

Yiyong Shuzihua

医用数字化

X Shexianshebei Yuanli Gouzao He Weixiu

X射线设备

原理构造和维修

主编 邓朝晖 刘亚军 方 铁 王瑞玉



中国医药科技出版社

医用仪器原理构造和维修系列 04

医用数字化 X 射线设备 原理构造和维修

主 编	邓朝晖	刘亚军	方 铁	王瑞玉
副主编	梁庆平	潘孝平	汤献国	秦志强
	刘鸿翔			
编 委	吴子怡	刘文舫	陈思明	周 艳
	戴美萍	彭建彬	程小燕	梁耀林
	张绍伟	张 鹏	陈文霞	郑 宇
	王学林	王燕平	焦永春	林森财
	桂朝伟	刘志明	李俊勇	黄浩臣
	杜紫雷	王 丹	刘宇静	侯钦森
	张素琼	史瑞琴	吴 波	包济民
	刘 慧			



中国医药科技出版社

内 容 提 要

本书重点介绍计算机 X 射线摄影和数字化 X 射线摄影的原理, 数字化 X 射线机的安装与调试及故障与维修。全书图文并茂, 内容以实用为原则, 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, 特别是书中的维修理论与方法、故障分析与排除等方面的内容具有较强的实用性和指导性。

本书是医疗设备维修人员难得的参考书, 也可作为高等院校临床医学工程专业或放射设备培训班的教材。

图书在版编目 (CIP) 数据

医用数字化 X 射线设备原理构造和维修 / 邓朝晖等主编. —北京: 中国医药科技出版社, 2010. 8

(医用仪器原理构造和维修系列)

ISBN 978 - 7 - 5067 - 4710 - 3

I. ①医… II. ①邓… III. ①X 射线诊断机 - 维修
IV. ①TH774. 07

中国版本图书馆 CIP 数据核字 (2010) 第 126242 号

美术编辑 张 璐

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 100082

电话 发行: 010 - 62227427 邮购: 010 - 62236938

网址 [www. cmstp. com](http://www.cmstp.com)

规格 A4

印张 14

插页 15

字数 428 千字

版次 2010 年 8 月第 1 版

印次 2010 年 8 月第 1 次印刷

印刷 北京季蜂印刷有限公司

经销 全国各地新华书店

书号 ISBN 978 - 7 - 5067 - 4710 - 3

定价 58.00 元

本社图书如存在印装质量问题请与本社联系调换

前 言

医用数字化 X 射线设备经历了十几年的发展,目前已得到广泛应用,因此对维修工程师提出了更高的要求,不仅要求熟悉常规影像设备,而且要求精通计算机及网络知识;但有关医用数字化 X 射线设备的书非常欠缺,本书从实际需要出发,考虑到数字化 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并结合作者多年的维修经验编写而成。

本书分五章,第一章主要介绍 X 射线的基本性质、数字化 X 射线技术的基本原理、数字成像探测器、图像存档和传输系统(PACS)、X 射线防护标准和原则;第二章主要介绍计算机 X 射线摄影(CR)的原理;第三章主要介绍数字化 X 射线摄影(DR)的发展、分类和工作原理;第四章主要介绍数字化 X 射线机的安装与调试;第五章主要讨论维修方法及维修实例。

本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,具有较强的实用性和指导性。

本书可供医疗设备维修人员使用,也可作为高等院校临床医学工程专业或放射设备培训班专业教材。

本书由邓朝晖、方铁、梁庆平、潘孝平、汤献国、刘鸿翔、吴子怡、刘文舫、陈思明、周艳、戴美萍、彭建彬、程小燕、梁耀林、张绍伟(广州军区联勤部药品仪器检验所),刘亚军、林森财(解放军总参总医院),王瑞玉(原解放军北京军医学院工程系),秦志强(成都军区联勤部药品仪器检验所),张鹏、陈文霞(解放军第 307 医院),郑宇(北京军区联勤部药品仪器检验所),王学林(辽宁省朝阳中心医院),王燕平、焦永春(北京首都医科大学附属安贞医院),桂朝伟(北京首都医科大学附属大兴区人民医院),刘志明(黑龙江尚志市人民医院),李俊勇、黄浩臣、杜紫雷(河南省濮阳市中医院),王丹(解放军第 305 医院),刘宇静(北京军区总医院),张素琼(四川省三台县人民医院),侯钦森、吴波(山东省滕州市人民医院),史瑞琴(海军总医院),包济民、刘慧(内蒙古自治区巴彦淖尔市医院)等编写。

本书编写过程中,采用了岛津、PHILIPS、IAE、VARIAN、SIEMENS、GE、IMD 等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诸多有意义的建议和意见,在此表示诚挚的感谢。

