

Bluetooth Low Energy の反射電波を用いた 家庭内での生体情報取得

福島 開人^{1,†1,a)} 湯村 翼^{2,1,b)} リム 勇仁^{1,c)} 丹 康雄^{1,2,d)}

概要: 少子高齢化の進展により、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っており、少ない介護者で効率的に高齢者を見守る方法が注目されている。そこで、無線電波によるデバイスフリーで呼吸数および心拍数を推定する研究がされており、種々の電波方式が検討されている。例えば、専用無線機器を用いた FMCW や汎用無線の Wi-Fi を用いる方法が挙げられる。しかし、これらの方法には機器が社会に広く普及していない点や消費電力が大きい点で、家庭内での利用に不向きという問題がある。本稿では、汎用無線標準である Bluetooth Low Energy のアダプタイズ機能を用いて家庭内にいる居住者の呼吸数および心拍数の取得の可能性について検討する。実験では、人の呼吸数および心拍数に相当する振動をアルミバルーンを用いて再現し、送信電波がフレネルゾーンにより干渉することで生じる受信強度の変化から振動が取得できるかを確認した。呼吸数の 10 bpm, 15 bpm, 20 bpm において、想定した周波数に反応が出ている結果を得た。このことから、BLE 電波を用いて生体情報の実現が取得が可能であると結論付けた。今後の展望として、本実験では利用しなかった送信パケットのデータ部に送信機の位置を格納し、マルチアンテナ構成を実現することでより高精度な測定の実現を見込む。また、家庭内での位置情報を利用する研究と組み合わせることで居住者一人ひとりを識別し、個人に合わせた提案を行う社会的に影響の大きな技術となり得る。

Biological Information Acquisition at Home using Reflected Radio Waves of Bluetooth Low Energy

1. はじめに

少子高齢化の進展により、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っており、少ない介護者で効率的に高齢者を見守る方法が注目されている。家庭内のネットワーク環境に目を向けると、Internet of Things (IoT) の普及により一般的な家庭でも無線環境が整備されている。そこで、無線電波を用いた生体情報取得手法が研究されており、デバイスを身に

着けることなく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。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。

本稿では、消費電力や普及率で優位な 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。

2. 関連研究

本稿では、家庭内で用いる生体情報取得手法を対象とする。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、生体情報取得手法は接触・超近距離型、非接触型に分類でき、接触型および超近接型の具体例と

¹ 北陸先端科学技術大学院大学
JAIST

² 情報通信研究機構
NICT

^{†1} 現在、株式会社日立製作所 研究開発グループ
Presently with Hitachi, Ltd. Research & Development Group.

a) fukushima@jaist.ac.jp

b) yumu@nict.go.jp

c) ylim@jaist.ac.jp

d) ytan@jaist.ac.jp

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) といった無線通信規格が挙げられる。表 1 にそれぞれの生体情報取得手法を比較した表を示す。非接触型手法についてさらに詳しく紹介する。

2.1 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ればデバイスを身につけずに生体信号を取得できる。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 [1], 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 [2]。

文献 [1] では、Frequency Modulated Carrier Waves (FMCW) 無線を利用し 2.5 ミリ秒で 5.64–7.25GHz 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 8m, 石膏ボードの 2 重壁を通したところの直線距離で 4m 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。

2.2 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 [3], [4]。Wi-Fi 内では人の位置のモニタリング [5] 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 [6] 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 [7]。

文献 [3] では、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 [8] を用いて呼吸数および心拍数を推定している。周波数帯は 802.11 a/g の 2.4 GHz と 5 GHz を使用する。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

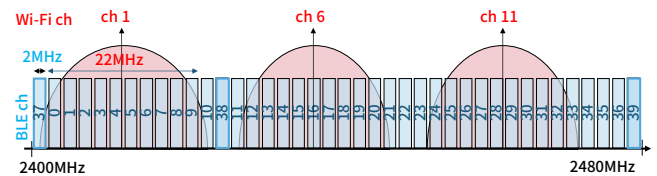


図 1 Wi-Fi と BLE の利用周波数
Fig. 1 Wi-Fi 1,6,11 channels and BLE.

