

# 门控 SPECT心肌灌注左心室功能定量计算方法

中国科学院高能物理研究所(北京,100039)刘力 赵书俊 姚稚明\* 综述 屈婉莹\* 审校

**摘要:** 门控 SPECT心肌灌注可提供左心室心肌灌注信息,同时可通过几何法和计数法定量计算左室整体和局部功能参数,从而提供左心室功能信息。本文综述了国外有关门控 SPECT心肌灌注的各种定量计算方法及进展,讨论了整体功能和局部功能参数的计算。

**关键词:** GSPECT 心肌功能参数 定量计算 射血分数

心肌灌注 SPECT反映了心肌血流灌注状况,是目前无创性诊断冠心病的重要方法之一。门控心肌灌注断层显像(GSPECT)有效地改善了心脏搏动所导致的心室图像边界不清,从而提高了灌注显像的有效分辨,同时可提供左心室(LV)功能信息,如可定量计算左室整体射血分数,观察室壁运动和测量室壁增厚率、短轴缩短率等参数。灌注分析和功能分析的结合可更多地获取病人信息,提高诊断的可靠性和准确性<sup>[1-3]</sup>,同时还可减轻病人负担<sup>[4]</sup>。国外已广泛开展了心肌灌注 GSPECT心肌功能定量计算的研究,提出了许多相关的图像处理技术和定量计算方法。

## 1 整体功能参数的计算

常用的此类定量指标有整体射血分数(LVEF),心脏搏出容积(SV),LV舒张末期容积(EDV),收缩末期容积(ESV)等。诸参数之间的关系:

$$SV = EDV - ESV$$

$$GLVEF = SV / EDV$$

在计算中,需解决的主要问题是LV内膜的确定、心尖和心底(瓣膜平面)的确定,以及最后的体积计算等。心肌梗塞所导致的灌注缺损增加了确定LV内膜边界的难度,为此人们提出了各种各样的解决方法,其大致可分为两大类,即几何法和计数法

在几何法中,首先要确定ED(舒张末

期)和ES(收缩末期)的LV内膜边界。手工勾画是最原始的方法之一,特别是在心底处可对瓣膜面进行有效的勾联。但是,仅凭肉眼来确定的“最佳的”、“最清晰的”边界只相当于取最大计数值的34%为阈值而确定的二值图像的边缘,这过高估计了心肌厚度,且手工法存在较大的主观偏差,故目前所用的手工法常常要借助于某个“最佳”阈值为参考<sup>[5]</sup>。

用单一阈值来求边界是原始的自动求边方法之一。“最佳”阈值大小可由模型研究得到,也可通过临床诊断结果之对比或同手工勾边对比来选择<sup>[6,7]</sup>。将多种求边计算,如阈值法、手工法、梯度法或更复杂的图像处理方法(如集团法)等相互结合,人们已提出了许多自动和半自动的求边界方法<sup>[8-10]</sup>,特别值得注意的是一种基于心肌中部最大计数曲面的计算方法。由于GSPECT存在偏体积效应和空间时间分辨率较低(FWHM 10~15mm ≥ 心肌厚度),求出的内膜边界是不准确的。为此,Germano等人<sup>[11]</sup>提出了一种新的自动确定GSPECT心内膜边界的算法,该法首先确定心肌中部最大计数曲面,然后以心肌计数剖面曲线图进行高斯拟合,在穿越心肌的线上根据高斯标准差确定内外膜。也可由该中部最大计数曲面向内向外扩展5mm以得到近似的内外膜表面<sup>[12]</sup>,甚至可直接用该中部最大计数曲面作为内外膜表面<sup>[13]</sup>。知道了

\* 北京医院核医学科(北京,100730)

内膜就可计算从心尖到心底内膜以内容积之和,亦即LV空腔的容积。为了保留灌注缺损区域的边缘信息,扣除本底时所用的阈值不能太高。对严重缺损区,虽然可采取拟合、平滑等方法<sup>[10,11]</sup>,但总的来说,严重缺损区的功能计算不会很准确<sup>[14,15]</sup>。

