

# 卒業論文

職場環境改善を支援する  
小型ウェアラブルICT機器の開発による  
短期ストレスへのコーピングと中長期ストレスとの関連

Development of a Small Wearable ICT Device to Support  
Workplace Environment Improvement: Coping with Short-Term  
Stress and its Relationship with Medium and Long-Term Stress

富山県立大学 工学部 電子・情報工学科

1815044 瀧田 孔明

指導教員 António Oliveira Nzinga René 講師

提出年月: 2022 年 2 月



# 目次

|                                  |     |
|----------------------------------|-----|
| 図一覧                              | iii |
| 表一覧                              | iv  |
| 記号一覧                             | v   |
| 第1章 はじめに                         | 1   |
| § 1.1 本研究の背景                     | 1   |
| § 1.2 本研究の目的                     | 2   |
| § 1.3 本論文の概要                     | 3   |
| 第2章 行動識別を用いたストレスコーピング            | 4   |
| § 2.1 センサを用いたライフログ収集             | 4   |
| § 2.2 ストレスコーピング理論                | 7   |
| § 2.3 ウェーブレット変換によるストレス値算出        | 10  |
| 第3章 アンビエントインテリジェンスと<br>ストレスコーピング | 13  |
| § 3.1 健康・衛生管理のためのストレスチェック        | 13  |
| § 3.2 中長期ストレスの認知のためのストレスチェックシート  | 16  |
| § 3.3 マンマシンシステムにおけるストレスコーピング     | 19  |
| 第4章 提案手法                         | 22  |
| § 4.1 生体環境センサの小型化                | 22  |
| § 4.2 コーピングの内容決定と音声・画像の出力        | 25  |
| § 4.3 提案手法のアルゴリズム                | 28  |
| 第5章 数値実験並びに考察                    | 31  |
| § 5.1 数値実験の概要                    | 31  |
| § 5.2 実験結果と考察                    | 34  |
| 第6章 おわりに                         | 39  |
| 謝辞                               | 40  |



# 図一覧

|      |   |    |
|------|---|----|
| 2.1  | センサデータシート (左) とマイクからのテキストデータシート (右) . . . . . | 6  |
| 2.2  | デンドログラム . . . . .                             | 9  |
| 2.3  | PSD と LF と HF の大きさの比 . . . . .                | 11 |
| 2.4  | CWT によるスペクトログラム [16] . . . . .                | 12 |
| 3.1  | 従来照明 (左) とタスクアンビエント照明 (右) [20] . . . . .      | 15 |
| 3.2  | amor HP+ [21] . . . . .                       | 15 |
| 3.3  | ストレスチェックの流れ [22] . . . . .                    | 17 |
| 3.4  | 職業性ストレスチェックシート [23] . . . . .                 | 17 |
| 3.5  | マンマシンシステムの流れ [27] . . . . .                   | 20 |
| 3.6  | 機体全事故率の推移 [28] . . . . .                      | 20 |
| 3.7  | ストレス推定モデルの構築 . . . . .                        | 21 |
| 4.1  | 先行研究のウェアラブル装置 . . . . .                       | 23 |
| 4.2  | 3D プリンタ . . . . .                             | 23 |
| 4.3  | コーピング HTML のイラスト . . . . .                    | 26 |
| 4.4  | 提案手法の概要 . . . . .                             | 29 |
| 4.5  | 生体・環境センサデータの流れ . . . . .                      | 30 |
| 5.1  | コーピング HTML の変化 . . . . .                      | 33 |
| 5.2  | 小型化したセンサ収集機器 . . . . .                        | 33 |
| 5.3  | 装着時の様子 . . . . .                              | 33 |
| 5.4  | FFT と CWT によるストレス値比較 . . . . .                | 35 |
| 5.5  | 配列参照の CWT . . . . .                           | 35 |
| 5.6  | 小型ウェアラブル装置でコーピングしなかった場合 . . . . .             | 35 |
| 5.7  | 被験者 A の短期ストレス結果 . . . . .                     | 36 |
| 5.8  | 被験者 A の中長期ストレス結果 . . . . .                    | 36 |
| 5.9  | 被験者 B の短期ストレス結果 . . . . .                     | 36 |
| 5.10 | 被験者 B の中長期ストレス結果 . . . . .                    | 36 |
| 5.11 | 被験者 C の短期ストレス結果 . . . . .                     | 36 |
| 5.12 | 被験者 C の中長期ストレス結果 . . . . .                    | 36 |

## 表一覧

|     |                            |    |
|-----|----------------------------|----|
| 2.1 | 行動の違いによる数値の比較 . . . . .    | 9  |
| 2.2 | ストレス評価 . . . . .           | 11 |
| 4.1 | 経過時間と状態による決定表 . . . . .    | 26 |
| 4.2 | 行動識別によるコーピング決定表 . . . . .  | 27 |
| 5.1 | 作成されたライフログデータ . . . . .    | 32 |
| 5.2 | 作成されたセンサログ . . . . .       | 33 |
| 5.3 | ストレスチェックシートの合計点数 . . . . . | 37 |
| 5.4 | LF/HF 値の差分データ . . . . .    | 37 |
| 5.5 | LF/HF 値の差分の検定 . . . . .    | 37 |

# 記号一覧

以下に本論文において用いられる用語と記号の対応表を示す.

| 用語                    | 記号         |
|-----------------------|------------|
| $n$ 次元上の点             | $P$        |
| $n$ 次元上の点             | $Q$        |
| $n$ 次元上の点をベクトル表記したもの  | $\vec{x}$  |
| $n$ 次元上の点をベクトル表記したもの  | $\vec{y}$  |
| $\vec{x}$ の $k$ 番目の要素 | $x_k$      |
| $\vec{y}$ の $k$ 番目の要素 | $y_k$      |
| 解析対象となる信号             | $x(t)$     |
| 基本ウェーブレット             | $\psi$     |
| スケールパラメータ             | $a$        |
| シフトパラメータ              | $b$        |
| 定数                    | $\omega_0$ |
| 抽出周波数                 | $f$        |
| 定数値                   | $\lambda$  |





## はじめに

### § 1.1 本研究の背景

アンビエントコンピューティングは人の手に関わらず、機械が学習することで自動的にシステムを動かすことができる仕組みである [1]。現在よく認知されているユビキタス社会は人間側からアクションを起こし情報にアクセスする環境を表す概念である。これに対しアンビエント社会は、機械側が人間を感知し、機械側から自律的に働きかけるような社会のことを指す。

世間ではIoTという概念で浸透しているが、中にはまだ人間の動作が含まれるものもあり、アンビエントコンピューティングが普及すれば機械の自動化や、作業の効率化が期待される。アンビエントコンピューティングの実用化が増えれば、機械の自動認識や人間の負担を軽減できるのでより豊かな社会を作ることができる。

現在、情報通信技術が発展しあらゆる作業が効率化され、コンピュータを用いて作業することが増えてきている。これに伴い、世界でも Society 5.0 といったAIやロボットを用いて様々な社会問題を解決する豊かな生活を目指す取り組みがなされている。現代社会では、誰もがインターネットを利用しており、役所の手続きをネット申請で行うなどインターネットが常にどこかに使用されている。今後はさらにインターネットが普及していき、ほとんどのことがインターネットを通して行うことになると考えられる。

さらに近年では、コロナウイルスの蔓延により飲食店のタッチパネル注文、仕事でのオンライン会議、自宅勤務、学校ではオンライン授業などインターネットを使ったシステムが急速に増加した。これらのシステムはウイルス感染の危険性がなくなれば元の形態に戻るというものもあるが、一方でオンラインシステムを使った方がより効率が上がるということで今後も継続していくものも一部あると考えられる。このようにオンラインシステムは今後増えると予想され、社会環境はますます変化していくことが考えられる。

しかしながら、オンライン事業が増えると同時に長時間のデスクワークによる目の疲れや精神的・身体的な疲労が問題となってくる。このまま問題が増え続けてしまうと深刻な問題になる。オンライン授業では、画面の注視や受講環境を整えることや課題の提出に戸惑うなど解決しなければならない問題がたくさんある。

また、長時間同じ体勢を続けると起こる可能性のあるエコノミークラス症候群は、デスクワークなどでずっと座り続けるような状態では起こりやすいと考えられる。座って作業をすることが多い現代社会では特に気を付けるべきである [2]。さらに、デスクワークに限らず同じ行動の長時間の継続（運転など）は精神的・身体的負担がかかることが研究されている [3]。この問題を解決するために、心拍センサを用いたりしてストレス値を測定して

コーピング指示によりストレスを緩和させるような研究が存在する [4].

このようにウェアラブル装置でストレス計測を行うことは、ストレスの原因を明確に知ることができストレスが溜まってしまう前に迅速にストレス対処を行うことができ、人間が特に操作することはないという利点がある。ウェアラブル装置を開発してストレス計測を行う方法はたくさん存在する。既存の研究では、長時間インターネットの使用を行うネット依存と交感神経による興奮状態には関係性があることが証明された [5].

ウェアラブル装置のセンサとコーピング手法を使用することにより、正しいストレス軽減を行うことが容易になりストレスに対してうまく立ち回ることができるようになると思われる。今後センサでストレス測定を行うことが一般的になれば、ストレスの対処方法が明確になりより豊かな社会を目指しやすくなると考えられる。

## § 1.2 本研究の目的

本研究では、何人かの人に様々なセンサが付属した小型化ウェアラブル装置を身体の一部に取り付けてもらい、短期のストレスを測定してコーピング指示を出すこととストレスチェックシートより中長期のストレス測定を行って双方のストレス負荷の順位が一致することを目的とする。ウェアラブル装置のような機械でストレス測定することとストレスチェックシートのような人間自身の判断でストレスチェックを行い、双方が一致すれば本研究で作成したウェアラブル装置は正しいストレス測定が行えていると考えられる。そこで本研究ではコーピングによるストレス軽減の方法の提示とストレスターの発見を明確にするようなシステムを開発する。

本研究では、センサ、カメラ、マイクを用いて逐一ライフログを蓄積させていく。この記録するライフログを参考に行動識別を行う。行動識別を行うことにより、ストレスターの発見がより容易になる。コーピング指示を行うことにより、ストレス緩和をしやすくなり日常生活においてストレスがかかってしまう状況を減らすことができる。またストレスチェックシートから人間の主観的な判断からもストレスチェックを行えるため、ウェアラブル装置の測定と合わせてより具体的なストレス測定ができることがうかがえる。

本研究の具体的なストレス測定方法として、短期ストレスの測定は小型化ウェアラブル装置を使用してその中の心拍センサを用いて一般的なストレス指標である LF/HF 値を求める。この LF/HF 値をもとにして、コーピング指示が計測中に何回出たかで短期ストレスを評価する。また中長期ストレスは、ストレスチェックシートのそれぞれの設問を 4 択として点数配分を決めてその合計点数が高い人ほどストレスがかかっているという評価にする。これら 2 つの結果をそれぞれ順位付けし、本研究のウェアラブル装置に有効性があることを示す。

また、コーピングありの場合とコーピングなしの場合で有意な差が得られているかの検定を行い、小型ウェアラブル装置でのストレスコーピングに有意な差があることを示し、短期ストレス測定と中長期のストレス測定のそれぞれの順位評価としてはクラスカル=ウォリス検定を用いてストレス負荷順位にも有効性があることを示す。

LF/HF 値やマイクでの行動識別を記録したら、コーピング指示を行うようにする。今回のコーピング指示は視覚と聴覚の 2 点を使って行う。視覚表示では、単的な理解しやすい言葉と図を用いて自身のストレス状態をよりわかりやすいようにする。また聴覚での指示

は小型化ウェアラブル装置にイヤホンを付けることとし、コーピング指示が出された時とストレス値が上昇してきた際の注意喚起の2点で自動的に音声出力がされるようにする。

そして企業や職場などでのストレスチェックでは一般的にはストレスチェックシートに回答してもらう形の形式を取っている。しかし、このストレスチェックシートのみでは実施する回数が少ないことや実施する期間によってストレス判定の曖昧さや本人自身の考え方などによって正しいストレス測定が行えない可能性が生じてくる。そこで、本研究のようなウェアラブル装置でストレス測定を行うことを一般化させればより現在のストレス状況を把握することが容易になることが考えられる。本研究のウェアラブル装置では、日常的に測定者自身のストレス状況が把握できることを目的とする。

## § 1.3 本論文の概要

本論文は次のように構成される。

**第1章** 本研究の概要と目的について説明した。概要は、インターネットの普及による利便性やオンラインでの作業増加、またこれらが普及することでの問題点について述べた。目的は、短期ストレスと中長期ストレスの比較の実用性、小型化したウェアラブル装置の主な役割、コーピング指示での視覚と聴覚のそれぞれの指示内容の説明について述べた。

**第2章** 行動識別をする上でのライフログのデータ収集やその概要についての先行研究を説明する。また、コーピングの理論について説明し、ストレス値の算出方法について説明する。

**第3章** 現在ストレスチェックの一般的な方法について述べ、ストレスチェックシートの質問内容、評価方法について説明する。その上で、本研究で行うようなウェアラブル装置を用いたストレス測定においての利便性を述べる。

**第4章** 本研究での行動識別、ストレス計測、コーピング内容の決定の仕方などシステムの提案手法を述べる。また、短期ストレスと中長期ストレス測定のそれぞれのアルゴリズムについても説明する。

**第5章** 提案手法に基づいて、短期ストレスと中長期ストレスのどちらともを計測し、双方のストレス負荷の順位が一致することで本研究のウェアラブル装置のストレス測定に有効性があるかを述べる。

**第6章** 本研究で行ったことと今後の課題を述べる。



# 行動識別を用いたストレスコーピング

## § 2.1 センサを用いたライフログ収集

人間のライフログを記録してそのデータを用いて分析するというものはたくさん存在する。ライフログの内容としては、心拍数を記録する、血圧を測定してくれる、血中酸素濃度を記録するなど内容は様々なものがある。これらのものを記録することによって自分自身の健康状態や日常の生活習慣をより良くすることを目的とするものが多い。

このようなシステム例としてスマートウォッチというものがある。このスマートウォッチのような小型化のセンサなどを用いて1日あたりの活動量としての歩数、消費カロリー、睡眠時間、睡眠サイクルなどを記録してライフログを活用している研究が存在する [6]。近年では、センサの小型化などによるデータ収集技術の発展、記憶装置の大容量化と低価格化の進展によって、人間の日常生活に関連している様々な情報をデジタル化して保持するというライフログの普及が進んでいる。ライフログの考え方としては、1945年にVannevar Bushによって「人生のすべてをデジタル化して記録すること」と提唱されている。また2010年の総務省の報告書にはライフログとは「利用者のネット内外の活動記録(行動履歴)が、パソコンや携帯端末を通じて取得・蓄積された情報」と定義されていてその代表的なデータとして取り上げられるものがWebページなどの閲覧履歴、電子商取引による購買・決済履歴、携帯端末のGPSなどで取得した位置情報などである。

これまでのライフログとしては主にPCの利用に関連している情報が中心であった。また利用者自身に対する主な活用としては、過去のデータを参照可能にすることでそのデータの振り返りであったり新たな気づきを促すようなことであった。具体例としては、医療の現場で記憶障害などの患者に対して記憶補助などを行うといった目的で利用するという形であった。しかし、現代ではこれまでのライフログとは異なり、常に装着することができるようなセンサデバイスを利用して24時間365日連続で長期間によって測定されるデータがライフログとして収集されるようになってきた。

このようなライフログの活用例を2つ紹介することとする。まず1つ目は、米国fitbit社のFitbit Oneである。これは、小型のワイヤレス活動計であり、加速度センサと高度計からなる。ユーザの活動が日中や睡眠時を問わず、常に測定されていて測定されたデータはワイヤレスでPCや携帯端末に送信され、1日あたりの活動量として歩数、消費カロリー、距離、登った段数、睡眠時間、睡眠サイクルが記録されるようなシステムである。2つ目は、株式会社日立製作所のライフ顕微鏡である。このライフ顕微鏡は、加速度センサと温度センサを組み込んだリストバンド型生活モニタ装置HT-PB3を用いることで人間の活動に伴う動きや温度の変化を常に測定することができる。小型の腕時計デバイスであるため、日

中も睡眠時も常に装着し続けることが可能であり長期間の連続したデータを収集することができる。リストバンド型生活モニタ装置を専用のクレードルに接続することで測定したデータはPCに取り込まれ、ライフ顕微鏡システムにて運動量などが計算されるシステムとなっている。このように、装着しても邪魔にならないようなウェアラブル装置というのは様々な種類が存在し、またライフログデータを収集して生活習慣や日常生活を正しくしようと働きかけるシステムは多数存在する。

しかし現在のライフログを収集するようなシステムではユーザが操作しなければならない部分やライフログを収集してからの改善方法があまりうまく行われていない場合が多く存在する。この問題の解決方法は、機械の自動分析、収集した後の具体的な改善策の提示をすることである。

先行研究では、様々なセンサを取り付けて多種多様な測定が行える LLC 社の「Arduino Uno」と Raspberry Pi Foundation によって開発された「Raspberry Pi 3 Model B」の2つのマイコンを使用し、Arduino に体温や心拍数を測定する生体センサと照度や加速度など周囲の環境を測定する環境センサを取り付け、身体の上半身にこれらのウェアラブル装置を装着してストレス測定を行う研究が存在する [7]。本研究では、先行研究のウェアラブル装置の小型化を行うため「Arduino Uno」から「Arduino nano」へ、また「Raspberry Pi 3 Model B」から「Raspberry Pi Zero WH」へと変更し、ストレス測定に不要だと思われるセンサをいくつか取り除いたものを使用した。また、先行研究のウェアラブル装置のセンサとマイコンボードに加えて新たにイヤホンを装着することとした。

