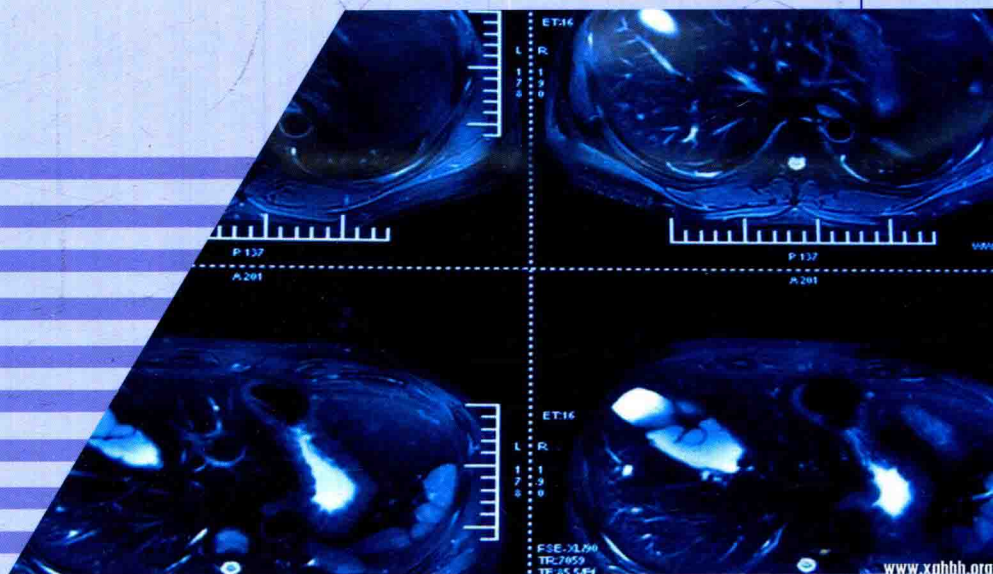


消化系统肿瘤 PET/CT 诊断学

主编 崔新建 房娜
王艳丽



人民卫生出版社
PEOPLE'S MEDICAL PUBLISHING HOUSE

消化系统肿瘤PET/CT诊断学

主 编 崔新建 房 娜 王艳丽

副主编 吴增杰 李现军 潘 博 张小涛 李 雷 张志明 李风岐

编 者 (按姓氏汉语拼音排序)

边甜甜(青岛市妇女儿童医院)	潘 博(安徽省立医院)
崔新建(青岛市中心医院)	史春雷(青岛市中心医院)
党 娜(济宁医学院附属医院)	王 清(青岛市中心医院)
丁 彬(青岛市中心医院)	王 织(青岛市中心医院)
丁 伟(青岛市中心医院)	王艳丽(青岛市中心医院)
房 娜(青岛市中心医院)	吴增杰(青岛大学附属医院)
高 山(青岛市中心医院)	徐 静(青岛市中心医院)
顾华勇(青岛市中心医院)	曾 磊(青岛市中心医院)
郭 成(青岛市中心医院)	张 真(青岛市肿瘤医院)
靳 飞(青岛市中心医院)	张密堂(青岛市中心医院)
李 雷(青岛市中心医院)	张小涛(青岛市中心医院)
李风岐(潍坊市人民医院)	张莹莹(青岛市中心医院)
李现军(潍坊市人民医院)	张志明(苏州大学医学院第一附属医院)
刘 震(青岛市中心医院)	赵 伟(青岛市中心医院)
刘丽丽(青岛市中心医院)	赵希鹏(青岛市肿瘤医院)
马丽莉(青岛市中心医院)	赵秀妹(青岛市中心医院)

人民卫生出版社

图书在版编目 (CIP) 数据

消化系统肿瘤 PET/CT 诊断学/崔新建,房娜,王艳丽
主编. —北京:人民卫生出版社,2017

ISBN 978-7-117-24976-8

I. ①消… II. ①崔…②房…③王… III. ①消化系
肿瘤-计算机 X 线扫描体层摄影-诊断学 IV. ①R735.04

中国版本图书馆 CIP 数据核字(2017)第 200510 号

人卫智网 www.ipmph.com 医学教育、学术、考试、健康,
购书智慧智能综合服务平台
人卫官网 www.pmph.com 人卫官方资讯发布平台

版权所有,侵权必究!