为了简化问题,尤其是在缺损节段避免繁琐的求边计算,人们提出各种关于LV腔的几何模型并用数个断层图像来自动或半自动地确定模型几何参数,进而计算体积和LVEF等<sup>[5,16]</sup>。例如,可采用LV腔的(半)椭圆模型,借助于阈值(如6%)对一个中间长轴切片进行手工勾边(内膜),并做(半)椭圆拟合,求出参数A(椭圆面积)和L(椭圆长度),由AL(area-length)公式计算体积<sup>[3,5]</sup>:

$$V = (8A^2) / (3\pi L)$$

也可由短轴数据进行计算,即在短轴断层上以内膜点拟合出一个椭圆或圆,于是LV腔就由从心尖到心底一系列椭圆切片或扁圆柱体堆积而成,它们的体积总和就是空腔体积。由几何法可得到GLVEF,这些计算可望利用计算机自动求边而实现全部计算自动化。

Boonyaprapa等人<sup>[17]</sup>使用计数反转法将心肌灌注图像化为心血池图像,即首先在灌注图像上用心肌最大值减诸象素计数值,空腔成为“心血池”显影,于是可使用心血池成像中的计数法来求空腔容积。先确定血池边界(即内膜边),再由边界以内的总反转计数计算LV的GLVEF:

$$GLVEF = (EDIC - ESIC) / EDIC$$

式中,EDIC和ESIC分别为ED、ES的总反转计数,因为在心血池计数法中血池容积与计数是正比关系。在此计数法中,精确的边缘是不必要的,因为在内膜周围,反转计数具有有效小的数值,于是由边界不准确带来的误差被缩小了。

整体功能参数也可通过对局部功能参数进行全局平均或总和而得到。

## 2 局部功能参数的计算

局部功能参数可使人们更详细地判断病变细节,如缺损区的可逆性、存活性、缺损位置及其程度、是否伪影等,还可通过建立正常人数据库进行病人、正常人对照。此外,由于健康心肌的过度运动会部分地补偿病变心肌引起的功能缺陷,降低LVEF等整体参数的诊断灵敏度,故有必要进行局部功能参数的计算。国外研究者已给出许多计算方法,其结果与心血池等其它测量心肌功能的成像方法对比,相关性很好,具有较高的使用价值。在此仅就有代表性的几种基于心肌灌注靶心图分析模式的计算方法<sup>[15,18]</sup>作一些简述。

靶心图是三维心肌灌注压缩为二维而来。考虑到其中某一环(相当于某一短轴断层,例如第*i*层)中的某一节段(短轴断层中某一扇区,例如第*j*扇区),其上的ED计数为EDC<sub>*ij*</sub>,ES计数为ESC<sub>*ij*</sub>,则根据计数率改变与心肌厚度改变的线性关系<sup>[1]</sup>可由计数方法得到反映该节段收缩情况的参数,即室壁增厚率(wall thickening, WT),或叫局部计数增长率<sup>[18]</sup>:

$$WT = (EDC_{ij} - ESC_{ij}) / EDC_{ij}$$

还可由几何法,求出反映节段室壁运动的参数(WM):

$$WM = EDR_{ij} - EDR_{ij}$$

或短轴缩短率(STR):

$$STR = WM / EDR_{ij}$$

式中,EDR<sub>*ij*</sub>和ESR<sub>*ij*</sub>分别为ED和ES最大值采样点的位置(距中心的半径长)。若求出了该扇区内膜位置EDr<sub>*ij*</sub>,ESr<sub>*ij*</sub>,则可进一步计算该节段(扇区)的局部射血分数(SLVEF):

$$SLVEF = (EDr_{ij}^2 - ESr_{ij}^2) / EDR_{ij}^2$$

或用反转计数法:

$$SLVEF = (EDIC_{ij} - ESIC_{ij}) / EDIC_{ij}$$

式中,EDIC<sub>*ij*</sub>,ESIC<sub>*ij*</sub>分别为该扇区ED、ES的反转计数总和。将结果用靶心图显示,可得

到室壁增厚率靶心图、室壁运动靶心图、射血分数靶心图等,对此层(环)所有扇区求和或平均,则可得该层(环)的诸局部定量参数。若某一层  $LVEF$  或平均  $WT$  趋向 0(没有净收缩),说明该层位于心底瓣膜附近,可取之为最心底切片;若计算结果  $< 0$ ,说明该层已包含心房,不再是 LV,应相应地从靶心图上排除这一层(环)。

