

## 切伦科夫发光成像在肿瘤放疗中的应用进展

李毅, 马瑾璐, 韩苏夏

西安交通大学第一附属医院肿瘤放疗科, 陕西 西安 710061

**【摘要】**切伦科夫发光成像具有成像速度快、无辐射、实时等优点, 广泛应用于X射线、电子线治疗肿瘤过程中。本文主要介绍切伦科夫光子的特点及切伦科夫发光成像在肿瘤放射治疗的应用和质控方面的研究进展。

**【关键词】**切伦科夫发光成像; 肿瘤放射治疗; 综述

**【中图分类号】**R811; R312

**【文献标志码】**A

**【文章编号】**1005-202X(2018)01-0060-10

### Advances in Cerenkov luminescence imaging for radiation oncology

LI Yi, MA Jinlu, HAN Suxia

Department of Radiation Oncology, the First Affiliated Hospital of Xi'an Jiaotong University, Xi'an 710061, China

**Abstract:** With the advantages of fast imaging, without irradiation and real-time imaging, Cerenkov luminescence imaging has been widely applied in the X-ray, electron beam irradiations for tumors. Herein, we mainly introduced the characteristics of Cerenkov photon and summarized the application of Cerenkov luminescence imaging in the radiotherapy for tumors and quality assurance.

**Keywords:** Cerenkov luminescence imaging; radiation oncology; review

### 前言

带电粒子穿过非导电性介质过程中, 它的速度大于光在该介质中的相速度时介质会产生一种光线, 这种现象称为切伦科夫发光现象。切伦科夫光具有两个特点: 一是光子沿着带电粒子入射方向, 以一定的角方向发散, 可通过在一定视场角范围内收集光子; 二是光子光谱属于连续光谱, 而且光谱成分比例与波长平方成反比。大部分光谱范围内的光子在人体组织中被散射吸收, 少数光子能穿过人体组织到达人体体表, 总体光子强度较弱, 其中近红外部分光子权重最大。基于切伦科夫光的以上特点, 可采用高灵敏度的探测器在一定视场范围内收集光子成像。这种利用切伦科夫发光产生的光线对介质成像的方法, 称为切伦科夫发光成像(Cerenkov Luminescence Imaging, CLI)<sup>[1-3]</sup>。CLI具有成像速度快、无辐射、实时等优点, 广泛应用于X射线、电子线

治疗肿瘤过程的体表位置成像及治疗过程的质量控制(Quality Assurance, QA), 但也面临着剂量偏差较大和人体体表成像剂量无法准确评估的挑战, 有待进一步研究。本文主要介绍切伦科夫光子的特点及CLI在肿瘤放射治疗的应用和QA方面的研究进展。

### 1 切伦科夫光子的特点

#### 1.1 切伦科夫光子的分布

切伦科夫辐射沿着带电粒子方向, 以一定的发散角辐射光子。发散角 $\theta$ 决定于带电粒子的相速 $\beta = v/c$ , 与介质的折射系数 $n$ 关系为:

$$\cos \theta = \frac{1}{\beta n} \quad (1)$$

由以上公式可见, 当带电粒子在介质中的速度降低时, 切伦科夫光子的发散角变小。

切伦科夫光子的角分布与带电粒子相速和介质折射率有关。首先, 带电粒子的相速与它的动能相关, 而且带电粒子的动能必须满足一定条件下, 才能与介质产生切伦科夫效应, 也就是说带电粒子具有能量阈值效应, 表达式为:

$$T_{\min} = m_0 c^2 [\gamma(\beta_{\min}) - 1] \quad (2)$$

其中,  $m_0 c^2$  代表带电粒子的静止质量。  $\gamma = \frac{1}{\sqrt{1-\beta^2}}$  代

**【收稿日期】**2017-11-15

**【作者简介】**李毅, 硕士, 主要研究方向: 医学物理, E-mail: flinglee@sina.com

**【通信作者】**韩苏夏, 博士, 教授, 博士生导师, 主要研究方向: 肿瘤放射治疗, E-mail: shan87@xjtu.edu.cn

表带电粒子的总能量。切伦科夫光子能量阈值在水介质和人体组织中分别为264和219 keV。其次,不同介质具有不同的折射系数,如空气、水和人体组织的折射系数分别为1.05、1.33和1.40。而且,不同折射系数下,切伦科夫光子发散角与带电粒子相速之间的关系也不同,如图1所示。相同带电粒子相速下,介质折射率越大,切伦科夫分布角度越大。相应地,折射系数不同,带电粒子能量阈值也不同,如图2所示。介质折射系数越大,带电粒子能量阈值越低<sup>[4]</sup>。

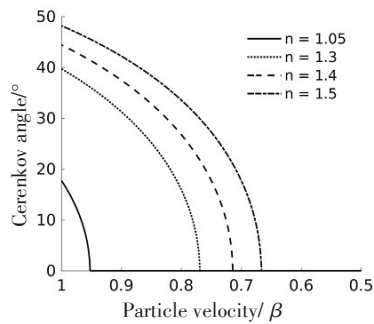


图1 不同折射系数下切伦科夫光子发散角与带电粒子相速之间的关系

Fig.1 Correlation between Cerenkov angle and particle velocity with different refractive coefficients

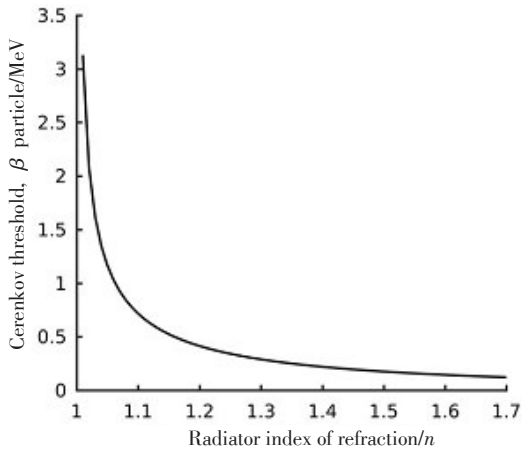


图2 切伦科夫能量阈值与介质折射系数的关系

Fig.2 Correlation between Cerenkov threshold and the refractive coefficient of the medium

由于折射系数与波长直接相关,不同光波波长对应不同的阈值能量。在水介质中,可见光波段的折射系数变化不到7%,引起的切伦科夫能阈值变化不到3%。由于带电粒子的能量损失和多次散射,切伦科夫光的发散角变大。但这些因素不影响CLI,因为初始带电粒子的出射在时间上是连续的,空间上是各向同性的。

总之,切伦科夫光子角分布具有以下3个特性:

$$(1) \text{最大发散角: } \theta_{\max} = (\beta \rightarrow 1) \rightarrow \arccos\left(\frac{1}{n}\right)$$

$$(2) \text{最小辐射光子的速度: } \beta_{\min}(\theta=0) = \frac{1}{n} \text{ (切伦科夫光子最小速度阈值)}$$

$$(3) \text{折射系数的限制: } n_{\min}(\theta=0) = \frac{1}{\beta}$$

## 1.2 切伦科夫光子的光谱分布

切伦科夫光子属于连续能谱<sup>[5]</sup>,如图3所示,切伦科夫光子能谱中权重最大的是紫外和蓝光部分。但在人体组织中,切伦科夫光子受到吸收和散射,导致一部分光谱光子被吸收。短波长光子被吸收和散射,长波长光子几乎不发生变化。

