

医用仪器原理构造和维修系列02

Yiyong Shuzi

医用数字

Weichang X Shexianji Yuanli Gouzao He Weixiu

# 胃肠X射线机

## 原理构造和维修

主编 王瑞玉 刘爱武

中国医药科技出版社

医用仪器原理构造和维修系列 02

# 医用数字胃肠 X 射线机 原理构造和维修

|     |     |     |     |     |
|-----|-----|-----|-----|-----|
| 主 编 | 王瑞玉 | 刘爱武 |     |     |
| 副主编 | 杨 波 | 冀 华 | 田巨龙 | 崔维斌 |
| 编 委 | 郭宏奇 | 王燕生 | 许耀良 | 吴成产 |
|     | 牛 树 | 李新政 | 王志余 | 方明刚 |
|     | 高 宝 | 张春霞 | 唐志全 | 张宝兴 |
|     | 畅亦杰 | 邹建新 | 包济民 |     |

中国医药科技出版社

## 内 容 提 要

该书为一本重点介绍医用胃肠 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，也可作为数字胃肠 X 射线机培训班及高等院校临床医学工程专业的专业教材。

### 图书在版编目 (CIP) 数据

医用数字胃肠 X 射线机原理构造和维修/王瑞玉，刘爱武主编.  
—北京：中国医药科技出版社，2005.8  
(医用仪器原理构造和维修系列)  
ISBN 7-5067-3238-6

I. 医... II. ①王... ②刘... III. ①胃肠病-X光机-理论  
②胃肠病-X光机-构造③胃肠病-X光机-维修 IV. TH774  
中国版本图书馆 CIP 数据核字 (2005) 第 092938 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 10 $\frac{3}{4}$   
插页 14  
字数 306 千字  
印数 1-5000  
版次 2005 年 10 月第 1 版  
印次 2005 年 10 月第 1 次印刷  
印刷 三河富华印刷包装有限公司  
经销 全国各地新华书店  
书号 ISBN 7-5067-3238-6/R·2690  
定价 32.00 元

本社图书如存在印装质量问题请与本社联系调换

# 前 言

医用数字式胃肠 X 射线机是目前医院放射科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 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；第二章为医用数字化胃肠 X 射线机原理与构造，包括胃肠 X 射线机的发展、特点和整机分析；第三章主要介绍数字化胃肠 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 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学习和参考。

本书由解放军北京军医学院王瑞玉，河北涞水县人民医院刘爱武、杨波，南京军区总医院田巨龙，武警内蒙总队医院冀华等组织编写，参加编写的其他人员还有：武警内蒙边防总队医院郭宏奇，空军总医院王燕生、许耀良，北京军医学院吴成产、牛树、邹建新，石家庄白求恩和平医院李新政，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，青岛黄岛中医院王志余、方明刚，解放军 203 医院高宝，解放军 305 医院唐志全、张宝兴、畅亦杰，内蒙古巴彦淖尔市医院器械科包济民等。在该书编写过程中，采用了美国 GE 公司、东软数字医疗系统有限公司、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

二〇〇五年三月

# 目 录

|                                     |        |
|-------------------------------------|--------|
| 第一章 绪论                              | ( 1 )  |
| 第一节 X 射线产生的基本原理                     | ( 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 射线基本原理                    | ( 4 )  |
| 一、概述                                | ( 4 )  |
| 二、数字化 X 射线技术                        | ( 4 )  |
| 第三节 X 射线剂量                          | ( 6 )  |
| 一、剂量的概念                             | ( 6 )  |
| 二、剂量参数                              | ( 6 )  |
| 三、剂量减少措施                            | ( 8 )  |
| 第四节 X 射线防护标准和原则                     | ( 12 ) |
| 一、X 射线对人体的危害                        | ( 12 ) |
| 二、X 射线防护要求                          | ( 13 ) |
| 第二章 医用数字胃肠 X 射线机原理与构造               | ( 16 ) |
| 第一节 概述                              | ( 16 ) |
| 一、数字胃肠 X 射线机的发展                     | ( 16 ) |
| 二、数字胃肠 X 射线机的特点                     | ( 18 ) |
| 第二节 数字胃肠 X 射线机主机控制系统                | ( 18 ) |
| 一、床体系统                              | ( 19 ) |
| 二、影像系统                              | ( 19 ) |
| 三、X 线发生装置                           | ( 33 ) |
| 四、控制台控制系统                           | ( 44 ) |
| 五、计算机系统                             | ( 45 ) |
| 六、DICOM 标准                          | ( 48 ) |
| 第三节 NAX - 500/800/1000RF 数字胃肠 X 射线机 | ( 60 ) |
| 一、系统部件组成和部件功能                       | ( 60 ) |
| 二、床体系统                              | ( 61 ) |
| 三、限束器                               | ( 67 ) |
| 四、点片系统                              | ( 68 ) |
| 五、影像系统                              | ( 71 ) |
| 六、X 射线发生装置                          | ( 72 ) |
| 七、操作台控制系统                           | ( 77 ) |
| 八、计算机系统                             | ( 79 ) |
| 第四节 TH - 600 数字胃肠 X 射线机             | ( 80 ) |

