心音センサを用いた歩行時の心拍無拘束無侵襲計測[†]

土 本 健太郎*・松 本 佳 昭**・田 中 正 吾*

Unconstrained and Non-Invasive Heartbeat Measurement under Walking Using a Phonocardiographic Sensor[†]

Kentaro TSUCHIMOTO*, Yoshiaki MATSUMOTO** and Shogo TANAKA*

With the rapid growth of high-aged persons, interest on health is increasing. From the viewpoint, development of unconstrained and non-invasive vital sign measurement systems is becoming important to monitor their health at homes, hospitals and nursing facilities.

This paper proposes an unconstrained and non-invasive measurement system of heartbeat of a walking subject wearing clothes with a built-in phonocardiographic (PCG) sensor. With the system, the PCG sensor extracts the heartbeat signal through a vibration of the sensor sensitive element and the periods of heartbeat and walking are measured by a pattern matching between the filtered output of the PCG sensor and a linear combination of the two types of sinusoidal functions with the periods as their parameters. The system will be expected to serve as a daily heartbeat monitoring system not only at homes but also at hospitals.

Key Words: heartbeat, walking, phonocardiographic (PCG) sensor, unconstrained, non-invasive, pattern matching

1. 緒 言

近年、個人の健康に対する関心の増加に伴い、日常生活における生理機能を長期にわたってモニタリングするための無拘束な簡易計測手法の開発が望まれている¹⁾。

この観点から、就寝時における心拍や呼吸の無拘束無侵襲計測システムの研究、開発が数多く試みられてきた。具体的には、ベッドなどにセンサを装着し、就寝中の被検者の心拍や呼吸を計測する方式がある^{2)~6)}。また筆者らも、この観点から、ベッドとしてのエアーマットやウォーターマットに歪ゲージ、あるいは心音センサ⁷⁾を装着し、就寝中の被検者の心拍および呼吸を無拘束無侵襲に計測できるシステムを提案した。また、これらのセンサは上述のようなマットだけでなく、エアークッションやウォータークッションに取り付けても同様に機能することを報告した^{8)~10)}。しかしながら、これらのモニタリングシステムはいずれも就寝時での使用に限られる。

一方、就寝時以外で心拍を計測するため製品の開発がいくつかなされている。その中の代表的なものとして、ベルト式

センサ¹¹⁾や指輪型センサ¹²⁾がある。しかし、前者は電極を内蔵したベルトを直接皮膚胸部に巻き付け、心臓の活動電位を抽出するもので、無拘束とは言い難く、特に体の弱った患者には苦痛を与えかねない。また後者は、指輪に取り付けた光電脈波センサで血流量の変化から心拍数を計測するものであり、計測時の指の動きによりセンサがずれることがある。また、光の反射を利用するため、センサが指と強く接触しなければ計測できないなどの欠点がある。

このようなことから、本論文では、就寝時以外の無拘束無侵襲心拍計測を念頭に、まずは歩行時の心拍周期計測に着目し、心音センサを装着したベストなどの衣服を単に着用するだけで、歩行中の被検者の平均心拍周期が無拘束無侵襲に計測できるシステムを提案する。つまり、心拍や歩を進めるたびに心音センサ出力に現れる共振現象を利用して、平均心拍周期を求める計測システムを提案する。また、歩行状態モニタリングのための基礎情報を与える歩行周期の計測も合わせてできるようにする。

具体的には、心音センサ出力信号に重畳して現れる心拍と歩行による(センサ共振周波数の)振動波形から、心拍や歩行の周期に関わる信号成分を関数解析的に分離・抽出し、これにより心拍周期や歩行周期をリアルタイムに計測するシステムを提案する。

2. 心音センサ

本研究で用いた心音センサ(日本光電製 TA-701T)は加速

[†] SICE Annual Conference 2002 in Osaka で発表 (2002・8)

* 山口大学工学部 宇部市常盤台 2-16-1

** 山口県産業技術センター 宇部市あすとぴあ 4-1-1

* Faculty of Engineering, Yamaguchi University, Ube

** Yamaguchi Prefectural Industrial Technology Institute, Ube

(Received May 20, 2002)

(Revised September 20, 2002)

