

卒業論文

農福連携におけるインソール・ネックバンド型機器の
データフュージョンによるコーピングシステム

English Title

富山県立大学 工学部 情報システム工学科

2020042 八十住 捺輝

指導教員 António Oliveira Nzinga René 講師

提出年月: 令和6年（2024年） 2月

目次

図一覧	ii
表一覧	iii
記号一覧	iv
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 ストレスコーピングとデータフュージョン	4
§ 2.1 障がい者の社会参画	4
§ 2.2 ストレス値の算出とコーピング内容	5
§ 2.3 使用するセンサ等とデータフュージョン	7
第3章 システムの開発	11
§ 3.1 インソール型機器	11
§ 3.2 ネックバンド型機器	13
§ 3.3 機器の有意性	15
第4章 提案手法	16
§ 4.1 装着方法	16
§ 4.2 データ解析	18
§ 4.3 システムのアルゴリズム	20
第5章 数値実験並びに考察	23
§ 5.1 数値実験の概要	23
§ 5.2 実験結果と考察	24
第6章 おわりに	32
謝辞	33
参考文献	34

図一覧

2.1	CWT によるスペクトログラム [9]	6
2.2	Raspberry Pi W	8
2.3	Arduino nano	8
2.4	BMX055	10
2.5	圧力センサと心拍センサ	10
3.1	先行研究のインソール型機器	12
3.2	本研究のインソール型機器	12
3.3	オイラー角	13
3.4	Madgwick フィルタ	13
3.5	my Beat	14
3.6	my Beat の装着イメージ	14
3.7	先行研究のネックバンド型機器	14
3.8	本研究のネックバンド型機器	14
4.1	上半身への装着方法 [?]	17
4.2	腕への装着方法 [?]	17
4.3	使用する装置	18
4.4	首への装着方法	18
4.5	先行研究のデンドログラム	19
4.6	9 軸センサを外した場合	19
4.7	収集データ	21
4.8	データの送信	22
5.1	使用する足裏センサ	24
5.2	足裏センサのケース	24
5.3	心拍センサ	25
5.4	LF と HF	25
5.5	障がい者のストレス変化	26
5.6	障がい者のデンドログラム	26
5.7	健常者のコーピング HTML	26
5.8	健常者の状態	26
5.9	変化したコーピング HTML	26
5.10	変化した状態	26
5.11	健常者のストレス変化	26
5.12	健常者のデンドログラム	26

表一覧

2.1	就労移行支援と就労継続支援 A 型と B 型の違い [6]	5
2.2	コーピング内容	6
5.1	アンケート結果	25

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
低周波	LF
高周波	HF
n 次元上の点	P
n 次元上の点	Q
n 次元上の点におけるベクトル表記	$\vec{x}$
n 次元上の点におけるベクトル表記	$\vec{y}$
$\vec{x}$ 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	ψ
スケールパラメータ	a
シフトパラメータ	b
ガボール関数における定数	ω_0
抽出周波数	f
定数値	λ

はじめに

§ 1.1 本研究の背景

歩行支援に関する研究

歩行は人間の重要な行動であり、運動不足が原因で生活習慣病の発症を促す可能性がある。これらの病気のためには運動が必要であり、歩行は特に準備が少なく、手軽に行える運動である。他の運動習慣の提案のハードルが高い中、歩行は場所や時間、用具の心配がなく、いつでも始められる利点がある。

歩行における様々な特徴を調査するための研究として、足裏圧がある。しかし、高価なセンサデバイスの使用する点などから実用化が進んでいない。そこで、より手頃な価格のセンサデバイスを用いて歩行実験を行い、歩行支援を提供できれば、実用化に向けて大きな進展期待されている。

ストレスコーピングに関する研究

ストレスは外部からの刺激に対する身体や心の反応として生じる緊張状態のことを指す。様々な外部要因によって引き起こされ、天候や騒音などの環境的な刺激、病気や睡眠不足などの進呈的な要因、不安や悩みなどの心理的な要因、そして人間関係や仕事などの社会的な要因が含まれる。

ストレスに対する研究としてストレスコーピングがある。しかし、ストレスコーピングは人間の手によるコーピングや感じ方を変える研究が多く、機械が介入してコーピングを行う研究はあまりされていない。そこで、人間の手を借りずに機械がストレスコーピングを行うことで、例えば障がい者施設の方や介護をされる方の負担が減ることが期待される。

また、前述した歩行の研究とストレスの研究を組み合わせた研究もされている。研究の1つに歩行者のストレスに影響を与える歩行環境要素の分析を行った事例がある [1]。この研究では歩行人数や混雑時がストレスに影響を与えるかを検証した。このような研究から歩行条件によりストレスがかかると考えられる。

さらに、障がい者や高齢者などは不安に感じる事が多くあるため、歩行に困難を抱えることがある。例えば、不安定な土壌の場所では、歩きにくさが大きな不安を引き起こし、心のバランスが乱れ、結果として精神的なバランスが崩れ、歩行が難しくなることがある。障がい者施設などでは、不安定な土壌の上で慣れない農機具を動かす場合もあるため、なおさらストレスを抱えると考えられる。

§ 1.2 本研究の目的

先行研究 [2] では、インソール型機器の開発を行った。比較にタッチエンス株式会社のショッカクシューズを用いた。これは、世界最小の圧力センサチップであるショッカクチップを3つ搭載した高額なセンサデバイスである。このシューズと開発したインソール型機器を比較した結果、同様の特徴が検出された。また、インソール型機器を使用して、7つの異なる行動を計測し、機械学習を用いて行動分析を行った結果、実際の行動と行動分析の結果が高い正答率で一致した。これにより、インソール型機器で解析が十分に可能なデータが得られ、その有意性が示された。

先行研究 [3] では、ネックバンド型機器の開発を行った。ネックバンド型機器を就労継続支援B型事業所の障がい者に装着して実験を行い、被験者のストレス測定、ストレスコーピング、および行動識別の有意性を示した。

本研究では、先行研究で作られた、インソール型機器とネックバンド型機器を改良し、就労支援施設で働く障がい者に装着してもらうことで、ストレス値の測定を行い、そのストレス値に応じてコーピング指示を行い、ストレス値を下げることに加え、足元状態とストレス値の因果関係を調べることを目的とする。また、ネックバンド型機器の先行研究で行わなかった販売されているデバイスとの比較も行う。本研究は、ユニオンツール株式会社のmyBeatを高額なセンサデバイスとして用い、ネックバンド型機器と比較することで安価なデバイスでも十分にデータ解析ができることを示す。

先行研究のインソール型機器では、足首部分のデバイスが大きいことや、行動識別をLINEで文字入力するシステムだったが、農作業中に文字入力をするのは難しいなど課題が多くあった。本研究では、センサの変更、センサのつける位置の変更、音声入力での行動識別に変更するなどの改良を行った。インソール型機器の内容は第3章に記載する。

先行研究のネックバンド型機器では、データが正しいか比較できていない、コーピングの声が聞こえない、音声入力できていないなどの課題があった。本研究では、ネックバンド機器のデザインを大幅に変更し、作業がしやすい形にした。イヤホンもマイクと一体化し音声拾いやすい環境にした。比較も行ったため、さらに有意性を示す。ネックバンド型機器の内容は第3章に記載する。

本研究は、就労支援B型事業所の農場で働く精神疾患を抱える方に協力いただき実験を行う。土壌が不安定で転倒の危険性があるため、作業中のさまざまなデータと作業状況を比較し、転倒の可能性や不安定な土壌でのふらつきなどを観察する。また、そのときにストレス値がどう変化しているのか、ストレスコーピングでストレス値は変化しているのかを観察する。被験者には通常通りの作業をしていただき、足裏のデータ、ストレス値の分析を通じて特徴量を調査する。同時に、健常者との比較によって障がい者との違いを明らかにする。障がい者が何に不安を感じ、歩行などの作業にどのように影響を与えるかを工学的な視点から理解し、それに沿ったストレスコーピングを行うことで障がい者の不安などが軽減できるのではないかと考える。また、就労支援施設で働く障がい者を見ておられる健常者の方の負担も減らせるのではないかと考える。

§ 1.3 本論文の概要

本論文の構成は、以下の通りである。

第1章 本研究の概要と目的について説明する。背景では歩行支援に関する研究、ストレスコーピングに関する研究、それを組み合わせた研究について述べた。目的では就労支援B型施設で働く方々に向けて安価なセンサや簡易的なシステムでインソール型機器、ネックバンド型機器の開発を行う。

第2章 就労支援施設で働く障がい者の現状と、ストレス値の算出方法、ストレスコーピングの概要について説明する。さらに、本研究で使用するセンサや機器の解説とデータフュージョンについて述べる。

第3章 インソール型機器とネックバンド型機器の解説をする。また、すでに販売している高額な機器と自作機器の比較を行い、自作機器の有意性を示す。

第4章

第5章

第6章

ストレスコーピングとデータフュージョン

§ 2.1 障がい者の社会参画

農福連携とは、障がい者などが農業分野で活躍することによって、自己肯定感や充実感を得ながら社会に参加していくための取り組みである。この取り組みにより、障がい者などが就労する場や生きがいを見つけるだけでなく、人手不足や高齢化が進む農業分野において新たな働き手を確保する可能性もある。

農福連携は、通常、農業と福祉（主に障がい者支援）の結びつきを指す狭い概念として理解されがちである。しかし、この連携は単に農業と障がい者の協力だけでなく、農林水産省や6次産業など広範囲な分野を含む。同時に、福祉側も障がい者だけでなく、高齢者、生活困窮者、触法障がい者など、社会的に支援が必要な多様な人々を考慮している。

