

原 著

## 在宅高齢者の就寝中における心電図の 長期・無意識的計測と統計的解析III

田中昌昭 藤原佳代 太田 茂

川崎医療福祉大学 医療技術学部 医療情報学科

(平成7年10月18日受理)

Statistical Analysis and Long-Term Observation  
of Electrocardiograms in Bed for Isolated Aged Persons  
without Subject's Awareness III

**Masaaki TANAKA, Kayo FUJIWARA and Shigeru OHTA**

*Department of Medical Informatics  
Faculty of Medical Professions  
Kawasaki University of Medical Welfare  
Kurashiki, 701-01, Japan  
(Accepted Oct. 18, 1995)*

**Key words :** electrocardiograms (ECG), B-Plus protocol, data compression

### Abstract

A telemetric system which aims to keep watch over the condition of health of the aged by obtaining their electrocardiograms (ECG) during sleep at home has been developed. The system was composed of three devices, an ECG detector, an ECG transmitter and an ECG monitor. In order to obtain ECGs without the subject's awareness, textile electrodes placed on the pillow and sheet are utilized. The ECG data obtained by the ECG detector is compressed and stored in the ECG transmitter and is transmitted through a telecommunication line to the ECG monitor.

### 要 約

在宅高齢者の心電図を就寝中に計測し、健康状態の遠隔監視を行うシステムを開発した。システムは心電図計測装置、宅内装置、中央監視装置の3つの装置から構成されている。被験者の無意識のうちに心電図を計測するために、シーツや枕に縫いつけられた布帛電極が用いられる。心電図計測装置で計測した心電図データは宅内装置内に圧縮・蓄積され、通信回

線を介して中央監視装置に伝送される。

## 1. はじめに

日本は今、世界でも例を見ない超高齢化社会に向かって急速に進みつつある。厚生省の予測では西暦2025年には日本の人口の1/4が65歳以上の高齢者によって占められるという。これに対して、行政サイドは社会基盤の整備と高齢者自立支援を目指した「ゴールドプラン」を打ち立て<sup>1)</sup>、目前に迫った超高齢化社会に対応すべく準備を着々と進めている。しかしながら、現状は施設やマンパワー等のサービス資源量がまだまだ不足しているだけでなく、それらのサービス資源を恒久的に維持していくための財源をどこに求めるかなど問題は山積している。これら諸問題の解決は政治に負うところが大きいが、基本的には高齢者が自らの意思に基づき、自立した質の高い生活を送れることが何よりも重要である。つまり、高齢者の増加を否定的に捉え社会から排除するのではなく、高齢者の自立を尊重し、高齢者が共存できる社会的枠組みを構築することこそが我々に課せられた課題である。

ここに独り暮らしの高齢者がいるとしよう。彼若しくは彼女は特に重大な疾病を患っているわけではなく、日常の生活に支障を来すことはない。しかし、高齢であるが故、日常の生活においての不安は拭いきれない。そこで、何らかの方法で在宅のまま独居高齢者の健康状態の監視が行えたら、健康に対する不安を少しでも緩和することができ、高齢者の自立を支援できる。

最近、全身の健康状態についての様々な情報を提供する心電図を、被験者の無意識のうちに、また専門家の扶助なしで長期的に計測する方法が提案された<sup>2),3),4),5)</sup>。本研究は、この方法を応用して、高齢者宅に設置された心電図計測装置で就寝中の心電図を長期間にわたり継続的に計測し、その計測データを通信回線を経由して管理センタのホストコンピュータに集信し、専門家による健康状態の監視を行うシステムの開発を目指したものである。

我々は既に、本計測方法の有効性を示す基礎実験の成果を報告し<sup>6)</sup>、システムの根幹を成す心電図計測装置のプロトタイプを開発した<sup>7)</sup>。今回、計測した心電図データを電話回線を介して管理センタ側のコンピュータに送信する機構の開発が完了し、システムの全容がほぼ完成したので報告する。

本論文の構成は以下の通りである。第2章でシステムの全体像を簡単にまとめ、続く第3章で、通信機構について詳しく述べる。第4章では完成したシステムの運用テストの結果を報告し、最後の第5章で運用テストで出た問題点に対する考察を行い、今後の課題について述べる。

