

中国疾病预防控制中心
辐射防护与核安全医学所系列译著

国际放射防护委员会第 102 号出版物

多排探测器计算机 X 线 体层摄影患者剂量控制

Managing Patient Dose in Multi-Detector
Computed Tomography(MDCT)

审 校 尉可道

主 译 岳保荣 牛延涛

译 者 刘澜涛 牛延涛 岳保荣
张宗锐

 人民军医出版社
PEOPLE'S MILITARY MEDICAL PRESS

北 京

图书在版编目(CIP)数据

多排探测器计算机 X 线体层摄影患者剂量控制/岳保荣,
牛延涛主译. —北京:人民军医出版社,2011.2

ISBN 978-7-5091-4126-7

I. ①多… II. ①岳… ②牛… III. ①计算机 X 线扫描体
层摄影—辐射量—控制 IV. ①R814.42

中国版本图书馆 CIP 数据核字(2011)第 009285 号

策划编辑:高爱英 孟凡辉 文字编辑:刘立 责任审读:伦踪启

出版人:石虹

出版发行:人民军医出版社

经销:新华书店

通信地址:北京市 100036 信箱 188 分箱

邮编:100036

质量反馈电话:(010)51927290;(010)51927283

邮购电话:(010)51927252

策划编辑电话:(010)51927300-8037

网址:www.pmmp.com.cn

印刷:京南印刷厂 装订:桃园装订有限公司

开本:850mm×1168mm 1/32

印张:3.5 字数:99千字

版、印次:2011年2月第1版第1次印刷

印数:0001~5000

定价:15.00元

版权所有 侵权必究

购买本社图书,凡有缺、倒、脱页者,本社负责调换

前 言

多年来,国际放射防护委员会(ICRP,以下简称“委员会”)发布了许多报告,在医用放射防护和安全方面提出了许多建议。其中,73号出版物是对这一领域的总体概述。这些报告概述了放射防护的一般原则,并在医用电离辐射和生物医学研究方面对这些原则的各种应用提出了建议。

先前的报告大多是一般性的。最近,委员会把重点放在解决一些更具体的已经观察到的难题上。1997年9月,在英国牛津举行的委员会会议上,提出了一系列这样的报告。基于ICRP第三委员会的建议,委员会设立了一些工作组,负责对医学辐射防护的热点话题制定相关报告。委员会设法确保这些问题领域报告的书写风格能够被那些在日常工作中直接涉及此类问题的工作人员所接受,并尽一切努力以确保这些报告广泛流传。

有几个这样的报告已经出版,诸如ICRP出版物84号、85号、86号、87号、93号、94号、97号、98号、支持指南(Supporting Guidance)²。本报告是这一系列简明和重点出版物的延续,一些其他的咨询报告也正在编写之中。

2000年出版的ICRP 87号出版物,主要针对“计算机X线体层摄影中的患者剂量控制”。在该报告中,多排CT仅用几句话提及,但技术在不断发展,而且关于MDCT的剂量管理经验很少。到2005年,情况完全发生了变化,MDCT迅速取代“常规”CT设备。2005年9月,在瑞士伯尔尼举行的委员会会议上,一个多排CT剂量管理的任务组开始启动。涉及的职责范围包括这种新型和更快的CT技术,以及随之而来的新的临床应用,并讨论能够系

统地增加或减少患者剂量的 MDCT 具体参数。委员会要求该工作组迅速完成此报告。

该工作组成员：

M. M. Rehani(主席) M. Kalra C. McCollough
H. D. Nagel

通讯成员：

L. Collins W. Kalender

本报告准备期间的第三委员会成员：

C. Cousins(主席)	J. -M. Cosset	I. Gusev
Y. Li	J. Linecki(副主席)	P. Ortiz Lopez
S. Mattsson	L. V. Pinillos-Ashton	M. M. Rehani
H. Ringertz	M. Rosenstein	C. Sharp
E. Vañó(秘书)	Y. Yonekura	

本报告旨在达到上述目的。为了将其有用性最大化,本报告的格式在某些方面与 ICRP 年报中委员会出版物的一般格式有所不同。

本报告由委员会在 2007 年 3 月德国埃森的会议上批准出版。

本报告编辑:J. Valentin

中文版前言

国际放射防护委员会(ICRP)及其出版物表述的放射防护标准、原则和方法已得到世界各国和相关国际组织的普遍认同。ICRP 出版物已成为放射防护界人士和相关领域人员不可或缺的书籍。

近年来,我国装备了大量的多排探测器计算机 X 线体层摄影装置(MDCT),面对这种形势,MDCT 扫描的患者剂量应引起我们足够的重视。ICRP 于 2007 年批准了 102 号出版物《多排探测器计算机 X 线体层摄影患者剂量控制》,中国疾病预防控制中心辐射防护与核安全医学所注意到人们对 ICRP 出版物日益增长的需求,特别是医用辐射防护领域对 ICRP 出版物的需求尤为迫切。因此,我们决定翻译出版 ICRP 102 号出版物的中文版。

电离辐射在医学领域的应用与日俱增,目前,已成为诊断和治疗不可缺少的重要工具。医用辐射新技术和新设备的不断涌现对放射防护工作提出了更高的要求,对医学物理人员和相关医技人员提出了新的挑战,为了适应新的形势,我们要学习和引入国际上新的技术、新的理念、新的经验和新的成果,同时要结合国内的实践加以应用和发展,让广大的受检者和患者因我们的经验和成果而受益。

ICRP 主委会委员潘自强院士对本出版物的中文版翻译和出版工作给予了极大的关注;ICRP 第三委员会委员岳保荣研究员

为获得 ICRP 的中文版授权而不辞辛苦积极联系,最终获得 ICRP 的中文翻译出版授权;首都医科大学附属北京同仁医院牛延涛博士为本书的翻译和出版做了大量的工作,在此,向他们致以衷心的感谢。

中国疾病预防控制中心
辐射防护与核安全医学所
2011 年 1 月

国际放射防护委员会第 102 号出版物
多排探测器计算机 X 线体层摄影(MDCT)患者剂量控制
2007 年 3 月委员会批准

摘要

近年来,随着多排探测器阵列数量的不断增加,计算机 X 线体层摄影(CT)技术已经发生了深刻的变化。与传统的单排探测器计算机 X 线体层摄影(SDCT)扫描机相比,多排探测器计算机 X 线体层摄影(MDCT)扫描机具有一些特定的参数,它们系统性地增加或降低患者的辐射剂量。本出版物简要回顾了 MDCT 技术、MDCT 的辐射剂量,包括与 SDCT 的差异以及影响剂量的因素、辐射风险、患者剂量管理的职责。出版物建议,用户需要理解患者剂量和影像质量之间的关系,并且注意一种现象,那就是 CT 影像质量往往高于必要的诊断置信度。自动曝光控制(AEC)不能完全取代操作者来选择扫描参数,操作者对于系统的认知非常重要。扫描方案不能在不同生产商的扫描机之间简单地转移,而应该为每一 MDCT 量身定做。如果用户对影像质量进行适当地设定,并能满足临床任务要求,那么对于大多数患者来说剂量都可以降低。对于一些参数的理解不是凭直觉的,AEC 系统对影像质量参数值的选择也并不简单。出版物中包含了一些具体的临床实例来阐述剂量管理,比如,胸部 CT 及心脏冠脉钙化定量和非侵入性冠脉造影、结肠成像、尿路成像,还有儿童、怀孕患者、外伤病例和 CT 引导的介入操作。CT 的应用迅速增长,越来越多地取代传统 X 线检查。对患者剂量给予足够的重视,尤其是重复多次扫描的患者,这一点非常重要。

国际放射防护委员会 2007 年出版物由 Elsevier Ltd. 出版。
版权所有。

关键词:影像质量 患者剂量 计算机 X 线体层摄影(CT)
放射防护 正当性 自动曝光控制(AEC)

特邀社论

收益和成本,一个永恒的平衡

本 ICRP 出版物主要针对多排探测器计算机体层摄影 (MDCT) 的患者剂量管理,是非常及时的。并非所有参与 CT 工作的人员都完全明白 MDCT 的一些特殊参数,与传统单层 CT 设备相比,这些参数会增加或减少患者的剂量。各种技术方案,包括自动曝光控制,在本报告中均被涵盖。每个成像部门必须商定各项扫描方案,在产生满足诊断的影像前提下保持合理的辐射剂量成本。因此,报告强调,用户应制定适当的成像策略以适应临床任务。对于某些特定的临床需求(例如,肺结节的探测),可以显著减少辐射剂量,从而几乎不产生对患者的实际损害。同样,在儿科和怀孕患者的检查中也具有相同的成像要求,可以用显著降低的剂量进行扫描。最近有报道显示,在 CT 结肠成像中不必过于担心微小病变(Pickhardt 等,2007),这可能使得低剂量扫描方案将会更有信心地被接受。

CT 已经成为使用电离辐射对患者进行检查的杰出的方法。由于新型多排螺旋 CT 系统能够提供多功能性,它正迅速取代患者的临床检查。例如,在急腹症中,越来越多的证据表明,腹部 X 线平片检查基本被放弃,患者治疗方案的选择往往取决于 CT 检查结果(出院、入院、观察、手术见 Ng 等,2002)。CT 增长的速度如此之快,在美国大约 3 亿总人口中每年大约有 7 500 万人次的 CT 扫描检查。CT 实际上已经取代了静脉尿路造影、钡灌肠以及许多类型的诊断性血管造影。在未来几年,对于呼吸困难的患者,即使是胸部 X 线摄影检查也很有可能被低剂量 CT 取代。

放射科医生在胸部 X 线摄影(CXR)影像的解释方面技能下

降,几乎所有在后前位(PA)胸部摄影中有可疑发现的患者都被建议行 CT 检查,很少使用胸部侧位摄影。即使 CXR 能够明确地显示异常病灶,也需要行 CT 扫描来弄清这些异常的性质。此外,CT 扫描定位像(scout view/scannogram)的影像质量也对 CXR 中特定区域(肺基底、骨骼等)的影像质量形成挑战。基于所有这些原因,为了提醒与辐射相关的医疗保健行业的每个人,这种回顾是必要的。

许多研究人员证明,与频度相对较小的检查方式比较,CT 对于社会公众群体的辐射负担显得极不成比例。特别是儿科患者的 CT 检查尤为突出。因此,每一次儿童或青少年或怀孕患者申请行 CT 扫描,应该考虑是否采用非电离辐射的技术使临床问题得到圆满解决。我们应该尽可能对儿童使用超声和磁共振。对于成年患者,我们应该避免腰椎 CT,唯一的例外是骨密度定量测量,尽管这种测量也可以使用剂量低得多的技术,如 DEXA 来获得。

即使 CT 已成为临床问题的最佳解决方案,并得到一些“指导建议”(RCR,2007 年)的推荐,但仍有许多可以降低剂量的窍门。有一个已经普遍认同的观点,即非增强扫描序列不是多数体部 CT 检查的适应证;但灌注研究和 CT 尿路造影是这个规则的显然例外。不管使用任何技术,如果需要非增强、动脉早期、动脉晚期、门静脉早期、门静脉晚期和延迟成像等扫描序列,都会导致很高的辐射剂量(Dixon 和 Goldstone,2002)。所以,这些重复扫描序列只能应用在特殊的情况下。事实上,几乎所有的临床问题通常最多有两个序列就能解决。

对于特定的具体问题(如肺结节的识别)虽然有可能降低辐射剂量,但是也存在着争议。初次诊断性 CT 检查时,诊断结论可能是未知的,是否应该减少剂量参数行 CT 扫描。CT 的固有优势之一,是采集一套完整的数据集合,提供各种组织的全部信息(骨骼、肌肉、内部器官等)。这组数据,可以在后来某个日期解决

病人入院后出现的某些特定问题。

例如,即使临床初步怀疑是“肺实质结节病”,患者也有可能患有潜在的恶性疾病,在这种情况下也需要密切关注骨骼的情况。在低剂量胸部检查中不是所有的骨纹理都能清晰显示。因此,在很多的成像部门都采用的方法是,在最初的 CT 检查中尽可能采集最大的信息量。CT 数据集合是一个资料库,可在后面的时间里采用许多不同的设置进行审阅。

事实上,如果所有的原始数据都得以保存,可以采用高分辨图像的特殊算法进行再分析,以显示肺组织的微小细节,以及胸椎和椎管的矢状面影像。如果最初的检查是全面的,它完全有可能节省重复的 CT 扫描和其他可能涉及电离辐射的一些检查。在“怀疑肺结节病”的例子中,患者患有恶性肿瘤,如果骨骼已进行了全面的 CT 扫描则可避免核医学的骨扫描检查。这些论点使得放射成像中心进一步推广应用于“全身”CT 的筛查。尽管具有高辐射剂量,即使许多劝告反对无症状患者的大范围筛查,但这种 CT 检查似乎仍在增加(Dixon,2004)。未来全身 MR 筛查如何与 CT 筛查展开竞争,将是人们关注的热点。

本出版物还强调,需要对所有的 CT 相关人员进行额外地培训。这应包括对医学生进行有关 CT 剂量方面的正确教育。有必要对申请 CT 检查的临床医生进行继续教育。但最重要的是,对控制 CT 检查参数的 CT 技师进行广泛、持续地培训。一些机构的负责人很乐意支付数十万美元/欧元购置一台新 CT 扫描机,而这些人往往很不情愿过多投资于 X 线摄影培训、继续医学教育以及监测 CT 辐射的医学物理支持。

总之,很荣幸为此出版物书写社论。我非常希望有关的管理者应至少阅读出版物中的概要内容。

ADRIAN K. DIXON

参 考 文 献

- [1] Dixon, A. K. ,2004. Whole-body CT health screening. *Br. J. Radiol.* , 77,370-371.
- [2] Dixon, A. K. ,Goldstone,K. E. ,2002. Abdominal CT and the Euratom Directive. *Eur. Radiol.* ,12,1567-1570.
- [3] Ng,C. S. ,Watson,C. J. ,Palmer,C. R. ,et al. ,2002. Evaluation of early abdominopelvic computed tomography in patients with acute abdominal pain of unknown cause: prospective randomised study. *B. M. J.* , 325, 1387 1389.
- [4] RCR,2007. Making the best use of Radiological Services: guidelines for doctors, MBUR 6th edition. Royal College of Radiologists, London, UK.
- [5] Pickhardt,P. J. ,Hassan,C. ,Laghi,A. ,et al. ,2007. Cost-effectiveness of colorectal cancer screening with CT colonography; the impact of not reporting diminutive lesions. *Cancer*,109,2213 2221.

概 要

1 MDCT 技术

- 现代 CT 扫描机采用多排探测器阵列,使得扫描速度加快和扫描范围更宽。
- 所有新型 CT 系统都具有多排探测器、单或双 X 线源,并具有一些商品化的新的剂量降低工具。

2 MDCT 的辐射剂量

- 与单排探测器 CT 扫描机(SDCT)相比,MDCT 在一些方面会系统地增加或降低患者剂量。
- 最初的报道显示,MDCT 比 SDCT 的患者剂量增加了,但近期的报告显示两者剂量相当或有所降低。
- 如果 MDCT 用户选择与 SDCT 相同的参数设置,则患者剂量会增加。参数设置必须适用于特定的 CT 扫描机型。

3 影响患者剂量的因素和行为

- MDCT 有可能降低剂量,但剂量的实际降低程度取决于如何使用 CT 系统。
- 放射医师、心脏病医师、医学物理师以及 CT 操作技师应理解患者剂量和影像质量之间的相互关系,并且应该意识到 CT 的影像质量通常高于诊断置信度的需求。
- 最高质量的影像不是所有诊断任务所必需的,但质量的水平(例如,低噪声、中等或低剂量)取决于具体的诊断需求。
- 影像质量的客观测量如噪声、对比度噪声比可能不会完全反映与临床诊断相关的所有影像特征。因此,确定“最佳”的影像质

量可能是一个复杂的任务,因为需要包括定量测量(例如,噪声)和观察者的感知。

- 扫描参数对患者剂量管理影响的认知度逐步提高。但是,技术的快速变化需要对患者的剂量管理持续关注。
- 自动曝光控制(AEC)系统可将与影像质量相关的测量值应用于扫描方案中。如果影像质量由用户指定并适于临床要求,则除肥胖患者以外可使患者剂量降低。对于肥胖患者,需要增加剂量以改善图像质量。
- AEC 并非不需要操作人员调节任何参数,而是应该对所使用的 CT 系统有所了解。当没有 AEC 时需要操作人员选择 mA 或 mAs,有 AEC 时需要理解噪声指数、参考 mAs 和参考影像等相关概念,以使其有效发挥作用。对有些参数,比如像素标准差或噪声指数有所了解,而不是凭直觉判断,可以减小错误的发生概率。
- AEC 系统中,影像质量参数的选择并不简单。确切的影像质量没有一个统一的认识,不同厂家之间进行曝光控制的差别显著。操作人员对于所用设备的了解程度非常重要。

4 临床实践中的剂量管理

- CT 使用的正当性应该由临床申请医生和放射科医生共同承担责任。它包括对于特定指征进行 CT 检查的正当性,以及对各种临床指征进行分类时需要执行标准剂量 CT 还是仅需低剂量 CT 扫描方案。
- 扫描参数的选择应该基于临床指征、患者尺寸和扫描部位,患者剂量以这些参数为基础进行管理。
- 必须有扫描指南(CT 检查的选择标准)作为指导,以避免不恰当扫描。此外,还应适当考虑以非辐射成像方式作为替换。
- 临床申请医生和 CT 室工作人员应该经过培训,这有助于扫描适应证、扫描方案和患者剂量的管理。

术 语

角度毫安调制[angular (x, y) mA modulation],也称**轴向毫安调制**:在 X 线管绕患者旋转时,根据衰减不同而改变 mA 的大小,从而使到达探测器的光子通量保持一致的技术。

伪影(artefact):在图像对应的扫描区域中并不存在,但在图像上有显示的一些细节。常见伪影的产生是由于部分容积效应和线束硬化,这两种因素产生的伪影表现为条纹状伪影,多见于两种密度差异很大且界限分明的两种组织的边界区域,例如空气-组织边界、空气-骨组织边界和金属-组织边界。条纹状伪影在下列情况下也可以产生,如扫描机的机械失准、临床实践中患者移动和使用高密对比剂等。

自动曝光控制(automatic exposure control, AEC):通过对到达影像接收器的 X 线强度的采样来自动决定曝光量,从而获得预定图像质量的一种装置。

线束准直(beam collimation):参见准直。

线束螺距(beam pitch):参见螺距。

线束硬化(beam hardening):通过选择性吸收低能量光子对多色性或连续线束进行过滤的过程,通过这个过程可以提高线束的有效能量。

集体剂量(collective dose):是对一组人群所接受总的辐射剂量的表述,定义为暴露于一种辐射源的人数与他们所接受平均辐射剂量的乘积。单位是人-西弗(man-Sv),只是作为评价辐射防护最优化一种手段。

准直 (collimation): 辐射束在 z 轴方向上的几何宽度。

角度和纵向毫安组合调制 (combined angular and longitudinal mA modulation): 在 X 线管旋转和患者纵向移动的过程中, 同时使用角度和纵向两个方向的 mA 调制方式, 比如前后方向对左右方向、肩部对腹部。尽管如此, 操作者仍然必须设定要达到的影像质量水平。由于在这种方式下, X 线剂量根据患者所有三个平面内的衰减进行调整, 这是降低 CT 剂量的最全面方式。

CT 剂量指数 (computed tomography dose index, CTDI)、**CT 空气比释动能指数 (computed tomography air kerma index)**: 参见附录 A。

CT 值 (computed tomography number): CT 影像中每个像素对应体素的 X 线衰减平均值。通常用 Hounsfield 单位来表达, 简称 HU, 测量得到的衰减值得利用 Hounsfield 标度转换为 CT 值:

$$\text{CT 值}_{\text{物质}} = \frac{\mu_{\text{物质}} - \mu_{\text{水}}}{\mu_{\text{水}}} \times 1000 (\text{HU})$$

式中: μ 为所测量物质对所用 X 线束相对于水的有效线性衰减系数, 按照上述标度定义 CT 值, 则必然得到水的 CT 值为 0, 空气的 CT 值为 -1000 。

对比增强 (contrast enhancement): 通过静脉或动脉内注射对比剂 (通常为含碘物质) 来增加血管或器官/组织对比度的方式, 从而提高低对比结构的可观察能力。

对比度噪声比 (contrast-to-noise ratio, CNR): 是 CT 图像中任何两个区域 CT 值之差与噪声的比值。

注: 该量的引入有助于避免一味追求高的对比度而忽视了临床诊断的需要, 噪声同样也是评价影像质量的重要指标。较高的噪声水平未必会损害诊断准确性, 反而会获得相当或更高的对比度噪声比。

CT 剂量模体 (CT dosimetry phantom): 用于 CT 剂量标准测量的聚甲基丙烯酸甲酯 (PMMA) 圆柱体, 头部模体直径为

160mm,体部模体直径为 320mm,模体长度适宜。圆柱体中有几个平行长轴并可装卸的插件,分别位于圆柱体中心和距外表面 10mm 的周边部位,剂量测量时取出其中一个插件来放置剂量计。

探测器阵列 (detector array):探测器的整个组合,包括探测元件间的间隔材料。根据扫描技术的不同,该组合分别沿着以旋转中心为轴心的圆弧或圆周排列,多个这种圆弧或排共同组成整个阵列。

探测器宽度 (detector width):探测器阵列中任何单个探测器的两个相对面之间的距离。

诊断参考水平 (diagnostic reference levels):用于电离辐射的医学诊断程序中,以表征在常规条件下,某种特定检查程序中的辐射剂量是否过高或过低。

剂量表征量 (dose descriptor):是一个可以测量的量,例如 $CTDI_w$, $CTDI_{vol}$ 或 DLP,利用这些量可以估计 CT 检查中的有效剂量或器官剂量,或者用于比较不同 CT 扫描机的辐射剂量特性。

剂量长度乘积 (dose-length product, DLP):请参见附录 A 的详细描述。

有效 mAs (effective mAs):X 线管管电流和曝光时间的乘积 (mAs)除以螺距所得的商,是对每一层面 mAs 的估计。

有效剂量 (effective dose):请参见附录 A 的详细描述。

机架 (gantry):CT 扫描机结构的一部分,用来容纳 X 线管、准直器和探测器阵列。

几何效率 (geometric efficiency):X 线束中被探测器接收到并用于成像的百分比。

螺旋 (CT helical CT, spiral CT):一种特殊的扫描技术,在该技术中,X 线管在连续旋转的同时,患者也沿扫描轴线连续直线运动通过机架孔径,从而获得容积数据。也称为容积 CT (volume CT)。

Hounsfield 单位 (Hounsfield unit, HU):参见 CT 值。

影像厚度 (image thickness): 断层成像层面的有效厚度, 通过测量扫描野中心灵敏度剖面的半高全宽得到。

内插 (interpolation): 对影像进行平均或平滑的一种数学方法。使用这种方法显示影像时, 像素的数量大于最初重建的像素数。

纵向毫安调制 [longitudinal (z) mA modulation]: 根据患者不同解剖部位 (例如, 从肩部、腹部到骨盆) 之间的不同衰减, 从而使 mA 在 z 轴方向上自动改变的方式。z 轴调制有助于对不同解剖部位的图像产生相对一致的噪声水平。

多排探测器 CT (multi-detector computed tomography, MDCT)

多排探测器 CT 系统是探测器阵列多于一排的 CT 扫描机。MDCT 扫描机的多排探测器的布局指的是在纵轴方向上 (沿患者长轴) 具有多个探测器阵列 (排列)。MDCT 扫描机利用第三代 CT 几何结构, 即探测器弧与 X 线管同时旋转。所有的 MDCT 扫描机都使用滑环机架, 从而可以进行螺旋采集。

X 线管电流 (毫安) 调制 (modulation of x-ray tube current): 一种通过自动调整管电流而控制 CT 辐射剂量并得到预期影像质量的一种方法。有角度毫安调制和纵向毫安调制两种。

多期相检查 (multiphase examination): 对同一个特定解剖部位采集两组或两组以上图像的检查方式, 例如在注射对比剂前后。

噪声 (noise): 在某种程度上而言, 噪声是所有图像呈现的一个基本特性。噪声会降低结构和物体的可见性, 在相对较低的对比度情况下其影响程度尤为显著。在医学成像中, 消除噪声不是目的, 而是要将其降低到临床可接受的水平。噪声是图像点与点之间亮度的差异, 这种差异并不包含有用的信息。噪声的大小可以用 CT 图像中某个感兴趣区 CT 值的标准偏差来表示。

