研 究

ホルター心電計における心電図信号のアナログ光伝送

Optical Analog Signal Transmission in Ambulatory ECG System

周 欣欣(正会員) 宋 海年(非会員) 大木 真(正会員) 橋口住久(正会員)

Xinxin ZHOU, Hainian SONG, Makoto OHKI, Sumihisa HASHIGUCHI

Abstract

Analog optical transmission is incorporated to improve the noise immunity of the lead of ambulatory ECG system. Immunity for the magnetic artifacts is improved by 50dB by replacing the electrical leads with an optical fiber. The effect of nonlinearity of electrooptical portion was successfully suppressed as low as 0.4 % by the digital equalization.

Key Words

artifacts, ambulatory ecg, noise immunity, amplifying electrode, optical transmission

1. はじめに

ホルター心電計は、標準12誘導心電図装置より誘導ノイズ耐性が大きいことが必要である。これは、標準12誘導心電図装置が診察室等に設置されて誘導ノイズ源が近くにないように配置することができ、また、装置を接地することができるのに対して、ホルター心電計は接地ができないことに加えて、装着した被験者が誘導ノイズ源に近付くが可能性が大きいことなどによる。特に、近年の大型テレビジョン受像機やマイクロプロセッサ内蔵の家庭電気機器の普及によって、誘導ノイズ源の数は増加している。生体に取り付けた電極とホルター心電計記録部との間の接続するリード線にはシールド線が使用されているが、必ずしも十分なノイズ耐性が得られていない^{1)~3)}。容量性結合による誘導ノイ

ズへの対策として、これまでにプリアンプ付き電極法を提案した⁴⁾。これは、リード線のインピーダンスを下げるるとともに、リード線を伝送する信号のレベルを上げることによって、誘導ノイズの影響の低減をはかったものである。強力な磁界を発生するノイズ源が近くに存在する場合には、この方法を用いても、リード線に誘導されるノイズを必ずしも十分には排除できない。

ここでは、磁界によって生じる誘導ノイズを低減する一つの方法として、生体に装着した電極から腰部に装着した記録部までの間を光ファイバで結び、心電図信号をアナログ波形のまま伝送することを試みた。生体に取り付けた電極部（プリアンプを含む）の回路を単純にするために、信号をデジタル化せずに伝送することとしている。アナログ光伝送は周囲の電極環境の影響を受けないという大きな利点を持っているが、発光素子と受光素子の非直線形特性によって波形ひずみを生じることが欠点である。こ

では、この波形ひずみを受信側（記録部）においてデジタル的に補正して忠実な波形伝送を実現すること試みた。

2. システムの構想

心電図信号は数100Hz以下の周波数成分を持ち、振幅は数mVである。ここでは、記録する信号の帯域幅を0.05~100Hz(-3db), 振幅を±2mVとし、この信号を8ビットに量子化してデジタルデータとして記録する方式を考える³⁾⁵⁾。

電極で検出した心電図信号を増幅し、電気-光 (EO) 変換器で光信号に変換して、光ファイバを経由して記録部へ伝送する。記録部では、受光した信号を光電 (OE) 変換してから、サンプリングとAD変換を行ってデジタルデータとし、EO/OE変換における非線形性を等化してから、メモリにデジタルデータとして記録する。

ひずみ波形から原波形を復元するには、非線形性で発生した高次高調波を保存することが必要である。心電図信号の波形ひずみをもとに戻すために、ここでは、記録しようとする上限周波数100Hzの第10高周波 (1kHz) まで保存することとし、OE変換出力のひずみ波形を2kHzでサンプリングする。非線形等化後の残存波形ひずみは等化するデータのビット数によって決まるので、記録する8ビットのデータにひずみが残らないように、12ビットの精度でひずみ等化を行うこととした。

ホルター心電計は携帯形システムであるので、小型軽量で低消費電力であることが要求される。ここでは、コイン形リチウム電池で24時間動作するように設定する。

3. システムの構成

図1はホルター心電計用アナログ光伝送システムの構成である。システムは、アンプ付き電極、光伝送路、記録部からなる。

アンプ付き電極は、生体にとりつける電極の背面に増幅器AMP1、低域フィルタLPF1、EO変換器、コイン形リチウム電池を組み込んだものである。生体電極で検出した心電図信号を60dB増幅し、LPF1で100Hzに帯域制限して、EOで光に変換する。EOは赤外LEDであり、バイアス電流1mAで動作させている。ここでは、GaAsLED(Sharp GL501, 発光波長 $\lambda = 950\text{nm}$, 指向特性7度)を用いた。心電図信号電圧に比例するようにLEDの電流を変化させて発光強度を変調する。

