

论著·临床研究

doi:10.3969/j.issn.1671-8348.2023.08.008

网络首发 [https://kns.cnki.net/kcms/detail//50.1097.R.20230209.1723.010.html\(2023-02-10\)](https://kns.cnki.net/kcms/detail//50.1097.R.20230209.1723.010.html(2023-02-10))

应用热释光剂量计研究放疗中热塑膜对体表吸收剂量的影响

王 钦¹, 邓敏敏², 倪文婕¹, 郝艳军², 张富利^{2△}

(1. 首都医科大学附属北京世纪坛医院放疗科, 北京 100038; 2. 解放军总医院第七医学中心放疗科, 北京 100700)

[摘要] **目的** 探讨应用 LiF(Mg,Cu,P)热释光剂量计(TLD)测量 2 种不同照射方式下热塑膜对固体水或 Alderson Rando 仿真人模体体表吸收剂量的影响,为临床治疗提供参考。**方法** 首先应用 6MV-X 射线筛选出符合临床测量要求的 TLD,然后应用筛选好的 TLD 测量 2 种不同照射技术下的固体水或仿真人模体体表相对吸收剂量:(1)采用源皮距(SSD)=100 cm 垂野照射技术时固体水模体体表相对吸收剂量,其中一组无热塑膜覆盖,另一组覆盖热塑膜;(2)采用容积旋转调强(VMAT)技术照射时仿真人模体体表相对吸收剂量,其中一组无热塑膜覆盖,另一组覆盖热塑膜。分别比较 2 种照射技术下热塑膜对体表相对吸收剂量的影响。**结果** 在 SSD=100 重野照射技术条件下,无热塑膜与有热塑膜覆盖固体水模体体表相对吸收剂量分别为 108.67、138.60 cGy,两者比较差异有统计学意义($P<0.001$),热塑膜能够提高 27.5% 的体表相对吸收剂量;在 VAMT 照射技术条件下,无热塑膜与有热塑膜覆盖仿真人模体体表相对吸收剂量分别为 98.83、154.95 cGy,两者比较差异有统计学意义($P<0.001$),热塑膜能够提高 56.8% 的体表相对吸收剂量。**结论** 2 种不同照射技术下覆盖热塑膜都会增加模体体表吸收剂量,在临床治疗中应引起重视。

[关键词] 体表吸收剂量;热释光剂量计;剂量测量;仿真人模体;固体水膜体;热塑膜**[中图分类号]** R730.55;R815.6**[文献标识码]** A**[文章编号]** 1671-8348(2023)08-1155-06

Effect of thermoplastic film on body surface absorbed dose during radiotherapy by using thermoluminescent dosimeter

WANG Qin¹, DENG Minmin², NI Wenjie¹, YU Yanjun², ZHANG Fuli^{2△}

(1. Department of Radiotherapy, Beijing Shijitan Hospital Affiliated to Capital Medical University, Beijing 100038, China; 2. Department of Radiotherapy, Seventh Medical Center of Chinese PLA General Hospital, Beijing 100700, China)

[Abstract] **Objective** To investigate the influence of thermoplastic film on the body surface absorbed dose of solid water or solidwater or Alderson Rando simulated human model under two different irradiation modes by using LiF(Mg,Cu,P) thermoluminescence dosimeter (TLD) to provide reference for clinical treatment. **Methods** First, the 6MV X-ray was used to screen out TLD conforming to the clinical measurement demand, and then the screened TLD was used to measure the relative absorbed dose of solid water or simulated human model body surface relative absorbed dose under two different irradiation techniques; (1) the body surface relative absorbed dose of the solid water model in the vertical field irradiation technique when the source skin distance (SSD) was 100 cm, one group was not covered by thermoplastic film, and the another group was covered by thermoplastic film; (2) the body surface absorbed dose of the simulated human model in irradiation by using the volumetric modulated arc therapy (VMAT) technique, one group was not covered by thermoplastic film, and the another group was covered by thermoplastic film. The effects of thermoplastic film on the body surface absorbed dose were compared between the two irradiation techniques. **Results** Under the condition of SSD = 100 in vertical irradiation technique, the body surface relative absorbed doses with thermoplastic film coverage and without thermoplastic film coverage were 108.67 cGy and 138.60 cGy respectively, and the difference between them was statistically significant ($P<0.001$). The thermoplastic film could increase 27.5% of body surface absorbed dose; under the VAMT irradiation condition, the body surface relative absorbed dose of simulated human model with thermoplastic film coverage and without thermoplastic film coverage were 98.83