消化系统肿瘤 PET/CT 诊断学

主 编:崔新建 房 娜 王艳丽

出版发行:人民卫生出版社(中继线 010-59780011)

地 址:北京市朝阳区潘家园南里 19 号

邮 编:100021

E-mail: pmph@pmph.com

购书热线:010-59787592 010-59787584 010-65264830

印 刷:中国农业出版社印刷厂

经 销:新华书店

开 本:787×1092 1/16 印张:14

字 数:349 千字

版 次:2017 年 10 月第 1 版 2017 年 10 月第 1 版第 1 次印刷

标准书号:ISBN 978-7-117-24976-8/R·24977

定 价:102.00 元

打击盗版举报电话:010-59787491 E-mail: WQ@pmph.com

(凡属印装质量问题请与本社市场营销中心联系退换)

内 容 提 要

本书是一部关于正电子发射断层显像/X线计算机体层成像仪(PET/CT)在消化系统肿瘤中临床应用方面的影像诊断学著作。全书共分为十章,简要介绍了PET/CT的成像原理、医用回旋加速器、正电子放射性药物的生产,着重阐述了PET/CT在消化系统肿瘤中的影像表现及临床应用,以大量真实的病例资料和影像图片具体、形象地展示了其PET/CT影像学特点。

本书内容全面、图文并茂、病例资料真实可靠、影像图片清晰全面,具有极强的临床应用价值和实用性,是影像专业、核医学专业及肿瘤专业医师、研究生及科研人员很有价值的参考用书。

主编简介



崔新建,男,1953年5月生,中共党员,青岛市中心医院主任医师,教授,硕士研究生导师,青岛市分子影像诊断特色专科学科带头人。曾任青岛市中心医院放射科主任、青岛市中心医院分子影像科主任、中华医学会核医学分会第九届委员会PET学组委员、山东省医学影像研究会分子影像学分会副主任委员、山东省医学影像学研究会理事、青岛市放射学会副主任委员、青岛市分子影像学会主任委员。获山东省富民兴鲁劳动奖章、青岛市劳动模范等称号,被评为青岛市著名好医生、青岛市卫生系统科技拔尖人才。

从事一线医学影像学方面(普通X线放射、CT、MRI、介入、PET/CT)医疗、教学、科研、管理工作四十余年。多次到北京、上海、天津等医院学习进修,曾被派往日本、美国接受专业技术培训与交流,专业技术全面。开展新技术三十余项,完成科研课题十余项,其中五项获山东省、青岛市科技进步二、三等奖,发表论文六十余篇,撰写著作十余部,获国家专利三项。

主编简介



房娜,女,博士,从事 PET/CT 影像诊断工作。现任青岛市中心医院分子影像科副主任,副主任医师。担任青岛市医学会第二届分子影像学专科分会副主任委员、山东省医学会第九届放射学会青年委员会委员、青岛市医学会核医学专科分会第五届委员会委员。

工作作风严谨,勇于开拓,有较强的组织管理和协调能力;具有扎实的专业理论知识;熟练掌握 PET/CT 的仪器操作、图像后处理和影像诊断及鉴别诊断。作为主要负责人共承担和参与各级各类科研课题 8 项,其中作为第一负责人承担青岛市科技局科研项目一项;两项课题分别获得 2010 年、2011 年青岛市科技进步二、三等奖(第二位);担任副主编的著作一部,获得 2011 年山东医学科技三等奖(第三位);担任 2 部著作的编者;以第一作者发表核心期刊论文文章 16 篇,其中 SCI 收录文章 5 篇;获国家实用新型专利 4 项。

主编简介



王艳丽,女,1975年生,山东蓬莱人;副主任医师;影像医学与核医学博士学位;青岛市中心医院分子影像科主任。担任青岛市分子影像学专科分会主任委员,山东省医师协会核医学与分子影像学分会委员,青岛市核医学分会委员,青岛市放射学会学组成员,青岛市抗癌协会肿瘤综合治疗专业委员会常务委员。2014年入选青岛市优秀青年医师培养计划。

从事影像诊断工作18年,在影像学诊断尤其是肿瘤的影像学诊断方面取得了丰富的经验并积极发表相关论文、参与课题研究;以第一作者发表省级以上核心期刊论著18篇,中华系列杂志4篇,SCI收录3篇,参与科研课题8项,有两项分获青岛市科技进步奖二等奖及三等奖,一项获得山东省医学科技进步三等奖;担任副主编的著作《实用PET/CT肿瘤诊断学》(人民卫生出版社出版)获得山东省医学科技奖三等奖;担任2部著作的编者。

前 言

PET/CT 在 2001 年应用于临床之后即发挥了巨大的作用,尤其在肿瘤的早期诊断、良性与恶性肿瘤的鉴别诊断、恶性肿瘤的准确分期、恶性肿瘤的疗效评价及恶性肿瘤的生物靶区三维适形调强放疗方面的作用是其他检查方法无法替代的。

