

# RAYSTATION 2024B

发行说明

2024<sup>B</sup>



RayStation

Traceback information:  
Workspace Main version a917  
Checked in 2024-06-28  
Skribenta version 5.6.017.2

## 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计划和微剂量测定动力学模型。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。深度学习分割在加拿大仅限于计算机断层成像。

**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计划和微剂量测定动力学模型。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。

## 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。

## 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© 2024，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

|          |                                 |          |
|----------|---------------------------------|----------|
| <b>1</b> | <b>简介</b>                       | <b>7</b> |
| 1.1      | 关于本文档                           | 7        |
| 1.2      | 制造商联系信息                         | 7        |
| 1.3      | 报告系统操作中的事件和错误                   | 7        |
| <b>2</b> | <b>RAYSTATION 2024B中的新功能和改进</b> | <b>9</b> |
| 2.1      | 要点                              | 9        |
| 2.2      | 自动自适应重新计划                       | 9        |
| 2.3      | 多转移灶计划                          | 9        |
| 2.4      | 深度学习分割                          | 10       |
| 2.5      | 机器学习计划                          | 11       |
| 2.6      | 常规系统改进                          | 11       |
| 2.6.1    | 报告中的截屏                          | 12       |
| 2.7      | 患者数据管理                          | 12       |
| 2.8      | 患者建模                            | 12       |
| 2.9      | 图像转换工作流程改进                      | 12       |
| 2.10     | 近距离放射治疗计划                       | 13       |
| 2.11     | 虚拟模拟                            | 13       |
| 2.12     | 3D-CRT 射束设计                     | 13       |
| 2.13     | 计划优化                            | 13       |
| 2.14     | 鲁棒性优化                           | 14       |
| 2.15     | 一般光子计划                          | 14       |
| 2.16     | TomoTherapy/Radixact计划          | 14       |
| 2.17     | CyberKnife计划                    | 14       |
| 2.18     | 质子笔形射束扫描计划                      | 14       |
| 2.19     | 轻离子笔形射束扫描计划                     | 14       |
| 2.20     | 眼束计划                            | 15       |
| 2.21     | 计划评估                            | 15       |
| 2.22     | 鲁棒性评估                           | 15       |
| 2.23     | 剂量跟踪                            | 15       |
| 2.24     | 自适应重新计划                         | 15       |
| 2.25     | 医学数字影像和通讯                       | 16       |
| 2.26     | 脚本设计                            | 16       |
| 2.27     | RayPhysics                      | 17       |
| 2.27.1   | 光子射束调试                          | 17       |
| 2.27.2   | 电子束调试                           | 17       |
| 2.27.3   | 离子束调试                           | 17       |
| 2.28     | RayStation 2024B 剂量引擎更新         | 17       |
| 2.29     | 图像转换算法更新                        | 18       |
| 2.30     | 之前已发布功能的变更行为                    | 18       |

|             |   |           |
|-------------|---|-----------|
| 2.31        | 已解决的现场安全通告 ( FSN ) .....                | 21        |
| 2.32        | 新增和重大更新的警告 .....                        | 21        |
| 2.32.1      | 新增警告 .....                              | 21        |
| 2.32.2      | 重大更新的警告 .....                           | 24        |
| <b>3</b>    | <b>已知的有关患者安全的问题 .....</b>               | <b>25</b> |
| <b>4</b>    | <b>其他已知问题 .....</b>                     | <b>27</b> |
| 4.1         | 一般信息 .....                              | 27        |
| 4.2         | 导入、导出和计划报告 .....                        | 28        |
| 4.3         | 患者建模 .....                              | 29        |
| 4.4         | 近距离放射治疗计划 .....                         | 29        |
| 4.5         | 计划设计和三维立体定向适形放射治疗 ( 3D-CRT ) 射束设计 ..... | 30        |
| 4.6         | 计划优化 .....                              | 30        |
| 4.7         | CyberKnife 计划 .....                     | 31        |
| 4.8         | 治疗实施 .....                              | 31        |
| 4.9         | 自动计划 .....                              | 31        |
| 4.10        | 生物学评估和优化 .....                          | 31        |
| 4.11        | RayPhysics .....                        | 32        |
| 4.12        | 脚本设计 .....                              | 32        |
| <b>附录 A</b> | <b>质子的有效剂量 .....</b>                    | <b>33</b> |
| A.1         | 背景 .....                                | 33        |
| A.2         | 描述 .....                                | 33        |

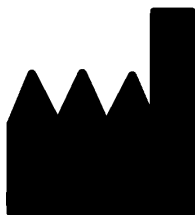
# 1 简介

## 1.1 关于本文档

本文档包含有关RayStation2024B系统的多项重要注意事项。它包含了患者安全方面的信息，并列出了新功能、已知问题和可能的解决办法。

**RayStation 2024B 的每一位用户必须熟悉这些已知的问题。**如对这些内容有任何疑问，请与制造商联系。

## 1.2 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

## 1.3 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 RAYSTATION 2024B中的新功能和改进

本章介绍RayStation 2024B与RayStation 2024A相比的新内容和改进。

### 2.1 要点

- 快速自动自适应重新计划。
- 自动图像导入。
- 更快的深度学习分割和大量新模型。
- 针对多发病灶计划的新工具。

### 2.2 自动自适应重新计划

- 针对自动自适应重新计划的新模块。
- 此模块提供有助于加快和简化重新计划的自动工作流程。
  - 图像处理增强 – 自动图像转换功能 ( 可选 ) 。
  - 分割 – 自动分割新图像集。
  - 剂量估算 – 在新图像集上对预定计划进行自动剂量计算，以评估未经调整的剂量结果。
  - 调整 - 基于新图像集的自动调整。
  - 批准 - 批准转换后的图像集、结构集和计划。
- 所有步骤均可根据临床适应症进行配置。计划生成协议用于指定图像处理增强、分割、剂量估算评估和重新计划的策略。

### 2.3 多转移灶计划

- 针对多发病灶光子计划的新工具，能够额外创建弧形射束，选择每个射束治疗的目标，并设置准直器角度来尽量减少健康组织的受照剂量。
- 设置旋转方向和射束顺序，确保快速施照。
- 需要许可证rayMultiMets。

