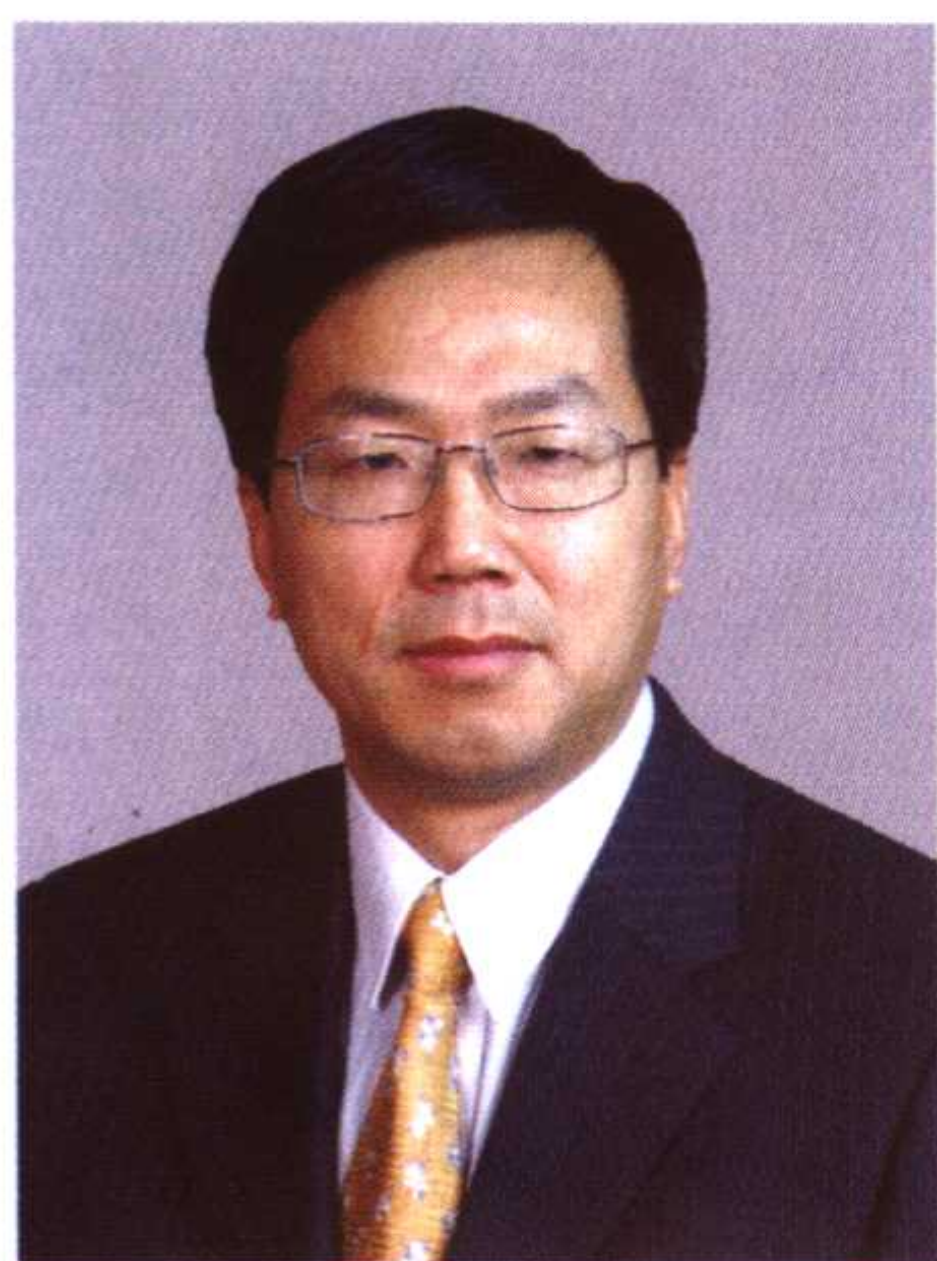


主 编 简 介



刘庆伟，1958年出生。1982年毕业于青岛医学院，1986年考入复旦大学医学院（原上海医科大学）研究生院医学影像专业，师从于著名放射学家荣独山和周康荣教授，1990年毕业获医学博士学位。现为山东省立医院PET/CT中心主任、主任医师、山东大学医学院教授、硕士研究生导师。研究方向：肿瘤性病变的早期解剖和功能影像综合评价。主编论著《体部CT鉴别诊断》和《肺部疾病现代诊疗》，参编《诊断学》、《神经疾病影像学图鉴》、《呼吸疾病影像学图鉴》、《消化疾病影像学图鉴》、《泌尿男生殖系统疾病影像学图鉴》。发表论文40余篇（在中华系列杂志有7篇），论文“CT Diagnosis of Renal Vein Thrombosis in Nephrotic

Syndrome”发表于著名影像杂志“Journal of Computer Assisted Tomography”。主持省部级科研课题2项（山东省科技攻关课题和山东省科技厅自然科学基金课题）。任欧洲核医学学会（the European Association of Nuclear Medicine）委员、山东省放射专业委员会副主任委员、山东省中西医结合影像学会副主任委员、中国医学影像技术研究会委员，《中华核医学杂志》、《中国中西医结合影像学杂志》、《医学影像学杂志》、《中国断层影像解剖学杂志》编委。

主 编 简 介



刘奇，1955 年出生。山东省立医院院长兼党委书记。研究员，山东大学医学院教授，博士生导师。研究方向为肿瘤的早期诊断和综合治疗。主编《肿瘤先兆检测与防治》等学术专著3部，在《中华消化系统杂志》、《中华肿瘤杂志》、“Int J Radiat Oncol Biol Phys”发表论文20余篇；在《肿瘤专科医院分级管理探讨》中提出的“肿瘤医院区别与综合医院不设一级医院”的观点和肿瘤医院评审标准的硬件部分等，被卫生部制定颁发的《全国肿瘤医院分级管理标准》采纳。目前承担国家自然科学基金等省部级以上科研课题12项，有6项科研成果获省科技进步二等奖或三等奖。1998年起享受国务院政府特殊津贴，1999年被评为“山东省专业技术拔尖人才”，2002年被评为“山东省千名知名技术专家”。社会兼职：中国抗癌协会副理事长、中国抗癌协会肿瘤信息专业委员会主任委员、中华医学会肿瘤分会常委、山东省医学会副会长、山东省抗癌协会副理事长兼秘书长、山东省医学会肿瘤专业委员会主任委员、《国外医学·肿瘤学分册》杂志主编、山东省疼痛学会副会长。

《PET/CT 肿瘤学》编写人员

主 编	刘庆伟 刘 奇
编 者	(以姓氏笔画为序)
	于金明 山东省肿瘤研究所
	王权师 广州南方医院
	王险峰 山东省立医院
	冯 玮 宁波明州医院
	孙晓蓉 山东省肿瘤研究所
	刘 奇 山东省立医院
	刘松涛 山东省立医院
	刘庆伟 山东省立医院
	吕守臣 山东省立医院
	朱仁娟 山东省立医院
	邢立刚 山东省肿瘤研究所
	李 昕 山东省立医院
	李 军 山东省立医院
	李广义 山东省立医院
	吴湖炳 广州南方医院
	陈 静 山东省立医院
	张成琪 山东省立医院
	姚树展 山东省立医院
	高 硕 天津医科大学总医院
	唐卓敏 Queens Elizabeth Hospital (香港)
	韩俊庆 山东省立医院
	葛全序 山东省立医院

序 言

肿瘤是威胁人类健康的主要疾病之一。在20世纪,人类为征服肿瘤做了不懈的努力,可谓百年求索,取得了一系列令人瞩目的成就,其中不乏医学影像学的贡献。PET在肿瘤方面的应用,开始了核医学的新纪元。进入新世纪以来,PET/CT使肿瘤的诊断和治疗迈上了新台阶,它像一颗耀眼的明星引人注目。

近些年来,医学影像学日新月异。普通X线、CT、磁共振成像、超声等影像手段主要用以显示人体正常和病变器官的形态学改变,研究部分生理功能变化;SPECT、PET显像能够发现机体在正常和疾病状态下的代谢变化,甚至是在细胞内发生的分子水平改变。在人们希望同时了解功能代谢和形态学改变的期盼中,诞生了将PET与CT结合成一体PET/CT。

PET/CT自2001年走向市场以来,发展十分迅速,短短几年时间,就已得到广大影像学医师和临床医师的认可,并成为诊断和治疗肿瘤不可缺少的重要手段。但是,至今国内尚未有PET/CT在肿瘤学应用的专著。由山东省立医院牵头,邀请国内多家PET/CT中心共同编写的这本《PET/CT肿瘤学》,填补了我国在该方面的空白。

本书主编刘庆伟教授,师从我国放射学元老荣独山教授和著名放射学家周康荣教授,长期从事医学影像学工作,有丰富的工作经验和扎实的影像诊断学基础,将CT成像和PET显像的诊断信息很好地结合在一起,在PET/CT诊断和新型显像剂研发方面做了大量工作;刘奇教授长期从事肿瘤临床和研究工作,在肿瘤的早期诊断和综合治疗方面颇有建树。参加编写的其他人员也都是活跃在我国PET/CT第一线的中青年专家。他们善于将理论与实践相结合,将自己的经验加以提高升华,最后经整理编辑,著书出版。

《PET/CT肿瘤学》全书约50万字,书中1200余幅经病理证实的病例图像全部为中国人资料,内容全面新颖,特别是在重点阐述各类肿瘤PET/CT显像特征的同时,介绍了常规影像学检查方法和病理改变。相信本书的出版能够为影像学医师和临床医师以及有关研究人员提供有益的参考,并推动PET/CT技术在我国肿瘤临床的广泛应用,促进我国PET/CT的进一步发展。