|                                       |                |
|---------------------------------------|----------------|
| 一、简介·····                             | ( 80 )         |
| 二、HX150ET - A 高频 X 射线装置·····          | ( 82 )         |
| 三、TH - 600 数字系统·····                  | ( 87 )         |
| <b>第三章 医用数字胃肠 X 射线机安装调试</b> ·····     | <b>( 90 )</b>  |
| 第一节 NAX 系列数字胃肠 X 射线机安装调试·····         | ( 90 )         |
| 一、安装·····                             | ( 90 )         |
| 二、调试·····                             | ( 101 )        |
| 第二节 TH - 600 数字胃肠 X 射线机安装调试·····      | ( 115 )        |
| 一、HX150ET - A 高频 X 射线高压系统安装调试·····    | ( 115 )        |
| 二、TH - 600 数字系统安装调试·····              | ( 122 )        |
| 三、TX3C 片库式遥控床安装调试·····                | ( 128 )        |
| 四、DICOM3 安装·····                      | ( 134 )        |
| <b>第四章 医用数字胃肠 X 射线机维修</b> ·····       | <b>( 137 )</b> |
| 第一节 维修方法·····                         | ( 137 )        |
| 一、故障检修的方法·····                        | ( 137 )        |
| 二、故障发生的原因及故障特征·····                   | ( 138 )        |
| 三、X 射线机故障检查的常用方法·····                 | ( 139 )        |
| 第二节 NAX 系列数字胃肠 X 射线机故障维修和设备维护·····    | ( 140 )        |
| 一、故障分析和维修·····                        | ( 140 )        |
| 二、整机维护和保养·····                        | ( 150 )        |
| 第三节 TH - 600 数字胃肠 X 射线机故障维修和设备维护····· | ( 154 )        |
| 一、HX150ET - A 高频发生器维修和维护·····         | ( 154 )        |
| 二、TH - 600 数字系统维修和维护·····             | ( 158 )        |
| <b>附录 电路原理图</b> ·····                 | <b>( 163 )</b> |
| <b>参考文献</b> ·····                     | <b>( 165 )</b> |

# 第一章 绪 论

## 第一节 X 射线产生的基本原理

### 一、X 射线的发现

1895 年 11 月 8 日, 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。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, 一直沿用至今。为纪念伦琴的这一伟大发现, 又把它命名为伦琴射线。为此伦琴于 1901 年 12 月 10 日, 荣获首次诺贝尔物理学奖。

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  $\alpha$ 、 $\beta$  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, 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。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 射线管, 20 世纪 20 年代, 出现了常规 X 射线机, 其后, 由于 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), 其后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。

### 二、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  $0.001 \sim 0.1\text{nm}$ )。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 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。

## 2. 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。

## 三、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,电子做高速、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) 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1-1)。

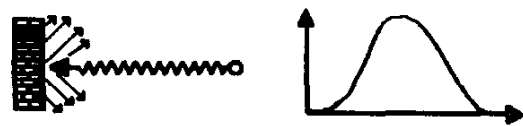


图1-1 制动辐射

(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1-2)。

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。

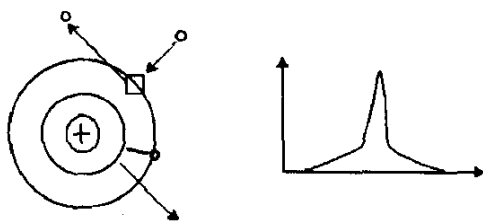


图1-2 特性辐射

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，也称其为汤姆普森散射。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 $\theta$ 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 $\varphi$ 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<br>(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。

## 第二节 数字化 X 射线基本原理

### 一、概述

德国物理学家伦琴发现 X 射线至今已有一百多年历史。这期间 X 射线设备迅速发展,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: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。

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胃肠 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,并显著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,下面将对数字化 X 射线的有关的技术做较详细的介绍。

### 二、数字化 X 射线技术

通过 20 多年的研究,数字化 X 射线技术从实验室到了临床应用,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、最大限度地满足医学影像诊断的需要。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，首先理解目前最新常规 X 射线设备对于 X 射线的收集所产生的影响，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。

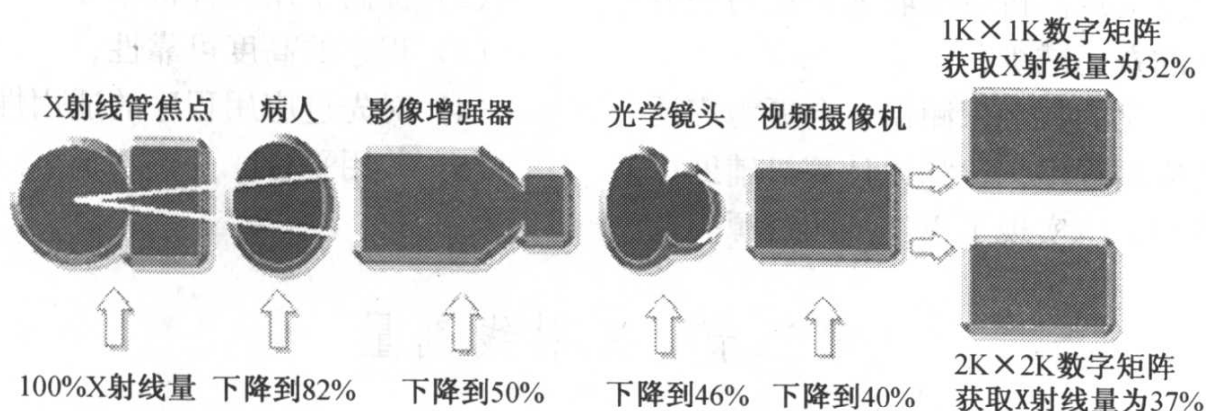


图 1-3 传统 X 射线数字化工作原理

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，如图 1-3 所示。

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，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的诊断效果会大大提高，见图 1-4。

