

技术方法

DOI: 10.3969/j.issn.0253-3626.2012.12.018

成像参数对多层螺旋 CT 自动管电流调制技术影响的实验研究

张志伟, 罗天友, 欧阳羽, 曾勇明, 胡志华, 李信友, 陆云峰

(重庆医科大学附属第一医院放射科, 重庆 400016)

【摘要】目的:探讨成像参数对多层螺旋 CT 自动管电流调制(Automatic tube current modulation, ATCM)技术图像质量及辐射剂量的影响。方法:使用 16 层螺旋 CT ATCM 技术扫描辐射等效仿真人体模。变换定位像采集参数:球管角度、管电流和管电压;变换螺旋扫描采集参数:噪声指数(Noise index, NI), 螺距, 探测器准直方式和管电压。比较不同成像参数下的管电流、容积 CT 剂量指数(Volume CT dose index, CTDIvol)和图像噪声。结果:90°侧位定位像比 0°正位定位像的 CTDIvol 高 28.45%。随着定位像的管电流和管电压的增加,CTDIvol 有一定的降低。图像噪声随 NI 的增加而增大,CTDIvol 随着 NI 的增加而减小。螺距、探测器准直和管电压变化时图像噪声基本保持不变。螺距=0.938 时 CTDIvol 最大,当螺距从 0.562 增大到 0.938 时 CTDIvol 增加约 6.44%;当螺距从 0.938 增大到 1.375 和 1.750 时,CTDIvol 分别减少 11.67%和 23.05%。宽且厚的探测器准直方式,X 线剂量利用效率高和辐射剂量低。随着管电压的升高,CTDIvol 逐渐减小。结论:定位像参数必须标准化才能保证 ATCM 技术发挥其功效;合理选择成像参数才能保证图像质量的同时最大限度地降低辐射剂量。

【关键词】多层螺旋 CT;自动管电流调制技术;仿真人体模;成像参数**【中国图书分类法分类号】**R814.42**【文献标志码】**A**【收稿日期】**2012-02-16

Influences of imaging parameters on multi-slice CT with automatic tube current modulation:an experimenteral study

ZHANG Zhiwei, LUO Tianyou, OUYANG Yu, ZENG Yongming, HU Zhihua, LI Xinyou, LU Yunfeng

(Department of Radiology, the First Affiliated Hospital, Chongqing Medical University)

【Abstract】Objective: To explore the influences of imaging parameters on image quality and radiation dose in multi-slice CT with automatic tube current modulation(ATCM). **Methods:** An equivalent anthropomorphic phantom was scanned using a 16-slice multi-slice spiral CT with ATCM. ATCM was studied with variable positioned image acquisition parameters(tube angle, tube current, tube voltage) and spiral scan acquisition parameters noise index(NI), pitch, detector collimation configuration and tube voltage]. Changes in tube current, volume CT dose index(CTDIvol) and image noise resulting from the modulation were calculated and compared. **Results:** Value of CTDIvol from the position angle of 90° was 28.45% higher than that from the position angle of 0°. Value of CTDIvol was decreased when tube current and tube voltage were increased for positioned image. Image noise was increased and value of CTDIvol was decreased alongside the growth of the NI. Image noise was remained in constant in spite of changes of pitch, detector collimation or tube voltage. Value of CTDIvol came to the peak at pitch of 0.938. Value of CTDIvol was increased by 6.44% when pitch changed from 0.562 to 0.938 and was decreased respectively by 11.67% and 23.05% when pitch changed from 0.938 to 1.375 and 1.75. Wider and thicker detector collimation configuration had higher X-ray dose utilization ratio and lower radiation dose. The value of CTDIvol was decreased when the tube voltage was increased. **Conclusions:** Positioned image acquisition parameters must be standardized to ensure that ATCM technique can exert effects normally. Imaging parameters should be selected rationally to guarantee that ATCM technique can control the image quality well and reduce the radiation dose.

