

## 圧電素子を用いた睡眠状態の推定

嶋田, 有司 / SHIMADA, Yuji

---

(発行年 / Year)

2012-03-24

(学位授与年月日 / Date of Granted)

2012-03-24

(学位名 / Degree Name)

修士(工学)

(学位授与機関 / Degree Grantor)

法政大学 (Hosei University)

2011 年度 修士論文

# 圧電素子を用いた睡眠状態の推定

指導教員 渡辺嘉二郎 教授

システム工学専攻修士課程

10R6117

しまだ ゆうじ

嶋田 有司

# State State Estimation Method by Using Piezoelectric

Yuji Shimada

## Abstract

So far, sleep has been measured by attaching various apparatuses to the body such as EEG and ECG. In this study, to judge the sleep depth, vital signals detected by the pneumatic pressure sensor are used, in which no contacting to the human body is necessary. The purpose of this paper is, therefore, to analyze the sleep depth from the measurements, and to provide information to improve the sleep.

***Keywords***-component; vital signal ;unconstraint; heart rate variability; piezoelectric;

## 目次

<b>第1章 はじめに</b>	4
1.1 研究背景	4
1.2 従来の研究における問題点	5
1.3 本研究の目的	5
<b>第2章 睡眠について</b>	6
2.1 睡眠のメカニズム	6
2.2 睡眠と心拍変動の関係	8
2.3 睡眠段階の出現率	10
2.4 睡眠段階の推定	12
2.5 RRIのデータ処理	13
2.6 3次スプライン補間	14
<b>第3章 睡眠測定システム</b>	16
3.1 センサ	16
3.2 測定方法	16
<b>第4章 心拍計測実験</b>	17
4.1 実験	17
4.2 実験装置	18
4.3 結果の検証	19
4.4 考察	24
<b>第5章 睡眠測定実験</b>	25
5.1 実験	25
5.2 実験装置	26
5.3 センサ自動選択方法	27
5.4 センサ自動選択方法具体例	28
5.5 結果の検証	29
5.6 考察	38
<b>第6章 まとめ</b>	39
6.1 結論	39
<b>参考文献</b>	40
<b>付録</b>	41
<b>研究業績</b>	45
<b>謝辞</b>	46

## 第1章 はじめに

### 1.1 研究背景

厚生労働省が全国の3歳～99歳の6466名を対象に行った睡眠に関する調査によると、睡眠に関する問題で困った経験をもつ人は女性39.3%、男性32.4%、全体で36.4%、また現在睡眠に関する問題を抱えて困っている人は女性20.3%、男性18.7%、全体で19.6%と、現代人の5人に1人が睡眠に関する悩みを抱えていることがわかっている。

また、この中で悩みが1ヶ月以上持続している人は11.7%と、10人に1人が長期の不眠で悩んでいるという深刻な状況が浮かび上がっているのが現状である。

睡眠の問題といってもその症状は様々で、症状には寝つきが悪い（入眠障害）、途中で目が覚めてしまう（中途覚醒）などのケースがある。中途覚醒にも眠りが浅くて覚醒してしまった、悪夢などが原因で覚醒したなどといった違いがある。これらの原因はストレスや心の病気、身体的な疾病によるものと様々な要因が考えられる。

高血圧、糖尿病、高脂血症など、現代人に多い生活習慣病は眠りと深い関係があることが知られ、生活習慣病の予防や治療のためにも、睡眠を得ることは非常に大切である。

## 1.2 従来の研究における問題点

従来では睡眠を調べる際、脳波形や心電図を得るために、体に様々な器具を取り付けて測定していたが、睡眠中に拘束感の影響からストレスなどの負荷が加わり、無拘束時の睡眠とは異なるものになると考えられる。装置に関しても脳波計や心電図装置などの計器は非常に高価なものであり、一般の家庭で睡眠を調べるのは非常に困難である。



Figure 1 脳波計と心電図装置

## 1.3 本研究の目的

本研究では、被験者に対しストレスを与えない無拘束状態で睡眠の深さを測定するシステムを目指し、圧電素子を用いた無拘束睡眠測定システムを提案する。

## 第2章 睡眠について

### 2.1 睡眠のメカニズム

睡眠には浅い眠りのレム睡眠と、深い眠りのノンレム睡眠がある。眠りにつくと、まずノンレム睡眠があらわれ、次に浅い眠りのレム睡眠へと移行する。人の眠りはこれら性質の異なる2種類の睡眠で構成されており、約90分周期で一晩に4~5回、一定のリズムで繰り返され以下のような特徴がある

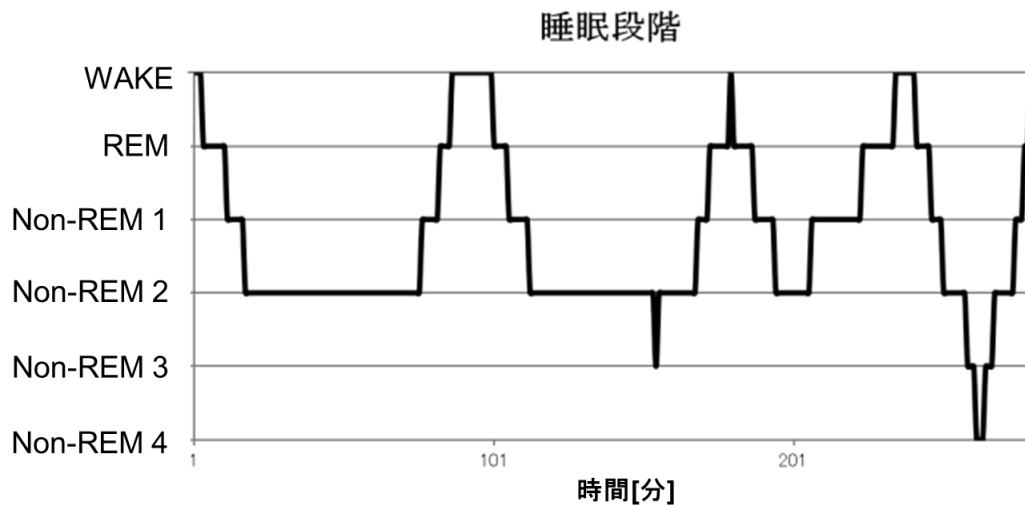


Figure 2 睡眠のメカニズム

#### ・ Non-REM 睡眠

脳が眠っている状態。眠りの深さによって Non-REM 1~Non-REM 4 の4段階に分けられる。浅い眠りから深い眠りへと進み、深さのピークを過ぎると今度は逆に深い眠りから浅い眠りとなり、そのあとレム睡眠へと移行する。

- (1) 入眠直後にあらわれる
- (2) 夢はほとんどみない
- (3) 身体を支える筋肉は働いている
- (4) 眠りが深くなるにしたがって、呼吸回数・脈拍が少なくなる
- (5) 呼吸や脈拍が規則的である
- (6) 覚醒から睡眠が深くなるにつれて体動が小さくなり発生頻度が少なくなる
- (7) Non-REM 1は Non-REM 3,4 または REM 睡眠発生後、大きな寝返りを伴って出現することがある

・REM 睡眠

身体は深く眠っているのに、脳が起きているような状態の浅い眠り。  
目覚めの準備状態でもあり、この時に目覚めると気分がすっきりする。

- (8) 眼球がきょろきょろ動く
- (9) 身体の力が完全に抜けている
- (10) REM 睡眠前後に体動が集中する
- (11) 呼吸や脈拍が不規則
- (12) 夢をみる

特徴の(5) (6) (7) (10)より、睡眠は心拍・体動に深い関係があることが分かる。そこで睡眠測定の指標として本論では心拍と体動に着目する。



## 2.2 睡眠と心拍変動の関係

人の心拍動は、安静時において規則正しく行われているのではなく、実際は絶えず変動を行っている。これは呼吸や体循環の調節に伴う自律神経によるものである。そのため、十分量の自律神経遮断薬を投与された人間の心臓や、自律神経が遮断された状態である移植された心臓は、心拍動の揺らぎはなくなり、規則正しいリズムを刻むようになる。この心拍のゆらぎを心拍変動 (Heart Rate Variability) と呼び、Fig.3のような心電図で得られる心拍波形のR派とR派の心拍動間隔(RRI : R-R Interval)から算出することができる。

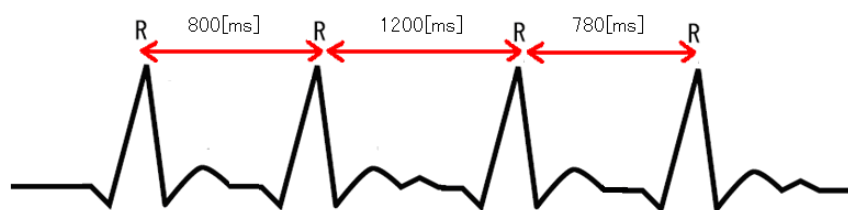


Figure 3 心拍動間隔(RRI : R-R Interval)

心拍変動 (Heart Rate Variability) を解析することによって、自律神経の機能をはじめとした健康に関する重要な情報を得ることができる。また睡眠状態とも非常に深い関係があり、心拍変動のスペクトル解析は睡眠計測の重要な指標といえる。解析の流れとしては、心拍信号から RRI を求めて横軸時間のデータを作り、MATLAB を用いて周波数解析を行う

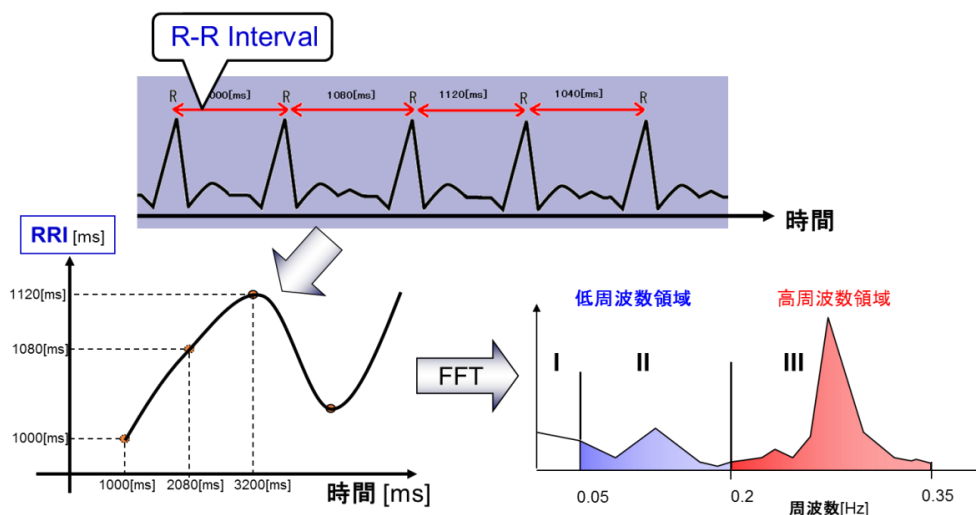


Figure 4 解析の流れ

心拍変動の分析には、心拍変動の周波数成分をパワースペクトル解析する操作が含まれる。心拍変動のパワースペクトル解析は、2つの周波数領域に分けられる。

① 低周波数成分 (0.05-0.20Hz) :

この領域は交感神経活動の指標となり、精神的ストレスに関連する。疲労状態では LF 成分が低下し、生体エネルギーの喪失がみられる。

② 高周波数成分 (0.20-0.35Hz) :

副交感神経を表す。呼吸活動に関係し、呼吸周期や心拍運動に関係が深い。呼吸が遅く、深い場合は増加する。睡眠障害時にも変化する。

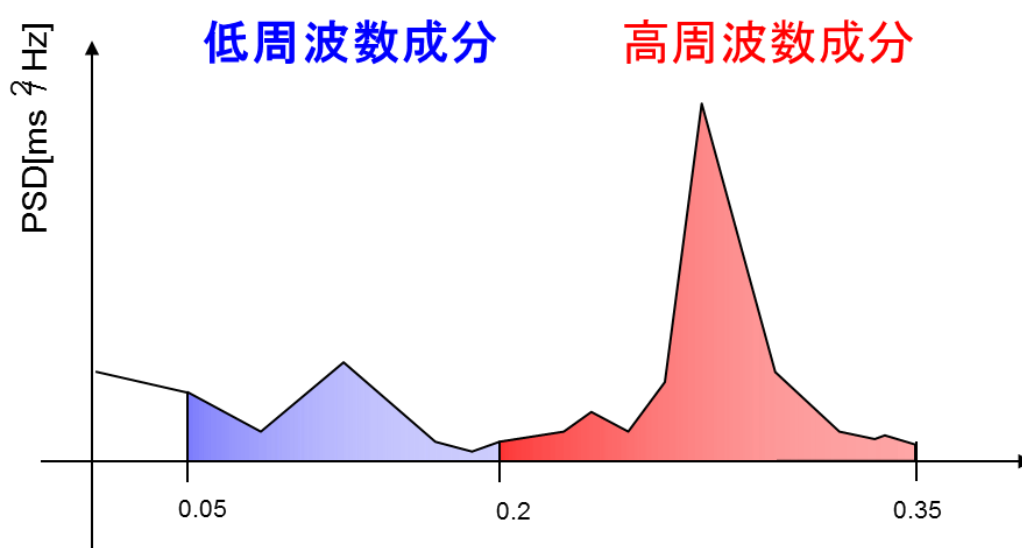


Figure 5 RRI の周波数帯

覚醒、軽睡眠、深睡眠と眠りが深くなるにつれて低周波領域のパワーが 相対的に減少し、高周波数領域(0.2~0.3 Hz)が主な成分となる。

深睡眠時には HF 成分が増大し、LF 成分が減少する。よって、これらを積分することで得られた値の LF/HF 値が小さいほど深い睡眠となり、これを睡眠の指標とする。

## 2.3 睡眠段階の出現率

睡眠の深さを調べる際には一般的に「睡眠段階」といった形式で評価される。睡眠段階とは、睡眠ポリグラムの脳波、眼球運動、筋電図などにみられる種々の特徴から、睡眠の深さをレム睡眠およびノンレム睡眠4段階の計5段階に分類を行うが、本論では RRI のスペクトル解析から求めた LF/HF 値をもとに睡眠段階を求める。この睡眠段階は年齢による傾向があり、年齢が高くなるにつれ睡眠が浅くなることから REM 睡眠の比率が高く、Non-REM 睡眠の比率が低くなっていく。参考文献[5]の3歳~92歳までの306人の各睡眠段階の出現率から以下の式を決定した

$$f_x = c_4 a^4 + c_3 a^3 + c_2 a^2 + c_1 a + c_0 \quad (1)$$

$$\delta f_x = c_4 a^4 + c_3 a^3 + c_2 a^2 + c_1 a + c_0 \quad (2)$$

各睡眠の出現率は式(1) 標準偏差は式(2)で与えられる。また、式(1)、式(2)は各睡眠段階に対し、それぞれ与えられる。係数  $c_0 \sim c_4$  を表1に示す。 $x$  は各睡眠段階を表し。 $a$ の定義域は、この関数を作成したデータともとなる306人の年齢幅3~92とする。

Table 1 各睡眠段階の係数

Equation	Sleep stage	Coefficient				
		$c_4$	$c_3$	$c_2$	$c_1$	$c_0$
Eq.(1)	Wake	$-3.07 \times 10^{-6}$	$6.02 \times 10^{-4}$	$-3.23 \times 10^{-2}$	$5.99 \times 10^{-1}$	$-1.70 \times 10^0$
	REM	$3.36 \times 10^{-6}$	$-6.89 \times 10^{-4}$	$4.55 \times 10^{-2}$	$-1.19 \times 10^0$	$3.50 \times 10$
	NR1	$-4.20 \times 10^{-6}$	$1.17 \times 10^{-4}$	$-8.61 \times 10^{-3}$	$3.12 \times 10^{-1}$	$5.82 \times 10^{-1}$
	NR2	$2.82 \times 10^{-6}$	$-6.00 \times 10^{-4}$	$3.46 \times 10^{-2}$	$-4.06 \times 10^{-1}$	$4.77 \times 10$
	NR3	$4.37 \times 10^{-6}$	$2.15 \times 10^{-5}$	$-5.92 \times 10^{-3}$	$3.27 \times 10^{-1}$	$1.57 \times 10$
	NR4	$-2.74 \times 10^{-6}$	$5.49 \times 10^{-4}$	$-3.33 \times 10^{-2}$	$3.58 \times 10^{-1}$	$1.68 \times 10$
Eq.(2)	Wake	$-1.26 \times 10^{-6}$	$2.45 \times 10^{-4}$	$-1.24 \times 10^{-2}$	$2.41 \times 10^{-1}$	$-1.41 \times 10^{-2}$
	REM	$1.14 \times 10^{-6}$	$-1.60 \times 10^{-4}$	$6.63 \times 10^{-3}$	$-6.02 \times 10^{-2}$	$3.49 \times 10^0$
	NR1	$1.02 \times 10^{-6}$	$-1.58 \times 10^{-4}$	$7.83 \times 10^{-3}$	$-8.71 \times 10^{-2}$	$1.52 \times 10^0$
	NR2	$1.66 \times 10^{-6}$	$-2.49 \times 10^{-4}$	$1.14 \times 10^{-2}$	$-7.75 \times 10^{-2}$	$4.78 \times 10^0$
	NR3	$-4.94 \times 10^{-6}$	$8.00 \times 10^{-5}$	$-4.69 \times 10^{-3}$	$1.54 \times 10^{-1}$	$4.77 \times 10^{-1}$
	NR4	$1.66 \times 10^{-6}$	$-2.60 \times 10^{-4}$	$1.07 \times 10^{-2}$	$-5.30 \times 10^{-2}$	$3.36 \times 10^0$

また、睡眠段階は Fig. 6 が示すように、

$$f_{\text{wake}} + f_{\text{REM}} + f_{\text{NR1}} + f_{\text{NR2}} + f_{\text{NR3}} + f_{\text{NR4}} = 100\%$$

が成立する。睡眠の出現率は高齢になるにつれて覚醒の出現率は上昇し、深い睡眠は低下する

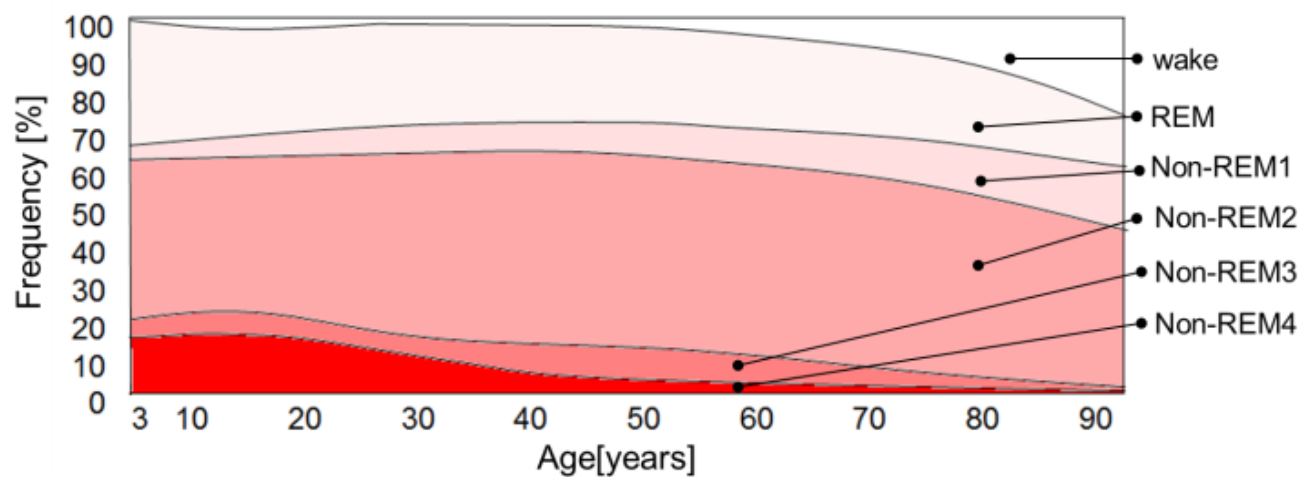


Figure 6 年齢ごとの各睡眠段階の平均出現率

## 2.4 睡眠段階の推定

睡眠の指標となる RRI の周波数解析から求めた LF/HF 値,そして(1),(2)式から各睡眠段階の出現率を求める. LF/HF 値を Fig.7 のように降順にソートし, 出現率を当てはめる. このときの各睡眠段階の出現率

覚醒	$[ f_{wake} - \delta f_{REM}, f_{wake} + \delta f_{wake} ]$
REM	$[ f_{REM} - \delta f_{NR1}, f_{REM} + \delta f_{REM} ]$
Non-REM1	$[ f_{NR1} - \delta f_{NR2}, f_{NR1} + \delta f_{NR1} ]$
Non-REM2	$[ f_{NR2} - \delta f_{NR3}, f_{NR2} + \delta f_{NR2} ]$
Non-REM3	$[ f_{NR3} - \delta f_{NR4}, f_{NR3} + \delta f_{NR3} ]$
Non-REM4	$[ f_{NR4} - \delta f_{NR3}, f_{NR4} + \delta f_{NR4} ]$

の範囲の中にあるものとする. この範囲から出現率を特定するため, 2つの睡眠の特徴を利用する

- (a) 「REM 睡眠前後に体動が集中する」
- (b) 「睡眠が深くなるにつれ, 交感神経が低下し, 副交感神経が優位になる」

(a)より, 覚醒, Non-REM1,REM 睡眠時はそれぞれの範囲内で体動が大きい箇所をその出現率とし, (b)より, Non-REM2,3,4 の出現率は降順にソートした LF/HF の傾きが大きい場所を出現率とする. これによりすべての睡眠段階を割り当てる. 各睡眠段階の割り当て後, もとの時系列に戻し,R-K 法流の睡眠段階とする.