cGy and 154.95 cGy respectively, and the difference between them was statistically significant ($P < 0.001$). The thermoplastic film could increase 56.8% of body surface relative absorbed dose. **Conclusion** Covering thermoplastic film under the two different irradiation techniques all increases the model body surface relative absorbed dose, which should be paid more attention in clinical treatment.

[Key words] surface absorbed dose; thermoluminescent dosimeter; dose measurement; simulated human model; solid water mode; thermoplastic

随着放射治疗技术的日益发展,肿瘤放疗进入了“精确定位、精确计划、精确放疗”的“三精”时代,保证体位的重复性和准确性是决定其疗效的关键因素之一^[1]。目前,临床上主要采用热塑膜联合十字标记法的体位固定技术^[2],但是由于这种体位固定系统的应用,增加了射野路径上的介质,可能会对患者体内的剂量分布产生影响。热塑膜有可能会提高患者皮肤体表吸收剂量,从而增加皮肤放射性损伤发生率。有研究表明覆盖热塑膜照射后体表吸收剂量明显高于无热塑膜时的体表吸收剂量,6 MV 光子束照射时体表吸收剂量增加约 36.2%^[3]。本研究应用 LiF(Mg、Cu、P)热释光剂量计(thermoluminescent dosimeter, TLD)测量 2 种不同照射方式下热塑膜对固体水和 Alderson Rando 仿真人模体表吸收剂量的影响。

1 资料与方法

1.1 一般资料

本实验探测器采用 LiF(Mg、Cu、P)材料的 TLD,型号为 CTLD-1000,其直径、厚度分别为 4.5 mm、0.8 mm,分散性 $\leq \pm 1.0\%$ 。热释光剂量测量系统由 TLD、热释光剂量读出器(型号 BR2000,北京核创特公司)、退火设备(型号 2000B,北京康科洛公司)与计算机数据处理软件等组成。实验设备及器材包括 Elekta 直线加速器(型号 Precise,瑞典 Elekta 公司),大孔径 CT 模拟定位机(型号 Brilliance™ Big Bore,美国 Philips 公司),组织等效密度为 0.985 g/cm³ 的 Alderson Rando 仿真人模体(美国 RSD 公司),以及高分子聚酯材料密度为 1.09 g/cm³ 的国产网状热塑膜(山东省烟台市健泽医疗公司)。

1.2 方法

1.2.1 TLD 的读数和退火步骤

TLD 在使用前先进行退火处理,以便去掉残存的信号,恢复到最初的灵敏度。专用退火炉设置为:在 240 °C 恒温条件下,退火 10 min,常温下冷却 24 h。退火完成后的 TLD 才能用于测量。经加速器辐照过的 TLD 在静置 24 h 后读取计数值,按照热释光剂量读出器(HR Series TLD Reader)厂家说明书设置程序:3 阶段程序升温,第 1 阶段为 140 °C 预热 20 s,第 2 阶段为恒温温度 240 °C 加热 25 s,升温速率为 20 °C/s,第 3 阶段退火使用专用退火炉,故退火程序设置为 0。

