

动态核医学图象的自适应平滑增强算法

王洪君

(山东大学信息科学与工程学院, 济南 250100)

摘要 核医学图象是指采用特殊的探测装置通过在人体外探测体内放射性核素分布而形成的图象,医学上常用这种图象来反映器官组织的形态与变化。由于其信噪比明显低于其他医学图象(X-ray, CT及MRI),图象粗糙,分辨率低,因此核医学图象处理方法显得比其他医学图象更为重要。为了获得较好的图象处理结果,针对动态核医学图象的特点,提出了一种用于动态核医学图象处理的自适应增强算法,用该算法进行图象处理不仅可增强图象的对比度和提高图象的视觉效果,而且可较好地滤除图象噪声。处理后的核医学图象判读效果很好。实验证明,该方法对于处理灰度较低、噪声干扰较大的动态核医学图象是一种行之有效的方法,而对静态核医学图象则要依据 γ 图象的统计特性,采用适当的处理方法。

关键词 核医学图象 图象噪声 图象增强

中图分类号: TP391.41 R445-39 **文献标识码:** A **文章编号:** 1006-8961(2002)09-0918-04

The Self-Adaptive Enhancing and Smoothing Algorithm for Dynamic Nuclear Medicine Image

WANG Hong-jun

(College of Information Science and Engineering Shandong University, Jinan 250100)

Abstract Nuclear medical image reflects form and change of organ organizes, using special exploration device to explore human body's radioactive nuclide distribute outside the human body. As the SNR of Nuclear medical image is obviously lower than other medical image(X-ray, CT and MRI), the picture of nuclear medical image is coarse and the resolving power is low, the processing method of nuclear medical image is obvious much more important than other medical images. In accordance with the characteristic of dynamic nuclear medical image, the self-adaptive enhancing and smoothing algorithm has been proposed, which is used for removing the noise of the nuclear medical image, enhancing the contrast of the nuclear medical image and improving the visual effect of nuclear medical image. After doing that, the reading effect of the nuclear medical image is much better. This method that the paper probe into is a kind of effectual method that is suitable for processing the relatively low gray level, the bigger noise interferes of the dynamic nuclear medicine image. However, the static nuclear medicine image should adopt the proper treatment method according to the statistics characteristics of γ picture.

Keywords Nuclear medical image, Image noise, Image enhancement

0 引言

核医学是一门新兴学科,它是一项利用开放性放射性核素来诊断和治疗疾病的技术,虽历史不长,但发展迅速,而且核医学涉及范围广泛,如今已广泛应用于医学各个领域。核医学中的动态图象是指在

一定时间间隔内获得的反映脏器内核素分布的序列图象,和CT、MR图象不同的是,核医学是将放射性核素引入人体内,通过人体对放射性核素的代谢过程来获得脏器的生化代谢、功能状态和结构信息。为真实反映脏器的功能和结构,就要进行动态显像,因为只有动态观察脏器的功能和结构变化,才能反映脏器的本质。核医学图象的生成过程不同于一般图

象,它是采用特殊的探测装置在人体外探测体内放射性核素分布而形成的图象,它常用于反映器官组织的形态与变化,由于其信/噪比明显低于其他医学图象(X-ray,CT 及 MRI),且图象粗糙,分辨率低,因此需要采用特殊的增强处理方法才能进行观察.可见,核医学图象处理方法显得比其他医学图象的处理更为重要.此外,由于核医学图象的统计特性不同于一般图象,它一方面反映器官组织的自然相关性,又包含同位素射线闪烁的统计规律,因此须针对核医学图象的生成过程,通过研究其统计特性来寻求一种与之相适应的数字图象处理方法,以改善核医学图象的视觉效果和找出肉眼不能分辨的图象信息,进而提高诊断的正确性.

