

医用 X 射线诊断设备辐射剂量规范化管理共识

广东省辐射防护协会医学辐射防护专家组 南方医科大学南方医院

【摘要】 自伦琴发现 X 射线以来,人们一直在探索 X 射线在医学中的应用。过去十余年里,CT 的临床应用增长迅猛,在疾病的早期诊断、分期、治疗方案制定、疗效评估等方面发挥了越来越重要的作用,与此同时,X 射线也逐渐成为医源性电离辐射的主要来源,其产生的辐射安全问题也受到了广泛关注。目前,广大医疗机构已意识到并尝试联合使用低辐射剂量扫描方案,在保证图像质量和诊断准确性的前提下,最大程度地降低受检者辐射剂量,但对辐射剂量的管理仍缺乏统一、规范的指导。本共识在设备及机房辐射防护设计、放射医务人员安全操作、低剂量扫描方法应用等基础上,重点引入辐射剂量诊断参考水平(DRL)这一管理工具,及时指导和优化对受检者(特别是儿童等特殊人群)的辐射防护和剂量管理。实际扫描过程中,辐射剂量持续超过 DRL 时,应及时进行调查并找出原因,在必要和可行的情况下采取纠正措施,进一步提升放射检查的安全性。

【关键词】 X 射线;辐射防护;辐射剂量;诊断参考水平;规范

【中图分类号】 R812;R814.42;R144.1

【文献标识码】 A

【文章编号】 1005-8001(2024)01-0003-15

国家卫生部《放射诊疗管理规定》指出,医用 X 射线类设备主要包括 CT、计算机 X 射线摄影(computed radiography, CR)、数字 X 射线摄影(digital radiography, DR)、牙科类、乳腺类和普通其他 X 射线诊断机,是诊疗风险和技术难度最小的第四类管理项目,也是放射诊疗中使用最为广泛的 II 类射线装置,在社会公众疾病预防及疾病治疗过程中起着不可替代的作用。全球范围内的 X 射线检查,特别是 CT 扫描的数量逐年上升,由此带来的辐射安全问题也受到社会各界的广泛关注。一项调查指出受检者对 CT 具有放射性这一认知的比例,从 2002 年的 3% 提高到 2010 年的 41%,且 25% 的受检者希望进一步获得 CT 致癌风险的信息^[1]。如何在保证图像质量、满足临床诊断需求的基础上,合理降低辐射剂量,保护公众机体健康,降低辐射损伤风险,针对这个问题,广东省辐射防护协会特成立医学辐射防护专家组,广泛查阅国内外辐射防护相关指南及文献,多次讨论修改最终达成此共识,以进一步规范 X 射线诊疗行为,加强辐射防护规范化管理,明确辐射剂量参考水平,为相关职能部门及医疗机构精细化、精准化管理提供实用、专业的参考及建议。

1 X 射线辐射剂量单位及计算方法

X 射线具有多种效应,其物理效应包括穿透作用、荧光作用、电离作用等;其化学效应包括感光作用及着色作用;其生物效应对生物细胞特别是增殖性强的细胞有抑制、损伤甚至导致坏死,而这一效应正是放射治疗的基础。

X 射线射入人体后,一部分被吸收和散射,另一部分透过人体沿原方向传播。人体各种组织器官的密度、有效原子序数、厚度都不同,对 X 射线的吸收程度各不一样,从而形成带有组织器官的正常或病理形态信息的影像,这就是 X 射线诊断的物理基础。

在 X 射线成像的过程中,辐射剂量是非常重要的关注点。辐射剂量是描述辐射受体的累积物理量,是人体组织器官每单位质量所吸收的辐射能量,常用单位是毫西弗(mSv)。

辐射计量学的研究包括:电离辐射能量在物质中转移、吸收的规律;受照物质内的剂量分布及其与辐射场的关系;辐射剂量与效应之间的关系;辐射剂量的测量、计算方法等。

照射量是描述 X 射线辐射场的量,是 X 射线光子作用于单位质量(dm)空气时所产生的同一

DOI: 10.3969/j.issn.1005-8001.2024.01.001

执笔者: 乔文俊(510515 广东广州,南方医科大学南方医院影像诊断科)、许俊(510515 广东广州,南方医科大学南方医院血液科)

通信作者: 许乙凯(510515 广东广州,南方医科大学南方医院影像诊断科), Email: yikaivip@163.com

种符号的离子的总电荷量(dQ)的绝对值(X),即:

$$X=dQ/dm$$

照射量是从电离本领的角度来说明 X 线在空气中的辐射场性质,是 X 射线在空气中产生电离能力大小的量度。照射量的 SI 单位(国际单位)为 C·kg⁻¹(库仑每千克),原单位为 R(伦琴)。

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

照射量率是单位时间内照射量的增量,即时间间隔(dt)内照射量的增量(dX)除以 dt 的商。SI 单位为 C·kg⁻¹·s⁻¹(库仑每千克秒)。专用单位为 R·s⁻¹(伦琴每秒)。

$$X=dX/dt$$

吸收剂量(absorbed dose, D)为单位质量(dm)物质所吸收电离辐射的平均能量(dE),通常指一个组织或器官所吸收的平均剂量。即:

$$D=dE/dm$$

吸收剂量的 SI 单位为 J·kg⁻¹(焦耳每千克),专用单位为戈瑞(Gy),即:

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

SI 单位与原有单位拉德(rad)换算如下:

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

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

吸收剂量适用于任何类型的电离辐射、任何被辐射照射的物质,也适用于内、外照射。吸收剂量可反映不同介质的物质受到辐射照射时所吸收的能量,但不能反映辐射所导致的生物效应。因此,需要对吸收剂量进行修正,以描述不同辐射条件照射下的生物效应差异,这个参数即当量剂量(equivalent dose, H_{T,R})。

在国际放射防护委员会(International Commission on Radiological Protection, ICRP)1990 年出版物中将吸收剂量 H,定为:

$$H_{T,R}=W_R \cdot D_{T,R}$$

在这个公式中 D_{T,R} 是辐射 R 在组织或器官 T 内的平均吸收剂量;W_R 为辐射 R 的辐射权重因子,无量纲。在 X 射线摄影的能量范围内 W_R 为 1。

随机效应的概率与当量剂量的关系还与受辐射照射的组织或器官有关,即组织权重因子(tissue weighing factor, W_T),表示整个机体受到均匀照射时,不同组织或器官对辐射的敏感性。要注意的是,辐射权重因子与辐射种类和能量有关,与组织或器官无关;而组织权重因子的数值取决于

被关注的组织或器官,与辐射种类和能量无关。具体的组织权重因子在 ICRP 2007 年第 103 号出版物中进行了更新(表 1)^[2]。其中乳腺组织的组织权重因子从 0.05 提升到 0.12(一级),而性腺从 0.20 降至 0.08。对此要提高对乳腺摄影受检者的辐射剂量的重视。

表 1 ICRP 第 103 号出版物推荐的单位 W_T^[2]

组织或器官	W _T	∑ W _T
红骨髓、结肠、肺、胃、乳腺、其余组织	0.12	0.72
性腺	0.08	0.08
膀胱、食管、肝、甲状腺	0.04	0.16
骨、脑、唾液腺、皮肤	0.01	0.04

有效剂量(effective dose, E)是人体各组织或器官 T 的当量剂量与其组织权重因子的乘积的总和。即:

$$E=\sum_T E_T=\sum_T W_T H_T$$

集体当量剂量(collective dose equivalent)和集体有效剂量(collective effective dose)也统称为集体剂量。集体剂量的采用是因为在低剂量长期受辐射的情况,不仅仅发生在专业人员身上,更广泛地涉及非职业群体,控制个体剂量对辐射防护水平的提高和技术进步极其有利。

当量剂量和有效剂量在实际应用中是不可直接测量的量,以 CT 为例,在临床扫描中,描述 CT 辐射剂量主要包括以下相关术语。

1)CT 剂量指数(CT dose index, CTDI):Z 轴方向生成一层图像时,所产生的辐射剂量,反映了 CT 设备输出的相对辐射剂量水平。

2)CT 剂量指数 100(CT dose index 100, CTDI₁₀₀):指单次轴向扫描时,标准横断面中心轴线方向 100 mm 长度内剂量剖面曲线 D(z)的积分,除以标称层厚 T 与层面数 N 的乘积,可反映标准模体中某点空气中沉积的 X 线能量。

$$CTDI_{100}=\frac{1}{N \cdot T} \int_{-50 \text{ mm}}^{+50 \text{ mm}} D(z) dz$$

3)加权 CT 剂量指数(weighted CT dose index, CTDI_w):多层连续扫描时(螺距为 1),对模体中心点测量值(CTDI_{100,C})与外围各点测量的平均值(CTDI_{100,P})进行加权求和。

$$CTDI_w=\frac{1}{3} CTDI_{100,C}+\frac{2}{3} CTDI_{100,P}$$

4) 容积 CT 剂量指数 (CTDI volume, CTDI_{vol}): 指多层螺旋 CT 容积扫描范围内的平均辐射剂量。

$$CTDI_{vol} = CTDI_w / \text{pitch}$$

5) 剂量长度乘积 (dose length product, DLP): 反映扫描范围 L 内的辐射剂量。DLP 单位为 $\text{mGy} \cdot \text{cm}$ 。

$$DLP = CTDI_{vol} \times L$$

CTDI₁₀₀、CTDI_w、CTDI_{vol} 单位均为 mGy , CTDI₁₀₀ 是最基本的反映 CT 扫描剂量特征的表征量, 可用于比较 CT 机性能, 如 CT 机的验收与经常性的质量控制检测等。以上 CT 辐射剂量值是基于标准剂量模体测量所得, 头部剂量用直径为 16 cm 的剂量模体测量和计算得到, 胸部和腹部剂量则采用直径为 32 cm 的剂量模体, 因此均不能表征受检者所承受的辐射剂量。

