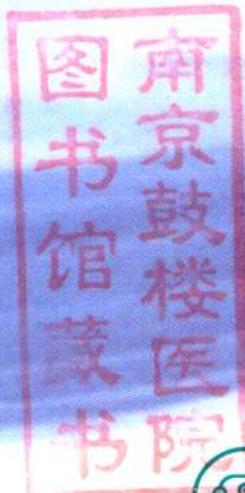
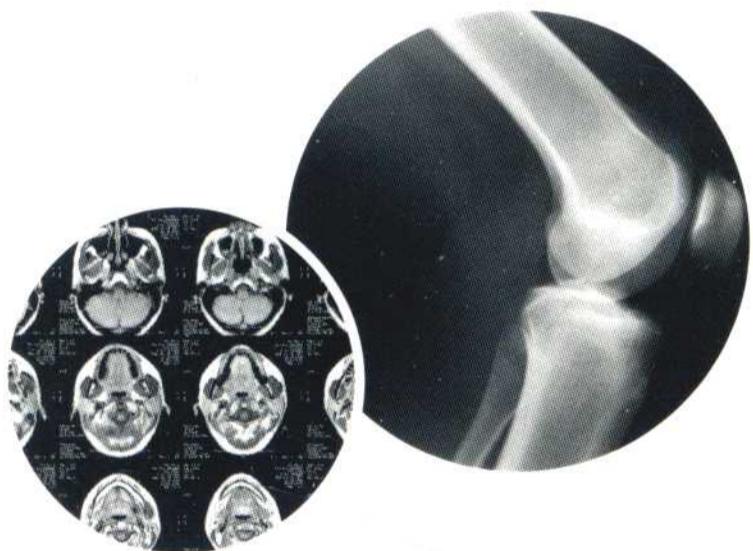


医学影像技术手册

• 主编 余建明



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

R445-b2

8016

402-2000

2000-7-1-800 1000

医学影像技术 手册

主编 余建明

副主编 周彬 雷子乔

于群 杨明

编者 (以姓氏笔画为序)

于群 孔祥闯 宁先英

朱乐 刘小明 刘永华

许卉 许斯 孙啸天

杨明 李友林 吴晟

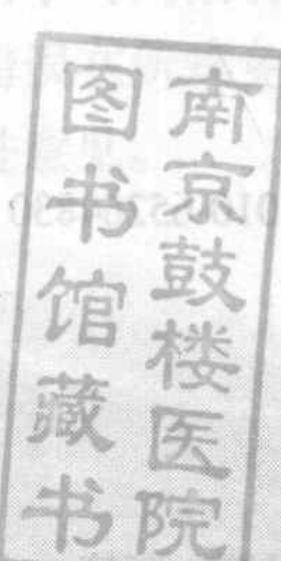
吴红英 余佩琳 余建明

迟彬 张炜 罗昆

周彬 胡立 黄硕

蒋迎龙 富青 谢光明

雷子乔 蔡敏芳



B0010286

B0010286

人民卫生出版社

图书在版编目 (CIP) 数据

医学影像技术手册 / 余建明主编 . —北京：人民卫生出版社，2014

ISBN 978-7-117-19502-7

I. ①医… II. ①余… III. ①医学摄影 - 技术手册
IV. ①R445

中国版本图书馆 CIP 数据核字 (2014) 第 153476 号

| | | |
|-------|--|------------------------------|
| 人卫社官网 | www.pmph.com | 出版物查询，在线购书 |
| 人卫医学网 | www.ipmph.com | 医学考试辅导，医学数据库服务，医学教育资源，大众健康资讯 |

版权所有，侵权必究！

医学影像技术手册

主 编：余建明

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：北京中新伟业印刷有限公司

经 销：新华书店

开 本：850 × 1168 1/32 印张：16

字 数：389 千字

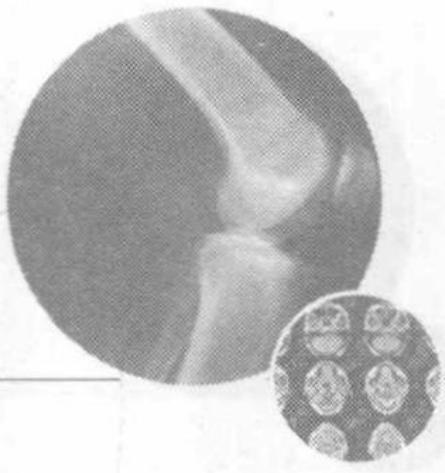
版 次：2014 年 8 月第 1 版 2014 年 8 月第 1 版第 1 次印刷

