

PET / MRI

方法和临床应用

PET / MRI:
Methodology and Clinical Applications

原著者 Ignasi · Carrio Pablo · Ros

主 审 张 建 李坤成

主 译 赵国光 卢 洁



人民军医出版社

PEOPLE'S MILITARY MEDICAL PRESS

PET/MRI

方法和临床应用

PET/MRI: Methodology and Clinical Applications

原著者 Ignasi • Carrio
Pablo • Ros

主 审 张 建 李坤成

主 译 赵国光 卢 洁

译 者 (以姓氏拼音为序)

崔碧霄 李承旭 梁志刚

卢 洁 单 艺 王 蔓

王佩佩 张 苗 赵国光



人民军医出版社

PEOPLE'S MILITARY MEDICAL PRESS

北 京

图书在版编目(CIP)数据

PET/MRI方法和临床应用/(西)凯瑞(Carrio, I.), (美)罗斯(Ros, P.)原著; 赵国光, 卢洁译. —北京: 人民军医出版社, 2015.12
ISBN 978-7-5091-8916-0

I. ①P… II. ①凯…②罗…③赵…④卢… III. ①计算机X线扫描体层摄影—临床应用
②磁共振成像—临床应用 IV. ①R814.42②R445.2

中国版本图书馆CIP数据核字(2015)第263632号

Translation from English language edition:

PET/MRI. Methodology and Clinical Applications

By Ignasi Carrio and Pablo Ros

Copyright © 2014 Springer-Verlag Berlin Heidelberg

Springer-Verlag Berlin Heidelberg is a part of Springer Science+Business Media

All Rights Reserved

著作权合同登记号: 图字 军 -2015-239 号

策划编辑: 高爱英 朱晓康 文字编辑: 肖 艳 责任审读: 黄栩兵

出版发行: 人民军医出版社 经销: 新华书店

通信地址: 北京市 100036 信箱 188 分箱 邮编: 100036

质量反馈电话: (010) 51927290; (010) 51927283

邮购电话: (010) 51927252

策划编辑电话: (010) 51927300—8172

网址: www.pmmp.com.cn

印、装: 三河市春园印刷有限公司

开本: 787mm×1092mm 1/16

印张: 10.75 字数: 197 千字

版、印次: 2015 年 12 月第 1 版第 1 次印刷

印数: 0001—2500

定价: 120.00 元

版权所有 侵权必究

购买本社图书, 凡有缺、倒、脱页者, 本社负责调换

内容提要

编者在介绍 PET/MRI 系统设计的基础上,详细阐述了 PET/MRI 的工作流程和临床实践, PET/MRI 在乳腺癌、淋巴瘤、肝、结直肠癌、颅脑、心脏的应用,并对 PET/MRI 系统的风险与安全、PET/MRI 对医疗费用和影响进行了科学评价。本书科学性和指导性强,适合从事 PET-MRI 和相关研究的医生和研究者学习使用。

译 序

首都医科大学宣武医院核医学专业成立于 20 世纪 70 年代，至今已走过了 45 年的历程。1998 年我院率先建立了北京 PET 中心，配备有 PET 扫描仪、医用回旋加速器、自动化学合成装置和放射性药物实验室，是我国最早建立的 PET 中心之一。PET 中心的功能应该既能进行临床 PET 扫描诊断，又能生产合成 PET 扫描所必需的示踪剂，即放射性药物的研究。经过十几年的建设和发展，我院在 PET 的临床应用、科学研究、教育教学等方面培养了一支高素质的专业人才梯队，为 PET/CT、PET/MRI 的安装和临床验证提供了宝贵的人力资源。

宣武医院是以神经科学和老年医学为重点学科的综合性三级甲等医院，而核医学专业是临床诊断和研究神经和老年疾病的重要手段之一。随着我国进入老龄化社会和疾病谱的改变，心脑血管病和恶性肿瘤的发病率逐年增高。其中，神经退行性疾病如阿尔茨海默病（Alzheimer's disease, AD）和帕金森病（Parkinson's disease, PD）最为常见，据统计 65 岁以上老年人群中 AD 和 PD 患者总数超过 1000 万，我国已成为全球神经变性疾病患者数量最多的国家。由于 PET/MRI 是集 PET 的分子影像技术和磁共振成像技术为一体的大型设备，在解剖、功能、代谢、受体、酶和基因显像上具有独特优势，特别适合神经系统疾病的早期诊断和预后评判，而新型特异性示踪剂的研发，必将促进脑转化医学在 AD 和 PD 等神经退行性疾病领域的研究进入世界先进水平。

经过前期充分论证，我院与美国 GE 公司合作，首次在国内安装新型 SIGNA PET/MRI，并率先对其安全性和有效性进行临床验证，为该技术在我国合理引进提供经验，为 PET/MRI 临床应用后的社会效益和经济效益进行积极探索。