螺旋 CT 的有效剂量: 通常用剂量长度乘积 DLP 与特定的转换系数 k 的乘积来估算。

$$E = k \cdot DLP$$

转换系数 k 值大小与检查部位有关, 单位为 $\text{mSv} \cdot \text{mGy}^{-1} \cdot \text{cm}^{-1}$ 。 k 值是不同部位的归一化有效剂量权重因子。同一个体的不同部位对相同辐射剂量的敏感程度不同, 具体表现为 k 值的不同。 k 值的大小与受检者年龄、受检部位有关系 (表 2)。当敏感器官, 如眼晶状体、乳腺、甲状腺等受到不必要或过量放射线照射时, 患癌风险会增加。

表 2 ICRP 第 103 号出版物推荐的转换系数 k [2]

部位	转换系数 $k / (\text{mSv} \cdot \text{mGy}^{-1} \cdot \text{cm}^{-1})$				
	0 岁	1 岁	5 岁	10 岁	成年
头颈部	0.013	0.0085	0.0057	0.0042	0.0031
头部	0.011	0.0067	0.0040	0.0032	0.0021
颈部	0.017	0.012	0.011	0.0079	0.0059
胸部	0.039	0.026	0.018	0.013	0.014
腹盆部	0.049	0.030	0.020	0.015	0.015
躯干	0.044	0.038	0.019	0.014	0.015

虽然目前默认的 CT 辐射剂量的简易计算方法是 将 CT 系统提供的 DLP 与对应器官的转换因子 (k) 的乘积视为受检者该次 CT 扫描的剂量评估结果。但在实际扫描中, 吸收剂量除了与 X 射线能量、受照器官相关, 还受受检者体型影响, 因此基于模体的测量数据并不能准确反映人体不同体型和不同器官接受的实际剂量。美国医学物理师协会 (American Association of Physicists in Medicine, AAPM) 204 号出版物提出了体型特异性剂量估算

值 (size-specific dose estimate, SSDE)^[3], 以使用有效直径对受检者体型校正, 随后提出了水等效 SSDE 的概念, 即在体型校正的基础上, 使用水当量直径 (water-equivalent diameter, WED) 来表达被检部位的 组织密度^[4], 使对人体 CT 辐射剂量的计算更加准确。为了计算 SSDE 和 WED, 研究者尝试采用不同模型及算法, 结果发现其结果的稳定性容易受扫描条件及照射部位的影响^[5, 6], 因此在临床实践中, SSDE 及 WED 概念暂未被广泛使用。此外, 随着临床对 CT 在疗效评估及随访观察中的依赖性越来越高, 多次 CT 扫描形成的累积剂量也逐渐受到更多关注。

2 X 射线设备辐射防护相关管理规定

在正常工作情况下, X 射线类诊断检查会给受检者甚至工作人员带来一定的 X 射线辐射剂量。对此, 国家制定了一系列针对这一类射线装置辐射防护的防护标准, 对受检者和放射医务人员在接触医用 X 射线诊断检查中的辐射防护安全作出了相关的规定。

2.1 设备及机房防护要求

国家职业卫生标准《放射诊断放射防护要求》GBZ130-2020 对 X 射线影像诊断设备防护性能、机房防护设计及检测、工作人员防护安全操作等做出了明确的规定。

医用 X 射线诊断设备机房防护包括机房四壁 (天花板、地板、防护门和观察窗), 机房布局上应合理, 尽量避免线束直接照射门、窗口和工作人员操作位。除此之外, 机房防护还应充分考虑邻室及周围场所的人员防护与安全。每台固定使用的 X 射线设备应设有单独的机房 (床旁摄影设备、便携式 X 射线设备和车载式诊断 X 射线设备除外), 且机房最小有效使用面积、最小单边长度应符合 GBZ130-2020 要求^[7]。工作人员与在机房外的公众成员可能的受照剂量要低于国家防护标准规定的年剂量限值, 即采用国家标准规定的职业照射和公众照射的年剂量限值 20 mSv 和 1 mSv 的 1/4, 即年剂量限值分别低于 5 和 0.25 mSv, 作为该技术应用项目的剂量约束值, 也作为机房防护设计的依据^[7]。

2.2 防护用品配置要求

X 射线设备机房应按照《医用诊断 X 射线个人

防护材料及用品标准》GBZ176-2006 要求^[8]：配备符合数量的个人防护用品和辅助防护设施，用于工作人员及受检者或陪同者的防护。常规防护用品和辅助防护设施的铅当量应不小于 0.25 mmPb，甲状腺、性腺防护用品铅当量应不小于 0.5 mmPb，移动铅防护屏风铅当量应不小于 2 mmPb，儿童专用的防护用品和辅助防护设施的铅当量应不小于 0.5 mmPb^[8]。个人防护用品应妥善管理，不用时尽量平铺或挂立放置，防止折叠导致断裂损坏。此外，移动式 X 射线设备应配备足够数量的移动铅防护屏风。

2.3 设备质量检测要求

X 射线设备启用前，应对机房放射防护安全设施应进行竣工验收，设备使用过程中应每年年检和检测，特别是对关注点的局部屏蔽和缝隙进行重点检测。CT 设备检测要求应达到国家卫生行业标准《X 射线计算机体层摄影装置质量控制检测规范》WS519-2019 的要求，新安装及重大维修后应进行 CT 验收检测，使用中的 CT 应每年检测，并定期进行稳定性检测，以保证设备正常运行。

2.4 放射工作人员管理要求

除了设备性能、机房设计、设施配置等各方面均符合国家行业标准之外，放射工作人员对 X 射线设备操作的防护安全也应达到相关要求。放射工作人员应遵守《中华人民共和国职业病防治法》、《放射性同位素与射线装置安全和防护条例》等要求，定期接受放射防护专业知识及相关法律知识培训，以满足岗位工作要求、适应岗位工作变化。在实际操作过程中，应熟练掌握业务技术，根据受检者实际情况和临床检查目的，合理选择扫描设备、调节照射参数、设置照射范围并使用相应的防护用品，在确保图像质量可达到预期诊断的前提下，尽量降低受检者所受到的辐射剂量。对特殊受检者（如儿童），应尽量选择设备提供的儿童检查模式，如设备不具备儿童检查模式，应根据儿童年龄、体型等适当调整照射参数，严格控制照射范围，并对非检查部位做好防护。

2.5 放射工作人员及受检者辐射剂量限值

确定效应是一种具有剂量阈值的效应，理论上，受照射剂量低于阈值则不会发生确定效应。随机效应其发生概率与受照剂量的大小呈正比，但严重程度与受照剂量无关。

为尽可能避免辐射对人体产生的确定效应和随机效应，《电离辐射防护与辐射源安全基本标准》GB18871-2002 明确指出应对个人受到的正常照射加以限制（表 3），使其剂量限值所相应的健康危险处于同一数量级水平^[9]，从而确保放射工作人员、公众及其后代的健康和安全。

表 3 个人辐射剂量限值^[9]

人员类型	辐射剂量限值/mSv			
	连续 5 年的年平均有效剂量	年有效剂量	眼晶状体年当量剂量	四肢或皮肤年当量剂量
放射工作人员	20	50	150	500
徒工及学生*	-	6	50	150
公众	-	1#	15	50

注：*：年龄为 16~18 岁接受涉及辐射照射就业培训的徒工及在学习过程中需要使用放射源的学生；#：特殊情况下，如果 5 个连续年的年平均剂量不超过 1 mSv，则某一单一年份的有效剂量可提高到 5 mSv；-：标准内未提及。

此外，放射工作人员个人剂量监测管理应符合《职业性外照射个人监测规范》GBZ128-2019 规定，且应定期进行健康体检（包括上岗前及离岗时），并建立个人剂量、职业健康管理和教育培训档案。

3 辐射防护基本原则

为规范辐射防护管理，很多国际机构相继成立并推出了系列报告及建议。国际辐射防护协会（International Radiation Protection Association, IRPA）是辐射防护领域的一个学术性非盈利性的国际组织，主要致力于保护人类及环境免受电离辐射的危害，从而促进辐射和原子能为人类的利益服务。ICRP 第 91 号工作组对辐射防护状况及辐射剂量照射风险展开广泛调查，并于 2007 年出版了其放射防护体系修订建议书（第 103 号报告）。美国国家辐射防护与测量委员会（National Council on Radiation Protection and Measurements, NCRP）发布了《电离辐射照射管理：美国辐射防护导则（2018）》（第 180 号报告）。

3.1 辐射防护三项基本原则

为了达到辐射防护的目的，医用 X 射线使用、监督、管理过程中必须遵守三项基本原则：正当性原则（principles of justification）、防护最优化原则（principles of protection optimization）和剂量限值的应用原则（principle of dose limit）。其中前两项原

则是和辐射源相关,适用于所有照射情况;而第三项原则是与个人相关,仅适用于计划照射情况。这三项基本原则构成了剂量限制体系,也称为辐射防护体系,又称为辐射防护三原则。

