

成像参数选择对胸部 CT 辐射剂量及图像质量的影响

黄陈纯

浙江大学医学院附属第二医院 310000

【摘要】目的 分析成像参数的不同对胸部 CT 扫描过程中的图像质量及辐射剂量的影响。**方法** 利用人体仿真模型, 分别设定不同的管电流和管电压参数, 分析对应参数下 CT 图像质量和辐射剂量的差异。**结果** 当管电压统一的条件下, 随着管电流的升高, CT 图像 CNR 值、SNR 值相应提高, 且辐射剂量呈升高趋势 ($p < 0.05$), 当管电流统一的条件下, 随着管电压的升高, CT 图像 CNR 值、SNR 值、辐射剂量同样逐渐增大, 差异存在明显统计学意义 ($p < 0.05$)。**结论** 胸部 CT 扫描时, 成像参数会对图像质量、辐射剂量均造成一定影响, 因此合理选择成像参数, 对提高成像质量和降低辐射剂量至关重要。

【关键词】 胸部 CT 成像参数; 图像质量; 辐射剂量

【中图分类号】 R816.4

【文献标识码】 A

【文章编号】 2095-9753 (2019) 07-015-02

胸部 CT 做为十分常见的一种健康体检项目, 其能够有效检出肺结节等疾病, 准确性较强, 在广泛采用肺部 CT 检查的今天, 但在合理应用胸部 CT 的情况下, 与之相伴的辐射剂量问题也受到了医学界长时间的关注^[1]。现今, 各个国家尚未对胸部 CT 的成像参数有统一规定, 不同医疗单位设定胸部 CT 的成像参数也各具差异。实际临床工作期间, 降低管电流和管电压可以有效地减少患者所接受的辐射剂量, 但同时也将导致图像质量的降低。国际放射防护委员会提出了剂量最优化的原则, 在保障图像质量具有诊断价值的前提之下尽可能地降低患者的辐射剂量, 并且积极地做好患者的防护工作, 是当今研究的重点。本文以人体仿真模型作为实验对象, 探究成像参数的差异对图像质量、辐射剂量的作用, 具体如下。

1 资料与方法

1.1 一般资料

本次研究选择人体仿真胸部模型作为研究材料, 体积为 $49\text{cm} \times 44\text{cm} \times 40\text{cm}$, 其中肝脏、心脏、肺、脂肪、软组织、骨骼的 x 线衰减等与人体类似, 可用于实验研究。

1.2 方法

本次实验采用飞利浦 Brilliance 64 排 CT, 所采集数据全部上传至 Brilliance64 排的工作站进行处理。扫描时管电压被设定为 80kV、100kV 以及 120kV 三组, 管电流则被设定

为 10mA、20mA、25mA、30mA、100mA、200mA 六组, 每组电压分别与六组电流参数进行交叉组合, 每组共扫描 6 次, 一共扫描 18 次。扫描时 CT 机的扫描层厚设定为 1.5mm, 准直宽度的参数设定为 $128\text{mm} \times 0.6\text{mm} \times 2\text{mm}$, 螺距设定为 0.976, 球管的转速设定为 0.5s/rot。扫描诊断的范围从肺部尖端开始, 直至肺底部结束, 扫描结束后对得到的图像进行记录、重建和采集, 其中图像重建层厚设定为 1.5mm, 各层图像间隔为 0.5mm, 设置肺窗 (WW1500, WL-500)、软组织窗 (WW400, WL40), 进行双窗观察, 以多平面和曲面图像重建等, 并获得最大密度投影图像和容积成像, 同时对每组数据扫描过程中产生的辐射剂量数据进行相应记录。

