

X 射线及其医学应用

当物体受到高速电子束轰击的时候,就伴随着 X 辐射的产生. 这个现象是 1895 年由伦琴最早发现的. X 辐射是一种看不见的射线,它具有比较强的穿透能力,能透过许多不透明的物质,并且对胶片等有感光作用,还能使许多物质产生荧光. 由于当时对这种射线的本质还不清楚,伦琴就把它称为 X 射线(X-ray),意思是未知的射线. 物理学研究表明,X 射线是波长较短,在 $10^{-3} \sim 1 \text{ nm}$ 范围内的电磁波. 由于 X 射线穿透力强,它很容易穿过由氢、氧、碳和氮等轻元素组成的肌肉组织,但不易穿透骨骼等组织. 这样,当 X 射线穿透人体组织器官时,就能够在感光胶片上留下不同强度的透射射线,形成组织和器官的 X 射线投影照片. X 射线投影第一次使临床医生们能够直观地“看”到人体的内部结构,为临床诊断提供了极大的帮助. 因此,X 射线被发现后仅 3 个月就应用于医学,现在已成为现代医学所不可缺少的工具.

本章主要从 X 射线的产生、X 射线基本性质、X 射线晶体衍射以及 X 射线衰减规律等几方面对 X 射线进行概括介绍. 同时,简单地介绍了 X 射线在医学上的应用和辐射防护的常识.

9.1 X 射线的产生

9.1.1 X 射线的产生

工程上,用来产生 X 射线的装置叫做 X 射线球管. X 射线球管是一种高度真空玻璃管,球管内主要有阴极、阳极等部分,典型应用装置示意图如图 9-1 所示. 该装置主要包括 X 射线管、低压电源、高压电源三部分. X 射线管是把硬质玻璃管内部抽成高度真空,封入阴阳两个电极. 阴极 K 由钨丝绕成螺旋形,单独由低压电源(一般为 $5 \sim 10 \text{ V}$) 供给电流,使其灼热,这样钨丝的电子就成为游离状态. 阳极 A 正对着阴极,通常是合金的圆柱体,在柱端斜面上嵌有一小块钨板,作为接受高速电子冲击的靶. 阴阳两极间加上几十千伏到几百千伏的直流高压,叫管电压. 阴极发射的电子在电场作用下高速奔向阳极,形成管电流,这些高速电子突然被阳极钨靶阻止,就有 X 射线辐射发生.

高速电子与阳极靶面相互作用情况比较复杂,大致存在以下四个物理过程:电离作用、激发、弹性散射、韧致辐射.



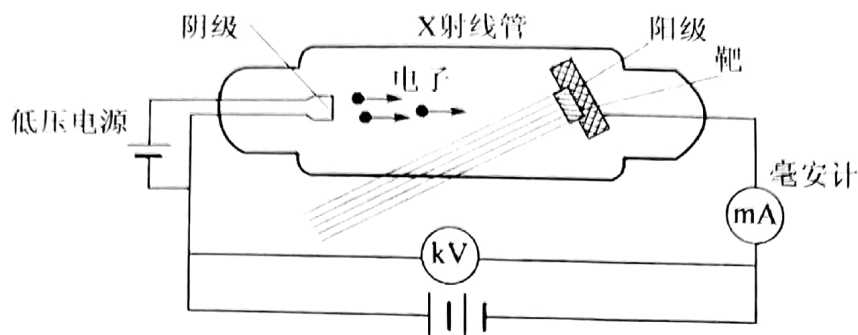


图 9-1 X 射线机示意图

1. 电离作用

电离是指原子内的电子在外来能量的作用下,脱离了原来的轨道,成为离子的过程。原子内的电子分外层价电子和内层轨道电子两大类,这些电子在高速电子束作用下,都有可能完全脱离原有轨道而成为离子。因此电离包括外层电离和内层电离两大类,如图 9-2 所示。

