

光学体表监测技术用于放射治疗的研究现状

杨佳豪^{1,2,3,4}, 李紫欣^{1,2,3,4}, 张赛⁵, 倪昕晔^{1,2,3,4}

1. 南京医科大学附属常州第二人民医院放疗科, 江苏 常州 213003; 2. 江苏省医学物理工程研究中心, 江苏 常州 213003; 3. 南京医科大学医学物理研究中心, 江苏 常州 213003; 4. 常州市医学物理重点实验室, 江苏 常州 213003; 5. 江苏省常州市武进人民医院肿瘤科, 江苏 常州 213011

【摘要】为了减少在放疗摆位过程中验证摆位误差所产生的额外辐射剂量,且进一步降低放疗摆位的误差和实时监控患者放疗期间的位移偏差,产生了无辐射无标记的体表监测技术。目前,被广泛应用的光学体表引导放射治疗技术也是基于体表监测用于放射治疗的一种。该系统主要通过光学成像设备作为工具对患者进行体表扫描、三维重建、实时监控等,辅助医师更精确地进行放射治疗。本文将从体表标记、三维表面成像系统和可移动设备3个方面对引导放射治疗的方法技术及研究成果进行阐述,并对未来的研究方向进行展望。

【关键词】放射治疗; 体表监测; 体表标记; 三维表面成像系统; 可移动设备; 综述

【中图分类号】R318; R811.1

【文献标志码】A

【文章编号】1005-202X(2025)03-0288-07

Research status of radiotherapy guided by body surface monitoring technology

YANG Jiahao^{1,2,3,4}, LI Zixin^{1,2,3,4}, ZHANG Sai⁵, NI Xinye^{1,2,3,4}

1. Department of Radiotherapy, Affiliated Changzhou No.2 People's Hospital of Nanjing Medical University, Changzhou 213003, China; 2. Jiangsu Province Engineering Research Center of Medical Physics, Changzhou 213003, China; 3. Center of Medical Physics, Nanjing Medical University, Changzhou 213003, China; 4. Changzhou Key Laboratory of Medical Physics, Changzhou 213003, China; 5. Department of Oncology, Wujin People's Hospital of Changzhou, Changzhou 213011, China

Abstract: The radiation-free and unmarked body surface monitoring technology is developed for reducing the additional radiation dose generated by positioning error verification during radiotherapy positioning, and further reducing the positioning error and monitoring the displacement deviation of patients during radiotherapy in real time. At present, the widely used optical surface guided radiotherapy technology is also a type of radiotherapy guided by body surface monitoring. The system mainly uses optical imaging equipment as a tool to complete body surface scanning, three-dimensional reconstruction, real-time monitoring, etc., thereby assisting doctors to carry out radiotherapy more accurately. Herein the study elaborates on the methods, technologies and research results of guided radiotherapy from the aspects of body surface markers, three-dimensional surface imaging systems and mobile devices, and provides prospects for future researches.

Keywords: radiotherapy; body surface monitoring; body surface marker; three-dimensional surface imaging system; mobile device; review

前言

放射治疗(简称放疗)是恶性肿瘤的重要治疗手段之一,大约有2/3的肿瘤患者需要接受放疗。放疗的要求是最大程度将放疗剂量沉积在放疗靶区内的同时使靶区外正常组织所接受的剂量尽可能少,以达到提高放疗增益比目的^[1]。有研究表明,放疗时摆位不准确,将大大提高患者癌症复发概率^[2]。与此同时,在肿瘤放射治疗的单次治疗过程中,由于呼吸运动等功能性运动所引起的器官移动以及分次放疗之间患者的体位偏差,会使得肿瘤及周围正常组织器官出现不同程度的形变,进而导致肿瘤靶区剂量不准确或者正常组织器官受照剂量增加等情况^[3-4]。而体表监测技术在放射治疗中对各种解剖部位的初始

【收稿日期】2024-11-27

【基金项目】国家自然科学基金(62371243);江苏省医学重点学科建设单位(JSDW202237);江苏省重点研发计划社会发展项目(BE2022720);江苏省卫健委面上项目(M2020006);江苏省自然科学基金(BK20231190)

【作者简介】杨佳豪,硕士研究生,研究方向:生物医学工程放射物理,
E-mail: yangjiahao@stu.njmu.edu.cn

【通信作者】倪昕晔,博士,教授,博士生导师,研究方向:医学物理,
E-mail: nxy@njmu.edu.cn

患者摆位、患者的实时运动监测和加速器的射束门控等方面,发挥着重要作用,可以减少放疗前的患者摆位误差、放疗过程中患者的移动误差和呼吸运动导致肿瘤运动的移动误差,同时最大限度地保护危及器官(Organs at Risk, OAR)。