由于编者的水平所限,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
2010 年 7 月

目 录

第一章 绪论	(1)
第一节 X 射线	(1)
一、X 射线的发现	(1)
二、X 射线的性质	(1)
三、X 射线的产生	(2)
第二节 数字化 X 射线技术	(4)
一、概述	(4)
二、数字化 X 射线技术的原理	(5)
第三节 数字成像探测器	(6)
一、电荷耦合器件	(6)
二、CMOS 图像传感器	(16)
三、CMOS 图像传感器与 CCD 的比较	(21)
四、平板式数字探测器	(21)
第四节 图像存档和传输系统	(27)
一、数字医学图像处理与存档及传输技术	(27)
二、数字医学图像特性	(31)
三、DICOM 标准及其在 PACS 系统中的应用	(32)
第五节 X 射线防护标准和原则	(44)
一、X 射线对人体的危害	(44)
二、X 射线防护要求	(45)
第二章 计算机 X 射线摄影的原理	(48)
第一节 概述	(48)
一、计算机 X 射线摄影发展	(48)
二、计算机 X 射线摄影与传统 X 射线系统的比较	(48)
三、计算机 X 射线摄影系统的评价	(50)
第二节 计算机 X 射线摄影的基本组成和工作原理	(51)
一、计算机 X 射线摄影系统的基本组成	(51)
二、计算机 X 射线摄影系统的工作原理	(52)
三、计算机 X 射线摄影系统质量控制和性能检测	(66)
第三节 CR800/900 原理及应用	(68)
一、CR 800 系统组成	(69)
二、CR800/900 操作	(72)
第三章 数字化 X 射线摄影的原理	(87)
第一节 概述	(87)
一、数字化 X 射线摄影的发展	(87)
二、数字化 X 射线摄影的分类	(87)

三、数字化 X 射线摄影的特点	(94)
第二节 数字化 X 射线摄影的控制系统	(94)
一、组成结构	(94)
二、硬件系统	(96)
三、软件系统	(108)
第三节 飞利浦 DR 系统原理分析	(111)
一、概述	(111)
二、组成结构	(111)
三、电路原理分析	(112)
第四章 数字化 X 射线机的安装与调试	(124)
第一节 数字化 X 射线机的硬件安装和调试	(124)
一、安装环境要求	(124)
二、机械安装	(124)
三、电气安装	(126)
第二节 数字诊断程序的安装和调试	(141)
一、概述	(141)
二、程序安装和调试	(142)
第三节 数字化 X 射线摄影 CXDI - 50G 的安装与调试	(160)
一、CXDI - 50G 的硬件安装	(160)
二、CXDI - 50G 的软件安装与设置	(166)
第五章 数字化 X 射线机的故障与维修	(193)
第一节 维修方法	(193)
一、故障检修的方法	(193)
二、故障发生的原因及故障特征	(194)
三、故障检查的常用方法	(195)
第二节 数字化 X 射线机的故障分析和维修	(196)
一、CXDI - 50G 数字探测器的拆装	(197)
二、CXDI - 50G PCB 设置	(201)
三、故障分析和维修	(202)
附录 电路原理图	(215)

第一章 绪 论

第一节 X 射线

一、X 射线的发现

1895 年德国物理学家伦琴（1845 ~ 1923 年）在进行阴极射线的实验时，发现了一种肉眼观察不到的，但具有很强的透过能力，能使放在射线管附近涂有氰亚铂酸钡的屏上发出微光和使胶片感光的射线，最后他确信这是一种尚未为人类所发现的新型射线。伦琴的这一重大发现，由于无法解释它的原理，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，这是 X 射线的发现和名称的由来，一直延用到今。为纪念伦琴这一伟大的发现，故命名为伦琴射线，为此伦琴于 1901 年度荣获首届诺贝尔物理学奖。

X 射线的发现对自然科学和人类历史的发展具有极为重要的意义。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，X 射线最早应用于医学临床的骨折和体内异物的诊断，以后逐步用于人体各部位的检查。与此同时，X 射线设备相继出现，1896 年，德国西门子（SIEMENS）公司研制出了世界上第一支 X 射线球管，20 世纪 20 年代，出现了常规 X 射线机，此后 X 射线设备的不断发展，特别是体层装置、影像增强器、快速换片机、监示器及计算机数字化摄影的发展，到 20 世纪 60 年代中、末期，形成了比较完整的学科体系，称为放射诊断学或影像学。影像诊断设备的发展目前已成为现代医学的重要组成部分，数字化技术、图像存储和远程放射学系统，特别是 PACS（picture archiving and communication systems，图像归档与通讯系统）、HIS（hospital information system，医院信息系统）、RIS（radiology information system，放射信息系统）的普遍应用，使现代医

学影像设备在现代医学的诊断中占有重要的地位，数字化 X 射线成像技术也是现代影像诊断学的重要组成部分。

二、X 射线的性质

数字化 X 射线机是采用先进的数字化技术接收、处理、显示图像的设备，其产生的射线具有 X 射线的全部特性。X 射线是一种波长极短、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特性外，还具有其自身的特性。

（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，当照射到物体上时，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 射线的穿透力也与相对密度有关，相对密度大的物质，对 X 射线的吸收多，透过少；相对密度小者，吸收少，透过多。利用差别吸收这种性质可以把相对密度不同的骨骼、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称为一次电离;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的过程称为第二次电离。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 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,在人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 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,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。

(二) 化学效应

1. 感光作用 当 X 射线照到胶片上的溴化银时,使银粒子沉淀而使胶片产生感光作用,胶片感光的强弱与 X 射线量成正比。当 X 射线通过人体时,因人体各组织的相对密度不同,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,其晶体脱水而改变颜色,称为着色作用。

(三) 生物效应

当 X 射线照到生物人体时,生物细胞受到抑制、破坏甚至死亡,致使人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,因此可用于治疗人体的某些疾病,这是 X 射线治疗设备的基础,如直线加速器等设备。另一方面,它对正常的人体也有伤害,因此要注意对人体的防护。

