バイタルセンサの臨床データ取得とそのユビキタス健康監視への応用

Data Gathering of a Vital Sensor and Its Application to Ubiquitous Health Care Monitoring

原 晋介[†] Shinsuke Hara[†]

Summary

日常生活における我々の健康状態を常時監視し、通院するようになる前に生活習慣病を予防し、また、万が一それが発病した場合には適切に指導することにより改善し治療することが、我々のクオリティオブライフ（QoL：Quality of Life）の向上の観点から重要である。本稿では、そのようなシステムをユビキタス健康監視システムと呼び、それを実現するためのバイタルセンサ技術と無線伝送技術について解説する。

Key words

QoL / 生活習慣病 / バイタルセンサ / 無線ボディエリアネットワーク

1 まえがき

生活習慣病は“毎日の良くない生活習慣の積み重ねによって引き起こされる病気”を指し、日本では糖尿病、脳卒中、心臓病、脂質異常症、高血圧と肥満が生活習慣病に含まれている。今や日本人の死亡原因の3分の2が生活習慣病に関連しているといわれている[1]。一方、クオリティオブライフ（QoL：Quality of Life）という言葉は“人間が生まれてから死ぬまでに送る生活の質”を意味し、人間が生きている間の幸せ度を示す尺度として最近使われるようになっていく。

このような生活習慣病の予防あるいは改善そしてQoLの向上には、日常生活における我々の健康状態を監視し、医師による適切な助言あるいは診断を常時受けられるようにすることが必要不可欠である。図1に示すように、情報通信技術が著しく発展し、パーソナルコンピュータ（PC：Personal Computer）や携帯電話等の情報端末を使うと、我々はほとんど全ての欲しい情報を今日手に入れることができるようになった。しかし、自らが問い合わせて自身の健康状態に関する情報をオンデマンドで取得できる健康監視システムは実現してきているが[2]～[4]、日常生活における自身の健康状態を情報端末を使って誰もがいつでも取得できるような常時稼働している（プロアクティブな）健康監視システムはあまり多くは実現し

図1 通信端末を使った情報収集

ていない。

本稿では、そのようなプロアクティブなシステムをユビキタス健康監視システムと呼び[5]、それを構築するための鍵となる二つの技術、すなわち、センシング技術と無線伝送技術について現状と将来展望を解説する。

2 バイタルセンサと無線ボディエリアネットワーク

バイタルサインは“生きている証”を意味し、脈拍あるいは心拍数、呼吸、血圧と体温の四つを通常指すが、健康監視システムでは、血中の酸素濃度を示す酸素飽和度や運動時に生じる加速度の変化等もバイタルサインに

[†] 大阪市立大学大学院工学研究科、大阪市
Graduate School of Engineering, Osaka City University, Osaka-shi,
558-0022 Japan

図2 ユビキタス健康監視のための無線ボディエリアネットワーク

含めて取り扱うことが多い。これらバイタルサインを測定するものがバイタルセンサであり、我々のバイタルサインを無意識のうちにセンサするためのバイタルセンサには、低消費電力性、非侵襲性や非接触性が求められる。

一方、図2は、ユビキタス健康監視システムで重要な役割を担っている無線ボディエリアネットワーク（無線BAN：Body Area Network）を示している。無線BANは身体表面あるいは内部に装着されたバイタルセンサを無線でつないで構成されるネットワークである。無線BANはスター形のネットワークトポロジをとることが多く、バイタルセンサからのデータはコーディネータと呼ばれる装置に一度集められる。無線通信方式としては無線パーソナルエリアネットワーク（無線PAN：Personal Area Network）[6]等の無線通信方式が利用可能であり、IEEE 802.15.6 ワーキンググループは新しい無線BANの標準規格を現在策定中である[7]。

3 情報通信システムとしてのユビキタス健康監視システム

図3は、ユビキタス健康監視システムを通信システムとして捉えた図である。コーディネータで集められたバイタルデータはパケット化され、携帯電話ネットワークやインターネット等の通信路を通り、最終的には通信先の医師に届けられる。通信路ではパケットの受信確認のためにACK（確認応答）パケットが返送されるが、バイタルセンサはセンシングの機能しか通常持たないため、情報の流れはバイタルセンサから医師への一方向とな

図3 通信システムとしてのユビキタス健康監視システム

る。多くの人間がバイタルセンサを装着しユビキタス健康監視システムを利用するようになると、医師のところには莫大な量のバイタルデータが届けられることになるので、医師に代わってバイタルデータを分類（トリアージ，triage）し、重要なデータだけを医師にアラーム等を使って知らせるトリアージエンジンが必要になる。

