

図3 ホームページによる行動状況データ表示画面

況データを今回開発した FTP 転送プログラムにより、Web サーバに転送する。

- (i) Web サーバに転送されたデータをディレクトリ別に管理する。
- (ii) クライアント PC から Web サーバに転送された行動状況データをインターネット・ブラウザにより表示させ、今回開発した行動軌跡図プログラムを用いてデータを取得する。
- (iii) 行動軌跡図プログラムにより、高齢者の行動をチェックする。

C. 実験結果

中央監視装置に集信されたデータを今回 Visual Basic で開発したプログラムから FTP コマンドを実行し、サーバ PC にデータを自動転送すると、クライアント PC ではホームページ上にディレクトリ階層風に、そのデータが表示される（図3参照）。クライアント PC で、そのホームページに表示されているファイル名をクリックすると、データのダウンロード、行動軌跡図プログラム

（Kview.exe）の自動起動、データの読み込みなどのすべての処理が自動で行われる。

行動軌跡図プログラムは各部屋に設置されているセンサが人の存在を検知すると、独居高齢者宅の間取図（図4参照）の対応部分の色が変化するようにっており、過去の応答状況をビデオを再生しているかのように表示することができる。これによって、クライアント PC では、その間取図を連続的に観察することができ、高齢者の宅内行動を動的に把握することができる。ただし、いくつかの問題が発生することがあったので、以下のような対策を行った。

- (iv) ブラウザが Microsoft Internet Explorer の場合自動的に行動軌跡図プログラムが起動するが、Netscape Communicator の場合は、自動的に起動しない。この問題を解決するために、サーバ PC に MIME を付加し、行動状況データの拡張子 (ktx) に、"application/x.ktx" を割り当て Netscape Communicator ヘルパーにて、

MIME タイプ=application

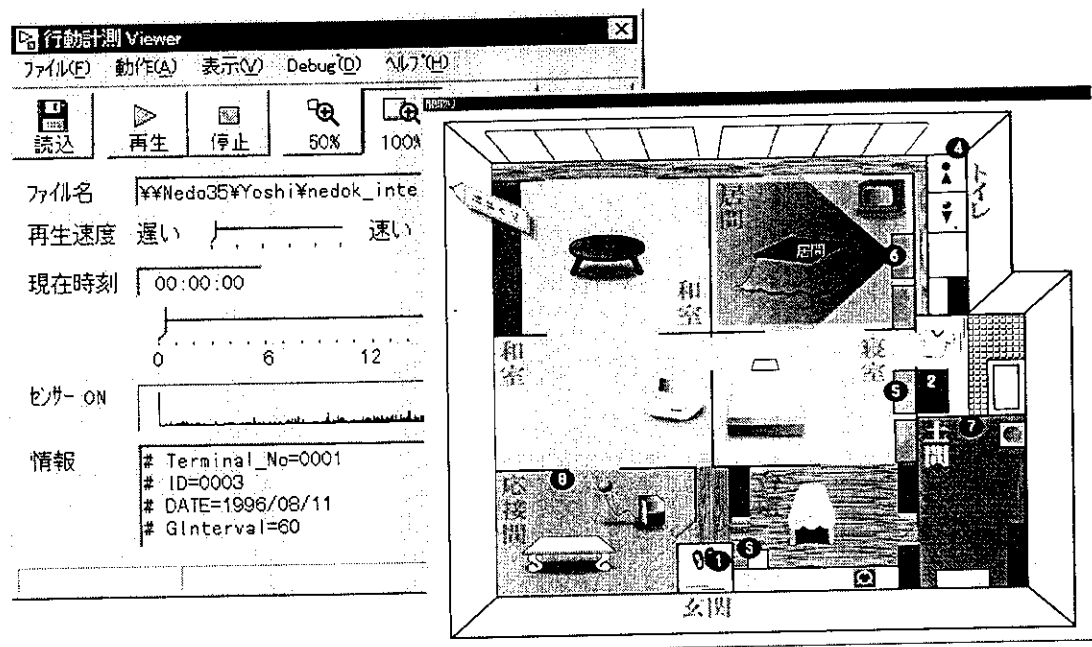


図4 行動軌跡図プログラムによるモニタリング画面

サブタイトル=x-ctx

拡張子=ctx

アプリケーションを起動=Kview.exe

と設定する。そうすると、Netscape Communicator でもホームページ上に表示された行動状況ファイルをクリックするだけで行動軌跡図プログラムが自動的に起動する。

- (i) 独居高齢者のデータをインターネットのサーバで管理すると、だれでもデータのダウンロードができてしまうという問題がある。この問題を解決するために、サーバPCのディレクトリに、指定したユーザーだけがアクセスできるようなセキュリティを付けた。これにより、行動状況データの表示されるホームページにアクセスすると、ユーザー名とパスワードを入力するダイアログが表示され、指定されたユーザーしか次に進めないようになる。

D. 結論

今回の実験により、LAN を利用したシステムをインターネットに置き換えれば、インターネット経由で任意の場所から独居高齢者のモニタリングが可能になる。

また今回、別居親族が独居高齢者の宅内行動状況を見る方法として各センサの応答状況を間取図上に動画的に表示する方式を採用した。これは情報提示方法として非常に単純だが被験者の日頃の生活習慣を熟知する人にとっては多大の情報を提供することができるからである。

しかし、インターネットを利用と次のような問題が発生する。ご承知のようにインターネットは経済的ではあるが、即時性・信頼性・守秘性などにやや不安がある。行動状況のデータ自体は暗号状の数字の羅列で悪用される危険性は少ないと思

うが、積極的な暗号化も検討する必要がある。

在宅の行動モニタリングはそれ自身興味深いものであるが、現在その重要性に注目しているのは我が国とオーストラリアだけである。日常生活において、高齢者がどこでどのような行動をとり、その結果生理機能がどのように変化したのかを推測することは、日頃気づかない異常状態の兆候をつかむ一つの方法である。高度な監視システムを導入して、毎日高齢者の顔色をチェックすることも可能だが、プライバシーを侵害してしまう。機械はあくまでも、いつもと同じ状態かどうか判断するための補助的な役割にとどめ、疑わしい場合はホームヘルパーなどが、こまめに確認することが大切であると考え。話をすることで孤独感や

不安感の解消にもつながる。工学技術による日常生活支援と人とのコミュニケーション支援を組み合わせることが、在宅で暮らす高齢者に対してより質の高い支援を行い QOL を向上させるのではないだろうか。

E.参考文献

- 1) 太田 茂, 田中昌昭, 藤原佳代: 独居老人の行動パターン解析, 川崎医療福祉学会誌, Vol.5 No.2 : 191-195, 1995
- 2) 太田 茂, : 元気な高齢者の独り暮らし応援システム, Clinical Engineering, Vol.8 No.8 : 647-651, 1997

健康自動計測を導入した住宅設計

分担研究者 川原田 淳 富山大学工学部助教授

研究要旨： ウェルフェアテクノハウス高岡において、トイレを利用した体重・排泄量計測装置、浴槽やベッドを利用した心電図測定装置をパーソナルコンピュータにより健康自動計測システムとして統合化し、測定の開始・終了からデータの記録・蓄積までのシーケンスを完全自動化した。また、高齢者による連続データの測定・記録を行い、これまでに収集した若年者群との差異等について比較を行い、センサや測定方法、システムの自動化方式における変更や改良に対する必要性の有無について検討した。

