

生体情報による生活モニタリング技術

桑野 晃希, 中島 康博, 前田 大輔, 吉成 哲

Biological Information Monitoring Technology for Daily Life Activity

Kouki KUWANO, Yasuhiro NAKAJIMA, Daisuke MAEDA, Satoshi YOSHINARI

抄 録

医療費の増大が課題である昨今、個人の自律的な体調管理による予防医学の重要性が指摘されている。そこで、生活パターンや活動状態の把握による健康管理を目的として、心拍情報と身体動作を脈波センサと加速度センサよりモニタリングし、変動するセンサ値から代表量を抽出する計測・処理技術を開発した。赤外LEDのパルス発光により外光ノイズの低減手法を開発し、安定した脈拍の計測ができるようになり、また加速度センサ情報から走行、歩行、軽作業などの基本動作と姿勢の判別が可能になった。

キーワード：光電脈波, 加速度センサ

Abstract

The technology for physical condition measurement system that monitored heart beat information and the bodily movement from a photoplethysmography and a acceleration sensor for the management of state health and physical condition by understanding life patterns and activities, extracted the amount of the representative from the noisy signals which contain slowly moving DC offset voltage, and recorded was developed. The decrease technique of the outside optical noise was developed by the pulse luminescence of LED, the measurement pulses wave was enabled stably, and the discerning the basic motion running, walking, and working, etc. became possible from acceleration sensor information.

KEY-WORDS : Photoplethysmography, Acceleration Sensor

1. はじめに

健康寿命の延伸に向け、疾病の治療による三次予防や健康診断による二次予防に加え、生活習慣の見直しによる一次予防が重要視されている¹⁾。北海道は全国的にも一人あたりの医療費が高く²⁾、また死亡原因のうち糖尿病、心筋梗塞、脳血管疾患、がんなどの生活習慣病の占める割合が過半数を超えていることに加え、その受療率が全国平均を上回っている状況にある。

そこで、生活パターンや活動状態の把握による健康管理を目的として、心拍情報と身体動作を脈波センサと加速度センサよりモニタリングし、変動するセンサ値から代表量を抽出する、計測・処理技術の開発に取り組んだ。

2. 光電脈波の安定計測技術

2.1 光電脈波のしくみと課題

脈波とは血液が心臓の収縮により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方向に伝わっていく波動のことである。このときの血管の容積変化を光学的に検出した波形を光電容積脈波、あるいは光電脈波と呼び、測定部位は指尖部か耳朶が一般的である。

図1に脈波計測のしくみを示す。計測センサ部は発光部と受光部からなり、発光部には通常、発光ダイオード(LED)を用い、受光部はフォトダイオードやフォトトランジスタで反射光を電位に変換して収集する。

事業名：経常研究

課題名：生体情報による生活モニタリング技術の開発（平成22年～23年）

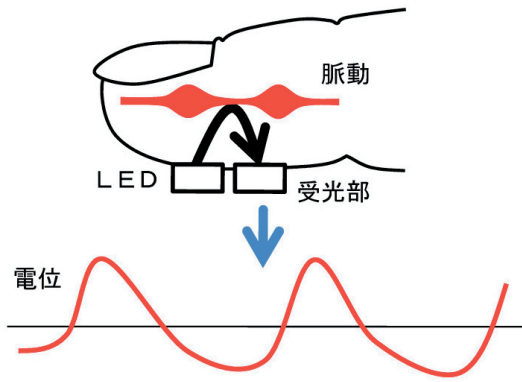


図1 脈波計測のしくみ



図2 市販されている脈拍計

図2は一般的な脈拍計であり、耳に装着するプローブと脈拍数の表示部を備えている。しかしながら、脈波による受光量の変化は微小で、体動や環境光の乱れによって、脈波と関係のない光が混入すると電位が大きく変動し、脈波信号が埋没することになる(図3)。

