

# 測定状態通知機能をともなう 携帯カメラによる高信頼脈拍検出方式

烏谷 あゆ<sup>1,a)</sup> 中野 泰彦<sup>1</sup> 森 信一郎<sup>1</sup>

受付日 2011年8月3日, 採録日 2011年12月2日

**概要:** 2008年よりメタボの予防改善を目的とした「特定検診・特定健指導」が始まるなど、病気を事前に予防する健康志向の意識が向上している。家庭で利用できる血圧計など、家庭用医療機器の普及も広がりつつあるが、血圧計などの医療機器は家庭内や医療機関などの拠点に設置され、屋内での静的な環境での利用が一般的であった。しかし、今後は、通勤途中やレジャーなどの外出時などのモバイル環境においても、簡易的に血圧、脈拍など人の基本的な生体情報を取得することで、日常生活時間全体での健康管理が望まれてくると考えられる。本論文ではモバイル環境を考え、携帯電話の大半にすでに装備されているカメラを利用し、ユーザに測定状態をフィードバックすることで脈拍を高精度に計測する方式について述べる。本方式と心電とを比較し、±5%以下の高精度を得ることができることを示す。

キーワード: 脈拍計, 携帯カメラ, モバイル, heart rate, ヘルスケア

## Heart Rate Monitor with a User Feedback Function Using a Cellphone Camera

AYU KARASUDANI<sup>1,a)</sup> YASUHIKO NAKANO<sup>1</sup> SHINICHIRO MORI<sup>1</sup>

Received: August 3, 2011, Accepted: December 2, 2011

**Abstract:** To prevent the disease, such as metabolic syndromes, “Specific medical examination and specific health guidance” have started in 2008 in Japan and people consider their own health than ever. Spreading out easy-use medical equipment, for instance, a weigh scale and a sphygmomanometer, equipments are limited to use in a room at a hospital and a home. In a several coming years, we should accordingly consider the mobile health care at the daily life while commuting or on the leisure by simply acquiring basic vital information such as a blood pressure, a heartbeat and etc. In this paper, we developed an easy-use and mobile-use heart rate monitor with a cellphone camera deployed by almost recent cellphone and performed a highly accuracy compared with the reference using ECG.

**Keywords:** heart rate monitor, cellphone camera, mobile, health care

### 1. はじめに

厚生労働省が公表した「平成 21 年度 医療費の動向」[1]によると、2009 年度の概算医療費は 35 兆 3,000 億円で、5 年前 (2004 年度) の 31 兆 4,000 億円に比べると 12.4%も増えている。この原因は高齢化の影響が大きいと推測され、

今後、医療費向上を防ぐためには病气予防が最も効果的であると思われる。

一方、2006 年に、質の高い予防的な健康管理、慢性疾患の管理、高齢者の自立支援、の実現を目指し、インテルを含めた 22 社で Continua Health Alliance (コンティニューア) が設立された [5]。まずはヘルスケア機器の種別 (血圧計、体重計など) ごとに機器の機能を規定し通信プロトコルを標準化する。最近では、病院での患者データとの連携やユーザの利便性を考えたサービスモデルを規定するなど、活動は多岐にわたってきており、参加企業は現在では

<sup>1</sup> 株式会社富士通研究所  
Fujitsu Laboratories LTD., Kawasaki, Kanagawa 211-8588, Japan

<sup>a)</sup> ayu.m@jp.fujitsu.com

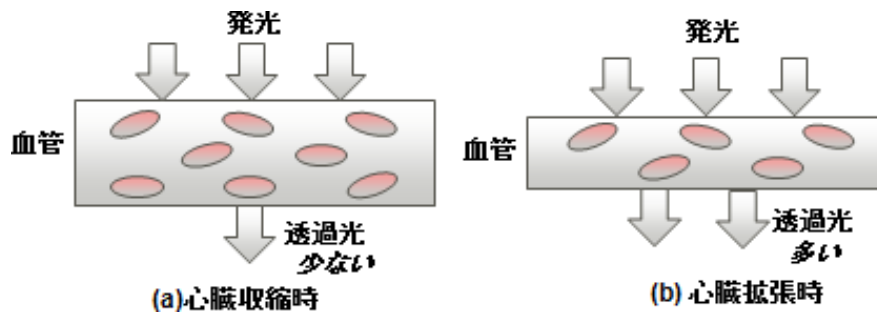


図 1 脈拍計測の原理図

Fig. 1 A principle of a heart rate monitor.

200 社を超えている。

このように病気の管理や予防，健康状態の維持のための様々なしくみが提唱され，それらを支えるヘルスケア機器を効率良く利用する仕組み作りが進んでいる [6], [7], [10], [11], [12]. さらに，これらのヘルスケア機器を使用する環境として，病院や各家庭などの環境での利用にとどまらず，今後は通勤や通学途中，レジャーなどの外出時のモバイル環境での利用をサポートすることで，日常生活時間全体での健康管理が可能になる。すでに，モバイル環境で利用できるヘルスケア機器として，歩数計，簡易血圧計，簡易脈拍計などが開発されている [8], [13], [14], [15]. 歩数計は携帯電話の基本機能として内蔵されつつあり，今後，携帯電話自体がモバイル環境でのヘルスケア機器として利用されることが期待できる。また，単位時間あたりの心拍数もしくは脈拍数はヘルスケアを考えるうえで重要な基本情報である。しかし，モバイル環境での脈拍測定には，センサをクリップで装着する方法や身体に測定パッドを貼り付けるなど利便性が悪かった。したがって，モバイル環境での脈拍数測定を行うために，携帯電話を使った簡易な脈拍測定システムの開発の検討を行った。

