

携帯カメラを使った脈拍検出方式

鳥谷あゆ[†] 中野泰彦[†] 森信一郎[†]

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等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事で、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。本稿ではモバイル環境を考え、携帯電話の大半に既に装備されているカメラを利用し、脈拍を計測する方式について述べる。本方式と心電とを比較して、±5%以下の高精度を得ることができる事を示す。

Heart rate monitor using a cellphone camera

Ayu Karasudani[†] Yasuhiko Nakano[†]
and Shinichiro Mori[†]

To prevent the disease, such as metabolic syndromes, "Specific medical examination and specific health guidance" have started in 2008 in Japan and peoples consider their own health than ever. Spreading out home-use medical equipment, for instance, a weigh scale and a sphygmomanometer, equipment is limited to use in a room at the medical institution and 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 blood pressure, heart beat and etc. In this paper, we developed an easy-use and mobile-use heart rate monitor with a cell phone camera deployed by almost recent cell phone and performed an highly accuracy compared with the reference using ECG.

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35兆3000億円で、5年前(2004年度)の31兆4000億円に比べると、12.4%も増えている。総務省統計局の「人口推計(平成23年2月報)[2]」によると、65歳以上人口は2947万人で、2004年(2488万人)より18.4%も増えており、高齢化の影響が大きいと思われる。2009年度は、総人口1億3000万人弱に対し、65歳以上が23.1%で、実に4名に1名近くが65歳以上となっている。この傾向は今後も進むと予想され、高齢化による医療費の向上を防ぐためには、病気の予防が最も効果的であると思われる。国は、このような背景から、2008年4月より40歳~74歳までの公的医療保険加入者全員を対象とした保健制度である特定健診・特定保健指導を開始した。いわゆる『メタボリック検診(以下、メタボ検診)』である。メタボ検診の義務内容は以下の通り定めており、

- ① メタボ健診の受診率 65%以上
- ② メタボ該当者の特定保健指導率 45%以上
- ③ メタボ該当者を 10%減らすこと

12年度までに上記義務内容が達成できなかった健康保険組合に対しては、後期高齢者医療制度への財政負担が最大10%加算されることになっている。各健康保険組合は、このペナルティによる財政圧迫を避けるため、医療保険加入者に対してメタボ検診を受診するよう強く働きかけている。また受診率が低ければ、結果的に医療保険加入者の保険料が上がる可能性があることや、最近の健康志向の意識向上の影響もあり、医療保険加入者自身が健康に関して気を配る傾向が強くなってきている。

一方、2006年に、質の高い予防的な健康管理、慢性疾患の管理、そして高齢者の自立支援、の実現を目指し、インテルを含め22社でContinuous Health Alliance(コンティニューア)が設立された。まずはヘルスケア機器の種別(血圧計、体重計等)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、活動は多岐に渡ってきており、参加企業は年々増加し現在の参加企業は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よく利用する為の仕組み作りが進んでいる[1][2][4][5][6]。さらに、これらのヘルスケア機器を使用する環境として、病院や各家庭等の環境での利用にとどまらず、今後は通勤や通学途中、レジャー等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必要

[†] 株式会社富士通研究所
Fujitsu Laboratories LTD

になると思われる。既に、モバイル環境で簡単に計測できるヘルスケア機器として、歩数計や簡易血圧計や簡易脈拍計などが開発されている [7] [8]。歩数計は携帯電話にも基本機能として内蔵されつつあり、今後、携帯電話はモバイル環境でのヘルスケア機器としての利用が期待できる。また、単位時間当たりの心拍数もしくは脈拍数（以下、脈拍数とのみ記載）はヘルスケアを考える上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したり、身体に測定パッドを張り付けるなど、利便性が悪かった。従って、モバイル環境での脈拍数測定を行う為に、携帯電話を使った簡易な脈拍測定システムの開発が必要とされている。

