

Title	Bluetooth Low Energyを用いた生体情報取得に関する研究
Author(s)	福嶋, 開人
Citation	
Issue Date	2020-03
Type	Thesis or Dissertation
Text version	author
URL	http://hdl.handle.net/10119/16415
Rights	
Description	Supervisor: 丹 康雄, 先端科学技術研究科, 修士 (情報科学)

修士論文

Bluetooth Low Energy を用いた生体情報取得に関する研究

福島 開人

主指導教員 丹 康雄 教授

北陸先端科学技術大学院大学
先端科学技術研究科
(情報科学)

令和2年3月

Abstract

Due to the progress of the declining birth rate and aging population, it is necessary to take care of the expanding elderly population by a shrinking number of working class generations. This situation increases the cost of watching over this aging population and it makes it necessary that the elderly may have to operate specialized devices and equipment by themselves.

Health monitoring using wearable devices, which is currently the main monitoring method, is a burden on the user due to the feeling of wearing and monitoring. With the improvement of the wireless environment in the house, the improvement of the performance of the computer, and the development of the machine learning methods, the study on the acquisition of the biological information such as the respiration rate and heart rate of the resident in the house by using the change of the transmission state of the radio wave has been conducted. Using wireless monitoring techniques, biometric information can be acquired with little burden on the user, which is useful. However, there are barriers in introducing the measurement environment, namely construction costs and the problem of securing power to the monitoring devices.

Therefore, the study proposes a method of acquiring biometric information such as respiration and heart rate of a resident in the home by using radio waves of Bluetooth Low Energy (BLE). BLE is a wireless technology that can be used to easily construct a health monitoring and vitals measurement environment while also consuming low power. First, the study investigates existing biometric information acquisition technologies such as wearable devices, passive RFID, dedicated wireless, and Wi-Fi, compares them and identifies issues with these existing technologies.

This study shows that it is possible to perform high-frequency vitals monitoring with low power consumption by using the advertisement mechanism of continuously transmitting radio waves, which is a feature of BLE. The study focuses on the monitoring of respiration and heart rate.

The proposed method is realized by using the newly developed wireless communication standard called BLE, which has lower power consumption. Because BLE is a widely used radio technology, it can reduce the price of the sensing module compared to dedicated radio solutions such as Doppler radar. Furthermore, for passive RFID tags, the vital detection range is a few tens of centimeters, whereas BLE can cover the entire living room.

When operating a vital measurement system in a home, it is assumed that devices are

placed in various places throughout the home. In many cases there is no need to worry about energy requirements of such a system since these needs can be covered by energy harvesting techniques. Multiple radio devices are usually installed at different locations, making the presence of radio waves ubiquitous. As a result, the radio signals that can be used for vitals measurement become abundant and measurements can be performed with higher accuracy.

The Implementation makes use of the software defined radio (SDR) technology. The hardware is configured using universal software radio peripheral (USRP) manufactured by Ettus Research, and the software is GNU Radio which is an open source software for SDR. For transmission, a commercially available Bluetooth dongle is used, and the transmission setting of BLE advertising packet is set by BlueZ.

The received signal was analyzed in MATLAB in the time domain and in the frequency domain. Then, the signal is filtered by the Hampel filter and a wavelet transformation is performed in order to remove noise. The respiratory rate and the heart rate are calculated by performing a Fast Fourier Transformation (FFT) on this signal.

For comparison purposes, experiments were conducted in four different environments. In the first environment there is no BLE advertisement. In the second environment there is BLE advertisement and no obstacle on the transmission path. In the third environment, an aluminum balloon is attached to the end of the Fresnel zone where the change in wave intensity appears most strongly. Finally in the fourth environment a person stands upright in the end of the Fresnel zone. For the third environment, the tempo for inflating and deflating the aluminum balloon is 15 bpm(0.25 Hz) simulating breathing and 70 bpm(1.16 Hz) simulating heartbeat. Inflating and deflating was conducted according to the rhythm of a metronome. In the case of humans, the experiment was performed with breathing stopped and with breathing at 15 bpm.

Experimental results showed the detection of a pattern which matches the artificial respiration when using an aluminum balloon. This pattern was detected by calculating the frequency spectrum of the incoming BLE signal by obtaining the envelope using wavelet transformation. For the rest of the cases, challenges remained and the results were inconclusive.

If this system can be realized, residents in the home can manage their health without any special assistance. By accumulating vitals measurements as big data on the cloud and performing analysis using AI, it is possible to detect diseases early and decrease medical cost and achieve a longer, healthier life. For this purpose, heart and respiration rate and their fluctuation is indispensable information. The ability to measure biological signals using

BLE, which uses a modulation method different from Wi-Fi, can contribute to expanding the application range of wireless communication. If vitals measuring is implemented at the software level as an extended function of BLE, it will be possible to measure vitals using BLE devices owned by residents, thus becoming a technology with strong social influence. This study establishes a respiration rate and heart rate estimation method that is the basis of biometric information utilization by BLE, and contributes to the realization of a society where people can live with peace of mind.

概要

少子高齢社会の進展により、少ない働く世代で多くの高齢者の見守りが必要とされており、見守るためのコストの増大や高齢者自身による機器の操作が必要となる事象が引き起こされている。現在見守り手法として主流であるウェアラブルデバイスによる見守りは、装着感や被監視感により利用者の負担となっている。宅内の無線環境の整備や計算機の性能向上、機械学習手法の発達により、無線電波の伝送状態の変化を用いて家庭内の居住者の呼吸や心拍といった生体情報の取得する研究がされている。無線電波で測定することにより、利用者に少ない負担で生体情報の取得ができ有用である。しかし、環境構築費用やデバイスへの電源の確保といった測定環境の導入での障壁がある。

そこで、測定環境の構築が容易で消費電力が少ない無線技術である Bluetooth Low Energy (BLE) の電波を用いて家庭内にいる居住者の呼吸や心拍といった生体情報を取得する手法を提案する。まず、既存の生体情報取得技術を調査し、ウェアラブルデバイス、パッシブ型 RFID、専用無線、Wi-Fi を対象として比較を行い、既存技術の課題を洗い出す。そして、生体情報を呼吸数と心拍数に対象を絞り、BLE の特徴であるアドバタイジングと呼ばれる常時電波を発信し続ける仕組みを利用し低消費電力で高頻度な測定ができることを示す。

従来技術に対し、提案手法では生体情報取得に用いられていない BLE というより低消費電力な無線通信規格を用いることで実現する。ドップラーレーダーといった専用無線と比較すると、広く普及している無線技術を利用するためモジュールの価格を抑えることができる。パッシブ型 RFID タグに対しては、バイタル検出可能範囲が数 10cm 程度なのに対し、BLE であればリビング全体を範囲とすることができる。バイタル測定システムを家庭内で動作させる場合、各所にデバイスを置くことが想定される。その際にエネルギーハーベストで稼働させることのできる電力量であれば、電源確保の心配が不要となる。複数のデバイスを設置することが容易になることで、異なる箇所から電波を発信することができる。これにより、バイタル測定に必要なデータが豊富となるためより高精度に測定することができる。

実装には、ソフトウェア無線 (software defined radio:SDR) を利用しており、ハードウェアには Ettus Research 社製汎用信号処理ハードウェア USRP、ソフトウェアにはオープンソースの SDR 用ソフトウェア GNU Radio を用いて構成している。送信には市販されている Bluetooth ドングルを利用し、BlueZ により BLE アドバタイジングパケットの送信設定を行う。受信信号は、MATLAB により時間領域での解析と周波数領域での解析

を行い、ノイズ除去のために Hampel フィルタによるフィルタリングと、ウェーブレット変換を行い、包絡線を算出することで生体信号を含む信号を取り出した。この信号を FFT することで呼吸数および心拍数を算出する。実験は、4つの環境で行われ、送信していないときの環境、伝送路に何も置かずに送信したときの環境、電波強度の変化が最も強く現れるフレネルゾーンにアルミバルーンを設置し膨張収縮させたときの環境、フレネルゾーンに人を直立させたときの環境で行った。アルミバルーンを膨張収縮させるテンポは、呼吸を模した 15 bpm (0.25 Hz) と心拍を模した 70 bpm (1.16 Hz) をメトロノームのリズムに合わせて空気を充填排出した。人の場合は、呼吸を止めた状態と 15 bpm で呼吸をしている状態で実験した。結果として、ウェーブレット変換し包絡線を求め周波数スペクトラムを算出することで、アルミバルーンで呼吸を模した振動を検出した。アルミバルーンで心拍数を模した振動および人を使った実験では課題が残った。本システムが実現できると、家庭内にいる居住者が特別な操作をする必要がなく健康管理をすることができる。健康状態の変化をクラウド上でビックデータとして蓄積し、AI による解析を行うことで病気の早期発見ができ医療費の抑制や長寿命化を実現できる。この基盤として心拍・呼吸の数とパターンを把握することが重要となる。Wi-Fi とは異なる変調方式を用いる BLE によって生体信号測定ができることで、無線通信の応用範囲の拡大に寄与することができる。BLE の拡張機能としてソフトウェアレベルで実装ができるようになれば、居住者が保有する身近な BLE 機器を用いてバイタルを測定することも可能となるため社会的に強い影響力のある技術となる。本研究により BLE による生体情報利用の基盤となる呼吸数の推定と、心拍数推定手法が確立され、安心して生活できる社会の実現に貢献する。

目次

第 1 章	はじめに	1
1.1	研究背景	1
1.2	研究目的	2
1.3	本論文の構成	2
第 2 章	関連研究・関連技術	4
2.1	既存の生体情報取得システム	4
2.1.1	ウェアラブルデバイス	4
2.1.2	超近距離無線による取得	6
2.1.3	専用無線による取得	7
2.1.4	汎用無線による取得	8
2.2	Bluetooth Low Energy の利用	8
2.2.1	Bluetooth Low Energy を用いる利点	9
2.2.2	Bluetooth Low Energy を用いることによる制約	10
第 3 章	提案する Bluetooth Low Energy を用いた生体情報取得手法	11
3.1	前提知識	11
3.1.1	呼吸	11
3.1.2	心拍	12
3.1.3	Bluetooth Low Energy	13
3.1.4	Bluetooth Low Energy のアダプタイジング	15
3.1.5	フレネルゾーン	15
3.1.6	ソフトウェア無線	17
3.1.7	USRP X310	17
3.1.8	GNU Radio	19

3.1.9	フーリエ変換による信号の解析	21
3.1.10	Hampel フィルタを用いた外れ値の削除	22
3.1.11	ウェーブレット変換を用いた信号の解析	22
3.2	提案手法	23
第 4 章	実装	25
4.1	BlueZ を用いた送信環境	25
4.2	ソフトウェア無線を用いた受信環境	26
4.2.1	ハードウェア構成	27
4.2.2	ソフトウェア構成	28
4.3	測定データの処理	28
第 5 章	実験方法と実験結果	32
5.1	実験方法	32
5.2	実験結果	34
5.2.1	実験 1 送信していないときの環境	34
5.2.2	実験 2 送信したときの環境	34
5.2.3	実験 3 アルミバルーンを使った実験	34
5.2.4	実験 4 人を使った実験	35
第 6 章	議論と考察	43
6.1	実験環境	43
6.2	呼吸数の測定	43
6.3	心拍数の測定	44
6.4	算出方法	44
6.5	複数アンテナの使用	45
6.6	提案手法の妥当性	45
第 7 章	おわりに	47
7.1	結論とまとめ	47
7.2	今後の展望	48
7.2.1	より高精度な測定の可能性	48
7.2.2	計算量の低減	48
7.2.3	他の無線技術への応用	49

7.2.4	家庭内でのアクティビティの利活用	49
	謝辞	50
	本研究に関する对外発表	51
	参考文献	52
	付録	57
A	電波無響室で行った実験	57
A.1	実験内容	57
A.2	実験結果と考察	59
B	実験で使⽤したソースコード群	67
B.1	USRP X310 の起動スクリプト	67
B.2	USRP N210 の起動スクリプト	67
B.3	送信スクリプトを簡易に呼び出すための Python スクリプト	68
B.4	受信信号を解析しグラフを作成する MATLAB スクリプト	71
C	GNU Radio の導入	73
D	BLE ドングルによる送信出力の差	74

目次

2.1	家庭内での生体情報取得手法の分類	5
2.2	Wi-Fi と BLE の利用周波数	9
3.1	呼吸運動による肋間筋の変化	13
3.2	呼吸運動による横隔膜の変化	13
3.3	理想的な EGC 信号	14
3.4	ホイヘンスの原理	16
3.5	フレネルゾーン	16
3.6	ソフトウェア無線とハードウェア無線のプロトコルスタックの違い	18
3.7	PC と USRP を接続した際のアーキテクチャ	19
3.8	USRP X310 内部に TwinRx2 枚が装着されている様子	20
3.9	4 本のアンテナと USRP X310	20
3.10	USRP X310 の外観	20
3.11	db4 マザーウェーブレット	24
4.1	実験装置の構成	26
4.2	キャリブレーションを行う際の接続	28
4.3	キャリブレーション実施前の復調信号波形	29
4.4	キャリブレーション実施後の復調信号波形	29
4.5	受信データを復調する GRC フローグラフ	30
4.6	測定データの処理の流れ	31
5.1	[実験 1] 受信のみ動作させる構成	33
5.2	[実験 2] 送受信機間に何も設置せずに受信する構成	33
5.3	[実験 3] アルミバルーンを膨張収縮させ受信する構成	33
5.4	[実験 4] 人が直立し受信する構成	33

5.5	実験環境の様子	36
5.6	使用するアルミバルーン	36
5.7	[実験 1] 受信信号	37
5.8	[実験 1] 受信信号の周波数スペクトラム	37
5.9	[実験 1] ノイズ除去した信号とその包絡線	37
5.10	[実験 1] 包絡線の周波数スペクトラム	37
5.11	[実験 2] 受信信号	38
5.12	[実験 2] 受信信号の周波数スペクトラム	38
5.13	[実験 2] ノイズ除去した信号とその包絡線	38
5.14	[実験 2] 包絡線の周波数スペクトラム	38
5.15	[実験 3(15 bpm)] 受信信号	39
5.16	[実験 3(15 bpm)] 受信信号の周波数スペクトラム	39
5.17	[実験 3(15 bpm)] ノイズ除去した信号とその包絡線	39
5.18	[実験 3(15 bpm)] 包絡線の周波数スペクトラム	39
5.19	[実験 3(70 bpm)] 受信信号	40
5.20	[実験 3(70 bpm)] 受信信号の周波数スペクトラム	40
5.21	[実験 3(70 bpm)] ノイズ除去した信号とその包絡線	40
5.22	[実験 3(70 bpm)] 包絡線の周波数スペクトラム	40
5.23	[実験 4(呼吸なし)] 受信信号	41
5.24	[実験 4(呼吸なし)] 受信信号の周波数スペクトラム	41
5.25	[実験 4(呼吸なし)] ノイズ除去した信号とその包絡線	41
5.26	[実験 4(呼吸なし)] 包絡線の周波数スペクトラム	41
5.27	[実験 4(呼吸あり)] 受信信号	42
5.28	[実験 4(呼吸あり)] 受信信号の周波数スペクトラム	42
5.29	[実験 4(呼吸あり)] ノイズ除去した信号とその包絡線	42
5.30	[実験 4(呼吸あり)] 包絡線の周波数スペクトラム	42
6.1	[実験 3(15 bpm)]4 つのアンテナの受信データとその包絡線	46
7.1	MIMO 構成での実装予想	49
A.1	電波暗室の様子	58
A.2	追加実験環境の様子	58

A.3	[追加実験 1] アルミバルーンを振動させた場合 (実験 A) の周波数スペクトラム解析結果. 上段: 10 bpm(breaths per minutes), 中段: 15 bpm, 下段: 20 bpm.	60
A.4	[追加実験 1-10bpm] 受信信号	61
A.5	[追加実験 1-10bpm] ノイズ除去した信号とその包絡線	61
A.6	[追加実験 1-15bpm] 受信信号	61
A.7	[追加実験 1-15bpm] ノイズ除去した信号とその包絡線	61
A.8	[追加実験 1-20bpm] 受信信号	62
A.9	[追加実験 1-20bpm] ノイズ除去した信号とその包絡線	62
A.10	[追加実験 2-25bpm] 受信信号	63
A.11	[追加実験 2-25bpm] ノイズ除去した信号とその包絡線	63
A.12	[追加実験 2-25bpm] 包絡線の周波数スペクトラム	63
A.13	[追加実験 2-30bpm] 受信信号	64
A.14	[追加実験 2-30bpm] ノイズ除去した信号とその包絡線	64
A.15	[追加実験 2-30bpm] 包絡線の周波数スペクトラム	64
A.16	[追加実験 3-60bpm] 受信信号	65
A.17	[追加実験 3-60bpm] ノイズ除去した信号とその包絡線	65
A.18	[追加実験 3-60bpm] 包絡線の周波数スペクトラム	65
A.19	[追加実験 3-70bpm] 受信信号	66
A.20	[追加実験 3-70bpm] ノイズ除去した信号とその包絡線	66
A.21	[追加実験 3-70bpm] 包絡線の周波数スペクトラム	66
D.22	BSBT4D100(BUFFALO) の受信波形	75
D.23	MM-BTUD46(SANWA) の受信波形	75
D.24	BSBT4D09BK(BUFFALO) の受信波形	75
D.25	LBT-UAN05C2-N(ELECOM) の受信波形	75

表目次

2.1	生体情報取得手法の比較	5
3.1	EGC 信号の各波の説明	14
3.2	USRP X310 の基本スペック	21
3.3	TwinRx の基本スペック	21
4.1	送信条件	27
4.2	PC のスペック	27
4.3	受信条件	30
A.1	電波暗室の仕様	57
A.2	2 つの実験条件	57

第 1 章

はじめに

本章では，本研究の研究背景，研究目的，本論文の構成について述べる．

1.1 研究背景

欧米や日本といった経済先進国において少子高齢化が進展している．日本では，15 歳から 64 歳の人口の割合は 59.7% で比較可能な 1950 年以降過去最低，65 歳以上の人口の割合は 28.1% で過去最高 [1] となっている．このような少子高齢化傾向は 1990 年ごろから問題視されており [2]，少ない働く世代で多くの高齢者を支えることから働く世代，高齢者ともに負担が高まる．例えば，介護士の不足により高齢者同士で介護し合う老老介護や認知症患者同士で介護し合う認認介護による共倒れが起きており，少ない介護士で効率的に高齢者を見守るためのシステム等の開発はされているものの，高齢者自身によるデバイスの操作が必要となる点で難点があり爆発的な普及には至っていない．

他方，若い世代に目を向けてみるとストレス社会が問題となっている [3]．ストレスの計測や見守りは対象者への被監視感による更なるストレスを与えることが想定されるため，対象者の生活に配慮した見守り手法の開発が必要である．2020 年現在社会に普及している見守り手法には，種々のセンサを搭載したウェアラブルデバイスや，カメラを用いる方法がある．ウェアラブルデバイスによる見守りは装着感があることの他に，常時装着することでバイタルを取得するため着替えや入浴，料理といった活動がある家庭内での利用には不向きである．カメラによる見守りについても，可視範囲内のみの測定となるため見通しのきかない箇所については測定できない点や，個人情報があらゆる場所に存在するという家庭内の特徴から撮影物に対してのプライバシー管理が煩雑となる点で家庭内利用は不向きである．

現在の家庭内の環境について見てみると、家庭のあらゆる場所で無線ネットワークに接続することができるようになっており [4]、Internet of Things (IoT) の普及によるスマートスピーカなどの無線接続デバイスが増加している。これに伴い、今まで Wi-Fi による 1 対多のツリー状のネットワークが主だったホームネットワークに、Bluetooth Mesh [5] や Zigbee [6]、Thread [7]、Z-wave [8] といった、より消費電力の低い多対多のメッシュ型のネットワークが導入され細かなエリアに別れた無線通信が実現できる環境が整ってきている。

そこで、無線電波による生体情報取得手法が研究されており、利用者の負担が少ないまま呼吸数や心拍数を取得できる。これについては、第 2 章で詳しく説明する。しかし、現在研究されている無線電波による生体情報取得手法も環境整備の面で構築費用や電源確保といった導入で障壁が存在する。

1.2 研究目的

本研究では、近年急速に普及してきた Bluetooth Low Energy (BLE) の無線電波を用いて家庭内にいる居住者の呼吸や心拍といった生体情報を取得する手法を提案する。電波受信情報と送受信機間の電波伝送路中に存在する対象者の呼吸数および心拍数の関連付けを行い、その有効性を示す。

これにより、利用者にとって導入面での負担が少ないバイタル測定システムの実現や、Low Power Wide Area (LPWA) といった他種の無線技術への応用の足がかりとなることで、すべての人が安心して暮らすことのできる社会の実現に貢献できる。

1.3 本論文の構成

本論文は、本章を含めて 7 章で構成される。構成は以下のようになっている。

- 第 1 章
 - 研究背景と目的、本論文の構成を示す。
- 第 2 章
 - 本研究と関連する研究および技術を示し、BLE を採用する理由を述べる。
- 第 3 章
 - 本研究で提案する生体情報取得手法について述べる。
- 第 4 章

- 提案手法を BlueZ と SDR で実装した際のシステム構成を示す.
- 第 5 章
 - 提案手法の実験方法とその実験結果について述べる.
- 第 6 章
 - 実験結果をふまえて, 議論と考察を展開する.
- 第 7 章
 - 本論文のまとめを示す.

第2章

関連研究・関連技術

本章では，無線電波による生体情報取得に関する関連研究と既存の生体情報取得システム，生体情報取得技術を紹介し，比較および検討する．

2.1 既存の生体情報取得システム

まず，本章で対象とするシステムを定義する．本章では，家庭内で用いる生体情報取得手法についてを対象としている．そのため，医療機関で利用するような高精度で医療従事者のみが扱うことができる装置やシステムは対象としていない．この前提で，家庭内での生体情報取得手法は図 2.1 のように分類できる．生体情報取得手法は接触・超近距離型と非接触型に分類でき，接触・超近距離型の具体例としてウェアラブルデバイスやパッシブ型 Radio Frequency Identifier (RFID) を用いる手法が挙げられる．非接触型はさらに専用無線と汎用無線に分類でき，汎用無線の具体例として Wi-Fi や Bluetooth Low Energy (BLE), Zigbee といった無線通信規格が挙げられる．

表 2.1 は図 2.1 で示した手法を家庭内での使用の観点から評価した結果である．2.1.1 項から 2.1.4 項では，図 2.1 で示したそれぞれの手法が表 2.1 になった根拠について詳しく見ていく．

2.1.1 ウェアラブルデバイス

ウェアラブルデバイスは身体に身につけ使用する各種センサが搭載されたデバイスである．現在社会に普及しているスマートウォッチと呼ばれる腕時計型 [14, 15] のデバイスの他に指輪型 [16] やゴーグル型 [17], 衣服型 [18, 19], イヤホン型と様々なものがある．

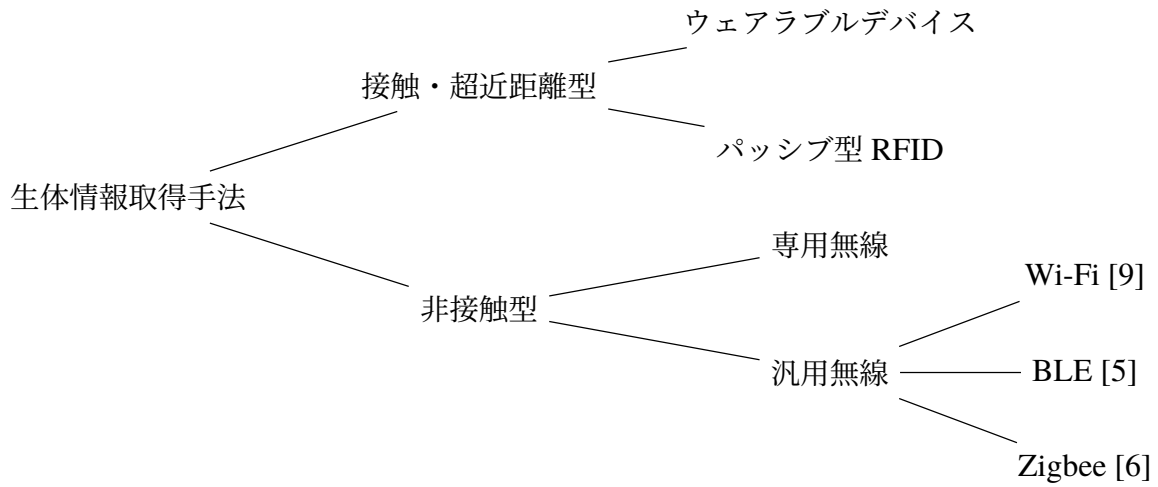


図 2.1 家庭内での生体情報取得手法の分類

表 2.1 生体情報取得手法の比較

	接触・超近距離型		非接触型		
	緑色 LED [10]	パッシブ型 RFID [11]	専用無線 [12]	Wi-Fi [13]	BLE
心拍数の取得	可	可 (条件付き)	可	可	未
呼吸数の取得	不可	可	可	可	未
周波数帯	580 THz 帯	900 MHz 帯	5 GHz - 7 GHz	2.4 GHz 帯 / 5 GHz 帯	2.4 GHz 帯
測定可能範囲	数 mm	ベッド上	屋内	屋内	屋内
測定時の身体的負担	ある	ある	ない	ない	ない
設置場所の制約	ない	ある	ある	ある	少ない
消費電力	少ない	大きい	大きい	大きい	少ない
測定精度	高い	高い	高い	低い	低い
費用	低い	低い	高い	低い	低い
普及率	やや高い	低い	低い	高い	高い

る [20].

