

# 圧電センサにより得られる生体信号の 特徴分析に関する一考察

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 Obtained by 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:** By analyzing the frequency spectrum of the biological signal obtained from a piezoelectric sensor made of PVDF, it may be possible to determine who is there or that the physical condition of the person being monitored has changed. In this paper, we examine factors that can obtain such signals by using a piezoelectric sensor. A piezoelectric sensor using PVDF is a sensor that generates a differential signal for changes in pressure. This property indicates that subtle changes in blood pressure pulse waves can be detected with high sensitivity, and personal identification with a certain accuracy is possible.

**Keywords:** Piezoelectric Sensors, Cardiac, Biological Signal Processing, Person Identification,

### 1. はじめに

PVDF (Poly Vinylidene DiFluoride)による圧電センサは非常に高い感度を持っているので、これを利用して非侵襲かつ非拘束型の生体信号取得システムが構築可能である。報告者はこのセンサを活用して高齢者見守りシステムを実現することを提案している。[1]現在までに提案しているシステムは心拍数と呼吸数を自宅内で常時モニタする環境を構築することにより、自宅で生活する高齢者が通常の生活を送っているのか危険な状態かを遠隔地から判定可能とする。さらに最近の研究では、得られた生体信号の周波数スペクトルを分析することにより、誰がいるのか、あるいは通常の体調と異なる状況にあるかが判定できる可能性があることを指摘している。[2]

本論文では圧電センサによりこのような信号が取得できる要因を検討する。PVDFを用いた圧電センサは圧力の変化に対する微分信号を生じるセンサである。この特性により、脈波の微妙な変化を高感度に

検出できるため精度が低いものの一定の範囲での個人識別が可能であることを示す。

### 2. シート型圧電センサによる生体信号抽出PVDFを用いた圧電センサの信号

PVDFを用いた圧電センサは圧力がかかった時点で発生する電荷による電圧を観測することができるが、圧力をかけ続けても一定の時定数により放電される。[3]したがって圧電センサにかける圧力に対

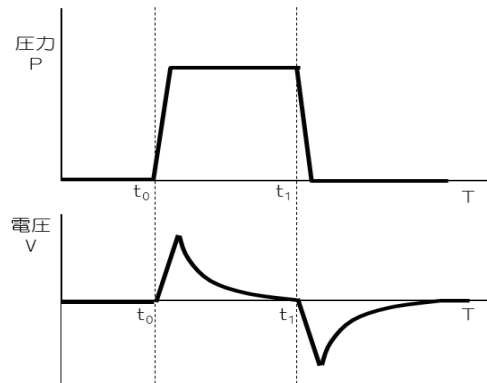
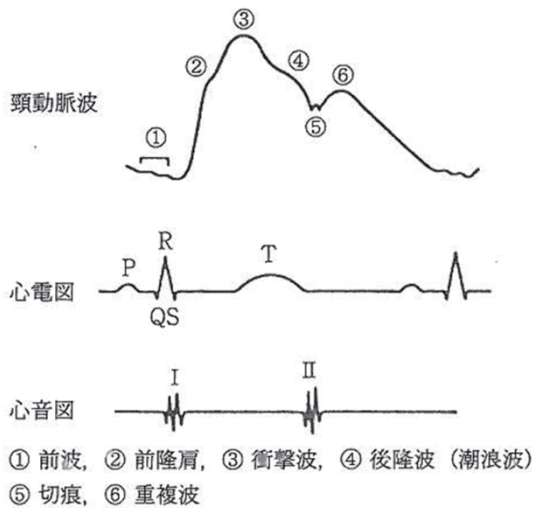


図1 PVDF圧電センサの微分信号波形の概念



(村松準, 澤田海彦編「内科学エッセンス 2 循環系/血液」朝倉書店 (2006) より引用)

図2 典型的な血圧波形 (頸動脈波)