2019年6月に発表された農福連携推進ビジョンでは、「農福連携を、農業分野における障害者の活躍促進の取組にとどまらず、ユニバーサルな取組として、農業だけでなく様々な産業に分野を広げるとともに、高齢者、生活困窮者、ひきこもりの状態にある者等の就労・社会参画支援、犯罪・非行をした者の立ち直り支援等にも対象を広げ、捉え直すことも重要である。」と明記された。このような発想の転換により、「農福連携」から「農福連携等」という表現が生まれ、農業と福祉が抱える概念の広がり新たな価値を生み出す可能性に期待が寄せられている [4]。

就労継続支援は、通常の企業や事業所での就労が難しい障害や病気を抱える人々を支援する福祉サービスの一環である。このサービスは、労働の場を提供するだけでなく、知識や能力向上のために必要なトレーニングも提供する。障がいのある人々の日常生活や社会参画を包括的にサポートすることを目的として、「障害者総合支援法」に基づいている。就労継続支援を受ける人々は、「就労継続支援事業所」として知られる場で働きながら、就業に必要なトレーニングを受けることができる。企業は、こうした事業所に業務を委託することも可能である [5]。

就労継続支援はA型とB型の2つに区分されており、雇用契約を結びながら働くことが可能なのはA型のみである。表2.1に、就労移行支援と就労継続支援A型とB型の違い等を示す。

本研究において対象となる就労継続支援事務所は、日本海倶楽部 ザ・ファーム [7] である。

表 2.1: 就労移行支援と就労継続支援 A 型と B 型の違い [6]

項目	対象者	年齢	雇用契約	利用期間	工賃（月額平均工賃）
就労移行支援	就労希望	65 歳未満	なし	原則 2 年	基本なし
就労継続支援 A 型	就労困難	65 歳未満	原則あり	なし	76,887 円（平成 30 年度）
就労継続支援 B 型	就労困難	条件なし	なし	なし	16,118 円（平成 30 年度）

§ 2.2 ストレス値の算出とコーピング内容

ストレス値の算出について解説する．ストレス値の計算において，High Frequency（HF）および Low Frequency（LF）と呼ばれる変動波を用いる．ここでの HF は高周波を，LF は低周波を表す．これらの変動波の振幅の変化により，心拍変動および自立神経の評価が行われる．また，ストレス値を判定する際には，交感神経と副交感神経を比較し，交感神経が優位である場合をストレスがかかった状態とし，副交感神経が優位である場合をリラックス状態としている．

パワースペクトルの計算では，心拍センサを用いて心拍間隔変動の時系列データを作成する．心拍センサにより心拍の値を測定し，これから心拍間隔（RRI）を算出する．その後，作成した心拍間隔変動時系列データからパワースペクトル密度を計算する．図 2.1 はパワースペクトル密度の推定に用いられる連続ウェーブレット変換（CWT）によるスペクトルグラム の例である．まず，一般的な CWT を式 2.1 に示す．

$$W(a, b) = |a|^{-\frac{1}{2}} \int_{-\infty}^{\infty} x(t) \psi \left(\frac{t-b}{a} \right) dt \quad (2.1)$$

この式では， $x(t)$ が，解析の対象となっている信号であり， ψ が基本ウェーブレットを表している．また， a はスケールパラメータを表し，抽出対象周波数に対応した値であり， b はシフトパラメータを表し，解析対象時刻に対応している．CWT には，基本ウェーブレットを用いることが条件とされているため，ガボール関数を用いることとする．ガボール関数を式 2.2 に示す．

$$g(t) = \exp \left(- \left(\frac{t-b}{a} \right)^2 \right) \exp \left(-j\omega_0 \frac{t-b}{a} \right) \quad (2.2)$$

この式において， ω_0 は定数を表す．ここで，CWT の式を生体信号で使用される周波数解析において使用できるようにするために，周波数 f とシフトパラメータの関数とする．さらに， ω_0 を 2π に置き換えた式を以下の式 2.3 とする．

$$W(f, b) = \left| \frac{1}{f} \right|^{-\frac{1}{2}} \int_{-\infty}^{\infty} x(t) \exp \left(- \left(\frac{t-b}{1/f} \right)^2 \right) \exp \left(-j2\pi \frac{t-b}{1/f} \right) dt \quad (2.3)$$

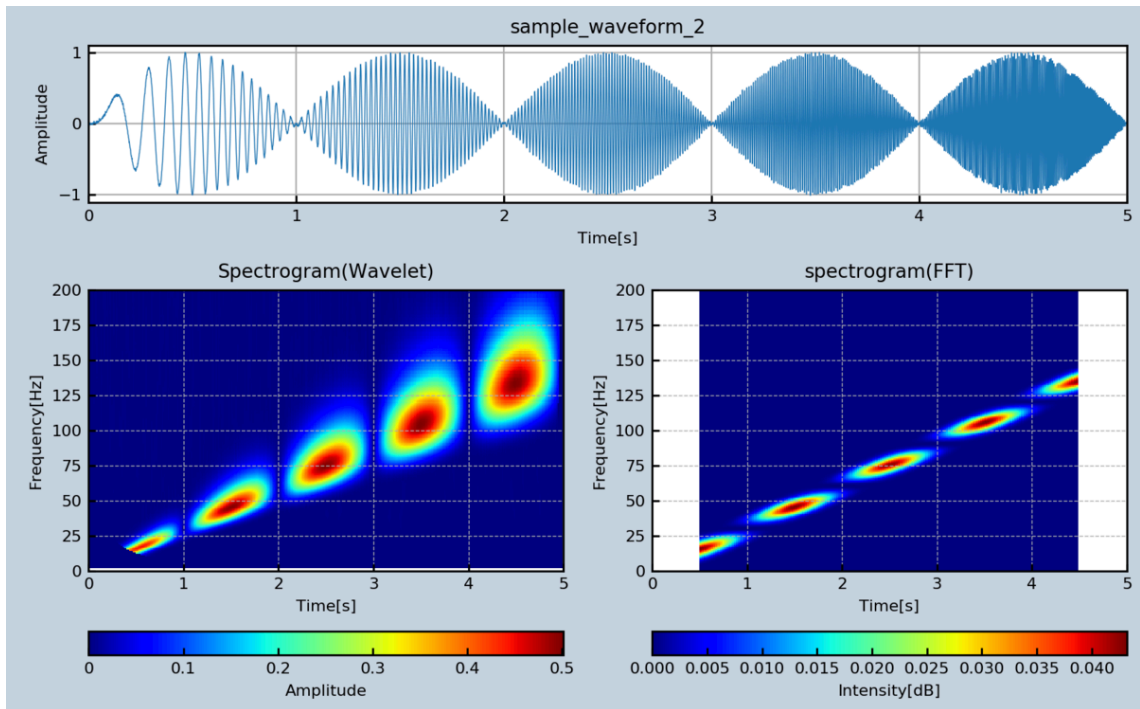


図 2.1: CWT によるスペクトログラム [9]

表 2.2: コーピング内容

2.0 以下	2.0 以上
「いいぞ, いいぞ」 「上手いこと行っとるぞ」 「上手いぞ, 上手いぞ」 など ポジティブな声かけ	「大丈夫やぞ」 「落ち着いて」 「心配いらんよ」 など 不安を和らげる声かけ

以上の式からのパワースペクトルの導出において必要となる解析データ長とパワースペクトルの関連性を考慮し、ガウスの領域に関する $1/f$ に対して λ を用いた式を以下の式 2.4 とする。

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

以上の式から、HF 成分および LF 成分を導出する。ただし、HF の領域は 0.15Hz から 0.40Hz、LF の領域は 0.05Hz から 0.15Hz とした一般的な領域とする。よって、ストレス値となる LF/HF 値の算出方法を下の式 2.5 とする。

$$\text{ストレス値} = \frac{LF}{HF} \quad (2.5)$$

以上の式で算出された結果をストレス値とし、その結果をもとにストレスコーピングを行う。

コーピングとは、ストレスに対処したり負担を軽減するための手段を指す [10]。コーピングは大きく3つの区分に分けられ、それぞれが異なる焦点やアプローチを持っている。これらのコーピングの主な分類には、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がある。

問題焦点型コーピング

ストレスの基であるストレッサーそのものを除去することで、ストレスの蓄積から脱出する行動を指す。具体的な例としては、職場環境や人間関係を変えることでストレッサーから離れる方法や、家族や友人に相談するカウンセリングを受けるなどが挙げられる。

情動焦点型コーピング

この手法では、ストレスに対する考え方や感じ方を変えることが焦点とされている。具体的な例としては、気分が沈んだときに友人との会話を通じて楽観的な考え方を持とうとすることや、上手くいかない状況に対して「誰にでもこのようなことはある」と言い聞かせるなど、悲観的な状況から抜け出そうとする試みが挙げられる。

ストレス解消型コーピング

ストレスが蓄積したと感じて際に、気晴らしを行うことでストレスを解消する手法である。具体的な例としては、趣味に没頭することや運動をして体を動かすことなどが挙げられる。これらの行動は、考え込む必要がなく、気分転換に適している。

本研究のネックバンド型機器では、イヤホンからの音声による、ストレスの原因に対する考え方や感じ方を変えようとする情動焦点コーピングを行うシステムの開発を行う。

ストレス値が2.0以下のときは良好状態であるため、ストレス値を上げないためのポジティブな声かけを行う。また、ストレス値が2.0以上のときは注意、要注意であるため、ストレス値を下げるための不安を和らげる声かけを行う。表2.2に、コーピング内容を示す。音声は利用者が安心できる声を録音しておくことでさらにストレスの軽減となる。