度型センサである。具体的には、センサに内蔵されたおもりをダンパで支え、心臓の鼓動によるおもりの振動変化をコンデンサ素子の容量変化として出力するものである⁷⁾。形状寸法は Fig. 1 に示すように、口径 20mm、高さ 16mm の円筒形をしており、この底面が感受面となる。このセンサは、本来、感受面を胸部の皮膚表面に直接貼り付け、心臓の鼓動による振動をとらえて心機能の診断に用いられる¹³⁾。参考のため、Fig. 2 に、このセンサの周波数特性を示す。

Fig. 1 PCG sensor

Fig. 2 Frequency characteristics of the PCG sensor

3. 計測システムの構成

ここで提案する計測システムは、Fig. 3 に示すように、ベストなどの衣服に心音センサを、感受面が内側（つまり心臓のほう）を向くように取り付けたものである。したがって、センサは、心拍や歩行による信号をより明確にとらえることができるよう、衣服の左胸部に、つまり心臓の位置に取り付けるようにしている。もちろん、センサと身体は直接接触する必要はなく、下着などの衣服を介して間接的に接触していればよい。そして、このときのセンサ出力は、生体アンプを介し、A/D 変換されてコンピュータに入力・処理され、心拍周期・歩行周期が自動的に計測される。

なお、心音センサはマイクロフォンのような音響センサとは異なり、被検者の周囲で発生する音には影響されない。

4. 心拍周期の計測

4.1 センサ出力

参考のため、Fig. 4 に、24 歳男性被検者が平坦な床の上を約 0.5m/s 程度の速度で歩いたときの心音センサ出力波形を心電図、歩行検知用センサ出力と共に示す。

Fig. 3 Overview of the measurement system

(a) Output of the PCG sensor

(b) ECG

(c) Output of a walking detection sensor

Fig. 4 Outputs of the phonocardiographic (PCG) and a walking detection sensors and the electrocardiograph (ECG)

図で、▲の部分には心拍による共振振動を、また▽の部分には歩行による共振振動を表わしているが、図より、心音センサに心拍や歩行による周期的な衝撃が伝わるたびに、センサの感受面が(センサの固有振動に従って)大きく振動し、その後減衰していくようすが見てとれる。なお、心音センサの共振周波数(固有振動数)は20~30Hzくらいである。

ただし、ここで用いた歩行検知用センサとしては、別の(同一規格の)心音センサを用いた。これは、Fig.4(a)を見てもわかるように、心音センサを用いて、歩行の際の足を床につけたときの衝撃による共振振動が(心拍による共振振動と同じ理由により)検知できるからである。つまり、これらの衝撃による共振振動の間隔から歩行周期が計測できることになる。また、歩行検知用センサは歩行情報が正確に抽出できるよう被検者の左肩の位置に、感受面を鉛直下方向に向けて取り付けている。これは歩行の際の足を床につけたときの衝撃による共振振動を検知するため、歩行検知用センサの感受面を床に向ける必要があるからである。したがって、Fig.4(c)を見ると、足を前に出して床に降ろす度に大きな加速度が発生しており、これにより歩行周期が求められることがわかる。なお、歩行に伴う歩行検知用センサ出力(振動波形)が大小の値を交互に繰り返すのは、右足と左足とで歩行検知用センサに加わる衝撃の強さが異なるからである。

4.2 フィルタ出力波形

歩行時の心音センサ出力には、上述したように、心拍と歩行により引き起こされた振動波形が間的に出力に現れる。しかし、この出力信号には、身体の上下運動による低周波成分が若干加わる可能性があるだけでなく、心拍と歩行による2つの振動波形が近接した場合(たとえばFig.4(a)の2.7s付近)、心拍および歩行時刻を分離することが困難となる。このため、ここでは、まず心音センサ出力に対しカットオフ周波数 $f_c = 30\text{Hz}$ のハイパスフィルタを適用することにした(以後、このフィルタを HPF_1 と記す)。

これは、このハイパスフィルタを適用することにより、心拍や歩行によるセンサ共振周波数での振動部分が抑えられると共に、特に立ち上がり時(つまり心拍や歩行によるセンサへの衝撃印加直後)の信号のみが強調され、心拍と歩行信号が分離されやすくなるからである。なお、ハイパスフィルタとしては、ここではゲイン減衰特性がシャープな4次のバタワース型フィルタ¹⁴⁾を用いることにした。

参考のため、Fig.4(a)の波形に対してこのハイパスフィルタ HPF_1 を適用したときのフィルタ出力波形をFig.5に、フィルタ適用前の波形と比較して示すが、適用前に比べ分離が明確になっているようすがわかる。

