在宅での健康モニタリングのための 完全自動計測法の開発とその評価

正員 田村 俊世 (東京医科歯科大学)

非会員 小川 充洋 (東京医科歯科大学)

非会員 依田 美紀子 (東京医科歯科大学)

正員 戸川 達男 (東京医科歯科大学)

Fully automated health monitoring system in the home

Toshiyo Tamura, Member, Mitsuhiro Ogawa, Non-member, Mikiko Yoda, Non-member,
Tatsuo Togawa, Member (Tokyo Medical and Dental University)

The aim of this study was to provide adequate home health monitoring in the home by using fully automated biosignal measurement to support daily health care and to improve quality of life. We attempted to develop a home health monitoring system that did not provide any restrictions during sleep, bathing or elimination. A set of room containing a bedroom, bathroom, and toilet room was constructed. The system consisted of monitoring devices and a computer terminal for collecting data. The data were automatically collected from the monitoring devices placed at the bed, bath, and toilet and were transferred to a data terminal in the bedroom and stored for further analysis. The data acquisition system is now being used for seven days and data are collected without any trouble.

キーワード : 健康管理, 温度計測, 体重, 心拍数, 自動計測

1. はじめに

長寿社会を迎え、高齢者のみならず、居住者の健康を維持し、疾病を持つ人に対しては訪問看護などによって適切に対処するためには、まず、居住者の一般の生体機能、生活活動、生活習慣などを客観的に把握する必要がある。

しかし、従来は病院などの医療施設においてのみしか生体機能の客観的な検査が行われなかったため、生活習慣に対応した生理機能状態の変化などを把握する方法がなく、たとえ異常に気付いたとしても、それを客観的に証明する手段をもたなかった。すなわち、従来の臨床検査機器は、病院などの医療施設において、医師あるいは専門の医療技術者によって扱われることを前提として作られたものであり、それをそのまま家庭に導入することは困難であった。また、従来の機器を簡便にして取り扱い易くしたとしても、検査のために機器を扱うこと自体が日常生活になじみにくく、本人および家族の協力がなければ、信頼できる情報の収集は期待できない。

そこで、従来の臨床検査項目にとらわれず、検査される側が無意識・無拘束で生理情報を得ることができる装置の開発が望まれる。容易に測定できる情報として、検査のた

めの操作を必要としないもの、例えば、日常必ず行う活動から生体情報が抽出できれば良い。すなわち、睡眠、食事、入浴、排尿、排便などの生理機能状態を測定することが考えられる。

そのために、われわれは、あまり高度な技術を用いず、容易に実現できる生体計測法の可能性を検討し、さらに、測定したデータを長期間確実に収集するための測定の自動化、すなわち、自動的に生理情報を収集、保存する技術を開発し、得られたデータを活用する方法を検討した。特に心身に異常のある者に対象を限定せず、健康者にも受け入れられるシステムをめざし、たまたま、異常に気付いたとき、過去に遡って生体情報を読み出せることを期待している。それにより、疾病の発症前の生理情報を分析することが可能となり、疾病の予防や早期発見の基礎となる有用なデータが蓄積される。また、得られた生理情報より個々人の正常値を把握でき、その値から外れないよう、生活習慣を改善するなどして、健康生活を維持できることも期待される。

2. 計測システム

在宅健康管理システムの概要は、まず、居住者を煩わせず、かつ意識しない状態、すなわち、日常的にある動作を

開始すると、自動的に生体情報の測定が開始され、データが収集される。この段階で、もし異常が発見されれば、測定対象者に知らせる。一方、収集されたデータは、家庭内に保存されるとともに、公衆回線、LAN などを用いて病院や健康管理センターに送信される。そこでは、定期的にデータ解析を行い、測定対象者にその診断結果を提供する。