目前,很多放疗单位采用基于激光与体表标记结合的方式进行初步摆位,而后使用电子射野影像装置(Electronic Portal Imaging Device, EPID)、锥形束CT(Cone Beam Computed Tomography, CBCT)等技术修正摆位误差^[5],提高摆位精度。然而上述常规的摆位方式依旧存在许多应用限制和不足之处,例如体表标记难以在患者身上维持、易模糊;再次勾画时可能存在误差,影响摆位精度;重新放疗定位耗时长且成本高,延误治疗时机。而且EPID、CBCT等技术使患者接受额外的辐射剂量,影响计划剂量分布,可能会增加正常组织损伤的概率以及继发肿瘤的风险^[6]。故本文将介绍基于光学体表监测技术用于放射治疗的应用研究现状,并阐述出其中的优点和缺点。

1 体表标记技术的应用研究

对于放疗摆位的方法,在一定程度上都是基于患者表面的三维(3D)成像技术来对患者进行放疗摆位和放疗期间的实时监控,而体表标记技术在放疗摆位的历史过程中一直都有在使用,从最开始的根据患者的体表特征来制作特有的体位固定装置来限制体位变化,提高摆位重复性和治疗的准确性^[7]。到后来根据体表某些主要部位运动的特征变化通过主成分分析算法的计算进行肿瘤运动的预测^[8]。这些都是患者体表标记的一种。

如今计算机技术不断发展完善。放疗中相关的技术越来越精细化,但是放疗的基础依旧是体位固定,也是确保放疗体位准确性、重复性的关键环节,合适且先进的体位固定装置可以减小摆位误差,为精确放疗的实施提供保障,从而提高治疗效果^[9]。张敬慧^[10]研究了传统的乳腺托架与新型的发泡胶两种体位固定装置对乳腺癌固定效果的对比。运用新型的发泡胶,只需要把材料倒入固定袋,然后让患者按医师要求躺在上面,发泡胶自然会膨胀,贴合患者的体表,然后用铅丝标记患者原发病灶的手术瘢痕。实验结果显示,研究组腹背(X轴)摆位误差为 (1.72 ± 0.57) mm、头脚(Y轴)摆位误差为 (1.60 ± 0.51) mm、身体左右(Z轴)摆位误差为 (2.27 ± 0.67) mm,均小于参考组($P < 0.05$),且腹背、头脚、身体左右的摆位误差小于参考组($P < 0.05$),且摆位时间短于参考组($P < 0.05$),与乳腺托架固定相比,使用发泡胶固定

体位可缩短老年乳腺癌放疗中摆位时间,减小放射治疗的摆位误差。但是该方法并不能实时监控患者的体位变化,在放疗过程中医师并不能实时观察到患者的体位变化,而且乳腺癌距离心脏、肺等OAR较近,医师也无法对OAR的辐射剂量进行精确的控制。因此用到了呼吸运动追踪,可以更好地预测肿瘤运动。Ernst等^[11]采用特制的衣物,11个圆形标记被打印到一件Ly-cra衬衫上,在患者进行呼吸的过程中,由于患者胸腹部不同位置的起伏情况各不相同,因此通过用Kinect传感器识别11个圆形标记能增加呼吸追踪的精度,并通过基于交叉相关的模板匹配在相机的彩色图像中进行跟踪。但是在实验过程中由机械臂上Kinect传感器测量到的距离与机械臂真实运动的偏差很大,在50 cm量级的工作距离下,误差最大值为3.7 mm,均方根误差为2.0 mm。未来在降低误差之后,可以通过CBCT的图像和预测的呼吸运动的数据进行匹配,在放疗中对患者进行呼吸门控,但是呼吸运动和肿瘤运动之间的关系还有待进一步挖掘。

2 3D光学表面成像(OSI)的产品应用研究

3D成像OSI在医疗和临床领域的发展和应用已有多年的^[12-17],作为光学体表引导放射治疗(Surface Guided Radiation Therapy, SGRT),它已经越来越多地应用于放射治疗临床当中,如乳腺癌治疗的患者设置和运动监测,包括用于左侧乳腺癌患者心脏保留的深吸气屏气(DIBH),以及用于脑肿瘤的立体定向放射外科手术(SRS)等。到目前为止,用于放射治疗的3种主要的商用OSI系统都是采用结构光的方法来实现高空间和高时间分辨率,分别有OSMS-AlignRT™系统(VisionRT, Ltd, 伦敦,英国)、Sentinel™/Catalyst HD监控与摆位验证系统(C-RAD, 瑞典)和IDENTIFY™系统(Varian Medical Systems, Inc, Palo Alto, CA)。

2.1 AlignRT™ 光学监测系统

AlignRT™系统是一种放射治疗期间体表运动的光学检测系统,该系统硬件由3个摄像机单元组成,每个单元使用一个红光伪随机散斑图案投影仪照亮患者体表,并使用图像传感器以数千个点3D重建患者体表轮廓^[18](图1),以此来完成患者体表的3D重建,达到实时跟踪患者体表的运动。OSMS-AlignRT™光学检测系统的优点在于能够以5~10 Hz的频率和亚毫米精度实时跟踪身体的运动^[19],在临床实践中可用于患者的定位和运动跟踪。此外,通过与CBCT结合,它可以提供更可靠的图像引导。根据制造商的配置规格,系统的滞后时间小于100 ms。