§ 2.3 使用するセンサ等とデータフュージョン

人間の日常生活からデータを収集することが可能であり、この収集されたデータは一般的にライフログと呼ばれる。ライフログの定義は、“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などを通じて取得・蓄積された情報”とされており、これには検索語句、アクセスしたURL、使用時間などの閲覧履歴、電子商取引における利用情報、GPSなどを利用して取得された位置情報が含まれる [11]。ライフログの研究の先駆けとして、マイクロソフトコーポレーションのMyLifeBitsプロジェクトが挙げられる。このプロジェクトは、コンピュータでの操作および動作の情報をデジタル化することを目指したものである。



図 2.2: Raspberry Pi W

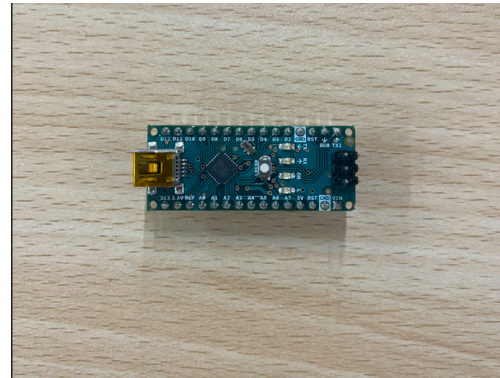


図 2.3: Arduino nano

最近では、スマートフォンやウェアラブル端末が広く普及したことから、距離や経路に加えて心拍数など、人間の行動に基づくデータの収集が可能になった。これらのデータを活用して生活の質を向上させようとする人々が増加している。

本研究では Raspberry Pi Zero W と Arduino nano に生体情報を取得するためのセンサを搭載したインソール型機器とネックバンド型機器を使用する。使用する装置や部品の内容を以下に示す。

Raspberry Pi Zero W

Raspberry Pi は、小型の電子基板に CPU や GPU など、コンピュータに必要な機能が搭載されたシングルボードコンピュータの一種である。複数のモデルが存在するが、特に小型かつ省電力であり、カメラやマイク、Bluetooth の利用が可能である。さらに、無線 LAN や GPIO ピンを使用することでデータの送受信やデータの測定が容易に行える。本研究では Arduino nano からのシリアル通信、サーバとのデータの送受信で用いる。図 2.2 に Raspberry Pi W を示す。

Arduino nano

Arduino nano は、基本的なモデルである Arduino Uno をさらに小型化したモデルであり、ブレッドボードに差し込むことでセンサの配線が用意になっている。また、Arduino nano には PC で作成したプログラムを書き込むことや PC からの制御も可能である。本研究ではセンサからの情報を Raspberry Pi W とシリアル通信を行うために用いる。図 2.3 に Arduino nano を示す。

BMX055 (9 軸センサ)

BMX055 は、BOSCH 社の 9 軸センサである。加速度 3 軸、ジャイロ 3 軸、磁気コンパス 3 軸の姿勢センシングモジュールである。3.3V～5V の電源で動作し、9 軸の測定が行える。本研究ではインソール型機器に付いており、足の向きなどの測定を行う。図 2.4 に BMX055 を示す。

FSR402 (圧力センサ)

FSR402 はセンサ表面に加えられた圧力を検知するもので、様々なヒューマンイン

ターフェースに用いられる。圧力 P_n はセンサデータを kg 単位で表す必要がある。センサデータの圧力を p_n として式 2.6 で定義する [13].

$$\frac{5(1024 - p_n)}{1024} + 2.0269 = 7687 \log P_n \quad (2.6)$$

本研究ではインソール型機器に付いており、足裏圧の測定を行う。図 2.5: 左に FSR402 圧力センサを示す。

心拍センサ

心拍センサは耳たぶや指先にセンサを付けて心拍が取れるセンサである。5V の電源で動作し心拍を測定する。本研究ではネックバンド型機器に付いており、耳たぶからの心拍波形からストレス値を算出する。図 2.5: 右に心拍センサを示す。

PiSugar3

Raspberry Pi Zero W を駆動させるために PiSugar3 を使用する。Raspberry Pi Zero W に直接繋げることができ、サイズも Raspberry Pi Zero W と同じくらいなので小型化が図れる。バッテリー容量は 1200mAh、駆動時間がおおよそ 4 時間、充電時間がおおよそ 30 分と機能面においてもとても優れているため採用した。

モバイルバッテリー

機器を充電するためにモバイルバッテリーを使用する。PiSugar3 では、コードを使用してモバイルバッテリーを接続できる。そのため、長時間接続できるような大容量のモバイルバッテリーとして、10000mAh の容量を持つものを採用した。また、モバイルバッテリーは持ち運びができるため、農地でも充電できることがメリットである。

リチャージ WiFi (ポケット WiFi)

Raspberry Pi Zero W とサーバの送受信には WiFi が必要である。そのため、農地でも繋げれるリチャージ WiFi を採用した。国内 4G/LTE 100GB 付きのデータ通信プランは、開通日から 1 年間である。マルチキャリアの回線 (docomo, au, Softbank, Rakuten) を利用している。最大通信速度は、上り 50mbps/下り 150mbps である。バッテリー持続時間はおおよそ 13 時間である。

データフュージョンとは、形式や収集条件の異なるデータを一元化し、統合して分析可能な 1 つのデータに整える技術を指す [12]。統計分析に使用されるデータには、単一の情報源から得られるシングルソースデータと、複数の情報源から得られるマルチソースデータが存在する。マルチソースデータは、情報源ごとに異なるデータ形式を持っており、そのままでは効果的な分析が難しいため、データフュージョンにより形式を整え、シングルソースデータに統合する必要がある。インターネットや IoT 技術の進化により、多岐にわたるデータが異なる形式や収集頻度で蓄積されるようになった。これらのデータを有効に活用するには、データフュージョンが不可欠である。

異なる形式の複数のデータを統合する場合、対応しない項目は欠損値となる。データフュージョンでは、データ間で共通する項目をもとにデータを統合し、共通項目を利用して欠損

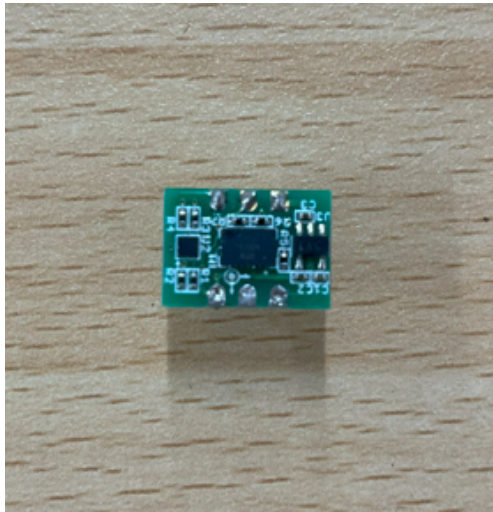


図 2.4: BMX055

値を推定することが一般的である．共通する項目をもとにデータを整理する際に用いられる用語として「共変量」がある．

自動運転技術では，複数のセンサから得られるデータ（例：カメラ，GPS，速度センサ）を効果的に利用するためにデータフュージョンが活用される．

本研究では，前述したセンサから得たデータをデータフュージョンを行い，足元データも考慮したストレスコーピング機器を開発した．

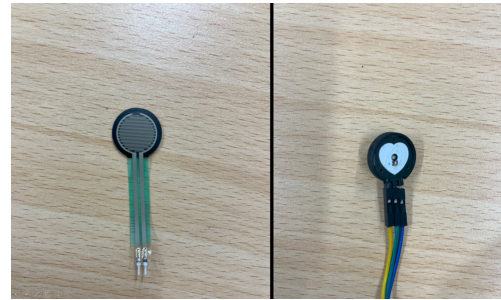


図 2.5: 圧力センサと心拍センサ

システムの開発

§ 3.1 インソール型機器

先行研究では、タッチエンス株式会社のショッカクシューズを高価なセンサデバイス、自作機器と比較することで安価なデバイスでも十分にデータ解析ができることを確認した。

ショッカクシューズ

ショッカクシューズは、タッチエンス株式会社が提供する足裏センサシューズである。ショッカクシューズには、母指球、子指球、踵の直下にそれぞれ1個ずつの6軸触覚センサ「ショッカクチップ 6DoF」と、土踏まず付近に3軸加速度センサとジャイロセンサが1個ずつ計4個のセンサが組み込まれている。これらのセンサによって計測された母指球、子指球、踵で発生する各6軸方向の力や重心位置などの足運動データは、専用アプリをインストールしたスマートフォンでリアルタイムに確認できる。専用アプリはAndroid10以上のバージョンが必要であり、また、Bluetooth接続をしてショッカクシューズのデータを収集するためにはBluetooth 4.2以上のスペックが必要である。足運動データは専用のWEBサーバにアップロードされ、独自のAIにより処理され、重心や3軸情報（地面反力、推進力、左右振動力など）の足運動データが算出される。具体的な解析項目には、地面垂直反力、前後方向せん断力、左右方向せん断力、足高さが含まれる。足運動データおよび足運動解析データは、専用WEBサーバからcsv形式でダウンロード可能であり、足運動データは20msec（50Hz）の周期で取得できる [14]。

ショッカクチップ 6DoF

ショッカクチップは、 $9 \times 9 \times 5\text{mm}$ のサイズに収めた6軸の高感度触覚センサである。MEMSを利用しているセンサコア部分が非常に小型化されている。このセンサは、付属部品を必要とせずにデジタル信号を直接出力し、データを収集することができる。指先やウェアラブルデバイスなど、製薬のあるスペースに取り付けることを目的としており、これまで搭載が難しかった場所にも使用できる。さまざまなシチュエーションで利用され、ロボットの指先に組み込んで人間の感覚をデジタル化するだけでなく、医療器具に搭載して感覚的な動作を数値化したり、ゲームにおいて立体的な動作を可能にするなど、幅広い分野で活躍している [16]。

