

脑功能成像

唐孝威 主编



中国科学技术大学出版社

脑功能成像

唐孝威 主编

中国科学技术大学出版社

图书在版编目(CIP)数据

脑功能成像/唐孝威主编. —合肥:中国科学技术大学出版社,1999. 10
ISBN 7-312-01081-4

I. 脑… II. 唐… III. 脑-机能(生物)-成像-诊断 IV. R816.1

中国版本图书馆 CIP 数据核字(1998)第 40727 号

中国科学技术大学出版社出版发行
(安徽省合肥市金寨路 96 号,邮编:230026)
中国科学技术大学印刷厂印刷
全国新华书店经销

开本:787×1092/16 印张:15.5 字数:391 千
1999 年 10 月第一版 1999 年 10 月第一次印刷
印数:1—1500 册
ISBN 7-312-01081-4/Q·25 定价:32.00 元

主编:

唐孝威(中国科学技术大学脑科学研究中心,合肥 230027;
中国科学院高能物理研究所,北京 100039)

作者(按姓氏笔画为序):

王卫东(中国人民解放军总医院,北京 100853)
包尚联(北京大学重离子物理研究所,北京 100871)
叶虎年(华中理工大学生命信息与科学仪器实验室,武汉 430074)
刘玄(中国科学院高能物理研究所,北京 100039)
孙卫东(中国科学技术大学脑科学研究中心,合肥 230027)
庄建程(中国科学院心理研究所,北京 100012)
李丽云(中国科学院武汉物理与数学研究所,武汉 430071)
孟庆安(中国科学院物理研究所,北京 100080)
赵见高(中国科学院物理研究所,北京 100080)
俎栋林(北京大学重离子物理研究所,北京 100871)
翁旭初(中国科学院心理研究所,北京 100012)
唐孝威(见上)
景小棠(中国医学科学院基础医学研究所,北京 100005)
魏景汉(中国科学院心理研究所,北京 100012)

前 言

脑是自然界中最复杂的物质,脑的高级功能是自然界中最复杂的运动形式。脑的研究是一项具有重大科学意义和哲学意义的战略性科学领域。揭示脑的工作原理是当代自然科学面临的巨大挑战之一。

脑的研究包括认识脑、保健脑、开发脑和仿造脑等领域。认识脑是要阐明脑功能的本质;保健脑是要预防和治疗脑疾病;开发脑是要发挥人脑的潜在能力;仿造脑是要制造具备人脑特点的高度智能化的机器。跨世纪的脑科学研究将在这些领域取得进展。

要认识脑、保健脑、开发脑和仿造脑,必须探测脑和研究脑,特别是在实验上无损伤地、实时地测量和研究脑高级活动时脑内发生的变化。近年来,各种无损伤的活体脑功能成像技术有飞速的进展,要充分利用和不断发展这些先进的技术手段,来进行脑的实验研究。

1997年中国科学技术大学成立了脑科学研究中心,决定从多个方面开展脑科学研究,并且出版一批脑科学的专著。本书作为这批专著中的第一本,目的是适应脑科学研究的需要,介绍脑功能成像技术的原理及应用,以便有关学科的研究人员了解和利用这些技术,进行脑的实验研究。

本书共分十章。第一章引言。第二章介绍正电子断层成像技术。第三、四、五章分别介绍磁共振成像技术、脑功能磁共振成像技术和磁共振波谱技术。第六、七、八章分别介绍光学成像技术、脑电成像技术和脑磁成像技术。第九章介绍脑功能成像的图像处理技术。第十章介绍用脑功能成像技术研究脑的高级功能。

需要说明一点:脑功能成像的图像都应采用伪彩色图像,其中不同颜色表示不同的激活程度;还要把伪彩色图像与结构图像相融合,来显示激活脑区的部位。但由于彩色图版的成本高,为了降低书价,本书中的附图未采用伪彩色图像,而用黑白图像作为示意图。希读者见谅。

本书由在脑功能成像领域中工作的许多单位的专家集体写作而成。在前面,列出参加写作的作者、本书主编的姓名和工作单位。同时在书中各章最后,用括号注明该章的作者。本书的出版得到中国科学技术大学科研处、中国科学技术大学出版社和中国科学技术大学脑科学研究中心的资助和支持,在此表示衷心感谢。

脑功能成像是个迅速发展的新的科学技术领域,本书作者的知识有限,书中有错误和不足之处,请读者指正。

主 编

1998年5月

目 录

前 言	I
第一章 引言	1
第二章 正电子断层扫描术(PET)	5
第三章 磁共振成像	39
第四章 脑功能磁共振成像	60
第五章 活体磁共振波谱技术与应用	90
第六章 脑功能内禀光学成像	126
第七章 脑功能的电生理学成像	145
第八章 脑磁场与脑磁图	160
第九章 脑功能成像的图像处理技术	193
第十章 脑功能成像与脑高级功能研究	214