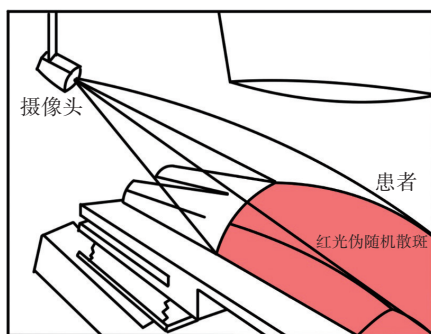


图1 AlignRT™ 光学监测系统投影模型图

Figure 1 Projection model of AlignRT™ optical monitoring system

在体部立体定向放射治疗(SBRT)中, OSMS-AlignRT™ 光学检测系统通过监测胸、腹部、盆腔等部位呼吸起伏,以此来对患者体表的呼吸运动进行实时追踪,降低 OAR 的辐射量,以局部晚期胰腺癌(Locally Advanced Pancreatic Carcinoma, LAPC)患者为例,由于其不可切除的特殊性,SBRT 成为 LAPC 患者有效且安全的治疗方法^[20-21]。该系统则是通过监测患者深呼吸时的胸腔运动,引导患者在深呼吸的情况下,在 OAR 与肿瘤靶区的距离加大时对肿瘤进行放疗照射,这样更有利于对 OAR 的保护。对 45 例使用 OSMS-AlignRT™ 光学检测系统进行 SBRT 治疗的患者的数据进行分析。中位随访时间为 15 个月,1 年无局部进展率和生存率分别为 95.5% 和 71.1%,中位无进展生存期为 14 个月,所有患者诊断后的中位总生存期为 17 个月,分析时存活的患者为 19 个月,无患者出现>G2 毒性^[18]。但是该方法也有局限性,对患者有一定的要求,在制定治疗计划之前,所有患者都接受了 OSMS-AlignRT 的“测试”,以确定他们是否能够充分地(重复和持续至少 20 s)屏住呼吸,因此具有局限性。

2.2 C-RAD 监控与摆位验证系统

C-RAD 系统是由瑞典 C-RAD AB 公司研发生产的一种先进的体表追踪系统,广泛应用于肿瘤放射治疗领域。该系统主要包括 Catalyst 和 Sentinel 4D CT 两个部分。C-RAD 的光学表面扫描仪 Catalyst HD 是由 3 个天花板安装的扫描仪单元和相关的 c4D 软件组成。直线加速器室中扫描仪的布置以彼此约 120° 的角度进行摆放(图 2),即使机架围绕患者旋转的过程中也能够连续检测到患者的表面。在扫描的过程中,该器件会发射波长为 405 nm(蓝色)、528 nm(绿色)和 624 nm(红色)的可见光,并通过集成的电荷耦合器件相机捕获重投影,将计算出的摆位误差直接投射至患者体表,通过不同颜色光的指示,告知治疗师如何纠正患者姿势,使其与计划的治疗位置相匹配。表面扫描与初始获取的参考扫描的比较是

基于通过光学三角测量的摄影测量原理,并通过 6 个自由度(横向、纵向、垂直、旋转、滚动和俯仰)的非刚性迭代最近点算法进行,以便更好地进行摆位误差的测量^[22]。Sentinel™ 作为单独的子系统,由一套激光发射系统和能够接受激光信号的照相机组成。Sentinel™ 系统具有 3 大应用模块:(1)cPosition 用于快速准确辅助患者摆位;(2)cMotion 用于监测治疗过程中患者体位的变化情况;(3)cRespiration 可应用于呼吸门控^[23]。系统精度为 (0.1 ± 0.2) mm,且与 CBCT 在辅助监测摆位时存在一定相关性^[24]。

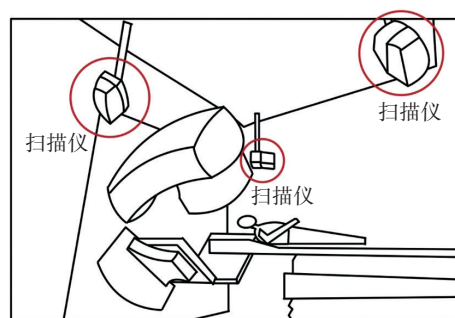


图2 C-RAD的光学表面扫描仪 Catalyst HD 设备图

Figure 2 Diagram of optical surface scanner Catalyst HD equipment of C-RAD

在临床应用中,C-RAD 系统可用于指导初始患者体位、内部运动监控和呼吸同步仿真技术以及治疗期间呼吸运动管理等^[25]。以放疗摆位为例,Stieler 等^[26]利用 CBCT 评估 C-RAD 系统与患者定位之间的关系,在该研究的临床部分,对 13 例头颈部、胸部和腹部接受治疗的患者的 224 个部位进行评估,临床数据显示 Catalyst™(表面驱动)和 CBCT(靶向驱动)系统之间的残余目标位置差异在 (0.07 ± 0.28) cm/ (0.13 ± 0.40) cm/ (0.15 ± 0.36) cm/ $(0.11 \pm 1.57)^\circ$ / $(-0.43 \pm 1.68)^\circ$ / $(-0.10 \pm 1.67)^\circ$ (横向/纵向/垂直/旋转/滚动/俯仰),体现出该系统对患者的摆位具有良好的相关性,在临床上的实践是可靠的,但是在不同部位肿瘤的摆位的精度各不相同,与头部区域相比,胸部和腹部区域的摆位精度还有待提高。