先行研究のインソール型機器の概要

図 3.1 に先行研究のインソールの内部構造を示す。先行研究のインソール型機器は、

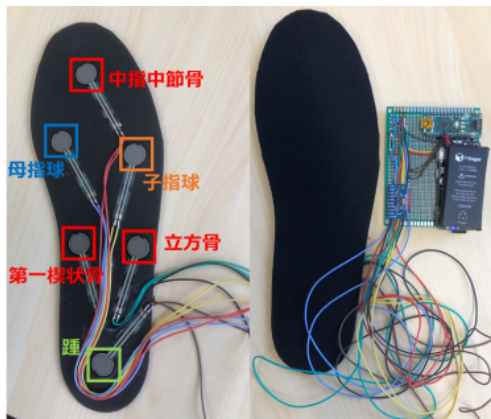


図 3.1: 先行研究のインソール型機器

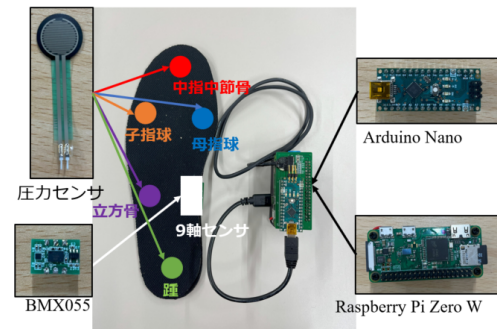


図 3.2: 本研究のインソール型機器

インソール部とデバイス部の2つの構成でできている。インソール部には、6つの圧力センサが張り付けられている。これらの圧力センサは、母指球、子指球、踵、中指中節骨、第一楔状骨、立方骨に配置されている。デバイス部には、Raspberry Pi Zero W, Arduino nano, 9軸センサ、抵抗がユニバーサル基盤にはんだ付けされている。

本研究では、9軸センサを一回り小型のものに変更をし、付ける位置も変更した。先行研究のインソールで第一楔状骨に付いていた圧力センサを取り外し、足首についていた9軸センサをその位置に付けた。これにより、より正確な足元状態を測定可能になった。図3.2に本研究のインソール型機器の内部構造を示す。使用するセンサ等は、2.3節で記載した。コンピュータ部分にRaspberry Pi Zero W, センサからのデータをRaspberry Pi Zero Wに送るArduino nano, センサは9軸センサ、圧力センサである。

また、9軸センサから得られた加速度、角速度から足の状態推定に必要な図3.3のオイラー角である、pitch, roll, yawを導出する。本研究において、pitchはつま先の上げ下げ、rollは足の傾き、yawは足の向きに相当する。導出にはArduinoのライブラリである、Madgwickフィルタを用いる。

Madgwickフィルタは、先行研究で用いられたカルマンフィルタに対して提案されたもので、同程度以上の精度を維持しながらも高速で処理が可能なフィルタとして知られている。カルマンフィルタがモデルの構造が不明な場合に高い精度を実現することが難しいのに対し、Madgwickフィルタは高い処理速度を備えつつ、同程度の精度を達成できる特徴がある[15]。図3.4に概要を示す。

さらに、本研究では、先行研究で行わなかったセンサキャリブレーションを行った。キャリブレーションとは、一般的にはセンサの出力と実際に計測されたデータとの相関性を評価するプロセスである。しかし、データ収集のためのセンサセットアップの文脈では、センサキャリブレーションとは主にセンサの幾何学的なキャリブレーションを指す。これは、センサが物理的な位置や方向に対して正確であることを確認し、データの精度を向上させるプロセスである[17]。

前述したセンサ、ライブラリを用いて足裏圧と足元の状態を研究室内のサーバに送る。ここで、VNC viewerというRaspberry Pi Zero Wを遠隔操作することができるアプリケーションを用いることで、PCからRaspberry Pi Zero Wを操作することが可能である。送ら

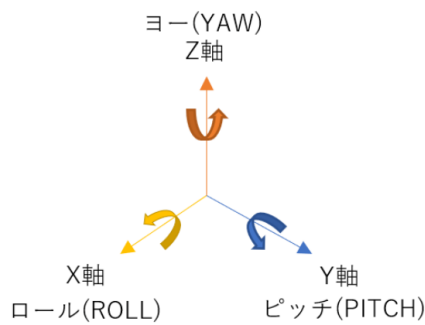


図 3.3: オイラー角



図 3.4: Madgwick フィルタ

れたデータを解析し、足元のステップ、カーブの方向、安定さを出力する。サーバ内部の動きは4章に記載する。

§ 3.2 ネックバンド型機器

本研究では、my Beat を高額なセンサ機器、自作センサ機器を安価な機器として用いる。

myBeat

my Beat はユニオンツール株式会社の心拍センサで、価格は約 10 万円、電極タイプの心拍センサである。心拍（波形、周期、数）、体表温、3 軸加速度を測定することができ、リアルタイムで可視化することができる。コイン型リチウムイオン電池で動き、最大 8 日間（測定モードによる）計測できる。サンプリング周波数は 1000Hz で、データ更新周期は心拍毎である。直接肌に装着する必要がある、電極パッド、または電極ベルトを装着して測定を行う。学術研究、スポーツ、高齢者や作業者の見守り、商品開発など様々な分野で使用されている [18]。図 3.5 に my Beat、図 3.6 に装着イメージを示す。

先行研究のネックバンド型機器の概要

図 3.7 に先行研究のネックバンドの内部構造を示す。先行研究のネックバンド型機器は、心拍部とデバイス部の 2 つの構成でできている。心拍部には、Arduino nano、心拍センサ、抵抗がユニバーサル基盤にはんだ付けされている。デバイス部には、Raspberry Pi Zero W、イヤホン、カメラ、マイクがある。心拍部とデバイス部を有線で繋ぎ、首に巻く形で装着していた。

本研究では、イヤホンとマイクを一体化したヘッドホンマイクを用いる。カメラは今回は使わないと考え、取り除いた。図 4.3 に本研究のネックバンド型機器の内部構造を示す。使用するセンサ等は、2.3 節で記載した。コンピュータ部分に Raspberry Pi Zero W、センサからのデータを Raspberry Pi Zero W に送る Arduino nano、センサは 9 軸センサ、心拍センサである。

myBeat とネックバンド型機器を比較すると、まず脱着が myBeat に比べて便利である。myBeat は直接胸の方の肌に付ける必要がある。比べてネックバンド型機器はイヤホンをか



図 3.5: my Beat

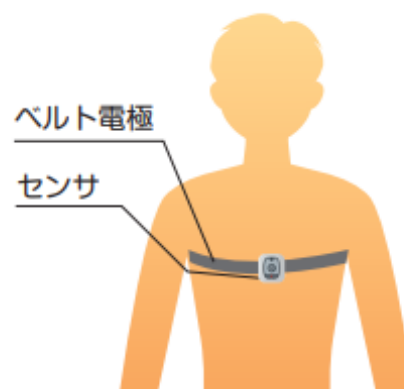


図 3.6: my Beat の装着イメージ

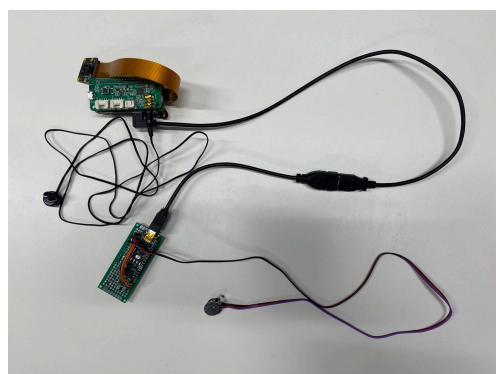


図 3.7: 先行研究のネックバンド型機器

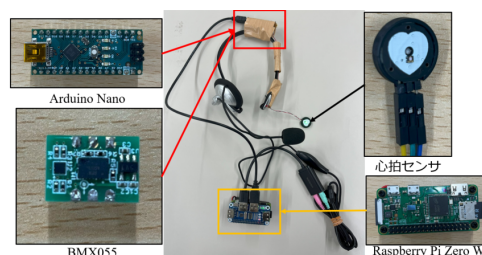


図 3.8: 本研究のネックバンド型機器

けて心拍センサを耳たぶに挟むだけなので脱着が便利である。また、myBeat はデータを無線で取得することはできるが、リアルタイムで解析は行うことができない。ネックバンド型機器はWiFiを用いてデータをサーバに送れるため、サーバでリアルタイムに解析を行うことができる。

心拍センサは、安静時に使うセンサであるため動いてしまうと良いデータが取れなかった。そこで、ネックバンド型イヤホンに固定し、さらに、耳たぶに付けるクリップの強度も強化した。

また、行動識別を音声認識エンジン Julius を用いて行う。

音声認識エンジン Julius

Julius は大語彙連続音声認識を行うソフトウェアであり、これまでの音声認識の研究で蓄積されたアルゴリズムや計算効率化手法を広く実装している。これにより、高い精度でかつ効率的な認識処理が可能である。Julius の最も注目すべき特徴は、その汎用性と可搬性にある。音響モデルや言語モデルの仕様は標準的なフォーマットを採用しており、これを置き換えたり修正したりすることが容易である。動作環境は Windows

および Linux を含む Unix 系 OS (Solaris, MacOS X, FreeBSD 等) で動作する. 音声入力 API は, Windows では DirectSound を, Linux ではカーネル標準の ALSA および OSS, esd をサポートする. 録音は 16bit で, サンプリングレートは 16kHz である必要がある [19]. 本研究では, Raspberry Pi Zero W に Julius を組み込んだため, Linux 版を用いた.

Julius は, 認識したい単語だけを登録することで精度が上がる. 今回は農機具を動かす際の行動識別に必要な「エンジンスタート」, 「直進」, 「右カーブ」, 「左カーブ」, 「エンジン停止」の 5 単語を登録した. 使用者は前述の単語の行動する前にマイクに話してもらい, それをサーバに送ることで行動識別が行える.