1.2.2 TLD 的分散性验证与剂量标定

为了更直观地观察体表吸收剂量变化,笔者在实验前先用指型电离室标定加速器,使其在最大剂量点

处 1 MU=1 cGy,再对已筛选出同一批次分散性 $\leq \pm 1.0\%$ 的 TLD 进行剂量标定。TLD 经过退火处理后,在 6 MV 的 X 射线直线加速器,源皮距(source skin distance, SSD)=100 cm,射野为 10 cm×10 cm 的条件下,每 4 片 TLD 为 1 匣,平放在射束中心处并覆盖 1.5 cm 水等效建成厚度材料,分批照射,每次出束 100 MU,共照射 5 匣 20 片 TLD,在相同读数条件下进行读数,统计数据后应用相对偏差公式:(SD/MN)×100%,其中 SD 是标准偏差, MN 是平均值,计算其分散性;若符合临床标准,根据以下公式计算其剂量标定因子 K :

$$K = D_w / M_1 \quad (1)$$

其中 K 为标定因子、 D_w 为处方剂量、 M_1 为 TLD 数值。

1.2.3 TLD 的剂量响应实验与剂量刻度曲线拟合

将 4 片为 1 匣的 TLD 平放在射束中心处,覆盖 1.5 cm 水等效建成厚度材料,升高治疗床至 SSD=100 cm 处,在能量为 6 MV 的 X 射线直线加速器、机架角度 0°、准直器角度 0°、10 cm×10 cm 射野条件下,分别出束 50、100、150、200、250、300、350、400 MU 进行测量,测量后进行读数,转换成剂量后形成已知数据点(D_i, M_i),其中 D_i 为加速器输出跳数 MU, M_i 为 TLD 读数转换后的剂量, $i=1, 2, \dots, n$, n 为 50 ~ 400 MU 的组数,本实验共 8 组数据。将 8 组数据生成拟合曲线,并依照下列公式计算剂量修正因子 k_{dos} :

$$k_{dos} = \frac{\sum_{i=1}^n \frac{D_i}{M_i}}{n} \quad (2)$$

此处 $n=8$ 。

1.2.4 TLD 的角度响应实验

将 4 片为 1 匣的 TLD 平放在射束中心处,覆盖 1.5 cm 水等效建成厚度材料,升高治疗床至 SSD=100 cm 处,在能量为 6 MV 的 X 射线直线加速器、准直器角度 0°、出束 100 MU, 10 cm×10 cm 方野条件下,分别旋转机架角度 0°、30°、60°、120°、150°、180°进行测量,读数后按照公式计算角度修正因子 k_{ang} :

$$k_{ang} = \frac{\sum_{i=1}^n \frac{C_i}{C_0}}{n} \quad (3)$$

其中 C_0 为机架角度在 0°时的读数, C_i 为机架转角后的测量读数, $i=1, 2, \dots, n$, 此处 $n=5$, 其中 $C_1 \sim C_5$ 则分别对应机架旋转 30°、60°、120°、150°、180°时测

得的读数。

1.2.5 SSD 垂野照射技术下的固体水模体表吸收剂量测量

将 4 片为 1 匝的 TLD 平放在射束中心 SSD=100 cm 处,在能量为 6 MV 的 X 射线直线加速器、机架角度 0°、准直器角度 0°、10 cm×10 cm 射野条件下,出束 200 MU 进行测量,其中一组为无热塑膜直接测量,另一组覆盖热塑膜测量,测量共重复 5 次,共采集 5 组数据进行对比。

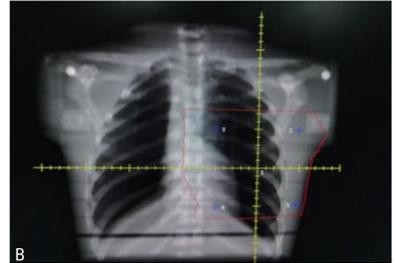
1.2.6 容积旋转调强 (volumetric modulated arc therapy, VMAT) 技术下的仿真人模体表吸收剂量测量