本論文では、ウェアラブルデバイスとしてスマートウォッチを取り上げる。心拍数を測定できるスマートウォッチは、光電式容積脈波記録法（フォトプレチスモグラフィ）と呼ばれる「血液が赤いのは、赤色の光を反射して緑色の光を吸収するからである」という現象を利用した方法を用いて心拍数を測定している [10]。緑色 LED ライトを発光させ反射波を感光性フォトダイオードで受信することで、血液の流れの変化を計測し心拍数を推定している。使用する周波数は緑色 LED ライトを利用していることから 580 THz となり、測定可能範囲は光の反射波を利用することから数 mm 程度となる。スマートウォッチは腕に直接つけるデバイスであり防水もされていることから設置場所、測定場所の制約はないが、測定には常に装着しなければならない点で制約がある。そのため、着替えの際に引っかかりの原因になり体のバランスを崩し転倒する、睡眠の測定を行う際に圧迫が引き起こされ体表損傷や圧迫痕が生じる、入浴や料理、風呂掃除といった水仕事でデバイスと肌の上に水分が溜まり不衛生となり皮膚疾患が生じるといった問題がある。消費電力は少なく、バッテリーで 1 日以上動作できるため動作中は外部から電力供給を必要としない。測定精度は高く、日常使用に耐えうるものである。費用は一般に普及していることから低廉である。

2.1.2 超近距離無線による取得

新生児は寝返りに失敗することがあり、うつぶせ寝による窒息や乳幼児突然死症候群（Sudden Infant Death Syndrome: SIDS） [21] や、医療機器のケーブルを誤って首に巻き付けてしまうことによる窒息 [11] といった事故が発生することがある。新生児の生活特性上、測定が必要となる場面はベッド上で寝ているときに限られる。これらのことから、新生児向けのパッシブ型 RFID を用いた呼吸数の推定が研究されている [11, 22]。パッシブ型 RFID は、アクティブ型 RFID と異なりタグにバッテリーなどの電源を搭載せず、リーダーからの電磁波による電源供給により動作する。

文献 [11] を見ると、呼吸数は腹部に巻いた伸縮性の高いパッシブ型 RFID タグの受信信号強度を用いて推定する。心拍数はリーダーから受けた電力で心拍計測用チップを動作させ、計測した心拍数のデータを RFID のデータ部に格納しリーダーに送信するシステムとなっている。パッシブ型 RFID タグのみの場合は呼吸数のみが取得されるが、別途コインサイズの心拍数の測定用回路と左右の腕に電極および接続ケーブルが必要であるため、心拍数の取得については条件付きで可能とする。利用する周波数は、902 MHz–928 MHz の RFID 用の Ultra High Frequency (UHF) 帯を 1 チャンネル当たり 200 ミリ秒から 400 ミリ秒

までの間で遷移させ利用している。これは米国連邦通信委員会（Federal Communications Commission :FCC）の規制に合致している。測定範囲はベッド上となっており、対象者はパッシブ型 RFID タグを装着することから身体的負担も生じる。パッシブ型 RFID タグの特性上、リーダの設置が必要となるため設置場所の制約があり外部電源による動作になるため消費電力も大きい。測定精度は心拍数で 99% の相関、呼吸数で 10 秒以内に無呼吸を検出できることから、モニタリング用途では十分な精度が出る。費用に関しては、市販のもので構成できるため安くなる。

パッシブ型 RFID を用いることの問題として、高周波被曝が原因となる人体への刺激作用や熱作用による健康被害が懸念され、対象を新生児としていることから影響を最小にすべきである。そのため、リーダを身体から 0.5 m 以上離す必要があり、身体との距離を十分に取るとモニタリング範囲や読み取り精度、処理精度が低下するため対策が必要となる。

2.1.3 専用無線による取得

接触・超近距離型を利用する場合デバイスを身につける必要があるため、空間に電波を張り巡らせ測定することができればデバイスを身につけることなく生体信号を取得することができる。そこで生体信号取得に適した専用の周波数帯を用いて高精度に測定する研究があり [12,23]、24 GHz のマイクロ波による脈と呼吸、体動を検知する非接触のバイタル感知離床センサが製品化されている [24]。

文献 [12] では、Frequency Modulated Carrier Waves (FMCW) 無線を利用し 2.5 ミリ秒で 5.64 GHz–7.25 GHz をスイープすることで呼吸や鼓動による体表と送受信機の距離変化を計測し、呼吸数と心拍数を推定している。測定エリアは一般的な机や椅子を備えたオフィスビルの一室であり、壁を通さない見通しが利くところの直線距離で 8 m、石膏ボードの 2 重壁を通したところの直線距離で 4 m のところで測定がされた。専用無線の送信機、受信機が必要となり外部電力が必要となることから、設置場所は電源が供給できる場所に制約される。測定精度については、呼吸数と心拍数ともに中央値で 99% の精度で追跡できている。費用は測定に特化した高い周波数を測定に最適化した変調で利用するため、特別な装置が必要となることから高くなる。

2.1.4 汎用無線による取得

汎用無線を利用する利点としては、すでに設置されている機材を利用できる点や大量生産されることによるコストの低減が見込める点にある。汎用無線を利用した生体情報取得システムの研究は、主に Wi-Fi を利用した方法が研究されている [13,25–29]。Wi-Fi では人の位置のモニタリング [30–32] やドアを開閉などの家庭内のアクティビティの変化をとらえる [33] ことが研究されており、これらの電磁空間の環境変化を計測する仕組みを応用して生体情報を推定しようとしている。また、Wi-Fi センシングと Wi-Fi 屋内位置推定はすでに製品化されている [34–36]。

文献 [13] を見てみると、802.11 n 対応の Network Interface Card (NIC) を利用して Channel State Information (CSI) を求めるツール [37] を用いて呼吸数および心拍数を推定している。使用している周波数帯は、802.11 n で 802.11 a/g となっていることから 2.4 GHz と 5 GHz に対応している。利用できる範囲は屋内で一般的な Wi-Fi 電波が届く範囲内で、測定時にデバイスなどを身につける必要はない。汎用 Wi-Fi は外部電源で稼働するため設置場所に制限があり、消費電力も大きい。測定精度は最小推定誤差 0.15bpm 程度、全測定ケースで測定誤差が 0.5bpm 未満の測定データが 80% 程度となっていることから測定精度は低いとした。費用は汎用品を利用するため低くなる。

汎用無線にはその他に BLE, Zigbee といった無線技術もあるが、すでに研究されているものはない。そのため、Wi-Fi 以外の無線技術に対してこれらの手法が適用できるかを確かめることは意義がある。

2.2 Bluetooth Low Energy の利用

本研究では、一般的な BLE の利用シーンである屋内で 2.4 GHz 帯の ISM バンドを想定する。現在、BLE を用いた生体情報の取得の研究はないが、BLE と同じ 2.4GHz 帯を利用する Wi-Fi で研究されている、屋内位置即位を行っている研究 [38,39] がある。文献 [38] では、アンカーポイントと呼ぶ 4 本のアンテナを立てた装置を天井の四方に配置し、BLE タグを誤差 0.86 m で取得したというものである。BLE を用いた既存研究では細かな変化を取得できる見込みはないが、Wi-Fi で利用されている研究を応用することで BLE を用いた生体情報取得ができる可能性がある。BLE では、Wi-Fi 電波との混信を避けるために図 2.2 のように周波数チャンネル分けられており、特に 37Ch,38Ch,39Ch は Wi-Fi と共有しない周波数が与えられている。Wi-Fi は 1 Ch 当たり 22 MHz であり、BLE

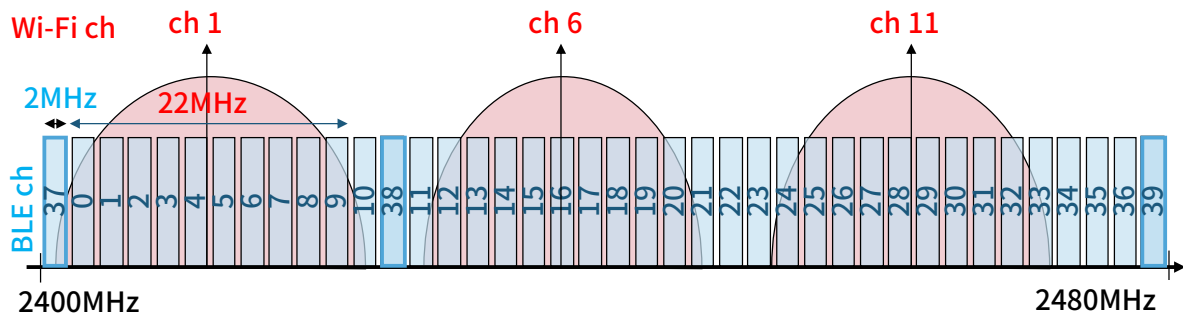


図 2.2 Wi-Fi と BLE の利用周波数

は 1 Ch 当たり 2 MHz と狭くなっているほか、2 次変調方式として Wi-Fi の直交周波数分割多重（Orthogonal Frequency Division Multiplexing:OFDM）方式による周波数領域による多重化を行っているが、BLE では AFH（Adaptive Frequency Hopping）方式による時間領域での多重化が行われている。

汎用無線には BLE の他に Zigbee といった他の技術も存在するが、現在広く普及している通信技術という点から BLE を本研究での対象とする。Bluetooth 技術についての詳細は 3.1.3 節で紹介する。

2.2.1 Bluetooth Low Energy を用いる利点

BLE を用いる利点として以下が挙げられることから生体情報取得に適している。

- デバイスフリーで測定できる点
- 設置場所の制約が少ない点
- 消費電力が低い点
- アドバタイジングにより常時発信している点
- すでに社会に広く普及している点
- 安価である点

特に、Bluetooth 搭載デバイスの出荷台数は 2018 年 現在で 37 億台であり、その後も年平均成長率 8% で推移すると予想されており 2023 年には 54 億台 を超え、全 Bluetooth デバイスの 90% が BLE 搭載デバイスになると見込まれている。現在、スマホ、タブレット、ノートパソコンへの Bluetooth が搭載率は 100% であり、2023 年には 9 割のスピーカに Bluetooth 搭載されておりスマートスピーカに限定すると 100% が Bluetooth 搭載になり、住宅用 Bluetooth 照明では 2023 年には年間出荷台数が 4.5 倍になるとされ、

2023年のBluetooth搭載スマートホーム関連デバイスの年間出荷台数は11億5000万台になると予想されている[40]。このようにBLEは家庭内に広く普及することで、すでに家庭内に存在するBLE機器を利用することで安価に環境構築ができる点が魅力である。

2.2.2 Bluetooth Low Energy を用いることによる制約

対して、Wi-Fiと異なることで予想される課題および問題点として以下が挙げられる。

- 1ch当たりの周波数帯域幅が狭い点
- 2次変調方式としてAFHを利用している点

BLEの利点を生かした測定を行うためには、これらの制約を解決する手法を検討する必要がある。3.2節では、これらの制約に対して有効である手法を提案する。

第3章

提案する Bluetooth Low Energy を用いた生体情報取得手法

Bluetooth Low Energy (BLE) を利用した呼吸および心拍の取得に際し、生体信号が発現する原理と観察可能となる部位を把握することおよび無線電波の伝達特性を特性算出法を理解することは提案手法を理解する上で重要である。本章では、生体情報取得のための呼吸および心拍の特徴と、BLE による伝送路特性算出法といった実験に必要となる要素を紹介し、本研究で提案する生体情報取得手法について説明する。

3.1 前提知識

本節では、提案手法の理解に欠かすことのできない前提知識を紹介する。

3.1.1 呼吸

呼吸から健康を判断するには、呼吸数の他に肺に外気を取り込む量である呼吸の深さ、呼吸のリズムといった指標がある。呼吸を計測することができれば、酸素の取り込む量が推定することができ睡眠時無呼吸症候群 (Sleep Apnea Syndrome:SAS) といった低酸素血症を回避することができる。

呼吸運動は、肺の中のガスを外気中へと排出する呼息と、外気を肺の中に取り込む吸息からなるガス移動の駆動力となる圧変化を生み出す運動をいい、呼吸数は成人で1分間に12回-20回で周期的に変化する特徴 [41] を持っている。この信号をとらえるために満たされなければならないサンプリング周波数は、サンプリング定理から (3.1) 式のように求

められる.

$$F_{sBR} = 2F_{BR} \quad (3.1)$$

$$= 2 \times \frac{12}{60} \quad (3.2)$$

$$= 0.2 [\text{Hz}] \quad (3.3)$$

よって、最低でも 0.2 Hz でサンプリングできれば呼吸数を取得できる.

呼吸運動時では、肋間筋による胸部の運動と横隔膜による腹部の運動が生じる. 胸部の運動は図 3.1 に示すように、呼息時には内肋間筋が収縮することで胸部の空間が狭まり、吸息時には外肋間筋が収縮することで胸部の空間が広まるため、身体を外部から見ると胸部が動いて見える. 腹部の運動は図 3.2 に示すように、呼息時には横隔膜が収縮し腹部の空間が広がることで上部へ内蔵が引っ張られ、呼息時には横隔膜が弛緩し腹部の空間が狭まり下部への広がりを持つため、外部から見ると腹部が膨張収縮して見える. 人体の約 60% は水分で構成されているため、身体の運動によって伝送路に生じる周期的変化を捉えることで呼吸数を把握できる.

3.1.2 心拍

心拍数を測定することができれば、心機能を把握することができ急性心不全といった突然死のリスク低減や緊張状態の推定ができる. 理想的な心電図 (ElectroCardioGram: ECG) 信号を図 3.3 に示す [42]. ECG 信号は、表 3.1 に示した信号が含まれており、心臓の異常がある箇所や診断する症状に応じて見るところが変わるためそれぞれの波の間隔や大きさを観察する. 心拍数は R 波が 1 分でいくつ打つかを見ており、心拍数は成人でおよそ 55 bpm–75 bpm で周期的に変化する特徴を持っている. この信号をとらえるために満たさなければならないサンプリング周波数はサンプリング定理から (3.4) 式のように求められる.

$$F_{sHR} = 2F_{HR} \quad (3.4)$$

$$= 2 \times \frac{75}{60} \quad (3.5)$$

$$= 2.5 [\text{Hz}] \quad (3.6)$$

よって、最低でも 2.5 Hz でサンプリングできれば心拍を取得できる. ただし、最も心拍を推定しやすい R 波により算出しようとする QRS 間隔中に取得することが最適であるため、より高いサンプリング周波数が望まれる. QRS 間隔は表 3.1 より幅は 0.10 秒以内

とされているため、(3.7) 式のように求められる。

$$F_{sQRS} = 2F_{QRS} \quad (3.7)$$

$$= 2 \times \frac{1}{0.10} \quad (3.8)$$

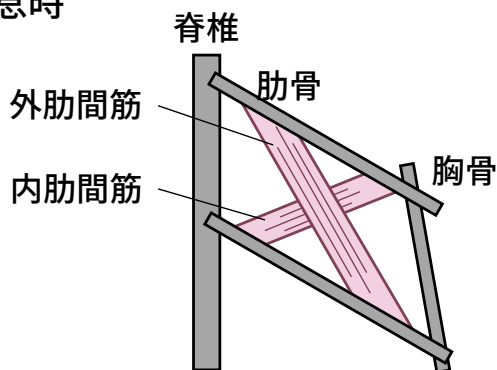
$$= 20 [\text{Hz}] \quad (3.9)$$

よって、20 Hz が要求されるサンプリング周波数となり、心拍による細かな身体の周期運動をとらえることで心拍数の取得ができる。

3.1.3 Bluetooth Low Energy

文献 [5] によると、Bluetooth 技術は 2.4 GHz の免許不要の ISM (Industry<産業>・Science<科学>・Medical<医療用>) バンドを動作帯域としており、各種市場におけるそれぞれの接続要件を満たす製品を開発できるよう、BLE と Bluetooth Basic BR/EDR (Rate/Enhanced Data Rate) の 2 つの無線方式に対応している。BLE は低消費電力用の設

呼息時



吸息時

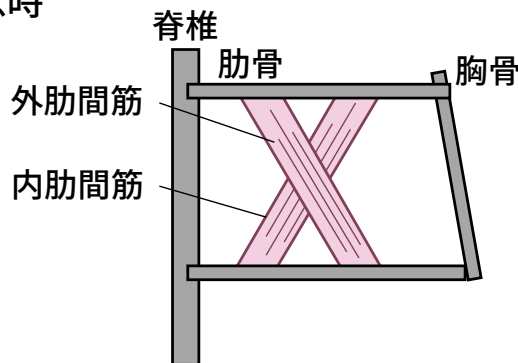


図 3.1 呼吸運動による肋間筋の変化

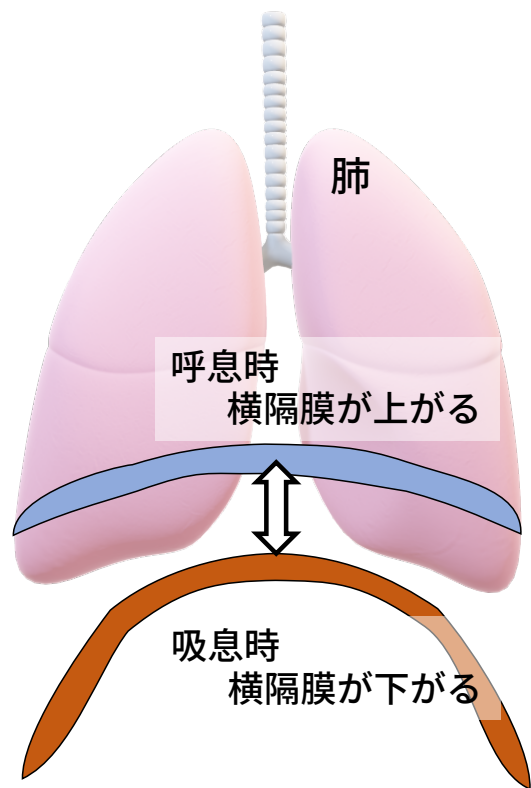


図 3.2 呼吸運動による横隔膜の変化

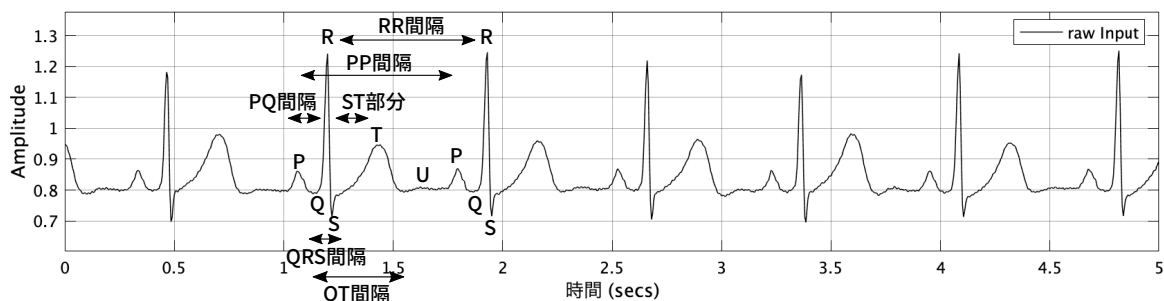


図 3.3 理想的な ECG 信号

表 3.1 ECG 信号の各波の説明

名称	説明
P 波	心房筋の脱分極により生じる波. 幅は 0.10 秒 以内, 電位は 0.25 mV 以下.
Q 波	R 波に先行する陰性波.
R 波	心室筋の脱分極により生じる陽性波.
S 波	R 波に続く陰性波.
T 波	心室筋の再分極により生じる陽性波. 幅は 0.10 秒–0.25 秒, 電位は 0.5 mV 以下.
U 波	T 波と次の P 波の間に見られる原因不明の小さな波.
PQ 間隔	P 波の始まりから QRS 群の始まりまでの時間.
QRS 間隔	心室筋の脱分極により生じる波群. 幅は 0.10 秒 以内, 電位は 1.0 mV 程度であるが, 誘導により大きく異なる.
ST 部分	QRS 間隔の終わりから T 波の始まりまでの部分. 心室筋が脱分極しており心臓周辺に電流が流れないため 0 電位の基準となる.
QT 間隔	Q 波の始まりから T 葉の終わりまでの時間. 幅は心拍数に依るが 0.35 秒程度で心室筋の収縮持続時間に相当する.
PP 間隔	P 波から次の P 波までの時間.
RR 間隔	R 波から次の R 波までの時間. 心拍数を算出できる.