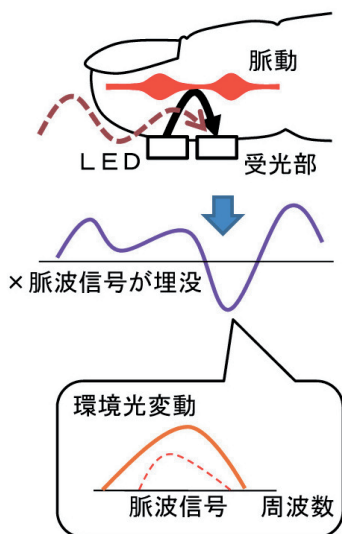


図3 脈波計測の課題

そのため、環境光が入らないよう計測センサ部を遮蔽するか、環境光を上回る光量をLEDから照射するなどの対策が取られてきた。しかし、遮蔽には覆いが必要で、かさばることや煩わしさがああり、また発光量を上げると電力消費も増大することなどから、より効果的な対策が求められてきた³⁾。

2.2 パルス光を用いた手法

本研究では、環境光ノイズを除去する方法として、発光方式にパルス駆動による変調光を用いた。これにより、脈波信号はパルス周波数を搬送波とする高周波領域に移動される。その後、環境光の変動成分をフィルタで除去し、信号を復調することでクリアな脈波波形が収集できるようになった(図4)。この方法では、パルス駆動されるLEDには定格値以上の電流を流すことが可能なため、S/N比の向上も期待できる⁴⁾。

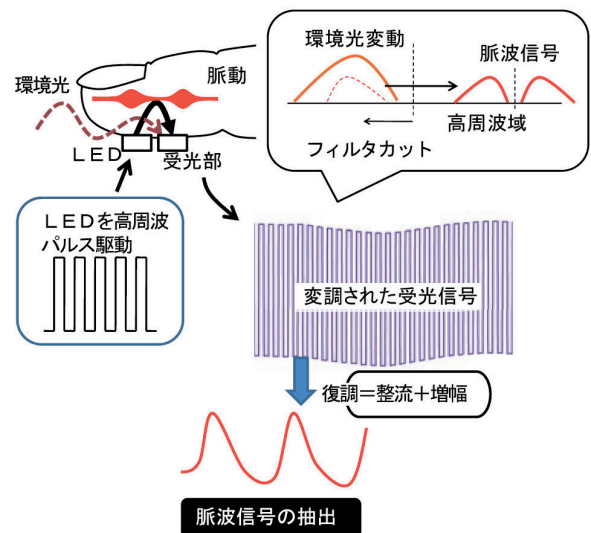


図4 パルス駆動による信号抽出

図5は実際に計測した波形処理の過程であり、フィルタ処理によって脈波の分離と復元が行われているのがわかる。

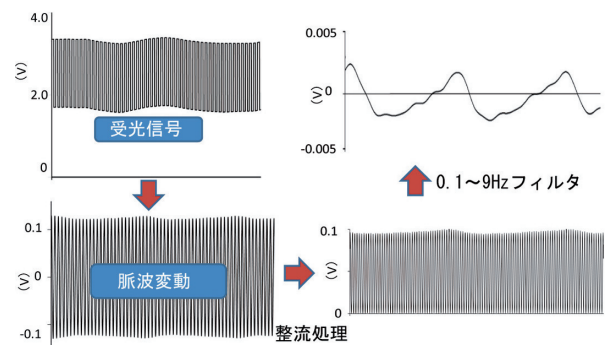


図5 脈波の抽出過程

2.3 心拍数の算出とサンプリング周波数の設定

脈波信号から得られる情報として心拍数がある。ここでは心拍の検出に、図5における脈波信号の正から負へのゼロクロス間隔を取得することとした。

一方、最大運動負荷を求める場合、下記の式から得られる心拍数による指標が用いられる⁵⁾。

$$\text{最大心拍数} = 220 \text{拍/分} - \text{年齢}$$

そこで、上式を参考に測定範囲を240拍までとし、分解能を1拍として、1拍ごとの時間から心拍数を算出することとした場合、必要とされる時間分解能 n (秒)は、

$$\begin{aligned} n &= 60/239 - 60/240 \\ &= 1.046 \times 10^{-3} \text{s} \end{aligned}$$