### Raspberry Pi Zero WH

Raspberry Pi Zero WH とは、Raspberry Pi 3 (Model B) と比較するとかなり小さくなったものであり、低価格、省電力のモデルである。主にプログラミング環境や電子工作で使用されており、この小さいマイコンボードでもカメラを取り付けたり、microHDMI ケーブルを用いてテレビ画面の表示などができる。無線 LAN や GPIO ピンも搭載されているため、データの送受信を行えたりまた GPIO ピンに測定したいセンサを取り付けたりして測定を行うことも可能である。

### Arduino nano

Arduino nano とは、Arduino Uno と比べてさらにコンパクトになり、ブレッドボードに直接差し込んで利用できるものとなっている。Arduino Uno と同様に I2C 通信やシリアル通信など様々な通信方法を使用することができ、また容量の面でもオーバーしてしまうことがなかったので今回は小型化をするために Arduino nano を使用した。

生体情報として用いるセンサは、体温、心拍、ガルバニック皮膚反応の3つのセンサである。これらのセンサは人間の体調を調べるに当たって重要なセンサとなる。また環境情報として用いるセンサは温湿度気圧、照度、加速度、カメラ、マイク、イヤホンの6つのセンサである。先行研究で使用していた人感、GPS センサについては、行動識別において直接的に必要ではなかったため取り除いた。

上記の生体センサと環境センサである9つのセンサを使用することで、行動識別を明確に識別することができ、またコーピング指示を出す際にセンサの値と行動識別からより適

|                     |   |                     |            |
|---------------------|---|---------------------|------------|
| 2022/01/20_13:56:35 | 25.33,29.60,1014.26,608,1,-0.28,-0.1 indoor,sitting,table,scissors,tc | 2022/01/20_11:42:13 | 研究室 パソコン作業 |
| 2022/01/20_13:57:30 | 25.40,29.79,1014.22,601,1,-0.28,-0.1 indoor,sitting,table,bottle,toot | 2022/01/20_11:44:25 | 研究室 パソコン作業 |
| 2022/01/20_13:58:31 | 25.38,30.02,1014.23,603,1,-0.28,-0.1 indoor,sitting,table,scissors,tc | 2022/01/20_11:46:23 | 共用スペース 休憩  |
| 2022/01/20_13:59:32 | 25.38,30.02,1014.25,601,1,-0.29,-0.1 indoor,sitting,table,bottle,toot | 2022/01/20_11:48:47 | 会議室 話し合い   |
| 2022/01/20_14:00:31 | 25.37,30.07,1014.26,608,1,-0.29,-0.1 indoor,sitting,table,scissors,tc | 2020/01/20_11:50:37 | デスク 休憩     |
| 2022/01/20_14:01:24 | 25.35,30.03,1014.24,601,1,-0.28,-0.1 indoor,sitting,table,scissors,tc | 2020/01/20_11:53:02 | デスク ゲーム    |
| 2022/01/20_14:02:25 | 25.36,30.34,1014.29,590,1,-0.28,-0.1 indoor,sitting,table,scissors,tc | 2020/01/20_11:55:15 | 研究室 パソコン作業 |

図 2.1: センサデータシート (左) とマイクからのテキストデータシート (右)

切なコピー指示を出すことが可能となる。新たにウェアラブル装置にイヤホンを付属させることによってコピー指示のパソコン画面などの視覚表示を見落としてしまった場合でもコピー指示を伝えることができるようになった。

#### 取得するデータ一覧

##### ・環境センサ

温度, 湿度, 気圧, 照度, 加速度 (3 軸), 角速度 (3 軸), 地磁気 (3 軸), カメラ, Respeaker 2-Mics Pi HAT (音声入力用マイク)

##### ・生体センサ

体温, 心拍, ガルバニック皮膚反応

上記の 8 つセンサと Arduino nano と Raspberry Pi Zero WH を接続して計測を行う。Arduino nano で温度, 湿度, 気圧, 照度, 体温, 心拍, ガルバニック皮膚反応, 加速度 (3 軸), 角速度 (3 軸), 地磁気 (3 軸) のセンサといった計 6 つのセンサを接続し 16 種類のデータを収集させ, Raspberry Pi Zero WH にはカメラ, マイクの計 2 つのセンサを接続し 2 種類のデータを収集させるようなウェアラブル装置を開発する。

本研究のライフログのデータ収集の具体的な手法として, 2 つのマイコンボードをケーブルで接続し, シリアル通信でデータ収集を行うものとする。Arduino nano に取り付けしたセンサのデータをまずは Raspberry Pi Zero WH にシリアル通信で送信し, その後 Raspberry Pi Zero WH で収集しているセンサデータと合わせて Wi-Fi 環境を用いて研究室のクラウドサーバにセンサデータを送信する。この時に Raspberry Pi Zero WH では, クラウドサーバにセンサデータを送信することと Arduino nano からのセンサデータを取得するプログラムを実行しているが, これは PC を使用して VNC viewer というアプリケーションを使って遠隔操作で実行している。

サーバに送信されたセンサデータは, サーバ上に作成した csv ファイルに毎回記録されるようなシステムとなっている。この csv ファイルの中身は図 2.1 に示すように生体・環境センサのデータ合わせて 19 のデータとサーバに送られてきた時間と合わせて記録するものとなっている。音声データについては音声入力した場合にサーバにデータを送信する仕組みとなっているので, 次の生体・環境センサデータを記録する際に同じ行に記録している。

## § 2.2 ストレスコーピング理論

コーピングとは、ストレスを対処するための行動のことを指す。コーピング手法は、大きく分けて問題焦点型コーピング、情動焦点型コーピング、ストレス解消型コーピングの3種類に分類することができる [8]。

### 問題焦点型コーピング

「問題焦点型」は、ストレスの原因を根本的な部分から取り除き、ストレスが溜まっている状態から抜け出せるように行動することである。行動例としては、人間関係や環境を変化させてストレスの原因となっている物事から遠ざかる、問題が起きてしまった時に家族や友人、上司や同僚などの身近な人に相談するなどが挙げられる。

### 情動焦点型コーピング

「情動焦点型」は、感情にアプローチを仕掛けることを重要視し、辛いと感じる気持ちを変化させることや解消させることでストレスをコントロールすることである。具体的な行動としては、気分が暗くならないようなことを考える、ストレス発散のために自分の好きなことをする、マッサージやヨガ、アロマテラピーを用いてリラックスすることなどが挙げられる。

### ストレス解消型コーピング

ストレッサーを感じた時のみではなく、感じてしまった後にストレスを身体の外へ追い出したり発散させたりする手法のことである。例としては、買い物をしたりした際に美味しいものを食べるなど自分の好きなことを行うことで気分転換を図りストレス解消を行ったりする。

コーピングの重要性として、ストレスがかかっている時にコーピングを実行することでストレス緩和につながるというストレスとコーピングの相互の関係性が存在することは先行研究にて証明されている [9]。本研究では、3つのコーピング手法の内の問題焦点型コーピングという手法を用いて、センサの値やマイク、カメラでの行動識別より適切なコーピング指示を決定してストレッサーとなっている問題を直接解決できるようなシステムを開発する。

また、先行研究において心拍取得用のウェアラブルデバイスを装着してもらい、VDT 機器を操作している最中に LF/HF 値よりストレス値を算出し、LF/HF 値が一定より高くなったら PC から警告音を流し、ストレス緩和のためのストレッチを促すという研究がある [4]。この研究を参考にコーピング指示において視覚だけでのみコーピング指示を確認できるようにするだけでなく、ウェアラブル装置にイヤホンを装着できるようにし、作業をしている最中でもコーピング指示の見落としがないような適格にコーピング指示を出せるようにする。

コーピングを行う際にマイクの音声入力とカメラ画像を用いた行動識別を利用するが、この行動識別の手法を階層的クラスター分析とする。階層的クラスター分析とは、あるデータ群の中から最も似ているデータ同士を順にまとめていき、徐々にクラスターの数を少なくしていく手法である。この似ているデータ同士を結合していく際に本研究では「樹形図



(デンドログラム)」を作成し、結合しているデータを図でも確認できるようにする。

また、階層クラスター分析での分類するデータ間の類似度としてユークリッド距離を使用する。ユークリッド距離とは、2点をつないだ直線距離を表したものであり、下記の式 2.1 によって計算することができる。また、クラスターを結合する方法としてはウォードを用いる。このウォード法とは、全てのクラスターの中で最も距離が近い2つのクラスターを1つのクラスターに合体させていき、最終的に1つのクラスターにまとめるといった手法である。

$$d(P, Q) = |\vec{x} - \vec{y}| = \sqrt{\sum_{k=1}^n (x_k - y_k)^2} \quad (2.1)$$

デンドログラムの作成については、カメラから取得した静止画像をテキスト変換し、このテキストを word2vec を用いてさらに数値ベクトルに変換し他のセンサデータとともに記録する。ここで、デンドログラムにおける各クラスターのラベルはマイクの音声入力によって得られたテキストを使用する。

また、最新のクラスターのラベルに関しては“最新”のラベルになるようにした。マイクの音声入力については、一定な入力ではないので他のセンサデータを送信するのとはまた別にクラウドサーバに送信できるようなプログラムを作成する。この音声入力プログラムでは、周りのノイズにより間違ったマイクラベルを取得しないように、ノイズ除去をしてくれる文章とホットワードを取り入れることとする。

まず、マイクに向かってホットワードを言い、正しく入力できたら自身の状態と場所をマイクに入力する。この2つが正しく入力されたら、再度またホットワードを入力させるようにしこれを繰り返すこととする。ホットワード、場所と状態の入力全てがラベル化できた時にマイク用の Respeaker 2-Mics Pi HAT の LED が光るようにし、どこでマイク入力をして判断ができるようにする。

このマイクのラベリングを使用することで現在の行動がどのクラスターに分類されるのかが分かり、行動識別が可能となる。

本研究での画像認識と音声認識ではそれぞれ Computer Vision API と Google Speech API を使用する。Computer Vision API とは、Microsoft 社が提供している API の1つであり、リアルタイムの画像分析、テキスト抽出の自動化などを実現することができる。また Google Speech API とは、Google が開発した API であり、音声入力をしたものをテキスト変換することができる。

静止画像をテキスト化し、さらにベクトル化をする際に word2vec を使用する。分散表現のモデルは、学習済みモデルを使用しており、手法として Skip-Gram Model を用いて次元数は 300 で表される [10]。また、word2vec を使用するに当たっての今回の手法は、Skip-Gram Model とする。300 次元となってしまうと、クラスター分析を行う際にセンサデータにノイズが発生してしまうため、規準の単語をいくつか設定し、類似度によって次元数が減少された単語をクラスター分析する。規準の単語は、日常的に関わりがある furniture, animal, plant, behave, food, appliance(家具, 動物, 植物, 行動, 食品, 家電)の6つとした。静止画像を Computer Vision API を用いてテキスト変換した後、各テキストと6つの規準単語ごとに類似度を足し合わせ、平均を求める。この手法を行うことにより、カメラの静止

表 2.1: 行動の違いによる数値の比較

| 基準   |      | furniture  | animal | plant  | behave | food   | appliance |
|------|------|--|--------|--------|--------|--------|-----------|
| パソコン | テキスト | indoor, sitting, monitor, computer, television, screen,... |        |        |        |        |           |
|      | 数値化後 | 0.2756   | 0.1690 | 0.1314 | 0.1574 | 0.1728 | 0.2349    |
| ゲーム  | テキスト | indoor, light, sitting, small, hanging, room,...           |        |        |        |        |           |
|      | 数値化後 | 0.3553   | 0.1959 | 0.1747 | 0.1548 | 0.2378 | 0.3128    |

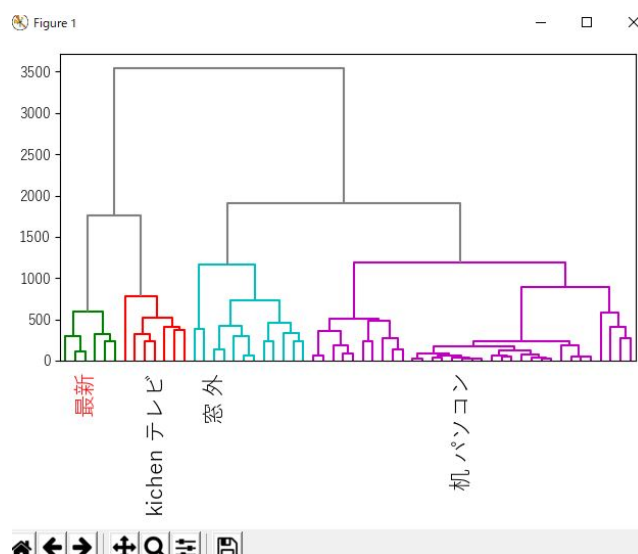


図 2.2: デンドログラム

画像は6次元で表すことが可能となる。

実際にパソコン作業とゲームをしている時の静止画像を word2vec によって6次元の数値ベクトルに変換して比較してみたものを表 2.1 に示す。表 2.1 の内容は、2つの静止画像をテキスト変換したものと6つの規準単語のそれぞれの類似度の平均を表している。パソコンで作業をしている時には、computer, monitor, keyboardといったパソコン関係のテキストが多く保存されていることやまた、ゲームをしている時にはapplianceの値が高くなっているのが分かる。

結果として、静止画像を6次元に変換してみると静止画像に対しての特徴が際立ったため、行動識別を行うことができる。この6次元のテキスト変換データと生体・環境センサデータとマイクのラベルを1つに結合したライフログのデータを作成する。このライフログのデータは、研究室のクラウドサーバに蓄積され、このライフログデータを基にして適切な問題焦点型コーピングを行う。

図 2.2では、上記のライフログのデータを基にしてクラスター分析を行った際の結果をデンドログラムで表した結果を示す。今回はユークリッド距離を2000に設定した。理由としては、同じ室内にいても違う行動を識別できる距離だからである。

デンドログラムには、マイクに入力したラベルがそのままクラスターの名称となるようにし、どのような行動識別ができたのかを可視化して見やすくして表示する。

## § 2.3 ウェーブレット変換によるストレス値算出

本研究でのストレスの捉え方として、交感神経と副交感神経の2つを参考にして交感神経が優位な場合、血管が収縮して血圧が上昇し、身体が活動的になっている状態、副交感神経が優位な場合は、血管が緩んで血圧が低下し、身体がリラックスしている状態を表しているものとする。

ストレス計測を行う方法として、現在の社会ではストレスチェックシートを用いたストレス測定が一般的である [11]。しかし、このストレスチェックシートのみでのストレス測定は年に1回行うなど回数が少ないことからいつどのようなストレスに悩まされたのかという判別が難しかったり、また会社では繁忙期とそうでない時期とでは人間の主観によるストレスチェックシートの回答のみでは正しいストレス測定が行えていない場合が生じてくる。よって、ストレスチェックシートに加えてセンサでの測定を行ったらより精度の良いストレス測定が行える。

また、センサを用いたストレス測定を行っている既存の研究もいくつか存在する。その中の1つにストレスマーカーを使用して唾液から検査を行う研究がある [12]。唾液アミラーゼ活性を測定することで、ストレス度を評価しており、アミラーゼは炭水化物の消化酵素であるが、ストレスを感じた時に上昇することが分かっており、唾液で測定することができる。この唾液アミラーゼ活性は交感神経の状態を反射し、身体的・精神的な刺激に対して短時間で反応する特徴がある。このような唾液や血液のような人間の身体から採取してストレス測定を行う研究も存在する。

他のストレス測定方法である皮膚温では、指先などの抹消部皮膚温を計測する手法を取る。抹消部皮膚温はストレスを感じるような心理的要因によって低下することが証明されている [13]。携帯電話の利用をしている時には、鼻部皮膚温の低下が確認されておりこれはストレス負荷がかかっていることを表している。そして、携帯電話の利用をしているしていないに関わらず、思考しなければいけないようなインタラクティブな会話は自動車運転時にはドライバーに対してストレスサーとして作用することが明らかとなった。本研究で使用しているガルバニック皮膚反応は、緊張などで発汗してしまう等で変化する皮膚上の電気抵抗を計測する仕組みとなっている。

ストレス値を算出するに当たってこの計算方法に自律神経のバランスを推定する HF と LF が用いられる [14]。まず、HF とは High Frequency の略称で高周波を表し、3 秒から 4 秒程度の周期を持つ呼吸を信号源とする変動波である。または、その周波数領域のパワースペクトルの合計量を表す。一方で LF とは、Low Frequency の略称で低周波を表し、メイヤー波と呼ばれる約 10 秒周期の血圧変化を信号源とする変動波である。

また、その周波数領域のパワースペクトルの合計量を指す。交感神経と副交感神経の緊張状態のバランスにより、心拍変動への HF の変動波と LF の変動波の現れる大きさが変わってくるため、この変化を利用して心拍変動から自律神経のバランスを推定する。ここで扱う「ストレス」の定義は、交感神経と副交感神経の緊張の具合、つまりバランスであり交感神経が緊張状態であれば「ストレス状態」、逆に副交感神経が緊張状態にあれば「リラックス状態」という定義を採用している。パワースペクトルの算出方法として、まず心拍間隔変動時系列データを作成する。心拍センサを用いて、心拍データが出力されることからこれを 60 で割ることで心拍間隔である RRI が求められる。続いて心拍間隔変動時系列データからパワースペクトル密度 (power spectral density: 以下 PSD と略す) を算出する。