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

2. 従来技術

脈拍を測定する方法として、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 [3]。しかし、この方式はセンサーに押しつける生体の圧力を一定に保つ必要がある。生体に照射した赤外線の透過または反射光の変化量は、生体とセンサの圧力によって変化する事がわかっている [4] [5]。その為、生体とセンサ間の圧力を安定させる為にクリップのような一定の圧力をかける仕組みが必要である。しかし、測位毎にクリップ式センサを装着する方法は、モバイル環境において利便性にかける。また、携帯端末に同機構を実装する場合は、必要に応じた実装面積が必要となり、小型化する事が困難となる。

生体とセンサ間に圧力をかける構造を持たない市販の脈拍計として、例えば TANITA 電子脈拍計 6102 がある。この脈拍計は発光素子(LED)および受光素子(PD)を用いており、指をセンサ部に置くことで脈拍数を測定できる。同様のセンサを搭載した携帯電話として、SH706iW が発売されている。しかし、これらの脈拍計は専用のセンサ素子(PD, LED)を搭載するための実装面積が必要となる。

そこで、本稿では脈拍計として携帯電話を想定し、簡易に脈拍を測定する方法を提案する。

3. 提案手法

携帯電話における脈拍計の実装面積を小さくする為、本稿は携帯電話に搭載されているカメラを使用する。指を透過する環境光をカメラの受光素子で捉え、脈拍に応じて移動する血液の流れ（脈動）を検出する。測定概要を図 1 に示す。

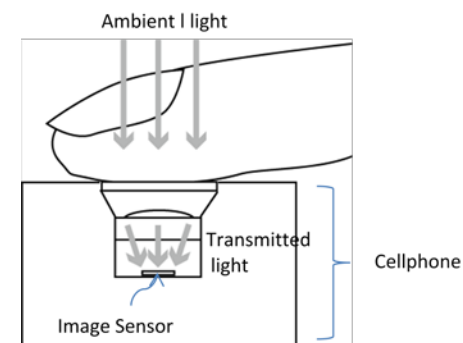


図 1 Relative position of the finger and the camera

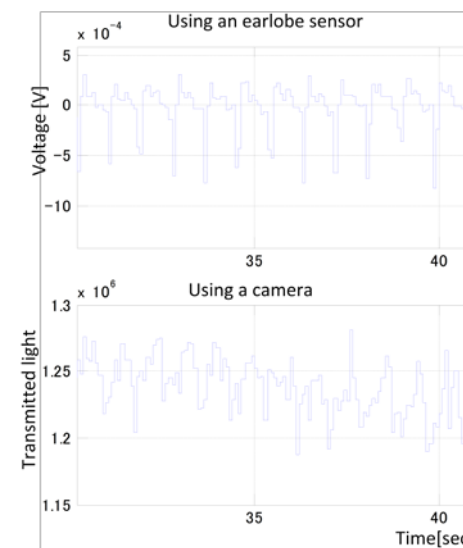


図 2 PPG (Photoplethysmographic) signals

携帯カメラのレンズ部に指を押し当て、指の外側の環境光が指を透過してきた光を連続して撮像し、その輝度平均の変化を脈波としてとらえる。図 2 はクリップ式脈拍センサとカメラとで同時に 1 1.6 Hz で計測した脈波形である。カメラの受光素子からもクリップ式脈拍センサと同期して脈波形が得られていることが分かる。脈拍数は、

この波の単位時間当たりのピーク数をカウントすることで得ることができる。
しかし、この方式を実現するには下記に記す2つの項目の検討が必要であると考えられる。

- ① センサに指を押し付ける指圧による脈拍数変動緩和の検討
- ② 環境光による脈拍数変動緩和の検討
 - ・環境光量の変動を検出するしくみ
 - ・指の置き方を評価するしくみ

詳細を以下で説明する

3.1 指圧による脈拍数変動緩和の検討

フォトフレクタを使ったセンサに指を押し付ける場合の押し付け荷重と近赤外線
の反射光の振幅との関係を調査した実験から、過重が小さすぎる場合や大きすぎる場
合は、ともに適正值よりも振幅が小さく、信号がノイズに埋もれて計測が困難になる
ことが分かっている [5]。カメラを使って透過光の脈波を取得する本提案手法も図 3
のように振幅の変化が起こる事が想定される。さらに環境光の変化で脈波の振れの中
心位置（基線）が図 6 の様に変化する。従って、環境光量と透過光の受光素子にお
ける振幅の変化との関連にも注意する必要がある。

