

# RAYSTATION v2026

Notes de mise à jour



v2026

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

### Désistement

Pour toute information sur les fonctionnalités non disponibles pour des raisons de réglementation, voir les Informations réglementaires dans le RayStation Manuel d'instructions.

### Déclaration de conformité



Conforme à la Réglementation des dispositifs médicaux (MDR) 2017/745. Une copie de la Déclaration de conformité correspondante est disponible sur demande.

### Informations de sécurité

Les avertissements et mises en garde figurant dans la documentation destinée à l'utilisateur fournissent des informations sur l'utilisation sûre du produit et doivent être respectés.



#### ATTENTION!

Un avertissement signale un risque de blessure corporelle ou de mort. Dans la plupart des cas, ce risque est lié à une erreur de traitement du patient.



#### PRUDENCE!

Une mise en garde signale un risque de dommages causés à l'équipement, aux logiciels ou aux données.

**Remarque:** Une note fournit des conseils, des rappels ou des informations supplémentaires utiles.

### Droit d'auteur

Ce document contient des informations protégées par le droit d'auteur. Aucune partie de ce document ne peut être photocopiée, reproduite ou traduite dans une autre langue sans approbation écrite préalable de RaySearch Laboratories AB [publ].

Tous les droits sont réservés. © 2026, RaySearch Laboratories AB [publ].

### Les documents imprimés

Des exemplaires imprimés du Manuel d'instructions et les documents associés aux notes de mise à jour sont disponibles sur demande.

### *Marques de commerce*

RayAdaptive, RayAnalytics, RayBiology, RayCare, RayCloud, RayCommand, RayData, RayIntelligence, RayMachine, RayOptimizer, RayPACS, RayPlan, RaySearch, RaySearch Laboratories, RayStation, RayStore, RayTreat, RayWorld et le logo RaySearch Laboratories sont des marques déposées de RaySearch Laboratories AB (publ)\*.

Les marques de tiers utilisées dans la présente appartiennent à leurs propriétaires respectifs qui ne sont en aucune façon affiliés à RaySearch Laboratories AB (publ).

RaySearch Laboratories AB (publ) et ses filiales seront collectivement dénommées ci- après RaySearch.

\* Soumis à enregistrement dans certains marchés.



# TABLE DES MATIERES

|          |                                                                                                                     |           |
|----------|---------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|-----------|
| <b>1</b> | <b>INTRODUCTION .....</b>                                                                                           | <b>7</b>  |
| 1.1      | A propos de ce document .....                                                                                       | 7         |
| 1.2      | Coordonnées du fabricant .....                                                                                      | 7         |
| 1.3      | Signaler des incidents dans le fonctionnement du système .....                                                      | 7         |
| <b>2</b> | <b>INFOS ET AMÉLIORATIONS DANS RAYSTATION v2026 .....</b>                                                           | <b>9</b>  |
| 2.1      | Points essentiels .....                                                                                             | 9         |
| 2.2      | Support pour la réirradiation .....                                                                                 | 9         |
| 2.3      | EPID QA .....                                                                                                       | 10        |
| 2.4      | Support des protocoles de génération de plans pour PBS .....                                                        | 10        |
| 2.5      | Améliorations générales du système .....                                                                            | 10        |
| 2.6      | Modélisation du patient .....                                                                                       | 11        |
| 2.7      | Segmentation par apprentissage profond (deep learning) .....                                                        | 11        |
| 2.8      | Plan explorer (Explorateur de plan) .....                                                                           | 13        |
| 2.9      | Planification pour la curiethérapie .....                                                                           | 14        |
| 2.10     | Configuration du plan .....                                                                                         | 14        |
| 2.11     | Création de faisceaux CRT-3D .....                                                                                  | 14        |
| 2.12     | Optimisation du plan .....                                                                                          | 14        |
| 2.13     | Planification par apprentissage automatique (machine learning) .....                                                | 15        |
| 2.14     | Planification de la photonothérapie par arc hélicoïdal .....                                                        | 15        |
| 2.15     | Planification de la protonothérapie par balayage de mini-faisceaux .....                                            | 15        |
| 2.16     | Planification pour la protonothérapie par arc .....                                                                 | 16        |
| 2.17     | Planification ions légers par balayage de mini-faisceaux .....                                                      | 16        |
| 2.18     | Replanification adaptative (mises à jour introduites dans RayStation v2025 SP2) .....                               | 17        |
| 2.19     | Replanification adaptative automatisée .....                                                                        | 17        |
| 2.20     | DICOM .....                                                                                                         | 18        |
| 2.21     | Utilisation des scripts .....                                                                                       | 18        |
| 2.22     | Mise en service des faisceaux d'ions .....                                                                          | 19        |
| 2.23     | RayStation mises à jour du calculateur de dose .....                                                                | 19        |
| 2.24     | Modification de fonctionnalités par rapport aux versions précédentes .....                                          | 21        |
| 2.25     | Mise à niveau d'un modèle de faisceau à balayage en ligne depuis une version<br>RayStation antérieure à v2025 ..... | 25        |
| 2.26     | Notifications importantes de sécurité (FSN) résolues .....                                                          | 25        |
| 2.27     | Avertissements nouveaux et ayant subi une mise à jour majeure .....                                                 | 26        |
| 2.27.1   | Nouveaux avertissements .....                                                                                       | 27        |
| 2.27.2   | Avertissements ayant subi une mise à jour majeure .....                                                             | 32        |
| <b>3</b> | <b>PROBLÈMES CONNUS RELATIFS À LA SÉCURITÉ DU PATIENT .....</b>                                                     | <b>39</b> |
| <b>4</b> | <b>AUTRES PROBLÈMES CONNUS .....</b>                                                                                | <b>41</b> |
| 4.1      | Général .....                                                                                                       | 41        |
| 4.2      | Importation, exportation et rapports de plan .....                                                                  | 42        |

|     |                                                         |    |
|-----|---------------------------------------------------------|----|
| 4.3 | Planification pour la curiethérapie .....               | 42 |
| 4.4 | Création de plans et création de faisceaux CRT-3D ..... | 44 |
| 4.5 | Optimisation du plan .....                              | 44 |
| 4.6 | Planification CyberKnife .....                          | 44 |
| 4.7 | Adaptation du traitement .....                          | 45 |
| 4.8 | RayPhysics .....                                        | 45 |
| 4.9 | Utilisation des scripts .....                           | 46 |

## APPENDICE A -DOSE EFFECTIVE POUR LES PROTONS ..... 47

|     |                  |    |
|-----|------------------|----|
| A.1 | Contexte .....   | 47 |
| A.2 | Descriptif ..... | 47 |

# 1 INTRODUCTION

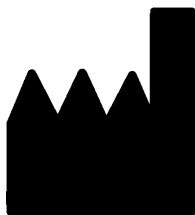
## 1.1 A PROPOS DE CE DOCUMENT

Ce document contient des notes importantes sur le système RayStation v2026. Il contient des informations relatives à la sécurité du patient et détaille les nouvelles fonctionnalités, les problèmes connus et les solutions possibles.

**Tout utilisateur de RayStation v2026 doit avoir connaissance de ces problèmes connus.**

Contactez le fabricant pour toute question portant sur le contenu.

## 1.2 COORDONNÉES DU FABRICANT



RaySearch Laboratories AB (publ)  
Eugenivägen 18C  
SE-113 68 Stockholm  
Suède  
Téléphone : +46 8 510 530 00  
E-mail : [info@raysearchlabs.com](mailto:info@raysearchlabs.com)  
Pays d'origine : Suède

## 1.3 SIGNALER DES INCIDENTS DANS LE FONCTIONNEMENT DU SYSTÈME

Pour signaler tout incident ou erreur, envoyez un mail à l'assistance RaySearch : [support@raysearchlabs.com](mailto:support@raysearchlabs.com) ou contactez votre centre d'assistance local par téléphone.

Tout incident grave lié à l'appareil doit être signalé au fabricant.

Selon la réglementation applicable, vous pourrez également être tenus de signaler les incidents aux autorités nationales. Pour l'Union Européenne, les incidents graves doivent être signalés à l'autorité compétente de l'état membre de l'Union Européenne dans lequel l'utilisateur et/ou le patient est établi.



## 2 INFOS ET AMÉLIORATIONS DANS RAYSTATION v2026

Ce chapitre décrit les informations et les améliorations qui ont été apportées à RayStation v2026 par rapport à RayStation v2025.

### 2.1 POINTS ESSENTIELS

- Prise en charge des adaptations de traitement en ligne dans le cadre de l'intégration avec RayCare (introduites dans RayStation v2025 SP2)
- Prise en charge améliorée de la réirradiation avec évaluation de la dose cumulée
- Nouveau module pour l'EPIID QA spécifique au patient
- Avancées en matière de replanification adaptative
- Planification automatisée améliorée grâce à un support de configuration amélioré
- Couverture élargie pour les modèles de segmentation par apprentissage profond et les mesures de qualité
- Planification par apprentissage automatique (machine learning) plus rapide grâce à des modèles nouveaux et réactualisés
- Approbation des géométries individuelles des ROI et des POI, et amélioration des vues comprenant plusieurs images
- Nouvelles capacités de planification de la photonthérapie par arc hélicoïdal
- Protocoles de génération de plans pour PBS
- Optimisation PBS Protons plus rapide en utilisant la GPU
- Support pour la communication DICOM chiffrée

### 2.2 SUPPORT POUR LA RÉIRRADIATION

- Il est désormais possible d'ajouter un traitement préalable à un plan de traitement.
  - La dose préalable est automatiquement reportée sur l'image de planification, et les doses cumulées sont calculées.
  - Les fonctions d'optimisation et les objectifs cliniques peuvent être associés à la dose cumulée.

- Toutes les modalités et techniques de traitement sont supportées, à l'exception de la thérapie de capture de neutrons par le bore (BNCT).
- Dose équivalente à 2 Gy par fraction (EQD2).
  - Les paramètres EQD2 (rapports  $\alpha/\beta$  et facteurs de récupération des tissus (TRF)) peuvent être définis pour chaque ROI et enregistrés pour chaque plan de traitement.
  - Les statistiques et les distributions EQD2 peuvent être consultées dans le module Plan evaluation.
  - Les fonctions d'optimisation et les objectifs cliniques peuvent être évalués par rapport à EQD2, avec ou sans corrections pour les TRF.
  - Les distributions EQD2 spécifiques à chaque paramètre sont calculées pour la combinaison rapport  $\alpha/\beta$  et TRF utilisée par les ROI. Ces distributions sont utilisées pour l'évaluation des courbes DVH, des statistiques de dose, des fonctions d'optimisation et des objectifs cliniques. Cela signifie que les paramètres EQD2 corrects sont toujours appliqués à l'ensemble du volume de la ROI, y compris aux voxels partagés avec d'autres ROI, par exemple aux limites des ROI ou dans régions qui se chevauchent.
- Licence requise : raySequel.

### 2.3 EPID QA

- Nouveau module pour effectuer un EPID QA spécifique au patient.
- Création de plans de vérification pour une distribution dans l'EPID.
- Importation d'images EPID mesurées depuis les appareils Varian.
- Calcul des images EPID à l'aide du modèle EPID défini sur le modèle de l'appareil LINAC.
- Comparaison des images EPID mesurées et calculées en utilisant les différences de réponse, les profils linéaires et les mesures de gamma.
- Licence requise : rayEpid.

