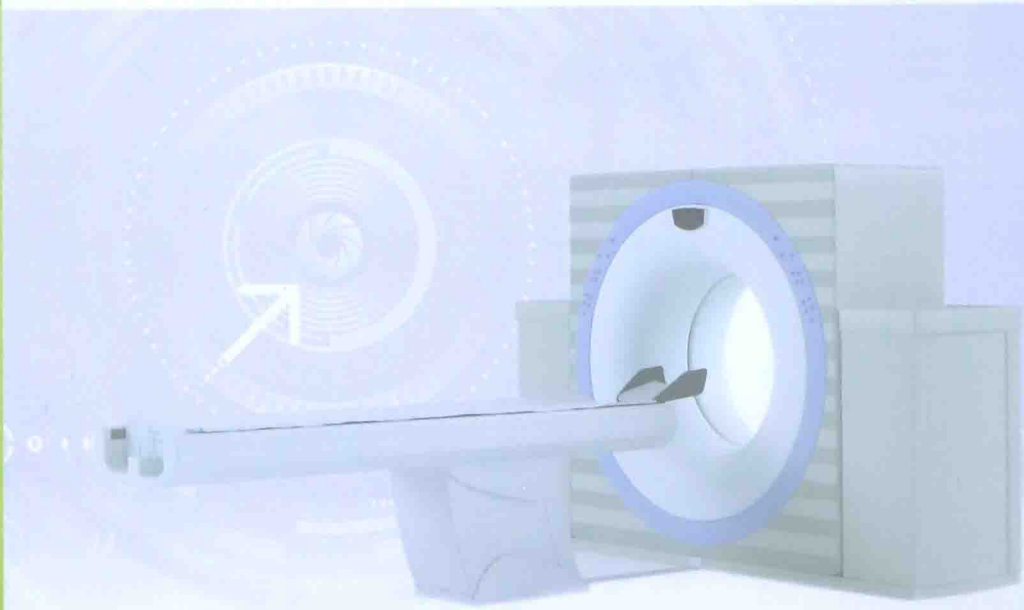


医疗设备计量与检测技术系列丛书

医用X射线诊断设备 计量与检测技术

江苏省计量科学研究院 编著



MEASUREMENT AND TESTING TECHNOLOGY FOR
MEDICAL DIAGNOSTIC X-RAY EQUIPMENTS

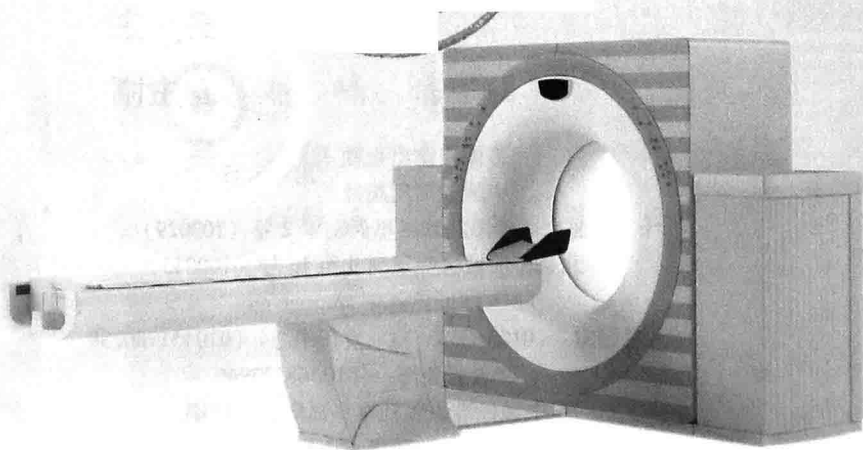


中国质检出版社
中国标准出版社

医疗设备计量与检测技术系列丛书

医用X射线诊断设备 计量与检测技术

江苏省计量科学研究院 编著



中国质检出版社
中国标准出版社

MEASUREMENT AND TESTING TECHNOLOGY FOR
MEDICAL DIAGNOSTIC X-RAY EQUIPMENTS

图书在版编目 (CIP) 数据

医用 X 射线诊断设备计量与检测技术/江苏省计量科学研究所编著. —北京: 中国质检出版社, 2015. 8

(医疗设备计量与检测技术系列丛书)