屈婉莹

2006年2月28日

前言

PET/CT是为了满足临床影像诊断越来越高的要求,在正电子发射断层(position emission tomography, PET)和计算机断层(computer tomography, CT)的基础上发展起来的新设备。它不仅使PET和CT设备两者的原有优势得到发挥,原先不足之处得到克服,而且还开发出更多提高临床诊断质量的新标准。由于这些全新的特点,PET/CT在短短的几年中就在肿瘤、冠状动脉粥样硬化性心脏病和神经系统疾病等方面发挥重要作用,成为研究分子影像和基因显像的重要工具。尤其在肿瘤检查方面已成为不可缺少的手段。但是,至今国内尚无PET/CT专著,在多位老师和同道的鼓励下,我们联合山东省立医院、香港Queens Elizabeth 医院、山东省肿瘤医院、广州南方医院和天津医科大学总医院共同编写了此书。

PET/CT是将核医学和影像学融为一体的功能成像,书中在相应肿瘤疾病部分多配有CT、PET和PET/CT图像,以便阅读。由于PET/CT检查在许多方面并没有形成统一定论的结论,且部分参考文献是基于单纯PET的检查结果,尽管本着客观和实事求是的态度总结我们的初步经验和应用体会,仍会有一些观点和结论不够全面,需要进一步积累资料加以完善。

本书能如此之快与读者见面,得力于全体编写人员的共同努力和辛勤劳动,以及科学出版社的高度重视,在此表示诚挚的感谢。此外,还要对本书的编写和出版给予很大关心和帮助的前辈和同道表示谢意。

尽管我们做了最大努力,本书肯定仍有不足之处,祈望前辈和同道们不吝指正。

编者

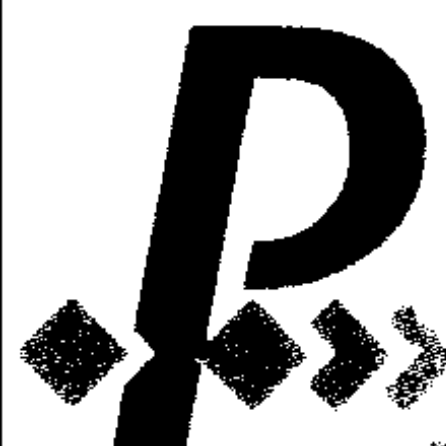
2006年5月1日于泉城济南

目 录

序言

前言

第一章 PET/CT成像基础.....	1
第一节 PET/CT工作原理.....	1
第二节 PET/CT示踪剂.....	27
第三节 PET/CT正常变异与显像伪影.....	55
第二章 脑肿瘤的PET/CT.....	76
第一节 病理改变.....	77
第二节 常规影像检查方法.....	78
第三节 PET/CT显像.....	79
第三章 头颈部肿瘤的PET/CT.....	88
第一节 头颈部肿瘤的病理变化和分期.....	88
第二节 头颈部肿瘤的常规检查.....	90
第三节 PET/CT显像评价头颈部肿瘤的价值.....	91
第四章 肺肿瘤的PET/CT.....	104
第一节 病理改变.....	104
第二节 常规影像检查方法.....	108
第三节 PET/CT在肺肿瘤诊疗中的应用.....	113
第四节 新型诊断药物的临床应用.....	135
第五章 乳腺癌的PET/CT.....	140
第一节 乳腺癌的概述.....	140
第二节 乳腺癌的常规诊断方法.....	145
第三节 乳腺癌PET/CT显像.....	149
第六章 消化系统肿瘤的PET/CT.....	176
第一节 食管癌.....	176
第二节 胃癌.....	192



第三节 结肠、直肠癌·····	203
第七章 泌尿生殖系统肿瘤的PET/CT·····	222
第一节 男性泌尿生殖系统肿瘤·····	222
第二节 女性生殖系统肿瘤·····	247
第八章 肝脏胰腺肿瘤的PET/CT·····	272
第一节 肝脏肿瘤·····	272
第二节 胰腺肿瘤·····	284
第九章 恶性淋巴瘤的PET/CT·····	294
第一节 病理类型及临床分期·····	294
第二节 常规检查方法·····	296
第三节 恶性淋巴瘤的PET/CT显像·····	297
第十章 其他恶性肿瘤的PET/CT·····	306
第一节 黑素瘤·····	306
第二节 肌肉骨骼肿瘤·····	313
第十一章 肿瘤乏氧的PET/CT显像·····	323
第一节 肿瘤乏氧简介·····	323
第二节 正电子乏氧显像剂·····	326
第三节 肿瘤乏氧PET/CT显像临床应用·····	332
第十二章 PET/CT显像监测肿瘤治疗·····	338
第一节 PET/CT显像对治疗反应评价的优势与不足·····	338
第二节 PET/CT评价肿瘤FDG代谢的方法·····	339
第三节 FDG PET/CT监测和评价治疗反应的临床应用·····	341
第四节 目前存在的主要问题与展望·····	351

第一章 PET/CT 成像基础

第一节 PET/CT 工作原理

PET/CT (positron emission tomography and computer tomography) 全称为正电子发射断层与计算机断层成像。PET/CT是为了满足临床影像诊断越来越高的要求,在正电子发射断层(positron emission tomography, PET)和计算机断层(computer tomography, CT)的基础上发展起来的新设备。它不仅使PET和CT设备两者的原有优势得到发挥、原先不足之处得到克服,而且还开发出更多提高临床诊断质量的新标准。由于这些全新的特点,PET/CT在短短的几年中就在肿瘤、冠状动脉粥样硬化性心脏病和神经系统疾病的临床诊断、疗效观察、治疗方案的制定等方面发挥重要作用,成为研究分子影像和基因显像的重要工具。

一、PET/CT 简介

PET成像的物质基础是正电子核素。核素的正电子发射现象是由Thibaud与Joliot两位科学家在1933年发现的。正电子衰变的现象如下:核素发射正电子后,正电子与环境中的负电子发生湮灭辐射,同时释放出两个能量相等方向相反的 γ 光子。1946年,人们利用回旋加速器生产出了能够产生正电子衰变的核素,此时正电子衰变在医学领域的潜在重要性引起大家高度重视,这种潜能源于正电子核素自身的特性。

发射正电子的核素如 ^{18}F 、 ^{11}C 、 ^{13}N 、 ^{15}O 等,大部分都是人体构成必不可少的元素之一,正电子核素标记的化学药物也是人体组织代谢所需的,如 ^{18}F -FDG、 ^{11}C -Choline、 ^{13}N - NH_3 、 ^{15}O - H_2O 、 ^{15}O - CO_2 等。

正电子发射可以利用双光子符合探测技术来计数,较之利用物理准直的单光子计数技术而言,极大地提高了计数的灵敏度。

正电子核素的半衰期一般较短,从几分钟到几小时不等,这可以减少辐射,并在短时间可以重复测量;而单光子发射的核素半衰期一般是几小时到几天。

正电子发射首次应用于医学的研究大约在1945年,此时只是利用其单光子模式。直到1951年,正电子的双光子探测技术才在美国Massachusetts General Hospital (MGH)应用于探测颅脑肿瘤,示踪剂用的是 ^{15}O - H_2O 。随着计算机技术的发展与发射断层(emission tomography)技术成熟,1969年,Hounsfield设计出第一台应用于头部的CT



扫描仪；1976年，PET应用于临床；1991年，螺旋CT问世；1995年，Townsend研制PET/CT；2000年，PET/CT在北美放射学年会上问世；2001年，PET/CT应用于临床；2002年，瑞典University of Pittsburgh Medical Center (UPMC) 研制成功LSO晶体的PET/CT。

1. 解剖影像与功能分子影像的技术特点 CT、磁共振成像 (MRI)、超声等影像学设备属于解剖影像学范畴，它们能够显示人体组织器官的解剖结构，通常能够获得较高的分辨率。单光子计算机断层SPECT (single photon emission computer tomography)、PET、PET/CT等设备属于功能分子影像学范畴，反映人体内功能代谢。

PET是使用放射性示踪剂成像技术，将发射正电子的放射性同位素标记在示踪化合物上，再注射到研究对象体内。通过探测放射性核素衰变产生正电子湮灭辐射来示踪这些化合物，从而可以追踪活体内的生理和生化过程，以达到研究人体病理和生理过程的目的。PET显像使用的示踪化合物通常是使用组成人体的化学元素的放射性同位素，或与这些组成元素相近的元素的放射性同位素，如C、N、O、F等标记在药物、代谢底物、配体、递质、核苷酸和遗传物质等在体内进行特定的生理、生化过程所需要的介质上。由于高灵敏度的特点，这些标记后的示踪剂在体内非常微量，不会干扰人体正常的生理、生化过程。同样，如果将药物标记在发射正电子的核素上，在体内仅能示踪药物在体内作用过程，不会有明显治疗作用，因此是极为安全的检查方法。从另一个角度讲，这种微量示踪的结果也导致了PET检查图像的计数相对较低，虽然可以通过微量示踪获得功能图像，但解剖结构不清晰，很多情况下无法获得满意的解剖定位。

PET的临床应用提高了对许多疾病的诊断水平。但是，PET目前仍然存在图像空间分辨率差、图像采集时间长（一般全身检查60min左右）、操作复杂、图像阅读困难等问题。为解决PET这些不足，在PET设备基础上开发了PET/CT，目前生产商有GE、CTI、西门子等（图1-1-1）。所谓PET/CT是指用X线CT中的CT图像，替代PET穿透源图像进行PET图像衰减校正，以缩短常规PET图像采集时间，并且提高PET图像的分辨率，简化操作过程，以及提高图像的易懂性。由于PET图像空间分辨率明显不如X线CT图像，采用X线CT图像和PET图像同机融合来补充PET图像分辨率差的不足。PET/CT的概念是PET和CT为同一机架、同一检查床、同一处理工作站；采用X线进行PET图像的衰减校正；能够进行同机图像融合，提高临床诊断准确率。与PET的透射扫描不同，PET/CT是利用CT扫描的X线数据获得衰减校正数据。在此原理下进行图像采集，衰减校正数据代表的是X线能量，与511keV的 γ 射线相比，能量较低。除了提供良好的衰减校正数据外，这些衰减校正图像还可以为临床医生从解剖的角度定位在发射扫描上看到FDG高摄取区，从而可以弥补发射扫描不具备良好解剖信息的不足。

