



本章小结

X射线在介质中的衰减取决于射线能量、介质的组成与结构。对于单能窄束X射线而言,由于不考虑散射线因素,其在介质中的衰减遵循指数规律;对连续能量及有一定照射野的X射线束,射线束的衰减不仅要考虑由于介质吸收所造成的射线束平均能量随着射线穿透深度的变化,同时还要考虑X射线在介质中产生的散射线变化。由于人体结构的组织不均匀性,X射线在穿过不同组织和器官时衰减、吸收不同,产生的散射线强度也不同,临床应用X射线必须充分考虑各种因素的影响,以获得具有良好空间分辨率及组织密度对比度的医学影像。

思考题

1. 根据宽束连续能量X射线衰减的规律,解释临床X射线摄影应用过滤板的意义。
2. 根据X射线的衰减规律,思考不同肢体部位X射线摄影时,为提高影像清晰度及对比度,应如何选择X射线摄影条件?

(彭文献)



第六章 常用的辐射量和单位



学习目标

1. 掌握:描述辐射场强度的常用辐射量,照射量、吸收剂量、当量剂量及有效剂量的关系。
2. 了解:辐射测量的意义。

辐射效应的研究和辐射的应用,离不开对辐射的计量,需要有各种辐射量和单位来表征辐射源的特性,描述辐射场的性质,度量辐射与物质相互作用时能量的传递及受照物体内部的变化程度和规律。

X射线发现后首先应用于医学,便沿用医药学中“剂量”一词来描述,于是电离辐射的计量也称辐射剂量。几十年来,各种射线在医学上的应用愈加广泛,辐射剂量学有了很大发展,辐射量和单位的概念也经历了较大演变。

国际上选择和定义辐射量及其单位的权威组织是“国际辐射单位和测量委员会”(International Commission on Radiation Units and Measurements, ICRU)。ICRU 主要为临床放射学、放射生物学,辐射防护学等领域提出电离辐射量和单位的定义,建议这些量的测量和应用方法以及推荐这一领域内最新的数据和知识。历年来,ICRU 发表了许多报告,提出了一系列建议,最近 20 年来,由于科学技术的迅速发展和实际应用的需要,以及 ICRU 所做的大量工作,现在已经有了较为完善的电离辐射量和单位,对辐射计量的研究发展成一门专门学科——辐射剂量学。辐射防护学使用的量和单位也包括在其中。

本章以 ICRU 报告为基础,介绍常用的辐射量和单位。

第一节 描述电离辐射的常用辐射量和单位

电离辐射存在的空间称为辐射场,它是由辐射源产生的,如 X 射线机产生的 X 射线场和放射性核素产生的射线场。在射线的应用过程中,我们需要定量了解、分析射线在辐射场中的分布,这种分布既可以用粒子注量、能量注量等描述辐射场性质的量来直接表征,也可以用照射量来间接表示。

一、描述辐射场性质的量

(一) 粒子注量

图 6-1 所示的是一个非平行辐射场的情况。假若从辐射场中某点 P 为中心划出一个小的球形区域,由图可见,粒子可以从各方向进入球体。如球体(通过球心 P 的)截面积为 da ,从各方向进入该小球体的粒子总数为 dN ,则 dN 除以 da 而得的商,即定义为辐射场 P 点处的粒子注量 Φ 。有



$$\Phi = \frac{dN}{da} \quad (6-1)$$

可见,粒子注量就是进入具有单位截面积的小球的粒子数。

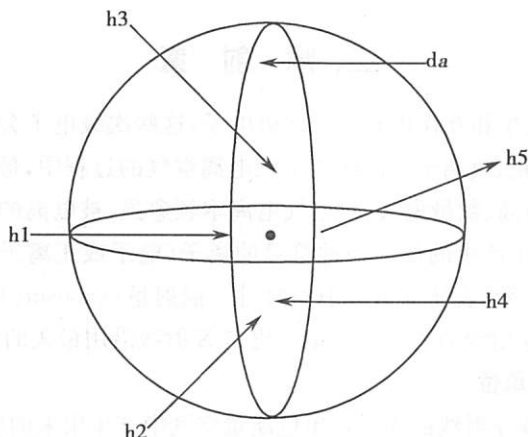


图 6-1 非平行辐射场粒子注量示意图

在单向平行辐射场的特殊情况下,粒子的注量等于通过与辐射进行方向垂直的单位面积的粒子数。粒子注量的国际单位(SI)是米⁻²(m⁻²)。

实际遇到的辐射场,其中每个粒子不可能都具有相同的能量。即使从辐射场出发时其初始能量相同(单能),但进入物质后,由于相互作用,其能量逐渐减少,最后为零。因此辐射场任何一点,其射线粒子具有从 $E_{\max}$ 到 0 的各种可能能量,此时,粒子注量计算公式为