つぎに、このようにして得られたフィルタ出力波形から心拍および歩行に関わるそれぞれの周期性をより明確にするため、この HPF_1 出力波形をまず全波整流し、その後、カットオフ周波数 $f_{c1} = 0.3\text{Hz}$ 、 $f_{c2} = 5.0\text{Hz}$ の4次のバタワース型バンドパスフィルタ (BPF_1) に通す。なお、カットオフ周波数をこのように定めた理由は、健康者の取り得る心拍周期

Fig. 5 Comparison of the outputs between the PCG sensor and the high pass filter HPF_1

が0.5s~1.2s、歩行周期が0.3s~3.0s程度であることを考慮したからである。

参考のため、Fig.5のフィルタ出力波形を全波整流した波形、およびこの全波整流波形をバンドパスフィルタ BPF_1 に通した波形をそれぞれFig.6に示す。

このようにして得られたFig.6(b)の波形を基に、以下、心拍周期と歩行周期を求めていくことにするので、以後、特に断らない限り、このような波形をフィルタ出力波形と呼ぶことにする。このフィルタ出力波形の各ピークが歩行および心拍の出現時刻に対応するので、これらのピーク間隔を適当に

Fig. 6 Processing of the sensor output

処理すれば、基本的には心拍周期および歩行周期が求められる。しかしながら、この方法では、外乱の影響がピーク位置に大きく現れることがあるので、本論文では、関数解析的な方式を採用し、歩行中の心拍周期・歩行周期が高精度・高信頼度に計測できる方式を提案する。

4.3 パターンマッチング法

歩行時においては、意識的に歩かない限り、歩行周期が大幅に不規則になることはない。したがって、5秒程度の局所的な時間で見れば、心拍周期と歩行周期はそれぞれほぼ一定で推移するため、ここではいずれも周期運動であると仮定する。ただし、ここでは不整脈はないものとする。つまり、瞬時心拍周期が突然大きく変化することはないものとする。したがって、歩行時の心拍計測用心音センサのフィルタ出力波形 (Fig. 6(b) のこと) には、心拍と歩行に関する2つの周期の正弦波信号が含まれていると考えられる。つまり、このフィルタ出力波形は、心拍周期 T_1 および歩行周期 T_2 の各正弦波とそれらの高調波の一次結合で近似できることになる。そして、このときフィルタ出力波形に最も近い波形を実現する T_1, T_2 が、それぞれ求めるべき心拍周期および歩行周期になるわけである。

今、フィルタ出力波形を $s(t)$ とし、心拍周期 T_1 および歩行周期 T_2 の計測を考えてみる。まず、フィルタ出力波形 $s(t)$ に対し、心拍と歩行の基本波成分の角周波数 ω_a, ω_b [rad/s] ($\omega_a = 2\pi/T_1, \omega_b = 2\pi/T_2$) の N 倍までの高調波成分を用いて近似することを考える。つまり、角周波数が $\omega_{ai} = i \times \omega_a, \omega_{bi} = i \times \omega_b$ ($1 \leq i \leq N$) の正弦および余弦関数で表わされる関数をそれぞれ $\{f_j; 1 \leq j \leq 2N\} = \{\sin \omega_{ai}t, \cos \omega_{ai}t; 1 \leq i \leq N\}, \{h_j; 1 \leq j \leq 2N\} = \{\sin \omega_{bi}t, \cos \omega_{bi}t; 1 \leq i \leq N\}$ と定義し、これらの関数系の一次結合によりフィルタ出力波形 $s(t)$ を近似することを考える。このときの最適近似誤差 $\delta(T_1, T_2)$ は次式のように表わされ、最適一次結合係数 $A_i^*, B_i^*, C_i^*, D_i^*$ ($1 \leq i \leq N$) および心拍周期 T_1 、歩行周期 T_2 を決めることによって求められる。

$$\delta(T_1, T_2) = \min_{\{A_i, B_i, C_i, D_i\}} \|s(t) - \sum_{i=1}^N (A_i \sin \omega_{ai}t + B_i \cos \omega_{ai}t + C_i \sin \omega_{bi}t + D_i \cos \omega_{bi}t)\|_W^2 \quad (1)$$