第一章 引言

历史上最早是从解剖人的尸体和研究脑局部损伤病人来获取脑的结构和功能知识的。但这样获得的知识很有限。自从有了医学影像技术,特别是计算机断层显像技术(CT, computerized tomography)和磁共振成像技术(MRI, magnetic resonance imaging)后,就可以无损伤地测量人脑内部结构。其中CT是用X射线(或 γ 射线)照射人脑,通过多次投影来获得脑内部结构的图像。MRI是利用磁共振原理测量人脑内部质子分布来获取脑内部结构的图像。这些影像技术在脑的医学诊断和治疗方面发挥了重要作用,但是它们给出的图像是人脑的结构像而不是功能像。

测量脑活动时的电磁信号可以研究脑功能的动态过程。这种脑电成像技术(EEG 或称 electrophysiological imaging)和最近发展的脑磁成像技术(MEG 或称 magnetic-physiological imaging)给出脑功能活动时快速的时间信息,但是它们对脑区定位的空间分辨率很差。

核医学中的单光子发射计算机断层显像技术(SPECT, single photon emission computerized tomography)和正电子发射断层显像技术(PET, positron emission computerized tomography)是早期进行脑功能成像的重要技术。其中SPECT是把发射 γ 射线的核素标记的化合物注入人体,它们进入脑部,在体外测量 γ 射线而获得这种标记化合物在脑内分布的断层图像。PET是把发射正电子的核素标记的化合物注入人体,它们进入脑部,在体外测量正电子湮灭射线而获得这种标记化合物在脑内分布的断层图像。PET多用 ^{18}F 标记的葡萄糖(FDG)获得脑内代谢的图像,可以进行脑内葡萄糖代谢功能的定量测量,或用 ^{15}O 标记的水(H_2^{15}O)获得脑内血流的图像,可用以进行人认知活动中脑激活区的定位。用这些技术得到脑功能的三维图像,其空间分辨率为数毫米,但时间分辨率差。

近年来在磁共振成像技术的基础上发展起来的功能磁共振成像技术(fMRI, functional magnetic resonance imaging)和磁共振波谱技术(MRS, magnetic resonance spectroscopy),是进行脑功能成像的新手段。其中fMRI的原理是磁共振信号与血流中含氧量有关,测量脑活动时脑内各处血流含氧量的变化可反映相应的神经细胞活动的变化,MRS的原理是磁共振信号有化学位移,可测量脑内有关区域中各种化合物分子的谱。此外,基于脑活动时脑内组织光学性质变化的多种光学成像技术,提供了能观察脑皮层功能构筑的高分辨图像。近红外谱技术(NIRS, near infrared spectroscopy)和光学相干层析成像技术(OCT, optical coherence tomography)等也迅速发展,成为很有前景的新的脑功能成像技术。其中NIRS是利用脑对近红外光传输的影响来成像,OCT是利用光学相干原理进行脑组织的层析成像。

目前已经有了许多种研究脑功能的技术^[1],它们的时间分辨率和空间分辨率如图1.1所示,图中也标明了各种技术对脑损伤的程度。脑功能成像需要对活体脑进行无损伤的、三维的、动态的功能成像,要求有好的时间分辨率和空间分辨率,还要求有足够高的灵敏度。为此需要不断发展新的脑功能成像技术。

无损伤的脑功能成像技术为脑研究提供了客观而有效的方法。利用现有的脑功能成像技术,已经对人脑的活动取得了许多新的认识。图1.2是一些功能区的示意图^[2]。图1.3是用

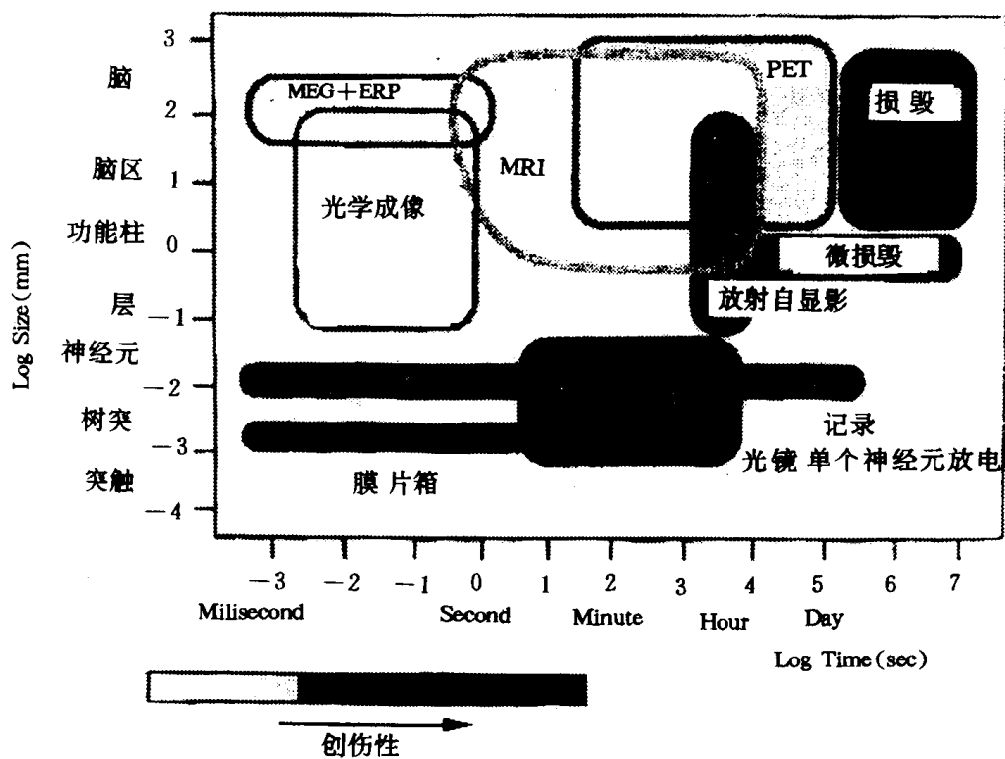


图 1.1 探测脑的各种技术的时间和空间特性^[1]

