

# 不同金属材质假牙对舌癌放疗患者肿瘤靶区的剂量学参数影响

卢琳<sup>1,2,3</sup>, 郭翌<sup>1,2,3</sup>, 曾疆<sup>1,2,3</sup>, 李发挥<sup>1,2,3</sup>, 郭飞宝<sup>1,2,3</sup>

**摘要:** 目的 探讨舌癌放疗患者植入的不同金属材质假牙对肿瘤靶区(GTV)的剂量学影响。方法 建立由组织补偿膜、牙齿和标准固体水组成的模体, 获取镍铬合金、二氧化锆和钴铬合金 3 种金属假牙组成的模体 CT 图像。在假牙后方设置不同深度、半径为 1.9 cm 的 GTV, 并设计单射束开野照射计划和容积旋转调强放疗(VMAT)计划。计算 CT 下不同假牙的靶区剂量分布, 分析不同假牙对靶区剂量学参数的影响。结果 与正常牙齿比较, 镍铬合金、二氧化锆和钴铬合金 3 种金属假牙引起的最大剂量( $D_{\max}$ )和平均剂量( $D_{\text{mean}}$ )计算偏差均<3%, 其中二氧化锆假牙对靶区剂量影响最大。当 GTV 深度为 5.9 cm 时, 金属假牙导致的靶区剂量偏差最大。

**结论** 金属假牙产生的 CT 伪影可影响舌癌放疗的靶区剂量。当 GTV 离金属假牙较近时, 需要考虑拔除假牙或使用伪影修正算法对定位 CT 图像进行伪影修正。

**关键词:** 金属假牙; 放射治疗; 剂量学

**文献标志码:** A   **文章编号:** 1672-4194(2024)03-0200-06

舌癌是常见的口腔恶性肿瘤, 在恶性肿瘤新发病例构成中排第 21 位, 占全部恶性肿瘤的 1.19%<sup>[1]</sup>。在舌癌的临床治疗上, 晚期舌癌手术联合放疗的疗效优于单纯手术。由于部分患者植有金属假牙, X 射线在通过这些高密度的金属物体后会急剧衰减, 导致对应的投影数据失真, 且丧失周围的组织密度信息和 X 射线衰减信息, 在 CT 图像中表现为从金属区域发出的条状伪影<sup>[2-4]</sup>。在放疗计划系统中, 患者体内的剂量分布是根据其 CT 图像对应的电子密度信息计算<sup>[5-6]</sup>, 因此, 金属植人物及其在 CT 图像中产生的伪影会对放疗计划系统的剂量计算产生影响<sup>[7]</sup>, 导致理论剂量的分布与患者实际接受的剂量分布不一致, 引起放疗疗效下降。由于不同的假牙材质具有不同的密度, 其引起的 CT 伪影也不同, 因此, 对最终的剂量计算结果将产生不同的影响<sup>[8]</sup>。笔者拟针对镍铬合金、二氧化锆和钴铬合金 3 种常见的金属假牙修复材料, 研究其对舌癌放疗靶区剂量学的影响, 探讨在舌癌放疗中拔除金属假牙的必要性。

## 1 材料与方法

### 1.1 假牙及模体组织

由于实际放疗照射中患者假牙附近存在正常口腔组织, 因此在实验中需要模

拟真实的口腔照射环境, 提高模拟的准确性。本研究采用与水密度接近的组织材料建立模体, 用以模拟假牙附近的正常组织。该模体由 Klarity 组织补偿膜、3 颗牙齿和 20 块 30 cm×30 cm×1 cm 的固体水(德国 IBA 公司)组成。实验中使用的牙齿包括正常牙齿(密度: 1.7 g/cm<sup>3</sup>)、镍铬合金假牙(密度: 8.4 g/cm<sup>3</sup>)、二氧化锆假牙(密度: 5.8 g/cm<sup>3</sup>)和钴铬合金假牙(密度: 8.9 g/cm<sup>3</sup>), 每次照射使用的 3 颗牙齿为同一种材质。由于实验所使用不同材质假牙来源于不同患者, 因此形态、体积并不完全相同。考虑到牙齿体积较肿瘤靶区(gross tumor volume, GTV)体积更小, 不同假牙之间的体积和形态变化不大, 故暂未考虑假牙特征变化对 GTV 剂量计算的影响。

