

数字 X 射线图象的成象分析及校正

王平 牟轩沁

(西安交通大学图象处理与识别研究所, 西安 710049)

余厚军

(第四军医大学放射科, 西安 710032)

摘要 数字 X 射线图象的形成是一个 X 射线信息影象的形成、转换和传递的复杂过程,且通常得到的数字 X 射线图象的灰度值没有准确的物理意义。在实验的基础上,提出了一种基于朗伯定律的理想图象模型,用以对数字 X 射线图象进行灰度的校正及线性化。经过这样的处理后,图象的灰度值与吸收体厚度之间的关系近似为线性,这对于人体特征参数的定量分析(如对心脏形态、血流的分析,以及在 DSA 中对造影剂浓度的分析等)具有重要作用。

关键词 数字 X 射线图象 朗伯定律 图象模型 灰度校正

中图法分类号: R811.1-39 文献标识码: A 文章编号: 1006-8961(2001)02-0148-04

The Imaging Analysis and Calibration of Digital X-ray Image

WANG Ping, MOU Xuan-qin

(Image Processing Center of Xi'an Jiaotong University, Xi'an 710049)

YU Hou-jun

(The Fourth Military Medical University, Xi'an 710032)

Abstract The generation of a digital X-ray image is such a complex process which includes the production, the conversion and the transform of the X-ray information. Generally, the interactions between X-ray and other material include photoelectric absorption and Compton scattering, which have relations to the material's mass, density, equivalently atomic weight and the energy of X-ray. In clinical use, X-ray has a wide spectrum similar to the daylight, so its intensity will become harder and harder with different rate during it penetrates other material. Such nonlinearity and other stochastic noise will make a digital X-ray image has no exact physical means. Due to the physical comparability, we use aluminium and lucite to simulate bone and software respectively, and image them under each kind of material thickness, then we can obtain an ideal image model use part of these data, which can be used to calibrate and linearize the X-ray image. This method will be advantageous to the quantitative analysis of the human's physiological parameters such as the cardiac configuration, the blood flow, and the density of the contrast media in DSA.

Keywords Digital X-ray image, Lambert law, Image model, Gray level calibration

0 引言

X 射线在穿透物质的过程中,由于受到物质的化学组分、密度、厚度的调制,会形成一个透射 X 射线强度的二维空间分布,即 X 射线透射影象。此后再经过一系列转换、传递过程,最终形成可见的 X 射线图象。由于 X 射线图象是当前临床应用最广泛的一种医学图象,因而如何从其获取更多的信息,是提高诊断技术水平的一个重要方向。然而,由于 X

射线成象过程的复杂性^[1,2],加之成象链的非线性,使得通常得到的数字 X 射线图象的灰度值没有具体的物理意义。在结合实验的基础上,本文提出了一种基于朗伯定律的图象模型,然后可按照此模型对数字 X 射线图象进行灰度校正及线性化处理,使其灰度值与吸收体的厚度之间成线性关系,这在数字减影(DSA)或者其它人体生理参数的定量分析中,具有重要的意义。

1 数字 X 射线图象模型分析

为使问题简化,首先进行如下假设 (1)X 射线为单一能量 (2)成象过程无散射 (3)成象链是线性的.在这种情况下,物质对 X 射线的吸收满足朗伯定律,即

$$I = I_0 \exp(-\mu\tau) \quad (1)$$

其中, I_0 为入射 X 射线强度, I 为出射 X 射线强度, μ 为物质对 X 射线的线性吸收系数, τ 为吸收体厚度.

在实际应用上, X 射线均是宽能谱的,这时朗伯定律的相应形式为

$$K(x, y) = \int I_0(x, y, E) \left\{ \exp\left[-\int \mu(x, y, \tau, E) \lambda d\tau\right] \right\} dE \quad (2)$$

其中, $I_0(x, y, E)$ 为 X 射线能谱, $\mu(x, y, \tau, E)$ 为线性吸收系数,它们都与能量有关.虽然宽能谱使成象的理论计算成为一个很复杂的问题,但可采用“等效单能模型”来进行简化^[3],就是将全能谱的照射量看作是某一“等效单能”的照射量,即

$$K(x, y) = \int I_0(x, y, E) \lambda dE \cdot \exp(-\mu_{eq}\tau) \quad (3)$$

其中, μ_{eq} 称为等效线性吸收系数,它可近似为某一常数.

