

# 超声测定人体胸壁厚度及组织成分在内照射监测中的应用

邬蒙蒙<sup>1</sup>, 王军艳<sup>2</sup>, 陈凌<sup>1</sup>, 庞洪超<sup>1</sup>

1. 中国原子能科学研究院 北京 102413; 2. 中国核工业北京 401 医院

**摘要:** 目的 采用医疗诊断超声成像技术对参与放射性操作的工作人员胸壁厚度及组织成分进行精确测量,减小人体胸壁厚度、组织成分不确定引起的人员内照射测量及剂量估算的误差。方法 采用超声成像技术对 26 人进行定位测量,采集超声图片,分析几何胸壁厚度和肌肉、脂肪含量。结果 超声图片分析结果结合肌肉等效胸壁厚度公式,通过计算,将几何胸壁厚度转化为肌肉等效胸壁厚度,归一胸壁不同组织对肺内出射的不同能量的  $\gamma$ 、X 射线的阻挡作用。结论 当内照射测量对象为发射低能光子的核素时,该方法较传统的公式计算法更精确,将减少肺部计数器探测效率  $\pm 20\%$  的误差。能极大减小活体测量工作人员肺内放射性核素滞留量、估算内照射剂量的系统误差。

**关键词:** 超声成像; 胸壁厚度; 肺部计数器

DOI:10.13491/j.cnki.issn.1004-714x.2016.04.003

**Ultrasonic Measurement Techniques Applied to Assay the Human Body Chest Wall Thickness and Tissue Element in Internal Radiation Individual Monitoring.** WU Meng-meng, Wang Jun-yan, CHEN Ling, PANG Hong-chao. 1. China Institute of Atomic Energy, Beijing 102413 China; 2. Beijing No. 401 Hospital of China Nuclear Industry.

**Abstract:** **Objective** By using medical diagnostic ultrasonic imaging method, the chest wall thickness and component of radiation workers was measured to reduce the error of internal radiation dose brought by the uncertainty of human body chest wall attenuation coefficient. **Methods** We measure 26 people's chest wall thickness and component by medical diagnostic ultrasound and gather the images, analyze the data to get the content ratio of muscle and fat in the chest wall thickness. **Results**

We transform the chest wall thickness which have different organization composition into muscle equivalent chest wall thickness by the formula to normalize the blocking effect of human body chest wall with different organizational composition to gamma and X-ray of different energy which emit from lung. **Conclusion** Measuring human body chest wall thickness and tissue composition by ultrasonic is more accurate than traditional formula computing method and can reduce the error of measurement result of lung counter by  $\pm 20\%$ . It has great significance to estimation of internal radiation dose for it can greatly reduce the system error in vivo measurement.

**Key words:** Ultrasonic Imaging; Chest Wall Thickness; Lung Counter

中图分类号: R144.1 文献标识码: A 文章编号: 1004-714X(2016)04-0393-05

采用肺部计数器自体外测量人体肺内放射性核素滞留量是工作人员职业内照射监测的重要方法。胸壁厚度 (chest wall thickness) 是影响其探测效率的重要参数。

以往通常采用统计学方法确定人体胸壁厚度,取被测量人群中具有代表性的样本人,收集身高、体重、年龄、性别等数据,结合已有的胸壁厚度生理参数计算公式,建立该群体胸壁厚度的数学计算模型,通过该模型计算得到某特定被测量人的胸壁厚度值,进而得到相对应的肺部计数器的探测效率<sup>[1-2]</sup>。这个方法是利用统计学手段,参数拟合出适应群体的计算公式,本身带有一定误差,并且该方法将人体胸壁作为同一组织构成考虑,但真实胸壁内不同组织如脂肪、肌肉等对低