CT图像是由一定数量由黑到白的不同灰度的单元像素以矩阵形式排列而成。这些像素矩阵的大小决定了空间分辨力，像素数目越多，空间分辨力越高。像素值所反映的是扫描相应部位体素的X线的吸收系数。获得不同的吸收系数可以量化相应体素密度的变化，在临床上通常使用CT值表示，单位为HU (hounsfield unit)。不同的CT值范围代表了相应部位组织密度的变化。

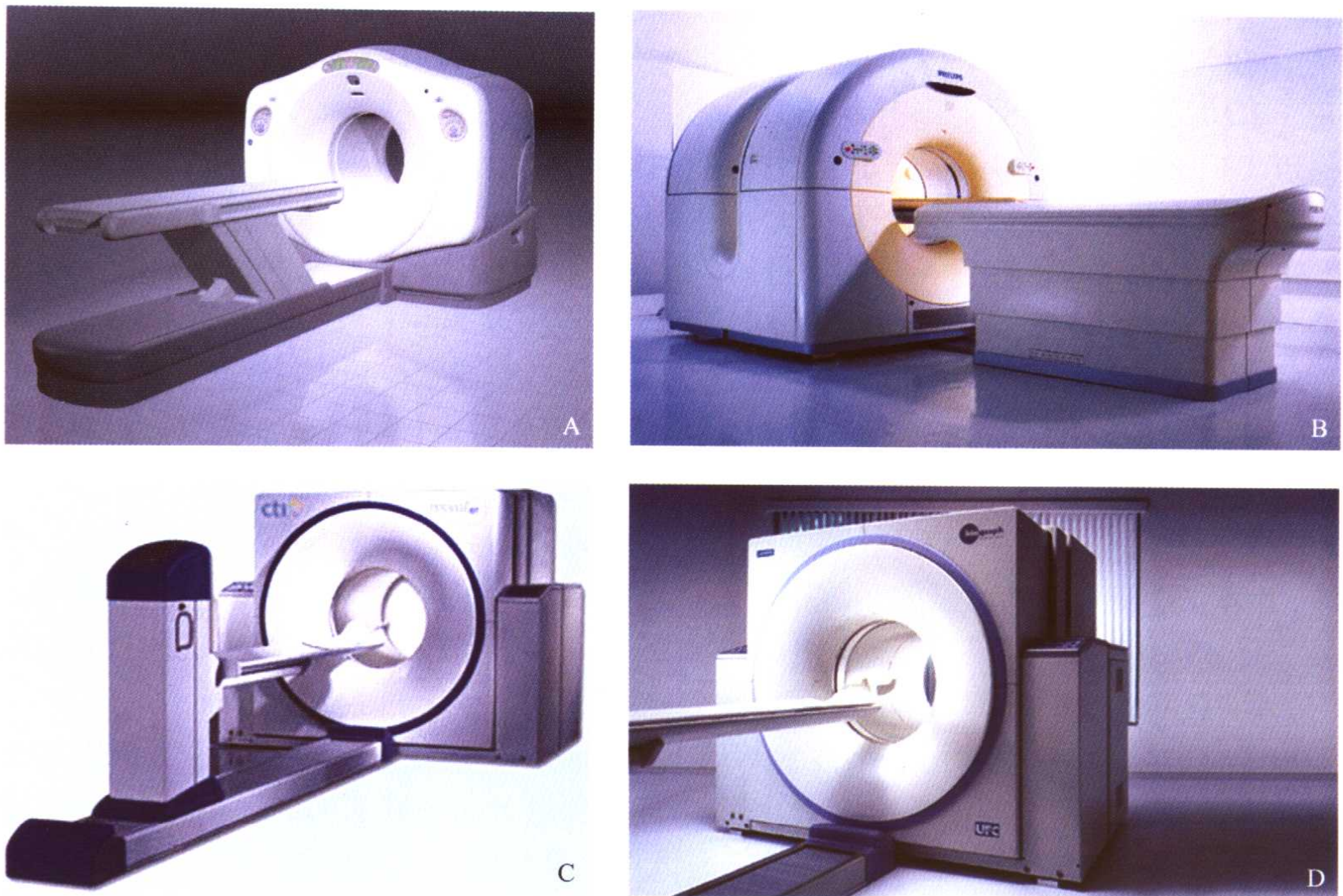


图 1-1-1 不同厂家 PET/CT 仪器
A. GE Discovery ST PET/CT 扫描仪；B. Philips PET/CT 扫描仪；C. CTI PET/CT 扫描仪；
D. Siemens PET/CT 扫描仪

对于 PET/CT 图像来说，在临床上通常使用标准摄取值（standard uptake value, SUV）来评估肿瘤对示踪剂的摄取能力，使用不同的示踪剂代表的含义也不相同，如示踪剂为 FDG 则表示摄取区对糖代谢的能力，如果使用氨基酸，则表示对氨基酸代谢的能力。SUV 通常使用两种形式表述：体重表述（ SUV_{bw} ）和体表面积表述（ SUV_{bsa} ）。体重表述方法是根据患者的体重来计算示踪剂的摄取，以 g/ml 表示；体表面积表述是根据患者的体表面积来计算示踪剂的摄取，以 cm^2/ml 表示。二者之间可以进行转换。公式如下：

$$BSA \text{ (m}^2\text{)} = W^{0.425} \times H^{0.725} \times 0.007184$$

注：BSA 为患者体表面积（ m^2 ）， W 为体重（kg）， H 为身高（cm）

$$SUV_{bw} = \frac{\text{图像感兴趣区的摄取值 (mCi/ml)}}{\text{注射剂量 / 患者体重 (kg)}}$$
$$SUV_{bsa} = \frac{\text{图像感兴趣区的摄取值 (mCi/ml)}}{\text{注射剂量 / 患者体表面积 (m}^2\text{)}}$$

SUV 是一个半定量指标，对肿瘤的良、恶性鉴别有一定的临床参考价值。为获得精确的 SUV，首先需要获得准确的井形计数校正（well counter correction, WCC）文件，另外需要准确地测量患者的身高、体重，示踪剂分装剂量、分装时间，注射示踪剂时间及注射



完毕后的空针剂量、时间,以获得注入患者体内准确的示踪剂剂量并对示踪剂的衰减进行校正。2D 采集模式下可以获得准确的 SUV。

PET/CT 扫描仪通过应用不同的数学模型可以定量地计算示踪剂在活体内不同位置的动态分布概况,如使用氧-15 水 ($^{15}\text{O}-\text{H}_2\text{O}$) 采集计算每毫升湿组织在每分钟内的血流灌注量等。使用这种方法可以获得精确的定量值,但由于在计算时需要在采集的同时获得一定数量的动脉血血样,并准确测量这些样本的放射性计数,因此,在实际应用中较为复杂,很难在临床实际应用中推广。在临床上 PET/CT 的灌注检查通常使用 CT 灌注的方法进行,基于去卷积模型理论建立起来的不同器官的灌注模型可以很方便的计算血流量、血容量、峰值时间、肝射血分数等定量参数,为临床提供参考。

2. PET/CT 的优点 与 CT、磁共振 (MR)、超声等传统的影像诊断设备相比, PET/CT 的优势在于使用极其微量的示踪剂即可以进行活体内微量物质的检测,如受体显像、基因显像等。换句话说, PET/CT 具有很高的灵敏度,这对于新药的临床应用极为重要。PET/CT 另外的优势是通过 PET/CT 检查可以得到一些相关的定量、半定量指标。

PET/CT 是建立在生物示踪剂技术基础上的功能分子影像平台,它是整合了 PET 和 CT 扫描技术的功能分子影像设备,在一次检查中可得到患者同一解剖部位的功能和解剖图像。一般使用多层螺旋 CT 的 X 线数据为 PET 图像作衰减校正。全功能的 PET/CT 应该同时具备 2D 和 3D、门控、动态采集的功能。和 PET 的透射扫描不同, PET/CT 是利用 CT 扫描的 X 线数据获得衰减校正数据。在此原理下进行图像采集,衰减校正数据代表的是 X 线能量,与 511keV 的 γ 射线相比,能量较低,还可以将单纯 CT 和单纯 PET 设备具有的优势保留下来。和单纯 PET 设备相比, PET/CT 的优势在于检查时间缩短、图像质量提高、定位更加精确。

(1) 检查时间缩短:单纯的 PET 扫描仪在检查时为了获得好的图像质量,需要使用棒源投射扫描的数据对发射扫描所得数据进行衰减校正,由于受到棒源的放射性活度限制,要获得足够的投射信息,需较长的投射扫描时间。PET/CT 由于使用多层螺旋 CT 的 X 线数据可以实现在不到 1min 的时间内获得高质量的衰减校正数据。和单层螺旋 CT 相比在大范围的扫描中多层螺旋 CT 可以明显地减小 X 线球管的曝光时间,有效地降低受检患者的受照剂量。因为在进行单次 PET/CT 检查中 X 线的受照剂量是主要受照来源。

(2) 图像质量提高:与棒源相比, CT 衰减校正数据的信息量大, X 线剂量稳定非常容易控制,而棒源会随时间发生衰变,进行透射扫描的时间也会不断延长,影响图像质量。因此 CT 数据的应用使 PET/CT 可以在降低扫描时间的基础上获得非常好的图像质量,并且不会因为使用时间的问题而延长透射扫描的时间,可以有效地提高检查质量。