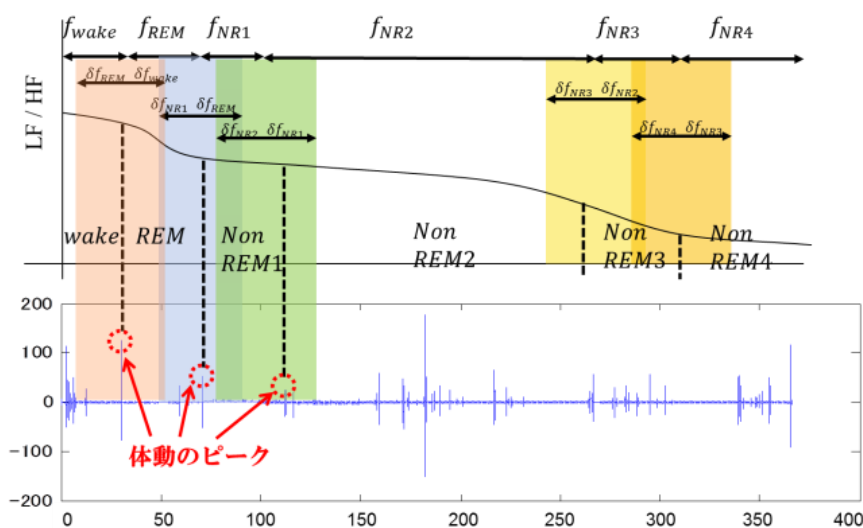


Figure 7 各睡眠段階の割り当て

## 2.5 RRI のデータ処理

睡眠の深さを調べるには RRI の周波数解析が必要となるが、RRI は時間が不等間隔のデータになるため、これを等間隔のデータに再サンプリングする必要がある。再サンプリング方法にはラグランジュ補間やスプライン補間等があるが、ラグランジュの補間はデータ点数が増えてくると関数が振動する問題が発生する。そこで、区分的に近似関数を使い導関数が連続になるスプライン補間を利用する。この方法は理論がシンプルのため、比較的容易に算出プログラムを作成可能であり、一日の睡眠というデータ量に対してもプログラムの処理時間が少なく済む利点がある。

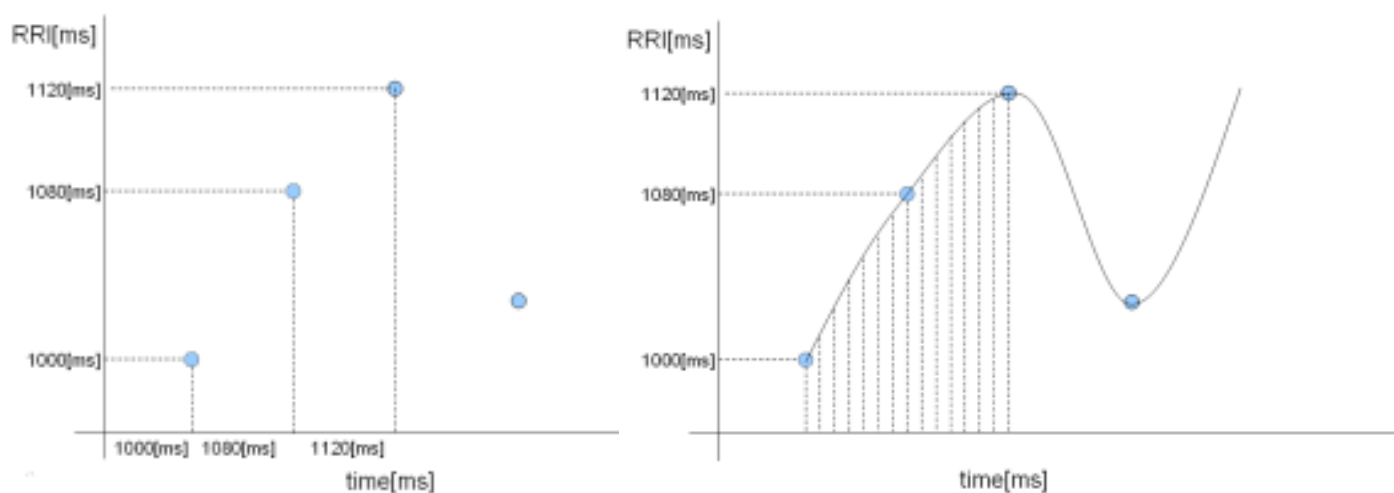


Figure 8 スプライン補間

## 2.6 3次スプライン補間

スプライン曲線とは、補間する領域をデータ間隔 $[x_i, x_{i+1}]$ に区切り、その近傍の値を使い低次の多項式で近似することを考える。区分的に近似関数を使うわけだが、うまく近似をしないと境界でその導関数が不連続になる。各点と点の間を3次関数で表現し、点での接続が滑らかになるようにしたものが3次のスプライン補間である

補間をするデータは、先と同じように $(x_0, y_0), (x_1, y_1), (x_2, y_2), \dots, (x_N, y_N)$ とする。

そして、区間 $[x_i, x_{i+1}]$ で補間をする関数を $S_j(x)$ とする。この様子を Fig.9 に示す。

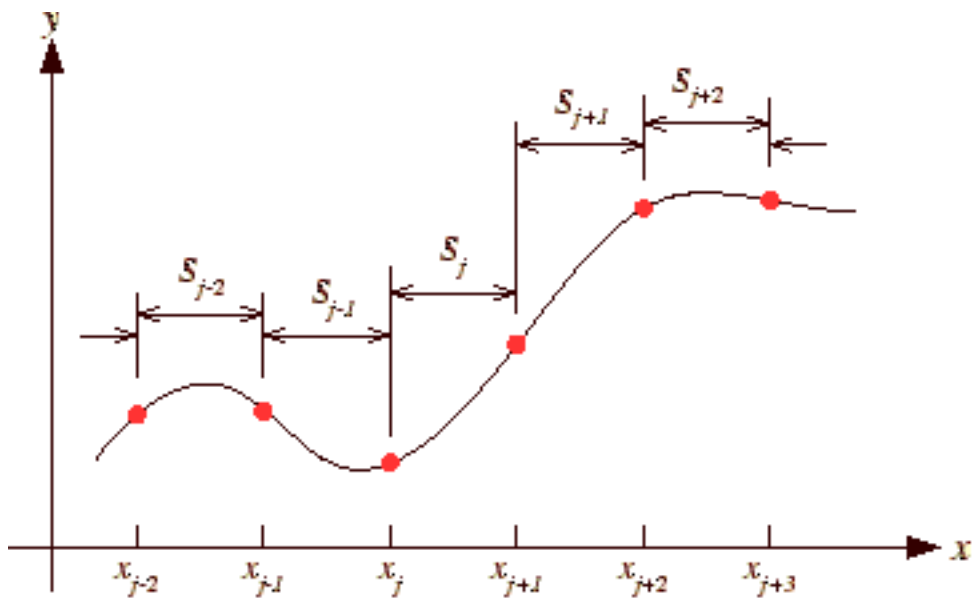


Figure 9: スプライン補間の区分

3次スプライン補完の式を以下に示す

$$S_j(x) = a_j(x-x_j)^3 + b_j(x-x_j)^2 + c_j(x-x_j) + d_j \quad (j=0,1,2,3,\dots,N-1)$$

$$a_j = \frac{u_{j+1} - u_j}{6(x_{j+1} - x_j)} \quad (j=0,1,2,\dots,N-1)$$

$$b_j = \frac{u_j}{2}$$

$$d_j = y_j$$

$$c_j = \frac{y_{j+1} - y_j}{x_{j+1} - x_j} - \frac{1}{6}(x_{j+1} - x_j)(2u_j + u_{j+1})$$

$$\begin{pmatrix} u_1 \\ u_2 \\ u_3 \\ \vdots \\ u_j \\ \vdots \\ u_{N-1} \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} 2(h_0 + h_1) & h_1 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ h_1 & 2(h_1 + h_2) & h_2 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & h_2 & 2(h_2 + h_3) & h_3 & 0 & 0 & 0 \\ \vdots & 0 & 0 & \ddots & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & h_{j-1} & 2(h_{j-1} + h_j) & h_j & 0 \\ \vdots & 0 & 0 & 0 & 0 & \ddots & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & h_{N-2} & 2(h_{N-2} + h_{N-1}) \end{pmatrix} * \begin{pmatrix} u_1 \\ u_2 \\ u_3 \\ \vdots \\ u_j \\ \vdots \\ u_{N-1} \end{pmatrix}$$

$$h_j = x_{j+1} - x_j \quad (j=0,1,2,\dots,N-1)$$

$$u_j = 6 \left[ \frac{y_{j+1} - y_j}{h_j} - \frac{y_j - y_{j-1}}{h_{j-1}} \right] \quad (j=0,1,2,\dots,N-1)$$



### 第3章 睡眠測定システム

#### 3.1 センサ

本研究では、睡眠計測にセンサとして圧電素子を使用する。厚さ 1.5 mm、直径 80 mm のステンレスプレートと、厚さ 1.5 mm、小半径 25 mm 大半径 40 mm のドーナツ状のステンレスプレートを重ね合わせ、その中央に圧電素子を接着する。ステンレスプレートを組み合わせたことで耐久性に優れたものになっており、ベッド足の下や椅子の滑車の下など様々な場面での利用が可能である。この自作センサを Fig.10 に示す。圧電素子はひずみを与えると電圧を発生させる特徴がある。

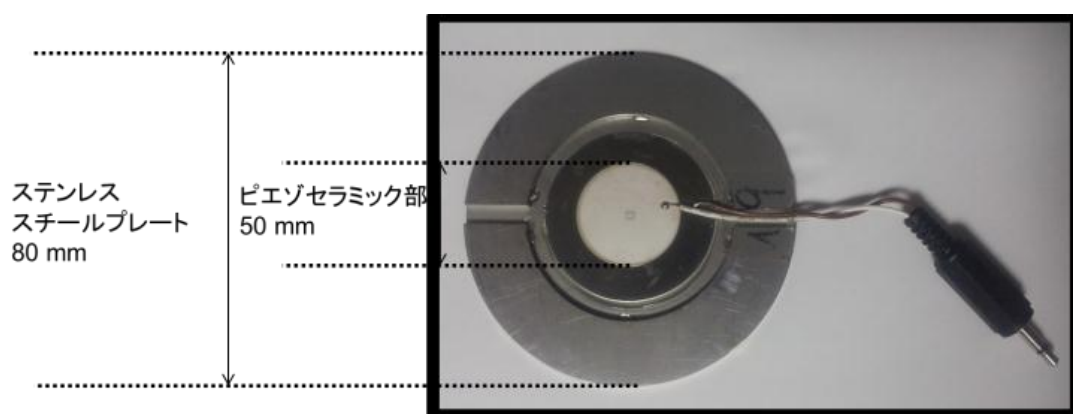


Figure 10 圧電素子センサ

#### 3.2 測定方法

人は睡眠時には、常に体から様々な生体情報を振動として発振している。生体情報として、呼吸、心拍、いびき、寝返り、歯ぎしりなどが上げられ、これらが全てベッドに振動として伝わる。そこで Fig.11 のように自作センサをベッドの足に設置することで、これらの生体情報すべてを測定することが可能になる。本研究では特に、心拍と寝返りを取り扱うことで睡眠の深さの判定を行う。

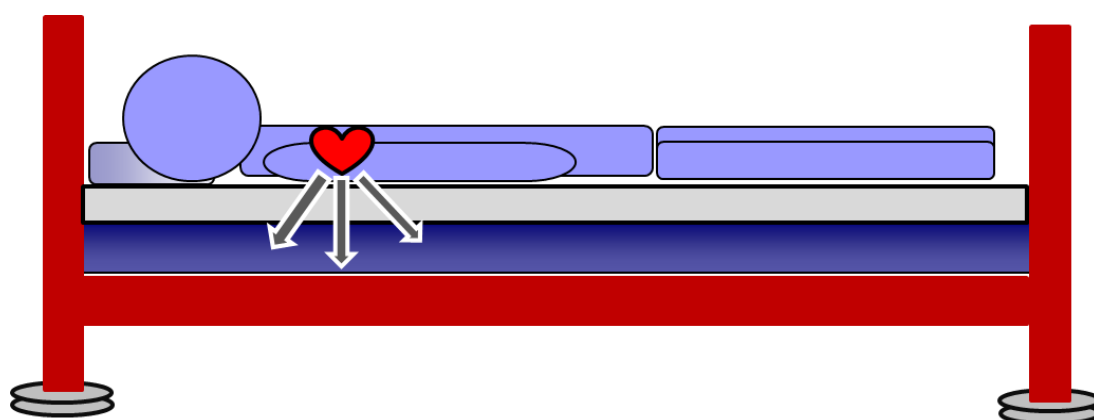


Figure 11 センサの設置

## 第4章 心拍計測実験

### 4.1 実験

圧電素子による睡眠時の心拍測定が可能か検証する。ベッドの足4か所に圧電素子を設置し、リファレンスとしてワイヤレス生体センサ（ECG）を胸に付け、被験者の睡眠時の心拍を測定する。被験者は成人男性一名とする。また、圧電素子から得られた信号には、体動や心拍、呼吸等の様々な生体信号が含まれる。睡眠の深さを調べるにはRR Iを計測する必要があり、心拍信号R波を検知しなければならない。そこで、MATLABでR波検知プログラムを作成し、R波検出が可能か確認する。

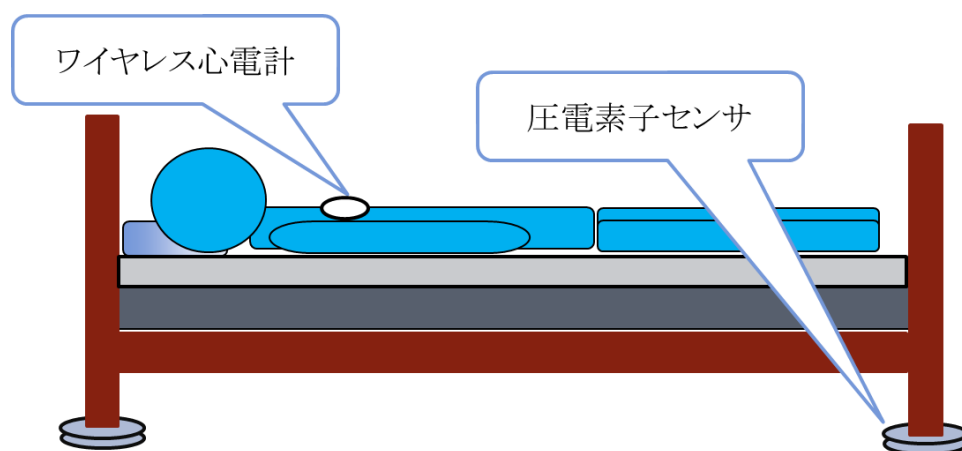


Figure 12 センサ配置

## 4.2 実験装置

- ワイヤレス生体センサ (ECG)

胸部から生体情報を RF で送信する. 心臓活動電位, 3 軸加速度, 温度などの計測が可能であり, 実験では心拍計測のリファレンスとして使用する

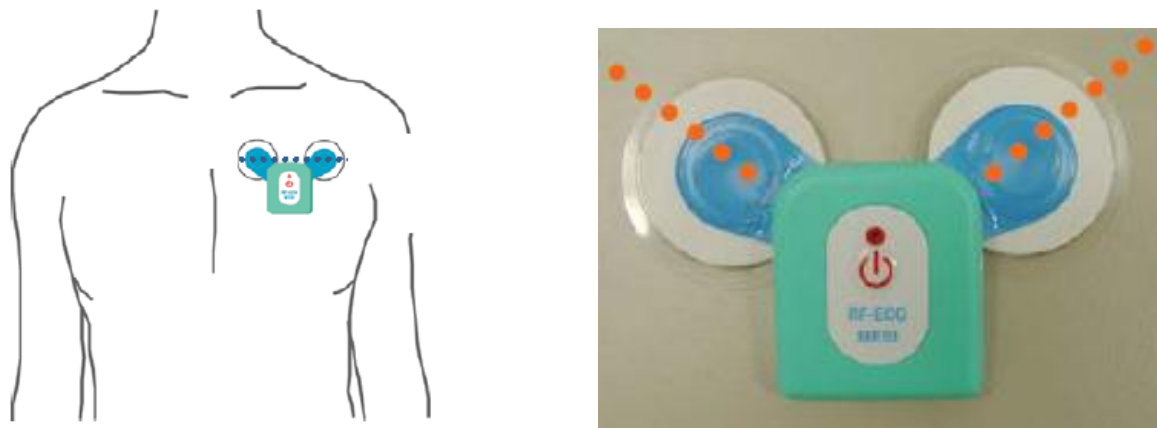


Figure 13 ワイヤレス生体センサ(ECG)

