

# 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

Insole and Neckband-Type Device in Agricultural and Welfare  
Collaboration Coping System through Data Fusion

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 障がい者のストレスとコーピング内容	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 機器の優位性	15
第4章 提案手法	18
§ 4.1 装着方法と福祉的支援デバイス	18
§ 4.2 データ解析	21
§ 4.3 システムのアルゴリズム	24
第5章 実験結果並びに考察	26
§ 5.1 実験概要および結果	26
§ 5.2 考察	32
第6章 おわりに	33
謝辞	34
参考文献	35

# 図一覧

2.1	日本海倶楽部の作業場	5
2.2	ぶどうの森の作業場	5
2.3	Raspberry Pi Zero W	8
2.4	Arduino Nano	8
2.5	BMX055	9
2.6	圧力センサと心拍センサ	9
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	my Beat	14
3.4	my Beat の装着イメージ	14
3.5	先行研究のネックバンド型機器	15
3.6	本研究のネックバンド型機器	15
3.7	ショックアクシユーズとインソール型機器の歩行データ	16
3.8	myBeat とネックバンド機器の比較	17
4.1	先行研究のインソール型機器の装着方法	19
4.2	本研究のインソール型機器の装着方法	19
4.3	先行研究のネックバンド型機器の装着方法	20
4.4	本研究のネックバンド型機器の装着方法	20
4.5	CWT によるスペクトログラム [13]	23
4.6	インソール型機器のシステムの流れ	25
4.7	ネックバンド型機器のシステムの流れ	25
5.1	日本海倶楽部での実験結果	27
5.2	ぶどうの森での現地実験の環境	27
5.3	ぶどうの森での現地実験の様子	27
5.4	障がい者 1 人目	28
5.5	健常者 1 人目	28
5.6	障がい者 2 人目	29
5.7	健常者 2 人目	29
5.8	障がい者 3 人目	30
5.9	健常者 3 人目	30
5.10	障がい者 4 人目	31
5.11	健常者 4 人目	31



# 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	7
3.1	ショッカクシューズとインソール型機器の比較	16
3.2	myBeat とネックバンド型機器の比較	17

# 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
$x$ 軸周りの回転	$roll$
$y$ 軸周りの回転	$pitch$
$z$ 軸周りの回転	$yaw$
心拍間隔	$RRI$
低周波	$LF$
高周波	$HF$
ストレス値	$LF/HF$
圧力	$P_n$
$yaw$ 角の差分	$\psi_i(x)$
$yaw$ 角の $i$ 番目の要素	$\psi_i$
$pitch$ 角の差分	$\theta_i(x)$
$pitch$ 角の $i$ 番目の要素	$\theta_i$
$roll$ 角の差分	$\phi_i(x)$
$roll$ 角の $i$ 番目の要素	$\phi_i$
足元の不安定	$U_i(x)$
$n$ 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	$\psi$
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	$\omega_0$
抽出周波数	$f$
定数値	$\lambda$
補間結果	$S_i(x)$
パラメータ	$a_i, b_i, c_i, d_i$
角離散点	$x_i$

## 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、その優位性が示された。

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、および行動識別の優位性を示した。

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、さらに優位性を示す。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、自作機器の優位性を示す。
- 第4章** インソール型機器とネックバンド型機器の装着方法を福祉的観点から解説する。また、機器から取得したデータのデータ解析手法、システムのアルゴリズムを示す。
- 第5章** 本研究の実験概要と結果および考察を記載する。実験は就労継続支援事業所「日本海倶楽部」、「ぶどうの森」で行った。その実験の結果を図表を記載し説明する。
- 第6章** 本研究のまとめと今後の課題を記載する。本研究は就労継続支援事業所を利用する方々に向けた不安を和らげるインソール型機器とネックバンド型機器の開発を行った。今後は機器の向上やローパスフィルタなどを用いた解析が必要であることをまとめた。



# 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 [8]、ぶどうの森 [8] である。日本海倶楽部は石川県鳳珠群能登町にある就労継続支援事業所である。ぶどうの森は富山県魚津市天神地区にある就労継続支援B型事業所である。この2つの施設は農作業を中心に、障害を持つ方に生産活動や社会参画を提供し、農福連携に取り組んでいる事業所である。日本海倶楽部の作業場を図2.1、ぶどうの森の作業場を図2.2に示す。



図 2.1: 日本海倶楽部の作業場



図 2.2: ぶどうの森の作業場

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 障がい者のストレスとコーピング内容

障がい者にとって、適切な支援が必要な場合がある．例えば、就労継続支援 B 型の施設を利用している障がい者は、人付き合い、病気、薬、仕事、就職に関連する悩みを抱えることがある [9]．これらの悩みを打ち明けたいと考える場合、身近な人間を探して相談することが一般的で、施設の従業員や主治医、家族に相談することになる．特に、人付き合いや仕事に関する悩みは施設の従業員に、病気や薬に関する悩みは主治医に打ち明けることが一般的である．

一方で、相談相手として看護師を希望する利用者も存在し、相談内容も仕事や薬だけでなく、話し相手や金銭の管理に関するものもある．看護師に対する相談の頻度も調査結果から見ると、50 名の回答者の中から、月に一度の希望者が 16 名、週に一度の希望者が 13 名、週に二度または三度の希望者が 9 名、月に二度または三度の希望者が 6 名となっており、全体の 8 割以上が看護師との相談の機会を設けたいと考えていることが示唆される．

看護ケアにおける研究によれば、“看護ケアの必要性に関する質問では 70 % 以上の者が仕事に関して看護師の関わりが必要と回答していることから、看護師として利用者の病状やその他の状況を踏まえた就労支援において果たす役割は大きいだろう”と述べている．一部の障がい者はストレスに関連する障がいを引き起こす場合もある [10]．

### 自閉スペクトラム症

Austim Spectrum Disorder (ASD) とも呼ばれる．この障がいは、社会的なコミュニケーション障がいを中心に、他者の気持ちや場の状況、流れを理解することが苦手な特徴を持つものである．ASD は、こだわりや感覚過敏症などの特徴を程度の異なる



る形で示す。また、ストレスに関連する障がいを引き起こしやすい傾向がある。

さらに、成長過程において、思春期に達するまで客観的な視点から物事を考えることが苦手であるため、他者との良好な関係構築が難しいという特徴がある。ASDは空気を読むことや社会的な常識への理解が不足しており、叱責を受けたり、自己肯定感が低下したりすることが繰り返され、いじめや引きこもりなどのリスクにつながる可能性がある。

### 注意欠如・多動症

Attention Deficit/Hyperactivity Disorder (AD/HD)とも呼ばれる。この障がいは、多動性、衝動性、不注意が中心となるものであり、同じAD/HDでも優勢な症状が異なる場合がある。多動性と衝動性が優勢な場合、落ち着きがなく、話が多い、我慢ができないといった症状が現れる。一方で、不注意が優勢な場合は、集中力の欠如や優柔不断などが特徴となる。

AD/HDは成人になると多動性や衝動性が減少する傾向があるが、不注意はこれらの症状よりも持続することがある。その結果、失敗を繰り返すことが少なくない、また、このような症状は他者から故意の行為とみなされることがあり、周囲から詳細な理解を得られないまま、いじめや虐待のリスクに繋がることが挙げられる。特に、ASDと同様にいじめや叱責が積み重なると、トラウマ関連の障がいを引き起こす可能性がある。

これらの障がいは、発達障がいに分類され、就労継続支援B型の対象となっている[11]。それに加えて、難聴や盲目などの身体障がいなどの精神障がい、日常生活に支障をきたす知的障がい、さらに統合失調症、うつ病、双極性障がいなどの精神障がいが含まれる。

うつ病は、気分の落ち込みや物事への興味を失うといった精神的な症状から発症する可能性がある病気であり、結婚、進学、就職などの経験を通じて発症するリスクがある[12]。うつ病が発症すると、否定的な考え方が生じる傾向がある。例えば、以前は難なく取り組んでいたことが、うつ病の発症によって苦痛に感じられたり、劣等感を抱くことがある。うつ病においては、苛立ちや焦りといった感情の表れも見られる。以下はうつ病の可能性を示す症状の例である。

- 食欲および性欲の欠如
- 寝不足や過眠
- 動悸やめまい
- 胃の消化不良

また、これらの内容から、障がい者は、健常者と同様に悩みや不安を抱え、ストレスに向き合っていく必要がある。そこでストレスコーピングがある。

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[14]。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。

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

### 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，ストレッサーの不安を取り除く問題焦点型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．ストレス値の算出については 4 章で記す．

## § 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 [15]．ライフログの研究の先駆けとし



図 2.3: Raspberry Pi Zero W



図 2.4: Arduino Nano

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。

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 2.3 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 2.4 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 2.5 に BMX055 を示す。

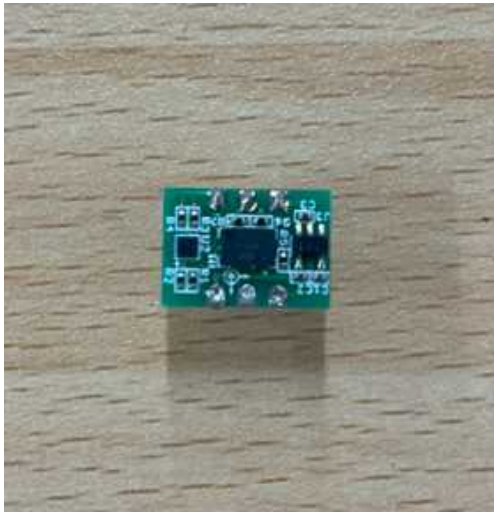


図 2.5: BMX055

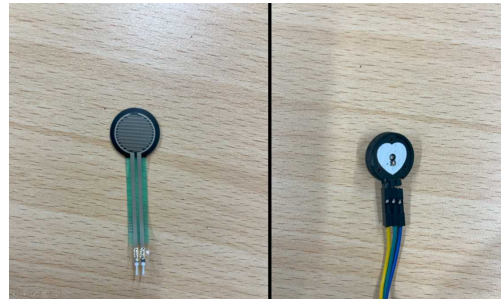


図 2.6: 圧力センサと心拍センサ

### 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。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 2.6：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 2.6：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 [16]。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。

