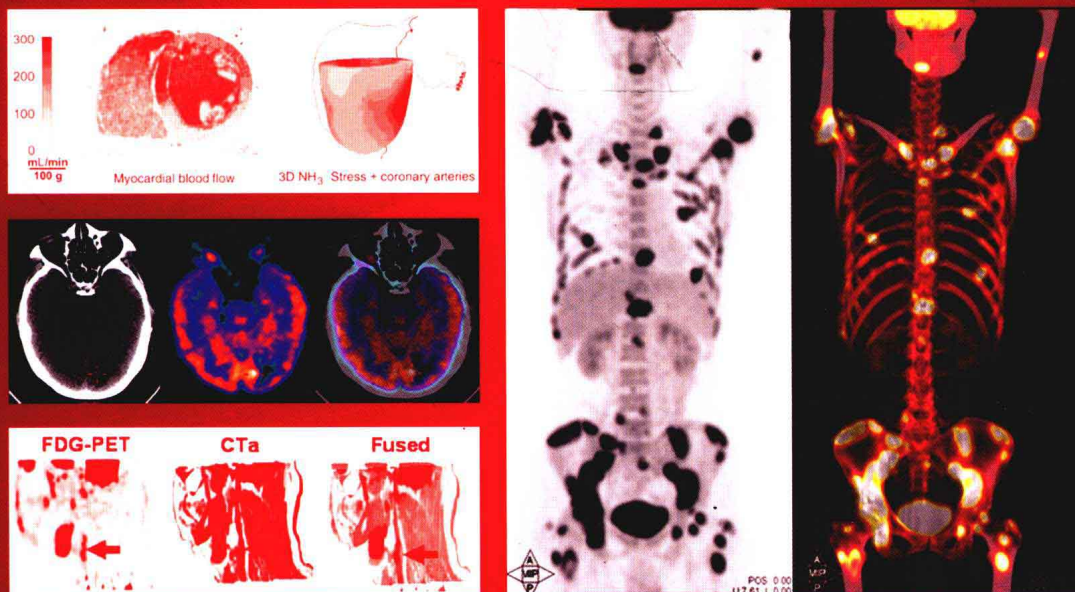


PET/CT New Technology Application of
Molecular Imaging

PET/CT

——分子影像学新技术应用

主编 王荣福



北京大学医学出版社

PET/CT——分子影像学新技术应用

PET/CT—New Technology Application of Molecular Imaging

主 编 王荣福
编 者 (以姓氏拼音为序)

曹 卫	邸丽娟	董孟杰	樊 卫	付占立
付 政	高 硕	韩安勤	何晓坤	胡春艾
季仲友	贾少微	黎海涛	李 乾	李文武
廖栩鹤	林景辉	刘 萌	卢 霞	马 莉
潘卫民	孙晓蓉	唐光健	王荣福	王廷江
王跃涛	吴 华	吴文凯	邢力刚	杨国仁
杨荣水	于明明	张春丽	张建华	张苏蕾
张永学	赵 军	左传涛		

北京大学医学出版社

PET/CT——FENZI YINGXIANGXUE XINJISHU YINGYONG

图书在版编目 (CIP) 数据

PET/CT——分子影像学新技术应用/王荣福主编.

—北京: 北京大学医学出版社, 2011. 10

ISBN 978-7-5659-0199-7

I. ①P… II. ①王… III. ①计算机

X 线扫描体层摄影—诊断学②影像诊断

IV. ①R814.42②R445

中国版本图书馆 CIP 数据核字 (2011) 第 100402 号

PET/CT——分子影像学新技术应用

主 编: 王荣福

出版发行: 北京大学医学出版社 (电话: 010-82802230)

地 址: (100191) 北京市海淀区学院路 38 号 北京大学医学部院内

网 址: <http://www.pumpress.com.cn>

E - mail: booksale@bjmu.edu.cn

印 刷: 北京画中画印刷有限公司

经 销: 新华书店

责任编辑: 曹 霞 **责任校对:** 金彤文 **责任印制:** 张京生

开 本: 889mm×1194mm 1/16 **印张:** 37.5 **字数:** 1047 千字

版 次: 2011 年 10 月第 1 版 2011 年 10 月第 1 次印刷

书 号: ISBN 978-7-5659-0199-7

定 价: 188.00 元

版权所有, 违者必究

(凡属质量问题请与本社发行部联系退换)

本书由

北京大学医学科学出版基金

资助出版

前 言

PET/CT 是医学纵深发展的一个新的契机,在当今热门的分子影像医学中占据重要的地位,其应用前景相当广阔。随着正电子发射计算机断层显像(PET)在肿瘤学中应用得广泛和深入,越来越需要将 PET 与 X 射线 CT 结合起来应用,这对于病灶的精确定位和定性诊断及制订肿瘤放疗计划和外科手术前定位具有非常重要的临床应用价值。

近年来,随着我国社会的老龄化趋势以及广大人民群众对健康问题的关注,使传统的医学模式趋向以保健和预防为主。从细胞分子水平上对疾病做出早期诊断,并给予个性化有效治疗已成为当前医学亟待解决的关键问题。目前具有反映组织细胞血流、代谢和分子功能影像的 PET 与反映解剖形态为主的体层摄影术(CT)技术特性合二为一的显像设备 PET/CT 是近年来迅速发展起来的最先进的医学影像技术装备。它除了具有 PET 显像相当高的灵敏度和特异性功能外,还能与 CT、MRI 等图像配准,即图像融合,使 PET 影像更加直观,解剖定位更加准确,在肿瘤早期诊断、分级分期、个性化诊疗的决策和疗效评价与预后判断等方面具有重要意义。

