

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

田中昌昭 藤原佳代 太田 茂

川崎医療福祉大学 医療技術部 医療情報学科

(平成 7 年 4 月 19 日受理)

Statistical Analysis and Long-Term Observations of Electrocardiograms in Bed for Isolated Aged Persons Without Subject's Awareness II

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 Apr. 19, 1995)*

Key words : electrocardiograms (ECG), digital filter

1 はじめに

超高齢化社会を目前に控え、それを支える社会基盤体制の充実が声高に叫ばれている。これに対して、老人ホームや老人病院に代表される高齢者収容施設の拡充が急務とされているが、このような流れは高齢者を社会から隔離することになりかねず、住み慣れた家で余生を送りたいと願う老人にとって決して望ましいものではない。とは言え、普段は健康な生活を送っていても高齢者にとっては健康への不安は拭いきれない。このような不安を少しでも取り除いて快適な生活が送れるように、我々はハイテク技術を応用した健康状態監視システムの開発に着手した。このシステムは、高齢者の生体信号、なかでも循環器系のみならず全身の健康状態に関

する様々な情報を提供する心電図を、就寝中に検査を意識することなく計測し、通信回線によって医療専門家の元へ送るシステムである。第 1 報で報告したように、システムの根幹をなす心電信号検出機構の有効性は確認された¹⁾。本論文では、その後の開発の経緯とこれまでの研究の成果を報告する。

2 信号入力機構

標準誘導による心電図は、定められた部位に電極を装着して計測する。一方、我々の計測方法は、ニッケルを蒸着した木綿糸を用いた布帛を電極として被検者の就寝中に心電信号を検出している。布帛電極は頸部と脚部に接触するようシーツに縫いつけるが、接触部位は姿勢によって位置が変化する。本システムの特徴は検査

を意識させない点にあるから、接触面に導電性クリームは塗布しない。したがって、電極との接触抵抗は大きくなるので信号増幅に用いられるアンプには特別な配慮が求められる。前回の報告時点では市販の生体信号増幅器を用いていたが、今回、(株)アドバネットと共同で専用のアンプを開発した(写真1)。このアンプはプリアンプとメインアンプから構成され、誘導雑音の混入を防ぐために両者間を光ファイバーケーブルで接続している。また、プリアンプの電源は

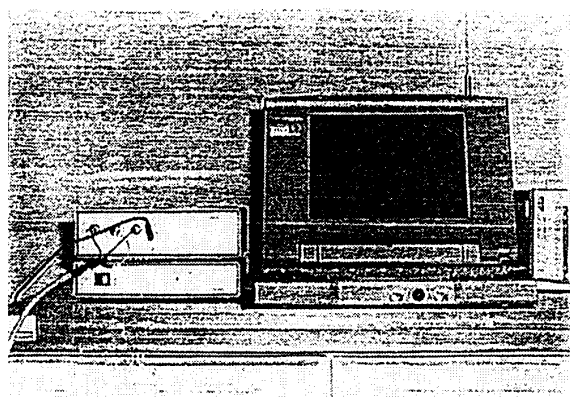


写真1 心電信号入力機構

左側にあるのがA/D変換器を内蔵したアンプ。上側がプリアンプ、下側がメインアンプ。両者は光ファイバーケーブルで接続されている。

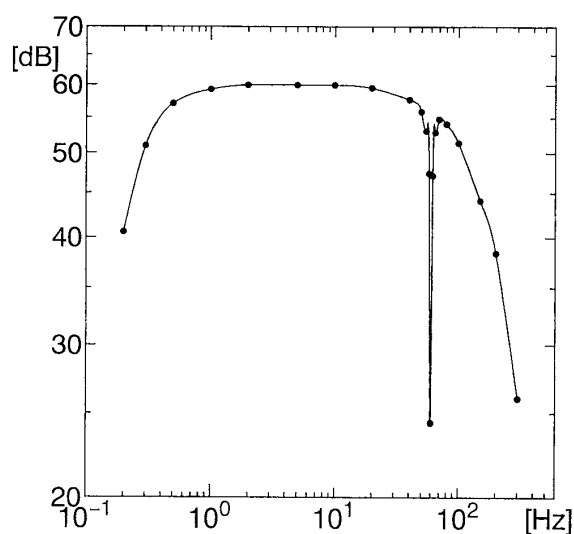


図1 開発したプリアンプのゲイン周波数特性
0.5～100Hzのバンドパスフィルタと60Hzのハムフィルタが組み込まれている。

電源供給側からの交流雑音の混入を防ぐため、また被検者に対する安全性を確保するため1.5Vの単一乾電池を直列に接続して使用している。プリアンプのゲインは60dBまで高められるが、A/D変換器の直線性を保証するため約54dB（500倍）に設定している。図1にプリアンプの周波数特性を示す。図から分かるように0.5～100Hzのバンドパスフィルタと60Hzの商用周波数を除去するためのフィルタが組み込まれている。アンプ内は分解能13ビットのA/D変換器を内蔵しており、RS232Cインターフェイスを介してパソコンにデータを送信する。さらに、パソコンから送られてきたデータに基づいて表1に示す処理を実行する機能も追加した。これによってパソコンから測定開始・終了等の制御を行うことが可能になった。