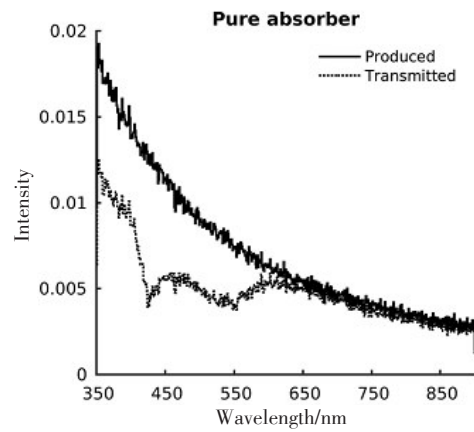


图3 切伦科夫辐射光谱分布

Fig.3 Cerenkov spectrum distribution

## 1.3 切伦科夫光子与吸收剂量之间的关系

分析CLI与放疗剂量之间关系的方法有解析法和蒙特卡洛模拟法。在解析法中,根据Frank和Tamm公式<sup>[6-7]</sup>,电子单位长度辐射的切伦科夫光子数量为:

$$\frac{dN}{dl} = 2\pi\alpha \int_{\beta n > 1} \left(1 - \frac{1}{\beta^2 n^2(\lambda)}\right) \frac{1}{\lambda^2} d\lambda \quad (3)$$

其中, $\alpha$ 为有限元常数。电子单位长度、单位波长辐射的切伦科夫光子数量为:

$$\frac{dN}{dl \cdot d\lambda} = 2\pi\alpha \left(1 - \frac{1}{\beta^2 n^2(\lambda)}\right) \frac{1}{\lambda^2} \quad (4)$$

由于能量与波长成非线性关系( $E = 2\pi\hbar c/\lambda$ ),辐射能谱相对较平坦,公式如下:

$$\frac{dN}{dl \cdot dE} = \frac{\alpha}{\hbar c} \left(1 - \frac{1}{\beta^2 n^2(E)}\right) \quad (5)$$

通过切伦科夫辐射产生光子公式可得,组织中任一点切伦科夫光子数表达式为:

$$N_r = \int \frac{\phi}{\rho} \left(\frac{dN}{dx}\right) dE = \int \frac{\phi}{\rho} \frac{2\pi\alpha z^2}{\hbar c} \left[1 - \frac{1}{\beta^2 n^2}\right] \left(\frac{1}{\lambda_2} - \frac{1}{\lambda_1}\right) dE \quad (6)$$

而在放疗中,组织中任一点的吸收剂量表达为:

$$D = \int \frac{\phi}{\rho} \left( \frac{-dT}{dx} \right) dE \quad (7)$$

其中,  $\frac{-dT}{dx}$  表示介质中电子的碰撞阻止本领比。切

伦科夫辐射光子数与吸收剂量关系表示为  $R = \frac{N_r}{D}$ 。

$R$  表示为组织中任一点位置单位吸收剂量产生的切伦科夫光子。入射 X 射线为单能时,  $R$  为常数, 即切伦科夫效应产生的光子数与组织吸收剂量成正比, 可通过收集光子数计算组织吸收剂量。但实际放疗中, 多光谱的 X 射线入射到非均匀的人体组织中, 在不同空间点上,  $R$  存在偏差, 需要通过修正因子进行修正。

在蒙特卡洛模拟法中, 为定量分析切伦科夫效应和组织吸收剂量的关系, 基于 GEANT4 蒙特卡洛软件 GAMOS 模拟切伦科夫剂量沉积核<sup>[8]</sup>, 与射线沉积能量核相比较, 得出 CLI 与放疗剂量的关系<sup>[9]</sup>。但 CLI 与患者放疗剂量的关系受到多因素的影响, 如出射/入射位置, 组织的光学性质, 照射野的能量和范围大小, 组织的厚度, 人体曲面的变化, 成像的角度等<sup>[10]</sup>。所以在蒙特卡洛模拟过程中, 需要对修正因子进行修正。

## 2 CLI在肿瘤放疗中的应用

### 2.1 探测放疗过程中体表位置和剂量

Spinelli 等<sup>[11]</sup>利用 CLI 对甲状腺亢进患者粒子治疗过程中的甲状腺体表成像。这是首次利用 CLI 方法对人体疾病治疗过程中成像。该研究首先将 550 MBq 的 I-131 置入患者甲状腺后 24 h, 利用 CLI 方法, 采用 EMCCD 探测器对头颈区域采集 2 min 图像后成像。同时, 利用相机在 EMCCD 相同位置采集照片, 将 CLI 图像和照片匹配后, 得出 CLI 对甲状腺成像位置和人体甲状腺位置一致, 如图 4 所示。结果表明, CLI 是一种很好的探测患者表皮器官的临床工具。

CLI 不仅用于实时探测  $\beta$  辐射核素 (例 I-131) 粒子, 而且用于肿瘤放疗中患者体表位置成像。在肿瘤放疗过程中, 直线加速器产生的 X 射线或电子线与人体相互作用后, 激发切伦科夫辐射。Claser 等<sup>[12]</sup>研究表明, 6~24 MeV 的电子线激发人体产生切伦科夫光子, 光子功率为  $10^{-9}$ ~ $10^{-6}$  W/cm<sup>2</sup>, 是 1 MeV 的  $\beta$  辐射光子功率的 100~1 000 倍, 但是切伦科夫光子功率仍低于加速器室白炽灯的功率, 使光子探测信噪比降低, 无法利用 CCD 探测。由于加速器产生的 X 射线或电子线是脉冲式辐射, 该研究利用增强型 CCD (ICCD) 的门控功能与之同步, 如图 4 左所示。

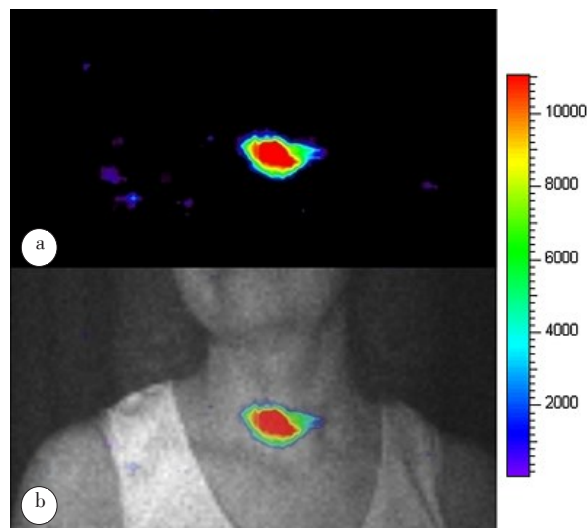


图4 CLI在甲状腺亢进治疗中的应用

Fig.4 Application of Cerenkov luminescence imaging (CLI) in a patient treated for hyperthyroidism

a: Cerenkov image of the thyroid gland; b: The overlay between the photographic image and Cerenkov image of the patient

当 X 射线或电子线出束时, ICCD 探测信号; 当 X 射线或电子线不出束时, ICCD 关闭开关, 不探测室内白炽灯信号。这种方法使光子信号比白炽灯信号强 10~100 倍, 增加光子探测信噪比, 可用于 CLI 成像, 结果如图 5 右所示。由图 5 可见, 蓝色渲染的 CLI 图像与头模照片对比后, 表明 CLI 图像与头模位置一致, CLI 可用于肿瘤放疗中体表位置探测。但该研究没有将 CLI 图像转换为剂量图像, 而且未作定量分析。