**1.2 模体摆放与 CT 扫描** 将 20 块固体水整齐叠放在模拟定位 CT 的床板上, 固体水的表面中心位置为十字激光灯 X-Y 平面中心, 将 3 颗相同材质的牙齿并排置于固体水顶面(图 1A)。3 颗并排假牙的摆放参考 X 方向和 Y 方向激光灯, 其中中间牙齿对准激光灯 X-Y 平面中心, Y 方向激光灯与 3 颗并排假牙平行。在牙齿颊侧面上覆盖一块 30 cm×30 cm 的组织补偿膜, 中间牙齿的中心和组织补偿膜的中心也为十字激光灯的中心(图 1B)。

CT 扫描设备为 SIEMENS SOMATOM Definition AS CT 模拟机, 扫描参数设置为层厚 1 mm、电流 350 mA、电压 120 kV、FOV 500 mm。共扫描 4 组, 每组图像扫描前需更换模体中的牙齿, 即分别对正常牙齿、镍铬合金假牙、二氧化锆假牙和钴铬合金假牙进行 CT 扫描, 并将 4 组 CT 图像传输到 RayStation 4.7.5.4 治疗计划系统。

收稿日期: 2023-12-01

资助项目: 福建省自然科学基金青创项目(2021J05146); 福建省卫生健康科技计划项目(2022GGA025)

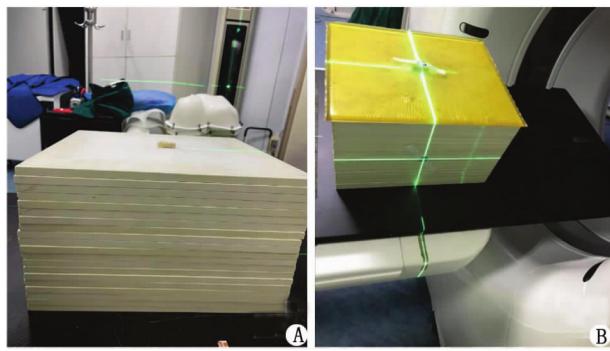
作者单位: 1. 福建医科大学附属第一医院肿瘤中心放疗科, 福州 350005;

2. 福建医科大学附属第一医院滨海院区国家区域医疗中心放疗科, 福州 350212;

3. 放射生物福建省高等学校重点实验室, 福州 350005

作者简介: 卢琳, 女, 技师, 理学学士

通信作者: 郭飞宝. Email: 23434552@qq.com



A:未加补偿膜;B:加补偿膜。

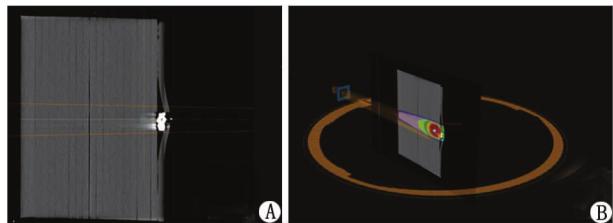
图1 模体及其摆位图

Fig. 1 The phantom and its positioning diagram

**1.3 放疗计划设计** 为了模拟舌癌肿瘤照射,本研究共收集 117 例舌癌病例,并统计 GTV 与侧脸颊牙齿内侧的垂直距离。统计结果表明,靶区中心与侧脸颊牙齿的距离为 1.9 ~ 6.9 cm,靶区平均体积为 27 cm<sup>3</sup>(半径约为 1.9 cm),靶区的平均 CT 值为 17 HU。基于 RayStation 4.7.5.4 治疗计划系统,在 CT 图像上进行 GTV 勾画。共设置 6 种不同深度的靶区,即将靶区中心位置分别设置为离中间牙齿内侧垂直距离 1.9、2.9、3.9、4.9、5.9、6.9 cm 处,靶区大小统一设置为半径 1.9 cm 的球,靶区的 CT 值统一设置为 17 HU,固体水 CT 值为 4 HU。

在正常牙齿 CT 图像上进行放疗计划设计。计划设计基于瓦里安电子直线加速器(Trilogy, 美国瓦里安公司)。共设计 2 种放疗计划:(1)采用三维适形放射治疗(three dimensional-conformal radiation therapy, 3D-CRT)技术来设计单射束开野照射计划(以下简称开野计划);(2)容积旋转调强放疗(volumetric-modulated arc therapy, VMAT)计划。所有计划所采用的剂量计算算法为 RayStation 4.7.5.4 治疗计划系统自带的串筒卷积叠加算法。  
**1.3.1 单射束开野照射** 射束垂直入射模体后经过组织补偿膜、牙齿和固体水,用以模拟真实舌癌患者放疗时射束从患者一侧脸颊入射的情形(图 2A),图中黄线代表射野范围。射束的开野大小为 4 cm × 4 cm,机器跳数设置为 200 MU。对于 6 种不同深度的靶区,其放疗计划相同,仅观测不同深度靶区的剂量参数变化。

