

Fig. 12 shows the packet error rate. It is very small ($\sim 0.5\%$) even when the distance is 600 cm. This distance is appropriate for Japanese residences; however, the communication range should be investigated in order to evaluate the performance.

Fig. 13 compares the sensor output with the received RF data. Fig. 13(a) and (b) shows the raw sensor output recorded by the oscilloscope and the stored data, respectively. We have confirmed that the waveforms are almost the same. The PIC microprocessor connected to the sensor circuit samples the raw output with a resolution of 8 bits and a reference voltage of 5 V; the voltage resolution becomes approximately 0.02 V. Since the proposed sensor circuit outputs almost 1 V when an appliance is in use, this voltage resolution is rather appropriate for sampling the output.

In this study, the sampling frequency of the sensor output is set to 1 Hz. However, since we have not introduced time management systems in the unit, the actual sampling time may vary. This problem should be solved in the future.

V. CONCLUSION

In this study, we proposed a wireless behavioral monitoring system equipped with an electric field sensor. A simple evaluation test revealed the practicability of the system. This system can be easily installed in residences by individuals since it does not require any engineering expertise. Moreover, it can be used in existing residences without requiring any reconstruction or new appliances with monitoring functions.

REFERENCES

- [1] S. Rhee and S. Liu, "An ultra-low power, self-organizing wireless network and its applications to noninvasive biomedical instrumentation," in *Proc. IEEE Sarnoff Symp. Advances in Wired and Wireless Communications*, 2002.
- [2] K. Nakajima, T. Yoshimura, M. Nambu, and T. Tamura, "Proposal to use the unconstrained monitors for improvement of quality of life," *J. IEICE-J*, vol. J85-A, pp. 1373–1379, 2002, in Japanese.
- [3] M. Nambu, K. Nakajima, M. Noshiro, and T. Tamura, "An algorithm for the automatic detection of health conditions," *IEEE Eng. Med. Biol. Mag.*, vol. 24, pp. 38–42, 2005.
- [4] S. Otake, M. Ogawa, R. Suzuki, T. Izutsu, and T. Iwaya, "Developing of the monitoring system for single living elderly in Welfare Techno House Mizusawa," *Life-support*, vol. 13, pp. 2–9, 2002, in Japanese.
- [5] S. Tsukamoto, Y. Akabane, N. Kameda, H. Hoshino, and T. Tamura, "Easily installable sensor unit based on measuring radio wave leakage from home appliances for behavioral monitoring," *Assistive Technology Research Series 16: Smart Homes and Beyond*, The Netherlands: IOS Press, Inc., 2006, to be published.

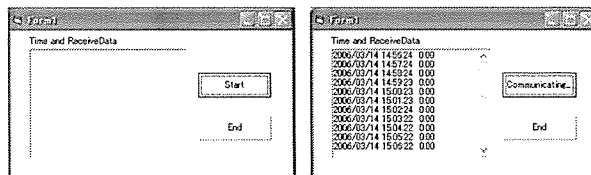


Fig. 11. Application developed for windows.

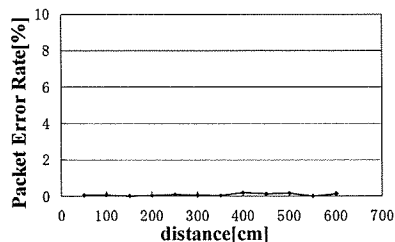
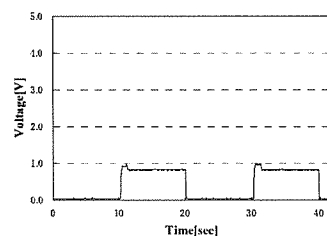
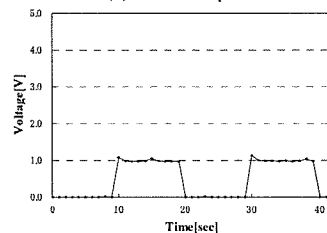


Fig. 12. Packet error rate of data communication.



(a) Sensor output



(b) Received RF data

Fig. 13. Comparison between sensor output and received RF data.

高齢者の歩容に対応した歩数計の開発

—カウントアルゴリズムの検討—

Development of a novel pedometer for elderly

関根正樹¹, 木内尚子¹, 前田祐佳¹, 田村俊世¹, 桑江 豊²,

東 祐二², 藤元登四郎², 大島秀武³, 志賀利一³

M. Sekine¹, S. Kinouchi², Y. Maeda, T. Tamura, Y. Kuwae²,

Y. Higashi², T. Fujimoto², H. Oshima³, T. Shiga³

¹ 千葉大学工学部, ² 八日会藤元早鈴病院, ³ オムロンヘルスケア株式会社

¹ Chiba University, ² Fujimoto Hayasuzu Hospital, ³ Omron Healthcare Co., Ltd

Abstract In this study, we attempted to develop a step-estimation algorithms to improve the accuracy of the accelerometer-type pedometer for elderly people. The waist acceleration signal during walking was recorded from 116 elderly subjects. After three bandpass filters (0.5-10.Hz, 1.0-1.5Hz, 1.5-2.0Hz) were applied to the acceleration, a step-cycle related signal was selected from the outputs of those filters. To estimate the number of steps by the step-cycle signal, optimal threshold level of the signal was determined by using 42 elderly data set. As a result of algorithm verification by 74 elderly data set, 62 subjects (83.7%) could be estimated with less than 10% error.

1. はじめに

生活習慣病の予防や健康増進の1つとして歩行が推奨されている。その量的な評価には、歩数計の利用が一般的であり、MEMS 技術の向上とともに多軸の感度をもつ加速度センサを内蔵した歩数計(以下、加速度歩数計)が市販されている。しかし、このような歩数計で、筋力が低下した高齢者や片麻痺などの運動障害をもつ高齢者の歩数をカウントすると、正しい値が得られないことがしばしば見受けられる。

この問題に対して、われわれは得られた加速度を一定期間ごとにフーリエ変換しパワーが最大となる周波数からその区間の歩数を推定する歩数カウントアルゴリズムを提案し、49名中40名の高齢者に対して誤差10%で歩数をカウントすることが可能であった[1]。しかしながら、常時フーリエ変換を行うことは、歩数計の電池を著しく消耗するため、その実装は容易ではないという問題点が挙げられた。

一般に、加速度歩数計では加速度閾値(以下、閾値)を用いて歩数を算出している。そこで、本研究では先行研究の経験をもとに、簡単なフィルタと閾値処理のみで高齢者に対応しうる歩数カウントアルゴリズムを提案し、その検証を行った。

2. 歩数カウントアルゴリズム

本研究では、加速度信号からフィルタリングと閾値のみで歩数をカウントする以下の2つのアルゴリズムを設計した。なお、本アルゴリズムは、測定終了後にオフラインで適用した。また、対象とする加速度の感度方向は上下方向のみとし、上方向を正とした。

2.1 アルゴリズム A

先行研究の結果から、1歩周期に対応する加速度信号の周波数はおおよそ0.3~3Hzの範囲に含まれる[1]。そこで、歩数カウントアルゴリズム A は、周波数帯域が0.3~3Hzのバターワース型バンドパスフィルタで加速度信号をフィルタリングし、閾値未満から閾値以上となる点を1歩としてカウントするものとした。なお、閾値については後述する実験によって決定した。

2.2 アルゴリズム B

歩数カウントアルゴリズム B は、先行研究のフーリエ変換を用いる手法を簡略化したものである。周波数帯域が異なる3つのバターワース型バンドパスフィルタを設計し、それらを通じた出力のうち最大のものを1歩周期に対応する加速度信号として選択する。この選択された信号が、閾値未満から閾値以上となる点を1歩としてカウントした。なお、それぞれのバンドパスフィルタの周波数帯域は、0.5~1.0Hz, 1.0~1.5Hz, 1.5~2.0Hzとし、出力の比較にはそれぞれの信号を全波整流しカットオフ周波数0.1Hzのバターワース型ローパスフィルタを通したものを利用した。

