



南 华 大 学

UNIVERSITY OF SOUTH CHINA

毕业设计(论文)

题 目 医用诊断 X 射线应用及其职业危害因素

分析

学院名称 核科学技术学院

南华大学本科生毕业设计（论文）开题报告

设计(论文)题目	医用诊断 X 射线应用及其职业危害因素分析		
设计(论文)题目来源	自选课题		
设计(论文)题目 类型	调研课题	起止时间	2013年 12月-2014年 5月
<p>一、设计（论文）依据及研究意义：</p> <p>依据：</p> <p>由于现代医学诊断和治疗越来越多的应用电离辐射和放射性技术，包括 X 射线放射学、核医学和放射治疗等领域的医学诊断和治疗，医疗照射已成为人们所受照射的最主要来源，这种发展也迅速加大了职业照射的危险性，医疗领域的职业病防护也迅速成为放射防护领域中非常重要的一个方面。因此，做好医用 X 射线机放射防护检测更是我们不可松懈的责任。</p> <p>研究意义：</p> <ol style="list-style-type: none">①. 提高实际运用及综合分析能力，将理论知识用于实践。②. 熟悉职业病危害防治的相关法律和标准，为将来工作打基础。③. 掌握各种医用 X 射线机的原理及特性。			
<p>二、设计（论文）主要研究的内容、预期目标：（技术方案、路线）</p> <p>1、主要研究内容：</p> <ol style="list-style-type: none">①. 分析各类 X 射线机运行原理及其主要危害因素；②. 掌握电离辐射综合防护体系及医疗照射防护基本原则；③. 按照对 X 射线外照射防护基本原则，确定 X 射线机工作场所防护设施建设主要措施，选用相关辐射防护材料，掌握屏蔽厚度计算方法；④. 根据国家有关法律、法规、规定及相关标准，调查分析某地区医用 X 射线机的使用及防护情况。 <p>2、预期目标：</p> <ol style="list-style-type: none">①. 对各类 X 射线的运行原理及其危害因素做详细陈述，并做出比较；②. 对不同的防护材料进行比较，并计算某机房所需的屏蔽厚度；③. 调查分析某地区医用诊断 X 射线机的使用及防护情况，提出防护建议。			

三、设计（论文）的研究重点及难点：

重点：普通拍片机、医用透视机、CT、DSA 等医学设备的性能及场所防护分析。

难点：对某地区医用 X 射线机的使用及防护情况进行调查分析，并提出防护建议。

四、设计（论文）的研究方法及步骤（进度安排）

1、研究方法：

- ①. 查询并学习相关参考资料；
- ②. 制定合理的设计方案，并按方案进行实施；
- ③. 虚心向有经验的同事学习，在实践中提高自己。

2、步骤：

1 月 5 日-3 月 23 日 收集资料，完成开题报告

3 月 24 日-3 月 31 日 整理资料，完成论文具体的提纲

4 月 1 日-5 月 1 日 完成论文初稿

5 月 2 日-5 月中旬 完成论文修改，装订，并完成答辩用 PPT

五、进行设计（论文）所需条件：

- 1、 严谨的学习工作态度；
- 2、核技术应用、辐射防护学等基本知识；
- 3、查找相关信息，收集专业资料。

六、指导老师意见：

签名：

年 月 日

医用诊断 X 射线应用及其职业危害因素分析

摘要：本文通过对 X 射线基本性质的介绍，进而阐述其在医学上的应用，对各种医用 X 射线机的基本原理及其可能产生的危害因素进行了详细的介绍，包括 X 射线摄影机、X 射线计算机断层摄影（CT）和数字减影血管造影技术（DSA）等。同时，文章结合了这段时间的实习工作，从医用 X 射线机性能及场所防护两方面，详细介绍了辐射防护三原则在医学上的应用，并调查分析某地区的医用 X 射线机防护现状，进而提出有效的解决建议。另外，对这几个月以来所做的实习工作及其他工作进行了总结。

关键词：医用诊断 X 射线机；应用；辐射；防护；职业危害因素

Application of medical X-ray machine and analysis of occupational risk factors

Abstract: According to expounding the basic properties of X-ray and its applications in medicine, this paper introduces the basic principles of all medical X-ray machine and possible risk factors for a detailed description, including the X-ray cameras, X-ray computer tomography (CT), digital subtraction angiography (DSA) and so on. Moreover, this paper makes a detailed analysis on the three principles of radiation shielding from medical X-ray machine and X-ray room in combination with a period of cadet. Minewhile, I investigate certain areas of medical X-ray machine protective status, and make effective solutions. In addition, I declare the experience got from work during these months.

Key words: Medical diagnostic X-ray machine; Application;
Radiation;Shielding; Risk factors

目 录

引 言	1
1 X 射线在医学中应用及其危害因素分析	2
1.1 X 射线的发现	2
1.2 X 射线的性质	3
1.2.1 物理效应	3
1.2.2 化学效应	4
1.2.3 生物效应	4
1.3 X 射线在医学中的应用	6
1.3.1 X 射线诊断	6
1.3.2 X 射线治疗	6
1.4 各类 X 射线机的运行特点	7
1.4.1 普通 X 射线摄影机	7
1.4.2 X 射线计算机断层摄影 (CT)	11
1.4.3 数字减影血管造影技术 (DSA)	14
1.5 医用诊断 X 射线对人体的危害因素	16
2 电离辐射综合防护体系及医疗照射防护基本原则	18
2.1 电离辐射综合防护体系	18
2.1.1 辐射防护的目的与任务	18
2.1.2 辐射防护基本原则	18
2.1.3 我国现行辐射防护的基本剂量限值	19
2.2 医疗照射防护基本原则	21
2.2.1 医疗照射实践的正当化	21
2.2.2 医疗照射的最优化	21
2.2.3 医疗照射的剂量限值	21
2.3 医用诊断 X 射线机的性能防护	22

