

RAYSTATION V2025 SP1

Notes de mise à jour



RayStation

v2025

Traceback information:
Workspace Main version a1000
Checked in 2025-06-18
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.

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. © 2025, 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

1	INTRODUCTION	7
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
2	INFOS ET AMÉLIORATIONS DANS RAYSTATION V2025	9
2.1	Points essentiels	9
2.2	Algorithme de planification automatique ECHO	9
2.3	Plan explorer amélioré	9
2.4	Prise en charge améliorée pour les traitements assis	10
2.5	Contrôle de collision	10
2.6	Améliorations de l'infrastructure et de la vitesse	10
2.7	Sécurité	11
2.8	Améliorations générales du système	11
2.9	Protocoles de génération de plans	13
2.10	Patient Data Management (Gestion des données patient)	13
2.11	Modélisation du patient	13
2.12	Segmentation par apprentissage profond (deep learning)	14
2.13	Planification pour la curiethérapie	15
2.14	Configuration du plan	16
2.15	Optimisation du plan	16
2.16	Planification par apprentissage automatique (machine learning)	17
2.17	Planification d'électrons	17
2.18	Planification de la protonthérapie par balayage de mini-faisceaux	18
2.19	Planification pour la protonthérapie par arc	18
2.20	Planification ions légers par balayage de mini-faisceaux	18
2.21	Ajustement fin de l'optimisation	19
2.22	Planification de la thérapie par capture de neutrons (BNCT)	19
2.23	Préparation QA	19
2.24	Suivi de dose	19
2.25	Replanification adaptative automatisée	19
2.26	DICOM	20
2.27	Visualisation	21
2.28	Utilisation des scripts	21
2.29	Physics mode	22
2.30	RayPhysics	23
2.31	Mise en service du faisceau de photons	23
2.32	Mise en service du faisceau d'électrons	23
2.33	Mise en service des faisceaux d'ions	23
2.34	RayStation mises à jour du calculateur de dose	23

2.35	Mises à jour de l'algorithme de conversion d'image	26
2.36	Modification de fonctionnalités par rapport aux versions précédentes	26
2.37	Mise à niveau d'un modèle de faisceau à balayage en ligne vers RayStation v2025	31
2.38	Notifications importantes de sécurité (FSN) résolues	32
2.39	Avertissements nouveaux et ayant subi une mise à jour majeure	33
2.39.1	Nouveaux avertissements	33
2.39.2	Avertissements ayant subi une mise à jour majeure	37
3	PROBLÈMES CONNUS RELATIFS À LA SÉCURITÉ DU PATIENT	41
4	AUTRES PROBLÈMES CONNUS	43
4.1	Général	43
4.2	Importation, exportation et rapports de plan	44
4.3	Modélisation du patient	45
4.4	Planification pour la curiethérapie	45
4.5	Création de plans et création de faisceaux CRT-3D	47
4.6	Optimisation du plan	48
4.7	Planification CyberKnife	48
4.8	Treatment delivery (Administration du traitement)	49
4.9	Automated Planning (Planification automatisée)	49
4.10	Évaluation biologique et optimisation	49
4.11	RayPhysics	49
4.12	Utilisation des scripts	50
5	MISES À JOUR DE RAYSTATION V2025 SP1	51
5.1	Infos et améliorations	51
5.1.1	Notifications de sécurité (FSN) résolues	51
5.1.2	Nomenclature corrigée dans le module Dose tracking (Suivi de dose)	51
5.1.3	Noms des faisceaux dans les jeux de faisceaux adaptés	51
5.1.4	RayStation mises à jour du calculateur de dose	52
5.1.5	Modèles d'apprentissage automatique	52
5.2	Problèmes décelés	52
5.3	Problèmes résolus	52
5.4	Avertissements nouveaux et ayant subi une mise à jour majeure	53
5.4.1	Nouveaux avertissements	53
5.4.2	Avertissements ayant subi une mise à jour majeure	53
5.5	Manuels mis à jour	53
	APPENDICE A - DOSE EFFECTIVE POUR LES PROTONS	55
A.1	Contexte	55
A.2	Descriptif	55

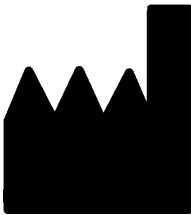
1 INTRODUCTION

1.1 A PROPOS DE CE DOCUMENT

Ce document contient des notes importantes sur le système RayStation v2025. 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 v2025 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]
Eugeniavägen 18C
SE-113 68 Stockholm
Suède
Téléphone : +46 8 510 530 00
E-mail : 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 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 V2025

Ce chapitre décrit les informations et les améliorations qui ont été apportées à RayStation v2025 par rapport à RayStation 2024B.

2.1 POINTS ESSENTIELS

- Planification automatisée améliorée
- Explorateur de plan amélioré
- Replanification adaptative automatisée améliorée
- Prise en charge des traitements assis
- Améliorations de performances générales

2.2 ALGORITHME DE PLANIFICATION AUTOMATIQUE ECHO

- Optimisation des plans de traitement à l'aide de l'algorithme ECHO.
- ECHO (*Expedited Constrained Hierarchical Optimization*) est un algorithme en deux phases.
 - Dans un premier temps, les paramètres de l'appareil sont optimisés afin d'obtenir une dose cible uniforme tout en tenant compte des contraintes de dose sur les OAR.
 - Dans la deuxième phase, la dose sur les OAR est réduite au maximum tout en conservant l'uniformité de la dose cible obtenue lors de la première phase.
- L'exécution d'ECHO fournit un plan de traitement prêt à être contrôlé. Ce plan peut être amélioré à l'aide des outils standard proposés dans RayStation.
- Nécessite une licence de produit rayEcho.

2.3 PLAN EXPLORER AMÉLIORÉ

- Génération automatique de plusieurs plans, par exemple, avec différents compromis différentes dispositions de faisceaux et différents appareils de traitement.
 - La préconfiguration est effectuée par des protocoles de génération de plans.

- La génération de plans prend en charge la planification par apprentissage automatique (machine learning) et l'algorithme de planification automatique ECHO. Les plans de traitement générés sont prêts à être révisés et peuvent être améliorés à l'aide des outils standard proposés dans RayStation.
- Outils efficaces pour filtrer et naviguer parmi les possibilités de plans pour trouver le plan le plus adapté.
 - De nouveaux outils d'exploration tels qu'un score de plan basé sur l'atteinte de l'objectif clinique et un graphique DVH incluant plusieurs plans candidats.
- Connexion fluide avec toutes les fonctionnalités de RayStation.
 - Les plans créés sous *Plan explorer* sont immédiatement disponibles dans les autres modules de RayStation.
 - Les plans existants peuvent facilement être inclus dans une exploration de plans.

2.4 PRISE EN CHARGE AMÉLIORÉE POUR LES TRAITEMENTS ASSIS

- La prise en charge générale de la planification du traitement en position assise sous RayStation a été étendue aux plans utilisant le système de positionnement assis du patient Leo Cancer Care, avec angle d'inclinaison variable du dossier.
- Nouveaux modèles de salle en 3D pour les traitements assis, incluant un nozzle de faisceau fixe générique et deux modèles de fauteuils.
- Nécessite une licence de produit rayUpright.

