

基于 FPGA 的心脏扫描自动管电流调制控制系统设计与分析

朱 炯, 李 康, 徐亦飞

(明峰医疗系统股份有限公司, 浙江 绍兴 312000)

摘 要: 心脏扫描图形重建是在心脏舒张期阶段有效, 其余扫描时段不使用。因此可采用前瞻式扫描方法来进行扫描来降低辐射剂量, 而由于扫描横切面的不同, 可以使用自动管电流调制技术(Dose of Modulation, DOM)来进一步降低辐射剂量。自动管电流调制技术即根据被扫物体不同角度下横截面的衰减差异来实时调整管电流的大小, 从而提高射线效率来降低辐射剂量。通过结合两者的特点, 设计一种类前瞻式心脏扫描自动管电流调制控制系统, 实现了心脏扫描辐射降低, 图像质量良好的效果。

关键词: FPGA; 心脏扫描; DOM

中图分类号: TN709

文献标识码: A

DOI: 10.16157/j.issn.0258-7998.212022

中文引用格式: 朱炯, 李康, 徐亦飞. 基于 FPGA 的心脏扫描自动管电流调制控制系统设计与分析[J]. 电子技术应用, 2021, 47(12): 31-34, 38.

英文引用格式: Zhu Jiong, Li Kang, Xu Yifei. Design and analysis of cardiac scans use dose of modulation control system based on FPGA[J]. Application of Electronic Technique, 2021, 47(12): 31-34, 38.

Design and analysis of cardiac scans use dose of modulation control system based on FPGA

Zhu Jiong, Li Kang, Xu Yifei

(Minfound Medical Co., Ltd., Shaoxing 312000, China)

Abstract: When applying a cardiac scan, the image reconstruction only needs the expose data that sampled in the cardiac diastolic phase, and other periods sampled data are discarded. Therefore, the forward-looking scan pattern can be used in order to reduce the radiation dose. Due to the different cross sections of the scanning plane, the dose of modulation(DOM) can be used to reduce the radiation dose further. According to the attenuation difference of the cross section of the scanned object at different angles, the DOM adjusts the mA value based on the angles in real time, so the DOM can improve the xray efficiency and reduce the radiation dose. By combining the characteristics of the two, a forward-looking automatic tube current modulation control system for cardiac scanning is designed, which realizes the effect of reducing cardiac scanning radiation and getting good image quality.

Key words: FPGA; cardiac scan; DOM

0 引言

目前在使用的的心脏扫描降低辐射剂量的方法主要是采用双源 CT, 加快扫描转速并使用前瞻式扫描来实现^[1-4]。

采用单源 CT 实现低剂量心脏扫描是加强单源 CT 使用范围的途径。而单源 CT 普遍采用的是回顾式扫描方式, 采用 FPGA 为核心的心脏扫描自动管电流调制控制系统设计, 实时监测外部输入的心脏信号, 结合自动管电流调节技术, 实现类前瞻式心脏扫描方法, 在保持图像质量的前提下, 降低辐射剂量, 且可根据图像重建范围调整管电流自动调节区域。

1 心脏扫描自动管电流调制算法的实现

回顾式心脏扫描重建算法是一种在整个扫描期间

持续曝光, 但是在重建时只使用心脏舒张期对应的一部分数据的算法。相对于前瞻式扫描, 回顾式扫描的优点在于重建时可任意选择不同的期相, 增加了扫描成功率。其缺点在于, 不论如何选择期相, 总有很大一部分数据没有用于重建。

心脏扫描自动管电流调制算法可以控制管电流在用户指定的时相附近进行大电流曝光, 保证图像质量, 在其他位置则使用较小的电流, 降低剂量。

1.1 算法的内容

算法实现时首先需要根据上一次 R 波的位置预测下一个 R 波的时间。假设病人的心跳是稳定的, 则有:

$$T_{rNext} = 2 \times T_{rCurr} - T_{rPrev}$$

其中, T_{rCurr} 是最新一个 R 波的时间戳, T_{rPrev} 是上一个 R

波的时间戳, T_{rNext} 是预测的下一个 R 波的时间戳。

在得到了当前 R 和下一个 R 波的时间戳之后, 加上用户指定的重建时相, 以及扫描使用的转速等信息, 可以计算重建窗口对应的时间。如图 1 所示, 以当前 R 波的时间戳为时间轴的 0 点, 下一个 R 波的时间戳记为 t_r 。根据锥束 CT 重建原理, 需要至少 180° 加上扇角的投影数据。这些投影对应的时间轴为 t_2 到 t_3 。考虑到管电流的上升和下降本身需要一定的时间, 因此需要预留一小段时间。图中 t_1 到 t_2 段为预留的管电流上升需要的时间, t_3 到 t_4 为预留的管电流下降需要的时间。管电流本身的上升下降速度与 X 射线球管、高压等都有关系, 需要通过测试得到。

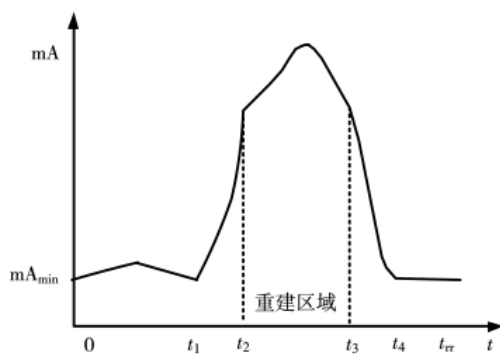


图 1 一个心脏扫描过程 mA(管电流)变化曲线

重建窗口时间轴信息。以当前 R 波时间戳为 0, 下一个 R 波的时间戳为 t_r , 被调制管电流开始上升的时间点为 t_1 , 达到预期电流的截止时间为 t_2 , 预期电流的结束时间为 t_3 , 达到设定最小电流的截止时间为 t_4 。

1.2 控制流程

算法根据平板扫描的数据计算出需要扫描范围内每圈的 mA(管电流)值, 由于受到高压控制器响应速度的限制, 每圈的 mA 变化个数为 K 个点。FPGA 读取外部编码信号, 计算 DOM 的开始点和结束点, 在此阶段根据角度信息为 RAM 的地址, 读取 mA 值, 将其发送给高压发生器, 从而实现自动管电流调制。

2 FPGA 系统设计

FPGA 上实现心脏扫描自动管电流调制控制主要包括数据传输、控制接口、心脏扫描控制、外部信号解码和高压控制接口 5 部分^[5-6]。系统整体原理架构图如图 2 所示。

2.1 系统结构

心脏扫描过程 mA 控制流程如图 3 所示。在心脏扫描过程前, 将采集到的平面数据计算得到的不同位置不同角度的管电流变化表数据传输到 FPGA 的 RAM 进行存储^[7-9], 然后将需要图像处理的心脏扫描范围发送至 FPGA 的控制寄存器; 解码模块将滑环孔位信号和心脏信号分别解码输出, 滑环孔位信息是用来计算读取 RAM 的地址, 心脏信号用于计算前一个 R 波间的间隔时间; 心脏扫描控制模块是整个控制的核心, 其控制