器官剂量 (organ dose): 器官或组织的平均吸收剂量, 也就是, 授予器官或组织的总能量除以器官或组织的总质量。

超宽线束 (overbeaming): X 线入射到患者身体的线束宽度超过了有效探测器面积的情况,超出的射束部分并不用于成像。

超范围扫描 (overranging): 由于螺旋 CT 内插算法需要 X 射线管和探测器组合额外旋转几圈,从而导致剂量长度乘积的增加。

部分容积效应或部分容积平均化 (partial volume effect or averaging): 只有部分结构在扫描层面内而造成 CT 值的不准确性。随着层面层厚不断降低,这种效应的影响越来越小。

模体 (phantom): 一种使用等效的方式模拟患者吸收或散射辐射的设备,用于估计辐射剂量和检测成像系统,从而避免实际患者受照射。模体可以是拟人检测体或物理检测体。

螺距/线束螺距 (pitch/beam pitch): X 线管每旋转一周床步进的距離与 X 线束宽度的比值。螺距表达了射线束重叠的程度:螺距等于 1 代表恰好为连续射线束, <1 代表射线束有重叠,而 >1 代表射线束之间有间隙。

在单排 CT (SDCT) 中,线束宽度与探测器宽度通常没有差异,但在多排 CT (MDCT) 中,两者是有区别的。因此出现了两个术语:“线束螺距”和“探测器螺距”。正如上面所提到的线束螺距(或螺距)既适用于 SDCT 也适用于 MDCT。

聚甲基丙烯酸甲酯 (polymethylmethacrylate, PMMA): 一种商用塑料聚合物,亦称之为有机玻璃 (perspex) 或透明合成树脂 (lucite)。

确定性辐射效应 (deterministic radiation effect)

一种存在剂量阈值的辐射效应。若剂量超过该阈值,则随着剂量增加,效应的严重程度越大。

随机性辐射效应 (stochastic radiation effect): 效应的发生不存在剂量阈值的一种辐射效应,该效应的发生概率正比于辐射剂量,但严重程度与剂量无关。

原始数据 (raw data): 一次扫描中, X 线探测器对所有成像范围和射线的响应值。

重建算法 (reconstruction algorithm): 一种将采集的数据转化

为图像的数学程序。不同的数学算法可对数据的特定方面进行强调、增强或改善。

扫描时间 (scan time): 单次曝光的衰减数据采集, 开始到结束的时间间隔。对一些 CT 扫描机而言, 由于 X 线以脉冲方式输出, 从而扫描时间可能长于曝光时间。

单排探测器 CT (single-detector computed tomography): 使用单排探测器的计算机体层摄影技术, 在一次扫描中, 仅可以以离散方式或连续(螺旋)方式获取一个层面图像。

层面 (slice): 单次 CT 曝光期间, 被扫描的检测模体或患者的一个横断层面(由位置和厚度来确定)。

层厚 (slice thickness): 在该报告中, 所指的层厚与数据获取(层面准直)有关。较宽的层厚(如 2.5mm, 5mm, 10mm)可以利用电子系统将不同探测器排的信号组合起来产生。因此, 用于图像浏览的层厚通常与用于数据获取的层厚概念不同。前者会厚于后者, 但绝不会薄于后者。

空间分辨力 (spatial resolution): 当不同物体间衰减系数的差异与背景噪声相比足够大时(通常认为应至少为 100HU), 在显示的 CT 图像中分辨这些不同物体的能力。

时间毫安调制 (temporal mA modulation): 根据一个基于时间的标准来改变管电流的方式。它通常用于心脏 CT 检查来降低有限兴趣投影角度的辐射剂量, 比如心脏的收缩早期运动速度快, 会降低图像质量。

管电流时间乘积 (tube current-exposure time product, mAs): X 线管电流(mA)和曝光时间(s)的乘积。

容积 CT (volume CT): 参见螺旋 CT。

X 线管电压 (x-ray tube voltage): X 线管阴极和阳极之间施加的电位差。

z 轴调制 (z modulation)

参见纵向调制。

1 MDCT 技术

(1)现代 CT 扫描机使用多排探测器阵列,从而实现了快速扫描和大范围扫描。

(2)所有新型 CT 系统拥有多排探测器和一个或两个 X 线源,并且可提供许多商用的剂量降低工具。

1.1 背景

(3)计算机体层扫描(CT)技术以及其他可选择的诊断方式相比,已经显示出巨大的活力,并且当前的 CT 应用仍在不断发展。目前,随着技术的发展,一系列高新技术得以应用,这些技术包括高功率 X 线管,强大的计算能力,可实现亚毫米层厚、宽范围扫描的多通道探测器以及用 1/3s 即可完成一圈扫描的更快的旋转速度。CT 在动态领域的应用也发挥了重要作用,比如在心血管成像和血管、肌肉、骨骼解剖结构的三维成像中的应用。

(4)对新型 CT 技术的描述有许多术语,这些术语包括多探测器排 CT(multi-detector-row computed tomography, MDRCT)、多排探测器 CT(multi-detector CT, MDCT)、多探测器阵列螺旋 CT(multi-detector-array spiral CT)、多通道 CT(multi-channel CT)和多层 CT(multi-slice CT, MSCT)。沿着患者长轴同时但独立获得的一系列测量通常称为“层”数,此值通常用来表示一个系统的技术性能(比如 64 层 MDCT)。在该报告中,从 CT 技术

角度进行分类,委员会选取 MDCT 这个术语,当涉及某个具体技术应用时则使用如 64-MDCT 的表示法。

(5)在 2000 年,ICRP 出版了名为“计算机体层摄影中患者剂量控制”的报告(ICRP,2000a)。在那个时候,迫切需要将放射学家、医师、医学物理师以及所有从事 CT 的相关工作人员所关注的焦点集中在 CT 检查中每个患者的较高器官剂量、日益增加的 CT 检查频率、临床应用范围的不断扩展以及 CT 检查中对集体剂量贡献的不断增加等方面。而且,当时占主导的技术仍然是单排探测器 CT(SDCT),一次旋转只能允许扫描一个层面,尽管扫描的方式可以是离散(sequential acquisition,逐层采集)或连续(spiral acquisition,螺旋采集)的方式。多排探测器的应用实现了在 z 轴方向上(患者的长轴方向,即头足方向)一次旋转同时扫描多个层面。但在 2000 年报告(ICRP,2000a)出版之际 MDCT 的应用尚处于初期阶段,由于当时数据和实践经验不足以作任何评价,从而在报告中仅简单描述了多排探测器技术对剂量的影响。在随后的几年中,MDCT 的应用显著增加,这项技术也迅速从 4 层发展到 8 层、16 层、32 层、40 层,以至到 64 层。而且,双源 CT 近期也已经得以应用,在该报告出版之际,256 层 MDCT 系统也即将问世。MDCT 扫描速度的不断改进,不仅提高了患者的检查效率,并加快了检查流程,还使得 CT 的应用领域不断扩展(比如心脏 CT、全身扫描)。在过去的 20 年中,全球 CT 扫描应用的增加超过了 800%(Frush,2003)。在美国,1991—2002 年,其中记录在案的 CT 程序的应用平均以每年 10%~20%的速度递增(Fox,2003)。另外,同期在美国,有数据表明用于血管疾病的检查增加了 235%,紧随其后的是心脏检查的应用增加了 145%,其他应用的增加包括腹部检查(25%)、盆腔检查(27%)、胸部检查(26%)和头颈部检查(7%)。随着 64 层 MDCT 的问世,在心脏检查中的应用预期将有大幅度的增加。2002 年数据显示,全球 CT 市场年增幅为 10%,而且这种增长趋势仍在持续。

1.2 MDCT 技术介绍

(6)MDCT 系统是在围绕患者的圆弧上具有多个探测器阵列或具有多排探测器的 CT 扫描机。在 CT 中,与一个横断面对应的探测器阵列由 600~900 个探测器单元组成。在 SDCT 中,仅有一排探测器。MDCT 扫描机的多排探测器属性是指在纵轴方向(患者躺在检查床上时的长轴方向)使用多个探测器阵列(排)。在大多数情况下,MDCT 扫描机的探测器弧与 X 线管保持同步旋转的几何关系。所有 MDCT 扫描机都使用滑环机架,这种技术允许 X 线管以每 0.33s 旋转一圈的速度进行螺旋扫描。1992 年双排探测器扫描机(Elscent CT Twin)开始应用,到 1998 年已经有多个厂家生产出 4 排探测器的 MDCT。这些多排 CT 扫描机的主要优势在于能同时扫描多个层面,从而可以更有效地利用 X 线管的辐射输出(图 1-1)。因此,对于给定体积的扫描时间已显著降低。每旋转一周获得的层面数目或数据通道的数目,自 1998 年后不断增加,至今 64 排探测器系统已广泛应用(Flohr 等,2005a,2005b)。未来几年,在纵轴方向上的探测器阵列不断增加的 CT 扫描机将陆续问世,预期每旋转一周覆盖范围将 $>4\text{cm}$ 。目前具有 256 排探测器的扫描机(旋转中心的纵轴覆盖长度为 12.8cm)的初步研究结果已经发布(Mori 等,2004)。此外,具有双 X 线源的 MDCT 系统现在已经实现商品化(Flohr 等,2006),这预示着 CT 技术和应用将进一步发展。

(7)MDCT 扫描机也可以用薄层扫描特定解剖部位,如此可显著提高纵轴方向上的空间分辨力而并不延长扫描时间。纵轴分辨力的改善有利于多平面重组(垂直于横断面或与横断面呈一定角度的斜面)和三维(3D)再现。螺旋扫描方式还可以获得重叠的数据集,以改善多平面重建和 3D 图像的质量,而患者没有接受额外的辐射剂量。

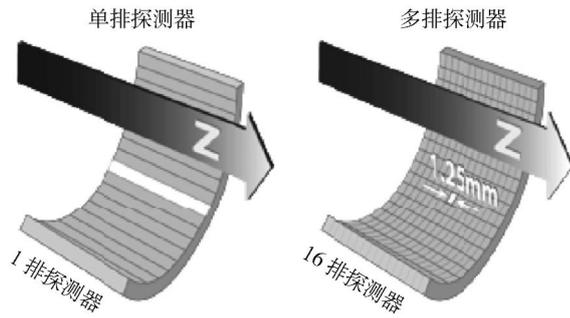


图 1-1 围绕患者的圆弧状探测器单元结构

探测器排垂直 z 轴,所有 CT 扫描机在围绕患者的圆弧上都具有多个探测器单元,但是,MDCT 系统的探测器单元在垂直于 z 轴方向上不止一排

1.3 SDCT 和 MDCT 的区别

(8)SDCT 和 MDCT 之间的一个重要区别在于,如何确定一幅图像或一个层面所代表的厚度。对 SDCT 而言,层厚由患者前后准直确定,从而沿纵轴方向的探测器阵列尺寸要大于射线束预设宽度或者说大于图像层厚(图 1-1),也就是说探测器宽度大于射线束宽度。对 MDCT 而言恰恰相反,辐射束的宽度必须足够宽,以便让所有“有效”探测器排都接受到辐射照射,这些有效探测器是指用于获取特定扫描数据的探测器,然而,最终层厚取决于用于图像重建的单个有效探测器排的宽度。

(9)在图 1-1 中,左图单排探测器 CT(SDCT)系统在垂直于纵轴方向(用 z 表示)上有一排探测器。在这一排探测器上有多个探测器单元分布在围绕患者的圆弧上。右图的 MDCT 系统在垂直于纵轴方向上具有 16 排探测器。SDCT 中,尽管前准直的

辐射束宽度不足 10mm,但探测器的宽度则为 20mm,从而确保可以探测到整个原发射线束。右图的 MDCT 系统在纵轴方向上有 16 个探测器单元,每个单元宽度为 1.25mm,在围绕患者的圆弧上大概布置了 900 个这样的单元。在等中心的探测器宽度仍然是 20mm。根据扫描机的型号和使用的准直不同,会造成原发射线束的一部分射线不能被探测到。这种超宽线束的现象将在 3.2.1 节中叙述。

(10)4 排 MDCT 中有 4 个数据通道可以同时获取 4 层图像,其宽度分别是 1.25mm、2.5mm、3.75mm 和 5mm。更宽的图像厚度(2.5mm,5mm,10mm)可以通过电子系统将两个或两个以上层面的信号组合获得。因此,用于观察的图像的层厚通常不同于数据采集的层厚。在本报告中,术语“层厚”是指数据采集(层面准直)层厚。

(11)由于 MDCT 扫描机探测器排的宽度很窄,且使用第三代几何构造,现在 MDCT 不再使用气体电离探测器。为了满足 1mm 层厚解剖结构的成像,使用的探测器宽度不会超过 1mm(探测器尺寸被规格化为 CT 扫描机架中心处的相对覆盖范围)。

(12)MDCT 探测器阵列的其他设计方式如图 1-2 所示。当需要薄层扫描时,只使用探测器阵列中心区域的探测器,因此,中心区域之外就没有必要使用窄的探测器阵列。处于两边的较宽探测器可以同时获取 4 层 5mm 厚的图像。这种设计相对便宜,并具有较高的几何效率。

(13)目前,MDCT 系统可以在 z 轴方向上同时获取 64 层图像(图 1-3)。4 个 CT 的生产厂家中有 3 个使用 64 排探测器,每个探测器的尺寸为 0.625mm 或 0.5mm。另外一个生产厂家使用 32 排探测器,每个探测器的宽度为 0.6mm,并采用飞焦点技术获得有重叠的 64 层图像(Flohr 等,2005b),这项技术可以减少螺旋扫描伪影,并提高纵轴方向上的空间分辨力(Flohr 等,2005b)。

(14)对于序列或轴向数据的采集方式(在 X 线管绕患者旋转

一圈时检查床静止不动),每个数据通道采集足够的数产生一个“层面”或一幅图像,从理论上讲,在 z 轴方向上可以重建 64 幅独立的图像。在薄层扫描时,由于考虑“锥形束”几何因素的约束,X 线管旋转一圈产生的图像数可能要少于 64 层。例如,由于要考虑锥形束的影响,某个厂家的 16 排 MDCT 扫描机在使用轴向扫描方式时,只使用 12 个数据通道(Flohr 等,2005a,2005b)。

(15)MDCT 的首要特性不是探测器排的数目,而是一次扫描同时获得的层面数目。扫描中同时包含的层面数目越多,就会改善扫描给定体积时所需的速度。最初,一次扫描仅限于同时采集 4 个层面,主要是受到数据的采集量和传输量的制约。在当时,出于对技术和成本的考虑,所有系统只限于同时获取 4 层图像数据。另外,在 4 排 MDCT 系统中锥形束伪影也并不严重,但是随着同时获得的层数的增加,使用传统扇形束重建算法导致的伪影越来越凸现出来。只有应用了 3D 锥形束重建算法(或用锥形束校正的改进扇形束算法),并具备了该算法所需要的强大计算能力之后,才推出了 8 排和 16 排 MDCT 扫描机。

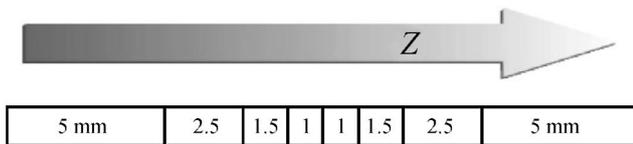


图 1-2 两个主要 CT 生产厂家的 MDCT 使用的探测器几何图示
 该探测器阵列纵(z)轴宽 20mm,包含 8 排不同宽度的探测器,可以同时扫描 4 层层厚为 5mm 的图像

(16)螺旋 CT 的出现,在 CT 术语中开始引入了一个新采集参数,即螺距。螺距是 X 线管旋转一圈床步进的距离与 X 线束的宽度的比值。对 MDCT 而言,有些生产厂家使用另外一个螺距定义,即为 X 线管旋转一圈床步进的距离与单个数据通道对应的

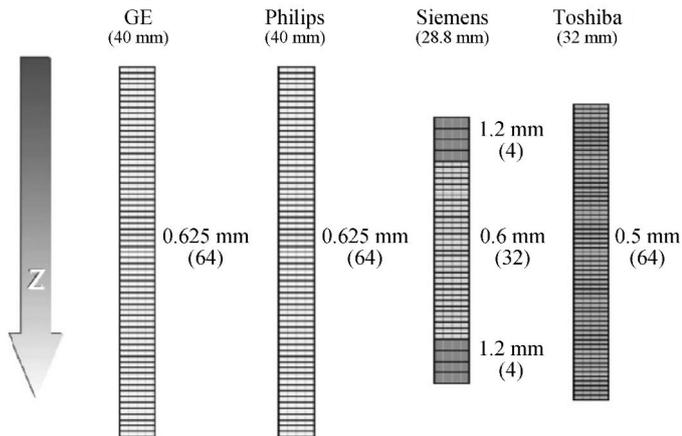


图 1-3 4 个 CT 生产厂家的 MDCT 使用的探测器几何图示

西门子的 64 排 MDCT 使用 32 排亚 mm 级探测器,并采用飞焦点技术获得有重叠的 64 层数据

宽度之比,由此计算的螺距值可为 3 或 6。由于上述情况的出现,从而产生了许多混淆。国际电工委员会(International Electrotechnical Commission, IEC)的 CT 安全标准对螺距最初的定义进行了修订(检查床的移动距离与整个线束宽度的比值),并作为唯一承认的螺距定义(IEC 2002, McCollough 和 Zink 1999)。螺距的此种定义揭示了射线束的重叠程度:螺距等于 1 表示连续射线束, <1 则表示射线束有重叠,而 >1 表示射线束之间有间隙。

(17)两个生产厂家公布的管电流时间乘积(mAs)是纵轴方向单位长度的平均 mAs,称之为有效 mAs 或 mAs/层,用实际 mAs 除以螺距进行计算。实际 mAs 与单位长度 mAs 之间的区分非常重要,因为随着螺距增加,CT 扫描机软件系统会自动提高 mA,从而保持图像噪声的一致性(Flohr 等, 2003a, 2003b; Madesh 等, 2001)。当系统显示有效 mAs 或 mAs/层时,用户可能会

忽略实际 mA 随螺距的改变而改变。对其他 MDCT 系统,螺距或层厚改变, mA 值也会自动调整,以便使图像噪声保持一致,并在系统上显示改变后的 mA 值,而且 mA 改变后选择对话框会变成橙色以提醒用户注意规定的 mA 值发生了改变。

1.4 未来的发展

(18) 近来,使用近 1 000 排甚至更多排(与目前临床应用的 16~64 排 MDCT 相比较)的大面积探测器的锥形束 CT(CBCT)已有相关介绍。使用一个或两个平板探测器的 CBCT 是一种正在发展的成像方式,但目前尚没有商业化的真正的锥形束系统上市。利用这种实验系统获得的报告表明,该系统可用于术中成像、介入放射学检查、骨骼和肺成像、乳腺摄影和放射治疗(Siewerdsen 等,2005;Daly 等,2006;Ross 等,2006;Guerrero 等,2006;Glick 等,2007)。其优势在于更短的扫描时间、更宽的 z 轴扫描覆盖范围和更高的近乎各向同性的空间分辨力。目前实验阶段的一些薄弱环节包括缺乏与腔内导航系统的整合,难于消除散射射线,存在伪影,X 线源出射口使用固定的准直,以及使用标准 100mm 长度 CT 电离室测量剂量的不准确性等多个方面(Ross 等,2006;Siewerdsen 等,2005)。

(19) 有许多研究者已经验证了使用平板探测器的 CBCT 乳腺成像技术对整个乳房进行容积成像(Glick 等,2007;Kwan 等,2007;Shaw 等,2005)。确定最优化结构设计和参数组合的依据是患者剂量标准,即平均腺体剂量(MGD)不应高于典型的两个投照体位的传统乳腺摄影所限定的剂量值(Glick 等,2007)。CBCT 在牙科和颌面部成像中的应用也在不断发展(Guerrero 等,2006;Sukovic,2003)。一些促进剂量降低的研究已有文献报道(Tsiklakis 等,2005;Ludlow 等,2003)。

1.5 本报告的动机

(20)随着 ICRP87 号出版物(ICRP,2000a)、《英国医学杂志》的特邀报告(Rehani 和 Berry,2000)和 AJR2001 年 2 月专刊的发布,人们将关注的目光投向了 CT 剂量控制的问题。有两篇论文阐述了儿童 CT 扫描中参数的不恰当选择(Paterson 等,2001; Donnelly 等,2001)。在此基础上,Brenner 等人进一步报告了接受 CT 检查的儿童人群潜在发生癌症的风险。这些出版物提示儿童进行 CT 检查的人数越来越多(由于临床有效需求的原因),但是他们也警示我们 CT 检查数量不断增加会带来过度照射和儿童人群癌症发生率增加的潜在危险。在 AJR 杂志上由 Lee F. Rogers 撰写的社论中提到:“儿童检查过度,这令人非常遗憾。”这些报告同时引起了媒体的关注,从而临床和放射防护协会也承认应该更加慎重审核 CT 检查中的辐射剂量。有关 CT 中辐射剂量以及剂量控制的出版物数量明显增加。目前,生产厂家也更加重视降低辐射剂量,并在降低扫描时间的同时提高影像的最优化。近年来,所有生产厂家都已经将如何加强 CT 辐射剂量的控制作为重点列入议事日程。

(21)在 2005 年,委员会认识到 MDCT 的时代已经到来,一系列降低剂量的手段已面向市场。为此,委员会决定有必要修订 ICRP 第 87 号出版物(ICRP,2000a),来阐述这些降低剂量的手段、CT 应用的新进展以及在医疗照射中不断增加的 CT 检查对集体剂量的贡献。除了对 CT 技术进展的评论外,还有一系列问题需要阐明,例如:

- MDCT 的应用增加还是降低了患者剂量?
- 对患者剂量增加的病例,引起剂量增加的原因是什么?
- 新技术如何进行剂量的控制?
- CT 操作者应该采取哪些措施?

- 是否需要开展相关的特殊教育?

(22)和以前的报告相同,该报告的主要读者是医学成像专业人士:放射医师、心血管医师、技术人员、医学物理师和涉及患者剂量控制的研究人员。此外,这个报告提供的许多参考文献对于申请 CT 检查的医师、拥有 CT 扫描机的内科医师、国家执法和监管当局、生产厂家以及医院管理人员是有用的。

参 考 文 献

- [1] AJR,2001. Am. J. Roentgenol. 176,287-306.
- [2] Brenner,D. ,Elliston,C. ,Hall,E. ,et al. ,2001. Estimated risks of radiation-induced fatal cancer from paediatric CT. Am. J. Roentgenol. 176, 289-296.
- [3] Daly,M. J. ,Siewerdsen,J. H. ,Moseley,D. J. ,et al. ,2006. Intraoperative cone-beam CT for guidance of head and neck surgery: Assessment of dose and image quality using C-arm prototype. Med. Phys. 33 (10), 3767-3780.
- [4] Donnelly,L. F. ,Emery,K. H. ,Brody,A. S. ,et al. ,2001. Minimizing radiation dose for paediatric body applications of single-detector helical CT:Strategies at a large children's hospital. Am. J. Roentgenol. 176, 303-306.
- [5] Flohr,T. ,Ohnesorge,B. ,Bruder,H. ,et al. ,2003a. Image reconstruction and performance evaluation for ECG-gated spiral scanning with a 16-slice CT system. Med. Phys. 30,2650-2662.
- [6] Flohr,T. ,Stierstorfer,K. ,Bruder,H. ,et al. ,2003b. Image reconstruction and image quality evaluation for a 16-slice CT scanner. Med. Phys. 30,832-845.
- [7] Flohr,T. G. ,Schaller,S. ,Stierstorfer,K. ,et al. ,2005a. Multi-detector row CT systems and image reconstruction techniques. Radiology 235, 756-773.
- [8] Flohr,T. G. ,Stierstorfer,K. ,Ulzheimer,S. ,et al. ,2005b. Image re-

- construction and image quality evaluation for a 64-slice CT scanner with z-flying focal spot. *Med. Phys.* 32, 2536-2547.
- [9] Flohr, T. G. , McCollough, C. H. , Bruder, H. , et al. , 2006. First performance evaluation of a dual-source CT (DSCT) system. *Eur. Radiol.* 16, 256-268.
- [10] Fox, S. H. , 2003. Emerging developments in multi-detector CT. Presented at *Advances in Multidetector CT Meeting*, Washington, DC, September 13-14.
- [11] Frush, D. P. , 2003. CT radiation dose optimisation in children. Presented at *Advances in Multi-detector CT Meeting*, Washington, DC, September 13-14.
- [12] Glick, S. J. , Thacker, S. , Gong, X. , et al. , 2007. Evaluating the impact of x-ray spectral shape on image quality in flat-panel CT breast imaging. *Med. Phys.* 34 (1), 5-24.
- [13] Guerrero, M. E. , Jacobs, R. , Loubele, M. , et al. , 2006. State-of-the-art on cone beam CT imaging for preoperative planning of implant placement. *Clinical Oral Investigations* 10 (1), 1-7.
- [14] ICRP, 2000a. Managing patient dose in computed tomography. ICRP Publication 87, *Ann. ICRP* 30(4).
- [15] IEC, 2002. Medical Electrical Equipment. Part 2-44: Particular requirements for the safety of x-ray equipment for computed tomography. IEC publication No. 60601-2-44. Ed. 2. 1. International Electrotechnical Commission (IEC) Central Office, Geneva, Switzerland.
- [16] Kwan, A. L. , Boone, J. M. , Yang, K. , et al. , 2007. Evaluation of the spatial resolution characteristics of a cone-beam breast CT scanner. *Med. Phys.* 34 (1), 275-281.
- [17] Ludlow, J. B. , Davies-Ludlow, L. E. , Brooks, S. J. , 2003. Dosimetry of two extraoral direct digital imaging devices; NewTom cone beam CT and Orthophos Plus DS panoramic. *Dentomaxillofacial Radiol.* 32 (4), 229-234.
- [18] Mahesh, M. , Scatarige, J. C. , Cooper, J. , et al. , 2001. Dose and pitch relationship for a particular multislice CT scanner. *Am. J. Roentgenol.*

- 177,1273-1275.
- [19] McCollough, C. H. , Zink, F. E. , 1999. Performance evaluation of a multi-slice CT system. *Med. Phys.* 26,2223-2230.
 - [20] Mori, S. , Endo, M. , Tsunoo, T. , et al. , 2004. Physical performance evaluation of a 256-slice CT-scanner for four-dimensional imaging. *Med. Phys.* 31,1348-1356.
 - [21] Paterson, A. , Frush, D. P. , Donnelly, L. F. , 2001. Helical CT of the body: Are settings adjusted for paediatric patients? *Am. J. Roentgenol.* 176,297-301.
 - [22] Rehani, M. M. , Berry, M. , 2000. Radiation doses in computed tomography. The increasing doses of radiation need to be controlled (Editorial). *BMJ* 4;320,593-594.
 - [23] Rogers, L. F. , 2001. Taking care of children. Check out the parameters used for helical CT (Editorial). *Am. J. Roentgenol.* 176,287.
 - [24] Ross, W. , Cody, D. D. , Hazle, J. D. , 2006. Design and performance characteristics of a digital flat-panel computed tomography system. *Med. Phys.* 33 (6),1888-1901.
 - [25] Shaw, C. , Chen, L. , Altunbas, M. , et al. , 2005. Cone beam breast CT with a flat panel detector - Simulation, implementation and demonstration. *Conf. Proc. IEEE Eng. Med. Biol. Soc.* 4,4461-4464.
 - [26] Siewerdsen, M. J. , Moseley, D. J. , Burch, S. , et al. , 2005. Volume CT with a flat-panel detector on a mobile, isocentric C-arm; Pre-clinical investigation in guidance of minimally invasive surgery. *Med. Phys.* 32 (1),241-254.

