

SoPC 技术在体外反搏控制系统中的应用

曾璐¹, 陆荣双¹, 赖德慧²

(1.江西理工大学, 江西 赣州 341000;

2.赣州卫生学校, 江西 赣州 341000)

摘要: 研究了一种基于 SoPC 的体外反搏控制系统, 通过 SoPC 技术将数据采集控制模块、中央处理器、VGA 控制器等单元集成到一块 FPGA 芯片上, 该系统具有性能高、抗干扰性强、可重构、易扩展等优点。同时采用了数字信号处理和硬件电路相结合的方法进行基线矫正和自动增益调节, 提高系统的适用性。系统很好地完成了对体外反搏装置的控制, 同时也推进了体外反搏系统向微型化、家庭化的方向发展。

关键词: 体外反搏; SoPC; 小波分析; 心电信号

中图分类号: TP39

文献标识码: A

文章编号: 1674-7720(2013)22-0072-02

Application of SoPC technique on external counter pulsation control system

Zeng Lu¹, Lu Rongshuang¹, Lai Dehui²

(1.Jiangxi University of Science and Technology, Ganzhou 341000, China;

2.Health School of Ganzhou in Jiangxi Province, Ganzhou 341000, China)

Abstract: This paper has studied an external counter pulsation control system based on SoPC. Through SoPC technology, the data acquisition module, CPU, VGA controller and so on, have been integrated into a single FPGA chip. So the system has the advantages of high performance, strong anti-jamming, reconfigurable and scalability. This system can control external counter pulsation equipment(ECP) well, and promotes the ECP to develop towards miniaturization and family.

Key words: ECP; SoPC; wavelet analysis; ECC

体外反搏器是一种无创伤的体外辅助循环装置, 在增强心、脑等器官的血液供应, 促进缺血组织器官侧支循环的建立以及消除疲劳等方面具有显著的功效^[1]。SoPC(System on a Programmable Chip)技术结合了嵌入式系统和 FPGA 的优点, 为高性能的系统设计提供了新的实现方法, 它具有电路体积小、易编程、运行速度快、稳定性高、软件设计灵活的特点, 在医疗器械开发中有广泛的应用前景。采用 SoPC 技术设计体外反搏器的控制系统能使整个系统在性能、抗干扰、重构性和扩展性等方面都得到显著改善, 同时也促进了体外反搏器向微型化、家庭化的方向发展。

1 体外反搏的医学机理及实现

心脏的供血主要在心脏的舒张期内完成。如果在心脏舒张期内人为增高动脉血压, 就会增加心脏的供血——这就是体外反搏最基本的医学机理^[2]。

体外反搏系统是一种无创伤机械辅助循环装置, 它

是一种应用计算机进行控制的气压驱动系统。作为一种用于防治心脑血管疾病的医疗设备, 它通过先进的计算机软件控制包裹于人体下半身的气囊, 在心脏舒张期序贯式地加压, 使下半身的血液驱返至主动脉, 使舒张压明显增高, 大量血液向心脑、肾、五官灌注, 为心脏增加血流, 同时降低主动脉收缩压, 减轻心脏的阻力负荷及心肌耗氧量^[3]。

心脏舒张期产生时间的检测十分重要, 其中检测心电信号是最直接的方法。如图 1 所示, 典型的心电信号

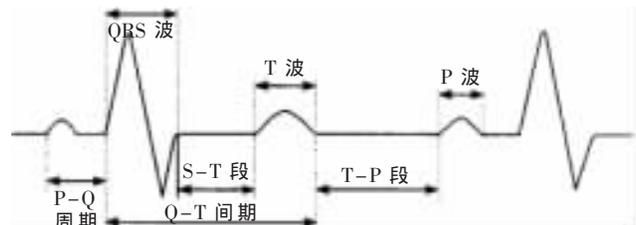


图 1 典型心电图波形

欢迎网上投稿 www.pcachina.com 75

技术与方法 Technique and Method

主要由 P 波、QRS 波群、T 波等组成。P 波对应于心房收缩开始, P-Q 期间代表心房收缩开始至心室收缩开始的时间, T 波反映心室舒张期开始。由于 T 波幅值小、不易检测, QRS 波幅值大、斜率大, 本设计通过 QRS 波来识别心脏的舒张期^[4]。当检测到 QRS 波后, 系统延时 Q-T 间期, 便对气囊依次充气; 当充气时间到了设定时间时, 便控制气囊放气; 反搏控制系统会根据不断检测到的心电周期计算出 Q-T 间期, 并自动调节反搏参数, 从而保证反搏时序能自动跟踪心电信号的变换。