**1.3.2 VMAT** 以靶区中心为计划中心点进行计划设计(图 2B)。该计划为单弧顺时针照射,照射角度为 181° ~ 179°。计划放疗处方根据 2024 年第 4 版《美国国立综合癌症网络头颈部癌临床实践指南》<sup>[9]</sup>,设置靶区总剂量为 60 Gy,30 分次,单次剂量为 2 Gy。采用同步增量方式使 100% 的靶区体积达到处方剂量。



VMAT:容积旋转调强放疗。A:单射束开野照射;B:VMAT。

图 2 2 种放疗测试计划

Fig. 2 Two radiotherapy testing plans

**1.4 靶区剂量学分析** 完成计划设计后,在正常牙齿 CT 上进行剂量计算,得到不同深度的靶区剂量分布。将 2 种放疗计划复制到另外 3 组假牙 CT 影像上,分别计算剂量,得到 CT 下不同深度 3 组假牙的靶区剂量分布。对于第 1 种计划,比较 4 组 CT 影像上的靶区剂量计算结果,采用最大剂量( $D_{\max}$ )、平均剂量( $D_{\text{mean}}$ )、最小剂量( $D_{\min}$ )、靶区中心剂量( $D_{\text{iso}}$ )、98% 体积接受剂量( $D_{98}$ )、95% 体积接受剂量( $D_{95}$ )、50% 体积接受剂量( $D_{50}$ )和 2% 体积接受剂量( $D_2$ )进行分析,比较不同材质假牙对靶区剂量影响的差异。对于第 2 种计划,同样采用上述 8 种剂量参数进行分析,对靶区得到的总剂量进行对比。

## 2 结 果

**2.1 开野计划下镍铬合金假牙与正常牙齿的靶区剂量差异** 镍铬合金组中,靶区  $D_{\max}$ 、 $D_{\min}$  和  $D_{\text{iso}}$  与对应正常牙齿组剂量的差别较大,其中镍铬合金假牙组的靶区  $D_{\min}$  较正常牙齿组更低,且最大偏差 > 5%,而靶区  $D_{\text{iso}}$  更高,即呈现出更大的靶区剂量梯度变化。除 2.9 cm 深度外,2 组靶区的  $D_{\min}$  与  $D_{\text{iso}}$  的差别随靶区深度的增加而明显增加,其余靶区剂量参数随深度增加无明显变化(表 1,图 3A)。

**2.2 开野计划下二氧化锆假牙与正常牙齿的靶区剂量差异** 二氧化锆组的各靶区剂量参数与正常牙齿组均有明显差异,其中二氧化锆组的靶区  $D_{\text{mean}}$ 、 $D_{\text{iso}}$ 、 $D_{98}$ 、 $D_{95}$ 、 $D_{50}$  和  $D_2$  更低,而靶区  $D_{\max}$  和  $D_{\min}$  更高。当靶区离牙齿越近时,假牙对靶区的剂量参数影响更为明显,而当靶区离牙齿超过 4 cm 时,靶区剂量参数随深度增加变化不大(表 2,图 3B)。

**2.3 开野计划下钴铬合金假牙与正常牙齿的靶区剂量差异** 钴铬合金组与正常牙齿组的靶区  $D_{\min}$ 、 $D_{\text{iso}}$  差异明显,其余靶区剂量参数差别不大。钴铬合金组的  $D_{\min}$  比正常牙齿组更大,且随靶区深度增加,二者的偏差减小(表 3,图 3C)。

**2.4 VMAT 计划下不同金属假牙与正常牙齿的靶区剂量差异** 随着靶区深度的增加,不同假牙组靶

表 1 开野计划下镍铬合金假牙与正常牙齿的靶区剂量差异

Tab. 1 Target dose difference between nichrome denture and normal teeth under open-field plan