三、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:根据需要随时提供足够数量电子的电子源;在强电场作用下,电子作高速、定向运动的高速电子流;能经受高速电子轰击而产生 X 射线障碍物即靶。

(二) X 射线产生的方式

X 射线产生的方式有两种,连续辐射和特性辐射。

1. 连续辐射 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,此能量会随减速之程度而有所不同,如图 1-1 所示。

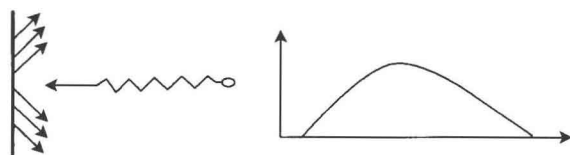


图 1-1 连续辐射

2. 特性辐射 高速电子撞击原子和外围轨道上电子,使之游离且释放的能量,即为 X 射线,如图 1-2 所示。

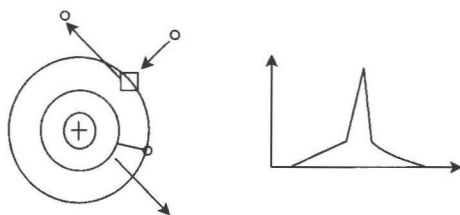


图 1-2 特性辐射

诊断用 X 射线,其产生方式所占比例:30%特性辐射,70%连续辐射。

(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电子场发生相互作用。

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 从量子论的观点看,可以假设任一特殊的 X 射线量子不被辐射中所有电子散射,而是把它的全部能量耗于某个特殊的电子,这电子转过来又将射线向某一特殊的方向散射,这个方向与入射束成某个角度。辐射量子路径的弯折引起动量发生变化,结果散射电子以等于 X 射线动量变化的动量反冲。散射射线的能量等于入射射线的能量减去散射电子反冲的动能。

由于散射射线应是完整的量子,其频率也将和能量同比例地减小,因此,根据量子理论,可以期待散射射线的波长比入射射线大,而散射辐射的强度在原始 X 射线的前进方向要比反方向大,解释射线方向和强度的分布,根据能量守恒和动量守恒,考虑到相对论效应,得散射波长为:

$$\Delta\lambda = \lambda - \lambda_0 = \frac{2h}{mc} \sin^2\left(\frac{\theta}{2}\right)$$

式中, $\Delta\lambda$ 为入射波长 λ 与散射波长 λ_0 之差; $\lambda = \frac{h}{mc}$ 为电子康普顿波长; h 为普朗克常

数; c 为光速; m 为电子的静止质量; θ 为散射角。

当能量为 $e = h\nu$ 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 φ 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。

康普顿效应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。康普顿效应中,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 光照射到某些物质上,引起物质的电性质发生变化,这类光导致电性变化的现象被人们统称为光电效应。光电效应分为光电子发射、光电导效应和光生伏特效应;前一种现象发生在物体表面,又称外光电效应;后两种现象发生在物体内部,称为内光电效应。

光电效应有两个方面作用,一方面,它能产生高质量的影像,原因之一是不产生散射线,减少影像的灰度;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的特性,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,从而保护受检者。

4. 电子对效应 当辐射光子能量足够高时,在它从原子核边经过时,在核库仑场作用下,辐射光子可能转化成成一个正电子和一个负电子,这个过程称作电子对效应。

它包括三个方面的内容:旋轨作用、相对论

性收缩（直接作用）、相对论性膨胀（间接作用）。

在光电效应中，原子吸收光子的全部能量，其中一部分消耗于光电子脱离原子束缚所需的电离能，另一部分就作为光电子的动能。所以，释放出来的光电子的能量就是入射光子能量和该束缚电子所处的电子壳层的结合能之差。虽然有一部分能量被原子的反冲核所吸收，但这部分反冲能量与射线能量、光电子的能量相比可以忽略。

值得注意的是，由于必须满足动量守恒定律，自由电子（非束缚电子）则不能吸收光子能量而成为光电子。光电效应的发生除入射光子和光电子外，还需有一个第三者参加，这第三者就是发射光电子之后剩余下来的整个原子。它带走一些反冲能量，但这能量十分小。由于它的参加，动量和能量守恒才能满足；而且电子在原子中被束缚得越紧（即越靠近原子核的电子），越容易使原子核参与上述过程。

康普顿散射与光电效应不同，光电效应中光子本身消失，能量完全转移给电子；康普顿散射

中光子只是损失掉一部分能量，光电效应发生在束缚得最紧的内层电子上，康普顿散射则总是发生在束缚得最松的外层电子上，发生康普顿效应时，散射光子可以向各个方向散射。

对于不同方向的散射光子，其对应的反冲电子能量也不同，因而即使入射光子的能量是单一的，反冲电子的能量却是随散射角连续变化的。理论计算和实验都表明，入射光子的康普顿反冲电子能谱，电子对效应是光子从原子核旁经过时，在原子核的库仑场作用下，光子转化为一个正电子和一个负电子的过程，根据能量守恒定律，只有当入射光子能量大于 1.02MeV 时，才能发生电子对效应。