标准书号：ISBN 978-7-117-19502-7/R · 19503

定 价：45.00 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）



前 言

近年来,医学影像技术飞跃发展,新的成像技术和新的临床检查方法不断涌现,医学影像技术的使用周期不断变短。特别是医学影像检查技术在临幊上具有举足轻重的地位,许多疾病的诊断和疗效观察离不开医学影像检查技术。医学影像检查技术包含多种影像设备,每一种影像设备又有许多检查方法,其技术含量高,掌握难度较大。在繁重的临幊影像学检查中,迫切需要一本简便实用和操作性强的医学影像检查的工具书。为此,出版一本临幊实用型医学影像技术检查操作手册十分必要。

历经几个春秋的资料收集、编写和整理,《医学影像技术手册》一书终于和广大读者见面了。

本手册以临幊实用为目的,使医学影像技术的理论实用化,力戒纯理论,强调实用性和可操作性,紧密联系临幊。

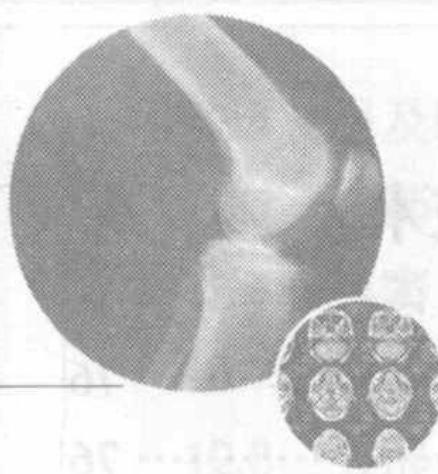
本书在编写过程中得到了华中科技大学同济医学院附属协和医院戴文老师的帮助。

由于时间紧、任务重以及编者水平所限,书中的缺点和错误在所难免,恳请广大读者不吝赐教,提出宝贵的改进意见。

余建明

2014年3月

目录



I 普通 X 线成像技术

| | |
|--------------------|----|
| 1 X 线设备构造及 X 线成像基础 | 1 |
| 1.1 X 线设备的基本结构 | 1 |
| 1.2 X 线的基本特性 | 4 |
| 2 X 线防护 | 10 |
| 2.1 X 线对人体的危害 | 10 |
| 2.2 常用辐射剂量单位 | 16 |
| 2.3 X 线防护标准 | 19 |
| 3 对比剂与 X 线造影技术 | 20 |
| 3.1 X 线对比剂 | 20 |
| 3.2 X 线造影技术 | 25 |
| 4 X 线照片冲洗与增感屏 | 30 |
| 4.1 X 线胶片与照片冲洗 | 30 |
| 4.2 增感屏 | 32 |
| 5 人体各部位的 X 线摄影 | 34 |
| 5.1 X 线摄影的基础知识 | 34 |
| 5.2 头部 X 线摄影 | 37 |
| 5.3 脊柱与骨盆 X 线摄影 | 42 |
| 5.4 上肢 X 线摄影 | 50 |
| 5.5 下肢 X 线摄影 | 56 |
| 5.6 胸腹部 X 线摄影 | 62 |
| 5.7 乳腺 X 线摄影 | 67 |
| 5.8 高千伏摄影和口腔 X 线摄影 | 73 |

