

SPECT 断层显象心肌中心和内外膜半径的确定

刘力 赵书俊 单保慈

(中国科学院高能物理研究所, 北京 100039)

摘要 提出了一种自动计算单光子断层扫描仪(SPECT)心肌短轴图象心肌中心和内外膜半径的方法。该方法基于对心肌边缘位置信息的统计分析和非线性最优化拟合算法,具有可靠性好、精度高、速度快等优点。结果同有经验的医师手工确定的中心位置基本一致,有较高的临床应用价值。

关键词 断层显象, 图象处理, 定量分析, 非线性最优化

1 引言

目前 SPECT 广泛应用于心肌断层显象,进行冠心病的无损诊断。但传统的定性分析方法是靠肉眼阅片来解释图象,要分析短轴、水平长轴及垂直长轴3个方向的数十张断层图象,并且要逐个比较运动与延迟图象,因此定性分析方法难以排除不同观察者之间由于判断标准和经验的不同所造成的诊断差异。近十年来提出的用计算机对 SPECT 心肌断层图象进行定量分析的方法,可以增加诊断的客观性和标准化。常用的有周边剖面曲线和牛眼图方法^[1~3]。而短轴断层图象的心肌(左心室)中心的确定是其中重要的一个环节,目前医院里实际采用的多为凭肉眼对逐个图片进行手工操作的方式。

本文工作是针对心肌图象自动进行较为准确的心肌中心的确定和内外边缘的识别与分割。选取合适的目标函数,使大范围网格扫描与最优化迭代相结合,给出了一个稳定可靠的快速算法。

2 心肌边缘的确定

本文所用心肌图象数据为北京阜外医院 Siemens Multi SPECT-3 所获得的短轴断层图象,其中之一如图 1(a)所示,大小为 64×64 个像素,层数

34, 256 灰度级,每像素尺寸为 $h=4.9\text{mm}$, 从中选出大小为 32×32 的心肌感兴趣区(ROI)(图 1(b))。

手工方式确定中心需在短轴心肌图象中调节一圆环使之尽量套住心肌,用该圆环之圆心做为心肌中心,以后用此中心和此环内的计数分布来建立周边剖面曲线。本文方法是利用心肌边缘的信息自动计算出该中心。有多种求图象中物体边缘的方法,如各种梯度算子法^[4]。但梯度法中所用阈值参数难以客观准确地确定,所得边缘图象会有伪边和边缘不连续现象。

我们采用阈值法求边缘。首先用双线性插值法对感兴趣区(图 1(b))进行 4 倍加密(图 1(c)),加密后选取阈值形成二值图象(图 1(d)),阈值为最高计数 65%,在临床 SPECT 心肌诊断中,常用最高计数 50%~65%作为正常心肌的阈值^[5,6]。这样可基本上排除心肌以外显影,所得二值图象中心肌厚度约 $2 \sim 3h$,这同心肌实际厚度基本一致。

加密后图象为 128×128 , 256 灰度级,每像素尺寸为 $h/4$,加密后并不改变图象空间分辨率,但克服了原始图象中由于像素尺寸偏大所造成的边缘凸凹不平现象(噪声),使得诸边界点更趋向于一个圆分布,有利于后续的心肌中心的精确计算和内外膜的分割。加密后求出的边缘实质上等于原 32×32 边缘图象的一个细化和插值拟合。对二值图象(图 1(d))

* 本课题为国家攀登计划 B(No. 85-45-03-3)资助项目
收稿日期:1998-01-02;收到修改稿日期:1998-03-25

进行连续边缘提取,得图 1(e)。取诸边点坐标,令其构成 2 个一维数组。以后操作就针对这些边界点,从

而将二维问题化为一维问题,可提高计算速度。

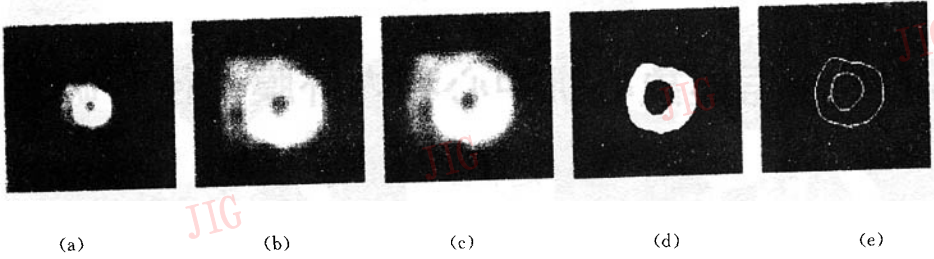


图1 短轴断层心肌图象边缘的确定

由诸边点位置图的重心来确定一个近似的心肌中心位置 (x_c, y_c) :

