

胸部 X射线摄影优化研究进展

刘建军^{1,2}; 程金生²; 张良安³; 苏旭²

中图分类号: R816.4 文献标识码: A 文章编号: 1004-714X(2008)01-0105-03

在世界性范围内,胸部放射诊断学在医疗照射中占大约50%的份额^[1],胸部X射线影像能给临床医生提供充分的诊断信息,在可以预计的将来,这种重要作用仍将继续下去^[2]。但胸部是一个最具挑战性的解剖区域,胸部解剖结构的复杂性以及不同的胸部疾病要求在放射摄影中使用精心考虑的技术。百年来X射线影像设备的发展总目标围绕提高影像质量和降低病人照射剂量,二者相辅相成,缺一不可。为获得一种在放射诊断上满意的影像,病人接受一定的放射剂量是难于避免的,而给予过多的剂量并不意味着能提高影像质量。影像质量的优化一直是一个重要而复杂的课题,优化的目的使之达到一种平衡,即获得一种影像,既能获取最佳影像信息,又使病人的剂量最小。降低不必要的诊断曝光在一些国家已作为了一种国家政策在医疗卫生机构中执行^[3]。

1 胸部放射检查所致病人的剂量和影像质量

胸部放射检查所致病人的剂量在不同的国家、不同的地区、不同的设备之间,差异悬殊。即使对于同一种设备,在同一放射科的不同操作者之间,也可能存在很大的差异。在传统的屏片系统中,屏片速度是最重要的参数,在数字系统中,对影像质量的考虑而选择的一些参数与病人剂量的关系更重要^[2]。影像质量通常要考虑显示正常解剖结构或病理病变细节,有主观和客观两类指标。欧盟将125kV和无铜过滤条件下所获得的影像作为最佳技术条件举例^[4],以便在影像优化研究中,以此作为影像质量的参考,这种标准在临床应用中,可操作性很强,对于一种放射学影像,可直接询问放射学家影像是否达到质量标准^[5-9]。

2 提高射线质技术

2.1 管电压的优化 在放射摄影各种技术参数中,管电压是独立变量之一,优化意味着寻找一种与影像质量相关的最优管电压,同时给病人维持一个可接受的剂量水平。在胸部放射摄影中,管电压的应用可以分为三种模式,即使用低于90kV的常规千伏电压、110~140kV的高千伏和超过150kV的超高千伏。超高千伏由于需要特殊的高压发生器、滤线栅和屏片探测器系统、大的焦点尺寸以及未能对探测器和滤线栅进行优化而未能得以广泛应用^[2]。常见的为使用70~90kV的常规千伏电压、110~140kV的高千伏两种模式,高千伏模式一般与滤线栅联合应用以提高对比度,在影像上,肋骨在使用低电压片上更加突出,而纵膈则较少穿透^[2]。

在一些地方,胸部放射摄影倾向于使用高千伏,有时附加0.1~0.2mm铜过滤^[7],欧盟也推荐使用高千伏进行胸部X射

线摄影^[4],然而,英国对4821例胸部摄影的入射体表剂量调查表明,929例胸部110~140kV高千伏放射摄影所致病人的剂量要比60~90kV模式高出35%左右^[8],仅以这两种管电压模式分类,很难说明哪种模式更有利于降低病人剂量。由于在胸部高千伏放射摄影中常常使用反散射滤线栅,这可能是的高千伏摄影较高的病人剂量的原因^[4]。如果以有效剂量衡量胸部放射摄影中的剂量,最低的有效剂量不是在最高的管电压下获得,而是在较低的管电压设置下获得的,研究表明,对于屏片摄影系统,在90和150kV范围内,选择最佳管电压仅会降低10%或更少的剂量^[9]。对于数字影像系统,在保持相同的剂量前提下,在50~150kV范围内,使用较低的管电压会获得更好的影像质量^[10-11],而不是像屏片系统那样使用较高的管电压。有人认为,使用自动曝光控制(AEC),PA胸部放射摄影可以应用较低的千伏设置,而不会过多地改变病人的剂量^[12]。

