

光電脈波センサの LED-PD 間隔及び LED 光量に関する研究

Study of LED-PD Interval and LED Light Quantity of Photoplethysmograph Sensor

○ 大坂光司, 前田祐佳, 水谷孝一, 若槻尚斗 (筑波大)

Koji OSAKA, Yuka MAEDA, Koichi MIZUTANI, Naoto WAKATSUKI, Tsukuba University

Abstract: Since the photoplethysmography measures the relative blood volume change that is ejected by the heart, it is used in diagnosis of heart disease. Photoplethysmographic sensor consists of LED and PD. In this work, we developed the sensor which consists of one LED and eight PDs. Moreover, the sensor's LED current was controlled from 1 mA to 4 mA, and the difference in received signal due to the wavelength of light were evaluated. Green light and Near-infrared light LED, which have different wavelength were used. And AC component and DC component of the signals acquired from sensors were analyzed. The results show that in the both the AC component and DC component of measurement signal were increased by the light amount. As a result of analysis using the Coefficient of variation and signal-noise ratio (SNR), it was suggested that SNR should be more than 38dB and LED-PD interval should be 3.1 mm in green light. It was revealed that SNR should be more than 20dB and LED-PD interval should be 5.2 ~7.3 mm in using Near-infrared light.

Key Words: Photoplethysmograph sensor, Green light, Near-infrared light

1. 研究背景と目的

健康状態のモニタリングは健康管理が必要な患者や高齢者にとって必要不可欠であり, モニタリングで使われるウェアラブル機器は近年, 急速に普及している. その中でも, 光電脈波センサは使用者にとって非侵襲的で簡単に使用できる為, 病院などで広く利用されまた研究もなされている⁽¹⁾⁽²⁾.

光電容積脈波(Photoplethysmograph:PPG)とは心臓の収縮により血液が大動脈に押し出されたときに発生する血管内の圧力変化が抹消部へ伝わっていく波動を光によって計測したものである. Fig. 1 に脈波信号の成分図を示す. 検出方法は透過形と反射形がある. 透過形は発光部である LED と受光部である PD の間に計測領域を挟む方式で計測領域が指先や耳など限定されてしまう. それに比べ, 反射形は計測領域に張り付けるような方式であり, LED と PD を並べて設置するため計測領域が限られることはない. また, 光電脈波センサに使用される LED には今まで近赤外光が使われてきたが, 近年では光デバイス技術の向上により可視光による研究が進められている.

先行研究において緑色光を用いた光電脈波センサを用いることにより体動ノイズが減少することが示されている⁽³⁾⁽⁴⁾. 生体組織が光を吸収する量や散乱する強さは波長によって異なるため近赤外光と可視光では散乱媒体中の光伝搬経路が異なると考えられる. また, LED と PD 間隔によっても脈波の振幅は変化することが明らかにされている⁽⁵⁾⁽⁶⁾. しかし, LED と PD 間隔と LED の駆動電流が脈波センサから得られる信号に与える影響に関する研究でまだ十分に満足する結果は明らかになっていない. そこで, 本研究では LED と PD 間隔, LED の駆動電流の変化が脈波データに与える影響を明らかにすることを目的とし, 実験を行った.

2. 原理

2.1. 脈波

脈波センサは LED と PD で構成されるセンサである. LED から照射された光は生体内で吸収, 反射, 散乱し PD で受光される. 生体内に存在する血液に光は吸収される為, 計測領域に存在する血管の容積変化によって PD で受光される光は大きく変化する. このように心臓から抹消部に伝わる際に生じる血管の拡張・収縮(容積変化)により変化する血流量をとらえたものが AC 成分, その他の皮膚, 生体内細胞などを

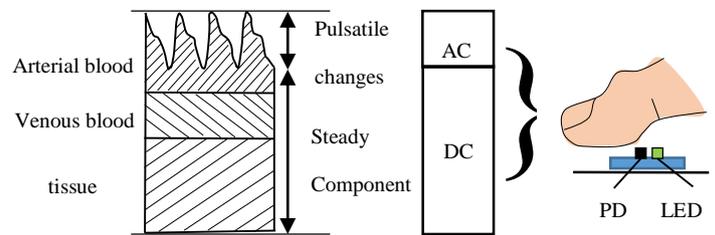


Fig. 1 Signal component of PPG

とらえたものが DC 成分となる(Fig. 1). AC 成分 DC 成分の内, 時系列的に変化するものは AC 成分である為, 心電図の周期と同期した波形を得られる.