2.3.1	医用诊断 X 射线机的性能防护要求	22
2.3.2	医用诊断 X 射线机的性能防护检测方法	25
2.4	医用诊断 X 射线机房的建筑屏蔽设计与计算	28
2.4.1	医用诊断 X 射线机房的防护设施	28
2.4.2	医用诊断 X 射线机房的建筑屏蔽计算	31
2.4.3	医用辐射屏蔽材料的选择	32
2.5	浙江省某地区医用 X 射线放射防护现状调查分析	36
2.5.1	调查结果:	36
2.5.2	防护现状分析	37
2.5.3	防护建议	39
3	总 结	40
4	心得体会	40
	参考资料	42
	致 谢	42
	附: 英文翻译	

引 言

随着经济的迅猛发展，放射性同位素与射线装置的应用已经得到迅速发展，并展现出广泛的前景。在医疗应用方面，X 射线射线拍片、肿瘤放疗、核医学检查等放射诊疗技术已成为疾病诊治和健康检查的常规手段，在防病治病、保障人民健康方面发挥着其他技术难以替代的巨大作用。同时，核能发电与工业探伤、计量控制、辐照灭菌或保鲜等核与辐射技术在工业、农业、环保、计量、教育和科学研究等领域也获得了广泛的应用，创造了巨大的经济和社会利益，推动着经济的快速发展和社会文明的不断进步。

然而，放射线是一把双刃剑，如果用之不当，管理不善，忽视对它的防护，就会影响人员的健康，危害环境的安全，甚至导致严重的放射事故，造成人员伤亡和重大财产损失。尤其是在医学发达的今天，现代医学诊断和治疗越来越多的应用电离辐射和放射性技术，医疗照射已成为人们所受照射的最主要来源。与此同时，对从事放射工作的从业人员带来的电离辐射的职业危害也会随之增加、因此，必须高度重视并进一步加强对放射工作的防护管理工作。而做好医用 X 射线机放射防护检测工作更是我们不可松懈的责任。

1 X 射线在医学中应用及其危害因素分析

1.1 X 射线的发现

1895 年德国物理学家伦琴(W. C. Röntgen)在研究阴极射线管中气体放电现象时,用一只嵌有两个金属电极(一个叫做阳极,一个叫做阴极)的密封玻璃管,在电极两端加上几万伏的高压电,用抽气机从玻璃管内抽出空气。为了遮住高压放电时的光线(一种弧光)外泄,在玻璃管外面套上一层黑色纸板。他在暗室中进行这项实验时,偶然发现距离玻璃管两米远的地方,一块用铂氰化钡溶液浸洗过的纸板发出明亮的荧光。再进一步试验,用纸板、木板、衣服及厚约两千页的书,都遮挡不住这种荧光。更令人惊奇的是,当用手去拿这块发荧光的纸板时,竟在纸板上看到了手骨的影像。

当时伦琴认定:这是一种人眼看不见、但能穿透物体的射线。因无法解释它的原理,不明它的性质,故借用了数学中代表未知数的“X”作为代号,称为“X”射线(或称 X 射线或简称 X 线)。这就是 X 射线的发现与名称的由来。此名一直沿用至今。后人为纪念伦琴的这一伟大发现,又把它命名为伦琴射线。

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开辟了一条崭新的道路,为此 1901 年伦琴荣获物理学第一个诺贝尔奖金。

科学总是在不断发展的,经伦琴及各国科学家的反复实践和研究,逐渐揭示了 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性质外,还具有自身的特性。

1.2 X 射线的性质

1.2.1 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，光子其有的能量很小，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 射线则不然，因其波长短，能量大，照在物质上时，仅一部分被物质所吸收，大部分经由原子间隙而透过，表现出很强的穿透能力。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 射线的穿透力也与物质密度有关，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 射线照射时，使核外电子脱离原子轨道，这种作用叫电离作用。在光电效应和散射过程中，出现光电子和反冲电子脱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它原子碰撞，使被击原子逸出电子叫二次电离。在固体和液体中，电离后的正、负离子将很快复合，不易收集。但在气体中的电离电荷却很容易收集起来，利用电离电荷的多少可测定 X 射线的照射量，X 射线测量仪器正是根据这个原理制成的。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，因此是不可见的。但它照射到某些化合物如磷、铂氰化钡、硫化锌镉、钨酸钙等时，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 射线应用于透视的基础。在 X 射线诊断工作中利用这种荧光作用可制成荧光屏，增感屏，影像增强器中的输入屏等。荧光屏用作透视时观察 X 射线通过人体组织的影像，增感屏用作摄影时增强胶片的感光量。

4) 热作用

物质所吸收的 X 射线能，大部分被转变成热能，使物体温度升高，这就是热作用。

5) 干涉、衍射、反射、折射作用

这些作用与可见光一样，在 X 射线显微镜、波长测定和物质结构分析中都得到应用。

1.2.2 化学效应

1) 感光作用

同可见光一样，X 射线能使胶片感光。当 X 射线照射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，致使胶片上所获得的感光度不同，从而获得 X 射线的影像。这就是应用 X 射线作拍片检查的基础。

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，这就叫做着色作用。

1.2.3 生物效应

当 X 射线照射到生物机体时，生物细胞受到抑制、破坏甚至坏死，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 射线有着不同的敏感度。X 射线可以治疗人体的某些疾病，如肿

瘤等。另一方面，它对正常机体也有伤害，因此要加强对人体的防护。X 射线的生物效应归根结底是由 X 射线的电离作用造成的。

由于 X 射线具有以上种种性质，因而在工业、农业、科学研究等领域都获得了广泛的应用，如工业探伤、晶体分析等。在医学上，X 射线技术已成为对疾病进行诊断和治疗的专门学科，在医疗卫生事业中占有重要地位。

