

高采样 Holter 系统心电数据记录与传输技术

闫相国, 郑崇勋, 康 雨

(西安交通大学生物医学信息工程教育部重点实验室, 710049, 西安)

摘要: 为满足开发高性能 Holter 系统的需要,提出了一种高效的心电数据压缩、存储和传输方案。基于整数小波变换的数据压缩算法,通过引入在不同分解尺度取不同阈值的屏蔽函数和基于统计分析的优化编码方案,实现了心电信号的高效、高保真数据压缩。将基于地址映射技术的数据存取模型用于心电数据的高效存储,通过内置 USB 实现了数据的高速传输。实验和临床应用表明,该记录器可以 1 000 Hz 的采样率连续记录 12 导联 24 h 心电图,除可精确记录常规心电图外,还可完整记录起搏心电图和动态高频心电图。

关键词: 心电图; Holter; 数据压缩; 数字信号处理器; 通用串行总线

中图分类号: TH77212 **文献标识码:** A **文章编号:** 0253 - 987X(2004)12 - 1310 - 05

Recording and Transmission Techniques of Electrocardiograph for High Sample Rate Holter System

Yan Xiangguo, Zheng Chongxun, Kang Yu

(The Key Laboratory of Biomedical Information Engineering of Ministry of Education, Xi an Jiaotong University, Xi an 710049, China)

Abstract: To satisfy the development of a high-powered Holter system, an efficient scheme with electrocardiograph (ECG) data compression, storage, and transmission, is proposed. An integer-to-integer wavelet transform based ECG data reduction algorithm is presented, where data reduction with high signal fidelity are achieved by introducing a shelter function with thresholds at different scales and a code scheme based on statistics. An address-mapped approach based data storage model is used to improve data storing efficiently. A built-in USB technique is applied to implement high-speed data transmission. The experiment and clinic application show that it can record 24-hours 12-leads ECG at 1 000 Hz sample rate, and is competent to record normal ECG, paced CG and high-frequency ECG accurately.

Key words: electrocardiograph; Holter; data compression; digital signal processor; universal serial bus

近年来,动态心电图系统(Holter)在临床中得到了广泛应用。随着存储器技术和医学数字信号处理技术的飞速发展,数字连续记录式 Holter 系统逐步取代传统的磁带式已成为主流产品,记录导联数也从 2~3 导联向 12 导联乃至 18 导联发展。随着起搏技术的发展和心脏起搏器的大量使用,以高采样率和高精度 A/D 技术为基础的起搏心电图分析和心室晚电位分析成为 Holter 技术的研究热点^[1]。Holter 系统的心电图记录器是连续 24 h 记录患者的心电图(ECG),它在 Holter 中占有重要地位,其性能直接决定 Holter 的整体性能。

用于心律失常分析的常规 Holter 采样率一般在 250 Hz 以下,由于起搏脉冲和心室晚电位信息包含 100 Hz 以上的频率成分,只有选择 1 000 Hz 以上的采样率才能完整记录。由于 24 h 12 导联心电图记录容量将高达 1 GB,所以必须进行高效的数据压缩^[2,3]。文献[4]给出了一种 2+1 的起搏心电图记录方案,由于数据采样率仍为 250 Hz,从而记录的起搏波形会出现严重失真。

目前,通用的数据记录与传输方案是以闪存为记录介质的通用串行总线(USB)传输技术,分外置(插卡)式和内置式两种。外置式是以专业公司生产

的闪光卡为记录介质,每次通过拔插卡进行记录和回放,使用较为方便,数据回放通过专用的读卡器,不需复杂的 USB 编程.其缺点是由于在使用过程中频繁拔插,容易出现接触不良等故障.内置式是把数据采集、数据记录、USB 数据传输集成到一体,克服了其他方式的缺点,是最理想的记录方式^[5-7].