2.5 CONTRÔLE DE COLLISION

- Intégration avec le logiciel VisionRT MapRT.
- La fonction *Clearance check* fournit des informations sur l'état des collisions par faisceau pour les LINAC standard.
 - Une carte de dégagement pour toutes les combinaisons de bras et de table est calculée par MapRT et présentée dans l'interface utilisateur RayStation afin d'aider le planificateur à choisir les directions de faisceau et les trajectoires d'arc appropriées.
- Les scans de surface du patient peuvent être importés depuis MapRT et sont affichés comme des ROI classiques.
- Nécessite une licence de produit rayClearanceCheck.

2.6 AMÉLIORATIONS DE L'INFRASTRUCTURE ET DE LA VITESSE

- Il est désormais plus rapide d'ouvrir les modules et de basculer d'un module à l'autre.

- La consommation de mémoire pendant l'optimisation d'un plan de traitement est réduite.
- La méthode de génération des directions de recherche dans l'algorithme d'optimisation a été mise à jour. En conséquence, la plupart des optimisations devraient être plus rapides. Le résultat d'une optimisation différera, mais ces différences sont minimales dans la plupart des cas.
- La création d'un nouveau système de base de données basé sur un système existant a été améliorée. La création ne dépend plus de la fonctionnalité de sauvegarde et de restauration du serveur SQL. Cette modification supprime les problèmes connus et réduit le temps nécessaire à la création d'un système.

2.7 SÉCURITÉ

- L'outil de stockage RayStation Storage prend désormais en charge un rôle d'administration des données, afin de permettre aux utilisateurs administrateurs de serveurs non SQL d'importer/exporter des données et de transférer des patients, par exemple.
- Les autorisations utilisateur SQL Server peuvent être définies pour *RayStationResourceDB*, *RayStationServiceDB*, *RayStationIndexDB* et *RayStationLicenseDB*.
- Le cryptage des données SQL Server (TDE) peut être activé pour toutes les bases de données RayStation.
- La définition de la journalisation d'audit SQL Server est désormais prise en charge par RayStation.
- Il est désormais obligatoire de définir un ou plusieurs groupes AD disposant de droits d'accès (lecture et écriture) aux bases de données RayStation. Il est recommandé d'utiliser un groupe *RayStation-Users* spécifique.
- Il est désormais obligatoire de spécifier les groupes ayant accès aux services RayStation.
- La validation Active Directory a été améliorée. Utilisez soit des groupes et utilisateurs locaux, soit des groupes et utilisateurs du domaine (par défaut). Les configurations mixtes ne sont pas prises en charge.

2.8 AMÉLIORATIONS GÉNÉRALES DU SYSTÈME

- Le graphisme de RayStation a été modernisé.
- Il est beaucoup plus rapide d'activer/désactiver la visibilité des ROI et de supprimer plusieurs ROI que dans les versions précédentes.
- Certains tableaux incluent désormais un menu contextuel qui permet de copier tout le contenu du tableau dans le presse-papiers afin de pouvoir l'insérer par la suite dans d'autres applications.
- Dans l'onglet *Beam dose specification points*, la fonction *Copy to all* est désormais disponible dans la colonne *Points*.
- Les rotations appliquées à une série d'images dans les vues 2D du patient via le panneau *Image view transformation* dans l'onglet *Visualization* ou l'outil de clic *2D Rotate* peuvent

désormais être enregistrées et chargées depuis l'onglet Visualization. L'enregistrement et le chargement d'une rotation est uniquement disponible dans les modules dans lesquels la fonction *Image view transformation* est activée (modules Structure definition et Brachy planning).

- Le bouton permettant de définir le point de pivot a été supprimé du panneau *Image view transformation*. Les rotations appliquées via le panneau utilisent désormais l'intersection de coupe actuelle comme point de pivot.
- Il est désormais possible de choisir quels matériaux installés avec RayStation seront disponibles lors de la définition d'une densité forcée (*Material override*) pour une ROI. La liste des matériaux disponibles sera vide dans RayStation v2025 jusqu'à ce qu'un matériau soit activement sélectionné. La sélection s'effectue en cliquant sur *ROI material management*, puis sur *Add new common material*, disponible dans la liste des ROI et dans la boîte de dialogue *ROI/POI details*.
 - Les matériaux prédéfinis suivants ont été supprimés : Laiton, Cerrobend, CoCrMo et Acier. Les patients existants utilisant ces matériaux ne seront pas affectés par cette modification.
 - Les matériaux prédéfinis suivants ont été légèrement modifiés en ce qui concerne leur densité de masse, leur composition et/ou leur énergie d'excitation moyenne : Tissus adipeux, Air, Aluminium [Al], Cerveau, Cartilage, Os crânien, Cristallin, Cœur, Fer [Fe], Rein, Plomb [Pb], Foie, Poumon, Muscle squelettique (appelé « Muscle » dans la version précédente), PVC, RW3, Argent [Ag], Peau, Rate et Cire. Les patients existants utilisant ces matériaux ne seront pas affectés par cette modification.
- Pour les calculs utilisant plusieurs cœurs de processeurs, il est désormais possible de définir une limite recommandée pour le nombre de threads de CPU utilisés. Cela permet d'améliorer la réactivité du système lors de plusieurs exécutions simultanées de RayStation sur le même ordinateur.
- La prise en charge de la récupération automatique a été améliorée pour les plans ions.
- La récupération automatique fonctionne désormais pour les cas dont les structures de données dépassent 2 Go. La compression a été ajoutée et le flux mémoire a été remplacé par un flux de fichiers.
- La commande Taille des dossiers patient a été optimisée dans RayStation Storage.
- Il existe désormais une application Physics mode séparée. Voir section 2.29 *Physics mode* page 22.
- Il est désormais possible d'accéder à des séries d'images provenant d'autres cas.
 - Il est désormais possible d'ajouter et de supprimer des associations de ROI et de POI entre différents cas, soit via la boîte de dialogue *Associate ROIs/POIs between cases* soit à l'aide de scripts.
 - Il est désormais possible de créer des recalages de référentiels et des recalages déformables hybrides à partir de séries d'images accessibles depuis un autre cas.

- Il est désormais possible de déformer une dose provenant d'un autre cas.
- La prise en charge du calcul de dose photon Monte Carlo dans un champ magnétique a été ajoutée afin de pouvoir utiliser RayStation comme calculateur de dose de deuxième avis pour les accélérateurs linéaires IRM. (Nécessite la licence de produit rayMagnetPhysics.)

2.9 PROTOCOLES DE GÉNÉRATION DE PLANS

- L'option *Apply optimization settings* est désormais disponible en tant qu'étape de protocole. Cette étape est disponible pour les protocoles de génération de plans et les protocoles de replanification automatisée.
- Il est désormais possible d'ajouter de nouveaux protocoles de génération de plans en copiant des protocoles existants.
- *Apply auto-optimization settings* est une nouvelle étape du protocole qui définit la stratégie d'automatisation à utiliser pendant une optimisation automatisée. Les stratégies d'apprentissage automatique (machine learning) et ECHO sont toutes deux prises en charge.

2.10 PATIENT DATA MANAGEMENT (GESTION DES DONNÉES PATIENT)

- La boîte de dialogue *Open case* a été restructurée.
 - Le chargement est désormais plus rapide pour les systèmes de bases de données contenant un grand nombre de patients.
 - Les 100 derniers patients modifiés figurent désormais dans la liste lors de l'ouverture de la boîte de dialogue, ce qui facilite la recherche des patients récemment utilisés.
 - D'autres informations relatives au plan sont affichées : informations d'approbation, série d'images de planification et nombre de fractions.

