

医学参考报

放射医学与防护频道

Radiological Medicine and Protection

Number 04

锥形束计算机体层摄影 (CBCT) 的放射防护 ——ICRP 129 号出版物简介

中国疾病预防控制中心辐射防护与核安全医学所 岳保荣

国际放射防护委员会 (ICRP) 于 2015 年由主委会批准发布了 129 号出版物《锥形束计算机体层摄影 (CBCT) 的放射防护》。

摘要

该出版物的目的是为 CBCT 新技术的放射防护提供指导。ICRP 87 号和 102 号出版物讨论的是关于 CT 和多排 CT (MDCT) 患者剂量控制问题。CBCT 新技术应用随之带来的放射防护问题在本质上不同于传统意义上的 CT。CBCT 在初期应用中的低剂量概念是正确的,但现在由专科医生广泛使用,这些专科医生在放射防护方面有的接受过一点培训,有的根本一点也没培训过。本出版物针对 CBCT 的不同使用者提出了辐射剂量控制的建议,而且还包括放射防护的原则、培训和质量保证多个方面。适当使用 CBCT 的建议需要广泛宣传,当使用 CBCT 设备时,防护最优化的建议需要进一步加强,尤其对某些带有新特点设备的使用更为重要。制造商应当使 CBCT 设备的辐射剂量显示标准化,以给予用户在防护最优化和设备性能比较各方面的协助。当 CBCT 设备用于透视和体层摄影同一程序时,我

们将会遇到另外的辐射防护挑战。为了跟踪和报告这些程序的患者剂量需要建立标准化的方法。同先前的 ICRP 出版物一样,为了贯彻实施委员会提出的患者和医学工作人员防护最优化原则,ICRP 希望影像专业人员、医学物理师和制造商将使用本出版物提供的指导原则和建议。

章节构成

本出版物全文共 10 章: 1. 引言,包括 1.1 发展历史,1.2 CBCT 现行放射防护标准,1.3 不同利害关系人的职责,1.4 为什么要知道 CBCT 剂量的重要性,1.5 安全观,1.6 本出版物的范围。2. CBCT 技术,包括 2.1 引言,2.2 技术问题,2.3 CBCT 用于临床的情况。3. 放射生物效应,包括 3.1 引言,3.2 组织反应,3.3 随机性效应。4. 患者和工作人员放射防护原则,包括 4.1 正当性,4.2 最优化,4.3 成像设施的要求。5. CBCT 患者剂量评价,包括 5.1 CBCT 剂量,5.2 关注点的扫描和基础临床 CBCT 系统,5.3 C 形臂 CBCT 系统,5.4 归一化 CT 剂量,5.5 辐射剂量的溯源和报告。6. CBCT 患者和工作人员的防护最优化,包括 6.1 引言,6.2 影响患者剂量的因素,6.3 CBCT

的局限性,6.4 未来的发展。7. CBCT 在特定应用中的辐射剂量控制,包括 7.1 引言,7.2 放射治疗中的 CBCT,7.3 神经介入,7.4 血管介入,7.5 非血管介入,7.6 整形外科手术,7.7 泌尿学,7.8 耳、鼻、喉和头诊断或外科手术,7.9 牙科和上颌面,7.10 乳腺。8. CBCT 的培训,包括 8.1 引言,8.2 培训课程,8.3 谁适合做培训老师,8.4 维修工程师的培训。9. 质量保证计划,包括 9.1 引言,9.2 CBCT 设备的质量控制,9.3 患者剂量报告,9.4 诊断参考水平,9.5 核查。10. 建议 (recommendations)

重点

- CBCT 放射防护指导原则和建议是非常重要的,因为 CBCT 拓展了 CT 应用领域,如外科、牙科、耳鼻喉科、血管摄影、放射治疗和整形外科,而且与过去的 CT 成像完全不同。
- CBCT 扫描装置生厂商已经投入相当大的努力去满足用户对装置电安全和机械安全的要求。同样对辐射剂量和放射防护也需要给予足够重视。
- 本出版物为研究形成各种决定以及指导 CBCT 使用中临床利益和辐射代价最优化而

提供基本原则。

- ICRP 强调防护最优化不仅要关注全身照射,而且也要关注一些特别组织,特别是眼晶状体、心脏和脑血管系统。

- 使用透视和 CBCT 这两种设备都应该为每位患者在实施程序过程中在操作人员控制台上提供电子剂量指示以及报告中有剂量显示。

- 特别当工作人员不得靠近 X 射线设备时,患者和工作人员剂量的最优化是非常重要的,剂量监测就成为了一种基本工具。

- 低剂量模式足以回答高对比结构诊断问题,如肺、牙齿和上颌面扫描、ENT 扫描 (鼻窦、颅骨和颞颥骨)、介入材料和对比增强的血管。

- 只有在想看清楚软组织结构的情况下才选用高剂量模式,如颅骨内的出血、软组织肿瘤或脓肿。

- 大多数介入程序内用的 C-形臂 CBCT 系统扫描角度为 180-2400,外加 X 射线锥束角度。

- 临床要求通过用户的每一项努力,确保感兴趣的地方在 CBCT 扫描时都要包括在观察野 (FOV) 之内,同时,敏感器官应在 FOV 之外。

下转第 8 版 ▶

执行主编介绍



岳保荣 研究员

中国疾病预防控制中心辐射防护与核安全医学所原副所长、研究员;国际放射防护委员会 (ICRP) 第三委员会原委员,中华医学会放射医学与防护学会前任主任委员,国家卫生标准委员会放射卫生标准专业委员会副主任委员,《中国辐射卫生》杂志副总编,中华放射医学与防护杂志编委。

长期从事放射防护与安全研究工作,近年来主要研究方向为医用辐射防护与质量控制,负责承担完成国家科技支撑项目《放射诊疗中职业危害控制关键技术与风险评估研究》等多项国家和国际合作研究项目,发表论文 100 余篇。近年来主持完成了《乳腺 X 射线摄影质量控制检测规范》等国家标准 7 项,参加完成的“九五期间全国医疗照射水平调查研究”课题获中华医学科技奖三等奖。

导读

- CBCT 在医学实践中应用的进展 **2 版**
- 加速器兆伏级锥形束断层图像在自适应放疗中应用的可行性研究 **3 版**
- 采用锥形束 CT 的双平板介入儿科系统 **4 版**
- 鼻旁窦锥形束 CT 与标准多排探测器 CT 和低剂量多排探测器 CT 成像研究 **5 版**
- 牙科锥形束 CT 中的辐射防护和剂量 **6 版**
- 乳腺 CBCT: 辐射剂量、覆盖范围和图像质量 **7 版**

点评专家介绍



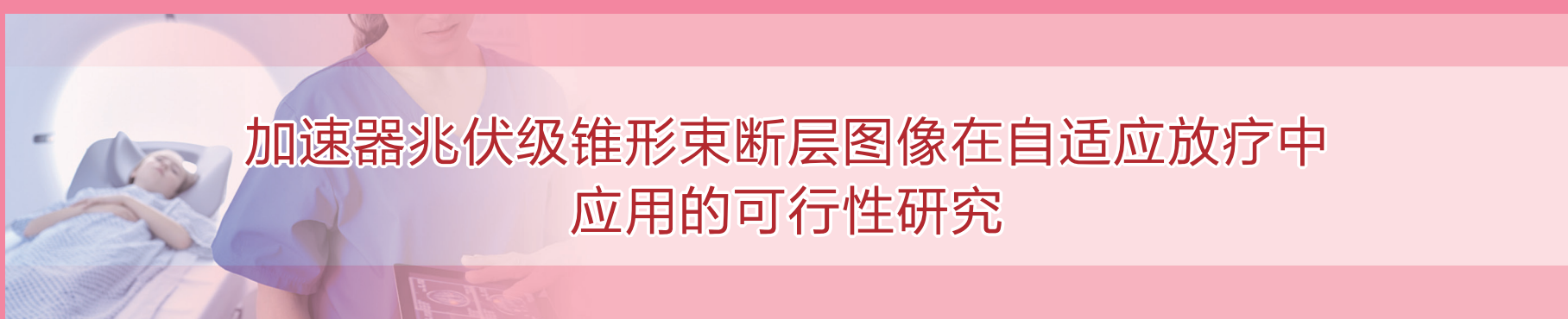
邹跃 主任医师

医学博士,硕士生导师,火箭军总医院肿瘤放疗中心主任。兼任:全军放射肿瘤学专业委员会委员、北京抗癌协会理事、北京医师协会放疗专科医师分会理事、北京医学会放射肿瘤学委员会、中华放射医学与防护杂志编委。火箭军总医院放疗中心团队联合采用调强放疗、立体定向放疗以及生物靶区技术,在最大程度杀伤肿瘤的同时,最大限度保护正常组织,形成了具有特色的放疗技术。近年注重照射部位及其累积照射剂量和体积对晚期肿瘤患者生存影响的研究,对晚期患者减轻痛苦、延长生命积累了较丰富的经验。