このようなシステムを可能にする日常生活下の生理量測定項目として、われわれは、睡眠中のベッド内温度測定、入浴中の心拍数測定ならびにトイレでの体重測定を試みた。在宅での生理情報の収集の有益性を示すため、これらの機器を備えた部屋を構築し運用を試みた。図1に構築した部屋（以下モデルルーム）の概要と設置した機器の配置を示す。各測定機器について簡単に述べる。

〈2.1〉就寝中のモニター ベッドに温度センサを装着することによりベッド内温度、その温度変化分布より体動を知ることができる⁽¹⁾。ベッドの体軸に垂直に温度センサを複数個配列し、ベッド内温度を連続的に測定、記録する。各時刻のベッド内温度分布を補間により算出し、温度分布の経時変化から体動の有無、時刻を推定している。体動の評価は、2時刻間の温度変動の2乗和をもとめた。体動が発生する時の温度変化量 T_{CH} は、

$$T_{CH} = \sum_{i=1}^{15} |T_i(t) - T_i(t - \delta t)| \dots\dots\dots (1)$$

ここで、 $T_i(t)$ はある時刻の i 番目のセンサの温度、 $T_i(t - \delta t)$ はサンプリング時間 δt 前の i 番目のセンサの温度を示す。 T_{CH} の強度を10段階に分割したヒストグラムを作成し、 T_{CH} の変動から誤差的要素をヒストグラムの最頻値より1段階上の頻度を用いて除き、体動とした。体動検出時の温度変動 T_{BM} は、

$$T_{BM} = T_{CH} - T_{CHB} \dots\dots\dots (2)$$

ここで、 T_{CHB} はバックグラウンドノイズとしての温度変動量を示す。さらに、入眠時刻、起床時刻は、それぞれ急

激な温度上昇、下降が見られた時刻とした。入眠と入床は、温度上昇時の経時変動の揺らぎの有無で判定した。

〈2.2〉浴 槽 浴槽では、浴槽の壁に電極を装着することにより心電図、心拍数を測定した⁽²⁾。水道水は電気伝導性であるので、湯を介しての心電図の測定、心拍の監視ができる⁽²⁾。心電図測定は、電極の工夫と利得をあげるにより比較的簡単に測定できる。電極の材質はステンレスで表面を吸水性スポンジで覆って、水位変化による波形の基線動揺を防いだ。これを浴槽壁に装着した。信号特性は、湯を介しているため低周波領域の減衰が生じる。信号特性は、浴槽の形状、湯の電気伝導度の違いにより異なる。浴槽内心電図を用いての心電図波形そのものの解析には、注意を有するが、心拍数の測定には、なんら問題がなかった。

〈2.3〉ト イ レ トイレでは、尿や排泄成分より血液を含む多岐にわたる化学成分の測定が期待される。しかし、在宅で手軽に長期間にわたりこれらの成分を測定できるセンサの開発はなされていない⁽³⁾。山越⁽⁴⁾は、超精密ロードセルで便座を支えることにより体重、排泄量を測定する装置を開発し、長期間測定を試みている。検出誤差は5g以下で直線性も良く、正確に排泄量を測定できる。われわれは、この装置をトイレに設置した。

〈2.4〉自動測定とデータ保存 これら3種類の測定装置からデータを自動的に収集、保存するために、機器の作動、測定開始を自動的に行った。測定装置はPC/ATアーキテクチャのコンピュータ（CPU: Pentium PRO 200MHz）に接続され、制御された。コンピュータのOSにはLinux 2.0を採用した。これらは、一般に入手が容易なものとして採用された。原則としてコンピュータの主電源は常時作動させておき、測定対象者が装置を使用した場合、データを収集を開始する。現状では、ベッド温度は、タイマーを使用、入浴は、光遮断スイッチ、トイレは、体重計の出力信号がある閾値を超えた場合測定を開始することとした。ベッド温度測定装置は独自にデータロガーを内蔵しているため、測定終了後、日中の一定時間にRS232Cを介してコンピュータに転送した。浴槽内心電図と体重計の出力はそれぞれ異なるサンプリング周波数をもつ分解能12ビットのA/D変換器（ADM-652AT、マイクロサイエンス株式会社）を介して行った。浴槽内心電図は500Hz、体重計は250Hzとした。データ保存は、拡張性を考慮して図2に示すような構造とした。データフォーマットはコメント部、パラメータ部とデータ部から構成される。コメント部はデータフォーマットの型式およびデータを解析したときにメモとして記述する領域、パラメータ部は日時、サンプリング周波数、使用機器、などを記入する。データを保存する段階では測定対象者名は、記述されない。データはASCII文字列から構成されるコンピュータ用ファイルとして保存した。保存されたデータは、LANや電話回線によりホストコンピュータに転送される。ここで、長期にわたるデータを保存することで、個人個人のデータベースを構築する。ホストコン