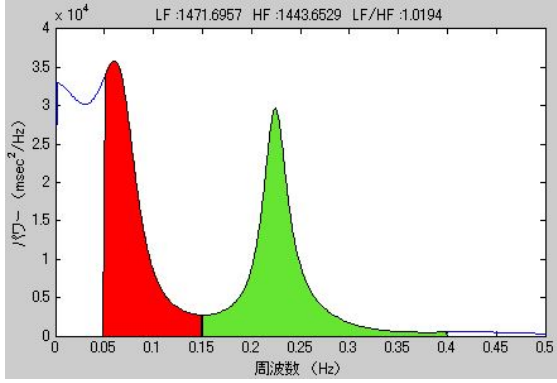


表 2.2: ストレス評価

| LF/HF   | 評価段階 |
|---------|------|
| 0～2.0   | 良好   |
| 2.0～5.0 | 注意   |
| 5.0 以上  | 要注意  |

図 2.3: PSD と LF と HF の大きさの比

本研究では、パワースペクトル密度を推定するために連続ウェーブレット変換 (Continuous wavelet transform: CWT) という手法を用いた [15]。高速フーリエ変換 (Fast Fourier transformation: FFT) という手法を用いてもパワースペクトル密度の推定を行うことはできる。しかし、本研究では心拍時系列データのパワースペクトル密度の推定を行うことから時間領域を考慮することにより、詳細なストレス値を算出することができると考えたため今回は CWT を採用した。一般的な CWT の  $W(a, b)$  は、式 (2.2) で表される。

$$W(a, b) = |a|^{-\frac{1}{2}} \int_{-\infty}^{\infty} x(t) \psi \left( \frac{t-b}{a} \right) dt \quad (2.2)$$

$x(t)$  は解析対象となる信号を表し、 $\psi$  は基本ウェーブレットである。そして、 $a$  はスケールパラメータ、 $b$  はシフトパラメータである。スケールパラメータ  $a$  は抽出対象周波数に対応しており、 $b$  は解析対象時刻に対応する。CWT をするに当たって基本ウェーブレットを 1 つ用いる必要があり、本研究ではガボール関数を用いた。ガボール関数の式を式 (2.3) に表す。

$$g(t) = \exp \left( - \left( \frac{t-b}{a} \right)^2 \right) \exp \left( -j\omega_0 \frac{t-b}{a} \right) \quad (2.3)$$

ここでの  $a, b$  も式 (2.2) と同様にそれぞれスケールパラメータとシフトパラメータである。また  $\omega_0$  は定数である。CWT は、スケールパラメータとシフトパラメータの関数であるが、生体信号における周波数成分のパワーあるいは振幅の時間-周波数解析においては、スケールパラメータ  $a$  は抽出周波数  $f$  を用いて  $a = 1/f$  と表すのが一般的である。よって、CWT の式を周波数  $f$  とシフトパラメータとの関数とし、 $\omega_0$  を  $2\pi$  とした式を式 (2.4) に表す。

$$W(f, b) = \left| \frac{1}{f} \right|^{-\frac{1}{2}} \int_{-\infty}^{\infty} x(t) \exp \left( - \left( \frac{t-b}{1/f} \right)^2 \right) \exp \left( -j2\pi \frac{t-b}{1/f} \right) dt \quad (2.4)$$

ここからパワースペクトルを推定するためには、最適な解析データ長である窓幅について検討する必要がある。そこで、窓幅とパワースペクトルとの関連を検討するためにガウスの広がり決定している  $1/f$  に定数値  $\lambda$  を導入した。その式を式 (2.5) に示す。

$$W(f, b) = \left| \frac{1}{f} \right|^{-\frac{1}{2}} \int_{-\infty}^{\infty} x(t) \exp \left( - \left( \frac{t-b}{\lambda/f} \right)^2 \right) \exp \left( -j2\pi \frac{t-b}{1/f} \right) dt \quad (2.5)$$

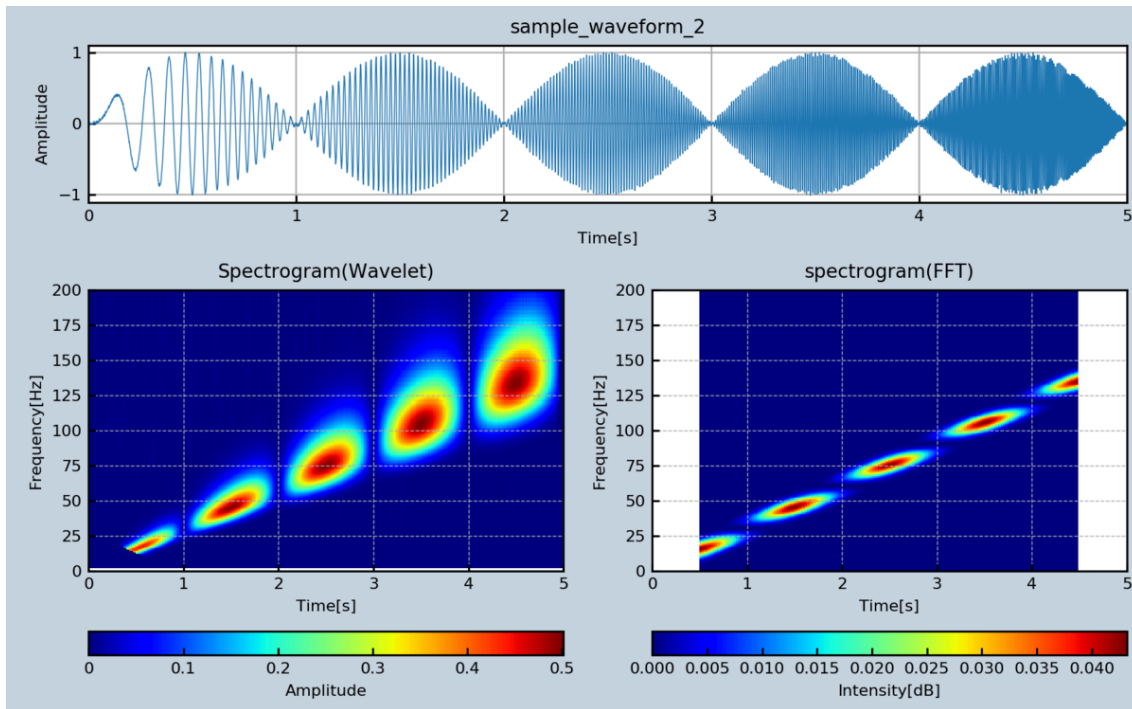


図 2.4: CWT によるスペクトログラム [16]

これらの式を基にして、各心拍の PSD から HF 成分と LF 成分の大きさを求めることができる．本研究での LF と HF の規準値は一般的な領域とし、LF の領域を 0.05 Hz - 0.15Hz, HF の領域を 0.15 Hz - 0.40 Hz としている (図 2.3 参照)．これらの HF 成分と LF 成分をそれぞれ合計したものを HF, LF とする．

この 2 つの比 LF/HF はストレス指標である．リラックスしている状態では HF 成分が増加するが、ストレス負荷がかかっている時には LF 成分の方が増加する．よってリラックス状態の時には LF/HF 値は小さくなり、ストレス負荷がかかっている状態では LF/HF 値は大きくなる．

LF/HF の評価方法は、疲労科学研究所の規準値がよく使われるため、本研究でもこの LF/HF 値の評価方法を参考にし、ストレス段階を良好、注意、要注意の 3 つに分類して評価していくものとする (表 2.2 参照)．

そして図 2.4 は、上段のサンプル波形に対してそれぞれウェーブレット変換とフーリエ変換によってスペクトログラムを描画したものである [16]．サンプル波形は、信号期間が 0-5 秒までで周波数が 0-150Hz までのサイン波に振幅 1, 2Hz のサイン波をかけ合わせて 1 秒毎に包絡線が 0 になるようにしたものである．この結果としては、ウェーブレット変換ではサンプル波形の包絡線が 0 になっているのがはっきりと観察できるのに対して、フーリエ変換ではその境界が曖昧となっている．一方でフーリエ変換については周波数の分解能が一定となっているのに対して、ウェーブレット変換では高周波になるほど分解能が低くなっているというデメリットがある．しかしこれは人間が知覚できないほどの誤差であり特に大きな問題は生じない．よってウェーブレット変換の方が細かな波形を計算する際には詳細にできることを意味している．



# アンビエントインテリジェンスと ストレスコーピング

### § 3.1 健康・衛生管理のためのストレスチェック

ストレスチェックは、現在職場などにおいて実施されており、ストレスチェックシートと言われる紙媒体のものに自分自身の今の状態に一番当てはまるものを選択するといった方法を取っている場合が多く見受けられる。その内容としては、年に1度その年のことを振り返って自分自身で評価するというものが多い。また、2015年12月1日より「労働安全衛生法」が改正され、労働者が50人以上いる事業場では毎年1回、「ストレスチェック」を全ての働く人に対して実施することが義務づけられた[17]。さらにこのストレスチェックをしたうえで高ストレス者と判断された人と長時間労働者に対しては、医師からの面接指導を受けるように促すことになっている。このようにストレスチェックは、徐々に大切なものになってきている。

また、自身についてのストレスチェックを行うような手法はもちろん存在するが、自分だけでなく身近な人をターゲットとしたストレスチェックも存在する[18]。ストレスを認識できる心の変化や行動として仕事をしている人なら不安な気持ちになる、落ち着かない気分が続く、以前と比べて怒りっぽくなるなど様々な心境の変化が挙げられる。また、女性の方の場合なら動悸、呼吸が苦しくなる、手足が震えるなどの症状を訴える方が多い。逆に男性では、眠れない状態が続く、寝る前に「寝るためのお酒」を飲んでしまいそのうちにアルコールに依存するようになってしまう方などがある。このような症状が現れる背景としては、職場の人間関係や仕事の内容、仕事の忙しさや重大な仕事を抱えたことによる緊張感など人によって様々な問題が存在している。

職場や家庭でも、その人を以前と比較してみても明らかにイライラしていたり、攻撃的になったりしている場合は「ストレスが溜まっている状態」という可能性が高いと思われる。家庭環境で最近ストレスがかかってしまっている問題としては、介護が多く挙げられる。高齢の両親が病気になってしまい、介護を何年間も行うことは肉体的、精神的な負担は大きいものである。高齢化社会が進む現在、このようなケースは今後も増え続けていくと思われるためストレス軽減をする対策方法などが必要であることが考えられる。

また、職場でストレスがかかっていると思われる人がいるなら可能であれば仕事を減らしたり、仕事に余裕を持たせるような配慮が必要だと思われる。ひどくなってしまう精神が病んでしまうと仕事もできなくなるため、悪くなる前に何かしらの手を打つことが大切である。仕事ができる人ほど几帳面で完璧主義の傾向があり、そのような方はうつになりやすいと言われている。もし身近でこのような人がいるなら「大変そうですね」「なにかあったんですか？」など声をかけたりすることも良いと考えられている。受け止め方はその人



によって様々ではあるが、周りの人が声をかけることによって自分自身を振り返るきっかけの一つになったりする場合がある。

一方で、Apple Watch やスマートウォッチといったウェアラブル装置から脈拍測定や血中酸素濃度を測定するようなシステムも普及しつつある。これからのストレスチェックは、ストレスチェックシートに加えて機械が自動的に身体計測を行ってくれるようなものが次第に多くなってくると考えられる。

機械がセンサなどを用いて自動的に人間に何かを働きかけることをアンビエントコンピューティングという。この技術が普及しているアンビエント社会では、人間の動作なしで快適な環境、安心安全な環境を保持したりする社会である。この起源は1998年、アメリカのPalo Alto VenturesのEli ZelkhaとBrian Epsteinがフィリップス向けのプレゼンテーション「2010年-2020年ごろの社会」にて定義づけされた。

アンビエント (Ambient) とは、周囲の、環境などの意味があり家電や電子機器、環境全体をコンピュータの一部とみなしたものである。アンビエントコンピューティングの先行研究では、住環境にアンビエントインテリジェンスシステムの技術を取り入れ、人間の動きを感知することで電化製品を用いて最適な環境を作るというものがある [19]。このアンビエントインテリジェンス技術の特徴は、マークワイザーの「人が気づかずに日常生活の中にコンピューティング技術を埋め込む」というユビキタスコンピューティングの考えを基にして、最新の人工知能技術を取り入れて智能化された環境を創造するシステム技術といえる。

京都産業大学の三HOMEでは、情報通信研究機構 (NICT) のユビキタスホームでの知見を活用したプロジェクトである。とくに、浴室の浴槽内に設置した水圧センサで入浴中の行動を検知して可聴化する従来の研究に加えて、シャワーヘッドに付けたRFIDタグを浴室の壁裏などに設置してあるアンテナが検知することで洗い場でのシャワーを浴びている行動などを可聴化する最近の研究成果を組み合わせている。

また、独居高齢者宅の居間やトイレなどの個室の部屋に、人間の動作を検知する焦電センサを設置して独居高齢者を見守るシステムも研究されている。同一人物なら大体同じ行動を取るだろうということからセンサ反応から典型的なパターンを抽出できる。したがってそのパターンから外れる行動をシステムが検知した際には、普通のシステムならば異常と判断するものである。しかしこのシステムでは、「睡眠、食事などの具体的な行動は、あるセンサ群の反応パターンから検知されるだろう」といった前提知識を事前に持たずに居住者の動作をセンサデータで捉えてデータを駆動的に典型パターンを自動で生成することができる部分に特徴がある。

アンビエントコンピューティングの代表例は、Amazon Alexa や Google Assistant といったスマートスピーカーが有名である。これらは人間が言葉で話しかけることにより、音声認識をし人間の代わりに行動を起こしてくれるものである。本研究での音声入力マイクで使用している Respeaker 2-Mics Pi HAT は、入力した音声をテキスト変換し上記2つのスマートスピーカーにデータを送信するという役割も行うことができる。また図3.1は、アンビエントライトというものであり作業形態の多様化に対応できることと時間的な変化にきめ細かく対応できることの2つの基本的な考え方を持っている。作業形態の多様化や時間的な変化に対応できるようタスクとアンビエントそれぞれに専用の照明手段を駆使して作業環境に適した空間を作っている。



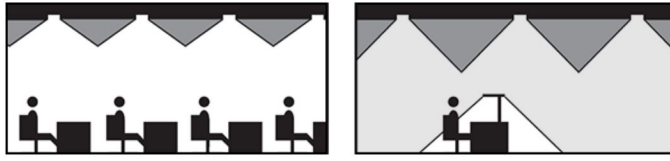


図 3.1: 従来照明 (左) とタスクアンビエント照明 (右) [20]



図 3.2: amor HP+ [21]

これらは、家庭などにおいて人間を手助けできる機能を持っており、機械側から人間に働きかけていると言える。現在、アンビエントコンピューティングは世間に広まりつつあり、機械が人間を補助することができる部分が増えつつあるので今後も様々な分野において活躍が期待されている。

本研究のようなストレス測定分野では、まだまだアンビエントコンピューティングの技術を使用したウェアラブル装置の認知度は低いと考えられる。近年、若者が職場や人間関係などでストレスを感じてしまうことが多く、その結果耐えられなくなり自殺してしまうといったケースが増えてきている。これを阻止するために、ストレスに対して適切に対処していく必要がある。この解決策として、ストレスへの対処法を適切に指示してくれるようなコーピング指示があげられる。

このコーピング指示は、専門家に相談してストレス対処のアドバイスをもらうというのが一般的ではあるが、これは常にコーピング指示を受けられるというものではない。この方法だけでは、その時に適切なコーピング指示をすることが難しいことよりうまくストレスへと対処できていない可能性が生じてくる。適切なコーピング指示を行うためには、常にストレス測定を行えるようなウェアラブル装置を使用するのが最も効果的な方法であると考え、センサ情報も交えて自身の周りの環境や状況を識別することによってより正しいストレスコーピングが行えると思われる。

ウェアラブル装置では、図 3.2 のストレスコーピングを行ってくれる「amor HP+」というリストバンド型ウェアラブルデバイスが存在する [21]。これには、PPG センサ (光学式心拍センサ)、G センサ (加速度センサ) が内蔵されており、手首に着用することで「心拍数」、「歩数」を 24 時間リアルタイムで測定することができる。また、身体ストレス状況を表示することができてストレスレベルから運動や休憩を促す警告などをバイブレーションで通知する機能が搭載されている。

現状、身近なスマートウォッチなどを装着して身体測定を行うシステムは多数存在しているが、測定に対するフィードバックを行うシステムはまだあまり存在していないと考えられる。本研究では、コーピングにおいて上記のようなスマートバンドも参考にしつつバイブレーションでのコーピングは画面が見れない場合にどのようにストレス対処をするのかを確認することができないことより、イヤホンを通して音声でコーピング指示を伝え、また様々な生体・環境センサを取り入れてよりコーピングの精度を上げることとした。

## § 3.2 中長期ストレスの認知のためのストレスチェックシート

本研究の中長期ストレスの測定方法として、ストレスチェックシートを回答結果を参考にする。ストレスチェックとは、労働者のストレス状況を早期に把握し、メンタルヘルス不調のリスクを未然に防ぐために実施する検査である。本論文の3.1節にも記載した通り、「労働安全衛生法」という法律が改正され、2015年12月から毎年1回、ストレスチェックを全ての労働者に対して実施することが義務付けられた。このストレスチェックを行う理由としては、労働者が自身のストレスの状態を知ることにより、ストレスがたまりすぎるのを防いだり、またストレスが高くなってしまった場合には医師の面接を受けて助言をもらったり、会社側から仕事の軽減などの措置を実施してもらうなど職場の改善につなげることで、「うつ」などのメンタルヘルス不調を未然に防止することができるからである。