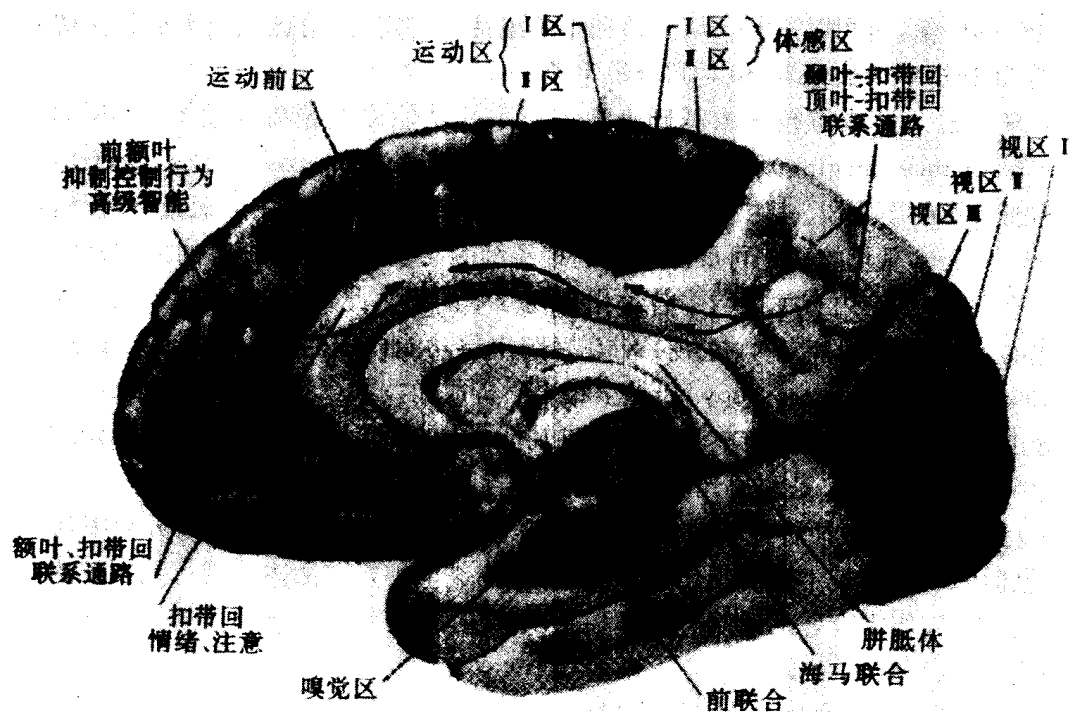


图 1.2 脑功能区的示意图

PET 技术得到的几种不同刺激时脑区激活的断层图像^[3]。已知,在脑进行活动时总是有多个脑区参与。通过对脑高级活动时多个激活脑区时空特性的测量和分析,有可能进一步了解脑高级活动的原理。

