

RAYSTATION v2026

使用说明书



RayStation

v2026

Traceback information:
Workspace Main version a1134
Checked in 2026-06-30
Skribenta version 5.6.020.1

符合性声明



符合医疗器械法规 (MDR) 2017/745。可应要求提供相应的符合性声明的副本。

安全注意事项

用户文档中的警告和注意事项说明了产品的安全使用方法，必须予以遵守。



警告！

警告注意事项用于告知可能造成人身伤害或死亡的风险。在大多数情况下，该风险与患者受到不当治疗有关。



慎重

注意事项用于告知存在设备、软件或数据损坏的风险。

注意事项： 说明提供额外的有用信息、提示或提醒。

版权

本文档包含受版权保护的专有信息。未经RaySearch Laboratories AB (publ)事先书面同意，不得复印或复制本文档的任何部分，或将其翻译为其它语言。

版权所有© 2026，RaySearch Laboratories AB (publ)。

印材

如有需要，可提供纸质版使用说明和版本注释相关文档。

商标

RayAdaptive、RayAnalytics、RayBiology、RayCare、RayCloud、RayCommand、RayData、RayIntelligence、RayMachine、RayOptimizer、RayPACS、RayPlan、RaySearch、RaySearch Laboratories、RayStation、RayStore、RayTreat、RayWorld 和 RaySearch Laboratories 标志是 RaySearch Laboratories AB (publ)* 的商标。

本文所使用的第三方商标均为其各自的所有者所有，它们不属于 RaySearch Laboratories AB (publ) 的资产。

RaySearch Laboratories AB (publ) 包括其附属公司在内，以下简称为 RaySearch。

* 须在某些市场注册。



目录

1	简介	9
1.1	关于本手册	10
1.2	RayStation 系统主要应用程序	11
1.3	RayStation 文档	11
1.3.1	RayStation 系统文档	11
1.3.2	其他相关文档	13
2	产品信息	15
2.1	预期用途	16
2.2	预期用户	16
2.3	目标患者群体和医疗条件	16
2.4	禁忌症	16
2.5	硬件和操作系统	16
2.6	制造商联系信息	17
2.7	报告系统操作中的事件和错误	17
2.8	监管机构代表	17
2.9	产品标签	20
2.10	生存周期	21
2.11	监管信息	22
2.12	机器学习的监管信息	22
2.13	剂量计算的准确度	23
2.13.1	光子剂量引擎的精确度	23
2.13.2	电子剂量引擎的准确度	27
2.13.3	近距离放射治疗 TG43 剂量引擎的精度	28
2.13.4	近距离放射治疗蒙特卡罗剂量引擎的精度	29
2.13.5	用于均匀扫描/双散射/摆动的质子笔形射束剂量引擎的精度	29
2.13.6	用于笔形射束扫描的质子笔形射束扫描剂量引擎的精度	29
2.13.7	用于笔形射束扫描的质子蒙特卡罗剂量引擎的精度	30
2.13.8	质子线性能量传输计算的精度	30
2.13.9	用于笔形射束扫描的碳离子和氦离子笔形射束剂量引擎的精度	30
2.13.10	碳离子和氦离子线性能量传递计算精度	31
2.13.11	BNCT RBE 加权剂量计算的准确性	31
3	实现安全操作所需的信息	33
3.1	安全注意事项	34
3.1.1	有关用户责任的警告	36
3.1.2	有关安装的警告	42
3.1.3	有关常规系统使用的警告	43
3.1.4	有关 DICOM 导入的警告	44
3.1.5	与 DICOM 导出相关的警告	46
3.1.6	有关 CBCT 图像转换的警告	48

3.1.7	有关再程放疗的警告	50
3.1.8	有关EQD2的警告	51
3.1.9	有关剂量计算的警告	53
3.1.10	有关患者建模的警告	82
3.1.11	有关治疗计划的警告	85
3.1.12	有关质子和轻离子计划的警告	87
3.1.13	关于 TomoHelical 和 TomoDirect计划的警告	90
3.1.14	有关 CyberKnife 治疗计划的警告	91
3.1.15	关于 BNCT 治疗计划的警告	91
3.1.16	关于近距离放射治疗治疗计划的警告	92
3.1.17	关于稳定优化的警告	94
3.1.18	关于剂量评估的警告	95
3.1.19	有关生物优化和评估的警告	96
3.1.20	关于自动化计划的警告	97
3.1.21	有关射束临床测试的警告	99
3.1.22	有关脚本设计的警告	103
3.1.23	有关 QA 的警告	106
3.1.24	有关 RayStation 存储工具的警告	107
3.1.25	有关机器学习的警告	107
3.1.26	有关肿瘤内科的警告	108
3.1.27	关于MapRT间距检查的警告说明	109
3.1.28	有关碰撞检查的警告	111
3.2	患者数据的导入	113
3.3	输入数据	113
3.4	脚本设计	113
3.5	显示格式	113
4	安装说明	115
4.1	安装手册	116
4.2	系统环境验收测试	116
4.3	硬件诊断检查	116
4.4	远程环境设置	116
4.5	数据通信环境	116
5	显示坐标、移动和刻度	117
5.1	患者坐标系	118
5.2	医学数字成像和通信协议导出时使用的患者坐标系	119
5.3	治疗机坐标系	120
5.3.1	机器坐标系概述	120
5.3.2	机架坐标系	121
5.3.3	射束限制设备坐标系	122
5.3.4	楔形板坐标系	125
5.3.5	患者支持坐标系	126
5.3.6	治疗床面离心坐标系	127
5.3.7	治疗床面坐标系	127

5.3.8	x射线图像接收坐标系	128
5.3.9	CyberKnife 辐射源坐标系	129
5.3.10	万向节坐标系	131
5.3.11	RayPhysics 中的剂量曲线坐标系	134
5.3.12	摆位成像仪坐标系	134
5.4	准直光栏和多叶准直器标记标准	136
5.4.1	IEC 61217 准直光栏标记标准	136
5.4.2	IEC 601 准直光栏标记标准	137
6	系统完整性和安全性	139
6.1	网络安全控制示意图	140
6.2	网络安全预防措施	142
6.2.1	关于设备安装和更新不当的预防说明	142
6.2.2	关于设备安全配置不当的预防说明	142
6.2.3	关于监测和安全事件响应的预防说明	144
6.2.4	关于使用支持已停止设备的预防说明	145
6.3	防止非法使用	146
6.4	取证证据采集与安全事件日志记录	147
6.5	备份惯例和数据库维护	148
6.6	系统配置的保留和恢复	149
6.7	数据库访问权限	150
6.8	ECC RAM	150
6.9	系统停用	150
附录 A -	定义	151

1 简介

关于 RayStation

RayStation 集成了 RaySearch 所有高级治疗计划解决方案，打造灵活的治疗计划系统。多功能系统支持针对光子、电子、质子、碳离子、氦离子、BNCT 和近距离放射治疗的多种治疗技术计划。系统包含多标准优化等功能，同时完全支持 4D 自适应放射治疗。RayStation 还包括机器学习功能以及SMLC、DMLC、VMAT、3D-CRT、TomoHelical、TomoDirect、CyberKnife、PBS 和 HDR 近距离治疗的优化算法。

在本章中，

本章包含以下几个部分：

1.1	关于本手册	p. 10
1.2	RayStation 系统主要应用程序	p. 11
1.3	RayStation 文档	p. 11

1.1 关于本手册

本手册包含一般产品信息、安全相关信息、安装说明、有关坐标系和机器刻度的信息以及有关系统完整性和安全性的信息。在使用 RayStation v2026 系统之前，请仔细阅读本手册。只有遵守本手册说明，才能保证设备正常运作。仔细阅读 *RSL-D-RS-v2026-RN*, *RayStation v2026 Release Notes*，这些注释提供了如何使用 RayStation v2026 系统的最终说明。

本手册中描述的一些模块不包括在 RayStation v2026 的标准配置中，可能需要其它许可。

1.2 RAYSTATION 系统主要应用程序

RayStation系统包括以下主要应用程序：



RayStation – 计划应用程序。可执行所有与治疗计划相关活动的主应用程序。

RayStation 应用程序的说明请参阅 *RSL-D-RS-v2026-USM, RayStation v2026 User Manual*。



RayPhysics - 调试应用程序可用于执行以下调试活动：射束模型调试、近距离治疗设备调试及CT调试等。

RayPhysics应用程序在*RSL-D-RS-v2026-RPHY, RayStation v2026 RayPhysics Manual*中有所介绍。



RayMachine - 包含Model Administration模块，其管理用于剂量预测和分割的机器学习模型。

RayMachine 应用程序的说明请参阅 *RSL-D-RS-v2026-USM, RayStation v2026 User Manual*。



RayBiology - 管理工具，用于管理放射生物学评估和优化模型以及相对生物效应（RBE）。

RayBiology应用程序在*RSL-D-RS-v2026-USM, RayStation v2026 User Manual*中有所介绍。



RayStation Physics mode - 该应用程序支持使用未经调试的治疗机进行剂量计算，相比Beam commissioning模块（位于RayPhysics中），可支持更多机器建模与测试活动。

RayStation Physics mode应用程序的说明参阅*RSL-D-RS-v2026-USM, RayStation v2026 User Manual*。



Clinic Settings – 临床设置应用程序。

Clinic Settings 应用程序的说明请参阅 *RSL-D-RS-v2026-USM, RayStation v2026 User Manual*。



RayStation Storage Tool – 存储工具应用程序。

RayStation Storage Tool 应用程序的说明请参阅 *RSL-D-RS-v2026-USM, RayStation v2026 User Manual*。

1.3 RAYSTATION 文档

1.3.1 RayStation 系统文档

RayStation v2026 系统文档包括：

文档	描述
<i>RSL-D-RS-v2026-IFU, RayStation v2026 Instructions for Use</i>	本手册包含 RayStation v2026 系统相关的监管信息和安全信息。

文档	描述
<i>RSL-D-RCMD-v2026-IFU, RayCommand v2026 Instructions for Use</i>	本手册包含有关RayCommand v2026应用程序的监管信息、安全信息和版本注释。
<i>RSL-D-RS-v2026-OPPIFU, RayStation v2026 Ocular Proton Planning Instructions for Use</i>	本手册包含眼部质子计划 RayStation v2026 系统相关的监管信息和安全信息。
<i>RSL-D-RS-v2026-AGIFU, RayStation v2026 Ablation Guidance Instructions for Use</i>	本手册介绍了如何使用消融模块在消融治疗过程中提供引导。
<i>RSL-D-RS-v2026-RN, RayStation v2026 Release Notes</i>	该文件提供自RayStation上一个版本发布以来的新功能、已知问题和变化的概要。
<i>RSL-D-RS-v2026-USM, RayStation v2026 User Manual</i>	本手册描述了 RayStation v2026 系统的功能，并提供了如何执行最常见操作的分步说明。
<i>RSL-D-RS-v2026-RPHY, RayStation v2026 RayPhysics Manual</i>	本手册介绍了RayPhysics v2026应用程序。
<i>RSL-D-RS-v2026-REF, RayStation v2026 Reference Manual</i>	本手册包含算法描述和物理参考信息。
<i>RSL-D-RS-v2026-MLREF, RayStation v2026 Machine Learning Reference Manual</i>	本手册是RayStation v2026中机器学习的参考手册。
<i>RSL-D-RS-v2026-DLPMDS, RayStation v2026 Deep Learning Planning Model Data Sheet</i>	本手册包含在RayStation v2026中进行深度学习计划的模型规范。
<i>RSL-D-RS-v2026-DLSMDS, RayStation v2026 Deep Learning Segmentation Model Data Sheet</i>	本手册包含在RayStation v2026中进行深度学习分割的模型规范。
<i>RSL-D-RS-v2026-DLSAMDS, RayStation v2026 Deep Learning Segmentation Ablation Model Data Sheet</i>	本手册列举了RayStation v2026消融模块中深度学习分割的模型规格参数。
<i>RSL-D-RS-v2026-OPPREF, RayStation v2026 Ocular Proton Planning Reference Manual</i>	本手册是RayStation v2026中质子眼束计划的参考手册。
<i>RSL-D-RS-v2026-OPT, RayStation v2026 A Guide to Optimization in RayStation</i>	本手册包含有关 RayStation v2026 优化方面的详细信息。

1.3.2 其他相关文档

- *RSL-D-RS-v2026-SEAT, RayStation v2026 System Environment Acceptance Test Protocol*
- *RSL-D-RS-v2026-SG, RayStation v2026 Scripting Guidelines*
- *RSL-D-RS-v2026-BAMDS, RayStation v2026 Brachy Applicator Model Data Specification*
- *RSL-D-RS-v2026-BCDS, RayStation v2026 Beam Commissioning Data Specification*
- *RSL-D-RS-v2026-DCS, RayStation v2026 DICOM Conformance Statement*
- *RSL-D-RS-v2026-SEG, RayStation v2026 System Environment Guidelines*
- *RSL-D-RS-v2026-ATP, RayStation v2026 Product Acceptance Test Protocol*
- *RSL-D-RS-v2026-AGATP, RayStation v2026 Ablation Guidance Product Acceptance Test Protocol*
- *RSL-D-RS-v2026-SUO, RayStation v2026 System Upgrade Options*
- *RSL-D-RS-v2026-MLS, RayStation v2026 Machine Learning Settings*
- *RSL-D-RCMD-v2026-ATP MA, RayCommand v2026 Acceptance Test Protocol MedAustron*
- *RSL-D-RCMD-v2026-ITS MA, RayCommand v2026 Installation Test Specification MedAustron*
- *RSL-D-RCMD-v2026-MADID, RayCommand v2026 MedAustron Driver Interface Description*
- *RSL-D-RCMD-v2026-SBOM, RayCommand v2026 Software Bill of Materials*
- *RSL-D-RS-v2026-CIRSI, RayStation v2026 Customer Instruction for RayStation Installation*
- *RSL-D-RS-v2026-SBOM, RayStation v2026 Software Bill of Materials*
- *RSL-P-RS-CSG, RayStation Cyber Security Guidelines*
- *RSL-P-RS-RGI, RayStation RayGateway Installation Instructions*
- 描述在线自适应工作流程的附录，请参见*RSL-D-RC-v2026-VTIUSM, RayCare v2026 Varian TrueBeam Interoperability User Manual*

注意事项： 如果是服务包，则只更新受影响的手册。关于服务包中更新的手册完整列表，请查阅该特定服务包的发行说明（分别详见*RayStation*发行说明和*RayCommand*使用指南）。

2 产品信息

本章介绍有关 RayStation v2026 系统的重要信息。

在本章中，
本章包含以下几个部分：

2.1	预期用途	p. 16
2.2	预期用户	p. 16
2.3	目标患者群体和医疗条件	p. 16
2.4	禁忌症	p. 16
2.5	硬件和操作系统	p. 16
2.6	制造商联系信息	p. 17
2.7	报告系统操作中的事件和错误	p. 17
2.8	监管机构代表	p. 17
2.9	产品标签	p. 20
2.10	生存周期	p. 21
2.11	监管信息	p. 22
2.12	机器学习的监管信息	p. 22
2.13	剂量计算的准确度	p. 23

2.1 预期用途

RayStation是一款用于放射治疗、消融治疗及肿瘤内科学的软件系统。根据用户输入数据，RayStation可视化并提出治疗方案。提出的治疗计划经授权用户审查和批准后，还可将RayStation用于实施治疗。

系统功能可以根据用户需要进行配置。

日本：对于使用地为日本的特定用途，请参阅RSJ-C-00-03“RayStation的日本监管使用说明”。

2.2 预期用户

RayStation的预期用户应为在系统使用方面经过培训且具备临床资质的医务人员。

用户必须掌握英语或其他用户界面语言。

2.3 目标患者群体和医疗条件

RayStation的目标患者为成人和儿科患者，且由具备资质并获许可的执业医师决定对其肿瘤、病变及其他病症实施放射治疗、消融治疗或肿瘤内科治疗。

2.4 禁忌症

用户负责确定每名患者的个人治疗计划和技术，这也包括识别个人治疗的任何禁忌症。

2.5 硬件和操作系统

RayStation v2026 应安装在推荐屏幕分辨率为 1920 x 1200 像素（或 1920 x 1080）的高端 PC 上。RayStation v2026 可用于不同版本的 Windows 操作系统。有关推荐的硬件和操作系统设置的详细信息，请参阅 *RSL-D-RS-v2026-SEG, RayStation v2026 System Environment Guidelines*。

系统可以从安装 PC 或对安装 PC 具有远程访问权限的客户端进行运行，在此情况下，远程访问软件在适合评估医疗影像（包括无损图像传输）的水平进行工作。

CPython 中的脚本已针对与 RayStation 一起安装的版本进行了测试。可以使用脚本环境安装其他版本和/或不同软件包，更多信息参见 *RSL-D-RS-v2026-USM, RayStation v2026 User Manual*。

系统只能运行在符合与电气故障和电磁辐射相关的硬件安全标准的计算机中。

建议安装新版 Windows Service Packs。这些都是经过 Microsoft 测试的，包含历次广泛发布的安全及关键性更新。此外，建议安装那些广泛发布用于修补操作系统安全相关漏洞的安全更新。请不要安装任何其他更新。在进行所有更新后，必须验证系统性能，请参阅第 116 页，4.2 部分小节“系统环境验收测试”。

Microsoft SQL 服务器

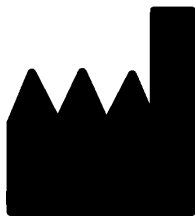
建议安装新的 SQL 服务器服务包。这些服务包由 Microsoft 发布和测试，包括累积修补程序集和已报告问题的修复程序。全部更新完成后，必须验证系统性能（请参阅第 116 页，4.2 部分小节“系统环境验收测试”）。

用于计算的 GPU

用于计算的GPU必须配备ECC内存，并且必须在GPU驱动程序设置中启用ECC状态。必须始终使用《系统环境指南》中确定的GPU驱动程序版本。如果使用多个GPU进行计算，建议所有GPU均采用相同型号。如果使用多个不同型号的GPU，连续计算的结果可能不完全相同，具体取决于所用的显卡型号。有关受支持显卡的详细列表，参见RSL-D-RS-v2026-SEG, RayStation v2026 System Environment Guidelines。同时还进行过其他验证，可通过support@raysearchlabs.com网站上提供的证书确认。

未配备ECC内存的GPU仍可计算形变图像配准。

2.6 制造商联系信息



RaySearch Laboratories AB (publ)
Eugeniavägen 18C
SE-113 68 Stockholm
瑞典
电话：+46 8 510 530 00
电子邮件：info@raysearchlabs.com
原产地：瑞典

2.7 报告系统操作中的事件和错误

向 RaySearch 支持电子邮件报告事件和错误：support@raysearchlabs.com 或通过电话向本地支持单位报告。

与设备相关的任何严重事件都必须报告给制造商。

根据适用的条例，可能还需要向国家当局报告事件。对于欧盟，严重事件必须报告给设立使用者和/或患者的欧盟成员国的主管当局。

2.8 监管机构代表

下表描述监督代表及其联系信息。

监管机构代表	联系信息
澳大利亚赞助商	Emergo Australia Level 20, Tower II Darling Park 201 Sussex Street Sydney, NSW 2000 澳大利亚

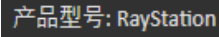
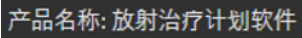
监管机构代表	联系信息
巴西进口商	Emergo Brazil Import Importação e Distribuição de Produtos Médicos Hospitalares Ltda Avenida Francisco Matarazzo, 1752, sala 502 e 503, Água Branca, São Paulo, SP CEP:05.001-200. CNPJ: 04.967.408/0001-98 Email: brazilvigilance@ul.com Responsável Técnico: Luiz Levy Cruz Martins – CRF/SP: 42415 Anvisa nº: 80117580996
中国代表	RaySearch (Shanghai) Medical Device Co., Ltd Room 608, No. 1118, Pudong South Road Pilot Free Trade Zone, Shanghai 中国
香港代表	Emergo Hong Kong Limited 18/F Delta House 3 ON YIU Street Shatin, NT 香港
印度代表	RAYSEARCH INDIA PVT. LTD. Level-2, Elegance Tower, Mathura Road, Jasola, New Delhi-110025 印度 办公室门牌号：208和209
以色列代表	I.L Emergo Israel Ltd. Andrei Sakharov 9 Matam P.O.B 15054 Haifa 3190501 以色列
日方代表	RaySearch Japan K.K. Saiwai building, 1-3-1 Uchisaiwaicho Chiyoda-ku Tokyo 100-0011 日本
韩国代表	RaySearch Korea, LLC Unit 1005, 10th Floor Hybro Building, 503, Teheran-ro, Gangnam-gu Seoul 韩国

监管机构代表	联系信息
新西兰赞助商	CARSL Consulting PO Box 766 Hastings 新西兰
新加坡代表	RaySearch Singapore Pte. Ltd. 260 Orchard Road #07-01/04 The Heeren, Singapore 238855 新加坡
台湾代表	Tomorrow Medical System Co., Ltd. 6F, No. 88, Xing'ai Road, Neihu Dist. Taipei City, 114067 台湾
泰国代表	Kamol Sukosol Electric Co., Ltd. 665 Mahachai Road, 2nd Floor Samranraj, Pranakorn Bangkok 10200 泰国
美国代理	RaySearch Americas, Inc. The Empire State Building 350 5th Avenue, Suite 5000 New York, New York 10118 美国

2.9 产品标签

在 RayStation 菜单中选择 **Help: About RayStation**，可查看已安装的 RayStation v2026 系统的产品详细信息。

以下信息可以识别：

- 产品名称 = RayStation
-  (仅适用于中国市场)
- 发布版本 = **18.0**
- 营销名称 = RayStation v2026
- 产品版本 = v2026
- 软件创建编号 = **18.0.0.2189**
- 临床构建 = 表示该软件是专为临床用途而设计的。
注：临床安装需要临床构建和临床许可证。否则，标题栏中将显示“不适合临床使用”。
- 产品生命周期 = 每个市场的生命周期是下一个主发布后一年，但不少于三年
- 放射治疗计划系统软件 = 产品的通用名称
-  (仅适用于中国市场)
-  = 表示产品为医疗设备
-  = 唯一设备识别编号

GS1应用标识符：

(01) = 全球贸易项目代码 (GTIN)

(11) = 生产日期 (YYMMDD)

-  = 瑞士授权代表和进口商

- 驱动程序信息 = 已安装的Mevion束斑映射转换器版本和CyberKnife RAIL。点击箭头展开此字段。
-  2862 = CE 标记和认证机构编号
-  = 生产日期
-  = 查阅使用说明
-  = 制造商的名称和地址
-  = 支持电子邮件地址

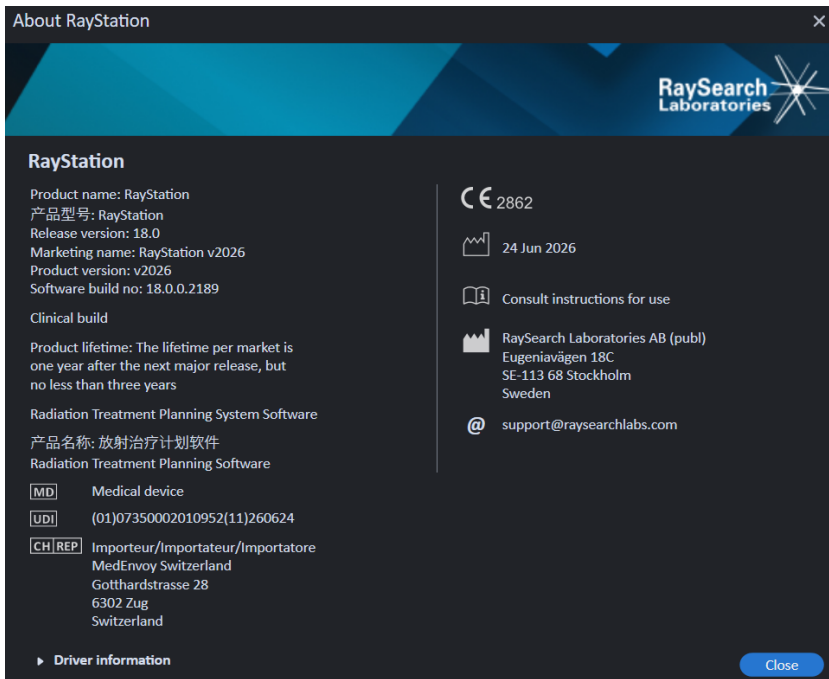


图 1. About RayStation 对话框。

2.10 生存周期

每个市场的生命周期是下一次主要版本发布后的一年，但不少于三年。如果新的主要版本在 24 个月内发布，则市场对产品版本的支持将在市场结清后 36 个月内结束。如果不是，支持时间则延长，并在下一个主要版本在该市场发布后 12 个月结束。当一个版本在给定市场中不再受支持时，则认为它在该市场的寿命结束。

2.11 监管信息

放弃

加拿大：出于监管原因，在加拿大不提供碳离子和氦离子治疗计划、质子摆动、质子线扫描、BNCT计划和微剂量动力学模型。这些功能通过许可证控制，而这些许可证

(rayCarbonPhysics、rayHeliumPhysics、rayWobbling、rayLineScanning、rayBoron和 rayMKM) 均未在加拿大提供。在加拿大，用于剂量预测的机器学习模型必须在临床使用前获得加拿大卫生部批准。加拿大不支持Leo癌症中心 (LCC) 治疗椅。

日本：有关日本的监管信息，请参阅日本市场的 RSJ-C-02-003 免责声明。

美国：出于监管原因，在美国不提供碳离子和氦离子治疗计划、BNCT计划和微剂量动力学模型。这些功能通过许可证控制，而这些许可证

(rayCarbonPhysics、rayHeliumPhysics、rayBoron和rayMKM) 均未在美国提供。在美国，用于剂量预测的机器学习模型必须在临床使用前获得FDA批准。RayCare v2026与RayStation v2026的组合已针对在同一患者会话内执行的计划自适应 (也称为在线自适应计划) 使用Varian TrueBeam治疗机进行了验证。有关此验证适用的RayCare和RayStation版本的完整列表，请联系RaySearch支持部门。美国不支持 OXRAY治疗机。

欧洲 SRN 号码

根据欧盟 MDR – 法规 (EU) 2017/745 要求，RaySearch Laboratories AB (publ) 瑞速科研股份有限公司 (publ) 已获得单一注册号 (SRN) = SE-MF-000001908。

2.12 机器学习的监管信息

监管说明

RayStation 中的机器学习功能在某些市场上需要通过监管审批。

对于任何未批准机器学习功能的国家，将禁用控制机器学习功能的相关许可证，以确保未经授权的使用无法进行。

美国：在美国，人工智能系统的使用可能受州级法规的约束。美国的用户有责任确保其对RayStation (包括其AI功能) 的使用符合所有适用的联邦、州和地方法规。

机器学习模型的目的

RayStation中的机器学习模型可用于图像分割或剂量预测。为了进行分割，这些模型可用于绘制解剖结构轮廓。但是，这些模型不能用于绘制病变部位轮廓或检测病变。某一模型只能用于该模型相关数据表中规定的适用范围。

用于合成CT的深度学习分割仅对使用校正CBCT算法获取的男性骨盆区域图像进行了验证。

机器学习模型批准

机器学习模型在调试和批准后会被锁定，无法进一步操作。因此，在临床使用过程中，可以防止模型修改。

可用模型

鉴于某些市场的监管要求，使用机器学习进行剂量预测可能会受到限制。

2.13 剂量计算的准确度

RayStation v2026 中的所有剂量引擎经验证与独立的知名治疗计划系统具有同等水平的精度。剂量计算仍须由用户针对所有临床相关情况进行验证，更多信息请参阅第36页，3.1.1部分小节“有关用户责任的警告”。

注意事 对于设备类型和属性，RayStation射束模型通用。可为尚未
项： 经RaySearch明确验证的治疗设备设置创建射束模型。

2.13.1 光子剂量引擎的精确度

RayStation具备两个光子剂量引擎：卷积叠加 (CC) 和蒙特卡罗 (MC)。下文描述了两种剂量引擎的验证策略，之后介绍了不同机器和治疗技术的验证范围。蒙特卡罗剂量引擎不支持TomoTherapy机器。

简串卷积光子剂量引擎的验证策略

目前针对大量测量结果进行了RayStation验证，包括均质和非均质模体的点剂量、线剂量、胶片以及使用 Delta4、MapCheck、ArcCheck、MatriXX、Octavius1500 和 PTW 729 探测器产生的测量结果。这包含 IAEA 测试套件，其中包括 Elekta 机器在能量为 6 MV、10 MV 和 18 MV¹ 的多个测试情况下的测量剂量。根据测量结果进行验证的验收标准是按伽玛标准（在伽玛为 3%、尺寸为 3mm 的情况下，如果 95% 数据点的伽玛值低于 1，则通过）、点剂量差异和置信水平¹等条件制定的。总体精确度可以接受。某些算法存在局限性，详情参见在本节、第36页，3.1.1部分小节“有关用户责任的警告”中的警告 4001 和 RSL-D-RS-v2026-REF, RayStation v2026 Reference Manual 的“算法弱点”章节。

RayStation v2026 中的简串卷积光子剂量引擎已与以下著名的经典治疗计划系统进行了比较：比如 Eclipse (Varian)、Pinnacle³ Radiation Treatment Planning System 7.2 (Philips)、Monaco (Elekta)、Oncentra (Elekta) 和 Precision (Accuray)。比较包括 Siemens、Elekta、Varian 和 TomoTherapy 的计划。由独立治疗计划系统计算得出的剂量和 RayStation 剂量之间的一致性被定义为：对于伽玛标准（3%，3 毫米）体积的 95% 和伽玛标准（5%，5 毫米）体积的 98%，全局伽玛² 值低于 1。由于在所有

1 IAEA-TECDOC-1540，放射治疗计划系统的规格和验收测试，2007年4月。

2 Low D.A., Harms W.B., Mutic S 和 Purdy J.A., 定性评估剂量分布的技术，医师25 [1998] 656-661。Phys. 25 [1998] 656-661.

情况下返回的伽玛分布均在验收标准内，因此剂量引擎计算值可视为等同于与其进行比较的临床系统。

验证的重点是通过常见的LINAC型号（例如Varian（600 CD、CLINAC、2100、2100 EX、2300C/D、Trilogy、带MLC MLC120的TrueBeam、HD120、Millenium MLC、m3和Varian Halcyon）、Elekta（带MLCi/MLCi2、射束调制器和Agility治疗机头）和Siemens（带3D-MLC的Primus和Artiste），针对4 MV - 20 MV能量范围、水体模和患者身体几何形状进行的典型临床应用。例如，使用Siemens Artiste和Varian Halcyon验证无均整器模式施照。大部分数据采用叶片宽度5 mm和10 mm的MLC进行收集。RayStation v2026 还使用Brainlab m3附加MLC在Varian Novalis 机器上进行了验证。m3 MLC尚未经过任何其他机器验证，例如不带备用准直光栏的机器，如西门子机器。未验证其他附加MLC。

楔形板、挡块和锥形的验证

楔形板只在水中验证。验证主要集中在中心方形射野上，但也有一些例外。验证和评估楔形射束模型时应特别小心。挡块验证通过对比RayStation v2026、Eclipse (Varian)和Oncentra (Elekta)的剂量结果来执行，并作为IAEA测试套件的组成部分。IAEA测试套件还包括Elekta楔形板。仅支持发散光子挡块。锥形筒验证仅限于医科达LINAC。.decimal GRID挡块针对Elekta Agility和Varian TrueBeam进行了验证。

双层多叶准直器（MLC）直线加速器的验证

Varian双层MLC LINAC Halcyon的验证是通过与DMLC和VMAT计划的测量结果进行比较而完成的。大多数计划是针对各自不同的患者几何结构创建的，并添加了一些理想化的DMLC测试射野。这些计划已被转移到Octavius1500、MatriXX或ArcCheck体模上进行测量，并与RayStation计算剂量进行比较。VMAT计划包括标准VMAT序列和滑动窗口VMAT序列。

Neusoft IntelliRay制造的NeuRT双层MLC LINAC的验证由直线加速器制造商在RaySearch的支持下验证。验证包括针对不同患者几何结构创建的3DCRT、SMLC、DMLC和VMAT计划，这些计划被传输到MatriXX或ArcCheck体模进行测量，并与RayStation计算的剂量进行比较。

未对其他双层多叶准直器直线加速器进行验证。

旋转计划的剂量计算

标准VMAT施照技术已针对Varian、Elekta 和Vero LINAC进行了验证。滑动窗VMAT排序已针对Elekta Agility和Varian Halcyon LINAC进行了验证。VMAT排序应当与新治疗技术同等考量，因此必须执行射束模型和机器行为验证，以及对每位患者进行QA。