A. 研究目的

従来在宅における健康管理のためには、体温計、血圧計、ヘルスメータ等の健康機器を利用して日常生活における生体情報の測定を行うことが一般的であったが、自発的かつ定期的に健康機器を使用して毎日の健康状態を把握し続けることは必ずしも容易ではない。したがって本人が意識せずに各種生体情報を自動的に計測し、記録・蓄積する方法や装置を開発することは、毎日の健康状態を定量的に把握・管理を行う上で非常に有効な手段になり得ると考えられる。

この点を鑑みて本研究では、在宅において無意識かつ自動的に生体情報の測定を行える場所としてトイレ、浴槽、ベッド等のスペースやそこに設置された調度品に着目した。トイレは一日のうち必ず何回かは使用する場所であり、浴槽、ベッドも日常生活上でほぼ定期的に利用され、生体情報を収集するには適した空間あるいは調度品である。また、これらを使用する時は、精神的にも落ち着いている場合が多く、十分リラックスした状態において各種生体情報の測定を行うことができ、肉体的・精神的緊張により大きく影響を受け易い生体信号を測定するには最適の環境である。ここでは、トイレにおいて体重・排泄量を、浴槽・ベッドにおいて心電図を測定す

る計測システムを開発し、これらは無意識健康自動計測システムとして統合化し、ウェルフェアテクノハウス高岡に設置した。更に、本ウェルフェアテクノハウスにおいて、高齢者を含む健康成人に対して、上記の各種生体信号の測定を行い、無意識計測の可能性について検討するとともに健康自動計測システムの性能評価等を行った。

B. 研究方法

ウェルフェアテクノハウス高岡には健康自動計測システムとして、①トイレを利用した体重・排泄量測定システム、②浴槽内心電図測定システム、③ベッドを利用した心電図測定システムが設置されている。

1. トイレの体重・排泄量測定システム

①高精度体重測定装置

トイレを利用した体重・排泄量測定システムの中心部分である高精度体重測定装置の設計仕様としては、生理的範囲を考慮し、体重測定範囲は0 - 200 kgまで、排泄量の測定範囲は0 - 1000 gまでとし、その荷重分解能を5 gとした。本研究では、荷重分解能と自動化の容易さを考慮して、皿秤で用いられるロバーバル機構を内蔵した歪みゲージ式荷重センサを試作し、これを4個用いた4点支持機構を有する高精度体重測定装置を設計・開発した。この装置をトイレ床面に便器を取り囲

む位置で「コ」の字型に設置した。また、便座を便器から切り離して便座支持台により体重測定装置と一体化し、被験者が立位であろうと便座に腰掛けていようと、全体重が検出可能となるように工夫した。

②コンピュータへの取り込み

トイレ体重計からの出力信号はA/D変換されパーソナルコンピュータ(PC)に取り込まれる。信号の取り込みのためにデータ集録ボード(PCI-MIO-16E-4; ナショナルインスツルメンツ)を用いた。このボードは入出力信号に対し、12ビットの分解能を持ち、16チャンネルのアナログ入力と2チャンネルのアナログ出力が可能である。PCを含めたトイレ測定システムの全体構成を図1に示す。

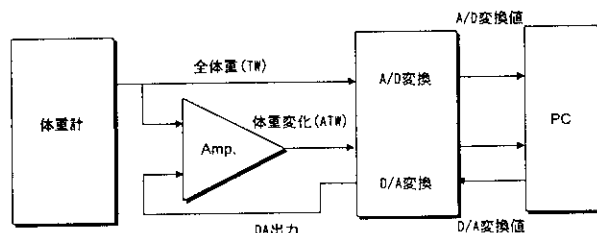


図1 トイレ測定システムの全体構成

体重計の出力（全体重; TW）の大きさは16 kg/Vであるため、このボードの入力レンジを±5 Vとした場合、1ビットあたりの分解能は $16 \times 10^3 \times 10 / 2^{12} = 160000 / 4096 = 39.0625$ gであり、数百グラムオーダーの排泄物重量を測定するための分解能としては不十分である。そこで体重計からの出力信号を23.1倍のアンプで増幅してからA/D変換することにより、見かけの上の分解能を上げ、最小荷重単位を理論的に1.69 gとした。しかし、出力信号(TW)を単に23.1倍すると、A/Dコンバータの入力レンジを越えてしまうので、ある基準値(げた分)を設け、この値と体重計からの出力信号を差動アンプに入力し、げた分を減算する(体重変化; ATW)ことにより入力レンジにおさまるようにした。これにより基準値±4 kgの計8 kgまでの体重変化を入力することができる。しかし、基準値をすべての被験者に対して一律とした場合、それぞれの体重の違いから体重増幅信号(ATW)がこ

の8 kgの範囲に収まる場合と収まらない場合が生じる。この問題を解消するため、それぞれに合った基準値をPCで計算し、その値をD/A変換し出力した。

トイレ体重計を用いて測定した健常成年男子における排尿時の一般的な体重変化波形を図2に示す。同図に示すように体重計に乗ってから数秒は体重計に乗る勢いと体動により波形に乱れが生じ、その後比較的安定した波形が得られる。この安定した期間が排尿期間であり、前記の体重増幅信号の基準値(げた分)を得るためにはこの付近の体重を抽出し、D/A変換して出力するのが技術的に簡便であるが、排尿期間中にD/A出力値を決定するのでは排尿量のリアルタイム測定に必要な体重変化(ATW)を決定することができないため、やや不安定ではあるが図3に示すように測定開始後1-2秒間の体重変化の平均値をD/A出力値とした。

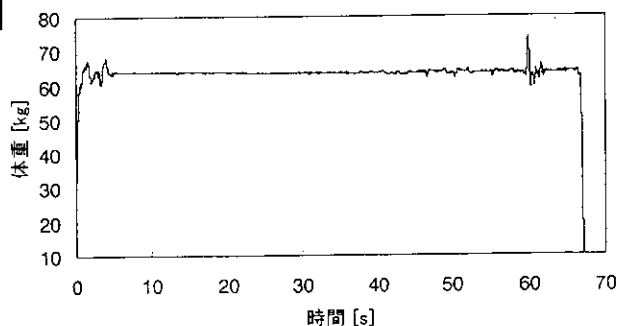


図2 一般的な男子の排尿時の体重波形

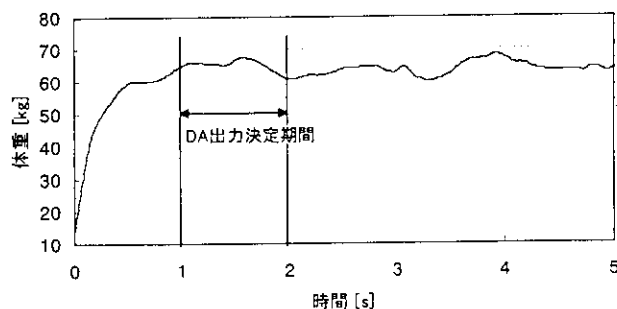


図3 D/A出力の決定期間

体重や排泄量変化の周波数成分はそれほど高くはないが、本法のように高精度の体重計を使用した場合、心拍動に伴う体重の微少振動であるバリストカーディオグラム(BCG)を測定できる可能性があり、この点を考慮し