## 2.4 深度学习分割

- 深度学习分割的运行速度得以提升，分割期间能够在患者视图中呈现完成进度。
- 该版本加入了许多新ROI，改进了部分现有ROI，并提升了不同扫描区域的稳定性。
- 通过纳入更大的患者群体完善了腮腺、颌下腺和甲状腺模型，其变化幅度比以前更大。
- 完善了股骨头结构，使其更接近骨极限参数。现在其不仅适用于男性患者，也适用于女性患者。
- 椎管的稳定性得以提升，现在可以处理所有扫描区域，解决了以往在应对骨盆病例时可能出现的一个问题。
- 用一个定位模型取代以往使用的四个定位模型。该模型在不同扫描区域的稳定性得以提升，解决了以往的一些问题，即选择不在视野内的ROI（例如在骨盆扫描范围中选择心脏）可能导致错误的非空分割。
- 2024B版本总共新增53个ROI，如下表所示。

| 组别       | 关注区域   |
|----------|--|
| 颈部淋巴结    | IA区颈部淋巴结、左侧IB区颈部淋巴结、右侧IB区颈部淋巴结、左侧II区颈部淋巴结、右侧II区颈部淋巴结、左侧III区颈部淋巴结、右侧III区颈部淋巴结、左侧IVA区颈部淋巴结、右侧IVA区颈部淋巴结、左侧IVB区颈部淋巴结、右侧IVB区颈部淋巴结、左侧VAB区颈部淋巴结、右侧VAB区颈部淋巴结、左侧VC区颈部淋巴结、右侧VC区颈部淋巴结、VIA区颈部淋巴结、VIB区颈部淋巴结、左侧VIIA区颈部淋巴结、右侧VIIA区颈部淋巴结、左侧VIIB区颈部淋巴结、右侧VIIB区颈部淋巴结 |
| 臂神经丛及其分支 | 左侧臂神经丛、右侧臂神经丛、左侧前斜角肌（臂神经丛及其分支）、右侧前斜角肌（臂神经丛及其分支）、左侧中斜角肌（臂神经丛及其分支）、右侧中斜角肌（臂神经丛及其分支）  |
| 缩肌       | 环咽肌、咽下缩肌、咽中缩肌、咽上缩肌   |
| 支气管树子结构  | 中间支气管、左侧主支气管、右侧主支气管、隆凸   |
| 血管       | 主动脉弓、升主动脉、降主动脉、头臂干动脉、左侧颈内动脉、右侧颈内动脉、左侧颈动脉、右侧颈动脉、左侧锁骨下动脉、右侧锁骨下动脉、左侧头臂静脉、右侧头臂静脉、左侧颈内静脉、右侧颈内静脉、左侧锁骨下静脉、右侧锁骨下静脉、下腔静脉、上腔静脉   |

## 2.5 机器学习计划

- 现在可以在Plan evaluation模块中检查射束集的机器学习预测剂量。
- 现在可以在New machine learning plan对话框中选择容差表。

## 2.6 常规系统改进

- 支持临床目标的二级接受水平。
  - 引入临床目标实现度的第三种状态，临床目标现在报告为Fulfilled (绿色)、Acceptable (黄色) 或Not fulfilled (橙色)。
  - 通过两个接受水平定义临床目标实现度：一级接受水平和二级接受水平。如果某个临床目标达到了一级接受水平，视为Fulfilled；如果只达到了二级接受水平，则视为Acceptable。
  - 如果某个临床目标不具备二级接受水平，其实现度状态只能是Fulfilled或Not fulfilled。
- GUI中显示的临床目标描述现在采用简短形式，例如使用“Dmean>=40Gy”，而不是“至少40 Gy平均剂量”。完整形式的临床目标描述通过工具提示显示。
- 加载计划模块的速度现在更快了，尤其是可显示ROI数量较多的情况下。
- 支持像素数据范围比以往更大的DICOM数据。
  - 以前，如果PET或MR图像集的最小像素值或CT图像集的最小HU值小于-32768，或者PET或MR图像集的最大像素值或CT图像集的最大HU值大于32767，则会阻止导入操作。现在可以在RayStation中导入和使用这些图像。
  - 由于支持范围扩大，无需再使用多个现有的导入过滤器（这些过滤器会在导入前重新缩放像素数据）。
- 修改剂量计算设置后，剂量将变为无效。
  - 如果使用最新剂量引擎版本计算的临床剂量已经存在，Compute dose按钮现在将被禁用。
- RayStorage改进：
  - 现在可以使用命令行在数据源之间移动患者数据。例如，可以安排将连续30天无更改的患者数据移动至二级数据库。
  - 现在RayStorage中的转移界面提供更多选项，包括在rsbak资源库之间双向移动和复制数据。

### 2.6.1 报告中的截屏

- 全新截屏功能允许用户对应用程序窗口的任何部分进行截图，添加标题和描述，并将其加入治疗计划报告。
- 左侧面板上新增的*Snapshots*选项卡显示与当前打开的治疗计划相关的所有截图，分为两个列表：*Included in report*和*Excluded from report*。可以在列表之间移动截图。如果报告模板包含截屏模块，则在生成治疗计划报告时将纳入添加到“已包含”列表中的所有截图。

### 2.7 患者数据管理

- 现在可以在CBCT至密度转换表中更改预定义级别的质量密度。默认密度与旧版本相同。

### 2.8 患者建模

- 现在可以在*Structure template management*对话框中将ROI添加至模板。选项包括添加DLS ROI、映射ROI、派生ROI或空ROI。
- 现在可以使用结构模板将一个图像集的ROI复制或映射至另一个图像集。如果模板中的ROI采用初始化方法“*Mapping*”，则可以在运行模板时选择患者的图像集，然后将ROI从所选图像集刚性复制或变形映射至新图像集。还可以从协议运行带映射ROI的模板。
- 在*Structure template management*中，现在可以创建结构模板副本，并更改某些类型ROI的初始化，例如更改用于初始化ROI的DLS模型或编辑使用模板映射ROI的方式。
- *Structure definition*模块中的工具栏设计变得更加紧凑。
- 在*Patient modeling*模块中，可以在可视化设置中选择*Show as supine*，确保无论扫描位置如何都始终将患者显示为仰卧位。
- 增加了一种用于创建视野ROI的新算法。新算法能够在旧算法已知失效的情况下检测视野。默认情况下将使用新算法，而旧算法变为可选项。
- RayStation 2024B中删除了以下模板材料：Aluminum+、Aluminum2 Bone1、Bone+、Cartilage1 Bone2、Cartilage2 Bone1、LiF PE、LN10、PLA、PlasticAE C-552、PlasticBE B-100、PlasticTEA-150、RB2、SB5、Silicon [Si]、Ti-6Al-4V、WT1。现有计划不受此变更的影响。