验证表明 RayStation 小射野旋转计划的剂量计算对射束模型多叶准直器参数高度敏感。

RayStation v2026 提供 VMAT 脉冲模式技术，其中每个第二段子野都包含多叶准直器的移动而无射束照射，并且每隔一段子野都有射束照射而无多叶准直器的移动。这种脉冲模式技术仅针对西门子设备进行了验证。

带波弧的VMAT（即用于Vero和OXRAY的带环形旋转的VMAT）目前仅由此类机器实施。原则上，同样的移动也可以利用治疗床移动来实现。RayStation v2026中的波弧实施仅适用于Vero和OXRAY LINAC设备，并已经过验证。

用于Vero的剂量计算

在RayStation v2026中，已针对Vero设备进行了验证。CC剂量引擎已对照静态多叶准直器、VMAT和波状弧计划的测量值成功进行了验证。目前，仅有环旋转角度在 $\pm 15^\circ$ 范围内的波状弧计划经过了验证。

Vero 机的动态 IMRT (DMLC) 尚未经过验证，并且 DMLC 不适用于 RayStation v2026 中的 Vero 机。Vero 验证仅限于带有 30 对叶片，且所有叶片宽度均为 0.5 cm 的 Vero 多叶准直器。动态跟踪输送并不是 RayStation v2026 验证的组成部分。应由用户在启用动态跟踪的情况下验证 Vero 计划的施用剂量。

OXRAY剂量计算

日立公司正在开发一款名为 OXRAY 的新型 LINAC 设备。对于 RayStation v2026，针对 OXRAY 的验证通过非临床版本的机器完成。OXRAY LINAC 配备一个万向节系统，可用于设置治疗射束的万向节角度，使其偏离治疗机中心轴。提供两个万向节角度，即万向节平移和万向节倾斜。OXRAY 验证包括万向节角度计划，平移和倾斜的最大角度为 $\pm 3^\circ$ 。对比静态 MLC、静态弧、适形弧、VMAT 和波形弧计划的测量结果（带/不带万向节角度），CC 和 MC 剂量引擎已成功通过验证。

只有环形旋转达到 $\pm 15^\circ$ 的波弧计划进行了验证。动态 IMRT (DMLC) 尚未经过验证，并且 RayStation v2026 中的 OXRAY 不提供 DMLC。动态跟踪输送并不是 RayStation v2026 验证的组成部分。对于已启用动态跟踪功能的 OXRAY 计划，用户可自行验证已照射剂量。由于验证在非临床版本的机器上进行，因此将 RayStation v2026 与 OXRAY LINAC 搭配使用前必须特别注意。

用于TomoTherapy的剂量计算

RayStation v2026 剂量计算已使用最新版本的 TomoTherapy 设备（名为 Radixact）以及较旧的 TomoTherapy 系统（已升级以便与 iDMS 结合运作），针对 TomoHelical 和 TomoDirect 计划进行了验证。对于更早的、尚未升级的设备则将获得支持。如果您不确定您的 TomoTherapy 治疗设备是否能够与 RayStation 一起使用，请联络 Accuray 或 RaySearch 支持。

该验证已针对所有 TomoTherapy 设备支持的射野宽度、固定和动态准直光栏以及不同的俯仰、投影时间、平均打开时间、调制因子、目标大小和位置获得实施。

运动同步输送不是 RayStation v2026 验证的一部分。应由用户在启用运动同步的情况下验证 TomoHelical 计划的输送剂量。

关于 RayStation v2026 中 TomoTherapy 剂量计算的更多要求，可参见第 36 页，3.1.1 部分小节“有关用户责任的警告”中的警告 10172。

CyberKnife剂量计算

RayStation v2026 剂量计算已针对 CyberKnife M6/S7 治疗机验证。RayStation v2026 不支持 CyberKnife 旧版本。

与固定圆锥筒、iris圆锥筒和多叶准直器一起参与的治疗计划的测量结果相比，限束筒卷积剂量引擎已验证成功。已使用胶片和电离室对均质和异质模体执行测量，例如 CIRS 肺模体。验证包括不同的节点集和运动同步技术。

所选运动同步技术对 RayStation 中的计算剂量没有任何影响。有关 CyberKnife 治疗机可用的运动同步技术靶区剂量追踪的准确性，请参阅 Accuray。

除了与测量相比，RayStation 剂量还与 Accuray 剂量引擎有限尺寸笔形射束（FSPB）和蒙特卡罗计算的剂量进行比较，结果极为一致。

光子蒙特卡罗剂量引擎的验证策略

光子蒙特卡罗剂量引擎在 LINAC 治疗机头中使用与卷积叠加剂量引擎相同的通量计算。结合卷积叠加剂量引擎，对 MLC 细节、挡块、锥形筒、虚拟楔形板和物理楔形板传输的描述进行了全面验证。利用卷积叠加剂量计算中具有代表性的测量子集，结合蒙特卡罗剂量计算，对相同的通量计算进行了验证。所选子集涵盖不同能量（4 MV 至 20 MV）、LINAC 机型（Varian（MLC120、HD120 和 m3）、Elekta（MLC Agility 和 MLCi/i2）和 CyberKnife）、楔形板（Varian 标准楔形板、EDW 和 Elekta 电动楔形板）、锥形筒和挡块、治疗技术（3D-CRT、SMLC、DMLC 和弧形治疗）以及同质和异质几何形状。其中包括 IAEA 测试套件（Elekta 6 MV、10 MV、18 MV），以及高分辨率 AAPM TG105 测试套件（TrueBeam，提供 6 MV、10 MV、10 MV FFF 模式），与卷积叠加剂量验证相比，此测试套件增加了水中不同几何形状（平板、倾斜入射、鼻形表面、阶梯）的异质嵌件。

测量结果包括在水中和 CIRS 模体中的扫描轮廓、深度剂量和点测量值，以及胶片、Delta4、ArcCheck 和 MapCheck 产生的测量值。可接受标准与卷积叠加剂量验证所用标准相同，总体精度为可接受水平。第 23 页，2.13.1 部分小节“光子剂量引擎的精确度中介绍的大多数限制也适用于光子蒙特卡罗剂量引擎。详细信息参见 RSL-D-RS-v2026-REF, RayStation v2026 Reference Manual。另请参见第 36 页，3.1.1 部分小节“有关用户责任的警告中的警告 4001。

除基于测量的验证外，患者体内的光子蒙特卡罗计算还针对以下要素与 EGSnrc 进行了交叉验证：几何体模（平板、离轴异质插件、曲面）、材料（水、肺组织、骨骼、铝、钛）、能量（0.5 MeV 至 20 MeV）和照射野尺寸（0.4 cm×0.4 cm 至 40 cm×40 cm），同时涵盖有磁场与无磁场两种条件。由于消除了测量不确定度的影响，基于模拟剂量的验证测试采用比实测更严格的接受标准：要求 95% 以上体素的伽马值满足 2%/2mm 标准（ $\gamma < 1$ ）。

对于 MR LINAC，光子蒙特卡罗剂量引擎已通过针对 SMLC 计划（收起至零机架角）的 PTW Octavius 测量验证，涵盖 Elekta Unity 与 Magnetix Aurora 两种情况。Elekta Unity 系统的圆筒散射成分已通过 Farmer 腔室在不同源皮距下的空气测量验证，并对比 Monaco 剂量计算完成了多机架角度、治疗床及成像线圈场景的整体剂量计算验证。Magnetix Aurora 的横向电子回转效应已使用 DOSXYZnrc 仿真功能（源自 [Steciw S, Fallone BG, Yip E. Dose perturbations at tissue interfaces during parallel linac-MR treatments: The "Lateral Scatter Electron Return Effect" (LS-ERE). Med Phys. 2024 Nov;51(11):8506-8523. doi: 10.1002/mp.17363. Epub 2024 Aug 17. PMID: 39153227]）针对垂直平板几何体模进行验证。

蒙特卡罗剂量计算不支持TomoTherapy治疗机。Vero和Siemens LINAC尚未进行计算功能验证。用户可验证RayStation v2026蒙特卡罗剂量计算功能（针对Vero和Siemens机器）。

EPID响应计算的验证策略

RayStation中的EPID响应计算包括使用卷积叠加或蒙特卡罗剂量引擎在EPID模型中进行剂量计算。

EPID响应计算已通过将使用aS500 EPID的Varian CLINAC在8 MV下、使用aS1200 EPID的Varian Halcyon在6 MV FFF下，以及使用aS1200 EPID的Varian TrueBeam在6 MV FFF、6 MV、10 MV FFF和10 MV下的实测EPID响应进行比较来验证。验证包括从1x1 cm²到30x30 cm²的方形射野，以及调制的IMRT和VMAT射野。

对于TrueBeam和Halcyon，要求所有探测器像素中95%的伽马值在2%、2 mm的伽马标准下低于1。对于CLINAC，要求所有探测器像素中95%的伽马值在3%、3 mm的伽马标准下低于1。

对于TrueBeam和Halcyon，已使用卷积叠加和蒙特卡罗剂量引擎进行验证，而CLINAC仅使用卷积叠加剂量进行了验证。

2.13.2 电子剂量引擎的准确度

RayStation v2026中的电子剂量计算已在临床相关环境中成功通过精度验证。验证的目的是提供证据，证明使用双箔散射技术、配备施源器和适形挡板的LINAC设备具有临床可接受的剂量精度。RayStation中的电子相空间模型设计用于模拟这种排列方式。实现过程通过参数驱动，因此与典型的双箔、施源器和适形挡板排列方式无关。

RayStation v2026系统已通过验证，适合通过施源器和适形挡板进行射野准直的典型临床应用。验证涵盖4 MeV至25 MeV能量范围，针对存在和不存在非均质性的水体模，以及所有主要供应商提供的LINAC设备的患者几何结构。仅带直边（即平行于射束轴线）的Cerrobend适形挡板获得支持并通过验证。

已对下列LINAC设备和电子能量组合进行验证：

	4 MeV	6 MeV	9 MeV	12 MeV	15 MeV	18 MeV	20 MeV	25 MeV
Varian Clinac 2100			x				x	
Elekta Synergy		x		x		x		
Elekta Agility	x	x	x	x				
Elekta BM		x	x	x	x			
西门子Primus		x		x		x		
EGSnrc (通用电子治疗机)			x			x		x

已将电子蒙特卡罗剂量引擎与Oncentra (Elekta)治疗计划系统 (使用与光子相同的伽玛标准) 进行了比较, 参见第23页, 2.13.1部分小节“光子剂量引擎的精确度”。与Oncentra的比较包括Elekta Synergy设备的治疗计划。由于所有病例返回的伽玛分布均在可接受标准内, 因此可将电子剂量计算视为与所比较的临床系统等效。

此外, RayStation v2026中的电子剂量引擎还参照带X和Y准直光栏的治疗机 (Elekta和Varian)、带Beam Modulator的Elekta治疗机和不带X准直光栏的治疗机 (Elekta Agility和西门子) 的测量结果进行了验证。在水中, 对比测量剂量, 如果98%的计算剂量数据点的5%/5 mm标准伽玛值小于1, 则视为通过; 如果95%的计算剂量数据点的3%/3 mm标准伽玛值小于1, 则视为通过。

针对不同几何形状、材料和能量, 患者的电子蒙特卡罗剂量计算也参照独立电子蒙特卡罗程序进行了彻底验证。与EGSnrc剂量进行比较时, 采用与测量结果比较时相同的可接受标准。

所有验证测试的结果均在可接受标准内, 只有Elekta Agility的测试结果出现了轻微偏差。在一个使用骨板模型的9 MeV测试案例中, 测量剂量与计算剂量的相对偏差为4.5%。这高于3%的可接受标准, 但未超过5%的最大允许偏差。电子能量为6 MeV和12 MeV的同一测试案例符合可接受标准, 电子能量为9 MeV的测试案例符合另外两个平板模型的可接受标准, 其中一个模型同时包含骨板和肺板, 相比只有骨板的未通过测试案例更具挑战性。此外, 将EGSnrc剂量与RayStation v2026进行比较的一个测试案例针对骨板模型提供9 MeV电子能量, 测试结果符合可验收标准。测量点位于远端剂量跌落区, 这表示测量操作对微小的对准误差或对模型所用密度的误解非常敏感。因此, 我们得出结论, 本案例中的测量点极有可能输出不准确的测量结果。

总体精度达到可接受水平, 结论是电子蒙特卡罗剂量引擎可安全用于临床应用。

2.13.3 近距离放射治疗 TG43 剂量引擎的精度

近距离放射治疗 TG43 剂量引擎已经对照针对公布的六种常见 HDR 放射源 QA 数据进行了确认, 包括 E&Z Bebig Co0-A86 和 Ir2.A85-2 放射源。根据局部伽马标准和相对剂量差异制定验收标准。所有六个放射源均符合验收标准。

剂量引擎还根据临床独立治疗计划系统进行了验证, 并实施TG43形式体系 (SagiPlan、E&Z Bebig和Oncentra Brachy、Elekta)。验证过程包括对体模中的单次驻留点以及宫颈、前列腺和乳腺癌治疗计划的验证。此外, 还针对相关患者病例, 与独立的金标准蒙特卡罗剂量引擎 (EGS Brachy, 基于EGSnrc) 进行了对比验证。与独立系统进行比较时, 采用了局部伽马准则。由于所有病例的伽马分布均在可接受的范围内, 因此近距离放射治疗TG43剂量计算的性能与所比较的独立系统相当。

还根据 EQUAL-ESTRO 实验室测量程序进行了验证。测量点符合作为相对剂量差值制定的验收标准。

RayStation TG43剂量引擎的总体精度与临床标准一致。但是, TG43形式本身存在一些局限性, 用户必须了解这一点。验收标准和剂量引擎算法限制参见章节剂量引擎精度和局限性 (RSL-D-RS-v2026-REF, RayStation v2026 Reference Manual)。

2.13.4 近距离放射治疗蒙特卡罗剂量引擎的精度

近距离放射治疗蒙特卡罗剂量引擎已针对E&Z Bebig Co0-A86和Ir2.A85-2 HDR源的已发布QA纵向与横向数据进行了验证。验收标准以局部伽玛标准的形式表述。两种源均符合验收标准。

该剂量引擎还针对独立的金标准蒙特卡罗剂量引擎 (EGS Brachy , 基于EGSnrc) 进行了验证。验证针对以下情况进行：

- 位于水介质中、紧邻人体常见材料界面的单个驻留点。
- 使用由CT导出的密度和材料的头颈部及乳腺治疗计划。

为完整起见，蒙特卡罗剂量引擎还与在RayStation中针对头颈部和乳腺治疗计划计算的TG-43剂量进行了比较，且整个几何图形均被覆盖为水。

在单个驻留点比较中，使用局部伽玛标准与独立系统进行比较；在治疗计划比较中，使用全局伽玛标准。由于所有病例的伽玛分布均在可接受的范围内，因此近距离放射治疗蒙特卡罗剂量引擎的性能与独立系统相当。

RayStation蒙特卡罗剂量引擎的总体精度与临床标准一致。验收标准和剂量引擎算法限制参见章节剂量引擎精度和局限性 (RSL-D-RS-v2026-REF, RayStation v2026 Reference Manual) 。

2.13.5 用于均匀扫描/双散射/摆动的质子笔形射束剂量引擎的精度

RayStation v2026 中用于均匀扫描/双散射/摆动的质子笔形射束剂量引擎根据大量水下测量结果，利用未旋转和旋转喷嘴的简单、不规则档块、多叶准直器和补偿器形状进行验证。包括采用将挡块安装在补偿器上游和下游的设置。目前对统一扫描模式下的 IBA 通用喷嘴和三菱 SELECT BEAM 喷嘴、双散射模式下的 Mevion S250 喷嘴、摆动模式下的住友 HI 多用途喷嘴以及 IBA 眼线笔进行了验证。此外还对独立治疗计划系统 XiO (Elekta) 计算的异质介质中的剂量进行了验证。

该验证标准依据对伽玛标准、扩展电离吸收峰 [SOBP] 范围和远端下降、射野最大半高宽 [FWHM] 以及左右半影差异等属性的要求制定。其总体精度可以接受，不过某些剂量引擎算法的局限性已经确定并在 质子均匀扫描/单散射/双散射/扰动剂量计算警告 第66页 中进行了描述。验收标准和剂量引擎算法的限制见章节 RSL-D-RS-v2026-REF, RayStation v2026 Reference Manual 中 剂量引擎精度和限制。

2.13.6 用于笔形射束扫描的质子笔形射束扫描剂量引擎的精度

RayStation v2026中的质子 PBS 笔形射束剂量引擎已根据水体中开放射束设置的大量测量值以及使用范围换挡器的设置验证。使用拟人化模体以及根据独立治疗计划系统计算的异质介质中的剂量进行了验证 XiO [Elekta]。已对用于 PBS 的 IBA 专用喷嘴和用于线路扫描的住友 HI 专用喷嘴进行了验证。

这些验证的验收标准依据对远端范围、伽玛标准射野尺寸因子等属性的要求制定。其总体精度可以接受，不过某些剂量引擎算法的局限性已经确定并在 笔形质子束剂量计算警告 第71页 中进行了描述。验收标准和剂量引擎算法的限制见章节 RSL-D-RS-v2026-REF, RayStation v2026 Reference Manual 中 剂量引擎精度和限制。

2.13.7 用于笔形射束扫描的质子蒙特卡罗剂量引擎的精度

RayStation v2026中的质子笔形射束扫描蒙特卡罗剂量引擎，已针对水体中采用开放射束设置、使用射程转换器的设置以及针对开放射束设置和使用射程转换器的设置使用挡块或多叶准直器开口的设置的大量成套的测量值进行了验证。

对于挡块和多叶准直器位于射程转换器上游的系统，已对挡块和多叶准直器开口设置进行了验证。在验证和评估那些挡块开口安装在射程转换器下游的设备模型时，应对此注意并格外小心，这点非常重要。

验证也使用人形模体以及根据独立治疗计划系统计算的异质中的剂量进行 XiO (Elekta)。已为用于 PBS 的 IBA 专用喷嘴、用于 PBS 的 IBA 通用喷嘴、用于线扫描的住友 HI 专用喷嘴、用于线扫描的住友 HI 多用途喷嘴和 Mevion S250i 超扫描射束施用系统进行了验证。

这些验证的验收标准依据对远端范围、伽玛标准射野尺寸因子等属性的要求制定。其总体精度可以接受，不过某些剂量引擎算法的局限性已经确定并在 笔形质子束剂量计算警告 第71页 中进行了描述。验收标准和剂量引擎算法的限制见章节 *RSL-D-RS-v2026-REF, RayStation v2026 Reference Manual* 中 剂量引擎精度和限制。

2.13.8 质子线性能量传输计算的精度

RayStation v2026中的质子 PBS 蒙特卡罗剂量引擎中的线性能量传递 (LET) 计算已根据 FLUKA 参考模拟进行了验证。这包括在水中以及骨骼和肺等不同材料中的单能量层和不同场大小的 SOBP。为了具有可比性，在 FLUKA 参考模拟中对相应的 LET 均值进行了评分，请参阅 *RSL-D-RS-v2026-REF, RayStation v2026 Reference Manual*。

这些验证的验收标准是根据对伽玛的要求制定的。总体精度是可以接受的；但是，已经确定了一些算法局限性，详见 笔形质子束剂量计算警告 第71页。有关验收标准和剂量引擎算法的局限性，请参阅 *RSL-D-RS-v2026-REF, RayStation v2026 Reference Manual* 中的“剂量引擎验收标准”一节。

2.13.9 用于笔形射束扫描的碳离子和氦离子笔形射束剂量引擎的精度

根据采用开放射束设置以及射程转换器设置计算的水体中的一系列测量值，对 RayStation v2026 中的碳离子笔形射束剂量引擎（用于轻离子，即碳离子和氦离子）进行了验证。碳离子射束的测量于 CNAO（意大利帕维亚国家癌症治疗中心）进行，而氦离子射束的测量则在 HIT（德国海德堡离子束治疗中心）进行。

这些验证标准依据对远端射程、伽玛标准和绝对剂量等属性的要求制定，可以在 *RSL-D-RS-v2026-REF, RayStation v2026 Reference Manual* 中 剂量引擎验收标准中查看。其总体精度可以接受，不过某些剂量引擎算法的局限性已经确定并在 轻离子 PBS 剂量计算警告 第75页 中进行了描述。

已根据由独立治疗计划系统 Syngo RTPS (Siemens AG) 计算的非均匀介质中的剂量，对碳离子的物理和 RBE 加权剂量进行了验证。参照由 LEM 模型的 TRiP98（由德国达姆施塔特 GSI Helmholtzzentrum für Schwerionenforschung GmbH 开发）计算的均匀介质（水体）中的剂量，以及由 MKM 模型的 iDose（由日本千叶市国立放射学研究所 NIRS 开发）计算的均匀介质（水体）中的剂量，进行了 RBE 加权剂量的验证。由

于返回的伽玛分布都在验收标准之内，因此该碳离子 PBS 剂量引擎的计算可视为与同其进行比较的临床系统相当。

对于氮离子，目前已根据 TRIP98，对用户定义的 RBE 模型（初始 RBE 曲线根据 GSI 的 LEM-IV 模型进行计算）进行了验证。对于按照 MKM 模型计算的 RBE 加权剂量，则根据 HIT 的独立实施进行了验证。

2.13.10 碳离子和氮离子线性能量传递计算精度

RayStation v2026 中的碳离子笔形射束剂量引擎中的线性能量传递 (LET) 计算已根据 FLUKA 参考模拟进行了验证。这包括在水中以及骨骼和肺等不同材料中的单能量层和不同场大小的 SOBP。为了具有可比性，在 FLUKA 参考模拟中对相应的 LET 均值进行了评分，请参阅 *RSL-D-RS-v2026-REF, RayStation v2026 Reference Manual*。

这些验证的验收标准是根据对伽玛的要求制定的。总体精度是可以接受的；但是，已经确定了一些算法局限性，详见轻离子 PBS 剂量计算警告第 75 页。有关验收标准和剂量引擎算法的局限性，请参阅 *RSL-D-RS-v2026-REF, RayStation v2026 Reference Manual* 中的“剂量引擎验收标准”一节。

2.13.11 BNCT RBE 加权剂量计算的准确性

标准 BNCT RBE 加权剂量计算通过线性组合以下要素实现：RBE 模型参数、计划参数以及外部剂量引擎计算的物理剂量成分。由于采用精确计算法，其精度应该仅受限于机器运算精度（包括外部剂量引擎与 RayStation 间数据传输的精度）。该效应相对于最大剂量的预期影响小于 0.005%。该结论已通过外部剂量引擎计算的 RBE 加权剂量对比得到验证。需要注意的是，此精度仅针对 RBE 加权剂量计算本身，而非外部剂量引擎输入的物理剂量成分的准确性。

细胞类型剂量计算的精度还会受到材料重标度近似算法的影响——该算法替代了完整的粒子输运与剂量计算过程（详见细胞类型剂量计算章节（位于 *RSL-D-RS-v2026-REF, RayStation v2026 Reference Manual* 中））。该近似算法假设氢（或氮）物理剂量成分与材料定义中的氢（或氮）元素重量之间存在线性关系。此外，若某材料的元素权重为零，则无法进行重标度处理，且在细胞类型剂量计算中将忽略该对应成分。只要不使用氢/氮元素权重为零或物理性质差异极大的材料，此近似算法对计算精度的影响预计不具备临床相关性。RayStation 系统计算的细胞类型剂量与外部剂量引擎的参考剂量值相比，差异小于计划中默认 RBE 加权最大剂量的 0.5%。

3 实现安全操作所需的信息

本章介绍安全运行 RayStation v2026 系统所需的信息。

注意事 项： 请注意，额外的与安全相关的发行说明会在软件安装后的一个月
单独发布。

注意事 项： 将RayStation与RayCare搭配使用时，产品版本之间必须兼容。使用
RaySearch服务检查服务包版本。

在本章中，
本章包含以下几个部分：

3.1	安全注意事项	p. 34
3.2	患者数据的导入	p. 113
3.3	输入数据	p. 113
3.4	脚本设计	p. 113
3.5	显示格式	p. 113

3.1 安全注意事项

请遵守以下警告，以便实现 RayStation v2026 系统的安全操作。

在本节中

本节包含以下小节：

3.1.1	有关用户责任的警告	p. 36
3.1.2	有关安装的警告	p. 42
3.1.3	有关常规系统使用的警告	p. 43
3.1.4	有关DICOM导入的警告	p. 44
3.1.5	与DICOM导出相关的警告	p. 46
3.1.6	有关 CBCT 图像转换的警告	p. 48
3.1.7	有关再程放疗的警告	p. 50
3.1.8	有关EQD2的警告	p. 51
3.1.9	有关剂量计算的警告	p. 53
3.1.10	有关患者建模的警告	p. 82
3.1.11	有关治疗计划的警告	p. 85
3.1.12	有关质子和轻离子计划的警告	p. 87
3.1.13	关于 TomoHelical 和 TomoDirect计划的警告	p. 90
3.1.14	有关 CyberKnife 治疗计划的警告	p. 91
3.1.15	关于 BNCT 治疗计划的警告	p. 91
3.1.16	关于近距离放射治疗治疗计划的警告	p. 92
3.1.17	关于稳定优化的警告	p. 94
3.1.18	关于剂量评估的警告	p. 95
3.1.19	有关生物优化和评估的警告	p. 96
3.1.20	关于自动化计划的警告	p. 97
3.1.21	有关射束临床测试的警告	p. 99
3.1.22	有关脚本设计的警告	p. 103
3.1.23	有关 QA 的警告	p. 106
3.1.24	有关 RayStation 存储工具的警告	p. 107
3.1.25	有关机器学习的警告	p. 107
3.1.26	有关肿瘤内科的警告	p. 108
3.1.27	关于MapRT间距检查的警告说明	p. 109
3.1.28	有关碰撞检查的警告	p. 111

3.1.1 有关用户责任的警告



警告！

确保进行了足够的培训。用户所在组织应确保，获得执行治疗计划功能授权的人士已接受过针对其所执行职能的适当培训。只有获得了执行治疗计划功能的授权并已接受过适当治疗计划技术培训的人士，才能使用本软件。请在使用前仔细阅读所有说明。用户有责任进行正确的临床使用和处方的放射剂量。[508813]



警告！

输入数据质量。请始终注意，输出数据的质量在很大程度上取决于输入数据的质量。在使用数据之前，应彻底检查任何导入数据中的不规则情况或是有关输入数据单元、识别、图像方向或任何其他性质的质量方面的不确定性。[508811]



警告！

计划审查和批准。所有治疗计划数据应合格专业人员认真审查并批准，然后方能用于放射治疗目的。在优化目标方面，“最优”的计划（射束集）可能仍然不适合临床使用。

[4780]



警告！

射束模型必须在临床使用前验证。用户有责任在创建临床外照射放射治疗计划前验证和调试所有射束模型。

RayStation 的使用者为经培训的放射肿瘤学专业人员。我们强烈建议用户遵守 AAPM TG40、TG142、TG53、TG135、IAEA TRS 430、IAEA TRS 483 和其他标准中发布的建议，以确保准确的治疗计划。

计算剂量精度直接取决于射束模型质量。射束模型不足可能导致已批准剂量和已施用剂量之间的偏差。所有参数值和计划 QA 和 QC 应由合格的物理学家审查和批准。必须验证所有已调试 CT 设备的剂量计算。

- 计算剂量应针对所有相关临床情况进行验证，包括但不限于 SAD、SSD、射野尺寸、射野形状、离轴位置（x、y 和对角线）、准直类型、调制程度、射漏剂量（MU/Gy 或 NP/Gy 变化）、治疗床/机

架/准直角、CyberKnife 节点集、患者/模体材料组成和患者/模体材料几何结构。

- 计算剂量应针对所有临床相关剂量网格分辨率进行验证。
- 已知限制在 *RSL-D-RS-v2026-REF, RayStation v2026 Reference Manual* 中描述。在验证期间，必须确定每个射束模型的其他操作限制，并在计划期间遵守。

对于光子：

在使用带有小于 5 mm 的多叶准直器叶片的 RayStation、与常用的患者材料不同的材料、挡块、小型圆锥体、楔形板（尤其是离轴楔板）、复杂的 VMAT 计划、带小射野尺寸的旋转计划、Siemens mARC 计划和波状弧计划（特别是环旋转大于 15 度时）前，应格外小心。

注意：

- 为 3D-CRT 检验的射束模型不一定适合 IMRT 计划。
- 对于 SMLC 有效的射束模型不一定适合 DMLC 计划。
- 为 SMLC 检验的射束模型不一定适合 DMLC 计划。
- 用于 VMAT 验证的射束模型不一定适用于使用滑动窗口 VMAT 序列创建的计划。
- 为某个光子剂量引擎（简串卷积或蒙特卡罗）调试的射束模型如果不调整射束模型参数，则不适用于其他剂量引擎。

必须针对每种选定的治疗技术，使用物理模式或 RayStation 系统进行验证。关于 C 形臂和 CyberKnife LINAC 设备，参见警告 3438。关于 TomoTherapy 治疗机，另见警告 10172。

对于质子：

验证应包括：相关的补偿器和射程转换器的几何参数、挡块和/或多叶准直器空隙轮廓、空气间隙/喷嘴位置、等中心至表面的距离、点调节和模式、扩展布拉格峰深度和调制宽度、射野大小（另请参阅警告 1714）。

对于 Mevion Hyperscan，请另行参阅第 369009 号警告。

对于轻离子：

验证应包括：相关的空气间隙/喷嘴位置、等中心点至表面的距离、点大小和图案、射野尺寸、异质/仿真体模、CT 机、射程移位器设置、溢出剂量和输送设置（另见警告 1714）。

对于电子：

验证必须包括相关的限光筒几何形状、无适形挡板的射野大小、有适形挡板的射野大小和射野形状、矩形限光筒的射野形状方向、适形挡板材

料和厚度、等中心的空气间隙和每个标称射束能量的 D50 水范围。仅支持具有直线边缘（即平行于射束轴线）的 Cerrobend 开孔。

{4001}



警告！

投入临床使用前，近距离治疗模型必须经过验证。投入临床使用前，近距离放射治疗后装治疗机、源模型和施源器设置必须经过验证。

用户有责任在临床使用前验证所有近距离放射治疗后装治疗机、源模型和施源器设置。关于施源器设置的更多详细信息，请参见警告 283879。

关于 TG43 源模型，请参见警告 283358；关于蒙特卡罗源模型，请参见警告 1593258。

{285635}



警告！

TomoTherapy 机器调试。在调试 TomoTherapy 设备时，大多数参数都从 iDMS 中读取，并且在 RayPhysics 的机器模型中只需要进行细微更改。在此过程中，横向轮廓、准直光栏注量输出因子和叶片延迟偏移被覆盖，且可能需要更新。

请注意，对于 TomoTherapy 设备，其在 Beam commissioning 模块中计算出的剂量曲线均根据测量曲线进行归一化，即测量和计算得出的剂量曲线将在输出中进行匹配，而不考虑射束模型的输出。因此，该模型的输出必须进行调整并使用 TomoHelical 射束对所有射野宽度进行验证。更多详情，请参阅 RSL-D-RS-v2026-BCDS, RayStation v2026 Beam Commissioning Data Specification。

此外还需注意，多叶准直器过滤器并非 RayPhysics 中的 Beam commissioning 模块剂量曲线计算的组成部分，而且其使用情况仅可利用 TomoHelical 或 TomoDirect 射束进行验证。

临床使用前，必须验证相关临床治疗领域范围的剂量计算。除了警告 4001 中列出的内容外，验证还应包括不同的准直光栏尺寸和模式、投影时间、开口分数和螺距。

{10172}



警告！

Mevion Hyperscan 设备调试。在调试 Mevion S250i ("Hyperscan") 设备时，射束模型仅使用输入数据来产生系统的最高可施用能量。然而，在临床使用之前，必须验证整个临床治疗射野的相关射程的剂量计算。对于覆盖

Mevion 能量选择器所有射程转换器的多种能量，验证不同射野尺寸和喷嘴位置的射野和绝对输出尤为重要。

用开口（静态和动态）验证射束的剂量计算也很重要。在 RayStation 中，此类射束是用区块来计划的。然后，Mevion 自适应孔径将尝试调整其位置和叶片以重现所需的孔轮廓。此验证应包括不同大小的射野，包括具有非直边的射野（复杂目标形状）。[369009]



警告！

NCT 设备调试。特定剂量引擎版本的RayStation设备调试应始终与治疗施用系统和剂量引擎制造商保持一致。[611928]



警告！

针对 CyberKnife 的碰撞检测。在 RayStation 中执行的碰撞检测并不能保证始终检测出碰撞。实施前，用户有义务验证实施系统能够执行碰撞检测。

[339623]



警告！

挡块验证请始终验证，在射束设计模块中创建的挡块和电子射束挡块在物理上是否可以实现的。RayStation中将不能定义任何挡块的制造限制。

对于质子挡块，自动挡块生成工具中已考虑到挡块铣削工具的尺寸。但是，使用手动挡块编辑/创建工具时将可获得无法制造的挡块。之后，在编辑挡块后将可手动运行铣削工具算法。不过，由于这并非自动完成，所以确保挡块在物理上能够实现仍然是用户的责任。