以下に本論文の構成について述べる。2章，3章で従来技術と課題について述べ，4章で課題を解決する方式について説明する。5章で実機を使った検証結果について述べ，最後に6章でまとめを述べる。

## 2. 従来技術

脈拍数を測定する方法は大きく分けて2つある。1つはマイクを使って心音から心拍数（脈拍数）を取得する方法，もう1つは光を生体に照射し光の特性から脈拍数を計測する方法である。以下，それぞれ説明する。

### 2.1 心音による検知

心音により心拍数を計測する方法としては，マイクを体表面の心臓付近に押し付けて，心臓の音を取得して計測する方法がある [2]。この方法は，心臓が収縮するときに発生する音を取得するもので，一般的に心電の R 波と T 波に対応する2つの大きな振幅を持つ音が発生する。R 波に

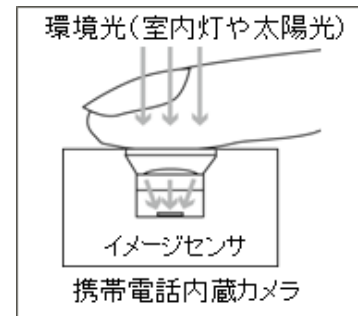


図 2 カメラによる脈拍計測

Fig. 2 Heart rate monitor using a cellphone camera.

対応する音（論文 [2] では，S1 と呼んでいる）を一定の閾値で分離する。比較的精度の高い心拍数が得られるようであるが，体表面のマイク位置と周囲の雑音が課題となる。また，携帯電話に実装する場合は，通常のマイクは音声用なので心音取得に必要な 100 Hz 以下の成分がフィルタでカットされている場合があり，それが精度に影響する場合がある。

### 2.2 脈波による検知

脈波により心拍数（脈拍数）を計測する方法としては，赤外線を生体に照射し血液量の変化に比例する反射あるいは透過光を測定して脈拍を測る方法が健康器具などを中心に普及している [8], [13], [14]。この方法は，生体内での光の特性を利用している（図 1）。

発光素子から生体に光を照射すると，血液中のヘモグロビンで光の一部が吸収，反射，透過する。透過した光を受光素子で受光し，その受光量の変化が血量変化，すなわち脈波に対応する。心臓が収縮し血量が多いときは透過光が少なく，拡張し血量が少ないと透過光が多くなる。透過光量の変化を検出し脈波が得られ，脈拍数を計測することができる。通常は，発光，受光とも専用の素子（LED，PD）を使い，発光側は近赤外の発光素子を用いるのが一般的であった [8]。

本論文では，脈波による検知を行うが，図 2 にあるように，携帯カメラに指を置いて脈拍を検知する方法である。つまり，専用の発光素子のかわりに室内蛍光灯などの環境

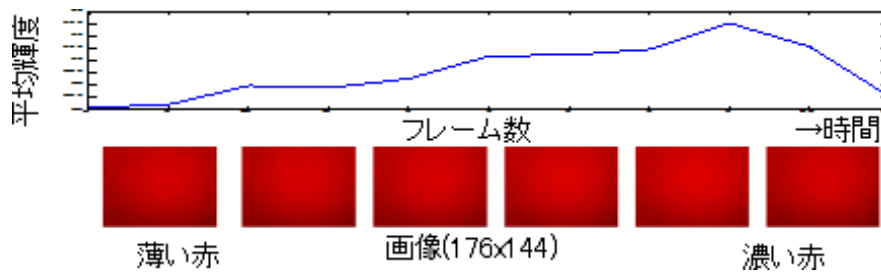


図 3 カメラ画像による脈拍取得

Fig. 3 Heart rate monitor using a cellphone camera.

光,あるいは太陽などの自然光を用い,専用の受光素子のかわりに現在ほとんどの携帯電話に実装されているカメラを用いる。

脈波は,指を透過してきた光の輝度変化でとらえ時間あたりの平均輝度から脈拍数を求める(図3)。大半の携帯電話に実装されているカメラをそのまま用いることで,実装側としては実装コスト増がなく,携帯電話のデザインを損なうことなく利便性が高い。

しかしながら,これらの携帯カメラによる脈拍検知方法は,いくつかの大きな課題がある。次章で詳しく述べる。

### 3. 携帯カメラによる脈拍検知の課題

iPhone<sup>\*1</sup>などのスマートフォンで,脈拍を簡易に計測する方法がいくつか製品化されている[13],[14],[15]。HeartRate[13]は,片方の手の指先で自分自身の脈を探し,もう一方の手で,脈のタイミングに合わせてスクリーンを数回タップすることにより脈拍数を計測する方法である。自動計測ではなく,計測の手助けをするタイプのアプリケーションである。本論文と同様にカメラに指を置いて脈拍を計測するアプリケーションとしては,ドキドキチェッカー[14]やInstant Heart Rate[15]などがある。これらは,計測に必要な専用部品を使わず,携帯の既存カメラを流用するために,高精度の計測が難しいという課題がある。携帯に装備されている発光素子LEDを補助光として用いることで,精度向上をはかるアプリケーションもあるが,携帯電話には必ずしもLEDが装備されているとは限らず,また装備されていたとしても,LEDの実装位置がカメラから離れすぎている場合は活用できない場合もあり,根本的な解決策にはなっていない。

