原著

ホルター心電図システムの位相周波数特性 ——従来法での問題点を改良して——

横 井 昭* 岩 尾 憲 三*
鈴 木 茂 孝* 岡 島 光 治*

The Phase Characteristics of Ambulatory ECG Monitoring Systems

Akira YOKOI, Kenzo IWAO,
Shigetaka SUZUKI and Mitsuharu OKAJIMA
Lab. of Med. Eng. & Computer Sci.,
Fujita-Gakuen Health University School of Medicine,
Toyoake, Aichi 470-11, Japan

Abstract

In ambulatory electrocardiogram recording through DR magnetic tape recorder still commonly used, false deviations of ST-T segment have been pointed out. Those deviations can be derived from the frequency response of the system. The overall frequency responses of commercial ambulatory ECG monitoring systems were measured. Wagner's test signal, $f(t) = \sin \omega t + \sin 3 \omega t$, was used in order to obtain phase characteristics. The low cut-off frequency in gain characteristics was 0.2~0.3 Hz and 0.7~0.8 Hz in phase characteristics. They were considerably higher and worse than that of ECG recorder (0.05 Hz).

I. はじめに

増幅器やフィルタなど一般のシステムでは、入・出力信号を同時に観察し、その伝達関数を解析するなどの方法により、位相周波数特性は比較的容易に得られる。

しかし、ホルター心電図システムでは、入力信号を磁気テープに一旦記録し、後刻、その磁気テープを再生して出力信号を得るという手順をとるために、入・出力信号を同時に観察する

ことができない。

従って、このようなシステムでは、原理的に入力信号と出力信号の間の時間的關係を規定する特性、即ち、システムの位相周波数特性を定義することが困難である。ところが、ホルター心電図システムの信号伝達特性に起因する波形歪みの成因を探ったり、その改良を行う場合には、何らかの方法で同システムの位相周波数特性を把握する必要がある。その方法のひとつに、入力信号として周波数成分相互の位相關係が明らかな合成信号波形を用い、出力信号から各周波数成分の位相のずれを検出し、表示するといった方法が考えられる。

* 藤田学園保健衛生大学 総合医科学研究所
医用電子処理学部門
(原稿受付：平成元年3月9日)

(2) 医 器 学 Vol. 59, No. 6 (1989)

また、ホルター心電図システムでは、入力信号は電気信号であるが、出力信号は、通常、記録紙へ描記される。従って、記録紙上へ描記された出力信号から、位相周波数特性を求める方法を用いる必要がある。

その具体的な測定方法として、Wagner がチャート式レコーダの位相周波数特性を測定するために提案した、探索信号を用いる方法を利用することができる¹⁾。それは、基本波とその第3調波からなる合成波形を探索信号として入力し、システムの特性によって両波形の相対的な位相にずれが生じると、その程度に応じて合成波形が歪を受けて出力されることを利用した方法である。

しかし、Wagner が提案した方法には、基本波と第3調波の相対的な利得の違いによって、また、記録感度によって出力合成波形が歪みを受けることに対して校正が考慮されていない。

そこで、この2点を改善したホルター心電図システムのための位相周波数特性の測定法を提案し、その測定手順とこの方法で実測した同システムの位相周波数特性を示した。

II. 方 法

II-1. 理 論

基本波とその第3調波との合成波形は、両波形に位相のずれがない場合には、半周期中に同じ波高を持つ二峰性の波形となる(図1上段)。数式的には、次式で表される。

$$f(t) = \sin \omega t + \sin 3\omega t \dots\dots ①$$

この合成波形があるシステムを通過した場合、システムの特性の影響を受けることにより、基本波と第3調波の振幅がそれぞれ変化するとともに両者の間で位相のずれが生じる。数式的には、次式のように表される。

$$F(t) = K_1 \cdot \sin(\omega t - \theta_1) + K_3 \cdot \sin 3(\omega t - \theta_3) \dots\dots ②$$