### 2.4 SUPPORT DES PROTOCOLES DE GÉNÉRATION DE PLANS POUR PBS

- Les protocoles de génération de plans prennent désormais en charge la création automatisée de plans par balayage de mini-faisceaux (PBS). Les étapes du protocole ont été étendues afin de permettre la sélection du modèle EBR, la configuration des paramètres de robustesse, les paramètres d'optimisation PBS et les paramètres de calcul de faisceau pour les faisceaux PBS.

### 2.5 AMÉLIORATIONS GÉNÉRALES DU SYSTÈME

- Les palettes de couleurs par défaut peuvent être modifiées dans la boîte de dialogue *Adjust color tables*.

- Il est désormais possible de basculer entre les différentes activités de planification et les différents modules à l'aide du clavier, plutôt qu'en cliquant sur l'onglet de l'activité ou du module. Appuyer sur la touche Alt, puis sur la lettre soulignée du nom de l'activité ou du module (par exemple, cliquer sur Alt+M pour basculer vers Patient modeling, ou sur Alt+O pour Plan optimization).
- Support de la Microsoft SQL Server version 2025.
- L'outil *Measure* peut être activé ou désactivé à l'aide du raccourci clavier M.
- RayStation est validé sur les GPU NVIDIA Blackwell (depuis RayStation v2025 SP2).

## 2.6 MODÉLISATION DU PATIENT

- Il est désormais possible de valider les géométries des ROI et des POI individuels.
  - Une géométrie approuvée sera verrouillée et ne pourra plus être modifiée dans la série d'images sélectionnée.
  - Il est toujours possible de modifier les propriétés des ROI et des POI (par exemple, leur nom, leur couleur et leur matière) une fois la géométrie validée.
  - Les informations relatives à l'approbation sont enregistrées dans patient audit log
  - Cette option est activée pour les utilisateurs appartenant au groupe RayStation-PlanApproval.
  - L'authentification unique (SSO) peut être activée pour l'approbation des géométries dans Clinic settings.
- Affichage de plusieurs images : il est désormais possible d'afficher trois images côte à côte. La vue située tout à gauche montre toujours la série d'images principale sur laquelle les contours sont modifiés lors de l'utilisation des outils de délimitation. Les deux autres vues peuvent présenter n'importe quelle image à côté de celle-ci. Si une image inclut un recalage par rapport à la série d'images principale, le défilement synchronisé est activé et la délimitation est possible.

## 2.7 SEGMENTATION PAR APPRENTISSAGE PROFOND (DEEP LEARNING)

- Pour les géométries de ROI initialement générées par segmentation par apprentissage profond (DLS), un coefficient de similitude Dice est désormais calculé lors de l'approbation afin de quantifier les écarts entre le résultat de la DLS initiale et les modifications manuelles apportées par l'utilisateur. De plus, des mesures géométriques telles que le volume, le barycentre et la zone limite sont calculées et enregistrées pour la DLS initiale et pour les géométries modifiées. Les résultats sont accessibles dans RayIntelligence et au moyen de scripts.
- Le modèle RSL DLS CT comprend 11 ROI améliorées, comme décrit ci-dessous.
  - Anorectum
    - + Support étendu des cas de prostatectomie ou impliquant le bassin féminin.

- + Continuité anatomique améliorée avec Colon\_Sigmoid.
- Bladder
  - + Support étendu des cas de prostatectomie ou impliquant le bassin féminin.
  - + Robustesse renforcée pour différents niveaux de remplissage de la vessie.
- Colon\_Sigmoid
  - + Support étendu des cas de prostatectomie ou impliquant le bassin féminin.
  - + Continuité anatomique améliorée avec Anorectum.
- Spc\_Bowel
  - + Définition réactualisée : s'étend maintenant plus en avant pour englober toutes les structures intestinales.
  - + Support étendu des cas de prostatectomie ou impliquant le bassin féminin.
- PenileBulb
  - + Support étendu des cas de prostatectomie.
  - + Amélioration des extrémités crâniennes et caudales.
- Heart, Kidney\_L/R, Lung\_L/R, SpinalCanal
  - + Support pour des cas pédiatriques.
- Une ROI a été supprimée du modèle RSL DLS CT : L6 vertebra.
- Le modèle RSL DLS CT inclut également 32 nouvelles ROI, listées ci-dessous.

| Groupe        | Modalité | Région d'intérêt                                                                                                                                                                              |
|---------------|----------|-----------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|
| Bowels        | CT       | Colon<br>Duodenum<br>Jejunum_Ileum<br>Jejunum_Ileum_Colon                                                                                                                                     |
| Pelvis        | CT       | Canal_Anal<br>Rectum                                                                                                                                                                          |
| Female Pelvis | CT       | Female_Genital_Tract<br>LN_Gyne_Iliac<br>LN_Gyne_Inguinofem_L<br>LN_Gyne_Inguinofem_R<br>LN_Gyne_Paraaortic<br>LN_Gyne_Presacral<br>LN_Gyne_Pelvic_Sidewall<br>Parametrium_L<br>Parametrium_R |

| Groupe                 | Modalité | Région d'intérêt                                                                                                                                                                        |
|------------------------|----------|-----------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|
| Prostate Bed           | CT       | ProstateBed_ESTRO<br>ProstateBed_PERYTON                                                                                                                                                |
| Bronchial Tree         | CT       | Bronchus_Lingular<br>Bronchus_Lobar_Inferior_L<br>Bronchus_Lobar_Inferior_R<br>Bronchus_Lobar_Middle<br>Bronchus_Lobar_Superior_L<br>Bronchus_Lobar_Superior_R<br>ProximalBronchialTree |
| Artificial Hip & Femur | CT       | Artificial_Hip_L<br>Artificial_Hip_R<br>Femur_L<br>Femur_R                                                                                                                              |
| Vessels                | CT       | A_Femoral_L<br>A_Femoral_R<br>V_Femoral_L<br>V_Femoral_R                                                                                                                                |

- Pour ce modèle RSL DLS CT, plusieurs réseaux neuronaux ont été réentraînés dans le cadre de mises à jour techniques. Cela a une incidence sur la création des ROI suivantes :
  - Bone\_Pelvic\_L/R, Bronchus\_InterM, Bronchus\_Main\_L/R, C1–C7, Carina, Coccyx, Femur\_Head\_L/R, L1–L5, Prostate, Prostate\_minus\_VenousPlexus, Sacrum, SeminalVesicles, et T1–T12.
  - La mise à jour des poids du réseau peut entraîner de légères variations dans les ROI générées par rapport aux versions précédentes.

## 2.8 PLAN EXPLORER (EXPLORATEUR DE PLAN)

- Les protocoles de génération de plans prennent désormais en charge la création automatisée de plans PBS. Cela signifie que :
  - Les plans d'exploration PBS peuvent être créés directement dans le module Plan explorer.
  - Les modèles (templates) d'exploration peuvent inclure des plans PBS.
- Amélioration de la réactivité lorsque l'on travaille avec des ensembles de plans d'exploration importants. Cela s'applique notamment lors de la sélection de plans, de la suppression de plans, de l'utilisation de filtres d'exploration et de l'ajout de plans existants à une exploration de plans.
- Il est désormais possible de sélectionner plusieurs plans d'exploration et de les marquer comme candidats d'un simple clic.

- Les plans d'exploration créés en utilisant des protocoles de génération de plans ou de modèles (templates) d'exploration n'apparaîtront plus par défaut dans la liste déroulante *Plan*. Cela permet d'éviter d'avoir une longue liste de plans lorsque de nombreux plans sont générés automatiquement. Pour que les plans apparaissent dans la liste déroulante *Plan*, une nouvelle option *Show in other modules* est ajoutée dans le menu contextuel de la vignette du plan.
- La liste des objectifs cliniques dans l'espace de travail *Compare* se présente désormais comme celle des autres modules.

### 2.9 PLANIFICATION POUR LA CURIETHÉRAPIE

- Pendant la reconstruction du cathéter, les vues sont désormais automatiquement alignées selon l'axe du cathéter.
- Support pour la création de points basaux.
- Amélioration de l'affichage des données des points d'arrêt en affichant la durée de traitement corrigée de l'activité de la source pour chaque point d'arrêt, ainsi que la position de ces points par rapport à un point de référence préconfiguré.
- Les doses TG43 et les doses de curiethérapie Monte Carlo sont plafonnées à 100 Gy pendant le calcul des doses.
- La case à cocher *Zoom to max D90* a été ajoutée aux graphiques DVH afin de pouvoir zoomer rapidement sur un graphique.
- Il est désormais possible de créer un modèle d'applicateur à partir de structures (ROI, LOI et POI) par script.
- La dose TG43 peut désormais être calculée à partir d'images CBCT.

### 2.10 CONFIGURATION DU PLAN

- Si le patient et le cas (case) existent dans RayCare, il est désormais possible de copier la prescription depuis RayCare, au lieu de devoir la définir dans RayStation. Le nombre de fractions dans RayCare remplacera la valeur de RayStation.

### 2.11 CRÉATION DE FAISCEAUX CRT-3D

- Des segments Conformal Arc peuvent être générés pour les trajectoires en arc ondulatoire sur les LINAC intégrant cette fonctionnalité, tels que Hitachi OXRAY.

### 2.12 OPTIMISATION DU PLAN

- La fonction Treat (Traitement) peut être appliquée pendant l'optimisation de plans VMAT incluant des trajectoires en arc ondulatoire sur des LINAC intégrant cette fonctionnalité, tels que Hitachi OXRAY.
- Modification du comportement des VMAT et Conformal arc : si l'angle du collimateur ou celui de la table est modifié, les segments du faisceau sont supprimés.

- Les stratégies d'automatisation de la planification ECHO et ML peuvent désormais être configurées via l'interface utilisateur. La boîte de dialogue de configuration est accessible depuis l'onglet *Automation*.

### 2.13 PLANIFICATION PAR APPRENTISSAGE AUTOMATIQUE (MACHINE LEARNING)

- L'arrière-plan de planification par apprentissage automatique (machine learning) a été refactorisé, ce qui permet d'accélérer considérablement la prédiction des doses et de supprimer la nécessité d'un environnement d'écriture de scripts. Du fait de cette mise à jour, des différences mineures peuvent être observées dans les résultats d'optimisation. La qualité de la dose délivrée calculée à l'aide d'une stratégie d'intelligence artificielle doit être vérifiée après la mise à jour.
- Nouveaux modèles :
  - RSL Breast Locoregional : modèle locorégional du sein sur un niveau pour le traitement du sein ou de la paroi thoracique, y compris les ganglions lymphatiques régionaux.
  - RSL Lung Proton : modèle de protonthérapie pour le traitement des tumeurs primaires et/ou ganglionnaires dans l'un ou l'autre des poumons.
  - RSL Prostate SVs Nodes 2LVS : nouvelle version mise à jour pour le modèle RSL Prostate SVs Nodes 2LVS, pour le traitement de la prostate et des vésicules séminales, y compris les ganglions lymphatiques.

### 2.14 PLANIFICATION DE LA PHOTONTHÉRAPIE PAR ARC HÉLIOÏDAL

- Les faisceaux de photons peuvent désormais suivre une trajectoire en arc hélicoïdal, ce qui permet un déplacement longitudinal du plateau de table tandis que le bras tourne pendant le traitement. Cela permet de planifier des traitements par arc hélicoïdal avancés sur des LINAC compatibles.
- Licence requise : rayHelicalArc.