### 2.9 图像转换工作流程改进

- 图像转换算法（校正CBCT和虚拟CT）现在也可用于常规CT图像。
- 简化了已转换图像集的批准过程。输入数据（例如形变配准、外部ROI和视野ROI）无需经过批准。

- 现在可以通过GUI将未经批准的已转换图像集用作计划图像集（以往只能通过脚本）。也可以取消批准未经批准的计划中使用的已转换图像集。
- 批准或取消批准已转换图像集后，在图像集上计算的剂量值不再是无效状态。而考虑到图像集的新批准状态以及决定剂量临床状态的所有其他因素，在图像集上计算出的每个剂量值的临床状态会自动更新。
- 进行计划或射束集批准时：如果待批准射束集是在未经批准的已转换图像集上计划的，则计划批准将先启动*Approve converted image set*工作流程，后启动*Plan approval*工作流程。

## 2.10 近距离放射治疗计划

- Brachy planning模块中的工具栏设计变得更加紧凑。
- 现在可以编辑通道的有效长度。
- 现在可以从XML文件导入施源器模型。导入的施源器模型可以另存为结构模板，以便在计划过程中快速加载。此外，还可在结构模板中添加用户自定义结构，例如评估点（A点）。
- 改进了施源器模型的旋转和平移功能，允许对源路径和施源器模型ROI进行耦合转换。

## 2.11 虚拟模拟

- 现在可以调试一台仅用于虚拟模拟目的LINAC治疗机。请参见第17页, 2.27.1小节“光子射束调试”。

## 2.12 3D-CRT 射束设计

- 可以通过脚本操作定义decimal GRID挡块。剂量计算已针对Elekta Agility和Varian TrueBeam进行验证。

## 2.13 计划优化

- 现在可以从协同优化的射束集中排除射束。已排除射束不受优化的影响，但其剂量是射束剂量的组成部分。
- 对于协同优化的射束，现在支持根据子野MU进行优化。
- 以前曾出现过一个问题，即使用通过准直光栏运动规则*Per segment*（准直光栏跟踪）和射束分割策略*Use multiple carriage groups*调试的设备创建宽目标VMAT计划有时会违反*Maximum leafout of carriage distance*约束条件，导致在实施弧形射束时出现一次或多次暂停。这一问题现已得到解决。

## 2.14 鲁棒性优化

- 针对射束集+背景剂量的优化函数现在可以设置为鲁棒性条件。
  - 背景剂量可以是导入剂量、从属射束集或在剂量跟踪中计算的剂量。
  - 在优化过程中，背景剂量被视为固定值（已照射剂量），即将背景剂量与所有方案剂量相加。
  - MCO不支持针对射束集+背景剂量的鲁棒性功能。
  - 使用器官运动不确定性（4D）时，不支持针对射束集+背景剂量的鲁棒性功能。
- 在鲁棒性优化过程中，可以减少患者位置和密度不确定性的场景数量。
  - 如果减少患者移动场景数量选项被选中，则只包括带常规患者位置和极限患者轴向位移的场景。
  - 如果减少密度变化场景数量选项被选中，则只包括带极限密度偏移的方案。
- 改进了使用用户自定义患者位移（通过脚本设置）时的UI。

## 2.15 一般光子计划

- 对于新型Hitachi LINAC OXRAY，可以在创建治疗计划时设置万向节角度。

## 2.16 TOMOTHERAPY/RADIXACT计划

- 改进了Tomo/Radixact优化算法，可以在继续优化前更好地补偿靶区几何形状变化。这样就能根据解剖结构变化快速重新优化计划。

## 2.17 CYBERKNIFE计划

- 改进了针对CyberKnife计划优化MLC射束子野的算法。在旧版本中，继续优化后射束子野有时会变得过大。

## 2.18 质子笔形射束扫描计划

- 现在针对线扫描提供使用束斑剂量缓存继续优化的选项。同时还针对线扫描启用了相关工具*Fine-tune*、*Reduce OAR dose*和*Dose brush*。

## 2.19 轻离子笔形射束扫描计划

- 优化过程中使用的最小和最大（如有）束斑计量将根据东芝碳离子治疗设备的每射束固定重绘次数自动缩放。在DICOM导出、计划批准和报告生成过程中，

如果任何束斑权重低于最小束斑计量与每能量层重绘次数的乘积，或高于最大束斑计量与每能量层重绘次数的乘积，就会发出警告。

## 2.20 眼束计划

- 对于眼部凝视治疗，同样可以在未计算剂量的情况下查询用于剂量计算的密度分布，方法与RayStation 2023B及更早版本相同。

## 2.21 计划评估

- 评估剂量现在始终根据其自身的剂量计算设置进行计算，而非根据当前的标称射束集剂量计算设置进行计算。如果更改了标称射束集剂量计算设置，将影响失效评估剂量的重新计算。剂量计算设置可通过脚本进行编辑。
- 剂量工具提示中现在可以显示RBE模型和剂量计算设置。

## 2.22 鲁棒性评估

- 为节省内存，不再存储鲁棒性优化场景剂量的射束剂量值。如果需要射束剂量值，可以通过脚本将标志*FractionDose.InputSettingsForFinalDose.StoreBeamDoseValues* 设置为*True*。

## 2.23 剂量跟踪

- Clinical goals*表格现在将计划剂量与已照射剂量分列展示，而非类似于Plan evaluation模块进行分行展示。
- 现在可以使用结构模板将一个图像集的ROI复制或映射至另一个图像集（参见第12页, 2.8小节“患者建模”）。
- 用于创建视野ROI的新算法能够在旧算法已知失效的情况下检测视野（参见第12页, 2.8小节“患者建模”）。
- 对图像转换功能进行了多项改进（参见第12页, 2.9小节“图像转换工作流程改进”）。
- 为节省内存，不再存储剂量跟踪分次剂量的射束剂量值。如果需要射束剂量值，可以通过脚本将标志*FractionDose.InputSettingsForFinalDose.StoreBeamDoseValues* 设置为*True*。