ここで、基本波に対する第3調波の相対的な利得を $K (=K_3/K_1)$ 、相対的な位相を $\Delta\theta (= \theta_3 - \theta_1)$ とすると、②式は次式のように変形できる。

$$F(t) = \sin \omega t + K \sin 3(\omega t - \Delta\theta) \dots\dots ③$$

この波形は、二峰性の山と山、谷と谷の振幅

に差が生じた波形となる(図1下段)。この山と山または谷と谷の差(C-D)は、基本波と第3調波の相対的な位相($\Delta\theta$)、相対的な利得(K)、記録感度に依存して変化する。従って、記録紙上に描記された再生合成波形について、二峰性の山の波高差(C-D)を計測し、基本波と第3調波の相対的な利得と記録感度による校正をすることにより、基本波と第3調波の相対的な位相のずれ($\Delta\theta$)を求めることができる。

$$F(t) = \sin \omega t + K \sin(\omega t - \Delta\theta)$$

K : 基本波と第3調波の相対的な利得

$\Delta\theta$: 基本波と第3調波の相対的な位相差

図1 基本波と第3調波からなる合成波

上段：基本波と第3調波の相対的な位相差がない場合の合成波形。

下段：基本波よりも第3調波の相対的な位相が進んでいる場合の合成波形。二峰性の山の波高差(C-D)を計測する。

II-2. 測定手順

1. 振幅周波数特性の測定

一定振幅の正弦波(0.01~100 Hz, 1 mV)をホルター心電図記録器で磁気テープに記録し、その磁気テープを分析装置で再生する。記録紙上に再生された10Hzの正弦波の振幅を100%とし、各周波数毎の振幅を測定して振幅周波数特性を求める。

2. 基本波と第3調波の相対的な利得(K)の算出

1で得られた振幅周波数特性曲線から、基本波と第3調波の相対的な利得(K)を求める(図2)。

図2 振幅周波数特性

振幅周波数特性曲線から、基本波と第3調波の相対的な利得(K)を求める。

3. 基本波と合成波形の記録・再生

基本波 (0.01~30 Hz, 1 mV の正弦波) とその第3調波 (0.03~90 Hz, 1 mV の正弦波) を合成した探索信号とその基本波を各周波数毎にホルター心電図記録器で磁気テープに全周波数域にわたって記録する。そして、その磁気テープを分析装置で再生する。

4. 基本波の振幅と合成波形の歪みの計測

3で記録紙上に再生された基本波について、振幅(A)を計測する。

一方、再生探索信号について、二峰性の山の波高差(C-D)を計測する。

計測した波高差(C-D)をその基本波の振幅(A)で除す。こうすることによって、記録感度の違いによる波高差(C-D)の絶対値の違いを校正することができる。なお、3で基本波と合成波形を再生する際、両者は同じ感度で再生しておく必要がある。

5. 相対的な位相のずれ($\Delta\theta$)の求め方

相対的な利得(K)をパラメータとする、再生合成波形の二峰性の山の波高差(C-D)を基本波の振幅で除した値 $(C-D)/A$ と相対的な位相のずれ($\Delta\theta$)の関係をコンピュータを利用して求め、校正曲線を描いておく。4で算出した値とこの校正曲線から相対的な位相ずれ($\Delta\theta$)を求める(図3)。こうすることによって、基本波と第3調波の相対的な利得(K)の影響による二峰性の山の波高差(C-D)の変動を校正することができる。

6. 相対的な位相ずれ($\Delta\theta$)の周波数特性曲線の作図

所定の周波数域で求めた相対的な位相ずれ($\Delta\theta$)を縦軸とし、周波数を対数化して横軸と

して片対数グラフ上にプロットすることにより相対的な位相のずれ($\Delta\theta$)の周波数特性曲線を作図する(図4)。

図3 相対的な位相のずれを求める校正曲線

相対的な利得(K)をパラメータとする、再生合成波形の二峰性の山の波高差(C-D)を基本波の振幅で除した値 $(C-D)/A$ と相対的な位相のずれ($\Delta\theta$)の関係を示す。

図4 相対的な位相ずれの周波数特性

7. 位相周波数特性曲線の作図

ホルター心電図システムの10 Hzにおける入・出力間の位相差を基準(0 rad.)と仮定して、6で作図した相対的な位相ずれ($\Delta\theta$)周波数特性曲線に基づいて各周波数における位相のずれと、その1/3倍の周波数における位相のずれを順次積算して位相周波数特性曲線を作図する(図5)。

II-3. 測定

1. 位相周波数特性が既知の回路による測定方法の検証

パーソナルコンピュータ(ソード社製 M223 mark III)のD/Aコンバータから正弦波と探

(4) 医 器 学 Vol. 59, No. 6 (1989)