本論文では,携帯カメラを用いて脈拍数計測を行う場合に基本となる課題についての解決策について説明する。

携帯電話のカメラを使って脈拍計測を行う場合には,主に次の3つの課題が想定される。

- (1) 指の置き方不良による波形 S/N 劣化
- (2) 環境光量変化による波形 S/N 劣化
- (3) 指の圧力変化による波形 S/N 劣化

<sup>\*1</sup> iPhone は,米国およびその他の国で登録されている Apple Inc. の商標です。

これらの S/N 劣化により脈数精度の悪化が生じる。以下,詳細に述べる。

#### 3.1 指の置き方不良による S/N の劣化

指をカメラに正しく置いていないと S/N が劣化する。信号を精度良く取得するには,環境光と指を透過してきた光の状態を計測中に均一に保つ必要がある。指の置き方は不良になると,カメラで受光した光に,指を透過してきた光とは別に直接外光が入射してきた場合が考えられ,S/N が悪化する。

図4の画像は,室内で蛍光灯を用いて,カメラレンズへの指の置き方を変化させた場合の画像取得結果である。

左から順番に,指を少しずつカメラからずらして外光が入射する状況をつくった。

- 指の置き方でカメラ全部に指を覆いかぶすように置くと良好である(図4(a))。
- 指がカメラから少し左にずれていると右側やや白っぽくなり S/N が劣化する(図4(b))。
- 指がカメラから左に大きくずれていると画像右側が完全に白くなって S/N が劣化する(図4(c))。
- まったく指を置いていないと背景が映っている(図4(d))。
- 最後に,指を置いていないとき,あるいは置いていても周囲がとても明るい場合は背景の電灯の影響でフリッカが生じ脈波と間違える場合がある(図4(e))。

このようにカメラに指を正しく置いていないと S/N が劣化し,その画像で脈拍数を計算すると精度が劣化する。

したがって,指を正しく置いてもらう仕組みが課題となる。

#### 3.2 環境光量変化による S/N の劣化

環境光量による S/N の劣化がある。S/N 劣化により脈拍数精度の悪化が生じる。モバイル環境での使用を想定しているため,室内,屋外の広範囲の明るさを想定する必要がある(図5)。室内だとリビングで 500 lux 程度,書斎で 1,000 lux 程度である。事務所だと昼間蛍光灯で 1,000 lux 程度である。屋外だと夜のアーケード 700 lux 程度,太陽光のもとだと雨天で 5,000 lux,晴天だと 10 万ルクス以上



図 4 指の置き方を変えた場合の取得画像  
 Fig. 4 Captured images in case of various kinds of pressing a finger.

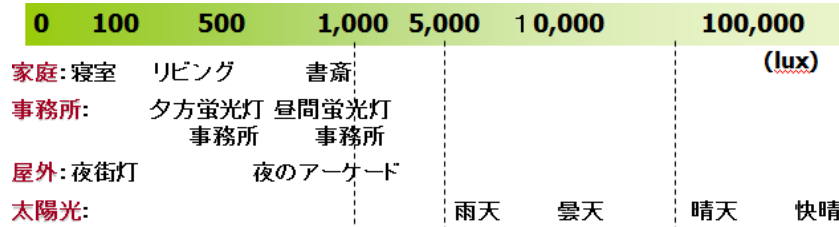


図 5 室内と屋外の照度  
 Fig. 5 Luminance in room and outdoor.

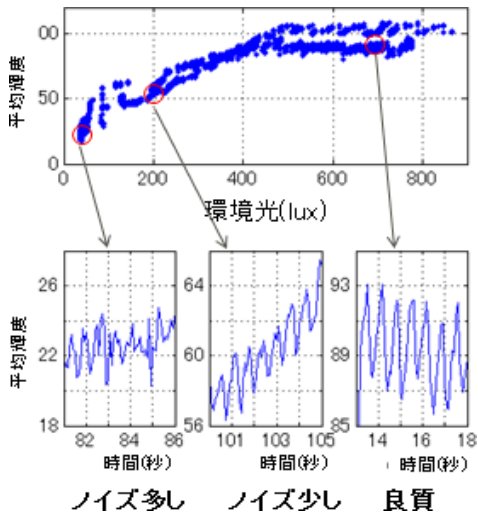


図 6 環境光による輝度変化  
 Fig. 6 Change of luminance depends on ambient light.

にもなる。

図 6 は、上段横軸は、カメラの横に取り付けた照度計で測定した環境光の照度であり、縦軸は指を透過した環境光を撮像した画像の平均輝度を示している。環境光量変化にともない画像の平均輝度が大きく変わることが分かる。環境光による輝度変化を示している。環境光が変化するとノイズ量が変化し、実験では 100 lux 以下だとノイズが多くて波形振幅が小さく、脈波が正しく観測できない。ある程度明るいと（実験では 200 lux 以上であれば）、ほぼ十分な振幅が得られノイズも少ないことが分かった。結論から、非常に暗いところでは S/N が劣化し正しく計測できないことが分かった。暗い場所での脈拍数計算は計測精度が劣化する。

したがって、環境光が精度高く測定できないほど、暗くなった状態の検知方法とユーザへのフィードバック方法が課題となる。

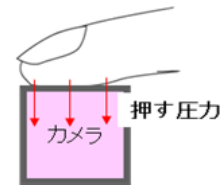


図 7 指圧の変化  
 Fig. 7 Strength of pressing a finger on a camera.

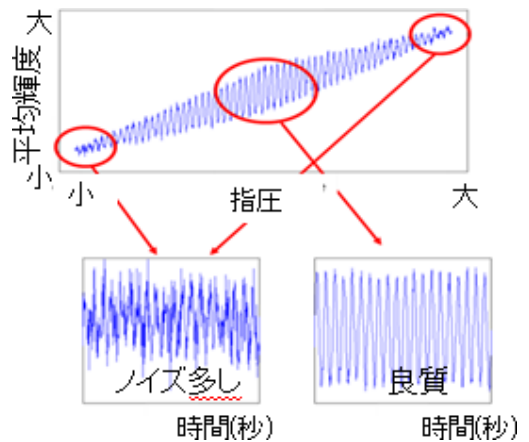


図 8 指圧と輝度変化の関係  
 Fig. 8 Relation between a finger pressure and a transmitted light.

