

PET - CT 技术的发展现状与展望

朱朝晖

(中国医学科学院中国协和医科大学北京协和医院核医学科 北京 100730)

摘要 PET-CT 技术是近年来迅速发展并获得广泛认同的医学影像诊断技术。它将正电子发射断层显像(PET)技术和计算机断层摄影术(CT)组合到同一设备上,将前者功能代谢显像的优势与后者解剖形态显示的优势结合在一起,从而使对病变的定位和定性诊断都更加准确。本文在介绍 PET 与 CT 结合意义的基础上,简单回顾 PET-CT 的发展过程,介绍现有商品化 PET-CT 的主要设计特点,分析其主要设计参数,并展望其未来的发展趋势。

关键词 正电子发射断层显像 计算机断层摄影术 图像融合

1 PET 与 CT 相结合的意义

在短短几年内,一项将形态与功能互补结合的先进医学影像技术迅速发展,并获得广泛的认同,这就是 PET-CT 技术^{1,2}。其中 PET 是正电子发射断层显像(Positron Emission Tomography)的英文缩写。它作为一种先进的核医学影像手段,对于功能、代谢和受体分布等的显示具有优势³,被称为“生化显像”或“分子成像”(molecular imaging)。而 CT 是计算机断层摄影术(Computed Tomography)的简称。是一种临床广泛应用而又仍在迅速发展的 X 线成像技术⁴,在显示解剖结构、形态和密度等方面具有优势。将两种检查设备整合到一起,即形成现在的 PET-CT 技术。二者的结合起到优势互补、相互配合、互为对照的作用。PET 通过与 CT 结合,提高病灶定位的准确性,同时缩短检查时间。CT 与 PET 结合,则提高对病灶的定性诊断能力。

在以往的临床实践中,主要通过视觉将解剖图像和功能图像进行比较和融合,后来逐渐发展到通过软件将不同设备的图像进行融合⁵。软件融合比视觉融合更直观、更具说服力,但也往往比较复杂,费时、费力,且不同检查时病人的姿势和状态不同,可能会影响对位的准确性。PET-CT 的出现则克服以上不足⁶。两种检查在同一设备上先后完成,同时获得功能、解剖和二者的融合图像。显然,这种同机图像融合简单而精确,在此基础上的病灶定位和定性也将更准确。

将先进的分子成像技术与经典的解剖形态显示相互融合对于临床诊断具有重要意义,其产生的效果往往是“1+1>2”^{2,7}。精确的病灶定位可以减少 PET 检查的假阳性和假阴性,提高肿瘤诊断、分期和治疗评估的准确性,提高 PET 读片者的信心,

并很可能因此而改变患者的治疗决策。PET-CT 的优势还体现在指导放疗计划的制定⁸。目前,适形调强放疗多用 CT 指导。但 CT 显示的病灶中,肿瘤组织往往与炎症、坏死和疤痕组织并存。PET 则很容易将不同性质的病变区分开来,从而帮助绘制更精确的放射治疗靶区,以及给予更恰当的放射治疗剂量。对于心脏检查,高速多排 CT 可以看到血管的狭窄和钙化情况,而 PET 可以显示心肌的血流灌注和代谢情况,将不同信息相互融合和比较,则有利于临床更全面地了解心脏的情况,从而选择最佳的治疗方案。PET-CT 真正用于临床还只有 3 年多,主要用于肿瘤,在心脏和各种脑部疾病中的应用还有待拓展,许多通过相互融合才能显示出来的价值也有待去发现和证实。

PET 与 CT 的结合还有另一方面的价值,即可以大大缩短 PET 的检查时间,从而提高仪器和正电子药物的使用效率。一般专用 PET 检查需要约 1h,其中约 1/3 的时间用于采集衰减校正图像。例如,使用⁶⁸锗(⁶⁸Ge)棒源进行衰减校正,每个床位需要增加 3~4min,完成躯干检查(约 5~6 个床位)共占约 20min。而 CT 图像通过适当处理也可以用于衰减校正,同样的检查范围仅需约 1min,从而可以大大缩短检查时间。而且 PET-CT 多用三维(3D)模式采集,有些还使用硅酸镓(LSO)等快速晶体,这又进一步缩短了采集时间。对某些体重较轻患者,甚至可以将检查时间缩短到 10min 以内。在保证灵敏度和分辨率不变的情况下,采集时间的缩短可以带来一系列的好处:首先,同样的时间可以检查更多的病人,使仪器的使用效率大大提高;其次,因常用正电子药物¹⁸F 半衰期短(110min)、生产成本低,缩短时间使同样的药物量可用于更多的患者,从而