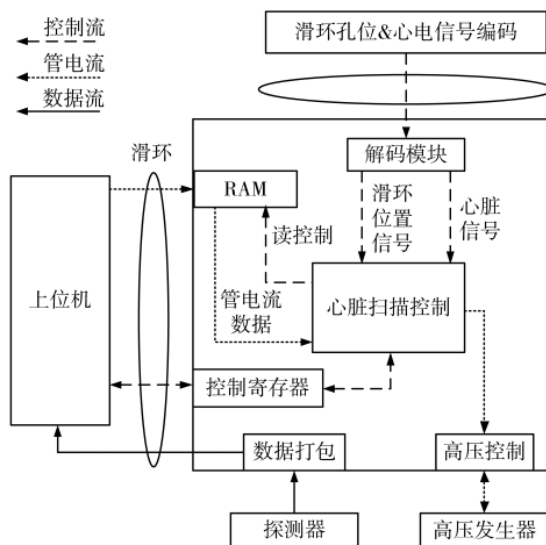


图 2 系统整体原理架构图

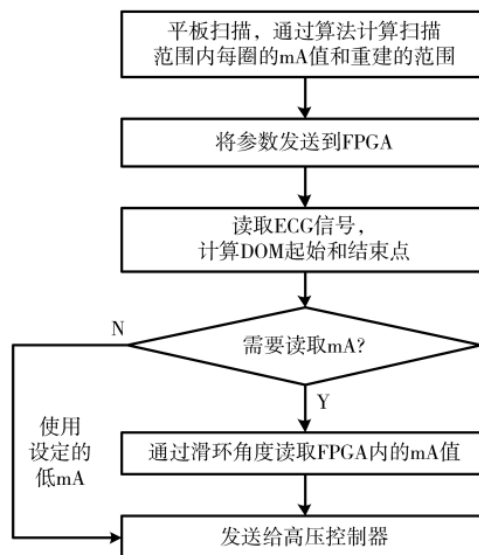


图 3 心脏扫描过程 mA 控制流程

RAM 的读控制结合控制寄存器信息来计算是否将读取的管电流值发送给高压发生器; 高压控制模块接收到管电流数据后发送给高压发生器, 产生对应的管电流进行曝光。

2.2 仿真测试

利用 Modelsim 仿真软件^[10-13]对上述功能模块进行仿真, 激励模块首先向控制寄存器写入起止的时间比例, 然后发送给 RAM 模块 1 000 组管电流数据, 为了便于分析记 mA 数据为 1~1 000; 在写完管电流表后, 开启心脏扫描自动管电流调制功能; 激励模块每隔 50 个 clk 累加一个角度信号, 累加到 1 000 个脉冲后复位; 直到一圈 1 000 个信号后清零; 心脏 R 波间隔 50 000 个 CLK 输出一个 R 波信号。从仿真结果看, 在 100 MHz 时钟下功能模块能够正常工作^[6]。

2.3 时序分析

FPGA 读取控制寄存器中 DOM_ENA 信号来使能自动管电流调节控制,当高压反馈管电压稳定信号 HV_STABLE_ON 稳定,则开始进行心脏扫描自动管电流调节控制;FPGA 读取 R 波脉冲信号,计算上个 R 波的间隔时间从而预测出下个 R 波来到后心脏扫描管电流自动调节的起止时刻,此时间段由 DOM_TIME 控制,当 DOM_TIME 为低电平时,采用标定的低管电流进行曝光,当 DOM_TIME 为高电平时,使用根据滑环角度位置计算 RAM 地址 RAM_ADDRESS 读取的管电流值 DOM_VALUE 进行曝光。仿真时序图如图 4 所示。

2.4 硬件系统搭建及 FPGA 实现

硬件平台主要分为外部输入输出接口和扫描控制模块两部分^[14-15]。外部的控制指令和管电流表都通过 SPI 协议传输,FPGA 内置 SPI 控制器。外部的滑环信号和心脏信号通过差分信号输入到 FPGA 板,FPGA 外部通过差分信号转单端信号输入到 FPGA 芯片,最后扫描控制模块根据控制信号将管电流值通过 SPI 协议输出到高压发生器。FPGA 内部 RTL 视图如图 5 所示。

FPGA 资源消耗如表 1 所示,由表中可以看出,FPGA 资源丰富,能够满足要求。

表 1 FPGA 资源消耗

资源	可用数量	使用数量	使用率%
ALM	56 480	35	<1
DSP	156	0	0
Block memory bits	7 024 640	49 152	<1