在职业照射和公众照射情况下,判断正当性的责任由政府或国家管理部门来承担,以确保最广泛意义上的社会整体利益,而不必对每个人有益。而对于受检者个人的医疗照射正当性的判断,则需由经过放射防护专业训练的从业医生决定并制定合理的照射方案。

ICRP 在 2007 年建议书中阐明放射防护最优化原则应在充分考虑经济和社会因素、个人受照剂量的大小、受照射的人数及受照射的可能性等基础上,辐射剂量保持在可合理达到的尽量低的水平,称为 ALARA(as low as reasonably achievable)原则^[2]。ALARA 原则强调应以最小的防护代价获取最佳的防护效果,而不是追求无限地降低辐射剂量。

剂量限值的应用原则在执行过程中,监管剂量限值由监管机构考虑 ICRP 建议而确定,此限值适用于计划照射情况的工作人员及公众人员,不适用于受检者医疗照射及应急照射情况。

3.2 人体外照射防护基本措施

根据电离辐射的基本特性,对位于人体外照射的防护,主要有时间防护、距离防护和屏蔽防护三种基本措施。在实际防护工作中,三种防护手段需相互配合使用。

3.2.1 时间防护

时间防护是外照射防护的基本方法之一,人体所受辐射剂量的大小与放射源接触时间的长短成正比。放射工作人员应熟练掌握操作技巧,以减少接触及靠近放射源的时间,从而降低辐射剂量。

3.2.2 距离防护

距离防护依据的基本原理是平方反比定律。理论上,可将外照射的放射源视为点源,辐射强度随放射源距离平方的反比而减弱。例如,距离放射源 1 cm 的辐射强度为 I_0 ,距放射源 5 和 10 cm 处的辐射强度为 I_2 和 I_3 ,则 $I_2=I_0/d_2^2=I_0/25$, $I_3=I_0/d_3^2=I_0/100$ 。由此可见,对于外照射的防护,距离因子 d_2 为重要因素,距离防护对任何辐射源都十分有效。

3.2.3 屏蔽防护

屏蔽防护是外照射防护的主要方法,在人体和放射源之间放置能有效吸收放射线的材料可有效

衰减甚至消除射线对人体的辐射危害,如机房墙体设计、铅防护服配置等。屏蔽防护措施是否到位,直接关系到工作人员和公众的受照剂量和安全情况。

4 特殊人群辐射防护注意要点

随着影像学技术的发展、疾病诊疗需求的增加及防护措施的不断改善等原因,X 射线、CT、核素显像等放射性影像学检查在特殊人群(如妊娠期及哺乳期妇女、儿童及青少年)的应用有所增加,这引发了广大研究者和从业者对这类人群辐射检查的讨论和思考。

英国威康桑格研究所的研究发现,50 mGy 的电离辐射大致相当于做 3 次 CT 检查的剂量,虽不会明显造成细胞基因突变,却会增加具有癌变潜力细胞的竞争力,可能会增加肿瘤风险^[10]。2023 年《Nature Medicine》报道了 9 个欧洲地区 948174 名接受 CT 扫描的儿童、青少年和年轻人(均不足 22 岁),发现 CT 剂量的累积与血液恶性肿瘤风险之间存在正相关^[11],其中剂量(≥ 100 mGy)至高剂量(≥ 1 Gy)的电离辐射暴露是儿童和成人白血病的既定风险因素,但低剂量(<100 mGy)照射带来的健康损害尚不清楚。因此,对于受检者的辐射防护,临床医生特别是放射科医师的辐射防护知识水平、剂量意识及剂量相关风险的认知程度显得尤为重要。

中国医师协会妇产科医师分会 2020 年提出《妊娠期应用放射性影像学检查的专家建议》指出,妊娠期辐射暴露的潜在不良结局风险主要是胚胎死亡、胎儿生长受限、小头畸形、肿瘤以及远期智力障碍等^[12]。WHO 曾发布的关于《儿科影像中的辐射风险沟通》的报告中显示^[13],儿童对辐射的敏感度可能是成人的 2~3 倍,这种敏感度的增加随年龄增长而变化,年龄越小风险越大,而 10 岁以下的儿童更容易受到辐射的影响,且儿童及青少年的中位生存时间比成人更高,辐射危害对儿童的影响也更深远。

因此在临床应用中,不得将 X 射线检查列入对婴幼儿、儿童及青少年常规体检项目;育龄妇女行 X 射线检查前,应询问其是否怀孕及备孕,对已怀孕妇女,非特殊需要不得进行放射性影像检查,对备孕妇女,应告知其注意事项并尽量对骨盆采取防护措施。

4.1 妊娠期及哺乳期妇女 X 射线检查辐射防护要求

放射工作人员应加强对孕妇及可能怀孕妇女行放射性检查正当性的判断,特别是腹部和骨盆检查,原则上应尽量避免此类照射,尽量采用非放射性检查。只有当临床有充分理由要求且必须进行放射检查的情况,才应考虑执行该项检查,且应对检查方案进行周密讨论。非下腹部及骨盆部位的检查,应严格使用防护用品对骨盆进行遮挡,以尽量降低胚胎或胎儿所受的辐射剂量;对包含下腹部及骨盆部位的检查,要特别注意对胚胎或胎儿受到有用线束照射时的最优化处置。

妊娠期采用放射性影像学检查的总体原则有两条:诊断获益大于风险和尽可能低剂量原则。如对怀疑肺栓塞、外伤、脑缺血性病变、小肠梗阻等疾病可根据情况考虑是否应用放射性影像学检查,但必须遵循医学伦理学基本原理,尊重孕妇及家属的知情同意权,必须在检查前充分告知其目前已知的疾病相关信息、放射性影像学检查的诊断重要性及潜在的胎儿伤害风险,并签署知情同意书。

据估计胎儿在怀孕期间将暴露于 1 mGy 的本底辐射^[14]。对怀孕期间使用 X 射线检查的担忧源于胎儿暴露于电离辐射的相关风险。根据既往资料显示,导致不良结局的风险大小和程度取决于胎儿的暴露孕周和暴露剂量^[15]。动物实验及回顾性临床资料显示,造成胎儿不良结局的最低辐射暴露剂量通常为 50~200 mGy,大剂量的暴露(>1 Gy, 1 Gy=1000 mGy)才容易导致胚胎死亡^[16]。

据测试,临床上常用的诊断性影像学检查方法的剂量通常低于 50 mGy,其中常用的胸部 X 射线和胸部 CT 的胎儿辐射暴露剂量分别为 0.0005~0.01 mGy 和 0.01~0.66 mGy^[16],因此部分妊娠期妇女意外接受了放射性影像学检查,并不能作为终止妊娠的医疗指征,应根据孕周及胎儿辐射暴露

剂量大小(表 4)综合分析其风险,同时,是否继续妊娠还需尊重孕妇及家属意愿,并参考相关法律法规。

美国妇产科医师学会产科实践委员会第 723 号文件《妊娠和哺乳期影像诊断指南(2017)》指出 X 射线摄影、CT 或核医学成像技术的辐射暴露剂量远低于胎儿危害相关的暴露剂量^[16],妇产科医生和放射医务人员应权衡对孕妇和哺乳期妇女暴露于辐射和对比剂的风险与无法诊断和疾病恶化的风险。当需要进行电离辐射检查时,妇产科医生应与放射科医生进行规划和协调,以制定扫描方案,从而降低总辐射剂量。如果有临床指征,不应拒绝使用放射性检查和相关对比剂,但应对风险和益处进行彻底的讨论。在对阑尾炎或小肠梗阻等急性疾病的评估中,早期准确诊断对母体的益处可能超过理论上的胎儿风险。如果能及时获得在与所讨论的诊断相同的情况下,MRI 应该被认为是孕期 CT 成像的更安全的替代方案。在疑似肺栓塞的情况下,与呼吸机灌注扫描相比,胸部 CT 评估结果显示胎儿暴露在辐射中的剂量较低^[14]。尽管碘对比剂可以穿过胎盘,进入胎儿循环或直接进入羊水,但动物研究尚未报告其使用会产生致畸或致突变作用^[17]。此外,有关游离碘对胎儿甲状腺潜在不利影响的理论担忧尚未在人类研究中得到证实^[18]。尽管缺乏已知的危害,但一般建议仅在绝对需要时才使用对比剂。

妊娠期应用放射性影像学检查,应高度重视辐射防护措施。应充分考虑孕周、暴露持续时间、是否实时防护、暴露距离。尽量避免孕早期辐射检查。为了减少辐射暴露持续时间,操作过程需要熟练而准确。

4.2 儿童及青少年 X 射线检查辐射防护要求

儿童及青少年正处于生长发育的特殊时期,相较成人,其自身细胞分裂增殖速度更快,内分泌

表 4 妊娠时间辐射暴露风险及估计影响胎儿的辐射剂量阈值^[16]

妊娠期	影响	估计辐射暴露剂量阈值/mGy
着床前(受孕后 0~2 周)	胚胎死亡或没有影响	50~100
器官发育期(受孕后 2~8 周)	先天畸形(骨骼、眼睛、生殖器)	200
	生长受限	200~250
胎儿期(8~15 周)	严重智力障碍(高危)	60~310
	小头畸形	200
胎儿期(16~25 期)	严重智力迟钝(低风险)	250~280

