



普通高等教育“十一五”国家级规划教材



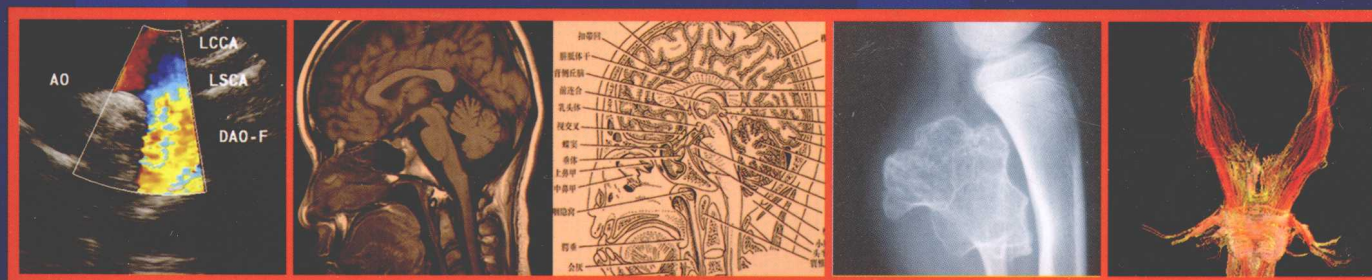
卫生部“十一五”规划教材

全国高等医药教材建设研究会规划教材

全国高等学校教材 | 供医学影像学专业用

医学影像物理学

第3版



主 编 吉 强 洪 洋
副主编 周志尊 甘 平

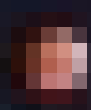


人民卫生出版社
PEOPLE'S MEDICAL PUBLISHING HOUSE



清华大学出版社

北京清华大学学研大厦A座 邮编 100084
http://www.tup.tsinghua.edu.cn



清华大学出版社

医学影像学(第2版)

医学影像学(第2版)

医学影像物理学

第2版



主编 王 毅 副主编 王 毅
编委 王 毅 王 毅 王 毅

清华大学出版社

普通高等教育“十一五”国家级规划教材 ● 卫生部“十一五”规划教材

全国高等医药教材建设研究会规划教材

全国高等学校教材
供医学影像学专业用

医学影像物理学

第 3 版

主 编 吉 强 洪 洋

副主编 周志尊 甘 平

编 者 (以姓氏笔画为序)

仇 慧 (牡丹江医学院)	侯淑莲 (华北煤炭医学院)
甘 平 (重庆医科大学)	洪 洋 (中国医科大学)
吉 强 (天津医科大学)	贺奇才 (中山大学)
刘东华 (新乡医学院)	龚 明 (南昌大学)
杨文沛 (右江民族医学院)	盖立平 (大连医科大学)
吴小玲 (南京医科大学)	童家明 (青岛大学)
张瑞兰 (北华大学)	谢晋东 (泰山医学院)
周志尊 (牡丹江医学院)	

人民卫生出版社

图书在版编目 (CIP) 数据

医学影像物理学/吉强等主编. —3 版. —北京:
人民卫生出版社, 2010. 8

ISBN 978-7-117-13090-5

I. ①医… II. ①吉… III. ①影像诊断-医用物理学-医学院校-教材 IV. ①R445

中国版本图书馆 CIP 数据核字 (2010) 第 103343 号

门户网: www.pmph.com 出版物查询、网上书店
卫人网: www.ipmph.com 护士、医师、药师、中医师、卫生资格考试培训

版权所有, 侵权必究!

本书本印次封底贴有防伪标。请注意识别。

医学影像物理学

第 3 版

主 编: 吉 强 洪 洋

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: 010-67605754 010-65264830

010-59787586 010-59787592

印 刷: 北京市顺义兴华印刷厂

经 销: 新华书店

开 本: 889 × 1194 1/16 印张: 16

字 数: 501 千字

版 次: 2000 年 11 月第 1 版 2010 年 8 月第 3 版第 15 次印刷

标准书号: ISBN 978-7-117-13090-5/R · 13091

定价(含光盘): 37.00 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销售中心联系退换)

前 言

普通高等教育“十一五”国家级规划教材 卫生部“十一五”规划教材 全国高等医药教材建设研究会规划教材 供医学影像学专业使用的《医学影像物理学》教材自 2000 年 11 月第 1 次出版发行以来,先后印刷了十几次,在全国范围内覆盖面较大,颇受广大专业师生的欢迎。医学影像是普及、发展极快的诊断技术,因此,医学教育也要适应医学实践与研究的发展,及时予以再版修订。