1.3 X 射线在医学中的应用

1.3.1 X 射线诊断

X 射线应用于医学诊断，主要依据 X 射线的穿透作用、差别吸收、感光作用和荧光作用。由于 X 射线穿过人体时，受到不同程度的吸收，如骨骼吸收的 X 射线量比肌肉吸收的量要多，那么通过人体后的 X 射线量就不一样，这样便携带了人体各部密度分布的信息，在荧光屏上或摄影胶片上引起的荧光作用或感光作用的强弱就有较大差别，因而在荧光屏上或摄影胶片上(经过显影、定影)将显示出不同密度的阴影。根据阴影浓淡的对比，结合临床表现、化验结果和病理诊断，即可判断人体某一部分是否正常。于是，X 射线诊断技术便成了世界上最早应用的非创伤性的内脏检查技术。

1.3.2 X 射线治疗

X 射线应用于治疗，主要依据其生物效应，应用不同能量的 X 射线对人体病灶部分的细胞组织进行照射时，即可使被照射的细胞组织受到破坏或抑制，从而达到对某些疾病，特别是肿瘤的治疗目的。

但是在利用 X 射线的同时，人们发现了导致病人脱发、皮肤烧伤、工作人员视力障碍，白血病等射线伤害的问题，为防止 X 射线对人体的伤害，必须采取相应的防护措施。

1.4 各类 X 射线机的运行特点

1.4.1 普通 X 射线摄影机

普通 X 射线摄影机分透视和照相两种成像方式，是目前临床医学影像诊断中最基本、最广泛使用的成像技术之一。随着计算机技术的发展，已有大量自动化控制成像和信息处理方法融入普通 X 射线摄影技术之中。

1) 透视

透视(fluoroscopy)是 X 射线检查的基本方法之一。比如胸部透视,可观察肺、心脏和大血管等。而肠道钡餐检查和钡剂灌肠时必须应用透视检查。其原理是当一束强度均匀的 X 射线穿过人体时,由于各组织或器官对 X 射线的吸收衰减程度不一,透过人体后的 X 射线就形成能反映人体内部解剖结构信息的 X 射线潜影。当这种潜影照射荧光屏时,就转换为肉眼可见的荧光影像,观察和分析这种影像就能诊断人体组织器官的正常与异常。传统的 X 射线透视是医生手持荧光屏,在暗室中近台操作,致使工作人员和受检者都受到过多的 X 射线照射。而用影像增强器代替普通荧光屏后,使荧光亮度增强了数千倍,同时还可以采用闭路电视在明室中进行观察。因此,使用影像增强系统,可以使透视 X 射线强度大幅度降低,医生隔室操作,基本上不受 X 射线照射^[1]。明室观察的视觉灵敏度高,透视的准确性也相应提高。

X 射线透视简便、易行、快捷,不仅可以观察器官的形态,而且还可以观察器官的活动情况。在临床应用中,X 射线透视是肠胃道造影检查、骨折复位手术、导管和介入性放射学等采用的基本方法。

但是,X 射线透视也存在一定的局限性。由于人体器官透视影像的重叠,使影像分辨率不高,对密度高、厚度大的部位或密度、厚度差别小的组织,其分辨率就更低。另外,X 射线透视无法进行客观记录。

2) 摄影

摄影(roentgenography)是 X 射线检查的另一种基本方法。其原理是:让透过人体带有信息的 X 射线潜影照射在胶片上,致使胶片感光,然后通过显影、定影

等过程便在胶片上产生 X 射线影像。

作为显影材料来讲，X 射线胶片比透视荧光屏的分辨率要高，因此，X 射线摄影比透视能发现更多有诊断价值的影像，而且可以永久保存，便于会诊和复查对比。从辐射防护学意义上讲，X 射线摄影的剂量远小于 X 射线透视的剂量，测试表明一次拍片的剂量不足荧光透视的 1/8。

X 射线胶片的缺点是检查的区域为胶片大小所限制，不能观察运动功能。普通拍片机实物图如图 1.1 所示。



图 1.1 普通拍片机实物图

3) 计算机 X 射线摄影 CR

计算机 X 射线摄影 (computed radiography, CR) 是将 X 射线透过人体后的信息既不是打在荧光屏上，也不是照在胶片上，而是记录在影像板 (image plate IP) 上，经读取装置读取后有计算机以数字化图像信息的形式储存，再经过数字/模拟转换器将数字化信息转换成图像的组织密度信息，最后在荧光屏上显示 [1]。

CR 系统由激光扫描仪、影像板和数字图像工作站组成。

用普通 X 射线机对装于暗盒内的 IP 曝光，X 射线穿过被照体到达 IP，形成潜影。激光扫描仪利用激光扫描原理逐点逐行的将存储在 IP 上的 X 射线影像信号读出来，并转换成数字信号输入到计算机中。在计算机显示器上电信号被重建为可

视影像，根据诊断需要对图像进行数字处理。在完成对图像的读取后，再由激光扫描仪对 IP 上的残留信号进行消影处理，为下次使用做好准备，IP 的寿命一般在 10000 次左右。

CR 的优点是：①宽容度大，摄影条件易选择；②可降低投照辐射量，CR 可在 IP 上获取信息的基础上自动调节放大增益，最大幅度的减少 X 射线曝光量，降低患者的辐射损伤；③影像清晰度较普通片高；④对影像可进行后处理，对曝光不足或过度的胶片可进行后期补救；⑤可进行图像传输、存储；⑥IP 可重复使用^[2]。