2.11 MODÉLISATION DU PATIENT

- Il est désormais possible de définir une boîte de volume comme région d'intérêt pour un recalage rigide basé sur les niveaux de gris. Le volume cible/volume d'intérêt est défini dans les vues patient de la série d'images principale.
- Il est désormais possible de sélectionner des séries d'images et de créer plusieurs recalages rigides sans devoir fermer la boîte de dialogue. Il est également possible de sélectionner comment un recalage rigide doit être créé directement dans la boîte de dialogue de création. Les options disponibles sont les suivantes :
 - Niveau de gris (par défaut)
 - Utiliser le recalage existant
 - Défini à zéro

- Les géométries des POI peuvent désormais être copiées entre des séries d'images en utilisant la boîte de dialogue *Copy geometries*.
- Les géométries des POI peuvent désormais être copiées et propagées entre des séries d'images en cliquant avec le bouton droit de la souris sur la liste des *POI*.
- Il est désormais possible de faire pivoter les vues 2D des patients dans le module Structure definition à l'aide d'un outil clic similaire à celui des fonctions zoom et panoramique.
- Les POI propagés peuvent désormais être ajoutés aux modèles de structure.
- Il est désormais possible de créer des POI définis dans le système de coordonnées d'une vue image retournée.
- Les associations de ROI et POI peuvent désormais être ajoutées et supprimées entre différents cas, soit en utilisant la boîte de dialogue *Associate ROIs/POIs between cases* soit à l'aide de scripts.
- Il est désormais possible de créer des recalages de référentiels et des recalages déformables hybrides à partir de séries d'images accessibles depuis un autre cas.
- Il est désormais possible de lisser les ROI en utilisant le nouvel outil *Smooth ROI*.

2.12 SEGMENTATION PAR APPRENTISSAGE PROFOND (DEEP LEARNING)

- Le modèle *RSL DLS CT* détecte de façon plus efficace si une ROI se trouve dans le champ de vue et ne segmente que les ROI qui se trouvent dedans, ce qui est utile pour les protocoles à champ de vue variable comme le traitement palliatif. Cette modification offre également une plus grande stabilité sur les images du corps entier.
- Les modèles de ganglions lymphatiques mammaires ont été améliorés, et présentent des extrémités crâniennes et caudales plus nettes.
- La veine cave inférieure segmente désormais toute la veine. Auparavant, seule la partie la plus crânienne était segmentée.
- La stabilité des têtes humérales a été améliorée sur les images grâce à l'algorithme de reconstruction Siemens DirectDensity.
- Cette version présente au total 76 nouvelles ROI, répertoriées dans le tableau ci-dessous.

Groupe	Modalité	Région d'intérêt
Sous-structures cardiaques	CT	A_Aorta_Root, A_Aorta_Asc_Prox, Atrium_L, Ventricle_L, A_Pulmonary, V_Pulmonary, Atrium_R, Ventricle_R, V_Vena-cava_S_Prox
Pelvien	CT	Coccyx, Colon_Sigmoid, Bone_Pelvic_L, Bone_Pelvic_R, Musc_Iliopsoas_L, Musc_Iliopsoas_R, LN_Pelvics, Penile-Bulb, Sacrum

Groupe	Modalité	Région d'intérêt
Thorax	CT	Cartlg_Costal_L, Cartlg_Costal_R, Clavicle_L, Clavicle_R, CW_Anatomical_L, CW_Anatomical_R, CW_2cm_L, CW_2cm_R, Humerus_L, Humerus_R, Ribs_L, Ribs_R, Scapula_L, Scapula_R
Vertèbres	CT	C1, C2, C3, C4, C5, C6, C7, L1, L2, L3, L4, L5, L6, T1, T2, T3, T4, T5, T6, T7, T8, T9, T10, T11, T12
Vaisseaux	CT	A_Iliac_L, A_Iliac_R, A_Iliac_Ext_L, A_Iliac_Ext_R, A_Iliac_Int_L, A_Iliac_Int_R, V_Iliac_L, V_Iliac_R, V_Iliac_Ext_L, V_Iliac_Ext_R, V_Iliac_Int_L, V_Iliac_Int_R
Pelvien	IRM	Anorectum, Canal_Anal, Bladder, PenileBulb, Prostate, Rectum, SeminalVes

2.13 PLANIFICATION POUR LA CURIETHÉRAPIE

- Les vues 2D peuvent désormais être retournées automatiquement pour être alignées sur un point d'arrêt ou une extrémité du canal.
- Il est désormais possible d'afficher les durées de distribution corrigées pour l'activité de la source actuelle.
- Il est désormais possible de créer une ligne de POI provenant d'un canal, en les positionnant tous à une certaine distance latérale par rapport aux points d'arrêt.
- Il est désormais possible de créer des POI avec un décalage d'intersection de coupe dans les vues d'images retournées.
- Il est désormais possible d'enregistrer et de charger la distribution du temps d'arrêt sous forme de modèle.
- La dose peut désormais être remise à l'échelle pour atteindre une valeur de dose moyenne dans une série de points.
- Les modèles d'applicateurs avec canaux flexibles peuvent désormais être importés. Les canaux flexibles peuvent être modifiés après importation.
- Les orientations et les positions 3D absolues des points d'arrêt peuvent désormais être extraites au moyen de scripts.
- Les rotations appliquées à une série d'images dans les vues 2D du patient via le panneau *Image view transformation* dans l'onglet *Visualization* ou l'outil clic *2D Rotate* peuvent désormais être enregistrées et chargées à partir de l'onglet *Visualization*.
- Le pinceau de dose des plans de curiethérapie a été amélioré afin de pouvoir mettre à jour la dose en temps réel en ajustant les temps d'arrêt des points d'arrêt sélectionnés.
- La prise en charge du calcul de dose Monte Carlo a été ajoutée pour la source BEBIG Co0.A86.

- Il est possible de mettre en service des projecteurs de source pour le calcul de dose Brachy Monte Carlo. La mise en service impliquera que les projecteurs de source puissent calculer la dose à l'aide de l'algorithme de dose Brachy Monte Carlo pour une source spécifique sélectionnée lors de la mise en service.
- Le mode d'exportation DICOM « *Varian* » a été introduit. Il permet d'exporter des plans de traitement dans un format adapté à l'importation directe dans les systèmes ARIA/BrachyVision de Varian. Ce mode est défini dans RayPhysics. Veuillez noter que le transfert des plans vers les projecteurs de source Varian n'a pas été validé par RaySearch.
- Des améliorations ont été apportées au graphique des temps d'arrêt. Il est désormais plus facile de sélectionner les points d'arrêt et de les ajuster.

2.14 CONFIGURATION DU PLAN

- Les paramètres de DRR ont été restructurés afin qu'ils puissent être spécifiés par faisceau et par imageur, et la prise en charge de plusieurs types de DRR a été supprimée. Les paramètres sont automatiquement appliqués dans toutes les vues, dans les images des rapports et lors de l'exportation DICOM de RTImage.
 - Les valeurs des paramètres de DRR (tels que Niveau/Fenêtre) peuvent être copiées vers tous les faisceaux.
- Les modèles pour les paramètres de DRR incluent désormais les valeurs de Niveau/Fenêtre. L'utilisateur peut alors appliquer automatiquement des valeurs Niveau/Fenêtre prédéfinies à tous les faisceaux/imageurs.
- Le modèle de paramètres de DRR par défaut est automatiquement appliqué à tous les faisceaux nouvellement créés.

