

INTRABEAM 系统水吸收剂量测量方法 比较分析

王华贵^{1,2}, 刘川凤², 李德红², 刘义保¹

(1. 东华理工大学 核科学与工程学院, 南昌 330013;
2. 中国计量科学研究院, 北京 100029)

摘要: INTRABEAM 系统作为电子近距离治疗的一种, 通过产生低能 X 射线直接治疗癌症, 准确的剂量是实现肿瘤治疗的基础, 该系统剂量测量依赖间接测量方法, 剂量可溯源性存在不确定性。本研究首先分析 INTRABEAM 系统的剂量特性, 发现在不同水深度 x 处的剂量变化趋势非常接近 x^{-3} , 研究比较制造商出厂测量法、Zeiss V4.0 方法、TARGIT 方法、 C_Q 方法等不同的水吸收剂量测量方法, 发现在剂量计算上存在差异。分析水体模散射、光束硬化、防水套材料和厚度对剂量测量结果的影响, 以及不同测量条件下的校准因子差异。研究结果表明, 制造商给定参考值、TARGIT 方法和 Zeiss V4.0 方法测量值可能均低估了实际水吸收剂量, 无法实现剂量可溯源性。目前, 建立一个基于绝对测量原理的水吸收剂量测量方法已成为实现剂量可溯源性和治疗精确性的关键。

关键词: INTRABEAM 系统; 水吸收剂量; 蒙特卡罗模拟

中图分类号: TL84 文献标志码: A 文章编号: 1000-7512(2025)04-0368-08

doi: [10.7538/tws.2024.youxian.105](https://doi.org/10.7538/tws.2024.youxian.105)

Comparative Analysis of Water Absorbed Dose Measurement Methods in INTRABEAM System

WANG Huagui^{1,2}, LIU Chuanfeng², LI Dehong², LIU Yibao¹

(1. School of Nuclear Science and Engineering, East China University of Technology, Nanchang 330013, China;
2. National Institute of Metrology, Beijing 100029, China)

Abstract: INTRABEAM is a type of electronic brachytherapy that directly treats cancer by producing low-energy X-rays. It has advantages such as precise treatment, ease of operation, and protection of surrounding healthy tissues. The INTRABEAM system is favored in clinical applications for its excellent dose distribution, especially in breast-conserving surgery for breast cancer. Accurate dosimetry is essential for effective tumor treatment. However, the dose measurement of the INTRABEAM system relies on indirect measurement methods, which still faces challenges in achieving dose traceability. This study first analyzes the dose characteristics of the INTRABEAM system. The results show that the dose varies with water depth in an x^{-3} pattern, highlighting the need for precise dose values at specific points. The study explores methods for

收稿日期: 2024-11-16; 修回日期: 2025-01-02

基金项目: 国家重点研发计划(2023YFF0613503); 中国计量科学研究院基本科研业务费(AKYZZ2423); 中国计量科学研究院基本科研业务费(AKYCX2306)

measuring water absorption doses. It compares different dose measurement methods, including the manufacturer's measurement method, Zeiss V4.0 method, TARGIT method, and C_Q method, and finds differences in dosimetry. The study also discusses the impact of water phantom scattering, beam hardening, and the material and thickness of the waterproof cover on dosimetry, as well as calibration factors under different measurement conditions. The research results show that the reference values given by the manufacturer, the TARGIT method and the Zeiss V4.0 method may all underestimate the actual water absorbed dose and fail to achieve dose traceability. Therefore, establishing a water absorbed dose measurement method based on the absolute measurement principle has become a key goal to achieve dose traceability and treatment accuracy.

Key words: INTRABEAM system; absorbed dose to water; monte carlo simulation

电子近距离治疗(electronic brachytherapy, eBT)是内放射疗法的一种,与传统内放射疗法(使用放射性核素)不同,其通过高速运动的电子轰击金属靶产生的低能X射线直接辐照癌症病灶,以实现精准治疗^[1]。eBT是一种电子设备,避免了放射性物质的风险和管制,具有许多优点,例如便于临床时设备的移动、运输和辐射屏蔽,可提供局部的剂量分布和陡峭的剂量梯度^[2],从而有效保护周围的健康组织或器官。与传统的放射性核素相比,在治疗时提供了更高的剂量率^[3],显著缩短了治疗时间与流程,而且可以减少放射性核素毒性带来的危害,大大降低了患者治疗时的副作用。

目前国内eBT设备主要有两种:INTRABEAM系统(Carl Zeiss Surgical, Oberkochen, Germany)和Xoft Axxent系统(iCAD, Nashua, USA)。INTRABEAM系统因具有更好的靶区适形度而越来越多的被应用于临床,目前国内多家医疗机构已购置并安装了INTRABEAM系统,并在临床实践中开展了相关的应用研究,尤其在乳腺癌的保乳手术中^[4-8]。