2 体外反搏控制系统的设计与实现

2.1 系统总体结构图

体外反搏控制系统的结构图如图 2 所示。该系统主要由信号采集检测部分、控制器和执行机构等组成。在信号检测回路中, 利用作用在人体表面的电极直接检测皮肤表面两点间的电位差, 从而得到心电信号, 另一路是利用一种光电传感器检测脉搏血流状况, 判断反搏效果。以 SoPC 为核心的片上系统的功能是对采集的心电信号进行处理, 以控制包裹在人体下肢及臀部上的气囊, 使之按反搏要求充放气, 同时还需要协调系统各部分的动作。执行部分有气泵、储气箱、电磁阀、气路和气囊^[5]。通过控制器对电磁阀的控制, 对气囊进行充放气, 从而实现对人体动脉的序贯式反搏。

2.2 系统硬件设计

体外反搏控制系统的硬件系统主要包括心电信号采集及预处理模块、SoPC 和电磁阀驱动模块。其中 SoPC 又包括心电信号处理及识别模块和显示模块等。从人体体表拾取的心电信号很微弱, 一般只有 0.05 mV~5 mV。在测量中, 对于如此微弱的信号, 采集之前必须进行预处理。心电信号采集及预处理模块的功能就是对心电信号进行适当的放大, 并滤除干扰信号。其中主要的干扰是基线漂移、工频干扰和肌电干扰。由呼吸引起的基线漂移信号的频率一般低于 1 Hz, 是十分缓慢的信号; 工频干扰是由人体分布电容引起的, 频率固定为 50 Hz; 肌电干扰频率一般在 5 Hz~2 kHz 之间, 表现为不规则的杂波形式。



图 2 体外反搏控制系统结构图

SoPC 主控制器是本系统的重点, 主要包括数据采集模块、抑制基线漂移控制模块、小波算法模块、Nios II 模块和 VGA 显示控制模块等。数据采集模块的功能是产生 A/D 转换芯片的控制信号, 并将 A/D 转换后的串行数据变成并行数据, 随后产生相应的中断信号, 以提示 Nios II 采集数据有效; 抑制基线漂移控制模块的功能是

将采集进来的数据进行滑动求均值, 并由求得的均值判断是否基线漂移, 如果漂移了则产生控制信号控制基线漂移抑制电路进行调节; 小波算法模块的功能是根据 Mallat 小波算法进行多尺度小波分解, 从而得到多尺度上的细节信号; Nios II 模块的功能是协调各部分的运行, 计算出检测 R 波的初始阈值, 随后还需根据小波分解所得的多尺度细节信号不断地更新阈值。另外由于此模块能得到 R 波幅值, 而自动增益调节的依据就是 R 波的幅值, 因此该模块还兼有产生自动增益调节电路的控制信号, 实现自动增益调节的功能。与此同时还应根据阈值实时地检测 R 波, 在检测到 R 波后启动定时器, 进行反搏控制。而且在信号采集期间还要根据存储区中的采集信号改写片外 SRAM 中的显示数据, 而该模块中的 DMA 功能块负责将 SRAM 中的显示数据送到 VGA 控制器的 FIFO 中; VGA 显示控制模块的功能是接收 DMA 传送的数据, 产生 VGA 显示器的同步信号和三基色信号, 从而将采集进来的心电信号和指脉信号, 以及相应的参数和系统工作状态送到显示器上显示。SoPC 的内部结构图如图 3 所示。

