

Yiyong Yidongshi

医用移动式

Shuzi X Shexianji Yuanli Gouzao He Weixiu

数字X射线机

原理构造和维修

王瑞玉 主编

中国医药科技出版社

医用仪器原理构造和维修系列 01

医用移动式数字 X 射线机 原理构造和维修

主 编	王瑞玉				
副主编	井旭明	杨 瑾	高 宝		
编 委	吴建刚	牛 树	卢克坚	李剑辉	
	袁宏伟	崔维斌	张春霞	刘汉龄	
	马东升	井 艺			

中国医药科技出版社

内 容 提 要

该书为一本重点介绍医用移动式数字 X 线机的原理、构造和维修的专著。全书图文并茂，共三篇十章，内容以实用为原则，力求系统完整、技术先进，论述深入浅出，理论与实践并重，突出实践，尤其是书中的维修理论与方法、故障分析与排除等方面内容具有较强的实践指导意义。该书既可作为高等院校临床医学工程（维修）专业或 X 射线机培训班的专业教材，又可供从事维修的工程技术人员学习和参考。

图书在版编目（CIP）数据

医用移动式数字 X 射线机原理构造和维修/王瑞玉主编. —北京：中国医药科技出版社，2004.4

ISBN 7-5067-2891-5

I. 医... II. 王... III. X 光机 - 基本知识 IV. TH774

中国版本图书馆 CIP 数据核字（2004）第 019235 号

美术编辑 陈君杞

责任校对 张学军

版式设计 郭小平

出版 中国医药科技出版社

地址 北京市海淀区文慧园北路甲 22 号

邮编 100088

电话 010-62244206

网址 www.mpsky.com.cn

规格 A4

印张 8 $\frac{3}{4}$

插页 11

字数 263 千字

印数 1—5000

版次 2004 年 4 月第 1 版

印次 2004 年 4 月第 1 次印刷

印刷 北京兴华印刷厂

经销 全国各地新华书店

书号 ISBN 7-5067-2891-5/R·2442

定价 22.00 元

本社图书如存在印装质量问题请与本社联系调换

前 言

医用移动数字式 X 射线机是当前各级医院骨科、手术室及病房中最基本、最常见的放射影像设备。数字化 X 射线设备在医疗上的应用，对维修工程提出了更高的要求，不仅对常规影像设备熟悉，而且对计算机及光学知识更要精通，因而对维修工程人员的培训成了突出的问题。然而目前这方面的教科书非常欠缺，本书考虑到我国移动式数字化 X 射线机维修工程人员和使用人员的需求，参阅国内外有关资料，结合作者多年的维修经验编写而成。

本书分三篇十章。其中第一篇（一至四章）为 X 射线基本原理，包括 X 射线的发展、数字化 X 射线机的基本原理、X 射线剂量和 X 射线防护；第二篇（五至七章）为医用移动式数字化 X 射线机原理与构造，包括移动式 X 射线机的发展、组成和移动式 X 射线机整机分析；第三篇（八至十章）主要介绍移动式数字化 X 射线机安装、调试和维修。

该书的编写在内容处理上，力求做到把握主题，选材适当，以实用为原则，力求系统完整、技术先进。论述深入浅出，通俗易懂，理论与实践并重，突出实践，加强了维修理论与方法、故障分析与排除等方面的内容，具有较强的使用性和实践指导意义。

该书适合于高等院校临床医学工程（维修）专业或 X 射线机培训班作为专业教材，也可供从事维修的工程技术人员学习和参考。

本书由解放军北京军医学院王瑞玉、武警山东总队医院井旭明、解放军 230 医院高宝和北京华兴新业商贸有限公司杨瑾负责编写，参加编写的其他人员还有：北京军医学院吴建刚、牛树、卢克坚、李剑辉、袁宏伟；中国人民解放军第 534 医院崔维斌、军事医学科学院实验厂张春霞、武警山东总队医院刘汉龄、马东升；第三军医大学研究生队井艺等。在该书编写过程中，采用了意大利 IMD 公司、IAE 公司和 TOMSON 公司提供的许多有价值的资料，还有许多专家和同事提出了许多有意义的建议和意见，在此一并表示诚挚的感谢。