成象链主要包括影象增强器、摄像管、医用电视监视器(与数字图象的形成无关)、图象采集单元等^[4].若成象链为线性,则最终得到的理想图象的灰度值应为

$$g(x, y) = \lambda K(x, y) \\ = \lambda \int I_0(x, y, E) \lambda dE \cdot \exp(-\mu_{eq}\tau) \quad (4)$$

其中, λ 为常数.

此即基于朗伯定律的理想 X 射线图象模型.

按照式(4)得到的数字 X 射线图象灰度值,其物理意义很不明显,对其取对数,得

$$\ln\left[\lambda \int I_0(x, y, E) \lambda dE\right] - \ln[g(x, y)] = \mu_{eq}\tau \quad (5)$$

式(5)等式右边不仅直接表达了 X 射线穿透路径上与吸收体厚度有关的信息,而且这种变换用于 DSA 过程或者其他人体特征参数的分析中,也具有重要的作用.

2 图象模型参数的确定及校正

以上图象模型参数需要借助于实验的方法来确定.此外,由于实际成象结果与图象模型之间会有差异,因此也需要通过实验的方法来进行校正.

2.1 模型参数的确定

实验所用设备为第四军医大学引进的西门子公司 Polydorax 80A 型 DSA 系统.按照对 X 射线的吸收特性来划分,人体组织可大致分为骨骼和软组织,因为它们的有效原子量分别近似于铝和有机玻璃,故在实验中选用铝和有机玻璃分别作为骨骼和软组织的替代物,并将它们设计为阶梯状模型,以便模拟人体的不同组织厚度.

在条件固定的情况下,数字 X 射线图象的成象过程可以认为是各态历经的,所以对 K 幅图象取平均,可使图象噪声的方差降低为原来的 $1/K$;另外由于只考虑成象系统的静态特性,故图象灰度值均取自图象的平坦区域内,这样,最终得到的与模型台阶 i 对应的 X 射线图象灰度值为

$$g_i = \frac{1}{K} \sum_{k=1}^K \left[\frac{1}{MN} \left(\sum_{m=1}^M \sum_{n=1}^N g_{k,i}(m, n) \right) \right] \quad (6)$$

其中, k 为采样序号, $M \times N$ 为取样的矩形区域.

按照表 1、表 2 的实验数据,采用最小二乘法对式(4)的理想图象模型进行参数估计,得到如下结果:

对于铝: $\mu_{eq} = 0.5225 \text{ cm}^{-1}$

$$\lambda \int I_0(x, y, E) \lambda dE = 1499.9$$

对于有机玻璃: $\mu_{eq} = 0.1664 \text{ cm}^{-1}$

$$\lambda \int I_0(x, y, E) \lambda dE = 600.05$$

表 1 纯铝模型实验资料

材 料	纯 铝									
厚度 (cm)	0.49	1.02	1.51	1.99	2.52	3.02	3.51	3.98	4.47	5.01
灰度值 (g_i)	805.309	748.995	676.457	543.244	404.479	305.746	241.813	186.732	157.842	138.085

表 2 有机玻璃模型实验资料

材 料	有机玻璃									
厚度 (cm)	0.97	1.92	2.87	3.79	4.75	5.68	6.65	7.63	8.57	9.49
灰度值 (g_i)	451.412	440.546	383.947	322.044	262.042	222.249	197.748	168.575	149.733	116.660