### 2.15 PLANIFICATION DE LA PROTONTHÉRAPIE PAR BALAYAGE DE MINI-FAISCEAUX

- Une partie de l'algorithme de l'optimisation PBS Protons a été transférée sur la GPU, ce qui accélère le processus d'optimisation. Le gain de vitesse dépendra de chaque cas particulier et du matériel disponible.
- La prise en charge du balayage continu basé sur la dose (DDCS) a été ajoutée pour les accélérateurs de protons Hitachi.
  - Si l'appareil Hitachi est équipé de l'option DDCS, RayStation créera des plans répondant aux exigences de délivrabilité. Cela inclut les poids de spot minimum et maximum, le fait que le faisceau soit activé ou désactivé lors du balayage vers le spot suivant, ainsi qu'un taux de mesure de fluence optimal par couche d'iso-énergie, garantissant une durée de traitement optimale tout en préservant la qualité du plan.

- Licence requise : rayContinuousScanning.

## 2.16 PLANIFICATION POUR LA PROTONTHÉRAPIE PAR ARC

- La prise en charge des arcs PBS statiques en position assise a été ajoutée, avec rotation du siège entre les couches d'iso-énergie.
  - Les arcs PBS statiques avec siège pivotant sont analogues aux arcs statiques dans lesquels le bras tourne (pris en charge dans les versions précédentes de RayStation).
  - Tout appareil PBS protons utilisant un siège comme support pour le patient peut être configuré pour prendre en charge la planification d'arcs PBS avec rotation du fauteuil.
  - Un plan d'arthérapie PBS avec rotation du siège doit être converti en un plan PBS normal avant la délivrance du traitement.
- La planification d'arthérapie PBS est désormais disponible pour les séries d'images obliques.

## 2.17 PLANIFICATION IONS LÉGERS PAR BALAYAGE DE MINI-FAISCEAUX

- Le calcul de la dose pour les ions légers est désormais limité lorsqu'un pic de Bragg se trouve dans le réducteur de parcours. L'optimiseur ne créera plus de plans contenant de tels spots. Ils peuvent toutefois encore être présents dans des plans qui ont été modifiés manuellement par l'utilisateur ou créés avec des versions antérieures de RayStation. Dans ce cas, un message s'affiche pour indiquer le faisceau et la couche d'iso-énergie concernés. Il faut alors réinitialiser le plan et le réoptimiser, ou supprimer manuellement les couches d'iso-énergie posant problème.
- Le support des systèmes ions carbone Hitachi a été ajouté
  - Ajustement des réducteurs de parcours
  - Balayage continu basé sur la dose (DDCS) :
    - + RayStation élaborera des plans répondant aux exigences en matière de délivrabilité. Cela inclut les poids de spot minimum et maximum, le fait que le faisceau soit activé ou désactivé lors du balayage vers le spot suivant, ainsi qu'un taux de mesure de fluence optimal par couche d'iso-énergie, garantissant une durée de traitement optimale tout en préservant la qualité du plan.
    - + Licence requise : rayContinuousScanning.
- Il est désormais possible d'ajouter un modèle d'espace d'air des réducteurs de parcours à un modèle d'appareil ions légers. Le modèle introduit un facteur de correction à la dose en fonction de l'épaisseur du réducteur de portée et de l'espace d'air, ce qui permet de modéliser les particules diffusées qui n'atteignent pas le patient en raison d'espaces d'air importants.

## 2.18 REPLANIFICATION ADAPTATIVE (MISES À JOUR INTRODUITES DANS RAYSTATION V2025 SP2)

- Le module Automated replanning propose désormais une intégration améliorée avec RayCare pour la délivrance des traitements sur les appareils Varian TrueBeam. Pour les séances adaptatives actives online, il fournit des outils permettant le transfert de données et la communication avec RayCare, incluant un flux de travail (workflow) simple pour importer des séries d'images et des recalages d'images. Après vérification et décision de poursuivre avec le jeu de faisceaux (beam set) adapté, sélectionner *Assign adapted* rendra celui-ci disponible dans RayCare et l'assignera automatiquement à la fraction correcte. S'il est décidé de continuer avec le jeu de faisceaux initialement prévu, l'option *Proceed with scheduled* peut être utilisée. La délivrance du jeu de faisceaux déjà programmé peut alors se poursuivre dans RayCare.
- Lors de la création d'un jeu de faisceaux adaptés, un nouveau nom par défaut est désormais attribué aux faisceaux de traitement pour indiquer qu'ils font partie d'un jeu de faisceaux adaptés. Le nom du faisceau adapté est constitué du nom du faisceau initial suivi d'un suffixe. Ce suffixe a le format « A[n] », « n » désignant le numéro de fraction.
- Lors de l'approbation d'un plan adapté, celui-ci sera désormais comparé au plan de référence, et une boîte de dialogue d'avertissement s'ouvrira si des différences significatives sont détectées. Ces différences sont évaluées en termes de configuration du faisceau, de prescription, de mesure de fluence totale par fraction, de technique de traitement et d'appareil de traitement assigné. Le seuil de différence de mesure de fluence peut être configuré.

## 2.19 REPLANIFICATION ADAPTATIVE AUTOMATISÉE

- Lors du recalcul d'un CT synthétique, le recalage déformable est désormais automatiquement recalculé lui aussi.
- De nouvelles options, désormais disponibles, permettent de propager les ROI et les POI à l'aide de recalages rigides depuis des templates de structures. Le recalage existant Frame of Reference peut être utilisé, ainsi que les options *Discard rotations*, *Focus on bone structures* et *Focus on ROI* lors de la création d'un recalage.
- La conversion d'images prend désormais en charge la sélection de la résolution du résultat pour les séries d'images CBCT corrigées, avec notamment la possibilité d'utiliser la résolution CT de référence. Lorsqu'on utilise une ROI Champ de vue (FOV), il est désormais possible de sélectionner la plage supérieure-inférieure couverte depuis la série d'images de référence. Si aucune plage n'est spécifiée, la plage supérieure-inférieure complète de la série d'images de référence est utilisée par défaut.
- Support de l'arrêt et de la poursuite du flux de travail de replanification automatisée a été améliorée. Il est désormais possible d'interrompre rapidement la replanification automatisée en annulant l'étape en cours d'exécution. Une fois interrompu, le flux de travail peut être repris à partir de la première étape incomplète.

2.20 DICOM

- RayStation prend en charge le protocole DICOM Transport Layer Security (TLS) pour assurer un transfert de données sécurisé et chiffré avec les systèmes DICOM conformes.
- Il est désormais possible d'effectuer une importation DICOM depuis une source PACS dans l'onglet PACS.
- Une précision accrue et un arrondi configurable des valeurs décimales exportées ont été ajoutés.
- Les données « RECON TOMO » NM (SPECT) multi-trame sont désormais supportées et incluent l'importation et l'exportation DICOM, la visualisation, le recalage et la délinéation. Aucune conversion en condition réelle n'est incluse (les données s'afficheront sans unité).
- Les doses pour les plans QA exportées sont désormais renseignées dans Image Orientation (Patient) {0020,0037} selon la sélection effectuée dans la boîte de dialogue. Dans les versions précédentes, l'orientation de l'image pour les vues coronales et sagittales était exportée de manière incorrecte, ce qui entraînait une orientation erronée. Ce problème a été corrigé dans RayStation v2025 SP2.

2.21 UTILISATION DES SCRIPTS

- Deux nouvelles actions concernant les faisceaux de positionnement, CopySetupBeamAction et DeleteSetupBeamActions, peuvent désormais figurer dans les scripts et sont disponibles via l'API de scripting.
- « Gender » a été remplacé par « Sex » dans l'interface utilisateur. « Gender » est toutefois toujours utilisé dans les scripts.
- Les propriétés Beam.ArcRotationDirection et Beam.ArcStopGantryAngle ont été supprimées. Pour un faisceau d'arcthérapie, les méthodes et propriétés suivantes sont utilisées pour lire et modifier les paramètres relatifs aux angles du faisceau :

| Lire                    | Écrire                  | Commentaire                                                                                                                 |
|-------------------------|-------------------------|-----------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|
| GetArcRotationDirection | SetArcRotationDirection |                                                                                                                             |
| GantryAngle             | SetGantryAngle          | Représente l'angle initial du bras pour un faisceau d'arcthérapie lorsque le bras tourne.                                   |
| GetGantryArcStopAngle   | SetGantryArcStopAngle   | Applicable uniquement pour les arcs avec un bras rotatif.                                                                   |
| CouchRotationAngle      | SetCouchRotationAngle   | Représente l'angle initial de la table ou de la chaise pour un faisceau d'arcthérapie lorsque la table ou la chaise pivote. |

| Lire                   | Écrire               | Commentaire                                                 |
|------------------------|----------------------|-------------------------------------------------------------|
| GetCouchArcStopAngle   | SetCouchArcStopAngle | Applicable uniquement pour les tables ou chaises pivotants. |
| InitialCollimatorAngle | SetCollimatorAngle   |                                                             |

Noter que les propriétés GantryAngle, CouchRotationAngle etInitialCollimatorAngle ne peuvent pas être définies directement pour un faisceau d'archthérapie. Les méthodes définies correspondantes doivent être utilisées.

- La méthode Beam.DeleteArcTrajectory a été supprimée.
- La méthode Beam.SetArcTrajectory a été renommée et s'appelle désormais SetWaveArcTrajectory.
- TomoSegment.CouchYOffset a été remplacé par TomoSegment.TableTopLongitudinalOffset (valable pour Tomo Helical).
- Une nouvelle action pouvant figurer dans les scripts a été ajoutée pour PhotonBeam : SetHelicalArcTrajectory
- SetWaveArcTrajectory comporte un nouvel argument : TableTopLongitudinalOffsets
- CreateQAPlan comporte un nouvel argument : CenterHelicalArcBeams

2.22 MISE EN SERVICE DES FAISCEAUX D'IONS

- Les paramètres du balayage continu basé sur la dose (DDCS) sont désormais visibles dans l'onglet *Scanning data* pour appareils de protonthérapie et les appareils ions carbone Hitachi.
- Les paramètres de calcul de l'intensité (débit de fluence) sont désormais visibles dans l'onglet *Scanning data* pour les appareils ions carbone Toshiba.