## 2.24 自适应重新计划

- 用于自动自适应重新计划的新型独立模块（参见第9页, 2.2小节“自动自适应重新计划”）。
- Create adapted plan*对话框布局略有改变（现在首先指定背景剂量源和已调整起始分次）。

- 根据已调整分次次数，为已调整计划及其射束集新增默认命名规则。
- 现在可以使用结构模板将一个图像集的ROI复制或映射至另一个图像集（参见第12页, 2.8小节“患者建模”）。
- 用于创建视野ROI的新算法能够在旧算法已知失效的情况下检测视野（参见第12页, 2.8小节“患者建模”）。
- 对图像转换功能进行了多项改进（参见第12页, 2.9小节“图像转换工作流程改进”）。

## 2.25 医学数字影像和通讯

- RayStation Storage SCP的新版本支持自动导入发送至SSCP的DICOM数据。还可以配置可定制RayStation脚本，以便在导入后自动运行。这使得深度学习分割或自动计划等任何可脚本化工作流程都能实现自动化。
- 现在可以在Beam Sequence（300A,00B0）和Ion Beam Sequence（300A,03A2）中配置治疗射束和摆位射束的导出顺序。配置工作在调试机器时完成。一些系统要求将治疗射束排在前面，另一些则要求将摆位射束排在前面。

## 2.26 脚本设计

- 添加了脚本方法*Examination.IsClinical()*。
- 添加了脚本方法*DoseDistribution.HasClinicalDose()*。取消了通过*DoseDistribution.DoseValues.IsClinical*读取剂量临床状态的旧方法。
- 删除了参数*DoseAlgorithm*和*ComputeBeamDoses*（均属于*ComputeDoseAction()*）。相反，属性*FractionDose.InputSettingsForFinalDose.DoseAlgorithm*和*FractionDose.InputSettingsForFinalDose.StoreBeamDoseValues*应在调用*ComputeDoseAction()*之前填入所需值。
- 引入临床目标的二级接受水平会影响用于临床目标评估的脚本方法。该方法返回*true*的前提条件是临床目标为已实现或*acceptable*，否则将返回*false*。以下方法将受到影响：
  - *EvaluateClinicalGoal*
  - *EvaluateClinicalGoalForAccumulatedDose*
  - *EvaluateClinicalGoalForEvaluationDose*
  - *EvaluateClinicalGoalForVoxelwiseWorstTotalDose*
- 引入临床目标的二级接受水平后，用于鲁棒性评估的脚本方法*GetPercentageOfPassedScenarios*已被两种新方法所取代。
  - *GetPercentageOfFulfilledScenarios*
  - *GetPercentageOfAcceptableScenarios*



## 2.27 RAYPHYSICS

### 2.27.1 光子射束调试

- 现在可以在W2CAD.asc格式02版本上导入开野和标准楔形光子剂量曲线。
- 现在可以调试一台仅用于虚拟模拟目的的LINAC治疗机，这样就可以在没有物理许可证的情况下进行虚拟模拟。此类设备不包含射束模型，因此无法用于剂量计算。
- 为OXRAY添加了模板机器：‘T\_OXRAY’
- 为TrueBeam更新了模板机器：‘T\_TrueBeam’

### 2.27.2 电子束调试

- 为TrueBeam更新了模板机器：‘T\_TrueBeam’

### 2.27.3 离子束调试

- 笔形射束扫描和线扫描射束模型（在多个喷嘴位置采集束斑轮廓射束数据）现在可以在RayPhysics中实现可视化。还可以计算不同喷嘴位置的剂量曲线。此外，*Spot profiles*选项卡也进行了多处改进。

## 2.28 RAYSTATION 2024B 剂量引擎更新

下面列出针对RayStation 2024B的剂量引擎的变更。

| 剂量引擎   | 2024A | 2024B | 需要重新调试 | 剂量影响 <sup>1</sup> | 评注   |
|--------|-------|-------|--------|-------------------|--|
| 所有     | -     | -     | -      | 可以忽略              | 允许导入像素值比以往更高的图像集，即在图像集的高密度区域用于剂量计算的密度相比以往更高，例如没有使用材质覆盖的金属伪影区域。 |
| 光子筒串卷积 | 5.9   | 5.10  | 不需要    | 可以忽略              |  |
| 光子蒙特卡罗 | 3.1   | 3.2   | 不需要    | 可以忽略              |  |
| 电子蒙特卡罗 | 5.1   | 5.2   | 不需要    | 可以忽略              |  |

| 剂量引擎              | 2024A | 2024B | 需要重新调试 | 剂量影响 <sup>i</sup> | 评注 |
|-------------------|-------|-------|--------|-------------------|----|
| 质子PBS蒙特卡罗         | 5.6   | 5.7   | 不需要    | 可以忽略              |    |
| 质子PBS笔形射束         | 6.6   | 6.7   | 不需要    | 可以忽略              |    |
| 质子均匀扫描/双散射/扰动笔形射束 | 4.11  | 4.12  | 不需要    | 可以忽略              |    |
| 碳离子PBS笔形射束        | 7.0   | 7.1   | 不需要    | 可以忽略              |    |
| 近距离放射治疗TG43       | 1.5   | 1.6   | 不需要    | 可以忽略              |    |

<sup>i</sup> 剂量影响 ( 可以忽略/轻微/严重 ) 指的是未重新调试机器模型时的效应。成功完成重新调试后, 剂量变化应该会很小的。

## 2.29 图像转换算法更新

下面列出了针对RayStation 2024B的图像转换算法变更。

| 转换算法     | 2024A | 2024B | 剂量效应 | 评注  |
|----------|-------|-------|------|---|
| 校正的 CBCT | 1.3   | 1.4   | 可以忽略 | 对于像素值范围较大的图像集, 由于最高像素值的处理方式有所改变, 所创建的图像集HU值可能会有细微变化。添加了对CT图像集的支持。 |
| 虚拟 CT    | 1.3   | 1.4   | 可以忽略 | 对于像素值范围较大的图像集, 由于最高像素值的处理方式有所改变, 所创建的图像集HU值可能会有细微变化。添加了对CT图像集的支持。 |

## 2.30 之前已发布功能的变更行为

- 请注意, RayStation 11A引入了处方的一些变化。如果从早于11A版本的RayStation版本进行升级, 则此信息非常重要:
  - 现在, 处方始终单独规定每个射束集的处方剂量。11A之前的 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。

