

# 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	8
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	18
§ 4.2 データ解析	18
§ 4.3 システムのアルゴリズム	18
第5章 数値実験並びに考察	19
§ 5.1 数値実験の概要	19
§ 5.2 実験結果と考察	19
第6章 おわりに	32
謝辞	33
参考文献	34

# 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	CWT によるスペクトログラム [10] . . . . .	6
2.4	Raspberry Pi Zero W . . . . .	8
2.5	Arduino nano . . . . .	8
2.6	BMX055 . . . . .	10
2.7	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 . . . . .	15
3.8	本研究のネックバンド型機器 . . . . .	15
3.9	ショックシューズとインソール型機器の歩行データ . . . . .	16
3.10	myBeat とネックバンド機器の比較 . . . . .	18



# 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
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
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	$\psi$
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	$\lambda$

## 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**

**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 [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 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，心拍変動および自律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 2.3 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， $\psi$  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 2.2 に示す．



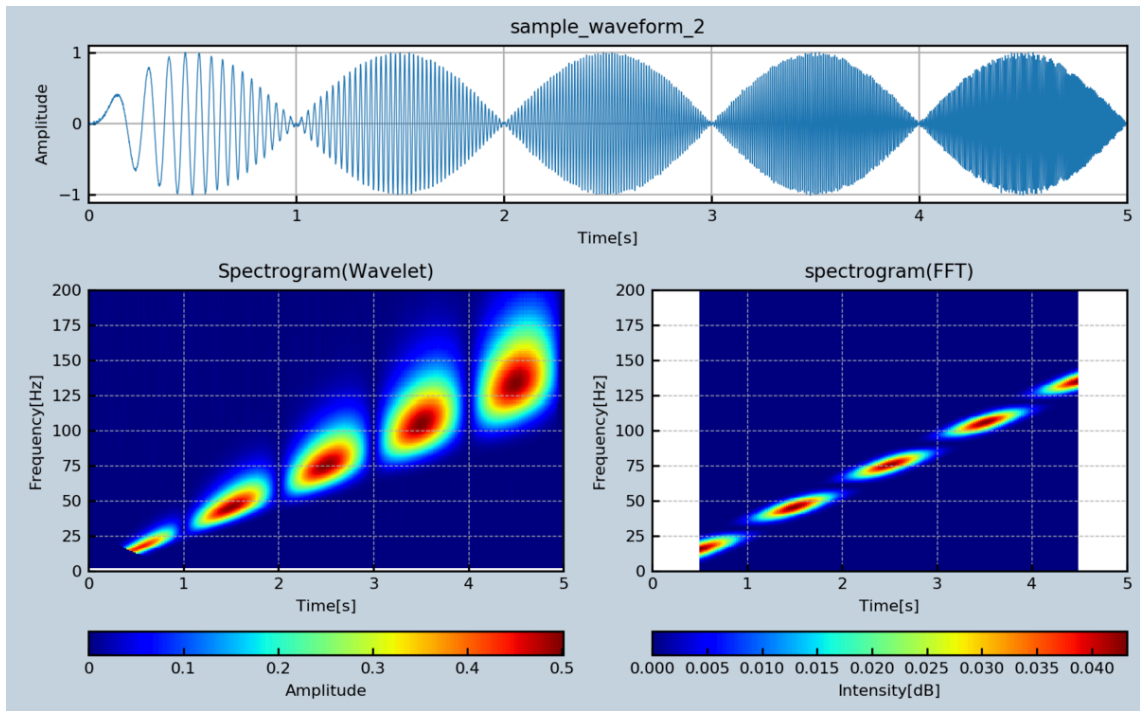


図 2.3: CWT によるスペクトログラム [10]

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

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

この式において,  $\omega_0$  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 2.3 とする.

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

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 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 [11]. 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.



