

文章编号 1674-2915(2010)06-0591-07

微型 X 射线数字成像系统的测试与应用

蔺超, 郑玉权

(中国科学院 长春光学精密机械与物理研究所, 吉林 长春 130033)

摘要: 研制了一套采用 X 射线敏感 CCD 作为成像探测器的微型数字成像系统并用于牙科诊断。应用牙齿模型与分辨率测试卡对系统的辐射剂量和分辨率进行了测试, 采用分段线性校正对 CCD 与转换屏耦合下的响应不均匀性进行校正, 并通过计算线性相关系数辨别瑕疵像元以避免误判。测试了系统在高分辨率、小工作幅面 X 射线检测方面的应用效果。结果显示, 系统分辨率高于 10 lp/mm, 在获得相近对比度图像的条件下, 所需的辐射剂量仅为胶片的 10%, 图像非均匀性相对校正前可降低 27.5%。得到的结果表明, 系统满足高分辨率、低辐射剂量的使用要求, 在微小物体 X 射线检测方面具有较大的应用潜力。

关键词: X 射线成像; 数字图像; 分辨率; 辐射剂量; 非均匀性校正

中图分类号: R814; TH773 文献标识码: A

Test and application of compact digital X-ray imaging system

LIN Chao, ZHENG Yu-quan

(Changchun Institute of Optics, Fine Mechanics and Physics,
Chinese Academy of Sciences, Changchun 130033, China)

Abstract: A compact digital X-ray imaging system which adopts an X-ray sensitive CCD as an imaging detector was introduced for the dental imaging. A tooth model and a resolution testing card were used to test the resolution and radiographic dosage, respectively, and the subsection linearity correction was used to calibrate the nonuniformity of coupling of CCD and switch screen. In order to identify the bad pixel, a linear correlation coefficient was calculated to avoid the misjudgement. The imaging system was applied to an X-ray detection required a high resolution and a small work-area and the results show that the resolution of imaging system is higher than 10 lp/mm, radiographic dosage is less than 10% in contrast with that of X-ray film, and the calibrated nonuniformity of image has reduced by 27.5%. Obtained results prove that the system can satisfy the system requirements of high-resolution, low-radiographic dosage, and has a strong applied potential in X-ray detection for small objects.

Key words: X-ray imaging; digital imaging; resolution; radiographic dosage; nonuniformity calibration

收稿日期: 2010-05-11; 修订日期: 2010-07-13

基金项目: 吉林省高技术发展计划资助项目 (No. 20040324-1)

1 引言

20世纪50年代,人们首次通过图像增强器技术得到了实时、清晰的X射线图像,但是图像的对比度与分辨率上却难以与传统的胶片照相相比;因此,长期以来胶片照相一直作为X射线检测领域的主要技术手段。然而,无论胶片还是图像增强器均在图像的存储和传输上有着诸多不便,直至20世纪80年代引入计算机X射线技术(Computed Radiography, CR),X射线成像才真正进入了数字化时代。时至今日,数字X射线成像技术(Digital Radiography, DR)已成为泛指多种数字化X射线技术的广义名词,其优势不仅体现在无胶片的图像存储和传输上,丰富的图像处理技术更进一步拓展了DR的应用范围。

在医学诊断、工业电子元器件检测、微小零件探伤等方面,具有高分辨率、可便携移动特点的小型X射线数字成像系统有着较多的应用需求。特别是在牙科诊断领域,近年来国外已有多家公司研发出了相应的X射线成像系统产品并推广使用,而国内医院仍普遍采用传统的胶片照相方式,鉴于此类产品巨大的市场潜力,本文对微型X射线数字成像系统进行了研究。

基于X射线敏感CCD,研制了一套微型数字成像系统,并用于牙科诊断。检测了系统的辐射剂量和分辨率,校正了成像非均匀性。实际应用结果表明,该系统分辨率高于10 lp/mm,图像非均匀性降低了27.5%,且辐射剂量减少,降低了对受检者的辐射伤害。