随着 PET/CT 问世,近年来我国已引进并运行 PET/CT 设备近 140 台。PET/CT 成像技术在我国发展迅速,其临床应用价值已得到充分肯定。然而,目前国内尚未有系统、全面地介绍 PET/CT 的专著问世。为了促使从事这一新技术的医学影像人员系统地掌握有关仪器性能、质量控制、临床应用及正电子放射性药物等各方面的知识,编写这本《PET/CT——分子影像新技术应用》的专著势在必行。

在各位编者的共同努力下,经过 2 年半的辛勤笔耕,《PET/CT——分子影像学新技术应用》终于问世了。本书共分为三篇:第一篇为 PET/CT 概论,包括总论、仪器、正电子药物、示踪动力学和定量分析、PET/CT 与分子影像学 and 卫生经济学等;第二篇为 PET/CT 在肿瘤、心血管疾病和神经精神疾患诊治中的临床应用;第三篇为 PET/CT 在分子影像学的应用研究。全书资料,尤其第二篇和第三篇的内容均来自北京大学第一医院核医学科 PET/CT 中心和国内各大 PET/CT 中心,同时荟萃了近年来国外大量的相关研究报道和成果。

本书特点为:第一,系统、全面介绍了 PET/CT,并重点突出其在当今热门的分子影像医学中所占据的重要地位;第二,与 2008 年本人主编的《PET/CT 肿瘤诊断学》专著相比,本书较系统、全面地拓展了 PET/CT 在心脑血管疾病中的应用和在分子影像学中的应用研究;第三,本书富有大量彩色图像;第四,编写人员均为从事一线基础研究和临床的中青年学术骨干。

由于 PET/CT 发展时间较短,还属于一种新技术,加之时间仓促和学识水平有限,编写中难免有不妥或不足之处,诚请广大读者予以批评指正。

王荣福

2011 年 7 月

目 录

第一篇 概论

第1章 PET/CT 总论	3	第三节 正电子放射性药物的标记	70
第一节 概述	3	第四节 正电子放射性药物的全自动 合成器	73
第二节 PET/CT 技术发展史	3	第五节 正电子放射性药物的质量保证 与质量控制	76
第三节 PET/CT 主要技术条件	4	第六节 临床应用的正电子放射性药物	78
第四节 PET/CT 成像原理	8	第七节 正电子放射性药物研究进展	84
第五节 PET/CT 结果分析	10	第5章 PET 示踪动力学	93
第六节 PET/CT 临床质量控制	14	第一节 示踪动力学概述	93
第七节 PET/CT 辐射防护	17	第二节 葡萄糖代谢定量及半定量分析	93
第八节 PET/CT 临床应用	27	第三节 受体显像的定量分析	100
第2章 CT 结构与工作原理	33	第四节 心肌血流量测定	108
第一节 CT 结构及类型	33	第五节 局部脑氧代谢率测定	113
第二节 CT 工作原理	35	第6章 PET、PET/CT 与分子影像学	122
第三节 CT 主要性能参数	41	第一节 分子影像学定义、内容与关键 问题	122
第四节 CT 质量控制	42	第二节 分子核医学与分子影像学	129
第五节 CT 发展趋势	43	第三节 PET/CT 在分子影像学作用	130
第3章 PET、PET/CT 结构与工作原理	44	第四节 分子影像的应用前景	131
第一节 PET、PET/CT 结构及类型	44	第7章 PET/CT 卫生经济学分析	134
第二节 PET、PET/CT 工作原理	50	第一节 PET/CT 诊断特点	134
第三节 PET、PET/CT 主要性能参数	53	第二节 PET/CT 诊断应用	135
第四节 PET、PET/CT 质量控制	54	第三节 PET/CT 卫生经济学分析	138
第五节 PET、PET/CT 发展趋势	61		
第4章 正电子放射性药物	65		
第一节 医用回旋加速器结构及工作原理	65		
第二节 正电子放射性核素的生产	68		

第二篇 应用篇

第8章 PET/CT 在肿瘤应用中的概述	145	第四节 消化道肿瘤	205
第一节 迎接融合影像时代的到来	145	第五节 妇科肿瘤	223
第二节 “1+1>2” 的效果	146	第六节 前列腺癌	230
第三节 现存问题和进展	147	第七节 淋巴瘤	237
第9章 PET/CT 在肿瘤中的应用	149	第八节 骨肿瘤	246
第一节 头颈部肿瘤	149	第九节 神经内分泌肿瘤	251
第二节 肺部肿瘤	158	第10章 PET/CT 与肿瘤受体显像	255
第三节 乳腺癌	183	第一节 概述	255