2 MDCT 的辐射剂量

(23)与单排探测器 CT 扫描机(SDCT)相比,MDCT 有一些特殊方面会系统地增加或降低患者剂量。

(24)最初的报道显示,MDCT 比 SDCT 的患者剂量增加了,但近期的报告显示两种扫描的剂量相当或 MDCT 有所降低。

(25)如果 MDCT 的用户选择与 SDCT 相同的参数设置,则患者剂量会增加。参数设置必须适用于特定的 CT 扫描机型。

2.1 简介

(26)CT 应用的增加会引起集体剂量发生改变,而单次 CT 检查对患者个体辐射剂量也会改变,将两者区别开来是非常重要的。在临床条件下,患者个体剂量是关注的焦点,但对公众健康管理而言,则更应关注与受照人群相关的集体剂量的控制、规划和信息收集。在该报告中,假设当患者剂量控制在与满足诊断需求的影像质量相匹配的水平时,对适当的 CT 检查而言,认为利益风险比是足够大的,在此假设的基础上,来关注患者个体剂量问题。当对 CT 检查的正当性存在疑义时,该检查的社会风险将凸显出来,因为个人接受 CT 检查的预期利益可能忽略不计。

(27)辐射诱导的健康效应与器官和组织接受的平均吸收剂量(器官剂量)相关。由于器官剂量通常不能直接测量得到,需要利用许多间接方法来评估 CT 实践中的器官剂量。这些方法使用的量可以直接在空气中测量(空气中的空气比释动能)或在模体

中(模体中的空气比释动能)测量得到。运用这些直接测量的量或利用计算方法得到的量,医学物理师可以估算器官剂量或有效剂量。有关 CT 中使用的剂量学量的详细描述,包括有效剂量,都在附录 A 中介绍。委员会了解到 ICRU 已经为 CT 非正式地推荐了 CT 空气比释动能指数这个量(ICRU,2006),但是,在这个报告中引用的文献早于 ICRU 的推荐,从而没有采用 CT 空气比释动能指数。

(28)当上下文没有专门指出所使用的某一剂量参量[如有效剂量、CT 剂量指数(CTDI)、剂量长度乘积(DLP)]时,本报告中使用一般性的术语,如剂量(dose)、患者剂量(patient dose)和辐射剂量(radiation dose)。如果要使用某个特殊剂量参量,就会明确地指出这个参量的名称。本报告上下文中在涉及单个人或多人受到辐射照射时要使用照射量(exposure)这个一般性术语。

2.2 MDCT 的剂量是否不同,如果不同,为什么

(29)在 MDCT 引入临床后的最初报告中认为,MDCT 中患者剂量相对于 SDCT 而言增加了,然而近来一些报告则显示,对相同的 CT 检查两者的剂量相当,甚至 MDCT 要低于 SDCT 的剂量。MDCT 高剂量的首要原因包括:早期的 4 层 MDCT 中剂量效率低;用于 3D 重建的薄层扫描中,为了降低图像噪声而需要增加剂量;更大患者扫描容积和多对比时相扫描更容易实现。在 4 层 MDCT 系统中,当使用薄层(层厚 $<2\text{mm}$)扫描时有很大百分比的 X 线束被浪费,但在 16 层或更多层的 MDCT 中这种无效的程度在减小,只有百分之几的量级。在获取薄层图像宽度(1mm 或以下)时,为了提高剂量效率,MDCT 系统应尽可能地同时采集 16 层或更多层图像。

(30)当用螺旋方式采集数据时,为了重建指定成像范围的图

像有足够数据,所有 CT 扫描机在扫描开始和末尾都需要额外扫描一圈。随着 MDCT 扫描机总探测器宽度增加,或总扫描长度减少,这种效应造成的效率降低会更加明显。

(31)自从 1998 年末引入 4 层 MDCT,就开始高度重视新的检查策略和扫描方案参数。在第一台商用 4 层 MDCT 安装几周后就对其剂量进行了测量,并在薄层扫描时注意到剂量效率降低的问题(McCollough 和 Zink,1999)。在获得相当的噪声水平下,不同层厚之间的剂量可增加至 2 倍(McCollough 和 Zink,1999)。根据不同的机型和扫描参数,由于采用更小的源-皮距、X 线剖面分布曲线的宽度大于探测器宽度,以及使用重叠的射线束(比如采用 0.75 的螺距),从而也有更高剂量的报道。Huda 和 Mergo (Huda 和 Mergo,2001)曾报道过头部检查有效剂量增加 30%,体部检查增加 150%。其他一些研究也有患者剂量增加的报道(McCollough 和 Zink,1999; Giacommuzzi 等,2001; Brix 等,2003; Dawson,2004; Yates 等,2004)。最近出版的 2003 年英国 CT 剂量调查的结果显示,自从 1991 年英国全国 CT 剂量调查以来,CT 检查中患者平均剂量有所降低(Shrimpton 等,1991,2005)。在这次调查中,MDCT 系统的剂量总体而言稍高于新型 SDCT 扫描机的剂量,同时也显示,从 20 世纪 80 年代到 90 年代末,由于厂家放弃了使用效率低下的气体电离室探测器,使得 SDCT 的剂量总体降低了。4 层 MDCT 的应用暂时改变了这种剂量降低的趋势。最初的 MDCT 较高剂量的报告导致人们认为 MDCT 的剂量一定比 SDCT 高。早期 MDCT 扫描机剂量较高的一个重要原因是由于有很大比例的 X 线束宽度没有用于成像而降低了剂量效率(McCollough 和 Zink,1999; Lewis 和 Edyvean,2005)。现代 MDCT 系统具有更高的剂量效率,不能用于成像的线束宽度降至最多 2~3mm。因此,在线束宽度为 20mm 及以上时,CTDI 的增加仅为百分之几,但在线束宽度 $<4\text{mm}$ 时,剂量指数的增加可能会加倍,甚至更高。

(32)对 SDCT 扫描机而言,由于 X 线管热容量的局限,管电流和扫描长度也有所限制。当薄层扫描时,图像噪声会增加,这也促使许多用户增加管电流来弥补这种情况下噪声的增加。随着 X 线管技术的改进,MDCT 扫描机可以在更高的功率水平下运转,使得旋转速度更快和总扫描时间更长。MDCT 的 X 线管热容量局限性的降低,为诊断影像质量的提高开拓了空间,但如果扫描方案得不到精心控制,也势必会增加剂量。

2.3 用户由 SDCT 更换为 MDCT 时应考虑什么

(33)与 SDCT 相比,MDCT 具有系统性地增加或降低患者剂量的一些特有参数(Nagel,2002;Prokop,2003),这些参数在下面加以描述。

2.3.1 增加 MDCT 剂量的因素

(34)如果采用相同的 mA 设置,即使是同一厂家的机器,MDCT 的剂量也会比 SDCT 的剂量高。这首先要归因于 X 线管到探测器距离的不同,当然,不同厂家 CT 扫描机 X 线管和探测器在设计上的不同也有一定的影响。需要强调的是,在从一种机型换到另外一种机型时,扫描方案的“转移”应该采取审慎的态度。当使用一种新型 MDCT 时,应该对获得最优化图像质量的一些技术因素进行评价,以继续保持甚至降低辐射剂量。

(35)对 4 层 MDCT 扫描机而言,使用窄的准直(例如 $4\text{mm} \times 1\text{mm}$ 或 $4\text{mm} \times 1.25\text{mm}$)会降低几何效率,导致剂量(CTDI)增加。对于 $4\text{mm} \times 1\text{mm}$ 或 $4\text{mm} \times 1.25\text{mm}$ 的准直,剂量增加为 $30\% \sim 60\%$,但在 $2\text{mm} \times 0.5\text{mm}$ 或 $2\text{mm} \times 0.625\text{mm}$ 准直的情况下,剂量的增加会高达 145% 。在 16 层 MDCT 推出以后,这种剂量增加的情况就不再出现。

(36)一些 4 层 MDCT 系统的生产厂家使用容易引起误解的术语“螺距”(如使用螺距值 3 或 6),会错误地暗示辐射剂量会相应降低。螺距值大仅代表扫描速度的提高。IEC 的 CT 安全标准对螺距的定义进行了明确阐述,将最初的定义作了重新规定,即扫描床的步进距离除以总的线束宽度作为唯一可接受的螺距定义(IEC,2002)。这就澄清了有关螺距定义的混淆。根据 IEC 螺距定义,对 4 层 MDCT 的螺距值为 3 或 6 的情况重新计算,得到的螺距值实际分别为 0.75 和 1.5。

(37)另外,有两个厂家使用螺距修正的 mAs(每层 mAs 或有效 mAs),这些术语的引入引起了一些混淆,并导致技术参数选择或高于或低于规定值。例如,有效 mAs 的术语是指管电流时间乘积(mAs)除以螺距。有些用户发现,由于这个术语已经将螺距因素考虑在内,从而使得给定噪声水平的选择变得更加容易。但是,上述两个术语的混淆也导致了剂量的大幅度增加。如果用户选择使用与以前同一厂家的 SDCT 相同的 mAs 设定时,这种情况便会发生。例如,先前的 SDCT 使用螺距为 2,设定条件为 200mAs 时,对应着多排 CT 的有效 mAs 为 100。在 MDCT 扫描机上选择 200mAs 意味着选择的有效 mAs 为 200,相对于 SDCT 系统,在此情况下(其他影响剂量的因素都没有改变)患者剂量会加倍。

(38)操作者是否能充分认识到剂量随层厚减小按指数规律增加是非常重要的。纵轴空间分辨力的改善降低了部分容积效应,并提高了小物体的对比度,因此,即使图像具有较高的噪声水平,也未必会严重损害诊断准确性,反而,对比度噪声比可能保持不变,甚至提高。例如,如果层厚从 5mm 降低到 1mm,被 CT 探测器探测到的 X 射线的强度会降低到 1/5,而噪声会增加至 5 的平方根倍,即从 100% 增加到 224%。为了弥补噪声的增加,唯一的方法是增加 5 倍的剂量,然而,由于部分容积平均化程度的降低使得对比度提高了,从而就不必再增加剂量了。

2.3.2 降低 MDCT 剂量的因素

(39)至少在下述两种情况下可以明显降低 MDCT 的患者剂量。

(40)第一种情况,通过薄层扫描采集的单组数据,可同时用于具有较高或标准纵轴分辨力的图像,分辨力的大小取决于重建的图像层厚。在胸部检查中,一个扫描序列就足够了,而不需要两个扫描序列(一个标准扫描,一个高分辨力扫描)。此外,利用同一组 MDCT 螺旋扫描数据对面骨和鼻窦进行二次重组得到横断面、冠状面和斜面图像,也不需要进行额外的扫描。在这些情况下,一次采集即可获得必要的薄层和厚层图像(分别对应较高的纵向空间分辨力和较高的轴向低对比分辨力),从而降低了患者总的辐射剂量。

(41)第二种情况,较短的旋转时间和较宽的辐射束使得扫描速度增加,从而在单次屏气内所能覆盖的扫描范围得到显著增加。因此,运动伪影的发生率降低了。这个优点还有助于减少重复检查,尽管还没有数据证实。为了确保两次屏气扫描之间没有解剖结构的遗漏,一般需要几厘米范围的重叠扫描,这在 MDCT 中可以避免。

2.4 剂量调研结果和诊断参考水平

(42)为了落实委员会辐射防护最优化的原则,对 CT 几个剂量学的量($CTDI_w$ 、DLP)和有效剂量,以及这些量与诊断参考水平的比较进行了调查,结果证明这是一种促进患者剂量控制的可行性方式(Shrimpton 等,2005)。近年来的一些调查,记录了 MDCT 对 $CTDI_w$ 、DLP 和有效剂量的影响,并与 SDCT 对它们的影响作了比较(Brix 等,2003;Origgi 等,2006;Papadimitriou 等,2003;Shrimpton 等,2005;Tsapaki 等,2001,2006)。来自几个国

家和跨国研究得到的成年患者的诊断参考水平(diagnostic reference levels, DRL)数据列在表 2-1 中。表 2-2 给出了一个国家对儿童患者推荐的 DRL(分别使用 $CTDI_w$ 、 $CTDI_{vol}$ 和 DLP)数据。表 2-3 列出了 SDCT 和 MDCT 有效剂量的比较。表 2-1 和表 2-3 中的数据主要适用于 2 排、4 排、8 排或 16 排 MDCT 系统,目前仅有少量的 16 层或 64 层 MDCT 系统的数据。

表 2-1 源于不用研究的成年患者诊断参考水平

检查部位	IAEA 研究数据 (Tsapaki 等, 2006) ^a	英国 SDCT 的 DRL(Shrimpton 等, 2005)	英国 MDCT 的 DRL (Shrimpton 等, 2005)	欧洲 SDCT 的 DRL (EC, 2000a)	欧洲 MDCT 的 DRL(Bo-ngartz 等, 2004)
头部	527	760	930	1 050	337
胸部	447	760	940	650	267
腹部	696	510	560	780	724

a:该数据来自 6 个国家的 10 个有代表性的研究中心,包括 SDCT 和 MDCT 扫描机

本表以 DLP(mGy cm)作为剂量参量,所列数据为调查平均值的第三个四分位(75%)值

表 2-2 儿童患者诊断参考水平(Shrimpton 等, 2005)

检查部位及年龄(岁)	$CTDI_w$ (mGy) ^a	$CTDI_{vol}$ (mGy) ^a	DLP(mGy cm)
胸部:0~1	23	12	204
胸部:5	20	13	228
胸部:10	26	17	368
头部:0~1	28	28	270
头部:5	43	43	465
头部:10	52	51	619

a: $CTDI_w$ 和 $CTDI_{vol}$ 是利用直径为 16cm 的剂量模体测量和计算得到的
本表所列数据为调查平均值的第三个四分位(75%)值

表 2-3 使用 SDCT 和 MDCT 系统进行不同 CT 检查对应的有效剂量 (Brix 等, 2003)

检查部位	SDCT 的有效剂量 (mSv)	MDCT 的有效剂量 (mSv)
腹部和盆腔	17.2	14.4
肝/肾	8.7	11.5
腹主动脉	7.6	10.3
冠脉 CTA	—	10.5
颅脑	2.8	2.8
面部和鼻窦	1.1	0.8
面部和颈部	2.0	2.0
胸部	6.2	5.7
盆腔	8.8	7.2
胸主动脉	5.8	6.7
肺血管	3.6	5.4
颈椎	2.1	2.9
腰椎	2.7	8.1

(43)随着 CT 对医疗照射集体剂量的贡献越来越大,每个 CT 中心都需要建立一定的质量控制策略,这是非常重要的。欧洲质量标准 (Bongartz 等, 2004) 在这方面非常有用。这些质量控制的动议必须直接针对在保证满足诊断需求的影像质量的同时控制患者剂量。有证据表明,许多临床状况使用较低的剂量也可以提供必要的诊断信息 (Kalra 等, 2004b)。近期研究表明,英国目前的诊断参考水平可以进一步降低 (Shrimpton 等, 2005)。特殊 CT 程序为满足临床适应证的需求而建立特定的诊断参考水平也是合适的。Aldrich 等 (2006) 发现,在腹部 CT 检查中,图像噪声与患者体重相关,他们使用 5 分法对图像质量评分 (得分从 1 分到 5 分, 5 分最好) 发现,在整体图像质量为 4.5 分时,在腹部 CT 图像中选取的特定位置的噪声平均值为 16HU。将该值作为噪声的目标值,他们建立了管电流与患者体重之间的关系函数,并且发现,使用该方法可以降低所有体重 < 70kg 的患者的剂量,

体重最轻(35.4kg)的患者剂量(以 DLP 估计量为依据)比参考水平要低 72%。IAEA 通过合作研究项目对涉及的 6 个国家和 9 个 CT 扫描机型进行的调查显示,当保持影像的诊断置信水平的情况下,对成年群体的常规胸部和腹部 CT 检查,有降低患者剂量的可能性(IAEA,待出版)。该合作研究项目的主要目的在于,开发一个简单的方法使用户可以确定不同体重患者检查所采用的曝光条件,而不是使用目前采用的根据标准身材患者确定的缺省曝光参数。研究者开发了一个简单的 mAs 预测公式,用于控制所有体重类型患者的辐射剂量。研究结果表明:患者体重可作为所需剂量的一个好的预测指标;可接受的噪声水平能达成一致见解;可接受噪声水平随身材增加而增加。该项研究还对 CT 剂量评估方法学的如何实施提出了推荐方案。

2.5 辐射风险的观点

2.5.1 确定性风险

(44)尽管 CT 对集体剂量的贡献很大,在有些国家甚至能占到所有医疗照射的 70%,但是就单次程序患者个人皮肤剂量而言,其值仍远远低于引起确定性损害的剂量水平。这一点,CT 程序不同于介入诊疗程序,在介入诊疗程序中患者峰值皮肤剂量超过引起各种类型皮肤损害剂量阈值的情况已有报道,而且也有许多严重皮肤损害的病例报道(Rehani 和 Ortiz Lopez, 2006)。在某些放射学检查(例如灌注或介入 CT)过程中,患者的特定解剖位置长时间接受射线照射,当患者经历多次此类检查时则不能完全排除确定性效应的发生。在近期发表的论文中,Imanishi 等(2005)报道了 3 例暂时性带状脱发病例,他们曾接受了 MDCT 灌注和颅脑数字减影血管造影(digital subtraction angiography, DSA)联合检查(图 2-1)。所有这些患者在接受灌注 CT 检查的

同期还进行了两次颅脑血管造影。如果同一患者的同一部位接受多次放射学检查的话,确定性效应发生的可能性不能排除。根据本报告,局部皮肤吸收剂量达到 3~5Gy 时,3 周内就会发生辐射诱发的暂时性脱发。而局部皮肤单次照射剂量超过 7Gy 或多次照射累积剂量 $>50\sim 60\text{Gy}$ 时,就会发生永久性脱发(Imanishi 等,2005;ICRP,2000b)。在开展对某一解剖部位的重复 CT 检查之前,如灌注或介入 CT,操作者应该首先确认在最近几周内该患者是否曾接受过涉及该检查部位的其他放射检查。如果接受过照射,应该尽可能地采取其他替代成像方法,如果没有其他替代方法,在开展该项检查时,应尽可能采取有效措施避免达到辐射诱发皮肤损伤剂量阈值。同时,在检查之前,如果医疗状况允许,应首先由有资质的医学物理师估算皮肤剂量。

2.5.2 随机性风险

(45)如果一位患者在一生中的早期接受了器官剂量为几十个 mGy 的 CT 检查,则他是否会由此引起特定的癌症还很难确定。不过,从统计学角度来看,在 CT 检查中接受的照射会引起潜在特定癌症发生风险的小幅增加,特别是在儿童中(Brenner 等,2001)。终生单位器官剂量的癌症病死率风险随年龄变化而变化。美国电离辐射生物效应委员会(BEIR)第Ⅶ报告指出,对男性而言,在其生命的第 1 年接受相同辐射剂量引起的癌症风险,是在 20—50 岁的 3~4 倍(BEIR,2006)。而且,接受相同的剂量,女婴发生的辐射风险几乎是男婴的 2 倍。因此,社会对这些最敏感人群的保护是非常重要的。在许多检查中心,接受 CT 检查的 15 岁以下儿童占到了所有 CT 检查的 15%~20%,并且 CT 检查的重复率在不断增加。自从 2001 年公布了儿童 CT 检查的曝光条件与成人相同以来(Paterson 等,2001;Rogers,2001),越来越多的人认识到应选取适合儿童的曝光条件。使用生产厂家开发的一些降低剂量的新方法,用户可以根据患者身材来调整 CT 剂量,

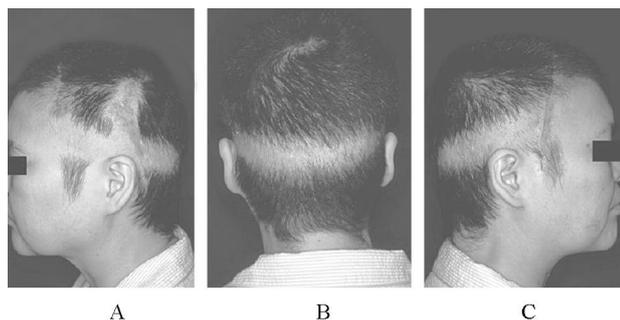


图 2-1 一位患有蛛网膜下腔出血的 53 岁妇女的带状脱发。该暂时性脱发最初发现是在第一次头部灌注 CT 检查后的第 37 天,脱发持续了 51 天。该患者入院后最初 15 天内接受了 4 次头部灌注检查和两次头部血管造影检查

(摘自 Imanishi Y.、Fukui, A. 和 Niimi, H., Radiation-induced temporary hair loss as a radiation damage only occurring in patients who had the combination of MDCT and DSA, *European Radiology*, 15 (2005):41-46, 并得到 Springer Science 和 Business Media 的授权)

这种方法也满足资质认证和监管机构的低剂量的要求(McCollough 等, 2006)。资质认证和监管程序规定,按照患者身材来确定技术参数,是保证儿童患者避免接受不必要高剂量照射的重要途径。

2.6 患者剂量控制的职责

(46)ICRP 所阐述的辐射防护的原则是正当性、辐射防护最优化和剂量限值(ICRP, 1991)。但委员会没有为患者推荐剂量限值,而是推荐实施诊断参考水平来实现辐射防护最优化原则。为

了实现期望的目标而获得一定质量要求的图像并将患者剂量控制在与临床需求相匹配的水平是放射医师的责任。ICRP 还要求全体的正当性和个体防护的正当性(ICRP,1991)。为立法机构提供支持的专业团体应该提供全体正当性和个体正当性的指导方针,对涉及电离辐射的检查,比如 CT 的正当性的实施是避免不必要照射的重要途径和辐射防护的有力工具。对个体病例开展检查的正当性判断是接诊医师的责任,同时还要听取放射医师的建议,尽可能地选择满足诊断需求的其他检查方式。正当性其他方面的问题在第 4.1 节中涉及,在 4.1 节中对各自分担责任问题作了解释。本出版物的内容包括许多这类报告的回顾。不过,保持许多专业协会之间一致性并提供建议也是本报告的责任。有些参考报告来自英国皇家放射医师协会(RCR)和美国放射学院(ACR),这些报告根据临床状况,为选择某个特定检查提供了正当性的判断(ACR,2000;RCR,2003)。无论是发展中国家还是发达国家,都存在许多非正当性的照射情况。但目前尚缺乏发布的有关信息来表明有多少非正当的 CT 照射以及能在多大程度上通过不同措施避免这种非正当检查。专业医学协会应该与医学物理专家合作来调查这类实践,对非正当性实践应用的数量进行估算并制定相关策略以避免非正当照射。与正当性不同,辐射防护最优化已得到了足够的重视,换句话说,关于利用最优化原则所实现的剂量降低程度方面的相关资料在文献中有很多。

(47)生产厂家的责任是什么呢?设备的设计并满足国际标准和法规的应用要求是生产商家的责任。由于放射学团体对剂量的极大重视已经引起了生产厂家对患者剂量的关注。AJR 中一篇社论引起生产厂家关注(Rogers,2001),文中指出:“设备生产厂家应该加入到确保儿童 CT 检查中实现尽可能低剂量的战斗中。这一般不需要对硬件做太大改动,当然,如果确实有必要,则必须进行全面改动。并且,就此而言,一般不必要改变或添加软件,也不应该购买所谓的‘儿童软件包’。技术人员或放

射医师应该能够通过选择正确的曝光参数实现所期望的辐射剂量降低。即使目前他们还不能做到这点,生产厂家也应确保其可用性。”此外,生产厂家必须提供可记录剂量的一体化系统,使得剂量相关信息可与患者病历联系起来。这项动议将有助于跟踪患者累积剂量并制订重复或随访 CT 检查计划。生产厂家扮演着非常重要的角色,继 ICRP87 号报告(ICRP, 2000a)和 2001 年 AJR 的一些出版物之后,人们注意到,生产厂家在不断提高对降低 CT 剂量问题的重视程度。尽管生产厂家通过开发自动曝光控制(automatic exposure control, AEC, 详见 3.3.2)技术做了一些值得称赞的工作,但在关于针对不同诊断任务确定参考图像质量方面,用户和生产厂家都还有很多的工作要做。

(48)委员会建议相关协会和生产厂家合作开发一个 CT 扫描中记录累积剂量的方法,尤其是儿童 CT 扫描。理想的情况是,该记录信息与患者病历整合在一起。剂量降低仍然是生产厂家最为优先解决的问题。

参 考 文 献

- [1] ACR (American College of Radiology), 2000. ACR Appropriateness Criteria 2000. Radiology 215 Suppl. ,1-1511.
- [2] Aldrich, J. E. , Chang, S. D. , Bilawich, A. M. , Mayo, J. R. , 2006. Radiation dose in abdominal computed tomography: the role of patient size and the selection of tube current. Can. Assoc. Radiol. J. 57, 152-158.
- [3] BEIR, NAS, 2006. Health risks from exposure to low levels of ionising radiations. BEIR VII Report. National Academy of Sciences. National Academy Press, Washington, DC.
- [4] Bongartz, G. , Golding, S. J. , Jurik, A. G. , et al. , 2004. European Guidelines for Multislice Computed Tomography. European Commission. (also available at http://www.msct.eu/CT_Quality_Criteria.htm # Download%20the%202004%20CT%20Quality%20Criteria).