2009 年 9 月召开了全国高等学校医学影像学专业卫生部规划教材评审委员会会议暨第 3 轮医学影像学专业教材主编人会议,正式启动医学影像学专业五年制本科规划教材第 3 版编写工作。会议要求该系列教材的编写继续贯彻“三基”即基础理论、基本知识和基本技能,“五性”即思想性、科学性、先进性、启发性和适用性的指导思想和原则。

《医学影像物理学》(第 3 版)教材内容仍按 72 学时的理论讲授安排,在编写过程中,保持了第 2 版教材的风格和特点,删除过时、陈旧内容,补入近年来影像技术的新理论、新概念。较之原版内容修订部分约占 30% 以上。

医学影像检查中红外线影像逐渐显现出其独特的优越性,为此在第 3 版教材中增加了红外线影像部分。全书共分十二章,六大部分,每一部分又分为两个板块,前一板块为基础,后一板块是成像原理及其应用,以便各个方面根据自身情况组合使用。

前两届编委会在中国医科大学张泽宝主编及北华大学胡继光等教授带领下进行了开创性的工作,奠定了教材的框架和基本内容,理顺了与医学影像设备学、医学影像检查技术的学科划分,为我国医学影像物理学的建立和发展做出了巨大的贡献。为此,新一届编委会对前两届编委会卓有成效的工作表示深深的敬意。

为适应现代化人才的培养及教材发展的潮流,逐步创建医学影像物理学的立体化教材是新一届编委会的工作目标。本书将有与之配套使用的医学影像物理学 CAI 课件、《医学影像物理学学习指导》、《医学影像物理学实验》等辅助学习光盘和教材。

新版教材中仍可能存在不足,甚至不当之处,恳请专家、教授、同行及广大同学提出宝贵意见和建议,以便再版修订中更臻完善。

编 者

2010 年 2 月

目 录

绪论	1
一、医学影像物理学的主要内容	1
二、医学影像物理学在医学影像学中的作用	2
三、医学影像物理学阐述医学成像的技术手段和科学方法	4
四、医学影像物理学的发展	4
第一章 X 射线物理	5
第一节 X 射线的产生	5
一、X 射线管	5
二、X 射线的产生机制	7
第二节 X 射线辐射场的空间分布	10
一、X 射线强度	10
二、X 射线强度的空间分布	11
第三节 X 射线与物质的相互作用	13
一、X 射线与物质相互作用系数	13
二、光电效应	15
三、康普顿效应	16
四、电子对效应	18
五、X 射线与物质的其他相互作用过程	18
六、各种相互作用的相对重要性	19
七、X 射线的基本特性	19
第四节 X 射线在物质中的衰减	20
一、单能 X 射线在物质中的衰减规律	20
二、连续 X 射线在物质中的衰减规律	21
三、X 射线的滤过	22
第五节 X 射线在人体内的衰减	23
一、人体的物质组成	23
二、混合物和化合物的质量衰减系数	23
三、化合物的有效原子序数	24
四、X 射线在人体内的衰减	24
习题一	25
第二章 X 射线影像	27
第一节 模拟 X 射线影像	27
一、普通 X 射线摄影	27

二、特殊 X 射线摄影	30
三、X 射线摄影图像质量评价	31
第二节 数字 X 射线影像	34
一、数字图像基础	34
二、数字减影血管造影	41
三、数字 X 射线摄影	45
四、数字 X 射线影像的主要技术优势	48
第三节 X 射线计算机断层成像	50
一、X-CT 的基础知识	50
二、传统 X-CT 的扫描方式	59
三、电子束扫描方式	61
四、螺旋 CT	62
五、X-CT 图像的质量控制	65
习题二	70
第三章 磁共振物理	73
第一节 原子核的磁性	73
一、原子核的自旋	73
二、原子核的磁矩	74
三、物质的磁性	74
四、用于磁共振成像的磁性核	75
第二节 静磁场中的磁性核	75
一、微观描述	76
二、宏观描述	77
第三节 磁共振	78
一、磁共振的基本原理	78
二、磁共振的宏观表现	79
三、稳态磁共振	80
第四节 弛豫过程	81
一、弛豫及其规律	81
二、弛豫的机制	81
第五节 自由感应衰减信号	83
第六节 化学位移和磁共振谱	84
一、化学位移	84
二、MRS 分析	85
三、自由水、结合水及其 MRS	86
习题三	86
第四章 磁共振成像	89
第一节 磁共振信号与加权图像	89
一、自由感应衰减信号与加权图像	89
二、自旋回波信号与加权图像	89
三、反转恢复信号与加权图像	92
第二节 磁共振图像重建	93

