· 辐射剂量 ·

一种采用辐射显色胶片 EBT3 和 ImageJ 软件确定环形施源器驻留位置偏移量的方法

赵红福　赵志鹏　韩东梅　程光惠
130033 长春,吉林大学中日联谊医院放疗科
通信作者:程光惠,Email:chengghcjuh@ sina. com
DOI:10. 3760/cma. j. issn. 0254-5098. 2018. 11. 013

【摘要】 目的 报告一种采用辐射显色胶片和 ImageJ 软件确定环形施源器驻留位置偏移量的简便方法。**方法** 在虚拟计划中,根据核磁(MR)标记线逐点手动重建环形施源器,最远端的重建点在 MR 标记线的末端,偏移量设为 0。在 2. 5 mm 的步长下激活第 1、11 和 23 驻留点,给定相同驻留时间。摆位辅助图像由垂直相交的两个细线和一个直径为 16 mm 的圆组成,用胶布将其与辐射显色胶片粘在一起。根据摆位图像将环形施源器与胶片固定后执行虚拟计划。使用垂直三脚架将胶片影像数字化后,导入 ImageJ 软件,使用“团块中心”功能半自动识别曝光中心。该测试重复 5 次,每次间隔 1 周。**结果** 虚拟计划中第 1 个驻留点的半径与 x 轴的夹角为 43°,实测结果该角度为(46. 8 ± 0. 9)°。根据计算,环形施源器与该 MR 标记线联合应用时的偏移量是 0. 9 mm。第 1、11、23 驻留点的半径分别为(12. 9 ± 0. 1)、(12. 5 ± 0. 1)和(12. 4 ± 0. 1)mm。**结论** 使用辐射显色胶片和 ImageJ 软件来验证环形施源器偏移量是一种简便且精确的方法。

【关键词】 近距离治疗; 施源器重建; 辐射显色胶片; ImageJ 软件
基金项目:国家自然科学基金项目(31600679)

A method for determination of dwell position offset of ring applicator using Gafchromic™ EBT3 film and ImageJ software

Zhao Hongfu, Zhao Zhipeng, Han Dongmei, Cheng Guanghui
Department of Radiation Oncology, China-Japan Union Hospital of Jilin University, Changchun 130033, China
Corresponding author: Cheng Guanghui, Email: chengghcjuh@ sina. com

【Abstract】 Objective To report a simple method for determination of dwell position offset of ring applicator using Gafchromic™ EBT3 film and ImageJ software. **Methods** In the dummy plan, this study reconstructed the ring applicator point by point manually according to the MR line marker, the most distal reconstruction point was at the end of marker, set the offset to zero. The first, eleventh, and twenty-third dwell positions were activated with the step length of 2. 5 mm. A setup image was designed to immobilize the ring applicator. The setup image was composed of two perpendicular thin lines and a circular with a diameter of 16 mm. Gafchromic™ EBT3 film was fixed behind the setup image by plastic tapes. After irradiation, a ruler was put on the bottom of the irradiated film as a plotting scale. Photos were taken with the help of a vertical camera using a tripod. The file was imported into ImageJ software and the coordinate values were obtained by semi-automatic recognition of the center of exposure area. The test was repeated five times at one week interval to evaluate the uncertainty. For every time, each dwell position was measured five times. **Results** The angle between the radius of the first dwell position and the x-axis was 43° in the dummy plan, and (46. 8 ± 0. 9)° for actual measurement. The offset was 0. 9 mm for the ring applicator combined with the MR according to calculation. The distances between the first, the eleventh and the twenty-third dwell positions and the center of the ring were (12. 9 ± 0. 1) mm, (12. 5 ± 0. 1) mm, (12. 4 ± 0. 1) mm, respectively. **Conclusions** Using Gafchromic™ EBT3 film and the ImageJ software is a simplified method to validate the dwell position offset of the ring applicator.