2.15 OPTIMISATION DU PLAN

- Il est désormais possible d'optimiser un plan de traitement à l'aide d'une stratégie d'automatisation. Le planificateur sélectionne d'abord une intention de planification et une stratégie. Une intention de planification fait référence à la localisation et peut inclure des informations concernant le nombre de niveaux de dose et la dose de prescription. Une stratégie peut être de type ECHO ou Apprentissage automatique (machine learning). Après avoir exécuté une optimisation, un plan de traitement est prêt à être examiné. Ce plan peut être amélioré à l'aide des outils standard disponibles de RayStation.
- L'optimisation VMAT avec la fonction de protection activée a été améliorée. La conversion échouait dans certains cas dans lesquels la cible est complètement masquée par une structure protégée. Ce problème a été résolu.
- L'algorithme de positionnement des paires de lames fermées entre plusieurs cibles a été amélioré afin de minimiser la dose pour les tissus sains. Cela pourra affecter les techniques de traitement VMAT, Conformal Arc et DMLC.

- Les flèches représentant les objectifs/contraintes dans le DVH sont désormais visibles lors de la visualisation des volumes absolus de ROI dans le DVH. Le déplacement des flèches et le menu contextuel se comportent désormais de la même manière que lors de la visualisation des volumes relatifs.
- Pour les plans 3D-CRT, le filtre en coin n'est plus sélectionné par défaut comme une variable d'optimisation du faisceau.
- Pour les plans 3D-CRT, il est désormais possible de définir la contrainte « zone de segment minimum pour un segment » dans la boîte de dialogue *Settings* pour les paramètres d'optimisation et de segmentation.
- La remise à l'échelle automatique par rapport à la prescription primaire est désormais automatiquement désactivée lorsque l'ajustement fin de l'optimisation est lancé.
- Il est désormais également possible de sélectionner l'assignation de la mâchoire *Lock to limits* pour les accélérateurs linéaires où la règle de mouvement de la mâchoire est *Per segment*.

2.16 PLANIFICATION PAR APPRENTISSAGE AUTOMATIQUE (MACHINE LEARNING)

- Le modèle *RSL Brain Proton* est conçu pour prédire la distribution de doses chez les patients atteints d'une tumeur cérébrale traités par protonthérapie. Le modèle a été conçu pour s'adapter à toutes les configurations de faisceaux.
- Le modèle *RSL Breast Locoregional 2LVS* est conçu pour prédire les distributions de dose de photons chez les patientes atteintes d'un cancer du sein qui nécessitent un traitement sur le sein lui-même et sur les ganglions lymphatiques avoisinants. Le traitement locorégional vise à contrôler le cancer dans ces zones spécifiques.
- Le modèle *RSL Oropharynx 3LVS* est conçu pour prédire les distributions de dose de photons chez les patients tête et cou qui nécessitent un traitement anticancéreux au niveau des volumes cibles primaires et secondaires, ainsi qu'au niveau des ganglions électifs.
- Un nouvel algorithme d'optimisation de mimic a été mis en œuvre. Il procède à l'optimisation en deux phases distinctes. La première phase optimise pour obtenir une similitude globale avec la dose de référence tout en donnant la priorité aux contraintes de dose des organes à risque. La deuxième phase affine encore l'optimisation afin de reproduire la couverture de la cible tout en respectant les objectifs de dose prédéfinis, équilibrant ainsi le respect de la dose de référence et les nécessités cliniques.
- Tous les modèles ont été configurés pour l'algorithme de mimic amélioré.
- Toutes les positions de traitement du patient sont désormais prises en charge dans l'optimisation par apprentissage automatique (machine learning).

2.17 PLANIFICATION D'ÉLECTRONS

- Le nom de l'applicateur est inclus dans le rapport d'insert.

2.18 PLANIFICATION DE LA PROTONTHÉRAPIE PAR BALAYAGE DE MINI-FAISCEAUX

- Les modifications suivantes ont été apportées à la fonctionnalité de balayage de ligne : [1091594]
 - Il est désormais possible de définir un paramètre d'optimisation *Dynamic range* qui permet aux utilisateurs de contrôler le compromis entre la durée du traitement et la qualité du plan.
 - *Meterset rate* par couche d'énergie s'affiche dans le tableau *Energy layers* dans RayStation et dans les rapports de plan de traitement. La mesure du débit de fluence est exportée au format DICOM dans l'attribut *Meterset rate (300A,035A)*.
 - De nouvelles vérifications ont été ajoutées pour le calcul de la dose finale, l'approbation et l'exportation DICOM, afin de s'assurer que le plan est pourra être distribué en respectant les contraintes de l'appareil de traitement par balayage en ligne. Les plans existants peuvent être rendus administrable par une réoptimisation ou en utilisant la fonctionnalité *Make beams deliverable*.
 - Voir également section 2.36 *Modification de fonctionnalités par rapport aux versions précédentes page 26*.
- L'option permettant d'effectuer une optimisation à l'aide d'un suivi de bordure distale a été supprimée des *Beam computation settings*. Les couches d'énergie des plans de traitement créés dans les versions précédentes de RayStation ne sont pas affectées par cette modification.
- Le paramètre *OAR range margin* dans les *Beam computation settings* a été renommé *Avoidance structures*. La fonctionnalité est identique à celle des versions précédentes de RayStation.

2.19 PLANIFICATION POUR LA PROTONTHÉRAPIE PAR ARC

- L'arc PBS discret a été renommé arc PBS statique. La technique de traitement elle-même reste inchangée.
- Il est désormais possible d'approuver, d'effectuer une exportation ou une importation DICOM, et de générer des rapports de plan de traitement pour les plans d'arc thérapie PBS (nécessite une licence technique raylonStaticArcExport). Cette fonctionnalité n'est pas disponible lorsque l'on utilise un appareil Mevion Hyperscan. La fonctionnalité *Convert to PBS* reste disponible comme un processus alternatif.

2.20 PLANIFICATION IONS LÉGERS PAR BALAYAGE DE MINI-FAISCEAUX

- L'option permettant d'effectuer une optimisation à l'aide d'un suivi de bordure distale a été supprimée des paramètres de calcul du faisceau. Les couches d'énergie des plans de traitement créés dans les versions précédentes de RayStation ne sont pas affectées par cette modification.

- Le paramètre *OAR range margin* dans les *Beam computation settings* a été renommé *Avoidance structures*. La fonctionnalité est identique à celle des versions précédentes de RayStation.

2.21 AJUSTEMENT FIN DE L'OPTIMISATION

- Il est désormais possible d'exécuter un ajustement fin de l'optimisation en tenant compte des objectifs cliniques de manière robuste.

2.22 PLANIFICATION DE LA THÉRAPIE PAR CAPTURE DE NEUTRONS (BNCT)

- La dose pondérée RBE est désormais calculée dans RayStation.
- RayStation v2025 introduit les doses de type cellulaire. Après le calcul de la dose BNCT, les doses de type cellulaire sont automatiquement calculées pour chaque combinaison de densité forcée (Material override) et de cellule RBE chez le patient. Elles sont utilisées pour calculer les statistiques de dose, les DVH, les objectifs cliniques et les prescriptions pour les ROI auxquelles la densité forcée et le type de cellule RBE correspondants ont été assignés. Cela évite les points chauds ou froids artificiels dans les statistiques de dose et les DVH générés par les voxels situés sur la bordure entre les ROI ayant des propriétés de type cellulaire RBE très différentes. Il est également possible d'inspecter les doses de type cellulaire dans le module Plan evaluation.