3 实验结果

本实验基于 CT 系统进行测试。扫描时参数如表 2 所示。

探测器数据会在每个采样点的数据包前添加当前

表 2 扫描参数

参数	值
重建范围/%	60~70
DOM 范围/mA	10~400
滑环转速/(s/r)	0.3
非重建范围 mA 值/mA	10

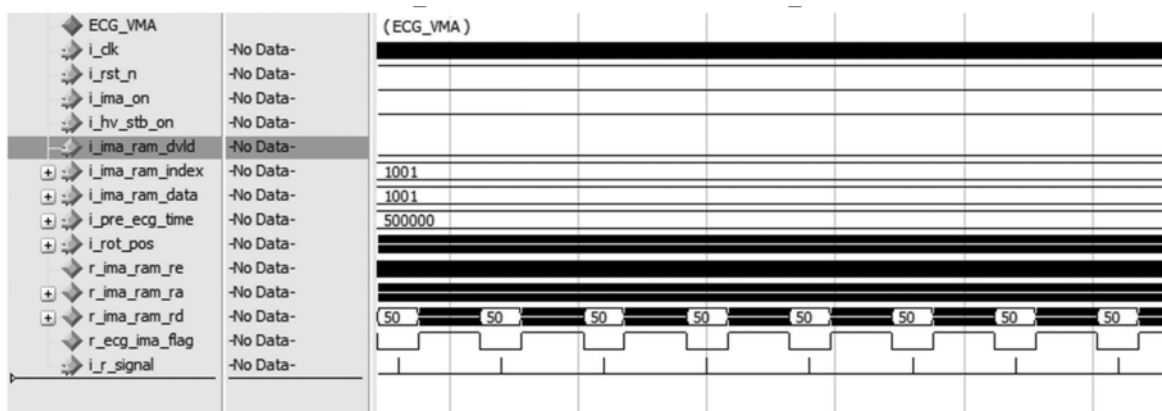


图 4 仿真时序图

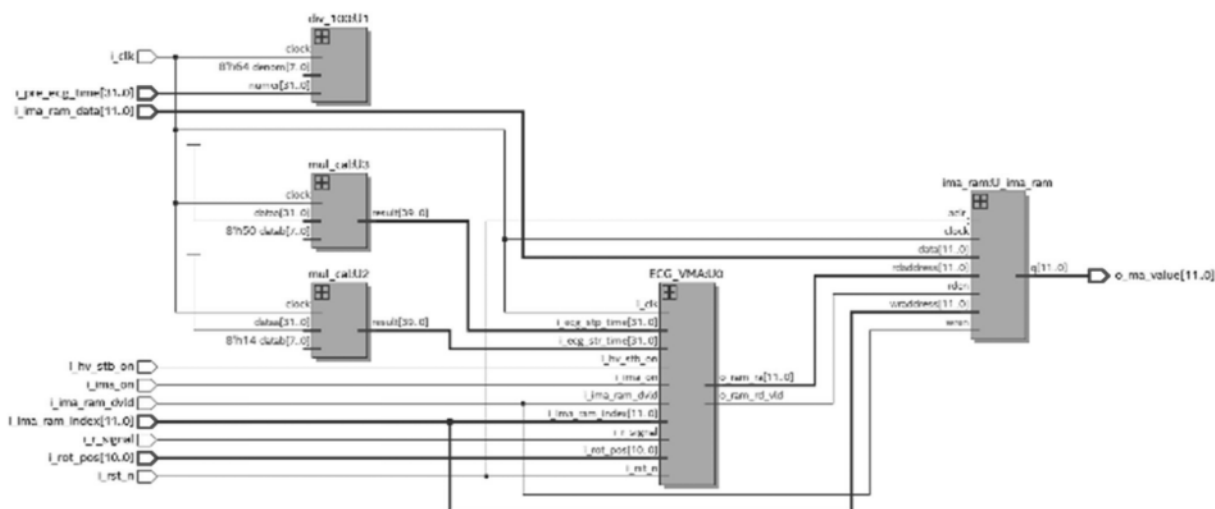


图 5 FPGA 内部 RTL 视图

时刻的 mA、滑环角度信号和 ECG 门控信号等信息,将 mA 和 ECG 门控信号、mA 和滑环角度绘制曲线。

mA 和 ECG 门控信号关系如图 6 所示,在 ECG 门控跳变时刻到 60%R 波时刻和 70%R 波时刻到 ECG 门控信号跳变,这些时刻不属于重建需求采数阶段, mA 维持一个低值 10 mA;在 60%R 波到 70%R 波属于重建范围,此时 mA 根据滑环角度来读取存放在 RAM 的 mA 值,并输出给高压发生器。

mA 和滑环角度关系如图 7 所示,滑环一圈为 K 个点, FPGA 计数器计到 K 后清零,每计一圈, FPGA 内部会把 RAM 的地址增加一圈,从而能够正确地 RAM 中读取数据。