またストレスチェックの流れは図3.3に示す。ストレスチェックと面接指導の実施状況については、毎年労働基準監督署に所定の様式で報告しなければならない決まりになっている。国が推奨している57項目の質問票(職業性ストレス簡易調査票)の内容と本人に通知するストレスチェック結果のイメージは図3.4のようになる。この厚生労働省が推奨している「職業性ストレス簡易調査票」は、1999年に研究班が21企業に多職種・他業種を対象に調査を実施し、12274名に対して回答してもらっているため信頼性、妥当性が実証されている。職場に関するストレスチェックについての法律は3.1節の通りとなるが、労働者が50人以下の事業場であるならストレスチェックを行う義務は存在しない。しかし、人数が少ないからといって複数の人間が働く環境には少なからずストレスが生じてくる。そのため、労働者の人間に関係なく、例えば法律がなかったとしても定期的なストレスチェックを行い、働きやすい職場を目指して改善を重ねていくことが望ましいと言える。

ストレスチェックには、労働安全衛生規則により「仕事のストレス原因」、「心身のストレス反応」、「周囲のサポート」の3領域の質問事項を含むことを規定している。「仕事のストレス原因」は、仕事の作業環境や労働時間、仕事の量や人間関係などのストレスの原因に関する質問事項である。「心身のストレス反応」は、自分がどのような感情でいるのか、体に出ている症状などのストレスの反応から今の状態を調査する。「周囲のサポート」は、自分の身の回りにサポートしてくれる人や頼れる人がいるかといった項目が含まれており、今後のストレス緩和につながる可能性があるかどうかを確認する質問事項である。これらの3領域の質問項目を点数化し、高ストレス者を判定していく。

また、厚生労働省から出されている「職業性ストレス簡易調査票」の問題数として23項目版、57項目版、80項目版の3種類の問題数が一般的には多く存在している。まず23項目は、57項目版の内容を簡略化したものであり最低限の3領域をみたしたものとなっている。この23項目版の調査を使用することは、職場のストレス状況を把握するために最も手短な方法となっている。しかし、この23項目版の調査票は簡略版となっているので、得られる情報も最小限に近いという印象となっている。57項目版は、厚生労働省が推奨しているものでありストレスチェックに必要な3領域をすべて網羅しており、5分程度で手早くストレスチェックシートに回答をし調査できるといったところがメリットとなっている。最後に80項目版は、個人のストレス反応だけではなく、働きがい(モチベーションなど)や上司やマネジメント、ハラスメントを測定できる。特にハラスメントに関しては、2020年6月に「パワハラ防止法」が施行され、会社側が対策を講ずることが強く求められるようになった。このように職場環境の改善に重点を置くなら、80項目版の方が良いと考えられる。今

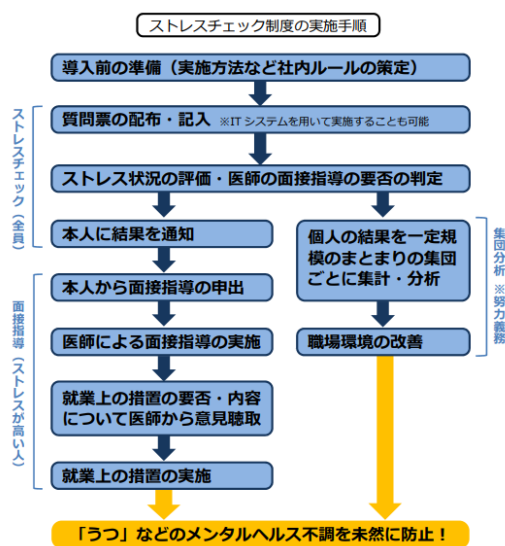


図 3.3: ストレスチェックの流れ [22]

**職業性ストレスチェック調査票**

A あなたの仕事についてうかがいます。  
最もあてはまるものに○を付けてください。

|                                   | そう<br>だ | まあ<br>そう<br>だ | やや<br>あ<br>う | ち<br>や<br>あ<br>う |
|-----------------------------------|---------|---------------|--------------|------------------|
| 1. 非常にたくさんの仕事をしなければならない           | 1       | 2             | 3            | 4                |
| 2. 時間内に仕事処理しきれない                  | 1       | 2             | 3            | 4                |
| 3. 一生懸命働かなければならない                 | 1       | 2             | 3            | 4                |
| 4. かなり注意を集中する必要がある                | 1       | 2             | 3            | 4                |
| 5. 高度の知識や技術が必要なむずかしい仕事だ           | 1       | 2             | 3            | 4                |
| 6. 勤務時間中はいつも仕事のことを考えていなければならない    | 1       | 2             | 3            | 4                |
| 7. からだを大変よく使う仕事だ                  | 1       | 2             | 3            | 4                |
| 8. 自分のペースで仕事ができる                  | 1       | 2             | 3            | 4                |
| 9. 自分で仕事の順番・やり方を決めることができる         | 1       | 2             | 3            | 4                |
| 10. 職場の仕事の方針に自分の意見を反映できる          | 1       | 2             | 3            | 4                |
| 11. 自分の技能や知識を仕事で使うことが少ない          | 1       | 2             | 3            | 4                |
| 12. 私の部署内で意見のくい違いがある              | 1       | 2             | 3            | 4                |
| 13. 私の部署と他の部署とはうまく合わない            | 1       | 2             | 3            | 4                |
| 14. 私の職場の雰囲気は友好的である               | 1       | 2             | 3            | 4                |
| 15. 私の職場の作業環境（騒音、照明、温度、換気など）はよくない | 1       | 2             | 3            | 4                |
| 16. 仕事の内容は自分にあっている                | 1       | 2             | 3            | 4                |
| 17. 働きがいのある仕事だ                    | 1       | 2             | 3            | 4                |

図 3.4: 職業性ストレスチェックシート [23]

回の本研究で作成したストレスチェックシートでは、手短に回答できることストレス状況を知ることとして使用するため 57 項目版と同等な質問量でのストレスチェックシートを作成することとした。

また厚労省が 2018 年に発表した「外国人雇用状況の届出状況まとめ」によると、現在ではおよそ 146 万人の外国人が日本で働いているとされている。そして、2019 年 4 月には改正された入管法（正式名称「出入国管理及び難民認定法」）が施行されていることにより、今後はさらに外国人労働者の増加が予想されている。外国人労働者の増加に比例して、職場における労働災害も大幅に増加していて、2018 年では 1 年間に 2847 件の労働災害が発生している。このようなことから外国人のためのストレスチェックシートを作成する必要性が徐々に高くなってきており、現在では外国語版のストレスチェック調査票は、厚生労働省のホームページなどで公開されており、ダウンロードすることにより使用することが可能となっている。適用されている外国語としては、英語版、ポルトガル語版、中国語版、ベトナム語版など様々な国に対応しているものとなっている。

ストレスチェックシートに回答し、ストレスチェック結果により「医師による面接指導が必要」とされた労働者は、結果が通知されてから 1ヶ月以内に面接の申し出を行い、医師に依頼して面接指導を行ってもらうことが可能である。最後にストレスチェックの実施者が、ストレスチェック結果を一定規模の集団（部署、課、グループなど）ごとに集計・分析をしてもらい、その結果を提示する。

ストレスチェック制度は、労働者の個人情報適切に保護され、不正利用などが絶対に行われないようにすることで労働者が安心してストレスチェックを受け、それに対して適切な対応や改善につなげられる仕組みとなっている。個人情報を守るためにプライバシーの保護、不利益取扱いの防止など様々なルールが適用されている。

ストレスチェックシートにはこのように様々な種類、ルールが適用されている。厚生労働省のこころの耳のストレスチェック制度についてというホームページには、ストレスチェックをする上での実施マニュアル、ストレスチェックに対する Q&A、数値基準に基づいた高

ストレス者の選定の仕方などストレスチェックに対する様々な項目が記載されている。また、ストレスチェックシートは様々な種類分けがされており職業性ストレス簡易調査票、イラストやふりがなが書いてあるストレスチェック質問票、知的障害等のある労働者のストレスチェック制度実施に関する運用マニュアル、家族視点からストレスを測定する家族による労働者の疲労蓄積度チェックリスト、うつ・不安障害を確認するためのチェックリスト、運輸事業従事者のためのメンタルヘルスこころの健康自己チェックなど様々な人に対してのストレスチェックシートが存在する。

先行研究では新職業性ストレス簡易調査票の職場の資源(強み)チェックリストを作成した研究がある[24]。この研究のストレスチェックシートは、課題レベル(普段の業務や作業に関するもの)、部署レベル(チームや部署の人間関係に関するもの)、事業場レベル(組織のあり方に関するもの)の3つの水準に分類し、ストレス対策を行っている。さらにストレスチェックを活用し、職場活性化の参加型グループワークの実施マニュアルも作成している。マニュアルの内容は、60分間の職場活性化グループワーク(参加型討議)を運営するための手順が記載されている。これは、従業員のメンタルヘルスの向上を図ることが目的である。

また、職場だけではなく医療分野などでの患者に対するストレスチェックシートも存在する[25]。これは入院患者の心理社会的な問題発生を予測をできるようにするために患者が主観的に捉えている自身の身体の状態と心理社会的・実存的問題を入院している早期の時点で把握できるためのストレスチェックシートを開発した。作成した後は、協力の許可が得られた本院老年・高血圧内科において実際に実施し、102名からの回答を得ることができた。

因子分析を行った結果、「実存的自己価値」、「主観的な心理社会的状態」、「心身の自覚症状」の3因子が患者にとっての主観的なストレス要因になっているという結果を得ることができた。これまでの研究においては、心理士は医療スタッフ-患者間のより良い治療関係を促進するための患者理解をサポートしていることについて報告を続けてきたが、今回の取り組みではこのような心理士の患者理解の視点を医療スタッフと共に共有できるツールについて発展させることであった。今後は患者と医療スタッフが協同してもっとより良い治療環境を作っていくためのスクリーニング票として活用できるように検討を重ねていく必要がある。この患者に対してのストレスチェックシートの評価方法は、自身の1ヶ月程度の状態を振り返って回答するものとし、1(最も良好な回答評価カテゴリー)から5(最も不良な回答評価カテゴリー)までの5件法の回答を選択するものとしている。これを項目ごとに分析して患者のストレス具合を計測する手法を取っている。

本研究のストレスチェックシートは、富山県立大学の教職員に対して2021年度に行われた公立学校共済組合-心のセルフチェックシステムの設問を参考にし、内容を少し変更したものを取り扱うことにした。このストレスチェックシートには質問が全部で57問存在する。質問の内容として、研究についての質問を17問、気分についての質問が18問、体調についての質問が11問、周りの支援についての質問が9問、満足度についての質問が2問という質問構成になっている。このストレスチェックシートを用いて、小型ウェアラブル装置でストレス測定をした期間の自分自身を振り返ってもらい回答してもらうこととする。

### § 3.3 マンマシンシステムにおけるストレスコーピング

マンマシンシステムとは、機械システムとそれを操作する人間とが有機的につながれた1つのシステムのことを指す。マンマシン系は、人間、機械本体、機械と人間の接点であるマンマシンインタフェースから構成される。マンマシンシステムの例としては、航空機・大規模プラント、自動車・工作機械など日常生活において私たちと関わりの深いものがほとんどである。このような人間の操作により制御されるシステムは、いかに効率的かつ安全なマンマシン系を設計するかが重要となる。図 3.5 には、マンマシンシステムを設計するに当たっての一般的な流れを示す。[27]

マンマシン系の設計で考慮すべき点として、人間と機械システムとの適切な役割分担の設定、人間の指、手、足などに対する適切な操作入力割り当て、マンマシンインターフェース部機能の適切な設計、すなわち視覚・聴覚・力覚の表示方式の設計、スイッチ・ハンドルといった操作要素の設計、心理的不安感を抱かせないような情報フィードバック方式の設計、心理的不安感を抱かせない情報フィードバック方式の設計、人間を取り巻く作業環境の把握など様々な点があげられる。

マンマシンシステムにおいて「どのようにすれば、信頼性に低い要素を用いて信頼性の高いシステムを構成することができるか」ということを原点にして、マンマシンシステムの信頼性について言及している論文がある [26]。1960 年代半ば頃から 70 年代前半の考察の中心のシステムとしては、システム構成要素の故障がいくつか重なると、システム故障が発生するという単調性を基盤に置いたコヒレント・システムであった。

しかし、70 年代後半には必ずしも単調性が満たされないシステムを開発する必要性が指摘されるようになった。このようなシステムのことを非コヒレント・システムといい、センサ情報に基づきコンピュータが対象を制御するようなシステムを指す。システム設計において「独自性」や「新規性」を取り入れる時には、システムの信頼性・安全性を考える必要がある。

航空分野のヒューマン・ファクタ研究から提唱されている SHELL モデルというものは、ヒューマン・マシン・システムにおいて人間 (ライブウエア:L) は、ソフトウェア (S)、ハードウェア (H)、環境 (E)、他の人間たち (L) に取り囲まれていると考えられている。これらの要素相互間の界面 (インターフェイス) の中に不整合があったとしたら、それは事故を引き起こす原因となる可能性が生じてくる。

本研究では、短期ストレス測定においては小型ウェアラブル装置を装着して機械を用いることでストレス測定を行う形を取っているため、ヒューマン・マシン・システムにおいてのインターフェイスは1つ1つつながっているものとなっていなければならない。これによって、小型ウェアラブル装置で測定する時の測定の仕方や Raspberry Pi Zero WH からクラウドサーバにデータを送信する際にデータが壊れずそのまま正しいデータを送信することができるなどインターフェイス間に不整合があると正しい結果が得られなくなってしまう。これらのために1つ1つのインターフェイスの整合性を確認していく必要があることが考えられる。

現在のヒューマン・マシン・システムは、制御対象の信頼性はとても高いものとなっており、それを支えている自動化システム群 (制御装置や管理システム) も多機能性と高信頼性を持ち合わせている。しかし、全く故障しないシステムを作ることとは不可能に近いことではあるので、信頼性設計、信頼性管理、保全などは引き続き重要な役割となってくる。また、

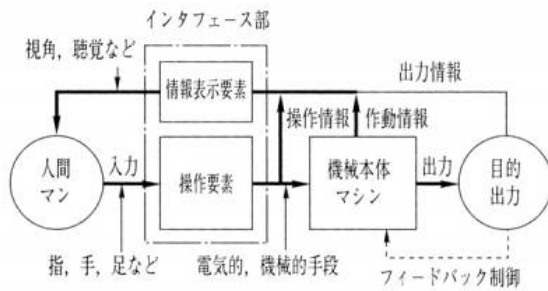


図 3.5: マンマシンシステムの流れ [27]

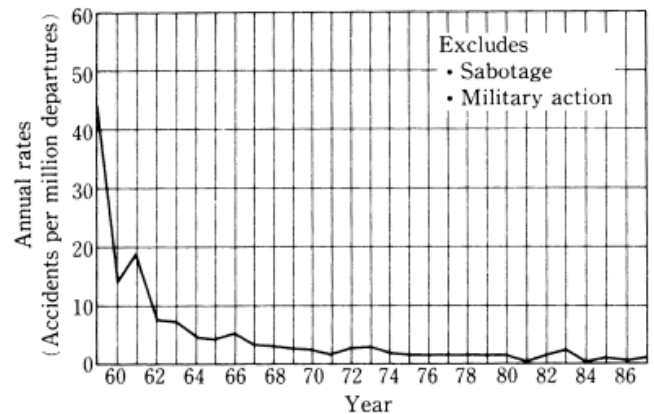


図 3.6: 機体全事故率の推移 [28]

最先端技術を駆使したシステムでは本来人間に対して負担の軽減を目指していたが、現在実現されているシステムには誰にでもすぐ簡単に使えるものは少ない。使用法の訓練だけではなく、デザイン・コンセプトを理解するための教育・訓練も必要になってくるなどシステムが複雑になるにつれて一層の負担が強いられている。今後も「人間中心のシステム」の理念が、逆に人間を追い込むようなことに利用されるようなことがあってはならない。

マンマシンシステムの具体的な例として、原子力プラント、化学プラント、航空機、生産システムなどがあげられる。その中の航空機について最近の航空機におけるマンマシンシステムについて言及している論文が存在する [28]。これまで、民間輸送機技術革新と共に安全性の向上、高速化、大型化、効率化が常に図られてきた。このようなことを考えることと並行に安全性と信頼性も同様に向上させていかなければいけず、航空機の精度が向上するに連れてシステムの多重化や乗員への情報量の増加等を図る必要があった。

航空機がアナログ機器であった時代では、操縦室のシステムの構成が複雑になってしまいスイッチ、表示灯、計器類の数だけでなく、注意警報の種類と数も多くなり、それに伴い操作手順も複雑かつ煩雑になってしまうことが多々あった。

しかし、航空機にデジタル機器が導入されるようになり、これによって離陸から着陸までの飛行の自動化、システム操作とモニタの自動化、および計器の統合化などが可能となった。これによって、スイッチ、表示灯、計器類等の数は減少し、操縦室の計器パネルは高度に洗練された配置、構成、機能となった。また、乗員に対する情報量も減少したため航空機の事故をさらに減少させることができた。図 3.6 には、航空技術の進歩によって航空事故発生率が減少していることを示す。このようなデジタル技術の革新は、飛行機のシステムの自動化だけでなく人間工学面での問題も解決することができる。