(3) 精确定位:在 PET/CT 中 CT 的应用同时也解决了 PET 图像解剖定位不精确的问题,比如区别在胃部和肾盂的摄取、肾的高摄取与肾上腺转移瘤的摄取等,进行一次临床采集就可以同时获得解剖和功能代谢图像。

在 PET/CT 中使用多层螺旋 CT 的另一个重要的原因是多层螺旋 CT 的临床应用价值,它是 PET/CT 高级临床应用的重要组成部分。比如将强化 CT 血流灌注显像与 PET/CT 代谢显像联合应用,不但提高了临床的可操作性,还可以获得更多的灌注参数,这对确定肿瘤



治疗中瘤细胞血供和氧代谢的情况极为重要。再如对于 PET/CT 心脏融合图像的应用, 冠脉血管的解剖结构只有通过多层螺旋 CT 的应用才能实现。

3. PET/CT 临床应用及应用展望 PET/CT 是一个功能分子影像平台, 示踪技术的应用要求系统具有很高灵敏度, 这一点在受体显像、基因显像的应用中极为重要。PET/CT 在临床应用中主要包括在肿瘤、心脏及神经系统疾病等以下几个方面。

(1) 在肿瘤疾病方面的应用: 包括早期发现, 精确定位; 良、恶性的鉴别诊断; 肿瘤复发和转移病灶的监控; 优化临床治疗方案; 为肿瘤放疗确定生物靶区范围; 放、化疗和手术治疗的疗效的评估。

(2) 在心血管疾病方面的应用: 通过确定 PET/CT 灌注和代谢图像的匹配性确定心肌的存活性, 对冠状动脉搭桥手术、心肌缺血等疾病的治疗和预后是非常重要的。和单纯 PET 应用不同的是, PET/CT 在提供了这些诊断信息的同时, 还可以提供非常精确的冠脉血管的解剖信息, 以及他们的融合信息即心脏融合功能, 这可以将缺血和坏死心肌的信息准确地与相关的供血血管的信息联系起来, 通过 PET/CT 检查不但可以知道心肌有无缺血、坏死, 还可以确定相应的供血血管的情况, 为临床提供更为丰富的诊断信息。心肌受体显像的应用为临床提供了更为精确的定量信息, 可更深入分析心肌的状态, 对于充血性心力衰竭、心脏移植等方面有非常重要的意义。

(3) 在颅脑方面的应用: 颅脑肿瘤的良、恶性和分级, 术后肿瘤残留评价, 尤其 ^{11}C 标记的氨基酸在颅脑方面具有良好的应用前景。PET/CT 对脑血流和代谢疾病的定位、定性诊断方面的应用具有独到之处, 如癫痫、痴呆、短暂性脑缺血发作 (TIA)、基底节病变等。特别是神经受体显像将会为神经科学的发展打开新天地。和 CT、MR、超声等传统的影像诊断设备相比, PET/CT 的优势在于使用超微量的示踪剂即可以进行活体内微量物质的检测, 如受体显像、基因显像等。换句话说, 和传统的诊断设备相比, PET/CT 具有很高的灵敏度, 这对于新药的临床应用极为重要。受体、监测基因治疗效果等方面的显像药物可以更好地发挥 PET/CT 设备的优势, 真正在分子水平探查分布情况, 为个性化治疗提供一个有效的平台。

二、PET/CT 工作原理

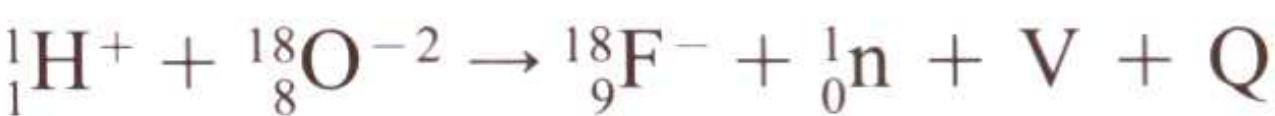
本节从 PET/CT 成像的物理基础、PET/CT 的物理结构、数据获取与性能特征、图像的重建与融合算法方面来讨论 PET/CT 的成像原理。

1. PET/CT 成像的物理基础

(1) 正电子衰变: 原子核是由质子和中子组成, 用符号 ^A_ZX 表示原子核, 其中 X 表示某种原子核; Z 代表质子数, 它决定了物质的性质, 即是什么物质; A 代表质量数, 它是原子核内质子数与中子数之和, 即中子数 $N = A - Z$ 。举例说明: ^{18}F 为氟的原子核, 其质子数 Z 为 9, 质量数 A 为 18, 那么其中子数 N 为 9。在 C、N、O、F 等元素的部分放射性同位素中质子数要多于中子数, 属于富质子放射性核素, 它极不稳定而发生核反应即正电子衰变, 将原子核内多余的质子转变为中子, 同时释放出正电子和中微子。正电子是一种带正电的电

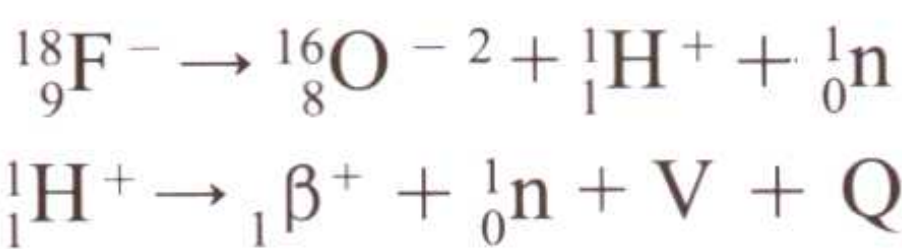
子，是电子的反物质，正电子在富含电子的组织内存在的时间很短，会通过非弹性碰撞迅速的失去它的动能，在组织内移行的距离很短，依据能量的不同一般在0.1~0.01cm的范围内。PET检查的物理基础是正电子核素药物，目前该类药物是通过医用回旋加速器制备正电子核素，并通过一定的化学反应标记到相关的化学物质上而得。以回旋加速器制备¹⁸F-FDG为例，来说明正电子核素的产生过程。

回旋加速器中产生正电子核素的核反应：



其中：¹₁H⁺ 质子核，¹⁸₈O 是富氧水中的氧元素，¹⁸₉F⁻ 为正电子核素，n 代表中子，V 代表中微子，Q 代表能量。

正电子核素衰变产生正电子的核反应：



其中：¹₁H⁺ 质子核，¹⁶₈O 是水中的氧元素，¹₁β⁺ 为产生的正电子，V 代表中微子，Q 代表能量，¹₀n 代表中子。

(2) 湮灭辐射：正电子在自然界中不能长时间独立存在，便很快与原子中的轨道电子结合发生湮灭辐射，同时释放出能量相等方向相反的两个γ光子，PET/CT正是利用探测器来探测这两个光子来实现图像重构的，如图 1-1-2 所示，核反应如下：

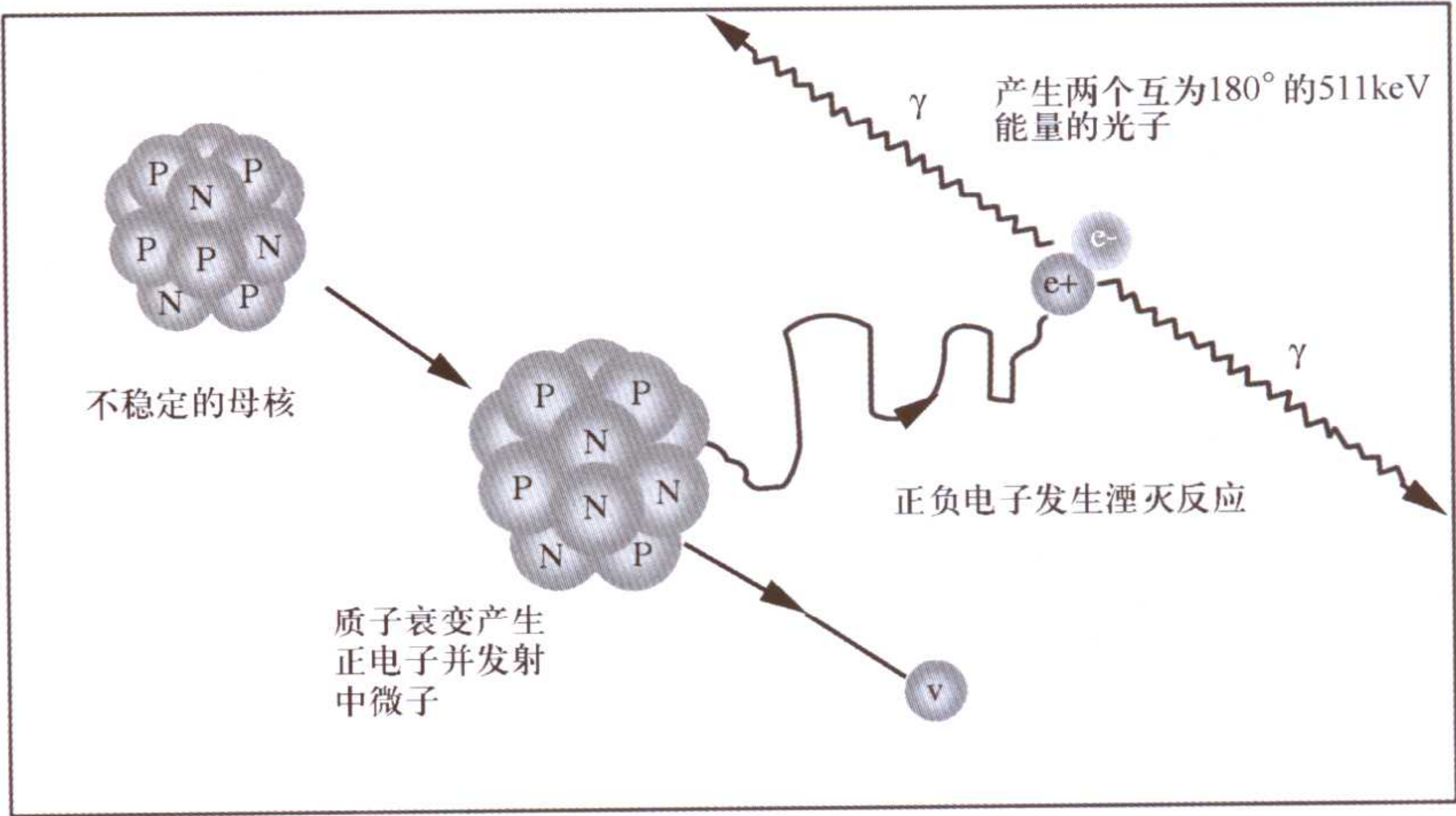
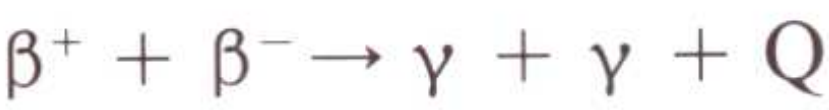