CR 的缺点是时间分辨率较差，不能满足动态器官结构的显示。

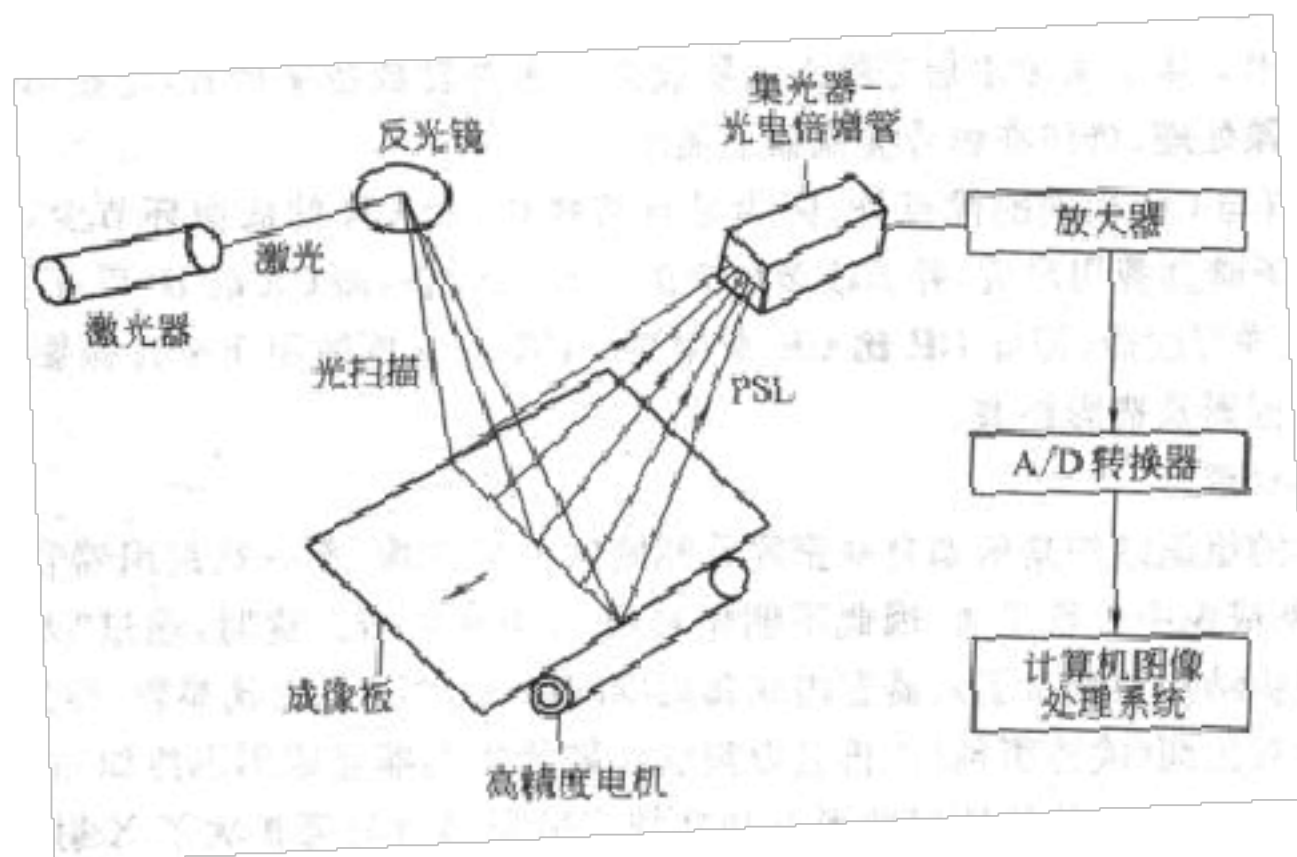


图 1.2 CR 系统成像原理

4) 直接数字化 X 射线摄影系统 DR

在 20 世纪 80 年代后期，人们开始尝试直接将 X 射线携带的影像信息转为数字成像信息，并于 90 年代末投放临床。这就是直接数字化 X 射线摄影系统(digital radiography, DR)。DR 由电子暗盒、扫描控制器、系统控制器、影像监视器等组成，是直接将 X 光子通过电子暗盒转化为数字化图像。

如图 1.3 所示，DR 的探测器外形很像 X 射线胶片暗盒的探测器，故称电子暗盒。它能把入射的 X 射线能量直接转换成数字信号。DR 成像的基本原理是用非晶态硒涂覆在薄膜晶体管阵列上，入射的 X 光子在硒层中产生电子-空穴对。在外加偏压电场的作用下，电子和空穴朝相反方向移动形成电流，并被电容收集成为存储电荷。每一个存储电荷与入射的 X 光子数量及能量相对应，形成采集影像信息的最小单元，即像素。每个像素内还有一个起开关作用的场效应管，在扫描控制

电路的触发下把每个像素的存储电荷按顺序逐一传送到外电路中去，即影像信号的读出。接下来读出信号经过放大器放大处理并转成数字信号，这些信号通过系统控制器做数字图像处理，最终在影像监视器上显示。

DR 除具有与 CR 相同的优点外，因为是直接摄影，比 CR 的成像环节少，减少了信息丢失。但 DR 电子盒费用昂贵，并需改装已有的 X 线机装备，而 CR 的 IP 可重复使用，无需对现有的 X 线机进行改造，因此 DR 比 CR 费用高。CR 系统更适用于平片摄影，DR 则较适合于透视和点片摄影及造影检查。