## 2. システムの全体像

図1にシステムの全体像を示す。システムは心電図計測装置、宅内装置、中央監視装置の3つの装置から構成されている。

心電図計測装置は、ベッドのシーツや枕に縫

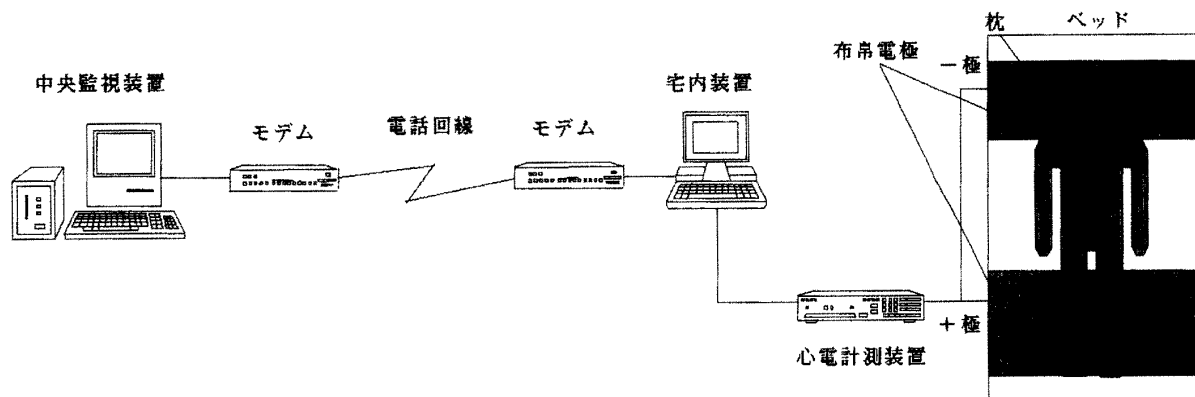


図1 システムの構成図

いつけた導電性の布帛を電極として、就寝中の被験者の頸部および脚部から心電図信号を検出する装置である。電極に用いる布帛の素材は、表面にニッケルを蒸着した糸と木綿糸を交互に織り込んだ導電性の布で、図1に示すように、シーツの頭部と脚部の接触部にこの布帛を縫いつけ、頭部布帛電極の上に同じ材質の布帛をくるんだ枕を置き、被験者は頸部に枕が接触するように横たわる。シーツの下にはベッドとほぼ同サイズの布帛を敷きアース電極として利用し、頭部を-極、脚部を+極としてリード線を接続し、検出した微弱な心電図信号を増幅した後、13ビットの分解能を持つデジタルデータに変換する。

宅内装置は、図2のタイムチャートに示すように、予め設定した心電図測定期間にわたって間欠的に心電図計測装置を駆動する。

中央監視装置は宅内装置に対してポーリング（送信要求）を行い、電話回線経由で宅内装置に一時的に保管した心電図データを集信し、このデータに対して波形整形や区分点認識等の各種情報処理を行う。

### 3. データ伝送機構

本章では、データ伝送を実現するためのソフトウェア構成と、伝送プロトコル、伝送効率を高めるための圧縮アルゴリズムについて述べる。

#### 3.1 ソフトウェア構成

図3に中央監視装置と宅内装置で作動するソ

フトウェアの構成を示す。

宅内装置には、心電図計測プログラム、心電図データ送信プログラム、遠隔操作プログラムの3つのプログラムを組み込み、コントロールプログラムがこれらのプログラムの実行を制御する。管理センタに設置される中央監視装置には、心電図データ受信プログラム、遠隔操作プログラムの2つのプログラムを組み込み、コントロールプログラムがこれらのプログラムの実行を制御する。

宅内装置内の心電図計測プログラムは、被験者の就寝時刻に合わせて設定した時刻になると自動的に起動され、予め設定したタイムスケジュールに従って計測と休止を交互に繰り返し、被験者の起床時刻に合わせて設定した終了時刻に停止する。計測・休止時間はパラメタによって自由に設定できるが、1分間の計測と14分間の休止を標準とする。