3. 実験

3.1. 実験概要

本実験では, LED-PD の距離間隔と LED の駆動電流が脈波信号に与える影響を評価する為, 1 つの LED に対し距離間隔の異なる 8 つの PD を配置した脈波センサを作製した. また, LED の駆動電流が制御出来るように設計した.

3.2. 実験計測装置

1 つの LED に対し 8 つの PD が配置されている脈波センサを作製した. 発光素子には 2 つの波長(可視光, 近赤外光)を用いてそれぞれの LED を搭載した脈波センサを設計した. 可視光の発光素子(3020U51GC, LED-paradise)にはピーク波長 518-521nm, 指向半値角 $\pm 60^\circ$ のものを使用し, 受光素子(s10604, HAMAMATSU)にはピーク波長 560nm, 指向半値角 $\pm 70^\circ$ のものを用いた. 近赤外光の発光素子(SFH,OSRAM)にはピーク波長 880nm, 指向半値角 $\pm 60^\circ$ のものを使用し, 受光素子(PS1101W, STANLEY)にはピーク波長 880nm, 指向半値角 $\pm 70^\circ$ のものを用いた. 脈波センサの LED, PD 配置図を Fig. 2 に距離間隔(LED と PD の中心間距離)を Table 1 に示す.

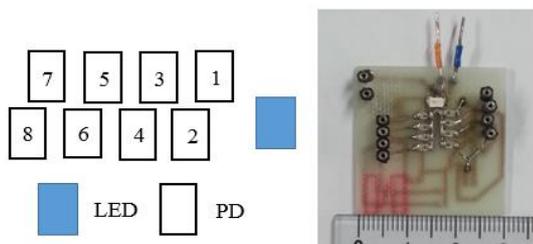


Fig. 2 LED-PD placement

Table 1 LED-PD interval [mm]

1	2	3	4
2.8	3.1	4.7	5.2
5	6	7	8
6.8	7.3	8.9	9.4

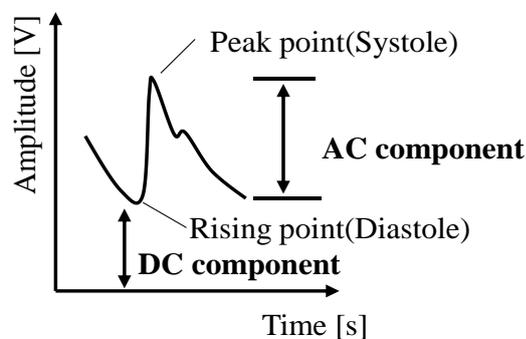


Fig. 3 Target for evaluation

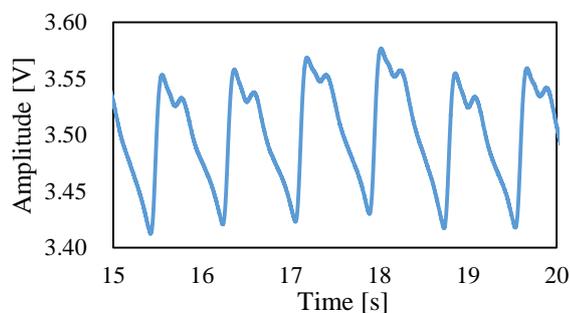


Fig. 4 Pulse wave(green/4mA/PD:1)

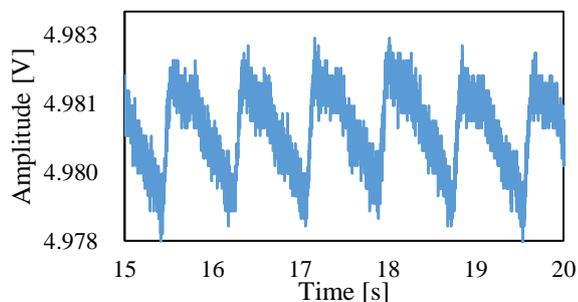


Fig. 5 Pulse wave(green/4mA/PD:6)

