ICS 11.040.60 F 91 NCC/T-RT 001-2019

医用电子直线加速器质量控制指南

Quality control guidelines for medical electronic linear accelerators

国家癌症中心/国家肿瘤质控中心 2019-11-23 发布

目 次

前	言VI
引	言 IX
1	范围1
2	规范性引用文件
3	术语和定义1
4	质控人员要求 1
5	机械性能1
	5.1 光距尺指示准确度 2
	5.2 激光灯定位准确度 2
	5.3 钨门到位准确度
	5.4 十字叉丝中心位置准确度
	5.5 托架附件到位准确度
	5.6 机架和准直器角度指示准确度5
	5.7 治疗床角度指示准确度5
	5.8 治疗床到位准确度6
	5.9 光野与辐射野一致性
	5.10 多叶准直器到位准确度
	5.11 静态 IMRT 多叶准直器到位准确度8
	5.12 动态 IMRT 多叶准直器到位准确度9
	5.13 准直器旋转同心度
	5.14 机架旋转同心度
	5.15 X 线束辐射野等中心与机械等中心一致性10
	5.16 治疗床旋转同心度
	5.17 治疗床床面负重下垂幅度和水平度13
	5.17 治疗床床面负重下垂幅度和水平度

	5.18 治疗床极限位置到位准确度13
6	安全联锁14
	6.1 门联锁
	6.2 紧急开门14
	6.3 视听监控设备
	6.4 出束状态指示灯
	6.5 防碰撞联锁功能
	6.6 电子束限光筒联锁功能
	6.7 立体定向配件联锁功能
	6.8 楔形板、托架联锁功能
	6.9 紧急开关功能
	6.10 依照厂家检测指南完成其他安全联锁功能测试18
7	X 线束剂量学性能18
	7.1 X 线束输出剂量稳定性18
	7.2 加速器通道1和通道2监测电离室稳定性18
	7.3 X 线束各剂量率下的输出剂量稳定性19
	7.4 X 线束离轴剂量曲线稳定性19
	7.5 X 线束能量稳定性
	7.6 X 线束射野平坦度稳定性
	7.7 X 线束射野对称性稳定性21
	7.8 X 线束射野输出因子抽验
	7.9 楔形因子稳定性
	7.10 楔形角抽验
	7.11 多叶准直器穿射因子
	7.12 X 线束 MU 线性
	7.13 不同机架角度 X 线束输出剂量稳定性 24
	7.14 不同机架角度 X 线束离轴剂量曲线稳定性 25
8	电子束剂量学性能

	8.1	电子束输出剂量稳定性
	8.2	电子束离轴剂量曲线稳定性
	8.3	电子束能量稳定性
	8.4	电子束射野平坦度
	8.5	电子束射野对称性
	8.6	电子束射野输出因子抽验
	8.7	电子束 MU 线性
9	图像	引导
	9.1	kV/MV 二维图像校位准确度
	9.2	CBCT 图像校位准确性
	9.3	kV/MV 二维图像中心与 MV 辐射野中心一致性31
	9.4	kV/MV 二维图像几何形变
	9.5	kV/MV 二维图像高对比度分辨率33
	9.6	kV/MV 二维图像低对比度分辨率34
	9.7	kV/MV 二维图像均匀性和噪声
	9.8	kV CBCT 图像中心与 MV 辐射野等中心一致性35
	9.9	CBCT 图像几何形变
	9.10) CBCT 图像高对比度分辨率
	9.11	CBCT 图像低对比度分辨率
	9.12	2 CBCT 图像 HU 值稳定性
	9.13	。 CBCT 图像信噪比
	9.14	CBCT 图像均匀性40
	9.15	5 EPID 沿 Z 轴方向运动到位准确度41
	9.16	5 kV X 线束能量稳定性42
	9.17	'CBCT 成像剂量43
1	0 特列	朱照射技术
	10.1	全身照射/全身皮肤电子束照射功能检测44
	10.2	2 全身照射/全身皮肤电子束照射附件检测44

10.3 全身照射/全身皮肤电子束照射输出量校准45
10.4 全身照射/全身皮肤电子束照射能量和离轴剂量曲线稳定性45
附录 A 医用电子直线加速器质量控制 日检项目汇总46
附录 B 医用电子直线加速器质量控制 月检项目汇总47
附录 C 医用电子直线加速器质量控制 年检项目汇总49
图 1 加速器坐标系示意图
图 2 X 线束辐射野等中心与机械等中心一致性检测示意图12
图 3a 将模体移动一定距离,模拟发生摆位误差30
图 3b 带有摆位误差的透视图像30
图 4a 将模体移动一定距离,模拟摆位误差31
图 4b 摆位误差修正后的 CBCT 图像31
图 5a 将模体中心标记与激光灯重合32
图 5b 通过射野对角线的交点找辐射野中心32
图 5c 具有小球与图像中心标识的二维图像 32
图 6a X 辐射下具有可见刻度模体 33
图 6b 刻度模体的二维图像
图 7a 用于 MV/kV 的二维图像高对比度分辨率测试模体33
图 7b kV 二维高对比度分辨率测试图像
图 8a 用于 MV 的二维图像低对比度分辨率测试模体34
图 8b MV 二维低对比度分辨率测试图像
图 8c 用于 kV 的二维图像低对比度分辨率测试模体34
图 8d kV 二维低对比度分辨率测试图像
图 9a 4 cm 水模
图 10a 含有金属小球的模体
图 10b MV 小球透视图像
图 10c kV 小球 CBCT 图像
图 11a CBCT 图像质量检测模体
图 11b CBCT 横断面几何形变测量层面
IV

图 11c CBCT 矢状面几何形变测量层面 37
图 12a CBCT 高对比度分辨率测量层面 38
图 12b 观察线对示意图
图 13 插件材质说明
图 14a CBCT 均匀度测量层面41
图 14b CBCT 均匀度测量层面选点位置示意41
图 15 EPID 沿 Z 轴方向运动到最高和最低 42
图 16 kV X 线辐射质检测示意图43
图 17a 头部和体部 CTDI 检测模体44
图 17b 测量孔位置示意图

表 A.1	医用电子直线加速器质量控制	日检项目汇总4	6
表 B.1	医用电子直线加速器质量控制	月检项目汇总4	7
表 C.1	医用电子直线加速器质量控制	年检项目汇总475	9

前 言

本指南按照 GB/T 1.1-2009 给出的规则起草。

本指南由国家肿瘤诊疗质控中心提出。

本指南由国家肿瘤诊疗质控中心归口。

本指南项目申请单位中国医学科学院肿瘤医院感谢放疗质控专家委员会委员及主审在指南审定过 程中提供的专家意见(名单在下方列出,其中委员排名不分先后);感谢张新高级工程师(瓦里安医疗 器械贸易(北京)有限公司)对指南稿件格式给予的专业意见;感谢指南起草小组成员在指南起草过 程中付出的努力;感谢放疗质控专家委员会秘书处在指南征集、修订、印刷发布过程中出色的工作; 感谢医科达放疗学院、北京全域医疗技术集团有限公司和北京华光普泰科贸有限公司在指南评审、发 布会议组织中给予的支持。

本指南主要起草人:

戴建荣:中国医学科学院肿瘤医院

邱 杰:北京协和医院

尹 勇: 山东省肿瘤医院

柏 森:四川大学华西医院

李定杰:河南省肿瘤医院

王辉东: 吉林大学白求恩第一医院

李明辉:中国医学科学院肿瘤医院

张 可: 中国医学科学院肿瘤医院

马 攀: 中国医学科学院肿瘤医院

杨 波:北京协和医院

陈进琥: 山东省肿瘤医院

本指南审定人:

白彦灵(主审):哈尔滨医科大学附属肿瘤医院

胡伟刚 (主审): 复旦大学附属肿瘤医院

- 于 洪: 辽宁省肿瘤医院
- 王小虎: 甘肃省肿瘤医院
- 王若峥: 新疆医科大学附属肿瘤医院
- 王建华:河南省肿瘤医院
- 王绿化:中国医学科学院肿瘤医院
- 邓小武:中山大学附属肿瘤医院
- 石 梅: 空军军医大学西京医院
- 卢 冰:贵州医科大学附属医院/贵州省肿瘤医院
- 兰胜民: 山西省肿瘤医院
- 曲宝林: 解放军总医院第一医学中心
- 朱小东: 广西医科大学附属肿瘤医院
- 朱广迎:中日友好医院
- 朱 远:中国科学院大学附属肿瘤医院(浙江省肿瘤医院)
- 刘士新: 吉林省肿瘤医院
- 刘孟忠:中山大学附属肿瘤医院
- 许 青:复旦大学附属肿瘤医院
- 折 虹: 宁夏医科大学总医院肿瘤医院
- 李 光:中国医科大学附属第一医院
- 李金高: 江西省肿瘤医院
- 李宝生: 山东省肿瘤医院
- 李晔雄:中国医学科学院肿瘤医院
- 吴永忠: 重庆大学附属肿瘤医院
- 吴君心: 福建省肿瘤医院
- 何 侠: 江苏省肿瘤医院
- 张大昕:哈尔滨医科大学附属第一医院
- 张福泉:北京协和医院
- 陈 凡:青海大学附属医院/青海大学附属肿瘤医院
- 陈 明:中国科学院大学附属肿瘤医院(浙江省肿瘤医院)

- 林少民:海南省肿瘤医院
- 郁志龙: 内蒙古医科大学附属医院
- 金 晶:中国医学科学院肿瘤医院
- 郎锦义: 四川省肿瘤医院•电子科技大学医学院附属肿瘤医院
- 夏廷毅: 空军特色医学中心
- 徐向英:中山大学附属第三医院
- 郭小毛:复旦大学附属肿瘤医院
- 席许平:湖南省肿瘤医院
- 符贵山: 中国医学科学院肿瘤医院
- 章 真:复旦大学附属肿瘤医院
- 韩 春:河北医科大学第四医院
- 谢丛华:武汉大学中南医院
- 潘建基: 福建省肿瘤医院
- 戴建荣:中国医学科学院肿瘤医院

引 言

随着放射治疗(以下简称"放疗")技术的发展,我国已进入精准放疗时代。医用电子直线加速器 作为放疗的主要设备,能否做好质量控制(以下简称"质控")工作,使之可靠运行,是保证放疗精确 实施的先决条件,是整个放疗流程质量保证的重要组成部分。

本指南为国内医疗机构制定本单位的医用电子直线加速器质控方法提供指导,范围涵盖机械性能、 安全联锁、剂量学性能、图像引导、特殊照射等多方面内容。在制定指南时,以已发布的国内外相关 标准为依据,旨在将国内各机构的质控项目统一化。考虑到不同品牌型号设备间的性能差异和操作区 别,其基准值及测试方法并非唯一,本指南所提供的质控方法仅作为参考,而基准值则需要参考设备 验收时的测量结果。

医用电子直线加速器质控项目的检测频度除遵循指南要求外,在设备发生故障进行维修后,还需进行额外的质控,范围应涵盖故障维修可能影响到的质控项目。例如更换加速管后,需对剂量系统进行质控(质控项目包括:输出量、平坦度、对称性、能量等)。

