

# 圧電センサにより得られる生体信号の 特徴分析方式に関する一考察

上野 仁

第一工業大学 東京上野キャンパス 〒110-0005 東京都台東区上野 7-7-4

h.ueno@ueno.daiichi-koudai.ac.jp

## An Analysis for Characteristics of Biosignal Abstracted from Piezoelectric Sensor

Hitoshi Ueno

Tokyo-Ueno Campus, Daiichi Institute of Technology, 7-7-4, Ueno, Taito-ku, Tokyo, 110-0005  
h.ueno@ueno.daiichi-koudai.ac.jp

**Abstract:** We have developed a technology to detect biosignal of a person who sits down on the seat type piezoelectric sensor. This sensor detects vibration of the person's body surface and sends data to the computer, and a digital filter program extracts signal related breathing or heartbeat. We have noticed frequency spectrum of someone's heartbeat related signal does not consist of the basic frequency of the heartbeat and it consists of the higher harmonic frequency. Moreover, this higher harmonic is different depending on people. Moreover, each person has own higher harmonic. In this research, we show this frequency spectrum is different if compared with different person, and it is similar if it is compared to same person of different day. This means it is able to identify a certain degree the person who sits down on the sensor. It is possible to apply this technology to senior citizen watch system.

**Keywords:** Care Information Systems, Piezoelectric Sensors, Cardiac, Respiration, Biological Signal Processing

### 1. はじめに

高齢社会の進行に伴い、一人暮らしの高齢者数が大幅に増加し、一人暮らしの高齢者の孤独死が社会問題となっている。これに対するひとつの解決策として遠隔地の高齢者支援者から高齢者宅を監視可能とする見守り設備が種々提案されている。報告者はシート型の圧電センサを用いることにより非拘束で高齢者宅を監視する高齢者見守りシステムを開発している<sup>1)2)</sup>。この方式では非拘束のセンサを使用するので高齢者に違和感を生じないにも関わらず、異常が生じた場合には生体信号を取得可能であるという、他の方式には無い特長がある。

非拘束で一人暮らしの高齢者を見守るセンサの研究はこれまでも報告<sup>3)4)5)</sup>があるが、多数の被験者で有効性を確認するまでには至っていない。

本論文ではシート型圧電センサにより得られた信

号の周波数スペクトルが個人ごとに異なる周波数分布を示すことを明らかにする。この原理を利用することにより、高齢者宅に複数の居住者がいる場合においても、その信号から誰が倒れたのが判定可能となり見守りシステムがより有用となる。

### 2. シート型圧電センサによる生体信号抽出

#### 2.1. シート型圧電センサによる計測

本研究で使用するシート型圧電センサは、PVDF (Poly Vinylidene Di Fluoride) を使用した外形寸法 30cm×30cm のセンサである。このセンサを椅子の上に置き、その上に被験者を座らせる。一人あたり3分間計測し、圧電センサにより得られた振動波形データを分析用PCに取得する。(図1)

分析用PCではこの振動信号をそれぞれ異なる周波数フィルタに通すことにより、呼吸周期波形と心

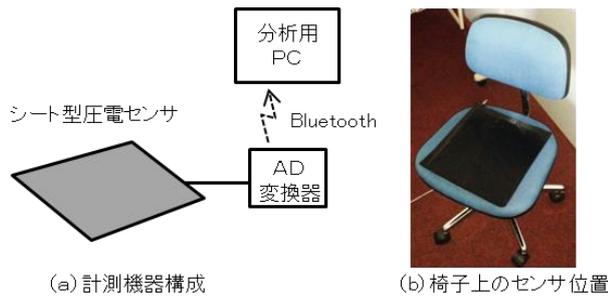


図1 計測機器構成

拍周期波形とに分離して表示する。

報告者はこの周波数フィルタリング方式の研究過程で、特に心拍に由来する振動成分の検出に個人差が大きいことを発見した。心拍は通常1 Hz 付近の周波数の波であると考えられるが、本センサにより検出される心拍由来の振動成分は、被験者によって1 Hz 付近の周波数成分をほとんど含まない者がいる。このような被験者の場合、より高い高調波成分が1 Hz 付近の周波数で AM 変調された波形として検出される。そのため単純に1 Hz 付近の周波数フィルタをかけるだけでは心拍周期信号を分離できない被験者が存在する。

