

赵永界, 杨永鑫, 张勇. PET 探测器和扫描结构的发展[J]. CT 理论与应用研究, 2014, 23(6): 985-994.  
Zhao YJ, Yang YX, Zhang Y. Development of PET detector and scan structures[J]. CT Theory and Applications, 2014, 23(6): 985-994.

## PET 探测器和扫描结构的发展

赵永界<sup>1✉</sup>, 杨永鑫<sup>2</sup>, 张勇<sup>2</sup>

1. 中国科学院高能物理研究所, 北京 100049
2. 明峰医疗系统股份有限公司, 杭州 311215

**摘要:** 正电子断层成像 (PET) 技术是一门新兴的核医学成像技术, 能够提供生理代谢水平的功能成像, 在疾病诊断, 病理研究, 药物研发等多个方面具有广泛的应用。PET 技术的核心是探测器和扫描结构设计。扫描结构有环形探测器-静态扫描、环形探测器-动态扫描、平板探测器-静态扫描, 平板探测器-动态扫描等多种形式。探测器经历了 PMT 耦合单块晶体、PMT 耦合多块晶体、PSPMT 耦合晶体阵列、SPM 耦合晶体阵列等多种结构。从 1983 年开始从事医用 PET 研究, 本文通过回顾先后开发的多台 PET 机器, 描述 PET 探测器和扫描结构的发展。

**关键词:** PET; 探测器; 扫描结构; 投影线

**文章编号:** 1004-4140 (2014) 06-0985-10      **中图分类号:** TP 391.41      **文献标志码:** A

正电子断层成像 (Positron Emission Tomography, PET) 技术是 X 射线断层成像 (X-ray Computed Tomography, X-CT) 技术出现之后, 将断层成像技术应用于核医学领域而发展起来的一门新兴科学。PET 技术根据正电子同位素衰变产生的正电子与人体内负电子发生湮灭效应这一现象。

在人体内注射带有正电子同位素标记的化合物, 由于人体不同组织、器官吸收标记化合物的能力不同, 因此化合物在人体中各部位的浓聚程度不同, 湮灭效应发生的数量亦不相同。采用符合探测的方法能够探测到湮灭效应产生的两个沿相反方向飞行的伽马光子, 探测到这两个伽马光子的探测器之间的连线称为响应线 (Line of Response, LOR), 也常称为投影线, 记作  $P(\alpha, \varphi)$ 。 $P(\alpha, \varphi)$  是一个二维函数,  $\alpha$  是距离参数,  $\varphi$  是角度参数。

投影线  $P(\alpha, \varphi)$  按照一定的规律被计算机采集下来, 然后进行组合和重建运算, 得到反映人体内部代谢的图像, 这种图像与普通 CT 得到的解剖图像有本质区别。由于人体内不同组织、器官对标记化合物的亲合能力不同, 根据标记化合物的分布就可以对人体进行生理、生化、疾病等其他方面的研究。

近几年许多单位都在研究 PET 技术, 从 PET 原理来看, 投影线结构, 编码设计, 符合探测, 快速解码, 各种数据校正, 图像重建都是非常重要的环节。本文重点介绍投影线结构以及对应的探测器和扫描结构。

收稿日期: 2014-08-05。

## 1 PET 结构概述

PET 探测器最基本的结构是一个探测器单元,即硬件上能分辨的最小单位,通常指晶体切割的最小尺寸。多个探测器单元组成一个探测器块(Block),Block 的尺寸通常由光电探测器或晶体块的尺寸决定。多个 Block 组成一个探测器大块(Bank),多个 Bank 组成 PET 的探测器系统。PET 结构经过几十年的探索与改进,从单环到多环,从六边形到圆形。每一种结构的改进都是为了满足不同要求,提高各项指标(如空间分辨率、灵敏度)。

投影线是两个伽玛光子对(探测器单元)之间的连线,代表一个符合事件。投影线宽度和投影线结构决定 PET 的主要指标:空间分辨率和计数灵敏度。人们总是期望用最少的探测器,获取最高的计数灵敏度和最佳的空间分辨率,以最大限度降低成本。