図 2.4: Raspberry Pi Zero W

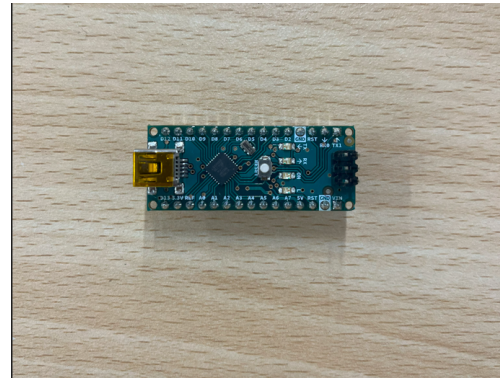


図 2.5: Arduino nano

## § 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 [12]．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．

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 2.4 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 2.5 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 2.6 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 [14]．

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

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 2.7: 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 2.7: 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．

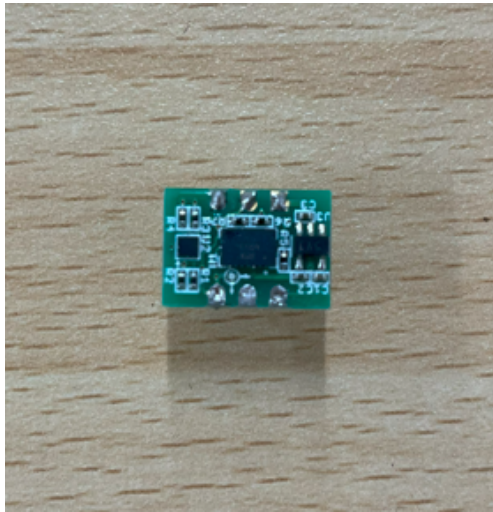


図 2.6: BMX055

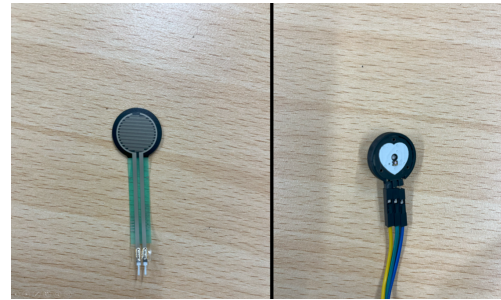


図 2.7: 圧力センサと心拍センサ

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 [13]。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 [15]。

### 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 [17]。

### 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、



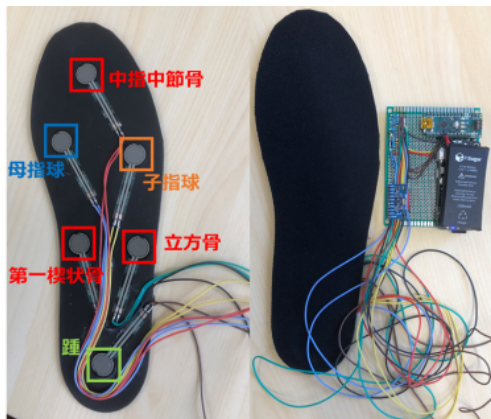


図 3.1: 先行研究のインソール型機器

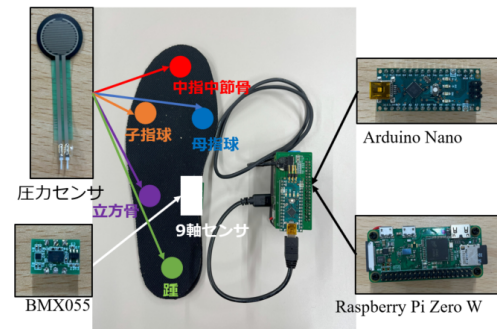


図 3.2: 本研究のインソール型機器

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[16]。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

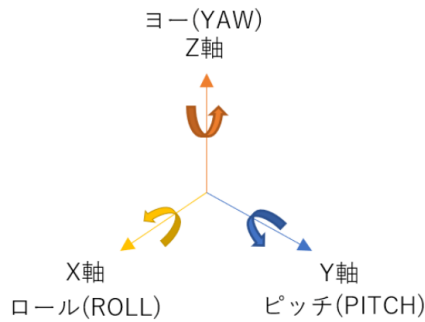


図 3.3: オイラー角



図 3.4: Madgwick フィルタ

るプロセスである [18].