【Key words】multi-slice CT; automatic tube current modulation; anthropomorphic phantom; imaging parameters

CT技术的快速发展,拓展了其在临床的应用,但放射学界也面临随之而来的日益严峻的电离辐

射危害问题^[1]。自动管电流调制(Automatic tube current modulation, ATCM)技术是近年来最有效的改善 CT 辐射剂量的方法之一^[2],它可以根据受检者的 X 线衰减特性个性化地自动调节管电流的大小提高 X 线利用率,降低辐射剂量。目前大多数研究皆在探讨 ATCM 技术的有效性和临床应用价值,而鲜有

作者介绍:张志伟(1982-),男,主管技师,硕士,

研究方向:医学影像技术。

通信作者:罗天友,男,教授,Email:lttych@sina.com。

基金项目:重庆市卫生局科研基金资助项目(编号:2008-2-29)。

文献报道关于 ATCM 技术的影响因素。为了在临床中更好地发挥 ATCM 技术的优势,本研究皆在通过对一辐射等效的仿真人体模进行扫描,评估不同成像参数对 ATCM 技术图像质量及辐射剂量的影响。

1 对象与方法

1.1 实验器材

GE 公司 16 层螺旋 CT(BrightSpeed Elite 16)以及辐射等效仿真人体胸部体模 1 具。辐射等效仿真人体胸部体模为四川大学制造科学与工程学院林大全教授等研制的“成都剂量体模”(Chengdu dosimetric phantoms, CDP),其辐射等效性达到国际推荐标准 A 级^[3]。本具体模身高 1.659 m,体重 57.5 kg,双肩下垂于胸部两侧(图 1、2)。



图 1 辐射等效仿真人体模的正面

Fig.1 Front view of the irradiation equivalent anthropomorphic phantom



图 2 辐射等效仿真人体模的侧面

Fig.2 Lateral view of the irradiation equivalent anthropomorphic phantom

1.2 实验方法

1.2.1 基本扫描方法及参数 首先将 CDP 置于 CT 扫描野等中心点水平,使用 GE 公司 3 D Smart mA ATCM 技术扫描,设置管电流调制范围 10~400 mA,420 mA,440 mA,380 mA(管电压分别为 80、100、120、140 kV)。使用 120 kV,50 mA,0°获取正位定位像。螺旋扫描参数采用 120 kV,噪声指数(Noise index,NI)=9,螺距=0.938,探测器准直:16 排×1.250 mm,转速 0.8 s/r,扫描野=50 cm,显示野=42 cm,全周数据,标准重建,层厚及层间隔为 5 mm,扫描范围包括全部肺野共 52 层图像。

1.2.2 定位像采集参数变换 分别变换定位像的成像角度(球管 0°正位,球管 90°侧位)、管电流(10、50 mA 和 100 mA)和管电压(80、100、120 kV 和 140 kV),获取不同参数下的定位像。扫描方法同 1.2.1,研究某 1 项成像参数时,保持其他参数不变。

1.2.3 螺旋扫描采集参数变换 分别变换 NI(9,12,15,20 等 4 种临床常用值,螺距=0.938)、螺距(0.562,0.938,1.375,1.750,NI=9)、探测器准直方式(16 排×0.625 mm,16 排×

1.250 mm,螺距=0.938;8 排×1.250 mm,8 排×2.500 mm,螺距=0.875,NI=15)和管电压(80、100、120、140 kV,NI=15)。扫描方法同 1.2.1,研究某 1 项成像参数时,保持其他参数不变。

1.3 图像分析

图像传输至 GE ADW 4.2 高级图像后处理工作站。测量双肩胛区、肺野区以及肺底区图像均匀软组织区域(图 3~5)CT 值的标准差(Standard deviation,SD),作为图像的噪声水平。感兴趣区为方形,大小约 605.0 mm,测量 3 次,取其平均值。

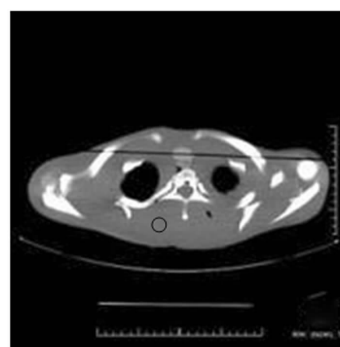


图 3 用于测量噪声的双肩层面图像

Fig.3 Transverse CT images obtained in the phantom for the measurement of the actual noise at the section of the shoulder



图 4 用于测量噪声的肺野层面图像

Fig.4 Transverse CT images obtained in the phantom for the measurement of the actual noise at the section of the lung