第二节	PET/CT 肿瘤受体显像	259	第 17 章	PET/CT 与神经受体显像	365
第三节	受体显像的分析方法	269	第一节	概述	365
第四节	前景与展望	271	第二节	中枢神经传导与功能	365
第 11 章	PET/CT 在肿瘤放射治疗中的应用	274	第三节	PET/CT 神经受体显像	367
第一节	概述	274	第四节	前景与展望	374
第二节	PET/CT 肿瘤分期及其对治疗 决策的影响	276	第 18 章	PET/CT 在心血管疾病中的应用 概述	377
第三节	PET/CT 在肿瘤化学治疗中的 应用	280	第一节	PET 心脏显像	377
第四节	PET/CT 在肿瘤放射治疗中的 应用	289	第二节	CT 在心血管疾病中的应用	385
第五节	前景与展望	296	第三节	PET/CT 在心血管疾病中的应用 现状和进展	389
第 12 章	PET/CT 在癫痫中的应用	300	第 19 章	PET/CT 心肌血流灌注显像	399
第一节	概述	300	第一节	概述	399
第二节	PET/CT 影像学特征	300	第二节	心肌灌注显像的原理与方法	399
第三节	临床应用价值	301	第三节	临床应用价值	407
第 13 章	PET/CT 在痴呆中的应用	307	第四节	存在的问题与对策	412
第一节	概述	307	第 20 章	PET/CT 心肌代谢显像	416
第二节	PET/CT 影像学特征	308	第一节	概述	416
第三节	临床应用价值	314	第二节	心肌代谢显像原理及方法	416
第四节	轻度认知障碍中 ¹⁸ F-FDG PET 的 显像	318	第三节	心肌存活检测及其临床应用价值	420
第 14 章	PET/CT 在帕金森病中的应用	322	第四节	存在的问题及对策	428
第一节	概述	322	第 21 章	PET/CT 动脉粥样硬化斑块显像	431
第二节	PET/CT 影像学特征	324	第一节	概述	431
第三节	临床应用价值	327	第二节	动脉粥样硬化斑块显像原理与 方法	431
第 15 章	PET/CT 在戒毒与成瘾中的应用	330	第三节	PET/CT 动脉粥样硬化斑块显像 原理与方法	435
第一节	概述	330	第四节	临床应用研究	438
第二节	药物成瘾性脑病的认识及其 探索	336	第五节	前景与展望	443
第三节	药物成瘾的解剖、生理与生化 基础	339	第 22 章	PET/CT 在心脏神经递质受体显像 中的应用	446
第四节	临床应用价值	342	第一节	概述	446
第 16 章	PET/CT 在精神疾病中的应用	357	第二节	心脏的神经支配与生理功能	447
第一节	概述	357	第三节	PET/CT 心脏神经递质受体显像 原理	448
第二节	精神疾病的脑代谢显像	357	第四节	心脏自主神经系统显像剂	449
第三节	精神疾病的脑受体显像	358	第五节	显像方法与结果分析	451
第四节	PET 在抗精神病药物研发中的 应用	361	第六节	临床应用	453
第五节	前景与展望	361	第七节	前景与展望	456

第三篇 应用研究篇

第 23 章 PET/CT 与脑科学认知功能研究	463	第一节 概述	490
第一节 概述	463	第二节 新药研发领域存在问题及解决途径	492
第二节 研究方法学比较	464	第三节 PET/CT 在新药研发领域中的应用研究	493
第三节 临床应用价值	465	第四节 总结与展望	498
第四节 问题对策及前景	467	第 27 章 动物 PET 在生物医学应用研究中的作用	500
第 24 章 PET/CT 在心脏干细胞治疗监测中的应用	469	第一节 概述	500
第一节 概述	469	第二节 动物 PET 结构及特点	500
第二节 研究方法学比较	470	第三节 动物 PET 应用研究	508
第三节 临床应用价值	473	第四节 前景与展望	512
第四节 前景与展望	474	第 28 章 PET/CT 在分子医学中的应用	515
第 25 章 PET/CT 在细胞凋亡显像研究中的应用	477	第一节 概述	515
第一节 细胞凋亡概述	477	第二节 核医学 (SPECT、PET)、影像医学 (B 超、CT、MRI)、荧光和光学等在分子医学的作用和地位	519
第二节 细胞凋亡检测技术	479	第三节 PET/CT 在分子医学的基础研究与临床应用	533
第三节 细胞凋亡显像临床应用研究	483	第四节 前景与展望	547
第四节 细胞凋亡显像的应用前景与展望	487		
第 26 章 PET/CT 在药物研究和开发中的应用	490		

第一篇

概 论

PET/CT 总论

分子影像学 (molecular imaging) 是放射医学、核医学、临床医学、分子生物学、化学、物理学、计算机科学等多门学科交叉、新兴发展的学科。分子影像技术可以在活体上观察生命分子过程和生物信息。将反映人体功能代谢的正电子计算机发射断层显像仪 (positron emission tomography, PET) 与反映人体解剖形态结构的 X 射线断层摄影术 (X-computed tomography, CT) 合二为一, 即 PET/CT, 是目前最高端的医学影像设备; 它不仅可以反映病灶的功能性变化, 而且可以进行精确的解剖学定位诊断。PET/CT 在神经病学、心脏病学, 特别是在肿瘤学领域, 得到了广泛的应用, 其临床应用价值越来越受到人们的认可和重视。

第一节 概 述

人体的疾病最初是从分子水平开始的, 早期生理、生化、代谢等功能发生失调, 进而功能有所改变, 但是在解剖形态上难以发现。分子影像学利用符合生理特征的探针技术, 示踪人体的生理、病理、生化的代谢改变, 在分子水平上进行生化显像 (biochemical imaging)。

PET/CT 是代表分子影像学先进水平的核医学影像设备与技术, 实现了 PET 与 CT 两种设备同机整合, 两种图像同机融合, 两种技术优势互补。PET/CT 将先进的分子显像技术与精确的解剖形态成像技术相互结合, 具有更高的诊断性能和临床应用价值。

在 CT 引导下, PET/CT 对病变部位定位更加准确, 还可以对异常浓聚灶进行穿刺活检或者介入治疗。如同清晰的地图一样, PET/CT 可以指导临床医师简单而精确地找到病灶, 明确其功能变化; 使临床医师在制订肿瘤治疗决策、指导放

疗计划方面有了更可靠的客观依据, 大大提高了诊断的准确性和治疗的有效性。

CT 图像不仅有地图的引导作用, 而且提高了 PET 检查的效率。PET 检查图像用 CT 图像进行衰减校正, 缩短了采集图像的扫描时间; 三维模式的采用也进一步缩短了检查时间。由于采集时间缩短, PET 使用效率提高, 使用药量减少, 患者可以更好地配合检查, 减少伪影, 提高图像融合的对位准确性。