# 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額なセンサデバイス、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 [17]。

### 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 [19]。

### 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、



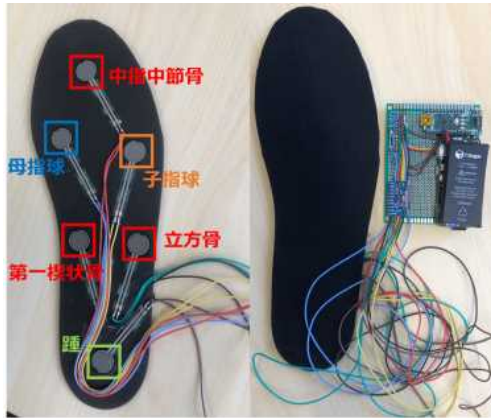


図 3.1: 先行研究のインソール型機器

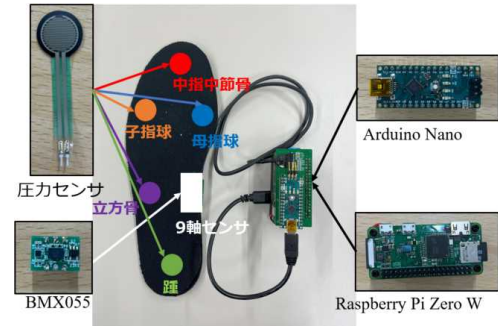


図 3.2: 本研究のインソール型機器

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。また、行動識別はLINE Botを作成し、メッセージを入力する形で行動識別を行った。

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。また、行動識別は農作業中は手入力が難しいため、ネックバンド型機器の音声による行動識別を行う。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、夏に行った日本海倶楽部での実験では、長靴の中が蒸れており、インソール型機器が濡れて壊れてしまった。そこで、9軸センサ, 圧力センサをシリコンで覆い、水に強くした。

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オイラー角を算出する。 $pitch$  角,  $roll$  角,  $yaw$  角を導出する。本研究において、 $pitch$  角はつま先の上げ下げ,  $roll$  角は足の傾き,  $yaw$  角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 [18]。

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 [20].

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

myBeat 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 [21]．図 3.3 に myBeat、図 3.4 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 3.5 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フォンマイクを用いる．先行研究で使われていたカメラは処理速度向上、プライバシーの観点から取り除いた．図 3.6 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．耳たぶに装着する理由としては、首回りで一番汗をかかないことが大きな理由である．夏の現地実験の際にこめかみでデータを取ろうとすると汗でデータが取れないことがあった．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．





図 3.3: my Beat

図 3.4: my Beat の装着イメージ

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、心拍センサと 9 軸センサを組み合わせた場合は 20Hz、心拍センサのみだと 100Hz のデータを取得することができる。取れた心拍データを連続ウェーブレット変換により、心拍間隔 ( $RRI$ )、 $LowFrequency$  ( $LF$ )、 $HighFrequency$  ( $HF$ )、ストレス値 ( $LF/HF$ ) を算出する。算出方法は 4 章で記す。

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 [23]。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。行動識別を行うことでどの行動のときにストレス値が上がるのかを観察できる。

前述したセンサ、ライブラリを用いて心拍を研究室内のサーバに送る。インソール型機器と同じ方法でサーバにデータを送る。送られたデータを解析し、ストレス値を算出する。

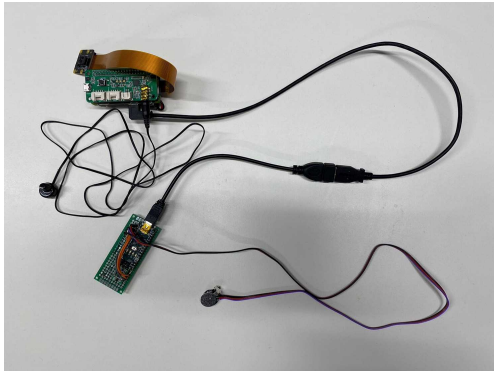


図 3.5: 先行研究のネックバンド型機器

サーバ内部の動きは4章に記載する。

### § 3.3 機器の優位性

インソール型機器とネックバンド型機器の優位性を高額なセンサデバイスを用いて比較を行う。

#### インソール型機器の優位性

インソール型機器の優位性は先行研究によって示された。図3.7にショッカクシューズとインソール型機器を比較したグラフを示す。データを比較すると、両者の行動における数値の変化が同じ傾向を示している。例えば、歩行時のデータでは、踵が地面に接地してから離れていく様子と同時に、足先（母指球、子指球）が地面に設置する様子が両者から読み取ることができる。これにより、歩行時の状態をデータグラフから判別することが可能であり、自作デバイスのデータはショッカクシューズと同等のレベルであると言える。同様に、階段昇りと降りについても両者が同じようなデータグラフを表している。

ショッカクシューズのデメリットとそれを考慮したインソール型機器の改善点を表3.1に示す。ショッカクシューズのデメリットを改善、改良したインソール型機器の優位性を大きく3つ挙げる。

1つ目は使用上の柔軟性の向上である。ショッカクシューズは実験時に必ずその靴を使用する必要があるが、インソール型機器は靴のサイズが合えばどの形状の靴でも利用可能である。

2つ目はバッテリーの使い勝手の良さである。ショッカクシューズのリチウムイオンバッテリーとPiSugar3を比較すると、PiSugar3は充電時間の短縮と駆動時間の延長を実現した。これにより、実用性向上に貢献した。

3つ目はコスト削減である。インソール型デバイスは安価なセンサを使用することでコストを削減した。ただし、今後の課題としてはセンサの低コスト化など、さらなるコスト削減が必要である。

以上のことからインソール型機器がショッカクシューズと同じデータを示すことが

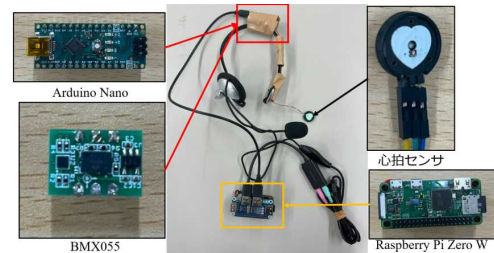


図 3.6: 本研究のネックバンド型機器

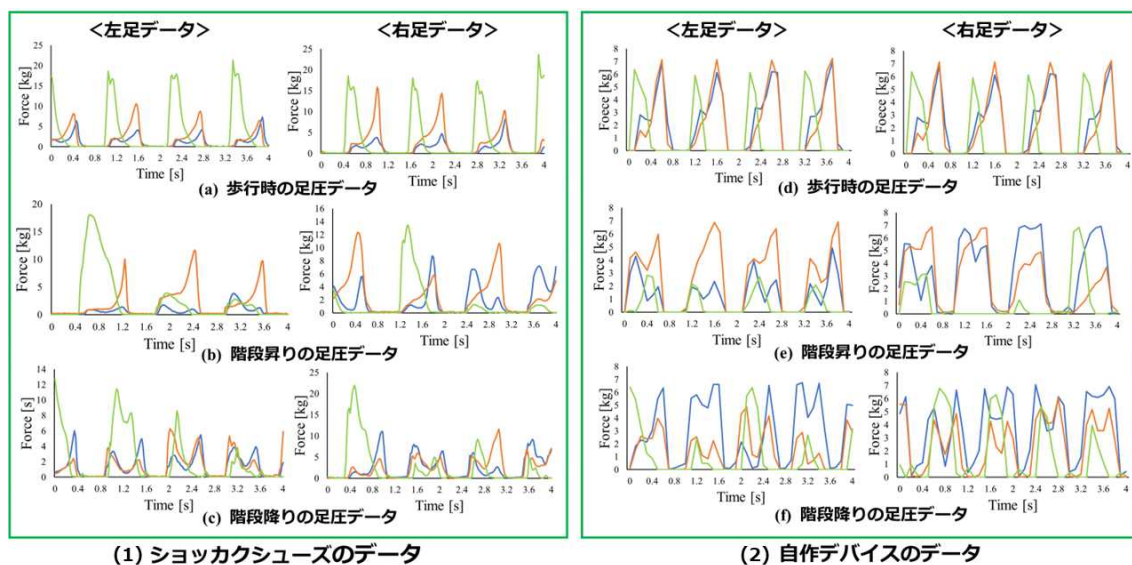


図 3.7: ショックシューズとインソール型機器の歩行データ

表 3.1: ショックシューズとインソール型機器の比較

	ショックシューズのデメリット	インソール型機器のメリット
使用上の柔軟性	ショックシューズを 必ず履かなければならない	靴のサイズが合えば どの靴でも対応可能
バッテリー	駆動時間約 30 分 充電時間約 3 時間	駆動時間約 4 時間 充電時間約 30 分
コスト	実用性を求めるには 非常に値段が高い	安価なセンサを用いているため コスト軽減に成功

でき、実用性もあることから優位性を示す。

### ネックバンド型機器の優位性

図 3.8 に myBeat とネックバンド機器の比較を示す。このデータは myBeat とネックバンド機器を健常者 5 人に装着してもらい、安静時の約 3 分間の  $RRI$ 、 $LF$ 、 $HF$ 、 $LF/HF$  の波形と相関係数の箱ひげ図である。全てにおいて同じような特徴を示すことができた。相関係数の平均は  $RRI$  は 0.88、 $LF$  は 0.80、 $HF$  は 0.71、 $LF/HF$  は 0.84 とどれも高い相関を示すことができた。これにより、ネックバンド型機器は myBeat のデータと同等のレベルであると言える。

myBeat のデメリットとそれを考慮したネックバンド型機器の改善点を表 3.2 に示す。myBeat のデメリットを改善、改良したネックバンド型機器の優位性を大きく 3 つ挙げる。

1 つ目は使用上の柔軟性の向上である。myBeat は体表に装着する必要がある。特に女性の方だと外での装着がすぐには行えない。また、障がい者の方で胸に装着するのに抵抗がある方がおられた。ネックバンド型機器はイヤホンをかけ、耳たぶに心拍センサを挟むだけなので脱着が可能で、抵抗もなく装着できる。

