

放射性核素心血管造影左室功能测定的数字图象处理

翁是强 朱承谟 田伟家 陈艺生

(上海第二医学院附属瑞金医院) (上海第二医学院)

本文介绍放射性核素心血管造影左室功能测定的计算机软件,包括图象平滑、本底校正、截面计数分布扫描、感兴趣区选择、自动边界探测、兴趣区计数积分、左室功能参数定量计算及舒张末和收缩末心室影象叠加等。利用此软件可获得左室喷血分数(LVEF)、相对搏出容量(RSV)、相对舒张末期容量(REDV)以及相对心输出量(RCO)。另外,可分析左室室壁活动。

关键词:放射性核素心血管造影 心室功能 本底 感兴趣区 喷血分数

近十年来,在计算机技术与核医学的结合中,数字图象处理的理论和方法促使放射性核素心血管造影有了很大发展,这给正确估价心室喷血分数和客观判断室壁活动创造了有利条件^[1]。

本文应用数字图象处理中的一些成就^[2],考虑了心脏生理学及放射性核素闪烁图的特点,实现了在国产电子计算机(DJS-131)上核素心血管造影信息的采集、平滑、本底校正、心室边界显影、心室截面计数分布的计算和显示、左室感兴趣区的框取、影象叠加、心室功能参数定量计算等计算机处理的过程,现作简要介绍。

一、图象信息的平滑处理及本底校正

核素心血管造影数字图象各象元的计数涨落(噪声)是影响图象质量的重要因素。平滑的目的在于减少噪声对图象分辨力的干扰和增加信噪比。

设 $P_{x,y}(I)$ 为象元函数 $f(X, Y)$ 取值 I 的概率,则 $P_{x,y}(I) = 1/\sqrt{2\pi} \sigma_{x,y} \exp[-(I-I_m)^2/2\sigma_{x,y}^2]$ (1)

式中, I_m 为象元计数值; $\sigma_{x,y}$ 为相应象元计数值的估计误差^[3]。在图象平面上任取一区域 A , 则 A 内所有具有值 I 的象元个数分布 $DF(I)$ 为:

$$DF(I) = \sum_i P_{x,y}(I) \quad (2)$$

(2) 式估计了区域 A 内每一象元对实测值 I 的函数的贡献。令 $\Delta I = I - I_m$, 则当 ΔI 、 $\sigma_{x,y}$ 愈大, 象元 (X, Y) 对 DF 的贡献愈小。

基于以上原理,以肺区作为一个整体区域来考虑,取其中不包括主动脉降支或其他大血管结构的任一邻域为参考区,用可变型平均算法及中值窗法处理噪声可使原始图象质量大为改善,其原理图如图1所示:

处理结果表明,二者单独或联合应用均可减低噪声而较少影响图象分辨力。

核素心血管造影的计数-容量法是以左室感兴趣区(LVROI)内的放射性计数值代表心动周期不同时相的容量为基础的。平衡法系注入的放射性制剂与红细胞结合后的心腔和大血管显象,测得的计数除心腔外还有来自心腔前后胸壁和肺脏等复盖组织血管内的放射性计数,因此通过本底校正获得“纯”心腔计数分布是必要的。

对图象函数 $f(X, Y)$, 由计算机找出左室计数重心,给出重心的平面坐标 (X', Y') , 令 $G(X) = f(X, Y')$, 在离散情况下有 $G(X_i) = f(X_i, Y')$ 以及 $\Delta G(X_i) = f(X_{i+1}, Y') - f(X_i, Y')$ ($i=1, 2, 3, \dots, 63$), 由 X_i 和 $G(X_i)$ 可形成左室重心截面计数分布曲线。取左前斜位时,曲线能清楚显示左心室、右心室、脾脏、室间隔以及本底区计数特征,本底区计数分布特征为 $\partial f(X, Y)/\partial X \approx 0$, 由此可确定本底校正因子的平面坐标点 (X_b, Y_b) , 若 (X_b, Y_b) 邻域的象元个数为 N , (X_b, Y_b) 邻域内所有象元的坐标为 (X_b+k, Y_b+l) , $|k| < m$, $|l| < n$