ユビキタス健康監視システムの特性を決定するのは無線BANとトリアージエンジンの能力である。無線BANの能力はバイタルセンサのセンシング能力と無線伝送方式のデータ伝送能力で決定される。ユビキタス健康監視システムで使用するバイタルセンサは誰もが簡単に使えるような単純な構造である必要があり、かつその装着場所は必ずしも十分なバイタルデータが得られるところではないかもしれない。また、有線伝送に比較すると無線伝送の信頼性は一般的に低い。つまり、バイタルセンサで得られたデータは無線BANの無線伝送時にフェージングや体によるブロッキングにより、その幾つかが失われてしまうかもしれない。したがって、現状のバイタルセンシング技術と無線伝送技術を使ってユビキタス健康監視システムを構築した場合、どれくらいの精度のバイタルデータが得られ、また、無線によってどれくらいのデータロスが生じるかを明らかにすることは非常に重要である。

一方、トリアージエンジンの能力は使用するバイタルデータの種類と疾病の検出・分類精度で決定される。特に、疾病の検出・分類では、ユビキタス健康監視システムで検出できる疾病を確定した後に、その疾病の発生をバイタルデータの中から即座に誤りなく見つける、つまり検出見逃し確率を小さくすることと、バイタルデータから誤ってその疾病を検出しない、つまり誤検出確率を小さくすることの両方が求められる。本解説論文の冒頭でも述べたが、医療従事者等にオンデマンドで診断してもらう健康監視システムは実現してきたが、常時診断を可能とするプロアクティブな健康監視システムはあまり多くは実現していない。研究開発例としては、特定の疾

病の在宅患者に対する症状の分類や予見を常時遠隔で行うシステム [8] や術後の在宅患者の運動状態の分類を常時遠隔で行うシステム [9] 等がある。

4 バイタルセンサの臨床データ取得

心臓の収縮は右心房の右上部に存在する洞結節の電気的発火によって起こり、それによる律動的電位変化をグラフに表したものが心電図 (ECG: Electro CardioGram) である。心臓付近に電極を装着し電位変化を測定すること等により心電図は取得することができ、日常生活中心電図を連続的に記録するための医療機器としてホルタ心電計が広く使用されている。

一方、製品として現在手に入る簡易形ワイヤレスバイタルセンサは幾つかあり、それらは心電、3 軸加速度と体温をセンスでき、かつそれらの性能はほとんど同じである。また、これらバイタルセンサは多くの健康監視システムで使用されてきている [10] ~ [12]。

したがって、簡易形ワイヤレスバイタルセンサの心電計測能力を検証することは、ホルタ心電計の能力と比較することにより客観的に行える。その目的のため、2009 年度に我々は健常者を被験者として臨床実験を行った (図 4) [13] ~ [15]。被験者数は 67 名 (男性 30 名, 女性 37 名), 年齢は 21 ~ 49 歳であった。ある簡易形ワイヤレスバイタルセンサとホルタ心電計の両方を各被験者に装着し、日常生活における 24 時間の心電データを両方

図 4 バイタルデータの臨床データ取得

の装置で同時に取得した。バイタルセンサはセンスしたデータを 2.4 GHz-ISM (Industrial, Scientific and Medical) 帯の無線信号を使ってノート PC に伝送するので、被験者には、外出時は PC をかばんに入れて持ち歩いてもらい、また、家にいる場合は見通しの良い場所に PC を設置してもらった。一方、ホルタ心電計はセンスしたデータを腰に装着したレコーダに有線で伝送する。

図 5 は、ある被験者から取得された心電波形の比較を示している。ホルタ心電計は 5 電極を用いることにより二つのチャンネルで心電波形が測定可能なのに対し、バイタルセンサは 2 電極を用いるので一つのチャンネルでしか心電波形が測定できない。図中、周期的に発生しているスパイク状の波は R 波、また隣接する R 波間の間隔は R-R 間隔とそれぞれ呼ばれ、通常、心拍数とは 1 分間の R 波の平均個数を指す。R 波発生のタイミングと R-R 間隔は三つの心電波形での間でそれぞれ等しく、電極方向の類似性より、バイタルセンサの心電波形はホルタ心電計チャンネル 1 の波形とよく似ている。また、この図では、約 1.0s のところで期外収縮 (不整脈) がバイタルセンサとホルタ心電計の両方で検出できている。更に、図 6 は、データロス (後述) が比較的少なかった被験者 30 名の 24 時間心電波形に対する、バイタルセンサとホルタ心電計との間の正規化相互相関値を示している。全ての被験者に対しバイタルセンサとホルタ心電計チャンネル 1 との正規化相互相関値は 0.7 以上が得られている。