能光子的衰减有成倍的差距,将其一并作为整体考虑并不合适,故误差较大。

当内照射监测的目标核素为人体肺内发射滞留的  $\gamma$ 、X 射线能量低的放射性核素如钷、钷时,需要更精确的方法获得被测量人的胸壁厚度和组织组成。本文采用医疗诊断超声成像的方法对这个问题进行研究。比传统的经验公式计算方法准确度更高,可以直接测量单个人体胸壁的厚度值以及胸壁组织肌肉、脂肪的构成,从而减小内照射测量人体肺内放射性核素探测效率的误差,减小人体内照射剂量估算的误差。

## 1 材料与方法

20 名成年男性和 6 名成年女性作为样本,参与超声图像采集实验。使用中国核工业北京 401 医院超声

作者简介: 邬蒙蒙(1990-),女,河南信阳人,从事辐射防护与环境保护工作。

科设备 美国 GE 公司 LOGIQ S8 实时四维多普勒彩色超声诊断系统进行研究。该设备具有较好的空间复合图像采集及处理能力,增强了对胸壁脂肪组织、肌肉组织和女性腺体组织及边界的识别,采集图片清晰、对比度强。

实验主要分为三个步骤:第一,建立被测量人信息库;第二,对被测人胸壁测量位置定位,进行图像采集和保存;第三,使用图片处理软件对超声图像进行组织边界识别;第四,通过识别图片,计算被测人胸壁厚度及脂肪、肌肉含量,整理获得最终数据。

### 1.1 建立被测人信息库 建立参与实验的 26 名辐射

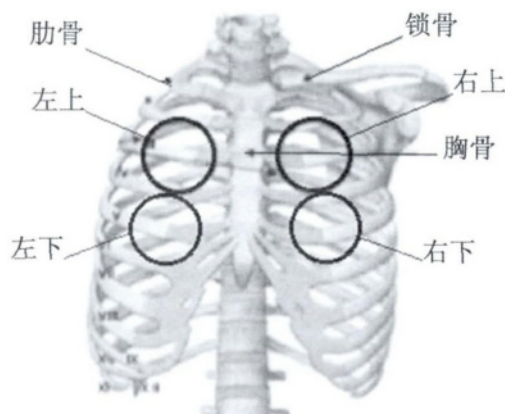
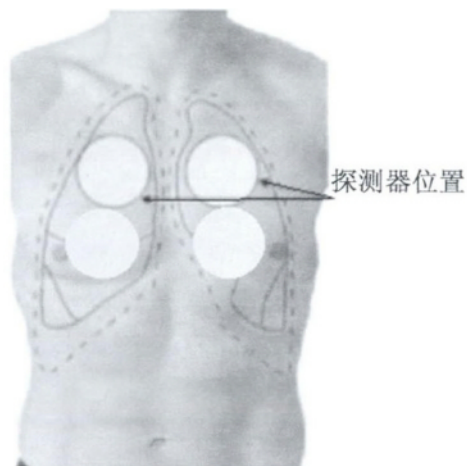


图 1 超声测量位置图

被测人坐在超声测量床上,角度与进行肺部放射性测量时相同。穿着特制测量衣,测量衣上按照肺部计数器探头对应位置挖出 4 个直径 10cm 的空洞对应被测人左右两侧肺部区域,在进行超声测量时起定位作用,见图 2。

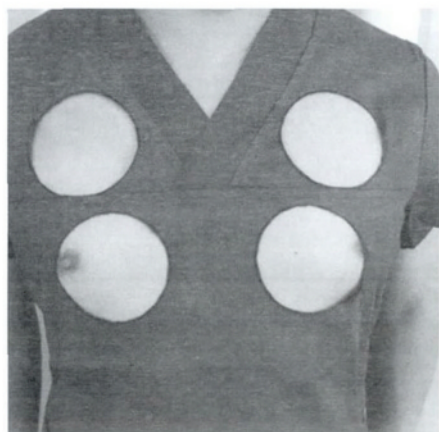


图 2 被测量人定位示意图

1.2.2 图像采集 当超声图片成像清晰、胸壁不同组织间对比分明时,截取并保存图像以做后续分析。图 3 为超声采集例图。采集的图片被保存在医疗超

工作人员信息库,录入人员信息包括被测量人姓名、性别、年龄、身高、体重、BMI 指数(身体质量指数,简称体质指数,Body Mass Index,  $BMI = W/H^2$ ,其中 W 为体重,kg; H 为身高,m。正常范围 18.5 ~ 24.99)。