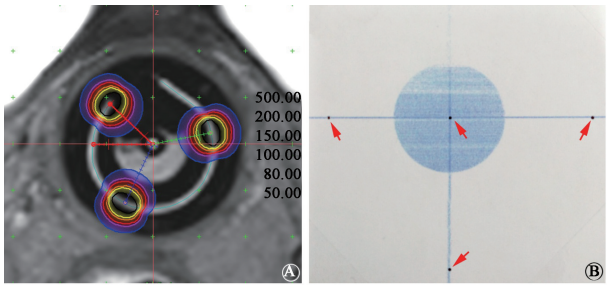
【Key words】 Brachytherapy; Applicator reconstruction; Gafchromic™ EBT3; ImageJ
Fund programs: National Natural Science Foundation of China (31600679)

在宫颈癌的高剂量率(high dose rate, HDR)近距离治疗中,环形 + 宫腔管是最常使用的施源器之一[1]。盆腔磁共振(magnetic resonance, MR)因其具有优异的软组织分辨率且没有电离辐射等优点,已逐步成为宫颈癌 HDR 近距离治疗影像的新标准[2-3]。由于可用于 MR 扫描的施源器材料及其空腔在 MR 影像中均为低信号,因此很难直接重建出放射源的走位路径,尤其是曲率较为复杂的施源器,如环形施源器。基于此,环形施源器的供应商常常提供一种 MR 标记线来提高重建精度。由于近距离治疗中的施源器重建误差会严重影响剂量的准确投照。因此,在启用 MR 标记线和应用标记线一段时间后,均需要对标记线的准确与否进行验证。当标记线末端影像指定的位置与实际测量的放射源驻留位置不匹配时,沿着源运动方向上的距离偏差即为该施源器与该标记线联合应用时的施源器驻留位置偏移量。正值表示实际驻留位置超过标记线指定位置,负值则相反。本研究介绍一种采用辐射显色胶片(Gafchromic™ EBT3,美国国际特种产品 ISP 公司)和基于 java 语言的公共图像处理软件 ImageJ(http://imagej.nih.gov/ij/,美国国立卫生研究院)来验证环形施源器偏移量的方法,为临床医学物理师提供借鉴。

材料与方法

1. 施源器与 MR 标记线:环形施源器为美国核通公司(Nucletron B. V, 医科达子公司)的 interstitial ring CT/MR applicator set, 型号为 ϕ26 mm,60°。该环形施源器有 7 个组织间插植导孔。MR 标记线为核通公司(Nucletron B. V, a subsidiary of Elekta AB)的 MR 标记线,其长度为 272 mm。

2. 治疗计划系统设置:在治疗计划系统(Oncentra Version 4.3, Nucletron B. V)中使用基于 MR 影像的临床近距离治疗病例,制定虚拟计划。找到 MR 影像中环形施源器 MR 标记线最大信号的层面,调整施源器坐标,使得坐标中心在环形的圆心,环形施源器的连接端的平直部分在与 x 轴垂直的平面内。这样 x 轴正好平分第 2 和第 6 插植导孔,y 轴正好平分第 4 插植导孔(图 1)。依据 MR 标记线信号逐点重建环形施源器,最远端的驻留点在 MR 标记线高信号的末端[4-5],设置施源器的偏移量为 0。驻留步长为 2.5 mm,激活第 1、11 和 23 个驻留点(图 1)。设定上述 3 个驻留点相同的驻留时间。将该虚拟计划通过网络传输至后装治疗机(MicroSelectron V3 HDR ^{192}Ir; 美国核通公司)。



注:第 1、11 和 23 驻留点到坐标原点的距离分别为 12.7、12.8 和 12.5 mm;彩色线为相对等剂量曲线;红色箭头指示为尖针穿刺点

图 1 虚拟计划与摆位图像 A. 施源器坐标及驻留点分布;B. 摆位图像

Figure 1 Dummy plan and setup image A. Coordinate system of ring applicator and distribution of dwell positions; B. Setup image

3. 辐射显色胶片和摆位图像:采用辐射显色胶片(Gafchromic™ EBT3)来记录曝光位置,从而找到 HDR 放射源的驻留位置。摆位图像由两条相互垂直的细线(直径 0.26 mm)和一个圆形(ϕ16 mm,圆心在细线的交点)组成(图 1)。摆位图像与胶片使用塑料胶带粘牢,使两者在操作过程中不会发生横向位移。使用尖针在摆位图像上穿刺 4 个点(图 1),将摆位图像的坐标系传递给胶片。

4. 施源器的摆位:环形施源器的第 2、4 和 6 个插植导孔对准摆位图像,并牢固固定环形施源器。使用传输管连接环形施源器与分度器,并将传输管固定,避免曲率过大。再次确认环形施源器的摆位无误后,照射虚拟计划。