$h_{\text{靶区}}/\text{cm}$	偏差/%							
	$D_{\max}$	$D_{\text{mean}}$	$D_{\min}$	$D_{\text{iso}}$	$D_{98}$	$D_{95}$	$D_{50}$	$D_2$
1.9	1.54	<0.01	<0.01	1.74	<0.01	<0.01	<0.01	-0.52
2.9	0.52	-0.58	0.79	2.41	<0.01	-0.64	<0.01	<0.01
3.9	1.07	<0.01	-2.42	1.89	<0.01	<0.01	<0.01	-0.55
4.9	0.56	<0.01	-3.33	1.96	0.71	<0.01	<0.01	-0.57
5.9	0.58	<0.01	-4.31	2.05	<0.01	<0.01	-0.67	<0.01
6.9	0.60	<0.01	-5.36	2.14	<0.01	<0.01	<0.01	<0.01

$D_{\max}$ :最大剂量; $D_{\text{mean}}$ :平均剂量; $D_{\min}$ :最小剂量; $D_{\text{iso}}$ :靶区中心剂量; $D_{98}$ :98%体积接受剂量; $D_{95}$ :95%体积接受剂量; $D_{50}$ :50%体积接受剂量; $D_2$ :2%体积接受剂量。

表 2 开野计划下二氧化锆假牙与正常牙齿的靶区剂量差异

Tab. 2 Target dose difference between zirconia denture and normal teeth under open-field plan

$h_{\text{靶区}}/\text{cm}$	偏差/%							
	$D_{\max}$	$D_{\text{mean}}$	$D_{\min}$	$D_{\text{iso}}$	$D_{98}$	$D_{95}$	$D_{50}$	$D_2$
1.9	1.03	-0.56	<0.01	-1.16	-1.25	-1.23	-0.56	-1.03
2.9	-2.06	-2.92	3.17	-3.01	-3.27	-3.82	-2.35	-2.12
3.9	0.53	-0.61	0.81	-1.26	-1.36	-1.33	<0.01	-0.55
4.9	0.56	-0.64	1.67	-1.31	-1.43	-1.40	<0.01	-0.57
5.9	0.58	<0.01	0.86	-0.68	-1.49	-1.46	-0.67	-0.60
6.9	0.60	-0.69	1.79	-0.71	-2.33	-1.53	-0.70	-0.62

$D_{\max}$ :最大剂量; $D_{\text{mean}}$ :平均剂量; $D_{\min}$ :最小剂量; $D_{\text{iso}}$ :靶区中心剂量; $D_{98}$ :98%体积接受剂量; $D_{95}$ :95%体积接受剂量; $D_{50}$ :50%体积接受剂量; $D_2$ :2%体积接受剂量。

表 3 开野计划下钴铬合金假牙与正常牙齿的靶区剂量差异

Tab. 3 Target dose difference between cobalt-chromium dentures and normal teeth under open-field plan

$h_{\text{靶区}}/\text{cm}$	偏差/%							
	$D_{\max}$	$D_{\text{mean}}$	$D_{\min}$	$D_{\text{iso}}$	$D_{98}$	$D_{95}$	$D_{50}$	$D_2$
1.9	1.03	<0.01	7.58	2.91	0.63	<0.01	-0.56	-0.52
2.9	<0.01	-0.58	7.94	3.01	0.65	<0.01	<0.01	-0.53
3.9	<0.01	<0.01	4.84	3.14	0.68	<0.01	<0.01	-0.55
4.9	<0.01	<0.01	3.33	3.27	0.71	0.70	<0.01	-0.57
5.9	<0.01	<0.01	2.59	3.42	0.75	0.73	-0.67	<0.01
6.9	<0.01	<0.01	1.79	3.57	<0.01	0.76	<0.01	<0.01