この現象はすべての被験者に対して共通のアルゴリズムを適用して心拍成分を抽出するという観点からは問題となる。しかし、見方を変えたと心拍由来の振動成分を詳しく分析すれば、センサに触れている被験者を識別できる可能性があることを意味する。本研究では心拍成分の周波数スペクトルを詳しく分析する。

## 2.2. 生体信号抽出範囲

圧電センサから得た原信号は生体信号成分以外に

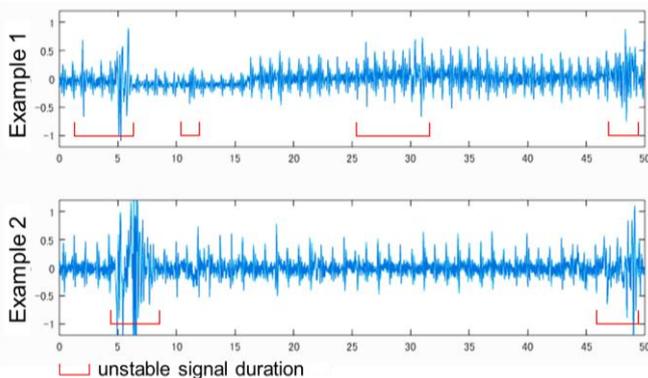


図2 圧電センサ原信号(50秒間)の不安定部分の例

体動成分や外部ノイズなどの不安定成分を含んでいる。(図2)そこで、生体信号成分のみが含まれる安定した信号部分を10秒分抽出し、その信号の周波数スペクトルを求める。これは後述する「心拍ゆらぎ」を検出するために最低限必要な時間であり、この程度なら多くの被験者から安定な信号データを得られる時間でもある。

原信号波形の安定な部分は心拍由来の信号成分だけでなく、呼吸由来の長周期信号やノイズ成分としての短周期信号が混じっている。そこで0.6Hz 以下および15Hz 以上の信号成分をフィルタによりカットした信号に対して周波数スペクトルを計算することとした。

## 3. 実験方法

### 3.1. 被験者のデータ採取方法

異なる被験者から採取したセンサデータについては異なる周波数分布が現れ、同一の被験者から採取したセンサデータについては類似した周波数分布が現れることを確認するため2種類の実験を実施した。

第一は、異なる多人数のデータを収集する実験であり8名の被験者からデータを取得した。もう一つは一個人のデータを異なる日に三回取得する実験であり、2名の被験者からデータを取得した。

### 3.2. 異なる多人数の被験者から採取したデータ

8名の被験者から得た信号波形のグラフと周波数スペクトル計算結果を図3に示す。各グラフの左端に記載した記号は被験者の番号を示し、M01~M05は男性、F01~F03は女性を表す。各被験者の3分間の計測データの中から安定した信号波形の期間10秒を選び、原信号とした。これに対して周波数スペクトルを計算した結果が各被験者の右側のグラフである。

### 3.3. 異なる日に同一被験者から採取したデータ

2名の被験者(M06, M02)について、異なる日にそれぞれ3回計測した信号波形のグラフと周波数スペクトルの計算結果を図4に示す。各計測日のグラフのうち左側は原信号のうち安定した10秒の期間

を選んだ部分であり、右側はその信号の周波数スペクトルを計算した結果である。

### 4. 周波数スペクトルによる個人識別

#### 4.1. 人による相違

シート型圧電センサの上に座った被験者から得られる信号の周波数スペクトルが被験者毎に異なるのであれば、周波数スペクトルを見ることにより、その信号が誰の体から発せられた信号であるかを知ることができる。より精度よく個人識別をするためには、人によって周波数スペクトルの特徴は、できる

表1 被験者ごとの周波数スペクトルの特徴

被験者の属性			周波数スペクトルの特徴		
番号	性別	年齢	先鋭度	ピーク個数	主要高調波番号
M01	男	20代後半	×	4	1 2 3 4 5 6 7 8 9
M02	男	20代後半	×	3	1 2 3 4 5 6 7 8 9
M03	男	50代前半	△	6	1 2 3 4 5 6 7 8 9
M04	男	50代後半	△	4	1 2 3 4 5 6 7 8 9
M05	男	50代後半	△	7	① 2 3 4 5 6 7 8 9
F01	女	40代前半	×	5	① 2 3 4 5 6 7 8 9
F02	女	40代前半	○	4	1 2 3 4 5 6 7 8 9
F03	女	80代前半	○	9	① 2 3 4 5 6 7 8 9