医用电子直线加速器质量控制指南

1 范围

本指南规定了开展医用电子直线加速器质控工作的机构人员组织要求。

本指南规定了医用电子直线加速器质控的检测目的、试验方法、性能要求和检测频度。

本指南适用于医疗机构中以放射治疗为目的,能产生X线束或电子束,标称能量为1MeV~50MeV 医用电子直线加速器。

2 规范性引用文件

下列文件对于本文件的应用是必不可少的。凡是注日期的引用文件,仅注日期的版本适用于本文件。 凡是不注日期的引用文件,其最新版本适用于本文件。

GB/T 18987-2015 放射治疗设备坐标系、运动与刻度

GB/T 17857-1999 医用放射学术语(放射治疗、核医学和辐射剂量学设备)

GB/T 19046-2013 医用电子加速器验 收试验和周期检验规程

GB 15213-2016 医用电子加速器 性能和试验方法

GB 9706.5-2008 医用电气设备 第2部分: 能量为1 MeV 至 50 MeV 电子加速器安全专用要求

3 术语和定义

GB/T 17857-1999、 GB 9706.5-2008、GB 15213-2016 界定的术语和定义适用于本文件。

4 质控人员要求

使用医用电子直线加速器进行放疗的医疗机构应配备相应的质控人员,建议每台加速器至少配一名 医学物理师。对于日检项目,由技师或医学物理师完成;对于月检及年检项目,由医学物理师完成。参 加质控的人员须持证上岗并经过完善培训,测量结果由高年资医学物理师审核并存档。

5 机械性能

1

5.1 光距尺指示准确度

5.1.1 检测目的:

评价光距尺对不同 SSD 的指示准确度。

5.1.2 试验方法:

- a) 机架和准直器旋转至 0°, 射野尺寸为 30 cm×30 cm, 调整床面高度至 SSD=100 cm;
- b) 治疗头悬挂经过校准的长度为 100 cm 的前指针,调整指针位置直到触碰床面,观察此时指针 实际读数与光矩尺示数的偏差,其数值应满足性能要求;
- c) 移除前指针,放置高度为 20 cm 的模体在床面上,观察光距尺在模体上表面的示数与实际值的 偏差,其数值应满足性能要求;
- d) 保持模体在床面,调整床面高度直到光距尺显示 SSD=100 cm,移除模体,观察光距尺在床面的示数与实际值的偏差,其数值应满足性能要求。

5.1.3 性能要求:

≤2 mm

5.1.4 检测频度:

日检

5.2 激光灯定位准确度

5.2.1 检测目的:

评价激光灯对机械等中心位置的指示准确度。

5.2.2 试验方法(日检):

- a) 机架和准直器旋转至 0°, 射野尺寸为 30 cm×30 cm, 调整床面高度至 SSD=100 cm;
- b) 白纸平铺在治疗床面,读取治疗床Y轴(图1)方向上激光线偏离光野十字线竖线的距离,并 观察两者的平行度,其数值应满足性能要求;

c)观察治疗床两侧激光灯在对侧墙面所投照的激光线偏离基准位置的距离,并观察两者的平行度, 其数值应满足性能要求;

5.2.3 试验方法 (月检):

a) 机架和准直器旋转至 0°, 射野尺寸为 30 cm×30 cm, 调整床面高度至 SSD=100 cm;

- b) 白纸平铺在治疗床面,读取治疗床Y轴方向上激光线偏离光野十字线竖线的距离,并观察两者的平行度;通过升降床将SSD调整至120 cm 和 80 cm,再次读取激光线偏离光野十字线竖线的距离,其数值应满足性能要求;
- c) 机架旋转至 90°,在机械等中心附近竖直放置一张半透明白纸,透过纸张读取治疗头对侧的激光线偏离光野十字线的距离,并观察两者的平行度;平移坐标纸至 SSD=80 cm 和 120 cm,再次读取激光线偏离光野十字线的距离,其数值应满足性能要求;
- d) 机架旋转至 270°, 重复 c) 项操作。



图 1 加速器坐标系示意图

5.2.4 性能要求:

2D 或 3DCRT: <2 mm, IMRT 或 VMAT: <1.5 mm, SRS 或 SBRT:<1 mm。

5.2.5 检测频度:

日检、月检

- 5.3 钨门到位准确度
- 5.3.1 检测目的:

评价钨门在光野下和射野下的到位准确度。

- 5.3.2 试验方法(日检):
 - a) 机架和准直器旋转至 0°, 坐标纸平铺在治疗床面, 调整床面高度至 SSD=100 cm, 多叶准直器 开到最大位置;

- b) 将坐标纸中心十字线和光野十字线对齐,分别调整单侧钨门到 15 cm、10 cm、5 cm、0 cm、-10 cm(或到对侧极限位置),观察光野投影位置与坐标纸相应位置的偏差,其数值应满足性能要求。
- 5.3.3 试验方法 (月检):
 - a) 机架和准直器旋转至 0°,将 X 射线摄影胶片平放在 SDD=100 cm 处或调整 SDD 使得整个测试 光野位于胶片范围内,在胶片下方放置至少相当于 5 cm 厚的水模材料,在胶片上方覆盖相当 于 1 cm 厚的水模材料。在模体表面的光野中心位置,粘贴一个金属小球;
 - b) 多叶准直器开到最大位置,分别调整钨门到 10 cm×10 cm, 20 cm×20 cm, 30 cm×30 cm 或最 大射野,出束照射;
 - c) 对胶片进行光密度分析,计算小球到钨门末端位置的测量值与设置值之间的偏差,反推到 SDD=100 cm 处,其数值应符合性能要求;
 - d) 将加速器机架置于 90°或 270°, 胶片和水模材料改为竖立放置, 重复 a、b、c 项操作。
- 5.3.4 性能要求:

≤1 mm

5.3.5 检测频度:

日检、月检

- 5.4 十字叉丝中心位置准确度
- 5.4.1 检测目的:

评价光野十字线中心与准直器机械中心的一致性。

- 5.4.2 试验方法:
 - a) 机架和准直器旋转至 0°, 射野尺寸为 30 cm×30 cm, 调整床面高度至 SSD=100 cm;
 - b) 坐标纸平铺在治疗床面,将坐标纸中心十字线和光野十字线对齐;
 - c) 分别旋转准直器至 45°、90°、315°、270°,观测光野十字线中心与坐标纸十字中心的偏差,其数值应满足性能要求。
- 5.4.3 性能要求:

≤1 mm

5.4.4 检测频度:

月检

4

5.5 托架附件到位准确度

5.5.1 检测目的:

评价托架附件(如影子板)安装到治疗头上,其到位准确度。

5.5.2 试验方法:

- a) 机架和准直器旋转至 0°,调整床面高度至 SSD=100 cm;
- b) 坐标纸平铺床面,将坐标纸中心十字线和光野十字线对齐;
- c) 托架附件安装于治疗头上,准直器角度保持 0°,在坐标纸上观测托架附件中心的投影位置与 光野十字线中心的偏差,其数值应满足性能要求。

5.5.3 性能要求:

≤2 mm

5.5.4 检测频度:

月检

5.6 机架和准直器角度指示准确度

5.6.1 检测目的:

评价机架和准直器的角度显示值与实际值的一致性。

5.6.2 试验方法:

- a) 机架和准直器旋转至 0°,将水平尺长轴沿准直器 X 方向(图 1),紧贴治疗头基准面,旋转机架到水平尺显示 0°,90°,180°,270°或对应汽泡处于居中位置,观测机架角度数字显示值与水平尺示数的偏差,其数值应满足性能要求;
- b) 机架和准直器旋转至 0°,将水平尺长轴沿准直器 X 方向,紧贴治疗头基准面,旋转机架到水平尺显示 90°或 270°。旋转准直器到水平尺显示 0°,90°,180°,270°或对应汽泡处于居中位置,观测准直器角度数字显示值与水平尺示数的偏差,其数值应满足性能要求。
- 5.6.3 性能要求:

≤0.5°

5.6.4 检测频度:

月检

5.7 治疗床角度指示准确度

5.7.1 检测目的:

评价治疗床的角度显示值与实际值的一致性。

- 5.7.2 试验方法:
 - a) 机架和准直器旋转至 0°, 治疗床旋转为 0°, 射野尺寸为 30 cm×30 cm, 调整床面高度至 SSD=100 cm;
 - b) 坐标纸平放于治疗床,将坐标纸中心十字线和光野十字线对齐,标记当前光野十字线在坐标纸的位置;
 - c) 评价治疗床 0°的显示准确度: 进床 20 cm, 再次标记光野十字线在坐标纸的位置,将两次标记 位置连线,此线与光野十字线在 Y 方向(图 1)的夹角应满足性能要求;
 - d)检测治疗床其他角度的显示准确度:重新将坐标纸中心十字线和光野十字线对齐,旋转治疗床 到 45°、90°、270°、315°附近,直到光野十字线与坐标纸对应的刻度线对齐,观测对应的治疗 床角度数字显示值、床底座刻度值与实际值的偏差,其数值应满足性能要求。
- 5.7.3 性能要求:

≤l°

5.7.4 检测频度:

月检

- 5.8 治疗床到位准确度
- 5.8.1 检测目的:

评价治疗床在不同位置时的到位准确度。

5.8.2 评价治疗床的位置显示值与实际值的一致性。

试验方法:

- a) 机架和准直器旋转至 0°, 射野尺寸为 30 cm×30 cm, 调整床面高度至 SSD=100 cm, 治疗床在 X、Y、Z 方向(图 1)的位置为 0、0、0;
- b) 将直尺分别沿治疗床 X 轴和 Y 轴固定于床面,记录激光线在直尺的投影位置,依照数值显示 进床(20 cm、40 cm、60 cm、70 cm)、左右移床(两侧分别移动 10 cm、20 cm),观测对应 的治疗床位置数字显示值与实际值的偏差,其数值应满足性能要求;

- c) 放置高度为 20 cm 的模体在床面上,降低治疗床,直到模体上沿与激光线持平;升高治疗床, 直到激光线与模体下沿持平,观测治疗床位置数字显示值与实际值的偏差,其数值应满足性 能要求。
- 5.8.3 性能要求:

2D 或 3DCRT: ≤2 mm, IMRT 或 VMAT: ≤2 mm, SRS 或 SBRT:≤1 mm

5.8.4 检测频度:

月检

5.9 光野与辐射野一致性

5.9.1 检测目的:

评价在不同机架角度的条件下,准直器光野与辐射野位置的一致性。

- 5.9.2 试验方法:
 - a) 机架和准直器旋转至 0°;
 - b) 将 X 射线摄影胶片平放在 SDD=100 cm 处,在胶片下方放置至少相当于 5 cm 厚的水模材料, 在胶片上方覆盖相当于 1 cm 厚的水模材料;
 - c) 设置 X 方向准直器宽度为 10 cm, Y 方向准直器宽度 10 cm,在胶片上标记当前光野位置,随后对胶片进行曝光照射;调整 X 方向准直器宽度到 30 cm,Y 方向准直器宽度 30 cm,在胶片上标记当前光野位置,再次曝光;
 - d) 更换胶片,将加速器机架置于 90°或 270°,胶片和水模材料改为竖立放置,重复 a、b 项操作;
 - e) 对胶片进行光密度分析,测量辐射野与光野边界位置的偏差,其数值应符合性能要求。
- 5.9.3 性能要求:

2D 或 3DCRT: <2 mm, IMRT 或 VMAT: <2 mm, SRS 或 SBRT:<1 mm

5.9.4 检测频度:

月检

5.10 多叶准直器到位准确度

5.10.1 检测目的:

评价多叶准直器在光野下和射野下的到位准确度。

5.10.2 试验方法(日检):

- a) 机架和准直器旋转至 0°, 坐标纸平铺在治疗床面, 调整床面高度至 SSD=100 cm, 钨门开到最 大位置;
- b) 将坐标纸中心十字线和光野十字线对齐,分别调整两侧多叶准直器到15 cm、10 cm、5 cm、0 cm、-10 cm,观察光野投影位置与坐标纸位置的偏差,其数值应满足性能要求。
- 5.10.3 试验方法 (月检):
 - a) 机架和准直器旋转至 0°,将 X 射线摄影胶片平放在 SDD=100 cm 处或调整 SDD 使得整个测试 光野位于胶片范围内,在胶片下方放置至少相当于 5 cm 厚的水模材料,在胶片上方覆盖相当 于 1 cm 厚的水模材料;
 - b) 钨门开到最大位置,设置多叶准直器形成栅栏测试射野组,出束照射;
 - c) 对胶片进行光密度分析计算叶片末端位置的测量值与设置值之间的偏差,反推到 SDD=100 cm 处,其数值应符合性能要求;
 - d) 将加速器机架置于 90°或 270°, 胶片和水模材料改为竖立放置, 重复 a、b 项操作。
- 5.10.4 性能要求:

≤1 mm

5.10.5 检测频度:

日检、月检

5.11 静态 IMRT 多叶准直器到位准确度

5.11.1 检测目的:

模拟在静态 IMRT 临床治疗条件下,评价多叶准直器的到位准确度。

- 5.11.2 试验方法:
 - a) 选择不同肿瘤部位的临床静态 IMRT 计划 3 例,分别在加速器上执行照射,照射完成后提取加速器日志文件;
 - b) 读取日志文件中多叶准直器的各叶片末端在整个执行过程中的位置误差大小,计算均方根 (RMS)值。
- 5.11.3 性能要求:

RMS≤1.5 mm, 95%的误差计数不应超过 1.5 mm

5.11.4 检测频度:

年检

8

5.12 动态 IMRT 多叶准直器到位准确度

5.12.1 检测目的:

模拟在动态 IMRT 临床治疗条件下,评价多叶准直器的到位准确度。

5.12.2 试验方法:

选择不同肿瘤部位的临床动态 IMRT 计划 3 例,按照 5.11 中的试验方法,测量多叶准直器的叶片 末端位置误差,计算 RMS 值。

5.12.3 性能要求:

RMS≤1.5 mm, 95%的误差计数不应超过 1.5 mm

5.12.4 检测频度:

年检

5.13 准直器旋转同心度

5.13.1 检测目的:

评价准直器旋转的同心度。

5.13.2 试验方法:

- a) 机架和准直器旋转至 0°;
- b) 将 X 射线摄影胶片平放在 SDD=100 cm 处,在胶片下方放置至少相当于 5 cm 厚的水模材料, 在胶片上方覆盖相当于 1 cm 厚的水模材料;
- c)设置 X 方向准直器宽度为可达到的最小宽度(一般 0.1 cm~0.6 cm), Y 方向准直器宽度 30 cm, 分别在 300°、330°、0°、30°、60°和 90°的准直器角度,对胶片进行曝光照射,胶片上呈星形 射野形状;
- d) 对胶片进行光密度分析,获取胶片上每条射野的长轴所在位置;
- e) 测量胶片中各长轴交点的内接圆半径,与基准值的偏差应符合性能要求。
- 5.13.3 性能要求:

<基准值±1 mm

5.13.4 检测频度:

年检

5.14 机架旋转同心度

5.14.1 检测目的:

评价机架旋转的同心度。

- 5.14.2 试验方法 (月检):
 - a) 机架和准直器旋转至 0°, 射野尺寸为 30 cm×30 cm;
 - b) 参考指针末端粘贴于治疗床的床头,前端伸出床外,将针尖置于 SSD=100 cm 处的光野十字线 中心位置;
 - c) 当机架角位于 0°、90°、180°、270°时,调整参考指针或治疗床,使针尖位于光野十字线中心的平均位置处;
 - d) 将坐标纸竖直放置于针尖后方,评价不同机架角度下光野十字线与针尖投影位置的距离偏差, 与基准值进行比较其数值应符合性能要求。
- 5.14.3 试验方法 (年检):
 - a) 机架和准直器旋转至 0°;
 - b) 将 X 射线摄影胶片竖立放置,胶片平面与机架旋转平面平行,胶片中心位于机械等中心附近, 胶片前方和后方放置 5 cm 厚的水模材料,用于固定胶片;
 - c)设置 X 方向准直器宽度为可达到的最小宽度(一般 0.1 cm~0.6 cm), Y 方向准直器宽度 30 cm, 分别在 0°、60°、120°、150°、210°和 270°的机架角度,对胶片进行曝光照射,胶片上呈星形 射野形状;
 - d) 对胶片进行光密度分析,获取胶片上每条射野的长轴所在位置;
 - e) 测量胶片中各长轴交点的内接圆半径,与基准值的偏差应符合性能要求。

5.14.4 性能要求:

≤基准值±1 mm

5.14.5 检测频度:

月检、年检

5.15 X 线束辐射野等中心与机械等中心一致性

5.15.1 检测目的:

评价 X 线束辐射野等中心与机械等中心的一致性。

5.15.2 试验方法:

a) 机架和准直器旋转至 0°,前指针固定于准直器,前指针尖端位于 SSD=100 cm 处; 10

- b) 机架旋转至 90°, 水平地放置一张坐标纸与前指针尖端相接触;
- c) 当准直器全范围旋转时,调节前指针使其在准直器的旋转中,具有最小的位移;
- d) 然后检查机架位于 90°、180°、270°时的情况,以保证前指针尖端在准直器的旋转中保持较小 位移;
- e) 当机架角位于 0°、90°、180°、270°时,固定参考指针使其位于前指针尖端的平均位置处,该 点即机械等中心点的近似位置;
- f) 移走前指针,将X射线摄影胶片装在一封套内,放在与辐射束轴相垂直的位置,胶片到辐射 源的距离比参考指针到辐射源的距离略远,以便可以插入足够的建成材料;
- g) 在参考指针与X射线摄影胶片之间放置一定厚度的水模材料,以便产生足够的建成,使参考指针投影在胶片上;
- h) 以 10 cm×10 cm 辐射野对 X 射线摄影胶片进行曝光,机架位于 90°和 270°时各用一张胶片进行曝光,机架位于 0°时,曝光两张胶片,一张顺时针旋转到位,一张逆时针旋转到位,以便包括准直器元件的所有影响因素。同样地,机架位于 180°时也曝光两张胶片,一张顺时针旋转到位,一张逆时针旋转到位,这样一共曝光了六张胶片;
- i) 对胶片进行光密分析,参考指针再调到确定辐射束轴的所有中心线的平均位置处,该点即辐射 野等中心点的近似位置;
- j) 参考指针的尖端确定进一步测试的参考点;
- k) 通过分析胶片(如上所述)可获得辐射束轴与参考点间的最大位移;
- 可以用 EPID 代替胶片进行相同的测最,用一个与辐射束轴指示点对齐,图像可投影到 EPID 的辐射阻挡标记物代替胶片上的标记;
- m) 记录 X 线束辐射野等中心与机械等中心一致性结果并与基准值的偏差应符合性能要求。
- 5.15.3 性能要求:

2D 或 3DCRT: ≤基准值±2 mm, IMRT 或 VMAT: ≤基准值±2 mm, SRS 或 SBRT:≤基准值±1 mm。 5.15.4 检测频度:

年检



图 2 X 线束辐射野等中心与机械等中心一致性检测示意图

5.16 治疗床旋转同心度

5.16.1 检测目的:

评价治疗床旋转的同心度。

- 5.16.2 试验方法 (月检):
 - a) 机架和准直器旋转至 0°, 射野尺寸为 30 cm×30 cm, 调整床面高度至 SSD=100 cm;
 - b) 坐标纸平铺在治疗床面,将坐标纸中心十字线和光野十字线对齐;
 - c) 分别旋转治疗床至 270°、300°、330°、0°、30°、60°和 90°,观测光野十字线中心与坐标纸十 字中心的偏差,与基准值进行比较其数值应满足性能要求。
- 5.16.3 试验方法 (年检):
 - a) 机架和准直器旋转至 0°;
 - b) 将 X 射线摄影胶片平放在 SDD=100 cm 处,在胶片下方放置至少相当于 5 cm 厚的水模材料, 在胶片上方覆盖相当于 1 cm 厚的水模材料;
 - c) 设置 X 方向准直器宽度为可达到的最小宽度(一般 0.1 cm~0.6 cm), Y 方向准直器宽度 30 cm, 分别在 300°、330°、0°、30°、60°和 90°的治疗床角度,对胶片进行曝光照射,胶片上呈星形 射野形状;
 - d) 对胶片进行光密度分析,获取胶片上每条射野的长轴所在位置;

e) 测量胶片中各长轴交点的内接圆半径,与基准值的偏差应符合性能要求。

5.16.4 性能要求:

≤基准值±1 mm

5.16.5 检测频度:

月检、年检

5.17 治疗床床面负重下垂幅度和水平度

5.17.1 检测目的:

模拟治疗床在承载标准负重的情况下,评价床面不同位置的下垂幅度和水平度变化。

5.17.2 试验方法:

- a) 机架和准直器旋转至 0°,调整床面高度至 SSD=100 cm;
- b)床面完全缩回,将直尺以竖立姿态贴于床沿(如果床沿不便粘贴,也可将固体水置于床沿,直尺以竖立姿态贴于固体水上),水平尺平放于床面,记录激光线在直尺的投影位置。135 kg负载均匀分布在床面 2 m 的范围内,读取床头、床中、床尾位置有无负载时床面高度和水平度的变化,其数值应满足性能要求;
- c) 床面完全推出,135 kg 负载均匀分布在床面 2 m 的范围内,读取床头、床中、床尾位置有无 负载时的床面高度与水平度变化,其数值应满足性能要求。

5.17.3 性能要求:

下垂幅度≤2 mm; 水平度≤0.5°

5.17.4 检测频度:

年检

5.18 治疗床极限位置到位准确度

5.18.1 检测目的:

模拟治疗床在承载患者的情况下能够运动到的最大范围,以及在上述位置时的到位准确度。

- 5.18.2 试验方法:
 - a) 机架和准直器旋转至 0°,射野尺寸为 30 cm×30 cm,调整床面高度至 SSD=100 cm,治疗床在 X、Y、Z 方向的位置为 0、0、0。床面负载 135 kg,其重量均匀分布在床面 2 m 的范围内, 将卷尺分别沿加速器 X 方向和 Y 方向固定于床面,记录激光线在直尺的投影位置;