3. 実験方法

提案した歩数カウントアルゴリズムに必要な閾値の設定ならびにその検証のために以下の実験を行った。なお、本研究は、当該倫理委員会の承認を得た後、被験者に実験の説明し書面にて同意を得て行った。

3.1 測定装置

歩行中に身体に生じる加速度を測定するために、3軸ビエゾ抵抗型加速度センサ(曙ブレーキ)とマルチテレメータシステム(WEB-5000, 日本光電)からなる測定システムを構築した。なお、サンプリング周波数は128Hzとした。また、比較対象として市販の加速度歩数計(HJ-720IT, オムロンヘルスケア, 以下歩数計)を使用した。

3.2 歩行・歩数の測定方法

被験者は、伸縮性のあるベルトを用いて加速度センサを腰背部中央に装着し、歩数計も同ベルトに取り付けた。歩行は、屋内廊下直線10m程度を個人に適した速度で往復するものとした。なお、靴等の履物や歩行補助具の指定は特に行わなかった。被験者の安全の確保と歩数の真値(実歩数)を把握するために、理学療法士が被験者の後方を付いて歩き、目視にて歩数をカウントした。

3.3 閾値の設定に関する実験

被験者は、転倒予防教室に会場している受講者で脳梗塞を発症したものや骨折経験者、下肢機能障害をもつものを含む高齢者42名(年齢82.2±8.4歳, 身長146.7±8.5cm, 体重49.5

±9.8kg)とした。また、本実験では加速度歩数計のカウント精度の閾値による変化を検証するために、市販されている加速度歩数計の他に市販のものに対して閾値を1/2にしたもの(感度2倍)と1/4にしたもの(感度4倍)にしたものを同時に装着した。

3.4 アルゴリズムの検証に関する実験

提案したアルゴリズムと設定した閾値を検証するために、上記の実験と同様、転倒予防教室に来院している高齢者74名(年齢82.7±8.6歳、身長148.1±7.6cm、体重52.3±7.8kg)を対象に測定を行った。

3.5 評価方法

提案した歩数カウントアルゴリズムならびに加速度歩数計の評価は、誤差=(カウント数-実歩数)/実歩数×100を用いて行った。なお、誤差10%未満をカウント精度の1つの目安とした。

4. 結果

4.1 閾値の設定に関する結果

市販の歩数計で誤差が10%未満であった被験者は42名中6名(14.3%)のみであった。また、市販の歩数計の閾値を1/2、1/4に設定した歩数計では、それぞれ10名(23.8%)、15名(35.7%)となり、誤差10%未満で検出できる被験者数が増加した。

一方、測定した腰背部加速度信号を対象に歩数カウントアルゴリズムAの閾値を-0.06~0.09gまで0.01刻みで変更した結果、0.04gに設定した際に誤差10%未満で検出できる被験者数が最も多くなり、38名(90.5%)に達した。また、歩数カウントアルゴリズムBの閾値は、フィルタ後の加速度信号の振幅が小さいため0.01gに設定した。なお、この設定で誤差10%未満で検出できる被験者数は37名(88.1%)であった。

4.2 アルゴリズムの検証に関する結果

アルゴリズムの検証実験に参加した被験者74名に対して、市販の歩数計で誤差が10%未満であったものは7名(9%)であった。一方、歩数カウントアルゴリズムAとBの閾値をそれぞれ0.04gと0.01gに設定し歩数のカウントを行った結果、誤差が10%未満であったものはそれぞれ56名(75.6%)、62名(83.7%)であった。実歩数とカウントした歩数の関係をFig.1に示す。

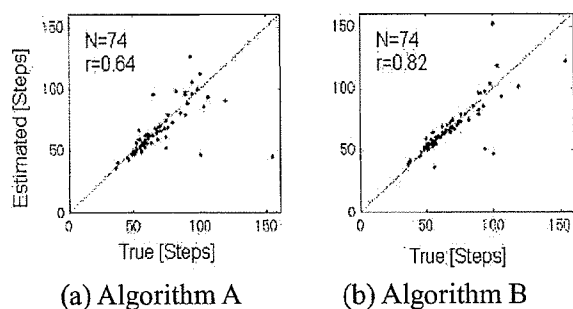


Fig. 1 Relationship between true number of steps and estimated one

5. 考察

今回の実験結果では、市販されている通常の加速度歩数計では高齢者、特に下肢機能障害をもつ方の歩数をカウントすることは困難であることが示唆された。また、その閾値を下

げることで誤差10%未満の高齢者が増加することから、高齢者の場合、歩行中の加速度振幅が非常に小さいことが歩数カウントを困難にさせる大きな要因であると考えられる。

そこで、市販の歩数計と単純には比較できないが、加速度センサを腰背部中央に装着しアルゴリズムAを用いた際の最適な閾値を検討した。その結果、上記の条件では閾値は0.04gが適当であると考えられた。今回の実験では、閾値を0.05g以上の値にすると1歩中の加速度ピークが閾値を越えず過少なカウントになり、逆に閾値をあまり小さくすると1歩中に閾値を越えるピークが複数となり過大なカウントになった。また、負の閾値、つまり下方向加速度に対しても閾値の検討を行ったが、上方向加速度に比べて良好な結果は得られなかった。

一方、歩数カウントアルゴリズムBでは、アルゴリズムAに比べて小さい閾値0.01gを用いても、あまり過大なカウントにはならなかった。これは、閾値処理をする信号が、事前のバンドパスフィルタで、ほぼ単一の周波数のみをもつ信号になっているからであると考えられる。これにより1歩中の加速度ピークはほぼ1つとなり、閾値を小さく設定しても歩行中であればさほど問題にならないと考える。しかしながら、片麻痺者の中には健側と患側の運動に著しい非対称性がみられ、健側と患側の運動をあわせて1周期とみなせる加速度信号が観測された。このような場合、アルゴリズムBでは対応できず実歩数の50%程度にカウントしていた。

2つの歩数カウントアルゴリズムAとBを閾値設定の実験に参加した被験者以外の被験者群に適用し検証した結果、それぞれ75.6%、83.7%の高齢者で誤差が10%未満になり、両者とも市販の歩数計に比べてその精度が大きく改善された。2つのアルゴリズムを比較すると、アルゴリズムが複雑になるものの、アルゴリズムBの方が高精度であった。その差は、前述のように1歩中の閾値を越える加速度ピークを1つにフィルタリングできるからであると考えられる。また、今回はオフラインでアルゴリズムの検討を行ったものの、両者とも簡単な電子回路で置き換えることが可能であり、先行研究のフーリエ変換を用いたアルゴリズムに比べて実装が容易であると考えられる。

今回の実験では、歩行のみを動作対象とし、センサの装着部位は腰背部に固定した。今後は、様々な動作を含む日常生活において正確な歩数がカウント可能であるかの検証と、腰背部以外に装着した際の対応を検討していく必要がある。

6. まとめ

本研究では、筋機能の低下や下肢運動障害をもつ高齢者の歩容に対応した2つの歩数カウントアルゴリズムを提案し、検証を行った。今回の実験では、加速度センサを被験者の腰背部に装着する理想的な測定条件ではあるものの、両アルゴリズムとも多くの高齢者に対して誤差10%未満で歩数をカウントすることが可能であった。

謝辞

本研究の一部は、文部科学省科学研究費 若手研究(B) 17700441ならびにオムロンヘルスケア株式会社 受託研究費によった。

参考文献

- [1] N. I-Sekine, et al. : Improving the accuracy of pedometer used by the elderly with the FFT algorithm, Med. Sci. Sports Exerc., Vol. 38, No. 9, pp. 1674-81, 2006