である。したがって、1拍の精度で心拍数を導出するために必要なサンプリング周波数 K (Hz)は、

$$\begin{aligned} K &= 1/1.046 \times 10^3 \\ &= 956 \text{Hz} \end{aligned}$$

となり、約1kHzの比較的高い周波数となる。しかしながら、同じON時間ならばサンプリング周波数が高いほど、比例してLEDの消費電力が増大することや、一方で1拍ごとの心拍数が必要とされる場面は考えにくいことなどから、一定時間内の平均心拍数を求める方法を検討した。

例として、対象時間を5秒間とした場合について述べる。最大心拍数を240拍/分とすれば、1拍あたり0.250sであり、239拍/分ならば0.251sで5秒間では少なくとも19拍分発生し、その時間はそれぞれ4.750s、4.770sとなり、その差は0.020sある。この差を検出できれば1拍の分解能で計測できることになり、サンプリング周波数が50.0Hz(=1/0.020)以上であればよいこととなる。したがって、5秒間の平均心拍数を測定範囲240拍/分、分解能1拍で記録するには、LEDを50Hzで、かつ受光部のA/D変換に必要な時間のみ発光すれば十分である。

2.4 加速度脈波の抽出

加速度脈波とは、光电指尖脈波を二階微分して得られる波形を指す(図6)。加速度脈波波形は加齢とともに変化し、血管壁の硬化や静脈環流の状態を表す。そのため、心機能や脳血管障害などの生活習慣病の予防に向けた簡易な診断に採用されている。図7は血管状態を「良い」から「悪い」の順にAからGに分類した診断用に用いられるチャート図である⁶⁾。このチャートから個々人の加速度脈波波形を比較し、被験者の現状や推移を把握することができる。

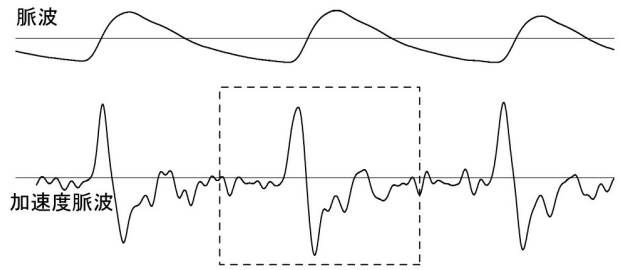


図6 脈波と加速度脈波

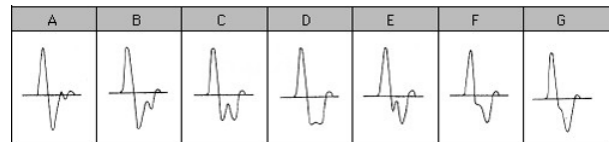


図7 加速度脈波チャート図

ところで、図6を観察すると、一拍ごとにわずかに波形が異なっていることが分かる。これはセンサと皮膚との接触状態、呼吸に伴う血圧の変化が原因である。そこで、代表となる波形を抽出するため、図8左で示したA部のように正から負に極性が変化するゼロクロス点を一拍動ごとに比較演算にて探索し、その点を基準に波形を加算平均することにした。

しかしながら、この条件では図中○で示した箇所も誤認識してしまう恐れがある。そこで図8右のように、原波形から正から負の明白なゼロクロス点Bを検出し、この時刻に最も近い点をA点とすることで波形を抽出できると考え、この条件を加え波形処理を行った。その結果、誤りなく加算平均できることを確認した。