り、消費電力も大きい。測定精度は最小推定誤差 0.15 bpm 程度、全測定ケースで測定誤差が 0.5 bpm 未満の測定データが 80% 程度であるため測定精度は低いとした。汎用品を利用するため、コストは低い。

3. Bluetooth Low Energy の利用

本稿では、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 を用いた屋内位置即位の研究 [11] がある。文献 [11] 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 0.86m で取得したものである。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 1 のように周波数チャ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る。Wi-Fi は 1 Ch 当たり 22 MHz であり、BLE は 1 Ch 当たり 2 MHz と狭いほか、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うが、BLE では AFH (Adaptive Frequency Hopping) 方式による時間領域での多重化を行う。

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 を本稿での対象とする。

3.1 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する。

- 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する点
- 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 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

表 1 生体情報取得手法の比較

Table 1 Comparison of biometric information acquisition methods.

	接触・超近距離型		非接触型		
	緑色 LED[9]	パッシブ型 RFID[10]	専用無線 [1]	Wi-Fi[3]	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

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 [12]。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。

3.2 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 を利用する点

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。

4. 原理

提案手法の核となる原理であるフレネルゾーンとウェーブレット変換について説明する。

4.1 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 2)。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。

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が描け、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 $\lambda/2$, $2\lambda/2$, $3\lambda/2$... 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 [13]。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。見通しの確保にはフレネルゾーンの把握が大切となる。図 3 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 (1) 式で表される。

$$R_n = \sqrt{\frac{n\lambda d_1 d_2}{d_1 + d_2}} \quad (1)$$

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れば効果的に伝送路へ変化を伝えることができる。

4.2 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リング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 (2) 式で表される [14]。

$$(W_\psi f)(b, a) = \int_{-\infty}^{\infty} \frac{1}{\sqrt{|a|}} \overline{\psi\left(\frac{x-b}{a}\right)} f(x) dx \quad (2)$$

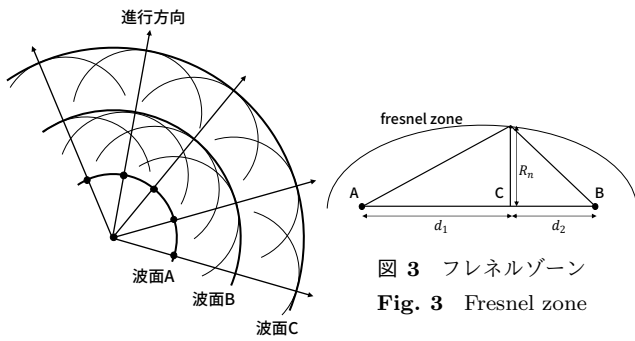


図 2 ホイヘンズの原理

Fig. 2 Huygens principle.

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 $N\psi$ があり、 N とともに滑らかさが増大する [14]。

バタワ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の利用が提案されている [15]。

5. 提案手法

対象とする生体情報である呼吸は毎分 12-20 回、心拍は毎分 55-75 拍の周期で変化する。BLE でこれらの周期振動を推定するには、伝送路の細かな状態変化を捉える必要がある。そこで、フレネルゾーンという最も電波伝搬に影響のある領域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図 5 に示す処理を行う。処理ではまず、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 4 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

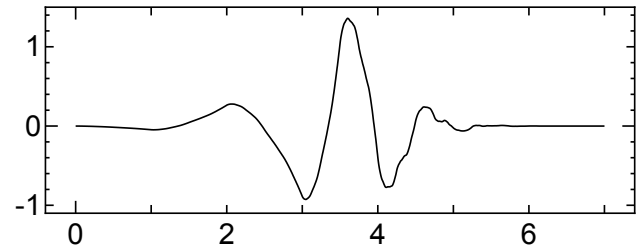


図 4 db4 マザーウェーブレット

Fig. 4 Daubechies 4 mother wavelet

を多重解像度解析を算出する。そして、BLE が影響す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。

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ウィープする操作は効果的ではないため、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する。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する。

提案手法では、BLE 送信機と 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 6 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 [16] を接続した Raspberry Pi 3 Model B [17] を使用し、受信機は SDR 環境である USRP X310, TwinRx [18] と GNU Radio [19] 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、

$$R_n = \sqrt{\frac{n\lambda d_1 d_2}{d_1 + d_2}} \quad (3)$$

$$= \sqrt{\frac{1 \times 0.1249 \times (\frac{0.5}{2})^2}{0.5}} \quad (4)$$

$$= 0.125 \text{ [m]} \quad (5)$$

となる。

6. 実験

6.1 BlueZ を用いた送信環境

送信用環境には 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、Bluetooth ドングルを 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。設定内容を表 2 に示す。送信間隔は仕様上は、20 msec まで高頻度に