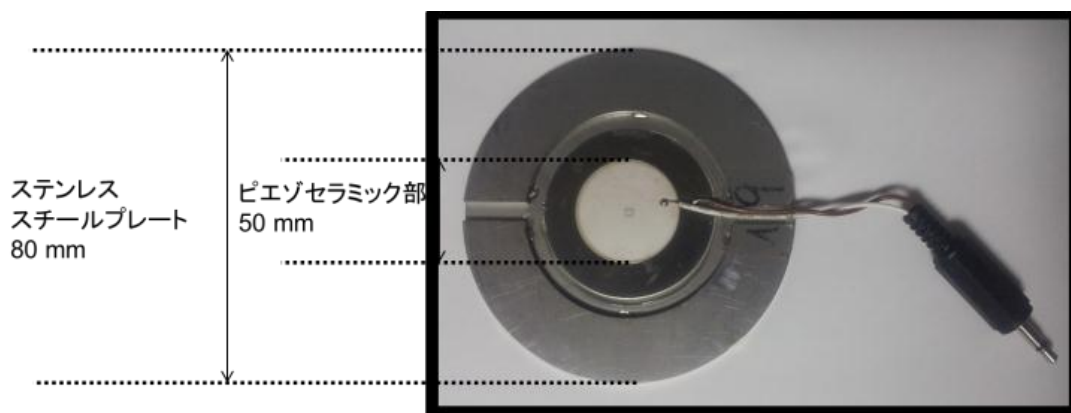


Figure 14 圧電素子センサ

### 4.3 結果の検証

#### 心拍信号R波の検出

まず、センサから修得した信号に対し上に凸となる箇所を R 波と検出する。しかし、この場合は Fig.15 のように低電圧のノイズを R 波と誤検知してしまう。そこで、閾値を設けることで低い電圧付近は R 波と判定しないようにする。

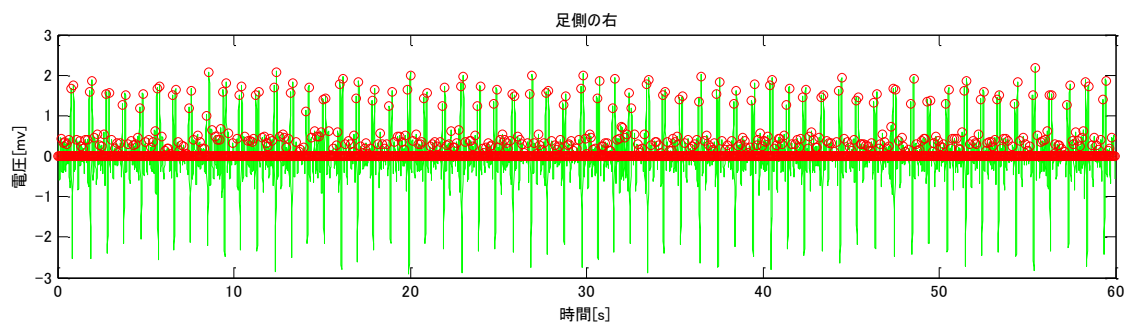


Figure 15 閾値を利用しない場合

閾値の設定についてだが、圧電素子による測定は被験者の体重や重心の位置により信号の出力の大きさが違う。そこで、60秒ごとに振幅の平均を求め、1分間の振幅平均 $\times 0.6$ を閾値とした。これにより、閾値より高く上に凸となる波形を R 波とすることで Fig.16 の結果が得られた。しかし、これでもまだ1つの R 波を2つとして判定が行われており改善の必要がある。

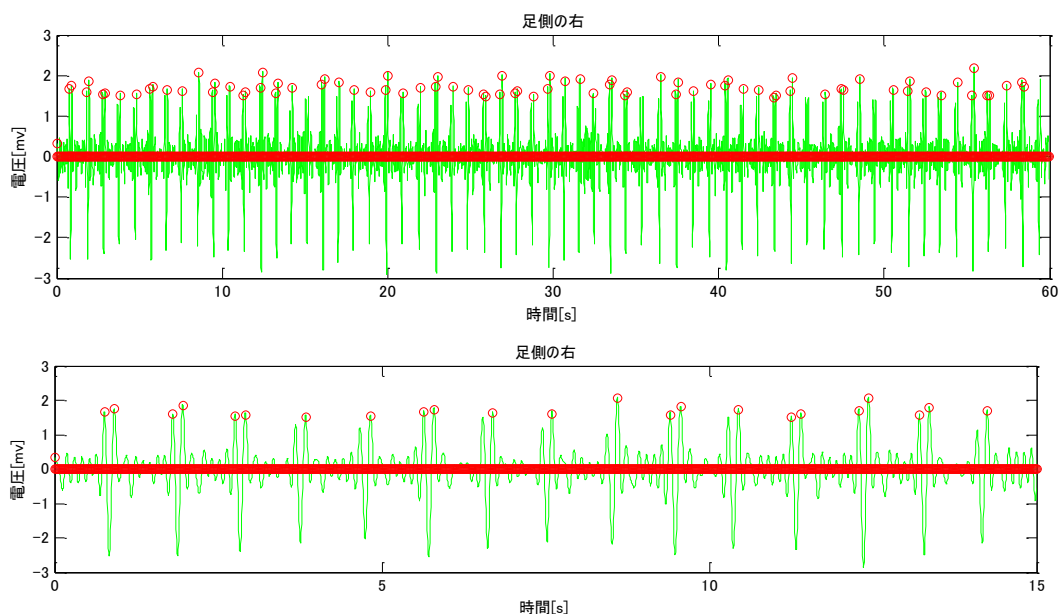


Figure 16 閾値を利用した場合

そこで、R波は600ms~1200msの間隔で現れるということから、R波を検出した場合、次のR波を検知するには600msの時間間隔を置かなければならないという制限を設けることにより、Fig.17の結果を得ることに成功した。このアルゴリズムを利用することで、RRIの算出、1分間毎の脈拍数のカウント等が可能となる。

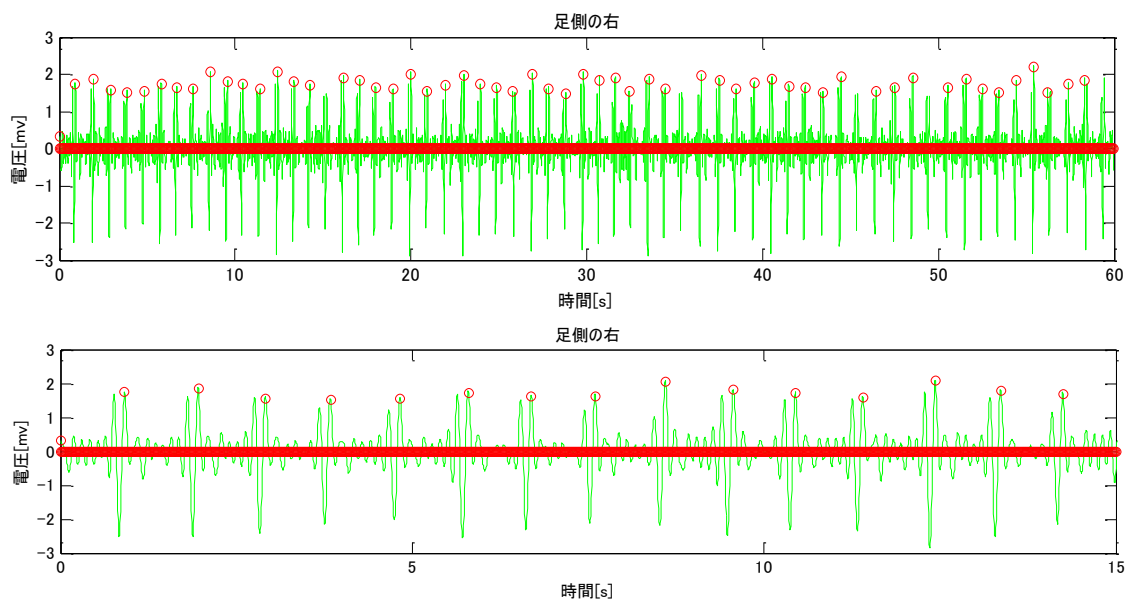


Figure 17 閾値と時間間隔制限を設けた場合

Fig.18 は、4つの圧電素子の出力に 10Hz のローパスフィルタを通した信号と、ワイヤレス生体センサ (ECG) の信号、そしてそれぞれのスペクトル解析結果である。このデータは1分間の信号出力でありその間寝返りは行われていない。4つの圧電素子出力を見ると、いずれからも R 波が確認することができ、スペクトル解析結果も ECG と同様の 1 Hz を示している。

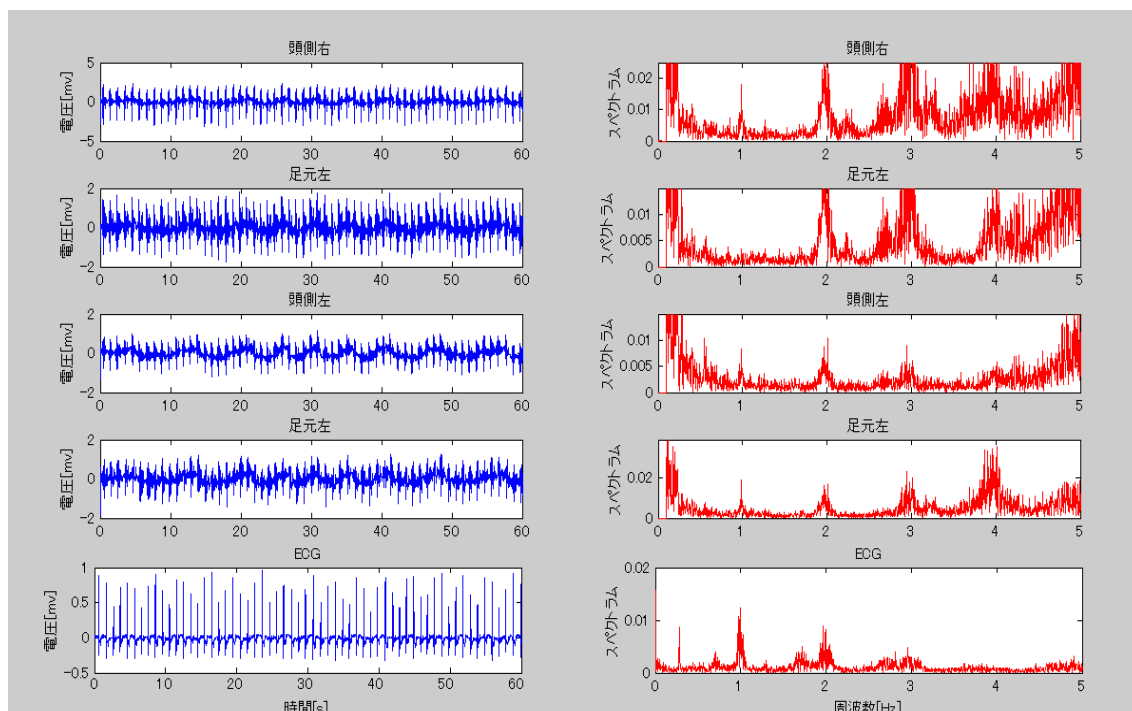


Figure 18 心拍信号とそのスペクトル解析 (寝返り無し)

Fig.19 は、4つの圧電素子の出力に 10Hz のローパスフィルタを通した信号と、ワイヤレス生体センサ (ECG) の信号、そしてそれぞれのスペクトル解析結果である。このデータは1分間の信号出力であり、その間寝返りが行われている。4つの圧電素子出力を見ると、寝返り発生時には出力が飽和状態となり、R波を確認することができない。体動時間が 20 秒程度行われているため、スペクトル解析結果は全体の周波数帯のパワーが増加し、心拍信号の周波数帯 1Hz が埋もれてしまっている結果になっている。睡眠計測には R 波の時間間隔 RRI の算出が必要なので、寝返り時は正しい結果が得られない可能性がでてくることが考えられる。

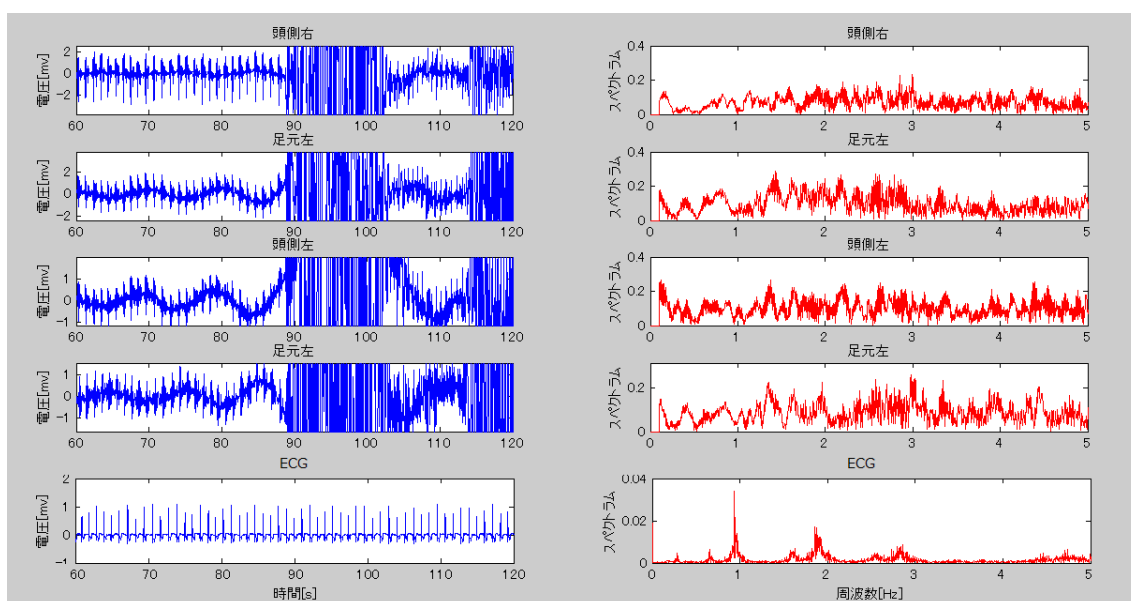


Figure 19 心拍信号とそのスペクトル解析 (寝返り有り)

Fig.20 は、ベッドの頭側右に設置したセンサから得た1分毎の心拍数と、リファレンス ECG との比較である。人は睡眠が浅くなるにつれて心拍数が増加する傾向にあり、ECG の心拍数が多くなっている時間帯は睡眠の浅い REM 睡眠状態にあることが考えられる。この心拍数の多い時間帯は、圧電素子による計測精度が低下しているのがわかる。これは、REM 睡眠状態時は寝返りが多く発生することから、その間 Fig.19 のように心拍を検出できなかったことが原因として考えられる。

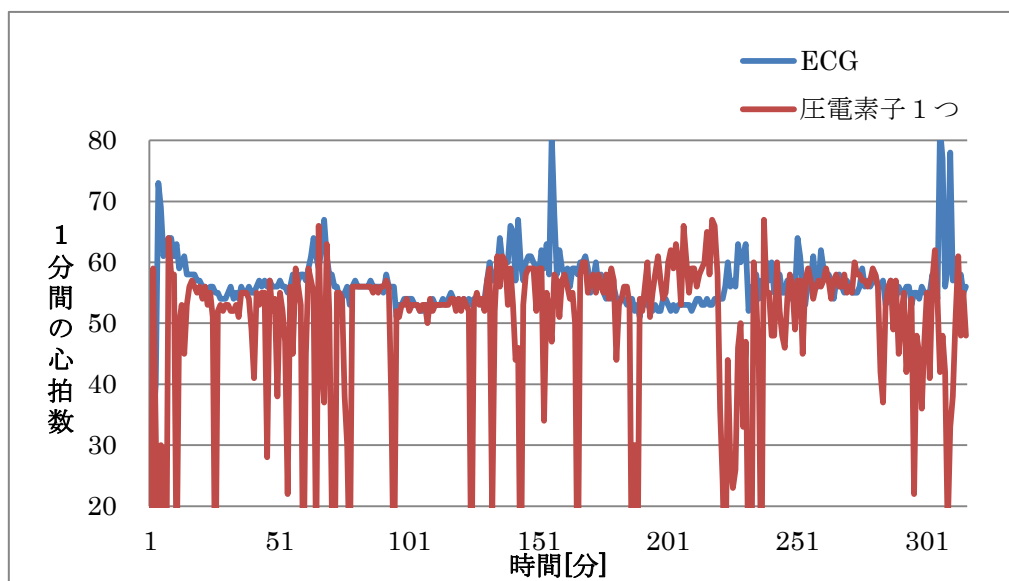


Figure 20 睡眠全体の圧電素子と ECG の心拍数比較



#### 4.4 考察

圧電素子センサの出力波形を見ると、リファレンスである ECG と同様な波形が現れており、スペクトラム解析結果においても ECG と同じ 1 [Hz] の周波数を持つことが分かる。この時間帯は体動が行われていないため高精度の心拍計測が行われている。しかし、Fig.20 を見てみると、心拍の測定誤差が多くみられる時間帯がある。これはこの時間帯に体動が多く発生しその間心拍が正しく測定できていないと考えられる。これらの結果から、安静時は心拍計測が可能であり、眠りの浅い REM 睡眠時は心拍測定の精度が著しく低下することがわかった。

## 第5章 睡眠測定実験

### 5.1 実験

圧電素子で睡眠の測定を行い，ジェピコ製生体モニタの睡眠段階と比較することで，圧電素子の睡眠測定に対する有用性を検証する．被験者は3名，25歳 30歳 58歳を対象とし，インフォームドコンセントを得たうえで睡眠計測を行った．ベッドの足4か所に圧電素子を設置し，脈波の比較対象として筋電センサを胸に装着する．また，睡眠の深さの比較対象とし，ジェピコ製生体モニタのマットレスを寝具の下に設置する．

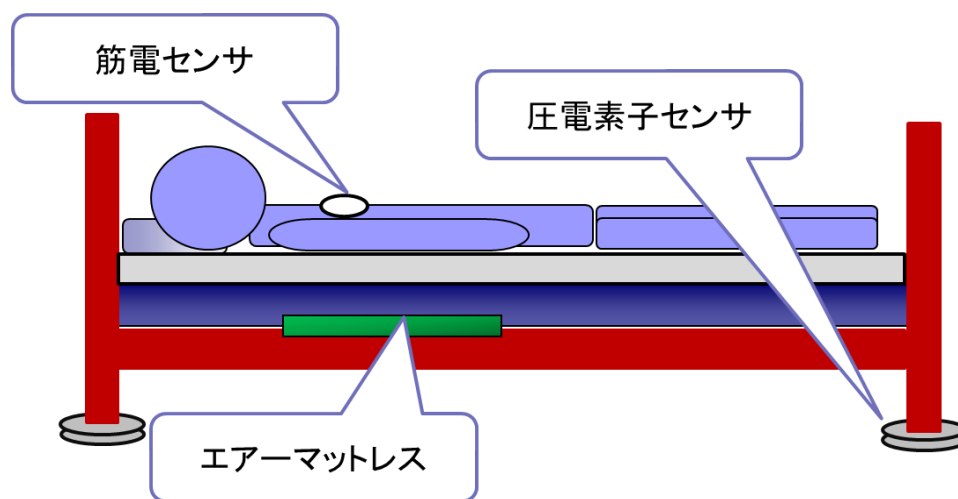


Figure 21 センサの配置

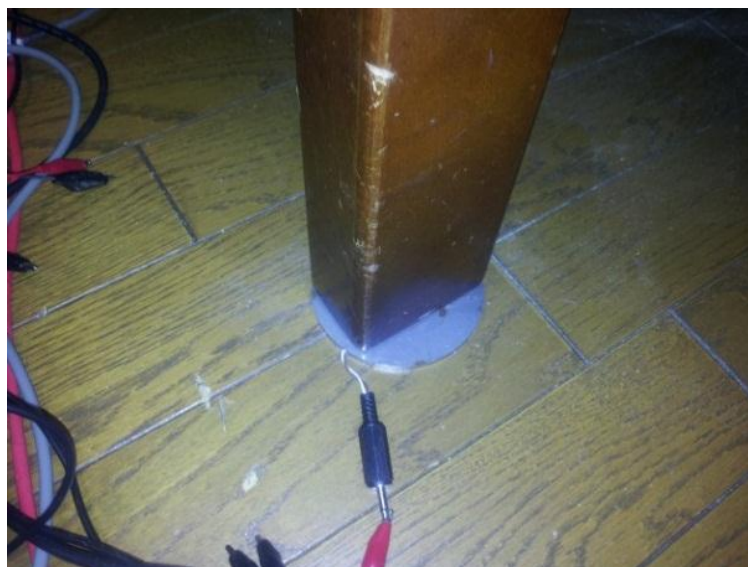


Figure 22 圧電素子の設置の様子

## 5.2 実験装置

- ワイヤレス生体センサ (ECG)

胸部から生体情報を RF で送信する. 心臓活動電位, 3 軸加速度, 温度などの計測が可能であり, 実験では心拍計測のリファレンスとして使用する

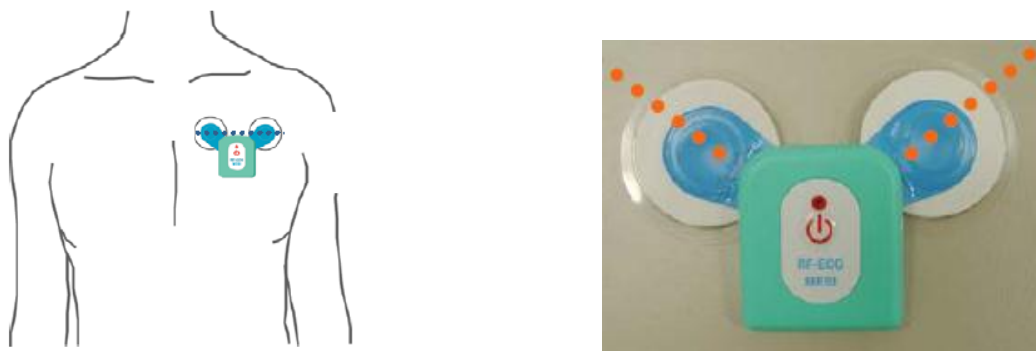


Figure 23 ワイヤレス生体センサ(ECG)

- ジェピコ製生体モニタ

エアマットを寝具の下に設置することで, 心拍・呼吸・いびきの計測が可能. 実験では睡眠段階のリファレンスとして使用する.



