," *J. University of Occupational and Environmental Health (J. UOEH)*, vol. 19, no. 4, pp. 313-325, 1997.
- (18) 下野太海, 大須賀美恵子, 寺下裕美, "心拍・呼吸・血圧を用いた緊張・単調作業ストレス評価手法の検討," *人間工学*, vol. 34, no. 3, pp. 107-115, 1998.
- (19) S. Miyake, "Multivariate workload evaluation combining physiological and subjective measures," *Int. J. Psychophysiology*, vol. 40, no. 3, pp. 233-238, 2001.
- (20) S. Mitsuyoshi, "Emotion recognizing method, sensibility creating method, device, and software," U.S. Patent 7340 393, 2003.
- (21) H. Zhang, S. Warisawa, and I. Yamada, "Emotion recognition using short time speech analysis," *Emotional Engineering*, vol. 3, pp. 93-104, Springer, 2015.
- (22) S. Shinohara, Y. Omiya, N. Hagiwara, M. Nakamura, M. Higuchi, T. Kirita, T. Takano, S. Mitsuyoshi, and S. Tokuno, "Case studies of utilization of the mind monitoring system (MIMOSYS) using voice and its future prospects," *ESMSJ (Econophysics, Sociophysics & Other Multidisciplinary Sciences Journal)*, vol. 7, no. 1, pp. 7-12, 2017.

(SIP 研究会提案, 平成 30 年 3 月 29 日受付,
平成 30 年 4 月 12 日再受付)



山田一郎

愛知県生まれ。1974 東大大学院工学系研究科修士課程(機械工学)了。同年、日本電信電話公社(現 NTT)電気通信研究所に入社。NTT 通信エネルギー研究所部長、NTT 生活環境研究所所長を経て、2002-07~2015-03、東大大学院工学系研究科(機械工学専攻)及び大学院新領域創成科学研究科(人間環境学専攻)教授。2009-05~2011-03、副学長兼務。2015-06、東大名誉教授。