为了更好地完成临床验证，我们组织相关专家翻译了由欧洲核医学杂志总编、西班牙巴塞罗那自治大学的 Ignasi Carrio 教授等主编的《PET/MRI: Methodology and Clinical Applications》一书。这是一部有关 PET/MRI 检查方法、临床应用及其研究方面的专著，希望通过我们对本书的翻译，能够帮助国内放射科、核医学科和临床医生更好的认识和应用 PET/MRI，为神经疾病、血管疾病、肿瘤学等方面的临床与基础研究打开一扇新的大门。

首都医科大学宣武医院院长



译者前言

多模式成像是将两种或两种以上的成像技术，整合在一个系统之中，构成新的影像设备，其协同作用明显高于原有单一设备的成像功能。2009 年北美放射年会专题讨论了多模式成像技术的临床应用前景，目前已经临床应用的多模式成像技术包括：磁共振超声成像、磁共振血管成像、SPECT/CT、PET/CT 以及最近问世的 PET/MRI。影像学技术的飞速发展，拓展了临床医生诊断和治疗疾病的“视野”，提升了疾病研究的水平，因此影像学被冠以“医疗界的 GPS”的美誉。在诸多的多模式成像设备中 PET/CT 和 PET/MRI 备受关注，这一将放射学和核医学两个学科结合起来的技术，更加契合精准医疗和疾病分子水平诊断的发展趋势。

我院与美国 GE 公司合作，率先在国内开展 SIGNA PET/MRI 临床验证研究，这种新型一体化 PET/MRI 是最前沿的分子影像学技术，其临床应用对我们既是机遇，又面临很多挑战，目前国内尚无有关 PET/MRI 的专著，因此我们翻阅了欧洲核医学杂志总编、西班牙巴塞罗那自治大学的 Ignasi Carrio 教授等主编的《PET/MRI: Methodology and Clinical Applications》一书，读后感觉收获颇丰，萌生了翻译此书的想法，希望将它介绍给国内的同行。未来 PET/MRI 的临床应用和科研需要多学科之间的密切合作，不同专业之间的交流学习是构建研究平台的重要前提。本书能够使广大同行了解 PET/MRI 的检查方法、临床应用及其科研价值，便于放射科、核医学科、临床各科室的医生和研究生以及相关研究人员学习和使用。

本书共 11 章，分别对 PET/MRI 的系统设计、临床应用、风险与安全以及医疗费用等方面进行了系统论述。目前一体化 PET/CT 在临床已经常规应用，虽然具有很多优势，但是仍具有局限性，主要因为 CT 软组织分辨率有限，并且患者接受 X 线辐射。PET/MRI 不仅提供很好的软组织对比度、降低电离辐射，而且能够提供丰富的 MRI 技术，如功能、波谱和扩散张量成像。归纳比较，PET/MRI 具有以下优势：① PET/MRI 在神经系统的应用具有得天独厚的优势，特别是对脑血管病、癫痫、痴呆、帕金森病、脑肿瘤、缺血缺氧性脑病等的精确诊断、病情判断和分期、疗效早期监测、预后评估等方面具有不可替代的应用价值。同时，对于脊髓疾病的诊断与治疗也将提供一种崭新的检查模式。一体化 PET/MRI 能够同时进行 PET 和 MRI 扫描，也为

脑科学的研究提供了全新的平台。② PET/MRI 在 MRI 对心脏组织结构清晰显示基础上,将 PET 代谢显像、血流显像等示踪技术相结合,在冠心病的早期诊断、存活心肌判断和疗效评估方面具有独特价值,对于心肌病、心肌炎等其他心脏疾患的评价也具有重要作用。③ PET/MRI 在肿瘤学应用方面与 PET/CT 各有千秋:对于头颈部、腹部/肝和盆腔的肿瘤,以及肌肉/软组织肿瘤的应用,PET/MRI 具有更大优势;而在肺肿瘤方面,PET/CT 目前仍然优于 PET/MRI。④ 骨关节应用的新领域:PET/MRI 在骨关节系统的应用是一个新发展的领域。通过 MRI 探测骨结构异常,并提供解剖细节(如骨髓、关节间隙);然后引入 PET 显像剂(^{18}F -FDG 等),有助于诊断各种感染,可以为骨髓炎、人工关节、糖尿病足等疾患的诊治提供更全面、更有价值的信息。⑤ 辐射剂量明显低于 PET/CT:现代 PET/MRI 使用 MRI 信息对 PET 图像进行衰减校正,辐射剂量明显低于 PET/CT 的 X 线衰减校正,使得受检者更容易接受检查,特别适合于需要通过多次 PET 检查以了解疾病进展或对治疗效果进行科学评估的情况,也拓展了在儿童、血液病领域的应用。⑥ 提供诊断级 MRI:先进的 PET/MRI 扫描机,在临床上既可与 PET 一起联合显像,也作为 3.0T MRI 独立应用,实现 MRI 的基本功能。⑦ 为合成新型放射性药物提供验证和诊断平台:PET/MRI 的应用效果与使用的 PET 探针种类密切相关。目前临床最为常用的药物是 ^{18}F -FDG,还有 ^{13}N -氨水和 ^{11}C ,未来新型显像药物如 AV-133 和 AV-45 的批复及应用,将显著提高帕金森病和阿尔茨海默病的诊治水平。