$$\Phi = \int_0^{E_i} \Phi_E dE \quad (6-2)$$

式(6-2)中, Φ_E 表示单位能量间隔内的粒子注量,它等于进入小球的能量介于 E 和 $E + dE$ 之间的粒子数除以该球体的截面积所得的商。

在辐射防护中,常用粒子注量率 ϕ 表示单位时间内进入单位截面积的球体内的粒子数,即

$$\phi = \frac{d\Phi}{dt} \quad (6-3)$$

(二) 能量注量

除了用粒子数目,还可以用通过辐射场中某点粒子的能量来表征辐射场的性质——即能量注量。它用于计算间接致电离辐射在物质中发生的能量传递以及物质对辐射的吸收。

能量注量 Ψ ,是指进入单位截面积小球的所有粒子能量(不包括静止能量)的总和。

如果进入截面积为 da 的球体内的所有粒子的能量总和为 dE_{Σ} ,则能量注量为

$$\Psi = \frac{dE_{\Sigma}}{da} \quad (6-4)$$

能量注量的 SI 单位是“焦耳·米⁻²”(J·m⁻²)。

对于平行的辐射场,能量注量 Ψ 可定义为通过与粒子运动方向垂直的单位面积的粒子能量的总和。

同样,能量注量率可定义为单位时间内进入单位截面积小球内的所有粒子能量总和。即

$$\dot{\Psi} = \frac{d\Psi}{dt} \quad (6-5)$$

(三) 能量注量和粒子注量的关系

能量注量与粒子注量都是描述辐射场性质的辐射量,前者是通过辐射场中某点的粒子能量,后者是通过辐射场中某点的粒子数,显然如能知道每个粒子的能量 E ,即可将能量注量和粒子注量联系起来。



$$\Psi = \Phi \cdot E \quad (6-6)$$

若辐射场不是单能的,且粒子能量具有谱分布时,则辐射场某点的能量注量为

$$\Psi = \int_0^{E_0} \Phi_E dE \quad (6-7)$$

二、照射量

X或 γ 射线与空气发生相互作用时产生次级电子,这些次级电子会进一步与空气作用导致空气电离,从而产生大量正、负离子。次级电子在电离空气的过程中,最后全部损失了本身的能量。X或 γ 射线的能量愈高、数量愈大,对空气电离本领愈强,被电离的总电荷量也就愈多。因此,可用次级电子在空气中产生的任何一种符号的离子(电子或正离子)的总电荷量,来反映X或 γ 射线对空气的电离本领,表征X或 γ 射线特性。照射量(exposure)就是根据其对空气电离本领的大小来度量X或 γ 射线的一个物理量。也是X射线沿用最久的辐射量。

(一) 照射量X及其单位

1. 照射量定义 X或 γ 射线的光子在单位质量空气中产生出来的所有次级电子,当它们完全被空气所阻止时,在空气中所形成的任何一种符号离子的总电荷量的绝对值。即

$$X = \frac{dQ}{dm} \quad (6-8)$$

式(6-8)中,dQ为X或 γ 光子在质量为dm的空气中,产生的全部次级电子均被阻止于空气中时,在空气中所形成的任一种符号的离子总电荷量的绝对值。根据照射量的定义可知:dQ并不包括在所考察的空气dm中释放出来的次级电子所产生的轫致辐射被吸收后而产生的电离电量;照射量是一个从射线对空气的电离本领角度说明X或 γ 射线在空气中的辐射场性质的量,它不能用于其他类型的辐射(如中子或电子束等),也不能用于其他的物质(如组织等)。

由于照射量的基准测量中存在着某些目前无法克服的困难,它只适用于射线能量在10keV到3MeV的射线。

2. 照射量的单位 照射量的SI单位为库伦·千克⁻¹(C·kg⁻¹),没有专用名称。仍在沿用的照射量的专用单位为伦琴,用符号R表示。

$$1R = 2.58 \times 10^{-4} C \cdot kg^{-1}$$

因此,

$$1C \cdot kg^{-1} = 3.877 \times 10^3 R$$

(二) 照射量率 $\dot{X}$ 及其单位

单位时间内照射量的增量称为照射量率,用字母 $\dot{X}$ 表示。定义为dX除以dt所得的商,即

$$\dot{X} = \frac{dX}{dt} \quad (6-9)$$

式(6-9)中,dX为时间间隔dt内照射量的增量。

照射量率 $\dot{X}$ 的SI单位为库伦·千克⁻¹·秒⁻¹(C·kg⁻¹·s⁻¹)。其过去沿用至今的专用单位是伦琴或其倍数或其分倍数除以适当的时间而得的商,如伦·秒⁻¹(R·s⁻¹)、伦·分⁻¹(R·min⁻¹)、毫伦·时⁻¹(mR·h⁻¹)等。



案 例

0.3cm³空气体积,标准状态下其中包含的空气质量是0.388mg,若被X射线照射5分钟,在其中产生的次级电子在空气中形成的正离子(或负离子)的总电荷量为10×10⁻⁹C。此时,被照空气处的X射线照射量和照射量率各是多少?