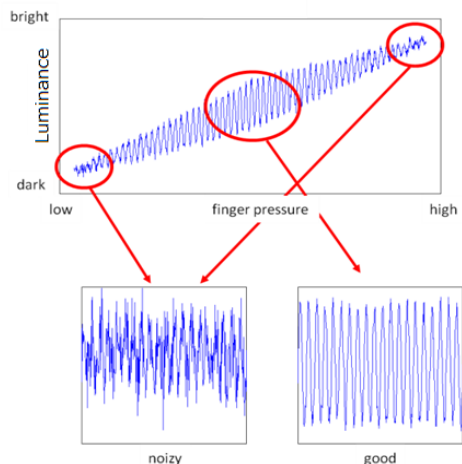


図 3 Relation between the finger pressure and the transmitted light

指圧の変化に伴う透過光の変化を防ぐため、センサ押し付け荷重を定圧にするため
にバネを使ったクリップ式の固定機構を用いる方法がある [3]。



図 4 Notification screen of the amplitude of PPG

しかし携帯電話に実装するには小型化が必要であり、指圧を一定にする為のクリッ
プ機構などの実装は困難である。そこで本稿では、ノイズに埋もれずに脈波のピーク
検出できるだけの十分な振幅が得られているかどうかをリアルタイムにユーザに通知
し、ユーザ自身に認識させる方法を検討した。下記の3つの実験により、有効性の検
証を行った。

実験は次の手順で22名に対して行った。

- ① 単に指を置いて測定できると説明して測定
- ② 振幅の強さが>の個数で示されることを説明し、良い指圧を学習してもらいなが
ら測定
- ③ 再度測定する（良い指圧を目指す）

ユーザへの振幅通知は図 4 の写真のように、振幅の強弱を>の個数（5段階）を携
帯電話のディスプレイ上に示すことで行った。

実験結果を表 1 および図 5 に示す。

表 1 Experiment result of the notification

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

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。逆効

果は6サンプルあった。そのうち、1サンプルは①の実験で大きな振幅が出ており、②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5(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5(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過ぎたものと考えられる(何回か練習すれば防げると思われる)。測定に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である。

上記の実験結果から、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認識させる事で脈拍数変動緩和に効果がある事がわかった。

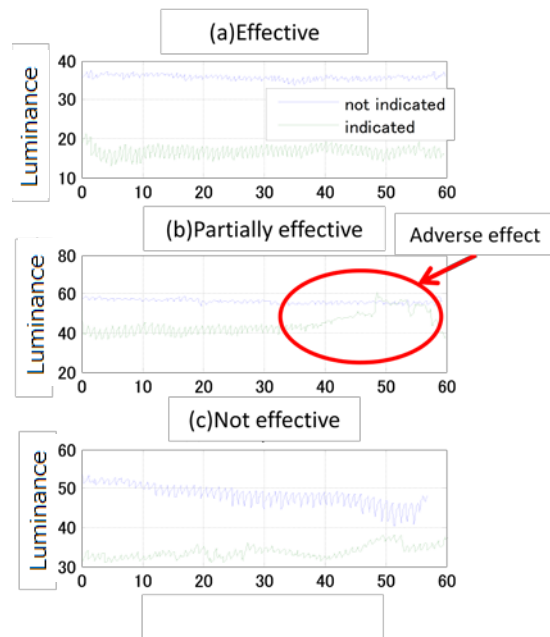


図5 Effect of the notification

3.2 環境光による脈拍数変動緩和の検討

本稿で提案するカメラ型脈拍センサは、環境光を利用するパッシブ型センサである。しかし、センサ部分に直接環境光が入射するのを防ぐ機構がないことから、大きく分

けて以下の2つの影響が生じると考えられる。

- ・ 環境変化に伴う環境光量の変動による影響
 - ・ 指の置き方が悪く、環境光が直接入射することによる影響
- 以下、これらの影響の検出について検討を行った

3.2.1 環境光量の変動を検出するしくみ

本稿で提案するカメラ型脈拍センサは、従来の発光素子を用いる脈拍計と異なり、環境光が指から透過してきた透過光を受光するものである。従って、照射光量の変化、すなわち環境光量の変化の影響が大きく、この変化を検出する必要がある。