专家点评

锥形束 CT (CBCT) 技术经过十余年的积累创新,具有了较低的患者辐射剂量,较高的空间分辨率等性能,逐渐迅速进入放射治疗图像引导和影像诊断各种领域。本期撰稿专家人员从应用学科、辐射剂量、成像质量及误差原因等多维度全方面的进行了阐述报道。报道还本期揭示了 CBCT 应用的广泛前景,以及指出当前我国面临的不足及改进方向,为今后规范发展 CBCT 技术提供了良好的研究思路及指导。随着 CBCT 的规范发展,必将促进该技术纵深发展,获得更低的辐射剂量、更高质量的医学影像成为低风险高受益一种新型的医学影像技术在临床的广泛应用。(尉可道、邹跃 点评)

终校	排版设计	年 月 日	经营监管部	年 月 日
	编辑出版	年 月 日	总编室	年 月 日



加速器兆伏级锥形束断层图像在自适应放疗中应用的可行性研究

【据《中华放射与防护杂志》2017年5月报道】题：加速器兆伏级锥形束断层图像在自适应放疗中应用的可行性研究（作者庞廷田等）

研究中使用 Siemens Artiste 加速器 IBL 模式 MV CBCT 成像系统，对 MV CBCT 图像在自适应放疗中的应用进行研究，以期在临床应用中发挥其独特的优势。

采用的研究方法是：首先，利用 CT 模拟机对电子密度转换部模体和体部模体分别进行扫描，并导入 Pinnacle 计划系统建立头部 CT 值电子密度曲线和体部 CT 值电子密度曲线；再利用加速器的全扇形束模式和大射野（EFOV）模式扫描模体，并导入 Pinnacle 计划系统建立 MVCBCT 的 CT 值电子密度曲线。其次，利用 CT 模拟机分别对头、胸、腹模体进行扫描，并将扫描得 CT 图像导入计划系统；再利用加速器的全扇形束模式扫描头部模体，EFOV 模式扫描胸部和腹部模体，并将 MV CBCT 图像导入计划系统。再次，在计划系统中对上述导入得 CT 图像和 MV CBCT 图像分别勾画靶区（PTV）和危及器官，其中头部器官有：PTV、腮腺、脊髓；胸部有：PTV、肺、心脏、脊髓；腹盆腔有：PTV、膀胱、直肠、股骨头、脊髓等。然后，在 CT 图像上制作调强治疗计划，剂量计算分别采用各自 CT 值电子密度曲线，并将此调强计划作为参考计划。最后，将上述制作得参考计划完全植入 MV CBCT 图像中，其中剂量计算分别采用各自 MVCBCT 的 CT 值电子密度曲线。

采用的评价方法是：对头颈部、胸部、腹盆腔部的常规 IMRT 计划和 MV CBCT 图像中的 IMRT 计划进行剂量学比较，计算两计划中相关参数的相对误差，临床允许相对误差范围为 5%。其中比较的参数有：PTV $D_{2\%}$ 、 $D_{98\%}$ 、 $D_{50\%}$ 以及 PTV 平均剂量 D_{mean} ；腮腺平均剂量；脊髓的 $D_{0.1cc}$ ；肺、心脏的 D_{mean} ；膀胱、直肠的 $D_{50\%}$ 、 $D_{25\%}$ ，股骨头的 $D_{5\%}$ 等。

研究结果显示：第一，头颈部常规 IMRT 和基于 MV CBCT 剂量计算的 IMRT 两种计划比较：两种计划参数比较结果列于表 1。在头颈模体中两种计划的靶区和危及器官的受量偏差均小于 3%，符合临床要求。第二，胸部常规 IMRT 和基于 MV CBCT 剂量计算的 IMRT 两种计划比较：两种计划比较结果列于表 2。基于 MV CBCT 剂量计算的 IMRT 计划整体剂量偏低，靶区剂量分布满足临床要求，但危及器官剂量计算精度偏差过大，除肺 $D_{60\%}$ 外，均 $> 5\%$ ，超出临床接受范围。第三，腹盆腔常规 IMRT 计划和基于 MV CBCT 剂量计算的 IMRT 两种计划比较：两种计划比较结果列于表 3。其中盆腔模体中组织剂量偏差最大，PTV 的 $D_{2\%}$ 、 $D_{98\%}$ 、 $D_{50\%}$ 以及 D_{mean} 与参考计划相比均降低了 15% 以上；危及器官如直肠和膀胱的 $D_{25\%}$ 和 $D_{50\%}$ 的剂量均降低了 12% 以上，左右股骨头的 $D_{5\%}$ 降低了 10% 以上。腹盆腔中靶

区和危及器官的剂量与参考计划相比均有大幅度的降低，超出了临床接受范围。

目前临床上主要有 3 种商业化的 CBCT 成像系统，分别为美国瓦里安公司的 On-Board-Imaging (OBI)，瑞典医科达公司 XVI Synergy system 和德国西门子公司 MVision system，前两种系统都是千伏级成像系统，其球管和影像探测板垂直固定到治疗加速器机架的两侧，西门子为兆伏级成像系统，成像束流由加速器治疗机头产生，由机架尾端的 PV 非晶硅探测板进行数据采集成像，因此不需要额外增加成像设备。上述 3 种成像系统各有优缺点，KV CBCT 图像成像剂量较低，对软组织分辨较好，但是对骨组织以及人工植入的一些金属器件会产生较大的伪影，影响了成像质量，并且由于其外置成像设备需要在图像配准时需要进行坐标系转换，带来额外误差。西门子兆伏级锥形束 CT 则相反，虽然成像剂量较高，但是在金属等高密度部分的成像质量很高，并且因其在治疗系统中进行成像不需要进行坐标转换，给临床应用带了方便。随着精确放疗的深入开展和计算机科学的进步，自适应放疗再一次应用到临床治疗中，其中千伏级锥形束 CT 图像用于剂量计算已经成为现实，但兆伏级锥形束 CT 图像由于其本身的特点，用于剂量计算还需要进一步研究，Faddagon 等学者对德国西门子公司加速器的兆伏级锥形束 CT 扫描系统进行了改进，在加速器治疗机头内增加了一个专门用于锥形束 CT 扫描的 1 兆伏碳靶，即原来的治疗射束影像系统（treatment beam line, TBL）升级为成像射束影像系统（image beam line, IBL），这样在改善影像质量的同时降低了患者的成像剂量。相比 TBL 模式提高了图像质量，降低了成像剂量，就图像引导技术本身来说确实有了很大的提高，但是如果将其图像直接用来进行剂量计算，还须要慎重。

在该研究中，头颈部肿瘤，由于该部位解剖结果的密度变化不大，体积相对较小，所以在进行 MV CBCT 成像时各部分器官所受剂量比较均匀，反映到 CT 值中可更接近实际，且剂量计算精度与临床 CT 相比误差小于 3%，可在自适应放疗过程中直接用于剂量计算。在胸部，由于身体体积较大，以及有肺等不均匀组织存在对射线的散射产生了一定的影响，使该部位剂量计算精度误差变大，腹盆腔部位，体积变大的同时，解剖结果密度增高，从而使该部位的内部和表面的剂量差别变大，从而导致 CT 值变化变大，最后使剂量计算精度偏差超过 10%，所以不能直接用于剂量计算，该部位 MV CBCT 图像仅可用于图像引导。综上所述，在自适应放疗过程中，头颈部肿瘤可直接用西门子 IBL 模式扫描的 MV CBCT 图像进行剂量计算，其他部位在进行剂量计算时要慎重考虑。

（宋颖 报道）

表 1 头颈部两计划剂量计算的比较结果

计划	PTV (cGy)				危及器官 (cGy)		
	$D_{2\%}$	$D_{98\%}$	$D_{50\%}$	D_{mean}	腮腺左	腮腺右	脊髓
参考计划	52.68	50.0	51.67	51.55	21.68	23.0	30.50
MV CBCT 计划	51.52	48.78	50.15	50.15	21.34	22.53	29.93
相对偏差 (%)	-2.2	-2.44	-2.94	-2.72	-1.57	-2.04	-1.87

注：IMRT. 常规调强；PTV. 靶区；MV CBCT. 兆伏级锥形束 CT。

表 2 胸部两计划剂量计算的比较结果

计划	PTV (cGy)				危及器官 (cGy)						
	$D_{2\%}$	$D_{98\%}$	$D_{50\%}$	D_{mean}	肺 $D_{20\%}$	肺 $D_{30\%}$	肺 $D_{60\%}$	肺 D_{mean}	心脏 $D_{20\%}$	心脏 $D_{20\%}$	脊髓 $D_{0.1cm^3}$
参考计划	51.83	48.80	50.90	50.89	10.44	8.28	3.18	6.15	50.68	32.74	6.17
MVCBC 计划	50.49	46.36	48.80	48.70	8.93	7.21	3.11	5.51	47.35	29.90	5.28
相对偏差 (%)	-2.56	-6.91	-4.13	-4.30	-14.46	-12.92	-2.2	-10.41	-6.57	-8.67	-14.42

注：IMRT. 常规调强；PTV. 靶区；MV CBCT. 兆伏级锥形束 CT。

表 3 盆腔部两计划剂量计算的比较结果

计划	PTV (cGy)				危及器官 (cGy)					
	$D_{2\%}$	$D_{98\%}$	$D_{50\%}$	D_{mean}	膀胱 $D_{50\%}$	膀胱 $D_{25\%}$	直肠 $D_{50\%}$	直肠 $D_{25\%}$	股骨头左 $D_{5\%}$	股骨头右 $D_{5\%}$
参考计划	51.33	49.87	50.64	50.63	27.4	35.69	24.91	30.87	23.15	25.77
MV CBCT 计划	50.49	46.36	48.80	48.70	24.05	30.78	21.62	26.86	20.62	22.89
相对偏差 (%)	-15.1	-17.1	-15.9	-16.0	-12.22	-13.76	-13.21	-13.0	-10.93	-11.18