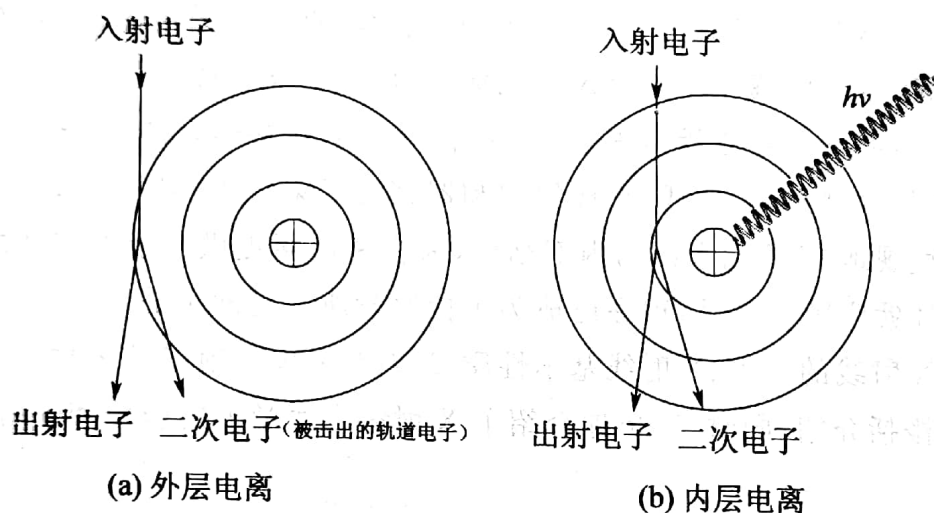


图 9-2 电离作用示意图

电子发生轨道变更过程中,伴随着能量的吸收和辐射。电离过程中将向外发射两种光谱:一种是价电子脱离原子轨道,离子结合自由电子变为处于激发态的原子,在回到基态过程中发射出光学光谱。由于最外层电子轨道的能级差较小,这些光谱一般是在紫外线、可见光和红外线的波长范围,这部分光能几乎全部被周围原子所吸收,导致阳极温度升高。这部分电离过程对产生 X 线没有贡献。在内层电离作用过程中,内层电子的能级跃迁会辐射 X 射线,称为标识 X 射线,这是构成医用 X 射线的成分之一。

2. 激发

某些情况下,部分高速电子撞击原子外层电子时,仅有部分能量被外层电子吸收,由于作用较弱,不足以使其电离,仅将其推入高能级的空壳层,使原子处于激发态,这种作用叫激发。处在激发态的原子将发射光学光谱,这部分光能最终全部转化为热能。

3. 弹性散射

高速电子受原子核电场的作用而改变运动方向,但是能量不变,称为弹性散射。这种作用没有光谱辐射,也没有能量损失。经过弹性散射的高速电子将继续与阳极发生电离辐射等作用。



4. 韧致辐射

高速电子在原子核的电场作用下,速度突然变小时,类似于急刹车的情况,同时它的一部分能量转变成电磁波发射出来,这种情况叫韧致辐射(bremsstrahlung),如图9-3所示。

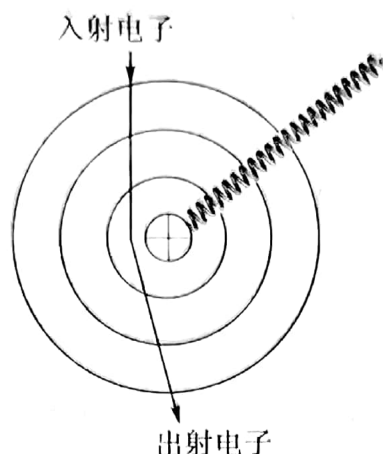


图9-3 韧致辐射示意图

在韧致辐射中,入射电子的能量一部分转化为辐射电磁波的能量 $h\nu$,其波长在X射线范围内,另一部分转化为出射电子的动能,出射电子的方向将发生改变.韧致辐射所产生的X射线是一束波长不等的连续光谱.这是因为:

- (1) 高速电子束内的各电子的动能并不完全相等;
- (2) 高速电子束在发生韧致辐射前,可能已经与阳极部分原子核发生过电离作用或者激发作用等,使电子束内各电子动能各不相等;
- (3) 高速电子与原子核的作用情形不一定相同.当高速电子离核越近时,受核电场阻止作用越强,由动能转换为光能的部分能量越多,辐射X射线的波长越短,反之,波长就越长.

从以上四种作用的物理过程看,高速电子与阳极靶原子撞击的结果,产生两种类型的光辐射.一种是波长在可见光、红外线、紫外线附近的光学光谱;另一种是X射线.其中X射线按照其组成成分分为两种:一种是标识X射线(characteristic X-ray),是由高速运动的电子与原子内层电子作用所产生的;另一种是连续X射线(continuous X-ray),是由高速电子与核电场作用所形成的韧致辐射产生的.

X射线管是工程上用来产生X射线的专门器件,X射线管的能量转换效率非常低,1%左右的电能转换成有用的X射线,绝大部分电能转换成热能,故X射线管的散热非常重要.为了保护球管,通常用专门设计的油浴装置等来进行散热处理,同时X射线管的连续工作时间也受到一定的限制.

9.1.2 X射线的硬度和强度

X射线应用于医学中时,必须考虑它的量和选择不同波长,以适合诊断和治疗的要求.所以X射线的硬度和强度是两个很重要的物理量.

X射线的硬度是指它的贯穿本领,决定于波长.波长越短的X射线,光子的能量越大,贯穿本领越强,它的硬度就越大,常用于深部治疗.反之,波长较长的X射线,光子的能量越小,贯穿本领越弱,X射线较软,适用于透视及体表治疗.