Figure 24 ジェピコ製生体モニタ

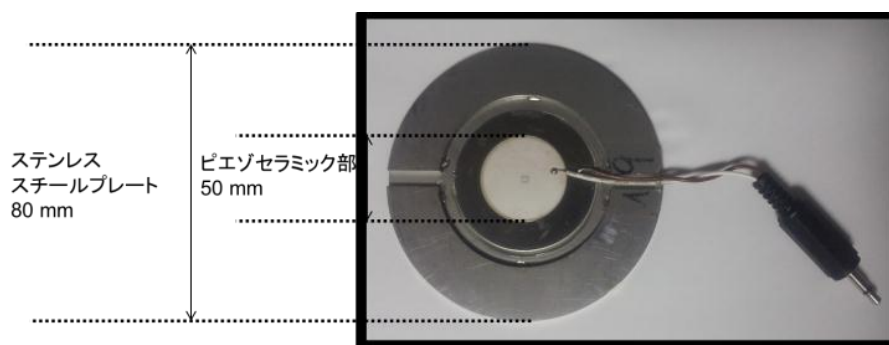


Figure 25 圧電素子センサ

### 5.3 センサ自動選択方法

第4章の実験では圧電素子を4か所設置して測定をしたが、睡眠分析をする際は最も心拍が取れているいずれか1つを選ばなければならない。しかし、寝ている姿勢やベッドに対する体の接触位置によりどのセンサが精度の高い出力を得られているかは計測ごとに異なってくる。そこで、4つのセンサの中で、どのセンサが心拍を正確に計測出来ているかを1分毎に自動判別し、最も精度の高いセンサ出力を用いることで心拍計測の精度を上げる。

判別基準として、RRIを用いる。人の心拍は基本600ms~1200msのRRI値を持つが、心拍のカウント漏れや、ノイズにより心拍と誤検知してしまった場合はこの値から大きく外れた値となる。よって、毎分ごとに4センサのRRI値の外れ値を求め、最も外れ値の少ないセンサを最も精度の高いセンサ出力として使用する。

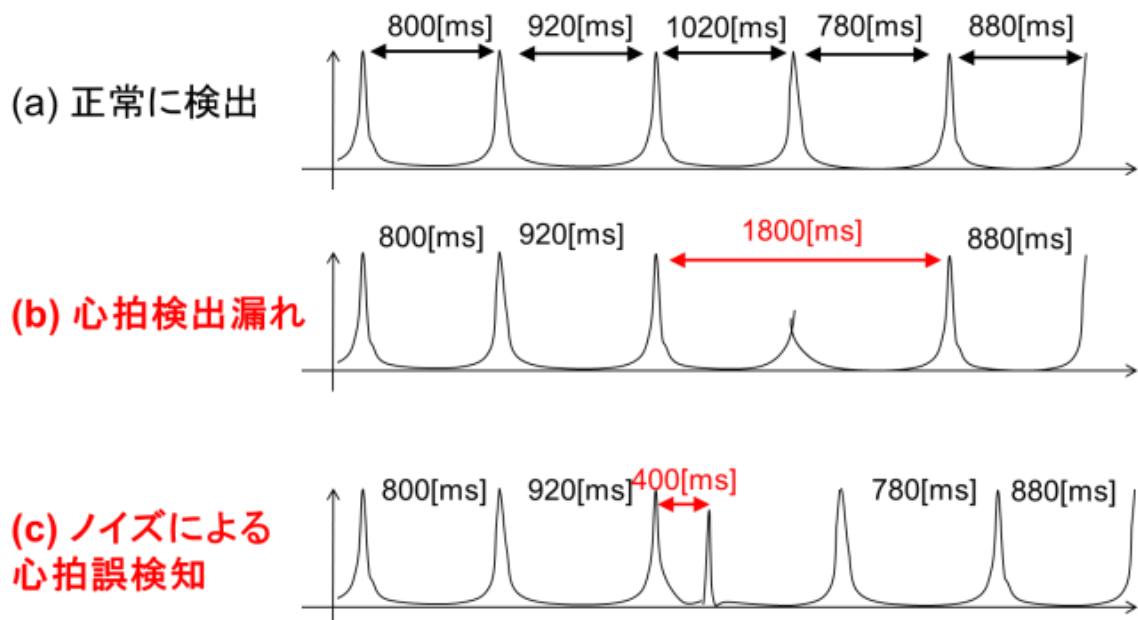


Figure 26 測定誤差の判断基準

## 5.4 センサ自動選択方法の具体例

Fig.27 は、1 分毎の自動選択の様子を示したものである。23 時 10 分は、外れ値の最も少ない 0 とカウントされたセンサ出力が選択される。その次の 23 時 11 分は、外れ値の最小数である 6 とカウントされたセンサ出力が選択される。このように、1 分毎に外れ値を比較することで最適なセンサ出力を選択していくことが可能になる。外れ値の最小値が複数で同一だった場合は R 波の平均振幅が高いセンサが選択される。

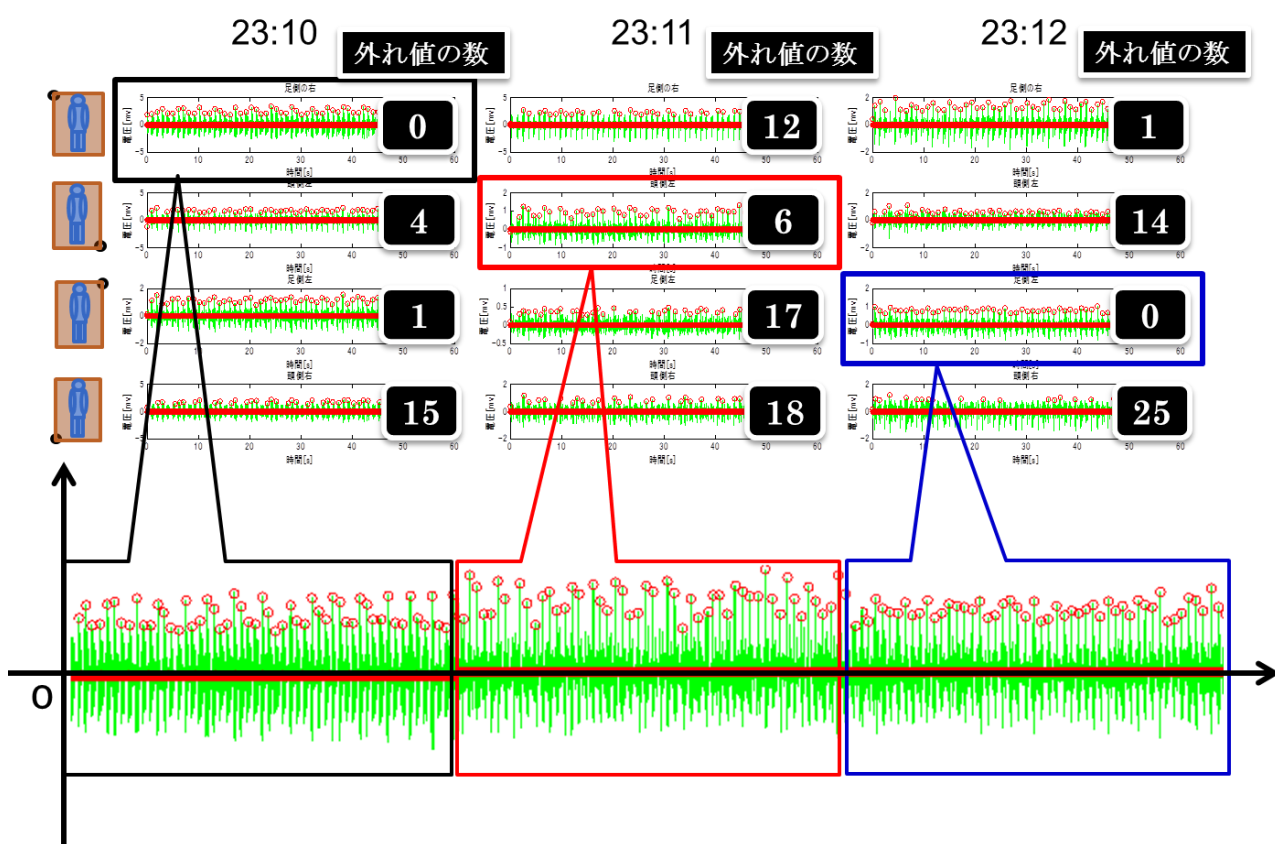


Figure 27 自動選択方法

## 5.5 結果の検証

Fig.28 は、被験者 A の 1 月 1 日の測定開始から 21 分後の 1 分間の心拍波形と外れ値の個数を示している。赤い丸印が R 波と検知された箇所になるが、足側右の出力は、目視で R 波と思われる箇所にすべて丸印が付いており、外れ値の個数もプログラムでは 0 とカウントされた。頭側左は、目視で判断すると 2 か所ノイズが R 波と誤検知されており、外れ値個数が 2 つとカウントされた。足側左、頭側右の出力に関しては、R 波と思われる箇所に赤い丸印が何か所か付いておらず、R 波の検出ができていない。これは、閾値を下回っていたため検出ができなかったものと考えられる。この時間帯は、外れ値の 0 となっている足側右のセンサ出力が選択される。

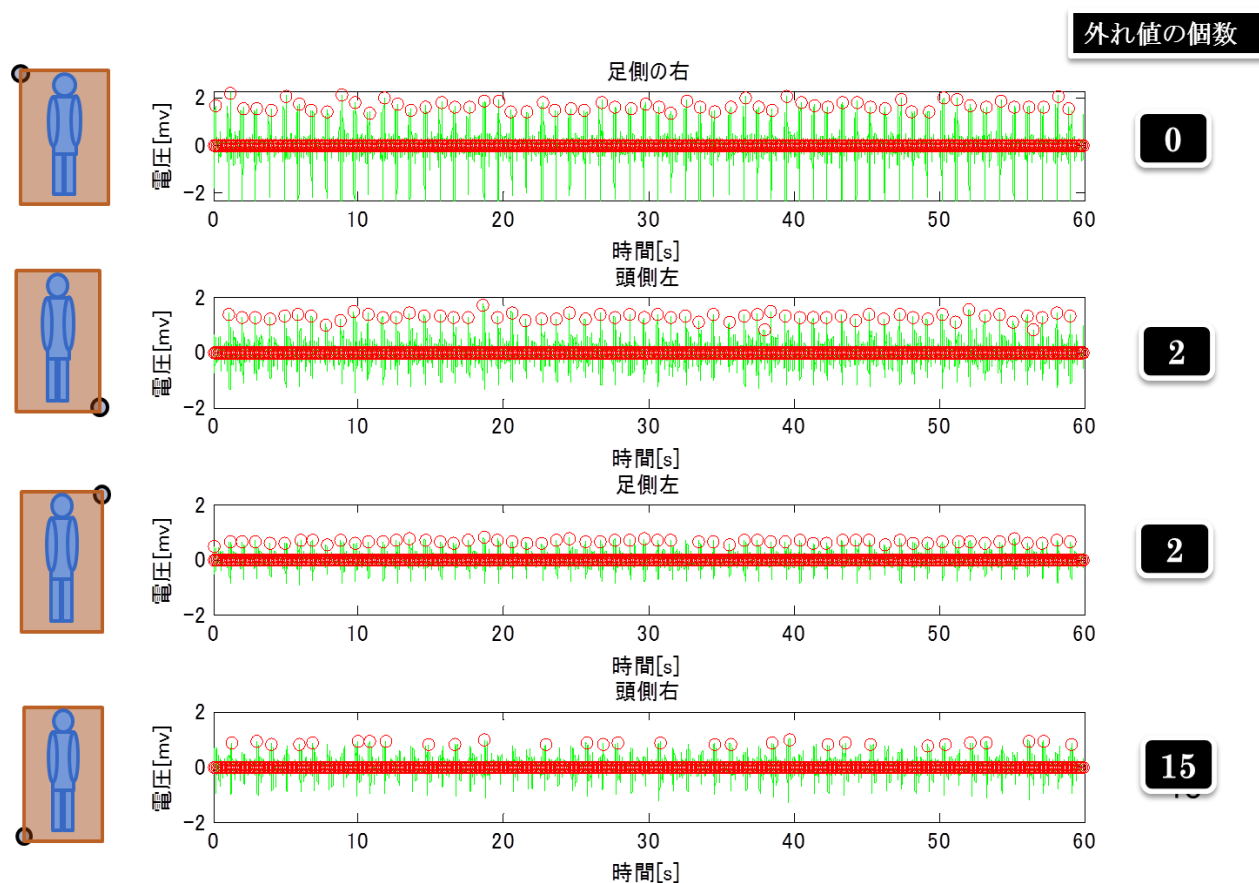


Figure 28 被験者 A (1 月 1 日) の測定開始からそれぞれ 21 分後

Fig.29 は, 被験者 A の 1 月 1 日の測定開始から 22 分後の 1 分間の心拍波形と外れ値の個数を示している. この時間帯は, 外れ値の 0 となっている頭側右のセンサ出力が選択される.

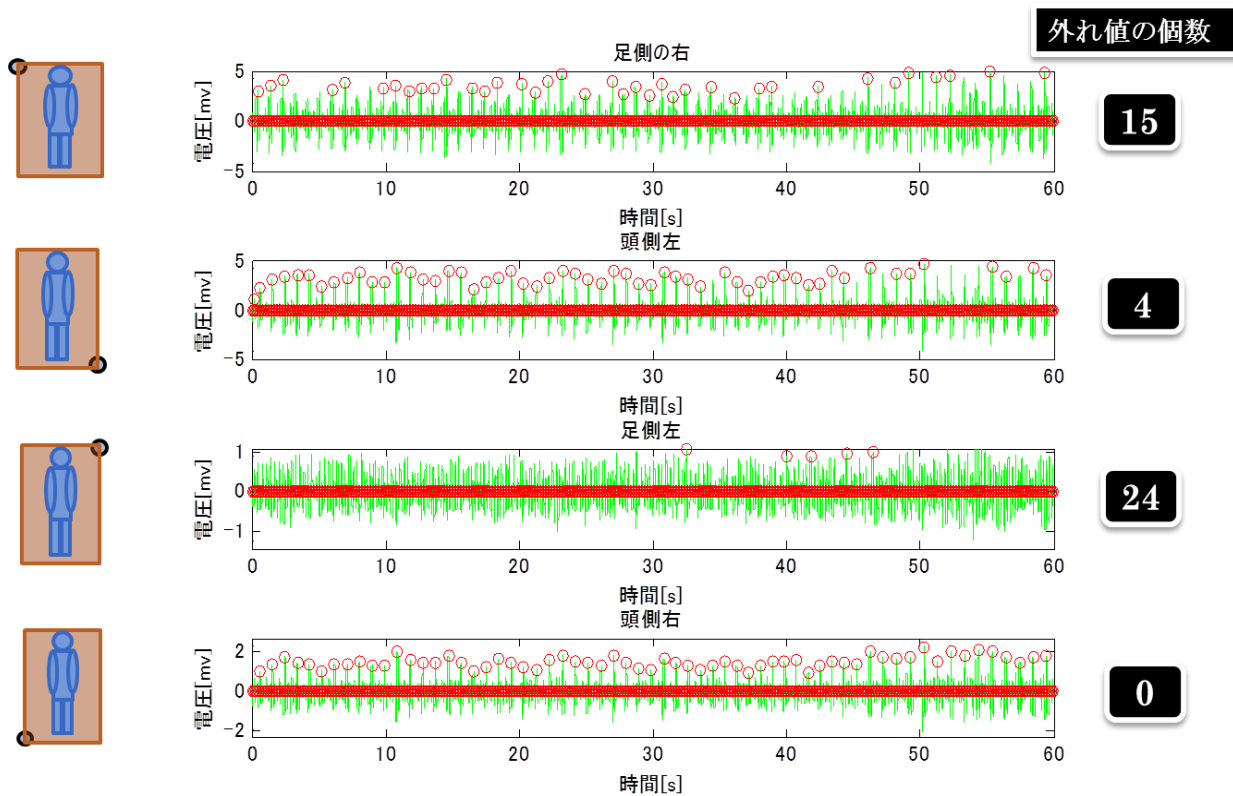


Figure 29 被験者 A (1 月 1 日) の測定開始からそれぞれ 22 分後

Fig.30 は、1月1日被験者 A の睡眠全体における、1分毎のセンサ選択状況となっている。センサは1分毎に外れ値の少ない最善のものが選択される。70分～140分の時間帯は足側右のセンサが連続的に選択され、180分～230分の時間帯は足側左のセンサが連続的に選択されている。このことから、同じセンサが連続的に選択されているときは寝返りがなく安静状態であり、センサーの選択が切り替わった際は、寝返りにより姿勢や重心に変化が生じていた可能性が考えられる。