§ 3.3 機器の有意性

提案手法

§ 4.1 装着方法

使用するウェアラブル装置において、装着者にどのようにして装着させるかを検討する。まず、先行研究では、身体の上半身に作成した装置を巻き付けるような形で取り付けるといった手法があった。図 4.1 は、装置を上半身に装着した状態を示す。

この装着方法には、主体となる装置を上半身に取り付けているため、装置を身に着けた状態で装着者も動くことができるが、普段通りに動くことが制限されることや、動いたことによって障害物に衝突し、装置の部品が故障してしまう可能性が挙げられる。さらに、この装置は、ブレッドボードを用いて作成されているため、ブレッドボードに配線したワイヤが、装着者が動いたことによって外れてしまうといった課題があった。

そこで、この研究からさらに改善された装着方法が腕に装置を装着するといった方法である。図 4.2 は、装置を腕に装着した状態を示す。課題点として残されたワイヤが外れる問題は、はんだ付けによって固定させる方法を採用した。さらに、装着方法において、上半身全体に装着したことによる行動範囲が制限される問題を軽減するために、腕に巻き付ける形で装置を装着した。

これにより、装着者が動いたことによる装置の破損リスクの軽減にもつながった。そして、装置の破損リスクを軽減させる要因として、ケースを作成する手法が取り入れられた。この装着方法では、上半身に装着する手法と比較して、装着が簡単になったという利点も兼ね備えているが、装着箇所を腕に集中させたことで腕にかかる負担が増えてしまった点が挙げられる。

本研究では、2つの先行研究の装着手法から得られた課題点をまとめ、農作業を想定した装着方法を考える。今回最も注目すべき点は、装着者が農作業を行うことである。農作業には、屋外で作物の収穫や、農具を使用するといった身体を動かす仕事は作業内容に含まれる。この条件において、先行研究で実際に採用された2つの装着方法には、それぞれ本研究で使用することが難しいと考えられる要因がある。

まず、上半身に装着を行う方法では、作業を行うときに行動が制限されることが挙げられる。確かに、身体に取り付けた状態を維持しながら測定ができるといった利点は、本研究における作業中の装着者のストレスを計測するという点から重視すべき内容といえる。

しかし、上半身に装着した状態では、作業を行う間に、泥や水の付着や、地面が平地とは異なる不安定な状態で作業を行うときに考えられる転倒や装置の破損のようなリスクが考えられる。特に、農地では、畑のような足場が不安定な場所が多い。さらに、雨による降水で水を吸収した地面で作業を行うときは、地面に足を踏み入れたときに滑り、転倒し

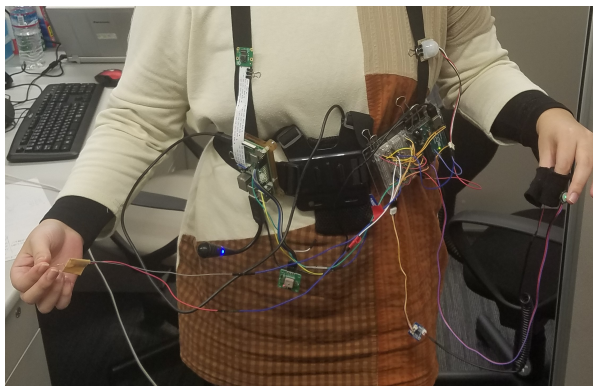


図 4.1: 上半身への装着方法 [?]

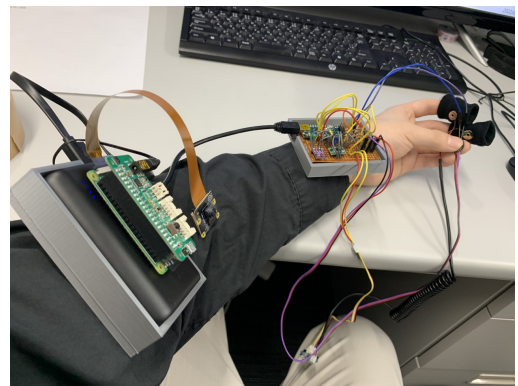


図 4.2: 腕への装着方法 [?]

てしまうことが想定される．さらに，装着範囲の広さから，行動が制限され，普段通りに作業を行うことができない装着者にとってストレスになってしまう点からこの装着方法は農作業での運用に不向きであると考えた．

次に，腕に装着を行う方法では，腕に取り付けたことによる負担の大きさが作業の妨げになる短所を持つ．図 4.1 の装着方法と比較すると，装置の小型化やケースによる保護により，前述した破損リスクの軽減になる．また，上半身に装着したときよりも装着範囲が狭くなったため，装着による違和感も少なくなった．しかし，この手法では，装着箇所を腕に絞っているため，装置とケースの重さが装着した腕に伝わる．

この装着方法は，デスクワークでの作業を想定し，採用されたものであるが，デスクワークと農作業の決定的な違いは，身体を動かすことにある．特に，農具を持つことや，作物を収穫することにおいて，手を使うことが必要不可欠となる．これにより，装置の重さで疲れやすくなり，腕を動かすことがストレスとなってしまう．

これらの理由から，先行研究の装着方法は，農作業を行う装着者にとって不向きであるということになる．そこで新しい装着方法を考える．

まず，装置の大きさや重さについて考える．先行研究でも，前述したように装置が大きいことや，重さが装着者のストレスとなってしまう点が挙げられる．そこで，装置は小型であり，軽い必要がある．本研究では，図 4.2 で使用した装置で使った基盤よりもさらに小さい基盤を使用することにした．そして，2つの先行研究において，どちらの研究でもモバイルバッテリーを使用しているという点に着目した．どちらもスマートフォンなどで使用できるモバイルバッテリーを使用しているが，上半身と腕のどちらも，重量があり，負担がかかるという問題がある．そこで，Raspberry Pi Zero WH に直接装着させることが可能な PiSuger を使用することにした．

PiSuger は，Raspberry Pi Zero WH に取り付けることが可能なモジュールである．先行研究で使っていたモバイルバッテリーとの違いは，重さがモバイルバッテリーよりも軽く，小さいバッテリーであるため，モバイルバッテリーにかかる重さを軽減することが可能になる．これにより，装着に必要なスペースをこれまでよりも小さくすることができることに加え，装着時の負担をさらに軽減することができるようにした．

次に，装着する箇所について考える．装着方法について，装着者にかかる負担に加えて，装置にカメラやマイクが搭載されている点に着目し，首に装着する方法を考えた．装着位

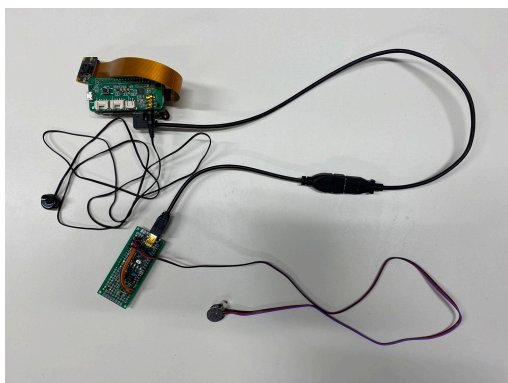


図 4.3: 使用する装置



図 4.4: 首への装着方法

置を首にすることで、カメラからの画像が取得しやすくなることに加え、マイクの音声入力において、顔に近い位置に配置しているため、音声を簡単に入力できるようにした。さらに、作業中に装置が農具や作物に当たることが少なくなるため、破損リスクも軽減することができる考えた。

さらに、装置を保護する方法について考える。前述した装置の小型化および装着位置の変更を行ったことで、負担の軽減やデータの収集が行いやすくなったが、装置を保護していないため、汚れや転倒による破損が考えられる。そこで、装置を保護する必要がある。本研究では、装置に合ったケースを使用することにした。

形状としては、ワイヤレスイヤホンを模したケースになっている。ワイヤレスイヤホンをケースの形状として採用する以外にも、同じ首に装着することが可能な首輪型を採用する手段も考えられるが、ワイヤレスイヤホンとの形状の違いは、装着したときの圧迫感にある。

まず、使用する装置を、図 4.3 に示す。この装置を首に巻き付けると、首を曲げるときに装置が妨げとなり、首が曲げにくくなることや、曲げたことで装置が顎に当たり、怪我を負ってしまうことや、首が自由に動かせないことへのストレスが溜まってしまふことが考えられる。しかし、ワイヤレスイヤホンの形状であれば、首輪のような首につけたときに生じる圧迫感は少ない。また、装置をケースの先端に取り付けることでその圧迫感を軽減することが可能である。そこで、ケースはネックバンド型のワイヤレスイヤホンのような形状をもとに作成する。

上半身における実際の装着イメージを、図 4.4 に示す。

§ 4.2 データ解析

本研究では、センサの小型化のために、先行研究で使用されたウェアラブル装置のセンサについて改めて選別を行った。まず、先行研究におけるウェアラブル装置を用いた行動識別のデンドログラムは図 4.5 のようになった。ここからセンサを絞り、最低限行動識別が行えるように選別を行う。行動識別によるデンドログラムが変化した結果を図 4.6 に示す。ここで、注目すべき部分は、9 軸センサのデンドログラムが、先行研究におけるデンド

