

腕輪形ウェアラブル脈拍計開発に向けたセンサ位置の検討

Evaluation of sensor positioning for armband type wearable photoplethysmographic sensor

○ 前田祐佳 (千葉大) 関根正樹 (千葉大) 田村俊世 (千葉大)

鈴木琢冶 (千葉大, 東芝) 亀山研一 (東芝)

Yuka MAEDA, Chiba University

Masaki SEKINE, Chiba University

Toshiyo TAMURA, Chiba University

Takuji SUZUKI, Chiba University, Toshiba Corporation

Ken-ichi KAMEYAMA, Toshiba Corporation

Key Words: Photoplethysmography, Reflection type, Green light, Infrared light, Wearable sensor

1. はじめに

ウェアラブル機器は、使用者に限りなく少ない拘束で生体情報を得る方法として近年、普及している。その中でも脈波信号は他の生体信号に比べ、非侵襲かつ簡便に計測や取り付けが可能である。また心拍に連動した周期性を持つだけでなく、呼吸数や血圧等の循環機能に関する多岐にわたる情報を持つ^(1,2)。しかし体動に対する信号の精度、再現性に問題が残る。そこでわれわれは簡便に装着可能であり、かつ高い精度を保つことができる反射形ウェアラブル光電脈波計の開発をすすめている。

ウェアラブル光電脈波計に用いられる反射形光電脈波計は発光素子と受光素子から構成される。皮膚表面にある発光素子から生体内へ光を照射し、透過・反射・散乱によって皮膚表層まで伝播してきた光を受光素子によって検出する。検出される光は心臓の拍動に対応した周期的な変動成分である脈波信号を持つ。この変動は計測範囲内にある血管の容積変化を起因とするものであるため、脈波信号成分は計測範囲内の血管分布に大きく依存する。

日常生活での計測を行うウェアラブル機器は、日々の着脱ごとにセンサ位置が変化する。センサの取り付け位置によって生じる脈波信号の変動が、ウェアラブル光電脈波計の精度にも影響を及ぼすと考えられる。

本研究ではセンサの取り付け位置による脈波信号の変動に対して、近傍2点間の信号から算出した脈波間隔の誤差に関する比較と、相互相関関数を用いた脈波信号の類似度によって評価を行った。また上腕、前腕、手首の部位に関する検証と、透過深度が異なる緑色、近赤外光電脈波センサからを用いて計測範囲に関する検証を行った。

2. 実験方法

2-1 計測装置の構成

作製した反射形光電脈波センサ (外形 22.3×13.5×5.1mm, 重さ 1.5g) の構成を Table 1 に示す。

脈波センサの発光部は小型分光器 (EPP2000-VIS-100, 東京インスツルメンツ) を用いて光量計測を行い、緑色光、近赤外光の光量が等しくなるよう補正した。

2-2 計測部位

Fig. 1 に示したように、左腕外側の腕、前腕、手首の計3部位を計測部位とし、各部位で4信号、合計12信号を計測した。上腕、前腕、手首の各部位 (xx_xU, xx_xF, xx_xW) において、緑色、近赤外光電脈波センサ (GR_xx, IR_xx) を用いて、各色の近傍2点間の信号 (xx_Rx, xx_Lx) を計測した。また近傍2点間の距離は約18mmとした。

2-3 計測対象, 方法

末梢循環不全のない健康若年成人8名(22-25歳)を対象に、1分間安静座位状態を保った後に、5分間の計測を行った。

Labview (Labview8.1, National Instruments) によって信号集録システムを構築し、すべての信号は A/D 変換ボード (NI USB-6211, National Instruments) を用いてサンプリング周波数 1024Hz にて PC に信号を記録した。

なお本研究は当該倫理委員会の承認を受け、すべての被験者からインフォームドコンセントを得て実施した。

Table 1 Experimental setup in PPG

	Model number	Peak wavelength [nm]	Half angle [deg.]
Infrared LED	SFH 412 (OSRAM)	880	±60
Infrared PD	PA1101W (STANLEY)	880	±70
Green LED	NSCG100A (NICHIA)	525	±60
Green PD	S9067-1 (Hamamatsu)	560	±70