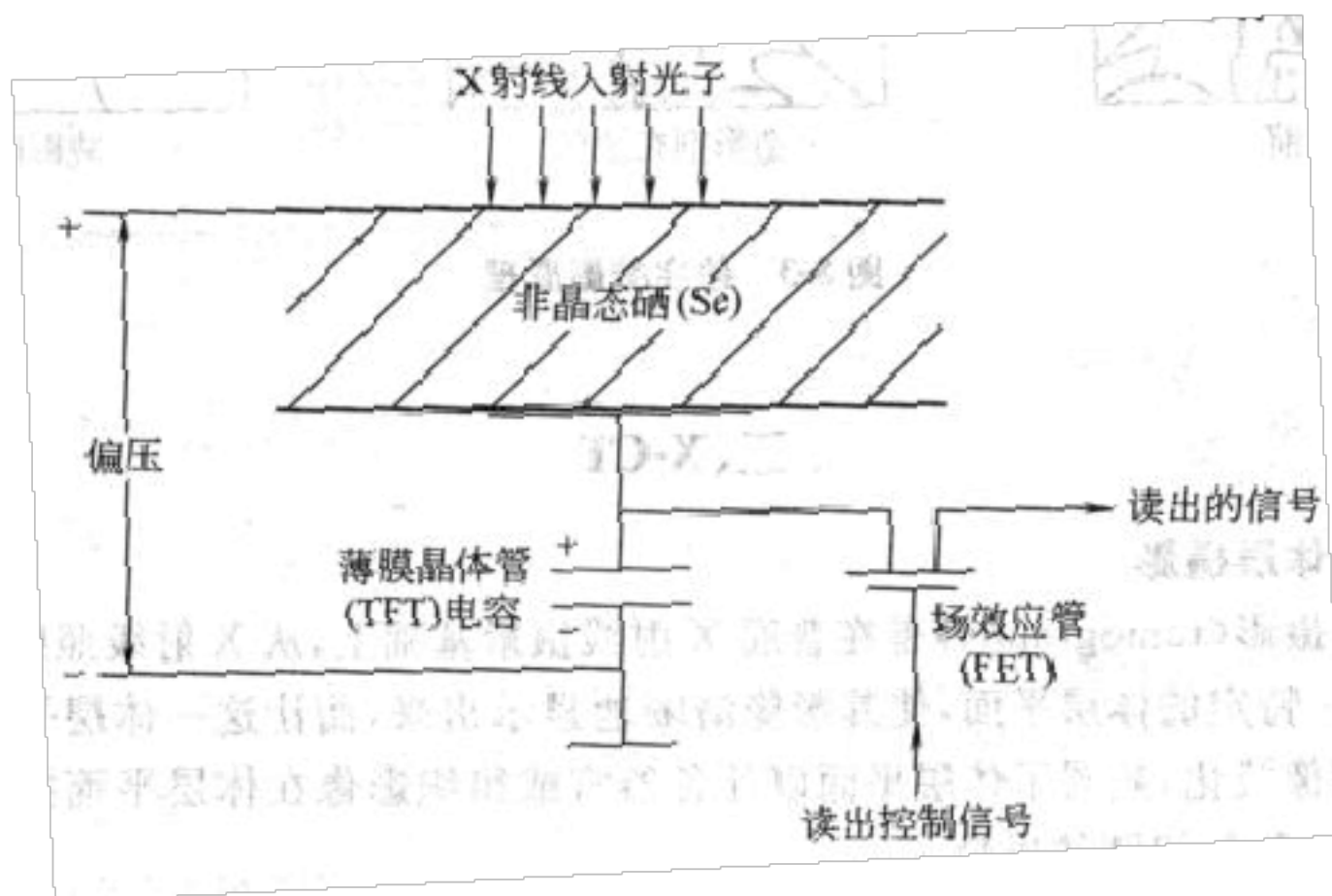


图 1.3 DR 工作原理



图 1.4 DR 实物图

1.4.2 X 射线计算机断层摄影 (CT)

1) X 射线体层摄影原理

X 射线体层摄影是在普通 X 射线摄影基础上,从 X 射线照射人体内器官或组织层面中,选一特定的体层平面,使其影像清晰的显示出来,而让这一体层平面以外的器官或组织结构的图像淡化,减弱了体层平面以外各器官或组织影像在体层平面投影上重叠的影响,有效地提高了 X 射线图像质量。

从 X 射线投照的物理学原理可知,如果在 X 射线曝光时,X 射线管、被照体和胶片三者中的任一个位置发生移动,被照体的投影就不能固定在胶片的一点上,其结果产生模糊的阴影,而且移动角度越大,影像就越模糊。根据这个原理,如果使 X 射线管、被照体和胶片三者中的两个保持协调的相对运动,在运动期间,指定体层平面上各点的投影固定在胶片上相应确定位置上;在曝光之后,指定体层平面在胶片上的影像能清晰的显示出来,而该体层平面以外的投影因不能固定投影在胶片上的某一确定位置,就会显示出比较模糊的影像,这是体层摄影的基

本原理。

若 X 射线体层摄影的 X 射线管、被照体和胶片三者之间要保持任意两个相协调的相对运动，则有三种运动形式：①被照体固定，X 射线管与胶片相对运动；②X 射线管固定，被照体与胶片相对运动；③胶片固定，X 射线管与被照体相对运动。

在以上三种形式中，第一种运动形式比较简单，被大多数 X 射线摄影装置所采用，X 射线体层摄影就是主要采用这种运动形式。X 射线体层摄影装置与普通 X 射线摄影装置相比，只是在机械结构上加入了转动机构，其他部分两者均相同。

2) CT 成像原理

X 射线成像质的飞跃是在体层摄影的思想方法基础上加入了计算机智能控制和自动化操作。这就是 X 射线计算机断层摄影，简称 X-CT。它是近代飞跃发展的计算机技术和 X 射线检查技术相结合的产物。1971 年英国 EMI 公司研制成功第一台头部 CT 扫描机。同年 10 月 4 号，科学家又成功地检查了第一例患者，取得了满意的诊断效果。1975 年，第一台全身 CT 机在美国问世。随着科学发展至今，CT 装置在设计和功能上都有了很大的改进和发展，特别是螺旋 CT 和超高速 CT 的临床应用，使得诊断效果越来越好，应用范围也日趋普遍。