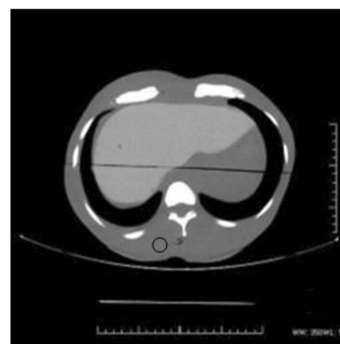


图 5 用于测量噪声的肺底层面图像

Fig.5 Transverse CT images obtained in the phantom for the measurement of the actual noise at the bottom of the lung

1.4 剂量记录

记录机器自动生成的剂量报告中的容积 CT 剂量指数 (Volume CT dose index, CTDIvol)、每层图像的管电流和不同探测器准直方式的 X 线剂量利用效率。

1.5 数据分析

计算 SD 的平均值。统计计算由 Microsoft Office Excel 2003 完成。

2 结 果

2.1 定位像采集参数的影响

定位像采集参数对 ATCM 辐射剂量的影响见表 1。正、侧位定位像的选择对 ATCM 的影响较大,使用 90°侧位定位像比 0°正位定位像的 CTDIvol 高约 28.45%。定位像的管电流和管电压对 ATCM 影响相对较小,随着它们的增加,CTDIvol 有一定的降低。使用 10 mA 时的 CTDIvol 较 50 mA 和 100 mA 时的 CTDIvol 分别高 4.26% 和 4.61%,而 50 mA 时的 CTDIvol 较 100 mA 时的 CTDIvol 仅高 0.36%。使用 80 kV 定位像时的 CTDIvol 相对较高,比 100、120 kV 和 140 kV 时分别高 4.62%、6.80% 和 8.36%。

表 1 定位像采集参数对 ATCM 的影响

Tab.1 Influence of positioned image acquisition parameters on ATCM

定位像 角度	ATCM				
	CTDIvol (mGy)	定位像管电 流 (mA)	CTDIvol (mGy)	定位像管 电压 (kV)	CTDIvol (mGy)
0°	13.71	10	14.32	80	14.71
90°	17.61	50	13.71	100	14.03
—	—	100	13.66	120	13.71
—	—	—	—	140	13.48

注: “—” 无此参数

2.2 螺旋采集参数的影响

螺旋采集参数对 ATCM 辐射剂量的影响见表 2。

随着体模在 Z 轴方向 X 线衰减特性的改变,ATCM 自动调节每层图像的管电流(图 6)。肩胛区域富含骨结构 X 线衰减最多,管电流最大;中肺野区域主要为含气的肺组织 X 线衰减最少,管电流最小;而在肺底区域含有较多的肝脏等实质器官 X 线衰减较多,管电流较大。不同 NI 时,管电流的变化具有相似的趋向(图 6)。CTDIvol 随 NI 的增大而减小。

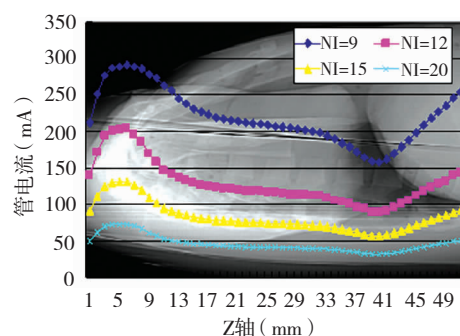


图 6 不同 NI 时的管电流分布

Fig.6 Tube current distribution with different NI values

测量 CT 值的 SD 随着 NI 的增加成线性增大(图 7)。双肩胛区域富含骨结构 X 线衰减最多,SD 最大;中肺野区域主要为含气的肺组织 X 线衰减最少,SD 最小;而在肺底区域含有较多的肝脏等实质器官 X 线衰减也较多,SD 较大。螺旋、探测器准直方式和管电压改变时各区域的 SD 值基本保持在同一水平(图 8~10)。