X射线的硬度由管电压控制,管电压越高,轰击阳极的电子动能就越大,发射光子的能量也越大,X射线越硬.因此,在医学上通常用管电压来衡量X射线的硬度.表9-1列出了医学上X射线硬度的分类.

表 9-1 X射线硬度的分类

名 称	管电压 /kV	最短波长(nm)	主要用途
极软 X 射线	5 ~ 20	0.25 ~ 0.062	软组织摄影,表皮治疗
软 X 射线	20 ~ 100	0.062 ~ 0.012	透视和摄影
硬 X 射线	100 ~ 250	0.012 ~ 0.005	较深组织治疗
极硬 X 射线	250 以上	0.005 以下	深部组织治疗

X射线的强度是指单位时间通过与射线方向垂直的单位面积的辐射能量.有两种方法增加强度:

(1) 增加管电流,使轰击阳极靶的高速电子数目增加,所以产生光子的数目增加,X射线的强度增加;

(2) 增加管电压,可使每个X光子的能量增加,X射线的强度增加.

通常是在一定的管电压下,用管电流的mA数来表示X射线的强度.

9.2 X射线衍射和X射线谱

9.2.1 晶体对X射线的衍射

当波遇到障碍物时,通常会发生散射现象.X射线也不例外,当它照射到晶体上时,通常发生散射,其中衍射现象是X射线被晶体散射的一种特殊表现.晶体的基本特征是其微观结构(原子、分子或离子的排列)具有周期性,当X射线照到晶体上时,组成晶体的每一个原子都可看做是一个子波源,向各个方向发出子波,在某些方向上的X射线会相加干涉,使得在一些特定的方向的光束加强.晶体可能产生衍射的方向决定于晶体微观结构的类型及其基本尺寸;而衍射强度决定于晶体中各组成原子的元素种类及其分布排列的坐标.晶体衍射方法是目前研究晶体结构最有力的方法.

晶体一般具有特殊的排列结构,其空间点阵可划分为一簇平行且等间距的平面点阵,或者称晶面(crystal plane).同一晶体不同指标的晶面在空间的取向不同,晶面间距 d 也不同.设有一组晶面,间距为 d ,一束平行X射线射到该晶面族上,与晶面的夹角为 θ .对于每一个晶面散射波的最大干涉强度的条件是:散射线与晶面的夹角也为 θ ,且入射线、散射线和平面法线三者在同一平面内(类似镜面对可见光的反射条件),如图9-4(a)所示.

考虑相邻晶面产生衍射的条件,如图9-4(b)所示的晶面1,2,3,...间距为 d ,相邻两个晶面上的入射线和散射线的光程差为 $(MB + BN)$.由图可知 $MB = BN = d \sin \theta$,即光程差为 $2d \sin \theta$,当光程差为波长 λ 的整数倍时,相干散射波就能互相加强从而产生衍射.由此得晶面簇



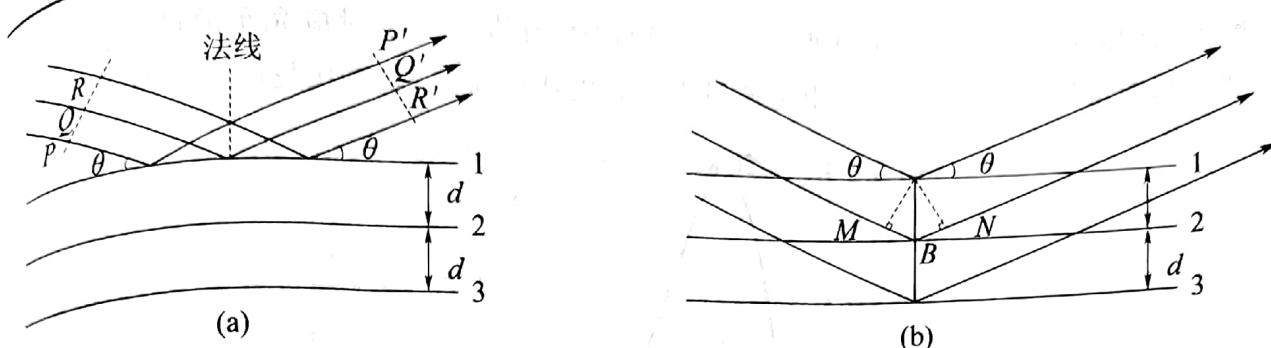


图 9-4 晶体对 X 射线的衍射

产生衍射的条件为

$$2d \sin \theta = n\lambda \quad (n = 1, 2, 3, \dots) \quad (9-1)$$

式(9-1)就是晶体衍射的布拉格条件(Bragg condition).

根据布拉格条件,可以把晶体对 X 射线的衍射看作为“反射”,并借用普通光学中“反射”这个术语,因为晶面产生衍射时,入射线、衍射线和晶面法线的关系符合镜面对可见光的反射定律.但是,这种“反射”并不是任意入射角都能产生的,只有符合布拉格条件才能发生,故又称为“选择反射”.