計で、データ転送ソリューション向けに最適化されており、2.4GHz 周波数帯で信頼性の高い通信を実現するため、40 のチャンネルでデータを送信する AFH (Adaptive Frequency Hopping) という堅固なアプローチを採用しており、125 Kbps–2 Mbps の通信速度、1 mW–100 mW の出力レベルに対応する複数の PHY オプションなど、開発の際の柔軟性も高くなっている。また、官公庁グレートセキュリティオプションも用意されているほか、ポイントツーポイント、ブロードキャスト、メッシュといった複数のネットワークトポロジにも対応している。

3.1.4 Bluetooth Low Energy のアドバタイジング

BLE の特徴としてアドバタイジングと呼ばれる常時電波を出し続ける仕組みがある。これは、商業施設や公共施設などで BLE のアドバタイジングパケットを常時送出するビーコンを設置することで、ビーコンの近くを通過したスマートフォンなどの BLE 受信デバイスに対し広告を提示することができる仕組みである。図 2.2 で 37Ch,38Ch,39Ch は Wi-Fi と共有しない周波数が設定されており、この 3 チャンネルのみがアドバタイジングに利用できる周波数である。常時送出する仕組みは BLE ならではの仕組みであり、常時電波を必要とする無線電波による生体情報取得では、アドバタイジングを利用することで消費電力を低いまま高頻度に測定ができる。アドバタイジングで利用できる送信間隔 T は、(3.10) 式で規定されている。

$$T = N * 0.625 \text{ msec} \quad (3.10)$$

ここで、 N がとれる範囲は 16 進数で 0x0020 から 0x4000 でデフォルトが 0x0800 とされており、したがって T のとりうる範囲は 20 msec から 10.24 msec でデフォルトは 1.28 秒となる。

3.1.5 フレネルゾーン

無線電波は反射、屈折、回折、散乱といった伝搬形態があり、無線伝送路にその周波数に影響を及ぼす障害物がないほど遠くへ伝えることができる。電波が伝搬していくとき、点波源から送信された電波は点波源を中心とした球面となる。波面上の各点が新しい波源と考えられ、それらの波源から放射された多数の電波の同位相の点の包絡線が新たな波面となる (図 3.4)。このように、ある波面の 2 次波源からの電波により新しい波面が作られ波面の形成が連なり電波が伝搬していく。これをオランダの物理学者クリスチャン・ホイヘンスにちなんでホイヘンスの原理という。

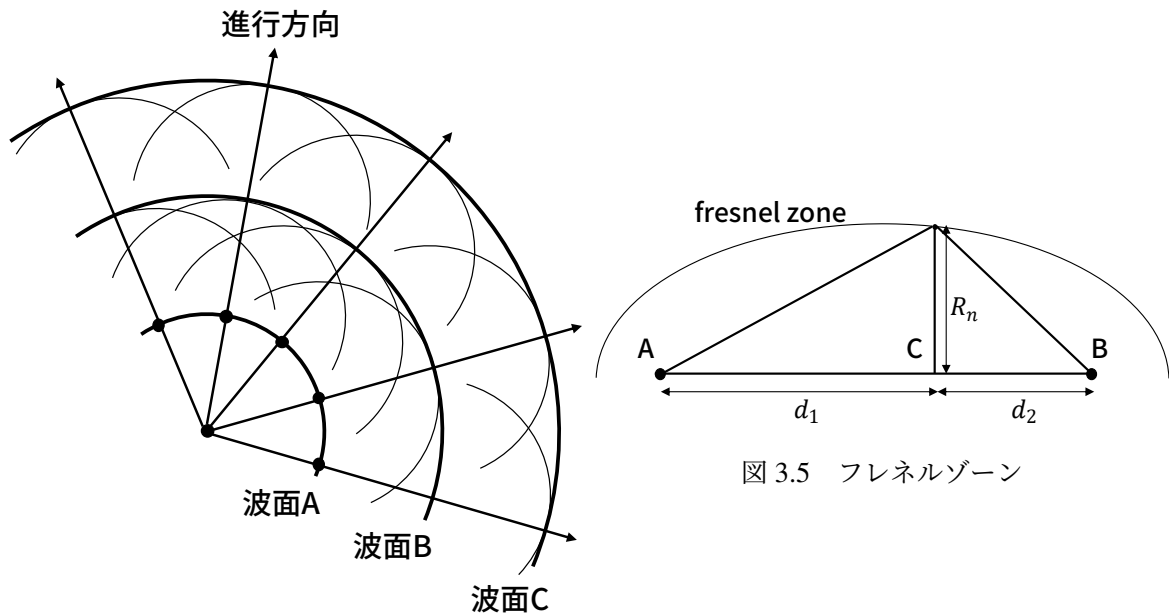


図 3.4 ホイヘンスの原理

図 3.5 フレネルゾーン

ホイヘンスの原理を利用すると送信点と受信点を焦点とする回転楕円体を描くことができ、無線電波の波長を λ とおくと送信点と受信点を結んだ最短距離から $\lambda/2, 2\lambda/2, 3\lambda/2 \dots$ の $\lambda/2$ ごとの距離に楕円を描く。最も内側にある楕円をフランスの物理学者オーギュスタン・ジャン・フレネルにちなんで第1フレネルゾーンといい、それ以降を第2, 第3... フレネルゾーンとする。これにより $\lambda/2$ 距離が長い2次波が生成されるため、第2フレネルゾーン以降は第1フレネルゾーンと第2フレネルゾーンの間には打ち消し合う作用、第1フレネルゾーンと第3フレネルゾーンの間には強め合う作用がある。そのため、第1フレネルゾーンは電波伝搬に大きな影響を及ぼす [43]。第1フレネルゾーンに障害物が存在しなければ、見通し (Line of Sight:LOS) が良いという。見通しを確保するにはフレネルゾーンを把握することが大切となる。図 3.5 のような送信点 A と受信点 B, 障害物 C がある場合を考えると、n 次のフレネルゾーンの半径 R_n は (3.11) 式で表される。

$$R_n = \sqrt{\frac{n\lambda d_1 d_2}{d_1 + d_2}} \quad (3.11)$$

ここで d_1 は送信点 A から障害物 C までの距離、 d_2 は障害物 C から受信点 B までの距離である。つまり、フレネルゾーンに影響するように障害物を変化させることができれば効果的に伝送路へ変化を伝えることができる。

3.1.6 ソフトウェア無線

ソフトウェア無線 (Software Define Radio:SDR) とは、従来専用ハードウェアで構築されていた無線処理回路を Field Programmable Gate Array (FPGA) や Digital Signal Processor (DSP) といったプログラマブルな信号処理ハードウェアを用いることで高い柔軟性を実現したものである。SDR と対をなす従来型の無線をハードウェア無線と呼ぶことにする。図 3.6 に文献 [44] を基に作成した SDR とハードウェア無線のプロトコルスタックの違いを示す。TCP/IP の 4 層モデルのネットワークインターフェース層をより詳しく書き下したもので、チューナ、フィルタ、アンプから前方誤り訂正 (Forward Error Correction:FEC) までが物理層、スケジューリングからフレーミングまでが Medium Access Control (MAC) 副層に当たり、ハードウェア無線ではこの物理層と MAC 副層をハードウェアで動作させている。SDR では、チューナ、フィルタ、アンプ、A/D 変換のみをハードウェアで行い、それより上位層はソフトウェアで制御している。

SDR の利点として、再構築の柔軟性、コストパフォーマンスの高さ、開発の敷居の低さが挙げられる。SDR は高い柔軟性をもっており、従来はハードウェアで構築されていた処理をソフトウェア上のプログラムで実現することができるため処理の再構築が容易であり柔軟な開発ができる。今回使用する機材である USRP X310 および TwinRx2 枚を用いる構成で 140 万円程度と、数百万円程度するハードウェア無線と比較し安価であり、使用する周波数帯を変更するもドーターボードを付け替えるのみよいため価格面で有利である。SDR では、専用のハードウェアを新たに一から開発することがないことためスケジューリング面においても有利であり、無線信号処理ハードウェアの知識がない人でもプログラム上でベースバンド信号処理を記述するのみで所望の処理を実現できる。よって、無線環境を実験場面に応じて任意に変更する研究を目的する実験には最適である。

3.1.7 USRP X310

Universal Software Radio Peripheral (USRP) [45] は、Ettus Research 社製の直交変調器、復調器と A/D, D/A 変換器を組み合わせたハードウェアであり、文献 [44] を基に作成した図 3.7 に示すような構成となっている。USRP は GNU Radio や LabVIEW, Simulink (MATLAB) といったソフトウェアと接続することができる。例えば送信の処理の場合、PC 上でソフトウェアによりベースバンド信号処理を実行し、D/A 変換および周波数変換を経て、指定した周波数の無線信号を生成することができ、受信の場合、PC が指定する無線

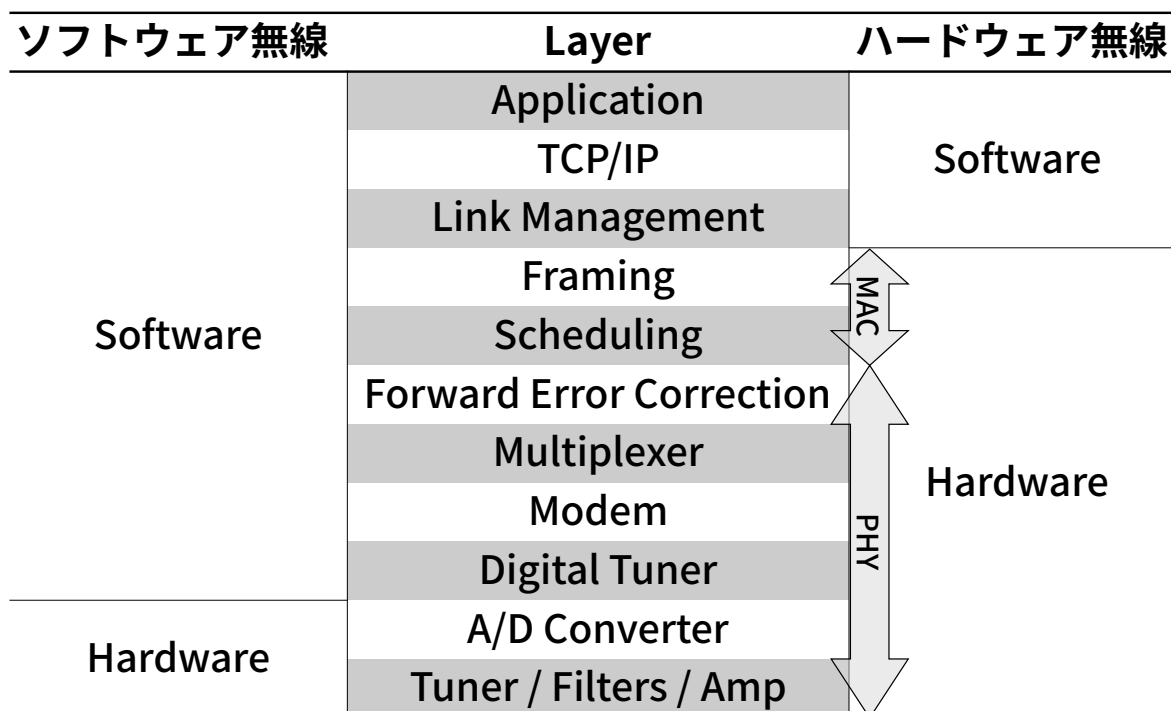


図 3.6 ソフトウェア無線とハードウェア無線のプロトコルスタックの違い

信号を受信し周波数変換および A/D 変換を経て PC 上に無線信号を取り込むことができる。USRP ではドーターボードを取り替えるのみで 0 Hz–6 GHz の任意の周波数を扱うことができる。A/D, D/A 変換器のサンプルレートからドーターボードでソフトウェア上で設定したサンプリング周波数までダウンサンプルすることで任意のサンプリング周波数での実行ができるようになっている。

本研究で USRP X310 および TwinRx を選定した理由として、実験内容に 4 本のアンテナで受信する構成が予想されたことのほか、最大バンド幅 80 MHz と BLE で利用される周波数帯である 2.4 GHz–2.48 GHz を一度に取得できること、マルチアンテナに最適化された機材により三角推定を利用する際に位相ズレや内部クロックの差が低減できること、実験内容を変更することがあった場合にドーターボードの交換のみで対応できることが挙げられる。よって、複数入力に最適化されたドーターボードである TwinRx とこれに対応した本体である USRP X310 を選定した。USRP X310 の外観を図 3.10 に、USRP X310 の基本スペックを表 3.3 に、TwinRx が USRP X310 に装着されている様子を図 3.8 に、TwinRx の基本スペックを表 3.3 に示す。2 つの TwinRx を接続しているケーブルは複数入力に対応するために必要な局部発振 (local Oscillator:LO) の信号を相互に交換するために用いられる。図 3.9 はアンテナ 4 本が接続された様子であり、アンテナの間隔は BLE

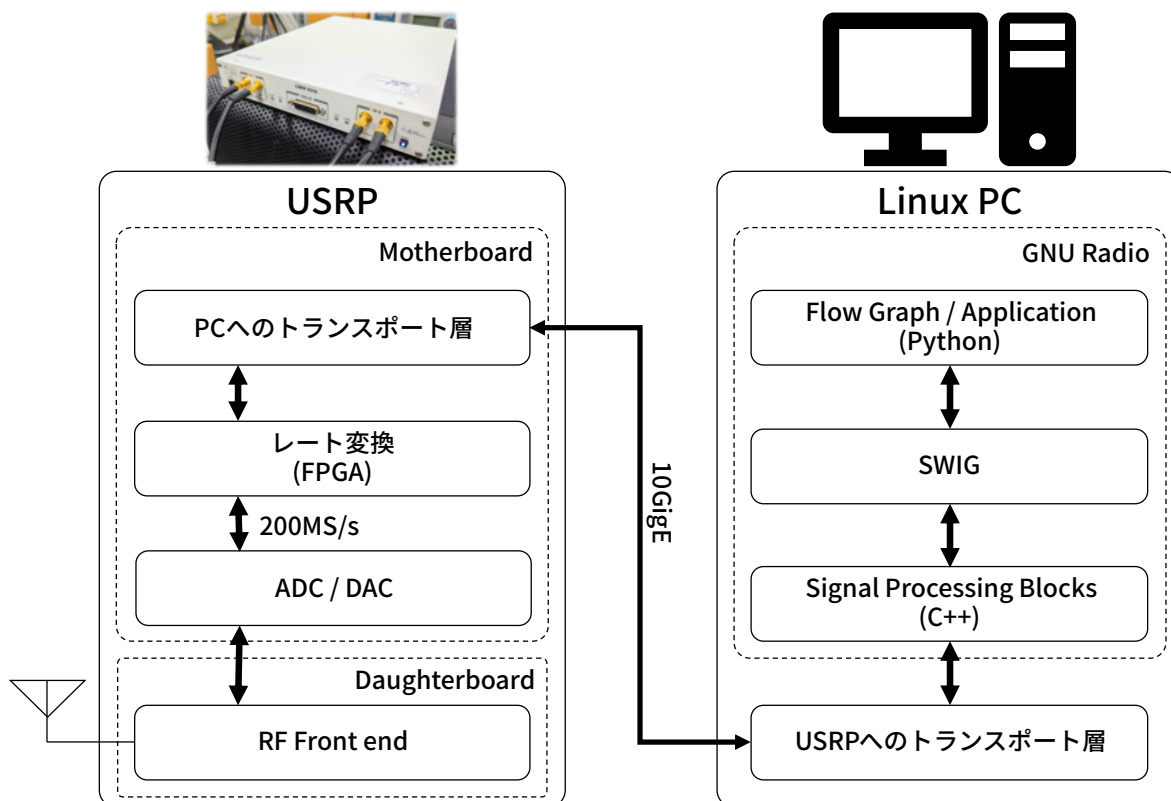


図 3.7 PC と USRP を接続した際のアーキテクチャ

で最も効果ができるように BLE で用いる波長の半波長である 0.625 m とし、実際にこの状態で実験を行った。

3.1.8 GNU Radio

GNU Radio [46] はソフトウェア無線用のオープンソースソフトウェアである。USRP と GNU Radio をインストールした PC を使用するときのアーキテクチャを図 3.7 に示す。付属する GNU Radio Companion (GRC) を用いることでフローグラフでベースバンド信号処理を記述することができ、記述したフローグラフから Python スクリプトが生成され Simplified Wrapper and Interface Generator (SWIG) により C++ で記述された信号処理モジュール群を接続していくことでプログラムが作成される。これにより、学習コストの低減と直感的な操作ができる。オープンソースソフトウェアであることから、開発人口が多く情報を手に入れやすい点、ソースコードが公開されているため処理がブラックボックスにならない点、多数の PC にインストールしても経済的な負担が少ない点が特徴である。



図 3.8 USRP X310 内部に TwinRx2 枚が装着されている様子



図 3.9 4本のアンテナと USRP X310



図 3.10 USRP X310 の外観

表 3.2 USRP X310 の基本スペック

Model	USRP X310
FPGA	Kintex 7 -410T
Logic Cells	406 k
Memory	28.620 Kb
Multipliers	1540
Clock Rate	200 MHz
Streaming Band width per Channel (16bit)	200 MS/s
RF daughterboard slots	2
Interface	Dual 10GigE / PCIe / ExpressCard / Dual 1GigE

表 3.3 TwinRx の基本スペック

Model	TwinRx
Frequency range	10 MHz – 6 GHz
Bandwidth	80 MHzper channel
Channels	2 段ヘテロダイン, 2RX 独立チューニング
LO sharing	あり

USRP X310 に対応するソフトウェアには GNU Radio の他に C++/Python API, Amarisoft LTE 100, OpenBTS などがあるが, 学習コストの低さや実装の際の情報収集の容易性より GNU Radio を選定した.

3.1.9 フーリエ変換による信号の解析

時系列データを周波数スペクトラムで表現するには高速フーリエ変換 (Fast Fourier Transform:FFT) を用いる. 入力である時間関数を $X(j)$, 出力である周波数関数を $Y(k)$, 有限時間長 N とおくと, 高速フーリエ変換は (3.12) 式で表される.

$$Y(k) = \sum_{n=0}^{N-1} X(j)W_N^{nk} \quad (3.12)$$

ここで, $W_N^{nk} = \exp\left(-j\frac{2\pi nk}{N}\right)$ であり回転子という.

生体情報は周期性があるため、周波数スペクトラムを算出することで信号を把握できる可能性がある。周波数スペクトラムの生体情報に対応する周波数の反応を見ることで、生体情報が取得できる。

3.1.10 Hampel フィルタを用いた外れ値の削除

Hampel フィルタは、統計の正規分布に従うデータは標準偏差 $\pm 3\sigma$ の中に 99.7% が入るという 3σ ルールを基にしている。例えば、シーケンス x_1, x_2, \dots, x_n と長さ k のスライディングウィンドウが与えられた場合、 x_i の標準値 m_i と標準偏差 σ_i は (3.13) 式と (3.14) 式で与えられる。

$$m_i = \text{median}(x_{i-k}, x_{i-k+1}, \dots, x_i, \dots, x_{i+k-1}, x_{i+k}) \quad (3.13)$$

$$\sigma_i = \kappa \text{median}(|x_{i-k} - m_i|, \dots, |x_{i+k} - m_i|) \quad (3.14)$$

ここで $\kappa = \frac{1}{\sqrt{2} \text{erfc}^{-1}(\frac{1}{2})} \approx 1.4826$ である。

サンプル x_i が、与えられたしきい値 n_σ に対して (3.15) 式の条件を満たすとすると、

$$|x_i - m_i| > n_\sigma \sigma_i \quad (3.15)$$

このとき、Hampel フィルタは x_i を外れ値として m_i で置き換える [47]。

実験で用いる受信信号は時系列データであるため、異常に外れた値を近傍のデータから検出することができる。外れ値を補正する方法には、メディアンフィルタがあるが信号が平滑化され生体信号が消去される可能性があるため、Hampel フィルタを利用している。

3.1.11 ウェーブレット変換を用いた信号の解析

ウェーブレット解析は、マザーウェーブレットと呼ばれる信号を切り出す単位となる信号をシフトおよびスケールしたバージョンに信号を分割することであり、マザーウェーブレット $\psi(x)$ の変数 x を $\frac{x-b}{a}$ と置き換えて、 $\psi\left(\frac{x-b}{a}\right)$ が局所的な様子を示すように、 a と b を決定する。

ウェーブレット変換は (3.16) 式で表される [48]。

$$(W_\psi f)(b, a) = \int_{-\infty}^{\infty} \frac{1}{\sqrt{|a|}} \overline{\psi\left(\frac{x-b}{a}\right)} f(x) dx \quad (3.16)$$

Daubechies ウェーブレットは 1988 年に Daubechies によって作られた直交ウェーブレットで、直交規定を作る連続かつサポートコンパクトなウェーブレットである。自然数

N によって番号付けられた一連のスケーリング関数 $N\phi$ とこれに対応するウェーブレット $N\phi$ があり、 N とともに滑らかさが増大する [48].

バターースフィルタやチェビシェフフィルタといった従来のフィルタを利用すると鋭いピークを持つ特性が除去される. そのため, 生体情報に対してはウェーブレットフィルタを利用することが提案されている [25].

3.2 提案手法

対象とする生体情報取得は, 呼吸数と心拍数に絞る. これらは生体情報の中でも瞬間的な健康状態を判断することが容易なパラメータであり, 実験をする際に変動させやすいため対象とした. BLE で呼吸数や心拍数を推定するには, 呼吸や心拍に起因する伝送路の細かな状態変化を捉える必要がある. そこで, 最も電波伝搬に影響のあるフレネルゾーンに干渉するように測定対象を配置し, BLE アドバタイジングの受信波の受信強度の変化から呼吸数と心拍数を推定する方法を提案する.

送信には BLE アドバタイジングを用い, 1 秒当たりのパケットの送信回数を F_{sBLE} [回 / 秒] とおくと, 呼吸数を取得する場合で $F_{sBR} < F_{sBLE}$, 心拍数を取得する場合で $F_{sQRS} < F_{sBLE}$ を満たすような F_{sBLE} [Hz] を定め送信する. 受信には, プロトタイプ環境として有用なソフトウェア無線 (Software Define Radio:SDR) を用いて実装環境の構築を行い, 送信される BLE アドバタイジングパケットに対応するチャンネルを受信する.

受信したデータは生データのままで生体情報を得ることができないため, 生体情報を取り出すための処理を行う. 2つの方法で信号の取り出しを試みる. 1つ目は, 受信信号を FFT し周波数スペクトラムから対応する周波数を観察する方法である. 2つ目は, 信号にフィルタや変換を施してスペクトラムを観察する方法である.

2つ目の方法ではまず, Hampel フィルタを用いてスパイク状のノイズを発見し処理する. 次に, ウェーブレット変換によって信号を分解する. 本手法では, $N=4$ の Daubechies (db4) ウェーブレットを利用し, 図 3.11 に示す長さ 7 の db4 マザーウェーブレットを使用して最大重複離散ウェーブレット変換 (Maximal Overlap Discrete Wavelet Transform:MODWT) により得られる db4 MODWT 行列を多重解像度解析を算出する. そして, BLE が影響している部分のみを取り出すため, 解析したレベル 1 の波形のピーク値から包絡線を算出する. 最後に, 包絡線の周波数スペクトラムに呼吸数および心拍数の範囲となる箇所に反応があるかを確かめることで, 数値の算出を行うことができる.