また、ストレス計測についてのマンマシンシステムの研究で一過的な作業負担によって生じる機械操作時のストレスをリアルタイムで評価するシステムを開発した研究がある [29]。マンマシンシステムの設計において、性能や安全性だけでなく、人と機械の親和性を考慮した扱いやすさ、疲れにくさを検討することが不可欠である。

機械操作時の精神的な作業負担 (メンタルワークロード) は、作業者の主観的評価や行動計測などで評価されている。しかし、作業中に疲労の状態を正確に主観的評価するのは困





図 3.7: ストレス推定モデルの構築

難であり、行動計測においては操作ミスと作業負荷の対応が明確な場合のみしか利用することができない。逆に生理計測では、作業効率と無関係に作業時の負担を連続的、定量的に監視できることより実作業への適用も盛んとなってきている。

生理計測を行うための提案手法として、ディスプレイサブル電極を用いて呼吸性洞性不整脈 (Respiratory Sinus Arrhythmia: RSA) を計測し、数十秒分のデータから心拍変動の呼吸周波数成分のパワーとして RSA 振幅を算出し、その RSA 振幅の平均値の変化 (トレンド) から、副交感神経活動の時変特性をリアルタイムにオンラインで評価する。また、オンラインで RSA 振幅のトレンドを推定する手法としてはカルマンフィルタを使用した。実験結果として、提案手法を用いることで副交感神経の状態変化を遅延なく推定できることを示した。

NTT ドコモは慶應義塾大学医学部精神・神経科学教室、東京大学人工物工学研究センターと共同で、スマートフォンを用いることにより自身のストレス状態を推定できるような技術を開発した [30]。この技術を汎用化することを目指すに当たって、アプリケーション (応用ソフト) の早期実用化を目指す。

慶應義塾大学ではストレス状態における行動特性の知見を持っており、また東京大学では行動識別に関するセンサデータ処理の知見を有する。これらの技術とドコモの人工知能 (AI) 技術などを組み合わせることにより開発した。

まず、ストレス状態の客観的な計測方法の1つで本研究でも用いているような心拍間隔の揺らぎを用いて解析する。ストレスを定量的に計測することで、利用者のストレス状態を数値化してストレス状態を示す。そしてスマートフォンから得られるセンサデータや位置情報の各種データから移動パターンや電話回数など他者との交流するようなストレス時に現れる行動を約 130 種類の特徴として数値化する。

このストレス値と行動特徴の数値の関係性を AI で学習し、ストレス推定モデルを構築する。これによって、スマートフォンから取得した行動特徴の数値をこのモデルに照らし合わせることによって自身のストレス状態を推定できるといったシステムとなっている。図 3.7 では、スマートフォンのセンサログデータからの行動特徴の生成、ストレス時における特徴的な行動からストレス推定、行動特徴とストレス推定の度合いを表した図を示す。





# 提案手法

### § 4.1 生体環境センサの小型化

本研究で使用するウェアラブル装置は、本論文の2.1節で示した通り Raspberry Pi Zero WH と Arduino nano を連結した装置を用いることにし、また Arduino nano に6つのセンサを配線してそれぞれのセンサ値を取得する。そして、Raspberry Pi Zero WH の方にはマイク入力での行動識別のために Respeaker 2-Mics Pi HAT、カメラでの静止画像取得用に Raspberry Pi Zero 用のカメラを用いた。

この本研究で使用しているウェアラブル装置は、先行研究にて Raspberry Pi 3 (Model B) と Arduino Uno、多種多様なセンサ、USB マイク、Raspberry Pi 用カメラを使用してものを小型化したものとなる。本研究での小型化ウェアラブル装置と先行研究で使用しているウェアラブル装置の装着の様子を図4.1に示す。

ウェアラブル装置は、まず Raspberry Pi と Arduino をそれぞれ Raspberry Pi Zero WH と Arduino nano へと変更した。それぞれのマイコンボードは小さくなり、Raspberry Pi Zero WH は USB ポートが少なくなってしまう部分は多少不便ではあるが、無線機能や GPIO の pin 数などにほとんど違いがないためほぼ Raspberry Pi 3 Model B と同様の機能を持ち合わせている。また Arduino nano の方も、動作電圧、容量、デジタル入出力などのほとんどのものに大きな違いがないため Arduino Uno と同様に使用することができる。

センサの部分については、先行研究と比較すると GPS センサ、人感センサを取り除いた。まず GPS センサについては、先行研究にて決定木分析より重要なセンサを調べる際に室内、室外のどちらにも重要なセンサとして認識されることがなかったことと GPS センサの用途はストレス測定をした際の場所の記録のために使用されており、これはマイクでの場所と状態を音声入力する部分と少し被ってしまうので今回は取り除くことにした。また人感センサについても GPS センサと同様にマイク入力の行動識別で人と接しているかどうかを判断することができることから人感センサも取り除くこととした。

そして、音声入力用マイクとしては Respeaker 2-Mics Pi HAT を使用した。先行研究では、Raspberry Pi 3 Model B だったため USB ポートが4つあり USB マイクを使用することができたが、Raspberry Pi Zero WH では micro USB が1つしか付いておらずこの部分を Arduino nano との接続に使用するため今回は USB マイクを使うことができなかったため Respeaker 2-Mics Pi HAT を採用した。しかし、Respeaker 2-Mics Pi HAT を使用しても音声識別をすることはでき、さらに Raspberry Pi Zero WH の上にはめることで使用できるので幅を取ることなくウェアラブル装置を作成することができた。

小型化をした最大の理由として、先行研究のウェアラブル装置でストレス測定を行う際

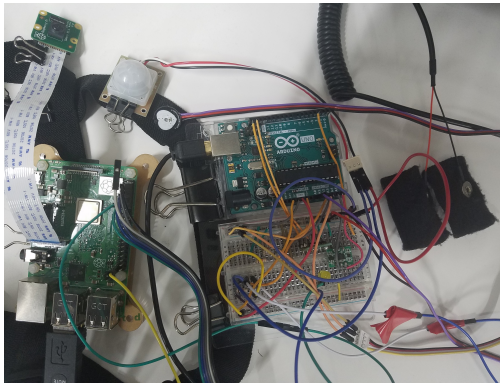


図 4.1: 先行研究のウェアラブル装置

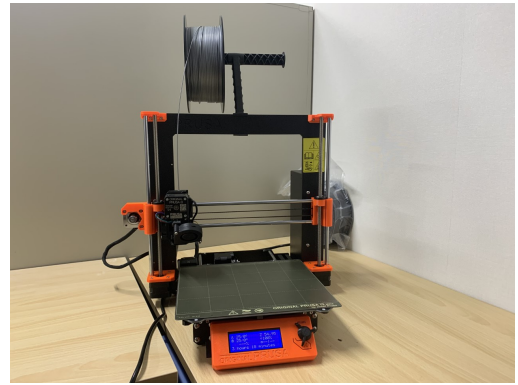


図 4.2: 3D プリンタ

にウェアラブル装置を付けていることがそのままストレス値に反映してしまうということがあったためである．これでは，正しいストレス値を算出することができなくなってしまうため，ウェアラブル装置を付けたらストレスがかかってしまうという部分を本研究では最小限に減らした．

また，センサを取り付ける際にはブレッドボードではなくユニバーサル基板にそれぞれのセンサの脚などをはんだ付けしたものを作成した．ブレッドボードだと導線やセンサなどが室外でウォーキングなど動いている時のストレス測定をする場合に外れてしまう可能性があり，センサが外れてしまうことによりそのセンサの値を測定することができなくなりプログラム上でエラーが出てしまい，大変不便だからである．そこでセンサなどが外れてしまうことがなくなるようにユニバーサル基板を用いてはんだ付けを行った．また，ユニバーサル基板を用いることで配線の自由度が高まるため，ブレッドボードでは本研究の小型ウェアラブル装置は少し大きくなってしまったといったデメリットがあったが，よりコンパクトなサイズにまとめることができるため持ち運びがしやすくなった．

しかし，ユニバーサル基板にはんだ付けをした Arduino nano と様々なセンサと Raspberry Pi Zero WH をそのまま装着するとなると装着することが難しかったので Prusa i3 MK3S+ (図 4.2 参照) という 3D プリンタを使用して独自でユニバーサル基板にはんだ付けした Arduino nano と様々なセンサが収納できるようなケースとモバイルバッテリー用のケースをそれぞれ作成した．

先行研究では，コーピング指示を見る手法として最も付け心地が良いという観点から MOVERIO シリーズのスマートグラスを使用していた．スマートグラスだと常に自身の視界の先にコーピング指示が出力されているためコーピング指示を即座に確認できるという利点はある．

しかしその逆で，スマートグラスは AR であり仮想現実にはコーピング指示の出力結果を表示するのでこの手法だとコーピング指示が見えにくかったりと正しいストレス緩和が行えない可能性が生じてくる．また，コーピング指示にだけ注意していると室外などでストレス計測を行った場合，人とぶつかってしまうことや身の回りの安全確認が遅れてしまうなど様々な危険な要因が生じてくる．よって室外などでストレス計測を行う時には安全に行う必要があると考えた．

そこで本研究では，先行研究のスマートグラスはコーピング指示の出力結果を常に確認

することができるという利点を取り入れることができかつ、身の回りの安全を確認できるイヤホンからのコピーング指示というものを考えた。イヤホンからの音声出力コピーング指示を取り入れることにより、室内でのパソコン作業などにおいてパソコン画面から目を離してしまいコピーング指示に気付かなかったとしても、音声でコピーング指示が聞けるようになるためコピーング指示を見逃してしまうことがなくなる。

また、スマートグラスを取り外したことによって室外でのストレス測定での危険性も無くすることができるため室外での様々な状況下でのストレス測定を行うことが可能となった。

そして、心拍時系列データの波形を時間的にも捉えることを可能にするため本研究では2.3節の通り PSD の算出の方法を FFT から CWT へと変更した。FFT では周波数成分だけを局在化するが、CWT では時間と周波数の両方の成分を局在化することが可能である。CWT は FFT とは異なり、解析をするためのウィンドウ幅をその点その点においての波形に変化させることができる。よって、非定常な波形において細かい周波数抽出が可能となる。また、マザーウェーブレットには心拍時系列のような信号に向いているガボールウェーブレットをマザーウェーブレットとした。そして CWT をするために様々な値を決定しなければならないが、本研究では Arduino nano から Raspberry Pi Zero WH に心拍センサのデータが1秒間に約3.3個送信されるのでサンプル周波数を3.3Hz、これによって時間間隔を0.3030、ナイキスト周波数を1.65Hz、スケールを0.0001からナイキスト周波数までにしこの範囲を1024に分割することで細かな PSD を算出できるようにした。CWT では、パワースペクトルの推定において時間領域を考慮するためパワースペクトルの波形がスケールを1024に分割したため1024の波形が出現する。しかし、1024の波形をすべて積分してストレス値を算出しようとするすると FFT では約30秒ほどでストレス値を算出していたのが約5分ほどになってしまい、短期ストレス計測をすることは難しくなってしまう。今回は、大体同じ時間ぐらいで算出できる5つのパワースペクトル配列を抜き出すことにし、200番目、400番目、600番目、800番目、1000番目の配列を抜き出すことにした。下記にストレス値を算出する LF/HF の具体的な式を記述する。

$$\frac{LF}{HF} = \frac{LF_1 + LF_2 + LF_3 + LF_4 + LF_5}{HF_1 + HF_2 + HF_3 + HF_4 + HF_5} \quad (4.1)$$

$LF_1$  と  $HF_1$  はそれぞれ200番目のパワースペクトルの LF 成分と HF 成分、 $LF_2$  と  $HF_2$  はそれぞれ400番目のパワースペクトルの LF 成分と HF 成分、 $LF_3$  と  $HF_3$  はそれぞれ600番目のパワースペクトルの LF 成分と HF 成分、 $LF_4$  と  $HF_4$  はそれぞれ800番目のパワースペクトルの LF 成分と HF 成分、 $LF_5$  と  $HF_5$  はそれぞれ1000番目のパワースペクトルの LF 成分と HF 成分を表している。また、CWT で LF/HF 値をそのまま算出すると FFT と比較した際に CWT の方がかなり値が小さいものとなってしまう。そこで、FFT と CWT のどちらとも手法で LF/HF 値を算出してみた結果、おおよそ CWT での LF/HF 値を10倍にすることでフーリエ変換の LF/HF 値と似たような結果が示せたので今回は CWT で算出した LF/HF 値を10倍したものをストレス値とした。

## § 4.2 コーピングの内容決定と音声・画像の出力

本研究での HTML 表示とイヤホンからの音声出力によるコーピング指示は、Arduino nano でそれぞれのセンサ値を取得した後 Raspberry Pi Zero WH にセンサ値を送信する。Raspberry Pi Zero WH 上では、センサ値に加えてマイクの音声入力したものとカメラで撮影した静止画像を研究室のクラウドサーバに送信するものとする。最後にこれらのデータがサーバ上に送られてきたら、サーバがデータを受信した時間を何月何日何時何分何秒で記録できるようにしサーバ上のセンサデータを記録しておく csv ファイルに時間とセンサデータを格納しておく。

Raspberry Pi Zero WH からクラウドサーバにセンサデータが送られてくる間隔は 1 分毎に設定してあるのでコーピング指示もそれに伴って Raspberry Pi Zero WH からデータが送られてきた時間、ストレス値、コーピングが必要かどうかストレス状態を表す図とコーピング指示の内容も同様に 1 分毎に更新されるようにした。図 4.3 は、自身のストレス状況を簡単に表した図であり色分けをすることによってストレス状況を捉えやすくした。

コーピングの際にマイクを用いて入力する現在地と現在の行動については、クラスター分析において行動識別を行う際にも用いられる。クラスター分析で行動識別をする時には、デンドログラムを作成することによって現在の行動がどのような位置にいるのかを見やすくすることができる。このデンドログラムの行動識別を基にして現在の行動がどのようなものなのかを判別し、コーピング指示を的確なものにするために行動識別は重要な役割を果たしている。

まず、コーピングの HTML 表示の内容としては、現在時刻、現在地、現在の行動、現在の行動経過時間、ストレス値、ストレス状況、コーピング指示、ストレス状況を示した図、LF/HF のグラフの 9 つの項目である。また、このコーピング HTML 表示はパソコンなどで作業をしている最中にパソコン画面右上などに作業の邪魔にならないような大きさのものを考えている。コーピング指示を画面で見ると作業中に人間自身が 1 分毎にページの再読み込みをしていると作業の邪魔になってしまい、手間がかかってしまう。このような部分を解決するために Google Chrome の拡張機能の 1 つである Easy Auto Refresh を用いることとし、コーピングの HTML は 1 分毎に更新するようにしたので 30 秒で繰り返しページを再度読み込めるように設定した。

また、コーピングの全体文章の構成は経過時間 (Cope1)、識別 (Cope2)、指令 (Cope3) の 3 つから成り立っているものとする。表 4.1 は、長時間同じ行動を続けると人間は負担がかかってしまうことから長時間行動を 45 分以上と設定した場合の行動経過時間によるコーピングの有無を表した表である。同じ行動が 45 分以上続いた場合には、ストレス状態が“注意”であったとしてもコーピング指示を行うように設定し、長時間行動の際に出力される Cope1 の“長時間行動なので”をコーピング指示に出力させるようにし、長時間行動を知らせる。この Cope1 は行動経過時間が 45 分以下でストレス状態が“注意”の場合やストレス状態が“良好”の時にはないものとする。

表 4.2 は、コーピングの HTML 出力とイヤホンからの音声出力として出てくる文章のパターンを表したものである。マイクで現在の状態を音声入力をする際に表 4.2 の中の言葉が入っていた場合にはその状態に合わせてコーピング指示が作成されるという仕組みになっている。もしマイク入力で特に場所や現在の行動が入力されていなかったら行動識別の欄は不明となり、そして不明であっても今現在の行動が負担がかかってしまうということは

表 4.1: 経過時間と状態による決定表

| 行動経過時間 | ストレス状態 | Cope    | Cope1      |
|--------|--------|---------|------------|
| 45 分以上 | 要注意    | コーピング指令 | ‘長時間行動なので’ |
|        | 注意     | コーピング指令 | ‘長時間行動なので’ |
|        | 良好     | 警告文     | なし         |
| 45 分以下 | 要注意    | コーピング指令 | ‘短時間行動だが’  |
|        | 注意     | 警告文     | なし         |
|        | 良好     | コーピングなし | なし         |

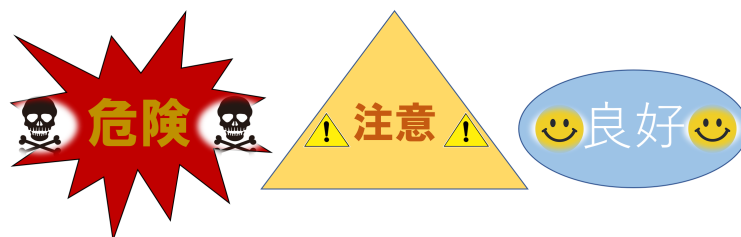


図 4.3: コーピング HTML のイラスト

行動経過時間より把握することが可能なので“その他の行動により行動変化をしましょう”といった行動変化を求めるような文章が作成される。

また、イヤホンから出てくる音声はコーピング HTML で作成されたコーピング指示を簡易化したものになっており、コーピングの HTML 作成に表示されたコーピング指示と連動するようになっている。その方法としては、コーピング HTML の一部に行動識別に応じた番号を振り分けておきその番号を Raspberry Pi Zero WH 上のプログラムでスクレイピングを行うようにし、その抽出した番号に応じた音声出力がされるような仕組みにした。また、音声出力コーピングのデータは wav ファイルとなっておりスマートフォンで録音したものを Raspberry Pi Zero WH 上にデータを移行した。