3 測定結果

現段階では、夜間就寝中の自動計測プログラムは開発中であり、まだ完成していないので、前回報告したモニタプログラムを用いて新しく開発したアンプによる心電図を計測した。一般の家庭には、ラジオやTVの電波、電子レンジ、蛍光灯、コタツ、電気毛布など様々な原因による電磁波が浮遊しているが、本システムで用いた布帛電極は面積が広いいため、それらの誘導雑音を拾いやすい。そのため、これがアーチファ

表1 心電入力機構に対するコマンド

	bit	機能
ZERO	7	0 : Normal
		1 : Head Amp の GND レベルを測定する
MRK	6	0 : Normal
		1 : マーカ出力（フルスケールの70%）
DIS	5	0 : Normal
		1 : ハイパスフィルタをディスチャージする
PMOD	0	0 : ECG TRANSMITTER をパワーセーブモードにする
		1 : ECG TRANSMITTER をパワーオンモードにする

クトとしての測定の結果に混入する。こうした雑音源がどの程度心電図に影響を及ぼすかを調べるため、蛍光灯の消灯時、点灯時および電気毛布の使用時について心電図を計測した。図2にその結果を示す。図から分かるように、蛍光灯の点灯時および電気毛布の使用時には測定した心電図に高周波のノイズが現れる。図3にはパワースペクトルを示す。蛍光灯の点灯時および電気毛布の使用時には商用周波数である60Hzおよびその高調波にピークが見られる。これはプリアンプのハムフィルタだけでは除去できないほどノイズレベルが高いためであろう。また、商用周波数以外に80Hzのノイズが混入している。