2.23 RAYSTATION MISES À JOUR DU CALCULATEUR DE DOSE

Les modifications apportées aux algorithmes de calcul de dose pour RayStation v2026 sont listées ci-dessous.

| Algorithme de calcul de dose      | v2025 | v2026 | Re-commis-sionnement nécessaire | Effet sur la dose <sup>i</sup> | Commentaire                                                                                                                                                                                                                     |
|-----------------------------------|-------|-------|---------------------------------|--------------------------------|---------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|
| Tous                              | -     | -     | -                               | Négligeable                    | Légère modification dans la conversion en ROI voxels. Les volumes de ROI peuvent être légèrement différents par rapport à une ROI identique dans les versions précédentes de RayStation.                                        |
| Photon CC                         | 5.11  | 5.12  | Non                             | Négligeable                    | Incrémentation de version de routine                                                                                                                                                                                            |
| Photon Monte Carlo                | 3.3   | 3.4   | Non                             | Négligeable                    | Incrémentation de version de routine                                                                                                                                                                                            |
| Électrons Monte Carlo             | 5.3   | 5.4   | Non                             | Négligeable                    | Incrémentation de version de routine                                                                                                                                                                                            |
| Proton PBS Monte Carlo            | 5.8   | 5,9   | Non                             | Négligeable                    | Modifications mineures apportées au calcul du LET <sub>d</sub> .                                                                                                                                                                |
| Proton PBS Pencil Beam            | 6.8   | 6.9   | Non                             | Négligeable                    | Incrémentation de version de routine                                                                                                                                                                                            |
| Proton US/DS/Wobbling Pencil Beam | 4.13  | 4.14  | Non                             | Négligeable                    | Incrémentation de version de routine                                                                                                                                                                                            |
| Carbon PBS Pencil Beam            | 7.2   | 7.5   | Non                             | Négligeable                    | Incrémentation de version de routine                                                                                                                                                                                            |
| Brachy TG43                       | 1.7   | 1.8   | Non                             | Négligeable                    | La valeur des doses de fraction est plafonnée à 100 Gy. Il s'agit d'une étape de post-traitement dans le calcul de la dose. Cela n'a aucune incidence sur le calcul des doses proprement dit, ni sur l'évaluation de ces doses. |

| Algorithme de calcul de dose | v2025 | v2026 | Re-commis-sionnement nécessaire | Effet sur la dose <sup>i</sup> | Commentaire                                                                                                                                                                                                                     |
|------------------------------|-------|-------|---------------------------------|--------------------------------|---------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|
| Brachy Monte Carlo           | 1.1   | 1.2   | Non                             | Négligeable                    | La valeur des doses de fraction est plafonnée à 100 Gy. Il s'agit d'une étape de post-traitement dans le calcul de la dose. Cela n'a aucune incidence sur le calcul des doses proprement dit, ni sur l'évaluation de ces doses. |

<sup>i</sup> L'effet sur la dose (Négligeable/Mineur/Majeur) fait référence à ce qui se produit lorsque le modèle d'appareil n'est pas reconditionné. Après un reconditionnement réussi, les modifications de doses devraient être mineures.

## 2.24 MODIFICATION DE FONCTIONNALITÉS PAR RAPPORT AUX VERSIONS PRÉCÉDENTES

- Remarque : RayStation v2026 introduit des modifications dans l'optimisation du balayage actif de mini faisceaux (PBS) protons. Une partie de l'algorithme a été transférée vers la GPU, et les volumes à faible dose des doses de spots utilisées dans l'optimisation sont désormais échantillonnés sur une grille moins fine que celle définie par la grille de dose. Les résultats d'optimisation peuvent par conséquent présenter de légères différences par rapport aux versions antérieures pour une même problématique d'optimisation. Si une problématique d'optimisation issue d'une version antérieure est utilisée dans la version 2026, il peut s'avérer nécessaire d'ajuster les objectifs, les contraintes et les pondérations associées afin d'obtenir le meilleur plan possible.
- Remarque RayStation 11A introduit quelques changements au niveau des prescriptions. Ces informations sont importantes lors de la mise à niveau depuis une version de RayStation antérieure à 11A :
  - Les prescriptions prescriront toujours la dose pour chaque jeu de faisceaux (beam set) séparément. Les prescriptions définies dans les versions de RayStation antérieures à 11A faisant référence au jeu de faisceaux + à la dose de fond sont obsolètes. Les jeux de faisceaux comportant de telles prescriptions ne peuvent pas être approuvés et la prescription ne sera pas incluse lors de l'exportation du jeu de faisceaux par DICOM.
  - Les prescriptions définies à l'aide d'un protocole de génération de plan dépendront désormais toujours de la dose de jeu de faisceaux (beam set) et d'elle seule. Veuillez à contrôler les protocoles de génération de plans existants lors de la mise à jour.
  - Le pourcentage de prescription n'est plus inclus dans les niveaux de doses de prescription exportées. Dans les versions RayStation antérieures à 11A, le pourcentage de prescription défini dans RayStation était inclus dans le fichier Target Prescription Dose (Dose de prescription cible). Cela a été modifié et désormais seule la Prescribed

dose (Dose prescrite) définie dans RayStation est exportée en tant que Target Prescription Dose (Dose de prescription cible). Cette modification affecte également les contributions de doses nominales exportées.

- Dans les versions de RayStation antérieures à 11A, le Dose Reference UID (UID de référence de dose) exporté dans les plans RayStation était basé sur le SOP Instance UID (UID de l'instance SOP) du RT Plan/RT Ion Plan (Plan RT, Plan RT Ion). Cela a été modifié et désormais différentes prescriptions peuvent avoir le même Dose Reference UID (UID de référence de dose). Du fait de cette modification, le Dose Reference UID des plans exportés avant 11A a été mis à jour de telle façon qu'en cas de nouvelle exportation du plan, une valeur différente soit utilisée.
- Remarque RayStation 11A introduit quelques changements au niveau des systèmes d'imagerie de positionnement. Ces informations sont importantes lors de la mise à niveau depuis une version de RayStation antérieure à 11A :
  - Un Setup imaging system (système d'imagerie de positionnement, appelé Setup imaging device (Appareil d'imagerie de positionnement) dans les versions précédentes) peut désormais avoir un ou plusieurs imageurs de positionnement. Cela permet d'utiliser plusieurs DRR de positionnement pour les faisceaux de traitement ainsi qu'un nom d'identifiant séparé par imageur de positionnement.
    - + Les imageurs de positionnement peuvent être montés sur le bras ou fixes.
    - + Chaque imageur de positionnement est identifié par un nom unique qui s'affiche dans sa vue DRR correspondante et est exporté en tant qu'image DICOM-RT.
    - + Un faisceau utilisant un système d'imagerie de positionnement comprenant plusieurs imageurs aura plusieurs DRR, un pour chaque imageur. Cela concerne aussi bien les faisceaux de positionnement que les faisceaux de traitement.
- Remarque RayStation 8B a introduit la gestion de la dose effective (dose EBR) pour les protons. Cette information est importante pour les utilisateurs de protons qui effectuent une mise à jour depuis une version de RayStation antérieure à 8B :
  - Les appareils de protonthérapie existants dans le système seront convertis en type EBR, ce qui signifie qu'il est admis qu'un facteur constant de 1.1 a été utilisé. Contactez RaySearch si cela n'est pas le cas pour un appareil de la base de données.
  - L'importation du RayStation RT Ion Plan (Plan RT Ion) et du RT Dose of modality proton (Plan RT de la Modalité Protons) avec un type de dose PHYSICAL (Physique) exporté depuis une version de RayStation antérieure à 8B, sera traitée comme un niveau EBR si le nom de l'appareil dans le RT Ion Plan (Plan RT Ion) fait référence à un appareil EBR existant.
  - La dose RT ayant un type de dose PHYSICAL (Physique) provenant d'autres systèmes ou de versions de RayStation antérieures à 8B avec un appareil n'intégrant pas l'EBR dans le modèle du faisceau sera importée comme dans les versions antérieures et ne s'affichera pas comme une dose EBR sous RayStation. Il en va de même si l'appareil référencé n'existe pas dans la base de données. Il incombe à l'utilisateur de savoir si la

dose doit être traitée comme équivalente EBR/photon ou physique. Toutefois, si une telle dose est utilisée comme dose de fond dans la planification ultérieure, elle sera traitée comme une dose effective.

Voir *Appendice A Dose effective pour les protons* pour plus de détails.

- Remarque : RayStation 11B introduit des changements dans les calculs des statistiques de doses. Cela signifie qu'il peut y avoir de petites différences dans les statistiques de doses évaluées lors de la comparaison avec une version antérieure.

Cela affecte :

- Les DVH
- Statistiques de doses
- Objectifs cliniques
- Évaluation des prescriptions
- Valeurs de l'objectif d'optimisation
- Récupération des mesures de statistiques de dose au moyen de scripts

Ce changement s'applique également aux jeux de faisceaux (beam sets) et aux plans approuvés, ce qui signifie que, par exemple, la réalisation des prescriptions et des objectifs cliniques peut changer lorsque l'on ouvre un jeu de faisceaux ou un plan précédemment approuvés depuis une version de RayStation antérieure à 11B.

L'amélioration de la précision des statistiques de doses est plus perceptible lorsque la plage de doses augmente (différence entre la dose minimale et la dose maximale dans une ROI), et seules des différences mineures peuvent être observées pour les ROI ayant des plages de doses inférieures à 100 Gy. Les statistiques de doses améliorées n'interpolent plus les valeurs pour Dose au volume  $D(v)$ , et Volume par dose,  $V(d)$ . Pour  $D(v)$ , la dose minimale reçue par le volume cumulé  $v$  est renvoyée. Pour  $V(d)$ , le volume cumulé recevant au moins la dose  $d$  est renvoyé. Lorsque le nombre de voxels dans un ROI est faible, la discrétisation du volume devient apparente dans les statistiques de doses qui en résultent. Les mesures de statistiques de doses multiples (p. ex., D5 et D2) peuvent obtenir la même valeur en cas de gradients de dose élevés dans la ROI. De même, les plages de doses qui manquent de volume apparaîtront comme des paliers horizontaux dans le DVH.

- Remarque : RayStation 2024A a introduit la possibilité d'associer un objectif clinique soit à la dose du jeu de faisceaux soit à la dose du plan. Ces informations concernant les plans et modèles (templates) existants avec des objectifs cliniques sont importantes dans le cadre d'une mise à jour depuis une version de RayStation antérieure à 2024A :
  - Les objectifs cliniques physiques des plans contenant un seul jeu de faisceaux seront désormais automatiquement associés à ce jeu de faisceaux.
  - Pour les plans comportant plusieurs jeux de faisceaux, les objectifs cliniques physiques seront dupliqués afin d'assurer toutes les associations possibles dans le plan. Par exemple, un plan avec deux jeux de faisceaux produira trois copies

correspondantes de chaque objectif clinique : une pour le plan et une pour chacun des deux jeux de faisceaux.

- Les objectifs cliniques définis dans les modèles (templates) seront assignés au jeu de faisceaux portant le nom « BeamSet1 ». Il est conseillé aux utilisateurs préparant un plan avec plusieurs jeux de faisceaux de mettre à jour leurs modèles avec l'association et le nom de jeu de faisceaux exacts. Portez une attention particulière aux modèles utilisés dans les protocoles. Les noms des jeux de faisceaux stockés dans les modèles doivent correspondre à un jeu de faisceaux créé dans le protocole.
- Remarque : RayStation v2025 a introduit des modifications relatives à la planification du traitement et au commissionnement des faisceaux Sumitomo HI à Balayage en ligne.
  - L'arrondissement des Unités Moniteur du segment de ligne n'est plus effectué dans le cadre du calcul final de la dose. La dose est désormais calculée en fonction des paramètres du plan exportés dans le plan lons RT. De nouveaux contrôles ont été ajoutés au calcul de la dose finale, à l'approbation et à l'exportation DICOM afin de s'assurer que le plan est réalisable en respectant les contraintes de l'appareil de traitement par balayage en ligne. Les plans existants peuvent être rendus réalisables en procédant à une réoptimisation ou à l'aide de la nouvelle fonctionnalité *Make beams deliverable*.
  - Dans les versions précédentes de RayStation, il existait une contrainte sur la longueur des segments de ligne utilisés sous *Absolute dosimetry* et lors de la création manuelle d'une couche d'énergie à l'aide de la fonction *Add energy layer*. Cette contrainte a été supprimée dans RayStation v2025.
  - L'unité utilisée dans le tableau des limites de vitesse de balayage du faisceau de balayage en ligne a été remplacée. On utilise désormais l'unité cm/s au lieu de m/s. Les modèles d'appareils mis à niveau depuis une version précédente de RayStation seront automatiquement mis à jour.

Voir également section 2.25 Mise à niveau d'un modèle de faisceau à balayage en ligne depuis une version RayStation antérieure à v2025 page 25.