ISBN 978 - 7 - 5026 - 4198 - 6

I. ①医… II. ①江… III. ①放射性医疗仪器—计量②放射性医疗仪器—检测
IV. ①TH774

中国版本图书馆 CIP 数据核字 (2015) 第 162943 号

中国质检出版社 出版发行
中国标准出版社

北京市朝阳区和平里西街甲 2 号 (100029)

北京市西城区三里河北街 16 号 (100045)

网址: www.spc.net.cn

总编室: (010)68533533 发行中心: (010)51780238

读者服务部: (010)68523946

中国标准出版社秦皇岛印刷厂印刷

各地新华书店经销

*

开本 787 × 1092 1/16 印张 13 字数 266 千字

2015 年 8 月第一版 2015 年 8 月第一次印刷

*

定价 42.00 元

如有印装差错 由本社发行中心调换

版权专有 侵权必究

举报电话: (010) 68510107

“医疗设备计量与检测技术系列丛书”

审定委员会

主任：孙春雷

副主任：彭明辰 杨寄春

委员：钱英 方舸 汤黎明

编写委员会

主任：毛朔南

副主任：赵峰 马宇明

委员：姚绍卫 夏勋荣 任宏伟

刘铁兵 高虹 蒋红兵

赵鹏 蔡宗霖

《医用 X 射线诊断设备计量与检测技术》

编审者名单

主 编：姚绍卫 夏勋荣

副主编：杨玉志 姚建新 范大旺

编 者：方 帅 胡益斌 姜伟平 李明明 王 蓬

邢立腾 许旭东 张 超 杨 刚 刘 娟

朱茂林 王丽明

主 审：郭洪涛

审 核：扈尚泽 王 鹏 蒋 伟 庞 侃

序

随着科学技术的发展和生物医学工程技术的进步，医疗设备向着多功能、多参数、动态化、智能化的方向发展。这些医疗设备获得准确可靠的临床信息是临床诊疗的重要依据，是保障与提高医疗质量的必备条件。这些医疗设备的临床应用拓展了疾病诊疗的深度与广度，促进和实现了临床医疗技术的创新与发展。

科技要发展，计量需先行。计量科技水平是一个国家科技实力的重要标志，是国家综合实力的具体表现。在现代医学工程中，计量工作的重要性尤为突出，要通过先进的计量测试技术，对临床诊疗、疾病预防、医学科研中使用的医疗设备进行检定和校准，使其各项性能参数准确统一。

医疗设备的产品质量是否符合国家相关标准，计量特性是否准确可靠，直接影响到患者的安全与临床诊疗的效果，因此必须对医疗设备进行定期检定校准。我国于1985年颁布《中华人民共和国计量法》，并相继规定60多个强制检定项目，其中涉及医疗卫生、安全防护的项目近一半。近年来，社会各界对医疗设备的计量工作日益重视，标准与规范的制定有了高速发展，无论是从贯彻落实《计量法》的角度出发，还是从专业人才培养的角度考虑，都需要一套内容详实的医疗设备计量检测技术丛书。

鉴于此，江苏省计量科学研究院组织长期从事医学计量工作的工程技术人员和专家学者，编著了“医疗设备计量与检测技术系列丛书”，编著过程中查阅了大量的文献资料，依据国家计量检定规程、规范，参考相关国际标准、国家标准和行业标准，力求内容充实科学。本套丛书汇集了编者多年的实践经验和科研成果，叙述严谨清晰、内容充实、实用性强。丛书按结构原理将常见医疗设备分为多个分册出版，内容涉及