2.2 过滤 使用过滤的目的是为了屏蔽掉低能段X射线,使达到病人身体的X射线能量组成变高,从而降低病人入射体表剂量。在技术上,与不使用过滤相比,增加过滤会增加球管的加载,其后果可能是延长曝光时间和增加焦点尺寸,从而影响到影像的对比度和噪声,因此,优化的目的是如何选择更好的过滤以便得到更好的影像质量并降低病人的剂量。Oishi Y等^[13]用重金属钨、钽、铌以及其组合作为过滤材料,这些材料在50~70keV能量范围内具有K吸收刃,研究发现,与没使用过滤、管电压为80kV相比,影像质量改进了4%,而病人剂量降低了30%,Reagan LJ等^[14]使用稀土盐材料作为一种低成本K形过滤,能同时改善对比度和降低病人的剂量,在固定对比度的条件下,皮肤曝光降低了50%,在球管负荷范围内获得了超过30%剂量降低,但常用的过滤材料仍为铝或铜。不同的过滤材料厚度对影像质量和病人剂量有较大的影响,有人^[15]将400速屏片系统球管的总过滤的铝当量从1.5mm增加到2.5mm,平均皮肤入射剂量分别降低了29%,再从2.5mm增加到4.0mm,平均皮肤入射剂量分别降低16%。Richard H等^[16]将kVP保持不变,病人入射和出口剂量、胶片密度固定在同一水平,将总过滤的铝当量从1.5mm增加到4.0mm时,发现增加这些过滤的效应是使球管加载增加2.9mAs因而认为,常规放射摄影最小应该使用4.0mmAl当量的总过滤。有人认为^[17],对于直接放射摄影(DDR)系统,在120kVP使用0.2mm铜过滤,总体上最佳性能,用这种射线能谱和增加球管输出量到50%,得到的胸片质量与常规能谱相等,但能降低25%的病人剂量。研究表明,使用适当厚度的附加过滤,可在影像质量和降低病人剂量两方面获得较好的效果,但当总过滤超过5或6mmAl当量后,则不会再获得利益^[18]。

3 散射线的屏蔽技术

与其他X射线成像模式相比,胸部X射线摄影使用光子的能量范围、胸部解剖厚度以及大范围的照射野将导致大量的散

作者单位: 1 湖南省劳动卫生职业病防治所,湖南长沙410007

2 中国疾病预防控制中心辐射防护与核安全医学所

3 中国医学科学院放射医学研究所

作者简介: 刘建军,男,在读博士,从事辐射防护研究。

通讯作者: 苏旭,研究员,博导, suxu@njrc.cn

射辐射。在相同的管电压下,散射线水平与病人体型的大小成正比^[12],因此,当前各国不断肥胖的人口,对散射水平也具有显著的影响。散射辐射不仅对人体是有害的,并且提高影像的噪声和降低对比度,特别是在使用较高的管电压时,散射线对影像质量的影响更大。在数字式放射摄影中,对比度的降低可以在成像后进行补救,但散射线对影像噪声的贡献是不可更改的。为此,在胸部放射诊断影像学技术中,使用了不同的技术以屏蔽散射线,包括使用滤线栅和利用气隙法两种,此外,窄束扫描技术可以显著降低散射线^[17, 19, 20]。

3.1 滤线栅技术 可根据是否使用滤线栅将胸部放射摄影技术分为滤线栅技术和非滤线栅技术两大类。线栅技术是一种标准胸部影像技术,至少应用了 75^{d21},根据其覆盖物的不同,可将滤线栅分为铝滤线栅和碳纤维滤线栅^[9]。滤线栅技术常使用 110~140 kV 高千伏,曝光时间低于 30 ms (后前位投射摄影),使用中/高频或三相发生器,焦点尺寸通常小于 1.3 mm。对于屏一片系统,在中央肺野的光学密度为 1.6~2.2 屏一片速度为 200~400 mGy⁻¹^[18, 21, 22]。在美国,焦皮距为 184 cm^[23],提倡使用自动曝光控制,其高压发生器应该能够快速终止曝光,其曝光时间应该小于 5~7 ms。非滤线栅技术在 8~10 岁的儿童病人中使用,由于在小的病人上散射线较少,不必使用滤线栅也能获得较高的影像质量,通常使用较低的 (70~90 kV) 管电压。对于成人,在没有高电压输出的较小的临床机构中通常使用这种技术。使用这种方法可以提高影像对比度并且可以部分补偿散射线所致的低对比^[12]。通常,大多数放射医生认为非滤线栅技术产生的影像不如滤线栅技术,当管电压低于 100 kV 时 (无论是否使用滤线栅) 放射医生主观印象更喜欢较高的管电压产生的影像^[18, 21]。