一、梯度和梯度磁场	93
二、层面选择	94
三、相位编码和频率编码	94
四、二维傅立叶变换图像重建	95
五、 k 空间与磁共振图像重建	96
六、三维傅立叶变换成像	98
第三节 快速成像序列	98
一、快速自旋回波序列	98
二、梯度回波序列	99
三、回波平面成像序列	101
四、快速成像序列应用	102
第四节 磁共振血管成像	105
一、流动现象	106
二、流动现象的补偿	107
三、时间飞越法血管成像	107
四、相位对比法血管成像	108
五、图像重建	108
习题四	108
第五章 核医学物理	111
第一节 原子核的基本性质	111
一、原子核的组成和质量	111
二、核素及分类	111
三、原子核的稳定性	112
第二节 原子核衰变的类型	113
一、 α 衰变	113
二、 β 衰变	113
三、 γ 衰变	115
四、衰变纲图	115
第三节 原子核衰变的宏观规律	115
一、放射性指数衰变规律	115
二、核衰变有关的物理量	116
三、递次衰变	118
四、放射平衡	119
五、放射性计数的统计规律	121
第四节 原子核反应	122
一、核反应的一般概念	122
二、中子及分类	123
三、中子核反应	123
第五节 医用放射性核素的来源	123
一、反应堆生产放射性核素	123
二、回旋加速器生产医用放射性核素	124
三、放射性核素发生器生产医用放射性核素	124
习题五	125

第六章 核医学影像	127
第一节 概述	127
一、核素示踪	127
二、放射性制剂	128
三、核医学影像及其技术特点	128
第二节 γ 射线探测	128
一、 γ 射线能谱	129
二、闪烁计数器	129
三、脉冲幅度分析器	130
第三节 准直器	131
一、准直器的作用	131
二、准直器的技术参数	132
第四节 γ 照相机和单光子发射型计算机断层	134
一、 γ 照相机原理	134
二、 γ 照相机的性能指标及质量控制	136
三、单光子发射型计算机断层原理	137
四、单光子发射型计算机断层的技术优势	138
第五节 PET 及其融合技术	138
一、PET 原理	138
二、PET 技术优势	139
三、PET 融合技术	140
习题六	141
第七章 超声波物理	143
第一节 超声波的基本性质	143
一、超声波的分类	143
二、超声波的产生机制	144
三、声速、声压、声强与声阻抗	144
第二节 超声场	147
一、圆形单晶片声源的超声场	147
二、声束的聚焦	150
第三节 超声波在介质中的传播特性	151
一、反射与透射	151
二、衍射与散射	153
三、声波在介质中的衰减规律	154
四、声波的波型转换和声学谐波	156
五、声束通过介质薄层的特征	158
第四节 多普勒效应	159
一、声波的多普勒效应	159
二、多普勒频移的数学表示	159
三、频移信号的采集	160
习题七	162

第八章 超声成像	163
第一节 超声回波所携带的信息	163
一、反射和散射回波	163
二、超声成像的三个物理假定	164
第二节 A 型超声成像与 M 型超声成像	165
一、A 型超声成像	165
二、M 型超声成像	165
第三节 B 型超声成像	166
一、辉度调制式断面图像的形成	167
二、B 型超声成像中的电子扫描	167
三、B 型超声成像中的图像处理	169
四、B 超图像及质量评价	170
第四节 频谱多普勒	174
一、脉冲多普勒	174
二、连续多普勒	175
三、频谱分析与显示	176
四、伪像	177
第五节 彩色多普勒血流成像	178
一、多道距离选通测量	178
二、自相关技术	179
三、信号输出的显示方式	180
四、彩色多普勒血流成像的特点	181
五、彩色多普勒血流成像的局限	181
六、伪像	182
第六节 三维超声成像	182
一、三维超声成像的基本原理	182
二、静态、动态和实时三维成像	184
第七节 其他超声成像技术	184
一、超声造影成像	184
二、谐波成像	185
三、彩色多普勒能量成像	186
四、多普勒组织成像	187
习题八	188
第九章 红外线物理	191
第一节 红外线的产生	191
一、红外线光谱	191
二、红外线辐射源	192
第二节 红外线辐射的基本规律	192
一、基本辐射量	192
二、光谱辐射量与光子辐射量	194
三、热辐射的基本规律	196
第三节 红外线与物质的相互作用	198
一、红外线的基本特性	198