注:每增加 1000 mGy,智力商数降低 25。

系统功能更加旺盛,红骨髓、性腺等敏感组织受 X 射线照射时辐射风险也更高,新生儿时期骨髓含量约占体重的 1.3%,且均为红骨髓,随着年龄增长,其骨髓含量逐渐降低,且逐渐转变为黄色,对辐射敏感性下降^[19],因此,年龄越小的儿童行 X 射线检查的辐射风险越大。

联合国原子辐射效应科学委员会(United Nations Scientific Committee on the Effects of Atomic Radiation, UNSCEAR)2010 年报告显示^[20],全球范围内行 CT 扫描的受检者,18 岁以下占比超过 10%,其中最常见检查部位是头部。在儿童和青少年中,最常见的放射性肿瘤主要是白血病和脑部肿瘤,儿童接受 CT 检查的累积剂量如果超过 50 mGy,患白血病的风险约增加两倍;10 岁以下患儿在首次接受扫描后的 10 年内,每 10000 次头部 CT 扫描就会导致 1 例白血病和 1 例脑肿瘤^[21]。

儿童 X 射线扫描过程中,应高度重视辐射应用正当性和辐射剂量最优化。辐射应用正当性包括规范的防护操作及合理的临床决策。近年来国际上多次呼吁对儿童及青少年采用诸如温情、明智地使用医学影像等的一些倡议^[22],且要求尽可能对辐射敏感器官(例如性腺、眼晶状体、乳腺和甲状腺)提供恰当的屏蔽,如儿童及陪同者行 CT 检查时,须穿戴防护用具,如铅围裙、铅围脖及铅帽,以减少辐射对身体其他部位的影响。

儿童 X 射线扫描的辐射剂量最优化主要包括:关注儿童辐射史以避免不必要的重复检查,根据临床目的和儿童体型调整参数,如通过使用自动管电流及管电压调节技术、缩短扫描时间、控制扫描范围、应用迭代重建技术等方面,在保证图像质量的前提下实现儿童低剂量扫描。多项研究结果均表明在保证图像质量的同时,低剂量方案在儿童 CT 扫描中具有可行性^[24]。因此,重视儿童低剂量方案的推广,形成儿童低剂量扫描方案共识,是降低儿童群体集体剂量的重要措施^[24]。但低剂量扫描方案不是一成不变的,放射医务人员及科研人员应根据 X 射线诊断设备成像技术的发展、临床需求的改变、不同年龄段的特点不断调整优化,保持低剂量方案的最优化和合理化。

5 降低辐射剂量的方法及技术

影响受检者辐射剂量的因素有很多,如医务

人员业务水平、设备配置及技术、扫描方案的设计、曝光参数的选择、图像后处理方法、屏蔽防护等。在临床实践中,严格遵循低辐射剂量原则已成为业界共识。从医疗卫生管理角度,提升放射医务人员的操作技能和诊断水准,加快各级医院影像检查结果互认进程,亦可有效降低受检者因重复扫描而带来的不必要的辐射剂量,这也是国家医疗保障局 2022 年提出《医疗机构检查检验结果互认管理办法》的一个重要出发点。

5.1 重视辐射安全基础教育

对放射工作人员专业技术水平和辐射防护意识的培训始终是辐射剂量管理的重要环节。加强对临床医师、放射工作人员、受检者及公众对 X 射线辐射特性认知和辐射暴露风险教育是强化辐射防护安全管理的基本措施。临床医师应充分权衡利益和风险,选择最优的影像检查方式并与患者进行有效沟通,使其了解检查相关要求。放射工作人员应按要求接受专业培训及考核,具备过硬的专业技术能力和高度的责任心。

5.2 严格评估检查适应证

严格掌握检查的适应证,避免不必要的放射检查。在实际操作过程中,可引用 ICRP 推荐的分级法来证明医疗照射的合理性:1 级,完全利大于弊;2 级,利大于弊;3 级,需要判断是否采用非电离辐射检查方法。对确实具有正当理由需进行 CT 检查的,放射医务人员应综合考虑受检者扫描目的、部位、范围等因素,制定合适的低辐射剂量扫描方案;对于不宜行放射检查的人群(如妊娠期妇女及儿童),应优先建议采用 B 超、MRI 等无电离辐射的检查。

5.3 合理选择扫描条件

1) 合理选择扫描模式:CT 扫描方式分为螺旋扫描和轴位扫描。对无需心电门控的 CT 扫描,推荐行螺旋扫描,且大螺距扫描可显著缩短扫描时间,降低辐射剂量。需心电门控的 CT 扫描,前瞻性轴位扫描辐射剂量低于回顾性螺旋扫描。

2) 降低管电压:管电压大小与辐射剂量的平方呈正比,管电压从 80 kV 上升到 120 kV,有效剂量可能增大 5 倍。临床上可供选择的管电压有 60、70、80、100 kV,较 120 kV 能有效减低剂量,同时可结合使用迭代重建算法以改善图像质量。

3) 降低管电流:X 射线管电流和曝光时间之

积(mAs)决定了有用 X 射线束射线量的大小,降低管电流是减少 CT 辐射剂量最常用的方法之一。

4)增大螺距:螺距与辐射剂量呈反比,如螺距增加 1 倍,辐射剂量会降低 50%。适当增大螺距可减少数据的重复采集从而降低辐射剂量,但螺距增大的同时会导致扫描范围内光子数量减少、图像噪声增加、层面敏感性曲线增宽,使图像在 Z 轴方向空间分辨力下降。

5)尽量缩短扫描长度和降低扫描次数:扫描长度是决定 DLP 的重要因素,与辐射剂量呈正比。因此,在满足临床诊断的前提下应尽可能缩短扫描长度,多部位扫描应尽量避免各个部位间相邻结构重复扫描;扫描前应与受检者沟通,使其充分配合,对无法自主配合的受检者,必要时给予镇静,提高一次检查的成功率。

6)加强敏感部位的屏蔽:应加强对放射敏感器官的防护,如甲状腺、性腺及眼晶状体等。扫描过程中,通过严格控制扫描范围,弱化扫描边缘产生的“尾部区域”辐射效应,如头部 CT 扫描时,对甲状腺用铅围脖防护,可有效减低辐射剂量。

7)扫描层厚:层厚的大小影响单位面积接受光子的数量,并影响噪声的量,增加层厚,噪声降低,密度分辨力上升,空间分辨力下降;减小层厚,噪声增加,密度分辨力下降,空间分辨力上升。

8)制定个性化 CT 扫描方案:在临床实践中,严格遵循低辐射剂量原则已成为业界共识。针对临床检查目的和受检者实际状况(心率、体重指数等),选择合理的曝光参数,使扫描方案更加合理,达到有效地控制辐射剂量的目的。《中国肺癌低剂量螺旋 CT 筛查指南(2023 年版)》建议成人低剂量胸部 CT 扫描方案为^[25]:常规扫描管电压 110 kV,管电流 40 mAs;对于 BMI \leq 30 kg/m² 受检者,建议扫描管电压 100~120 kV,管电流 \leq 40 mAs,总剂量 \leq 0.2 mSv;对于 BMI $>$ 30 kg/m² 受检者,建议扫描管电压 120 kV,管电流 \leq 60 mAs,总剂量 \leq 0.5 mSv。儿童行 X 射线检查不可直接采用成人扫描方案,应根据儿童年龄、体型、检查部位进行调整。如儿童胸部 DR,应固定体位以减少运动模糊,尽量采用小焦点以提高清晰度,严格控制照射野以减少不必要的辐射剂量,且一般不使用滤线栅。中华医学会影像技术分会儿科影像技术专委会建议对 6 岁以下儿童行胸部前后位摄影参数为^[26]:

新生儿(\leq 28 天)管电压 50 kV,管电流 1.25 mAs;婴儿(1~12 个月)管电压 55 kV,管电流 0.8 mAs;幼儿(1~3 岁)管电压 55 kV,管电流 1.25 mAs;学龄前(3~6 岁)管电压 60 kV,管电流 1.25 mAs。儿童胸部 CT 扫描,建议根据体重来选择管电压(0~16 kg:70 kV;16~35 kg:80 kV;35~50 kg:100 kV),管电流选择 100~500 mAs。

5.4 降低辐射剂量的新技术及方法

1)自动管电流调制(automatic tube current modulation, ATCM)技术:扫描过程中,根据受检查者体型及密度的变化,对 X、Y 轴平面和 Z 轴方向管电流进行自动调节,可在不损坏图像质量的同时有效减低辐射剂量。ATCM 可应用于全身所有部位,尤其是非对称部位的扫描,如胸部的应用具有较好的临床价值。心电门控自动 X 射线管电流调制是心脏扫描中很有价值的降低辐射剂量的技术,在心脏收缩期采用低毫安输出,而在舒张期采用高毫安输出,既保证舒张期的冠状动脉成像,又不影响心功能检查。

2)前置滤线器:通过吸收低能 X 线的方式对 X 线完成重新分布和过滤,减少患者辐射剂量。CT 系统的前置滤线器根据不同的扫描部位提供不同的扫描野,从而使 X 射线剂量最优化。心脏滤线器采用了和体部滤线器完全不同的设计,在扫描中心正对心脏扫描的部位,滤线器的厚度变薄,而周边扫描野的范围缩小,最大限度地保护了周围肺和乳腺组织。