- 现在，使用计划生成协议设置的处方始终仅与射束集剂量相关。升级时，请务必审核现有计划生成协议。
- 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 Target Prescription Dose 中。经更改，只有 RayStation 中定义的 Prescribed dose 导出为 Target Prescription Dose。此更改还影响导出的标称剂量贡献。
- 在 11A 之前的版本 RayStation 中，RayStation 计划中导出的 Dose Reference UID 基于 RT Plan/RT Ion Plan 中的 SOP Instance UID。经更改，不同处方可以有相同的 Dose Reference UID。由于这一变化，11A 之前导出计划中的 Dose Reference UID 已更新，如果计划重新导出，将使用不同的值。
- 请注意，RayStation 11A 引入了摆位成像系统的一些变化。如果从早于 11A 版本的 RayStation 版本进行升级，则此信息非常重要：
  - A Setup imaging system (在早期版本中称为 Setup imaging device) 现在可以有一个或多个设置成像仪。这样可以为治疗射束提供多个设置 DRR，并为每个设置成像仪设置单独的标识符名称。
    - + 摆位成像仪可以机载或固定。
    - + 每个摆位成像仪都有唯一名称，该名称显示在相应的 DRR 视图中，并作为 DICOM-RT 图像导出。
    - + 使用具有多个成像仪的摆位成像系统的射束会有多个 DRR，每个成像仪一个 DRR。这可用于设置射束和治疗射束。
- 请注意，RayStation 8B 引入了质子相对生物剂量 (RBE 剂量) 的处理。如果早于 8B 的 RayStation 版本升级，则此信息对于质子用户很重要：
  - 系统中现有的质子设备将转换为 RBE 类型，即假设使用了恒定因子 1.1。如果这在数据库中的任何设备都无效，请联系 RaySearch。
  - 如果 RT Ion Plan 中的机器名称中引用了现有的 RBE 机器，则导入的 RayStation RT Ion Plan 和 RT Dose of modality proton 以及从 RayStation 早于 8B 的版本中导出的剂量类型 PHYSICAL 将视为 RBE 级别。
  - 来自其他系统的 RT 剂量类型 PHYSICAL，或来自 8B 之前 RayStation 版本的剂量类型，且机器没有包含在射束模型中的 RBE，将像早期版本一样导入，不会在 RayStation 中显示为 RBE 剂量。如果数据库不存在引用的机器，则同样适用。用户有责任了解剂量是否应被视为物理剂量或 RBE/光子等效剂量。但是，如果后续计划中使用该剂量作为背景剂量，则将其视为有效剂量。

有关详细信息，请参阅 A 附录 质子的有效剂量。

- 请注意，RayStation 11B 引入了剂量统计计算更改。这意味着与之前版本相比，评估的剂量统计数据预计会有细微的差异。

这会影响：

- 剂量体积直方图 (DVH)
- 剂量统计
- 临床目标
- 处方评估
- 优化目标值
- 通过脚本获取剂量统计测量数据

这种更改也适用于批准的射束集和计划，这意味着，从11B之前的RayStation版本打开先前批准的射束集或计划时，处方和临床目标的实现可能会发生变化。

随着剂量范围的增加（ROI内最小剂量和最大剂量的差异），剂量统计准确性明显提高。对于剂量范围小于100 Gy的ROI，预计只有细微的差异。更新后的剂量统计数据不再插入“体积剂量” $D(v)$ 、“剂量时的体积”值 $V(d)$ 。对于 $D(v)$ ，累积体积 $v$ 接收的最小剂量将返回。对于 $V(d)$ ，至少接受剂量 $d$ 的累积体积将返回。当ROI内的体素数量较少时，生成的剂量统计数据中的体积会出现明显离散化。当ROI内存在陡峭的剂量梯度时，多次剂量统计测量（例如D5和D2）值可能会相同，同样，缺乏体积的剂量范围在DVH中将显示为水平梯度。

- 请注意，RayStation 2024A引入了将临床目标与射束集剂量或计划剂量相关联的可能性。如果从早于2024A的RayStation版本升级，这些有关临床目标的现有计划和模板的信息非常重要：
  - 单一射束组计划中的物理临床目标现在会自动与该射束集相关联。
  - 对于带多个射束集的计划，将复制物理临床目标，确保在计划内建立所有可能的关联。例如，一个带两个射束集的计划将产生三个相应的临床目标副本：计划和两个射束集将分别被分配一个临床目标副本。
  - 将模板中定义的临床目标分配给名为“BeamSet1”的射束集。建议使用多个射束集进行计划的用户使用正确的关联和射束集名称更新模板。需要特别注意协议中使用的模板。模板中存储的射束集名称应与协议中创建的射束集匹配。
- 请注意，RayStation 2024B引入了临床目标的二级接受水平。必须注意的是，这如何影像脚本中现有的临床目标评估方法。当使用脚本评估具有二级接受水平的临床目标时，该方法会将临床目标值与二级接受水平进行比较，并据此报告实现度。换言之，该方法返回`true`的前提条件是临床目标为已实现（绿色）或`acceptable`（黄色），否则将返回`false`。
- 对于没有优化约束的SMC计划，以往在继续优化时对叶片位置界限的处理取决于是否选择了中间剂量。改进了无中间剂量的病例的处理方法，与选择中间剂量时的处理方法相同。这通常会影响到此类优化的结果。与以往的RayStation版本相比，预计变化不大。

- 改进了适形弧的`Smartangles`算法，以便在确定最佳角度时使用更精确的代价函数。现在，它还考虑到了无法隐藏在X准直光栏后面的闭合叶片对。
- 运行`Scale dose`后，不再自动计算函数值。
- 对于Tomo/Radixact计划，改进了准直光栏定位算法。这将导致目标边缘周围以及小目标的准直光栏位置略有不同。
- 以往，如果几何图形与创建的深度学习分割模型相同，将为ROI列表中的DLSROI显示D图标。现在，无论几何图形是否改变，都将为DLS创建的ROI显示D图标。
- 以往，已转换图像集中的ROI/POI会显示在`Approve converted image set`对话框的视图中。现在，对话框中的任何视图都不会显示任何ROI/POI。