请始终依据挡块开口的输出，检查所创建的挡块。[508816]



警告！

验证挡块/电子窗打印输出的缩放比例。打印机设置将影响输出中挡块的实际大小。在使用用于挡块制造或验证的挡块输出之前，请始终检查 x 轴和 y 轴的缩放比例是否相同，以及验证刻度上的 1 厘米是否为实际尺子上的 1 厘米。[508818]



警告！

ROI/POI验证。在使用任何感兴趣区域（ROI）或关注点（POI）进行治疗计划制定或评估前，务必仔细核查所有相关设定。

{4793}



警告！

检查4DCT投影。用户在将4DCT投影生成的图像集用于治疗计划或评估前，应先对其进行审查。投影图像集应与4DCT组中的图像集进行比较，验证亨斯菲尔德单位和相应密度是否符合预期。可通过检查患者视图中的HU值和在Plan evaluation模块中计算评估剂量来实现。

投影图像集的几何属性，如方向、位置和尺寸，也应与原始4DCT进行比较。通过将投影图像集与Structure definition模块或Image registration模块中的原始4DCT图像集融合，并验证它们是否正确对齐来实现。

{10414}



警告！

通过HU重标度获取的图像特异性密度表。当使用通过HU重标度获取的图像特异性密度表时，用户务必在使用前仔细核查生成的密度表，这一点剂量计算至关重要。重标度的密度表将直接影响剂量计算。

{9506}



警告！

患者摆位。用于确定患者位置的治疗床位移（治疗床面平移）指令，在患者摆位对话框和计划报告中均有显示。

默认的治疗床位移显示为“Patient”（患者），即Patient setup（患者摆位）对话框中的治疗床位移指令是以患者解剖方向表示的。

如有需要，可将治疗床位移显示变更为“Couch（治疗床）”，即Patient setup（患者摆位）对话框中的治疗床位移指令以治疗床方向来表示。治疗床位移显示在临床设置应用程序中进行修改。

在临床使用之前，请始终验证RayStation和计划报告中显示的治疗床位移是否符合预期及临床实践。

请注意，患者摆位的另一种选择是根据 DICOM 标准导出治疗床位移。可以在 RayPhysics 中选择此选项。

[9101]

**警告！**

螺旋弧 - 患者摆位。在螺旋弧治疗调试期间，请验证摆位说明与治疗机器的照射工作流程是否一致。计划 VMAT/适形螺旋弧射束时，DRR 和治疗床面位移等患者摆位说明将关联到第一个控制点的等中心，作为初始治疗位置。

在临床使用前，请验证患者定位工作流程是否适合您的治疗设备。

[1537945]

**警告！**

在剂量计算前，审查参考系配准。在 Dose tracking 模块中使用参考系配准计算分次剂量或在其他图像集上计算剂量之前，必须对已导入或通过治疗位置对齐创建的参考系配准进行审查，这一点至关重要。

[9650]

**警告！**

单点登录设置。如果在临床设置中使用了单点登录设置，则当工作站无人值守时，未经授权的用户有可能在 RayStation 中进行身份验证。该身份验证以登录用户的名称进行。

[578762]

**警告！**

验证附件代码。可以为光子和质子挡块、电子断路器和质子补偿器输入附件代码。用户必须验证在 RayStation 中输入的附件代码是否与治疗期间使用的物理附件相匹配。如果 RayStation 中的光子/质子挡块、电子断路器或质子补偿器已改变，RayStation 将不会自动使附件代码失效。如果附件代码已更改，RayStation 中的光子/质子挡块、电子断路器或质子补偿器将不会失效。用户有责任确保输入了正确的附件代码，并在必要时进行更新。

[574934]



警告！

确保.decimal GRID挡块轮廓（位于RayStation中）与物理挡块相匹配。 CreateDotDecimalBlockContour方法生成的挡块轮廓与.decimal GRID挡块完全匹配。生成后，.decimal GRID挡块在RayStation系统中将作为常规光子挡块处理，并可进行编辑。由于.decimal GRID挡块并非基于从RayStation系统导出的挡块轮廓制作，因此必须确保RayStation系统中的挡块轮廓与物理挡块完全吻合，且该轮廓不会因人工编辑而意外变更。为确保挡块轮廓保持不变，可在最终剂量计算和计划审批前，将CreateDotDecimalBlockContour方法作为最后一步再次调用。

[936115]

3.1.2 有关安装的警告



警告！

显示设置。 请注意，RayStation系统视觉输出质量取决于显示器校准、分辨率和其它特定的硬件参数。确保显示器输出适合临床任务。[366562]



警告！

硬件/软件平台。 每当硬件或软件平台改变时，都应执行系统环境验收测试。[366563]



警告！

安装测试。 用户必须针对用户组织内RayStation系统的安装和配置，添加其他具体测试。[366564]



警告！

使用非ECC GPU内存。 用于计算的GPU必须配备ECC内存，并且必须在GPU驱动程序设置中启用ECC状态。然而，未配备ECC内存的GPU也可计算形变图像配准。

[8453]

**警告！**

GPU 上的剂量计算可能受计算机 / 驱动程序更新的影响。GPU 上的剂量计算必须在任何硬件或软件平台更改（包括操作系统服务程序包）后重新验证。这可以通过运行 *RSL-D-RS-v2026-SEAT, RayStation v2026 System Environment Acceptance Test Protocol* 并使用 GPU 对所有计算运行自检来完成。

[4039]

3.1.3 有关常规系统使用的警告

**警告！**

运行多个RayStation实例。在运行多个RayStation实例时，请务必格外小心。始终确保对患者进行正确的操作。

[3312]

**警告！**

独立剂量计算。确保使用的独立剂量计算系统确实是独立的。有些系统可能看起来适合独立剂量计算，但实际上根本不是独立的，因为剂量引擎是由RaySearch制造并使用相同的算法计算光子剂量，并且可能还使用与RayStation（例如Compass (IBA)）相同的代码。

[6669]

**警告！**

更改自动恢复模式时要小心。自动恢复数据存储在数据库或磁盘上。如果自动恢复模式已关闭或存储区域已更改，而旧存储位置仍有自动恢复数据，则该数据不再有用，RayStation 可能无法删除。必须手动删除旧存储位置中的数据。

[282521]



警告！

二级数据库中存储的治疗数据。如果二级数据库中保存连接至RayCare的系统外部的治疗相关数据，则不得对其进行升级。这些二级数据库应保持其当前模式版本。

[824240]



警告！

报表模板命名。用户创建的报告模板不一定需要包含有关患者、计划、射束集等所有信息。例如，报表模板只能包含当前选定的射束集。创建报表模板时，请使用明确的命名约定。[5147]



警告！

已更改射束集具有背景剂量的处方行为。从RayStation 11A开始，处方始终提供当前射束集的剂量。早于11A的RayStation版本中与射束集+背景剂量相关的处方已取消。含有此类处方的射束集无法获得批准，且如果射束集已通过DICOM导出，处方将不包含在内。

从RayStation 11A开始，导出的处方剂量值不再包含处方百分比。在11A之前的RayStation版本中，RayStation中定义的处方百分比包含在导出的靶区处方剂量。经11A版本更改，只有RayStation中定义的处方剂量导出为靶区处方剂量。此更改还影响导出的标称贡献。

在11A之前的版本RayStation中，RayStation计划中导出的剂量参考UID是基于RT计划/RT离子计划的SOP实例UID。经更改，不同处方可以有相同的剂量参考UID。由于这一变化，使用11A之前的版本RayStation导出的计划中的剂量参考UID已更新，如果计划重新导出，将使用不同的值。

[344549]

3.1.4 有关DICOM导入的警告



警告！

图像集的完整性。DICOM并没有提供任何验证是否已包含图像序列中所有图像切片的方法。用户必须在导入后手动验证。[508830]

**警告！**

导入的剂量。已审批计划的导入剂量将自动被视为临床剂量。

[508831]

**警告！**

对于导入的剂量，没有对剂量计算方式做出任何假设。当RayStation中用于计算剂量的数据与导入的数据不同时，剂量不会失效。即使导入的剂量最初是在RayStation中计算的，也是如此。例如，即使通过覆盖密度或通过更改外部ROI修改了结构集，导入的剂量仍不会无效。

[224134]

**警告！**

分次剂量日程在DICOM导入中被丢弃。当DICOM计划导入至RayStation时，分次剂量日程将被丢弃。其结果是，在导入期间创建的射束集会始终被设置为顺序输送，即使原计划指示了交错的模式也是如此。

此外，由射束集指定的治疗顺序可能与预期的治疗顺序并不相同。其结果是，所有取决于正确的分次计划的活动将不会在导入后执行。例如，已导入计划的生物学效果会被错误的报告。[119127]

**警告！**

DICOM 输入质子计划的目标处方剂量。当导入 DICOM 质子计划时，从目标处方剂量 [300A, 0026] 导入的值被解释为 RayStation 中 RBE 加权处方剂量。[611725]

**警告！**

在使用 DICOM 导入过滤器后导出。请避免在 DICOM 导入期间导出经 DICOM 导入过滤器修改过的数据。这可防止以相同的 DICOM 识别编号创建出不同的文件。[508832]



警告！

使用存储 SCP 时没有错误指示。如果由于传输会话期间的错误或文件写入磁盘的故障等原因导致使用存储 SCP 导入的患者数据不完整，则在 RayStation 中没有任何指示。[508833]



警告！

在自动导出到另一系统后使用自动导入和分割工作流程时查看警告。首次打开患者时会显示自动导入过程中生成的警告。如果使用自动导入和分割工作流程自动导出已创建的结构，而未在 RayStation 中打开患者，则必须在使用结构的系统中检查导出的结构。也可通过脚本获取导入时生成的任何警告。

[932309]

3.1.5 与 DICOM 导出相关的警告



警告！

导出失败。在从系统导出数据时，请始终验证导出是否成功。如果导出由于硬件故障或操作系统错误等原因而中断，请删除所有导出的数据并重新启动导出。[508805]



警告！

DICOM RT 结构集导出。RT 结构集的 DICOM 导出会将所有 ROI 都转换为轮廓，并且上层或下层图像集切片以外的任何结构部分都不会包括在内。

这适用于用网格或体素表示的 ROI 几何参数。此类几何参数通常使用基于模型的分割、基于图集的分割，或是使用 RayStation 中的 3D ROI 交互工具来创建。DICOM 导出仅处理图像切片上的轮廓，这意味着导出的内容将不会包括图像集中超出第一个和最后一个切片的部分。此类几何参数通常使用基于模型的分割、基于图集的分割，或是使用 RayStation 中的 3D ROI 交互工具来创建。[508804]

**警告！**

治疗参数应从RayStation系统中使用 DICOM 导出进行传输。请确保治疗计划的控制点是从RayStation系统中使用 DICOM 导出功能导出的。用户不应手动传输这些设置。[508803]

**警告！**

DICOM导出Vero计划。当DICOM导出一个包含多个等中心的计划至Vero R&V系统时，必须格外小心。DICOM导出必须进行两次，一次是在已选中ExacTrac Vero复选框的情况下，另一次则是在该复选框未被选中时。[125706]

**警告！**

DICOM 导出质子计划的目标处方剂量。在 DICOM 导出质子计划中，到目标处方剂量 (300A,0026) 导出的值总是为 RBE 加权处方剂量。[611723]

**警告！**

DICOM 中的多层开口 (MLA) 通过私有属性进行通信。使用 MLA 时，开口轮廓点仅在私有属性中导出。对于一个不了解这些私有属性的系统，治疗计划的射野不会显示为准直。这些信息在剂量上高度相关，相应的剂量将与未合化计划不同。用户必须验证接收系统是否读取私有属性，以及这些属性是否传播到治疗设备的施用说明。有关私有属性的详细信息,请参阅 *RSL-D-RS-v2026-DCS, RayStation v2026 DICOM Conformance Statement*。[610855]

**警告！**

导出至 iDMS 时的事务错误。如果计划导出期间出现错误，RayStation 中可能并不会有任何显示。患者和计划状态必须由操作人员在 iDMS 中进行验证。[261843]



警告！

使用相同的 SOP 实例 UID 处理 DICOM 对象。某些情况下，RayStation 可以生成具有相同 SOP 实例 UID 但内容不同的 DICOM 对象。如果两个具有相同 UID 的对象被发送到同一个目标（例如，PACS 系统），结果将取决于接收系统的实现情况。用户需要手动验证正确的任务是否使用了正确的对象。

[404226]

3.1.6 有关 CBCT 图像转换的警告



警告！

原始图像和参考图像上的外轮廓 ROI。如果外轮廓 ROI 与要转换的图像或参考图像中的患者轮廓不对应，则转换可能不正确。原始图像中外轮廓 ROI 之外的区域将不会被校正为伪影。

[405748]



警告！

修正后的 CBCT 视野 ROI。视野 ROI 之外的区域是从参考图像映射出来的。用户必须意识到，这可能与患者当前的实际几何形状不符。如果这些区域中的可变形配准场不正确，则映射的区域也不正确。

[405749]



警告！

虚拟 CT 视野 ROI。如果使用视野 ROI 输入，则不匹配的低密度区域将不会被此 ROI 之外的校正 CBCT 值所取代。因此，重要的是，视野 ROI 必须包含可能需要进行这种替代的所有区域。

[405750]

**警告！**

参考CT未覆盖整个原始图像集卷。未包含在参考CT图像中的原始图像解剖结构区域没有足够的信息作为图像校正的依据，因此可能无法得到充分校正。

[405786]

**警告！**

在虚拟CT上勾画轮廓。虚拟CT是通过将参考CT形变以匹配原始图像集，然后替换不匹配的低密度区域而创建的。在这些区域外，虚拟CT将与形变后的CT相同。因此，虚拟CT中的几何结构可能与原始图像的几何结构不完全一致。即使在虚拟CT上生成的轮廓看起来准确，它们也可能并不代表真实的解剖位置。在许多情况下，这些轮廓等同于将计划CT结构形变映射到虚拟CT上。为获得最佳精度，请在原始图像集上或在使用校正CBCT算法转换的图像上执行自动或手动轮廓绘制。

[405815]

**警告！**

参考CT中的材料覆盖。如果使用材料覆盖校正参考CT中的伪影或其他不正确的HU值，请注意在创建转换后的图像时将使用原始HU值。因此，转换后的图像中相同区域显示的强度也可能不正确。用户应检查这些区域，并考虑对转换后的图像也使用材质覆盖。

[405752]

**警告！**

图像转换算法调试。转换算法的调试意味着，该算法被认为能够生成临床上可接受的图像。在调试算法前，应验证该算法生成的转换后的图像。验证包括：与（临床质量）CT图像的剂量进行对比，其中CT患者的解剖结构尽可能接近要转换的图像中的解剖结构。使用同一天的图像以及在解剖学差异较大的区域进行密度覆盖，可以减少解剖学差异的影响。此验证必须涵盖足够数量的所有可能成像方案和与成像系统相关的解剖部位。

[280182]



警告！

批准校正后的CBCT图像。批准校正后的CBCT图像时，应确保图像质量足以满足临床剂量的需求。这需要确保重要的患者组织具有准确的HU值，并且原始图像集中的任何伪影已得到充分校正。

如果是从参考CT复制了区域，请确保这些区域看起来是正确的，区域之间平滑过渡。通过将校正后的CBCT与参考CT在图像直方图上进行比较，可以检测到主要组织HU值的误差，从而确保重要组织峰值的位置大致相同。通过将校正后的CBCT与变形参考CT在不同融合视图中进行比较，可以识别出前者存在的未充分校正区域。所有观察到的差异应该很小，或属于解剖学差异或噪声。如果存在未得到充分校正的不可忽略的伪影，则可以通过材质覆盖来处理这些区域。

[464657]



警告！

批准虚拟CT图像。批准虚拟CT时，确保图像质量足够高，并且解剖结构与原始图像集中的真实解剖结构足够接近，从而满足临床剂量的需求。这主要需要确保虚拟CT中所有重要的空气/肺部区域经过解剖结构校正，并且患者轮廓与原始图像集高度吻合。

在融合视图中，可使用多种融合模式对虚拟CT和原始图像集进行比较。通过比较虚拟CT和变形参考图像，可以在虚拟CT中确定经过解剖结构校正的空气/肺部区域。确保这些区域对应真实的解剖结构相符，而非严重伪影。

[464658]

3.1.7 有关再程放疗的警告



警告！

再程放疗计划。强烈建议在审批前评估具有既往治疗的计划的累积剂量，并且即使靶区分次处方剂量为2 Gy，也应基于等效（EQD2）累积剂量进行评估。

[1483026]

**警告！**

组织恢复因子 (TRF) 的局限性。组织恢复因子 (TRF) 是放射治疗疗程之间正常组织长期恢复的简化表示。其在累积EQD2计算中的使用存在重要局限性：

- **组织恢复的评估存在显著的不确定性，且目前尚未形成共识。**支持使用组织恢复的证据有限，对于可假设的恢复幅度和时间依赖性尚无既定共识。因此，应将设定的TRF值视为不确定参数，临床决策宜在合理的TRF值范围内保持稳健。
- **TRF将复杂的生物学简化为单一缩放因子。**该模型假设组织恢复可以通过缩放既往治疗的EQD2贡献来表示。单一缩放因子无法捕捉影响恢复因素的复杂性，例如亚致死损伤修复、加速再增殖、血管变化和炎症反应。
- **组织恢复存在显著的个体差异。**由于合并症、既往毒性、治疗间隔、是否存在同期治疗以及患者特异性放射敏感性等诸多因素，患者之间的恢复潜力存在显著差异。因此，标准化TRF值可能无法在所有临床场景中恰当反映恢复情况，应谨慎使用。

鉴于这些局限性，恢复校正的EQD2 (EQD2 TRF) 应仅被解释为组织恢复的近似指标，而不是因恢复而增加正常组织耐受性的可靠预测指标。建议用户评估各类合理的TRF值，并在评估中始终包含未进行TRF计算的累积EQD2。

[1538126]

3.1.8 有关EQD2的警告

**警告！**

在计划报告中使用参数特异性EQD2分布。包含EQD2参数的计划报告将显示相关数据（临床目标；以及（如果包含此类快照）DVH、剂量统计数据 和2D剂量视图），这些数据使用参数特异性EQD2分布进行评估，即对所有剂量网格体素都使用该ROI的EQD2参数。对于未指定参数的ROI，使用External ROI的参数特异性EQD2分布。

[1482590]



警告！

EQD2分布的评估标准。物理剂量的评估标准不能直接用于评估EQD2分布。必须始终首先将物理剂量标准转换为EQD2域。这对于以2 Gy/分次处方照射肿瘤的治疗同样至关重要：即使肿瘤中的处方剂量在物理剂量和EQD2中均为每分次2 Gy，肿瘤内部的冷点和热点在EQD2域中仍会进一步加剧。更重要的是，对于2 Gy分次治疗，正常组织耐受性在物理剂量与EQD2分布之间也可能存在显著差异。

[1538161]



警告！

EQD2形式体系的限制。RayStation中采用的2Gy分次放射等效剂量（EQD2）基于标准线性二次（LQ）模型，对此用户应注意以下几点：

- 该模型假设分次之间完全修复，而忽略了肿瘤细胞的再填充。因此，在分次之间无法完全修复的情况下，将无法充分建模生物效应。此外，当肿瘤细胞的再填充变得重要时，例如由于治疗中断或肿瘤快速增殖，EQD2剂量并不完全正确。
- 对于规定的低剂量（低于1 Gy）和每分次规定的高剂量（8 Gy），LQ模型中的不确定性增加。因此，对于此类剂量水平，EQD2剂量不太可靠。
- EQD2剂量在很大程度上取决于评估中使用的 α/β 值。建议用户在评估中考虑一系列 α/β 值，并调查EQD2的最坏情况，尤其是在正常组织耐受性可能受到损害的情况下。
- EQD2剂量与物理剂量不呈线性关系，这意味着在将物理剂量转换为EQD2时，冷点和热点都会增强，EQD2分布梯度会高于物理剂量分布。因此，建议不要仅对EQD2进行单点评估，而应采用多点评估，以考虑总体积差异。此外，当EQD2评估基于DVH体积时，建议使用一个以上的临床目标。例如，EQD2（D90）的临床目标可以与超过ROI总体积90%的其他累积体积的临床目标相补充。根据Plan evaluation中的EQD2计算结果，可以进一步分析完整EQD2分布的体积效应。

[406776]

**警告！**

评估EQD2分布的解读。在Plan evaluation模块中计算的评估EQD2分布，使用基于优先级的近似方法，为属于多个ROI的体素分配 α/β 值。解读此类分布时必须特别小心：

- 对于评估EQD2分布，相邻或重叠的ROI可能被分配不同的 α/β 值，导致EQD2分布在具有不同 α/β 值的ROI之间的边界处不连续。对于仅部分属于ROI的体素，或位于ROI重叠区域内的体素，使用优先级规则为EQD2计算分配单一的 α/β 值。因此，为ROI指定的 α/β 值可能仅应用于该ROI的部分区域。
- 为确保针对评估EQD2分布评估临床目标时对整个ROI使用特定的 α/β 值，建议先提取物理剂量临床目标，再用所选 α/β 值将其转换为EQD2，而不是直接从EQD2分布中提取临床目标。EQD2指标报告在近距离放射治疗中很常见，RayStation在Brachy planning模块中支持EQD2临床目标，该模块会自动执行推荐的转换。
- 基于优先级的分配仅用于评估EQD2分布，不用于将EQD2参数分配给治疗计划时所获得的计划EQD2分布。对于计划EQD2分布，可以直接评估临床目标、剂量统计数据及DVH曲线等ROI特定量，因为此类评估均针对底层的参数特异性分布进行，其中正确的 α/β 值应用于整个ROI体积。

[408774]

3.1.9 有关剂量计算的警告

常规剂量计算警告

**警告！**

剂量计算区域。剂量计算区域仅限于剂量网格与剂量计算ROI区域的交叉处。剂量计算ROI包括外轮廓ROI、射束集中包含的支持和固定ROI以及分配给外照射光子束和电子束的组织等效物ROI。剂量计算区域之外不进行剂量计算。

外照射射束治疗

对于外照射治疗，剂量计算区域之外来自图像数据的所有材料信息都被忽略。对于除电子和BNCT之外的所有模式，剂量计算区域之外的体积在辐射传输中被视为真空（无交互）。对于BNCT，剂量计算区域之外的体积由外部剂量计算引擎处理。

对于电子，使用空气取代真空，在辐射传输中会发生散射和能量损失。如果射束的任何部分与未包括在剂量计算区域内的图像数据相

交，RayStation 将无法正确计算剂量。如果剂量计算ROI未涵盖所有相关图像数据，或者剂量网格未包含剂量计算ROI的相关体积，就会出现这种情况。

如果射束的任何部分进入剂量网格未覆盖的剂量计算ROI表面，则会出现较大的剂量误差。如果所用剂量网格太小，剂量网格出口边缘也会出现剂量误差，原因是剂量网格外的散射没有考虑在内。如果剂量网格没有覆盖出口边缘的相应区域，RayStation中不会发出警告。

近距离放射治疗 (TG43 剂量引擎)

TG43 近距离放射治疗剂量计算是基于水中测量和模拟的数据驱动模型。剂量计算忽略任何材料信息，并将全体积视为剂量计算区域内的水。这对剂量计算区域有两个影响：

- 剂量计算 ROI 表面的剂量可能不正确，因为假定为无限散射介质，低密度界面可忽略不计。
- 如果剂量网格没有覆盖整个外轮廓 ROI (或任何其他剂量计算 ROI)，考虑到所有活动驻留点都在剂量网格内，剂量网格边缘的剂量仍然正确。在 RayStation 中，如果外轮廓 ROI 之外存在活动驻留点，则无法计算剂量。在外轮廓 ROI 内部，剂量网格必须覆盖所有活动驻留点，包括至少 3 cm 的边限，以确保接近源的高剂量值被考虑在内。

[9361]



警告！

确保已将正确的ROI指定为外轮廓ROI。总是验证外轮廓ROI是否涵盖所有目标 ROI 和 OAR。如果整个ROI未计入外轮廓ROI中，则剂量直方图计算可能会出错。

[9360]



警告！

确保剂量网格涵盖所有拟定的 ROIs。在DVH 和剂量统计计算中只包括剂量网格涵盖的部分 ROI。

[9358]

**警告！**

剂量网格分辨率会影响剂量。剂量输出和形状都会受到剂量网格分辨率和对齐方式的显著影响。确保使用适当的剂量网格，考虑诸如射野大小、调制和患者几何形状等因素。

[2305]

**警告！**

像素填充。如果在用于剂量计算的区域内存在像素填充，则计算出的剂量可能不正确。请确保像素填充的亨氏单位映射为所需的密度，或是确保向像素填充区域添加材料覆盖。

如果CT图像已排除位于辐射散射区域内而且在治疗时存在的材料，则不建议使用像素填充值。相反，应向每个材料添加材料覆盖，以便将其纳入剂量计算。否则，这可能会导致剂量计算出现误差。

如果所有重要的辐射传输内容都在CT图像内，但外轮廓ROI覆盖图像部分，且图像的像素填充值与高密度Hounsfield单位相对应，也可能导致剂量计算错误。

[9354]

**警告！**

多个结构集的材质覆盖。如果使用过的图像集中未定义几何形状的ROI定义了材质覆盖，则在计算剂量时不会出现警告。

[9353]

**警告！**

对非人工材料使用CT密度。RayStation剂量计算经过调整，可与通常在人体内发现的材料的CT数据一起使用。对于非人工材料，使用密度覆盖通常比使用CT数据信息更准确。这适用于射束结构的支持、固定和补偿类型的ROI以及患者体内的植入物。如果要覆盖CT密度，请确保已将材料覆盖分配给ROI。如果未分配任何材料，则在剂量计算之前不会发出警告。

[404666]



警告！

需要将组织等效物ROI分配给射束。组织等效物ROI被视为射束属性。如需将组织等效物ROI用于特定射束的辐射传输和剂量计算，必须将其分配给该射束。如果要组织等效物用于所有射束，必须将其分别分配给所有射束。如果组织等效物未分配给计划中的任何射束，则不会对剂量计算产生任何影响。

分配给射束的组织等效物ROI将：

- 在二维患者视图中以实线样式显示；
- 在三维病人视图中显示，并且
- 包含在“材料”患者视图中（选择相应射束的射束剂量后）

[5347]



警告！

确保所有与临床相关的固定和支持ROI都包含在射束集中。默认情况下，所有射束集都将包含所有固定和支持ROI。射束集中包含的所有固定和支持ROI都将用于射束集的剂量计算。如果固定或支持ROI已被排除在射束集外，则在计算该射束集的剂量时将不予考虑。

射束集中包含的支持和固定ROI具有以下特征：

- 在ROI列表中标为蓝色射束集图标
- 在“固定和支持”选项卡中标为复选框勾选状态
- 在二维患者视图中以实线样式显示
- 选择射束组时已包含在“材料”患者视图中。

[713679]



警告！

使用固定和支撑类型的ROI。固定和支撑类型的ROI旨在用于配有患者支撑和固定设备的区域，并且应仅用于主要位于患者轮廓以外的结构。请始终将其他ROI类型用于外部轮廓ROI内的材料覆盖。如果固定或支撑类型的ROI主要位于外部轮廓ROI之外，则与外部轮廓ROI的小范围重叠是可以接受的。使用主要位于患者轮廓内的固定或支撑类型的ROI，可导致同时与外部和固定/支撑类型ROI相交的体素的质量密度计算出现误差。请参阅RSL-D-RS-v2026-REF, RayStation v2026 Reference Manual，了解有关这些影响的更多详情。[262427]

**警告！**

MR计划：体积密度分配。 RayStation 仅基于MR图像的计划，依赖于用户指定的体积密度分配。请注意，对于某些配置/区域，使用均质材料进行的体积密度分配会产生不可接受的剂量测定误差。 [254454]

**警告！**

MR计划：几何变形与射野旨在用于计划的MR图像，必须具有可忽略不计的几何变形。 RayStation 不包含任何用于变形校正的算法。MR图像应覆盖患者轮廓。 [261538]

**警告！**

CT 对比度增强。 用于增强 CT 图像集的对比剂将影响 HU 值，可能导致计划剂量和实施剂量之间的差异。建议用户完全避免使用对比度增强 CT 图像集进行治疗计划，或确保对比度区域的材料覆盖分配合理。

[344525]

**警告！**

确保使用不同剂量引擎计算的剂量具备兼容性。 如果剂量惯例的算法不同，并且计划对高 Z 材料剂量敏感，则在组合或比较使用不同剂量引擎计算的剂量（例如，在后备计划、协同优化、背景剂量、剂量总和中）时必须小心谨慎。

电子和质子蒙特卡罗剂量引擎报告介质中辐射运输的水中剂量。质子和轻离子笔形射束剂量引擎报告水中剂量。卷积叠加光子剂量引擎计算不同密度水中辐射运输的水中剂量，该特性介于“水中的剂量”与“介质中的剂量”之间（当在介质中进行计算时）。RayStation v2026的光子和近距离放疗蒙特卡罗剂量引擎报告介质中辐射运输的介质中剂量。在介质中运输时，对于除骨骼以外的组织，光子水中剂量与介质中剂量之间的差异较小（1-2%），但对于骨骼（10%）或其他高Z材料，差异可能相对较大。

RayStation尚不清楚输入剂量的剂量惯例。如果该计划对高 Z 材料的剂量敏感，并且该剂量用作背景剂量或用于剂量模拟，则应谨慎处理。

[409909]

电子剂量计算警告



警告！

允许的最大统计不确定性不会影响已经计算的临床蒙特卡罗剂量。在临床蒙特卡罗电子剂量的“临床设置”中更改允许的最大统计不确定性时，请注意，已经计算的剂量不会受到影响。因此，在变化前计算的剂量可能被标记为临床，尽管它们具有统计不确定性，该不确定性在重新计算剂量时不会产生临床剂量。

[9349]



警告！

小型挡块尺寸的电子剂量计算。据报道，在计算小型挡块尺寸输出时，RayStation 的电子剂量计算精确度有限。据报道，挡块尺寸为 $4 \times 4 \text{ cm}^2$ 时，实测输出和估算输出之间的差异超过 3%，挡块尺寸为 $2 \times 2 \text{ cm}^2$ 时，差异超过 5%。

用户需要了解此限制，并针对小型挡块尺寸彻底验证计算出的电子剂量输出。

[142165]

光子剂量计算警告



警告！

分配 CBCT 密度表。为了在剂量计算中直接使用原始 CBCT 信息，RayStation 使用特定于图像的 CBCT 密度表。由于与通常为 CT 指定的密度水平相比，为 CBCT 指定的密度水平集有限，因此 CBCT 图像剂量计算的准确度可能低于使用 CT 图像或转换后的 CBCT 图像的准确度。使用带有指定密度表的 CBCT 进行剂量计算的准确性与该表的调整，以及患者实际密度与表中选定密度的映射关系有关。

在将密度表用于剂量计算之前，请务必审查密度表。可通过抽查“创建 CBCT 密度表”对话框中的选定切片审查密度表，密度表的效果在该对话框中是可视的。

原始 CBCT 图像数据集上的剂量计算仅支持光子，以及使用 TG43 剂量引擎的近距离放射治疗。

[9355]

**警告！**

允许的最大统计不确定性不会影响计算出的蒙特卡罗剂量的临床状态。在临床蒙特卡罗光子剂量的“临床设置”中更改允许的最大统计不确定性时，请注意，计算出的剂量不会受到影响。因此，在更改之前计算的剂量尽管具有统计不确定性，也可能被标记为临床；如果重新计算，也不会产生临床剂量。

[399]

**警告！****MR LINAC剂量计算。**

剂量计算区域：剂量计算区域外不进行任何剂量记录（参见警告 9361）。对在剂量计算区域内产生的电子及正电子进行轨迹追踪（考虑能量损失与磁场曲率），直至它们离开剂量网格或重新进入患者体内。由于电子/正电子可能偏离剂量计算网格，但在后续轨迹中仍会重新进入患者体内，用户必须确保剂量网格范围足够大，以覆盖偏转电子/正电子的完整路径；否则，它们重新进入患者体内时的剂量贡献将被遗漏。这涉及常规电子回转效应、横向电子回转效应以及电子流效应。

表面剂量：剂量计算过程中未考虑患者前方的光子在空气中的散射，以及电子的螺旋运动效应。对于Elekta Unity，这可能导致头尾方向突出部位的表面剂量成分被遗漏。对于MagnetTx Aurora，电子被限制在磁场内部，可通过添加常规电子成分在一定程度上保持表面剂量。有关详情参见RSL-D-RS-v2026-REF, RayStation v2026 Reference Manual。

