

医用仪器原理构造和维修系列03

Yiyong Shuzi

医用数字

Ruxian X Shexianji Yuanli Gouzao He Weixiu

乳腺X射线机

原理构造和维修

主编 王瑞玉 张连强 王丹

中国医药科技出版社

医用仪器原理构造和维修系列 03

医用数字乳腺 X 射线机 原理构造和维修

主 编	王瑞玉	张连强	王 丹		
副主编	田巨龙	包济民	吴成产	张宗玲	
编 委	刘 鹏	王燕平	古庆恩	季家红	王燕生
	许耀良	李国栋	崔维斌	张益国	李新政
	周治国	张宝性	许 刚	丁洪新	张春霞
	李 军	张贵霞	马红滨	张建菲	桂朝伟
	高 宝				

中国医药科技出版社

内 容 提 要

本书为一本重点介绍医用数字乳腺 X 射线机原理、构造和维修的专著。全书图文并茂,结构合理,内容新颖,以实用为原则,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的内容,具有较强的实践指导意义,是从事维修的专业技术人员难得的一本参考书,也可作为数字乳腺 X 射线机培训班及高等院校临床医学工程专业的教材。

图书在版编目 (CIP) 数据

医用数字乳腺 X 射线机原理构造和维修/王瑞玉, 张连强,
王丹主编. —北京: 中国医药科技出版社, 2007.5

(医用仪器原理构造和维修系列; 3)

ISBN 978 - 7 - 5067 - 3668 - 8

I. 医… II. ①王…②张…③王… III. 乳房 X 射线诊断
机—维修 IV. TH774.07

中国版本图书馆 CIP 数据核字 (2007) 第 066192 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 100082

电话 责编: 010 - 62278402 发行: 010 - 62244206

网址 www.cspyp.cn www.mpsky.com.cn

规格 A4

印张 10 $\frac{1}{4}$

字数 278 千字

印数 1—3000

版次 2007 年 7 月第 1 版

印次 2007 年 7 月第 1 次印刷

印刷 北京市昌平区百善印刷厂

经销 全国各地新华书店

书号 ISBN 978 - 7 - 5067 - 3668 - 8

定价 28.00 元

本社图书如存在印装质量问题请与本社联系调换

前 言

医用数字化乳腺 X 射线设备经历了几十年的发展,是目前医院妇科及专科医院最基本的乳腺检查手段。数字化乳腺 X 射线设备广泛应用,对维修工程师提出了更高的要求,不仅要常规影像设置熟悉,而且要对计算机及光学知识要精通,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,本书从实际需要出发,考虑到数字化乳腺 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。

本书分四章。第一章主要介绍乳腺 X 射线设备的发展及 X 射线基本原理,包括乳腺 X 射线的性质和产生、数字化 X 射机的基本原理、数字放射成像检测器和 X 射线防护;第二章主要介绍数字化乳腺 X 射线机原理与构造,包括乳腺 X 射线机的发展、特点和整机原理分析;第三章主要介绍数字乳腺 X 射线机安装和调试;第四章主要讨论维修方法及维修实例。

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)专业或数字化乳腺 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。

本书由王瑞玉(原解放军北京军医学院工程系)、张连强(解放军空军总院)、王丹(解放军第 305 医院)、田巨龙(南京军区南京总医院)、包济民(内蒙古巴彦淖尔市医院)、吴成产(原解放军北京军医学院)、张宗玲(山东滕州市人民医院)等组织编写,参加编写的其他人员还有:王燕平(首都医科大学附属安贞医院)、季家红、王燕生、许耀良、李国栋(解放军空军总医院);古庆恩、王彦辉、李新政(白求恩国际和平医院)、崔维斌(解放军第 534 医院)、张宝性(解放军第 305 医院)、许刚(解放军总后药检所)、张春霞(军事医学科学院)、李军(总后丰台综合药材供应站)、张贵霞(北京通州区疾病预防控制中心)、马红滨(解放军 302 医院)、张建菲(北京中西医结合医院)、桂朝伟(北京大兴区人民医院)、高宝(解放军 203 医院)、刘鹏(解放军桂林 181 医院)、张益国(解放军大连 210 医院)、丁洪新(浙江省武义县第一人民医院)等。

在该书编写过程中,采用了 PLANMED、IMS、TOSHIBA、IAE、VARIAN、SIEMENS、GE、IMD、美国泛太平洋公司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许多有意义的建议和意见,在此一并表示诚挚的感谢。