2007 年青岛市中心医院有幸成为国内第 58 家 PET/CT、回旋加速器的持有者。现已完成受检者约三万例次,我们希望将一些经过手术、病理证实了的精美、少见的病例提供给同仁们共享。作者 20 世纪 70 年代从事普通 X 线放射诊断,80 年代从事 CT 诊断,90 年代从事 MRI 与介入诊断治疗,2006 年从事 PET/CT 诊断工作,每一次工作的变化都要尽快地学习、掌握新知识与新技术,因此,内容丰富而实用的专业技术书成了作者的挚爱。在前辈与业内专家的鼓励支持下,作者在撰写《实用 PET/CT 肿瘤诊断学》的基础上,以所在科室的资料为主搜集了国内外相关资料、文献,撰写了《消化系统肿瘤 PET/CT 诊断学》。本书共计十章,包括常见消化系统肿瘤的临床表现、常规影像学检查、PET/CT 影像表现及临床应用。本书能较快地出版,在编写过程中得到诸多专家的大力支持与指导、得益于人民卫生出版社的指导、得益于我们团队及各位作者加班加点的辛苦劳作,谨在此表示深深的谢意!从医四十余年来,得到了众多老师、专家、同仁、各级领导及社会各界朋友的认可、教导、支持与栽培,借此机会把此书奉献给大家,表示作者的感激之心!尽管我们在本书写作过程中作出了很大努力,因限于水平和时间,书中必然存在不少缺陷与疏漏之处,敬请读者多加批评指正。

崔新建

2016 年 12 月于青岛

目 录

第一章 PET/CT 总论	1
第一节 PET/CT 发展简史	1
第二节 PET/CT 成像原理	2
第三节 医用回旋加速器	12
第四节 正电子放射性药物	18
第五节 ^{18}F -FDG PET/CT 肿瘤显像的技术操作	26
第六节 ^{18}F -FDG PET/CT 显像结果分析	28
第七节 ^{18}F -FDG PET/CT 显像在肿瘤学的临床应用	36
第八节 ^{18}F -FDG PET/CT 检查的临床护理	38
第二章 唾液腺肿瘤	44
第一节 唾液腺胚胎学、解剖学、组织学和生理学	44
第二节 唾液腺正常 PET/CT 表现	47
第三节 WHO 唾液腺肿瘤分类	49
第四节 唾液腺肿瘤	50
第三章 咽部肿瘤	56
第一节 咽部解剖学、组织胚胎学和生理学	56
第二节 咽部正常 PET/CT 表现	58
第三节 咽部良性肿瘤	58
第四节 咽部恶性肿瘤	62
第四章 食管肿瘤	72
第一节 食管胚胎学、解剖学、组织学和生理学	72
第二节 食管正常 PET/CT 表现	75
第三节 食管良性肿瘤	76
第四节 食管恶性肿瘤	78
第五章 胃肿瘤	85
第一节 胃组织学、胚胎学、解剖学和生理学	85
第二节 胃正常 PET/CT 表现	87

第三节	胃良性肿瘤	88
第四节	胃恶性肿瘤	88
<hr/>		
第六章	小肠肿瘤	99
第一节	小肠胚胎学、组织学、解剖学和生理学	99
第二节	小肠正常 PET/CT 表现	101
第三节	小肠肿瘤的分类和分期	101
第四节	小肠良性肿瘤	104
第五节	小肠恶性肿瘤	107
<hr/>		
第七章	结直肠肿瘤	114
第一节	结直肠胚胎学、解剖学、组织学和生理学	114
第二节	结直肠正常 PET/CT 表现	117
第三节	结直肠良性肿瘤	119
第四节	结直肠恶性肿瘤	122
<hr/>		
第八章	肝脏肿瘤	141
第一节	肝脏胚胎学、解剖学、组织学和生理学	141
第二节	肝脏正常 PET/CT 表现	145
第三节	肝脏良性肿瘤	146
第四节	肝脏恶性肿瘤	164
<hr/>		
第九章	胆道系统肿瘤	179
第一节	胆道组织胚胎学、解剖学和生理学	179
第二节	胆道正常 PET/CT 表现	180
第三节	胆囊及肝外胆管肿瘤的分类和分期	181
第四节	胆道系统良性肿瘤	184
第五节	胆道系统恶性肿瘤	186
<hr/>		
第十章	胰腺肿瘤	192
第一节	胰腺胚胎学、组织学、解剖学和生理学	192
第二节	胰腺正常 PET/CT 表现	193
第三节	胰腺肿瘤分类	194
第四节	胰腺良性肿瘤	196
第五节	胰腺恶性肿瘤	200
第六节	胰腺内分泌肿瘤	206