して観測される電圧は図1のモデル図に示すように圧力の増加 (時刻  $t_0$ )・減少 ( $t_1$ ) に対応して正電圧・負電圧のピークが観測される微分波形となる。

## 2.2. 血圧波形と圧電センサ信号波形の関係

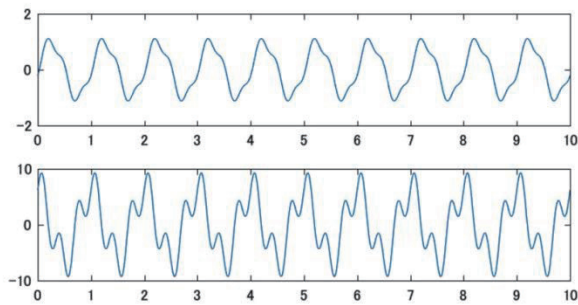
頸動脈のリアルタイムに変化する血圧を測定する場合, 一般的には図2に示すような信号波形となることが知られている。心電図におけるP~T波に対応して頸動脈波①~⑥が現れる。

PVDF圧電センサで同じ圧力変動を観測する場合, 前節に述べたように圧力変動を微分した波形となるために図2とは異なる信号波形が現れる。

例えば, 少数のsin波形で合成した単純な血圧変動波形のモデル (式1) を考える。基本周波数が1 Hzの信号にやや小さめの3倍高調波を加えた形であり, 頸動脈波に似た形状となっている。

$$y = \sin(2\pi t) + 0.2\cos(6\pi(t + 0.5)) \quad (\text{式1})$$

この式をグラフ化すると図3 (上) となる。各周



横軸: 時間 (秒) 縦軸: 信号強度  
図3 血圧波形モデル (上) と微分波形 (下)

期で最も高い位置のピークが図2における頸動脈波形の③の位置に相当しその右側の少し高い盛り上がり⑥の位置に相当するモデルとした。

このような圧力変動をPVDF圧力センサに与えると得られるセンサ信号の波形は微分した形になり (式2) のようになる。

$$y' = 2\pi \cos(2\pi t) - 1.2\pi \sin(6\pi(t + 0.5)) \quad (\text{式2})$$

この式をグラフ化すると図3 (下) となる。すなわち, 圧電センサにより測定した血圧変動信号の波形は, 血圧のピーク位置観測は可能であるもの, 細かな振動を含んだ波形として現れることが分かる。

## 2.3. 周波数スペクトルの特徴

ここで, 血圧変動信号の周波数スペクトルと圧電センサ信号の周波数スペクトルを比較する。

前節式1の血圧変動信号モデルでは, 基本周波数の信号強度1に対して, 3倍高調波の信号強度は0.2としていたが, 圧電センサ信号モデルである式2では, 基本周波数の信号強度を1とすると,

$$1.2\pi / 2\pi \approx 0.6 \quad (\text{式3})$$

となり, 0.2に対して3倍の強さで信号が現れることが分かる。周波数スペクトルとして見ると, 圧電センサ信号では高調波成分が強調されているのである。

一般に任意の周期関数はフーリエ変換を用いて,

$$f(x) = \frac{a_0}{2} + \sum_{n=1}^{\infty} (a_n \cos(nx) + b_n \sin(nx)) \quad (\text{式4})$$

と表すことができるが, これを微分すると,

$$f'(x) = \sum_{n=1}^{\infty} (-na_n \sin(nx) + nb_n \cos(nx)) \quad (\text{式5})$$

となる。微分した式  $f'(x)$  では, 周期が  $n$  倍の項は原関数の基本周波数の項との比に対して  $n$  倍の信号強度であることを表しており, 高調波成分が強調されることを表している。

## 2.4. 指尖脈波信号の微分信号

指先に光センサを装着し赤色光の透過率で指先の動脈の容積変化を検出するパルスオキシメータにより検出した血圧変動信号とその微分信号を比較し, 高調波の強調度合いを確認する。