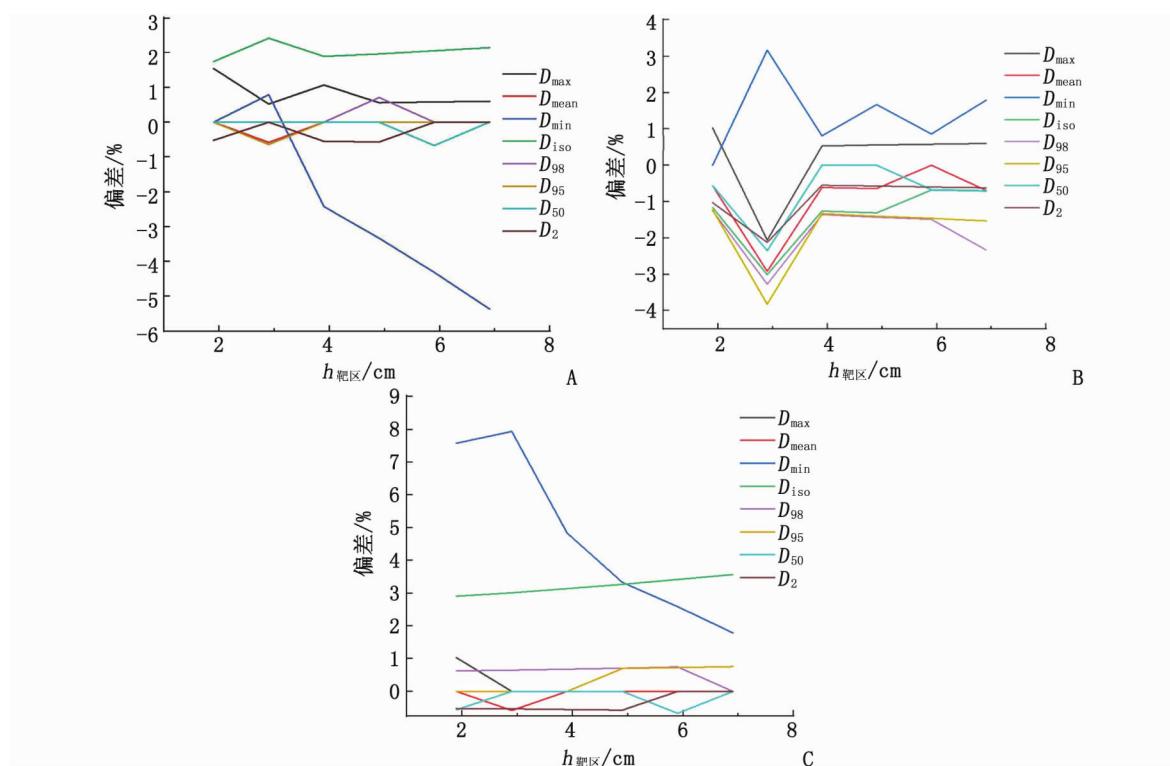
$D_{\max}$ :最大剂量; $D_{\text{mean}}$ :平均剂量; $D_{\min}$ :最小剂量; $D_{\text{iso}}$ :靶区中心剂量; $D_{98}$ :98%体积接受剂量; $D_{95}$ :95%体积接受剂量; $D_{50}$ :50%体积接受剂量; $D_2$ :2%体积接受剂量。

区的剂量参数偏差值呈下降趋势,且当靶区深度为5.9 cm时偏差达到最大。镍铬合金假牙组和钴铬合金假牙组靶区剂量参数值在大部分靶区深度下均小于正常牙齿组,表明这2种合金假牙产生的金属伪影会引起靶区剂量计算结果偏低。二氧化锆假牙组的各项靶区与正常牙齿组的剂量参数偏差在不同的靶区深度下具有波动性(图4)。