II 数字 X 线成像技术

| | |
|-----------------------|-----|
| 6 数字 X 线影像基础 | 76 |
| 6.1 数字图像的特征与形成 | 76 |
| 6.2 数字图像的处理与显示 | 79 |
| 6.3 数字图像评价与计算机辅助诊断 | 83 |
| 7 CR 成像技术 | 86 |
| 7.1 CR 系统的构造 | 86 |
| 7.2 CR 成像原理与操作技术 | 88 |
| 8 DR 成像技术 | 90 |
| 8.1 非晶硒探测器成像 | 90 |
| 8.2 非晶硅探测器成像 | 95 |
| 8.3 CCD 与线扫描探测器 X 线成像 | 101 |
| 8.4 DR 的特殊成像技术 | 105 |
| 9 照片打印技术 | 110 |
| 9.1 激光成像技术 | 110 |
| 9.2 热敏成像技术 | 114 |
| 9.3 喷墨打印成像技术 | 118 |

III CT 成像技术

| | |
|--------------------|-----|
| 10 CT 的构造与成像原理 | 121 |
| 10.1 CT 的发展与构造 | 121 |
| 10.2 CT 的成像原理 | 128 |
| 10.3 几种特殊 CT 的成像特点 | 135 |
| 11 CT 扫描技术 | 143 |
| 11.1 CT 的基本概念 | 143 |
| 11.2 扫描方法 | 154 |
| 12 人体各部位的 CT 检查技术 | 159 |
| 12.1 CT 扫描前准备 | 159 |
| 12.2 颅脑 CT 扫描技术 | 162 |
| 12.3 鞍区 CT 扫描技术 | 164 |

| | |
|-------------------------------|-----|
| 12.4 眼及眼眶 CT 扫描技术 | 165 |
| 12.5 耳部 CT 扫描技术 | 166 |
| 12.6 鼻窦 CT 扫描技术 | 168 |
| 12.7 颌面部 CT 扫描技术 | 169 |
| 12.8 头部血管造影扫描技术..... | 170 |
| 12.9 咽喉部 CT 扫描技术 | 172 |
| 12.10 甲状腺 CT 扫描技术 | 173 |
| 12.11 颈部血管造影扫描技术 | 174 |
| 12.12 胸部 CT 扫描技术 | 176 |
| 12.13 肺动脉扫描技术 | 178 |
| 12.14 肺静脉左心房扫描技术 | 179 |
| 12.15 冠状动脉 CT 扫描技术 | 181 |
| 12.16 腹部 CT 扫描技术 | 187 |
| 12.17 主动脉血管造影扫描技术 | 190 |
| 12.18 盆腔 CT 扫描技术 | 191 |
| 12.19 脊柱 CT 扫描技术 | 193 |
| 12.20 四肢骨关节及软组织 CT 扫描技术 | 194 |
| 12.21 上肢动脉血管造影扫描技术 | 197 |
| 12.22 下肢动脉血管造影扫描技术 | 198 |
| 12.23 下肢静脉血管造影扫描技术 | 199 |
| 12.24 CT 介入技术 | 200 |

IV DSA 成像技术

| | |
|----------------------------|-----|
| 13 DSA 设备及成像原理 | 204 |
| 13.1 DSA 设备的构造及其特性 | 204 |
| 13.2 DSA 成像原理 | 207 |
| 13.3 DSA 信号与图像采集 | 209 |
| 13.4 DSA 成像方式与时间减影方式 | 212 |
| 13.5 DSA 图像处理 | 214 |
| 13.6 DSA 特殊成像技术 | 216 |
| 14 介入放射学 | 221 |
| 14.1 介入放射学发展与应用评价 | 221 |