医用 X 射线诊断设备、医用超声诊断和治疗设备、核医学设备、生理电信号设备、临床检验设备、放射治疗设备等。

本丛书内容涵盖计量、生物医学工程、临床医学等诸多领域，各分册从医疗设备基本结构及工作原理、常用术语、相关标准与检定规程、常用检测设备、计量检定和检测技术、常用记录格式以及不确定度评定实例等方面进行详细的阐述，可为医疗设备计量检定人员，型式检验人员，医疗设备采购、维修、管理人员和生产企业工程技术人员及生物医学工程类本、专科学生提供一套系统、全面、实用的工具书和教科书。

本丛书的出版对于提高医学计量从业人员、医疗机构工程技术人员的技术水平，保证医疗设备的计量准确、安全有效，将起到积极的推动作用。

彭明辰

2015 年 6 月

前 言

为贯彻落实《中华人民共和国计量法》，配合医疗设备的计量管理，提高医学计量从业人员、医疗机构工程技术人员的技术水平，江苏省计量科学研究院组织邀请相关专家学者编写了“医疗设备计量与检测技术系列丛书”，本书作为其中的一个分册，主要介绍常见医用 X 射线诊断设备计量与检测技术。

本书共分七章，前两章介绍了 X 射线的基础知识和常见 X 射线成像设备的结构原理，使读者对 X 射线成像设备有一个基本的了解；第三、四章介绍了 X 射线诊断设备相关标准、规程规范以及常用术语；第五、六章则详细介绍了常用检测设备和标准器、计量检定和检测技术；最后一章简单介绍了相关设备的电气安全检测技术。本书在内容处理上，突出实践操作和理论知识的紧密结合，具有很强的针对性、实用性和可操作性。

本书在编写过程中得到了全国电离辐射计量技术委员会的大力支持，同时得到了江苏省医学会临床医学工程学会分会的鼎力相助，在此一并表示衷心的感谢。

由于作者水平有限，加之时间仓促，书中难免存在疏漏，敬请读者批评指正。

编 者

2015 年 6 月

目 录

第一章 X 射线诊断设备基础知识	(1)
第一节 X 射线的产生	(1)
第二节 X 射线与物质的相互作用	(3)
第三节 X 射线的特性	(7)
第四节 X 射线的剂量测量	(9)
第五节 X 射线的防护	(15)
第六节 X 射线发生装置	(19)
第二章 X 射线成像设备的结构与原理	(24)
第一节 医用数字摄影系统	(24)
第二节 数字减影血管造影系统	(29)
第三节 医用计算机体层摄影系统	(33)
第四节 X 射线骨密度仪	(44)
第五节 其他 X 射线诊断设备	(49)
第三章 X 射线诊断设备常用术语	(54)
第四章 相关标准和规程规范	(62)
第一节 X 射线诊断设备国家标准	(62)
第二节 X 射线诊断设备行业标准	(64)
第三节 医用诊断 X 射线辐射源检定规程解读	(66)
第四节 医用数字摄影系统 X 射线辐射源检定规程解读	(72)
第五节 DSA 系统 X 射线辐射源检定规程解读	(75)
第六节 乳腺摄影系统检定规程解读	(80)
第七节 口腔全景摄影装置检定规程解读	(84)
第八节 X、 γ 射线骨密度仪检定规程解读	(86)
第九节 医用 CT 机 X 射线辐射源检定规程解读	(89)
第五章 常用检测设备和标准器	(97)
第一节 辐射输出类检测设备和标准器	(97)
第二节 模体类检测设备和标准器	(104)
第六章 计量检定和检测技术	(110)
第一节 普通拍片机检测技术	(111)
第二节 普通透视机检测技术	(128)