由上可知,用结构已知的晶体作为光栅, d 已知,利用式(9-1)可求出用来照射的 X 射线的波长.反之利用已知波长的 X 射线,在实验中照射晶体,可测出晶体各点阵微粒的位置和间隔.所以可以利用 X 射线衍射研究有机体如细胞和蛋白质等的精细结构.现在这种研究已发展成一门独立学科,X 射线结构分析.

9.2.2 X 射线谱

由 9.1 节可知,X 射线由连续 X 射线和标识 X 射线组成,X 射线谱(X-ray spectrum) 如图 9-5 所示.

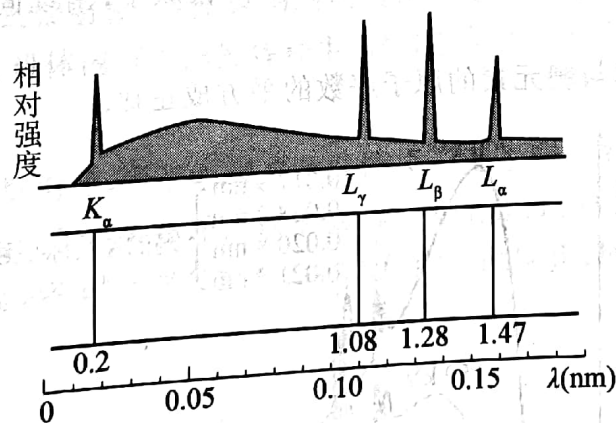


图 9-5 X 射线谱示意图

1. 连续 X 射线谱

由上节可知连续 X 射线是由韧致辐射产生的.实验指出,当 X 射线管在管电压较低时,它只发射连续 X 射线.图 9-6 是实际钨靶 X 射线管在四种较低管电压下的 X 射线谱.由图可见,强度为零的相应波长是连续谱中的最短波长,叫短波极限 $\lambda_{\min}$.当管电压增大时,各波长的强



度都增大,且强度最大的波长和短波极限都向短波方向移动. $\lambda_{\min}$ 对应光子的最大能量,根据量子理论和能量转换关系,可以导出短波极限与管电压成反比,管电压越高, $\lambda_{\min}$ 越小.

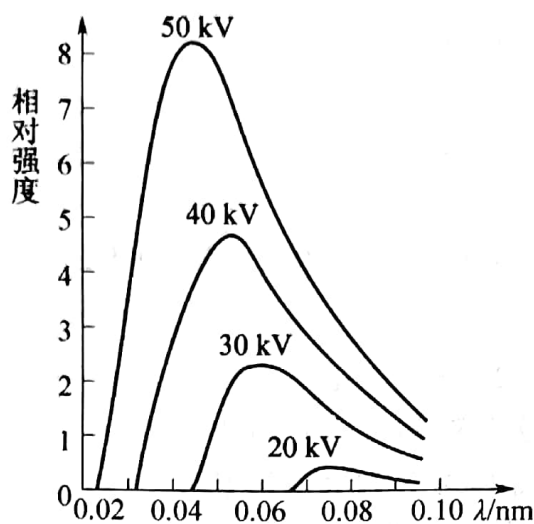


图 9-6 钨的连续 X 射线谱

2. 标识 X 射线

当管电压升高到 70 kV 以上时,钨靶的 X 射线谱变成了如图 9-7 所示.连续谱在 0.02 nm 附近叠加了 4 条谱线,在曲线上出现了 4 个高峰.当电压继续升高时,连续谱发生很大变化,但这 4 条谱线在图中的位置始终不变.大量实验表明,这些谱线的波长决定于阳极靶的材料,不同元素制成的靶具有不同的线状 X 射线谱,可以作为这些元素的标识,所以这些谱线叫标识 X 射线.它具有以下特点:

- 任何元素的特征 X 射线的波长是固定不变的,不受其他因素的影响.
- 在医用诊断 X 射线中,仅 K 系标识线(即由 K 层电子引起的)有用,其他各系,如 L, M, N, ... 各系,由于波长较长,能量较低,均被 X 射线管等所吸收.
- 标识线只有在一定的管电压下才能出现,不同靶原子,出现同一标识线所需管电压与原子序数的平方成正比.
- 标识线的最高频率与靶元素的原子序数的平方成正比.