5. 图像处理:使用数码相机(DSC-R1,日本索尼公司)在垂直三脚架的辅助下进行胶片的影像数字化。在图像处理前,使用坐标纸的拍摄图像对垂直三脚架的图像畸变进行评估。

此外,为了保留数字图像的尺寸数据,在拍摄胶片时将一个带有刻度的直尺放置在胶片下方,作为数字图像的比例尺。将图像文件输入 ImageJ 软件,进行一系列图像处理:首先,使用“分离通道”功能将红绿蓝(red green blue, RGB)色彩的图像分离,并选择红色通道。然后,设置图像“阈值”为 0 和 90。使用“设置比例尺”功能设置图像比例尺。最后,依次选择坐标系原点和各驻留位置影像,使用“团块中心”功能获取中心坐标。

6. 不确定度分析:该方法的不确定度主要来自放射源驻留位置重复性 U_{Source}、环形施源器摆位误

差 $U_{Matching}$、手动穿刺误差 $U_{Puncture}$、图像发散和畸变不确定度 U_{Photo}和 ImageJ 软件相关不确定度 U_{ImageJ}。

结　果

1. 坐标原点和各驻留位置 ImageJ 软件的读取值：各驻留点相对于坐标原点的坐标值见表 1。治疗计划中经过第一个驻留点的半径与 x 轴坐标的夹角为 43°，而实测结果为(46.8 ± 0.9)°。通过弧度计算公式计算，该环形施源器与该 MR 标记线的偏移量为 0.9 mm。即实际驻留点在 MR 标记线末端再向前 0.9 mm。

表 1　驻留位置的坐标值及其与坐标原点的距离(mm, $\bar{x} \pm s$)

Table 1　Coordinate value of dwell positions and its distance to the origin (mm, $\bar{x} \pm s$)

驻留位置	横坐标	纵坐标	距离
第 1 驻留点	−8.9 ± 0.2	9.4 ± 0.2	12.9 ± 0.1
第 11 驻留点	−6.4 ± 0.1	−10.8 ± 0.1	12.5 ± 0.1
第 23 驻留点	12.3 ± 0.1	1.4 ± 0.1	12.4 ± 0.1

2. 不确定度分析

(1)放射源驻留位置重复性 U_{Source}：后装治疗机供应商标明的源驻留位置重复性 < ± 1.0 mm。在日常的后装机质控中，使用源位置模拟尺和可调的高清摄像机进行驻留位置重复性测试，其结果约为 ± 0.5 mm。

(2)环形施源器摆位误差 $U_{Matching}$：环形施源器与胶片的相对位置关系是由摆位图像建立的。如图 2 所示，虚线圆圈代表插植孔(直径为 2 mm)，蓝色线表示摆位图像中的细线(宽度约为 0.26 mm)。图 3 中可知除中间虚线长方形框中的两幅图外，其余图像均可发现明显摆位误差。因此，施源器与摆位图像的匹配误差为：

$$U_{Matching} = \sqrt{2}\frac{(2-0.26)/(12-1)}{2} \approx 0.1 \text{ mm} \quad (1)$$

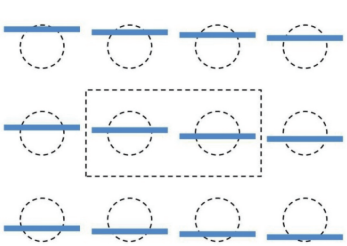


图 2　摆位误差分析示意图

Figure 2　Schematic diagram of setup error analysis

(3)手动穿刺误差 $U_{Puncture}$：摆位图像中细线宽度为 0.26 mm。在细心操作的情况下，可得到较好的精确度。这里假设细线的宽度为穿刺误差，即 0.26 mm。

(4)图像发散和畸变不确定度 U_{Photo}：照相机的焦点距离被摄胶片的距离为 75 cm，远大于胶片的有效横向距离(直径 < 3 cm)。根据计算，图像的发散 < 0.1 %。将坐标纸图像导入图像处理软件进行旋转校正后，使用辅助线对准坐标纸网格，目测图像畸变每 10 cm 偏差 < 0.5 mm，即 0.5 %。因此，图像相关的不确定度合计为 0.6 %，按 1.5 cm 长度计算，图像相关的不确定度为 0.01 mm。