二、红外线的生物效应	198
习题九	199
第十章 红外线成像	201
第一节 红外探测器	201
一、热探测器	201
二、光子探测器	201
三、成像探测器	202
第二节 红外热像仪	202
一、医用红外热像仪的原理	202
二、医用红外热像仪的性能与参数	204
三、医用红外热像仪的特点与临床应用	204
第三节 热断层成像	205
一、热断层成像技术产生的技术背景	205
二、热断层技术的物理学原理	205
三、热断层成像系统结构及组成	207
四、热断层成像系统应用特点及前景	207
习题十	208
第十一章 电离辐射的生物效应与损伤	211
第一节 辐射量及其测量	211
一、电离辐射的常用辐射量及其单位	211
二、辐射防护用辐射量和单位	212
三、电离辐射的测量方法	214
第二节 电离辐射的生物学效应	215
一、电离辐射损伤的表现特性	215
二、确定性效应和随机性效应	215
三、小剂量电离辐射的生物效应	216
四、影响辐射生物效应的因素	216
第三节 电离辐射损伤机制	217
一、辐射与自由基	217
二、直接作用与间接作用	217
三、原初过程和时间进程	217
四、靶学说和生物靶的调节作用	218
习题十一	219
第十二章 电离辐射的防护	221
第一节 电离辐射防护的法规与标准	221
一、电离辐射防护目的	221
二、电离辐射防护的基本原则	221
三、电离辐射防护的基本标准	222
四、医疗照射剂量的约束	223
第二节 电离辐射防护的基本方法	225
一、内照射防护与外照射防护	225

二、屏蔽材料的选择	226
三、视屏装置的辐射防护	226
第三节 医用放射线的防护	227
一、医用诊断射线的防护	227
二、医用治疗射线的防护	228
三、介入放射学的安全与防护	228
四、医学影像放射防护的监测与管理	230
习题十二	230
参考文献	233
中英文名词索引	235
英中文名词索引	239

绪 论

医学影像和物理学的融合形成了医学影像物理学。医学影像物理学是以物理学的知识为基础,研究和解决与医学诊断、治疗以及与人体基础研究有关问题的交叉学科。它的任务是为医学影像专业学生学习医学影像设备学、医学影像检查技术学等后续课程奠定有关医学影像的物理学基础,为图像诊断提供物理学依据。2000年由卫生部规划出版了我国第一本医学影像物理学国家级统编教材,它标志着医学影像物理学已经成为医学影像专业必修的一门专业基础课程。

一方面,以医学影像设备为代表的仪器装备是当今诊断领域内发展速度最快、技术最为复杂的一类大型医疗设备。虽然医学影像设备、技术的研发及有效合理地使用需要多方面的共同努力,但是处于核心地位的是医学影像物理学。另一方面,医学影像从宏观形态进入到微观、从细胞水平上升到分子水平都是以医学影像物理学为发展基础的。因此,医学影像物理学是医学影像的源头和基础。

伴随着医学影像发展的需求,医学影像物理学不断地得到充实和完善,取得了长足进展,所涉及的范围越来越广,有X射线成像、超声波成像、磁共振成像、核医学影像和红外线成像等。这些成像方法各有所长,互相补充,能为医生做出确切诊断提供愈来愈详细和精确的信息。而具体解剖结构和病理情况形成图像的过程,与医学成像设备的固有特性和所选取的成像技术中的方法、参数是密不可分的。医学影像技术和设备的有效使用,以及对医学图像的正确分析、解释和处理,都要求对医学成像过程的物理原理有一定的理解。

一、医学影像物理学的主要内容

医学影像物理学是将物理学的原理和方法应用于对人类疾病诊断和治疗,并以各种医学影像技术的物理原理及其应用过程中的质量保证、质量控制和辐射防护及安全等为其主要内容。具体涉及以下几个方面:

1. 用于医学成像的辐射波 医学成像首先要有波源用于产生辐射波。当辐射波定向地向人体发射或者从人体内部发射出来时,就可以利用探测器探测这些辐射波并实现对人体成像。各种携带人体信息的辐射波都可以用于医学成像,目前医学成像的主要辐射波是X射线、 γ 射线、射频波、超声波和近红外波等。为此,医学影像物理学对辐射波重点描述的内容是:

- (1) 辐射波的产生、性能和特点。
- (2) 产生辐射波装置的设计原理。
- (3) 辐射波和人体组织相互作用的物理机制。

2. 各种成像模式的物理原理 用特定波长的某种辐射波完成的一类成像技术称为一种成像模式,例如X-CT成像,磁共振成像等。医学影像物理学所涉及的各种成像模式的物理过程主要包括:

(1) 成像辐射波的形成过程:波源产生的原始辐射波经过与人体组织相互作用后形成携带人体信息的成像辐射波,这种演变过程即为成像辐射波的形成过程。

(2) 成像数据采集过程:各种成像模式的数据采集过程是从不同角度观察物体,把一个物体的信息

分解成从不同角度上观察到的物体的部分信息,是把一个完整的物体分解成只具有局部信息的过程,称之为微分过程。

(3) 图像重建过程:图像重建是医学图像数据采集的逆过程,是把从各个不同角度上观测到的物体恢复成完整物体的过程,称之为积分过程。

每一种成像模式都基于某种特定辐射波与人体相互作用的物理规律。成像模式采集数据的内容取决于辐射波和人体组织的相互作用机制、机械结构;不同的成像模式采集数据的内容、采集时的机械结构等多方面的差别使得不同成像模式的微分和积分过程有很大的不同,其物理原理是医学影像物理学重点讲述内容。

3. 医学图像质量保证和控制的物理原理 医学图像是对人体内部情况的可视化表达,需要表达的人体信息包括人体的解剖、生理、心理三种类型的信息,每种信息都有正常和不正常之分,不正常就是病理的状态,是医学影像研究和解决的重点问题。获得的医学图像应该是人体真实情况的反演,必须非常准确地反演人体内部的各种信息。但是,通过成像设备得到的人体信息都夹带了各种噪声和伪影等,其形成的物理原因及消除或有效控制方法的物理原理是医学影像物理学所要描述的内容。

二、医学影像物理学在医学影像学中的作用

物理学在医学影像发展的历程中做出了功不可没的巨大贡献。

1. X 射线物理学是医学影像学的开拓者 医学影像需要自然科学的各种最新成就和新技术的支持,才能实现新的突破和发展。而物理学本身,既有严格的定量的物理学理论,又有精密的、先进的实验方法,因而在医学研究与诊断治疗过程中,它可以发挥重要的作用,也是对其理论和方法进行检验和证明的很好应用。100 多年前物理学家伦琴发现 X 射线时,第一时间用手掌去检验 X 射线是否具有穿透物质的本领。他的这一检验性的做法,不但从物理学上揭示了 X 射线透射物质的性质,引导了医学影像物理学中 X 射线物理学的诞生,也开拓了医学影像学中的 X 射线诊断学。正是这样的物理学和医学的结合,促进了医学影像在认识上、理论上、测试手段上的发展,同时也孕育了今天的医学影像物理学。

2. 医学影像学的发展蕴涵了物理学的丰功伟绩 现代医学影像是在 20 世纪 70 年代之后迅速发展起来的。由于现代医学影像提供了丰富的组织与器官的形态学、功能性和细胞物质与能量代谢的信息,使人们可以全面、深入地认识人体内发生的生理、生化和病理过程。现代医学影像已经形成了 X-CT、MRI、RNI、超声及临床上刚刚起步的红外线等成像技术,它们的发现及成长都蕴涵了物理学的丰功伟绩。医学影像技术为现代医学影像提供了不可缺少的技术手段,是医院现代化、信息化的核心内容。医学影像技术是以物理学为基础、用物理学的概念、方法及物理学原理发展起来的先进技术手段。多年来已有多位物理学家获得了与医学影像学相关的诺贝尔物理学、生理学及医学奖,有些诺贝尔物理学奖的成果直接应用于医学影像学,说明物理学在医学影像中的应用历来受到重视,物理学对医学影像学的发展起着重要的推动作用。