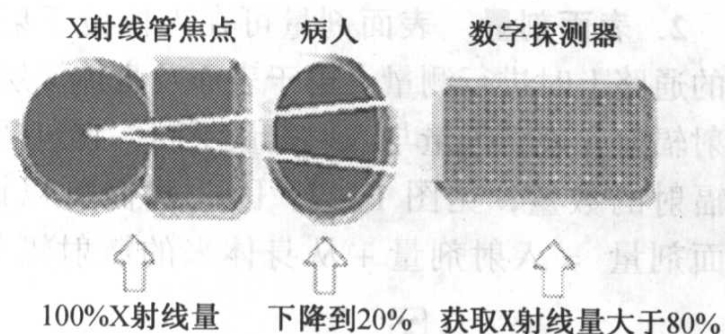


图 1-4 数字化 X 射线机的工作原理

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

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像机光学处理。最后，信号被发送到显示器上，并实现硬拷贝阶段，这其实是目前数字化 X 射线机的工作原理（图 1-3），在后面的章节中我们会详细论述。

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进入到临床领域。比如说，数字探测仪已经通过增加幅度，DQE 及对比分辨率在证明它在提高 X 射线照相术与荧光造影术图像质量方面的能力，见图 1-5。通过先进的图像后处理技术使诊断效用有一个很大的提高，它还具有减低患者辐射剂量的潜力，不仅是在最初的测试中，而且最大限度地降低了重新操作的需要，在医疗范围应用方面增强了诊断效果。

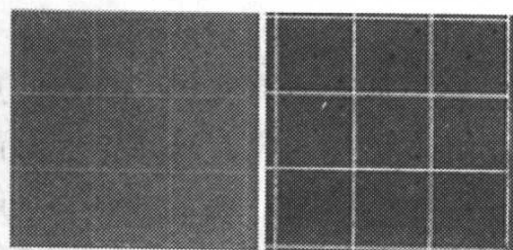


图 1-5 放大的对比细节影像

左：影像上采集的图像

右：数字探测器采集的比常规影像图像对比度低的图像

现在我们能够确信数字 X 射线成像技术的成本方面, 具有常规 X 射线所不具有的优势:

(1) 使用费用会大大减少, 因为降低了影像胶片存放, 处理设备, 化学制品及归档空间的需要;

(2) 因为有了数字检测的固有的速度, 增长的足够的患者数量会提高设备的收入, 在另一方面会使与其相关的费用减少;

(3) 完全工程化的数字探测器, 会更为广泛地应用于先进的应用程序, 比如说计算机辅助探测与远程放射诊疗, 也实现了更经济的资源。

### 第三节 X 射线剂量

#### 一、剂量的概念

X 射线球管在工作时, 就释放出 X 射线束, 它是辐射的一种类型, 利用这些射线束, 技术工程人员可对要检查的任何部位生成图像, 这一辐射穿透了目标和人体, 穿过它们, 并在整个过程中发生了衰减, 用简单的术语来说, 这一衰减等于是单个有放射活性的粒子的减少。在某个测定点测量的有关辐射数量的报告中就产生了“剂量”的概念。由于 X 射线产生过程中, 不是所有的辐射粒子都用于形成结果图像, 并且由于辐射可引起对人体的损伤, 我们力求取得最大的可能效应, 也就是用最小可能的辐射剂量产生最佳最优的图像, 一般而言, “剂量”的概念意味着根据环境的不同, 根据测量剂量的部位不同采用不同的量。因为这个原因, 下面就介绍最常用的剂量概念。

#### 二、剂量参数

1. 入射剂量 是指在某个放射区域的中部, 在身体或仿真模型表面测量的剂量。但是, 在 X 射线束的通路中如果没有物体, 也在此点进行测量。因而在此次测量时没有来自物体的散射。当放射线击中一个物体时, 通常都有一定的放射活性粒子的散射。这就相当于光束照射在玻璃表面, 一定数量的光总是被反射, 用于测量入射剂量的单位是焦耳 (J) / 千克 (kg), 也就是我们已知的“戈瑞 (Gray, Gy)”,  $1 \text{ Gray (Gy)} =$

数字化 X 射线成像技术, 经过十多年研究与开发, 众多公司如 KODAK、KVARIAN、SIEMENS、GE 等投资大量的财力和技术, 数字探测器从开始设计就朝着达到医学界最严格的标准方向迈进。这些标准包括:

- (1) 出色的图像质量与有效的剂量;
- (2) 提高了用户开机率;
- (3) 程序的高度可靠性;
- (4) 对先进应用程序的适用性和兼容性;
- (5) 共用平台。

$1 \text{ J/kg}$ 。前者的单位是用来测量入射剂量“拉德 (Rad)”, 采用此单位时,  $1 \text{ Rad (rd)} = 0.01 \text{ Gy}$ , 或者  $1 \text{ Gy} = 100 \text{ rd}$ 。但由于当今的剂量总是很小, 他们通常用“微戈瑞”, 即  $0.000001 \text{ Gy}$  这一单位进行描述。用于测量入射剂量的系统国际单位 (SI unit) 为 Gray,  $1 \text{ Gy} = 1 \text{ J/kg}$ 。