そこで、蛍光灯を環境光とする場合を想定し、蛍光灯からの距離を変化させることで環境光量を変化させて、指を透過する環境光量の変化を観察した。

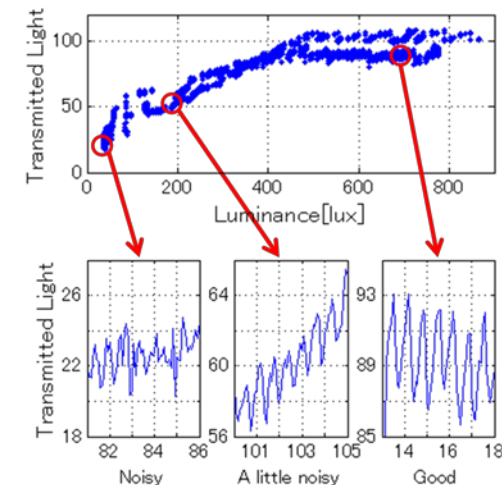


図6 Relation between the luminance and the amplitude of PPG

図6の上段横軸は、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。環境光量変化に伴い画像の平均輝度が大きく変わることが分かる。下段は、左から非常に暗い場所(100lux未満)、暗い場所(200lux程度)、明るい場所(700lux程度)での平均輝度の時間変化すなわち脈波を拡大したものである。明るい場所では振幅は5程度あり、ノイズが目立たず比較的安定した脈波が得られているが、暗くなるに従い振幅が小さくなり、100lux未満の暗い場所では脈波の測定が困難であることが分かる。よって、暗すぎる場合にはユーザに測定できないことを通知する必要がある。

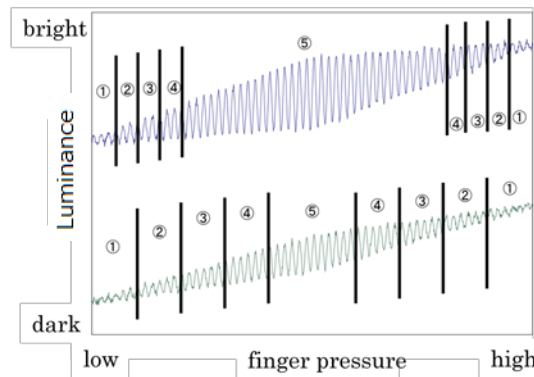


図 7 The example (1 of the notification level)

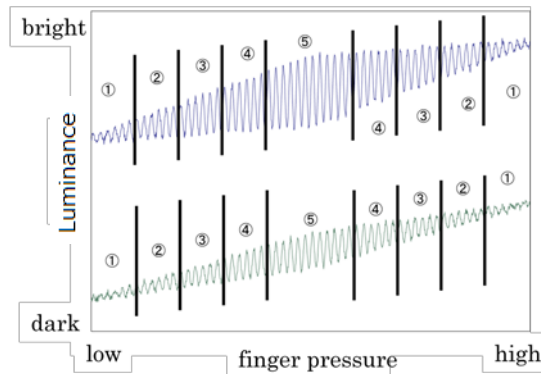


図 8 The example (2 of the notification level)

一方、3.1 節で述べたように、指の押し付け圧によっても脈波の振幅や基線が変化する。もし振幅のみで“指圧の適切さ”を通知すると、図7のように周辺光の強さによって、指圧の適切な範囲が変わってしまい、ユーザはどの強さが適切であるかを判断できなくなる。そこで、図8のように閾値を画像の明るさによって変えることで、同じ指圧に対して同じレベル判定となるようにする。そのためには、たとえば図9のように画像の明るさと振幅との2次元で通知レベル分けを行う必要がある。