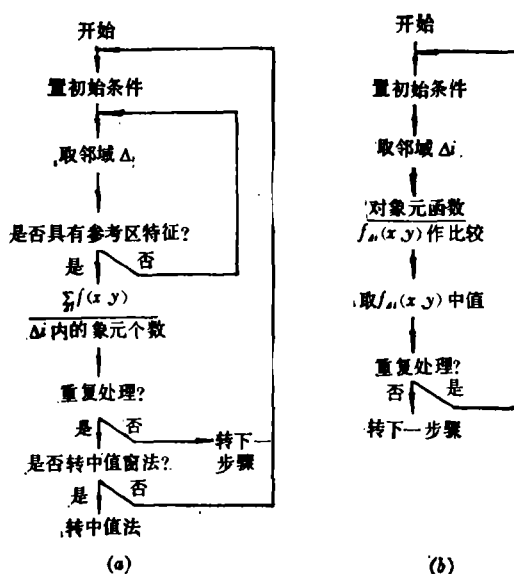


图1 平滑处理的两种方法
(a)可变型平均算法 (b)中值窗法

n, m, n 为正整数, 其大小表征邻域的大小, 则本底校正因子 FBG 可由下式确定:

$$FBG = \frac{1}{N} \sum_{k=1}^m \sum_{l=1}^n f(X_b+k, Y_b+l) \quad (3)$$

$$\text{本底校正用下式完成: } f_c(X, Y) = f(X, Y) - FBG \quad (4)$$

$f_c(X, Y)$ 为校正后的图象函数。

二、心室边界显象及影象叠加

形成左室边界影象的关键在于前述高质量的预处理。象元函数微分算子 $\partial f(X, Y)/\partial X, \partial f(X, Y)/\partial Y$ 以及象元函数极坐标微分算子 $\partial f(X, Y)/\partial r = [\partial f(X, Y)/\partial X] \cdot \cos\theta + [\partial f(X, Y)/\partial Y] \cdot \sin\theta$ 均有助于检出左室边界。考虑到上述表达式仅具有单向性或双向性, 不能检取心室边界所有信息, 这里应用高阶微分算子。

设 $GF(X_j, Y_j)$ 为边界处理后的矩阵象元函数的离散值 ($j=1, 2, 3, \dots, 4096$), 则

$$GF(X_j, Y_j) = \sum_p \sum_q |f(X_j+p, Y_j+q) - f(X_j, Y_j)| / k_r(p, q) \quad (5)$$

式中, p, q 为整数; 令 r, s 为参与运算的图象函数自变量邻域的大小, 则 r, s 应在图象矩阵允许的范围变动, 且 $|p| \leq r, |q| \leq s; k_r(p, q)$ 为权因子函数。所设计的子程序用于把 $GF(X, Y)$ 图象变换为边界显示图象。

正常情况下, 左前斜位能较好地显示室隔、后侧壁的室壁活动, 正位对心尖部的显示较好, 右前斜位则有助于前侧壁和心室膈面的显示^[4]。同一位体不同时相图象叠加可使观察者便于对上述位体相应的舒张末期和收缩末期局部室壁活动作出正确的比较和判断。为此, 分别给予这两个时相的边界影象以一个特征参数, 这样计算机可根据参数实现时相识别, 并在同一 64×64 矩阵上描绘不同时相的影象, 由此实现影象叠加, 结果如图 2 所示。

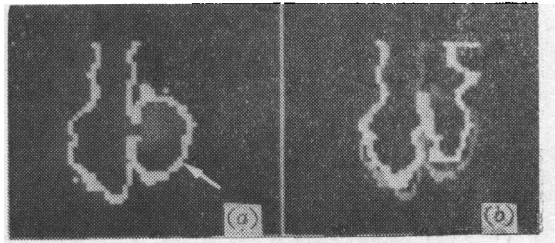


图2 核素心血管造影的边界描绘和影象叠加
a) 为心室舒张末期边界图象, 箭头示处为左室边界
b) 为同一病例左室舒末和收末边界叠加图象, 其中灰度级较高者为左室收末边界影象