### 1.2 超声图像采集

1.2.1 定位 肺部计数器测量肺内放射性核素,探测器探头对准人体肺部区域,因此超声测量胸壁厚度位置也选择该区域,具体的定位见图 1。使用 15 MHz 探头分别在被测人左上、左下、右上、右下四个位置进行测量,其中左上、右上对应人体第二、第三肋间位置,右上、右下对应人体第三、第四肋间位置。

声管理系统,根据被测量人姓名、测量位置等信息分类存储。

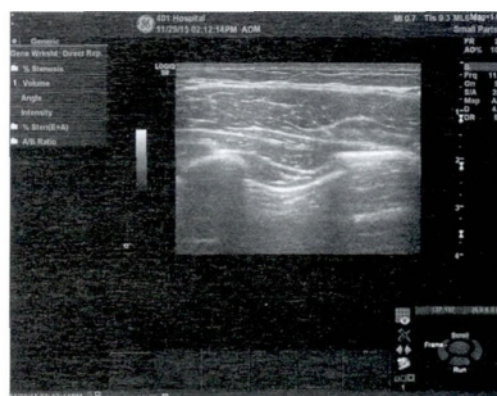


图 3 超声采集例图

1.3 图片分析 通过观察超声诊断系统采集图像,医师可以分辨出胸壁组织中脂肪、肌肉、肋骨、胸表皮相互之间的边界,以及肺上膜区。在超声图像中,不同组织之间的过度区域亮度相对其他地方偏高。

因成像效果限制,部分图片组织边界与周围组织灰度差异不明显,难以通过操作人员肉眼辨别,本文采用图像识别软件,识别采集图片中亮度较高的边缘

线,认为是真正的组织边界。组织边界划分见图 4。

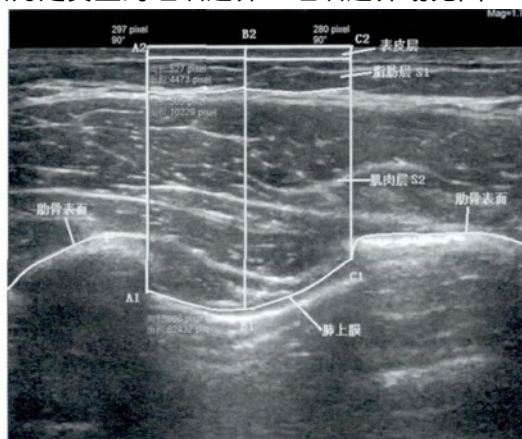


图 4 组织边界划分图

1 cm 骨骼对 17 keV 以下低能  $\gamma$ 、X 射线可认为是完全阻挡,因此能够从人体外部测量到的低能  $\gamma$ 、X 射线均是通过肋间出射。人体胸壁厚度是指肋间部分,胸上膜到表皮之间的厚度。通过图像识别出肺上膜边界,取肺上膜与表皮之间三组厚度( $A_1A_2$ 、 $B_1B_2$ 、 $C_1C_2$ )的平均值为被测量人在该测量点的胸壁厚度。胸壁测量位置如图 2 所示,第一、第二肋间与第三、第四肋间胸壁厚度存在一定差异,最多可达 5mm,女性被测人差异更大。论文最终确定被测入胸壁厚度为四个位置平均值。