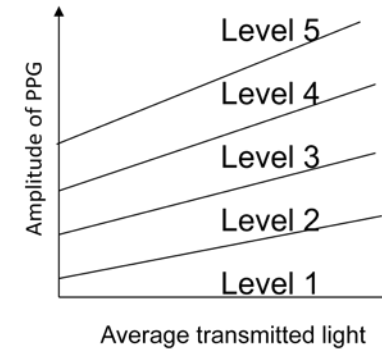


図 9 Threshold level determined by two elements

3.2.2 指の置き方を評価するしくみ

今回開発した脈拍センサは指とセンサ間の位置を固定する機構や指を覆う機構がないため、指がセンサを覆えずに環境光がカメラに入り込み易い。拍数は指を透過した環境光の変化を測定するため、直接入光する環境光の影響を検討する必要がある。

そこで、指の設置が正しく行われているかを検出し、ユーザに対して置き直しを指示することとした。図10は指の置き方と取得画像および処理後の画像であり、(1)は指の置き方が正しい画像例、(2)は指の置き方が悪く端から環境光が入射している例、(3)は指を置いていない例である。一般的にカメラを指で覆いきれていない場合には、画像の一部、指を置いていない場合には、画像全体が明るくなる。逆に、指を正しく置いている場合には、画像の中心付近が明るくなる。また、指を正しく置いている場合には、画像に鋭いエッジはなく、指がレンズからずれていると、エッジが現れる傾向がある。指の置き方によって画像の特徴が表2のように異なる。また、固定の閾値を設けて一枚の画像で指の置き方の良否の判断をしてしまうと、一枚でも否になるとそれまでの測定値が無駄になってしまう。そのため、良否の境界付近での測定が困難になる。また、一枚で指の置き方を判定しようとすると、画像処理が複雑になる。そこで、連続して指の置き方が悪そうであると判断した場合にだけ、エラーとしてユーザへの通知を行うこととした。具体的には、下記のような方法を使った。

①画像処理部で一枚ごとに、エッジ、輝度総和、重心を調べて評価点(表2参照)をつける。それぞれの評価の重みは1:1:1とするが、画像の輝度の重心評価では、指を置いていない場合の判断が明確にできないため、偏りが小さいものを「置き方が悪い」、偏りが大きいものを「置いていない」とし、画像の明るさやエッジ成分よりもマイナスポイントを小さくする。

②エラー判定部で画像一枚毎に、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。

このような処理を行うことで、比較的簡便な画像処理の組合せで安定して測定できるようになる。

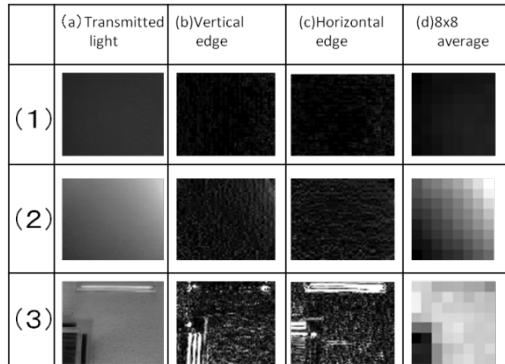


図 10 Captured images influenced by the finger position

表 2 Evaluation value by the finger position

	適切な置き方	置き方が悪い	置いていない
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	ほとんどない (+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)

4. 実装評価

提案手法を携帯電話に実装し評価を行った。

4.1 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[lx]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