总之,PET/MRI 这颗分子影像学的璀璨新星,必将对临床医学研究产生革命性的影响。正如美国科幻小说作家威廉吉布森所言:“未来已经来临,只是尚未流行。”让我们共同努力,使之成为“流行!”

衷心感谢参与本书翻译的医生和研究生,他们在繁忙的临床和科研工作之余认真完成了翻译工作。但是由于译者水平有限,加之时间仓促,难免存在疏漏、错误与不足,我们真诚的恳请广大同行和读者不吝赐教。

衷心感谢核医学科和放射科全体同仁对翻译本书给予的支持和帮助,尤其感谢核医学科马云川教授给予的专业指导和宝贵建议!此外,我们对本书编辑的辛勤工作也表示衷心感谢!

赵国光
卢洁

首都医科大学宣武医院

2015 年 10 月 1 日

第 1 章	PET/MRI 系统设计	1
一、	兼容性问题	2
二、	设计方案	5
三、	PET/MRI 系统设计	8
第 2 章	临床 PET/MRI 的图像失真	20
一、	基于 PET 融合图像的伪影	24
二、	PET/MRI 伪影	25
第 3 章	工作流程和临床实践	42
一、	我们从 PET/CT 工作流程能学到什么	43
二、	PET/MRI 检查的患者准备	43
三、	常规示踪剂 ^{18}F -FDG	44
四、	PET/MRI 图像采集和扫描方案	45
五、	PET 图像的运动校正	49
六、	软件要求	49
第 4 章	PET/MRI 在乳腺癌的应用	53
一、	初始分期	55
二、	评估局部淋巴结	59
三、	评估远处转移	61
四、	预后	64
五、	再分期	64
六、	监测疗效	65
七、	检查方案：全身 PET/MRI 和乳腺 FDG-PET/MRI 检查	65
第 5 章	PET/MRI 评估淋巴瘤：初步经验和应用前景	72
一、	目前淋巴瘤的检查方案和射线剂量问题	72
二、	常规和先进的磁共振成像技术评估淋巴瘤	73
三、	中枢神经系统淋巴瘤	74
四、	评估骨髓侵犯	75
五、	PET/MRI 在淋巴瘤的应用：一体化和分体式专用 PET/MRI 的初步经验	75

第 6 章 PET/MRI 在肝的应用	81
一、PET/MRI 技术和检查方案	81
二、影像学表现	82
三、假象与伪影	91
第 7 章 PET/MRI 在结直肠癌的应用	96
一、结直肠癌 PET/MRI 应用的技术问题	97
二、目前 PET/CT 和 MRI 的作用及其 PET/MRI 的潜在价值	100
三、PET/MRI 在结直肠癌的初步结果及应用展望	103
第 8 章 PET/MRI 在颅脑的应用	112
一、一体化 PET/MRI 在临床应用的优势	113
二、PET/MRI 的方法学和科研优势	119
三、PET/MRI 的转化研究	124
第 9 章 PET/MRI 在心脏的应用：综述和临床病例	129
一、PET/MRI 心脏显像：技术发展	130
二、衰减校正	130
三、PET/MRI 在心脏显像的应用	131
四、心肌活性和组织特征	131
五、心肌缺血	132
六、临床工作流程方案	133
七、临床病例	133
第 10 章 PET/MRI 系统的风险与安全	142
一、PET：电离辐射	143
二、MRI：非电离辐射	148
三、PET/MRI：电离和非电离辐射的协同效应	151
四、PET/MRI 检查的正当化和最优化	152
第 11 章 医疗费用和影响	156
一、医疗技术对医疗的影响	156
二、医疗新技术如何影响医疗费用	157
三、医疗新技术发展的影响因素	159
四、相关问题	160
五、医疗技术评估 / 降低医疗成本	160

摘要

近年来,临床 PET 和 MRI 一体化设备备受关注,与目前的 PET/CT 相比较, PET/MRI 不仅提供很好的软组织对比度、降低电离辐射,而且能够提供丰富的 MRI 技术,如功能、波谱和扩散张量成像。然而,由于 PET 和 MRI 设备之间存在相互干扰,两种成像设备的整合技术受到挑战。近 10 年随着各种技术问题不断得到解决,取得了很大进展,特别是最近推出了临床全身的 PET/MRI 设备。