1.3 观察指标

计算每一组不同成像参数条件下的 CNR (噪声比) 和 SNR (信噪比)。同时记录辐射剂量差异。

1.4 统计学分析

利用 SPSS20.0 统计专用处理软件进行结果分析, 数据间差异通过 p 值验证, $p < 0.05$ 表示差异存在明显统计学意义。

2 结果

2.1 不同成像参数下 CT 噪声比和信噪比的结果比较

随着管电流、管电压参数的升高, CT 图像质量相应增高, 差异存在明显统计学意义 ($p < 0.05$), 见表 1。

表 1: 不同成像参数下 CT 图像质量结果比较

参数	15mAs		20mAs		25mAs	
	噪声比	信噪比	噪声比	信噪比	噪声比	信噪比
80KV	2.03 ± 0.11	0.11 ± 0.03	2.61 ± 0.13	0.15 ± 0.02	3.95 ± 0.15	0.23 ± 0.04
100KV	18.12 ± 0.31	1.44 ± 0.06	19.47 ± 0.33	1.61 ± 0.03	19.89 ± 0.35	1.68 ± 0.02
120KV	19.72 ± 0.45	1.91 ± 0.04	22.15 ± 0.43	2.28 ± 0.06	27.01 ± 0.44	2.54 ± 0.07
t	7.21	7.35	7.39	8.11	8.37	8.44
P 值	< 0.05	< 0.05	< 0.05	< 0.05	< 0.05	< 0.05
参数	30mAs		100mAs		200mAs	
	噪声比	信噪比	噪声比	信噪比	噪声比	信噪比
80KV	4.21 ± 0.13	0.26 ± 0.07	6.10 ± 0.21	0.34 ± 0.03	8.12 ± 0.22	0.41 ± 0.01
100KV	24.38 ± 1.41	2.15 ± 0.05	39.02 ± 1.52	3.42 ± 0.22	64.89 ± 2.01	5.16 ± 0.21
120KV	29.41 ± 0.40	2.99 ± 0.25	47.59 ± 1.46	4.79 ± 0.12	55.23 ± 2.02	6.69 ± 0.23
t	8.71	9.03	11.58	13.05	18.04	21.27
P 值	< 0.05	< 0.05	< 0.05	< 0.05	< 0.05	< 0.05

2.2 不同成像参数下辐射剂量的比较

随着管电流、管电压的升高, 辐射剂量呈增高趋势, 见表 2。

表 2: 不同成像参数下辐射剂量比较

参数	80KV	100KV	120KV
15mAs	11.79±0.64	24.13±0.67	39.88±0.65
20mAs	15.81±0.47	32.30±0.49	54.21±0.49
25mAs	19.72±0.51	40.19±0.53	68.01±0.55
30mAs	23.72±1.13	47.95±1.15	80.94±1.13
100mAs	79.13±1.32	158.42±6.03	271.58±6.65
200mAs	158.01±3.48	321.95±4.02	541.32±7.23

3 讨论

经历了几十年的 CT 发展史,也是辉煌而快速的发展史,几十年内国内外的螺旋 CT 技术均在不断完善和革新,尤其是多层螺旋 CT 的应用范围越来越广,CT 诊断的准确率也在不断提升,临床诊断和治疗离不开 CT 的检查和协助。在 CT 图像变得更好,扫描速度变得更快的同时,如何进行低剂量 CT 成像已经成为了 CT 应用研究的主要方向,如何在辐射剂量和图像质量之间寻求到一个平衡点,是 CT 研究的重中之重。国际放射防护委员会(ICRP)已经指出,遗传性疾患和辐射致癌的是剂量线性无阈值的,所受到的照射越多,则致癌及遗传性疾患的可能性也就越大^[2]。所以在保证 CT 图像质量的前提下,可以做到降低辐射剂量,探讨个性化的扫描方案,具有非常重要的现实价值和意义。

近年内有报告指出,患者医疗辐射量已经达到了 30%~50%,显然 CT 是这种辐射的主要来源之一,过量的辐射对于病患的伤害很大,存在着引发新陈代谢异常、肿瘤和癌变等一系列病变的危险^[3-4]。胸部 CT 扫描是目前应用范围最广的胸部疾病诊断手段之一,目前在国内医院的使用频率也在逐渐增高。对于临床诊断中对辐射危害的防护也是一项不容忽视的工作^[5]。且扫描剂量与辐射强度之间呈正相关。根据大部分相关研究显示,为了有效地控制辐射剂量,可以通过降低管电流的方式来实现,降低管电流就可以降低扫描中产生的辐射量,但当管电流下降,X 线光子数目也随之降低减少,也就是说扫描中能够抵达人体的光子数量会明显降低,因此探测器此时所接受到的光子数量就会同步下降,所获得的图像数据质量也就难以避免地会降低,影响胸部 CT 的诊断。因