だけ異なることが望ましい。

そこで被験者8名に対して圧電センサ上に座る実験を行い、図3に示す周波数スペクトルのグラフを得た。ここから以下の観点で個人ごとに異なる特徴

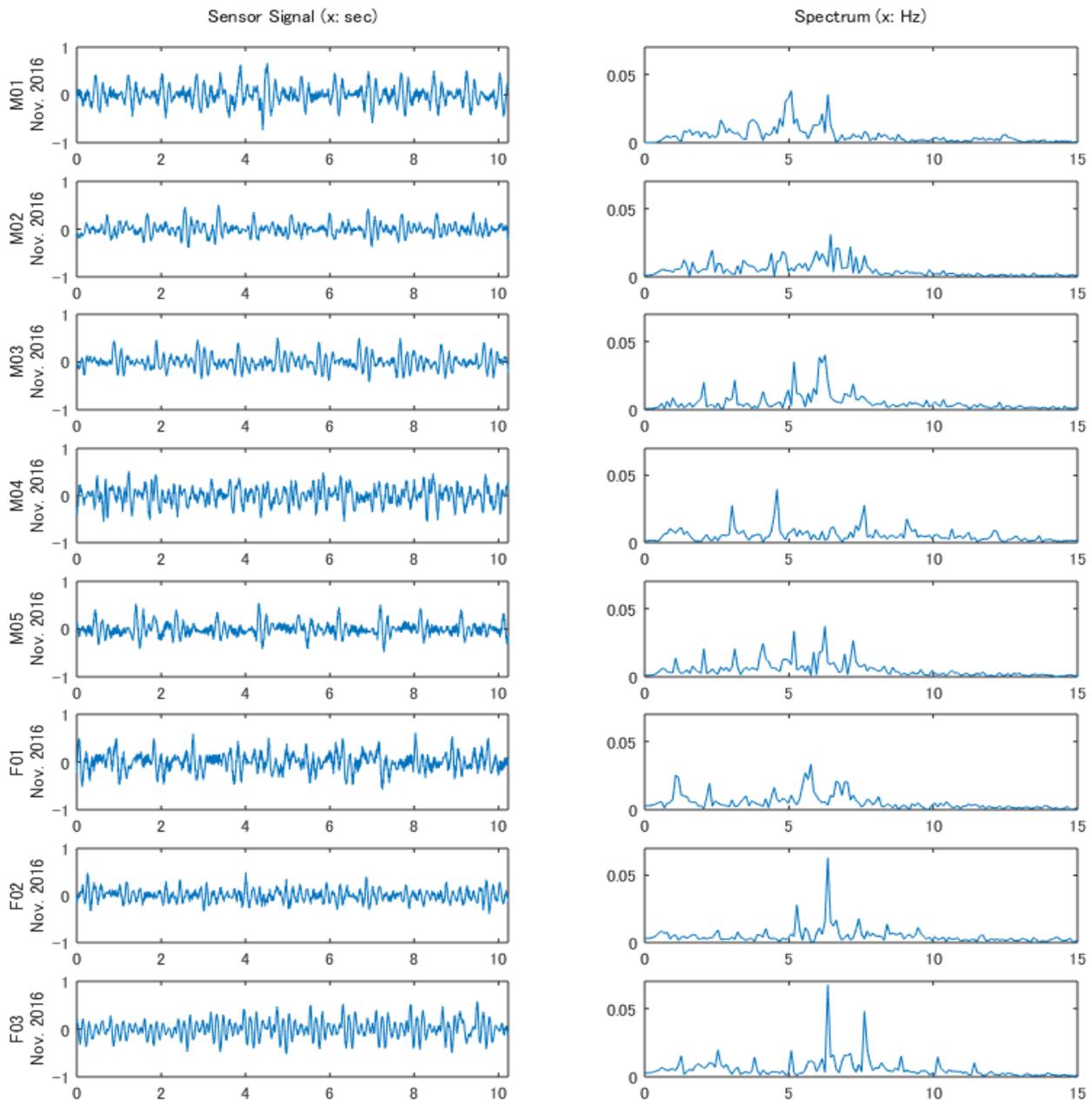


図3 被験者8名の原信号（10秒間）と周波数スペクトル（0.6～15Hz）

が現れていると考える。

- (1) 主なピーク周波数の山の形状の鋭さ
- (2) 明らかなピーク形状が見られる周波数の山の個数

いずれも定性的な判定が必要となる評価項目であるが、本研究ではこれにしたがってこれらの被験者の周波数スペクトルの特徴を判定する。

例えば被験者 M01 と M03 の周波数スペクトルの形状を比較する。双方とも 5Hz と 6Hz 付近にピーク周波数の山があるが、M01 の山は M03 の山に比較してすそ野が広く、尖り具合が小さい。これが上記観点(1)による相違である。また、M04 と M05 の周波数スペクトルを比較すると、M04 には鋭いピークが 4 個あるが、M05 の方には 7 個のピークがあり、山の個数が異なる。これが観点(2)による相違である。