第一章

PET/CT 总论

第一节 PET/CT 发展简史

近年来,影像医学与核医学的一个重要进展,就是图像融合技术的发展与应用。图像融合最引人瞩目的产品就是 PET/CT。PET/CT(positron emission tomography/computed tomography)全称为正电子发射断层显像/X线计算机体层成像仪,是指将高性能的 PET(功能代谢显像)与 CT(解剖结构显像)两种影像技术有机地结合在同一设备上,同时提供受检者在同一条件下的解剖结构与功能代谢相融合的图像的一种先进、新型的医学影像技术^[1]。近年来随着 PET/CT 影像检查技术的不断发展,PET/CT 检查在现代医学中有着越来越重要的地位和作用,是当今临床用于诊断和指导治疗肿瘤、冠心病和神经精神疾病这三大类威胁人类的疾病的最佳手段。PET/CT 代表了当代医学影像技术发展的最高水平,也是医学影像发展的重要里程碑。

PET/CT 发展到今天,经历了近百年的历史。1930 年 P. A. M. Dirac 提出“空穴”理论,理论上预言了正电子的存在。1932 年年仅 27 岁的年轻物理学家 C. D. Anderson 在研究宇宙射线时发现正电子,开创了现代物理的新纪元。1951 年美国麻省总医院的 Sweet 首先报道了正电子在医学上的应用,利用符合探测原理对脑肿瘤进行定位,同年 Wrenn 等在 *Science* 上发表了利用湮灭辐射原理定位脑肿瘤的文章。1973 年美国华盛顿大学的 Phelps 制造了第一台 PET 扫描仪 PET I,但缺乏正确的衰减校正和图像重建技术,没有获得真实的横断面影像。随后 Phelps 和 Hoffman 与 EG & GORTEC 公司的研究小组一起研究制造了 PET II,并于 1974 年 1 月进行了第一次扫描,这是第一台真正意义上的 PET 扫描仪。1974 年下半年,Phelps 和 Hoffman 在华盛顿大学成功研制了用于人体的 PET III,第一幅人类血流、氧、葡萄糖代谢及 ¹⁸F 骨扫描影像就是这台设备用滤波反投影法重建获得的。随着 PET III 的发展,直到 1976 年才诞生了第一台用于临床的商品化 PET,这台扫描仪也是在 EG & GORTEC 公司由 Phelps 和 Hoffman 设计完成的,其商业名字为 ECAT II,这是全世界范围内 PET 研究计划建立的标志。

20 世纪 80 年代更多公司投入了 PET 研制,进一步加快了 PET 显像仪研制的进程。

1998 年,第一台专用 PET/CT 的原型机安装在美国匹兹堡大学医学中心,其设计是将已临床使用的螺旋 CT(Spiral Somatom AR,SP)和专用 PET 扫描仪(ECAT ART)串联在同一机架上,两部分的采集和重建是分开的,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。1998—2000 年,在这台原型机上做了 300 余例肿瘤患者的显像,获得了很好的效果。这一工作还获

得一系列的荣誉:其中一幅图像被1999年美国第46届核医学年会的总结报告人H. N. Wagner教授誉为“年度风云影像”;2000年被《时代周刊》(第49期)评为3项年度风云发明之一,也是唯一与医学相关的项目;同时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》最突出的基础科学论文。

2000年10月,美国食品和药品管理局(Food and Drug Administration, FDA)批准由Siemens公司和CTI公司推出商业化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(Radiological Society of North American, RSNA)上, GE公司推出Discovery LS系列,2002年又推出新的Discovery ST系列。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系列也在不断完善和发展之中。

时至今日,在我国科技及产业工作者不断努力下,我国目前已经完全具备了研发生产PET/CT高端医学影像设备的能力,形成了一定的产业规模,并实现了产品的上市销售。在北京大学生物医学工程系分子医学影像团队的支持下,北京锐视康公司于2012年12月研制成功了我国第一代自主知识产权的锐视-64型64排PET/CT系统,并在中国人民解放军总医院、北京大学肿瘤医院与GE公司和飞利浦公司同等设备进行临床双盲对照试验,对照研究结果证明:该产品完全满足医院临床对疾病诊断的技术要求。在此基础上,该设备于2014年2月获得国家食品药品监督管理总局的医疗器械注册许可证。这是我们国家批准的第一张可以上市销售的64排PET/CT注册许可证。该设备的成功上市使我国成为继美国、德国、荷兰之后,第四个可以自主制造、生产64排PET/CT设备的国家,该产品的自主研发性和高性能标志着中国民族品牌已具备跻身世界高端医疗设备行业核心阵营的实力,使得中国高端医疗设备市场外资品牌一统天下的产业格局可望得到改写。

参 考 文 献

1. 王荣福. PET/CT 肿瘤诊断学[M]. 北京:北京大学医学出版社,2008.