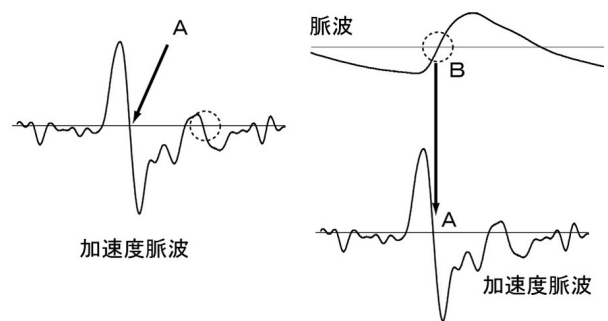


図8 加速度脈波の加算基準点

図9はこのようにして得られた、被験者3名の加速度脈波であるが、図7のチャート図を参照し、被験者M、KはBタイプ、被験者NはDタイプとして分類できる波形を抽出できていることがわかる。

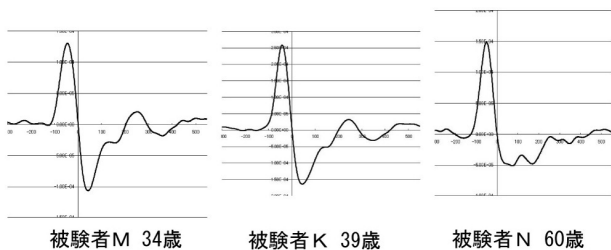


図9 被験者3名の加速度脈波

3. 加速度センサによる活動計測

身体動作を運動学的に観測する手段として、加速度センサが使われる。単に歩数を計測する場合、歩数計と呼ばれる装置があるが、歩数のみならず生活内における身体活動の推定を目的に、本研究では三軸加速度センサを用いた動作と姿勢の推定を試みた(図10)。加速度センサは頭部に配置し、鉛直上向きをX軸の正方向、前方をY軸の正方向、右方向をZ軸の正方向とした。

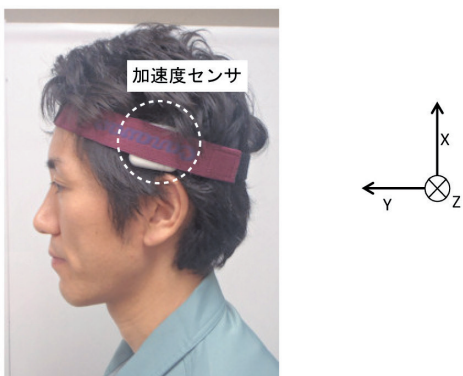


図10 加速度センサ配置

3.1 活動強度による生活動作判別

図11は屋内作業中の鉛直方向加速度波形である。波形には、次の特徴が見られる。

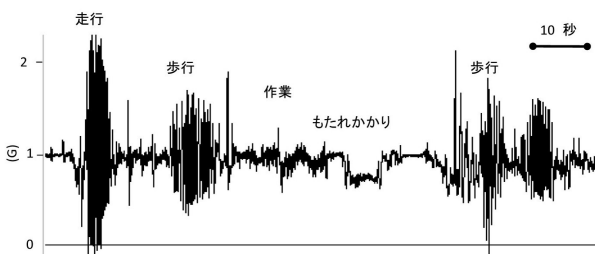


図11 屋内作業中の鉛直(X)加速度波形

- ①重力加速度の1Gを中心に波形が変動している
- ②走行中、歩行中、作業中、の順に振幅が大きい
- ③もたれかかり(傾斜)時は1Gから振幅中心が有意に下

がるが、中心からの変動は小さい

以上のことから、「走行」、「歩行」、「作業」の動作判別にあたり以下の処理を行った。

- i. 重力加速度成分の除去
- ii. 走行、歩行、作業の変動成分の抽出
- iii. 変動強度の比較による走行、歩行、作業の弁別

このことから、i, iiに関して適切な帯域を選定したバンドパスフィルタを適用した。iiiの変動強度の比較対象には振幅のピークtoピークが考えられるが、ピークの探索には、何層かの条件処理が必要となるため、今回は一定時間内のデータの“ばらつき”から1回の演算で変動量を算出する、分散値の比較による方法を採用した。図12にその手順を示す。また各処理の設定値を下に示す。