この観点から被験者 8 名の特性をまとめ、表 1 に示す。被験者の属性として、番号、性別、年代を記載し、周波数スペクトルの特徴として、ピーク周波数の山の先鋭度と山の個数を記載した。先鋭度は 3 段階とし、○、△、×の順に尖り具合が鋭いことを

表 2 同一被験者における異なる日の特徴

被験者の属性			周波数スペクトルの特徴		
番号	性別	年齢	先鋭度	ピーク個数	主要高調波番号
M06(1)	男	50代後半	△	7	①②③④⑤⑥⑦⑧⑨
M06(2)			△	7	①②③④⑤⑥⑦⑧⑨
M06(3)			○	6	①②③④⑤⑥⑦⑧⑨
M02(1)	男	20代後半	×	3	1②③④⑤⑥⑦⑧⑨
M02(2)			×	5	①②③④⑤⑥⑦⑧⑨
M02(3)			×	5	①②③④⑤⑥⑦⑧⑨

示す。山の個数については、心拍由来の基本周波数(1Hz 付近)の整数倍となる高調波を数えたので、何番目の山を有効としたかを右端の欄に記載した。

先鋭度とピーク個数を比較用のデータ対として各被験者を比較すると、同一のデータ対を持つ被験者はいない。このことから、この評価方法においては個人ごとの差がある程度存在することが明らかになったと言える。

#### 4.2. 同一人の一致性

前節の検討により、圧電センサの信号波形から得られた周波数スペクトルが被験者毎に異なることが分かった。次に同一人については常に一定の周波数スペクトルになるかを検討する。本報告における計