- Remarque : RayStation v2025 a introduit des modifications relatives aux matériaux disponibles. L'information suivante est importante pour les utilisateurs dans le cadre d'une mise à niveau depuis une version de RayStation antérieure à v2025 :
  - Les matériaux installés avec RayStation ne seront plus disponibles lors de la définition d'une densité forcée (Material override) pour une ROI, jusqu'à ce qu'elles soient expressément sélectionnées pour être rendues disponibles. Pour effectuer la sélection, cliquer sur *ROI material management* (disponible dans la liste des ROI et la boîte de dialogue *ROI/POI details*, puis sur *Add new common material* et sélectionner enfin les matériaux à ajouter dans la liste située sous *Add predefined*.
- Remarque : RayStation v2025 a introduit des modifications relatives à la rotation du collimateur pour les faisceaux comportant un bloc ou un insert. L'information suivante est

importante pour les utilisateurs de photons et d'électrons dans le cadre d'une mise à niveau depuis une version de RayStation antérieure à v2025 :

- Par défaut, le contour du bloc ou de l'insert restera constant lors de la rotation du collimateur pour les faisceaux de photons et d'électrons. Dans les versions précédentes, le comportement par défaut consistait à modifier le contour afin de conserver la même zone exposée après la rotation du collimateur. Cela a changé, et le contour reste désormais constant.

## 2.25 MISE À NIVEAU D'UN MODÈLE DE FAISCEAU À BALAYAGE EN LIGNE DEPUIS UNE VERSION RAYSTATION ANTÉRIEURE À V2025

Depuis RayStation 2025, les durées de traitement du système de délivrance Sumitomo HI doivent être prises en compte par les poids attribués aux segments de ligne dans un plan avant le calcul de la dose. Dans les versions antérieures, cet arrondi des poids était effectué dans le calcul de dose lui-même. Cette modification a les implications suivantes pour les données *Absolute dosimetry* saisies dans un modèle d'appareil Sumitomo à balayage en ligne :

- La valeur de *Meterset* par énergie nominale n'est plus incluse.
- Les mesures de fluence utilisées pour les valeurs *Dose per meterset* sont spécifiées comme étant les mesures de fluence administrées. (Dans les versions de RayStation antérieures à la version 2025, les valeurs de fluence planifiés et administrées pouvaient différer en raison de l'arrondi du poids des segments de ligne effectué dans le calculateur de dose RayStation et par le système d'administration Sumitomo. Par conséquent, c'était la valeur de fluence planifiée, et non la valeur administrée, qui était utilisée lors du calcul de *Dose per meterset*.)

Remarque : les *lons per MU* des modèles à balayage en ligne existants restent valides dans RayStation v2025 ou version ultérieure, et les modèles de faisceaux à balayage en ligne mis en service restent donc valides dans RayStation v2025 et versions ultérieures. Cependant, du fait de la modification de la définition de *Dose per meterset* toutes les données de dosimétrie absolue importées et calculées seront automatiquement supprimées des modèles d'appareils à balayage en ligne lors de la mise à niveau depuis une version de RayStation antérieure à v2025. Pour recalculer *Dose per meterset*, ou pour effectuer la modélisation automatique d'un modèle existant dans une version de RayStation antérieure à v2025, les données de dosimétrie absolue doivent être à nouveau importées dans RayPhysics, en veillant au respect des nouvelles exigences relatives aux valeurs *Dose per meterset*.

## 2.26 NOTIFICATIONS IMPORTANTES DE SÉCURITÉ (FSN) RÉSOLUES

Les problèmes décrits dans les notifications de sécurité (FSN) 159027, 161525, 167168 et 176257 ont été résolus.

### Résolu : [FSN 159027] Contours de ROI retournés

Un problème occasionnait le retournement de la ROI et son positionnement erroné lorsque certaines opérations étaient effectuées sur une ROI définie sur une série d'images avec une coupe normale (0, 0, -1). Ce problème a été résolu.

(1310961)

**Résolu : [FSN 161525] Génération d'UID non uniques dans RayGateway**

Il n'était pas garanti que les UID DICOM générés lors de l'exportation depuis RayStation vers l'iDMS via RayGateway soient uniques. Ce problème a été résolu.

[1313444]

**Résolu : [FSN 167168] Absence d'invalidation de dose pour IES ROI avec densité forcée [Material override]**

Dans certains cas rares liés à des ROI avec densité forcée ou à des ROI de type *Bolus*, *Fixation* ou *Support*, la dose n'était pas invalidée lorsqu'une géométrie était ajoutée ou modifiée, ou lorsque le matériau était supprimé. Ce problème a été résolu.

[1477976]

**Résolu : [FSN 176257] Dose pondérée RBE incorrecte au-dessus de 50 cm WED dans LEM Classic**

Un problème avait été détecté dans le calcul des doses carbone et hélium. Lors de l'utilisation de LEM Classic, le calcul de dose finale présentait une erreur au niveau du RBE (et, par conséquent, dans la dose pondérée RBE) dans les voxels avec une profondeur d'équivalent eau supérieure à 50 cm dans la direction du faisceau. Ce problème a été résolu.

[1538893]

## **2.27 AVERTISSEMENTS NOUVEAUX ET AYANT SUBI UNE MISE À JOUR MAJEURE**

Pour la liste complète des avertissements, voir *RSL-D-RS-v2026-IFU*, *RayStation v2026 Instructions for Use*.

### 2.27.1 Nouveaux avertissements



#### ATTENTION!

**Les méthodes de contrôle de collision des ROI ne doivent pas être utilisées comme protection finale contre les collisions dans la salle de traitement.** Les méthodes de contrôle de collision des ROI *DetectRoiSurfaceCollisionsForOneRotationCenter*, *DetectRoiSurfaceCollisionsForTransformationMatrices* et *DetectRoiSurfaceCollisionsForTwoRotationCenters*, disponibles par le biais d'un script, ne doivent pas être utilisées comme protection finale contre les collisions dans la salle de traitement. Le contrôle de collision n'est effectué qu'avec les ROI indiquées, qui peuvent ne pas représenter la salle de traitement réelle. Il incombe à l'utilisateur d'inclure dans le contrôle de collision les ROI pertinentes avec une géométrie et une position adéquates. Le contrôle de collision des ROI peut fournir une indication précoce d'une collision potentielle, mais ne doit pas se substituer aux procédures standard de prévention des collisions avant le traitement du patient.

[1479620]



#### ATTENTION!

**Moteur de calcul de dose par curiethérapie Monte Carlo Méthode de validation et commissionnement.** Le moteur de calcul de dose par curiethérapie Monte Carlo RayStation a été validé par rapport à des données de référence consensuelles dans l'eau : l'ensemble de données consensuelles « along-away » AAPM HEBD pour les sources prises en charge dans un fantôme d'eau. De plus, la curiethérapie Monte Carlo a été validée par rapport au TG-43 RayStation à l'aide de plans cliniques dans des anatomies de patients substituées par l'eau.

Pour les géométries hétérogènes, la validation a été réalisée sur les anatomies cliniques de patients et de fantômes de couche comportant des interfaces os, poumons, air et matériau Z élevé, par comparaison avec le code Monte Carlo indépendant *egs\_brachy*, et non par des mesures directes sur dose fantôme.

Pour plus de détails sur le commissionnement d'un moteur de calcul de dose par curiethérapie Monte Carlo, voir AAPM TG-186 et WGDCAB Rapport 372 (ou directives régionales équivalentes).

[1593258]

**ATTENTION!**

**Plafonnement des doses de curiethérapie.** Les doses de curiethérapie calculées à l'aide du TG43 et des calculateurs de dose Monte Carlo sont plafonnées à 100 Gy par fraction. Toute valeur de dose dépassant ce seuil sera limitée à 100 Gy dans la distribution de dose qui en résulte. Cela affecte tous les résultats liés à la dose, par exemple les vues de dose, les DVH, les statistiques de dose et l'évaluation des objectifs cliniques.

Remarque : lorsque des distributions de dose comportant des valeurs de dose plafonnées sont remises à l'échelle, ces valeurs plafonnées sont elles aussi remises à l'échelle selon le même facteur. Ainsi, si une distribution de dose comportant des valeurs de dose plafonnées à 100 Gy est remise à l'échelle par un facteur  $z$ , les valeurs de dose plafonnées prendront alors la nouvelle valeur  $z \times 100$  Gy. Déterminer si une réduction considérable de l'échelle de la distribution de dose justifie un recalcul de la dose pour éviter de plafonner des valeurs de dose pertinentes cliniquement.

(1312866)

**ATTENTION!**

**Critères d'évaluation pour les distributions EQD2.** Les critères d'évaluation de la dose physique ne peuvent pas être utilisés directement lors de l'évaluation des distributions EQD2. Les critères de dose physique doivent toujours être d'abord convertis dans le domaine EQD2. Ceci est également essentiel pour les traitements prescrits à 2 Gy/fraction dans la tumeur : même si la dose prescrite dans la tumeur doit être de 2 Gy par fraction dans la dose physique et dans EQD2, les points froids et chauds dans la tumeur seront aggravés dans le domaine EQD2. Plus important encore, les tolérances tissulaires normales peuvent différer considérablement entre la dose physique et la distribution EQD2 même pour les traitements fractionnés à 2 Gy.

(1538161)

**ATTENTION!**

**Utilisation de distributions EQD2 spécifiques aux paramètres dans les rapports de plans.** Les rapports de plans pour les plans comportant des paramètres EQD2 présenteront des données (objectifs cliniques et, si de telles captures d'écran sont incluses, les DVH, les statistiques de dose et les vues de dose en 2D) évaluées en utilisant des distributions EQD2 spécifiques aux paramètres, les paramètres EQD2 de la ROI étant utilisés pour tous les voxels de la grille de calcul. La distribution EQD2 spécifique aux paramètres de la ROI Externe est utilisée pour les ROI ne disposant pas de paramètres définis.

(1482590)

**ATTENTION!**

**Limites de l'algorithme Pencil beam.** L'algorithme Pencil beam utilisé pour le calcul de dose d'ions légers génère certaines approximations et limites. Celles-ci peuvent affecter la précision de la dose calculée dans les voxels en surface du patient, en particulier en présence d'un réducteur de parcours et/ou de faisceaux tangentiels. Cela inclut les doses calculées pour les spots qui ne coupent pas du tout le patient, comme cela peut se produire dans certains scénarios d'optimisation robuste, ainsi que pour les spots présentant un pic de Bragg dans le réducteur de parcours.

(1311597)

**ATTENTION!****Précision absolue de la dose d'ions légers BPS avec réducteurs de parcours.**

Il existe des limites à la modélisation de l'étalement du faisceau dans la région située entre un réducteur de parcours et le patient, également appelée l'espace d'air, dans l'algorithme de calcul de dose analytique utilisé pour le calcul de la dose ions légers dans RayStation. Bien que l'impact de l'espace d'air (ai gap) en présence d'un réducteur de parcours soit déjà explicitement inclus dans la modélisation du halo nucléaire, certains effets pourraient ne pas être entièrement rendus par cette modélisation, plus spécialement en ce qui concerne les espaces d'air particulièrement importants. C'est pourquoi un facteur de correction facultatif de l'espace d'air du réducteur de parcours peut être intégré au modèle de faisceau afin de corriger les éventuels écarts entre la dose mesurée et la dose calculée en cas d'espace d'air important. L'intégration du facteur de correction a été validée avec succès pour des espaces d'air jusqu'à 72 cm. L'utilisateur doit être particulièrement vigilant lors de la validation du calcul de la dose s'il utilise des intervalles d'air importants.

