

一种医学 X 射线图像动态范围扩展方法

杨莹, 牟轩沁, 张敏, 洪伟

(西安交通大学电子与信息工程学院, 710049, 西安)

摘要: 针对使用影像增强器或电荷耦合器(CCD)的数字 X 射线成像设备(DR)动态范围小的不足,提出一种采用尺度空间分解的 X 射线图像动态范围扩展方法. 首先,对成像对象进行 2 次不同球管电压下的低剂量曝光,得到 2 幅小动态范围图像,然后在尺度空间对 2 幅图像进行分解,最后通过重构 2 幅图像的分解分量重建 1 幅宽动态范围图像. 实验结果表明,该方法能使图像包含的成像对象感兴趣区域由 2 个扩展到 3 个甚至更多. 2 次曝光的皮肤表面吸收剂量总和为 2.646×10^4 Gy/cm²,却并未增加患者皮肤表面吸收剂量. 将此方法用于使用影像增强器或电荷耦合器的数字 X 射线成像设备,有利于提高这些设备的利用率.

关键词: 医学 X 射线图像;动态范围;多尺度空间图像分解

中图分类号: TP391 **文献标识码:** A **文章编号:** 0253-987X(2008)12-1468-04

A Technique For Extending Dynamic Range of Medical X-Ray Image

YANG Ying, MOU Xuanqin, ZHANG Min, HONG Wei

(School of Electronics and Information Engineering, Xi'an Jiaotong University, Xi'an 710049, China)

Abstract: A technique for extending the dynamic range of medical X-ray image that uses multi-scale image decomposition is proposed to extend the dynamic range of digital radiology equipment with either image intensifier or charge coupled device. Two images obtained at different tube voltages are decomposed by multi-scale image decomposition, and the resulting components are then recombined to reconstruct an image with extended dynamic range. Experiments show that the image processed by the technique contains 3 or more regions of interest (ROI) regions while the original image contains 2 ROI regions. Total surface dose in two exposures is 2.646×10^{-4} Gy/cm² that does not cause any increase in patient dose. The technique can improve the utilization of digital radiology equipment using either image intensifier or charge couple device.

Keywords: medical X-ray image; dynamic range; multi-scale image decomposition

现在普遍应用的数字 X 射线成像系统有计算机 X 射线成像系统(CR)、使用平板探测器的数字 X 射线成像系统(DR)和使用电荷耦合器的数字 X 射线成像系统(CCD-DR)^[1-2]. 平板 DR 成像动态范围大,可对多个感兴趣区域同时曝光拍摄图像,但昂贵的价格限制了它的普及. 与此相比,CCD-DR 价格低廉,但因成像单元面积小而导致成像动态范围小,无法对多个感兴趣区域同时曝光拍摄图像. 例如:胸部 X 射线成像时,高电压成像可显示纵膈区域信息,但

肺野区域信息因过度曝光饱和而无法显示;低电压成像可显示肺野区域信息,但纵膈区域信息因曝光不足而无法显示. 针对以 CCD-DR 为代表的小动态范围成像设备,本文提出一种 X 射线图像动态范围扩展方法,它可通过成像对象在 2 个不同球管电压下拍摄的图像重建 1 幅宽动态范围图像. 目前,作者尚未查出国内外有学者提出关于扩展 X 射线图像动态范围的方法,本文提出的方法为医生阅片提供了帮助和便利. 实验结果证明,本文方法能够有效扩

展 X 射线图像的灰度动态范围,适用于 CCD-DR、影像增强器等小动态范围 X 射线成像设备。

1 算法原理

1.1 多尺度空间分解

基于尺度空间的图像分解,可将图像分解为控制图像整体灰度范围的大区域信号和反应图像细节的小尺度信号^[3-5],并且分解过程具有可逆性。由于惟一满足尺度空间中尺度定理的滤波器是高斯函数^[6-8],因此可选择高斯函数为尺度核函数。分解尺度的选择不惟一,考虑到小尺度滤波边缘定位对噪声较敏感,大尺度滤波边缘抗噪声能力强的特点,按照从大尺度到小尺度的顺序来分解不同尺度的图像内容。分解层数 N 的选择也不惟一, N 越大,对原图像尺度的划分越细,但运算复杂度也随之增加。仿真实验表明,对医学 X 射线图像,一般选择分解层数为 5,尺度函数 $G_k(x, y)$ 的具体表达式为

$$G_k(x, y) = \frac{1}{2\pi\sigma_k^2} \exp\left(-\frac{x^2 + y^2}{2\sigma_k^2}\right) \quad (1)$$