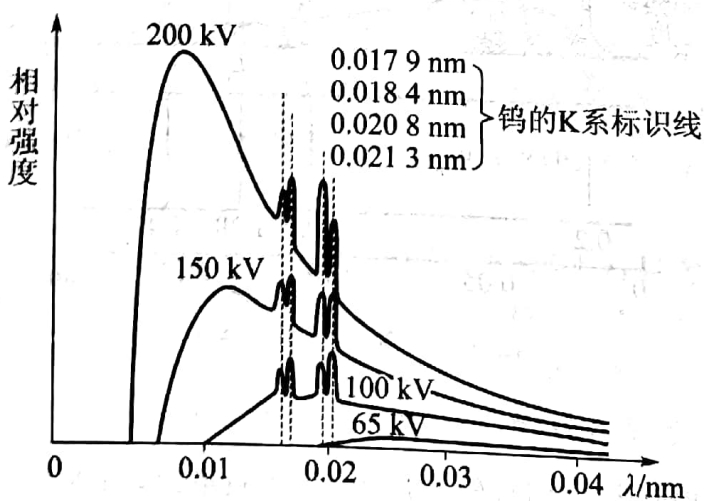


图 9-7 钨在较高管电压下的 X 射线谱

在医用 X 射线中,主要是连续 X 射线,标识 X 射线在全部 X 射线中所占的分量很少.但标



识 X 射线的研究,对于认识原子的壳层结构是很有帮助的,对于化学元素的分析也很有用。

9.3 X 射线的基本性质

X 射线属于电磁波的一种。在电磁波谱中,X 射线是介于紫外线和 γ 射线之间的电磁波,具有电磁波的共同特性。由于 X 射线波长短,光子能量大,还具有其他电磁波不具有的一系列特殊性质。医学上正是利用 X 射线的这些特性来为人类的健康服务,或作诊断或作治疗。

9.3.1 物理效应

1. 穿透作用

穿透能力是指某些情况下,X 射线通过物质时不被吸收的特点。波长越短,光子能量越大,穿透物质的能力越强。在波长一定条件下,X 射线的穿透性取决于被通过物质本身的结构和性质。一般高原子系数的物质,且结构紧密,密度大时,该物质吸收 X 射线多,X 射线的穿透性差。所以 X 射线穿透物质后的强度变化,反映了物质内部密度差异,这正是 X 射线透视和摄影的物理基础。

注意的是,X 射线对物质的穿透和物质对 X 射线的吸收是一个过程的两种说法,一个问题的两个方面。吸收作用越强,穿透作用就越弱,反之则强。穿透是站在 X 射线的角度上说,反映 X 射线的性质;吸收是站在物质的角度上说的,反映了物质的性质。

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,利用电离电荷的多少可测定 X 射线的照射量,多种 X 射线测量仪正是根据这个原理制成的。

另外,电离作用在有机体内可以诱发各种生物效应,是 X 射线损伤和治疗的基础。

3. 荧光作用

有些物质受 X 射线照射后,由于电离或激发使原子处于激发态,回到基态过程中发出荧光。在 X 射线诊断中利用这种荧光作用制成的物品有荧光屏、增感屏、影像增强器中的输入屏和输出屏等。荧光屏用做透视时观察 X 射线通过人体组织的影像,增感屏用做摄影时增强胶片的感光量。

4. 热作用

X 射线被物质吸收后,绝大部分能量转变为热能热效应明显。

9.3.2 化学效应

1. 感光作用

当 X 射线照射到胶片的溴化银上时,由于电离作用,使溴化银药膜起化学变化,出现银粒



沉淀,即 X 射线的感光作用. X 射线摄影就是利用这种 X 线化学感光作用,使组织影像出现在胶片上.

2. 着色作用

某些物质如铅玻璃、水晶等,经 X 射线长期照射后,其晶体脱水而改变颜色.

9.3.3 生物效应

X 射线对生物细胞具有破坏、瓦解的作用,是放射治疗的基础,也是射线工作者应注意防护的原因. 过量或累积性的 X 照射,可以引起某些组织损伤,比如血液和造血器官的变化等. 对人体不同组织,破坏瓦解的程度是不同的. 凡生长力强和分裂活动快的组织细胞,对 X 射线特别敏感,容易破坏;X 射线停止照射后,恢复也慢. 在治疗上正是恰当地利用这种特性.

9.4 X 射线的衰减规律

物质对 X 射线有吸收作用. 当 X 射线通过物质时,在光子与物质的原子发生多种的相互作用过程中,一部分光子被吸收,其能量转化为其他形式的能量,一部分光子被物质散射而改变了方向. 因此在 X 射线原来方向上的强度减弱了,这种现象称为 X 射线的吸收.