3.2 气隙方法 在病人和探测器间留 15~30 cm 的气隙,同时将点屏距增加到 300 cm 以减弱散射线,研究发现在降低病人剂量方面,气隙技术比滤线栅技术优越^[19, 24],更适合于剂量—影像质量的优化^[25, 26],与使用气隙相比,使用滤线栅 (尤其是使用高比的铝滤线栅) 显著增加病人的剂量 (约 50%)^[9]。使用 20~40 cm 的气隙与滤线栅技术相比,在较低的有效剂量下,信噪比和对比度较高^[27]。但在屏蔽心脏后面的散射方面,气隙的效率不如滤线栅,增加胶片坡度和改善对比度后,心脏后的光学密度变得相对较高^[20]。

4 不同的成像系统间的比较

片—屏技术在放射学上是第一种图像模式,X射线胶片系统可以使放射学家以一种简单的方法获得、显示、交流和贮存影像资料,这种技术至今为止,仍是一种最广泛使用的医学诊断工具,在所有的 X 射线检查中大约占 60%^[28]。然而,最近以来,在设备更新方面,大多数技术进步都集中在数字技术方面,最近的一次屏片系统的进步已有 14 年之久了^[19]。

数字式摄影在临床上应用始于上世纪 80 年代,随着计算机技术和电子学技术的迅速发展,数字式放射摄影系统迅速在世界各地应用于临床,数字式探测器的数字信号与曝光量在一个非常广泛的灵敏度范围内呈线性关系,因而在影像质量和病人剂量两方面,都应该有较大的优势。数字系统又可根据成像原理的不同分为计算机摄影系统 (CR) 和直接成像放射摄影系统 (DDR),在实际应用中,由于一般 CR 系统使用较低的电压和较高的 mAs 因而病人的入射体表剂量相对较高^[29]。研究表明使用平板探测器的 DDR 系统在临床曝光设置下,影像优于屏一片系统和 CR 系统,是病人剂量最低的^[30, 31],与 400 速的屏片系统相比,DDR 系统能降低 50% 的剂量^[32]。当管电压从 100—

150 kV 变化时,与 CR 系统相比,DDR 系统在剂量和影像质量上都较好,DDR 系统的信噪比大致是 CR 系统的 2.9 倍^[33]。

5 各种成像因素的组合效果

在放射诊断影像的形成环节中,包括许多因素的复杂组合,X射线成像环节上任何一个环节的改善均可导致这种影像质量和剂量间的变化,影响 X 射线诊断剂量的因素包括:管压和曝光量的组合,是否使用滤线栅,对于屏片系统还有,胶片与增感屏的组合,暗室技术、照射野和胶片距 (FFD) 等,影像质量的提高方法包括改善 X 射线发生器、X 射线形状、屏蔽散射线、改善影像记录和显示方法^[34]。欧盟标按不同部位摄影,给出了不同的最佳条件建议。一些作者对不同的系统进行了优化研究,不同的系统所得的优化方案不同,Michael Sandborg 等^[9]对一个胸部影像系统的优化方案为“130 kV,最大光学密度 = 1.8 中速屏 (速度级为 320)、气隙或栅比为 8 的碳纤维滤线栅”,该参数设置将节省了 30%~50% 剂量而不牺牲影像质量。Lip ZF 等^[35]对一个 CR 系统和屏/片组合系统的优化方案认为“使用较高的 kVp 设置、增加过滤将会降低病人入射皮肤剂量而不会降低对比细节的可识别性”。Hammer OW^[5]对一个 DDR 系统的优化方案为“使用 125 kVp 和 0.3 mm 铜的组合是最佳选择 (降低剂量大约为 33%)”。