X-CT 成像方法不同于传统的 X 射线摄影方法。它是运用一定的物理技术，以测定 X 射线在人体内的衰减系数为基础，采用一定的数学方法，经过电子计算机进行数据处理，求解出衰减系数在人体某剖面上的二维矩阵分布，在应用电子技术把二维矩阵转变为图像画面上的灰度分布。因此，X-CT 成像的本质是衰减系数成像。与传统的 X 射线照片相比，CT 图像是真正的断面图像，它显示的是人体某断面组织密度的分布图。CT 仍以 X 射线作为投射源，由探测器接收人体某断面不同方向上的组织器官对 X 射线的衰减系数，经过模/数 (A/D) 转换后输入计算机，经计算机处理后得到扫描断面的组织衰减系数的数字矩阵，然后再将矩阵内的数值通过数/模 (D/A) 转换，用黑白不同的灰度等级在荧光屏上显示出来。CT 的图像具有图像清晰，密度分辨率高，无断面以外组织结构干扰等特点。

X 射线穿过人体的过程中，受检体内欲成像的层面可被看做为一系列二维充分小的体积元（体素）组成的面阵，并由计算机对其进行空间位置编码，当 X 射线进行扫描时，计算机将算出每个单位容积的 X 射线吸收系数（也称作衰减系数 μ 值）。将 μ 值换算成 CT 值，以作为表达组织密度的统一单位。

某物质的 CT 值等于该物质的吸收系数 μ_m 与水的吸收系数 μ_w 之差, 再与水的衰减系数相比之后乘以 1000. 其单位名称为 Hu, 1000 为 Hu 的分度因素。CT 值的计算公式如下^[3]:

$$\text{某物质的 CT 值} = \frac{\mu_m - \mu_w}{\mu_w} \times 1000$$

人体的 CT 值界限可分为 2000 个分度, 上界为骨的 CT 度 (1000Hu), 下界为空气的 CT 值 (-1000 Hu)。这样分度包括了最高密度 (骨皮质) 到最低密度 (器官的含气部分) 的 CT 值。

但是, 有一点是不容忽视的: 尽管 X-CT 对比普通 X 射线摄影有更好的成像质量, 但它每次成像对人体造成的放射剂量也远大于普通 X 射线摄影。CT 实物图如下图所示。



图 1.5 CT 实物图

1.4.3 数字减影血管造影技术 (DSA)

1) DSA 成像原理

为了研究血管系统的状态,通常在血管内注入对比剂,然后进行 X 线照相,得到血管造影图像。但图像中的血管影像会与其它各种组织结构的影像重叠在一起,不利于医生阅读。为此,数字减影血管造影 (DSA) 应运而生,它是二十世纪八十年代继 CT 产生之后的又一项新的医学成像技术,是计算机与传统 X 线血管造影相结合的产物。DSA 作为一种专门显示血管的技术包含了两部分内涵,一是数字化,二是减影。首先将模拟信号转换为数字信号,以提供给计算机处理。其次,在造影前和造影后对同一部位各照一张相,然后将两张图像相应部分的灰度相减。理论上,如果两帧图像的拍摄条件完全相同,则处理后的图像只剩下造影的血管,其余组织结构的影像将被全部消除。

DSA 的成像基本原理是将受检部位没有注入造影剂和注入造影剂后的血管造影 X 线荧光图像,分别经影像增强器增益后,再用高分辨率的电视摄像管扫描,将图像分割成许多的小方格,做成矩阵化,形成由小方格中的像素所组成的视频图像,经对数增幅和模/数转换为不同数值的数字,形成数字图像并分别存储起来,然后输入电子计算机处理并将两幅图像的数字信息相减,获得的不同数值的差值信号,再经对比度增强和数/模转换成普通的模拟信号,获得了去除骨骼、肌肉和其它软组织,只留下单纯血管影像的减影图像,通过显示器显示出来。

2) DSA 成像技术的优缺点

DSA 与传统的血管造影相比有这些好处:①图像密度分辨率高,可显示出密度差值为 1%的影像。②DSA 的血管路径图功能,能作插管的向导,减少手术中的透视次数和检查时间。③图像系列的摄制、储存、处理和传递都采用数字形式,便于图像的各种处理、光盘储存、图像远程传输与会诊。④能消除造影血管以外的结构,图像清晰且分辨率高。⑤能作动态研究,如:确定心脏功能参数(射血分数、体积变化等),研究对比剂在血管内的流动情况,从而确定器官的相对流量、灌注时间和血管限流等。⑥具有多种后处理功能,对图像进行各种处理、测量和计算,有效地增强诊断信息。⑦造影图像能长期存盘、反复观察,且无信息损失。⑧DSA

对微量碘信息敏感性高，造影剂用量少、浓度低，而图像质量高。⑨心脏冠脉 DSA 成像速度快、时间分辨率高、单位时间内可获得较多的画面。

然而，DSA 也有缺陷，它的缺陷在于：①静脉 DSA 空间分辨率低，对于 2mm 的血管难以辨认；②DSA 外周静脉法造影剂用量大、浓度高、循环时间长，对比剂被血液稀释、成像质量较差；③静脉 DSA 血管相互重叠，影响诊断；④检查中有赖于病人的配合，容易出现运动性伪影；⑤DSA 对病人有一定的创伤，中心静脉法偶尔引起心律失常；⑥DSA 视野小，较长的部位需要多次系列曝光才能完成；⑦对冠状动脉、脑动脉及二维平面上相互重叠的动脉，需要多方位的曝光系列才能显示该血管全貌；⑧放射辐射剂量大。

DSA 实物图如下图所示。



图 1.6 DSA 实物图

1.5 医用诊断 X 射线对人体的危害因素

医用诊断 X 射线对人体的危害主要为电离辐射对人体产生的生物学效应。电离辐射对人体的作用主要有两个途径:内照射和外照射。X 射线机正常运行条件下,对人体的危害主要是外照射造成的。X 射线照射人体时,会对人体产生电离作用,可以直接破坏机体内某些大分子结构,甚至可直接损伤细胞结构。正常情况下,射线能量越高、照射剂量越大,对人体造成的辐射损伤越重。