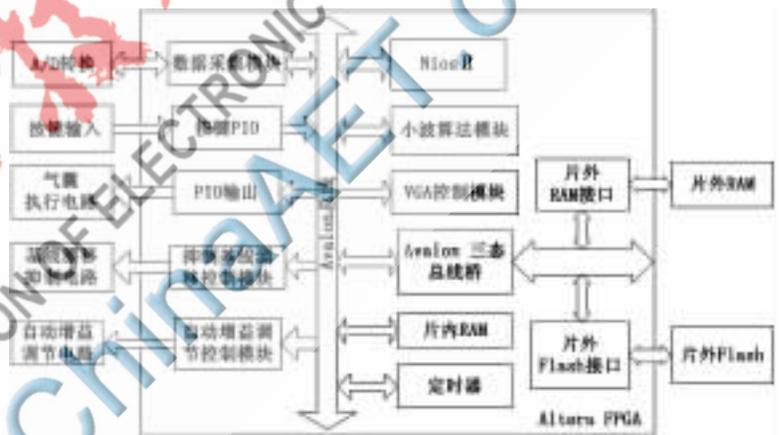


图 3 SoPC 结构组成图

体外反搏的输出部分主要包括气泵、电磁阀、输气管道和气囊。电磁阀分别根据设定的时序, 用功率三极管 TIP41C 进行驱动。体外反搏要求充气迅速, 因此气泵应选择大流量低压泵, 与此同时, 为了使输出气压稳定和提高瞬时气体流量, 本系统增加了一个储气罐, 而储气罐的压力由压力阀控制。

2.3 系统软件设计

体外反搏控制系统的系统软件设计思想是: 首先进行数据采集, 待采集的数据存满数据存储区后, 让系统有个开机自学习的过程, 在此过程中系统不进行反搏操作, 而是根据采集的心电信号计算出检测 R 波的初始阈值, 由此结束开机自学习过程; 然后用初始阈值检测下个采样周期中的 R 波信号, 并进行反搏操作。在此之后系统软件不断地更新检测 R 波的阈值, 实现可变阈值检测^[6]。由于检测 R 波的阈值要由原信号中的 R 波数

据计算得出,为了避免新采集的数据覆盖以前数据的情况发生,本系统设置了一个存储区标志位,使得数据采集和阈值更新分别在两个不同的存储区中进行,并不断地在两个存储区间相互切换。而反搏的具体过程如下:在检测到 R 波后,延时一段时间,顺序地打开 3 个充气阀,最后根据反搏时间关断充气阀、打开排气阀。这里的反搏时间可以自由设置。此外系统中还含有自动增益调节电路,并由 R 波的平均值来判断如何进行调节。当 R 波的平均值小于某个阈值时,则控制自动增益调节电路使增益变大,反之则使增益变小。

本文设计了一种基于 SoPC 技术的体外反搏控制系统,该系统具有设计使用简单、功耗低、抗干扰性强、系统可扩展等特点。使用者可以根据设计需求,结合临床实验,对系统的各项指标和功能进行完善,提高工作性能。

参考文献

- [1] 刘金琪,许万平,肖煜东.心电信号检测与体外反搏控制系统设计[J].机械与电子,2003,27(3):32-34.
- [2] 孙光耀,余生晨.小波变换在 QRS 波检测中的应用[J].北方工业大学学报,2003,15(3):15-17.
- [3] 李海云,郑振声.一种新型体外反搏控制系统的研究[J].中国医疗器械杂志,1999,23(4):187-189.
- [4] 伍时桂.体外反搏的理论分析[C].第四届全国生物医学工程学术会议,武汉:1990:54-55.
- [5] 曾璐.依赖虚拟仪器的体外反搏控制系统设计[J].电子技术,2007,34(1):64-66.
- [6] 曾璐,汪锋锁.基于 LabVIEW 的体外反搏系统软件设计[J].仪器仪表与分析监测,2006,11(4):32-33.

(收稿日期:2013-05-18)

作者简介:

曾璐,女,1981年生,硕士,讲师,主要研究方向:智能仪器与自动化技术。