式中: x, y 分别为尺度函数水平、垂直方向的自变量; σ_k 为第 k 层分解的尺度, $k=0, 1, \dots, 4, \sigma_k = 2^{4-k}$ 。

多尺度空间图像分解的具体步骤如下:

第 1 步:用尺度为 σ_0 的尺度函数 G_0 与原图像 F_0 进行模板卷积,得到 F_1 , F_0 与 F_1 之差为 D_0 ,即

$$\left. \begin{aligned} F_1(x, y) &= F_0(x, y) * G_0(x, y) \\ D_0(x, y) &= F_0(x, y) - F_1(x, y) \end{aligned} \right\} \quad (2)$$

第 i 步 ($2 \leq i \leq N$):用尺度为 σ_{i-1} 的尺度函数 G_{i-1} 对图像 D_{i-2} 进行平滑,得到 F_i , D_{i-2} 与 F_i 之差为 D_{i-1} ,即

$$\left. \begin{aligned} F_i(x, y) &= D_{i-2}(x, y) * G_{i-1}(x, y) \\ D_{i-1}(x, y) &= D_{i-2}(x, y) - F_i(x, y) \end{aligned} \right\} \quad (3)$$

每次分解过程都可以看作将待分解图像 D_{i-1} ($1 \leq i \leq N-1$) 分解为 D_{i-1} 的高频部分 D_i 与低频部分 F_{i+1} 的过程。保留每次分解获得的 F_{i+1} 以及 D_{N-1} ,即可恢复原始图像 F_0 。

1.2 分解分量重构

将 2 个不同球管电压下拍摄的图像分别记作 A、B,对 A、B 进行多尺度分解,保留每幅图像的分解分量 F_i ($i=1, 2, \dots, N$) 及 D_{N-1} 。对 A、B 两图,可将其分别记为 $F_1^A, F_2^A, \dots, F_N^A, D_{N-1}^A$ 和 $F_1^B, F_2^B, \dots, F_N^B, D_{N-1}^B$ 。设 $F_k^C(i, j)$ 和 D_{N-1}^C 为相应的重构分量,分量重构方法如下。

(1)低频分解分量重构。低频分量 F_1^A, F_2^A 和 F_1^B, F_2^B 主要包含图像的背景信息,可用平均法对低频分

量 F_1^A, F_1^B 和 F_2^A, F_2^B 分别进行重构,具体计算公式为

$$F_k^C(i, j) = 0.5F_k^A(i, j) + 0.5F_k^B(i, j) \quad k = 1, 2 \quad (4)$$

(2)高频分解分量重构。高频分量反映了图像的细节信息,其中局域能量较大的中心像素代表原始图像的明显特征。参考文献[9]提出的基于相似性测度和显著性测度的融合策略,采用区域相关性原则重构高频分量 $F_3^A, \dots, F_N^A, D_{N-1}^A$ 和 $F_3^B, \dots, F_N^B, D_{N-1}^B$ 。以 A、B 两图第 M ($3 \leq M \leq N$) 层的高频分量 F_M^A, F_M^B 为例说明高频分量重构方法。

设 (m, n) 为任一像素点, $f(m, n)$ 为其像素值,以该点为中心的区域(本文选 3×3 像素)能量为

$$E(m, n) = \sum_{i=-1}^1 \sum_{j=-1}^1 f^2(m+i, n+j) \quad (5)$$

定义 A、B 两图第 M 层高频分量的局部区域相关性系数为

$$C_M(m, n) = \frac{2 \sum_{i=-1}^1 \sum_{j=-1}^1 F_M^A(m+i, n+j) F_M^B(m+i, n+j)}{E^A(m, n) + E^B(m, n)} \quad (6)$$

可知 $|C_M(m, n)| \leq 1$ 。定义相关性阈值 λ ,相关区间 $[\lambda, 1]$,当 $C_M(m, n) \in [\lambda, 1]$ 时,两图在该区域上能量相近,否则能量差别较大。 λ 的取值可在 0.5 到 1 之间,本文取 $\lambda = 0.75$ 。