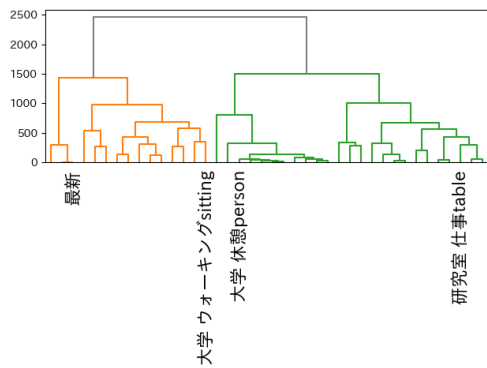


図 4.5: 先行研究のデンドログラム

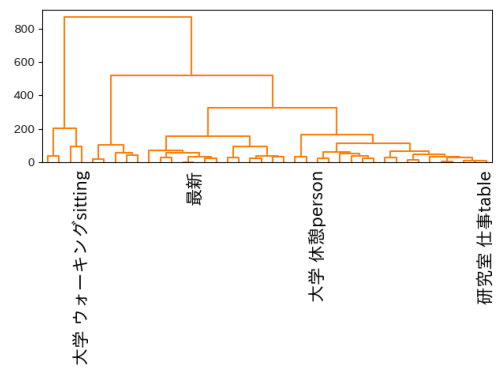


図 4.6: 9 軸センサを外した場合

ログラムと比較すると著しく変化している点である。

デンドログラムは、2.2 で前述したように、クラスター分析の結果が図として表すことになっているものである。9 軸センサは、図の形や色が大きく変化している点から、行動におけるデータの類似度が図 4.5 とは異なっていると考える。そこで、9 軸センサを行動識別において最低限必要なセンサとして、本研究で採用した。また、心拍センサは、装着者のストレスを検出するための要素であるため、心拍センサも装置に搭載するセンサとして採用した。

本研究では、9 軸センサ、心拍センサに加えて、足裏センサを使用する。足裏センサとは、足に装着して、足の運動を解析することができるセンサである。既に製品として、タッチエンス株式会社 [?] のショッカクシューズが開発されている。このショッカクシューズは、以下の特徴を持ち、スマートフォンに専用のアプリを導入することで、簡単に計測を行うことが可能になっている。

- 6 軸センサを搭載
- 母指球、小指球、踵から内力データの収集
- 地面の反力、推進力・静止力、左右揺動力から外力データの収集

今回は、足の運動データを作成した小型ウェアラブル装置で収集したデータと合わせて使用するが、タッチエンスのショッカクシューズは、専用のアプリでデータ収集を行っていることから、ショッカクシューズのデータをウェアラブル装置と合わせる事が難しくなってしまう。そこで、別のセンサを用意した。

ここで使用する足裏センサは、以下のデータを収集することが可能である。

- 12 箇所の圧力データ
- 3 軸の加速度
- 3 軸の角速度

そして、これらのセンサは、片足につき圧力センサが6つ、3軸分の加速度センサに加えて、3軸分の角速度センサが搭載され、両足で計24個分のデータを収集することが可能になっている。このセンサを使用することで、足の運動における情報を収集することができるに加え、行動識別の精度を上げることが可能であると考えたため、このセンサを採用した。

§ 4.3 システムのアルゴリズム

ウェアラブル装置を用いたストレス測定によるアルゴリズムについて解説する。収集するセンサの一部を示したものを図4.7に、センサデータの取得からストレス値計測およびコーピング指示の発令までの一連の流れを示したものを図4.8に示す。また、ウェアラブル装置に加えて、足裏センサにを用いて収集したデータも考慮するものとする。

提案手法は、ウェアラブル装置からのセンサデータ、ストレス値の収集、サーバへセンサデータへの送信・蓄積、クラスター分析と行動識別、コーピング指示の発令、アンケートの回答、障がい者と健常者のストレスデータの比較といった流れになっている。以下より詳細を解説する。

i. ウェアラブル装置からのセンサデータ、ストレス値の収集

まずは、作成したウェアラブル装置から装着者のデータを取得する。このデータにおいて、まずArduino nanoから取得するデータは、加速度、角速度、地磁気、心拍である。これらのデータは1秒間にデータを3回取得し、シリアル通信を用いてArduino nanoからRaspberry Pi Zero WHへ送信する。

Raspberry Pi Zero WHでは、カメラモジュールから撮影した静止画像からのテキストデータとRespeaker2-Mics Pi HATのマイクで音声入力をもとにしたテキストデータを収集する。また、足裏センサは、足に装着した状態で装着者の圧力、加速度、角速度のデータを収集する。

次に、心拍センサから、装着者の心拍数のデータを1024個分収集する。このデータは、Arduino nanoからシリアル通信によってRaspberry Pi Zero WHに送信されている間はすべて配列に格納される。データが1024個収集された後に、連続ウェーブレット変換に基づいてパワースペクトル密度を導出する。心拍のデータは、5分間収集が行われる。

そして、ストレス値であるLF/HFの導出を行う。LFおよびHFは1分間で計算が行われ、同様にストレス値も算出される。また、ストレス値の導出を行っている間、ウェアラブル装置に搭載されている9軸センサで加速度、角速度、地磁気のデータの収集およびRaspberry Pi Zero WHに搭載されたカメラモジュールで撮影された画像からテキストデータの収集が行われる。ストレス値の計算後、新しい心拍センサの収集データが100件配列に格納される。このデータは、既に収集したデータから古いデータ100件が上書きされるようになっている。

ii. サーバへセンサデータの送信・蓄積

前述したセンサデータおよびストレス値はサーバへ送信される。送信は、Raspberry

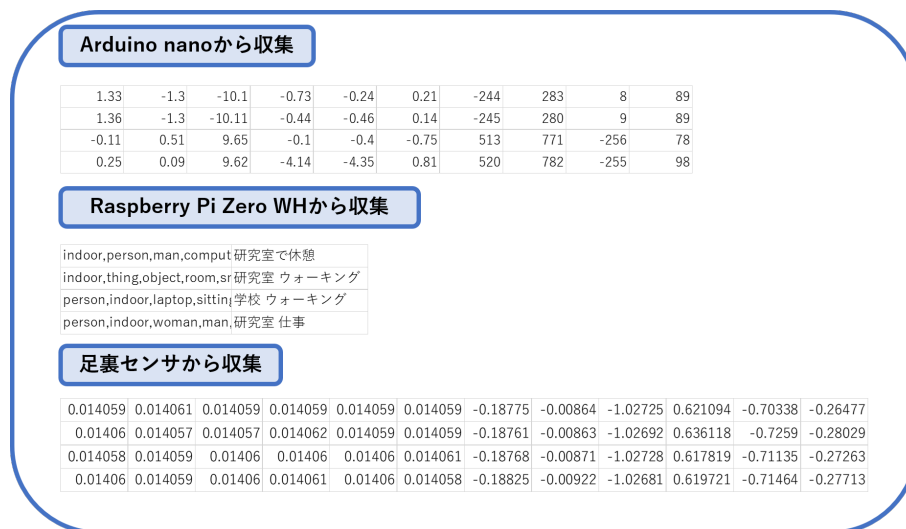


図 4.7: 収集データ

Pi Zero WH からテザリングを用いて行われる。Raspberry Pi Zero WH には、収集したセンサデータが json 形式で保存されており、この json の中身がサーバへ送信される。

ただし、Respeaker2-Mics Pi HAT を経由して収集された音声データは同じ json ファイルに保存されず、音声入力が行われると別の json ファイルに保存され、ファイルの中身がテキストデータとしてサーバへ送信される。

足裏センサのデータは、同じ Raspberry Pi Zero WH や Arduino nano で蓄積を行っておらず、足裏センサ専用の装置で計測を行っているため、足裏センサのデータは直接サーバへ送信される。

サーバに送信されたデータは、Arduino nano を経由して収集された 9 軸センサと心拍センサのデータと Raspberry Pi Zero WH のカメラモジュールから得た画像のテキストデータが同じファイルに xlsx 形式として保存され、音声データは、音声専用のファイルに xlsx 形式で保存され、足裏センサのデータは、足裏センサ専用のファイルに csv 形式で保存される。

iii. クラスター分析と行動識別

送信された 9 軸センサ、心拍センサ、カメラ、マイクのデータは csv ファイルにまとめられて保存される。また、足裏センサのデータも同じ csv ファイルに結合されるようになっている。この csv ファイルは、後に行うデンドログラムの作成、行動識別、コーピング指示の発令に関係している。まず、デンドログラムの作成について、csv ファイルにまとめられたセンサデータからユークリッド距離を算出する。ここで算出する方法は、ウォード法と呼ばれる手法になる。

そして、クラスター分析を行い、デンドログラムが作成される。ここで、デンドログラムには行動におけるラベルが記載されるようになっている。このラベルは、装置に搭載されたマイクによる音声入力によって得られたテキストデータとなっている。

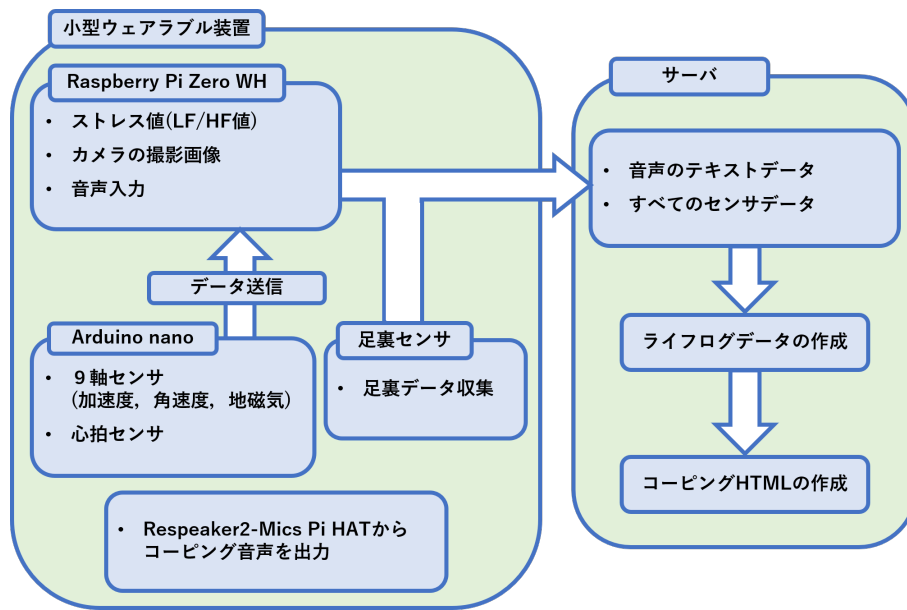


図 4.8: データの送信

iv. コーピング指示の発令

クラスター分析の結果とすべてのセンサデータをもとにコーピング HTML が作成される。コーピング HTML には、場所や装着者の状態、ストレス値、経過時間が記載されているが、これらは行動内容や時間が経過するにつれて更新されるようになっている。