$$x_c = \frac{\sum_{i=1}^m x_i}{m} \quad y_c = \frac{\sum_{i=1}^m y_i}{m} \quad (1)$$

m 为边界点个数。用本方法求中心时,应选取较完整的明显环形的心肌断层图象,圆环完整性大于 $2/3$,此时重心与理想中心偏差小于 $2h$ 。

3 心肌中心和内外膜半径的精确计算

短轴图象的心肌中心位置对定量分析靶心图很重要。手工方式确定的是综合了心肌形状、内外膜可能位置等多种因素的肉眼判断之结果。当中心位置偏差 $1h$ 时,周边剖面曲线上点的大小或位置会造成约 10% 的最大偏差。在本文方法中,计算中心位置精确到一个加密像素大小时相当于 $h/4$,可控制周边剖面曲线的最大偏差约为 2%。

由上节得到的重心坐标 (x_c, y_c) 不是理想的心肌中心,须进一步精确地确定中心位置。一种方法是先对图 1(c)进行内外边缘分割,然后分别对内外边进行最小二乘圆线拟合,但此类方法对不连续边缘图象和有缺损的心肌图象难以处理。

本文所采用的方法是利用加密边缘图(图 1(e))中边缘点位置分布的统计性质和非线性最小二乘法相结合的方法,精确地分离内外膜和确定其拟合半径及圆心坐标。算法稳定,不受次级局域极值影响。另外,可适应于部分缺损心肌的处理。

首先用网格搜索法确定后续最优迭代的初值以防止陷入次级最大,也可使迭代更快地收敛。定义目标函数:设以某一点为初始中心圆点,计算图 1(e)诸边界点的矢径长:

$$r_k(i_k, j_k) = \sqrt{(i_k - a)^2 + (j_k - b)^2} \quad (2)$$

i_k, j_k 为第 k 个边点坐标,将整个半径大小取值范围划分为 8 个区间并做统计直方图分析,如图 2, $h_i, i=1, 2, 3, \dots, 8$ 为落入第 i 个区间的边缘点个数。区间宽度 $\Delta y \sim 2h$, 即 SPECT 空间分辨率。目标函数定义为:

$$S(a, b) = \max(n_1, n_2, n_3, \dots, n_8) \quad (3)$$

取初值 (a, b) 为 (x_c, y_c) ,构造一个以 (a, b) 为中心、间距为 $1h$ 的 5×5 网格,在其中搜索 S 极大值及位置 (a', b') ,然后以 (a', b') 为中心移动网格再次搜索直至中心坐标 (a', b') 不改变为止。其中还可以设置一个 S 的阈值,比如总边点个数的 30%,以防止假极大。这实质上就是用 Hough 变换法^[7]求心肌外膜的最佳圆拟合。

合适的中心初值和足够大的网格(5×5 相当于整个心肌空洞区域的大小)足以保证网格搜索不陷入次级局域极大。图 2 为一典型的搜索后 S 极大对应的矢径长度分布图。考虑到心肌厚度约为 $2 \sim 3h$,结合对图 2 谷点的判断,可找到一个合适的半径阈值进行心肌内外膜的分离。下面我们用 Gauss-Newton 迭代分别对分离后外、内膜边线和圆心进行更为精确的最优圆拟合^[7]。

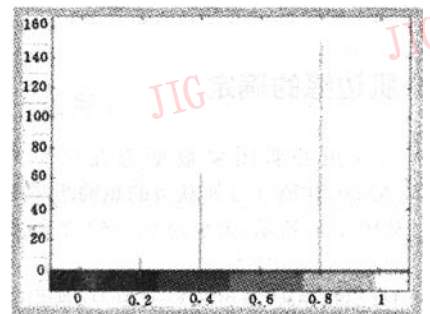


图2 矢径长度分布统计直方图

取前面算出的 (a', b') 作为中心坐标参数的迭代初值, 另引入一个新的半径参数 r_y (或 r_n , 对内膜), r_y (或 r_n) 的初值由分割后边缘图象的边点平均半径给出。更为精确的目标函数为:

$$F(\mathbf{X}) = \sum_k f_k^2(\mathbf{X}) \quad \mathbf{X} = (a, b, r) \quad (4)$$