临床中需要充分考虑射线与人体组织的相互作用,最大化地保护组织,杀死癌细胞。水吸收剂量提供了关于X射线与水(模拟组织)相互作用时能量转换的准确信息,因此在临床实践中备受关注。虽然INTRABEAM系统临床中治疗乳腺癌安全有效,但在剂量测定中仍存在不确定性^[9-11]。科研人员在使用放射性胶片、热释光剂量计、电离室和蒙特卡罗方法等验证制造商给定的参考剂量值时发现^[12],制造商推荐的测量方法、Zeiss V4.0方法、TARGIT方法得到的水吸收剂量存在差异,可能3种方法都

低估了水吸收剂量值。

目前,国外已有许多科研机构正在建立水吸收剂量的初级标准,例如欧洲创新与研究计量计划,其中一个目标就是建立eBT设备在1 cm水深处的水吸收剂量率标准装置,用来评估目前使用的传递装置和相应的测量程序。但国内尚未针对INTRABEAM的水吸收剂量开展系统研究,仅利用被动式剂量计进行了剂量特性研究。本研究首先基于蒙卡方法分析INTRABEAM系统的剂量特性,然后对国内外水吸收剂量测量方法进行比较分析。

1 INTRABEAM 剂量特性

1.1 电子源

微型X射线源示于图1,本研究通过将电子枪产生的电子在50 kV的电场下加速后,再经过磁场束流偏转,最后进入真空漂移管轰击真空管底部半球形金属靶,与靶金属材料经轫致辐射和激发退激作用产生近似各向同性的X光束。在临床中射线源通常与不同尺寸的施源器(材料为聚醚酰亚胺热塑性树脂等生物相容性材料)搭配使用。根据制造商提供的数据,微型X射线源中经过加速后的电子能量服从高斯分布,平均能量为50 keV,半高宽为5 keV,标准偏差为1.06 keV,加速后的电子能量分布示于图2。

1.2 注量谱

通过EGSnrc蒙卡软件对X光管进行建模,并对在空气中产生的X射线注量谱进行了模拟。X光管模型示意图示于图3,具体参数列于表1,在光管尖端3 cm处设置球形计数栅元,记录能量为1~52 keV,bin设置为0.0576 keV,电子源结构模型示于图4,采用“spotted-shaped”源

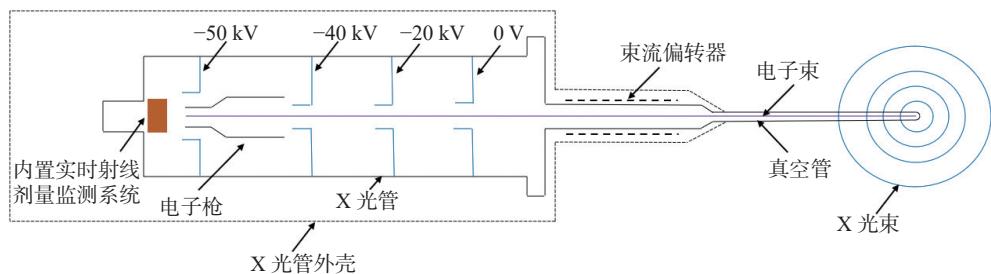


图 1 INTRABEAM 系统的 X 射线源系统示意图

Fig.1 Schematic diagram of the X-ray source system of the INTRABEAM system

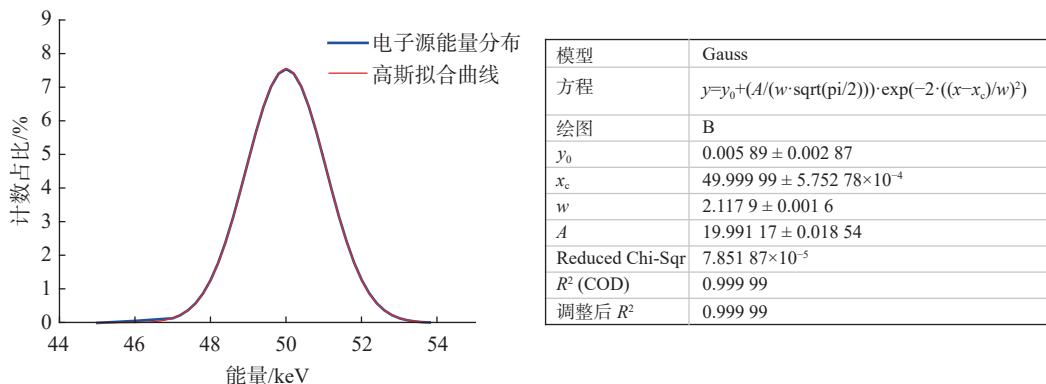


图 2 电场加速后电子能量分布

Fig.2 Energy distribution of electrons after electric field acceleration

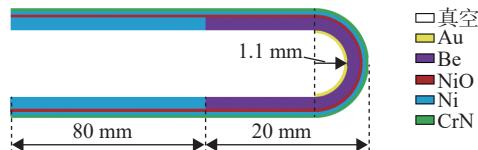


图 3 X 光管模型示意图

Fig.3 Schematic diagram of X-ray tube model

表 1 X 光管模型参数

Table 1 X-ray tube model parameters

参数	材料				
	Au	Be	NiO	Ni	CrN
厚度/mm	0.001	0.5	0.0025	0.0025	0.0025
密度/(g·cm ⁻³)	19.32	1.85	6.67	8.90	5.90