2.23 PRÉPARATION QA

- L'approbation des fantômes à utiliser dans le module QA preparation s'effectue désormais dans l'application distincte Physics mode et non plus dans l'ancien module Beam 3D modeling disponible dans RayPhysics. Les fantômes qui ont été approuvés dans Beam 3D modeling dans une version précédente doivent être définis comme non approuvés, puis approuvés à nouveau dans Physics mode pour pouvoir être utilisés pour la création d'un plan AQ.

2.24 SUIVI DE DOSE

- Il est désormais possible d'afficher le calendrier de fractionnement du programme de traitement de suivi de dose dans le module Dose tracking ».

2.25 REPLANIFICATION ADAPTATIVE AUTOMATISÉE

- Pendant la planification et après l'approbation du plan, il est désormais possible de sélectionner un protocole de replanification à utiliser lors de l'exécution de la replanification automatisée pour un jeu de faisceaux (beam set) spécifique.
- Le suivi de dose est désormais lancé automatiquement lors de l'exécution de la replanification automatisée.
- La boîte de dialogue *Start automated replanning* a été améliorée :

- Il est possible de sélectionner la fraction à replanifier sans dépendre du nombre de fractions dans le programme de traitement du suivi de dose
- Si un jeu de faisceaux (beam set) est assigné à la fraction sélectionnée dans le programme de traitement de suivi de dose, il sera automatiquement sélectionné comme jeu de faisceaux de base dans la boîte de dialogue.
- Si le nombre de fractions sélectionné est défini pour une série d'images, celle-ci sera automatiquement sélectionné comme série d'images de fraction dans la boîte de dialogue.
- En cas d'échec de l'étape d'optimisation, le plan adapté sera désormais toujours conservé. Cela permet de corriger manuellement le problème, puis de relancer l'optimisation.
- Les protocoles de replanification automatisée ont été améliorés :
 - Les POI propagés peuvent désormais être inclus dans les modèles de structure, et ces modèles peuvent être utilisés dans des protocoles de replanification automatisée.
 - Il est désormais possible d'avoir plusieurs étapes de modèle de structure dans un protocole de replanification automatisée.
 - Il est désormais possible d'utiliser plusieurs cycles d'optimisation pour toutes les techniques de traitement. Cela peut être configuré dans les protocoles de replanification.
- Il est désormais possible d'exécuter le flux de travail de replanification automatisée au moyen de scripts.
- La dose estimée sans adaptation, présentée dans l'espace de travail *Scheduled review*, est désormais conservée même lorsqu'un autre jeu de faisceaux est assigné à la fraction sélectionnée dans le programme de traitement de suivi de dose.

2.26 DICOM

- Lorsque l'importation DICOM automatique vers RayStation est configurée, une liste des patients importés automatiquement s'affiche dans le menu RayStation et dans le module Patient data management. Un bouton permet également d'actualiser manuellement la liste.
- La population de l'attribut *Source to Surface Distance* (300A,0130) a été mise à jour. Auparavant, la valeur incluait le *Bolus* et les *Patient Positioning Devices* mais elle représente désormais uniquement la distance entre la source et la peau. La valeur précédente est désormais exportée dans l'attribut *Source to External Contour Distance* (300A,0132).
- Un nouveau paramètre a été ajouté pour l'appareil : la technique de mise en place du patient par défaut. Il sera exporté sous le nom *Setup technique* (300A,01B0) dans le module Patient setup RT.
- Pour les plans RT Ion à balayage en ligne, le taux de mesure de fluence de la couche d'énergie est exporté dans l'attribut *Meterset rate* (300A,035A) et importé depuis le même attribut.

2.27 VISUALISATION

- Plusieurs autres paramètres de visualisation peuvent désormais être enregistrés dans la boîte de dialogue *Save visualization settings*. Les paramètres qui ne peuvent pas être enregistrés sont masqués au lieu d'être désactivés.
- La visibilité des doses dans les vues de la matériau peut être activée ou désactivée à l'aide d'un paramètre de visualisation distinct. La valeur par défaut est désactivée afin d'avoir une vue claire de toute la distribution du matériau dans le patient. Ce paramètre peut également être enregistré dans les paramètres de visualisation.
- Les positions reflétant les points d'intersection DSP (*Source to skin* et *Source to surface*) sont désormais visualisées dans les vues. Si les points coïncident, un seul point est visualisé.
- Les distances *Source to surface* et *Source to skin* sont visibles dans les vues DRR (le cas échéant).
- Des modèles d'appareils ont été ajoutés pour la Vue de la salle, et seront utilisés avec les traitements assis.

2.28 UTILISATION DES SCRIPTS

- Le pack Python *connect* contenant l'interface de création de script de RayStation a été renommé *raystation*. Pour spécifier la version pour laquelle le script a été écrit, il est possible d'ajouter la version (par exemple, *raystation.v2025*).
- L'éditeur de script de RayStation a été amélioré et intègre désormais des composants du code Visual Studio.
- La complétion de code est désormais disponible pour les types de l'API de scripting de RayStation, dans l'éditeur de script interne et dans les éditeurs externes. Dans les éditeurs externes, la complétion de code est obtenue grâce au pack Python *raystation.v2025*.
- Un nouvel argument, *EvaluateUsingSecondaryAcceptanceLevelIfExists*, est introduit dans les méthodes de réalisation de scripts utilisées pour évaluer le respect de l'objectif clinique. Sa valeur détermine si le niveau d'acceptation primaire ou secondaire d'un objectif clinique est utilisé pour déterminer le respect de l'objectif. L'argument doit être fourni lorsque le respect des objectifs cliniques avec des niveaux d'acceptation secondaires est déterminé. Pour les objectifs cliniques n'ayant qu'un niveau d'acceptation primaire, l'argument est ignoré. Les méthodes affectées sont les suivantes :
 - *EvaluateClinicalGoal*
 - *EvaluateClinicalGoalForAccumulatedDose*
 - *EvaluateClinicalGoalForEvaluationDose*
 - *EvaluateClinicalGoalForVoxelwiseWorstTotalDose*

- Deux nouvelles méthodes sont disponibles dans les scripts de l'UI. Ces méthodes s'appliquent uniquement à l'élément UI de la fenêtre supérieure.
 - *TakeWindowSnapshot* : capture la zone d'écran de la fenêtre de RayStation.
 - *TakeAreaSnapshot* : la fenêtre RayStation entre dans un mode permettant à l'utilisateur de faire glisser le rectangle à capturer.
 - La valeur retournée par les méthodes de script ci-dessus peut être transmise en tant qu'argument *ImageData* dans une nouvelle méthode de script sur l'objet *TreatmentCase* : *AddSnapshot*.
- *SpotTuneId* a été supprimé de *CreatePBSIonBeam*. Cette valeur sera désormais renseignée automatiquement depuis le modèle de faisceau lors de la création des couches d'énergie.
- Il est désormais possible d'exécuter une replanification automatisée à partir d'un script. Une nouvelle méthode, *RunAutomatedReplanning*, est disponible au niveau du cas.
- *SetOarRangeMarginRois* s'appelle désormais *SetAvoidanceStructures*.
- *KeepConnectedComponent3D*, le composant « rester connecté », peut désormais figurer dans les scripts.
- Il est désormais possible d'extraire des composants connectés dans des ROI distinctes à l'aide de scripts, avec des filtres sur le volume maximal et minimal ainsi que sur le nombre de composants. Cette méthode est appelée *GetConnectedComponents*.
- *CopyRoiGeometriesToExistingRoi* peut désormais figurer dans les scripts.
- *Discrete ion arc* s'appelle désormais *static ion arc*. Cela entraîne une modification de nom pour les propriétés suivantes :
 - *IonArcDiscreteProperties* devient *IonArcStaticProperties*
 - *IonArcProperties.DiscreteProperties* devient *IonArcProperties.StaticProperties*
 - *SetIonArcType* prend désormais les valeurs d'argument *Dynamic* et *Static*.
- La méthode de script *RunAutomaticPlanning* a été supprimée. L'optimisation par apprentissage automatique (machine learning) est accessible au moyen de scripts en spécifiant d'abord une stratégie d'apprentissage automatique avec la méthode *SetAutoOptimizationSettings*, puis en appelant *RunOptimization*.