図4左側上段の図はパルスオキシメータで取得した指尖脈波信号のグラフである。10秒間で12回弱

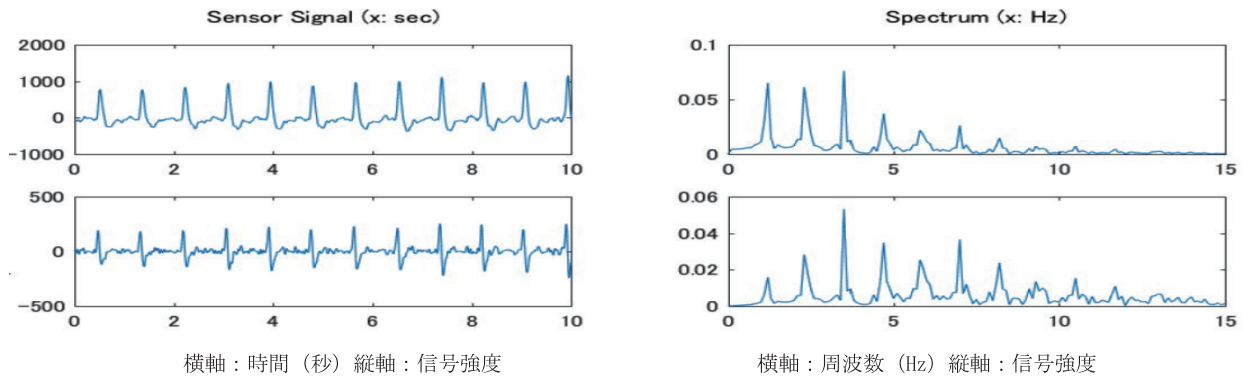


図4 指尖脈波（左上段）とその微分信号（左下段）およびそれぞれの周波数スペクトル（右側）

の心拍数を観測しており、平均周期が約 0.83 秒、周波数はその逆数で 1.2Hz である。左下図は左上図の微分信号波形であり、右側のグラフはそれぞれ原信号の周波数スペクトルと微分信号の周波数スペクトルである。

原信号の周波数スペクトルのグラフ（右上段）では、基本周波数である 1.2Hz の信号強度と第 2 高調波 2.4Hz の信号は同程度で、第 3 高調波 3.6Hz の信号は 1.3 倍程度の強さであるが、微分信号の周波数スペクトルのグラフ（右下段）では、第 2 高調波の強度は基本周波数の強度の 2 倍程度、第 3 高調波の強度は基本周波数の強度の 4 倍程度となっており、前節の検討の通りとなっていることが分かる。

## 2.5. 指尖脈波センサと圧電センサの信号比較

パルスオキシメータにより測定した指尖脈波は血圧脈波と見なすことができる。これに対して圧電センサにより測定した脈波は血圧脈波を微分した値と見なすことができる。そこで、指尖脈波センサと圧電センサを用いて同時に並行して信号を取得し、周

波数スペクトルを比較してみる。

図 5 左側上段は指尖脈波のグラフ、下段は圧電センサによる脈波のグラフである。2.2 節で指摘したように圧電センサから得た波形は指尖脈波センサから得た波形に比べると細かな振動を伴っていることが分かる。

また、圧電センサにより得られた波形の周波数スペクトルでは、第 5 高調波、第 6 高調波の周波数成分が強調されていることが分かり、指尖脈波センサにより得られた信号では見つけることができない高調波成分を得られることが分かる。

しかし、第 2 高調波、第 3 高調波は指尖脈波センサの場合に比べて強調されているとは言えず、予想と異なる。これは、指尖脈波センサの装着位置と圧電センサの装着位置が異なることにひとつの要因が考えられる。指尖脈波センサは光の透過率が良く動脈が通っている部位に装着する必要があり、圧電センサはノイズとなる振動を発生させる可能性が小さい臀部に置く必要があることから、異なる動脈位置