2.2.2 項で示した制約に対しては, BLE に用いられる周波数帯域が狭いため全周波数帯域を用いてスweepする操作は効果的ではないことから, 送信間隔を細かくし時間領域

での算出とすることで解決している。AFH に対してはアドバタイジングのチャンネルのみを測定するチャンネルとして利用し、受信信号が変調方式により離散的になるため、包絡線を算出することで伝送路の変化が浮かび上がるようにしている。

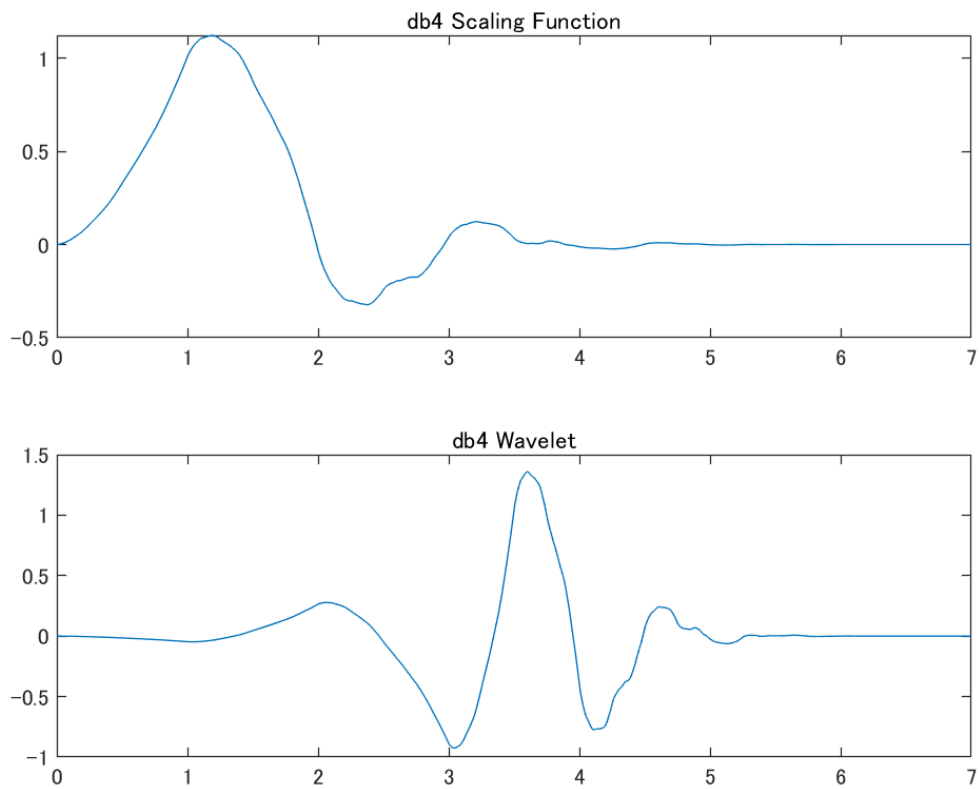


図 3.11 db4 マザーウェーブレット

第 4 章

実装

本章では、構築した実験環境の実装について述べる。提案手法では、BLE 送信機とソフトウェア無線 (Software Defined Radio:SDR) 受信機間の電波伝送路中に対象者を置き、呼吸数および心拍数を取得する。図 4.1 に実験に用いる生体情報測定装置の構成を示す。送信機には BLE ドングルを接続した Raspberry Pi 3 Model B [49] を使用し、受信機は SDR 環境である USRP X310,TwinRx と GNU Radio を使用する。電波の強度が強く変化するフレネルゾーンに干渉するように対象者を配置し、呼吸による胸の膨張収縮による伝送路変化を測定する。送受信機間の距離 $d_1 = d_2 = \frac{0.5}{2}[m]$ 、BLE の波長 $\lambda = \frac{c}{f} = \frac{3 \times 10^8}{2.402 \times 10^9} = 0.1249[m]$ として設定したので、(3.11) 式に当てはめると、(4.1) 式となる。

$$R_n = \sqrt{\frac{n\lambda d_1 d_2}{d_1 + d_2}} \quad (4.1)$$

$$= \sqrt{\frac{1 \times 0.1249 \times (\frac{0.5}{2})^2}{0.5}} \quad (4.2)$$

$$= 0.125[m] \quad (4.3)$$

送信機側と受信機側に分けて説明する。

4.1 BlueZ を用いた送信環境

送信用環境には Raspbian Buster を導入した Raspberry Pi 3 Model B を使用し、内蔵の Bluetooth モジュールは指向性が明確にわからないことから、バッファロー社製 Class1 対応 Bluetooth ドングル [50] を USB に接続し利用した。BLE の操作には BlueZ を用いており、hcitool コマンドにより Host Controller Interface (HCI) を設定する。

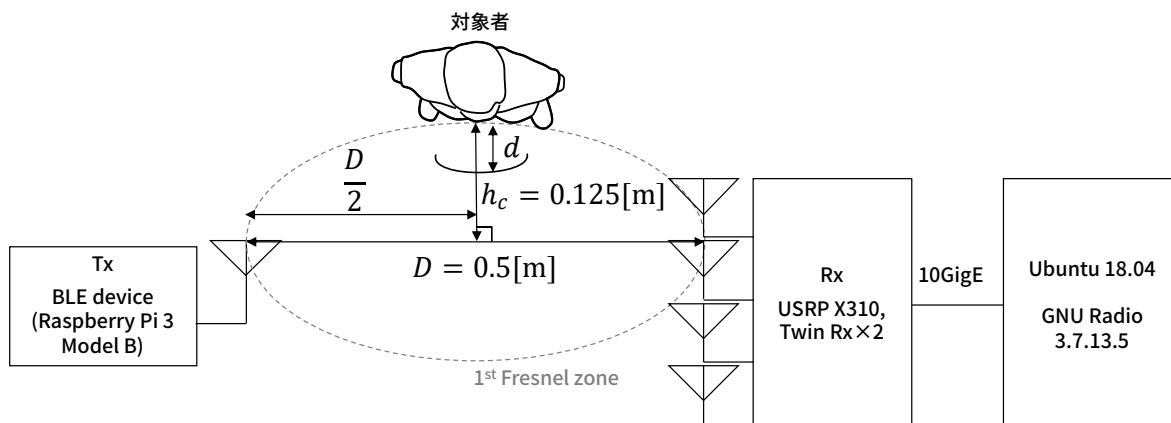


図 4.1 実験装置の構成

設定内容を表 4.1 に示す．送信間隔は仕様上は，20 msec まで高頻度に送信可能であるものの 0.1 msec ($N=0x00a0$) より大きな値に設定するとデフォルト値に設定される現象があったため 0.1 msec としており，現象の原因については把握できていない．これにより，サンプリング周波数 F_s は (4.4) 式により求められる．

$$F_{sBLE} = \frac{1}{T_s} \quad (4.4)$$

$$= \frac{1}{0.1 \times 10^{-3}} \quad (4.5)$$

$$= 10 \text{ [kHz]} \quad (4.6)$$

したがって， $F_{sBLE} > F_{sQRS}$ となるため，心拍数および呼吸数の推定ができる設定である．周波数幅については，他の無線技術を用いた先行研究調査により広い帯域幅を利用することで高精度に取得できることが報告されているが，本研究では BLE のアドバタイジングの利点を検証するために，アドバタイジングに利用されているチャンネル 1 チャンネル分の 37 チャンネル，2 MHz とした．また，周波数の変化を最低限に抑えるため，アドバタイジングに利用するデータは全て 1 とした．

4.2 ソフトウェア無線を用いた受信環境

SDR 環境は，Ettus Research 社製の SDR 用汎用ハードウェア USRP X310 にドーターボード TwinRx を 2 枚搭載した装置と，SDR 用オープンソースソフトウェア GNU Radio により構築している．SDR 環境をハードウェアとソフトウェアに分けて説明する．

表 4.1 送信条件

パラメータ名	値
Tx Power	default
Advertising Interval Min	0.1 msec
Advertising Interval Max	0.1 msec
Advertising Type	Connectable undirected advertising (ADV_IND)
Advertising Channel Map	Channel 37
—周波数帯	2.402 GHz
—周波数幅	2 MHz
Advertising Data Length	31 Octets
Advertising Data	全て 1
Advertising Enable	Enabled

表 4.2 PC のスペック

OS	Ubuntu 18.04.3 LTS
マザーボード	ASRock X299M Extreme4
プロセッサ	Intel Core i7-7800X (3.50 GHz× 12)
グラフィック	GeForce GTX1090 Ti
メモリ	15.4 GiB
ディスク	476.0 GB
NIC	Intel X710-DA2

4.2.1 ハードウェア構成

ハードウェアには、USRП X310 と TwinRx を利用する。USRП に接続する PC のスペックを表 4.2 に示す。PC と USRP X310 は光ファイバーを用いた 10GigE で接続されており、TwinRx を 2 つ搭載し 4RX での動作となることから 1 チャンネルあたり 80 MS/sec の動作となる。PC の Network Interface Card (NIC) は 10GigE 対応のものとし、ネットワーク処理がボトルネックにならないように設計した。

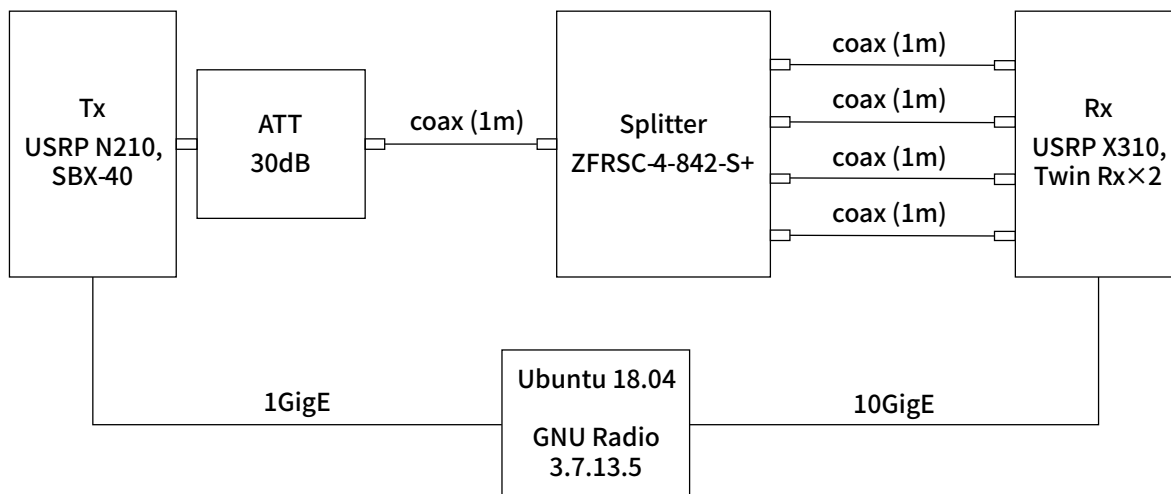


図 4.2 キャリブレーションを行う際の接続

4.2.2 ソフトウェア構成

受信信号は TwinRx を復調するモジュールにより各アンテナごとに復調され、そのまま受信した場合位相の誤差が生じる。そのため、測定の前準備として位相の補正を行うオフセット値を決定しておく必要がある。位相のキャリブレーションは図 4.2 の構成で行い、文献 [51, 52] を基にキャリブレーションのための補正值を算出し、測定時には受信信号を補正した信号を用いる。位相オフセット値を定めるためのキャリブレーションには USRP N210 と SBX-40 を用いており、設定する送信中心周波数は実験で使用する周波数と同じく $F_c = 2.402 \text{ MHz}$ の正弦波を用いている。位相差が生じる原因となる USRP N210 の送信端から USRP X310 の各受信端までのケーブル長の差をなくすために、分配器から USRP の各受信端はすべて同じ特性の同軸ケーブル 1 m を使用する。キャリブレーション前の復調信号を図 4.3 に、キャリブレーション後の復調信号を図 4.4 に示す。位相ズレが Channel #0 を基準に較正されており、実部と虚部の 2 種に整理された。信号の大きさは補正していないため 1.5 程度の振幅の差がある。実験には図 4.5 の GRC フローグラフを用いており、受信条件を表 4.3 に示す。

4.3 測定データの処理

測定データは MATLAB を用いてデータ処理を行う。データ処理の流れを図 4.6 に示す。まず、GNU Radio でアンテナ 2 の実部の受信信号を記録したバイナリファイルを読

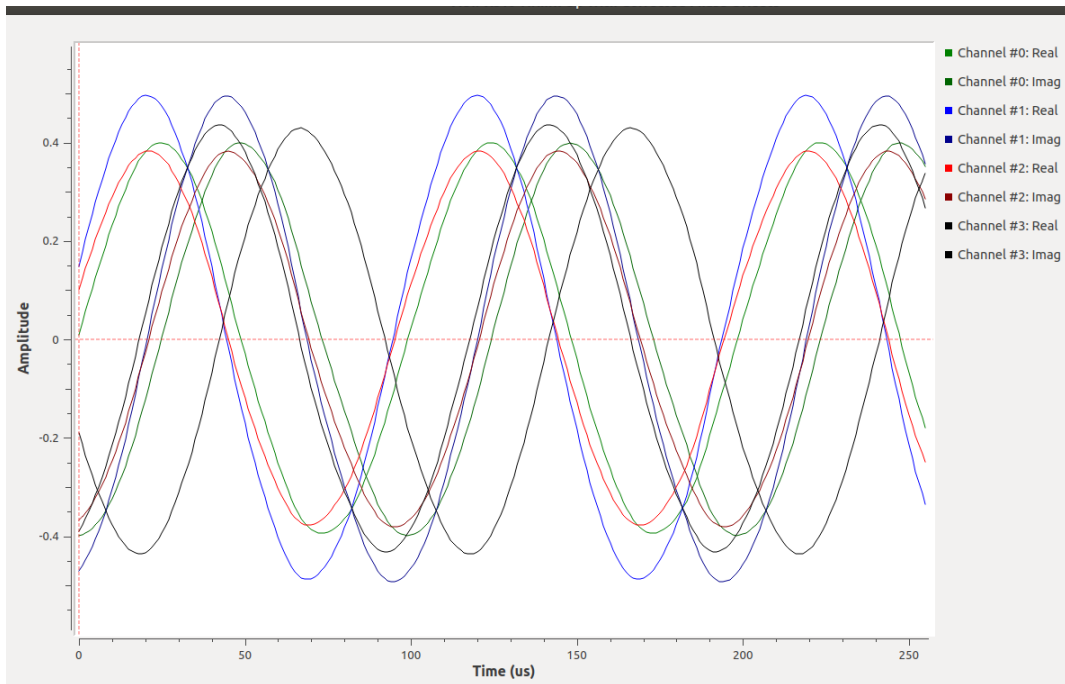


図 4.3 キャリブレーション実施前の復調信号波形

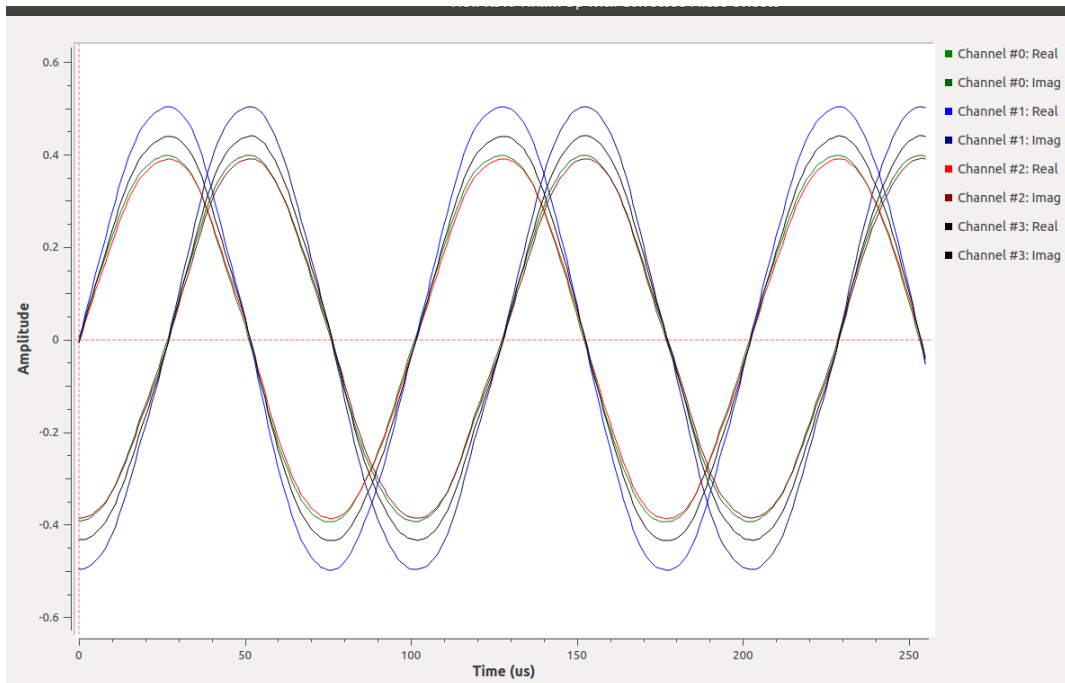


図 4.4 キャリブレーション実施後の復調信号波形

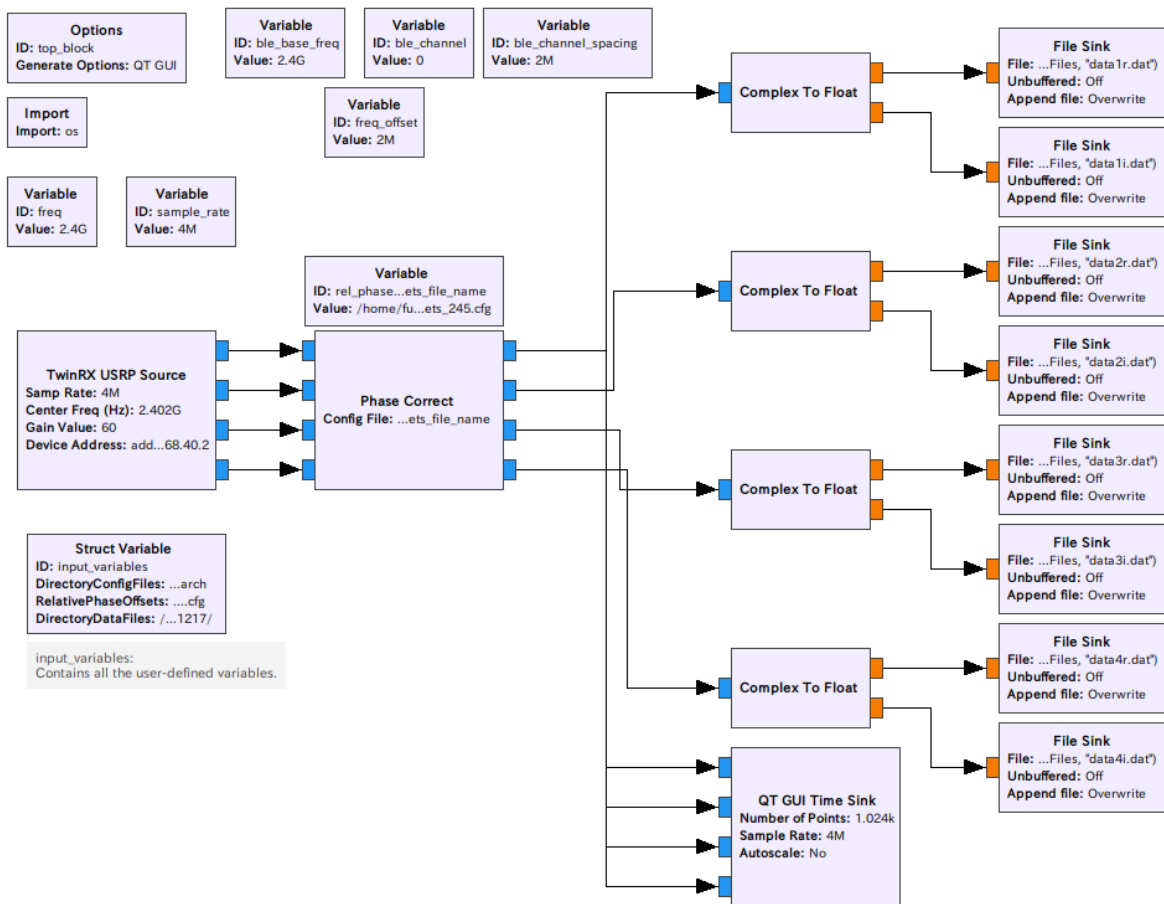


図 4.5 受信データを復調する GRC フローグラフ

表 4.3 受信条件

パラメータ名	値
中心周波数 F_c	2402 MHz
ベースバンド信号のサンプリング周波数 F_s	4 MHz
ゲイン	60 dB

み込み受信記録時間の確認を行い 25 秒を超える場合は 5 秒から 25 秒までの切り出しを行い、データ処理の負荷軽減と処理時間の低減をする。アンテナ 2 の実部のみを計算対象としているのは、フレネルゾーンの中心に近く単アンテナによる処理の簡素化を行うためである。5 秒から開始するのは環境が安定するためのマージンとしてとっており、5 秒を超えない場合はすべてのデータを計算に用いる信号として利用する。

切出した信号を解析し4つのグラフを生成する。1つ目は、時間軸で切出した受信信号の強度を表示したグラフである。2つ目は、切り出した信号のFFT変換し周波数軸で切り出した受信信号の周波数スペクトラムを表示したグラフである。3つ目は、計算量削減のために係数2でダウンサンプルしHampelフィルタを適用、db4ウェーブレットでウェーブレット変換したグラフである。これには、4つ目で用いる包絡線も同時に表示する。4つ目は、3つ目の信号から包絡線を算出し周波数スペクトラムを表示したグラフである。

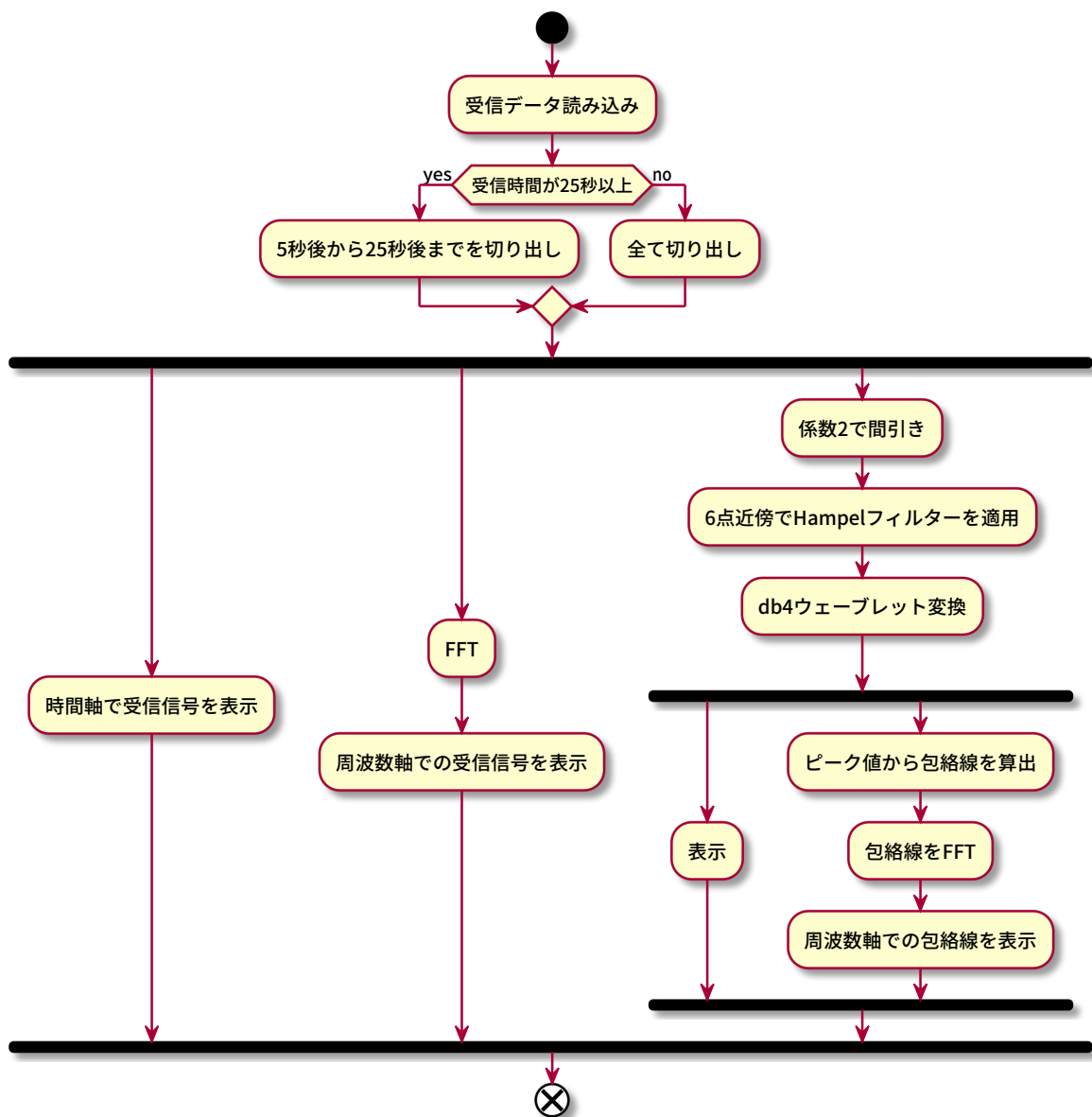


図 4.6 測定データの処理の流れ

第 5 章

実験方法と実験結果

本章では，実験方法とその実験結果について述べる．

5.1 実験方法

測定場所は図 5.5 に示すように，測定エリアとする 2 m 四方が開けている反射のある実験室を利用する．送受信アンテナの床からの高さは，フレネルゾーンに床が接しないことと対象者の胸の高さを考慮し 1.2 m とした．実験は以下の 6 つの環境を整備し受信データの解析を行う．

実験 1 送信機は動作させず受信機のみ動作させ環境を受信する構成（図 5.1）

実験 2 送受信機間に何も設置せずに受信する Single Input Multiple Output（SISO）の構成（図 5.2）

実験 3 人を模したアルミバルーンをフレネルゾーンの縁に置き呼吸および心拍に相当する拍数で膨張収縮させ受信する構成（図 5.3）

実験 4 人がフレネルゾーンの縁に直立した状態で受信する構成（図 4.1, 図 5.4）

アルミバルーンおよび人が介入する実験を除き実験装置操作者の影響が出ないよう，PC と Raspberry Pi は Secure SHell（SSH）および Virtual Network Computing（VNC）により遠隔から操作するようにし実験室内に人が立ち入らないようにする．アルミバルーンは図 5.6 で示すものを使用し，図 4.1 の人が立っている位置と同じ位置に置く．アルミバルーンは空気を入れていない状態で直径 $\phi_b = 0.43[m]$ で空気充填可能量 $V_b = 14[L]$ であり，人の全肺気量 5.5 L–6.0 L，1 回換気量 0.5 L，深吸気量 2.5 L–3.0 L を大きく超えるため，あらかじめ空気を入れておき最大膨張状態から 3 分の 2 程度までの空気量を変化させ

る。呼吸数の目標拍数を 15 bpm，心拍数の目標拍数を 70 bpm に設定しメトロノームの音に合わせてアルミバルーンの膨張収縮および呼吸数の調整をする。アルミバルーンの換気は直径 $\phi_{pump} = 0.05[m]$ ，高さ $h_{pump} = 0.28[m]$ のポンプで行い空気漏れを考慮しない理想状態で，1 回の反復で 0.55 L の換気が行われる。このとき，アルミバルーンの変化が緩やかであるとポンプの隙間から空気が抜けることから，息を吹き込むことにより呼吸数に相当する拍動を実現する。