- サンプリング周波数：50Hz
- バンドパスフィルタ：5 - 2 Hz
- 分散計算用標本数：5個(0.1秒間)
- 移動平均ポイント数：100点(2秒間)
- 作業判別レベル：2以上500未満
- 歩行判別レベル：500以上15,000未満
- 走行判別レベル：15,000以上

以上の処理によって、図12右下に示したとおり動作を判別できることを確認した。

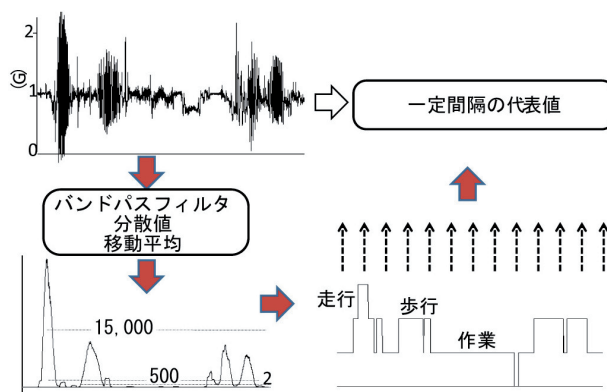


図12 動作判別処理

3.2 定常波形からの姿勢判別

動作判別では除去される定常状態を示す波形には、先の例で“もたれかかり”などの姿勢の情報が含まれている。そこで前後左右への傾斜を判別する方法を検討した。図13は前後左右へ体を傾斜させた時の三軸加速度波形である。

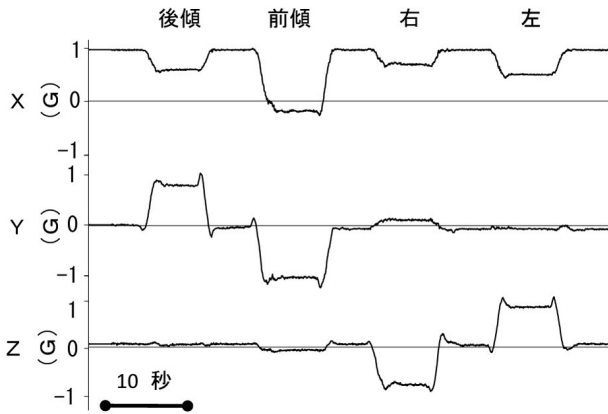


図13 傾斜姿勢と三軸加速度波形

波形には以下の特徴が見られる。

- ①傾斜時には鉛直加速度が1G以下で推移する
- ②傾斜方向は前後左右の加速度成分に現れる

以上のことから、以下の処理によって姿勢の判別が可能と考えた。

- i. ローパスフィルタによる定常成分の抽出
- ii. 前後左右方向の加速度の絶対値比較

それぞれ、適切なカットオフ周波数と、閾値を以下の通り設定することで、傾斜の有無と方向の判別が可能であることを確認した(図14)。

カットオフ周波数：0.5Hz

傾斜判別閾値：0.71 (G) (※45° 傾斜時)