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

2007 年 4 月

目 录

第一章 绪论	(1)
第一节 数字乳腺 X 射线机的发展史	(1)
一、X 射线的发现, 为数字乳腺 X 射线机的发展奠定了基础	(1)
二、数字乳腺 X 射线机在临床应用及进展	(2)
三、乳腺 X 射线的性质	(3)
四、乳腺 X 射线的产生	(4)
第二节 数字化 X 射线基本原理	(6)
一、概述	(6)
二、数字化乳腺 X 射线技术	(7)
第三节 数字放射成像检测器	(7)
一、电荷耦合器件 (CCD) 的工作原理	(8)
二、CMOS 图像传感器的基本原理	(19)
三、CMOS 图像传感器与 CCD 的比较	(23)
四、平板式数字检测器	(24)
第四节 X 射线防护标准和原则	(30)
一、X 射线对人体的危害	(30)
二、X 射线防护要求	(31)
第二章 数字乳腺 X 射线机原理与构造	(34)
第一节 概述	(34)
一、乳腺 X 射线机的发展前景	(34)
二、乳腺疾病的诊断方法	(34)
三、乳腺 X 射线机的现状和发展	(35)
第二节 乳腺 X 射线机的分类及特点	(35)
一、乳腺 X 射线机的分类	(35)
二、数字乳腺 X 射线机的特点	(37)
第三节 乳腺 X 射线机主机控制系统	(39)
一、X 射线发生装置	(39)
二、高压发生装置	(45)
三、数字成像平板探测器	(56)
四、活检穿刺系统	(60)
五、计算机数字化系统	(61)
六、DICOM 标准	(65)
第四节 PLANMED SOPHIE 乳腺 X 射线机原理分析	(77)
一、SOPHIE 乳腺 X 射线机组成结构	(77)
二、电路分析	(81)

第三章 数字乳腺 X 射线机安装与调试	(84)
第一节 PLANMED 乳腺 X 射线机的安装	(84)
一、安装环境要求	(84)
二、机械安装	(84)
三、键盘功能	(87)
第二节 PLANMED 乳腺 X 射线机的调试	(88)
一、常规模式下的参数调整设置	(88)
二、服务模式下的参数调整设置	(90)
三、机械调整	(93)
四、探测器和开关的调整	(96)
第四章 数字化乳腺 X 射线机维修	(101)
第一节 维修方法	(101)
一、故障检修的方法	(101)
二、故障发生的原因及故障特征	(102)
三、故障检查的常用方法	(103)
第二节 PLANMED 系列乳腺 X 射线机维修	(104)
一、操作性故障分析和维修	(104)
二、X 射线安全和自动增益系统故障分析和维修	(106)
三、压迫器系统故障分析与维修	(107)
四、球管和电源电路故障分析与维修	(109)
五、探测器及开关故障分析与维修	(111)
六、温度、特殊探测器故障	(112)
七、计算机故障	(113)
附录 电路原理图	(115)
参考文献	(117)

第一章 绪 论

第一节 数字乳腺 X 射线机的发展史

一、X 射线的发现，为数字乳腺 X 射线机的发展奠定了基础

1895 年，德国物理学家伦琴（Wilhelm Conrad Roentgen, 1845 ~ 1923）在进行阴极射线的实验时，发现了这种肉眼观察不到的，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的“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，一直沿用至今，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分的检查。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 射线管，20 世纪 20 年代，出现了常规 X 射线机，此后因 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、监视器及计算机数字化摄影（CR、DR）的发展，到了 20 世纪 60 年代中、末期，形成了较完整的学科体系，称为放射诊断学或放射学（radiology），影像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图像归档与通讯系统（picture archiving and communication system, PACS）、医院信息系统（hospital information system, HIS）、放射信息系统（radiology infor-

mation system, RIS）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或主导地位，乳腺 X 射线成像技术也是现代影像诊断学的一个重要组成部分。

乳腺 X 射线成像技术至今也经历了几十年的发展。1966 年 Gors 首创钼靶 X 射线装置，世界第一台乳腺成像专用射线机诞生，1967 年科研人员设计出了一种专用乳腺的放射装置，从而使射线更好地聚焦于乳腺组织及胸腔上，通过这种专用的设计及通过采用钼或铑滤波板形成了比以前更好的图像质量。1969 年第一台商用乳腺机诞生，20 世纪 80 年代初期，第一台机械乳腺压迫装置诞生，乳腺压迫装置开创了医生们进行“群体筛选检查”的新时代，80 年代末期，医学界的几项重大突破改写了乳腺成像技术的历史，1992 年由于采用了多种滤波板技术，人们可获得更好的检查效果，1996 年随着显示技术水平的发展，医生也能更快地完成对受检者的检查工作，1998 年由于引进独特数字暗盒技术即 CR、DR 数字化影像技术的应用，使操作人员能在同一台机器上快速地从胶/屏暗盒图像转换到数字点状态，因而极大地提高了工作效率，目前新一代的 DR 技术的数字化乳腺 X 射线机的面世，使数字化乳腺 X 射线成像技术达到了新的技术高度。

数字乳腺 X 射线机性能逐步提高，使乳腺医学诊断迅速发展，选择性地利用高能量的适合软组织的特征 X 射线谱，分辨率 $< 0.1\text{mm}$ ，配用单面细颗粒乳腺专用 X 射线胶片，单层增感屏，非金属暗盒组合系统，及数字化成像系统，每次检查所接受的放射剂量由原来的 $0.07 \sim 0.12\text{Gy}$ （ $7 \sim 12\text{rad}$ ）下降到 $< 0.3\text{rad}$ ，基本消除了放射致癌的危险，诊断符合率高达 $80\% \sim 90\%$ ，原来