図1 在宅健康管理のためのモデルルーム
Fig. 1. Floor plan of the rooms with devices installed to monitor for home health care

A) データフォーマット

B) データファイルの一例

図2 データ形式とファイルの一例

Fig. 2. Data format and an example of data file

ピュータで保存する段階で測定対象者名が記入される。これは、測定対象者が複数の場合、ホストコンピュータ側でなんらかの形で個人識別を行い、自動的に対象者を識別することによる。今回の測定では、独居者を対象としたので個人識別についての詳細は述べない。

〈2.5〉実験方法 健康成人男性1名(28歳)を対象として1週間にわたりモデルルームに居住してもらいデータを収集した。食事時間を除きなるべくモデルルーム内で居住してもらい、測定時間中は、データ収集が行われているかを確認する以外の操作は行わなかった。

3. 実験結果

図3に1週間連続して測定した結果を示す。上から入浴時の心電図測定時間、トイレでの体重測定時間、睡眠時のベッド内最高温度の推移を示す。測定は、168時間にわたり、データの欠損なく行われた。システムの動作時間を表1に示す。使用したハードディスクの容量は11.9 Mbyteであった。入浴、排泄などの行為があったが測定が行われなかった場合や行為がなく信号が検出された例はなかった。また個々の測定においてもデータの欠落はなかった。精度は、計測機器の精度とA/D変換器の分解能によっているが、伝送されたデータの誤差は、ベッド温度は $\pm 0.2^{\circ}\text{C}$ 、心

拍数は ± 2 拍/分、体重は、最大25gであった。使用環境は、冷房使用で気温25度前後、湿度60%程度に保ったため、機器への結露や熱暴走などはみられなかった。図4にトイレの体重測定信号と入浴時の心電図測定信号、ベッド温度の一例を示す。1週間にわたる測定の結果、就寝時間の平均と標準偏差は 8.71 ± 0.03 時間(範囲8.12~10.23時間)以下、体動は 30 ± 4 回(26~36回)入浴時間は 10.2 ± 0.1 分(7.48~13.06分)、入浴時の心拍数は $104.7 \pm 8.53\text{bpm}$ (91~116bpm)であった。体重の推移は図5に示す。体重は着衣の違いが誤差となるが、起床後すぐの値は、着衣も変わらないので信頼がおけると考えられる。1週間の滞在でこの被験者は、体重の上昇が見られた。

表1 測定動作時間

Table 1. Statistics of functioning

	総動作時間	平均動作時間	動作回数
浴槽心電図	4294 s	614 $\pm$ 139 s	7
トイレ体重計	3833 s	93.5 $\pm$ 73.1 s	41
ベッド温度計	3667 min	524 $\pm$ 44.0 min	7