2 成像系统的原理与组成

探测器的选择是成像系统研制的关键。目前CR成像板的分辨率已可与胶片媲美,并具有更大的图像宽容度,尤其是近年来出现的可双面读取的CR成像板,具有更丰富的图像信息和更高的使用效率^[1]。然而CR的成像方式类似于胶片,无法实时成像的缺点难以发挥数字成像技术的诸多优势。与CR相比,采用数字平板探测器(Flat-Panel Detector, FPD)的DR可将X射线光子直接

转换为数字信息,省去了摄像过程中的成像板装盒、读出、擦写等操作,此外FPD的结构形式决定其具有更高的X射线量子转换效率,在获得高质量图像的同时仅需要较少的辐射剂量^[2~3]。目前FPD在技术上已较为成熟且国外已有多种成型的产品,因此采用FPD是研制微型X射线数字成像系统的首选方案。FPD-DR在成像原理上可分为直接转换成像和间接转换成像两种,直接FPD的结构多由非晶硒层(Amorphous Selenium, a-Se)加薄膜半导体阵列(Thin Film Transistor array, TFT)构成。a-Se是一种光电导材料,可经X射线曝光改变其电导率后形成图像电信号,电信号经由TFT检测阵列、A/D转换、处理即可获得数字化图像。间接FPD的结构主要是由闪烁体或荧光体层加非晶硅层(Amorphous Silicon, a-Si)及TFT阵列或CCD/CMOS器件构成。闪烁体或荧光体层经X射线曝光后,可将X射线转换为可见光,之后通过光电转换器件将可见光信号转化为数字图像。在FPD技术诞生之初,直接与间接转换方式在量子转换效率和MTF等性能指标上的孰优孰劣曾有过较多争论^[4,5],但从近几年RSNA年会上展出的FPD-DR来看,不同厂家均致力于产品分辨率的提高、辐射剂量的降低以及软件功能的不断完善,事实上不论是应用直接还是间接FPD器件的厂商,均在保有技术优势的同时力求引导客户进入自身的技术体系,而用户的选购标准还是集中在自身的需求与产品的性价比上。

近年来,随着制造工艺水平的不断提高,针对小幅面照相特点的CCD/CMOS数字平板的价格已逐渐降低,具有较高的性价比,目前市场占有率较高的牙科X射线成像产品均采用了CCD/CMOS数字平板。通过对价格、分辨率、信噪比、动态范围、成像面积等性能指标的综合权衡,本文采用了E2V公司生产的牙科专用X射线敏感CCD作为成像传感器,在此基础上开发的微型X射线数字成像系统如图1所示^[6]。X射线源产生的X射线透过被测目标后到达X射线敏感CCD内的X射线转换屏,由转换屏出射的可见光直接被CCD的光敏面接收,经照射曝光后形成具有一定灰度的图像。读出的CCD图像信号经A/D转换后,通过USB 2.0接口与计算机及数据获取与