注：IMRT. 常规调强；PTV. 靶区；MV CBCT. 兆伏级锥形束 CT。

补充报道月份

应用锥形束 CT 的双平板介入儿科系统

【据《Journal of Clinical Medical Imaging》2018年7月报道】题:采用锥形束 CT 的双平板介入儿科系统:默认协议下的剂量和图像质量表征(作者 Eva Corredoira 等)

此项研究的目的是评估双平板血管造影系统的成像质量和辐射剂量,该系统具有锥形束 CT (CBCT) 功能,适用于儿科心脏手术。本研究结果可探讨剂量降低技术。在脉冲荧光透视和造影模式下,采用不同厚度的聚甲基丙烯酸甲酯 (PMMA) 模体和 Leeds TOR 18-FG 测试对象,选择不同的照射野 (FOV)。对于 CBCT,本研究使用了头部和身体剂量模体 Catphan 504 和一个拟人心脏病学模体。这项研究还比较了两种 3D 旋转血管造影方法。与透视相比,造影时每帧图像的入射体表空气比释动能增加了 3 ~ 12 倍。在照射野 32 厘米时,透视和造影模式之间信噪比区别最大,因为透视是在 1440 × 1440 像素矩阵和非压缩 (unbinned) 模式下获得图像,而造影是在 720 × 720 像素矩阵和压缩模式下获得图像。除了 32cm 照射野时透视图像未压缩以外,其余照射野下,造影模式的高对比度空间分辨率优于透视模式。使用 16cm 头部剂量模体采集 CBCT 序列图像,标准剂量协议的剂量是低剂量协议的 3 倍。虽然低剂量协议获得的图像中噪声比标准模式高,但其图像具有更好的空间分辨率。在 8mm 厚度的重建图像中,可区分 250HU、直径为 1 毫米的棒。儿科专用协议可在低剂量的同时保持足够的图像质量。该系统提供了一种全新的三维成像模式。CBCT 成像虽然导致患者剂量增加,但其提供了更多的诊断信息,包含在体积图像中。本研究评估的 CBCT 协议提供的图像虽有噪声,但显示了很好的空间分辨率。

1、引言

国际放射防护委员会 (ICRP) 和欧洲委员会要求介入 X 射线系统在使用前进行一系列测试,以确保其在临床中良好使用。这些测试主要包括以下两个方面:1) 正常工作条件、常用成像模式下模拟病人的各种厚度尺寸,用适当模体测量其入射体表空气比释动能。常用成像模式包括透视、造影,以及最新的三维旋转血管造影 (3D-RA),也称为锥

探测器,可用于获取儿童 IC 的 CBCT 图像,可提供心脏解剖结构的实时透视成像和准实时断层成像。介入心脏病学家可以便捷、高效的将高分辨率 CBCT 断层成像形态学数据与标准血管造影相结合。

探测器,可用于获取儿童 IC 的 CBCT 图像,可提供心脏解剖结构的实时透视成像和准实时断层成像。介入心脏病学家可以便捷、高效的将高分辨率 CBCT 断层成像形态学数据与标准血管造影相结合。

(1) CBCT 模式:

CBCT 采集使用正面探测器,在源和探测器的单圈 (或部分) 旋转中获取整个感兴趣体积的图像。两种 3D 心脏检查模式:5sDRc (标准剂量协议) 和 5sDR-L (低剂量协议)。这两种协议均默认成像 26.6 帧/秒和 5 秒采集时间。管电流、kVp 和脉冲宽度由设备使用 3D-RA 运行前获得的透视图像决定。标准剂量协议采用大焦点 (1 毫米),无附加铜过滤,入射空气比释动能 0.36 μ Gy。低剂量协议使用小焦点 (0.6 毫米),0.1 毫米铜过滤,入射空气比释动能 0.10 μ Gy。

(2) CBCT 剂量:

在 CBCT 模式下,使用 Fahrig 等提出的剂量度量 $D(0)$ 来评估辐射剂量。定义 $d(0)$ 为模体平面中心的平均剂量,与传统 CT (CTDI_w) 近似。剂量学设置如图 1 所示。头部和身体部模体如图 1a 所示,中心和四周共有 5 个通孔。如图 1a 所示放置模体,测量后如图 1b 所示旋转 45°。中心剂量 (D_0) 取 1/3,四周剂量为八个测量值的平均值 (D_p) 取 2/3,二者相加,记为 $D(0)$ 。

(3) CBCT 图像质量:

用直径 20cm 的 Catphan 504 模体评价 CBCT 图像质量。

用 ImageJ 进行数字图像分析。模体包含不同测试对象模块,包括均匀性、高对比分辨率、低对比分辨率、噪声等。测量均匀性时,用几个感兴趣区像素值的最大值与最小值之差,或四周感兴趣区与中心感兴趣区像素值的差值。

为了评估与 CBCT 中对比度介质浓度相关的不同管腔直径微小血管的可视化,研究中使用了另一种拟人心脏模体 (QRM)。模体 30 厘米宽,20 厘米高,10 厘米长,由四个部分组成:一个带有人工肺叶的胸腔,一个脊柱插件,一个等效材料的软组织壳和一个圆柱形水箱。可以在其中插入模拟血管的棒,用于测量对比度。棒长 1 厘米,直径从 1 毫米到 4 毫米不等。棒对比度分别为 200、250、300、400 HU (图 2)。采用 0.5 ~ 8mm 的层厚重建轴向图像。

3、结果

(1) CBCT 剂量:

标准 (5sDRc) 和低剂量 (5sDR-L) 两种 3D 采集协议中 16 cm 和 32 cm 直径剂模体的剂量测量结果。

(2) CBCT 和造影模式剂量比较:

经校正的 P_{ka} 和 K_{ar} 测量值,为各种协议在使用头部 (16 厘米直径) 模体时的测量值。CBCT 模式仅使用平板 A,造影模式可使用平板 A 和 B, A 平板和 B 平板的照射野分别为 48cm 和 25cm。

(3) CBCT 图像质量:

图 3 显示了 48cm 照射野时,CBCT 在 Catphan 模体成像中获得的 MTF。

低对比度无法用 Catphan 模体分析,因为在 CBCT0.46 mm 层厚时,Catphan CTP515 模块与背景无法区分。图 4 为噪声测试结果。

表 3 和图 5 显示了在 QRM 模体轴扫图像中不同直径和对比度的棒的可见性。并给出了采集参数 P_{ka} 、 K_{ar} 。使用两种 CBCT 协议,在两种照射野下获取图像。在 0.5 ~ 8mm 层厚之间进行重建。所有被测图像的窗位和窗宽约为 118 和 139。

4、结论

本研究对具有 3D 旋转血管造影能力的双平板系统进行了剂量和图像质量表征。该研究表明,适当的表征是建立在充分了解设备的技术特点和操作模式的基础上,特别是与图像质量有关的表征。所示结果均是在使用了剂量降低技术并尽可能减少图像质量损失的情况下得出。

该系统具备保持透视模式持续运行的能力,这使得放射科医生可以在得到足够的图像质量时,用透视模式替代造影模式。这种方式记录于程序中,从而极大降低剂量。为了在噪声和高对比空间分辨率之间找到平衡,了解照射野变化时系统如何工作显得尤为重要。

有许多实用指南。例如,在检查胸部厚度小于 12cm 的儿童病例时,应选择 $P_{ed} < 12$ kg 的透视协议,该协议应该存储于设备中,避免选用 $Card < 12$ kg 造影协议。上述协议可以在更低的剂量下获得足够 (或更好) 的图像质量。如果需要造影,心脏病专家应该知道,最大的信噪比是通过 LV3040 协议在 32 cm 照射野下获得的。虽然 FL3040 协议在透视检查中信噪比最低,但对于胸腔厚度大于 12 cm 的患者来说,其高对比空间分辨率最高。

总之,该系统提供了一种全新的三维成像模式。CBCT 图像的获取增加了患者剂量,但同时提供了进一步的诊断信息。本研究所评估的 CBCT 协议得图像虽有噪声,但提供了很好的空间分辨率。因此,可以在血管造影程序中实现对高对比度结构的成像。

(中国疾病预防控制中心辐射防护与核安全医学所 黄卓 报道)