13

- b) 分别将床水平移动到各方向最大位置,读取加速器床的显示位置与卷尺读数,与基准值的偏差 应符合性能要求;
- c)将卷尺顶端固定于治疗头上,记录床面在卷尺的位置(为便于读数,床面可以放置一把钢尺, 钢尺前端伸出床沿,与卷尺相切)。分别升、降床到最大位置,读取加速器床的显示位置与卷 尺读数,与基准值的偏差应符合性能要求。
- 5.18.3 性能要求:

<基准值±2 mm

5.18.4 检测频度:

年检

6 安全联锁

- 6.1 门联锁
- 6.1.1 检测目的:

确认当有人试图进入正在进行治疗的治疗室时,射束能自动中断。

6.1.2 试验方法:

出束时开启门,会出现门联锁,射束能自动中断;当门关闭后,射束不能自动恢复,需手动按下出 束按钮,方可继续出束。

6.1.3 性能要求:

功能正常

6.1.4 检测频度:

日检

- 6.2 紧急开门
- 6.2.1 检测目的:

确认在任何情况下治疗室的门均可以通过紧急开门机制手动打开。

6.2.2 试验方法:

在断电和有电的情况下,通过紧急开门机制尝试打开门,确认可正常开启。

6.2.3 性能要求:

功能正常

6.2.4 检测频度:

日检

6.3 视听监控设备

6.3.1 检测目的:

确认视听监控设备功能正常。

6.3.2 试验方法:

目测各通道的视频监控是否全部开启(至少包括两个室内监视器、一个迷路监视器),与屋内工作 人员通过对讲机联系,确认功能正常。

6.3.3 性能要求:

功能正常

6.3.4 检测频度:

日检

- 6.4 出束状态指示灯
- 6.4.1 检测目的:

确认治疗室外的射线出束状态指示灯能够正常工作。

6.4.2 试验方法:

目测出束时,出束显示指示灯开启;出束结束时,指示灯关闭。

6.4.3 性能要求:

功能正常

6.4.4 检测频度:

日检

- 6.5 防碰撞联锁功能
- 6.5.1 检测目的:

当防碰撞开关被触碰时,确认加速器碰撞联锁会显示,机器立即处于停止状态。

6.5.2 试验方法:

加速器运动过程中(比如机架旋转、机头旋转、探测板伸出等),人工触发各碰撞开关,检测碰撞 联锁功能是否激活,运动能够中断。

6.5.3 性能要求:

功能正常

6.5.4 检测频度:

月检

6.6 电子束限光筒联锁功能

6.6.1 检测目的:

当限光筒插入治疗头时,确认联锁正常工作,型号可正确识别;确认上述装置是否可正常固定,在 任何机架角度都不会脱落。

6.6.2 试验方法:

- a) 检测当限光筒部分插入治疗头且未固定时,相应联锁是否开启;
- b) 当限光筒完全固定后,确认在各个机架角度时也能保持紧固连接;
- c) 人工触碰限光筒的防碰撞开关,检测碰撞联锁功能是否激活;
- d) 当插入的限光筒和控制台的选择不符时,机器会有相应提示且处于不可运行状态。

6.6.3 性能要求:

功能正常

6.6.4 检测频度:

月检

6.7 立体定向配件联锁功能

6.7.1 检测目的:

当立体定向配件插入治疗头时,确认联锁正常工作,型号可正确识别;确认上述装置是否可正常固定,在任何机架角度都不会脱落。

6.7.2 试验方法:

- a) 检测当立体定向配件部分插入治疗头且未固定时,相应联锁是否开启;
- b) 当立体定向配件固定后,确认在各个机架角度时也能保持紧固连接;
- c) 人工触碰其防碰开关,检测碰撞联锁功能是否激活;
- d) 当放入的立体定向配件和控制台的选择不符时,机器会有相应提示且处于不可运行状态。

6.7.3 性能要求:

功能正常

6.7.4 检测频度:

月检

- 6.8 楔形板、托架联锁功能
- 6.8.1 检测目的:

当楔形板、托架插入治疗头时,确认联锁正常工作,型号和插入方向可正确识别;确认上述装置是 否可正常固定,在任何机架角度都不会脱落。

6.8.2 试验方法:

- a) 当楔形板和托架没有完整插入时,会有对应联锁显示;
- b) 当楔形板和托架固定后,确认在各个机架角度时也能保持紧固连接;
- c) 当机器具备多个楔形板时可显示楔形板的度数和插入方向;
- d) 当插入装置的型号或方向与控制台的选择不符时,机器会有相应提示且处于不可运行状态。

6.8.3 性能要求:

功能正常

6.8.4 检测频度:

月检

6.9 紧急开关功能

6.9.1 检测目的:

确认紧急开关可正常开启和恢复。

- 6.9.2 试验方法:
 - a) 在加速器处于运动和出束状态时,依次(每年至少选择1个)按动各紧急开关,确认加速器的运动和出束会立即中断,治疗中断后未完成的治疗数据可正确记录;
 - b) 解除紧急开关,确认加速器能够正常重新启动,可正确继续执行未完成的治疗。
- 6.9.3 性能要求:

功能正常

6.9.4 检测频度:

年检

6.10 依照厂家检测指南完成其他安全联锁功能测试

6.10.1 检测目的:

确认完成厂家检测指南的其他安全联锁测试。

6.10.2 试验方法:

依照厂家检测指南完成其他安全联锁测试。

6.10.3 性能要求:

功能正常

6.10.4 检测频度:

年检

7 X 线束剂量学性能

7.1 X线束输出剂量稳定性

7.1.1 检测目的:

评价加速器 X 线束输出剂量随时间变化的稳定性

- 7.1.2 试验方法:
 - a) 机架和准直器旋转至 0°, 射野尺寸为 10 cm×10 cm, SSD=100 cm;
 - b) 将电离室有效测量点置于水模下水等效深度 5 cm 射野中心处, 电离室下方至少放置 5 cm 厚水模:
 - c) 加速器出束 100 MU, 重复 3 次并计算平均剂量, 与基准值的偏差应满足性能要求。

7.1.3 性能要求:

≤基准值±3%(日检),≤基准值±2%(月检)

7.1.4 检测频度:

日检、月检

7.2 加速器通道1和通道2监测电离室稳定性

7.2.1 检测目的:

评价加速器内置电离室对剂量监测的稳定性。

- 7.2.2 试验方法:
 - a) 机架和准直器旋转至 0°, 射野尺寸为 10 cm×10 cm;

- b)加速器出束 100 MU,重复 3 次,分别记录加速器通道 1 电离室(MU1)和通道 2 电离室(MU2) 的平均读数,两者偏差应满足性能要求。
- 7.2.3 性能要求:

≤2%

7.2.4 检测频度:

月检

7.3 X 线束各剂量率下的输出剂量稳定性

7.3.1 检测目的:

评价加速器 X 线束输出剂量在不同剂量率下的稳定性

- 7.3.2 试验方法:
 - a) 机架和准直器旋转至 0°, 射野尺寸为 10 cm×10 cm, SSD=100 cm;
 - b) 将电离室有效测量点置于水模下水等效深度 5 cm 射野中心处, 电离室下方至少放置 5 cm 厚水 模:
 - c) 至少选取三档剂量率,分别出束 100 MU,每档重复 5 次;
 - d) 记录平均剂量读数,与临床常用剂量率(如 600 MU/min)的输出剂量读数比较,其偏差应满 足性能要求。
- 7.3.3 性能要求:

≤2%

7.3.4 检测频度:

月检

- 7.4 X线束离轴剂量曲线稳定性
- 7.4.1 检测目的:

评价加速器 X 线束的离轴剂量曲线形状的稳定性

- 7.4.2 试验方法:
 - a) 机架和准直器旋转至 0°, 射野尺寸不小于 20 cm×20 cm;
 - b) 将辐射探测器阵列置于基准位置;

- c) 加速器出束,辐射探测器沿辐射野的两条主轴方向(X,Y方向),抽样采集辐射野离轴剂量 点数据;
- d) 在辐射野内逐点比较测量数据与基准数据的偏差,其数值应满足性能要求。
- 7.4.3 性能要求:

≤基准值±2%

7.4.4 检测频度:

月检

7.5 X线束能量稳定性

7.5.1 检测目的:

评价加速器 X 线束射线质的稳定性

- 7.5.2 试验方法 (月检):
 - a) 机架和准直器旋转至 0°, 射野尺寸为 10 cm×10 cm (或 20 cm×20 cm);
 - b) 将(具备能量测量功能的)辐射探测器阵列置于基准位置;
 - c) 加速器出束,辐射探测器沿辐射野中心轴方向(Z方向),抽样采集两个不同深度的剂量点数据;
 - d) 计算两者的比值,与基准值的偏差应满足性能要求。

7.5.3 试验方法 (年检):

- a) 将机架旋和准直器旋转至 0°, 射野尺寸为 10 cm×10 cm, SSD=100 cm;
- b) 三维水箱辐射探测器(电离室)沿辐射野的中心轴线,以连续或步进的方式进行百分深度剂量 测量,测量深度>20 cm;
- c) 计算 X 线束的射线质(10 cm 处的 PDD 值或 20 cm 和 10 cm 处的 TPR 比值), 与基准值的偏差应满足性能要求。
- 7.5.4 性能要求:

≤基准值±1%

7.5.5 检测频度:

月检、年检

7.6 X线束射野平坦度稳定性

7.6.1 检测目的:

评价加速器 X 线束射野平坦度的稳定性

7.6.2 试验方法:

- a) 机架和准直器旋转至 0°, 射野尺寸为 10 cm×10 cm, SSD=100 cm;
- b) 三维水箱辐射探测器置于水下 10 cm 深度;
- c) 加速器出束,辐射探测器沿辐射野的两条主轴方向,采集辐射野离轴剂量曲线数据;
- d) 调整射野尺寸到 30 cm×30 cm, 重复 b、c 项操作;
- e) 在辐射野均整区内(80%射野宽度范围内),计算最大剂量点与最小剂量点的比值,其数值应 满足性能要求。

7.6.3 性能要求:

 $\leq 106\%$

7.6.4 检测频度:

年检

- 7.7 X线束射野对称性稳定性
- 7.7.1 检测目的:

评价加速器 X 线束射野对称性的稳定性

7.7.2 试验方法:

- a) 机架和准直器旋转至 0°, 射野尺寸为 10 cm×10 cm, SSD=100 cm;
- b) 三维水箱辐射探测器置于水下 10 cm 深度;
- c) 加速器出束,辐射探测器沿辐射野的两条主轴方向,采集辐射野离轴剂量曲线数据;
- d) 调整射野尺寸到 30 cm×30 cm, 重复 b、c 项操作;
- e) 在辐射野均整区内,计算对称于射野中心轴,剂量偏差最大的一对剂量点比值(大比小),其 数值应满足性能要求。
- 7.7.3 性能要求:

≤103%

7.7.4 检测频度:

年检

7.8 X线束射野输出因子抽验

7.8.1 检测目的:

抽验加速器不同射野尺寸的 X 线束射野输出因子,评价与基准数据的一致程度。

7.8.2 试验方法:

- a) 机架和准直器旋转至 0°, 选择 3 cm×3 cm、10 cm×10 cm、15 cm×15 cm、20 cm×20 cm、30 cm×30 cm 或其他尺寸接近的射野, SSD=100 cm;
- b) 将三维水箱辐射探测器有效测量点置于水下 10 cm 射野中心处;
- c) 加速器每次出束 100MU,记录不同尺寸射野的剂量读数并以射野尺寸为 10 cm×10 cm 的结果 归一,与基准值的偏差应满足性能要求。

7.8.3 性能要求:

≤基准值±2% (3 cm×3 cm), ≤基准值±1% (其他射野)。

7.8.4 检测频度:

年检

7.9 楔形因子稳定性

7.9.1 检测目的:

评价加速器 X 线束的楔形因子与基准数据的一致程度。

7.9.2 试验方法:

- a) 机架和准直器旋转至 0°, 射野尺寸为 10 cm×10 cm, SSD=100 cm;
- b) 将三维水箱辐射探测器有效测量点置于水下 10 cm 射野中心处;
- c) 加速器每次出束 100 MU,分别记录开野及各角度楔形野的剂量读数;
- d) 计算两者的比值(楔形野比开野),与基准值的偏差应满足性能要求。

7.9.3 性能要求:

≤基准值±2%

7.9.4 检测频度:

月检

7.10 楔形角抽验

7.10.1 检测目的:

评价加速器 X 线束的楔形野离轴剂量曲线形状与基准数据的一致程度。

7.10.2 试验方法:

- a) 将机架和准直器旋转至 0°, 射野尺寸为 10 cm×10 cm, SSD=100 cm;
- b) 楔形板安装于治疗头上,三维水箱辐射探测器置于水下 10 cm 深度;
- c) 辐射探测器沿辐射野楔形方向,以连续或步进的方式进行离轴剂量测量,在 80%射野宽度内 逐点比较测量数据与基准数据的偏差,其数值应满足性能要求。
- 7.10.3 性能要求:

≤基准值±2%

7.10.4 检测频度:

年检

- 7.11 多叶准直器穿射因子
- 7.11.1 检测目的:

评价加速器多叶准直器的平均穿射因子(不区分叶片间漏射与叶片下穿射)与基准数据的一致程度。

- 7.11.2 试验方法:
 - a) 机架和准直器旋转至 0°, 射野尺寸为 10 cm×10 cm, SSD=100 cm;
 - b) 将指型电离室有效测量点置于水模下水等效深度 10 cm 射野中心处,电离室长轴与准直器 Y 方向平行(与多叶准直器运动方向垂直),电离室下方至少放置 5 cm 厚水模;
 - c) 加速器每次出束 100 MU,分别记录开野及多叶准直器在最远端闭合时的剂量读数;
 - d) 记录两者的比值(闭合野比开野),与基准值的偏差应满足性能要求。

7.11.3 性能要求:

≤基准值±0.5%

7.11.4 检测频度:

年检

7.12 X线束 MU线性

7.12.1 检测目的:

评价加速器 X 线束在不同 MU 的情况下,每 MU 所对应剂量的稳定性。

- 7.12.2 试验方法:
 - a) 机架和准直器旋转至 0°, 射野尺寸为 10 cm×10 cm, SSD=100 cm;

- b) 将指型电离室有效测量点置于水模下水等效深度 10 cm, 电离室下方至少放置 5 cm 厚水模;
- c) 剂量仪输入正确的各种修正因子;
- d) 对每档能量,在标称吸收剂量范围内,以近似相等的间隔选取 i (i=5) 个不同吸收剂量预置值 (如 50、250、500、700、900 MU)、在 j 档 (如果吸收剂量率是连续可调的,则从 20%到最 大吸收剂量率的范围内取 4 个不同的吸收剂量率值,此时 j (j=4) 吸收剂量率 (如 100、200、 400、600 MU/min)下进行 n 次辐照并测量,记录剂量测量结果;
- e) D_{ijn}代表在第i个吸收剂量预置值和第j个吸收剂量率下第n次辐照的吸收剂量测量结果。D_{ij}为 在第i个吸收剂量预置值和第j个吸收剂量率下进行n次辐照吸收剂量测量结果的平均值。根 据式(1)计算,则有:

$$D_{ij} = \frac{1}{n} \sum_{n=1}^{n} D_{ijn} \tag{1}$$

 D_i 为在第 i 个吸收剂量预置下 j 个吸收剂量率的 D_{ij} 值的平均值。根据式(2)计算,则有:

$$D_i = \frac{1}{j} \sum_{j=1}^j D_{ij} \tag{2}$$

对各个D_i数据用最小二乘拟合法求出式(3)给出的线性关系式:

$$D_c = SU + b \tag{3}$$

式中: *D_c*—用最小二乘法求出的吸收剂量计算值; *S*—线性因子; *U*—剂量监测计数; b—直线与纵坐 标轴的截距;

f) 比较测量平均值 D_i与用最小二乘拟合法计算值D_{ci}的偏差,根据式(4)计算,应符合前述性能要求中的规定。

$$\frac{(D_i - D_{ci})_{max}}{U_i} \times 100\% \tag{4}$$

式中: D_i—测量的平均值; D_{ci}—用最小二乘拟合法的计算值; U_i—剂量监测计数。

7.12.3 性能要求:

≤2%

7.12.4 检测频度:

年检

7.13 不同机架角度 X 线束输出剂量稳定性

7.13.1 检测目的:

加速器在不同机架角度条件下,评价 X 线束的输出剂量稳定性

24

- 7.13.2 试验方法:
 - a) 机架和准直器旋转至 0°, 射野尺寸为 10 cm×10 cm, SDD=100 cm;
 - b) 通过电离室支架将电离室伸出床头置于机械等中心处, 配备相应能量的平衡帽;
 - c) 选择临床常用剂量率,在不同机架角度(180°、270°、0°、90°)下分别出束 100 MU,记录剂 量读数;
 - d) 各角度分别与 0°结果相比,最大偏差值应满足性能要求。
- 7.13.3 性能要求:

≤3%

7.13.4 检测频度:

年检

7.14 不同机架角度 X 线束离轴剂量曲线稳定性

7.14.1 检测目的:

加速器在不同机架角度条件下,评价 X 线束的离轴剂量曲线稳定性

- 7.14.2 试验方法:
 - a) 机架和准直器旋转至 0°, 射野尺寸为不小于 20 cm×20 cm, SSD=100 cm;
 - b) 辐射探测器阵列悬挂于治疗头基准位置;
 - c) 加速器出束,辐射探测器沿辐射野的两条主轴方向,抽样采集辐射野离轴剂量点数据;
 - d) 将机架旋转至 90°、180°、270°, 重复 a、b、c 项操作;
 - e) 在辐射野内逐点比较辐射野离轴剂量与机架 0°时的数据偏差,其数值应满足性能要求。
- 7.14.3 性能要求:

≤2%

7.14.4 检测频度:

年检

8 电子束剂量学性能

8.1 电子束输出剂量稳定性

8.1.1 检测目的:

评价加速器电子束输出剂量随时间变化的稳定性

- 8.1.2 试验方法:
 - a) 机架和准直器旋转至 0°, 限光筒尺寸 10 cm×10 cm (或 15 cm×15 cm), SSD=100 cm;
 - b) 根据电子束能量,将电离室有效测量点置于水模下对应标定深度的射野中心处,电离室下方至 少放置 5 cm 厚水模;
 - c) 加速器出束 100 MU, 重复 3 次并计算平均剂量, 与基准值的偏差应满足性能要求。

8.1.3 性能要求:

≤基准值±3%(日检),≤基准值±2%(月检)

8.1.4 检测频度:

日检、月检

8.2 电子束离轴剂量曲线稳定性

8.2.1 检测目的:

评价加速器电子束的离轴剂量曲线形状与基准数据的一致程度。

8.2.2 试验方法:

- a) 机架和准直器旋转至 0°, 限光筒尺寸 20 cm×20 cm;
- b) 将辐射探测器阵列置于基准位置;
- c) 加速器出束,辐射探测器沿辐射野的两条主轴方向,抽样采集辐射野离轴剂量点数据;
- d) 在辐射野内逐点比较测量数据与基准数据的偏差,其数值应满足性能要求。

8.2.3 性能要求:

≤基准值±1%

8.2.4 检测频度:

月检

8.3 电子束能量稳定性

8.3.1 检测目的:

评价加速器电子束能量与基准数据的一致程度

8.3.2 试验方法(月检)

- a) 机架和准直器旋转至 0°, 限光筒尺寸 10 cm×10 cm (或 20 cm×20 cm);
- b) 将辐射探测器阵列置于基准位置;

- c) 沿辐射野中心轴方向, 抽样采集两个不同深度的剂量点数据;
- d) 计算两者的比值,与基准值的偏差应满足性能要求。

8.3.3 试验方法(年检)

- a) 机架和准直器旋转至 0°, 限光筒尺寸 10 cm×10 cm (或 15 cm×15 cm), SSD=100 cm;
- b) 三维水箱辐射探测器沿辐射野的中心轴线,以连续或步进的方式进行百分深度剂量测量;
- c) 计算电子束的射线质 R₅₀ (50%PDD 所对应的深度),与基准值的偏差应满足性能要求。

8.3.4 性能要求:

<基准值±2%(月检), ≤基准值±2 mm(年检)

8.3.5 检测频度:

月检、年检

8.4 电子束射野平坦度

8.4.1 检测目的:

评价加速器电子束平坦度的稳定性。

8.4.2 试验方法:

- a) 机架和准直器旋转至 0°, 限光筒尺寸为 10 cm×10 cm (或 15 cm×15 cm), SSD=100 cm;
- b) 三维水箱辐射探测器有效测量点置于该档电子线最大剂量深度处;
- c) 加速器出束,辐射探测器沿辐射野的两条主轴方向,采集辐射野离轴剂量曲线数据;
- d) 更换为最大尺寸限光筒, 重复 b、c 项操作;
- e) 在辐射野均整区内(90%射野宽度内收1cm),计算最大剂量点与最小剂量点的比值,其数值 应满足性能要求。

8.4.3 性能要求:

 $\leq 106\%$

8.4.4 检测频度:

年检

8.5 电子束射野对称性

8.5.1 检测目的:

评价加速器电子束对称性的稳定性。

- 8.5.2 试验方法:
 - a) 机架和准直器旋转至 0°, 限光筒尺寸为 10 cm×10 cm (或 15 cm×15 cm), SSD=100 cm;
 - b) 三维水箱辐射探测器有效测量点置于该档电子线最大剂量深度处;
 - c) 加速器出束,辐射探测器沿辐射野的两条主轴方向,采集辐射野离轴剂量曲线数据;
 - d) 更换为最大尺寸限光筒, 重复b、c 项操作。
 - e) 在辐射野均整区内(90%射野宽度内收1cm),计算对称于射野中心轴,剂量偏差最大的一 对剂量点比值(大比小),其数值应满足性能要求。

8.5.3 性能要求:

≤105%

8.5.4 检测频度:

年检

8.6 电子束射野输出因子抽验

8.6.1 检测目的:

抽验加速器电子束某一尺寸限光筒的射野输出因子,评价与基准数据的一致程度。

- 8.6.2 试验方法:
 - a) 机架和准直器旋转至 0°, SSD=100 cm;
 - b) 三维水箱辐射探测器有效测量点置于该档电子线射野中心轴上最大剂量点位置;
 - c) 加速器每次出束 100 MU,记录某一尺寸限光筒所有能量的剂量读数并以 10 cm×10 cm (或 15 cm×15 cm)的结果归一;
 - d) 计算射野输出因子,与基准值的偏差应满足性能要求;
 - e) 每年需更换不同的限光筒进行抽查。
- 8.6.3 性能要求:

≤基准值±2%

8.6.4 检测频度:

年检

8.7 电子束 MU 线性

8.7.1 检测目的:

评价加速器电子束在不同 MU 的情况下,每 MU 所对应剂量的稳定性

8.7.2 试验方法:

a) 机架和准直器旋转至 0°, SSD=100 cm;

b) 三维水箱辐射探测器有效测量点置于该档电子线最大剂量点位置;

c) 剂量仪输入正确的各种修正因子;

d) 对每档能量,在标称吸收剂量范围内,以近似相等的间隔选取 i (i=5) 个不同吸收剂量预置值
 (如 50、250、500、700、900 MU)下进行 n 次辐照并测量,记录剂量测量结果;

e) D_{in}代表在第i个吸收剂量预置值下第n次辐照的吸收剂量测量结果。

根据式(5)计算,则有:

$$D_i = \frac{1}{n} \sum_{n=1}^n D_{in} \tag{5}$$

对各个D_i数据用最小二乘拟合法求出式(6)给出的线性关系式:

$$D_c = SU + b \tag{6}$$

式中: *D_c*—用最小二乘法求出的吸收剂量计算值; *S*—线性因子; *U*—剂量监测计数; b—直线与纵坐 标轴的截距;

f) 比较测量平均值 D_i与用最小二乘拟合法计算值D_{ci}的偏差,根据式(7)计算,应符合前述性能要求中的规定。

$$\frac{(D_i - D_{ci})_{max}}{U_i} \times 100\% \tag{7}$$

- 8.7.3 式中: D_i—测量的平均值; D_{ci}—用最小二乘拟合法的计算值; U_i—剂量监测计数。性能要求:
 ≤2%
- 8.7.4 检测频度:

年检

9 图像引导

9.1 kV/MV 二维图像校位准确度

9.1.1 检测目的:

模拟患者发生摆位误差的情况下,kV/MV 设备使用透视成像进行校位的准确度。

9.1.2 试验方法:

- a) 将具有X线束下可见标记模体的CT图像上传至计划系统,设计生成一个包含多个机架角度(0°、90°、180°和270°)的DRR图像计划;
- b) 机架和准直器旋转至 0°;
- c)依据模体外部标记,使用激光灯对模体进行摆位,然后人为移动特定距离模拟发生摆位误差(图 3a);
- d) 分别在机架角度(0°、90°、180°和270°),使用基准成像条件拍摄 MV 透视图像并与 DRR 配 准,评价测量结果与实际结果的偏差,其数值应满足性能要求;
- e) 在机架角度(0°、90°、180°和270°),使用基准成像条件拍摄 kV 透视图像(图 3b) 并与 DRR 配准,评价测量结果与实际结果的偏差,其数值应满足性能要求。
- 9.1.3 性能要求:

2D 或 3DCRT: <2 mm, IMRT 或 VMAT: <2 mm, SRS 或 SBRT:<1 mm

9.1.4 检测频度:

日检





图 3a 将模体移动一定距离,模拟发生 摆位误差

图 3b 带有摆位误差的透视图像

9.2 CBCT 图像校位准确性

9.2.1 检测目的:

模拟患者发生摆位误差的情况下,评价使用 CBCT 进行校位的准确度。

- 9.2.2 试验方法:
 - a) 将具有 X 线束下可见标记模体的 CT 图像上传至计划系统, 生成参考 CT 图像和计划等中心数据, 导入 CBCT 系统;
 - b) 机架和准直器旋转至 0°;

- c)依据模体外部标记,使用激光灯对模体进行摆位,然后人为移动特定距离模拟发生摆位误差(图 4a);
- d) 使用基准成像条件拍摄 CBCT 图像(图 4b)并与参考图像配准,评价测量结果与实际结果的 偏差,其数值应满足性能要求。



图 4a 将模体移动一定距离,模拟摆位误差



图 4b 摆位误差修正后的 CBCT 图像

- 9.2.3 性能要求:
 - $\leq 1 \text{ mm}$
- 9.2.4 检测频度:

日检

- 9.3 kV/MV 二维图像中心与 MV 辐射野中心一致性
- 9.3.1 检测目的:

评价 kV/MV 二维图像中心与加速器辐射野中心的一致程度

- 9.3.2 试验方法:
 - a) 机架和准直器旋转至 0°;
 - b) 依据模体外部标记,使用激光灯将 BB 小球模体摆放到机械等中心的位置(图 5a);
 - c) 分别在机架角度(0°、90°、180°和270°),使用基准成像条件拍摄 MV 透视图像,根据辐射野中心(射野对角线的交点,图 5b),调整治疗床位置,直到图像中小球位于射野中心为止;
 - d) 重复步骤 c, 评价小球中心与图像中心标识(图 5c, 红色十字)的偏差, 其数值应满足性能要求;
 - e) 分别在机架角度(0°、90°、180°和270°),使用基准成像条件拍摄 kV 透视图像,评价小球中 心与图像中心标识的偏差,其数值应满足性能要求。



图 5a 将模体中心标记与 激光灯重合



≤1 mm∘

9.3.4 检测频度:

月检

- 9.4 kV/MV 二维图像几何形变
- 9.4.1 检测目的:

评价 kV/MV 透视图像的几何变形程度

- 9.4.2 试验方法:
 - a) 机架和准直器旋转至 0°, SSD=100 cm;
 - b) 将具有在 X 线束下可见刻度的模体(图 6a) 平置于加速器治疗床上,模体位于光野中心;
 - c) 使用基准成像条件进行曝光,采集 MV 透视图像(图 6b);
 - d) 按照图像上刻度测量 X 方向和 Y 方向距离,评价测量结果与实际结果的偏差,其数值应满足
 性能要求;
 - e) 机架旋转至 90°或 270°,使用基准成像条件设置 kV 曝光条件,采集 kV 透视图像(图 6b);
 - f) 按照图像上刻度测量 X 方向和 Y 方向距离,评价测量结果与实际结果的偏差,其数值应满足 性能要求。
- 9.4.3 性能要求:

 $\leq 1 \text{ mm}$

9.4.4 检测频度:

月检



图 5b 通过射野对角线的交点找 辐射野中心



图 5c 具有小球与图像中心标识 的二维图像



图 6a X 辐射下具有可见刻度模体

 $\begin{array}{c}
18 \times 10 \text{ cm} & +50 \\
& +50 \\
& +140 \\
& +140 \\
& +140 \\
& +140 \\
& +140 \\
& +140 \\
& +140 \\
& +140 \\
& +140 \\
& +140 \\
& +140 \\
& +140 \\
& +140 \\
& +140 \\
& +140 \\
& +140 \\
& +140 \\
& +140 \\
& +140 \\
& +140 \\
& +140 \\
& +140 \\
& +140 \\
& +140 \\
& +140 \\
& +140 \\
& +140 \\
& +140 \\
& +140 \\
& +140 \\
& +140 \\
& +140 \\
& +140 \\
& +140 \\
& +140 \\
& +140 \\
& +140 \\
& +140 \\
& +140 \\
& +140 \\
& +140 \\
& +140 \\
& +140 \\
& +140 \\
& +140 \\
& +140 \\
& +140 \\
& +140 \\
& +140 \\
& +140 \\
& +140 \\
& +140 \\
& +140 \\
& +140 \\
& +140 \\
& +140 \\
& +140 \\
& +140 \\
& +140 \\
& +140 \\
& +140 \\
& +140 \\
& +140 \\
& +140 \\
& +140 \\
& +140 \\
& +140 \\
& +140 \\
& +140 \\
& +140 \\
& +140 \\
& +140 \\
& +140 \\
& +140 \\
& +140 \\
& +140 \\
& +140 \\
& +140 \\
& +140 \\
& +140 \\
& +140 \\
& +140 \\
& +140 \\
& +140 \\
& +140 \\
& +140 \\
& +140 \\
& +140 \\
& +140 \\
& +140 \\
& +140 \\
& +140 \\
& +140 \\
& +140 \\
& +140 \\
& +140 \\
& +140 \\
& +140 \\
& +140 \\
& +140 \\
& +140 \\
& +140 \\
& +140 \\
& +140 \\
& +140 \\
& +140 \\
& +140 \\
& +140 \\
& +140 \\
& +140 \\
& +140 \\
& +140 \\
& +140 \\
& +140 \\
& +140 \\
& +140 \\
& +140 \\
& +140 \\
& +140 \\
& +140 \\
& +140 \\
& +140 \\
& +140 \\
& +140 \\
& +140 \\
& +140 \\
& +140 \\
& +140 \\
& +140 \\
& +140 \\
& +140 \\
& +140 \\
& +140 \\
& +140 \\
& +140 \\
& +140 \\
& +140 \\
& +140 \\
& +140 \\
& +140 \\
& +140 \\
& +140 \\
& +140 \\
& +140 \\
& +140 \\
& +140 \\
& +140 \\
& +140 \\
& +140 \\
& +140 \\
& +140 \\
& +140 \\
& +140 \\
& +140 \\
& +140 \\
& +140 \\
& +140 \\
& +140 \\
& +140 \\
& +140 \\
& +140 \\
& +140 \\
& +140 \\
& +140 \\
& +140 \\
& +140 \\
& +140 \\
& +140 \\
& +140 \\
& +140 \\
& +140 \\
& +140 \\
& +140 \\
& +140 \\
& +140 \\
& +140 \\
& +140 \\
& +140 \\
& +140 \\
& +140 \\
& +140 \\
& +140 \\
& +140 \\
& +140 \\
& +140 \\
& +140 \\
& +140 \\
& +140 \\
& +140 \\
& +140 \\
& +140 \\
& +140 \\
& +140 \\
& +140 \\
& +140 \\
& +140 \\
& +140 \\
& +140 \\
& +140 \\
& +140 \\
& +140 \\
& +140 \\
& +140 \\
& +140 \\
& +140 \\
& +140 \\
& +140 \\
& +140 \\
& +140 \\
& +140 \\
& +140 \\
& +140 \\
& +140 \\
& +140 \\
& +140 \\
& +140 \\
& +140 \\
& +140 \\
& +140 \\
& +140 \\
& +140 \\
& +140 \\
& +140 \\$