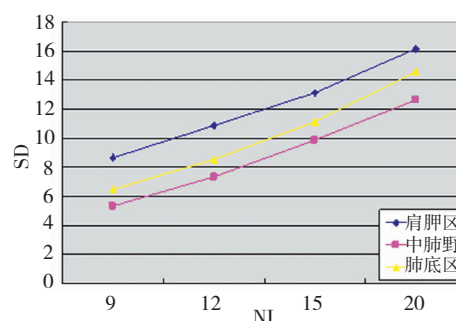


图 7 不同 NI 时 3 个层面的噪声

Fig.7 Image noises of the three sections with different NI values

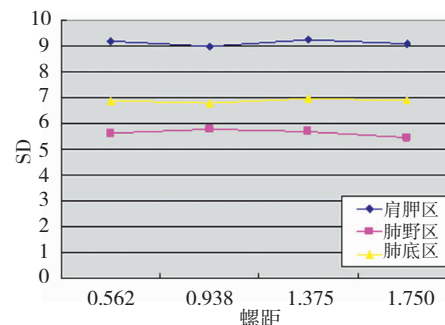


图 8 不同螺距时的图像噪声

Fig.8 Image noises response with different pitch values

表 2 螺旋采集参数对 ATCM 的影响

Tab.2 Influence of spiral acquisition parameters on ATCM

NI (螺距 = 0.938)	CTDIvol (mGy)	螺距 (NI=9)	CTDIvol (mGy)	探测器准直方式 (mm) (NI=15)	CTDIvol (mGy)	管电压 (kV) (NI=15)	CTDIvol (mGy)
9	13.71	0.562	12.88	8 排 × 2.500	4.02	80	5.78
12	7.68	0.938	13.71	8 排 × 1.250	4.89	100	4.96
15	4.89	1.375	12.11	16 排 × 1.250	6.07	120	4.89
20	2.73	1.750	10.55	16 排 × 0.625	7.99	140	4.71

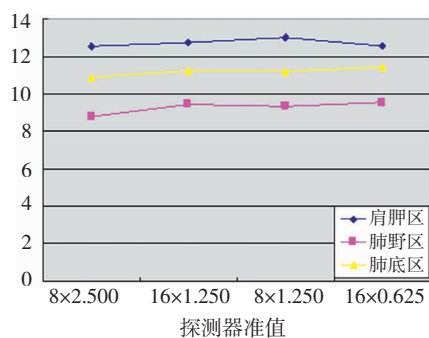


图 9 不同探测器准直时的图像噪声

Fig.9 Image noises response with different detector collimation configurations

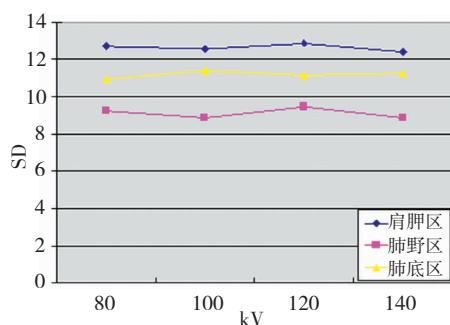


图 10 不同管电压时的图像噪声

Fig.10 Image noises response with different kV values

螺距=0.938 时 CTDIvol 有最大值,当螺距从 0.562 增大到 0.938 时 CTDIvol 增加约 6.44%;当螺距从 0.938 增大到 1.375 和 1.75 时,CTDIvol 分别减少 11.67%和 23.05%。

X 线剂量利用效率(16 排×0.625 mm 为 78.8%,8 排×1.250 mm 为 78.41%,16 排×1.250 mm 为 97.4%,8 排×2.500 mm 为 96.99%)和辐射剂量随探测器的准直方式不同而异。20 mm 探测器准直宽度较 10 mm 探测器准直宽度 CTDIvol 要高 51%(螺距=0.875)和 63.39%(螺距=0.938)。相同宽度的探测器准直,薄层的准直要比厚层的准直辐射剂量高。16 排×0.625 mm 较 8 排×1.250 mm CTDIvol 高 31.63%,16 排×1.250 mm 较 8 排×2.500 mm 高 21.64%。随着管电压的升高,CTDIvol 逐渐减小。

3 讨论

国内林大全教授等研发的具有中国人体特点的辐射体模,是与人体组织对射线散射和吸收相似的组织等效材料制成的具有骨骼、肌肉、脏器的人体模型^[4]。采用 CDP 仿真人体模进行研究,对人体无电离辐射危害,符合放射卫生学和辐射防护研究的伦理原则。实验中可变换成像参数反复对体模进行扫描,获取的数据真实可靠,对比意义大。