临床触及不到肿块,无任何自觉症状的早期乳癌也会在常规 X 射线普查发现,在目前众多的检查手段中,病变的检出率和符合率均居领先地位,数字乳腺 X 射线是乳癌普查不可缺少的最佳检测手段。

二、数字乳腺 X 射线机在临床应用及进展

数字乳腺 X 射线机摄影技术经过几十年的发展,是目前唯一被美国 FDA 批准用于对乳腺癌筛查的检查方法。由于乳癌的发病率逐年增高,早期诊断至关重要,世界上大多数专家建议 40 岁以上的妇女每年最少做一次数字乳腺 X 射线机摄片检查。根据加拿大 15 个乳腺检测中心对 40~49 岁妇女进行的 11~16 年的随访,经常做乳腺自检检查体检,4~5 次乳腺摄片检查发现。乳腺自检体检不能降低乳癌的发生率,常常遗漏约 20% 较小的、非可触及的肿瘤。常见乳腺癌 X 射线征象表现一般可分为肿块或结节病变、钙化影、皮肤增厚、导管影像异常改变等。肿块的密度较高、边缘有毛刺特征时,对诊断十分有帮助,毛刺较长超过病灶直径时称为星形改变。如图 1-1 所示,乳腺图像中所显示的肿块常比临床触诊发现的要小些,此亦为恶性征象之一。片中的钙化点应注意其形态、大小、密度,同时考虑钙化的数量和分布。当钙化点群集时,尤其是集中在 1cm 范围内时乳腺癌的可能性大,钙化点超过 10 个以上时很可能是恶性肿瘤。

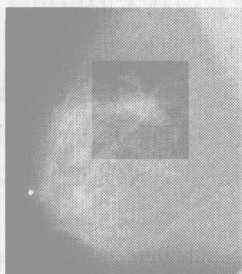


图 1-1 增感屏-胶片式乳腺成像 (SFM)

1. 胶片乳腺成像 增感屏-胶片式乳腺成像 (screen film mammography, SFM) 已经有几十年的历史,在过去的 20 年里得到了广泛的应用,它确实带来了较好的图像质量和较高的敏感性和

特异性诊断,胶片乳腺 X 射线机普查直接带来了 20%~40% 的乳癌死亡率的降低,尽管拥有这些充分证实的价值,胶片乳腺成像仍然存在以下局限:

- (1) 20%~40% 的乳腺癌漏诊;
- (2) 重拍片概率高;
- (3) 成像的信号强度范围狭窄;
- (4) 化学处理等环境因素无法长期保证持续的图像质量;
- (5) 摄片后无法调节图像对比度和亮度;
- (6) 胶片保存困难;
- (7) 胶片颗粒噪声大;
- (8) 高噪声水平。

2. 全数字化平板乳腺成像 全数字化平板乳腺成像 (full field digital mammography, FFDM) 克服了模拟乳腺摄片的局限,为改善乳腺检查的水平奠定了基础。全数字化平板乳腺成像系统探测器的每个独立像素都接收 X 射线信号并独立量化成数字信号,如图 1-2 所示是全数字化平板乳腺成像的实例。

世界上许多医学影像学系统制造商对乳腺成像技术的投入大量的人力财力,最后共同的研究目标是:

- (1) 发现更多的尚未被患者或是医生感知的乳腺癌病灶;
- (2) 发现比增感屏-胶片式乳腺成像技术能检测到的更小的病灶;
- (3) 提高乳腺成像在鉴别良性和恶性病变时的准确性;
- (4) 增进患者在乳腺成像和活组织检查或手术时的舒适感和安全性;
- (5) 继续降低合乎质量要求的数字乳腺 X 射线机照片所需的辐射剂量,减少医生及被检测者照射剂量。

X 射线乳腺成像对乳腺癌诊断的敏感性和准确性是放射学学者研究的焦点,据报道 X 射线乳腺成像对乳腺癌诊断的敏感性从 63%~98% 不等,对致密性乳腺来说乳腺癌的敏感性只有 30%~48%,计算机数字化乳腺成像系统的应用在近年来发展迅速,全视野数字乳腺成像 (FFDM) 使乳腺 X 射线摄片进入全数字化时代。