SGRT 系统中的光学传感器或其他部件在运行过程中因自身发热等原因而导致的测量误差变化,称为热漂移。用于 SGRT 的光学系统的热漂移增加患者设置和监测的不确定性^[27-28]。Lehmann 等^[29]利用 4 个临床 C-Rad Catalyst HD(Catalyst)系统进行漂移测量,通过测量静止物体的位置,由于物体本身不移动,因此检测到的任何移动都是由于系统中的漂移。4 种 Catalyst HD 系统的最大临床漂移为 1 mm,研究发现增加预热时间能够有效地减少这种漂移。

SGRT 的供应商应当将相应方法纳入其软件之中,以便主动管理这种漂移。而 C-Rad 在审查上述数据后发布新的软件版本(6.1.2SP1),该新版本已经由作者在测试版中进行测试,它能够让摄像机和投影机持续运行,在大多数情况下可以有效地消除冷却问题。

2.3 Varian IDENTIFY™系统

IDENTIFY™系统由光学成像系统、射频识别系统、初始验证系统和3个子系统组成^[30]。硬件由3个吊舱组成,每个吊舱由一个使用蓝色LED灯的随机模式投影仪和两个安装在天花板上的立体摄像机组成。其使用一种独特的点状图案在物体表面产生有纹理的投影用于将相机图像重建为3D图像,利用立体摄像机对反射的图案进行捕捉,以计算图案中每个点的位置^[31](图3)。在某种程度上,该系统与C-RAD系统一样,都是采用彩色的光线叠加到现实场景中,方便治疗师指导患者位置和姿势的调整,减少摆位误差,且也配备可用于呼吸指导和门控的单独模块^[32]。但是IDENTIFY™系统采用更大视野的3D摄像机,提高治疗的精准度。

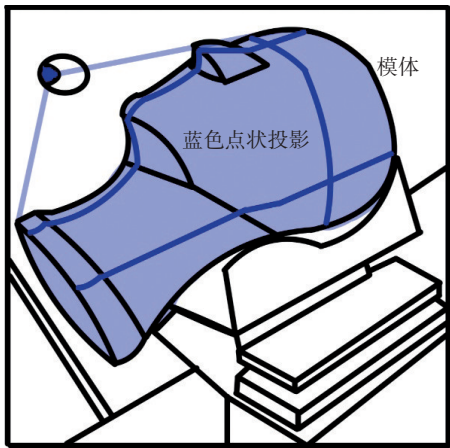


图3 IDENTIFY™系统投影模体图
Figure 3 IDENTIFY™ system projection module

在临床应用中,Dekker等^[31]研究IDENTIFY™系统在闭孔直线机上的技术性能,分别在不同的体模几何形状、不同的皮肤颜色和不同的环境光条件下进行彻底的分析,以建立系统的准确性、精密度、再现性、时间稳定性和定位精度,对于白色头部体模,IDENTIFY™系统在闭孔直线加速器的加载位置的位移精度为0.07 mm,角度精度为0.07°;在对准位置的位移精度为0.06 mm,角度精度为0.01°。加载位置的位移精度为0.02 mm,角度精度为0.02°;对齐位置的位移精度为0.01 mm,角度精度为0.02°。Penta-Guide体模的精度与白色头部体模相当,在对

齐位置的位移精度为0.06 mm,角度精度为0.01°。该系统在对齐位置对CIRS肺体模进行平移测量时,位移精度为0.20 mm,角度精度为0.05°,略低于其他体模。再现性测量显示,载荷位置的变化为0.02 mm。在时间稳定性方面,30 min内最大漂移量为0.33 mm,加载位置最大漂移量为0.02°。其中并未观察到环境光水平对IDENTIFY™系统的准确性的影响。关于不同的表面颜色,与白色表面相比,黑色体模的系统准确性略差,但与临床无关。与其他的商业OSI系统相比,Covington等^[33]在IDENTIFY™的1164次SRS处理的调试和违规运动数据显示,该系统的性能与其他商用表面成像系统(SI)相当。同时发现,与其他OSI系统一样,定位精度在非零沙发角度和摄像机吊舱被龙门运动阻碍时下降,在治疗结束时,表面成像系统给的报告中平移偏移量的中值为0.27 mm。当机架阻挡摄像头时,表面成像系统报告的偏移量增加,在治疗床角度不为零的情况下,观察到的偏差显著增大,这也是日后需要改进的部分。