電界強度計による 電化製品稼働状況モニタリングシステム

塚本壮輔¹, 亀田倫之¹, 町田雄一郎¹, 田村俊世², 星野 洋¹

1 東京電機大学理工学部, 〒350-0394 埼玉県比企郡鳩山町石坂

2 千葉大学工学部, 〒263-8522 千葉県千葉市稲毛区弥生町 1-33

tsuka@ieee.org

Abstract: Recently, it has been shown that behavioral information is effective in maintaining and improving the quality of life. Many behavioral monitoring systems have been developed thus far. However, most systems consist of many types of physical sensors that require precise positioning; further, wiring is required to connect these sensors to a computer that stores the sensor status. Therefore, most of these systems are installed when a house is being newly built or reconstructed. For the elderly who live alone, sometimes such systems are required to be installed in their houses in case of sudden illnesses or emergencies. Therefore, such systems should be easy to install and remove. This study describes a wireless behavioral monitoring system that can be easily installed in ordinary houses. In this study, we focused on the usage statistics of home appliances as detection devices. The sensor unit developed in this study employs an electromagnetic field sensor and a wireless data communication module. This sensor detects whether a home appliance is in use and transmits the obtained data via the radio module. The usage detection of home appliances is performed by measuring the electromagnetic field that can be observed in the area near the appliance. Simple evaluation tests revealed the applicability of the system.

Keywords: behavioral monitoring, wireless, home appliance, electromagnetic field sensor.

1. はじめに

近年の日本は世界的にも類を見ない速度で高齢化が進んでいる[1]. 高齢者は病気にかかりやすいうえにその治療も長引くとされ, 健康保険など医療費支出のさらなる増加が予測されることから, 予防医学分野の研究開発が急務となっている.

在宅における行動モニタリングは, 生活リズム等の日常生活の形態を定量的かつ継続的に記録できることから, 在宅健康支援のためのツールとして今後の発展が期待されている[2-9]. 特に高齢者の場合は決まった時刻に調理をしたりテレビを鑑賞するなど比較的定常的で, そのパターンは身体的および精神的な健康状態によって変化すると考えられている[6,7]. これらを背景に, 様々な屋内行動モニタリングシステムが開発されてきた. しかし, それらのシステムで用いられているセンサの多くは精細な位置決めが必要であったり, さらにデータ収集のためにセンサとコンピュータとを接続するケーブルの敷設も必要であるため, その導入には時間とコストがかかり, このようなシステムが実際の家屋に導入された例はきわめて少ない. 一方, 高齢者が一人で住むような状況で, 急な疾患など何らかの緊急時の経過観察にも行動モニタリングシステムは重要となると考えられる. このようなケースにも対応できるためには, システムは既存家屋に容易に導入できなければならない. また, 快復時などシステムが不要となったときにも, システムは容易に撤去できるべ

きであると考えられる[8,9].

モニタリングシステムで用いられるセンサ回路を電池駆動とし, また測定データの転送にBluetoothやZigBeeなどといった無線データ伝送技術を用いることで, 既存家屋にも短時間で導入できるようになると考えられる. 無線システムは非常時にモニタリングシステムを一時的に導入するためにも重要である.

一方, 家屋内の電化製品の使用状況を屋内行動情報とみなし, これを対象者の健康状態の推定に用いることが検討され, その有効性が示されつつある(例えば[6,7]). 電化製品の使用状況を把握するためには, 対象の電源ケーブルとコンセントの間に電流計を挿入する方法と, クランプメータを用いるものが提案されているが, いずれも電源ケーブルに触れる必要がある.

我々は, 被験者自身の手で, 既存家屋に必要なとき導入可能な行動モニタリングシステムの開発を目指し, 無線式行動モニタリングシステムを開発した[10,11]. 本システムは, センサから得られたデータを記録用PCに無線送信するもので, 信号線や電源線の配線工事が不要である. これにあわせ, 対象の近傍にユニットを置くだけで使用可能な, 電化製品の稼働状況を把握するセンサも開発した. 本センサは近年の電化製品が電磁現象を多用していることに注目し, 電界強度計を応用したものである. 本論文では, 実際に既存家屋に本システムを導入し, テレビや電子レンジ等の電化製品の稼働状況をモニタリングできるのか評価を行ったので, これを報告する.

2. 装置概要

2.1 無線式行動モニタリングシステム

本研究で開発したシステムは、1台のデータ記録用サーバPCと複数のセンサユニットで構成される。表1に本研究で開発したセンサユニットの仕様一覧を、図1にセンサユニットの基板写真と概要図を示す。センサユニットはRS232C方式の通信ポートを備えており、PCとの直接の通信が可能のほか、サーバPCの無線インタフェースとしても使用できる。センサユニットは予め定められた周波数でセンサ回路の出力電圧値をサンプリングし、得られたデータをサーバへ無線送信する。データの送信にはパケットを用いる。本研究で用いたパケット構造を図2に示す。パケットの開始を示すスタートフラグ（フラグ同期）、どのセンサユニットからのデータかを表すUnit ID、そのユニットの何番目のデータパケットかを表すSequence number、そして送信データとチェックサムで構成される。送信するデータ長は4 byteであるが、スタートフラグを除く全てのブロックはパケット送信時にマンチェスター符号化されるため、実際には9 byteで1パケットが構成される。送信ユニットはサーバから受領（ACK）パケットが届くまで一定回数の再送信を行う。

また、全てのセンサユニットには、他のセンサユニットとサーバとが直接無線通信できない場合のために、データリレーの機能を付与している。ここでは処理の簡単化のため、あるパケットを受信したときに過去にリレーしたことがないデータについては全てリレーを行うこととした。これにより、センサユニットとサーバとが直接通信可能な距離になくとも、あるセンサユニットとサーバならびに各センサユニット間の距離が直接通信可能な範囲内であれば、データの取得が可能となる。

2.2 センサ回路

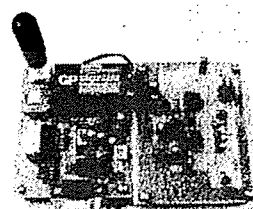
2.2.1 汎用センサ

家電製品の稼働状況を把握するために、本研究では電界強度計を応用したセンサを開発した。このセンサは、近年の家電製品が電磁現象を多用していることに注目したもので、特定の周波数成分の電界強度を計測する。まず家電製品ほとんど全てに対応するための汎用センサ回路を設計した。ここでは、一般的な電化製品の多くがコイルによる変圧器を内蔵していることに注目し、センサ回路の共振周波数を東日本地域の商用電源周波数である50 Hzに設定した。

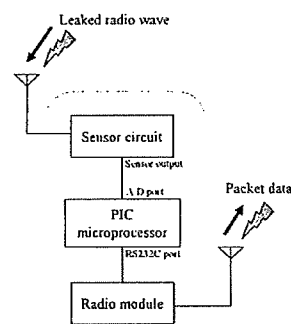
図3にセンサ回路の概要図を示す。家電製品の近傍で観測できる50 Hzの成分を共振回路によって抽出し、増幅・整流させた後、ローパスフィルタ（LPF）を通過させる。このLPFによって、対象とする信号成分である50 Hzが入力されている間、センサ回路はほぼ一定電圧を出力するようになる。

Table 1. Specification of the sensor unit.

Item	Specification
Microprocessor	PIC16F876 (Microchip Technology Inc.)
Processor clock	10 MHz
Radio module	CDC-TR02B (Design Circuit, Inc.)
Radio frequency	315 MHz
Radio antenna	RH3 (120-900 MHz, Diamond)
Modulation	Amplitude Shift Keying
Transfer rate	115.2 kbps
Unit weight	~250 g (battery included)
Size (HWD)	150 × 100 × 40 mm (antenna excluded)



(a) Circuit board



(b) Schematic diagram

Fig. 1. Sensor unit.