6 今后的研究方向

数字式设备以及直接成像技术 DDR 迅速普及,以其广泛的动态范围和曝光容量给临床诊断带来了极大的方便。但在数字式胸部放射摄影中,使用的技术参数还未按照数字式的特点进行优化,数字式摄影的一些技术参数如管电压和过滤通常是按屏一片技术进行改进的,由于不同系统的成像原理不同和影像特点不一样,已有人认为对于屏片系统的射线特征和曝光参数的优化不适合于数字系统,而高千伏技术这种基于屏片系统曝光设置在胸部放射摄影中仍然应用于数字系统中^[12],当前在胸部数字 PA 摄影中选择高千伏的做法应该重新考虑。此外,一些新的技术,如窄束扫描技术、双能和暂时减影放射摄影技术、以及断层合成系统^[129],多重联合技术 (两个屏一片系统一前一后联合联合使用) 以及计算机辅助探测 (CAD) 和诊断 (CADx) 可能应用于在未来胸部放射摄影实践中。一些针对单台设备的质量保证优化方案^[18, 3]应该更该广泛地应用于临床实践中。

参考文献:

- [1] UNSCEAR. Source and effects of ionizing radiation. Volume 1, source [J]. New York: UN, 2000.
- [2] ICRU REPORT 70. Image quality in chest radiography [J]. ICRU 2003. 7.
- [3] ARIGA E, IIO S, DEJI S, et al. Development of dosimetry using detectors of diagnostic digital radiography systems [J]. Med—Phys, 2007, 34(1): 166—174.
- [4] CARMICHAEL JH, MACCIA C, MOORES BM, et al. European Guidelines on Quality Criteria for Diagnostic Radiographic Images [J]. Report EUR 16260 EN (European Commission, Luxembourg, 1996).
- [5] HAMMER OW, VOLK M, ZORGER N, et al. Contrast—detail phantom study for X—ray spectrum optimization regarding chest radiography using a cesium iodide—amorphous silicon flat—panel detector [J]. Invest—Radiol, 2004, 39(10): 610—618.