将上位机预先计算的 mA 与滑环角度曲线与实际曲线进行对比,可以看出实际的 mA 曲线与预期曲线基本一致。对比于没有使用心脏扫描自动管电流调制控制系统,辐射剂量减低了 24.32%。图 8 为实际 mA 曲线与预期 mA 曲线对比。

4 结论

根据实际与预期 mA 曲线对比,基于 FPGA 的心脏扫描自动管电流调制控制系统可以较好地完成 mA 的控制,利用此控制系统,可以降低心脏扫描时无效的辐射剂量。

由于 mA 由高压 PID 控制产生,在 mA 变化较大的点 PID 会产生过冲,故曲线会存在一些过冲。但对于整体扫描影响可忽略。

参考文献

- [1] 李冠,邹明宇,杨本强,等.kV assist 技术联合自动管电流调制技术及 ASIR 重组算法在主动脉 CTA 成像的可行性研究[J].临床放射学杂志,2017,36(9):1355-1358.
- [2] 张文.多层螺旋 CT 心脏血管造影扫描中减少患者的辐射剂量的方法探究[J].影像研究与医学应用,2019,3(2):133-134.
- [3] 李翔,王翔,杨欣,等.自动管电流技术联合人工智能在 COVID-19 肺部低剂量 CT 中的应用价值[J].放射学实践,2020,9(35):1082-1086.
- [4] 刘丹丹,牛延涛.不同扫描中心结合自动管电流调制技术和自动管电压调制技术在 CT 扫描中对辐射剂量影响的模体研究[J].影像技术,2018,8(38):621-625.
- [5] 毕彦峰,李杰,胡陈君.基于 FPGA 的 LVDS 无时钟数据传输方案设计与实现[J].电子技术应用,2021,47(6):62-66.
- [6] 杨朋飞,聂亮.基于 FPGA 和 DDR3 的图像采集系统设计及实现[J].检测技术与数据处理,2019,34(9):37-40,51.
- [7] 高嵩,胥剑涛.基于 FPGA 的相控阵天线波束控制算法优化研究[J].电子技术应用,2021,47(9):82-85,95.