结构^[13]并按照图 2 所示的电子能量分布进行抽样,采用美国国家标准与技术研究院(National Institute of Standards and Technology, NIST)数据库,对计数栅元内的光子注量进行记录,并绘制光子注量谱于图 5。从图 5 可以看出,加速后的电子与金属靶材料相互作用产生了轫致辐射以及特征 X 射线,其中包括了 Cr 元素的 2 条特征峰: 5.4、5.9 keV, Ni 元素的 2 条特征峰: 7.5、8.2 keV, Au 元素的 3 条特征峰: 9.7、11.4、13.3 keV。

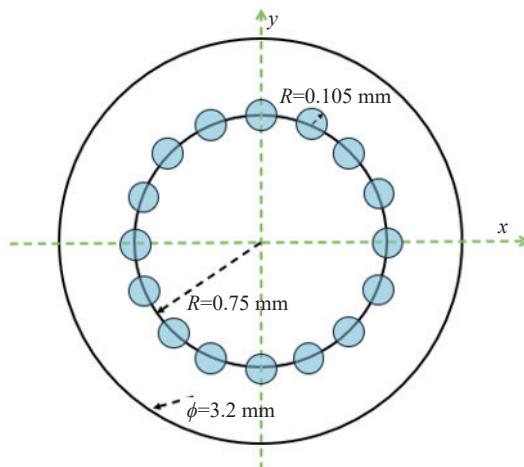


图 4 “spotted-shaped” 源结构

Fig.4 “Spotted-shaped” source structure

利用模拟得到的注量谱计算平均能量,通过式(1)计算得到 3 cm 处平均能量为 20.4 keV。

$$\bar{E} = \frac{\sum E_i I_i}{\sum I_i} \quad (1)$$

式中, \bar{E} 为注量谱中平均能量, keV; E_i 为注量谱中能量, keV; I_i 为对应能量下的光子注量率, $\text{cm}^{-2} \cdot \text{s}^{-1}$ 。

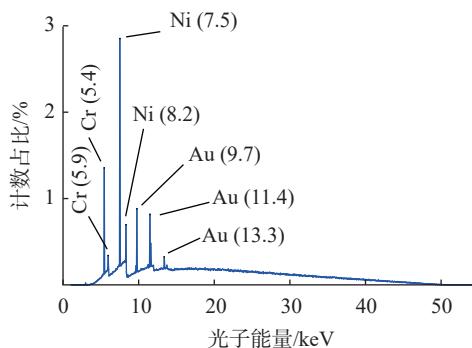


图 5 尖端 3 cm 处光子注量谱

Fig.5 Photon fluence spectrum at 3 cm from the tip

1.3 百分深度剂量分布

在放射治疗中,百分深度剂量分布(percentage depth dose, PDD)将光束沉积到水体模中的能量与光束轴线上深度变化的关系联系起来。通常将测量的值归一到参考深度处(距离尖端 10 mm 处)。利用实验室现有的 INTRABEAM 600 系统,测量 PDD 曲线。在距离尖端 3.5~11.5 mm 之间每隔 2 mm 选择一个测量点,11.5~46.5 mm 之间每隔 5 mm 选择一个测量点,共计 12 个测量点。利用 Zeiss 提供的软 X 电离室(PTW 23342)、三维定位水箱以及 PTW UNIDOS 静电计进行测量。依次对每个位置点进行测量,并按 3.5 mm 处剂量值归一,拟合得到 PDD 曲线示于图 6,得到的结果呈现幂次方下降趋势,变化趋势非常接近 x^{-3} 下降。通过 PDD 曲线清晰看出 INTRABEAM 600 陡峭的剂量梯度,而且发现从 3.5 mm 处到 5.5 mm 处剂量值下降约 65%,也正因这一优点才得以广泛应用。但同时水吸收剂量需准确测量,才能保证良好的临床效果。

2 INTRABEAM 水吸收剂量测量方法

目前为止,国际上尚未建立 INTRABEAM

水吸收剂量的初级标准^[14],德国国家标准与技术研究所的实验室正在努力建立这一标准。目前的 INTRABEAM 水吸收剂量的测量主要由制造商出厂测量法、Zeiss V4.0 法、TARGIT 方法以及 C_Q 方法来实现。