3)后置滤波器:心脏后置滤波器是一种冠状动脉成像专用的智能性后处理技术,通过对图像本底噪声进行平滑过滤以减少心脏软组织对冠状动脉显像的干扰,从而强调并突出冠状动脉的成像效果。这种降低噪声的方法可间接降低 X 射线辐射剂量。

4)非对称屏蔽采集技术:一般情况下,扫描开始阶段和扫描结束阶段采集的数据并不用于成像,可称为无效射线,非对称屏蔽采集技术可有效屏蔽这种无效辐射,并可用于全身各部位扫描。

5)新型探测器:新型的 CT 探测器可减少电子噪声、热噪声及信号消损,提高图像质量。新型探测器可使低辐射剂量扫描方案保持与传统扫描方案相近的图像质量,因此具有降低 CT 辐射剂量的潜能。近年来推出的光子计数 CT(其主要特点为

光子计数探测器), 可将儿童胸部 CT 检查的辐射剂量降低到与胸部 X 线平片相当^[27]。

6) 迭代重建算法: 与传统滤波反投影算法相比, 迭代重建算法对低剂量 CT 扫描具有重要作用, 可有效降低图像噪声保持良好的信噪比, 同时不降低图像空间分辨率。目前, 临床上使用的迭代重建算法主要有自适应统计迭代重建 (adaptive statistical iterative reconstruction, ASIR)、自适应低剂量迭代 (adaptive iterative dose reduction, AIDR)、第 4 代迭代重建 (iDose4) 等。此外, 新型迭代模型与人工智能结合应用是降低辐射剂量的一种新的方式^[28], 基于深度学习重建算法的超低剂量 CT 扫描, 通过自主学习常规剂量 CT 图像特征, 对超低剂量 CT 图像数据进行修正以降低图像传统噪声, 使图像保持较高的空间分辨力, 从而到达临床诊断要求。

6 辐射剂量管理工具——诊断参考水平

全球范围内, 放射诊断检查总量日益增加, 已成为最大的、仍在持续增长的人工辐射源。我国不同地区的医疗条件参差不齐, 不同医疗机构其配置的放射诊断设备硬件及软件水平、放射医务人员专业技术操作能力及辐射防护意识均存在较大差异, 导致不同地区同一检查项目的受检者辐射剂量有较大差异。如何利用科学的手段, 建立一种辐射剂量信息的统计和优化机制, 从而规范化、精准化、统一化管理放射诊疗行为, 有效降低受检者辐射剂量, 是放射工作人员迫切需要解决的问题。

国际上对医用辐射剂量的管理经历了不断发展、不断成熟的过程。ICRP 于 1977 年第 26 号出版物中提出的放射防护三项基本原则^[29], 形成了该领域基本剂量限制体系并沿用至今; 1991 年 ICRP 首次提出了“诊断参考水平” (diagnostic reference level, DRL) 这一概念并在之后的出版物中进行了阐述^[30, 31]; 1996 年国际原子能机构 (International Atomic Energy Agency, IAEA) 提出了“医疗照射指导水平”, 并对常见扫描部位辐射剂量提出了参考建议^[32]; 2001 年 ICRP 发布了针对 DRL 的支持性指南^[33], 正式建议对 X 射线透视、X 射线摄影及介入放射学等领域启用 DRL 进行辐射剂量管理。

辐射剂量 DRL 是指在常规条件下某种特定检查程序对患者产生的辐射剂量水平, 是一种剂

量指导和优化辐射剂量的工具^[49], 是指医疗业务部门选定并取得审管部门认可的剂量、剂量率或活度值, 用以表明一种参考水平。DRL 应由专业机构与审管部门通过对广泛的质量调查数据统计、分析而制定, 提供给有关执业医师作为指南使用。DRL 包括国家、地区和医疗机构 (或称本地) 三个水平^[51]; 国家 DRL 的建立基于对全国大规模者的剂量学调查, 通常选取全国调查数据中典型受检者辐射剂量分布的第 75 个百分位数作为全国 DRL, 诊断参考范围 (diagnostic reference range, DRR) 其上、下限分别设置为辐射剂量分布的第 75 个百分位数和第 25 个百分位数; 地区 DRL 基于某个地区受检者的剂量学调查, 通常也选取第 75 个百分位数; 医疗机构 DRL 一般可根据其检查设备及扫描部位制定而建立, 通常选取该机构内辐射剂量分布的均数 (或中位数)。

6.1 建立 DRL 的作用及价值

1) DRL 建立的目的是为了为了使图像质量和辐射剂量均达最优化, 降低日常放射诊断过程中非正当辐射剂量过高或一味追求过低辐射剂量事件的发生, 协助相关职能部门及工作人员进行受检者辐射剂量管理, 并随时采取优化措施。如果一台设备常规辐射剂量超过 DRL, 需回顾性调查该设备运行状况及扫描方案, 分析辐射剂量较高的原因并采取合理措施, 而后需再次评估确保其低于 DRL; 相反, 如果一台设备常规辐射剂量低于 DRL, 则需对图像质量进行评价, 图像质量较差需分析原因并进行改进, 图像质量符合诊断要求则无需干预。

2) DRL 并非适用于所有场景, 实际扫描中可根据临床需要选择超过或低于 DRL。对于特殊临床需求, 实际操作中应以达到临床诊疗目的为首要前提。不同级别医疗机构可根据实际情况进行调整, 如成像技术先进、放射工作人员专业技术水平较高的, 可按照可能达到水平 (50% 位数) 对本机构内辐射剂量进行约束及管理。

3) DRL 设置样本为图像质量符合临床诊断要求的辐射剂量数据。图像质量保证应该始终有一个系统来判断图像质量是否满足诊断需要为重要前提, 如果图像质量不能满足诊断的最低要求, 则相关的剂量不应包括在设置 DRL 的样本中。图像质量要求应以临床为依据, 不建议仅根据剂量水平来限制或警告图像质量低的情况。

4)DRL 一般是对中等体型的受检者群体提供一种合理的剂量指征,不适用于特殊体型受检者的剂量参考,也不适用于受检者个体。制定 DRL 应收集该国家或地区或机构普通体型且图像质量满足临床诊断的受检者剂量数据,制定项目应优先选择复杂程度较低、检查频次更高的方法及部位,使 DRL 具有实用性。在此基础上,可进一步拓展其他体型人群或操作较复杂的检查方法及部位的 DRL,以使其更完善。

5)DRL 应保持其先进性,应随着医学影像设备的更新、扫描技术的改进、新项目的开展和普及进行必要的修订,同时应定期进行辐射剂量的管理和评估。欧盟委员会(European Commission, EC)辐射防护第 185 号文件中提出,国家级 DRL 更新不能超过 5 年,如果普遍采用剂量自动管理系统则可 3 年或更短周期更新。

6)应定期应用 DRL 对医疗机构内辐射剂量水平进行评估。NCRP 建议定期回顾性审核 CT 扫描剂量(如至少每年 1 次),新设备需进行初始评估后方可投入使用,且如 3~6 个月后期需再次进行评估。WS/T 637-2018 提出 CT 工作人员应定期检查操作系统上所显示的剂量信息(如 DLP、CTDI_w 或 CTDI_{vol}),使用单位每年应对每台 CT 设备的常用检查项目进行不少于 20 人次的剂量核查^[49]。

6.2 国内外 DRL 建设进程

自 DRL 相关指南推广以来,不同的国际组织或国家陆续开始建立自己的 DRL 体系并逐步更新完善。美国放射学院(American College of Radiology, ACR)2005 年公布了 3 个 CT 扫描部位的 DRL^[34],2017 年将常见部位更新为 10 个,并首次将受检者 SSDE 的计算纳入 DRL 计算程序^[35];欧盟委员会 2014 年第 180 号出版物中汇集了 36 个国家的 CT 扫描数据^[36],建立了欧洲成人 DRL,之后在第 185 号出版物《儿科成像诊断参考水平的欧洲指南》^[37]中制定了儿童 X 射线摄影、透视、CT 的 DRL(表 5);澳大利亚 2012 年通过组织全国多中心研究建立了全国首个 DRL^[38],包括常规 X 射线摄影、乳腺摄影、CT、核医学、数字减影血管造影(digital subtraction angiography, DSA),并于 2018 年对常见扫描部位进行了更新^[39]。日本通过建立医疗辐射研究信息网络收集放射剂量数据信息,于 2012 年建立了第一个全国成人 CT 多部位 DRL 及

儿童头部 DRL^[40],并分别于 2015 年^[41]、2020 年更新^[42];韩国 2007 年建立全国成人 CT 扫描头部及体部 DRL^[43],随后在 2010 年^[44]、2012 年^[45]不断新增扫描部位,并于 2020 年公布了儿童 DRL^[46,47],该儿童 DRL 在体重、年龄基础上,增加了基于 SSDE 和当量直径的辐射剂量值对比。

表 5 2018 欧洲儿童常规 CT 成像诊断参考水平^[37]

成像部位	年龄或体重分组	CTDI _{vol} /mGy	DLP/mGy
头部	0~<3 个月	24	300
	3 个月~<1 岁	28	385
	1~<6 岁	40	505
	≥6 岁	50	650
胸部	<5 kg	1.4	35
	5~<15 kg	1.8	50
	15~<30 kg	2.7	70
	30~<50 kg	3.7	115
	50~<80 kg	5.4	200
腹部	<5 kg	-	45
	5~<15 kg	3.5	120
	15~<30 kg	5.4	150
	30~<50 kg	7.3	210
	50~<80 kg	13	480