由于我们的水平所限，书中错误在所难免，恳请读者及关心我们的朋友批评指正！

编 者

二〇〇四年一月八日

目 录

第一篇 X射线基础知识

第一章 X射线产生的基本原理	(3)
第一节 X射线的发现	(3)
第二节 X射线的性质	(3)
一、物理效应	(3)
二、化学效应	(4)
第三节 X射线的产生	(4)
一、X射线产生的条件	(4)
二、X射线产生方式	(4)
三、X射线与物质的相互作用	(5)
第四节 X射线辐射的质与量	(6)
一、物理方面X射线的质与量	(6)
二、诊断方面X射线的质与量	(6)
三、治疗方面X射线的质与量	(6)
四、影响X射线质和量的因素	(7)
第二章 数字化X射线基本原理	(8)
第一节 概述	(8)
第二节 数字X射线技术	(9)
第三节 图像质量与剂量有效性	(10)
第四节 数字化探测器的图像质量参数	(11)
一、噪声	(11)
二、对比度	(11)
三、探测量子效率 (DQE)	(12)
四、调制传递函数 (MTF)	(13)
五、空间分辨率	(13)
六、几个常用的概念	(14)
七、对比度的作用	(14)
八、空间分辨率的作用	(15)
第三章 X射线剂量	(16)
第一节 剂量的概念	(16)
第二节 剂量参数	(16)
第三节 剂量减少措施	(18)
一、常用剂量减少措施	(18)
二、特殊的剂量减少措施	(20)
第四章 X射线防护标准和原则	(22)
第一节 X射线对人体的危害	(22)

一、辐射损伤的机制·····	(22)
二、影响辐射损伤的因素·····	(22)
第二节 X射线防护要求·····	(23)
一、医用 X射线机防护的技术要求·····	(23)
二、医用诊断 X射线机机房防护设施的技术要求·····	(24)
三、医用 X射线诊断防护安全操作要求·····	(24)
四、X射线防护原则·····	(24)

第二篇 数字移动式 X射线机原理与构造

第五章 概述·····	(29)
第一节 移动式 X射线机的发展·····	(29)
第二节 数字移动式 X射线机的分类·····	(29)
一、按结构分类·····	(29)
二、按使用范围来分类·····	(29)
第三节 数字移动式 X射线机的特点·····	(30)
一、多功能性和移动性设计·····	(30)
二、完备的图象处理和存储装置·····	(30)
三、高质量的摄影系统·····	(30)
第六章 移动式 X射线机主机控制系统·····	(31)
第一节 X射线组合机头·····	(31)
一、X射线管·····	(31)
二、X射线管的特性·····	(32)
第二节 高频逆变发生器·····	(36)
一、概述·····	(36)
二、高频逆变的基本原理·····	(36)
三、高频电源输出功率和电压的调节·····	(40)
四、高频机的优点·····	(40)
第三节 影像增强器·····	(41)
一、概述·····	(41)
二、物理特性·····	(41)
三、光电特性·····	(45)
四、结论·····	(56)
第四节 数字放射成像检测器·····	(56)
一、概述·····	(56)
二、电荷耦合器件 (CCD) 的工作原理·····	(56)
三、平板式数字检测器·····	(58)
四、实时 X射线影像系统·····	(61)
第五节 图像处理系统·····	(62)
一、图像数据的采集·····	(63)
二、图像的处理·····	(63)
第七章 移动式 C型臂 X射线机·····	(66)
一、电源电路·····	(66)

二、C型臂升降电路	(66)
三、WATCH-DOG (看门狗) 电路和摄影安全控制系统	(67)
四、旋转阳极启动电路	(67)
五、高压千伏 (KV) 产生和控制	(68)
六、灯丝电路	(71)
七、微处理器控制系统	(73)
八、X射线控制命令	(76)
九、安全装置	(77)
十、X射线准直器	(77)
十一、X射线剂量控制电路	(79)
十二、影像增强器控制电路	(79)
十三、图像处理器	(80)

第三篇 安装、调试和维修

第八章 移动式 X 射线机的安装	(87)
第一节 机械安装	(87)
一、开箱	(87)
二、机械安装	(87)
第二节 电气连接	(88)
一、外接线连接	(88)
二、系统内部连接	(89)
三、系统配置	(89)
四、验收测试	(90)
第三节 设备安装和拆卸	(92)
一、组合机头外壳的拆卸	(92)
二、准直器的拆卸	(92)
三、组合机头的拆卸	(93)
四、视频摄影系统和光学组件的拆卸	(93)
五、影像增强器的拆卸	(93)
六、控制台机壳的拆卸	(94)
七、高频逆变器保险的拆卸	(94)
八、键盘控制板和视频处理系统的拆卸	(94)
九、监视器的拆卸	(94)
十、电源板的拆卸	(94)
第九章 移动式 X 射线机调试	(95)
第一节 X 射线设置	(95)
一、初始设置程序	(95)
二、千伏 (KV) 设置	(95)
三、灯丝电流的调整和设置	(95)
四、旋转阳极启动和运行电压设置	(98)
五、摄影参数的调整和设置	(98)
六、X射线中心校准和光束面积的调整	(100)