て信号のサンプリング周波数を 120 Hz とした。

一方、無意識計測が実現されるためには、コンピュータへの信号記録が自動的に行われることが必要であり、トイレからの体重信号を常時コンピュータによってモニタリングし、その信号において約 10 kg の体重に相当する増加変化が生じた場合を被験者が体重計に乗った時点と判断し、測定を自動的に開始する。その逆の場合で、約 10 kg の体重減少変化が生じた場合を被験者が体重計から降りた時点と見なし測定を終了する。また、その間に PC に取り込まれたデータについて、書き込み開始の日時分秒までのタイムスタンプをそのデータのファイル名とした。

2. 浴槽心電図測定システム

①浴槽への電極の設置

浴槽内心電図の測定は、浴槽内に設置された3つの電極を用いて行う。電極は円形で材質は焼結銀／塩化銀である。その表面はアクリル樹脂ビーズを積層した機械的フィルタで覆っており、体動等により浴槽中の湯水に揺れが生じても安定な測定が行えるように工夫した。電極は浴槽の両長側面に動作電極として2つ、短側面にアース電極として1つが設置される。これらの電極は入浴中胸部の両側及びつま先の部分に位置し、双極誘導により入浴中の心電図の測定が行われる。電極からの信号は浴室外に設置された心電アンプ（Gain; 60 dB）を通して PC へ送られる。

②コンピュータへの取り込み

浴槽からの心電図信号のデジタル化には、前述のトイレ体重・排泄量測定システムで使用したのと同様のデータ集録ボード（PCI-MIO-16E-4）をもう1枚使用し、12ビットの分解能、一般的な心電図の取り込みと同様に250 Hzのサンプリング周波数にて信号のデジタル化を行った。ここでデータ集録ボードを2枚使用したのは、それぞれのボードにおけるサンプリング周波数が異なるため、各ボードにおいて単一のサンプリング周波数しか設定できないという本データ集録

ボードの性能仕様の制限によるものである。また、トイレでの計測と同様にファイル名には記録開始時刻を反映させた。

信号のファイルへの書き込み開始・終了については、水位変化等を信号取り込み開始・終了の目安にする方法も考えられるが、本研究では脱衣かごの底に、厚さ方向に金属粒子が配列されており、35 g/mm²程度の圧力で導通する異方導電性ゴムシートの両面にアルミ箔電極を貼り付けたもの（100 mm x 100 mm）を作成し、これを測定開始・終了のスイッチ（SW）として利用し、このSWからのON/OFF信号を常時監視し、脱衣かごに衣類等が入っていた場合（SW: ON）に被験者が入浴中であると見なし、その間のデータをファイルに書き込むようにした。異方導電性ゴムシートにはPCR305-02（渡邊商行）を使用した。

3. ベッドを利用した心電図測定システム

①ベッド心電図測定システムの基本構成

ベッドにおける睡眠中の心電図測定は、布帛電極を利用する。布帛電極は金属銀を蒸着加工した繊維と絹糸からなり、これらの布帛電極を頭部と足部に接する部分に配置する。布帛に導電性を持たせるために、銀糸と絹糸を適当な混合比で織り合わせるが、その感触は金属的なものではなく、一般の木綿シーツの感触とそれほど違いはないため、通常の場合と同様に心地よく睡眠が行える。

心電図信号の増幅には信号弁別比の高い心電計（E-039; アドバネット）を使用した。

②コンピュータへの取り込み

ベッド心電計における信号のデジタル化には、浴槽心電図で使用したのと同様のデータ集録ボード（PCI-MIO-16E-4）を使用し、12ビットの分解能、250 Hzのサンプリング周波数とし、浴槽心電図とは別チャンネルにより信号の取り込みを行った。また、トイレ、浴槽のデータと同様にファイル名には取り込み開始時刻を反映させた。

ベッドにおける心電図モニタリングにおいて、ベッドのマットの下で頭部と足部の当た

る部分に動作圧 230 g/cm²、幅 14.3 mm、長さ 1 m のテープ型スイッチを 2 つ設置し、これらを直列に接続して PC により常時監視した。すなわち被験者がベッドに寝た時点で心電図信号のファイル書き込みを開始し、ベッドから降りると書き込みを終了するようにした。テープスイッチは 151-BBW (東京センサ) を使用した。

4. 統合化システム

上記の 3 つのシステムは 1 台の PC によって制御される。PC は常時稼働状態にあり、スイッチの状態を含むそれぞれのシステムからの信号をモニタリングし、各調度品の利用時にデジタル化されたデータを PC 内蔵のハードディスクに記録する。

PC は IBM PC/AT 互換機 (CPU: Pentium II 400 MHz, Memory: 96 MB, OS: Windows98) を用い、これに信号取り込みのため、前述のデータ集録ボード (PCI-MIO-16E-4) をトイレ用に 1 枚、浴槽・ベッド用に 1 枚の計 2 枚を装着し、取り込み用プログラムもそれぞれのボードに合わせて 2 種類を作成し同時に実行させた。プログラム作成には C 言語を用い、Visual C++ 5.0 (Microsoft) で開発を行った。

統合化システムを用いた信号取り込み時の各チャンネルの動作状況を表すタイミングチャートの一例を図 4 に示す。この例では、トイレ、浴槽、ベッド、トイレの順番に調度品が使用されている。ch2 は ch1 のベッド心電図取り込み用スイッチの動作状況を表し、このチャンネルが ON である間にベッド心電図の記録が行われる。ch3、ch4 は一対で浴槽心電図の記録に用いられ、その動作はベッド心電図の場合と同様である。トイレについては 2 チャンネル分の信号が同時に取り込まれ、ch6 が全体重成分 (TW)、ch7 が体重変化増幅分 (ATW) である。その他、スイッチを動作させるための電圧供給と、トイレ体重変化増幅分を入力レンジ内に納めるためのゲータ分減算用基準値を出力させるために、D/A 変換チャンネルを計 3 チャンネル用いた。

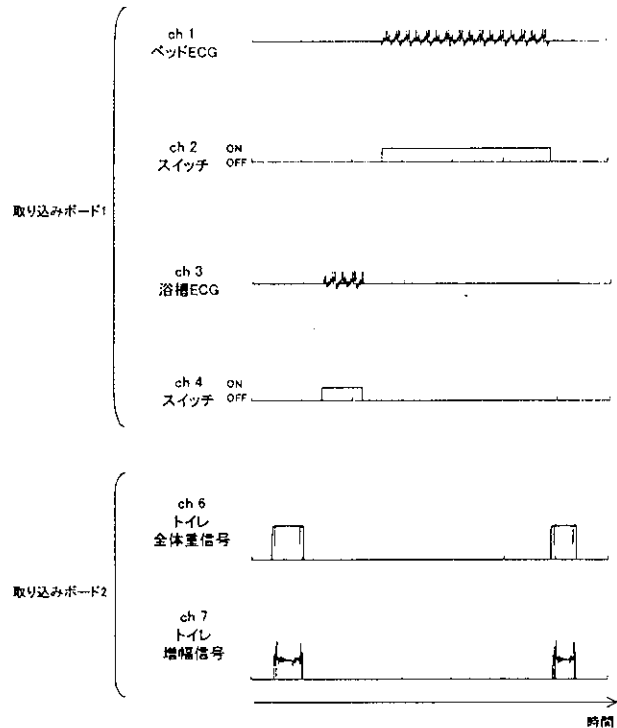


図 4 各チャンネルの動作状況

C. 研究結果

1. ウェルフェアテクノハウスにおける測定

ウェルフェアテクノハウス (WTH) において、無意識健康自動計測システムを用いた夜間滞在実験により体重・排泄量、心電図の測定を行い、システムの評価を行った。

測定方法は午後 8 時頃から翌朝 8 時頃までを WTH 高岡で過ごす被験者 1 名ずつの夜間滞在実験とし、若年層として 22 - 25 歳男子 4 名、高齢層として 70 - 81 歳男子 10 名、女子 4 名を測定対象とした。高齢者による実験では、測定上の危険性が無いことを確認し、終夜実験においては、インフォームドコンセントを書類で確認し、実験に際しては学生等の実験補助者を配置し、安全性を確保する等の倫理面への配慮を行った。また、被験者が 1 階、実験補助者が 2 階で過ごし、なるべく被験者が通常の生活環境を維持できるようなセットアップとした。