将仿真人模体平躺于大孔径 CT 模拟定位机上,参考左侧改良根治术后乳腺癌定位方式摆位,将射束中心轴入射点设置为原点并将射野分为 4 个象限,在每个象限中各选择 1 个点作为测量点;右上(第一象限)、左上(第二象限)、左下(第三象限)、右下(第四象限),与原点形成 5 个固定测量点(如图 1 所示)。首先在无热塑膜覆盖条件下进行扫描,获取图像后传送到治疗计划系统(treatment planning system, TPS)中;然后为仿真人模体制作热塑膜(如图 2 所示),在相同条件相同范围下进行扫描,获得图像传送到 TPS 中,由医生勾画靶区,将勾画好的一套靶区通过图像融合方法直接复制到另一副图像上,保证靶区的一致性。勾画完成后,由同一物理师分别在无覆盖和覆盖热塑膜的图像上制作 VMAT 计划,2 套 VMAT 计划优化过程中均使用能量为 6 MV 的 X 射线直线加速器,单次处方量 200 cGy,准直器角度为 0°,起始角度 310°旋转 200°的对偶弧,子野数限制为 120 个以内,空间位置保持一致,优化条件保持一致,2 个计划优化结果均满足临床治疗要求。检查无误后,将仿真人模体放置于直线加速器上,按照标记点贴好热释光匣,移动到等中心位置进行照射。分别记录不覆盖热塑膜和覆盖热塑膜时 VMAT 技术执行下的对应数据。

按照以下公式计算体表相对吸收剂量:

$$D_i = K \times k_{dos} \times k_{ang} \times (I_i - I_0)$$

式中: D_i 为体表相对吸收剂量(cGy); K 为标定系数(cGy/ μ C); K_{dos} 为剂量修正因子; K_{ang} 为角度修正因子; I_i 为 TLD 平均计数值(μ C); I_0 为本底平均计数值(μ C),本次实验本底平均计数值为 20 μ C。



A: 仿真人模体; B: TPS。

图 1 仿真人模体与 TPS 中相对应的测量点(四象限)位置示意图

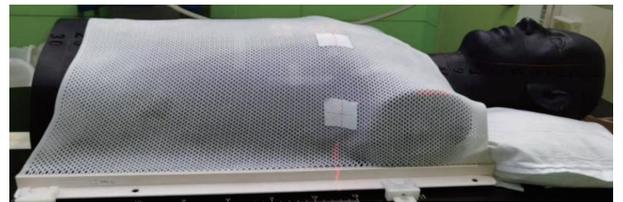


图 2 覆盖热塑膜后的仿真人模体

1.3 统计学处理

采用 SPSS22.0 软件数据进行分析。符合正态分布的计量资料以 $\bar{x} \pm s$ 表示,比较采用配对 t 检验,以 $P < 0.05$ 为差异有统计学意义。

2 结果

2.1 TLD 的分散性验证与剂量标定结果

对 5 匝共计 20 片 TLD 在相同的条件下进行照射,照射完成后放置 24 h,在相同的条件下进行读数。结果显示筛选出的 TLD 分散性最大相对偏差为 0.91%,与本批次 TLD 厂家给出的数值 $\leq |\pm 1.0\%|$ 一致,故本次 TLD 符合临床测量精度要求,根据公式计算 $K = 7.505 \times 10^{-5}$ cGy/ μ C。

2.2 TLD 的剂量响应实验结果

用直线加速器照射后所得到的 TLD 计数与跳数关系如表 1 所示,经公式计算得到平均 $k_{dos} = 1.007$ 。经线性拟合曲线见图 3。

表 1 不同输出跳数下 TLD 的响应结果及 k_{dos}

跳数	TLD 计数(μ C)				TLD 平均计数(μ C)	对应剂量(cGy)	k_{dos}
	第 1 片	第 2 片	第 3 片	第 4 片			
50 MU	660 805	668 652	659 348	659 341	662 037	49.686	1.094
100 MU	1 317 198	1 385 753	1 399 854	1 362 844	1 366 412	102.554	0.975
150 MU	2 067 850	1 926 246	2 095 727	1 989 809	2 019 908	151.602	0.989
200 MU	2 683 261	2 647 796	2 586 107	2 677 730	2 648 724	198.797	1.006
250 MU	3 459 318	3 331 611	3 409 706	3 353 028	3 388 416	254.313	0.983