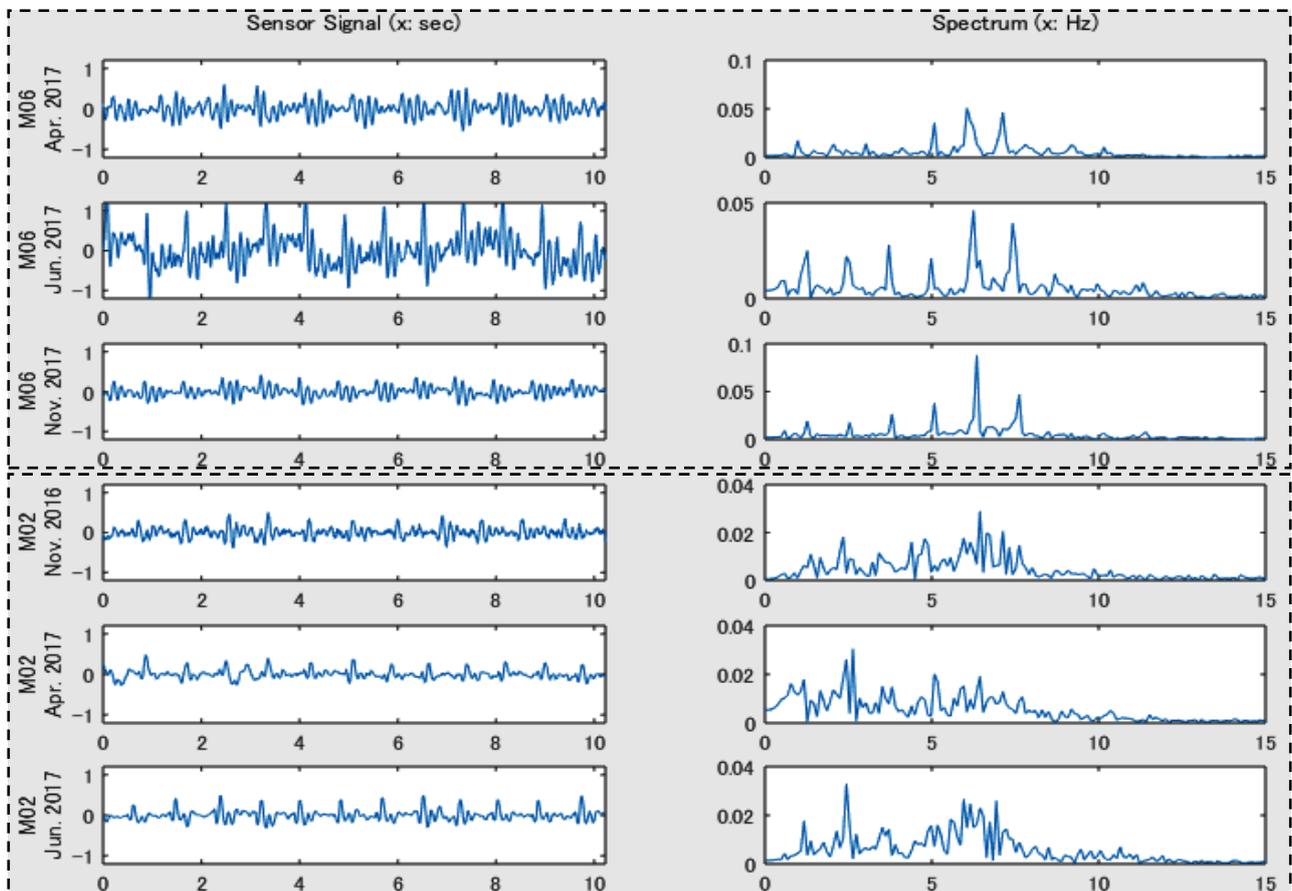


図 4 異なる日の周波数スペクトルの共通性を示す例 (被験者 2 名)

測対象は生体信号であり、体調や時間帯によっては相当異なる周波数スペクトルが現れる可能性があるからである。

図4に被験者2名について、別の日に取得した圧電センサ信号を示す。各被験者とも2ヶ月から6ヶ月の期間を置いて3回データを採取した。原信号の波形(図左)は同一被験者の場合であってもデータ採取時期により一見異なるパターンになっているように見えるが、その周波数スペクトルは明らかに類似した形状をしている。また異なる被験者M06とM02の間での周波数スペクトルは似ていないことが明らかである。

このデータについて、前節に記載した基準と同じ方法で特徴を比較して表2に示す。被験者M06については先鋭度が比較的鋭く、ピークの個数が6~7個であるということから、期間を置いたにも関わらず相当な類似性が維持されていると考える。被験者M02についても、先鋭度が鈍く、ピークの個数が少ないことから、同様に類似性が維持されていると考える。

したがって、同一人であればその周波数スペクトルの特徴は期間を置いてから再計測した場合においても相当の類似性が維持されると考える。

#### 4.3. 個人識別への適用

前節の検討により、被験者が異なれば異なる周波数スペクトルの特徴が得られ、被験者が同一であればほぼ同等の特徴がえられることが分かった。すなわち、予め個人単位で周波数スペクトルの特徴を登

録しておくことにより、新たに圧電センサの信号データが得られたときには、それが誰のデータかを絞り込めると考えられる。

#### 5. 考察

シート型圧電センサから得られる生体信号は、体内の動脈から伝搬した振動を検出しているものと考えられる。したがって、本研究の計測で得た心拍周期は動脈内のリアルタイムの血圧変動から得た心拍周期である。心拍周期には呼吸性不整脈による「ゆらぎ」があり、ゆらぎの時間幅は若年になるほど大きいことが知られている。具体的には心臓の鼓動の時間間隔が一定でないということの意味し、大きい場合には100ミリ秒程度の変動がある現象である。例えば1分間に60回鼓動する被験者の心拍時間間隔は最大1秒±100ミリ秒程度の範囲で変動することを示す。周波数に換算すれば基本周波数を1Hzと考えると1Hz±0.1Hzの変動があることを意味し、若年者ほど周波数スペクトルの先鋭度が小さい現象はこれがひとつの原因であると考えられる。

血圧波形に影響を与える要因にはもうひとつ、心臓が動脈に血液を送出する際に血管内で発生する圧力の反射波があることが知られている。圧力反射の程度は個人の血管の硬さや血液の粘性などの状況によって異なるので、それから生じる血圧波形の変形にも個人差が現れる。血圧波形のゆがみは周波数スペクトルを観察すると高周波成分の増加となって現れるため、圧電センサで採取した信号でも周波数スペクトルの形状の差になって現れるものと考えられる。