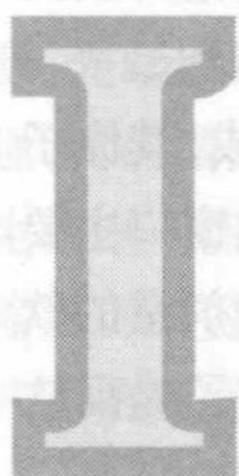
| | |
|----------------------------------|------------|
| 14.2 介入放射学的器械 | 223 |
| 14.3 介入治疗的相关技术 | 228 |
| 14.4 介入治疗的并发症及处理 | 231 |
| 15 DSA 的临床检查技术 | 237 |
| 15.1 检查前准备 | 237 |
| 15.2 头颈部 DSA 技术与介入治疗 | 239 |
| 15.3 胸部 DSA 技术与介入治疗 | 253 |
| 15.4 心脏与冠状动脉 DSA 技术与 介入治疗 | 258 |
| 15.5 腹部 DSA 技术与介入治疗 | 273 |
| 15.6 盆腔 DSA 技术与介入治疗 | 289 |
| 15.7 四肢 DSA 技术与介入治疗 | 292 |
| V MR 成像技术 | |
| 16 MR 构造与成像原理 | 301 |
| 16.1 MR 成像仪的构造及其特性 | 301 |
| 16.2 MR 成像的物理学基础 | 305 |
| 16.3 MR 图像重建原理 | 310 |
| 17 MR 成像的脉冲序列 | 314 |
| 17.1 脉冲序列的构成、表达与分类 | 314 |
| 17.2 脉冲序列的参数及其意义 | 315 |
| 17.3 图像对比度与加权 | 319 |
| 17.4 自旋回波序列 | 321 |
| 17.5 梯度回波脉冲序列 | 325 |
| 17.6 反转恢复和快速反转恢复序列 | 329 |
| 17.7 平面回波成像序列 | 333 |
| 17.8 基于螺旋桨技术的快速自旋回波及 快速反转恢复序列 | 335 |
| 17.9 三维成像及其脉冲序列 | 337 |
| 18 磁共振特殊成像技术 | 337 |
| 18.1 磁共振血管成像 | 337 |
| 18.2 磁共振水成像 | 345 |

| | |
|----------------------|------------|
| 18.3 磁共振功能成像 | 347 |
| 18.4 磁敏感加权成像 | 353 |
| 18.5 磁共振波谱成像 | 355 |
| 18.6 磁共振饱和成像技术 | 359 |
| 18.7 预脉冲获得图像对比的序列设计 | 361 |
| 18.8 磁共振辅助成像技术 | 369 |
| 18.9 磁共振介入与分子影像学 | 371 |
| 19 磁共振临床检查技术 | 374 |
| 19.1 磁共振检查准备 | 374 |
| 19.2 中枢神经系统磁共振扫描技术 | 377 |
| 19.3 脊柱与脊髓磁共振扫描技术 | 388 |
| 19.4 五官及颈部磁共振扫描技术 | 390 |
| 19.5 胸部磁共振扫描技术 | 394 |
| 19.6 心脏磁共振扫描技术 | 396 |
| 19.7 消化系统磁共振扫描技术 | 408 |
| 19.8 泌尿生殖系统磁共振扫描技术 | 413 |
| 19.9 四肢关节及软组织磁共振扫描技术 | 415 |
| 19.10 外周血管磁共振扫描技术 | 419 |
| 19.11 外周神经磁共振扫描技术 | 421 |

VI PACS 技术

| | |
|----------------------------|------------|
| 20 PACS/RIS 概念与构架 | 426 |
| 20.1 PACS/RIS 概念 | 426 |
| 20.2 PACS 的构架 | 428 |
| 20.3 医学影像显示器 | 431 |
| 21 PACS/RIS 硬件与软件平台 | 435 |
| 21.1 PACS/RIS 硬件平台 | 435 |
| 21.2 PACS/RIS 软件平台 | 440 |
| 22 PACS 的运行 | 445 |
| 22.1 国际标准和规范 | 445 |
| 22.2 PACS 系统管理 | 448 |
| 22.3 PACS/RIS 与其他信息系统整合 | 459 |

| | |
|----------------------|------------|
| 22.4 图像压缩与后处理技术..... | 462 |
| 22.5 远程医疗影像技术..... | 466 |
| 22.6 PACS 临床应用 | 470 |
| 英汉名词对照 | 478 |



普通X线成像技术



1 X线设备构造及X线成像基础

1.1 X线设备的基本结构

【X线管】

X线管是X线机的核心部件,作用是将电能转换成X线能。X线管由阳极、阴极和玻璃壳三部分组成。

阳极由阳极头、阳极帽、阳极柄三部分组成。阳极头由靶面和阳极体组成,靶面承受电子轰击。阳极帽由含钨粉的无氧铜制成,主要作用是吸收二次电子和散射X线。阳极柄由无氧铜制成,是阳极引出球管外的部分,它与阳极头的铜体相连。

