

椅子型心拍モニタリングシステム開発に関する研究

Study on Development of Chair Shaped Heart Rate Monitoring System

○ 飛田和邦 前田祐佳 水谷幸一 若槻尚斗（筑波大学）

Kazukuni TOBITA, Yuka MAEDA
Koichi MIZUTANI, Naoto WAKATSUKI

Abstract: Heart rate variability (HRV) is one of the indices of health condition. HRV is obtained from Electrocardiogram (ECG) as well as Phonocardiogram (PCG) and Ballistocardiogram (BCG). On the other hand, PCG and BCG are affected by the body movement. In this study, PCG and BCG were simultaneously measured to make up for each other's deficiencies. The chair shaped monitoring device was developed for continuous HRV measurement. The complement algorithm was developed using PCG and BCG. Firstly, the accuracy of PCG and BCG were evaluated. Secondly, the accuracies of the complement algorithm and BCG were verified in the body motion. As the result, the error rates of PCG and BCG were under 3%, respectively. Moreover, the error rate of the complement algorithm was under 5% during body motion.

Key Words: Heart Rate Variability, Phonocardiogram, Ballistocardiogram, complement algorithm

1. 序 論

心疾患による死亡率はがんに次いで日本国民の死因第二位を占めている⁽¹⁾。心臓の活動状態、心拍を日常的に把握することは、こうした疾患の早期発見につながると考えられ、現在様々な研究がなされている。心拍を評価する指標の一つに心拍変動 (Heart Rate Variability, HRV) が挙げられる⁽¹⁾。心拍変動とは、心臓の鼓動リズムの経時的な揺らぎのことを指し、心電図 (Electrocardiogram, ECG) の一拍ごとの R 波と R 波の間隔 (R-R 間隔) の時間変化、瞬時心拍数の変動を記録したものである⁽²⁾。心拍変動解析を行うことで、自律神経機能を評価することが可能であり、日常的に計測を行うことで心筋梗塞などの心疾患だけでなく脳血管疾患など自律神経機能の影響によって引き起こされる疾患の早期発見につながると示唆されている⁽³⁾。日常的に心拍変動をモニタリングする上では、計測器具の装着などの自発的・積極的行動を伴った場合、計測自体を被験者に意識させる可能性がある。その結果、計測の緊張から心拍数や白衣性高血圧と呼ばれる血圧の上昇等が発生する恐れがある⁽⁴⁾。したがって皮膚に直接センサが接触しない低拘束な計測であること、計測自体を意識させない椅子に座る等の日常的行為の中で行うことが重要であると考えられている⁽⁵⁾。

心電図計測は電極を身体に貼付する必要があるが、拘束が大きく、また無意識計測が困難である。センサが皮膚に接触しない心拍変動計測手法として、心音図 (Phonocardiogram, PCG) ・心弾図 (Ballistocardiogram, BCG) が挙げられる⁽⁶⁾⁽⁷⁾⁽⁸⁾。心音図・心弾図のピーク間隔は心電図より得られる R-R 間隔と高い相関性を持つことから代替利用が行われている⁽⁶⁾⁽⁷⁾⁽⁸⁾。Figure 1 に各信号のピーク間隔と心電図の R-R 間隔を示す。心電図を Fig. 1 上段に示す。心音図は心臓に存在する弁の閉鎖や開放、心臓壁、血管壁の伸展などによって生じる心音を波形として捉えたものである⁽⁹⁾。心音図は Fig. 1 中段に示されるように僧帽弁および三尖弁の閉鎖音である I 音と、大動脈弁および肺動脈弁の閉鎖音である II 音と呼ばれる 2 つのピークが発生する⁽¹⁰⁾。心弾図は Fig. 1 下段に示されるように心拍動に伴う身体の微細な動きを機械的振動として体外で計測したものである⁽¹¹⁾。し

かしながら、心音図・心弾図はわずかな体動の影響により心拍変動計測が困難となる⁽⁵⁾。

そこで本研究では、低拘束かつ無意識な計測を実現するため、心音図・心弾図に着目した。デスクワーク時などの長時間椅子に座る状況において、心音図・心弾図の同時計測を行い、連続的な心拍変動計測を目指した。体動によりどちらか一方が計測困難となった場合においても、互いに補完を行うことで連続的に心拍変動計可能な椅子型モニタリングシステムの開発を行った。