探测器选择与输出因子测量：用户必须严格遵循机器厂商的测量协议，并参照最新科学文献确定推荐探测器类型、有效测量点偏移以及磁场尺寸校正因子。有关详情参见RSL-D-RS-v2026-RPHY, RayStation v2026 RayPhysics Manual。

[1153758]

**警告！****Aurora MLC的遮挡效应会导致离轴Y方向剂量不足。**

对于MagnetTx Aurora，棒槽区域的棒舌延伸遮挡效应会随Y轴位置变化而变化。在调制程度较高的治疗计划中，若棒槽区域位于离轴Y轴位置，则可能导致该区域剂量显著降低。这一变化无法通过RayStation建模。建议在调试阶段对特定LINAC的这一特性进行全面测量与评估，并确保治疗计划始终处于临床有效范围内。建议检查计划复杂度指标（例如离轴方

向樺槽暴露区域的相对面积)，例如通过RayStation脚本分析实现，并在必要时重新优化计划，以提高计划通过特定QA的可能性。

[1202498]



警告！

MLC 校准区域 CyberKnife Y-型轮廓中的不对称性不属于射束建模。对于最大的 MLC 校准区域，CyberKnife LINAC 的 Y-型轮廓显示了内在不对称性。射束建模未考虑到这一点，施用剂量和计算剂量之间的差异可能会出现在由固定 Y 准直栏（MLC 的侧保护板）直接校准的区域中，或 Y 准直栏旁边的几个封闭叶对。

用户应意识到这一限制，在调试 RayStation 期间和随后的特定患者 QA 中格外仔细检查此行为。

[344951]



警告！

旋转计划的弧形机架角度间距，针对小型离轴靶区。弧形机架间距决定了旋转计划剂量计算过程中使用的方向数量。与使用2度机架间距相比，当使用4度机架间距时，如果某些计划中的小型靶区相对于弧形射束的平面内方向偏离轴线，则剂量会高估约3.5%。而小型中央靶区则不会有同样的影响。创建此类弧形计划时，所用的机架角间距为2度。

[723988]

近距离放射治疗剂量计算警告



警告！

TG43 剂量计算的有效性。 TG43 剂量计算基于几项假设：（1）放射源周围的所有组织都是水等效的，（2）每个放射源必须由足够大的患者体积包围，以保持共识数据集的有效性，以及（3）任何屏蔽效应都可以忽略不计。不满足这些假定条件的情况包括：放射源靠近气腔或金属植入物的计划、包括施源器屏蔽的设置和放置在皮肤附近的放射源。

用户必须了解这些假设，以及它们将如何影响剂量计算。

[283360]

**警告！**

TG43 参数的正确性。近距离放射治疗 TG43 剂量计算的准确性强烈依赖于所用 TG43 参数的正确性。如果可用于当前放射源，强烈建议使用 HEBD 报告（Perez-Calatayud 等人，2012 年）或类似报告中已发表的共识数据。径向剂量函数和各向异性函数的分辨率应遵循 TG43u1 报告中（Rivard 等人，2004 年）和 HEBD 报告中给出的建议。用户有责任验证 TG43 参数是否已正确输入，无论输入数据的是用户还是制造商。用户还必须使用输入的参数检查剂量计算算法的准确性。

[283358]

**警告！**

近距离放射治疗剂量的上限。使用 TG43 和 Monte Carlo 剂量计算引擎计算的近距离放射治疗剂量的上限为每分次 100 Gy。结果剂量分布中，任何超过此阈值的剂量值都将被限制为 100 Gy。这会影响所有与剂量相关的输出，例如剂量视图、DVH、剂量统计数据 and 临床目标评估。

请注意，当对包含封顶剂量值的剂量分布进行重新缩放时，上限值将按相同因子重新缩放，即如果包含封顶为 100 Gy 剂量值的剂量分布按因子 z 缩放，则上限剂量值将变为 $z \times 100$ Gy。在对剂量分布进行大幅向下缩放后，建议重新计算剂量，以避免封顶临床相关剂量值。

[1312866]

**警告！**

近距离放射治疗中的通过剂量。剂量计算中不考虑驻留位置之间施用的剂量以及后装治疗机的入射和出射剂量。这些通过剂量取决于放射源强度和放射源在 HDR 近距离放射治疗通道内的实际运动（速度和加速度）。在某些情况下，通过剂量可以达到具有临床意义的水平，尤其是对于高放射源强度、慢放射源移动和当 HDR 近距离放射治疗通道的数量较大时，导致放射源在通过中花费相当大的时间。用户应意识到这种限制，并评估在哪些情况下运输剂量可能成为每个后装治疗机和放射源的问题。

[331758]

**警告！**

高剂量率近距离放射治疗在磁场环境中的实施。若在高剂量率近距离治疗过程中存在磁场环境（例如MRI实时引导治疗），实际施照剂量与基于RayStation计算的剂量之间可能出现显著差异。所发布TG43参数集的推导未考虑磁场影响，且RayStation的近距离治疗蒙特卡罗剂量引擎未考虑粒子输运过程中的磁场作用。因此，在剂量计算中将完全忽略磁场对剂量分布的影响。如果要在磁场中进行治疗，用户必须了解这一限制。需特别注意钴⁶⁰放射源、高于1.5 T的磁场强度以及包含（或靠近）空气的区域。

[332358]

**警告！**

近距离放射治疗蒙特卡罗剂量引擎：验证方法和调试。RayStation近距离放射治疗蒙特卡罗剂量引擎已针对水中的共识参考数据进行了验证：AAPM HEBD共识中关于水体模内支持源的纵向与横向数据集。此外，近距离放射治疗蒙特卡罗引擎已使用将患者解剖结构覆盖为水的临床计划，对照RayStationTG-43进行了验证。

对于不均匀性结构，在具有骨骼、肺、空气和高Z材料界面的临床患者解剖结构和板状体模中进行了验证，方法是对照独立的蒙特卡罗代码`egs_brachy`进行比较，而非通过直接的体模剂量测量。

关于近距离放射治疗蒙特卡罗剂量引擎调试的详细信息，请参见AAPM TG-186和WGDCAB报告372（或同等的区域性指南）。

[1593258]

常规的质子和轻离子剂量计算警告

**警告！**

针对质子和轻离子计划的CT密度校准。在RayStation中，与质量密度校准曲线相同的CT将用于质子和轻离子剂量计算，以及光子剂量计算。请注意，质子和轻离子剂量计算对于正确CT校准的要求比光子剂量计算要高得多。适用于光子或电子的CT校准验证可能无法符合质子和轻离子剂量计算的要求。在使用CT对停止功率比（SPR）的校准曲线时，质子和轻离子剂量计算所使用的CT校准验证同样具有相当高的要求。

[1714]

**警告！**

RayStation中未计算准离散溢漏剂量。对于采用准离散施照技术的质子与轻离子扫描射束施照系统，由于射束移动时并非始终关闭，因此可能在计划束斑之间施照少量剂量。这种所谓的溢漏剂量在RayStation中并未明确计算，而是叠加到射束移动所对应的计划束斑位置上。溢漏剂量的总量主要取决于射束剂量率、扫描速度，以及移动期间射束保持开启的束斑比例。溢漏剂量的相对量还取决于计划束斑的平均剂量。这些特性又受到计划参数的影响，例如束斑间距、重叠射束数量、每分次处方剂量、最小和最大计划束斑权重以及能量层重新扫描。

已针对多种治疗病例、计划策略和施照系统研究了剂量计算中排除溢漏剂量的影响，未发现显著的剂量学效应。然而，用户需知悉此情况，并在调试RayStation时以及在患者特异性质量保证程序中对每个治疗射野验证该近似条件是否成立。

[2417]

**警告！**

射束穿过具有亚毫米非均质性的多孔组织时的剂量和剂量平均LET精度。质子与轻离子剂量计算无法考虑CT图像中未完全分辨的亚毫米非均质性，例如多孔肺结构。此类非均匀性可能导致布拉格峰退化，以及剂量分布和剂量平均LET分布的纵向展宽。用户应注意，当射束穿过此类结构较长距离时，计算结果可能不完全准确。

[1479623]

**警告！**

质子和轻离子PBS计划的剂量网格影响。RayStation中的笔形射束剂量引擎沿综合深度剂量（IDD）计算体素的平均剂量，并横向计算每个体素中心点的剂量，使得此剂量值代表整个体素的剂量，而RayStation的蒙特卡罗剂量引擎则计算沉积在体素上的平均剂量。这表示，如果剂量变化幅度相比当前剂量网格分辨率更为精细，那么在剂量计算中会丢失这种剂量变化。用户有责任选择适合每个计划的剂量网格分辨率。但是，对于低能量质子场以及没有纹波滤波器的轻离子场，布拉格峰可能非常尖锐，即使是RayStation的最高剂量网格分辨率设置（0.5 mm）也不足以分辨出布拉格峰，从而导致系统性低估相对于已施用剂量的计算剂量。这可能会导致治疗计划的已照射剂量高于预期。

请注意剂量计算中的这一局限性。为了确定这一差异是否处于显著水平，在执行特定患者 QA 的过程中应格外小心。

[439]



警告！

质子的多叶准直器叶片之间的漏射。在RayStation质子剂量引擎中，准直式多叶准直器被视作拥有锯齿状轮廓的开口挡块，这意味着剂量引擎不会处理相邻叶片或闭合叶尖之间实际存在的漏射。计算得出的计划和可治疗的计划之间的剂量差异，需要由用户在RayStation调试期间以及特定患者QA的过程中进行评估。[371451]



警告！

非准直式多叶准直器叶片在质子剂量计算中的影响在RayStation中，只有在多叶准直器被视作准直式的情况下，质子剂量引擎才会将多叶准直器叶片纳入考虑范围。如果多叶准直器叶片处于其最缩进的位置（喷嘴内部维度之外）或者如果多叶准直器叶片位于挡块开口外部，这些多叶准直器叶片被视为非准直式。剂量计算中不会反映此类多叶准直器设置对于剂量分布的任何影响。计算得出的计划和可治疗的计划之间的剂量差异，需要由用户在RayStation调试期间以及特定患者QA的过程中进行评估。[371452]



警告！

闭合的多叶准直器叶片可置于沿中心轴的位置。在手动或自动定位多叶准直器叶片时，闭合叶片对的位置会自动设置。在某些情况下，由于其他多叶准直器叶片位置的限制，无法将闭合叶片放置于设备中定义的默认闭合叶片位置。在这种情况下，闭合的叶片可与中心轴对齐。这可能导致在闭合叶片对相遇区域内的剂量漏射，RayStation离子剂量计算中并未将这种情况纳入考虑。用户有责任确保叶片未沿着中心轴闭合，或者可能出现的漏射是否可以接受。[370014]

**警告！**

带射程调制器的射束模型的喷嘴位置依赖性。使用射程调制器（例如纹波滤波器和脊滤波器）创建的质子或其他轻离子的PBS射束模型使用固定位置的射程调制器进行定义，与获取射束数据的位置相对应。如果射程调制器安装在可移动的喷嘴，则在剂量计算中不考虑射程调制器位置的变化。因此，在临床使用之前，应仔细验证射束模型对于所有喷嘴位置的有效性。

[223902]

**警告！**

平均LET的定义。用户必须了解文献中平均线性能量转移(LET)定义的变化。定义变化包括但不限于是计算剂量平均值还是轨迹长度平均LET、包括哪些粒子、假设什么介质以及平均值中使用的能量截止值。具体定义会影响给定LET分布的临床意义，以及其对进一步处理（例如基于模型的RBE剂量计算）的适用性。验证LET计算时，还必须注意确保计算内容与测量或独立LET计算的参考数据相符。

*RSL-D-RS-v2026-REF, RayStation v2026 Reference Manual*中详细介绍了RayStation中的LET计算和求平均值的方法。

[406814]

**警告！**

使用LET评估时，请务必评估剂量分布。计划的LET分布是一种辅助数量，旨在为RBE加权剂量的主要数量提供更多信息。选择平均LET的定义是为了符合文献中通常报告的LET方式，以及在使用RBE模型估算生物效应时如何使用平均LET，而不是产生直接可测量的量。

LET与患者生物学效应之间的相关性是一个不断发展的科学领域。用户必须始终查看文献，并根据该领域的当前知识状况以及临床特定的治疗技术和方法使用LET评估。

[408388]

**警告！**

统计不确定性不适用于计算出的射束LET分布。报告的蒙特卡罗质子束剂量的统计不确定性仅适用于剂量分布，不适用于LET分布。

[406166]

质子均匀扫描/单散射/双散射/扰动剂量计算警告



警告！

均匀扫描/单散射/扰动射束监测跳数。RayStation中的射束监测跳数值预期在剂量测定学上并不正确，而仅仅是用作控制在RayStation显示的剂量水平的一种方式。[370010]



警告！

均匀扫描/单散射/扰动相关的各向异性横向射束扩展。RayStation不考虑在均匀扫描/双散射/扰动射束剂量计算中的各向异性横向散射。住友扰动 [Sumitomo Wobbling] 治疗系统的剂量引擎验证发现，对于使用治疗设备的最大固定射野大小设置以及拥有 15 cm 物理开口并结合较大空气间隙 (25 cm) 的开口部的射野时，横向半影中存在显著误差 (对于 80%-20% 半暗带宽度，误差 > 2 mm)。

请注意剂量计算中的这个限制，并且在针对同时采用较大射野和较大空气间隙的射野执行特定患者QA的过程中应格外小心。[261663]



警告！

用于带有较厚射束线组件的质子均匀扫描/单散射/摆动射束的笔形射束剂量引擎的精度。在RayStation均匀扫描/双散射/摆动笔形射束剂量引擎验证中，已注意到水体中剂量精度要求的偏差，特别是较浅深度处，用于质子通过较厚射束线组件 (例如射程转换器、射程调制器或补偿器) 的设置。这些偏差已经与在空气间隙上处理的二次质子输送相关联，主要导致表面区域内的剂量被高估。其影响随着组件厚度的增加而增加。当使用补偿器时，其对于增加空气间隙的效果更大。对于安装在喷嘴不可移动部分的部件，其影响并非主要取决于空气间隙。

用户应注意笔形射束剂量引擎中的这些限制，我们建议在使用补偿器时尽量减少空气间隙。[370009]



警告！

均匀扫描/双散射/摆动的开口边缘散射效应。源自多叶准直器和挡块开口边缘的散射，并未纳入RayStation均匀扫描/单散射/摆动质子剂量计算的算法。

边缘散射的影响是向横向剂量分布的边缘添加特征性“耳朵”。这些“耳朵”在表面区域最为明显，但也会影响更深入患者体内的剂量以及中轴

深度剂量曲线的形状。边缘散射“耳朵”的形状和幅度取决于以下因素，如：

- 测量出的轮廓的深度，其中“耳朵”在较浅处更加尖锐，深度越深则越分散并最终在某个远端深度处消失。
- 空气间隙，即空气间隙越大，“耳朵”越分散。
- 字段大小。由于射束中暴露的内部孔径边缘越来越多，因此预计射野越大，边缘越分散。

在剂量计算中忽略边缘散射的影响可能导致可治疗的剂量和计算得出的剂量之间存在差异，特别是在表面区域内，有时也会深入患者。

请注意剂量计算中的这一限制因素，并且在特定患者 QA 过程中要特别小心，以便能够确定各患者病例在剂量计算中遗漏边缘散射是否可以接受。

[261664]



警告！

均匀扫描/双散射/摆动补偿器下游安装的开口。在射程补偿器下游安装的施用系统RayStation质子剂量引擎中，有一种算法旨在再现这种设置提供的横向剂量半影锐化效果。该算法的伪迹，是指射野中心（远离开口边缘）的射程补偿器造成的散射被低估。内部补偿器存在较大体时，该伪迹可导致补偿器几何形状计算出的剂量存在严重误差。有关该伪迹的详细信息，请参阅RSL-D-RS-v2026-REF, RayStation v2026 Reference Manual。

请注意剂量计算中的这一限制，并且在为开口位于射程补偿器下游的可治疗的系统执行特定患者QA的过程中应格外小心。[150310]



警告！

高估摆动的表面剂量。在住友摆动施用系统的少数射束配置下，已发现表面区域中所计算的剂量存在系统性高估的情况。对于结合高射束能量与较大脊形调制过滤器和较厚补偿器的射束配置，该误差可能更加显著。射野越大，该误差越明显，但是较小的射野也存在这种影响。

请注意剂量计算中的这个限制，并且在对那些同时涉及高射束能量、较大的脊形调制过滤器和较厚补偿器的射野进行特定患者QA的过程中要格外小心。[261665]



警告！

均匀散射/单散射/双散射/摆动通量持平。除非明确定义了径向通量校正，否则RayStation均匀散射/单散射/双散射/摆动笔形射束质子剂量计算算法假定通量为平坦通量。用户负责决定其输送系统是否可以接受平坦通量假设，或者是否应提供射束模型的径向通量校正曲线。

[372132]



警告！

均匀扫描/双散射/摆动较大空气间隙处的横向半影。较浅处的横向半影有时会被严重低估，而对于开口和患者之间的空气间隙较大的射束，位于扩展电离吸收峰范围末端的半影在少数情况下则会被高估。目前发现这种影响主要针对具有较厚射程转换器和/或采用高Z材料的射程调制器的射束。

用户应注意笔形射束剂量算法中的这个限制，建议用户一定尽可能减小均匀扫描/双散射/摆动射束的空气间隙。[372143]



警告！

无限平板接近法对质子均匀扫描/单散射/双散射/摆动的影响。均匀扫描/单散射/双散射/摆动笔形射束剂量引擎均基于所谓的无穷平板接近法。这种接近法忽略个别射线轨迹的横向不均匀性，将患者视作半无限层的堆栈。这种接近法对具有较大横向不均匀性的患者的影响更大，特别是在更靠近靶区时。这种情况在很多肺部病例中较为常见，会导致靶区覆盖率显著减少。应当指出的是，其他治疗部位也可能受到影响。

请注意，对于相对射束方向存在较大横向不均匀性的患者，剂量计算可能不准确。[370003]



警告！

射程补偿器在质子均匀扫描/单散射/双散射/扰动笔形射束剂量计算中的影响。质子均匀扫描/单散射/双散射/扰动笔形射束剂量引擎将所有射程补偿设备都作为患者的延伸来处理，笔形射束跟踪会从射程补偿器的入口处开始。这意味着，每条笔形射束射线轨迹在抵达患者表面时可能会明显加宽，而且在存在任何横向不均匀性的情况下采用无穷平板接近法会产生较大的剂量误差。重要的是要指出，当患者轮廓与射线轨迹形成一定夹角时，此处的患者轮廓会呈现较大的横向不均匀性。因此，该误差将随着以下因素而扩大：

- 空气间隙的大小
- 射束与表面法线之间的角度
- 靶区的浅度
- 内部横向不均匀性

用户应注意笔形射束剂量引擎的这个限制。[383008]



警告！

针对均匀扫描/单散射/双散射/摆动计量速率的特定患者校准。均匀扫描/单散射/双散射/摆动的射束计量速率的特定患者校准设置应尽可能接近治疗计划设置。[522820]



警告！

在均匀扫描模式下三菱电机公司可选射束喷嘴的入射剂量被高估。目前已发现在三菱电机公司可选射束喷嘴以均匀扫描模式施用的均匀扫描射束的重要分次进行的剂量引擎验证中，入射区域内计算得出的剂量存在系统性高估。当射束采用的射程转换器厚度显著高于针对当前射程选项所定义的最小射程转换器厚度（射束数据）时，该误差变得显著。如果为该射束添加射程补偿器，该误差会变大。由射程转换器所导致的此类误差仅与喷嘴位置弱相依，而由射程转换器所导致的表面剂量误差则会随着补偿器与患者之间空气间隙的增大而增加。

这种剂量误差与在空气间隙上处理的二次质子输送相关联，主要导致表面区域内的剂量被高估。

用户应注意笔形射束剂量引擎中的这些限制，并且有责任确保系统/射束模型中已包含足够数量存在射程转换器偏移厚度的射程选项（射束数据）。[382252]



警告！

对于三菱电机公司可选射束喷嘴（均匀扫描模式），结合使用挡块开口与补偿器的射束的横向半影。在RayStation v2026的剂量引擎验证中，目前已发现对于由结合使用挡块开口与射程补偿器的三菱电机公司可选射束喷嘴以均匀扫描模式（三菱均匀扫描模式）执行的射束，计算得出的横向剂量存在系统性偏差。所研究的射野结合使用一个8×8平方厘米的正方形挡块开口和一个3厘米或6厘米均匀厚度的射程补偿器，并且都实施于水模体。测量得出的横向轮廓呈现出比计算得出的剂量分布中所观察到的更圆的肩部（高剂量射野边缘），而计算得出的剂量分布的低剂

量部分（剂量水平 $<50\%$ ）与测量值完全一致。因此，计算得出的剂量分布可能明显宽于测量所得的剂量分布（例如位于D95%水平），并且已在数个病例中观察到20-80%的横向半影差异超过2毫米的情况。这些剂量分布的伽玛分析（3毫米，3%）的失败率也相对多，超过5%。

而在将多叶准直器作为初级准直器的三菱均匀扫描射野和那些使用挡块开口但没有射程补偿器的射野中，却未发现此类偏差。

请参阅 *RSL-D-RS-v2026-REF, RayStation v2026 Reference Manual*，了解更多详情。

请注意笔形射束剂量引擎中的这个限制，并且在调试RayStation期间和接下来的特定患者质量评价过程中检查这种状况时要格外注意。

[1657]



警告！

Optivus 双散射系统的剂量精度。在RaySearch 剂量引擎验证中，发现横向剂量曲线的肩部并不能在RayStation中准确复制。这导致剂量准确度要求失败：伽玛 [3%, 3 mm] 合格率 $>95\%$ 。失败时计算出的曲线肩部比测得的轮廓线更圆，导致低估了 D95% 处的视场宽度。对于能量更高的大视场 (>10 cm) 的浅层和中深度，效果最为明显。

请注意剂量计算中的这一限制，并在患者 QA 过程中格外小心，以便能够确定每个患者病例是否都能接受这种缺陷。

[410850]



警告！

小而浅的质子均匀扫描/双散射/单散射/扰动射束在深度 <10 mm处的剂量偏差。在RaySearch分析性均匀扫描/双散射/单散射/扰动剂量引擎对眼质子治疗领域的验证中，人们发现，横向剂量剖面的肩部在深度 <10 mm时并不总是准确再现。这种偏差可以追溯到低能量质子的产生，这是由于用于验证的输送系统处理喷嘴的射程验证系统产生的。这些质子不均匀地分布在孔径上，这在分析性RayStation剂量引擎中不受支持。剂量引擎假定射野中的质子具有与能量无关的横向通量。

用户应了解浅深度的剂量可能会受到距离验证器的影响。

[581160]

笔形质子束剂量计算警告



警告！

用于包含射程转换器的质子笔形扫描及线性扫描射束的笔形射束剂量引擎的精度。在RayStation笔形射束扫描的笔形射束剂量引擎验证中，当使用具有较大空气间隙的射程转换器时，发现水体中特别是在较浅的深度，存在一些偏离剂量精度要求的情况。这些偏差已经与在空气间隙上的二次质子输送的治疗相关联，并且主要会导致表面区域内的剂量被高估，但如果位于患者表面的点变得非常大时，子点离散化也可能导致剂量误差。

用户应注意笔形射束剂量引擎中的这些限制。强烈建议用户使用RayStation蒙特卡罗剂量引擎来计算针对包含射程转换器的任何射束的最终剂量。[369527]



警告！

质子笔形射束扫描笔形射束剂量引擎的子点局限性。在RayStation笔形射束扫描的笔形射束剂量计算将高斯点通量离散成19个子点。这样做是为了最大限度地减少由笔形射束算法固有的无穷厚接近法所带来的误差。在初始高斯通量的准确表达和同时针对典型的点大小以及计算速度来对患者几何形状进行充分粗采样之间，19是折衷的选择。

质子笔形射束PBS剂量引擎中子束斑之间的距离取决于束斑大小。子束斑距离约为束斑尺寸（点 σ ）的85%，对于5毫米点，子束斑距离约为4毫米。当束斑变得非常大时，子束斑之间的距离可能大于患者的几何形状变化，此时笔形射束剂量引擎将不考虑这种变化。对于掠视患者表面的束斑（例如切线射束），将仅考虑与患者几何形状（外部ROI）相交的子束斑。因此，表面区域具有潜在的剂量损失。例如，当具有较大间隙的射程转换器与低射束能量结合使用时，较大的束斑尺寸很常见。

请参阅RSL-D-RS-v2026-REF, RayStation v2026 Reference Manual，了解更多详情。

用户应注意笔形射束扫描剂量计算中的这一限制，并且我们强烈建议使用RayStation蒙特卡罗剂量引擎来计算包含射程转换器的任何射束的最终剂量。[369528]



警告！

质子笔形射束扫描笔形射束剂量引擎的扫描射野大小限制。RayStation的质子笔形射束剂量引擎验证，仅涵盖最小为 4×4 平方厘米的扫描射野。² 在创建扫描射野大小小于 4×4 平方厘米的笔形射束扫描和线性扫描计划时，要格外小心。² [369529]



警告！

位于挡块和多叶准之气开口轮廓外部的点权重过高。请注意，如果治疗期间挡块在设备中未对齐或是无意中被遗漏，位于该挡块轮廓以外的过高点权重可能导致治疗不当。[252691]



警告！

鲁棒性优化结合笔形射束扫描挡块开口和多叶准直器开口。如果在质子笔形射束扫描计划中将鲁棒性优化与静态挡块开口结合使用，请确保该开口的边限大小（还应包括位置的不确定性）足以使计划具备鲁棒性。[252705]



警告！

质子笔形射束扫描MC剂量引擎的射野大小限制。RayStation的蒙特卡罗笔形射束扫描剂量引擎验证，仅涵盖与以下射野大小有关的设置：

- 扫描的射野大小最小 4×4 平方厘米²
- 多叶准直器开口最小 2×2 平方厘米
- 挡块开口最小 4×4 平方厘米
- 挡块开口直径5至15毫米，针对8至30毫米的浅射野

创建PBS和线扫描计划时，如果扫描射野大小或开口小于剂量引擎验证中的设置，则要特别注意。

[369532]



警告！

用于小面积浅射野的质子MC剂量引擎的剂量精度。RayStation的蒙特卡罗PBS剂量引擎验证结果表明，与小面积浅射野的测量结果相比，剂量精度要求存在一定偏差。验证包含深度5至30毫米的射野，使用的开口直

径分别为8毫米和15毫米。测试装置中使用的处理喷嘴有一个射程移位器，其位于开口上游72厘米处。对于这些设置，精度要求为3%/0.3 mm伽玛通过率高于90%，5%/0.5 mm伽玛通过率高于95%。对于使用8毫米开孔直径的测试案例，RayStation的蒙特卡罗PBS剂量引擎往往会高估相对于测量值的剂量，在某种情况下，验证未能达到3%/0.3 mm伽玛精度要求，失败率约为14%。同等设置但开口直径为15毫米的测试案例达到了所有精度要求，小面积浅射野的所有测试案例达到了5%/0.5 mm伽玛精度要求。

建议用户在创建开口直径小于15毫米的计划时特别注意。

[824407]



警告！

笔形射束剂量引擎的无限平板近似对于质子笔形射束扫描/线性扫描的影响。质子笔形射束扫描/线性扫描笔形射束剂量引擎，均基于所谓的无限平板近似法。这种近似法忽略个别射线轨迹的横向不均匀性，将患者视作半无限层的堆栈。这种近似法的影响在具有较大横向不均匀性的患者中更为严重，特别是更靠近靶区时。这种情况在很多肺部病例中较为常见，但其他治疗部位也可能受到影响。对于包含射程转换器的肺部病例，已发现对肺部组织内肿瘤的剂量在计划靶区中心内被高估最高10%，并且即便在剂量重新缩放后，仍然出现靶区覆盖率明显下降的情况。

应当注意，对于相对射束方向存在较大横向不均匀性的患者而言，剂量计算可能不准确。强烈建议使用RayStation蒙特卡罗剂量引擎来计算射束会出现较大横向不均匀性的任何患者的最终剂量。[369533]



警告！

Mevion 束斑映射转换器 (SMC) 用于Mevion Hyperscan。 在使用离子蒙特卡罗剂量引擎进行最终剂量计算的过程中，诸如能量层细节、束斑位置、束斑 MU、扫描次数和准直器轮廓等射束数据通过优化束斑输送和单个脉冲准直的 Mevion 束斑映射转换器剂量引擎 (SMC)。然后在剂量计算过程中使用 SMC 的输出，以便包括每个束斑的准直器叶片的实际位置。然而，优化中计算的剂量使用基于初始束斑模式的 SMC 输出。初始和最终束斑模式的差异可能导致优化的非临床剂量和最终临床剂量之间的差异。

请参阅RSL-D-RS-v2026-REF, RayStation v2026 Reference Manual，了解更多详情。[369117]



警告！

Mevion Hyperscan 的剂量验证离轴。 Mevion Hyperscan 的剂量验证表明，对于束斑与等中心点距离大于 7 cm 的计划，X 或 Y 存在显著差异。这些差异被认为是射野内治疗施用不规则的影响。其中，所施用的束斑计量高于计划中的预期值。该效应逐渐增加，朝向 X 和 Y 中 10 cm 的等中心点最大距离，在计划和施用的束斑计量之间的差异中达到约 3% 的最大值。如果外周束斑具有相对较高的计量，则相应的剂量偏差可能更大。Mevion Medical Systems 已经证实了这种效应。

这个问题已由 Mevion Medical Systems 解决，Hyperscan 设备可以使用横向束斑计量校正。用户在设置离轴射野时必须实施此校正或格外小心。

[300]



警告！

质子 MC 剂量引擎与 Mevion Hyperscan 扫描一起使用时的剂量精度。 在与以下情况的测量值进行比较时，针对 Mevion Hyperscan 扫描的蒙特卡罗笔形射束扫描剂量引擎验证与剂量精度要求之间出现偏差：

- **较小靶区的绝对剂量**

针对Mevion Hyperscan扫描的剂量引擎验证表明，在位于不同深度处大小为 3 x 3 x 3 立方厘米的立方体靶区与横向大小为 4 x 4 平方厘米的单能扫描射野的绝对剂量深度方面存在明显偏差（3%以上）。空气间隙越大，该偏差越大。

- **使用开口时，位于射野边缘的绝对剂量**

针对Mevion Hyperscan扫描的剂量引擎验证表明，RayStation明显高估了射野边缘处的剂量。这种差异在接近体表以及使用开口时最为明显。

在创建针对Mevion Hyperscan的笔形射束扫描计划时，如果上述确定的偏差之一可能具有临床意义，则应格外小心。[384587]



警告！

最大允许的统计不确定性的最大值不会影响已计算得出的质子临床蒙特卡罗剂量。在变更质子临床蒙特卡罗剂量所允许的统计不确定性的最大值时，请注意，已计算得出的剂量不受影响。因此，在变更之前已计算得出的剂量可标记为临床剂量，尽管它们仍具有统计不确定性（即如果对其重新进行计算，不应得出临床剂量）。[369534]

轻离子 PBS 剂量计算警告



警告！

无限平板近似对轻离子 PBS 的影响。这种笔形射束算法所固有的近似会忽略个别射线轨迹的横向不均匀性，将患者视作半无限层的堆栈。因此用户应当注意，对于相对射束方向存在较大横向不均匀性的患者，剂量计算可能不完全准确。

[461]



警告！

碳离子 PBS 的射野大小限制。RayStation 的剂量引擎验证仅涵盖大小介于 $3 \times 3 \text{ cm}^2$ 至 $20 \times 20 \text{ cm}^2$ 的射野。在创建大小介于该限制范围之外的射野时，要格外小心。

[6483]



警告！

氮离子 PBS 的射野大小限制。RayStation 的剂量引擎验证仅涵盖大小介于 $3 \times 3 \text{ cm}^2$ 至 $20 \times 20 \text{ cm}^2$ 的射野。在创建大小介于该限制范围之外的射野时，要格外小心。

[219201]



警告！

笔形射束算法的局限性。用于轻离子剂量计算的笔形射束算法包含某些近似处理和局限性。这可能影响患者表面体素中计算剂量的精度，尤其是在存在射程移位器和/或切向射束时。这包括为完全不与患者相交的束斑计算的剂量（例如在某些鲁棒性优化场景中可能出现），以及布拉格峰位于射程移位器内的束斑。

[1311597]



警告！

带射程移位器的轻离子PBS的绝对剂量精度。在RayStation中用于计算轻离子剂量的分析剂量引擎中，射程移位器与患者之间区域（也称为气隙）的射束扩展存在局限性。虽然存在射程移位器时空气间隙的影响已明确包含在核建模中，但该建模可能无法完全捕捉某些效应，尤其是在空气间隙特别大时。因此，可以在射束模型中引入可选的射程移位器空气间隙校正因子，以校正较大空气间隙下测量剂量与计算剂量之间的潜在差异。对于最大至72 cm的空气间隙，校正因子的引入已成功通过验证。使用大空气间隙时，用户应格外注意验证剂量计算。