现有的图象增强处理方法^[1~3],在用于核医学图象的处理时,并没有从根本上改善图象的质量,其原因是核医学图象具有 γ 图象的统计特性而区别于普通图象^[1].本文针对噪声干扰大,且灰度差小的动态核医学图象提出了一种自适应平滑增强处理算法,较好地解决了这类核医学图象的增强处理问题,有一定的实用价值.

1 噪声滤波和对比度增强

动态核医学图象和静态核医学图象相比,不仅信噪比更低,而且图象对比度低,这就需要同时做抑制噪声和增强对比度的处理.对图象进行平滑可抑制噪声,而动态图象平滑是指对动态图象中每一帧图象进行单独平滑,其平滑因子取决于图象信噪比值,也就是说取决于每个像素的实际计数值.图象平滑常用空域平均法,假设图象是由许多灰度衡定的像素组成,其相邻像素有很高的空间相关性,且高频噪声是随机地叠加在图象上,其均值应为 0,则可用设定邻域内的各像素灰度均值代表原来像素的灰度值来实现图象的平滑,而核医学脏器图象的各像素间恰恰存在着必然的相关性,这是对核医学图象进行平滑处理的基础.邻域平均法表达式为

$$g(i, j) = \frac{1}{M \times N} \left\{ \sum_{i=1}^M \sum_{j=1}^N f(i, j) \right\} \quad (1)$$

式中, M, N 为所取图象局部范围, $f(i, j)$ 为原始图象灰度值, $g(i, j)$ 平滑后图象灰度值.但这种平滑算法不能直接用于核医学图象,因为它在滤除噪声的同时,也模糊了图象的边缘.所谓图象增强技术就是将原始图象经过一定变换来提高图象的对比度,其

可分为局部对比度增强和整幅增强两类,其中,局部对比度增强可增强图象的内部细节;整幅增强具有代表性的方法是直方图变换法,它虽能调整幅图象灰度的动态范围,但由于会损失图象细节,因此,核医学图象的增强应采用局部对比度增强算法.

2 自适应对比度增强平滑算法

定义局部中心像素 $f(i, j)$ 的局部对比度为

$$T(m) = \frac{|X_1 - X_2|}{X_1 + X_2} \quad (2)$$

这里, X_1 是以 (i, j) 为中心的邻域 V_{ij} 内像素的平均灰度值, X_2 是以 V_{ij} 为中心的环型区域 V'_{ij} 内像素的平均灰度值.邻域 V_{ij} 与 V'_{ij} 的关系如图 1 所示.

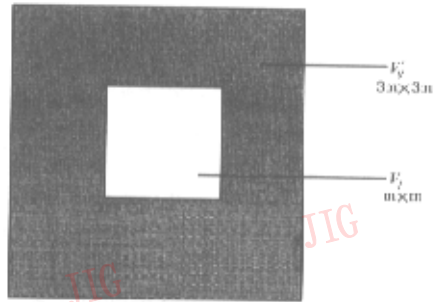


图 1 邻域关系

根据这一定义,有 $0 \leq T(m) \leq 1$,为了增大局部对比度,要选择适当的变换函数 φ 来对局部对比度 $T(m)$ 进行局部增强处理:

$$T'(m) = \varphi \cdot T(m) \quad (3)$$

$T'(m)$ 为增强后的局部对比度.

由局部对比度定义式(2)可得下式

$$X_1 = \begin{cases} X_2 \times \frac{1 + T(m)}{1 - T(m)} & X_1 \geq X_2 \\ X_2 \times \frac{1 - T(m)}{1 + T(m)} & X_1 < X_2 \end{cases} \quad (4)$$

令增强后新的中心像素灰度值 $g(i, j)$ 等于中心像素的邻域 V_{ij} 内像素的平均灰度值 X_1 ,这就是一般的平滑运算,同时可利用变换函数 φ 来增强对比度 $T(m)$, $T'(m) > T(m)$,这样得到新的中心像素灰度值为

$$g(i, j) = X'_1 = \begin{cases} X_2 \times \frac{1 + T'(m)}{1 - T'(m)} & X_1 \geq X_2 \\ X_2 \times \frac{1 - T'(m)}{1 + T'(m)} & X_1 < X_2 \end{cases} \quad (5)$$