第二节 PET/CT 成像原理

PET/CT是把PET和CT排列在同一扫描轴上,共用同一机架、一张扫描床及一个图像处理工作站,一次检查可以同时完成全身的CT及PET检查,可以同时获得CT解剖图像和PET功能代谢图像,集中了断层显像和全身显像的优点,可获得冠状面、矢状面、横断面三个方向的全身断层图像,实现PET图像与CT图像的同机融合^[1]。PET图像揭示人体内部的分子代谢活动,但是图像解剖结构不清楚,而CT图像显示了人体组织的解剖结构,其高精度和高速度成像对PET图像做衰减校正。两种图像优势互补,使医生在了解生物代谢信息的同时获得精准的解剖定位,从而对疾病做出全面、准确的判断。PET/CT完成一次检查的时间远远低于传统的PET检查;PET图像和CT图像的信息可以互相参考,互为印证,产生1+1>2的效应;PET弥补了CT定性困难的缺陷,并易于发现全身转移病变,CT弥补了PET定位不精确及因生理性摄取造成假阳性的缺陷,并有助于发现不摄取放射性核素的病变。

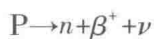
一、PET的工作原理

PET即正电子发射断层显像(positron emission tomography),其原理是通过标记参与人体

代谢的某些化合物的元素,例如,把碳、氟、氧和氮的同位素,注入人体后成为稳定的化合物,在活体内参与细胞代谢。当此类化合物的正电子与人体内的电子结合时,发生湮灭效应,产生两个能量为 511keV 彼此运动相反的 γ 射线。根据人体不同部位吸收标记化合物能力的不同,同位素在人体内各部位的浓聚程度不同,湮灭反应产生光子的强度也不同,用环绕人体的射线检测器环列(例如闪烁计数器),用符合探测的方法能探测到随位置变化的符合计数,再经过符合计数技术,即可判定这一对 γ 光子辐射的轨迹线,按照一定规律被计算机采集下来,其成像概念和计算机断层成像法很类似^[2]。这就是正电子显像,即 PET 显像。PET 影像在疾病诊断上相较于 CT、超声诊断仪等影像对肿瘤、神经系统和心血管系统疾病的诊断有非常独特的优势。

(一) 湮灭辐射

正电子放射性核素通常为富质子核素,它们进行 β^+ 衰变时会发射带正电荷的电子(β^+),即正电子,其质量与带负电子的自由电子相同(表 1-1)。



其中 P 为质子, n 为中子, β^+ 为正电子, ν 为中微子。

表 1-1 常用正电子放射性核素的物理特性

放射性核素	半衰期(min)	最大正电子能量 (MeV)	最大射程 (mm)	平均射程 (mm)
^{11}C	20.3	0.96	5.0	0.28
^{13}N	10.0	1.19	5.4	0.60
^{15}O	2.0	1.70	8.2	1.10
^{18}F	109.8	0.64	2.4	0.22
^{68}Ga	67.8	1.89	9.1	1.35
^{82}Rb	1.3	3.35	15.6	2.60

正电子是一种反物质,在介质中仅运行较短的距离(1mm 左右),即与邻近的自由电子结合而消失,其质量转化为一对能量相等(511keV)、方向相反的 γ 光子,这一过程称为湮灭辐射(图 1-1)。

(二) 符合探测原理

符合探测技术能在符合电路的时间分辨范围内,检测同时发生的放射性事件,进行正电子的示踪成像。只有在规定的时间内被互为 180° 的晶体捕获的两个光子才能称为一个符合事件,符合事件包含三种情况(图 1-2):
①真符合:即晶体捕获的是一对真正的同时发生的 γ 光子;
②随即符合:在时间窗或分辨时间内,不是同时发生或不是来自同一位置的两个 γ 光子被记录;
③散射符合: γ 光子在飞行期间因发生康普顿散射而改变运动方向,没有

