

对相应程度急性放射病各组间淋巴细胞数的上下限做判别分析,用它预测放射病严重程度的准确率是50%~52%,而用相邻组病人临床表现预测时,准确率为88%。由表可见,对每组急性放射病人来说,照后2~6天内,淋巴细胞数的波动大致是一样的。文中还列举了血液白细胞分类,淋巴细胞百分含量的资料,这在照后前两天尤为重要,因此时外周血淋巴细胞数还未稳定。而照后第6天淋巴细胞百分数增加是由于外周血管中白细胞绝对数降低之故。

本文列举资料有个特点,就是在所有照射剂量下外周血淋巴细胞数都较高,即使在更高外照射剂量下(8Gy以上),淋巴细胞数也从未降至零。由此可见,用文献中推荐的相应于急性放射病严重程度的淋巴细胞数预测切尔诺贝利核电站事故照射病人放射性骨髓症候群,其严重程度表现较轻。上述事实可理解为该现象的偶然性或规律性问题。

[Радиобиология 1991, 31(3):291~296(俄文)宋永良节译 孙世则校]

用个人剂量计如何测量新的ICRU实用量

Lakshmanan AR

摘 要:1985年,ICRU关于外照射产生的剂量当量测定的39号报告公布以来,发表了许多涉及电离辐射各方面的报道。这些量的测量是与多数个人剂量计目的一致,并包含在常规个人剂量和环境监测中。为此,希望了解简单的术语:1.如何测量新的ICRU量,目前的剂量计或仪器是否可用于此目的或在它们的设计中是否要作重大的修改;2.这些量和目前所测量的量之间的差异和相对优点是什么;3.是否这些新的量在不久的将来要做进一步的改变。

个人监测

个人剂量监测中这些新的量是贯穿个人剂量当量 $H_p(10)$ 和浅表个人剂量当量 $H_s(0.07)$ 。这些剂量当量是体内一特定点在10mm深度和0.07mm深度时软组织内的剂量当量。

引用ICRU(国际辐射单位与测量委员会)量的优点是它们可以用于任何比对实验。这种比对剂量计在照射和校正时所使用的体模应是一致的。引用这个量用一个剂量计(不论是TLD还是胶片)的响应来评价全身剂量所产生的问题,还未完全得到解决。过去对全身剂量给出了不同的解释,对同一辐射类型有1.有效剂量当量;2.剂量当量指数;3.照射量;4.徽章位置处软组织的剂量;5.深度为1000mg·cm⁻²软组织的剂量还用了不同量纲和单位。这些都不令人满

意。

新旧量的比较

由于相对生物效应的生物学信息的改变,造成辐射危险的变化,对广岛长崎幸存者按修正剂量估算出的危险度更受重视,使 H_E 为一个不稳定的量。测量产生在30cm直径球中的最大剂量当量值是困难的,此外还存在着概念上的困难即无叠加性。要求新的实用量能提供一适当近似的 H_E ,因而如下的概念现已为大家接受即控制随机效应,以及提供一个适当的上限值,以确保大多数单个器官不会超过非随机效应的剂量限值。要求这些量在达到合理的测量精度应是方便的,并应具有相加特性。新的ICRU实用量,即 $H_p(10)$ 和 $H_s(0.07)$ 完全满足这些条件,并对“限值量”,有效剂量当量和平均器官剂量的测量估计是偏安全的。对光子,在大多

数情况的几何条件下(AP, 侧向, 旋转和各向同性), $H_p(10)$ 过高估计了 H_E 。在剂量低的时候这种过高的估计是可以接受的, 但在剂量达到限值或接近限值时, 这种过高的估计就过于严格。在这种情况下, $H_p(10)$ 应用ICRP给出的转换系数来计算 H_E 或器官剂量。这时需要知道入射光子的能量, 因而需要用能量依赖的剂量计如 $CaSO_4:Dy$ 。

ICRP引用 H_E 概念后作了很多努力, 试图用一适当的修正系数将佩带在身上的剂量计读数直接转换为 H_E 。Walsh和Johns所做的测量, 表明在核电站工作环境中使用时, H_E 与照射量的比率为 $8.7mSv/R$ 是合适的。在 高能光子时($6MeV$), 该比值降低到 $7.6mSv/R$ 。Adtani等用TLD固定在一个体模上, 证实了在核电站不同地点佩带的个人剂量计, 其胸部的水平高估了 H_E , 并且是安全的。此法的缺点是上述照射量对 H_E 的修正系数是随照射场和照射的几何条件而变化。

新旧校正程序

为了模拟实际辐照条件, 在校正期间, TLD或胶片徽章应在体模上受照, 因而用电离室确定软组织剂量也应在体模上进行。组织剂量是用电离室以伦琴为单位的读数, 乘以从伦琴到组织rad的转换系数计算的。该转换系数随光子能量 $10keV \sim 10MeV$ 稍有变化($0.87 \sim 0.96$)。然而本文开始提到的ICRU量的测量, 在新的校正过程中, 电离室是在自由空气中照射的, 即无体模的条件下进行的, 而TLD或胶片徽章是在体模上受照的, 该体模是在电离室所处的位置。当然, 必须确保在两种情况下照射量是相同的。