- [5] Brenner, D. , Elliston, C. , Hall, E. , et al. , 2001. Estimated risks of radiation-induced fatal cancer from paediatric CT. *Am. J. Roentgenol.* 176, 289-296.
- [6] Brix, G. , Nagel, H. D. , Stamm, G. , et al. , 2003. Radiation exposure in multi-slice versus single-slice spiral CT: Results of a nationwide survey. *Eur. Radiol.* 13, 1979-1991.
- [7] Dawson, P. , 2004. Patient dose in multi-slice CT: Why is it increasing and does it matter? *Br. J. Radiol.* 77, S10-S13.
- [8] EC, 2000a. European Commission, European guidelines on quality criteria for computed tomography, Report EUR 16262 EN. Office for Official Publications of the European Communities, Luxembourg.
- [9] Giacomuzzi, S. M. , Torbica, P. , Rieger, M. , et al. , 2001. Radiation exposure in single-slice and multi-slice spiral CT (a phantom study). *Roe. Fo.* 173, 643-649, German.
- [10] Huda, W. , Mergo, P. J. , 2001. How will the introduction of multi-slice CT affect patient doses? In: *Radiological Protection of Patients in Diagnostic and Interventional Radiology, Nuclear Medicine and Radiotherapy. Proceedings of an International Conference held in Malaga, Spain. March 26-30, 2001.* International Atomic Energy Agency, Vienna.
- [11] IAEA (in press). Dose reduction in CT while maintaining diagnostic confidence. IAEA-TECDOC-XXXX, International Atomic Energy Agency, Vienna.
- [12] ICRP, 1991. 1990 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection. ICRP Publication 60, *Annals of the ICRP* 21 (1-3).
- [13] ICRP, 2000a. Managing patient dose in computed tomography. ICRP Publication 87, *Ann. ICRP* 30(4).
- [14] ICRP, 2000b. Avoidance of radiation injuries from interventional procedures. ICRP Publication 85, *Ann. ICRP* 30(2).
- [15] ICRU, 2006. Patient dosimetry for X rays used in medical imaging, ICRU Report 74, International Commission on Radiation Units and Measurements, Bethesda, MD, USA.

- [16] IEC, 2002. Medical Electrical Equipment. Part 2-44: Particular requirements for the safety of x-ray equipment for computed tomography. IEC publication No. 60601-2-44. Ed. 2. 1. International Electrotechnical Commission (IEC) Central Office, Geneva, Switzerland.
- [17] Imanishi, Y. , Fukui, A. , Niimi, H. , et al. , 2005. Radiation-induced temporary hair loss as a radiation damage only occurring in patients who had the combination of MDCT and DSA. *Eur. Radiol.* 15, 41-46.
- [18] Kalra, M. K. , Maher, M. M. , Toth, T. L. , et al. , 2004b. Strategies for CT radiation dose optimisation. *Radiology* 230, 619-628.
- [19] Lewis, M. A. , Edyvean, S. , 2005. Patient dose reduction in CT. *Br. J. Radiol.* 27, 880-883.
- [20] McCollough, C. H. , Zink, F. E. , 1999. Performance evaluation of a multi-slice CT system. *Med. Phys.* 26, 2223-2230.
- [21] McCollough, C. H. , Bruesewitz, M. R. , Kofler Jr. , J. M. , 2006. CT dose reduction and dose management tools: Overview of available options. *Radiographics* 26, 503-512.
- [22] Nagel, H. D. , 2002. Radiation Exposure in Computed Tomography. Fundamentals, Influencing Parameters, Dose Assessment, Optimisation, Scanner Data Terminology. 4th revised and updated edition. CTB Publications, Hamburg.
- [23] Origgi, D. , Vigorito, S. , Villa, G. , et al. , 2006. Survey of computed tomography techniques and absorbed dose in Italian hospitals: A comparison between two methods to estimate the dose-length product and the effective dose and to verify fulfilment of the diagnostic reference levels. *Eur. Radiol.* 16, 227-237.
- [24] Papadimitriou, D. , Perris, A. , Manetou, A. , et al. , 2003. A survey of 14 computed tomography scanners in Greece and 32 scanners in Italy. Examination frequencies, dose reference values, effective doses and doses to organs. *Radiat. Prot. Dosim.* 104, 47-53.
- [25] Paterson, A. , Frush, D. P. , Donnelly, L. F. , 2001. Helical CT of the body: Are settings adjusted for paediatric patients?. *Am. J. Roentgenol.* 176, 297-301.

- [26] Prokop, M. , 2003. General principles of MDCT. *Eur. J. Radiol.* 45 (Suppl. 1), S4-S10.
- [27] RCR, 2003. Making the Best Use of a Department of Clinical Radiology: Guidelines for Doctors. Ref. no. RCR(03)3. Fifth Edition, The Royal College of Radiologists, London.
- [28] Rehani, M. M. , Ortiz Lopez, P. , 2006. Radiation effects in fluoroscopically guided cardiac interventions -keeping them under control (Editorial). *Int. J. Cardiol.* 109, 147-151.
- [29] Rogers, L. F. , 2001. Taking care of children. Check out the parameters used for helical CT (Editorial). *Am. J. Roentgenol.* 176, 287.
- [30] Shrimpton, P. C. , Jones, D. G. , Hillier, M. C. , et al. , 1991. Survey of CT practice in the UK. Part 2; Dosimetric Aspects. NRPB-R249, National Radiological Protection Board, Oxon.
- [31] Shrimpton, P. C. , Hillier, M. C. , Lewis, M. A. , et al. , 2005. Doses from Computed Tomography (CT) Examinations in the UK - 2003 Review. NRPB-W67. National Radiological Protection Board, Oxon.
- [32] Tsapaki, V. , Kottou, S. , Papadimitriou, D. , 2001. Application of European Commission reference dose levels in CT examinations in Crete, Greece. *Br. J. Radiol.* 74, 836-840.
- [33] Tsapaki, V. , Aldrich, J. E. , Sharma, R. , et al. , 2006. Dose reduction in CT while maintaining diagnostic confidence; Diagnostic reference levels at routine head, chest, and abdominal CT - IAEA Coordinated Research Project. *Radiology* 240, 828-834.
- [34] Yates, S. J. , Pike, L. C. , Goldstone, K. E. , 2004. Effect of multi-slice scanners on patient dose from routine CT examinations in East Anglia. *Br. J. Radiol.* 77, 472-478.

3 影响患者剂量的因素和行为

(49)对 MDCT 系统而言,存在剂量降低的潜力,但是实际所能达到的剂量降低程度取决于如何使用该系统。

(50)放射医师、心脏病医师、医学物理师和 CT 扫描机操作人员应当理解患者剂量和影像质量之间的关系,并意识到当前 CT 影像质量水平往往高于诊断置信度需求,这一点对他们来说非常重要。

(51)MDCT 是当前最先进的 CT 技术,它提供了很多减少辐射剂量的技术措施,其中最重要的就是自动曝光控制(AEC)。AEC 与普通 X 线摄影的光电计时器(photo-timing)相似,都是使用者设定所需要的影像质量(例如,噪声或者对比度噪声比),然后成像系统确定合适的 mAs。

3.1 剂量与影像质量之间的折衷

(52)最高质量的影像对所有的诊断任务来讲并非是必要的,相反,质量的水平(例如,低噪声、中等或低剂量)取决于具体的诊断任务。

(53)影像质量的客观测量如影像噪声或者对比度噪声比,可能不会完全采集到与临床正确诊断相关的所有特性。因此,确定“最优”的影像质量是一项复杂的任务,既需要定量测量(例如,噪声),又包括观察者的认知特性。

(54)过度地降低剂量会对影像质量不利,并降低病变探测

率。同样,通过较高剂量所获得高质量影像上的病变清晰度未必比较低剂量 CT 影像上的高(Kalra 等,2004b;EC,2000a;Bongartz 等,2004)。然而,对 CT 采集和重建参数的理解能帮助放射医师、医学物理师和 CT 操作人员在保持影像质量前提下降低患者的辐射剂量。

3.1.1 影像质量的常用表述方式

(55)影像质量的某些方面与辐射剂量有直接相关,而其他一些方面比如运动伪影和空间分辨力则不然。影像噪声和影像对比度是影像质量最重要的两个表述参数。在 CT 扫描中影像噪声与辐射剂量存在最直接的关系。辐射剂量的增加通常会降低噪声,反之亦然。影像噪声可用 CT 值(以 Hounsfield 为单位)的标准偏差来量化,用于对辐射剂量和影像质量的控制。影像噪声对于低对比度病灶的探查尤为重要,较高噪声水平的影像可能会掩盖病灶。从另一方面说,像胸部 CT、结肠 CT 以及探查肾结石的一些 CT 检查本身存在较高的病变-背景对比度,因此可以接受较高的噪声(使用较低的辐射剂量)。因此,一项给定 CT 检查程序的曝光因子的选择应当基于该项检查的临床目的。然而,在相同的影像噪声水平下,小身材患者(如儿童)和大身材患者的影像质量的主观可接受程度会存在显著差异。患者身材与影像噪声之间的关系表明,每个 CT 成像中心的扫描方案都应当基于患者身材而定,而不是对所有患者千篇一律。CT 厂家允许在扫描机操作台上存储多种扫描方案,并可在几秒钟内方便调取。这样一来,可以很容易地创建并存储针对很多不同身材患者和不同临床适应证的多种适当方案。

(56)影像对比度由扫描参数和重建参数之间更加复杂的关系确定。它取决于 X 线管电压(kVp),却与管电流-曝光时间乘积(mAs)无关。降低 kVp 能减少辐射剂量,却增加了影像对比度,升高 kVp 则会降低影像对比度。影像噪声和影像对比度可以用

来调整扫描参数,以利于辐射剂量的控制。事实上,在扫描兴趣区内组织结构的固有对比度基础上,可以采用不同的扫描选项来降低辐射剂量。

3.1.2 不同的成像任务需要不同的质量水平

(57)对于一些具有高对比度特性的典型情况来说,像 CT 结肠造影、腹部和盆腔非对比增强 CT 扫描(主要用于肾结石的评价),可以使用较低的 CT 剂量,因为病变本身存在较高的固有对比度,噪声水平的增加不会影响病变的清晰度(Iannaccone 等,2005;Kalra 等,2005a)。近来一些类似的研究也开始在 CT 血管造影中探索使用低 kVp 技术,研究显示,对比剂增强的血管和它们的周围结构之间的高对比度使得在高噪声水平下也可以对影像进行评价(Funama 等,2005;Holmquist 和 Nyman,2006)。此外,常规的胸部 CT 检查也应使用低辐射剂量,这是因为充满空气的肺和软组织之间存在很高的固有对比度(胸部对 X 线束的衰减比腹部要小)(Kalra 等,2005b)。与此相反,在病变与其背景结构之间对比度较低的情况下,比如大多数肝转移病变,影像噪声的增加会影响病变的探查或特征显示。此时,不经意的剂量降低和较高的噪声水平会降低相关检查的诊断可接受性。

(58)尽管降低辐射剂量是非常明智的,尤其是对于那些患有良性病变的年轻患者,但是操作者应当接受相关的培训,以便能在危及患者生命的紧要关头获得必需的影像质量,因为此时若由于低剂量 CT 产生误诊,则它所产生的相应风险要比放射诱发癌症的统计学风险大得多。

(59)在欧洲,欧盟(EC)和国际原子能机构(IAEA)发起了很多研究项目([www. dimond3. org](http://www.dimond3.org); <http://rpop. iaea. org>)。协同行动的结果是,人们对放射学的辐射剂量控制给予了极大的关注(Brix 等,2003;IAEA,出版中;EC,1996a,1996b,2000a,2000b;Bongartz 等,2004;Tsapaki 等,2001,2006)。除了放射医师之间

存在的对影像噪声的认知差别,与患者相关的一些因素(美国患者一般比欧洲或亚洲患者的体重大)也导致了各种扫描方案之间的差异。来自美国的调查报告表明,尽管美国放射学院(ACR)所提供的影像质量和剂量评估程序已经有效地减少了部分差异(McCollough 等,2004),但不同的扫描中心之间在扫描参数和相应辐射剂量方面仍存在着相当大的差别。

3.2 设备和扫描方案对患者剂量的影响

(60)目前,人们对如何通过改变扫描参数来加强患者剂量控制的认知度提高了,但当前技术的快速变化需要对患者剂量的控制持续关注。

3.2.1 超宽线束

(61)超宽线束是指入射到患者身上的 X 线束超过了有效的探测器面积,导致超出的部分 X 线束不能被用于成像目的。在单排探测器 CT 设备上,为了改善层面灵敏度分布曲线(SSP)而将层厚准直器放置在患者和探测器之间,就会发生上述情况。这种情况下的部分剂量不会产生影像信息,多发生于影像宽度非常窄($<2\text{mm}$)的时候,偶尔可发生于较厚的影像宽度。对单排探测器来说,没有必要将半影区 X 线束部分(梯形区域)排除在影像探测器之外。结果是大部分单排探测器 CT 扫描机在层面灵敏度分布曲线质量存在一些降低的情况下完全利用了所有的 X 线束或剂量分布(图 3-1a)。

(62)对多排 CT 来讲,患者的入射辐射在整个有效探测器区域必须是均匀的。因而,半影区必须完全或部分地从有用线束中排除(图 3-1b)。这需要增加 X 线束的宽度,使得半影区落在有效探测器区域之外。这一点对于可同时获得两层以上影像的所有多排 CT 都是一样的。对双排探测器扫描机而言,由于探测器

阵列的总宽度足够采集到半影区的信息,故没有必要像多排 CT 那样实现超宽线束(图 3-1c)。然而,很多双排 CT 扫描机上都发现了超宽线束现象。

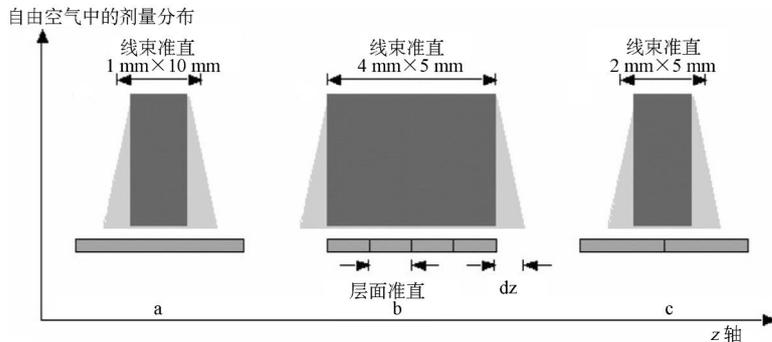


图 3-1 单排探测器(a)、四排探测器(b)和双排探测器(c)CT 扫描机的自由空气剂量分布的本影区(暗区)和半影区(亮区)

单排和双排探测器的有效探测器区域的宽度足够采集包括半影区在内的整个剂量分布范围。对两排探测器以上的 MDCT 来说,为了使所有的探测器通道均匀接受照射,只能将半影区排除在探测范围之外。双侧半影三角区的整体宽度称为超宽线束参数 dz (Nagel, 2005)

(63)当总线束宽度很小时,超宽线束造成的剂量后果最严重。在单排探测器 CT 扫描机使用 1 mm 层厚准直器,且使用后准直时的情况下最糟糕。虽然单排 CT 扫描机的超宽线束相对比较小(一般为 1 mm),但是却导致患者剂量增加了 100% 。那些拥有多数数据通道的系统(例如,可同时采集多层影像)在对较大范围的总探测器宽度照射时可以采集层厚较窄的影像。大部分多排 CT 扫描机的超宽线束大约为 3 mm (McCollough 和 Zink, 1999; Nagel, 2005)。一般来说多排 CT 的准直线束越宽,所进行检查的剂量利用效率越高,这是由于此时超宽线束占探测到的 X 线束的比例相对较小。然而根据 CT 扫描机型号的不同,宽线束准直会限

制最薄重建层厚的大小。

(64)对 X 线管焦点运动和线束准直的患者前控制能改善 CT 扫描机的剂量效率,从而降低患者辐射剂量。这种技术通过每几毫秒测量一次线束的位置,并在需要时重置准直孔径以减少超宽线束。这与没有焦点跟踪的系统相比可以实现更窄的剂量分布曲线。当前所有 MDCT 系统都采用了一些机械装置来达到此目的。

3.2.2 超范围扫描

(65)在螺旋 CT 中,对所有投照角度必须执行两点之间数据内插(图 3-2)。因此,在螺旋扫描刚刚开始和结束的影像都需要超出预定“扫描”边界的 z 轴投影数据(例如,希望得到扫描一开始和结束时的解剖范围数据)。一般来说,扫描的开始和结束都需要额外旋转半圈,以此来完成完整的一圈。

(66)由于螺旋内插算法需要额外的旋转,超范围扫描增加了剂量长度乘积(DLP)。对 MDCT 扫描机来说,额外旋转的圈数取决于螺距,增加的照射长度一般为总线束宽度的 1.5 倍。

(67)与 DLP 有关的超范围扫描的程度取决于被扫描身体部位的长度。当螺旋扫描长度小于整体线束宽度时,剂量效率(与超范围扫描相关)将会降低。对相同的扫描解剖部位来说,通常单层螺旋扫描的剂量效率比多层螺旋扫描要高。

3.2.3 影像厚度

(68)MDCT 技术允许在与单排 CT 总体扫描时间相当或更短的时间里重建相对更窄的影像宽度。例如 64-MDCT 系统在亚毫米探测器准直情况下对一个普通成年男性从头扫到脚所用的时间不到 20s。然而探测器准直未必要与重建层厚相一致。层厚较厚的影像具有较小的噪声,可由较薄的投照数据产生。然而,多排 CT 的普通层厚(3~5mm)仍然比单排 CT 所使用的层厚

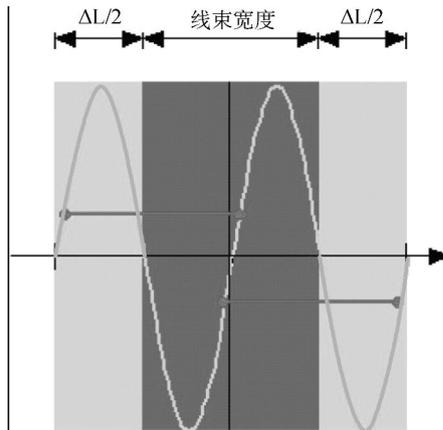


图 3-2 单排 CT 扫描机螺旋扫描模式下用 360° 内插算法和螺距为 1 的特定条件下的超范围扫描

一般来说,在扫描的开始和结束需要额外旋转半圈,这样会导致扫描长度的增加 ΔL 。 ΔL 根据所选的螺距不同而有所变化(Nagel,2005)

(5~10mm)要小。结果,使用者为了弥补薄层影像的噪声增加问题被动提高检查的辐射剂量。

(69)随着影像厚度的降低,部分容积平均化的程度也减小。因此,小于一个体素的物体的 CT 值(影像亮度),会随着体素尺寸的减少而增加。对一个在 z 轴方向上尺寸小于一个影像宽度的物体来说,物体对比度随着层厚的减小而得到改善,而量子噪声随着层厚的减小而增加。如果使用较薄的层厚,尽管噪声增加,对比度噪声比(CNR)和小细节的可见度会得到改善(Wedegärtner 等,2004)。

(70)在图 3-3 中,利用相同的原始数据(由一台四排探测器 CT 扫描机采集,探测器准直宽度为 2.5mm)在相同的 z 轴位置分别重建层厚为 3mm,5mm,7mm 和 10mm 的影像。随着层厚的增

较厚影像宽度下的一致影像噪声。若不考虑影像重组或部分容积平均化,为了减少噪声也可重建较厚的影像。CT 工作站可以对影像厚度实时操作处理(例如,利用薄层轴位影像进行厚层块多平面重组或者最大强度投影处理),使用者若为了减少部分容积平均化,可以对薄层影像进行有效的观察;而为了减少影像噪声,可以对较厚影像进行观察。

3.3 操作者的选择对患者剂量的影响

(72)自动曝光控制(AEC)系统可以在扫描方案中应用一些与影像质量相关的技术措施。如果使用者确定好与临床工作相符的影像质量水平,除肥胖患者外,所有患者的辐射剂量都会减少。对肥胖患者来说,需要增加剂量来改善影像质量。

(73)AEC 并不能完全让操作者脱离对扫描参数的选择,对每一种 AEC 系统的理解还是很重要的。没有 AEC 的 CT 系统需要操作者对 mA 或 mAs 进行选择,具有 AEC 的 CT 系统则需要他们了解像噪声指数、参考 mAs 和参考影像之类的概念,以保证 AEC 能够有效地运行。其他一些参量,比如影像像素标准偏差或噪声指数等,理解起来并不直观,增加了出差错概率。

(74)在 AEC 系统中,对影像质量参数的选择并不是一件简单的事情。目前就如何定义影像质量问题上还未达成一致观点,不同公司之间实现曝光控制的方法存在明显的差异。操作者对各自系统的了解是非常重要的。

(75)监控扫描过程的操作者或者放射医师需要对一些扫描采集参数进行控制,通过对这些参数的调整,可以使用合适的辐射剂量获得想要的影像质量。由于人们对曝光因子的增大所致影像质量的升高难以察觉,操作者在 CT 检查中使用不必要高剂量的机会加大。在一些全国性的调查中发现,在使用同一 CT 系统的不同医疗机构中,剂量存在很大的差异(Brix 等,2003; Nagel