一台完整的 PET 投影线分布图(横截面)如图 1 所示。图 1 中投影线分布是以 Bank 为基本单位画的,实际上每个 Bank 包括 16 个探测器单元,投影线数量要扩大  $16 \times 16$  倍。对于一台完整的 PET 设计,无论采取什么结构和方法,最终都要取得如图 1 的完整投影线。

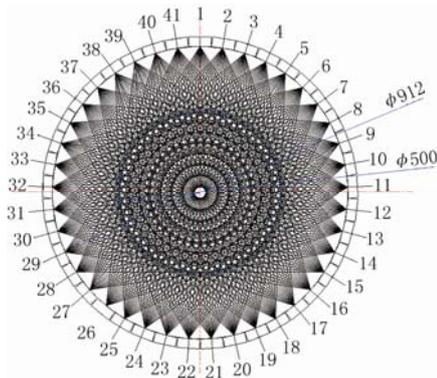


图 1 完整的 PET 投影线分布图  
Fig.1 The PET LOR distribution

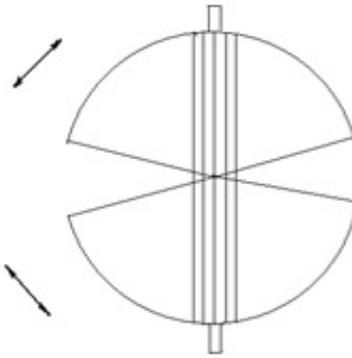


图 2 二分法 PET 样机的原理图  
Fig.2 Principle of the bisection method prototype PET

## 2 几种 PET 结构

### 2.1 二分法 PET

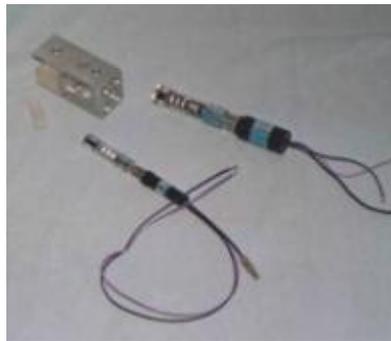
二分法 PET 是依靠两个半圆形探测器的分合运动和整体角度运动的配合,使每个探测器在平行方向上扩大 4 倍的采集投影线数。整体角度运动 16 次,覆盖  $180^\circ$ ,完成全部投影线扫描。二分法两个半圆探测器的运动示意图,如图 2 所示。

我们从 1983 年开始从事医用 PET 的研究,1986 年运用二分法研制了一台 64 探头组合 PET 样机(图 3(a))。该机器采用单块晶耦合光电倍增管(PhotoMultiplier Tube, PMT)的探测器结构(图 3(b)),每套探测器大约 1000 元,整机成本很低。

该机器采用二分法加半旋转的 64 探头组合方式,以少量的探测器、简单的一维运动得到了间距均匀且足够小的多条平行投影线。该样机的空间分辨率为 10 mm。二分法 PET 猴子实验和猴子的 PET 头像图,如图 4 所示。



(a)

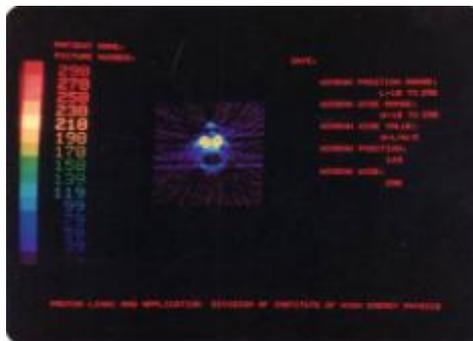


(b)

图3 (a) 运用二分法研制的 PET 样机, (b) 使用的探测器  
 Fig.3 (a) Prototype PET based bisection method, (b) the detector



(a)



(b)

图4 猴子实验和头部 PET 图像 (1985 年)  
 Fig.4 Monkey preclinical test and its head PET image (1985)