[1592905]



警告！

轻离子PBS在与水有本质区别的材料中的剂量平均LET精度。RayStation中用于计算轻离子剂量的分析剂量引擎在描述与水有本质区别的材料（例如骨和肺组织）的核相互作用方面存在已知局限性。如果射束穿过比水重的材料，RayStation会低估剂量平均LET；而如果射束穿过比水轻的材料，则会高估剂量平均LET。在大多数临床病例中，当射束穿过不同种类的材料时，这些影响会相互抵消，产生的偏差很小（通常低于1%）。不过，如果射束在上述材料中的穿越距离较长，将会产生更为显著的影响。这种情况下，剂量平均LET计算的精度将受到影响。当射束穿过与水有本质区别的材料时，用户应特别注意。

[410378]



警告！

与RBE模型相关的临床实践。用户应充分了解与预测相对生物学效应（RBE）的模型有关的相关临床实践，并密切关注涉及该课题的已发表的文献资料。这包括对所涉不确定因素的认识，以及直接测量RBE加权剂量的困难。[261621]

**警告！**

RBE 加权剂量和剂量平均 LET 计算的局限性。在水中模拟了 RBE 加权剂量和剂量平均 LET 计算中使用的一次和二次粒子能量谱。用户应该意识到这种局限性及其对异质区域（主要是与水明显不同的材料）中 RBE 加权剂量和剂量平均 LET 的潜在影响。

[5133]

**警告！**

RBE 加权剂量和剂量平均 LET 计算的局限性。RBE 加权剂量和平均 LET 剂量的预测取决于每个位置的混合辐射场。在 RayStation 中，这是通过模拟的初级和次级粒子能谱量化的。除了用于计算 RBE 的生物模型固有的不确定性之外，粒子能谱中的差异和不确定性还会传播到剂量计算中。

在预测 RBE 加权剂量和剂量平均 LET 时，用户应注意对输入粒子能谱的敏感性。

[2222]

**警告！**

尖峰剂量平均 LET 计算的准确性。在表示宽度约为一毫米的峰时，轻离子的剂量平均 LET 计算的准确性 RayStation 有限的，并且 RayStation 可能会低估该峰值，比如，单个 Bragg Peak 的剂量平均 LET 峰值急剧增加。鼓励用户在评估剂量平均 LET 的这种尖锐特征时要格外小心。

[410376]

**警告！**

核相互作用校正（NIC）的局限性。NIC 算法中使用的非弹性核相互作用截面模型适用于原子序数小于等于 26 的所有抛射体和目标。当计划让轻离子束穿过含大量原子序数大于 26 的原子的材料时，需要特别注意。

[719383]



警告！

RBE加权剂量和剂量平均LET的混合射野近似横向依赖性。使用三色近似法计算一次粒子和碎片横向通量分布。三色近似法利用MCS和核晕高斯分布，并将它们与不同的粒子种类关联起来，以实现逼真的一次粒子和碎片通量横向分布。而对于某些区域（例如射野外、小射野内或较大射野边缘），如果其中的一次粒子和碎片分布不同于横向平衡状态的混合射野，那么运用该近似法可能会导致重大误差。请注意，这种效应在剂量平均LET中是直接可见的，但对于RBE而言只是次要效应。

[408315]



警告！

LEM模型中在高剂量方面的限制。由于在高分次剂量方面可用的实验数据有限，因此局部效应模型（LEM）尚未经过全面评估，而且用户应当注意，在高分次剂量下，该模型可能并不可靠。[261598]



警告！

使用LEM-I的不同LET值在RBE中的变化。经观察发现，LEM-I在线性能量输送(LET)值较低时趋向于高估RBE，并且在LET值较高时趋向于低估RBE。从碳离子模态的临床观点来看，这些趋势沿着“正确”的方向发展，即位于入口通道中的正常组织的实际影响应低于模型预测值，而在肿瘤区域内的影响应高于预测。然而，对于氦离子模态，这些影响使LEM-I不适合临床使用。用户应注意这些影响。

[458]



警告！

低剂量近似下的 $s_{\max}$ 参数。以LEM的低剂量近似值计算RBE时，高剂量下向指数剂量效应关系转变的斜率用参数 $s_{\max}$ 表示。可将其视为参考辐射曲线斜率或离子辐射曲线斜率。RayStation该实施遵循后一种选择，而其他实施（如TRIP）则遵循前者。近似中这种差异的影响一般非常小，仅与高剂量相关。虽然低剂量近似不能用于计算临床剂量，但用户应了解这种差异。

[221231]

**警告！**

LEM 经典算法的重复次数。根据 LEM 模型计算 RBE 加权剂量时，需要在 LEM 经典算法中重复至少 1000 次，方可在 RayStation 得出临床剂量。应当注意，可能需要重复 1000 多次才能获得足够的统计精确度。必要的重复次数取决于模态、模型参数和片段谱。用户有责任确保 LEM 经典剂量计算的统计精确度足够。

[221247]

**警告！**

跟踪使用 LEM-I 的 RBE 的剂量参数限制。依据 LEM-I 的 RBE 加权剂量，仅使用以下剂量跟踪参数进行过验证：

- 跟踪核心半径 = $0.01\mu\text{m}$
- 前因子 (γ) = $0.05\mu\text{m (MeV/u)} \cdot \delta$
- 指数 (δ) = 1.7
- 无基弗低能量近似

尽管能够选择不同的参数作为 RayStation 的输入内容，但由于它位于当前临床使用的局部效应模型的边界之外，因此在处理时应格外小心。

[459]

**警告！**

使用 LEM-I 的 RBE 的细胞类型参数限制。基于 LEM-I 方法得出的 RBE 加权剂量已使用一系列具有不同辐射敏感性的细胞类型进行碳离子模态验证。用户应密切关注发布的文献资料，了解哪些细胞类型参数适合临床使用。应在对安全性和临床疗效进行广泛评估的基础上，选择用于临床目的的参数。

[457]

**警告！**

基于 LEM-IV 的 RBE 细胞类型参数限制。根据 LEM-IV 的 RBE 加权剂量已使用以下两组细胞类型参数验证氦离子模态：

1 组

- $\alpha_x = 0.10 \text{ Gy}^{-1}$
- $\beta_x = 0.050 \text{ Gy}^{-2}$
- $D_t = 8.0 \text{ Gy}$
- $r_n = 5.0 \text{ } \mu\text{m}$

2 组

- $\alpha_x = 0.50 \text{ Gy}^{-1}$
- $\beta_x = 0.050 \text{ Gy}^{-2}$
- $D_t = 14 \text{ Gy}$
- $r_n = 5.0 \text{ } \mu\text{m}$

这些参数从未用于临床实践，在应用于临床之前，需要对其安全性和临床疗效进行广泛的评估。

如果使用一组不同的细胞类型参数，也应格外小心。

[219180]



警告！

使用 MKM 的 RBE 的剂量计算参数限制。依据 MKM 的 RBE 加权剂量，仅使用以下剂量计算参数对碳离子模态进行过验证：

- 临床规模因子 = 2.41
- 参考辐射 $\alpha_r = 0.764 \text{ Gy}^{-1}$
- 参考辐射 $\beta_r = 0.0615 \text{ Gy}^{-2}$

如果使用除碳离子模态以外的其他模态的计划，应格外小心。

尽管能够选择不同的参数作为 RayStation 的输入内容，但由于它位于局部效应模型的边界之外，因此在处理时应格外小心。

[66531]



警告！

使用 MKM 的 RBE 的细胞类型参数限制。根据 MKM 的 RBE 加权剂量，仅针对具有固定辐射灵敏度的单细胞类型，使用他离子模态计划进行验证。以下细胞类型参数适用，即 HSG：

- $\alpha_0 = 0.1720 \text{ Gy}^{-1}$
- $\beta = 0.0615 \text{ Gy}^{-2}$
- $r_d = 0.32 \text{ } \mu\text{m}$
- $r_n = 3.9 \text{ } \mu\text{m}$

如果使用除碳离子模态以外的其他模态的计划，应格外小心。

尽管在 RayStation 中可选择其他细胞类型参数输入模型，但在进行安全性和临床疗效方面的广泛评估之前，用户不应将此做法用于临床试验。

[66530]



警告！

用户定义的 RBE 模型。在将 RBE 细胞类型参数和数据表单导入用户定义的 RBE 模型时，用户在调试 RBE 模型之前确保该数据的有效性和临床适用性方面应负全责。RayStation 中未对导入的数据进行验证。[262079]



警告！

用不同 RBE 模型计算的 RBE 加权剂量比较。RayStation 支持计算 RBE 的不同方法。虽然每种方法都给出一个 RBE 加权剂量（以 Gy(RBE) 为单位），但需要注意的是，剂量在绝对值方面并不直接比较，使用不同 RBE 模型的结果进行的任何比较都必须格外注意。[67927]

BNCT 剂量计算警告



警告！

RBE 模型标准 BNCT。在测试 RBE 模型之前，用户完全有责任确保用于细胞类型的参数的有效性和临床适用性。[611936]



警告！

硼浓度。根据 RBE 模型中定义的细胞类型与血硼浓度以及计划血硼浓度计算剂量。用户应意识到，如果患者体内的硼浓度与计划中使用的剂量明显不同，则提供给患者的剂量将明显偏离计算剂量。[611940]



警告！

细胞类型剂量计算中的材料重标度近似算法。标准BNCT RBE细胞类型剂量计算中采用的不同材料物理剂量组分重标度方法，是对完整剂量计算的一种近似处理。因此，进行细胞类型剂量计算的物质与为体素分配的原始物质之间的显著差异，可能会影响该近似计算的准确性。用户必须意识到这种近似算法及其局限性，特别是在评估细胞类型剂量或相关衍生数据（如DVH、临床目标、剂量统计数据 and 处方剂量）时。详情参阅RSL-D-RS-v2026-REF, RayStation v2026 Reference Manual中的细胞类型剂量计算章节。

1201180

3.1.10 有关患者建模的警告



警告！

ROI自动生成和修改。务必验证ROI自动生成和修改的结果。应特别注意根据身体部位、患者体位和图像模式等特征模型属性为患者选择适当的器官模型。这适用于所有自动分割方法，包括基于模型的分割、基于图集的分割和深度学习分割。

对于深度学习模型，在将模型应用于临床之前，必须查看模型数据表，因为其中列出了重要的限制和使用信息。

请注意，在RayStation 中不能使用自动器官分割来识别病变。

[9662]



警告！

自动图像配准。务必验证自动图像配准的结果。

[9660]



警告！

修改用于治疗体位校准的导入POI。如果修改用于'Acquisition isocenter'型和'Initial match isocenter'型治疗体位校准的导入POI（执行'CBCT treatment position alignment'操作前），将导致校准错误。

[9653]

**警告！**

图像集层间距与轮廓外推。在RayStation中，基于轮廓的ROI三维重建默认首末轮廓向外延伸半个层间距。因此，ROI的首末轮廓会从最外侧绘制轮廓处外推半个层间距。需要注意的是，此外推操作不受限制，始终固定为半个层间距。对于层间距约2-3 mm的典型图像集，RayStation会外推1-1.5 mm；但若层间距过大，外推操作可能导致异常结果。因此强烈建议始终采用层间距 ≤ 3 mm重建的CT计划。

(9492)

**警告！**

缺少中间的感兴趣区域（ROI）与轮廓。如果缺少中间的感兴趣区域（ROI）轮廓，间隙不会自动填充。

如果ROI几何结构的最外侧轮廓之间存在缺失轮廓的图像层，系统不会在这些轮廓之间执行自动插值。此规则同样适用于导入的轮廓与RayStation系统内生成的轮廓。

(9658)

**警告！**

延伸到图像集之外的ROI几何结构。当对超出图像集上下边界的ROI执行轮廓操作（如手动绘制、简化轮廓等）时，ROI将在图像集的顶层和底层层面处切断。

(8817)

**警告！**

在将形变配准用于剂量形变前，请务必进行审查。在将形变配准用于剂量形变之前，用户应审查并验证配准质量。该审查可通过以下方式进行：

- 在*Fusion*视图中评估配准。
- 在*Deformed grid*视图中评估形变网格。
- 评估参考和目标图像集之间的映射结构。

对于剂量跟踪，以及在优化自适应计划或具有既往治疗的计划期间将形变剂量用作背景剂量时，该审查尤为重要。由于生物力学形变配准无法保证可逆，因此应格外小心地审查。

同样需要注意的是，更陡的剂量梯度可能导致形变剂量中出现更大误差。因此，涉及陡峭剂量梯度的病例应格外小心地审查。

[9656]



警告！

审查映射结构的准确性。使用映射结构进行治疗计划制定或评估前，务必审查使用可变形配准的图像集间的映射结构准确性。请注意，生物力学可变形配准无法保证可逆性，因此需进行额外严格评估。

[9651]



警告！

使用新元素成分创建普通材料。可以定义一种材料，这种材料不能反映其在质量密度和元素成分组合方面具有物理合理性。注意原子序数和权重的顺序，确保两者顺序相同。RayStation中的剂量引擎针对与人体中发现的材料相似的材料进行了优化。使用该域之外的材料可能会降低剂量准确性。

[274572]



警告！

ROI碰撞检查方法不得用作治疗室内碰撞的最终保障措施。通过脚本提供的ROI碰撞检查方

法*DetectRoiSurfaceCollisionsForOneRotationCenter*、*DetectRoiSurfaceCollisionsForTransformation*

得用作治疗室内碰撞的最终保障措施。碰撞检查仅使用给定的ROI执行，这些ROI可能并不代表实际的治疗室。用户需自行决定在碰撞检查中包含具有合适几何结构和位置的ROI。ROI碰撞检查可以提前指示潜在碰撞，但不得替代患者治疗前的标准避碰流程。

[1479620]

3.1.11 有关治疗计划的警告



警告！

防碰撞：始终验证患者体位、机架角度和治疗床角度（用环形旋转取代治疗床旋转的机器：环形角度）。所有射束的患者/机器设置都必须进行手动验证，以避免发生可导致患者受伤或设备损坏的碰撞事故。房间视图不得用于验证当前患者/机器设置下不会发生碰撞事故。对于TomoTherapy放疗，另请参见警告254787（TomoHelical和TomoDirect模式的防碰撞）。

[3310]



警告！

处于直立扫描体位的图像通常标记为HFS。鉴于DICOM标准的局限性，以直立扫描体位获取的图像通常被标记为头先进仰卧位（HFS）。DICOM标准中不存在“SITTING”（坐姿）扫描体位。对于提供靠背倾斜角度的CT扫描仪所采集的图像，该角度将以后缀形式显示在RayStation图形用户界面的患者扫描体位信息中。

[1201906]



警告！

选择正确的治疗位置。确保在创建治疗计划时，为患者选择正确的治疗位置（头先进/脚先进）。选定的治疗位置将对射束如何针对患者定位产生影响。不正确的技术参数可能导致对患者的不当处理。

请注意，在已创建计划后，可以选择与CT数据中患者体位（患者扫描体位）不同的治疗体位。仅当患者接受治疗的体位与扫描期间确定的体位不同时，才能使用该选项。[508900]

**警告！**

VMAT、适形弧和静态弧的准直器角度。如有可能，弧形射束应尽量避免使用 0、90、180 和 270 度的准直器角度，因为这可能会导致累积的剂量漏射。准直器角度应最好偏离上述值至少 10 度。由于叶间输送所引起的累积剂量漏射无法通过临床剂量计算来复制，在做出临床决定应注意到这一点。闭合的叶片对有可能被定位至靶区投影的中间位置，而这可能会导致泄漏经由这些准直器角度累积至靶区的中心。

[3305]

**警告！**

较小结构的剂量计算。使用较小结构时，注意离散效应可能受到极大影响非常重要。因此基于需要重建的最小结构来选择剂量网格分辨率非常重要。为了在患者视图中可见而重建结构时，会使用特定结构的高分辨率网格来准确地反映结构。但是，在计划优化、剂量计算和剂量统计中，这些结构会在剂量网格上重建。如果剂量网格体素过大，重建可能无法准确地反映结构。此外，可视化结构和实际用于剂量计算的结构之间将存在差异。因此，强烈建议使用能够使剂量网格体素大小不超过要重建的最小结构的一半的剂量网格分辨率。

[6444]

**警告！**

材质可视化。材质视图显示来自图像集值和材质覆盖的综合体素密度。外部ROI内的任何材质覆盖ROI、所选射束集中的固定和支持类型ROI以及分配给所选射束的组织等效物类型ROI均包含在密度计算中。密度显示值为用于剂量计算的体素密度。

当将阻止本领比 (SPR) 用作质子和轻离子剂量计算的输入数据时，材质视图则会显示剂量计算中使用的综合体素SPR值。

建议用户仔细检查材质值（密度或SPR），确保剂量计算的输入数据准确无误。

请注意，BNCT和Brachy TG43不提供材料可视化功能。对于BNCT技术，剂量计算由外部剂量引擎执行，材料处理方式也有所不同；而Brachy TG43进行剂量计算时，患者整体都被视为水。

2638

**警告！**

治疗床的俯仰角和翻滚角影响患者几何形状。使用具备治疗床俯仰角和翻滚角进行计划或执行成像时，请注意，RayStation 不会验证图像中的患者旋转与治疗计划中的患者旋转是否匹配。

[68044]

**警告！**

带万向节角度的射束 对于设置为支持万向节计划的LINAC设备，可以为治疗射束设置万向节平移和/或万向节倾斜角度。对准射束方向/经过万向节调整的虚拟等中心（即包括万向节角度）计算DRR、物理深度和水等效深度。SSD值报告为射束/机器等中心（未应用万向节角度）。

为万向节角度不为零的射束生成的DRR不适用于患者摆位，因为它并非针对机器等中心，而是针对万向节调整后的虚拟等中心。

[937534]

**警告！**

从RayCare复制疗程处方后不保持同步。添加RayStation射束集处方后（通过从RayCare复制疗程处方），也不保持同步。之后在RayStation或RayCare中对处方所做的任何更改都不会传输到另一个系统。不会执行后续验证来确认各处方之间是否一致。

[1538003]

3.1.12 有关质子和轻离子计划的警告

常规质子计划警告

**警告！**

用户必须验证，离子挡块/多叶准直器/补偿器 DICOM 数据是否已正确地 从等中心转换至物理平面。用户必须依据 VSAD 标签、等中心至托盘的距离以及在 DICOM 中导出的等中心上的属性，验证他们的接受系统是否使用相同的转换来使物理挡块/多叶准直器/补偿器成为 RayStation。如果设备支持旋转的准直器（喷嘴），这项验证必须针对多个准直器角度来进行。[508837]



警告！

常量因子模型忽略 RBE 中的变体。常量因子 RBE 模型将仅使用常量因子缩放物理剂量，以获得相应的 RBE 剂量。由于射束的物理特性（如线性能量转移 [LET]）或由于患者解剖结构（如细胞类型）而导致的 RBE 变化将不予考虑。具体来说，在射程末端的 RBE 增加被忽略了。用户应了解这些限制。[612056]

PBS 质子和轻离子计划警告



警告！

固定喷嘴的间隙值。如果用户计划创建适合非等中心的治疗，用于固定的喷嘴的间隙值应设置或是进行变更。对于固定的喷嘴，患者体位将沿着射束中心线进行调整以达到所需的间隙。[125586]



警告！

离子施用系统的射野方向观视图（BEV）。在射野方向观视图中，从物理平面向等中心平面投射的对象投影均作为单一源轴距（SAD）的缩放来执行。这表示对于源轴距在 X 和 Y 方向上不同的离子设备，安装喷嘴的对象以及 ROI 远离等中心平面的等中心投影可能不会正确显示。此可视化误差会随着对象距离等中心平面距离的增加而增加。但是，射野方向观视图中挡块开口轮廓的投影已针对这种影响进行了补偿，因此可以正确地显示。其对于接近等中心的 ROI 轮廓的影响可以忽略不计，但是非等中心治疗则可能会注意到此影响。这只是可视化方面的限制，并不会影响剂量计算。[136852]



警告！

评估优化后的 LET_d 分布。如果在优化过程中使用了 LET 函数，应在剂量和 LET_d 两方面仔细检查计划。组合使用剂量和 LET_d 函数能会导致优化目标冲突，而 LET_d 与剂量一起分析时只能用于预测生物效应。

[722444]

特定PBS质子计划警告



警告！

Sumitomo线扫描的规避结构。使用Sumitomo线扫描的规避结构功能时，用户需注意：扫描线分段可能被置于所选规避ROI内部。当目标体积的不同部分位于所选ROI在扫描方向上的相对侧时，就会出现这种情况。选择不同的扫描方向有助于缓解问题。

[144761]



警告！

评估PBS弧形计划。若使用Convert to PBS（转换为PBS）功能将PBS弧形计划转化为等效的PBS治疗计划执行，则必须基于转化后的PBS计划进行质量与稳健性评估。

[711947]



警告！

避免PBS弧形扇区穿越治疗床边界。使用PBS弧形治疗技术进行计划时，用户必须注意穿越治疗床边界的弧形对摆位误差非常敏感。建议用户将弧形分割成不同射束所包含的扇区，以避免此类摆位。

[723432]



警告！

PBS弧形计划的鲁棒性。由于在PBS弧形计划中，束斑是从多个方向投射的，因此鲁棒性方面相比IMPT更具挑战性。摆位偏移、射程误差或患者解剖结构变化会在不同方向上对束斑产生不同影响，除非采取正确措施，否则束斑的综合剂量分布会严重劣化。建议用户始终采用鲁棒性优化来缓解此类问题，并对由此产生的质量计划进行鲁棒性评估。

需要注意的是，在鲁棒性优化过程中，无法始终考虑治疗过程中的解剖结构变化。由于PBS弧形计划的灵敏度较高，因此建议用户在解剖结构在不同分次之间发生变化时，始终评估PBS弧形计划的分次间鲁棒性。

[723485]

均匀散射/单散射/双散射/扰动计划警告



警告！

务必验证Proton beam design模块中创建的补偿器是否可以制造。无法在RayStation中定义所有补偿器制造约束条件。用户有责任确保补偿器的制造能满足钻入深度的限制条件，因为RayStation没有明确处理此问题。然而，在添加或编辑射束时定义的最小和最大补偿器厚度限制可用于隐式计算最大钻入深度。[508893]

3.1.13 关于 TomoHelical 和 TomoDirect计划的警告



警告！

避免 TomoHelical 和 TomoDirect 的碰撞。在调整等中心后，请始终确保患者舒适地位于机架孔内的治疗床上。二维和三维视图包含具体设备可用于验证不会发生碰撞的视野和孔的可视化。请勿使用房间视图来验证避免碰撞的情况。[254787]



警告！

TomoDirect通过治疗床进行治疗。TomoTherapy治疗床由一个固定的下托盘和一个可移动的上托盘组成。由于横向患者设置调整，施用期间的上托盘位置可能不同于计划位置。这可能会影响穿过或接近上托盘边缘的射束剂量。日常机架侧倾校正也可以改变射束通过治疗床的路径。避免使用穿过或靠近上托盘边缘的射束产生的大部分剂量创建 TomoDirect 计划。

[5062]



警告！

每个 iDMS 对应单个患者数据库。一个 iDMS 只会接收来自一个患者数据库的数据，以避免出现一致性错误。患者数据库中的患者锁确保同一名患者不会同时从两个 RayStation 实例中导出至 iDMS。

[261846]

**警告！**

TomoHelical 计划的运动同步。当运动同步用于 TomoHelical 计划时，将创建三个成像角度（0、90、270 度）作为起点。用户需要手动编辑角度，对其进行评估，并确保它们适合对要跟踪的选定靶标进行成像。

在批准或导出时，将对角度进行验证以确保它们不违反某些约束。例如，所有角度需要至少间隔 30 度。但是，请注意，无法验证角度非常适合用于目标跟踪。

[143545]

**警告！**

使用同步 TomoHelical 时，请勿在 ROI/POI 名称中使用“Fiducial”。对于使用实时跟踪和运动管理支持的 TomoHelical 计划，不应在 ROI/POI 名称中使用“Fiducial”。治疗施用系统通过该命名约定识别要跟踪的基准点。在 ROI/POI 名称中使用名称“Fiducial”可能导致施用侧出现问题，错误的 ROI/POI 设置为跟踪以及重复的 ROI/POI 名称。不正确的基准使用将导致在设备上施用计划失败。

[282912]

3.1.14 有关 CyberKnife 治疗计划的警告

**警告！**

已创建的单视图余量 ROI 不依赖于所选的跟踪技术或源 ROI。在创建了一个单视图余量 ROI 后，它不依赖于射束集的运动同步技术，也不依赖于源 ROI。如果运动同步被改变，或者源 ROI 被更新，则重新生成余量 ROI。

[341543]

3.1.15 关于 BNCT 治疗计划的警告

**警告！**

BNCT 防碰撞。所有射束的患者/机器设置都必须进行手动验证，以避免发生可导致患者受伤或设备损坏的碰撞事故。RayStation 中不执行检查，确保准直器不会与患者重叠。[611925]



警告！

BNCT材料处理。在BNCT剂量计算中，每个剂量网格体素都被分配了一个ROI，外部剂量引擎从中获取并使用相应的材料和细胞类型信息，假定整个体素都具备这些属性。相对体积最大的ROI被分配给整个体素。因此，与剂量网格体素大小相比较小的ROI或ROI组成部分可能不会被纳入剂量计算。应谨慎选择相应的剂量网格体素大小。

请注意，患者表面的体素将被分配此体素覆盖范围最大的ROI，即使此ROI仅覆盖了体素的一小部分。其结果是，剂量计算对患者表面的解释可能会大于图像数据。用户进行BNCT剂量计算时必须注意这一限制。

[724224]



警告！

BNCT计划报告中细胞类型剂量的使用。BNCT计划报告将提供以下数据（DVH；临床目标；处方剂量参考值及剂量统计数据）——这些数据基于各ROI所对应的细胞类型剂量进行评估，但需排除外轮廓区域，且仅适用于已分配细胞类型与材料的ROI。

二维视图下仅显示默认（非细胞类型）剂量分布。

1201289

3.1.16 关于近距离放射治疗治疗计划的警告



警告！

临床使用前验证应用程序设置属性。临床使用前，用户有责任验证为应用程序设置定义的参数正确代表相应的施源器。特别是，必须验证驻留点的正确位置。

[283879]



警告！

驻留时间限制。RayPhysics中的驻留时间限制基于当前放射源在指定参考日期和时间的参考空气比释动能率。计划制定时未进行衰变校正。请确保规定的限制条件已考虑放射源在整个使用周期内所需的全部衰变校正系数，尤其要避免违反任何后装治疗机对最大允许驻留时间的约束条件。

[283881]

**警告！**

近距离放射治疗驻留点定位。 住院患者剂量分布的正确性很大程度上取决于通道和驻留点定位的准确性。用户有责任验证通道是否正确定位到每名患者，并且通道内的驻留点表示是否正确。

[283361]

**警告！**

近距离放射治疗的报告剂量。 RayStation 中的所有剂量值均报告为近距离放射治疗的吸收物理剂量。建议采用生物学加权的 EQD2 剂量和吸收剂量对近距离放射治疗计划进行临床评估。图形用户界面中目前没有直接显示 EQD2 剂量，用户有责任将报告的剂量值转换为 EQD2 剂量。

[284048]

**警告！**

近距离放射治疗和外照射放射治疗剂量的总和。 近距离放射治疗计划通常比外部放射治疗计划持有显著更高的分次剂量。当分次剂量处方存在较大差异时，在不考虑放射生物学效应的情况下（使用 BED 和 EQD2 等概念），不应直接求和剂量。

[283362]

**警告！**

投入临床使用前，近距离治疗施源器模型必须经过验证。 用户须承担所有近距离治疗施源器模型的验证责任，确保其符合标准后方可在临床治疗计划中使用。

RayStation 专为训练有素的放射肿瘤学专业人员开发。强烈建议用户遵守近距离放射治疗施源器和治疗计划的质量保证行业标准。这包括遵照美国医学物理学家协会（AAPM）在 *Task Group 56 (TG-56) on the quality assurance of brachytherapy equipment and Medical Physics Practice Guideline 13.a* 中的建议，使用 Gafchromic 胶片测量等方法执行剂量学验证。

此外，还强烈建议创建一个结构模板，并在完成相关质量保证检查后批准该模板，以确保不会无意中更改施源器结构。在治疗计划过程中，用户只能使用已批准模板中的结构，以保持治疗实施的一致性和准确性。

[726082]



警告！

检查通道长度。内通道长度和有效通道长度是直接传递给后装治疗机的关键参数值，用于执行治疗计划。必须认识到，机器可能无法检测到通道长度的任何差异。参数值误差会导致与预期治疗效果出现重大偏差。

治疗计划期间编辑通道长度时，必须在最终批准和实施治疗计划前确认所有已编辑长度都准确反映了预期治疗设置。

[936234]

3.1.17 关于稳定优化的警告



警告！

在鲁棒性优化后评估剂量。执行鲁棒性优化后，强烈建议用户使用鲁棒性评估、计划评估或 RayStation 中的脚本功能来评估剂量，以验证计划对于施用过程中所有相关不确定性因素的鲁棒性。

[10775]



警告！

了解不同鲁棒性类型对计划优化的影响。不同鲁棒性类型（系统鲁棒性、分次间鲁棒性、分次内鲁棒性）取决于对潜在不确定性的不同假设，并将产生不同类型的计划。用户需要了解鲁棒性设置的效果，并根据针对相应不确定性类型的鲁棒性来评估计划。

请注意，Robust evaluation 模块中的综合鲁棒性评估工具仅考虑系统不确定性（所有射束和等中心的不确定性均相同）。对于针对独立射束、独立等中心、分次间或分次内不确定性进行鲁棒性优化的计划，用户需要通过其他方法评估鲁棒性，例如通过 Plan evaluation 模块的评估剂量组合。

[283855]



警告！

冲突的鲁棒性优化函数。鲁棒性优化函数（例如，针对靶区的鲁棒性最小剂量函数和针对危及器官的最大剂量函数）在应用于不重叠的 ROI 时，也可能因方案不同而产生冲突。这可能导致剂量过度或剂量不足。
[115551]

**警告！**

鲁棒性优化函数可能与非鲁棒性优化函数相冲突。例如，在Multi-criteria optimization模块中创建可治疗计划时，鲁棒性约束可能会与模拟剂量函数冲突。优化可能会优先考虑非鲁棒性函数，而不是鲁棒性函数，从而导致鲁棒性降低。[370077]

**警告！**

后备计划在模拟剂量优化期间将不考虑鲁棒性。如果使用鲁棒性优化函数优化了原始计划并创建了后备计划，则后备计划将尝试模拟原始计划的剂量而不考虑鲁棒性。[115556]

**警告！**

评估鲁棒性优化后的 LET_d 分布。使用LET函数进行鲁棒性优化后，强烈建议用户评估 LET_d 分布（通过Plan evaluation或RayStation中的脚本功能），以验证计划在实施过程中针对所有相关不确定性的鲁棒性。

[722447]

3.1.18 关于剂量评估的警告

**警告！**

患者视图中显示内插的剂量值。默认情况下患者视图中显示内插的剂量值。确保为特定的治疗计划情形使用恰当的剂量网格分辨率。

[3236]

**警告！**

总剂量的显示。所有计划分次的总剂量始终会在患者视图、剂量体积直方图、剂量统计和临床目标列表中显示。

但QA模块和Dose tracking模块除外，前者显示的是一个分次的剂量，而在后者中，用户可选择不同缩放比例的显示剂量。

[3233]



警告！

批准时的系统检查。请注意，在批准前执行的以下检查仅针对计划剂量：

- 射束进入检验。
- 存在组织等效物类型的ROI几何参数。
- 存在支撑类型的ROI几何参数。
- 存在固定类型的ROI几何参数。
- 剂量网格分辨率在所有方向上都小于5毫米。

对于评估剂量，用户需负责执行这些检查。

请注意，拥有围绕外部轮廓、支撑、固定和组织等效物类型ROI的计划剂量网格，并不能保证针对额外数据集进行的剂量计算中包含所有相关区域。[508962]



警告！

近似剂量仅针对中间治疗计划步骤。与显示为“Clinical”的剂量相比，近似剂量的精度较低，而且不得用于临床决策。包含近似剂量的计划无法被批准或导出。

[9405]



警告！

RayCare中的施照时间没有反馈给RayStation中的剂量跟踪治疗过程。这表示，在Dose tracking工作区中评估的生物临床目标的重新填充和修复因子不会考虑施照时间的变化。

[142227]

3.1.19 有关生物优化和评估的警告



警告！

使用生物功能时，始终评估剂量分布。生物功能可用作创建和评估计划的工具，但必须始终评估结果的剂量分布。[508965]

**警告！**

生物学模型。在使用生物学模型时，应在临床使用前仔细检查模型参数的选择。[508966]

**警告！**

生物学模型参数。只有在创建 ROI 时绘制出正确的参考体积，生物学模型参数才有效。[508967]