等,2004;Shrimpton 等,2005)。

3.3.1 扫描机型号和生产厂家

(76)不同 CT 扫描机的几何设计上存在很大的不同,这影响到 X 线管焦点到 CT 扫描机旋转中心(等中心)的距离。X 线束的滤过、探测系统的效率、数据采集电子器件的噪声以及重建算法上也存在一些差异。因而,在一个给定的 mAs、kVp 和影像宽度条件下,一种型号的 CT 扫描机获得的影像噪声与另外一种型号的 CT 扫描机相比差别很大。

(77)CT 扫描机的这些属性并不是“操作者可选择的”,而且现在的大型医疗中心有两个或两个以上不同型号 CT 扫描机的并不少见。因此,当为一个 CT 系统制定扫描方案时,将某一型号或某一厂家的 CT 扫描机参数“转移”到其他型号或者厂家的机器上时要非常谨慎才行。根据所使用 CT 扫描机的型号,谨慎“迁移”扫描方案,有助于在相同或者更小辐射剂量下保持相当的影像质量。

3.3.2 管电流(mA)和管电流-曝光时间乘积(mAs)

3.3.2.1 手动调节(技术图表)

(78)不像传统的 X 线摄影成像,一幅 CT 影像看上去绝不会出现太暗的“过度曝光”或者太亮的情况;CT 数据的归一化(normalised)性质(CT 值代表了相对于水的一个固定衰减量)确保影像看起来总是曝光合适的。结果,CT 使用者在遇到身材较小患者时在技术上不会被迫减少 mAs,导致这些患者往往接受过量的辐射剂量。然而,在选择那些影响辐射剂量的参数(最常见的是 mAs)时将患者身材考虑在内是 CT 操作者的一项基本责任(FDA,2002;Linton 和 Mettler,2003)。

(79)应该向操作者提供类似于普通 X 线摄影和透视检查中的根据患者身材选择 mAs 的适当指导。这些内容经常被称为技术图表。当在 CT 检查中,管电流、曝光时间和管电压都可以为了

给患者提供适当的曝光而进行改变,使用者最常用的方法是在特定的临床应用中将管电压和机架旋转时间标准化。比如说,最快的旋转时间一般被用来将运动模糊和伪影最小化,而为了影像对比度达到最大,应当选择与患者身材相一致的最小的 kVp(Funama 等,2005;McCollough 等,2006;Nakayama 等,2005)。

(80)虽然扫描参数可以根据患者身材调整以减少辐射剂量,但是在考虑这些调整时有必要记住以下的告诫说明。首先,像头部这样的身体区域在普通公众中大小差别不大,所以扫描参数的更改在头部扫描中不适用。其次,近来的研究显示在胸部 CT 检查中患者身材、影像噪声和 mAs 之间相关性较差(IAEA,出版中;Prasad 等,2002)。以下几个因素可以对这一异常现象进行解释:无论患者身材如何,肺组织对 X 线的吸收非常小;与身体其他部位相比,复杂的身体结构和运动类型以及胸部 CT 影像特殊的重建算法。患者身材与 mAs 之间没有太多联系,故如果根据身材对扫描参数进行调整,将导致身材较大患者的胸部 CT 扫描的剂量过高。

(81)大量的研究者和使用者表示,mA 根据患者身材进行调整的这一方法应当与感兴趣区解剖部位的整体衰减或者厚度相关,而不是与患者体重相关,体重与围长成相关性,但并不能完全代替局部解剖区域(Boone 等,2003;McCollough 等,2002;Wilting 等,2001)。头部 CT 成像例外,它的衰减与患者年龄有较好的相关性,这是由于头部的主要衰减来自于颅骨,而颅骨的骨质生长过程受年龄影响。

(82)对 mA 调节影像的临床评价显示,放射医师对身材较小患者和身材较大患者影像的可接受噪声水平不同(Wilting 等,2001)。放射医生对儿童和身材较小患者倾向于噪声较低的影像,这是因为前者的器官和组织之间缺少脂肪组织,而且解剖结构尺寸较小(Boone 等,2003;Kalra 等,2004d;McCollough 等,2002;Wilting 等,2001)。对于婴儿的体部 CT 成像来说,与成人

扫描技术相比, mA (或 mAs) 降低到 $1/5 \sim 1/4$ 是可以接受的 (McCollough 等, 2002)。相反, 对肥胖患者来说, mAs 增加到 2 倍是合适的 (McCollough 等 2002)。同样, 新生儿头部 CT 的 mAs 降低至成人的 $2/5 \sim 1/2$ 是合适的。表 3-1 和表 3-2 提供了 CT 技术样本表。在体部成像中(表 3-2), 以体重 80kg, 肝水平上横向宽度为 35~40cm 的成年人所用 mA 值为标准。如想得到表 3-2 中列出数据中参数的全面描述以及它们的正当性, 请查阅相关的出版物。在头部成像中, 年龄是首选的头部衰减指标。当体部成像样本技术表中的年龄选用给定年龄时, 患者身材是患者衰减的首选指标, 这是因为相同年龄的患者身材及相应的衰减程度存在显著差异。为增加肥胖患者的曝光剂量需要提高旋转时间或者管电压。重要的是, 如果在日常工作中不遵守技术表格的规定, 剂量控制的益处就会丧失。以下讨论的内容就是自动适配患者身材的方法的研究和实施。

表 3-1 颅脑 CT 的技术表格 (McCollough 等, 2002; Boone 等, 2003)

年龄	层厚(mm)×间隔(mm)	相对 mAs
0—6 个月	3×3	0.46
6.1—18 个月	3×3	0.57
18.1 个月—3 岁	3×3	0.61
3.1—10 岁	3×3	0.73
10 岁以上	5×5	1.00
0—6 个月	7×7	0.40
6.1—18 个月	7×7	0.50
18.1 个月—3 岁	7×7	0.54
3.1—10 岁	7×7	0.65
10 岁以上	10×10	1.00

表 3-2 体部 CT 的技术表格实例 (McCollough 等, 2002; Boone 等, 2003)

大概年龄(岁)	患者在肝水平的横向宽度(cm)	相对 mAs
新生儿	达到 14	0.16
1	14.1~18	0.22
5	18.1~22	0.29
10	22.1~26	0.38
15	26.1~30	0.50
成人	30.1~35	0.71
成人	35.1~40	1.00
成人	40.1~45	1.42
成人	45.1~50	2.00

3.3.2.2 自动曝光控制(AEC)

(83)在检查中,患者的衰减无论在不同投影角度还是在不同解剖区域都存在很大的差异。由于噪声最大的投影位置是最终影像噪声的主要决定因素,因此,可能在不增加最终影像噪声的情况下降低其他投影角度的剂量(光子数量)。这一概念在 1981 年由 Haaga 等提出(1981,2001)。1994 年某厂家生产了一款商用 mA 调制系统,可在不同人体扫描部位将平均管电流减少 8%~13%(Kopka 等,1995)。Kalender 等(1999b)和 Gies 等(1999)报道,使用解剖学 mA 调制可在椭圆形体部区域降低 40%的剂量。更多的 mA 调制产品在 2001 年末开始出现,当时公众对于剂量更加关心,剂量降低技术成为购置 CT 系统优先考虑的因素(Rehani 和 Berry,2000;ICRP,2000a)。对于所有的 AEC 系统来说,设计思想是剂量的降低正比于各扫描部位平均 mAs 的降低。但是,这可能不会准确地反映出位于特定解剖位置的某器官的剂量降低情况,因此,有效剂量可能不与 mAs 的降低成线性关系。

(84)扫描采集过程中对 X 线管电流进行调制是 CT 剂量控制的一个非常有效的方法。调制可发生在患者的不同投影角度,沿患者长轴方向,或者两者同时进行。成像系统必须使用多种算

法中的一种来自动调整电流,以获得理想的影像质量。

3.3.2.3 角度调制(x, y)

(85)角度(x, y)mA 调制是针对围绕患者不同位置的 X 线衰减程度变化而设计,通过改变围绕患者旋转(比如前后位与侧位方向)的 X 线管电流来保持探测器的光子流量一致。操作者设定初始的 mA 或 mAs 值,在机架旋转 1 周的时间内, mA 会以此值为中心上下调节。

(86)Kalender 等(1999b)证明在 X 线穿过双肩的投影角度增加 mA 可减少肩部条带伪影,使得前后位和侧位的投影具有一致的噪声水平。然而有些情况下 CT 扫描机不允许 mA 超过操作者的预设值。当 X 线管在前后位和侧位之间旋转时,预先根据 CT 定位像的衰减信息或前一个 180° 投影的衰减测量信息对 mA 值近乎实时地进行正弦曲线调节。

3.3.2.4 纵向调制(z)

(87)纵向 mA 调制通过沿患者 z 轴不同位置上 mA 的改变(比如肩部、腹部、骨盆)来改变沿患者纵向不同解剖区域的 X 线衰减。 z 轴调制的任务是在不同的解剖区域之间产生相对一致的影像质量。因此,操作者必须提供所需的影像质量水平作为算法的输入值。这种方法不同厂家之间具有显著的差别。例如,有些生产厂家让用户确定一个参考噪声值或噪声指数,而另一些厂家要求用户确认一个参考有效 mAs 值或影像数据设置(Kalra 等, 2005a; McCollough 等, 2006)。与这些影像质量选择示例有关的细节在下面有所描述。

(88)在不同解剖部位的衰减不同时,通过对 mA 的调制可提供想要的影像质量水平。因为管电流要与机架旋转的每一圈相适应,故为满足整个扫描范围内最具挑战性部位(例如,胸部 CT 检查中的肩关节)的需求,曝光量在整个纵轴扫描范围内不会保持恒定。取决于不同的检查类型和默认的参数设置,剂量($CT-DI_{vol}$)降低可达 50%。

(89)纵向剂量调制的目的是确保适当的噪声水平,而不考虑局部的衰减特性。这样的话,有些时候会增加剂量,比如从上腹到盆腔的整个躯干扫描。在纵向调制计划中,适当噪声水平和固有对比度的改变这两个因素都要考虑,因为像盆腔此类结构影像的噪声水平会由于固有对比度的提高而增加。胸部扫描也同样,剂量降低可能不仅是衰减降低的结果,也可能缘于胸部的高对比特征。

3.3.2.5 角度和纵向调制的组合(x, y, z)

(90)角度和纵向(x, y, z)mA 调制组合能在 X 线管旋转和患者纵向穿过 X 线束时改变 mA(比如,前/后位与侧位,肩关节与腹部)。操作者仍然必须预设影像质量水平。这是最全面的 CT 剂量降低方法,因为 X 线剂量根据患者所有三个平面上的衰减进行调整。图 3-4 中,一名 6 岁儿童的 CT 检查作为该方法展示的实例。

(91)这种三平面(x, y, z)剂量调制方法中的纵向剂量调制功能,是先测量一个方向上(前后或侧面)的患者衰减,然后根据一幅 CT 定位像使用数学算法估算垂直方向上的衰减。这些衰减分布的测量包含了患者尺寸、身材和每一 z 轴位置上的衰减信息。以此衰减分布为基础,计算出扫描架每旋转一圈的管电流值。管电流的调整基于用户定义的影像质量参考水平,以在纵轴方向上保持想要的影像质量。这一点与单纯的纵向调制过程相同。然后,根据患者的角度衰减曲线(也就是使用 x, y 调制算法)来调制 X 线管旋转每圈时的 z 轴管电流值。取决于不同的检查类型和默认影像质量,CTDI 可降低 40%~60%(Kalra 等 2004c; McCollough 等,2006; Mulkens 等,2005; Rizzo 等,2006)。

(92)AEC 系统不能直接降低患者剂量,但能使扫描方案与影像质量相关的方法结合在一起应用。如果影像质量设定得当,适应临床任务,除肥胖患者以外,能使所有患者的剂量有所降低。对于肥胖患者来说,为了提高影像质量需要增加剂量。没有 AEC

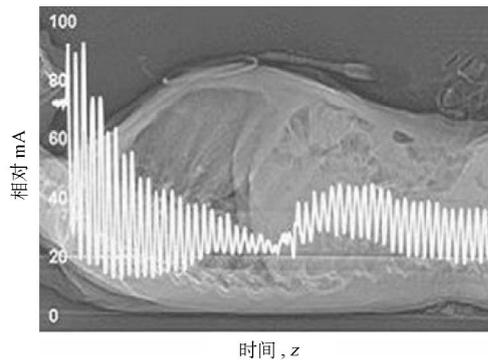


图 3-4 一名 6 岁儿童利用成人扫描方案和 AEC 系统进行螺旋扫描检查时,根据扫描时间变化(此处对应患者体位的变化)的相对管电流值

参考有效 mAs(mAs/螺距)在扫描之前预设为 165。扫描之后计算的平均有效 mAs 是 38(McCollough 等,2006)

的 CT 系统需要操作者选择 mA,而 AEC 系统的设置需要操作者理解一些概念,比如噪声指数、参考 mAs 和参考影像,以便能有效发挥 AEC 的作用。

3.3.3 影像质量选择范例

(93)影像质量选择范例的使用可使 CT 系统根据角度和 z 轴位置计算出合适的管电流值,以便在最低的剂量下产生所需的影像质量。这一广泛的概念就是众所周知的 AEC,它在不同厂家之间的实际执行过程中存在差异。对系统来说,在实际工作中产生理想的影像质量(一旦确定下来的话)相对容易。然而,在各种 CT 应用和患者身材之间确定所需要的影像质量可能会困难得多。

(94)对于所需影像质量的确定,用户需要记住一点:高质量影像并不是所有诊断任务所必需的,要根据具体的诊断需求来选

择不同等级的质量,比如低噪声(高剂量)、标准或高噪声(低剂量)。然后,CT系统根据患者的身材和用户的影像质量需求,在旋转(x, y)、沿 z 轴或所有三个方向(x, y, z)上对mA进行调节。因此,人们必须对mA调制,以获得预设影像质量(管电流调制)的任务和用户所需影像质量的实际设置之间加以区分。

(95)在AEC系统中,影像质量参数的选择并非是一个简单过程。如何确定影像质量缺乏统一性,其结果导致不同公司对于曝光的控制存在相当大的差别。操作者对所用系统的认识是很重要的。

(96)不同的CT系统生产商都使用不同的方法在用户界面设定影像质量。一家生产商使用“噪声指数”概念。噪声指数被定义为在一个特定尺寸的水模中像素值的标准差。“对照表”(look-up-table)按照特定的算法将CT定位像(Scout)中测得的患者衰减转换成X线管每旋转一圈的mA值。患者衰减在X线管旋转一圈到下一圈过程中发生变化时,这种算法可以保持相同的影像噪声。不同的患者身材和病情可选择不同的噪声指数(Kalra等,2003)。

(97)另外一家生产商使用“参考影像”的概念来帮助用户选择适当的影像质量。他们称之为“自动电流设置(ACS)”。用户存储一个包括CT定位像在内的可接受的患者检查,系统就会将原始数据存储下来。此信息以“参考案例”的形式存储下来作为不同扫描方案的基础,在以后检查中各自的专用算法与之相匹配。

(98)还有一家生产商使用“质量参考mAs”作为用户建立所需影像质量水平的依据。在不同的扫描方案中,用户选择的典型有效mAs适用于80kg患者。对于儿科扫描方案,质量参考mAs应该按照20kg体重的患者进行选择。根据经验算法预设的噪声水平(像素值的标准差)随着患者身材的变化而变化。影像噪声随不同身材的患者而变化,它根据医师对影像质量的印象来调

整。患者的 CT 定位像(Topogram)用来预测 mA 曲线(随 x, y, z 变化),它将为特定身材患者和解剖结构产生所需的影像质量。在线反馈系统在扫描采集过程中调整实际的 mA 值,以匹配各种角度下精确的患者衰减水平,而不是仅评估一个角度的衰减。除了质量参考 mAs,用户可以控制管电流改变的程度,可设定为弱、平均或强。与预设质量参考 mAs 和平均调制设定相比,对于肥胖患者设定“强”时将导致辐射剂量大幅度增加,影像噪声降低;而设定“弱”时则导致辐射剂量降低,影像噪声增加。相反,与预设 mAs 相比,“强”设定对于瘦弱患者会产生更大的噪声和更低的剂量;“弱”调制设定对于瘦弱患者将产生较低的噪声和更高的剂量(Rizzo 等,2006)。

(99)另一生产商提供了两种选择所需影像质量的方法。两者都参照 CT 定位像(Scanogram)中等价衰减水模像素值的标准偏差。所有生产商都能够将参考值、指数或参考影像存储在特定的方案中。

(100)影像质量是对一幅影像“质量”的主观感知的非特异性度量,必须由受过培训观察者进行评估。客观的测量,比如影像噪声或对比度噪声比可相对容易获得,但不能完全代表与做出正确临床诊断相关的所有特征。因此,确定“最优化”影像质量是一项复杂的任务,它包括定量测量(比如噪声)和观察者的主观感知。一种简单的方法是为某种特定的诊断任务确定所需的特定噪声水平。

(101)表 3-3 提供了固定 mAs(130mAs)时,水模直径变化对测量噪声的影响。表 3-4 展示了影像噪声(13HU)固定不变时,水模直径的变化对 mAs 的影响。两个表同时显示出,即使临床需要,但对所有患者身材都保持一个恒定的影像噪声在技术上是不可行的,因为 CT 系统不可能达到这么极低和极高的 mAs 值。物体尺寸变化时,获得同样噪声水平所需的大范围 mAs 值,是由 X 线衰减的指数特性所决定的。

(102)凭经验确定的技术表(由受过培训的观察者针对每种患者身材所确定的适当 mA 值),缺乏所需的这种极低和极高 mAs 值(表 3-1 和表 3-2)。这不仅是从 X 线发生器的实用角度考虑,也是从患者剂量和预期影像质量(与不同患者身材具有相同噪声水平的标准相比)出发提供更加适宜的技术选择。儿童检查中大幅度降低剂量是不可接受的,而过分增加剂量也是不必要的(Wilting 等,2001)。当不同尺寸的患者(从儿科患者到肥胖患者)影像都向放射诊断医师提供恒定的噪声时,即使儿科患者的影像保持与普通和肥胖患者相同水平的噪声,通常也很难被人接受(Wilting 等,2001)。Kalra 等(2003)使用噪声指数范例,在给定的噪声指数下,试图针对不同解剖区域和不同患者尺寸向观测者传递恒定的噪声,最终得到的结果与以上相同。他们发现,影像阅读者对于较小患者需要较低噪声指数,而身材较大患者则允许较高噪声指数。尽管研究发现较小患者需要较低的影像噪声,但由于患者衰减程度很低,在临床应用中仍可以显著降低 mAs 的水平(达 5 倍)。

表 3-3 固定 mAs(130mAs)时,水模直径变化对噪声的影响(McCollough 等,2006)

直径(cm)	10	14	20	25	30	40
噪声(HU)	1.9	3.5	5.1	8.2	13.0	33.6

表 3-4 影像噪声(13HU)固定不变时,水模直径的变化对 mAs 的影响(McCollough 等,2006)

直径(cm)	10	14	20	25	30	40
mAs	2.9	6.2	19	50	130	869

3.3.4 时间 mA 调制

(103)时间 mA 调制是以时间为标准依据来改变管电流。这一方法最常用于心脏的 CT 检查中,比如收缩早期的快速心脏运动会损害影像质量,时间 mA 调制可以降低有限兴趣投影的剂量。在单 X 线管 CT 的心脏检查中(Jakobs 等,2002),依赖心率的 ECG mA 调制方式能使有效剂量降低幅度达 50%(通过检查中的平均 mAs 来反映),在双源 CT 系统中会降低得更多(Flohr 等,2006;McCollough 等,出版中)。

(104)一般来说,可接受影像质量所需要的管电流比预期的时间分辨力有稍宽的时间窗(比如对 250ms 的时间分辨力使用 350ms 的时间窗),这是为出现心率不规则情况时允许有一定的灵活性。该时间窗以影像重建所需时相为中心。时间窗之外的管电流不完全关闭,而是降低到相当低的水平(如所需管电流的 20%)。依此方法采集的数据可用于整个心脏循环的动态研究,尽管主要影像重建时间窗之外的噪声会显著增加。由于数据窗的长度固定,这一方法所减少的剂量多少取决于心率。

3.4 管电压(kVp)

(105)管电压(kVp)决定入射 X 线束的能量分布。管电压的改变会引起 CT 剂量和噪声、对比度的明显变化。对于儿童和身材较小的成人,在获得与高 kVp 相当的对比度噪声比时,降低 kVp 可降低剂量(Funama 等,2005;Huda 等,2000;McCollough, 2005;Nakayama 等,2005;Siegel 等,2004)。大多数 MDCT 检查使用 120 或 140kVp,很少使用较低的电压。近来的报道建议在 CT 血管造影和腹部 CT 检查中使用较低 kVp(80~100kVp)可明显降低剂量(Wintersperger 等,2005)。还建议婴儿和儿童的对比剂增强腹部 MDCT 也使用低 kVp(80~100kVp)。使用降低的管

电压,可使剂量降低,对比度保持不变,而小尺寸模体的影像噪声仅有很小程度的增加。再加上 mAs 的减少也能降低剂量(Siegel 等,2004)。kVp 的降低可以使得影像噪声显著增加,如果患者身材过大或者管电流没有适当增加到足以补偿低电压引起的较低光子流量,影像质量就会受到影响。然而,当 kVp 降低,mAs 相应增加以补偿噪声时,剂量可能有所降低。因此,使用低 kVp 扫描方案时,根据不同的患者身材来选择适当的 mAs 是绝对必要的。对于身材非常大的患者,为得到适于诊断的结果,几乎总是需要较高的管电压。

3.5 螺距、线束准直和层厚

(106)螺距、线束准直、层厚都与用于 MDCT 的探测器结构相关。一般情况下,较宽的 X 线束可以产生较高的剂量效率,因为超宽线束仅占可探测 X 线束的一小部分。然而,对于小于 16 数据通道的 MDCT 系统来说,较宽的线束宽度会限制最薄的重建层面。在这样的系统中,窄线束宽度会由于超宽线束而降低剂量效率,但能够重建出较薄的层厚。因此,线束宽度必须根据特定的临床需求进行仔细选择。

(107)在单排探测器 CT 中,增加螺距会降低剂量而不影响影像噪声(尽管螺距较大时会增加螺旋伪影和影像厚度)。在 MDCT 中,螺距的增加会提高影像噪声。所以管电流必须调高以保持适当的影像噪声。故在 MDCT 中增加螺距时不会显著节省剂量,除非同时使用较低管电流和较高影像噪声水平。绝大多数扫描机允许用户不使用 mA 或 mAs 自动调节。

(108)通常,在心脏 MDCT 中使用很小的重叠螺距(0.2:1到 0.35:1),使得允许在一个或多个心动周期中在相对固定的位置上重建影像。

(109)一些扫描机也可根据心率自动调整螺距,降低有效辐

射剂量达 30%~50%，心率越快时剂量节省的程度越大。

3.6 扫描范围和适应证

(110)基于 MDCT 扫描采集时间的缩短,存在增加扫描长度以包括多个身体区域的一种倾向(Kalra 等,2004a;Campbell 等,2005)。这会增加患者的辐射剂量。有必要警惕那些重复性扫描、不正确解剖部位或非医学必需适应证的申请检查等所产生的额外辐射(Katz 等,2006)。

(111)螺旋 MDCT 的 X 线束的超范围线束在兴趣区扫描起始和终止处会产生无用的辐射。由于这种现象的发生,在没有特殊临床原因的情况下还应尽量使用单次螺旋扫描(而不是多次连续螺旋扫描以产生辐射重叠)。重叠扫描在像颈部和胸部 CT 检查(在检查中由于胳膊的位置不同)或胸部和腹部 CT 检查(由于达到最佳对比增强效果的所需延迟时间不同)这样的多区域检查中是无法避免的。

(112)有些检查中,采用逐层扫描所产生的患者辐射剂量较低,比如,冠状动脉钙化的测量。然而,总的来说,螺旋扫描是首选的数据采集模式,因为它的数据更具有连续性、扫描时间更短,此外还能在不增加额外的患者照射的情况下进行重叠重建。因此,从所进行检查的整体质量的角度来讲,任何的剂量降低措施都必须加以考虑。

3.7 系统软件:影像重建、噪声降低和金属伪影减少算法

(113)使用影像空间(重建影像)和正弦图空间(原始投影数据)的平滑滤波器可以减少影像噪声,使得用户以较低剂量获得预先确定的噪声水平。但这种方法会降低空间分辨力。近来,有

人报道使用噪声降低同时保持边缘的滤过技术在肝 CT 扫描中会作为一种有选择前景的剂量降低方法(Wessling 等,出版中)。同样,影像重建算法领域的持续研究也有望降低噪声和剂量。有报道显示,具有噪声特性的重建算法优于传统扇形束反投影的滤过算法:3D 锥形束算法、迭代重建算法和用于 CT 灌注的时间平均欠采样法等都处于研究阶段。