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。

第二节 数字化 X 射线技术

一、概述

X 射线发现至今一百多年来，X 射线成像技术和设备发展迅速。特别是近些年来，医学影像设备出现新的发展方向：一是技术的发展完善了设备的硬件与软件功能；二是高档设备用于临床研究与功能的开发技术指标被中低档设备所采用，从而显著改善了中低档设备的性能指标，拓宽了中低档设备的适用范围，随着图像处理及相关数字化技术的发展，数字成像技术得到了前所未有的发展。

1974 年，日本富士胶片公司开始研究计算机 X 射线摄影（Fuji computed radiography, FCR）的原理，并进行基础性研究工作。1981 年 6 月在比利时首都布鲁塞尔召开的国际放射学大会（International Congress of Radiology, ICR）年会上，富士公司首先推出了 FCR 系统，由于成像板（imaging plate, IP）研制成功并推向市场，

使数字化 X 射线成为现实。

数字化 X 射线摄影（digital radiography, DR）系统的研制，在 20 世纪 90 年代后期取得了突破性进展，出现了多种类型的平面 X 射线摄影探测器（flat plank detector, FPD）。平板探测器技术的出现是医学 X 射线摄影技术的一场革命。DR 较之 CR 具有更高的空间分辨率、更高的动态范围和量子检测效率（detective quantum efficient, DQE）、更低的 X 射线照射量、更高质量的图像，在曝光后几秒内即可显示图像，改善了工作流程，提高了工作效率。根据 DR 成像技术的不同，可分为直接数字化 X 射线成像（非晶硒）、间接数字化 X 射线成像（非晶硅）、电荷耦合元件（charge-coupled device, CCD）X 射线成像、多丝正比电离室（multi-wire proportional chamber, MWPC）成像等。

在影像医学领域中，X 射线摄影是临床放射学检查中应用最早和最普遍的成像方式，数字化

影像信息则可以直接在图像存档与传输系统 (PACS) 以及远程医学系统中传输。此外,传统的胶片-增感屏组合的 X 射线摄影方式固有的敏感性和分辨力也远远没有数字化图像的质量高,因此数字化图像的发展具有划时代意义。数字化 X 射线摄影目前具有实际应用价值的方式主要由三种类型:直接成像方式、间接成像方式、过渡方式。

(1) 直接成像方式 直接成像方式 (directness digital radiography, DDR) 利用了光敏器件 (非晶硒等) 的光电导性,由光敏元件组成的接收装置代替胶片接收 X 射线影像信息,并直接转换为电信号,进而转换为数字信号的成像方式,形成全数字化影像,通常我们称为 DR,此类装置的空间分辨力和时间分辨力还在完善中,

是目前最先进的成像方式。

(2) 间接成像方式 间接成像方式又包括两种方式:计算机 X 射线摄影 (computed radiography, CR) 和电荷耦合元件 (CCD) X 射线成像。

计算机 X 射线摄影 (CR) 系统使用成像板 (IP) 作为接收 X 射线信息的载体,然后由激光束扫描,读出成像板记录的信息。由于整个过程分为两个部分接收、读出,因此称为间接成像方式,成像板 IP 既可以代替胶片且与现有的 X 射线机匹配使用。

电荷耦合元件 (CCD) X 射线成像方式问世多年,系使用影像增强、视频链采集信息,后经视频处理技术使视频信号数字化图像的成像方式,如图 1-3 所示。

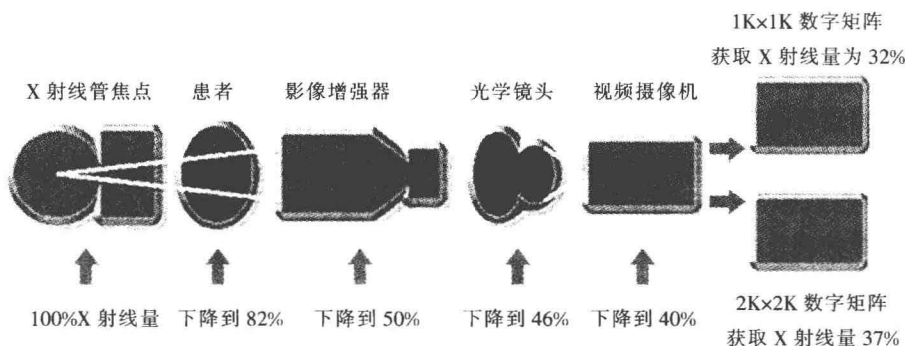


图 1-3 电荷耦合 (CCD) X 射线成像示意

(3) 过渡方式 采用专门的读出装置或设备,扫描已摄取的常规 X 射线胶片,使胶片上记录的模拟信息数字化为数字式胶片影像,此种方式是回顾性施行的将原来的常规 X 射线胶片信息数字化的过渡方式。

20 世纪 80 年代初,CR 把传统的 X 射线摄影数字化,CCD 成像则是图像处理数字化与常规 X 射线摄影相结合的产物,无论 CR 与 CCD 成像,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 年代直接数字成像技术,它是采用平板探测器技术,将 X 射线信息直接数字化,不存在任何中间的过程,数字化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处理。

图像存档与传输系统 (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数字化医院的实现方法,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 的应用是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。

二、数字化 X 射线技术的原理

了解数字化 X 射线技术的意义在于理解目前最常规 X 射线设备的工作原理,其原理是: X 射线信号来自球管,通过患者被胶片接收,再通过胶片处理设备,获得我们所熟知的医生能诊断的胶片。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,结果是在成像的过