1 ECG 记录器结构组成

数字化心电信号记录器用于 ECG 数据的长时间记录与快速传输,它以 TI 公司的高性能 TMS320VC5410DSP 和 MSP430F149 等为核心,利用基于整-整小波变换的数据压缩技术对心电信号进行高效的压缩处理,存入超大容量闪存中,并通过 USB 控制接口传送到系统主机.记录器由模拟部分和数字系统部分组成,其框图如图 1 所示.

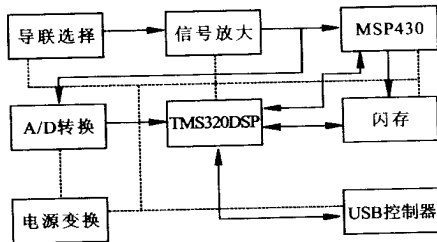


图 1 记录器结构框图

模拟部分是一组具有高共模抑制比和高增益的程控生理信号放大器和相应的带通滤波电路.数字部分采用双 CPU 方案,DSP 完成心电信号数据采集、数字滤波、数据压缩和编码存储以及数据传输等工作,MSP430F149 主要用于系统的控制功能,两个 CPU 之间通过高速串行通讯实现协调工作.

心电数据的存储介质是超大容量闪存 K9 K1 G08 U0M,其容量为 128 MB × 8 bit,共有 8 192 个 16 kB 的块组成,每个块包含 32 个 512 B 的页,擦除、读、写操作的典型工作电流为 10 mA,备用状态电流为 10 μA.所有的控制命令、存储地址和数据均通过 8 根通用 I/O 线与 DSP 外部控制器连接,从而可保证选用更大容量存储器进行系统升级时的系统兼容性.

USB 控制器选用的是 Philips PDIUSB12,它完全遵从 USB111 标准,3.13 V 的电源电压特别适合电池供电设备使用.它提供了 6 个端点,可实现 USB 协议规定的控制传输、块传输、中断传输和同步传输 4 种数据传输方式.

电路为电池供电,为了在保证系统功能的前提下有效地降低功耗,模拟电路采用 5 V 单电源芯片,数字电路全部采用 3.13 V 低功耗器件.电源变换电路分别提供模拟电路所需的 5 V、数字电路所需的 2.15 V 和 3.13 V 电源.

2 记录器相关技术

2.1 数据压缩

按 12 导 1 000 Hz 采样、12 位 A/D 计算,24 h 的心电数据量高达 1 GB.对于如此大数据量进行高效存储是首先要解决的问题,高性能的数据压缩技术是一种有效的解决方案.文献[2,3]是两种基于整-整小波多分辨分解的心电数据压缩算法,分别用于数据无损压缩和信息无损(数据微损)压缩.本文采用的是两种算法的有机结合,即在多分辨分解中 250 Hz 以下为数据无损压缩,其他为信息无损压缩.

两种数据压缩算法的特点是在高数据压缩率的同时可取得很好的数据保真度,所有的运算仅需简单的整数运算,可完全避开复杂的浮点运算和浮点存储.此方法特别适合嵌入式系统应用,其基本原理简述如下.

算法采用的整-整小波变换是 $\frac{h_2}{f_6}$ 二进系数滤波器组, H_0 为 z^{-1} 的 1 次多项式, F_0 为 z^{-1} 的 5 次多项式

$$\left. \begin{aligned} H_0(z) &= \frac{(1+z^{-1})}{2} \\ F_0(z) &= \frac{(-1+z^{-1}+8z^{-2}+8z^{-3}+z^{-4}-z^{-5})}{8} \end{aligned} \right\} \quad (1)$$

通过整-整小波变换把输入信号分解为低频和 高频信号,它们的采样率为输入信号采样率的一半,此分解称为在尺度 2^{-1} 上的变换.如果把此低频输出信号作为输入信号重新分解,又可得一对新的低频和高频信号,其采样率为原始信号采样率的 1/4,此分解称为在尺度 2^{-2} 上的变换,依此类推.这一过程称为多分辨分解,采用此方法的数据分析技术即为多分辨分析技术.