当 $C_M(m, n) \in [\lambda, 1]$ 时,两图对重建图像在该区域均有贡献,可采用加权算子确定重建图像在该区域上中心像素的灰度值。若 $E^A(m, n) < E^B(m, n)$,则重构分量中 F_M^A 的贡献小,其加权系数应小于 0.5;若 $E^A(m, n) \geq E^B(m, n)$,则反之。根据这一原则可按如下方法构造加权系数

$$W_A(m, n) = \begin{cases} 0.5(1 - \frac{1 - C_M(m, n)}{1 - \lambda}) & E^A(m, n) < E^B(m, n) \\ 0.5(1 + \frac{1 - C_M(m, n)}{1 - \lambda}) & E^A(m, n) \geq E^B(m, n) \end{cases}$$

$$W_B(m, n) = 1 - W_A(m, n) \quad (7)$$

式中: W_A, W_B 分别为 A、B 的加权系数。重构分量 $F_M^C(i, j)$ 为

$$F_M^C(i, j) = W_A F_M^A(i, j) + W_B F_M^B(i, j) \quad (8)$$

当 $C_M(m, n) \notin [\lambda, 1]$ 时,重构分量

$$F_M^C(i, j) = \max(F_M^A(i, j), F_M^B(i, j)) \quad (9)$$

1.3 由重构分量重建图像

对 2 幅图像低频和各分解层上的高频分量按上

述方法重构,得到重构分量 $F_1^C, \dots, F_N^C, D_{N-1}^C$, 可由这组分重建 1 幅宽动态范围图像. 重建过程可表示为

$$F_0^C(x,y) = \sum_{i=1}^N F_i^C(x,y) + D_{N-1}^C(x,y) \quad (10)$$

2 实验结果及讨论

以常用的胸部 X 射线成像为例, 分别使用模拟人体胸部的阶梯对比度测试模体和人形模体, 在与 CCD-DR 原理相当的影像增强器成像设备上进行实验. 由于本文方法需要 2 次低剂量曝光, 因此在人形模体实验中同时测量了患者的皮肤表面吸收剂量.

2.1 阶梯对比度测试模体实验

阶梯对比度测试模体的 3 个区域分别模拟纵

膈、心脏、肺野区域, 记作区域 I、区域 II、区域 III. 实验时, 先将肺野和纵膈分别作为感兴趣区域由自动曝光选择成像条件, 分别为: 60 kV, 100 mA, 5 ms; 70 kV, 100 mA, 5 ms, 再将束光器对准成像中心分别在这 2 个条件下拍摄图像, 然后用本方法重建 1 幅宽动态范围图像, 结果如图 1 所示. 图 1 中从上到下 3 个区域依次对应区域 I ~ 区域 III. 由于图 1 的图像只有实际图像大小的 25%, 因此图 2 将图 1 中 3 个区域的细节可视部分分别提取出来以便更好地从视觉上评价方法的效果. 由图 2 可以看出, 重建图像包含了 2 幅原始图像的所有细节, 动态范围显著扩大.