(5) ImageJ 软件相关不确定度 U_{ImageJ}：根据 ImageJ 软件信息计算，本研究的像素分辨率为 29.3 像素/mm，“团块中心”选取框有所不同时，曝光区域的坐标值略有偏差，标准方差为 0.05 mm。

综合上述不确定度，本研究的合成不确定度 U_{Total} 为：

$$U_{Total} = \sqrt{U_{Source}^2 + U_{Matching}^2 + U_{Puncture}^2 + U_{Photo}^2 + U_{ImageJ}^2} = 0.6 \text{ mm} \quad (2)$$

讨　论

在基于 MR 影像的 3D 近距离治疗中，MR 标记线在施源器重建，尤其是曲率较大或结构复杂施源器的重建中起着重要的作用。理想状态下，MR 标记线的顶端所在位置即为施源器的第一驻留位置。然而，在首次应用前需要进行精确性验证；同时，在标记线使用一段时间后，可能发生长度变化，也需要进行验证。将得到的偏移量输入治疗计划系统，以弥补这一影响。在近距离治疗中，剂量梯度非常大，在施源器重建中的较小不确定度将导致剂量分布的显著改变[6]。因此，与施源器和标记线相关的偏移量的实测是非常重要的，属于近距离治疗质量保证的重要组成部分。

辐射显色胶片具有较高的分辨率，同时其在应用过程中不需要片盒封装，非常便于裁剪、固定和处理，因此经常用于外照射治疗和近距离治疗的质量保证中[7-8]。采用辐射显色胶片进行剂量验证的过程是非常复杂，需要很多专业的设备。^{192}Ir HDR 近距离治疗线源的空间剂量分布计算依据美国医学物理师协会(American Association of Physicists in Medicine, AAPM)任务组(Task Group, TG)43[9]和 AAPM-欧洲放射肿瘤学会(European Society for Radiotherapy and Oncology, ESTRO)高能近距离放射源剂量学(high energy brachytherapy source

dosimetry, HEBD) 报告[10]。根据 AAPM TG43 号报告,HDR 放射源的等剂量曲线具有各向异性,但放射源中点始终为各等剂量线包绕体积的中心,因此只需找到照射后的辐射胶片上留下的曝光影像的中心即可得到相应的驻留位置。Awunor 等[11-12]介绍了一种使用辐射显色胶片确定放射源驻留位置的方法。

ImageJ 软件是一个在科学和医学影像领域较为常用的具有多种功能的图像处理软件[13-14],是一种开源软件,可直接在其官方网站免费下载,方便易得。软件中的"团块中心"功能可识别图像中块状影像的几何中心,因选取框或操作者的不同对其结果影响较小,是一个客观定量结果,其结果具有高度可靠性。

本研究中,无论是在虚拟计划中还是在实际测量的结果中,各驻留位置到坐标原点的距离不相等。分析原因,对于大部分施源器而言,实际走源路径正好在施源器空腔的中央;然而在施源器的弯曲部分,实际走源路径与施源器空腔的几何中心之间有非常小的差别。这种差别不是环形施源器所独有的,而是对于全部有一定曲率的施源器。在施源器的设计上,为保证放射源的顺利通过,曲率越大,其空腔的尺寸越大,从而放射源在其中的位置并非处于空腔中心[4,15]。从结果来看,3 个驻留点的虚拟计划结果与实测结果吻合度均较好,误差 < 0.5 mm。

本研究的合成不确定度为 0.6 mm,与文献[11]报道的 1.0 ~ 1.1 mm 的结果相比,精确度更高。这主要与以日常质量保证中实测的源到位精度 ±0.5 mm 作为 U_{Source},而并未采用供应商提供的 ±1 mm 标准。本研究中环形施源器与 MR 标记线相应的偏移量为 0.9 mm。文献[12]报告的 ϕ26 mm、60° 的环形施源器的最大偏移量为 2.1 mm。由此可见,在环形施源器和 MR 标记线在投入临床应用前的测试显得十分重要。

经过相同图像处理过程的曝光区域大小不同,造成这一结果的原因有两个。首先,由于环形施源器的内腔较宽,走源路径不在内腔的中心,在环形内部的不同段之间,源线缆和环形之间的摩擦不同,这种摩擦迫使源线缆扭曲,有时远离胶片,有时靠近胶片。其次,在曝光后的胶片拍照时的环境灯光对照片的影响,造成拍摄后的数码影像文件中各区域的亮度和对比度略有不同。但是,曝光区域的大小并不会影响本研究结果的精确性。