入射剂量定义为: 在患者待测表面但无患者时测得的剂量, 见图 1-6。

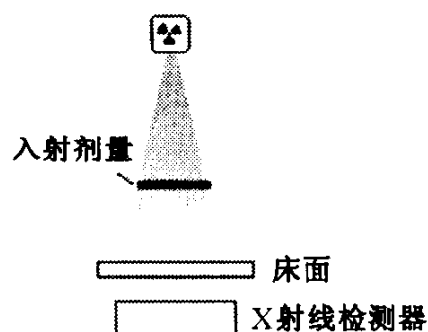


图 1-6 入射剂量

2. 表面剂量 表面剂量可在人体位于射线束的通路中时进行测量。由于表面及身体深层的散射辐射, 表面剂量与入射剂量不同, 它包括散射辐射的数量, 见图 1-7。因此我们可以说: 表面剂量 = 入射剂量 + 从身体来的散射辐射。

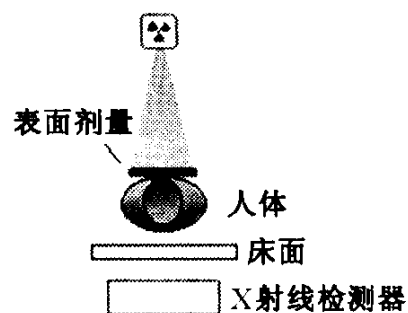


图 1-7 表面剂量

用于测量表面剂量的系统国际单位 (SI unit) 是 Gray (Gy)。

**3. 出射剂量** 出射剂量是用于评价 X 射线图像质量。它在辐射区域直接接近于身体表面测得, 此时 X 射线从身体离开。以出射剂量和表面剂量为基础, 我们就能计算出患者身体里到底存留了多少辐射: 身体的辐射 = 表面剂量 - 出射剂量, 见图 1-8。用于测量出射剂量系统国际单位 (SI unit) 是 Gray (Gy)。

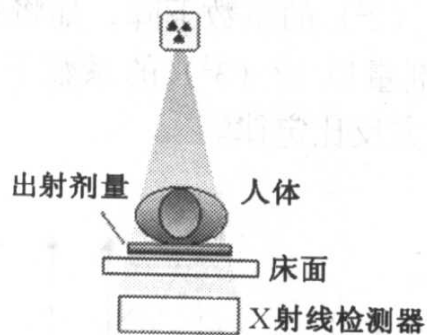


图 1-8 出射剂量

**4. 图像接收器剂量** 图像接收器剂量是在胶片夹、X 射线影像增强器装置或数字化探测器处测得的, 见图 1-9。图像接收器剂量通常小于出射剂量, 这是因为辐射在它到达图像接收器前减弱了, 例如通过了患者身体后的物体, 如辐射保护栅极、抗散射栅极或检查床等。



图 1-9 图像接收器剂量

图像接收器剂量 = 出射剂量。

用于测量图像接收器剂量的系统国际单位 (SI unit) 是 Gray (Gy)。

**5. 图像接收器上的剂量率** 为了测量剂量, 射线束必须以一定的时间周期射出。因此剂量率代表为完成剂量测量而需要的时间数量的剂量。如果测量过程中测得了图像接收器剂量, 那么剂量率就是图像接收器剂量率, 见图 1-10。如果在不同的点测剂量, 那么剂量率就由上面提到的剂量参数中的一个来确定。

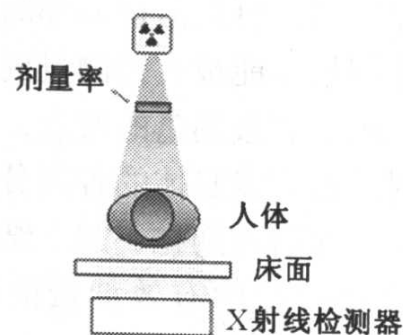


图 1-10 图像接收器上剂量率

$$\text{剂量率} = \frac{\text{测得剂量}}{\text{所需时间}}$$

用于测量剂量率的系统国际单位 (SI unit) 是 Gy/s 或 mGy/s。

**6. 剂量面积乘积** 剂量面积乘积是对患者吸收辐射数量的测量。它通常在多叶准直器后, 即在患者侧辐射进入身体的部分, 通过将测量仪器放在 X 射线显像管的前面, 使一束射线束通过它进行测量。剂量面积乘积不依赖于球管和测量仪器间的距离的变化而变化, 因为越远离此测量进行时的 X 射线管, 仪器大小的增加越大, 剂量本身下降, 见图 1-11。患者的剂量可用剂量面积乘积、测量仪器大小及 X 射线管到患者的距离来进行计算。