这样既平滑了噪声,又增强了局部对比度.当

$X_1 \geq X_2$ 时,则可认为中心邻域 V_i 内有对应于含放射核素组织的像素点,这时由于 $\frac{1+T'(m)}{1-T'(m)} > \frac{1+T(m)}{1-T(m)}$,因此处理后图象上,对应于含有放射性核素组织的像素点,其灰度变亮;同理,当 $X_1 < X_2$ 时,则认为中心邻域 V_i 内没有对应于含放射性核素组织的像素点,这时由于 $\frac{1-T'(m)}{1+T'(m)} < \frac{1-T(m)}{1+T(m)}$,因此,处理后图象上没有对应于含放射性核素组织的像素点,其灰度变暗。从总体上看,处理后的图象灰度向两个方向分离,这样就增强了图象的对比度。由于中心像素灰度值取的是邻域平均值,因此同时也滤除了噪声。此外,将 $X_1 > X_2$ 和 $X_1 < X_2$ 时的灰度值 $g(i, j)$ 相减,可得到对应于含放射性核素组织的像素点与背景像素的灰度差

$$\Delta g(i, j) = X_2 \times \frac{4T'(m)}{1-T'^2(m)} \quad (6)$$

由于对比度的定义与邻域的尺寸 m 有关,因此应选择最优的尺寸来计算邻域对比度。这里选择最佳邻域尺寸的原则是使 $\Delta g(i, j)$ 最大,这样可使局部对应于含放射核素组织的像素点与背景图象的灰度差达到最大。但选择邻域尺寸要考虑以下两方面问题,一是如何选择变换函数 φ 来增强对比度,另一方面是如何选择邻域尺寸 m ,使对比度 T 经增强变换后,能使 $\Delta g(i, j)$ 达到最大值。由于这两方面问题若统筹考虑,则实现起来比较困难,因此在实际应用中是分别处理的。 φ 的选择应满足以下3点:

- ①变换后,局部对比度值限定在 $0 \sim 1$ 之间。
- ②在低对比度部分 ($0 \sim 0.1$) 和高对比部分 ($0.6 \sim 1$),变换函数能提供 $40^\circ \sim 50^\circ$ 的倾角,以保证

在处理过程中,尽可能地使这些部分不增强或少许增强,因为这些部分图象主要是背景图象和一些肉眼不易看到的噪声。

③变换函数在中对比度区 ($0.1 \sim 0.6$) 能提供较大的倾角,可通过拉伸局部对比度来达到增强的目的。

经过大量实验,对于动态核医学图象可采用如下变换函数

$$\varphi = 1 - e^{-KT} \quad K = 1.1 \sim 2.5 \quad (7)$$

来增强图象的局部对比度,其结果既增强了图象的对比度,又提高了图象的视觉效果。

因为对比度 $T(m)$ 的值随邻域尺寸 m 的变化而变化,如果选择使 $T(m)$ 达到第1个极大值点的邻域尺寸 m_{opt} 作为最佳邻域尺寸,也就是选取使 $T(m)$ 达到极大值的最小 m 值,则这时 $T(m)$ 有极大值,不仅 $T'(m)$ 比较大,而且图象上对应于含放射核素组织的像素点与背景像素的灰度差也比较大。

3 应用实例

图2是用 γ 相机计算机图象处理系统采集的连续7幅肾动态吸收与排泄过程图象,该图象噪声很大,难以分辨病变情况,图3是用本文提出的方法处理的结果,由图上可以明显地观察到左肾略大、皮质功能较正常、肾盂略扩大、有尿残留等现象,同时可观察到右肾极为肿大,肾皮质功能严重受损,只有上极和下极有少量功能组织残留,仅占正常肾功能组织的10%。这些现象符合“左肾小结石引起肾盂尿残留,单皮质功能正常;右肾严重肾盂积水,使肾皮质萎缩,残留肾功能 $<10\%$ ”的肾病病症。