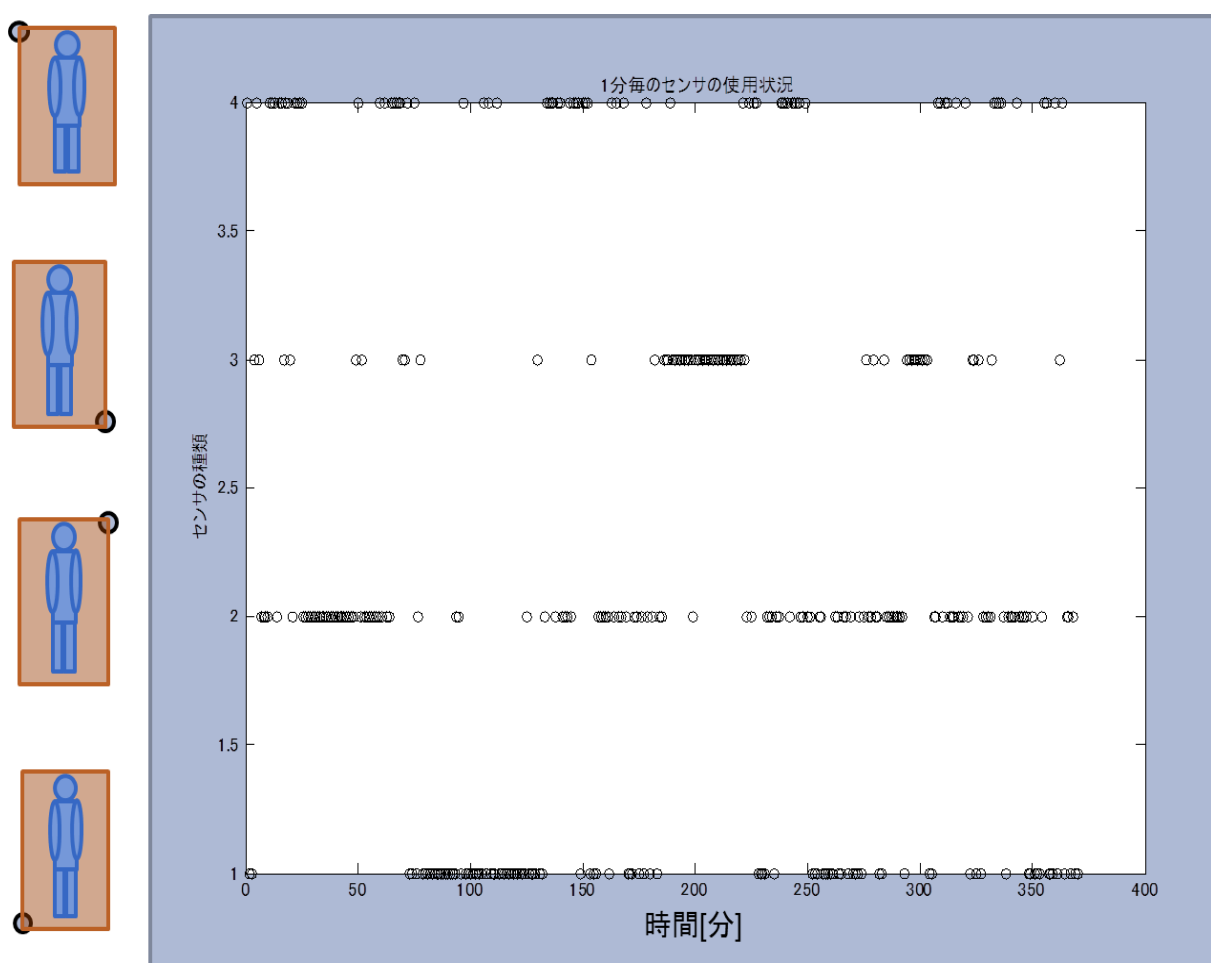


Figure 30 センサの選択状況



Fig.31 は上のグラフが足側左のセンサと ECG の 1 分毎の心拍数比較, 下のグラフが自動選択方式を利用したものと, ECG の 1 分毎の心拍数比較となっている. センサが 1 つの場合は, 睡眠開始から 90 分の間など心拍測定に大きな誤差が生じている. これは, センサ 1 つの場合は被験者の姿勢や重心位置により心拍信号が取れない時間帯があった可能性が考えられる. 自動選択を利用した場合は, 心拍測定誤差が大幅に減少しているのがわかる. これは, 被験者の様々な姿勢・重心位置をとっても 4 か所に配置されているセンサにより, いずれかで精度の高い測定が行われたものと考えられる.

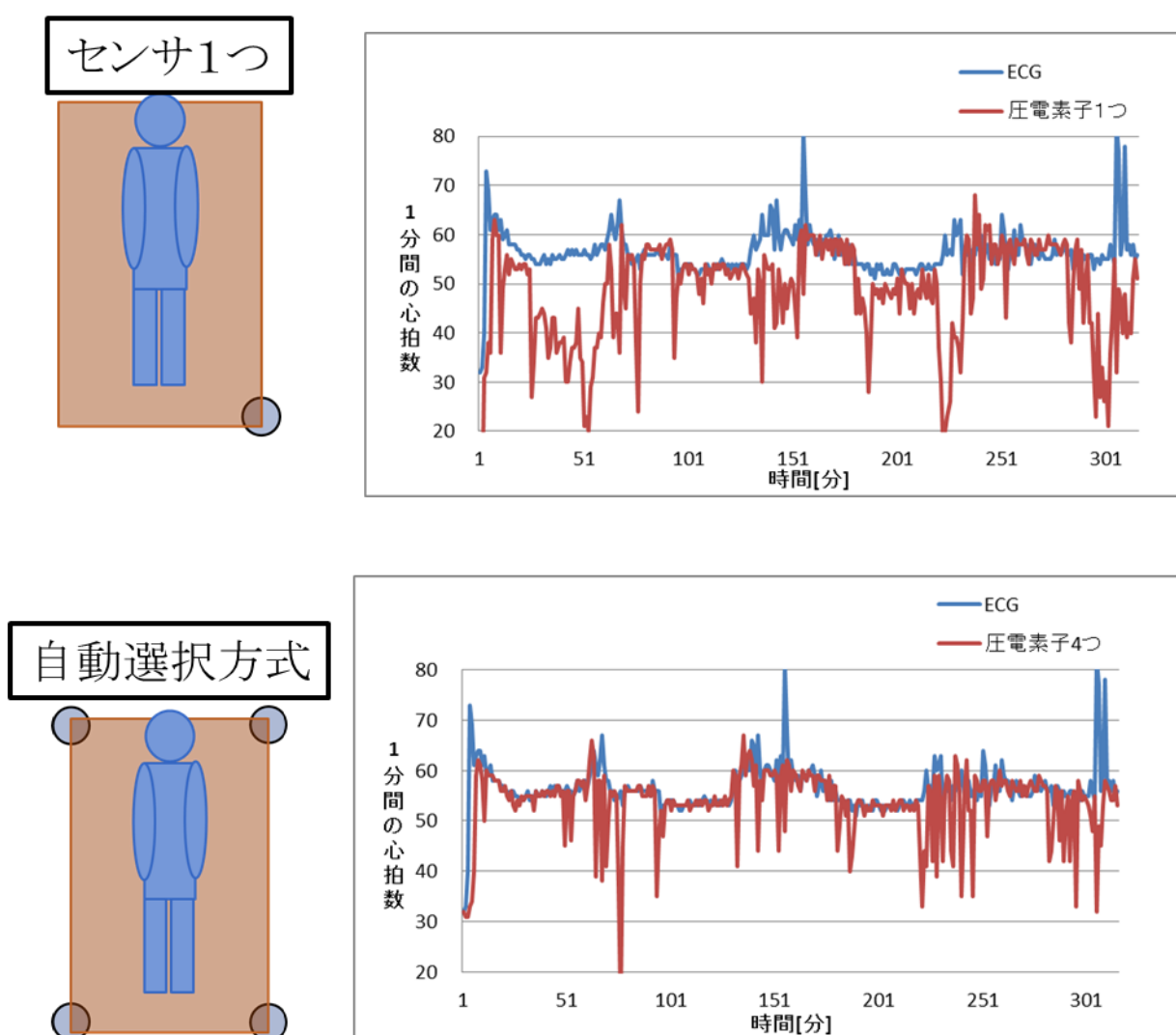


Figure 31 睡眠全体における 1 分間毎の心拍数比較

Table 2 は、足側右のセンサのみで測定した心拍数との二乗誤差平均，4 か所のセンサを用いて自動選択により測定した心拍数と，ECG との二乗誤差平均の表である．全日程において，自動判別方式を用いたほうが心拍測定誤差が少なく，被験者が変わっても同様の結果が得られている．

Table 2 ECG と圧電素子の測定による二乗誤差平均

被験者	年齢	日付	圧電素子1つ	自動判別方式
A	25	12月30日	13.71	6.73
		12月31日	7.43	5.63
		1月1日	8.91	3.91
		1月4日	6.44	3.75
		1月6日	6.41	3.65
B	58	1月25日	15.24	6.16
		1月26日	20.39	4.98
		1月27日	21.99	5.61
		1月28日	21.46	6.85

Fig.32 は、1月1日被験者 A の RRI から求めた LF, HF 成分を示す。  
 LF 成分は睡眠が深くなるにつれて値が小さくなることから、90分~120分や250分~280分は睡眠が深いことが分かる。HF 成分は睡眠が深くなるにつれて値が大きくなるが、40分~90分や120分~170分といった時間は睡眠が浅いにも関わらず値が非常に大きい。これは、睡眠の浅い時間帯は寝返りが頻繁に発生するためその間の RRI が得られないため、LF 成分が増大してしまったことが原因と考えられる。

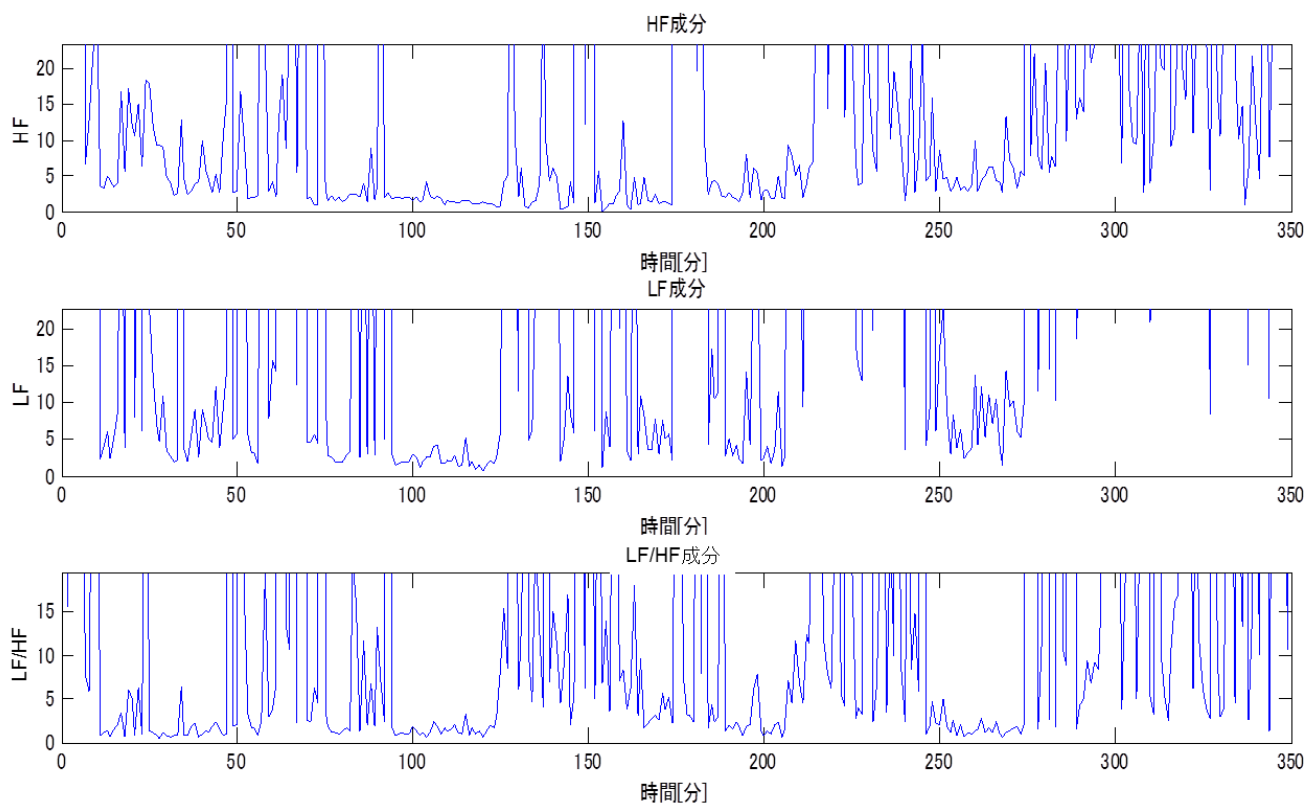


Figure 32 1月1日被験者 A の LF, HF 成分

Fig.33 は 1 月 1 日 被験者 A の圧電素子センサによる LF/HF 値と、それをもとに作成した睡眠段階、そしてリファレンスとなる生体モニタによる睡眠段階結果である。圧電素子による睡眠段階をみると、LF/HF で値の高い区画は REM 睡眠と評価されているのがわかる。また、生体モニタと比較すると 50 分前後、150 分前後 230 分前後、320 分前後と約 90 分サイクルで REM 睡眠が現れる様子が同様に見て取れる。しかし 100 分前後、260 分前後に生体モニタが NonREM2 の結果に対し、圧電素子計測では NonREM4 と異なる結果となっており、誤差も見られる。

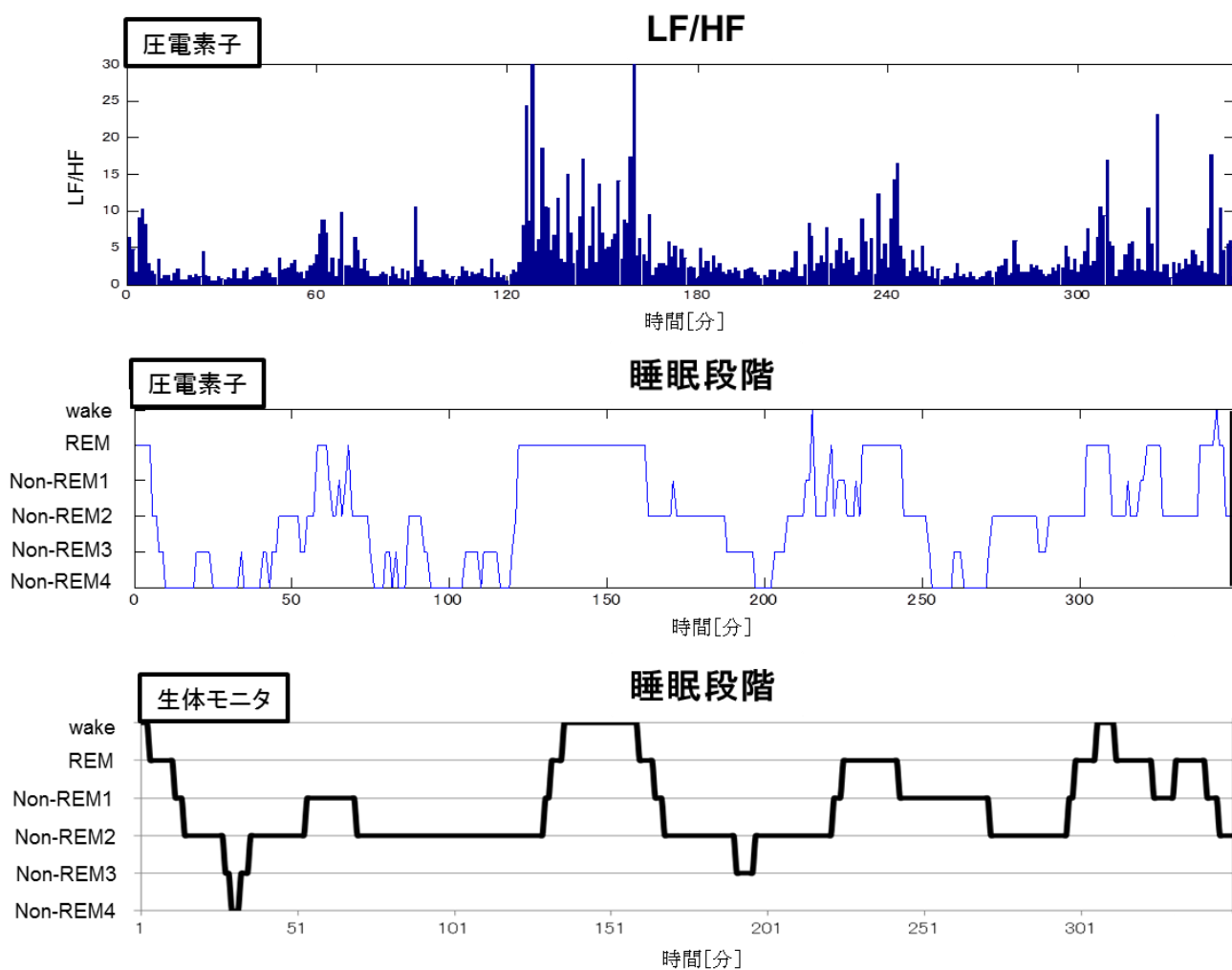


Figure 33 1 月 1 日 被験者 A の睡眠段階

Fig.34 は, 1月27日 被験者BのRRIから求めたLF, HF成分を示す. 被験者Aと同様, HF成分をみると睡眠の浅い時間帯である180~240分など多くの時間帯で飽和した値が存在し, この間は寝返りが行われていたと推測できる.