3.3. 計測対象, 方法

本実験は被験者 10 人(23.5 ± 0.5 歳, 身長 173 ± 6.4 cm, 体重 62 ± 5.9 kg)を対象に実験を行った. 検出されたすべての信号は 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は 1024 Hz にて PC に記録した. LED の駆動電流を 1mA, 2mA, 3mA, 4mA と変化させ各光量において 3 分間計測を行った. また, 近赤外光を用いた脈波センサは LED の駆動電流を上記の他に 5mA, 10mA と加えて計測を行なった. この際, LED の駆動制御には定電流回路を用いた. なお本実験は筑波大学システム情報系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.

4. 評価対象, 解析方法

4.1 評価対象

本実験では Fig. 3 に示したよう脈波の立ち上がり点から頂点までの波高(振幅)を AC 成分, 0V から脈波振幅の立ち上がり点までを DC 成分とした. この 2 つのパラメータを評価対象とし解析を行った.

4.2. 変動係数(C.V.値)

各光量における AC 成分のばらつきを評価する際, LED に流れる電流が高い領域では AC 成分の値も増加するため標準偏差での比較は適切ではない. そこで, 相対的なばらつきを各光量同士で比較する為に変動係数(C.V.値)を式(1)より求めた. 変動係数とは, 標準偏差を平均値で除した値で無次元量である.

$$C.V. = \frac{\sigma}{\bar{x}} \quad (1)$$

ここで, σ は各光量で検出した AC 成分の標準偏差, \bar{x} は各光量で検出した AC 成分の平均値である. x のサンプル数は 3 分間計測した AC 成分である. AC 成分は心拍数と同期している為, 1 分間の心拍数を 60~80 とすると x は 3 分間でおよそ 180~240 個となる.

4.3. SNR(signal-noise ratio)

Fig. 4 に緑色光を用いた脈波センサにおいて駆動電流が 4mA で 1 番目の PD で計測された脈波信号を示し, Fig. 5 に緑色光を用いた脈波センサにおいて駆動電流が 4mA で 6 番目の PD で計測された脈波信号を示した. Fig. 4 の脈波信号の C.V.値は 0.24, SNR は 58[dB]であり, Fig. 5 の脈波信号の C.V.値は 0.41, SNR は 41[dB]である. これから LED と PD の間隔によってノイズの影響が大きく変化する為, 計測精度に違いがでることが分かる. SNR は式(2)より脈波波高(AC成分)とノイズの比を算出した.

$$SNR = 20 \log \frac{AC}{N} \quad (2)$$

ここで, AC (AC 成分) は各光量で 3 分間計測した脈波信号の AC 成分の平均値を脈波信号から引いた値を二乗平均した値. $N(Noise)$ は暗闇で 3 分間計測した波形信号の平均値を信号から引いた値の二乗平均とした.

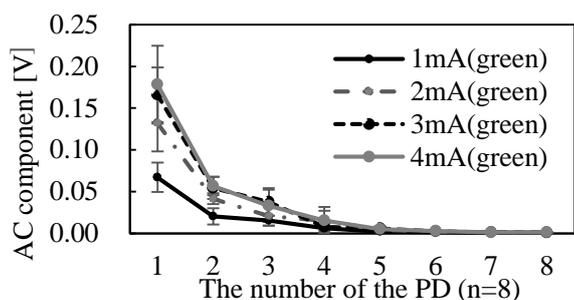


Fig. 6 Average value of AC component (green)

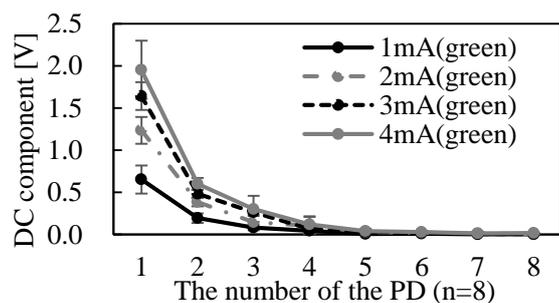


Fig. 7 Average value of DC component (green)