図5 位相周波数特性

10 Hz の入・出力間の位相差を基準にして、相対的な位相ずれの周波数特性曲線 ($\Delta\theta$) に基づき各周波数における位相のずれとその 1/3 倍の周波数における位相ずれを順次積算して位相周波数特性 (θ) を求める。

索信号を出力させ、分圧器を介して低域遮断周波数が 0.05 Hz の高域通過濾波器に入力した。その出力波形を直流増幅器 (TEAC AS-16 P) を介してフォトレコーダ (横河電機製作所 Type 2901) で記録した。

この記録波形から、上述の方法で位相周波数特性を求めた。

2. ホルター心電図システムの位相周波数特性の測定

ホルター心電図記録器 3 台 (フクダ電子社製 SM 26) と分析装置 3 台 (フクダ電子社製 SCM 240) を用い、9 通りの組み合わせについて、上述の手順によりホルター心電図システムの位相周波数特性を求めた。なお、正弦波と探索信号は、上述と同様パーソナルコンピュータから出力し、ホルター心電図記録器へ入力した。

III. 結 果

1. 位相周波数特性が既知の回路による測定方法の検証

低域遮断周波数が 0.05 Hz の高域通過濾波器での位相周波数特性の理論値と実測値との回帰式は $Y=1.03 X-0.11$ 、相関係数は 0.99 であり、実測値と理論値との間で有意 ($P<0.01$) な相関が認められた。

2. ホルター心電図システムの低相周波数特性

記録器 3 台、分析装置 3 台の組み合わせによる

図6 ホルター心電図システムの位相周波数特性

9 回の測定結果を平均値と標準偏差で示した (図 6)。

0.2~30 Hz の間で、位相周波数特性の測定が可能であった。

位相周波数特性における位相は、1 Hz で 0.22 ± 0.02 rad., 0.2 Hz で 0.74 ± 0.12 rad. と進んでいた。

なお、位相周波数特性の測定の過程で得られた、振幅周波数特性における低域遮断周波数は、0.2~0.3 Hz の間であった。

IV. 考 察

1982 年に Bragg-Remschel ら²⁾は、市販のホルター心電図システム 8 機種について振幅周波数特性と位相周波数特性とを測定している。位相周波数特性の測定は、種々な周波数の矩形波を入力信号に用い、その入・出力信号を高速フーリエ変換して比較する方法で求めている。また、橋口ら³⁾も同様の方法で市販のホルター心電図システムの位相周波数特性を求めていたが、その後、矩形波よりも高調波の含有量の多い直線下降波を入力信号に用いる方法を提案している⁴⁾。いずれにせよ、高速フーリエ変換して位相周波数特性を求める方法では、入・出力信号が電気信号として取り出せる場合に限られる。

ホルター心電図システムの場合、出力信号は最終的には記録紙に描記される。従って、記録器の特性も含めたシステム全体を通しての位相周波数特性を測定する場合には、高速フーリエ変換して位相周波数特性を求める方法は利用できない。

記録紙上に描記した波形から位相周波数特性

を求める方法としては、正弦波の山に矩形波のノッチを付けたものを入力信号に用い、出力信号上でのそのノッチのずれから位相周波数特性を求める方法がある⁵⁾。しかし、この方法では、システムの振幅周波数特性によって出力信号上でのノッチの位置と形が変化するという問題がある。

Wagner は¹⁾、測定に用いる装置が簡単なこと、位相周波数特性に敏感で振幅周波数特性の影響を受けにくい位相周波数特性測定法として、基本波とその第3調波で作った合成波形を探索信号に用いる方法を提案した。この方法は、数学的な裏付けが確立されていて良い方法である。

しかし、彼が提案したこの測定方法には、前述したように基本波と第3調波の相対的な利得の違いと記録感度の違いとによって、出力合成波形の二峰性の山の波高差が変化することに対する校正が、考慮されていないといった問題点がある。

Taylor ら⁶⁾は、Wagner の提案したこの方法に従ってホルター心電図システム3機種の位相周波数特性を測定している。彼らは、ホルター心電図システムによる再生合成波形の先頭値—先頭値で二峰性の山の波高差を除し、記録感度による校正を行っている。このような方法で記録感度による校正を行うことは、再生合成波形が振幅周波数特性の影響を受けているので意味がなく、我々が行ったように基本波の振幅で除して校正する必要がある。