程中仅有不足 30% 的较有代表性的原始图像信息被采用, 如图 1-4 所示。

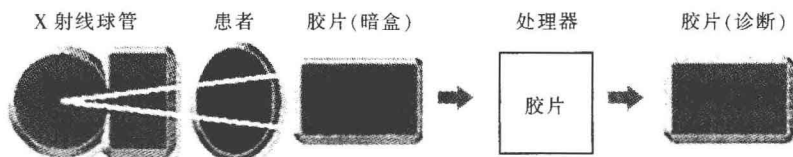


图 1-4 传统 X 射线机工作原理

采用数字成像探测器则能够保持 80% 以上的原始图像信号, 并且使图像信号自动进一步加强。这些优势对所有的成像都是适用的, 它可使每一次检测的诊断效果大大提高, 如图 1-5 所示。

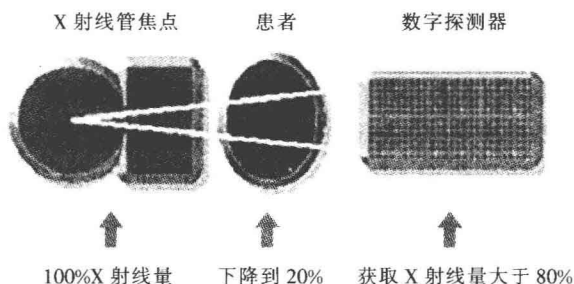


图 1-5 数字化 X 射线机工作原理

数字成像探测器已被广泛应用, 由于其具有高的量子检测效率 DQE、良好的对比度和分辨率, 提高了 X 射线摄影与荧光造影图像质量, 通过智能化的图像处理技术, 使诊断效果有了一个很大的提高。它还具有减低患者辐射剂量的优势, 设备的使用中会最大限度地降低设备重复操

作的需要, 在医疗范围应用方面增强了诊断效果。数字化 X 射线成像技术广泛应用计算机辅助检测和数据处理, 并实现远程放射诊疗, 为医院和科室间的信息共享提供了专业的平台和解决方案。

第三节 数字成像探测器

在放射学领域内, 各种类型真空摄像器件, 如影像增强器、摄像管等其核心部件是靶面, 通过靶面上的光敏材料把来自目标的光学图像转变成靶面上的光学图像, 通过电子束按顺序对靶面各像素进行扫描, 将靶面上的光学图像转换成仅随时间变化的, 即一维的电信号(视频信号)传送出去。这类成像器件从 20 世纪 60 年代被广泛应用, 随着半导体集成电路技术的发展, 特别是 MOS 集成电路工艺的成熟, 各种固体成像器件得到迅速发展, 70 年代后期已有一系列的成熟产品, 固体成像器件本身就可完成图像转换、信息存储和按顺序输出(称自扫描)视频信号的全过程, 固体成像器件主要有电荷耦合器件 CCD、CMOS 图像传感器和平板式数字探测器。

一、电荷耦合器件

电荷耦合器件 (CCD) 是 1969 年由美国贝尔实验室 (Bell Labs) 的维拉·博伊尔 (Willard S. Boyle) 和乔治·史密斯 (George E. Smith) 发明的。当时贝尔实验室正在发展影像电话和半导体气泡式内存, 将这两种新技术结合起来后, 博伊尔和史密斯研发出该装置。其特性就是它能沿着一片半导体的表面传递电荷, 便尝试用来作为记忆装置, 当时只能从暂存器用“注入”电荷的方式输入记忆, 但随即发现光电效应能使此种元件表面产生电荷, 而组成数字影像。

20 世纪 70 年代, 贝尔实验室的研究员已能用简单的线性装置捕捉影像, 电荷耦合器件 CCD 就此诞生, 此后快捷半导体公司、美国无

线电公司和德州仪器等公司进行了进一步研究,其中快捷半导体的产品率先上市,于1974年发表500单元的线性装置和 100×100 像素的CCD。CCD的加工工艺有两种,一种是TTL工艺,另一种是CMOS工艺。市场上的CCD和CMOS其实都是CCD,只不过是加工工艺不同,前者是毫安级的耗电量,后者是微安级的耗电量,TTL工艺下的CCD成像质量要优于CMOS工艺下的CCD。

2009年诺贝尔物理学授予中国香港科学家高锟(Charles K. Kao)和维拉·博伊尔(Willard S. Boyle)及乔治·史密斯(George E. Smith)。科学家Charles K. Kao因为在光学通信领域中光的传输的开创性成就而获奖,博伊尔和史密斯因发明了成像半导体电路——电荷耦合器件图像传感器CCD获此殊荣,两位科学家在2006年还获得电机电子工程师学会(Institute of Electrical and Electronics, IEEE)颁发的Charles Stark Draper奖章,以表彰他们对CCD发展的贡献。

30多年来,随着新型半导体材料的不断涌现和器件微细化技术的日趋完备,CCD技术得到了迅速的发展,目前CCD技术已广泛应用于信号处理、数字存储及影像传感等领域,已成为现代光电子学和测试技术中最活跃、最富有成果的领域之一。