根据题意已知:dm=0.388mg=3.88×10⁻⁷kg,dQ=10×10⁻⁹C,dt=5min



所以照射量 X 及照射量率 $\dot{X}$ 分别为:

$$X = \frac{dQ}{dm} = \frac{10 \times 10^{-9}}{3.88 \times 10^{-7}} \text{C} \cdot \text{kg}^{-1} = 2.58 \times 10^{-2} \text{C} \cdot \text{kg}^{-1}$$

$$\dot{X} = \frac{dX}{dt} = \frac{2.58 \times 10^{-2}}{5} \text{C} \cdot \text{kg}^{-1} \cdot \text{min}^{-1} = 5.16 \times 10^{-3} \text{C} \cdot \text{kg}^{-1} \cdot \text{min}^{-1}$$

三、比释动能

照射量是以电离电量的形式间接反映 X 或 γ 射线在空气中的辐射强度的量,它不能反映出射线在吸收介质中能量的转移过程。射线的吸收及其引起的效应直接取决于射线在介质中的能量转移,当间接致电离辐射与物质相互作用时,首先是间接致电离粒子将能量传递给直接致电离粒子,然后直接致电离粒子在物质中引起电离、激发,粒子能量最后被物质所吸收。辐射剂量学中以比释动能描述间接致电离粒子与物质相互作用时,传递给了直接致电离粒子的能量。

(一) 比释动能 K 及单位

1. 比释动能(kerma, K) 比释动能是指间接致辐射与物质相互作用时,在单位质量物质中由间接致辐射所产生的全部带电粒子的初始动能之总和。即

$$K = \frac{dE_{tr}}{dm} \quad (6-10)$$

式(6-10)中, dE_{tr} 为间接致电离辐射在指定物质的体积元 dm 内,释放出来的全部带电粒子的初始动能总和,单位为焦耳(J)。 dm 为所考虑的体积元内物质的质量,单位为千克(kg)。

2. 比释动能的单位 比释动能的 SI 单位是焦耳·千克⁻¹(J·kg⁻¹),并给以专名“戈瑞”,简称“戈”,以“Gy”记之。以此纪念为测量吸收剂量而奠定空腔电离理论的科学家 H. Gray。

$$1\text{Gy} = 1\text{J} \cdot \text{kg}^{-1}$$

同样,亦有毫戈瑞(mGy)、微戈瑞(μGy)等,其间关系为:

$$1\text{Gy} = 10^3 \text{mGy} = 10^6 \mu\text{Gy}$$

例如,物质中某点的比释动能为 1Gy 时,即表示由间接致辐射在这一点处单位质量的物质(如在空气中的小块组织)中,传递给直接致电离粒子(如电子)的初始功能的总和为 $1\text{J} \cdot \text{kg}^{-1}$ 。

(二) 比释动能率 $\dot{K}$ 及其单位

间接致电离辐射单位时间在介质中产生的比释动能称为比释动能率,用字母 $\dot{K}$ 表示。即

$$\dot{K} = \frac{dK}{dt} \quad (6-11)$$

式(6-11)中, dK 为比释动能在时间间隔 dt 内的增量。

比释动能率的 SI 单位是戈瑞或其倍数或其分倍数除以适当的时间单位而得的商,如戈·秒⁻¹(Gy·s⁻¹)、毫戈·时⁻¹(mGy·h⁻¹)等。

四、吸收剂量

比释动能所描述的是间接致电离辐射在介质中转移给次级带电粒子的能量,次级带电粒子的能量一部分用于电离、激发,另一部分转化为韧致辐射。射线所引起的各种效应只与其在介质中用于电离和激发的能量有关,这部分能量是射线真正在介质中所“沉积”的能量。射线在介质中“沉积”的能量越多,即介质吸收的辐射能量愈多,则由辐射引起的效应就愈明显。辐射剂量学以“吸收剂量(dose)”来衡量物质吸收辐射能量的多少,并以此研究能量吸收与辐射效应的关系。

(一) 吸收剂量 D 及其单位

1. 吸收剂量 辐射所授予单位质量介质 dm 中的平均能量 dE_m 定义为吸收剂量。即



$$D = \frac{dE_{\text{en}}}{dm} \quad (6-12)$$

式(6-12)中, dE_{en} 为平均授予能。它表示进入介质 dm 的全部带电粒子和不带电粒子能量的总和, 与离开该体积的全部带电粒子和不带电粒子能量总和之差, 再减去在该体积内发生任何核反应所增加的静止质量的等效能量。

授予某一体积内物质的平均能量愈多, 则吸收剂量愈大。不同物质吸收辐射能的本领是不同的。因此, 讨论吸收剂量, 必须说明是什么物质的吸收剂量。

2. 吸收剂量的单位 吸收剂量的 SI 单位是焦耳·千克⁻¹ ($\text{J} \cdot \text{kg}^{-1}$), 其专名与比释动能的单位相同, 同为“戈瑞”, 简称“戈”, 以“Gy”记之。

在放射治疗剂量学中, 在计算病人剂量和处方剂量时, 为了方便起见, 通常使用厘戈瑞 (cGy) 作为吸收剂量单位, $1\text{Gy} = 100\text{cGy}$ 。

暂时沿用的专用单位是拉德, 其符号为“rad”。

$$1\text{rad} = 10^{-2}\text{Gy}$$

应该强调, 以戈瑞为单位的吸收剂量适用于任何电离辐射及受到照射的任何物质。

(二) 吸收剂量率 $\dot{D}$ 及其单位

各种电离辐射的生物效应, 不仅与吸收剂量的大小有关, 还与吸收剂量的速率有关, 因此引入吸收剂量率的概念。一般说来, 吸收剂量率 ($\dot{D}$) 表示单位时间内吸收剂量的增量。即

$$\dot{D} = \frac{dD}{dt} \quad (6-13)$$

式(6-13)中, $\dot{D}$ 为吸收剂量率。其 SI 单位用焦耳·千克⁻¹·秒⁻¹ ($\text{J} \cdot \text{kg}^{-1} \cdot \text{s}^{-1}$) 表示, 其专名为戈·秒⁻¹ ($\text{Gy} \cdot \text{s}^{-1}$)。