基于上述多分辨分析技术,式(1)所对应的整-整映射为

$$\left. \begin{aligned} b_{2^m}(k) &= a_{2^{m+1}}(2k+1) - a_{2^m}(2k) \\ a_{2^m}(k) &= a_{2^{m+1}}(2k) + \lfloor b_{2^m}(k)/2 \rfloor \\ b_{2^m}(k) &= b_{2^m}(k) + \lfloor a_{2^m}(k-1)/4 - \\ &\quad a_{2^m}(k+1)/4 + 1/2 \rfloor \end{aligned} \right\} \quad (2)$$

式中: a_2^{m+1} 为输入信号; a_2^m 和 b_2^m 分别是分解得到的低频和低频输出信号; b_2^m 是计算过程中的中间变量; $\lfloor \cdot \rfloor$ 代表不超过半括号内值的最大整数。通过此映射可把原始输入信号 a_2^{m+1} 分解为长度分别为一半的高频信号 b_2^m 和低频信号 a_2^m 。采用多分辨分析技术, 对分解后的低频信号 a_2^m 以同样的过程在不同的尺度 2^{m+1} ($-M < m < -1$, M 为欲分解的最大级数) 上进行分解, 即可把原始信号分解为一组在不同频带上的频率成分, 对在不同分解尺度得到的值, 通过引入不同阈值的屏蔽函数和基于统计分析的优化编码方案, 实现心电数据的高效、高保真压缩。算法的详细描述可参考文献[2,3]。

ECG 信号是一种非平稳信号, 每个心跳周期主要由 QRS 复合波、P 波、T 波、ST 段和基线等组成。QRS 复合波的能量集中在 5 ~ 15 Hz, 而 P 波和 T 波的能量集中在 5 Hz 以下。在 Holter 系统中, 对于常规心电图, 其主要频率成分在 75 Hz 以下, 所以为了保留这部分的完整信息, 在 250 Hz 以下采用文献[2]给出的数据无损压缩算法。

心室晚电位 (VLP) 是处于 QRS 复合波后端到 T 波开始的一段低幅、高频信号, 它的能量分布在 40 ~ 200 Hz。在起搏心电图, 起搏脉冲是宽度为 0.15 ~ 4 ms 的方波, 且往往幅度较高, 实际上经胸壁传导到体表时已不是方波, 且宽度大于 1 ms, 但有效宽度仍较窄, 它的能量分布在 100 Hz 以上。所以, 为了有效保留心室晚电位和起搏脉冲等高频成分, 在 250 Hz 以上采用文献[3]给出的信息无损压缩算法。

2.1.2 数据存储

K9 K1 G08 U0 M 是超大容量闪存, 其容量为 128 MB \times 8 bit, 共有 8 192 个 16 kB 字节的块组成, 在制造中会出现不能使用的坏块, 在使用过程中也会产生新的坏块。为保证记录数据的可靠性, 在存储过程中必须对坏块进行有效隔离。在以下 3 种情况下会产生坏块:

- (1) 制造过程中出现坏块, 器件出厂时厂家会提供坏块信息;
- (2) 在擦除操作时会出现新的坏块;
- (3) 在写入数据时会出现新的坏块, 为保证写入数据的可靠性, 必须进行相应的块搬移操作。

坏块的产生将使连续的数据存储在物理层面上出现地址的不连续, 从而导致软件编程的复杂化。为简化软件设计, 我们提出如图 2 所示的数据存取模型。

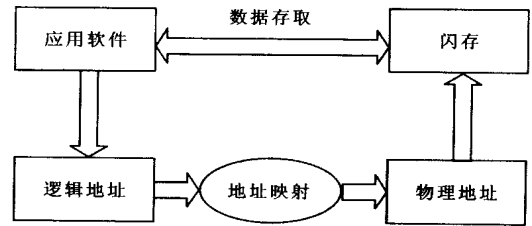


图2 数据存取模型

根据坏块信息建立坏块列表, 应用软件设计采用的是连续的逻辑地址, 通过坏块列表和地址映射把逻辑地址变换为正确的物理地址, 并把数据写入到正确的物理空间。通过地址映射技术把坏块在逻辑层面进行有效隔离, 使应用软件层面完全避开坏块的影响, 达到简化编程的目的。