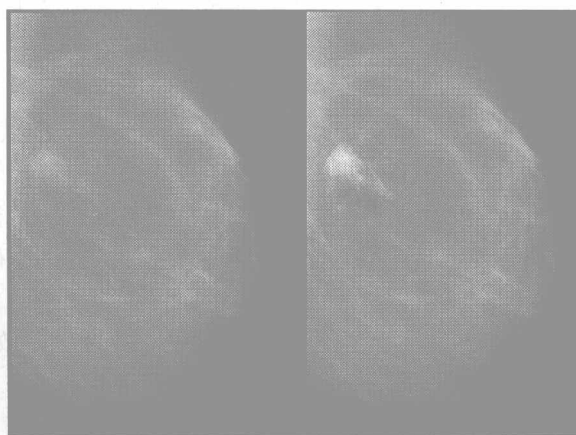


图 1-2 全数字化平板乳腺成像 (FFDM)

经研究发现, FFDM 可明显减少曝光剂量, 较常规增感屏—胶片摄影 (SFM) 曝光剂量减少 24%。但数字化乳腺成像由于数字成像板的技术限制问题, 导致图像的空间分辨率不高。乳腺检查的研究结果发现, 不同医院间的阅片人水平存在的差异、相同医院阅片人间的读片能力存在的差异、阅片人事先对病人病史了解的多少以及阅片人所使用的阅片方法等都极大地影响所研究的对比结果, 发现在对 FFDM 和 SFM 对比研究的结果差异中, 人为因素多于技术因素, 主观因素大于客观因素, 二者技术设备之间真正可产生的差异不足 4%。而 FFDM 和 SFM 应用工作站和高分辨率监视器放大功能的软读片, 比单纯的胶片读片可明显提高乳腺组织分辨率和乳腺癌的检出率。反之, FFDM 或 SFM 的数字化乳腺成像系统有较高的空间分辨率, 图像后处理使数字化图像有宽广的动态范围显示, 这对于图像质量尤为重要。

工作站可以实现组织均衡的后处理, 它能缩小曝光的范围, 能清晰显示从胸壁 (低的 X 射线信号) 到乳腺皮肤 (高的 X 射线信号) 所有组织的影像。没有后处理的图像只能看到较窄的信号强度范围, 而组织均衡后, 能从胸壁到皮肤组织的整个乳腺都得到良好的对比度显示。图像后处理对于整个乳腺的高对比度显示是一个关键的要素, 而高对比度显像对微小乳癌检出又是至关重要。

数字乳腺 X 射线设备全部采用全自动曝光控制 (AOP) 模式, 该模式是指每个完整图像采

集前, 都有一个十分短暂的预曝光图像读出。读出速度是 AOP 模式的关键, 预曝光用来确定最少 X 射线输出的部位 (即最致密的乳腺区域), 然后这个最致密的部分被用来决定选择最优的靶面、滤波板, 计算 mAs、kVp 值来达到所需的信号强度。系统 AOP 模式的参数优化可以使每次曝光最终产生高质量的图像, 并且放射剂量最低。AOP 模式是一个重要的系统设计部分, 操作者可以不需考虑乳腺的致密度和厚度的个体差异而保证得到持续优秀的图像质量。

三、乳腺 X 射线的性质

数字乳腺 X 射线机医学是放射医学诊断中的一个方面, 乳腺 X 射线具有 X 射线的所有特性, 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 ~ 100nm, 医学上应用的 X 射线波长约在 0.001 ~ 0.1nm 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。

1. 物理效应

(1) 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。

2. 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度的生理、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。

四、乳腺X射线的产生

1. 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3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。

2. X射线产生方式 X射线产生方式有两种：

(1) 轫致辐射 (bremsstrahlung, 又称制动辐射) 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，且此能量会随减速之程度而有所不同，如图1-3所示。

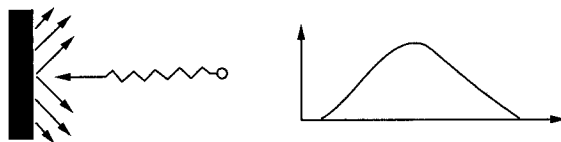


图1-3 制动辐射

(2) 特性辐射 (characteristic radiation): 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, 如图 1-4 所示。

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。

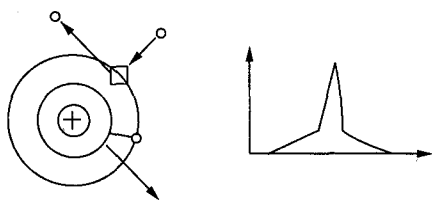


图 1-4 特性辐射

3. 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 5 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 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。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 3 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。

第二节 数字化 X 射线基本原理

一、概述

伦琴发现 X 射线 100 多年间 X 射线成像技术和设备迅速发展,放射条件日臻完善,放射技术日新月异。特别是近些年来,医学影像设备出现新的发展动向:一是技术的发展充实与完善了设备的硬件与软件功能;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。

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 是发现 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。

乳腺数字成像技术也是 X 射线成像的重要组成部分,而数字化技术在乳腺摄影技术的应用,为乳腺成像的数字化信息进行存储、压缩、传输和处理,并可实施远程诊断,并明显地提高

工作效率和诊断准确性。乳腺 X 射线数字化新技术的临床应用发展主要在以下方面:

(1) 计算机辅助检测 计算机辅助检测(computed associated detection, CAD)应用是数字乳腺 X 射线机成像领域中新的进展。CAD 技术是计算机将数字乳腺影像的重建,标记出异常部位,通过计算机的算法处理找到乳腺图像中可疑的病灶并标记出来引起医生的注意,很像是用计算机程序检测并提出警告。图像的某一部分或区域是否异常,是通过对乳腺影像的测定密度值来实现的,该项应用在一定程度上可降低乳癌的漏诊。虽然传统乳腺摄片中已有 CAD 的应用,但 CAD 在数字化成像系统中的应用要简单的多,而且不需要进行胶片数字化处理以及模拟图像 CAD 所需要的其他特殊设计。

(2) 断层综合或乳腺成像 断层综合或乳腺成像为球管围绕乳腺作弧形角度旋转从而获得低剂量多个角度乳腺图像,然后经过重建得到三维乳腺图像。三维乳腺成像的放射剂量与传统乳腺摄片十分接近。两者比较由于可以去除叠加组织的影响,断层综合或三维乳腺成像可增加病变的特异性,增加病变边缘的清晰度,使病灶边缘显示更加清晰,因而三维乳腺成像有可能使乳癌的检出率进一步提高。此外可减少重复拍片,大约一半以上的重复拍片是因为叠加组织的影响造成的,三维乳腺成像可以区分叠加组织和病灶组织,不需要给乳腺较大压力,可尽量展开乳腺组织,它以最小压力固定住乳腺完成三维信息采集。

(3) 乳腺增强成像 乳腺增强成像(CMM)是在静脉注射造影剂,从而显示乳腺内病变的血流特性,CMM 以时间模式或双能量模式来完成。时间模式中,先得到蒙片的图像,再注射造影剂,得到乳腺造影后的图像,随后增强的图像减去蒙片图像,正常的解剖结构被去除了,只留下含造影剂的图像,双能量模式下,注入造影剂后获得两幅图像,一幅高能量,另一幅低能量,使用双能量减影,正常的背景结构被去除,剩下含造影剂的图像。像 CT 那样通过静脉注射增强造

影剂，显示肿瘤的血液循环动态特性以更早检测乳腺肿瘤，并分析肿瘤的性质和程度，可以对术前癌症程度进行评估，同时也可监测乳腺癌的治疗效果。

(4) 三维直接数字成像导引下穿刺活检及治疗 三维直接数字成像导引技术已成为近年来各制造商间争相研发的技术热点，小视野直接数字成像已经用于临床，但全视野直接数字成像导引下穿刺活检及治疗可使定位更精确和发现更小的有钙化的病灶，达到更好的治疗效果。

应当指出，数字化乳腺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，下面将对数字

化数字乳腺 X 射线机的有关的技术做较详细的介绍。

二、数字化乳腺 X 射线技术

要了解数字化乳腺 X 射线机技术的潜在意义，首先理解常规乳腺 X 射线设备工作原理，即：X 射线信号来自球管通过患者，被胶片接收，能过胶片处理设备，获得我们所能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只有不足 40% 的较有代表性的原始图像信息被采用了，如图 1-5 所示。

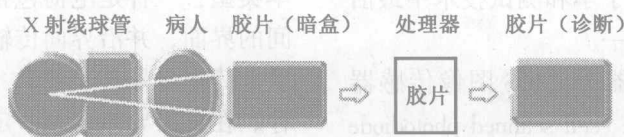


图 1-5 传统数字乳腺 X 射线机的工作原理

采用数字探测器，则使得能够保持 80% 以上的原始信号，并且自动的进一步加强信号，这些优势对所有的成像形态都是适用的，当然是更为精确详细的兴趣解剖图示以及增强，将来你所要进行的每一次检测的诊断效果会大大提高，如图 1-6 所示。

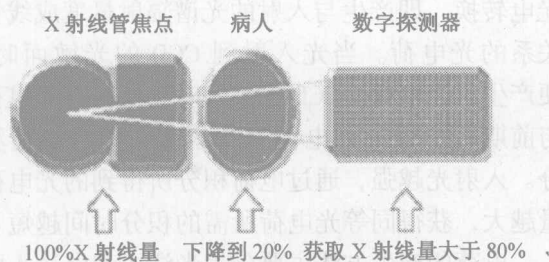


图 1-6 数字化 X 射线机的工作原理

目前数字探测器已进入到临床应用阶段。比如数字探测器已经通过增加幅度、DQE 及对分辨率，以证明它在提高 X 射线摄影与荧光造影图像质量方面的能力。通过先进的图像后处理技术，使诊断效果有一个很大的提高，它还具有减低患者辐射剂量的优势，设备在使用中会最大限度地降低设备重新操作的需要，在医疗范围应用方面增强了诊断效果。数字化乳腺 X 射线机成像技术完全采用数字探测器，可广泛应用计算机程序、计算机辅助检测、三维活检自动程序及数字化可实现远程放射诊疗。