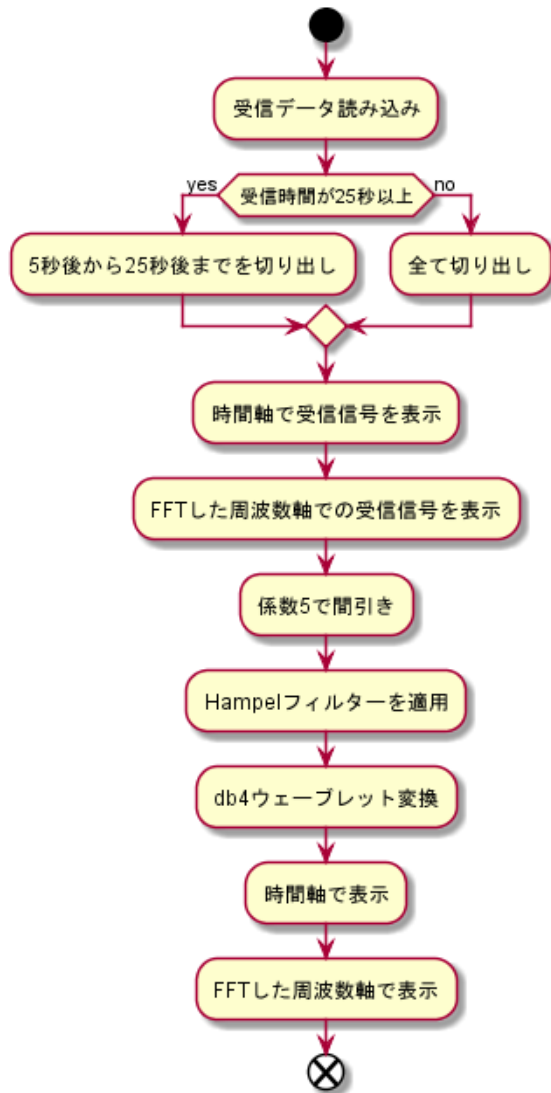


図 5 復調信号の処理の流れ
Fig. 5 Processing flow of demodulated signal

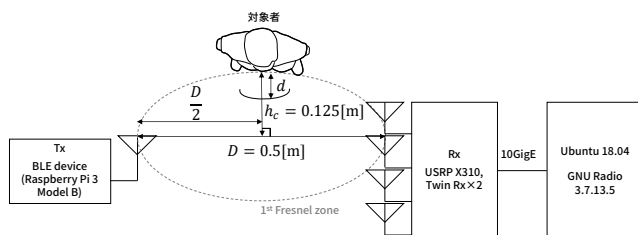


図 6 実験装置の構成
Fig. 6 Experiment setup.

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。周波数幅は、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、本稿では 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するチャンネル 1 チャンネル分の 37 チャンネル、2 MHz とした。ま

表 2 送信条件

Table 2 Tx conditions.

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 3 PC のスペック

Table 3 PC spec

項目	仕様
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

た、1 次変調に起因する周波数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。

6.2 ソフトウェア無線を用いた受信環境

受信環境としてソフトウェア上でベースバンド信号処理を記述できる SDR を利用する。ハードウェアには、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 枚搭載した装置を利用する。USRP に接続する PC のスペックを表 3 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 での動作となる。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。

ソフトウェアには、SDR 用オープンソースソフトウェア GNU Radio を用いて構築する。GNU Radio には GNU Radio Companion と呼ばれるベースバンド信号をフローグラフで構築できるツールがされており、実験には図 7 の GRC フローグラフを用いており、この受信条件を表 4 に示す。