図 5.1 [実験 1] 受信のみ動作させる構成



図 5.2 [実験 2] 送受信機間に何も設置せずに受信する構成

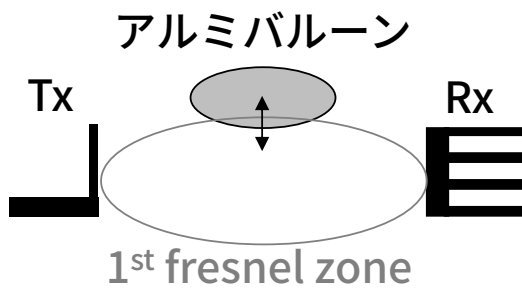


図 5.3 [実験 3] アルミバルーンを膨張収縮させ受信する構成

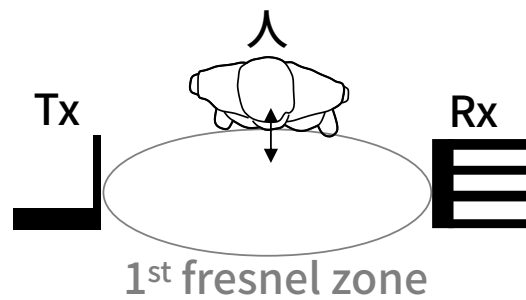


図 5.4 [実験 4] 人が直立し受信する構成

5.2 実験結果

各実験の実験結果を示す。各グラフの受信信号強度は正規化した値であり、そのスペクトラムも正規化された値をもとに算出するため単位はない。

5.2.1 実験 1 送信していないときの環境

実験 1 の受信のみ動作させる構成での実験結果を図 5.7–図 5.10 に示す。図 5.7 は送信源がない状態で受信しているため受信信号の振幅レベルは ± 0.04 の範囲に収まっており、これが測定環境のノイズ基準レベルとなる。図 5.8 は図 5.7 の FFT であり、図 5.9 は図 5.7 の係数 2 で間引き後 Hampel フィルタに通過させ MODWT するノイズ除去処理を施した信号とこの信号の包絡線、図 5.10 は図 5.9 に赤線で示した包絡線を FFT した周波数スペクトラムである。図 5.9 を見ると、8 秒付近と 17 秒付近にノイズがのっており、ノイズの影響が 5.10 の周波数スペクトラムにも出ていることがわかる。

5.2.2 実験 2 送信したときの環境

実験 2 の送受信機間に何も設置せずに受信する構成での受信信号を図 5.11 に示す。振幅レベルは ± 0.4 となっており図 5.7 と比較して、受信レベルが高くなっている。図 5.12 は図 5.11 の周波数スペクトラムであり、図 5.13 は図 5.11 のノイズ除去処理をした信号と包絡線、図 5.14 は包絡線の周波数スペクトラムである。ノイズ除去後は BLE の送信信号の影響が支配的となることから、主に直流成分のみが検出されている。

5.2.3 実験 3 アルミバルーンを使った実験

実験 3 のアルミバルーンをフレネルゾーンの縁に置き、アルミバルーンを呼吸を模した 15 bpm で運動させている状態での受信信号を図 5.15 に示す。振幅レベルは ± 0.15 となっており、図 5.11 と比較して受信レベルが小さくなっている。図 5.16 は図 5.15 の周波数スペクトラムあり、図 5.17 は図 5.15 のノイズ除去後の信号と包絡線である。図 5.18 を見ると、0.25 Hz に 0.01 の応答があることから呼吸を模したアルミバルーンの 15 bpm に相当する波が観測できていることがわかる。

次に、アルミバルーンを心拍数を模した 70 bpm で運動させている状態での受信信号を図 5.19 に示す。振幅レベルは、 ± 0.1 となっており、図 5.11 と比較して受信レベルが小さ

くなっており，図 5.15 と比較すると受信レベルが小さい．図 5.20 は図 5.19 の周波数スペクトラムであり，図 5.21 は図 5.19 のノイズ除去後の信号と包絡線である．図 5.21 を見ると細かい不規則変化が起きていることがわかり，5.22 を見ると周波数スペクトラム上でアルミバルーンの振動を検出することができていないことがわかる．

5.2.4 実験 4 人を使った実験

実験 4 の人がフレネルゾーンの縁に直立し，人が呼吸を止めている状態での受信信号を図 5.23 に示す．図 5.24 は図 5.23 の周波数スペクトラムであり，図 5.25 は図 5.25 のノイズ除去後の信号とその包絡線，図 5.26 は包絡線の周波数スペクトラムである．

次に，人が 15 bpm で呼吸をしている状態での受信信号を図 5.27 に示す．図 5.28 は図 5.27 の周波数スペクトラムであり，図 5.29 は図 5.27 のノイズ除去後の信号とその包絡線，図 5.30 は包絡線の周波数スペクトラムである．