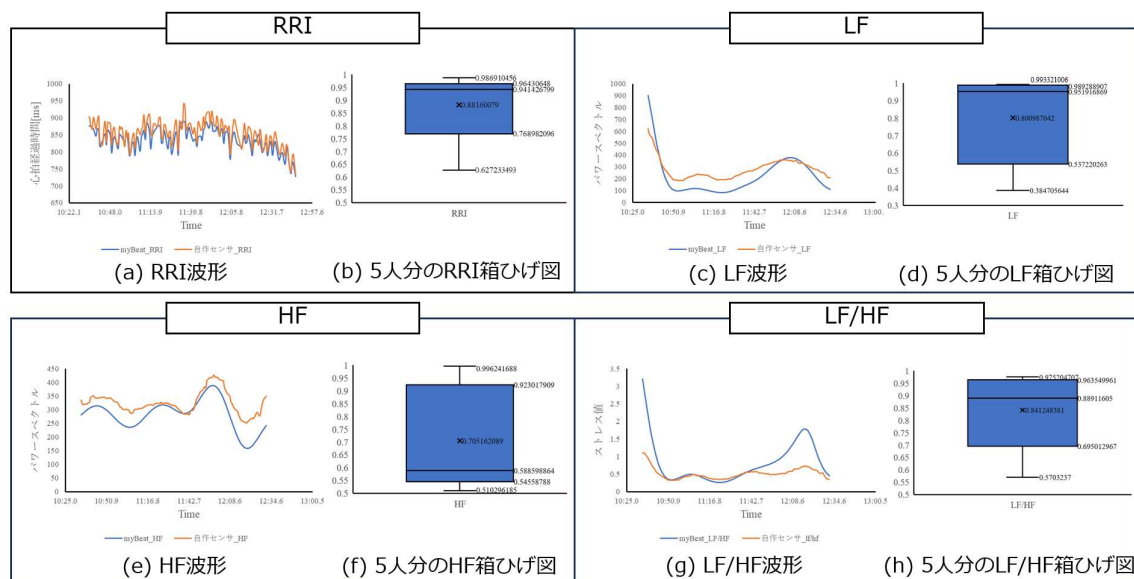


図 3.8: myBeat とネックバンド機器の比較

表 3.2: myBeat とネックバンド型機器の比較

	myBeat のデメリット	インソール型機器のメリット
使用上の柔軟性	体表につけないといけない 付けるのに抵抗がある方がおられた	脱着が簡単 耳たぶなので抵抗が無い
バッテリー	電池寿命連続7日間 コイン型リチウムイオン電池	駆動時間約4時間 充電時間約30分
コスト	値段は約10万円 ソフトウェア開発キットは約3万円	安価なセンサを用いているため コスト軽減に成功

2つ目はバッテリーの使い勝手の良さである。myBeat はコイン型電池であるため充電などができない。ネックバンド型機器は充電が可能であるため実用性があると考えられる。

3つ目はコスト削減である。myBeat は約10万円、リアルタイムでデータを分析したいときはさらに3万円かかる。ネックバンド型機器は安価なセンサを使用することでコストを削減した。ただし、今後の課題としてはセンサの低コスト化など、さらなるコスト削減が必要である。

以上のことからネックバンド型機器が myBeat と同じデータを示すことができ、実用性もあることから優位性を示す。



# 提案手法

## § 4.1 装着方法と福祉的支援デバイス

本研究では先行研究のインソール型機器の装着方法、ネックバンド型機器の装着方法から改善を行った。

### インソール型機器の装着方法

先行研究と本研究のインソール型機器の装着方法を図 4.1 と図 4.2 に示す。先行研究では、ユニバーサル基盤が大きい、足首に直接付け、上からベルトを巻く形であった。この装着方法では、足首への負担、痛みがあった。また、デバイス部分からインソールの圧力センサに繋がる配線部分は計 12 本のコードで繋がっており、歩行する際にコードを踏んでしまうといった問題が生じた。本研究では 9 軸センサがインソールに組み込まれたため、デバイス部分は Raspberry Pi Zero W と Arduino Nano だけになったことで基盤の小型化に成功した。さらに、ケースの作成、作成したケースに専用のクリップを付けることにより足に直接装着するのではなく、膝下に巻いたベルトに引っ掛ける形となった。これにより足への負担は軽減された。もし、ベルトを巻くのが足が圧迫され嫌な方は、例えば、膝付近にポケットがついているパンツなどを履くことによってそれにクリップを引っ掛けることにより装着が可能となる。また、デバイス部分からインソールの 9 軸センサ、圧力センサに繋がるコードはコネクタにし、1 本のコードで繋がるようになった。これにより線を踏んでしまうといった問題は解消された。

インソールを靴に入れる際は通常のインソールを靴に入れる形で入れる。コネクタ部分は土踏まずから出ているため、コードは内側から出てくる。そのまま内側にデバイス部分をクリップで装着してしまうと歩行の際に邪魔になってしまうためコードを外側に回し、デバイス部分を外側に装着する。また、本研究では、23.5cm と 25.5cm の機器を作成したため、足のサイズが約 23.5cm から 26cm の靴であれば正確に測定を行うことができる。

### ネックバンド型機器の装着方法

先行研究と本研究のインソール型機器の装着方法を図 4.3 と図 4.4 に示す。先行研究では、首に巻き付ける形であった。この装着方法では、首に巻き付けて胸元に来るデバイス部分、心拍センサを繋げているコード部分が作業中に邪魔になってしまうといった問題点があった。また、現地実験に行った際に胸元にデバイスがあることに抵抗がある障がい者の方がおられた。本研究では、イヤホンヘッドフォン型マイクに





図 4.1: 先行研究のインソール型機器の装着方法



図 4.2: 本研究のインソール型機器の装着方法

変更し、カメラを取り除いたことにより、先行研究でカメラとマイクのために付いていたデバイスは首の下にある必要なくなった。このため、Raspberry Pi Zero W はインソール型機器と同様のクリップ付きケースを取り付け、腰のベルトに引っ掛ける形で装着をする。また、心拍センサはヘッドホン型マイクに添わせる形で取り付けたため作業者の違和感はヘッドホン型マイクを付ける時の感覚と同様の感覚であるため違和感無く作業ができる。さらに、ヘッドホン型マイクのマイク部分は常に口元にある。先行研究では、行動識別の音声入力の際に機器を口に近づける必要があったが本研究ではそのまま話すだけで行動識別が行えるため、作業中も作業を止めることなく音声入力ができる。

就労継続支援 B 型を受けている人々は、通常の雇用が難しいため、特別なサポートが必要であり、そのサポートは現在、事業所の職員などの「人」によって提供される。職員は障がい者と常に連携し、作業を見守り、困難な状況に直面した場合には誘導し、パニック陥った場合には安心感を与えるなど、サポート活動が求められる。これらの支援活動をデバイスを活用して行えば、工学的なアプローチで障がい者をサポートするだけでなく、職員の負担を軽減することも可能である。では、就労継続支援 B 型に指定された方々が福祉的デバイス機器を利用する際にどのようなことが想定されるかについて以下に示す。

iphone やスマートフォン、そして Apple Watch のようなスマートウォッチは、携帯電話の主流としてだけでなく、日常生活において欠かせない存在となっている。これらのデバイスは、ショッピングや連絡手段など、人々の生活の基盤を支える重要な機能が備わっている。また、スマートウォッチは生体情報を測定し、健康状態をユーザーに知らせる機能も提供している。これらの機器はコミュニケーションツールや娯楽としても広く活用されており、動画視聴や SNS などの機能が人々に楽しみを提供している。しかし、これらのデバイスが障がい者に十分に活かされているとは言い難い状況が福祉的支援の現場に存在している。福祉的支援の場でデバイスの活用が進まない理由について何らかの困難さがあると考えられている。

障がいのタイプに基づく対応分析の結果を以下に示す。ここでの障がいのタイプは身体的、知的、精神的の 3 つを指す。知的障がいを主とする個体の特徴として、基本的な操作やハードウェアの取り扱い方法、利用場面の設定が難しいとの回答があった。一般的な操作が難しくない場合でも、知的障がいを持つ人にとってはそれがハードルとなることが示



図 4.3: 先行研究のネックバンド型機器の装着方法      図 4.4: 本研究のネックバンド型機器の装着方法

され、これがデバイス機器の利用における難しさの一般的なパターンであることが明らかになった。さらに、犯罪に巻き込まれる不安が提示された。

身体的な障がいをもっている方の特徴として、記憶の保持が難しいことや視覚障がい者にとって機能面でのハードルが高いといった意見回答があった。また、精神的な障がいをもっている方の特徴として、ゲームの課金による債務問題や SNS の使用においてトラブルを経験したり、インターネットショッピングで問題に直面したりするケースが挙げられる。さらに、デバイスに興味を持つことが依存につながり、それに対する懸念が存在することが明らかになった。

支援者はデバイスの活用必要性を感じているが、現状では利用者がプライベートで利用している様子を観察しても、支援に有効と思われるアプリケーションが無いことや、利用者の身体や精神上的障がい、経済状況によって機器を操作すること自体が難しいことが課題である。さらに、デバイスを活用することがトラブルに発展して利用者に不利益をもたらす可能性があると考え、支援の場でデバイスを積極的に活用する必要性を感じていない。その上で、デバイスを導入する場合は環境設備や費用調達が求められ、活用スキルを持つ職員の確保など金銭的・人的資源が不足していることも指摘されている。また、利用者と支援者の距離感を保つためにわざとデバイスの利用を制限しているケースもある。つまり、デバイスの利用は支援者と利用者の関係に一定の距離感を生む可能性があると考えられている [24]。

デバイスを活用すれば、人間の目視では気づきにくい工学的な観点から新たな発見ができ、それにより利用者にさまざまなメリットを提供することが可能である。ただし、障がい者に特有のデメリットも考慮する必要がある。技術者はデバイスを開発する際にこれらのデメリットを常に考慮して製品を設計する必要がある。具体的にはユニバーサルデザイン [25] の「公平性」、「単純性」、「明確さ」、「安全性」、「体への負担の少なさ」に着目してデバイスを作成しなければならない。これにより、開発されたデバイスが利用者にとってデメリットではなく、実用的で有益なものとなる。