第二节 图像调整.....	(101)
一、概述.....	(101)
二、摄像机中心调整.....	(102)
三、光学组件焦点的调整.....	(103)
四、视频信号的调整.....	(103)
五、图像处理器的调整.....	(108)
六、准直器.....	(110)
七、DIP100/DFM100 - n 图像处理器的调整	(110)
第三节 影像增强器的调整.....	(111)
一、电气接口.....	(111)
二、设置和调整.....	(112)
第四节 维护和维修.....	(115)
一、日常维护.....	(115)
二、专业维护.....	(115)
第十章 维修.....	(118)
第一节 维修方法.....	(118)
一、故障检修的方法.....	(118)
二、故障发生的原因及故障特征.....	(119)
三、X 射线机故障检查的常用方法	(120)
第二节 维修实例.....	(121)
一、电源电路维修.....	(121)
二、控制电路的维修.....	(122)
三、图像处理系统的维修.....	(126)
附录 电路原理图.....	(129)
参考文献.....	(131)

第一篇

X 射线基础知识

原书空白

第一章 X 射线产生的基本原理

第一节 X 射线的发现

1895 年 11 月 8 日,德国物理学家伦琴在进行阴极射线的实验时,将射线管密封起来,以避免干扰,第一次观察到放在射线管附近涂有氰亚



图 1-1 伦琴夫人的 X 射线照片,摄于 1895 年 12 月 22 日

铂酸钡的屏上发出微光。他以严谨慎重的态度,连续六星期在实验室里废寝忘食地进行实验,最后他确信这是一种尚未为人类所发现的新射线。1895 年 12 月 28 日伦琴报告了这一重大发现。因无法解释它的原理,不明白它的性质,故借用数学中代表未知数“X”作为代号,称为 X 射线(或称为 X 光)。这是 X 射线的发现和名称的由来,一直延用到今。为纪念伦琴的这一伟大发现,又把它命名为伦琴射线(图 1-1)。

X 射线的发现对自然科学的发展更有极为重

要的意义,它像一根导火线,引起了一连串的反应。许多科学家投身于 X 射线和阴极射线的研究,从而导致了放射性、电子以及 α 、 β 射线的发现,为原子科学的发展奠定了基础。同时,由于科学家探索 X 射线的本质,发现了 X 射线的衍射现象,并由此打开了研究晶体结构的大门;根据晶体衍射的数据,可以精确地求出阿伏伽德罗常数。在研究 X 射线的性质时,还发现 X 射线具有标识谱线,其波长的特定值和 X 射线管阳极元素的原子内层电子的状态有关,由此可以确定原子序数,并了解原子内层电子的分布情况。此外,X 射线的性质也为波粒二象性提供了重要证据。

X 射线的发现在人类历史上具有极其重要的意义,它为自然科学和医学诊断开辟了崭新的道路,从而奠定了放射诊断学的基础,因此 1901 年诺贝尔奖第一次颁发时,伦琴由于这一发现而获得了该年度的物理学奖。

第二节 X 射线的性质

伦琴和各国科学家的深入的研究和实践,揭示了 X 射线的本质,证实它是一种波长极短,能量很大的电磁波。它的波长比可见光的波长更短(约在 $0.001 \sim 100\text{nm}$,医学上应用的 X 射线波长约在 $0.001 \sim 0.1\text{nm}$ 之间)。它的光子能量比可见光的光子能量大几万至几十万倍。因此,X 射线除具有可见光的一般特性外,还具有自身的特性。

一、物理效应

1. 穿透作用 穿透作用是指 X 射线通过物质时不被吸收的能力。X 射线能穿透一般可见光

所不能透过的物质。可见光因其波长较长,光子具有的能量很小,当射到物体上时,一部分被反射,大部分为物质所吸收,不能透过物体;而 X 射线因其波长很短,能量大,对物质具有很强的穿透能力。

X 射线穿透物质的能力与 X 射线光子的能量有关,X 射线的波长越短,光子的能量越大,穿透力越强。X 射线的穿透力也与密度有关,密度大的物质,对 X 射线的吸收多,透过少;密度小者,吸收少,透过多。利用差别吸收这种性质可以把密度不同的骨骼、肌肉、脂肪等软组织区分开来,这正是 X 射线透视和摄影的物理基础。

2. 电离作用 物质受X射线照射后,使核外电子脱离原子轨道,这种作用称为电离作用。在光电效应和散射过程中,出现光电子和反冲电子电离其原子的过程叫一次电离,这些光电子或反冲电子在行进中又和其他原子碰撞,使被击原子溢出电子叫第二次电离。在气体中的电离电荷很容易收集起来,利用电离电荷的多少可测定X射线的照射量。离子量和X射线量成正比,因此在实际的X射线测量仪器和X射线自动控制正是根据这个原理制造的。

由于电离作用,使气体能够导电,某些物质可以发生化学反应,在有机体内可以诱发各种生物效应。电离作用是X射线损伤和治疗的基础。

3. 荧光作用 由于X射线波长很短,是不可见的,但它照到某些化合物如磷、铂氰化钡、硫化锌镉等,由于电离或激发使原子处于激发状态,原子回到基态过程中,由于价电子的能级跃迁而辐射出可见光或紫外线,这就是荧光。X射线使某些物质发生荧光的作用叫荧光作用。荧光强弱与X射线量成正比,这种作用是X射线透视的基础。利用X射线的荧光作用制成了现在