2. トイレを利用した体重・排泄量測定

①測定波形パターン及び体重・排泄量解析アルゴリズムの検討

トイレにおいて測定された健常成年男子の

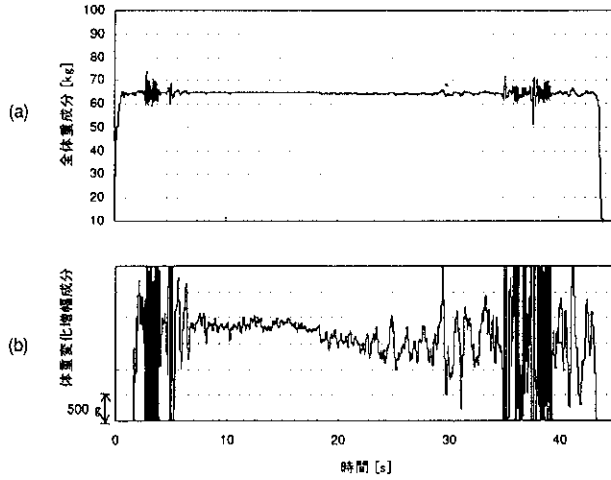


図5 健常成年男子の排尿時体重変化波形の一例。
(a)全体重成分、(b)体重変化増幅分

排尿時体重変化波形を図5に示す。同図において(a)が全体重成分(TW)、(b)が体重変化増幅分(ATW)を表しており、典型的な男子の排尿波形パターンが示されている。同図(b)に示すように、排尿により体重が緩やかに減少し、排尿の前後では体重に差が見られる。したがって、この体重差から排尿量を算出することができる。男子の場合、体重計の乗り降りによる波形の乱れのほかに排尿前後においてズボンのチャック操作等により波形に乱れが生じる。また、排尿中は体動がほとんどなく、波形は比較的安定しており、正確な排尿量を求めるためにはこの波形が安定している部分における体重情報を用いるのが適切であると考えられる。これらを踏まえた上で、排尿量・体重決定までの算出過程を以下のようにまとめる。

i) 体重変化増幅分(ATW)の変化量の絶対値を求め、これを移動平均により平滑化する。

ii) i) で求めた結果について更に変化量を求め、その値が0.5 g以下かつ時間にして連続2秒以上続く期間を体重安定期間と見なす。安定期間は複数ある場合も考えられる。

iii) 安定期間中の体重波形について

$$y_k = \frac{1}{M} \sum_{m=-M/2}^{M/2-1} x_{k-m}$$

[但し、M: 360 (3秒間のサンプル点数)]

で表される移動平均を3回行い波形の平滑化を行う。

iv) iii) で求めた平滑化された体重波形について、最初の安定期間の開始点以降0.5秒間を平均したものを排尿開始時の体重とする。次に全安定期間中の最小値を求め、それ以前の0.5秒間の平均を排尿終了時の体重とし、これらの体重差を排尿量と決定する。

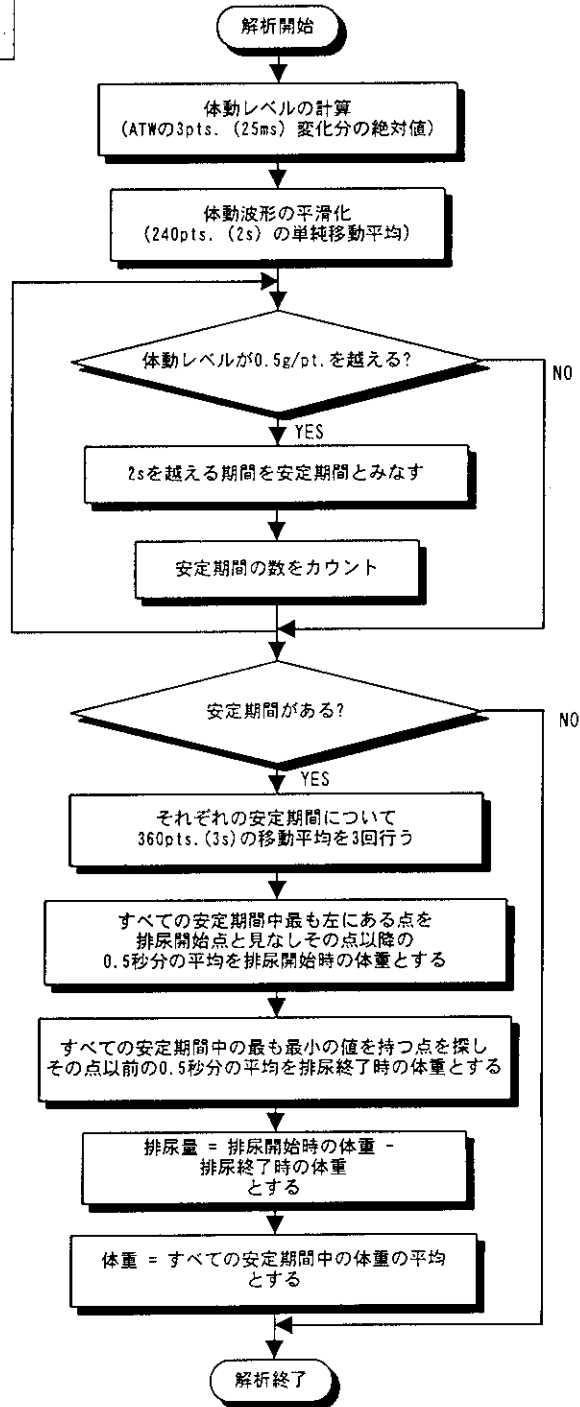


図6 排尿量・体重決定過程のフローチャート

v) すべての安定期間における全体重成分 (TW) の平均値を排尿時の体重とする。

上記の仕様で排尿量・体重解析プログラムを作成した。プログラムはC言語で記述を行い、Visual C++ 5.0 (Microsoft) で開発を行った。排尿量・体重決定プログラムのフローチャートを図6に示す。

②体重・排尿量測定結果

図7に本法の体重・排泄量解析アルゴリズムに基づいて処理した男性被験者における排尿中の体重変化波形を示す。同図において、上段は若年者による測定結果、下段は高齢者による測定結果であり、細線で表されているのが体重変化波形、太線で表されているのが①で示したプログラムにより決定される安定期間に対して平滑化を行った波形、縦に2本の太い点線で表されているのがプログラムにより決定される排尿開始点・終了点である。この2点により排尿量が決定される。決定された体重、排尿量を波形の右上に示す。同図に示すように若年者、高齢者ともに排尿中において体動による波形の乱れが生じた場合で