周波数スペクトルの特徴と被験者の年代の関係を図5に示す。データ数が少ないため確定的なことは言えないが、ピーク個数と先鋭度の両尺度とも年齢に比較的強い相関があるものと予想できる。今回用いた尺度が年齢に強い相関を持つと仮定すると、この方法による個人識別は主として

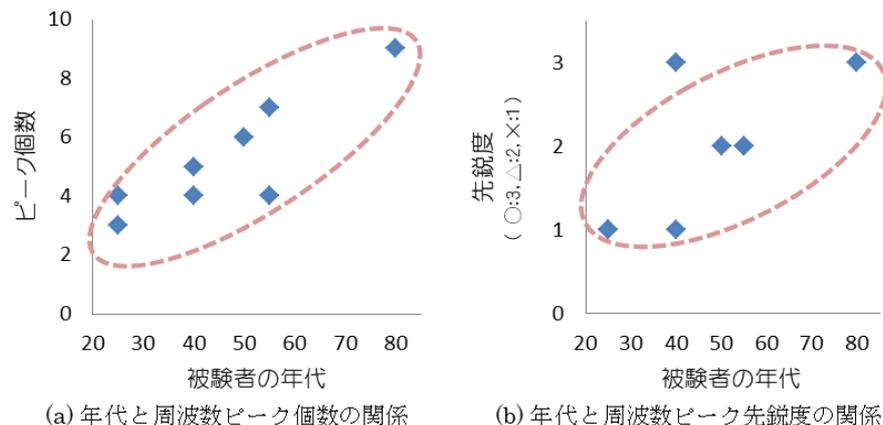


図5 被験者の年代と周波数スペクトルのピーク形状判定尺度

年齢の相違による識別として機能することになり、異なる年代の人間がいる場所での個人識別には有用であるが、同年代の人間がいる場所での個人識別能力は低いということになる。

今後はより多くのデータを収集することにより、さらに有効な個人識別尺度を検討する必要がある。

## 6. 結論

高齢者支援施設がインターネットを通じて高齢者を常時監視可能とすることを目的に、シート型圧電センサを宅内に敷き詰める見守り支援システムを開発している。基本的には一人暮らしの高齢者が病気などで倒れた場合にその生体信号を遠隔地から観察して、医療が必要な緊急事態の恐れがあるか否かを判断するユースケースを想定している。しかし、将来的には複数の生活者がいる家屋においても、生体信号に異常があれば、誰が異常であるかを判定するシステムに拡張していく方針である。

本研究は複数生活者環境での使用を目的として、シート型圧電センサで得た信号データから一定の範囲における個人識別方式の確立を目標とした。

今回報告した被験者データと周波数スペクトルの分析方法により、異なる被験者には異なる周波数スペクトルが現れ、同一人物であれば異なる日にデータを取得しても類似した周波数スペクトルが得られることが分かった。これは、圧電センサから得た信号データを用いて個人識別が可能であることを意味する。

しかし、今回提案した判定尺度は原理的に年齢に強い相関があると考えられるため、効率よく高い精度での個人識別を実現するために、今後は年齢に相関が低い尺度を検討する必要がある。

## 参考文献

- 1) 上野仁, 鐘ヶ江正巳, "ウェアフリーセンサによる高齢者見守り支援システムの提案と部分試作," 信学技報, MICT2015-39 (2016)
- 2) Hitoshi Ueno, "Development of Wear-Free Health Monitoring System for Independent Aged People," 2016 IEEE Region 10 Conference (TENCON), Proceedings of the International Conference, pp.1502-1505 (2016)
- 3) 内田泰広, 澤本潤, 杉野栄二, "加速度センサを活用した非装着型の人間の行動推定システム," 信学技報, vol. 115, no. 232, pp. 1-6 (2015)
- 4) 松野敬司, "タイルカーペットに埋め込まれた荷重センサの連結接続方式提案とその独居高齢者見守りシステムへの応用," 信学技報, vol. 114, no. 497, pp. 53-56 (2015)
- 5) 萩原健, 杉田典大, 吉澤誠, 本間経康, 阿部誠, 小原一誠, 松岡成己, 斉藤功一, 後藤厚志, "シート型微小変位センサを用いて推定した心拍数変動の信頼性評価," 生体医工学, 52 巻 1 号, pp. 18-24 (2014)