自 Oncentra 4.0 版本开始,施源器的重建有两种方法:传统的手动逐点重建和施源器库法重建。施源器的供应商推荐对环形施源器的走源路径进行实际测量,而不是按照环形的中心进行重建。使用 MR 作为影像基础的近距离治疗,可以利用 MR 标记线,图像融合技术或者施源器库法重建提高重建精度[15]。

综上所述,使用辐射显色胶片和 ImageJ 软件来验证环形施源器驻留位置偏移量是一种简便且精确的测量方法。

利益冲突 本文作者与单位没有因此篇论文接受过第三方的资助或服务,无任何利益冲突。

作者贡献声明 赵红福负责实验操作与论文撰写;赵志鹏与韩东梅负责软件处理与数据整理;程光惠负责实验设计与论文的审阅

参 考 文 献

[1] Kirisits C, Lang S, Dimopoulos J, et al. The Vienna applicator for combined intracavitary and interstitial brachytherapy of cervical cancer: design, application, treatment planning, and dosimetric results[J]. Int J Radiat Oncol Biol Phys, 2006, 65(2): 624-630. DOI: 10.1016/j.ijrobp.2006.01.036.

[2] Dimopoulos JC, Petrow P, Tanderup K, et al. Recommendations from Gynaecological (GYN) GEC-ESTRO Working Group (IV): Basic principles and parameters for MR imaging within the frame of image based adaptive cervix cancer brachytherapy[J]. Radiother Oncol, 2012, 103(1): 113-122. DOI: 10.1016/j.radonc.2011.12.024.

[3] Robbins JB, Sadowski EA, Jolly S, et al. MR imaging in gynecologic brachytherapy[J]. Magn Reson Imaging Clin N Am, 2017, 25(3): 651-666. DOI: 10.1016/j.mric.2017.03.006.

[4] Berger D, Dimopoulos J, Pötter R, et al. Direct reconstruction of the Vienna applicator on MR images[J]. Radiother Oncol, 2009, 93(2): 347-351. DOI: 10.1016/j.radonc.2009.07.002.

[5] Hellebust TP, Tanderup K, Bergstrand ES, et al. Reconstruction of a ring applicator using CT imaging: impact of the reconstruction method and applicator orientation[J]. Phys Med Biol, 2007, 52(16): 4893-4904. DOI: 10.1088/0031-9155/52/16/012.

[6] Tanderup K, Hellebust TP, Lang S, et al. Consequences of random and systematic reconstruction uncertainties in 3D image based brachytherapy in cervical cancer[J]. Radiother Oncol, 2008, 89(2): 156-163. DOI: 10.1016/j.radonc.2008.06.010.

[7] Casanova BV, Pasquino M, Russo G, et al. Dosimetric characterization and use of GAFCHROMIC EBT3 film for IMRT dose verification[J]. J Appl Clin Med Phys, 2013, 14(2): 4111. DOI: 10.1120/jacmp.v14i2.4111.

[8] Palmer AL, Nisbet A, Bradley D. Verification of high dose rate

brachytherapy dose distributions with EBT3 Gafchromic film quality control techniques[J]. Phys Med Biol, 2013, 58(3): 497-511. DOI: 10.1088/0031-9155/58/3/497.

[9] Rivard MJ, Coursey BM, DeWerd LA, et al. Update of AAPM Task Group No. 43 report: A revised AAPM protocol for brachytherapy dose calculations[J]. Med Phys, 2004, 31(3): 633-674. DOI: 10.1118/1.1646040.

[10] Perez-Calatayud J, Ballester F, Das RK, et al. Dose calculation for photon-emitting brachytherapy sources with average energy higher than 50 keV: report of the AAPM and ESTRO[J]. Med Phys, 2012, 39(5): 2904-2929. DOI: 10.1118/1.3703892.

[11] Awunor OA, Dixon B, Walker C. Direct reconstruction and associated uncertainties of ^{192}Ir source dwell positions in ring applicators using gafchromic film in the treatment planning of HDR brachytherapy cervix patients[J]. Phys Med Biol, 2013, 58(10): 3207-3225. DOI: 10.1088/0031-9155/58/10/3207.