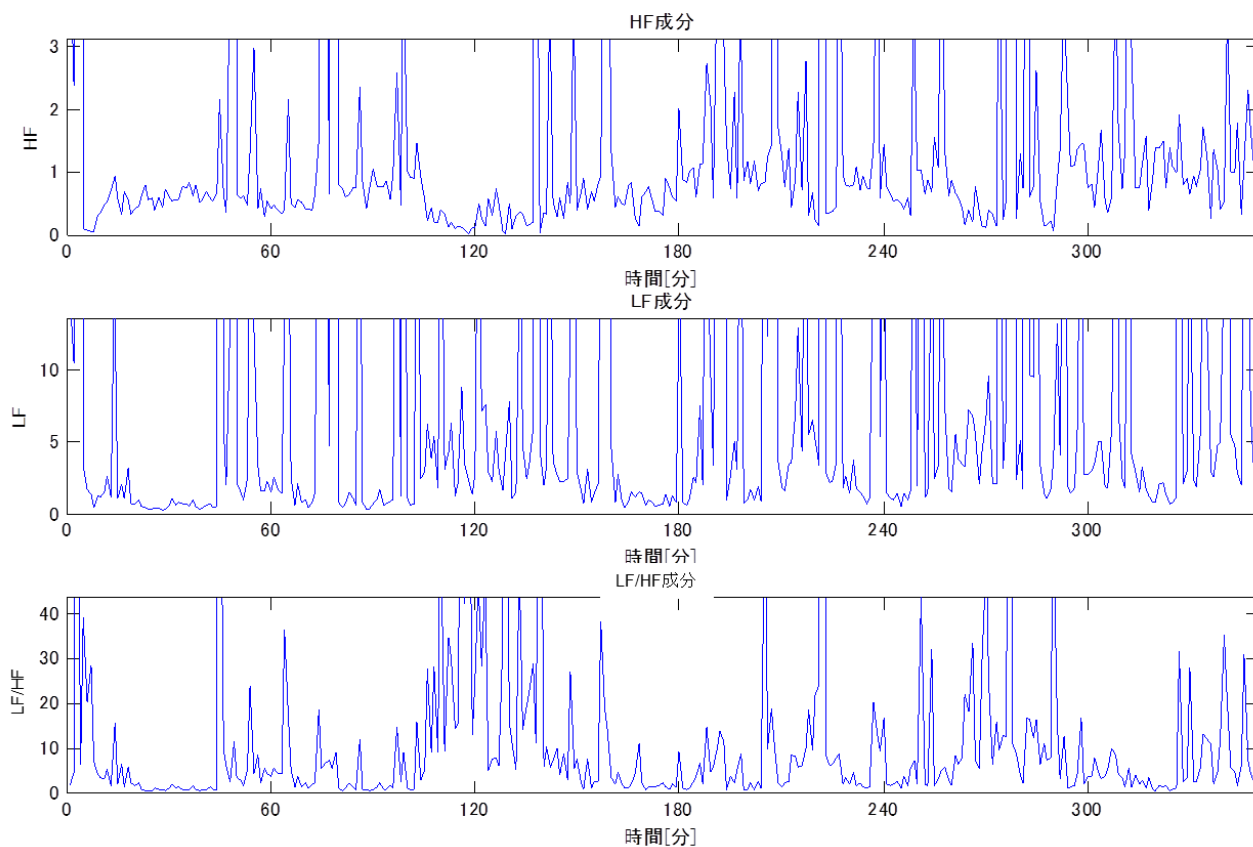


Figure 34 1月27日 被験者BのLF, HF成分

Fig.35 は 1 月 27 日 被験者 B の圧電素子センサによる LF/HF 値と、それをもとに作成した睡眠段階、そしてリファレンスとなる生体モニタによる睡眠段階結果である。50 分前後、150 分前後、130 分前後、220 分前後、270 分前後で生体モニタと同様の REM 睡眠が出現しているのがわかる。

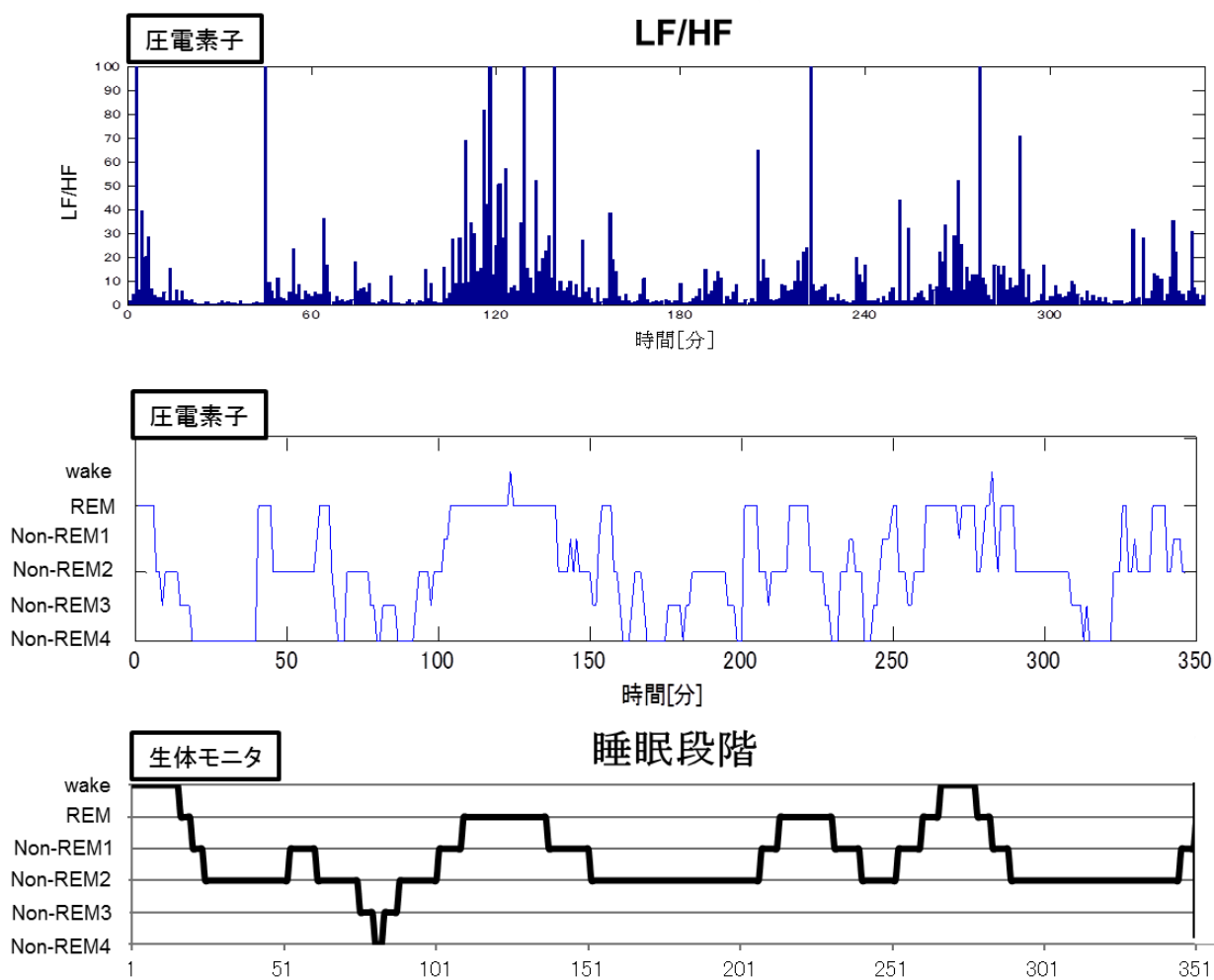


Figure 35 1 月 27 日 被験者 B の LF/HF と睡眠段階

## 5.6 考察

心拍測定に関しては、9夜すべてのデータにおいて自動判別を用いたことにより、センサ1つの時より計測誤差が減少した。しかし、自動判別を用いても誤差が出続ける時間帯も存在している。これは、第4章の Fig.19 のように1回の寝返りで10秒前後、心拍測定ができなくなるため、何度も寝返りが発生する REM 睡眠時には心拍計測の精度が下がっていたことが考えられる。

自動判別を用いて求めた LF, HF 成分は、REM 睡眠の時間帯に寝返りが多く発生するため RRI 値を正確に求めることができず、それにより値が飽和状態になってしまうことが確認できた。

睡眠段階は、1月1日のデータに関しては50分前後、150分前後、230分前後、320分前後と約90分サイクルでREM睡眠が現れる様子が同様に見て取れる。しかし100分前後、260分前後にリファレンスが NonREM2 の結果に対し、圧電素子計測では NonREM4 と異なる結果となっており、誤差も見られる。LF/HF 値の測定は、寝返り等の影響を大きく受けるため、結果に誤差が生じたものと考えられる。

## 第6章 まとめ

### 結論

本論では、人に拘束感を与えずに無拘束状態で睡眠を測定するシステムを考案した。圧電素子を4個用いた自動判別を利用することで心拍測定の精度が向上し、この計測結果からRRI値を求め周波数解析することにより睡眠の深さの指標となるLF/HF値を算出した。これに各睡眠段階の平均的な出現率と標準偏差を求める4次式を利用することで、LF/HF値から一般的な睡眠指標とされる「睡眠段階」で表現することができた。寝返り時は計測精度が低下するが、圧電素子を利用することで、無拘束状態で大局的な睡眠リズムは測定可能であることが示された..



## 参考文献

- 1) 中村 英夫 , 吉田 正樹, “姿勢変化による心拍変動と血圧変動との関係に関する検討 “
- 2) 高橋 圭太 , 井上 浩, “心拍変動による VDT 作業者のストレス・疲労の 定量的検討”
- 3) 栗原, 渡辺, 田中 : 無拘束生体計測による睡眠指標と睡眠段階の推定法, 生体医工学, **45-3**, 216/224 (2007)
- 4) 栗原, 渡辺, 山崎, 田中 : 心拍と体動信号による睡眠指標, 計測自動制御学会論文集, **43-11**, 1022/1029 (2007)
- 5) 栗原, 渡辺, 田中 : 睡眠段階遷移方程式と睡眠段階出現率の推定, 計測自動制御学会, **44-2**, 124/132 (2008)
- 6) 栗原, 渡辺, 小林, 田中 : 睡眠時における心拍の相互情報量による  
デルタ波出現率の推定, 電気学会論文誌 C, **128-10**, 1550/1556 (2008)
- 7) 田中, 松本 : 心音センサを用いた心拍および呼吸の無拘束計測,  
Dynamics and Design Conference, **2001**, 32, (2001)

## 付録



Figure 36 KYENCE NR-2000

- 高速サンプリング 400kHz
- 最大 28ch 入力
- 高分解能 14bit
- メモリカード対応
- 高電圧絶縁入力 $\pm 400V$  (オプション NR-2010 使用時)

フラッシュメモリカードをPCカードアダプタに装着し、PCカードスロットに差し込み、NR-2000本体で収集したデータをパソコンへ転送し、パソコン上で観測や編集、保存などを行うことができる。また、本体とパソコンを、USBケーブルで接続すれば、パソコン上で直接データ収集が可能。

## R波検出プログラム

```
function[peaks_beat, beat_kazu, rri] = RRI_kensyutu1(Data, Filter, p, Hz)

%%%戻り値%%%%%%%%
%peak_beat
%beat_kazu
%rri
%%%引数%%%%%%%%
%Data
%Filter 600ms感覚で検出するなら0.6と入力する
%p : pの値よりも低い電圧はノイズと判断してカウントせずに除去
%Hz : サンプリング周波数

%%%%%%%% RRI検出 %%%%%%%%%
peaks = zeros(1, length(Data)); % ピーク位置記憶用 零行列を用意することでデータ数=時間情報の意味合いを維持
peaks_T=0;
for n = 2:length(Data)-1
    if Data(n) > p && Data(n-1) <= Data(n) && Data(n) >= Data(n+1)
        peaks(n) = Data(n); %山なりになってる条件
        peaks_t=n; %ピーク時の各々の時間
        peaks_T=cat(1, peaks_T(:, 1), n); %心拍のピーク時の各々の時間を1列に格納(ノイズの山もはいつてる)
    end
end
%%%この時点ではまだ脈の判定が, ピークである山の先端にある細かいノイズも全部1つ1つの山と認知してしまう%%%

%%%%%%%%データの近い値を塊としてとらえる%%%%%%%%
peakszure1=cat(1, peaks_T, 0); %peaks_T 配列の末尾に0要素を追加
peakszure2=cat(1, 0, peaks_T); %peaks_T 配列の先頭に0要素を追加
peaks_sa=peakszure1-peakszure2; %ピーク時の時間の差をとった
```

%%%%隣り合うピーク時の時間の感覚が短いもの（ノイズの部分）を0として、真のピークを1としてあらわす

```
for n=1:length(peaks_sa)
    if peaks_sa(n)<Hz*Filter %ここで数字が小さいほど、細かく検出するのでノイズ
        %がはいたりする。数値が大きすぎると正常なものがカウントされない
```

```
        peaks_sa(n)=0;
```

```
    end
```

```
end
```

```
for n=1:length(peaks_sa)
    if peaks_sa(n)>Filter
        peaks_sa(n)=1;
```

```
    end
```

```
end
```

```
%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%
```

```
T=find(peaks_sa); %塊の位置座標をしる
```

```
peaks_beat = zeros(length(Data), 1); % ピーク時の電圧と位置記憶用のゼロ行列
```

```
b=1;
```

```
max=0;
```

```
MAX=zeros(1, 100);
```

```
Index_n=zeros(1, 100);
```

```
for m=2:length(T)
```

```
    for n=T(m-1):T(m)-1 % 1つのグループごとの最大の値となったときのindexを求める
```

```
        if max<Data(peaks_T(n))
```

```
            max=Data(peaks_T(n));
```

```
            T11=n;
```

```
        end
```

```
    end
```

```
    MAX(b)=max;
```

```
    Index_n(b)=peaks_T(T11); %値がmax時のindexをIndex_nの配列に格納
```

```
    b=b+1;
```

```

max=0;
end

for m=1:length(Index_n)
peaks_beat(Index_n(m)+1)=Data(Index_n(m)+1); %ここで赤○印のデータを作成している.
end

%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%% RRI計算 %%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%
beat_kazu=length(Index_n);%心拍数

rri=zeros(beat_kazu-1,1);

for n=1:beat_kazu-1

rri(n)=(Index_n(n+1)-Index_n(n))*Hz*1000;
end

end

```

## 研究業績

[国際会議]

Yuji Shimada, Kajiro Watanabe, Yosuke Kurihara and Kazuyuki Kobayashi:  
Noncontact Measurement of Sleep Depth by Using Pressure Sensors, SICE Annual  
Conference 2010 in Taiwan

## 謝辞

本研究を進めるにあたり、渡辺嘉二郎教授、小林一行准教授には適切なお指導をして頂きました。特に渡辺嘉二郎教授は、企業との合同実験など多くの機会を私に与えてくださり、貴重な体験をさせていただきまして心より感謝いたします。また、中々進展がない研究に加え、就職活動の面でも大変なお迷惑をお掛け致しました。

本研究は、株式会社ジェピコ様のご協力により進めることができました。取締役の中村哲夫様には技術的な要素だけでなく、社会人としての心得など様々なことを教えていただきました。また、岡田卓也様にはお忙しい中、実験に協力して頂き計測機器の貸出や返却等、この数年間本当にお世話になりました。

研究室の皆様にも大変お世話になりました。今村恭介君、篠敏弘君をはじめ、多くの方に協力していただきました。多くの皆様の支えによりここまで研究を進めることができ感謝の気持ちで一杯です。有難うございました。





## 実験結果

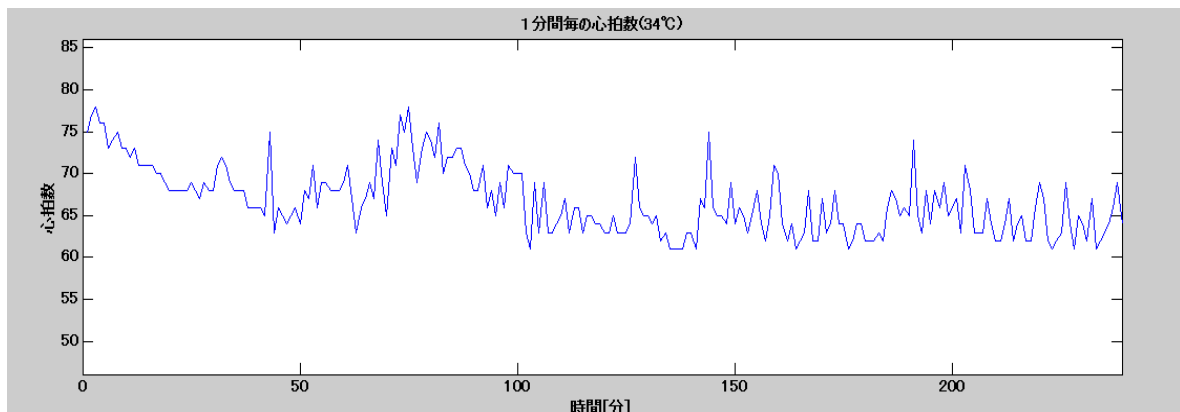
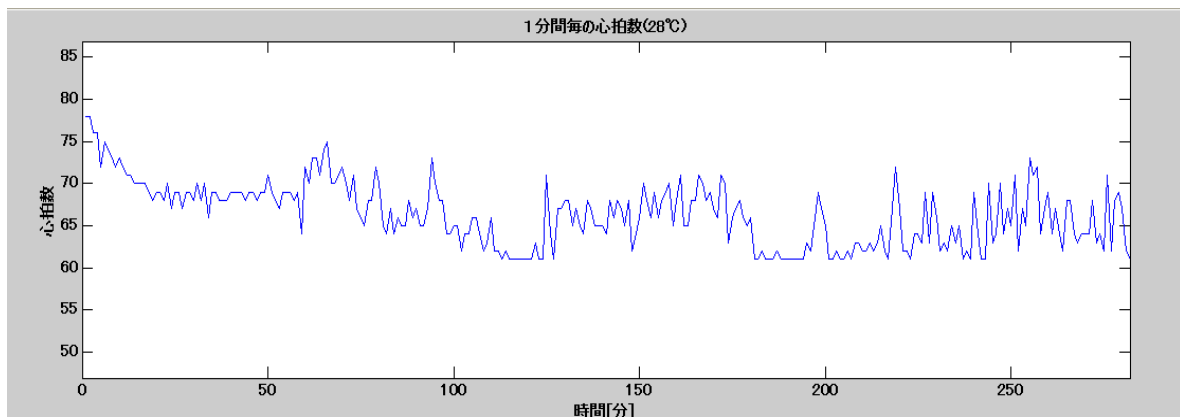
Table.1 睡眠時の測定データ

	脈拍数	体動	呼吸	RRI の平均値
28[°C]	22563 回	86 回	7371 回	89. 2996[ms]
34[°C]	21614 回	108 回	7053 回	87. 9702[ms]

以下の Fig は、1 分毎に 1 分間の心拍の合計をとった心拍数である。

実験では睡眠時に頻繁に寝返りを行ったため、心拍波形に大きな影響を与え、寝返り時の心拍計測が 1 分間に 100 回を超えるような大きな値が出てしまった。

よって、分間 80 回を超えるデータははずれ値とみなし、はずれ値を取り除いた結果になっている。そのため、時間軸の範囲が異なっている

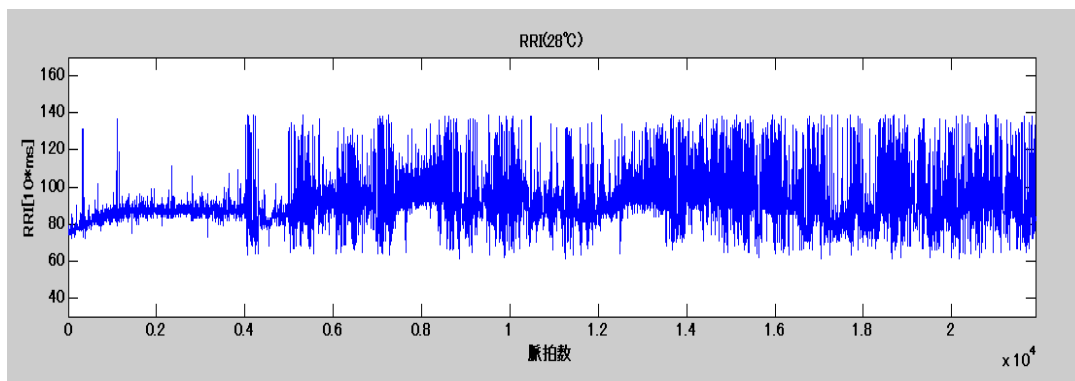
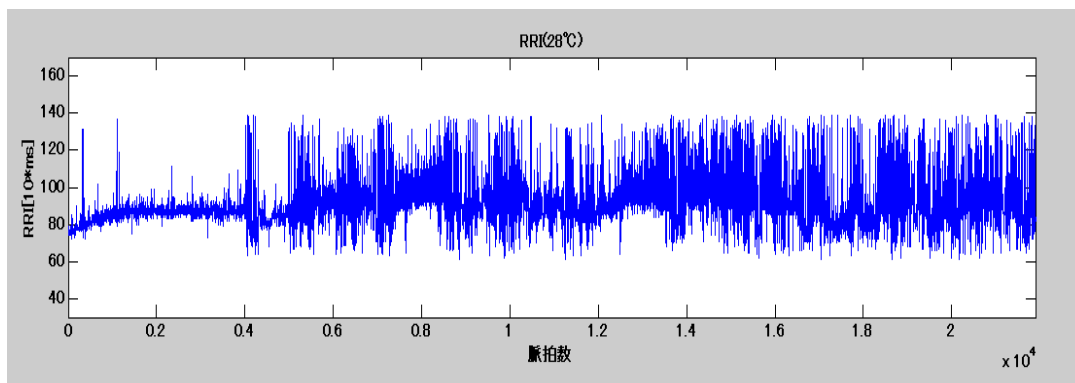


以下の fig は, RRI を示している.