4. 検 討

複数の生体情報を無意識のうちに測定できるシステムを開発運用した。在宅健康管理に必要なシステムの仕様としては、長時間連続して欠損なくデータが取れることが最重要視される。精度は、個々の機器の精度に依存すると考えられる。その際、A/D変換の分解能を注意する必要がある。時間は24時間稼動、6ヶ月以上連続稼動可能とすることが望ましい。実際の動作時間は短い、コンピュータ部分の電源は24時間連続稼動が良い。ハードディスクの容量として今回の測定では11.9 Mbyte使用した。内訳は浴槽内心電図、トイレ体重計、ベッド温度計、それぞれ5.35.4.77.1.81Mbyteであった。サンプル周波数によるところが大きい、データの性質、データ圧縮、ハードディスクの価格を考慮して決定すべきである。使用環境は、トイレや浴槽の水廻りでの使用の場合、電気的安全性を考慮して絶縁などの注意が必要である。長期間の使用に際してはシステムメンテナンス、安全性を考慮する必要がある。システムメンテナンス、安全性の考慮としては、ベッド温度センサの点検、浴槽内心電図電極の清掃、漏れ電流の点検、トイレ体重計の重量校正を3ヶ月単位で点検することを行っている。安全性に関しては、JIS規格(JIS1002「医用電気機器の安全性試験方法通則」)に準じた外観点検、作動、機能点検を試みている。在宅での健康モニタリングとして今回、ベッド温度計、浴槽内心電計、トイレ体重計の3つのパラメータを選択した。その理由は、1) ベッド、トイレでは、既存の技術で比較的容易に対応でき、従来から健康の簡単な指標として用いられている睡眠状態、体重を考えた。睡眠状態は、体動の有無で観察できる。体重の増減は、健康の1つの指標になりうる。2) 浴槽では、数々の測定を試みた⁽¹⁾が、リラクゼーション効果はあるものの生理的には熱負荷

図3 1週間にわたる生体信号測定結果

Fig. 3. One-week results obtained with the measurement devices installed

図4 入浴、トイレ、ベッドの原信号の表示

Fig. 4. Time courses of ECG obtained during bathing, body weight changes obtained from scale in the toilet and temperature in bed

となるので、最も簡便な心拍数測定を試みた。

無意識のうちに測定できる機器は、いくつかあるが、睡眠分野での研究が多い。高齢者の不眠、睡眠時無呼吸、寝たきり高齢者の睡眠と体動に関する研究が行われている。不眠や睡眠時無呼吸の測定は、正確には、終夜睡眠ポリグ

ラフを用いるが、睡眠、覚醒のメカニズム、自律神経の研究に有効な手段であるが、あくまで、臨床用であり、在宅でモニターとして用いることは、操作が複雑であり、測定される側ばかりでなく操作者にも大きな負担がかかる。

簡便な装置として時計型の加速度センサを用いて手首の

図5 体重の推移

Fig. 5. Changes in body weight at one week obtained from scale in the toilet. Upper and lower regression lines indicate relationship between total body weight and time and one between body weight immediately after waken up and time, respectively

活動量を測定する方法があり、簡単な睡眠の指標として用いられている⁽⁶⁾。在宅では、また、寝たきり老人の体動の検出が褥瘡予防に重要である。体動がない場合には、一般には2時間ごとに体位変換をすることが推奨されている。体動を検出する方法は、ロードセル、圧力センサ、ベッド内温度、圧電素子、光ファイバセンサがある。ロードセルや圧力センサは、古くから試みられており、ベッドの支持脚にロードセルを用いている。

近年、集積回路技術の向上とともに、薄膜型の圧力センサが開発され、長時間の睡眠状態の把握が試みられている。このシステムでは、ベッドで過ごす時間、睡眠時間、入眠時間、起床時間、睡眠潜在時間がわかる⁽⁷⁾。さらに、画像からその差分により体動を測定する試みもある、ベッドに就寝中の対象者の上半身を撮影し、布団の動きを捉え、連続画像の差分をとりある一定の閾値を越えた場合体動とみなしている。同時に布団の動きの差画像より呼吸回数を測定できることが報告されている⁽⁸⁾。

導電性繊維を混紡したシートを頭部、胸部、腹部にあたる部分に敷いて、シート間の電位差、容量変化を測定することにより、心電図、心拍数、呼吸数を測定する試みがある⁽⁹⁾。また、小型の圧力センサをベッド表面に複数個装着することにより心電図、心拍数、呼吸数を測定できる。