处理软件进行数据通讯, 实现图像的采集、存储和处理。系统采用了 USB 2.0 接口用于供电, 相应地省去了外部供电环节。基于 Windows 操作系统

平台的图像获取及处理软件采用 C++ 编制, 集成了浮雕、反白、伪彩色等多种图像处理功能。

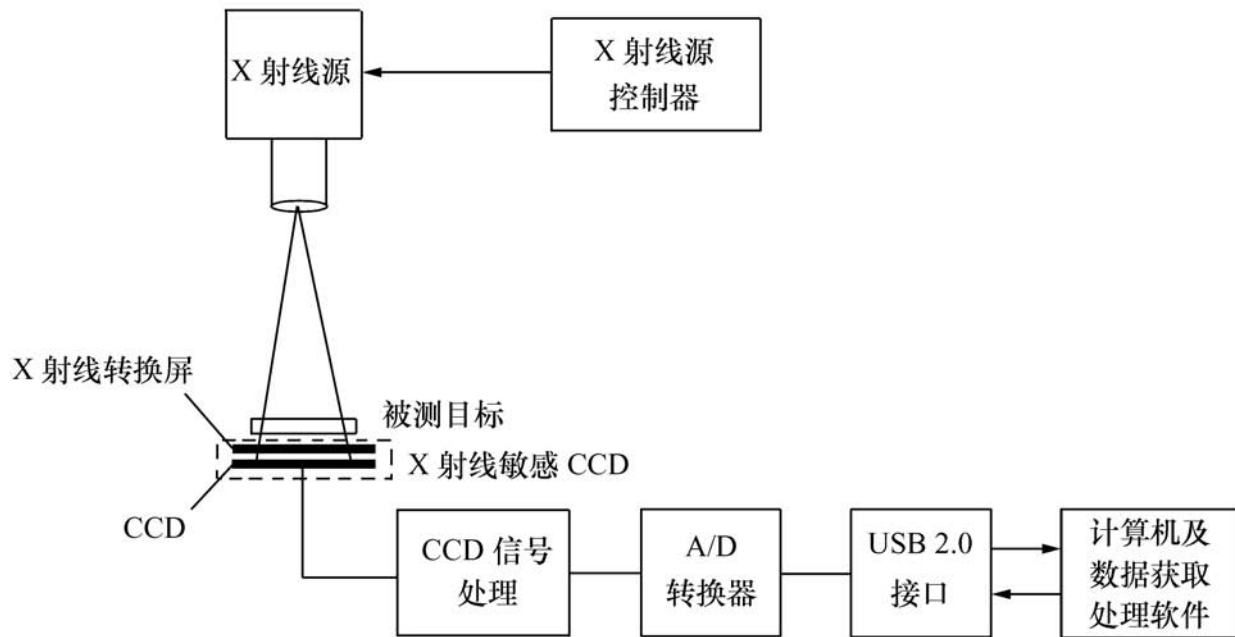


图 1 微型 X 射线数字成像系统原理图^[6]

Fig. 1 Block diagram of compact digital X-ray imaging system^[6]

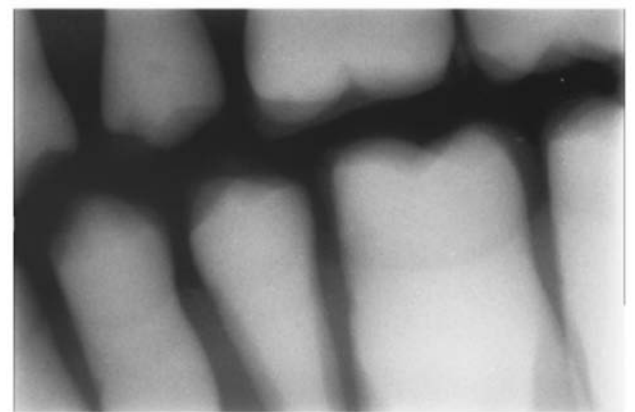
3 成像系统的测试与应用

3.1 辐射剂量的对比测试与分辨率测试

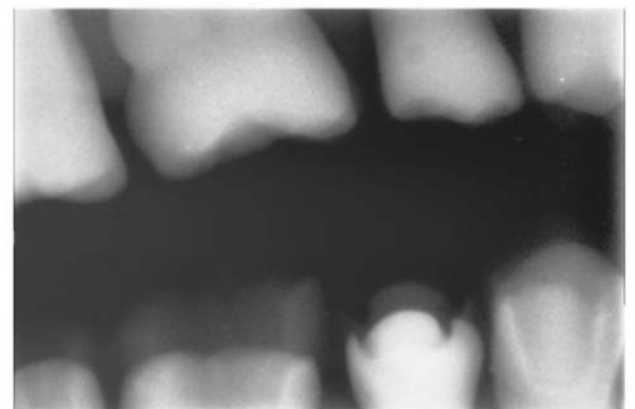
在保证影像质量的前提下应尽可能地降低受检者的辐射剂量, 为了检验微型 X 射线数字成像系统辐射剂量的大小并确定合适的曝光时间, 以获得相近对比度的图像为测试标准, 分别采用牙科胶片和成像系统对同一牙齿模型进行对比测试。测试采用牙科专用 X 射线机, 球管电压为 65 kV, 球管电流为 1 mA, 曝光时间 0.01 ~ 2.5 s 可调, 焦皮距设置为 200 mm。