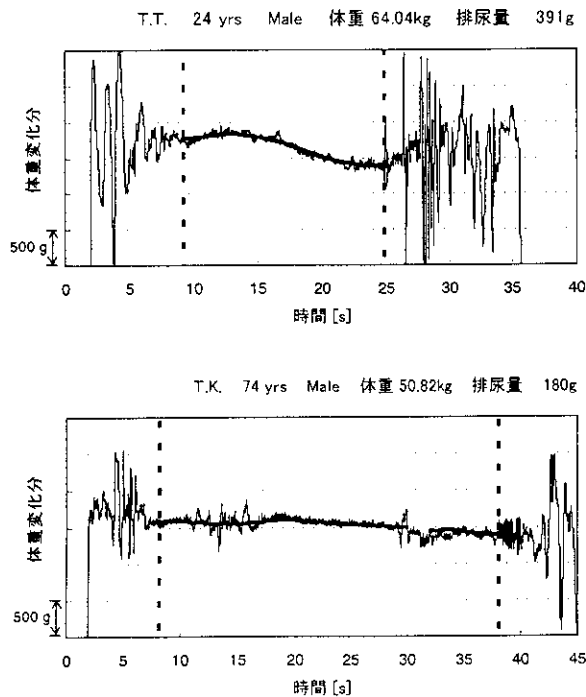


図7 男性被験者による排尿時体重変化波形（上段：若年者、下段：高齢者による測定結果）

も、乱れの生じた部分を除いて安定期間を複数個設けることにより、人が見て判断する場合とほぼ同じ位置で排尿開始点・終了点が決定されている。

③高齢者・若年者のトイレにおける測定結果の比較

図7にも示されるように、一般に高齢の被験者の方が、若年の被験者よりも排尿時間が長く、排尿量が少ない傾向が認められた。そこで、本システムにおいて測定された諸結果を高齢層・若年層とで分類しそれぞれ比較を行った。比較結果を表1に示す。排尿量についての平均値と標準偏差は高齢者群が 289.1 ± 119.5 g であり、若年者群が 395.8 ± 130.6 g、排尿時間については高齢者群が 60.3 ± 17.1 s、若年層群が 14.3 ± 3.2 s であった。

表1 トイレで測定された諸情報の比較

	年齢 [yrs]	体重 [kg]	排尿量 [g]	排尿時間 [s]	平均流量 [g/s]
AS	25	63.71	406	17.5	23.2
I.Y	24	61.27	568	10.1	56.3
T.T	24	62.70	255	15.8	16.1
R.K	23	86.13	355	13.9	25.5
平均	24	68.45	395.8	14.3	27.6
S.D.	0.82	11.83	130.6	3.2	17.8
K.M	77	66.81	409	69.4	5.9
K.M	76	58.63	170	70.8	2.4
M.K	74	68.63	288	40.6	7.1
T.K	72	50.30	255.88	27.27	9.4
平均	74.75	64.69	289.1	60.3	4.8
S.D.	2.22	5.33	119.5	17.1	2.4

3. 浴槽内心電図測定

①心電図測定波形

図8は被験者が浴槽に入ってから浴槽内心電図測定システムによる測定波形を示している。電極が十分湯に浸かっており、体動も

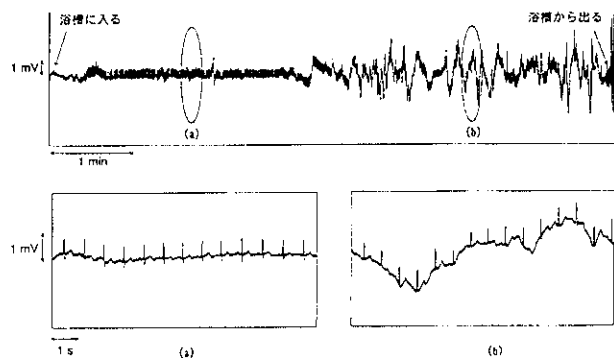


図8 入浴中に測定された心電図波形の一例

なく安定して心電図の測定が行われた場合の波形を同図(a)に示す。また、入浴中に体動があった場合を同図(b)に示す。同図において、体動により基線に若干の変動が見られるが、その他には大きな雑音は見られず心電図R波を確認することができる。

②心拍数解析アルゴリズムの検討

浴槽内心電図を用いた入浴中の心拍数解析についての検討を行った。浴槽内心電図は図8に示されるように、体動によるアーチファクトによって心電図波形の基線に変動が見られる程度で、商用周波数による雑音や水位の変化による雑音はほとんど見られないが、心拍数解析のためにはこの心電図基線変動を取り除く作業が必要である。本研究では、それらの信号処理のためにデジタルフィルタを使用した。心電図のQRS波のパワースペクトルを考慮して遮断周波数 11 Hz のローパスフィルタと遮断周波数 5 Hz のハイパスフィルタのカスケード接続による中心周波数 10 Hz のデジタルバンドパスフィルタを設計した。

このフィルタ処理を施した後、波形の高さに対して上限値と下限値を設け、その範囲内に収まった極大点を心電図のR波の候補とし、候補点間の時間的距離との兼ね合いによりR波を決定する。心拍数決定プログラムのフローチャートを図9に示す。

③入浴中における心拍数の解析結果

浴槽に入ってから約5分間の入浴中の心拍数変化について前述のアルゴリズムを用いて解析を行った。解析結果を図10に示す。同図においてデータがとぎれている部分はプログラムによるR波の検出を行うことができなかった部分、もしくは水面の変動による雑音が大きく心電図の測定が困難であった部分を表している。同図に示す通り入浴中のほぼ全般にわたり心拍数変化を測定することができた。