X 射线成像是一种典型的量子成像, 图像噪声

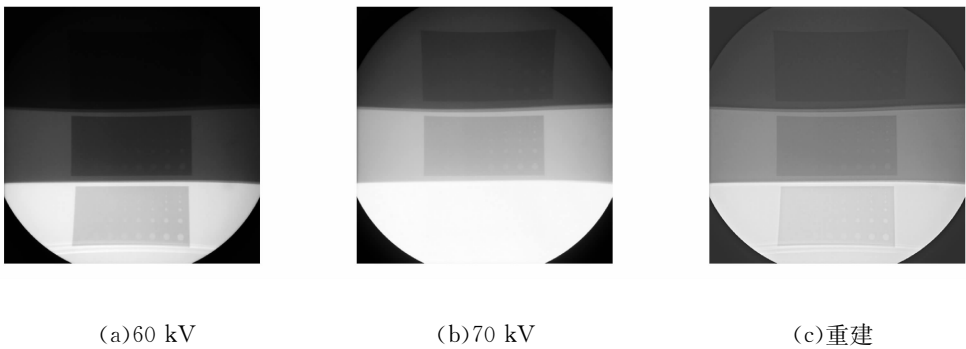


图 1 阶梯对比度测试模体图像

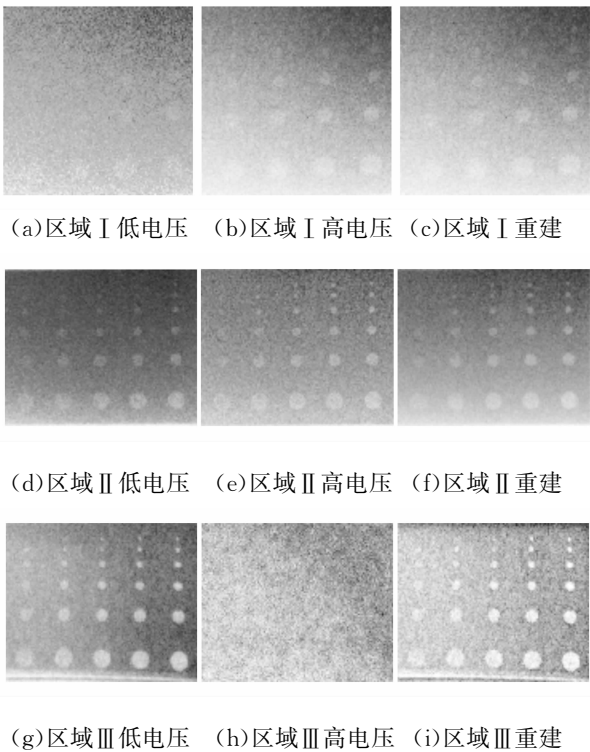


图 2 阶梯-对比度测试模体局部放大图像

服从泊松分布, 因此重建图像的噪声水平与高频分量重构时的加权系数密切相关. 在重建图像的 3 个区域中, 分别选择邻近对比度模体的 8 个大小为 32×32 像素的均匀区域计算 8 个区域的灰度方差均值, 对 2 幅原始图像의 相同区域也进行同样计算, 结果见表 1. 从整体上看, 本文提出的高频分量重构方法并未提高图像的噪声水平, 在扩展图像动态范围的同时保证了图像质量.

表 1 小区域灰度方差计算结果

	灰度方差均值		
	区域 I	区域 II	区域 III
重建图像	32.1	32.1	28.5
高电压拍摄图像	46.9	36.5	20.0
低电压拍摄图像	4.17	48.6	16.9

2.2 人形模体实验

由于实验所用人形模体的肺部没有明显细节, 为便于算法评价, 将 1 块对比度模体放在人形模体肺野下方, 作为肺部细节. 首先将肺野和纵膈区域分别作为感兴趣区域根据自动曝光确定曝光条件, 分

别为: 50 kV, 100 mA, 63 ms; 75 kV, 100 mA, 16 ms. 再将束光器中心对准胸部中心, 分别在 2 个条件下拍摄图像. 然后用本文方法重建图像, 结果如图 3 所示. 作为对比, 在 60 kV, 100 mA, 63 ms 时拍摄图像, 所得图像虽能同时看到心脏、肺野和纵膈区域, 但与重建图像相比有曝光过度的部分(图 3d 方框中的部分), 成像效果并不理想. 图 4 是局部放大的图像, 可以看出重建图像能同时显示肺野、心脏、纵膈区域的信息, 其中包含了 2 幅原始图的所有有效细节信息. 图 3、图 4 中水平分布的阴影是人形模体分段加工造成的, 这不会对算法造成影响.

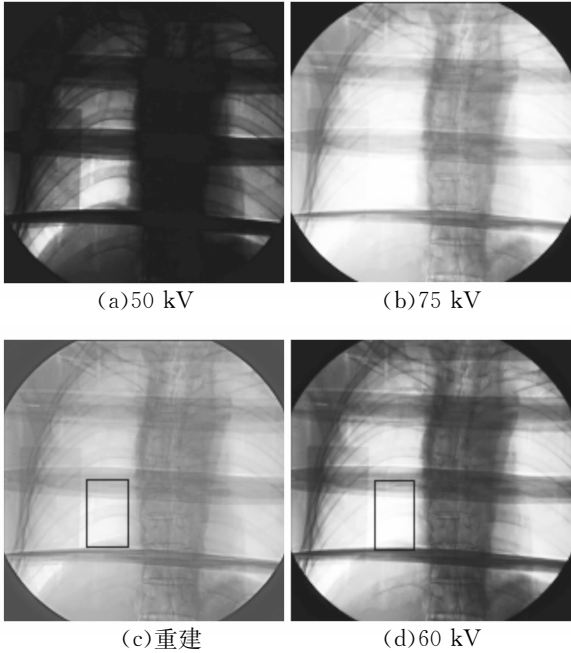


图 3 人形模体实验图像

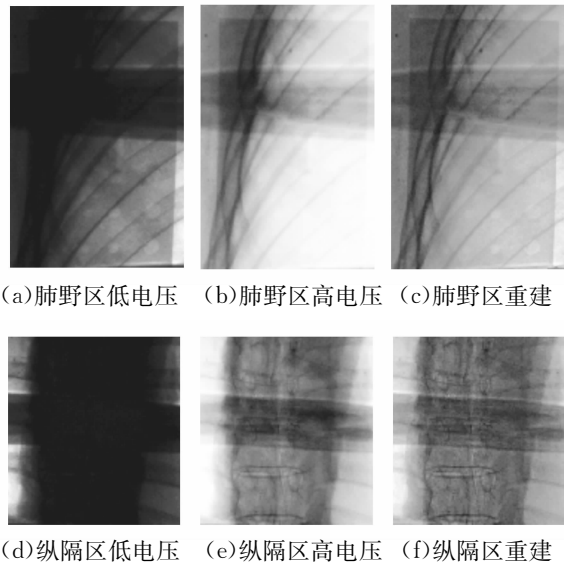


图 4 重建图像与原始图像局部比较

表 2 给出了 3 种曝光条件下的皮肤表面吸收剂

量. 可以看出, 管电压 50 kV 与 75 kV 曝光时的皮肤表面剂量之和为 $2.646 \times 10^{-4} \text{ Gy/cm}^2$, 与管电压 60 kV 曝光时的皮肤表面剂量相近. 该结果表明, 本文方法虽然要进行 2 次曝光, 但并未增加患者的皮肤表面吸收剂量.