数据存取包括以下基本操作。

(1) 块擦除。任何闪存器件的写入操作都只能在空的或已擦除的单元内进行, 所以在大多数情况下, 当新数据写入一个扇区时, 闪存都必须进行擦除。擦除操作以块为单位, 首先启动块擦除建立命令, 接着装入需要的块地址, 最后是擦除确认命令, 至此完成内部擦除过程。在输入擦除确认命令后, 内部写控制器进行擦除操作和擦除校验。当擦除操作完成后可以校验写状态位确认擦除是否成功, 如果失败将修改坏块列表。

(2) 页编程。编程操作以页为单位, 但它允许在 1 个页编程周期内进行 1 个字节或连续的直到 528 字节的多分页编程。在没有阻碍擦除操作的同一页内, 连续分页编程操作的个数主阵列不能超过 2 个, 后备阵列不能超过 3 个。数据装入阶段开始于输入编程命令, 接着是 4 个周期的地址输入和数据装入, 非编程字节不需要装入。一旦编程操作开始, 就可以读状态寄存器中的状态位。系统控制器也可以通过 R/B 引脚输出来监测编程操作周期的完成与否。页编程操作完成后, 可以查看状态位 I/O0, 为“0”表明编程成功, 为“1”则编程出错。如果出错将进行块搬移和修改坏块列表。

(3) 读操作。闪速存储器上电后就处于读存储单元状态。读操作有随机读、串行页读和连续行读 3 种类型。当改变页地址时, 使能随机读模式。被选中的 1 页在 10 μ s 内就传送到数据寄存器中, 系统控制器可以通过 R/B 引脚监测数据传送的完成与否。一旦页中的数据被装入到寄存器中, 数据就可以在 60 ns 的周期内连续读出。

213 数据传输

在 USB 应用中,对于主机和设备的通信,USB 协议规定 4 种数据传输方式,它们分别是控制传输、块传输、中断传输和同步传输。

(1) 控制传输为系统软件用来配置设备并且 USB 对其进行控制的传输方式。每个设备都有一个缺省的 USB 控制传输管道(端点 0),用于接受主机发来的控制命令。当某一次数据事务的数据包小于有效数据负载时,通信双方默认传输结束。

(2) 块传输主要针对的是主机和设备之间有大量的数据需要传输而又不要求同步性的场合。块传输方式的有效数据负载可以为 8、16、32 或 64 字节。当某一次数据事务的数据包小于有效数据负载时,通信双方默认传输结束。