2.1 制造商出厂测量法

INTRABEAM 系统的深度剂量曲线由制造商使用软 X 射线电离室(PTW 23342)在水中测量的方法来完成。根据国际辐射单位和测量委员会 17 号报告中 20 keV 单能光子的数据,将 PTW 23342 软 X 射线电离室测得的照射量乘以转换因子得到水吸收剂量^[15],即式(2)。

$$D_w^f(Z) = M(Z) \cdot N_s \cdot K_Q \cdot f \quad (2)$$

式中, $D_w^f(Z)$ 为制造商出厂测量法测得的水吸收剂量, Gy; $M(Z)$ 为 PTW 23342 电离室测量电荷值(经过温度气压修正), C; N_s 为 PTW 23342 电离室照射量校准系数, R/C, 由校准证书中给出; K_Q 为参考光束与 INTRABEAM 系统光束的差异修正因子(无量纲), 在电离室校准证书中说明了 T30、T50 光束(半值层分别为 0.42 mm Al、0.93 mm Al)与 INTRABEAM 系统光束质量几乎一致 $K_Q=1$; f 为照射量到吸收剂量转换因子 $f=8.81 \text{ mGy/R}$ ^[15] 为常数。

2.2 Zeiss V4.0 方法

为了验证制造商提供的深度剂量曲线,Zeiss 公司提供了一个带有精确定位源的三维移动平台和一个 PTW 34013 软 X 射线电离室的水箱。使用该水箱进行水吸收剂量计算时,水箱使用手册推荐使用以下 Zeiss V4.0 公式。

$$D_W^{V4.0}(Z) = M(Z) \cdot N_K \cdot K_Q \cdot K_{K_a \rightarrow D_W} \quad (3)$$

式中, $D_W^{V4.0}(Z)$ 为 Zeiss V4.0 方法测得的水吸收剂量, Gy; $M(Z)$ 为 PTW 34013 电离室测量电荷

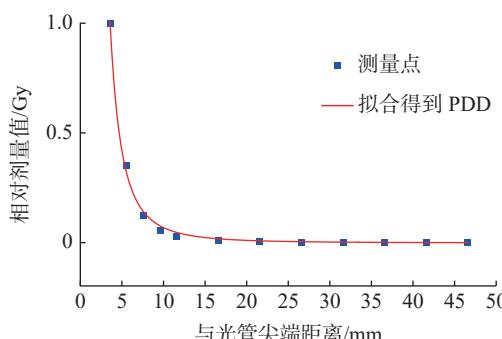


图 6 PDD 曲线分布
Fig.6 PDD curve distribution

模型	Allometric1
方程	$y = a \cdot x^b$
绘图	A
a	24.881 78 ± 2.825 36
b	-2.560 73 ± 0.085 55
Reduced Chi-Sqr	2.831 77 × 10 ⁻⁴
R ²	0.996 97
调整后 R ²	0.996 67

值(经过温度气压修正), C; N_K 为 PTW 34013 电离室的空气比释动能校准系数, Gy/C; K_Q 为参考光束与 INTRABEAM 系统光束的差异修正因子(无量纲),通常情况下,将 T30 光束作为参考光束,并且认为 INTRABEAM 系统光束与 T30 光束相当,即 $K_Q=1$ 且不随水深度变化^[14]; $K_{K_a \rightarrow D_W}$ 为 PTW 34013 电离室在参考光束中空气比释动能到水吸收剂量的转换因子(无量纲)。

2.3 TARGIT 方法

为了分析与制造商出厂测量方法和 Zeiss 公司推荐的 Zeiss V4.0 方法的相关性, Zeiss 引入了 $f(Z)$ 因子, $f(Z)$ 因子主要目的是为了解释制造商测量和 Zeiss 水箱测量时测量条件不同所带来的差异。该因子产生原因主要有三种: 例如两种电离室型号不同(PTW 23342 和 PTW 34013)导致有效测量点的不同; 两种电离室型号的防水套结构设计不同,造成射线衰减不同; 两种电离室的校准方案不同(PTW 23342 通过将测得照射量乘以转换因子 $f=8.81 \text{ mGy/R}$, PTW 34013 通过空气比释动能到水吸收剂量修正因子 $K_{K_a \rightarrow D_W}$)^[13]。

为了与校准深度剂量曲线进行比较, Zeiss 水箱使用手册要求将 Zeiss V4.0 的剂量值乘以深度相关转换因子,采用式(4)即可得到对应深度 Z 处的 TARGIT 剂量值。

$$D_W^{TARGIT}(Z) = f(Z) \cdot D_W^{V4.0}(Z) \quad (4)$$

式中, $D_W^{TARGIT}(Z)$ 为 TARGIT 方法测得的水吸收剂量, Gy; $D_W^{V4.0}(Z)$ 为 Zeiss V4.0 方法测得的水吸收剂量, Gy; $f(Z)$ 为深度相关转换因子, 无量纲, 具体值在 INTRABEAM 设备的验收报告中给出, 其中 Z 由 3.0 mm 增加到 45 mm, $f(Z)$ 变化范围为 0.5 到 0.9。