超声采集图像为胸壁横断面,识别肋间区域脂肪和肌肉组织分界线,分别划分和计算脂肪组织面积  $S_1$  和肌肉组织面积  $S_2$ 。

1.4 测量结果与数据整理 采集样本人群的胸壁厚度和脂肪、肌肉含量数据见表 1。由 ICRU (International Commission on Radiation Units and Measurements, 国际辐射单位与测量委员会) 44<sup>[3]</sup> 号报告给出的人体组织元素组成和质量密度数据可知,女性乳房的元素组成和质量密度近似于脂肪,因此在计算时将女性被测人的乳腺所占胸壁组织含量算入脂肪。

## 2 结果

人体胸壁组织内的肌肉、脂肪、软骨、肋骨等对肺内出射的光子产生不同程度的衰减,衰减的强弱与光子能量和胸壁厚度及组成成分有关。当胸壁厚度与组成相同时,在低能区域( $<60$  keV)光子能量不同,衰减差异大,随着光子能量的增高,这种差异变小。当出射光子能量相同时,肌肉比脂肪衰减效果更强,骨骼最强。为了统一讨论胸壁内不同组织对光子的衰减效果,将胸壁内的脂肪对光子的衰减作用归一到肌肉对光子的衰减作用,即采用肌肉等效胸壁厚度

( $MEQ - CWT$ ) 来代替几何胸壁厚度<sup>[3]</sup> 这样既考虑了胸壁实际测量的几何厚度又考虑了胸壁不同组织衰减系数的不同带来的差异。

表 1 26 名工作人员超声采集数据

编号 <sup>1)</sup>	身高 (cm)	体重 (kg)	BIM	年龄 (岁)	胸壁厚度 (cm)	脂肪 $S_1$ ( $cm^2$ )	肌肉 $S_2$ ( $cm^2$ )
1	165	70	25.71	21	2.64	1.75	2.65
2	170	70	24.22	22	2.17	1.02	3.12
3	175	60	19.59	23	1.99	0.70	2.43
4	175	70	22.86	23	2.10	1.36	2.66
5	166	60	21.77	22	1.85	0.71	2.02
6	180	80	24.69	24	2.05	1.03	3.02
7	172	53	17.92	22	1.35	0.28	2.14
8	180	85	26.23	25	2.80	2.22	2.87
9	176	69	22.28	22	1.88	0.68	2.64
10	170	61	21.11	25	1.55	0.73	2.47
11	173	66	22.05	31	2.23	1.47	2.81
12	170	57	19.72	23	1.64	1.00	2.38
13	178	71	22.41	25	2.27	0.34	3.69
14	174	69	22.79	28	2.20	1.28	2.53
15	180	72.5	22.38	28	1.67	0.49	2.46
16	175	60	19.59	23	1.97	0.50	3.16
17	178	74	23.36	23	4.25	1.49	2.26
18	164	62	23.05	23	2.22	1.42	2.05
19	165	62.5	23.88	29	2.41	1.59	1.80
20	165	75	27.55	29	2.26	0.56	2.90
21	165	57.5	21.12	23	2.51	2.20	2.00
22	158	51	20.43	22	2.15	1.49	1.53
23	155	46	19.15	25	1.92	0.62	1.66
24	165	60	22.04	22	2.35	1.78	2.56
25	160	53	20.70	23	2.48	2.37	1.86
26	162	43	16.38	23	1.41	0.37	1.15

注: 1) 男性: 1~20; 女性: 21~26。

肌肉等效胸壁厚度  $MEQ - CWT$  公式:

$$MEQ - CWT = \frac{CWT}{\mu_{mfc}} \left[ \frac{\mu_{adp} AMF}{100} + \frac{\mu_{mfc} (100 - AMF)}{100} \right] \quad (1)$$

其中  $MEQ - CWT$  为肌肉等效胸壁厚度, cm;  $CWT$  为几何胸壁厚度, cm;  $AMF$  为肌肉中脂肪的质量分数, %;  $\mu_{mfc}$  为给定能量肌肉的线减弱系数,  $cm^{-1}$ ;  $\mu_{adp}$  为给定能量脂肪的线减弱系数,  $cm^{-1}$ 。