实验指出,单色平行 X 射线束通过物质时的衰减服从指数吸收规律,即

$$I = I_0 e^{-\mu x} \quad (9-2)$$

其中, I_0 为投射线的强度, I 为通过厚度为 x 的物质后的射线强度, μ 为线性衰减系数(linear attenuation coefficient),其值取决于光子的能量和物质的种类,单位是 m^{-1} (每米). 表 9-2 为骨和肌肉的线性衰减系数. 使射线强度减弱为一半所需的物质厚度,称为半价厚度,又称为半价层(half value layer),用 $x_{1/2}$ 表示为

$$x_{1/2} = \frac{\ln 2}{\mu} = \frac{0.693}{\mu} \quad (9-3)$$

表 9-2 骨和肌肉的线性衰减系数

X 光子能量 /keV	$\mu(\text{骨})/\text{m}^{-1}$	$\mu(\text{肌肉})/\text{m}^{-1}$	X 光子能量 /keV	$\mu(\text{骨})/\text{m}^{-1}$	$\mu(\text{肌肉})/\text{m}^{-1}$
20	496	73.0	60	47.7	19.6
30	168	34.2	100	32.3	16.7
40	88.4	24.9	150	27.0	14.7
50	60.3	21.4	200	24.4	13.5

半价厚度与线性衰减系数成反比. 半价厚度随光子的能量和物质的种类而异. 如对于 50 keV 的 X 光子,铝的半价厚度为 7 mm,铅的半价厚度为 0.1 mm. 对于 150 keV 的 X 光子,铝的半价厚度为 18.6 mm,铅的半价厚度为 0.3 mm. 可见,铅对 X 射线的衰减本领很强,这就是通常用铅作防护材料的原因.



9.5 X 射线在医学上的应用

临床医生总是希望有办法“看到”人体内部结构,这就是医学影像学科不断发展的源动力。其中,X 射线在医学影像上的应用有着较长的历史了。总体说来,X 射线在医学上的应用非常广泛,概括起来可分为治疗、药物分析和诊断等方面。

9.5.1 治疗方面的应用

X 射线主要用于癌症的治疗。它的机理是 X 射线对人体组织的电离作用,然后可诱发出一系列生物效应,对生物组织有破坏作用。一般说来,它对于癌细胞的破坏作用特别强。但不同的癌细胞对 X 射线的敏感度是不同的,对于不敏感的肿瘤,一般不宜采用 X 射线治疗。

在治疗过程中,通常是分期进行的,每期运用的 X 射线的硬度和强度要根据患病部位的深浅程度以及其他因素来决定。特别是累计照射量要恰当,过少达不到治疗目的,过多会使正常组织受到不可恢复的损害而引起严重的并发症。X 射线对正常人体组织也有破坏作用,甚至有诱发癌症的可能性。因此,要注意防护,避免一切不必要的照射。

9.5.2 药物分析方面的应用

X 射线光衍射性能用来分析物质成分结构,在中草药研究工作中有广泛的作用,可以用来分析中草药的有效成分结构,寻求代用品,在保护自然生态环境方面,发挥了重大作用。

9.5.3 诊断方面的应用

1. 透视和摄影

利用体内各种不同组织对 X 射线衰减的不同,来检查身体内部的情况。例如,骨和肌肉对软 X 射线的线性衰减系数差别较大,不同部位透射出人体的 X 射线强度有明显差别,在荧光屏上或照相底片上留下灰度不同的影像以供观察。前者称为荧光透视,后者称为 X 射线成像。

如果要检查的组织与其周围组织的线性衰减系数相差较少时,可利用造影剂来提高对比度,使获得的影像更加清晰。例如,在检查肠胃时,可让病人服用硫酸钡(BaSO_4),它附着在肠胃的内壁上,这样在 X 射线照射下就可以显示出肠胃的影像。

2. 电子计算机断层成像(简称 CT)

计算机断层成像(computed tomography),简称 CT,是电子计算机和 X 线相结合应用到医学领域的重大突破,它使传统的 X 线诊断技术进入了计算机处理、电视图像显示的新时代。因此 CT 的发明者亨斯菲尔德(Hounsfield)等荣获了诺贝尔医学奖。

CT 的原理也是利用物质对 X 射线的衰减这一特性。例如,将某一层组织分为 4 个小方块,每一方块称为像素。设每一像素的边长为 d ,它们的线性衰减系数分别为 μ_1 、 μ_2 、 μ_3 和 μ_4 。让某



一波长的 X 射线先从一个方向照射, 然后从另一个方向照射, 假定入射的强度为 I_0 , 透射出的强度分别为 I_1 、 I_2 、 I_3 和 I_4 , 如图 9-8 所示. 应用上一节的衰减公式可知, 强度为 I_0 的 X 射线通过线性衰减系数为 μ_1 的像素后, 透射出的强度为 $I_0 e^{-\mu_1 d}$. 再经过线性衰减系数为 μ_3 的像素后, 透射出的强度为

$$I_1 = I_0 e^{-\mu_1 d} \cdot e^{-\mu_3 d} = I_0 e^{-(\mu_1 + \mu_3)d}$$

$$\Rightarrow \mu_1 + \mu_3 = \frac{1}{d} \ln \frac{I_0}{I_1} \quad (9-4)$$

同理可得

$$\begin{cases} \mu_2 + \mu_4 = \frac{1}{d} \ln \frac{I_0}{I_2} \\ \mu_3 + \mu_4 = \frac{1}{d} \ln \frac{I_0}{I_3} \\ \mu_1 + \mu_2 = \frac{1}{d} \ln \frac{I_0}{I_4} \end{cases} \quad (9-5)$$

在这组方程中, 可以解出各个像素物质的线性衰减系数. 对此像素 μ 的变化, 可以判断有无病变发生.