2. システム概要

2.1 心音・心弾計

本研究では、低拘束かつ無意識な計測を実現するため、衣服の上から計測を行った。心音図は背側から、心弾図は臀部側から計測を行った。作製した心音・心弾計とシステムの概略図を Fig. 2 に示す。なお本研究では、作製した心音・心弾計を既存の背もたれのある椅子に取り付け、心音・

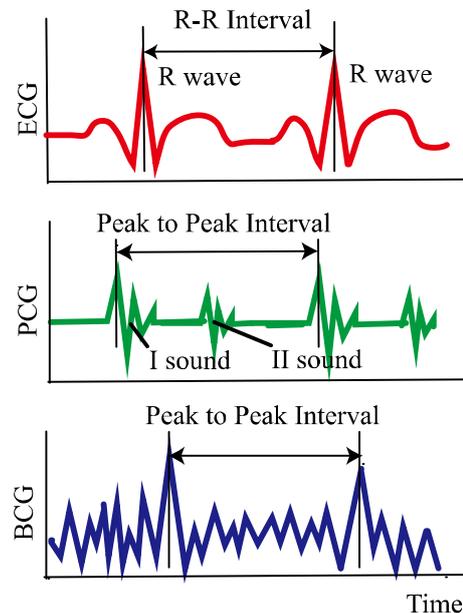


Fig.1 Pattern diagram of ECG, PCG and BCG

心弾計測センサとして Electro Condenser Microphone (XCM6035-2022-354PR, SPL Limited) を使用した。以下略語としてマイクロフォンと記す。マイクロフォンを服の上から背側に接触させて心音図計測を行った場合，身体との接触面積も小さく，また衣服とマイクロフォンが擦れることによるノイズ等の影響により計測が困難になる。そこで，聴診器 (FC-201, Focal Corporation) にマイクロフォンを固定させ身体との接触面積を増大させた。本研究では，心弾図も心音図と同様マイクロフォンを固定した聴診器を用いて計測を行った。また，服の擦れる音などによるノイズを減少させる目的でマイクロフォンを固定した聴診器をクッションに埋め込んだ。クッションを用いることで，その反発性により心音・心弾計を身体に密着させることが可能になった。なお背側のクッションには心音・心弾計が1個，臀部側のクッションには2個設置した。

2.2 補完システム

心拍変動を心音図・心弾図で補完するシステムのフローチャートを Fig. 3 に示す。椅子の背もたれ・座面それぞれに圧力センサ (FSR-402, Interlink Electronics Inc.) を貼付した。背もたれの圧力センサが荷重を検知した時は心音図の心拍変動を計測する。身体が背もたれから離れ，心音図が計測困難なときは，心弾図の心拍変動を計測する。心音図のピークは心弾図のピークと比較して周波数が高く，また振幅も大きいため検出誤りが少ない。したがって，心音図を基準とするアルゴリズムを構築した。また安静時において，健康成人の瞬時心拍数は 60-70 (bpm) 程度と言われている⁽¹²⁾。したがって，一定範囲外のデータは，外れ値として検出した。外れ値の検出の方法を Eq. (1) に示す。本研究では， $k=5$ として外れ値検出を行った。

$$\left| PPI_i - \frac{1}{2k+1} \sum_{k=-n}^k PPI_{i+k} \right| \leq 20 \quad (1)$$

その後，外れ値として検出されたデータを除去し，前後のデータより線形補間した。

3. 実験

3.1 実験 1：心音・心弾計の心拍変動計測精度の検証

被験者 10 名 (年齢 23.6 ± 1.56 歳，身長 169.8 ± 3.24 cm，体重 59.6 ± 5.21 kg) を対象に実験を行った。なおこの後の実験においても同様の被験者を対象に行う。本研究は筑波大学倫理委員会の承認を受け，以下すべての実験において被験者から書面によるインフォームドコンセントを得て実施した。

実験 1 では，作製した心音・心弾計及び補完システムの心拍変動の計測精度を検証した。心電図によって得られる R-R 間隔を参照値とし，計測で得られた心音図・心弾図のピーク間隔と比較し，その誤差率を算出した。このとき，心音図・心弾図のみの計測結果においても，補完システム適用時と同様に外れ値検出を行った。なお本実験では胸部第 II 誘導にて心電図の計測を行った。また信号収録は Labview (National Instruments) を用いて，サンプリング周波数 2000 Hz でアナログ/デジタル変換器 (USB-6211, National Instruments) を介して行った。