**警告！**

出厂默认生物模型。出厂默认生物模型参数数据库来自自己发布的临床和临床前光子研究。然而，这仍然是一个不断发展的科学领域，更多的最新研究可能证明其它生物模型参数更适合临床使用。

用户应始终查阅文献，并以目前在射野及具体临床治疗技术和形式方面的知识为基础来使用生物学模型参数。[508968]

**警告！**

质子的生物评价和优化。用于在 RayStation 中评估和优化的生物模型基于对光子的研究。在质子进行生物评估和优化时，必须使用光子当量剂量，因此机器模型必须在绝对剂量测定中包括 RBE 因子，或与 RBE 模型一起使用。[508969]

3.1.20 关于自动化计划的警告

**警告！**

计划生成协议。请注意，任何用户都可以编辑计划生成协议。这些更改会影响医疗机构的所有其他用户。

[508799]



警告！

后备计划。请注意，任何用户都可以编辑后备计划类型和协议。这些更改会影响医疗机构的所有其他用户。

[4022]



警告！

质子后备计划。由质子计划创建的光子后备计划，要求质子射束模型中包括RBE缩放因子或者将其与RBE模型一起使用，以便使来自光子和质子计划的剂量相等[252951]



警告！

自动乳腺计划。在进行CT扫描前，必须为患者准备好精准的不透射线标记和导线。标记的位置和外部ROI的形状必须正确。在继续自动生成计划流程之前，必须对这些内容进行仔细审查。根据标记生成目标ROI和OAR ROI。由此产生的ROI也取决于图像质量和患者解剖结构。始终验证自动生成ROI的结果。

[10431, 594]



警告！

自动乳腺计划。Automatic breast planning模块仅用于乳腺或胸壁切线野照射治疗计划。由于在生成自动切线野时会对准直器角度进行优化，因此无法与相邻的锁骨上野同时使用。这可能会导致乳腺/胸壁和锁骨上野的交界处剂量过量或剂量不足。如果必须创建锁骨上野，建议根据临床实践创建另一种治疗技术计划。

[7534]



警告！

Automated breast planning的治疗设置。请注意，在选择治疗设置Site（治疗部位）和Mode（模式）后编辑高级设置。因此，高级设置可能无法反映Site（治疗部位）和Mode（模式）按钮的当前状态。

[10384]

**警告！**

自动计划。由于在使用自动工具时，用户在计划创建过程中的参与较少，因此在计划批准工作区内手动验证计划质量时需特别小心。

[564]

3.1.21 有关射束临床测试的警告

一般射束调试

**警告！**

射束模型质量取决于射束数据。射束模型的质量主要取决于射束数据的质量和范围，例如剂量曲线、输出和楔形因子、绝对校准、模体大小和影响曲线射野设置的准直设置。所输入的测量条件必须与测量技术相匹配。测得射野的大小应覆盖射束模型未来应用的射野大小。

所有输入数据（如测得的曲线和输出因子）必须一致，并与要调试的传输系统相对应。否则，生成的射束模型将无法计算出正确的剂量。

更多详情，请参阅RSL-D-RS-v2026-BCDS, RayStation v2026 Beam Commissioning Data Specification。

[3188]

**警告！**

机器限制。RayStation 依赖由治疗施照验证/控制系统来施照RayStation生成的治疗计划，该系统可确保安全性能，防止因机器参数（例如机架角度、准直器角度、MLC叶片位置和MU、限束筒位置以及最小束斑权重（用于离子治疗））不可行以及动态治疗的机架和叶片速度而导致无法实现的治疗。

如果RayPhysics中定义的机器限制未准确反映治疗机和R&V系统的行为，则计划可能在施照时停止，或在RayStation之外被调整，导致施照剂量与审批的剂量不同。从模板创建机器模型时，确保所有机器限制参数均已适配特定的治疗机。即使RayStation遵守RayPhysics中指定的所有机器限制，也无法保证所有计划都可施照。确保不会在未经适当评估的情况下，在RayStation之外以任何显著影响剂量的方式修改计划。

[3185]



警告！

射束模型参数。剂量计算的准确度主要取决于射束调试过程中建立的射束模型参数。在机器进行调试前，所有射束模型参数必须由一名接受过适当培训的人员仔细检查。

[9377]



警告！

导入后请务必查看曲线。导入后务必查看曲线，以确保与测量环境保持一致。射束模型质量主要依赖导入数据的正确性。

[9373]

C形臂、螺旋断层放疗系统和 CyberKnife LINAC 射束调试



警告！

调强的动态弧形设备需要有关准直器运动、机架运动和剂量率方面的信息。选定值与直线加速器/R&V 系统行为之间的偏差，可能导致施用剂量和RayStation中的批准剂量之间存在差异。

[3183]



警告！

西门子虚拟楔形板。在Siemens virtual wedge参数，包括平均线性衰减和校准，都应从默认值调整为适合您的直线加速器的正确值。不按照上述要求进行可能导致计算出的临床剂量出错。

[3180]



警告！

剂量曲线的楔形方位。楔形曲线的楔形方位由导入时的曲线来确定。所有楔形角度都必须采用相同的方位来测量。如果并非所有曲线都拥有相同的楔形方位，则不会导入曲线。对于无法确定方位的曲线，系统将假定该曲线与同时导入的其它曲线相同。

[9371]

**警告！**

准直器校准。准直器校准（偏移、增益和曲率）用于将准直器位置从平面位置（显示在射束眼视图中、射束列表中、报告中、DICOM导出数据中等）转移至剂量计算中使用的有效位置。对于剂量曲线而言，这只会改变半影；但对于累加许多区段的VMAT、SMLC或DMLC射野而言，这会显著改变整体剂量水平。确保射束模型中的准直器偏移符合预期。需要格外小心增益和曲率偏移，它们会随着与原点距离的增加而增大。投入临床使用前，必须审查自动建模准直器校准步骤的结果。

[9368]

**警告！**

射束轮廓校正与大照射野半径离轴软化。在射束调试模块中，若未导入延伸至照射野边角的对角轮廓数据，则无法对大半径下的光子射束模型参数射束轮廓校正和离轴软化进行评估。若射束调试模块中仅导入了X轴与Y轴轮廓曲线，在使用自动建模功能处理射束轮廓校正和离轴软化参数时需特别谨慎。请注意，若未采用对角曲线进行自动建模，后续需对大半径下的这些参数进行手动调整。机器调试前，可使用物理模式应用程序检查整个照射野（包括边角区域）的计算剂量。

[3438]

**警告！**

非标准注量模式。在使用非标准注量模式 [FFF/SRS] 为光子射束质量建模时，在添加射束质量时，必须选择正确的注量模式。如果注量模式设置不正确，使用射束质量的计划可能会被 LINAC 误解读，从而导致施用剂量不正确。

如果对射束质量使用标准注量模式，RT 计划将 Fluence mode 设置为“STANDARD”，并且 Fluence mode ID 不导出。

如果选择了非标准注量模式，RT 计划将设置“Fluence mode（注量模式）”为“NON_STANDARD”，设置 Fluence mode ID（注量模式 ID）为所选的注量模式 [FFF/SRS]。

[9365]



警告！

剂量计算光子射束能量与标称光子射束能量。 RayStation 光子剂量计算在内部使用依据 BJR #11 (《英国放射学杂志》补充编号 11) 的光子能量定义。该计算也可以指定不同于剂量计算能量的标称光子射束能量，例如使用依据 BJR #17 的光子能量定义。

标称能量将在 RayStation 用户界面中显示，在报告中使用，并同时在 DICOM 导入和导出中用作 DICOM 标称射束能量。

剂量计算能量将用于光子剂量计算，包括利用 Varian 增强型动态楔形板获取用于剂量计算的正确 GSTT 参数。因此，无论选择哪种能量定义，设置正确的剂量计算能量都至关重要。

[4889]



警告！

大剂量技术类型设置。 只应针对用于大剂量技术类型的治疗技术设置阈值。这些阈值允许超控治疗机的安全控制机制。如果数值设置不正确，可能会导致治疗产生危害。还应设置合适的最大射束 MU 限值。

[825142]



警告！

叶片延迟偏移影响剂量输出和形状。 叶片延迟偏移量从 iDMS 导入，也可以在 RayPhysics 中编辑。对叶片延迟偏移的更改可能对不同的准直光栏尺寸、投影时间和叶片打开时间产生不同的影响。在临床使用模型之前，确保对所有准直光栏以及所有临床相关的投影时间和叶片开口时间验证剂量准确性。

[1404]



警告！

针对过短叶片打开时间和过短叶片闭合时间的 TomoTherapy 剂量计算精度。 对于那些拥有大量的过短叶片打开时间或过短叶片闭合时间的 TomoHelical 和 TomoDirect 计划，施用剂量可能与计算所得的剂量之间存在显著差异。其原因是在叶片快速移动时，治疗设备不会按照剂量计算中使用的模型来打开/闭合叶片。

在 RayStation 中创建计划时，为了避免过短的叶片打开时间和过短的叶片闭合时间，请使用射束模型参数 *Minimum leaf open time* 和 *Minimum leaf*

close time。此问题在使用某些特定设备并采用特定的打开/闭合时间参数时会出现，但 50 毫秒左右对于 *Minimum leaf open time* 和 *Minimum leaf close time* 而言都将是一个较适当的值。

如要为每个 Tomotherapy 治疗单元找出 *Minimum leaf open time* 和 *Minimum leaf close time* 的适当值，可按照参考文献 (Westerly DC, Soisson E, Chen Q, Woch K, Schubert L, Olivera G and Mackie TR, Treatment planning to improve delivery accuracy and patient throughput in helical tomotherapy, *Int J Radiat Oncol Biol Phys.* 2009;74(4):1290–1297) 中所述方法来测量叶片延迟时间的数据。另一种选择是使用脚本设计为所有打开的叶片创建一组具有固定叶片打开时间的测试计划，然后检查测量剂量与打开时间之间的关系。

[7551]

3.1.22 有关脚本设计的警告



警告！

验证所有脚本是否符合其预期用途。所有脚本需经过严格验证方可投入临床使用。请注意，并非所有操作都支持脚本化/可记录。脚本功能仅限 RayStation 标签中描述的适应症范围内使用，禁止超范围未授权应用。记录脚本可能与记录过程中 RayStation 执行的 GUI 步骤不同。

[508971]



警告！

使用异常处理时要小心。当执行一个脚本时，脚本中未捕获的异常将由脚本框架自动处理，使脚本停止自动执行并显示一个错误消息。

如果在脚本中手动捕获到异常情况（通过向脚本添加异常处理），则可能会覆盖脚本框架的异常处理，因此不会显示错误消息。

如果将异常处理添加到脚本中，请确保显示所有重要的错误消息。 [508972]



警告！

使用脚本时查看GUI的警告和通知。用户必须意识到，在运行脚本化工作流程时，如果不监控图形用户界面（GUI），可能会错过重要的通知和警告。用户有责任查看图形用户界面，从而确保从脚本中检索的所有信息在用于临床决策时是有效的。这一点在检索评估剂量或鲁棒性评估计划组的信息时尤为重要，因为它们不是计划审批流程的组成部分。

[723283]



警告！

脚本设计中的坐标系。在脚本设计中，可始终按照医学数字影像和通讯坐标系统规范解释坐标。对于机器坐标系，国际电工委员会标准和医学数字成像和通信协议标准等效，但是对于患者坐标，它们不同，请参见第118页, 5.1部分小节“患者坐标系”和第119页, 5.2部分小节“医学数字成像和通信协议导出时使用的患者坐标系。不考虑机器刻度。[508973]



警告！

脚本设计中的剂量单位。在脚本设计中，剂量的单位始终是cGy。以Gy或cGy为单位的临床设置不纳入考虑。

[3200]



警告！

脚本设计中的LET单位。在脚本设计中，LET始终以meV/cm为测量单位，而RayStation用户界面中以keV/μm为测量单位。

[407284]



警告！

编写脚本时的剂量测定单位。在编写脚本时，主要的剂量测定单位始终是监测跳数（MU）。其他主要剂量测定单位的配置不会纳入考虑。所有与射束计量相关的参数都被命名为MU，并包含MU中的值。但是，在以NP为主要剂量测定单位的离子射束上存在脚本给定函数GetBeamNP()和SetBeamNP()。[126108]

**警告！**

为后台脚本设置当前对象时必须小心。后台脚本是指标记为在计算服务中运行的脚本。计算服务可以为后台脚本提供患者、病例、计划、射束集和检查情况。无法从后台脚本切换患者对象。即使明确指出是输入参数，也可以切换病例、计划、射束集和检查情况。

[141838]

**警告！**

RayStation脚本执行的 RayCare 操作无法回滚。当使用 RayCare 脚本包在 RayStation 脚本中执行 RayCare 操作时，一旦操作完成，将更改应用于 RayCare 数据库。因此，在脚本完成后，不能使用“RayStation”中的“撤销/重做”撤销或重做这些操作。如果脚本执行被用户取消或由于脚本中的错误而停止，则操作也不会回滚。在这些情况下，用户必须手动撤销已完成的 RayCare 操作，或者以这样一种方式编写脚本，即在再次执行脚本时跳过已经执行的操作。

[282739]

**警告！**

值溢出。不同的 Python 编译器以不同的方式处理值溢出和无穷大。确保始终手动处理这些情况。

[344492]

**警告！**

应避免在后台脚本中进行显式保存。计算服务会执行后台脚本。脚本执行后会自动保存患者状态。

如果脚本执行过程中发生崩溃，将自动重新运行脚本。如果脚本包含保存数据，则必须确保反复重试操作不会产生不需要的状态。域模型规则仍然适用。

尽可能避免在后台脚本中显式保存患者。

[934662]



警告！

后台脚本应避免生成需要用户交互的输出。后台脚本无法将脚本输出返回给用户。但从RayCare发起的脚本除外，这些脚本会将输出信息发送至RayCare以实现可视化。

后台脚本应避免产生需要用户作出响应的输出。

[934663]

3.1.23 有关 QA 的警告



警告！

使用导出的治疗计划进行计划验证。使用治疗计划进行QA测量，可以发现数据传输或剂量计算中的错误。建议仅使用QA计划计算QA剂量，并使用治疗计划执行QA测量。如果出于某些原因无法使用治疗计划进行QA测量，则应确保QA计划设置尽可能接近治疗计划设置，并了解差异的影响。[9438]



警告！

对于包含拥有不同射束角度的不同射束模型的离子治疗设备，应避免变更QA计划中的射束角度。在使用包含拥有不同射束角度的不同射束模型的离子治疗设备创建治疗计划时，特定射束的射束模型将从相应的射束角度中选取。如果与治疗计划相比，QA计划中的射束角度发生改变（例如通过将所有射束角度卷积至选定的射束角度），则QA计划中的剂量计算将基于不同射束模型的结合体，而非在治疗计划中。因此，用户应避免变更QA计划中的射束角度，或是如果需要进行此类变更时，应仔细评估QA计划的有效性。[149548]



警告！

用于弧形射束质量保证的机架角度叠加。在QA preparation模块中，弧形射束（VMAT和适形弧）的机架角度可叠加为单角度，用于使用垂直于治疗射束并随机架旋转的检测器进行质量检测。可以使用QA preparation模块中计算的剂量，但必须使用旋转机架进行QA施照，检测与机架旋转有关的任何施照问题。有关弧形射束和叠加弧形射束剂量计算的详细信息，请参见RSL-D-RS-v2026-REF, *RayStation v2026 Reference Manual*。

[2380]

3.1.24 有关 RayStation 存储工具的警告



警告！

索引服务。在RayStation 5及更高版本中，索引服务可帮助用户追踪不同数据库版本中的患者数据。早期RayStation版本中无法实现此功能，且系统不会提示患者数据可能已迁移至更新的数据库版本。

[2519]



警告！

升级前验证数据库一致性。根据RayStation Storage Tool中的现有系统创建新系统之前，用户必须验证现有系统中的数据一致性。可以通过Validate命令（在Storage Tool中）来完成这一操作，前提是使用RayStation 7或更高版本；对于基于早期版本的系统，请使用ConsistencyAnalyzer工具。

[10241]



警告！

RayStation Storage Tool。当RayStation Storage Tool（存储工具）打开一个之前版本的系统资源数据库时，该系统资源数据库将进行升级并且无法在早期版本中使用。[261396]



警告！

辅助数据库的传输模式。如果一个患者数据库在多个系统中用作辅助数据库，则传输模式是相同的。

[466425]

3.1.25 有关机器学习的警告



警告！

在临床应用之前，所有机器学习模型都必须由用户调试确认。

[69047]



警告！

机器学习计划尚未通过自适应重新计划的验证

[410648]



警告！

在临床使用机器学习模型之前，应先检查模型数据表。在临床使用机器学习模型前，用户必须查阅相关模型数据手册，以充分了解其使用限制及预期用途。

[1202413]



警告！

预测的机器学习剂量和参考机器学习剂量不得用于做出临床决策。这些剂量仅用于可视化显示，以便用户清楚了解机器学习模型的输出以及优化期间将使用的参考剂量。

[936842]

3.1.26 有关肿瘤内科的警告



警告！

执行前批准周期。 RayStation 检查管理剂量限制和终生剂量限制，以及生命体征和活性物质均在数据库中且不弃用。为确保计划周期通过 RayStation 的所有安全限制检查，该周期必须在实施前得到用户批准。

[226201]



警告！

方案报告。 RayStation 不追踪为肿瘤内科计划创建的报告。用户有责任追踪为肿瘤内科计划创建的方案报告。

[141788]

**警告！**

计算剂量单位。 计算剂量的唯一支持单位是 mg。剂量的计算精度为两位小数。

[144557]

**警告！**

活性物质的最大终生剂量。 RayStation 如果药物活动的累积终生剂量超过药物活性物质的最大终生剂量，则显示警告并提示用户批准。在 RayPharmacy 中加入活性物质时，将设定最大终生剂量。药物活动的累积终生剂量为药物活动计算剂量、与药物活动具有相同活性物质的药物声明剂量，以及具有相同活性物质和在药物活动处于相同方案中药物活动的计算剂量之总计。用户有责任确保输入正确药物声明，包括在当前方案之前实施给患者的所有相关药物，并正确输入活性物质的最大终生剂量。请注意，其他计划或方案中的药物活动未考虑在内。

[144428]

**警告！**

活性物质的最大施用剂量。 如果超过活性物质最大施用剂量，则 RayStation 显示警告并提示用户批准。RayPharmacy 中加入活性物质时，将设定最大施用剂量。用户有责任确保输入的最大管理剂量正确。另请注意，最大施用剂量仅涉及单个药物活动。同一治疗日多种药物活动用量将不汇总，以确认当日累积剂量超过最大施用剂量。

[144555]

3.1.27 关于MapRT间距检查的警告说明

**警告！**

间距检查不得作为治疗室内防碰撞的最终保障措施。 间距检查的精确度为近似值。其目的在于降低治疗前标准患者防碰撞验证过程中发生碰撞的概率。间距检查不可替代治疗前的标准防碰撞流程。

[1095407]



警告！

间距检查可能未考虑外部机器配件。间距检查不会考虑外部机器配件（如挡块、锥形筒、楔形板及电子限光筒），除非该配件已明确存在于MapRT系统的治疗室模型中。RayStation中所示的间距图对于此类射束并不可靠，实际可能存在更大或额外的碰撞风险区域。

[1096363]



警告！

间距检查仅以表面扫描数据作为输入。间距检查不会考虑特定射束是否使用组织等效物。

[1095417]



警告！

验证图像集和治疗体位。用户必须通过检查二维及三维患者视图，确认导入的表面扫描几何结构与对应图像集相匹配。用户还需确认表面扫描数据与预期患者治疗体位一致。

[1095410]



警告！

验证精度达标情况。部分固定装置、支撑设备及患者身体部位可能在CT图像和表面扫描数据中缺失。在某些情况下，患者体表数据也可能存在伪影或缺失。此类表面扫描数据的精度可能不足，无法确保间距检查的可靠性。用户必须检查导入的表面扫描数据，并确认其以足够精度呈现患者及其他相关结构。

[1153638]

3.1.28 有关碰撞检查的警告



警告！

RayStation碰撞检查不得用作治疗室内最终碰撞保护措施。碰撞检查的精度是近似值。碰撞检查的目的是提前提供潜在碰撞指示。用户必须监督治疗室中桌面或输送系统的运动。

[408937]



警告！

根据过时成像设备转换可批准/导出有冲突的计划。如果在临床设置中更改了治疗室的成像设备转换 (IDT) 向量，RayStation碰撞检查结果不会失效。如果更新了 IDT，则由用户负责确保对未经批准的射束集重新运行碰撞检查。

[409517]



警告！

创建并注册虚拟形象。作为一种脚本化方法，创建并注册虚拟形象方法的作用是创建可用于碰撞检测的患者虚拟形象。

虚拟形象使用给定的男性、女性或儿童基本模型创建。基本模型根据用户输入的身高和体重数据重新调整。网格重新缩放算法将“虚拟形象”的宽度限制在50 cm左右，这可能导致根据某些身高和体重组合创建的“虚拟形象”不真实。

用户需要注意的是，虚拟形象只是患者的近似表示模型，使用虚拟头像进行碰撞检测前，用户应确保已将虚拟形象正确注册至给定的患者ROI。当用于碰撞检测时，虚拟形象可以帮助用户及早识别潜在碰撞迹象，但不得将其用作最终防碰撞措施。

[719240]



警告！

注册已扫描虚拟形象。作为一种脚本化方法，“注册已扫描虚拟形象”方法的作用是注册可用于碰撞检测的虚拟形象。

进行碰撞检测前，用户必须确保虚拟形象能够作为患者的合适表示模型，并且将其正确注册至给定的患者ROI。当用于碰撞检测时，虚拟形

象可以帮助用户及早识别潜在碰撞迹象，但不得将其用作最终防碰撞措施。

[824789]

3.2 患者数据的导入

所有患者数据使用医学数字影像和通讯导入。用户手册*RSL-D-RS-v2026-USM*, *RayStation v2026 User Manual*和医学数字影像和通讯合规声明*RSL-D-RS-v2026-DCS*, *RayStation v2026 DICOM Conformance Statement*中对患者数据导入程序进行了说明。

3.3 输入数据

所有用户输入数据都在输入时进行验证。不正确的值或文本被拒绝，正确的限制或格式会显示，用户将收到新输入的提示。

3.4 脚本设计

为确保每一项都能够按照预期执行，在脚本执行后应认真研究脚本执行。同时还建议研究使用脚本处理修改的所以计划的计划报告。

在临床使用之前，应检验脚本。在批准之前，认真审核脚本内容。

数据库中的已批准脚本仅可调用其他已批准脚本。

3.5 显示格式

在 RayStation 中，日期和时间显示格式为 "dd MMM YYYY, hh:mm:ss (时:分:秒)"，例如，"1975 年 1 月 14 日 08:20:42 (时:分:秒)"。

4 安装说明

本章介绍与安装 RayStation v2026 系统相关的流程和测试。

在本章中，
本章包含以下几个部分：

4.1	安装手册	p. 116
4.2	系统环境验收测试	p. 116
4.3	硬件诊断检查	p. 116
4.4	远程环境设置	p. 116
4.5	数据通信环境	p. 116

4.1 安装手册

有关安装手册，请参阅 *RSL-D-RS-v2026-CIRSI, RayStation v2026 Customer Instruction for RayStation Installation*。

4.2 系统环境验收测试

每次在托管应用程序的软硬件平台上执行安装或变更操作（如操作系统更新）后都必须运行系统环境验收测试，以验证应用程序的安装情况和性能。该测试由 *RSL-D-RS-v2026-SEAT, RayStation v2026 System Environment Acceptance Test Protocol* 定义。

4.3 硬件诊断检查

为了防止 RayStation 或 RayPhysics 在故障硬件环境运行，每个操作开始时需要 GPU 计算运行自检。根据请求的操作（例如，限束筒卷积分子剂量），运行特定测试，并将结果与已批准环境的预先定义的结果列表对比。直至 RayStation 或 RayPhysics 关闭，成功测试将有效，且不再为受同样自检保护的后续操作运行测试。

如果测试失败，用户将收到通知，且使用受失败自检保护的操作，将无法进行 GPU 计算。自检成功的其它 GPU 计算仍然可以运行。

该测试用于所有选择应用加速计算的 GPU。然而，用户有责任绝对确保所选卡连同 OS 版本、驱动程序版本和其他环境详细信息是 *RSL-D-RS-v2026-SEG, RayStation v2026 System Environment Guidelines* 中列出的有效组合。此外，在临床使用之前，GPU 计算的操作必须由合格医学物理师使用 *RSL-D-RS-v2026-SEAT, RayStation v2026 System Environment Acceptance Test Protocol* 进行验证。

4.4 远程环境设置

远程环境应由 RaySearch 授权员工设置和验证，并且不应在未遵循 *RSL-D-RS-v2026-SEAT, RayStation v2026 System Environment Acceptance Test Protocol* 进行测试的情况下由临床机构进行变更。诊所负责确保远程访问策略配置能确保进行无损图像传输以及符合类似的医疗影像需求。

4.5 数据通信环境

RayStation v2026 系统使用 DICOM 与其他系统进行通信。详细信息，请参阅 *RSL-D-RS-v2026-DCS, RayStation v2026 DICOM Conformance Statement*。用户科室有责任确定，RayStation 与那些根据预期从作业程序导入数据的系统之间的连接性以及所导出的数据已由接收系统正确处理。

5 显示坐标、移动和刻度

RayStation v2026使用IEC 61217³标准来显示治疗计划期间的坐标系、运动和刻度，但也有少数例外项。每一台C形臂LINAC的机架、准直器和治疗床角度以及射野坐标系均可由用户配置为非IEC标准。此外，一些治疗机局部采用非IEC坐标系进行描述。有关用户自定义例外项和治疗机例外项的详细信息，参见第120页, 5.3部分小节“治疗机坐标系”。

注意事 *RayStation v2026* 支持患者位置头先进仰卧 (HFS)、头先进俯卧 (HFP)、脚先进仰卧 (FFS)、脚先进俯卧 (FFP)、头先进左侧侧卧 (HFDL)、头先进右侧侧卧 (HFDR)、脚先进左侧侧卧 (FFDL)、脚先进右侧侧卧 (FFDR) 和坐姿。然而，并非所有治疗技术都支持所有患者位置。

在本章中，
本章包含以下几个部分：

5.1	患者坐标系	p. 118
5.2	医学数字成像和通信协议导出时使用的患者坐标系	p. 119
5.3	治疗机坐标系	p. 120
5.4	准直光栏和多叶准直器标记标准	p. 136

3 IEC 61217:2011 放射治疗设备 – 坐标、移动和刻度。

5.1 患者坐标系

患者坐标系的定向规则为：X轴正方向指向患者左臂，Y轴正方向指向患者头部，Z轴正方向指向患者前方。该坐标系遵循患者体位方向：头先进/脚先进、仰卧/俯卧、右侧卧位/左侧卧位，以及面朝椅背的坐姿。对于坐姿，这意味着患者坐标系会随靠背角度向后倾斜。在IEC 61217坐标系层级中，患者坐标系以治疗床台面坐标系为母系统。

RayStation v2026 剂量和剂量差异分布均显示在患者坐标系中。一般来说，在 RayStation v2026 中，患者坐标报告为 **Right-Left、R-L** (右-左 = x -/+)，**Inf-Sup、I-S** (下-上 = y -/+) 和 **Post-Ant、P-A** (后-前 = z -/+)。

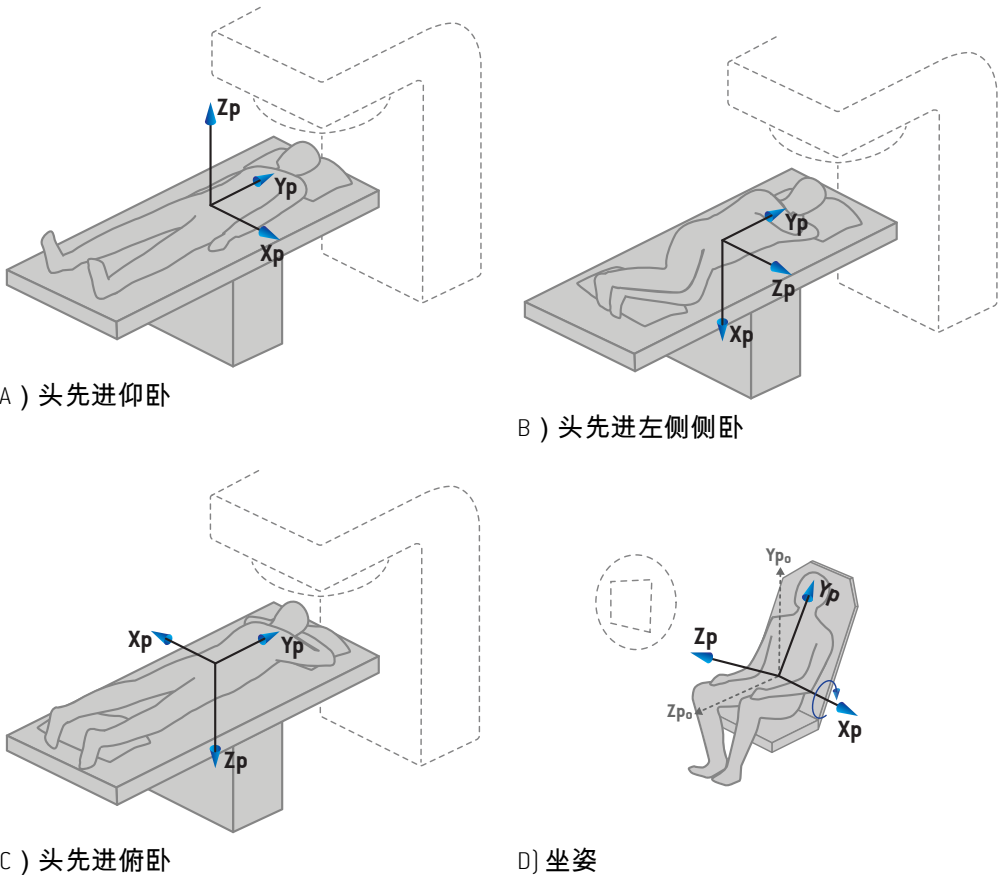


图 2. 患者坐标系。以下为部分支持的体位示例：A) 头先进仰卧 (HFS)；B) 头先进左侧卧 (HFDL)；C) 头先进俯卧 (HFP)；D) 坐姿 (患者随靠背俯仰角后倾)。

5.2 医学数字成像和通信协议导出时使用的患者坐标系

DICOM 中的患者坐标导出的数据集遵循 DICOM 标准，其中正 x 轴朝向患者左臂、正 z 轴朝向患者头部、正 y 轴朝向后方。坐标系遵循的患者方向：头在前或脚在前、仰卧或俯卧、右侧卧或左侧卧、面朝椅前坐姿。

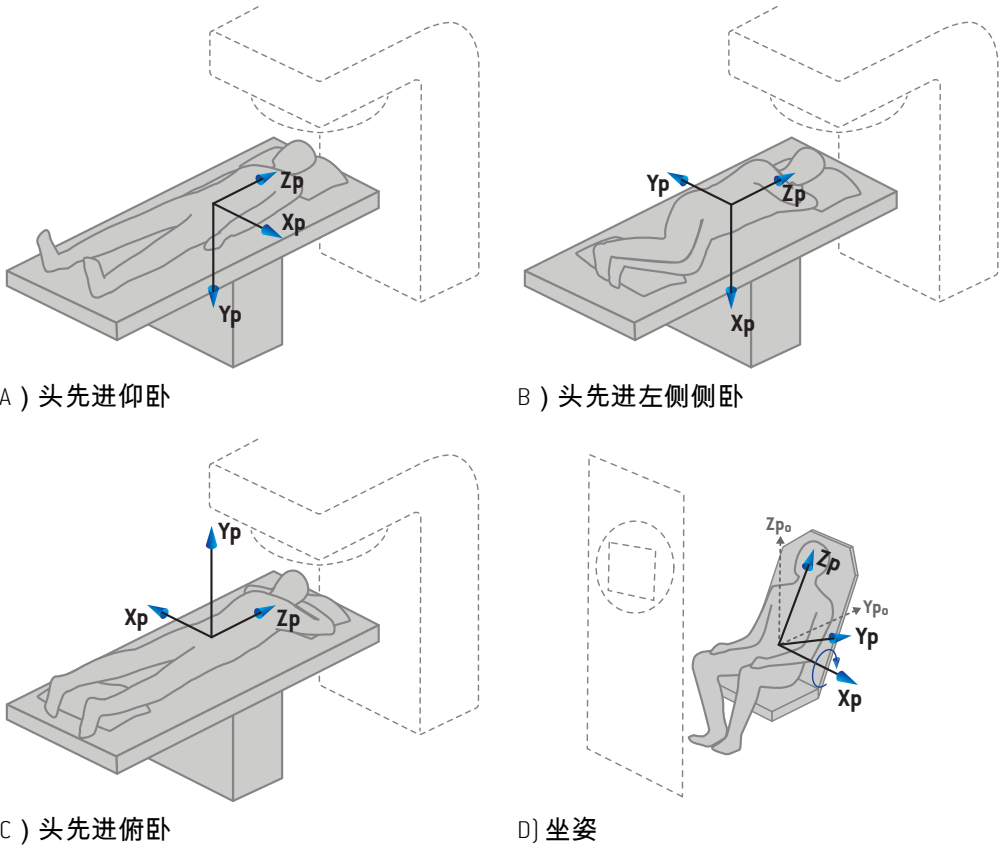


图 3. 医学数字成像和通信协议导出中的患者坐标系遵循 DICOM 标准。以下为部分支持的体位示例：A) 头先进仰卧 (HFS)；B) 头先进左侧卧 (HFDL)；C) 头先进俯卧 (HFP)；D) 坐姿 (患者随靠背俯仰角后倾)。