为了避免心尖心底带来的复杂性,有时仅采用最中间几层短轴切片进行分区局部参数计算<sup>[6]</sup>,并算出一个总的(平均的)短轴缩短率,该参数反映了 LV 整体射血功能,因为短轴方向的缩短提供了 85% 以上的射血量。为了避免单层(环)内的局部功能参数受心肌不均匀性和心室收缩后的位移等因素影响,可将若干层合并,比如,可将整个 LV 分为九个区域<sup>[14]</sup>,用正常人数据建立正常值下限(某区均值 -  $2s$ ),同灌注信息相结合,用以判断病变位置和程度。例如,某一区域由 4~5 个节段组成,求出这些节段射血分数的平均值,即得到该区平均  $LVEF$ ,或由该区总搏出量除以该区 ED 总心腔容积得到该区总的  $SLVEF$ 。也可以有针对性地选择某一个区域(比如靶心图中由若干相邻节段组成的一个低灌注区),用几何法和计数法进行该区的局部诸功能参数的计算。几何法和计数法所算出的诸参数虽都反映 LV 局部功能,但侧重面不同,如某一低灌注区动画显示其有正常室壁向心运动(即几何法计算有功能),但无室壁增厚(计数法算出无功能),则可怀疑该区心肌节段有病变,其运动可能是由于周围正常心肌收缩所带动<sup>[2]</sup>。

目前,影响局部功能参数计算准确性的一个重要因素是左心室在心脏跳动前后的位移,收缩前后可有平移、旋转之变化,造成心肌局部区域在 ED-ES 图像中的错位。Cerqueira MD 等人(1992年)研究了这种位移对正常人带来的偏差,提出了将 LV 分为较大的若干区域并引入了浮动轴概念。所谓

浮动轴方法就是重新确定 ES 的 LV 长轴并旋转之,使之同 ED 长轴重合,由此算出正常人各节段的  $LVEF$  在 LV 九个区域中基本上是均匀分布的,这合乎情理。而用固定轴(即 ES 的 LV 图像也用 ED 长轴进行排列)求出的正常人九个区域的  $LVEF$  则显示出不合理的不均匀。该方法同样也有局限性:对于心脏病患者,心肌缺损也可能造成 LV 的位移,而用浮动轴会部分地抵消这种变化,从而有可能低估局部心肌功能之异常。但可以预计,在 GSPECT 心肌灌注中,借用浮动轴法并采用计数法计算局部功能参数,可得到较好的结果,因为浮动轴的应用只是将 ES 长轴校正,使 ES 和 ED 中的相同心肌部位尽量配准,而计算局部参数时不依赖几何,而是相对应区域的计数值。

位相(phase)也是一个很有用的局部参数。对每一象素点都可通过其计数率的傅氏分析求出相应的位相,每一有限局部可有一个总的平均位相。同样,可作出位相靶心图,还可以对位相作直方图分析。心房象素的位相同心室位相相差约  $180^\circ$ ,由此可确定瓣膜平面位置,即确定 LV 心底断层的位置。将某一区域的位相与周围临近位相对比,可验证该局部定量参数的正确性。位相分析还有许多重要作用,这里从略。

### 3 展望

虽然目前用动画显示 LV 运动状况并进行心肌功能分区打分的半定量方法仍普遍使用<sup>[14]</sup>,未来发展趋势则是全自动和半自动的整体、局部功能参数的定量计算与分析<sup>[11,15]</sup>。功能参数的计算,尤其是局部参数的计算现已用于心肌灌注 GSPECT 中<sup>[6,15,18,19]</sup>。