的增光屏、影像增强器、数字化平板等等。

二、化学效应

1. 感光作用 当X射线照到胶片上的溴化银时,能使银粒子沉淀而使胶片产生感光作用,胶片感受光的强弱与X射线量成正比。当X射线通过人体时,因人体各组织的密度不同,对X射线量的吸收不同,使得胶片上所获取的感光度不同,从而获得X射线的影像,这是应用X射线摄影的基础。

2. 着色作用 某些物质如铂氰化钡、铅玻璃、水晶等,经X射线长期照射后,其结晶体脱水而改变颜色,称为着色作用。

3. 生物效应 当X射线照到生物机体时,生物细胞受到抑制,破坏甚至死亡,致使机体发生不同程序的生理、病理和生化等方面的改变,称为X射线的生物效应。不同的生物细胞对X射线有不同的敏感度。因此可治疗人体的某些疾病,这是X射线治疗设备的基础,如X刀等设备。另一方面,它对正常的机体也有伤害,因此要注意对人体的防护。X射线的生物效应归根到底是由X射线的电离作用造成的。

第三节 X射线的产生

一、X射线产生的条件

X射线是在研究稀薄气体放电和阴极射线的实验中发现的,实验证明:电子被加速后,当它被轰击到物体上时,就能产生出X射线。其后,在研制X射线设备时,发现了产生X射线的规律,即高速带电粒子在轰击受阻减速时,就能产生X射线。由此可见X射线必须具备三个基本条件:

- 1. 电子源** 根据需要随时提供足够数量的电子;
- 2. 高速电子流** 在强电场作用下,电子作高速、定向运动;
- 3. 靶** 能经受高速电子轰击而产生X射线

的障碍物。

二、X射线产生方式

X射线产生方式有两种:

1. 连续辐射(又称制动辐射 bremsstrahlung) 高速电子突然减速后,其动能转变成能量释放出来,此能量即为X射线,且此能量会随减速之程度而有所不同(图1-2)。

2. 特性辐射(characteristic) 高速电子撞击原子和外围轨道上电子,使之游离且释放之能量,即为X射线(图1-3)。

诊断用X射线,其产生方式所占比例:30% 特性辐射,70% 制动辐射。

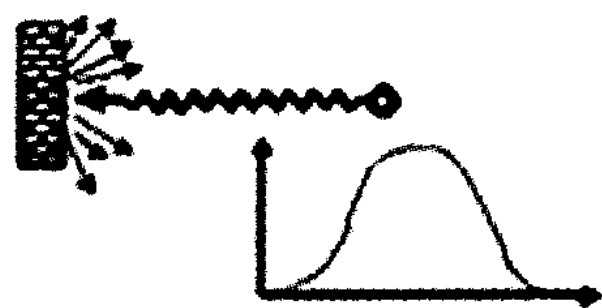


图 1-2 制动辐射

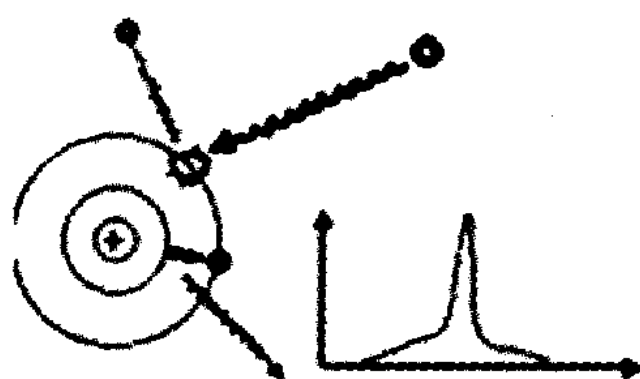


图 1-3 特性辐射

三、X射线与物质的相互作用

X射线在穿透物质时，可产生物理的、化学的和生物的各种效应，这些效应在诊断和治疗上均有其重要性。X射线的吸收是一种复杂的过程，X射线是能量很大的电磁波，具有波粒二重性。当X射线在穿透物质时可与原子中的电子、原子核、带电粒子的电场以及原子核的介子场发生相互作用。

X射线与物质的相互作用有五种形式：不变散射、康普顿效应、光电效应、电子对效应和光蜕变。

1. 不变散射 低能量X射线光子（10KeV以下）能够与物质发生不变散射，也称汤姆普森散射。低能量光子在轰击到结合较紧密的轨道电子时，没有足够的能量将电子击脱，只是使原子处于激发状态，原子要力求保持最低能态的性质，使受激原子立即以光子形式放出多余能量，所放出的波长和能量与入射光子一样，但二次光子的方向与入射光子的方向不同。