注:“-”为文献内未提及。

2012 年我国发布了《X 射线计算机断层摄影放射防护要求》GBZ165-2012 标准,首次公布了典型成年受检者的 CT 辐射剂量 DRL^[48],但该数据是来自于早期国外的研究数据,2018 年国家卫生健康委员会发布了《X 射线计算机断层摄影成年人诊断参考水平》卫生行业标准(WS/T 637-2018)^[49],调查涵盖了全国 30 个省、自治区、直辖市 168 家医院的 CT 检查病例,建立了我国第一个国家水平的成人 DRL(表 6),弥补了我国自主调研和建立 DRL 的空白。2022 年国家儿童医学中心发布了《儿童 CT 扫描辐射剂量现状调查和诊断参考水平的初步探讨》^[50],根据全国 23 个省、自治区、直辖市的 33 家医院 19135 例儿童 CT 检查数据,建立了 5 个年龄段、9 个检查项目、45 个亚组的 DRL(表 7),极大的推动了我国儿童 DRL 的建设进程。该报告显示,与欧洲指南^[37]相比,我国儿童头颅平扫辐射剂量差异不大,胸部平扫及腹部平扫低年龄组辐射剂量明显较高。这再次提示,需根据我国实际情况建立符合我国国情的 DRL,以确保其实用性。

在地区和机构 DRL 建立方面,中华医学会放射学分会质量管理与安全管理学组 2017 年发布

《CT 辐射剂量诊断参考水平专家共识》^[51],对中国北部、中部及南部区域的 5 家综合性医院 CT 辐射剂量数据进行统计分析,形成了区域水平的成人和儿童常见部位 DRL;宁夏、河北、上海等地相继建立了地区级 DRL^[52-54];多个医疗机构则建立了该医疗机构水平的 DRL^[55,56]。

6.3 目前 DRL 面临的问题及解决方法

与快速发展的 CT 技术相比,现有 DRL 更新非常缓慢,特别是新型 CT 的出现和使用,使 DRL 的制定面临更多的难点和挑战。而目前各个国家、机构发布的 DRL 文件,其选取的数据人群在年龄及体重、扫描部位、剂量单位等方面均存在较大差异(表 8)。此外,WS/T 637-2018 虽然弥补了我国自主调查研究和建立 DRL 的空白,但与我国庞大

表 6 我国成年受检者常见 CT 检查项目的辐射剂量和诊断参考水平^[49]

检查项目	25%位数 ^a		50%位数 ^b		75%位数 ^c	
	CTDIvol/mGy	DLP/(mGy·cm)	CTDIvol/mGy	DLP/(mGy·cm)	CTDIvol/mGy	DLP/(mGy·cm)
头颅 ^d	40	550	50	690	60	860
鼻窦	15	170	25	330	40	520
颈部	10	260	15	370	25	590
胸部	6	200	8	300	15	470
腹部	10	330	15	500	20	790
盆腔	10	320	15	480	20	700
腰椎(逐层)	15	70	25	130	35	200
腰椎(螺旋)	12	290	15	410	25	580
尿路造影	10	870	15	1780	20	2620
冠脉 CTA(前瞻)	15	210	25	360	40	600
冠脉 CTA(回顾)	30	490	45	750	60	1030
颅脑 CTA	15	420	20	710	40	1390
颈部 CTA	10	390	15	690	30	1130
胸腹 CTA	10	450	15	870	20	1440

注:^a:调查数据的 25%位数,即异常低剂量的提示水平;^b:调查数据的 50%位数,即可能达到水平;^c:调查数据的 75%位数,即诊断参考水平;^d:头颅为 CTDI_w。CTDIvol:容积 CT 剂量指数;DLP:剂量长度乘积;CTA:CT angiography,CT 血管造影。

表 7 国家儿童中心调查的 CT 扫描辐射剂量 $[M(Q_1, Q_3)]$ ^[50]

检查部位	0~1 个月		>1 个月~4 岁		>4~10 岁		>10~14 岁		>14~18 岁	
	CTDIvol	DLP	CTDIvol	DLP	CTDIvol	DLP	CTDIvol	DLP	CTDIvol	DLP
头颅平扫	17.0 (12.4, 26.9)	209 (144, 347)	21.4 (15.4, 32.0)	333 (235, 483)	27.7 (20.7, 37.2)	451 (325, 583)	31.7 (23.0, 42.1)	520 (380, 664)	34.2 (27.4, 42.8)	563 (425, 694)
鼻窦平扫	8.8 (3.0, 15.2)	68 (30, 156)	8.3 (3.7, 18.4)	90 (40, 217)	10.9 (4.5, 20.6)	131 (56, 265)	10.8 (4.4, 20.7)	137 (58, 318)	11.9 (5.4, 27.6)	154 (68, 356)
颞部平扫	32.2 (13.4, 49.2)	175 (110, 296)	26.4 (13.2, 39.2)	189 (112, 290)	28.4 (17.4, 44.6)	218 (139, 343)	34.3 (21.4, 48.3)	263 (180, 380)	34.7 (27.3, 49.2)	287 (216, 404)
颈部平扫	4.2 (2.2, 6.8)	62 (36, 124)	4.9 (3.3, 8.1)	79 (53, 126)	5.4 (3.9, 8.0)	104 (72, 161)	6.5 (4.8, 12.2)	150 (99, 260)	6.7 (4.4, 14.3)	169 (97, 316)
胸部平扫	2.0 (1.1, 3.5)	32 (18, 54)	2.6 (1.5, 3.9)	50 (30, 85)	2.9 (2.0, 4.1)	76 (51, 119)	4.2 (2.9, 7.0)	137 (89, 218)	5.1 (3.4, 8.0)	178 (124, 293)
腹部平扫	2.7 (1.6, 6.3)	65 (36, 155)	3.7 (2.1, 6.8)	97 (58, 235)	5.1 (3.0, 7.8)	187 (108, 300)	8.1 (4.4, 11.5)	337 (200, 525)	9.3 (5.3, 13.2)	395 (244, 564)
颅脑增强	13.6 (11.9, 17.1)	481 (314, 784)	17.0 (8.4, 25.8)	720 (402, 1347)	20.7 (9.9, 30.8)	987 (524, 1548)	26.4 (12.0, 35.9)	1174 (647, 2067)	14.8 (8.4, 23.9)	1447 (440, 2218)
胸部增强	2.6 (1.2, 3.9)	112 (47, 219)	2.4 (1.6, 3.9)	127 (80, 255)	3.2 (2.3, 5.4)	227 (139, 383)	4.6 (3.0, 8.0)	405 (243, 596)	4.8 (3.1, 7.7)	434 (228, 703)
腹部增强	3.2 (1.7, 6.6)	199 (91, 450)	3.3 (2.3, 6.1)	292 (166, 593)	4.4 (3.1, 8.0)	507 (328, 877)	7.8 (4.5, 11.1)	923 (563, 1449)	8.2 (5.4, 12.4)	1060 (669, 1636)

的人口基数相比,该项目收集的 15970 例数据仍需要进一步增加,且该标准指出:该 DRL 适用于“成年人常见 CT 检查项目”^[49],不包括高分辨 CT 扫描、低剂量 CT 扫描等项目,不适用于特殊体型者,也不适用于成年人健康体检和儿童的 CT 扫描。

儿童作为一个特殊的群体,其放射类检查频次相对较少,采集时间内难以获得足够的数据来建立 DRL,因此儿童 DRL 数据较成人普遍缺失(表 9)。但儿童由于其生长发育的特殊性,不同年龄段生理参数差异较大,需要建立更多的亚组以满足行政部门及医疗机构对不同年龄段儿童 CT 辐射剂量的精准把控。儿童常规 CT 检查包括头部、颈部、胸部、腹部(上腹部、下腹部和盆腔)、躯干和脊椎(颈椎、胸椎、腰椎)等,头部、胸部、腹部的对集体有效剂量贡献较大,因此儿童 CT 检查主要统计头部、胸部、腹部三个部位的 DRL。ICRP 第 185 号报告及《欧洲儿童成像 DRL 指南》推荐建立基于年龄和体型特征的 DRL^[33],推荐体部 CT 按照体重分组,分组间隔为:<5 kg、5~14 kg、15~29 kg、30~49 kg、50~79 kg,其中体重<5 kg 组适用于新生儿,不适用于在育婴箱中的婴儿;头部 CT 推荐年龄分组,分组间隔为:0~2 个月、3 个月~1 岁以下、1~6 岁以下和 ≥6 岁。

我国制定 X 射线诊断 DRL 的原则之一为数据的测量及统计方法应简单易行。设置 DRL 需调用大量数据,因此 WS/T 637-2018 建议利用现代信息途径建立受检者 X 射线辐射剂量电子注册数据库,对辐射剂量信息进行记录和存储,同时将剂量数据传送至国家或省、市级数据库以进一步分析。医学数字成像和通信(digital imaging and communications

in medicine, DICOM)标准曾提出剂量结构化报告(radiation dose structure reports, RDSR)相关内容,建议将受检者基本信息、扫描参数、辐射剂量等参数以结构化的数据输出及保存,但 RDSR 系统并不能对辐射剂量数据进行自动提取分析,实际操作便利性不足。制定 DRL 需要的数据量较大,最好通过一些自动剂量管理系统获得,如 Bayer Radimetrics 系统,可直接将不同区域的辐射剂量数据从 X 射线设备导出,使收集辐射剂量数据更充分、全面、准确、及时。自动剂量管理系统可有效缩短数据收集的周期性,使用单位可根据设备状况及临床需求更新其辐射剂量 DRL,保持其 DRL 对日常扫描工作的指导性和实用性。