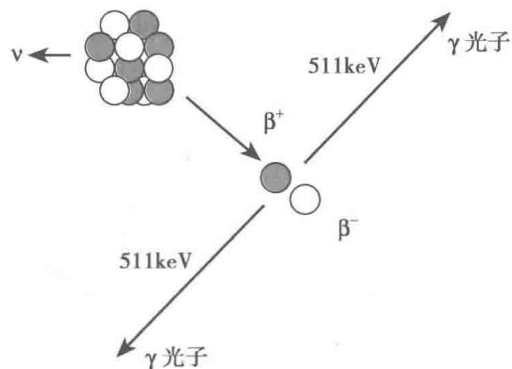


图 1-1 正电子湮灭辐射

进入本该被探测到的探测器内,而是与其他飞行的 γ 光子同时进入两个相对的探测器中。真符合事件是构成PET图像所需的 γ 光子,而随机符合与散射符合都和噪声一样,会降低图像的分辨率和对比度,影响图像质量。真符合事件越多,PET图像质量越好。

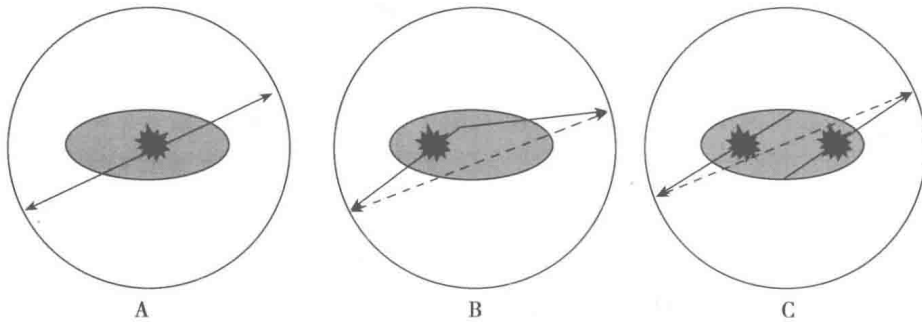


图 1-2 PET 探测中的符合事件类型
A 为真符合;B 为散射符合;C 为随机符合

(三) 电子准直

正电子湮灭作用产生的 γ 光子对同时击中对称位置的探测器对时,单侧探测器接收到 γ 光子后产生相应的一个定时脉冲,该脉冲输入符合线路进行符合甄别,挑选真符合事件并记录。符合线路设置了一个时间常数很小的时间窗(通常 $\leq 15\text{ns}$),同时落入时间窗的定时脉冲被认定为是同一个正电子湮灭事件中产生的 γ 光子对,从而被符合电路记录。 γ 光子对只有同时在探测器对的视野立体角内才能被探测到。这种利用湮灭辐射特点和两个探测器对输出脉冲的符合来确定闪烁事件位置的方法为电子准直。

电子准直为正电子符合成像的一大特点,它废弃了沉重的铅准直器,改善了图像的灵敏度和均匀性,提高了探测效率,避免了准直器对分辨率及均匀性的影响。

(四) 死时间

晶体捕获到体内的 γ 光子后,在晶体内部产生光输出,该输出被光电倍增管接收并放大、数字化处理,这样一次符合事件的能量和空间位置信息被记录、处理的过程所需要的时间称为死时间。这段时间探测系统将不能接收新的 γ 光子计数,也就是会使这期间的数据丢失。死时间越短,图像质量越好。

(五) 扫描方式

PET显像一般分为2D和3D两种扫描方式。2D模式指探测环与环之间的隔栅伸出,符合仅发生在相对的探测器的空间内;而3D模式探测环与环之间没有隔栅阻挡。因此2D模式的散射符合远低于3D模式,但也有可能丢失部分符合事件而导致灵敏度下降;3D模式灵敏度高,但由于散射符合的增多会降低图像质量。

(六) 数据校正

PET在数据采集过程中,不可避免地受到很多物理因素的影响,为保证图像重建的质量和定量分析的精确度,必须进行数据校正。

1. 探测器归一化 也称探测器灵敏度校正。探测效率的不均匀性是由于组成探测系统的各个探测器接收同样强度的辐射时产生的计数率不同引起的,探测器的灵敏度与探测器的性能差异和几何结构(尺寸、形状)有关,对这些造成探测灵敏度差异的因素进行校正的过程称为探测器归一化校正。

如果探测器接收同一强度的辐射,各符合线上的计数反映了探测效率,所有符合线计数的平均值与该符合线的计数之比即为各对探测器的归一化因子。定期用旋转线源或均匀的柱源测试系统探测的不均匀性,并将测试结果转换成校正系数图进行校正。

2. 放射性核素衰变校正 由于放射性核素存在自然衰变,因此需要进行衰变校正。

衰变校正系数为 $I = \exp(t \cdot \ln 2 / T_{1/2})$

(t 为采集开始后的某一时刻; $T_{1/2}$ 为所用放射性核素的半衰期)