图 2 为微型 X 射线数字成像系统获得的牙齿模型 X 射线图像。成像系统获得图 2 的图像需要的曝光时间为 20 ms, 而获得对比度相近的胶片图像需要的曝光时间为 200 ~ 300 ms, 成像系统所需的辐射剂量仅为胶片的 7% ~ 10%, 因此很大程度上降低了受检者的辐射伤害。

分辨率是考核系统成像质量的重要指标, 其单位为线对每毫米 (lp/mm), 一般采用分辨率测试卡进行检测。微型 X 射线实时成像系统的分辨率测试采用了德国 PTW Freiburg 公司制造的 TYP 81 分辨率测试卡, 该分辨率测试卡共有 26 组不同间距的栅条, 栅条长度为 20 mm, 栅条厚度



(a) 正常牙齿
(a) Normal teeth



(b) 龋齿
(b) Decayed teeth

图 2 牙齿模型的 X 射线实时成像系统采集图像
Fig. 2 X-ray images of tooth models obtained by digital imaging system

为 0.05 mm, 栅条宽度偏差为 5%, 各组栅条对应的线对数为 0.6 ~10 lp/mm。将分辨率测试卡紧贴 X 射线敏感 CCD 的表面, X 射线源焦点距离分辨率测试卡为 200 mm, 曝光时间设置为 20 ms, 图 3 为采集的单帧分辨率测试卡图像。从图 3 中可以看到, X 射线成像系统可以清晰地分辨出 10 lp/mm 的栅条, 10 lp/mm 栅条处的调制传递函数基本在 0.2 左右。分析系统的整体调制传递函数表明, 该数字成像系统的分辨率可达 14 lp/mm 以上。

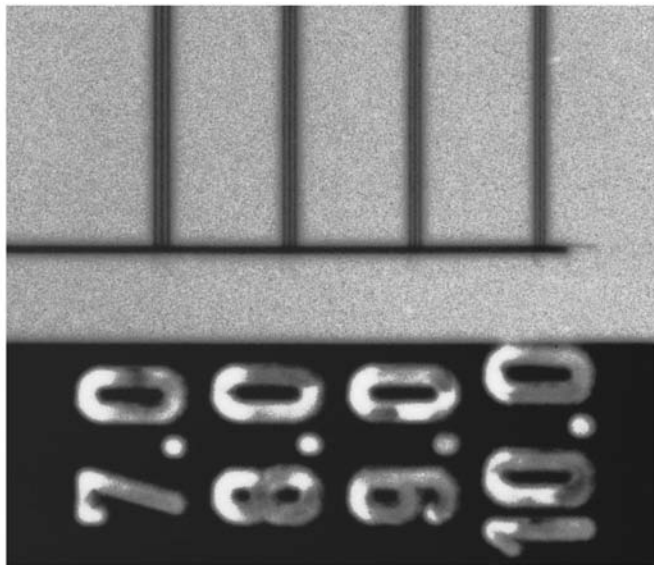


图 3 分辨率测试卡的测试图像

Fig. 3 Tested image of X-ray resolution testing card

3.2 非均匀性校正

依据成像原理, 影响 X 射线图像均匀性的因素主要包括 X 射线的强度分布、噪声、CCD 像元之间暗电流差异以及转换屏与 CCD 的光响应不均匀性。由于 X 射线机焦点尺寸仅为 0.8 mm × 0.8 mm, 因此可近似认为 CCD 的成像区域 (20.064 mm × 30.096 mm) 在 200 mm 的焦皮距下受到均匀光照。CCD 噪声主要包括散粒噪声、转移噪声以及读出电路、A/D 转换电路产生的随机噪声^[7]。在 CCD 驱动电路的研制中, 采用了电源滤波技术, 并应用低噪声电路对电路噪声加以抑制, 另外还可以通过多帧迭加平均处理降低 CCD 噪声的影响。