### 2.2 偏心摆动法 PET

偏心摆动原理如图 5 所示。探测器装在大圆盘上, 成环形。采集时大圆盘做椭圆偏心摆动, 图中的小圆环是探测器 Block 的运动轨迹。大圆盘带动全部探测器作椭圆偏心摆动, 平行投影线数量扩大 5 倍, 大大提高空间分辨率。更重要的是节省 5 倍的探测器, 大大降低成本。

1990 年 6 月, 中国高能物理研究所与广东威达集团公司合作, 开始研制符合临床要求的 PET 设备。1992 年 9 月, 中国第一台供临床应用的 PET 仪研制成功 (图 6 (a))。该机器为双环三层结构, 探测器组合方式为 PMT 与晶体耦合成一个单元, 采样方式引入椭圆偏心摆动。系统的空间分辨率达到 6mm, 符合时间分辨率为 6 ns。该机器可以进行头部和全身

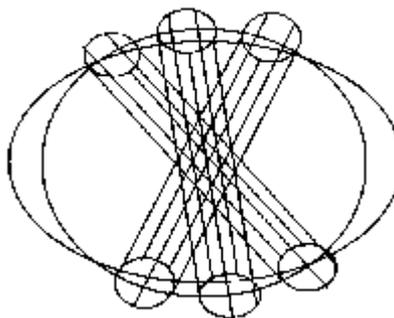


图5 椭圆偏心摆动法原理图  
 Fig.5 Schematic of eccentric swing method

的动态、静态断层扫描成像。机器通过中日友好医院、中科院高能物理所和广东威达公司的鉴定。

引入椭圆偏心摆动采样方式可以提高空间分辨率，降低制造成本，但是机械上非常复杂。这台机器使用了 3 个主电机，带动大圆盘上所有探测器做偏心摆动。



图 6 (a) 整机外型, (b) 人脑 PET 癫痫图

Fig.6 (a) PET system, (b) human epilepsy image

### 2.3 使用多晶结构探测器的 PET

随着探测技术的发展，多晶结构越来越被重视。多晶结构的优点在于使用少量的探测器可以得到较多环数、较小的断层厚度和较高的空间分辨率，同时也降低了制造成本。

图 7 所示的是一种早期的多晶探测器结构，称为 5/8 结构，即 5 个 PMT 与 8 个单块晶体构成的阵列耦合成一个单元，晶体的位置通过图 7 右侧的方法计算得到。1~8 代表晶体块的编号， $A, B, C, D$  和  $E$  代表 PMT 的编号，比如  $2 = A + C$ ，表示  $A, C$  管有输出，就定位晶体 2。

1993 年 6 月开始采用 5/8 结构探测器研制 4 环 7 层的全身 PET。5/8 结构探测器由 BGO 晶体耦合 R647-01 型 PMT 组成。由于探测器探测单元尺寸变小，因此不需要引入机械运动来增加 LOR 采样密度，降低了机械复杂度。系统有效视野为 417 mm，

视野中心空间分辨率达到 6 mm，灵敏度优于 2.7 kcps/kBq/mL (f20 cm 水模)。该机器于 1996 年研制成功，成为我国第三代 PET，如图 8 所示。

经过北京阜外医院和北医一院大量的临床应用，机器在确定心肌存活度 (图 9 (a)) 和癌症诊断 (图 9 (b)) 方面取得满意的效果。该机器通过国家鉴定，获得国家医药管理局的生产许可证 (国药器监字 97 第 399283 号)，标志着中国的 PET 技术迈向了一个新的台阶。

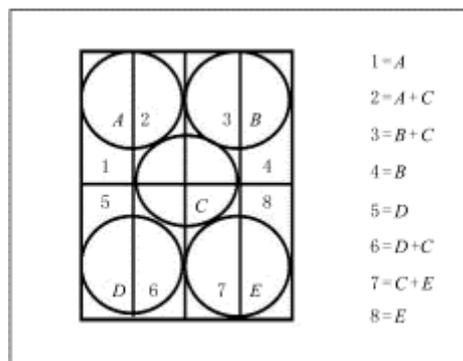


图 7 5/8 结构探测器逻辑图

Fig.7 5/8 detector logic

5/8 结构的探测器集成度还不高，后来出现了一种更常用、分辨率更高的多晶结构探测器，如图 10 所示。这种结构由四个 PMT 与 64 块晶体组合为一个 Block，晶体由一大块晶体切割成不同深度的小块组成。