そして、作業中にコーピング HTML を閲覧することが難しい場合のために、装置からは Respeaker2-Mics Pi HAT に搭載されているイヤホンからコーピング音声が行われるようになっている。コーピング音声の内容は、休息を促すための指示や、気分転換として他の行動を提案するような指示が行われるようになっている。

視覚的な情報を提供することが可能な HTML 表示と聴覚的な情報を提供することが可能な音声指示の 2 つがコーピング用として存在するため、場所に応じて適したコーピングを受けることが可能になっている。

v. アンケートへの回答

実験の後に簡単なアンケートを行う。このアンケート内容は装置を装着したことで生じる違和感などを問うアンケートであり、回答内容はそれぞれのストレス計測において発生するストレスの変化について判断材料の 1 つとして用いる。

vi. 障がい者と健常者のストレスデータの比較

ネックバンド型ウェアラブル装置と足裏センサによる計測を障がい者と健常者を対象に実施する。互いに前述した 4 つの手順を通じて計測を行い、それぞれが装置を装着中に生じるストレスの変化について調査する。また、この調査により、どちらがストレスを感じやすいのか確認する。

数値実験並びに考察

§ 5.1 数値実験の概要

本研究では、就労継続支援事業所で働く就労継続支援 B 型の障がい者を対象とするストレスコーピングおよび行動識別における実験を行う。今回の就労継続支援 B 型障がい者の実験で協力してもらう就労継続支援 B 型事業所は、石川県鳳珠郡にある日本海俱樂部である。[?] 日本海俱樂部では、弁当の製造や、能登町からの委託業務である高齢者向けの配食事業や農産物の加工品の製造および販売を行っている。また、就労継続支援 B 型に該当する障がい者の勤務人数は 20 人となっている。また、羊の管理を行っている点も業務内容の 1 つである。本研究の数値実験では、日本海俱樂部の就労継続支援 B 型の障がい者に、開発したネックバンド型装置を装着してもらい、羊の餌の管理作業を行ってもらい、ストレス計測を行う。

そして、健常者にも同様に実験を行い、それぞれの実験結果を比較する。使用する装置は、4.1 でも述べた小型ウェアラブル装置に加えて 4.2 で解説した足裏センサを使用する。ここで、使用する足裏センサを図 5.1、足裏センサのケースを図 5.2 に示す。この足裏センサは、被検者の靴の中に入れてデータを計測することができるようになっている。

まず、実験の被験者となる障がい者には、開発したウェアラブル装置と足裏センサを搭載した装置の 2 つの装置を装着してもらう。そして、装置を装着した状態で普段通りの作業を行ってもらう。今回計測する作業は、屋内での作業になっている。被験者に必要としている作業は、Respeaker2-Mics Pi HAT のマイクに音声入力をしてもらうといった内容になっている。音声入力をしてもらう機会は、作業をする直前や休憩する直前など、被験者が行う仕事や休憩などの行動の直前になっている。そして、健常者の作業は、研究室室内におけるパソコン作業を行ってもらう。

装置からのデータを収集する方法について、心拍センサから収集する心拍数のデータは、装着者の耳から収集することにした。心拍数を計測する方法には、他に首や手からの計測が考えられたが、首からの計測は、作物の収穫にあたって、上を向くことや、収穫した作物を回収するときに地面に置かれた収納道具を探すため、首を下に傾けることがある。ここで、心拍センサが首に当たり、違和感を感じるという可能性が考えられる。

さらに、手からの計測は、農作業をするときに道具を使用することや、前述した作物の収穫など、手を使う場面が多い。これでは、センサが泥や水で故障することや、首と同様に装着による違和感を感じるといった問題が考えられる。特に、今回対象となるのは、さつまいもの選別作業であるため、手を使うことや、作物に付着した泥が装置につくことで装置が故障してしまうリスクが考えられる。そこで、作業の妨げになりにくい耳への装着

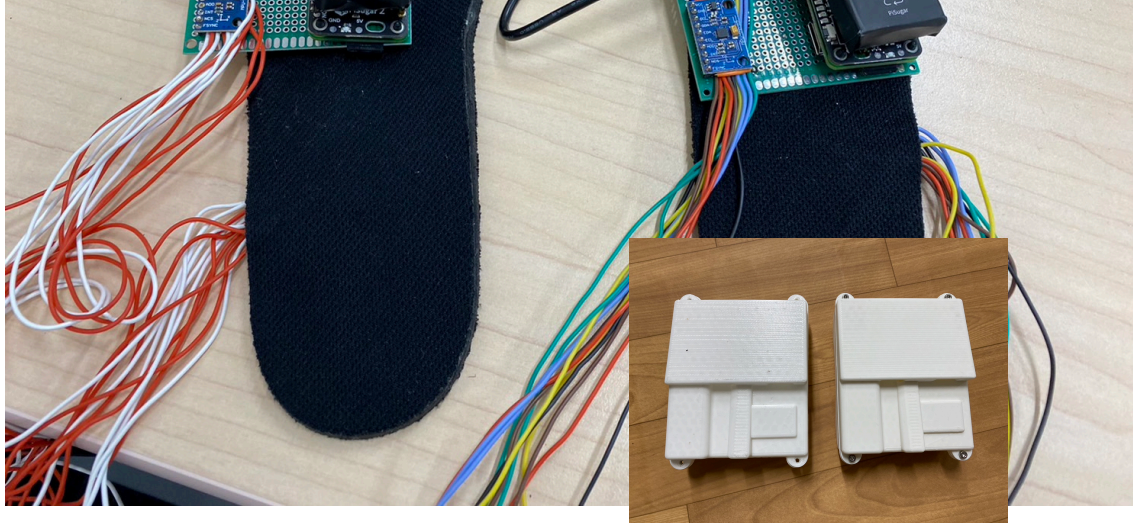


図 5.1: 使用する足裏センサ

図 5.2: 足裏センサのケース

を考えた。耳に装着することで、作業場に設置されている荷物に衝突してセンサが破損するといった恐れがなくなり、リスクの軽減につながる利点が生じると考えた。

次に、被験者からの収集したデータをもとに、コーピングおよび行動識別を行う。これを 30 分続けて計測を行う。この実験後に被験者にアンケートに回答してもらう。回答してもらうアンケートの内容は以下のようになっている。

- 装置の使いやすさ
- イヤホンの違和感
- 心拍センサの違和感
- 音声の内容
- 今後の使用希望

各項目の評価は、装置の使いやすさが、使いやすい、やや使いやすい、普通、やや使いにくい、使いにくいの 5 段階、イヤホンおよび心拍センサの違和感が快適、やや快適、普通、やや不快、不快の 5 段階、音声の内容が良い、やや良い、普通、やや悪い、悪いの 5 段階、今後の使用希望調査が毎日使いたい、時々使いたい、使いたくないの 3 段階評価になっている。また、この実験の一連の流れは、健常者に対しても実験を行うものとする。

実験で調査する箇所は以下 3 点になっている。

- ストレス値の計測
- コーピング指示の発令
- 行動識別

これらの内容を調査し、その調査結果を踏まえて考察する。

§ 5.2 実験結果と考察

就労継続支援 B 型の 20 代男性の障がい者と 20 代男性の健常者のストレス計測を行った。就労継続支援 B 型の障がい者のストレス計測結果を図に示す。ストレス計測は行われてい

表 5.1: アンケート結果

項目	使いやすさ	イヤホン	心拍センサ	音声の内容	使用頻度
障がい者	やや使いやすい	普通	普通	入力なし	時々使いたい
健常者	やや使いやすい	やや快適	普通	やや良い	時々使いたい

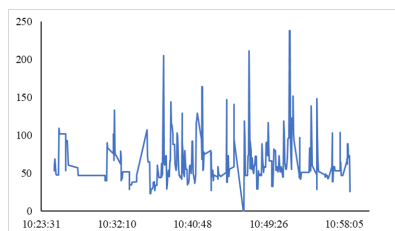


図 5.3: 心拍センサ

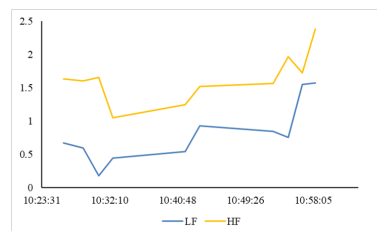


図 5.4: LF と HF

ることがわかったが、音声におけるコーピングが発生しなかった。この原因として、音声入力の手法に手間がかかったことや、間違った音声が入力されてしまうといったことに加えて、音声内容の入力を忘れたことがあったことが挙げられる。

次に、健常者のストレス計測において、障がい者と同様にストレス計測は行われていた。音声入力について、正しく入力されていた箇所と実験の終盤に正しく入力が行われなかった箇所があった。また、コーピングは終盤を除いて発令された。この原因として、障がい者に行った実験と同様に音声入力で間違った音声が入力されてしまったことが考えられる。