吸收剂量率的单位亦可用戈或其倍数或其分倍数除以适当的时间而得的商表示, 如毫戈·时⁻¹ ($\text{mGy} \cdot \text{h}^{-1}$)、戈·时⁻¹ ($\text{Gy} \cdot \text{h}^{-1}$)、戈·分⁻¹ ($\text{Gy} \cdot \text{min}^{-1}$) 等。



案 例

质量为 0.2g 的物质, 10 秒内吸收电离辐射的平均能量为 100erg (尔格), 求该物质的吸收剂量和吸收剂量率。

根据题意已知: $dm = 0.2\text{g} = 2 \times 10^{-4}\text{kg}$, $dE_{\text{en}} = 100\text{erg} = 10^{-5}\text{J}$, $dt = 10\text{s}$

则该物质的吸收剂量和吸收剂量率为:

$$D = \frac{dE_{\text{en}}}{dm} = \frac{10^{-5}}{2 \times 10^{-4}} \text{Gy} = 0.05\text{Gy} = 50\text{mGy}$$

$$\dot{D} = \frac{dD}{dt} = \frac{50}{10} \text{mGy} \cdot \text{s}^{-1} = 5\text{mGy} \cdot \text{s}^{-1}$$

五、吸收剂量、比释动能及照射量之间的关系和区别

以上给出了辐射剂量学中 3 个比较重要的辐射量: 吸收剂量 D 、比释动能 K 和照射量 X 。照射量是以间接的方式反映辐射场强度, 而吸收剂量和比释动能则是从射线能量转移的角度反映物质在与射线相互作用时, 物质所吸收的射线能量。它们之间既相互关联, 又有本质区别。

(一) 带电粒子平衡

对于辐射剂量学, 带电粒子平衡是一个重要概念。为叙述方便, 这里以“电子平衡”为例进行讨论。

设有一束 X 或 γ 射线在空气中通过, 如图 6-2 所示。将空气体积分成 1、2、3、4…若干等份, 设光子束在每个等份空气中产生的次级电子的射程为 3 层, 每个次级电子的能量相同, 次级电



子在每一层中产生 6 个电离粒子。每个电离粒子的能量相同。由图 6-2 可见,在第一层中电离粒子只有 6 个,第二层中则有 12 个,第三层达到 18 个。假设光子束在介质中没有衰减,从第三层开始,前层进入到该层的次级电子数等于该层出射的次级电子数,进入到该层的电离粒子(电离电量)等于产生于该层的次级电子在本层以外产生的电离粒子(电离电量),这种现象称之为带电粒子平衡。如果进行照射量测量,选择第一层作为测量体积,这时该体积内产生的次级电子并没有全部消耗在该体积中,而是在第二层、第三层也产生了电离粒子,由此,在该体积内测量的电离电量就不能反映照射量的定义。如果将测量体积选在第三层或以后各层,从图中可见,进入到该层内的次级电子等于从该层中出射的次级电子数量。收集该层中的电离电量则可反映该处照射量。设 dE_{en} 为介质中某体积元吸收的能量, dE_{tr} 为射线转移给该体积元的能量, dE_{out} 为次级电子从体积元中带出的能量, dE_{in} 为体积元外产生的次级电子带入体积元的能量,则