本章我们将回顾 PET/MRI 设计遇到的技术挑战,并简要介绍不同类型的设计、功能和局限性。

引言

尽管 20 世纪 90 年代进行了大量图像配准软件的研究,但正电子发射计算机断层显像 (PET) 和计算机断层扫描 (CT) ^[2] 一体化组合机的出现,真正满足了医学界对融合图像的高度热情。目前,购置的 10 台 PET 中有 9 台是 PET/CT。这种成功的关键不是简单提供了可以应用的图像配准技术,而是显著提高了工作流程, PET/CT 一次检查完成两种扫描,不需要再进行单独透射扫描产生衰减校正数据。

目前一体化 PET/CT 在临床已经常规应用,虽然具有很多优势,但是仍具有局限性,主要为 CT 软组织分辨率有限,并且全身扫描患者接受较高的辐射剂量 ($> 10\text{mSv}$) ^[15]。磁共振成像 (MRI) 检查能够替代 CT,提供解剖方面的信息 ^[74]。

然而,由于 PET 和 MRI 设备之间相互干扰,一体化 PET/MRI 在技术上非常具有挑战性。MRI 的强大静磁场、快速变化的梯度场和射频信号,均影响晶体物质发光 ^[9],妨碍光电倍增管的正常工作,干扰 PET 探测器前端的电子线路。反之, PET 探测器导致磁场不均匀、降低线圈性能,干扰 MRI 的采集。

但近年来技术有快速发展,出现磁共振兼容的晶体 ^[71],开发了合适的 PET 探测器,使用光纤将晶体光引导出来,避免了 MRI 磁场的影响 ^[6, 32, 36, 50, 57, 58],或者采用对磁场不敏感的固态探测器 ^[5, 21, 41, 44, 45, 60, 68] 取代光电倍增管,通过对 PET 电子线路进行屏蔽,可以避免电磁干扰 ^[28]。

目前,几个研究小组已经成功研制出小动物的 PET/MRI 原型机 ^[5, 35, 45, 49, 57, 58, 68],三个主要厂家 (GE、Philips 和 Siemens) 最近也发布了各自的全身一体机方案,但这些

系统的设计截然不同，需要在临床实际应用中验证哪个是最佳设计方案。

本章，我们简要描述 PET/MRI 系统设计所涉及的主要问题和技術选择，讨论目前机器的优势和局限性，综述不同研究组对现有 PET/MRI 原型机研究工作的报道。

一、兼容性问题

（一）静磁场

静磁场相当于磁共振成像的心脏，强大的磁场使原子核磁矩达到一致。临床目前常规使用的磁场强度是 1.5T 和 3.0T，一些前沿研究应用磁场强度达到 9.4T。

磁场中原子核磁矩与磁场方向平行或相反，由于核磁矩与外部磁场的相互作用，这两种状态产生微小的能量差异。因此，这种磁矩在平衡状态下符合麦克斯韦 - 玻尔兹曼统计。当使用射频激励电磁波，且频率与两种状态能量差相匹配时，即产生核磁共振。

磁矩的共振频率与静磁场强度呈正比，因此磁场均匀性对整个物体的激励至关重要，这个可以通过精细的系统几何磁性 [见一、（二）]，以及自动和手动匀场完成。

激发的原子核通过释放能量回到稳态，为了能够区分这些激发的原子核，在静磁场增加空间不同的梯度场，从而确定发射信号的不同频率和相位，这些信息通过重建算法生成 2D 或 3D 的 MRI 图像。

因此，静磁场的不均匀性能改变采样的空间编码，导致重建图像产生伪影，如读出方向产生的几何变形。

静磁场另外一个重要作用是对运动的带电粒子产生劳伦兹力，这个产生正面的作用，通过降低正电子发生湮灭前的平均运动距离提高 PET 的分辨率^[23]，但副作用是显著降低 PET 探测器光电倍增管的性能^[22]。

（二）磁化率

与静磁场均匀性密切相关的是磁化率，容积磁化率是一个比例常数，指物质在外加磁场情况下的磁化度（单位体积的磁偶极矩），也就是说，静磁场内的物体被磁化，从而改变其周围的整个磁场均匀度。

磁化系数 10^{-6} (1ppm) 的物体对周围磁场产生最大约 1×10^{-6} 的干扰，引起共振频率，假定磁化系数是 10×10^{-6} ，其作用将达 10 倍，以此类推^[33, 53]。

MRI 图像质量主要取决于磁场均匀性，因此尽量避免高磁敏感性的物质（绝对值），或尽可能远离扫描野。

（三）涡流

按照法拉第电磁感应定律，随时间变化的磁通量通过闭合电路产生与变化率成正比的电动势，因此射频激励场以及用于空间编码的切换梯度场 [如 200T/ (m · s)]，将会在