図2 心電図波形

蛍光灯の消灯時（上）、点灯時（中）および電気敷布使用時（下）の心電図波形。電気敷布はアースの下側に敷いている。

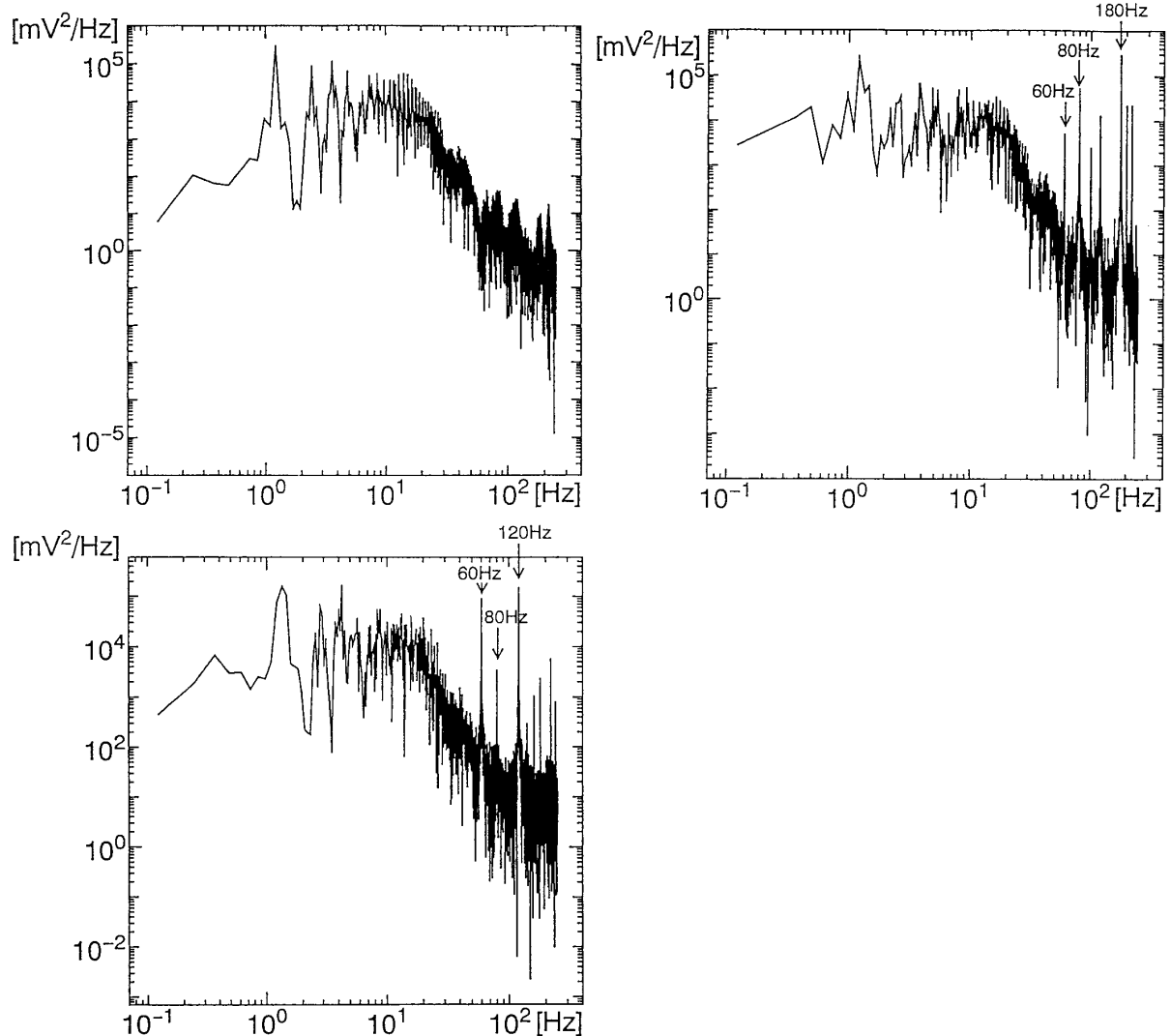


図3 心電図波形のパワースペクトル

蛍光灯の消灯時（左上）、点灯時（右上）および電気敷布使用時（下）の心電図波形のパワースペクトル。パワースペクトルの計算には4096点のFFTを用い、サンプリングタイムは2msとしている。

このノイズの原因はまだ分かっていない。

計測した心電図には、前述したノイズの他にも基線の動揺や体動による乱れなど様々な原因によるアーチファクトが混入しているので、以後の解析を容易にするためにもそれらを除去する必要がある。波形整形には、一般的にはデジタルフィルタなどの信号処理技術が用いられる²⁾。図4に計測した心電図に遮断周波数が1 Hzのハイパスフィルタを通した波形を示す。フィルタには2次のバターワースフィルタを用いた。フィルタを通すことによって基線の動揺が除去されている。

4 考 案

心電図に混入するノイズの多くは日常生活の中で使用する家電製品が発していると考えられる。我々の計測は夜間就寝中を前提としているので、その殆どは問題とならない。深刻なのは電気毛布や電気カーペットである。高齢者の場合、冬になるとこれらの暖房器具を利用するであろうことは容易に想像される。プリアンプ自体に60Hzのハムフィルタは組み込まれているものの、電極の真下にノイズ源があるため十分に対応しきれない。波形整形のためのデジタルフィルタについても問題がある。つまり、フィルタを通すことによって返って波形を歪ませることになるかもしれない。図5にデフォルメした心電図波形と遮断周波数をそれぞれ0.5, 1, 5 Hzにしたハイパスフィルタを通した波形を示す。図から分かるようにフィルタを通すことによってST部分に降下が見られる。これは以下に示す議論によって説明することができる。まず心電図のQRS波を次のような矩形波で近似

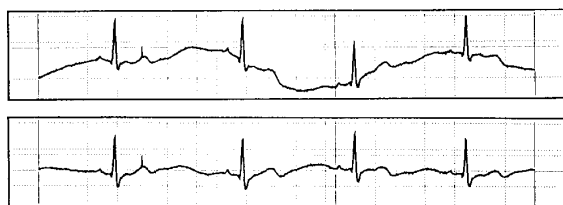


図4 フィルタ処理をした心電図波形

遮断周波数1 Hzのハイパスフィルタを通した心電図波形。ハイパスフィルタには2次のバターワースフィルタを用いた。

する。

$$v(t) = \begin{cases} R & |t| < \tau/2 \\ 0 & |t| > \tau/2 \end{cases}$$

ここで R はR波の電位である。 $v(t)$ のFourier変換を $F(\omega)$ すると

$$F(\omega) = \int_{-\infty}^{\infty} v(t) \exp(-j\omega t) dt \\ = \frac{2R \sin(\omega\tau/2)}{\omega}$$