### 3.3 指を置く圧力変化による S/N の劣化

カメラに置く指の圧力による S/N の劣化がある（図 7）。S/N 劣化により脈数精度の悪化が生じる。

カメラに置く指の圧力が変化すると、波形品質やノイズ量や波形振幅が変化して S/N が劣化する。たとえば、指圧が弱すぎたり指を途中で動かしたりすると、カメラの受光に外光が入ってノイズ成分となって波形品質が損なわれる。また指圧が強すぎると、血管が圧迫され血流に影響がでて波形品質が乱れることが分かった（図 8）。

さらに図 9 に環境光による指圧と振幅値の関係を示す。

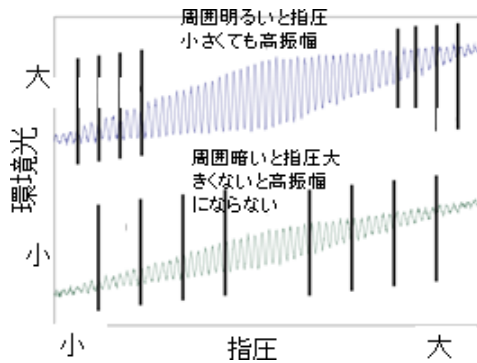


図 9 指圧と環境光の関係

Fig. 9 Relation between a finger pressure and an ambient light.

環境光により同じ指圧でも振幅値が変化していることが分かる。環境光が暗いと指圧が強くないと振幅が大きくなるが、十分に明るいと弱い指圧でも十分な振幅が得られる。最適な指圧でない場合、脈拍数の精度が劣化する。

したがって、S/Nを保つためには、カメラに押し付ける指の圧力を一定にさせる方法が課題となる。

#### 4. 提案手法

3章であげた課題を解決するために、カメラに指を置いて脈拍を検知している時点のセンシング状態を常時監視し、ユーザにその状態を通知することで、たとえば状態が悪い場合はユーザに改善を促すことで計測精度を向上させる方法として下記を提案する。

- (a) 指の置き方および環境光量評価方法とユーザ提示方法
- (b) 指の圧力評価方法とユーザ提示方法

上記手法により、カメラへ指をつねに正しく置いてもらい、環境光が暗くなりすぎた場合を素早く検知し、ユーザにフィードバックして計測のやり直しを依頼する。さらにカメラへの指の押し付ける圧力を一定にさせることで、脈拍数計測の精度向上を図った。

##### 4.1 指の置き方および環境光量評価方法とユーザ提示方法

指の置き方を正しく誘導しながら、計測精度が悪化する場合の環境光量を評価する手法とその結果をユーザに提示する方法について説明する。

###### 4.1.1 指の置き方および環境光量評価方法

まずは、指の置き方を正しく誘導するためと、計測精度が悪化する場合の環境光量を評価する手法について説明する。

指を正しく置いているかを取得した画像により、いかに適切に判定し、正しく置いていないと判断した場合には、ユーザに指を置き直してもらうようにフィードバックすることで、不良データを使用した脈拍数計測精度の悪化を防ぐ。

指の置き方は、精度高い計測に重要で、画像処理により透過した環境光を検出することにより指の置き方状態を推

定する方法を検討した。

図 10 に代表的な指の置き方の画像を示す。

- 置き方が良好な場合は、8×8領域平均とエッジを使って評価する。全体的に暗めで、エッジがほとんどない場合は良好と判断する (a)。
- 置き方がずれた場合は、8×8領域平均や画像の重心計算を使う (b), (c)。
- 8×8領域の一部が明るくなり重心が中央からずれていることで推定できる (b), (c)。
- 電灯のフリッカなどの検出には、エッジを見る (e)。

以上、指の置き方状態を推定するために、エッジ成分、8×8領域平均、重心などを総合的にみて推定することとした。上記の画像特徴量で、指の置き方を、指の位置ずれ、指を置く角度などについての確に判断することが可能となると判断した。

###### 4.1.2 ユーザ提示方法

指の置き方および環境光量評価方法で評価した結果をユーザにどのように提示するかの方法について説明する。

データ不良の場合は、ユーザに対してただちに置き直しを依頼する必要があるが、不良データをいかに適切に判断できるか、またデータ不良を連続取得した画像データから総合的に判断する方法が重要であり、その方法について説明する。

指の置き方および環境光量を判定する画像の特徴量として、先に述べた輝度情報のほかにエッジ成分、8×8領域平均、重心位置などを使う。これらの情報を画像1枚1枚について下記の評価点に従って点数づけを行い、指の置き方を評価する (表 1)。経験的に、画像の明るさ、エッジ成分は配点高め、重心は低めとして評価する。

処理の手順としては、画像処理部で1枚ごとに、エッジ、輝度総和、重心を調べて評価点をつける。次に、エラー判定部で画像1枚ごとに総合ポイントをつけ、複数枚の累積ポイントにより指の置き方を判定する。最後に、画像12枚 (1秒) 合算が特定の閾値以下であれば、指の置き直しや計測場所の移動の指示をユーザに出す。置き直しや場所移動のユーザ指示を行うことで、品質の良い波形取得を可能とする。