续表 1 不同输出跳数下 TLD 的响应结果及 k_{dos}

跳数	TLD 计数(μC)				TLD 平均 计数(μC)	对应剂量(cGy)	k_{dos}
	第 1 片	第 2 片	第 3 片	第 4 片			
300 MU	3 960 365	3 982 786	3 956 381	3 897 111	3 949 161	296.399	1.012
350 MU	4 723 969	4 681 201	4 776 276	4 659 181	4 710 157	353.515	0.990
400 MU	5 345 987	5 236 183	5 275 587	5 295 834	5 288 398	396.915	1.008

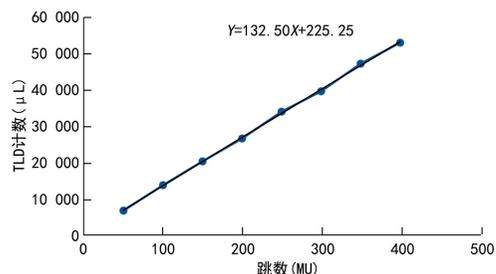


图 3 TLD 线性曲线

2.3 TLD 的角度响应实验结果

测量读数后得到不同角度的 TLD 计数,经计算得到平均 $K_{ang}=1.008$,见表 2。

2.4 SSD=100 垂野照射技术条件下的固体水模体体表吸收剂量测量结果

在 6 MV 的 X 射线直线加速器,SSD=100 cm,射野 10 cm×10 cm,出束 200 MU 的条件下测量,测

的结果为:无热塑膜时 TLD 平均计数为 1 426 467 μC ,有热塑膜时 TLD 平均计数为 1 819 315 μC 。

将 TLD 计数值转换成体表相对吸收剂量分别为 108.67、138.60 cGy,两者比较差异有统计学意义 ($P<0.001$),结果显示热塑膜能够提高固体水模体 27.5% 的体表相对吸收剂量。见表 3。

2.5 VMAT 照射技术条件下的仿真人模体体表吸收剂量测量结果

在仿真人模体上,执行处方为 200 cGy 的 VMAT 计划后,测量的结果为:无热塑膜时 TLD 平均计数值为 1 297 270 μC ,有热塑膜时 TLD 平均计数值为 2 032 444 μC ,经公式转换成体表相对吸收剂量分别为 98.83、154.95 cGy,两者比较差异有统计学意义 ($P<0.001$),结果显示热塑膜能够提高 56.8% 的体表相对吸收剂量。见表 4。

表 2 不同机架角度下 TLD 的响应结果

机架角度	TLD 计数(μC)				TLD 平均 计数(μC)	校准因子	相对偏差(%)
	第 1 片	第 2 片	第 3 片	第 4 片			
0°	1 349 101	1 334 893	1 327 348	1 327 213	1 334 638.75	1.000	0.0
30°	1 337 595	1 322 695	1 326 557	1 328 571	1 328 854.50	1.004	0.4
60°	1 320 948	1 327 308	1 317 183	1 323 698	1 322 284.25	1.009	0.9
120°	1 310 948	1 309 308	1 317 184	1 323 698	1 315 284.50	1.015	1.5
150°	1 329 844	1 326 363	1 315 843	1 304 242	1 319 073.00	1.012	1.2
180°	1 327 525	1 323 568	1 320 605	1 319 760	1 322 864.50	1.009	0.9

表 3 SSD=100 cm 垂野照射技术条件下固体水模体体表相对吸收剂量情况

分类	匝数	TLD 计数(μC)				TLD 平均 计数(μC)	体表相对吸收剂量 (cGy)
		第 1 片	第 2 片	第 3 片	第 4 片		
无热塑膜	1	1 428 926	1 446 854	1 452 842	1 384 236	1 426 467	108.67
	2	1 427 176	1 417 692	1 449 122	1 403 024		
	3	1 423 134	1 452 634	1 381 742	1 443 098		
	4	1 419 758	1 444 314	1 425 530	1 443 524		
	5	1 421 846	1 441 144	1 397 442	1 425 302		
有热塑膜	1	1 832 576	1 797 862	1 831 650	1 807 382	1 819 315	138.60
	2	1 843 244	1 825 442	1 850 246	1 802 556		
	3	1 784 356	1 803 148	1 842 804	1 823 026		
	4	1 783 524	1 825 500	1 849 860	1 803 530		
	5	1 785 530	1 802 952	1 834 086	1 857 034		