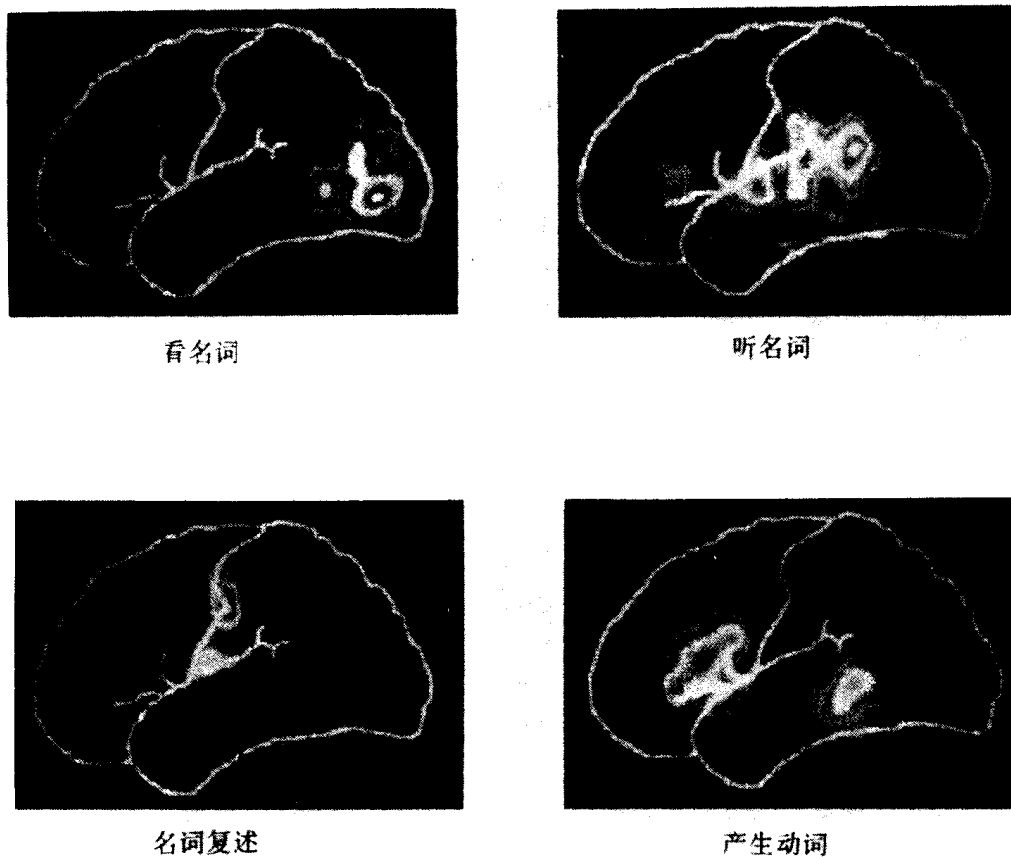


图 1.3 用 PET 技术得到的脑功能图像^[3]

最近,在脑功能成像方面国外有不少新的专著^[3~7]和会议论文^[8~10]读者可以参阅。

(唐孝威)

参 考 文 献

- [1] J W Belliveau et al. Invest. Radiol,1992,27:559
- [2] Jr W W Orrison et al. Functional Brain Imaging. Mosby-Year Book, Inc St Louis:1995
- [3] M I Posner, M E Raichle. Images of mind. New York:Freeman, 1997
- [4] A W Toga, J C Mazziotta ed. Brain mapping, the methods. Academic Press, 1996
- [5] E D Bigler ed. Neuroimaging I :Basic Science. Plenum Press, 1996
- [6] E D Bigler ed. Neuroimaging I :Clinical applications. Plenum Press, 1996
- [7] A W Toga, R S Frackowiak, J C Mazziotta. Neuroimaging. San Diego:Academic Press, 1996
- [8] M I Posner, M E Raichle. Proc Natl Acad Sci USA, 1998, 95:763
- [9] M E Raichle. Proc Natl Acad Sci USA, 1998, 95:765
- [10] K J Friston. Proc Natl Acad Sci USA, 1998, 95:796

第二章 正电子断层扫描术(PET)

正电子断层扫描术(positron emission tomography,以下简称 PET),是 70 年代中期发展起来的核医学成像技术。与同位素成像相似,它能测量标记物在生物体内的分布。但 PET 可进行无损测量,实现立体的动态的成像,而且可定量地测量化学物质的分布,真正地实现了功能成像。正因为如此,PET 在临床和基础研究上正发挥着越来越大的作用。这一章从 PET 的原理、探测器结构和新技术、临床应用等几个方面来介绍 PET。

2.1 PET 及其发展简史

与其它显像设备相比,PET 发展虽慢,技术也有待于进一步提高和成熟,但它独特的定量和功能成像能力弥补了传统成像方法的不足,具有巨大的潜力。PET 的出现,进一步加强了我们对人体正常或异常生理功能的生化基础的理解,也为各种疑难病症的诊断、治疗和病因探寻提供了强有力的观测分析手段。

2.1.1 PET 的原理和特点

PET 是发射型断层扫描技术^①的一种。它可获得正电子标记药物在人体中的三维密度分布,以及这种分布随时间变化的信息。这种检测能力的重要性表现在:一切生物活动都是生物体内部生化反应的结果;而每一种病理现象背后,都隐含了一种或多种不正常的生化反应。对生化反应的观测和研究,不仅将提高人们对人体本身的认识,对各种病症的早期诊断和对症治疗也大有裨益。

PET 采用发射正电子(β^+)的核素来标记化合物,如图 2.1 的 PET 成像的原理图所示,正电子标记药物由静脉注入人体,随血液循环至全身。正电子与人体内的电子相遇并湮灭产生两个背对背光子。这对光子具有确定的能量(511keV),能穿透人体并被环绕着人体的探测器探测到,提供正电子的位置信息。用以图像重建为基础的软件进行处理后可得断层图。由于 PET 可进行三维成像,有较高的灵敏度,可在短时间内获得清晰的三维图像,这就使得连续获取图像成为可能。以时间为轴的这样一系列三维图像,经过数学处理,可从中提炼出有用的功能信息——组织对某种物质的摄取比、生物率常数(如代谢常数、血流)等。

PET 常用的正电子同位素及其性质见表 2.1。其中 C,N,O 为生物体的自然组成成分,这使得标记过程变得简单,且标记后药物的生化性质基本不变。因此,PET 的标记药物很丰富,并可根据所要研究的目标选择特异性药物。另外,这些核素的半衰期都很短,减少病人所受的辐射剂量,并可在短时期内重复测量。

^① 发射型断层扫描技术有两种:正电子断层扫描术(PET)和单光子发射断层扫描术(SPECT,single photon emission computerized tomography)。