临床上, PET/CT 最常应用于肿瘤诊断方面, 除了能提高肿瘤诊断可靠性以外, 还可以提供淋巴结定位、胸腔壁情况以及转移灶定位等信息, 并且对肿瘤和炎症进行辨别。此外, PET/CT 对放射治疗有很大促进作用, 包括界定肿瘤范围、为治疗剂量提供图形依据、更准确地进行三维适形放射治疗和调强适形放射治疗。

PET/CT 将功能显像和形态成像完美结合, 使核医学发展获得更大空间。目前, 国内 PET/CT 技术发展速度很快, 装机量已达 150 多台。

第二节 PET/CT 技术发展史

PET/CT 技术, 包括 PET 扫描设备、回旋加速器以及显像剂, 经历了近一个世纪的缓慢发展过程; 在临床应用中, PET/CT 扮演越来越重要的角色。

1927 年, Dirac PAM 预言了正电子的存在。5 年后, Anderson C 观测到第一个正电子。此后不久, 人们就开始不断探索正电子发射在医学影像中的应用。1932 年, Lawrence E 发明了能产生 β^+ 粒子的核素的回旋加速器。1957 年, 经过不断的改进, 第一台用于生产短半衰期的正电子核素的医用小型回旋加速器在伦敦 Hammersmith 医院问世。

但是,利用医用回旋加速器产生的正电子的核素进行正电子显像,却历经了半个多世纪的发展过程。正电子扫描仪的机型经历了平面扫描机、照相机和发射计算机断层显像三个阶段。

20 世纪 60 年代后半期,华盛顿大学的 Terpogossian、Phelps 和加利福尼亚大学的 Hoffman 等设计出一种带铅准直器的探测器用以探测正电子,称为正电子平面扫描仪。1966 年,Anger HO 等在不使用传统准直器的情况下,用两个闪烁照相机探测正电子湮没辐射光子,从而设计出了正电子照相机的技术模型,同时也创立了符合探测方法;不久,Kuhl DE 等证实用滤波反投影重建技术可产生正确的横断层图像。20 世纪 70 年代初,Robertson JS 等设计出一种环状、不连续的探测器来进行正电子断层显像,从而迈出了断层显像的第一步。

1973 年,Hounsfield GN 发明了 X 射线 CT。受其启发,Phelps、Hoffman 和 Terpogossian 放弃了原有的设计,建立了一台最早的可行断层显像的 PET 扫描仪原型(PETT II)。PETT II 整合了所有现代 PET 扫描仪的基本原理,如合适的图像重建算法、湮没符合探测、合适的直线和成角采样、衰减校正等,但分辨率差(25mm)。后来经过多次改进设计出 PETT II 1/2(主要用于动物实验)、PETT III(用于人体显像)和 PETT IV(最早的多环 PET 装置)。

1976 年,第一台商业化 PET 扫描仪(ECAT)面市。20 世纪 80 年代开始,PET 生产厂家 CTI 和 Scanditronix 分别与德国西门子(Siemens)和美国通用电气(GE)公司合作,大公司的介入使 PET 扫描仪的发展进入了新的发展阶段。进入 20 世纪 90 年代之后,多环探测器、模块化晶体、3D 结构等多种新技术及新型的晶体材料锗酸铋($\text{Bi}_4\text{Ge}_3\text{O}_{12}$, BGO)的应用,使 PET 的射线探测能力和分辨率都有了明显的提高。

在扫描仪发展的同时,回旋加速器的研制和正电子显像剂的临床应用也取得进展。小型回旋加速器的自动控制、显像剂自动合成系统的发展,使发出正电子的核素的产生及正电子显像剂的合成更加简单、方便,机器的操作更加人性化、合理化和程序化,工作人员的辐射剂量也明显降低。

从 20 世纪 80 年代开始,多种正电子显像剂的研究逐步拓展,尤其是氟 [^{18}F] 标记的氟代脱氧

葡萄糖(^{18}F -fluorodeoxyglucose, ^{18}F -FDG)在恶性肿瘤显像、脑显像和心肌存活显像中的成功应用,使 PET 逐步受到临床的接受和青睐。

1997 年,美国食品药品监督管理局(Food and Drug Administration, FDA)批准了 ^{18}F -FDG 的临床应用;1998 年,美国健康卫生财政管理局(Health Care Financing Administration, HCFA)同意将多种 ^{18}F -FDG PET 适应证纳入医保范围,促使其进一步应用发展。1998 年,在美国匹兹堡大学医学中心安装了第一台 PET/CT。

第一台 PET/CT 原型机是将临床上使用的 CT 与 PET 串在同一个机架上,两部分由不同工作站控制,采集和重建是分开的,CT 图像为 PET 提供衰减校正,最后获得 PET/CT 的融合图像。随后, PET/CT 探头和晶体又有所改变,工作站控制软件组合到一个系统内。直到目前,已经有三家公司推出了商业化 PET/CT。在 PET/CT 部件的性能、检查床、操作系统与软件方面有不同的设计。

在国内,很多医院已经先后引进了 PET/CT,装机量呈上升态势,并不断开发新技术、新药物。除了常规使用的 ^{18}F -FDG,运用其他示踪剂,如 ^{18}F 或 ^{11}C 标记的胆碱、醋酸盐等,可以提高 PET/CT 的诊断效能。PET/CT 在使用飞行时间技术后,能减少图像噪声、增加病灶与正常组织的对比度,提高图像质量,有利于诊断;同时患者使用的药量更少,节约了成本并减少了辐射剂量,并且准确地定量肿瘤示踪剂摄取值,能很好地对肿瘤进行监测。