(114)信号探测幅度的显著降低通常出现在高衰减区域,比如肩部,原因是特定角度投影的线束衰减。这会导致影像噪声增加,从而降低影像质量。绝大多数 CT 设备中使用的正弦图空间滤波器会根据信号幅度提高信号的滤波程度。尽管使用这些滤波器会损失部分影像分辨率($<5\%$),但它们避免了诊断影像质量的下降。这些滤波器可以在不增加辐射剂量前提下使噪声降低 $30\% \sim 60\%$,尤其是在非圆柱形身体区域的最大衰减方向上,比如肩部(Kachelriess 等,2001)。

(115)高衰减金属置入物的条状伪影是 CT 扫描中的普遍问题,这一般发生在像关节假体置换、牙科置入物或外科金属夹这样的金属置入物中。为了减少由牙科置入物引起的面部 CT 影像信息的丢失,有时需要倾斜机架后重复采集第二次影像。这导致了对患者的额外辐射曝光。为了减少高衰减物体带来的条状伪影,再投影金属轨迹的线性插值和原始数据多维适配滤波算法已经研发成功(Mahnken 等,2003;Watzke 和 Kalender,2004)。

3.8 扫描采集和重建参数的调整

(116)CT 影像应要求总是在最低患者剂量下达到临床检查目的。多时相检查应该限制在可以做出诊断的最少时相,所成像解剖范围也应最小。影像厚度不应该小于必要值,以减少影像噪声,从而避免为补偿增加的噪声水平而增加辐射剂量。对于儿童和身材较小患者, kV_p 应该尽可能低,AEC 应该作为常规使用。

对于没有配置 AEC 的 CT,应该在有经验医学物理师的支持下制定一份技术表,并坚持用于所有患者。这一点对于儿科患者 CT 尤为必要。像在 2.4 节所描述的诊断参考水平是一个控制患者剂量的很好工具。最终,要求 CT 成像服务提供者应该将不同患者身材和检查类型的剂量水平和影像质量与诊断参考水平或等同标准进行对照,以确保他们在适当低剂量水平下为患者提供高质量检查。

参 考 文 献

- [1] Bongartz,G. ,Golding,S. J. ,Jurik,A. G. ,et al. ,2004. European Guidelines for Multislice Computed Tomography. European Commission. (also available at http://www.msct.eu/CT_Quality_Criteria.htm#Download%20the%202004%20CT%20Quality%20Criteria).
- [2] Boone,J. M. ,Geraghty,E. M. ,Seibert,J. A. ,et al. ,2003. Dose reduction in paediatric CT:A rational approach. *Radiology* 228,352-360.
- [3] Brix,G. ,Nagel,H. D. ,Stamm,G. ,et al. ,2003. Radiation exposure in multi-slice versus single-slice spiral CT: Results of a nationwide survey. *Eur. Radiol.* 13,1979-1991.
- [4] Campbell,J. ,Kalra,M. K. ,Rizzo,S. ,et al. ,2005. Scanning beyond anatomic limits of the thorax in chest CT: Findings, radiation dose, and automatic tube current modulation. *Am. J. Roentgenol.* 185,1525-1530.
- [5] EC,1996a. European Commission. European guidelines on quality criteria for diagnostic radiographic images. EUR 16260 EN. Office for Official Publications of the European Communities,Luxembourg.
- [6] EC,1996b. European Commission. European guidelines on quality criteria for diagnostic radiographic images in paediatrics. EUR 16261 EN. Office for Official Publications of the European Communities,Luxembourg.
- [7] EC,2000a. European Commission. European guidelines on quality criteria for computed tomography,Report EUR 16262 EN. Office for Offi-

- cial Publications of the European Communities, Luxembourg.
- [8] EC, 2000b. European Commission. Referral guidelines for imaging. Radiation protection 118. Office for Official Publications of the European Communities, Luxembourg.
 - [9] FDA, 2002. FDA public health notification: Reducing radiation risk from computed tomography for paediatric and small adult patients. *Pediatr. Radiol.* 32, 314-316.
 - [10] Flohr, T. G. , McCollough, C. H. , Bruder, H. , et al. , 2006. First performance evaluation of a dual-source CT (DSCT) system. *Eur. Radiol.* 16, 256-268.
 - [11] Funama, Y. , Awai, K. , Nakayama, Y. , et al. , 2005. Radiation dose reduction without degradation of low-contrast detectability at abdominal multisection CT with a low-tube-voltage technique: Phantom study. *Radiology* 237, 905-910.
 - [12] Gies, M. , Kalender, W. A. , Wolf, H. , et al. , 1999. Dose reduction in CT by anatomically adapted tube current modulation: Simulation studies. *Med. Phys.* 26, 2235-2247.
 - [13] Haaga, J. R. , Miraldi, F. , MacIntyre, W. , et al. , 1981. Effect of mAs variation upon CT image quality as evaluated by in-vivo and in-vitro studies. *Radiology* 138, 449-454.
 - [14] Haaga, J. R. , 2001. Radiation dose management: Weighing risk versus benefit. *Am. J. Roentgenol.* 177, 289-291.
 - [15] Holmquist, F. , Nyman, U. , 2006. Eighty-peak kilovoltage 16-channel multi-detector computed tomography and reduced contrast-medium doses tailored to body weight to diagnose pulmonary embolism in azotemic patients. *Eur. Radiol.* 16, 1165-1176.
 - [16] Huda, W. , Scalzetti, E. M. , Levin, G. , 2000. Technique factors and image quality as functions of patient weight at abdominal CT. *Radiology* 217, 430-435.
 - [17] IAEA (in press). Dose reduction in CT while maintaining diagnostic confidence. IAEA-TECDOC-XXXX, International Atomic Energy Agency, Vienna.

- [18] Iannaccone, R. , Catalano, C. , Mangiapane, F. , et al. , 2005. Colorectal polyps; Detection with low-dose multi-detector row helical CT colonography versus two sequential colonoscopies. *Radiology* 237, 927-937.
- [19] ICRP, 2000a. Managing patient dose in computed tomography. ICRP Publication 87. *Ann. ICRP* 30(4).
- [20] Jakobs, T. F. , Becker, C. R. , Ohnesorge, B. , et al. , 2002. Multi-slice helical CT of the heart with retrospective ECG gating; Reduction of radiation exposure by ECG-controlled tube current modulation. *Eur. Radiol.* 12, 1081-1086.
- [21] Kachelriess, M. , Watzke, O. , Kalender, W. A. , 2001. Generalised multi-dimensional adaptive filtering for conventional and spiral single-slice, multi-slice, and cone-beam CT. *Med. Phys.* 28, 475-490.
- [22] Kalender, W. A. , Wolf, H. , Suess, C. , 1999b. Dose reduction in CT by anatomically adapted tube current modulation; Phantom measurements. *Med. Phys.* 26, 2248-2253.
- [23] Kalra, M. K. , Maher, M. M. , Blake, M. A. et al. , 2003. Multi-detector CT scanning of abdomen and pelvis: A study for optimisation of automatic tube current modulation technique in 120 subjects (abstr). *Radiological Society of North America Scientific Assembly and Annual Meeting program 2003*. Radiological Society of North America, Oak Brook, IL, 294.
- [24] Kalra, M. K. , Maher, M. M. , D'Souza, R. , et al. , 2004a. Multi-detector computed tomography technology: Current status and emerging developments. *J. Comput. Assist. Tomogr.* 28 (Suppl. 1), S2-S6.
- [25] Kalra, M. K. , Maher, M. M. , Toth, T. L. , et al. , 2004b. Strategies for CT radiation dose optimisation. *Radiology* 230, 619-628.
- [26] Kalra, M. K. , Maher, M. M. , Toth, T. L. , et al. , 2004c. Radiation from extra images acquired with abdominal and/or pelvic CT; Effect of automatic tube current modulation. *Radiology* 232, 409-414.
- [27] Kalra, M. K. , Maher, M. M. , Toth, T. L. , et al. , 2004d. Techniques and applications of automatic tube current modulation for CT. *Radiology* 233, 649-657.

- [28] Kalra, M. K. , Maher, M. M. , DSouza, R. V. , et al. , 2005a. Detection of urinary tract stones at low radiation-dose CT with z-axis automatic tube current modulation; Phantom and clinical studies. *Radiology* 235, 523-529.
- [29] Kalra, M. K. , Rizzo, S. , Maher, M. M. , et al. , 2005b. Chest CT performed with z-axis modulation: Scanning protocol and radiation dose. *Radiology* 237, 303-308.
- [30] Katz, S. I. , Saluja, S. , Brink, J. A. , et al. , 2006. Radiation dose associated with unenhanced CT for suspected renal colic: Impact of repetitive studies. *Am. J. Roentgenol.* 186, 1120-1124.
- [31] Kopka, L. , Funke, M. , Breiter, N. , et al. , 1995. Anatomically adapted CT tube current; Dose reduction and image quality in phantom and patient studies. *Radiology* 197 (P), 292. Also in *Ro Fo* 163(5), 383-387.
- [32] Linton, O. W. , Mettler Jr. , F. A. , 2003. National Council on Radiation Protection and Measurements National conference on dose reduction in CT, with an emphasis on paediatric patients. *Am. J. Roentgenol.* 181, 321-329.
- [33] Mahnken, A. H. , Raupach, R. , Wildberger, J. E. , et al. , 2003. A new algorithm for metal artifact reduction in computed tomography. *Invest. Radiol.* 38, 769-775.
- [34] McCollough, C. H. , Zink, F. E. , 1999. Performance evaluation of a multi-slice CT system. *Med. Phys.* 26, 2223-2230.
- [35] McCollough, C. H. , Zink, F. E. , Kofler, J. , et al. , 2002. Dose optimisation in CT: Creation, implementation and clinical acceptance of size-based technique charts. *Radiology* 225 (P), 591.
- [36] McCollough, C. H. , Bruesewitz, M. R. , McNitt-Gray, M. F. , et al. , 2004. The phantom portion of the American College of Radiology (ACR) computed tomography (CT) accreditation program: Practical tips, artifact examples, and pitfalls to avoid. *Med. Phys.* 31, 2423-2442.
- [37] McCollough, C. H. , 2005. Automatic exposure control in CT: Are we done yet? *Radiology* 237, 755-756.
- [38] McCollough, C. H. , Bruesewitz, M. R. , Kofler Jr. , J. M. , 2006. CT

- dose reduction and dose management tools: Overview of available options. *Radiographics* 26, 503-512.
- [39] McCollough, C. H. , Primak, A. , Saba, O. , et al. (in press). Dose performance of a new 64-channel dualsource CT (DSCT) scanner. *Radiology*.
- [40] Mulkens, T. H. , Bellinck, P. , Baeyaert, M. , et al. , 2005. Use of an automatic exposure control mechanism for dose optimisation in multi-detector row CT examinations; clinical evaluation. *Radiology* 237, 213-223.
- [41] Nagel, H. D. , Blobel, J. , Brix, G. , et al. , 2004. Five years of “concerted action dose reduction in CT” -what has been achieved and what remains to be done? *Ro Fo* 176, 1683-1694 (German).
- [42] Nagel, H. D. , 2005. Significance of overbeaming and overranging effects of single- and multi-slice CT scanners. In: *Proceedings of the International Congress on Medical Physics, Nuremburg, Biomedizinische Technik*, 50, 395-396.
- [43] Nakayama, Y. , Awai, K. , Funama, Y. , et al. , 2005. Abdominal CT with low tube voltage: Preliminary observations about radiation dose, contrast enhancement, image quality, and noise. *Radiology* 237, 945-951.
- [44] Prasad, S. R. , Wittram, C. , Shepard, J. A. , et al. , 2002. Standard-dose and 50%-reduced-dose chest CT: Comparing the effect on image quality. *Am. J. Roentgenol.* 179, 461-465.
- [45] Rehani, M. M. , Berry, M. , 2000. Radiation doses in computed tomography. The increasing doses of radiation need to be controlled (Editorial). *BMJ* 4 320, 593-594.
- [46] Rizzo, S. , Kalra, M. , Schmidt, B. , et al. , 2006. Comparison of angular and combined automatic tube current modulation techniques with constant tube current CT of the abdomen and pelvis. *Am. J. Roentgenol.* 186, 673-679.
- [47] Shrimpton, P. C. , Hillier, M. C. , Lewis, M. A. , et al. , 2005. Doses from Computed Tomography (CT) Examinations in the UK - 2003 Review.

NRPB-W67, National Radiological Protection Board, Oxon.

- [48] Siegel, M. J. , Schmidt, B. , Bradley, D. , et al. , 2004. Radiation dose and image quality in paediatric CT: Effect of technical factors and phantom size and shape. *Radiology* 233, 515-522.
- [49] Tsapaki, V. , Kottou, S. , Papadimitriou, D. , 2001. Application of European Commission reference dose levels in CT examinations in Crete, Greece. *Br. J. Radiol.* 74, 836-840.
- [50] Tsapaki, V. , Aldrich, J. E. , Sharma, R. , et al. , 2006. Dose reduction in CT while maintaining diagnostic confidence: Diagnostic reference levels at routine head, chest, and abdominal CT - IAEA Coordinated Research Project. *Radiology* 240, 828-834.
- [51] Watzke, O. , Kalender, W. A. , 2004. A pragmatic approach to metal artifact reduction in CT: Merging of metal artifact reduced images. *Eur. Radiol.* 14, 849-856.
- [52] Wedegartner, U. , Lorenzen, M. , Nagel, H. D. , et al. , 2004. Image quality of thin- and thick-slice MSCT reconstructions in low-contrast objects (liver lesions) with equal doses. *Roe. Fo.* 176, 1676-1682.
- [53] Wessling, J. , Esseling, R. , Raupach, R. , et al. (in press). The effect of dose reduction and feasibility of edge-preserving noise reduction on the detection of liver lesions using MSCT. *Eur. Radiol.*
- [54] Wilting, J. E. , Zwartkruis, A. , van Leeuwen, M. S. , et al. , 2001. A rational approach to dose reduction in CT: Individualised scan protocols. *Eur. Radiol.* 11, 2627-2632.
- [55] Wintersperger, B. J. , Jakobs, T. , Herzog, P. , et al. , 2005. Aorto-iliac multi-detector row CT angiography with low kV setting: improved vessel enhancement and simultaneous reduction of radiation dose. *Eur. Radiol.* 15, 334-341.

4 临床实践中的剂量控制

(117)CT应用的正当性应该由申请检查的医生和放射医生共同负责。它包括对于一个给定指征进行CT检查的正当性,以及对此临床指征需要进行标准剂量CT还是仅需低剂量CT检查的分类。

(118)一些扫描参数应该基于临床指征、患者身材和扫描部位,因此患者剂量根据这些参数进行控制。

(119)必须制定扫描规范(CT检查选择标准)作为指导,以避免不恰当的扫描。此外,适当的时候还应考虑非辐射替代成像方式。

(120)申请检查的医生和CT室工作人员应该经过培训,有助于对扫描适应证的选择、扫描方案的制定和患者剂量的控制。

(121)随着心脏MDCT应用的出现,很多心脏病医师成了MDCT扫描机的使用者。委员会推荐对心脏病医师进行辐射防护方面的适当培训。

4.1 检查的正当性

(122)CT应用的正当性应该由申请医生和放射医生共同负责(ICRP,2000a)。确保只有执业医师有资格申请CT检查是非常重要的。只有对MDCT的适当性和有效性的深刻认识才能有助于CT检查的合理正当性判断。放射医师应当得到适当的培训,擅长对CT检查中的患者剂量进行管理,还应该具有选择替代成像方法或实验室技术的足够的知识。CT检查只有在患者辐射

剂量相对潜在的临床利益具有正当性的时候方可进行。临床医师和放射医师需要制定一些规范,或者采用来自授权机构的现有指导规范,以保证 CT 检查在合适的临床指征下进行。临床医师在为患者服务时应当遵守这些规范。放射医师和临床医师应当了解一些可以从中获得适当信息的替代无辐射或者低辐射的成像检查。此外,放射医师应当与医学物理师密切合作,以保证使用适当的扫描方案,辐射剂量的应用应该基于患者年龄、身材、临床指征以及之前所做的辐射检查的次数。临床规范必须提前准备好,国家水平的规范最为理想,对 CT 检查的适当性和可接受性方面向临床申请医师和放射医师提供指导。如果没有国家水平的统一规范,则应当制定地方性的规范。这些规范能帮助放射医师和临床医师在适当的情况下对不同患者进行类选,以推荐超声或 MRI 甚至普通 X 射线摄影检查。这些规范能帮助消除不必要的 CT 检查,并应该包括一系列的 CT 临床适应证。美国放射学院适当性标准提供了循证指导方针来帮助临床医师推荐合适的成像检查(ACR,2000)。欧盟和英国皇家放射学院(RCR)的文件“成像推荐指导方针”也对包括 CT 在内的成像检查临床指征进行了详细、全面的描述(EC,2000b;RCR,2003)。

(123)CT 检查的正当性包括给定临床指征的正当性和将临床指征根据所需噪声(剂量)水平的不同进行分类两个方面。因而,针对那些进行 CT 扫描患者的关于对比剂或辐射潜在风险的知情同意书的介绍有助于在患者之间产生强烈关注以及在申请医师和放射医师之间形成更大的责任。到现在为止,绝大多数单位不将辐射危害的信息作为患者行 CT 检查前知情同意的内容进行告知。在一些情况下不可能有知情同意,比如说患者不省人事或没有近亲在身旁时,等待同意会对患者的利益产生危害。在这种情况下由临床医师决定利益是否大于风险,并进行相关检查。必须寻找一个平衡点,使得患者在被告知辐射风险后不会拒绝对他们的诊断和后续治疗非常重要的 CT 检查。

(124)根据美国总统顾问委员会关于卫生保健产业消费者保护和质量分会制定的消费者的权利和职责法案的内容表明(US-PAC,1997),卫生保健专业人员必须与消费者或患者讨论所有的风险、益处,以及治疗或非治疗的后果。文中指出,尽管放射诊断检查方式致癌的风险很低,有必要告知患者检查的益处和辐射致癌的风险。例如,使用线性无阈值假设,并对儿童使用成人剂量水平,Brenner 等估计儿童行腹部 CT 扫描后造成的终生癌症死亡风险为 0.18%。另一个近期的针对美国的放射科主任的调查显示,在美国少于 15%的放射科向患者通知可能的辐射风险,仅 9%的放射科告知患者 CT 的替代检查方案(Lee 等,2006)。

4.2 培训方面的问题

(125)近期的调研发现,申请医生对于 CT 辐射剂量的理解严重缺乏(Lee 等,2004;Thomas 等,2006)。此外,不同 CT 检查中心的扫描方案和辐射剂量具有显著差异(Hollingsworth 等,2002;Moss 和 McLean,2006)。必须告知申请医生 CT 扫描的合适的适应证、替代成像技术,以及与 CT 扫描有关的辐射风险,从而他们可以在 CT 检查和可能的健康危害之间进行权衡。放射医师和 CT 技师必须接受适当的培训,使得他们可以根据临床指征(比如肝转移检查的标准剂量指征,筛查、儿童和肾结石检查的低剂量指征)对 CT 扫描技术进行调整,并对使用不同扫描参数的相关辐射剂量进行评估。随着 MDCT 技术的不断更新,熟悉从一台扫描机向另一台扫描机扫描参数的推断或调整非常重要。一个近期报道的来自日本的研究表明,更多的 CT 中心根据患者年龄来调整相应参数,并通过更频繁地使用自动曝光控制技术来管理辐射剂量(Miyazaki 等,2005)。随着心脏 MDCT 应用软件的出现,很多心脏病医师成了 MDCT 的使用者。委员会推荐在辐射防护方面对心脏病医师进行适当的培训。

4.3 特殊 CT 检查的技术和剂量

(126)关于低剂量 CT 的大部分研究聚集在降低管电流的使用上,要么固定管电流,要么使用 AEC(Kalra 等,2004d)。这些研究根据患者身材大小(比如不同体重对应相应固定的管电流,衰减曲线对应相应的 AEC 技术),或患者指征(低电流用于筛查、肾结石和胸部 CT)来调整管电流。然而,剂量降低的评估也使用较高的螺距、较低的 kV_p、运用特殊技术(比如使用二维或三维非线性降噪滤波器)。

(127)尽管本节提供的一些剂量降低的表格形式的扫描方案,大多数针对 4~16 排的 MDCT 扫描机,相同的剂量降低原理可以运用到其他包括 32 层、40 层和 64 层 MDCT 中。这些扫描方案的目的是不是提供因厂家不同而略显差异的实际的辐射剂量,而是帮助用户使用这种方法来建立他们所使用 CT 设备的低剂量扫描方案。当前,关于 32~64 排 MDCT 扫描机的剂量降低的研究数据不很充分,还不能形成统一的看法。此外,本文献中所包含的一些特定检查类型的剂量管理方面的结论,并不意味着这些检查类型就是 MDCT 的常规临床应用。它取决于剂量控制研究方面的数据在这些应用程序中的可用性。

4.3.1 胸部 CT 检查

(128)如前几节所述,影像噪声作为影像质量的一个首要因素,依赖于 X 线束穿过被扫描人体时对它的衰减。与腹部或盆腔相比,胸部对线束衰减的程度较低,产生影像噪声较小。因此,胸部 CT 使用较低的辐射剂量即可获得可接受的影像质量。大多数研究已经使用低管电流来降低胸部 CT 的辐射剂量(Wormanns 等,2005)。Prasad 等(2002)报道,使用 50% 的管电流(对 4-MDCT 来说,从 220~280mAs 降低至 110~140mAs)可获得能够

评估正常解剖结构的可接受影像质量,而且与患者身材无关。研究还使用不同的方法,根据患者身材和临床指征来降低胸部 CT 的辐射剂量。低剂量胸部 CT 的临床适应证包括扫描患有良性疾病的年轻患者(Jung 等,2000;Yi 等,2003; Honnef 等,2004)、肺癌筛查(Diederich 等,2000;Picozzi 等,2005)、肺结节(Diederich 等,1999;Leader 等,2005)、良性石棉性胸膜基底斑块增厚(Michel 等,2001;Remy-Jardin 等,2004)、肺气肿(Zaporozhan 等,2006)、高分辨胸部 CT(Ikura 等,2004)、CT 引导肺穿刺活检(Ravenel 等,2001)、嗜中性白细胞减少症的评估(Wendel 等,2005)、囊性纤维化(Jimenez 等,2006)。大多数研究者使用降低管电流的方式来减少辐射剂量。近来,有报道称在肺栓塞的 CT 血管造影中使用低 kVp(从常规使用的 120kVp 降低至 80kVp)来降低辐射剂量和提高影像对比度(Sigal-Cinqualbre 等,2004)(表 4-1)。Mulkens 等(2005),与固定 mAs 相比,使用角度调制

表 4-1 使用低电压对比增强胸部 CT 的剂量控制实例 (Sigal-Cinqualbre 等, 2004)

扫描参数	低 kVp 胸部 CT	低 kVp 胸部 CT	标准剂量胸部 CT
扫描机	4 排 MDCT	4 排 MDCT	4 排 MDCT
患者体重	<60kg	60~75kg	>75kg
有效 mAs	135	180	90
kVp	80	80	120
旋转时间	0.5s	0.5s	0.5s
床速	每圈 10mm	每圈 10mm	每圈 10mm
螺距	1:1	1:1	1:1
探测器配置	4mm×2.5mm	4mm×2.5mm	4mm×2.5mm
扫描区域	胸部	胸部	胸部
层厚	-	-	-
有效剂量(mSv) ^a	1.5(男),1.9(女)	2.0(男),2.5(女)	3.6(男),4.3(女)

^a在本表格和其他表格上所引用的分别针对男性和女性的有效剂量值并不反映 ICRP 的策略。这些数值引自原著作中的数据,而且四舍五入到小数点后一位

方式可使胸部 CT 的有效管电流降低 14%。同一研究中,同时使用角度和 z 轴调制,可降低 20%。因此,对于行胸部 CT 扫描的患者,人们可以采用一种或多种方法来降低剂量,包括低 mAs、低 kVp 和 AEC。

(129)管电流调整是改善患者剂量控制的最常用的方法。降低管电流(从 100mAs 降至 20mAs)的低剂量胸部 CT 通常可满足肺部病变的评估(Wormanns 等,2005)。肺部由于具有很高的空气-软组织对比度,可在显著低剂量水平下进行评价。

(130)有很少的研究对使用管电压的调整来改善辐射剂量的控制进行评价(Siegel 等,2004;Sigal-Cinqualbre 等,2004;Abada 等,2006)。表 4-1 汇总了患者在 80kVp 条件下采用体重适配的扫描方案进行对比剂增强胸部 CT 检查的数据(Sigal-Cinqualbre 等,2004)。表 4-1 中的数据来自一个特定厂家的 CT 设备,可能不适用于相同或不同厂家的其他型号的 CT 扫描机。