CCD 暗电流是指 CCD 在无光注入下的输出信号, 具有位置不变性^[8]。将 CCD 积分时间 t_{int} 设置为 200, 500, 800 ms, 在无光照条件下分别采集 10 幅图像并进行迭加平均处理, 分析结果表明, 像元暗电流大小与积分时间基本呈线性关系,

因此可采用下式获得的暗电流校正后图像 $D_t(x, y)$ 为:

$$D_t(x, y) = Q_t(x, y) - \frac{t}{n - t_{\text{int}}} 6 \cdot {}_1^n P_i(x, y), \quad (1)$$

式中 $Q_t(x, y)$ 为积分时间 t_{int} 下采集的原始图像, $P_i(x, y)$ 为采集的暗电流图像, n 的取值可通过判断图像标准差进行选择。通过实验测试, 暗电流校正后图像的标准差可降低 15% 左右, 图 4 为积分时间 500 ms 下单帧暗电流图像第 500 行校正前后的灰度对比。在尽量减少辐射剂量的前提下, 对图像暗电流校正后的随机噪声可采用中值滤波、约束最小二乘滤波^[9-11] 等方法予以消除, 同时应兼顾对微细结构的分辨要求。

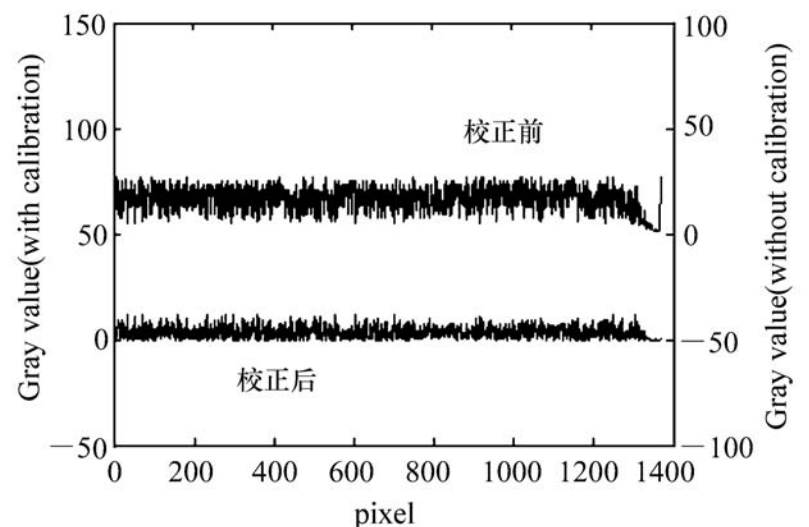


图 4 暗电流校正对比

Fig. 4 Contrast of dark current calibration

受限于制造工艺, X 射线转换屏的不同位置对 X 射线的响应效率存在差异性, 而 CCD 各个像元间的开启电压、填充因子以及表面平整度等参数也难以保证一致, 从而造成各像元光响应度的不一致^[12]。另外由于转换屏与 CCD 的制造缺陷, 还存在着对射线响应过于敏感和过于迟钝的两种瑕疵像元, 使原始图像上产生亮点(斑)与暗点(斑)。在高分辨率成像中, 上述不均匀性可能淹没图像的细节信息或造成误判, 必须加以校正。

一般认为 CCD 各像元的响应度为常数, 可采用常规的一点或两点法进行线性校正, 然而测试结果表明, 转换屏与 CCD 耦合下的光响应不均匀性并不严格呈线性关系, 采用常规校正的效果较差, 由于转换屏的响应特性难以理论分析, 选取不同的非线性校正函数对 CCD 不同位置的校正效