そして、障がい者のストレス計測後に装置に関するアンケートを実施した。まず、障がい者からは、やや使いやすく、違和感において問題はないといった結果になった。実験に参加してもらうことで得られた意見としては、“イヤホンの装着について、終盤に多少の痛みがあった”ということになった。同様に健常者からのアンケートでは、“心拍センサの装着において、時間経過で少し痛みを感じた”という意見を受け取った。

イヤホンの痛みについて、今回使用したイヤホンの素材は硬いものであったため、耳に装着して違和感を感じたと考えられる。このイヤホンでは、長時間使用することで耳に違和感が生じ、負担になってしまうリスクも考えられるため、イヤホンのイヤピースが柔らかいカナル型のイヤホンを使用して負担を軽減する必要があると考える。

一方で、心拍センサにおける痛みでは、心拍センサを耳に固定させるためのイヤークリップが金属の素材であり、使用方法によっては、けがによる負傷も考えられる。そこで、耳を保護するための対策を施していなかった点に注目し、布でイヤークリップを覆い、耳を保護する必要があると考える。また、障がい者と健常者の両方に共通してストレス値に極端に高い値が算出された。これについて、ストレス値が高いときに判別が可能な音声を追加する必要があると考える。そして、実験途中に通信が不安定になったことがあったため、通信方法を見直す必要があると考える。

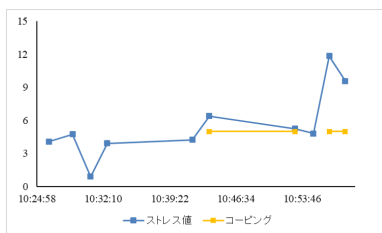


図 5.5: 障がい者のストレス変化

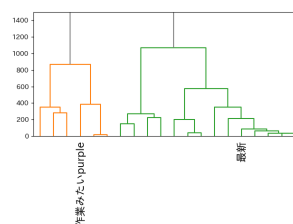


図 5.6: 障がい者のデンドログラム

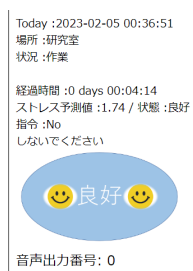


図 5.7: 健常者のコーピング HTML

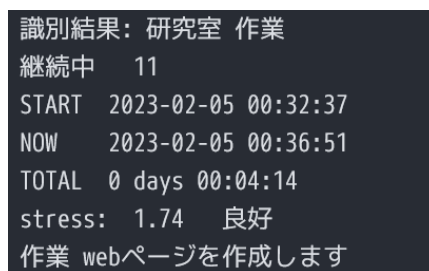


図 5.8: 健常者の状態

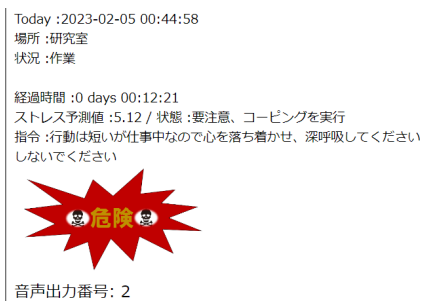


図 5.9: 変化したコーピング HTML

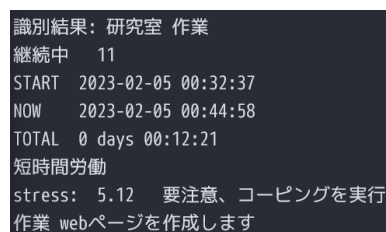


図 5.10: 変化した状態

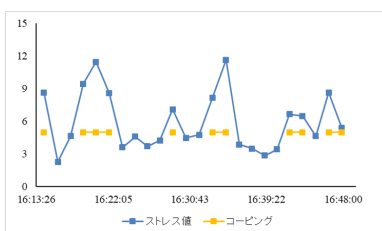


図 5.11: 健常者のストレス変化

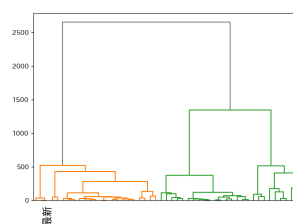


図 5.12: 健常者のデンドログラム

おわりに

本研究では、ネックバンド型のウェアラブル装置と足裏センサを就労継続支援 B 型事業所の障がい者に装着してもらい、装着者のストレス計測およびストレスコーピング、行動識別の有用性について検証した。

ウェアラブル装置の開発にあたって、農地での作業を想定していたため、泥や水で装置が故障してしまうことや装置を装着していたことによってストレスによる負荷がかかってしまうといった問題が考えられた。そこで、装着する箇所について首に注目し、首にかけることでストレスを計測することができるようにした。そして、行動識別において、足裏センサを採用したことで、足の運動におけるデータを収集することができるため、行動識別の精度向上を図った。

今回は、就労継続支援 B 型事業所で働く障がい者と、健常者を対象として実験を実施した。実験結果は、障がい者のストレス計測ではストレス値は計測できていたが、音声によるコーピングが発令されなかった。この原因として、音声入力を行ったときに、入力された音声为正しく入力されなかったことや、入力を忘れていたことが挙げられる。

一方で、健常者のストレス計測では、障がい者の実験と同様にストレス値は計測できていた。さらに音声も入力が行われ、行動識別やコーピング指示も行われた。しかし、健常者の実験でも音声の一部入力できなかった場面があり、この原因は、健常者が入力した音声为正しく入力されなかったことが考えられる。

アンケート結果では、障がい者と健常者のどちらも使用方法は難しくないといった結果になった。心拍センサやイヤホンの装着では、実験の終盤に痛みを感じるといった意見を受け取った。確かに、イヤホンは素材が硬い物を使用していたことに加え、心拍センサは、金属のクリップでセンサと同時に耳を挟みこむことで装着する手法であったため、イヤホンの先端部分であるイヤピースを柔らかいカナル型にすることや、心拍センサのクリップを布で覆うといった配慮が必要であると考えた。

それぞれの実験結果から、マイクの精度を改善する必要があると考えられる。また、ストレス値において非常に高い値を記録していたことから、ストレス値を識別するための音声を追加する必要があると考える。

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奥原浩之教授，António Oliveira Nzinga René 講師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工学部電子・情報工学科4年生の大森一輝氏，情報システム工学科3年生の八十住捺輝氏とぶどうの森職業指導員の澤田雄平様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．

2023年2月

北田 真悟

参考文献

- [1] 北林 宏樹, 張 信鵬, 浅野 泰仁, 吉川 正俊, “歩行環境要素が歩行者のストレスへ与える影響の分析”, 情報処理学会全国大会論文集 Vol.77, No.1, pp.471-472, 2015.
- [2] 大森 一輝, “就労支援 B 型事業における作業の不安を健和させる足元センシングによる ICT 支援”, 富山県立大学学位論文, 2023.
- [3] 北田 真悟, “農福連携における障がい者の支援のための足元データも考慮したネックバンド機器の開発”, 富山県立大学学位論文, 2023.
- [4] 農林水産省, “農福連携とは”, 閲覧日 2023.12.29,
https://www.maff.go.jp/j/nousin/kouryu/noufuku/noufuku_toha.html.
- [5] パーソルグループ, “就労継続支援とは? 種類や就労移行支援との違いをわかりやすく解説”, 閲覧日 2023.12.29,
<https://www.persol-group.co.jp/service/business/article/309/>.
- [6] 株式会社コルポート, “就労支援とは(就労移行支援と就労継続支援 A 型, B 型の違いについて)”, 閲覧日 2023.12.29,
https://www.cocorport.co.jp/about_ikou/about_shurou/.
- [7] 社会福祉法人 佛子園, “日本海倶楽部 ザ・ファーム”, 閲覧日 2024.1.1,
<https://bussien.com/nihonkai.club/farm.html>.
- [8] 庄司 寛子, 児玉 豊彦, “就労継続支援 B 型施設を利用する精神障がい者が希望する看護ケア”, 日本精神保健看護学会誌 Vol.27, No.2, pp.29-37, 2018.
- [9] 瀧田 孔明, “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”, 富山県立大学学位論文, 2022.
- [10] リングアンドモチベーション, “コーピングとは? 種類や導入方法を徹底解説”, 閲覧日 2024.1.5,
<https://solution.lmi.ne.jp/column/c181>.
- [11] 大塚商会, “ライフログ”, 閲覧日 2024.1.7,
<https://mypage.otsuka-shokai.co.jp/contents/business-oyakudachi/words/lifelog.html>.
- [12] bodais, “データフュージョン”, 閲覧日 2024.1.7,
<https://bodais.com/rd/knowledge/datafusionmethod/>.
- [13] Qiita, “Arduino, Bluetooth, MATLAB を使って足裏荷重センシング”, 閲覧日 2024.1.7,
<https://qiita.com/ketaro-m/items/f6d6eb8175f1c845839e>.
- [14] タッチエンス株式会社, “ショッククシューズ取扱説明書”, 閲覧日 2024.1.7.

- [15] Qiita, “Madgwick フィルタを読んできた”, 閲覧日 2024.1.7,
https://qiita.com/fumiya_sato/items/df28dff5ccc653183235.
- [16] タッチエンス株式会社, “ショックチップ”, 閲覧日 2024.1.9,
<http://touchence.jp/products/chip.html>.
- [17] dSPACE, “The What and Why of Sensor Calibration”, 閲覧日 2024.1.9,
<https://www.dspace.com/ja/jpn/home/news/engineers-insights/the-what-and-why-of-sensor.cfm>.
- [18] ユニオンツール, “myBeat センサ関連製品カタログ”, 閲覧日 2024.1.9.
- [19] 李 晃伸, 河原 達也, “Julius を用いた音声認識インタフェースの作成”, ヒューマン
インタフェース学会誌 Vol.11, No.1, pp.31-38, 2009.