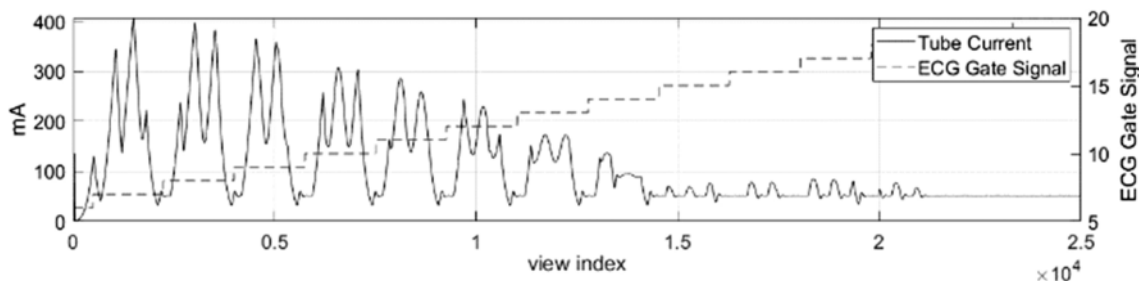


图 6 mA 和 ECG 门控信号关系

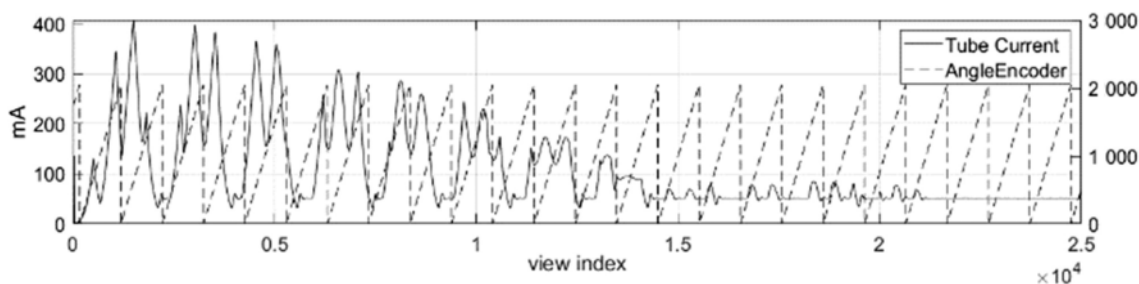


图 7 mA 和滑环角度关系

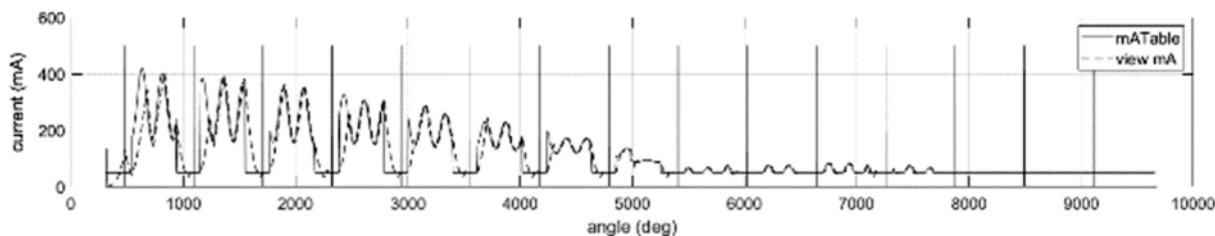
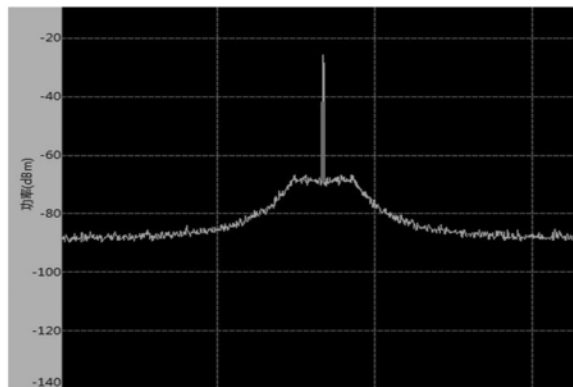
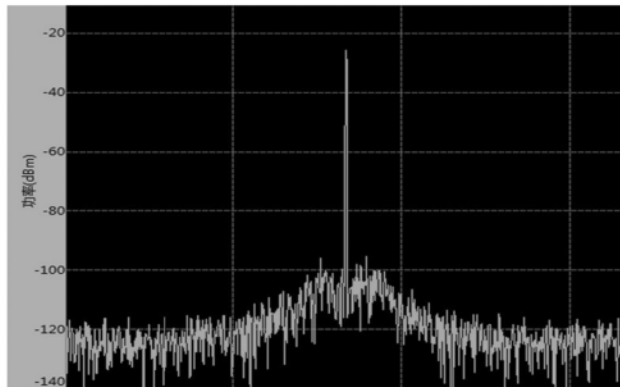


图 8 实际 mA 曲线与预期 mA 曲线对比

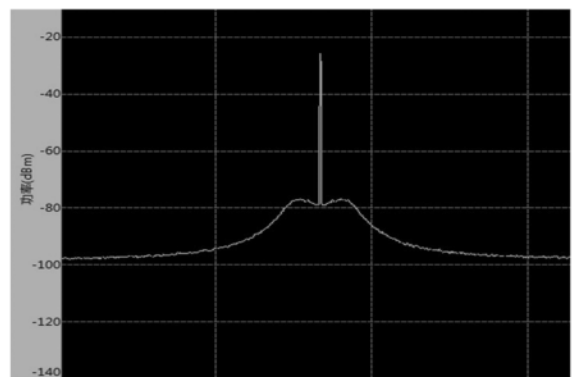
(下转第 38 页)