$$dE_{en} = dE_{tr} - dE_{out} + dE_{in}$$

当达到“电子平衡”时

$$dE_{out} = dE_{in}, \text{ 则有}$$

$$dE_{en} = dE_{tr}$$

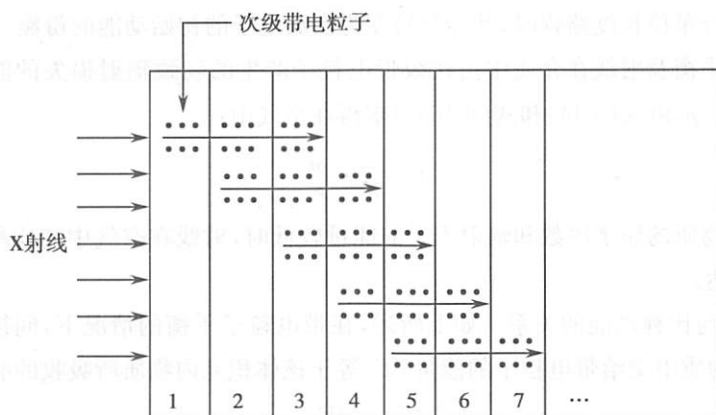


图 6-2 X 射线所致带电粒子平衡示意图

从以上分析可见,达到带电粒子平衡的条件是:在介质中体积元周围的辐射场是均匀的,且体积元周围的介质厚度等于或大于次级带电粒子在该介质中的最大射程。

(二) 比释动能和吸收剂量随物质深度的变化

根据带电粒子平衡条件,物质表面的任意点不存在着带电粒子平衡。因此,对介质表面(或表层)一点,射线转移给介质的能量要大于介质在该点真正吸收的能量,所以吸收剂量小于比释动能。随着介质深度的增加,起源于浅层的次级电子愈来愈多地进入考察点,使其吸收剂量急剧增加,当深度等于带电粒子的最大射程时,达到了电子平衡,吸收剂量就等于比释动能,此时,吸收剂量达到最大值。如果入射辐射在物质中的衰减可以忽略,比释动能为恒值,这种平衡将在更深的深度上保持下去,如图 6-3(a)所示。假若入射辐射在物质中有衰减,在平衡厚度以后,将出现吸收剂量大于比释动能,且均按指数规律成一定比例减少,如图 6-3(b)所示。

(三) 照射量、吸收剂量与比释动能的相互关系

1. 照射量与比释动能的关系 对于单能 X 或 γ 射线,空气中某点的照射量 X 与同一点上的能量注量 Ψ 有如下关系:

$$X = \Psi \cdot \frac{\mu_{en}}{\rho} \cdot \frac{e}{\omega} \quad (6-14)$$

式(6-14)中, μ_{en}/ρ 表示对于给定的单能 X 或 γ 射线,空气的质能吸收系数; e 为离子的电荷, $e = 1.6021 \times 10^{-19} \text{ C}$; ω 为带电粒子在空气中每形成一个离子对消耗的平均能量, $\omega = 33.85 \text{ eV}$ 。



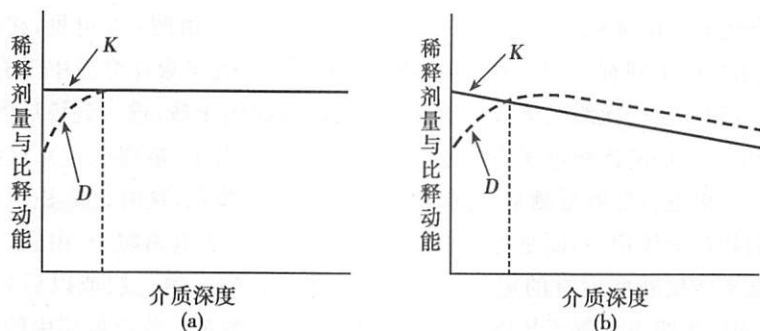


图 6-3 吸收剂量与比释动能随介质深度变化的相对关系

对于一种给定的单能间接致电离辐射,辐射场中某点的比释动能 K 与能量注量 Ψ 之间存在下列关系

$$K = \Psi \cdot \frac{\mu_{tr}}{\rho} \quad (6-15)$$

式(6-15)中, μ_{tr}/ρ 是物质对指定能量的间接致电离粒子的质能转移系数,它表示间接致电离粒子在物质穿行单位长度路程时,其能量转变为次级电子的初始动能的份额。

在带电粒子平衡及射线在介质中由次级带电粒子产生的韧致辐射损失的能量忽略不计的前提下, $\mu_{tr}/\rho = \mu_{en}/\rho$, 由式(6-14)和式(6-15)可求得在空气中:

$$K = X \cdot \frac{\omega}{e} \quad (6-16)$$

一般在吸收物质的原子序数和辐射光子的能量较低时,射线在空气中的比释动能及照射量可用式(6-16)表达。

2. 吸收剂量与比释动能的关系 如上所述,在带电粒子平衡的情况下,间接致电离辐射在质量为 dm 内的物质中交给带电粒子的能量 dE_{tr} 等于该体积元内物质所吸收的能量 dE_{en} , 因此

$$D = \frac{dE_{en}}{dm} = \frac{dE_{tr}}{dm} = K$$

这表明,在带电粒子平衡的条件下,不考虑带电粒子因韧致辐射的产生而损耗的能量,吸收剂量等于比释动能。不过,带电粒子的一部分能量有可能转变为韧致辐射而离开质量元 dm , 此时虽存在带电粒子平衡,但吸收剂量并不等于比释动能。这时候两者的关系为:

$$D = K(1 - g)$$

其中, g 是带电粒子能量转化为韧致辐射的份额。然而,除了高能电子外,一般韧致辐射所占的份额 g 都是很小的,可忽略不计。

3. 照射量、比释动能和吸收剂量间的区别 照射量、比释动能和吸收剂量是概念完全不同的辐射量,三个量之间在相同条件下又存在着一定关系,但又有着本质的区别,主要体现在它们在剂量学中的含义和适用范围,表 6-1 列出了三个辐射量之间的区别。

表 6-1 照射量、比释动能和吸收剂量间区别对照表

辐射量	照射量	比释动能	吸收剂量
剂量学含义	表征 X、 γ 射线在所关心的体积内用于电离空气的能量	表征非带电粒子在所关心的体积内交给带电粒子的能量	表征任何辐射在所关心的体积内被物质吸收的能量
适用介质	空气	任何介质	任何介质
适用辐射类型	X、 γ 射线	非带电粒子辐射	任何辐射