### 2.31 已解决的现场安全通告 ( FSN )

以下FSN ( 现场安全通告 ) 在RayStation 2024B ( 与RayStation相比 ) 中已得到解决。

- FSN 130646
- FSN 133261

### 2.32 新增和重大更新的警告

有关警告的完整列表，参见`RSL-D-RS-2024B-IFU, RayStation 2024B Instructions for Use`。

#### 2.32.1 新增警告



#### 警告！

**确保.decimal GRID挡块轮廓 ( 位于RayStation中 ) 与物理挡块相匹配。**

`CreateDotDecimalBlockContour`方法为当前准直器角度创建.decimal GRID挡块轮廓。创建完成后，.decimal GRID挡块将在RayStation中作为常规光子挡块处理，不会随准直器旋转。如果改变准直器角度，挡块轮廓将不再与随准直器旋转的物理.decimal GRID挡块相一致。

由于.decimal GRID挡块并非基于从RayStation导出的挡块轮廓构造，必须确保RayStation中的挡块轮廓与物理挡块匹配，并确保.decimal GRID挡块轮廓不会因改变准直器角度或其他手动编辑操作而被意外更改。为确保挡块轮廓未被意外更改，可在最终剂量计算和计划批准前的最后一步再次调用`CreateDotDecimalBlockContour`方法。

(936115)



**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)



**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！**

**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)

**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)

**警告！**

预测机器学习剂量不得用于临床决策。预测机器学习剂量可视化只是为了向用户清晰呈现机器学习模型输出。

(936842)

**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之前，用户必须检查相关模型数据表，以了解模型限制和预期用途。

(24213)

## 2.32.2 重大更新的警告



### 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！

**检查施源器模型。**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*Code of practice for brachytherapy physics: Report of the AAPM Radiation Therapy Committee Task Group No. 56*和*AAPM 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。

建议用户创建一个包含施源器结构的结构模板。完成相应QA检查后，必须审批模板，确保施源器结构不会随时间推移发生意外变化。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]



---

## 3 已知的有关患者安全的问题

RayStation 2024B没有与患者安全相关的已知问题。

**注意事项：**安装完成后不久，可能会分发更多发行说明。



## 4 其他已知问题

### 4.1 一般信息

#### 自动恢复功能不处理所有类型的崩溃

自动恢复功能无法处理所有类型的崩溃，有时尝试从崩溃中恢复时，RayStation 将显示一条错误消息：“很遗憾，自动恢复不适用于这种情况”。如果 RayStation 在自动恢复期间崩溃，则下次 RayStation 启动时将弹出自动恢复屏幕。如果出现这种情况，请放弃更改或尝试应用有限数量的操作，以防止 RayStation 崩溃。

[144699]

#### 将 RayStation 用于大型图像集时的限制

RayStation 现在支持导入大型图像集 (>2GB)，但当使用此类大型的图像集时，某些功能会变慢或导致崩溃：

- 加载新图层时，智能刷子/智能轮廓/2D 区域增大缓慢
- 对于大型图像集，混合形变配准可能会耗尽内存
- 对于大型图像集，生物力学形变配准可能会崩溃
- 自动乳腺癌计划不适用于大型图像集
- 使用灰度阈值创建大型 ROI 可能会导致崩溃

[144212]

#### 在治疗计划中使用多个图像集时的限制

计划总剂量不适用于具有不同计划图像集的多个射束集的计划。如果没有计划剂量，就无法：

- 批准计划
- 生成计划报告
- 启用剂量跟踪计划
- 在自适应重新计划中使用计划

[341059]

### 剂量显示略有不一致

以下适用于可以在患者图像切片上查看剂量的所有患者视图。如果一个切片正好位于两个体素之间的边界上且剂量插值被禁用，则“Dose:XXGy”注释在视图中显示的剂量值可能与根据剂量颜色表显示的实际颜色不同。

这是由于文本值和渲染剂量颜色是从不同的体素中获取的。这两个值基本上都是正确的，但并不一致。

在剂量差视图中也可能发生同样的情况，由于相邻体素的比较，差异似乎大于实际情况。

[284619]

### 切割平面指示器未显示在 2D 患者视图中

切割平面用于限制计算 DRR 的 CT 数据，在常规 2D 患者视图中不可见。若想查看和使用切割平面，请使用 DRR 设置窗口。

[146375]

### 删除包含已批准计划的病例时不会发出警告

当选中包含已批准计划的患者进行删除时，用户将收到通知并有机会取消删除。但是，如果针对带多个病例的患者选中删除某个包含已批准计划的病例，则不会向用户发出已批准计划即将被删除的警告。

[770318]

## 4.2 导入、导出和计划报告

### 批准计划的导入促使所有现有 ROI 获得批准

如果当前患者包含现有未批准 ROI，则导入已批准计划后，现有 ROI 会自动获得批准。如果出现这种情况，则会在导入时显示一条 UI 消息，说明计划审批状态将转移至 RTStruct。如果通过脚本导入，导入日志中将提供此信息。

336266

### 无法为躺卧患者导出激光

在 Virtual simulation 模块中对躺卧患者使用激光导出功能时将导致 RayStation 崩溃。

[331880]

### RayStation 有时将导出的成功螺旋断层放疗系统报告为失败

通过 RayGateway 向 iDMS 发送 RayStation 螺旋断层放疗系统时，10 分钟后 RayStation 与 RayGateway 之间的连接会超时。超时开始时如果仍在传输，即使传输仍在进行，RayStation 也会报告计划导出失败。

如果发生这种情况，请查看 RayGateway 日志确认传输是否成功。

338918

### 升级至 RayStation 2024B 后，必须升级报告模板

升级至 RayStation 2024B，需要更新所有报告模板。另外还请注意，如果使用科室设置添加来自旧版本的报告模板，则必须升级该模板后才能用于生成报告。

这些报告模板均使用报告设计器进行升级。从临床设置中导出报告模板，并在报告设计器中打开。保存升级后的报告模板，并将其添加到临床设置中。请勿忘记删除旧版本的报告模板。

[138338]

### 4.3 患者建模

#### 当以GPU运行大型混合形变配准计算时，内存可能会崩溃

在使用最高网格分辨率的情况下，大规模形变配准的GPU计算可能导致内存相关的崩溃。这种崩溃的发生概率取决于GPU规格和网格大小。

[69150]

### 4.4 近距离放射治疗计划

#### RayStation和SagiNova之间的计划分次数和处方不匹配。

对DICOM RT计划属性*Planned number of fractions* ( 300A、0078 ) 和*Target prescription dose* ( 300A、0026 ) 的解释存在不匹配：RayStation与近距离放射治疗设备SagiNova相比。这专门针对SagiNova 2.1.4.0或更早版本。如果医疗机构使用2.1.4.0以上版本，请联系客户支持部门确认问题是否仍然存在。