6.3 実験環境と実験対象物

呼吸測定には表 5 実験 A および図 8(A) に示す環境で、心拍測定には表 5 実験 B および図 8(B) に示す反射の多い

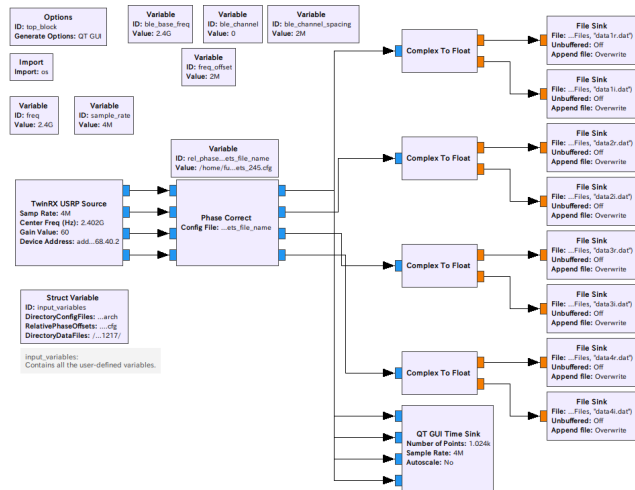


図 7 受信データを復調する GRC フローグラフ

Fig. 7 GRC flow graph for demodulating received data

表 4 受信条件

Table 4 Rx conditions

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

表 5 2つの実験条件

Table 5 Two experimental conditions.

	実験 A	実験 B
測定対象とする生体データ	呼吸数	心拍数
計測振動数 [bpm]	10,15,20	70
計測環境	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	手動ポンプ

一般的な屋内環境で実験を行う。

測定対象物は対象を単純化するためにアルミバルーンを一定周期で膨張収縮させる。実験で使用したアルミバルーンは図 8(C) に示す直径 0.43 m のものを利用し、呼吸測定時には電動エアコンプレッサを、心拍測定時には手動ポンプを使い空気の充填を行う。

7. 実験結果

呼吸測定時の実験結果を図 9 に示す。ここで、10 bpm (breaths per minutes) は 0.16 Hz, 15 bpm は 0.25 Hz, 20 bpm は 0.33 Hz に相当する。心拍測定時の実験結果を図 10 に示す。ここで、70 bpm (beats per minute) は 1.16 Hz に相当する。実験結果は 0.05 Hz 刻みでの解析となる。そのため、10 bpm は 0.15 Hz, 20 bpm は 0.35 Hz の部分に反応が出ていることがわかる。70 bpm に関しては予想される 1.15 Hz の箇所ではなく 1 Hz の部分に反応がある。

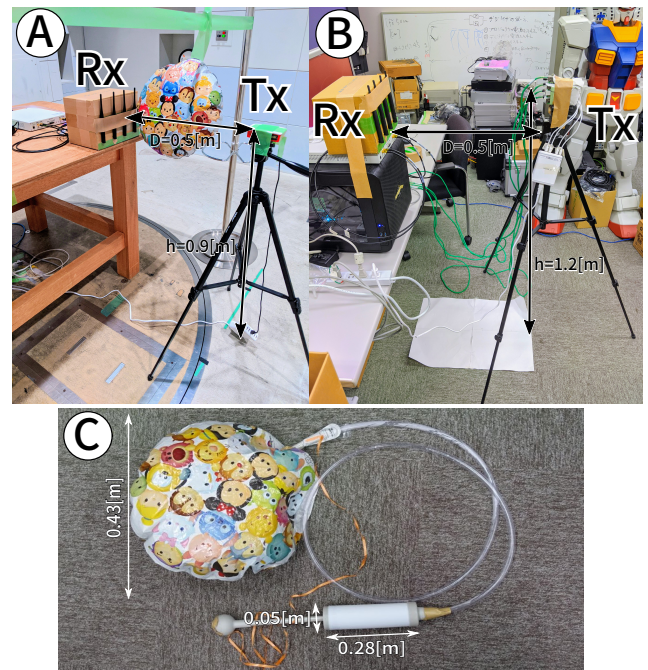


図 8 実験環境と実験対象物。(A) 呼吸測定時の環境。(B) 心拍測定時の環境。(C) 使用したアルミバルーン。

Fig. 8 Experimental environment and experimental object. (A) Respiration rate measurement environment. (B) Heart rate measurement environment. (C) Aluminum balloon used.

8. 考察

8.1 呼吸数および心拍数の測定

呼吸数については、それぞれの振動数に対応する周波数に反応が出ており正しく測定ができたと考える。心拍数については、1.15 Hz ではなく 1 Hz 付近に反応が現れた原因として、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るため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り、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たことから、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の適用により測定できる可能性がある。