$$f_k(\mathbf{X}) = \sqrt{(i_k - x_1)^2 + (j_k - x_2)^2} - x_3 \quad (5)$$

$f_k(\mathbf{X})$ 是第 k 个外(或内)边点在径向方向偏离参数半径 r 的大小。计算诸导数, $(f'_k(\mathbf{X}))_{x_1}$, $(f'_k(\mathbf{X}))_{x_2}$, $(f'_k(\mathbf{X}))_{x_3}$, 并由之构成矩阵 $\mathbf{J}(\mathbf{X})$,

$$\mathbf{J}(\mathbf{X}) = [(f'_k(\mathbf{X}))_{x_i}] \quad (6)$$

$\mathbf{J}(\mathbf{X})$ 称为 $f(\mathbf{X})$ 在点处 \mathbf{X} 的 Jacobi 矩阵。由最小二乘法得 Gauss-Newton 迭代公式

$$\mathbf{X}^{(n+1)} = \mathbf{X}^{(n)} - [\mathbf{J}(\mathbf{X}^{(n)})^T \mathbf{J}(\mathbf{X}^{(n)})]^{-1} \times \mathbf{J}(\mathbf{X}^{(n)})^T \mathbf{f}(\mathbf{X}^{(n)}) \quad (7)$$

迭代过程如下:

给定初始点 (a', b') 和 r_y (或 r_n), 迭代精度设置为 $\epsilon = h/16$ 。

(1) $n=0$

(2) 对 $k=1, 2, \dots, m$ 求 $f_k(\mathbf{X}^{(n)})$ 得向量

$$\mathbf{f}(\mathbf{X}^{(n)}) = [f_1(\mathbf{X}^{(n)}), \dots, f_m(\mathbf{X}^{(n)})]^T \quad (8)$$

对 $k=1, 2, \dots, m; i=1, 2, 3$ 求 $J_{ki}(\mathbf{X}^{(n)}) = (f'_k(\mathbf{X}^{(n)}))_{x_i}$ 得 Jacobi 矩阵 $\mathbf{J}(\mathbf{X})$

(3) 计算 $-\mathbf{J}(\mathbf{X}^{(n)})^T \mathbf{J}(\mathbf{X}^{(n)})^{-1} \mathbf{J}(\mathbf{X}^{(n)})^T \times \mathbf{f}(\mathbf{X}^{(n)})$ 求出搜索方向 $\mathbf{P}^{(n)}$, 如果发现 $\mathbf{J}(\mathbf{X}^{(n)})^T \times \mathbf{f}(\mathbf{X}^{(n)})$ 的秩不是 3, 则取 $\mathbf{P}^{(n)} = -\mathbf{J}(\mathbf{X}^{(n)})^T \mathbf{f}(\mathbf{X}^{(n)})$

(4) 直线搜索, $\mathbf{X}^{(n+1)} = \mathbf{X}^{(n)} + \mathbf{P}^{(n)}$

(5) 若 $\|\mathbf{X}^{(n+1)} - \mathbf{X}^{(n)}\| \leq \epsilon$, 则 $\mathbf{X}^* = \mathbf{X}^{(n+1)}$, 停止计算; 否则转向(6)

(6) $n=n+1$, 转向(2)。

中心坐标的最后结果为内、外膜 2 个最优化计算结果之平均, 这样可部分地消除散射所致形变的

影响。迭代计算结果如图 3 所示。

至此, 我们给出了一种快速准确的自动方法, 可代替手工方法进行诸短轴断层图象的心肌中心和心肌内外膜的确定。

4 结果讨论

表 1 为某一病人短轴切片中心的计算结果以及肉眼判断手工确定的结果。对比可见, 手工法和自动法关于中心位置的结果相差不超过 0.5h。

表 1 心肌中心和内外膜半径的结果(单位: 1/4 h)

短轴切片层数	14	16	18	20	22
手工法心肌中心	67	68	68	66	66
(x, y)	65	66	66	68	68
自动法心肌中心	67.4	68.0	68.5	67.7	67.1
(x, y)	64.8	65.0	66.6	67.7	67.8
心肌内外膜	20.7	24.1	26.0	27.8	27.5
半径(Rw, Rn)	8.9	11.2	12.9	14.2	16.0

精确的心肌内外膜半径、圆心位置的确定不仅为构造周边剖面曲线和牛眼图所用, 而且可用于心肌的三维显示^[1]。此外还可通过几层短轴切片中心计算的结果, 对长轴的方向进行修正并可重新构造短轴切片。

文中假定形成短轴切片的长轴确定偏差不大, 病人不是严重的心肌缺损。同时本法不适用于无明显空洞的心尖部和心底部的短轴切片, 这些切片的中心可采用上述结果进行线性拟合确定。