5.3 治疗机坐标系

RayStation v2026使用IEC 61217标准来显示治疗计划期间的LINAC坐标系、运动和刻度，每一台C形臂LINAC中的机架、准直器和治疗床角度以及射野坐标系除外，能配置为非IEC。准直光标标记也有两个选项。摆位成像仪也能够使用非IEC旋转进行描述，参见第134页，5.3.12部分小节“摆位成像仪坐标系”。CyberKnife辐射机头位移以及一些机器（例如 OXRAY）上使用的万向节角度无法使用IEC 61217进行描述，参见第129页，5.3.9部分小节“CyberKnife 辐射源坐标系和第131页，5.3.10部分小节“万向节坐标系”。

5.3.1 机器坐标系概述

符合IEC 61217标准的治疗机器坐标系是一组坐标系，每个坐标系的定义与其坐标母系统相关，始于一个原点为等中心的固定坐标系，在该坐标系中，对于面向机架的观察者而言，x轴正方向朝向右侧，y轴正方向从等中心沿机架旋转轴朝向机架，而z轴正方向从等中心朝上。

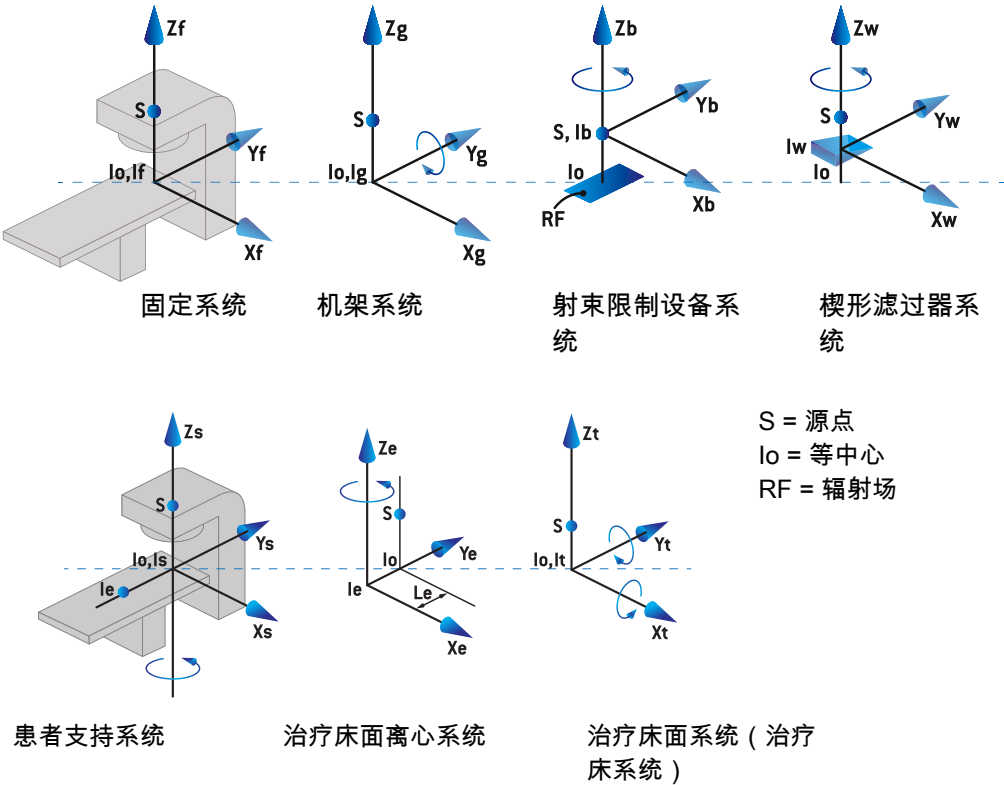


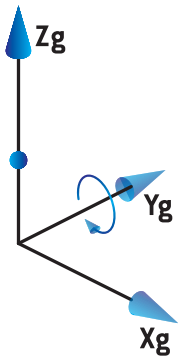
图 4. 机器坐标系符合国际电工委员会 61217 标准。

如果将机器调试为使用环形旋转取代治疗床旋转，则患者支持坐标系中绕 Z_s 轴的旋转操作将被机架坐标系中绕 Z_g 轴的反方向旋转操作取代。患者与机架系统之间的关系因此得以保持。

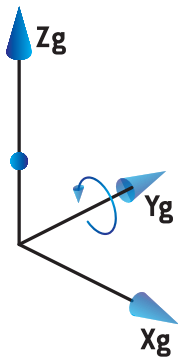
5.3.2 机架坐标系

机架坐标系与机架一起旋转：机架坐标系以固定的坐标系为母系统。

- 对于IEC标准，其定义为与机架角度为零时的固定坐标系一致。当面向机架观察时，机架角度沿顺时针旋转的方向逐渐增加。



- 对于Non-IEC 机架刻度（Varian 标准），当射束从上方进入时，机架角度为 180 度。当面向机架观察时，机架角度沿逆时针旋转的方向逐渐增加。



注意事项： 如果 LINAC 被配置为机架角度遵循 IEC 61217，则角度单位指定为 $[deg]$ 。

注意事项： 如果 LINAC 被配置为机架角度遵循 Non-IEC ("Varian Standard") Non-IEC，则角度单位指定为 $[deg \text{ Non-IEC}]$ 。

5.3.3 射束限制设备坐标系

射束限制设备坐标系被固定在机架射束限制设备中。射束限制设备坐标系以机架坐标系为其母系统。

RayPhysics 中有 3 项设置会影响该坐标系中的角度、位置和名称的行为；**Gantry and collimator coordinate system definitions**、**Field coordinate system definitions** 和 **Jaw labeling standard**。如果所有三项设置都设置为“IEC 61217”，那么这些定义就与 IEC 61217 标准中的一致。

Gantry and collimator coordinate system definitions (机架和准直器坐标系定义) 设置

Gantry and collimator coordinate system definitions 中的 RayPhysics 设置负责控制射束限制设备旋转角度的报告：

- IEC 标准中，当准直角为零时，轴线与机架系统一致。在射野方向观视图中（即从源观察），准直角被定义为逆时针方向为正方向。对于该坐标系，当托盘开口正对 Varian 治疗机器的机架时，准直角通常为 180 度。
- 非 IEC（Varian 标准）准直器坐标系相对 IEC 标准旋转了 180 度，并且准直角被定义为在射野方向观视图（BEV）（即从源观察）中，顺时针旋转为正方向。对于该坐标系，当托盘开口处正对着 Varian 治疗机器的机架时，准直角度通常为 零度。

注意事 如果 LINAC 被配置为准直器角度遵循 IEC 61217，则角度单位指定为
项： [deg]。

注意事 如果 LINAC 被配置为准直器角度遵循 Non-IEC 标准，则角度单位指定为
项： [deg Non-IEC]。

Field coordinate system definitions (射野坐标系定义) 设置

Field coordinate system definitions 中的 RayPhysics 设置负责定义如何报告和定义准直光栏和多叶准直器叶片位置。以下描述使用依据 IEC 61217 标准的准直光栏命名规范。

注意事 如果直线加速器配置使用 IEC 61217 作为射野坐标系，则准直光栏和
项： 叶片位置的单位指定为厘米。

注意事 如果 LINAC 被配置为照射野坐标系遵循 Non-IEC，则准直光栏和叶片位
项： 置的单位指定为 [cm Non-IEC]。

准直器位置符合国际电工委员会 61217

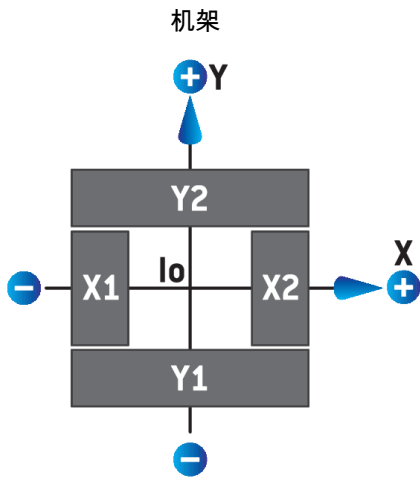


图 5. 射野方向观视图中的准直器位置符合IEC 61217 标准。

准直器位置遵循 IEC 61217 标准，对于从源点观察时 [IEC] 准直器角度为零的射束，下表中描述了准直器位置。

当...的边缘	定位至...	等中心轴，其位置读数 值为.....
X1、X2 (准直光栏或多 叶准直器 X 叶片)	右	正
X1、X2 (准直光栏或多 叶准直器 X 叶片)	左	负
Y1、Y2 (准直光栏或多 叶准直器 Y 的叶片)	机架侧	正
Y1、Y2 (准直光栏或多 叶准直器 Y 的叶片)	非机架侧	负

准直器位置符合 Non-IEC (Varian 标准)

对于 Non-IEC，未超过中心线的准直光栏和多叶准直器叶片的坐标报告为正坐标。即，超过中心线则报告为负坐标。

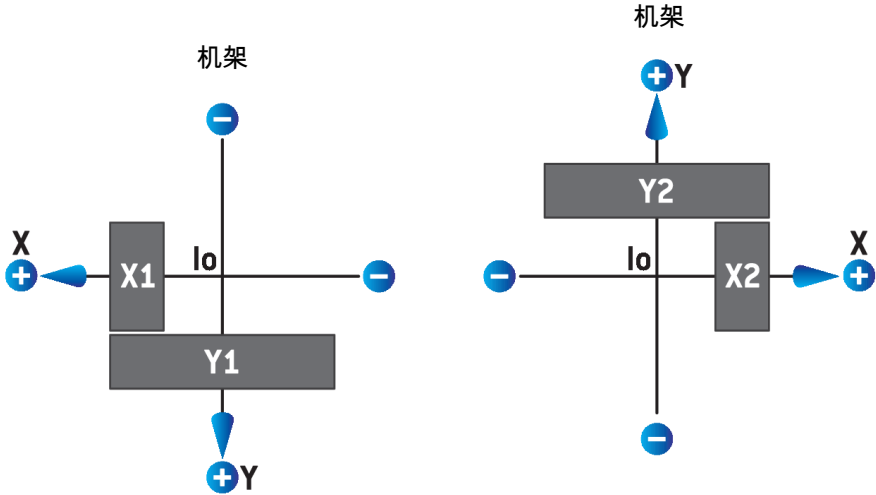


图 6. 射野方向视图中的准直器位置符合非IEC (Varian 标准)。需要注意的是，RayStation中射野方向观视图显示的坐标始终使用IEC 61217 坐标系。

准直器位置遵从 Non-IEC (Varian 标准)，对于准直器角度为 0(IEC) 的射束，下表中描述了从源点观察时。

当...的边缘	定位至...	等中心轴，其位置读数值为.....
X1 (准直光栏或多叶准直器 X 叶片)	右	负
X1 (准直光栏或多叶准直器 X 叶片)	左	正
X2 (准直光栏或多叶准直器 X 叶片)	右	正
X2 (准直光栏或多叶准直器 X 叶片)	左	负
Y1 (准直光栏或多叶准直器 Y 的叶片)	机架侧	负
Y1 (准直光栏或多叶准直器 Y 的叶片)	非机架侧	正

当...的边缘	定位至...	等中心轴，其位置读数值为.....
Y2 (准直光栏或多叶准直器Y的叶片)	机架侧	正
Y2 (准直光栏或多叶准直器Y的叶片)	非机架侧	负

Jaw labeling standard (准直光栏标记标准) 设置

Jaw labeling standard 中的 RayPhysics 设置已在 第136页, 5.4部分小节“准直光栏和多叶准直器标记标准”中说明。

5.3.4 楔形板坐标系

楔形过滤器坐标系随着楔形板旋转，而且楔形板从脚跟到趾部指向的方向为 y 轴的正方向。楔形过滤器坐标系以射束限制设备坐标系为其母系统。在 RayPhysics及主 RayStation v2026 应用程序中，楔形板坐标系被确定为与选中的准直器坐标系 (IEC 61217 或非 IEC 标准) 重合，这时楔形板的定向为零度角。

- 对于准直器坐标系统 IEC 61217，当脚趾指向支架准直器角度为零时，边缘方向为零度。
- 对于准直器坐标系统 Non-IEC，当脚趾指向机架的反方向，楔形板方向为零度 Non-IEC。

由于逆时针旋转，楔形板的朝向角度逐渐增大。

- 注意事
项：

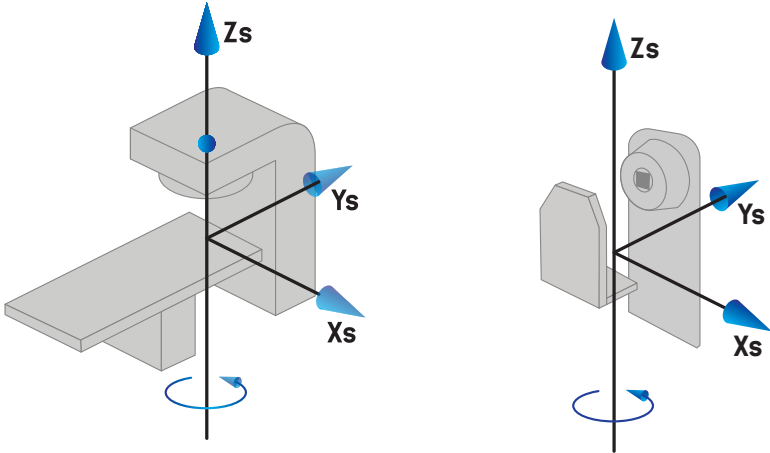
如果直线加速器被配置为准直角遵循IEC 61217标准，那么楔形定向角的单位被定为 $[deg]$ 。
- 注意事
项：

如果直线加速器被配置为将准直器角度当作非IEC使用，则楔形定向角度单位指定为 $[deg Non-IEC]$ 。

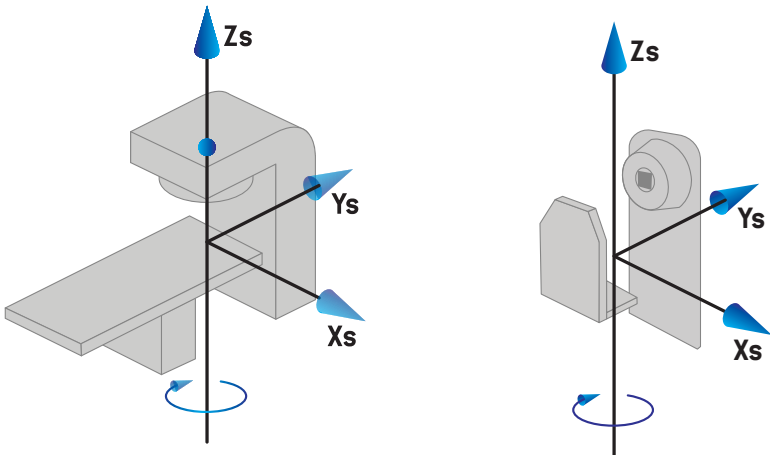
5.3.5 患者支持坐标系

患者支持坐标系随着绕着垂直轴 Z_s 旋转的患者支持件的一部分而旋转。患者支持坐标系以固定坐标系为其母系统。

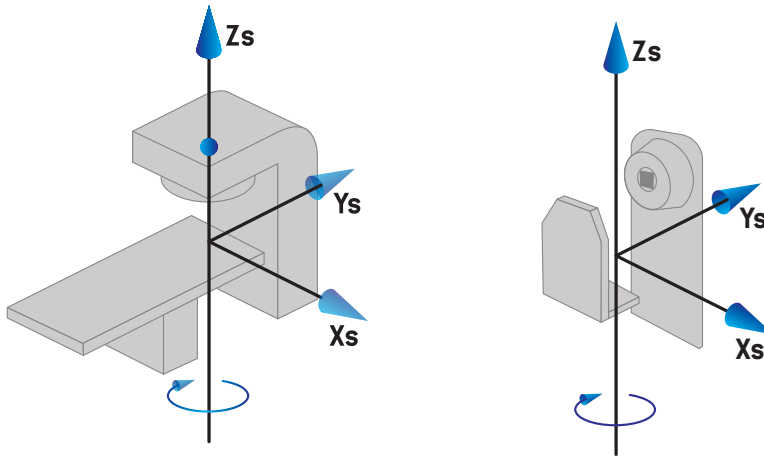
- 根据IEC标准，当治疗床/椅角度为零时，患者支撑系统与固定坐标系重合。正旋转方向定义为自上而下观察时的逆时针方向。



- 对于非IEC 1 (Varian IEC) 机器标度，当治疗床/椅角度为零时，患者支撑系统与固定坐标系重合。正旋转方向定义为自上而下观察时的顺时针方向。



- 对于非IEC 2 (Varian标准) 机器标度，当IEC治疗床/椅角度为零度时，治疗床角度为180度。正旋转方向定义为自上而下观察时的顺时针方向。



注意事项： 如果 LINAC 被配置为治疗床角度遵循 IEC 61217，则角度单位指定为 $[deg]$ 。

注意事项： 如果直线加速器被配置为治疗床角度使用非 IEC1 (“Varian IEC”)，则该角度的单位在用户界面为 $[deg \text{ Non-IEC}]$ ，而在计划报告中为 $[deg \text{ Non-IEC CW}]$ 。

注意事项： 如果直线加速器被配置为使用非 IEC 2 标准 (“Varian 标准”) 的治疗床角度，该角度在用户界面的单位为 $[deg \text{ Non-IEC}]$ ，而在计划报告中单位为 $[deg \text{ Non-IEC CW}]$ 。

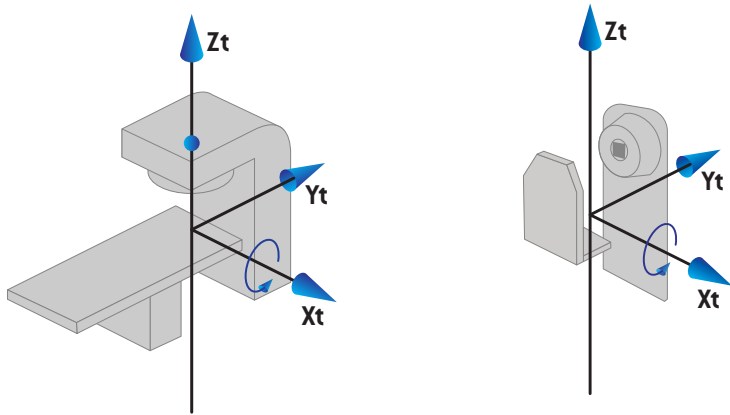
5.3.6 治疗床面离心坐标系

在 RayStation 中，只支持离心的治疗床面旋转角度为零度和平移距离为零，正因如此，治疗床面离心坐标系才会总是同患者支持坐标系重合。治疗床离心坐标系以患者支持坐标系为母系统。

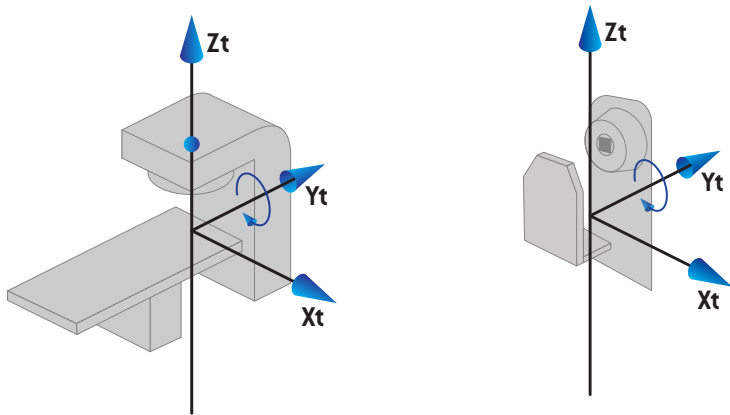
5.3.7 治疗床面坐标系

在 RayStation 中，桌面坐标系以桌面偏心坐标系作为其母坐标系。俯仰角和侧倾角始终使用 IEC 标准表示。随后的旋转按俯仰角和侧倾角的顺序定义。

- 治疗床面俯仰角度定义为绕轴 X_t 旋转。俯仰角度的增加对应于治疗床面顺时针旋转，角度为从治疗床面坐标系原点沿正 X_t 轴看。



- 治疗床面滚转角度定义为绕轴 Y_t 旋转。滚转角度的增加对应于治疗床面顺时针旋转，角度为从治疗床面坐标系原点沿正 Y_t 轴看。



5.3.8 x射线图像接收坐标系

在RayStation中，x射线图像接收坐标系（即“r”系统）用于描述EPID设备的位置。x射线图像接收坐标系固定在EPID中，其原点位于EPID的中心。

x射线图像接收坐标系以机架坐标系为母系统。对于RayStation中的EPID图像，仅允许对x射线图像接收坐标系进行平移，不允许旋转。在x射线图像接收坐标系的零位，坐标轴与机架系统重合，其原点位于等中心。源图像接收器距离（SID）是沿辐射束轴从源到探测器平面的距离。x射线图像接收坐标系的Z坐标（ Z_r ）等于源到等中心的距离减去SID。如果EPID设备到源的距离大于等中心到源的距离，则 Z_r 将为负值。

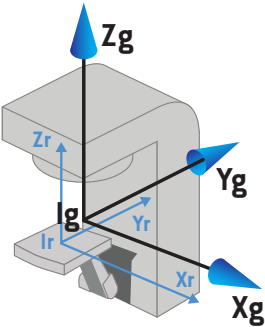


图 7. x射线图像接收坐标系与机架系统的关系。

5.3.9 CyberKnife 辐射源坐标系

CyberKnife 辐射源坐标系随 CyberKnife 辐射机头移动，在辐射源中有起点。CyberKnife 辐射源坐标系存在固定坐标系为母系统。针对 CyberKnife 治疗，CyberKnife 辐射源坐标系是射束限制设备坐标系的母系统。

一组的六个值定义了 CyberKnife 辐射源坐标系与其母系统的关系。这六个值是源位置坐标 (C_x 、 C_y 、 C_z) 和旋转角度 (偏航、翻滚角、俯仰角)。

源位置

源位置 (C_x 、 C_y 、 C_z) 确定了辐射源坐标系 CyberKnife 原点在固定坐标系中的位置。

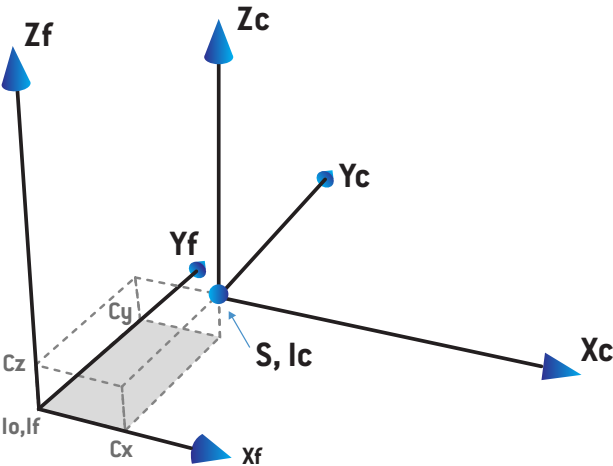
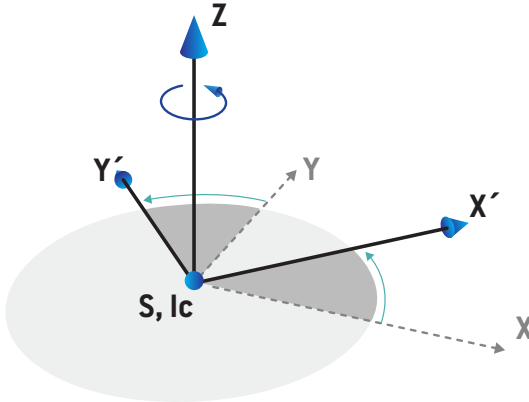


图 8. 基于 lo = 等中心、 S = 源、 c = CyberKnife 辐射源坐标系、 f = 固定坐标系的源位置的插图。

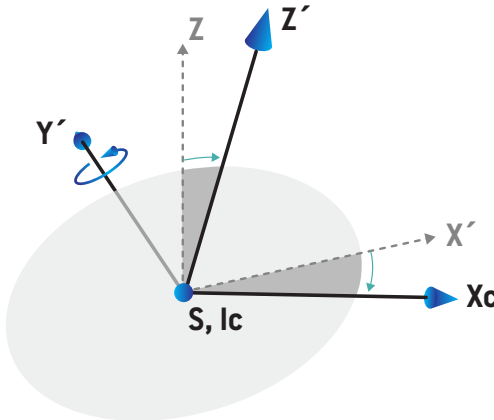
旋转

偏航、滚动和俯仰三种旋转确定 CyberKnife 辐射源坐标系相对于其自身参考方向的方向。在参考方向中，角度偏航、滚动和俯仰均为 0，而轴 X_c 、 Y_c 和 Z_c 分别与 X_f 、 Y_f 和 Z_f 平行。旋转顺序依次为偏航、滚动、俯仰。滚动和俯仰是有关前一个或两个旋转的轴的旋转。

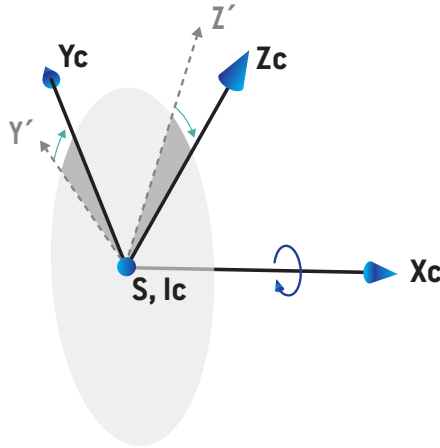
- **偏航** 指 X 和 Y 围绕 Z 旋转。从正 Z 轴的一个点朝原点观察，逆时针旋转，偏航角逐渐增加。 X 、 Y 和 Z 是参考方向的轴。 X' 、 Y' 和 Z 是偏航旋转产生的轴。



- **滚动** 指 Z 和 X' 围绕 Y' 旋转。从正 Y' 的一个点轴朝原点观察，逆时针旋转，滚动角度逐渐增加。 X_c 、 Y' 和 Z' 是偏航旋转产生的轴，随后是滚动旋转。



- **俯仰** 指 Y' 和 Z' 围绕 X_c 旋转。从正 X_c 轴上的点朝原点观察，逆时针旋转，俯仰角度逐渐增加。 X_c 、 Y_c 和 Z_c 是所有三种旋转后产生的最终轴；三种旋转先是偏航，其次是滚动，然后是俯仰。



5.3.10 万向节坐标系

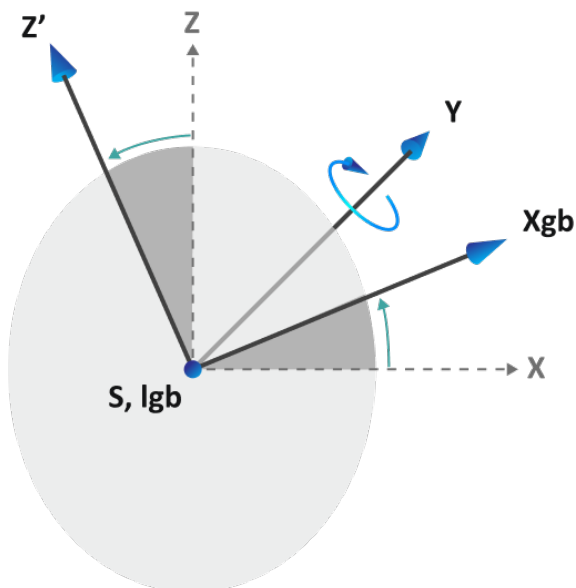
万向节坐标系随万向节移动，其原点位于辐射源。万向节坐标系以机架坐标系为母系。如果通过万向节进行治疗，则将万向节坐标系作为限束器坐标系的母系。

使用一组共四个值定义相对于其母系的万向节坐标系。这四个值分别源轴距、万向节旋转中心至放射源距离以及万向节角度（平移和倾斜）。

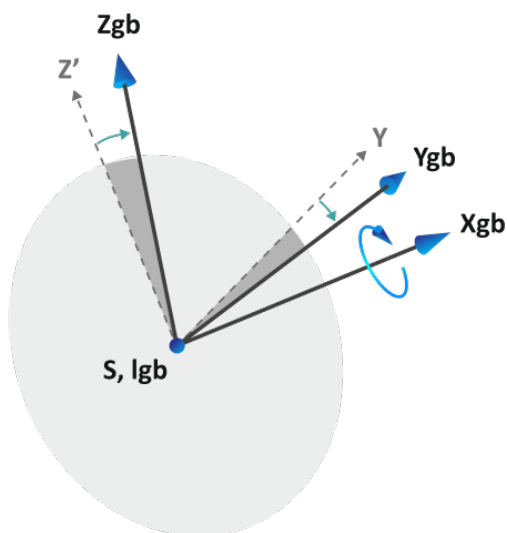
旋转

平移旋转和倾斜旋转定义了万向节坐标系相对于自身参考方位的方向。在参考方位，平移角和倾斜角均为0，且 X 轴、 Y 轴和 Z 轴分别平行于 X_g 、 Y_g 和 Z_g 。旋转顺序为先平移旋转后倾斜旋转，倾斜即围绕平移旋转所产生的轴旋转。

- **平移**即X轴和Z轴围绕Y轴旋转。从Y轴正半轴上朝向原点的某一点观察，顺时针旋转时平移角逐渐增大。X轴、Y轴和Z轴是参考方位轴。Xgb轴、Y轴和Z'轴是平移旋转所产生的轴。



- **倾斜**即Y轴和Z'轴围绕Xgb轴旋转。从Xgb轴正半轴上朝向原点的某一点观察，顺时针旋转时倾斜角逐渐增大。Xgb轴、Ygb轴和Zgb轴是倾斜旋转（先）和平移旋转（后）所产生的轴。



源位置

万向节坐标系的原点位于辐射源。原点位置定义为上述旋转产生的轴的两次平移操作。 X_{gb} 轴、 Y_{gb} 轴和 Z_{gb} 轴。

- 第一次平移是沿 Z_g 轴到万向节旋转中心的平移。平移距离等于源轴距减去万向节旋转中心至放射源距离。
- 第二次平移是沿 Z_{gb} 轴到辐射源的平移。平移距离等于万向节旋转中心至放射源距离。

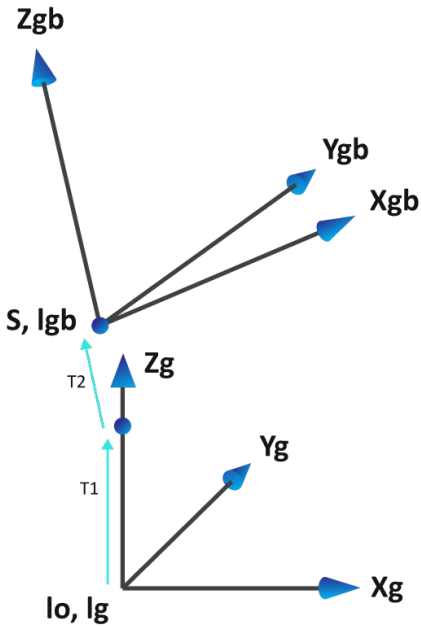


图 9. 源位置示意图，其中 I_o = 等中心， S = 放射源， g_b = 万向节坐标系， g = 机架坐标系， T_1 = 第一次平移， T_2 = 第二次平移。

5.3.11 RayPhysics 中的剂量曲线坐标系

Beam commissioning 模块具有与 IEC 机架坐标系对应的剂量曲线坐标系，该坐标系经过平移，使其原点位于水体模表面处的中心轴上。 x 轴与横向线轴对齐。 y 轴与纵向线轴对齐，正方向指向机架。负 z 方向（从源指向等中心）与深度方向对齐。对于 Beam commissioning 模块中的剂量曲线，机架角度和准直器角度始终假定为零度。该模型在 xz 平面和 yz 平面完全反射对称，而测量结果有时可能轻微不对称。