磁共振设备的任何导电物体中产生感应电流。

这些局部的电流回路,称为涡流或傅科电流,会产生磁场,从而降低静磁场的均匀性。如果信号读出前涡流发生衰减,导致不同空间相位改变的共振信号,但如果信号读出期间涡流仍然存在,相关磁场将改变信号的空间编码,导致重建图像变形^[3, 51]。选层过程中的涡流影响自旋的重聚,导致信号丢失。

对采用平行填充 K-空间的常规成像,涡流主要影响相位图像,但对于采用复杂 K 空间填充的序列(如平面回波成像),K-空间偏移和相位累积将产生鬼影、图像压缩、切变或图像位移。特别严重伪影可能发生于需要准确相位成像的序列(如相位-对比成像)或联合的多次成像序列(如扩散加权成像)。波谱成像时涡流导致共振频率随时间变化位移,降低图像的分辨率^[30]。

涡流产生的其他副作用有线圈负载、产热、机械振动和干扰,这些将在下面进行讨论。

(四) 线圈负载

涡流产生的磁场通常阻碍涡流引起的磁场变化(楞次定律),引起的能量损失导致梯度和射频线圈负载改变,随着线圈负载偏离预先设计的理想值,梯度和射频线圈的性能降低,线圈的共振频率位移、质量降低。

对于射频线圈来说,这将导致图像信噪比降低,对于梯度线圈,将限制梯度场的变化率(或者切换率)和改变空间编码。

(五) 温度

正如电流通过非理想导体进行循环一样,涡流将产生焦耳热,这种效应会引起不适,或者极端情况下,患者与金属物体接触会导致灼伤^[14, 39]。

系统设计要考虑对温度敏感的电器元件的性能^[10, 16, 61],使用固态光电探测器技术[见二、(一)]需要特别注意,因为温度升高使半导体晶格内的碰撞增加,从而降低电子雪崩的增益^[8]。事实上,温度变化引起雪崩二极管的增益漂移(3.5%/Kelvin)。在硅光电倍增管中,温度改变击穿电压,将会导致光电探测效率、暗计数和增益改变。这些因素降低 PET 探测器分辨率,引起灵敏度变化,最终导致重建伪影和定量错误^[10, 16, 61]。

固态光电探测器所需的前置放大器,会导致温度的问题更加严重。前置放大器的功率消耗是最接近敏感探测器的恒定热源,虽然前置放大器产生的热量对 PET 系统有明显影响,但是能够通过冷却系统控制[见二、(五)],有助于对系统进行校准。复杂 MRI 序列引起的强大涡流,导致局部、随时间变化的产热,冷却和校准的方法不一定有效,这也是设计系统时需要将涡流负载最小化的原因。

(六) 机械振动

由于静磁场与产生梯度场的时变电流之间的相互作用,梯度线圈易受劳伦兹力作用在声学范围内引起振动,振动幅度随磁通量密度、电流强度、线圈直径而增加,通常轻的线

圈振动幅度更大,线圈长度及其材料弹性决定振动频率,而材料的黏度影响振动的衰减^[66]。使用主动屏蔽梯度线圈的 MRI 设备,屏蔽线圈与机械系统耦合,可以降低振动,因为电流极性不同导致线圈的振动方向相反。

MRI 振动在空气的传输,就是引起众所周知的声学噪音的原因,3T 设备的噪音可以达到 115dB(A),然而,机械振动也可以通过不同的支撑结构直接传递^[52]。尽管使用主动和被动减震装置,但有些振动仍然会传递至设备的子系统。

MRI 设备对机械振动敏感,特别是低频率($< 100\text{Hz}$)振动,外部振动比设备自身振动危害更大,这经常发生在实验阶段,但自身的共振效应仍然能导致重建图像伪影^[19]。我们尚未发现有关机械振动对 PET 探测器影响的研究,但需要注意两点:首先,应该采取措施降低不规则机械振动导致 PET 探测器部件的性能降低;第二,应该仔细选择 PET 探测器材料的几何和力学性能,防止共振效应对 MRI 扫描存在的潜在危害。

梯度场切换引起的涡流产生的机械振动也能够传播,这些电流与静磁场相互作用产生的劳伦兹力作用于导体,导致大金属元素产生明显的机械振动,如 PET 探测器的射频屏蔽。

(七) 干扰

设备子系统之间的电子串扰,是导致图像伪影和性能降低的另一潜在因素,假如 MRI 和 PET 子系统的电子独立,并且考虑了所有相互干扰的通路,必须解决电磁干扰问题。

PET/MRI 设备的发射干扰有两方面的问题:

一方面,必须考虑梯度切换和射频激励信号在 PET 电子线路感应的信号,梯度场感应电流的频率相对较低,频率为 $10^2 \sim 10^3\text{Hz}$,这段频率的电流必须滤掉。射频信号引起感应电流和随后的谐波,电流接近拉莫尔频率(42.58MHz/T),通常为短频率(如 1ms)重复发送,频率为 10^2Hz ,这种情况下,相互干扰叠加在 PET 前端电子的上限频段,如果过滤掉这些干扰,能够获得闪烁体信号的快速上升时间(即系统的时间分辨率),通常需要适当的射频屏蔽和(或)PET 和 MRI 多重时间采集技术。