图 8 PET 机架和探测器环  
Fig.8 PET gantry and detector ring

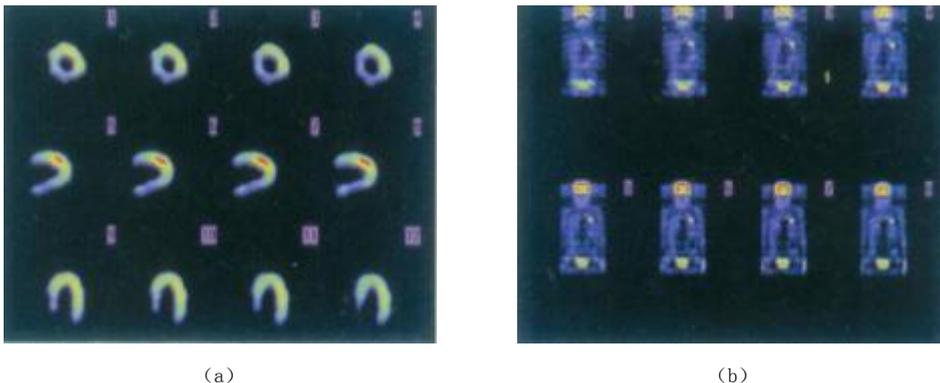


图 9 (a) 心肌图, (b) 癌症诊断图  
Fig.9 (a) Cardiac muscle image, (b) cancer image

这种多晶结构探测器通过计算来确定闪烁事件位置，原理类似于伽玛照相机，计算公式如下：

$$\begin{aligned}
 X &= \frac{(A + B) - (C + D)}{A + B + C + D} \\
 Y &= \frac{(A + C) - (B + D)}{A + B + C + D}
 \end{aligned}
 \tag{1}$$

这里,  $X, Y$  是探测器在两个方向上的位置,  $A, B, C, D$  代表对应 4 个 PMT 的输出能量。这种计算是基于伽马光子入射到晶体上产

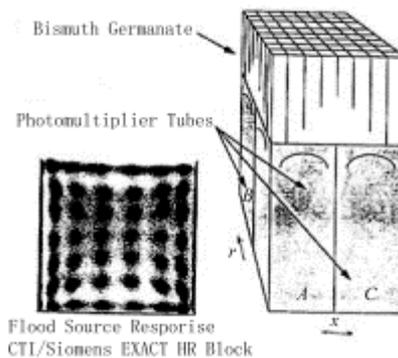


图 10 一种多晶结构探测器  
Fig.10 One multi-crystal based detector

生的光分布来实现的，理论上可以得到非常高的分辨率。实际上，由于桶形失真、输出不一致性等原因，采用这种结构的探测器得到的图像，像点位置分割比较模糊(如图 10 所示)。此外，要把大块晶体切割成不同深度的小块晶体，加工难度比较大。

### 2.4 使用 PSPMT 探测器的 PET

日本滨松 (Hamamatsu) 公司研制出一种可用于 PET 设备的位置灵敏光电倍增管 (Position Sensitive PhotoMultiplier Tube, PSPMT)，如图 11 所示。



图 11 位置灵敏光电倍增管和像点图  
Fig.11 PSPMT and pixel image

图中所示 PSPMT 包括  $8 \times 8$  个像素，每一个像素的位置可以通过计算得到。一个 PSPMT 与一个晶体阵列耦合成一个 block。晶体阵列由多个单根晶体组成，不需要切割不同深度，加工难度小。采用这种结构的探测器得到的图像，像点的位置分割比较清楚。使用 PSPMT 探测器的 PET 在分辨率、灵敏度方面比使用 PMT 的有较大提高。