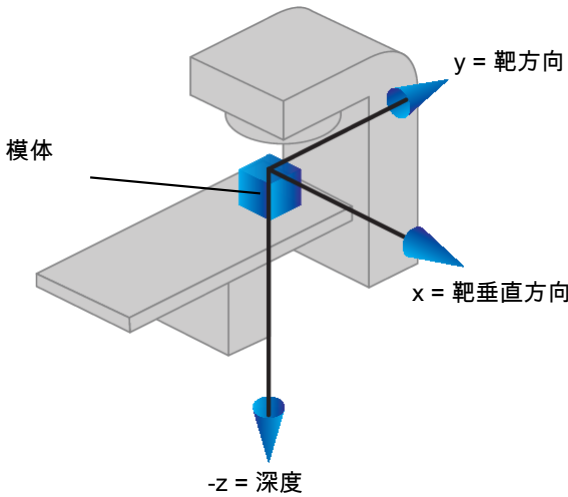


图 10. 剂量曲线坐标系。

5.3.12 摆位成像仪坐标系

RayStation 的摆位成像仪见 X 射线图像接收坐标系描述。相对于摆位成像仪固定。X 射线图像接收坐标系相对于 IEC 固定坐标系的方向通过三个旋转描述。

第一个旋转是固定坐标系 y 轴的机架旋转，如第 121 页, 5.3.2 部分小节“机架坐标系中描述。

注意事 旋转并非一定是治疗机架的旋转，也可能是固定坐标系 y 轴的旋转。
项： 摆位成像仪仅支持 IEC 机架旋转。

第二个坐标系，即机架俯仰坐标系（图 11），将机架坐标系作为其母系统，是围绕机架坐标系 x 轴的旋转。当机架俯仰角为零时，机架俯仰坐标系与机架坐标系重合。当沿着机架坐标系的正 x 轴从原点观察时，正旋转方向是顺时针的。 S_r 是成像器辐射源。

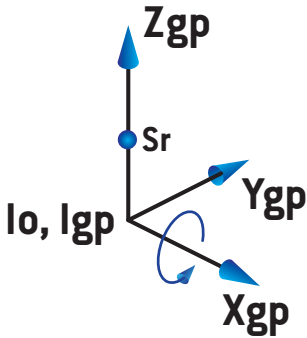


图 11. 机架螺距坐标系。

X 射线图像接收坐标系 (图 12) 将机架俯仰坐标系作为其母系统，是围绕机架俯仰坐标系 z 轴的旋转。当 X 射线影像接收角度为零时，X 射线影像接收坐标系与机架俯仰坐标系重合。当从正 z 轴上朝向原点的点观察时，正旋转方向为逆时针方向。Sr 是成像器辐射源。

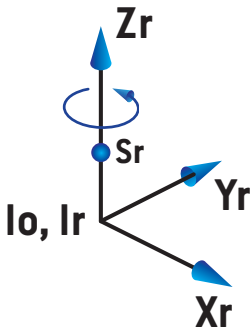


图 12. X 射线图像接收坐标系。

摆位成像系统和摆位成像仪

RayStation 摆位成像系统由一个或多个摆位成像仪组成。每个摆位成像仪都是具有相关图像接收器的图像辐射源。摆位成像仪可以运用机载或固定在治疗室内。

机架安装式摆位成像仪

机架安装的成像仪随机架（治疗机架或成像机架）移动。安装在机架上的成像仪具备机架角度偏移。

机架安装式成像器只有机架旋转，即 X 射线图像接收坐标系与机架坐标系重合。机架旋转由射束或摆位野的机架角加上成像器机架角偏移达成。

固定摆位成像仪

固定成像仪固定在治疗室中。固定成像仪可具有所有三种旋转，即机架旋转、机架俯仰旋转和X射线图像接收器旋转。

5.4 准直光栏和多叶准直器标记标准

在RayStation v2026中，准直光栏可根据IEC 61217或IEC 601-2-1标准进行标记。本节中的描述采用了IEC 61217标准Field coordinate system definitions（射野坐标系定义）设置。

5.4.1 IEC 61217 准直光栏标记标准

在IEC 61217，Y2 接近机架，Y1 远离机架，X1 在左边，X2 在右边，在IEC 61217 坐标系统中机架和准直器角度为零。

来自机架上方的照射

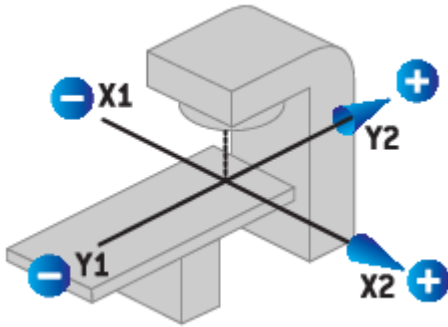


图 13. 准直光栏和多叶准直器标记 (IEC 61217)

5.4.2 IEC 601 准直光栏标记标准

在 IEC 601 中，观测者面向机架角时，X1 靠近机架，X2 远离机架，Y2 在左，Y1 在右，在 IEC 61217 坐标系统中机架和准直器角度为零。

来自机架上方的照射

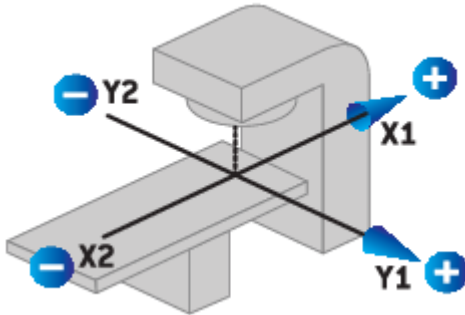


图 14. 准直光栏和多叶准直器坐标标签 (IEC 601)。

注意事项： 准直光栏标记标准设置只会影响 *RayStation* 中准直器和 *RayPhysics* 中设备属性工作区的名称。请注意，该坐标轴仍然依据 *IEC 61217* 标准标记，例如 *RayPhysics* 中射束模型工作区的剂量曲线标签和参数。

6 系统完整性和安全性

本章介绍与系统完整性和安全性有关的流程。

用户无需编辑、添加或删除部分系统数据。所有修改均应由经过专门培训的维修人员执行。维修人员可以根据当地的 IT 策略协助调整系统。有关如何设置和维护所需的和建议的安全控制措施的指南RayStation，请参阅RSL-P-RS-CSG, RayStation Cyber Security Guidelines。

如果RaySearch检测到安全漏洞，可能会发出系统安全警报。可在RayCommunity（RaySearch用户在线社区）查询安全警报。

在本章中，
本章包含以下几个部分：

6.1	网络安全控制示意图	p. 140
6.2	网络安全预防措施	p. 142
6.3	防止非法使用	p. 146
6.4	取证证据采集与安全事件日志记录	p. 147
6.5	备份惯例和数据库维护	p. 148
6.6	系统配置的保留和恢复	p. 149
6.7	数据库访问权限	p. 150
6.8	ECC RAM	p. 150
6.9	系统停用	p. 150

6.1 网络安全控制示意图

下图展示了RayStation v2026中实施的分层网络安全控制。该设计结合了基于Active Directory/Kerberos的身份验证、基于角色的授权、加密通信、静态数据保护、审计日志记录、基于校验和的完整性验证以及签名软件更新机制。它将RayStation应用程序控制与互补的Health Delivery Organization (HDO) 职责加以区分，后者包括操作系统补丁、物理安全、网络分段和基础设施加固 (参见 *RSL-P-RS-CSG, RayStation Cyber Security Guidelines*) 。这些控制旨在降低与未经授权的访问、数据篡改、凭据泄露、网络拦截和不安全软件修改相关的风险。这些机制共同在RayStation系统边界及其支持的临床IT环境中提供纵深防御。

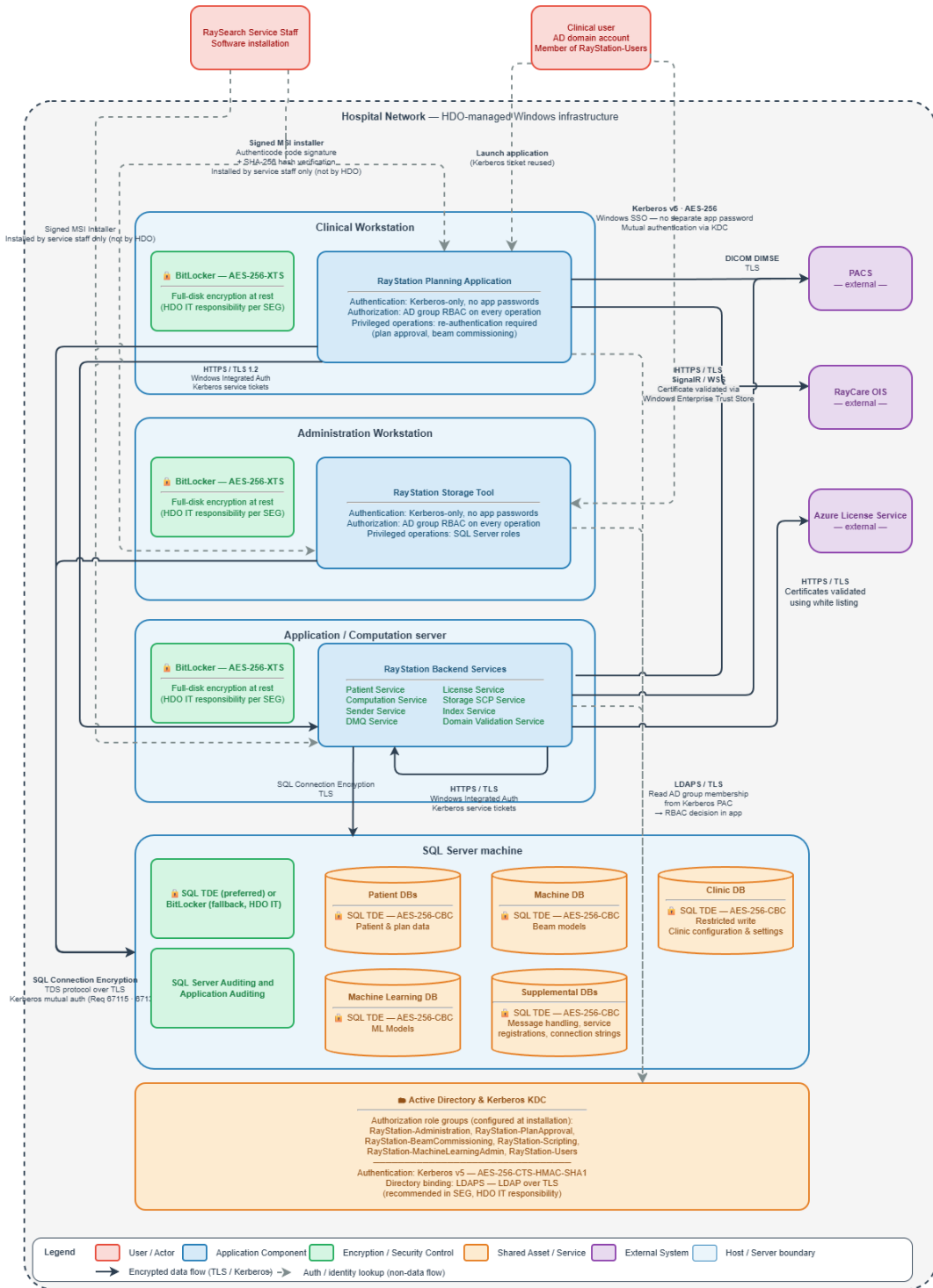


图 15. 安全控制架构。

6.2 网络安全预防措施

RayStation是安装在诊所IT基础设施中的软件医疗器械，因此，必须遵循下列网络安全预防措施，以保护该设备及所连接的诊所IT基础设施免受网络攻击。文档RSL-P-RS-CSG, *RayStation Cyber Security Guidelines*提供了有关相关网络安全框架的一般性建议，可帮助诊所IT在其环境中安全地实施RayStation。RSL-P-RS-CSG, *RayStation Cyber Security Guidelines*包含有关良好网络设计、系统和网络加固以及预期由诊所实施的安全工具的一般性建议。端点检测与响应（EDR）、文件完整性监测和HTTPS加密（内置支持）等部分安全控制被视为基本网络安全卫生要求，应始终实施；而网络设计和系统加固则因诊所而异，需根据其自身的IT政策执行。网络安全预防措施由RaySearch Service与诊所协作实施。此外，由于各安装环境的诊所IT环境各不相同，RSL-P-RS-CSG, *RayStation Cyber Security Guidelines*可以提供一般性指导，帮助诊所IT利用其现有工具和程序实施成熟的安全原则，例如Defense-in-Depth（DiD）、Principle of Least Privilege（PoLP）、隔离（虚拟化和网络分段）以及攻击面缩减，以降低被入侵风险。

下列网络安全预防措施说明了产品的操作方式，以及诊所IT为安全使用该设备必须启用哪些安全功能。不遵循这些预防措施可能导致安全态势弱化、无法满足法规合规要求（HIPAA等），以及网络安全事件风险增加，从而造成治疗延迟、私密或机密信息丢失或勒索软件攻击。

6.2.1 关于设备安装和更新不当的预防说明

RayStation的安装、卸载、更新或其他修改只能由已完成安装认证的授权RaySearch Service人员执行。只有在特殊情况下才允许由客户主导安装，且客户必须已成功完成RayStation安装培训并事先获得RaySearch Service的书面审批。在初始安装期间，RaySearch Service人员将软件制品交付到诊所IT环境中。在此过程中，RaySearch Service人员将验证产品制品及其相关组件（即所需且受支持的NVIDIA驱动程序等）的完整性和真实性。此外，用户不得更新产品任何所需组件，例如NVIDIA驱动程序至更新/更旧版本，而未事先联系RaySearch Service以确认所用组件版本与所安装医疗器械版本兼容且可安全使用。

软件可用性按区域管理，适应不同地区在监管审批和市场准入时间上的差异。区域团队会通过结构化的沟通方式，向用户告知软件的可用性。这包括主动接触以了解客户的升级计划，并在相关软件版本可用时提前通知。

6.2.2 关于设备安全配置不当的预防说明

RayStation内置了多项安全控制措施，应启用这些措施以最大限度降低网络安全被入侵的风险。根据诊所IT现有的基础设施支持（例如Active Directory配置、网络配置等）以及RayStation医疗设备将要集成的外部系统，诊所IT应与RaySearch Service共同确保在诊所IT环境中启用所有可能的安全控制措施。

如果因任何原因无法启用某些安全控制，负责部署该设备的诊所IT应在降低的安全状态下进行部署，并遵循RSL-P-RS-CSG, *RayStation Cyber Security Guidelines*中的建议。

缺少RayStation安全控制配置的预防说明

对于临床环境，应与诊所IT协作实施以下RayStation安全控制措施。

**慎重**

未实施所列安全控制可能使RayStation或所连接的诊所IT基础设施易受网络攻击，进而可能导致机密性、完整性和隐私性丧失。

设备功能：RayStation v2026旨在通过使用以下安全控制来保护系统的Confidentially、Integrity和Availability（CIA）：

- Microsoft Transparent Data Encryption（TDE）。对RayStation数据库的静态SQL数据进行加密。*
- Microsoft SQL Server连接加密。对与SQL数据库之间的传输中数据进行加密。*
- RayStation Blob存储加密。使用RayStation内置的blob对象级加密，或使用Microsoft加密的CIFS（如可用），对带外文件流blob的传输中数据进行加密。*
- Microsoft Active Directory连接加密（LDAPs或Kerberos签名/封装）。对与Active Directory之间的传输中数据进行加密。*
- RayStation Service平台HTTPS加密。对与RayStation客户端和RayStation后端服务之间的传输中数据进行加密。**
- Windows TLS配置/加固。确保SSL/TLS通信仅使用当前被视为安全的密码套件，即当前采用TLS 1.3版。**
- Microsoft SQL Server审计。对SQL Server中选定的表启用安全审计，以确保RaySearch Service在安装过程中所执行操作的可追溯性。*
- 全盘加密。诊所IT可以选择设置全盘加密（例如Microsoft BitLocker），以保护RayStation客户端工作站和RayStation后端服务上的静态数据；如果使用Microsoft Transparent Data Encryption（TDE）（见上文），则此项为可选但建议启用；SQL Server必须启用此项的前提是，诊所无法使用Microsoft Transparent Data Encryption（TDE）（例如由于许可原因）。

* 使用RayStation Storage工具创建数据库时启用

** 安装期间启用

关于网络过滤和分段不当的预防说明

为确保RayStation安全可靠地运行，诊所IT环境必须实施适当的网络过滤（例如防火墙规则）和网络分段（例如VLAN或隔离子网），有关如何实施的示例可参见RSL-P-RS-CSG, *RayStation Cyber Security Guidelines*。

若未落实这些控制措施，设备可能面临以下风险：

- 来自网络上其他系统的未授权访问
- 恶意软件或勒索软件的传播
- 患者数据或设备功能可能受损

- 不符合医疗网络安全标准和法规

安装要求：

RayStation仅由RaySearch Service安装，安装前诊所IT团队必须与RaySearch Service团队协调以：

- 识别并仅开放设备通信所必需的网络端口（TCP/UDP）。根据目标环境的要求，确保仅允许必要的入站/出站流量。
- 确保设备置于具有受限访问权限的分段网络区域中。
- 应用防火墙规则，将进出RayStation工作站和RayStation后端服务器的流量限制为可信来源和协议。
- 记录所有端口配置和例外情况，以便日后进行审计和合规检查（由RaySearch Service执行）。

未加密的DICOM



慎重

RayStation在使用DIMSE服务C-STORE、C-MOVE或C-FIND时支持TLS加密。*RSL-D-RS-v2026-DCS, RayStation v2026 DICOM Conformance Statement*对此进行了说明。此功能默认激活，但仍可将其停用，并使用未加密的DIMSE服务与旧系统实现互操作。用户负责在DICOM通信中实施和维护适当的网络安全。

如果不使用TLS加密，诊所IT务必遵循关于网络过滤和分段不当的预防说明第143页中所述的步骤，以限制对RayStation医疗器械安装的网络访问，同时遵循*RSL-P-RS-CSG, RayStation Cyber Security Guidelines*中所述的一般安全指南。

6.2.3 关于监测和安全事件响应的预防说明

为维持安全且有弹性的运行环境，医疗器械必须部署充分的监测能力，且临床IT基础设施必须支持检测和响应与安全相关的事件。

监测缺失或不足可能导致：

- 未能及时检测到未授权访问或配置错误
- 数据泄露或运行中断的风险增加
- 不符合医疗网络安全标准和法规

设备功能：RayStation医疗器械通过依赖操作系统提供的日志记录和审计机制，旨在检测并支持对异常情况的调查。

- RayStation与Windows Event Logging集成以记录相关的安全事件。操作系统会记录这些事件及其相关元数据，例如时间戳、来源信息和事件类型，可用于支持取证分析和故障排除。

- RayStation审计日志：所有涉及“何人、何时、执行何操作”的变更，均会记录到专用的受保护SQL Server审计表中。SQL Server已启用权限和SQL Server Auditing，以确保该表不会被更改、编辑或发生未被察觉的改动。

诊所IT职责：

- 确保收集并检测到相关安全事件：诊所IT应针对关键安全事件建立相应系统，包括：
 - 防病毒/恶意软件通知，以防止对客户端和服务端上的RayStation应用程序和数据进行未经授权的更改。
 - 对Windows系统文件或RayStation程序目录的未经授权的更改（例如修改可执行文件或配置文件），可通过文件完整性监测或Endpoint Detection and Response（EDR）解决方案检测。
 - 网络异常
 - 登录尝试（成功和失败）
 - 异常流量（例如向未知或未授权的实体发送请求）
- 确保根据贵组织的安全政策保留并定期审查系统日志。
- 如果贵组织运行Security Information and Event Management（SIEM）系统，请配置RayStation主机以将Windows Event日志转发到该平台。如果未部署SIEM，请确保通过标准IT监测流程收集并审查Windows Event日志（来自RayStation主机）。
- 及时响应监测工具（例如防病毒软件、EDR）发出的安全警报，并调查相关Windows Event日志（来自RayStation主机），以识别和补救安全事件。

6.2.4 关于使用支持已停止设备的预防说明

医疗器械一旦达到停止支持期（EOS），将不再获得RaySearch提供的网络安全更新或技术支持。这意味着该设备可能越来越容易受到新出现的网络威胁的影响，包括未经授权的访问、数据泄露和运行中断。

使用EOS设备的主要风险：

- 不提供针对新发现漏洞的安全补丁
- 恶意软件、勒索软件和基于网络的攻击的风险增加
- 可能不符合网络安全和数据保护法规
- 故障排除或事件响应支持有限或缺失

诊所IT职责：

是否继续使用已停止支持的设备，由诊所自行决定。如RaySearch Service团队所述，设备一旦达到EOS状态，相关责任和风险将完全转移给诊所。这包括：

- 确保设备在网络中被隔离或受到保护
- 监测异常行为或安全事件

- 在可行的情况下实施补偿性控制措施
- 记录持续使用的情况及相关风险接受情况

6.3 防止非法使用

下表列出了 RayStation v2026 中的各种保护类型。

保护区域	RayStation安全控制	诊所IT职责
用户访问控制	通过操作系统登录，只有经过身份验证的用户才能访问RayStation。只有经组织授予访问权限的用户才能启动并使用本系统。	确保RayStation在受管理用户账户环境中运行，且仅向经授权的人员授予用户账户。所有操作系统用户账户必须受密码保护，以防止非法访问系统和数据库。
基于角色的授权	RayStation根据用户角色限制可用功能。只有具有适当授权的用户才能执行审批计划、修改系统设置或调试机器等敏感操作。	根据临床职责和当地程序分配并维护适当的用户角色。
防止权限提升	RayStation的常规临床使用无需管理员权限。用户在正常运行期间无法修改已安装的软件或系统配置。 允许对RayStation数据库进行管理访问的工具仅限授权的管理用户使用，并且在常规临床运行期间不可用。	防止用户使用本地管理员账户操作RayStation。
配置和临床数据的保护	安全关键配置与临床数据只能通过经授权的系统功能进行修改。系统访问控制可防止未经授权的更改。	对无人值守会话的未经授权物理访问，需要由用户组织进行评估。建议使用会话超时功能，用户可以通过Windows Active Directory的功能进行设置。 确保对系统配置和数据管理的访问仅限于授权人员。

保护区域	RayStation安全控制	诊所IT职责
操作的可审计性	影响临床数据和系统配置的用户操作均可追溯。这有助于检测未经授权或无意的更改。	确保按照组织的安全政策保留、保护并审查审计日志。建议与集中式日志管理或SIEM集成。
系统软件的保护	RayStation软件使用受控的安装程序进行安装和更新。可防止手动修改已安装的系统文件。	对于包括整个计算机网络（如果存在）在内的所有部分的系统部分，启用一流的病毒保护功能。这应包括自动更新或保持最新的保护功能。 RayStation v2026 使用基于硬件的许可保护来禁止制作可以使用的系统副本。 RayStation v2026 应按照手册中的描述访问和修改程序代码及数据。不要篡改程序代码或数据！
网络和系统环境控制	RayStation依赖操作系统和网络安全机制，防止来自周围IT环境的未经授权访问。	未经授权的网络访问风险需要由用户组织进行评估。建议采用安全最佳实践来保护环境的完整性，例如在网络上使用防火墙并定期对计算机进行安全修补。请参见RSL-P-RS-CSG, RayStation Cyber Security Guidelines中关于网络分段的章节。

6.4 取证证据采集与安全事件日志记录

RayStation支持使用客户IT环境内的操作系统级、数据库级和应用程序级日志来采集和保存取证证据。这些日志可用于支持对可疑网络安全事件、未经授权的访问或系统滥用的调查。

安全相关事件主要通过以下方式记录：

- RayStation客户端和服务端上的Windows操作系统安全和事件日志
- Microsoft SQL Server审计日志，与对RayStation数据库的访问相关
- RayStation服务生成的应用程序日志和审计日志

这些日志文件根据系统和客户配置存储在RayStation服务器和工作站上。可以使用客户管理的日志记录基础设施，将日志集中收集并存储在指定的日志服务器上。

日志的保留、轮换和回收通过标准Windows Event Log和SQL Server审计日志机制进行管理。事件日志大小、保留时长和覆盖行为（例如按需覆盖）由系统配置和客户设置的政策决定。日志数据可以保留在安全的外部日志服务器上，以支持事件调查和取证分析。

日志以底层Windows和SQL Server平台支持的标准机器可读格式生成。日志条目包含带时间戳的信息；具体格式和详细程度取决于所使用的操作系统、数据库配置以及日志记录工具。

授权人员可以审查、导出或收集日志，用于安全监测、事件调查或合规目的。在客户的IT环境支持的情况下，日志可以与外部自动化分析或监测解决方案（例如入侵检测系统（IDS）或Security Information and Event Management（SIEM）平台）集成。RayStation未内置集中式安全监测或SIEM功能。

日志记录配置、保留期限、归档策略以及自动化分析工具的任何集成，均由客户的IT安全政策和基础设施决定，并应符合适用的法规要求和最佳实践。其他特定环境的配置指导参见RSL-P-RS-CSG, *RayStation Cyber Security Guidelines*。

6.5 备份惯例和数据库维护

RayStation旨在支持在系统中断、硬件故障或网络安全相关事件后继续安全运行并恢复。该系统依赖操作系统和数据库服务等标准平台机制，以将临床数据和系统功能恢复到已知的可信状态。

为确保关键功能的可用性和恢复，RayStation依赖使用用户组织提供的外部备份解决方案对系统数据进行定期备份。RayStation不会自主执行备份。在安装过程中，RaySearch Service协助配置备份例程。应用数据库经配置，可在发生硬件故障、软件故障或其他运行中断时实现可靠恢复。可以从备份恢复系统数据，使系统返回到先前已验证的状态。可以与RaySearch Service合作执行恢复测试，以验证备份是否按预期工作。

用户组织仍负责运行和维护定期备份，并确保备份数据的长期可用性。系统环境的备份和恢复要求参见RSL-D-RS-v2026-SEG, *RayStation v2026 System Environment Guidelines*。

应使用标准SQL数据库管理工具，或可与SQL Server交互并截断事务日志的外部工具，执行数据库的备份与恢复操作。所有RayStation v2026数据库设置为完整恢复模式。该选项支持频繁备份，并能最大限度降低数据库崩溃时的数据丢失风险。

RayStation不包含内部备份或降级运行模式。如果发生影响关键功能的故障，应按照用户组织的IT程序，通过从备份恢复系统数据和配置来恢复系统。

下述维护活动由诊所IT组织负责。RaySearch服务部门可在初始安装阶段或应要求提供协助，但相关活动的持续执行、监测及验证应按照诊所的当地IT程序进行。

维护类型	描述
常规备份	应安排定期备份所有RayStation数据库，并且应定期验证这些备份是否成功。 • 完全备份：我们建议在时间、空间和系统使用率允许的情况下经常执行完全备份。 • 差异备份：我们建议在时间、空间和系统使用率允许的情况下经常执行差异备份。 • 事务日志备份：我们建议按小时执行事务日志备份 - 但是，根据特定的临床需要，频率可以增加或减少。 建议每天对数据库进行场外备份。
SQL Server 操作系统维护	我们建议检查托管 SQL 数据文件的驱动器上的碎片是否需要碎片整理。若需要碎片整理，则应在维护窗口中执行此操作。
索引	由于添加、编辑及变更患者计划，数据库（特别是患者数据库）可能会变得支离破碎。我们建议在适当的时间（例如在每周一次的全面备份后立即进行），在数据库维护计划中纳入用于重组数据库的额外任务。
统计资料	想要确保查询内容是通过最新统计资料编译的，更新统计资料非常重要。我们建议将数据库设置为"AUTO_CREATE_STATISTICS ON"，并在索引重建过程中安排统计资料更新任务，以便在数据库中存储的数据发生变化时使统计资料保持最新状态。
证书与主密钥备份	SQL Server证书与主密钥对数据库加密至关重要。如果证书或主密钥丢失，数据库中的所有数据都会丢失。因此，在加密数据库之前，必须备份SQL服务器证书和主密钥。有关说明参见RSL-D-RS-v2026-SEG, RayStation v2026 System Environment Guidelines。

6.6 系统配置的保留和恢复

RayStation依赖其底层系统配置（包括操作系统设置、数据库配置和安全设置）的完整性和可用性来确保安全运行。影响RayStation的配置更改仅允许通过身份验证与授权、并具备相应管理权限的用户执行。

RayStation系统配置的保留和恢复通过标准平台机制进行管理，例如操作系统配置管理和数据库备份与恢复功能。系统配置的恢复仅由授权人员执行，并且可能需要与RaySearch Service协调，以确保兼容性和正确的系统状态。

有关建议的配置管理、配置数据保护和恢复规划的指导参见RSL-P-RS-CSG, RayStation Cyber Security Guidelines。

在某些意外中断之后，RayStation可能会尝试恢复个别患者的未保存会话数据，以支持工作流程的连续性。恢复的数据在进一步临床使用前应始终由用户审查和验证。

6.7 数据库访问权限

RayStation要求将一个或多个Active Directory组授予数据库访问权限。默认情况下，数据库权限分配给Active Directory组*RayStation-Users*。可以更改组名称，并使用RayStation Storage Tool配置其他授权组。数据库访问必须限制在专用的Active Directory组内，该组仅包含经明确授权的RayStation用户。

6.8 ECC RAM

中央处理器内存需要错误校正代码存储器 (ECC RAM)。这是一种计算机数据存储类型，它可以检测并修正最常见的内部数据损坏。

6.9 系统停用

RayStation 存储个人和健康相关数据。停用系统时，请联系 RaySearch 支持（如果需要）以确保确定此类数据的所有存储位置。

A 定义

术语	含义
BEV	射束方向视图
CBCT	锥形射束计算机断层成像
CT	计算机断层成像
DCR	数字合成放射影像
医学数字影像和通讯	传输、存储、检索、打印、处理和显示医学影像信息的国际标准
DVH	剂量体积直方图
deg	在RayStation v2026 中看到术语 deg 时，deg表示度数 [degree]。
DMLC	动态多叶片准直器
DRR	数字重建射野影像
EQD2	2 Gy分次等效剂量
EQD2 TRF	恢复校正的EQD2，其中 $EQD2\ TRF = (1 - TRF) \cdot EQD2$
EUD	等效均匀剂量
External ROI	该感兴趣区域 (ROI) 用于定义患者轮廓。定义用于剂量计算的区域、以及射束有关的组织等效物、支撑和固定类型的感兴趣区域 (ROI)。
FoR	参照标准
GUI	图形用户界面
HDO	医疗服务机构
HDR	高剂量率
IMRT	调强放射治疗
LEM	局部效应模型
LET	线性能量传输
LET _d	剂量平均 LET

术语	含义
LINAC	直线加速器，常规的放射治疗装置。
LS	线性扫描
轻离子	碳和氦离子
MBS	基于模型的子野
MCO	多标准优化
MKM	微剂量学动力学模型
MU	监测器跳数
粒子数	粒子数量。对于质子，如果机器已经将主剂量测量单位设置为粒子数，则剂量监测跳数字段被替换为粒子数（NP）
正常组织并发症	正常组织并发症几率
OAR	危及器官
P+ 或 PPLUS	无并发症肿瘤控制的概率
笔形射束扫描 (PBS)	笔形射束扫描
PHY	物理剂量
POI	感兴趣点
RBE (相对生物学效应)	相对生物学效应
RBE 剂量	RBE加权剂量在RayStation和本手册中简称为RBE剂量。
再程放疗	具有既往治疗的治疗计划
ROI	关注区域
ROI Geometry	ROI 特定图像的几何形状表示
SMLC	分割式多叶片准直器
SOBP	扩展 Bragg 峰
SSD	源皮距/源表距
SUV	标准化吸收值
SVD	奇异值分解
肿瘤控制率	肿瘤控制率
TRF	组织恢复因子
UI	用户界面

术语	含义
VMAT	容积弧形调强放射治疗



联系信息



RaySearch Laboratories AB (publ)
Eugeniavägen 18C
SE-113 68 Stockholm
Sweden

总部联系方式

P.O. Box 45169
SE-104 30 Stockholm, Sweden
电话 : +46 8 510 530 00
传真 : +46 8 510 530 30
info@raysearchlabs.com
www.raysearchlabs.com

RaySearch Americas

电话 : +1 347 477 1935

RaySearch China

电话 : +86 137 0111 5932

RaySearch India

电子邮
箱 : manish.jaiswal@raysearchlabs.com

RaySearch Singapore

电话 : +65 8181 6082

RaySearch Australia

电话 : +61 411 534 316

RaySearch France

电话 : +33 (0)1 76 53 72 02

RaySearch Japan

电话 : +81 (0)3 44 05 69 02

RaySearch UK

电话 : +44 (0)2039 076791

RaySearch Belgium

电话 : +32 475 36 80 07

RaySearch Germany

电话 : +49 (0)172 7660837

RaySearch Korea

电话 : +82 01 9492 6432