安静座位を 1 分間保持した後に心電図・心音図・心弾図を 5 分間同時に計測した。このとき心音・心弾計は Fig. 2 のように設置した。被験者の心臓位置に聴診器のダイヤフラム面が接触するよう取り付け位置を調整した。一方で心

弾図は椅子の座面側に心弾計を取り付け，被験者の尾骨位置がダイヤフラム面に接触するよう調整し計測を行った。

3.2 実験 2：体動ノイズ環境下における補完システムの検証

実験 2 では，被験者に体動ノイズを発生させるよう指示し，体動ノイズ環境下での補完システムの計測精度を検証した。背もたれの心音・心弾計に背側を接触させ，心音図・心弾図を同時に 100 秒間計測する。その後，心音・心弾計から背側を離して 100 秒間計測した後，再び接触させ 100 秒間計測を行った。なお心音・心弾計は実験 1 と同様の位置にそれぞれ配置し，胸部第 II 誘導心電図も同時に計測を行った。このとき，心音図・心弾図の心拍変動の位相差については実験 1 の結果から平均値を算出し，それを用いて位相補償を行った。

4. 解析

信号の解析には Matlab を用いた。2 次のバターワースフィルタを用いて，心音図は 20-200 (Hz)，心弾図は 1-10 (Hz) のバンドパスフィルタ処理を行った。さらに心音図は商用電源ノイズを除去するため，カットオフ周波数 50 Hz の 4 次のバターワース・ノッチフィルタを通した後，それぞれピーク検出を行った。

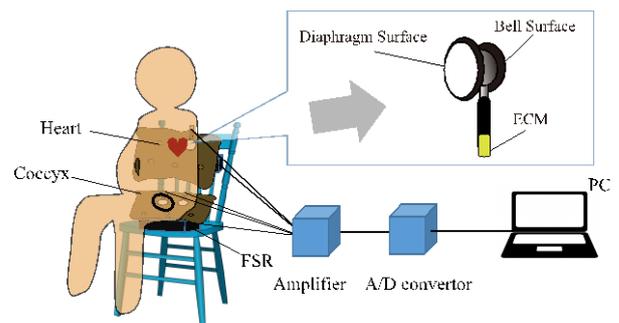


Fig2. Schematic of the system

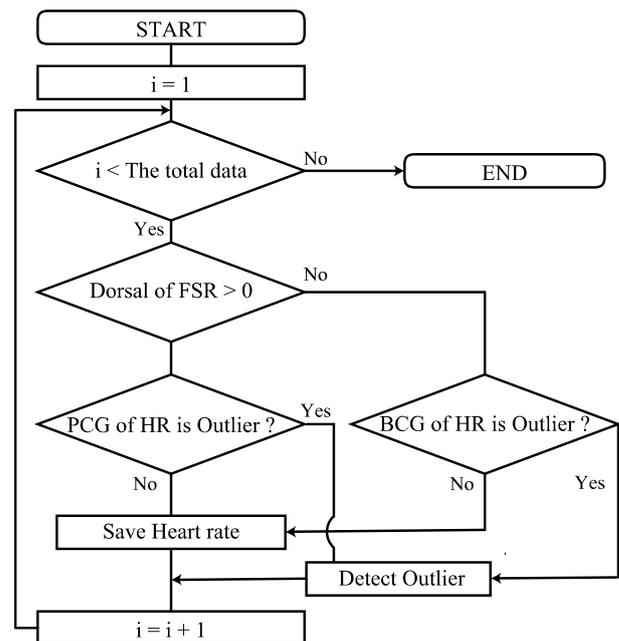


Fig.3 Flowchart of the completion algorithm

検出したデータから心音図・心弾図のピーク間隔 PPI (s) 及び胸部第Ⅱ誘導心電図 R-R 間隔 RRI (s) を算出し、そのピーク間隔誤差率の平均、 $\overline{ER_{PPI}}$ (%) を算出した。本実験では、この $\overline{ER_{PPI}}$ を用いて、心拍変動計測精度についての評価を行う。 $\overline{ER_{PPI}}$ の定義を Eq. (2) に示す。なお $\overline{ER_{PPI}}$ を以下の文章では誤差率平均と記す。

$$\overline{ER_{PPI}} (\%) = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n \frac{|PPI_i - RRI_i|}{RRI_i} \times 100. \quad (2)$$