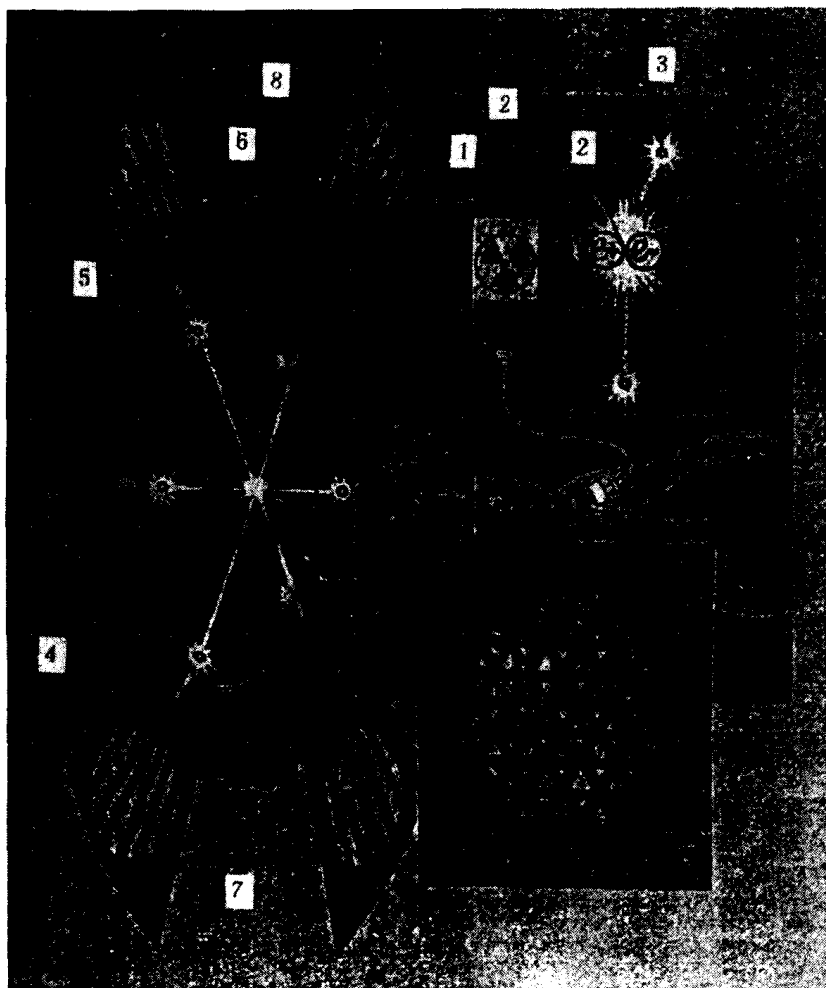


图 2.1 正电子断层扫描术原理图

1. 正电子标记药物经静脉注入人体,参与循环和代谢; 2. 正负电子湮灭;
3. 湮灭产生的 γ 光子; 4. 晶体环; 5. γ 光子入射;
6. γ 光子与晶体作用,发出闪烁光; 7. 光电倍增管; 8. 符合光子被定位

表 2.1 常用正电子同位素的性质及正电子在水中飞行距离的最大长度 MAXL、飞行距离的分布曲线的半高宽 FWHM 和十分之一宽 FWTM

同位素	半衰期 (min)	最大能量 (MeV)	最可几能量 (MeV)	MAXL (mm)	FWHM (mm)	FWTM (mm)
^{11}C	20.3	0.96	0.326	5.0	1.1	2.2
^{13}N	10.0	1.197	0.432	5.4	1.4	2.8
^{15}O	2.08	1.738	0.696	8.2	1.5	3.6
^{18}F	109.7	0.64	0.202	2.4	1.0	1.8

2.1.2 PET 的发展

PET 的历史可追溯到本世纪 30 年代。1932 年,Carl Anderson 在研究宇宙射线所拍的云室照片中发现了 β^- 的存在。同年 Ernest Lawrence 发明了可产生发射 β^+ 核素的回旋加速器。这两个事例是使得 PET 成为可能的两个不可或缺的前提条件。

早在 30 年代末 40 年代初,就有人利用 ^{11}C , ^{13}N , ^{18}F 等正电子核素作为跟踪剂研究植物的生化过程。但当时由于对短寿命核素的认识不足,再加上探测技术的缺乏,这种研究很快让位于其它长寿命的核素,如 ^{14}C , ^{131}I 等。直到 50 年代,正电子在医学、生物学上的应用才重新得到注意。Wrenn^[43], Gordon Brownell^[7] 和同事们在 50 年代中期利用 ^{64}Cu 和 ^{72}Ar 实现了对脑部肿瘤的定位。1957 年,第一台医用小型回旋加速器在伦敦的 Hammersmith 医院启用,开始了关于呼吸生理的基础研究。在 60 年代初,符合探测技术开始在核医学中得到应用^[20,1]。对 PET 和回旋加速器的研究从此得到了广泛的开展。到了 70 年代初,已有了在临床上发挥作用的 PET: Ter-Pogossian^[39] 的 PETT 和 Phelps^[33] 的 ECAT。第一台全身(whole-body)PET 系统于 1976 年正式投入市场。