RRI は心拍の一拍毎の間隔時間なので, ノイズの影響などで心拍を測定できなかった場合は, その瞬間の RRI 値が 2 倍, 3 倍などの大きな値が出てしまう.

よって, 600~1400[ms]の範囲を超えるものははずれ値とみなし, そのときのデータを取り除く処理を行った.

そのため, Fig と fig の時間軸の範囲が異なっている



## 考察

体動に関しては、34°Cのほうが体動の回数が多くなった、呼吸、脈拍数に関しては28°Cのほうが多い。これは34°Cの実験の際に、何度かベッドから離れていた時間があったのでその間のカウントされなかった分の差だと考えられる。

1分間毎の心拍数は、体動のときに心拍への波形に大きく影響を与えるため、ノイズも心拍と誤検知したために大きな誤差がいくつも入ってしまった。そのため、毎分60~80回の範囲を超える心拍は外れ値とみなし、取り除いてデータ処理をしたグラフが Fig. 5 である。34°Cのデータのほうが心拍の変動が大きい結果となった。寝苦しい分睡眠も浅く、それが心拍に影響を与えている。

RRI に関して比較してみると、Fig. 6 からでは特徴を捉えにくいですが平均値を取ってみると、28°Cの 때가 89.2996 [ms]、34°Cの 때가 87.9702 [ms] となっている。これは気温が高いときのほうが睡眠が浅く、そのために心拍が早くなり RRI が減少したと考えられる。室温が睡眠に適したものになるほど心拍の回数が減少し、変動も小さくなる。RRI の数値が上がると考えられる。

今回は寝返りの影響によるはずれ値のデータを取り除く処理を行ったが、それによりデータ数そのものが減ってしまい、時間軸もおかしくなってしまった。それにより、同じ時間での比較が困難になってしまった。

## 第〇章 実験 1

### -1 実験方法

布団の下にエアマット空気圧圧力センサーを敷き、パルスオキシメータを耳たぶに装着し測定を開始する。6時間の睡眠を行った。

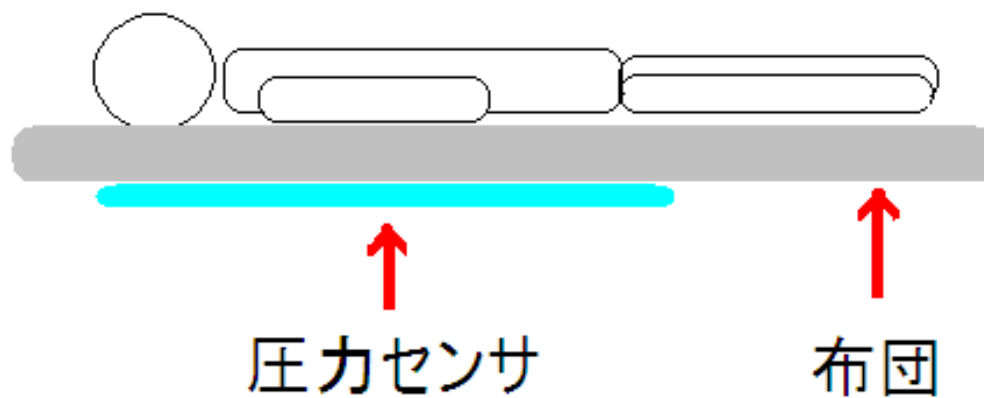
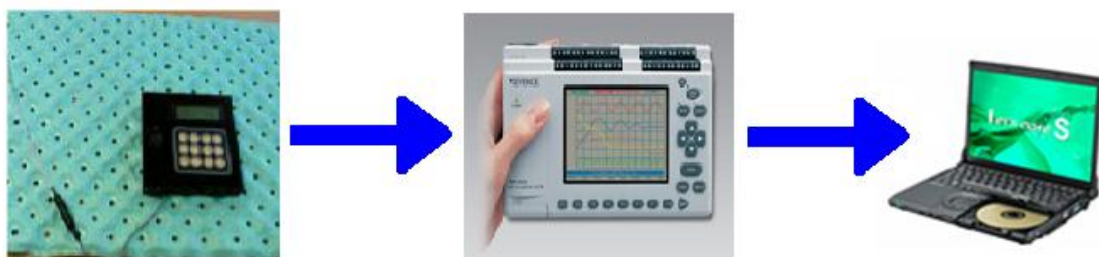


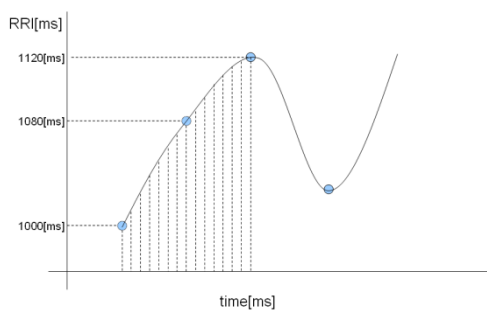
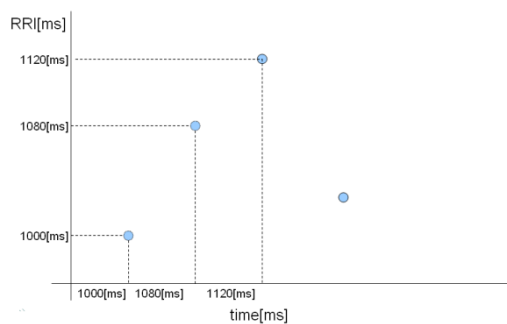
Fig.5 センサの配置

## -2 データ処理

圧力センサからのデータを, サンプルング・インターバル 10[ms]で A/D 変換(NR-2000)し, PC にデータを送る. セッティングの準備が終わり次第, 計測を開始する.



計測データを処理するにあたって, 心拍変動(RRI)をパワースペクトル解析する. しかし, RRI は時間が不等間隔のサンプルング・データなので, これを 3 次のスプライン関数で補間した後に, これを等間隔に再サンプルングし直してスペクトル解析する. そこで, 今回は補間した RRI を 10[ms]間隔で再サンプルングした後に, 1 分毎にスペクトル解析を行うこととした.



スプライン曲線とは、補間する領域をデータ間隔 $[x_i, x_{i+1}]$ に区切り、その近傍の値を使い低次の多項式で近似することを考える。区分的に近似関数を使うわけだが、うまく近似をしないと境界でその導関数が不連続になる。各点と点の間を3次関数で表現し、点での接続が滑らかになるようにしたものが3次のスプライン補間である

補間をするデータは、先と同じように $(x_0, y_0), (x_1, y_1), (x_2, y_2), \dots, (x_N, y_N)$ とする。

そして、区間 $[x_i, x_{i+1}]$ で補間をする関数を $S_j(x)$ とする。この様子を 図 5 に示す。

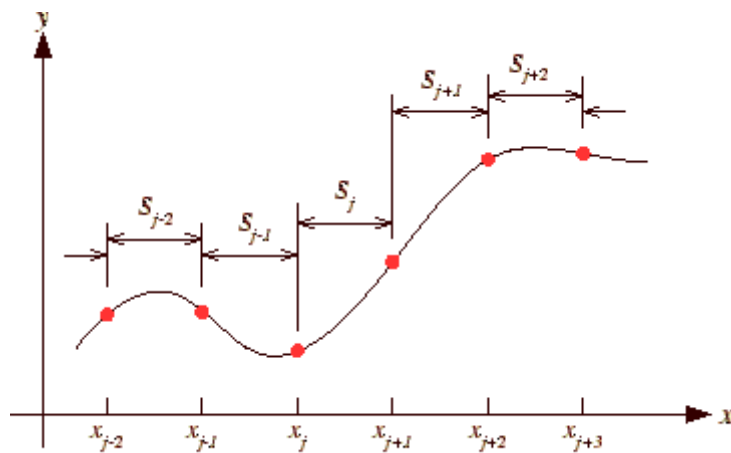


図 5: スプライン補間の区分

3 次スプライン補完の式を以下に示す

$$S_j(x) = a_j(x-x_j)^3 + b_j(x-x_j)^2 + c_j(x-x_j) + d_j \quad (j=0,1,2,3,\dots,N-1)$$

$$a_j = \frac{u_{j+1} - u_j}{6(x_{j+1} - x_j)} \quad (j=0,1,2,\dots,N-1)$$

$$b_j = \frac{u_j}{2}$$

$$d_j = y_j$$

$$c_j = \frac{y_{j+1} - y_j}{x_{j+1} - x_j} - \frac{1}{6}(x_{j+1} - x_j)(2u_j + u_{j+1})$$

$$\begin{pmatrix} u_1 \\ u_2 \\ u_3 \\ \vdots \\ u_j \\ \vdots \\ u_{N-1} \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} 2(h_0 + h_1) & h_1 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ h_1 & 2(h_1 + h_2) & h_2 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & h_2 & 2(h_2 + h_3) & h_3 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ \vdots & 0 & 0 & \ddots & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & h_{j-1} & 2(h_{j-1} + h_j) & h_j & 0 & 0 \\ \vdots & 0 & 0 & 0 & 0 & \ddots & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & h_{N-2} & 2(h_{N-2} + h_{N-1}) \end{pmatrix} * \begin{pmatrix} u_1 \\ u_2 \\ u_3 \\ \vdots \\ u_j \\ \vdots \\ u_{N-1} \end{pmatrix}$$

$$h_j = x_{j+1} - x_j \quad (j=0,1,2,\dots,N-1)$$

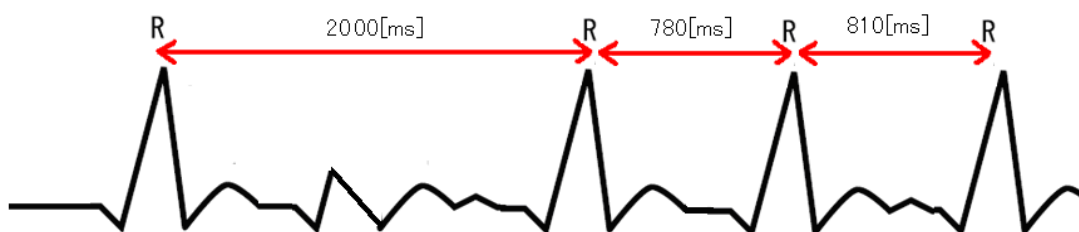
$$u_j = 6 \left[ \frac{y_{j+1} - y_j}{h_j} - \frac{y_j - y_{j-1}}{h_{j-1}} \right] \quad (j=0,1,2,\dots,N-1)$$

---

## 心拍変動のはずれ値

測定の際、得られる心拍信号の波形は、睡眠時の体の姿勢や、体動によって変わってくる。体が仰向けになっているときはエアマットに対しての身体の設定面が大きいので心拍が正確に伝わりやすい。しかし、身体が横向きになっていたり、寝返りを打つなどするとその際、心拍波形がうまく取れない不具合が生じる。

心拍変動を調べるにあたって、心拍間隔を示すRRIは600~1200[ms]の幅の中にあるが、これらの影響から心拍をうまく取れない場合があると、1回でも心拍を計り損ねるだけでそのときのRRIは1200~2400[ms]という値になってしまう。



よって、RRIの値の大きい箇所は、心拍がうまく取れなかったものとして外れ値データとして扱うことにした。

しかし、RRIは睡眠の深さにより異なってくる。心臓は睡眠が深い時間帯は鼓動がゆっくりなため、RRIの間隔は大きく900~1200[ms]となるが、睡眠が浅いときは鼓動が早いため、600~800[ms]のように違いが出てくる。

よって、睡眠が浅い時間帯のときにRRIが600~800[ms]付近であった場合、RRIに1100[ms]などがあつたら外れ値とみなし、睡眠の深い時間帯のとき、RRIが900~1200[ms]付近であった場合は1400[ms]などを外れ値とみなすなど、睡眠の深さによって外れ値とみなす条件を変えなければならない。

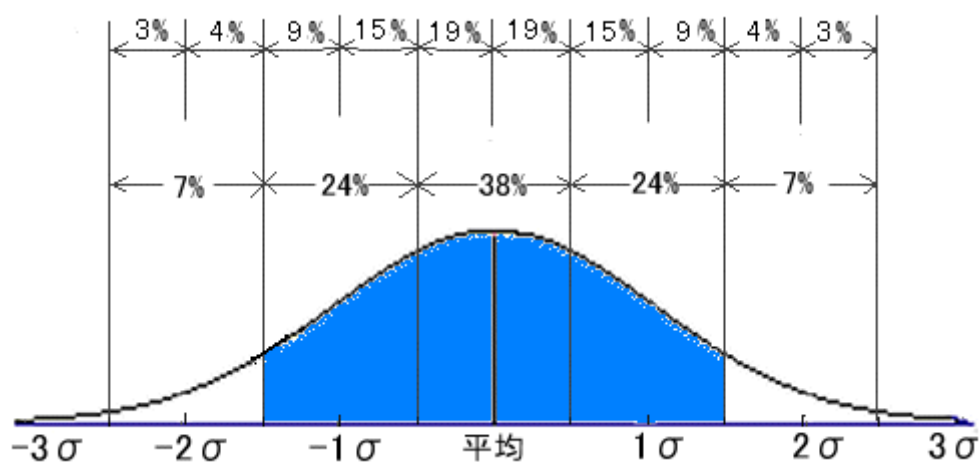


---

## 外れ値の処理

そこで、全睡眠の時間において1分ごとに細かく処理を行うことにした。

まず、1分ごとに標準偏差を行う。標準偏差を $\sigma$ とすると、平均値から $\pm 1.5\sigma$ の範囲である86%のデータから漏れる14%のデータをはずれ値とした。



この14%のデータに対しては、移動平均の処理を行った。

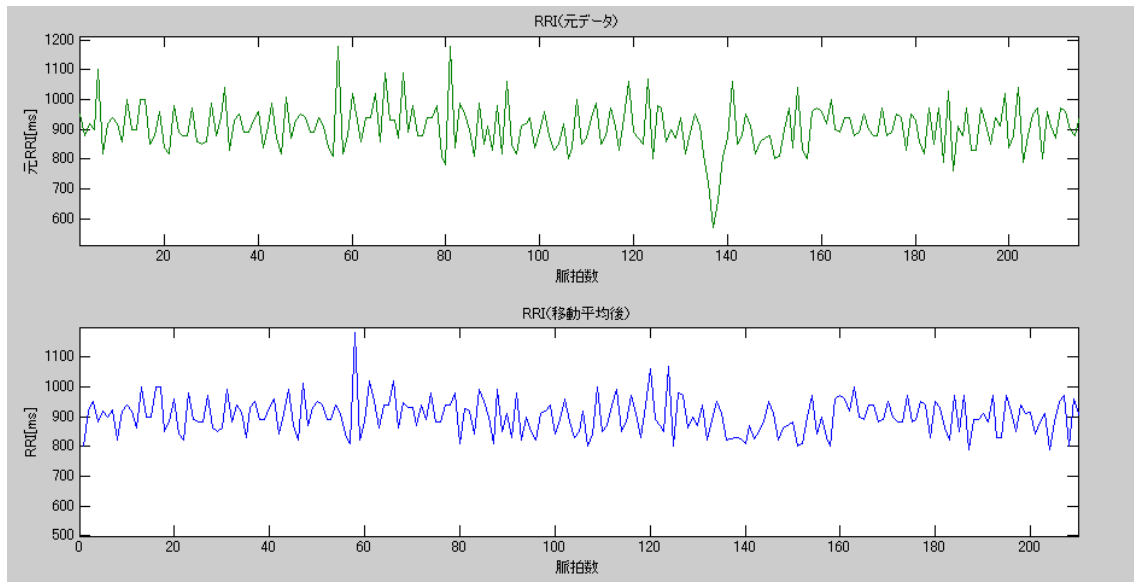
元データを $x(i)$ とすると、

$$y(i) = \frac{x(i-5) + x(i-4) + \dots + x(i) + x(i+1) + \dots + x(i+5)}{5}$$

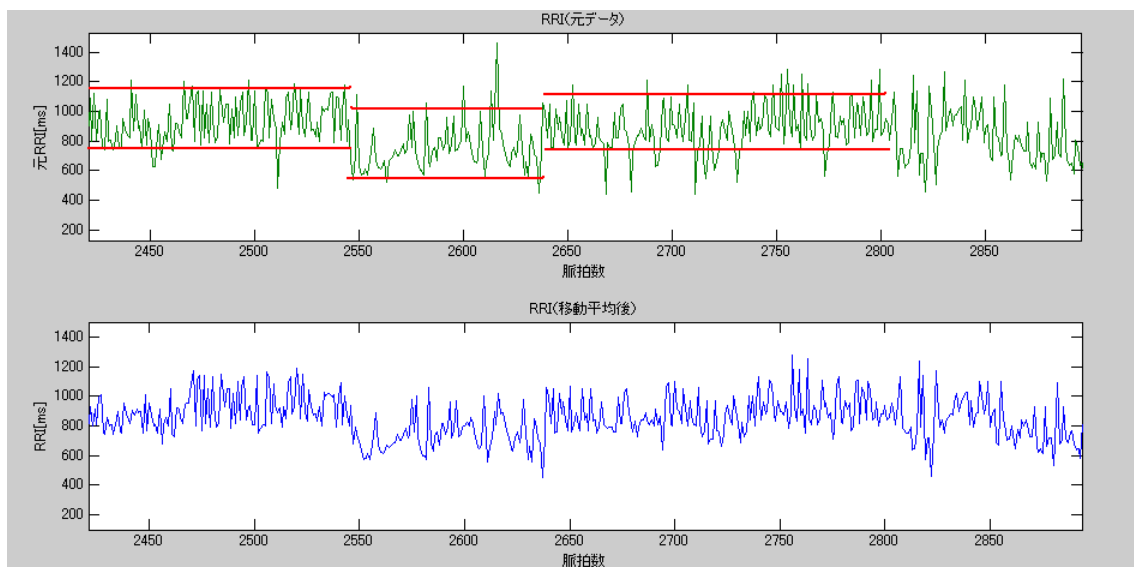
として、移動平均された $y(i)$ が算出される。

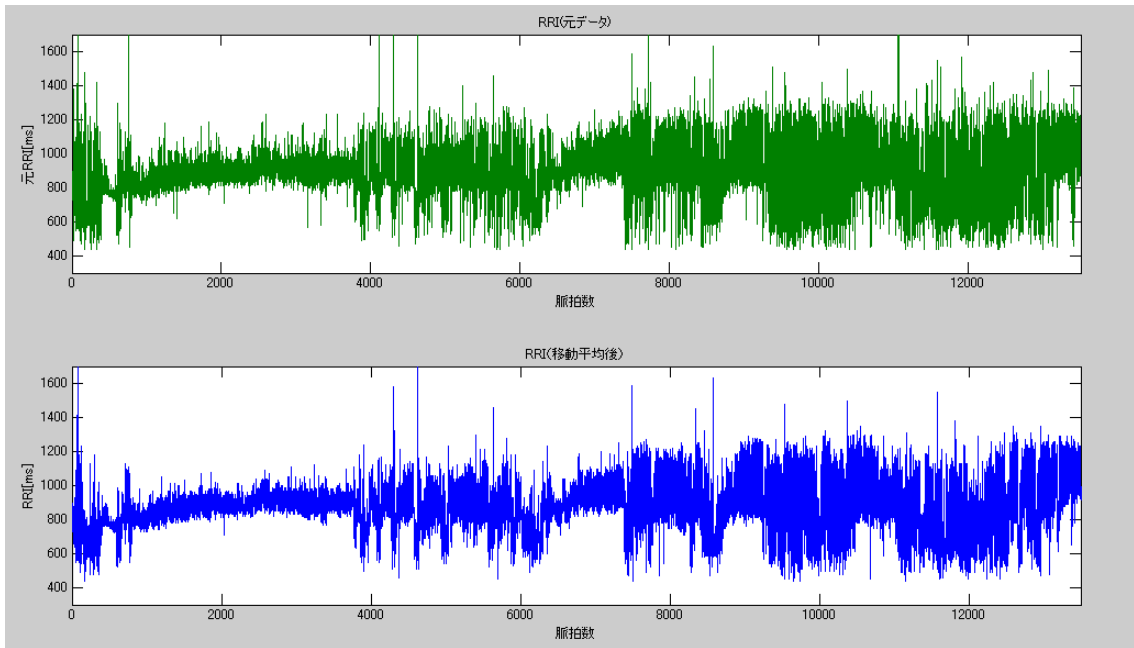
これを外れ値としたデータのみを使用し、移動平均された $y(i)$ に置き換える。