ただし、 $\|\cdot\|$ はヒルベルト空間におけるノルム $\|f\| = \sqrt{(f, f)}$ を、また $(\cdot, \cdot)$ は

$$(f_i, g_j) = \int_W f_i(t) g_j(t) dt \quad (2)$$

で定義される内積を表わす。なお、 W は計測の際に使用するデータウィンドウを表わす。

ところが、(1) 式の最適近似誤差は、直交射影の原理より次式で与えられ、容易に求めることができる¹⁵⁾。

$$\delta(T_1, T_2) = \sqrt{\frac{G(f_1, f_2, \dots, f_{2N}, h_1, h_2, \dots, h_{2N}, s)}{G(f_1, f_2, \dots, f_{2N}, h_1, h_2, \dots, h_{2N})}} \quad (3)$$

Fig. 7 Geometrical explanation of θ

ここで、 $G(\cdot)$ はグラム行列式 (Gramian) を表わす。たとえば、 $G(g_1, g_2, \dots, g_m)$ は (i, j) 要素が (g_i, g_j) で定義される m 次の正方行列 (グラム行列という) の行列式である。なお、心音センサ出力はサンプリング時刻ごとに得られるので、(3) 式の計算においては、連続関数を数ベクトルで置き換え、関数の内積をユークリッドの内積で置き換えることにする。

(3) 式の $\delta(T_1, T_2)$ は、フィルタ出力波形 $s(t)$ の大きさが小さい場合、マッチングが良好でなくても、小となることがある。したがって、ここでは、最適マッチングの評価関数として $\delta(T_1, T_2)$ を $s(t)$ のノルムで規格化した

$$\theta = \sin^{-1}[\delta(T_1, T_2)/\|s\|] \quad (4)$$

を考える。この θ は、幾何学的に言えば、フィルタ出力波形 $s(t)$ が基底関数 $\{f_j(t) (1 \leq j \leq 2N), h_j(t) (1 \leq j \leq 2N)\}$ で張られた関数空間 S となす角度 (Fig. 7 参照) を表わし、これが小さいほど、フィルタ出力波形 $s(t)$ が基底関数 $\{f_j(t) (1 \leq j \leq 2N), h_j(t) (1 \leq j \leq 2N)\}$ で表わしやすいことを意味する¹⁶⁾。したがって、マッチング度を表わす評価値 θ の最小値を与える T_1, T_2 を求めれば、これらが求めるべき心拍周期および歩行周期となる。

なお、心拍および歩行周期の計測の際の基底関数の数に関わるパラメータ N であるが、当然大きくすれば、これに伴い近似誤差は減少する。その反面、計算量は増加する。加えて、 N を大きくすれば近似誤差は飽和する。このことから計測に当っては望ましい値を採用することが必要である。これに対し、本論文では、歩行の影響を含んでいる心音センサ出力波形から平均心拍周期を計測することが第一目的であるため、ここでは特に心拍周期計測に重点をおいたパラメータ N の値の決定を行なうことにする。具体的には、人が通常とりうる心拍周期の範囲、結果的にはフィルタ出力波形 $s(t)$ を求める際のバンドパスフィルタ BPF_1 のカットオフ周波数の値から合理的な値を決定する。

つまり、心拍周期は通常 0.5~1.2s 程度の範囲で推移するため、先に示したように、フィルタ出力波形 $s(t)$ を求める際のバンドパスフィルタ BPF_1 の高域側のカットオフ周波数を $f_{c2} = 5\text{Hz}$ としたが、この周波数帯域に含まれる高調波成分は基本モードの周波数が 0.83~2.0Hz のため、 $N = 3 \sim 5$ で実現する。したがって、ここでは中央値の $N = 4$ を採用することにした。

5. 実験および考察

5.1 実験条件

システムの有効性を検証するため、22歳から24歳の男性健常者5名(A:24歳, B:23歳, C:23歳, D:23歳, E:22歳:いずれも身長165~175cm, 体重50~70kg程度の中肉中背である)に対して実験を行なった。このとき被検者には、心音センサを取り付けたベストをTシャツの上に着用させ、実験は屋内で5分間連続して行ない、提案方式による心拍および歩行周期の計測は、ウィンドウ長 W を5秒とし、1秒おきに行なった。

なお、実験の際の歩行パターンとしては、高齢者の歩行を想定して^{17), 18)}、ごく一般的な「通常歩行」(Pattern I)、リウマチなどによってひざが曲がりにくい状態を想定して、両足を地面からほとんど浮かせず歩く「すり足歩行」(Pattern II)、足腰に負担のかかる階段を上り下りする「階段昇降」(Pattern III)を代表的な例と考え、これらについてそれぞれ実験を行なった。なお、通常歩行、すり足歩行については平坦な廊下で、また階段昇降時の歩行は段差18.5cm, 勾配約35度(高齢者対応型¹⁹⁾)の階段を用いて行なった。