最初に「公平性」について述べる。これを考える上での重要な要素は、身体的・心理的な節約などに関係なく、どんな人でも公平に操作できることである。インソール型機器は、靴さえあれば誰でも利用できる。しかし、足のサイズが合うことが前提である。ネックバンド型機器は、脱着が簡単であるため誰でも利用できる。しかし、耳たぶで心拍を取得で



きる方、聴覚障がいを持っていない方が対象となる。

次に「単純性」について述べる。インソール型機器は、インソールを入れ、デバイスをベルトに引っ掛けるだけなので手軽に機器を利用できる。ネックバンド型機器は、ヘッドフォン型イヤホンを付ける、デバイスを腰のベルトに引っ掛けるだけなので手軽に機器を利用できる。行動識別は、決められた単語を話すだけなので操作が簡単である。初めは使い方に慣れないと予想されるが使っていくと徐々に慣れると予想される。

次に「明確さ」について述べる。本研究で行うストレスコーピングは音声によるコーピングなので、非常に明確である。ただし、音声聞き取れる状況、聴覚障がい者以外への限られた環境での使用の場合である。

次に「安全性」について述べる。使用中にユーザーが心配せず、安全に利用できることを最優先しなければならない。人間はミスをする可能性があるため、その際に安全に対処できるデバイスであることが不可欠である。特に、農地での利用を想定しているため、インソール型機器、ネックバンド型機器共にケースを作成した。また、コーピングの音声はユーザーの聞きなじみのある声を使っているため、ユーザーが心配することはない。

最後に「体への負担の少なさ」について述べる。これは、デバイスを使用する際に無理な姿勢をとる必要がなく、少ない力で操作できることを指す。インソール型機器、ネックバンド型機器共に脱着が簡単であるし、無理な姿勢や不要な力を必要とせず、通常の生活や仕事を継続できる。そのため、デバイスの使用における体への負担は少ないと考えられる。

## § 4.2 データ解析

本研究では、インソール型機器では足裏圧から足のステップ、オイラー角から足の左右の向き、つま先の上げ下げ、足元の不安定さを算出した。ネックバンド型機器では心拍データから  $RRI$ ,  $LF$ ,  $HF$ ,  $LF/HF$  の算出を行う。

### インソール型機器のデータ解析

初めに足のステップの算出について解説する。足のステップは踵の足裏圧で判断している。足裏圧の圧力  $P_n$  はセンサデータを  $\text{kg}$  単位で表す必要がある。踵の足裏圧が 5 以上で地面に接地、5 以下で地面から足が離れていると判定する。センサデータの圧力を  $p_n$  として式 4.1 で定義する [26]。

$$\frac{5(1024 - p_n)}{1024} + 2.0269 = 7687 \log P_n \quad (4.1)$$

次に足の左右の向きの算出について解説する。足の左右の向きはオイラー角の  $yaw$  角で判断している。 $yaw$  角の差分を  $\psi_i(x)$  として式 4.2 を定義する。左足の場合、 $yaw$  角の差分が 1.5 以上で右向き、-1.5 以下で左向きと判定する。右足の場合、 $yaw$  角の差分が -1.5 以下で右向き、1.5 以上で左向きと判定する。

$$\psi_i(x) = \psi_i - \psi_{i-1} \quad (4.2)$$

次につま先の上げ下げの算出について解説する。つま先の上げ下げはオイラー角の  $pitch$  角で判断している。 $pitch$  角の差分を  $\theta_i(x)$  として式 4.3 を定義する。両足共に、

*pitch* 角の差分が 2 以上で下向き, -2 以下で上向きと判定する.

$$\theta_i(x) = \theta_i - \theta_{i-1} \quad (4.3)$$

最後に足元の不安定の算出について解説する. まずオイラー角の *roll* 角の差分を  $\phi_i(x)$  として式 4.4 を算出する.

$$\phi_i(x) = \phi_i - \phi_{i-1} \quad (4.4)$$

よって式 4.2, 4.3, 4.4 から足元の不安定を  $U_i(x)$  として式 4.5 を算出する. 両足共に,  $U_i(x)$  が 5 以上で不安定, 5 以下で安定と判定をする.

$$U_i(x) = \sqrt{\psi_i(x)^2 + \theta_i(x)^2 + \phi_i(x)^2} \quad (4.5)$$

各しきい値は度々の実験で決めたものである. ただし, 個人によって足の形状などは変わってくるのでしきい値も個人それぞれで設定する必要がある. 本研究では, 私自身のしきい値で実験等を行った.

### ネックバンド型機器のデータ解析

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, *HF* および *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 *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 4.5 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 4.6 に示す.

$$W(a, b) = |a|^{-\frac{1}{2}} \int_{-\infty}^{\infty} x(t) \psi \left( \frac{t-b}{a} \right) dt \quad (4.6)$$

この式では,  $x(t)$  が, 解析の対象となっている信号であり,  $\psi$  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 4.7 に示す.

$$g(t) = \exp \left( - \left( \frac{t-b}{a} \right)^2 \right) \exp \left( -j\omega_0 \frac{t-b}{a} \right) \quad (4.7)$$

この式において,  $\omega_0$  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,  $\omega_0$  を  $2\pi$  に置き換えた式を以下の式 4.8 とする.

$$W(f, b) = \left| \frac{1}{f} \right|^{-\frac{1}{2}} \int_{-\infty}^{\infty} x(t) \exp \left( - \left( \frac{t-b}{1/f} \right)^2 \right) \exp \left( -j2\pi \frac{t-b}{1/f} \right) dt \quad (4.8)$$

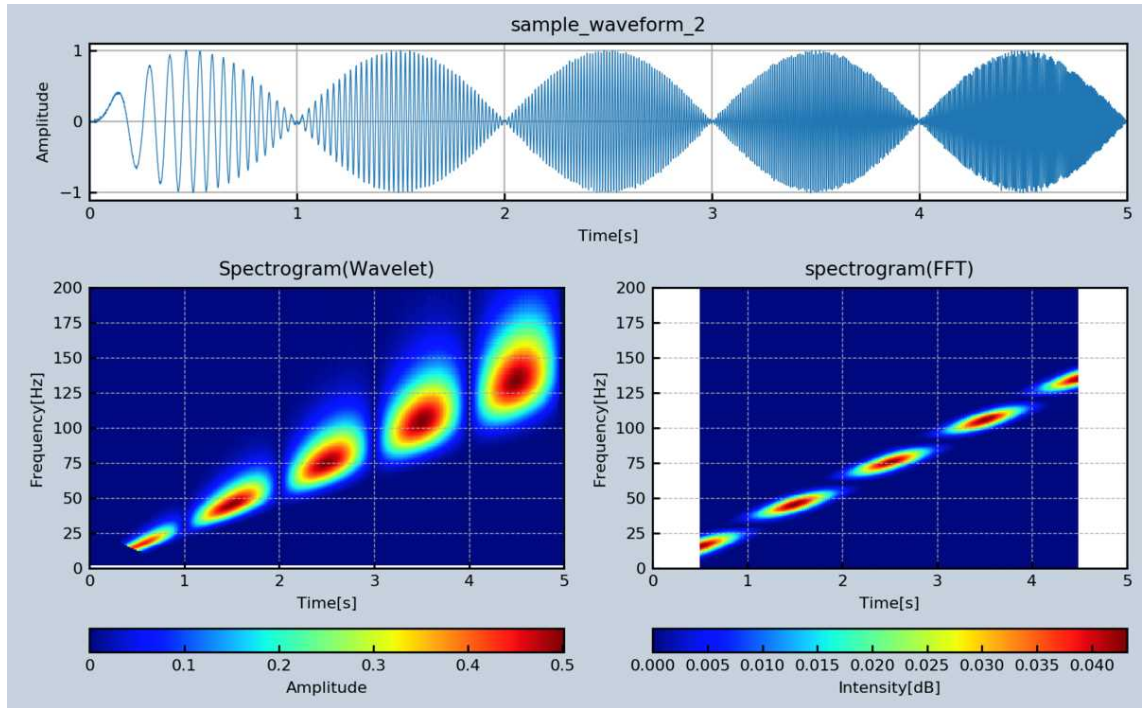


図 4.5: CWT によるスペクトログラム [13]

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  $\lambda$  を用いた式を以下の式 4.9 とする。

$$W(f, b) = \left| \frac{1}{f} \right|^{\frac{-1}{2}} \int_{-\infty}^{\infty} x(t) \exp \left( - \left( \frac{t-b}{\lambda/f} \right)^2 \right) \exp \left( -j2\pi \frac{t-b}{1/f} \right) dt \quad (4.9)$$

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  $0.15\text{Hz}$  から  $0.40\text{Hz}$ 、 $LF$  の領域は  $0.05\text{Hz}$  から  $0.15\text{Hz}$  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 4.10 とする。

$$\text{ストレス値} = \frac{LF}{HF} \quad (4.10)$$

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。

ただし、心拍データがセンサの付き具合やデータ通信でデータが飛んでしまうことがあるため、 $RRI$  の算出で 3 次スプライン補間を行う。3 次スプライン補間は、離散的なデータが与えられた際に、これらの点を通るような滑らかな曲線を形成する手法であり、その際に 3 次の多項式を使用して離散点間を補間する。各離散点  $x_i$  と  $x_{i+1}$  の間の補間する 3 次多項式  $S_i$  を式 4.11 に示す [22]。

$$S_i(x) = a_i + b_i(x - x_i) + c_i(x - x_i)^2 + d_i(x - x_i)^3 \quad (4.11)$$

このとき、変数  $x$  の取りうる範囲を式 4.12 に示す。

$$x = [x_i, x_{i+1}] \quad (4.12)$$

## § 4.3 システムのアルゴリズム

本節に提案手法のシステムのアルゴリズムを解説する。

### インソール型機器のアルゴリズム

まず、図 4.6 にインソール型機器のシステムの流れを示す。提案システムは、ネットワーク通信を用いて研究室の学内サーバとインソール型機器を連携して足元状態を測定することが特徴である。インソール型機器でのシステムの流れを説明する。インソール型機器は Arduino Nano を用いて片足から 5 種類の圧力データと 9 軸センサから、3 軸加速度、3 軸角速度、オイラー角の計 14 種類、両足合わせて 28 種類のデータを 10Hz で取得する。取得したデータは Raspberry Pi Zero W から Python プログラムよりソケット通信で学内サーバにデータを転送する。上記の流れは Raspberry Pi Zero W の充電が切れる、プログラムを止めない限り、止まることなくデータ転送が行われる。