また、図10に示される測定結果において、入浴後約30秒後及び約80秒後に心拍数の急峻な変化が見られた。入浴後約30秒後付近に

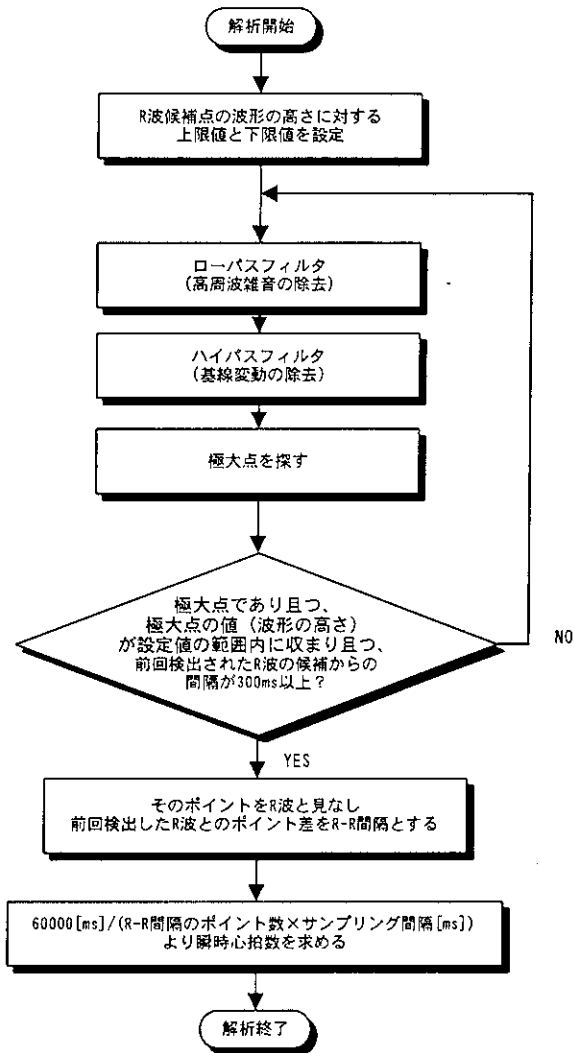


図9 心拍数決定までのフローチャート

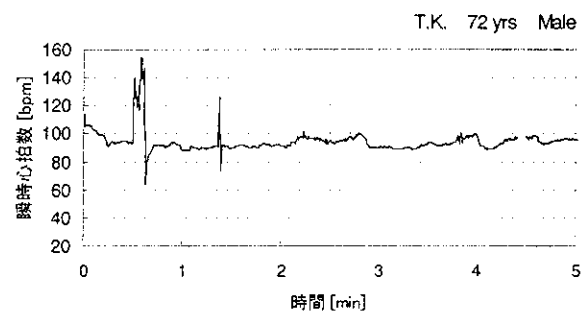


図10 入浴中の心拍数変化

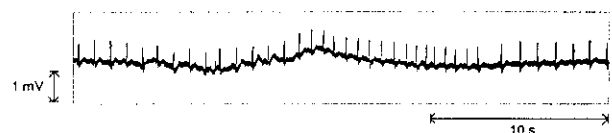


図11 心拍数の急峻な変化が見られた部分の心電図波形

における心電図波形を図11に示す。同図に示す通り、この間においてR-R間隔に大きな変動が観察された。

3. ベッドを利用した心電図測定

①心拍数解析についての検討

ベッドにおける心電図測定によって得られる就寝中の測定波形は、主として次の3つのパターンに大別することができる。3つのパターンとは、良好に心電図波形の測定が行えた場合、その周期から呼吸性と思われる大きな基線変動が見られた場合、そしてその他の場合として寝返り・体動により皮膚と電極が離れた状態になり心電図の測定が困難であった場合である。ベッドで測定された3パターンの測定波形について浴槽心電図の心拍数解析に用いた処理と同様なデジタルフィルタを施し、雑音の除去を試みた。原波形、フィルタ処理後の波形をそれぞれ図12、図13に示す。両図ともに(a)が良好に心電図の測定を行うことができた場合の波形、(b)が呼吸性のもと思われる基線変動が見られた場合の波形、(c)が寝返りまたは体動により波形に大きな乱れが生じた場合の波形を表している。図13に示すように、波形が大きく乱れ、R波を確認することができない(c)以外の(a)、(b)の結果については、基線の変動が取り除かれ、心電図R波を抽出することができる。したがって(c)に示す波形以外は心拍数の評価等に利用することが可能であった。

②睡眠中の心電図測定率と体動率

布帛電極を用いたベッドにおける睡眠中の心電図測定は、通常的心電図測定のような電極を体に密着させた状態で行う方法とは異なり、体動や寝返り等が起こった場合に電極と体が離れ、すべての睡眠期間に対して安定した心電図の測定を行うことは困難である。ここでは、睡眠期間中にどの程度の寝返りや体動があるかを記録波形より判定し、一晩における心電図の測定率を算出した。心電図測定率とは1回の睡眠時間中において良好に心電図の測定が行われた部分（心拍数による評価が可能な部分）の割合であるが、若年層では

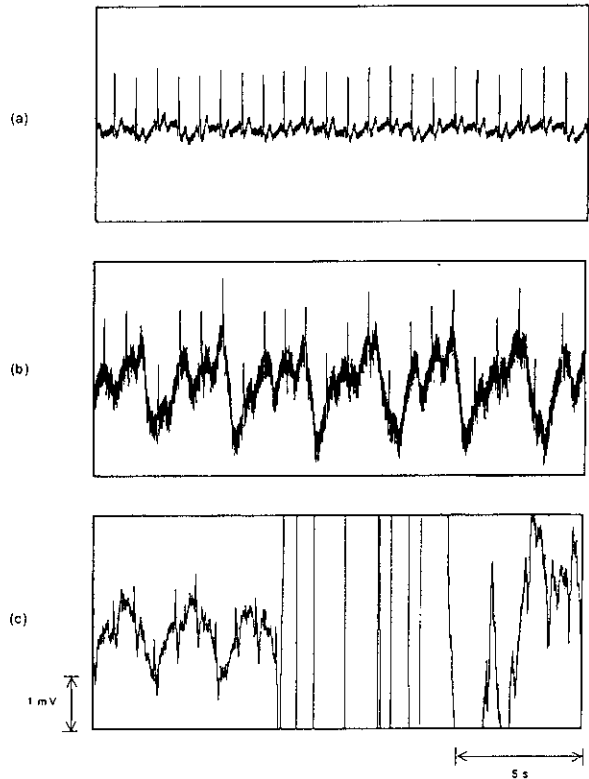


図12 ベッドを利用した測定システムで測定された3パターンの波形

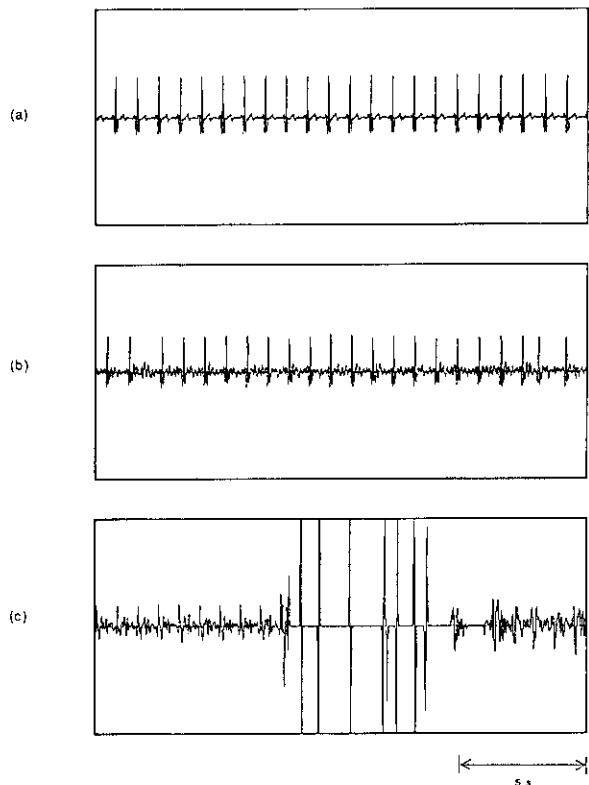


図13 図12における各々の波形についてフィルタ処理を行った波形

平均して88.9%、高齢層では平均して83.6%であり、若年層、高齢層ともに高い割合を示した。一方、逆に寝返り・体動等により心電図測定を行えなかった部分の割合を体動率とした。図14は、6名の高齢者において測定した3晩連続のベッド心電図より体動率を算出し、就寝開始後1時間おきの体動率を経時的にまとめたものである。同図上段は、1-3日目における体動率の平均値の経時変化を示し、下段は2、3日目のデータについて平均値とともに標準偏差を示した。また、1、3日目に入浴を行い、2日目には入浴を行わなかった。同図上段に示すように、体動率の経時変化は2、3日目が比較的同様のパターンを示すのに対し、初日のパターンはこれと異なっていた。終夜実験等においては初日のデータは不安定要素が多く、必ずしも通常の生理反応を反映しないため、2、3日目のデータを使用することが知られているが、本結果による体動率においても同様の知見が認められた。ま