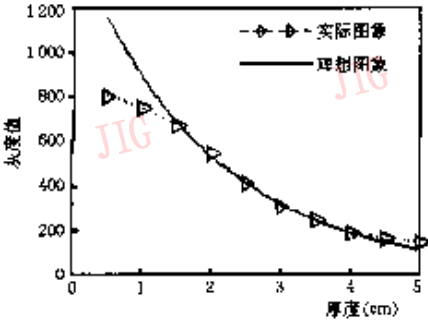
所以,铝、有机玻璃的理想图象拟合结果分别为

$$g_{AL} = 1499.9 \times \exp(-0.5225\tau_{AL}) \quad (7)$$

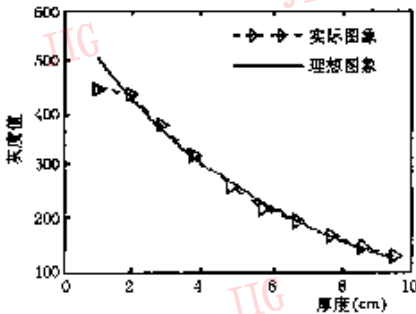
$$g_{Lucite} = 600.05 \times \exp(-0.1664\tau_{Lucite}) \quad (8)$$

2.2 X射线图象的校正

实际图象及理想图象的灰度值-吸收体厚度的关系曲线如图1.



(a) 铝模型



(b) 有机玻璃模型

图1 吸收体厚度与图象灰度值之间的关系曲线

从图1可看出,在曲线的两端,实际图象与理想图象之间有较大差异.造成这种差异的主要原因为:(1)在穿透物质时,由于射线束硬化的作用,因而X射线能谱在不断改变(2)DSA成象链不可能是完全线性的^[5],因此,首先需要对实际X射线图象进行校正,使其能和图象模型相符合,然后再按照式(5)进行变换,这样最终可使得图象灰度值与吸收体厚度之间成线性关系.

这里,记实际所得X射线图象为 $g_a(\tau)$,由式(7)式(8)所得理想图象为 $g_i(\tau)$.定义校正函数为

$f_c = \frac{g_i}{g_a}$.在进行拟合时,考虑计算的复杂性,拟合曲线的阶次选为3,最终可得校正函数式为

对于铝:

$$f_c = 6.9 \times 10^{-9} \times (g_a - 423)^3 + 1.0$$

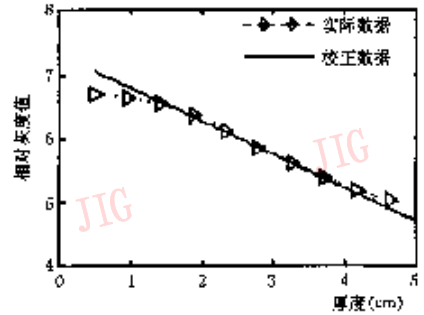
对于有机玻璃:

$$f_c = 18.9 \times 10^{-9} \times (g_a - 265)^3 + 1.0$$

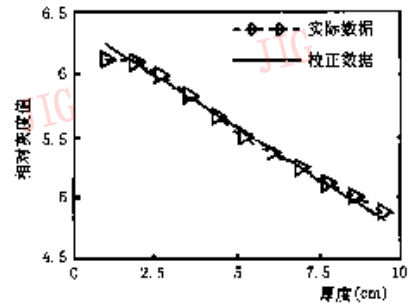
校正后的图象为 $g_c = f_c \cdot g_a$,它在形式上已经能很好地逼近式(4)的理想图象.然后,按照式(5)的方法对其两端取对数,并进行变换,可得

$$\left\{ \ln \left[\lambda \int I(x, y, E) dE \right] - \ln [g(x, y)] \right\} / \mu_{eq} = \tau$$

本文称上式左端部分为图象的相对灰度值,它与吸收体厚度 τ 之间的关系示于图2,从图2可见,两者已经接近为线性.



(a) 铝模型



(b) 有机玻璃模型

(b) 有机玻璃模型

图2 实际图象及其校正结果

3 实验结果

按照以上校正方法对实际X射线图象进行了处理.图象经过线性化后,还要进行灰度的最大线性映射,对于256级灰度图,则经过线性变换后的图象灰度值为

$$g(x, y) = 255 \times [f(x, y) - f_{\min}] / (f_{\max} - f_{\min}) \quad (9)$$

其中 $f(x, y)$ 为图象灰度值, $f_{\min} = \min[f(x, y)]$, $f_{\max} = \max[f(x, y)]$, $g(x, y)$ 为经线性化变换后的图象灰度值.实验结果见图3、图4.