Bartlatt最近提出, 常规校正可以在自由空气中或一个校正支架上进行。此时要提供一个能量的依赖修正, 用于剂量计响应上。这种修正是剂量计特定的并且必须由实验确定。通常一个特定的TLD光子能量依赖

性, 不随批与批之间的变化而改变。如果校正是在较好的辐射场和较好的体模中进行, 那么仅作一次校正就足够了, 反之每一批的常规校正应在几种光子能量下进行。

辐射场的特性

校正时应用ICRU引入的辐射场特性的另外概念(“扩展” 和 “齐向”)。在扩展场中, 注量及其角分布和能量分布, 对点源而言, 在整个感兴趣的体积中与实际场中的参考点有同样的值。在齐向扩展场中, 注量及其能量分布与扩展场是相同的, 但注量是单向的。实际上, 个人剂量计校正经常使用X光管发出的宽平行线束, 可以近似认为是一个扩展场和齐向场。在这种情况下, 体模应完全被辐射场包围, 体模到源的距离应足够大($>2.0m$)。对于整个体模体积, 其场是均匀的, 否则对其不均匀性应进行修正。体模应放置距墙壁、地板及其它物体足够远, 以便可忽略来自它们的散射。

剂量计设计

ICRU30号报告提出, 佩带在躯干部位的剂量计是在ICRU球 $10mm$ 深度进行校正。 $H_p(10)$ 可以用一个佩带在身体表面覆盖了适当厚度组织等效材料的探测器进行测量。应注意这种方法仅适用于组织等效的剂量计, 如LiF TLD。一个剂量计响应是否模拟了 $H_p(10)$, 也取决于它固有特性, 如材料的原子序数高低, 是否依赖于LET等等。LiF和 $CaSO_4:Dy$ TLD都需要适当的滤片, 以便估算其剂量当量响应。然而, 在混合的 β 和低能光子剂量学中, 由于未过滤的 $CaSO_4:Dy$ 对低能光子的超灵敏性, 因此, LiF TLD要比 $CaSO_4:Dy$ 好。

简化的剂量评价过程

如果在适当滤片下的剂量计响应直接给出 $H_p(10)$, 则剂量评价就变得简单。前面提

到的光子能量依赖性装置如 $\text{CaSO}_4:\text{Dy}$ TLD (或测量仪器如GM计数器), 尽管使用了金属过滤, 仍不能使自由空气中照射量与能量无关。由于剂量计中高原子序数成份的光电吸收, 总是过高地估计了40~200keV之间的照射量。因此, 使用一种以上的剂量计测量照射量或组织剂量。至今尚未发现一种单一的滤片可得出剂量当量强度, 至少要有三种窗(Pb+Cu+开窗)给出 $H_p(10)$ 响应在 $\pm 30\%$ 以内。

用于校正的受体

对个人监测, ICRU球是一个适当的受体(体模), 但常规校正几个剂量计必须固定在一起置于体模表面, 操作起来比较困难。因此, 一个立方水体模(30cm×30cm×30cm)在实际中更实用些。剂量计的角响应是一个重要因子, 体模的形状起很大作用。从这一点出发需要有转换因子, 这些转换因子随着光谱变化稍有差异。为此, 应当使用相应于ISO(国际标准化组织)参考辐射的辐射谱的转换因子。

应考虑的另一因素是体模与剂量计之间的空气间隙。事实上, 身体和剂量计之间也存在着一定的空气间隙。它能低估个人在低能光子时的吸收剂量。修正方法是在校正时模拟实际情况, 使剂量计和体模之间保持一些空气间隙(即1~1.5cm), 从而减少这种误差。

剂量计对身体反向散射的响应

目前, 大多数使用的剂量计对身体反散射响应是灵敏的, 响应取决于校正时所使用体模的类型和身体与剂量计之间的距离。为了消除这种不确定度, 提出了与刻度体模无关的剂量计设计。它是在人体和体模与剂量计之间, 插入1mm厚的铅片组成的。这样一个剂量计乍看起来, 其剂量当量响应是理想的, 然而不大可能在个人剂量测量中被采

用, 因为1.几乎目前所有使用的剂量计都需要改变设计; 2.这种设计的剂量计测量的是 $H'(10)$ 而不是 $H_p(10)$ 。 $H_p(10)$ 的值包括来自身体的反向散射, 它考虑了在相同条件下照射 $H_p(10)$ 的值随人而异的变化; 3.与一般剂量计不同, 这种剂量计不能给出四肢的剂量当量响应, 例如指端, 这时反向散射的贡献比躯干部位的贡献要小的多。此外, 如果徽章错误地佩带在相反方向, 则探测不到受照情况。