た、下段は入浴の有無が体動率に及ぼす影響について調べた結果であるが、今回の結果からは大きな差異は認められなかった。しかし、入浴の有無にかかわらず、就寝後1-2時間は体動率が高く2-3時間を経過して体動が減少していく変化を示し、また、標準偏差に関しても就寝直後はばらつきが多く、熟睡するとばらつきが減少する傾向が認められた。俗に言われる寝入りばなに於いて、体動や体動率の個人差が大きいことを示唆しているとも考えられるが、今後もう少し短い時間間隔での解析を行い、体動率と睡眠の深さ（熟睡の程度）との関係等についての検討が必要である。

D. 考察

1. トイレを利用した体重・排泄量測定

トイレを利用した体重・排泄量測定については、男子被験者の排尿時の波形をもとに作成した体重・排泄量決定アルゴリズムにより、体重変化波形から体重・排泄量の決定を行った。男子の排尿量決定については、排尿中に多少の体動があった場合でも良好に排尿開始から終了までの体重の自動検出が行われ、高い検出精度が得られた。しかし、排便量、及び女性被験者の排尿量については男子排尿量と同様なアルゴリズムでは排泄量の決定を行うことが困難であり、今後標本数を増やしながら波形パターンの解析を行い、排泄量決定アルゴリズムを確立して行く必要がある。それに伴い、男子の排尿、女子の排尿、そして排便を識別するアルゴリズムについても検討を行う必要がある。

また、高齢者と若年者の排尿時の測定量を比較すると、若年者よりも高齢者の方が1回排尿にかかる時間が長く、排尿量もやや少ない目であるという傾向が見られたが、排尿時間については高齢男子特有の前立腺肥大により尿が出にくくなっている可能性も考えられる。排尿量については、高齢者の方が若年者に比べ排尿回数が多い、水分摂取量が少ない等いくつかの理由が考えられるが、今後更に例数を増やし、検討を行う予定である。

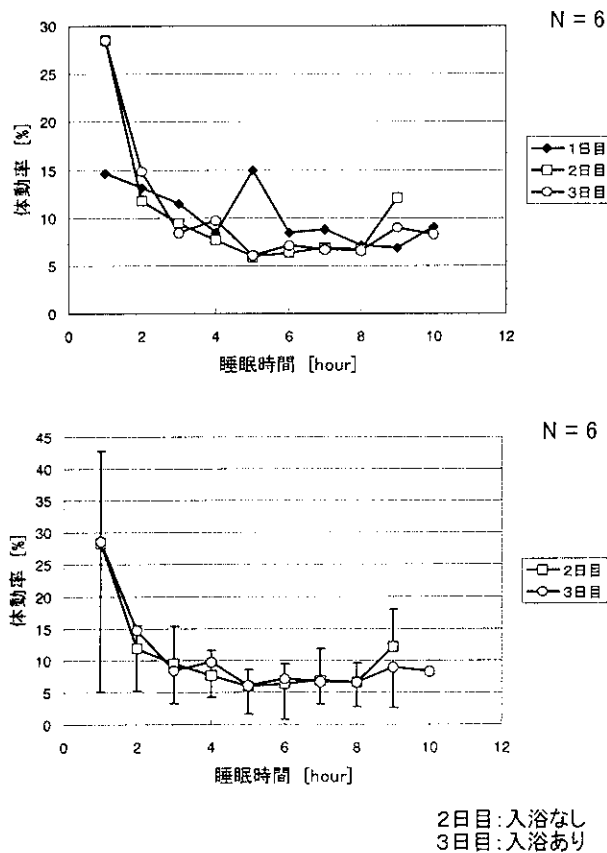


図14 睡眠期間中における体動率の変化

2. 浴槽内心電図測定

浴槽内心電図測定については、心拍数決定アルゴリズムにより入浴中におけるおおよその心拍数変化の確認を行うことができた。本測定結果では、すべての被験者について、入浴中は全体的にやや心拍数が高い傾向が見られた。また、被験者によっては、浴槽に浸かり始めてから浴槽を出るまでの間に徐々に心拍数が高くなる傾向が見られる例や、入浴直後に大きく心拍数の増加が認められた例もあった。その他、心拍変化に急峻な変化が確認できる測定結果も見られたが、このような急峻な変化が頻繁に見られた場合は不整脈等の可能性も考えられ、このような側面から心拍数変化のトレンドを見ることは、入浴中の事故予防等に有効な指標となる可能性が示された。

3. ベッドを利用した心電図測定

ベッドを利用して行った心電図測定では、睡眠中の寝返りや体動により電極が肌から離れる場合を除いては、多少の雑音があってもデジタルフィルタ等を用いることによりQRS波の検出により心拍数等の評価が行えた。高齢者は若年者に比べ睡眠中の寝返りや体動回数が少ないのではないかと予想されたが、その回数、頻度に関しては若年者との大きな差異は見られなかった。高齢者、若年者ともQRS波の検出が可能と思われる心電図の測定率はおおよそ8割程度であり、睡眠中の心拍数評価への応用が十分に可能であると思われた。しかし、寝返りや体動が生じた場合の測定波形と異常心電図の波形との区別については、まだ識別方法が確立されておらず、今後その識別方法及び心拍数決定方法について検討を行っていく必要がある。

4. データ圧縮の必要性

本システムで測定される各生体情報はPCのハードディスクに記録されるが、そのデータ量はトイレ1回分では全体重成分と変化分増幅成分とを合わせておおよそ50 - 300 kB、浴槽内心電図では通常で約1 MB、多いときで3 MB程度であり、現在の一般的なハード

ディスク容量では問題のない範囲であるが、ベッド心電図に関しては、250 Hzでサンプリングを行った場合、1時間で約5 MB、1日8時間の睡眠を行ったとすると約40 MBとなり、毎日記録を行うという面ではデータ量が膨大すぎる。したがって、ベッド心電図は何らかの方法でデータ容量を削減する必要があるが、容量の削減方法としては、心電図を全睡眠時間について記録するのではなく一定間隔毎に決まった時間だけ記録する、あるいは心電図波形に不整脈等の異常が見られた部分のみを記録するというような記録時間を減らす方法と、記録時または記録後に心電図データを圧縮する方法が考えられ、今後の検討が必要である。

5. 個人識別技術についての検討

今回のウェルフェアテクノハウスにおける滞在実験において、被験者は各々の実験に対して1名のみが対象であったが、実際の家庭に健康自動計測システムを導入する場合、複数人数による使用を前提として、個人識別技術について検討することが必要となる。

本研究においては、コンピュータのログイン機能を備えた指紋照合システムFPS-1000（オムロン）を用いて測定開始時に指紋センサに触れることによりコンピュータにログインし、その直後自動的に測定プログラムが開始され、測定終了後自動的にプログラムが終了し、ログオフするような測定方式を試みた。この結果、指紋照合による個人識別はほぼ100%に近い精度で行われた。健康自動計測システムで利用する個人識別の方法としては、本人が意識せずに識別が行われることが望ましいが、指紋センサは機器や家庭用調度品等への組み込みも比較的容易なため、例えば戸の把手や自動ドアのスイッチ等に組み込めば、無意識による個人識別も可能である。しかし、指紋センサの具体的な設置方法、ログオン・ログオフによる時間損失、複数人数の同時計測が困難である等の問題点も残しており、これらの問題点をクリアすれば、指紋による個人識別は有望であると思われるが、