(一) 基本原理

电荷耦合器件(CCD)有两种基本类型:一种是电荷载存储在半导体与绝缘体之间的界面,并沿界面传输,这类器件称为表面沟道电荷耦合器件,简称SCCD;另一种是电荷载存储在离半导体表面一定深度的体内,并在半导体内沿一定方向传输,这类称为体内沟道或埋沟道电荷耦合器件,简称BCCD。

CCD的突出特点是以电荷作为信号,而不同于其他大多数器件是以电流或者电压为信号。CCD的基本功能是信号电荷的产生、存储、传输和检测,以下分别进行介绍。

1. 光电荷的产生 CCD的首要功能是完成光电转换,即产生与入射的光谱辐射量度成线性关系的光电荷,当光入射到CCD的光敏面时,便产生了光电荷,CCD在某一时刻所获得光电荷与前期所产生的光电荷进行累加,称为电荷积

分。入射光越强,通过电荷积分所得到的光电荷量越大,获得同等光电荷所需的积分时间越短。

电荷的产生方法主要分为光注入和电注入两类,在CCD中,一般采用光注入方式:当光照射到CCD硅片时,在栅极附近的半导体体内产生电子-空穴对,其多数载流子被栅极电压排开,少数载流子则被收集在势阱中形成信号电荷,光注入方式又可分为正面照射式与背面照射式,图1-6所示为正面照射式光注入方式。

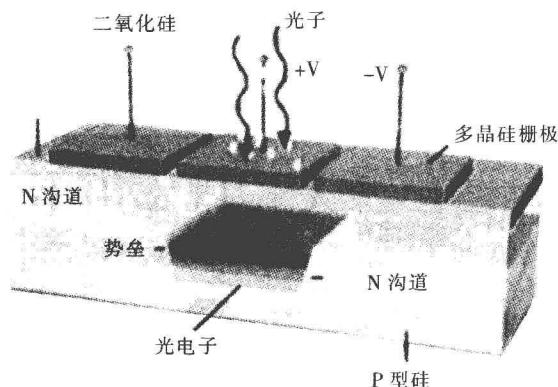


图1-6 正面照射式光注入示意

光电荷可用下式表示:

$$Q_{IP} = \eta q \Delta n_{eo} A T_c$$

式中, η 为材料的量子效率; q 为电子电荷量; Δn_{eo} 为入射光的光子流速率; A 为光敏单元的受光面积; T_c 为光注入时间。

由上式可以看出,当CCD确定以后, η 、 q 及 A 均为常数,注入到势阱中的信号电荷 Q_{IP} 与入射光的光子流速率 Δn_{eo} 及注入时间 T_c 成正比。注入时间 T_c 由CCD驱动器的转移脉冲的周期TSH决定。当所设计的驱动器能够保证其注入时间稳定不变时,注入到CCD势阱中的信号电荷只与入射辐射的光子流速率成正比。在单色入射辐射时,光注入的电荷量与入射的光谱辐射量度呈线性关系,这种线性关系是应用CCD检测光谱辐射强度的理论基础。

2. 电荷存储 构成CCD的基本单元是金属-氧化物-半导体结构(metal-oxide-semiconductor, MOS)。在栅极施加正偏压之前,P型半导体中空穴(多数载流子)的分布是均匀的,当在栅极施加小于P型半导体的阈值电压的正偏压后,空穴被排斥,产生耗尽区,偏压继

续增加,耗尽区将进一步向半导体体内延伸,当栅极的正偏压大于 P 型半导体的阈值电压时,半导体与绝缘体界面上的电势变高,以致于将半导体内的电子(少数载流子)吸引到表面,形成一层极薄的但电荷浓度很高的反转层,反转层电荷的存在表明了 MOS 结构存储电荷的功能。

表面势与反转层电荷浓度具有良好的反比例线性关系。由于 CCD 的像素进行光电转换可比喻为往井或桶内注水,因此,这种线性关系很容易用半导体物理中的势阱概念描述,其中单个像素所能存储的最大光电荷量(不向其邻近像素溢出),也称为“满阱容量”,如图 1-7 所示。

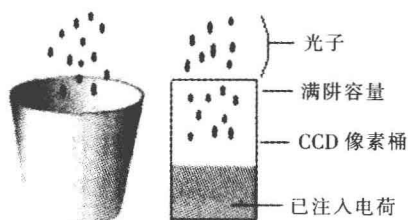


图 1-7 电荷存储示意

3. 电荷转移 当完成对光敏元阵列的扫描后, CCD 将光电荷从光敏区域转移至屏蔽存储区域,然后光电荷被按顺序转移至读出寄存器,如图 1-8 所示。

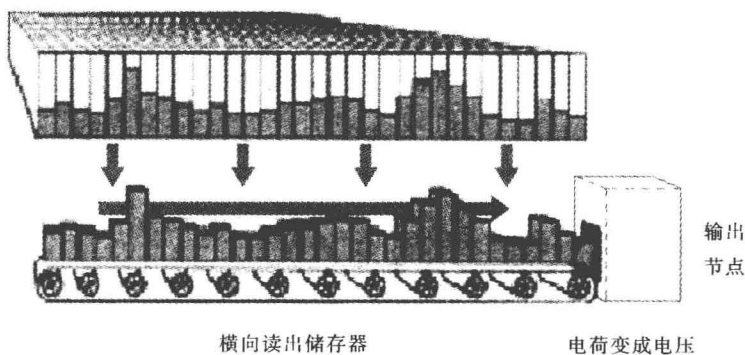


图 1-8 电荷转移示意

通过一定的时序在电极上施加高低电平,可使光电荷在相邻的势阱间进行转移。通常把 CCD 的电极分为几组,每一组称为一相,并施加同样的时钟脉冲,按相数划分为二相 CCD、三相 CCD 及四相 CCD。下面以三相 CCD 为例,介绍光电荷的转移过程。