### 3 讨 论

中、晚期舌癌局部复发率较高,术后常需放

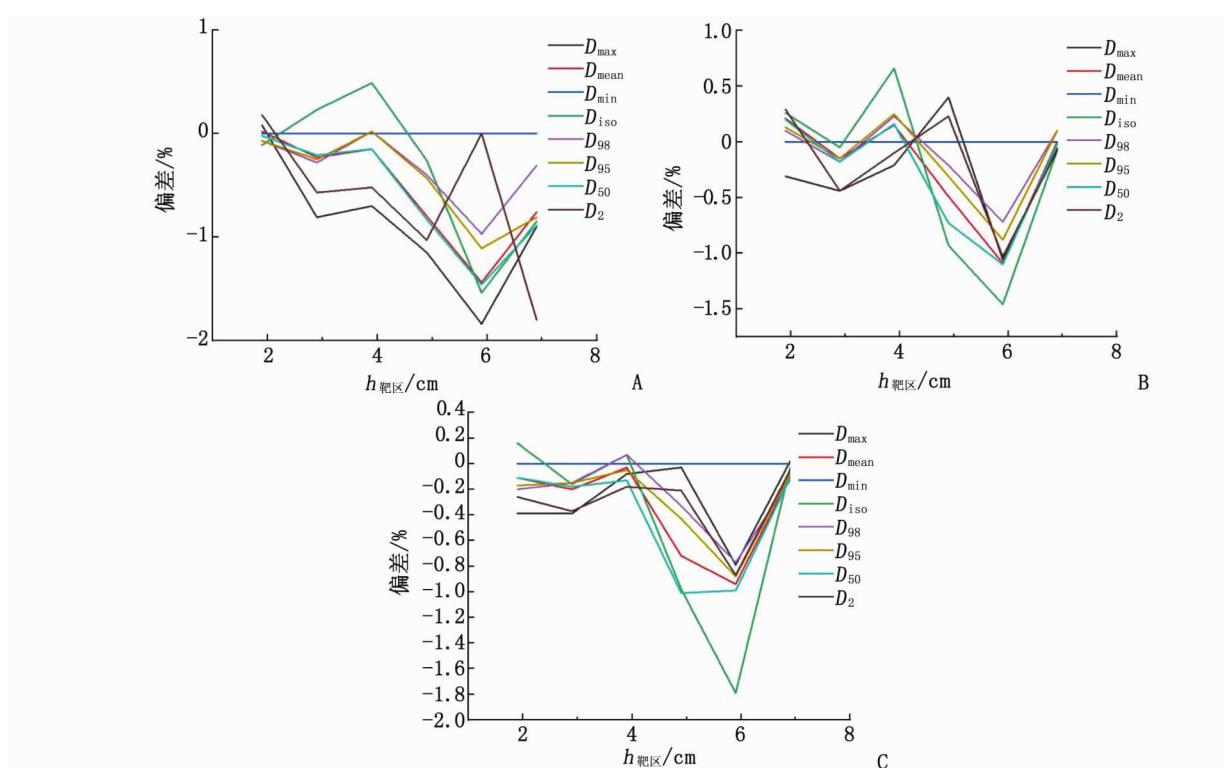
疗<sup>[10]</sup>。常规放疗不可避免地存在不良反应,影响患者的生存质量。如何提高GTV的精准照射,减少或避免正常组织不必要的照射损伤,仍是临床工作急需解决的问题<sup>[11]</sup>。舌癌患者的放疗需要基于精准的定位CT。然而,部分舌癌患者种植假牙,牙齿修复物所含金属材料易引起X射线硬化、散射等效应,在放疗CT定位中产生明暗交替的条纹状伪影<sup>[12]</sup>。这些金属伪影会掩盖邻近组织器官的真实CT值,引起误差,导致GTV的剂量学参数计算结果与实际照射结果不符<sup>[13-14]</sup>。



$D_{\max}$ :最大剂量;  $D_{\text{mean}}$ :平均剂量;  $D_{\min}$ :最小剂量;  $D_{\text{iso}}$ :靶区中心剂量;  $D_{98}$ :98%体积接受剂量;  $D_{95}$ :95%体积接受剂量;  $D_{50}$ :50%体积接受剂量;  $D_2$ :2%体积接受剂量。A~C:镍铬合金假牙、二氧化锆假牙、钴铬合金假牙与正常牙齿的靶区剂量差异。

图3 开野计划下不同金属假牙与正常牙齿的靶区剂量差异与靶区深度变化关系

Fig. 3 Relationship between the target dose differences of different metal dentures and normal teeth and target depth change under open-field plan



VMAT:容积旋转调强放疗;  $D_{\max}$ :最大剂量;  $D_{\text{mean}}$ :平均剂量;  $D_{\min}$ :最小剂量;  $D_{\text{iso}}$ :靶区中心剂量;  $D_{98}$ :98%体积接受剂量;  $D_{95}$ :95%体积接受剂量;  $D_{50}$ :50%体积接受剂量;  $D_2$ :2%体积接受剂量。A~C:镍铬合金假牙、二氧化锆假牙、钴铬合金假牙与正常牙齿的靶区剂量差异。

图4 VMAT计划下不同金属假牙与正常牙齿的靶区剂量差异与靶区深度变化关系

Fig. 4 Relationship between the target dose differences of different metal dentures and normal teeth and target depth change under VMAT plan

本研究建立的口腔模拟照射模体较其他研究更为简便。GREHN 等<sup>[15]</sup>采用 3D 打印技术打印骨和软组织外壳，并填充衰减特性与人体组织一致的组织等效材料。尽管该模体能有效模拟真实的人体解剖结构，用于头颈部肿瘤精确放疗的个体化计划设计，然而其模体制作过于耗时耗力，且模体如何准确摆放存在困难。本研究所建立的模体尽管无法用于个体化的剂量计算和验证，但能近似模拟舌癌照射情况，定量分析不同假牙对不同深度 GTV 的剂量学参数影响。