4.3.2 CT 冠脉钙化定量分析和非侵入性冠脉造影 CT 检查

(131)在冠脉 CT 检查中,在心搏周期中冠状动脉运动幅度最小的时相重建影像是非常重要的。当前的 MDCT 技术允许在扫描采集过程中进行 ECG 门控,可在心动周期的任意时相重建影像。对于冠脉 CT,需要以非常小的螺距重叠采集,尽管扫描长度比较小,却导致较高的辐射剂量。一些低剂量冠状动脉 CT 血管造影和钙化积分扫描方案的有效剂量或 CTDIvol 分别在表 4-2a、表 4-2b 和表 4-2c 中加以汇总。

表 4-2a 使用低 mAs 的冠脉钙化定量分析研究中的剂量控制实例 (Shemesh 等,2005)

扫描参数	冠脉钙化定量分析	冠脉钙化定量低剂量 CT
扫描机	4-MDCT	4-MDCT
有效 mAs	165	55
kVp	120	120

(续 表)

扫描参数	冠脉钙化定量分析	冠脉钙化定量低剂量 CT
旋转时间	0.5s	0.5s
探测器配置	4mm×2.5mm	4mm×2.5mm
扫描区域	心脏(120mm)	心脏(120mm)
影像厚度	2.5mm	2.5mm
CTDI _{vol}	12mGy	4mGy

表 4-2b 冠脉 CT 血管造影低剂量参数实例 (Abada 等, 2006)

扫描参数	低剂量冠脉 CT 血管造影
扫描机	64-MDCT
有效 mAs(使用基于 ECG 的 mA 调制)	520
kVp	80
旋转时间	0.33s
探测器配置	64mm×0.6mm
扫描区域	心脏
影像厚度	0.75mm
有效剂量(mSv)	~2

表 4-2c 基于 ECG 管电流调制的剂量控制实例 (Jakobs 等, 2002)

扫描参数	冠脉钙化定量分析	冠脉钙化定量 分析低剂量 CT
扫描机	4-MDCT	4-MDCT
平均体质指数(kg/m ²)	25.6	25.6
ECG 调制 mA	否	是
有效 mAs	100	55
kVp	120	120
螺距	1.5:1	1.5:1
床速	7.5mm/s	7.5mm/s
旋转时间	0.5s	0.5s
探测器配置	4mm×2.5mm	4mm×2.5mm
扫描区域	心脏(120mm)	心脏(120mm)
影像厚度	1.5mm	1.5mm
有效剂量(mSv)	1.9(男), 2.5(女)	1.0(男), 1.4(女)

(132)冠脉钙化定量分析可用低剂量 CT 扫描,因为冠脉钙化和相邻软组织之间的固有对比度很高,即使影像噪声较高也能够用来诊断。然而,对可重复性的钙化定量分析而言,影像噪声不能太高。冠脉 CT 造影和冠脉钙化积分 CT 可使用几种方案来降低剂量,包括使用低管电流(Shemesh 等,2005)(表 4-2a)和低的管电压(kVp)(Abada 等,2006)、ECG 触发管电流调制(Jakobs 等,2002)(Table 4-2c)。ECG 触发管电流调制根据心率不同可降低 20%~50%的有效剂量(Jakobs 等,2002)。近来的研究还使用基于患者身材的管电流调整来降低冠脉 CT 造影的剂量(Jung 等,2003)。这些作者在 30 位患者的冠状动脉 CT 血管造影影像上添加了人工噪声。他们指出根据患者体重来调整管电流,使有效剂量降低 17.9%(男性)和 26.3%(女性)的情况下能获得可接受的影像质量。因而,对行冠状动脉钙化定量分析 CT 扫描的患者来说,可以通过采用一种或多种方法来降低辐射剂量,包括使用低管电流和低管电压、ECG 触发管电流调制。

(133)冠脉钙化定量分析的辐射剂量降低可通过使用较低的固定管电流或基于 ECG 的 mA 调制来实现。近来由 Shemesh 等(2005)进行的一项研究表明,冠脉钙化积分在 165mAs 和 55mAs 时具有极好的相关性($R=0.9, P<0.01$)(表 4-2a)。表 4-2a 中的数据来自某一特定厂家的 CT 设备,不适用于相同或不同厂家的其他型号的 CT 扫描机。

(134)表 4-2b 展示了较瘦小患者在冠状动脉 CT 造影检查中使用低剂量参数如 80kVp(与大部分医疗中心使用的 120 kVp 相比)和基于 ECG 的管电流调制技术的实例。对身材较大患者使用较低 kVp 会导致信号不足,并产生不成比例的影像噪声(Abada 等,2006)。表中给出了一个有效剂量近似值。表 4-2b 中的数据来自某一特定厂家的 CT 设备,不适用于相同或不同厂家的其他型号的 CT 扫描机。

(135)基于 ECG 的管电流调制虽然有助于降低剂量,但对于

低心率患者更为有效。表 4-2c 汇总了与没有患者身材匹配调制的 CT 检查相比,基于 ECG 的管电流调制 CT 检查的剂量降低程度(有效剂量)(女性 44%,男性 47%)(Jakobs 等,2002)。有效剂量值被四舍五入到一个小数位。表中的两列数据来自某一特定厂家的 CT 设备,不适用于相同或不同厂家的其他型号的 CT 扫描机。

4.3.3 结肠 CT 检查

(136)结肠 CT 检查作为结肠直肠癌的一种筛查技术已经逐步普及。确定一种成像技术能否被推荐用于筛查工作是专业协会的责任。对于专业协会来讲有责任建立用于筛查工作的推荐成像技术。本委员会只参与辐射剂量方面的内容。为了降低假阳性病灶的数目,区分病灶和息肉,结肠 CT 检查通常进行两次采集,从而增加了辐射剂量。因此,需要减少筛查技术的风险,充气膨胀或者表面附有对比剂的粪便物质(表面附着有口服对比剂)与结肠壁之间存在很高的固有对比度,这为结肠 CT 检查提供了一个独特的降低辐射剂量的机会。

(137)与常规腹部 CT 检查相比,结肠 CT 检查可以使用相当低的剂量。在实际情况中主要使用以下几种方法来降低结肠 CT 检查的剂量:采用较大的线束螺距(Vogt 等,2004)、较低的管电流(Iannaccone 等,2003)、降低管电压(Capunay 等,2005)。近来,AEC 技术被报告用于降低结肠 CT 检查中的辐射剂量(Graser A. 等,待出版)。因而,患者行结肠 MDCT 检查可以通过使用低 mAs、较大的非重叠螺距、低 kVp 和 AEC 来实现大幅度的辐射剂量降低。

(138)Iannaccone 等(2003)表示,使用非常低的管电流(10 个有效 mAs)进行结肠 CT 扫描,尽管同一身体区域采集两次,但剂量仍显著降低。包括定位像、仰卧和俯卧位扫描在内总的有效剂量为 2~3mSv。对于儿科患者结肠 CT 检查,使用较低的 kVp 和

mAs 可进一步降低剂量(Capunay 等,2005)。

4.3.4 外伤 CT 检查

(139)外伤是断面成像的主要适应证,仅美国每年超过 800 万人次行 CT 或 MR 检查。CT 已成为头部、颈部、胸部、腹部或盆腔外伤患者选择的主要成像技术。然而,一些研究报道了外伤 CT 的扫描方案,引起了人们对于急诊 CT 过度使用的关注(Hadley 等,2006;Kortesniemi 等,2006)。Hadley 等(2006)报道,使用美国放射学院(ACR)的外伤 CT 相关标准可有助于降低 44%有效剂量和 39%成像成本。研究还报道了患者的有效剂量估计值为 16mSv。

(140)CT 检查可以提供外伤患者的有价值信息。因此,当急诊室没有其他可替代的成像方式提供患者诊疗的相同信息时,应该首先考虑成像速度和诊断要求,其次是重视辐射剂量的降低。降低外伤患者由 CT 所致辐射剂量的最重要方法是适当选择 CT 成像的患者,在可能的情况下选择应用无辐射或低辐射成像技术(Hadley 等,2006)。辐射剂量随着相同兴趣区域重复采集次数而增加,因此,必须尽量限制重复采集的次数,降低由于“欠危急”采集时相所带来的辐射剂量(Stuhlfaut 等,2006)。

(141)外伤患者往往在一次成像中进行连续兴趣区域的扫描,比如颈、胸、腹和盆腔,或胸和腹。由于超范围扫描的原因,在每一螺旋周期的起始和终止都有一小部分 X 线束超出探测器范围。这些没有利用的 X 线产生患者的额外剂量,并随着 CT 检查过程中螺旋采集数量的增加而增加。辐射剂量还会由于两个兴趣区域之间的重叠螺旋扫描而增加(胸部和腹部 CT 的横膈水平)。因而,除非有非常紧急的临床指征(比如呼吸暂停),CT 检查中螺旋采集的数量必须限制。Ptak 等(2003)报道,与身体各个部位分段扫描(对头、颈、胸、腹和盆腔的常规多层螺旋分段扫描)的 DLP 总和相比,单次通过(single-pass)或单次运转(single-run)

全身 CT 扫描的 DLP 可降低 17%。

4.3.5 尿路 CT 检查

(142)世界上许多国家,尤其是美国,CT 已经取代了传统 X 线摄影和静脉尿路造影用于评价包括结石在内的尿路疾病(Akbar 等,2004)。尽管 CT 能够提供尿路的有价值的诊断信息,但它会使患有良性疾病的患者接受较高的辐射剂量,因为他们经常需要进行另外的 CT 跟踪检查(Katz 等,2006)。

(143)针对患者和模体的几项研究表明,尿路结石可以使用低剂量 CT,因为不透射线或致密的结石能够产生与软组织背景结构的高对比度(Kluner 等,2006;Kalra 等,2005a)。由于肾结石是一种良性疾病,必须采取一切措施来降低年轻患者的剂量,限制为评价结石而进行的 CT 检查的次数。结石 CT 扫描方案的剂量降低可通过较低 mAs(Kluner 等,2006)和 AEC(Kalra 等,2005a)来实现。为了减少患有尿路结石患者的辐射剂量,除了使用较低的管电流(与常规腹部 CT 相比)和 AEC 技术外,必须仔细界定患者的所有良性疾病的随访或重复 CT 扫描的适应证。

4.3.6 CT 引导下介入手术

(144)CT 引导介入手术过程会引起患者和执行手术的放射工作人员的辐射剂量问题。通常,对兴趣区进行两次或更多次“通过”(穿过身体同一部位的 CT 采集的数目)或扫描采集。在 CT 透视过程中,扫描机架区域对患者和放射医生的辐射剂量应当引起关注(表 4-3)。很显然,CT 引导介入手术的辐射剂量降低可通过以下方式实现:限制扫描长度、减小 mAs 和透视时间、使用替代的非辐射成像引导方式(如超声成像)(Heyer 等,2005)。努力的目标是,必须减少 CT 透视检查中对患者和临床医师的辐射剂量。

(145)CT 引导下活检中的辐射剂量可以通过减少管电流或

者限制扫描容积来降低。表 4-3 汇总了儿童 CT 引导下活检中使用低管电流的剂量降低实例(Heyer 等,2005)。表 4-3 中的数据来自某个特定厂家的 CT 设备,不适用于相同或不同厂家的其他型号的 CT 扫描机。

表 4-3 儿童 CT 引导穿刺中低管电流剂量降低的实例(Heyer 等,2005)

扫描参数	低剂量 CT 引导活检
临床指征	儿童传染性慢性间质性肺炎
扫描机	4-MDCT
mAs(有效)	20
kVp	140
探测器配置	5mm×2mm
扫描区域	兴趣区(10mm)
最大影像数	4
影像厚度	10mm
有效剂量(平均值和范围)	0.83(0.38~1.4)mSv

4.3.7 儿童 CT 检查

(146)儿童对于辐射致癌的风险比成人更为敏感,因此,放射医生、医学物理师和操作者必须对儿童 CT 扫描方案和辐射剂量给予特殊关注。儿童和身材瘦小成人可以在不影响该项 CT 检查获得诊断信息的情况下降低辐射剂量。影像噪声与 X 线束衰减是成比例的,它受 X 线穿过被扫描人体区域的距离的影响。通过扫描参数(mAs 和 kVp)的调整,使剂量适合患者的体重或年龄(Frush 等,2002)。此外,AEC 技术也可被用来降低儿童辐射剂量(Greess 等,2002,2004)。

(147)在最近关于儿童辐射剂量降低的一篇评论中,Vock(2005)推荐了以下几种方法来完成上述目标:严格掌握 CT 检查的正当性、获取必要诊断信息前提下可接受更高的噪声、建立适

合儿童的扫描方案、控制所需的最小扫描长度、减少同一身体区域的重复扫描次数。近期关于儿童外伤 CT 评估的一项研究表明,超过一半的检查是符合标准的(Fenton 等,2004)。对于随访的 CT 检查,为了减少辐射剂量可根据临床指征严格限制扫描范围。Jimenez 等(2006)报道,对囊性纤维化的患者在每次随访 CT 检查中仅扫描六幅影像来严格限制扫描范围,DLP 可明显降低(55%)。对于儿童来说,剂量降低策略必须包括与患者身材或年龄相适合的扫描方案,绝对不能使用成人的 CT 扫描方案。

4.3.8 怀孕患者的 CT 检查

(148)怀孕患者行 CT 扫描的一般适应证包括可疑阑尾炎、肺栓塞和尿路结石。为了将胎儿的辐射剂量最小化,重要的是对患者进行适当的类选,尽可能使用替代的非辐射成像方法获取诊断信息。放射医生和临床医生还必须决定是否需要立即 CT 扫描或者是否可将 CT 扫描推迟到分娩以后。扫描腹部和盆腔以外的身体区域时,比如疑似肺栓塞时的胸部 CT,屏蔽防护并不是必需的,因为绝大多数散射线来自于体内散射。对于腹部和盆腔 CT,必须对扫描参数进行选择来降低胎儿剂量(比如线束准直和螺距、低 mAs 和低 kVp、小的扫描容积)。怀疑阑尾炎的怀孕患者在进行 CT 检查时将扫描范围严格限制在必要的解剖部位,避免两次(使用和不使用对比剂)扫描,这一点非常重要(Wagner 和 Huda,2004;Ames Castro 等,2001)。“步进式扫描方案”(step-and-scan protocol)可有助于在兴趣区域被扫描过后终止检查(Wagner 和 Huda,2004)。同样,在怀孕患者的肾结石 CT 检查中,可在检查质量不明显降低的情况下通过使用低 mAs、高螺距和限制扫描容积来减少胎儿辐射剂量(Forsted 和 Kalbhen,2001)。

(149)表 4-4 显示的是某 CT 中心使用特定扫描方案进行的模体研究结果的汇总,上述扫描方案是针对怀孕患者疑似肺栓

塞、阑尾炎和肾结石等最常见的 CT 检查适应证而设定的 (Hurwitz 等, 2006)。像这种使用不同扫描方案的数据非常少见, 有关怀孕患者辐射剂量控制的信息也缺乏。表中的辐射剂量值是通过使用模拟怀孕妇女的拟人模体估算出的。表 4-4 中所有数据来自特定厂家的 CT 设备, 不适用于相同或不同厂家的其他型号的 CT 扫描机。

表 4-4 某 CT 中心对疑似肺栓塞、阑尾炎和肾结石的怀孕患者行 CT 检查时的辐射剂量和典型扫描方案汇总 (Hurwitz 等, 2006)

扫描参数	肺栓塞	阑尾炎	肾结石
扫描机	16-MDCT	16-MDCT	16-MDCT
mA	380	340	160
机架旋转时间	0.8s	0.5s	0.5s
kVp	140	140	140
螺距	1.375:1	1.75:1	1.75:1
探测器结构	16mm×1.25mm	16mm×0.625mm	16mm×0.625mm
扫描区域	胸部	腹部-盆腔	腹部-盆腔
影像厚度	2.5mm	-	2.5mm
3 个月胎儿剂量	0.7mGy	20~40mGy	4~7mGy

4.4 未来方向

(150)CT 销售商和研究人员在高剂量效率技术的研发上投入了相当大的精力。尽管如此努力, 由于使用频率的增加, MDCT 对于群体辐射剂量的贡献仍在增加。需要通过符合 RCR (2006) 标准的持续努力来建立适合不同临床指征的 CT 规范, 比如诊断、肿瘤分期和患者随诊。AEC 技术和其他剂量控制策略的改进需进一步关注。国际的、国家的和地区的组织需持续努力向医生、技师和医学物理师提供患者剂量控制方面的教育。需要加

强非辐射成像技术的研发以替代 CT 提供相当的及时信息。当前,还没有出版关于锥形束 CT(CBCT)的剂量测定数据,无法与其他成像系统对照。有迹象显示,CBCT 是一种很有发展前景的成像方式,不久的将来会有很大改进。成像系统的任何改进都应该认识到对患者剂量控制的要求和获取辐射剂量信息的要求。

参 考 文 献

- [1] Abada, H. T. , Larchez, C. , Daoud, B. , et al. , 2006. MDCT of the coronary arteries: Feasibility of low-dose CT with ECG-pulsed tube current modulation to reduce radiation dose. *Am. J. Roentgenol.* 186 (6Suppl. 2), 387-390.
- [2] ACR (American College of Radiology), 2000. ACR Appropriateness Criteria 2000. *Radiology* 215 (Supp.), 1-1511.
- [3] Akbar, S. A. , Mortelet, K. J. , Baeyens, K. , et al. , 2004. Multidetector CT urography: techniques, clinical applications, and pitfalls. *Semin. Ultrasound CT MR.* 25, 41-54.
- [4] Ames Castro, M. , Shipp, T. D. , Castro, E. E. , et al. , 2001. The use of helical computed tomography in pregnancy for the diagnosis of acute appendicitis. *Am. J. Obstet. Gynecol.* 184, 954-957.
- [5] Brenner, D. , Elliston, C. , Hall, E. , et al. , 2001. Estimated risks of radiation-induced fatal cancer from paediatric CT. *Am. J. Roentgenol.* 176, 289-296.
- [6] Capunay, C. M. , Carrascosa, P. M. , Bou-Khair, A. , et al. , 2005. Low radiation dose multislice CT colonography in children: Experience after 100 studies. *Eur. J. Radiol.* 56, 398-402.
- [7] Diederich, S. , Lenzen, H. , Windmann, R. , et al. , 1999. Pulmonary nodules: Experimental and clinical studies at low-dose CT. *Radiology* 213, 289-298.
- [8] Diederich, S. , Wormanns, D. , Lenzen, H. , et al. , 2000. Screening for asymptomatic early bronchogenic carcinoma with 50% reduced-dose CT

- of the chest, *Cancer*, 89, 2483-2484.
- [9] EC, 2000b, European Commission, Referral guidelines for imaging, Radiation protection 118, Office for Official Publications of the European Communities, Luxembourg.
- [10] Fenton, S. J. , Hansen, K. W. , Meyers, R. L. , et al. , 2004, CT scan and the paediatric trauma patient - are we overdoing it? *J. Pediatr. Surg.* 39, 1877-1881.
- [11] Forsted, D. H. , Kalbhenn, C. L. , 2001, CT of pregnant women for urinary tract calculi, pulmonary thromboembolism, and acute appendicitis. *Am. J. Roentgenol.* 178, 1285-1286.
- [12] Frush, D. P. , Soden, B. , Frush, K. S. , et al. , 2002, Improved paediatric multi-detector body CT using a size-based color-coded format. *Am. J. Roentgenol.* 178, 721-726.
- [13] Graser, A. , Wintersperger, B. , Suess, C. , et al. (in press). Dose reduction and image quality assessment in multi-detector row CT colonography by x-, y-, z-axis tube current modulation. *Am. J. Roentgenol.*
- [14] Greess, H. , Nomayr, A. , Wolf, H. , et al. , 2002, Dose reduction in CT examination of children by an attenuation-based on-line modulation of tube current (CARE Dose). *Eur. Radiol.* 12, 1571-1576.
- [15] Greess, H. , Lutze, J. , Nomayr, A. , et al. , 2004, Dose reduction in sub-second multi-slice spiral CT examination of children by online tube current modulation. *Eur. Radiol.* 14, 995-999.
- [16] Hadley, J. L. , Agola, J. , Wong, P. , 2006, Potential impact of the American College of Radiology appropriateness criteria on CT for trauma. *Am. J. Roentgenol.* 186, 937-942.
- [17] Heyer, C. M. , Lemburg, S. P. , Kagel, T. , et al. , 2005, Evaluation of chronic infectious interstitial pulmonary disease in children by low-dose CT-guided trans-thoracic lung biopsy. *Eur. Radiol.* 15, 289-295.
- [18] Hollingsworth, C. , Frush, D. P. , Cross, M. , et al. , 2002, Helical CT of the body: A survey of techniques used for paediatric patients. *Am. J. Roentgenol.* 180, 401-406.
- [19] Honnef, D. , Wildberger, J. E. , Stargardt, A. , et al. , 2004, Multi-slice

- spiral CT (MSCT) in paediatric radiology: Dose reduction for chest and abdomen examinations. *Roe. Fo.* 176, 1021-1030.
- [20] Hurwitz, L. M. , Yoshizumi, T. , Reiman, R. E. , et al. , 2006. Radiation dose to the fetus from body MDCT during early gestation. *Am. J. Roentgenol.* 186, 871-876.
- [21] Iannaccone, R. , Laghi, A. , Catalano, C. , et al. , 2003. Detection of colorectal lesions: Lower-dose multidetector row helical CT colonography compared with conventional colonoscopy. *Radiology* 229, 775-781.
- [22] ICRP, 2000a. Managing patient dose in computed tomography. ICRP Publication 87, *Ann. ICRP* 30(4).
- [23] Ikura, H. , Shimizu, K. , Ikezoe, J. , et al. , 2004. In vitro evaluation of normal and abnormal lungs with ultra-high-resolution CT. *J. Thoracic Imaging.* 19, 8-15.
- [24] Jakobs, T. F. , Becker, C. R. , Ohnesorge, B. , et al. , 2002. Multi-slice helical CT of the heart with retrospective ECG gating; Reduction of radiation exposure by ECG-controlled tube current modulation. *Eur. Radiol.* 12, 1081-1086.
- [25] Jimenez, S. , Jimenez, J. R. , Crespo, M. , et al. , 2006. Computed tomography in children with cystic fibrosis: a new way to reduce radiation dose. *Arch. Dis. Child.* 91, 388-390.
- [26] Jung, K. J. , Lee, K. S. , Kim, S. Y. , et al. , 2000. Low-dose, volumetric helical CT: Image quality, radiation dose, and usefulness for evaluation of bronchiectasis. *Invest. Radiol.* 35, 557-563.
- [27] Jung, B. , Mahnken, A. H. , Stargardt, A. , et al. , 2003. Individually weight-adapted examination protocol in retrospectively ECG-gated MSCT of the heart. *Eur. Radiol.* 13, 2560-2566.
- [28] Kalra, M. K. , Maher, M. M. , Toth, T. L. , et al. , 2004d. Techniques and applications of automatic tube current modulation for CT. *Radiology* 233, 649-657.
- [29] Kalra, M. K. , Maher, M. M. , DSouza, R. V. , et al. , 2005a. Detection of urinary tract stones at low-radiation-dose CT with z-axis automatic tube current modulation; Phantom and clinical studies. *Radiology* 235, 523-

- 529.
- [30] Kalra, M. K. , Rizzo, S. M. , Novelline, R. A. , 2005c. Reducing radiation dose in emergency computed tomography with automatic exposure control techniques. *Emerg. Radiol.* 11, 267-274.
 - [31] Katz, S. I. , Saluja, S. , Brink, J. A. , et al. , 2006. Radiation dose associated with unenhanced CT for suspected renal colic: Impact of repetitive studies. *Am. J. Roentgenol.* 186, 1120-1124.
 - [32] Kluner, C. , Hein, P. A. , Gralla, O. , et al. , 2006. Does ultra-low-dose CT with a radiation dose equivalent to that of KUB suffice to detect renal and ureteral calculi?. *J. Comput. Assist. Tomogr.* 30, 44-50.
 - [33] Kortensniemi, M. , Kiljunen, T. , Kangasmaki, A. , 2006. Radiation exposure in body computed tomography examinations of trauma patients. *Phys. Med. Biol.* 51, 3269-3282.
 - [34] Leader, J. K. , Warfel, T. E. , Fuhrman, C. R. , et al. , 2005. Pulmonary nodule detection with low-dose CT of the lung: Agreement among radiologists. *Am. J. Roentgenol.* 185, 973-978.
 - [35] Lee, C. I. , Haims, A. H. , Monico, E. P. , et al. , 2004. Diagnostic CT scans: Assessment of patient, physician, and radiologist awareness of radiation dose and possible risks. *Radiology* 231, 393-398.
 - [36] Lee, C. I. , Flaster, H. V. , Haims, A. H. , et al. , 2006. Diagnostic CT scans: Institutional informed consent guidelines and practices at academic medical centers. *Am. J. Roentgenol.* 187, 282-287.
 - [37] McCaig, L. F. , Burt, C. W. , 2004. National Hospital ambulatory medical care survey; 2002 Emergency department summary. *Adv. Data.* , 29-34.
 - [38] Michel, J. L. , Reynier, C. , Avy, G. , et al. , 2001. An assessment of low-dose high resolution CT in the detection of benign asbestos-related pleural abnormalities. *J. Radiol.* 82, 922-923.
 - [39] Miyazaki, O. , Kitamura, M. , Masaki, H. , et al. , 2005. Current practice of paediatric MDCT in Japan: Survey results of demographics and age-based dose reduction. *Nippon Igaku Hoshasen Gakkai Zasshi.* 65, 216-223.