计算机和图像处理技术的发展,特别是更为精确的心肌边界计算方法的发展,为心肌灌注 GSPECT 定量分析的广泛应用提供了技术上的支持和推动。目前,国外已有商业

化心肌灌注 GSPECT全自动处理和定量计算软件上市<sup>[8,10,20]</sup>。例如,由 Germano 等人提出的 QGS软件,它具有速度快(3min/patient)、成功率高、对严重心肌灌注缺损病人仍有效等优点,并已推广应用到低计数采集 GSPECT(<sup>201</sup>Tl GSPECT<sup>[20]</sup>)和快速<sup>99m</sup>Tc-MIBI GSPECT<sup>[21]</sup>和 PET<sup>[19]</sup>。

### 参考文献

- 1 Miles KA et al. Nucl Med Commun, 1997; 18: 915~ 921
- 2 Depuey EG et al. J Nucl Med, 1995; 36: 951
- 3 Williams KA et al. J Am Coll Cardiol, 1996; 27: 173
- 4 Snapper HJ et al. J Nucl Cardiol, 1997; 4: 3
- 5 Mochizuki T et al. J Nucl Med, 1997; 38: 53
- 6 Yang KTA et al. Eur J Nucl Med, 1998; 25: 515~ 521

- 7 Yalnazaki J et al. Ann Nucl Med, 1997; 11: 8
- 8 Maunoury et al. J Nucl Med, 1997; 38: 958
- 9 Nelson AD et al. J Nucl Med, 1996; 37: 685
- 10 Nichols K et al. J Nucl Med, 1997; 38: 1411
- 11 Germano G et al. J Nucl Med, 1995; 36: 2138
- 12 Faber TL et al. J Nucl Med, 1995; 36: 697
- 13 Everaett H et al. Eur J Nucl Med, 1996; 23: 1628~ 1633
- 14 Gunning MG et al. J Nucl Med, 1997; 38: 438
- 15 Stollfuss JC et al. Eur J Nucl Med, 1998; 25: 522~ 530
- 16 Tsujimura E et al. Ann Nucl Med, 1997; 11: 189~ 193
- 17 Boonyaprapa S et al. Eur J Nucl Med, 1995; 22: 528~ 531
- 18 Cooke CD et al. J Nucl Med, 1994; 35: 1185
- 19 Miller TR et al. J Nucl Med, 1994; 35: 999
- 20 Germano G et al. J Nucl Med, 1997; 38: 749
- 21 Kumita S et al. Ann Nucl Med, 1998; 12: 71

(收稿日期: 1998-12-20)

## PET显像在肿瘤放射治疗中的应用

广东省人民医院核医学科(广州, 510080) 张祥松综述 唐安戌审校

**摘要:** PET显像从分子水平反映肿瘤组织中的生化变化和代谢状态,对肿瘤放疗前治疗计划的制定、放疗疗效的评价、肿瘤放疗后复发或残留的诊断和肿瘤放疗后预后评价等方面均具有重要作用。

**关键词:** PET 肿瘤 放射治疗

不同于 CT、MRI等影像技术, PET显像从分子水平反映肿瘤组织中的生化变化和代谢状态,对肿瘤放疗前治疗计划的制定、放疗疗效的评价、肿瘤放疗后复发或残留的诊断和肿瘤放疗后预后评价等方面均具有重要作用。

### 1 肿瘤放疗前治疗计划的制定

放射治疗的根本目的,在于给肿瘤区域足够高的治愈剂量而使其周围组织和器官接受的剂量最少。通过放疗前治疗计划的精心设计,可大大提高肿瘤与正常组织的受量比。

(1) PET显像可以准确、清晰地显示靶

器官的体积,而且,一般肿瘤代谢显像的改变常早于其形态和解剖的变化,因此, PET显像显示的肿瘤活性区可以指导肿瘤放疗照射野及放射剂量分布的设计,优化肿瘤放疗前治疗计划的设计,提高肿瘤放疗效果。Hebert等人<sup>[1]</sup>对20例非小细胞型肺癌做了放疗前<sup>18</sup>F-FDG PET显像评价,与胸部X线(CXR)、CT相比较,发现7例边界清楚的肿瘤中,6例<sup>18</sup>F-FDG摄取增高区与XCR/CT异常区相符;12例边界不清的肺癌中,7例CT/CXR异常区与PET显像相符,3例CT/CXR异常区大于PET显像,2例PET显像异常区超过CT/CXR病变区;另外1例经外