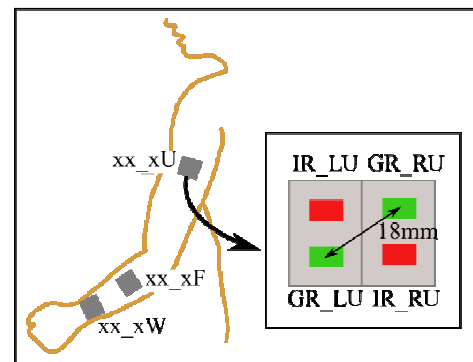


Fig. 1 Sensor positioning

3. 解析方法

3-1 脈波間隔

ウェアラブル脈拍計では主に脈拍数のモニタリングを行う。得られた近傍2点の信号からそれぞれ得られる脈波間隔の算出、比較を行った。

得られた信号に 0.7-5Hz のバンドパスフィルタを行ったのち、Fig. 2 に示したようにピーク検出を行い、信号 (xx_Rx, xx_Lx) の脈波間隔 (PPI_xx_Rx, PPI_xx_Lx) をそれぞれ算出し、12信号すべての脈波間隔の平均値 (mean_PPI_xx_Rx, mean_PPI_xx_Lx) も算出した。

また近傍 2 点間 (xx_Rx , xx_Lx) での脈波間隔の差の絶対値を各部位, 各計測光でそれぞれ算出し, その平均値 ($error_PPI_xx_x$)を算出した.

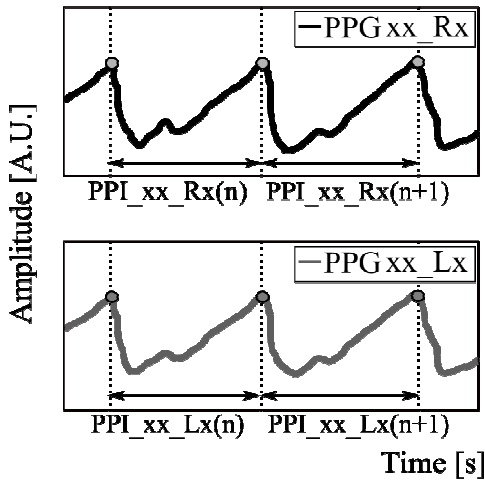


Fig. 2 Definition of the PP interval (PPI_xx_xx)

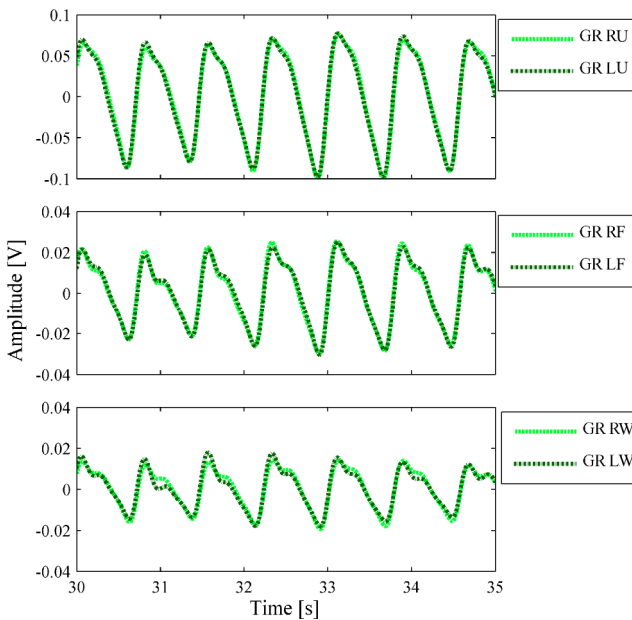


Fig. 3 Typical examples of green PPG

3-2 脈波信号の相関

近傍 2 点から得られる脈波信号の類似度について, 緑色, 近赤外脈波信号に対してそれぞれ検証を行った.