降低药物成本；对于 ^{11}C 等更短半衰期（20min）PET药物，也使得全身显像成为可能；此外，缩短检查时间还使多数病人可以将胳膊上举进行检查，也降低病人检查时发生移位的可能，从而减少CT和PET图像的伪影，以及图像融合时的对位误差。总之，PET-CT将两种检查一次完成，确实节省时间，提高效率，也大大方便病人。

PET-CT技术的迅速发展既使得核医学领域充满活力，也引起放射医学界的极大兴趣。有PET-CT，核医学医生对代谢改变的定位将更加精确，而放射科医生对形态和结构改变的定性也将更加准确。因此，PET-CT在短短数年内迅速发展，并不断更新。虽然PET-CT在2000年底才正式商品化，但到2003年，其销售份额已占整个PET的65%，2004年这一数值很可能增长到95%。为对这一发展迅速、先进而又非常复杂的医学影像技术有更多的了解，下面将简单回顾PET-CT技术的发展过程。

2 PET-CT的发展过程

最先与CT组合的功能成像设备是单光子发射计算机断层（SPECT）⁶。旧金山大学（University of San Francisco）的Hasegawa和Lang等可能是最早的探索者。1991年，他们即报告双功能医学成像系统的原型机，其设计是用高纯度锗作为探测物质，通过设置不同的能窗以同时接收 γ 射线和X射线，然后处理获得不同性质的图像。X射线断层图像除用于定位外，也用作SPECT图像的衰减校正。因为使用的是一种性能折中的探测物质，以便同时检测两种完全不同的射线，所以获得的图像效果并不满意。但他们的早期工作非常重要，正是在此基础上，将两种成熟的临床专用设备组装到同一台机器上——即将一台GE600XR/T型SPECT仪和一台GE9800型CT串联在一起，并获得很好的效果。1996年，Blankespoor等首先报告这一设备在心肌灌注显像中的应用。1998年GE Medical Systems（以下简称GE公司）将基于这一设计的Hawkeye系列SPECT-CT推向市场，并获得巨大的成功。这种将成熟的解剖和功能成像设备串联，然后将获得的图像进行同机融合的设计，推动并形成一种实用的双功能成像概念，也促进PET-CT的出现和发展。

1998年，第一台专用PET-CT的原型机安装在匹兹堡大学（University of Pittsburg）医学中心^{1,6}。这台原型机是与CTI PET Systems（CPS）合作研制的，并获美国国立肿瘤研究所（NCI）资助。其设计是将

已临床使用的CT和PET串联在同一机架上，PET组件来自CPS的ECAT ART扫描仪，而CT是Siemens Medical Solutions（以下简称Siemens公司）的Somatom AR: SP。机架的长、宽、高分别为110、170和168cm，孔径为60cm，CT部分与PET部分中心相距60cm。整个组件以每分钟30转旋转。但两部分的采集和重建都是分开的，由不同的工作站进行。重建完成后，CT图像转入PET计算机内为发射扫描数据提供衰减校正，然后获得PET图像和PET、CT融合图像。从1998~2001年，在这台原型机上做了300余例肿瘤病人，并获得很好的效果。这一工作还获得一系列的荣誉：其中一幅图像被评为1999年美国核医学年会最佳图像（Image of the Year）；2000年被时代周刊（Time）评为最具创意且已商业化的3大发明之一；而基于此项工作的一篇文章也在2001年被评为美国核医学杂志（Journal of Nuclear Medicine）最突出的基础科学论文。

PET-CT的出现正赶上一个非常好的时期。从1998年以来，美国开始将PET检查逐项列入医疗保险。至2003年10月，肺癌等8种肿瘤、冠心病（心肌灌注和代谢显像）以及难治性癫痫均已纳入报销范围。这大大促进PET技术走向临床，同时也刺激PET-CT技术的迅速发展。2000年10月，FDA批准由Siemens公司和CTI公司推出的商业化PET-CT。在此基础上不断发展，逐渐形成一个PET-CT系列，Siemens公司称为Biograph，而CTI公司称为Reveal。GE公司也很快跟进，在2000年12月的北美放射学年会（RSNA）上，GE公司推出Discovery LS系列，2002年又推出新的Discovery ST系列。Philips Medical（以下简称Philips公司）也于2003年推出独具特色的Gemini型PET-CT。不同厂家在PET-CT设计上各具特色，同时，各自的PET-CT系列也仍在迅速完善和发展之中。