为了研究相同照射剂量下不同牙齿 CT 上 GTV 的剂量计算差异，本研究设计了开野计划。在此照射计划下，镍铬合金假牙会引起靶区  $D_{\min}$  减小， $D_{\text{iso}}$  增加，即增大了靶区中心到靶区边缘的剂量梯度；而二氧化锆假牙则同时增加了靶区  $D_{\max}$  和  $D_{\min}$ ，减少了靶区  $D_{\text{mean}}$ ，即高估了靶区冷点和热点剂量，而低估了靶区的整体剂量。钴铬合金假牙的靶区  $D_{\min}$  和  $D_{\text{iso}}$  同时增大，且最大偏差接近 8%。从数值上看，二氧化锆假牙的靶区剂量参数偏差绝对值最大，即在固定剂量照射下二氧化锆假牙引起的金属伪影对靶区剂量计算结果的影响最大。

与开野计划比较，VMAT 计划则模拟了 GTV 推量情况下，不同假牙在 CT 图像上 GTV 的剂量参数变化。3 种不同材质假牙的  $D_{\min}$  均相同，这是由于同步推量技术将靶区的最小剂量推量到 60 Gy。与正常假牙组比较，镍铬合金和钴铬合金假牙组的大部分靶区剂量参数更低，提示这 2 种合金假牙易引起靶区整体剂量偏低。二氧化锆假牙组与正常牙齿组的靶区剂量参数偏差则存在较大波动，其中  $D_{\text{iso}}$  的变化最为明显，在靶区深度为 5.9 cm 时，偏差值达到最大。在靶区深度变化带来的影响方面，3 组假牙与正常牙齿的靶区剂量参数偏差均呈现先下降后上升的趋势，且当靶区深度为 5.9 cm 时偏差值达到最大。究其原因考虑为，当靶区离假牙较近时，射线经过假牙产生的散射线较多，此时假牙后的靶区反而获得更少的剂量沉积；而当靶区深度持续增加，散射线带来的影响减弱，故剂量算法得到的靶区剂量值与实际照射值的偏差减小。该现象也提示了当 GTV 离假牙较近时，靶区周围的正常组织可能受到更多的剂量照射。何雪平等<sup>[16]</sup> 和姜瑞瑶等<sup>[17]</sup> 的研究也表明，金属植入物对不同深度放疗剂量分布存在明显的影响，尤其在靠近金属与正常组织交界面处剂量计算误差最大。

综上所述，本研究基于自建的舌癌放疗模体研究不同材质假牙对靶区剂量学参数的影响。与正常牙齿比较，镍铬合金、二氧化锆和钴铬合金 3 种金属假牙引起的最大剂量 ( $D_{\max}$ ) 和平均剂量 ( $D_{\text{mean}}$ ) 计算偏差均 < 3%，其中二氧化锆假牙对靶区剂量影响最大。此外，当患者植入有金属假牙时，需要判断肿瘤与假牙的位置距离。当距离较近时，需考虑拔除患者假牙或使用伪影修正算法对定位 CT 图像进行伪影修正，保证患者剂量计算结果与实际剂量照射结果一致。

### 参考文献：

- [1] 孙小雅, 严汉兴, 贺莎, 等. 舌癌多种治疗方式的临床疗效比较[J]. 中南医学科学杂志, 2018, 46(1): 16-19.
- [2] KATSURA M, SATO J, AKAHANE M, et al. Evaluation of two commercial CT metal artifact reduction algorithms for use in proton radiotherapy treatment planning in the head and neck area[J]. Radiographics, 2018, 38(2): 450-461.
- [3] KOVACS D G, RECHNER L A, APPELT A L, et al. Metal artefact reduction for accurate tumour delineation in radiotherapy[J]. Radiother Oncol, 2018, 126(3): 479-486.
- [4] KUGLER A, KUWERT T, RITT P, et al. Influence of CT metal artifact reduction on SPECT/CT quantification of bone scintigraphy: Retrospective study for selected types of metal implants[J]. Nuklearmedizin, 2022, 61(6): 449-457.
- [5] XIE T C, ZHANG B, HE B, et al. Mathematical algorithm model of absolute dose in radiotherapy[J]. Acta Physica Sinica, 2021, 70(1): 018701.
- [6] KIM C, PUA R, LEE C H, et al. An additional tilted-scan-based CT metal-artifact-reduction method for radiation therapy planning[J]. J Appl Clin Med Phys, 2019, 20(1): 237-249.
- [7] 赵培峰, 孙彦泽, 周钢. 带金属植入物患者调强放射治疗计划中射野角度设置对剂量计算准确度的影响[J]. 中国医学物理学杂志, 2019, 36(8): 882-886.
- [8] BOZKURT A, CAKAL G O, KAYA-KELES S, et al. Comparison of h-BN material with metal implants in radiotherapy applications: Characterization and dose distribution measurements in LINAC[J]. Radiat Phys Chem, 2023, 212: 111152.
- [9] DAVID G P, SHARON S, DOUGLAS A, et al. NCCN guidelines for head and neck cancers, version 4. 2024 [EB/OL]. (2024-5-1) [2024-5-27]. <https://www.nccn.org/guidelines/guidelines-detail?category=1&id=1437>.
- [10] 钟江涛, 周水洪. 2023 年第 1 版《NCCN 头颈部癌临床实践指南》更新解读[J]. 实用肿瘤杂志, 2023, 38(3): 203-210.
- [11] 韩卫, 赖万昌, 汤晓斌, 等. 放疗过程中金属植入物入射面处剂量扰动影响因素的研究[J]. 中国医学物理学杂志, 2013, 30(5): 4373-4377.
- [12] BARRETO I, PEPIN E, DAVIS I, et al. Comparison of metal artifact reduction using single-energy CT and dual-energy CT with various metallic implants in cadavers[J]. Eur J Radiol, 2020, 133: 109357.