第三节	数字摄影 X 射线机检测技术	(133)
第四节	数字减影血管造影 DSA 检测技术	(137)
第五节	数字乳腺机检测技术	(142)
第六节	全景牙科机检测技术	(147)
第七节	X 射线骨密度仪检测技术	(149)
第八节	医用 CT 机检测技术	(151)
第七章	电气安全检测技术	(163)
第一节	医用电气设备安全基本知识	(163)
第二节	医用电气设备安全标准系统架构	(164)
第三节	医用 X 射线诊断设备安全标准的实施	(166)
附录一	计量检定常用记录格式	(179)
附录二	不确定度评定实例	(188)
参考文献	(198)

第一章 X射线诊断设备基础知识

第一节 X射线的产生

1895年11月8日，德国物理学家伦琴（W. C. Röntgen）发现了具有很高能量，肉眼看不见，但能穿透不同物质，能使荧光物质发光的射线。因为当时对这个射线的性质还不了解，因此称之为X射线。人们为了纪念伦琴的功绩，又把X射线称为伦琴射线。

最简单的X射线发生装置如图1.1.1所示。X射线的产生应具备三个条件：电子源——提供足够数量的电子；高速电子流——高真空下的高压电场；阳极靶——高速电子撞击而产生X射线。X射线是高速的入射电子与靶物质相互作用而产生的，或者说入射高速电子在与物质相互作用时，入射电子的能量转换成了X射线光子能量。

从灯丝蒸发出来的电子在电场的作用下，以高速奔向阳极并与阳极物质发生相互作用。这种相互作用的过程是复杂的，当高速电子穿过靶表面时，经历许多不同类型的相互作用或碰撞。大多数相互作用中涉及一小部分能量转换，导致靶原子的电离，如图1.1.2中b、d所示，称为电离碰撞。其他的相互作用导致辐射的产生，如图1.1.2的a、c所示，称为辐射碰撞。

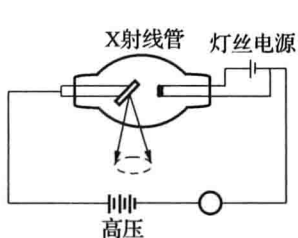


图 1.1.1 X射线发生装置示意图

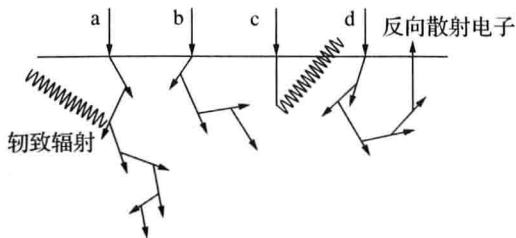


图 1.1.2 高速电子在物质中的碰撞情况

轨迹b显示了一系列碰撞中电子的运动方向改变，并产生电离。相互作用过程转换的一些能量给外层电子，并撞出外层。这部分能量最终变为热。在这样的碰撞中，会有一小部分被击出的电子还有足够的能量继续电离或激发其他原子，这种被撞出的电子称为 δ 射线。

我们关心的是图1.1.2中产生X射线的轨迹a、c及图1.1.3中的轨迹g、h。

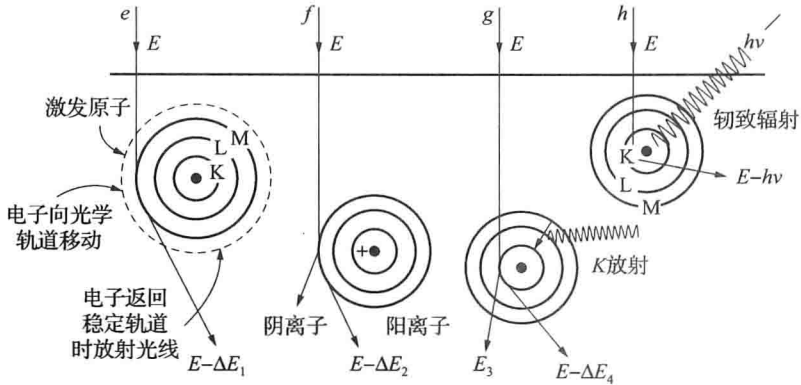


图 1.1.3 电子与靶原子的作用

我们设想入射电子直接打在靶原子的 K 层电子上，K 层电子脱离 K 层形成空穴，由外层电子填充，这样就形成 K 特征辐射。如果轨迹 g 中入射电子没有足够的能量击脱靶中 K 层电子，就没有 K 特征辐射产生。