Start flag (0xAA)	Unit ID	Sequence number	Data	Checksum
----------------------	---------	--------------------	------	----------

Fig. 2. Packet structure. All segments except the start flag are Manchester-coded before the transmission.

対象となる電化製品が使用中かどうかを判別するためには、閾値処理によるon/off判別が必要となるが、センサ回路の出力電圧は電界強度ならびにセンサ部と

対象との距離（設置位置）にも依存するため、センサ回路側では閾値判別はせず、測定値をそのままサーバへ転送することとした。

2.2.2 テレビ用センサ

汎用センサは商用電源周波数を観測するよう設計していた。これは多数の家電製品に対応するためであるが、家電製品が密に設置されたような、例えばテレビとビデオデッキが置かれたような場所では、そのどちらに反応しているのか判断が難しくなる可能性がある。しかしテレビを見るという行為は習慣性があり、また見る番組の多くが毎日あるいは毎週の決まった時刻に放送されるため、後の解析が比較的容易であると考えられる[7]ことから、テレビの使用状況を正確にモニタリングすることは重要であると考えられる。そこで本研究では、汎用センサと併せてテレビ用センサの開発も行った。

テレビに映し出される映像は複数の走査線で構成されており、この映像をあるフレームレートで切り替えることで動画を表示している。従来のアナログテレビジョン方式における走査線数 N とフレームレート f_V の値を表2に示す。従来のブラウン管を用いたテレビ受像器においては、走査線を表示するために、電子銃の近傍におかれた電磁石を水平走査周波数で駆動している。すなわち、テレビを使用中のときにこの電磁石が発生する微弱な電磁現象を観測することができれば、テレビが使用中かどうかを把握することができるようになると思われる。

水平走査周波数 f_H は走査線数 N とフレームレート f_V との積で与えられる。表2に示されるように、NTSCやPALなどの各規格において走査線数等は異なっても、水平走査周波数は約15.7 kHzでほぼ同じである。そこで、テレビ用センサ回路を設計するにあたっては、この15.7 kHzを観測することとした。

3. 評価実験

まず本研究で開発したセンサユニットについて、その無線通信可能距離について評価を行った。ここではセンサユニットとサーバ間の距離を500 mmずつ移動させながら、各地点でセンサユニットから50パケットを送信させ、その受信成功率を調べた。

また、センサ回路の動作を確認するため、汎用センサについて、センサ回路への入力信号（取得信号）、増幅ならびに整流処理中の波形、およびセンサ回路出力波形について、電化製品の電源が切られている場合と電源が入っている（使用中の場合）について観測を行った。本実験では波形の記録にデジタルオシロスコープ（TDS210, Tektronix社製）を用いた。続いて、センサの有効性を検討するため、汎用センサについては電化製品の1つとして電子レンジをとりあげ、また複数の電子レンジについて評価を行い、テレビ用センサについては大きさの異なる複数のブラウン管テレビについて評価を行った。

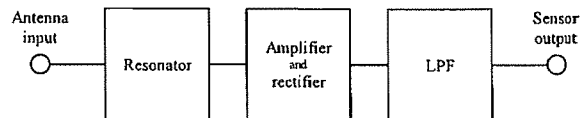


Fig. 3. Schematic diagram of the sensor circuit.

Table 2. Definitions of conventional color television formats.

Format	Scan. line N (lines/frame)	Frame rate f_V (Hz)	Horizontal scan. freq. f_H (kHz)
NTSC	525	29.97	15.734
PAL (M, 60)	625 (525)	25 (29.97)	15.625 (15.734)
SECAM	625	25	15.625

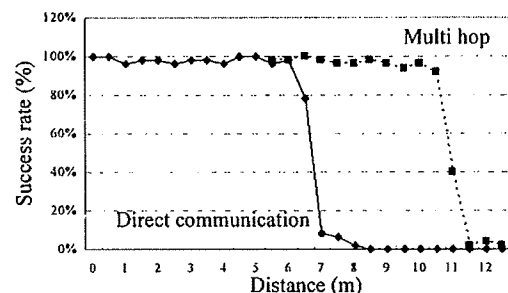


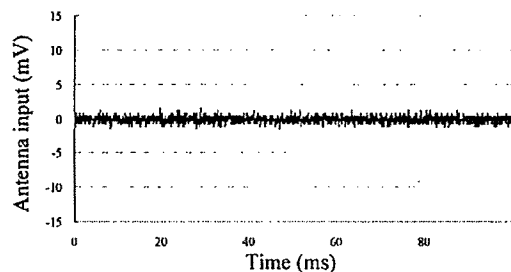
Fig. 4. Data communication range of the wireless system

最後に、本センサを実際に既存家屋に導入し、屋内行動モニタの適用可能性を評価する実験を行った。本実験には健康男性1名が参加した。被験者には予め口頭によるインフォームドコンセントを得た。本実験では4台のセンサを手渡し、それぞれテレビ、電子レンジ、炊飯器、そしてノートパソコンの近傍に設置するよう依頼した。具体的な設置場所として、テレビ用センサと電子レンジ用センサについてはそれぞれの機器の上側に、炊飯器についてはその後側、ノートパソコンについてはACアダプタ部分の近くに置くよう、説明を行った。

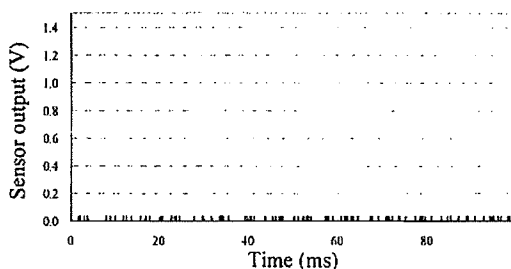
4. 実験結果

4.1 無線システムの通信可能距離

通信可能距離について評価した結果を図4に示す。図中の実線は、センサユニットとサーバとの間にデータリレーを行う他のユニットが存在しなかった場合（Direct communication）の結果を示している。この結果から、センサユニットの無線到達距離が約6 mであることが確認できる。また、サーバから距離5 mの位



(a) Received signal (appliances are off)



(b) Sensor output

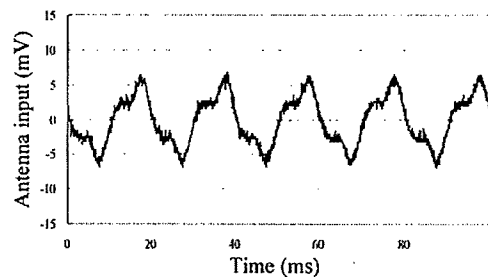
Fig. 5. Environmental noise and sensor output.

置にリレーとなるユニットを設置した場合の結果を図中の破線に示す (Multi hop). この結果, 通信可能距離が延長できることが確認できる.

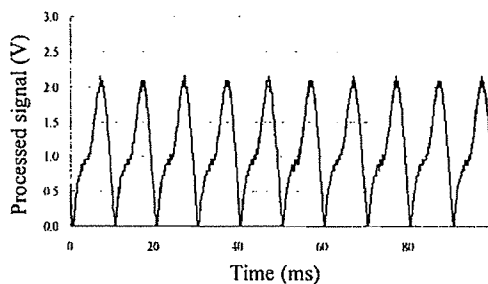
4.2 センサ回路の動作

本研究で制作したセンサ回路について動作を確認した結果を図5ならびに図6に示す. 図5(a)は周囲に使用中の電化製品が存在しないときに取得された信号波形で, 目立った成分は観測されていない. 結果, センサ回路の出力電圧もほぼ0Vとなる(図5(b)). 実際には, ごく僅かではあるが商用電源周波数である50Hzの成分が家屋内の至る所で観測される. しかし, 本センサはそれほど増幅度を大きくしていないため, このような極微弱な成分には反応しない.