(3) 中断传输主要针对小规模数据的低速、固定延时的传输,主机按周期查询设备的相应端点并进行通信。

(4) 同步传输主要用于主机和设备之间周期性、连续的数据通信,它不能纠正传输中的误码。

USB 块传输系统由 USB 主机和块传输设备两部分构成,使用控制传输和块传输来实现主机和设备之间的通信。图 3 为系统的数据通信模型。

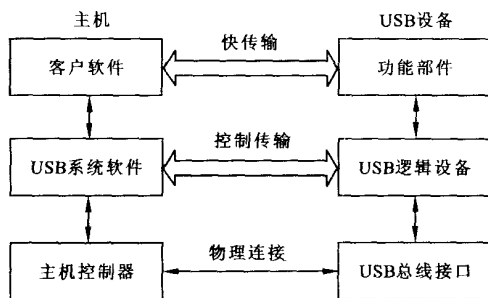


图 3 系统数据通信模型

主机控制所有对设备的访问,从通信的角度看,分为客户软件层、USB 系统软件层和 USB 主机控制器。设备分为 USB 总线接口层、USB 逻辑设备层和功能层。客户软件 USB 和与其对应的 USB 块传输设备的功能层进行通信,实现块传输设备特殊的功能应用。系统软件对 USB 设备和客户软件之间的通信进行管理,而从逻辑上看,逻辑设备层与 USB 系统软件层对应,并完成系统中一些共同的工作。如 USB 设备的枚举和配置,参与各种类型的数据传输,电源管理以及报告设备和总线的一些状态信息并进行处理等。USB 主机控制器是主机方的 USB 接口,它是软硬件的总称。总线接口层提供主

机和设备之间物理连接。

记录器的 USB 传输软件(固件)是用于实现设备按协议所进行的通信。USB 所有的设备在设备的缺省控制通道处对主机的请求发出响应,这些请求是通过使用控制传输进行发送,请求及请求的参数通过 Setup 数据包发向设备主机,负责设置 Setup 数据包内每一个域的值。

USB 固件由命令处理、中断处理、底层硬件操作等模块组成,在不同层次上实现相应处理。它与数据采集、压缩、存储等其他功能模块一起,组成完整的记录器软件系统。软件采用 C 语言与汇编语言混合编程。

命令处理负责记录器与 PC 主机通过 USB 通信,除完成数据传输外,还要进行记录器参数修改、状态检查、功能设置等操作。为简化编程和便于系统升级,记录器与 PC 主机的通信以命令加参数的方式实现。对记录器读写、记录器编程、记录导联和采样率设置等操作均通过命令进行控制。

中断处理负责处理所产生的中断。程序首先读取 PDIUSBD12 的中断寄存器,判断中断产生的原因,然后转到相应的程序块进行处理,包括查找中断源模块、总线复位处理模块、悬挂处理模块、控制输入处理模块、控制输出处理模块、块输入处理模块、块输出处理模块。

底层硬件操作是最低层次的软件,使用端口直接访问 PDIUSBD12,由汇编语言编程实现。

3 实验

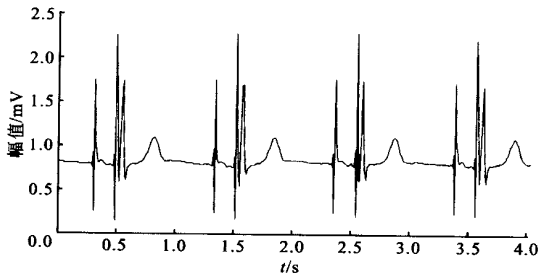
311 模拟测试与检测

以上述数据压缩、存储、传输方案为基础,我们开发了可进行起搏心电图记录与分析的高采样 Holter 系统,用 MIT - BIH 心律失常数据库数据经 D/A 转换后输出的模拟信号、可编程信号发生器、心电信号发生器等对系统记录和传输功能进行了测试,陕西省产品质量监督检验所对其整体性能进行了全面检测。结果表明:心电信号放大器带宽为 0105 ~ 150 Hz,记录通道为 3 导联和 12 导联,采样率为 250 Hz、500 Hz、1 000 Hz (3 导联时最高可达 4 000 Hz),A/D 精度为 12 字节,在两节 AA 电池供电时记录器整机电流小于 50 mA,可连续记录 24/48 h 心电信号,12 导联 24 h 数据传输时间小于 2 min。

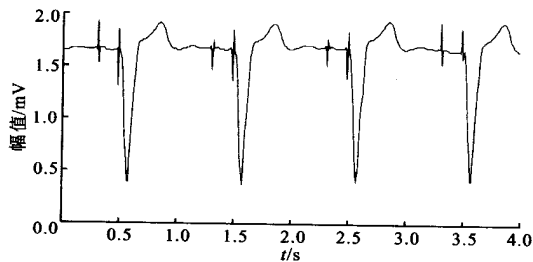
312 临床应用

开发的 Holter 系统在第四军医大学西京医院

和西安交通大学第一医院进行了近 300 例的临床应用,记录类型包括 3 导联和 12 导联的常规心电和起搏心电,记录时间为 24 h 和 48 h. 图 4 是记录的两个安装起搏器患者的起搏心电图.