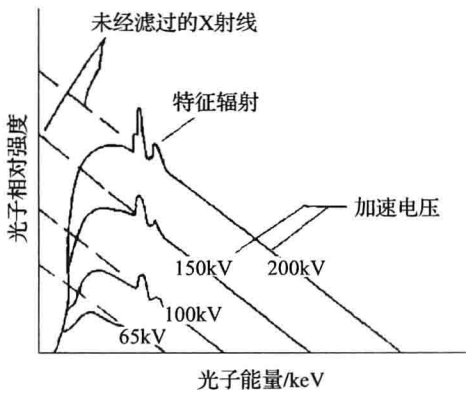


图 1.1.4 标识放射和韧致辐射

当电子非常接近原子核时，引起的辐射损失由轨迹 h 表示。高速阴极电子从阳极原子核附近掠过时，它会受到核库仑场的作用而产生加速度。由经典电动力学知道，在库仑场中受到减速（即加速度为负值）的电子，其部分或全部动能，将转变为 X 射线，这称为韧致辐射。从韧致辐射产生的机制可以看出，光子的能量等于阳极的电子在阳极核库仑场中损失的动能。由于阴极电子靠近阳极原子核的位置不同，所以产生的光子的能量也不相同。具有相同能量的光子

数量随能量的连续变化而连续变化，这就是说韧致辐射为连续谱，因此又称连续辐射。如图 1.1.4 所示。

影响 X 射线产生的主要因素有：X 射线管的靶物质、管电压、管电流以及高压波形等。

特征 X 射线的能量（波长或频率）只决定于靶物质的原子序数，与其他因素无关。K 系特征 X 射线的强度与管电压，管电流有关，管电压的升高其强度增大；管电流越大，击脱内层电子几率越高，产生 K 系特征射线亦多，然而，在 X 射线的产生中，特征 X 射线只占很小一部分，因此在诊断中并不重要。

实验证明，连续辐射 X 射线的强度与管电流，管电压的平方，阳极靶物质的



原子序数成正比。管电流越大，从灯丝发出的热电子越多，撞击阳极靶面的电子增多，碰撞的几率就越大，产生的 X 射线强度越大；管电压增加，虽然电子数不变，但每个电子获得的能量增大，结果是 X 射线的短波成分增多，碰撞次数增多；靶原子序数越高，辐射损失率越大即辐射几率越大。

X 射线管中产生的 X 射线，在各个方向上的分布是不均匀的，它与靶物质、靶厚度、管电压、灯丝形状等因素有关。通常靠近 X 射线管阳极端的射线强度最弱，而靠近阴极端的强度最强，这个现象称为阳极效应。在临床中，应注意阳极效应的应用。例如，在拍摄腰椎正位片时，应把腰椎的上部置于 X 射线管的阳极侧，腰椎的下部置于阴极一边，这样就能拍出密度均匀的照片。

第二节 X 射线与物质的相互作用

一、X 射线与物质相互作用的主要过程

1. 光电效应

在此过程中 X 射线光子主要与原子的内壳层电子相互作用。将全部能量交给电子，获得能量的电子摆脱了原子核的束缚成为自由电子（即光电子），而光子本身整个的被原子吸收，这样的作用过程称为光电效应，如图 1.2.1 所示。在光电效应中产生三种东西：负离子（光电子）；正离子（丢失电子的原子）；特征辐射。光电效应发生的几率与光子能量的三次方成反比；与原子序数的四次方成正比。