从RayStation导出计划时：

- 靶区处方剂量导出为每个治疗分次的处方剂量乘以射束集的治疗分次次数。
- 计划的治疗分次次数导出为射束集的治疗分次次数。

将计划导入SagiNova实施治疗时：

- 处方被解释为每个治疗分次的处方剂量。
- 治疗分次次数被解释为治疗分次总数，其中包括之前所施用计划的治疗分次。

可能的后果是：

- 在治疗施用，SagiNova控制台上按治疗分次显示的处方实际上是所有治疗分次的总处方剂量。
- 可能无法为每位患者实施多个计划。

请咨询SagiNova应用程序专家以获得适当的解决方案。

[285641]

#### 用于计算蒙特卡罗近距离放射治疗剂量分布的历史记录数量

患者视图中不显示用于计算蒙特卡罗近距离放射治疗剂量分布的历史记录数量。这些信息可通过脚本检索。用户有责任确保拥有足够多的历史记录数量用于计算蒙特卡罗剂量，以达到可接受的统计不确定性。

[1043893]

### **Oncentra Brachy 存在与测量源路径相关的DICOM连接问题**

已发现一个问题，它会影响通过DICOM协议将测量施源器模型源路径导入Oncentra Brachy的操作。

从XML文件导入施源器模型到RayStation时，可以导入测量源路径。这些测量源路径的特点是源点的绝对3D位置不等距。如RSL-D-RS-2024B-BAMDS, RayStation 2024B Brachy Applicator Model Data Specification所述，从XML文件导入测量源路径，在RayStation中得到的3D源位置正确代表了XML文件中提供的源路径。从RayStation导出的DICOM数据中的3D位置也正确无误。但是，在将文件导入Oncentra Brachy时，测量源路径发生了偏移，导致Oncentra Brachy和RayStation中的绝对源位置之间出现差异。这表示Oncentra中重新计算的剂量分布与RayStation中计算的相应剂量分布不匹配。

想要确保RayStation计算的剂量分布正确无误，施源器应在RayStation中正确建模。如RSL-D-RS-2024B-IFU, RayStation 2024B Instructions for Use所述（参见警告726082，检查施源器模型），强烈建议用户遵守施源器模型质量保证的行业标准，确保施源器在RayStation中得到准确呈现。

这个问题专门针对施源器模型内的测量源路径，不影响使用其他方法重建的源路径。

[1043992]

## **4.5 计划设计和三维立体定向适形放射治疗（3D-CRT）射束设计**

### **射野内和准直器旋转的中心射束可能无法让某些多叶准直器始终保持所需的射束开口**

射野中的中心射束和准直器旋转与“Keep edited opening”结合使用可能会扩大开口。使用后检查光圈，如果可能，使用带有“Auto conform”的准直器旋转状态。

[144701]

## **4.6 计划优化**

### **在剂量缩放后，不会对DMLC射束执行最大叶片速度的可行性检查**

对于所有机器限制，优化产生的DMLC计划都是可行的。然而，优化后手动重新调整剂量[MU]可能会导致违反最大叶片速度，具体取决于治疗施用期间使用的剂量率。

[138830]

### **添加MCO函数时无法正常附加背景剂量**

点击Add MCO function按钮为从属射束集创建的参考剂量函数将不包括背景剂量。RayStation将尝试重新创建导航射束集剂量，而非导航射束集+背景剂量（如果优化中包含参考剂量函数）。这通常会导致优化剂量低于预期。因此，不建议针对从属射束集使用Add MCO function按钮。在MCO模块中创建可实施计划不受此问题影响。

[932475]

## 4.7 CYBERKNIFE 计划

### 验证 CyberKnife 计划的可实施性

创建于 RayStation 的 CyberKnife 计划 ( 在大约 1% 的案例中 ) 无法通过实施性验证。这种计划是无法实现的。处于计划批准和计划导出阶段的实施性验证会识别受影响的射束角度。

如果要在批准前检查计划是否受此问题影响，可以运行脚本方法

`beam_set.CheckCyberKnifeDeliverability()`。在为上次调整进行持续优化之前，可以手动删除受影响子野。

[344672]

### Accuray TDC 中的脊柱跟踪网格相比 RayStation 中显示的网格要小

Accuray TDC ( Treatment Delivery Console ) 中使用和显示的脊柱跟踪网格将比 RayStation 中显示的网格小约 80%。在 RayStation 中，确保在预定设置区域周围为网格分配一个边界。请注意，施照时可在 Accuray TDC 中编辑网格大小。

[933437]

## 4.8 治疗实施

### 计划分次日程中的混合射束设置

对于具有多个射束集的计划，其中计划分次日程已针对后续射束集手动编辑，对前一个射束集的分次次数的更改将导致分次日程出现故障，其中射束集不再按顺序计划。这可能导致剂量跟踪和自适应重新计划出现问题。为了防止这种情况，在手动编辑分次模式后更改多射束设置计划中射束集的分次次数之前，始终将计划分次日程重置为默认值。

[331775]

## 4.9 自动计划

### 间隔上不正确的射束可能会还原而不是弹出提示

在 "Plan Explorer Edit Exploration Plan" 对话框中，在 "射束优化设置" 选项卡中编辑带间隔的射束值时，如果输入的值超过范围，该值可能改回上一个数值，而不提出通知。这很容易被忽略，例如对话框在输入错误值后直接关闭的情况。带间隔的射束值仅适用于转为突发模式 ( mArc ) 调试的 VMAT 处理机。

[144086]

## 4.10 生物学评估和优化

### 取消/重做使 Biological Evaluation ( 生物评估 ) 模块中的反应曲线无效。

在 Biological Evaluation 模块中，可通过撤销/重做来删除响应曲线。重新计算函数值可恢复响应曲线。

[138536]

### 在剂量跟踪模块中评估具有时间依赖效应的生物临床目标时的限制

Dosetracking 模块支持评估具有时间依赖效应（修复和重新填充）的生物临床目标。在此项评估中需要输入剂量跟踪疗程中各分次的治疗时间。但是，Dose tracking 模块中并没有显示各分次的治疗时间，这使得用户很难确切获知评估的依据。从治疗计划初始化剂量跟踪时，治疗时间会从治疗计划复制到剂量跟踪疗程。但是，在手动添加或移除分次时，治疗时间可能与预期分次不同。剂量跟踪分次的治疗时间目前只能通过脚本查询。在Dose tracking 模块中评估具有时间依赖效应的生物临床目标时，用户必须注意这一限制。