设 I 为在 t 时刻测得的数据,则 $I_0 = I \times D$

3. 人体组织衰减校正 γ 光子经过人体组织时会被人体组织吸收,称为放射性核素的组织衰减。组织衰减的存在会使采集到的图像失真,为了防止图像的畸变和伪影,需要对组织衰减进行校正。PET/CT 采用 CT 扫描获得的人体组织密度的精细分布,进行人体组织衰减校正。

4. 随机符合校正 两个不相关的光子在符合时间内被检测称为随机符合。PET 定量分析时必须把这部分非真符合计数去除。最常用的方法是延迟符合窗法,将两路探测信号都一分为二,其一参与正常符合记录为即时符合事件,其二有一路信号通过延时器,然后与另一路未延迟的信号在延迟时间窗内符合为延迟符合事件,通过即时符合计数减去延迟符合计数进行随机符合校正。

延迟窗与符合时间窗的死时间特性相同,避免了由于死时间不同带来的测量误差。但由于随机符合计数的统计误差被带进了真符合计数中,会使真符合计数的统计误差增大。

5. 散射校正 γ 光子在飞行过程中产生康普顿散射, γ 光子散射后能量发生变化,使用能量窗可以除去大部分散射的影响。2D 扫描模式因为隔栅的存在使散射符合计数较少,基本上可以忽略不计。3D 扫描模式必须进行散射校正。

散射分数可通过模型实验计算或估算,并在重建处理前或处理过程中予以减除或补偿。校正方法有多种,包括双能窗法、多能窗法、卷积/减除、解析运算以及蒙特卡罗法等。不同公司使用的方法可能不一样。

射入闪烁器的 γ 光子,通过光电吸收和康普顿散射两种主要方式完成能量转换,光电吸收和康普顿散射产生不同能量分布的光电子。光电吸收时 γ 光子的能量完全转换给电子,因此光电子能量集中在较高较窄的能谱段上,而康普顿散射产生的光电子的能量随散射角的变化而分布在较低能谱段上。双能窗校正法设置了主能窗和康普顿能窗两个能窗,可以除去大部分散射符合计数,但无法区分康普顿符合与真符合的交叉部分。多能窗校正法可以获得不同能谱段多点康普顿符合和真符合计数,通过拟合可以很好地区分两种符合计数的分布函数,从而有效地进行散射符合校正。

6. 死时间校正 死时间是指系统处理每个事件所需的时间,它取决于探测器与电子学的时间特性以及数据处理器的速度、随机缓存器的性能等诸多因素。如果在后一个湮灭事件发生之前来不及处理完前一个事件,这两个事件就会丢失,这就是死时间损失。

系统死时间造成了符合计数的丢失,计数丢失随计数率的增高而增多,它将影响定量分析的准确性。把不同计数率条件下的死时间计数丢失进行模型化测试。通过测试获得校正参数。死时间校正不仅弥补了死时间造成的计数丢失,还有效地减少了由于高计数率脉冲堆积带来的定位误差。

7. 脏器运动校正 进行 PET 采集时人体的某些脏器处于不断运动中,脏器运动造成的

伪影将影响临床诊断。心脏搏动和呼吸代谢的胸腔运动有很强的时相规律,可以用与其有相同时相周期的生理信号来同步采集。在同步信号的调控下采集不同相位的影像,然后把不同时相的影像进行归一化匹配,达到对脏器运动的校正。

(七) 数据重建

数据重建分为二维重建算法与三维重建算法。前者主要有滤波反投影重建和迭代法重建。滤波反投影法基本原理是:首先对角度数据进行傅里叶变换成频数函数,然后在频域内采用斜坡滤波器对重建矩阵的所有数据进行滤波处理,最后进行反投影技术重建图像,并对重建图像二次滤波去除星状伪影,再将频域图像转换回空域,便于显示和阅读。迭代法主要基于对特定算法获得的目标函数进行最大或最小化处理。该算法的最大优点在于能够综合利用各种不同的先验信息,如噪声成分、衰减、不同探测器的特性等,从而获得更加精确的重建图像。三维重建需要将测得的投影数据与估算的补偿数据一起通过滤波反投影等方法进行计算,目前常用的方法有三维数据重组法和 CD-RAMIA 算法。

目前 PET 显像中广泛使用的是迭代法重建中的最大似然期望值最大值法(maximum likelihood expectation maximization, MLEM)和有序子集期望最大值法(ordered-subsets expectation maximization, OSEM)。

(八) 图像显示

PET 横断面图像已经可以反映脏器的全貌,将 PET 横断面图像通过坐标变换显示脏器的矢状面和冠状面,三者结合阅读,有利于临床诊断。

二、CT 工作原理及应用^[2-4]