人を使った実験では，どちらの場合も呼吸に対応する信号は検出されず，心拍数に対応する信号も見つからなかった．

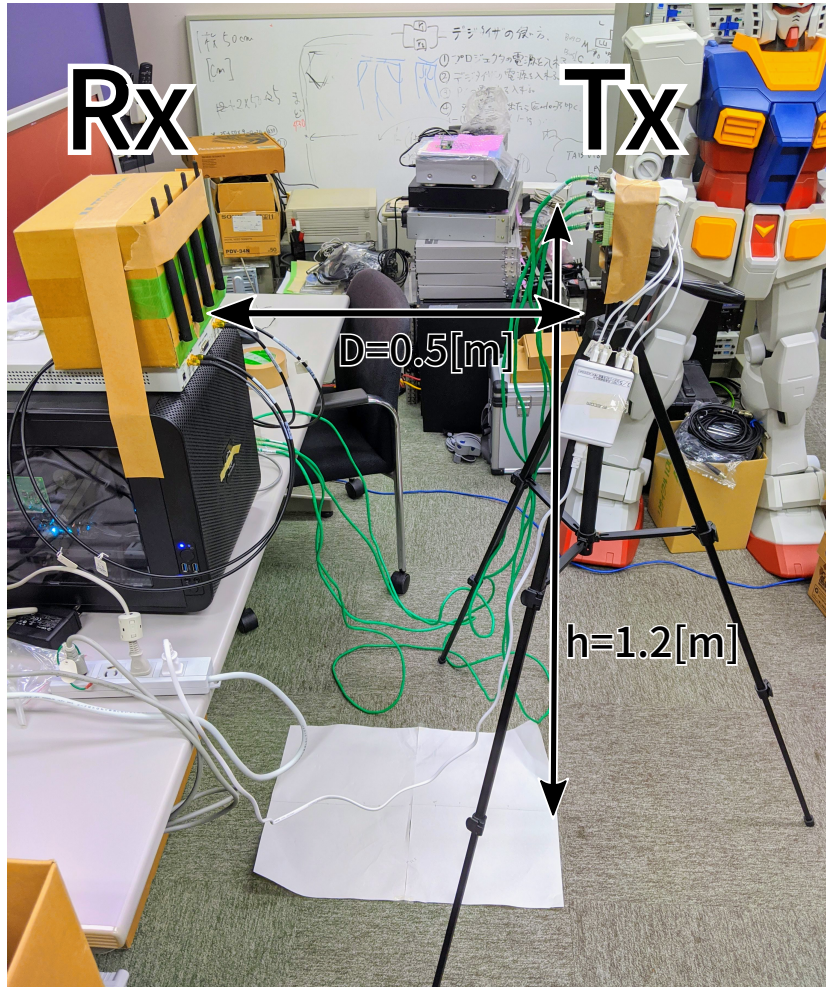


図 5.5 実験環境の様子



図 5.6 使用するアルミバルーン

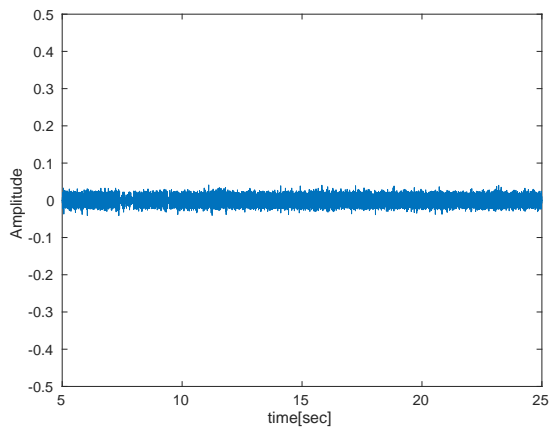


図 5.7 [実験 1] 受信信号

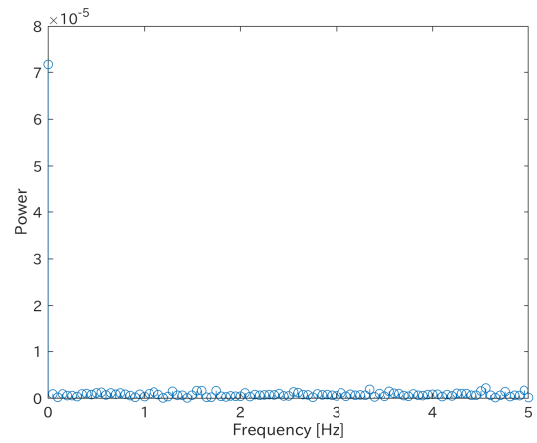


図 5.8 [実験 1] 受信信号の周波数スペクトラム

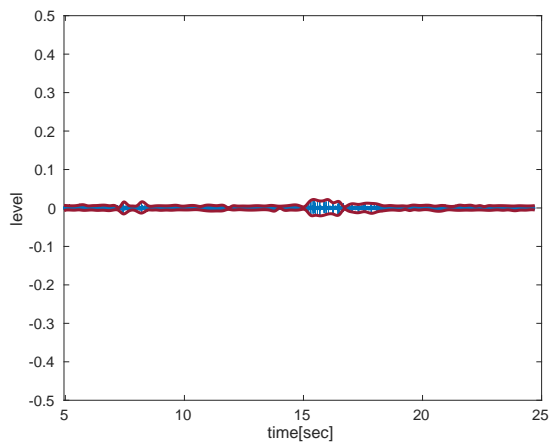


図 5.9 [実験 1] ノイズ除去した信号とその包絡線

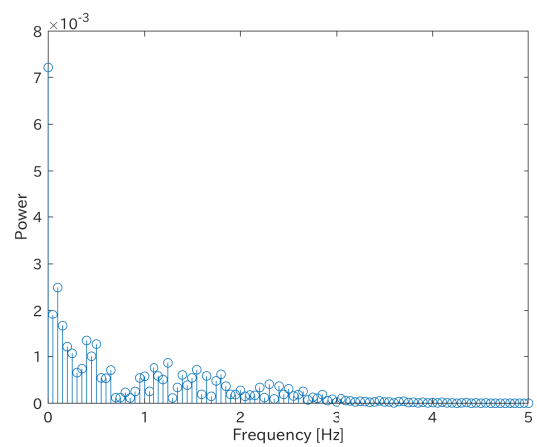


図 5.10 [実験 1] 包絡線の周波数スペクトラム

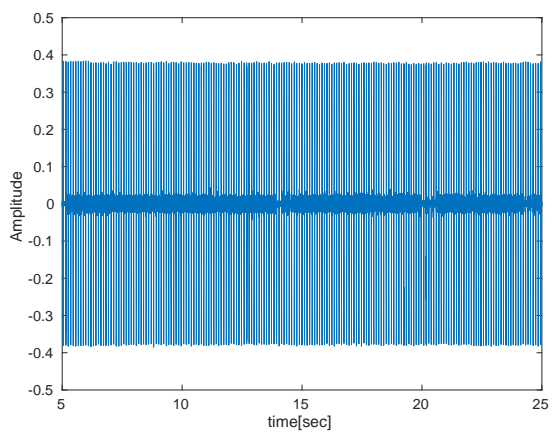


図 5.11 [実験 2] 受信信号

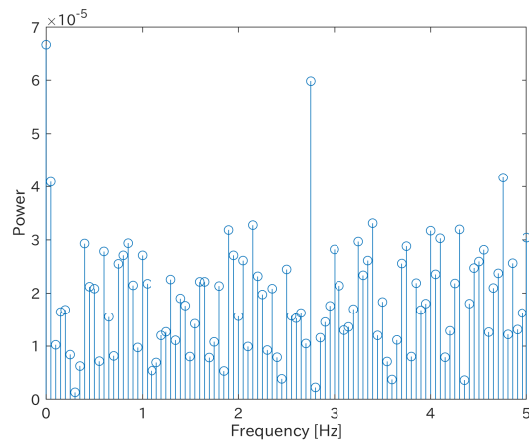


図 5.12 [実験 2] 受信信号の周波数スペクトラム

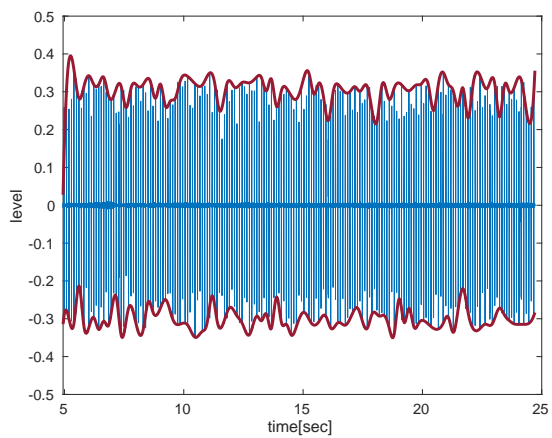


図 5.13 [実験 2] ノイズ除去した信号とその包絡線

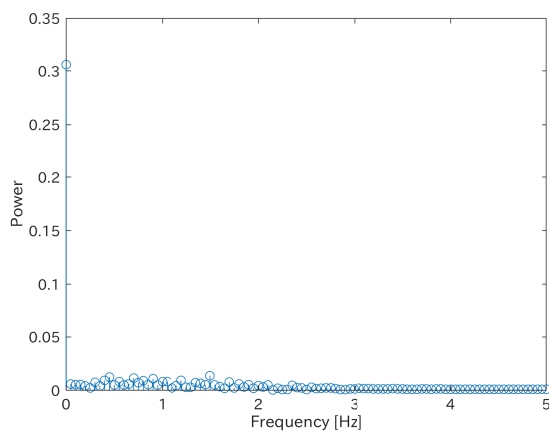


図 5.14 [実験 2] 包絡線の周波数スペクトラム

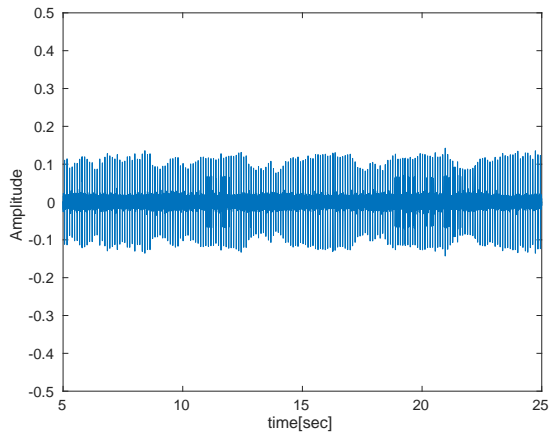


図 5.15 [実験 3(15 bpm)] 受信信号

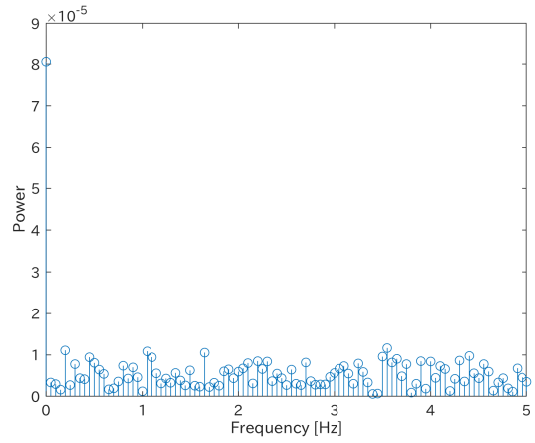


図 5.16 [実験 3(15 bpm)] 受信信号の周波数スペクトラム

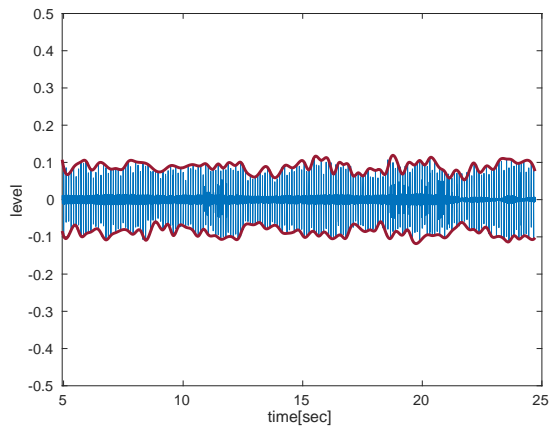


図 5.17 [実験 3(15 bpm)] ノイズ除去した信号とその包絡線

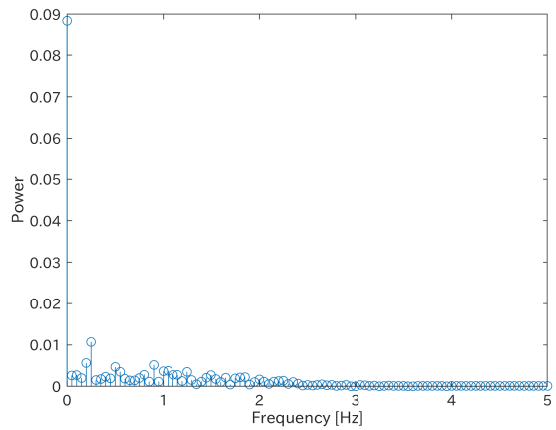


図 5.18 [実験 3(15 bpm)] 包絡線の周波数スペクトラム

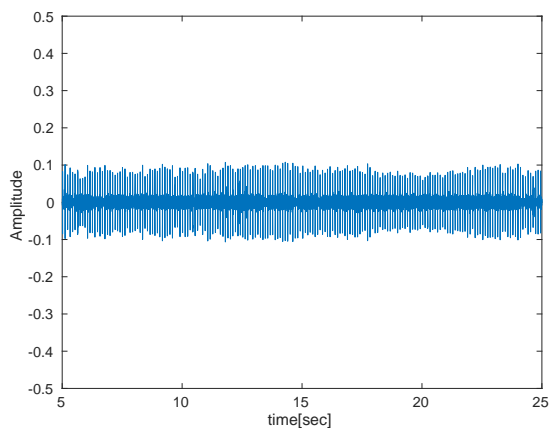


図 5.19 [実験 3(70 bpm)] 受信信号

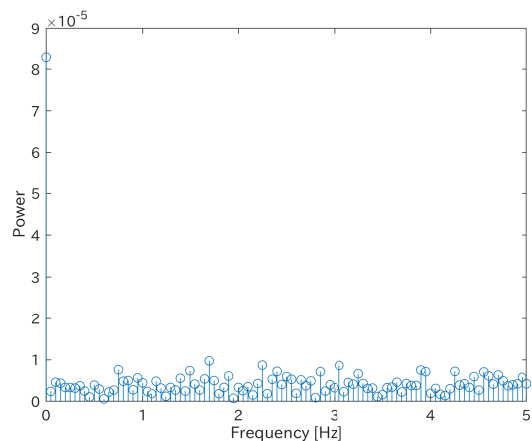


図 5.20 [実験 3(70 bpm)] 受信信号の周波数スペクトラム

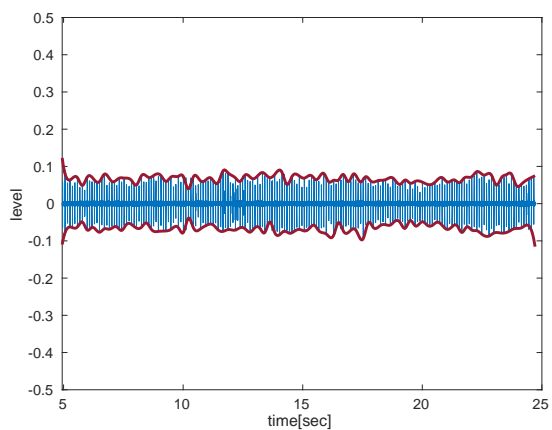


図 5.21 [実験 3(70 bpm)] ノイズ除去した信号とその包絡線

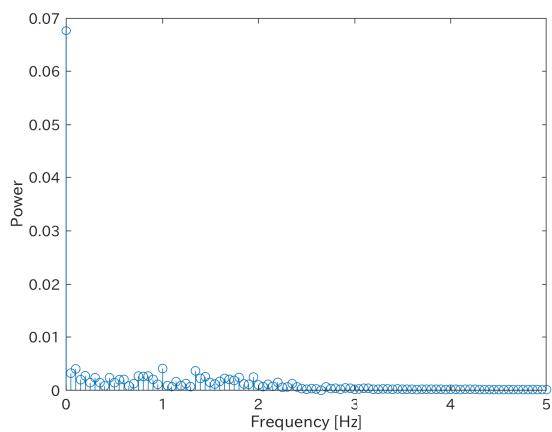


図 5.22 [実験 3(70 bpm)] 包絡線の周波数スペクトラム

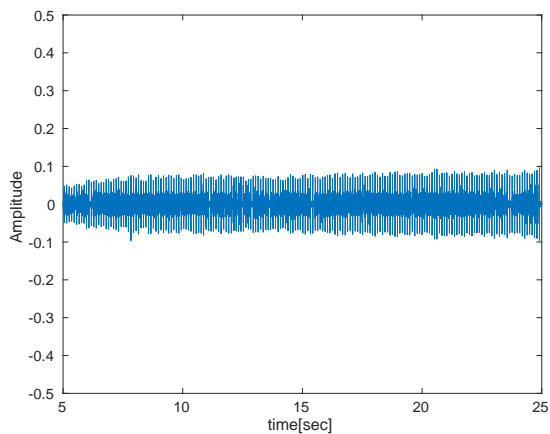


図 5.23 [実験 4(呼吸なし)] 受信信号

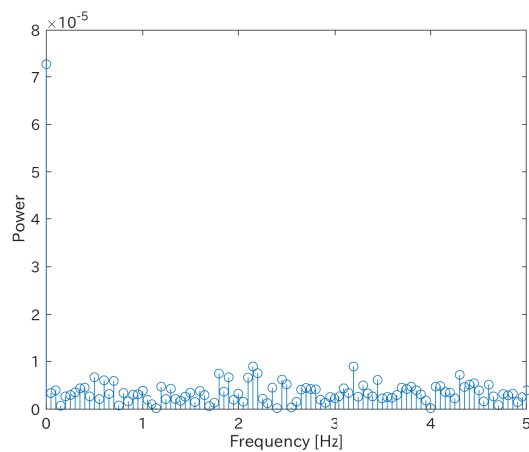


図 5.24 [実験 4(呼吸なし)] 受信信号の周波数スペクトラム

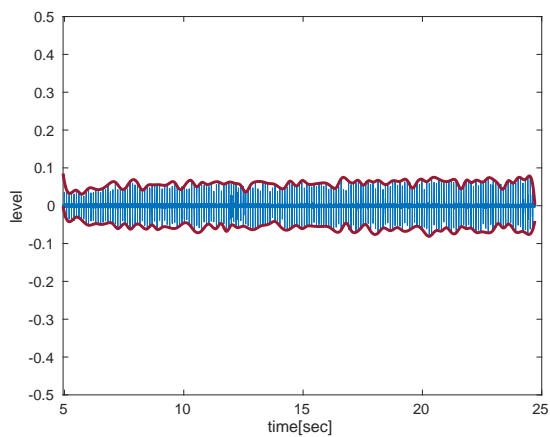


図 5.25 [実験 4(呼吸なし)] ノイズ除去した信号とその包絡線

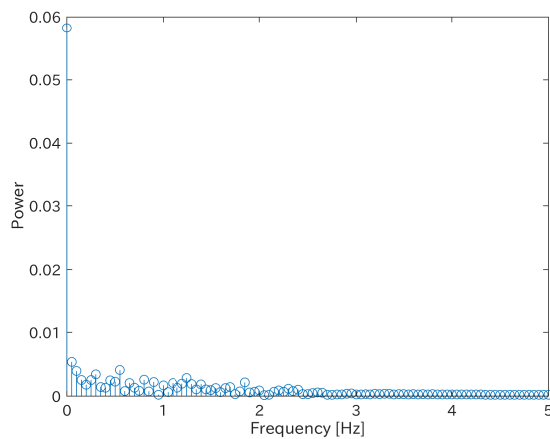


図 5.26 [実験 4(呼吸なし)] 包絡線の周波数スペクトラム

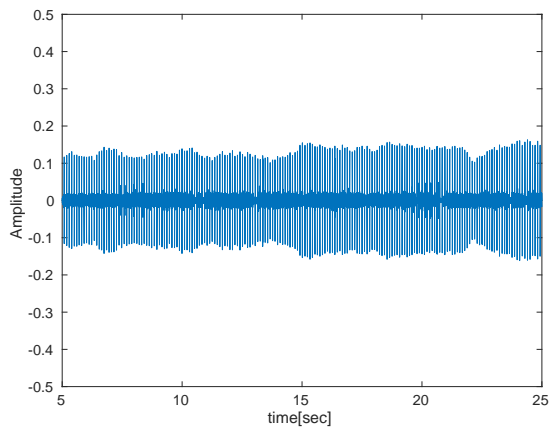


図 5.27 [実験 4(呼吸あり)] 受信信号

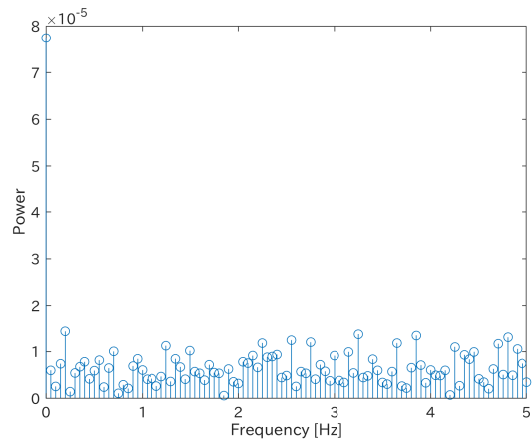


図 5.28 [実験 4(呼吸あり)] 受信信号の周波数スペクトラム

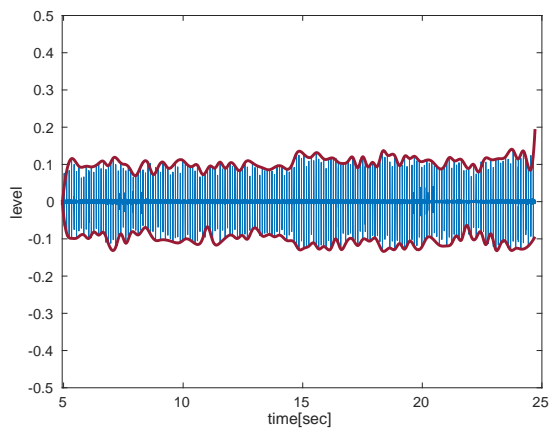


図 5.29 [実験 4(呼吸あり)] ノイズ除去した信号とその包絡線

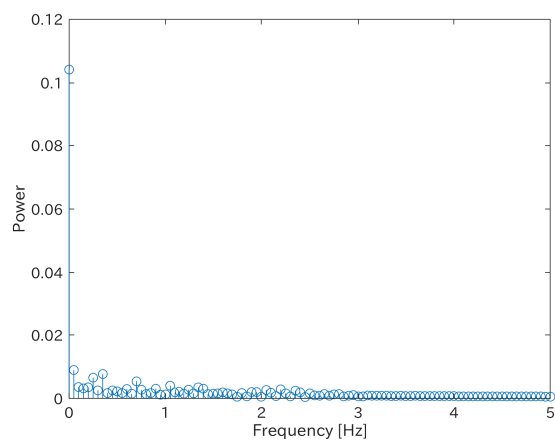


図 5.30 [実験 4(呼吸あり)] 包絡線の周波数スペクトラム

第 6 章

議論と考察

本章では，実験をふまえて議論と考察について述べる．

6.1 実験環境

実験環境は反射の多い実験室であったが，図 4.1 に示すように送受信機間の距離は 0.5 m と狭いため BLE による直接波の影響が支配的となる環境となった．また，実験室内には Wi-Fi アクセスポイントも設置されていたが，今回使用した BLE アドバタイジングチャンネルは 37 ch と図 2.2 に示すように Wi-Fi の影響が抑えられている帯域である．他の BLE アドバタイジングパケットを送信するデバイスは検出されていないことから，図 5.7 で観測された受信信号はノイズといえる．

図 5.11 では図 5.7 の信号が含まれているが，BLE アドバタイジングパケットによる信号が大きく出ていることと，表 4.1 に示す Advertising Interval と同様の間隔で検出されることから BLE が適切に検出できていると考える．実験で使用した BLE ドングルは最大 100 m まで通信可能な Class1 の送信出力を持つ性能があり，十分な大きさと受信される．したがって，実験ではより理想的な環境を構築するため送受信機間距離 0.5 m で行ったが，間隔を広げて取得することもできることを示唆している．

6.2 呼吸数の測定

呼吸数については，5.2.3 項のアルミバルーンで呼吸を模した振動を発生させた測定では，図 5.18 に示すように 15 bpm (0.25 Hz) に正規化した値で 0.01 を超える大きな値を検出しており呼吸に相当する変化を取得できている．ただし，0.25 Hz の 1 サンプル前の

データにも反応が出ており検出対象が分散している可能性があり，これは FFT の DFT 点数に起因する検出対象の分散が影響していると考えられる．また，1 Hz 付近にも 0.007 程度の反応があり，これらの信号成分が大きくなった場合に別途ノイズ除去を行う必要が生じると考えられる．5.2.4 項の人を使った実験では，呼吸なしでの DC-2 Hz の範囲の低周波帯でノイズと考えられる成分が最大 0.005 入っており，呼吸ありを明確に区別することは困難であると考えられる．

6.3 心拍数の測定

心拍数については，人を使った実験では心拍を停止させることはできないため呼吸を停止した状態で取得しており，心拍が取れていた場合，70 bpm で運動していることから，周波数表現で 1.16 Hz 付近に特性が現れる．5.2.3 項のアルミバルーンで心拍を模した振動を発生させた測定では図 5.22 の 1 Hz (60 bpm) に 0.005 の反応がある．1.15 Hz 付近に反応が現れなかった原因として，アルミバルーンをメトロノームに合わせ手動で振動させていることから振動数が正確に与えられていないことが考えられる．1.35 Hz 付近には 1 Hz と同レベルの反応が出ており，不安定な振動により引き起こされているものと考えられる．呼吸数での実験に比べ反応が強く出ていない原因としては，呼吸数に比べ心拍数はテンポが早く空気の換気量が少なくなってしまう，変化量が十分に得られなかったことが考えられる．また，BLE の 37 Ch の波長は 0.1248 m であり，フレネルゾーンに干渉しない状態になった場合に回折が起こるため伝送路に与える影響が低下したことが考えられる．BLE によりアルミバルーンの変化を取得できていることから，BLE の狭帯域幅により測定できないのではなく，受信強度変化での測定精度の不足が原因であると考えられる．よって，精度が高くなる位相変化を用いた手法を適用することで測定できる可能性がある．

6.4 算出方法

Wi-Fi やレーダで使用されている手法は時系列で連続となっていることが前提となっているため，BLE の AFH に対応しない．そのため，従来手法の Hampel フィルタやウェーブレット変換といった発想は利用できるもの，これだけのノイズ除去では生体信号が算出できない．本研究では BLE 特有の課題に対して 1 回の送信を離散値の 1 サンプルに見立て，包絡線を算出するという新たな発想で解決を図っている．これにより，環境に含まれる小さなノイズを除去する操作を必要とすることなく，電波伝送路に支配的な影響を及ぼしている BLE の特性を取り出すことに成功している．結果として，提案する算出手法は

呼吸数を模したアルミバルーンの変化量が大きく緩やかな動きに対して有効である。

6.5 複数アンテナの使用

本研究では、複数アンテナで受信できる構成ではあるものの単アンテナのみで算出している。図 6.1 に図 5.15 の測定を他のアンテナでも表示した信号とその包絡線を示す。振幅のキャリブレーションは行っておらず、位相のキャリブレーションは実施済みである。包絡線のゆらぎ方を見るとそれぞれのアンテナで異なっており、この差を利用して Wi-Fi の CSI を用いた手法と同様な各アンテナの距離による算出ができる可能性がある。

6.6 提案手法の妥当性

BLE の受信信号から提案手法によりアルミバルーンの振動数を検出することができた。よって、BLE を用いて電波伝送路に存在する対象者の呼吸数および心拍数の関連付けが十分可能であると考えられる。送信機には市販 BLE ドングルを使用しており、受信機のみを SDR 環境で構築している。受信環境をハードウェア的に見ると一般的な Bluetooth 受信環境であり、ソフトウェア上の信号処理で生体情報を取得している。このことから、BLE アダプタイジングパッケージを送出する現在普及している BLE 受信機に生体情報を取得するソフトウェアを開発しインストールすることで、受信強度から生体情報を取得する機能をあとづけできる可能性がある。

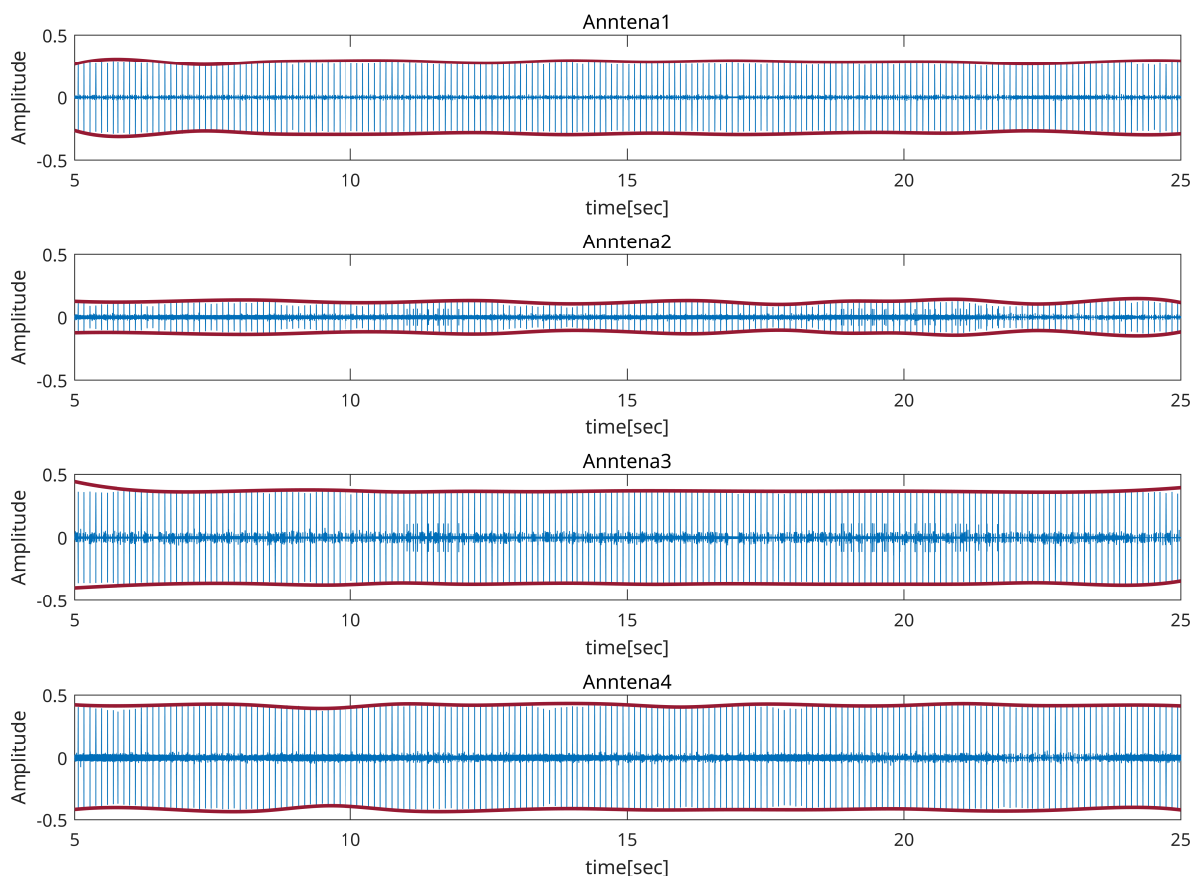


図 6.1 [実験 3(15 bpm)]4 つのアンテナの受信データとその包絡線

第7章

おわりに

本章では、本論文の結論とまとめ、今後の展望について述べる。

7.1 結論とまとめ

本論文では、BLE を用いた家庭内での呼吸数および心拍数の取得手法について研究した。まず、既存の代表的な生体情報取得手法を書き出し家庭内での利用という観点からそれぞれの手法について課題点を明らかにし、BLE を用いることで既に 37 億台もの出荷台数がある既存の BLE 環境を利用できる点や利点について言及した。次に、生体情報が発現する原理を紹介し、無線電波および BLE の特性について理解し、BLE に適した Hampel フィルタとウェーブレット変換による呼吸数および心拍数の算出法を示した。BLE 特有の AFH による離散的な送信に対して包絡線を算出するという解決法を示した。そして、市販の BLE トングルと BlueZ を用いた送信機と、USRP および GNU Radio を用いた SDR 環境による受信機を用いた実験環境の構築を構築し、実験を通して手法の評価を行った。実験により、アルミバルーンで呼吸を模した振動を BLE アドバタイジングパケットから検出することができた。よって、BLE を用いて電波伝送路に存在する対象者の呼吸数および心拍数の関連付けは十分実現可能であると考えられる。消費電力や既存の BLE デバイスを利用できることで爆発的に普及する可能性や測定環境構築の手軽さで利点があることを示した。

7.2 今後の展望

本研究にはいくつか課題があったが、その応用範囲は広く解決法も考えられるためここで言及する。

7.2.1 より高精度な測定の可能性

実験では、周波数の細かな変動を低減するために送信のアドバタイジングパケットのデータ部はすべて1としている点や、マルチアンテナを利用していない点で改善の余地がある。図 7.1 に示すように、送信を複数に多重化しその信号をマルチアンテナを使い位相角から Angle of Arrival (AoA) を用いて距離を測定することや Time Of Flight (TOF) による距離推定、MUltiple SIgnal Classification (MUSIC) アルゴリズムによる高精度分解といった手法の適用できると考えられる。送信の多重化には、アドバタイジングパケットのデータ部に送信機固有の自己位置を格納をすることで他の送信機との識別ができる。マルチアンテナを用いる手法は、2.1.4 項でも示したように近年の Wi-Fi を用いた位置推定や生体情報取得のトレンドであり、実験で用いた信号強度よりもより高精度な値が出ることが報告されている。したがって、より高精度な測定が BLE においても実現できる可能性がある。次のステップで人を対象とするデータを集める際には、電波暗室を用いたノイズの少ないデータの収集も必要ではあるが、対象者を高齢者やこどもといった幅広い対象者の測定データを取得する必要があることに留意する。

7.2.2 計算量の低減

提案手法をそのまま適用するにはウェーブレット変換をする必要があり計算量が大きい。表 4.2 のスペックの PC で付録 B.4 のコードを 1 回 実行すると 7 分半程度の時間がかかる。また、メモリ消費量も激しいため係数 2 で間引きを実施しているが、計算に使用しないデータを取得しているため GNU Radio のサンプリング周波数を下げることが望ましいと考える。測定時間についても 1 分 15 秒 で実施し 1 つのバイナリファイルが 1.2 GB となっており、これが 4 本のアンテナそれぞれに実部、虚部があるため、1 度の測定で 9.6 GB のストレージを消費している。これらの課題については、本研究では BLE による生体情報測定が可能かを見極めることを目的としているためこの課題については触れていないが、一定時間で測定を打ち切り逐次処理するなどの処理にすることで過剰な計算量が削減できる。

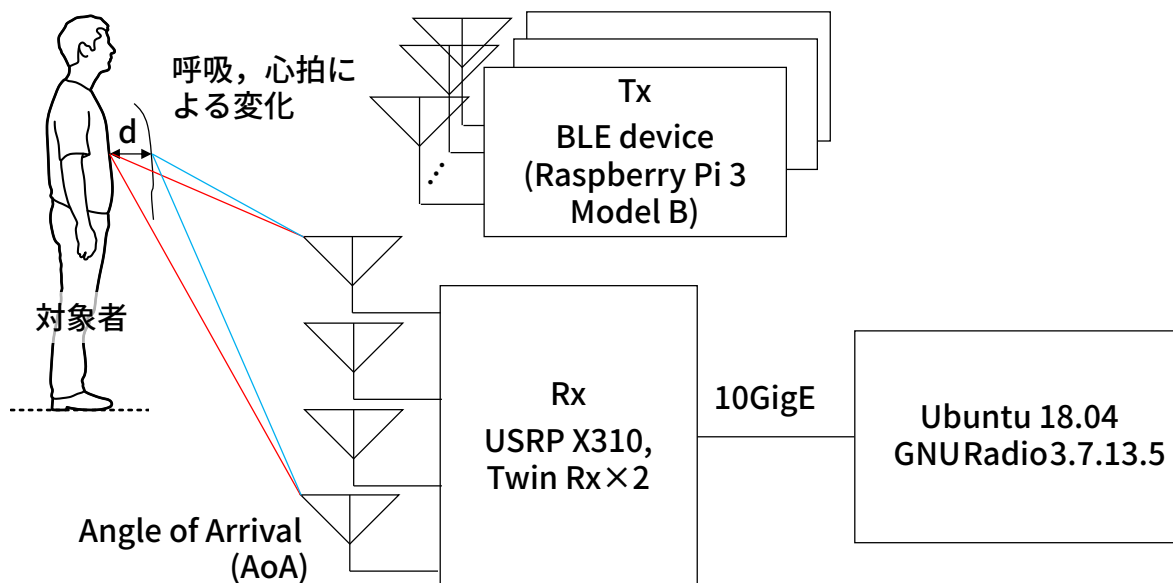


図 7.1 MIMO 構成での実装予想

7.2.3 他の無線技術への応用

今回の手法は、AFH を用いた BLE 特有の処理を含んでいるものの無線電波固有の電波強度を用いて実現した手法である。そのため他の無線においても利用可能であることから、BLE に限らず様々な無線技術へ適用可能である。より広範囲のエリアをカバーする LPWA や次世代移動体通信に用いられるスモールセルに、ビームフォーミングといった対デバイスの技術を組み合わせて利用することができれば、災害時の人命救助の一助となることが期待される。

7.2.4 家庭内でのアクティビティの利活用

家庭内での位置情報を取得する研究が進められており、本研究と統合することでよりきめ細かなアクティビティの利活用が進むと考えられる。例を出すと、関連研究で挙げた Wi-Fi を用いた研究では、機械学習を用いて睡眠状態や立っているか座っているかを検出している。この研究をさらに発展させ心拍数や呼吸数といった生体情報の特徴から現在リビングに誰がいるか、どのようなテレビ番組を見ているか、家庭内の誰と話しているかといった詳細なアクティビティが検出できるようになり、居住者 1 人 1 人に寄り添った提案ができるようになり、社会的に影響の大きい技術となり得る。

謝辞

本論文を執筆するにあたり，多くの方からご助言とご助力を頂きました。

主指導教員の丹康雄教授には，日頃のゼミでの本研究の議論をはじめ，本研究に留まらずリサーチアシスタントや研究室での業務などを通じて情報通信分野全般にわたり知見を深める機会をいただき，有意義なご指導を賜りました。心より感謝申し上げます。

審査委員を引き受けてくださったリム勇仁准教授，BEURAN, Razvan Florin 特任准教授，篠田陽一教授には，新たな視点から示唆に富んだアドバイスをいただきました。リム勇仁准教授には副指導教員を引き受けていただき日頃のゼミを通して活発な議論ができました。BEURAN, Razvan Florin 特任准教授にはインターンシップ指導教員も引き受けていただき，実習の事後報告の際に新たな気付きを得ることができました。深く感謝申し上げます。

国立研究開発法人情報通信研究機構 北陸 StarBED 技術センターの湯村翼研究員には，技術的な面や研究での細かな躰きに対して助言をいただきました。また，丹・リム研究室の皆様には，外部発表資料や論文の添削などの研究活動ばかりでなく日常生活においてもご協力いただきました。厚く感謝申し上げます。

最後に，学生生活を支えてくださった家族に感謝いたします。ありがとうございました。

本研究に関する対外発表

- 福島開人・湯村翼・リム勇仁・丹康雄,“無線電波を用いた家庭内での生体情報取得手法の検討”,2019年度電気・情報関係学会北陸支部連合大会 F1-17, Aug. 2019.

参考文献

- [1] 総務省統計局. 人口推計 (2018 年 (平成 30 年) 10 月 1 日現在) . [Online]. Available: <https://www.stat.go.jp/data/jinsui/2018np/index.html>
- [2] 内閣府, 少子化社会対策白書: 〈平成 16 年版〉. ぎょうせい, 2004. [Online]. Available: https://www8.cao.go.jp/shoushi/shoushika/whitepaper/measures/w-2004/html_h/index.html
- [3] 厚生労働省. 精神疾患のデータ|みんなのメンタルヘルス総合サイト. [Online]. Available: <https://www.mhlw.go.jp/kokoro/speciality/data.html>
- [4] 総務省, 情報通信白書: 進化するデジタル経済とその先にある *Society 5.0*, ser. 情報通信白書 : ICT 白書. 日経印刷, 2019. [Online]. Available: <https://www.soumu.go.jp/johotsusintokei/whitepaper/ja/r01/index.html>
- [5] Bluetooth SIG, Inc. Bluetooth Technology Website. [Online]. Available: <https://www.bluetooth.com>
- [6] Zigbee Alliance. Zigbee Alliance. [Online]. Available: <https://zigbeealliance.org>
- [7] Thread Group. Thread Group. [Online]. Available: <https://www.threadgroup.org>
- [8] Z-Wave Alliance. Z-Wave Alliance. [Online]. Available: <https://z-wavealliance.org>
- [9] Wi-Fi Alliance. Wi-Fi Alliance. [Online]. Available: <https://www.wi-fi.org>
- [10] Apple Inc. 心拍数。その意味と apple watch での表示方法。 - apple サポート. [Online]. Available: <https://support.apple.com/HT204666>
- [11] S. A. Vora, W. M. Mongan, E. K. Anday, K. R. Dandekar, G. Dion, A. K. Fontecchio, and T. P. Kurzweg, “On implementing an unconventional infant vital signs monitor with passive RFID tags,” in *2017 IEEE International Conference on RFID (RFID)*, May 2017, pp. 47–53. [Online]. Available: <https://doi.org/10.1109/RFID.2017.7945586>
- [12] F. Adib, H. Mao, Z. Kabelac, D. Katabi, and R. C. Miller, “Smart Homes That Monitor Breathing and Heart Rate,” in *Proceedings of the 33rd Annual ACM Conference on*

- Human Factors in Computing Systems*, ser. CHI '15. New York, NY, USA: ACM, 2015, pp. 837–846. [Online]. Available: <http://doi.acm.org/10.1145/2702123.2702200>
- [13] J. Liu, Y. Wang, Y. Chen, J. Yang, X. Chen, and J. Cheng, “Tracking Vital Signs During Sleep Leveraging Off-the-Shelf WiFi,” in *Proceedings of the 16th ACM International Symposium on Mobile Ad Hoc Networking and Computing*, ser. MobiHoc '15. New York, NY, USA: Association for Computing Machinery, 2015, pp. 267–276. [Online]. Available: <https://doi.org/10.1145/2746285.2746303>
- [14] Apple Inc. Apple Watch. [Online]. Available: <https://www.apple.com/watch>
- [15] Fitbit Inc. Fitbit. [Online]. Available: <https://www.fitbit.com>
- [16] Oura Health Ltd. Oura ring. [Online]. Available: <https://ouraring.com>
- [17] Form Athletica Inc. FORM Swim Goggles. [Online]. Available: <https://www.formswim.com>
- [18] 株式会社 NTT ドコモ. hitoe トランスミッター. [Online]. Available: <https://www.nttdocomo.co.jp/biz/product/hitoe>
- [19] 東レ株式会社. hitoe[®] -ヒトエ-. [Online]. Available: <https://www.hitoe.toray>
- [20] 技術情報協会, 生体情報センシングとヘルスケアへの最新応用, オンデマンド版 ed. 技術情報協会, 2019. [Online]. Available: <http://ci.nii.ac.jp/ncid/BB27751763>
- [21] 高橋 応明 and 廣木朗, “RFID を用いた乳児姿勢検知システム,” *電子情報通信学会論文誌 B*, vol. 100, no. 9, pp. 835–841, 2017.
- [22] J. I. L. Araujo, S. M. A. Morais, G. K. de Freitas Serres, C. C. R. de Albuquerque, A. J. R. Serres, D. F. de Souza Santos, and J. N. de Carvalho, “Passive RFID Tag for Respiratory Frequency Monitoring,” in *2018 3rd International Symposium on Instrumentation Systems, Circuits and Transducers (INSCIT)*, Aug. 2018, pp. 1–5. [Online]. Available: <https://doi.org/10.1109/INSCIT.2018.8546721>
- [23] C.-Y. Hsu, A. Ahuja, S. Yue, R. Hristov, Z. Kabelac, and D. Katabi, “Zero-Effort In-Home Sleep and Insomnia Monitoring Using Radio Signals,” *Proc. ACM Interact. Mob. Wearable Ubiquitous Technol.*, vol. 1, no. 3, Sep. 2017. [Online]. Available: <https://doi.org/10.1145/3130924>
- [24] 株式会社 ミオ・コーポレーション. 非接触バイタルセンサー. [Online]. Available: <https://www.mio-corp.co.jp/sensor>
- [25] X. Liu, J. Cao, S. Tang, J. Wen, and P. Guo, “Contactless Respiration Monitoring Via Off-the-Shelf WiFi Devices,” *IEEE Transactions on Mobile Computing*, vol. 15, no. 10, pp. 2466–2479, Oct. 2016. [Online]. Available:

<https://doi.org/10.1109/TMC.2015.2504935>

- [26] X. Liu, J. Cao, S. Tang, and J. Wen, “Wi-Sleep: Contactless Sleep Monitoring via WiFi Signals,” in *2014 IEEE Real-Time Systems Symposium*, Dec. 2014, pp. 346–355. [Online]. Available: <https://doi.org/10.1109/RTSS.2014.30>
- [27] F. Zhang, D. Zhang, J. Xiong, H. Wang, K. Niu, B. Jin, and Y. Wang, “From Fresnel Diffraction Model to Fine-Grained Human Respiration Sensing with Commodity Wi-Fi Devices,” *Proc. ACM Interact. Mob. Wearable Ubiquitous Technol.*, vol. 2, no. 1, Mar. 2018. [Online]. Available: <https://doi.org/10.1145/3191785>
- [28] D. Zhang, Y. Hu, Y. Chen, and B. Zeng, “BreathTrack: Tracking Indoor Human Breath Status via Commodity WiFi,” *IEEE Internet of Things Journal*, vol. 6, no. 2, pp. 3899–3911, Apr. 2019. [Online]. Available: <https://doi.org/10.1109/JIOT.2019.2893330>
- [29] A. Khamis, C. T. Chou, B. Kusy, and W. Hu, “CardioFi: Enabling Heart Rate Monitoring on Unmodified COTS WiFi Devices,” in *Proceedings of the 15th EAI International Conference on Mobile and Ubiquitous Systems: Computing, Networking and Services*, ser. *MobiQuitous ’ 18*. New York, NY, USA: Association for Computing Machinery, 2018, pp. 97–106. [Online]. Available: <https://doi.org/10.1145/3286978.3287003>
- [30] M. Kotaru, K. Joshi, D. Bharadia, and S. Katti, “SpotFi: Decimeter Level Localization Using WiFi,” in *Proceedings of the 2015 ACM Conference on Special Interest Group on Data Communication*, ser. *SIGCOMM ’ 15*. New York, NY, USA: Association for Computing Machinery, 2015, pp. 269–282. [Online]. Available: <https://doi.org/10.1145/2785956.2787487>
- [31] S. Tan, L. Zhang, Z. Wang, and J. Yang, “MultiTrack: Multi-User Tracking and Activity Recognition Using Commodity WiFi,” in *Proceedings of the 2019 CHI Conference on Human Factors in Computing Systems*, ser. *CHI ’ 19*. New York, NY, USA: Association for Computing Machinery, 2019. [Online]. Available: <https://doi.org/10.1145/3290605.3300766>
- [32] Z. Dong, F. Li, J. Ying, and K. Pahlavan, “Indoor Motion Detection Using Wi-Fi Channel State Information in Flat Floor Environments Versus in Staircase Environments,” *Sensors*, vol. 18, no. 7, 2018. [Online]. Available: <https://www.mdpi.com/1424-8220/18/7/2177>
- [33] K. Ohara, T. Maekawa, and Y. Matsushita, “Detecting State Changes of Indoor Everyday Objects Using Wi-Fi Channel State Information,” *Proc. ACM Interact. Mob. Wearable Ubiquitous Technol.*, vol. 1, no. 3, Sep 2017. [Online]. Available:

<https://doi.org/10.1145/3131898>

- [34] Origin Wireless, Inc. Wireless Artificial Intelligence | Origin Wireless AI. [Online]. Available: <https://www.originwirelessai.com>
- [35] C. Chen, F. Zhang, Q. Xu, B. Wang, C. Wu, H. Zhang, W. Chau-Wai, D. N. Claffey, C.-I. Chen, H.-Q. D. Lai *et al.*, “Method, apparatus, server and system for vital sign detection and monitoring,” Patent, May, 2019, US Patent App. 16/200,608.
- [36] Murata Manufacturing Co., Ltd. Sensing solution using Wi-Fi radio wave powered by the TRM (WirelessAI™) of Origin Wireless™. [Online]. Available: <https://solution.murata.com/technology/wifi-sensingsolution-width-ow>
- [37] D. Halperin, W. Hu, A. Sheth, and D. Wetherall, “Tool Release: Gathering 802.11n Traces with Channel State Information,” *ACM SIGCOMM CCR*, vol. 41, no. 1, p. 53, Jan. 2011. [Online]. Available: <https://dhalperi.github.io/linux-80211n-csitool>
- [38] R. Ayyalasomayajula, D. Vasisht, and D. Bharadia, “BLoc: CSI-Based Accurate Localization for BLE Tags,” in *Proceedings of the 14th International Conference on Emerging Networking EXperiments and Technologies*, ser. CoNEXT ’18. New York, NY, USA: Association for Computing Machinery, 2018, pp. 126–138. [Online]. Available: <https://doi.org/10.1145/3281411.3281428>
- [39] V. Cantón Paterna, A. Calveras Augé, J. Paradells Aspas, and M. A. Pérez Bullones, “A bluetooth low energy indoor positioning system with channel diversity, weighted trilateration and kalman filtering,” *Sensors*, vol. 17, no. 12, 2017. [Online]. Available: <https://www.mdpi.com/1424-8220/17/12/2927>
- [40] Bluetooth SIG, Inc. 2019 Bluetooth Market Update. [Online]. Available: <https://www.bluetooth.com/bluetooth-resources/2019-bluetooth-market-update>
- [41] 本間 研一, 大森 治紀, 大橋 俊夫, 河合 康明, 黒沢美枝子, 鯉淵 典之, 伊佐 正, 小澤 瀨司, and 福田康一郎, *標準生理学*, 第 8 版 ed., ser. Standard textbook. 医学書院, 2014. [Online]. Available: <http://ci.nii.ac.jp/ncid/BB15275364>
- [42] MathWorks, Inc. [Online]. Available: <https://mathworks.com/help/dsp/examples/real-time-ecg-qrs-detection.html>
- [43] 三輪 進 and 加来 信之, *アンテナおよび電波伝搬*, ser. 理工学講座. 東京電機大学出版局, 1999. [Online]. Available: <http://ci.nii.ac.jp/ncid/BA43277258>
- [44] 猿渡 俊介. GNU Radio/USRP を用いた研究事例と今後の展開. [Online]. Available: https://www.mlab.t.u-tokyo.ac.jp/wp-content/pdfs/tech_saru_mbl2009.pdf
- [45] Ettus Research. [Online]. Available: <https://www.ettus.com>

- [46] GNU Radio. [Online]. Available: <https://www.gnuradio.org>
- [47] MathWorks, Inc. [Online]. Available: <https://mathworks.com/help/signal/ref/hampel.html>
- [48] 榊原 進, ウェーブレットビギナーズガイド, ser. 数理科学. 東京電機大学出版局, 1995. [Online]. Available: <http://ci.nii.ac.jp/ncid/BN12577270>
- [49] Raspberry Pi Foundation. Teach, Learn, and Make with Raspberry Pi – Raspberry Pi. [Online]. Available: <https://www.raspberrypi.org>
- [50] 株式会社バッファロー. BSBT4D100BK : 無線レシーバー | バッファロー. [Online]. Available: <https://www.buffalo.jp/product/detail/bsbt4d100bk.html>
- [51] Ettus Research. EttusResearch/gr-doa: Direction-of-Arrival (DoA) Demo for GNU Radio (OOT) with the USRP™ X-Series and TwinRX™. [Online]. Available: <https://github.com/EttusResearch/gr-doa>
- [52] S. Pagadarai, T. Collins, and A. M. Wyglinski. Direction Finding with the USRP™ X-Series and TwinRX™ - Ettus Knowledge Base. [Online]. Available: https://kb.ettus.com/Direction_Finding_with_the_USRP%E2%84%A2_X-Series_and_TwinRX%E2%84%A2

付録

A 電波無響室で行った実験

A.1 実験内容

石川県工業試験場の電波無響室で第4章と同様の構成で実験を行った。電波暗室の仕様を表A.1に、その様子を図A.1示す。実施した追加実験と本文で行った実験の条件の比較を表A.2に、追加実験環境の様子を図A.2に示す。

表 A.1 電波暗室の仕様

周波数範囲	30 MHz–18 GHz
シールド性能	100 dB 以上
サイトアッテネーション	±3 dB
最大測定可能距離	3 m
面積	40 m ² (W8 m × D5 m × H6.3 m)

表 A.2 2つの実験条件

	追加実験 1	追加実験 2	追加実験 3	本文実験
計測振動数 [bpm]	10,15,20	25,30	60,70	15,70
測定対象とする 生体データ	呼吸数	呼吸数	心拍数	呼吸数および心拍数
計測環境	電波無響室	電波無響室	電波無響室	学内実験室
空気充填方法	エアーコンプレッサ	息	エアーコンプレッサ	手動ポンプ



図 A.1 電波暗室の様子

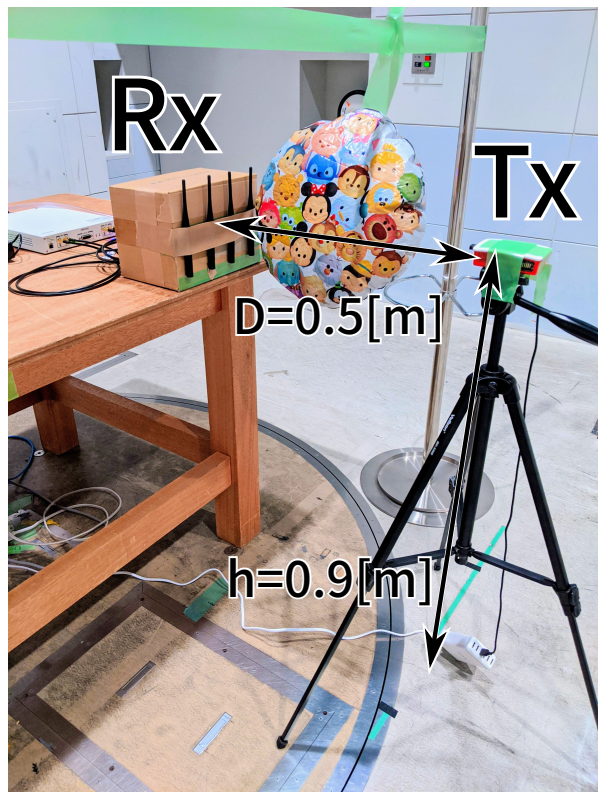


図 A.2 追加実験環境の様子

A.2 実験結果と考察

実験結果を図 A.3 から図 A.21 に示す。受信信号を見ると電波無響室で実験を行っていることからノイズが少ない。図 A.3 を見ると、呼吸数を 5 bpm 刻みで振動数の測定ができることがわかる。

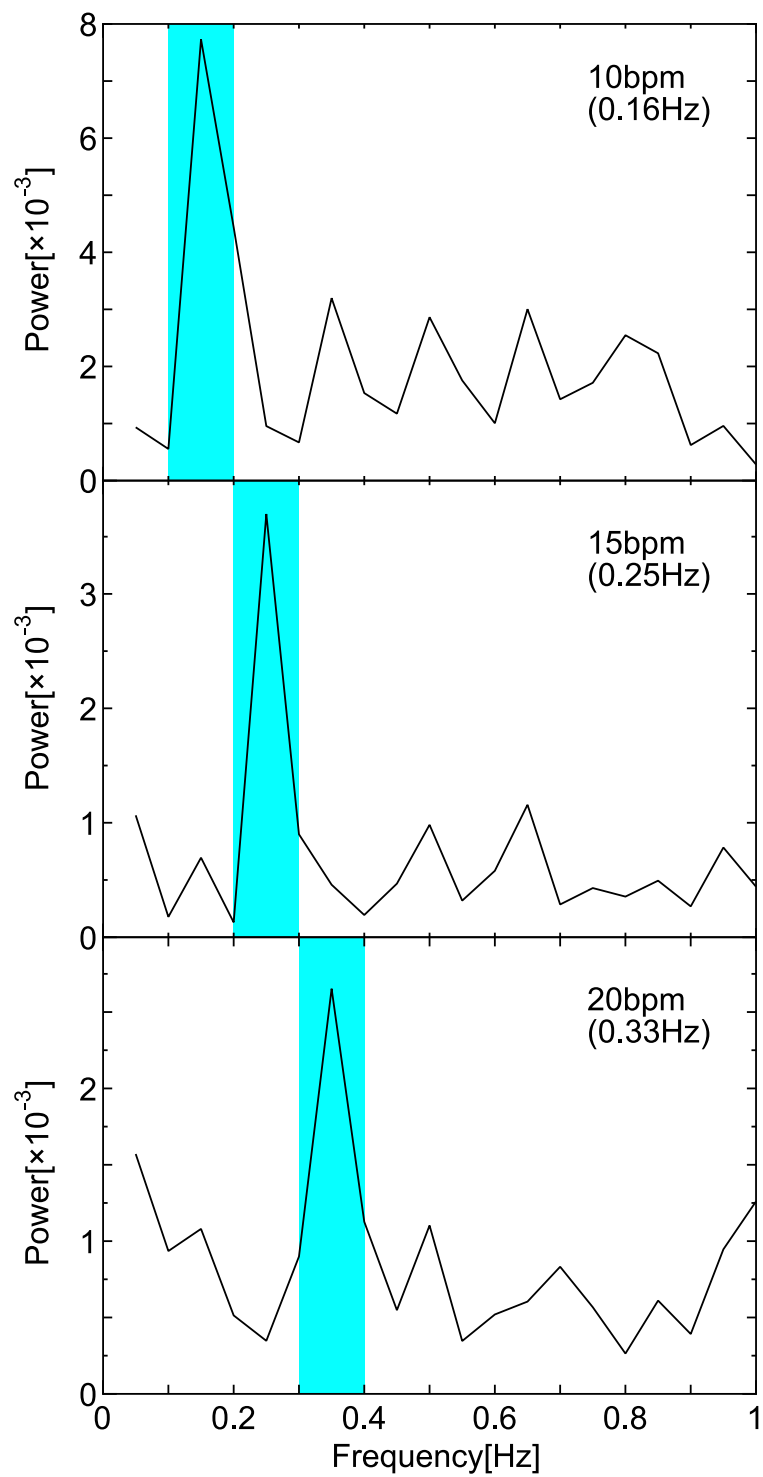


図 A.3 [追加実験 1] アルミバルーンを振動させた場合 (実験 A) の周波数スペクトラム解析結果. 上段: 10 bpm(breaths per minutes), 中段: 15 bpm, 下段: 20 bpm.