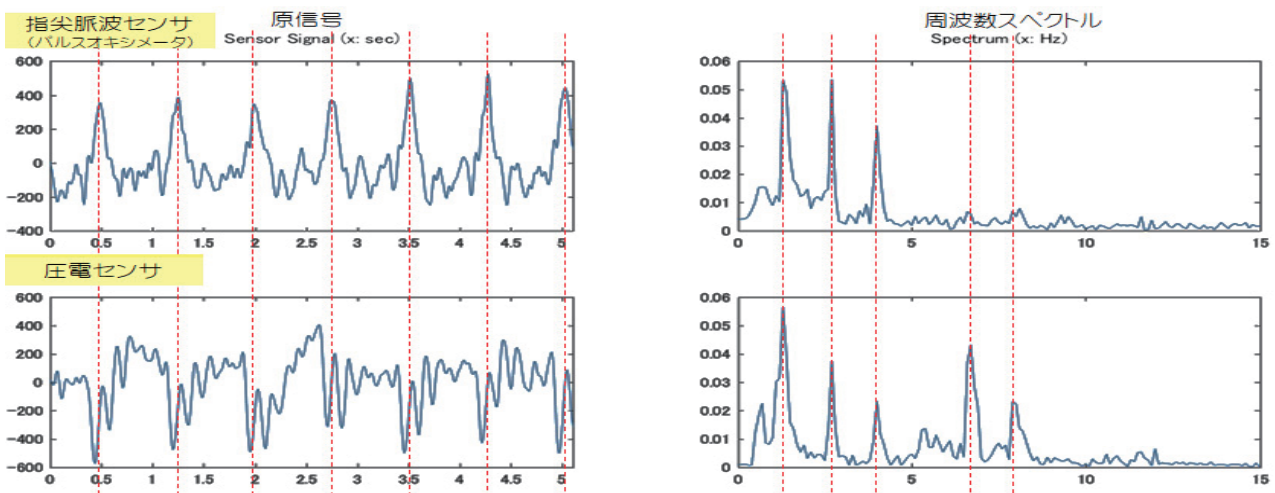


図5 指尖脈波センサと圧電センサによる同時測定データ例

を測定しているのである。

図5左側の血圧のピーク位置を上段と下段で比較すると、上段のグラフで検出したピーク位置は下段のグラフで検出できるピーク位置より若干遅れていることが分かる。心臓からの距離の違いがあるため、指の動脈に伝わる血圧の変化時刻と臀部の動脈に伝わる血圧変化の時刻が異なるからであると推定できる。

### 3. 周波数スペクトルによる個人識別

#### 3.1. 圧電センサによる脈波信号データの取得

前章で検討したように、PVD Fを用いる圧電センサから得る脈波の周波数スペクトルを求めることにより、高調波成分を強調したデータを取得できる。これは元になっている血圧脈波の微妙な形状の相違を特徴として検出できることを示している。

そこで、4名の被験者についてそれぞれ1ヶ月程度以上の時間を置いた異なる時期に圧電センサを用いて脈波を測定し、周波数スペクトルを作成した結果を示す。(付録1)すべて、圧電センサを椅子の上に置き、その上に被験者に座ってもらって取得したデータである。一度で3分間のデータを取得し、その中で体動によるノイズ部分の無い部分約10秒間のデータを切り出し、周波数スペクトルを計算している。正確にはサンプリング周波数100HzでFFTを用いて周波数スペクトルを計算するため、1024個のデータを用い10.24秒間のウィンドウサイズとしている。

これらのグラフのうち左列は圧電センサから得た原信号の波形を示す。横軸は10.24秒間であり縦軸は信号強度を示す。右列のグラフはそれぞれ対応する左側のグラフで示す原信号に対してFFTで周波数スペクトルを計算した値のグラフであり、横軸は周波数(Hz)、縦軸はそれぞれの周波数における信号強度を示す。周波数スペクトルグラフは直流成分を取り除いて全体の面積が1.0となるように正規化して描画した。