(1) X 射线影像学中物理学的贡献:1901 年,德国物理学家伦琴因为发现 X 射线而成为首届诺贝尔物理学奖得主,成为 20 世纪最伟大的物理学家,X 射线揭开了 20 世纪物理学革命的序幕。在随后的 100 多年中,X 射线在医学诊断上发挥了巨大作用,给人类历史和科技发展带来了深远的影响。

1972 年,世界上第一台 CT 在英国问世。这是继伦琴发现 X 射线以来,在医学诊断领域的又一次重大的突破。第一个从理论上提出 CT 可能性的是一位理论物理学家——美籍南非人阿伦·科马克。他经过几十年的努力,解决了计算机断层扫描技术的理论问题,并于 1963 年首次提出用 X 射线扫描进行图像重建,并提出了人体不同组织对 X 射线吸收量的数学公式。1972 年科马克和英国工程师豪斯菲尔德将计算机技术与 X 线相结合,发明了 X 射线计算机断层扫描 CT(computer aided tomography scanner, CT)重建技术。它能从许多不同的投影图计算出真正的二维切片人体组织图像。此后人们还从新获得的连续断层图通过组合计算出各种角度的切面图,直到三维图像。这一医学史上划时代的成果,使科马克与豪斯菲尔德共享了 1979 年诺贝尔生理学及医学奖。

(2) 磁共振影像中物理学的贡献:20 世纪 30 年代,物理学家伊西多·拉比发现原子核在磁场中对着

磁场呈正向或反向平行排列起来,而施加无线电波之后,则能使原子核的朝向发生翻转。由于这项研究,拉比于1944年获得了诺贝尔物理学奖。

20世纪40年代,两名美国物理学家菲利克斯·布洛赫和爱德华·普塞尔分别独立地做了第一个核磁共振的实验。他们发现原子核在强磁场中能够吸收无线电波的能量,然后重新释放出能量恢复到原来状态。通过分析这些无线电信号,人们能够知道许多种分子的结构和形状。布洛赫和普塞尔为此分享了1952年诺贝尔物理学奖。

2003年英国物理学家彼得·曼斯菲尔和美国科学家保罗·劳特伯尔分享诺贝尔生理学或医学奖以表彰他们在20世纪70年代为开发磁共振成像技术所做出的重大贡献。

(3) 核医学影像中物理学的贡献:虽然核药学和核仪器是核医学发展的两大主要支柱,但核物理才是核医学的基础之基础。甚至可以说,没有核物理就没有核医学,离开了核物理,核医学就成了无源之本。正因为如此,核医学在创立及发展中非常重视与核物理的结合。

核医学影像是以物理学家发现的放射性元素和射线为物理基础,把放射性元素放入体内,体外接收射线的发射成像技术。主要包括放射性核素测量、放射性核素示踪和放射性药物等。射线和粒子束与物质的相互作用是核医学影像技术的物理基础,粒子加速器和核探测是核技术的主要支撑。核医学诊断与放射治疗、同位素和放射性药物生产等方面成就的取得都是与核技术的贡献分不开的。物理学为核医学影像技术的基础研究提供了灵敏而精确的实验方法和分析手段,在近100年内,有十几位物理学家在与核医学有关的领域研究中获得诺贝尔物理学奖,为核医学影像的形成与发展作出了卓越的贡献。

1) 1896年法国物理学家贝可勒尔在研究铀矿时,发现铀矿能使包在黑纸内的感光胶片感光,在人类历史上第一次认识到放射现象;两年后波兰化学家玛丽·居里夫妇发现了镭,居里夫人将这种化合物放出的辐射现象取名为“放射性”,称铀的射线为贝可勒尔射线。因此,1903年贝可勒尔和居里夫妇共获诺贝尔物理学奖。

2) 1931年和1939年美国科学家劳伦斯、英国科学家科克·克罗夫特和沃尔顿因在加速器方面取得卓越成绩先后获得诺贝尔物理学奖。

3) 从1927年到1992年,威尔逊、布莱克特、鲍威尔、格拉泽、沙帕克因等科学家因在探测器方面取得卓越成绩先后获得诺贝尔物理学奖。

4) 1961年和1994年穆斯堡尔、布罗克豪斯和沙尔因在核分析技术方面取得卓越成绩先后获得诺贝尔物理学奖。

(4) 超声影像学中物理学的贡献:1880年法国物理学家比埃尔·居里和哥哥雅克·居里一起研究晶体的特性,发现了一些晶体在某一特定方向上受压时,在它们的表面上会出现正或负电荷,这些电荷与压力的大小成正比,而当压力排除之后电荷也消失,即所谓的压电效应。1882年,他们又证实了李普曼关于逆效应的预言:电场引起压电晶体产生微小的收缩。压电效应的发现成为超声探头的基础,为超声医学的建立提供了理论依据。