图 1-1-2 正电子发射及其湮灭

(3) γ 辐射与物质的相互作用：高能光子与物质的相互作用主要以以下3种方式进行：光电效应 (the photoelectric effect)、康普敦效应 (the compton effect)、电子对效应 (pair production)，当然还有其他几种作用方式，不过这里我们主要讨论这 3 种与核医学成像有关系的机制。

1) 光电效应：光电效应是光子与原子核内的轨道电子发生作用时产生的现象 (图

1-1-3), 光子将所有的能量传递给电子, 能量一部分用来克服电子的束缚能, 另一部分则变为电子的动能。光电效应一般发生在内层电子位置。当电子从原子核内部逃逸时 (产生电离), 外部轨道的电子会去占领逃逸电子逸出后留下的位置真空, 这是因为轨道束缚能的不同, 占位电子将会释放能量。这能量表现为一种 X 线。逸出的电子被称为光电子。有时原子并不释放 X 线, 而是通过发射第 2 个电子来释放能量, 这个电子被称为厄歇电子。

当光子能量小于 100keV 时, 光子与人体组织的作用光电效应占主导地位。光电效应对 X 线及低能核素成像具有很大的影响, 对 511keV 湮灭辐射成像具有很小的影响, 但是因为 PET/CT 成像系统的 CT 成像是用来做 PET 数据的衰减校正的, 所以光电效应对于以 X 射线成像的 CT 来说是至关重要的, 它涉及 CT 的衰减校正因子。

2) 康普敦散射效应: 康普敦散射发生在光子与原子外层轨道电子的相互作用中 (图 1-1-4)。外层电子与原子核的结合作用相当弱, 可以认为电子是自由的不受原子核束缚的。当光子的能量在 100keV 到 2MeV 时, 康普敦效应是光子与人体组织的主要作用形式。光子与电子发生作用后, 光子在运行方向上发生改变, 电子则脱离原子逸出, 光子损失的能量小部分用于克服电子的束缚能, 另一部分用于形成康普敦反向电子的动能。能量的传递与物质的性质与电子密度无关。

发生康普敦效应后的光子的能量可以用下公式来计算。

$$E'_{\gamma} = \frac{E_{\gamma}}{1 + \frac{E_{\gamma}}{m_0 C^2} (1 - \cos \theta)}$$

其中 E'_{γ} : 光子的初始动能, E_{γ} : 作用后光子的动能, m_0 : 光子的质量, C : 光速, θ : 偏转角度。

从公式上看, 最大的能量损失发生在当偏转角 θ 为 180° ($\cos \theta = -1$) 时。康普敦效应并不是发生在所有的能量段, 也并不是发生随机的任意角度, 实践证明 80% 以上的康普敦效应发生其偏转角都小于 90° 。

3) 电子对效应: 当光子的能量大于 1.022MeV 时, 光子就可能穿过原子轨道到达原子核附近, 此时光子变成两个分别带正负电荷的电子 (图 1-1-5), 随着光子能量的增大, 电子对效应发生的几率就越高。在 10MeV 时, 电子对发生的几率在 60% 以上。