图1 剂量模体及测量方式

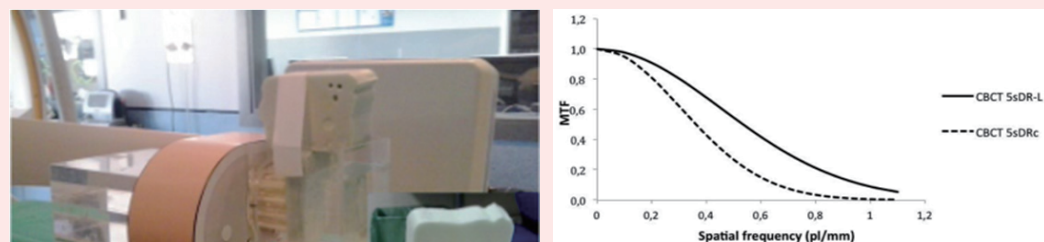


图3 两种协议下的MTF

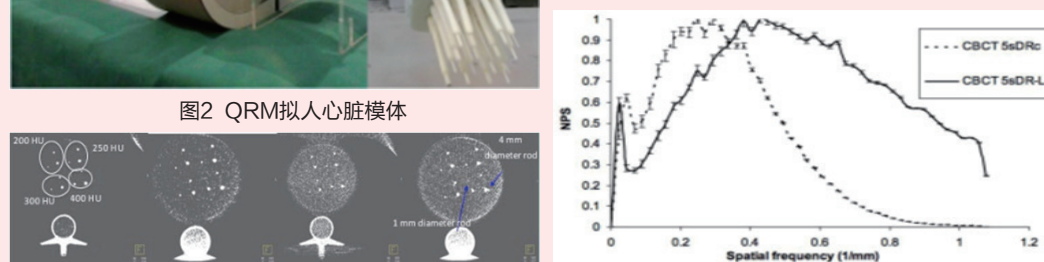


图4 两种协议下的噪声测试结果

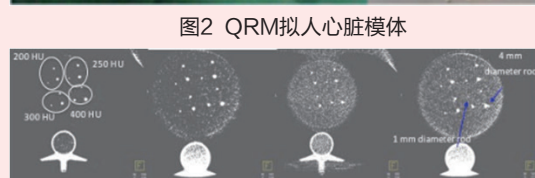


图5 QRM模体在CBCT扫描中的图像

终校	排版设计	年 月 日	经营监管部	年 月 日
	编辑出版	年 月 日	总编室	年 月 日

鼻旁窦锥形束 CT 与标准多排探测器 CT 和低剂量多排探测器 CT 成像研究

【据《American Journal of Otolaryngology》2016 年报道】题：鼻旁窦锥形束 CT 与标准多排探测器 CT 和低剂量多排探测器 CT 成像研究（作者 Janan Al Abduwani 等）

锥形束 CT (CBCT) 于 1982 年在爱尔兰梅奥郡临床生物动力学研究实验室首次应用于血管造影术, 它最近被认为是 CT 成像领域的一项重大进步, 因为它提供了一种更优质的断层成像技术。与常规 CT 扫描相比, 它使用较低剂量的辐射就能将头部和颈部的骨结构清晰成像。这与鼻旁窦手术尤为相关, 因为该手术的关键是保护骨轮廓。CBCT 允许可视化的头部和颈部骨结构, 它与传统 CT 相比具有相对较低的各向同性空间分辨率, 因此它减少了患者辐射剂量。这使得它是一个有吸引力的可替代传统 CT 扫描成像的方法。同时平板探测器的技术进步、计算能力的提高、X 射线管的低功耗要求也促进了 CBCT 的快速发展。

自从发现 CBCT 系统以来, CBCT 系统在神经介入手术、放射治疗定位扫描、手术计划和术中指导等方面得到了广泛的应用。2001 年第一台商业化应用的 CBCT 扫描设备在颌面部成像中被首次应用。随着 CBCT 系统在外科手术中的应用越来越广泛, CBCT 在鼻科领域的应用也越来越受到关注。近期, Janan Al Abduwani 等探讨了 CBCT 在鼻旁窦疾病诊断成像中的应用, 该研究主要在患者接受的有效剂量和 CBCT 图像质量两方面与常规多层 CT (以下称 MDCT) 的鼻旁窦检查进行了比较。

在该研究中, Janan Al Abduwani 等采用计算机放射学信息系统 (CRIS) 对数据进行回顾性分析。数据来源是 2013 年在伯明翰伊丽莎白女王医院进行的所有鼻旁窦 CBCT 扫描资料。将 CBCT 扫描的平均有效剂量与在 2012 年进行的五十次连续的鼻旁窦标准 MDCT 扫描和 2014 年进行的五十次连续的低剂量鼻旁窦 MDCT 扫描进行比较。低剂量扫描使用正弦图确定迭代重建算法, 这是伯明翰伊丽莎白女王医院自 2013 年底开始作为标准的鼻旁窦成像方法。同时包括脑、颞骨或颈部的 MDCT 的鼻旁窦扫描被排除在研究之外。鼻旁窦的 CBCT 扫描使用 Care Stream Health 公司的 9300 型 CBCT。CBCT 的扫描剂量使用 PCXMC 剂量评估软件进行计算, MDCT 的扫描剂量用 ImPACT CT 患者剂量计算器计算; CBCT 和传统 MDCT 扫描的图像质量比较由 2 名高级耳鼻喉科医师和 2 名资深放射科医师对鼻窦复合体 (OMC)、筛窦顶和额窦引流道等手术相关骨结构的可视性进行主观评价。

该研究结果显示, 伯明翰伊丽莎白女王医院 1 年内连续 21 次鼻旁窦 CBCT 扫描的平均有效剂量为 0.27 mSv (见表 1)。这类似于先前报道的 0.2 mSv 的估计剂量。该剂量与标准 MDCT 检查的患者队列剂量 (平均有效剂量 0.48 mSv) 相比约低 40%。与低剂量鼻旁窦 CT 扫描 (平均有效剂量 0.39, 表 1) 相比约低 30%。较小的总有效剂量也意味着口腔黏膜和唾液腺剂量的降低。

CBCT 图像上高对比度骨形态的可视化可与标准鼻旁窦 CT 相媲美; 在所有 CBCT 扫描中均能清晰地勾画出主要手术相关的骨结构 (图 1 ~ 3)。在一个接受过标准 CT 和 CBCT 检查的患者中, 小骨结构的可视性在 CBCT 图像上被认为是更优

表 1 CBCT、标准 MDCT 和低剂量 MDCT 扫描平均有效剂量和剂量范围

	数量	平均有效剂量 (mSv)	剂量范围 (mSv)
CBCT	21	0.27	0.05 ~ 0.48
标准 MDCT	50	0.48	0.36 ~ 0.88
低剂量 MDCT	50	0.39	0.32 ~ 0.48

越的 (图 4)。然而, CBCT 图像软组织可见性有限。

由于慢性鼻窦炎的普遍流行, 鼻旁窦 CT 扫描是耳鼻喉领域中最常见的影像检查。这就需要探索一种替代的成像方式, 这种方式将是一种具有更低辐射暴露和更具成本效益的高效成像模式。CBCT 是一个非常具有吸引力的成像模式, 虽然它具有一部分的辐射暴露, 但能提供足够好的图像质量, 尤其是在骨界线划分的时候。因为骨划界是慢性鼻窦炎进行外科手术计划时需要解决的主要问题。

迄今为止, 只有很少的研究比较鼻旁窦 CBCT 扫描的图像质量与 MDCT 的图像质量。Alspaugh 等人直接将 CBCT 扫描的鼻旁窦影像的空间分辨率与 16 和 64 层 MDCT 扫描影像的空间分辨率进行比较。他们得出的结论是, CBCT 影像中 12 线对/厘米 (IP/cm) 的空间分辨率可以用 0.17 mSv 的有效剂量获得, 而对于 64 层的 MDCT 而言, 达到 11 IP/cm 的空间分辨率则需要 0.87 mSv 的有效剂量。Fakhran 等比较了 CBCT 和传统 CT 在鼻旁窦扫描中的患者有效剂量, 结果是 CBCT 扫描比传统 CT 有效剂量降低 0.67 ~ 2.15 mSv 不等, 这与该研究中得到的结果相似。

此外, 该研究另外一个目的是比较鼻旁窦 CBCT 与传统 CT 扫描的图像质量, 如该文所提供的图像所示, 骨界线划分的结果是令人满意的。然而, 常规 CT 扫描图像上的软组织划界较好。Rafferty 等人在临床前尸体研究中有类似的发现, 为 C 型臂 CBCT 成像在鼻旁窦内窥镜手术 (以下简称 ESS) 中的应用提供了原理证明, 认为空间和软组织对比能足以帮助额隐窝外科手术导航。

在一系列接受 ESS 的 25 例患者中, Batra 等人发现, 在术中 CBCT 扫描中可以看到残余骨分隔和支架位置, 从而可进行手术治疗。鼻旁窦 CBCT 成像在 ESS 中的应用, 在很大程度上证明了鼻旁窦 CBCT 成像的可靠性。Janan Al Abduwani 的研究也认为 CBCT 适合在术中和围手术期骨结构评估中进行特定的成像任务, 是一种低辐射剂量的个体化鼻旁窦解剖结构、手术结果和支架放置准确评估的成像方式。然而, 由于其对软组织成像的对比度较低, 在鼻腔鼻窦肿瘤或软组织术后并发症的评估中应用有限, 如黏液囊肿、脑膨出、蛛网膜下腔出血等。

综上所述, 该研究得出以下结论: 锥形束 CT 扫描是一种可替代传统鼻旁窦 CT 扫描以确定鼻旁窦疾病和指导手术干预的高效成像方式。与传统 MDCT 扫描和低剂量 MDCT 扫描技术相比, 鼻旁窦 CBCT 扫描能大幅降低辐射剂量。然而, 对于更复杂的鼻旁窦疾病, 还应首先考虑传统 CT 扫描。

(中国疾病预防控制中心辐射防护与核安全医学所 赵锡鹏 报道)