ほかの実験条件としては、計測システムのサンプリング周波数は各チャンネルとも200Hz, A/D分解能は16bitとした。さらに、提案システムの有効性を検証するため、心電計や歩行検知用センサを用い、心電図および歩行信号を計測した。ただし、歩行検知用センサは、心音が混入しにくく歩行振動のみが明確にとらえられる左肩の位置に(鉛直下方向に向けて)固定した。

なお、検証用の心電計、歩行検知用センサを用いて平均心拍周期、平均歩行周期を求める場合、提案方式と同様データウィンドウ長は5秒とし、計測は1秒おきに行なった。さらに、心電計、歩行検知用センサいずれの場合も、ウィンドウ内のピーク間隔の平均値をもって計測値とした。特に、心電計の場合、このピーク間隔はR-R間隔と呼ばれ、心拍周期として採用されているものである。

5.2 計測結果

5.2.1 通常歩行時 (パターン 1)

Fig. 8に被検者Aの通常歩行時の平均心拍周期の計測結果を心電図から求めたものと、またFig. 9に平均歩行周期の計測結果を検証用の歩行検知用センサから得られたものと比較して示すが、提案方式により、平均心拍周期および平均歩行周期が共に計測できているようすがわかる。参考のために触れておくが、このときの平均誤差率は心拍計測が1.09%、歩行計測が2.02%であった。なお、この歩行形態のときの心音センサ出力、心電図、歩行検知用センサ出力は省略しているが、Fig. 4に示したものと同様である。

5.2.2 すり足歩行時 (パターン 2)

Fig. 10に被検者Aのすり足歩行時の平均心拍周期の計測結果を心電図から求めたものと、またFig. 11に平均歩行周期の計測結果を検証用の歩行検知用センサから求めたものと

Fig. 8 Comparison of the heartbeat periods between ECG and the proposed method (Pattern 1)

Fig. 9 Comparison of the walking periods between a walking detection sensor and the proposed method (Pattern 1)

比較して示す。Fig. 10より、平均心拍周期は心電図によるものと平均誤差率0.65%の範囲で一致しており、提案方式により平均心拍周期が計測できることがわかるが、平均歩行周期のほうは、平均誤差率9.84%と歩行検知用センサにより求めたものと比較して誤差が大きくなった。これは、すり足歩行時には、通常歩行時と異なり、歩行による影響が心音センサ出力に大きくは現れないからである。

Fig. 10 Comparison of the heartbeat periods between ECG and the proposed method (Pattern 2)

Fig. 11 Comparison of the walking periods between a walking detection sensor and the proposed method (Pattern 2)

参考のため、心音センサ出力を心電図、歩行検知用センサ出力と共に Fig. 12 に示すが、心拍による振動は明確に観察できるものの、歩行による振動は Fig. 4 と異なり小さくなっている。

5.2.3 階段昇降時 (パターン 3)

(a) 階段上り歩行 (ケース 1)

Fig. 13 に被検者 A の階段上り時の平均心拍周期の計測結果を心電図から求めたものと、また Fig. 14 に平均歩行周期の計測結果を歩行検知用センサから求めたものと比較して示す。Fig. 13 より、これまでの歩行パターン同様、両者は平均誤差率 0.58% の範囲で一致しており、提案方式により階段上り時でも平均心拍周期が計測できることがわかる。

一方、平均歩行周期のほうは、平均誤差率 3.61% と歩行検知用センサから求めたものと比較して若干誤差が大きくなった。これは歩行特性が平坦な所の歩行特性と異なるからである。つまり、階段を上るときは、片足で体全体を引き上げながら上るため、上半身の動きが激しくなる。また、持ち上げた足を下ろす位置がもとの位置よりも高くなることから、足を静かに置くことになり、心音センサにこの影響が出にくいからである。参考のため、階段上り時の心音センサ出力を心電図、歩行検知用センサ出力と共に Fig. 15 に示すが、通常歩行時の場合と比較して、心音センサ出力に現れる歩行の影響は小さくなっていることがわかる。