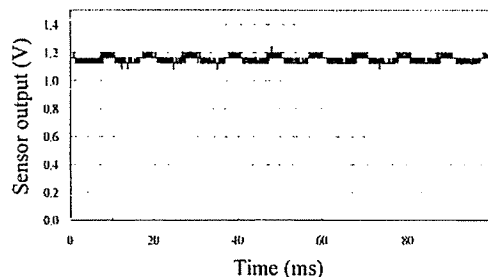
図6は, 対象となる電化製品(ここでは電子レンジ)が使用中である場合の, 汎用センサ回路の各部分での信号波形を示している. 図6(a)は取得された波形であるが, 主として商用電源周波数である50Hzの成分で構成されていることが確認できる. この50Hzの成分が共振回路によって抽出され, 増幅・整流された結果を図6(b)に示す. その後, 平滑化回路によって一定電圧値(この場合, 約1.18V)が得られることが確認できる(図6(c)). メーカーの異なる3台の電子レンジについても動作を確認した結果, 本回路は電子レンジが使用中のときに約0.80V~約1.2Vを出力することが確認された. 同様に, テレビ用センサについてもメーカー・画面サイズの異なる4台の受像器について評価したところ, テレビが使用中のときに約0.9V~約1.0Vが出力されることが確認された.



(a) Received signal



(b) Amplified and rectified



(c) Filtered output

Fig. 6. Signal processing of a general-purpose sensor (microwave oven).

4.3 家電製品稼働モニタセンサの既存家屋での評価

本センサを実際に既存家屋に導入した結果を図7に示す. 本実験では3日間の連続運用評価を行った. 貸し出したセンサユニット4台のうち, 実際にデータが得られたのは2台(炊飯器, テレビ)のみであった. 図7は炊飯器およびテレビを対象としたセンサのデータを上下に2本並べて描いたもので, それぞれセンサ出力(データ)の最大値ならびに最小値によって正規化している.

5. 考察

本研究で開発したセンサユニットは無線通信のために微弱無線モジュールを使用しており, その無線到達

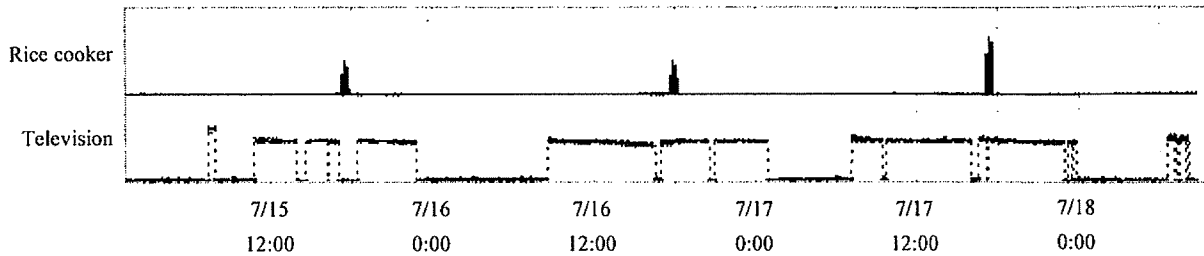


Fig. 7. Experimental result of installing the proposed system in an ordinary house.

距離は約 6 m となっていることが実験により確認された。この通信可能距離は、電波法の規制により送信出力が制限されているため、単独で延長させることは難しい。しかし日本の都市部での住宅事情を考慮すると、不用意に通信可能距離を伸ばすことはセキュリティ上の問題となる。ここで暗号化技術を導入することは有効であると考えられるが、はじめから電波すなわちデータを漏らさないことが最重要である。このようななか、マルチホップ通信技術はサーバと直接通信できないユニットも他のユニットを経由してデータが転送できる可能性があることから、非常に有用な技術であると考えられる。

電磁現象は、モーターや変圧器、リレースイッチなど、家電製品を含め我々の生活の至る所で活用されている。さらに、電力を使用中あるいは供給中の電源線の周囲にも電磁場が存在することが知られており、クランプメータはその電源線内の電流量の推定にこの現象を利用している。本研究で開発したセンサも、抽出する周波数が可変である（テレビ用センサでは 15.7 kHz の成分を観測するなど）ことを除けば、クランプメータの一種として考えることができる。クランプメータに対する本研究で開発した汎用センサの優位点は、汎用センサは対象となる電化製品のすぐそば（機器のすぐ上や横など）に置くだけで使用可能であるのに対し、クランプメータは電源線に触れる必要があり、これは高齢被験者自身の手でセンサを導入するときには難点となることである（本研究の目的は、必要ときに被験者自身の手で導入可能なモニタリングシステムの構築である）。

2.2.1 節で述べたとおり、汎用センサの共振周波数は東日本地域の商用電源周波数である 50 Hz に合わせてある。そのため、コイルによる変圧器を内蔵する大半の電化製品に対して汎用センサは適用可能であると考えられる。簡単な評価実験では、電子ポット、コーヒーメーカー、扇風機、加湿器、液晶モニタ（ACアダプタ部分）、ノートパソコン（同ACアダプタ部分）にも適用可能であることが確認された。しかし、十分なセンサ出力が得られる範囲は非常に限られていた。センサ回路内にある増幅器の増幅度を上げることで、センサの出力電圧を上昇させ、これによって設置自由度をある程度向上させることができると考えられるが、これは家屋内に張り巡らされている電線からの「雑音」も増幅してしまう。この解決のためには、AGCの

ような技術を開発・導入することや、複数の増幅度で計測することも考えられるが、このような小さな検出エリアは他の電化製品からの混信を排除できるなど利点もあるため、今後慎重に取り組まなければならない問題の一つである。テレビ用センサなど特有の周波数成分に着目したセンサ回路では、その近傍に似たような周波数成分の発生源が無い限り増幅度を大きくすることができ、結果として設置自由度を上げることができる（センサとして使用できる設置可能範囲が広い）。

図 6(a)は電子レンジから取得された波形であるが、主として 50 Hz の成分で構成されているものの、正弦波状ではなく、高調波が観測されている。この原因としては、電子レンジの内部回路で使われている半波倍電圧電源回路による歪みの影響が考えられる。今後、電子レンジ専用センサの開発も視野に入れ、この現象について検討を行う予定である。

本センサを実際に既存家屋に導入したとき、テレビと炊飯器以外の電化製品（電子レンジ、ノートパソコン）でセンサが機能しなかった原因ははっきりとしなかったが、考えられる要因としては、センサユニットの設置位置が不適切であった（電磁現象が十分観測可能な場所ではなかった）こと、あるいはセンサユニットの貸し出し時に事前に設定した増幅度が適切でなかった（低かった）ことが考えられる。しかしながら、本実験より、提案するセンサユニットが一般の人にも設置可能であること、また電化製品の使用状況をモニタリングできることが確認できた。

本研究の最終的な目標は、記録されたセンサデータと被験者の実際の活動との関係を明らかにし、また健康状態を推定することであるが、現在のところそこまでは至っていない。南部ら[8]は、一般家庭にテレビが広く普及していること、またテレビを見るという習慣がその放送時刻に依存していることに注目し、テレビの使用状況から被験者の健康状態を推定する手法を提案した。この研究では、テレビを視聴する時間のランダム性が健康状態と何らかの関係があることを示唆していた。この事実の確認にはさらなる実証実験が必要であると考えられるが、本研究で開発した、電化製品の近傍に設置するだけで使用可能なセンサシステムは、この研究においても今後の評価実験を容易にするものとして有用であると考えられる。

近傍に設置された他の機器からの混信を避けるためと、混信が無ければ結果として増幅回路での増幅度を上げることができ、これによってセンサの設置自由度を向上させるためである。すなわち、センサ回路の共振周波数と増幅度を適切に設定することで、任意の電化製品に対応可能になると考えられる。