尽管 PET 在初期发展缓慢,它在研究生化反应途径上独一无二的成像功能终究使它脱颖而出。目前全世界已有超过百家的 PET 中心,利用 PET 从事临床医学、基础医学、脑科学等的研究。无以数计的大学、研究单位开展了对 PET 和回旋加速器的制造技术的研究,使得 PET 的成像能力不断提高,标记化合物的制备越来越趋向自动化,PET 的操作难度也不断降低。

一些医院开展了 PET 的临床应用,但 PET 在临床上的应用还处于襁褓阶段。随着 PET 技术的成熟,相信在不远的将来,PET 会和 XCT, MRI 一样,成为诊断上不可缺少的工具。

2.2 PET 探测器的结构和性能指标

PET 探测器多排成环状或多边形结构,少数采用两个大探头相对旋转的模式。这种结构可同时采集全方位角的投影数据,增加了灵敏度。多数 PET 有多环探测器。若在环与环间插入铅或钨制的挡板(septa)以阻断不同环间的符合事例,这种 PET 称为二维 PET(2D PET),可有效地排除散射事例,数据处理相对简单,但灵敏度较低。早期的 PET 多属这种模式。在 1988 年,英国伦敦的 Hammersmith 医院首次凿掉挡板,改进数据采集的电子学系统,实现了三维数据获取。这种模式下的灵敏度可比同等环数的二维情形高 6~10 倍,但散射影响大,数据的校正、重建、定量计算等都较复杂。因而很多 PET 系统采用可抽出的挡板,使用者可根据具体情况灵活处理。

PET 探测器要求对湮灭光子的探测效率高、定位精度好、时间响应快。由光转换器(photon converter)和光探测器(photon detector)两部分组成。光转换器将高能湮灭光子转化为许多低能量的光子(波长 200~500nm),与光探测器的能量响应相匹配。绝大部分光转换器采用无机晶体,仅极少数采用气体丝室的 PET 系统用铅作转换体。光探测器收集上述的低能光子并转化为电信号。最常用的光探测器是光电倍增管(photon multiplier tube, PMT)。另外,多丝室的雪崩光二极管(avalanched photodiode, APD)也是可能的选择。

2.2.1 用于 PET 的光转换器

用于 PET 的光转换材料多为无机闪烁晶体,要求时间响应快、阻止本领高、光产额高等。William^[42]在 1995 年的国际无机晶体及其应用的会议上给出了 PET 应用中晶体性能的最佳参数:

(1) 衰减长度应短于 1.5 厘米(短则光子吸收能力强,空间分辨和探测效率可得到优化,不同位置的空间分辨也越均匀);

(2) 光电反应分支比(photo fraction)应大于 30%(大则位置精度高);

(3) 衰减时间常数 τ 短于 500ns,时间分辨(FWHM)应好于 5ns(可有效排除偶然符合事例);

(4) 能量分辨(FWHM)应好于 10%~12%,光产额应高于 8000photons/MeV(增强抗散射能力)。

最初 PET 采用 NaI(Tl)晶体,但它的阻止本领不高,且易潮解,后逐渐为 BGO 晶体取而代之。常用的还有 BaF₂。目前在用于 PET 的晶体研究方面,LSO(Lu₂SiO₅),LuAP(LuAlO₃),YAP(YAlO₃)晶体的性能良好,很有发展前途。大部分商品 PET 系统仍使用 BGO 晶体。表 2.2 给出了这几种晶体的性能。

表 2.2 PET 系统中常用的一些晶体的性能参数

晶体	密度 (g/cm ³)	衰减长 度(cm)	衰减时 间(ns)	波长 λ (nm)	光电分 支比(%)	光产额 (photons/MeV)	折射率	辐射硬度 ($\leq$ rad)
NaI (Tl)	3.67	3.0	230	410	16	41000	1.85	10 ²
BGO	7.13	1.11	300	480	43	9000	2.15	10 ²
BaF ₂	4.88	2.3	0.7	210	21	1400	1.48	10 ³
LSO (Ce)	7.4	1.22	40	420	33	25000	1.82	—
LuAP	8.3	1.05	17	390	30	25000	1.94	—
YAP	5.55	2.3	30	360	4.4	21300	—	—
GSO	6.71	1.5	60	440	26	9300	1.85	10 ⁵

2.2.2 PET 的光子探测器

常用的 PET 光探测器有三种:光电倍增管、丝室和雪崩光二极管。

2.2.2.1 光电倍增管 PMT

最早和最常用于 PET 的光探测器是 PMT。最初的 PET 探测器采用一块晶体和一个 PMT 的耦合形式。随着对空间分辨要求的提高,晶体块的探测表面越来越小,这种安排逐渐为“块探测器”结构所取代,见图 2.2。这种方法降低了成本,使得空间分辨得以大幅度提高,但它所采用的分光读出法也因有限的光子数目不可避免地受到了统计精度的限制。多道光电倍增管和位置灵敏光电倍增管的使用有效地解决了上述问题,是目前 PET 探测器中颇有潜力的发展方向。