響は小さくなっていることがわかる。

Fig. 13 Comparison of the heartbeat periods between ECG and the proposed method (Pattern 3, case1)

Fig. 14 Comparison of the walking periods between a walking detection sensor and the proposed method (Pattern 3, case1)

(a) Output of the PCG sensor

(b) ECG

(c) Output of a walking detection sensor

Fig. 12 Outputs of the three sensors (Pattern 2)

(a) Output of the PCG sensor

(b) ECG

(c) Output of a walking detection sensor

Fig. 15 Outputs of the three sensors (Pattern 3, case1)

(b) 階段下り歩行 (ケース2)

Fig. 16 に被検者 A の階段下り時の平均心拍周期の計測結果を心電図より求めたものと、また Fig. 17 に平均歩行周期の計測結果を歩行検知用センサから求めたものと比較して示す。Fig. 16 より、これまでのパターン同様、両者は平均誤差率 0.86% の範囲で一致しており、提案方式により階段下り時でも平均心拍周期が計測できることがわかる。また、平均歩行周期については、通常歩行時ほどではないが、平均誤差率 2.40% と計測できていることがわかる。

参考のため、階段下り時の心音センサ出力を心電図と歩行検知用センサ出力と共に Fig. 18 に示すが、心音センサ出力の歩行による振動は、階段を下るとき床からの衝撃が大きいため、通常歩行時の場合と比較して大きくなっている。

5.3 計測誤差率について

最後に、被検者全員に対する実験結果の例として、各歩行パターンごとの、平均心拍周期の計測誤差率をまとめたものを Fig. 19 に示す。ただし、横軸はデータウィンドウ長を、縦軸は計測誤差率を表す。なお、縦軸にとった計測誤差率は、被検者ごとに次式で定義される計測誤差率を、被検者全員に対して平均したものである。

$$\epsilon_k = \frac{|P_k - \tilde{P}_k|}{P_k} \times 100 \quad (\%)$$

なお、 P_k 、 $\tilde{P}_k$ はそれぞれ心電図および提案方式から得られた k ステップ目 (つまり k 秒後) の計測値である。

図より、提案方式では、各パターンとも、ウィンドウ長が 5s 付近で誤差率が十分低下していることがわかる。参考のため、被検者ごとのレベルで見ても、ウィンドウ長を 5s とした

Fig. 16 Comparison of the heartbeat periods between ECG and the proposed method (Pattern 3, case2)

Fig. 17 Comparison of the walking periods between a walking detection sensor and the proposed method (Pattern 3, case2)

Fig. 18 Outputs of the three sensors (Pattern 3, case2)

提案方式では、Pattern I に対する最大誤差率は被検者 A の 1.24%, Pattern II に対しては被検者 D の 0.88%, Pattern III に対しては被検者 A の 1.70% であった。また、ここでは詳細は割愛させていただくが、各歩行パターンにおいて歩行速度を 0.17~1.0m/s の範囲で変えても、提案方式により平均心拍周期が上記と同様の誤差率で計測できていることを確認している。

このように、提案方式では、データウィンドウ長 5s で心拍周期の計測が十分可能であることがわかるが、この程度の短いデータウィンドウ長であれば、瞬時心拍周期が突然大きく変化するような不整脈が生じた場合、平均心拍周期の計測

Fig. 19 Error rates versus the data window length for the heartbeat measurement under 3 patterns of walking

結果に変化が現れることになる。したがって、本提案方式でも、ある程度不整脈の検知が可能であると考えられるが、今後、不整脈をもつ被検者に対しても実験を行ない、どの程度の不整脈まで検知できるかについて検討する予定である。

6. 結 言

本論文では、最終的には日常生活における一般的な健康モニタリングシステムの開発を視野に入れ、心音センサを用いた歩行時の心拍無拘束無侵襲計測システムを提案した。

具体的には、心音センサを取り付けたベストなどの衣服を被検者が身につけることにより、歩行に際して心拍周期と歩行周期が共に計測できるシステムを提案した。その結果、通常歩行、すり足歩行、さらには階段昇降時の歩行パターンの条件下において、歩行周期のほうはすり足歩行時のみ計測が困難であったものの、心拍周期のほうはいずれの場合も計測ができることがわかった。よって、このようなことから、本提案システムは歩行時の生理機能をモニタリングするための要素技術のひとつとして有望であると考えられる。