另外,敏感的 MRI 采集技术也可获得 PET 探测器的发射信号,预期的 MRI 信号极其微弱,仅为 10^{-9}T ,线圈的信号强度 $< -23\text{dBm}$,因此,需要高的前置放大因子($> 30\text{dB}$)和较高的动态范围($> 160\text{dB}$),使系统工作范围对干扰极其敏感,所以 MRI 系统必须在法拉第笼进行操作,最好经光导传送输入和输出信号,只将直流(过滤)电输入法拉第笼,笼内应不惜一切代价避免干扰源。根据磁场强度接收相对较窄的射频范围,接收 10kHz 至 1MHz 的信息。

(八) 伽马衰减

影响 PET 图像质量的重要因素是:扫描视野内不同组织之间相互作用导致信号丢失。实际上,响应线(两个探测器单元之间的连线)的光子计数(探测同一正电子湮灭产生的成对 γ 射线)与贯穿组织厚度和衰减因子(511keV)呈指数衰减关系。

大多数计数丢失是由于 γ 射线与路径上原子核外电子的康普顿效应, 导致 γ 射线偏离轨迹, 丢失大多数计数。但是依据系统的几何结构, 部分散射线仍然能够到达探测器, 引起响应线的误差, γ 散射线计数增加测量的噪声, 采集后需要使用特殊的校正算法。

二、设计方案

(一) 探测器

目前多种技术能够探测 PET 信号的 γ 射线 (其他章节也有叙述)。临床常规的 PET 设备, 闪烁晶体将获取的 γ 射线转为低波长的光子 (400 ~ 500nm)^[38], 然后光电倍增管 (PMTs) 将光子转化为电信号。

但光电倍增管对外磁场极其敏感^[22, 65], 由于劳伦兹力作用, 光电子和次级电子偏离正常轨迹。临床 PET 扫描仪的探测器环, 不同位置的性能有所不同, 与光电倍增管受地球磁场的影响有关。为了防止这种效应, 使用高导磁合金板或格对每个光电倍增管进行屏蔽^[13]。另外, 普通光电倍增管不适合在机械振动下工作, 其金属结构对磁场敏感。

尽管如此, MRI 设备内仍然可以使用基于光电倍增管探测器获得 PET 数据。Simon Cherry 研究小组^[57, 58]首次研发出 MRI 兼容的 PET 探测器, 使用光纤将闪烁晶体的光子引导至光电倍增管, 其磁场强度低于 10mT, 但是这种设计导致 PET 性能降低, 因为光导过程中有信号丢失^[36]。

因此, 应用对磁场不敏感的固态光电探测器取代光电倍增管。目前有两种技术: 雪崩光电二极管 (APDs) 和硅光电倍增管 (SiPM)。

雪崩光电二极管首先应用于引导闪烁光子结构中, 是能够避免磁场干扰的探测器^[45, 46]。Wu 等^[69]应用相似的原理研究了位置敏感的 APDs, 其结构紧凑, 量子效率高, 对电压要求低, 最重要的是能够在高磁场下工作, 但其噪声大于 PMTs, 影响能量和时间分辨率, 并且必须使用大功率的前置放大器, 因此需要控制温度^[61]。目前 PET/MRI 系统 APD 技术的主要缺点是时间分辨率受限。

硅光电倍增管为解决时间分辨率问题提供了方法^[41, 60], 这种设备是在常规硅基质上, 由紧密排列的 APD 阵列组成 ($> 1000/\text{mm}^2$), 每个单元为 Geiger 模式, 它们对激励的反应是二元化的。SiPM 输出是所有单元反应的组合, 可以获得单个光子以及很多单元的动态检测范围。SiPM 的结构紧凑, 提供量子效率, 其增益与传统的光电倍增管类似, 时间分辨率 $< 1\text{ns}$ ^[20], 这个特性使基于 SiPM 的系统可以实现 TOF 技术。

(二) 射频屏蔽

电磁干扰屏蔽是指用特定的结构材料反射和 (或) 吸收电磁辐射。对于 PET/MRI 设备, 需要采用屏蔽防止 MRI 强大的时间变化磁场, 避免对 PET 探测器的干扰, 如梯度场切换和射频场发射。前端电子线路和数据传输线都必须屏蔽, 相应地也需要对 PET 的高频信