剂量面积乘积 = 剂量 × 测量仪器的表面积。

用于测量剂量率的系统国际单位 (SI unit) 是  $\text{Gy} \cdot \text{m}^2$ 。

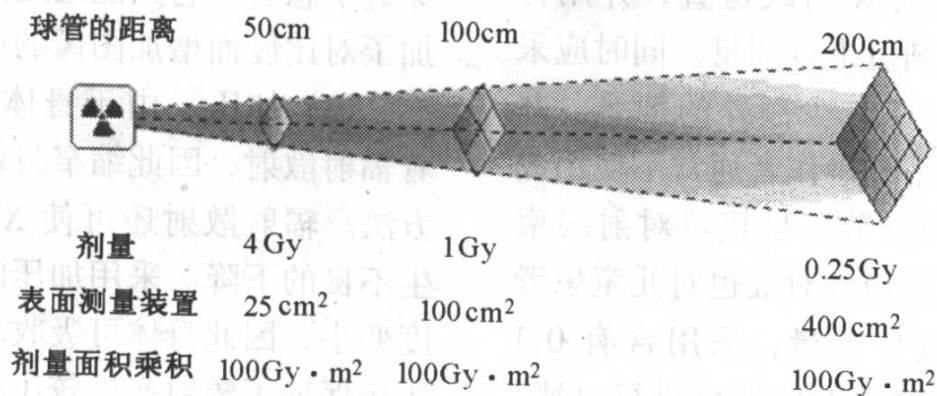


图 1-11 剂量面积乘积

离 X 射线管 50cm 处的剂量面积乘积与 100cm 或 200cm 时的剂量面积乘积是一样大的。因为测量仪器的大小随着离 X 射线显像管距离的增加而增大,但剂量本身随着离 X 射线显像管距离的增加而减小。因此如果测量仪器能够检测出所有的辐射,那么剂量面积乘积在每一点都是相同的。

**7. 身体剂量和有效剂量** 身体剂量是指器官或相当于部分身体剂量的综合概念。但是在实际应用辐射保护时,可以监视局部的或个体的剂量,因为身体剂量不能被直接测量到。因此,辐射保护规则采用了有效剂量的概念,它是指其中所有的受辐射的器官或身体的各部分的个体剂量乘以一个因子,而后相加在一起。结果值不能超出患者可以允许接受的有效剂量的限值,见图 1-12。



图 1-12 身体剂量和有效剂量

身体剂量 = 所有器官或身体部分剂量的总和。

有效剂量 = 患者剂量限值。

用于测量身体剂量和有效剂量的系统国际单位 (SI unit) 是希沃特 (Sv),  $1\text{Sv} = 1\text{J/kg} = 1\text{Gy}$ 。

**8. 儿科剂量** 由于儿童比成年人对辐射的敏感度更高,进行儿科放射性治疗时需采用特殊的条件。特别是应采取措施以避免 X 射线检查,并进行替代治疗,如核旋转 X 射线断层摄影或超声等。应当避免错误的 X 射线检查,并用特殊儿科测量仪器对放射剂量进行测量。同时应采用特殊的 X 射线增感屏以减少额外的剂量。并且由于儿童身体厚度较小,操作者通常不使用成人 X 射线检查时常用的抗散射栅极。对射线束通过的受检区域进行更精确的对准也对儿童患者特别有利,这样也可减少剂量,采用含有 0.1 mm 铜 1 mm 铝的儿科过滤器对射线束进行过滤。生殖器屏蔽挡板的使用也非常重要,当进行胸部

X 射线成像时应对儿童的吸收过程进行精确的定时。

### 三、剂量减少措施

#### 1. 常用剂量减少措施

(1) 平方反比定律 一束 X 射线相当于圆锥体的形状,球管位于它的尖部。从 X 射线射线束源发出的辐射的强度或剂量随着离开放射源的距离平方的增加而减小。如果将距离 X 加倍,剂量则以  $1/(2^2)$  的系数下降,如将距离加大到 3 倍,那么剂量以  $1/(3^2)$  的系数下降,图 1-13 所示为平方反比定律。

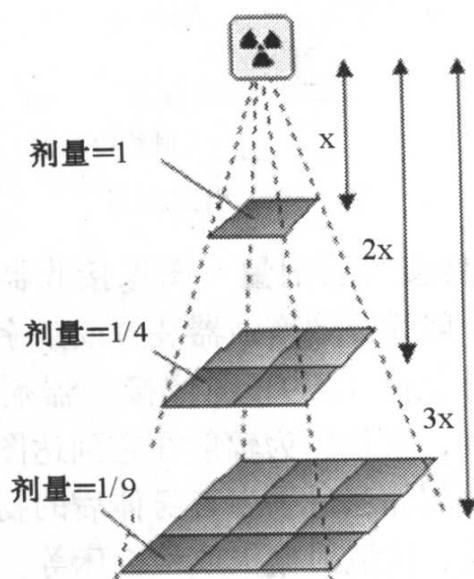


图 1-13 平方反比定律

一般而言,剂量相当于  $1/x^2$ 。因此,如果你将胶片到靶目标的距离加倍,那么你必须增加辐射到 4 倍才能得到相同的图像黑度。如果你不改变患者的位置,患者身上的辐射应力就会增加。因此,增加 X 射线球管和患者间的距离可减小剂量。

(2) 对胶片进行准直 在胶片片夹的位置上进行对准不会引起任何剂量的减少。因为辐射不是向着适当的胶片格式进行瞄准的,除非它正好穿过了患者。它只能通过减少散射辐射,因而增加了对比度而增加图像的质量。