2000 年苏州派特公司开始研制一台 18 环 35 层 PET 产品 RPET，RPET 拟采用 PSPMT 耦合  $8 \times 8$  像素晶体阵列结构的探测器。但是 PSPMT 价格昂贵，为降低成本，设计了一种大尺寸晶体耦合小尺寸探测器的结构，如图 12 所示。晶体尺寸是 PSPMT 尺寸的 4 倍，在晶体和 PSPMT 之间加入锥形光纤，使不同尺寸的晶体和探测器一一对应。这种结构的优点是使用一个

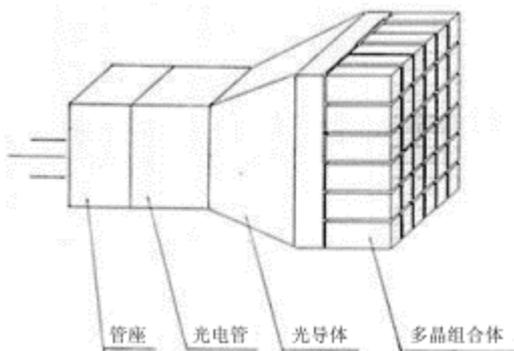


图 12 一种使用锥形光纤的 PET 探测器  
Fig.12 The detector using tapered fiber

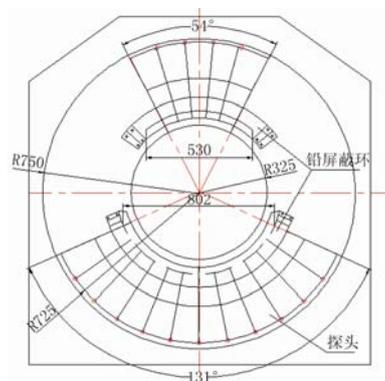


图 13 采用 (5+12) 探测器结构的 RPET 系统  
Fig.13 RPET system using (5+12) detector banks

PSPMT 代替四个 PSPMT, 有效降低 PET 成本。该技术已获专利《一种光纤及使用该光纤的 PET 探测器》, 专利号 200710134728.3。

为了进一步降低 PET 成本, RPET 在采样方式上采用不完整环行探测器加旋转的方式, 如图 13 所示。完善的 PET 投影线是布满圆周分布, 为了降低造价而又不失 PET 的原意, RPET 采用 (5+12) 探测器结构。上方为五个 Bank, 占据探测器环 1~5 的位置, 下方对应十二个 Bank, 占据探测器环 14~25 的位置。数据采集时, 每次旋转  $54.6^\circ$ , 旋转三次, 共四个位置, 以覆盖整个采样区域。RPET 采用旋转采集方式, 最终实现的功能与环形 PET 是完全一样的。

RPET 探测器由 LYSO 晶体阵列耦合 R7600 型 PSPMT 组成, 晶体尺寸  $(6.5 \times 6.5 \times 20)$ mm。探测器环直径 850 mm, 有效视野 420 mm, 轴向视野 160 mm。视野中心分辨率 7 mm, 轴向分辨率 3.5 mm, 灵敏度  $100 \text{ kcps}/\mu\text{Ci}/\text{mL}$  (2D)。