(1592905)

**ATTENTION!****Précision de la dose et du TEL moyenné sur la dose pour les faisceaux traversant des tissus poreux présentant des hétérogénéités inférieures au millimètre.**

Le calcul de dose de protons et d'ions légers ne permet pas de tenir compte des hétérogénéités inférieures au millimètre qui ne sont pas entièrement résolues dans les images CT, telles que les structures pulmonaires poreuses. Ces hétérogénéités peuvent entraîner une dégradation du pic de Bragg et un élargissement longitudinal des distributions de dose et de LET moyenné sur la dose. L'utilisateur doit tenir compte du fait que le calcul peut ne pas être tout à fait précis lorsqu'un faisceau traverse une distance importante à travers de telles structures.

(1479623)

**ATTENTION!**

**Arcs hélicoïdaux – mise en place du patient.** Lors du commissionnement des traitements par arc hélicoïdal, vérifier que les instructions de positionnement sont conformes au processus de délivrance de l'appareil de traitement. Lors de la planification de faisceaux VMAT/Conformal helical arc, les instructions de mise en place du patient, telles que les DRR et les déplacements du plateau de table,

dépendent de l'isocentre du premier point de contrôle, constituant la position initiale de traitement.

Avant toute utilisation clinique, vérifier que le flux de travail du positionnement du patient est adapté à votre appareil de traitement.

(1537945)



### ATTENTION!

**Aucune synchronisation n'est conservée après avoir copié une prescription de série depuis RayCare.** Lorsqu'une prescription de jeu de faisceaux RayStation a été ajoutée en copiant une prescription de série depuis RayCare, aucune synchronisation n'est conservée. Les modifications ultérieures apportées aux prescriptions sous RayStation ou RayCare ne seront pas transférées vers l'autre système. Aucune validation ultérieure n'est effectuée pour vérifier que les prescriptions sont cohérentes entre elles.

(1538003)



### ATTENTION!

**Planification de réirradiation.** Il est vivement recommandé d'évaluer la dose cumulée pour un plan incluant des traitements antérieurs avant son approbation, et de faire cette évaluation sur la dose cumulée (EQD2), même lorsque la dose de fraction cible prescrite est de 2 Gy.

(1483026)



### ATTENTION!

**Limites du facteur de récupération des tissus (TRF).** Le facteur de récupération des tissus (TRF) est une représentation simplifiée de la récupération normale à long terme des tissus entre deux cycles de radiothérapie. Son utilisation dans les calculs EQD2 cumulatifs est soumise à d'importantes limites :

- **La récupération est sujette à une incertitude et un manque de consensus considérables.** Les éléments probants soutenant l'utilisation de la récupération des tissus sont limités et il n'existe aucun consensus établi sur l'ampleur et la dépendance au temps de la réparation que l'on puisse supposer. Les valeurs de TRF attribuées doivent par conséquent être considérées comme un paramètre d'incertitude, et les décisions cliniques doivent de préférence rester robustes sur une plage plausible de valeurs de TRF.

- **Le TRF réduit la biologie complexe à un seul facteur d'échelle.** Le modèle suppose que la récupération des tissus peut être représentée en redimensionnant la contribution EQD2 d'un traitement antérieur. Un seul facteur d'échelle ne permet pas de rendre compte de toute la complexité des facteurs affectant la récupération, tels que la réparation des dommages sublétaux, la repopulation accélérée, les modifications vasculaires et la réponse inflammatoire.
- **La récupération varie considérablement d'une personne à l'autre.** Les chances de récupération varient considérablement d'un patient à l'autre en raison de nombreux facteurs, tels que les comorbidités, la toxicité antérieure, l'intervalle entre les traitements, l'existence de traitements concomitants et la radiosensibilité propre à chaque patient. Une valeur TRF standardisée peut par conséquent ne pas refléter correctement la récupération dans tous les scénarios cliniques et doit être utilisée avec prudence.

Compte tenu de ces limites, l'EQD2 corrigé en fonction de la récupération (EQD2 TRF) ne doit être interprété que comme un indicateur approximatif de la récupération des tissus, et non comme un prédicteur fiable d'une tolérance accrue des tissus normaux due à cette récupération. Il est recommandé aux utilisateurs d'évaluer une plage de valeurs de TRF plausibles et de toujours inclure dans leur évaluation l'EQD2 cumulée calculée sans le TRF.

[1538126]

### 2.27.2 Avertissements ayant subi une mise à jour majeure



#### ATTENTION!

##### **Les modèles de curiethérapie devront être validés avant utilisation clinique.**

Les projecteurs de curiethérapie, les modèles de sources et les configurations d'application doivent être validés avant toute utilisation clinique.

Il incombe à l'utilisateur de valider les configurations de projecteurs, d'application et les modèles de sources de curiethérapie avant une utilisation clinique. Voir l'avertissement 283879 pour plus de détails.

Pour les modèles de sources TG43, voir l'avertissement 283358, et pour les modèles de source Monte Carlo, voir l'avertissement 1593258.

[285635]



#### ATTENTION!

**Assignement du tableau de densité CBCT.** Pour une utilisation directe des informations CBCT brutes dans le calcul de la dose, RayStation utilise un tableau de

densité CBCT spécifique à l'image. Or il n'existe qu'un ensemble limité de niveaux de densité spécifiés pour CBCT par rapport à ce qui est normalement spécifié pour CT. Le calcul de la dose sur les images CBCT peut par conséquent être moins précis que si l'on utilise des images CT ou CBCT converties. La précision du calcul de dose avec CBCT est liée au réglage de ce tableau et à la mesure dans laquelle la densité réelle du patient est adaptée aux densités sélectionnées dans le tableau.

Contrôlez systématiquement le tableau avant de l'utiliser pour le calcul de dose. La vérification peut être effectuée par contrôle ponctuel ou sur coupes sélectionnées dans la boîte de dialogue Create density table for CBCT (Créer un tableau de densité pour CBCT) où l'effet du tableau de densité est visualisé.

Le calcul de dose sur les ensembles de données d'images CBCT brutes n'est pris en charge que pour les photons, et pour la curiethérapie avec le calculateur de dose TG43.

(9355)



### ATTENTION!

**Contraintes liées à l'appareil.** RayStation repose sur la distribution de plans de traitement générés par RayStation à l'aide d'un système de vérification et de contrôle du traitement délivré qui garantit une exécution en toute sécurité et empêche les traitements non réalisables en raison de paramètres de l'appareil non applicables. Ces paramètres peuvent inclure, par exemple, l'angle du bras, l'angle du collimateur, les UM et les positions des lames de MLC, la position du nez (snout) et le poids de spot minimal (pour les traitements ions), ainsi que la vitesse du bras et de la lame pour les traitements dynamiques.

Si les contraintes de l'appareil définies dans RayPhysics ne reflètent pas avec précision le comportement de l'appareil de traitement et du système R&V, les plans peuvent être interrompus au moment de la distribution ou ajustés en dehors de RayStation, générant une dose délivrée différente de la dose approuvée. Lors de la création d'un modèle de machine à partir d'un modèle, veiller à ce que tous les paramètres de contraintes de l'appareil soient spécifiquement adaptés à l'appareil de traitement spécifique. Même si RayStation respecte toutes les contraintes d'appareil spécifiées dans RayPhysics, rien ne garantit que tous les plans puissent être délivrés. Vérifier que les plans ne sont pas modifiés en dehors de RayStation au point d'affecter considérablement la dose sans en avoir correctement évalué les incidences.

(3185)

**ATTENTION!**

**S'assurer que les doses calculées avec différents moteurs de calcul de dose sont compatibles.** La combinaison ou la comparaison de doses calculées avec différents moteurs de calcul dose (par exemple pour les doses subsidiaires, la co-optimisation, les doses de fond et la somme de doses) doivent être traitée avec prudence si la convention de la dose diffère d'un algorithme à l'autre et que le plan est sensible à la dose dans les matériaux à Z élevé.

Les moteurs de calcul de dose Monte Carlo électrons et protons indiquent la dose par rapport à l'eau avec transport des radiations dans le milieu. Les moteurs de calcul de dose Pencil Beam protons et ions légers indiquent la dose par rapport à l'eau. Le moteur de calcul de dose de photons Collapsed Cone (CC) calcule la dose par rapport à l'eau avec transport des radiations dans une eau de densité différente, une propriété qui se situe entre la dose par rapport à l'eau et la dose par rapport au milieu lorsqu'elle est calculée dans le milieu. Le moteur de calcul de dose de photons et de curiethérapie Monte Carlo pour RayStation v2026 indique la dose par rapport au milieu avec transport des radiations dans le milieu. Lorsque le transport s'effectue dans un milieu, il s'avère que la différence entre la dose par rapport à l'eau et la dose par rapport au milieu pour les photons est faible pour les tissus autres que les os (1-2 %), mais qu'elle peut devenir relativement importante pour les os (10 %) ou d'autres matériaux à Z élevé.

RayStation ne connaît pas la convention de dose pour les doses importées. Celle-ci doit être gérée avec prudence si le plan est sensible à la dose dans des matériaux à Z élevé et si la dose est utilisée comme dose de fond ou pour reproduire la dose.

(409909)

**ATTENTION!**

**Interprétation des distributions EQD2 d'évaluation.** Les distributions EQD2 d'évaluation calculées dans le module Plan evaluation utilisent une approximation basée sur les priorités pour l'assignement des valeurs  $\alpha/\beta$  aux voxels appartenant à plusieurs ROI. Des précautions particulières doivent être prises lors de l'interprétation de ces distributions :

- Dans le cadre d'une distribution EQD2 d'évaluation, les ROI adjacentes ou qui se chevauchent peuvent être associées avec différentes valeurs  $\alpha/\beta$ . La distribution EQD2 sera donc discontinue au niveau des limites entre les ROI ayant des valeurs  $\alpha/\beta$  différentes. Pour les voxels qui n'appartiennent que partiellement à une ROI ou qui se trouvent dans une zone de chevauchement entre plusieurs ROI, une règle de priorité est appliquée pour assigner une seule

valeur  $\alpha/\beta$  pour le calcul EQD2. Par conséquent, la valeur  $\alpha/\beta$  définie pour une ROI peut n'être appliquée qu'à une partie de cette ROI.

- Pour s'assurer qu'une valeur  $\alpha/\beta$  spécifique est utilisée pour l'ensemble de la ROI lorsqu'un objectif clinique est évalué pour une distribution EQD2 d'évaluation, il est recommandé d'extraire d'abord l'objectif clinique pour la dose physique, puis de le convertir en EQD2 avec la valeur  $\alpha/\beta$  choisie, plutôt que d'extraire l'objectif clinique directement depuis la distribution EQD2. L'indication des mesures EQD2 est courante en curiethérapie et RayStation prend en charge les objectifs cliniques EQD2 dans le module Brachy planning, qui effectue automatiquement la conversion recommandée.
- L'assignement basé sur les priorités n'est utilisé que pour les distributions EQD2 d'évaluation, et non pour les distributions EQD2 de planification obtenues lorsque des paramètres EQD2 sont attribués à un plan de traitement. Les quantités spécifiques à la ROI, telles que les objectifs cliniques, les statistiques de dose et les courbes DVH, peuvent être évaluées directement pour la planification des distributions EQD2, car toutes ces évaluations sont réalisées par rapport aux distributions spécifiques aux paramètres de base, dans lesquelles la valeur  $\alpha/\beta$  correcte est appliquée à l'ensemble du volume de la ROI.