显然, 像素越小, 测量的精度越高. 通常把每一层组织断面分为 $160 \times 160 = 25\,600$ 个像素, 每个像素的边长为 1.5 mm, 厚度为 8 mm. 从 X 射线管发出的窄束 X 射线通过滤板, 滤去其长波部分, 使透出滤板的 X 射线波长范围变窄. X 射线通过吸收体后的强度由探测器 D 记录下来. 如图 9-9 所示. 将 X 射线源平移, 沿直线扫描, 探测器 D 与 X 射线源一起同步移动. 在每次扫描中, 探测器可连续记录几百个数据 (如 240 个数据), 每一个数据表示 X 射线通过吸收体后的强度. 然后将 X 射线源和探测器旋转 1° , 再做第 2 次扫描, 探测器又记录了 240 个数据, 直到旋转 180° 为止. 这样总共得 $180 \times 240 = 43\,200$ 个透射出来的强度值. 换句话说, 我们可以列出 43 200 个线性方程. 电子计算机收集了探测器传来的全部信息后, 迅速地解出像素的衰减系数. 利用这组数据, 通过电子计算机还可以在荧光屏上建立该断面的图像, 以供观察. 由于测量的准确度高, 因此可以发现很小体积内衰减系数的微小差别.

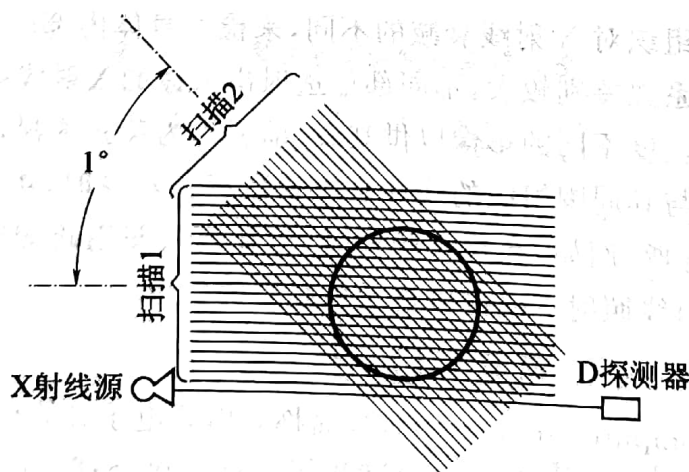


图 9-9 CT 扫描示意图

CT 技术从 1972 年开始, 发展非常迅速. 所用 X 射线源从单束、多束发展到扇形束; 扫描方式则从平移和转动发展到螺旋转动; 检测器从单个发展到多排环形结构; 每次扫描时间从 4 ~



5 min 缩短到毫秒级. 并由开始时只能用于静止头部检查, 而逐步发展到目前的动态检查和对人体的各个断面进行无创伤的检查. 不仅如此, CT 扫描设备已经与其他的功能成像设备, 如 PET 等组成更复杂的影像诊断设备, 在临床实践中发挥的作用越来越大.

9.6 X 射线的辐射防护

上述问题中提到过, X 射线的电离作用对生物组织有破坏作用, 人体受过量 X 射线的照射后会引起某些疾病, 所以辐射防护很重要.

9.6.1 X 射线辐射防护的基本原则

工作中要减少 X 射线的照射, 加强 X 射线的防护原则上有下面三种方法:

- (1) 增加与射线的距离. 距离辐射源越远, 辐射量越小, 如果在最大射程以外, 就可认为没有受照的危险了.
 - (2) 加强对射线的屏蔽. 在 X 射线机中, 通常需要利用的只是一束 X 射线, 叫有用线束. 对射线进行屏蔽时, 不仅要対有用线束进行屏蔽, 而且对散射线也应当考虑屏蔽. 大多都用铅作为屏蔽材料.
 - (3) 缩短照射时间.
- 实际工作中, 经常需要把多种手段适当加以配合, 以便达到更好的防护目的.