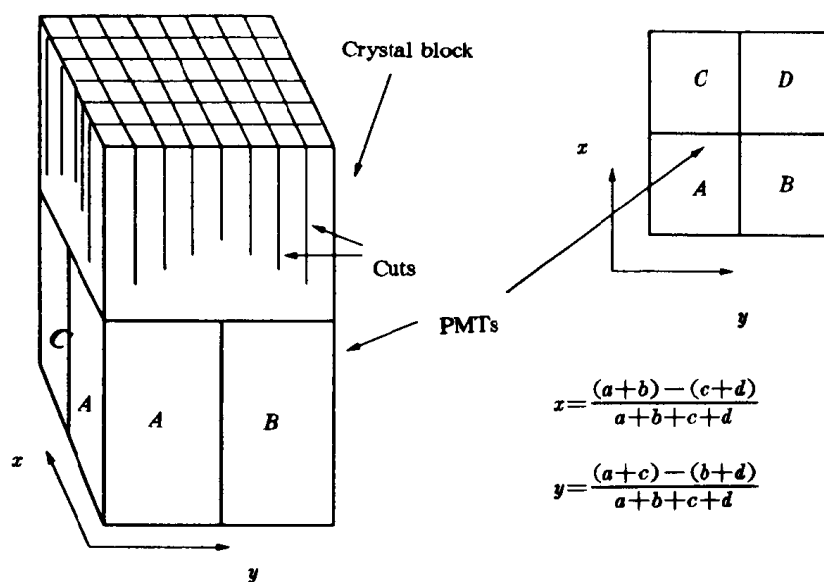


图 2.2 块探测器示意图

整块大晶体被切割成深浅不一的小块晶体矩阵,并由四个(或多个)PMT 读出。

a, b, c, d 分别为各 PMT A, B, C, D 的读出值。入射光子坐标 x, y 由分光原理得到。

2.2.2.2 丝室

丝室的位置分辨好,造价低,是较理想的光探测器。传统的丝室有三明治式的几何结构(两阴极面夹一阳极面),采用这种丝室的 PET 系统有 80 年代初卢瑟福实验室研制的 MUP-PET^[2,32]和日内瓦大学医院的 HIDAC^[40]。这两个 PET 系统都是以铅作为光转换器的,探测效率很低。多步丝室是在传统丝室的基础上发展起来的,有增益大、稳定性好、无二次雪崩等优点。比利时布鲁塞尔自由大学所属的高能所最近研制成功的动物 PET-VUB-RATPET 即采用这种多步丝室,具体设计和说明详见图 2.3。该探测器采用充 TMAE 的多步丝室与 BaF₂ 晶体相结合来探测湮灭光子,其空间分辨可与 PMT 相媲美^[8]。

2.2.2.3 雪崩光二极管 APD

传统的 PMT,在一对一的耦合中由于尺寸太大无法满足对空间分辨的要求,小尺寸的雪崩光二极管 APD 的出现,正好解决了这一困扰。APD 可做到直径为 2~5mm,与之耦合的晶体可很小(3~5mm)。另外,晶体间的间隙也可很小,从而减少了死空间。

APD 的暗电流较大,噪声级别高,信号幅度小,要求与之匹配的放大器具有大的增益和好的抗噪声能力。而且 APD 的增益对温度和高压都很敏感,对工作环境的要求也较高,目前 APD 的价格仍然很高,性能也不甚理想,但可望在不远的将来得到改善。世界上已有很多大学实验室和研究机构开展了 APD 用于 PET 的研究,其中加拿大的 Sherbrooke 大学已第一个采用 APD 制成了一个两环的小动物 PET 系统^[29]。

2.2.3 常用的各种 PET 探测器组合

PET 探测器可有各种各样的组合,其中最常见的是上述 BGO+PMT 的块探测器结构。

值得一提的是目前仍处于实验室研究阶段的几种新颖探测器组合: UCLA 的 MicroPET 采用 LSO 晶体和多道光电倍增管(multi-channel, MC-PMT)的组合^[10]。各项性能指标目前达到最优; Sherbrooke 大学的 BGO-APD^[29] 动物 PET; Hamamatsu 公司的 SHR7700 动物 PET 采用 BGO 和位置灵敏光电倍增管(position-sensitive, PS-PMT)的组合; 比利时 VUB 大学的 BaF₂ + 多步丝室组成的 VUB-RATPET(图 2.3)等。表 2.3 列出了各种探测器的设计参数和性能指标。