果也有较大差别,因此采用了分段线性校正的方法来逼近 CCD 不同位置的非线性响应。首先通过调整曝光时间和焦皮距,使图像均值在 CCD 动态范围内近似均匀分布并采集多帧图像数据,对采集数据进行多帧迭加平均和暗电流校正后得到校正的各分段点矩阵 \mathbf{H}_i 。计算 \mathbf{H}_i 的均值作为校正输出值,以 \mathbf{H}_i 作为校正输入值,采用线性插值计算得到第 i 段内的线性校正系数:增益 K_i 与偏置 B_i 。对原始图像数据 A 通过布尔运算得到第 i 段内的逻辑矩阵 $\mathbf{N}_i = \text{logical}(A \cdot \mathbf{H}_i)$,通过下式得到对光响应不均匀性分段校正后的图像 A^* 。

$$A^*(x, y) = \prod_{i=1}^n [(\mathbf{N}_i(x, y) - \mathbf{N}_{i+1}(x, y)) \cdot (A(x, y) \cdot K_i(x, y) + B_i(x, y))] \quad (2)$$

对于瑕疵像元,由于响应并不随图像均值呈线性变化,采用式(2)易引入较大的校正误差,常规的处理方法一般是通过设定阈值判断瑕疵像元位置,之后对像元响应进行插值处理,然而阈值的

选择带有主观因素,易对响应较高或较低的正常像元造成误判,因此采用了通过计算线性相关系数判别瑕疵像元的方法,分别以各分段点矩阵均值 \mathbf{X} 和对应的像元响应 \mathbf{Y} 作为输入向量,计算线性相关系数下式所示,

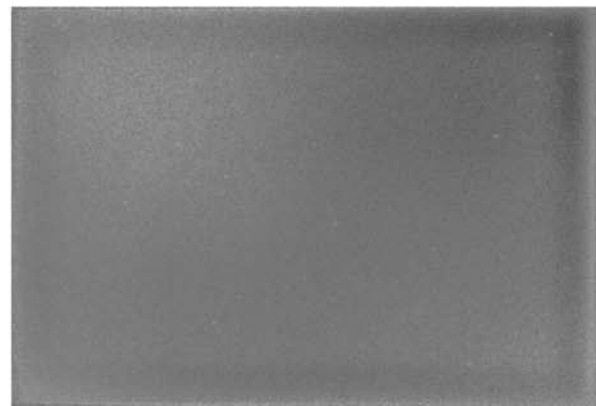
$$r(\mathbf{X}, \mathbf{Y}) = \frac{\text{cov}(\mathbf{X}, \mathbf{Y})}{D(\mathbf{X}) \cdot D(\mathbf{Y})} \quad (3)$$

式中 $\text{cov}(\mathbf{X}, \mathbf{Y})$ 为向量 \mathbf{X} 、 \mathbf{Y} 的协方差, $D(\mathbf{X})$ 、 $D(\mathbf{Y})$ 分别为向量方差。对线性相关系数为负值或小于 0.05 pixel 点即认为是响应随图像均值无规律变化的瑕疵像元,选取较多的分段点有利于提高上述方法的判别准确性。

图 5 为焦皮距 200 mm、曝光时间 20 ms 下采集的单帧图像经暗电流和响应非均匀性校正前后的图像。以 CCD 各像元间响应的标准差除以响应均值来表征图像的非均匀程度,图像校正前非均匀性为 5.99%,校正后为 1.65%,非均匀性相对校正前降低了 27.5%。



(a) 校正前
(a) Without calibration



(b) 校正后
(b) With calibration

图 5 非均匀性校正对比

Fig. 1 Contrast of nonuniformity calibration

3.3 成像系统的应用

开发的微型 X 射线数字成像系统在清晰度高、工作幅面小的 X 射线检测方面具有较大的应用潜力,例如应用该系统检测多层电路板的质量缺陷以及监测电缆线的偏芯度。如图 6 和图 7 所示,多层电路板与电缆线的 X 射线检测图像对比清晰,细节清楚,具有较高的实用价值。