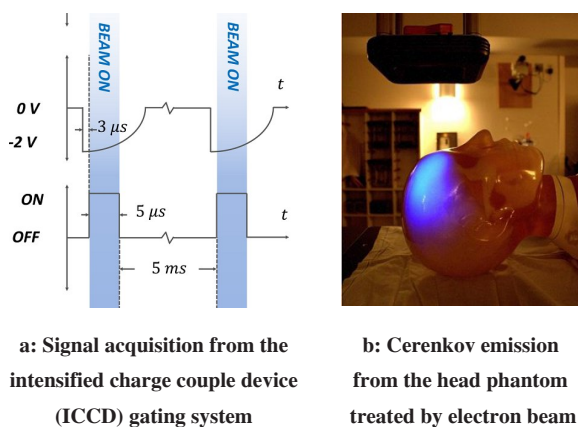


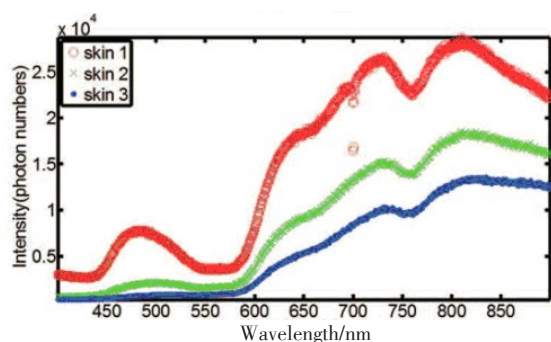
图5 CLI在电子线治疗的体表成像中的应用

Fig.5 Application of CLI in surface imaging for electron treatment

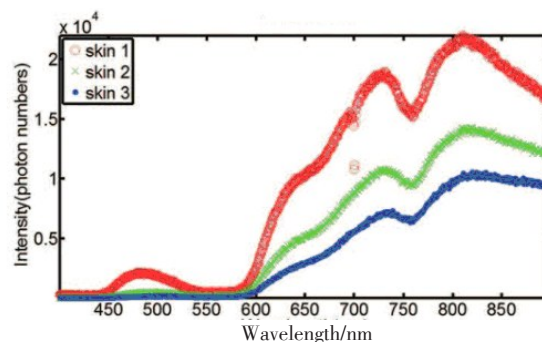
为将 CLI 图像转换为吸收剂量图像, Zhang 等<sup>[13]</sup>首次利用蒙特卡洛软件 GAMOS 研究电子线照射皮肤模型时 CLI 图像与吸收剂量的关系。该研究采用 Meglinski 等<sup>[14]</sup>提出的皮肤模型, CMOS 相机探测器,

6 cm×6 cm 和 20 cm×20 cm 的射野,入射角度 0~50°,能量 6~18 MeV。该研究首先利用蒙特卡模拟结果将 CLI 图形转换为皮肤吸收剂量,其次将 CLI 吸收剂量结果与半导体测量结果、TPS 计算结果作对比,结果得出当入射角度为 0°时,三者结果差异较小(±2%~4%);当入射角度为 50°时,CLI 吸收剂量与半导体测量结果差异在 2%~3%;CLI 吸收剂量与 TPS 误差在 6%~8%。结果表明 CLI 提供一种可靠的方法计算电子线照射皮肤模型的吸收剂量。为研究 X 射线照射皮肤模型时 CLI 图像与吸收剂量的关系,Zhang 等<sup>[15]</sup>采用

与上述电子线照射相同的方法,采用 50 cm×50 cm~200 cm×200 cm,入射角度 0~70°。结果得出 X 射线入射模型区域与出射模型区域的能谱相似,如图 6 所示。由图 6 可得出,由于入射和出射光谱接近,表明切伦科夫光子与吸收剂量成比例关系;而且在照射野平坦区域,CLI 信号与皮肤模型吸收剂量的差异小于 2%,在射野边界,两者差异在 5%以内。该研究还得出不同入射角度情况下,切伦科夫光子与吸收剂量成比例关系,不需要做校正。结果表明,CLI 提供一种可靠的方法实时计算 X 射线照射皮肤模型的吸收剂量。



a: Spectra of Cerenkov emission from the entrance surface



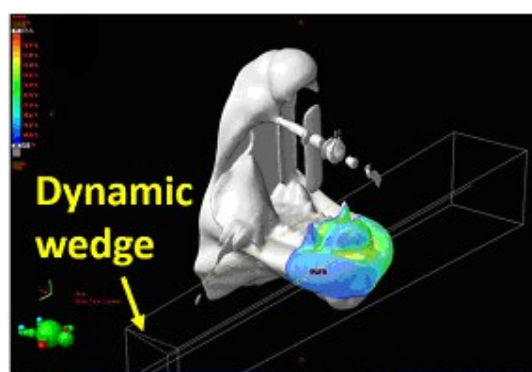
b: Spectra of Cerenkov emission from the exit surface

图6 X射线与模型作用体表区域能谱分布

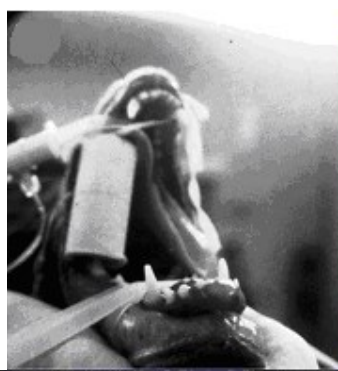
Fig.6 Spectra of Cerenkov emission from the entrance and exit surfaces treated by X-ray beam

为使 CLI 应用动物放疗成像,Zhang 等<sup>[16]</sup>首次利用 CLI 对狗口咽肿瘤放疗中成像。该研究采用 ICCD 探测器与加速器同步成像,时间分辨率为 4.7 frame/s,信噪比 SNR>30。二维 CLI 图像与二维照片对比结

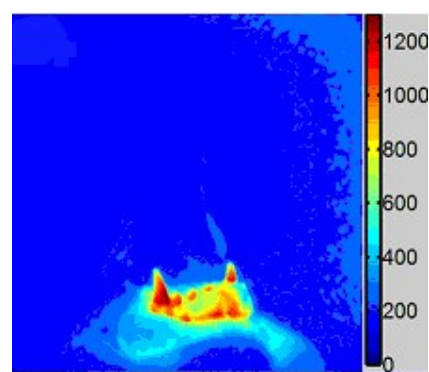
果如图 7 所示。可见 CLI 成像可准确看出照射区域的范围和边界大小。由图 7c 所示,颜色较深区域对应于高剂量区,颜色较浅区域对于低剂量区,CLI 成像可见体表剂量热点和冷点。



a: Surface dose calculated by the treatment planning system and mapped on the surface of the treatment region



b: Field view from ICCD gating system



c: Real-time CLI image of the treatment region

图7 CLI在狗口咽肿瘤治疗中的应用

Fig.7 Application of CLI in the radiotherapy for oropharyngeal neoplasms in a canine