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

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 [19]．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．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 3.8 に本研





図 3.5: my Beat

図 3.6: my Beat の装着イメージ

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．

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 2 章で記した連続ウェーブレット変換により  $RRI$ ， $LF$ ， $HF$ ， $LF/HF$  を算出する．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 3.1 に示す [20]．

$$S_i(x) = a_i + bi(x - x_i) + c_i(x - x_i)^2 + d_i(x - x_i)^3 \quad (3.1)$$

このとき，変数  $x$  の取りうる範囲を式 3.2 に示す．

$$x = [x_i, x_{i+1}] \quad (3.2)$$

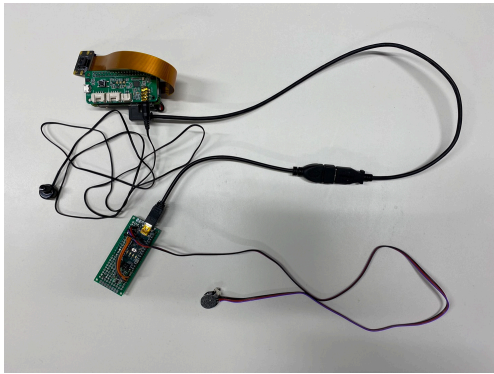


図 3.7: 先行研究のネックバンド型機器

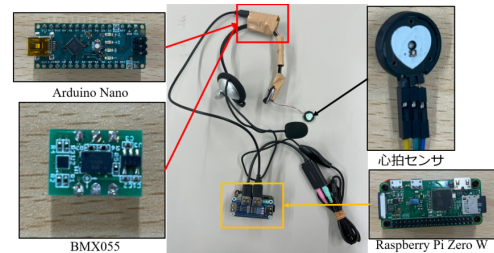


図 3.8: 本研究のネックバンド型機器

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 [21]。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。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 3.9 にショッククシェー

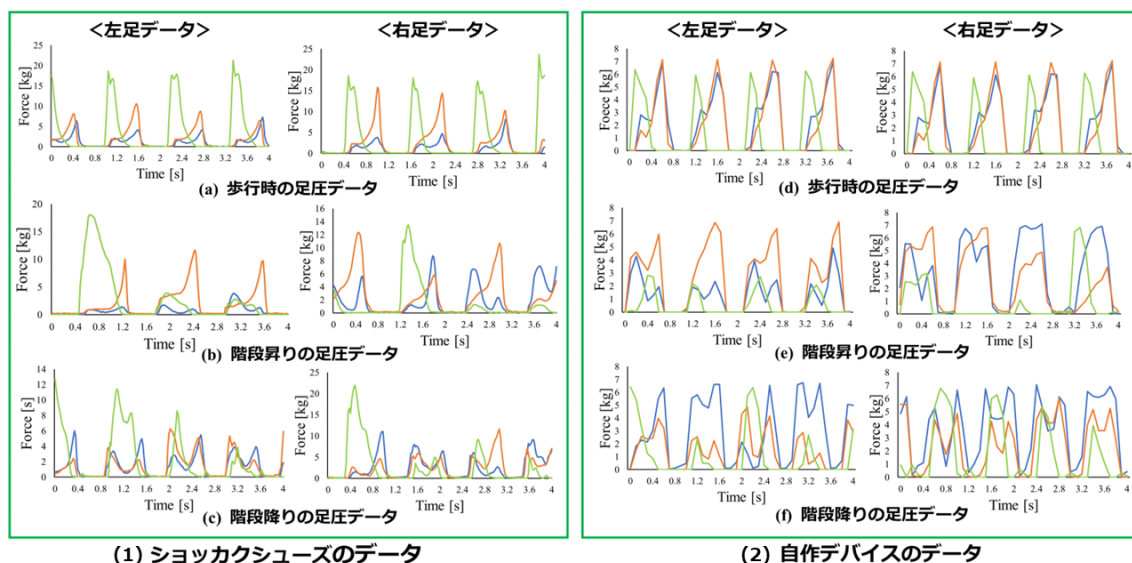


図 3.9: ショッカクシューズとインソール型機器の歩行データ

表 3.1: ショッカクシューズとインソール型機器の比較

	ショッカ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	ショッカ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