3 现有商品化的主要设计特点

目前，主要有三个厂家提供商品化PET-CT^{1,6}：Siemens公司和CTI公司合作生产，分别取名为Biograph和Reveal系列；GE公司提供Discovery LS和Discovery ST系列；Philips公司有Gemini型PET-CT。

3.1 Siemens公司Biograph系列和CTI公司的Reveal系列

在PET-CT原型机获得巨大成功的鼓舞下，Siemens和CTI公司又将其高性能的CT和最好的

PET组合在一起, 并进行重新设计。原先旋转的PET探头被固定的整环探头取代, PET部分来自基于锗酸铋(BGO)晶体的ECAT HR+型PET, 或者来自基于硅酸镓(LSO)晶体的ECAT Accel型PET。无论使用BGO还是使用LSO晶体, 都不设隔栅(septum), 完全用3D模式采集, 而且不再使用 ^{68}Ge 衰减校正源, 全部用CT图像进行衰减校正。CT和PET仍然是串联在同一机架上, 宽和高分别为228cm和188cm, 其总长度为158cm, 但通过前、后的内凹设计, 可使实际孔道长度减少到110cm。扫描野孔径从60cm增大到70cm, 有利于放疗定位检查床进入, 并减少幽闭感。一次PET和CT同时扫描的范围为145cm, 后又提高到约2m。改进后的检查床一端固定在支架上, 沿铺设在地面上的轨道整体向前移动。因此, 病人一旦固定在检查床上, 其折曲的角度是固定的, 不随移动而改变, 从而有利于CT与PET的精确对位。此外, 控制软件已组合到一个系统内, 对融合图像的显示、测量和分析等也更加方便。这一新的PET-CT被Siemens公司称为Biograph, 而被CTI称为Reveal。2002年12月, 西门子又推出Biograph Sensation 16(CTI公司对应的商品名为Reveal)。它是将其16排高性能CT与基于LSO晶体的Accel型PET组合到一起。这一设计更注重提高PET的扫描速度, 使多数病人(体重 $< 81.7\text{kg}$ 患者)可以在13min内完成检查。此后, 他们又将LSO晶体缩小到 $4 \times 4 \times 20\text{mm}$, 从而提高图像的空间分辨率。这一改进后的设备在2003年12月推出, Siemens公司称为Biograph LSO HR, CTI公司称为Reveal HFREZ。

3.2 GE公司Discovery LS和Discovery ST系列

GE公司在2000年底最初推出Discovery LS系列PET-CT时, 也是将其已有Advance Nxi型PET和Lightspeed Plus HiLite多排CT进行简单的组合, 甚至可以为已安装使用的PET加配CT, 或者为CT加配PET。其PET均为BGO晶体, 带可伸缩的隔栅(故可以选择2D或3D采集模式), 并可选择使用标准的PET衰减校正源(^{68}Ge)。其CT的孔径是70cm, 而PET为59cm。较小的PET孔径限制了它在放疗定位方面的应用。2002年底, GE公司又推出其重新设计的PET-CT系列, 取名Discovery ST。这一系列更注重提高其3D采集能力。新的设计改变晶体尺寸(由Discovery LS的 $4 \times 8\text{mm}$ 改为 $6.2 \times 6.2\text{mm}$), 增加晶体环数(由18环增加到24环), 缩小探测器环的直径(由92.7cm改为88.0cm), 缩短隔栅的深度, 缩小符合时

间窗, 并将PET孔径提高到70cm。但仍选用BGO晶体, 且保留2D和3D采集可选。其CT根据不同需求可以选择2、4、8或16排。

3.3 Philips公司Gemini型PET-CT

Philips公司的PET-CT称为Gemini, 选用基于GSO晶体的Allegro型PET仪, 配以MX8000D双排CT, CT部分可以升级到16排。其CT与PET是分体式的, 中间有空隙, 而且后面部分可以按需要移开一定的距离。这种开放式设计有效减少病人在孔道内的幽闭感, 并有利于检查当中接近病人进行一些操作, 如CT指导下活检等。其中CT的孔径为70cm, PET的孔径为63cm。PET没有隔栅, 完全是3D采集。衰减校正既可以选择CT图像, 也可以选择用 ^{137}Cs 点源进行。PET探测部分的设计不同于一般的晶体块(block)设计, 采用专有的Pixelar技术, 晶体后面通过连续的光导材料与紧密排列的六边形光电倍增管相连, 对于每个事件有7个光电倍增管来确定其位置和能量, 从而更有效地利用了光电倍增管。此外, 其图像重建采用3D重建技术, 虽然需要较长的处理时间, 但更有效地利用采集信息, 减少图像伪影。