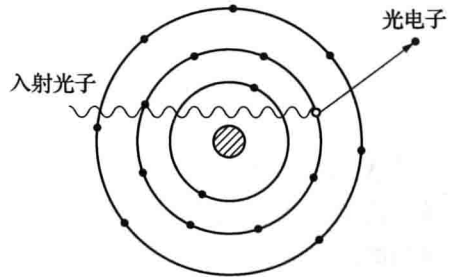


图 1.2.1 光电效应示意图

碘和钡都是 X 射线检查中常用的造影剂，其特征辐射具有较高的能量（碘是 33.2keV；钡是 37.4keV），能穿过人体组织到达胶片产生影像。低能光子对高原子序数的吸收物质光电效应是主要作用形式。

诊断放射学中应用光电效应能使照片产生很好的对比度，但会增加被检者的 X 射线辐射剂量。为此在实际工作中可采用高千伏（高能量）摄影技术（因为光电效应发生的几率与光子能量的三次方成反比），以减少光电效应的发生几率，从而保护被检者。

2. 康普顿效应

当具有能量为 $h\nu$ 的光子与原子的外壳层轨道电子相互作用时，光子交给轨道电子部分能量后，其频率发生改变并与入射方向成 θ 角散射（康普顿散射光子），获得足够能量的轨道电子与光子入射方向成 φ 角的方向射出（康普顿反冲电子），这个过程称康普顿效应或康普顿散射，如图 1.2.2 所示。

康普顿效应是 X 射线在人体内最常发生的作用，它是 X 射线诊断中散射线的最主要来源。散射线的增加增加了照片的灰雾度，降低了对比度，但它与光电效应相比使被检者受照剂量降低。

3. 电子对效应

在原子核场或原子的电子场中，一个入射光子突然消失而转化为一对正负电子，这就是电子对效应，如图 1.2.3 所示。在原子核场中产生电子对效应时要求入射光子的能量 $h\nu \geq 1.02\text{MeV}$ 。

在 $20\text{keV} \sim 100\text{keV}$ 的诊断 X 射线能量范围内，只有光电效应和康普顿效应最为重要（此外还有相干散射不占主要地位）。电子对效应不可能发生。

X 射线在其传播过程中强度的减弱包括距离所致的减弱与物质所致的减弱两方面。

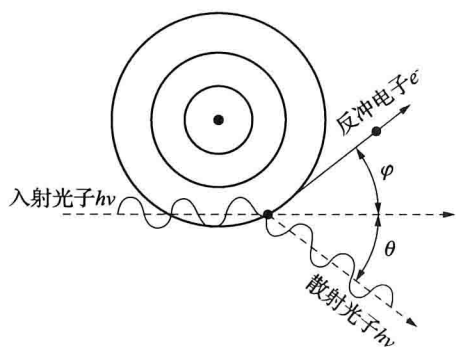


图 1.2.2 康普顿效应示意图

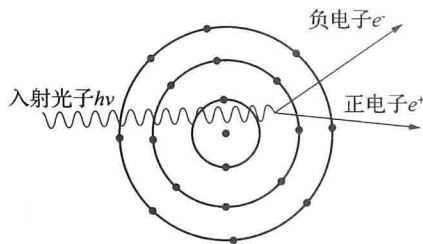


图 1.2.3 电子对效应示意图

从 X 射线管焦点发出的线向空间各个方向辐射，在以焦点为中心而半径不同的各球面上的 X 射线强度与距离（即半径）的平方成反比，这个规律叫 X 射线强度减弱的反平方法则。