三相 CCD 中的 4 个彼此靠得很近的电极,

在初始时刻,光电荷存储在偏压为 10V 的第一个电极下面的势阱里,其他电极上均加有大于阈值的较低电压(2V),如图 1-9a 所示,经过 T 时刻后,各电极上的电压变为如图 1-9b 所示,第一个电极仍保持为 10V,第二个电极上的电压由 2V 变到 10V,因这两个电极靠得很近(间隔只有几微米),它们各自的对应势

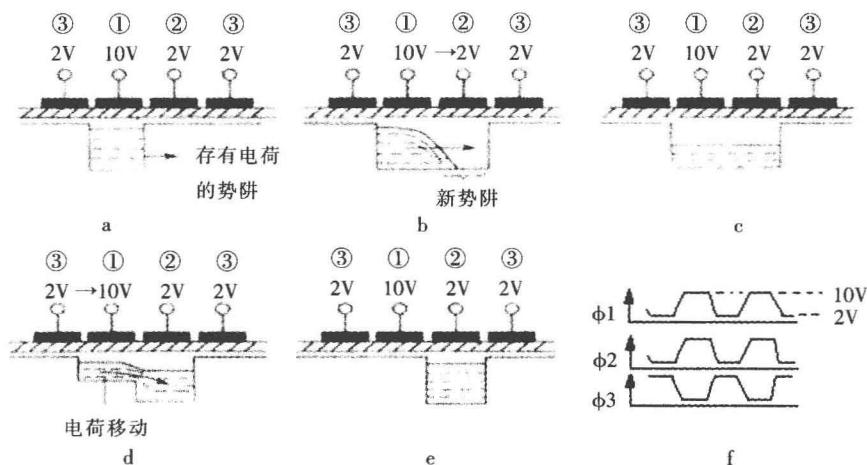


图 1-9 三相 CCD 中光电荷的转移示意

CCD 的电荷转移速度相对较快,这不仅可使器件的时钟频率得到提高,而且降低了电荷的转移

噪声。另外,体沟道 CCD 具有相对较大的动态范围,如图 1-12 所示。

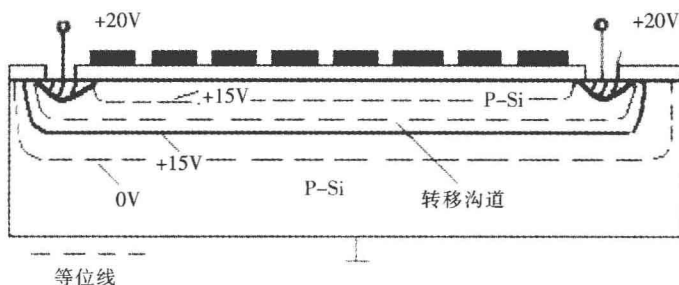


图 1-12 体沟道 CCD 的典型电极结构示意图

4. 光电荷的输出 光电荷的输出是指在光电荷转移通道的末端,将电荷信号转换为电压或电流信号输出,目前 CCD 的输出方式主要有电流输出、浮置扩散放大器输出和浮置栅放大器输出。

(1) 电流输出 当信号电荷在转移脉冲的驱动下向右转移到末级电极下的势阱中后, V2 电极上的电压由高变低时,由于势阱提高,信号电荷将通过输出栅(加有恒定的电压)下的势阱进入反向偏置的二极管(图 1-13)。由 UD、电阻 R_L 、衬底 P 和 N_+ 区构成的反向偏置二极管相当于无限深的势阱,进入到反向偏置的二极管中的电荷将产生输出电流 I_D ,且 I_D 的大小与注入到三极管中的信号电荷量成正比,而与电阻 R 成反比。所以,输出电流 I_D 与注入到二极管中的电荷量成线性关系,且由于 ID 的存在,使 $Q_s = I_D dt$ 发生变化, I_D 增大, A 点电位降低。可用 A 点的电位来检测二极管的输出电流 I_D ,用隔直电容将 A 点的电位变化取出,再通过放大器输出,图 1-13 中的场效应管为复位管,它的主要作用是将在一个读出周期内输出三极管没有来得及输出的信号电荷通过复位场效应管输出。为在复位场效应管复位栅为正脉冲时复位场效应管导通,它的动态电阻远远小于偏置电阻 R_L ,使二极管中的剩余电荷被迅速抽走,使 A 点的电位恢复到起始的高电平。