三、心功能参数定量计算

$f_c(X, Y)$ 为计算心功能参数的基础。由于 $f_c(X, Y)$ 为“纯”化矩阵, 可直接用于左室喷血分数 (LVEF)、相对搏出容量 (RSV)、相对心输出量 (RCO)、相对舒张末期容量 (REDV) 的计算, 公式为^[5]:

$$LVEF = (EDC - ESC) / EDC \quad (6)$$

$$RSV = (EDC - ESC) / 0.5(EDC + ESC) \quad (7)$$

$$REDV = EDC / 0.5(EDC + ESC) \quad (8)$$

$$RCO = [(EDC - ESC) / 0.5(EDC + ESC)] \times HR \quad (9)$$

式中, HR 为心率; EDC, ESC 均为本底校正后的“纯”计数; 0.5 为校正系数。

四、模型、重复性及框取试验

取直径为 5cm 及 4.5cm 两个玻璃容器, 内注 $^{99m}\text{TcO}_4^-$ 溶液制成放射性腔体并固定浸没于玻璃缸内。调整腔体内外放射性强度比例为 1.8:1, 进行数据采集和处理。结果表明其边界大小与实物基本一致 (见图 3)。

不同操作者对同一病例 LVEF 运算结果如表 1 所示。结果表明 EF 变动均在 3% 以内。

依 Nakajima (1980) 方法^[6], 部分地改变左室感兴趣区大小, 可估价方法学的稳定性, 结果表明感兴趣区在

表1 不同操作者 LVEF 的定量计算

病例	诊断	操作者 1	操作者 2
1	正 常	0.71	0.69
2	冠 心 病	0.47	0.47
3	心肌梗塞	0.48	0.50
4	心肌梗塞	0.37	0.40

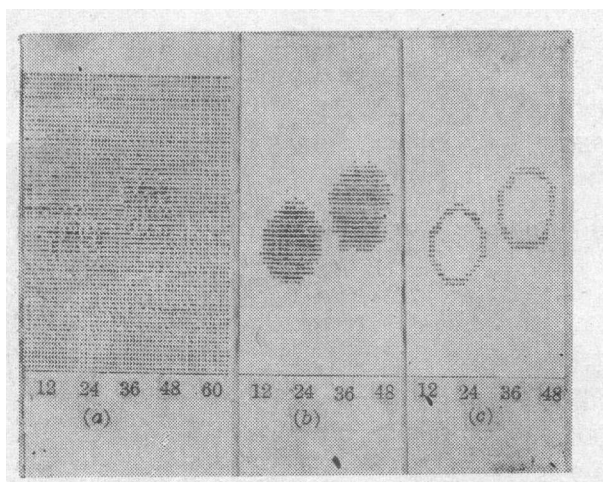


图3 模型试验

a)未经处理的影像 b)平滑处理 c)边界描绘

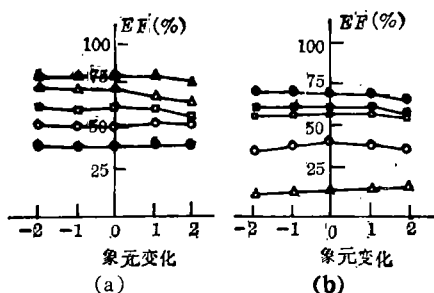


图4 框取试验

a)本文结果 b)文献[6]结果

±1个象元内变动时 EF 的变动不大于3%，结果如图4。

另任选一例，于常规检查后一、二小时再作二次检查，不予放射性药物。三次检查的 $LVEF$ 值分别为0.56、0.56、0.54。 EF 变动小于3%。

五、讨 论

本文在小型通用电子数字计算机上实现核素心血管造影的数字图象处理，其特点为它的实时性、图象处理方法的可靠性和灵活性。

图象信息的实时采集、调用和处理的特点是速度快、效率高，能较真实地反映心脏血液动力学过程。已存贮的信息可永久保存或重复检出分析，无需病员再次接受注射。对已存贮的信息可用新的软件来处理，有助于获取新的有价值的心功能参数。