Jarvis 等<sup>[17]</sup>首次利用 CLI 对乳腺癌患者放疗中乳腺体表成像。该研究采用 ICCD 探测器与加速器同

步成像,探测器放大倍数为 100,时间分辨率为 2.8 frame/s。该研究对乳腺肿瘤多种放疗手段行 CLI 成

像,如复杂的治疗计划和混合能量治疗计划,结果可显示体表照射区域位置分布,如图8所示。而且,CLI图像经过Canny边界提取算法<sup>[18]</sup>,还可显示

血流变化,可作为生物标记监测患者治疗位置误差,如图8(c)所示。

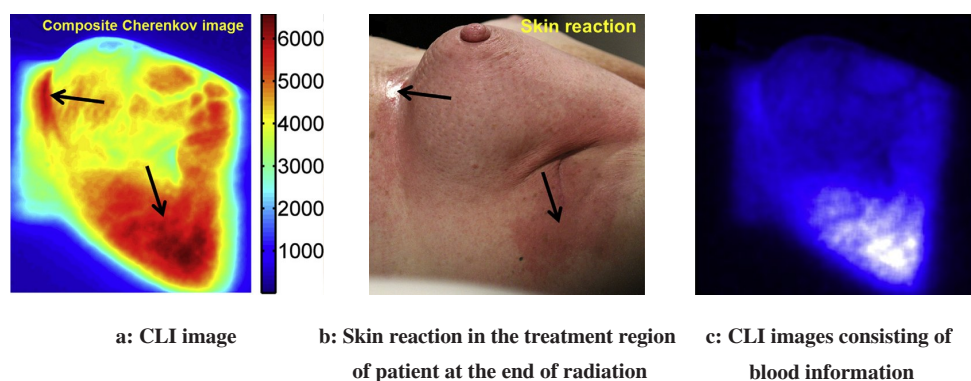


图8 CLI在乳腺癌治疗中的应用

Fig.8 Application of CLI in the radiotherapy for breast tumor

为探究肿瘤治疗过程中体表的位置变化,Zhang等<sup>[19]</sup>利用CLI分析乳腺癌患者每次肿瘤放疗间体表位置变化。该研究收集12例乳腺癌保乳术后患者,采用ICCD探测器与加速器同步成像,利用每次CLI图像与所有CLI图像的平均值比较得出分次间患者体表位置的变化,利用边界探测算法提取体表治疗位置边界及生物标记信息,每次CLI图像与参考CLI图像作对比,如图9所示。研究结果得出分次间患者体表位置的平移变化平均为1.22,角度变化平均为0.34°,95.4%的患者体表位置变化在误差范围之内(平移误差3 mm,角度误差为3°),治疗分次间体表生物标记对比表明治疗区域存在形变。

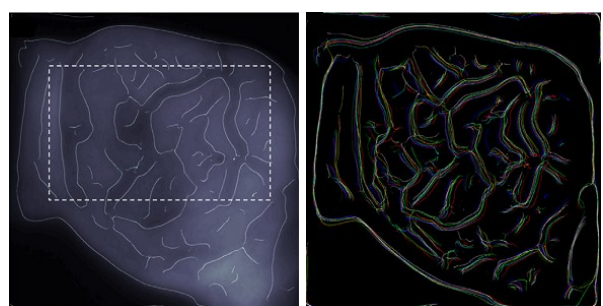


图9 CLI在乳腺癌放射治疗摆位中的应用

Fig.9 Application of CLI in the localization for breast tumor radiotherapy

CLI还被应用于其它疾病放疗过程中。Andreozzi等<sup>[20]</sup>利用CLI对蕈样霉菌病患者全身电子

线照射过程中全身成像。该研究采用6 MeV能量射线,采用斯坦福照射方法<sup>[21]</sup>,二野照射每个体位,每例患者6个体位,结果如图10所示。颜色深表示体表接收剂量多,颜色浅表示体表接收剂量少。结果表明,CLI可用于监测治疗位置的准确性,潜在监测治疗过程中剂量的准确性。

## 2.2 CLI用于肿瘤放疗中的QA

在肿瘤放疗过程中,直线加速器的QA很重要,直接影响治疗效果。目前,在直线加速器的QA中,采用电离室和半导体探测器在水中校准X射线和电子线的剂量。但这种方法耗时耗力,特别是测量多个点时,工作量较大。Glaser等<sup>[22]</sup>利用高灵敏度的ICCD获得X射线照射水时的二维光子图像,采取的X射线照射条件是6 MV,4 cm×4 cm,400 MU/min,66.6 cGy剂量,ICCD采用脉冲同步方式成像,信噪比为20。其次,该研究利用蒙特卡洛软件GAMOS模拟该过程,得出二维光子与水吸收剂量的关系。最后,该研究将二维光子图像转换的吸收剂量,与治疗计划系统(TPS)中标准数据作对比,比较内容包括百分深度剂量(Percent Depth Dose, PDD)和最大剂量点深度处的侧向剂量分布。结果得出PPD比较中,建成区(0~1.5 cm)剂量误差为20%,距离一致性(Distance to Agreement, DTA)为1.5~2.0 mm,建成区后剂量误差为3%。该研究首次定量分析CLI应用于X射线辐射水的剂量分析中,为临床QA提供了一种更快捷的方法。Glaser等<sup>[23]</sup>将直线加速器小机头从0°转到180°,每隔2°转1次,转之前,利用ICCD采集X射线辐射水时的二维CLI图像,共91帧二维图像,如图11所示。采用Field A和Field B两个射野,将二

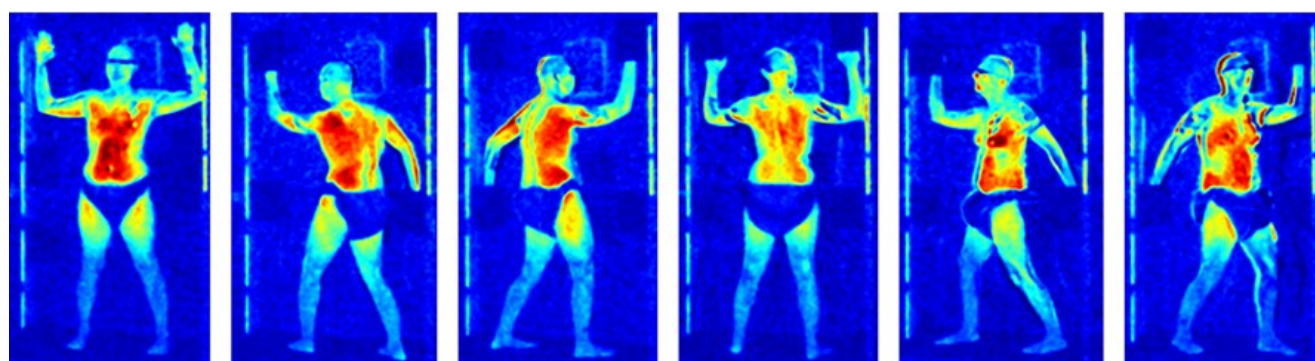


图10 全身电子线照射6个治疗体位 CLI图

Fig.10 Cherenkov images for the six Stanford technique treatment positions in total skin electron beam therapy