入浴は、日本人特有の習慣といってもよく、適度の入浴は、末梢循環を改善して疲れを癒す。温泉の効果も高いことが知られているが、拘束しない測定法の開発は少ない。心電図の他に、入浴中の生理量の測定には光電脈波と光ファイバを組み合わせたセンサを浴槽壁に装着して、接触することにより心拍数、脈波伝播速度、呼吸数を測定する試みが行われている⁽¹⁰⁾。

トイレについては、前述したように化学量を測定するために多くの研究がなされているが、実用化されてはいない。試作機として、便器脇に血圧計、心電計を組み込んで機器

に接触することにより測定する装置が開発されている。

個々には、生理量が無拘束、無意識のうちに測定する機器の開発は、盛んではあるが、これらをシステムとして統合し、運用した例は、これまでに報告されていない。システムとして在宅でこれまでに運用されている例は、在宅者に対する警報が主である。また、行動モニターとして各部屋に焦電型センサやマグネットセンサを設置して人の動きを随時監視した例がみられるのみである⁽¹¹⁾。

これらの背景から、今回開発したシステムの運用は、健康管理モニターとして新しい方法論を提唱したといえる。これから導入すべきパラメータは、上述したベッドでの心電図、呼吸測定や浴槽での呼吸数、脈波伝播速度などがあげられるが、循環動態の指標として血圧がある。動脈を圧迫しなければならないので無意識のうちに測定する手法として技術的困難さがあげられるが、導入すべき機器あるいは希望する機器の一番手にあげられる。

さらに、今回開発したシステムで測定する生理情報は、これまで臨床的に述べられている諸生理量とは異なっている。そのため、臨床的に意義があるかとの疑問が生じるので、まず、データを蓄積することにより、その有益性を明らかにする必要がある。

これまでの研究成果から1つの可能性として、長期間の測定により、活動の時間経過を知ることができ、測定対象者の生活習慣を知ることができる。個々の生理量の推移がどのような情報をもたらすかは、今後のデータの蓄積を待たなければならない。そして、収集したデータ解析には、健診に携わる医師をはじめ医療従事者の協力が不可欠となるので、在宅での自動測定に意義について十分議論していく必要がある。さらに、家庭ではその構成員が複数である場合が多い。この場合には、自動的にデータを保存するために個人識別をする必要がある。個人識別には、顔の輪郭、指紋照合などいくつかの方法が試みられているが、個人識別のために新たに機器を導入することは、複雑であるので避けなければならない。われわれは生体信号の特徴から識別できる方法を検討している。一例として個人の心電図信号の特徴から個人識別を行っている⁽¹²⁾。

5. おわりに

在宅での健康モニタリングの1手法として、家具調度で測定機器を設置して、測定対象者がなんら煩わしい操作をしないで長期間連続してデータを取得するシステムを開発し運用した。7日間にわたる測定では、なんら問題無く、連続してデータを収集できた。

本研究の一部は、厚生省長寿科学総合研究「在宅高齢者の健康自動計測システム」、テルモ財団「健康モニタリングのための自動生体計測」ならびに笹川医学医療研究財団「在宅高齢者の健康モニタリング機器の開発」によった。

(平成9年11月25日受付、同10年4月21日再受付)