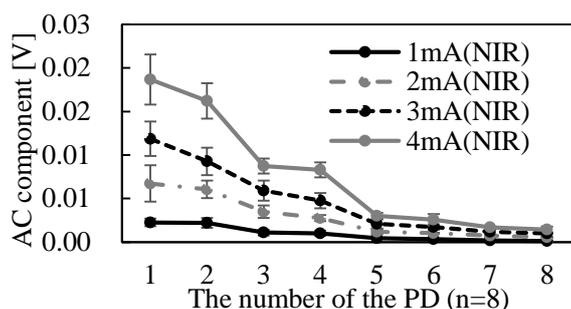


Fig. 8 Average value of AC component (NIR)

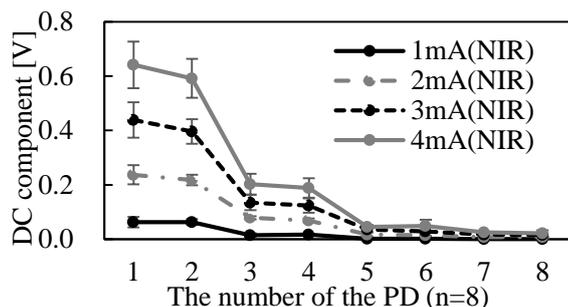


Fig. 9 Average value of DC component (NIR)

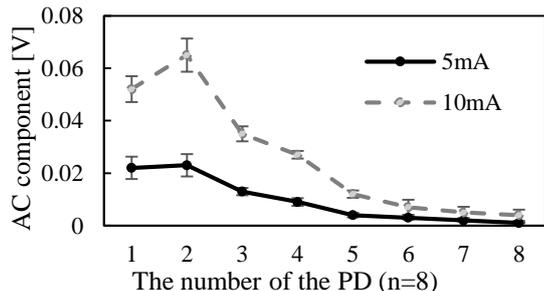


Fig. 10 Average value of AC component (NIR/5,10mA)

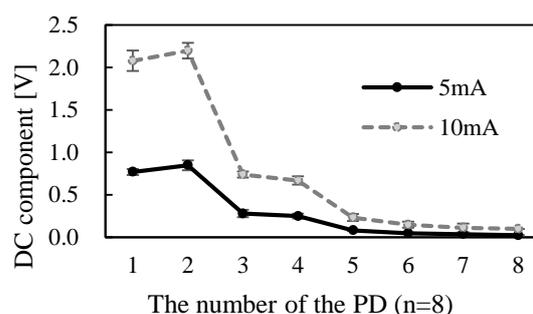


Fig. 11 Average value of DC component (NIR/5,10mA)

5. 結果

5.1. 脈波振幅解析結果

LED との距離間隔の異なる 8 つの PD で計測した脈波信号の AC 成分, DC 成分の平均値を Fig. 6~Fig. 9 に示した. Fig. 6, Fig. 7 は緑色光による結果を, Fig. 8, Fig. 9 は近赤外光による結果を示す. Fig. 6, Fig. 7 に示したように緑色光では 1 番目の PD(2.8mm)から 2 番目の PD(3.1mm)において AC 成分 DC 成分が減少しており, 緑色光においては脈波計測に有効な LED-PD 間隔が LED の近傍に存在する事が示された. また, 全ての駆動電流において 1 番目の PD で計測される AC 成分, DC 成分が最大となることから LED-PD 間隔と AC 成分, DC 成分の増減関係は LED の駆動電流による影響を受けないと考えられる. 一方, 近赤外光による結果である Fig. 8, Fig. 9 を見ると AC 成分 DC 成分の減少が LED-PD 間隔に応じて緩やかなことが分かった. この事から緑色光と比較して, 近赤外光では脈波計測に有効な LED-PD 間隔が LED 近傍に制限されないと考えられる. また, 緑色光と比較して全体的に DC 成分が小さいという傾向も見られた. 近赤外光で計測した LED の駆動電流が 5, 10mA 時の AC 成分と DC 成分の結果を Fig. 10, Fig. 11 に示した. このグラフから LED の駆動電流によって, AC 成分 DC 成分共に最大となる LED-PD 間隔が変化しており, LED の駆動電流が結果に与える影響が示唆された.