维图像重建为三维图像,结果得出重建出三维图像中心轴方向上剂量误差为:建成区 DTA 小于 1 mm,

建成区后误差为 $\pm 3\%$ 以内。误差结果优于二维成像比较结果。

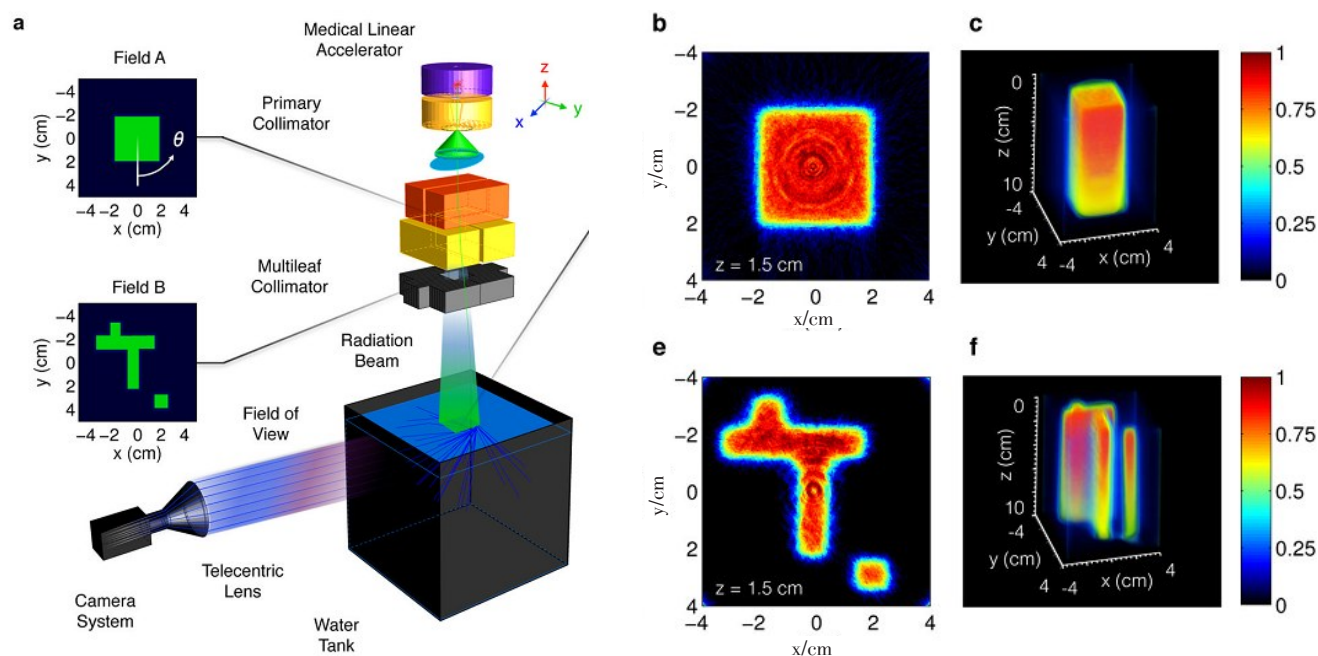


图11 CLI在三维重建成像中的应用

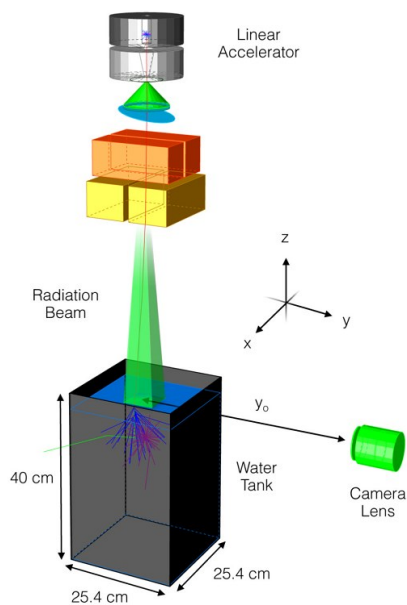
Fig.11 Application of CLI in three-dimensional reconstruction imaging

a: Experimental schematic of the three-dimensional optical dosimetry system; b, e: The reconstructed cross section for field A and B, respectively; c, f: The full three-dimensional reconstruction of field A and B

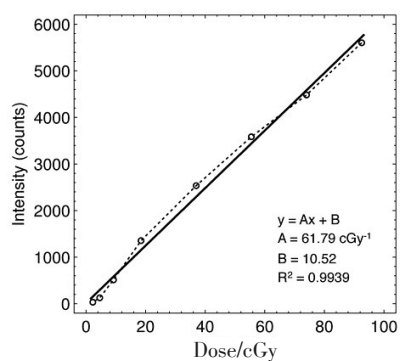
在X射线治疗肿瘤过程中,三维侧向剂量测量及QA工作耗时耗力,而且,ICCD设备昂贵。Glaser等<sup>[24]</sup>采用传统低廉的CMOS探测器,因为该研究将荧光粉加入到水模体中,受CLI光子激发,辐射较多的光子,使得CMOS探测器能够快速成像。CLI图像灰度与吸收剂量的结果如图12所示,由结果可见,两者接近比例关系。该研究方法较之前采用ICCD探测和蒙特卡洛修正的方法更加接近正比关系。该研

究结果还得出该方法与TPS比较,PDD误差在3%以内,最大剂量点深度处的侧向剂量分布为1%~2%,较之前方法结果好。结果表明该研究CLI方法可作为快速QA的方式。

在肿瘤放疗中,静态或动态调强放射治疗(IMRT)和容积旋转调强放射治疗(VMAT)已成为先进的治疗技术。为使CLI应用与IMRT和VMAT的QA中,Glaser等<sup>[25]</sup>利用CLI对TG-119号报告中C形



a: Experimental setup consisting of a glass tank filled with water with a CMOS camera and lens at a distance from the beam center



b: Linear regression analysis for the correlation between captured intensity and delivered dose

图12 X射线治疗肿瘤CLI在荧光激发成像中的应用  
Fig.12 Application of CLI in the fluorescence excitation imaging for tumor treated by X-ray

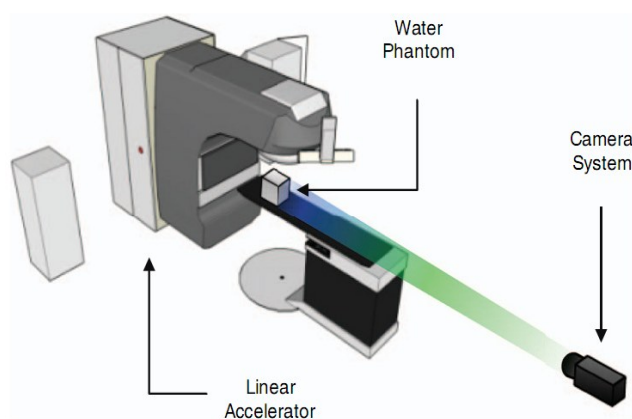
状模体<sup>[26]</sup>剂量成像。该研究采用瓦里安 True Beam 型号加速器,ICCD 探测器与加速器同步成像,装置图如图 13a 所示;采集时间分辨率为 23.5 frame/s;能量采用 6 MV X 射线;在 TPS 中,对如图 13b 的虚拟模体分别制作 IMRT 和 VMAT 计划。在测量中,将 IMRT 和 VMAT 计划分别执行,利用 ICCD 对水模体(加入荧光粉)剂量成像。然后将成像结果与 TPS 行对比,如图 13c 所示。由对比结果可见,VMAT 和 IMRT 计划验证  $\gamma$  分析通过率分别为 95.9% 和 96.2%<sup>[27]</sup>。由以上结果可见,CLI 方法应用于 VMAT 和 IMRT 计划验证 QA 中方便可行,且具有实时的优点。