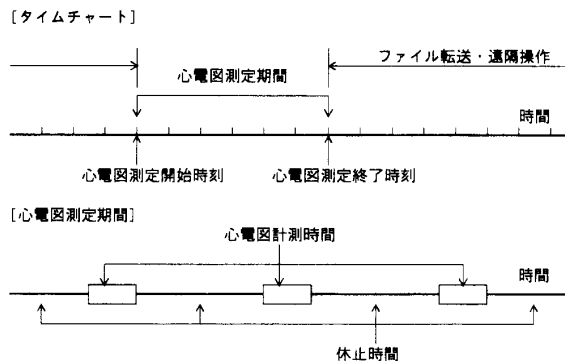


図2 心電計測タイムチャート

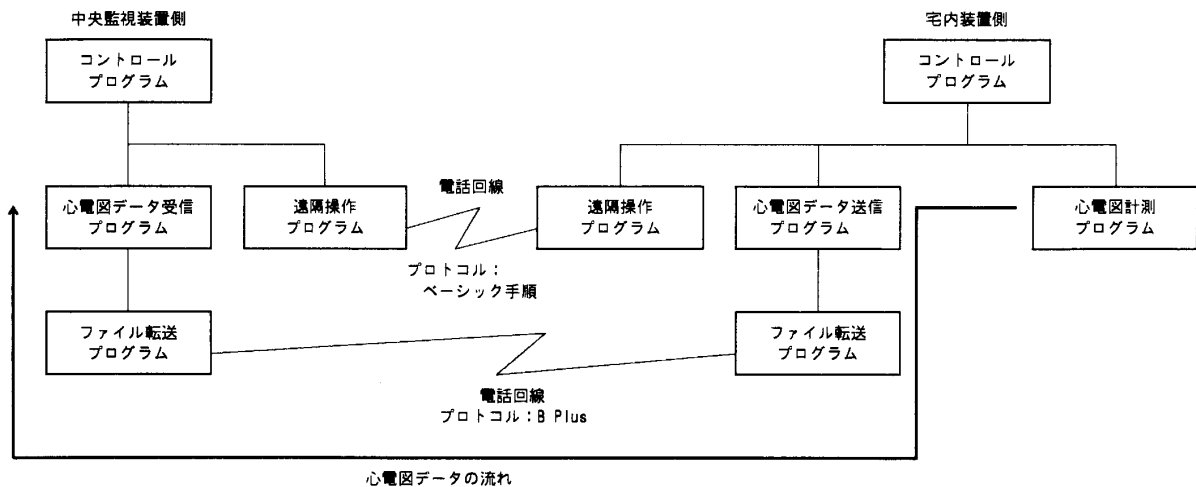


図3 ソフトウェアの構成

心電図計測プログラムが終了すると、心電図データ送信プログラムが自動的に起動される。このプログラムは、宅内装置に接続されたモデムに対して自動着信コマンドを発行し、中央監視装置からのポーリング（送信要求）を待つ。管理センタ側の中央監視装置は、宅内装置の心電図計測プログラムの終了後、定時刻（設定可能）に心電図データ受信プログラムを起動する。このプログラムは、中央監視装置に接続されたモデムを制御して、被験者宅に自動ダイヤリングを行う。こうして、宅内装置と中央監視装置を電話回線を介して接続した後、各々ファイル転送プログラムを起動し、宅内装置の心電図データを中央監視装置へと伝送する。

中央監視装置及び宅内装置の遠隔操作プログラムは、中央監視装置側のオペレーションによって宅内装置を遠隔操作するためのプログラムである。具体的には、中央監視装置側で入力したコマンドを、電話回線を經由して宅内装置へ送信し、宅内装置上でそのコマンドを実行後、その応答を再び中央監視装置に返信するプログラムである。一般的に言って、宅内装置を設置する被験者宅は管理センタから離れた所にあるので、宅内装置側のシステムにトラブルが発生した場合、即座に対応することができない。致命的なトラブルであれば、被験者宅に赴いて対応する必要もあろうが、簡単なコマンド操作で復旧できる場合は、わざわざ出かけて行かなくても、この遠隔操作機能を利用すれば迅速に対処できる。さらに、宅内装置側で作動するプログラムのバージョンアップを行った場合や、心電図計測プログラムの起動・終了時刻を設定したパラメタファイルを修正した場合など、この遠隔操作機能を利用して、管理センタ側からプログラムやパラメタファイルを宅内装置へファイル伝送することによって遠隔メンテナンスが行えるという利点もある。

### 3.2 伝送プロトコル

宅内装置の心電図データを中央監視装置に伝送するプロトコルには B-Plus プロトコル<sup>8),9),10)</sup>を採用した。B-Plus プロトコルは、米国の代表的なパソコン通信である CompuServe が開発したプロトコルで、我国でも Nifty が採用してい