7 展望

随着我国医疗水平和科学技术的发展,X 射线诊断设备的临床应用将更加普及,在产生临床诊断效益的同时,其伴随的辐射剂量问题也不容忽视,特别是儿童这类辐射敏感人群,其辐射风险远高于成人。如何权衡图像质量和辐射剂量之间的关系,进一步推动具有临床实际应用价值的辐射剂量 DRL 是广大放射从业人员的迫切需求。未来,我国将在智能管理工具的协助下持续更新我国成人 DRL 系统,并逐步建立基于我国国情的儿童 DRL 系统,同时根据年龄、体重、部位等因素进一步完善亚组,推动辐射防护最优化、规范化、精准化、统一化进程。此外,针对反复受检的人群应建立累积辐射剂量预警系统,对超过警戒阈值的情况进行回顾性查证,再次判断其检查合理性及操作正确性,严格把控辐射防护安全,守护全民生命健康。

表 8 各国/机构成人 CT 辐射剂量 DRL 情况对比

国家/机构	时间	年龄	体重	身高	部位数	CTDI _{vol}	DLP	SSDE	WED	CTDI _w
ACR ^[35]	2017	≥20 岁	-	-	10	Y	Y	Y	Y	-
EC ^[36]	2014	常规	(70±15) kg	-	9	Y	Y	-	-	-
澳大利亚 ^[39]	2018	≥20 岁	-	-	8	Y	Y	-	-	-
日本 ^[40]	2012	≥20 岁	50~60 kg (冠脉:50~70)	-	8	Y	Y	-	-	-
德国 ^[57]	2019	≥15 岁	65~75 kg	-	17	Y	Y	-	-	-
韩国 ^[45]	2012	-	-	-	13	Y	Y	-	-	Y
中国 ^[49]	2018	≥20 岁	男:60~80 kg 女:60~70 kg	男:170~180 cm 女:160~170 cm	14	Y	Y	-	-	-

注:“-”为所参考文献内未提及。ACR:美国放射学院;EC:欧盟委员会;CTDI_{vol}:容积 CT 剂量指数;DLP:剂量长度乘积;SSDE:体型特异性剂量估算值;WED:水当量直径;CTDI_w:加权 CT 剂量指数。

表 9 各国/机构儿童 CT 辐射剂量 DRL 情况对比

国家/机构	时间	体重分组(组)	年龄分组(组)	部位数/个	CTDIvol	DLP	SSDE	WED
EC ^[37]	2018	体部(5)	头部(4)	6	Y	Y	-	-
		<5 kg	0~<3 个月					
		5~<15 kg	3 个月~<1 岁					
		15~<30 kg	1~<6 岁					
		30~<50 kg	≥6 岁					
		50~<80 kg						
ICRP ^[33]	2013	体部(4)	3	3	Y	Y	-	-
		2.5~5 kg	0~1 岁					
		5~15 kg	2~5 岁					
		15~30 kg	6~10 岁					
		30~50 kg						
澳大利亚 ^{[58]*}	2015	-	4	7	Y	Y	-	-
			<1 岁					
			1~5 岁					
			5~10 岁					
			10~15 岁					
日本 ^[42]	2020	体部(4)	4	3	Y	Y	-	-
		<5 kg	<1 岁					
		5~<15 kg	1~7 岁					
		15~<30 kg	8~12 岁					
		30~<50 kg	13~19 岁					
瑞典 ^{[59]*}	2021	体部(5)	5	3	Y	Y	-	-
		<5 kg	<1 个月					
		5~<15 kg	1 个月~<4 岁					
		15~<30 kg	4~<10 岁					
		30~<50 kg	10~<14 岁					
韩国 ^[46, 47]	2020	体部(5)	5	2	Y	Y	Y	Y
		<5 kg	<1 个月					
		5~<15 kg	1 个月~<4 岁					
		15~<30 kg	4~<10 岁					
		30~<50 kg	10~<14 岁					
		50~<80 kg	14~<18 岁					
中国 ^[50]	2022	-	5	9	Y	Y	-	-
			<1 个月					
			1 个月~<4 岁					
			4~<10 岁					
			10~<14 岁					
			14~<18 岁					

注: *: 澳大利亚和新西兰联合调研发布; *: 瑞典、丹麦、冰岛、挪威四国联合发布; “-”: 文献未提及; “Y”表示文献内包含该剂量单位的数据。EC: 欧盟委员会; ICRP: 国际放射防护委员会; CTDIvol: 容积 CT 剂量指数; DLP: 剂量长度乘积; SSDE: 体型特异性剂量估算值; WED: 水当量直径。

编写秘书: 乔文俊、许俊、张梓雄、黄霞、杜雪婷、张康玉、邓舒婷、林洁

审校专家: 许乙凯、杨建勇、郑君惠、康庄

共识专家组成员(按姓氏拼音顺序排列): 戚官迅(北京大学深圳医院医学影像科); 戴芸(广东省辐射防护协会); 高明勇(佛山市第一人民医院影像科); 何次(清远市人民医

院放射科); 胡秋根(南方医科大学顺德医院放射科); 孔令丰(广东省辐射防护协会); 康庄(中山大学附属第三医院放射科); 李新春(广州医科大学附属第一医院放射科); 孟晓春(中山大学附属第六医院放射诊断科); 宁健(广东省环境辐射监测中心); 覃杰(中山大学附属第三医院放射诊断科); 邱迎伟(华中科技大学协和深圳医院放射科); 乔文

俊(南方医科大学南方医院影像诊断科);沈君(中山大学孙逸仙纪念医院放射科);沈新平(香港大学深圳医院放射科);魏新华(广州市第一人民医院放射科);温志波(南方医科大学珠江医院影像诊断科);吴先衡(汕头市第二人民医院放射科);谢传森(中山大学肿瘤防治中心放射科);许乙凯(南方医科大学南方医院影像诊断科);肖学红(中山市人民医院影像科);向之明(广州医科大学附属番禺中心医院影像诊断科);杨建勇(中山大学附属第一医院医学影像科);杨智云(中山大学附属第一医院医学影像科);于向荣(珠海市人民医院放射科);严承功(南方医科大学南方医院影像诊断科);张建发(汕头大学第一附属医院放射科);张笑春(广州市妇女儿童医疗中心放射科);郑君惠(广东省人民医院放射科);曾旭文(广州市红十字会医院放射科);邹玉坚(东莞市人民医院放射科)