图 6b 刻度模体的二维图像

9.5 kV/MV 二维图像高对比度分辨率

检测目的:评价 kV/MV 二维图像的高对比度分辨率

- 9.5.1 试验方法:
 - a) 机架和准直器旋转至 0°, SSD=100 cm;
 - b) 将 MV 二维高对比度图像质量检测模体(图 7a)置于治疗床上,模体位于光野中心;
 - c) 使用基准成像条件拍摄 MV 透视图像,观察不同能量下能清晰分辨的线对数量,其数值应与 基准值一致;
 - d) 将 kV 二维高对比度图像质量检测模体(图 7a)置于治疗床上,模体位于光野中心;
 - e) 机架旋转至 90°或 270°,使用基准成像条件拍摄 kV 透视图像(图 7b),观察能清晰分辨的线 对数量,其数值应与基准值一致。



图 7a 用于 MV/kV 的二维图像高对比度分辨率 测试模体



图 7b kV 二维高对比度分辨率测试图像

9.5.2 性能要求:

与基准值一致

9.5.3 检测频度:

月检

9.6 kV/MV 二维图像低对比度分辨率

9.6.1 检测目的:

评价 kV/MV 二维图像的低对比度分辨率

9.6.2 试验方法:

- a) 机架和准直器旋转至 0°, SSD=100 cm;
- b) 将 MV 二维低对比度图像质量检测模体(图 8a) 置于治疗床上,模体位于光野中心;
- c) 使用基准成像条件拍摄 MV 透视图像,观察不同能量下能看到的圆孔数量(图 8b),其数值应与基准值一致;
- d) 将 kV 二维低对比度图像质量检测模体(图 8c)置于治疗床上,模体位于光野中心;
- e) 机架旋转至 90°或 270°;
- f) 使用基准成像条件拍摄 kV 透视图像,观察不同能量下能看到模体上圆孔的数量(图 8d),其数值应与基准值一致。



图 8a 用于 MV 的二维图像低对比度分辨率



图 8b MV 二维低对比度分辨率



图 8c 用于 kV 的二维图像低对比度分辨率 测试模体

测试图像



图 8d kV 二维低对比度分辨率 测试图像

9.6.3 性能要求:

与基准值一致

9.6.4 检测频度:

月检

- 9.7 kV/MV 二维图像均匀性和噪声
- 9.7.1 检测目的:

评价 kV/MV 二维图像的均匀性和噪声程度

- 9.7.2 试验方法:
 - a) 机架和准直器旋转至 0°, SSD=100 cm;
 - b) 将 4 cm 水模(图 9a) 或 MV 二维均匀度图像质量检测模体置于治疗床上,模体位于光野中心;
 - c) 使用基准成像条件拍摄 MV 透视图像,测量图像中五个(中心、上、下、左、右)1 cm²区域 的平均灰度值、标准差,按如下公式计算其数值应与基准值一致;
 - d) 机架旋转至 90°或 270°,使用基准成像条件拍摄 kV 透视图像(图 9b),测量图像中五个(中 心、上、下、左、右)1 cm²区域的平均灰度值、标准差,按如下公式计算其数值应与基准值 一致。



图 9a 4 cm 水模



与基准值一致

9.7.4 检测频度:

月检

9.8 kV CBCT 图像中心与 MV 辐射野等中心一致性



图 9b 二维均匀图像

9.8.1 检测目的:

评价 kV CBCT 图像中心与加速器 MV 辐射野等中心位置的一致程度

9.8.2 试验方法:

- a) 机架和准直器旋转至 0°;
- b) 将含有金属小球的模体(图 10a) 置于治疗床上,依据模体外部标记,使用激光灯对模体进行摆位;
- c) 分别在机架角度(0°、90°、180°和270°)、准直器角度(0°、90°)的情况下,使用基准成像 条件拍摄 MV 透视图像(图 10b),测量辐射野等中心与小球中心三维方向的距离偏差;
- d) 使用基准成像条件拍摄 CBCT 图像(图 10c),测量 CBCT 图像中心与小球中心三维方向的距离偏差;
- e) 根据小球与 MV/kV CBCT 中心的偏差,计算 CBCT 图像中心与 MV 辐射野等中心在三维方向的距离偏差,其数值应满足性能要求。



图 10a 含有金属小球的模体



图 10b MV 小球透视图像



图 10c kV 小球 CBCT 图像

9.8.3 性能要求:

≤0.5 mm

9.8.4 检测频度:

月检

- 9.9 CBCT 图像几何形变
- 9.9.1 检测目的:

评价 CBCT 图像的几何变形程度

- 9.9.2 试验方法:
 - a) 机架和准直器旋转至 0°;

- b) 将 CBCT 图像质量检测模体(图 11a)置于加速器治疗床上,基于模体外部标记使用加速器 光野十字线和激光灯对模体进行摆位;
- c)使用基准成像条件对模体进行 CBCT 扫描,在横断面图像,找到几何形变测量层面(图 11b), 分别测量垂直和水平两对插件圆心间的距离,在矢状面图像,找到几何形变测量层面(图 11c), 测量位于边缘位置的刻度线距离,评价测量结果与实际值的偏差,其数值应满足性能要求;



图 11a CBCT 图像质量检测模体



图 11b CBCT 横断面几何形变 测量层面



图 11c CBCT 矢状面几何 形变测量层面

9.9.3 性能要求:

≤1 mm

9.9.4 检测频度:

月检

- 9.10 CBCT 图像高对比度分辨率
- 9.10.1 检测目的:

评价 CBCT 图像的高对比度分辨率

- 9.10.2 试验方法:
 - a) 机架和准直器旋转至 0°;
 - b) 将 CBCT 图像质量检测模体置于加速器治疗床上,参照模体外部标记使用加速器光野十字线 和激光灯对模体进行摆位;
 - c) 使用基准成像条件对模体进行 CBCT 扫描,在横断面图像,找到高对比度分辨率测量层面(图 12a),观察能清晰分辨的线对数量(图 12b),其数值应与基准值一致。



图 12a CBCT 高对比度分辨率测量层面



图 12b 观察线对示意图

9.10.3 性能要求:

与基准值一致

9.10.4 检测频度:

月检

- 9.11 CBCT 图像低对比度分辨率
- 9.11.1 检测目的:

评价 CBCT 图像的低对比度分辨率

- 9.11.2 试验方法:
 - a) 机架和准直器旋转至 0°;
 - b) 将 CBCT 图像质量检测模体置于加速器治疗床上,参照模体外部标记使用加速器光野十字线 和激光灯对模体进行摆位;
 - c)使用基准成像条件对模体进行 CBCT 扫描,在横断面图像,找到低对比度分辨率测量层面(图 13),读取装有聚苯乙烯和低密度聚乙烯(LDPE)插件(图13)0.16 cm²区域像素的平均值和 标准差;
 - d) 按如下公式计算低对比度分辨率,其数值应与基准值一致。



9.11.3 性能要求:

与基准值一致

9.11.4 检测频度:

月检



图 13 插件材质说明

9.12 CBCT 图像 HU 值稳定性

9.12.1 检测目的:

评价在基准扫描条件和模体的情况下,不同材质在 CBCT 图像中所对应的 HU 值稳定程度

9.12.2 试验方法:

- a) 机架和准直器旋转至 0°;
- b) 将 CBCT 图像质量检测模体置于加速器治疗床上, 参照模体外部标记使用加速器光野十字线 和激光灯对模体进行摆位;

- c) 使用基准成像条件对模体进行 CBCT 扫描,在横断面图像,找到 HU 值测量层面(图 13),检测各插件(图 13) 0.16 cm² 区域的像素平均值,其数值应与基准值一致。
- 9.12.3 性能要求:

与基准值一致

9.12.4 检测频度:

月检

- 9.13 CBCT 图像信噪比
- 9.13.1 检测目的:

评价 CBCT 图像的信噪比。

- 9.13.2 试验方法:
 - a) 机架和准直器旋转至 0°;
 - b) 将 CBCT 图像质量检测模体置于加速器治疗床上,参照模体外部标记使用加速器光野十字线 和激光灯对模体进行摆位;
 - c) 在横断面图像,读取7个插件(图13)内0.16 cm²区域像素的平均值和标准差以及插件周围 背景0.16 cm²区域像素的平均值和标准差;
 - d) 按如下公式计算各插件的信噪比,其数值应与基准值一致。

$$SNR = \frac{\left| \mathbb{P} \mathfrak{b} \tilde{\mathbf{h}}_{\underline{\mathbf{h}}\underline{\mathbf{h}}} + \mathbb{P} \mathfrak{b} \tilde{\mathbf{h}}_{\underline{\mathbf{h}}\underline{\mathbf{h}}} \right|}{\sqrt{k \pi \tilde{\boldsymbol{k}}_{\underline{\mathbf{h}}\underline{\mathbf{h}}}^{2} + k \pi \tilde{\boldsymbol{k}}_{\underline{\mathbf{h}}\underline{\mathbf{h}}}^{2}}}$$

9.13.3 性能要求:

与基准值一致

9.13.4 检测频度:

月检

- 9.14 CBCT 图像均匀性
- 9.14.1 检测目的:

评价 CBCT 图像的均匀性。

- 9.14.2 试验方法:
 - a) 机架和准直器旋转至 0°;

- b) 将 CBCT 图像质量检测模体置于加速器治疗床上,参照模体外部标记使用加速器光野十字线 和激光灯对模体进行摆位;
- c) 使用基准成像条件对模体进行 CBCT 扫描;
- d) 在横断面图像,找到均匀性测量层面(图14a),读取图像中心和边缘任意5个位置的1 cm² 区域的像素平均值(图14b),使用如下公式计算均匀度,其数值应与基准值一致。

均匀度= $\frac{\Psi b d_{\text{最大}} - \Psi b d_{\text{最h}}}{\Psi b d_{\text{Bt}} + \Psi b d_{\text{Bh}}}$

9.14.3 性能要求:

与基准值一致

9.14.4 检测频度:

月检



图 14a CBCT 均匀度测量层面



图 14b CBCT 均匀度测量层面 选点位置示意

9.15 EPID 沿 Z 轴方向运动到位准确度

9.15.1 检测目的:

评价 EPID 沿 Z 轴方向运动到最大位置时的到位准确度。

- 9.15.2 试验方法:
 - a) 机架和准直器旋转至 0°;
 - b) 将 EPID 置于 X 方向 0.0 cm, Y 方向 0.0 cm, Z 方向 0.0 cm 处(图 1), 在 EPID 粘贴白色胶带, 并描出光野十字线投影;
 - c)将 EPID 沿 Z 轴方向移到最大运动范围处(图 15),测量此时光野十字线投影在 X/Y 方向与原 来白色胶带上标记偏差,其数值应满足性能要求;



图 15 EPID 沿 Z 轴方向运动到最高和最低

9.15.3 性能要求:

≤2 mm

9.15.4 检测频度:

月检(可选,针对 EPID 可动设备)

9.16 kVX线束能量稳定性

9.16.1 检测目的:

评价加速器机载 kV 设备发射 X 线的辐射质稳定性

9.16.2 试验方法(图16):

- a) kV 射野设置为最小野;
- b) 电离室远离衰减材料 50 cm 以上;
- c) 摆位确认 kV 源, 衰减材料中心和电离室中心在一条直线上;
- d) 确定不同成像模式下 X 线的半价层 (Al 或者 Cu)。



图 16 kV X 线辐射质检测示意图

9.16.3 性能要求:

与基准值一致

9.16.4 检测频度:

年检(可选项)