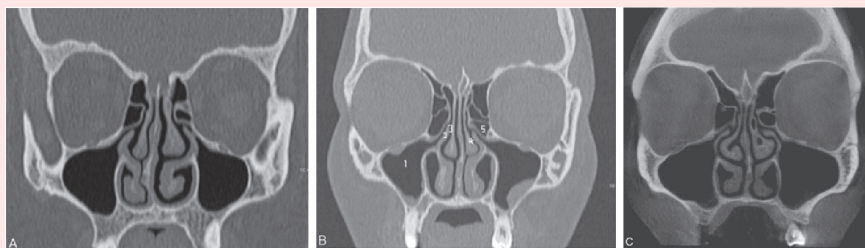


图 1 窦口鼻道复合体区域的冠状骨窗图像 (不同患者): 标准 MDCT (A)、低剂量 MDCT (B) 和 CBCT (C)。与 MDCT 相比, CBCT 图像能清晰的显示窦口鼻道复合体的复杂结构: (1) 上颌窦; (2) 钩突; (3) 半月裂孔; (4) 中鼻道; (5) 筛骨泡。



图 2 筛窦顶部区域的冠状骨窗图像 (不同患者): 标准 MDCT (A)、低剂量 MDCT (B) 和 CBCT (C)。筛窦顶部的手术相关结构在 CBCT 图像中可以清晰显示: (1) 筛骨板; (2) 外侧板; (3) 筛骨凹。

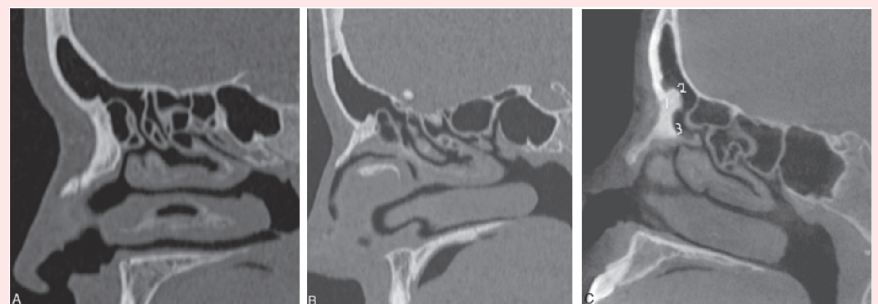


图 3 额窦引流道 (FSDP) 矢状骨窗图像 (不同患者): 标准 MDCT (A)、低剂量 MDCT (B) 和 CBCT (C)。与 MDCT 图像相比, FSDP 的解剖标志在 CBCT 图像中可以清晰的显示, 如 (1) 额喙, (2) 额口和 (3) 前额隐窝。

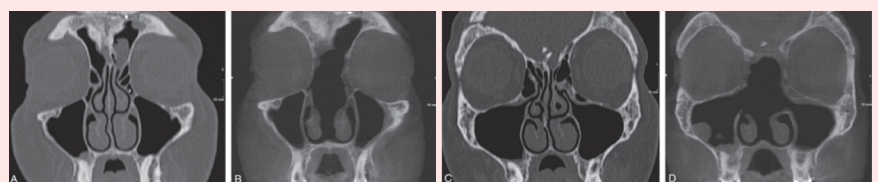


图 4 窦口鼻道复合体区域的冠状骨窗图像 (同一患者): MDCT (A 和 B) 和 CBCT (C 和 D)。可视化的小骨结构, 如 (1) 眶下孔和 (2) 眶下 Haller 细胞在 CBCT 图像上与 MDCT 是相似的或更好的。

牙科锥形束 CT 中的辐射防护和剂量

【据《Physica Medica》2017年5月报道】题：牙科锥形束CT中的辐射防护和剂量（作者 V. Tsapaki 等）

1. 引言

在许多国际组织、操作规范和安全指南中，辐射防护问题是一个基本问题，其中最新的是欧洲和国际基本安全标准。这两份文件都是基于有关电离辐射影响的最新科学证据，保护职业人员、公众和患者免受电离辐射引起的危险。

牙科放射学是使用 X 射线技术来解决传统牙科检查无法有效治疗的各种临床问题。目前，临床上有各种各样的牙科 X 射线系统供使用，从最直接的牙片机，到全景机、头颅摄影以及锥形束计算断层扫描（CBCT）。这些技术也可以结合起来使用，为患者提供最佳治疗。

根据联合国原子辐射效应科学委员会（UNSCEAR）2008年的报告，牙科 X 射线检查的年度频率在医疗保健一级国家中保持相当稳定（每 1,000 人中有 275 次牙科检查），在医疗保健二级国家大幅度增加，达到全球每千人口 74 次口腔检查。

尽管牙科 X 射线检查每年的人均有效剂量贡献非常小（远低于总剂量的 1%），但大量的牙科 X 射线检测，以及许多国家可能未充分报告的这一事实，增加了对辐射防护的需求。另一个重要的问题是，牙科 X 射线检查往往更多地针对年轻人，他们的牙齿仍在生长。由于所有这些原因，许多国家组织制定了牙科放射学中安全使用 X 射线的辐射防护指南，与该主题相关的最新欧洲报告是题为“欧洲牙科放射学辐射防护指南”的文件，该指南实际上是牙医和工作人员等专业人群辐射防护的指南，该指南考虑了所有相关知识和现有技术，并为患者、工作人员和公众在牙科放射学中应用辐射防护原则提供了指导。

2. 牙科锥形束 CT 检查技术

由于颌面区域包括相当复杂的 3D 解剖结构，因此传统的成像通常无法解决患者的临床问题。X 射线技术的发展成功地引入了可以帮助克服这些问题的新成像方法。牙科 CBCT 使用锥形或金字塔形 X 射线束，该 X 射线系统中的图像接收器是平板探测器（FPD）或 CMOS 探测器。该机器类似于牙科全景设备，除了数字探测器外，还具有用于生成 3D 图像的复杂软件。在大多数情况下，患者站立或就座，用于释放 X 射线的 C 形臂围绕患者旋转，从而产生多个采集影像（从 200 到 600 个图像，取决于采集时间和旋转路径的范围），其用于产生 3D 图像。据报告，在过去 15 年中这项特殊检查技术已经彻底改变了牙科的实践，但牺牲了更高的辐射剂量。

3. 牙科锥形束 CT 患者剂量评估

辐射剂量的测量与评估是一种非常重要的防护最优化手段。根据不同的 X 射线系统，可以使用各种剂量来测量患者的辐射剂量。在牙科放射学中常用到

的剂量有：1）入射空气比释动能（IAK），2）入射表面空气比释动能（ESAK），3）剂量面积乘积（KAP），4）剂量长度乘积（KLP）或剂量宽度乘积（DWP），5）空气中的 CT 剂量指数（CTDI_{air}）和 6）加权 CT 剂量指数（CTDI_w）。

另一个重要的剂量是有效剂量（E）。它用于评估电离辐射的辐射风险。E 是每个组织当量剂量乘以组织 T 的相应组织加权因子（w_T）的加权。E 的单位是 Sv，可用于比较不同的 X 射线设备和技术。所考虑的器官和组织是对诱导包括癌症和遗传效应在内的随机效应敏感的器官和组织。w_T 值在 1990 年国际放射防护委员会（ICRP）出版物 60 中定义，并于 2007 年在 ICRP 出版物 103 中进行了修订。据报道，由于在 ICRP 103 出版物的放射敏感组织列表中有所更新，包含了唾液腺、口腔黏膜、肌肉、淋巴结和额外的胸腔气道等，E 将在牙科放射学中上升约 32% ~ 422%。

对于 CBCT，Ludlow 和共同作者质疑了使用转换系数将 DAP 转换成 E 的准确性。他们得出结论，使用具有平均转换系数的 DAP 来计算 E 有着显著的不准确性。作者提出使用剂量高度乘积作为估计 E 的度量，可以提高准确度。

表 1 和表 2 提供了成人和儿童剂量的汇总数据，包括标准值或默认扫描条件下的有效剂量的标准差的平均值。从表 1 可见，标准成人曝光设置条件下，大 FOV 时的平均成人有效剂量为 212 μSv，中 FOV 时为 177 μSv，小 FOV 时为 84 μSv。表 2 的数据可以看到的，小视野时，成人上颌视野平均有效剂量为 53 μSv，下颌视野平均有效剂量为 102 μSv。

由于在儿童体模研究大视野的数据较少，因此在表 1 中组合了大和中等视野。大或中等视野的平均有效剂量为 175 μSv。小 FOV 的平均儿童有效剂量为 103 μSv。当通过牙弓位置分析儿童模体小 FOV 时，上颌视图的平均剂量为 67 mSv，下颌视图的平均剂量为 128 mSv。

表 1 牙科 CBCT 检查中使用标准曝光设置和不同视野对患者的平均有效剂量（μSv）

视野大小	参数	成人受检者	10 岁儿童受检者
大视野	设备数	23	/
	平均值	212	
	标准偏差	212	
中视野	设备数	43	18
	平均值	177	175（大和中视野）
	标准偏差	137	115
小视野	设备数	101	34
	平均值	84	103
	标准偏差	78	89

表 2 牙科 CBCT 检查中使用标准曝光设置和小视野对不同患者的平均有效剂量（μSv）

视野大小	参数	成人受检者	10 岁儿童受检者
上颌视图	设备数	38	14
	平均值	53	67
	标准偏差	38	54
下颌视图	设备数	59	20
	平均值	102	128
	标准偏差	88	101