5. 結果

実験1では心音・心弾計及び補完システムの心拍変動計測精度の評価を行った。実験1において、ピーク検出に用いたフィルタ処理後の心電図・心音図・心弾図の波形の典型例を Fig. 4 に示した。Figure 4 から心電図の R 波から一定の位相遅れで心音図・心弾図のピークが出現していることが確認された。検出したピークから心拍変動をそれぞれ算出した結果を Fig. 5 に示す。上段から心電図、心音図、座面右から計測した心弾図、座面左から計測した心弾図の心拍変動、補完システム適用後の波形を示した。胸部第Ⅱ誘導心電図を参照値とした心音図・心弾図の誤差率平均と標準偏差を Fig. 6 に示した。左から心音図、座面右のセンサから計測した心弾図、座面左のセンサから計測した心弾図、補完システムの結果を示した。Figure 6 から心音図は 3%、座面の右にセンサを設置した心弾図は 2.5%、座面の左にセンサを設置した心弾図は 4.5%、補完システム適用後の波形は 3%の以下の誤差率平均であることが示された。なお、実験1では体動が発生しないためシステム適用後の結果と心音図による心拍変動は同一となる。

実験2では、被験者に体動ノイズを発生させた場合における心拍変動計測精度の検証を行った。心電図・座面右から計測した心弾図・補完システム適用後の心拍変動の典型例を Fig. 7 に示す。Figure 7 より 100, 200 秒付近において、全ての波形で体動による影響が見られた。実験2において、心音図は心音・心弾計が背側に接触せず計測が困難となる区間が存在する。したがって、補完システム適用後の誤差精度の比較対象を心弾図とした。また、実験1から座面右から計測した心弾図は座面左から計測した心弾図と比較し

て、誤差率平均が小さいため、座面右から計測した心弾図を比較の対象とした。

補完システムを適用した場合と座面右から計測した心弾図のみの場合の誤差率平均と標準偏差を Fig. 8 に示した。Figure 8 より、補完システムを適用後、座面右から計測した心弾図のみの誤差率平均はそれぞれ 5%、10.5%以下であることが示された。