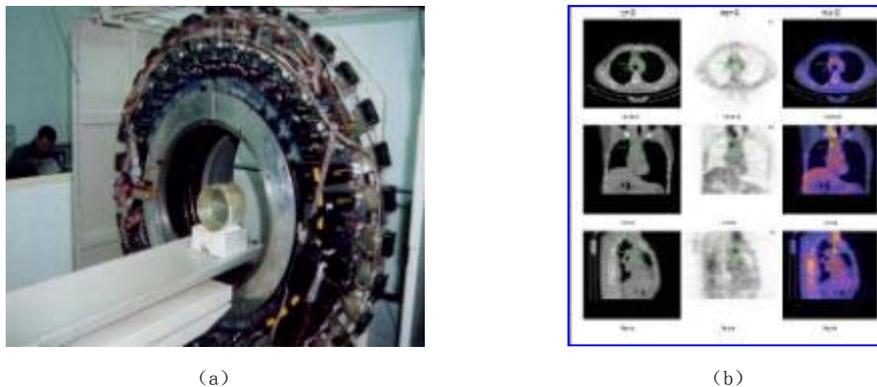


图 14 旋转型 18 环的 PET 和 PET/CT 融合图像

Fig.14 The rotate 18 ring PET system and patient PET/CT fusion image

旋转型 18 环 PET 产品外型图和 PET/CT 融合图像如图 14 所示。产品经苏州大学附属第一医院临床验证, 获得国家医药管理局的生产许可证。

## 2.5 使用 SPM 探测器的小动物 PET

由于 PMT/PSPMT 较大尺寸的限制, 要想提高分辨率, 只能依靠多晶结构。多晶结构的定位是靠计算出来的, 通常会引起图像畸变和误差。半导体探测器的体积可以做得很小,



图 15 SensL 公司生产的 SPM 探测器

Fig.15 The Silicon PhotoMultiplier (SPM) from SensL

灵敏度高，比较适合做高集成度的 PET 探测器。英国 SensL 公司生产的 SPM 系列产品是目前比较成熟的半导体探测器产品。SPM 探测器结构紧凑，工作电压低，不怕磁干扰，可与核磁共振成像 (Magnetic Resonance Image, MRI) 兼容，非常适合用作 PET 探测器。

2010 年，北京大学开始使用 SPM 探测器研制用于小动物实验的 MicroPET，选择的是 SPMArray4 型号的 SPM 探测器。SPMArray4 探测器是一种  $4 \times 4$  像素的阵列探测器，像素尺寸约  $3 \times 3 \text{ mm}$ ，每个像素有独立的输出通道，其位置不用通过计算得到。小动物 PET 要求分辨率达到  $2 \text{ mm}$  的水平，因此晶体条和探测器像素不能按照  $1 : 1$  耦合。为了实现 MicroPET 设计指标，充分利用 SPM 特性，提出一种跨接晶体结构 (已获专利)，4 个 SPM 探测器 (粗黑线) 与 6 个 LYSO 晶体条 (细斜线) 耦合，称为 4-6 结构，如图 16 所示。6 个晶体条中的 4 个与对应 SPM 像素耦合，2 个跨接在相邻 SPM 像素上，通过逻辑计算定位。

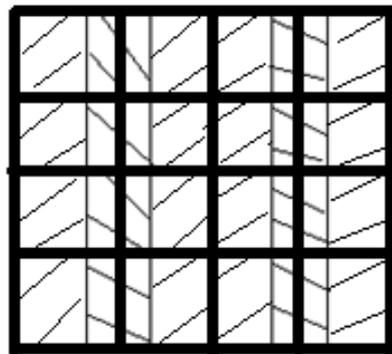
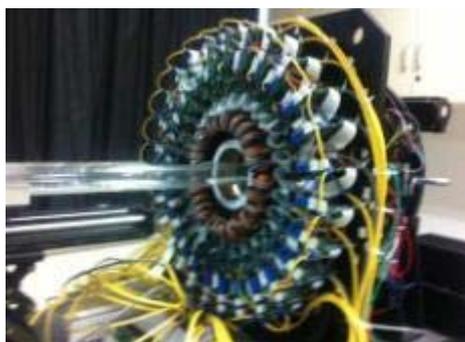
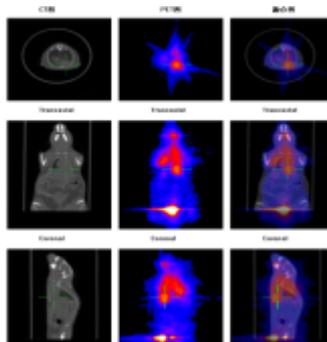


图 16 4-6 结构示意图  
Fig.16 Schematic of 4-6 structure



(a)



(b)

图 17 MicroPET 样机和小鼠 PET/CT 融合图像  
Fig.17 The MicroPET system and mouse PET/CT fusion image