5.2. 変動係数(C.V.値)結果

C.V.値を縦軸, SNR を横軸にした結果を Fig. 12, Fig. 13 に示す. Fig. 12 は緑色光による, Fig. 13 は近赤外光による結果を示している. また, 同じ LED-PD 間隔で LED の駆動電流を 1mA から 4mA 変化させた時の SNR の最大値と最小値の差を緑色光, 近赤外光共に Table 2 に示した. Table 2, Fig. 12 から緑色光では各光量における SNR の差は小さく, SNR が 38 [dB]以下から C.V.値が高くなっていることから SNR は 38[dB]必要と示され, また 2 番目の PD(3.1mm)で駆動電流が 4mA の時が最も C.V.値が低い値であった. 一方, 近赤外光による結果を Table 2, Fig. 13 に示す. 緑色光と比較して各光量によって SNR の差が大きいため, 光量によって受光経路の影響を受けやすい事が分かった. また, SNR が 20 [dB]以下から C.V.値が低い値を取り, 緑色光より遠い受光経路となる 4,5,6 番目の PD で駆動電流が 4mA の時が最も C.V.値が低い値をとることが明らかとなった.

6. 考察

6.1. 脈波振幅解析結果に関する考察

Fig. 6, Fig. 7 から緑色光では計測領域が近郊にあることを示す結果となった. これは, 緑色光のような短波長光では生体内では光の伝搬が散乱優位となるからである. また, 緑色光は皮膚表層部を光が伝搬するため LED-PD 間隔が短い所で

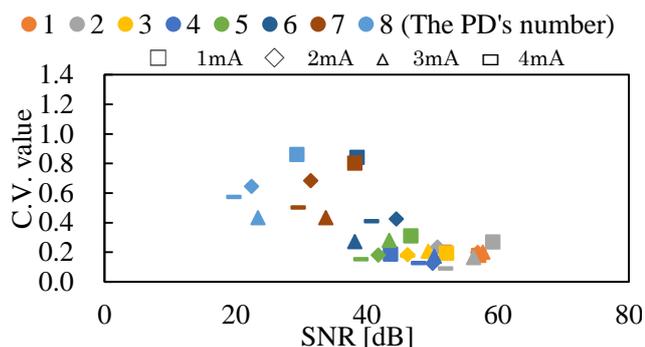


Fig. 12 C.V. value of AC component (green)

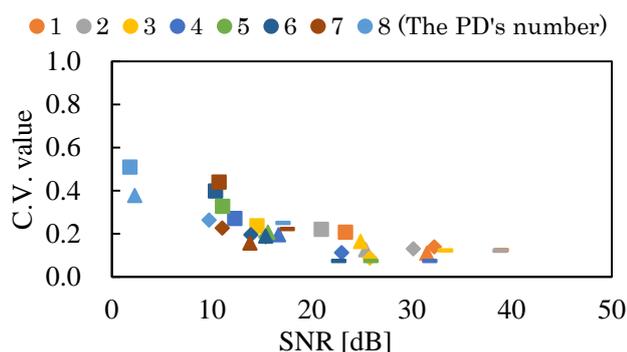


Fig. 13 C.V. value of AC component (NIR)

Table 2 Difference of SNR

	1	2	3	4
green	5.9	8.4	6.0	6.7
NIR	15.6	17.9	18.8	19.5
	5	6	7	8
green	7.6	6.3	6.8	9.6
NIR	14.8	12.3	16.8	15.3