表 4 VMAT 照射技术条件下仿真人模体表相对吸收剂量情况

分类	匣数	TLD 计数(μC)				TLD 平均 计数(μC)	体表相对吸收剂量 (cGy)
		第 1 片	第 2 片	第 3 片	第 4 片		
无热塑膜	1	1 376 999	1 291 079	1 288 137	1 326 415	1 297 270	98.83
	2	1 269 173	1 294 608	1 313 541	1 328 493		
	3	1 319 027	1 310 450	1 324 778	1 282 393		
	4	1 358 717	1 313 566	1 291 786	1 264 513		
	5	1 235 173	1 274 197	1 242 915	1 239 435		
有热塑膜	1	2 021 929	2 075 461	1 998 019	2 114 868	2 032 444	154.95
	2	2 068 407	2 086 554	2 071 102	2 070 229		
	3	2 039 327	1 958 147	1 976 835	1 989 050		
	4	1 979 748	2 030 902	1 998 024	1 944 527		
	5	1 961 648	2 078 480	2 081 124	2 104 500		

3 讨 论

在放疗期间测量患者皮肤体表吸收剂量有多种方法^[4], 本研究中, 采用 LiF(Mg、Cu、P) 材料、型号为 CTLD-1000 的 TLD 进行测量。这种剂量计有着相对独立的能量响应性, 还具有更小的测量体积, 以及对低剂量敏感度高等优点, 同时 TLD 还存在材料剂量特性, 低原子序数磷光体材料如 LiF 的有效原子序数与人体组织和空气近乎等效, 组织等效性比电离室或胶片好, 所测辐射剂量基本真实反映人体吸收的剂量^[5-6]。本次实验中 TLD 分散性最大相对偏差 < 1%。剂量响应实验表明, 在 0.5~4.0 Gy 之间 TLD 读数与能量呈线性关系, 与张燕等^[7]的报道一致。在角度响应实验中共测试 0°、30°、60°、120°、150°、180° 6 个角度, 其中 120°、150° 相对偏差 > 1%, 其他角度均 < 1%, 影响 k_{ang} 的主要因素包括: (1) TLD 置于厚度为 1.5 cm 水等效建成材料下, 在不同机架角度照射时, 射束穿透水等效建成材料的有效深度会发生改变, 导致 TLD 建成厚度的改变; (2) 机架角大于 90° 时, 射束先穿透床板再穿透水等效建成材料后到达 TLD, 床板会产生剂量的衰减, 有文献表明^[8], 随入射角度的增大射束的衰减亦呈增大趋势; (3) 由于 TLD 与匣片本身有一定厚度, 水等效建成材料与匣片之间存在气腔, 也会对测量带来影响。根据临床剂量学原则, 通常剂量传递精度要求在 5% 以内^[9], 本次实验中 TLD 的分散性、剂量响应、角度响应相对偏差均符合临床测量精度要求。

热塑膜是精确放疗中常用的设备, 已有相关报道热塑膜会导致皮肤体表吸收剂量的增加, 其理论依据有以下 3 点^[10-11]: (1) 热塑膜增加皮肤体表吸收剂量的重要原因是加盖热塑膜后, 在入射路径上、水模体中同一深度处的有效深度比不加热塑膜时大, 而在百分深度剂量曲线建成区剂量大小随深度增加而增大; (2) 光子束穿过物质的厚度、密度值越大, 使得紧挨着它的皮肤体表吸收剂量增加值大; (3) 射线在入射方向上穿过 2 种不同物质的交界面时, 由于 2 种物质的密度不同, 原来建立的次级电子平衡被打破, 次级电