当采用肺部计数器对样本人群进行测量的目标核素为发射低能光子的钷、镅, 关注射线为钷类核素联合能量为 17 keV 的 X 射线、 $^{241}Am$  能量为 59.5 keV 的  $\gamma$  射线。关注射线对应的线衰减系数见表 2。

表 2 脂肪、肌肉对射线的衰减系数

组织材料	射线衰减系数( $cm^{-1}$ )	
	17 keV	59.5 keV
脂肪	0.762	0.188
肌肉	1.28	0.215

ICRU44 号报告给出成年人人体脂肪参考密度



0.95 g/cm<sup>3</sup>, 骨骼肌参考密度 1.05 g/cm<sup>3</sup>。文章中参数 AMF 肌肉中脂肪的质量分数取值为  $(0.95S_1) / (1.05 S_2)$ 。

超声采集图像识别技术得到被测量人几何胸壁厚度、肌肉、脂肪组织含量比, 结合肌肉等效胸壁厚度公式(1)以及线衰减系数表(2), 计算得到样本人的肌肉等效胸壁厚度见表 3。

表 3 样本人群的肌肉等效胸壁厚度

编号 <sup>1)</sup>	胸壁厚度 d (cm)	d <sub>1</sub> <sup>2)</sup>	$\frac{(d_1 - d_2)}{d}$	d <sub>2</sub> <sup>3)</sup>	$\frac{(d_1 - d_2)}{d}$
1	2.64	2.16	0.24	2.49	0.07
2	2.17	1.90	0.12	2.09	0.04
3	1.99	1.76	0.11	1.92	0.03
4	2.10	1.77	0.19	2.00	0.06
5	1.85	1.61	0.13	1.78	0.04
6	2.05	1.79	0.12	1.97	0.04
7	1.35	1.25	0.05	1.32	0.01
8	2.80	2.25	0.28	2.63	0.09
9	1.88	1.68	0.09	1.82	0.03
10	1.55	1.37	0.11	1.49	0.03
11	2.23	1.87	0.19	2.12	0.06
12	1.64	1.41	0.15	1.57	0.05
13	2.27	2.13	0.03	2.23	0.01
14	2.20	1.85	0.19	2.09	0.06
15	1.67	1.51	0.07	1.62	0.02
16	1.97	1.81	0.06	1.92	0.02
17	4.25	2.99	0.24	3.86	0.07
18	2.22	1.81	0.25	2.09	0.08
19	2.41	1.92	0.32	2.26	0.10
20	2.26	2.05	0.07	2.19	0.02
21	2.51	1.96	0.40	2.34	0.13
22	2.15	1.69	0.36	2.01	0.11
23	1.92	1.66	0.14	1.84	0.04
24	2.35	1.92	0.25	2.22	0.08
25	2.48	1.88	0.47	2.29	0.14
26	1.41	1.24	0.12	1.36	0.04

注: 1) 男性: 1~20; 女性: 21~26; 2) d<sub>1</sub>: 入射光子能量为 17 keV, 由公式(1)和表 2 参数计算的样本人的肌肉等效胸壁厚度; 3) d<sub>2</sub>: 入射光子能量为 59.5 keV, 由公式(1)和表 2 参数计算的样本人的肌肉等效胸壁厚度。

### 3 讨论

由表 3 可以看出, 如果测量的目标  $\gamma$ 、X 射线能量为 17 keV, 样本人群中男性的肌肉等效壁厚度比几何胸壁厚度小 3%~32%, 女性的肌肉等效壁厚度比几何胸壁厚度小 12%~47%; 测量的目标  $\gamma$ 、X 射线为 59.5 keV, 样本人群中男性的肌肉等效壁厚度比几何胸壁厚度小 1%~10%, 女性的肌肉等效壁厚度比几何胸壁厚度小 4%~14%。基本符合目标核素出射的  $\gamma$ 、X 射线光子能量越高, 胸壁中肌肉-脂肪含量比对其影响越小的规律。