人体所受的任何照射,几乎总是不止涉及一个器官或组织,而且各个器官或组织的辐射效应的危险度也是不同的,不同种系、个体、组织和器官在受到物理条件完全相同的照射时,对辐射的反应强弱或速度可能不同。同一个体在其发育的不同阶段其辐射敏感性亦有差异,随着个体的发育进程其辐射敏感性逐渐降低。胚胎最为敏感,幼年、少年、青年至成年辐射敏感性依次降低,但老年人由于各种功能衰退,其辐射敏感性又高于成年人。所以,对胎儿和儿童的照射要特别注意防护。不同组织和细胞对辐射的敏感性不同,总的规律是分裂和代谢旺盛的细胞较不旺盛的细胞敏感;胚胎和幼稚的细胞比成熟的细胞敏感。组织和细胞的辐射敏感性与其分裂能力成正比,与其分化程度成反比^[4]。

辐射损伤效应按其影响的广度可分为躯体效应和遗传效应。躯体效应是指出现在受照射者本身的效应,遗传效应是指出现在受照者后代身上的效应。损伤效应按时间又分为近期效应和远期效应。照射后数小时至数周内发生的临床上可观察到的效应称为近期效应,如急、慢性放射病。照射后数年至数十年出现的效应称为远期效应,如放射性白内障和肿瘤。辐射量是电离辐射的度量衡,分为基本量和辐射防护量两大类。基本量包括描述辐射场的量、描述辐射与物质相互作用的量和描述辐射效应的量,如照射量、吸收剂量等。辐射防护量是物理和生物效应权加的量,它直接指出了特定辐射对特定生物体的作用情况,包括剂量当量、有效剂量等。我国法定剂量单位包括当量剂量的专用单位,如居里、伦琴、拉德和雷姆。

辐射损伤的影响因素包括: ①辐射种类: 不同种类的电离辐射产生的损伤效

应不同，其主要决定因素是射线穿透能力的强弱和电离密度的大小。高能 X 射线和 γ 射线的穿透能力强，但电离密度小，外照射时易引起严重损伤。②照射剂量：照射剂量是影响损伤效应的主要因素，剂量愈大，效应愈显著，后果也愈重。例如，受日本广岛原子弹爆炸辐射作用的幸存者中，受照射剂量越大者发生实体癌和白血病的频率越高。③剂量率：剂量率即单位时间内机体接受的照射剂量。剂量率对于决定发生何种损伤效应十分重要。例如，当累积剂量相同时，不同剂量率所引起的患者寿命缩短，以及白血病发生率也不一致。④分次照射：同一剂量的照射，在分次给予的情况下，分次越多，每次间隔时间越长，则损伤效应就越小。⑤照射部位：由于机体不同部位对辐射的敏感性不同，照射机体的不同部位引起的损伤效应也是不同的。全身损伤程度以照射腹部最严重，其次是盆腔、头部、胸部和四肢。⑥照射面积：辐射损伤效应很大程度上是照射的面积越大，损伤越显著。⑦照射方式：照射方式分为内照射、外照射和混合照射。在其他因素相同的情况下，多种照射源引起的复合损伤效应比单一照射源严重。

X 射线机在正常运行过程中由阴极灯丝逸出的电子在管电压作用下快速朝向阳极运动，当高速电子流打击金属靶发生轫致辐射而产生 X 射线，管电压越高，电子流速度亦随之增高，产生 X 射线的能量也越高。

X 射线机在运行过程中若其他人员误入机房则可能受到误照射，设备故障和不稳定也有可能增加受检者的受照剂量，从而造成不必要的危害。

2 电离辐射综合防护体系及医疗照射防护基本原则

2.1 电离辐射综合防护体系

2.1.1 辐射防护的目的与任务

辐射防护的目的是防治有害的确定性效应，并限制随机性效应的发生率，使它们达到被认为可以接收的水平。

辐射防护的任务在于既要保护从事放射工作者、他们的后代以及公众乃至全人类的安全；保护环境；又要允许进行那些可能会产生辐射的必要实践以造福于人类。

2.1.2 辐射防护基本原则

为了达到辐射防护目的，辐射防护必须辐射防护的基本原则^[5]，即：辐射实践正当化、防护与安全最优化和限制个人剂量三项基本原则。

1) 实践的正当化

放射实践的正当化是指产生电离辐射的任何实践要经过论证，或确认该实践是值得进行的，其所致的电离辐射危害同社会和个人从中获得的利益相比是可以接受的。如果拟议中的实践不能带来超过代价（包括健康损害代价和防护费用的代价）的净利益，就不应当采用该项实践。

2) 防护的最优化

放射防护的最优化是在考虑经济和社会因素之后，使任何辐射照射保持在可以合理做到的尽可能低的水平。应当避免一切不必要的照射，以放射防护最优化为原则，在付出的代价和所得的净利益之间的多种方案进行权衡，求得以最小的代价获得最大的净利益。

衡量最优化比较简单而有效的方法是进行代价和利益分析，其目的是确定最

优化的防护水平，即如果达到这个防护水平后，再继续降低剂量就不适宜了。在谋求最优化时，应以最小的防护代价，获取最佳的防护效果，不能追求无限地降低剂量。

3) 个人剂量限值

个人剂量限值是指放射性职业人员和广大居民个人所受的当量剂量的国家标准限值。即个人在 1 年期间受到的外照射所产生的有效剂量与这一年内摄入的放射性核素所产生的待积有效剂量两者之和的值。

ICRP 和我国对放射人员和公众受照射的年剂量限值都有明确的规定，任何组织和个人都必须严格遵守。即使个人所受剂量没有超过规定的相应的剂量限值，仍然必须按照最优化原则考虑是否要进一步降低剂量。所规定的个人剂量限值不能作为达到满意防护的标准或设计指标，只能作为以最优化原则控制照射的一种约束条件。