8 参考文献

- [1] ZWANK M D, LEOW M, ANDERSON C P. Emergency department patient knowledge and physician communication regarding CT scans[J]. *Emerg Med J*, 2014,31(10):824-826.
- [2] ICRP. ICRP Publication 103: the 2007 recommendations of the International Commission on Radiological Protection[J]. *Ann ICRP*, 2007,37(2-4):1-332.
- [3] American Association of Physicists in Medicine. AAPM report No. 204: size specific dose estimates (SSDE) in pediatric and adult body ct examinations[R]. College Park, MD: AAPM, 2011.
- [4] American Association of Physicists in Medicine. AAPM report No. 220: use of water equivalent diameter for calculating patient size and size-specific dose estimates (SSDE) in CT[R]. College Park, MD: AAPM, 2014.
- [5] HARDY A J, BOSTANI M, KIM G H J, et al. Evaluating size-specific dose estimate (SSDE) as an estimate of organ doses from routine CT exams derived from Monte Carlo simulations[J]. *Med Phys*, 2021,48(10):6160-6173.
- [6] 郑丽丽, 廖甜, 彭伟, 等. 儿童 CT 检查中不同体型特异性辐射剂量估计的初步对比分析[J]. *放射学实践*, 2019,34(8):916-919.
- [7] 中华人民共和国国家卫生健康委员会. GBZ130-2020 放射诊断放射防护要求[S]. 北京: 中国标准出版社, 2020.
- [8] 中华人民共和国卫生部. GBZ176-2006 医用诊断 X 射线个人防护材料及用品标准[S]. 北京: 中国标准出版社, 2006.
- [9] 国家质量监督检验检疫总局. GB18871-2002 电离辐射防护与辐射源安全基本标准[S]. 北京: 中国标准出版社, 2002.
- [10] FERNANDEZ-ANTORAN D, PIEDRAFITA G, MURAI K, et al. Outcompeting p53-mutant cells in the normal esophagus by redox manipulation[J]. *Cell Stem Cell*, 2019,25(3):329-341.e6.
- [11] BOSCH DE BASEA GOMEZ M, THIERRY-CHEF I, HARBON R, et al. Risk of hematological malignancies from CT radiation exposure in children, adolescents and young adults[J]. *Nat Med*, 2023,29(12):3111-3119.
- [12] 中国医师协会妇产科医师分会母胎医师专业委员会, 中华医学会妇产科学分会产科学组, 中华医学会围产医学分会, 等. 妊娠期应用放射性影像学检查的专家建议[J]. *中华围产医学杂志*, 2020,23(3):145-149.
- [13] 张配配, 李拔森, 朱文珍, 等. 儿科成像检查中的辐射风险及防护[J]. *放射学实践*, 2017,32(10):1079-1082.
- [14] PATEL S J, REEDE D L, KATZ D S, et al. Imaging the pregnant patient for nonobstetric conditions: algorithms and radiation dose considerations[J]. *Radiographics*, 2007,27(6):1705-1722.
- [15] TREMBLAY E, THÉRASSE E, THOMASSIN-NAGGARA I, et al. Quality initiatives: guidelines for use of medical imaging during pregnancy and lactation[J]. *Radiographics*, 2012,32(3):897-911.
- [16] AL NAEMI H, ALY A, KHARITA M H, et al. Multiphase abdomen-pelvis CT in women of childbearing potential (WOCBP): justification and radiation dose[J]. *Medicine*, 2020,99(4):e18485.
- [17] WEBB J A, THOMSEN H S, MORCOS S K, et al. The use of iodinated and gadolinium contrast media during pregnancy and lactation[J]. *Eur Radiol*, 2005,15(6):1234-1240.
- [18] KANAL E, BARKOVICH A J, BELL C, et al. ACR guidance document on MR safe practices: 2013[J]. *J Magn Reson Imaging*, 2013,37(3):501-530.
- [19] BRENNER D, ELLISTON C, HALL E, et al. Estimated risks of radiation-induced fatal cancer from pediatric CT[J]. *Am J Roentgenol*, 2001,176(2):289-296.
- [20] MUHOGORA W E, AHMED N A, ALSUWAIDI J S, et al. Paediatric CT examinations in 19 developing countries: frequency and radiation dose[J]. *Radiat Prot Dosimetry*, 2010,140(1):49-58.
- [21] PEARCE M S, SALOTTI J A, LITTLE M P, et al. Radiation exposure from CT scans in childhood and subsequent risk of leukaemia and brain tumours: a retrospective cohort study[J]. *Lancet*, 2012,380(9840):499-505.
- [22] FARMAN A G. Image gently: enhancing radiation protection during pediatric imaging[J]. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol*, 2014,117(6):657-658.
- [23] 魏伟安, 易婷, 马秋红, 等. 深度学习重建在儿童脑外伤低剂量颅脑 CT 扫描中的应用研究[J]. *中华放射学杂志*, 2022,56(11):1195-1201.
- [24] SHIRASAKA T, KOJIMA T, FUNAMA Y, et al. Image quality improvement with deep learning-based reconstruction on abdominal ultrahigh-resolution CT: a phantom study[J]. *J Appl Clin Med Phys*, 2021,22(7):286-296.
- [25] 中国肺癌早诊早治专家组, 中国西部肺癌研究协作中心. 中国肺癌低剂量 CT 筛查指南(2023 年版)[J]. *中国肺癌杂志*, 2023,26(1):1-9.
- [26] 中华医学会影像技术分会, 中华医学会影像技术分会儿科影像技术专业委员会. 0~6 岁儿童胸部数字 X 线摄影规范化检查成像专家共识[J]. *中国医疗设备*, 2021,36(5):1-6.

- [27] NEHRA A K, RAJENDRAN K, BAFFOUR F I, et al. Seeing more with less: clinical benefits of photon-counting detector CT [J]. *Radiographics*, 2023,43(5):e220158.
- [28] LIU Y D, WEI C F, XU Q. Detector shifting and deep learning based ring artifact correction method for low-dose CT [J]. *Med Phys*, 2023,50(7):4308-4324.
- [29] AMBIGGER T Y, IYER P S. ICRP Publication 26 and the “ten-day rule” [J]. *Health Phys*, 1979,36(3):471.
- [30] ICRP. ICRP Publication 60: 1990 recommendations of the International Commission on Radiological Protection [J]. *Ann ICRP*, 1991,21(1-3):1-201.
- [31] ICRP. ICRP Publication 73: radiological protection and safety in medicine [J]. *Ann ICRP*, 1996,26(2):1-31.
- [32] International Atomic Energy Agency. IAEA safety series No. 115: international basic safety standards for protection against ionizing radiation and the safety of radiation sources [S]. Vienna: IAEA, 1996.
- [33] ICRP. ICRP Supporting Guidance 2: radiation and your patient: a guide for medical practitioners [J]. *Ann ICRP*, 2001,31(4):1-52.
- [34] GRAY J E, ARCHER B R, BUTLER P F, et al. Reference values for diagnostic radiology: application and impact [J]. *Radiology*, 2005,235(2):354-358.
- [35] KANAL K M, BUTLER P F, SENGUPTA D, et al. U.S. diagnostic reference levels and achievable doses for 10 adult CT examinations [J]. *Radiology*, 2017,284(1):120-133.
- [36] European Commission. Radiation protection No.180: diagnostic reference levels in thirty-six european countries [R]. Luxembourg: EC, 2014.
- [37] European Commission. Radiation protection No.185: european guidelines on diagnostic reference levels for paediatric imaging [R]. Luxembourg: EC, 2018.
- [38] HAYTON A, WALLACE A, MARKS P, et al. Australian diagnostic reference levels for multi detector computed tomography [J]. *Australas Phys Eng Sci Med*, 2013,36(1):19-26.
- [39] LEE K L, BEVERIDGE T, SANAGOU M, et al. Updated Australian diagnostic reference levels for adult CT [J]. *J Med Radiat Sci*, 2020,67(1):5-15.
- [40] FUKUSHIMA Y, TSUSHIMA Y, TAKEI H, et al. Diagnostic reference level of computed tomography(CT) in Japan [J]. *Radiat Prot Dosimetry*, 2012,151(1):51-57.
- [41] YONEKURA Y. Diagnostic reference levels based on latest surveys in Japan: Japan DRLs 2015 [R]. Japanese Network for Research and Information on Medical Exposure, 2015.
- [42] ASADA Y, KONDO Y, KOBAYASHI M, et al. Proposed diagnostic reference levels for general radiography and mammography in Japan [J]. *J Radiol Prot*, 2020,40(3):867-876.
- [43] CHO P, SEO B, CHOI T, et al. The development of a diagnostic reference level on patient dose for CT examination in Korea [J]. *Radiat Prot Dosimetry*, 2008,129(4):463-468.
- [44] CHOI J, CHA S, LEE K, et al. The development of a guidance level for patient dose for CT examinations in Korea [J]. *Radiat Prot Dosimetry*, 2010,138(2):137-143.
- [45] CHO P K. The development of a diagnostic reference level on patient dose for head computed tomographyangiography examinations in Korea [J]. *Radiat Prot Dosimetry*, 2013,154(4):505-509.
- [46] HWANG J Y, DO K H, YANG D H, et al. A survey of pediatric CT protocols and radiation doses in South Korean hospitals to optimize the radiation dose for pediatric CT scanning [J]. *Medicine*, 2015,94(50):e2146
- [47] HWANG J Y, CHOI Y H, YOON H M, et al. Establishment of local diagnostic reference levels of pediatric abdominopelvic and chest CT examinations based on the body weight and size in Korea [J]. *Korean J Radiol*, 2021,22(7):1172-1184.
- [48] 国家质量监督检验检疫总局. GBZ 165-2012X 射线计算机断层摄影放射防护要求 [S]. 北京: 中国标准出版社, 2012.
- [49] 中华人民共和国国家卫生健康委员会. WS/T 637-2018 X 射线计算机断层摄影成年人诊断参考水平 [S]. 北京: 中国标准出版社, 2019.
- [50] 孙记航, 段晓岷, 于彤, 等. 儿童 CT 扫描辐射剂量现状调查和诊断参考水平的初步探讨 [J]. *中华放射学杂志*, 2022,56(10):1135-1140.
- [51] 中华医学会放射学分会质量管理与安全管理学组. CT 辐射剂量诊断参考水平专家共识 [J]. *中华放射学杂志*, 2017,51(11):817-822.
- [52] 邱海静, 高知玲, 贾晶, 等. 宁夏成年人常见 CT 检查项目的辐射剂量状况调查研究 [J]. *中华放射医学与防护杂志*, 2019,39(9):691-696.
- [53] 郭大伟, 罗英男, 高艳辉, 等. 河北省 CT 检查成年受检者剂量水平调查 [J]. *职业与健康*, 2021,37(7):865-868.
- [54] 钱爱君, 高林峰, 姚杰, 等. 上海地区 CT 扫描检查成年人受检者剂量分析 [J]. *中国辐射卫生*, 2022,31(5):587-591.
- [55] 侯超, 张晓东, 刘建新, 等. 59521 例 CT 检查辐射剂量分析 [J]. *放射学实践*, 2016,31(12):1155-1158.
- [56] LI Z L, ZHANG J G, XIA C C, et al. Radiation doses in CT examinations from the West China Hospital, Sichuan University and setting local diagnostic references levels [J]. *Ann Transl Med*, 2020,8(16):1010.
- [57] SCHEGERER A, LOOSE R, HEUSER L J, et al. Diagnostic reference levels for diagnostic and interventional X-ray procedures in germany: update and handling [J]. *Rofo*, 2019,191(8):739-751.
- [58] JACKSON D, ATKIN K, BETTENAY F, et al. Paediatric CT dose: a multicentre audit of subspecialty practice in Australia and New Zealand [J]. *Eur Radiol*, 2015,25(11):3109-3122.
- [59] ALMÉN A, GUDJÓNSDÓTTIR J, HEIMLAND N, et al. Paediatric diagnostic reference levels for common radiological examinations using the European guidelines [J]. *Br J Radiol*, 2022,95(1130):20210700.

(收稿日期: 2024-01-09)