## 処理後のデータ結果



## 3分間のRRI結果





睡眠全体のRRI結果

---

fig○を見ると，元データは800~1000[ms]の範囲に値が収まっているのがわかる．その範囲から外れている値が，移動平均処理を行ったグラフを見ると，800~1000[ms]の間で平均化されているのがわかる．

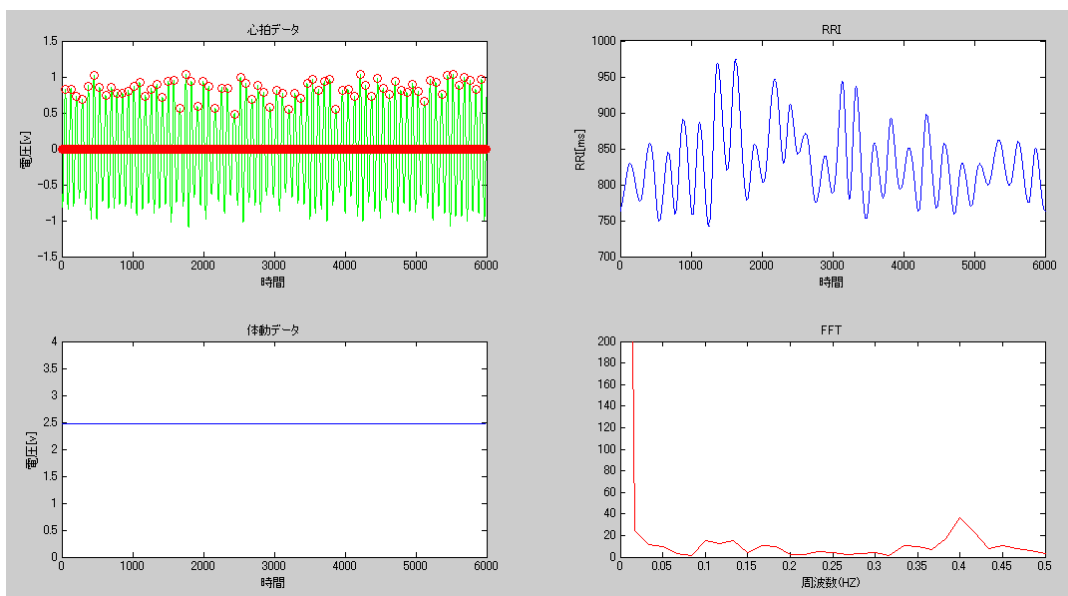
Fig を見ると，前半が800~1180[ms]の範囲 中盤が580~1100[ms],後半が800~1150[ms]と時間帯によって幅が変わっている．

しかし1分ごとに正規分布を用いて移動平均を行っているので，時間帯によって幅が変わってもうまくはずれ値を処理出来ているのがわかる．

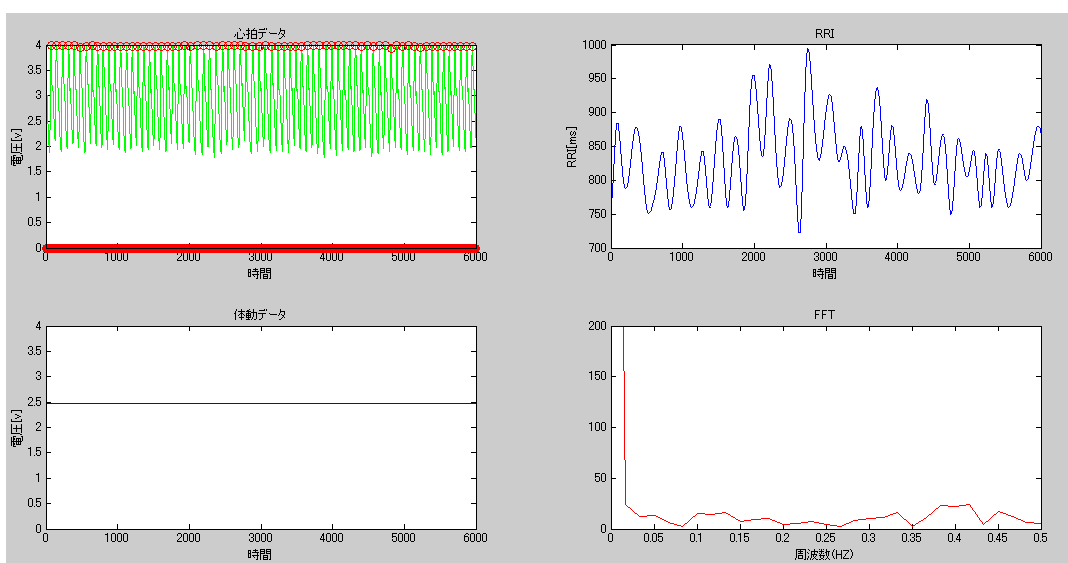
全体の睡眠結果をみても，はずれ値を処理出来ているのがわかる．

これらの処理を行った後，300分の睡眠にあたって，1分毎に周波数解析をその都度行った．

## 実験結果

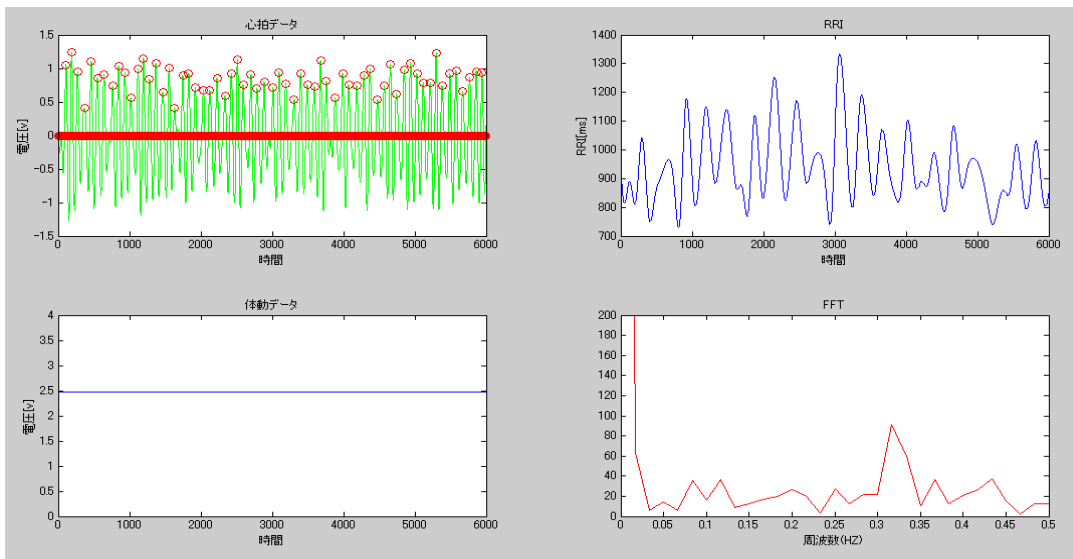


測定開始 13 分後の補間データとスペクトル解析(エアマット)

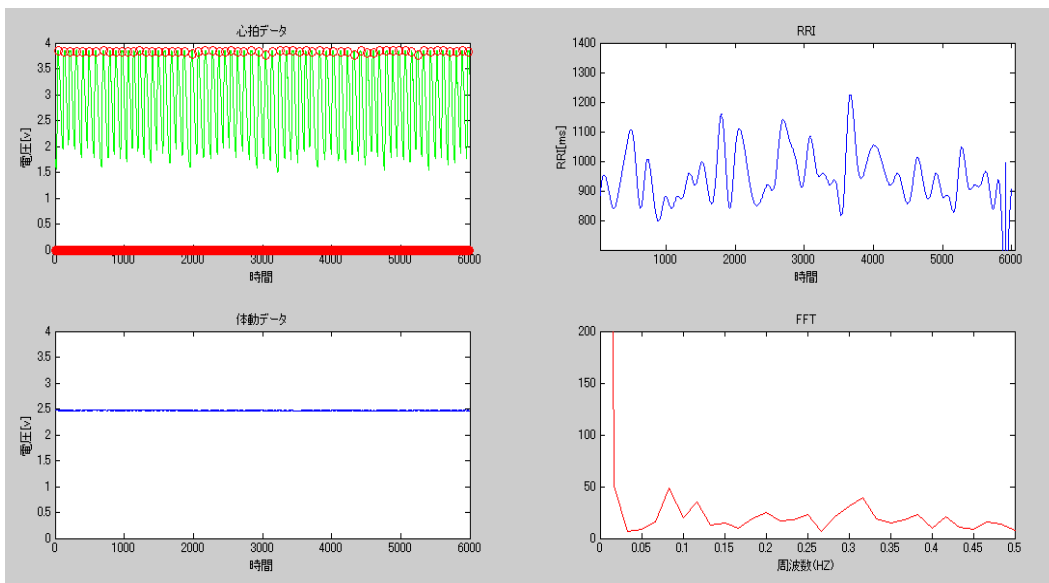


測定開始 13 分後の補間データとスペクトル解析(パルスオキシメータ)

パルスオキシメータと比較すると、RRI の波形は同じような形を示しており、スペクトル解析結果も HF 成分の大きさに少し誤差が見られるが、同じような特徴が見られた。



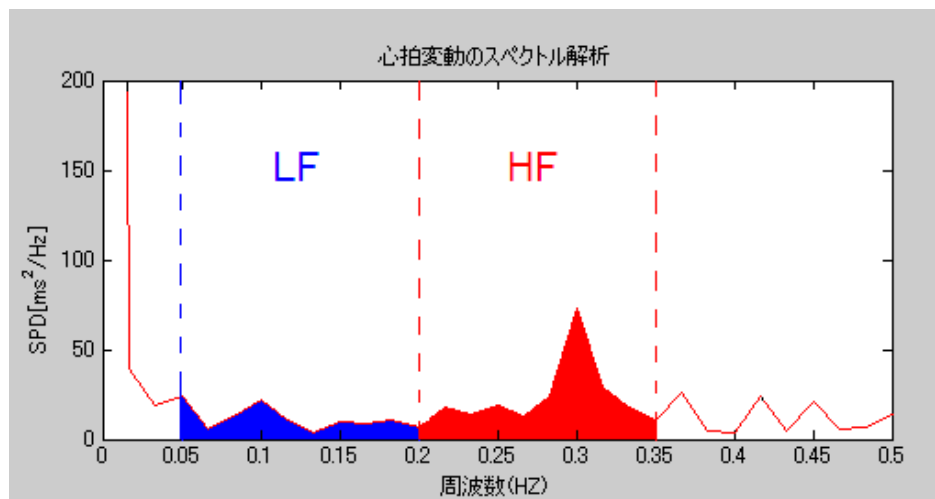
測定開始 135 分後の補間データとスペクトル解析(エアマット)



測定開始 135 分後の補間データとスペクトル解析(パルスオキシメータ)

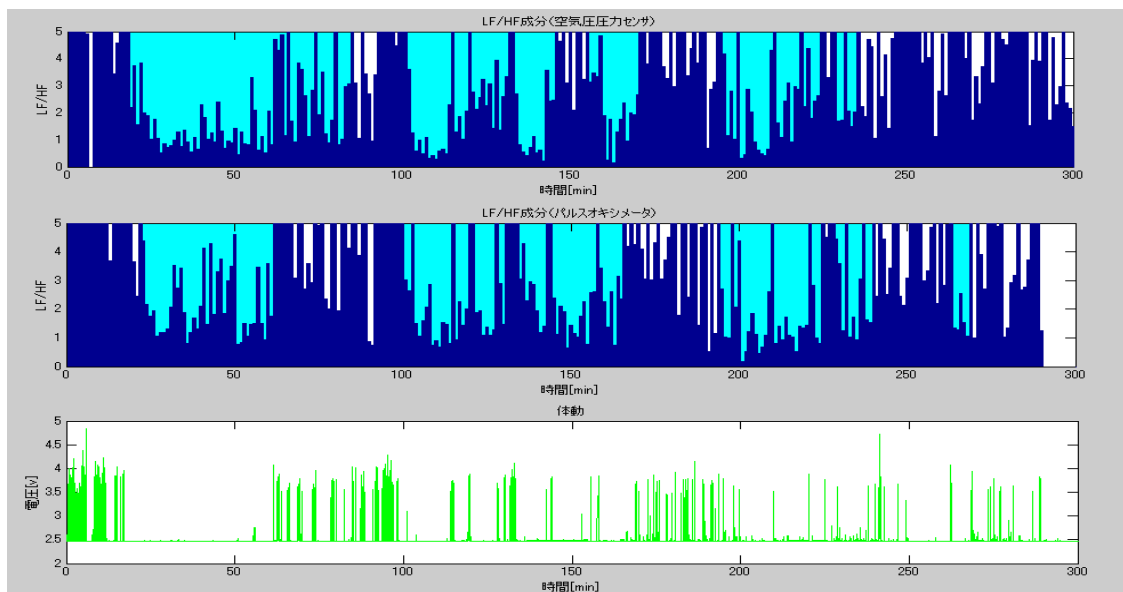
RRI の波形はパルスオキシメータと比べると違う波形になってしまった. しかし浅い睡眠の特徴である LF 成分が出ている点は同じになっている.

深睡眠時には HF 成分が増大し, LF 成分が減少する. よって, これらを積分することで得られた値の LF/HF 値が小さいほど深い睡眠となる.



今回の毎分ごとに行ったスペクトル解析, 300 個のデータにおいてそれぞれ LF/HF 値を算出し, グラフにしたものを以下に示す. 青く着色されている部位が結果から睡眠が深いと思われる時間帯である.

0~20分,60~100分,180~200分辺りはLF/HFの値が大きく,体動もその時間帯は頻繁に行われていることから睡眠が浅いことがわかる. 20~60分,100~120分,200~230分辺りはLF/HFの値が小さく,体動もその時間帯はほとんど行われていないことから睡眠が深いことがわかる. 全体の睡眠としてみると,体動の回数が多く,LF/HFの値も全体的に大きいので睡眠が浅いことがわかる.





## 考察

毎分ごとの周波数解析をパルスオキシメータと比較すると周波数帯が若干異なる 때가あった.

体動時はパルスオキシメータより空気圧圧力センサのほうが LF/HF 成分が大きく出る結果となった. これは体動時に発生するノイズが心拍波形に影響を与え, 心拍をうまくカウント出来ないことから, 心拍変動の LF 成分が増加してしまい, LF/HF の値が増加してしまったことに原因がある考えられる.

毎分ごとの細かい比較では誤差がみられるが, Fig.8 のグラフで睡眠全体を見ると波形はパルスオキシメータに近いものが得られた.

## 6. むすびに

今回は、パルスオキシメータと、空気圧圧力センサーとのデータの比較を行った。体動時のノイズを取り除くなど改善点はあるが、空気圧圧力センサーによる睡眠状態の計測は可能であることがわかった。

## 謝辞

本研究を進めるにあたり、渡辺嘉二郎教授、小林一行准教授、栗原陽介准教授??には適切にご指導をして頂き心より感謝いたします。特に渡辺嘉二郎教授には、中々進展がない研究に加え、就職活動の面でも大変なご迷惑をお掛け致しました。また、企業との合同実験など大変貴重な体験をさせていただきました。

## 参考文献

- 1) 中村 英夫，吉田 正樹，[“姿勢変化による心拍変動と血圧変動との関係に関する検討”](#)
- 2) 高橋 圭太，井上 浩，[“心拍変動による VDT 作業者のストレス・疲労の 定量的検討”](#)

3次スプライン補完の式を以下に示す

$$S_j(x) = a_j(x-x_j)^3 + b_j(x-x_j)^2 + c_j(x-x_j) + d_j \quad (j=0,1,2,3,\dots,N-1)$$

となる  $a_j, b_j, c_j, d_j$  を決める必要がある.

これらの未知数は,  $4N$  個あるので. 従って,  $4N$  個の方程式が必要になる. そのために, 3次のスプライン補間に以下の条件を課す.

- 全てのデータ点を通る. 各々の  $S_j(x)$  に対して両端での値が決まるため,  $2N$  個の方程式ができる.
- 各々の区分補間式は, 境界点の1次導関数は連続とする. これにより,  $N-1$  個の方程式ができる.
- 各々の区分補間式は, 境界点の2次導関数は連続とする. これにより,  $N-1$  個の方程式ができる.

以上の条件を課すと方程式は  $4N-2$  個の方程式で表現できる. 未知数は  $4N$  個なので, 2個方程式が不足してしまう. この不足を補うために, 両端  $x_0$  と  $x_N$  での2次導関数の値を0

とする. すなわち,  $S_0''(x_0) = S_{N-1}''(x_N) = 0$  となる.

2次導関数が区分関数の境界で等しいという条件から,  $x = x_j$  における2次導関数の

値を  $u_j$  とし,  $u_j = S''(x_j)$  ( $j=0,1,2,\dots,N$ ) となる.

$u_j = S''_{j-1}(x_j) = S''_j(x_j)$  とするので, 2次導関数の条件は満たされ, この式から,

$$u_j = S''_j(x_j) = 2b_j \quad (j=0,1,2,\dots,N-1)$$

となる. これから,

$$b_j = \frac{u_j}{2}$$