3 可移动设备的产品应用研究

由于商用OSI系统高昂的价格和服务成本,且都存在一些不足之处,例如AlignRT系统的频率被限制在6.5 Hz且重建时间较长,与其他技术相比,该技术不能准确地重建头发或衣服等低反射表面^[34]。Catalyst系统是基于三角测量方法在摆位过程中实时对患者的体表位置进行确认,但是该系统在摆位的精确度上有所降低^[35],且SGRT在头脚方向上误差较大^[36]。摄像单元的碰撞、遮挡、偏移等都会影响放疗摆位^[34]。因此,市面上推出许多性能改进的相机并且利用一些多功能的电子产品进一步辅助放疗摆位,在降低误差的同时,成本也降低了许多。本文将从RGB-D相机等一系列深度相机和iPad等类似的移动电子产品,进行阐述便携移动设备的应用及其研究现状。

3.1 深度相机的应用

RGB-D相机是一类深度传感器,市面上大多数都是采用这类传感器进行3D重建的算法,但是需要专门的硬件(功能强大的显卡和大量的板载内存),因此很少人将其应用在放疗摆位的领域。Bauer等^[37]提出通过匹配来自患者表面数据的3D特征进行粗糙的初始患者的定位的系统,采用最初的Kinect来评估算法的精准度,但是使用的RGB-D相机只能固定在环境中,故而误差较大。后来Sarmadi等^[38]采用手持式RGB-D相机对患者进行扫描,创捷RGB-D序列(患者不同部位的扫描图像),然后采用UcoSLAM^[39]算法对RGB-D序列进行跟踪,该算法可以利用视觉

关键点和ArUco平面标记^[40-41]。UcoSLAM算法生成关键帧并给出每个关键帧的相机姿态,然后用这些来生成关键帧的配准点云。通过全局迭代最近点算法对该配准进行细化,并将点云转换为单个高度图。最后,将当前场景的高度图与参考场景的高度图进行比较,生成一个误差图和一个姿态叠加,可用于校正患者相对于参考场景的位置(当前场景是在放疗的治疗阶段创建的场景,参考场景是在规划阶段生成的场景)。该方法没有特殊设备只是普通计算机运算,相比于传统放疗摆位既减少辐射剂量,又比商用OSI系统实惠。

3.2 移动电子产品的应用

随着计算机技术的发展,增强现实(Augmented Reality, AR)技术和混合现实(Mixed Reality, MR)技术因其3D可视化的优势和其多元化的交叉属性,也被广泛应用于医学行业当中。在放射治疗领域,2009年,Talbot等^[42]首次提出运用AR技术开发用于外照射放射治疗中患者摆位的系统。该系统从计划CT数据中获取患者外轮廓的3D模型,通过AR摆位系统将模型叠加至视频图像的正确位置以进行治疗。技术员能够查看显示器,确认患者位置是否正确。经研究发现,平移设置误差小于2.4 mm,旋转误差小于0.3°。这项原理验证研究充分证明使用AR进行患者位置和姿势指导的可行性。2022年,Li等^[43]设计并实现一个运行在基于iOS平台的iPad智能平板上的AR引导放疗,该系统硬件由3个iPad组成,分别放置在治疗床的两侧及末端,主要使用iPad的后置摄像头对周围的治疗环境进行实景拍摄,实时分析由相机获取到的视频流,并从中检测出事先扫描到的预定标志物体的位置和方向,加载事先制作的3D虚拟模型并对3D虚拟模型校准至加速器等中心处,以此时的3D虚拟模型作为金标准引导技术人员进行患者摆位,该研究表明AR定位得到的HD95平均值分别为4.617和5.583 mm,激光定位得到的HD95平均值分别为6.821和7.292 mm;AR定位得到的HD75平均值分别为2.613和3.201 mm,激光定位得到的HD75平均值分别为3.454和5.087 mm,AR定位和模拟CT后患者设置的吻合度明显高于激光定位。AR引导放射治疗的效果总体上优于传统的激光定位,尤其是对于诊断为胸腹癌的患者。而相比于Talbot等^[42]提出的方法在操作上也更加便捷。有待改进的点在于该系统并没有做到把定位CT的3D虚拟模型自动校准在加速器等中心处,以此来引导放疗摆位。

MR在放疗领域的应用主要通过沉浸式技术将虚拟对象(全息图)覆盖在物理环境中,这个概念在

光学透视头戴显示器(HoloLens 2)得到充分的实现,MR不同于AR的地方在于,用户与物理环境形成交互,让放疗摆位过程更加便捷。2022年,Johnson等^[44]开发和初步测试一种放射治疗系统,该系统使用混合现实可视化进行患者姿势矫正和对齐。该系统让用户通过HoloLens 2设备实时直观地查看患者及其体表的参考全息图。让全息图与加速器等中心进行配准,然后将患者与全息图进行匹配来达到患者与加速器配准的目的。该系统使用的方法总体上类似于SGRT,其优点在于它基于HoloLens 2的设备的特点提供一个实时的视觉参考,能够实现实时反馈和在线校正,旨在克服SGRT在多个方面的局限性,包括其有限的视场(FOV)、人体工程学问题、便携性不足以及成本相关的限制。不足之处在于在人体非刚性配准的精度上还有待加强。