第三节 PET/CT 主要技术条件

PET/CT 综合了核物理、放射化学、医学影像学、分子生物学等技术,是功能影像和解剖影像的最佳结合,代表了核医学发展的最高水平。随着技术的不断进步, PET/CT 在医学领域发挥越来越重要的作用,尤其是推动了肿瘤早期诊断领域的发展。

PET/CT 是将 PET 和 CT 两个设备有机地结合起来,共同使用同一检查床、同一图像处理工作站。PET 部分的结构是由探头、电子电路、数据采集、数据处理和显示五部分组成。其中,探测器是 PET 显像仪的核心部分,由闪烁晶体、光电倍增管、高压电源组成。PET 中使用的晶体探测器能吸收 γ 射线,并将其能量转化为可见光或紫

外光；早期都由碘化钠（NaI）晶体构成，后来逐渐被 BGO 取代。近年来，综合性能更优的硅酸镨（ $\text{Lu}_2\text{Si}_2\text{O}_5$, LSO）和硅酸钆（ $\text{Ga}_2\text{Si}_2\text{O}_5$, GSO）及 LYSO 等新型晶体在新一代 PET/CT 中被采用。闪烁器的性能是几个物理特性和闪烁特性的结合，它们的综合因素决定了 PET 影像系统的灵敏度和计数率的高低。理想的闪烁器要有快而强的闪烁发光率、高原子序数和高光输出量。探测器的性能直接影响着 PET 的整体性能，其使用的材料、电子线路的改进以及结构的变化都是 PET 发展的重要内容。

除了探测器，PET/CT 的发展突出表现在设备参数、衰减校正与图像融合等主要技术上。

一、设备参数

PET/CT 的参数在 PET 部分和 CT 部分各有不同。在 PET 部分中，探测晶体的尺寸和使用的材料是重要的参数。目前使用较多的有几种晶体，即 LSO（Siemens 公司）、BGO/LYSO（GE 公司）、GSO/LYSO（Philips 公司），各有优势。

CT 部分重要的参数是探测器排数和旋转速度；这对于减少图像伪影以及对位误差有重要的意义。目前 PET/CT 的排数多为 16 排，还有 64 排。越多排数扫描速度越快。PET/CT 扫描速度和时间有一个发展过程，在使用高灵敏的晶体、用 CT 进行衰减校正、3D 采集后，缩短了全身检查时间。

二、衰减校正

PET/CT 使用 CT 进行衰减校正过程中，由于呼吸的影响，CT 和 PET 存在对位误差的可能性。目前呼吸门控技术的发展使用，使 CT 与 PET 之间的误差减小。

三、图像融合

20 世纪 90 年代后期，PET 与 CT 图像的配准与融合技术成为热点。最初的尝试是采用回顾性（retrospective）融合方法，这是一种纯软件技术。在独立的 CT 机和 PET 机上分别进行扫描，将获得的影像数据通过各自的 DICOM 接口传输到计算机工作站进行图像后处理，以期获得融合图像。这种方法的缺陷在于在两次检测（PET 检查一般在 CT 检查后数天进行）当中，病人体位的一致性难以保证，从而造成人体内部器官定位配准的困难。尽管引进一些创新的配准程序和弹性 3D 模式，总体来说仍然不能获得满意的效果。如果能够将 PET 与 CT 的探测装置安装于同一机架上，只需配置一台检查床，使得两种扫描能够一次完成（顺序进行，中间没有时间间隔），病人无需重新摆位，则可基本解决上述问题，这种设想直接导致 PET/CT 组合机的诞生。

匹兹堡大学 Townsend 博士协同 CTI 公司和西门子公司，在 1999 年开发了首台 PET/CT 组合机，命名为 SMART Scanner。它的构造是以一台 Siemens Somatom AR SP 螺旋 CT 为支架，组合一台 ECAT ART（CTI, Inc., Knoxville）PET 的部分环晶体探头组件，后者安装在 CT 机架的背面，结构形式如图 1-3-1 所示。

图 1-3-2 所示的 PET/CT 设计示意图正是目前商品化 PET/CT 的典型构架，目前三大生产厂家提供的不同 PET/CT 系列，主要的区别是在于 PET 与 CT 部件的性能、检查床的设计、操作系统与软件方面的不同。