为将三维锥形束重建算法<sup>[28]</sup>应用于 CLI 激发的

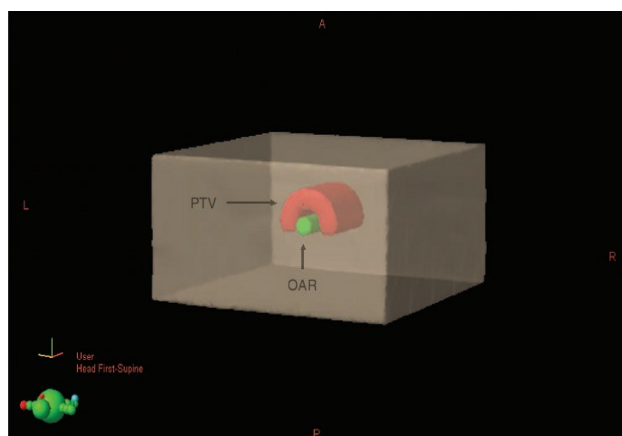
的荧光成像(CEF)的三维重建中,测试肿瘤放疗过程中做三维空间剂量的准确行,Glaser 等<sup>[29]</sup>采用 ICCD 探测器与加速器同步成像,能量采用 6 MV X 射线;剂量率为 600 MU/min,照射野如图 14a 右所示。在三维重建过程中,将荧光粉加入到水模体中,通过旋转小机架角度和治疗床,利用 ICCD 采集 0~360°每隔 2°的图像,通过 FDK 锥型束重建算法重建出三维 CEF 图像,如图 14a 左所示。最终,该研究将 CEF 测量结果与二维胶片测量结果和 TPS 计算结果做对比,结果如图 14b 所示。无论在最大剂量点侧向剂量分布,还时 PDD,误差在 83%~99%之间。由以上结果表明,三维锥形束重建算法可用于 CEF 重建,用于监测复杂照射野下水中剂量分布。

### 3 展望

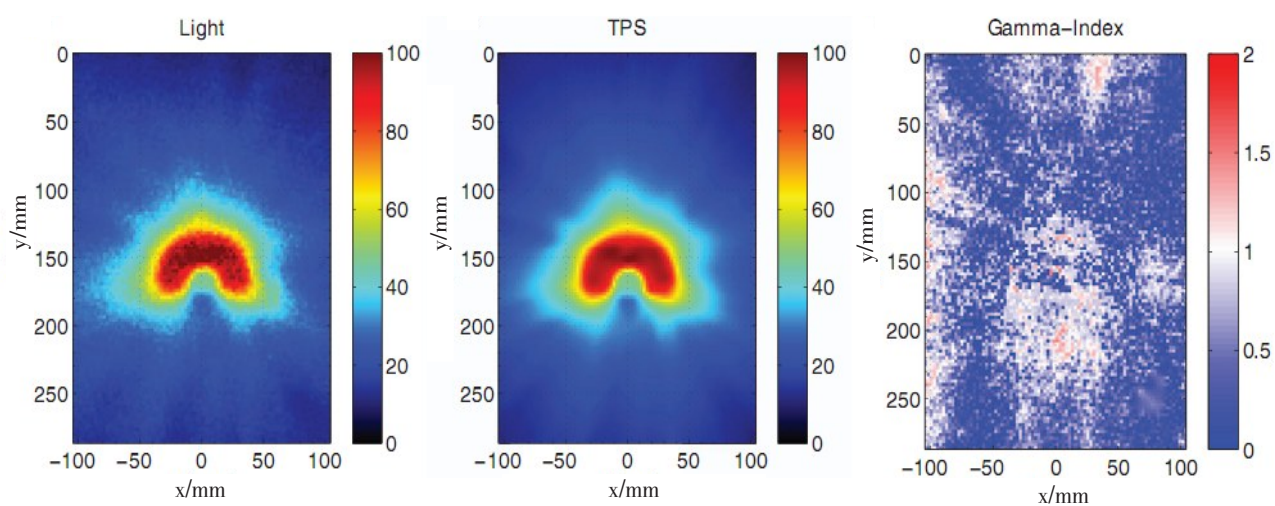
近年来,CLI 已广泛应用于肿瘤放疗过程中体表位置成像和治疗过程的 QA。由于该技术具有成像速度快、无辐射和操作简单等优点,在肿瘤放疗中拥有广阔的应用前景,但也面临着许多挑战。第一,由于 ICCD 探测器一般置于治疗加速器一旁,在使用先进肿瘤发射治疗技术(例如 IMRT 和 VMAT)过程中,机架头的位置易遮挡切伦科夫光子,使之无法到达探测器成像。这限制了 CLI 在肿瘤放疗中的应用。第二,由于切伦科夫光子能量较低,且在模体或人体中的吸收和散射较多,能够穿透模体和人体体表的光子更弱,难以被探测器捕捉。所以 CLI 成像较浅,无法探测深度肿瘤的吸收剂量。第三,CLI 用于 X 射线辐射模体中,最大剂量点深度侧向剂量偏差最高达 5%;电子线辐射平板模体中,剂量偏差 4% 左右。误差超过临床治疗允许范围(3%),说明物理模型模拟结果的准确性有待提高。第四,CLI 成像波长采用单一波段成像,成像质量有待提高。Hu 等<sup>[30-31]</sup>提出基于混合谱的 CLI 重建方式,重建质量优于单一谱重建,而且重建速度优于多光谱重建。今后的研究中,可采用 CLI 混合谱的重建方式提高图像的重建质量。第五,因肿瘤放疗过程中,人体体表 CLI 图像与吸收剂量的对应关系复杂,无法利用 CLI 得知准确的人体体表吸收剂量。目前,本研究团队针对以上问题,改进 ICCD 探测器位置,使得机架头不影响 CLI 成像;优化物理模型,提高模拟结果准确性;采用混合谱重建方式,提高 CLI 图像重建质量;利用 CLI 监测体表吸收剂量,最终实现监测较深肿瘤的吸收剂量。总之,CLI 在肿瘤放疗中应用前景广泛,但面临许多问题,亟待进一步研究。