6. まとめ

本研究では、既存家屋に被験者自身の手で導入可能な行動モニタリングシステムの構築を目指し、無線式行動モニタリングシステムを開発した。考案したシステムでは電化製品に注目し、その使用状況を把握するためのセンサとして電界強度計を応用することで、単に置くだけで使用可能なセンサユニットを開発した。測定データは無線によってサーバへ送信するため、データ線等も必要とせず、既存家屋に容易に導入可能なシステムであると考えられる。実際に既存家屋に本研究で開発したセンサを導入した結果、提案するセンサユニットが一般の人にも設置可能であることが確認された。本研究で開発した汎用センサは複数の電化製品に対応できる反面、設置自由度がそれほど高くないことから、今後も引き続き、テレビ用センサのような専用センサの開発等が必要である。また、本システムの有効性を評価するためには、今後、多数の臨床評価を行うことも必要であると考えている。

謝辞

本研究を遂行するにあたり多大なる協力を頂いた赤羽根由智氏ならびに永野川晴久氏に感謝致します。なお、本研究の一部は文部科学省科学研究費補助金 若手研究B (16700429) および厚生労働科学研究費補助金 (16-医療-30)、長寿医療委託 (15-公-4)、平成16年度千葉大学戦略的基礎研究推進事業により行われたものであり、ここに記して感謝の意を表します。

参考文献

- [1] 内閣府 共生社会政策統括官：高齢社会白書 (<http://www8.cao.go.jp/kourei/whitepaper/index-w.html>) [accessed July 16, 2006]
- [2] 田村俊世：長寿社会に向けた生体計測とセンサ。電気学会論文誌E. 123(2):37-42, 2003.
- [3] Ogawa M, Suzuki R, Otake S, Izutsu T, Iwaya T, Togawa T: Long term remote behavioral monitoring of elderly by using sensors installed in ordinary houses, in Proc. of 2nd Annu. Int. IEEE-EMBS Special Topic Conf. on Microtechnologies in Med. and Biol., Madison, 2002, pp.322-325.
- [4] 中島一樹, 吉村拓巳, 南部雅幸, 田村俊世：生活の質 (QOL) 向上のための無拘束生体情報モニタの利用。電子情報通信学会論文誌. J85-A(12): 1373-1379, 2002.
- [5] 五味壮平, 坂田和実, 大竹佐久子, 井筒岳, 新貝 鋼藏：赤外線センサー群から得られた生活データの統計的解析 -異常発見支援システムの開発へ向けて-。ライフサポート, 13(4):10-17, 2002.
- [6] Nakajima K, Matsui H, Yoshiki D, Matsumoto Y, Sasaki K: Telesurveillance system using television operating state for elderly persons living alone, Proc. of Joint meeting of Int. Workshop on E-health and 2nd Int. Conf. on Ubiquitous Healthcare, Fukushima, 2005, pp.105-106.
- [7] Nambu M, Nakajima K, Noshiro M, Tamura T: An algorithm for the automatic detection of health conditions, IEEE Eng. Med. Biol. Mag., 24(4):38-42, 2005.
- [8] 大竹佐久子, 小川充洋, 鈴木亮二, 井筒岳, 岩谷 力：ウェルフェアテクノハウス水沢における独居高齢者のモニタリングシステムの開発。ライフサポート, 13(4):2-9, 2002.
- [9] 南部雅幸, 末永貫俊, 一関紀子, 中島一樹, 田村俊世：情報通信ネットワークを用いた高齢者自立支援システム「e-house」の開発。ライフサポート, 13(4):26-33, 2002.
- [10] Tsukamoto S, Hoshino H, Tamura T: An easily installable wireless monitoring system for ordinary houses, Assistive technology research series 15: From smart homes to smart care, IOS Press, Inc., The Netherlands, 2005, pp. 289-292.
- [11] Tsukamoto S, Akabane Y, Kameda N, Hoshino H, Tamura T: Easily installable sensor unit based on measuring radio wave leakage from home appliances for behavioural monitoring, Assistive technology research series 16: Smart homes and beyond, IOS Press, Inc., The Netherlands, 2006, pp.212-219.

Bluetoothを用いた生体情報モニタリングシステム

南部雅幸¹、田村俊世²

¹大阪電気通信大学医務福祉工学部、四條畷市清滝1130-70

²千葉大学工学部、千葉市稲毛区弥生町1-33

nanbu@isc.osakac.ac.jp

Abstract: Continuous monitoring of health condition, for example, acceleration, heart rate, body temperature or ECG are necessary for health control. On the other hand, biomedical monitoring systems that has been proposed before or the commercial product are too large to carry for 24 hours in a day. Even if the package is enough small, the problem of power consumption even remains. In addition, some subjects dislike wearing the monitor of the wristwatch type or the pendant type. In this paper, we describe the body surface mount biomedical monitoring system which is composed on thin substrate. This system is flexible and has wireless communication system. Therefore, the subject is free from the restraint by wiring or the belt. This system is able to connect to the network, because we adopt the Bluetooth for wireless communication system. As the result of the experiment, we succeeded to acquire the data of behavior of the subject. Furthermore, we confirmed that we are able to correspond to various biomedical information, because the modality of the measurement will be changed easily.

Keywords: Bluetooth, biomedical measurement, health control

1. はじめに

高齢社会から超高齢社会に移行しつつある我が国では、医療費の高騰にともなって健康保険、介護保険等の社会保険制度が破綻する可能性さえ危惧されている。これまでの社会保障体制を維持しつつ医療費の高騰を抑制するためには日常的な健康管理による疾患の重篤化を予防することが重要であり、そのためには、24時間健康管理が可能なシステムの開発と提供が必要不可欠である¹⁾。日常のかつ継続的に健康状態の計測が実現すれば、利用者のQOLの向上と医療費支出の低減を図ることが可能となる。一方ユビキタスコンピューティングシステムの普及が進みつつあり、この技術を日常的な健康管理に利用することで、より詳細な健康管理の実現を目指すシステムが開発されている²⁾³⁾。このような現状にあつて、我々は、加速度センサを用いた携帯可能なシステムにより、行動や、転倒の計測を試みてきた。これらの使用に際し、常に問題となるのは、装置を携帯する方法である。我々の従前の研究を含め、現在実用化されているシステム⁴⁾⁵⁾⁶⁾は、腕時計型のシステムや歩数計のようなペンダントタイプのものが主流であるが、いずれも利用者の積極的な意志の元に携帯することが必要で、携帯することを忘れてしまえば、連続的な計測は実現しない。また、拘束感を嫌って利用を忌避するケースもある。他方計測装置を体内に埋め込むインプラントタイプの研究も進んではいるが、体内に異物を埋め込むことは、疾患の治療、管理には必要であっても、健康な利用者に対しては受け入れられないことが多い。さ

らに、いずれの場合もできる限り小さいパッケージで構成することが望ましいが、小型化により、電源の制約が発生し、長時間の使用が困難になることがある。本研究では、ユビキタスコンピューティングシステムの一部として機能する生体計測システムの新しいアプローチとして体表面に貼付して利用するシステムを開発し、その有用性と、応用についての評価を行った。

2. 体表面貼付型生体モニタ

前述の通り、我々はこれまでに、携帯型の加速度計を提案してきた⁷⁾。このシステムは、携帯時の拘束感をできる限り低減するように小型化を行った。その結果常時携帯可能なサイズにはなったが、使用者が意識して使用するという問題は解決されておらず、小型化による電源の制約という問題が発生した。この問題をふまえ、Fig.1.に示すように体表面貼付型生体モニタリングシステムを提案した⁸⁾。このシステムは、人体の表面にセンサおよび計測システムを貼付して使用するものがある。

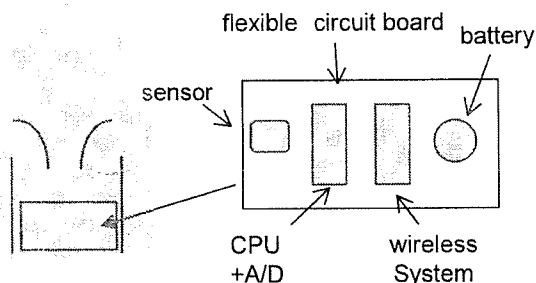


Fig. 1. Attachment of monitoring system to body surface.