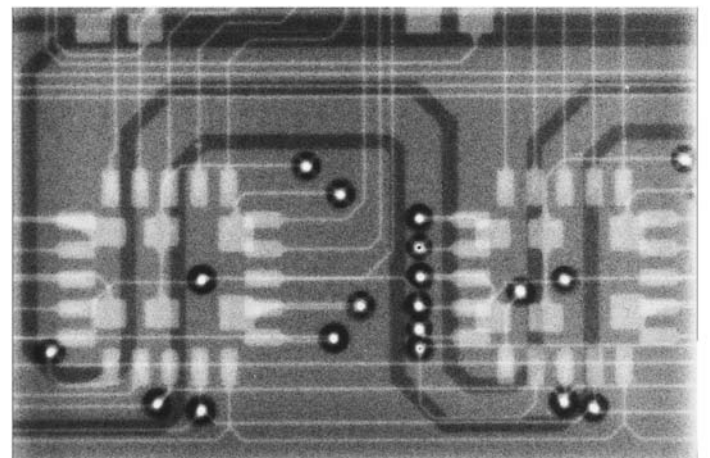


图 6 多层电路板 X 射线检测图像

Fig. 6 X-ray image of multilayer print circuit board

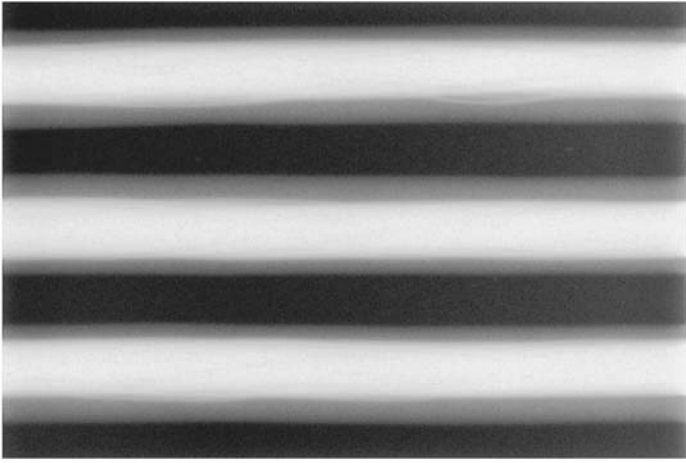


图7 电缆线 X 射线检测图像

Fig 7 X-ray image of electrical wire

4 结 论

基于 X 射线敏感 CCD 开发的微型 X 射线数字成像系统具有高分辨率、可便携移动的特点。系统分辨率高于 10 lp/mm, 在获得相近对比度的条件下, 辐射剂量仅为胶片的 10%, 很大程度上降低了受检者的辐射伤害。通过对该系统的暗电流以及响应不均匀性进行校正, 图像的非均匀性降低了 27.5%, 有效地提高了图像质量。对多层电路板以及电缆线的检测结果表明, 该系统在高分辨率的微小物体 X 射线检测方面具有较大的应用价值。

参考文献:

- [1] ROWLANDS J A. The physics of computed radiography[J] . *Institute Physics Publishing, Phys Med Biol.*, 2002, 47 (2) : 123-166.
- [2] HAKAN G. Image quality VS radiation dose for a flat-panel amorphous silicon detector: a phantom study[J] . *Eur Radiol*, 2001, 11: 1704-1709.
- [3] FRANK F, JENS R. Flat panel digital radiography compared to storage phosphor computed radiography: assessment of dose versus image quality in phantom studies[J] . *Invest Radiol*, 2002, 37: 609-614.
- [4] GRANFORS P R. Performance characteristics of an amorphous silicon flat panel X-ray imaging detector[J] . *SPIE*, 1999, 3659: 480-490.
- [5] LEE D L. Improved imaging performance of a 14 X 17-inch direct radiography system using Se/TFT detector[J] . *SPIE*, 1998, 3336: 14-23.
- [6] 郑玉权, 王慧. 微型 X 射线数字成像系统[J] . *光学精密工程*, 2008, 16(4) : 591-597.
ZHENG Y Q, WANG H. A compact digital X-ray imaging system[J] . *Opt. Precision Eng.*, 2008, 16(4) : 591-597. (in Chinese)
- [7] 李云飞, 司国良, 郭永飞. 科学级 CCD 相机的噪声分析及处理技术[J] . *光学精密工程*, 2005, 13(Supp.) : 158-163.
LI Y F, SI G L, GUO Y F. Noise analyzing and processing for scientific grade CCD[J] . *Opt. Precision Eng.*, 2005, 13 (Supp.) : 158-163. (in Chinese)
- [8] 白延柱, 金伟其. 光电成像原理与技术[M] . 北京: 北京理工大学出版社, 2006.
BAI Y Z, JIN W Q. *Principle and Technology of Photo Electricity Imaging*[M] . Beijing: Beijing Technology University Press, 2006. (in Chinese)
- [9] 马跃洲, 艾维平, 张昌青. 平板探测器 X 射线数字成像质量[J] . *兰州理工大学学报*, 2007, 33(2) : 20-24.
MA Y ZH, AI W P, ZHANG CH Q. X-ray digital imaging quality of flat panel detector[J] . *J Lanzhou University Technol.*, 2007, 33(2) : 20-24. (in Chinese)
- [10] 刘光达, 赵立荣. 基于最小均方误差原理的医学 X 光影像滤波阈值选择[J] *光学精密工程*, 2001, 9(1) : 47-50.
LIU G D, ZHAO L R. Threshold selection method for medical X-ray images filter based on minimum even-square error [J] . *Opt. Precision Eng.*, 2001, 9(1) : 47-50. (in Chinese)
- [11] 邓超, 张涛, 姚清华. 应用小波神经网络处理 CCD 图像噪声[J] . *光学精密工程*, 2008, 16(2) : 345-351.
DENG C, ZHANG T, YAO Q H. Application of wavelet neural network in removing CCD noise of digital images[J] . *Opt. Precision Eng.*, 2008, 16(2) : 345-351. (in Chinese)

[12] 程万胜,赵杰,蔡鹤皋. CCD像素响应非均匀性的校正方法[J]. 光学精密工程, 2008, 16(2): 314-318.

CHENG W SH, ZHAO J, CAI H G. Correction method for pixel response nonuniformity of CCD[J]. *Opt. Precision Eng.*, 2008, 16(2): 314-318. (in Chinese)

作者简介: 蔺超(1984—),男,内蒙古呼伦贝尔人,硕士,研究实习员,主要从事光谱辐射定标方面的研究。

E-mail: linchao@ciomp.ac.cn

郑玉权(1972—),男,内蒙古通辽人,博士,研究员,主要从事光学遥感成像技术、超光谱成像、光学设计、X射线成像等方面的研究。E-mail: zhengyq@sklao.ac.cn

《光学精密工程》(月刊)

中国光学开拓者之一王大珩院士亲自创办的新中国历史最悠久的光学期刊

现任主编为国家级有突出贡献的青年科学家曹健林博士

Benjamin J Eggleton, John Love 等国际著名光学专家为本刊国际编委

《光学精密工程》主要栏目有现代应用光学(空间光学、纤维光学、信息光学、薄膜光学、光电技术及器件、光学工艺及设备、光电跟踪与测量、激光技术及设备);微纳技术与精密机械(纳米光学、精密机械);信息科学(图像处理、计算机应用与软件工程)等。

美国工程索引 EI 核心期刊

中国精品科技期刊

中文核心期刊

百种中国杰出学术期刊

主管单位:中国科学院

主办单位:中国科学院长春光学精密机械与物理研究所

中国仪器仪表学会

地址:长春市东南湖大路 3888 号

邮编: 130033

电话:0431-86176855

传真: 0431-84613409

电邮: gxjmgc@sina.com

网址: <http://www.eope.net>

定价: 50.00 元/册