MicroPET 样机是多模态机器, 于 2012 年研制成功, 并进行了大量动物实验。样机探测器环直径  $118 \text{ mm}$ , 有效视野  $60 \text{ mm}$ , 轴向视野  $30 \text{ mm}$ 。视野中心分辨率  $2 \text{ mm}$ , 轴向分辨率  $1.5 \text{ mm}$ 。MicroPET 样机和小鼠 PET/CT 融合图像如图 17 所示。

### 2.6 平板型乳腺 PET

PET 发展了几十年, 环形探测器一直是主流商业 PET 的选择。平板型 PET 作者认为只有在小口径 (大约  $120 \text{ mm}$ ) 情况——如乳房 PET 和小动物 PET——才可以考虑, 利用其距离近、灵敏度高的特点。加入旋转来弥补转角不足。

2012 年 5 月, 明峰医疗系统股份有限公司开始研制平板型乳腺 PET 样机。机器包括两个相对放置的探测器平板, 使用 SPM 探测器与 BGO 晶体  $1 : 1$  耦合的探测器结构。引入旋转

弥补投影线角度, 每次旋转  $60^\circ$ , 采样 3 个位置完成  $180^\circ$  投影线采集。

为了降低深度效应对成像结果的影响, 探测器平板略带弧度, 最远处距离约 150 mm, 有效视野大于 120 mm, 轴向视野 60 mm。如果减少旋转角度, 增加旋转次数, 可以增加有效视野。视野中心分辨率约 4 mm, 轴向分辨率 2 mm。灵敏度为 3.0%。

样机于 2013 年 9 月研制成功, 并进行了多次大小鼠实验, 达到设计指标。乳腺 PET 样机和大鼠 PET 图像如图 18 所示。

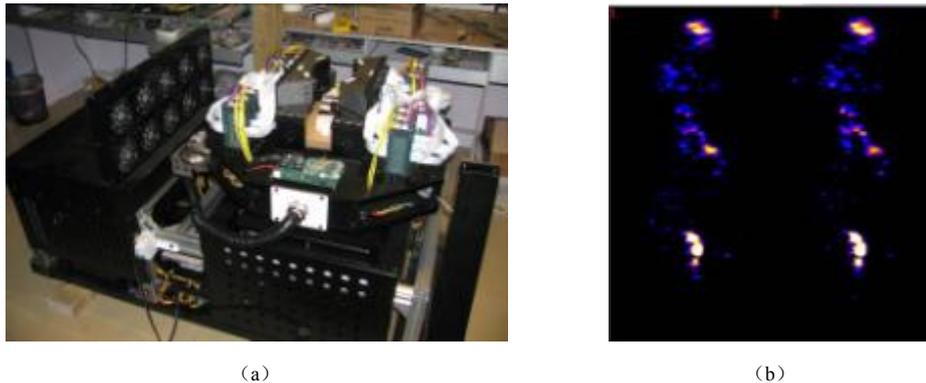


图 18 乳腺 PET 样机和大鼠 PET 图像

Fig.18 The MammoPET system and rat PET image

### 3 讨论

最近几年 PET 得到迅速发展, 国内外许多医疗机构和研究单位对研究和应用 PET 投入了很大的力量。我们认为, 未来 PET 是朝着环数越来越多、分辨率越来越高的方向发展, 以提高临床应用价值。大块晶体和探测器的组合代表着 PET 的一个发展方向, 小块晶体与探测器的组合代表着 PET 的另一个发展方向。PET 探测器和扫描结构要根据客户需求设计, 不同的结构有不同的优势。

近年来人们对 PET 的认识进一步加深。由于标记化合物能够参与生物体的新陈代谢活动, PET 能够显示生物体的功能图像, 因而 PET 成为生物学、生理学和认知科学不可缺少的研究设备, 并且成为分子生命科学的新武器。可以预见, 未来医学及生物科学的重大突破将在一定程度上依赖于 PET 技术及其发展。因此, 发展我国的 PET 事业, 使之推广普及, 对提高我国的临床诊断水平, 促进生命科学的发展, 都具有重大的意义。