上述放射防护的三项基本原则是不可分割的放射防护体系，其中最优化原则又是最基本的原则，目的在于确保个人所受的当量剂量不超过放射防护标准所规定的相应限值。

2.1.3 我国现行辐射防护的基本剂量限值

1) 放射工作人员的年剂量限值

放射工作人员的年当量剂量是指 1 年工作期间所受外照射的剂量当量与这一年内摄入放射性核素所产生的待积当量剂量二者的总和，但不包括天然本底照射和医疗照射。

我国根据本国国情规定了放射工作人员剂量限值标准^[6]，见表 2.1。

表 2.1 放射工作人员剂量限值标准

对象	限制内容	职业照射
任何放射工作人员	连续五年的平均剂量限值	20
	任何一年中有效剂量	50
	眼晶体年当量剂量	150
	四肢或皮肤年当量剂量	500
年龄为 16~18 岁接受涉及辐射照射就业培训的徒工和该年龄段学习过程中需要使用放射源的学生	年有效剂量	6
	眼晶体年当量剂量	50
	四肢或皮肤年当量剂量	150

注：16 岁以下的任何人不得接受职业性照射

在特殊情况下，依照审管部门的规定，剂量平均期可由 5 年延长至 10 个连续年，并且，在此期间，任何放射工作人员所接受的年平均有效剂量不得超过 20mSv，任何单一年份不应超过 50mSv。此外，当任何一个工作人员自此延长平均期开始以来所接受的剂量累计达到 100mSv 时，应对这种情况进行审查。

女性放射性工作人员一旦意识到自己应经怀孕，就要避免电离辐射的影响。由于胎儿不属于职业人员，只能按一般公众对待。因此，IBSS 规定在孕期内胚胎和胎儿接受的剂量不得超过 1mSv。ICRP 规定只要妇女宣告怀孕，在孕期余下的时间应施加补充的剂量限值，对腹部表面的剂量不得超过 2mSv，为了保护胎儿的安全，还要限制放射性核素的摄入量，不得超过年摄入量限值的 1/20。

2) 公众个人的剂量限值

公众个人的剂量限值是指任何一年内所受外照射的剂量当量与这一年内摄入放射性核素所产生的待积当量剂量二者的总和，但不包括天然本底照射和医疗照射。我国规定的公众个人的剂量限值标准见表 2.2。

表 2.2 公众个人的剂量限值标准

对象	限制内容	公众照射
公众个人	年有效剂量	1
	特殊情况下，在 5 个连续年的年平均剂量不超过 1 mSv 时，年有效剂量	5
	眼晶体年当量剂量	15
	皮肤年当量剂量	50

公众照射个人剂量限制除以上规定外，对接受放射性照射患者的慰问者及探视人员也有剂量限制。对于患者的慰问者，并非是他的职责，明知会受到照射却自愿帮助护理、支持和探视、慰问正在接受医学诊断或治疗的患者人员，他们所受到的照射要加以约束，使他们在患者诊断或治疗期间所受到的剂量不得超过 5mSv。将探视摄入放射性物质的患者的儿童所受的剂量限制于 1mSv 以下。

2.2 医疗照射防护基本原则

医疗照射限于作为其本身的医学诊断与治疗的一个组成部分的个人所受到的照射，以及知情并愿意在诊断或治疗中帮助扶持病人或使之舒适的人（不是职业照射）所受的照射。医疗照射防护也应遵循防护三原则^[7]。

2.2.1 医疗照射实践的正当化

在医用 X 射线诊断中，要认真权衡应用 X 射线诊断是否有必要，诊断带来的社会和经济效益是否超过辐射给患者带来的损害和患者投入的经济上的代价，医师应从职业道德上去综合分析，权衡利弊，避免滥用 X 射线诊断。

2.2.2 医疗照射的最优化

由于多数造成医疗照射的程序明显是正当的，并且这些程序通常都是为了受照者的直接利益，所以比之大多数其他辐射源的应用，医疗照射的防护最优化较少受到注意。因此诊断放射学还留有很大的降低剂量的余地，有简单而且费用低的措施可用于降低剂量而不损失诊断信息。做同样的诊查，其剂量可相差到 2 个数量级，对某些常用的诊断过程应考虑采用由适当的专业机构或监管机构选定的剂量约束值或调查水平。

2.2.3 医疗照射的剂量限值

医疗照射通常旨在给受照个人以直接利益。如果此项实践具有正当性，而且防护是最优化的，病人的剂量将会是符合于医学目的的尽量低的水平。进一步施用限值反而对病人有害。同样的，在考虑是否符合职业或公众限值时，把病人在诊断或治疗中所受剂量包括进去也是不合适的。

2.3 医用诊断 X 射线机的性能防护

2.3.1 医用诊断 X 射线机的性能防护要求

医用诊断 X 射线机的防护性能要求按照《医用诊断 X 线卫生防护标准》(GBZ 138-2002) 规定执行。

在医用诊断 X 射线机的防护性能检测中, 不同的 X 射线机需要检测不同的项目, 具体检测项目及标准限值如下。

表 2.3 普通 X 射线机检测项目及标准限值

序号	检测项目	标准限值
1	管电压指示的偏离	$\pm 10\%$
2	曝光时间指示的偏离	$\pm 10\%$
3	输出量重复性	$\leq 10\%$
4	输出量线性	$\pm 20\%$
5	有用线束半值层 (mmAl)	≥ 2.3
6	SID 的偏离	$\pm 5\%$
7	垂直度偏离	$\leq 6^\circ$
8	光野与照射野偏离	$\leq 2\% \text{SID}$
9	X 射线球管泄漏辐射 ($\mu\text{Gy/h}$)	≤ 1000

以上内容仅为本文档的试下载部分，为可阅读页数的一半内容。如要下载或阅读全文，请访问：<https://d.book118.com/576052121114011002>