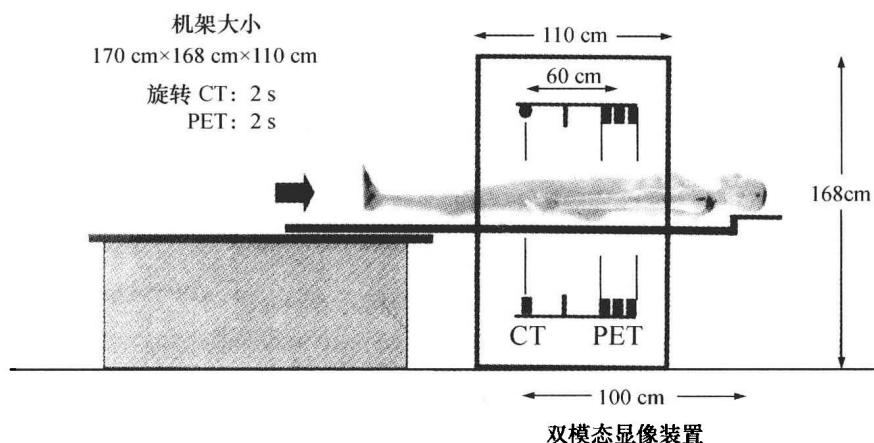


图 1-3-1 PET/CT 原型机示意图

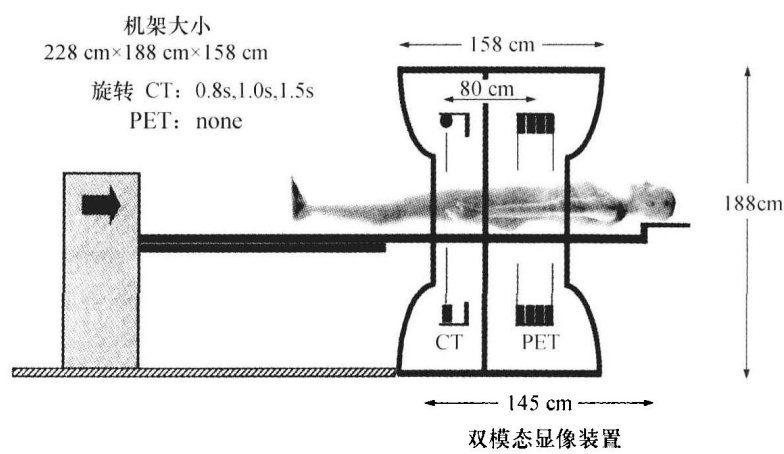


图 1-3-2 改进型 PET/CT 示意图

1. Siemens 公司 Biograph 系列和 CTI 公司的 Reveal 系列 (图 1-3-3) 继 2000 年推出的 Biograph 系列后, 2002 年底, 西门子又推出 Biograph Sensation 16 (CTI 公司对应的商品名为 Reveal X VI)。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 kg 患者) 可以在 13min 内完成检查。2003 年底, 西门子又推出具有更高空间分辨率的新型设备, 其中的 LSO 晶体缩小到 4mm × 4mm × 20mm, 这一技术 Siemens 公司称为 Biograph LSO HR, 而 CTI 公司称为 Reveal HI-REZ。

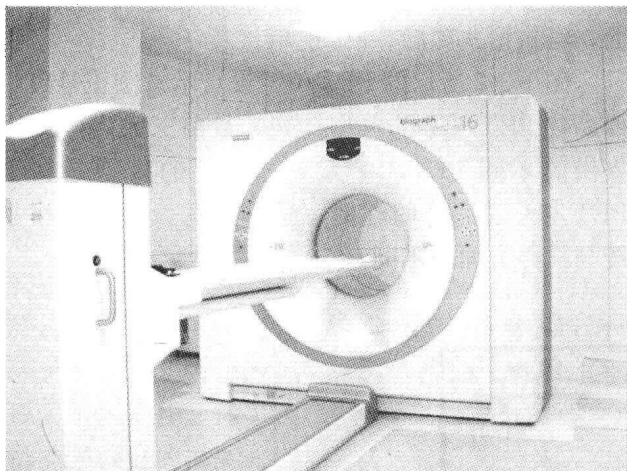


图 1-3-3 Siemens 公司的 Biograph PET/CT

2. GE 公司 Discovery LS 和 Discovery ST 系列 (图 1-3-4) 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 衰减校正源锗 [⁶⁸Ge]。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 4mm × 8mm 改为 6.2mm × 6.2mm), 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 排、4 排、8 排或 16 排。

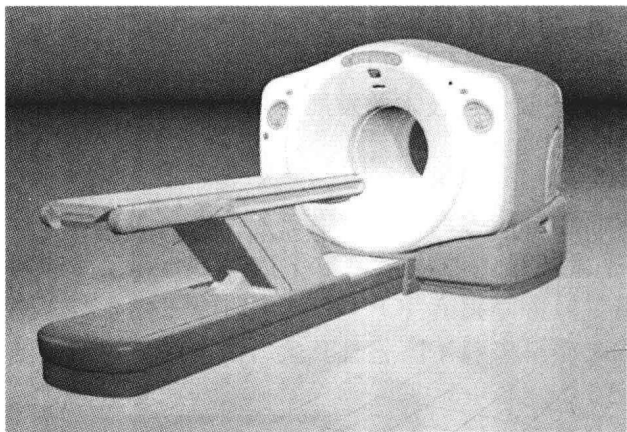


图 1-3-4 GE 公司的 Discovery LS PET/CT

3. Philips 公司 Gemini 型 PET/CT (图 1-3-5) Philips 公司的 PET/CT 称为 Gemini, 选用基于硅酸钆 (Gd₂Si₂O₅, 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，也可以选择用铯 ^{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，但能更有效地利用采集信息，减少图像伪影。

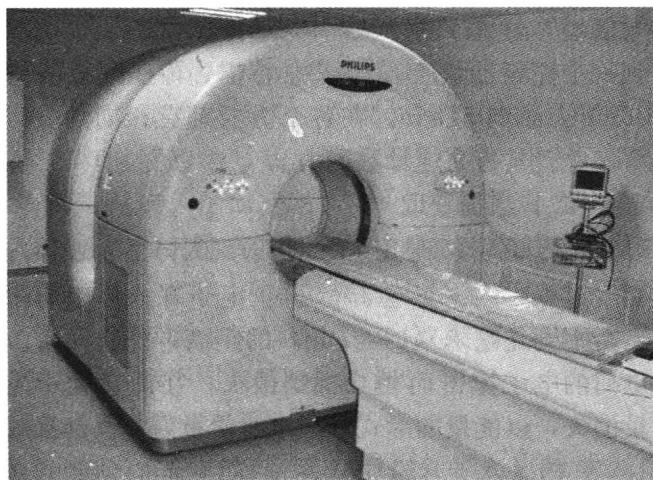


图 1-3-5 Philips 公司的 Gemini PET/CT

PET/CT组合机的机架宽度170cm，高168cm，纵深110cm，轴向成像范围是100cm，在大多数情况下足以覆盖从下颏到大腿下段的人体部位。PET与CT分别安装于机架的相反位置，间隔60cm，确保PET探测器绝不直接暴露于X射线的流量，CT的运行对光电倍增管的增益无残余影响，以减少两种显像系统之间可能的干扰。ART扫描时的旋转速度为30r/min，正好与AR.SP的滑环转速相匹配，因而在组合方式中无需改变PET的硬件特性。这两套探测装置共用一套位置编码系统，其电力供给和数据传输通道仍然保持独立。