4. 牙科锥形束 CT 的防护最优化

根据不同类型的 X 射线检查程序，应对患者和工作人员采取不同的辐射防护措施。目前，美国，加拿大，澳大利亚，英国等国家公布的各种要求，其中大多数已超过十年。然而对于较新的技术，如 CBCT 或因数字技术而引发的问题，这些国家对于牙科 X 射线防护的要求并不包括在内。最近一份关于 CBCT 辐射防护的出版物是 ICRP129 号出版物，题为“锥形束计算机断层扫描中的放射防护”，为 CBCT 的安全使用提供了建议。国家或国际组织应更新其文件，以包括数字成像方面和牙科放射学应用的新技术。欧洲医学物理组织联合会（EFOMP）承认这一需求，于 2013 年成立了一个工作组，负责制定“锥形束计算机断层扫描（CBCT）质量控制”指南，该文件尚未公布。

为了在辐射剂量方面更有效地优化放射学实践，欧洲和国际基本安全标准均定义了诊断参考水平（DRL）。根据欧洲 BSS，DRL 是医疗放射诊断或介入放射学实践中的剂量水平，或者就放射性药物而言，是活度水平。必须定期评估患者剂量并与既定 DRL 进行比较。如果患者的剂量异常高或异常低，则必须进行局部检查以评估是否需要采取任何纠正措施。但是在国际组织出版物和文献中很少见到牙科 CBCT 的 DRL。由于牙科 CBCT 是在牙科放射学中患者辐射剂量较高的检查程序，并且观察到 CBCT 的使用在不断增加，强烈建议建立 CBCT DRL。

视野（FOV）大小是影响 CBCT 患者剂量的最重要因素之一。由于 X 射线散射，它也与图像质量密切相关。应该研究制造商在选择 CBCT 机器时提供的不同 FOV。考虑到在大多数临床情况下需要对感兴趣的小区域进行成像的事实，用户应选择具有至少一个在 4×4 cm² 或类似范围内的小 FOV 的 X 射线系统。就其他技术特性而言，自动曝光控制（AEC）是首选。

如果手动选择 kV 和 mA，则建议多

次选择 kV-mA 组合以降低剂量优化的曝光设置。为了避免不必要的模糊和其他与运动相关的人工伪影，制造商应该为患者提供适当的固定装置，例如对前额/背部，下巴休息和咬合块的特殊支撑。

5. 牙科放射学检查中屏蔽的使用

显然，在需要时，必须根据个体患者来屏蔽辐射敏感器官（性腺，眼晶状体，乳房或甲状腺）。使用屏蔽时要考虑的最重要因素是这些装置在患者身上的正确位置，这样就不会产生人工伪影，也不会对 X 射线机自动曝光控制的工作造成干扰。

关于甲状腺屏蔽，最新的文献资料显示，建议使用甲状腺屏蔽，进行上前部 X 射线摄影（upper anterior radiography）时，单独使用的通用矩形准直器在减少甲状腺曝光方面比在口内 X 射线摄影中使用圆形准直的甲状腺屏蔽更有效。此外，欧洲的 136 号报告指出，在甲状腺处于或非常接近主束的情况下，应使用特定器官的铅屏蔽。

特别是对于 CBCT，最新数据表明，铅眼镜，铅橡胶颈套和准直可以最大限度地减少视野外器官的剂量。在 CBCT 中使用屏蔽，如果在 AEC 调整了要使用的管电流之后定位，这可能是有益的。如果它在选择 AEC 之前放置，其效果可能会被 AEC 增加的电流完全抵消。关于铅围裙的常规使用，英国的导则指出在牙科 X 射线检查中常规使用铅围裙是不合理的，而欧洲的指南说不需要使用性腺屏蔽。

6. 儿科受检者防护

众所周知，儿科患者具有较高的放射敏感性，与成人相比，它们具有更高的有丝分裂活性和更长的预期寿命，因此辐射诱发癌症的可能性更大。此外，目前的数据表明癌症风险随时间累积，这意味着每次 X 射线检查都会导致个体的总曝光，从而增加辐射诱发癌症的可能性。如前所述，与普通 X 射线摄影术相比，接受牙科 X 射线检查的儿科患者比例更高。

据最近的文献报道，大约 6% ~ 21% 接触牙科 X 射线片的患者年龄在 15 岁及以下。因此，需要准确的理由作为患者剂量减少的第一个衡量标准。最常见的是，在正畸计划和治疗以及牙齿创伤中需要牙科 X 射线检查。尽管传统上采用二维成像技术比较多，但近年来特别报道了正畸治疗中使用 CBCT 的情况，所有这些都表明了对这些患者有理由更多的关注。就防护最优化而言，通常建议使用专门适合儿科患者具有较小 FOV 的 CBCT。

正如最近报道的那样，通过较小 FOV 的 CBCT 和超低剂量高清晰度重建可以实现显著的有效剂量的减少，同时保持足够的图像质量。也可以应用较低的曝光设置以降低剂量。对于大视野 CBCT 扫描的儿科患者，也推荐使用甲状腺屏蔽。该作者说，铅屏蔽材料的表现与更昂贵的非铅等效材料以及围绕在颈部的甲状腺屏蔽可能有助于进一步减少剂量。

（中国疾病预防控制中心辐射防护与核安全医学所 徐辉 报道）

乳腺 CBCT：辐射剂量、覆盖范围和图像质量

中国疾病预防控制中心辐射防护与核安全医学所 徐辉

乳腺癌是女性最常见肿瘤，占癌症发生 26%，是女性癌症死亡的第二原因和 20~59 岁妇女癌症死亡的首因。早发现、早治疗是遏制乳腺癌发展的主要方法。目前乳腺癌检查主要靠超声、钼靶，但女性乳房密度和组织分布不同增加了解读的复杂性，特别对致密乳腺的妇女。常规钼靶很难达到足够的对比度分辨率来从实质组织中区分小的结构。

乳腺 CBCT 是科宁公司全球首创乳腺专用 CT。它实现了一系列技术突破，被国家食品药品监督管理总局（CFDA）认定为创新医疗设备并投入临床使用。

Avice O'Connell 一项前瞻研究对 40 岁以上受试者，6 个月内钼靶 BI-RADS 评估类别 1 或 2 的共 23 名妇女研究。使用基于平板探测器的乳腺 CBCT 对受试者进行成像，经由三维可视化系统显示，对应的钼靶图像由三名合格的医师阅读。在本研究中评估和比较的参数是临床上的辐射剂量、乳房组织覆盖和图像质量，包括肿块和钙化物的可检测性。

1、设备成像原理

该系统组成构件：CT 扫描架、特殊的高功率乳腺 X 射线管（0.3 mm 焦斑）、X 射线平板探测器、人机工学设计的检查床和 PC 机。平板探测器是特别设计，具有 0.388 mm 像素间距（2×2 像素合并）和每秒 30 帧的采集速率实时动态增益模式。扫描管电压为 49 kVp，管电流为 50~200 mA（随乳房大小和密度而不同）。

检查床开口直径为 39 cm，成像体积 28cm×28cm×16cm。在本研究中，使用中等大小的支托架，开口为 26*20cm。可保证整个乳房成像，同时使另一乳房和腹部隔离于影像外。

2、临床影像质量：与传统钼靶检查比较

图像发现物 有七例乳房在钼靶和乳腺 CBCT 上都未检测到发现物，只有 33 例患者纳入评价。

共有 67 个约 1~15 mm 发现物在钼靶中被检测，含 52 例钙化点、3 例标记、10 例肿块和 2 个盐水植入物假体。其中有 60 例（89.6%）被乳腺 CBCT 检测。

10 例被钼靶和乳腺 CBCT 检测到的肿块为 3~15 mm（8.2±4.3 mm），中位值 6.5 mm；乳腺 CBCT 平均值为 9.0±4.4 mm，中位值 7.8 mm。

33 例钙化点小于 1 mm，有 28 例（85%）小于 1 mm 的钙化点被乳腺 CBCT 检测。对于钼靶关键的钙化点小于 0.5 mm 且小于 1 mm 的肿块不属于临床显著病变。

总体而言，乳腺 CBCT 检测到了 85% 的小于 1 mm 的钙化点、所有大于 1 mm 钙化点和所有肿块。

发现尺寸 在乳腺 CBCT 和钼靶都检测到并且可获得大小信息的 55 例发现物中，有 33 例（60%）的大小在两者间一致。另外，在小于 1 mm 的 24 例中有 9 例（37.5%）有一致性，1~4.0 mm 的 21 例中有 15（71.4%）例有一致性，大于 5 mm 的 10 例中有 9 例（90%）有一致性，意味着尺寸大的发现物有较大的一致性。

在肿瘤测量方面，乳腺 CBCT 与钼靶有一些差异，乳腺 CBCT 下的肿瘤往往会大些。乳腺 CBCT 更可能精确的测量，因乳腺 CBCT 的的断层性质保证测量不会受覆盖的影响，并给出发现物细节更清晰。