サーバでのシステムの流れを説明する。Raspberry Pi Zero W から転送されたデータを受け取ったら足のステップ、足の左右の向き、つま先の上げ下げ、足元の不安定さの計算を行う。計算方法は 4.2 節で解説をした。インソール型機器で取得した 28 個のデータ、計算された 8 個のデータ全てを dat ファイルに保存する。以上がインソール型機器のシステムのアルゴリズムである。

### ネックバンド型機器のアルゴリズム

まず、図 4.7 にネックバンド型機器のシステムの流れを示す。提案システムは、インソール型機器同様にネットワーク通信を用いて研究室の学内サーバとネックバンド型機器を連携してストレス値を測定することが特徴である。ネックバンド型機器でのシステムの流れを説明する。ネックバンド型機器は Arduino Nano を用いて心拍センサから心拍データ、9 軸センサから、3 軸加速度、3 軸角速度、オイラー角の計 10 種類のデータを 20Hz で取得する。心拍データのみの場合は 1 種類のデータを 100Hz で取得する。取得したデータは Raspberry Pi Zero W から Python プログラムよりソケット通信で学内サーバにデータを転送する。また、マイクからの音声入力もネットワーク通信を用いて学内サーバに送る。送る間隔は音声入力があったときに学内サーバに送信する。上記の流れは Raspberry Pi Zero W の充電が切れる、プログラムを止めない限り、止まることなくデータ転送が行われる。

サーバでのシステムの流れを説明する。Raspberry Pi Zero W から転送されたデータを受け取ったら  $RRI$ 、 $LF$ 、 $HF$ 、 $LF/HF$  の計算を行う。算出された  $LF/HF$  は再度 Raspberry Pi Zero W にソケット通信でデータを送信し、ストレス値に応じてコーピング内容を決める。入力された音声データはサーバに蓄積する。計算方法は 4.2 節で解説をした。ネックバンド型機器で取得した 10 個のデータもしくは 1 個のデータ、計算された 4 個のデータを全て dat ファイルに保存する。以上がネックバンド型機器のシステムのアルゴリズムである。

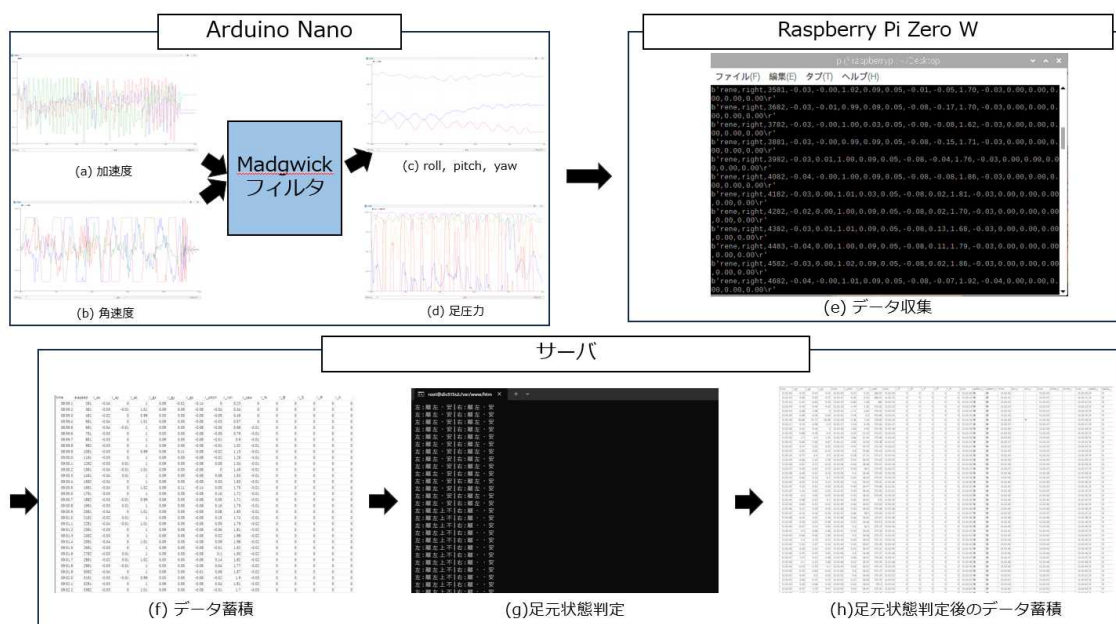


図 4.6: インソール型機器のシステムの流れ

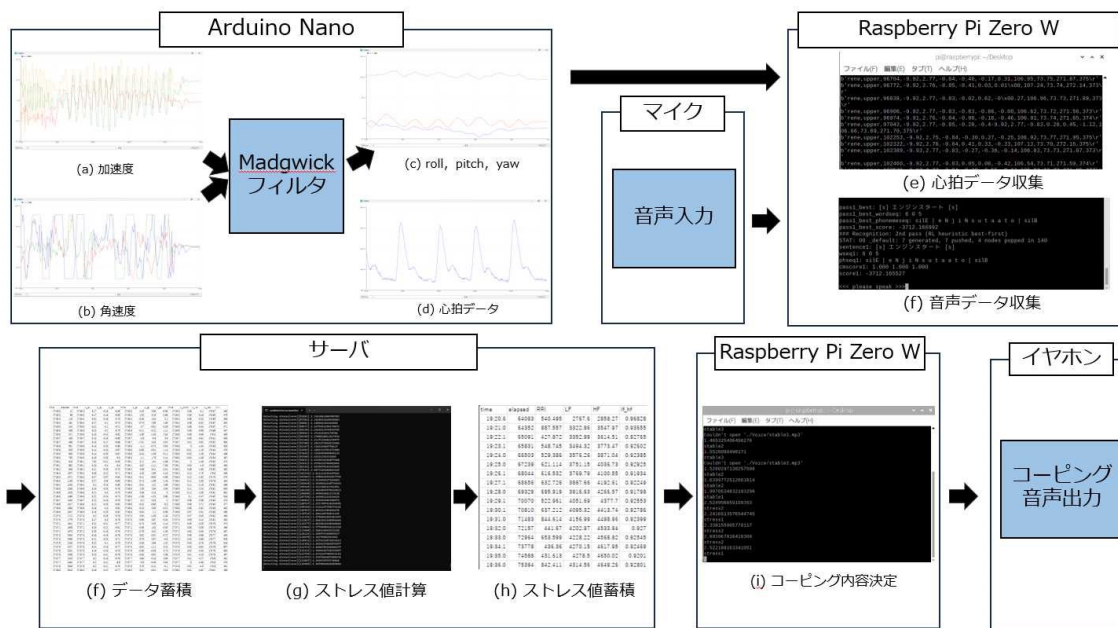


図 4.7: ネックバンド型機器のシステムの流れ



# 実験結果並びに考察

## § 5.1 実験概要および結果

本章に実験の概要および結果を記述する。初めに、令和5年12月11日に行った就労継続支援B型事業所「日本海倶楽部」での実験概要を説明する。被験者は日本海倶楽部の障がい者4名（うち2名女性）、健常者4名を対象とする実験を行った。実験内容は、被験者に心拍データ確認、キャリブレーションが終了後、インソール型機器とネックバンド型機器を装着してもらい、農作業機械を動かしながら作業場を周ってもらった。これを8名分言い、データを収集した。なお、この障がい者の方の実験の際は、日本海倶楽部の職員の方と障がい者の方が近い距離ですぐ声掛けなどのサポートが行える状況で行った。障がい者1名、健常者1名の実験結果を図5.1に示す。左は障がい者のストレス値と歩行の分析結果、右は健常者のストレス値と歩行の分析結果である。グラフは上からストレス値、踵の圧力、歩行時の *pitch*、ストレス値の抜粋、ストレス値の抜粋時の歩行のステップ、足元の不安定さである。この結果から分かることは3点ある。

1点目は障がい者の方が常にストレス値が高いということである。障がい者はストレス値が高いところでストレス値が変動している。それに比べて健常者は最初だけストレス値が上がったものの、後半にかけて穏やかになっている。

2点目は障がい者、健常者共にストレス値が上がったときに歩行のステップが細かいこと、反対にストレス値が低いときに歩行のステップが荒いことが見える。このことから人間は歩行間隔が短くなると心拍数が上がり、ストレス値が上がることが分かった。

3点目は足元の不安定にあまり差が無かったことである。健常者が高齢者だったこともあるが、足場が悪い状況では障がい者も健常者も足元が不安定になることが分かった。

次に、令和6年1月22日に行った就労継続支援B型事業所「ぶどうの森」での実験概要を説明する。被験者はぶどうの森の障がい者4名（うち女性1名）、健常者2名、富山県立大学看護学部教員2名を対象とする実験を行った。実験内容は、被験者に心拍データ確認、キャリブレーションが終了後、myBeat、インソール型機器、ネックバンド型機器を装着してもらい、農作業機具を引きながら作業場を周ってもらった。これを8名分言い、データを収集した。また、myBeat との比較を行った。現地実験の環境を図5.2、現地実験の様子を図5.3に示す。現地実験では実際の農場で実験を行うことができなかったので仮想の実験環境を作った。アスファルトと砂利道を農作業機械を動かしながら実験を行い、平坦な道と不安定な道でストレス値はどう変化するかを観察した。さらに、実験の様子は撮影させていただいた。なお、この障がい者の方の実験の際は、富山県立大学看護学部教員と障がい者の方が近い距離ですぐ声掛けなどのサポートが行える状況で行った。