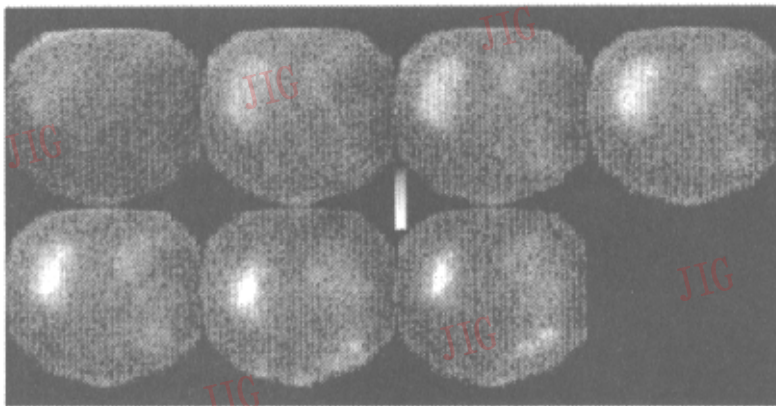


图2 肾动态吸收与排泄过程原始图象

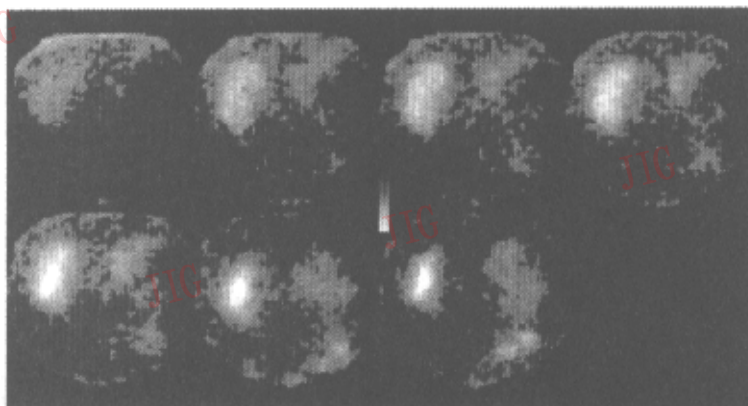


图3 处理后的肾动态吸收与排泄过程图象

4 结束语

该文章所探讨的专用于核医学图象处理的自适应平滑增强方法,对于灰度较低、噪声干扰较大的动态核医学图象的增强处理是一种行之有效的方法,因为它在自适应平滑噪声的同时,还能进行灰度拉伸;而对于静态核医学图象,因为采集到的图象噪声干扰较大,灰度值较高,所以只要依据 γ 图象的统计特性,采用自适应平滑滤波法即可。

参考文献

1 Lee J S. Digital image enhancement and noise filtering by use of local statistics[J]. IEEE Tran. Pattern Anal. Mach. Intel. 1980, PAMI-2(2):156~168.

- 2 Nieminen A, Heinonen P, Neuvo Y. A new class of detail-preserving filters for image processing [J]. IEEE Tran. on PAMI, 1987, PAMI-9(1):74~90.
- 3 Ko S J, Lee Y H. Center weighted median filters and their application to image enhancement [J]. IEEE Tran. Circuits System, 1991, 38(9):984~993.
- 4 叶维新. 核医学[M]. 武汉:武汉大学出版社,1986.



王洪君 1963年生,副教授,1991年获山东工业大学硕士学位,山东大学信息科学与工程学院电子工程教研室主任。现主要从事图象处理、计算机网络和嵌入式系统的研究开发和教学工作。曾获山东省科技进步二、三等奖。发表有关论文约20篇。