#### 3.2. 個人内のデータ類似性の検討

付録1のデータは最初から3行ごとに同一被験者の信号を示している。M17, M05, F09, M07 はそれぞれ被験者の番号を意味し、年・月はデータを取得した

時期を示す。

同一被験者で異なる時期に取得した信号データについて特徴を比較すると、原信号はそれぞれかなり異なる様子に見えるが、周波数スペクトルの形状は似通って見える。

例えば、被験者M17の原信号はリアルタイム血圧信号のピーク位置が強く出ていたり、なだらかに出ていたりして一見すると類似性が感じられないが、周波数スペクトルで見ると、第1～第4高調波は比較的低い信号強度となっているが、第5、第6高調波は高いピークを持つという点で類似している。

被験者M05の原信号も3回の測定信号間で類似している点は指摘しがたいが、周波数スペクトルを見ると、明確なピークが無く、なだらかな二つの山があるという意味で類似性がある。

#### 3.3. 異なる個人間のデータの相違点検討

原信号のグラフを比較する観点では個人内であっても個人間であっても、相当異なるように見えて類似性を発見することは難しい。しかし、周波数スペクトルのグラフを比較する観点で見ると、異なる個人間では相当異なる形状を持ち、一人の個人内ではかなり類似性を持つ形状が見受けられる。

しかし、異なる被験者であっても類似性が感じられる周波数スペクトルを持つケースも存在する。例えば付録1の中では被験者M17の2番目のスペクトルと被験者M07の1番目のスペクトルは類似性が感じられる。

#### 3.4. 個人識別の可能性検討

周波数スペクトルのグラフを比較すると、同一人物のスペクトルはかなり類似性を持ち、異なる自分物のスペクトルは異なる場合が多いので、一定の精度での個人識別能力を持つと言える。

個人識別精度が10人に一人を識別できる程度なのか、指紋や顔認証のように世界中の人間の中で唯一の人物を特定できるような精度なのかは現状では判断できない。

## 4. 考察

PVD Fによる圧電センサは圧力変化の微分値を出力する特性を持つので、周波数スペクトルを見ると高調波成分を強調した形状になることを明らかに



した。これは、リアルタイム血圧の変化の微妙な変化を強調する意味を持ち、血管の形状や長さ・硬さ、血液の粘度など、個人の体の特徴を反映している可能性が高い。つまり、一定の精度で個人を識別可能であると言える。

また、同一人物の周波数スペクトルを継続的に追跡することにより、周波数スペクトルの変化から循環器系の疾患発生を検出できる可能性がある。

## 5. おわりに

報告者はP V D Fによる圧電センサを使用する高齢者見守りシステムの開発に取り組んでいる。その中で多数のシートを高齢者の生活空間内に設置しインターネットを介して常時監視センタで監視する。高齢者が倒れた場合には、倒れた場所に設置してあるセンサシートが倒れた人の生体信号を監視センタに通知し、必要に応じて救助に向かえるようにするシステムである。

本研究における個人識別の可能性は、宅内で生活する高齢者が夫婦二人暮らしである場合や、来客中で複数の生体信号が監視センタに送信されている場合に、どの信号が本来の監視対象者なのかを識別するために利用する。

また、年単位で継続的に監視することにより、周波数スペクトルの形状の変化から、慢性疾患の悪化が予想される可能性もある。

今後は、個人識別の精度向上方式の研究と、一個人の体調変化に対応して周波数スペクトルがどう変化するかといった方向で研究を進める。

## 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) 佐々木一雄, 佐々木倫郎, "圧電効果の減衰を利用したポリフッ化ビニリデンフィルムのd 33の測定," 高分子論文集, Vol. 47, No. 3, pp. 193-196 (Mar. 1990)

## 付録 1