第二节 辐射防护中使用的辐射量和单位

随着科学技术的发展,不同种类的射线在医学中的应用更加广泛。我们不仅可以利用 X 射线进行医学影像学的检查,同时,高能 X、 γ 射线及电子线亦成为肿瘤放射治疗的常规手段。放射线的广泛使用,不可避免地带来了被检者和工作人员的防护问题,定量测量、表述被照个体及受检群体实际受到的或可能受到的辐射照射,成为辐射防护中一个重要的问题。由于不同生物组织,不同种群、不同器官对射线的反应灵敏性不同,使用第一节中所定义的描述辐射的量不足以表达射线对生物组织的损伤。为此,在辐射防护中使用的辐射量必须同时考虑不同种类的射线在不同组织中所产生的生物效应的影响。

一、当量剂量

(一) 当量剂量 H_T 及单位

尽管吸收剂量可以用来说明生物体所受照射时吸收的射线能量,但被吸收的辐射剂量与引起某些已知生物效应的危险性往往不能等效。这是因为,当辐射类型与其他条件发生变化时,某一生物辐射效应与吸收剂量之间的关系也将随之发生改变。因此,必须对吸收剂量进行加权,使修正后的吸收剂量比之单纯的吸收剂量能更好地同辐射所致有害效应的几率或严重程度相联系。在辐射防护中,将个人或集体实际接受的或可能接受的吸收剂量根据组织生物效应加权修正,经修正后的吸收剂量在放射防护中称之为当量剂量(dose equivalent)。

对于某种辐射 R 在某个组织或器官 T 中的当量剂量 $H_{T,R}$ 可由下列公式给出

$$H_{T,R} = w_R \cdot D_{T,R} \quad (6-17)$$

式(6-17)中, w_R 为与辐射 R 能量相关的吸收剂量修正因子,也叫做辐射权重因子; $D_{T,R}$ 为辐射 R 在组织或器官 T 中产生的平均吸收剂量。

需要说明的是:在辐射防护中,我们感兴趣的往往不是受照体某点的吸收剂量,而是某个器官或组织吸收剂量的平均值。 w_R 正是用来对某器官或组织的平均吸收剂量进行修正的。

由于 w_R 无量纲,因此当量剂量的 SI 单位与吸收剂量相同,即焦耳·千克⁻¹ ($J \cdot kg^{-1}$),其专名是希沃特(Sv)。 $1Sv = 1J \cdot kg^{-1}$ (表 6-2)。

表 6-2 辐射权重因子 w_R

辐射类型	能量范围	辐射权重因子 w_R
光子	所有能量	1
电子和 μ 子	所有能量	1
中子	<10keV	5
	10~100keV	10
	100keV~2MeV	20
	2~20MeV	10
	>20MeV	5
质子	>2MeV	5

当辐射场由具有不同 w_R 值的不同类型和(或)不同能量的辐射构成时,组织或器官 T 总的当量剂量为各辐射在该组织或器官上形成的当量剂量的线性叠加,即

$$H = \sum_R w_R \cdot D_{T,R} \quad (6-18)$$





案例

某工作人员全身同时均匀受到 X 射线和能量在 10~100keV 的中子照射,其中 X 射线的吸收剂量为 10mGy,中子的吸收剂量为 3mGy。根据式(6-18),该工作人员所吸收的当量剂量:

$$H = \sum_R w_R \cdot D_{T,R} = w_X \cdot D_X + w_n \cdot D_n = (1 \times 10 + 10 \times 3) \text{mSv} = 40 \text{mSv}$$

由于中子的辐射权重远大于 X 射线,因此受到混合辐射照射时,当量剂量主要由中子贡献。由此可见,即使接收相同的吸收剂量,辐射种类不同对受照者产生的生物学影响也是不同的。

(二) 当量剂量率及单位

当量剂量率($\dot{H}$)是指单位时间内组织或器官 T 所接受的当量剂量。若在 dt 时间内,当量剂量的增量为 dH_T ,则当量剂量率

$$\dot{H}_T = \frac{dH_T}{dt} \quad (6-19)$$

当量剂量率的 SI 单位为希沃特·秒⁻¹(Sv·s⁻¹)。

二、有效剂量

当量剂量是不同射线类型对组织或器官形成辐射危害的度量,但是两种不同组织或器官即使吸收的当量剂量相同,其所产生的生物学效应也有可能完全不同,因为不同组织或器官对辐射的敏感程度是不同的。因此在辐射防护领域中,必须考虑使用(引入)一个能够反映辐射对生物体损害的辐射量来描述辐射所产生的“损害效应”的大小。

(一) 辐射效应的危险度

辐射对人体的损害按照国际放射防护委员会(International Commission on Radiation Protection, ICRP)划分标准:受小剂量、低剂量率辐射的人群,引起的辐射损害主要是随机性效应(严重遗传性疾患和辐射诱发的各种致死癌症),而且假定随机性效应发生的几率与剂量存在着线性无阈的关系,并用危险度因子来评价辐射引起的随机性效应的危险程度。

危险度(或称危险度系数)即器官或组织接受单位当量剂量(1Sv)照射引起随机性损害效应的几率。辐射致癌的危险度,是用死亡率来表示的;辐射致遗传损害的危险度,是用严重遗传疾患的发生率来表示的。ICRP 所规定的组织器官危险度的数值列于表 6-3 中。