阴极主要由灯丝、阴极头、阴极套和玻璃芯柱组成,作用是发射电子并对轰击靶面的电子进行聚焦,形成X线管的实际焦点。玻璃壳又称管壳,用来支撑阴、阳两极和保持管内的真空度。

X线管的容量是为X线管阳极靶面允许产热(或能承受热量)的最大负荷量,它是X线管的重要参数之一。

栅控X线管是在普通X线管的阴极和阳极之间加上一个控制栅极,故又称三极X线管。当在栅极上

加一相对阴极灯丝而言一定大小的负电位或负脉冲电压时,管电流截止,不发生 X 线;当负电位或负脉冲消失时,管电流导通发生 X 线。这样患者和操作者接受的辐射剂量减少,X 线管负载降低,使用寿命延长。

软 X 线管的阳极靶材料一般采用钼制成,其原子序数是 42,熔点是 2622℃。软 X 线管的输出窗口主要采用铍,其吸收性能低于玻璃,可以辐射出大剂量的软 X 线。对乳腺等软组织进行 X 线检查时,为了提高软组织影像的反差,必须采用软射线进行摄影。

【X 线发生器】

X 线发生器由高压变压器、灯丝变压器、高压整流器和高压交换闸等构成,组装于钢板制成的箱体内,箱内充满起绝缘及散热作用的变压器油。高压变压器是产生高电压并为 X 线管提供高压电能的器件。灯丝变压器是供 X 线管灯丝加热用的降压变压器,一般功率为 100W 左右。高压整流器是将高压变压器次级输出的交流电压变为脉动直流电压的电子元件。高压电缆将高压发生器产生的直流高压输送到 X 线管两端,同时把灯丝加热电压输送到 X 线管的阴极。高压插头及插座是连接高压电缆、高压发生器和 X 线管的器件。

管电压代表 X 射线的质,决定了穿透力;管电流代表 X 射线的量,是 X 射线管灯丝产生自由电子的数量;曝光时间控制 X 射线产生的持续时间。

中、高频 X 线发生器的技术特点:①输出的高压波型平直近似于直线,脉动率很低,使 X 线的高能性和单色化程度更高;②由于 X 线的线束质量好,可增加输出量,降低工作人员和患者的接受剂量;③可实时控制,精度较高,使电流、电压、时间的误差小;④mA、kV 采用闭环控制,输出稳定,重复性好;⑤比工频高压发生器体积和重量明显减小;⑥最短脉冲曝光时间 1 毫秒,可实现短时间曝光;⑦使用计算机控制和管理,可向智能化发展。中频范围:400Hz~20kHz;高频范围:

30~100kHz。

【影像增强器】

1. 基本结构 影像增强器由增强管、管容器、电源、光学系统以及支架部分组成。主要部分是影像增强管,前端面积大的一端为输入屏,它接受X线辐射产生的电子流;管壁内有聚焦电极;尾端面积小的一端为输出屏,它接受电子轰击发光,使输入屏的图像增强数千倍亮度在输出屏上成像。

2. 工作原理 由X线管辐射出的X线穿过物体,在增强管的输入屏形成可见光图像,这种可见光图像经与输入屏相接的光阴极,便由光阴极发射出光电子;光电子在聚集电极及阳极形成的电子透镜的作用下,聚焦加速后在输出荧光屏上形成缩小了的电子图像;电子图像经输出屏转化可见光图像。

3. 增强管的增益 增强管的增益有缩小增益和能量增益。缩小增益是指输出屏面积比输入屏小,光阴极发射出的电子,通过电子光学系统,将集中投射到面积较小的输出荧光屏上。这样,输出屏单位面积接收的电子数量,以及由它们激发出的光子数量将增加,从而提高了亮度。能量增益是指从光阴极发射出的电子,在阳极正电位加速过程中获得了能量。光阴极与阳极之间电压愈高,电子获得的能量愈大,在输出荧光屏上激发出的光子数量愈多,亮度愈强。

【X线机附属装置】

1. X线管支持装置 普通摄影X线机分为立柱式、悬吊式及床旁式三种,其作用都是将管球固定,并能上下、前后、左右移动,沿着管球长短轴旋转。立柱式支持装置有天地轨立柱式和双地轨立柱式;悬吊式支持装置主要组件有天轨、滑车、伸缩器和球管横臂等;床旁立柱式相似,只是两个滑道安装于床边,代替地轨,将立柱安装于滑道上工作,移动范围较立柱式小。