表 9-3 不同年龄和性别受照射的危险度

男								
组织或器官	年龄范围(岁)							
	0 ~ 9	10 ~ 19	20 ~ 29	30 ~ 39	40 ~ 49	50 ~ 59	60 ~ 69	70 ~
红骨髓	20	20	20	20	20	15	6	0
乳腺	0	0	0	0	0	0	0	0
肺	21	21	19	17	12	7	2	0
甲状腺	5	5	5	5	3	2	0	0
骨表面	5	5	5	5	3	2	0	0
皮肤	1	1	1	1	1	0	0	0
其他	51	50	47	40	30	17	5	0
睾丸	120	120	78	16	3	0	0	0
女								
组织或器官	年龄范围(岁)							
	0 ~ 9	10 ~ 19	20 ~ 29	30 ~ 39	40 ~ 49	50 ~ 59	60 ~ 69	70 ~
红骨髓	20	20	20	20	20	18	10	4
乳腺	60	57	54	51	47	37	0	0



组织或器官	女							
	年龄范围(岁)							
	0 ~ 9	10 ~ 19	20 ~ 29	30 ~ 39	40 ~ 49	50 ~ 59	60 ~ 69	70 ~
肺	21	21	19	17	12	7	2	0
甲状腺	5	5	5	5	3	2	0	0
骨表面	5	5	5	5	3	2	0	0
皮肤	1	1	1	1	1	0	0	0
其他	51	50	47	40	30	17	5	0
卵巢	120	120	50	8	0	0	0	0

9.6.2 医疗放射诊断 X 射线防护

1. 慎重使用放射诊断,做到放射诊断正当化

放射诊断常常能查明患者的症结所在,使他们得到对症治疗,但也存在遭受放射损伤的危险。因此,进行放射诊断时,首先要确定照射的正当性。慎重考虑该次放射诊断可能提供何种信息,以及可能承受的危害。表 9-3 给出了不同年龄和性别受照射的危险度。

为了避免或减少放射损伤,首先应减少不必要的照射;其次,应尽可能用剂量较低的检查代替剂量较高的检查,用非放射性的检查代替放射检查。

2. 尽可能减少照射剂量,实现辐射防护最优化

(1) 提高记录和显示系统的灵敏度。放射诊断的目的,是要获得清晰的 X 射线影像。为了受检者的安全,每分钟的照射量不得超过规定值,但用这样的照射量进行透视,一般的直接透视荧光屏上的影像亮度仍相当微弱,反差小,影像的细节很难分辨,所需透视时间较长,增加了受检者的辐射量。目前,影像增强器配以高质量的医用电视影像系统,可使受检者体表照射量大大降低,仅为原来的十分之一。

(2) 提高 X 射线的透过系数。X 射线机的管电压越高,所加的过滤片越厚,它所产生的 X 射线束的穿透力越强,用来进行放射诊断时,受检者身体表面 X 射线射出处的平均照射量与射入处的平均照射量比值(透过系数)也越大。这样可以使较小的人射照射量获得相同的出射照射量,用来形成可供诊断的影像。

(3) 尽量减少照射野面积。缩小照射野面积不仅使有用线束直接照射的器官和组织减小,临近器官或组织受散射线照射的剂量也减少。此外,减小照射野对工作人员的防护也十分重要。照射野越大,工作人员进入有用线束照射区域的几率越大。在医用诊断 X 射线范围内,散射线照射量随照射野的面积的增长而增长,且其增长率超过照射野面积的增长率。

(4) 采用新型材料,减少不必要的衰减。X 射线摄影时,透过受检者身体的 X 射线,要透过诊断床床板,滤线器和胶片盒都会吸收一部分 X 射线。为了得到能形成可供诊断用的影像所需的照射量,透过受检者的 X 射线照射量就必须增加。为了尽可能减少这些不必要的衰减,有人用吸收系数小的碳纤维板制成诊断床板、胶片盒及滤线器中铅条之间的连接片。实验证明,当



X射线机的峰值电压为 70 kV 时,用碳纤维板做胶片盒,可使受检者比用塑料胶片盒时减少 10% ~ 30% 的受照剂量,用碳纤维板做诊断床板可减少 14%。

(5) 减少透视时间,控制受检者照射剂量:为了减少受检者剂量,一方面要提高影像显示系统的灵敏度,减少受检者入射的体表照射量,另一方面要尽量缩短透视时间。

(6) 远离照射野:受检者接受 X 射线检查时,除受检部位外,应使身体的其他部位尽量远离有用线束及其照射部位。

(7) 进行必要的屏蔽:近代 X 线机及机房的设计已考虑到防护措施,能保证安全使用,使接受放射量在允许范围内,不会造成身体损害。

习 题 9

- 9-1 工程上产生 X 射线的装置是什么?
- 9-2 X 射线的硬度为什么可用电压表示?在用 X 射线进行透视时,是否硬度越高越好?
- 9-3 同时用两种不同的物质作为 X 射线的滤线板时,应按什么顺序放置?为什么?
- 9-4 当 X 射线穿过某种介质后,强度减少到原来的 1%,问介质的厚度有相当于几个半价层?
- 9-5 简述 X 射线的性质。
- 9-6 连续 X 射线和标识 X 射线是怎样产生的?