4 PET-CT的主要设计参数分析

PET-CT的主要设计参数分CT和PET两部分^{1,6,9}(见表1)。一般各公司都设计如经济型、实用型和临床科研型等多种档次的组合, 以供用户选择。具体选择时应根据实际需要进行。一般来说, 如果以肿瘤检查为主, 则对PET的空间分辨能力和病灶检出灵敏度的要求较高, 而CT的排数和扫描速度并不重要; 而对于心脏疾病的检查, CT的扫描速度非常重要, 而对PET的要求相对较低; 对于脑显像, 则对PET空间分辨能力的要求最高。PET-CT目前主要用于肿瘤, 估计未来在心脏疾病和脑部疾病中的应用比例会逐渐增大。

4.1 PET部分

目前, PET部分选用的晶体材料有三种, 即BGO, LSO和GSO。它们对于采集511MeV光子的信息各具优势^{10,11}(见表2)。BGO具有较大的原子序数和密度, 使得它对光子具有很好的拦截能力, 有效增加其灵敏度。它的主要缺点是余辉时间较长, 不利于3D采集。但其成本相对较低, 因此在以2D为主的PET设备上获得广泛的应用。LSO只有约40ns的余辉时间、高光输出量和仅比BGO低1.5倍的灵敏度, 使得它成为非常适合3D采集的快速晶体。

表1 目前 PET-CT 的主要设计参数

CT 部分的参数		PET 部分的参数	
探测器材料	陶瓷	晶体材料	BCO; LSO; GSO
探测器排数	1, 2, 4, 6, 8, 16	晶体尺寸 (环向 × 轴向 × 厚度)	4 ~ 6.45 × 4 ~ 8 × 20 ~ 30mm
旋转速度	0.4 ~ 2.0s	轴向扫描野	15 - 18cm
采集时间/100cm	13 - 90s	扫描速度	1 ~ 5min/ 床位
球管热容量	3.5 ~ 6.5MHU	衰减校正	⁶⁸ Ge 棒源, ¹³⁷ Cs 点源; 仅 CT
管电流	80 ~ 500mA	采集模式	2D/ 3D; 仅 3D
层厚	0.6 ~ 10mm	空间分辨率	4 ~ 6mm
横向扫描野	45 ~ 50cm	横向扫描野	55 ~ 60cm
孔径	70cm	孔径	59 ~ 70cm

但 LSO 也有明显的缺点, 其光输出与能量不成比例, 而且不同批次的晶体光输出量可能相差很大。另外, LSO 中存在约 2.6% 的长半衰期同位素 ¹⁷⁶Lu, 这造成其本底计数增加约 10000cps。对常规临床检查的影响不大, 但会显著增加单光子透射扫描 (如用 ¹³⁷Cs 进行衰减校正时) 的噪音。GSO 是 LSO 的有力竞争者。虽然其光子的拦截能力相对略差, 光输出量也较低, 但其能量分辨率远高于 BCO 和 LSO。这使得其抗散射能力较强, 加上较短的余辉时间, 也非常适合 3D 采集。

表2 三种 PET 晶体材料主要特性的比较

晶体材料	511MeV 光子的平均衰减距离 (mm)	光输出量 (光子数/MeV)	余辉时间 ns
BCO	10.4	9000	300
LSO	11.4	30000	40
GSO	14.1	8000	60

晶体尺寸的设计是对空间分辨率和灵敏度的折中。晶体切割较小, 探测时的空间分辨能力会有所提高, 但其灵敏度则会相应降低。目前 PET 晶体的环向尺寸约 4 ~ 6.45mm, 轴向约 4 ~ 8mm, 相应的最大空间分辨能力约 4 ~ 6mm。晶体环数也是一个重要指标, 同样的轴向扫描野, 环数越多, 则晶体的尺寸越小, 轴向空间分辨能力越好。