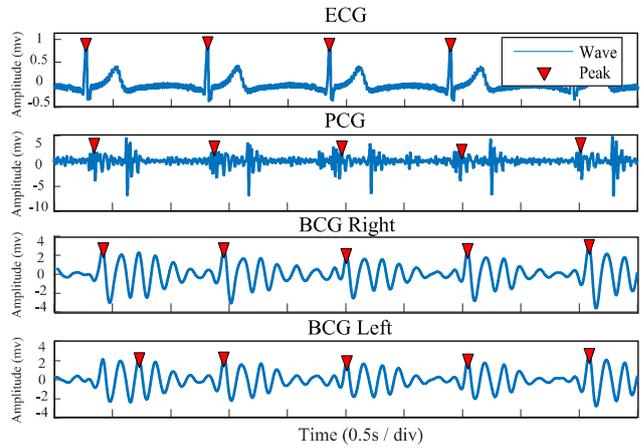


Fig. 4 Typical examples of ECG, PCG and BCG

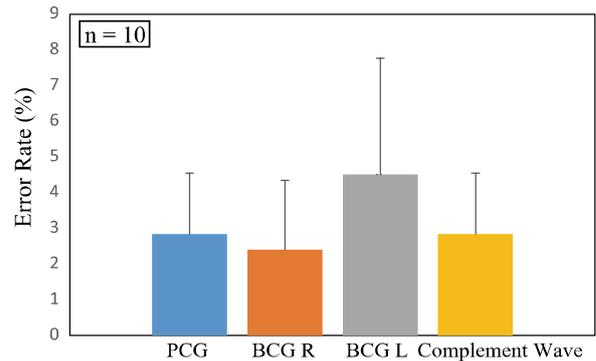


Fig. 6 Error rate of PCG and BCG and Complement wave in the experiment 1

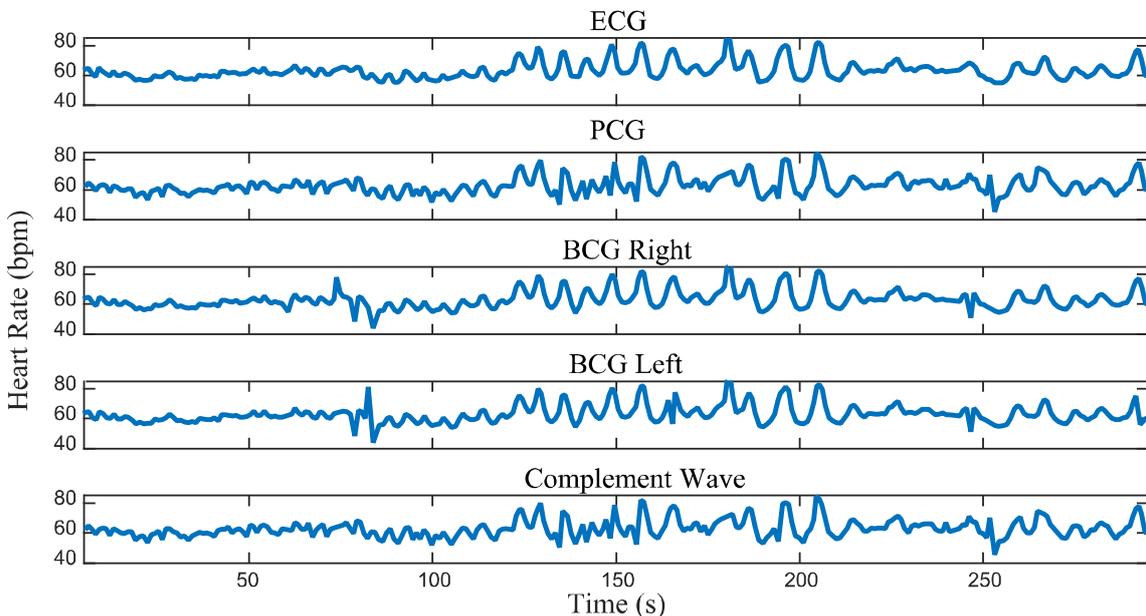


Fig. 5 Typical examples of HRV in the experiment 1

6. 考察

実験1から心音図・心弾図ともに作製した心音・心弾計を用いて誤差率平均3%以下で心拍変動計測可能なことが示された。Fig. 6から座面右の心弾図と座面左の心弾図の誤差率平均の結果に差異が示された。これは、心音・心弾計にかかる臀部からの圧力が右と左で異なることが要因と考えられる。

実験1における補完システム適用後の波形と比較し、Fig. 7の補完システム適用後の波形は、体動下において心電図の心拍変動と差異が見られた。実際の心電図においては開始から100秒後の体動時において20 bpm程度上昇しているが、心弾図・補完システム適用後の波形は30 bpm程度上昇している。このことから心弾図・補完システム適用後の波形は体動の影響を受けて、誤差率平均が増加したと考えられる。

本システムの外れ値検出は現在の心拍数と前後の数データの平均と比較して行っている。平均を算出するデータにおいて外れ値が複数含まれている場合、外れ値が設定した閾値以内の変動となったことが体動が除去できなかった理由の一つと考えられる。

一方Figure 8より、補完システム適用後の波形は、心弾図のみの場合と比較して誤差精度が小さくなったことが示された。この結果より、本システムの有用性が示された。

今後は現在の外れ値検出処理と同時に体動検知を圧力センサを用いて行い、その近辺のデータを外れ値として検出する必要があると考えられる。また、心拍変動計測精度と信頼できるデータ数の比率を考慮して、平均を算出するデータ数、外れ値として検出する閾値について検討を行う必要がある。

7. まとめ

本研究は椅子型心拍変動モニタリング機器の開発に向け、心音図・心弾図が計測可能な心音・心弾計を作製した。実験1では作製した心音・心弾計を用いて、計測した各波形のピーク間隔と心電図のR-R間隔を比較する実験を行った。その結果、心音図・心弾図ともに4.5%以下の精度で計測可能なことが示された。実験2では作製した心音・心弾計を用いて、被験者に体動を発生させた場合において、補完システム適用後の計測精度について検証した。その結果、補完システムを適用し、得られた心拍変動と心電図を比較した結果5%以下の精度で心拍変動が計測可能であることが示された。しかしながら、体動ノイズによる影響により誤差率平均が増加しており、今後は体動検知を圧力センサを用いて行い、その近辺のデータを外れ値として検出する必要があると考えられる。また、平均を算出するデータ数、外れ値として検出する閾値について検討を行うとともに、環境音・発声・体動等の影響を考慮した長時間心拍変動計測可能なシステムの開発を行っていく。