無意識計測における個人識別において重要な点は、難解な方式は避け、より簡便で確実な識別方式を選択することであり、今後更に検討を重ねる必要がある。

6. 健康自動計測システムの性能評価とその有用性

トイレは、家庭内において必ず1日数回は利用される空間であり、人によっては起床直後、就寝直前、あるいは入浴直前等の定時の状況下で必ず利用される。このため、トイレにおいて生体情報を計測することは、定期的な健康管理のための計測を行う上で非常に有効である。体重は健康状態を良く反映する最も一般的な生体情報の1つである。一般的には、健康状態が悪い場合には通常の体重に比べ減少、あるいは増加が見られ、体重の変動を定期的にモニタリングすることは重要であるといえる。排泄量については、まだ健康状態に関わりがあるかどうかはわからないが、体重と同時に長期にわたりモニタリングしていくことにより、排泄に関わる何らかの生理情報が得られる可能性もある。また、男性の場合、高齢になると前立腺が肥大する傾向が見られるが、その影響により尿道が細くなり尿が出にくくなる現象が現れる。その場合尿の出方は勢いが弱く、時間毎の流量をみると流量が上がったり下がったりといったことを2、3回繰り返して終了する。この流量の変化は体重変化にも現れるため、排尿時の体重変化波形を毎日記録することは、この前立腺肥大の程度を知るのに利用できる可能性もある。

入浴は、日本人にとっては特に欠かすことのできない習慣であり、入浴中は体位も安定し周囲の温度変化もそれほどなく、比較的生体計測に適した環境が整っている。同時に、高齢者の突然死の25%が入浴中に発生しており、高齢者にとって入浴期間は危険性の高い領域でもある。これらのことから、入浴中に何らかの生体情報をモニタリングすることは非常に重要であると考えられる。本研究における測定では測定対象は健常成人のみを対

象としており、入浴中における事故等はなかったが、心拍数をモニタリングした場合、被験者によっては心拍数に急激な変化が見られた。これが不整脈と言えるか、あるいは直接入浴中の疾患に結びつくか否かは定かではないが、今後は心臓等に疾患のある被験者を対象に測定を行い、突発的な疾患と測定で得られる結果に関連性があるのかどうか、また入浴時にモニタリングを行うことによってこれらを防ぐことができるのかという点について検討を行っていく必要がある。

ベッドは前述のトイレ・浴槽同様心身とともに日常生活の中でリラックスのできる空間であり、長時間の生体情報モニタリングの対象としても有用である。睡眠中における心電図の収集は古くから行われており、不整脈モニタリング等へも利用されてきた。しかし、従来の睡眠中における心電図モニタリングは電極を直接体に装着するものであったため、被験者に煩わしさを感じさせ、それが安眠の妨げになったり、測定される心電図についてもストレスの影響で情報が正確でない場合もあった。本法のようなシーツを利用した測定法であれば、睡眠への影響もなくストレスの少ない状態での心電図モニタリングを行うことが可能である。ただ、これまでの心電図の誘導法とは若干異なるため、心電図波形における従来の基準とは異なる可能性もあり、異常心電図が発生した場合、それが心臓のどの箇所の異常であるかを特定するような臨床利用については今後更に例数を増やし、検討していかなければならない。また、寝返りや体動によって心電図波形が乱れる場合については心電図情報は得られないが、逆に一晩の寝返り・体動回数を生体情報として利用し得る可能性について検討することも重要である。

E. 結論

在宅において健康管理を無意識的に行うために、日常定期的に利用される調度品であるトイレ、浴槽、ベッドに着目し、それらに生体情報収集のためのセンサを埋め込み、これら調度品を利用している間に体重、心電図等

の記録が自動的に行われる無意識健康自動計測システムを開発し、ウェルフェアテクノハウス高岡において滞在実験を行い、システムの性能評価等を行った。

トイレを利用した体重・排泄量測定については、排泄中の体重変化から排泄量の算出を行うアルゴリズムについて検討し、良好な算出結果を得た。浴槽内心電図測定については、入浴中の心拍数変化を算出するアルゴリズムの検討を行った。ベッドを利用した心電図測定については、波形のパターン化を行うとともに、睡眠中の寝返り・体動分布等を調べ1回の睡眠に対しどの程度の割合の心電図測定が行えるかについて検討した。

またウェルフェアテクノハウスにおいて統合化された健康自動計測システムは、無意識のうちに生体情報の測定が行われるものであり、測定結果の処理方法の確立を行えば、機器の操作等が苦手な独居高齢者や障害者等を対象とした一般住宅における健康管理への利用も十分に期待ができる。

F. 研究発表

1. 論文発表

- ① 大嶋章寛, 山越憲一, 中川原実, 黒田真朗, 川原田淳, トイレを利用した体重関連・心機能情報の在宅無意識計測システム, 電子情報通信学会技術研究報告, Vol. 98, No. 95: 15-21, 1998.
 - ② 高木徹之, 草野利一, 塚田章, 川原田淳, 佐々木和男, 石島正之, 田村俊世, 戸川達男, 山越憲一, ウェルフェアテクノハウスへの健康自動計測システムの導入と性能評価, 電子情報通信学会技術研究報告, Vol. 98, No. 95: 35-40, 1998.
 - ③ 大嶋章寛, 吉田秀成, 山越憲一, 中川原実, 川原田淳, 健康支援を目的とした体重関連・心機能情報のトイレ内無意識モニタリング, 第13回生体・生理工学シンポジウム論文集, 485-488, 1998.
 - ④ 高木徹之, 塚田章, 川原田淳, 佐々木和男, 石島正之, 田村俊世, 戸川達男, 山越憲一, ウェルフェアテクノハウスにおける健康自動計測システムを利用した長期測定, 第13回生体・生理工学シンポジウム論文集, 497-500, 1998.
 - ⑤ A. Kawarada, T. Takagi, A. Tsukada, K. Sasaki, M. Ishijima, T. Tamura, T. Togawa & K. Yamakoshi, Evaluation of automated health monitoring system at the "Welfare Techno House", Proceedings of 20th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, Vol. 20, Part 4/6: 1984-1987, 1998.
- ### 2. 学会発表
- ⑥ 大嶋章寛, 黒田真朗, 山越憲一, 中川原実, 川原田淳, トイレを利用した体重関連・心機能情報の無意識自動計測システム, 第37回日本エム・イー学会大会, 1998 [医用電子と生体工学, Vol. 36, Suppl., 548, 1998.]
 - ⑦ 川原田淳, 草野利一, 高木徹之, 塚田章, 佐々木和男, 石島正之, 田村俊世, 戸川達男, 山越憲一, 健康自動計測システムのウェルフェアテクノハウスにおけるの性能評価, 第37回日本エム・イー学会大会, 1998 [医用電子と生体工学, Vol. 36, Suppl., 687, 1998.]
 - ⑧ 高木徹之, 中西智美, 塚田章, 川原田淳, 佐々木和男, 健康自動計測システムを用いた在宅における生体諸情報の測定, 平成10年度電気関係学会北陸支部連合大会, 1998 [講演論文集, 108, 1998.]
 - ⑨ 中西智美, 高木徹之, 塚田章, 川原田淳, 佐々木和男, 在宅における健康自動計測システムの性能評価, 平成10年度北陸地区学生による研究発表会, 1999 [講演論文集, A-7, 1999.]