号进行屏蔽,如时钟信号,以防止对 MRI 接收信号的干扰。

物体的屏蔽效能 (dB) 是指信号的丢失主要与反射和吸收有关,其他效应如多级反射,也可以使用特定的屏蔽。反射损耗与材料的导电性呈正比,与磁导系数呈反比。吸收损耗与导电率和磁导系数两者呈正比,与屏蔽厚度也呈正比。铜和铝由于具有高导电性,是很好的反射屏蔽材料,而高导磁合金具有高导磁系数,是最佳的吸收材料^[7]。

电磁屏蔽设计常用的参数是电流的趋肤深度,其定义为磁场下降至表面电流入射值 e^{-1} 倍的深度。材料的趋肤深度与导电率、导磁率和信号频率的平方根呈反比,铜板的趋肤深度在 127MHz (3T 的拉莫尔频率) 是 $5.9\mu\text{m}$ 。由于平面波与无限表面的相互作用,趋肤深度只是近似值。趋肤深度范围之外的屏蔽效能,取决于屏蔽的几何结构^[17]。此外,温度也会影响导体的趋肤深度。

PET/MRI 设备的电磁屏蔽需要考虑以下几个条件。首先,屏蔽材料的磁化率(如铜为 -1.0×10^{-5} 、铝为 2.2×10^{-5}) 决定如何降低静磁场的均匀性;其次,如果屏蔽在 PET 的扫描视野内(如铜为 $\sim 0.73/\text{cm}^{-1}$ 、铝为 $\sim 0.23/\text{cm}^{-1}$), 必须考虑 γ 射线衰减;因此两者都需要屏蔽材料的数量最小化,可以使用导线网孔层和多层的薄导体材料,后者通过研究不同层之间的传输/反射交互作用,控制屏蔽的光谱特性。

更重要的是,射频屏蔽的导电特性使它们对涡流感应敏感,并受随后的产热、振动、次级磁场和线圈功能降低的影响,沿屏蔽表面采用分段结构限制传导通路,能够减轻此问题^[26, 43]。

(三) 数据传输

与 MRI 比较, PET 前端电子和后处理系统的相对位置对一体化设备的性能和能力具有很大影响,因此,如何检测两个设备之间传递的数据很重要。

如前所述,第一台 PET/MRI 原型机是通过长的光纤与闪烁晶体阵列进行耦合,将闪烁光子引导至远距离的光电探测器和处理单元^[57, 58]。这种设计概念简单,但方法具有严重缺陷,耦合与传输之间的损耗,导致闪烁晶体信号降低,从而限制系统的能量和时间分辨率^[36]。此外,光纤的体积和硬度也限制了这种设计的可扩展性,最近研发的新型、弹性光纤能克服这种缺点^[70]。

随着固态探测器的使用, MRI 设备内可以采用闪烁晶体和光电探测器,而将后处理单元置于设备以外。目前有几种安装方法,用短光纤^[5]或闪烁探测器与光电探测器直接耦合^[27],这些系统的易损点是光电探测器模拟信号的传输,信号由光电探测器至处理单元(前置放大器),然后进行放大、数字化和符合排序。使用长电缆(通常同轴)容易导致信号衰减,可以对电缆进行屏蔽,但会产生涡流问题。另外一种方法是选择低电容、高阻抗电缆,直接将电荷信号从 SiPM 探测器传输至设备外屏蔽的前置放大器^[29]。

为了使 PET 探测器与 MRI 系统的协同性更好,有研究致力于将模拟处理最小化,其中最重要的是开发数字的硅光电倍增管,包括集成化光子计数逻辑器件和产生数字化的输

出信号^[18]，并设计了临近探测器的专用集成电路，能够从检测的光脉冲提出时间和能量信息。数字化形式传输数据的优势，是减少获得数据传输至后处理单元的数据量，可以将激光发射二极管与前端电路板整合，实现 PET 信号的光传输^[40]。

（四）伽马射线屏蔽

PET 采集常见问题是扫描视野外的 γ 射线影响。事实上，对其他脏器扫描过程中，有些局部会呈现高代谢，如 ^{18}F -FDG 扫描的脑和膀胱。由于不涉及直接的响应线，这些区域产生的 γ 射线不能被成对探测，但由于康普顿散射，可以探测到部分成对的 γ 射线。此外，即使单个 γ 射线也能降低系统性能，增加探测器的死时间和部分随机符合（如探测到其他湮灭事件的成对 γ 射线）^[62]。

独立 PET 设备解决此问题的常规方法是增加终端屏蔽^[25]，这些环形结构由高 γ 衰减材料制成，如铅或钨，1cm 铅能够衰减 83% 的入射辐射（假定 511keV），1cm 钨能够衰减 93%，这些材料放置在设备一侧或两侧，阻止扫描视野外的射线到达晶体环。

许多巨大的金属环并不是 MRI 系统的理想配件，它们可能引起严重的磁敏感伪影（铅的磁化系数约 -15.8×10^{-6} ，钨大约 77.2×10^{-6} ），并且易受涡电流的影响（铅的导电率是 $4.8 \times 10^6 \text{S/m}$ ，钨是 $18.2 \times 10^6 \text{S/m}$ ），导致磁场均匀性和线圈性能降低。