文 献

- (1) Tamura, T., Zhou, J., Mizukami, H., and Togawa, T.: "A system for monitoring temperature distribution in bed and its application to the assessment of body movement", *Physiol Meas.*, Vol.14, pp.33-41(1993)
- (2) Tamura, T., Yoshimura, T., Nakajima, K., Miike, H. and Togawa, T.: "Unconstrained heart-rate monitoring during bathing", *Biomed. Instrum. Technol.*, Vol.31, pp.391-96(1997)
- (3) 田村俊世: "在宅における生化学量モニターの可能性", *日本機械学会誌*, Vol.101, No.1, pp22-25(1998)
- (4) 山越憲一: "トイレに設置するモニタリングシステム", *BME*, Vol.10, No.5, pp.30-38(1996)
- (5) 吉村拓巳, 田村俊世, 中島一樹, 三池秀俊: "入浴モニタ開発のための測定パラメータ決定の研究", *医用電子と生体工学*, Vol.33, pp.1-6(1995)
- (6) Sadeh, A., Hauri, P.J., Kripke, D.F., and Lavie P.: "The role of actigraphy in the evaluation of the sleep disorders", *Sleep*, Vol.18, pp.288-302(1995)
- (7) Acebo, C., Watson, R.K., Bakos, L. and Thoman, E.B.: "Sleep and apnea in the elderly: reliability and validity of 24-hour recordings in the home", *Sleep*, Vol.14, pp.56-64(1991)
- (8) 石原謙, 山下肇, 山田憲嗣, 津田貴生, 柳田晃司, 長倉俊明, 大江洋介, 岡田武夫, 川越雅弘, 志水英二, 大塚博紀, 阪中雅広: "ビジュアルセンシングシステムによる完全無拘束下での呼吸数の自動計測—時系列生体情報としてのビデオレート動画からの生理機能計測—", 第16回バイオメカニズム学術講演会論文集, pp.279-282(1995)
- (9) Ishijima, M.: "Monitoring electrocardiogram in bed without utilizing body surface electrodes", *IEEE trans.Biomed. Eng.*, Vol.40, pp.593-594(1993)
- (10) 田村俊世, 吉村拓巳, 陳文西, 戸川達男: "入浴中の脈波伝搬時間と血圧", *医用器材研究所報告* vol.29, pp.104-109(1995)
- (11) B.G. Celler, W. Earnshaw, E.D. Ilisar, L. Betbeder-Matibet, M.F. Harris, R. Clark, T. Hesketh and N.H. Lovell: "Remote monitoring of health status of the elderly at home", A multidisciplinary project on aging at the University of N.S.W., *Int. J. Bio-Med. Com.*, Vol.40, pp.147-155(1995)
- (12) 小川充洋, 木村裕一, 田村俊世, 戸川達男: "浴槽内心電図を用いた個人識別", *医用電子と生体工学*, Vol.35, pp.82-89(1997)

田村俊世 (正員) 1949年2月28日生。71年慶應義塾大学工学部計測工学科卒, 73年同大学大学院修士課程修了, 80年東京医科歯科大学大学院博士課程修了(医学博士)。同年同大助手, 91年山口大学工学部電気電子工学科助教授, 93年東京医科歯科大学助教授。その間, 85年スウェーデンリンシェーピング大学訪問研究員。生体計測とくに無侵襲, 無拘束計測の研究に従事。計測自動制御学会, 日本ME学会, ライフサポート学会, IEEE各会員。

小川充洋 (非会員) 1968年12月20日生。1992年早稲田大学理工学部機械工学科卒業。94年同大学院理工学研究科修士課程修了。同年東京医科歯科大学大学院医学研究科入学, 現在に至る。在宅健康管理, 生体信号処理に関する研究に従事。日本ME学会, ライフサポート学会, IEEEの会員。

依田美紀子 (非会員) 1973年2月11日生。96年東京医科歯科大学医学部保健衛生学科卒, 98年同大学大学院医学系研究科保健衛生学専攻博士前期課程修了。同年日本ビューレットバックカード株式会社入社, 現在に至る。在宅健康管理に関する研究に従事。日本ME学会会員。

戸川達男 (正員) 1937年10月17日生。60年早稲田大学理工学部応用物理学学科卒業。65年東京大学大学院数物系研究科応用物理学専攻博士課程修了(工学博士)。65~67年東京大学医学部医用電子研究施設助手。68年東京医科歯科大学医用器材研究所助教授。72年同教授。医用工学, 特に生体計測に関する研究に従事。IEEE/EBM(SM), 日本ME学会, 日本医科器械学会, 日本人工臓器学会, 日本心臓ペースング学会, 日本臨床モニター学会などの会員。