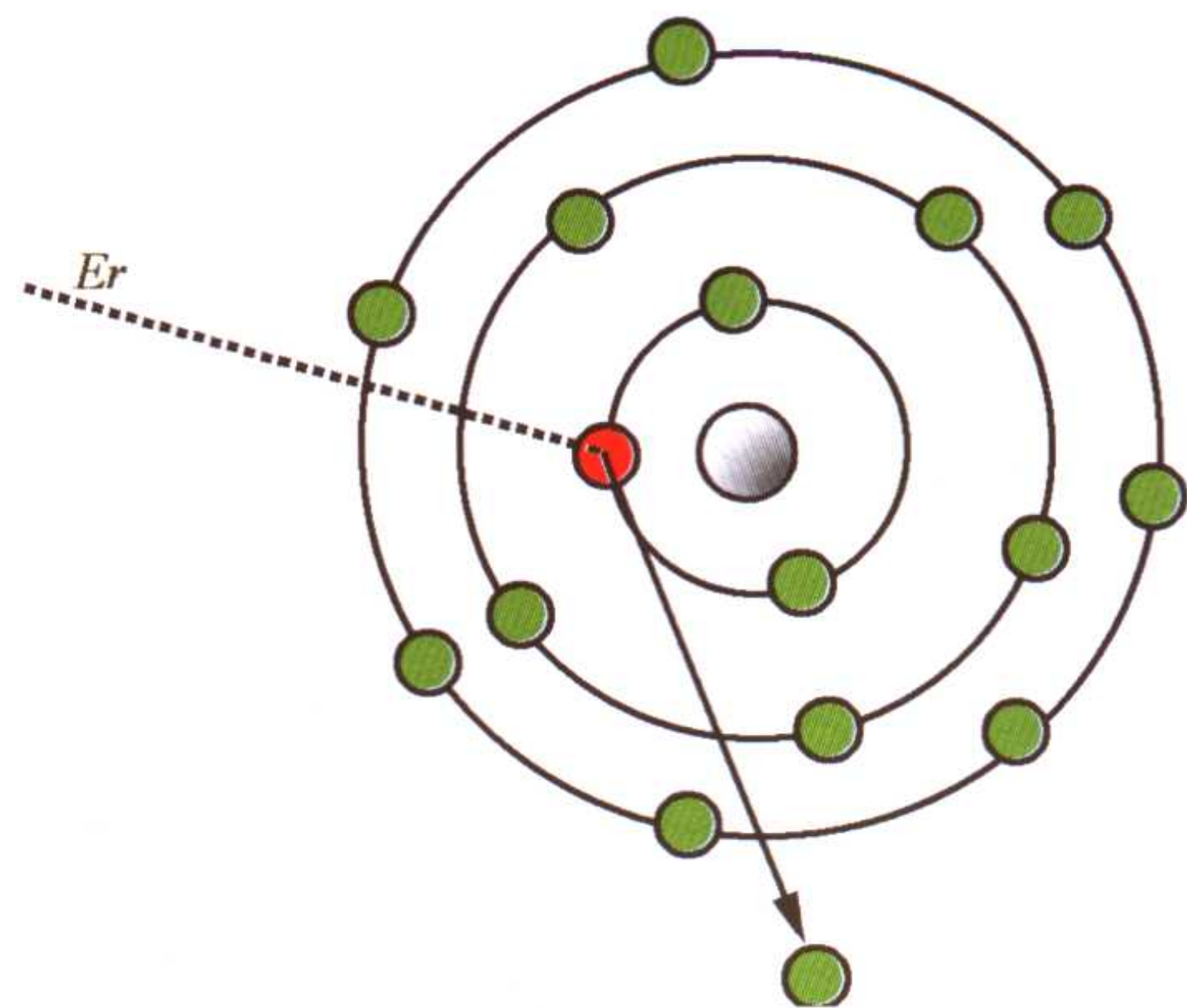


图 1-1-3 光电效应示意图
 E_r : 光子的初始动能

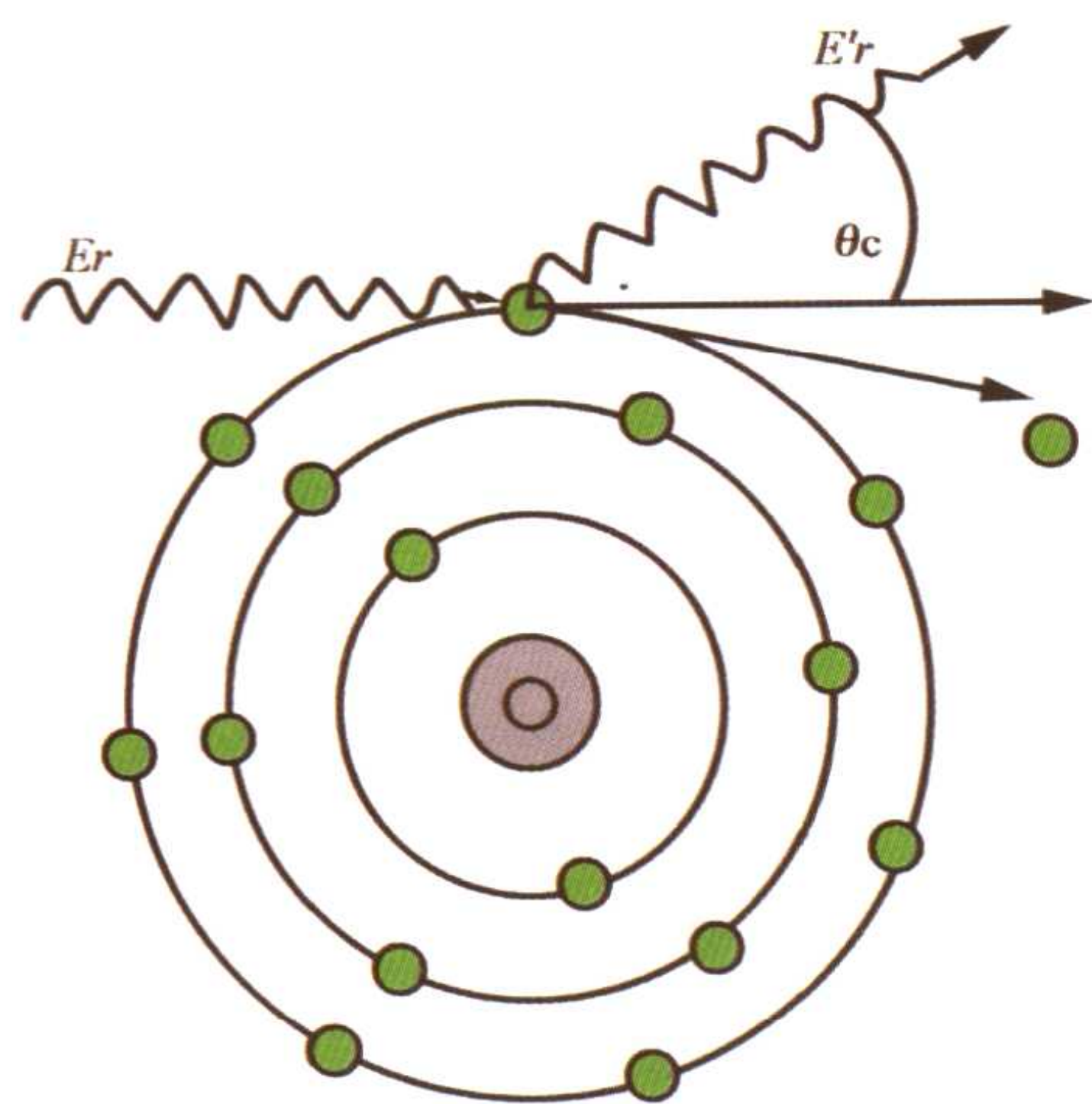


图 1-1-4 康普敦效应示意图

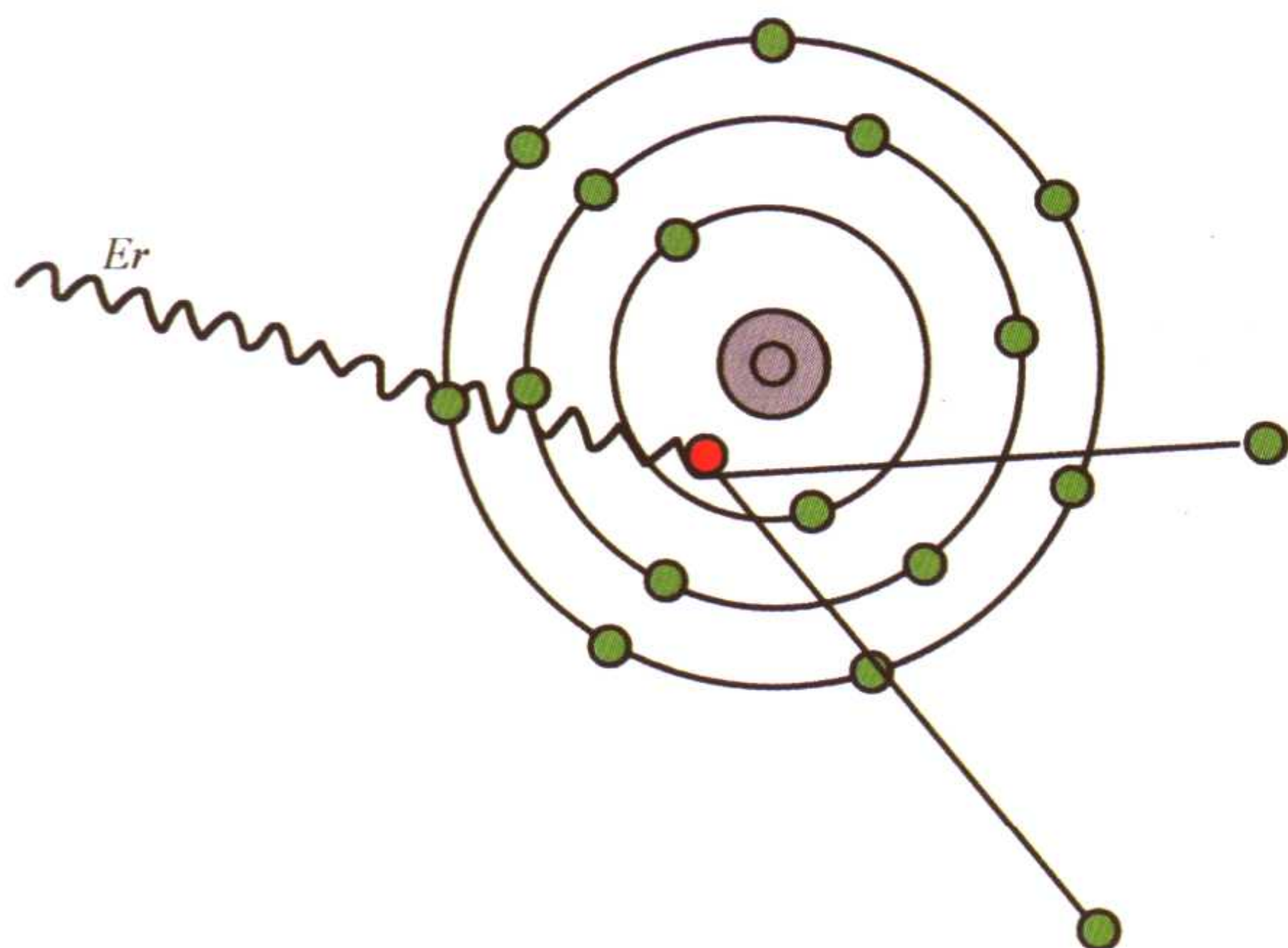


图 1-1-5 电子对效应

光子的能量全部转换为两个正负电子的动能，因为电子对效应发生在原子核附近，根据同性电荷相斥，异性电荷相吸的原理，正电子会得到轻微的加速，负电子会减速。这两个正负电子的行为和其他的自由正负电子是完全一样的，可以引起其他原子的电离，正电子可以与原子的轨道电子发生湮灭辐射。这种电子对效应可以对光子探测产生误差。

(4) 符合探测 (coincidence detect): PET事件的检测依靠的是电子准直器(图 1-1-6)，只有在规定的时间内同时被互

为 180° 的晶体捕获的两个光子才能成为一个符合事件 (coincidence event)。符合事件又包含三种情况 (图 1-1-7): ①真符合: 即晶体捕获的是一对从一个正电子发生湮灭而同时产生光子, 这两个湮灭光子没有与周围的原子发生明显的作用, 在规定的时间内同时被晶体所捕获。②随机符合: 在时间窗或者分辨时间内, 有两个或两个以上的正电子发生湮灭, 这样会产生 4 个以上的光子, 分属于不同湮灭产生的两个光子同时被检测到, 系统同样认为这是一个有效的符合事件; 但是这与示踪剂的空间分布会严重不符。③散射符合: 光子在飞行期间还会发生康普顿散射, γ 光子与吸收物质的一个电子作用, 改变了电子动能的同时使 γ 光子改变了运动方向, 这样就有可能与其他飞行的 γ 光子同时进入两个相对的探测器, 并发生符合探测。

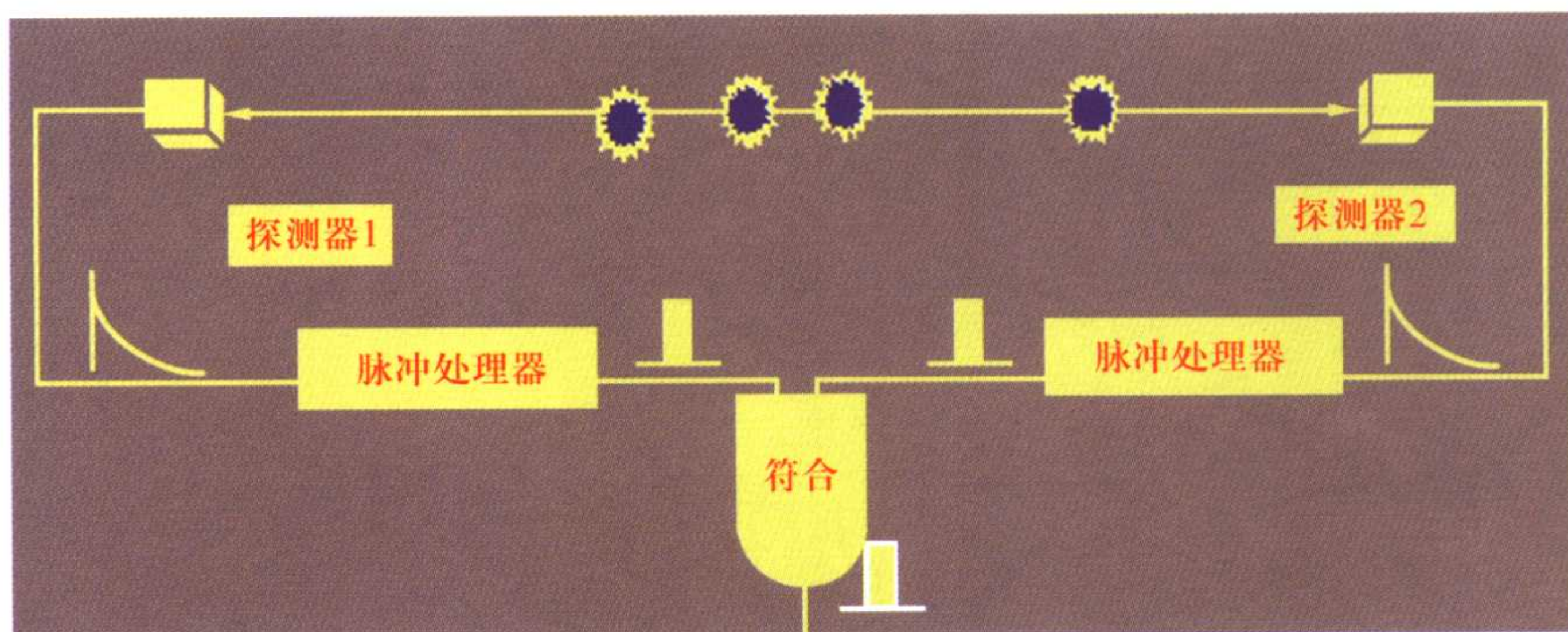
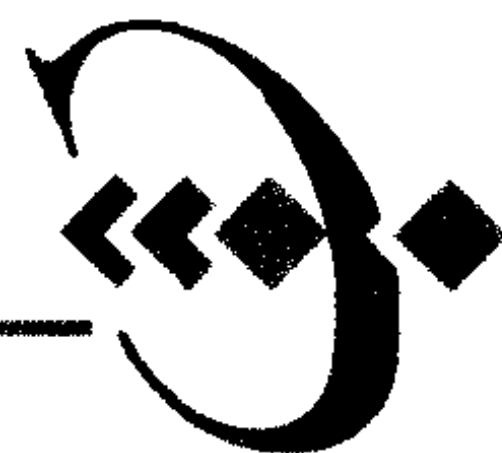