- [40] Moss, M. , McLean, D. , 2006. Paediatric and adult computed tomography practice and patient dose in Australia. *Australas. Radiol.* 50, 33-40.
- [41] Mulkens, T. H. , Bellinck, P. , Baeyaert, M. , et al. , 2005. Use of an automatic exposure control mechanism for dose optimisation in multi-detector row CT examinations: clinical evaluation. *Radiology* 237, 213-223.
- [42] Picozzi, G. , Paci, E. , Lopez Pegna, A. , et al. , 2005. Screening of lung cancer with low dose spiral CT; Results of a three-year pilot study and design of the randomised controlled trial Italung-CT[®]. *Radiol. Med.* 109, 17-26, Torino.
- [43] Prasad, S. R. , Wittram, C. , Shepard, J. A. , et al. , 2002. Standard-dose and 50%-reduced-dose chest CT; Comparing the effect on image quality. *Am. J. Roentgenol.* 179, 461-465.
- [44] Ptak, T. , Rhea, J. T. , Novelline, R. A. , 2003. Radiation dose is reduced with a single-pass whole-body multi-detector row CT trauma protocol compared with a conventional segmented method; Initial experience. *Radiology* 229, 902-905.
- [45] Ravenel, J. G. , Scalzetti, E. M. , Huda, W. , et al. , 2001. Radiation exposure and image quality in chest CT examinations. *Am. J. Roentgenol.* 177, 279-284.
- [46] RCR, 2003. Making the Best Use of a Department of Clinical Radiology; Guidelines for Doctors. Ref. no. RCR(03)3, fifth ed. The Royal College of Radiologists, London.
- [47] RCR, 2006. Recommendations for Cross-Sectional Imaging in Cancer Management. Ref. no. RCR(06)1, second ed. The Royal College of Radiologists, London.
- [48] Remy-Jardin, M. , Sobaszek, A. , Duhamel, A. , et al. , 2004. Asbestos-related pleuropulmonary diseases; Evaluation with low-dose four-detector row spiral CT. *Radiology* 233, 182-190.
- [49] Shemesh, J. , Evron, R. , Koren-Morag, N. , et al. , 2005. Coronary artery calcium measurement with multidetector row CT and low radiation dose; Comparison between 55 and 165 mAs. *Radiology* 236, 810-814.

- [50] Siegel, M. J. , Schmidt, B. , Bradley, D. , et al. , 2004. Radiation dose and image quality in paediatric CT; Effect of technical factors and phantom size and shape. *Radiology* 233, 515-522.
- [51] Sigal-Cinqualbre, A. B. , Hennequin, R. , Abada, H. T. , et al. , 2004. Low-kilovoltage multi-detector row chest CT in adults; Feasibility and effect on image quality and iodine dose. *Radiology* 231, 169-174.
- [52] Stuhlfaut, J. W. , Lucey, B. C. , Varghese, J. C. , et al. , 2006. Blunt abdominal trauma; Utility of 5-minute delayed CT with a reduced radiation dose. *Radiology* 238, 473-479.
- [53] Thomas, K. E. , Parnell-Parmley, J. E. , Haidar, S. , et al. , 2006. Assessment of radiation dose awareness among paediatricians. *Pediatr. Radiol.* 36, 823-832.
- [54] USPAC, 1997. US President's Advisory Commission on Consumer Protection and Quality in the Health Care Industry, Consumer Bill of Rights and Responsibilities. Report to the President of the United States (<http://www.hcqualitycommission.gov/cborr/>).
- [55] Vock, P. , 2005. CT dose reduction in children, *Eur Radiol.* 15, 2330-2340 (Erratum in: *Eur Radiol.* (2005)15, 2383-2384.).
- [56] Vogt, C. , Cohnen, M. , Beck, A. , et al. , 2004. Detection of colorectal polyps by multi-slice CT colonography with ultra-low-dose technique: comparison with high-resolution videocolonoscopy. *Gastrointest. Endosc.* 60, 201-209.
- [57] Wagner, L. K. , Huda, W. , 2004. When a pregnant woman with suspected appendicitis is referred for a CT scan, what should a radiologist do to minimise potential radiation risks? *Pediatr. Radiol.* 34, 589-590.
- [58] Wendel, F. , Jenett, M. , Geib, A. , et al. , 2005. Low-dose CT in neutropenic patients with fever of unknown origin. *Roe. Fo.* 177, 1424-1429.
- [59] Wormanns, D. , Ludwig, K. , Beyer, F. , et al. , 2005. Detection of pulmonary nodules at multi-detector row CT; Effectiveness of double reading to improve sensitivity at standard-dose and low-dose chest CT. *Eur. Radiol.* 15, 14-22.
- [60] Yi, C. A. , Lee, K. S. , Kim, T. S. , et al. , 2003. Multidetector CT of

bronchiectasis: Effect of radiation dose on image quality. *Am. J. Roentgenol.* 181, 501-505.

- [61] Zaporozhan, J., Ley, S., Weinheimer, O., et al., 2006. Multi-detector CT of the chest: Influence of dose onto quantitative evaluation of severe emphysema: A simulation study. *J. Comput. Assist. Tomogr.* 30, 460-468.

附录 A 如何描述 CT 的剂量

A.1 CT 剂量指数(CTDI)^①

(A1)目前,在 CT 中使用的剂量测量的量有 3 种类型:加权 CT 剂量指数($CTDI_w$)和容积 CT 剂量指数($CTDI_{vol}$);剂量长度乘积(DLP);有效剂量。它们提供了对扫描区域内平均吸收剂量($CTDI_w, CTDI_{vol}$)的指示;沿平行于旋转轴方向的直线上完整 CT 检查的累积吸收剂量(DLP);从不同诊断成像方式比较患者剂量的一种方法(有效剂量)。虽然对于 $CTDI_w$ 和 $CTDI_{vol}$ 的真实有效性和准确性表示质疑(Brenner 等, 2006; Dixon, 2006; Boone, 2007),但这些参量同样适用于 MDCT。

(A2)CT 剂量指数(CTDI)是最早的 CT 剂量测量的概念(FDA, 1984)。它代表沿 z 轴一系列连续曝光的平均吸收剂量。它由一次轴向 CT 扫描(X 线管旋转一圈)测得,是累积吸收剂量除以总线束宽度计算得来的。CTDI 在理论上估计了一个扫描容积的中心区域内的平均剂量,称之为多次扫描平均剂量(MSAD)(Shope 等, 1981),而 MSAD 的直接测量需要多次曝光。CTDI 提供了一个更方便、等同估算该值的方法,只需要单次扫描采集,

^①:委员会已注意到,ICRU 推出了定量 CT 空气比释动能指数来取代 CT 剂量指数(ICRU, 2006 年)。A5 描述了这个量。另参见正文 2.1 部分,第 28 段

在早期的 CT 时代节省了大量时间。

(A3)MSAD 和 CTDI 等同性的要求是,辐射剂量分布轮廓曲线尾部的所有剂量贡献都要包含在 CTDI 剂量测量中。而满足这一标准的确切的积分限,取决于总线束宽度和散射介质长度。

(A4)对于 CTDI 的测量,两个 14cm 长的聚甲基丙烯酸甲酯 (PMMA, 又称丙烯酸或透明合成树脂)圆柱体作为标准配置。要估计头部检查的 CTDI 值,使用直径为 16cm 的圆柱体;要估计体部检查的 CTDI 值,使用直径为 32cm 的圆柱体。它们通常分别被称为头部和体部 CTDI 模体。

(A5)CTDI₁₀₀是在单次轴向扫描时,特定积分界限内的辐射剂量分布曲线的积分。在 CTDI₁₀₀的情况下,积分限为 ±50mm,相当于商品化的 100mm 长度的“笔形”电离室长度(欧共体, 2000a; Jucius 和 Kambic, 1977; Pavlicek 等, 1979)。其计算公式为:

$$\text{CTDI}_{100} = 1/NT \cdot \int_{-50\text{mm}}^{+50\text{mm}} D(z) dz \quad (\text{A-1})$$

式中, $D(z)$ 代表沿 z 轴的辐射剂量分布曲线, N 是断层层面的数目, T 是断层层面的标称厚度。CTDI₁₀₀ 使用一个长度为 100mm, 有效容积为 3cm³ 的 CT“笔形”电离室和两个标准 CTDI 丙烯酸模体进行测量。测量必须在一个静止的患者检查床上执行。推荐的做法是, CT 电离室应该在一个标准剂量学实验室内用符合参考标准的指定线束质, 或空气比释动能长度乘积 (ICRU, 2006) 进行校准。

(A6)CTDI 在照射野截面是发生变化的。对于人体成像, 身体表面的 CTDI 值通常高于身体旋转中心 CTDI 值的 1~2 倍。整个照射野截面的平均 CTDI 由以下的加权 CTDI (CTDI_w) 给出 (EC, 2000a; IEC, 2002; Leitz 等, 1995):

$$\text{CTDI}_w = 1/3\text{CTDI}_{100, \text{中心}} + 2/3\text{CTDI}_{100, \text{周围}} \quad (\text{A-2})$$

(A7)数值 1/3 和 2/3 代表近似于中心和边缘值所对应的相对面积(Leitz 等,1995)。CTDI_w是在特定 kV_p 和 mAs 下表征扫描机辐射输出量的一个有用指示。

(A8)容积 CTDI(CTDI_{vol})代表特定扫描方案下的辐射剂量。在包括一系列扫描的方案中,有必要考虑 X 线源连续旋转中所产生的辐射剂量分布轮廓之间的任何间隙或重叠。这一点可通过剂量描述量,即众所周知的容积 CTDI_w(CTDI_{vol})(IEC,2002)来实现,表示为:

$$\text{CTDI}_{\text{vol}} = (N \cdot T/D) \cdot \text{CTDI}_w \quad (\text{A-3})$$

(A9)在螺旋 CT 中,X 线管旋转一圈的移床距离(D)与总线束宽度(N·T)的比值称为螺距,因此,

$$\text{CTDI}_{\text{vol}} = \text{CTDI}_w / \text{螺距} \quad (\text{A-4})$$

(A10)这里,CTDI_w代表在 x 和 y 方向上的平均吸收剂量,CTDI_{vol}代表在 x, y 和 z 方向上的平均吸收剂量。它在概念上类似 MSAD,但被积分限(± 50mm)和 f-因子标准化,f-因子用于将测得的照射量或空气比释动能转换成空气吸收剂量。CTDI_{vol}是标准化模体在特定的扫描方案下,表达扫描容积内任一点平均吸收剂量的最佳参数(IEC,2002)。对于各种 CTDI 量的国际制(SI)单位都是毫戈瑞(mGy)。CTDI_{vol}是对特定检查方案的辐射剂量的一个有用指示,因为它将扫描方案的具体信息如螺距考虑在内。在新型 CT 扫描机中,要求 CTDI_{vol}值都必须预先显示在控制台上。如果对成人头部检查和和儿科 CT 检查的 CTDI_{vol}进行评估,要使用 16cm 直径的 CT 剂量模体。对于成人躯干的检查,CTDI_{vol}的测量需要使用直径 32cm 的 CT 剂量模体(Shrimpton 等,2005)。

(A11)当扫描一个类似 CTDI 模体衰减特性的物体时,CT-

DI_{vol} 能够估计 CT 采集受照容积内的平均辐射剂量,但绝不代表能够很好地评估大小、形状或衰减特性显著不同的其他物体的平均剂量。此外,它也不能表示在该扫描容积内沉积的总能量,因为它与扫描的长度无关。

A.2 剂量长度乘积(DLP)

(A12)为了更好地表达某一扫描方案的总传递能量,可以根据欧盟(2000a)的建议将 $CTDI_{vol}$ 和扫描长度整合在一起来计算出剂量长度乘积(DLP),计算式为:

$$DLP(mGycm) = CTDI_{vol}(mGy) \cdot \text{扫描长度}(cm) \quad (A-5)$$

(A13)DLP 反映了一次特定扫描采集中的总体吸收能量。因此,一个腹部 CT 检查可能与腹部和盆腔 CT 联合检查具有相同的 $CTDI_{vol}$ 值,但后者具有较大的 DLP 值,它正比于所扫描的较大解剖范围。这种剂量表述如 $CTDI_{vol}$ 和 DLP,可以用于临床扫描方案(如一组患者的平均值)与典型 CT 检查的参考剂量设定值的比较,但不能用于患者个体剂量(如器官剂量)的直接测量。

A.3 器官剂量和有效剂量

(A14)有效剂量是一个计算出来的量,它反映了相当于全身照射下的一次非均匀照射的辐射危害(ICRP,1991)。它的计算是基于所有年龄、男性和女性同等数目的群体的数据。有效剂量的计算需要人们对于人体内特定辐射敏感器官吸收剂量的了解,它通常由蒙特卡罗模型利用数学拟人模体来获得,最近也可利用人尸体 CT 扫描的体素模体来实现。有效剂量用毫西沃特(mSv)表示,可用于对不同电离辐射源的比较,比如其他医用放射诊断检查和背景辐射(例如,地球和宇宙辐射)背景辐射源所产生的年度

有效剂量典型范围为每年 1~3mSv,这取决于不同的地理位置。普通 CT 和非 CT 检查的典型值见表 A-1。

(A15)尽管有效剂量的计算需要知道不同 CT 扫描机的自身特性,但如果不考虑扫描机的类型,对有效剂量进行一种经验估计,可以由以下关系得出(欧盟,2000a):

$$\text{有效剂量} = k \cdot \text{DLP} \quad (\text{A-6})$$

式中:k 是一个经验的加权因子[mSv/(mGy·cm)],与身体部位相关(表 A-2)。

(A16)在表 A-2 中,成人头颈部和儿科患者的换算因子是假定使用头部 CT 剂量模体(16cm)测量得来的数据。所有其他(A17)转换因子假定使用直径 32cm 的 CT 体部模体测量数据。

(A17)委员会要强调的是,有效剂量是以参考值(为所有年龄、男女各占一半的群体)为基础的用于辐射防护的量,因此不应该用于流行病学评价,也不应该用于人类照射的回顾性风险评估。众所周知,特定器官和组织比其他器官和组织的辐射敏感性高,辐射风险的差异受年龄和性别的影响。因此,为了评估辐射风险,应该将器官和组织的吸收剂量作为最适当的相对生物效应的指标,以及作为器官、年龄、性别的特定风险信息。有效剂量仅对前瞻性的辐射防护目的具有有效性。有效剂量用于评估患者照射时具有严格的限制。在比较不同诊断程序的剂量、比较不同医院或国家对相同技术和程序的使用情况,以及相同医学检查中不同技术的应用情况等方面,有效剂量具有一定的价值,然而,对于 CT 检查中患者的照射量预设和风险-效益评估,受照器官和组织的平均吸收剂量是更有意义的量。

A.4 剂量估算工具

(A18)一些 CT 扫描机会附加显示 DLP。现代的 CT 系统必

须显示每一次扫描采集的 $CTDI_{vol}$ 信息 (IEC, 2002)。从这些数值中, 可以获得如上所述的有效剂量的估计值。对于器官和组织剂量的精确计算, 必须使用蒙特卡罗计算得出的数据。这些数据可由不同的来源获得, 如: 在英国的 NRPB (Jones 和 Shrimpton, 1993) 和德国的 GSF (Zankl 等, 1991; Zankl 等, 1993; Zankl 和 Wittmann, 2001)。已经开发了很多软件程序, 用于估算 CT 检查中每一层辐射对靶器官和组织的累积吸收剂量 (Kalender 等, 1999a; Stamm 和 Nagel, 2002, 可查阅网站 www.impactscan.org)。然而, 这些剂量计算程序假定的是一个标准体形的成年人, 没有考虑患者与患者之间体型的不同。为了评估典型的器官和组织剂量, 蒙特卡罗技术所得到的转换系数一般需要扫描机旋转轴上的吸收剂量值 (自由空气中)。

表 A-1 2000 年度医学诊断照射的典型有效剂量 (源于 RCR, 2003)

诊断程序	典型有效剂量 (mSv)	诊断程序	典型有效剂量 (mSv)
常规 X 线检查	CT 检查		
四肢和关节 (髌除外)	<0.01	颅脑	2.0
胸部 (后前位, 胶片)	0.02	胸部	8
颅骨	0.06	腹部和盆腔	10
胸椎	0.7	核医学检查	
腰椎	1.0	肺通气 (^{133}Xe)	0.3
髌	0.4	肺灌注 ($^{99}\text{Tc}^m$)	1
盆腔	0.7	肾 ($^{99}\text{Tc}^m$)	1
腹部	0.7	甲状腺 ($^{99}\text{Tc}^m$)	1
静脉尿路造影 (IVU)	2.4	骨扫描 ($^{99}\text{Tc}^m$)	4
吞钡	1.5	动态心脏 ($^{99}\text{Tc}^m$)	6
钡剂	2.6	PET 颅脑 (f-18 FDG)	5
全消	3		
钡灌肠	7.2		

表 A-2 成人(标准体形)和儿科患者(身体各种部位和各种年龄)单位剂量-长度乘积(DLP)的归一化有效剂量(Bongartz 等,2004,Shrimpton 等,2006)

身体部位	k[mSv/(mGy·cm)]				
	<1岁	1岁	5岁	10岁	成人
头部和颈部	0.013	0.008 5	0.005 7	0.004 2	0.003 1
头部	0.011	0.006 7	0.004 0	0.003 2	0.002 1
颈部	0.017	0.012	0.011	0.007 9	0.005 9
胸部	0.039	0.026	0.018	0.013	0.014
腹部和盆腔	0.049	0.030	0.020	0.015	0.015
躯干	0.044	0.028	0.019	0.014	0.015

A.5 CT 剂量学的进展

(A19)在最近 ICRU74 号报告(ICRU,2006)中,对几个应用的特定量进行了说明,其中包括 CT 剂量学所使用的量。为了避免它们的名字和使用方面的模糊,定义了新的符号。ICRU (2006)声明,CT 剂量学方面的推荐量是临时性的。

(A20)ICRU(2006)给出的 CT 剂量学量的符号是:自由空气中 CT 空气比释动能指数(C_K),是在 CT 扫描机旋转轴上单个层面和单次旋转的 CT 轴向空气比释动能分布曲线的积分,再除以标称层厚;标准 CT 剂量模体中 CT 空气比释动能指数($C_{K,PMMA}$),其定义类似于 C_K ,但不是在空气中,而是在 PMMA 头部或体部模体中测量的空气比释动能分布;加权 CT 空气比释动能指数($C_{K,PMMA,w}$),类似于本文件中 $CTDI_w$ 的定义;空气比释动能-长度乘积(P_{KL}),在 CT 扫描机旋转轴平行线上的自由空气中空气比释动能的积分;标准模体中 CT 空气比释动能-长度乘积($P_{KL,CT}$),定义类似于 P_{KL} ,用于标准 CT 剂量学模体内部的测量。

(A21)上述量的测量主要依靠笔形电离室的使用,该电离室

在沿其敏感体积的整个长度上都具有一致的响应。鉴于 CT 技术的发展,特别是大容积的扫描,使用 100mm 长度探测器(电离室)的基本测量在未来将不再适用。

参 考 文 献

- [1] Bongartz, G. ,Golding, S. J. ,Jurik, A. G. et al. ,2004. European Guidelines for Multislice Computed Tomography. European Commission. (also available at http://www.msct.eu/CT_Quality_Criteria.htm # Download%20the%202004%20CT%20Quality%20Criteria.
- [2] Boone, J. M. ,2007. The trouble with CTDI100. Med. Phys. 34,1364-1371.
- [3] Brenner, D. J. ,McCollough, C. H. ,Colin, G. O. ,2006. It is time to retire the computed tomography dose index (CTDI) for CT quality assurance and dose optimisation. Med. Phys. 33,1189-1191.
- [4] Dixon, R. L. ,2006. Restructuring CT dosimetry - A realistic strategy for the future. Requiem for the pencil chamber. Med. Phys. 33,3973-3976.
- [5] EC,2000a. European Commission. European guidelines on quality criteria for computed tomography, Report EUR 16262 EN. Office for Official Publications of the European Communities, Luxembourg.
- [6] FDA,1984. Diagnostic x-ray systems and their major components. United States FDA Code of Federal Regulations, 21 CFR 1020. 33, US Nuclear Regulatory Commission, US Govt. Printing Office, Washington DC.
- [7] ICRP,1991. 1990 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection. ICRP Publication 60, Ann. ICRP 21(1-3).
- [8] ICRU,2006. Patient dosimetry for X rays used in medical imaging, ICRU Report 74. International Commission on Radiation Units and Measurements, Bethesda, MD, USA.
- [9] IEC,2002. Medical Electrical Equipment. Part 2-44: Particular require-

- ments for the safety of x-ray equipment for computed tomography. IEC publication No. 60601-2-44. Ed. 2. 1. International Electrotechnical Commission (IEC) Central Office, Geneva, Switzerland.
- [10] Jones, D. G. , Shrimpton, P. C. , 1993. Normalised organ doses for x-ray computed tomography calculated using Monte Carlo techniques, NRPB-SR250, Chilton, UK.
- [11] Jucius, R. A. , Kambic, G. X. , 1977. Radiation dosimetry in computed tomography. Application of optical instrumentation in medicine, Part VI. Proceedings of the Society of Photo Optical Instrumentation in Engineering 127, 286-295.
- [12] Kalender, W. A. , Schmidt, B. , Zankl, M. , et al. , 1999a. A PC program for estimating organ dose and effective dose values in computed tomography. Eur. Radiol. 9 (3), 555-562.
- [13] Leitz, W. , Axelsson, B. , Szendro, G. , 1995. Computed tomography dose assessment: A practical approach. Radiat. Prot. Dosimetry. 57, 377-380.
- [14] Pavlicek, W. , Horton, J. , Turco, R. , 1979. Evaluation of the MDH Industries, Inc. pencil chamber for direct beam CT measurements. Health Phys. 37, 773-774.
- [15] RCR. , 2003. Making the Best Use of a Department of Clinical Radiology: Guidelines for Doctors. Ref. no. RCR(03)3, fifth ed. The Royal College of Radiologists, London.
- [16] Shope, T. B. , Gagne, R. M. , Johnson, G. C. , 1981. A method for describing the doses delivered by transmission x-ray computed tomography. Med. Phys. 8, 488-495.
- [17] Shrimpton, P. C. , Hillier, M. C. , Lewis, M. A. , et al. , 2005. Doses from Computed Tomography (CT) Examinations in the UK - 2003 Review. NRPB-W67. National Radiological Protection Board, Oxon.
- [18] Shrimpton, P. C. , Hillier, M. C. , Lewis, M. A. , et al. , 2006. National survey of doses in the UK: 2003. Br. J. Radiol. 79 (948), 968-980.
- [19] Stamm, G. , Nagel, H. D. , 2002. CT-expo - a novel program for dose evaluation in CT. RöFo 174, 1570-1576, German.
- [20] Zankl, M. , Panzer, W. , Drexler, G. , 1991. The calculation of dose from

external photon exposures using reference human phantoms and Monte Carlo methods. Part VI; Organ doses from computed tomographic examinations. GSF-Bericht 30/91, GSF - Forschungszentrum für Umwelt und Gesundheit, Institut für Strahlenschutz, Neuherberg, Germany.

- [21] Zankl, M. , Panzer, W. , Drexler, G. , 1993. Tomographic anthropomorphic models. Part II; Organ doses from computed tomographic examinations in paediatric radiology. GSF-Bericht 30/93, GSF - Forschungszentrum für Umwelt und Gesundheit, Institut für Strahlenschutz, Neuherberg, Germany.
- [22] Zankl, M. , Wittmann, A. , 2001. The adult male voxel model 'Golem' segmented from whole-body CT patient data. Radiat. Environ. Biophys. 40, 153-162.