なお、傾斜判別閾値は判別する姿勢に応じて値を設定することで、転倒状態や仰臥位、腹臥位、側臥位の検出が可能である。

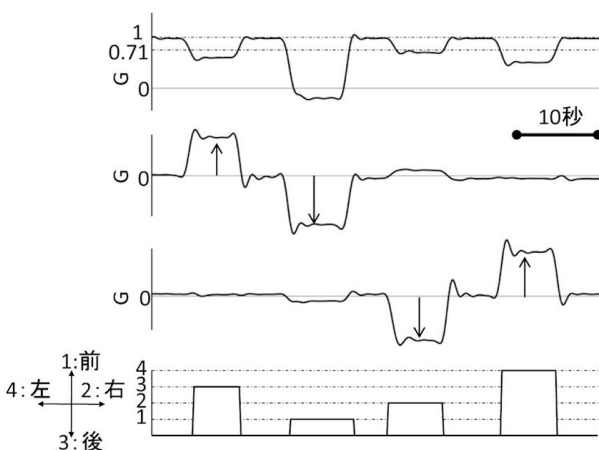


図14 姿勢判別処理と結果

4. 評価回路への実装

光電脈波の安定計測処理系と、活動・姿勢判別プログラムをマイコンに実装し、センサとBluetooth2.1規格の無線送信機を搭載した評価回路を製作し動作検証を行った。その結果、リアルタイムに所望の出力が得られることを確認した。以下に各部の特徴を下記する。

- マイコン
マイクロチップ・テクノロジー社製 dsPIC30F3013
サンプリング周波数：50Hz
- 光電脈波センサ部
発光部：LED 波長950nm
受光部：フォトダイオード 最大感度波長 950nm
- 加速度センサ
ADXL345 (最大±16G)

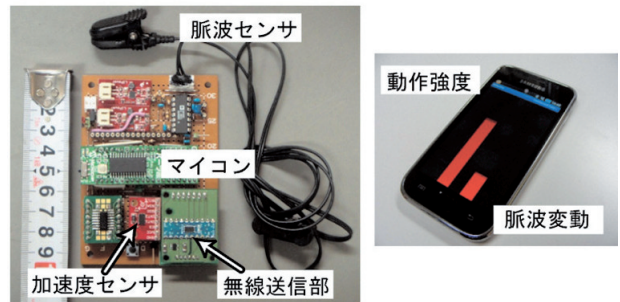


図15 評価回路とモニタ端末

図15は携帯端末（Android）を用いて、無線受信した活動強度と脈拍をモニタしている様子を示している。

5. まとめ

生活習慣や活動状態の把握による健康管理を目的として、心拍情報と身体動作を脈波センサと加速度センサよりモニタリングし、変動するセンサ値から代表量を抽出する計測・処理技術の開発に取り組んだ。以下に、結果を要約する。

- (1) パルス光の採用によって、光電脈波計測のノイズ源となる環境光変動を除去し、安定したデータ収集が可能になった。
- (2) 血管の健康状態の指標とされる加速度脈波を自動的に抽出することが可能になった。
- (3) 三軸加速度センサ出力の変動成分から作業、歩行、走行の各動作の判別が可能になった。
- (4) 三軸加速度センサ出力の定常的变化から、身体の姿勢と傾斜およびその方向を判別することが可能になった。
- (5) 各種センサとマイコンを組み合わせた評価回路を製作し、オンラインにて上記判別結果が得られることを確認した。

引用文献

- 1) 厚生労働省：「健康日本21」中間評価報告書，(2007)
- 2) 北海道：「北海道医療費適正化計画の進捗状況について」
(2011)
- 3) 高橋一清：超低消費電力携帯型体調把握支援システム，
電子情報通信学会総合大会講演論文,381 (2004)
- 4) T. Miyata : A Reflection-Type Pulse Oximeter Using
Four Wavelengths Equipped with a Gain-Enhanced
Gated-Avalanche-Photodiode, IFMBE Proceedings
2009, Vol 23, pp493-496
- 5) P. O. Astrand and Irma Ryhming : ANomogram for
Calculation of Aerobic Capacity (Physical Fitness)
From Pulse Rate During Submaximal Work, J
Appl Physiol, Vol.7, No.2, pp.218-222 (1954)
- 6) 佐野・片岡・小山内：加速度脈波による血液循環の評価
と応用，労働科学61巻3号，pp.129-143 (1985)