对诊断学来说，不变散射并不重要，但会对胶片的质量有所影响。

2. 康普顿效应 当能量为 $h\nu$ 的光子与原子的外层轨道电子相互作用时，光子交给轨道电子部分的能量后，其频率会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沿与光子入射方向成 θ 角的方向射出（康普顿反冲电子）。这个作用是康普顿和我国物理学家吴有训首先发现的，称为康普顿-吴有训

效应，简称康普顿效应或康普顿散射。

康普顿散射中是入射光子与结合能较小的外层轨道电子相互作用的结果，在实际上，通常忽略轨道电子的结合能，把康普顿效应认为是入射光子与自由电子的碰撞。表 1-1 给出了诊断X射线能量范围内，不同偏转角度下散射光子的能量。

表 1-1 各种偏转角度下散射光子的能量

入射光子能量 (KeV)	散射光子能量 (KeV)			
	光子偏转角			
	30°	60°	90°	180°
25	24.9	24.4	24	23
50	49.6	47.8	46	42
75	74.3	70	66	58
100	98.5	91	84	72
150	146	131	116	95

从表 1-1 中数据可知，康普顿散射中，散射光子仍保留了大部分的能量，传递给反冲电子的能量很少，因此能量大，偏转角小，滤过板不能完全将它滤除，不可避免地会降低胶片质量。

在康普顿效应中会产生散射线，也是辐射防护中必须引起注意的问题。

3. 光电效应 诊断范围内的X射线能对原子的内层电子产生电离作用。能量为 $h\nu$ 的X射线光子通过物质时要与原子的内层电子相互作用，将全部能量传递给电子，获取能量的电子摆脱原子核的束缚而成为自由电子（即光子），而X射线光子本身整个地被原子吸收，这样的作用过程称为光电效应。

光电效应有两个方面：一方面它能产生高质量的照片影像，原因之一是不产生散射线，减少照片的灰度；二是可增强天然组织间的对比度，从胶片质量上，光电效应是很有好处的；另一方面，光电效应对被检者是有害的，原因是被检者从光电效应中接受的X射线剂量比其他任何作用都多，因此，为减少或避免辐射对人体的伤害，利用光电效应的发生概率与光子能量的三次方成反比，利用这个特性，在实际工作中，采用高千伏摄影技术，以减少光电效应的发生概率，从而保护受检者。

4. 电子对效应 如果入射线有足够的能量避开与电子云的相互作用，接近到原子核，在核

力场的影响下，X射线光子与核力的相互作用使光子消失，同时出现两个电子，一个正电子和一个负电子，称为电子对效应。

由于产生电子对效应的能量已超出诊断X射线能量的范围，因此电子对效应在诊断辐射学

上并不重要。

5. 光蜕变 高能量的X射线光子，其能量在10MeV以上时，能够避开与电子云和核力场的相互作用，直接被核吸收，此时核处于受激发态并立即放出核子或其他核裂片，称为光蜕变。

第四节 X射线辐射的质与量

一、物理方面 X射线的质与量

1. X射线的量 单位时间内通过与射线垂直的单位面积上的辐射能量，称为X射线的量(或强度)，用 I_q 表示。即：

$$I_q = \sum_i N_i h\nu_i = N_1 h\nu_1 + N_2 h\nu_2 + N_3 h\nu_3 + N_4 h\nu_4 \cdots$$

其意义是，在1s内，通过垂直于射线方向上 1cm^2 面积上具有的 $h\nu_1$ 能量的 N_1 个光子的能量、具有 $h\nu_2$ 能量的 N_2 个光子的能量、具有 $h\nu_3$ 能量的 N_3 个光子的能量、……之和，单位是 $\text{J}/(\text{cm}^2 \cdot \text{s})$ 。

2. X射线的质 X射线穿透物质的能力叫做X射线的质(或硬度)。它取决于每个光子能量的大小，而与光子的数目无关，对于一定的物质，光子能量越大，越不容易被物质吸收，即其穿透力越强，X射线越硬，因此，X射线的质或硬度可用波长或频率来表示。

二、诊断方面 X射线的质与量

1. X射线的量 根据X射线的质和量的物理概念，在医用诊断方面通常以X射线的管电流 mA 值与X射线照射时间 s 值的乘积，即用毫安秒来表示X射线的量，即： $mA \cdot s = mA \times s$ 。

2. X射线的质 在诊断学上，通常以X射线管管电压的峰值 KV_p 来表示X射线的质。由于管电压的峰值决定了到达靶面电子的最大动能，在连续辐射中它决定了X射线束中的最短波 $\lambda_{\min}$ 和中心波长 λ_m ，即在一定程序上反映了X射线束中的平均波长，因此峰值管电压可以代表X射线的穿透本领。