文中所提出的计算方法可以自动确定心肌短轴断层图象中心肌的中心位置和心肌内外膜半径, 具有较高的客观性。同时该方法采用的初值选取和网格搜索计算方案可避免最优化计算陷入局部极大中, 因而算法是稳定可靠的。

本文计算采用 Matlab 语言编程, 在 Pentium 166 微机实现, 每幅图象运行时间约 2~3 秒, 速度快, 因而具有临床应用价值。该法也可试用于其他心肌断层图象的处理, 如 CT、MRI、PET 等。

致 谢

感谢中科院高能物理研究所唐孝威院士和北京阜外医院刘秀杰教授的大力支持, 并感谢高能物理研究所二室 PET 组和阜外医院核医学科部分同志的积极协助。

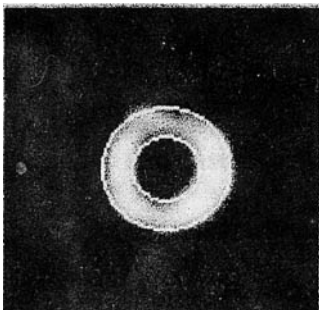


图 3 心肌中心和内外膜迭代计算结果

参考文献

- 1 Garcia E V, Cooke C D, Van Train K F, et al. Technical Aspects of Myocardial SPECT Imaging with Technetium-99m Sestamibi, Am. J. Cardiol, 1990, 66:23~31.
- 2 Li Shenting, Liu Xiujie, Lu Zongling et al. Quantitative analysis of technetium 99m 2-methoxyisobutyl isonitrile single-photon emission computed tomography and isocorbide dinitrate infusion in assessment of myocardial viability before and after revascularization, J. Nucl Cardiol, 1996, 3(6):457~463.
- 3 潘中允主编. 临床核医学. 北京:原子能出版社,1994.
- 4 Ezekiel A, Van Train K F, Berman D B, et al. Automatic determination of quantitation parameters from Tc-sestamibi myocardial tomograms, In: Computers in Cardiology, New York: IEEE Computer Society, 1991:237~240.
- 5 李京波,李志善,黄钢等. 99m Tc-MIBI 心肌灌注断层定量显像对实验性心肌梗塞的评价. 中国医学计算机成像杂志,1996,2(4): 265~268.
- 6 梁宏,石锐,林增桃等. 99m Tc-MIBI 心肌断层定量显像在冠心病心功能及疗效评价中的应用. 中国医学影像学杂志. 1996,4(4):238~240.
- 7 薛履中. 工程最优化技术. 天津:天津大学出版社,1989.



赵书俊 副教授,1990年毕业于郑州大学物理系,获硕士学位。现为中科院高能物理研究所博士生,已发表研究论文十余篇。现参加国家攀登计划(B)课题,主要研究方向为医学图象处理及医学图象的融合技术等。



刘力男,36岁。1985年硕士毕业于辽宁大学物理系,现为中科院高能物理所博士生。主要专业为核医学中的图象重建和核医学中的图象处理。现研究课题为核医学 SPECT 仪心肌灌注成像中心肌图象的处理



单保慈 1965年出生,讲师,1984年7月毕业于山东大学物理系,获学士学位,1995年7月毕业于北京医科大学生物物理系,获硕士学位。现为中科院高能所博士生。

Automatic Determination of Center of Myocardium and Radii of Endocardium and Epicardium in SPECT Imaging

Liu Li, Zhao Shujun, Shan Baoci

(Institute of High Energy Physics, CAS, Beijing 100039)

Abstract An automatic method was introduced to determinate the myocardial center and both endocardial and epicardial radii from SPECT short-axis slices. This method is based on the statistical analysis for the outer and inner edges and the fast fitting algorithm. It has the advantage of higher stability and accuracy with short computing time, and may be used in clinical application.

Keywords Tomography, Medical imaging processing, Quantitative analysis, Non-linear optimisation

掌握电脑技术 稳操市场胜券

欢迎订阅大型电脑科技月刊

《市场与电脑》

订阅代号:82-32

主要栏目:专家论坛、电子商务、经理访谈、现代流通业、网上驾校、金融电子、家用电脑、家电新视野、市场观潮、商情报价等。域名:www.market-computer.com。全年订阅价:69.60元,请到当地邮局办理订阅手续。

免费索取 98 年样刊

地址:北京 3844 信箱《市场与电脑》杂志(100038)电话:(010)63955876,63951155-2468 传真:63955878