2.29 PHYSICS MODE

- Physics mode est une application distincte, qui est une version d'RayStation utilisant des fantômes comme patients et permettant à l'utilisateur de travailler avec des appareils de traitement LINAC non mis en service.
- Physics mode remplace le module Beam 3D modeling dans RayPhysics.

- Physics mode propose des outils similaires à ceux RayStation pour la modélisation des patients et la création de plans. Différents types d'outils de création de plan automatisé et de segmentation par apprentissage profond (deep learning) ne sont pas inclus dans Physics mode.

2.30 RAYPHYSICS

- Le module Beam 3D modeling a été supprimé et est remplacé par l'application Physics mode.

2.31 MISE EN SERVICE DU FAISCEAU DE PHOTONS

- Le post-traitement du profil de dose Monte Carlo pendant la modélisation du faisceau est désormais plus rapide.
- Il est désormais possible de mettre en service un modèle de faisceau Monte Carlo pour le calcul dans un champ magnétique. (Nécessite une licence de produit rayMagnetPhysics.)

2.32 MISE EN SERVICE DU FAISCEAU D'ÉLECTRONS

- Les applicateurs d'électrons du modèle Elekta ont été réactualisés afin de fonctionner avec des inserts d'électrons plus épais.

2.33 MISE EN SERVICE DES FAISCEAUX D'IONS

- Il est désormais possible de calculer tous les profils de spots, les pics de Bragg et la dosimétrie absolue d'un seul clic, à l'aide du bouton *Compute all curves*.
- Pour les appareils à balayage en ligne :
 - Il est désormais possible de spécifier les *Beam scanning speed limits Anisotropic*, comme alternative aux limites isotropiques précédemment prises en charge.
 - Il est désormais possible de spécifier une valeur par défaut de l'appareil pour le paramètre d'optimisation *Dynamic range*.
 - Le traitement de l'*Absolute dosimetry* a été modifié. Voir section 2.36 *Modification de fonctionnalités par rapport aux versions précédentes* page 26.
- Pour les appareils à balayage actif de mini-faisceaux (PBS), la case à cocher *Supports discrete arcs* sous *Scanning data* est désormais appelée *Supports static arcs*

2.34 RAYSTATION MISES À JOUR DU CALCULATEUR DE DOSE

Les modifications apportées aux algorithmes de calcul de dose pour RayStation v2025 sont listées ci-dessous.

Algorithme de calcul de dose	2024B	v2025	Nécessite un reconditionnement	Effet sur la dose ⁱ	Commentaire
Tous	-	-	-	Négligeable	Les volumes de ROI peuvent être légèrement différents par rapport à une ROI identique dans les versions précédentes de RayStation.
Photon CC	5.10	5.11	Non	Négligeable	Ajout de la prise en charge du calcul de dose utilisant la position de patient SITTING pour les techniques de traitement non arc. Les modifications apportées aux transformations du système de coordonnées nécessaires pour prendre en charge SITTING peuvent avoir un effet mineur sur la dose calculée pour les faisceaux avec angles de cardan.
Photon Monte Carlo	3.2	3.3	Non	Négligeable	Ajout de la prise en charge du calcul de dose utilisant la position de patient SITTING pour les techniques de traitement non arc. Les modifications apportées aux transformations du système de coordonnées nécessaires pour prendre en charge SITTING peuvent avoir un effet mineur sur la dose calculée pour les faisceaux avec angles de cardan. Ajout de la prise en charge du calcul de la dose dans un champ magnétique.

Algorithme de calcul de dose	2024B	v2025	Nécessite un reconditionnement	Effet sur la dose ⁱ	Commentaire
Électrons Monte Carlo	5.2	5.3	Non	Négligeable	La gestion des matières de la ligne de faisceau a été restructurée, entraînant une légère modification des résultats du calcul de l'espace de phase des électrons au niveau de la précision du point flottant. Cela a un effet mineur sur la dose d'électrons Monte Carlo calculée, qui, du fait de sa nature statistique, peut être très sensible aux perturbations, même minimes. Pour le calcul de dose avec une faible incertitude statistique, la différence de dose par rapport à la version précédente est négligeable.
Proton PBS Monte Carlo	5.7	5.8	Non	Négligeable	La dose calculée pour les faisceaux Arc PBS statiques à l'aide d'un appareil Mevion Hyperscan a été mise à jour et est désormais marquée comme clinique.
Proton PBS Pencil Beam	6.7	6.8	Non	Négligeable	Incrémentation de version de routine
Proton US/DS/Wobbling Pencil Beam	4.12	4.13	Non	Négligeable	Incrémentation de version de routine
Carbon PBS Pencil Beam	7.1	7.2	Non	Négligeable	Incrémentation de version de routine
Brachy TG43	1,6	1.7	Non	Négligeable	Incrémentation de version de routine

Algorithme de calcul de dose	2024B	v2025	Nécessite un reconditionnement	Effet sur la dose ⁱ	Commentaire
Brachy Monte Carlo	1.0	1.1	Non	Négligeable	Incrémentation de version de routine

i 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.

2.35 MISES À JOUR DE L'ALGORITHME DE CONVERSION D'IMAGE

Les modifications apportées aux algorithmes de conversion d'image pour RayStation v2025 sont listées ci-dessous.

Algorithme de conversion	2024B	v2025	Effet sur la dose	Commentaire
CBCT corrigé	1.4	1.5	Négligeable	Aucune modification apportée à l'algorithme CBCT corrigé, mais des modifications mineures peuvent se produire dans les séries d'images créées du fait que les volumes de voxels des ROI utilisés dans l'algorithme peuvent différer légèrement par rapport aux versions précédentes de RayStation.
CT virtuel	1.4	1.5	Négligeable	Aucune modification à l'algorithme CT Virtuel, mais des modifications mineures peuvent survenir dans les séries d'images créées du fait que les volumes de voxels des ROI utilisés dans l'algorithme peuvent différer légèrement par rapport aux versions précédentes de RayStation.

2.36 MODIFICATION DE FONCTIONNALITÉS PAR RAPPORT AUX VERSIONS PRÉCÉDENTES

- 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 introduit des modifications relatives à la planification du traitement et à la mise en service du faisceau 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 2.37 Mise à niveau d'un modèle de faisceau à balayage en ligne vers RayStation v2025 page 31*.