一方、図 7 は、67 名の被験者全員に対する無線伝送時のデータロス率の分布を示している。データロス率は残念ながら非常に大きく、平均値は 0.22 であった。特に、数人の被験者では 0.5 以上のパケット損率になっていた。バイタルセンサはコイン形電池 CR2032 (起電力

図6 30名の被験者の心電波形に対する正規化相互相関

図7 データロス率の分布

は3V)で駆動されており、48時間程度は連続使用できる。心電データを取得した時間が24時間であることを考慮に入ると、バイタルセンサの電池寿命がこのような大きなパケット損率を招いた原因ではないことが分かる。この原因は、PCのバッテリーの寿命が約8時間であったことである。被験者には、家に帰ったらすぐにPCに電力ケーブルをつなぐよう指示していたが、それを忘れた被験者や、電力ケーブルをつないだが何らかの理由でPCに電力が供給されなかった例が幾つかあった。

5 む す び

ユビキタス健康監視システムに関しては、二つの研究開発項目があると考えられる。一つは、現状のセンシング技術と無線伝送技術を使って“どのようなことができ、何が原因でできないのか”を明らかにすることと、もう一つは、その結果を将来のバイタルセンサと無線通信技術

の開発に結び付けることである。これらの目的のため、我々は、製品として現在手に入る簡易形ワイヤレスバイタルセンサのセンシング能力とデータ伝送能力を検証する臨床試験を行った。

簡易形ワイヤレスバイタルセンサのセンシング能力に関しては、取得できた心電波形と医療用ホルタ心電計の波形との間の正規化相互相関値は約0.7であった。この値は“強い相関”を表し、このバイタルセンサの波形は医療用ホルタ心電計の波形とは完全に一致はしないが非常によく似ていることを表す。このことにより、このバイタルセンサは心室頻拍や心室細動等の不整脈の検出には使える能力を持っていると思われる[16]。また、本臨床試験で用いたバイタルセンサは接触形であったが、ポケットに入れるだけで非接触で心電が計測できるような心電計も開発されている[17]。

一方、簡易形ワイヤレスバイタルセンサの無線データ伝送能力に関しては、そのデータロス率は非常に大きく平均で0.22であった。このバイタルセンサと同じように、無線BANは2.4GHz-ISM帯の通信方式を当面は使用すると思われるが、2.4GHz帯では回折がほとんど起こらないため、体によってセンサノード・コーディネータリンクが簡単に切断される。データロス率が大きいと心電図で発生する異常を見逃す確率がそれだけ大きくなるので、無線伝送特性を改善しデータロス率を下げる方法を検討する必要がある。例えば、複数のセンサノードと一つのコーディネータが体表面に装着された場合、各センサノード・コーディネータリンクに協調伝送を用いることによりその無線伝送特性は改善できる[18]。また、コーディネータの役割は携帯電話が将来担うことが考えられるので、コーディネータを携帯電話端末とした実験の必要性を感じる。

更に残された課題として省電力化がある。本臨床実験で使用したバイタルセンサは48時間程度しか連続使用ができない。この電池寿命は1日程度の臨床実験には十分であるかもしれないが、プロアクティブなユビキタス健康監視システムには全く不十分である。したがって、電池寿命を飛躍的に長くする技術が必要不可欠である。例えば、内部の信号処理を徹底的に省電力化することで、このバイタルセンサとほとんど同じセンシングの能力を持ち、かつ同じ電池を使い、約2か月の連続使用を可能とするバイタルセンサが開発されている[19]。また、微小な振動や温度差を利用してエネルギーを発生させるエ

エネルギーハーベスティングや無線電力伝送等の技術の進展には近年著しいものがある。これらの技術の応用にも期待したい。

謝 辞

本原稿を執筆するにあたり、貴重な御助言を頂いた、大阪市立大学大学院工学研究科辻岡哲夫講師と中島重義准教授、並びに大阪市立大学大学院医学研究科中村肇准教授と竹内一秀教授に感謝する次第である。本稿に記載した研究成果の一部は、総務省戦略的情報通信研究開発推進制度 (SCOPE) により実施したものである。