- [13] PARENICA H M, FORD J R, MAVRODIS P, et al. Treatment planning dose accuracy improvement in the presence of dental implants[J]. Med Dosim, 2019, 44(2):159-166.
- [14] AKDENIZ Y, YEGINGIL I, YEGINGIL Z. Effects of metal implants and a metal artifact reduction tool on calculation accuracy of AAA and Acuros XB algorithms in small fields[J]. Med Phys, 2019, 46(11):5326-5335.
- [15] GREHN M, STILLE M, ZIEMANN C, et al. A new phantom for individual verification of the dose distribution in precision radiotherapy for head-and-neck cancer[J]. Anticancer Res, 2019, 39(12):6931-6938.
- [16] 何雪平,倪昕晔.两种材质的金属植入物对放疗剂量分布影响的研究[J].中国医疗设备,2018,33(12):54-56,69.
- [17] 姜瑞瑶,熊霏,黄国锋.基于胶片测量方法研究金属植入物对放疗剂量分布的影响[J].中国医学物理学杂志,2013,30(4):4235-4238,4265.

## Dosimetry Effect of Different Metal Dentures on Gross Tumor Volume of Patients with Tongue Cancer

LU Lin<sup>1,2,3</sup>, GUO Yi<sup>1,2,3</sup>, ZENG Jiang<sup>1,2,3</sup>, LI Fahui<sup>1,2,3</sup>, GUO Feibao<sup>1,2,3</sup>

1. Department of Radiotherapy, Cancer Center, The First Affiliated Hospital of Fujian Medical University, Fuzhou 350005, China;

2. Department of Radiotherapy, National Regional Medical Center, Binhai Campus of the First Affiliated

Hospital, Fujian Medical University, Fuzhou 350212, China;

3. Key Laboratory of Radiation Biology of Fujian Higher Education Institutions, Fuzhou 350005, China

**ABSTRACT:** Objective To investigate the dosimetry impact of different metal dentures on gross tumor volume (GTV) in patients with tongue cancer undergoing radiotherapy. Methods A phantom composed of bolus, teeth, and standard solid water was established. CT images of the phantom with three types of metallic dental prostheses, nickel-chromium alloy, zirconium dioxide, and cobalt-chromium alloy, were obtained. GTVs of different depths with a radius of 1.9 cm were set behind the dentures. An single beam open-field plan and volumetric modulated arc therapy (VMAT) plan were designed. The dose distribution to the target area with different metal dentures was calculated and analyzed to determine the impact of each prosthesis on dosimetric parameters. Results Compared with normal teeth, the calculation deviation of maximum dose ( $D_{\max}$ ) and average dose ( $D_{\text{mean}}$ ) caused by different metal dentures were less than 3%, and zirconia dentures had the greatest effect on target dose. The maximum dose deviation caused by metallic prostheses occurred at a GTV depth of 5.9 cm. Conclusions CT artifacts generated by metal dentures can affect the target dose of radiotherapy for tongue cancer. It is necessary to consider removing the patient's dentures or using the artifact correction algorithm to adjust the localization CT images when the GTV is close to the metal dentures.

**KEY WORDS:** metal dentures; radiotherapy; dosimetry

(编辑:张慧茹)

# 《福建医科大学学报》

双月刊 CN 35-1192/R 邮发代号 34-66

欢迎投稿

欢迎订阅