此,想要在 CT 诊断中更好地控制辐射量,就需要搞清楚管电流的下调程度,在满足图像质量的前提下能够下调的管电流最小值就是保证辐射量的关键数据。

根据医疗伦理学的要求,研究这一课题时不能使用人体,而是应采用仿真胸部模型来实现,且要设置不同的电压和电流参数,每组参数均需交叉配对检查,这样就可以获得不同管电压和不同管电流条件下产生的辐射剂量的数据^[6]。相关研究结果显示,当管电压固定时,电流量越高所获得的图像质量也就越高,说明二者之间存在正相关,同时管电压和管电流下调后均会导致辐射量减少,而其中固定管电流后下调管电压时对辐射剂量的降低趋势更加明显,因为 X 线强度和管电压的平方成正比,和管电压成正比,也就说明电压和电流的调控同样重要,可适当提升电流而调低管电压,在保证辐射剂量较小的前提下,获得满足诊断需求的图像质量。

对于检查技师来说,通过调整相应的扫描参数,在保证胸部 CT 图像质量的前提之下,尽可能地降低 CT 扫描对人体所造成的辐射影响,实现个性化扫描,是我们应当积极探索的大方向和最终目标。

参考文献:

- [1] 徐秋贞,邵海磊,吕燕,等.胸部能谱成像模式与常规 CT 扫描的辐射剂量及图像质量的仿真体模研究[J].中华放射医学与防护杂志,2017,37(12):957-961.
- [2] 王道元,戚元刚.优化 CT 扫描方案,降低患者辐射剂量[J].中国辐射卫生,2010,19(2):187-188.
- [3] Prasad SR, Wittram C, Shepard JA, et al. Standard dose and 50%-reduced-dose chest CT: comparing the effect on image quality[J]. AJR, 2002, 179(2):461-465.
- [4] 梁志刚,李坤成,杜祥颖等.64 排螺旋 CT 低剂量胸部平扫对图像质量的影响[J].中国医学装备,2008,23(1):89-90.
- [5] 张连宇,吴宁,耿建华.分析不同参数对胸部增强 CT 扫描辐射剂量的影响[J].中国医学装备,2018,15(5):36-39.
- [6] 胡晓萍.低管电压联合迭代重建算法对胸部 CT 血管造影成像图像质量及辐射剂量的影响[J].当代医学,2017,23(29):82-84.

(上接第 14 页)

察组患者并发症发生率明显低于对照组,安全性比较高;患者黄得骨折愈合时间和下床活动时间也比较短,这对于患者的心理具有明显的正性促进意义,有利于临床医疗护理工作的开展,具有多方面的效用值得在临床上广泛推行^[4]。

从生物学角度分析,微创钢板内固定术是最为符合适应跟骨骨折的治疗方案,具有较高的针对性和个体性,能够根据不同患者跟骨骨折的特点特异性适应,从而发挥促进游离骨块的愈合,可以最大程度减少对其他部位的损害^[5]。微创治疗方案是近些年来临床医学发展的趋势,微创治疗方案具有明显的临床优势,能够满足患者的越来越高的治疗需求,能够最大程度减少治疗方案带来的副作用,减少并发症的发生,对于患者而言是最佳的方案选择;而且微创治疗能够通过各种先进的手段降低治疗的难度,提高治疗的效率和准确性,从另一方面讲能够有效降低手术治疗过程中失误的发生

率,有利于患者其生命体征等各项指标的稳定及病情的恢复。总而言之,微创治疗方案优势明显,是目前临床上治疗跟骨骨折疾病的最佳方案。

参考文献:

- [1] 张伟,于晓洁,赵敬凯等.微创钢板内固定术治疗跟骨骨折临床观察[J].海南医学,2015,(14):2131-2133.
- [2] 李洪帅,李坤,张鹏等.跟骨骨折的微创治疗与切开复位内固定术的对比研究[J].中国医药导报,2016,13(21):103-106.
- [3] 彭新,王偲伟.微创钢板内固定术治疗跟骨骨折患者的临床效果分析[J].中国医药指南,2016,14(11):56.
- [4] 刘波.微创钢板内固定术治疗跟骨骨折的疗效及并发症分析[J].世界临床医学,2017,11(12):41,43.
- [5] 晋峰,王波.微创钢板内固定术治疗跟骨骨折患者的临床观察[J].饮食保健,2017,4(2):43-44.