发现物位置 在 60 例能被乳腺 CBCT 和钼靶检测的发现物中，有 42 例（70%）的位置信息有一致性，其中在中部位置的 10 例中有 5 例（50%），在较低内部区域的 5 例中有 4 例（80%），在后侧区域的 30 例中有 28 例（93.3%），在乳晕区域的 5 例中有 3 例（60%），在上部外区域的 4 例中有 2 例（50%）。

图像清晰度 在乳腺 CBCT 中发现物的清晰度更好。在乳腺 CBCT 和钼靶都检测到的 10 例肿块中，对于不同区位的发现物的判断，各有优势。钼靶在描绘钙化点细节方面优于乳腺 CBCT，因为钙化点，特别是直径大于 1 mm 时，乳腺 CBCT 容易出现射束伪影。钙化点的位置在乳腺 CBCT 中确定的更好。皮肤钙化的位置也在乳腺 CBCT 中确定的很好。乳腺 CBCT 和钼靶都同样检测到了 3 例标记，但由于金属伪影，标记的细节在乳腺 CBCT 上受到限制。乳腺 CBCT 在对乳房植入物成像方面也有优势。乳腺 CBCT 仅需要对乳房扫描一次即可获得三维图像。

图像伪影—图像数据被阅读以评估系统（环状和射束硬化）伪影和受试者运动伪影。在乳腺 CBCT 的 40 例数据中，伪影有不同表现，但射束硬化伪影不显著，对邻近组织的阅读无妨碍。

3、乳房覆盖范围

重建的乳腺 CBCT 三维图像可以用专门的 3D 可视化软件显示。三维重建图像可以三个正交平面（横断、矢状和冠状）和 3D 渲染方式显示。横断和矢状锥光束乳腺 CT 图像对应钼靶头尾和中侧斜位视图。

A. 右侧乳房内外侧斜投照钼靶显示上侧和下侧覆盖边界；B. 右侧乳房头尾位投照钼靶显示内侧和外侧覆盖边界；C. 锥形束 CT 三维影像显示横断视图（左上），矢状视图（右上），冠状视图（左下）和三维视图（右下）。

本研究中共有 40 例乳房图像数据被用于评价乳腺组织的覆盖范围。乳腺

CBCT 在外侧（92.5% 对 12.5%， $P < 0.0001$ ）、内侧（90% 对 35%， $P < 0.0001$ ）与后侧（90% 对 52.5%， $P=0.0002$ ）的乳腺覆盖范围显著优于传统钼靶。乳腺 CBCT 在下侧（85% 对 67.5%）也有很好的乳腺覆盖范围，但与传统钼靶无统计学差异（ $P=0.0659$ ）。

对乳房上侧，在 100% 的钼靶中侧斜位和乳腺 CBCT 上观察到了胸肌。然而，当有淋巴结在腋窝或腋尾存在并施以腋尾覆盖范围的评价时，钼靶有比乳腺 CBCT 显著好的覆盖范围（72.5% 比 7.5%， $P < 0.0001$ ）。

本研究的结果表明乳腺 CBCT 在乳房后侧、内侧和外侧的区域比传统钼靶有更好的覆盖范围，在乳房下侧区域的覆盖范围与钼靶是一致的。

4、质量控制指标

宁若拉教授（Ning R）的研究中，在均匀性、噪声、CT 值精度、高对比度分辨率和低对比度分辨率等方面对乳腺 CBCT 的质量控制指标进行了评估并对该产品做了规定，乳腺 CBCT 的质量控制指标及规定见表 1。

乳腺钼靶成像是一种高空间分辨率成像技术：15~20 lp/mm（胶片钼靶）和 5~9.3 lp/mm（数字钼靶）。虽然数字钼靶的空间分辨率比胶片钼靶低至少两倍，钙化点在胶片钼靶和数字钼靶的探测基本上是等效的。先前的拟人乳腺体模研究表明乳腺 CBCT 可以显示出 0.21~0.25 mm 直径的钙化点组成的钙化点簇。在乳腺 CBCT 中能检测到约 1% 的对比度差异，而在钼靶中仅能检测到高约 10% 的对比度差异。因为微钙化点在图像上不属于高对比度，其可探测性不仅由成像系统的空间分辨率，也同时由对比度分辨率来确定。虽然乳腺 CBCT 的空间分辨率比钼靶低（至少为数字钼靶的一半，比较胶片钼靶低至少 4 倍），但其显著更高的对比度分辨率（~10 倍）可以保证检测钙化点。

5、辐射剂量

除 3 个受试者接受胶片钼靶外，其余的受试者都是数字钼靶，共有 40 例乳房参与钼靶图像获取。每个检查的钼靶剂量为 2.2 到 15 mGy（6.5±2.9 mGy）。33 例接受标准双视图钼靶检查的乳房测得的剂量范围从 2.0 到 11 mGy（6.1±2.5 mGy）。对于 25 例多量腺体和致密型的乳房（占全部数量的 62.5%），剂量范围从 2.6 到 15 mGy（7.0±2.7 mGy）。

共获得 40 例乳房的乳腺 CBCT 图像，包括四个拼接扫描的长乳房（胸壁到乳头长度 > 16 cm），其中后部和前部分别以具有最小重叠的方式扫描，乳房的前部通过提高检查床的方式被扫描。对于所有的 40 例乳房，测得的乳腺 CBCT 剂量为 4~12.8 mGy（8.2±1.4 mGy）。对于 25 例多量腺体和致密型的乳房，测得的乳腺 CBCT 剂量为 4~10 mGy（8.1±1.4 mGy）。

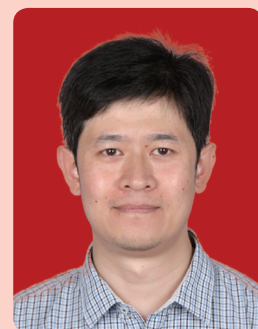
6、舒适度调查

由于患者的不适，压迫一直是钼靶中最常见的抱怨。本研究中接近一半的妇女（44%）报告说乳腺 CBCT 比钼靶更舒适，另有 43% 的人报告说乳腺 CBCT 舒适度等效于钼靶。

7、结论

与钼靶相比，乳腺成像的剂量、覆盖范围和图像发现物的可探测性方面，锥光束乳腺 CT 有独特的优势。特别是由于它的三维各向同性的断层性质去除了组织重叠，在病灶检测和评估方面更优的潜力。本研究结果表明，乳腺 CBCT 技术可用于从胸壁到乳头的整个乳房的成像，具有足够的空间和对对比度分辨率来检测肿块和钙化点。接下来将进一步进行更广泛、更大规模的研究，获得全面结果。

专家介绍



徐辉 副研究员

放射医学硕士，副研究员。2004 年毕业于兰州大学核物理专业，2010 年获得中国疾病预防控制中心放射医学硕士学位。

现就职于中国疾病预防控制中心辐射防护与核安全医学所。长期从事医用辐射防护与质量控制研究工作，重点为放射诊断设备质量控制与辐射防护的研究。

近 5 年，参与完成国家科技支撑计划课题 1 项、卫生行业科研专项项目 1 项。作为项目负责人完成《介入诊疗程序中患者最大皮肤剂量测量方法研究》、《宽束多排螺旋 CT 剂量研究》等课题的研究。作为主要起草人参与我国卫生系统多项放射诊断设备质控检测标准规范的制修订工作（GB 17589-2011、WS 76-2017、WS 518-2017、WS 522-2017、WS 530-2017、WS 521-2017、WS 520-2017 等）；主持“放射诊断放射防护要求”、“医用 X 射线设备质量控制检测规范”和“牙科 X 射线设备质量控制检测规范（WS 581-2017）”等标准的修制定工作。中国医学装备协会医用辐射装备与检测专业委员会委员；《中华放射医学与防护杂志》和《中国辐射卫生》杂志审稿专家。

上接第 1 版

● 相对于其他成像模式, CBCT 的目的是回答明确的诊断或术内问题, 而且不像多排探测器 CT (MDCT) 那样需要获得高质量的影像。使用 CBCT 的医生在作出决定时要与影像学专业人员进行商议。

● 有必要提供各种核查和权衡, 如近年来 CT 实施的剂量核查警戒信号, 以避免患者剂量明显高于地区参考水平。

● 应该建立和应用可靠的估算实际情况下眼晶状体剂量的方法。

● 介入中 CBCT 使用者可以通过选择“低影像质量”或“低剂量”扫描代替“高影像质量”或“高剂量”扫描。使用者的明智的选择扫描模式可以明显地降低患者的剂量。

● 在放射治疗期间不同的阶段要合理使用 CBCT, 如患者定位、靶体积的标划; 对于不严重错位的评价, 如脊椎的弯曲或软组织的解剖改变; 治疗过程中和治疗后验证患者位置的稳定性。对于骨结构的校正应该选择 CBCT 的低剂量协议。

● 许多机器最初只有透视功能, 现在也有了 CBCT 功能。由于 CBCT 具有改善临床信息, 去掉重叠结构的能力, 因此使用人员就过度使用 CBCT 模式。CBCT 模式应该慎重使用。

● 在整形外科, 合理地使用 CBCT, 可以帮助在骨解剖结构方面确定骨折和植入位置。尤其是在单一透视情况下是不够的, CBCT 可以帮助患者剂量的控制。

● 在泌尿科, 如果高对比度成像, 如肾结石, 则应该选用 CBCT 的低剂量

模式。

● 就选择成像的模式而言, 牙科和上颌面的 CBCT 扫描应该是正当的。一旦确定正当性, 就应该通过最优化, 使得在不影响诊断信息的情况下以最小的辐射剂量获得影像。