2.4 C_Q 方法

Waston 受 Sarfehnia 等^[16] 关于 ^{192}Ir 剂量测定的启发, 提出了一种水吸收剂量测量的新方法在辐射质为 Q_0 的参考光束下对电离室空气比释动能进行测量时有以下关系^[12]:

$$\left(\frac{N_{\text{gas}}}{N_K}\right)^{Q_0} = \left[\frac{D_{\text{gas}}}{K_a}\right]^{Q_0} \quad (5)$$

式中, D_{gas} 为 Q_0 辐射质下电离室收集体积内沉积的剂量, Gy; N_{gas} 为电离室吸收剂量的校准系数, Gy/C; K_a 为电离室有效测量点处的空气比释动能, Gy; N_K 为电离室空气比释动能的校准

系数, Gy/C。

类似的, 在水箱中测量 Q 辐射质的微型 X 射线源时, 存在以下关系:

$$\left(\frac{N_{\text{gas}}}{N_{D,W}}\right)^Q = \left[\frac{D_{\text{gas}}}{D_W}\right]^Q \quad (6)$$

式中, D_{gas} 为 Q 辐射质下电离室有效收集体积内剂量, Gy; N_{gas} 为电离室吸收剂量的校准系数, Gy/C; D_W 为电离室有效测量点的水吸收剂量, Gy; $N_{D,W}$ 为电离室水吸收剂量的校准系数, Gy/C。

Waston 等^[12] 证明了 N_{gas} 在辐射质为 Q_0 和 Q 的光束下, 偏差在 0.5% 以内。因此认为 $N_{\text{gas}}^{Q_0} = N_{\text{gas}}^Q$, 结合式(5)和(6)得到质量为 Q 的光束下水吸收剂量的校准系数:

$$N_{D,W}^Q = \left[\frac{D_{\text{gas}}}{K_a}\right]^{Q_0} \cdot \left[\frac{D_W}{D_{\text{gas}}}\right]^Q \cdot N_K^{Q_0} = C_Q \cdot N_K^{Q_0} \quad (7)$$

式中, C_Q 为电离室的转换因子, 无量纲, 表示从 Q_0 光束下的空气比释动能换算到 Q 光束下的水吸收剂量, 是两个比值的乘积, 可以通过蒙卡计算得到。

根据 $N_{D,W}^Q$ 的定义^[17-18], C_Q 方法水吸收剂量可以表示为式(8)形式。和式(3)对照, 可以发现转换因子 C_Q 代替了 $K_Q \cdot K_{K_a \rightarrow D_W}$ 。

$$D_W^{C_Q}(Z) = M(Z) \cdot N_{D,W}^Q = M(Z) \cdot C_Q \cdot N_K^{Q_0} \quad (8)$$

3 现有测量方法分析

3.1 被动式剂量测量比较分析

有研究发现利用放射性胶片和光释光剂量计(optically stimulated luminescence dosimeter, OSld)等对剂量进行验证时存在偏差。在文献[19]中, 采用实验测量方法, 通过 EBT2(Gafchromic 公司生产的放射性变色胶片型号)胶片对不同尺寸球形施源器的深度剂量曲线测量。通过将 EBT2 胶片的读数值与制造商根据出厂测量方法给出的深度剂量曲线进行对比, 结果发现, 离 1.5 cm 球形施源器表面 10 mm 以上时, 相对偏差达到 4.8%, 距离表面 10 mm 以内时, 相对偏差高达 8.8%。虽然 Eaton 和 Duck 将这些差异主要归因于陡峭剂量梯度中定位的不确定性, 但其中的差异值得进一步思考。

Avanzo 等^[20] 利用 EBT2 胶片对手术中的剂量进行了测量, 将胶片放置在施源器表面、乳

房皮肤表面、靠近心脏的肿瘤腔底部。通过对靠近心脏的肿瘤腔底部、皮肤表面的胶片进行读数,发现术中剂量值对心脏、皮肤安全。在通过超声成像排除了胶片与施源器粘附不彻底的可能性后,对于尺寸为3.5、4.0、4.5、5.0 cm的施源器,INTRABEAM制造商提供的剂量分别为19.7、17.3、15.8、14.3 Gy,通过将施源器表面的剂量测量的平均值与INTRABEAM制造商提供的施源器表面剂量比较发现平均相差-27.6%、-19.9%、-11.9%和-10.4%。Price等^[21]使用RTQA2(Gafchromic公司生产的放射性变色胶片型号)胶片和OSLD对20名患者进行了测量,结果也发现了类似的偏差。RTQA2胶片在4.5 cm施源器表面的剂量差异为-16.6%。而OSLD在4.5 cm施源器表面的剂量差异为-30.3%。虽然在两个文献的结果中考虑许多不确定性(胶片与施源器表面的粘附性、探测器的能量响应、体积平均、OSLD引起的组织位移等),但INTRABEAM系统的测量不确定性也是造成差异的主要原因。