扫描速度是 PET-CT 的重要参数之一。用 CT 代替常规的透射扫描进行衰减校正是节省时间的主要方面, 而 PET 部分多选用 3D 采集也是一个重要的方面。通过 3D 采集, 一般均可将每个床位的采集时间缩短到 2 ~ 3min (2D 采集约 5 ~ 6min), 其中 LSO 晶体在这方面的优势最明显。另外, 使用 BCO 晶体时如果能够尽量增加噪声等价计数率 (NECR), 也可以适当缩短采集时间, 提高扫描速度。当然, 采集时间与病人体重和给药剂量都有很大的关系。

3D 采集代替 2D 采集, 确实增加灵敏度, 但也大大增加随机符合和散射符合, 并使死时间增加, 从而导致计数错误和丢失。为尽量减少这些因素的影响,

可以缩短符合时间窗, 但这就要求晶体的余辉时间尽量短, 或具有更好的能量分辨率, 以增加抗散射能力。采用 LSO 晶体可将符合时间窗缩小到 6ns, 采用 GSO 晶体也可以把符合时间窗缩小至 8ns, GSO 还具有较好的能量分辨率, 因此这两种晶体用于 3D 采集具有优势。经典的 2D 采集也有其固有的优势, 即轴向均一性更好, 定量计算也相对更准确¹²。

用 CT 进行衰减校正是 PET-CT 的优势, 但也有不足之处¹³, 因此有些 PET-CT 在设计时仍保留用于衰减校正的 ⁶⁸Ge 棒源和 ¹³⁷Cs 点源。用 CT 图像进行衰减校正主要有两个方面的不足。一方面, CT 扫描一般采用屏气的方式进行, 而 PET 是一段时间内平静呼吸的叠加图像, 二者可能会存在一定的对位误差。这对肺底部、膈和肝顶部病灶定位的影响最大。有人建议部分吸气时屏住采集、呼气末采集或于浅呼吸时采集, 确实可减少部分呼吸伪影。正在研究的改进方法还包括呼吸门控¹⁴, 以及非钢体软件融合等方法。另一方面的不足来自口服和静脉造影剂, 以及某些病人体内的金属物质¹⁵。这些物质与骨组织和软组织的密度均不相同, 用一般的衰减校正方法处理可能会出现伪影, 甚至表现为假阳性病灶。一种解决的方法是做两次 CT 检查, 其中增强扫描于 PET 检查后进行。也有人在研究改进衰减校正的处理方法, 把造影剂等与骨组织区分对待¹⁶。当然, 保留 ⁶⁸Ge 棒源和 ¹³⁷Cs 点源进行衰减校正扫描也可解决这一问题, 但毕竟要花更多的时间, 从而影响 PET-CT 的检查速度。

CT 的孔径为 70cm, 而专用 PET 的孔径一般设计在 60cm 左右。PET-CT 设计时将 PET 孔径也增加到 70cm, 不仅可以减少幽闭感觉, 也便于放疗定位。增大孔径一般并不挪动晶体间距, 增加的空间主要来自原来放置衰减校正源和隔栅的空间, 因此不会降低其空间分辨能力。

4. 2 CT 部分

CT 部分的主要性能参数是探测器排数和旋转速度, 这决定 CT 的扫描速度。做心脏检查时, 一般要求 CT 的排数至少达到 8 排, 最好为 16 排。对于肿瘤检查则不受限制。但扫描速度快也是有优势的: 如果病人能够在一次屏气的时间内至少完成胸部的扫描, 则对于减少图像伪影和对位误差也是有帮助的。

4. 3 PET 与 CT 的结合程度及相关外接功能

PET 与 CT 的结合程度也是评价 PET-CT 的一项重要指标。这既包括硬件的结合, 也包括软件的共用。早期设计中, PET 和 CT 的控制、处理和显示都是分开的, 但随着 PET-CT 的发展, 这些方面的融合程度已越来越大。

为减少因检查床折曲移位而导致的 PET 与 CT 图像的对位不准, 新 PET-CT 设计对检查床都做一定的改进。Siemens 公司采用检查床整体沿水平轨道平行移动的方法; Philips 公司则在 PET 与 CT 部分之间设计一个支点, 可与检查床同步上下移动, 且可定期进行校正; GE 也是采用增加支点的方法。