表 2 3 种曝光条件下的患者皮肤表面吸收剂量

曝光条件	皮肤表面吸收剂量/ $\text{Gy} \cdot \text{cm}^{-2}$
50 kV, 100 mA, 63 ms	1.564×10^{-4}
60 kV, 100 mA, 63 ms	2.574×10^{-4}
75 kV, 100 mA, 16 ms	1.082×10^{-4}

2.3 与图像增强方法的比较

图像增强方法要求被增强区域的图像信息不缺失^[10], 所以首先要寻找合适的曝光条件对包含多个感兴趣区域的成像对象进行 1 次曝光获得包含全部感兴趣区域信息的图像, 再对灰度对比度低、局部细节无明显灰度差别的区域进行增强. 然而, 这种曝光条件的选择没有规律, 对不同成像对象需通过多次试验曝光确定, 无法用于临床. 本文方法所进行的 2 次曝光是通过对 2 个不同感兴趣区域的自动曝光确定的, 曝光条件的选择方便快捷、所得到的动态范围扩展的图像也能均衡显示.

3 结 论

本文提出一种 X 射线图像动态范围扩展方法, 它可通过成像对象在 2 个不同球管电压下拍摄的小动态范围图像重建 1 幅宽动态范围图像. 实验中, 使用与 CCD-DR 原理相当的影像增强器成像设备拍摄图像, 并用本文方法进行处理. 结果表明, 本文方法从视觉上可显著扩展图像的灰度动态范围, 同时 2 次曝光没有增加患者的皮肤表面吸收剂量. 本文提出的方法可解决某些廉价数字 X 射线成像设备成像动态范围小的弊端, 有利于推动这些廉价数字成像设备的普及.

参考文献:

[1] 胡军武. 医学数字成像技术[M]. 武汉: 湖北科技出版社, 2001.

[2] 杜昱平, 张永顺. 平板探测器 DR 与 CCD 探测器 DR 的基本结构与比较[J]. 医疗卫生装备, 2006, 8(27): 60-62.

DU Yüping, ZHANG Yongshun. Basic structure and comparison of FPD-DR and CCD-DR [J]. Chinese Medical Equipment Journal, 2006, 8(27): 60-62.

[3] ZHANG Min, MOU Xuanqin. A novel contrast equal-

- ization method for chest radiograph[C]//Proceedings of Medical Imaging 2006. Bellingham, USA: SPIE, 2006: 61446R.
- [4] ZHANG Zhong, BLUM R S. A categorization of multiscale-decomposition-based image fusion schemes with a performance study for a digital camera application [J]. Proceedings of IEEE, 1999, 87(8): 1315-1326.
- [5] GRAVES E B, COGGINS J M. Multiscale image decomposition using statistical pattern recognition and eigen analysis [C]//IEEE 7th Symposium on Computer-Based Medical Systems. Piscataway, NJ, USA: IEEE, 1994: 270-275.
- [6] YUILLE A L, POGGIO T A. Scaling theorems for zero crossings [J]. IEEE Trans Patt Anal Mach Intell, 1986, 8(1): 15-25.
- [7] BABAUD J, WITKIN A P, BAUDIN M, et al. Uniqueness of the Gaussian kernel for scale space filtering [J]. IEEE Trans Patt Anal Mach Intell, 1986, 8(1): 26-33.
- [8] 吴立德. 计算机视觉[M]. 上海: 复旦大学出版社, 1993.
- [9] BURT P T, LOLCZYNSKI P J. Enhanced image capture through fusion [C]//Proc 4th Int Conf on Computer Vision. Piscataway, NJ, USA: IEEE, 1993: 173-182.
- [10] QIN Xujia, LIU Shishuang, WU Zhengqiang, et al. Medical image enhancement method based on 2D empirical mode decomposition [C]//The 2nd International Conference on Bioinformatics and Biomedical Engineering. Piscataway, NJ, USA: IEEE, 2008: 2533-2536.

(编辑 刘杨)