3.2 C_Q 方法、Zeiss V4.0方法、TARGIT方法比较分析

在2017年Waston等^[12]的报告中首次介绍了使用蒙特卡罗方法计算电离室的转换因子 C_Q 来验证水吸收剂量的方法,通过将 C_Q 方法测量的结果与制造商推荐方法、Zeiss V4.0方法、TARGIT方法进行了比较,并且在NIST的参考光束下计算了转换因子 C_Q 的值。这些研究结果对放射治疗的临床应用产生了显著影响。

Waston等^[12]通过理论推导中发现转换因子 C_Q 代替了 $K_Q \cdot K_{K_a \rightarrow D_w}$,然而在使用蒙卡软件模拟中发现转换因子 C_Q 在数值上一直大于 $K_Q \cdot K_{K_a \rightarrow D_w}$ (Zeiss推荐值为1.054),即 C_Q 方法测量得到的水吸收剂量要比Zeiss V4.0方法的大。并通过使用PTW 34013电离室和EBT3胶片对INTRABEAM系统的水吸收剂量进行实验测量。将EBT3胶片、TARGIT方法、 C_Q 方法三种方法测量得到的水吸收剂量进行比较^[22],实验结果显示,TARGIT剂量明显低于胶片测量剂量,这些剂量差异范围从31%~59%。而 C_Q 方法测量得到的水吸收剂量比TARGIT剂量大80%(在5 mm深度)。这些巨大的差异表明TARGIT方法严重低估了水吸收剂量。

还有研究针对使用1.5~5 cm施源器的情

况,比较了 C_Q 方法与Zeiss V4.0方法在水吸收剂量测量方面的差异^[23],发现 C_Q 方法得到的剂量范围为25.2~31.7 Gy,而Zeiss V4.0方法的结果较低(23.2~28.6 Gy)。这一发现表明,不同剂量测定方法可能导致显著的剂量差异,且利用 C_Q 方法计算得到的剂量值高于Zeiss V4.0方法。

由于Zeiss V4.0和TARGIT方法基于TW系列辐射质对电离室进行校准,进而得到水吸收剂量值。对于尚未建立该辐射质的实验室, C_Q 方法实现了基于L系列(低空气比释动能率系列)的水吸收剂量测量。在文献[24]中介绍了NIST在L系列光束中校准的PTW34013电离室的 C_Q 值。同时利用EGSnrc进行蒙特卡罗模拟,结果表明, C_Q 与水深具有一定关系,在水深为7.5~35 mm范围内, C_Q 值变化范围为1.159~1.118(L 40系列)。这项研究强化了使用不同参考光束调整剂量测定方法的可行性。

C_Q 方法为水吸收剂量的准确测量提供了新思路,然而此方法的测量过程较为繁琐且对电离室的极板间距以及水深度存在依赖。研究确定了PTW 34013平行板电离室的 C_Q ,并发现 C_Q 对电离室极板间距较敏感,差异高达15%。此外, C_Q 还具有水深度依赖性,随水深增加 C_Q 的值不断减小,在靠近放射源时变化尤为明显。

3.3 测量理论分析

通过理论计算发现水体模的散射、光束的硬化、防水套的材料和厚度等因素都会影响水吸收剂量的测量。

国际原子能机构398号技术报告(Technical Reports Series No. 398, TRS 398)建议在半无限水等效体模(提供全背向散射)表面校准低能X射线束,美国医师物理协会(American Association of Physicists in Medicine, AAPM)和医学物理与生物医学工程学会(Institute of Physics and Engineering in Medicine and Biology, IPEMB)也建议增加由水体模散射引起的电离室响应的变化进行修正,在AAPM TG-61^[25]中称为 B_w 修正因子,在IPEMB^[26]中称为 k_{ch} 修正因子。在文献[19]中,Eaton和Duck根据IPEMB测量规范,使用PTW 23342电离室测量了尺寸为1.5 cm和5.0 cm INTRABEAM球形施源器下 k_{ch} 修正因子约为1.05。该修正因子将引起测量值5%的变化,由此可见,该修正因子值不可忽略。然而,公式(3)

和公式(4)都尚未考虑水体模散射的修正。

另外,随着水的深度增加INTRABEAM的光束会在水中硬化,导致水与空气的平均质量能量吸收比 $(\overline{\mu}_{en}/\rho)_{air}^W$ 发生变化,影响电离室的能量响应。Ebert 和 Carruthers^[27]利用蒙卡方法分析了不同水深度的能谱,研究表明,随着水深度增加光谱发生明显变化,并且发现 $(\overline{\mu}_{en}/\rho)_{air}^W$ 在裸源表面100 mm内的水中下降了约5%,而且在Ma的研究中发现^[25]对于INTRABEAM辐射束半值层0.1~3 mm Al之间 $(\overline{\mu}_{en}/\rho)_{air}^W$ 的变化范围高达2.6%。在Abudra的研究中发现^[13], $(\overline{\mu}_{en}/\rho)_{air}^W$ 与f成正比,然而在公式(2)中f为定值,直接造成制造商给出的深度剂量值可能存在偏差。