由于数字校正的功能及现代 X 射线具有极高图像质量，与从前屏幕-胶片系统拍摄新的图像相比，数字化乳腺技术具有其独特优势。

第三节 数字放射成像检测器

在放射学领域内，各类型真空摄像器件中，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换成靶面上的光学图像，通过电子束按顺序地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，特别是 60 年代后期，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能完成图像转换、信息存贮和按顺序输出

(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、CMOS 图像传感器和平板式数字检测器。

(1) 电荷耦合器件 (charge coupled device, 简称 CCD) CCD 是 70 年代初发展起来的新型半导体光电成像器件。美国贝尔实验室的 W.S.Boyle 和 G.E.Smith 于 1970 年提出了 CCD 的概念, 随后建立了以一维势阱模型为基础的非稳态 CCD 的基本理论。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 技术得到了较快的发展。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。其中, CCD 技术在影像传感中的应用最为广泛, 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。

(2) CMOS 图像传感器 CMOS 图像传感器是自扫描光电二极管阵列 (self scanned photodiode array, 简称 SSPD) 又名 MOS 图像传感器 (或 CMOS 图像传感器), 最早出现于 1969 年, 是一种用 CMOS 工艺方法将光敏元件、放大器、A/D 转换器、存储器、数字信号处理器和计算机接口电路等集成在一块硅片上的图像传感器件, 这种器件具有结构简单、处理功能多、成品率高和价格低廉等特点, 有着广泛的应用前景。

CMOS 图像传感器虽然比 CCD 的出现早 1 年, 但在相当长的时间内, 由于它存在成像质量差、像敏单元尺寸小、填充率 (有效像敏单元与总面积之比) 低 (10% ~ 20%)、响应速度慢等缺点, 因此只能用于图像质量要求较低的应用场合。早期的 CMOS 器件采用 “无源像敏单元” (无源) 结构, 每个像敏单元主要由一个光敏元件和一个像敏单元寻址开关构成, 无信号放大和处理电路, 性能较差。1989 年以后, 出现了 “有源像敏单元” (有源) 结; 它不仅具有光敏元件和像敏单元寻址开关, 而且还有信号放大处理等电路, 提高了光电灵敏度, 减小了噪声, 扩大了动态范, 使它的一些性能参数与 CCD 图像传感器相接近, 而在功能、功耗、尺寸和价格等方面要优于 CCD 图像传感器, 所以应用越来越广泛。

(3) 平板式数字检测器 平板式数字检测器是由 CCD、CMOS 或单晶硅 (或硒) 制成的固体成像器件与真空摄像器件相比具有显著优点: ①

全固体化, 体积小、重量轻, 工作电压和功耗都很低; 耐冲击性能好, 可靠性高, 寿命长; ②基本上不保留残像、扭曲、不受电磁场干扰; ③像元尺寸及几何位置精度高, 因此可用于不接触精密尺寸测量系统; ④视频信号与计算机接口容易通讯, 数字化设处理功能容易实现。

一、电荷耦合器件 (CCD) 的工作原理

20 世纪 70 年代初美国贝尔实验室的 W.S.Boyle 和 G.E.Smith 等人研制成功的一种新型的半导体器件, 其突出特点是以电荷作为信号, 而不同于其他大多数器件 (以电流或电压作为信号), 称为电荷耦合器件 (CCD), 有两种基本类型: 一种是电荷包存贮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; 另一种是电荷包存贮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。

1. CCD 的基本原理 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 相机中, 一般采用光注入方式。当光照射到 CCD 硅片上时, 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。如图 1-7 所示为正面照射式光注入的示意图, 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。

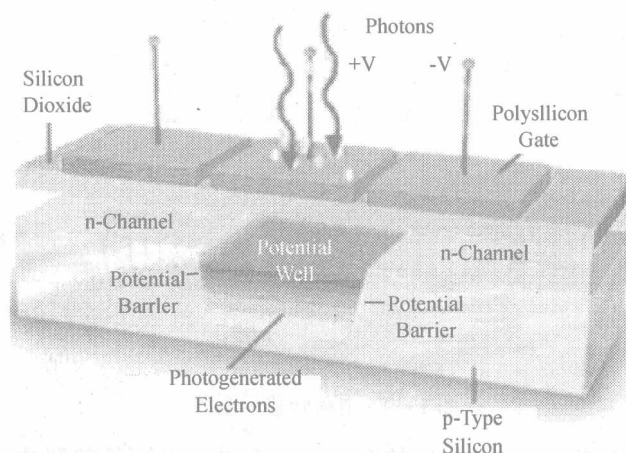


图 1-7 正面照射式光注入示意图

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_p 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 T_{SH} 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 Δn_{eo} 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 MOS（金属-氧化物-半导体）结构。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得如此之高，以至于将半导体体内的电子（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 1-8 所示。