画像の特徴点を複数画像で総合的に判断することができる上記方法で、精度悪化原因の大きな要因となるデータ不良を的確に判定できると判断した。

##### 4.2 指の圧力評価方法とユーザ指示方法

指の圧力を正しく誘導するための評価手法と、その結果をユーザに提示する方法について説明する。

###### 4.2.1 指の圧力評価方法

指の圧力を正しく誘導するための評価手法について説明する。

指をカメラに置く圧力が取得する画像の品質に大きく関

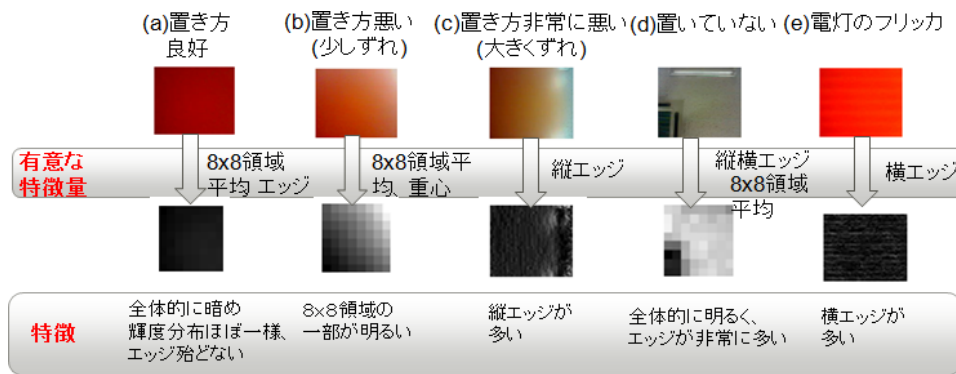


図 10 取得画像と利用する画像特徴量

Fig. 10 Operators of images.

表 1 評価点の付け方

Table 1 Evaluation values.

特徴量	良い	普通	悪い	
画像の明るさ	暗め (+1)	明るめ (-1)	明るい (-2)	
画像のエッジ成分	殆どない (+1)	少ない (-1)	多い (-2)	
画像の輝度の重心	ほぼ中心 (+1)	偏る (0)	傾向なし (-1)	※画像の明るさ、エッジ成分は配点高め、重心は低め

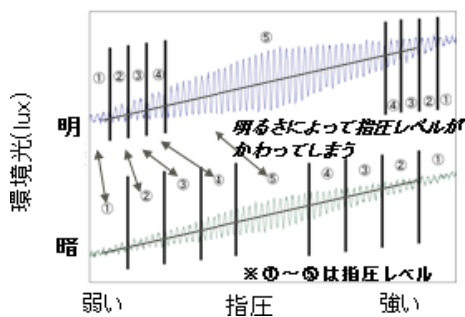


図 11 閾値を振幅値だけで決定

Fig. 11 Threshold definitions only by the amplitude of PPG.

係するので、ユーザに適切な圧力を周囲条件にかかわらず適切に伝えることとした。

ユーザに指圧を調整してもらうので、ユーザの感覚とあった一定した指圧レベルを示すことが重要である。そこで環境光量を推定し、環境光量に依存しない指圧レベルを設定し、安定したフィードバックを行う方法を検討した。図 11 に明るさに関係なく振幅値だけで指圧レベルを分けた場合を示す。環境光の明るさによって指圧レベルが変化することが分かる。ユーザにとっては環境光によって指圧レベルの状態表示が変化するため混乱する要因となる。

そこで図 12 のように明るさが異なっても同じ指圧になるようにし、指圧レベルが環境光量の影響を受けないよう設定し、安定したフィードバックを行うようにした。これによって、ユーザは最適な指圧が理解しやすくなる。

この方法を用いれば、周囲条件にかかわらず、ユーザをつねに一定の圧力に誘導することが可能で、何回かの計測

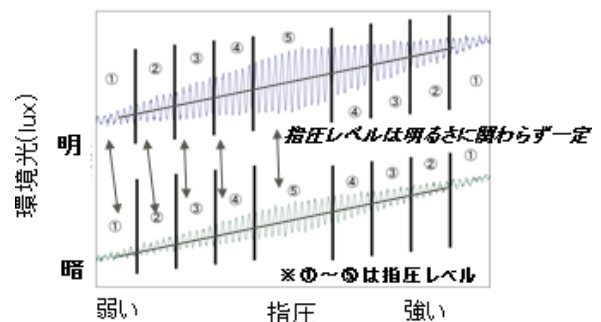


図 12 閾値を明るさと振幅値で決定

Fig. 12 Threshold definitions by the amplitude of PPG and the strength of an ambient light.

後には自然と安定な置き方を学習することができると判断した。

#### 4.2.2 ユーザへの指示方法

次に、指の圧力を正しく誘導するための評価の結果をユーザに提示する方法について説明する。

指を置く圧力が不良であるか否かをリアルタイムに検査しながら、不良であると判定できた場合は、ただちにユーザにフィードバックし、正しい置き方に導き、不良データを用いた脈拍数計算を行わないことで高精度での計測を実現する。

従来は、押しつけ圧を一定にするために、接触圧を調節する機構を設ける方法もあったが [9]、構造が複雑になり携帯電話などへの実装には適さないもので、本論文では、携帯電話の特質を活かし、指の押しつけ圧をユーザにフィードバックしユーザ自身に指圧を調整してもらう方式を検討し



図 13 脈波振幅の表示画面

Fig. 13 Notification screen of the amplitude of PPG.

表 2 表示による結果

Table 2 Experiment result of the notification.

Originally good	7 samples
Effective	4 samples
Remarkably effective	9 samples
Not effective	6 samples

表 3 最終評価結果

Table 3 Experimental result.