同时有研究表明,电离室防水套材料、厚度等也会对准确测量造成影响。Ma 和 Seuntjens^[28]报告了防水套对千伏光子束(50~300 kV)校准的影响。使用EGS4蒙特卡软件计算了不同材料(PMMA、尼龙和聚苯乙烯)对防水套修正因子 P_s 影响。随着管电压的增大 P_s 的值逐渐趋向于1,在水深2 cm处,1 mm厚的PMMA在50 kV时的 P_s 约为0.991,而在300 kV时接近1.000,尼龙和聚苯乙烯的 P_s 在相同能量范围内分别为0.992~1.000和0.981~1.000。并对不同厚度的防水支架进行了研究,发现防水套的厚度越大 P_s 的值越小,尤其是在管电压越大时变化越明显。虽然INTRABEAM管电压为50 kV, P_s 的值变化不明显,但在准确的水吸收剂量测量中也应考虑进来。

4 总结

INTRABEAM系统因其精准治疗、操作便捷和对周围组织损害小等优点,在临床放射治疗中备受青睐。然而,其剂量测量的准确性仍是一个挑战,因为INTRABEAM系统剂量测量依赖于间接方法,导致在剂量可溯源性方面存在不确定性。目前,INTRABEAM系统的参考剂量值通过制造商的出厂测量方法给出,Zeiss V4.0方法、TARGIT方法和 C_Q 方法三种是验证参考剂量值的主要手段,但这些方法均存在缺陷,如未充分考虑水体模散射、光束硬化、防水套材料和厚度等因素的影响,以及 C_Q 方法的测量具有繁琐性和对极板间距、水深的依赖性。所有方法都未能完全解决测量不确定性问题,

无法实现剂量的可溯源性。因此,建立一个基于绝对测量原理(直接测量水中某一点的吸收剂量,不依赖于其他物质或介质的校准因子)的水吸收剂量测量方法对于实现剂量的准确测量至关重要,这将有助于提高剂量测量的准确性和治疗的精确性,确保患者接受到安全有效的放射治疗。

参考文献:

- [1] Abudra'a A, Chauvenet B, Gouriou J, et al. Dosimetry formalism and calibration procedure for electronic brachytherapy sources in terms of absorbed dose to water[J]. *Physics in Medicine and Biology*, 2020, 65(14): 145006.
- [2] Sethi A, Emami B, Small W Jr, et al. Intraoperative radiotherapy with INTRABEAM: Technical and dosimetric considerations[J]. *Frontiers in Oncology*, 2018, 8: 74.
- [3] 齐妙, 刘君怡, 周解平, 等. 术中放疗设备的研究进展[J]. 中国医疗设备, 2023, 38(9): 142-147.
Qi Miao, Liu Junyi, Zhou Jieping, et al. Research progress of intra-operative radiation therapy equipment[J]. China Medical Devices, 2023, 38(9): 142-147 (in Chinese).
- [4] 王银, 李波, 宋建民. INTRABEAM 术中放疗在软组织肿瘤保肢治疗中的应用(附4例报告)[J]. 肿瘤防治研究, 2022, 49(12): 1283-1285.
Wang Yin, Li Bo, Song Jianmin. INTRABEAM intraoperative radiation therapy combined with limb sparing surgery in soft tissue sarcoma(a report of four cases)[J]. *Cancer Research on Prevention and Treatment*, 2022, 49(12): 1283-1285 (in Chinese).
- [5] 胡小戊, 章乐虹, 何咏, 等. INTRABEAM 术中放疗系统治疗乳腺癌改良根治术后胸壁复发 3 例[J]. 癌症进展, 2023, 21(13): 1505-1507.
Hu Xiaowu, Zhang Lehong, He Yong, et al. Treatment of chest wall recurrence after modified radical mastectomy for breast cancer with the INTRABEAM intraoperative radiotherapy system: a report of 3 cases[J]. *Oncology Progress*, 2023, 21(13): 1505-1507 (in Chinese).
- [6] Esposito E, Anninga B, Harris S, et al. Intraoperative radiotherapy in early breast cancer[J]. *The British Journal of Surgery*, 2015, 102(6): 599-610.
- [7] Md D E, Md A S, PhD J B, et al. Are mammographic changes in the tumor bed more pronounced after intraoperative radiotherapy for breast cancer? subgroup analysis from a randomized trial (TARGIT-a)[J]. *The Breast Journal*, 2013, 19(1): 92-95.
- [8] 王丹, 贺青卿, 朱见, 等. INTRABEAM 放疗系统在乳