3.1 ATCM 技术的临床应用价值

目前 ATCM 技术主要有 3 种方式^[2]即角调制

(Angular modulation)、Z 轴调制(Z-axial modulation)和联合调制(Combined modulation)。人体呈近似椭圆形,角调制技术可以减小 CT 成像投影角度上 X 线衰减少的扫描剂量,而不影响图像质量。角调制技术剂量降低的幅度因扫描部位的不对称程度而异。Hundt 等^[5]对 55 名志愿者使用和不使用角调制的 CT 图像进行对比,发现 2 次扫描的图像质量无明显差别,但使用角调制技术后辐射剂量的平均降幅达 29.4%,在胸部、腹部和胸腹部联合检查时辐射剂量的降幅分别为 30.5%、29.7%和 28.7%,在非对称性差异最大的肩胛区有最大的降幅为 37.5%。Z 轴调制和联合调制可以预先设定图像质量水准,因此也有人将它们称为 CT 的自动曝光控制系统^[6,7]。在临床工作中可以因检查目的的不同而设置不同的图像质量水准,达到有效控制辐射剂量和图像质量的目的。有研究显示联合调制比单独的角调制或 Z 轴调制效率更高^[7-9],能更大限度地降低辐射剂量。可见 ATCM 技术能够较好地平衡辐射剂量与图像质量之间的关系,提高临床合理使用低剂量(As low as reasonably achievable, ALARA)原则^[2]的效率,具有重要的放射防护学价值。

3.2 采集参数对 ATCM 技术的影响

定位像是 ATCM 技术正常发挥其功效的重要保证^[2]。ATCM 的定位像不仅用来确定受检者的扫描范围,它还包含了受检者的 X 线衰减特性,例如体型大小、形状、密度等。本研究发现定位像的成像角度(正位或侧位)以及所使用的定位像管电流和管电压对 ATCM 均有影响。结果显示,使用侧位定位像要比正位定位像的 CTDIvol 高 28.45%,这与 Brisse 等^[8]的研究结果相同,而与 Papadakis 等^[10]的结论相反。其可能与不同厂家 CT 的 ATCM 技术算法不同有关。Brisse 等^[8]及本文采用的是 GE 公司 CT,而 Papadakis 等^[10]使用的是西门子公司 CT。另外,管电流太低可导致定位像噪声增加,引起 ATCM 高估辐射剂量。Bauknecht 等^[11]认为使用过低的管电流 ATCM 技术可能“失效”,并认为在颈部定位像至少要使用 20 mA。本研究结果显示,随着定位像管电流的增加,CTDIvol 逐渐降低,但使用 50 mA 时比 100 mA 时的 CTDIvol 仅高 0.36%,因此笔者认为胸部定位像管电流使用 50 mA 较为恰当。此外,定位像管电压对 ATCM 亦有相当影响,要得到相对稳定的 NI 与图像噪声的关系,就必须有相对固定的定位像管电压。

ATCM 技术需要预先设定一种“质量”参考标准^[2],目前这一标准尚未统一,因 CT 厂家而异。本研究评估的是目前 GE 公司 CT 系统配置的最先进的 ATCM 技术-3 D Smart mA,图像质量的参考标准由 NI 来定义,管电流可以在 X、Y、Z 3 个方向联合调制。本研究发现实际测得的 SD 值总是小于设定的 NI 值,这与 Brisse 等^[8]的结果一致。这种现象可能与定义噪声指数的均匀水模与实验所用的体模材质及形状不同有关^[8]。因测得的 SD 值同时包含有量子噪声和组织噪声,所以不同层面 SD 值就有差异。临床工作中,操作者只需根据检查目的设定恰当的 NI 就能保证图像质量。

多层螺旋 CT 的管电压、探测器准直方式、螺距等对图像质量和辐射剂量影响关系复杂,较难通过修改其他参数来保证图像质量^[2,12]。本研究发现使用 ATCM 技术后,变换采集参数后都能较好地保证图像质量和最优化辐射剂量。使用 ATCM 技术,螺距增加并未带来明显的噪声,辐射剂量却有相当幅度的降低。Brisse 等^[8]亦发现随着螺距的增加辐射剂量逐渐降低。本研究发现螺距=0.938 可能是一个分水岭,其辐射剂量大于螺距=0.562、1.375 和 1.750。与 Brisse 等^[8]和 Papadakis 等^[10]的结果有所差异,这可能与 CT 机型不同有关。Brisse 等^[8]使用的是 GE 公司 4 层螺旋 CT 机(LightSpeed QX/i),并未对螺距为 0.938 作探讨。而 Papadakis 等^[10]在对西门子公司 16 层螺旋 CT 在线角调制技术的研究发现螺距在 0.500~1.250 间变化时辐射剂量降低的幅度不变。另外,因医学成像范围内辐射剂量与管电压的 n ($n=2.5\sim 2.8$) 次方成正比^[13],管电压越低,X 线被物质吸收的越多,图像将产生更多的噪声。在使用 ATCM 技术后相同 NI 时低管电压将增加更多管电流,所以低管电压的 CTDIvol 反而更高。