光伝送路には開口数NA=0.5, 受光角60°のプラスチックファイバを用いた。光ファイバを含む光伝送系の損失は約20dBである。

記録部は、光電(OE)変換器、増幅器AMP2、アンチエーリアスフィルタLPF2、サンプルホルダSH、AD変換器、非線形等化器EQ及び主メモリMEMとからなる。受光素子には、発光素子のGL501との波長適合性がよいシリコンホトトランジスタ(Sharp PT501)を使用した。PT501のピーク感度波長は800nmであり、指向特性は6度(半値幅)である。PT501の応答は比較的低速であるが、本システムで行おうとする数kHzの信号の伝送には十分である。

EOの出力信号を40dB増幅して、電極への心電図信号入力最大入力±2mVのときAD変換への入力信号が±5Vとなるようにしている。増幅器出力を1kHzのアンチエーリアスフィルタで帯域制限し、2kHzでサンプリングして12ビット

図1. ホルター心電計用アナログ光伝送システム

に量子化する。12ビットのデータを非線形等価器EQで波形ひずみを等化し、8ビットにまとめて主メモリに記憶する。

非線形等化は、次のようにして行う。

(1) 動作レベルの設定

EO/OE系のダイナミックレンジをできるだけ大きくとるために、無信号時のLEDのアイドリング電流を、EO/OE系の伝達特性が飽和する値の半分に設定する。試作システムではこのアイドリング電流は1mAであり、そのときのPTの直流出力電圧は115mVである。

(2) 非線形等化用テーブルの生成 (校正)

システムを被験者に装着する直前に、非線形等化用ルックアップテーブルを更新する。ルックアップテーブルは記憶容量6kBのメモリであり、アドレス0000H~0FFFHをシステムのAD変換出力の12ビットデータに対応させる。

アンプ付き電極の入力に基準信号 (0.7Hz, 4mVpp正弦波) を加え、基準信号とシステムのAD変換出力信号を同時にサンプリングして、それぞれ、12ビットに量子化する。AD変換出力のデータをアドレスとし、そのときの基準信号データをそのアドレスに書き込むことによって、出力対入力対応テーブルが非線形等化用メモリに収容される。このテーブルはAD変換出力電圧と入力心電図信号電圧の間の一意的な関係を保存しており、出力の値をアドレスとしてテーブルの数値を読むことによって、そのときの入力の値を得ることができる。

AD変換出力データが0000H~0FFFHをすきまなく埋めるようにするために、基準信号の周波数はサンプリング周波数2kHzと単純な整数比とならない値とする。ここでは、基準信号周波数を0.97Hzとし、基準信号を加えてテーブルを形成する校正操作に約2分間かけている。

(3) 非線形性の等化 (システム使用時)

システムの動作中には、心電図信号から得られるAD変換出力信号12ビットをルックアップテーブルのアドレスとして与え、対応する原信号入力12ビットを読みだす。なお、この12ビットデータはサンプリングレート2kHzのデータがあるが、非線形等化後の心電図信号として必要な

のは100Hz以下であるから、連続する8個のデータを平均して250Hzサンプリング相当とする。また、所要分解能は8ビットとしたので、12ビットを8ビットにまとめて主メモリに記録する。

4. 試作システムの特性

試作したアナログ光伝送システムの特性と従来のリード線システムとの違いは次のとおりである。

図2(a)は、リード線システムに50Hzの磁界によって誘導されるノイズのスペクトルである。スペクトルの測定帯域幅 (分解能) は3.8Hzである。誘導ノイズ源は交流50Hzを通電したチョークコイル (3mH) であり、誘導を受けるリード線付近の交流磁束密度は約1mTである。図2(a)中の細線は従来形のシステムの誘導ノイズ、太線はプリアンプ付き電極を採用したリード線システムへの誘導ノイズである。従来形リード線システム (細線) では、50Hzとその高調波周波数にノイズがみられる。プリアンプ付きシス

(a) リード線への磁気誘導ノイズ
細線 従来のシステム
太線 アンプ付き電極

(b) 試作した光伝送システムの磁気誘導ノイズ

図2. 磁気誘導ノイズスペクトル
(0dBV=1V)

テム（太線）では、ノイズは50Hzと150Hzだけにみられ、50Hzでの誘導ノイズが45dbである。このことから、磁気的結合による誘導に対しては、プリアンプ付き電極は誘導ノイズ抑制に有効ではあるが、これだけでは、誘導ノイズを排除しきれないことが分かる。