- L'activité de planification Treatment delivery s'appelle désormais Treatment adaptation.
- Dans RayStation 2024B, les méthodes de réalisation de scripts utilisées pour évaluer les objectifs cliniques avec des niveaux d'acceptation secondaires indiquaient le statut de respect en fonction du niveau d'acceptation secondaire. En d'autres termes, elles affichaient « vrai » si un objectif clinique était atteint (vert) ou acceptable (jaune) et « faux » dans le cas contraire. Dans RayStation v2025, cela a été modifié afin de permettre à l'utilisateur de spécifier le niveau d'acceptation à utiliser pour déterminer le statut de respect, en introduisant le nouvel argument booléen *EvaluateUsingSecondaryAcceptanceLevelIfExists*.
- L'option permettant de désélectionner *Display all scenarios* dans le module Robust evaluation a été supprimée. Le même effet peut toujours être obtenu en définissant la transparence totale.
- Dans la liste des ROI, une ROI avec une densité forcée (Material override) sera indiquée par la densité massique de la matière sélectionnée au lieu de « * ».
- Il n'est plus nécessaire de fournir un *Spot tune ID* lors de la création d'un faisceau PBS/LS. Il n'apparaît plus comme un paramètre de calcul du faisceau, mais est automatiquement défini lorsque des couches d'énergie sont créées à la valeur indiquée dans le modèle de faisceau.
- Le contour du bloc/de l'insert restera constant par défaut lors de la rotation du collimateur pour les faisceaux de photons et d'électrons. Auparavant, le comportement par défaut consistait à modifier le contour afin de conserver la même zone exposée après la rotation du collimateur. Cela a été modifié afin que le contour reste constant.
- Les matériaux installés avec RayStation ne seront plus disponibles lors de la définition d'une densité forcée (Material override) pour une ROI tant qu'ils n'auront pas été activement sélectionnés pour être disponibles. La sélection s'effectue en cliquant sur *ROI material management* (disponible dans la liste ROI et dans la boîte de dialogue ROI/POI details), puis sur *Add new common material* et enfin en sélectionnant les matériaux à ajouter dans la liste sous *Add predefined*.
- La visibilité de la vue de la matière dans les vues patient 2D a été améliorée. *Image* et *Material* s'affichent désormais dans l'en-tête de la vue et la sélection de la vue s'effectue directement dans l'en-tête. La sélection actuelle est mise en surbrillance.
- La modélisation 3D du faisceau a été supprimée de RayPhysics. L'application distincte Physics mode est désormais utilisée pour approuver les fantômes à utiliser dans le module QA preparation et pour travailler avec des appareils de traitement LINAC non mis en service. Les fantômes qui ont été approuvés sous Beam 3D modeling dans une version précédente doivent être définis comme non approuvés, puis approuvés à nouveau sous Physics mode pour pouvoir être utilisés pour la création d'un plan AQ.
- Le terme 'Base' est remplacé dans le processus adaptatif :
 - Le plan utilisé comme l'origine d'un plan adapté est désormais appelé plan 'Reference'.
 - Dans le module *Automated replanning*, l'étape lors de laquelle la dose quotidienne était évaluée sans adaptation s'appelle désormais 'Scheduled'.

- Dans le module *Automated replanning*, la dose quotidienne sans adaptation est appelée dose 'Scheduled'.
- Il existe une nouvelle convention de dénomination par défaut pour les plans adaptés et leurs jeux de faisceaux : le suffixe 'FxN' a été remplacé par 'AN'. Par exemple, si le plan adapté est créé pour la fraction 3 : *Reference plan name A3* et *Reference beam set name A3*.
- La replanification automatisée pour Radixact/Tomo n'effectuera plus automatiquement deux cycles d'optimisation. Pour obtenir le même comportement que dans RayStation 2024B, ajoutez deux étapes de paramétrage de l'optimisation dans le protocole de replanification : une avec N itérations + dose finale, suivie d'une itération supplémentaire N/2 avant la dernière dose finale.
- Modifications apportées au module Plan explorer à prendre en compte lors de la mise à niveau :
 - Lors de la mise à niveau depuis une version antérieure de Plan explorer, tous les plans d'exploration précédents dans toutes les explorations de plan seront supprimés. Pour conserver un plan d'exploration, celui-ci doit être copié dans la liste des plans avant la mise à niveau. Dans la nouvelle version, il peut être rajouté à son exploration.
 - La solution HPC (High Performance Computing), précédemment utilisée pour l'optimisation parallèle du plan dans Plan explorer, a été supprimée.
 - L'algorithme de génération de plans de Plan explorer, basé sur les objectifs cliniques et leurs priorités, a été supprimé. Ce qui signifie que des objectifs cliniques de type *reduce average dose* et *dose fall-off*, qui n'étaient utilisés que par l'algorithme précédent, ont été supprimés. Il n'est plus possible d'ajouter ces types d'objectifs cliniques, et ils seront supprimés des modèles d'objectifs cliniques existants. L'optimisation dans Plan explorer peut désormais être configurée plus librement. Outre l'optimisation ML, l'algorithme ECHO et les fonctions d'optimisation standard sont pris en charge.
 - Les modèles d'exploration dans Plan explorer ne sont plus créés à partir d'explorations existantes, mais en configurant une liste de références vers des protocoles de génération de plans existants. Les modèles d'exploration précédents sont obsolètes et seront supprimés de la base de données lors de la mise à niveau vers la version 2025.

2.37 MISE À NIVEAU D'UN MODÈLE DE FAISCEAU À BALAYAGE EN LIGNE VERS RAYSTATION V2025

Dans RayStation v2025, les durées de distribution discrètes du système d'administration Sumitomo HI doivent être prises en compte par les poids de mesure de fluence des segments de ligne dans un plan avant le calcul des doses. 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 *ions per MU* des modèles à balayage en ligne existants restent valides dans RayStation v2025, et les modèles de faisceaux à balayage en ligne mis en service restent donc valides dans RayStation v2025. 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 vers RayStation v2025. Pour recalculer *Dose per meterset*, ou pour effectuer la modélisation automatique d'un modèle existant dans RayStation 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*.

2.38 NOTIFICATIONS IMPORTANTES DE SÉCURITÉ (FSN) RÉSOLUES

Les problèmes décrits dans les notifications de sécurité (FSN) 148655 et 157634 ont été résolus.

Résolu : FSN 148655 – La perturbation de densité dans Compute perturbed dose et Robust evaluation donne une perturbation de plage inférieure.

L'incohérence dans l'utilisation de *Density uncertainty* dans les fonctions RayStation *Robust optimization*, *Robust evaluation* et *Compute perturbed dose* pour les protons et les ions légers a été résolue.

L'impact du décalage de densité massique fonctionne désormais de la même manière pour tous les cas d'utilisation (*Robust optimization*, *Robust evaluation* et *Compute perturbed dose*) et indépendamment de la méthode d'étalonnage CT : le changement relatif du pouvoir d'arrêt et de la plage d'équivalent eau suivra le décalage de densité massique défini par l'utilisateur. La description des fonctions dans l'interface utilisateur a été mise à jour afin de mieux décrire la signification et l'effet de l'incertitude de densité de masse.

Résolu : FSN 157634 – Unités Hounsfield incorrectes dans les séries d'images CT exportées par DICOM créées à partir de séries CT 4D

Le problème lié aux valeurs DICOM Rescale Slope et Rescale Intercept parfois incorrectes, et donc aux unités Hounsfield incorrectes dans les séries d'images CT DICOM exportés créés comme minimum, maximum ou moyenne d'une série CT 4D, a été résolu.

Les séries d'images CT minimales, maximales ou moyennes précédemment créées avec RayStation 2024B peuvent encore être incorrectes. Si cette fonctionnalité a été utilisée dans RayStation 2024B, contactez l'assistance RaySearch pour obtenir de l'aide.

2.39 AVERTISSEMENTS NOUVEAUX ET AYANT SUBI UNE MISE À JOUR MAJEURE

Pour la liste complète des avertissements, voir *RSL-D-RS-v2025-IFU, RayStation v2025 SP1 Instructions for Use*.

2.39.1 Nouveaux avertissements



ATTENTION!