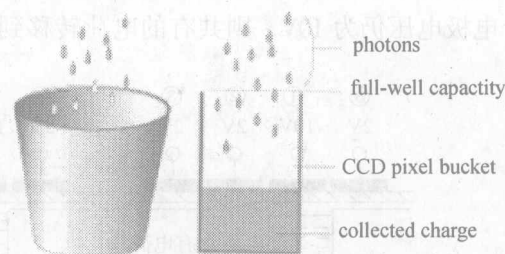


图 1-8 电荷存储

(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。而后光电荷被按顺序转移至读出寄存器，如图 1-9 所示。

通过按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：CCD 一般可分为二相 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。

图 1-10 为三相 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 1-10（a）所示；经过 t_1 时刻后，各电极上的电压变为如图 1-10（b）所示，第一个电极仍保持为 10V，第二个电极上的电压由 2V 变为 10V，因这两个电

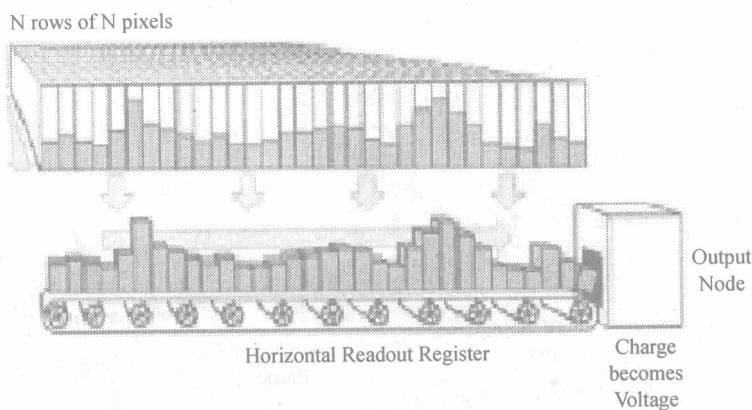


图 1-9 电荷转移示意图

极靠得很近（间隔只有几微米），它们各自的对应势阱将合并在一起，原来在第一个电极下的电荷迅速向第二个电极转移，因而变为两个电极下势阱所共有，如图 1-10 (c) 所示；继续改变电极电压，第一个电极电压由 10V 变为 2V，第二个电极电压仍为 10V，则共有的电荷转移到第

二个电极下面的势阱中，如图 1-10 (d)、(e) 所示。通过以上方法，光电荷及深势阱向右移动了一个位置，三相 CCD 的电荷转移必须要在三相驱动脉冲的作用下才能完成，以一定的方向逐单元地转移。图 1-10 (f) 为三相驱动脉冲的波形图。

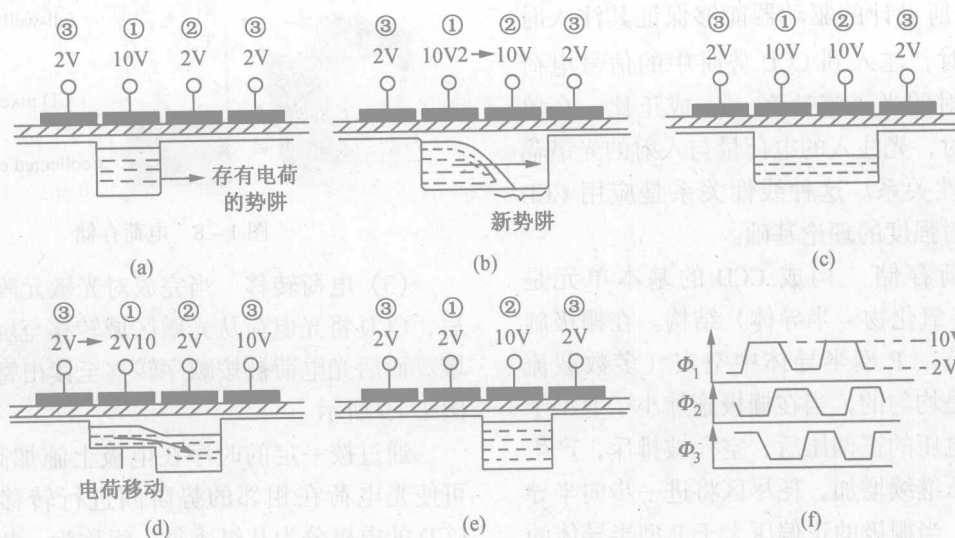


图 1-10 三相 CCD 中光电荷的转移

从结构上划分，三相 CCD 具有三相单层铝电极结构、三相电阻海结构及交迭硅栅结构等形式。单层电极结构储存一“位”信息只需要三个紧密排列的电极，存储单元面积相对较小。同时，由于电极间隙处氧化物裸露，使其下方的表面势不稳定，影响了电荷的转移效率。电阻海结构利用选择掺杂工艺形成的一种高阻多晶硅与低阻多晶硅相间的结构，存储单元面积相对较大；交迭硅栅结构的电极间隙极窄，且转移沟道封