そしてそれぞれのセンサの重要性を調べるため、サーバに送られたセンサデータを基にしてサーバ上で決定木分析を行う。この決定木分析の役割は、室外においてどのセンサが行動識別を取り入れたストレス計測において関係性が高いのかを示せるようにする。ここでのストレス測定との関係性の高いセンサの判別方法は、決定木分析の出力図より上の方のノードに出てきたセンサほどストレス測定との関係性が強いとしている。以下にコーピングする際に必要とする 9 つの項目の詳細を記述する。

### 現在時刻、現在の行動経過時間

現在時刻は、datetime モジュールを使用することで現在の時間を取得する。また現在の行動経過時間については、クラスター配列を参考にする。これを参考にして、クラスター番号が変わった時刻、マイクで別の行動識別を入力しサーバ上でもその行動識別が変わった時刻を行動開始時刻として、現在時刻から引いた時刻を行動経過時間とする。長時間同じ行動をし続けることは負荷を与えるので、行動経過時間を 45 分を限度としそれ以上は行動を変化させるようなコーピング指示や警告文を表示する。

表 4.2: 行動識別によるコーピング決定表

| 行動識別  | Cope2         | Cope3        |
|-------|---------------|--------------|
| パソコン  | ‘コンピュータ操作により’ | ‘目を休めてください’  |
| 会議中   | ‘会議中なので’      | ‘深呼吸してください’  |
| 運動    | ‘疲れているので’     | ‘少し休憩しましょう’  |
| 休憩    | ‘休憩だけど’       | ‘負荷がかかっています’ |
| ...   | ...           | ...          |
| 不明, 他 | ‘その他の行動により’   | ‘行動変化をしましょう’ |

### 現在地, 現在の状態

マイクでの行動入力, 行動が変わった際に毎回入力する. 入力の仕方は, 場所と状態を 1 秒ほど間隔を空けてマイクに入力するようにする. また, マイクラベルを取得する際には周囲の雑音を拾わないために, ホットワードが認識された時のみに xlsx ファイルに記録されるようにする. 各クラスターには番号が振られているが, マイクラベルにもクラスターごとに番号を振り分ける. これをすることにより, マイクラベルの 1 単語目を現在地, 2 単語目を現在の行動として判別することが可能となる.

### ストレス値, LF/HF のグラフ

ストレス値は, 2.3 節の通り PSD から HF 成分と LF 成分の大きさを求めて LF/HF 値を算出する. LF/HF 値は, Raspberry Pi Zero WH 上で Arduino nano から受け取った心拍センサのデータを基にして示す. また, LF/HF のグラフはライフログのデータから最新の LF/HF 値を 20 個 (約 10 分間分) を取得できるようにし, python の matplotlib モジュールを用いてグラフを作成する. 作成したら, 画像ファイルに変換して HTML 上に表示できるようにする.

### ストレス状況, ストレス状況を示した図

ストレス状況として, 本研究の判定は 3 種類あり “良好”, “注意”, “要注意” となっている. この判定方法は, それぞれ LF/HF 値が 2.0 未満, 2.0 以上 5.0 未満, 5.0 以上の 3 つがある. 今回は, それぞれのストレス状況に応じてコーピング指示のみだけでなくそれぞれのストレス状況を図でも表した. 理由としては, コーピング指示のみだとストレス状況が見えづらいため, 図でストレスを簡易的に表す. これらの画像も LF/HF 値によってそれぞれ相応しい画像に自動的に切り替わるようにする.

### コーピング指示

コーピング指示は, 現在の行動経過時間, ストレス状況, 現在の行動の 3 つから決定する. 今回コーピング指示は, HTML 表示とウェアラブル装置のイヤホンからの音声出力の 2 つのパターンがあるので, どちらかを確認してユーザ自身にコーピング指示の内容を行ってもらおう.

## § 4.3 提案手法のアルゴリズム

最後に、本研究でのウェアラブル装置による短期ストレス測定とストレスチェックシートによる中長期のストレス測定のアルゴリズムについて述べる。図 4.4 に短期ストレス測定と中長期ストレス測定の提案手法の全体の流れを示す。図 4.4 には含まれていないが、中長期の際に使用するストレスチェックシートの流れは被験者に回答してもらう、全ての合計点と項目ごとの合計点を出す、全ての被験者でのストレス負荷ランキングを出すといった流れになっている。図 4.5 ではウェアラブル装置でのセンサデータの送受信の一連の流れについて詳細に表したものを示す。

### Step 1： 小型ウェアラブルセンサを用いたストレス値の取得

まず、Arduino nano で温度、湿度、気圧、照度、加速度 (3 軸)、角速度 (3 軸)、地磁気 (3 軸)、体温、心拍、ガルバニック皮膚反応の 16 種類のデータをシリアル通信によって Raspberry Pi Zero WH に送信する。これらのセンサデータは毎秒約 3 回取得できるようにしている。一方で Raspberry Pi Zero WH では、Raspberry Pi 用カメラを用いた静止画像と Respeaker 2-Mics Pi HAT を用いたマイク音声入力データを収集する。センサデータをシリアル通信により取得している際、心拍データはプログラム上で配列として入ってきたデータをすべて格納しておく。心拍データを 1024 ためた後、CWT を用いてパワースペクトル密度を求めて LF/HF 値を算出する。この時に FFT を用いればそのままパワースペクトル密度を推定することができるが、CWT を用いると時間領域を考慮しているためにパワースペクトルの配列が心拍時系列データの 1024 と同じで 1024 の一次元配列を含んだ二次元配列が出現してしまう。このまま計算を行ってしまうと配列 1024 を計算し終わるのに約 5 分ほど時間がかかってしまい、これに対し FFT は約 30 秒ほどでストレス値を毎回算出することができるので短期ストレス測定にはそのままの計算だと FFT の方が向いていると言える。しかし、時間領域を少しでも考慮すればその分ストレス値の高低差もより詳細なものとなるので CWT のパワースペクトル配列 1024 の内の 5 つを抜き出して計算することで時間領域を考慮することができ、FFT と同じぐらいの時間でストレス値を毎回算出できるようになる。ストレス値算出中にはその他のセンサデータ、静止画像も蓄積しておく。1 回目の LF/HF 値算出後、心拍データの配列は一番古い 100 のデータを削除し、新しく 100 のデータを収集する。これにより、2 回目以降の LF/HF 値は、約 30 秒ごとに算出される。音声データは音声認識 API、静止画像は画像認識 API を用いてテキスト化する。

### Step 2： クラウドサーバにデータを蓄積

Raspberry Pi Zero WH では、生体・環境センサデータを蓄積しておりそのデータは json ファイルに変換して保存している。行動識別をする際に必要な音声データはユーザの行動が変化する毎にマイク入力を行い、先程の生体・環境センサデータとはまた別の json ファイルにテキスト変換されたものを保存しておく。2 つの json ファイルの内、両方あるいは片方の json ファイルが作成された段階で Raspberry Pi Zero WH 上のデータ送信プログラムよりクラウドサーバにセンサデータがソケット通信で送信される。ストレス測定を行う際は常にソケット通信を行っているため Raspberry Pi Zero WH 上のデータ送信プログラ



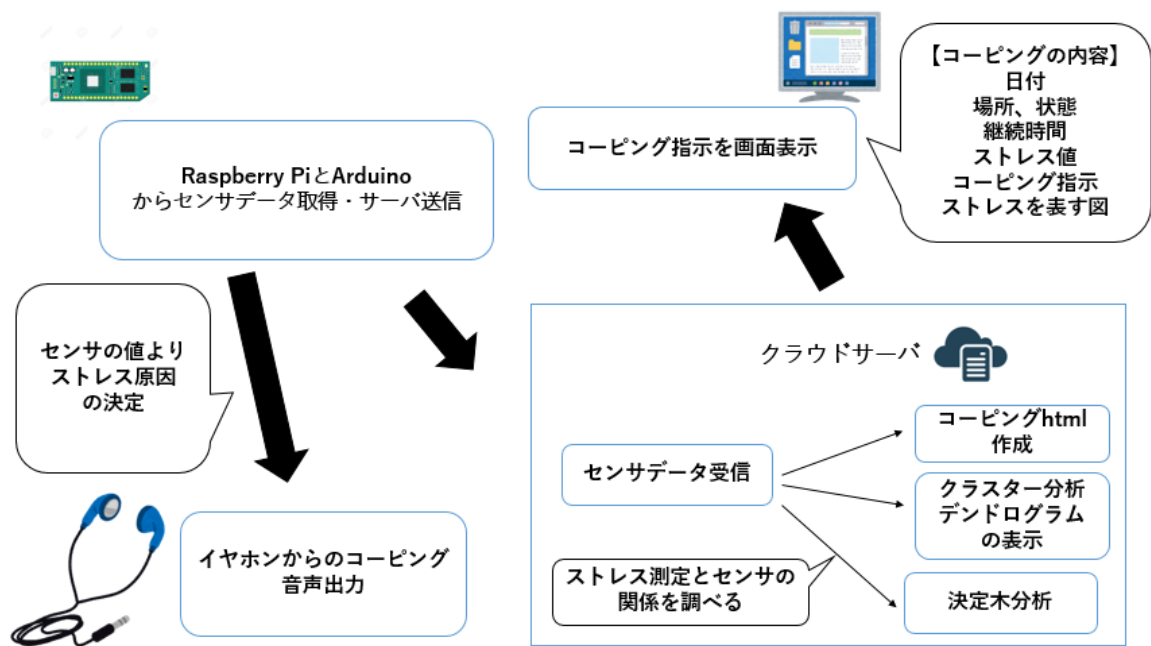


図 4.4: 提案手法の概要

ムとクラウドサーバのデータ受信プログラムは動かしたままにし、互いの IP アドレスを用いて接続状態にしておく。生体・環境センサデータと音声データは、ファイルデータの大きさをどちらかを識別し、その後それぞれ別のクラウドサーバのxlsx ファイルにデータが蓄積されるようになっている。

### Step 3： クラスター分析によるコーピング指示の決定

サーバ上に生体・環境センサデータと音声データが送信されたら、サーバ上でもセンサデータを記録しておくために csv ファイルを作成しその中に記録する。この csv ファイルを基にデンドログラム、時系列クラスター番号配列、コーピング指示の作成を行う。サーバ上のライフログデータを用いてワード法ユークリッド距離クラスター分析を行うことで、デンドログラムと時系列クラスター番号配列は作成される。クラスター分析は、ライフログデータに音声データが含まれているものを各クラスターの規準とし、その音声テキストをクラスターラベルとする。そして、クラスター分析結果とライフログデータからコーピングの HTML 作成を行う。コーピングの HTML については、ユーザが再読み込みをせずに自動更新できるようにする。そして、コーピングの HTML が更新されるのと同時にコーピング指示を見逃さないためにイヤホンからも音声出力が行えるようにする。

### Step 4： 中長期ストレスのためのストレスチェックシート

ストレスチェックシートについては、2021 年度富山県立大学の教職員向けに行われた公立学校共済組合-心のセルフチェックシステムというストレスチェックシートを参考にし、文章を研究室向けに修正したものを採用した。設問は全部で 57 問あり、7つの項目に分類して作成した。7つの項目としては、研究1、研究2、気分1、気分2、体調、支援、満足度の7つの項目に分類した。それぞれの項目についての分類の仕方は5.2節で述べる。ストレスの



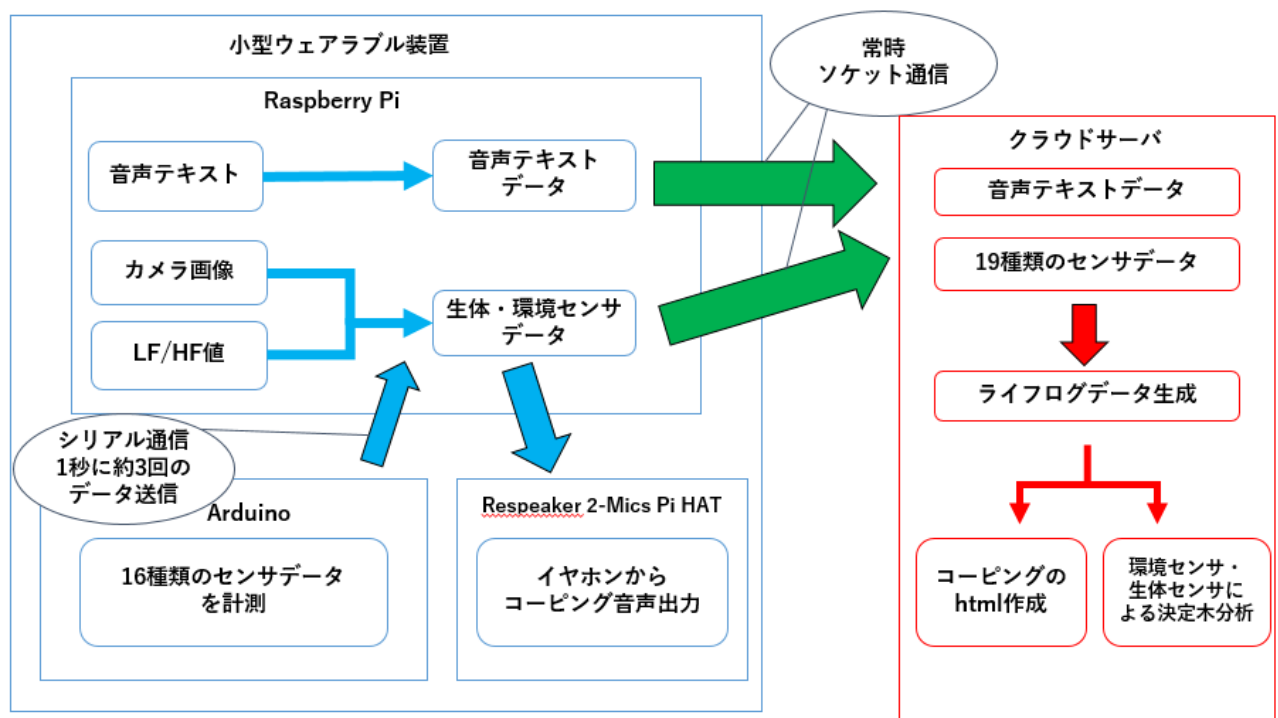


図 4.5: 生体・環境センサデータの流れ

原因は様々な可能性が考えられるため研究についてのことや自身の体調についてなど分野分けを行ってストレス原因が発見しやすくなっている。また、ストレスチェックにおいて最後にアンケートの部分があったが、質問が被ってしまうことや点数化するのが難しかったため省くことにした。そして、ストレスチェックシートの回答結果としてはそれぞれの項目ごとの合計点数とそれらを全て足し合わせた合計点の表、項目ごとにどの程度点数があるのかを把握するレーダーチャートを作成する。この時レーダーチャートについては、それぞれの項目ごとを点数で作成してしまうとそれぞれの項目ごとの質問数がバラバラになっているため、つり合いが悪いレーダーチャートになってしまう。そこで、それぞれの項目を合計点数で表現するのではなく、項目ごとの満点からどれ程点数があったのか割合で示すことにより点数がどの程度か確認することができることとつり合いが保てているレーダーチャートを作成することができる。

#### Step 5： 集団の短期ストレスと中長期ストレスの比較

ストレスの集団分析を行うとして、本研究では被験者を3人としウェアラブル装置でのストレス測定とストレスチェックシートによるアンケート回答を行ってもらう。まず、ウェアラブル装置でのストレス測定の評価の方法は測定期間の中でどれ程コーピング指示の回数があったのかでストレスの評価を行う。また、ストレスチェックシートの評価方法はそれぞれの質問には4つの選択肢があり、選択肢の中で最もストレスがかかっている方から4点、3点、2点、1点とする。この点数を57問の質問すべてのものを足して合計点数が高ければ高いほどストレスがよりかかっているという評価方法にする。この2つの評価方法を用いて3人の被験者の短期ストレスと中長期ストレスをどちらとも評価し、それぞれでストレスが高い順に並べ替え順位が一致しているかどうかを確認する。



# 数値実験並びに考察

## § 5.1 数値実験の概要

本研究では、被験者を研究室の3人とし、短期ストレスの測定において生体・環境センサを用いたライフログデータを作成し、ストレス値の算出、コーピング指示のHTML作成とその決まったコーピング指示をウェアラブル装置のイヤホンからも流すこと、集団分析によるストレス評価、生体・環境センサを用いたストレス測定の有意性の検証を行う。また、中長期ストレス計測においては4件法のストレスチェックシートに回答をしてもらい、質問の点数をすべて足し合わせることを行った。

まず、ウェアラブル装置での数値実験の方法を記述する。今回は、被験者3人にそれぞれのライフログデータの収集時間を朝の9時から12時、昼の13時から17時とした。長時間ウェアラブル装置を装着することでストレスがかかってしまうことを防ぐため、続けて装着する時間を最大でも4時間までにした。行動については、クラスター分析を用いた行動識別を行うため自身の行動が変わる場合には毎回マイクに場所・状態を入力する。今回の実験では、外と中でストレス測定を行うことを考え、外では階段の上り下りや散歩をするなど、また室内では研究室での研究活動や昼休憩の昼食などでストレス測定を行ってみた。