本システムは、Fig.2に示すようにフレキシブル基板上に計測用回路を構成するもので、緩衝材とともに通気性のある防水フィルム²⁾により体表面に貼付する。これを背面に貼付すれば、使用感が抑さえられるため、長時間の使用も可能になると期待される。

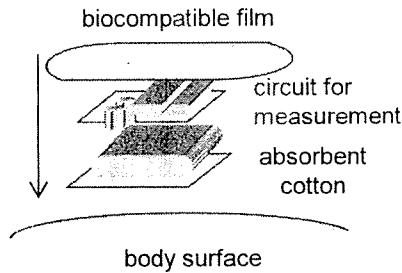


Fig. 2. Structure of monitoring system

体表面への貼付を前提とすることで、高さの制限が発生するが、他方実装面積の問題が回避できるため、電源や、回路部品の配置などの問題が緩和される。

3. Bluetoothを用いた通信システム

これまでに提案したシステムでは、無線通信システムに微弱電波を利用した無線通信システムを採用してきた。微弱電波を用いたシステムは、電波法上の免許あるいは承認の取得が不要であること、スペクトラム拡散によるデジタル通信を利用したパッケージが容易に入手可能であることなどの利点を有する。一方本システムでは、無線通信システムをこれまでの微弱電波を利用した無線システムからFig.3.に示すBluetooth¹⁰⁾¹¹⁾に変更した。Bluetoothを採用した理由は下記の通りである。

1. PCとの接続が簡単で、ネットワークとシームレスに接続可能
2. デジタル通信のため、信号強度の変化や周波数ドリフトなどに対して堅牢で、暗号化のフレームワークを実装済み
3. 微弱電波の無線通信システムに比べて到達距離が長い
4. 容易に入手可能で認証済みのパッケージが存在する。

さらに、今回採用したパッケージでは、組込型システムでの利用を前提とするため、シリアル通信のフレームワークを実装済みで、組込用CPUと直接接続可能であり、電圧レベルの変換など特別な外付け回路が不要となるため回路構成がシンプルとなって、消費電力の低減にも寄与する。また

同時に、回路の高さを抑制することが可能な点も、本システムに望ましい。

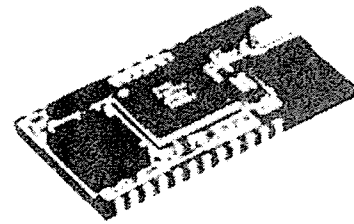


Fig. 3. Bluetooth core, AKC21, Rabbit Semiconductor, CA USA

Fig. 4. に本システムのブロック図を示す。本システムは、センサ部、制御用CPU、Bluetoothユニット、電源から構成される。制御用CPUにはAtmel社のAVRMega48を採用した。本CPUは6チャンネルのA/D変換器とシリアル通信ポートを内蔵しているため、ほとんど外付け部品を使用することなく、計測と通信が可能である。さらに、CPU、Bluetoothユニットとも、3Vでの駆動が可能のため、リチウムイオン電池の使用が可能である。

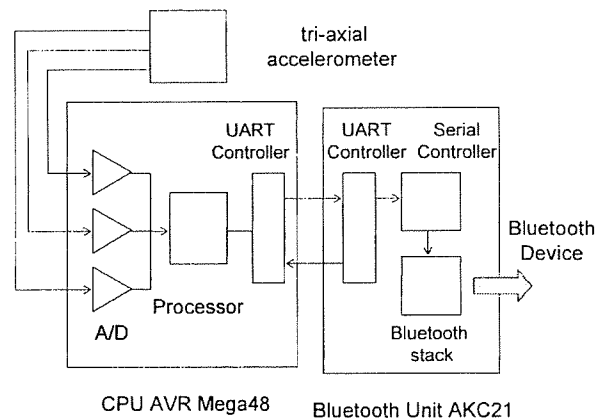


Fig. 4. System diagram

4. 評価実験と結果

本システムの有効性を確認するため、実験を行った。センサには加速度センサ（スター精密、ACA302）を用い、日常生活行動中の加速度を計測した。センサは背面に貼付するとともに、着衣上に固定したポーチ内部にも取り付けて同時に計測を行った。Fig.5. およびFig.6.に計測結果の一部を示す。Fig.5.は貼付型および着衣上のセンサにより獲得された信号であり、Fig.6.はそれぞれの信号のスペクトルである。貼付型センサにより獲得された信号には、着衣上のセンサによっては得られない信号が確認された(図中楕円部)。

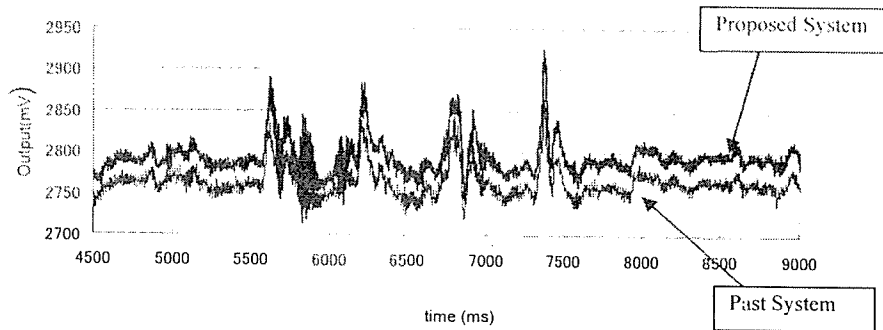


Fig. 5. Acquired signal of acceleration .

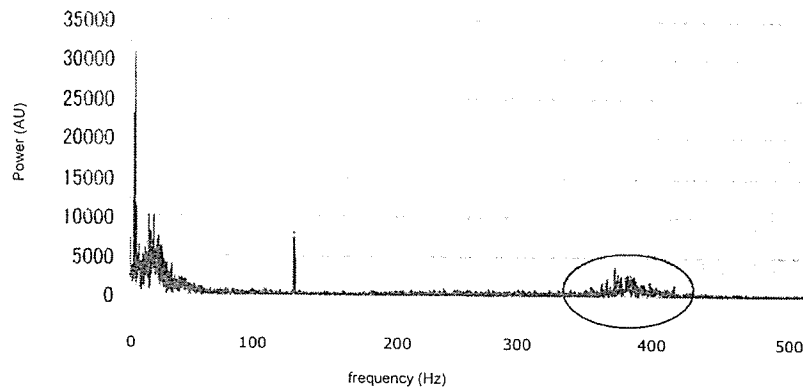


Fig. 6. Spectrum of acquired signal of acceleration .