8.2 算出方法

Wi-Fi やレーダで使用される手法は時系列で連続である

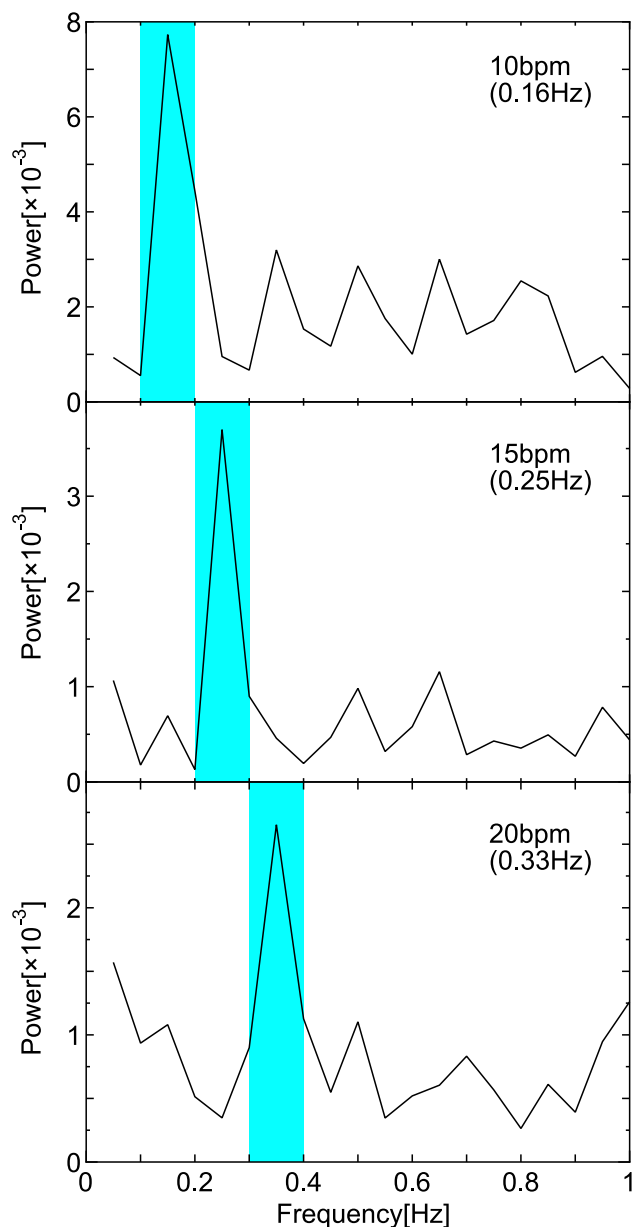


図 9 アルミバルーンを振動させた場合 (実験 A) の解析結果. 上段: 10 bpm(breaths per minutes), 中段: 15 bpm, 下段: 20 bpm.

Fig. 9 Analysis results when the aluminum balloon is vibrated (Experiment A). Top:10 bpm (breaths per minutes), Mid:15 bpm, Bottom:20 bpm.

ことが前提であるため、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。本稿では 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た。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が必要なく、電波伝送路に支配的な影響を及ぼす BLE の特性の取り出しに成功した。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

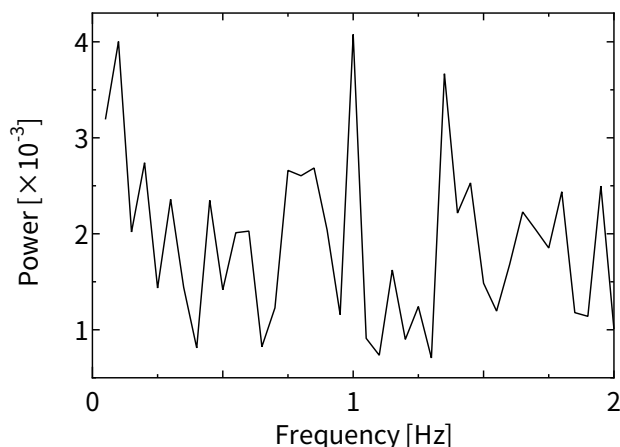


図 10 アルミバルーンを 70 bpm(beats per minute) で振動させた場合 (実験 B) の解析結果

Fig. 10 Analysis results when the aluminum balloon is vibrated at 70 bpm (beats per minute)(Experiment B).