AC成分DC成分が大きい脈波が検出されたと考えられる。一方、近赤外光では緑色光と比較して計測領域が遠郊にあることが分かった。これは、近赤外光はヘモグロビン吸光係数が緑色光と比較して低く、緑色光に比べ生体内で光が吸収されず、生体深部まで光が伝播したものと考えられる。また、緑色光と比較してDC成分が小さい結果となったのは、生体内の光伝播経路が緑色光よりも長くなるため光が減衰したからである。近赤外光において5mA、10mAと駆動電流を上げたとき、脈波を検出可能なLED-PD間隔が長くなったのは近赤外光は長波長な為、受光経路が遠方になるPDにおいても脈波検出が可能となることが起因していることが示された。

6.2 変動係数(C.V.値)に関する考察

Fig. 12から緑色光は各光量によるSNRの差は小さく受光経路の影響を受けにくいとことが明らかとなったがこれは駆動電流を上げてヘモグロビン吸光係数が高いために光が吸収されるからである。また、今回2番目のPD(3.1mm)で駆動電流を4mAとした時の脈波のC.V.値が小さかったがこれは、1番目のPD(2.8mm)よりも2番目のPD(3.1mm)の距離間隔が血管情報を得られたためであると考えられる。一方、近赤外光はFig. 13から各光量によるバラツキが大きく受光経路

の影響を受けやすいとことだったが、これは緑色光と比較してヘモグロビン吸光係数が低いので駆動電流に応じて適切な受光経路が長くなったと考えられる。また、4, 5, 6番目のPDで駆動電流が4mAとした時が脈波のC.V.値が小さかったがこれは、駆動電流が大きい方が血管情報を反映するためと考えられる。

7. まとめ

1つのLEDに対し8つのPDが設置された脈波センサを製作し、LEDの光量を4段階に駆動制御し2つの異なる波長(緑色光、近赤外光)のLEDによって脈波信号を検出した結果、緑色光、近赤外光共に光量に応じて全てのPDでAC成分DC成分共に増加していくことが分かった。また、適切なLED-PDの間隔が緑色光は計測領域が近郊にあり近赤外光は遠郊に存在する事が明らかとなった。また、変動係数(C.V.値)とSNRを用いた解析の結果、緑色光では光量が4mAでLED-PD間隔が3.1mmとなるPDで受光される脈波が最もC.V.値が小さい事がわかりSNRは38[dB]必要であることが結果より示唆された。また、近赤外光では4, 5, 6番目のPDを受光経路とする距離間隔が最もC.V.値が小さく、20[dB]以上のSNRが必要となること。

8. 今後の課題

本実験では、2波長(緑色光、近赤外光)のLEDを搭載した光電脈波センサを製作し、LED-PD間隔とLED光量が脈波信号に対する影響に関して評価した。今後は、Monte Carlo法を用いて光伝播シミュレーションを作成し波長によって光の伝搬経路に及ぼす影響を調べる。

参考文献

- [1] J Kraitl, H Ewald, H Gehring, "An optical device to measure blood components by a photoplethysmographic method" JOURNAL OF OPTICS A: PURE AND APPLIED OPTICS, J. Opt. A: Pure Appl. Opt.7 (2005)S318-S324
- [2] Chungkeun Lee, Hang Sik Shin, Myoungcho Lee, "Relations between ac-dc components and optical path length in photoplethysmography" Journal of Biomedical Optics 16(7), 077012 (July 2011)
- [3] Yuka Maeda, Masaki Sekine, Toshiyo Tamura, "Relationship Between Measurement Site and Motion Artifact in Wearable Reflected Photoplethysmography," Journal of Medical Systems, Volume. 35, Issue 5, pp.969-976, (2011)
- [4] 前田祐佳, "反射形光電脈波計の位置依存性—異なる計測光, 部位における近傍2点間の信号出力の比較—" ライフサポート, Vol. 23, No. 3, pp. 124-129, (2011)
- [5] 加川敏規, 中嶋信生, "体動ノイズの影響を除去した高感度腕時計型脈波計測センサ,"電子情報通信学会誌, Vol. J96-D, No. 3, pp. 743-752, (2013)
- [6] Fu-Hsuan Huang, Po-Jung Yuan, Kang-Ping Lin, Hen-Hong Chang, and Cheng-Lun Tsai, "Analysis of Reflectance Photoplethysmograph Sensors" World Academy of Science, Engineering and Technology Vol:5 2011-11-29