1914年法国物理学家朗之万利用电容发射器和一只放在凹镜面焦点的磁粒微音器在水下进行实验,接收到了海底回波以及200m以外的一块装甲板的回波,在1915年首次研制成了石英晶体超声发生器,在1917年设计出了第一台实用的回声定位仪,并于1921年发明了声呐设备。医学超声影像技术的工作原理来源于声呐,朗之万的卓越成绩造就了今天医学超声成像的辉煌,可以说法国物理学家朗之万是医学超声影像的奠基人。

(5) 红外线影像中物理学的贡献:1800年英国物理学家赫胥尔在对不同色光用温度计进行测量和对比时发现了红外线,又称为红外热辐射。这是人类认识自然界的一次飞跃,从此开辟了人类应用红外技术的广阔道路,并为研究、利用和发展红外技术奠定了物理理论基础。

红外的本质之一就是“热”现象。人体是个天然辐射体,体内细胞在进行新陈代谢的过程中产生热量,形成热辐射,不同细胞产生的热量不一,热量由体内向体表传递,不同细胞的热量传递均有一定的规律。热辐射是19世纪发展起来的一门新学科,它的研究得到了热力学和光谱学的支持,同时用到了电磁学和光学的新技术。1911年诺贝尔物理学奖授予德国乌尔兹堡大学的维恩,以表彰他发现了热辐射

定律。

热断层成像是近 10 年来世界物理技术领域的重要突破,我国科学家刘忠齐教授(1961 年毕业于西北大学物理系专修理论物理)实现了医学影像技术的革命,开创了医学影像的新领域——热断层成像系统。这项技术不仅在 2001 年 6 月获得了美国的专利,同时还引起了美国军方的高度重视。热断层成像系统的原理是利用红外热辐射接收扫描器接收人体细胞新陈代谢过程中的红外线辐射信号,经计算机处理、分析,基于特定规律和算法重建出对应于人体所检查部位的细胞相对新陈代谢强度分布图,并加以断层,测量出热辐射源的深度和数值,依据正常与异常组织区域的热辐射差来诊断疾病,为定性诊断疾病提供定量依据。红外断层热扫描技术正在推动红外医学诊断的标准数据的建立,改变癌症诊断的标准,迎接一个全新的未来医学时代的到来。

(6) 辐射防护中物理学的贡献:通俗地说,辐射就是某种形式的能量从其产生的源头向外部空间的传播。多年来,都是由物理学家提供物理防护方法和手段,并使医学影像工作者对辐射防护的基本物理概念、方法有所了解 and 掌握,尽可能在减少对患者或受检查者辐射损伤的前提下去完成诊断或治疗;同时,能对就诊者及普通公众做这方面的宣传与解释,把辐射防护提高到公共卫生的水平。可以说,辐射防护始终伴随着物理学家的身影。

随着医学影像技术的普及和快速发展,伴随成像过程中的辐射损伤也凸显出来。物理学在辐射防护中的作用愈来愈引起人们的重视。

三、医学影像物理学阐述医学成像的技术手段和科学方法

1. 技术手段

(1) 从电离或非电离辐射在人体内传播过程中所发生的各种效应采集信号,经处理,按一定方法建立医学图像,依此线路阐述医学成像的物理过程。

(2) 从物理因子对成像参数的影响以及设备的软、硬件性能去评价医学影像的质量。

(3) 从临床诊断需要及图像信号的幅度、频数、频率等特点入手阐述数字图像处理的基本方法。

2. 科学方法 医学影像物理学的主要内容是医学影像技术的物理学原理。而各种医学影像技术的发明都是创造性活动的结晶。因此,医学影像物理学对医学影像的阐述蕴含了大量的创造性思维方法。将实验、创造性物理思维和定量描述三者巧妙结合是医学影像物理学采用的科学方法。这种科学的思维方式和精确定量的表述形式,对科学态度的培养必然产生潜移默化的作用。