● 放射防护培训水平应该与所期待的辐射照射水平相当。

● 作为诊断目的使用 CBCT 的所有工作人员都应接受与诊断 CT 同样的培训。实施介入 CBCT 的人员都应接受与介入 CT 同样的培训。

上接第 2 版

手和踝和足骨骼成像, 以及对胸、腰椎外科成像。图 8 为两种机型 (大 C 形臂图 a, 和大 O 形臂图 b)。

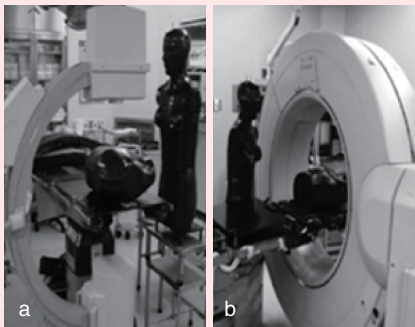


图 8 用于矫形外科/创伤外科大 C 形臂 (图 a), 和大 O 形臂 (图 b) CBCT 机图

4. 头颈部 CBCT 主要用于两种科室, 其一为口腔颌面临床临床医学诊断; 其二为耳鼻喉科临床医学诊断。对于口腔颌面放射学体系成像已从传统二维图像已被新型 CBCT 三维成像所取代, 从而提高诊断能力, 主要用于牙体牙髓病、牙周病、种植术前检查, 颞下颌关节结构检查和正畸形用二维和三维测量等。图 9 为口腔 CBCT 图。



图 9 口腔 CBCT 图

如图 10 中椅子式 CBCT 扫描机在耳鼻喉常规临床实践中被快速应用。

5. 泌尿系统中 CBCT 应用往往在手术中进行, 在肾外科手术中往往使用 CBCT 对泌尿系统中结石切除术三维成像, 对于钙化结石或其他钙化物诊断成像, 以及对比介质逆行流注 CBCT 成像, 使用低剂量方案合适。

6. 乳腺检查 CBCT 应用 近年来新开发一种 CBCT 机, 一种水平旋转机架底座。受检者在床上呈俯卧位, 床面有一个孔置乳房下垂, 乳房处于 X 射线管和数字平板探测器中间, 机架旋转 360 度

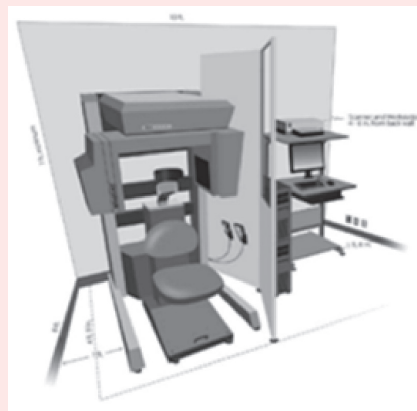


图 10 用于耳鼻喉椅子式 CBCT 机图

采集 300 ~ 500 幅不等二维投影影像, 经计算机处理获取一副三维体积影像, 从而克服乳腺屏/片、CR 和 DR 的 X 射线摄影二维影像结构相重叠的缺点。图 11 给出这种乳腺 CBCT 的外观图。

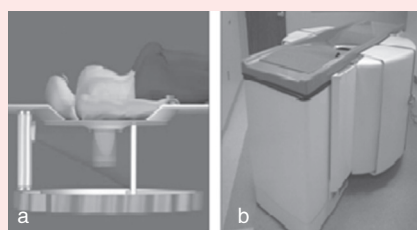


图 11 一台乳腺检查中 CBCT 机图
A 图: 检查者俯卧位床上, 乳房下垂图。
B 图: 机器外观图。

7. 四肢骨成像 CBCT 系统为一种 C 形臂机架底座结构, 大 Z 面数字平板探测器, 主要用于骨密度测量和骨显微结构三维成像, 临床上把这种机器称为锥形束骨密度测量仪。

8. 核医学 SPECT/CT 融合显像扫描仪, 在单光子发射计算机体层显像仪 (SPECT) 机架上安装一对 CBCT 成像链系统, 在患者接受检查时获取融合的 SPECT 和 X-CT 影像用于心脏灌注显像, 骨和各器官肿瘤成像的解剖结构定位, 衰减校正和生理学和解剖学整合数据分析。图 12 显示一台 SPECT/CT 整合机



图 12 一台 SPECT/CT 整合机架的图

架的图

9. 小动物/生物标本 CBCT 成像的应用, 近年来专门设计一种锥形束体积成像用于小动物和生物标本开展实验室研究和生物学实验研究的 CBCT。图 13 给出这二种用于小动物/生物标本 CBCT 机图。

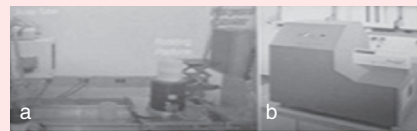


图 13 应用小动物/生物标本 CBCT 成像机器图
(A) 台面式 CBCT; (B) 微型 CBCT

三、CBCT 所致患者和操作人员剂量

1. 放射治疗中 CBCT

对 kV-CBCT 机使用的管电压在 80 ~ 125 kVp 之间, 测量身体不同部位器官吸收剂量最低值 0.1 mGy 和最高值 167 mGy, 而多数在 1 到 40 mGy 范围; 对于 MV-CBCT 机使用 6MV 高能 X 射线, 测量的器官吸收剂量最低值在 0.9 mGy 和最高值 150 mGy, 而多数在 20 到 100 mGy 范围。

切记, 患者放疗期间 CBCT 检查 30 ~ 40 次, 可能会对皮肤、晶状体或妇女乳房有损害。

2. 介入放射学中 CBCT

在一些程序中操作人员必须靠近患者或 X 射线管实施介入手术, 从而使这类人员的手、眼晶状体、甲状腺等浅表器官受到较高剂量, 除了必须佩带 Pb 围裙外, 对上述器官部位作必要防护。

3. 矫形外科/创伤外科中 CBCT

在这个领域中使用 CBCT 分为二种类型, 对于大 C 形臂和大 O 形臂机器多用于对胸腰椎部位三维 CBCT 成像, 所致患者有效剂量较高, 可达 1 ~ 10 mSv 剂量范围; 而对于四肢骨骼、尤其腕手部位和踝、足骨骼 CBCT 成像多使用小 C 形臂机器, 而且设置参数都较低 (kV, mA, FOV), 所致剂量在 60 ~ 200 μ Sv。

此外, 职业人员有可能在实施胸腰椎骨手术中靠近患者或 X 射线管, 他们局部器官会受到较高剂量, 一般情况下低于上述介入职业人员的剂量。

4. 头、颈部检查中 CBCT

主要应用口腔颌面和耳鼻喉两科室, 基于头颈部特点, 对 CBCT 机多选用低剂量成像方案, 而设置 FOV 较小,

头颈中一些受照器官较少且相对组织权重因子较低, 所以所致患者有效剂量较低, 均低于 1mSv, 在 10 ~ 500 μ Sv 范围, 多数在 30 ~ 80 μ Sv。

5. 乳房检查中 CBCT

在近 10 年中一种新型乳腺检查 CBCT 中美均有研究。这种机器对不同乳房大小的受检者所致平均腺体剂量 (MGD) 在 4 ~ 12.8 mGy 范围, 与普通乳房 X 射线摄影 (屏/片、CR 或 DR) 的 MGD 在 2.2 ~ 15 mGy 范围相当。这种投照方式不仅克服二维成像重叠缺点, 可以避免因乳房压迫对妇女造成痛苦。

四、我国 CBCT 中辐射防护存在的问题

由于我国临床实践 CBCT 较晚且临床应用急速增长, 辐射防护出现了一些需问题:

1. CBCT 应用中已扩展到一些非放射学科人员, 因其缺乏放射防护培训和教育, 尤其对医疗照射对患者防护缺乏足够的认识, 缺乏对辐射防护三项原则“正当性”, “最优化”和“剂量限值”基本了解, 各种辐射防护问题随之而来。

2. 我国对 CBCT 有关放射防护法规和标准空白, 尤其是临床应用中的质量保证和质量控制也是空白, 然, 却在临床许多不同科室中迅速应用, 缺乏监督与检测制约, 无论对患者和操作人员都会带来不利。

3. CBCT 设备对患者和职业人员所致的剂量测量方法和评价模式的研究也处于空白, 难以对这方面制订诊断参考水平 (DRL), 以便对防护最优化进行监管和评价。

4. 在 CBCT 广泛应用几个领域, 如口腔颌面放射学和介入放射学中, 特别注意对这种新技术的应用中不当或者过度滥用造成对患者和工作人员的不利影响, 迫切需要开展一些实际调查和研究, 并给予有针对性的建议和指导。

因此建议我国放射卫生主管部门, 组织专业人员在全国广泛调研基础上制定一项我国 CBCT 放射防护行动计划, 针对存在的一些问题采取措施逐项落实, 必将会极大地改善患者和职业人员受照剂量和降低对其辐射危害。

(中国疾病预防控制中心辐射防护与核安全医学所 尉可道 报道)

终校	排版设计	年 月 日	经营监管部	年 月 日
	编辑出版	年 月 日	总编室	年 月 日