2. 患者检查床 患者检查床是为患者提供可移动和转动的安全舒适的支撑装置。床要求有一定的强度,

能支撑患者的重量不变形,又要是低 X 线吸收的材料,一般是由高硬度的碳素纤维材料制成床面。

3. 立位摄影架 也称胸像架,是为了立位摄影所提供的具有活动滤线器摄影功能的装置,并能放入暗盒,可上下调整位置。

4. X 线电视系统 传统的 X 线电视由影像增强器、摄影装置、控制器、显示器等四大部分组成。目前的平板探测器构成的电视系统则取消了前两项。

5. 滤线栅 可消除散射线的影响,减轻 X 线照片的灰雾度,提高影像质量而设计的一种摄影辅助装置。有平行式、聚焦式和交叉式三种。目前多为聚焦式。主要技术参数如下:焦距是指聚焦式滤线栅的焦点与滤线栅中心的垂直距离,常用滤线栅的焦距有 80cm、90cm、100cm 和 120cm 几种;栅比是指滤线栅铅条高度与铅条间距离之比。该值越大,吸收散射线的效果越好,目前有 10:1, 12:1, 14:1 等;栅密度是指每 1cm 中所含铅条数目。常用滤线栅的栅密度为 40~80 条 / 厘米。

1.2 X 线的基本特性

【X 线发现及产生条件】

1. X 线的发现 1895 年 11 月 8 日,德国物理学家伦琴(Rontgen)在研究阴极射线管气体放电时,发现附近涂有铂氯化钡的纸板上能发出肉眼可见的荧光,并将手置于阴极射线管与铂氯化钡板之间,在纸板上显示出手的轮廓及骨骼影像。伦琴推断这是一种特殊的射线,当时不清楚这种射线的性质,便借用数学上代表未知数的符号“X”来代替,称之为 X 射线,又称伦琴射线。

2. X 线的产生必须具备的条件 ①电子源;②在真空条件下,高电压产生的强电场和高速运动的电子流;③适当的障碍物(靶面)来接受高速运动电子所带的能量,使高速电子所带的动能部分转变为 X 线能。

【X 线的本质及质与量】

1. X 线的本质 X 线属于电磁辐射的一种,和其

他光线一样,具有微粒和波动二象性。X线的波长范围约为 $6 \times 10^{-11} \sim 5 \times 10^{-6}$ cm,医学诊断用X线管管电压通常在40~150kV之间,相应的X线波长约为 $8 \times 10^{-10} \sim 3.1 \times 10^{-9}$ cm。

X线在与物质相互作用时表现了微粒性:每个光子具有一定的能量、动量和质量,能产生光电效应,能激发荧光物质发出荧光等现象。X线又和其他光线一样,在传播的过程中表现了波动性,具有频率和波长,并有干涉、衍射、反射和折射等现象。这些都充分说明了X线不仅具有微粒性和波动性,且微粒性和波动性并存。

2. X线的质(线质) 一般用于表示X线的硬度,即穿透物质的能力,它代表光子的能量。X线的质仅与光子能量有关,能量越大,X线的波长越短,穿透力越强。X线管发出的是波长不等的连续X线谱,其实很难用一个数值来表示,在实际工作中,一般用管电压(kV)数值间接表示X线的质。也可用半价层来表示X线质,半价层(HVL)是指入射的X线强度减弱为原来的一半时某均匀吸收体的厚度,半价层越厚,表示X线质越硬。