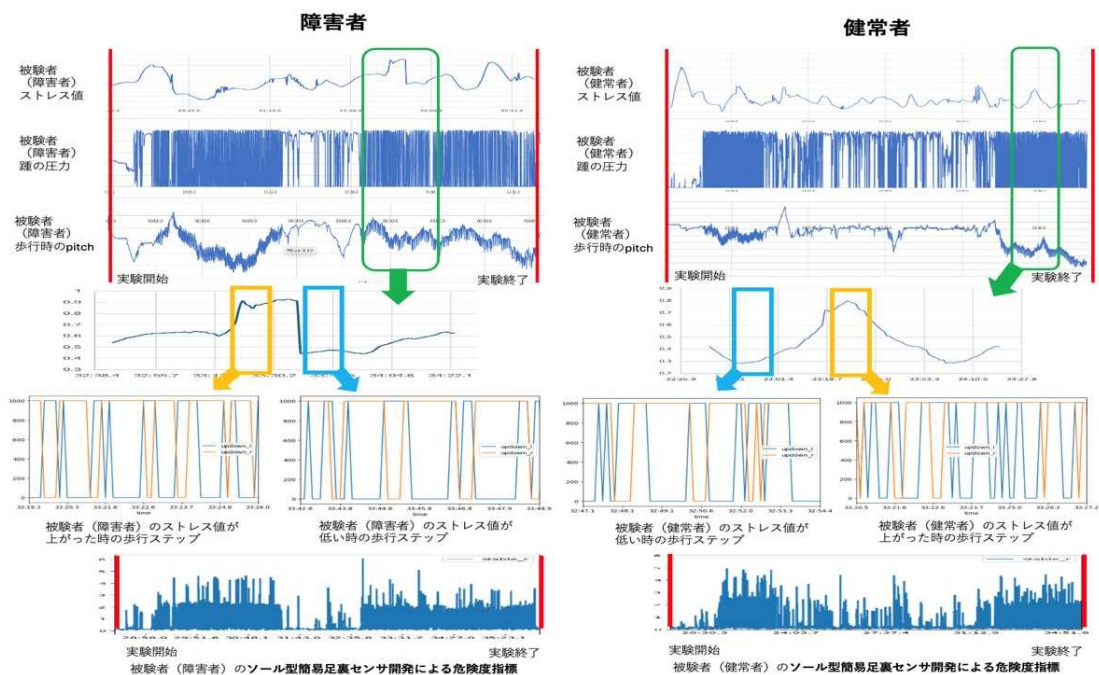


図 5.1: 日本海俱樂部での実験結果



図 5.2: ぶどうの森での現地実験の環境



図 5.3: ぶどうの森での現地実験の様子

障がい者を図 5.4, 図 5.6, 図 5.8, 図 5.10, 健常者 1 人目の実験結果を図 5.5, 図 5.7, 図 5.9, 図 5.11 に示す. グラフは上から  $RRI$ ,  $LF/HF$ , 足のステップ, 足の左右の向き, つま先の上げ下げ, 足元の不安定さである. 赤色の線は音声入力が行われた「エンジンスタート」, 黄色の線は「直進」, 紫色は「右カーブ」, 緑色は「エンジン停止」を表す. 緑色の点線は「エンジン停止」だが, 音声入力が上手く行えなかったため動画で確認した. また, 黒色の点線と点線の間は動画で確認した砂利の上のゾーンである. この結果から分かることは 8 点ある.

1 点目は自作機器の  $RRI$  が上手く取れていないことである. 特徴は似ていると思われるが, 時間間隔が飛んでいるところが多く見られる. そのため, ストレス値も myBeat とは似ている結果とはならなかった.

2 点目は危険時コーピングが起こった際にストレスが下がっていることである. 障がい者の 3 人目と 4 人目の方に危険時のストレスコーピングが行われた. それによりストレス値が下がっている箇所があることが分かる.

3 点目は myBeat を装着するのが難しい方がおられたことである. 障がい者 2 人目の方は



機会を胸に装着するのを拒んだため、myBeat によるストレス値の測定は行えなかった。

4 点目は 23.5cm のインソールでは足のステップが上手く検出されなかったことである。障がい者 3 人目、健常者 3 人目、4 人目は 23.5cm のインソールで実験を行ったが足裏圧が上手く反応しなかった。

5 点目は足の左右の向きが検出されていることである。右カーブの行動の際に足の左右の向きが右を多く検出していることから分かる。しかし、右カーブ以外でも左右の向きを検出している。

6 点目はつま先の上げ下げで足の歩き方が分かることである。特に障がい者 4 人目はあまりつま先の上げ下げを検出していないが動画で見るとすり足で歩いていることが分かった。

7 点目は砂利の上で足の不安定を検出できていることである。障がい者、健常者共に砂利の上では足の不安定が多く検出できていることが分かる。

8 点目は足の不安定を検出するとストレスが上がっている箇所があることである。特に障がい者 3 人目、4 人目、健常者 2 人目、3 人目、4 人目が顕著に表れている。