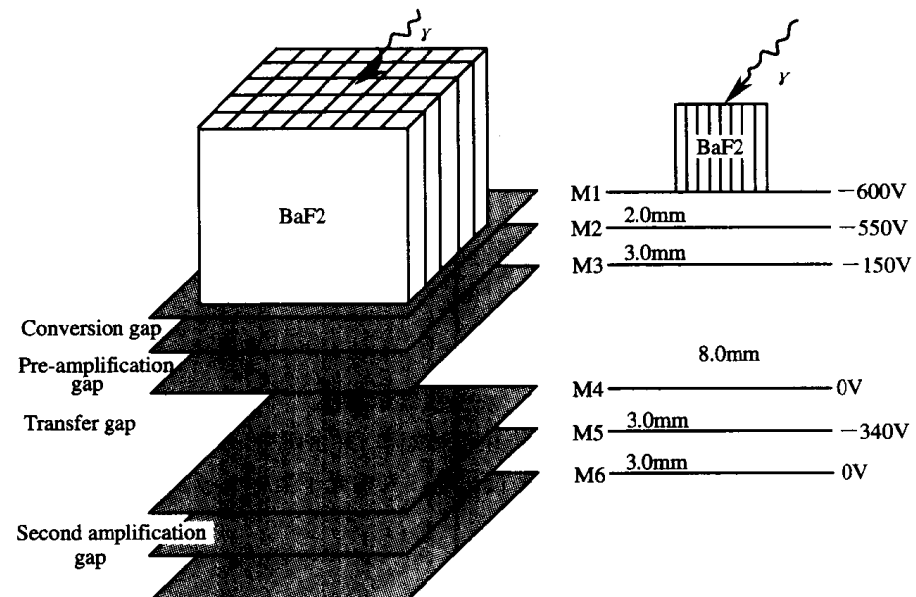


图 2.3 布鲁塞尔 VUB-RATPET 的多步雪崩丝室示意图

γ 光子入射 BaF₂ 晶体, 部分被转换为低能的闪烁光子。这些闪烁光子进入丝室的转换区, 与 TMAE 作用形成光电子。光电子在电场作用下漂向第一级放大区——预放大区, 在这儿被放大约 10^3 倍。放大后的电子团穿越传输区进入第二级放大区。传输区不起放大作用, 主要用于吸收反馈光子, 使丝室工作更稳定。信号在第二级放大区又被放大约 10^3 倍, 并由阴极和阳极收集、读出。右图给出了雪崩丝室的尺寸和各电场的强度

表 2.3 几个具有代表性的 PET 探测器及其物理性能参数(分辨率均为半高宽)

型 号	探测器	横向分辨 (mm)	轴向分辨 (mm)	能量分辨 (%)	时间分辨 (ns)	灵敏度 cps(Bq/mL)	模式
UCLA MicroPET	LSO+ MC-PMT	2.0	2.0	15~25	2.4	—	3D
Sherbrooke APD-PET	BGO+ APD	2.1	3.1	<25	20	0.09	3D
Hamamatsu SHR-7700	BGO+ PS-PMT	2.6	3.3	—	—	2.30(2D) 22.80(3D)	2D& 3D
HammerSmith -RATPET	BGO+ PMT	3.8	4.2	20~30	4.5	2.16	3D
VUB -RATPET	BaF ₂ + MWPC	3.0	3.5	60	29	0.51	3D

2.2.4 PET 的性能指标

评价一个 PET 设备的好坏,是以它的各项性能指标为参考的。PET 应用中较重要的物理参数主要有:空间分辨率、灵敏度、信噪比、时间分辨率、能量分辨率等。这些是决定图像质量的关键。

2.2.4.1 空间分辨

通常以三个垂直方向上点源响应的半高宽来表示空间分辨:沿扫描仪纵轴的轴向分辨,与之垂直的横断面上的径向和切向分辨。视野中央由于取样的缘故空间分辨最好,当远离视野中心时(横向),由于光子穿透效应空间分辨会逐步降低。目前一般医用 PET 在视野中心的空间分辨为 4~6mm,而实验室 PET 最好可达 2mm,接近理论极限。

从理论上来说,对空间分辨的限制有两条:正电子飞行距离和两湮灭电子的非共线性。正电子发射后,在人体组织中飞行一段距离,动能逐步降低,最后与人体组织中的电子结合并湮灭产生一对背对背的光子(动量守恒)。飞行距离与正电子能量和物质的密度均有关,见表 2.1。而由于电子在介质中的运动(费米运动),正负电子系统的总动量并不严格为零,两光子的飞行方向有一定的偏差角(见图 2.4),呈高斯分布,半高宽约为 0.5° 。这两种效应将空间分辨的极限限制在 1~2mm。

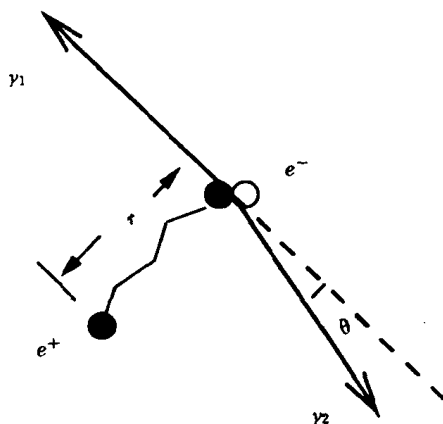


图 2.4 正电子飞行距离 r 和非共线角 θ

正电子在与电子湮灭以前会飞行一段距离 r ,而且两个湮灭光子也并不严格地背对背,它们偏离 180° 的角度称非共线角 θ

尽管空间分辨存在着物理极限,目前限制空间分辨的主要还是探测器的内在分辨,而这取决于单个探测表面的尺寸。如何实现 PMT 与小晶体的有效耦合是提高内在分辨的关键,这要求晶体本身有高的光产额,PMT 有好的量子效率且易于紧密排列。

限制空间分辨的还有重建参数,如取样频率、像素大小、截止频率等。

2.2.4.2 灵敏度

灵敏度是指扫描仪在单位时间内单位辐射剂量条件下所获得的符合计数。这决定了在一定的统计误差要求下,获取一张清晰的图像所需的时间。这在 PET 系统的动态扫描和临床应用中有着非常重要的意义。扫描的时间要求短,这不仅是因为标记物在体内的分布随时间迅速