注入放射性药物约60min后开始显像，病人首先定位于CT视野内，进行5~10min快速螺旋扫描操作。透射数据采集完毕后，病人检查床自动移至PET多床位全身发射数据采集的起始位

置，启动PET显像。每一个床位的发射扫描时间为6~10min，显像时间取决于床位的多少，总的为45~60min。整个扫描过程中只有床位的移动，病人体位始终保持一致。所有数据采集工作完成后，将CT透射数据用于PET发射数据的散射与衰减校正，最后用傅里叶重组和有序子集期望最大值法[Fourier Rebinning + OSME (Ordered Subsets Expectation Maximization), FORE]算法进行图像重建，这种算法被证明在计数率有限的情况下，相对于传统的滤波反投影法(filtered back-projection, FBP)能获得更佳的图像质量。PET/CT的同机硬件融合，配准准确度高，融合效果好，但是也存在一些问题。

四、转换技术

PET/CT结合了当代最先进的两种影像设备之所长，实现了解剖信息与功能信息的完美融合。研究表明，融合图像能显著提高定性诊断准确率。对适形放疗而言，PET/CT图像能提供更为准确的肿瘤位置与尺寸信息，有助于放疗计划给出更精确的照度与剂量分布指示。

CT透射扫描为PET成像提供了直接的衰减校正数据，事实上是因为可以把70keV上的 μ 分布(μ -map)映射到511keV上。我们知道，CT球管产生X射线光子的典型能量为70keV，而PET发射 γ 光子能量值为511keV，因而用CT透射所得衰减系数用于PET衰减校正要实现 $\mu_{70\text{keV}}$ 到 $\mu_{511\text{keV}}$ 的转换。转换的方法是根据光子能量与组织的质量衰减系数(Mass Attenuation Coefficients=密度衰减系数比 μ/ρ)之间的关系，求得刻度转换因子，即为两种能量状态下 μ 值的比例关系。

五、正电子肿瘤显像剂

肿瘤生物学信息包括乏氧代谢、蛋白质代谢、核酸代谢、受体分析、癌基因与抑癌基因表达等。使用适当的正电子肿瘤显像剂，PET/CT可以提供从宏观解剖形态水平到微观分子水平的多元化、多维信息。使用 ^{18}F 、碳 ^{11}C 、氮 ^{13}N 、氧 ^{15}O 等正电子核素标记人体生理物质及其代谢产物，如葡萄糖、氨基酸、脂肪酸、核酸、胆碱等，将其引入体内，通过PET/CT显像，可获得标记物在体内的分布、运转、排泄等信息以及靶器官的浓聚速率、代谢率、氧利用率、血流灌注量等数

据,为疾病诊断、治疗指导等提供依据。

六、分析软件

根据采集数据,通过计算机软件分析,PET/CT能提供肿瘤的位置、体积、形态、摄取值等信息。

七、门控技术

PET/CT门控技术的使用,提高了图像的质量。针对呼吸运动周期对肺部图像的影响,利用计算机辅助,在一个呼吸周期中局限病灶,记录呼吸周期的信息,使用四登记集成算法(主要包括:①呼吸门控技术;②基于图像配准的方法;③基于图像重建和原始数据的方法;以及④基于反卷积的图像恢复方法)。在电脑上进行4D NCAT图像计算法,使用PET/CT进行胸肺图像试验,进行迭代,模拟不同大小的肿瘤。将无呼吸运动的静态肿瘤作为金标准,进行定量结果比较:肿瘤活性浓度(tumor activity concentration)、交叉相关系数(cross-correlation coefficient)、相对噪声水平(relative noise level)、计算时间(computation time)。经过校正最短扫描时间和减低图像噪声之后,病灶量化和临床分析变得更快、更准确。

针对心脏、呼吸运动的双门控技术不断被开发出来。深呼吸屏气PET/CT技术(the deep-inspiration breath-hold PET/CT, DIBH PET/CT technique)的运用,提高了诊断和量化受呼吸运动影响的病灶的准确性。DIBH技术使SUV和代谢量(metabolic volume, MV)的量化更准确。

第四节 PET/CT 成像原理

PET/CT是将CT和PET两种不同成像原理的设备有机、互补地结合在一起,集高灵敏度、高特异性的先进核医学技术与高清晰度、高组织分辨率的多层螺旋CT于一身,各自发挥优点,弥补不足,从而获得一种形态图像(反映人体解剖)与功能图像(反映人体分子代谢情况)完全融合的全新影像学图像。PET/CT以计算机为基础,使图像信息数字化,应用数学算法对其实施图像信息后处理。PET从分子水平出发,把组织病理学检查延伸为组织局部生物化学的显示,确定病

变的性质及恶性的程度,预测病程并直接指导治疗,这是目前CT、MRI等影像技术所不及的。但是,PET所提供的图像是人体生理代谢的图像,在临床解剖学意义上,它无法与CT、MRI等影像技术比较。

一、PET 部分的显像原理

(一) 数据采集探测环

由多种晶体组成的PET探测环,可分为部分环、全环、多排多环形等。Discovery LS(GE公司生产)就有12 096个单独的环形晶体,排列在18个环形位点上,每个环有672个BGO晶体,每个晶体在15.3cm的视野轴上提供35个分割区,横断面为4mm,轴向面为8mm,半径为30mm。包含有672个矩形的双向阴极光电倍增管。两个光电倍增管附属一副环状晶体(6mm×6mm),偶联到一个探测器块上,居于中心位置,横断面方向26mm,轴向51mm。在各个方向都有相同的分辨率,并且具有高速计数能力。