子较多堆积在密度较小一侧, 致使在界面处剂量发生突变。在临床应用中, 热塑膜密度大于皮肤及软组织密度, 因此较多的次级电子堆积在皮肤及软组织一侧, 导致皮肤体表吸收剂量增加。

本次体表吸收剂量测量实验在 2 种照射技术下进行, 其中在 SSD=100 cm 垂野照射条件下, 热塑膜会提高固体水模体 27.5% 的体表相对吸收剂量。在仿真人模体上执行 VMAT 照射技术时, 热塑膜会提高 56.8% 的体表相对吸收剂量。研究表明: 应用 VMAT 照射技术时热塑膜引起的体表吸收剂量的提高比 SSD=100 cm 垂野照射条件下要高, 原因可能有以下几点: (1) SSD=100 cm 垂野照射条件下, 射束穿过的热塑膜面积较小, 厚度相对均一, 而在执行 VMAT 技术照射时, 射束穿过的热塑膜面积较大, 由于热塑膜拉伸程度的不同从而导致热塑膜的网孔大小和厚度并不均匀, 从而导致了体表吸收剂量的不同。李健等^[10]分别测量了无孔原状、无孔拉伸状和网状拉伸状 3 种不同形态的热塑膜, 结果表明热塑膜越薄且有网孔的对皮肤体表吸收剂量的影响越小。因此在临床治疗中, 热塑膜的制作环节非常重要。(2) VMAT 照射技术与 SSD=100 cm 垂野照射技术比较, 更多的小野于模体表面投照能够提高皮肤体表吸收剂量。有文献报道在 6 MV 的 X 射线线下皮肤体表吸收剂量与射野大小有很强的相关性, 其相切射野越多, 射野面积越小, 影响越大。(3) 在 SSD=100 cm 垂野照射条件下, 射束穿射热塑膜时相对平整, 而在应用 VMAT 照射技术时, 射束穿射热塑膜时受到模体与体表轮廓之间空腔的影响, 有相关研究也证实了空腔对剂量分布存在的影响^[12]。

放射性皮肤损伤的发生机制主要是射线对表皮层下的上皮细胞和血管内皮细胞的损伤^[13]。根据不同解剖部位真皮层通常分布在皮下 0.05~0.40 mm 深度间, 较早的国际辐射单位与测量委员会(International Commission on Radiation Units and Measurements, ICRU) 和国际放射防护委员会(International Commission on Radiological Protection, ICRP) 在其

出版物中推荐在 0.07 mm 深度处测量皮肤体表吸收剂量,但临床上通常在皮下 0.10 mm 深度测量,王秀楠等^[14]在研究根治乳腺癌皮肤体表吸收剂量时,探讨了皮下 3 mm 深度的吸收剂量分布情况。在本次研究中使用的 TLD 有 0.8 mm 的厚度,匣片有 2 mm 的厚度,又将匣片紧贴在仿真人模体表面下进行测量,其测量深度要小于皮肤真皮层的真实深度,因此测量的数据并不能代表真实的皮肤剂量,仅为临床提供参考数值。由于皮肤真皮层的有效深度大于测量的有效深度,真实皮肤剂量有可能比测量数据会更高。本研究中,仅在 Alderson Rando 仿真人模体上进行了模拟测量,若能在临床治疗中把 TLD 贴敷在患者身体上进行测量,将更有临床价值。

美国医学物理学家协会(American Association of Physicists in Medicine AAPM)176 号报告指出放射治疗过程中体表吸收剂量受到能量、射野面积、射束入射几何结构、治疗床板及患者体位固定装置等众多因素的影响。本实验仅研究了热塑膜对体表吸收剂量的影响,与上述报告中热塑膜能够提高皮肤表面吸收剂量结论一致。体表吸收剂量在不同肿瘤的放射治疗中,要求不同,有文献报道在根治乳腺癌术后合并复发患者分析中,复发部位位于皮肤层高达 58.6%^[15],LAO 等^[16]也对 26 例乳腺癌切除术后局部复发病例进行分析,其中只有 1 例复发于胸肌层,其余 25 例均复发于皮层或者皮下,因此保证乳腺切除术后放疗皮肤/皮下吸收剂量十分重要;然而何健等^[17]研究表明在鼻咽癌放射治疗中,急性放射性皮炎严重影响患者的生存质量。鉴于这种现象,医生和物理师在做放疗计划设计时应根据不同情况考虑带膜治疗时热塑膜对皮肤体表吸收剂量的影响,并在临床工作中合理利用。