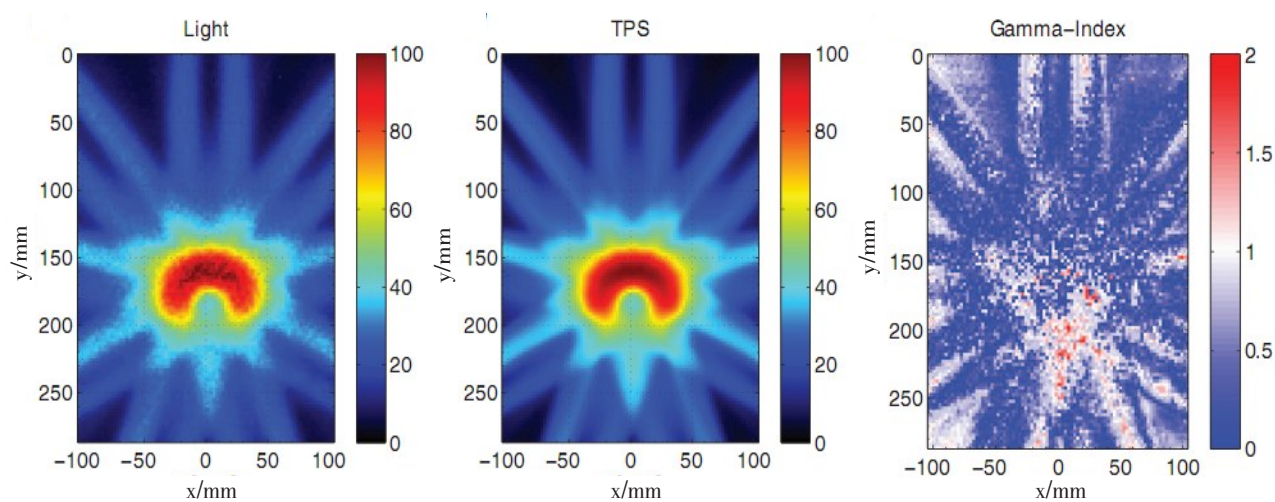
a: Experimental setup



b: Geometry of the TG-119 C-shape phantom



c: Two-dimensional dose from CLI, TPS and gamma-index map in VMAT plan

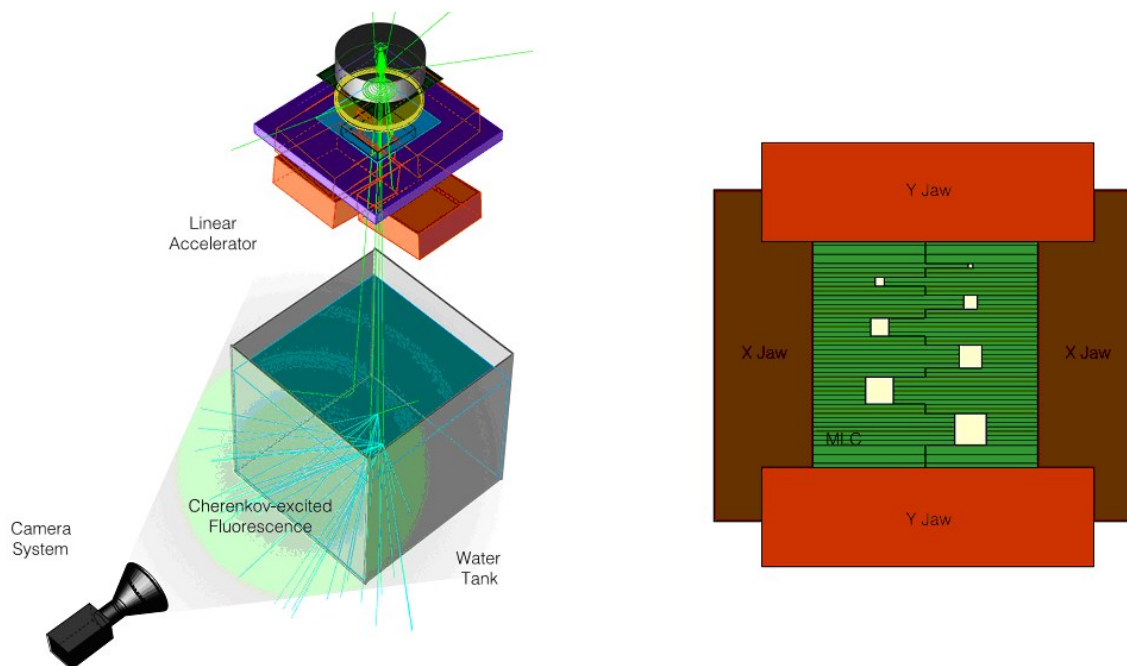


d: Two-dimensional dose from CLI, TPS and gamma-index map in IMRT plan

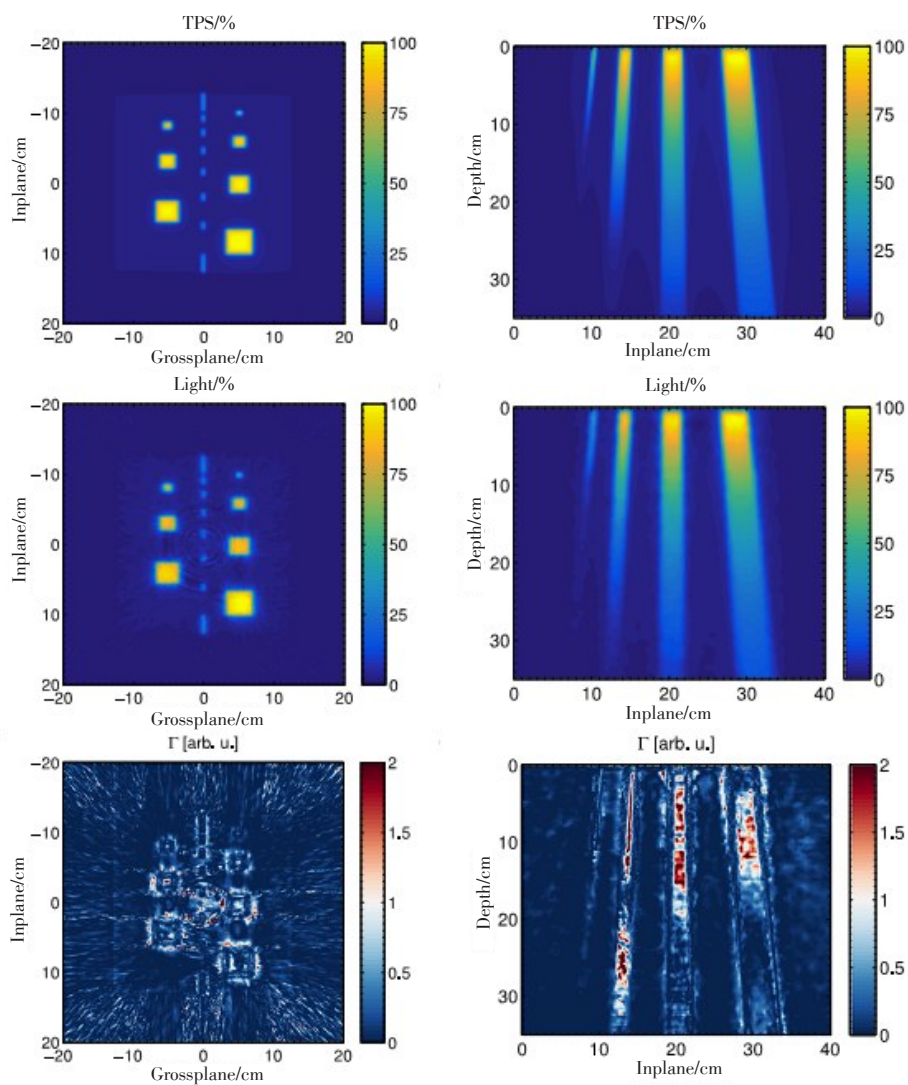
图13 CLI在VMAT和IMRT治疗中的应用

Fig.13 Application of CLI in VMAT and IMRT

VMAT: Volumetric modulated arc therapy; IMRT: Intensity-modulated radiotherapy; TPS: Treatment planning system



a: Experimental setup and field



b: Dose from TPS, CLI and gamma-index maps in the two-dimensional horizontal and vertical cross plans

图14 CCLI在三维质控中的应用

Fig.14 Application of CCLI in quality assurance for three-dimensional reconstruction imaging