表 6-3 人体器官或组织的危险度

组织	辐射效应	危险度(Sv ⁻¹)
性腺	遗传效应	4×10^{-3}
乳腺	乳腺癌	2.5×10^{-3}
红骨髓	白血病	2×10^{-3}
肺	肺癌	2×10^{-3}
甲状腺	甲状腺癌	5×10^{-4}
骨表面	骨癌	5×10^{-4}
其余组织*	癌	5×10^{-3}
合计		1.65×10^{-2}

注:* 其余组织中不包括手、前臂、足、踝、皮肤和眼晶状体。胃肠道受照时,胃、小肠、大肠上段、大肠下段分别作为 4 个单独的器官



可见,均为 1Sv 当量剂量,对于不同的器官和组织,辐射效应的危险度是不同的。为了表征不同器官和组织在受到相同当量剂量的情况下,对人体导致有害效应的严重程度的差异,引进了一个表示相对危险度的权重因子 w_T ,即

$$w_T = \frac{\text{组织 T 接受 1Sv 时的危险度}}{\text{全身均匀受照 1Sv 时的总危险度}}$$

不同组织或器官,其危险度权重因子不同,其值列于表 6-4。

表 6-4 不同组织或器官的辐射危险度权重因子 w_T

组织 T	w_T
性腺	0.20
乳腺	0.05
红骨髓	0.12
肺	0.12
甲状腺	0.05
骨表面	0.01
其余组织*	0.05
合计	1.00

注:*选取其他 5 个接受最高当量剂量的器官或组织;每一个的 w_T 取作 0.06;所有其他剩下的器官或组织照射,可忽略不计

(二) 有效剂量 E

对放射性工作人员而言,其在工作中身体所受的任何照射,几乎总是不止涉及一个组织,为了计算所受到照射的组织带来的总危险度,评价辐射对其所产生的危害,针对辐射产生的随机性效应引进有效剂量(effective dose, E)。

$$E = \sum_T w_T \cdot H_T \quad (6-20)$$

式(6-20)中, H_T 为组织 T 受到的当量剂量; w_T 为组织 T 的权重因子。

可见,有效剂量是以辐射诱发的随机性效应的发生率为基础,表示当身体各部分受到不同程度照射时,对人体造成的总的随机性辐射损伤。

因为 w_T 没有量纲,所以有效剂量 E 的单位和当量剂量 H 的单位一样。

【例 1】某次胸部检查(胸片或胸透)病人各组织器官受到的当量剂量(mSv)见表 6-5,试比较病人接受的有效剂量。

表 6-5 器官剂量(mSv)

当量剂量及危险度权重因子	性腺	乳腺	红骨髓	肺	甲状腺	骨表面	其余组织
$H_{\text{胸片}}$	0.01	0.06	0.25	0.05	0.08	0.08	0.11
$H_{\text{胸透}}$	0.15	1.30	4.1	2.3	0.16	2.6	0.85
w_T	0.20	0.05	0.12	0.12	0.05	0.01	0.30

解:利用式(6-20)有

$$E_{\text{胸片}} = (0.20 \times 0.01 + 0.05 \times 0.06 + 0.12 \times 0.25 + 0.12 \times 0.05 + 0.05 \times 0.08 + 0.01 \times 0.08 + 0.30 \times 0.11) \text{mSv} = 0.0788 \text{mSv}$$

$$E_{\text{胸透}} = (0.20 \times 0.15 + 0.05 \times 1.30 + 0.12 \times 4.1 + 0.12 \times 2.3 + 0.05 \times 0.16 + 0.01 \times 2.6 + 0.30 \times 0.85) \text{mSv} = 1.224 \text{mSv}$$



此次胸透病人接受的有效剂量相当于 16 次胸片的有效剂量。



知识拓展

当量剂量 H 与有效剂量 E 的关系

无论是医学影像学检查还是肿瘤的放射治疗,多数医疗照射都是非均匀照射,被检者在接受了医疗照射以后,其总的当量剂量是受到辐射照射的各个器官(T)的当量剂量 H_T 之和。而有效剂量则是与这样一个非均匀照射产生相同随机性效应的全身均匀照射所对应的当量剂量,由这一当量剂量的全身均匀照射所致的随机性效应的几率与由身体各个器官或组织实际接受的当量剂量所致的随机性效应的诱发几率相等,有效剂量的“有效”则源于此。

当量剂量和有效剂量是基于平均值并且用于放射防护限制目的的量,常用于对照放射防护标准要求进行比较和评价。当量剂量和有效剂量均不可以直接测量,需要借助无量纲的辐射权重因子和组织权重因子,并按照 ICRP 现行有效的建议书所推荐的方法进行计算。

目前估算有效剂量及器官当量剂量的通行方法是基于蒙特卡洛(Monte Carlo)算法的计算机模拟软件,如芬兰辐射与核安全局(STUK-Radiation and Nuclear Safety Authority)开发的 PCXMC。

三、集体当量剂量和集体有效剂量

随着人们物质生活水平的提高、医疗条件的改善,基于医疗检查目的的放射性检查频度越来越高,放射线从业人员亦越来越多。由于辐射的随机性效应仅以一定的几率发生在某些个体身上,并非受到照射的每个人都会发生,因而在评价某个群体所受的辐射危害时,将采用集体当量剂量或集体有效剂量。