实际X射线图象经过校正及线性化后,其灰度值与吸收体的厚度已接近于线性关系.这对于人体特征参数的定量分析(如对心脏形态、血流的分析,

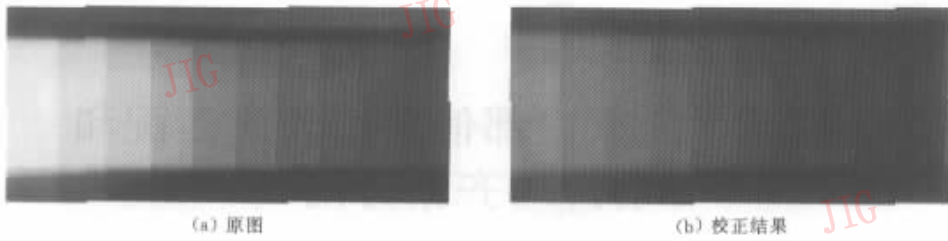


图 3 铝模型原图象及其线性化处理结果

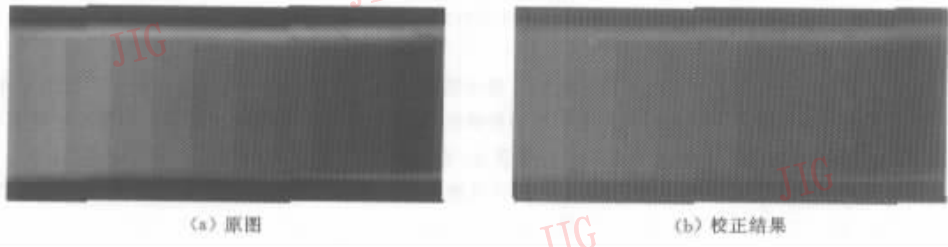


图 4 有机玻璃模型原图象及其线性化处理结果

以及在 DSA 中对造影剂浓度的分析等)具有重要作用。但是由于图象在线性化过程中需要取对数(见式(5)),因而会导致图象动态范围的压缩。

4 小结

X 射线图象线性化的目的主要是为了使其能够用于对人体特征参数的定量分析,但由于 X 射线图象的成象质量与设备有很大关系,不同的 X 射线管、不同的成象链均会导致图象有所不同,所以难以建立一个普遍的图象模型。此外,本文提出的图象模型是假定成象条件为固定时得出的,这就使得其应用受到一定限制。因此,如何能够借助实验来建立一个更好的模型,是有待于进一步研究的课题。

参 考 文 献

- 1 Xue Ping, Wilson D L. Effects of motion blurring in X-ray fluoroscope. *Medical Physics*, 1998, 25(5): 587599.
- 2 Molloy Sabee, Zhou Yifang, Wamsely Greg. Scatter-glare estimation for digital radiographic system: Comparison of digital filtration and sampling techniques. *IEEE Trans. on Medical Image*, 1998, 17(6): 881888.
- 3 吴世法. 近代成象技术与图象处理. 北京:国防工业出版社, 1997.

- 4 Tucker Douglas M, Rezentos Paul S. The relationship between pixel value and beam quality in photostimulable phosphor imaging. *Medical Physics*, 1997, 24(6): 887893.
- 5 Cook Larry T, Cox Glendon G, Michael F Insana *et al.* Comparison of a cathode-ray-tube and film for display of computed radiographic images. *Medical Physics*, 1998, 25(7): 11321138.

王 平 1972 年生, 1998 年毕业于华北工学院获硕士学位, 现为西安交通大学图象处理与识别研究所博士生。感兴趣的研究领域主要有医学图象处理及成象分析、医学影象的三维重建等。

牟轩沁 副教授, 1987 年毕业于西安交通大学图象处理与识别研究所, 获硕士学位。主要研究方向为图象采集设备的开发、大型医学影象设备的研制以及图象处理理论。目前负责国家“863 计划”项目的研究工作。

余厚军 高级工程师, 1987 年毕业于西安交通大学工业自动化系, 现任陕西省医学会影象技术学会委员。已发表论文 21 篇。主编《医用 X 射线检测设备原理与应用》、参编《医用大型 X 射线机系统》、《医用电子仪器维修手册》等。