### 参考文献

- [1] Cho ZH, Hong KS, Ra JB, et al. A new sampling scheme for the ring positron camera: Dichotomic ring sampling[J]. Nuclear Science, IEEE Transactions on (S0018-9499), 1981, 28(1): 94-98.
- [2] 赵永界, 王兰芬, 黄钢, 等. 关于正电子断层扫描机研制情况简介[J]. 中国医学影像技术, 1986, (2): 57-58.  
Zhao YJ, Wang LF, Huang G, et al. Introduction on the development of positron emission tomography scanner[J]. Chinese Journal of Medical Imaging Technology, 1986, (2): 57-58.
- [3] Hoffman EJ, Phelps ME, Huang SC, et al. ECAT III: A new PET system for heart and whole body dynamic imaging[J]. Journal of Nuclear Medicine (S0022-3123), 26(5): 28.

- [4] 赵永界, 李学军. 中国第一台正电子发射断层成像系统—PET-B01[J]. 现代科学仪器, 1993, (3): 4-6.  
Zhao YJ, Li XJ. The first PET system in China—PET-B01[J]. Modern Scientific Instruments, 1993, (3): 4-6.
- [5] 潘中允, 陈涤明, 赵永界. 国产4环/7层PET仪初试[J]. 中华核医学杂志, 1997, 17(4): 235-237.  
Pan ZY, Chen DM, Zhao YJ. Preliminary test of domestic 4 ring/7 slice PET[J]. Chinese Journal of Nuclear Medicine, 1997: 17(4): 235-237.
- [6] 潘中允, 赵永界, 吴翼伟. 国产 rPET 的特点和初试[C]//第二届全国核素显像及治疗学术会议论文摘要, 2004: 96-96.  
Pan ZY, Zhao YJ, Wu YW. The characteristics and first test of domestic rPET[C]//The 2nd national academic imaging and treatment conference paper, 2004, 96-96.
- [7] 赵永界. 正电子发射断层成像装置的探测器: 中国, CN2574603[P]. 2003-09-24.
- [8] 赵永界, 杨永鑫, 郭铭冰, 等. 核医学诊断装置中的探测器及其使用方法: 中国, CN102113892A[P]. 2011-07-06.
- [9] 杨永鑫. 基于 SiPM 的 PET 探测器及地址编码设计[D]. 保定: 河北大学, 2012.  
Yang YX. PET detector and list-mode map design based on SiPM[D]. Baoding: Hebei University, 2012.

## Development of PET Detector and Scan Structures

ZHAO Yong-jie<sup>1✉</sup>, YANG Yong-xin<sup>2</sup>, ZHANG Yong<sup>2</sup>

1. Institute of High Energy Physics Chinese Academy of Science, Beijing 100049, China

2. FMI Medical Systems Co., Ltd., Hangzhou 311215, China

**Abstract:** Positron emission tomography technology is an emerging nuclear medicine imaging technique that can provide the physiological metabolic level of functional imaging, has wide application in many fields, such as disease diagnosis, pathology research, and drug research and so on. The core of PET technology is detector and scan structures design. Scanning structures include ring-static scanning, ring-dynamic scanning, flatbed-static scanning, flatbed-dynamic scanning and so on. A variety of detector structures have developed: PMT coupled to a single crystal, PMT coupled multi-block crystals, PSPMT coupled crystal array, SPM coupled crystal array and so on. The author began to engage in medical PET studies from 1983, this paper reviews several PET machines that author has developed, and describe the development of the PET detector and scan structures.

**Key words:** PET; detector; scan structure; line of response



**作者简介:** 赵永界<sup>✉</sup> (1940—), 男, 毕业于中国科技大学核物理系, 中国科学院高能物理研究所研究员, 明峰医疗系统股份有限公司首席科学家, 主要研究方向为 PET 和工业 CT 系统开发, 主持开发过中国第一代人体 PET、多模态动物 PET、乳腺 PET 及多款工业 CT, Tel: 13501214280, E-mail: zhaoyongjie1220@sina.com。