	測定条件良好 (%)
アドバイス前	27
アドバイス後	77

た。指圧レベルを 5 段階で表し、1 が一番悪い、5 が一番良いとし、できるだけレベル 5 に近づけるようにユーザに指圧を調整してもらう。ユーザへの指圧レベルの示し方はいくつか考えられるが、ここでは図 13 にあるように、携帯画面に“>” (矢印) を表示し、矢印を見ながら指圧を最適な値に調整してもらうようにした。

この手法の有効性を確認するために、次のような実験を行った。

- (a) ユーザにフィードバックをかけない状態で測定してもらう。
- (b) 次に指圧レベルが、“>” の個数で示されることを説明し、最適な指圧を学習してもらいながら測定する。
- (c) 上記 (b) の方法で再度測定してもらう。

実験の被験者は 26 名で行った。実験の結果を表 2、表 3、図 14 および図 15 に示す。

図 14 に示すように、指示を行ったことにより、小さかった振幅が大きな振幅が得られるようになり、取得脈波が改善されているのが分かる。逆効果は 6 サンプルあった。そのうち、1 サンプルは (a) の実験で大きな振幅が出ており、(b) の実験ではそれよりも小さな振幅となったが、測定上問題なく脈拍数が取得可能である (図 15 (c))。3 サンプルは指圧調整により顕著な効果が表れた部分と、逆効果の部分とがあった (図 15 (b))、前半は振幅が大きい後半で乱れた)。また測定不能であったのは 2 サンプルあった。これらは振幅を良くしようと焦りが生じ指圧を変化させすぎたものと考えられ、練習すれば防げられると思われる。測定に

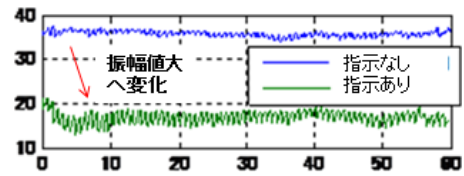


図 14 波形振幅の改善

Fig. 14 Improvement of a amplitude of PPG.

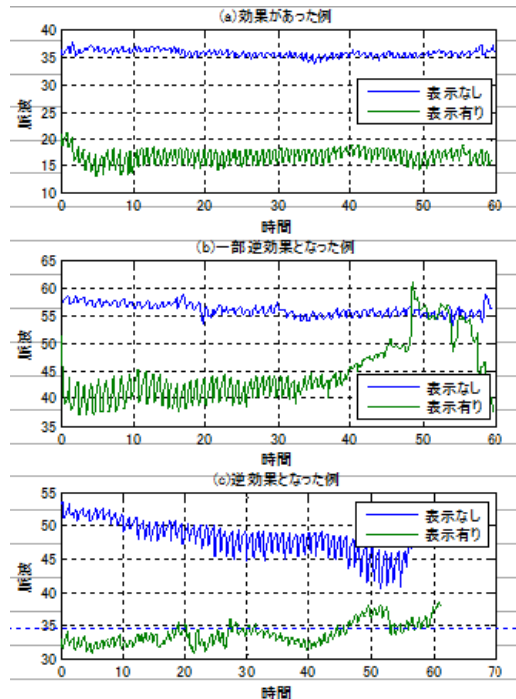


図 15 表示の効果

Fig. 15 Effect of the notification.

十分な振幅が得られている場合には、明確な振幅通知を行わず十分な振幅が得られない場合のみ通知することで対応可能と考えられる。

被験者 26 名の実験により、もともと良い、効果あり、効果顕著、を含めると全体の 77% で効果があった (表 2、表 3)。本手法の適用で良質波形が、7/26 (27%) であったものが、20/26 (77%) に改善され効果が確認できた。ユーザにリアルタイムに振幅値を知らせユーザ自身に指圧を調整してもらう方法が効果あることが分かった。

この実験結果より、指を置く圧力が不良であるか否かをリアルタイムに検査しながら、不良であると判定できた場合は、ただちにユーザにフィードバックし、正しい置き方に導くことで高精度での脈拍数計測を実現できることが分かった。

## 5. 実装評価

4 章で検討した技術を、図 16 で示す検証構成図のような携帯電話に実装し評価を行った。

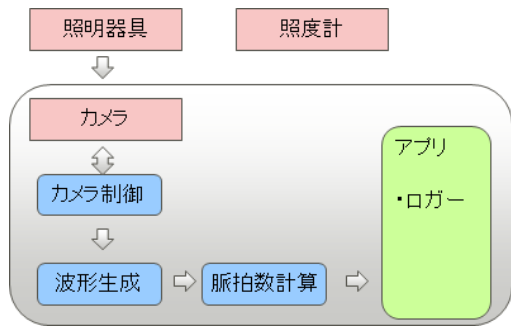


図 16 実機携帯電話による検証の構成

Fig. 16 Block diagram of validation using a cellphone camera.