したがって、遮断角周波数 $\omega_c = 2\pi f_c$ で低周波成分をカットした波形は

$$v'(t) = \frac{1}{2\pi} \int_{-\infty}^{\infty} F(\omega) \exp(-j\omega t) d\omega \\ - \frac{1}{2\pi} \int_{-\omega_c}^{\omega_c} F(\omega) \exp(-j\omega t) d\omega \quad (1)$$

$$= v(t) - \frac{R}{\pi} \left\{ \int_0^{\omega_c} \frac{\sin\omega(t+\tau/2)}{\omega} d\omega \right. \\ \left. - \int_0^{\omega_c} \frac{\sin\omega(t-\tau/2)}{\omega} d\omega \right\} \quad (2)$$

となる。矩形波の立ち下がり点近傍、すなわちST部分の波形を調べるために $t = \tau/2 + \varepsilon$ として、 $\tau, \varepsilon, \omega_c\tau \ll 1$ を仮定すると

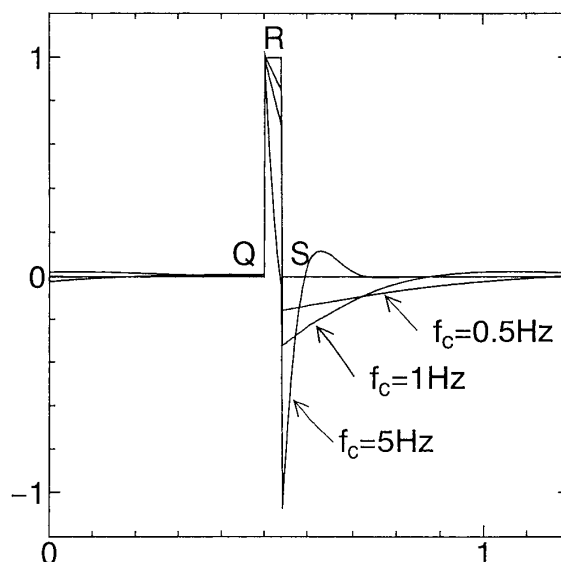


図5 デフォルメした心電図波形

矩形波でデフォルメした心電図波形と、ハイパスフィルタを通した後の波形。遮断周波数はそれぞれ0.5, 1, 5 Hz。遮断周波数を大きくするにしたがってST部分の降下が大きくなる。

$$v'(t) = v(t) + \frac{R\omega_c^3\tau^2}{2\pi}\varepsilon - \frac{R\omega_c\tau}{\pi} + \frac{R\omega_c^3\tau^3}{6\pi}$$

となる。これは、低周波をカットしたことによってSが $R\omega_c\tau/\pi - R\omega_c^3\tau^3/6\pi$ だけ降下することを意味している。この降下は遮断周波数とQRS波の幅に比例し、QRS波の幅 τ が40ms、R波の波高 R が1mV、遮断周波数 f_c が0.5Hzで約40 μ Vの降下を引き起こす。ハイパスフィルタが本質的にゆるやかな動きを除去し、激しい変化を際立たせることを考えると、この結果は当然のことと言える。

ST降下は心筋症や心室肥大に見られる現象であるが³⁾、このように波形整形に用いたフィルタが逆に重要な情報を歪ませていたのではフィルタの意味がない。心電信号は完全に周期的ではないが、ほぼ1Hzの周期を持ちスパイク状のQRS波を伴った特徴的な信号である。汎用フィルタを用いるのではなく、この特殊な波形に合ったフィルタを設計することによりこういった問題は回避されるのかもしれない。いずれにせよ、心

電図の重要な情報を落とすことなく適切な波形整形を行うアルゴリズムを開発する必要がある。

5 ま と め

シーツに縫いつけた布帛電極から得た心電信号を増幅後、A/D変換を行ってパソコンへ取り込むための専用の信号入力機構を開発したので、今回、その計測結果とともにノイズや波形整形に伴う問題点を報告した。特にノイズについては電気毛布使用時の対策が課題となる。また、計測した心電波形から雑音を除去するためのデジタルフィルタが心電図に含まれる重要な情報を歪曲する可能性を示唆した。これについては、現在波形整形アルゴリズムを考案中であり、その有効性を検討している。その成果は次の機会に報告したい。

デジタルフィルタのプログラミングに関して手伝っていただいた植松章子さんに感謝の意を表したい。本研究は福田記念医療技術振興財団からの助成による研究成果である。

参 考 文 献

- 1) 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—72.
- 2) Martin H (1973) Digital Filters. Hill D, eds. *Computers in Medicine Series*, Butterworth, London, pp30—42.
- 3) 五島雄一郎, 大林完二 (1992) 心電図のABC, 大林完二他編, 日本医師会生涯教育シリーズ, 日本医師会, pp46—47.