る。B-Plus プロトコルの特徴は、その優れた伝送効率に加えて、バイナリデータを伝送できる点にある。

B-Plus プロトコルは、伝送データ中に 00H-1FH, 80H-9FH（末尾の記号 H は 16 進数表記を意味する）の範囲にある非テキスト文字が現れたら、予め決められたコントロールコード（通常、DLE=10H が使われる）に続いてその非テキスト文字に適当なシフト操作を施してテキスト文字に変換したコードを置くことによって、バイナリデータの伝送を可能にしている。このような操作はクオートと呼ばれているが、伝送データ中の全ての非テキスト文字をクオートすると伝送効率が悪くなるので、実際には必要最低限のクオート指定にとどめている。

一般的な伝送プロトコルでは、図 4 a に示すように、伝送データをいくつかのブロックに分割して、1 ブロックずつ正常に送信できたことを確認しながら伝送を行う。

受信側は伝送データ中にエラーを見つけた場合、そのブロックを再度送信するよう要求してくるが、1 ブロック送信する度にその結果を受け取っては、エラーが殆ど発生しないような状況では非常に効率が悪くなる。最近のモデムはハードウェアレベルでエラー処理を行っているため、プログラムに渡される段階では伝送データ中にエラーが混入することは稀である。B-Plus プロトコルでは、このような状況を考慮して、スライディングウィンドウという概念を用いて伝送効率を高めている<sup>8)</sup>。スライディングウィンドウとは、1 ブロック送信する都度、正常受信の確認を待ってから次のブロックを送信するのではなく、図 4 b に示すように、複数個のブロックから構成されるウィンドウと呼ばれる枠内にあるブロックを次々と連続して送信する方法である。正常受信の通知が返ってきたブロックはウィンドウから除去し、次の送信ブロックをウィンドウ内に格納し、受信エラーが返ってきたブロックは再度送信する。これによって、送信側は正常受信を待つ時間がほとんどなくなり、よどみなくデータを伝送できる。

図 5 に B-Plus プロトコルのチャートを示す。まず、中央監視装置側から <DLE>+<DLE>

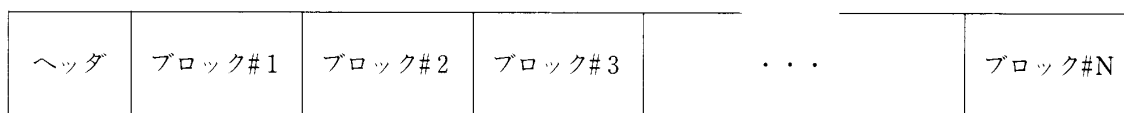


図 4 a 伝送データのブロック分割

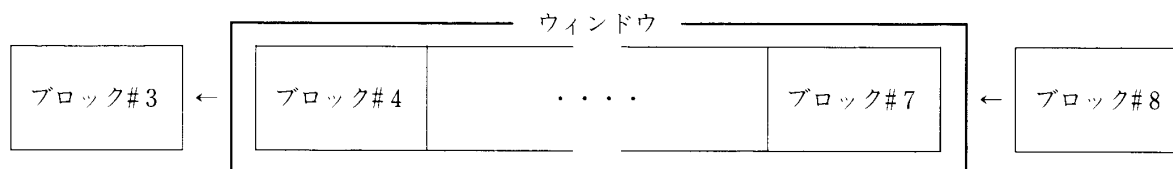


図 4 b スライディングウィンドウの模式図

0'が宅内装置へ送信され、ファイル転送を促す。これを受けて、宅内装置は、+パケットと呼ばれる転送のためのパラメタを含んだパケットを中央監視装置へ送信する。+パケットには、クオートすべきコントロールコード、スライディングウィンドウ機能の利用の有無、エラーチェックの方法などの情報が含まれる。+パケットを受け取った中央監視装置は、宅内装置側の設定と自分自身の設定をマージした+パケットを作り、宅内装置へ送り返す。これで両者のファイル転送に関するパラメタ設定が完了し、続いて中央監視装置は、ファイル名など、ファイル転送のための情報を含むTパケットを宅内装置に送信する。宅内装置は、Tパケットの情報に基づいて心電図データファイルを読み、中央監視装置

に伝送する。伝送データはNパケットと呼ばれる1024バイトのブロック単位で送信され、誤り検出機構としてCRC (Cyclic Redundancy Check) を使っている。心電図データファイルの内容を全て送信し終わったら、最後に終了の合図となるNパケットを送信し伝送プログラムは終了する。