[408774]



#### ATTENTION!

**Délinéation sur CT virtuel.** Le CT virtuel est créé en déformant un CT de référence de manière à ce qu'il corresponde à la série d'images originale, puis en remplaçant les régions à faible densité non adéquates. En dehors de ces régions, le CT virtuel sera identique au CT déformé. Par conséquent, la géométrie du CT virtuel peut ne pas correspondre exactement à la géométrie de l'image originale. Même si les contours générés sur le CT virtuel semblent précis, ils peuvent ne pas représenter les sites anatomiques réels. Ces contours sont souvent équivalents à une propagation déformable des structures du CT de planification sur le CT virtuel. Pour une précision optimale, effectuez toute délinéation automatique ou manuelle sur la série d'images originale ou sur une image convertie à l'aide de l'algorithme CBCT corrigé.

[405815]

**ATTENTION!**

**La dose prédite par apprentissage automatique (machine learning) et la dose de référence obtenue par apprentissage automatique ne doivent pas être utilisées pour prendre des décisions cliniques.** Ces doses s'affichent uniquement pour fournir à l'utilisateur une transparence dans les résultats du modèle d'apprentissage automatique et indiquer la dose de référence qui sera utilisée lors de l'optimisation.

(936842)

**ATTENTION!**

**Contrôler systématiquement le décalage déformable avant de l'utiliser pour déformer une dose.** Avant d'utiliser un recalage déformable pour déformer la dose, l'utilisateur doit examiner et vérifier la qualité du recalage. Cet examen peut être réalisé :

- en évaluant le recalage dans la vue *Fusion*.
- en évaluant la grille déformée dans la vue *Deformed grid*.
- évaluant les structures propagées entre les séries d'images de référence et d'images cibles.

Cet examen est particulièrement important pour le suivi de dose et lorsque la dose déformée est utilisée en dose de fond pendant l'optimisation d'un plan adapté ou d'un plan avec traitement(s) antérieur(s). La réversibilité des recalages biomécaniques déformables n'étant pas garantie, ceux-ci doivent être examinés avec la plus grande vigilance.

Il est également important de noter que des gradients de dose plus marqués peuvent entraîner des erreurs plus importantes dans la dose déformée. Par conséquent, les cas impliquant des gradients de dose importants doivent être examinés avec la plus grande vigilance.

(9656)

**ATTENTION!**

**Une dose d'extraction quasi-discrète n'est pas calculée dans RayStation.** Dans le cas des systèmes de délivrance de faisceaux balayés de protons et d'ions légers utilisant une technique de délivrance *quasi-discrète*, une faible partie de la dose peut être administrée entre les spots du plan, car le faisceau n'est pas toujours désactivé pendant son déplacement. Cette dose, appelée *dose d'extraction*, n'est pas calculée explicitement dans RayStation, mais est ajoutée sur la position du spot du plan vers lequel le faisceau se déplace. La dose totale de dose d'extraction

dépend essentiellement de la mesure de débit de fluence du faisceau, de la vitesse du balayage et de la fraction de spot pour laquelle le faisceau est activé pendant le déplacement. La quantité relative de dose d'extraction dépend également de la mesure de fluence moyenne des spots du plan. Ces propriétés sont elles-mêmes influencées par des paramètres de planification tels que l'espace entre les spots, le nombre de faisceaux qui se chevauchent, la dose de prescription par fraction, la pondération minimale et maximale des spots de planification, ainsi que le rebalayage des couches d'iso-énergie.

L'impact de l'exclusion de la dose d'extraction dans le calcul de la dose a été examiné pour une large sélection de cas de traitement, de stratégies de planification et de systèmes de distribution, et aucun effet dosimétrique significatif n'a été constaté. Toutefois, l'utilisateur doit en tenir compte et vérifier que cette approximation est valable lors de la mise en service de RayStation comme pour chaque champ de traitement dans le cadre de la procédure d'assurance qualité spécifique au patient.

[2417]



## 3 PROBLÈMES CONNUS RELATIFS À LA SÉCURITÉ DU PATIENT

Il n'y a aucun problème relatif à la sécurité du patient dans RayStation v2026.

**Remarque:** Des notes de mise à jour supplémentaires pourront éventuellement être distribuées après l'installation.



## 4 AUTRES PROBLÈMES CONNUS

### 4.1 GÉNÉRAL

#### *Limites lors de l'utilisation de plusieurs séries d'images dans un plan de traitement*

La dose totale du plan n'est pas disponible pour les plans incluant plusieurs jeux de faisceaux (beam sets) ayant des séries d'images de planification différentes. Sans dose de plan, il est impossible d'exécuter les actions suivantes :

- Approuver le plan
- Générer le rapport de plan
- Activer le suivi de dose pour le plan
- Utiliser le plan dans la replanification adaptative

[341059]

#### *Légère incohérence dans l'affichage des doses*

Ce qui suit s'applique à toutes les vues patient dans lesquelles la dose peut être visualisée sur une coupe d'image du patient. Si une coupe est positionnée exactement à la limite entre deux voxels et que l'interpolation de dose est désactivée, la valeur de dose présentée dans la vue par l'annotation « Dose: XX Gy » peut différer de la couleur réelle affichée par rapport au tableau de couleurs de doses.

Cela est dû au fait que la valeur du texte et la couleur de dose représentée sont déduits de différents voxels. Ces deux valeurs sont essentiellement correctes, mais elles ne sont pas cohérentes.

Il en va de même dans la vue Différence de doses où la différence peut sembler plus importante qu'elle ne l'est réellement parce que des voxels voisins sont comparés.

[284619]

## 4.2 IMPORTATION, EXPORTATION ET RAPPORTS DE PLAN

### *RayStation déclare parfois une exportation réussie du plan TomoTherapy comme ayant échoué*

L'envoi d'un plan TomoTherapy RayStation à iDMS via RayGateway entraîne un délai d'attente dans la connexion entre RayStation et RayGateway après 10 minutes. Si le transfert est toujours en cours lorsque le délai d'attente commence, RayStation signale un échec de l'exportation du plan même si le transfert est toujours en cours.

Si cela se produit, vérifiez le journal RayGateway pour déterminer si le transfert a été effectué avec succès ou non.

338918

### *Les modèles (templates) de rapport doivent être réactualisés après la mise à jour vers RayStation v2026*

La mise à jour vers RayStation v2026 nécessite une mise à jour de tous les modèles de rapport. Notez par ailleurs que si un Modèle de rapport d'une version antérieure est ajouté avec les Clinic Settings (paramètres cliniques), ce modèle (template) doit être réactualisé pour pouvoir être utilisé lors de la génération de rapports.

Les modèles de rapports sont réactualisés à l'aide du Report Designer (outil de mise en forme des rapports). Exportez le Report Template (modèle de rapport) depuis Clinic Settings (paramètres cliniques) et ouvrez-le dans le Report Designer. Enregistrez le Report Template (modèle de rapport) mis à jour et ajoutez-le dans Clinic Settings (Paramètres cliniques). N'oubliez pas de supprimer l'ancienne version du Report Template.

[138338]

## 4.3 PLANIFICATION POUR LA CURIETHÉRAPIE

### *Inadéquation du nombre de fractions planifiées et de la prescription entre RayStation et SagiNova version 2.4.1.0 ou antérieure*

Il y a une discordance entre l'interprétation des attributs du plan RT DICOM RT *Planned number of fractions* (300A, 0078) et *Target prescription dose* (300A, 0026) dans RayStation par rapport au système projecteur de curiethérapie SagiNova. Cela s'applique spécifiquement aux versions 2.1.4.0 ou antérieures de SagiNova.

Lors de l'exportation de plans depuis RayStation :

- La dose de prescription cible est exportée comme étant la dose de prescription par fraction multipliée par le nombre de fractions pour le jeu de faisceaux (beam set).
- Le nombre de fractions planifié est exporté comme étant le nombre de fractions pour le jeu de faisceaux (beam set).

Lors de l'importation de plans dans SagiNova pour l'administration du traitement :

- La prescription est interprétée comme la dose de prescription par fraction.

- Le nombre de fractions est interprété comme le nombre total de fractions, y compris les fractions pour tous les plans précédemment administrés.

Les conséquences possibles sont les suivantes :

- Lors de l'administration du traitement, ce qui s'affiche comme étant la prescription par fraction sur la console SagiNova correspond en fait à la dose de prescription totale pour l'ensemble des fractions.
- Il se peut qu'il ne soit pas possible d'administrer plus d'un plan pour chaque patient.

Consultez les spécialistes de l'application SagiNova pour connaître les solutions appropriées.

[1483614]

### **Problème de connectivité DICOM avec Oncentra Brachy lié aux chemins source mesurés**

Un problème affectant l'importation DICOM des chemins source du modèle d'applicateur mesuré dans Oncentra Brachy a été identifié.

Lors de l'importation d'un modèle d'applicateur depuis un fichier XML dans RayStation, il est possible d'importer les chemins source mesurés. Ces chemins source mesurés sont caractérisés par des positions 3D absolues non équidistantes pour les points source. Les chemins source mesurés sont importés depuis des fichiers XML comme décrit dans *RSL-D-RS-v2026-BAMDS*, *RayStation v2026 Brachy Applicator Model Data Specification*, et les positions source 3D dans RayStation qui en résultent représentent correctement les chemins source fournis dans les fichiers XML. Les positions de source 3D sont également correctes dans les exportations DICOM depuis RayStation. Cependant, lors de l'importation du fichier dans Oncentra Brachy les chemins source mesurés subissent un décalage, générant une différence entre les positions source absolues dans Oncentra Brachy et dans RayStation. Cela peut signifier qu'une distribution de dose recalculée dans Oncentra ne correspondra pas à la distribution de dose correspondante calculée dans RayStation.

La distribution de la dose calculée par RayStation est correcte, sous réserve que l'applicateur soit correctement modélisé dans RayStation. Comme indiqué dans *RSL-D-RS-v2026-IFU*, *RayStation v2026 Instructions for Use* (voir avertissement 726082, Examiner les modèles d'applicateur), il est fortement conseillé aux utilisateurs de respecter les normes d'assurance qualité de l'industrie pour les modèles d'applicateurs afin de s'assurer que l'applicateur est représenté avec précision dans RayStation.

Ce problème est spécifique aux chemins source mesurés dans les modèles d'applicateur et n'affecte pas les chemins source reconstruits par d'autres méthodes.

[1043992]

#### 4.4 CRÉATION DE PLANS ET CRÉATION DE FAISCEAUX CRT-3D

*Il se peut que le centrage du faisceau dans le champ et la rotation du collimateur ne conservent pas les ouvertures de faisceaux souhaitées pour certains MLC*

Le centrage du faisceau dans le champ et la rotation du collimateur combinés à « Keep edited opening » (Garder l'ouverture modifiée) peut élargir l'ouverture. Vérifiez soigneusement les ouvertures après utilisation et utilisez si possible un état de rotation de collimateur avec « Auto conform ».

[144701]

#### 4.5 OPTIMISATION DU PLAN

*Pas de contrôle de faisabilité de la vitesse maximale de lame pour les faisceaux DMLC après une mise à l'échelle de la dose*

Les plans DMLC résultant d'une optimisation sont réalisables en ce qui concerne l'ensemble des contraintes de l'appareil. Toutefois, la remise à l'échelle manuelle (UM) après optimisation peut générer une violation de la vitesse maximale de la lame, selon le débit de dose utilisé pendant la distribution du traitement.