に対して有効である。

9. 今後の展望

9.1 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 11 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、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、高齢者やこどもといった幅広い対象者の測定データを必要とする点に留意する。

9.2 他の無線技術への応用

今回の手法は、AFH を用いた BLE 特有の処理を含む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

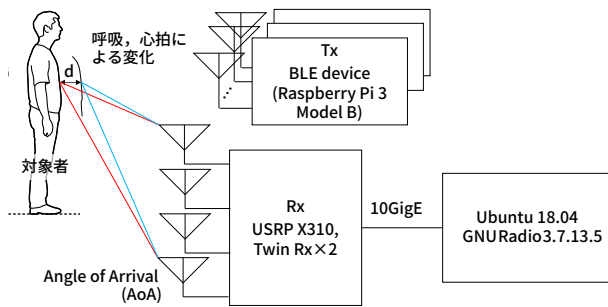


図 11 MIMO 構成での実装予想

Fig. 11 Implementation in MIMO configuration

ば、災害時の人命救助の一助となることが期待される。

9.3 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、提案手法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する。提案手法をさらに発展させ、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。

10. おわりに

本稿では、汎用無線標準である BLE を用いて家庭内での呼吸数および心拍数を取得する手法を提案した。提案手法は、BLE の利点である低消費電力で常時測定可能なアドバタイズ機能を利用する。提案手法の実現可能性を探るため、BLE 電波と疑似人体を用いた実験を行った。実験は、一般的な BLE 送信環境と無線プロトタイプ開発環境の SDR を利用して環境を構築して行った。実験では、アルミバルーンの膨張と収縮を繰り返すことで擬似的な生体情報を生成した。実験の結果、想定する呼吸数および心拍数を捉えることに成功した。提案手法が広く普及すれば、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、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。

参考文献

[1] Fadel Adib, Hongzi Mao, Zachary Kabelac, Dina Katabi, and Robert C. Miller. Smart Homes That Monitor Breathing and Heart Rate. In *Proceedings of the 33rd Annual ACM Conference on Human Factors in Computing Systems*, CHI '15, pp. 837–846, New York, NY, USA, 2015. ACM.

[2] 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. 入手先 <<https://www.mio-corp.co.jp/sensor>>. (参照 2019-03-06).

[3] Jian Liu, Yan Wang, Yingying Chen, Jie Yang, Xu Chen, and Jerry 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*, MobiHoc '15, pp. 267–276, New York, NY, USA, 2015. Association for Computing Machinery.

[4] Fusang Zhang, Daqing Zhang, Jie Xiong, Hao Wang, Kai Niu, Beihong Jin, and Yuxiang 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.

[5] Manikanta Kotaru, Kiran Joshi, Dinesh Bharadia, and Sachin Katti. SpotFi: Decimeter Level Localization Using WiFi. In *Proceedings of the 2015 ACM Conference on Special Interest Group on Data Communication*, SIGCOMM '15, pp. 269–282, New York, NY, USA, 2015. Association for Computing Machinery.

[6] Kazuya Ohara, Takuya Maekawa, and Yasuyuki 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.

[7] Origin Wireless, Inc. Wireless Artificial Intelligence — Origin Wireless AI. 入手先 <<https://www.originwirelessai.com>>. (参照 2020-01-08).

[8] Daniel Halperin, Wenjun Hu, Anmol Sheth, and David Wetherall. Tool Release: Gathering 802.11n Traces with Channel State Information. *ACM SIGCOMM CCR*, Vol. 41, No. 1, p. 53, Jan. 2011.

[9] Apple Watch. 入手先 <<https://www.apple.com/watch>>.

[10] 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)*, pp. 47–53, May 2017.

[11] Roshan Ayyalasomayajula, Deepak Vasisht, and Dinesh Bharadia. BLoc: CSI-Based Accurate Localization for BLE Tags. In *Proceedings of the 14th International Conference on Emerging Networking EXperiments and Technologies*, CoNEXT '18, pp. 126–138, New York, NY, USA, 2018. Association for Computing Machinery.

[12] Bluetooth SIG, Inc. 2019 Bluetooth Market Update. 入手先 <<https://www.bluetooth.com/bluetooth-resources/2019-bluetooth-market-update>>. (参照 2019-01-31).

[13] 三輪 進, 加来 信之. アンテナおよび電波伝搬. 理工学講座. 東京電機大学出版局, 1999.

[14] 榊原 進. ウェーブレットビギナーズガイド. 数理学. 東京電機大学出版局, 1995.

[15] 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.

[16] 株式会社バッファロー. BSBT4D100BK. 入手先 <<https://www.buffalo.jp/product/detail/bsbt4d100bk.html>>. (参照 2020-01-14).

[17] Raspberry Pi. 入手先 <<https://www.raspberrypi.org>>.

[18] Ettus Research. 入手先 <<https://www.ettus.com>>.

[19] GNU Radio. 入手先 <<https://www.gnuradio.org>>.