### 3.3 圧縮アルゴリズム

心電図データは、1サンプルあたり2バイトの記憶容量を必要とする。我々は、2msのサンプリングタイムで心電図を計測しているので、14分おきに1分間の測定を1日に8時間行った場合1.92MBものデータになる。このデータを4800bpsのボーレートで伝送した場合約54分を要する。実際には、測定した心電図データのうち、宅内装置で良好なものだけを取捨選択して管理センタへ伝送する予定なので、この見積はそのまま当てはまらないが、それにしても時間がかかりすぎる。

心電図データは13ビットに量子化されているので0~8191の整数値となるが、その差分をとった場合、通常の測定であれば99%以上が-127~127の間に収まることが予備実験で分かっている。この範囲の値は1バイトのデータで表現できるので、図6に示すように、先頭データはそのまま2バイトデータとして格納し、2番目以降のデータは前のデータとの差分を1バイトデータとして格納する圧縮アルゴリズムを適用することにより、心電図データがほぼ半分近くまで圧縮できる。

前のデータとの差分が-127~127の範囲内に

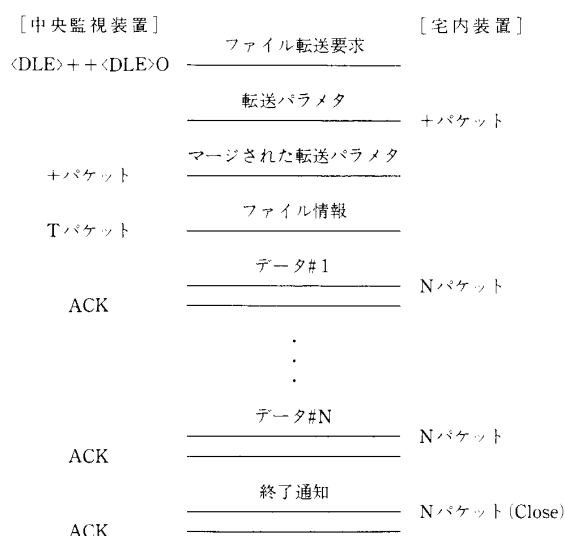


図 5 B-Plus プロトコルのチャート

ACK は肯定応答を表す

取まらない場合は、エスケープコードとして-128を前置した2バイトの心電図データをそのまま格納している。こうして圧縮された心電図データを、さらにLHA<sup>11)</sup>などのフリーソフトウェアとして広く流通している圧縮ツールを利用すれば、30%近くまで圧縮できる。

図7に心電図データの格納フォーマットを示す。図に示すように、心電図データは測定単位でブロック化されており、各ブロックの先頭には、サンプリングタイム、測定開始日時、測定データ個数などの情報を格納したヘッダがあり、その後に圧縮データが続いている。心電図計測プログラムは、このブロックを追記モードで宅内装置のテンポラリファイルに出力し、心電図送信プログラムがこのファイル内容を中央監視装置に送信した後、ファイル内容を消去する。

4. 運用テストとその結果

開発したシステムを使って運用テストを行った結果を表1に示す。

また、対応する心電図波形の一部を図8に示す。テスト番号1(以下#1と記す)はベッドが空の状態で行った場合である。この場合の計測波形は図8aに示すように完全なノイズで、布帛電極が空中に浮遊する商用周波数の電波(ハム雑音)を拾っているものと考えられる。#2は

元データ：D1, D2, D3, D4, …

圧縮データ：D1, D2-D1, D3-D2, D4-D3, …  
 …D56-D55, -128, D57, D58-D57, …

↑  
 D57-D56が-127~127の間がない

図6 圧縮アルゴリズム

20歳代前半の女性が被験者で、衿のついた衣服を着用した状態で心電図を計測した。この場合は、図8bに示すように基線にハムが重なっているもののR波は明確に識別できる。#3, 4はいずれも同一の30歳代後半の男性が被験者で、上半身衣服を着用した状態(#3)と脱いだ状態(#4)で計測を行った。図8c, dに示すように、上半身裸の場合は衣服を着用した場合に比べて基線にも殆どノイズが見られず、きれいな波形が得られた。