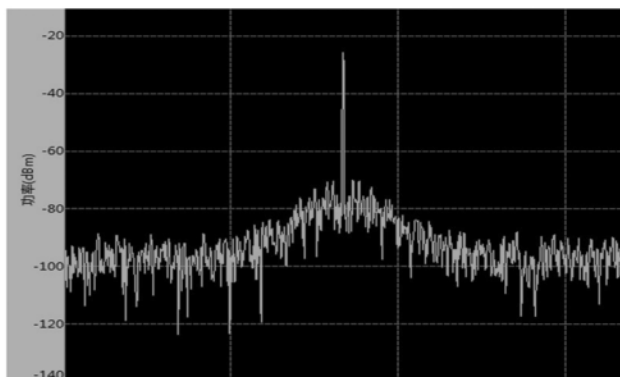
(a) 正峰值



(b) 负峰值



(c) 平均值



(d) 实时刷新

图 6 不同检波模式下输出频谱

[13] 李根. 宽带实时谱仪重叠帧及频谱三维压缩技术研究与实现[D]. 成都: 电子科技大学, 2017.

[14] 张亚洲, 张超, 王保锐. 实时频谱分析仪中并行 FFT 算法的 FPGA 设计[J]. 单片机与嵌入式系统应用, 2016(5): 23-26.

[15] 梁琦. 实时频谱仪中关键算法的研究与 FPGA 实现[D]. 重庆: 重庆邮电大学, 2017.

(收稿日期: 2021-09-04)

作者简介:

郭静(1990-), 女, 硕士, 工程师, 主要研究方向: 数字信号处理与 FPGA 工程实现。

何鹏(1981-), 男, 硕士, 高级工程师, 主要研究方向: 宽带数字信号处理技术。



扫码下载电子文档

(上接第 34 页)

[8] 郭希铮, 袁佳琦, 游小杰, 等. 电力电子实时仿真建模的 FPGA 资源优化方法研究[J]. 检测技术与数据处理, 2020, 24(7): 12-19.

[9] 王毅, 邓子乔, 马郭亮, 等. 基于 FPGA 的多节点电力线信道仿真器的设计与实现[J]. 电力系统保护与控制, 2018, 46(17): 145-151.

[10] 于飞, 朱炯. 数字 IGBT 驱动保护电路设计[J]. 电测与仪表, 2014, 51(10): 116-119.

[11] 李妹萱, 卜刚. 基于 FPGA 的 PIE 编码与 UVM 验证平台的设计[J]. 电子技术应用, 2021, 47(6): 110-114.

[12] 李锦明, 刘梦欣, 成乃朋. RS 编码算法的优化与 FPGA 实现[J]. 电子技术应用, 2020, 46(2): 76-79, 83.

[13] 杜蜀薇, 赵兵, 孔令达, 等. 基于 FPGA 仿真模拟技术的

智能电表软件可靠性测试系统设计[J]. 电测与仪表, 2017, 54(22): 83-87, 122.

[14] 黄建尧, 刘开华, 李琨. 适于底层协议栈开发的数据采集与仿真系统[J]. 电子技术应用, 2010, 36(2): 129-132.

[15] 王虹现, 全英汇, 邢孟道, 等. 基于 FPGA 的 SAR 回波仿真快速实现方法[J]. 系统工程与电子技术, 2010, 32(11): 2284-2289.

(收稿日期: 2021-08-13)

作者简介:

朱炯(1989-), 男, 硕士, 工程师, 主要研究方向: 控制理论与控制工程。

李康(1969-), 男, 博士, 主任医师, 主要研究方向: 神经及心血管影像学。

徐亦飞(1986-), 男, 博士, 主要研究方向: 自动曝光控制算法。



扫码下载电子文档

版权声明

经作者授权，本论文版权和信息网络传播权归属于《电子技术应用》杂志，凡未经本刊书面同意任何机构、组织和个人不得擅自复印、汇编、翻译和进行信息网络传播。未经本刊书面同意，禁止一切互联网论文资源平台非法上传、收录本论文。

截至目前，本论文已经授权被中国期刊全文数据库（CNKI）、万方数据知识服务平台、中文科技期刊数据库（维普网）、DOAJ、美国《乌利希期刊指南》、JST 日本科技技术振兴机构数据库等数据库全文收录。

对于违反上述禁止行为并违法使用本论文的机构、组织和个人，本刊将采取一切必要法律行动来维护正当权益。

特此声明！

《电子技术应用》编辑部

中国电子信息产业集团有限公司第六研究所