(一) 集体当量剂量 S_T

某一群体的集体当量剂量 S_T 为

$$S_T = \sum_i H_{Ti} N_i \quad (6-21)$$

式(6-21)中, S_T 为集体当量剂量,单位名称为人·希沃特; H_{Ti} 为受照射群体中第 i 组内 N_i 个成员平均每人在全身或任一特定器官或组织内的当量剂量。

若群体中所有 N 个个体受到同类辐射的照射,每个个体受到的平均当量剂量均为 H 时,则群体的集体当量剂量 S_T 为:

$$S_T = H \cdot N \quad (6-22)$$

其单位为人·希沃特。

(二) 集体有效剂量 S_E

某一群体的集体有效剂量为受照群体中每一个成员的有效剂量之和,即

$$S_E = \sum_i E_i N_i \quad (6-23)$$

式(6-23)中, N_i 为该群体中全身或任一器官受到平均有效剂量为 E_i 的那部分人员的人数。集体有效剂量的单位与集体当量剂量的单位相同。

若群体中的所有 N 个个体受到同类的辐射照射,每个个体所受的平均有效剂量均为 E 时,则该群体集体有效剂量 S_E 为

$$S_E = E \cdot N \quad (6-24)$$

集体当量剂量和集体有效剂量是一个广义量,可应用于全世界居民、一个国家居民、一个群体以至一个人。



四、待积当量剂量和待积有效剂量

为定量计算放射性核素进入体内造成的内照射剂量,辐射防护中引入了待积当量剂量和待积有效剂量。

(一) 待积当量剂量

人体单次摄入放射性物质后,某一特定器官或组织 T 中接受的当量剂量率在时间 τ 内的积分即为待积当量剂量,有

$$H_T(\tau) = \int_{t_0}^{t_0+\tau} \dot{H}_T(t) dt \quad (6-25)$$

式(6-25)中, t_0 表示摄入放射性核素的时刻; τ 表示放射性核素对器官或组织 T 照射的时间期限(以年为单位); $H_T(\tau)$ 是对应于器官或组织 T 在 t 时刻的当量剂量率。

待积当量剂量的 SI 单位是 Sv。

(二) 待积有效剂量

如果将单次摄入放射性核素后各器官或组织的当量剂量乘以组织权重因子 w_T , 然后求和, 就得到待积有效剂量:

$$E(\tau) = \sum_T w_T \cdot H_T(\tau) \quad (6-26)$$

待积有效剂量单位同样为 Sv。

本章小结

对射线强度的度量是合理应用射线的基础。照射量是以辐射在空气中产生电离电量多少来间接表征射线强度的物理量,通过测量辐射在空气介质中产生的电离电量,考虑空气与介质在密度、组成的差异,就可以获得辐射与介质作用后在介质中沉积的能量,即辐射剂量。当量剂量与有效剂量是从辐射防护角度引入的物理量,它不仅反映了射线与组织作用射线能量的沉积,还包含了生物组织受到辐射照射所产生的生物学效应。有关基本辐射量与辐射防护量之间的关系可总结如图 6-4 所示。

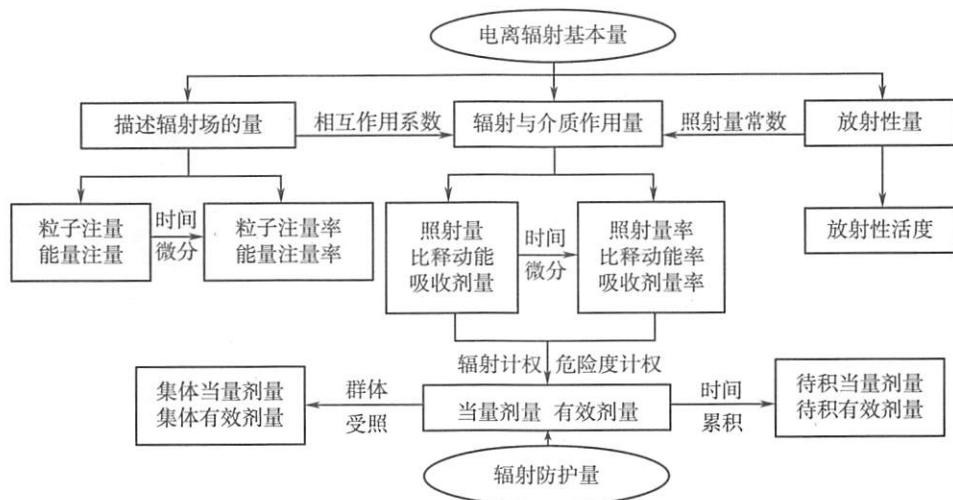


图 6-4 各类辐射量与辐射防护量结构关系图

思考题

1. 在关于照射量的定义中,有关电离电量 dQ 是 X 射线在 dm 中产生的次级电子在 dm 中电

离激发所产生的吗?

2. 射线与介质作用时,产生的次级电子在什么条件下才满足“带电粒子平衡”?
3. 当量剂量与有效剂量的区别是什么?

(王鹏程 侯立霞)