图 1-1-6 符合探测技术

2. PET/CT 的物理结构与原理 PET/CT 系统从物理结构上分为 CT 系统和 PET 系统两部分, 从功能上看又由数据采集系统、数据重建系统及图像显示存储系统组成。数据采集和数据重建系统被固定在一体化扫描机架上, 共同完成扫描数据的采集和处理。在一体化扫描机架前部有滑环结构, 为 X 线球管提供旋转的动力, 滑环可以在不间断供电的情况下连续做 360° 快速旋转, CT 子系统中旋转速度可以达到 2.5 圈/秒。球管、准直器、探测器、数据采集系统、球管控制装置和电压电流控制装置等被固定在滑环上, 扫描时它们一起随



滑环做高速旋转。球管控制装置用来控制旋转的启动和停止时间；高压发生器包括阴极和阳极，可以为X线球管提供高压。

一体化扫描机架是PET/CT完成同机扫描检查的基础，它不是简单的使用一个机壳将两个子系统合在一起。PET/CT和单独的PET和CT最大的区别在于可以得到精确的同机功能解剖融合图像，图像融合是否精确和扫描机架的设计有很大关系。扫描机架为两个子系统提供了相对固定的空间位置，并且是获得精确的同机融合数据的基础，扫描机架的结构同样也决定了扫描孔的长度，早期PET/CT扫描仪扫描孔均比较长，有些甚至超过2m，过长的扫描孔会在扫描过程中令患者感到明显的压抑感，导致患者情绪紧张，影响检查效果。全新的短轴技术已经开始应用在扫描机架的设计上，如GE Discovery ST PET/CT扫描仪的扫描机架扫描孔的长度仅为1m，可以在很大程度上缓解患者在检查中紧张情绪。

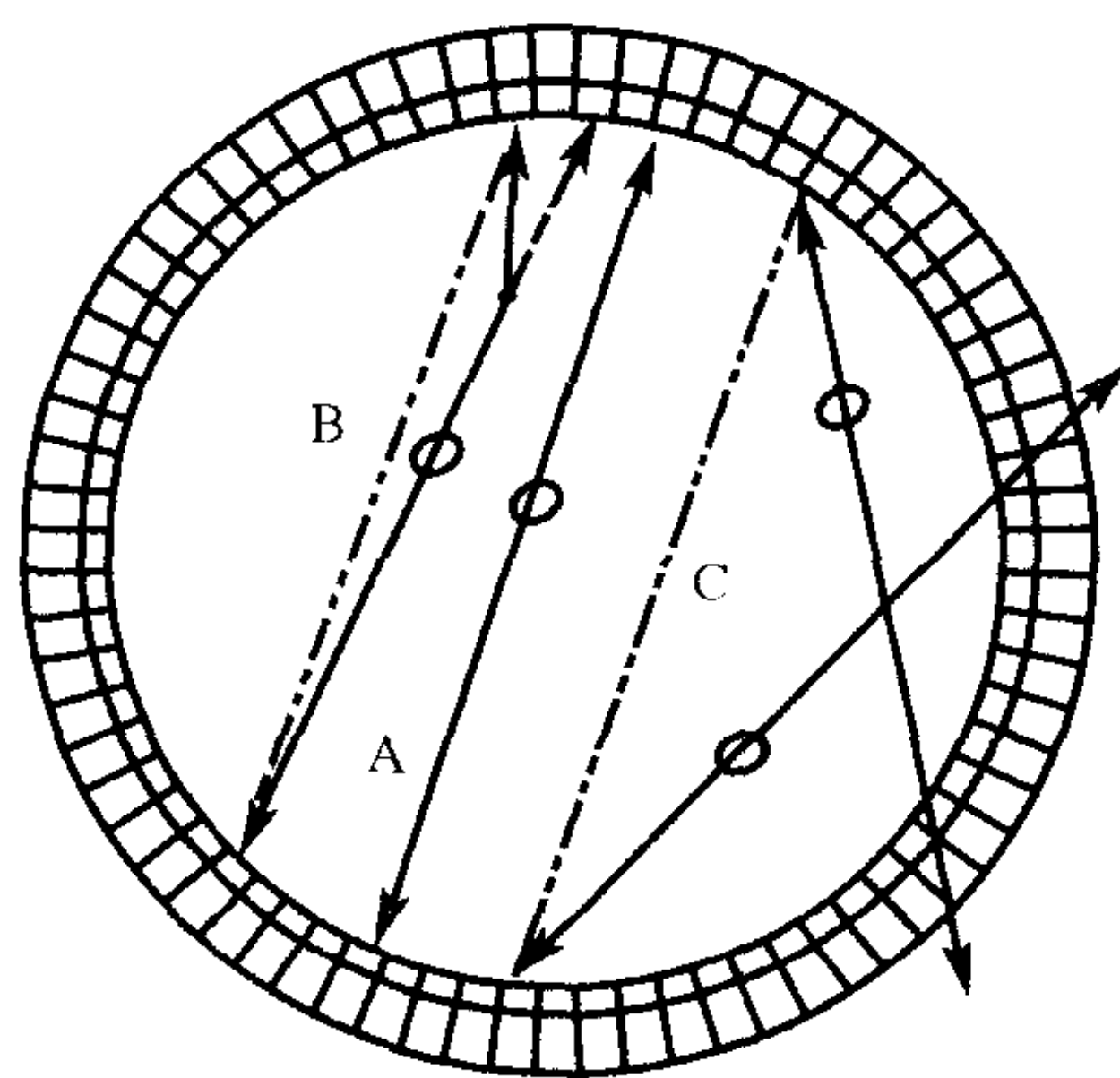


图 1-1-7 A. 真符合事件；B. 散射符合；
C. 随机符合

下面我们将从PET/CT物理结构的两部分：CT系统与PET系统来具体讲述其成像原理。

(1) CT系统：PET/CT系统的CT与我们日常所用的CT基本一样，系统的X线球管产生经过准直的扇形束X线，穿过扫描区的容积区域后扇形X线束会存在不同程度的衰减，这些信息被探测器记录后经过转换器进行模数转换，由计算机重建出不同灰阶的图像。CT系统一般均采用多层螺旋CT结构，球管旋转1周可以获得多个层面的容积数据采集，在PET/CT扫描仪上已经可以配备4层、16层或64层容积CT。快速螺旋CT可以减小球管负荷以利于延长球管寿命；曝光时间短可以使患者明显减少受照剂量；可以获得准确的衰减校正值。CT系统从功能上也分为3部分：数据采集系统、数据重建系统、图像显示和存储系统。

1) 数据采集系统：数据采集系统由扫描机架、大容量X线球管和二维矩阵探测器组成，主要用于PET/CT透射扫描数据的采集。PET/CT透射扫描数据有3方面的作用：一是用于PET/CT发射数据的衰减校正；二是用于扫描后的PET/CT融合图像的精确定位；三是用于扫描后的PET/CT图像临床诊断。

X线球管包括灯丝、阴极和阳极，X线系统的高压发生器能产生一个高压，即kV值，存在于阴极和阳极之间，形成高压电场；X线系统产生的电流可以把灯丝加热，直到灯丝中的电子获得足够的能量从灯丝上逃逸出去，形成带电粒子，在具备了这些条件后电子轰击旋转的阳极靶材料的轨道电子，产生轨道跃迁，出现相互作用产生热和X线光子。灯丝的电流是电子的高度集中，它可以改善图像分辨率；靶的旋转可以让热向四周的区域扩散。加大电压可以提高电子轰击靶的速度，提高产生的X线的能量，一般产生的X线的能量为40~140keV。在球管上通常会使用焦点跟踪系统，跟踪的目的是使X光束截面最大限度的和探测器保持匹配，减少X线的剂量，也避免了伪影的产生。X线球管一般采用大热容量球管，在做全身扫描时球管可以保持较长的曝光时间，以保证一次扫描可以获得完整的透射扫描数据，一般CT子系统球管的连续曝光能力可以达到120s。