また、基本波と第3調波の相対的な利得の違いによって、出力合成波形の二峰性の山の波高差が変化することに対する校正は、彼らも行っていない。たとえ波高差が同じでも、基本波と第3調波の相対的な利得の違いによって数度ないし十数度も相対的な位相が異なる場合があるのでこの校正も重要である。

このふたつの校正を確実に行えば、Wagner が提案した位相周波数特性の測定法でもって精度よく位相周波数特性が測定できることは、位相周波数特性が既知の回路による測定結果から明らかになった。

相対的な位相のずれの周波数特性曲線から位相周波数特性曲線を作図する場合、ホルター心

電図システムの10 Hzにおける入・出力間の位相差を基準(0 rad.)と仮定して行った。これは、記録紙上に再生された10 Hzの正弦波の振幅を100%として、各周波数毎の振幅を測定して振幅周波数特性を求めたことに準じたためである。

橋口ら⁴⁾は、被測定システムの中のフィルタの構成が単純なものについては、位相ずれ0度となる周波数が、任意の方法で測定した仮の位相周波数特性曲線の変曲点と一致することに注目し、実測値の特性曲線の変曲点での位相を基準として、各周波数における位相を求めている。いずれにせよ、真の位相ずれ0度の周波数がわからないので、どの周波数の位相を基準にするかといった統一が必要である。

基本波とその第3調波で作った合成波形を探索信号として位相周波数特性を求めるこの方法には、ふたつの測定限界がある。

ひとつは、10 Hz以下の低い周波数領域では、再生合成波形の二峰性の山または谷が分離されているために波高差(C-D)の計測が容易であるが、30 Hz以上の高い周波数域になると前後の波形が密になり計測が困難となることである。記録速度を速めればこの問題は解決できるが、一般の分析装置での最も速い記録速度は25 mm/秒であり解決できない場合が多い。

もうひとつは、基本波と第3調波の相対的な利得(K)の値が0.3以下になると、相対的な位相ずれ($\Delta\theta$)の増加に伴い二峰性の山の振幅D値が消失して計測が困難となることである。

しかし、ホルター心電図システムによる人工的な波形歪みが特に問題となるのは、ST部を忠実に再生し得るかといった場合である。従って、10 Hz以下の低域での特性が正確に把握できればよい。また、基本波と第3調波の相対的な利得(K)の値が0.3以下になることは稀であるといった理由から、この方法がホルター心電図システムの位相周波数特性の測定法として充分に利用できる。

実測したホルター心電図システムの位相周波数特性での位相は、普通の心電計では0.05 Hzで45度であるのに比較して低域で大きく進んでおり心電図波形、特にST間部の人工的な歪み

(6) 医器学 Vol. 59, No. 6 (1989)

を作る可能性がある。

ホルター心電図システムの位相周波数特性を測定することに主眼をおいて測定方法を論述したが、チャート式レコーダの位相周波数特性測定法としても、この方法は広く利用できる。

V. ま と め

ホルター心電図システムの位相周波数特性の測定方法について検討した。

従来法でのふたつの問題点を改良し、この方法で位相周波数特性が精度よく測定できることを検証した。また、ホルター心電図システムの位相周波数特性を実測した。

文 献

- 1) Wagner JW: A simple test for phase characteristics of chart recorders, IEEE Trans.

Biomed. Eng., BME-26 : 505-508, 1979.

- 2) Bragg-Remschel DA, et al: Frequency response characteristics of ambulatory ECG monitoring systems and their implications for ST segment analysis, Am. Heart J., 103 : 20-31, 1982.
- 3) 橋口住久ほか: ST解析に用いるホルター心電図計の特性測定と評価, 医用電子と生体工学, 23 : 42-47, 1985.
- 4) 橋口住久ほか: ホルター心電計システムの位相特性測定法, 医用電子と生体工学, 25 : 22-27, 1987.
- 5) Geddes LA and Baker LE: Principles of Applied Biomedical Instrumentation, 449-453, Wiley J, & Sons, 1968.
- 6) Tayler D. and Vincent R.: Signal distortion in electrocardiogram due to inadequate phase response, IEEE Trans. Biomed. Eng., BME-30 : 352-356, 1983.