(3) 加压 由于身体暴露于 X 射线时存在着辐射散射,因此缩窄身体是减小剂量的另一个方法。辐射散射还可使 X 射线图像的对比度产生不良的下降。采用加压的方法,可使身体的厚度变小,因此身体可吸收较低的剂量。另外,加压还保证了辐射产生较小的散射。

(4) 滤线栅 滤线栅位于患者和影像增强

器，或位于患者和片夹、患者与数字化探测器之间。它是减少辐射散射最有效的方法。栅极的铅板吸收了散射辐射的一部分。因此这种吸收了的剂量即使已经穿过了患者也不能到达影像增强器、片夹或数字化探测器。因此，采用滤线栅可引起剂量增加，因为除非它穿过了患者，否则到达影像增强器、片夹或数字化探测器的辐射数量并未减少，如果采用了滤线栅，患者就必须暴露于更高剂量的辐射下，以使到达影像增强器、片夹或数字化探测器的剂量达到最小。可以根据其栅极系数区别单个的滤线栅，铅板的高度和它们彼此之间的距离之间有一定的关系。栅极系数越大，栅极的效应也越大，因此所需剂量随着栅极系数的增加而增加。通常 X 射线摄影常用的栅极系数为 8:1，乳房 X 射线造影常用的栅极系数为 5:1，见图 1-14。

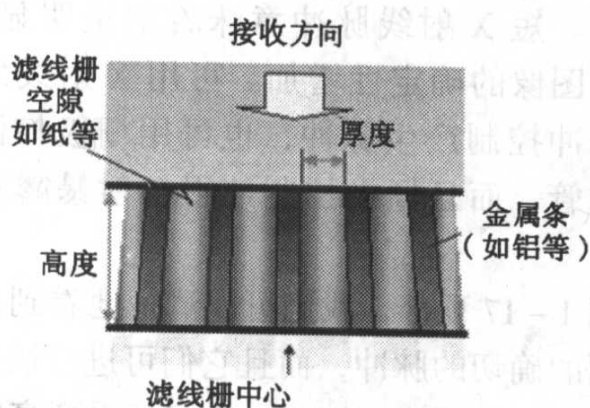


图 1-14 滤线栅结构原理图

(5) 千伏调整 调整控制台上的千伏数值对剂量也有重要影响。因为如果选择设定了较高的千伏值，辐射就会“较硬”，也就是说，能量更高，更容易穿过身体。因此采用高千伏值和强过滤对减少剂量的效应是相似的，但高千伏值时图像对比度也下降。

对于乳房 X 射线造影，见图 1-15，传统的 X 射线球管靶材料是钼，但一些设备也采用其他球管靶材料铑或钨，以使 X 射线束稍硬一些，

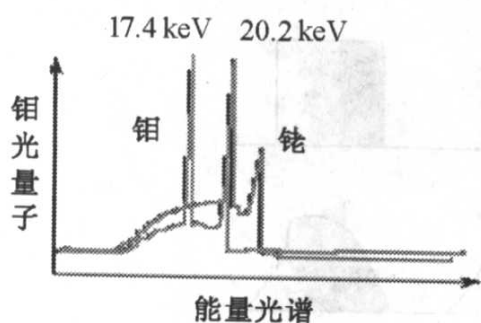


图 1-15 X 射线球管铑和钼能量谱线

以更好地穿过致密的乳房，而不影响图像质量或对比度。

(6) 辐射过滤 X 射线的质、量对操作剂量的大小也有重要作用。X 射线辐射通常由所谓的“硬”或“软”粒子组成，也就是说，由许多能量较大的粒子和能量较小的粒子组成。硬粒子对患者是有利的，因为它可穿透身体；相反，软粒子由于能量较弱，不能穿透身体离开而被身体内部所捕获。因此，主要是软辐射对患者造成不必要的损伤。正是由于这个原因，用铜和铝（乳房 X 射线造影时采用钼和铑）作为放在 X 射线球管前的过滤器。软辐射被过滤板捕获，其余从过滤板上发出的辐射都是“硬”辐射。这种额外的过滤作用也可减少对患者的辐射剂量而不损害图像质量，因为在任何情况下，只有“硬”射线可到达影像增强器、胶片夹或数字化探测器。X 射线造影系统中以其双重的钼/铑 X 射线球管磁轨为特征，并有两种不同的过滤器，因此形成了不同的 X 射线靶/过滤物质对剂量影响的最好的例子，见图 1-16。

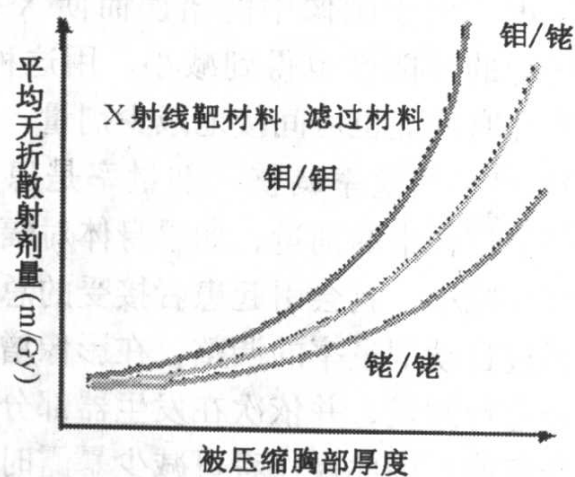


图 1-16 X 射线滤过效果对比

(7) 胶片/屏幕联合使用 选择适当的胶片/屏幕联合使用，也可对所需剂量产生较大影响。一般而言，剂量是联合应用的感光度函数。感光度是  $1000\mu\text{Gy}$  及所需剂量用  $\mu\text{Gy}$  表示的商。