小型化ウェアラブル装置での短期ストレス測定では、Raspberry Pi Zero WH上で3つ、クラウドサーバ上で2つ動かすプログラムで一連の流れが形成されている。Raspberry Pi Zero WH上のプログラムの内容は、クラウドサーバに音声テキストデータと生体・環境センサデータを送信するプログラム、Arduino nanoで測定しているセンサデータをRaspberry Pi Zero WH上で受信して送られてきたセンサデータ、センサデータからLF/HF値を計算して出力するプログラム、実行するとまずパスワードを入力するよう促し、その後場所と状態を入力させてこれを記録するプログラムの3つが存在する。また、クラウドサーバ上のプログラムはRaspberry Pi Zero WHから送られてきた音声テキストデータ、生体・環境センサデータを受け取りExcelファイルに記録するプログラム、生体・環境センサデータと音声テキストデータからコーピングHTMLを作成、マイクラベルを活用したデンドログラムの作成を行うプログラムの2つがある。

プログラムを実行する手順としては、まずサーバ上のRaspberry Pi Zero WHからのデータを受信するプログラムから実行する。先にRaspberry Pi Zero WH上のクラウドサーバにデータを送信するプログラムから実行してしまうと、クラウドサーバと接続ができないというエラーが出てしまうためサーバ上の受信プログラムを最初に実行してその後Raspberry Pi Zero WH上のデータ送信プログラムを実行する。次に、LF/HF値を出力するプログラムと音声入力を可能とする2つのプログラムを実行し、最後にサーバ上でコーピングHTML

表 5.1: 作成されたライフログデータ

|                 |       |       |         |     |   |       |          |          |          |          |          |          |          |       |         |
|-----------------|-------|-------|---------|-----|---|-------|----------|----------|----------|----------|----------|----------|----------|-------|---------|
| 2022/1/27 11:20 | 26.1  | 32.26 | 1019.12 | 673 | 1 | -0.24 | 3.737161 | 0.201583 | 0.112745 | 0.074083 | 0.0977   | 0.082328 | 0.125933 | 研究室 パ | sitting |
| 2022/1/27 11:20 | 26.15 | 33.98 | 1019.09 | 672 | 1 | -0.24 | 2.653282 | 0.218545 | 0.135605 | 0.112019 | 0.134237 | 0.11812  | 0.15345  |       | game    |
| 2022/1/27 11:21 | 26.2  | 31.71 | 1019.05 | 664 | 1 | -0.25 | 1.309688 | 0.225261 | 0.127478 | 0.115163 | 0.121082 | 0.125888 | 0.148662 |       | game    |
| 2022/1/27 11:22 | 26.22 | 30.33 | 1019.05 | 668 | 1 | -0.25 | 1.097599 | 0.23501  | 0.131832 | 0.113315 | 0.128073 | 0.12709  | 0.145844 | 研究室 休 | game    |
| 2022/1/27 11:23 | 26.25 | 29.41 | 1019.02 | 665 | 1 | -0.25 | 3.611822 | 0.26171  | 0.145748 | 0.120734 | 0.124508 | 0.14861  | 0.17838  |       | game    |
| 2022/1/27 11:23 | 26.23 | 29.24 | 1019.02 | 659 | 1 | -0.25 | 8.286317 | 0.26171  | 0.145748 | 0.120734 | 0.124508 | 0.14861  | 0.17838  | 研究室 ゲ | game    |
| 2022/1/27 11:24 | 26.27 | 30.36 | 1019    | 663 | 1 | -0.25 | 5.293944 | 0.26171  | 0.145748 | 0.120734 | 0.124508 | 0.14861  | 0.17838  |       | game    |
| 2022/1/27 11:25 | 26.29 | 29.9  | 1019.01 | 664 | 1 | -0.25 | 1.890337 | 0.262817 | 0.161053 | 0.11953  | 0.148835 | 0.156919 | 0.219916 |       | mirror  |
| 2022/1/27 11:26 | 26.34 | 30.8  | 1019.05 | 663 | 1 | -0.25 | 1.684953 | 0.254244 | 0.157811 | 0.116312 | 0.142789 | 0.160507 | 0.182482 |       | light   |
| 2022/1/27 11:26 | 26.35 | 30.35 | 1018.96 | 664 | 1 | -0.25 | 1.736528 | 0.222524 | 0.117384 | 0.078051 | 0.117009 | 0.089203 | 0.130733 |       | table   |
| 2022/1/27 11:27 | 26.38 | 30.94 | 1018.94 | 665 | 1 | -0.25 | 3.692073 | 0.25947  | 0.141128 | 0.092972 | 0.132985 | 0.122807 | 0.169333 | 研究室 課 | table   |

作成などの分析を行ってくれるプログラムを実行する。最後のプログラムを実行するタイミングは LF/HF 値が出力されてからでないとクラウドサーバ上にセンサデータが送信されないため、心拍データを 1024 溜めた後に実行する。

表 5.1 は、本研究で使用しているセンサデータを 1 つの csv ファイルにまとめて記録している一部分である。左から、時間、温度、湿度、気圧、照度、加速度 x 軸方向、加速度 y 軸方向、加速度 z 軸方向、角速度 x 軸方向、角速度 y 軸方向、角速度 z 軸方向、地磁気 x 軸方向、地磁気 y 軸方向、地磁気 z 軸方向、体温、心拍、ガルバニック皮膚反応、LF/HF 値、カメラの静止画像を数値化した furniture 軸、animal 軸、plant 軸、behave 軸、food 軸、appliance 軸、マイクテキスト、カメラテキストという順に記録したものである。マイクのテキストは赤枠で囲った形で記録される。

ライフログデータの作成とそれに伴うコピーングの HTML 表示は、実行するプログラムによって一括で行う。実行プログラムでライフログデータの csv ファイルを作成した後、最新のデータを参考にして分析する時間を要するため約 1 分後にコピーングの HTML 表示に反映されるようになっている。

小型ウェアラブル装置で測定したセンサデータをクラウドサーバに送信するためには、Wi-Fi 環境は必須となるので今回は研究室用の Android スマートフォンかあるいは自身のスマートフォンのテザリング環境を使用した。室内では研究室の Wi-Fi に接続することは可能ではあるが、研究室内から外に出た際に一度 Wi-Fi の接続が切れてしまうことでサーバとの接続が切れてしまい、再度プログラムを実行するといった手間がかかってしまうので室内、室外のどちらともスマートフォンによるテザリング機能を使用することにより Wi-Fi 接続が途切れることなく使用できるようにした。

実験の際には、小型ウェアラブル装置を左腕か右腕に身につける。最初プログラムを実行し始めた時は心拍データを 1024 個分ためる必要があるのでストレス値などはすぐには表示されない。約 5 分ほどで心拍データ 1024 個はたまるのでその後は心拍時系列データを基に最初のコピーング HTML 表示が作成され、その後毎回 1 分ほどでコピーング指示が更新される仕組みとなっている。コピーング HTML とイヤホンからのコピーング音声出力によりコピーング指示が発動されたら、速やかに今行っている作業を中断しコピーング指示に従いストレスを緩和させる。図 5.1 には、実験中に表示される HTML の変化を示す。

図 5.2 と図 5.3 ではそれぞれ小型化したウェアラブル装置と装着時の様子の図である。小型化したウェアラブル装置の内容としては、ブレッドボードのままで室外でストレス測定を行う際などウォーキングなどで身体を動かした場合のストレス測定が多いことから、配線が外れてしまう可能性が生じてくる。この問題を解決する方法として配線やセンサをユ

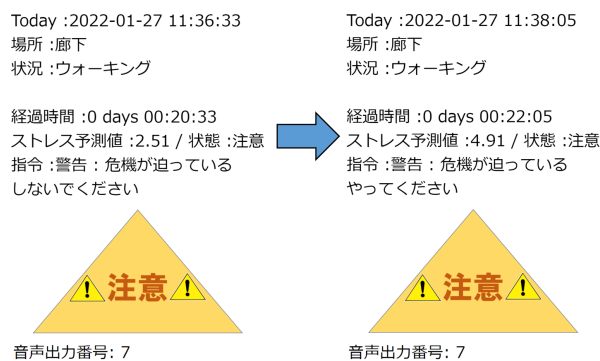


図 5.1: コーピング HTML の変化

表 5.2: 作成されたセンサログ

| 日         | 時刻       | LF/HF値 | コーピング発動行動 | コーピング実行 |
|-----------|----------|--------|-----------|---------|
| 2022.1.22 | 18:03:07 | 6.99   | 1 パソコン作業  | 1       |
| 2022.1.22 | 18:04:36 | 5.9    | 1 パソコン作業  | 1       |
| 2022.1.22 | 18:06:33 | 3.35   | 0 パソコン作業  | 0       |
| 2022.1.22 | 18:08:16 | 5.95   | 1 パソコン作業  | 1       |
| 2022.1.22 | 18:09:59 | 3.77   | 0 パソコン作業  | 0       |
| 2022.1.22 | 18:11:42 | 2.83   | 0 休憩      | 0       |
| 2022.1.22 | 18:13:25 | 1.8    | 0 休憩      | 0       |
| 2022.1.22 | 18:14:33 | 4.58   | 0 休憩      | 0       |
| 2022.1.22 | 18:16:16 | 7.47   | 1 研究      | 1       |
| 2022.1.22 | 18:17:59 | 3.92   | 0 研究      | 0       |
| 2022.1.22 | 18:19:42 | 3.22   | 0 研究      | 0       |

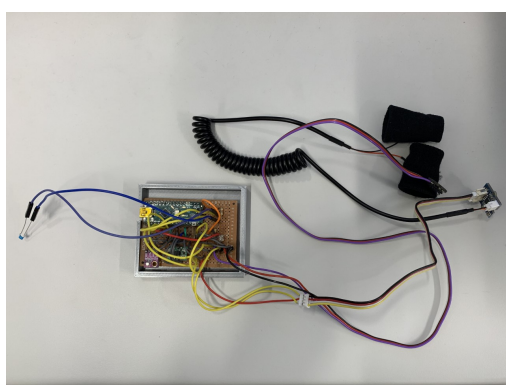


図 5.2: 小型化したセンサ収集機器

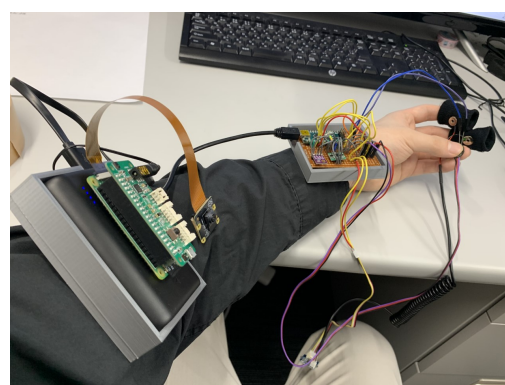


図 5.3: 装着時の様子

ユニバーサル基板を用いてはんだ付けを行うことで、センサやジャンパ線などが安易に外れてしまう可能性が低くなり耐久性が向上することが考えられる。

また、ユニバーサル基板の表面やモバイルバッテリー、Raspberry Pi Zero WH などそれぞれに装着できるようなものは付属しておらず、そのまま使うとなると装着が難しいためストレス測定を行うことも難しくなってくる。ストレス測定を行う際に、小型ウェアラブル装置本体を装着することがストレス負荷になってしまうと正しいストレス測定が行えていないので、付けやすいように細工をする必要がある。そこで本研究では、3D プリンタの機械を一から製作することから始めこの製作した機械で本研究で作成した小型ウェアラブル装置を装着しやすいようにケース作成を行った。ケース作成を行うアプリケーションとして本研究では、Tinkercad というアプリケーションを用いてケースの作成を行った。一方で中長期ストレスのストレス測定は、Google Form を用いたストレスチェックシートで行う。ストレスチェックシートの問題作成をする際に選択肢の片方だけにストレスがかかっている場合を選択するものを寄せてしまうと適当に選択をしてうまくストレス結果が出ない可能性が生じるため、ストレスがかかっている場合を選択する選択肢を均等に左右に設置するようにした。そしてただ合計点を出すだけではどのようなストレスが生じているのかの発見が難しくなってしまうため、全 57 問ある質問を 7 つの項目に分けてストレス原因がどのようなところにあるのかを発見しやすくし、また短期ストレス測定と比較しやすいようにした。

## § 5.2 実験結果と考察

まず、CWTとFFTで約40分ほどストレスの測定を行いストレス値の値変動の比較をしたものを図5.4に示す。結果的にFFTよりもCWTの方が数値の変動の幅が広いことから、CWTの方が細かなストレス測定ができていると言える。また、FFTではストレス値が上昇しているが、CWTでは逆にストレス値が上がっているという場面もあるが、これは時間領域を考慮したことによってよりストレス値を詳細に算出することが可能になったことでFFTでは検知できなかった部分が検知できるようになったからだと考える。

また、FFTではパワースペクトルを推定する際にプログラム上のパワースペクトルの配列は1つのみしか出てこないが、CWTでは時間領域を考慮していることより1024のパワースペクトルの配列が算出される。今回は1024のパワースペクトルの配列から4.1節の通りの5つの配列を抜き出してこれらのLF成分とHF成分をそれぞれ足し合わせて割り算をするという計算方法を行った。図5.5には、CWTにおけるパワースペクトルの配列1024の内、1つ、5つ、10つを取り出した場合のそれぞれのストレス値を比較したものを示す。結果としては、パワースペクトルの配列1つ、5つ、10つの場合のどれを取ってもストレス値にはさほど影響することはなかった。これより、パワースペクトルの配列を1024使う場合でも1つ抜き出して使う場合でもストレス値には大きく影響することがないと言える。今回は、パワースペクトルの配列の数を大きくすればするほど短期ストレス測定をすることが難しくなってしまうことと1つだけ抜き出した場合では時間領域を考慮してとは言えず、FFTと同じ計算方法になってしまうので計算のスピードを考慮することから5つパワースペクトルの配列を抜き出して計算することにした。

まず、短期ストレス測定においてウェアラブル装置のセンサを用いたストレス測定をしてコーピング指示を発動した際にストレス値が下がっているかを確認する検証を行う。ウェアラブル装置でストレス測定を行った際にコーピングしなかった場合のストレス値の変化を図5.6にそれぞれ示す。結果としては、まずコーピング指示に従わなかった場合ではストレス値が上昇した際になかなかストレスが下がらなかったことやストレス値が上昇してしまうことがコーピング指示に従った場合と比較すると多くなるという結果だった。これに対して、コーピング指示に従った場合ではストレス値が上昇した際にコーピング指示に従って少し時間が経過したらストレス値が下がる結果となった。これにより、コーピング指示に従うことでストレスを緩和させることができることが分かる。また、本研究ではコーピングのHTML作成に加えて小型ウェアラブル装置のイヤホンからもコーピング音声出力を行っているためコーピングを見逃すことをより減らすことができたと思われ、コーピング指示が的確に伝わったこともストレス値を下げることに繋がったのではないかと考えている。

短期ストレスの測定と並行に中長期でのストレスチェックシートにも回答を行ってもらい、評価方法も合計点を足す方法で行う。短期ストレスでの小型ウェアラブル装置でストレス測定を行うこととストレスチェックシートによる人間の主観的なストレス測定を行うことによってウェアラブル装置でのストレスコーピングに有効性があるのかを確認することができる。被験者3人をそれぞれA、B、Cと設定し小型ウェアラブル装置でストレス測定を場合のストレス値の変化の様子と中長期ストレス測定における項目ごとの点数の割合をレーダーチャートに表したものを図5.7から図5.12に示す。そして、ストレスチェックシートの分野ごとの合計点数とそれらを全て足した総計を表にまとめたものを表5.3に示す。



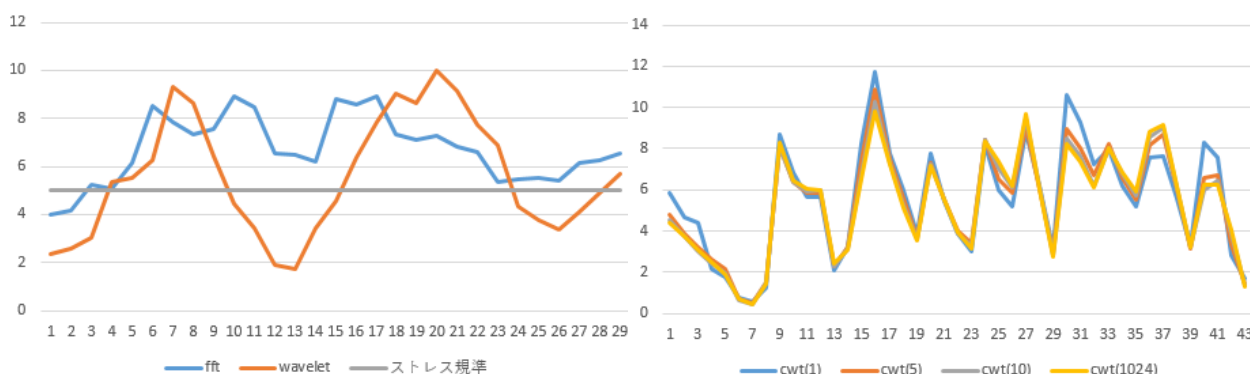


図 5.4: FFT と CWT によるストレス値比較

図 5.5: 配列参照の CWT



図 5.6: 小型ウェアラブル装置でコーピングしなかった場合

まず、図 5.7, 図 5.9, 図 5.11 の 3 つの図の小型ウェアラブル装置でのストレス測定の結果は、測定期間中のストレス値が 5.0 以上になった際に発動されるコーピング回数でストレス負荷がどの程度かかっているかを決めた結果、A が 10 回、B が 7 回、C が 5 回となり A, B, C という順番になった。被験者の A は、学部生の 4 年生であり被験者 B, C はそれぞれ学部生の 3 年生であるため結果は学部の 4 年生である被験者 A が一番ストレスが高く、次に B, C でストレスが高いという結果になった。この結果は、4 年生の人は常に研究活動を行っており、3 年生の人と比較すると土日に学校に来ることがあることや夜遅くまで研究活動を行っていることや先生との打ち合わせにより日々ストレスが溜まってしまう状況が長く続いていることから一番合計点数が高くなり、ストレスを感じているという結果が出たのではないかと考えている。