目前, 与 PET-CT 检查相关的外接功能主要有放疗定位系统、呼吸及心脏门控系统等。随着在放疗定位和心脏检查中应用的增多, 这些已逐渐成为 PET-CT 必备的附属设备。

5 PET-CT 未来发展的展望

PET-CT 自 2000 年底正式商品化以来, 发展非常迅速, 在短短 3 年多时间内, 已经历数代的产品更新。未来 PET-CT 仍将会有很大的发展, 主要包括以下几方面:

5. 1 PET 与 CT 的融合进一步加强

在最初的发展阶段, PET-CT 实际上是将已成熟的商品化 PET 和 CT 组装在一起。在后来的设计中, 才发展出更多的相互配合和共用部分, 以充分利用它们组合在一起的优势。这一过程中自然会遇到许多新的问题, 如孔道太深、孔径不一致和检查床折曲等, 都需要在进行 PET-CT 设计时认真考虑并解决。经过 3 年多的发展, PET-CT 无论在硬件方面, 还是在软件方面, 也无论是采集、处理, 还是图像的显示和分析, 其融合程度都已大大增强。但还远没有达到完善的程度, 仍有许多方面需要改进¹⁷。例如将 CT 图像用于 PET 图像的衰减校正, 现有的计算方法存在着很大的缺陷和不足, 仍有待未来 PET-CT 技术解决。

5. 2 PET-CT 的应用领域进一步拓展

正是功能与形态影像相互融合的需求促生了 PET-CT, 并推动其迅速发展。而 PET-CT 的发展, 也会使疾病基于形态与功能相互融合的诊断技术更加完美, 并逐步拓展应用的范围。目前 PET-CT 的主要应用领域还是肿瘤的诊断和分期, 也已开始指导肿瘤的放疗计划, 以及进行治疗评估。随着多排高速 CT 的引入, PET-CT 在心脏疾病方面也将有很大的发展, 可以将血管的狭窄、钙化与供血区域的血流、代谢改变结合起来进行分析和诊断。总之, 结合 PET 和 CT 的优势, 对于许多疾病的诊断都可以重新考虑, 相信在很多方面都会找到应用的结合点。在美、欧等西方国家, 随着越来越多的 PET 检查项目被列入可报销范围, PET-CT 的应用范围和普及程度都会相应增加。

5. 3 PET-CT 将代表 PET 未来发展的主流

越来越多的单位在更新或购进 PET 设备时都会直接选择 PET-CT。目前, PET-CT 的销售额已经是单 PET 机的两倍, 估计很快会超过 90%。此外, 许多 PET 技术的新进展都会直接用到 PET-CT 上, 一些正在进行的研究包括新晶体材料的研制、晶体设计的改进、深度探测技术、光电技术、电子信号处理技术、新的图像重建技术和图像显示方法等, 都可能直接在新设计的 PET-CT 上使用。例如, 正在研究的板块式 LSO 晶体设计¹⁰, 可将轴向扫描野扩大到 52cm, 将其与多排 CT 结合, 有可能将 PET 扫描时间缩短到 5min。另一方面, CT 的最新进展也将在 PET-CT 中得到充分体现。

5. 4 PET-CT 的发展也将促进相关技术的进步

随着 PET-CT 商业上的巨大成功和应用范围的迅速扩大, 很可能会促进 PET 与 MRI 融合设备的尽快推出和迅速发展, 这一技术预计对脑部疾病的诊断和研究会有很大的帮助。此外, 还将促进用于小动物研究的 PET-CT 和 PET-MRI 技术的发展。临床正在使用的 SPECT-CT 技术¹⁸ 也可能因 PET-CT 的发展而受益。

参考文献

- 1 Townsend DW, Carney JP, Yap JT, et al. PET/CT today and tomorrow. *J Nucl Med*. 2004, 45 (Suppl 1): 4S~14S
- 2 Schoder H, Erdi YE, Larson SM, et al. PET/CT: a new imaging technology in nuclear medicine. *Eur J Nucl Med Mol Imaging*. 2003, 30 (10): 1419~37
- 3 朱朝晖. 正电子发射断层显像, 现代仪器, 2001, 7