应当指出， γ -照相机灵敏度可影响门电路数据采集效率。欲形成一帧心脏图象，总计数需在200~250K左右^[7]。一般的 Anger型 γ 照相机，计数累积可在100~200个心动周期内并在常规剂量(15~20mCi)下完成。

本底对心功能参数定量有明显影响^[4]。由于喷血分数 = $\frac{\text{心室舒张末期计数} - \text{心室收缩末期计数}}{\text{心室舒张末期计数} - \text{本底}}$ ，

因此当本底值偏高时， EF 增大，反之减小。这在便携式核听诊器上尤为突出。Michael 等^[8]认为 γ -照相机计算机技术的 EF 测定与 X 线造影有良好的相关($r=0.95$)。而核听诊器相关性较差($r=0.59$)。近年来，微处理机与核听诊器的结合以及操作者技术的改进已使核听诊器可靠性有所提高。

本文所涉方法在临床应用已二百余例^[9]。这一工作将通过更多的研究和临床实践来不断完善。

参 考 文 献

- [1] N. M. Alpert *et al.*, The IEEE computer society's 3rd international computer software and applications Conference: The impact of computers on nuclear cardiology, 1979, p.635.
- [2] R. C. 冈萨雷斯等著，李叔梁等译，数字图象处理，科学出版社，北京，1981年。
- [3] S. G. Levin, *J. Nucl. Med.*, 20, 6, 550 (1979).
- [4] H. W. Strauss *et al. ed.*, Atlas of cardiovascular nuclear medicine, Selected case studies, The C. V. Mosby Compand. ST Louis, 1977.
- [5] A. Strashun *et al.*, *Am. J. Cardiology*, 47, 3, 610 (1981).
- [6] K. Nakajima *et al.*, *Jap. J. Nucl. Med.*, 7, 10, 1231 (1980).
- [7] D. R. Bernier *et al. ed.*, Nuclear medicine technology and techniques, The C. V. Mosby, ST Louis, 1981.
- [8] J. Z. Michael *et al.*, *Eur. J. Nucl. Med.*, 5, 11, 504 (1980).
- [9] 朱承谟等，中华核医学杂志，3, 3, 139(1983)。

(1984年2月8日收到)

Computer application in left ventricular wall motion study

Yang Yifeng Chen Haozhu Qian Zhonghao

(Shanghai Institute of Cardiovascular Disease)

Sun Yongqiang Tang Baoxing Gao Pei

(Shanghai Jiaotong University)

Jiang Changying Zhang Suochun

(Cancer Hospital of Shanghai First Medical College)

Cai Xinxing

(Shanghai Iron-Steel Research Institute)

Radionuclide ventriculography (Equilibrium) is a noninvasive diagnostic method for evaluate left ventricular wall motion. Imaging processing by computer can increase accuracy of data analysis. This report describes clinical application of computer (selected case studies) in imaging processing.

Keywords: computer radionuclide ventriculography LV wall motion

Digital image processing of radionuclide angiocardigraphy for the detection of the left ventricular function

Weng Shiqiang Zhu Chengmo Tian Weijia

(Ruijin Hospital, Shanghai Second Medical College)

Chen Yisheng

(Shanghai Second Medical College)

This paper describes the computer software for the detection of the left ventricular function by radionuclide angiocardigraphy. It consists of image smoothing, background correction, counting distribution by profile scan, choosing of ROI, automaic edge detection, integral of the ROI counts, quantification of the left ventricular function parameters and superposition of the end diastole and systole images. The basic principles of the methods are briefly mentioned. By using this software we can obtain four parameters: the left ventricular ejection fraction (LVEF), the relative stroke volume (RSV), the relative enddiastole volume (REDV) and the relative cardiac output (RCO). In addition it is also served to analyse the left ventricular wall motion.

Keywords: radionuclide angiocardigraphy ventricular function background
ROI (region of interest) EF (ejection fraction)