4.2 評価環境

評価時の実験環境を下記に示す。

- ・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：12FPS
- ・評価条件

室内で照明(ヤマハ投光機・発電機付・YL-li)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。

- ・評価者
 20代~50代男女合計21名

4.3 評価パラメータ

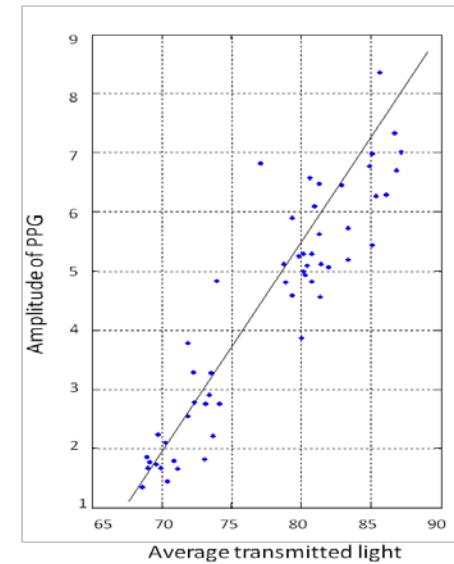


図 11 Relation between the average transmitted light and the amplitude of PPG

まず、実装評価のために、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 11) これらはほぼ線形の関係にある。そこで、の全員の波形データを用い、3.2.1 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(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た。

表 3 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

4.4 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、環境によらず最大誤差は 5%以下である事がわかった。また、平均誤差は概ね環境照度に比例して大きくなる傾向がみられた。

4.1 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、実際には一拍ごとに脈動間隔が揺らぎ、その周波数のピークが概ね 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十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つた場合には、

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

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。従って、計測時間は 15~20 秒が妥当であると考えられる

5. 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、レジャー等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、日常生活時間全体の健康管理が可能となる。

本稿ではモバイル機器として携帯電話を想定し、携帯電話の大半に既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当たっては、①生体とセンサ間に圧力をかける構造を必要としないこと、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、フォトリフレクタ等を用いた一般的な脈波センサと同様に、指とセンサ間の圧力によって振幅が変動する。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、500~150000lux 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、15 秒~20 秒で脈拍比±5%の精度で脈拍数を計測できることが分かった。

今後、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。

引用文献

- 厚生労働省. 平成 21 年度 医療費の動向. (オンライン) <http://www.mhlw.go.jp/topics/medias/year/09/index.html>.
- 平成 17 年版 情報通信白書. (オンライン) <http://www.soumu.go.jp/johotsusintokei/whitepaper/ja/h17/>.

3. Continua Health Alliance. (オンライン) <http://www.continuaalliance.org/index.html>.
4. 荒井順平, 山崎晃, 小山昭夫. 生活習慣病予防のための脈拍及びウエストセンサの開発. : 山形県立産業技術短期大学校紀要, 2008. Vol.14.
5. 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. Vol.J94-A No.1 pp.44-45.
6. Marie ChanEsteve, Christophe Escriba, Eric CampoDaniel. A review of smart homes—Present state and future challenges. : Computer methods and programs in biomedicine, 2008. vol.91,No.1,pp.55-81.
7. Mehmet EnginaDemirel, Erkan Zeki Engin,Musa FedakarAlparslan. Recent developments and trends in biomedical sensors. 出版地不明 : Measurement, 2005. vol37, pp173-188.
8. Sujay DebNanda, D. Goswami, J. Mukhopadhyay and S. ChakrabartiChinmayee. Cuff-less Estimation of Blood Pressure using Pulse Transit Time and Pre-ejection Period. Hyдай Hotel Gyeongui, Korea : International Conference on Convergence Information Technology. ISBN: 0-7695-3038-9.
9. ハートビートカウンター PL-6000. (オンライン) <http://www.cateye.co.jp/products/ec/pl6000.html>.
10. 光井輝彰, ほか. 人にやさしいモニタロボットの研究. 岐阜県 : 岐阜県生産情報技術研究所, 2002.
11. 光井輝彰, ほか. 人にやさしいモニタロボットの研究(第2報). 岐阜県 : 岐阜県生産情報技術研究所, 2003.
12. ZhangPoon and Y.T.C.C.Y. Cuff-less and Noninvasive Measurements of Arterial Blood Pressure by Pulse Transit Time. Shanghai, China : Proceedings of the 2005 IEEE Engineering in Medicine and Biology 27th Annual Conference, 2005.