女性因为生理结构的特殊性, 胸壁内脂肪含量较男性更高, 肌肉等效胸壁厚度与几何胸壁厚度的差距更大, 在肺部计数器效率刻度时, 简单的使用肌肉含量比高的物理体模对探测效率进行刻度, 会低估肺部计数器测量女性被测量者肺内放射性的探测效率, 从而低估其肺内放射性核素滞留量。

图 5 为某肺部计数器探测放射性核素 <sup>241</sup>Am 发射 17.8 keV 光子的探测效率与肌肉等效胸壁厚度 (MEQ-CWT) 关系图。

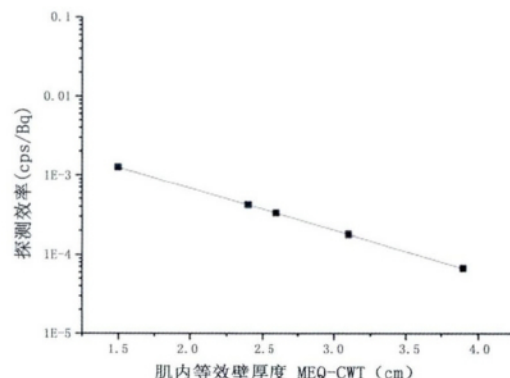


图 5 肺部计数器针对 17.8 keV 光子探测效率随肌肉等效胸壁厚度变化图

由图 5 可以看出肌肉等效胸壁厚度  $\pm 3$  mm 的误差可以引起低能区探测效率数倍的变化。真实人体胸壁脂肪含量越高, 肌肉等效胸壁厚度越小, 探测效率越高。如果采用传统的确定人体胸壁厚度的方法, 不将脂肪含量比考虑在内, 采用肌肉等效胸壁厚度直接代替人体几何胸壁厚度会使胸壁脂肪含量高的被测人肺内放射性物质的活度被过高估计。如果一个被测人胸壁内脂肪含量为 30%, 在测量刻度时不考虑脂肪含量, 所测量计算得到的该被测者肺内钷、钷的活度将高于真实值约 50%。

虽然对每一个需要进行活体内照射监测的工作人员都进行精确的胸壁厚度和脂肪、肌肉比例测量并不现实, 由于肌肉、脂肪对能量较高的光子的阻挡作用差异相对较小, 因此, 当肺内的目标核素发射  $\gamma$ 、X 射线能量较高时, 采用传统的公式计算方法具有一定的合理性。但当测量的肺内目标核素为发射  $\gamma$ 、X 射线能量较低 ( $< 60$  keV) 的核素, 如钷、钷类核素时, 胸壁脂肪含量是否准确将带来至少  $\pm 20\%$  的绝对误差, 此时应当选用超声测量方法精确测定被测人胸壁厚度和胸壁组织含量比, 这对内照射活体测量工作人员肺内放射性核素滞留量和估算所受内照射剂量意义重大, 能极大的减少内照射活体测量中的系统误差。

然而这种方法也由一定的局限, 由于超声采集图

片很难直接分辨出不同组织边界的位置,当不采用图像识别软件分析直接依靠操作人员肉眼判断估计组织边界位置可能存在  $\pm 3$  mm 的误差。文章采用计算机图像识别软件分析不同灰度区域确定不同组织边界,这个步骤一定程度消除操作人员带来的误差。

测量采集图像时操作人员按压胸壁的压力会造成胸壁不同程度扭曲变形引起图像的畸变。通过多次实验比较,施压操作将引起胸壁厚度减少至少 1 mm,对于胸壁组织脂肪含量较高的被测量人,甚至将减少 5 mm。因此在测量过程中操作人员应尽量轻柔操作,减少彩超机探头对被测人胸壁的挤压。另外彩超机分辨率以及图像采集过程中探头的反正位置等因素也将引起约  $\pm 1.5$  mm 误差。