[138830]

*Ajouter la fonction MCO ne fonctionne pas correctement en combinaison avec la dose de fond*

La fonction de dose de référence créée en cliquant sur le bouton *Add MCO function* (Ajout de fonction MCO) n'inclura pas la dose de fond pour un jeu de faisceaux (beam set) dépendant. RayStation tentera de recréer la dose de jeu de faisceaux parcourue au lieu de la dose jeu de faisceaux + la dose de fond parcourue, si une telle fonction de dose de référence est incluse dans l'optimisation. Cela générera généralement une dose optimisée plus faible que prévu. L'utilisation du bouton *Add MCO function* (Ajout de fonction MCO) n'est donc pas recommandée pour les jeux de faisceaux dépendants. La création d'un plan administrable dans le module MCO n'est pas affectée par ce problème.

[932475]

#### 4.6 PLANIFICATION CYBERKNIFE

*Vérification de la possibilité d'administration des plans CyberKnife*

Les plans CyberKnife créés sous RayStation peuvent, dans 1 % des cas environ, échouer à la validation de la possibilité d'administration. Ces plans ne pourront pas être administrés. Les angles du faisceau concerné seront identifiés par les contrôles de possibilité d'administration exécutés lors de l'approbation du plan et de l'exportation du plan.

Pour vérifier si un plan est concerné par ce problème avant l'approbation, la méthode de script `beam_set.CheckCyberKnifeDeliverability()` peut être exécutée. Les segments

concernés peuvent être supprimés manuellement avant d'exécuter une optimisation continue pour les derniers ajustements.

[344672]

### *Grille de suivi de colonne vertébrale plus petite dans Accuray TDC que la grille affichée sous RayStation*

La grille de suivi de colonne vertébrale utilisée et affichée sur la console de traitement Accuray TDC (Treatment Delivery Console) pour la configuration du traitement administré sera environ 80 % plus petite que la grille visualisée sous RayStation. Dans RayStation, veillez à assigner une marge à la grille autour de la zone de configuration prévue. Notez que la taille de la grille peut être modifiée dans Accuray TDC lors de la distribution.

[933437]

## **4.7 ADAPTATION DU TRAITEMENT**

### *Impossible d'importer des recalages individuels dans la boîte de dialogue Importation pendant une procédure adaptative en ligne.*

La boîte de dialogue *Import images and registration* (Importation des images et du recalage) du module Automated replanning (Replanification automatisée) n'autorise pas l'importation de recalages individuels. Lors d'une session adaptative en ligne, un recalage est importé avec le CBCT qui y est associé. Si un recalage importé n'est pas satisfaisant pour la planification et doit être remplacé, il doit d'abord être supprimé avant qu'un nouveau recalage puisse être importé avec la boîte de dialogue *DICOM import* (Importation DICOM) normale. Il est également possible de supprimer le CBCT et de le réimporter avec le nouveau recalage à l'aide de la boîte de dialogue *Import images and registration* (Importation des images et du recalage).

[1479560]

## **4.8 RAYPHYSICS**

### *Mise à jour des recommandations pour l'utilisation de la hauteur du détecteur*

Entre RayStation 11A et RayStation 11B, les recommandations sur l'utilisation de la hauteur du détecteur et de la compensation de la profondeur pour le rendements en profondeur ont été mises à jour. Si les précédentes recommandations sont suivies, la modélisation de la zone de build-up pour des modèles de faisceaux photons pourrait générer une surestimation de la dose de surface dans la dose 3D calculée. Lors de la mise à niveau vers une version de RayStation plus récente que 11A, il est recommandé d'examiner et, le cas échéant, de mettre à jour les modèles de faisceaux photons par rapport aux nouvelles recommandations. Reportez-vous à la section *Hauteur du détecteur et compensation de la profondeur* dans *RSL-D-RS-v2026-REF, RayStation v2026 Reference Manual*, section *Compensation de la profondeur et hauteur du détecteur* dans *RSL-D-RS-v2026-RPHY, RayStation v2026 RayPhysics Manual* et *RSL-D-RS-v2026-BCDS, RayStation v2026 Beam Commissioning Data Specification* pour plus d'informations sur les nouvelles recommandations.

[410561]

## 4.9 UTILISATION DES SCRIPTS

### *Limites relatives aux fonctions de référence scriptées*

Il n'est pas possible d'approuver un jeu de faisceaux (beam set) incluant une fonction de dose de référence scriptée faisant référence à une dose déverrouillée car cela occasionnerait un crash. De même, approuver un jeu de faisceaux incluant une fonction de dose de référence scriptée faisant référence à une dose verrouillée, puis déverrouiller la dose référencée occasionnera également un crash.

Si une fonction de dose de référence scriptée fait référence à une dose déverrouillée, aucune notification n'apparaîtra si la dose de référence est modifiée ou supprimée. Enfin, lors d'une mise à jour vers une version plus récente de RayStation, il n'y a aucune garantie que les mises à jour des problématiques d'optimisation incluant des fonctions de dose de référence scriptées conservent les références de dose.

(285544)

# A DOSE EFFECTIVE POUR LES PROTONS

## A.1 CONTEXTE

À partir de RayStation 8B, la dose effective des traitements de protonthérapie est traitée de façon explicite, soit en incluant un facteur constant dans la dosimétrie absolue du modèle d'appareil, soit en combinant un modèle d'appareil basé sur la dose physique dans la dosimétrie absolue avec un modèle EBR à facteur constant. Lors de la mise à niveau d'une version RayStation antérieure à RayStation 8B vers RayStation 8B ou une version ultérieure, tous les modèles d'appareils existants dans la base de données seront considérés comme ayant été modélisés avec un facteur constant de 1.1 dans la dosimétrie absolue pour tenir compte des effets biologiques relatifs des protons. Veuillez contacter l'assistance RaySearch si cela n'est pas le cas pour l'un des appareils de la base de données.

## A.2 DESCRIPTIF

- Le facteur EBR peut être inclus dans le modèle de l'appareil (comme c'était le cas dans le processus standard des versions de RayStation antérieures à 8B) ou être défini dans un modèle EBR.
  - Il est admis que si le facteur EBR est inclus dans le modèle de l'appareil, il est de 1.1. Ces appareils sont dits « RBE » [EBR].
  - Un modèle EBR clinique avec un facteur de 1.1 est inclus dans chaque pack RayStation protons. Il devra être combiné avec les modèles de l'appareil basés sur la dose physique. Ces appareils sont dits « PHY ».
  - Pour les facteurs constants autres que 1.1, l'utilisateur doit spécifier et mettre en service un nouveau modèle EBR sous RayBiology. Cette option ne peut être utilisée que pour les appareils PHY.
- **Les appareils de protonthérapie existants dans le système seront convertis en type de dose RBE (EBR), ce qui signifie qu'il est admis qu'un facteur constant de 1.1 a été utilisé pour redimensionner les mesures de dosimétrie absolue. Par conséquent, dans tous les plans existants, la dose sera convertie en dose EBR.**
- Affichage de EBR/PHY pour l'appareil PHY dans les modules RayStation Plan design [Création de plan], Plan optimization [Optimisation de plan] et Plan evaluation [Évaluation de plan].
  - Possibilité de basculer entre les doses physique et EBR dans ces modules.

- Possibilité de voir le facteur EBR dans la vue Difference (Différence) sous Plan evaluation (Évaluation de plan).
- Pour les appareils RBE (EBR), le seul objet de dose existant est la dose EBR. Pour les appareils PHY, la dose EBR est la dose primaire dans tous les modules à l'exception des points suivants :
  - L'affichage des points de spécification de la dose du faisceau (BDSP) s'effectuera dans la dose physique.
  - Toutes les doses du module QA preparation (AQ) seront exprimées en dose physique.
- Importation DICOM :
  - L'importation de RayStation RtIonPlan et RtDose de la Modalité Protons, avec un type de dose PHYSICAL (Physique) d'une version de RayStation antérieure à RayStation 8B, sera traitée comme une dose EBR si le nom de l'appareil dans le RtIonPlan (Plan RT Ion) fait référence à un appareil existant intégrant l'EBR dans le modèle.
  - La RtDose (dose RT) ayant un type de dose PHYSICAL (Physique) provenant d'autres systèmes ou d'une version de RayStation antérieure à 8B avec un appareil n'intégrant pas l'EBR dans le modèle du faisceau sera importée comme dans les versions antérieures et ne s'affichera pas comme une dose EBR sous RayStation. Il en va de même si l'appareil référencé n'existe pas dans la base de données. Il incombe à l'utilisateur de savoir si la dose doit être traitée comme équivalente EBR/photon ou physique. Toutefois, si une telle dose est utilisée comme dose de fond dans la planification ultérieure, elle sera traitée comme une dose effective.

**Remarque:** *Les plans pour les appareils Mitsubishi Electric Co suivent des règles différentes et le comportement n'a pas été modifié par rapport aux versions antérieures à RayStation 8B.*

- Exportation DICOM :
  - Plans de traitement et plans AQ pour les appareils de protonthérapie avec un type de dose RBE (EBR) (comportement modifié par rapport aux versions de RayStation antérieures à 8B où toutes les doses protons étaient exportées comme PHYSICAL (Physiques)) :
    - + Seuls les éléments RT Dose (Dose RT) EFFECTIVE (EFFECTIFS) seront exportés.
    - + Les BDSP dans les éléments de EFFECTIVE (Plan RT) seront exportés comme RT Plan (Physiques)
  - Plans de traitement pour appareils avec un type de dose PHY :
    - + Les éléments de RT Dose (Dose RT) EFFECTIVE (Effectifs) et PHYSICAL (Physiques) seront exportés.
    - + Les BDSP dans les éléments du RT Plan (Plan RT) seront exportés comme PHYSICAL (Physiques)

- Plans AQ pour les appareils ayant un type de dose PHY :
  - + Seuls les éléments de RT Dose (Dose RT) PHYSICAL (Physiques) seront exportés.
  - + Les BDSP dans les éléments du RT Plan (Plan RT) seront exportés comme PHYSICAL (Physiques)

**Remarque:** *Les plans pour les appareils Mitsubishi Electric Co suivent des règles différentes et le comportement n'a pas été modifié par rapport aux versions antérieures à RayStation 8B.*







## COORDONNÉES



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

### Coordonnées du siège social

P.O. Box 45169  
SE-104 30 Stockholm, Sweden  
Téléphone : +46 8 510 530 00  
Fax : +46 8 510 530 30  
[info@raysearchlabs.com](mailto:info@raysearchlabs.com)  
[www.raysearchlabs.com](http://www.raysearchlabs.com)

### RaySearch Americas

Téléphone : +1 347 477 1935

### RaySearch China

Téléphone : +86 137 0111 5932

### RaySearch India

E-mail :  
[manish.jaiswal@raysearchlabs.com](mailto:manish.jaiswal@raysearchlabs.com)

### RaySearch Singapore

Téléphone : +65 8181 6082

### RaySearch Australia

Téléphone : +61 411 534 316

### RaySearch France

Téléphone : +33 (0)1 76 53 72 02

### RaySearch Japan

Téléphone : +81 (0)3 44 05 69 02

### RaySearch UK

Téléphone : +44 (0)2039 076791

### RaySearch Belgium

Téléphone : +32 475 36 80 07

### RaySearch Germany

Téléphone : +49 (0)172 7660837

### RaySearch Korea

Téléphone : +82 01 9492 6432