4 光学体表监测技术与传统的摆位监测技术

的对比研究

上述以SGRT为代表的光学体表监测技术正在发展成为一种有前途的方案,替代传统摆位监测技术,如CBCT、EPID等。它使用光学跟踪系统来分析与参考CT匹配的表面形态。SGRT可以通过减少进行的CBCT数量来减少治疗持续时间和成像剂量。在精准度上有着差不多的成效。Vivekanandan等^[45]选取120例乳腺癌患者(每组60例)接受IMRT或3D适形放疗,将CBCT图像与SGRT图像进行比较。在SGRT组中,在SGRT定位后进行CBCT,以分析和比较SGRT技术的准确性。CBCT和SGRT获得的每个轴的位移比较显示,CBCT的Z(垂直)、Y(纵向)、X(水平)、P(俯仰)、R(翻滚)和Y(偏航)分别为0.02 mm、0.04 mm、-0.11 mm、0.29°、-0.12°和0.32°,SGRT的Z(垂直)、Y(纵向)、X(水平)、P(俯仰)、R(翻滚)和Y(偏航)分别为0.1 mm、0.02 mm、0.03 mm、0.71°、0.06°和0.39°。结果表明,各组在Z($P=0.151$)、Y($P=0.760$)、俯仰角($P=0.074$)、偏航角($P=0.385$)和翻滚角($P=0.52$)方面均无统计学上的显著差异,但在X维度上观察到了差异($P=0.021$)。尽管SGRT与CBCT成像技术在患者定位方面不相上下,公差在mm范围内,但是SGRT系统具有减少辐射暴露和缩短总体治疗时间的优点,相比之下,SGRT系统更具有广阔的前景。

SRS的患者在治疗过程中通过治疗床进行旋转,以优化剂量输送到病人。de Graaf等^[46]通过自制的内置滚珠轴承的体模,以模拟在直线加速器上的临床治疗,使用EPID的WL测试和SGRT系统监测该体模位置,发现SGRT系统和EPID测量之间的小偏差在不同的治疗床角度位置在0~0.8 mm的范围

内,除治疗床旋转 90°外,不同治疗床角度位置下 EPID 和 SGRT 的目标位置差异均在 0.5 mm 以内。在该实验中 SGRT 和 EPID 之间的偏差在 1 mm 的临床公差范围内,SGRT 系统在治疗摆位的测量中依旧存在一些小偏差,因此建议在调试期间对 SGRT 系统测量的真实的目标位置和光学位置之间的相关性和准确性进行检查。未来还需对 SGRT 系统的微调是否可行,在治疗床旋转 90°产生偏差的原因等问题进行研究。

5 总结与展望

光学体表监测技术在放疗领域有着非常重要的作用,不仅解决放疗摆位的问题,同时能实时监控放疗中患者的移动。随着智能化的普及,放疗过程不再需要像从前一样繁杂,且能极大程度缓解医生的工作量,使放疗的时间大幅减少。光学体表监测技术不仅在 3D 成像 OSI 系统得以实现,陆续也出现在一些便捷且平价的设备上,尽可能地满足许多医院的需求。但是其中也有一些不足,在放疗中 DIBH 的实施,对患者有一定要求,并不适用所有患者,对于人体呼吸运动和体内肿瘤的运动还有待进一步的探索,这样就能根据患者的呼吸运动,实时对进行放射治疗,精准地将剂量辐射到肿瘤靶区,相信光学体表监测在放疗领域会有更好的前景。

【参考文献】

[1] 李明,吴建亭,王君辉,等. 肿瘤放射治疗中图像引导方式研究进展[J]. 生物医学工程与临床, 2022, 26(5): 652-657.
Li M, Wu JT, Wang JH, et al. Research progress of image guidance in tumor radiotherapy[J]. Biomedical Engineering and Clinical Medicine, 2022, 26(5): 652-657.

[2] 刘绍兵. 放疗摆位质量控制措施[J]. 中国卫生产业, 2020, 17(6): 38-39.
Liu SB. Quality control measures for radiotherapy setting[J]. China Health Industry, 2020, 17(6): 38-39.

[3] Keall PJ, Mageras GS, Balter JM, et al. The management of respiratory motion in radiation oncology report of AAPM Task Group 76[J]. Med Phys, 2006, 33(10): 3874-3900.

[4] Kim DH, Ko YE, Je HU. Dosimetric impact of respiratory motion on proximal bronchial tree during lung cancer stereotactic body radiation therapy: a patient-specific phantom study[J]. J Radiat Res Appl Sci, 2024, 17(3): 101000.

[5] 张月美. 光学表面成像辅助 CBCT 引导放疗摆位的可行性研究[D]. 武汉: 武汉大学, 2018.
Zhang YM. A optical surface imaging system (CatalystHD) for patient positioning in radiotherapy[D]. Wuhan: Wuhan University, 2018.