$H_p(10)$ 低估 H_E , 特别是来自人体背面低能光子($<100\text{keV}$)的照射(PA照射), 解决这一问题是要确保受到的照射均被探测到。这种情况的辐射要穿过身体, 因而辐射达到身体前面的剂量计之前就严重地减弱了。如果预料辐射是来自反方向, 往往需要在身体背后再佩带一个剂量计。我们最近的研究表明, 对各种类型和能量的光子辐射, 将身体前后佩带的两个剂量计TL响应总和除以1.5, 就可给出 H_E 保守的估计值。

个人剂量计的角依赖性

ICRU对个人剂量计所提的建议, 明显特征是剂量计的角响应应模拟个人的角响应。实际上, 对于人体, 有效剂量当量 H_E 是随光子入射角度的增加而减少, 尤其 $E<100\text{keV}$ 的辐射。

然而对新的量, 剂量计的角响应不一致, 对于光子这些剂量计的响应是随着入射角度的增加而减少, 尤其是在低能时相当明显, 这可能是最不恰当的特性。某些人认为按注量的各向同性响应来要求将是安全的。例如, 光子能量在10keV时, 在侧面辐射时, $H_p(10)$ 大大地低估了 H_E (500倍), 这对女性乳房产生了危险。用一对光子注量各向同性响应的剂量计, 这种低估就不会发生了。尽管如此, NRPB(英国辐射防护协会)和修定的CEC(欧洲共同体委员会)再一次建议用新量的角响应。最近, IEC(国际电工委员会)-

ISO起草的标准仍建议(在60keV)从0°到60°入射角的响应应是各向同性的。

结 论

ICRU 39和43号报告重点介绍了个人剂量监测中新实用量的测量技术,优点和复杂性。有关此问题的第三个ICRU报告在准备

中,它包括此系统所需仪器的使用,校正和设计方面的指导。尚需看到品质因子和癌危险度估计的改变,将影响现在相对 H_E 所给出这些量的转换程度。

[Radiat Prot Dosim 1991; 35(4):253~259

(英文)戴光复节译 张良安校]

使用硅探测器的一种 β 皮肤剂量监测器的研制

Chung MH et al

对放射性工作人员而言, β 、 γ 及热粒子产生的辐射对人体是有害的,因此需一台便携式监测器。

一、硅探测器的选用

在皮肤剂量监测中,硅探测器比现在用于个人剂量监测的TLD具有能直接给出辐射剂量值的特点,与电离室或闪烁探测器相比较,其特点是有很高的灵敏度、体积小和只需低压。硅探测器的输出电流比和其相同体积大小的电离室大17 000倍左右,它能在室温下工作,而锗探测器则必须在液氮温度下工作。但硅探测器使用中也存在一些缺点:①在高能辐射场容易损坏,对弱贯穿 β 粒子或 γ 射线辐射影响相对很小,当测量剂量值大于1 000Gy(100krad)时,探测器能力下降;②每种硅探测器都有一些数量的漏泄电流,甚至在没有任何辐射照射时,探测器中也有电流流过,且随温度和偏压的变化而波动。

硅探测器有两种工作方式,即脉冲式和电流式。照射时,探测器中形成充电脉冲的大小与硅吸收的能量成正比。工作在脉冲式时,探测器的脉冲输出被放大后,用多道分析仪式的脉冲记录仪记录;工作在电流式时,使用一个精密微微安培计可直接读出硅探测器的电流输出。在低能辐射场,因脉冲

操作方式受漏泄电流的影响小,所以它比电流式更能给出精确的测量结果;对于强辐射场,工作在脉冲式时,死时间漏计数和系统脉冲的堆积可导致数据的丢失,这样剂量读出值较低。但工作在电流式时,不受上述因素影响,而且漏泄电流对应一个较低限制剂量率。因漏泄电流随偏正增大而增加,因而偏压为零时,漏泄电流最小,因此,应使用漏泄电流较小的硅探测器。目前,市售的几种硅探测器有扩散结型、锂漂移型、面垒型和离子注入型等,前三种类型硅探测器漏泄电流较大,而离子注入型则有相对较低的漏泄电流,其值大约是其它型的1/10到1/100。由于它的触点是离子注入的,因而构成精确、薄及突变的接点,入口窗坚固,便于清洗。

二、离子注入硅探测器设计中的计算和测量

在皮肤剂量测量中,可使用下列两种读数进行估算。第一种读数 D_1 为探测器不加屏蔽剂量率测量值,第二种读数 D_2 为加梯度屏蔽剂量率测量值。探测器后面覆盖一层大于500mg/cm²铝层,用来补偿组织产生的反向散射成份。由于 β 剂量衰减,应对这两种不同读数进行修正,尤其对于低能 β 源,这两种读数差异很大。如果 $D(X)$ 为在X处单位长度上沉积的剂量率值,那么此剂量率