そして表 5.3 は、中長期のストレス測定におけるストレスチェックシートを回答してもらい、それぞれの項目ごとの点数それらを全て足し合わせた合計点数の結果を表した表である。本研究のストレスチェックシートでは、項目を 7 つに分けている。研究 1 は、現在の研究の量や状況を表しており、研究 2 は研究室の雰囲気や研究室の仲の良さなどを表している。気分 1 では、自身の最近の感情について質問しており、気分 2 では研究に対してどのような感情が現れているかを質問している。体調では、自身の身体で最近悪くなってしまった部分はないかということを質問している。支援では、自身の周りの人は自身に対してど

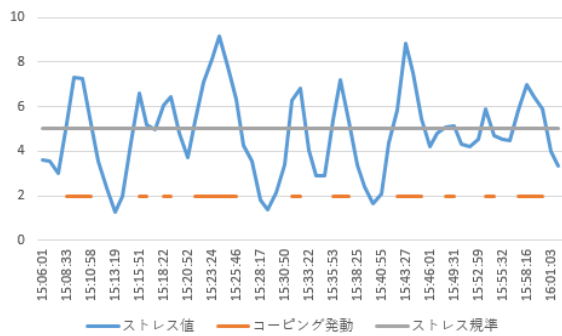


図 5.7: 被験者 A の短期ストレス結果



図 5.8: 被験者 A の中長期ストレス結果

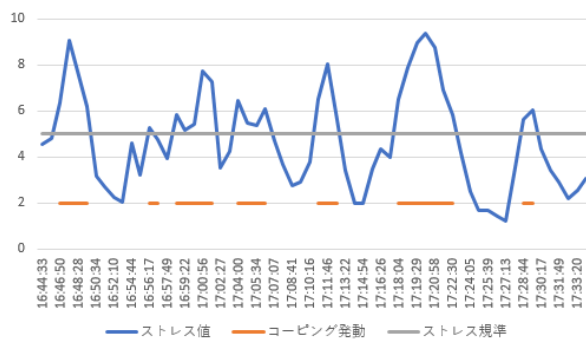


図 5.9: 被験者 B の短期ストレス結果



図 5.10: 被験者 B の中長期ストレス結果



図 5.11: 被験者 C の短期ストレス結果

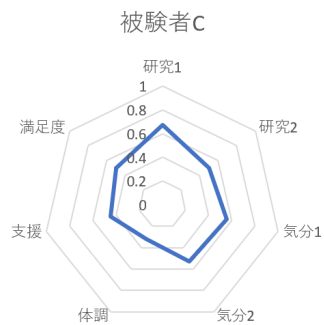


図 5.12: 被験者 C の中長期ストレス結果



表 5.3: ストレスチェックシートの合計点数

| 項目    | 研究 1 | 研究 2 | 気分 1 | 気分 2 | 体調 | 支援 | 満足度 | 総計  |
|-------|------|------|------|------|----|----|-----|-----|
| 被験者 A | 35   | 15   | 24   | 26   | 19 | 19 | 3   | 141 |
| 被験者 B | 28   | 14   | 26   | 20   | 22 | 13 | 3   | 126 |
| 被験者 C | 27   | 14   | 20   | 19   | 14 | 16 | 4   | 114 |

表 5.5: LF/HF 値の差分の検定

表 5.4: LF/HF 値の差分  
データ

| コーピングする場合 |      |       | コーピングしない場合 |      |       |
|-----------|------|-------|------------|------|-------|
| 前         | 後    | 差     | 前          | 後    | 差     |
| 7.27      | 5.25 | -2.02 | 6.3        | 6.1  | -0.2  |
| 6.61      | 5.19 | -1.42 | 5.25       | 7.3  | 2.05  |
| 6.05      | 6.42 | 0.37  | 5.25       | 6.61 | 1.36  |
| 9.15      | 6.35 | -2.8  | 5.08       | 6.05 | 0.97  |
| 6.83      | 4.04 | -2.79 | 8.1        | 9.15 | 1.05  |
| 7.17      | 5.32 | -1.85 | 6.3        | 6.83 | 0.53  |
| 7.55      | 5.47 | -2.08 | 5.05       | 5.21 | 0.16  |
| 5.89      | 4.71 | -1.18 | 8.81       | 7.55 | -1.26 |
| 5.85      | 6.99 | 1.14  | 5.06       | 5.12 | 0.06  |
| 6.43      | 5.9  | -0.53 | 5.89       | 4.71 | -1.18 |
|           |      |       | 5.85       | 6.99 | 1.14  |
|           |      |       | 5.39       | 5.95 | 0.56  |

| F 検定     |           |          |
|----------|-----------|----------|
|          | コーピングあり   | なし       |
| 平均       | -1.316    | 0.436667 |
| 分散       | 1.695671  | 0.977333 |
| 観測数      | 10        | 12       |
| P 片側     | 0.192327  |          |
| t 検定     |           |          |
|          | コーピングあり   | なし       |
| 観測数      | 10        | 12       |
| t        | -3.498263 |          |
| P 片側     | 0.001377  |          |
| t 境界値 片側 | 1.739607  |          |
| P 両側     | 0.002754  |          |
| t 境界値 両側 | 2.109816  |          |

のような接し方をしてくれるかを質問している。最後に満足度では、現在の自身の環境の満足度を質問している。

この結果は A, B, C という順番になり小型ウェアラブル装置でストレス測定を行った際のストレス負荷の順位と一致する結果となった。また、図 5.8, 図 5.10, 図 5.12 のそれぞれの項目ごとのレーダーチャートはそれぞれの項目での合計点数でレーダーチャートを作成してしまうと項目ごとの質問数が違うため例えばその項目で満点であったとしても質問数が少ない項目だと低いように見えてしまう。そこで割合でそれぞれの項目ごとの点数状況をレーダーチャートにすることにより点数状況が把握しやすいように作成した。

次に本研究の小型化ウェアラブル装置でのストレスコーピングに有効性があることを示すために検定を行う。今回検定のために用いるデータはコーピングを行わない場合と行う場合のどちらとも被験者の A とするので対応のあるデータの場合で検定を行っていく。今回の被験者 A のコーピングを行った場合 (図 5.6 参照) ではストレス値が 5.0 を超えたのは 12 回、行わなかった場合 (図 5.7 参照) では 10 回でありこれらのストレス値の変化をまとめたものを表 5.4 に示す。表 5.4 のそれぞれのストレス値の前と後の時間差は約 3 分である。

この表 5.4 を基にして、まず F 検定を行う。F 検定を行うことでコーピングなしとありの場合の分散の検定を行うことができる。変数 1 をコーピングありの LF/HF 値の差分、変数 2 をコーピングなしの場合の LF/HF 値の差分とし、有意水準は  $\alpha = 0.05$  に設定した。F 検

定の結果は、表 5.5 の通り p 値が 0.192327 となり  $\alpha$  を上回る結果となったのでこの 2 つの変数には等分散性がないと言える。

次に等分散性がないことがわかったのでこの場合の t 検定を行う。t 検定を行うことで 2 つの変数の母平均に有意差があるかどうかの検証ができる。帰無仮説  $H_0$  として“コーピングなしの場合の LF/HF 値の差分とコーピングありの場合の LF/HF 値の差分には差があるとはいえない”とする。実際に T 検定を行い有意水準と比較するための p 値を算出した結果、 $p=0.002754$  となり、 $\alpha$  値よりも p 値の方が下回る結果となったので帰無仮説  $H_0$  は棄却される。これにより、コーピングなしの場合とありの場合での LF/HF 値の差分には有意な差があることが説明できる。これらの結果はまとめて表 5.5 に示す。

### おわりに

本研究では、小型ウェアラブル装置でのストレス測定とストレスチェックシートによるアンケート回答をそれぞれ行い、短期ストレスと中長期ストレスの状態は一致するのかを検証した。

短期ストレスのウェアラブル装置でのストレス測定は、CWT を用いて時間軸を考慮したため複数のパワースペクトル波形が作成された。そこから 1024 の波形の中から 5 つ波形を抜き出し HF 成分、LF 成分のパワースペクトル密度の推定を行い、LF/HF 値を算出することができた。そして、コーピング指示の部分ではデスクワークなどにおいて作業中の画面に邪魔にならないようにコーピング HTML 表示とパソコン画面を見ていなかった際のコーピング指示見逃しを防ぐためにウェアラブル装置のイヤホンからのコーピング指示音声出力の 2 つのパターンでコーピング指示を行った。

また中長期ストレスでのストレスチェックシートのアンケート回答は、公立学校共済組合-心のセルフチェックシステムのストレスチェックシートを参考にして文章を研究室バージョンに変えたものを参考にした。そして、すべての質問には 4 つの選択肢を用意してストレスがかかっている方から 4 点、3 点、2 点、1 点とし質問すべての合計点を足すことでストレス状況を点数化することができた。

実際に短期と中長期のストレス測定を行い、短期ストレスについてはウェアラブル装置でストレス測定をした際に合計で何回コーピング指示をされたかでストレス状況を判定することにし、また実際にコーピング指示を行った際にストレス値が下がったことを証明するため、コーピングを行わない場合も計測してみた。その結果、コーピングありとなしの場合ではストレス値の下がり方に違いがあり、コーピングありの場合はストレス値をより低く下げることができコーピングなしの場合だとストレス値 5.0 以下になることが少なかった。中長期のストレス測定では、ストレスチェックシートに回答をしてもらった上で選択肢ごとに点数を決めてそれらをすべて足し合わせるということでストレス状況を判定した。

そして、短期ストレスと中長期ストレスのストレス負荷順位を比較してみると、どちらも同じ順位を示し小型ウェアラブル装置でストレス測定する場合と人間の主観で評価するストレスチェックシートとでは似ている結果となることが分かった。また、今回は短期ストレス測定にて小型化したウェアラブル装置を装着してストレス測定を行い、片腕のどちらかに装着していたが途中でテープが緩んでしまい付け直したりする場面があった。

今後の課題としては小型化した際の装着の仕方を見直しストレス測定をしている際には付け直したりする必要がなくなるように装着すること、またストレスの下がる事象について機械学習を行いより精度を上げることなどが挙げられる。



# 謝辞

本研究を遂行するにあたり，多大なご指導と終始懇切丁寧なご鞭撻を賜った富山県立大学工学部電子・情報工学科情報基盤工学講座の António Oliveira Nzinga René 講師，奥原浩之教授に深甚な謝意を表します．また，システム開発および数値実験にあたり，ご助力いただいた富山県立大学電子・情報工学科3年生の北田真悟氏に感謝の意を表します．最後になりましたが，多大な協力をして頂いた，研究室の同輩諸氏に感謝致します．

2022 年 2 月

瀧田 孔明



## 参考文献

- [1] “アンビエント社会とは”,  
<https://k-tai.watch.impress.co.jp/docs/column/keyword/303757.html>,  
閲覧日 2021.12.1.
- [2] 生活習慣病予防協会, “座ったままの生活の死亡リスク”,  
<http://www.seikatsusyukanbyo.com/calendar/2019/009893.php>, 閲覧日 2021.12.2.
- [3] 岩倉成志, 西脇正倫, 安藤章, “長距離トリップに伴う運転ストレスの測定-AHS の便益計測を念頭に-”, 土木計画学研究・論文集 Vol. 18, No. 3, pp. 439-444, 2010.
- [4] 佐久間大輝, 神田尚子, 吉見真聡, 吉永努, 入江英嗣, “座位状態で心拍測定を用いたリアルタイムなストレス緩和システム”, マルチメディア, 分散, 協調とモバイル (DI-COMO2013) シンポジウム, Vol. 2013, No. 2, pp. 1188-1195, 2013.
- [5] 櫻井 美咲, 矢島邦昭, “生体情報によるストレス計測・分析システムの検討-コンピュータベース学習環境において-”, 情報処理学会東北支部研究報告, Vol. 2016, No. 7, 2017.
- [6] 新谷隆彦, “ライフログを支える技術”, 知能と情報 (日本知能情報ファジィ学会誌), Vol. 26, No. 2, pp. 51-56, 2014.
- [7] 江崎菜々, “アンビエントコンピューティングによる行動とストレス検知に基づくコーピング支援”, 富山県立大学学位論文, 2021.
- [8] “コーピングとは?意味や導入法を理解しストレスと上手に向き合おう”,  
<https://survey.lafool.jp/mindfulness/column/0104.html>, 閲覧日 2021.12.10.
- [9] 高屋正敏, 長谷川泰隆, “ストレスコーピング特性と職業性ストレス”, 産業衛生学雑誌, Vol. 52, No. 5, pp. 807-813, 2016.
- [10] M. Fares, Murhaf A. Kutuzov, Andrei S. Oepen and E. Velldal, Erik (2017). “Word vectors, reuse, and replicability: Towards a community repository of large-text resources”, *Proceedings of the 21st Nordic Conference on Computational Linguistics*, pp. 271-276, 2017.
- [11] 伊藤克人, “産業現場でのストレスチェックの実際”, 心身医学, Vol. 56, No. 8, pp. 807-813, 2016.
- [12] 山口昌樹, “唾液を用いたストレスの計測と回復支援”, 精密工学会誌 Vol. 82, No. 8, pp. 731-734, 2016.
- [13] 野澤昭雄, 三澤裕樹, 水野 統太, 田中久弥, 井出英人 “顔面熱画像解析による会話形態に関する運転者のメンタルワークロードの評価”, 情報処理学会, Vol. 126, No. 8, pp. 412-418, 2006.
- [14] “ストレスと自律神経の科学”, <http://hclab.sakura.ne.jp>, 閲覧日 2021.12.16.

- [15] 横山清子, 森本陽子, 水野康文, 高田和之, “ウェーブレット変換によるパワースペクトル推定法”, 医用電子と生体工学, Vol. 37, No. 3, pp. 269-276, 1999.
- [16] “連続ウェーブレット変換”,  
<https://friedrice-mushroom.hatenablog.com/entry/2019/08/31/113915>,  
閲覧日 2022.2.7.
- [17] “ストレスチェック制度について”, <https://kokoro.mhlw.go.jp/etc/kaiseianeihou/>,  
閲覧日 2021.12.19.
- [18] “自分だけではなく身近な人のストレスチェックのポイント”,  
<https://doctorsfile.jp/h/178060/mt/1/>, 閲覧日 2022.1.16.
- [19] 西山 高史, 仲島 了治, 中原 智治, 一見市 伸裕, 榎木 哲夫, “アンビエントテクノロジーの住宅分野への応用の試み”, システム制御情報, Vol. 56, No. 1, pp. 21-26, 2012.
- [20] “タスク・アンビエント照明”,  
<https://www2.panasonic.biz/ls/lighting/plam/knowledge/document/0203.html>, 閲覧  
日 2022.1.19.
- [21] “amor HP+”,  
<https://www.ask-corp.jp/products/leadtek/health-care/amor-hp-plus.html>, 閲覧日  
2022.12.20.
- [22] “ストレスチェック制度簡単！導入マニュアル”,  
<https://www.mhlw.go.jp/bunya/roudoukijun/anzeneisei12/pdf/150709-1.pdf>, 閲覧日  
2022.1.2.
- [23] “職業性ストレス簡易調査票について”, <https://aneiho.com/stress-check/?p=1237>, 閲覧  
日 2022.1.2.
- [24] 島津明人, “ストレスチェックの集団分析と職場環境の改善：ストレスチェックの戦略的  
活用に向けて”, 行動医学研究, Vol. 23, No. 2, pp. 98-102, 2017.
- [25] 吉津紀久子, 東井申雄, 白神美知恵, 植園法子, 前川佳敬, 樂木宏実, 永田勝太郎 “患者  
のストレス早期発見チェックシートの開発”, 心身医学, Vol. 56, No. 12, pp. 1216-1223,  
2016.
- [26] 稲垣敏之, “ヒューマンシステム：高信頼性が損なう安全性”, システムの信頼性工学と  
安全性特集号, Vol. 41, No. 10, pp. 403-409, 1997.
- [27] “マンマシンシステム”, <https://www.jsme.or.jp/jsme-medwiki/19:1012527>, 閲覧日  
2022.1.10.
- [28] 笹田栄四郎, “最近の航空機におけるマン・マシンシステム”, 精密工学会誌, Vol. 55,  
No. 3, pp. 453-457, 1989.



- [29] 松村雄一, 栗田裕, 西小路拓也, “心拍の呼吸性変動を用いた機械操作時の一過性ストレスのオンライン推定法”, 日本機械学会論文集 C 編, Vol. 70, No. 689, pp. 200-206, 2004.
- [30] “スマホでストレス推定 ドコモ、慶大・東大と開発”,  
<https://www.nikkan.co.jp/articles/view/467293>, 閲覧日 2022.1.23.