参考文献

- (1) 厚生労働省，“平成23年患者調査の概況”，2011
- (2) 早野順一郎，山田眞己，藤浪隆夫，“心拍変動と自律神経機能”，生物物理，Vol. 28, No. 4, pp. 198-202, 1988
- (3) 西郊靖子，“脳卒中患者における心拍変動を用いた自律神経機能に関する研究”，リハビリテーション医学，Vol.39, No. 12, pp. 785-792, 2002

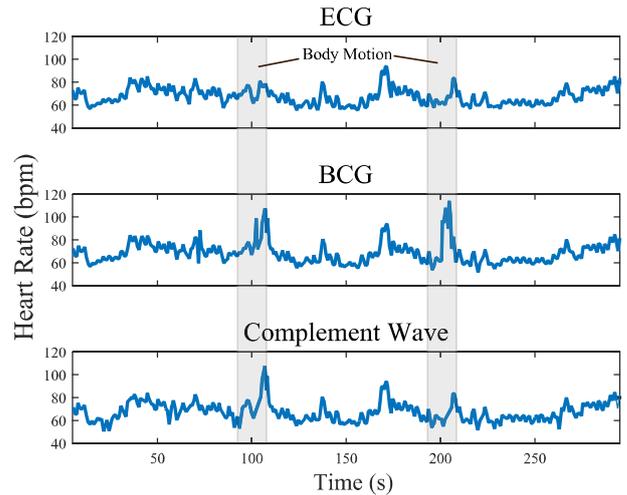


Fig. 7 Typical examples of HRV in the experiment 2

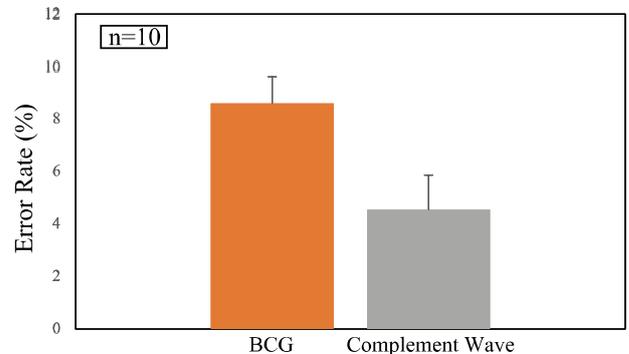


Fig. 8 Error rate of BCG and Complement Wave in the experiment 2

- (4) 斉藤郁夫，竹下栄子，白衣高血圧の病態：“外来および家庭における交感神経活性”，慶應保健，Vol.1, No. 8, pp 15-19, 1996
- (5) 山越憲一，“無侵襲，無拘束，そして無意識計測へ”，精密工学会誌，Vol.62, No. 11, pp. 1525-1529, 1996
- (6) 吉川和磨，伊賀崎伴彦，村山伸樹，“圧電センサによる心拍信号・呼吸信号の抽出に関する基礎的研究”，電子情報通信学会技術研究報告，Vol. 112, No. 417, pp. 61-64, 2013
- (7) 田中正吾，松本佳昭，“心音センサを用いた心拍および呼吸の無拘束計測，非破壊検査，Vol.50, No. 9, pp. 612-619, 2001
- (8) 伊藤敏，鷲野嘉映，井上祥史，“光電脈波測定による自律神経機能計測装置の開発”，電子通信学会技術研究報告，Vol.111, No. 85, pp. 1-6, 2011
- (9) 渋谷実，“心音図と脈波，特に心尖拍動図について”，東京女子医科大学学会，Vol.40, No. 5, pp. 281-287, 1970
- (10) 佐伯勝敏，鬼頭亨東，“DSPを用いた心音特徴検出システムに対する検討，電子通信学会論文誌，Vol.J93-A, No. 11, pp. 743-752, 2010
- (11) 荻原健，杉田典大，“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，Vol.52, pp 18-24, 2014
- (12) 秋山俊雄，“安静時心拍数と予後の関係”，JPN.J.ELECTROCARDIOLOGY，Vol.31, No. 4, 2011