5. 考察

実験結果から、本システムによって獲得された信号には、着衣上のセンサによって獲得された信号にはない成分(図中楕円部)が確認された。両手法の違いから原因を推測すると、着衣または、取り付けに利用したポーチが緩衝材すなわちダンパとして作用した結果、体幹部における微小な振動を吸収するため、本来計測されるべき信号が計測されなかったことによると考えられる。この成分は、例えば加速度の二重積分による速度および位置の推定には大きな影響を与えると推測されるが、静止状態でも運動状態と同様に観測されるため、利用者に発生した異常の検出にも応用可能と考えられる。実際に、計測データ中における3mの直線歩行中の速度変化や移動距離の推定結果をFig.7に示す。推定誤差は約10%と一般家屋内での位置推定では十分な結果が得られた。

本システムでは、これまでの微弱電波によるスペクトラム拡散方式に代わりBluetoothを利用した。両方式共、デジタル変復調による通信方式のため、空電ノイズや温度変化に伴う周波数ドリフトなどの異常には堅牢である。しかしながら、微弱電波方式が

電界強度による制限を受けるのに対し、出力に一定の制限はあるもののclass2 (出力 1 mW) で約10mの到達距離を実現している。特に2.4GHz帯では、人体による吸収が大きく、センサシステムの設置位置、例えば前面と背面で、到達距離に大きく差が出るが、本システムではその違いは確認されなかった。

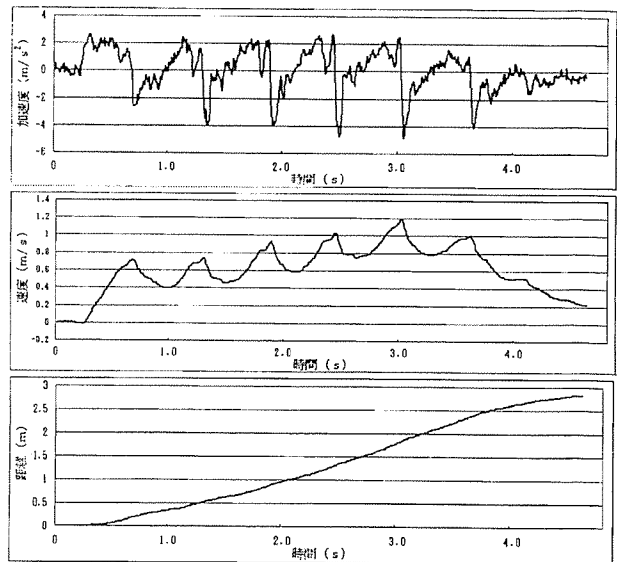


Fig. 7. Estimation of distance of movement from acceleration

本論文において述べた実験においては、加速度センサを用いた計測を行った。しかしながら、A/D変換器を含むCPUと無線通信ユニットは、汎用であり、センサを取り替えることで複数のモダリティに対応可能である。特に、人体表面に密着して使用可能であるため、体表面に誘導される電気信号、例えば心電図や筋電図などを連続計測することも可能である。また、温度センサで体表面の温度を計測することで、体温変化の相対的な傾向を検出することも可能である。計測モダリティ変更への対応は、同時に複数のモダリティの計測を実施することも可能であることを示しているため、複数モダリティの情報の相関から、診断の制度を向上する可能性も考えられる。

ユビキタスコンピューティングの基盤技術として、無線ICタグすなわちRF-IDがあげられる。RF-IDとして最も一般的に利用されている方式が外部電界による誘導方式を用いた受動型RF-IDである。受動型RF-IDでは電源は不要であるが、リアルタイムに信号を送出することは困難である。他方、電源内蔵のRF-IDすなわち能動型RF-IDは、その問題は無いが、専用の受信機を必要とし、ネットワークとの連携には別途ソフトウェア他のシステムが必要である。他方、本システムは、電源の問題は内在するが基本的には通信のための汎用規格であるBluetoothを採用しているため、通信速度は約1Mbpsと通信速度に関しては優位である。また、Bluetoothでは、一様のIDが割り当てられるため擬似的にRF-IDと同様の利用法も可能である。したがって、一台の受信機の近傍に複数の利用者が存在するときも、その信号が輻射し弁別が不能になることはない。

本システムを用いた連続計測において、ほとんどの被験者は最初違和感を訴えることもあるが、10分程度の継続使用でその感覚が消失すると答えている。これは、比較的感覚の鈍い背面に貼付することに由来すると考えられる。しかしながら、入浴時にも使用される可能性を考慮すると、計測システムのためには耐水性が必要である一方、通気性が確保されなければ利用者の皮膚表面に発赤や潰瘍などの異常が発生する可能性が高くなる。またそれ以前に、蒸れによる不快感を伴い、利用者のQOLが低下する。これまで、最長2時間の利用を実施したが、その間に不快感や異常を訴えた利用者はいなかったが、今後実用化のためには材質のさらなる検討が必要である。さらに、電源に関しては、現在3Vのボタン型リチウムイオン電池で最長2時間の利用が限度であった。実用化を考慮すると最低でも24時間の連続利用が必要不可欠であり、現状では達成できていない。仮に2-3個の並列使用で6時間程度の連続使用が見込めるが、それでもまだ不足で、実用化のためにはより大容量の充電電池や回路の省電力化を図る必要がある。

6. おわりに

Bluetoothを用いて体表面に貼付し生体情報を連続モニタリング可能なシステムを開発した。また評価実験の結果、着衣上などに設置した場合には獲得不可能なデータが獲得されることも示唆された。本システムを用いることで長期の生体データを獲得することが可能になるだけでなく、利用者の位置情報の検出や、利用者に発生した異常のリアルタイムに検出および通報が可能である。さらに、RF-IDとして作用することも可能であるためユビキタスコンピューティングシステムにおける個人インターフェースへの転用も可能であると考えられる。今後は実用化に向けた材質の改善や、省エネルギー化などの改良が課題である。

References

- [1] 南部雅幸, 中島一樹, 田村俊世, “高齢者のための高齢者自立・介護支援”, 計測と制御, 40/5, pp368-369, 計測自動制御学会, 2001
- [2] Ishijima M., “Cardiopulmonary Monitoring by Textile Electrodes without Subject Awareness of Being Monitored”, MBEC, 35, pp685-690, 1997, IFMBE
- [3] 松岡克典, “住宅内行動の長期蓄積に基づく異常検知手法の検討”, 電子情報通信学会技術研究報告, ME とバイオサイバネティクス, 102/726, pp65-68, 電磁情報通信学会
- [4] 三輪洋靖, 松井俊浩, “ウェアラブルセンサを用いた日常の生体情報の計測による睡眠充足度の推定”, 生体医工学, 第45回日本生体医工学会大会論文集, p539, 日本生体医工学会, 2006
- [5] N.J.Kim, J.H.Hong, T.S.Lee, “A study on Power Consumption and Transmission Rate in ECG Signal Processing in Mobile Environment”, Proceedings of u-Healthcare 2006, pp171-174, u-Healthcare2006, Seoul, Korea, 2006
- [6] Oleg Medvedev, Alexander Kovelev, Sergey Schookin, Maxim Jatskovsky, Garik Markarian, Igor Sergeev, “Smartphone-based Approach for Monitoring Vital Physiological Parameters in Humans”, Proceedings of u-Healthcare 2006, pp71-73, u-Healthcare2006, Seoul, Korea, 2006
- [7] 吉村 拓巳; 堀内 郁孝; 東 祐二; 中島一樹; 藤元 登四郎; 千原 國宏; 田村 俊世, “老人転倒モニタの開発とその評価”, 電気学会論文誌 C, 120/12, pp1846-1853, 2001
- [8] 南部雅幸, 田村俊世, “体表面貼付型生体モニタの開発”, 第19回生体生理工学シンポジウム論文集, pp315-316, 計測自動制御学会
- [9] やわらか防水フィル製品情報ホームページ, “<http://www.jnj.co.jp/consumer/bandaid/products/bandaid/film.html>”, ジョンソンエンドジョンソン株式会社
- [10] Official Bluetooth Wireless Information Site, “<http://www.bluetooth.com/bluetooth/>”, Bluetooth Special Interest Group
- [11] ネットワークデバイスホームページ, Bluetooth OEM組込用モジュール, “http://www.networkdevice.jp/bt_oem_module.php” 株式会社アーガイルホームテック