## 【参考文献】

- [1] ROBERTSON R, GERMANOS M S, LI C, et al. Optical imaging of Cerenkov light generation from positron-emitting radiotracers[J]. *Phys Med Biol*, 2009, 54(16): N355-N365.
- [2] RUGGIERO A, HOLLAND J P, LEWIS J S, et al. Cerenkov luminescence imaging of medical isotopes[J]. *J Nucl Med*, 2010, 51(7): 1123-1130.
- [3] SPINELLI A E, D'AMBROSIO D, CALDERAN L, et al. Cerenkov radiation allows *in vivo* optical imaging of positron emitting radiotracers[J]. *Phys Med Biol*, 2010, 55(2): 483-495.
- [4] MITCHELL G S, GILL R K, BOUCHER D L, et al. *In vivo* Cerenkov luminescence imaging: a new tool for molecular imaging[J]. *Philos Trans Series A: Math, Phys, Eng Sci*, 2011, 369(1955): 4605-4619.
- [5] CIARROCCHI E, BELCARI N. Cerenkov luminescence imaging: physics principles and potential applications in biomedical sciences[J]. *EJNMMI Phys*, 2017, 4(1): 14.
- [6] BLOCKER C. Particle detectors: introduction to experimental particle physics[J]. *Science*, 1987, 235(4792): 1091b-1092b.
- [7] MITCHELL G S, GILL R K, CHERRY S R. Comments on 'Cerenkov radiation allows *in vivo* optical imaging of positron emitting radiotracers'[J]. *Phys Med Biol*, 2010, 55(18): L43-44.
- [8] GLASER A K, KANICK S C, ZHANG R, et al. A GAMOS plug-in for GEANT4 based Monte Carlo simulation of radiation-induced light transport in biological media[J]. *Biomed Opt Express*, 2013, 4(5): 741-759.
- [9] GLASER A K, ZHANG R, GLADSTONE D J, et al. Optical dosimetry of radiotherapy beams using Cerenkov radiation: the relationship between light emission and dose[J]. *Phys Med Biol*, 2014, 59(14): 3789-3811.
- [10] ZHANG R X, GLASER A K, ANDREOZZI J, et al. Beam and tissue factors affecting Cerenkov image intensity for quantitative entrance and exit dosimetry on human tissue[J]. *J Biophotonics*, 2017, 10(5): 645-656.
- [11] SPINELLI A E, FERDEGHINI M, CAVEDON C, et al. First human Cerenkography[J]. *J Biomed Opt*, 2013, 18(2): 20502.
- [12] GLASER A K, ZHANG R, DAVIS S C, et al. Time-gated Cerenkov emission spectroscopy from linear accelerator irradiation of tissue phantoms[J]. *Opt Lett*, 2012, 37(7): 1193-1195.
- [13] ZHANG R, FOX C J, GLASER A K, et al. Superficial dosimetry imaging of Cerenkov emission in electron beam radiotherapy of phantoms[J]. *Phys Med Biol*, 2013, 58(16): 5477-5493.
- [14] MEGLINSKI I V, MATCHER S J. Quantitative assessment of skin layers absorption and skin reflectance spectra simulation in the visible and near-infrared spectral regions[J]. *Physiol Meas*, 2002, 23(4): 741-753.
- [15] ZHANG R, GLASER A K, GLADSTONE D J, et al. Superficial dosimetry imaging based on Cerenkov emission for external beam radiotherapy with megavoltage x-ray beam[J]. *Med Phys*, 2013, 40(10): 101914.
- [16] ZHANG R, GLADSTONE D J, JARVIS L A, et al. Real-time *in vivo* Cerenkoscopia imaging during external beam radiation therapy[J]. *J Biomed Opt*, 2013, 18(11): 110504.
- [17] JARVIS L A, ZHANG R, GLADSTONE D J, et al. Cerenkov video imaging allows for the first visualization of radiation therapy in real time[J]. *Int J Radiat Oncol Biol Phys*, 2014, 89(3): 615-622.
- [18] CANNY J. A computational approach to edge detection[J]. *IEEE Trans Pattern Anal Mach Intell*, 1986, 8(6): 679-698.
- [19] ZHANG R, ANDREOZZI J M, GLADSTONE D J, et al. Cerenkoscopia based patient positioning validation and movement tracking during post-lumpectomy whole breast radiation therapy[J]. *Phys Med Biol*, 2015, 60(1): L1-14.
- [20] ANDREOZZI J M, ZHANG R, GLADSTONE D J, et al. Cerenkov imaging method for rapid optimization of clinical treatment geometry in total skin electron beam therapy[J]. *Med Phys*, 2016, 43(2): 993-1002.
- [21] BLOEMEN-VAN GURP E J, MIJNHEER B J, VERSCHUEREN T A, et al. Total body irradiation, toward optimal individual delivery: dose evaluation with metal oxide field effect transistors, thermoluminescence detectors, and a treatment planning system[J]. *Int J Radiat Oncol Biol Phys*, 2007, 69(4): 1297-1304.
- [22] GLASER A K, VOIGT W H, DAVIS S C, et al. Three-dimensional Cerenkov tomography of energy deposition from ionizing radiation beams[J]. *Opt Lett*, 2013, 38(5): 634-636.
- [23] GLASER A K, DAVIS S C, MCCLATCHY D M, et al. Projection imaging of photon beams by the Cerenkov effect[J]. *Med Phys*, 2013, 40(1): 012101.
- [24] GLASER A K, DAVIS S C, VOIGT W H, et al. Projection imaging of photon beams using Cerenkov-excited fluorescence[J]. *Phys Med Biol*, 2013, 58(3): 601-619.
- [25] GLASER A K, ANDREOZZI J M, DAVIS S C, et al. Video-rate optical dosimetry and dynamic visualization of IMRT and VMAT treatment plans in water using Cerenkov radiation[J]. *Med Phys*, 2014, 41(6): 062102.
- [26] EZZELL G A, BURMEISTER J W, DOGAN N, et al. IMRT commissioning: multiple institution planning and dosimetry comparisons, a report from AAPM Task Group 119[J]. *Med Phys*, 2009, 36(11): 5359-5373.
- [27] PERSOON L C, PODESTA M, VAN ELMPT W J, et al. A fast three-dimensional gamma evaluation using a GPU utilizing texture memory for on-the-fly interpolations[J]. *Med Phys*, 2011, 38(7): 4032-4035.
- [28] LI L, CHEN Z, ZHANG L, et al. A cone-beam tomography system with a reduced size planar detector: a backprojection-filtration reconstruction algorithm as well as numerical and practical experiments[J]. *Appl Radiat Isot*, 2007, 65(9): 1041-1047.
- [29] GLASER A K, ANDREOZZI J M, ZHANG R, et al. Optical cone beam tomography of Cerenkov-mediated signals for fast 3D dosimetry of x-ray photon beams in water[J]. *Med Phys*, 2015, 42(7): 4127-4136.
- [30] HU Z, MA X, QU X, et al. Three-dimensional noninvasive monitoring iodine-131 uptake in the thyroid using a modified Cerenkov luminescence tomography approach[J]. *PLoS One*, 2012, 7(5): e37623.
- [31] SPINELLI A E, KUO C, RICE B W, et al. Multispectral Cerenkov luminescence tomography for small animal optical imaging[J]. *Opt Express*, 2011, 19(13): 12605-12618.

(编辑:黄开颜)