図2(b)は試作したアナログ光伝送システムのシステムノイズスペクトルである。交流磁界を加えているにもかかわらず、図2(a)にみられたような誘導ノイズはまったく現れていない。バックグラウンドノイズは、10Hzにおいて-90dbであり、これは主に受光用ホトトランジスタで発生するノイズである。

図3. 試作光伝送システムの記録再生波形

図3は試作システムの記録再生波形の一例である。上は入力波形、下は試作システムの出力波形である。非線形等化の効果で、目視では入力と出力の違いは見出されない。入力波形と出力波形の差から求めた残存ひずみ率は約0.4%であった。

5. 検 討

試作システムで得られた記録再生波形は目視診断には十分な忠実度をもっているが、本システムで計画した12ビット相当（残存ひずみ率0.024%）の忠実度は実現できていない。この原因として、非線形等化テーブルの不完全性（空

欄の存在）と、システムのノイズとが考えられる。非線形等化テーブルについては、校正の際の書き込み時間と残存空欄数との関係をあらかじめ知ることができるので、校正時に空欄が生じないようにすることができる。

システムのノイズは、図2(b)に見られるように $1/f$ ノイズであり、その大きさは1Hzにおいて-90dbV（帯域幅3.8Hz, 0dbV=1Vrms）である。したがって、信号帯域内0.05~100Hzに含まれるノイズは、最大信号振幅4mVを8ビットに量子化したときの1LSB相当となっている。このことから、システムの残存ひずみ率0.4%は、受光用ホトトランジスタの $1/f$ ノイズによるものであるといえる。ノイズが少ない受光素子を選別して用い、その動作点の設定を最適化することによって、 $1/f$ ノイズを10db程度低減できることが期待できるので、10ビット相当（残存ひずみ率0.1%）は実現できよう。12ビット相当の残存ひずみ率を実現するには、さらに低ノイズの素子を用いることが必要である。なお、記録すべき心電図信号の低域周波数側を切り捨てれば残存ひずみ率を12ビット相当とすることは困難ではないが、そうするとシステムの周波数特性がAHAの基準¹⁾²⁾を満足しないことになるので適当ではない。

LEDの発光強度の増加、PTの変換感度の向上、光ファイバとLED、PTとの結合損失の低減等によって、光伝送系の損失を低減することも重要である。これらが改善されればシステムのS/Nが向上するので、残存ひずみ率の改善につながる。

6. おわりに

ホルター心電図システムの電極と記録部を結ぶリード線のノイズ耐性を向上させることを目的として、アナログ光伝送システムを検討した。この方式では、容量性結合による誘導ノイズを排除できるだけでなく、リード線を用いるシステムでは排除できなかった磁界結合による誘導ノイズも排除できることを確認した。

電気-光変換器等の非線形性に起因する波形ひずみをディジタル的に等価して補償し、残存

ひずみ率をシステムのノイズレベルにすることができた。これによってホルター心電計の誘導ノイズ耐性を著しく改善でき、診断精度の向上に寄与できると考えられる。

参考文献

- 1) C.E.Kossmann, D.A.Brody, G.E.Burch, H.H.Hecht, F.D.Johnston, C.Kay, E.Lepeschkin, H.V.Pipberger, G.Baule, A.S.Berson, S.A.Briller, D.B.Geselowitz, L.G.Horan and O.H.Schmitt: Recommendations for Standardization of Leads and of Specifications for Instruments in Electrocardiography and Vectorcardiography, Report of Committee on Electrocardiography, AHA, Circulation 35: 583-602, 1967
- 2) L.T.Sheffield, A.Berson, D.Bragg-Remschel, P.G.Gillette, R.E.Hermes, L.Hinkle, H.Kennedy, D.M.Mirvis and C.Oliver: Recommendations for Standards of instrumentation and Practice in the Use of Ambulatory Electrocardiography, AHA Spacial Report, Circulation 71, 626A-636A, 1985
- 3) 岡島光治, 橋口住久編著: 心電図システムの信頼性, (株)アイピーシー, p.55, p.87, pp.377-395, 1990.11
- 4) 橋口住久, 宋海年, 周欣欣, 大木真: ホルター心電計の耐ノイズ特性の改善, エル・エス・ティ学会誌 Vol.6, No4, pp.16-20, 1994
- 5) 橋口住久, 大木真, 田村康二: ホルター心電計のデジタル化, 日本ME学会専門別研究会研究報告集 Vol.1, No.6, pp.211-216, 1992