闭，是目前广泛采用的三相电极结构。

以下介绍二相 CCD、四相 CCD 及体沟道 CCD 的具体结构。

① 二相 CCD：对于单层金属化电极结构，为了保证电荷走向转移，驱动脉冲至少需要三相。当信号电荷自第二个电极向第三个电极转移时，在第一个电极下面形成势垒，以阻止电荷倒流。如果希望采用二相脉冲驱动，就必须在电极结构中设计并制造出某种不对称性，即由电极结

构本身来保证电荷转移的定向性。产生这种不对称性最常用的方法是利用绝缘层厚度不同的台阶以及离子注入产生的势垒。

二相 CCD 的典型电极结构如图 1-11 所示。低电阻多晶硅栅及铝栅形成的不对称的电极结构，在铝栅下形成势垒。当电荷处于势垒较深的右半部内。这种结构可有效地阻止电荷倒流，保证电荷转移的定向性。

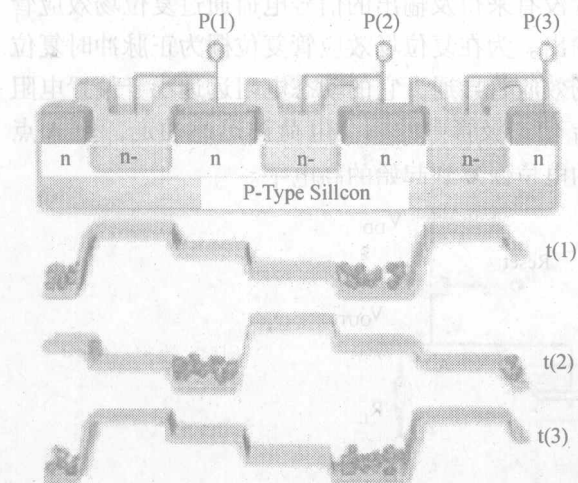


图 1-11 二相 CCD 的典型电极结构

② 四相 CCD：与二相 CCD、三相 CCD 相比，四相 CCD 的操作方式更适应较高的时钟频率（如 100MHz），波形接近正弦波的驱动脉冲；四相 CCD 的两电荷包间有双重势垒相隔，有助于提高转移效率，另外，由于表面势分布呈台阶状，电荷在转移过程中不会产生二相、三相 CCD 在转移过程中所出现的“过冲”现象。四相 CCD 的缺点是其驱动电路相对较为复杂。（图 1-12）

③ 体沟道 CCD：按光电荷的转移途径划分，CCD 的转移电极结构可分为表面沟道（即 SCCD）

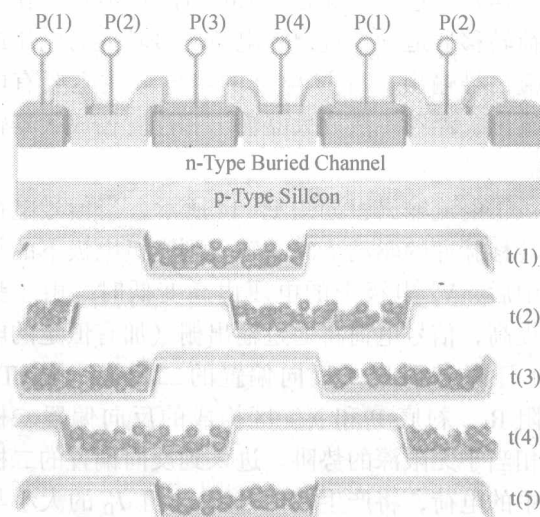


图 1-12 四相 CCD 的典型电极结构

和体沟道（即 BCCD，也称为埋沟道 CCD）两种方式。表面沟道 CCD 的电荷转移途径距离半导体-绝缘体分界面较近，当势阱充满电荷时，将有部分电荷很快地被界面处吸收。而当势阱空下来后，这部分电荷又缓慢地被释放出来。为了消除这种现象，以提高 CCD 的工作速度，设法在距半导体-绝缘体分界面有一定距离的地方形成势阱，这就是体沟道 CCD 的基本设计思想。

虽然发生在体沟道 CCD 内部的微观过程与表面沟道 CCD 有着根本性的不同，但是利用势阱概念对二相、三相表面沟道 CCD 的工作过程所作的描述，完全适用于二相、三相体沟道 CCD。体沟道 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。（图 1-13）

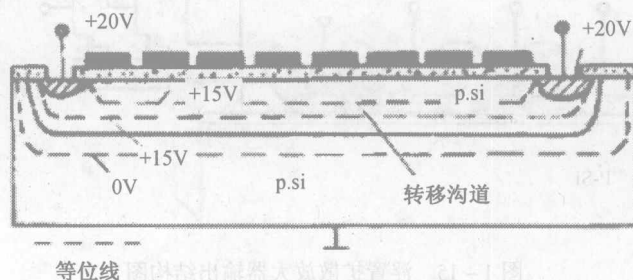


图 1-13 体沟道 CCD 的典型电极结构