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。

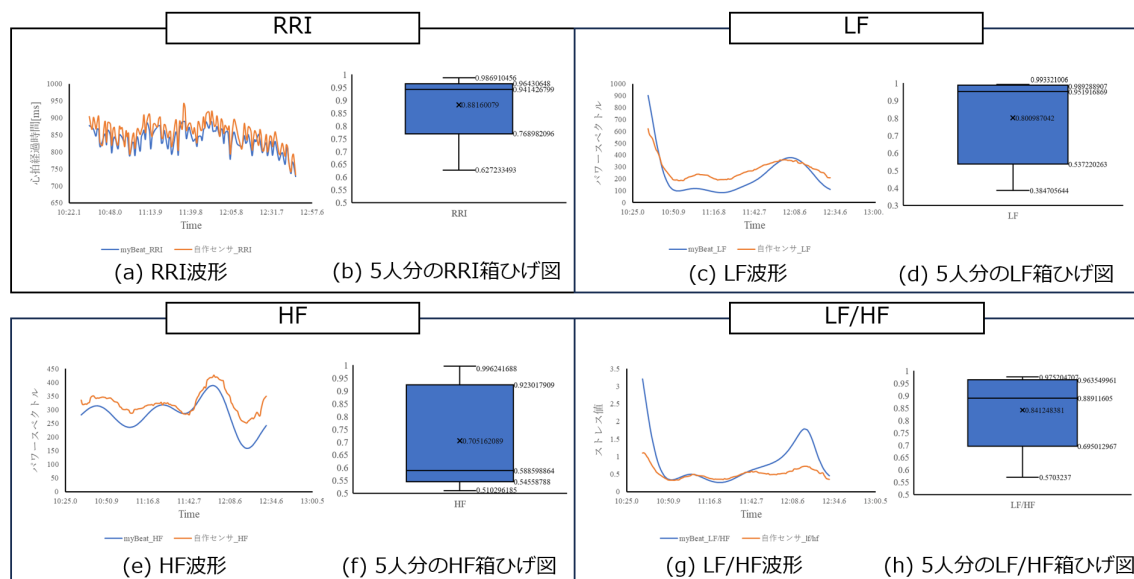


図 3.10: myBeat とネックバンド機器の比較

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

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クシューズ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。

### ネックバンド型機器の優位性

図 3.10 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。

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

§ 4.2 データ解析

§ 4.3 システムのアルゴリズム





# 数値実験並びに考察

§ 5.1 数値実験の概要

§ 5.2 実験結果と考察

おわりに



# 謝辞

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”, 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](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] 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.
- [11] 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>.
- [12] 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>.
- [13] bodais, “データフュージョン”, 閲覧日 2024.1.7,  
<https://bodais.com/rd/knowledge/datafusionmethod/>.
- [14] 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>.

- [15] 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.
- [16] Qiita, “Madgwick フィルタを読んだ”, 閲覧日 2024.1.7,  
[https://qiita.com/fumiya\\_sato/items/df28dff5ccc653183235](https://qiita.com/fumiya_sato/items/df28dff5ccc653183235).
- [17] 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>.
- [18] 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>.
- [19] 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.
- [20] Qiita, “3次スプライン補完”, 閲覧日 2024.1.26,  
<https://qiita.com/YudaiSadakuni/items/e886ad237a1171e069a1>.
- [21] 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.