得られた信号に 0.7-5Hz のバンドパスフィルタを行ったのち, 計測した 5 分間の脈波信号から前後 2 分間の信号を切り捨て, 1 分間の脈波信号を抽出した.

近傍 2 点の脈波信号 (xx_Rx , xx_Lx) に対して相互相関関数を求め, その最大値を類似度 ($Corr_xx_x$) とした.

4. 結果

計測した緑色, 近赤外光電脈波信号の典型例をそれぞれ Fig. 3, Fig. 4 に示した. また緑色, 近赤外光電脈波信号より算出した脈波間隔の典型例を Fig. 5 に示した.

Fig. 3, Fig. 4, Fig. 5 ともに上段が上腕の脈波信号 (xx_xU), 中段が前腕の脈波信号 (xx_xF), 下段が手首の脈波信号 (xx_xW) であり, 実線が近傍 2 点間の右側の脈波信号 (xx_Rx), 破線が左側の脈波信号 (xx_Lx) である.

Fig. 3, Fig. 4 に示した波形は 0.7-5Hz の帯域でフィルタリングを行っている.

4-1 脈波間隔

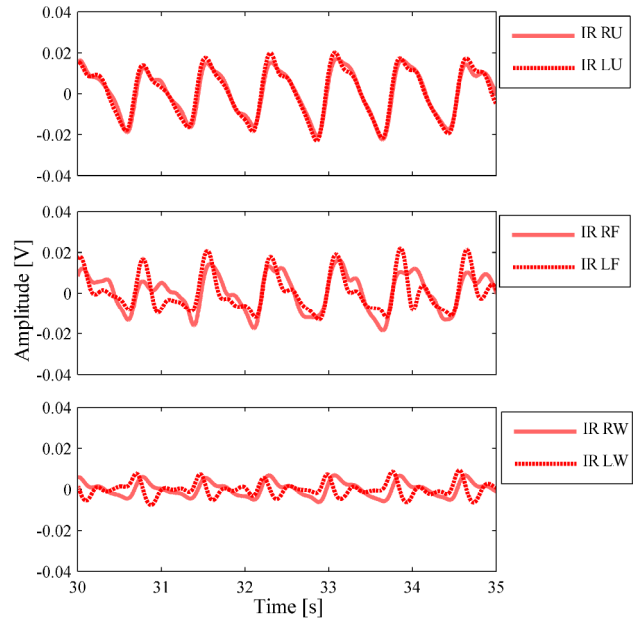


Fig. 4 Typical examples of infrared PPG

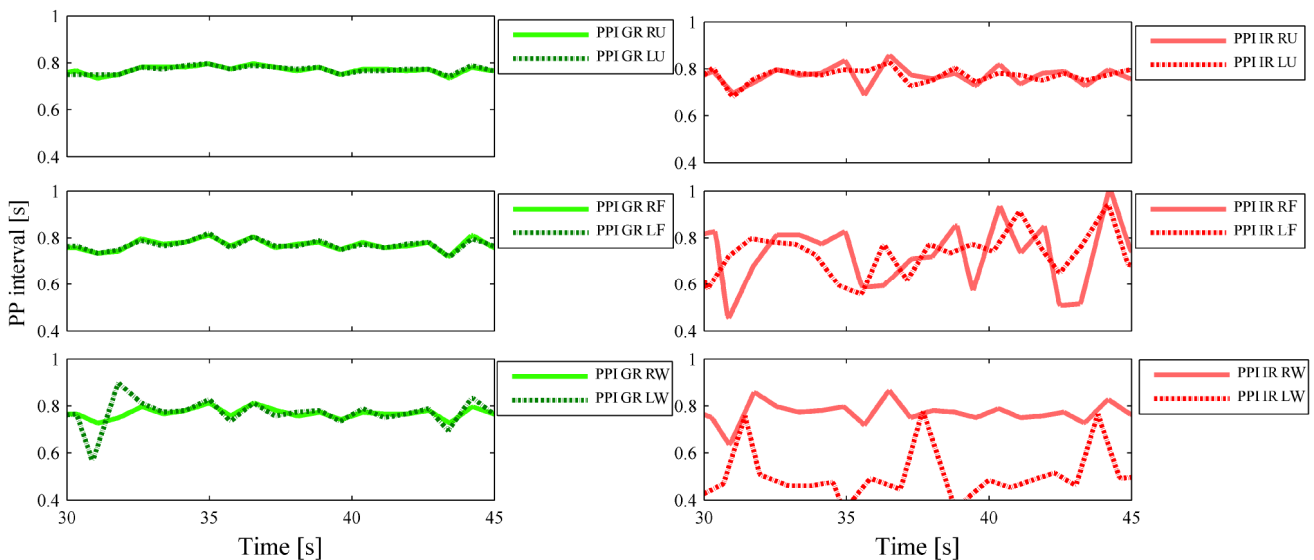


Fig. 5 Typical examples of PP interval

計測光別の脈波間隔の平均値を Fig. 6 に示した. 実験は同時計測で行われているため緑色光と近赤外光電脈波計測中の心拍の周期は同一であり, 緑色光と近赤外光で算出される脈波間隔は被験者では等しくなる.

しかし得られた脈波間隔では緑色と近赤外で差がみられた 3 例があり (n=1, 6, 8), どの例においても近赤外光の標準偏差が目立つものであった. これは近赤外光による脈波信号から算出された脈波間隔において, 3 つの計測部位, もしくは近傍の 2 点間の信号から検出された脈波間隔に差が生じたことを示している.