参考文献

- [1] 马娜,曲宝林,解传滨,等. 肿瘤精确放射治疗技术的发展与挑战[J]. 中国医疗设备,2021,36(12):149-153.
- [2] 罗海锋,赵瑞娟,李晶晶,等. 热塑膜固定联合十字标记法在腹部肿瘤放疗中的应用价值[J]. 当代医学,2021,27(33):129-130.
- [3] 汤锐明,宋慧胜,冯正富,等. 放射治疗中热塑膜对皮肤剂量的影响[J]. 中国当代医药,2013,20(16):188-189.
- [4] 曹瑛. 乳腺癌根治术后胸壁调强放疗的浅表剂量研究[D]. 衡阳:南华大学,2016.
- [5] 王为,沈奕晨,蒋马伟. 探讨热释光在螺旋断层放射治疗系统和直线加速器中剂量标定[J]. 中国医学物理学杂志,2019,36(11):1261-1266.
- [6] SUN L,HUANG C,CHEN H,et al. Evaluating the consistency of location of the most severe acute skin reaction and highest skin dose measured by thermoluminescent dosimeter during radiotherapy for breast cancer[J]. Med Dosim, 2016,41(3):216-220.
- [7] 张燕,郑森兴,黄丽华,等. OSL 与 TLD 两种个人剂量监测方法的线性和能量响应的研究[J]. 中国辐射卫生,2014,23(6):555-557.
- [8] 陈舒婷,杨帅,姜仁伟,等. 医科达加速器治疗床对放射治疗剂量的影响[J]. 医疗装备,2018,31(10):41-42.
- [9] 黄洋洋. 放射治疗中影响剂量投射准确性的关键因素研究[D]. 南昌:东华理工大学,2021.
- [10] 李建,康盛伟,祁国海,等. 精确放疗中热塑定位材料对皮肤表面剂量的影响[J]. 肿瘤预防与治疗,2014,27(2):74-76.
- [11] WONG S,BACK M,TAN P W,et al. Can radiation therapy treatment planning system accurately predict surface doses in postmastectomy radiation therapy patients? [J]. Med Dosim, 2012,37(2):163-169.
- [12] DILSON L,CHALLAPALLI S,SOURJYA B,et al. Estimation of surface dose in the presence of unwanted air gaps under the bolus in post-mastectomy radiation therapy:a phantom dosimetric study [J]. Asian Pac J Cancer Prev, 2022,23(9):2973-2981.
- [13] 杨文峰,杨志祥,金增强. 放射性皮肤损伤临床诊断与治疗[J]. 中国辐射卫生,2020,29(1):1-6.
- [14] 王秀楠,王钦,褚尚楠,等. 应用 Monaco 计划系统 Surface margin 功能提高乳腺癌根治术后胸壁浅表剂量[J]. 重庆医学,2022,51(11):1846-1851.
- [15] WANG L,LI L,ZHANG H,et al. Patterns of chest wall recurrence and suggestions on the clinical target volume of breast cancer:a retrospective analysis of 121 postmastectomy patients[J]. Cancer Manag Res, 2020,12:5909-5918.
- [16] LAO N,BRACKSTONE M,FORMENTI S C,et al. Redefining postmastectomy radiation contouring in the era of immediate breast reconstruction:an accurate assessment of local recurrence risk[J]. Clin Transl Radiat Oncol,2021, 29:33-39.
- [17] 何健,高劲,钱立庭. 鼻咽癌急性放射性皮炎的研究进展[J]. 中华放射肿瘤学杂志,2021,30(3):311-315.