このように、#1から#4にいくに従ってノイズが少なくなるという結果を得たが、#2と#3は、衣服の衿が体表面と布帛電極の接触抵抗を高め、その結果心電図にノイズが混入しやすくなることを示唆している。また、#3と#4は、

OFFSET

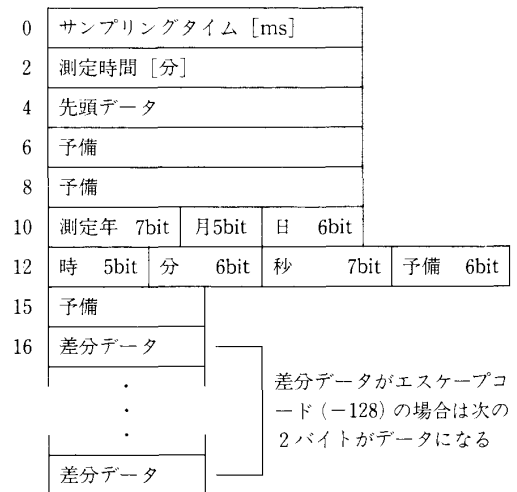


図7 心電データの格納フォーマット

※測定年：0~127

これに1970を加えたものが西暦の年になる

表1 運用テストの結果

テスト番号	被検者情報		着衣	計測時間 [分]	データ量 [BYTE]	圧縮率[%]			伝送時間 [秒]	平均伝送速度 [bps]	標準偏差 [mV]	移動平均からの偏差 [mV]	60Hzのパワースペクトル値
	年齢	性別				1次	2次	全体					
1	無人			6	360,000	106.0	64.9	68.8	326	6061	0.13	1.43×10 <sup>-1</sup>	1.01×10 <sup>+5</sup>
2	21	女性A	衿あり	6	360,000	51.6	91.2	47.1	222	6082	0.08	3.52×10 <sup>-2</sup>	4.65×10 <sup>+3</sup>
3	37	男性B	衿なし	6	360,000	51.0	75.5	38.5	182	6011	0.07	1.98×10 <sup>-2</sup>	9.43×10 <sup>+2</sup>
4	37	男性B	上半身裸	6	360,000	51.7	66.3	34.3	162	6099	0.11	1.90×10 <sup>-2</sup>	1.40×10 <sup>+2</sup>

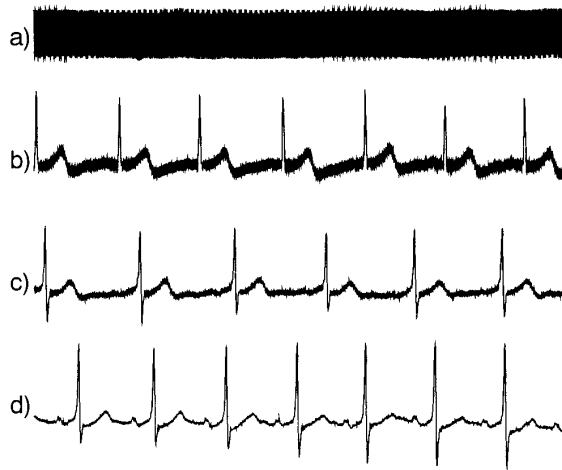


図8 運用テストで計測した心電図波形

衣服を付けないことによって電極との接触面が増え、その結果接触抵抗が下がり、ノイズが減少したことを示している。

心電図に混入したノイズを定量的に示すために次に述べる3つの統計量を計算した。1番目は心電図データの標準偏差で、2番目は心電図データを隣接する9個のデータによる移動平均によって平滑化し、平滑化波形からの原波形の偏差を次式によって計算した。

$$\sigma = \sqrt{\langle x_k^2 \rangle - \langle x_k \rangle^2}. \quad (1)$$

ここで  $x_k$  は時刻  $k$  における原波形  $v_k$  と平滑化データの差で

$$x_k = v_k - \sum_{j=-4}^4 \frac{v_{k+j}}{9} \quad (2)$$

によって計測される。9個の移動平均をとった理由は、60Hzの商用周波数のノイズの周期が約17msなので、2msのサンプリングタイムで約9個のデータを平滑化すれば、このノイズを消すことができるからである。3番目の統計量は、パワースペクトルの周波数が60Hzに対応する値である。これらの統計量は表1に示してある。表から、標準偏差は必ずしもノイズのレベルを表しているとは言い難く。一方、パワースペクトルはハム雑音を最も端的に示す指標であり、実際、表1の結果もそれを裏付けているが、計算に時間を要する。これに対して、移動平均からの偏差は、計算が簡単な割には、パワースペクトルと同様、目視によるノイズのレベルを的