(二) 数据获取

正电子显像剂 ^{18}F -FDG注射到人体后,在体内衰变过程中放出正电子 β^+ 。正电子在人体组织中运行不到几毫米(1~3mm)的距离,即会与带负电荷的电子撞击而相互抵销毁灭,在此过程中质量消失,以能量的形式释放出2个方向相反(互成 180°)的 γ 光子(511keV)。PET可同时侦测到这些成对的 γ 射线,并利用计算机技术重组其在组织或器官内的分布。

如果在规定的时间窗内(0~15ns),探测器到一对互成 $180^\circ \pm 0.25^\circ$ 的 γ 光子时,系统记录为一次符合事件。探测器对湮灭光子事件的响应为线性响应(line of response, LOR)。

在数据获取中,受到符合探测、死时间、扫描方式、存储模式等因素的影响。

1. 符合探测 在规定的时间窗内一对互为 180° 的晶体探测到两个光子时,系统记录为一次符合事件。符合事件分三种:

(1) 真符合:晶体捕获的是一对真正的湮灭光子。

(2) 随机符合:记录到的两个光子在时间窗内,但不同时发生或不来自同一个位置。

(3) 散射符合: γ 光子因发生康普顿散射而改变运动方向,没有进入到本该探测的探测器对中,

而在另一对探测器中被记录。采用新的晶体可以提高真符合，在探测环间内置环形隔离片可减少散射符合。

2. 死时间 一次符合事件的能量与空间位置信息被记录并处理所需的时间为死时间。在这期间内，探测系统不能探测新的 γ 光子计数，会丢失部分数据。采用闪烁时间更短的晶体，更快地处理电路，使用小型高效光电倍增管（photomultiplier tube, PMT），减少每一次符合事件的PMTs数目，都可以缩短死时间，提高探测效率。

3. 扫描方式 扫描方式有2D与3D模式。2D采集时，探测环与环之间有铅挡块伸出，符合发生在相对的探测器空间中；其散射符合比较低，但丢失部分符合事件，灵敏度低。3D采集时，环与环间无阻挡，灵敏度高，但散射也高。由于3D是无间隔的采集方式，因此其灵敏性是2D采集的6倍左右，噪声相当计数率是4倍。

4. 数据存储模式 在以2D与3D模式采集了位置与能量的信号后，存储到数据矩阵中，矩阵有两种模式。在2D模式，一个矩阵图由336个角度238个发射组成。符合结构可被采集的最大发射数为289，支持55cm的视野所要求的。使用分区模式内存传输。在3D模式，数据被组为发射平面，因机型不同数目有所不同。

（三）数据处理

将采集到的数据进行数据处理，重建成显像剂在体内的分布图。存储的数据传输到工作站，按层保存，每层又包含了特定角度的信息，特定角度的信息是每个角度的LOR值的线性积分。数据存储于矩阵中，矩阵的行和列代表角度值和放射性采样。

1. 二维重建 滤波反投影重建法（filtered backproject, FBP）对角度数据进行傅里叶变换，在频域内用滤波器对重建数据进行滤波处理，最后进行反变换。

迭代算法（iterative algorithms）是对特定算法获得的目标函数进行最大或最小化处理，能综合各种信息，如噪声成分、衰减、不同探测器的成分，从而获得更精确的图像。目前使用的主要有最大似然期望最大值法（maximum likelihood expectation maximization, MLEM）、期望最大值法（ordered-subsets expectation maximization, OSEM）

2. 三维重建 三维重建数据量巨大，运算复杂，需要二维重建图像估算未采集到的部分，以及投影数据一起通过滤波反投影法进行重建。目前使用的是三维数据重组法（3D data rebinding）以及3D-RAMIA算法。

二、CT部分的显像原理

使用多层螺旋CT进行透射扫描，球管和探测器围绕人体作360°旋转，使用呈锥形的X射线束，在 z 轴方向有8~16排探测器，每个探测器的宽度为0.5~1.25mm。X射线照射后，多排探测器处于受激状态，每个探测器下面都有独立的控制系统，选择一定层厚时，在相应的受激状态下，探测器开关打开，可以进行数据的采集和传输，使每个开放的探测器采集到的信息独立地传输到计算机系统，采用异步传输方式获得最大容量的高倍数据传输，最后重建成所需的图像。

利用CT图像可以进行衰减校正。CT值是像素中标准化X射线量与被组织衰减吸收量之间的比值，反映体内正常、异常组织的密度变化情况。利用X射线进行高能衰减校正，湮灭辐射光子与多能级的X射线光子能量有明显差异；运用比例缩放、分割计算、双值组合，将低能光子的衰减系数准确转换成高能级光子的衰减系数。但是CT校正中存在校正过大，或校正不足以及校正伪影等问题。

三、同机图像融合

PET/CT常用的融合方法有插入像素式融合、独立通道融合、图层融合、边缘融合以及基于小波变换的融合。通过采集、重建与校正后，PET与CT的图像对位、配准，使两者融合，PET图像空间分辨率增高。现在有呼吸门控技术、加快扫描等，未来PET/CT的图像将更为精准。

四、PET/CT显像过程

由于CT代替了PET的透射数据采集过程，时间大为缩短。标准的PET/CT显像过程分为七个步骤（图1-4-1）。

在前期准备阶段，于开始检查前45min，静脉注射 ^{18}F -FDG 300~700MBq。在确定患者的位置前，去除身上所有的金属物质，防止造成伪影。患者仰卧平躺在检查床上，保持上肢上举的姿势。