- [6] LANEHEDE B TNGBERG A MANSSON S L G et al The influence of different technique factors on image quality for chest radiographs Application of the recent CEC image quality criteria [J]. *Radiat Prot Dose* 2000 90(1—2): 203—206
- [7] RAVIN C E CHOTASH G Chest radiography [J]. *Radiology* 1997 204 593—600
- [8] HART D HILLIER M C WALL B F Doses to patients from medical X—ray examination in the UK—2000 review [J]. *NRPB—W4* 2000 3
- [9] MICHAEL S GRAHAM MCVEY DAVID R Dance et al Schemes for the optimization of chest radiography using a computer model of the patient and X—ray imaging system [J]. *Medical Physics* 2001 28(10): 2 007—2 019.
- [10] MICHAEL SANDBORG ANDERS TNGBERG GUSTAF ULIMAN et al Comparison of clinical and physical measures of image quality in chest and pelvis computed radiography at different tube voltages [J]. *Medical Physics* 2006 33(11): 4 169—4 175
- [11] TNGBERG A D Optimization of image plate radiography with respect to tube voltage [J]. *Radiat Prot Dose* 2005 114 286—293
- [12] MARTIN UFFMANN ULRICH NEITZEL MATHIAS PROKOP et al Flat—Panel—Detector Chest Radiography Effect of Tube Voltage on Image Quality [J]. *Radiology* 2005 235 642—650
- [13] OISHI Y SANO Y YOSHIDA K et al Study of image quality (contrast) and reduction of patient dose by using heavy metal filters [J]. *Nippon Hoshasen Gijyutsu Gakkai Zasshi* 2002 58(1): 109—114
- [14] REGANO L J SUTTON R A Radiation dose reduction in diagnostic X—ray procedures [J]. *Phys Med Biol* 1992 37 (9): 1 773—1 788
- [15] BEHRMAN R H YASUDA G Effective dose in diagnostic radiology as a function of x—ray beam filtration for a constant exit dose and a constant film density [J]. *Med Phys* 1998 25 780—790
- [16] RICHARD H BEHRMAN The impact of increased Al filtration on x—ray tube loading and image quality in diagnostic radiology [J]. *Medical Physics* 2003 30(1): 69—78.
- [17] DOBBINS J T 3RD SAMEI E CHOTASH G et al Chest radiography optimization of X—ray spectrum for cesium iodide—amorphous silicon flat—panel detector [J]. *Radiology* 2003 226(1): 221—230
- [18] LEITZ W K MANSSON L G HEDBERG—VIKSIROM et al In search of optimum chest radiography techniques [J]. *Br J Radiol* 1993 66 314—321
- [19] PAGE MCADAMS H EHSAN SAMEI JAMES DOBBINS et al Recent Advances in Chest Radiography [J]. *Radiology* 2006 241: 663—683
- [20] EHSAN SAMEI JOSEPH Y LO TERRY T et al Comparative Scatter and Dose Performance of Spot—Scan and Full—Field Digital Chest Radiography System [J]. *Radiology* 2005 235 940—949
- [21] MACMAHON H VYBORNY C J Technical advances in chest radiography [J]. *Am J Roentgenol* 1994 163 1 049—1 059
- [22] Commission of the European Communities European guidelines on quality criteria for diagnostic radiographic images in paediatrics [R]. Report EUR 16261 EN 1996 b
- [23] BUNGE R E DUCCA A T PROPERZIO W S Exposure in chest radiography—NEXT results In optimization of chest radiography Proceedings of a symposium held in Madison [M]. Wisconsin April 30 to May 2 1979 (HHS Publication FDA) 80—8124). 1980 172—197.
- [24] MANNINEN H TERHO E Q WILJASALO SM et al An evaluation of different imaging chains in clinical chest radiography [J]. *Br J Radiol* 1984 57 991—995
- [25] VASSILEVA J A Phantom approach to find the optimal technical parameters for plain chest radiography [J]. *Br J Radiol* 2004 77(920): 648—653
- [26] VASSILEVA J A Phantom for dose—image quality optimization in chest radiography [J]. *Br J Radiol* 2002 75 (898): 837—842
- [27] ULIMAN G SANDBORG M DANCE D R et al Towards optimization in digital chest radiography using Monte Carlo modelling [J]. *Phys—Med—Biol* 2006 51(11): 2 729—2 743
- [28] IAEA Working material Dosimetry in Diagnostic Radiology an international code of practice [R]. Reproduced by the IAEA Vienna 2005
- [29] MORIT MUTO H A study of entrance surface dose with CR and film/screen systems and analysis of the X—ray conditions for chest radiography [J]. *Nippon—Igaku—Hoshasen—Gakkai—Zasshi* 2000 60(14): 863—867.
- [30] SAIANI F GHARDIÇ ROVELLA C A et al Radiation dose in digital chest radiography comparison among three technologies [J]. *Radiol—Med—(Torino)* 2004 107 (4): 401—407.
- [31] BUSCH H P BUSCH S DECKER C Image quality and exposure dose in digital projection radiography [J]. *ROFO—Fortschritte auf dem Gebiete der Röntgenstrahlen—und der Nuklearmedizin* 2003 175(1): 32—37
- [32] LUDWIG K SCHULKE C DIEDERICH S et al Detection of subtle undisplaced rib fractures in a porcine model radiation dose requirement—digital flat—panel versus screen—film and storage—phosphor systems [J]. *Radiology* 2003 227(1): 163—168
- [33] SANDBORG M DANCE D R HUNT R et al The influence of patient thickness and imaging system on patient dose and physical image quality in digital chest imaging [J]. *Radiat Prot Dosimetry* 2005 114(1—3): 294—297
- [34] MARTIN C J SUTTON D G SHARP P F Balancing patient dose and image quality AAPR—Radiat—Isot 1999 50 (1): 1—19
- [35] LU Z F NICKOLOFF E L SO J C et al Comparison of computed radiography and film/screen combination using a contrast—detail phantom [J]. *J—Appl—Clin—Med—Phys* 2003 4(1): 91—98