- (1) : 14~7
- 4 牟文斌, 张伟宏. 医用 CT 新进展, 现代仪器, 2002, 8 (5) : 1~4
 - 5 Hutton BF, Braun M. Software for image registration: Algorithms, accuracy, efficacy. *Semin Nucl Med.* 2003, 33 (3) : 180~92
 - 6 Townsend DW, Beyer T, Blodgett TM. PET/CT scanners: A hardware approach to image fusion. *Semin Nucl Med.* 2003, 33 (3) : 193~204
 - 7 Cohade C, Wahl RL. Applications of positron emission tomography/computed tomography image fusion in clinical positron emission tomography - clinical use, interpretation methods, diagnostic improvements. *Semin Nucl Med.* 2003, 33 (3) : 228~37
 - 8 Paulino AC, Thorstad WL, Fox T. Role of fusion in radiotherapy treatment planning. *Semin Nucl Med.* 2003, 33 (3) : 238~43
 - 9 Zanzonico P. Positron emission tomography: A review of basic principles, scanner design and performance, and current systems. *Semin Nucl Med.* 2004, 34 (2) : 87~111
 - 10 Nutt R. For: Is LSO the future of PET? *Eur J Nucl Med Mol Imaging.* 2002, 29 (11) : 1523~5
 - 11 Karp JS. Against: Is LSO the future of PET? *Eur J Nucl Med Mol Imaging.* 2002, 29 (11) : 1525~8
 - 12 Nakamoto Y, Osman M, Cohade C, et al. PET/CT: comparison of quantitative tracer uptake between germanium and CT transmission attenuation - corrected images. *J Nucl Med.* 2002, 43 (9) : 1137~43
 - 13 Kinahan PE, Hasegawa BH, Beyer T. X-ray - based attenuation correction for positron emission tomography/computed tomography scanners. *Semin Nucl Med.* 2003, 33 (3) : 166~79
 - 14 Boucher L, Rodrigue S, Lecomte R, et al. Respiratory gating for 3 - dimensional PET of the thorax: feasibility and initial results. *J Nucl Med.* 2004, 45 (2) : 214~9
 - 15 Cook G, Wegner EA, Fogelman I. Pitfalls and artifacts in 18FDG PET and PET/CT oncologic imaging. *Semin Nucl Med.* 2004, 34 (2) : 122~33
 - 16 Nehmeh SA, Erdi YE, Kalaigian H, et al. Correction for oral contrast artifacts in CT attenuation - corrected PET images obtained by combined PET/CT. *J Nucl Med.* 2003, 44 (12) : 1940~4
 - 17 Vogel WV, Oyen WJ, Barentsz JO, et al. PET/CT: panacea, redundancy, or something in between. *J Nucl Med.* 2004, 45 (Suppl1) : 15S~24S
 - 18 陈黎波. 多功能 ECT/CT 复合成像系统. 现代仪器, 2001, 7 (6) : 20~21

Positron emission tomography—computed tomography technique : current status and future prospects

Zhu Chaohui

(Department of Nuclear Medicine, PUMC Hospital Beijing, 100073)

Abstract Recently, a new technology that combines positron emission tomography (PET) with x-ray computed tomography (CT) is developing very fast. It can provide accurately aligned images of anatomy and function in a single scan, and holds advantages of both. In the past 3 years, a number of commercial designs have become available from three major vendors of PET imaging equipment: Siemens (in co-operation with CTI), GE and Philips. The paper discussed the advantages of the integration of the two modality, reviewed the historical aspects and the current status of PET-CT scanners, analyzed the parameters in the PET-CT designs, and prospected the future of the new technique

Key words Positron emission tomography Computed tomography Image fusion

(下接第 17 页)

Determination of naphazoline in eye drops by fluorospectrophotometry

Bai Jianwei¹ Jin Yuanchao²

(1 Department of Ophthalmology, Xijing Hospital, Fourth Military Medical University, Xi'an 710033, China)

(2 Department of General Surgery, General Hospital of Chinese PLA, Beijing 100853, China)

Abstract **AIM** To Determine of Naphazoline in Eye Drops by Fluorospectrophotometry **METHODS**: The excitation is 281nm, emission is 327nm; Bandpass is 5nm; PM gain: low; Time scan speed: 10nm/min **RESULTS**: The Naphazoline is linear in the range of 100~500ng/mL for Naphazoline ($r=0.9998$). The recoveries and relative standard deviations (RSD) of the method were 100.36%, 0.26%; 100.03%, 0.27% respectively. **CONCLUSION**: The method had a good accuracy, precision and reproducibility. It can be used for the quality control of Naphazoline in Eye Drops.

Key words Fluorospectrophotometry Eye drops Naphazoline Assay