### 5.1 設計仕様

今回開発した脈拍計の設計仕様は下記のとおりである。

- ①サポート照度：500 [lux] 以上
- ②指：任意の左右の指
- ③身体の状態：静止時（座位を推奨）
- ④測定精度（目標値）：心電比 ±5%以内

### 5.2 評価環境

評価時の実験環境を下記に示す。

#### (a) 携帯電話のカメラの仕様

取得画像サイズ：176 × 144  
 フレームレート：12 FPS

#### (b) 評価条件

室内で照明（ヤマハ投光機・発電機付・YL-1i）の向きを変化させることで、500, 1k, 5k, 60k, 100k, 150k[lux]の環境を作り、各条件下で2回測定した。各回およそ15~20秒で計測を行った。

#### (c) 評価者

20代~50代男女合計21名（4.3.1項の実験とは異なる被験者群）

### 5.3 評価パラメータ

評価時の実験環境を評価するために、指を置く強さを変えずに測定環境を変化させたときの画像の平均輝度と脈波の振幅の関係データを収集した（図 17）。これらはほぼ線形の関係にあった。そこで、この全員の波形データを用い、4.3.2項で述べたように、振幅と輝度平均の分布から振幅の評価値レベル（1~5）を決定した脈波データを目視で確かめ、評価値1は、脈波がノイズに埋もれて計測不能となる範囲、評価値2はノイズが多いが計測は可能な範囲、評価値2以上は良好な脈波が得られている範囲とし再設定した。

### 5.4 評価結果

実際の携帯カメラを使った実験で21名×7種×2回 = 252データのうち、有効データ206データを正しい脈拍と比較解析を行った。解析の結果、環境によらず4.最大誤差は

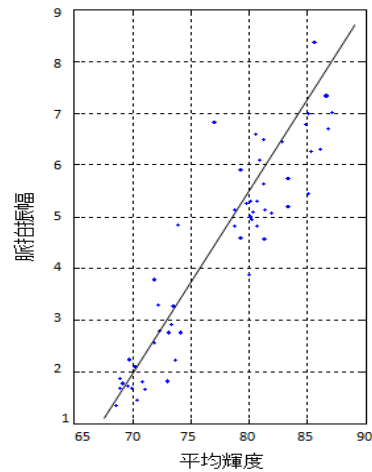


図 17 平均輝度と脈波振幅の関係

Fig. 17 Relation between the average of transmitted light and the amplitude of PPG.

5%以下であることが分かった。また、平均誤差はおおむね環境照度に比例して大きくなる傾向がみられた（表 4）が、結果として、リファレンス最大誤差 ±5%を達成できた。

### 5.5 測定時間の検討

脈拍数とは1分間の脈動数である。しかし、測定時間は短い方が利便性が高い。そこで、本提案に必要な測定時間の検討を行った。短時間で測定を行うためには、脈動間隔を測定し脈拍数を予測する必要がある。しかし、実際には1拍ごとに脈動間隔が揺らぎ、その周波数のピークがおおむね0.1Hzあたりに存在することから、正確な計測には最低でも10秒以上の時間が必要である。計測時間を最短の10秒に近づけるには、脈動間隔の誤差を小さくしなければならないが、本提案のカメラを用いた脈拍計の場合には、カメラモジュールのフレームレートの制約を受けるため、脈動間隔の誤差を無視できない。実装評価を行った携帯電話では、安定して画像取得および処理が可能である12FPSを採用している。この場合、定間隔に起因する脈拍数の誤差の期待値は10秒での測定の場合  $1/12/10 = 0.83\%$  となる。計測途中で脈波が乱れて計測不能な時間があった場合には、

$$1/12 / (\text{測定時間 (s)} - \text{乱れた時間 (s)}) \times \text{乱れた回数}$$

の誤差が乗る可能性があり、計測時間の延長が必要である。また、波形そのものにノイズが乗ることによる誤差もある。したがって、計測時間は15~20秒が妥当であると考えられる。

### 6. まとめ

2008年よりメタボの予防改善を目的とした「特定検診・特定健指導」が始まるなど、病気を事前に予防する健康志向の意識が向上している。今後は通勤や通学途中、レジャー



表 4 最終評価結果

Table 4 Grand evaluation result.

照度条件[lx]	家庭 (明るめ)	オフィス (明るめ)	曇天屋外	晴天昼太陽光 (冬)	晴天昼太陽光(夏)		全体
	500	1000	5000	60000	100000	150000	
最大誤差[%]	4.82	4.35	4.48	4.82	4.17	4.55	4.82
平均誤差[%]	-0.19	0.38	-0.48	0.77	0.81	0.37	0.15
誤差標準偏差[%]	1.48	1.75	1.72	2	1.74	1.82	1.79

などの外出時のモバイル環境時の利用をサポートすることで、日常生活時間全体での健康管理が可能となる。

本論文ではモバイル機器として携帯電話を想定し、携帯電話の大半にすでに装備されているカメラを利用し、レンズ部に指を置くことで手軽に脈拍を測定可能とする方法を提案した。

カメラを利用するにあたっては、①カメラに置く指の位置や圧力を一定に保つこと、②屋内外の外乱光による測位誤差が発生しないこと、が必要な技術要件である。脈波データはカメラから連続的に取得した画像の輝度平均から得られ、フォトリフレクタなどを用いた一般的な脈波センサと同様に、指とセンサ間の位置や圧力によって振幅が逐次変動する。それと同時に、その圧力および環境光量によって基線が変動する。そこで、①の技術要件を満たすために、脈波データの基線高さおよび振幅とから、指圧レベルの評価を行い通知する方法を検討した。次に、②の技術要件を満たすため、画像の特徴量（明るさ、エッジ成分量、画像の輝度重心）から指の置き方良否を判断する方法を検討した。これらの方法の有効性を検証するため、500～150,000 lux の各種照明条件のもと 21 名で計測実験を行った。リファレンスは、カメラから得た脈波データのピークを目視で確認し、得られたピーク間隔データから自動で算出した脈拍数とした。

この実験の結果、モバイル環境で携帯カメラを使って 15 秒～20 秒で心電比 ±5% の精度で市販のバルスチェッカと同等以上の精度で脈拍数を計測できることが分かった。