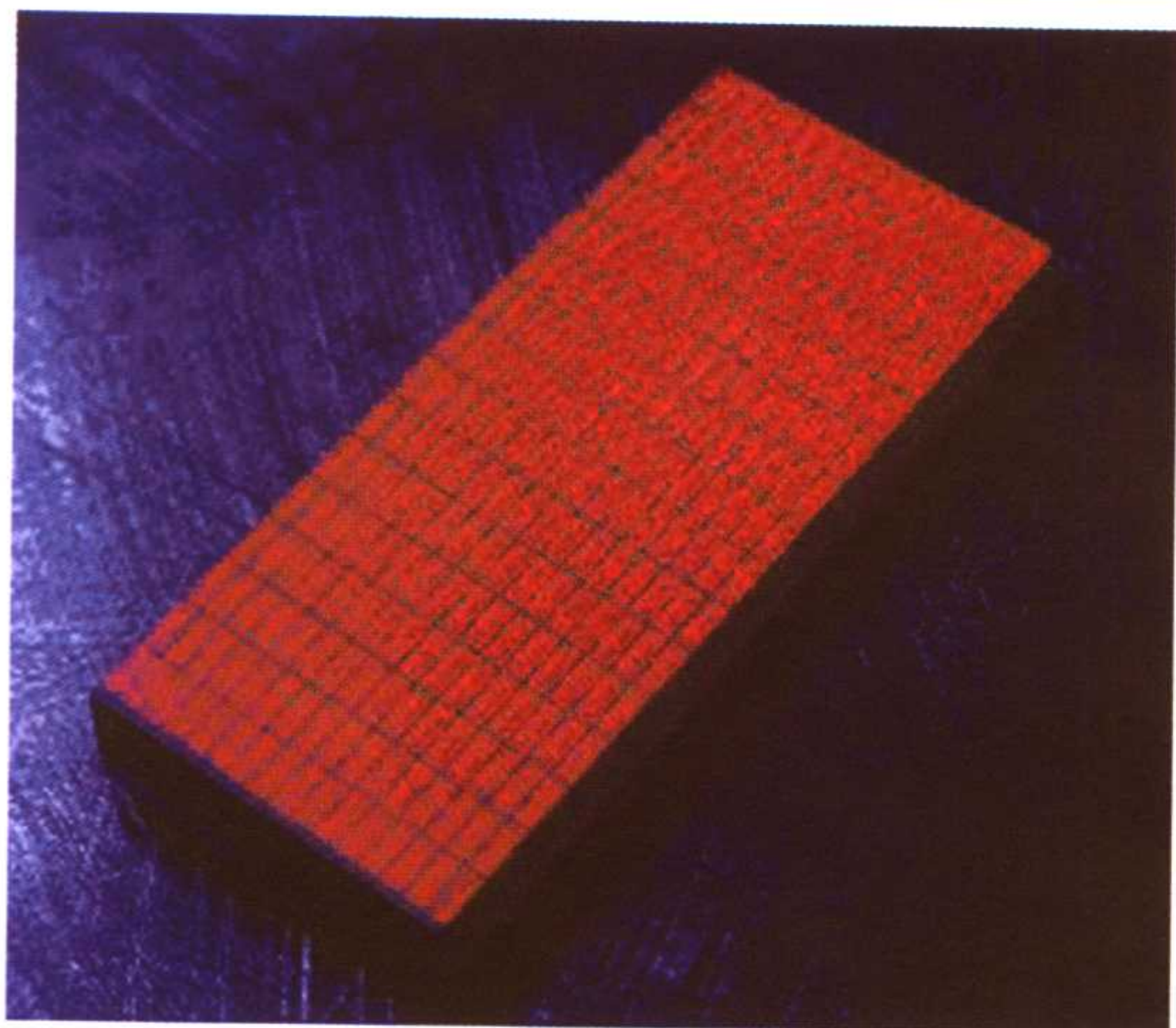


图 1-1-8 二维矩阵探测器

多层螺旋 CT 使用了矩阵式排列的二维探测器（图 1-1-8），可以将探测到的 X 线转换为模拟信号。矩阵探测器的探测单元是沿扫描方向 z 轴方向和 x 轴方向呈矩阵形式排列的，沿 x 轴方向的探测单元的数量可以确保在扫描时扫描层面内获得足够的信息量，沿 z 轴方向排列的探测单元的数量决定了扫描层厚及球管每旋转 1 周可以得到的图像层数。例如探测器单元沿 z 轴方向的基本宽度为 1.25mm，开放的探测器单元的行数为 12，球管旋转 1 周即可获得 4 层 3.75mm 的图像。

由于 CT 系统进行的螺旋扫描属于容积扫描，扫描后数据可以重建生成 2 层 7.5mm

厚的图像，这时是将来自 6 个探测器单元采集的数据重建生成一层图像（图 1-1-9）。因此探测器宽度及扫描时能同时开放的探测器单元行数决定了球管旋转 1 周扫描所能覆盖的范围及图像层数；探测器在 z 轴方向上被分成了许多小的单元（cell），在扫描时这些单元的宽度可以和 X 线束宽度相匹配，改变了单螺旋 CT 使用准直器设定线束宽度的做法。这种新准直技术的应用提高了 X 线特别是扫描层面两侧的 X 线利用率，在保证信息量的前提下有效降低了球管损耗和受检人员的照射剂量。

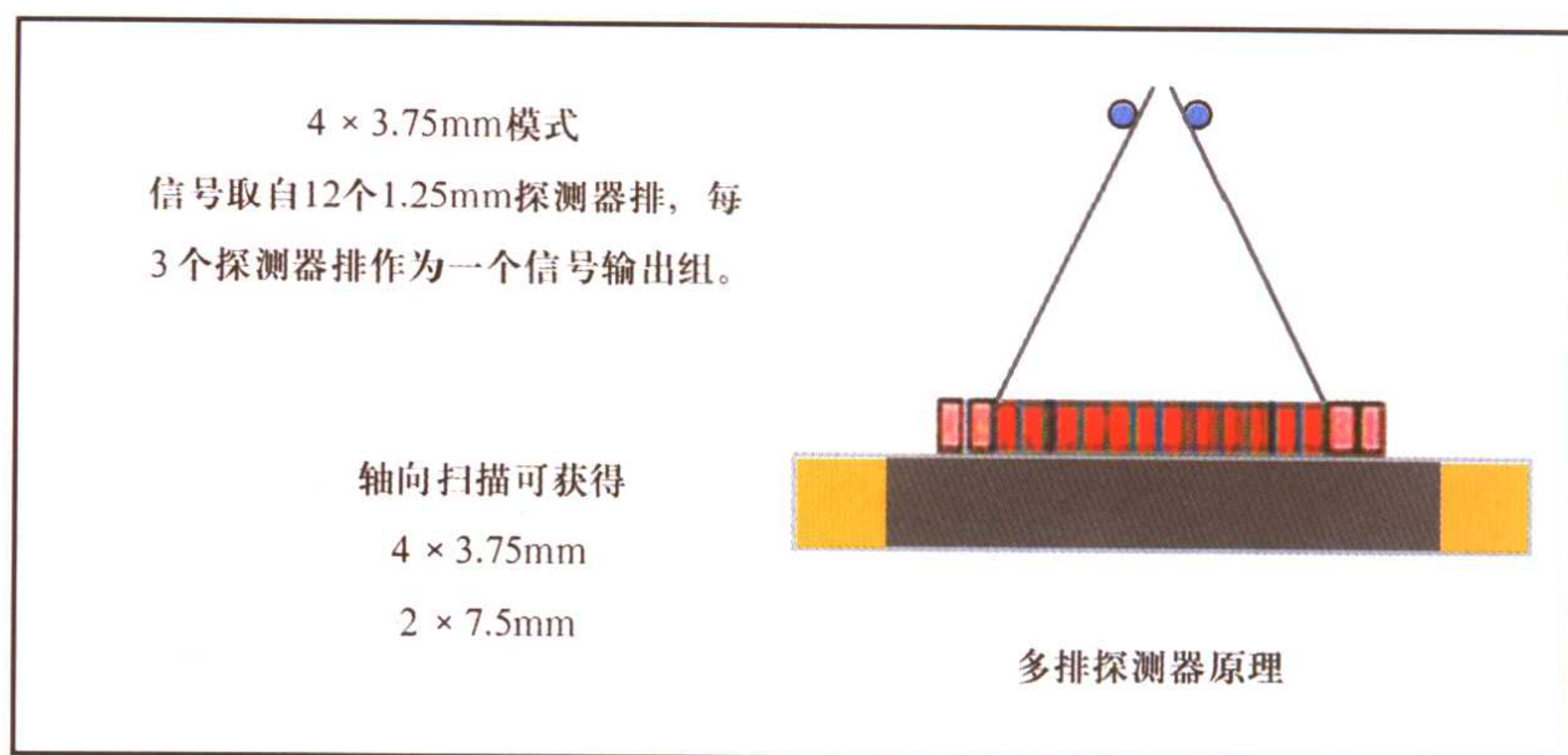


图 1-1-9 二维矩阵探测器成像原理

探测器由固体闪烁材料组成，可以吸收穿透患者的 X 线，并产生相应的光。探测器又把这些光转换成相应的电流。此后，数据采集系统（DAS）用每秒 1000 次的频率从每个探测器单元中取样，并把当前电流放大量化，再把所得数据输往图像发生器。数据采集子系统（DAS）位于探测器后部，可以完成模数转换。

2) 数据重建系统：CT 系统一般使用多个微处理器进行数据计算和图像重建。由于采用了全新的数据采集系统，并将多层圆锥重建技术应用于图像重建，因此和单螺旋相比，数据的重建处理能力大大增强。CT 图像反映的是组织厚度和密度的差别，在 X 线通过物体投