[6] Tsironi F, Myronakis M, Stratakis J, et al. Organ dose prediction for patients undergoing radiotherapy CBCT chest examinations using artificial intelligence[J]. Phys Med, 2024, 119: 103305.

[7] Wan B, Liang B, Huan FK, et al. Comparison of setup errors of immobilization devices for thoracic radiotherapy[J]. Med Dosim, 2022, 47(4): 325-328.

[8] Fakhraei S, Ehler E, Sterling D, et al. A patient-specific correspondence model to track tumor location in thorax during radiation therapy[J]. Phys Med, 2023, 116: 103167.

[9] Lee J, Shin NY, Lee SJ, et al. Development of magnetic resonance-compatible head immobilization device and initial experience of

magnetic resonance-guided radiation therapy for central nervous system tumors[J]. Pract Radiat Oncol, 2024, 14(5): e324-e333.

[10] 张敬慧. 乳腺托架固定与发泡胶固定体位用于老年乳腺癌放疗中的摆位精度观察[J]. 黑龙江医药科学, 2024, 47(3): 121-123.
Zhang JH. Observation on positioning accuracy of breast bracket fixation and Styrofoam fixation in elderly breast cancer radiotherapy[J]. Heilongjiang Medicine and Pharmacy, 2024, 47(3): 121-123.

[11] Ernst F, Saß P. Respiratory motion tracking using Microsoft's Kinect v2 camera[J]. Curr Dir Biomed Eng, 2015, 1(1): 192-195.

[12] Winder J, McRitchie I, McKnight W, et al. Virtual surgical planning and CAD/CAM in the treatment of cranial defects[J]. Stud Health Technol Inform, 2005, 111: 599-601.

[13] O'Connell RL, Stevens RJ, Harris PA, et al. Review of three-dimensional (3D) surface imaging for oncoplastic, reconstructive and aesthetic breast surgery[J]. Breast, 2015, 24(4): 331-342.

[14] Hoisak JD, Pawlicki T. The role of optical surface imaging systems in radiation therapy[J]. Semin Radiat Oncol, 2018, 28(3): 185-193.

[15] Padilla L, Havnen-Smith A, Cerviño L, et al. A survey of surface imaging use in radiation oncology in the United States[J]. J Appl Clin Med Phys, 2019, 20(12): 70-77.

[16] Li G, Yamada Y, Ballangrud Å. Image guidance for frameless radiosurgery including surface mapping[M]//Yamada Y, Chang E, Fiveash JB, et al. Radiotherapy in managing brain metastases: a case-based approach. Cham: Springer International Publishing, 2020: 311-322.

[17] Li G. Advances and potential of optical surface imaging in radiotherapy[J]. Phys Med Biol, 2022, 67(16): 10.

[18] Kaučić H, Kosmina D, Schwarz D, et al. Stereotactic body radiotherapy for locally advanced pancreatic cancer using optical surface management system - AlignRT as an optical body surface motion management in deep breath hold patients: results from a single-arm retrospective study[J]. Cancer Manag Res, 2022, 14: 2161-2172.

[19] Vision RT Ltd. Our market-leading SGRT solution[EB/OL]. (2022-03-25). <https://visionrt.com/our-solutions/alignrt-v2/>.

[20] Hajj C, Goodman KA. Pancreatic cancer and SBRT: a new potential option?[J]. Rep Pract Oncol Radiother, 2015, 20(5): 377-384.

[21] Goodman KA. Stereotactic body radiation therapy for pancreatic cancer[J]. Cancer J, 2016, 22(4): 290-295.

[22] Carl G, Reitz D, Schönecker S, et al. Optical surface scanning for patient positioning in radiation therapy: a prospective analysis of 1902 fractions[J]. Technol Cancer Res Treat, 2018, 17: 1533033818806002.

[23] 顾文栋, 李齐林, 高旻, 等. 002LFC 调强放疗模体评价 SentinelTM 监控与摆位验证系统的精确性研究[J]. 中华放射肿瘤学杂志, 2013, 22(6): 493-496.
Gu WD, Li QL, Gao M, et al. A 002LFC intensity-modulated radiotherapy (IMRT) phantom evaluation of SentinelTM system for patient set-up verification in radiotherapy[J]. Chinese Journal of Radiation Oncology, 2013, 22(6): 493-496.

[24] Pallotta S, Marrazzo L, Ceroti M, et al. A phantom evaluation of Sentinel™, a commercial laser/camera surface imaging system for patient setup verification in radiotherapy[J]. Med Phys, 2012, 39(2): 706-712.

[25] 李宏奇, 王颖杰, 刘承利, 等. 精确放射治疗中的影像引导技术成像原理和应用[J]. 中国医药导报, 2018, 15(19): 30-33.
Li HQ, Wang YJ, Liu CL, et al. Imaging principle and application of image-guided technology in the precise radiotherapy[J]. China Medical Herald, 2018, 15(19): 30-33.

[26] Stieler F, Wenz F, Shi M, et al. A novel surface imaging system for patient positioning and surveillance during radiotherapy. A phantom study and clinical evaluation[J]. Strahlenther Onkol, 2013, 189(11): 938-944.