[12] Awunor O, Berger D, Kirisits C. A multicenter study to quantify systematic variations and associated uncertainties in source positioning with commonly used HDR afterloaders and ring applicators for the treatment of cervical carcinomas[J]. Med Phys, 2015, 42(8): 4472-4483. DOI: 10.1118/1.4923173.

[13] Grishagin IV. Automatic cell counting with ImageJ[J]. Anal Biochem, 2015, 473: 63-65. DOI: 10.1016/j.ab.2014.12.007.

[14] Pool M, Thiemann J, Bar-Or A, et al. NeuriteTracer: a novel ImageJ plugin for automated quantification of neurite outgrowth[J]. J Neurosci Methods, 2008, 168(1): 134-139. DOI: 10.1016/j.jneumeth.2007.08.029.

[15] Hellebust TP, Kirisits C, Berger D, et al. Recommendations from Gynaecological (GYN) GEC-ESTRO Working Group: considerations and pitfalls in commissioning and applicator reconstruction in 3D image-based treatment planning of cervix cancer brachytherapy[J]. Radiother Oncol, 2010, 96(2): 153-160. DOI: 10.1016/j.radonc.2010.06.004.

（收稿日期：2018-04-10）

· 会议消息 ·

第二届华夏放射治疗进展论坛

——庆祝中国医学科学院肿瘤医院建院 60 周年系列活动

2018 年 10 月 13 日，由中国医疗保健国际交流促进会放射肿瘤学分会、国家癌症中心、中国医学科学院肿瘤医院共同主办的第二届华夏医学放射治疗论坛暨中国医学科学院肿瘤医院建院 60 周年系列活动在京隆重举行。来自全国各大医院 200 余名肿瘤放疗专家出席了会议。

为庆祝中国医学科学院肿瘤医院建院 60 周年、放疗科建科 60 周年，会上首先通过多媒体视频和现场访谈的形式回顾了放疗科 60 年来风雨砥砺、春华秋实的宏大历史，也分享了温馨动人的学界轶事。

在现场嘉宾的瞩目下，我国放疗届元老殷蔚伯教授、周觉初教授、刘明远教授稳步走上讲台，他们见证了我国肿瘤放射治疗学科从无到有的历史；我国知名放疗专家代表张大昕教授、金风教授、吴君心教授、刘士新教授、张红雁教授、肖光莉教授和田野教授紧随其后，他们均曾在医科院肿瘤医院放疗科学习，与前辈一起共同推动我国放疗学科走向繁荣。老中青几代放疗人共同为中国医学科学院肿瘤医院建院 60 周年华诞深情送上了感人至深的配乐诗朗诵，通过艺术的方式，将中国医学科学院肿瘤医院在周恩来总理的关怀下，1958 年开始建院，放疗科建科的那段艰苦卓绝的历史展现在观众眼前。在我国放疗先驱吴桓兴教授、谷铣之教授带领下，手抬肩扛装“钴炮”，挑灯夜战干放疗，虽两位泰斗已然仙逝，但音容笑貌历历在目；也抒发了一代又一代放疗进修学者对肿瘤医院无私培养的感恩之情，他们跨越五湖四海，将抗击肿瘤的希望从龙潭湖畔传播到祖国的万里江山。白发苍苍的前辈泰斗，年富力强的中流砥柱，共同将 60 年的奋斗吟诵成一首抗击肿瘤的史诗，跨越时空地将历史再现。

此次纪念活动不仅为中国医学科学院建院 60 周年华诞献上了一份厚礼，而且对加强放疗科优秀文化的传承与发展，激励放疗人为保持学科领先水平起到了积极推动作用。与会者表示，在今后的工作中，将为我国放疗事业的不断发展继续贡献力量。

余子豪教授，徐国镇教授，胡逸民教授，申文江教授，王连元教授等放疗学界前辈，以及中国医疗保健国际交流促进会结直肠癌肝转移分会主任委员、中国医学科学院肿瘤医院副院长蔡建强教授，中华医学会放疗分会前任主任委员、四川省肿瘤医院党委书记兼院长郎锦义教授，中华医学会放疗分会主任委员、国家癌症中心副主任、中国医学科学院肿瘤医院深圳医院院长王绿化教授，中国医疗保健国际交流促进会放疗分会主委、中国医学科学院肿瘤医院放疗科主任李晔雄教授等相关学会领导应邀出席了会议。

（金晶）