## 参考文献

- [1] Fry FA, Sumerling T. Measurement of Chest Wall Thickness for Assessment of Plutonium in Human Lungs[J]. Health Physics, 1980, 39: 89–92.
- [2] D Broggio, X Lechaftois, O Ablin, et al. Energy Dependent Chest Wall Thickness Equations for Male Lung Monitoring with Germanium Detectors[J]. Health Physics, 2014, 106: 405–414.
- [3] 国际辐射单位与测量委员会. ICRU REPORT 44. 在辐射剂量学与测量组织代用品[R]. ICRU, 1989.
- [4] Vickers LR. The Gender-Specific Chest Wall Thickness Prediction Equations for Routine Measurements of  $^{239}\text{Pu}$  and  $^{241}\text{Am}$  within The Lungs Using HPGc Detectors[J]. Health Physics, 70: 346–357, 1996.

收稿日期: 2016-04-17 修回日期: 2016-06-15

(上接第 292 页)

- [6] Chopra S, Dinshaw KA, Kamble R, et al. Breast movement during normal and deep breathing, respiratory training and set up errors: implications for external beam partial breast irradiation[J]. The British journal of radiology, 2014.
- [7] 刘子毅, 江萍, 赵田地, 等. 乳腺癌放疗中真空负压垫联合 Posirest-2 手臂支撑装置的摆位误差分析[J]. 中华放射医学与防护杂志, 2014, 34(012): 924–926.
- [8] Davidson S, Kirsner S, Mason B, et al. Dosimetric impact of setup accuracy for an electron breast boost technique[J]. Practical radiation oncology, 2015.
- [9] Mongioi V, Orlandi E, Palazzi M, et al. Set-up errors analyses in IMRT treatments for nasopharyngeal carcinoma to evaluate time

trends, PTV and PRV margins[J]. Acta Oncologica, 2011, 50(1): 61–71.

- [10] 姚丽红, 朱丽红, 王俊杰, 等. 利用 CBCT 联合六自由度治疗床研究宫颈癌术后放疗摆位误差及 CTV 外放边界[J]. 中华放射肿瘤学杂志, 2015, 24(1): 78–81.
- [11] Guckenberger M, Meyer J, Vordermark D, et al. Magnitude and clinical relevance of translational and rotational patient setup errors: a cone-beam CT study[J]. International Journal of Radiation Oncology Biology Physics, 2006, 65(3): 934–942.
- [12] 董明, 陈文彬, 李丹明, 等. 摆位误差对保乳术后放疗计划剂量分布的影响[J]. 实用癌症杂志, 2013, 28(2): 186–189.

收稿日期: 2016-02-18 修回日期: 2016-05-23

## 作者书写参考文献须知

DOI:10.13491/j.cnki.issn.1004-714x.2016.04.004

引用参考文献是反映论文的科学性和学术水平的重要依据,也是作者尊重他人研究成果的体现,并可向读者进一步提供有关信息。作者引用的参考文献应限于其亲自阅读过的、主要的、发表于正式出版物上的原始文献,要避免引用摘要作参考文献。与人通信、未公开发表(不包括已被接受的待发表资料)或在非正式出版物上发表的文章一般不应作为参考文献引用;若确有必要引用,可用括号插入正文或在当页注脚加注释说明,并应征得原作者的书面许可。文后参考文献的排序应与文中出现的先后顺序一致。参考文献书写的格式必须规范化,以便于检索。我国 2005 年发布了 GB/T 7714-2005《文后参考文献著录准则》,以代替 GB/T 7714-1987。目前,国内的出版物都在执行这一新的国家标准,作者如不太清楚新标准的著录格式,可参考本刊或中华预防医学会任一家系列杂志的稿约,其中都有对参考文献的要求。

本刊编辑部