障がい者1人目 (25.5cm, 男性) : 1分9秒

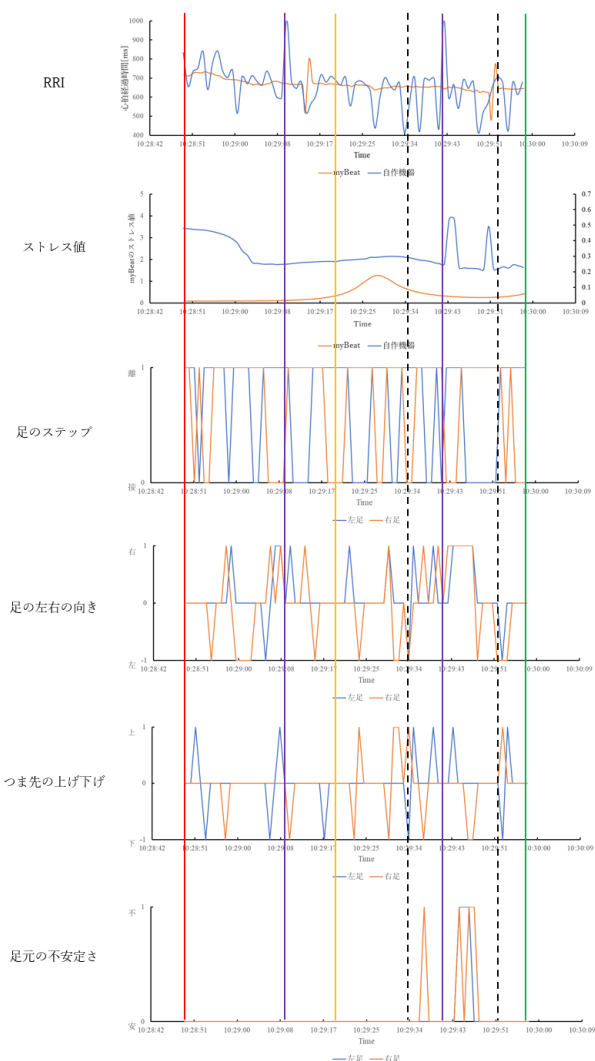


図 5.4: 障がい者 1 人目

健常者1人目 (25.5cm, 男性) : 1分13秒

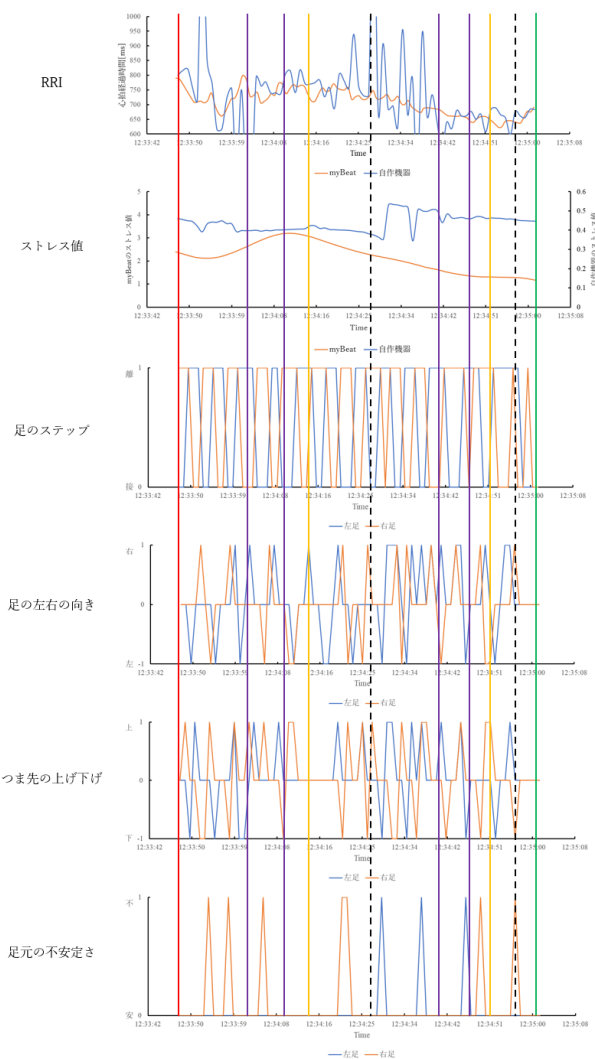


図 5.5: 健常者 1 人目

障がい者2人目 (25.5cm, 男性) : 1分30秒

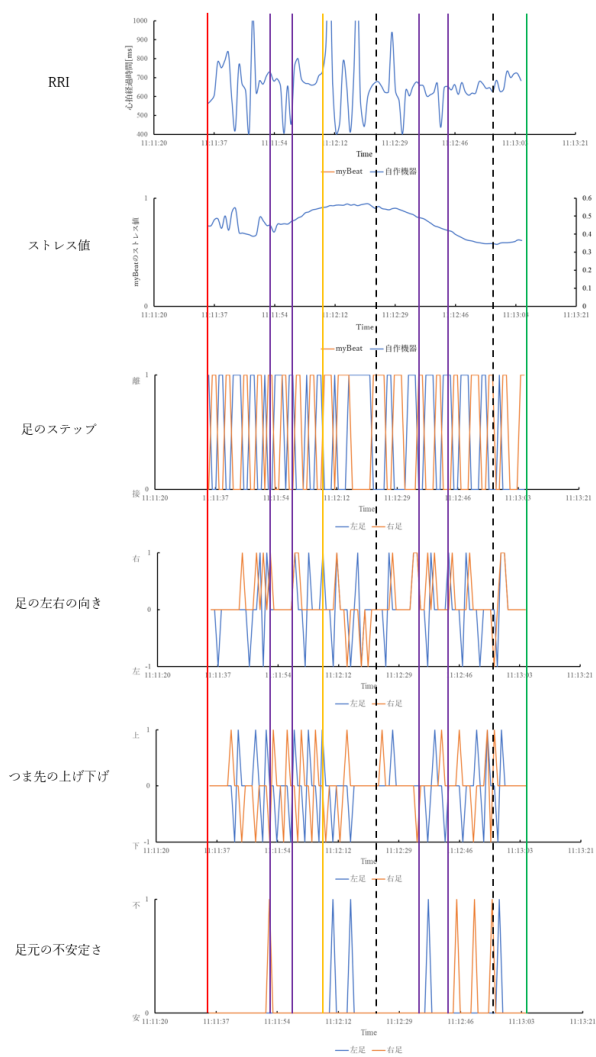


図 5.6: 障がい者 2 人目

健常者2人目 (25.5cm, 男性) : 2分58秒

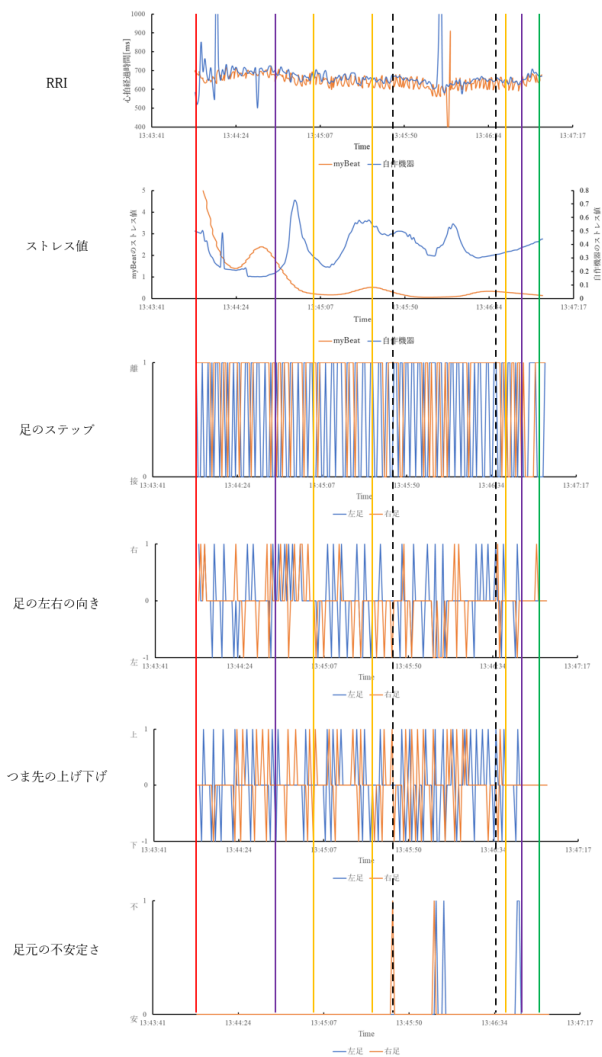


図 5.7: 健常者 2 人目

障がい者3人目 (23.5cm, 女性) : 3分22秒

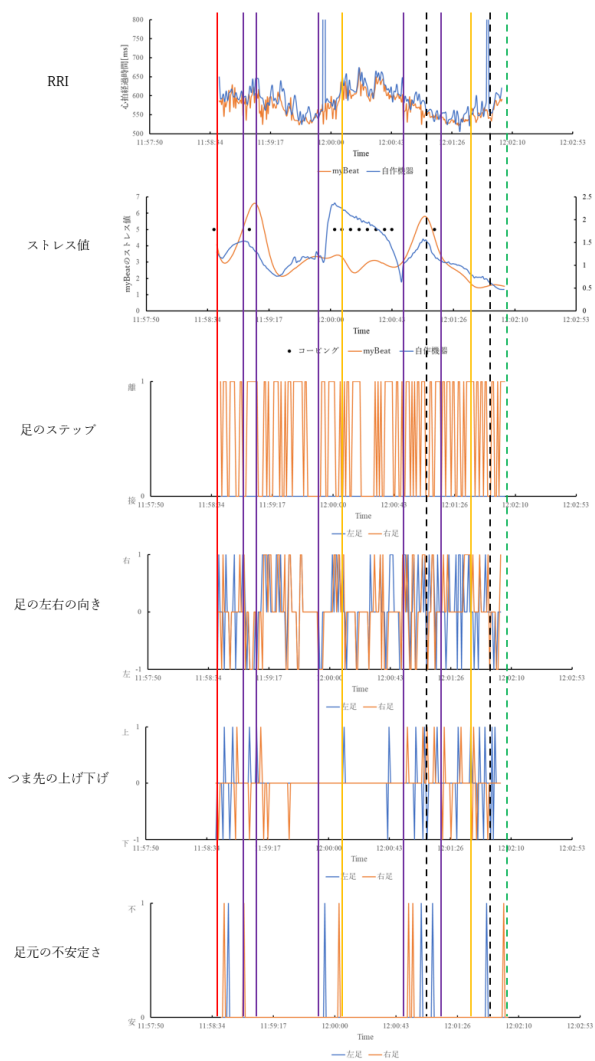


図 5.8: 障がい者 3 人目

健常者3人目 (23.5cm, 女性) : 3分54秒

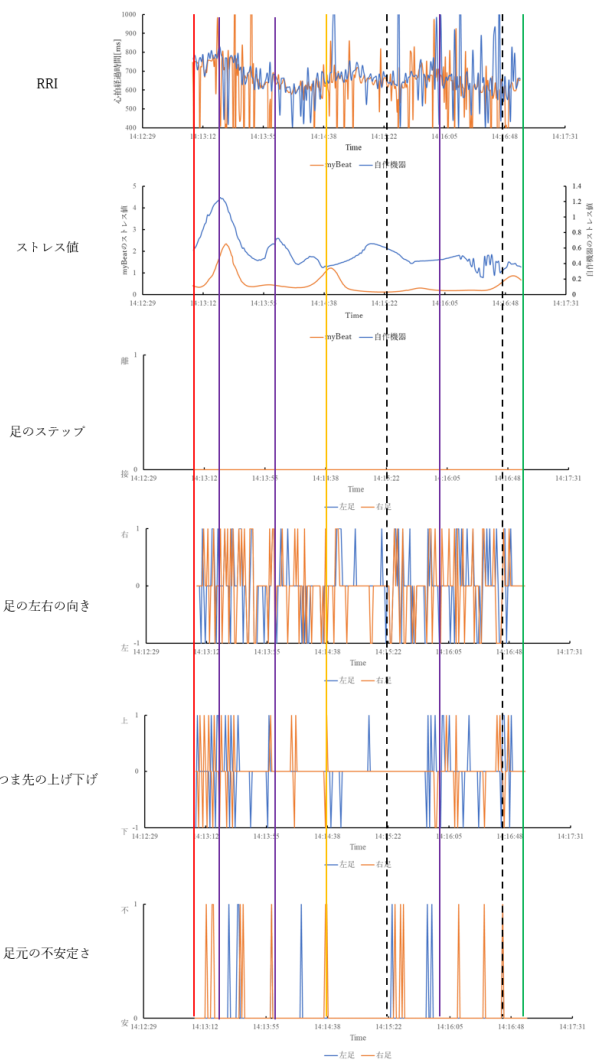


図 5.9: 健常者 3 人目

障がい者4人目（25.5cm, 男性）：4分8秒

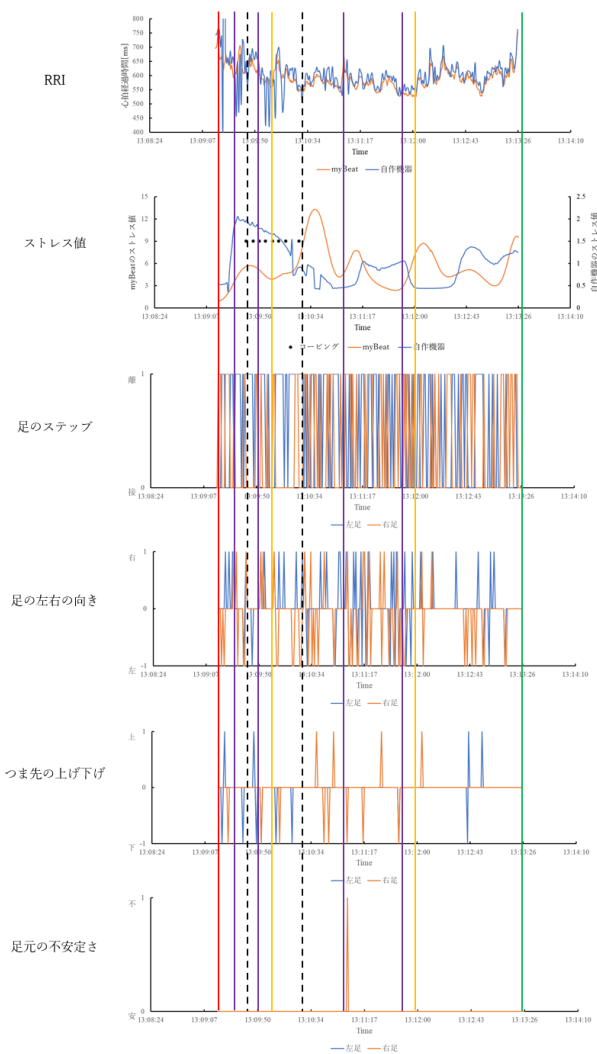


図 5.10: 障がい者 4 人目

健常者4人目（23.5cm, 女性）：1分39秒

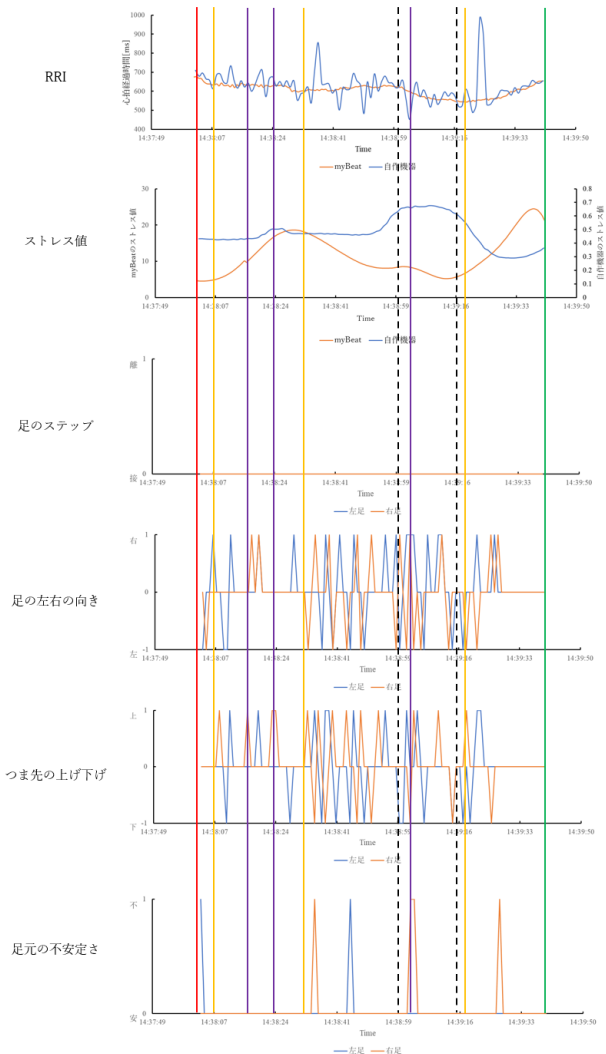


図 5.11: 健常者 4 人目

## § 5.2 考察

本節に「ぶどうの森」での実験結果で挙げた8点を基に考察を述べる．まず，1点目の *RRI* が上手く取れなかったことに関してである．心拍センサの接触具合，動きの中で心拍データがずれてくる，データ受信の際にデータが飛んでしまうことが原因であると思われる．心拍センサは安静時に使うものを使用しているため，このようなことが起こってしまう．そこで *RRI* の算出のところでローパスフィルタを用いることでデータの補正が行われ，ストレス値の算出も精度が上がると考える．

次に2点目の危険時のコーピングによってストレス値が下がったことである．コーピングで聞きなじみのある声が聞こえてくると安心できたのではないかと考える．しかし，すぐにストレス値下がらなかった箇所，逆に上がってしまったところは作業に集中してコーピング内容が聞こえていなかったことが考えられる．

次に3点目の myBeat の装着を拒まれたことに関しては自作機器に優位性があると考えられる．また，実験のときは女性はその場で myBeat を付けることができないのでトイレで装着をしていた．脱着の面から自作機器は使えるユーザーが広がると考えられる．

次に4点目の 23.5cm のインソール型機器の問題である．原因としては 23.5cm のインソールが女性の履いている靴に合わなく，圧力センサが少し曲がり，踵の圧力に常時圧力がかかっているのが原因だと考えられる．

次に5点目の足の左右の向きの検出である．右カーブの行動の際に右向きを多く検出しているが右カーブ以外でも左右の向きを検出しているのは歩き方などの問題である．また，農作業機械に慣れない方は右往左往する場面があったの左右を直進の場合でも検出してしまったと考えられる．左右の判定のしきい値を上げること，ユーザーそれぞれに合ったしきい値にすると改善されるのではないかと考える．

次に6点目のつま先の上げ下げの検出である．つま先の上げ下げで被験者によって歩き方がすり足なのか足を上げて歩いているかが分かったと考えられる．足のステップと組み合わせること，ユーザーそれぞれに合ったしきい値にすることでより正確な歩き方を判定できるのではないかと考えられる．

次に7点目の砂利の上での足の不安定さである．動画からアスファルトの上で足の不安を検出しているのは歩き方や農作業機械の動かし方で不安定を検出している．

最後に8点目の足の不安定の際のストレス値についてである．障がい者，健常者限らず，足元が不安定な場合ストレスを感じていることが考えられる．不安定な足場のときの声かけをしていくなどをするによってよりストレス値が下げることができ，不安定な足場でも転倒することなく作業ができるのではないかと考える．

また行動入力に関してはあまり正確に行うことができなかった．原因としては音声認識の精度が低かったこと，音声入力を上手く行えなかったことが考えられる．特に障がい者に関しては音声入力が難しい方がおられ，違う単語が入ってしまうことがあった．行動入力は簡単なものに変える必要がある可能性がある．

全体を通して，センサの改善，データ送受信の高速化，データの補間，ユーザーそれぞれにあった足元測定，行動入力の改善などの課題が挙げられる．しかし，転倒などの危険性が高いケースは生じていなく，現地での転倒などの危険につながる原因については認識できていないが，足元状態，危険性の検出ができたので，歩行の危険の注意喚起，危険時のストレスコーピングによるストレス軽減に活用が可能だと考えられる．



### おわりに

本研究では就労継続支援事業を利用する方に向けた足元状態の測定、作業時の不安を和らげる、インソール型機器とネックバンド型機器の開発を行った。また、すでに販売されている機器との比較を行い自作機器の優位性について検証を行った。さらに、就労継続支援B型事業所である「日本海倶楽部」、「ぶどうの森」の障がい者と健常者に自作機器を装着していただき、足元状態の測定、ストレスコーピングによるストレス値の変化を観察した。

インソール型機器では、先行研究から9軸センサの変更、付ける位置の改善を行いより正確な足元状態の測定を行えることを可能とした。足裏圧と9軸センサから足のステップ、足の左右の向き、つま先の上げ下げ、足元の不安定の検出を行うことを可能とした。また、ケースの作成などを行い実用性を上げることに成功した。

ネックバンド型機器では、先行研究から形を変え、ネックバンド型イヤホンを装着するだけであるため作業の邪魔のなく、実用性の向上ができた。また、ユニオンツール株式会社のmyBeatと比較を行い、安静時において $RRI$ 、 $LF$ 、 $HF$ 、 $LF/HF$ において5人分のデータを取り、同じような特徴を示すことができた。さらに、音声による行動入力を行い、5種類の行動パターンの際に足元状態、ストレス値がどう変化しているのかを明確にした。