- 腺癌保乳术中的研究进展[J]. 国际外科学杂志, 2018, 45(1): 46-49.
- Wang Dan, He Qingqing, Zhu Jian, et al. Research progress of the INTRABEAM radiotherapy system in breast-conserving surgery for breast cancer[J]. International Journal of Surgery, 2018, 45(1): 46-49 (in Chinese).
- [9] Hensley F W. Present state and issues in IORT physics[J]. *Radiation Oncology*, 2017, 12(1): 37.
- [10] Correa C, Harris E E, Leonardi M C, et al. Accelerated partial breast irradiation: executive summary for the update of an ASTRO evidence-based consensus statement[J]. *Practical Radiation Oncology*, 2017, 7(2): 73-79.
- [11] Tom M C, Joshi N, Vicini F, et al. The American Brachytherapy Society consensus statement on intraoperative radiation therapy[J]. *Brachytherapy*, 2019, 18(3): 242-257.
- [12] Watson P G F, Popovic M, Seuntjens J. Determination of absorbed dose to water from a miniature kilovoltage X-ray source using a parallel-plate ionization chamber[J]. *Physics in Medicine and Biology*, 2017, 63(1): 015016.
- [13] ABUDRA AA. Development of new dosimetric standards for low energy X-rays (≤ 50 keV) used in contact radiotherapy[D]. [S. l.]: Université Paris-Saclay, 2017.
- [14] Culberson W S, Davis S D, Kim G G, et al. Dose-rate considerations for the INTRABEAM electronic brachytherapy system: Report from the American Association of Physicists in Medicine task group No. 292[J]. *Medical Physics*, 2020, 47(8): e913-e919.
- [15] International Commission on Radiation Units and Measurements. Radiation Dosimetry: X Rays Generated at Potentials of 5 to 150 KV. [M]. [S. l.]: International commission on radiation units and measurements, 1970.
- [16] Sarfehnia A, Kawrakow I, Seuntjens J. Direct measurement of absorbed dose to water in HDR brachytherapy: Water calorimetry, ionization chamber, Gafchromic film, and TG-43[J]. *Medical Physics*, 2010, 37(4): 1924-1932.
- [17] Musolino S V. Absorbed dose determination in external beam radiotherapy: an international code of practice for dosimetry based on standards of absorbed dose to water; technical reports series No. 398[J]. *Health Physics*, 2001, 81(5): 592-593.
- [18] Almond P R, Biggs P J, Coursey B M, et al. AAPM's TG-51 protocol for clinical reference dosimetry of high-energy photon and electron beams[J]. *Medical Physics*, 1999, 26(9): 1847-1870.
- [19] Eaton D J, Duck S. Dosimetry measurements with an intra-operative X-ray device[J]. *Physics in Medicine and Biology*, 2010, 55(12): N359-N369.
- [20] Avanzo M, Rink A, Dassie A, et al. *In vivo* dosimetry with radiochromic films in low-voltage intraoperative radiotherapy of the breast[J]. *Medical Physics*, 2012, 39(5): 2359-2368.
- [21] Price C, Pederson A, Frazier C, et al. *In vivo* dosimetry with optically stimulated dosimeters and RTQA2 radiochromic film for intraoperative radiotherapy of the breast[J]. *Medical Physics*, 2013, 40(9): 091716.
- [22] Watson P G F, Bekerat H, Papaconstadopoulos P, et al. An investigation into the INTRABEAM miniature X-ray source dosimetry using ionization chamber and radiochromic film measurements[J]. *Medical Physics*, 2018, 45(9): 4274-4286.
- [23] Watson P G F, Popovic M, Liang L, et al. Clinical implication of dosimetry formalisms for electronic low-energy photon intraoperative radiation therapy[J]. *Practical Radiation Oncology*, 2021, 11(1): e114-e121.
- [24] Watson P G F, Davis S, Culberson W S. Technical note: Determination of CQ for a miniature X-ray source using a soft X-ray ionization chamber calibrated in NIST reference beam qualities[J]. *Medical Physics*, 2024, 51(11): 8597-8601.
- [25] Ma C M, Coffey C W, DeWerd L A, et al. AAPM protocol for 40-300 kV X-ray beam dosimetry in radiotherapy and radiobiology[J]. *Medical Physics*, 2001, 28(6): 868-893.
- [26] Aukett R J, Harrison R M. The IPEMB code of practice for the determination of absorbed dose for x-rays below 300 kV generating potential (0.035 mm Al - 4 mm Cu HVL; 10 - 300 kV generating potential)[J]. *Physics in Medicine and Biology*, 1996, 41(12): 2605-2625.
- [27] Ebert M A, Carruthers B. Dosimetric characteristics of a low-kV intra-operative X-ray source: Implications for use in a clinical trial for treatment of low-risk breast cancer[J]. *Medical Physics*, 2003, 30(9): 2424-2431.
- [28] Ma C M, Seuntjens J P. Correction factors for waterproofing sleeves in kilovoltage X-ray beams[J]. *Medical Physics*, 1997, 24(9): 1507-1513.