(一) CT 的基本原理

PET/CT 中的 CT 是多层螺旋 CT(multi-slice CT, MSCT),其原理、结构等与单独的 MSCT 完全相同。MSCT 与层面扫描的普通 CT 不同,是在旋转式扫描的基础上,通过滑环技术与检查床连续平移实现的。X 线球管可连续旋转实现连续扫描,同时检查床沿着纵轴方向连续平直移动,这样 X 线球管的旋转和连续动床同时进行使 X 线扫描的轨迹呈现螺旋状,因而称之为螺旋 CT。

MSCT 扫描机的硬件构成大体分为三部分:成像系统、计算机系统和图像显示系统。成像系统包括扫描机架、X 线球管、探测器、准直器、检查床等;计算机系统要求运行速度快、容量大、稳定性高;显示存储系统要求显示器分辨率高,存储容量大、传输速度快。

1. 数据采集 发自 X 线球管的 X 线束通过受检者人体衰减后,由位于 X 线球管对侧的探测器及数据采集系统检出并测量出其衰减值。探测器将检测到的 X 线转换为电压,电压值与 X 线强度成正比,与 X 线在径路上的衰减程度成反比,形成模拟信号,再由数据采集系统转换为相应的数字数据,这一过程称之为“模数转换”,所获得的数据称为原始数据。

2. 影像重建 原始数据经计算机处理后形成影像数据,计算出每一个体素的 X 线衰减值对应的像素值,即 CT 值。计算方法包括反投影法、迭代法、解析法等,目前多应用解析法中的滤波反投影法。

3. 影像显示 计算出每一像素的衰减值后,计算机将其转换为灰度之后投影于监视器屏幕上形成可视影像,这一转换称为“数模转换”。

(二) 几个 CT 基本概念

1. CT 值 CT 图像上物质的密度是由物质对 X 线的衰减系数来体现的。为了描述方

便,CT 采用相对值来描述体素的 X 线密度,单位为亨氏单位(Housefield unit, Hu)。规定以水的 CT 值为 0Hu,骨皮质最高,为 1000Hu,空气最低,为-1000Hu,人体中密度不同的各种组织的 CT 值则居于-1000~1000Hu 的 2000 个分度之间(表 1-2)。

表 1-2 不同人体组织的 CT 值(Hu)

组织分类	CT 值(Hu)	组织分类	CT 值(Hu)
空气	-1000	脑灰质	40±10
脂肪	-90±10	脑白质	25±10
水	0	肌肉	45±5
凝固血	80±10	甲状腺	70±10
静脉血	55±5	肝脏	60±5
血浆	27±2	脾脏	45±5
渗出液	>18±2	淋巴结	45±10
漏出液	<18±2	胰腺	40±10
致密骨	>250	肾脏	30±10
松质骨	130±100		

2. 窗宽与窗位 窗宽指图像上 16 个灰阶所包括的 CT 值范围,在此 CT 值范围内的组织均以不同的模拟灰度显示,CT 值高于此范围的组织均显示为白色,而 CT 值低于此范围的组织均显示为黑色。窗宽的大小直接影响图像的对比度,加大窗宽图像使层次增多,组织对比减小,缩窄窗宽使图像层次减少,对比增加。窗位为窗的中心位置,一般应选择欲观察组织的 CT 值为中心。窗位的高低影响图像的亮度,提高窗位图像变黑,降低窗位则图像变白。

3. 部分容积效应 部分容积效应是指在同一扫描层面内含有两种以上不同密度的物质时,所测得的 CT 值是它们的平均值,不能如实反映其中任何一种物质的 CT 值,这种现象称之为部分容积效应。在 CT 扫描中,凡小于层厚的病变,其 CT 值受层厚内其他组织的影响,所测出的 CT 值不能代表病变的真正 CT 值。部分容积效应的程度与扫描层厚成正比,层厚越薄,部分容积效应就越小。

4. 扫描层厚及重建层厚 扫描层厚指在扫描选择参数时所确定的体层厚度。重建层厚是指为了便于图像显示而指定计算机处理数据得到的图像层厚。

5. 螺距 螺距是指螺旋 CT 扫描时 X 线球管螺旋扫描一周患者检查床移动的距离与扫描层厚之比。

(三) MSCT 的优点

1. 大大提高时间分辨率;
2. 提高图像纵轴分辨率;
3. 节省对比剂用量;
4. 降低球管损耗;
5. 覆盖解剖范围更长。

因此,MSCT 使检查时间缩短,减少了候诊时间;容易完成难于合作患者的检查,有利于运动器官的成像和动态观察;可一次快速完成胸部、腹部、盆腔的检查;连续层面图像可以避