- 9.17 CBCT 成像剂量
- 9.17.1 检测目的:

评价使加速器机载 kV 设备进行 CBCT 成像的剂量

- 9.17.2 试验方法:
 - a) 机架和准直器旋转至 0°;
 - b) 将 CTDI 检测模体置于加速器治疗床上(图 17a),利用加速器光野十字线和激光灯摆位;
 - c) 将电离室依次置于 A、B、C、D、O 测量孔内(图 17b),使用基准成像条件对模体进行 CBCT 成像,每个位置测量三次求平均值;
 - d) 按如下公式计算 CBCT 成像剂量CBCTDI_w = $\frac{1}{3}D_0 + \frac{1}{6}(D_A + D_B + D_C + D_D)$, 与基准值的偏差应满足性能要求。



图 17a 头部和体部 CTDI 检测模体

图 17b 测量孔位置示意图

9.17.3 性能要求:

≤基准值±3%

9.17.4 检测频度:

年检(可选项)

10 特殊照射技术

10.1 全身照射/全身皮肤电子束照射功能检测

10.1.1 检测目的:

确认全身照射/全身皮肤电子束功能是否可正常工作

10.1.2 试验方法:

在加速器准直器处安装可实现全身照射/全身皮肤电子束功能的附件,在加速器操作端选择全身照 射/全身皮肤电子束治疗功能,输入100 MU并出束,观察加速器是否能够正常执行全身照射/全身皮肤 电子束治疗功能。

10.1.3 性能要求:

功能正常

10.1.4 检测频度:

年检(开展该技术时需要做)

10.2 全身照射/全身皮肤电子束照射附件检测

10.2.1 检测目的:

确认全身照射/全身皮肤电子束功能的附件是否可正常固定并正确识别。

10.2.2 试验方法:

在加速器准直器处安装可实现全身照射/全身皮肤电子束功能的附件,观察加速器是否能够正确识 别附件并出束。拆除附件,观察加速器是否能够正确识别附件未插入并禁止出束。

10.2.3 性能要求:

功能正常

10.2.4 检测频度:

年检(开展该技术时需要做)

10.3 全身照射/全身皮肤电子束照射输出量校准

10.3.1 检测目的:

评价全身照射/全身皮肤电子束照射输出量计数与基准值的一致程度

10.3.2 试验方法:

保持与基准测试时相同测量条件,如临床治疗时所用的最大射野,最大的水模,标准 SSD,标准 深度,测量同样的 MU,得到的输出量计数与基准值进行比较,其数值应满足性能要求。

10.3.3 性能要求:

≤2%

10.3.4 检测频度:

年检(开展该技术时需要做)

10.4 全身照射/全身皮肤电子束照射能量和离轴剂量曲线稳定性

10.4.1 检测目的:

评价全身照射/全身皮肤电子束照射能量和离轴剂量曲与基准值的一致程度

10.4.2 试验方法:

保持与基准测试时相同测量条件,如临床治疗时所用的最大射野,采用三维水箱测量全身照射/全 身皮肤电子束的能量和离轴剂量曲线,与基准值进行比较,其数值应满足性能要求。

10.4.3 性能要求:

离轴剂量曲线与基准值偏差不应超过1%, PDD 与基准值偏差不应超过1mm。

10.4.4 检测频度:

年检(开展该技术时需要做)

附 录 A (资料性附录) 医用电子直线加速器质量控制 日检项目汇总

表 A.1 给出了医用电子直线加速器质量控制的日检项目。

表 A.1 医用电子直线加速器质量控制 日检项目汇总

口校、校测项目	性能要求		
口位 位视员日	2D 或 3DCRT	IMRT 或 VMAT	SRS 或 SBRT
5. 机械运动性能			
5.1 光距尺指示准确度	$\leqslant 2$ mm		
5.2 激光灯定位准确度	$\leqslant 2$ mm	≤1.5 mm	$\leqslant 1$ mm
5.3 钨门到位准确度	\leqslant 1 mm		
5.10 多叶准直器到位准确度	≤1 mm		
6. 安全联锁			
6.1 门联锁	功能正常		
6.2 紧急开门	功能正常		
6.3 视听监控设备	功能正常		
6.4 出束状态指示灯	功能正常		
7. X 线束剂量学性能			
7.1 X 线束输出剂量稳定性	≪基准值±3%		
8. 电子束剂量学性能			
8.1 电子束输出剂量稳定性	≪基准值±3%		
9. 图像引导			
9.1 kV/MV 二维图像校位准确度	≪2 mm	\leqslant 2 mm	≤1 mm
9.2 CBCT 图像校位准确度	\leqslant 2 mm	\leqslant 2 mm	\leqslant 1 mm

附 录 B (资料性附录) 医用电子直线加速器质量控制 月检项目汇总

表 B.1 给出了医用电子直线加速器质量控制的月检项目。

表 B.1 医用电子直线加速器质量控制 月检项目汇总

月检	性能要求		
检测项目	2D 或 3DCRT	IMRT 或 VMAT	SRS 或 SBRT
5 机械运动性能			
5.2 激光灯定位准确度	$\leqslant 2$ mm	≤1.5 mm	$\leqslant 1$ mm
5.3 钨门到位准确度	≤1 mm		
5.4 十字叉丝中心位置准确度	\leqslant 1 mm		
5.5 托架附件到位准确度	$\leqslant 2$ mm		
5.6 机架和准直器角度指示准确度	≪0.5 °		
5.7 治疗床角度指示准确度	≤1°		
5.8 治疗床到位准确度	$\leqslant 2$ mm	≤2 mm	$\leqslant 1$ mm
5.9 光野与辐射野一致性	$\leqslant 2$ mm	≤2 mm	$\leqslant 1$ mm
5.10 多叶准直器到位准确度	\leqslant 1 mm		
5.14 机架旋转同心度	≪基准值±1 mm		
5.16 治疗床旋转同心度	≪基准值±1 mm		
6 安全联锁			
6.5 防碰撞联锁功能	功能正常		
6.6 电子束限光筒联锁功能	功能正常		
6.7 立体定向配件联锁功能	功能正常		
6.8 楔形板、托架联锁功能	功能正常		
7 X 线束剂量学性能			

表 B.1 医用电子直线加速器质量控制 月检项目汇总(续)

7.1 X 线束输出剂量稳定性	≪基准值±2%	
7.2 加速器通道1和通道2监测电离室稳定性	≤2%	
7.3 X 线束各剂量率下的输出剂量稳定性	≤2%	
7.4 X 线束离轴剂量曲线稳定性	≪基准值±2%	
7.5 X 线束能量稳定性	<基准值±1%	
7.6 楔形因子稳定性	<基准值±2%	
8 电子束剂量学性能		
8.1 电子束输出剂量稳定性	≪基准值±2%	
8.2 电子束离轴剂量曲线稳定性	≪基准值±1%	
8.3 电子束能量稳定性	≪基准值±2%	
9 图像引导		
9.3 kV/MV 二维图像中心与 MV 辐射野中心一致性	≤1 mm	
9.4 kV/MV 二维图像几何形变	≤1 mm	
9.5 kV/MV 二维图像高对比度分辨率	与基准值一致	
9.6 kV/MV 二维图像低对比度分辨率	与基准值一致	
9.7 kV/MV 二维图像均匀性和噪声	与基准值一致	
9.8 kV CBCT 图像中心与 MV 辐射野等中心一致性	≪0.5 mm	
9.9 CBCT 图像几何形变	≤1 mm	
9.10 CBCT 图像高对比度分辨率	与基准值一致	
9.11 CBCT 图像低对比度分辨率	与基准值一致	
9.12 CBCT 图像 HU 值稳定性	与基准值一致	
9.13 CBCT 图像信噪比	与基准值一致	
9.14 CBCT 图像均匀性	与基准值一致	
9.15 EPID 沿 SDD 方向运动到最大范围时的到位精度	≪2 mm	

附 录 C (资料性附录) 医用电子直线加速器质量控制 年检项目汇总

表 C.1 给出了医用电子直线加速器质量控制的年检项目。

表 C.1 医用电子直线加速器质量控制 年检项目汇总

年检	性能要求		
检测项目	2D 或 3DCRT	IMRT 或 VMAT	SRS 或 SBRT
5 机械运动性能			
5.11 静态 IMRT 多叶准直器到位准确度	RMS≤1.5 mm, 且	95%的误差计数不应超	过1.5 mm
5.12 动态 IMRT 多叶准直器到位准确度	RMS≤1.5 mm, 且	95%的误差计数不应超	过1.5 mm
5.13 准直器旋转同心度	≪基准值±1 mm		
5.14 机架旋转同心度	≪基准值±1 mm		
5.15 X 线束辐射野等中心与机械等中心一致性	≪基准值±2 mm	≪基准值±2 mm	≪基准值±1 mm
5.16 治疗床旋转同心度	≪基准值±1 mm		
5.17 治疗床床面负重下垂幅度和水平度	下垂幅度≤2 mm;	水平度≤0.5°	
5.18 治疗床极限位置到位准确度	≤1°		
5.18 治疗床极限位置到位准确度	≪基准值±2 mm		
6. 安全联锁			
6.9 紧急开关功能	功能正常		
6.10 依照厂家检测指南完成其他安全联锁功能测试	功能正常		
7.X 线束剂量学性能			
7.5 X 线束能量稳定性	≪基准值±1%		
7.7 X线束射野平坦度稳定性	≤106%		
7.8 X线束射野对称性稳定性	≤103%		

表 C.1 医用电子直线加速器质量控制 年检项目汇总(续)

9 X 线束射野输出因子抽验	<基准值±2%(3 cm×3 cm)	
	≪基准值±1%(其他射野)	
7.10 楔形角抽验	≪基准值±2%	
7.11 多叶准直器穿射因子	≪基准值±0.5%	
7.12 X 线束 MU 线性	≤2%	
7.13 不同机架角度 X 线束输出剂量稳定性	≤3%	
7.14 不同机架角度 X 线束离轴剂量曲线稳定性	≤2%	
8 电子束剂量学性能		
8.4 电子束能量稳定性	≪基准值±2 mm	
8.5 电子束射野平坦度	≤106%	
8.6 电子束射野对称性	≤105%	
8.7 电子束射野输出因子抽验	≪基准值±2%	
8.8 电子束 MU 线性	≤2%	
9 图像引导		
9.16 kV X 线束能量稳定性(可选项)	与基准值一致	
9.17 CBCT 成像剂量 (可选项)	≪基准值±3%	
10 特殊照射技术		
10.1 全身照射/全身皮肤电子束照射功能检测	功能正常	
10.2 全身照射/全身皮肤电子束照射附件检测	功能正常	
10.3 全身照射/全身皮肤电子束照射输出量校准	≤2%	
10.4 全身照射/全身皮肤电子束照射能量和离轴剂量曲	离轴剂量曲线与基准值偏差不应超过 1%, PDD 与基准值偏差	
线稳定性	不应超过1 mm	



国家癌症中心/国家肿瘤质控中心指南 医用电子直线加速器质量控制指南 NCC/T-RT 001-2019 *

开本 880×1230 1/16 字数 10 千字 2019年11月第一版 2019年11月第一次印刷