四、医学影像物理学的发展

自 1895 年德国物理学家伦琴开创医学影像先河以来,各种医学影像技术都致力于解决以下两个问题:首先选择怎样的信号可以探测人体的内部结构及功能。其次是如何对该信号进行采集和处理,使之转化为人们可以理解的形式。历史上,每当这两个问题被成功解决时,所创造出来的新的医学成像技术都是以物理学作为其理论支撑。因此,物理学理论的发展与完善,必将为现代医学影像开辟许多新的研究途径。高分辨率和快速成像是临床诊断的需求,也是医学影像发展的方向,其主要目的是快速地一次获取更多的信息,为疾病诊断提供尽可能全面准确的信息,所以开创多模式和多参数成像技术是必然的趋势,对物理学的需求也会更加广泛,即医学影像物理学的范畴将伴随医学影像发展的需求不断地更新变化。

(吉 强)

第一章

X 射线物理

X 射线是德国著名物理学家伦琴于 1895 年 11 月 8 日发现的,它的发现给人类历史和科技发展带来深远的影响。X 射线被发现后,首先应用到医学诊断上,在随后的 100 多年中,X 射线在医学领域发挥了巨大作用。本章将介绍 X 射线产生的物理过程、X 射线的辐射场、X 射线在物质中的衰减等内容。

第一节 X 射线的产生

一、X 射线管

高速带电粒子撞击物质受阻而突然减速时都能产生 X 射线。现在用于医学成像的 X 射线辐射源,都是利用高速运动的电子撞击靶物质而产生的。可见,产生 X 射线必须具备三个基本条件:首先应有一个电子源,能根据需要随时提供足够数量的电子。其次应能够获得高速电子流,这又需要两个条件:其一是有个高电压产生的强电场,使电子获得很大的动能;其二是有一个高真空度的空间,使电子在高速运动中不受气体分子的阻挡而降低能量,同时,也能保护灯丝不致因氧化而被烧毁。第三要有一个能够经受高速电子撞击而产生 X 射线的靶。X 射线管(X-ray tube)就能满足上述要求。现代 X 射线管的主要组成部分如图 1-1 所示。

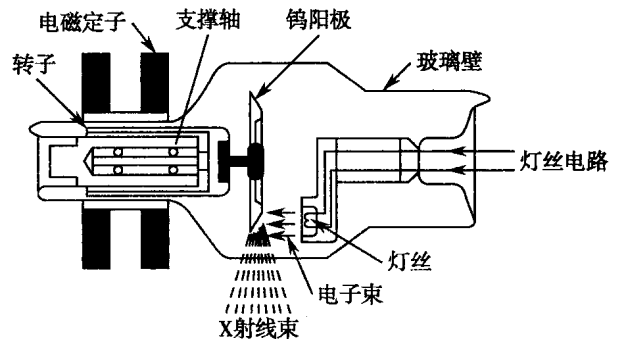


图 1-1 旋转阳极 X 射线管结构

1. 阴极 阴极(cathode)是 X 射线管的负极,由灯丝和聚焦罩两部分组成。灯丝采用高熔点的钨丝(熔点 3410℃)绕制而成,钨丝中含有的微量元素钍是为了增加电子的发射率和延长灯丝的使用寿命。但是,最终金属钨还是会蒸发的,并沉积在 X 射线管的内壁上。上述情况一旦发生,将导致 X 射线管发生故障。当灯丝两端加上电压,通过电流后,灯丝表面温度逐渐升高,待达到白炽后发射电子,灯丝发射电子的数目与温度有关。灯丝电流的大小由一个灯丝电路来控制,形成的电流变化范围从几个到几十个安培不等。从灯丝发射的电子经高压加速后撞击在靶上,此时加在两极之间的加速电压称为管电压,这种加速后的电子束流称为管电流,其变化范围从几个到几百个毫安培。在电子从阴极向阳极运动的过程中由于电子与电子之间的斥力,加大了束斑的尺寸。为了减小束流的斑点大小,需要一个调节电流束斑大小和电子发射方向的聚焦电极,这种聚焦电流的电极做成凹槽状,所以称为聚焦罩。灯丝埋在聚焦罩里。灯丝的尺寸是决定束流斑点大小的主要因素,一般的 X 射线管都有 2 个或 3 个不同尺寸的灯丝。

灯丝电流和管电流虽是分开的,但又是相关联的,空间电荷是它们间的关联因素之一。在管电压较低