[722865]

## 4.11 RAYPHYSICS

### 关于探测器高度使用的最新建议

在RayStation 11A和RayStation 11B之间，更新了关于使用探测器高度和深度偏移量绘制深度剂量曲线的建议。如果遵照旧版建议，光子束模型的累积区域建模会导致3D剂量计算值中的表面剂量高估。当升级至比11A更新的RayStation版本时，建议根据最新建议检查并在需要时更新光子束模型。有关最新建议的信息，请参见 *RSL-D-RS-2024B-REF, RayStation 2024B Reference Manual* 中的 **探测器高度和深度偏移量** 章节，以及 *RSL-D-RS-2024B-RPHY, RayStation 2024B RayPhysics Manual* 和 *RSL-D-RS-2024B-BCDS, RayStation 2024B Beam Commissioning Data Specification* 中的 **深度偏移量和探测器高度** 章节。

[410561]

## 4.12 脚本设计

### 关于脚本化参考函数的限制

无法批准包含脚本化参考剂量函数（参考解锁剂量）的射束集。这将导致崩溃。此外，批准一个包括引用锁定剂量的脚本化参考剂量函数的射束集，并连续解锁参考剂量将导致崩溃。

如果脚本参考剂量函数引用解锁剂量，如果参考剂量被改变或移除，则不会有通知。最后，当升级到 RayStation 的新版本时，不能保证升级优化问题（包括脚本化参考剂量函数）将保留剂量参考。

[285544]



# A 质子的有效剂量

## A.1 背景

从 RayStation 8B 开始，明确处理质子治疗的有效剂量，方法是在设备模型的绝对剂量测定中纳入一个恒定因子，或者将基于绝对剂量测定中物理剂量的设备模型与一个恒定因子 RBE 模型相结合。当从 RayStation 8B 之前的 RayStation 版本升级到 RayStation 8B 或更高版本时，将假定数据库中的所有现有设备模型在绝对剂量测定中使用恒定因子 1.1 建模，以考虑质子的相对生物效应。如果数据库中的任何设备都无效，请与 RaySearch 支持部门联系。

## A.2 描述

- RBE 因子可以包含在设备模型中（8B 如之前版本中的标准 RayStation 工作流），也可以设置在 RBE 模型中。
  - 如果 RBE 因子包含在设备模型中，则假定为 1.1。这些设备被称为“RBE”。
  - 每个质子 RayStation 包中都包含因子为 1.1 的临床 RBE 模型。这将与基于物理剂量的设备模型相结合。这些设备被称为“PHY”。
  - 对于除 1.1 之外的其他恒定因子，用户需要在 RayBiology 中指定并调试一个新的 RBE 模型。此选项只能用于 PHY 设备。
- 系统中的所有现有质子设备将转换为剂量类型 RBE，其中假设使用恒定因子 1.1 缩放绝对剂量测定值。相应地，所有现有计划中的剂量将转换为 RBE 剂量。
- 在 RayStation 模块 Plan design、Plan optimization 和 Plan evaluation 中显示 PHY 设备的 RBE/PHY。
  - 在这些模块中，可以在物理剂量和 RBE 剂量进行切换。
  - 可以在 Plan evaluation 中的 Difference 视图中查看 RBE 因子。
- 对于 RBE 设备，唯一现有的剂量对象是 RBE 剂量。对于 PHY 设备，RBE 剂量是所有模块中的主要剂量，但以下情况除外：
  - 将显示射束剂量规格点 (BDSP) 为物理剂量。
  - QA preparation 模块中的所有剂量均为物理剂量。
- DICOM 导入：

- 如果 RtIonPlan 中的设备名称引用了模型中包含 RBE 的现有设备，则从 RayStation 而非 RayStation 8B 的更早版本中导入 RayStationRtIonPlan 和 RtDose 的模态质子和剂量类型 PHYSICAL 将被视为 RBE 剂量。
- 对于来自其他系统或来自 8B 之前的 RayStation 版本的剂量类型 PHYSICAL 的 RtDose，且设备的射束模型不包含 RBE，将像早期版本一样导入，并且不会在 RayStation 中显示为 RBE 剂量。如果数据库中不存在引用的设备，则同样适用。用户有责任知道是否应将剂量视为物理或 RBE/光子当量。但是，如果在后续计划中使用该剂量作为背景剂量，则将其视为有效剂量。

**注意事项：**来自 Mitsubishi Electric Co 的设备计划遵循不同的规则，并且行为尚未从 RayStation 8B 之前的版本进行更改。

- DICOM 导出：
  - 剂量类型为 RBE 的质子设备的治疗计划和 QA 计划（与 8B 之前的 RayStation 版本相比，行为发生了变化，其中所有质子剂量均导出为 PHYSICAL）：
    - + 仅将导出 EFFECTIVERT Dose 元素。
    - + RT Plan 元素中的 BDSF 将导出为 EFFECTIVE。
  - 剂量类型为 PHY 的设备的治疗计划：
    - + 将导出 EFFECTIVE 和 PHYSICALRT Dose 元素。
    - + RT Plan 元素中的 BDSF 将导出为 PHYSICAL。
  - 具有剂量类型PHY的设备的 QA 计划：
    - + 仅将导出 PHYSICALRT Dose 元素。
    - + RT Plan 元素中的 BDSF 将导出为 PHYSICAL。

**注意事项：**来自 Mitsubishi Electric Co 的设备计划遵循不同的规则，并且行为尚未从 RayStation 8B 之前的版本进行更改。



## 联系信息



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

### Contact details head office

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

### RaySearch Americas

Phone: +1 877 778 3849

### RaySearch China

Phone: +86 137 0111 5932

### RaySearch Japan

Phone: +81 3 44 05 69 02

### RaySearch UK

Phone: +44 2039 076791

### RaySearch Australia

Phone: +61 411 534 316

### RaySearch France

Phone: +33 1 76 53 72 02

### RaySearch Korea

Phone: +82 01 9492 6432

### RaySearch Belgium

Phone: +32 475 36 80 07

### RaySearch India

Phone: +91 9995 611361

### RaySearch Singapore

Phone: +65 81 28 59 80