管电流、曝光时间和管电压这些物理量在X射线中都可以直接或间接测量，因此使得物理上的X射线的量和质进一步实用化了。

三、治疗方面 X射线的质与量

1. 照射量(X) 照射量反映出射线本身的物理性质，表示某辐射源的输出量，反映X射线在空气中的电离本领，也称空气量。其表达式

$$\text{为：} X = \frac{dQ}{dm}$$

式中： dQ 是在质量为 dm 空气中光子释放出的全部电子完全被阻止在空气时，在空气中产生同一种符号的离子总电荷的绝对值。其单位为库/千克(C/kg)。

2. 吸收剂量(D) 照射量反映出射线在物质中被吸收的剂量，它不仅反映了射线的性质，也反映出与吸收物质有关的性质。其表达式为：

$$D = \frac{\overline{d\varepsilon}}{dm}$$

式中： $\overline{d\varepsilon}$ 为电离辐射时授予某一体积之内的平均能量， dm 是该体积之内物质的质量。

其单位为：戈瑞(Gy) $1\text{Gy} = 1\text{J}/\text{kg}$ (焦耳/千克)。

3. 剂量当量(H) 相同的吸收剂量并不一定产生同等程度的生物效应，因为生物效应受到辐射种类、剂量大小、生物种类、照射条件和个体生理差异等影响。为了比较不同类型的辐射所引起的有害效应，在辐射防护中引进了一些修正系数，当吸收剂量乘上修正系数后，就可用同一标准比较不同类型照射所造成的生物效应的损害程度。因此剂量当量 H 定义为：吸收剂量 D 、品质因数 Q 和修正因子 N 的乘积。其表达式为：

$$H = D \times Q \times N$$

其单位为焦耳/千克(J/kg)，为与吸收剂量区分开来，定名为希沃特，符号 Sv ($1\text{Sv} = 1\text{J}/\text{kg}$)。

4. 半价层(HVL) 半价层是使一束X射线的强度衰减到其初始值的一半时所需要的标准

吸收的厚度。它反映了 X 射线束的穿透能力，表示了射线的软硬程度。半价层 HVL 是 half value layer 的缩写，可用 H 表示，也称为半值层。

半价层随着 X 射线能量的增大而增大，随着吸收物质的原子序数、密度的增大而减少。对一定能量的 X 射线，描述其质的半价层可用不同标准物质的不同厚度来表示。常用铜或铅的厚度来表示。

四、影响 X 射线质和量的因素

1. 影响 X 射线量的因素

(1) 毫安秒 (mAs) X 射线量与 mAs 成正比。即： $Iq \propto mAs$

其中： Iq 为 X 射线强度，因 mAs 增加一倍，靶电子数增加一倍，所以辐射的 X 射线量也增加一倍。

(2) 管电压 (KVp) X 射线量随 KVp 值变化很快，一般来说，X 射线量的变化大约与 KVp 变化值的平方成正比。

即： $Iq \propto (KVp)^2$

(3) 距离 (r) 根据平方反比定律，照射量与距离 r 的平方成反比。即： $Iq \propto \frac{1}{r^2}$

(4) 滤过 X 射线机的有用线束，一般通过 1~3mm 厚的铝制过滤板，主要目的是为了吸收无用低能量的 X 射线光子，起到保护病人的作用。滤过板可以降低病人接受的剂量，但到达胶

片的总剂量也就会有所下降。

2. 影响 X 射线质的因素

(1) 管电压 (KVp) 提高 KVp，X 射线的质和半价层 (HVL) 也都会提高，使 X 射线辐射谱线向高能方向移动，提高了 X 射线束的有效能量，使其更具有穿透性。表 1-2 列出了 50~150KVp 的半价层。

表 1-2 X 射线机的 KVp 和 HVL 的关系，
总滤过量为 2.5mmAl

KVp (KV)	HVL (mmAl)
50	1.90
75	2.80
100	3.70
125	4.55
150	5.45

(2) 滤过 对 X 射线束进行过滤的主要目的是有选择地消除那些到达不到胶片的低能量的 X 射线。任何物质都可用作 X 射线滤过的材料，通常选取铝板，滤过可分为两类：固有滤过和附加滤过。

固有滤过是指 X 射线管的玻璃壁、油层、窗口对 X 射线的滤过。一般 X 射线的固有滤过大约相当于 0.5mmAl，乳腺机用的钨靶 X 射线管，其固有滤过大约是 0.1 mmAl。

在诊断中还采用附加滤过板，如常见的滤线栅或机头上的铅板等。

第二章 数字化 X 射线基本原理

第一节 概 述

德国物理学家伦琴发现 X 射线至今已有 100 多年。这期间放射设备迅速发展,放射条件日臻完善,放射技术日新月异。特别近些年来,医学影像设备出现新的发展动向。第一是技术的发展充实与完善了设备的硬件与软件功能;第二是高档设备的技术指标主要用于临床研究与功能的开发,低档设备则在努力充实与不断提高硬件的性能,并且迅速把高、中档设备较成熟的功能与软件移植过来,从而显著改善了低档设备的性能指标,拓宽了低档设备的适用范围。特别是近几年来,随着计算机、图像处理及相关技术的发展,数字成像技术得到了前所未有的发展。