目前研究几种材料和配置解决这个问题^[63]，但整体需要权衡磁兼容性、导电性和成本。碳化钨具有良好的磁特性，但导电性太强。铅是另外一种选择，特别是铅表面加上顺磁性材料，使屏蔽的总磁敏感性达到最优化。另外必须采取措施限制屏蔽的传导路径，可以将屏蔽分割成多个节段，类似于射频屏蔽。但是，由于结构的厚度，需要增大间隙以防止电容效应，但反过来又损害了屏蔽的同质性，除非使用某种多层结构能避免上述问题。

目前研究悬浮于绝缘介质的衰减金属制成的复合材料，如环氧树脂，但它们获得可以接受的衰减特性前已经失去绝缘性，尚需进一步研究。基于重元素的绝缘材料，如有些晶体材料或重金属氧化物，具有良好的屏蔽和电磁兼容性能，但价格太高，无法实际应用。

最后，由于 PET 探测器整合至 MRI 设备的空间有限，有些屏蔽 γ 射线的构造受限 [见三、（二）和三、（三）]。

（五）冷却

令人惊讶的是，确保 PET 系统性能的最重要任务之一是保持温度恒定，尤其基于固态光电转化器的一体化设备尤为重要。

目前主要的方法是风冷（如第一台人体成像的一体化设备，西门子嵌入式的 BrainPET）和液体冷却技术（前者的发展，Biograph mMR），也有报道其他更复杂的系统，如 ClearPEM 系统使用水冷片和氮气相结合的方法^[1]。

这种复杂冷却方法的主要目的是保持光电探测器的温度稳定，对前端放大器电路进行散热。如前所述的 APD 系统，由于 APD 固有增益相对低，所以需要强大的放大器。SiPM 技术需要较少的前置放大，特别是数字硅光电倍增管不需要外部的 ASICs，只需要

风冷就足够。

技术的进一步改进是利用热电泵（Peltier 装置）单独调节探测器温度，即使随时间变化的感应加热，也能保证 PET 子系统的稳定，这种方法可以与温度依赖的增益控制系统结合，从而达到最佳的稳定性^[72]。

（六）硬件衰减

图像重建过程还需要考虑患者组织引起的衰减，有关的各种算法及其对系统设计的影响将在其他章节进行介绍。

两个问题有待于思考：固定硬件结构的衰减，如一体化设备的患者扫描床和射频线圈，可移动配件的衰减，如局部线圈、患者的辅助定位装置和医用探针。

显然，PET 扫描视野内的配件衰减都应该最小化，也就是说，PET 探测器环前面的 MRI 固定硬件的影响小于可移动的配件。总之，固定硬件的衰减通过每天校准计算归一化因子解决，距离 PET 探测器越近的构造， γ 散射线的误差（横轴位）越小。此外，靠近探测器的散射能引起明显的横轴位图像模糊，而标准的散射校正算法并未考虑这种影响。

运动器官产生的衰减是极其复杂的问题^[12, 34, 64]，衰减模型通过测量或计算机设计，然后储存在系统中。但是，模型的分辨率和扫描视野中线圈位置准确度之间的内在关系，可以进行估算，衰减模型边缘越锐利，位置误差引起的伪影越明显。

设计时应当重点关注 PET 扫描视野内的硬件单元，要最大限度减少其密度。通常轻度衰减的巨大平面材料（常见于壳）比高衰减的小配件（如某些电子元件）引起的伪影更明显。主要有两个原因：一方面，计数损失与结构衰减特性和相交与组织响应线长度的乘积有关，也就是说，与导体或铜线相交的响应线相比，平行于线圈节段的相应线损失更多，即相应位置源所引起的损失是经过该位置响应线之总和。因此，高衰减的小元件引起局部伪影，而巨大立体构造内的小衰减结构，导致图像大范围的定量误差。此外，临床上 PET 图像通过一个或多个笛卡尔平面解析进行检验，因此与局部高衰减元件比较，平行于设备平面的元件引起的伪影更明显。

通常，硬件首选圆形，避免边缘锐利和与横轴面平行的巨大表面配件，用低衰减材料取代玻璃-增强塑料壳，如聚芳基酰胺纤维化合物，有助于减轻伪影问题，此外，还要注意材料的硬度，避免 MRI 采集过程中的振动。

三、PET/MRI 系统设计

目前，主要的 PET/MRI 系统分为三类。第一种是顺序式扫描，与 PET/CT 系统类似，将两个设备串联一起，而设备的物理结构独立；第二种是将可移动的 PET 探测器嵌入 MRI 内；第三种是一体化设计，将 PET 探测器集成至 MRI 内。

以下主要讨论每种设计的优点和缺点。