近傍 2 点間で計測された脈波信号から求めた脈波間隔 (PPI_xx_Rx, PPI_xx_Lx) の差について検証を行った. 各部位, 各計測光において算出した脈波間隔の差の平均値 (error_PPI_xx_x) を table 2 に示した. 計測光に関して脈波間隔の差の比較を行った結果, 近赤外光は緑色光より有意に大きかった ($p<0.01$). また部位に関しては, 緑色光では有意な差は見られなかったが, 近赤外光では上腕と前腕, 手首の間に有意な差が見られた ($p<0.05$).

4-2 類似度

近傍 2 点(xx_Rx, xx_Lx) 間の類似度 (Corr_xx_x) の検証結果を Table 3 に示した. すべての部位において緑色は近赤外光よりも有意に高い類似度であった ($p<0.05$). また緑色光では部位間に有意な差は見られなかったが, 近赤外光では上腕と前腕, 手首の間に有意な差が見られた ($p<0.05$).

類似度の最も低かった被験者の脈波信号を Fig. 7 に示した. 上段は同一被験者の上腕で計測された緑色光電脈波の近傍 2 点の信号であり (実線が GR_RU, 破線が GR_LU), 下段は最も低い類似度であった近赤外光電脈波の近傍 2 点の信号である (実線が IR_RW, 破線が IR_LW). 上段の緑色光の結果に比べ, 近赤外光では近傍 2 点で波形の形状が異なることがわかった.

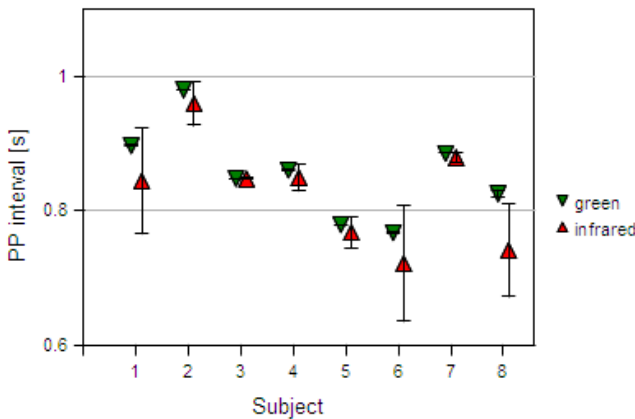


Fig. 6 PP intervals with green and infrared PPG

Table 2 PP interval differences between two points

	Upper arm	Forearm	Wrist	Mean
Green [s]	0.02±0.01	0.02±0.02	0.03±0.02	0.02
Infrared [s]	0.06±0.04	0.11±0.05	0.12±0.06	0.09