$$\text{感光度} = \frac{1000\mu\text{Gy}}{\text{用 } \mu\text{Gy} \text{ 表示所需剂量}} \text{ 或用}$$

$$\mu\text{Gy} \text{ 表示所需的剂量} = \frac{1000\mu\text{Gy}}{\text{感光度}}$$

例如，感光度为 400 时所需剂量为  $2.5\mu\text{Gy}$ 。感光度主要依赖于采用的增感屏，因为屏幕图像是黑度主要的组成。我们主要区别采用传统的 X 射线透视材料如钨酸钙制造的屏幕与所谓的稀土元素屏幕之间的差别。这种稀土元素功能更强，

也就是说可将更多的 X 射线束转换为光, 因此可以减少剂量多达 50%。操作者可选择较低的剂量, 仍然能得到与传统的屏幕可获得的相同的图像质量, 在儿科规定必须使用这些屏幕。

(8) 影像增强器的输入屏幕 在影像增强器的输入屏幕上, 有与屏幕-胶片联合应用时相似的情景。输入荧光板从根本上决定了明暗度的增强程度, 也就是说 X 射线转换为光的程度。与 X 射线影像增强器相连对 X 射线系统的寿命有影响, 因为明暗增强的程度随着年龄的增加而明显下降。另外, 放射区域对影像增强器的格式自动适应, 这也使剂量下降。因为只有患者的一小部分而非全身都受到了辐射, 选择较小输入的屏幕可较好地对准, 因此这也可以减少剂量。

(9) 自动曝光计时 自动曝光计时或自动曝光控制 (AEC) 测量了 X 射线在患者身后 X 射线胶片上的辐射的剂量, 当达到屏幕-胶片联合使用的预定剂量时自动关闭 X 射线系统。这就保证了只采用最小的所需剂量, 结果图像表现出一致的对比度, 由于图像中的错误而使 X 射线检查重复进行的可能性也得到减小。用这种方法, 自动曝光计时功能也可间接地减少剂量。

(10) 自动剂量率调整 剂量率是患者暴露于辐射整个过程中的剂量, 如果身体对辐射的暴露时间可以减小, 就会引起患者接受的总剂量的下降。通过自动剂量率的调整, 在影像增强器的输入部分进行测量, 并依次在发生器部分调整千伏值和毫安值, 因此操作者可减少暴露时间。在这一过程中, 剂量率应当保持在尽可能低的水平。自动剂量率调整就相当于采用屏幕-胶片联合应用时的自动曝光计时功能。

(11) 检查床的床面 制造检查床面的材料也对所需剂量有很大影响, 因为辐射可穿透床面, 在它到达影像增强器前射线减弱。因此, 检查床应尽可能地不含有任何可明显减弱放射或高

吸收的物质, 如铅或一般的金属。已证明碳纤维是 X 射线系统检查床面可用的最好的物质, 因为它的辐射吸收最小, 检查床面可承受较大的应力; 当前的检查床面可支持一个体重为 120 或 150 kg (高达 330 磅) 的患者。

## 2. 特殊的剂量减少措施

(1) 低剂量 X 射线透视 主要通过数字化 X 射线技术可进行剂量减少情况下的 X 射线透视。主要是有低水平自发运动的身体部分非常适合用这种检查方法, 下面将详细描述相关数字透视技术。

① 脉冲式 X 射线透视技术: 在脉冲式 X 射线透视中, X 射线不再持续发送, 它们以快速连续的脉冲方式发送, 这就减少了辐射释放的数量。成像过程中由此产生的游离辐射间隙也就被最后存储的数字化图像填满, 直到新的更近的图像产生。短 X 射线脉冲意味着剂量明显减少, 另外, 图像的确定性增加。可用 X 射线发生器上的脉冲控制产生脉冲, 也可用栅极控制的 X 射线球管, 而且栅极控制使得辐射暴露水平更低。

图 1-17 顶部, 我们可以清楚地看到来自栅极控制的确切的脉冲, 而且它们可进行快速的转换。图 1-17 底部, 相反, 我们可看到高频发生器里的脉冲控制, 仟伏值慢慢地向着正确的数值移动, 然后又偏离它, 患者接受了较低仟伏值时不必要的脉冲剂量。仟伏值对辐射暴露有重要作用, 但不会引起有用的图像的质量的下降, 图示说明了栅极控制 X 射线管与发生器控制相比具有更大的优点。

栅极控制本身可分为脉冲频率控制和脉冲宽度控制, 见图 1-18。脉冲频率控制频率可变, 如为 12 b/s 或 3b/s, 它持续控制着 X 射线球管; 另一方面, 脉冲宽度控制是在频率恒定的条件下, 如 25 b/s, 改变单个脉冲的持续时间。