確に表しており、ノイズの指標としては有望である。また、この指標の大きいデータ、つまりノイズを多く含んだ心電図データは圧縮率が低く、それだけ伝送時間を多く要している。

## 5. 考察と今後の課題

運用テストを行った結果、最も問題となるのは如何にノイズの少ない心電図を計測するかということであった。ノイズの原因には、家電製品など家庭内に溢れる雑音源やTV、ラジオなどの電波など様々な要因が考えられるが、もっとも深刻なのは被験者と布帛電極の接触状態であることが今回のテストによって明らかになった。表1の#2のように、被験者の頸部を覆い隠すような衣服を着用して測定した場合、かなりのノイズを拾ってしまう。さらに、ノイズを多く含んだ計測データは圧縮効率も悪く、それだけ伝送時間も多く要する。表1の#1などは、1次圧縮で逆にデータが膨張してしまい、2次圧縮でやっと100%以下の圧縮率が得られている。これは、1次圧縮のアルゴリズムが、殆どの差分データが-127~127に収まることを前提に作られているため、このケースのように高レベルのノイズを多く含んだデータの場合はエスケープコードが多用され、返ってデータ量の増加をもたらすからである。対策としては、このようなケースを考慮して1次圧縮のアルゴリズムを改善することも考えられるが、そもそも、図8aに示されるようなデータを収集すること自体意味がないので、寧ろ、何らかの定量的な評価関数を導入して、ノイズを多く含んだ計測データを捨て去る機構を組み込むべきである。この評価関数の候補として有力なのが表1に示した移動平均からの偏差であるが、今後、さらに多面的に検討して、最も効果的な評価関数を導入する所存である。また、この評価関数をうまく利用すれば、表1の#1のようなベッドが空の状態も検出可能となるので、被験者の離床判断にも利用できるであろう。

今回の運用テストはまだ実験室段階のテストであり、被験者も20~30歳代であったが、今後は本来の目的である高齢者の心電図計測に向けて実施テストを行っていく。被験者が高齢者の

場合、皮膚表面の状態変化など、これまでに現れなかった多くの問題点が出てくることが想像される。そういった問題点を逐一解決していき、本システムを実用に耐えられる洗練されたシステムへと改善していくことが今後の課題である。

## 謝 辞

本研究は、中谷電子計測技術振興財団の助成を受けて行った。また、本システムの開発にあたって、プログラムの作成を行ってくれた川崎医療福祉大学医療情報学科2期生の片迫敦、梶谷章二、河原晴美の各氏に謝意を表す。

## 文 献

- 1) 岡本祐三 (1995) 公的介護システムと「介護保険」. 新医療, **5**, 18—24.
- 2) Ishijima M (1993) Monitoring of Electrocardiograms in Bed Without Utilizing Body Surface Electrodes. *IEEE transactions on biomedical engineering*, **40**(6), 593—594.
- 3) 石島正之, 戸川達男 (1993) 負荷/無負荷心電図の無意識的な計測. 電子情報通信学会技報, **93**(118), 53—57.
- 4) 石島正之, 戸川達男 (1992) 意識せずに行える検査の可能性—在宅医療の一翼として—. 医科機械学, **62**(5), 247—249.
- 5) 石島正之 (1994) 在宅診療システムの技術展開. エル・エス・ティ学会, **6**(1), 906—911.
- 6) 田中昌昭, 太田 茂 (1994) 在宅高齢者の就寝中における心電図の長期・無意識的計測と統計的解析 I. 川崎医療福祉学会誌, **4**(2), 169—172.
- 7) 田中昌昭, 藤原佳代, 太田 茂 (1995) 在宅高齢者の就寝中における心電図の長期・無意識的計測と統計的解析 II. 川崎医療福祉学会誌, **5**(1), 193—197.
- 8) フィンローダ (1993) 通信プロトコル研究. C MAGAZINE, **5**(2), 34—67.
- 9) Ranshaw R (1988) *The CompuServe B Plus Protocol*.
- 10) CompuServe Incorporated (1988) *B Protocol C Library Routines (Preliminary)*.
- 11) 吉崎榮泰 (1991) LHA 取り扱い説明書.