综上所述,各种成像参数和辐射剂量的相互关系与多层螺旋 CT 的类型和 ATCM 算法有关。在临床应用中定位像参数必须标准化才能保证 ATCM 的有效性;合理选择成像参数才能保证图像质量的同时最大限度地降低辐射剂量。

参 考 文 献

[1] Brenner D J, Hall E J. Computed tomography—an increasing source

of radiation exposure[J]. N Engl J Med, 2007, 357(22): 2277–2284.

[2] Lee C H, Goo J M, Ye H J, et al. Radiation dose modulation techniques in the multidetector CT era: from basics to practice[J]. Radiographics, 2008, 28(5): 1451–1459.

[3] 蒋 伟, 林大全, 樊庆文, 等. 成都剂量体模 (CDP) 组织等效材料辐射等效性评价[J]. 中国测试技术, 2006, 32(6): 69–71, 140.

Jiang W, Lin D Q, Fan Q W, et al. Evaluation of irradiation equivalence of tissue-equivalent materials in chengdu dosimetric phantom (CDP)[J]. China Measurement Technology, 2006, 32(6): 69–71, 140.

[4] 张春红, 林大全. 中国成人仿真人体模型的参数研究[J]. 机械, 2009, 36(7): 1–3.

Zhang C H, Lin D Q. Parameters research on the adult anthropomorphic phantom of China[J]. Machinery, 2009, 36(7): 1–3.

[5] Hundt W, Rust F, Stäbler A, et al. Dose reduction in multislice computed tomography[J]. J Comput Assist Tomogr, 2005, 29(1): 140–147.

[6] Kalra M K, Maher M M, Kamath R S, et al. Sixteen-detector row CT of abdomen and pelvis: study for optimization of Z-axis modulation technique performed in 153 patients[J]. Radiology, 2004, 233(1): 241–249.

[7] Rizzo S, Kalra M, Schmidt B, et al. Comparison of angular and combined automatic tube current modulation techniques with constant tube current CT of the abdomen and pelvis[J]. AJR Am J Roentgenol, 2006, 186(3): 673–679.

[8] Brisse H J, Madec L, Gaboriaud G, et al. Automatic exposure control in multichannel CT with tube current modulation to achieve a constant level of image noise: experimental assessment on pediatric phantoms[J]. Med Phys, 2007, 34(7): 3018–3033.

[9] Lee S, Yoon S W, Yoo S M, et al. Comparison of image quality and radiation dose between combined automatic tube current modulation and fixed tube current technique in CT of abdomen and pelvis[J]. Acta Radiol, 2011, 52(10): 1101–1106.

[10] Papadakis A E, Perisinakis K, Damilakis J. Angular on-line tube current modulation in multidetector CT examinations of children and adults: the influence of different scanning parameters on dose reduction[J]. Med Phys, 2007, 34(7): 2864–2874.

[11] Bauknecht H C, Jach C, Bohner G, et al. Impact of image noise levels, scout scan dose and lens shield on image quality and radiation exposure in z-axis dose-modulated neck MSCT on 16- and 64-slice Toshiba Aquilion scanners[J]. Eur J Radiol, 2010, 73(2): 439–443.

[12] Ohno Y, Koyama H, Kono A, et al. Influence of detector collimation and beam pitch for identification and image quality of ground-glass attenuation and nodules on 16- and 64-detector row CT systems: experimental study using chest phantom[J]. Eur J Radiol, 2007, 64(3): 406–413.

[13] Hamberg L, Rhea J T, unter G J, et al. Multi-detector row CT: radiation dose characteristics[J]. Radiology, 2003, 226(3): 762–772.

(责任编辑: 唐秋姗)