当 X 射线通过物质时，由于 X 射线光子与物质的原子发生相互作用而产生光电效应、康普顿效应和电子对效应等，在此过程中由于散射和吸收使 X 射线强度减弱。

辐射通过物质时的减弱规律不但与吸收物质的性质和厚度有关，而且还取决于辐射自身的性质，X 射线在物质中减弱规律是进行 X 射线摄影和屏蔽防护的依据。

二、单能窄束 X 射线在物质中的减弱规律

由相同能量的光子组成的辐射称为单能辐射。所谓窄束 X 射线是指不包括散射成分的射线束。单能窄束 X 射线的指数减弱规律见式 (1.2.1)。

$$I = I_0 e^{-\mu d} \quad (1.2.1)$$

式中： I 、 I_0 ——分别为 X 射线射到物体表面时的强度和到达深度为 d 处的强度；



μ ——线性衰减系数（是辐射能量与物质种类的函数）， m^{-1} ；

d ——吸收物质的厚度， m 。

对于宽束 X 射线的减弱规律见式（1.2.2）。

$$I = BI_0 e^{-\mu d} \quad (1.2.2)$$

式中： B ——累计因子，它是描述散射光子对辐射衰减影响的物理量。

三、连续能谱的 X 射线在物质中的减弱规律

窄束和宽束的减弱规律只是对单能 X 射线而言的。而一般 X 射线束具有连续分布的能谱。当它穿过一定厚度的物质层时，各能谱成分的减弱速率并不一样，它不遵守指数减弱规律，因此连续 X 射线束的减弱规律比单能射线复杂得多。事实上，当连续 X 射线束穿过物体时，随着吸收物体厚度的增加，不仅 X 射线束的强度不断减弱，而且其低能成分减弱的快，越到后来高能成分越多，即 X 射线能谱变窄，如图 1.2.4 所示。因此，在实际中，常用改变 X 射线管出线口的滤过来调节 X 射线束的质。

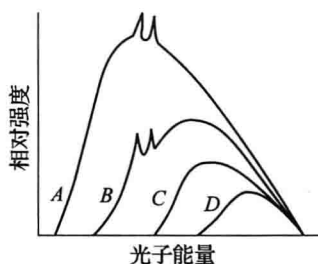


图 1.2.4 X 射线能谱随吸收物质厚度的变化
(吸收物厚度随 A、B、C、D 顺序递增)

四、X 射线的滤过

诊断用 X 射线是一种连续能谱的混合线。当这种混合线通过人体时，绝大部分低能成分都被皮肤和浅表组织所吸收，对 X 射线诊断不起任何作用，却大大增加了被检者的皮肤照射量，所以要在 X 射线管出线口放置滤过板（用一定均匀厚度的金属片制成）。

X 射线的滤过包括：固有滤过和附加滤过。

固有滤过是指 X 射线管阳极靶面到不可拆卸的滤过板之间滤过的总和，包括 X 射线管的管壁、绝缘油层、管套上的窗口和不可拆卸的滤过板，固有滤过一般用铝当量表示。

附加滤过指从不可拆卸的滤过板（不包括其本身）到诊视床床面之间，包括用工具可拆卸的滤过板、选择滤过板、缩光器和诊视床床面板等滤过的总和称为附加滤过。在 X 射线诊断中通常选用铝或铜作滤过板。铝的原子序数是 13，对低能射线是很好的滤过物质；铜的原子序数是 29，对高能射线是很好的滤过物质。

医用诊断 X 射线卫生防护规定要求，X 射线管头窗口处应装有铝滤过板，以使固有滤过不小于 1.5mm 铝当量。还要求 200mA 以上 X 射线机缩光器中应有更换附加滤过板的装置，如图 1.2.5 所示。

表 1.2.1 诊断 X 射线管组装体的固有滤过

减弱物质	厚度/mm	铝当量/mm
玻璃壁	1.40	0.78
绝缘油层	2.36	0.07
胶木窗口	1.02	0.05
总计	—	0.90

表 1.2.2 国际上建议诊断 X 射线的总滤过 (包括固有滤过和附加滤过)

工作电压	总滤过/mm
50kV 以下	0.5
50kV ~ 70kV	1.5
70kV 以上	2.5

滤过板对被检者有明显的防护作用, 在 60kV 的照射条件下以骨盆模型试验, 附加 0.5mm 的铝滤过, 受照者辐射剂量降低 22%; 附加 1.0mm 的铝滤过, 受照者辐射剂量降低 47%; 附加 3.0mm 的铝滤过, 受照者辐射剂量降低 80%。