[27] Freisleder P, Kügele M, Öllers M, et al. Recent advanced in Surface Guided Radiation Therapy[J]. Radiat Oncol, 2020, 15(1): 187.

[28] Freisleder P, Kügele M, Öllers M, et al. Correction to: recent advances in surface guided radiation therapy[J]. Radiat Oncol, 2020, 15(1): 244.

[29] Lehmann J, Standen TS, Kaur G, et al. Methodology of thermal

- drift measurements for surface guided radiation therapy systems and clinical impact assessment illustrated on the C-Rad Catalyst[®] HD system[J]. *Tech Innov Patient Support Radiat Oncol*, 2022, 21: 58-63.
- [30] 张赛, 李春迎, 张恒, 等. 光学体表引导放射治疗研究现状[J]. *中国辐射卫生*, 2022, 31(3): 362-366.
- Zhang S, Li CY, Zhang H, et al. Current research on surface guided radiation therapy[J]. *Chinese Journal of Radiological Health*, 2022, 31(3): 362-366.
- [31] Dekker J, van Het Schip S, Essers M, et al. Characterization of the IDENTIFY[™] surface scanning system for radiation therapy setup on a closed-bore linac[J]. *J Appl Clin Med Phys*, 2024, 25(4): e14326.
- [32] Al-Hallaq HA, Cerviño L, Gutierrez AN, et al. AAPM task group report 302: surface-guided radiotherapy[J]. *Med Phys*, 2022, 49(4): e82-e112.
- [33] Covington EL, Stanley DN, Sullivan RJ, et al. Commissioning and clinical evaluation of the IDENTIFY[™] surface imaging system for frameless stereotactic radiosurgery[J]. *J Appl Clin Med Phys*, 2024, 25(8): e14444.
- [34] Paxton AB, Manger RP, Pawlicki T, et al. Evaluation of a surface imaging system's isocenter calibration methods[J]. *J Appl Clin Med Phys*, 2017, 18(2): 85-91.
- [35] Qi XS, Albuquerque K, Bailey S, et al. Quality and safety considerations in image guided radiation therapy: an ASTRO safety white paper update[J]. *Pract Radiat Oncol*, 2023, 13(2): 97-111.
- [36] Walter F, Freisleder P, Belka C, et al. Evaluation of daily patient positioning for radiotherapy with a commercial 3D surface-imaging system (Catalyst[™])[J]. *Radiat Oncol*, 2016, 11(1): 154.
- [37] Bauer S, Wasza J, Haase S, et al. Multi-modal surface registration for markerless initial patient setup in radiation therapy using Microsoft's Kinect sensor[C]//2011 IEEE International Conference on Computer Vision Workshops (ICCV Workshops). Piscataway, NJ, USA: IEEE, 2011: 1175-1181.
- [38] Sarmadi H, Muñoz-Salinas R, Álvaro Berbís M, et al. 3D reconstruction and alignment by consumer RGB-D sensors and fiducial planar markers for patient positioning in radiation therapy [J]. *Comput Methods Programs Biomed*, 2019, 180: 105004.
- [39] Muñoz-Salinas R, Medina-Carnicer R. UcoSLAM: simultaneous localization and mapping by fusion of keypoints and squared planar markers[J]. *Pattern Recognit*, 2020, 101: 107193.
- [40] Garrido-Jurado S, Muñoz-Salinas R, Madrid-Cuevas FJ, et al. Generation of fiducial marker dictionaries using mixed integer linear programming[J]. *Pattern Recognit*, 2016, 51: 481-491.
- [41] Romero-Ramirez FJ, Muñoz-Salinas R, Medina-Carnicer R. Speeded up detection of squared fiducial markers[J]. *Image Vis Comput*, 2018, 76: 38-47.
- [42] Talbot J, Meyer J, Watts R, et al. A method for patient set-up guidance in radiotherapy using augmented reality[J]. *Australas Phys Eng Sci Med*, 2009, 32(4): 203-211.
- [43] Li CY, Lu ZD, He M, et al. Augmented reality-guided positioning system for radiotherapy patients[J]. *J Appl Clin Med Phys*, 2022, 23(3): e13516.
- [44] Johnson PB, Jackson A, Saki M, et al. Patient posture correction and alignment using mixed reality visualization and the HoloLens 2 [J]. *Med Phys*, 2022, 49(1): 15-22.
- [45] Vivekanandan A, Chaudhary S, Aashita A, et al. Accuracy of patient setup in breast cancer radiation therapy using cone beam computed tomography and surface-guided radiotherapy-a comparative analysis[J]. *Int J Radiat Oncol Biol Phys*, 2024, 120(2): e195-e196.
- [46] de Graaf P, van Dam A, Rooy MH, et al. 65: accuracy of SGRT versus MV EPID-based ball bearing positions for clinical range of couch rotations[J]. *Radiother Oncol*, 2024, 194(S1): S4737-S4739.

(编辑:陈丽霞)