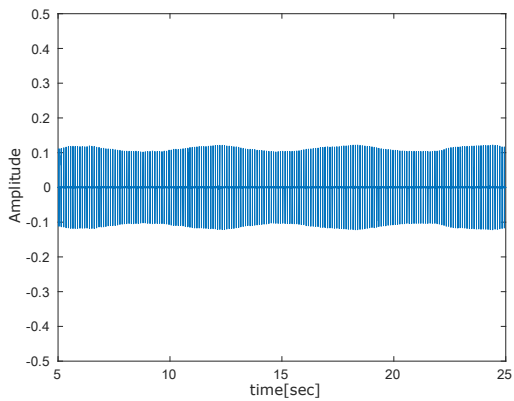


図 A.4 [追加実験 1-10bpm] 受信信号

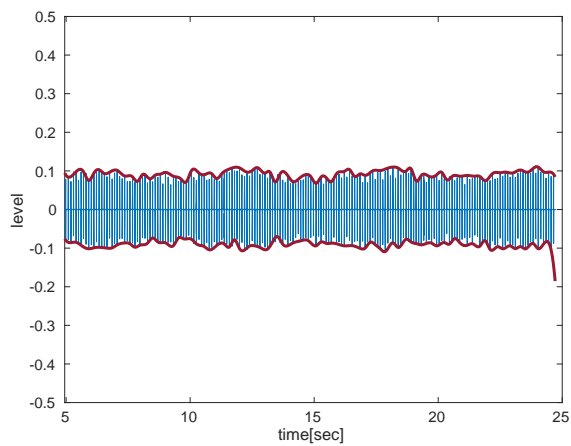


図 A.5 [追加実験 1-10bpm] ノイズ除去した信号とその包絡線

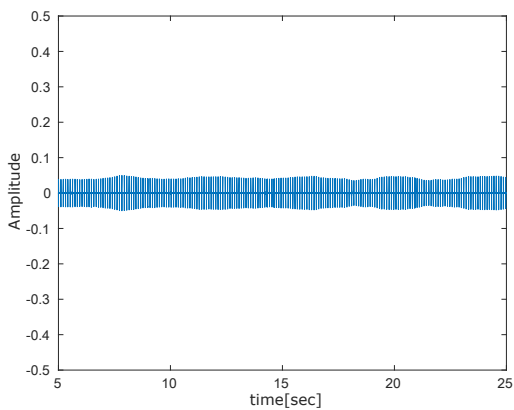


図 A.6 [追加実験 1-15bpm] 受信信号

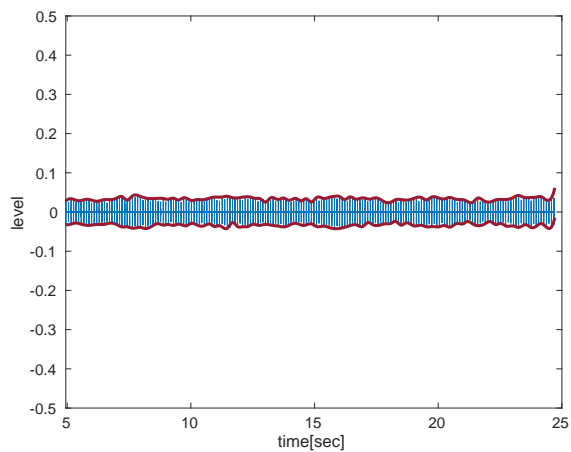


図 A.7 [追加実験 1-15bpm] ノイズ除去した信号とその包絡線

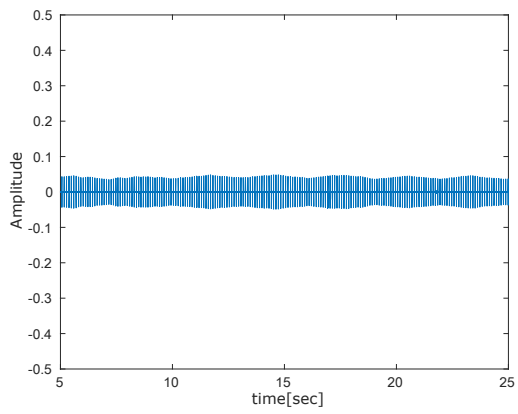


図 A.8 [追加実験 1-20bpm] 受信信号

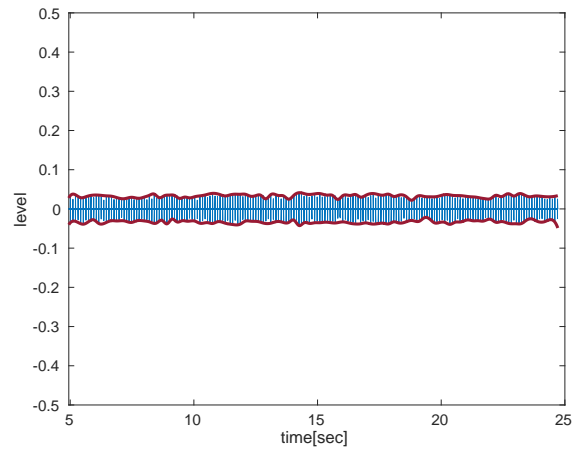


図 A.9 [追加実験 1-20bpm] ノイズ除去した信号とその包絡線

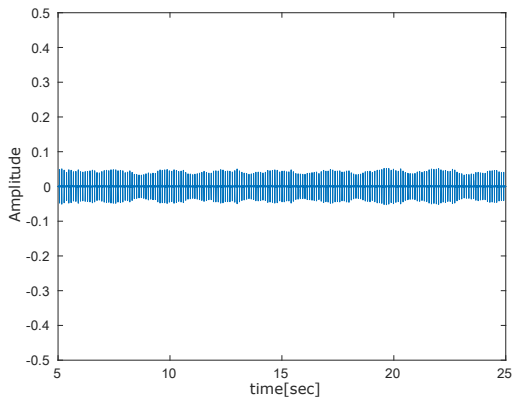


図 A.10 [追加実験 2-25bpm] 受信信号

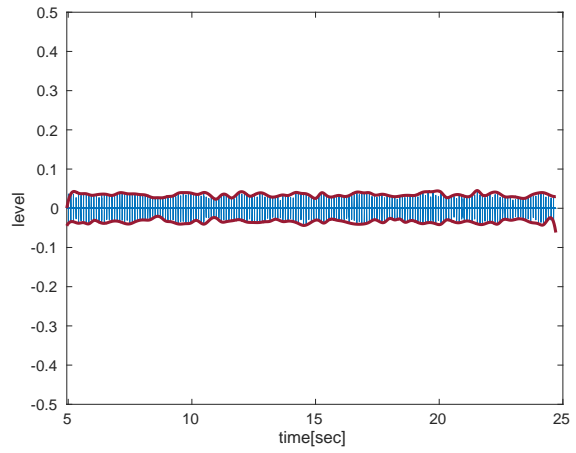


図 A.11 [追加実験 2-25bpm] ノイズ除去した信号とその包絡線

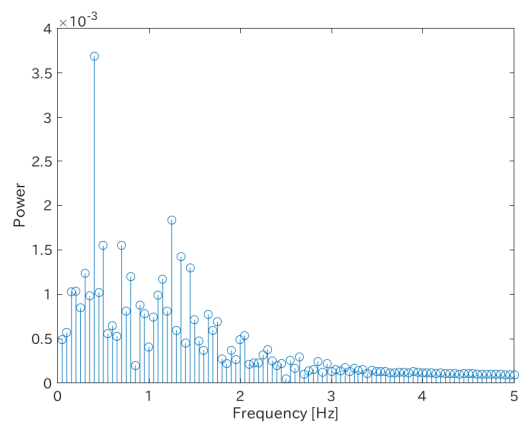


図 A.12 [追加実験 2-25bpm] 包絡線の周波数スペクトラム

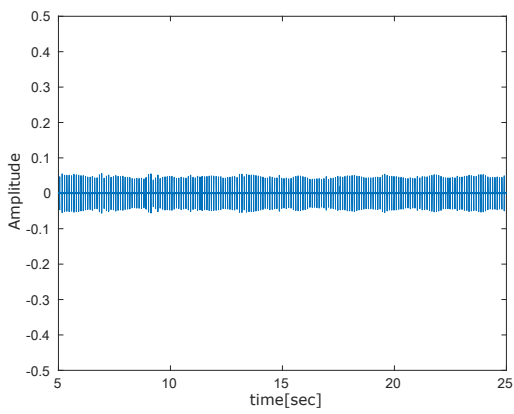


図 A.13 [追加実験 2-30bpm] 受信信号

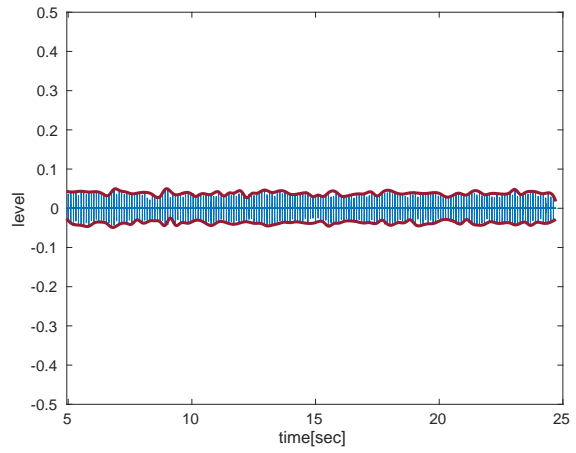


図 A.14 [追加実験 2-30bpm] ノイズ除去した信号とその包絡線

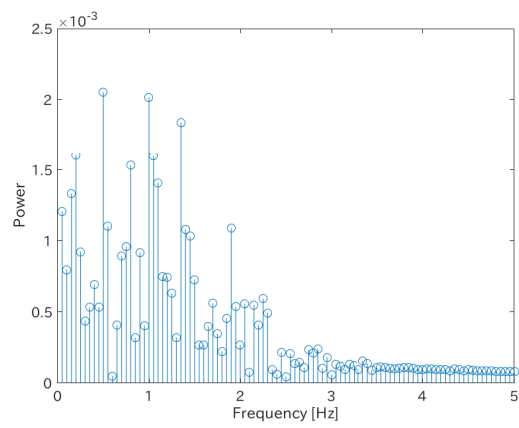


図 A.15 [追加実験 2-30bpm] 包絡線の周波数スペクトラム

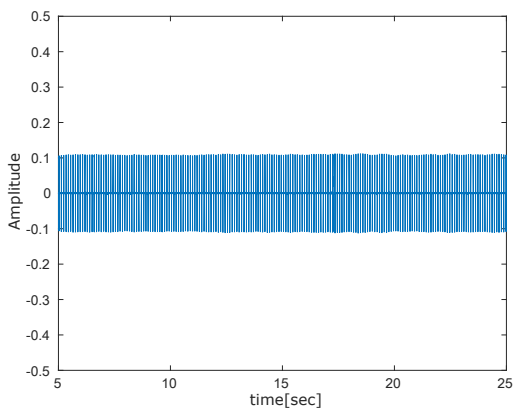


図 A.16 [追加実験 3-60bpm] 受信信号

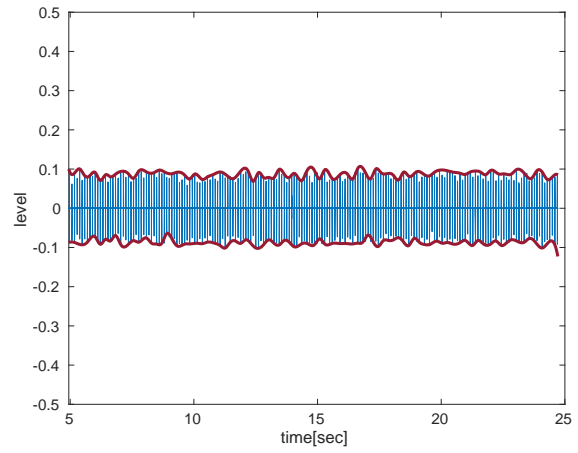


図 A.17 [追加実験 3-60bpm] ノイズ除去した信号とその包絡線

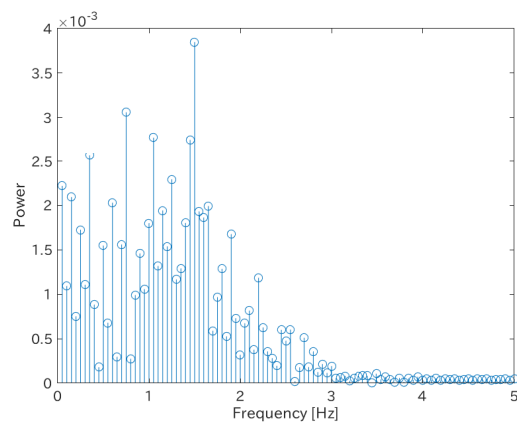


図 A.18 [追加実験 3-60bpm] 包絡線の周波数スペクトラム

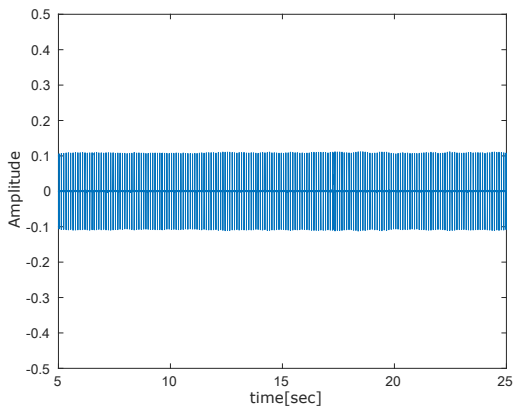


図 A.19 [追加実験 3-70bpm] 受信信号

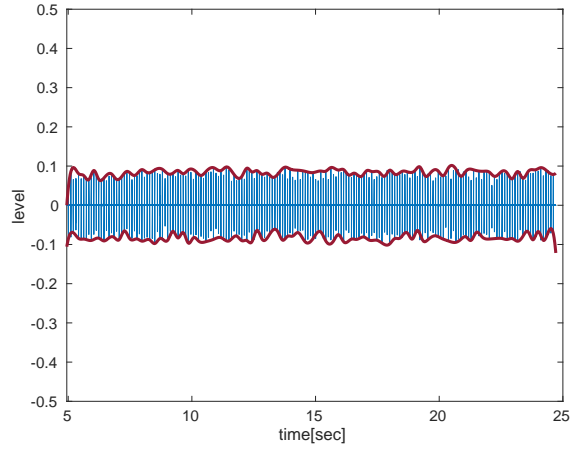


図 A.20 [追加実験 3-70bpm] ノイズ除去した信号とその包絡線

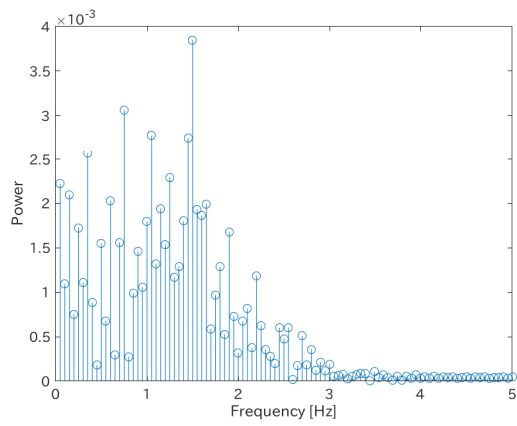


図 A.21 [追加実験 3-70bpm] 包絡線の周波数スペクトラム

B 実験で使用したソースコード群

B.1 USRP X310 の起動スクリプト

USRP X310 はイーサネットに信号データを流すため Maximum Transmission Unit (MTU) を明示的に変更しておかなければならない。変更せずに GRC を実行すると警告メッセージが表示される。そのため、USRP 起動後に次に示すシェルスクリプトを実行してから GRC を実行する。

```
$ ./setupUSRP-X310.sh
```

```
sendBLE/blecom.py
1  #!/bin/sh
2
3  sudo sysctl -w net.core.rmem_max=500000000
4  sudo sysctl -w net.core.wmem_max=500000000
5
6  # 10G MTU
7  sudo ifconfig enp23s0f0 mtu 9000
8  # sudo ifconfig enp23s0f1 mtu 9000
9
10 # 1G MTU
11 sudo ifconfig enp2s0 mtu 1500
12
13 uhd_usrp_probe
14 uhd_find_devices
```

B.2 USRP N210 の起動スクリプト

USRP N210 単体で動作させる際には、10GigE を設定しなくてもよいので次のスクリプトになる。

```
sendBLE/blecom.py
1  #!/bin/sh
2
3  sudo sysctl -w net.core.wmem_max=25000000
4  sudo sysctl -w net.core.rmem_max=500000000
5  uhd_usrp_probe
```

B.3 送信スクリプトを簡易に呼び出すための Python スクリプト

使用例：37 チャンネルのみアドバタイジング有効

```
$ ./sendBLE/blecom.py run37
```

```

sendBLE/blecom.py
1  #!/usr/bin/env python3
2
3  import sys
4  import subprocess
5  import shlex
6
7  def cmdrun(cmd):
8      token = shlex.split(cmd)
9      try:
10         res = subprocess.run(token,
11             ↪ stdout=subprocess.PIPE,stderr=subprocess.STDOUT)
12         sys.stdout.buffer.write(res.stdout)
13     except subprocess.CalledProcessError as e:
14         print(f"returncode:{e.returncode}, output:{e.output}")
15
16 # https://users.atmark-techno.com/blog/1913/2500
17 def run0_cmd():
18     cmd01 = 'sudo hciconfig hci0'
19     cmd02= 'sudo hciconfig hci0 up'
20     # hcitool cmd <ogf> <ocf> [parameters]
21     # <ogf>が 0x08 は, 7.8LE CoNTROLLER CoMMANDS
22     # <ocf>が 0x000a は 7.8.9 LE Set Advertise Enable Command
23     cmd1 = 'sudo hcitool -i hci0 cmd 0x08 0x000a 00'
24     # <ocf>が 0x0006 は 7.8.5 LE Set Advertising Parameters Command
25     # Advertising_Interval_Min    00 08
26     # Advertising_Interval_Max    00 08
27     # Advertising_Type              03
28     # Own_Address_Type              00
29     # Peer_Address_Type             00
30     # Peer_Address                  00 00 00 00 00 00
31     # Advertising_Channel_Map       07
32     # Advertising_Filter_Policy     00
33     cmd2 = 'sudo hcitool -i hci0 cmd 0x08 0x0006 00 08 00 08 03 00 00 00 00 00 00
34     ↪ 00 00 07 00'

```

```

33 # <ocf>が 0x0008 は 7.8.7 LE Set Advertising Data Command
34 cmd3 = 'sudo hcitool -i hci0 cmd 0x08 0x0008 1E 02 01 1A 1A FF 4C 00 02 15 FB
↳ 0B 57 A2 82 28 44 CD 91 3A 94 A1 22 BA 12 06 00 01 00 02 00 00'
35 # <ocf>が 0x000a は 7.8.9 LE Set Advertise Enable Command
36 cmd4 = 'sudo hcitool -i hci0 cmd 0x08 0x000a 01'
37 cmdrun(cmd01)
38 cmdrun(cmd02)
39 cmdrun(cmd1)
40 cmdrun(cmd2)
41 cmdrun(cmd3)
42 cmdrun(cmd4)
43
44 def run37_cmd():
45 # 37ch only
46 cmd01 = 'sudo hciconfig hci0'
47 cmd02= 'sudo hciconfig hci0 up'
48 cmd1 = 'sudo hcitool -i hci0 cmd 0x08 0x000a 00'
49 cmd2 = 'sudo hcitool -i hci0 cmd 0x08 0x0006 a0 00 a0 00 03 00 00 00 00 00 00
↳ 00 00 01 00'
50 #cmd3 = 'sudo hcitool -i hci0 cmd 0x08 0x0008 1F 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00
↳ 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00'
51 cmd3 = 'sudo hcitool -i hci0 cmd 0x08 0x0008 1F FF FF FF FF FF FF FF FF FF FF
↳ FF FF FF FF FF FF FF FF FF FF FF FF FF FF FF FF FF FF FF FF FF'
52 cmd4 = 'sudo hcitool -i hci0 cmd 0x08 0x000a 01'
53
54 # 7.3.62 20dBm
55 #cmd99 = 'sudo hcitool -i hci0 cmd 0x03 0x0059 14'
56 cmdrun(cmd01)
57 cmdrun(cmd02)
58 cmdrun(cmd1)
59 cmdrun(cmd2)
60 cmdrun(cmd3)
61 cmdrun(cmd4)
62
63 def run38_cmd():
64 # 38ch only
65 cmd01 = 'sudo hciconfig hci0'
66 cmd02= 'sudo hciconfig hci0 up'
67 cmd1 = 'sudo hcitool -i hci0 cmd 0x08 0x000a 00'
68 cmd2 = 'sudo hcitool -i hci0 cmd 0x08 0x0006 a0 00 a0 00 03 00 00 00 00 00 00
↳ 00 00 01 00'
69 cmd3 = 'sudo hcitool -i hci0 cmd 0x08 0x0008 1F FF FF FF FF FF FF FF FF FF FF
↳ FF FF FF FF FF FF FF FF FF FF FF FF FF FF FF FF FF FF FF FF FF'
70 cmd4 = 'sudo hcitool -i hci0 cmd 0x08 0x000a 01'
71 cmdrun(cmd01)
72 cmdrun(cmd02)

```

```

73     cmdrun(cmd1)
74     cmdrun(cmd2)
75     cmdrun(cmd3)
76     cmdrun(cmd4)
77
78     def run39_cmd():
79         # 39ch only
80         cmd01 = 'sudo hciconfig hci0'
81         cmd02 = 'sudo hciconfig hci0 up'
82         cmd1 = 'sudo hcitool -i hci0 cmd 0x08 0x000a 00'
83         cmd2 = 'sudo hcitool -i hci0 cmd 0x08 0x0006 a0 00 a0 00 03 00 00 00 00 00 00 00
↪ 00 00 01 00'
84         cmd3 = 'sudo hcitool -i hci0 cmd 0x08 0x0008 1F FF FF FF FF FF FF FF FF FF FF FF
↪ FF FF FF FF FF FF FF FF FF FF FF FF FF FF FF FF FF FF FF FF FF FF'
85         cmd4 = 'sudo hcitool -i hci0 cmd 0x08 0x000a 01'
86         cmdrun(cmd01)
87         cmdrun(cmd02)
88         cmdrun(cmd1)
89         cmdrun(cmd2)
90         cmdrun(cmd3)
91         cmdrun(cmd4)
92
93     def status_cmd():
94         cmd = 'hciconfig -a'
95         cmdrun(cmd)
96
97     def on_cmd():
98         cmd = 'sudo hcitool -i hci0 cmd 0x08 0x000a 01'
99         cmdrun(cmd)
100
101     def off_cmd():
102         cmd = 'sudo hcitool -i hci0 cmd 0x08 0x000a 00'
103         cmdrun(cmd)
104
105     def help():
106         print("使えるコマンドは status / on / off / run / run37 / run38 / run39 /
↪ help.")
107
108     if __name__ == '__main__':
109         if 2 <= len(sys.argv):
110             if sys.argv[1]=="status":
111                 status_cmd()
112
113             elif sys.argv[1]=="run":
114                 run0_cmd()
115

```

```

116     elif sys.argv[1]=="run37":
117         run37_cmd()
118
119     elif sys.argv[1]=="run38":
120         run38_cmd()
121
122     elif sys.argv[1]=="run39":
123         run39_cmd()
124
125     elif sys.argv[1]=="on":
126         on_cmd()
127
128     elif sys.argv[1]=="off":
129         off_cmd()
130
131     elif sys.argv[1]=="help":
132         help()
133
134     else:
135         print('Argument is not resistered')
136         help()
137
138 else:
139     help()

```

B.4 受信信号を解析しグラフを作成する MATLAB スクリプト

```

----- mtlbSources/singleanalyze.m -----
1 clear
2 close all
3 disp('Data');
4 % ファイルダイアログ表示
5 [fname, dpath] = uigetfile({'*.dat', 'dat ファイル (*.dat)';
6     '*.*', 'すべてのファイル (*.*)'}...
7     , 'ファイルの選択');
8 fullname = fullfile(dpath, fname); % フルパス名を得る
9 [~,~,~]=fileparts(fullname);
10 fp = fopen(fullname, 'r'); % 読み取り専用で開く
11 dataRow = fread(fp, 1000000000, 'single'); % ファイルを十分な大きさ数値データを読み込む
    ⇨ (Inf にすれば終端まで)
12 fclose('all'); % ファイルを全部閉じる
13 disp(fullname); % パスとファイル名をコンソールに表示

```

```

14
15 Fs=4e6;          % Sampling Freq
16 BLEinterval=1/(0.1e-3); %BLEbleacon interval
17 downrate=2;     % Down Sample rate
18
19 % time cut
20 % 開始 5 秒後から 20 秒間取り出す。(25 秒まで)
21 % 25 秒以下の場合は全体を
22 timeStart = 5;
23 timeEnd = 25;
24 if length(dataRow) < Fs*timeEnd
25     timeStart = 0;
26     timeEnd = (length(dataRow)-1)/Fs;
27     dataCut = dataRow( (Fs*timeStart)+1 : (Fs*timeEnd)+1 );
28 else
29     dataCut = dataRow( Fs*timeStart : Fs*timeEnd );
30 end
31 clear dataRow dpath fname fullname
32 gridX = (timeStart : 1/Fs : timeEnd);
33
34 % row data show
35 figure
36 plot(gridX,dataCut)
37 xlabel('time[sec]')
38 ylabel('Amplitude')
39 ylim([-0.5 0.5])
40 % print(gcf, '-dpdf','-r320','rx.pdf')
41
42 % fft calc
43 Y = fft(dataCut);
44 L = length(dataCut);
45 % 両側スペクトラム P2 を計算
46 P2 = abs(Y/L);
47 % P2, 偶数の信号長 L に基づき片側スペクトラム P1 を算出
48 P1 = P2(1:L/2+1);
49 P1(2:end-1) = 2*P1(2:end-1);
50 f = Fs*(0:(L/2))/L;
51 %show
52 figure
53 stem(f,P1)
54 xlabel('Frequency [Hz]')
55 ylabel('Power')
56 xlim([0 5])
57 % print(gcf, '-dpdf','-r320','rxFFT.pdf')
58
59 % Hampel Filter & db4 Wavelet Filter

```

```

60 hampelk = 6;
61 dataR=modwt(hampel(decimate(dataCut,downrate),hampelk),'db4');
62 figure
63 plot(decimate(gridX,downrate),dataR(1,:));
64 wl =round(Fs / downrate / hampelk); % 包絡線
65 % 包絡線描画
66 [up,lo] = envelope(dataR(1,:),wl,'peak');
67 hold on
68 plot_param = {'Color',[0.6 0.1 0.2],'Linewidth',2};
69 plot(decimate(gridX,downrate),up,plot_param{:})
70 plot(decimate(gridX,downrate),lo,plot_param{:})
71 xlabel('time[sec]')
72 ylabel('level')
73 ylim([-0.5 0.5])
74 hold off
75 % print(gcf, '-dpdf','-r320','wavelet.pdf')
76
77 % 包絡線 FFT
78 Y = fft(up);
79 L = length(up);
80 P2 = abs(Y/L);
81 P1 = P2(1:L/2+1);
82 P1(2:end-1) = 2*P1(2:end-1);
83 f = Fs/downrate*(0:(L/2))/L;
84 % show
85 figure
86 stem(f,P1)
87 xlabel('Frequency [Hz]')
88 ylabel('Power')
89 xlim([0 5])
90 % print(gcf, '-dpdf','-r320','waveletFFT.pdf')

```

C GNU Radio の導入

GNU Radio のインストール方法は GNU Radio の GitHub ページに詳細が書かれている。そこで紹介されている GNU Radio のバージョン管理システム PyBOMBS (Python Build Overlay Managed Bundle System)^{*1}を使う方法が便利である。実験で使っている TiwnRx 用の受信モジュールは、文献 [51] の gr-doa で操作確認後に流用したものである

^{*1} <https://github.com/gnuradio/pybombs>

が、この環境を構築する際にも PyBOMS で事前に環境をダウンロードしておけば source コマンドを叩くだけで済むため便利である。

また、本実験環境では GNU Radio 3.7.13.5 を利用しているが、2019 年 8 月に 6 年ぶりのメジャーアップデートがあり 3.8.0.0 が利用できるようになっている。複数の環境を 1 つのマシンで利用する際にも便利である。本研究では 3.8.0.0 をインストールしたものの gnuradio-companion が disable components だったため使用していない。

D BLE ドングルによる送信出力の差

図 D.22 は、実験で使ったバッファロー製 USB ドングル BSBT4D100 [50] で実験 2 の構成で受信した波形である。同様に、図 D.23 はサンワサプライ製 USB ドングル MM-BTUD46*2、図 D.24 はバッファロー製 USB ドングル BSBT4D09BK6*3、図 D.25 はエレコム製 USB ドングル LBT-UAN05C2-N*4である。図 D.22 と図 D.23 は Class1、図 D.24 と図 D.25 は Class2 である。

同じ Class1 でも出力の差が発生していることに気づき、最も出力が大きいバッファロー製 BSBT4D100 を使って実験した。

*2 MM-BTUD46|サンワサプライ株式会社 <https://www.sanwa.co.jp/product/syohin.asp?code=MM-BTUD46>

*3 BSBT4D09BK | バッファロー <https://www.buffalo.jp/product/detail/bsbt4d09bk.html>

*4 LBT-UAN05C2/N|ELECOM CO.,LTD. <https://www.elecom.co.jp/products/LBT-UAN05C2N.html>

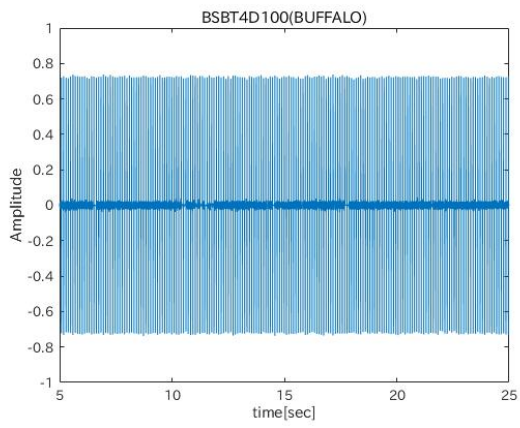


図 D.22 BSBT4D100(BUFFALO) の受信波形

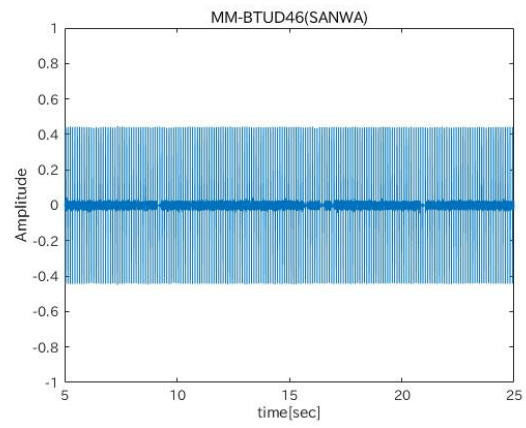


図 D.23 MM-BTUD46(SANWA) の受信波形

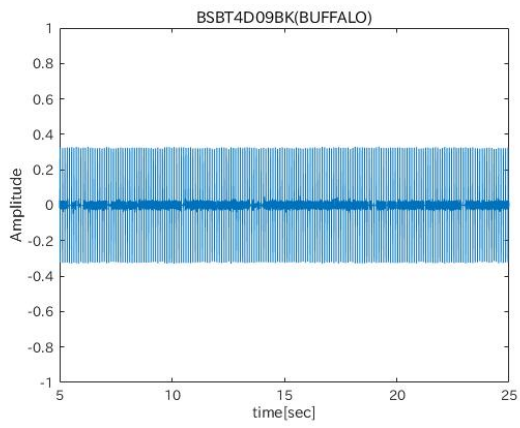


図 D.24 BSBT4D09BK(BUFFALO) の受信波形

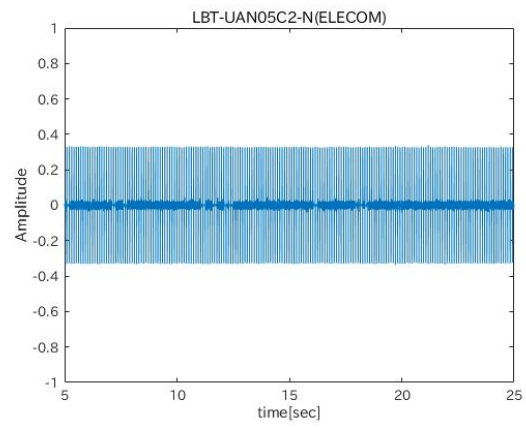


図 D.25 LBT-UAN05C2-N(ELECOM) の受信波形