なお、本論文では、基礎研究のため、実験では心音センサに長いリード線を取り付けてセンサ出力をコンピュータに送信するようにし、屋内の実験に限定したが、得られたデータを携帯電話などで送信するようにすれば、被検者の行動範囲も屋外に広がることになり、より実用性が増すものと期待できる。さらに、これまで報告されている歩行形態計測システムなどと合体すれば、さらに高機能的な歩行時生体モニタリングシステムが実現できるものと思われる。今後は、さらに多くの被検者や歩行パターンを増やすなどして実験を行ない、状況によってはデータウィンドウ長も考慮し、本提案システムの有効性の限界について検討したい。

参 考 文 献

- 1) 戸川達男: 健康維持管理のためのホームヘルスモニタリング, 21世紀を拓くハイテクフォーラム, **54**, 14/19 (1998)
- 2) 渡辺, 渡辺: 睡眠中の心拍, 呼吸, イビキ, 体動および咳の無侵襲計測, 計測自動制御学会論文集, **35-8**, 1012/1019 (1999)
- 3) 渡辺, 渡辺: エアマットレス型無拘束生体計測の実用化研究, 計測自動制御学会論文集, **36-11**, 894/900 (2000)
- 4) 田中, 丁野: 音響センサを用いた心拍および呼吸の無拘束無侵襲計測; 非破壊検査, **51-3** (2002)
- 5) T. Salmi and L. Leinonen: Automatic analysis of sleep records with static charge sensitive bed, Electroencephalography and Clinical Neurophysiology, **64**, 84/87 (1986)
- 6) J. Alihanka, K. Vaahtoranta and I. Saarikivi: A new method for long-term monitoring of the ballistcardiogram, heart rates, and respiration, American Journal of Physiology, **240**, 384/392 (1987)
- 7) 日本光電(株): センサ総合カタログ, CAT.NO.880-600 (1998)
- 8) 田中正吾: 歪ゲージを用いた呼吸および心拍の無拘束無侵襲自動計測, 計測自動制御学会論文集, **36-3**, 227/233 (2000)
- 9) 田中, 松本, 脇本: 心音センサを用いた心拍および呼吸の無拘束無侵襲計測; 非破壊検査, **50-9**, 612/619 (2001)
- 10) S. Tanaka, Y. Matsumoto and K. Wakimoto: Unconstrained and non-invasive measurement of heartbeat and respiration periods using a phonocardiographic sensor,

Med. & Biol. Eng. & Comput., **40-2**, 246/252 (2002)

- 11) オムロン(株): HBE-110, HBE-100 カタログ (1998)
- 12) エム・シー・メディカル(株): 指輪型パルスオキシメータカタログ (2001)
- 13) 坂本二哉: 心音図の手引き, 日本医事新報社, 22/28 (1977)
- 14) 樋口龍雄: デジタル信号処理の基礎, 昭晃堂, 74/108 (1988)
- 15) Luenberger: Optimization By Vector Space Methods, John Wiley & Sons (1969)
- 16) 田中, 岡本: 管内音圧変動を利用した管長オンライン計測, 計測自動制御学会論文集, **33-1**, 17/22 (1997)
- 17) 大和人士: 老人介護の実例, 中央法規出版, 215/238 (1981)
- 18) 明石 謙: 運動学, 医歯薬出版, 253/276 (1973)
- 19) 住宅金融公庫(編): バリアフリー住宅工事の基準, 住宅金融公庫

[著 者 紹 介]

土 本 健太郎 (学生会員)

2000年山口大学工学部電気電子工学科卒業。同年同大学大学院博士前期課程在学中。心音センサを用いた無拘束生体計測の研究に従事。

松 本 佳 昭 (正会員)

1986年山口大学工学部電子工学科卒業。88年同大学大学院電子工学専攻修士課程修了。同年横浜ゴム(株)タイヤ生産本部を経て、98年2月山口県産業技術センター専門研究員、現在に至る。生体計測および医療・福祉機器研究開発に従事。システム制御情報学会、電子情報通信学会、日本生活支援工学会会員。

田 中 正 吾 (正会員)

1971年九州大学工学部電子工学科卒業。76年同大学大学院電気工学専攻博士課程修了。同年同大学助手、80年6月山口大学工学部電子工学科助教授を経て、91年1月同電気電子工学科教授、現在に至る。インテリジェント計測、異常診断などの理論および応用研究に従事。工学博士。電気学会、システム制御情報学会、日本非破壊検査協会、日本鉄鋼協会会員。