脈波をはじめとして、心拍情報などのバイタルサインから得られる情報は幅広い。単純な脈拍数からの簡易的な体調チェックだけでなく、脈波を 2 地点で観測することによる脈波の伝搬速度 PWV (Pulse Wave Velocity) を計測することにより、血管の状態（いわゆる血管年齢）推定や簡易血圧測定も可能である。また、脈波ピークの間隔の揺らぎを解析することにより、人間のストレスや覚醒度の推定などを行う技術も研究されている [6], [11], [12], [16]。

これらの技術を適用するためには、カメラでの画像データ取得時のフレームレートが低いことが課題となる。このような用途では、専用の受光素子を利用するのが一般的であるが、最低でも 300 Hz 程度、通常は 1 KHz 程度でデータ

サンプリングする。携帯カメラの場合は、通常 30 Hz 程度とかなり低い。さらに他の処理との兼ね合いにより、取得後のデータビットレートが固定にはならず、可変となる場合が多い。携帯電話で、さらに高機能なアプリケーションを実現していくために必要な技術の 1 つとして、このようにデータ取得時のビットレートが低く、さらに可変となった場合でも、高精度に測定できる技術が望まれる。

今後は、携帯電話での血圧や体脂肪などの計測方法の検討も進める予定である。

参考文献

- [1] 厚生労働省：平成 21 年度医療費の動向（オンライン），入手先 (<http://www.mhlw.go.jp/topics/medias/year/09/index.html>)（参照 2012-01-05）。
- [2] Chen, T., Kuan, K., Celi, L. and Clifford, G.D.: Intelligent Heart sound Diagnostics on a Cellphone using a Hands-Free Kit, *Association for the Advancement of Artificial Intelligence*, pp.26-31 (2009).
- [3] Banitsas, K., Pelegris, P., Orbach, T., Cavouras, D., Sidiropoulos, K. and Kostopoulos, S.: A Simple Algorithm to Monitor DR for Real Time Treatment Applications, *Proc. 9th International Conference on Information Technology and Applications in Biomedicine, ITAB* (2009).
- [4] Pelegris, P., Banitsas, K., Orbach, T. and Marias, K.: A Novel Method to Detect Heart Beat Rate Using a Mobile Phone, *32nd Annual International Conference of the IEEE EMBS*, pp.5488-5491 (2010).
- [5] Continua Health Alliance, (オンライン), 入手先 (<http://www.continuaalliance.org/index.html>)（参照 2012-01-05）。
- [6] 萩原知絵, 和田親宗：指尖容積脈波による精神性ストレス評価法の提案, *電子情報通信学会論文誌, Vol.J94-A, No.1*, pp.44-45 (2011).
- [7] ChanEsteve, M., Escriba, C. and CampoDaniel, E.: A review of smart homes—Present state and future challenges, *Computer methods and programs in biomedicine*, Vol.91, No.1, pp.55-81 (2008).
- [8] ハートビートカウンター PL-6000, (オンライン), 入手先 (<http://www.cateye.com/jp/products/detail/PL-6000/>)（参照 2012-01-05）。
- [9] 光井輝彰, 横山貴宏, 永田可彦, 福田 修：人にやさしいモニタロボットの研究（第 2 報）, *岐阜県生産情報技術研究* (2003).
- [10] EnginaDemirel, M., Engin, E.Z. and FedakarAlparslan, M.: Recent developments and trends in biomedical sensors, *Measurement*, Vol.37, pp.173-188 (2005).

- [11] DebNanda, S., Goswami, D., Mukhopadhyay, J. and ChakrabartiChinmayee, S.: Cuff-less Estimation of Blood Pressure using Pulse Transit Time and Pre-ejection Period, *International Conference on Convergence Information Technology*, Hydaï Hotel Gyeongui, ISBN: 0-7695-3038-9 (2007).
- [12] Poon, C.C.Y. and Zhang, Y.T.: Cuff-less and Non-invasive Measurements of Arterial Blood Pressure by Pulse Transit Time, *Proc. 2005 IEEE Engineering in Medicine and Biology 27th Annual Conference*, Shanghai, China (2005).
- [13] HeartRate, (オンライン), 入手先  
(<http://itunes.apple.com/jp/app/hearttrate/id290041870?mt=8>) (参照 2012-01-05).
- [14] ドキドキチェッカー, (オンライン), 入手先  
(<http://itunes.apple.com/jp/app/id338922685?mt=8>) (参照 2012-01-05).
- [15] Instant Heart Rate, (オンライン), 入手先  
(<http://itunes.apple.com/jp/app/id409625068?mt=8&ign-mpt=uo%3D4>) (参照 2012-01-06).
- [16] Nakano, Y., Miyakawa, A., Sano, S. and Katoh, H.: Driver Sleepiness Level Detection Based on the Heart Rate Variability, *15th World Congress on Intelligent Transport Systems and ITS America's 2008 Annual Meeting, TS103*, 10157 (2008).



烏谷 あゆ (正会員)

2000年東京工業大学大学院制御工学専攻修了。同年(株)富士通研究所入社。画像処理, 生体センシングの計測技術に関する研究に従事。



中野 泰彦

1988年熊本大学工学部電気工学科卒業。同年(株)富士通研究所入社。1993年米国 University of California, Berkeley 留学。2011年 ITS World Congress にて Best Paper Award 受賞。データ圧縮技術, ITS 関連技術, 生体センシング関連技術の研究に従事。電子情報通信学会会員, 自動車技術会会員。



森 信一郎 (正会員)

1987年関西大学工学部卒業。同年富士通(株)入社。2003年より(株)富士通研究所。博士(情報学)。2010年 DI-COMO シンポジウム最優秀論文賞/最優秀発表賞等受賞。高精度測位技術に関する研究に従事。