(2) 浮置扩散放大器输出 浮置扩散放大器输出结构中,前置放大器与 CCD 做在同一个

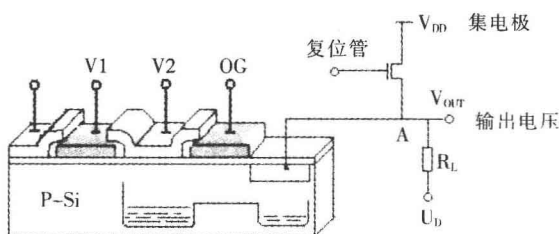


图 1-13 光电荷输出结构示意图

硅片上,图 1-14 中场效应管为复位管,右方的 4 个场效应管构成放大管。复位管下的势阱未形成之前,在复位管的栅极复位脉冲 Φ_R 使复位管导通,把浮置扩散区剩余电荷抽走,复位到 UDD。而当电荷到来时,复位管截止,由浮置扩散区收集的信号电荷来控制放大管栅极电位变化。设电位变化量为 ΔU ,则有:

$$\Delta U = \frac{Q_s}{C_{FD}}$$

式中的 C_{FD} 是与浮置扩散放大器有关的总电容。经放大器放大 K_V 倍后,输出的信号,如图 1-14 所示。

(3) 浮置栅放大器输出 浮置栅放大器输出结构中,输出放大器的栅极不是直接与信号电荷的转移沟道相连接,而是与沟道上面的浮置栅相连。当信号电荷转移到浮置栅下面的沟道时,在浮置栅上感应出镜像电荷,以此来控制输出放大器的栅极电位,达到信号检测与放大的目的。显然这种结构可以实现电荷在转移过程中的非破坏性检测,如图 1-15 所示。

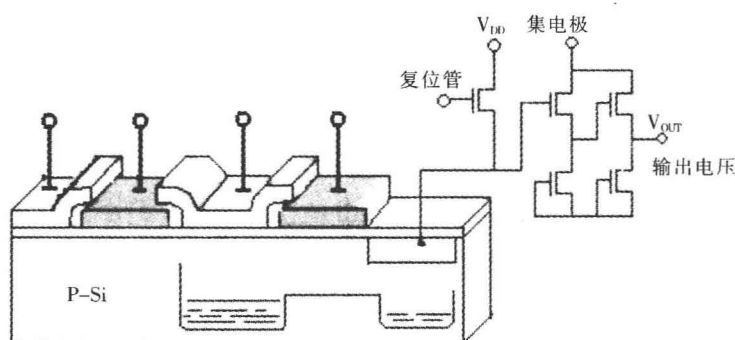


图 1-14 浮置扩散放大器输出结构示意图

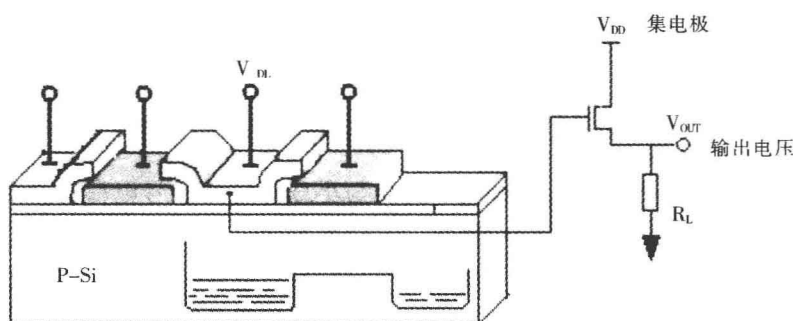


图 1-15 浮置栅放大器输出结构示意图

（二）CCD 的分类

CCD 器件的主要功能是把二维光学图像信号转变成一维视频信号输出，一般分为线阵 CCD 和面阵 CCD 两大类。

1. 线阵 CCD 直接将一维光信息转变为视频信号输出，线型 CCD 一般具有单沟道线阵 CCD、双沟道线型 CCD 两种基本形式。

（1）单沟道线阵 CCD 单沟道线型 CCD 的结构中，光敏阵列与转移区—移位寄存器是分开的，移位寄存器被遮挡；在光积分周期里，这种

器件的光栅电极电压为高电平，光敏区在光的作用下产生光电荷存于光敏 MOS 电容势阱中。转移栅（transfer gate）用于控制光电荷在光敏阵列至移位寄存器间的转移，当转移脉冲到来时，线阵光敏阵列势阱中的信号电荷并行转移到 CCD 移位寄存器中，最后在时钟脉冲的作用下—位一位地移出器件，形成视频脉冲信号，如图 1-16 所示。

这种结构的 CCD 的转移次数多、效率低、调制传递函数 MTF 较差，只适用于像敏单元较少的成像器件。

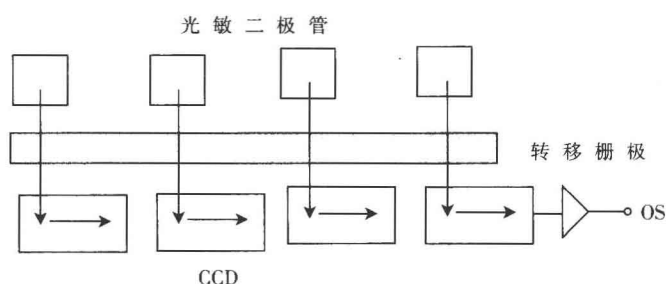


图 1-16 单沟道线型 CCD 的结构框图

（2）双沟道线阵 CCD 双沟道线阵 CCD 的结构具有两列 CCD 移位寄存器，分列在像敏元

阵列的两边，当转移栅为高电位时，光积分阵列的信号电荷包同时按箭头方向转移到对应的移位