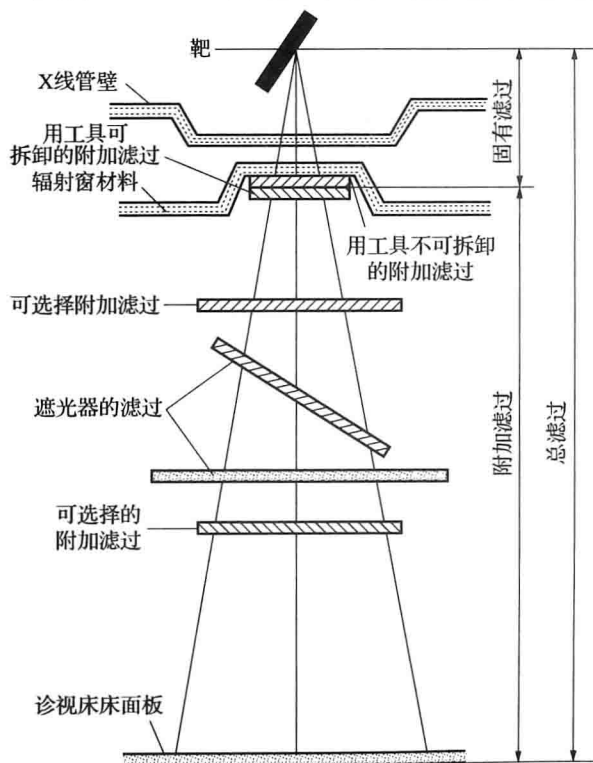


图 1.2.5 X 射线机的滤过



滤过对照射条件的影响：欲产生相同黑化度的照片，低能射线（如 60kV，3mm 铝滤过）的照射时间需要增加；而 130kV 的高能射线增加滤过后并不需要增加照射时间。通常使用滤过板后虽然增加了照射时间，但被检者的受照剂量还是大幅度的减少，起到保护病人的作用，见表 1.2.3。

表 1.2.3 不同厚度铝滤过，对不同能量的射线在骨盆模型（18cm 厚）得到同等黑化度的照片所需的照射时间

铝滤过板 /mm	60kV, 100mA		130kV, 100mA	
	照射时间 /s	照射时间增加的百分数	照射时间 /s	照射时间增加的百分数
无	1.41	—	0.12	—
0.5	1.61	14%	0.12	0
1.0	1.64	17%	0.12	0
3.0	2.14	52%	0.12	0

五、诊断放射学影像中 X 射线的减弱

X 射线束进入人体后，一部分被吸收和散射，另一部分透过人体沿原方向传播。人体各组织对 X 射线的衰减按骨、肌肉、脂肪、空气的顺序由大到小。这种差别就形成了 X 射线影像的对比度。为了增加组织间的对比度还常采用各种造影检查，以扩大 X 射线的诊断范围。

影响散射线产生的因素有三个分别是：照射面积、被照射体的厚度和管电压。照射面积的大小和被照射体的厚度是产生散射线的重要因素，应尽量减小照射野，但人体厚度一般无法控制；管电压的控制：低千伏摄影，以光电作用为主，只产生少量散射线，因而对照片不产生灰雾度。随着 X 射线能量的增加康普顿作用为主要作用形式，散射线量随之增加，为减小散射线对影像的影响，在 X 射线摄影中常采用滤线器摄影。

第三节 X 射线的特性

X 射线的波长短，能量大，因而具有一系列特殊的性质。医学上正是利用 X 射线的这些特性来为人类的健康服务，用于作诊断或治疗。X 射线的基本特性可概括为以下几方面。

一、物理效应

1. 穿透作用

X 射线能穿透很多物质，但其穿透物质的程度与物质的性质、结构有关。一般