数字成像技术内容广泛,技术炯然,原理各异,它包括计算机 X 射线摄影 (computed radiography, CR)、数字 X 射线摄影 (digital radiography, DR)、直接数字 X 射线摄影 (direct digital radiography, DDR)、计算机体层摄影 (computed tomography CT)、数字减影血管造影 (digital subtraction angiography DSA)、单光子发射体层像 (single photon emission computed tomography SPECT)、正电子发射体层成像 (positron emission computed tomography, PET) 和图像存储与传输系统 (picture archiving and communicating system, PACS) 等新的成像技术。这些成像技术有一个共同的特点,即以计算机为基础,使图像信息数字化,我们可以尽可能地对其实施图像信息后处理,这使医学影像技术发生了巨大的变化。本文将主要介绍关于数字化的移动式 X 射线机的相关问题。

20 世纪 80 年代初,CR 在把传统的 X 射线摄影数字化,DR 是计算机数字化与常规 X 射线摄影相结合的产物。所不同的是数字化方式不一样,但无论 CR 还是 DR,其原理和成像过程仍属间接数字影像技术,不是最终发展方向。DDR

是 20 世纪 90 年代开始开发的直接数字成像技术,它是采用平板探测器,将 X 射线信息直接数字化,不存在任何的中间过程。数字图像不仅可以方便地将图像显示在监视器上,而且可以进行各种各样的图像后处理。

PACS 是近年来随着数字成像技术、计算机技术和网络技术的进步而迅速发展起来的,旨在全面解决医学图像的获取、显示、存储、传递和管理等问题。它是计算机通讯技术和计算机信息处理技术相结合的产物,也是目前放射信息学的一个重要组成部分,其最终的设想是完全由数字图像来代替胶片。PACS 这一术语首先于 1981 年由迈阿密大学医学院 A. J. Duinckx 提出,80 年代出现商品,它是继发现 X 射线以后医学史上的又一重要里程碑,随着可视技术的不断发展,现代医学已越来越离不开医学图像的信息。医学图像在临床诊断、教学、科研等方面发挥着重要作用。

总之,尽管数字成像技术的成像原理和方法不同,诊断价值与限度亦各异,但都能使人体内部结构和器官形成影像,从而了解人体解剖与生理功能状况以及病理变化,以达到诊断的目的。CR、DR、DDR 等都是借助人体组织和器官对 X 射线的吸收差异,通过探测穿透人体后的剩余射线,将模拟信息变为光电数字信号,通过计算机处理让人体组织和器官变成可以观察的影像。PACS 是以计算机为中心,将所得到的人的数字化信息进行存储、压缩、传输和处理,PACS 获取信息可实施远程诊断,可极大地提高工作效率和诊断准确性。

应当指出,数字成像技术是一种新的成像技术,具有模拟信号所不具有的优势,并且现在已成为非常成熟的成像技术,下面将对移动式数字化 X 射线的有关技术做较详细的介绍。

第二节 数字 X 射线技术

通过 20 多年的研究，许多的生产厂商和科学研究人员已经将数字化 X 射线技术从实验室带到了临床中，数字 X 射线成像技术引起了诊断 X 射线成像技术的革命。事实上，在过去的 20 多年中，X 射线成像界取得了质的突破，并且能够最经济地最大限度地满足我们医学影像的诊断的需要。本文将围绕数字化 X 射线技术，介绍数字化 X 射线技术的相关概念，并分析它将产生的影响以及潜在的好处。

要了解数字化 X 射线技术的潜在意义，首先理解即便是目前最新的常规 X 射线设备，对于 X 射线的收集产生何种影响，常规装备了数字化的 X 射线照相术与透视法工作原理是：X 射线信号来自球管，通过患者，被影像增强器转换

为光学信号。接着，信号在被发送到一个摄像机并要经过数字化处理之前要先经过影像增强器与摄影机光学处理。最后，信号被发送到显示器上，并实现硬拷贝阶段，这其实是目前多数移动式 X 射线机的工作原理，在后面的章节中我们会详细论述。

在此过程中的每一阶段，X 射线信号在一定程度上具有较大的损失，即使是其中个别的成分，因为应用的需要已经使它达到最优化。结果是在成像的过程中只有不足 40% 的较有代表性的原始图像信息被采用了，在常规的数字化成像系列里，在每一组部件里发生的信号衰退消耗 60% 以上的原始 X 射线信号，见图 2-1。