実験は、障がい者と健常者の方にアスファルトと砂利の道を歩いてもらい、不安定な土壌では足元状態がどうなっているのか、ストレス値がそれによってどう変化しているのか、ストレスコーピングによってストレス値が下がるのか、障がい者と健常者に違いがあるのかなどを観察した。結果は、砂利の道では不安定を検出し、ストレスコーピングによりストレス値を下げることに成功した。また、歩行の仕方によってもストレス値が変化していることが分かった。しかし、インソール型機器ではユーザーに合った足のサイズ、足元状態のしきい値などを決める必要があった。ネックバンド型機器ではセンサの改善、 $RRI$ の算出の精度を上げる、行動入力の精度を上げることによってより向上すると考えられる。

今後の課題として、インソール型機器は機器を作成して足のサイズを増やす、センサの見直しでデータ送受信を早くする、機器を使う前に簡単に測定を行い、ユーザーに合ったしきい値にする。これらを行うことでユーザーそれぞれに合った足元状態の測定を行えることが期待される。ネックバンド型機器では心拍センサの変更や耳たぶクリップの強化を行い、正確な心拍データを取得する、データの送受信を早く、9軸センサを用いて頭の方など検知、 $RRI$ の算出にローパスフィルタを用いて精度を上げる、音声識別の向上、または行動入力を簡単なものにし、行動入力を正確にすることが挙げられる。





# 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情報システム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，機器の作成でご協力頂いた株式会社オーギャの水島昌徳社長，実験やシステム開発でご協力頂いた富山県立大学看護学部看護学科在宅看護学講座の山崎智可講師，地域看護学講座の清水暢子准教授，日本海倶楽部ザ・ファームの藤原和也様，職員の皆様，ぶどうの森の澤田雄平様，職員の皆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．

2024 年 2 月

八十住 捺輝



## 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”, 第 77 回情報処理学会全国大会論文集, 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](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] 株式会社ココレポート, “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/](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 2024.1.26,  
<https://www.nihonkai-club-farm.com/>.
- [8] 社会福祉法人 海望福祉会, “ぶどうの森”, 閲覧日 2024.1.26,  
<https://www.kaiboufukushi.com/budounomori/>.
- [9] 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.
- [10] 林 剛丞, 江川 純, 染矢 俊幸, “ストレス関連障害を示す発達障害”, ストレス科学研究 30 巻, pp.10-15, 2015.
- [11] 株式会社みんなの絆, “就労継続支援 B 型”, 閲覧日 2024.1.29,  
<https://minnano-k.jp/support2/>.
- [12] 厚生労働省, “うつ病を知る”, 閲覧日 2024.1.29,  
<https://www.mhlw.go.jp/shingi/2004/01/s0126-5b2.html>.
- [13] 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.
- [14] 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>.

- [15] 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>.
- [16] bodais, “データフュージョン”, 閲覧日 2024.1.7,  
<https://bodais.com/rd/knowledge/datafusionmethod/>.
- [17] タッチエンス株式会社, “ショックアクシユーズ取扱説明書”, 閲覧日 2024.1.7.
- [18] Qiita, “Madgwick フィルタを読んてみた”, 閲覧日 2024.1.7,  
[https://qiita.com/fumiya\\_sato/items/df28dff5ccc653183235](https://qiita.com/fumiya_sato/items/df28dff5ccc653183235).
- [19] 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>.
- [20] dSPACE, “The What and Why of Sensor Calibration”, 閲覧日 2024.1.9,  
<https://www.dspspace.com/ja/jpn/home/news/engineers-insights/the-what-and-why-of-sensor.cfm>.
- [21] 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.
- [22] Qiita, “3 次スプライン補完”, 閲覧日 2024.1.26,  
<https://qiita.com/YudaiSadakuni/items/e886ad237a1171e069a1>.
- [23] 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.
- [24] 上西 一貴, 望月 隆之, “障害のある人の ICT 活用に伴う困難さ 就労継続支援 B 型事業所における全国調査の自由記述の分析”, 東洋大学 福祉社会開発研究 12 号 2020.
- [25] ミライロ通信, “ユニバーサルデザインとは? ～7 原則と実現のヒント～”, 閲覧日 2024.1.30,  
<https://www.mirairo.co.jp/blog/post-2021011502>.
- [26] 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>.