3. X线的量 是X线束中的光子数目,在实际工作中,常用X线管的管电流与照射时间的乘积毫安秒(mAs)来表示X线的量。管电流越大,代表X线管中被加速的电子数目越多,电子撞击阳极靶面产生的X线量越多,则X线强度越大。

4. X线强度 是指在单位时间内垂直于X线传播方向的单位面积上所通过的光子数目和能量的总和。X线管长轴方向上的X线强度分布是非对称性的,近阳极端的X线强度小,近阴极端的X线强度大;X线管短轴方向上的X线强度分布基本对称。

【X线效率与效应】

1. X线产生的效率 是指发生的X线能量占全部电子撞击阳极靶面总能量的百分率。电子撞击阳极

靶面的全部能量中,碰撞损失的能量最后将全部转化为热能,仅有辐射损失能量的极小部分(约 0.2%)转变为 X 线能。

2. 穿透作用 是指 X 线穿过物质时不被吸收的本领,其穿透性不仅与 X 线的能量有关,还与被穿透物质的本身结构和原子性质有关。光子能量越大,产生 X 线波长越短,对物质的穿透作用越强。物质的原子序数高、密度大,吸收 X 线量多,X 线穿透力相对较弱;物质原子序数低、密度小,吸收 X 线量少,X 线穿透力相对较强。X 线对人体各组织穿透性的差异是 X 线医学成像的基础。

3. 荧光作用 某些荧光物质,如钨酸钙、铂氰化钡、硫化锌镉及某些稀土元素等,受到 X 线照射时,物质原子发生电离或被激发处于受激状态。当被激发的原子恢复到基态时,电子的能级跃迁辐射出可见光和紫外线光谱,即荧光。具有这种特性的物质叫荧光物质,这种物质间的作用称荧光作用。

4. 电离作用 物质受到 X 线照射,原子核外电子脱离原子轨道,这种作用称为电离作用。

5. 感光作用 由于电离作用, X 线照射到胶片,使胶片上的卤化银发生光化学反应,出现银颗粒的沉淀,称为 X 线的感光作用。

6. 生物效应 生物细胞特别是增殖性细胞经一定量的 X 线照射后,可以产生抑制、损伤甚至坏死,即为 X 线的生物效应。

【光电效应与康普顿效应】

1. 光电效应 当 X 线光子与物质的原子内壳层轨道电子相互作用时,将全部能量传递给电子,一部分能量使其克服核电场作用而脱出轨道,释放出来的电子叫光电子;另一部分剩余能量则成为光电子高速运动的动能,此种现象称为光电效应。这种被击原子对光子能量的吸收叫做光电吸收,多发生于低能量的光子和原子序数较高的物质作用的时候。

2. 康普顿散射 X线光子与原子外层轨道电子(自由电子)相互作用时,光子将部分能量传递给电子,轨道电子获得能量后摆脱原子核的束缚,从原子中射出。而入射光子损失掉一部分能量,就改变了频率和方向,与原入射方向成某一角度散射,这个过程称为康普顿散射。

【连续放射与标识放射】

1. 连续放射 又称轫致辐射。在X线管中,管电压越高,阴极电子获得的动能就越大。一部分具有足够能量且高速运动的电子与所撞击的靶原子核相互作用,将电子的全部能量(动能)转变为光子,产生波长极短的X线。但高速运动的电子并不一定全部直接与靶原子核相撞,有的只是受到核内正电场的作用而失去一部分能量,并且以光子形式放射出来。愈接近原子核,失去的能量愈多,放射出的X线波长愈短。其他电子因得到的动能较小,产生的X线波长较长。高速电子经过第一次撞击失去一部分能量,再以较低速度继续撞击,直到能量完全耗尽为止。

由于单位时间内大量的、能量不等的电子同时撞击靶面,且在与靶原子相互作用中损失的能量也各不相同。所以,X线管放射出的X线是一束波长不等、连续的混合射线,称之为连续放射(轫致辐射)。

2. 标识放射 又称特征辐射,是由高速运动的电子与靶原子的内层轨道电子相互作用所产生的。X线管阴极发出的电子,以很大的动能撞击靶面时,原子内层轨道电子被击出而留下一个空位。按能量分布最低的原则,处于高能态的外壳层电子必然要向内壳层填补,产生电子跃迁现象。在跃迁过程中将其多余的能量以光子的形式放射出来,便产生X线。

不同的靶物质,其原子结构不同,发出X线的波长也不尽相同。这种由靶物质所决定的X线称为标识放射,它与X线管的管电流无关。电子撞击靶物质产生标识射线所需要的足够能量是由管电压决定的,管电