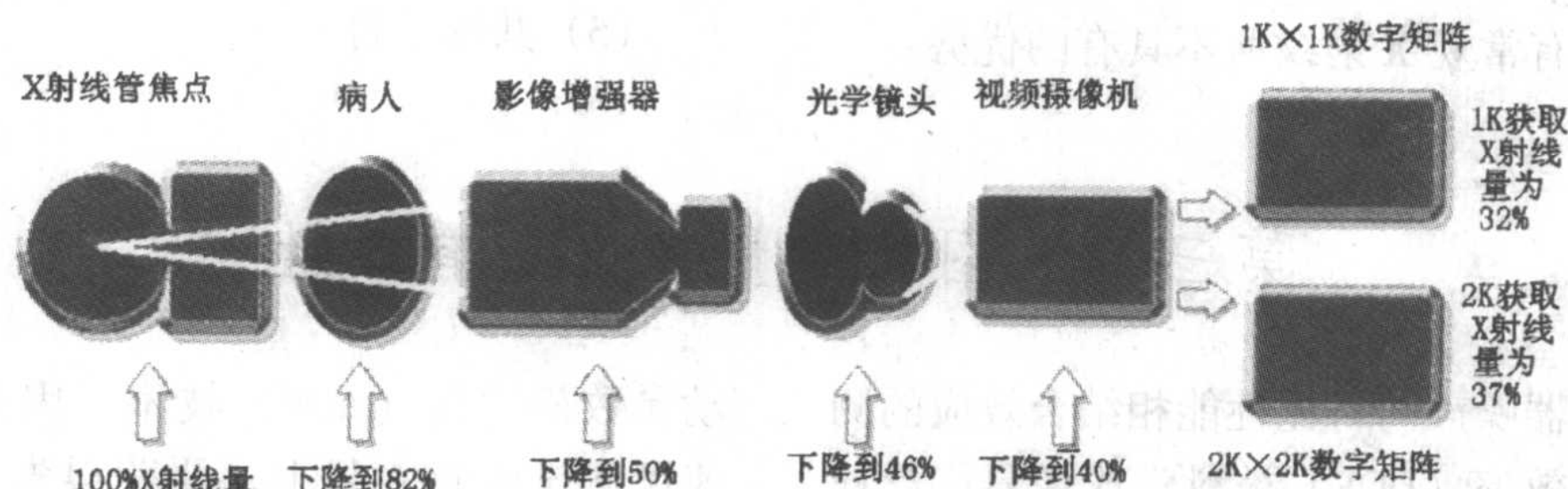


图 2-1 传统 X 射线数字化工作原理

采用数字探测器，则使得能够保持 80% 以上的原始信号，并且自动地进一步加强信号，这些优势对所有的成像形态都是适用的，包括胸部与乳房成像以及将来的以荧光为基础的应用。当然是更为精确详细的感兴趣解剖图示，将来你所

要进行的每一次检测诊断效果会大大提高，见图 2-2。

数字化 X 射线技术的出现意味着全球放射医学的重要变革。它主要的优点主要表现在以下几个方面：

- (1) 图像数据成高亮显示，可删除无关的信息，实质上提高了研究的诊断效用；
- (2) 将图像数据与其他从 RIS/HIS 系统中得到的相关的患者信息结合起来；
- (3) 迅速在网络联接上发送结果文件到你选择的任何的地方，包括使用常规的电话线进行数据传输；
- (4) 在最小的空间里得到所有的信息，并通过几个关键的按键重新得到完美的原始信号。

目前一些数字探测器的最明显的潜在优势已

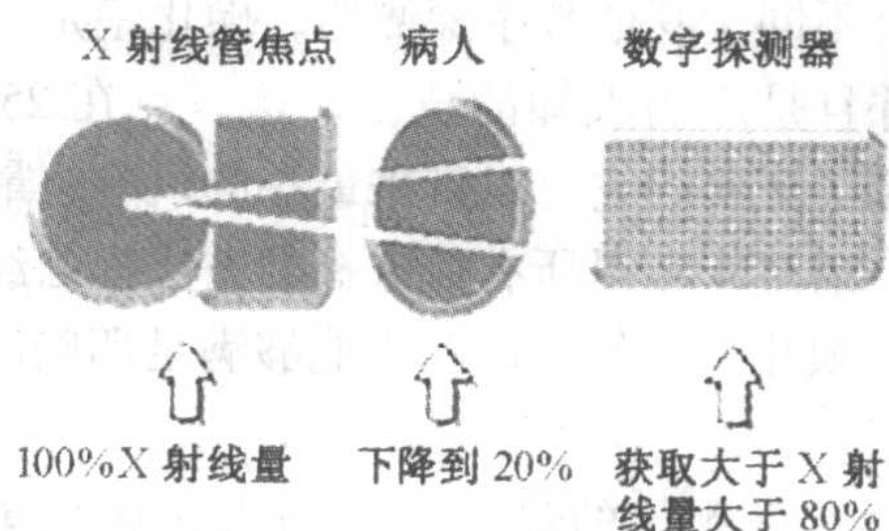


图 2-2 数字化 X 射线机的工作原理