(a) 高幅双腔起搏心电图



(b) 低幅双腔起搏心电图

图 4 起搏心电图

从图 4 可以看出,记录的波形不但包含心电图的完整信息,而且不管是高起搏脉冲还是低起搏脉冲的情况,均能对起搏脉冲的位置和形状进行精确记录.

4 结 论

本文针对开发高采样率的高性能 Holter 系统所面临的心电数据记录和传输等关键问题,提出了一种高效的心电数据压缩、存储和传输整体方案. ECG 信号是一种非平稳信号,每个心跳周期主要由 QRS 复合波、P 波、T 波、ST 段和基线等组成,它们包含不同的频率成分,但都在 75 Hz 以下. 心室晚电位(VLP)是处于 QRS 复合波后端到 T 波开始的一段低幅、高频信号,它的能量分布在 40 ~ 200 Hz. 在起搏心电图中,起搏脉冲是宽度为 0.15 ~ 4 ms 的方波,且往往幅度较高,能量分布在 100 Hz 以上. 基于整-整小波变换的数据压缩算法是通过引入在不同分解尺度取不同阈值的屏蔽函数和基于统计分析

的优化编码方案,实现心电信号的高效、高保真数据压缩. 算法采用的整-整小波变换保证所有的运算仅需简单的整数运算,可完全避免复杂的浮点运算和浮点存储,特别适合嵌入式系统应用. 超大容量闪存中坏块的产生将使连续的数据存储在物理层面上出现地址的不连续,从而导致软件编程的复杂化. 为简化软件设计,提出了一种基于地址映射技术的数据存取模型,实现压缩数据的高效存储. 为提高系统的可靠性,数据传输采用内置 USB 技术,内置式是把数据采集、数据记录、USB 数据传输集成到一体,克服了其他方式的缺点,是最理想的记录方式.

文中介绍的数据压缩、存储、传输技术是开发高性能 Holter 系统的理想心电数据记录和传输方案,以此为基础开发出了高采样 Holter 系统. 该系统不但能精确记录常规心电图,还可完整记录起搏心电图和动态高频心电图,目前系统已通过陕西省科技厅组织的专家鉴定,认为总体性能达到国际先进水平.

参考文献:

- [1] Tashiro R, Kabei N, Katayama K, et al. Development of an electrostatic generator for a cardiac pacemaker that harnesses the ventricular wall motion [J]. *Journal of Artificial Organs*, 2002, 5(4): 239 - 245.
- [2] 闫相国,郑崇勋,伍晓宇,等. 基于滤波器组的 ECG 无损数据压缩技术[J]. *中国生物医学工程学报*, 2001, 20(5): 417 - 422.
- [3] 闫相国,郑崇勋,伍晓宇,等. 基于整-整小波变换的心电数据压缩算法[J]. *西安交通大学学报*, 1999, 33(12): 96 - 100.
- [4] 董建园,张敏琪,倪立春,等. 起搏心电图计算机分析的几个问题[J]. *北京生物医学工程*, 2003, 22(3): 215 - 218.
- [5] 李延斌. 浅谈怎样选购动态心电图仪[J]. *中国医疗器械信息*, 2002, 8(1): 45 - 46.
- [6] 孙 庚,蒋国强. USB 块传输设备的设计与实现 [J]. *计算机工程*, 2003, 29(6): 180 - 182.
- [7] 夏雪飞,刘玉珍,张焕国,等. USB 设备供应商自定义设备请求的固件实现 [J]. *计算机工程*, 2003, 29(2): 59 - 60.

(编辑 杜秀杰)