文 献

- [1] 日本成人病予防協会, “生活習慣病の予防,” <http://www.japa.org/seijinbyou/seijinbyou.html>.
- [2] http://www.mhio.panasonic.co.jp/kanri/04/04_01_04_d5.htm.
- [3] http://www.parama-tech.com/support/support_01.html.
- [4] <http://www.tanita.co.jp/company/press/MYH080529.pdf>.
- [5] 柄久保修, 山末耕太郎, “情報通信技術を活用したヘルスケアネットワークシステム,” 信学誌, vol. 90, no. 8, pp. 636-641, 2007.
- [6] IEEE 802.15 Working Group for WPAN, <http://www.ieee802.org/15/>.
- [7] LAN/MAN Standards Committee of the IEEE Computer Society, “IEEE P802.15.6™/D01 Draft Standard for Body Area Network,” 2010.
- [8] S. Patel, B. Chen, T. Buckley, R. Rednic, D. McClure, D. Tarsy, L. Shih, J. Dy, M. Welsh, and P. Bonato, “Home monitoring of patients with Parkinson’s disease via wearable technology and a web-based application,” Proc. IEEE EMBC, 2010, in CD-ROM, Buenos Aires, Argentina, Aug. 31-Sept. 4, 2010.
- [9] S. L. Lau, I. Konig, K. David, B. Parandian, C. Carius-Dussel, and M. Schultz, “Supporting patient monitoring using activity recognition with a smartphone,” Proc. IEEE ISWCS 2010, in CD-ROM, York, UK, Sept. 19-22, 2010.
- [10] 幸島明男, 車谷浩一, “モバイル生体センサを用いた遠隔ヘルスマonitoringのための Web アプリケーションの開発,” 第4回 IT ヘルスケア学会年次学術大会, pp. 59-62, 2010.
- [11] 今泉和也, 山下和彦, 岩上優美, “高齢者の健康支援のためのモニタリングシステムの有用性,” 第4回 IT ヘルスケア学会年次学術大会, pp. 63-64, 2010.
- [12] 黒田正博, “安心見守りボディ・エリア・ネットワーク,” NICT NEWS, No. 391, 2010年4月号, www.nict.go.jp/publication/NICT-News/.../01.html.
- [13] 菅野宏斗, 小崎隆明, 井上忠幸, 辻岡哲夫, 中島重義, 原晋介, 中村肇, 竹内一秀, “バイタルセンサの臨床データ取得とそのユビキタス健康監視への応用 (1) - (5),” 信学技報, MICT2009-22, 2010.
- [14] H. Sugano, S. Hara, T. Tsujioka, S. Nakajima, T. Inoue, H. Nakamura, and K. Takeuchi, “Evaluations of a wireless ECG sensor for realization of ubiquitous health care systems,” Proc. IEEE EMBC 2010, in CD-ROM, Buenos Aires, Argentina, Aug. 31-Sept. 4, 2010.
- [15] T. Inoue, T. Tsujioka, S. Nakajima, S. Hara, H. Nakamura, and K. Takeuchi, “Evaluation of a wireless vital sensor for ubiquitous health monitoring systems,” Proc. IEEE ROSE 2010, in CD-ROM, Tempe, USA, Oct. 15-16, 2010.
- [16] 菅野宏斗, 小崎隆明, 井上忠幸, 辻岡哲夫, 中島重義, 原晋介, 中村肇, 竹内一秀, “バイタルセンサの臨床データ取得とそのユビキタス健康監視への応用 (6) : ワイヤレス生体センサの使用環境下における致死性不整脈の検出,” 信学技報, MICT2010-17, 2011.
- [17] R. R. Fletcher and S. Kulkarni, “Clip-on wireless wearable microwave sensor for ambulatory cardiac Monitoring,” Proc. IEEE EMBC 2010, in CD-ROM, Buenos Aires, Argentina, 31 Aug. 31- Sept. 4, 2010.
- [18] 安在大祐, 上出翔太, 原晋介, 滝沢賢一, 浜口清, “無線BANにおけるマルチホップ伝送の性能評価実験,” 信学ソ大, pp. S59-S60, 2010.
- [19] 石谷哲典, 伊藤友二, 川島信, “BSN (Body Sensor Network) に適する心電センサ構成法の研究,” 信学ソ大, pp. S65-S66, 2010.

(平成22年11月5日受付, 平成23年1月5日再受付)

原 晋介 (正員)

1990 阪大大学院博士後期課程了。工博。現在、大阪市立大学大学院工学研究科教授。2009 から韓国慶熙大 International Scholar。2010 ~ 11 本会通ソ医療情報通信技術時限研専委員長。IT ヘルスケア学会会員。