Table 3 Correlation coefficients between right and left PPG

	Upper arm	Forearm	Wrist	Mean
Green	0.99±0.00	0.98±0.02	0.99±0.01	0.99
Infrared	0.97±0.03	0.85±0.18	0.74±0.25	0.85

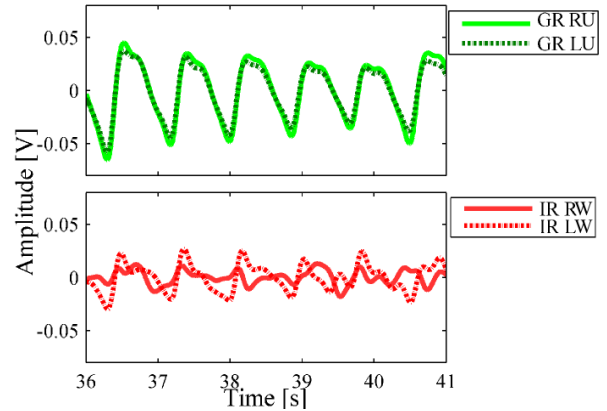


Fig. 7 Examples of green and infrared PPG

5. 考察

従来, 脈波計測には透過深度の大きい近赤外光が広く用いられており, 多くの光電脈波計は装着部位が指や耳朶に限られる透過形であった. しかし近年, 計測部位の制限の少ない反射形光電脈波計が広まってきている.

反射形計測では反射や散乱光の計測を行うため, 透過深度の小さい可視光も使用可能となる. 光の透過深度は波長に依存しており, 短波長光では皮膚深部まで光が到達しない⁽³⁾. そのため緑色光を用いて計測した脈波信号は近赤外に比べ皮膚深部の情報をもたないと考えられる.

近傍 2 点間における類似度の検証では近赤外光が緑色光に比べ低い結果となった. これは 2 つの脈波センサが計測した容積変化が異なったことを示している. また血液の容積変化の差は, 発光部より光が伝播し受光部へいたるまでの計測領域に存在する血管分布が異なることを示唆するものである. 近赤外光は皮膚深部まで光が透過するため計測領域が広く, 血管分布の影響を受けやすいと考えられる⁽⁴⁾.

同時計測での脈波間隔の検証において, 緑色光では近傍 2 点間だけでなく, 部位間でも脈波間隔に差がみられなかったが, 近赤外光では得られた脈波間隔の差が大きく, 手首での計測において最も差が大きかった. これは Fig. 7 の IR_R3 に見られるように, 近赤外光による脈波計測において一部に脈波間隔の算出が困難となる信号が得られたことが原因と考えられる.

以上より, 近赤外による光電脈波計測では皮膚深部の血管分布の影響を受け, センサ位置により脈波計測の精度が変化することが示された. 一方, 緑色光による脈波計測はセンサ位置への依存性が低いため, 日々の着脱による影響が少なく, ウェアラブル脈拍計に適していると考えられる.

参考文献

- 1) Hertzman, A. B., The blood supply of various skin areas as estimated by the photoelectric plethysmograph., Am. J. Physiol., vol.124, pp.328-340, 1938.
- 2) Allen J., Photoplethysmography and its application in clinical physiological measurement., Physiol. Measure., vol. 28, pp. 1-39, 2007.
- 3) Anderson R. R., Parrish J. A., The optics of human skin., J. Invest. Dermatol. vol. 77, pp. 13-19, 1981
- 4) H. Ugnell, P. A. Oberg, The time-variable photoplethysmographic signal; dependence of the heart synchronous signal on wavelength and sample volume, Med. Eng. And Physics, vol. 17, no. 8, pp. 571-578