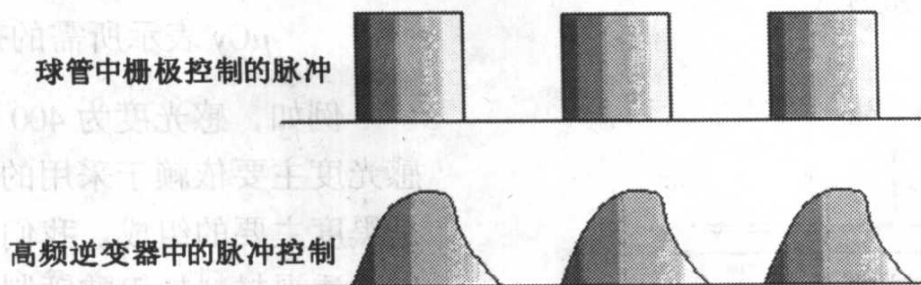


图 1-17 脉冲式 X 射线透视技术

图 1-18 显示控制脉冲频率（顶部）时选定频率的脉冲宽度保持一致，而控制脉冲宽度（底部）时脉冲频率恒定而脉冲宽度可变。

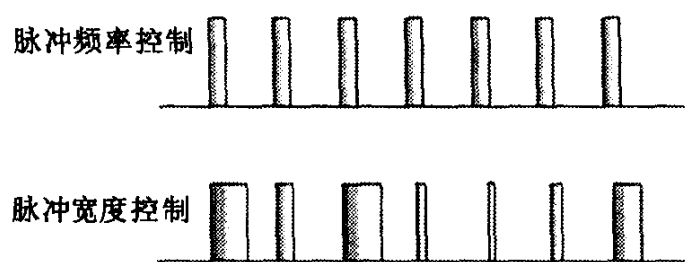


图 1-18 栅极脉冲控制技术

② 图像整合：图像整合的意思是将两个或更多的单个图像添加到生成的单个图像中。此时可保持相同的剂量率，由于图像中噪声较少或剂量下降，而使得图像更清晰。通过减少剂量率及将单个图像添加在一起，不进行图像整合，直到产生相同的图像质量，可使整体剂量下降。将单个图像结合起来的确实可以生成少数可在监视器上浏览的精巧的图像。用这种方法时产生的间隙可通过将输出的图像增大二倍排成一行来进行填充，这与脉冲式 X 射线透视技术中所用的方法相似。用这种方法时剂量约下降 50%。这种方法的缺点是对快速移动的目标可能会对检测器有影响。

③ 数字化过滤：采用数字化过滤技术，也称回归过滤技术（也称为递归滤过技术），可将 X 射线透视图像综合起来或用一幅或多幅以前存储的图像对其加以覆盖，可追溯到很久以前拍摄的图像，比例较小。选择图像综合的比例时大体上有一定的灵活性，当对图像加以综合时，这一技术可能会在减小剂量和滞后效应之间寻找一个合适的中间点。但是，由于图像在一定程度上是新的或新生成的，剂量率会明显降低，也就是说，将单个图像结合起来就意味着需要较小的总体剂量。可采用运动探测器对图像的综合比例进行监视，运动探测器降低了图像综合过程中，如移动图像时，图像灰阶值的明显改变，因此输出的图像主要反映了现有的灰阶值。

④ 末帧存贮：指在 X 射线透视时，最后采集的图像被存储下来，直到再采集一幅新的图像时。医生因此可以在没有进行下一次曝光时，对图像进行研究。由于总的 X 射线透视时间减少

了，因此总剂量也下降了，因而也可引起辐射暴露的减少。

⑤ 帧捕获：指医生在一系列的 X 射线透视过程中，无需额外的辐射而直接“抓拍”或提取并浏览一幅选定的图像。另外，光斑胶片放射摄影的应用也减少了，因为医生在 X 射线透视过程中也可采用“冻结”图像的方法。这些减少的剂量的方法特别适用于儿科。

⑥ 路径图：路径图是两幅图像的叠加。存储的图像被添加到现有的 X 射线透视图像上，或者现有的图像可拷贝存储起来，以备以后的路标功能中使用。这对于检查血管图像特别有用，因为具有很好对比度的现有血管的图像可被叠加到 X 射线透视时产生的导管图像上，因此可节省时间和对比剂，并可减少放射剂量。

(2) 数字透视成像处理技术 由于数字校正的功能及现代 X 射线影像增强器的具有极高图像质量，有可能从以前捕获的透视图像中生成 X 射线图像，而不必用屏幕-胶片系统拍摄新的图像。因此，就不需要拍摄新的 X 射线片所需要的额外剂量，也就是说剂量明显减少。X 射线透视产生的图像，其质量多少会有些下降，但通常作为合理的折损还可以被接受。图像质量的下降可能是由于 X 射线透视时所用剂量较低造成的。

(3) 剂量水平 将剂量细分到个体水平可进行更好地分级。根据实践经验，最佳图像质量时所需的是低剂量可根据检查类型的不同而进行选择。另外，标准的检查方案也适用于个别患者。

(4) 虚拟准直 虚拟准直是通过显示或在监视器上描述准直器定位可能性的一个术语。用这种方法预先设定准直器不需要 X 射线束，因而也就减少了患者暴露于曝光的时间，因此使得总的使用剂量下降。

(5) 固态探测器 另一处减少剂量的可能方法就是采用平板探测器，也就是众所周知的固态探测器。该系列探测器与传统的探测器相比，有效性极高。其有效性可表示为可探测的量子效率 (DQE)。患者所受剂量与这一量子效率成正比，即：

$$\text{患者剂量} \propto \frac{\text{图像质量}}{\text{可探测的量子效率 (DQE)}}$$