Calcul de la dose LINAC IRM

Région de calcul de dose : aucune dose n'est enregistrée en dehors de la région de calcul de dose (voir avertissement 9361). Les électrons et positrons créés dans la région de calcul de dose sont tracés dans l'air, en tenant compte de la perte d'énergie et de la courbure du champ magnétique, jusqu'à ce qu'ils sortent de la grille de calcul ou pénètrent à nouveau dans le patient. Comme il est possible qu'un électron/positron soit dévié hors de la grille de calcul mais pénètre à nouveau dans le patient plus tard dans sa trajectoire, l'utilisateur doit s'assurer que la grille de calcul est suffisamment grande pour capturer la trajectoire complète des électrons/positrons déviés. Sinon, leur contribution de dose lorsqu'ils pénètrent à nouveau dans le patient sera omise. Cela concerne l'effet de retour classique des électrons, l'effet de retour latéral des électrons et le flux d'électrons.

Dose de surface : les photons diffusés dans l'air et les électrons tournant en spirale devant le patient ne sont pas pris en compte dans le calcul de la dose. Pour Elekta Unity, cela peut entraîner l'omission d'un composant de dose de surface sur les surfaces qui dépassent dans la direction crânio-caudale. Pour MagnetTx Aurora, les électrons sont confinés à l'intérieur du champ et un composant d'électron classique peut être ajouté pour conserver dans une certaine mesure la dose de surface. Pour plus de détails, voir *RSL-D-RS-v2025-REF, RayStation v2025 Reference Manual*.

Sélection du détecteur et mesure du facteur d'ouverture : l'utilisateur doit veiller à respecter les protocoles de mesure du fabricant de l'appareil et à consulter la littérature scientifique la plus récente pour connaître les détecteurs recommandés, les décalages de points de mesure efficaces et les corrections de taille de champ magnétique. Pour plus de détails, voir *RSL-D-RS-v2025-RPHY, RayStation v2025 RayPhysics Manual*.

(1153758)

**ATTENTION!****L'effet d'ombre du MLC Aurora peut générer un sous-dosage aux positions y hors de l'axe.**

Pour MagnetTx Aurora, l'effet d'ombre produit par l'extension du tongue dans la région tongue-and-groove varie en fonction de la position de l'axe y, ce qui peut entraîner une diminution importante de la dose dans les plans hautement modulés dans lesquels la région tongue-and-groove est exposée à des positions y hors de l'axe. Cette variation ne peut pas être modélisée par RayStation. Il est conseillé de mesurer et d'évaluer pleinement ce comportement pour votre accélérateur linéaire spécifique dans le cadre du processus de mise en service et de veiller à maintenir les plans de traitement dans la plage de validité clinique. Il est recommandé de vérifier les mesures de complexité du plan, telles que la surface relative de la région tongue-and-groove exposée hors de l'axe, par exemple à l'aide du script RayStation, et de replanifier si nécessaire afin d'augmenter les chances que le plan passe l'AQ spécifique au plan.

(1202498)

**ATTENTION!****Les images en position de balayage verticale sont typiquement étiquetées HFS.**

En raison des limitations de la norme DICOM, les images acquises en position de balayage verticale sont typiquement étiquetées « décubitus tête en premier » (HFS). La position de balayage « ASSIS » n'existe pas dans la norme DICOM. Pour les images acquises par des scanners CT fournissant l'angle d'inclinaison du dossier, cet angle s'affichera dans l'interface graphique de RayStation sous forme de suffixe ajouté à la position du patient pour le traitement.

(1201906)

**ATTENTION!****Le contrôle de l'espace libre ne doit pas être utilisé comme protection finale contre les collisions dans la salle de traitement.**

La précision du contrôle de l'espace libre est approximative. Son objectif est de réduire la probabilité d'une collision lors de la vérification standard de prévention des collisions chez les patients avant le traitement. Le contrôle de l'espace libre ne doit pas remplacer les procédures standard de prévention des collisions avant le traitement des patients.

(1095407)

**ATTENTION!**

Les accessoires externes de l'appareil peuvent ne pas être pris en compte dans la vérification de l'espace libre. Les accessoires externes de la machine tels que les blocs, les cônes, les filtres en coin et les applicateurs d'électrons ne sont pas pris en compte par la vérification de l'espace libre, sauf s'ils sont explicitement présents dans le modèle de salle MapRT. Les cartes d'espace libre présentées dans RayStation ne sont pas fiables pour ces faisceaux et peuvent, en réalité, inclure des régions avec collisions plus grandes ou supplémentaires.

{1096363}

**ATTENTION!**

Le contrôle de l'espace libre utilise uniquement le balayage de surface comme donnée d'entrée. La présence ou l'absence d'un bolus pour un faisceau spécifique n'est pas prise en compte dans le contrôle de l'espace libre.

{1095417}

**ATTENTION!**

Vérification de la série d'images et de la position de traitement. L'utilisateur doit vérifier que la géométrie de balayage de surface importée correspond à la série d'images correspondante en inspectant les vues patient 2D et 3D. L'utilisateur doit également vérifier que le balayage de surface correspond à la position de traitement prévue du patient.

{1095410}

**ATTENTION!**

Contrôle d'une précision suffisante. Certains dispositifs de fixation et de support ainsi que certaines parties du patient peuvent être absents de l'image CT et du balayage de surface. Dans certaines situations, la surface du patient peut également présenter des artefacts ou des lacunes. Un tel balayage de surface peut ne pas être suffisamment précis pour permettre un contrôle fiable de l'espace libre. L'utilisateur doit par conséquent inspecter le balayage de surface importé et vérifier qu'il représente le patient et les autres structures pertinentes avec une précision suffisante.

{1153638}



ATTENTION!

Utilisation des doses de type cellulaire dans les rapports de plans BNCT. Les rapports de plans BNCT présenteront les données (DVH, objectifs cliniques, références de dose de prescription et statistiques de dose) évaluées sur les doses de type cellulaire correspondantes pour toute ROI avec un type cellulaire et de la matériau assigné, à l'exception de la ROI Externe.

Seule la dose par défaut (n'ayant pas le type cellulaire) sera affichée dans les vues 2D.

1201289



ATTENTION!

Approximation par remise à l'échelle de la matière pour le calcul des doses de type cellulaire. La remise à l'échelle des composants de la dose physique utilisés dans le calcul de dose de type cellulaire BNCT RBE standard pour tenir compte des différentes matières est une approximation du calcul de dose complet. Des différences importantes entre la matière pour laquelle le calcul de la dose de type cellulaire est effectué et la matière d'origine attribuée au voxel peuvent donc affecter cette approximation. L'utilisateur doit être conscient de cette approximation et de ses limites lorsqu'il évalue les doses de type cellulaire ou les quantités calculées à partir de celles-ci (telles que les DVH, les objectifs cliniques, les statistiques de dose et les prescriptions). Voir la section *Calcul de la dose de type cellulaire* dans le *RSL-D-RS-v2025-REF, RayStation v2025 Reference Manual* pour plus de détails.

1201180

2.39.2 Avertissements ayant subi une mise à jour majeure



ATTENTION!

S'assurer que le contour du bloc .decimal GRID dans RayStation correspond au bloc physique. La méthode CreateDotDecimalBlockContour crée un contour de bloc correspondant au bloc .decimal GRID. Après sa création, le bloc .decimal GRID est traité comme un bloc photons normal sous RayStation et peut être modifié. Étant donné que le bloc .decimal GRID n'est pas fabriqué sur la base d'un contour de bloc exporté depuis RayStation, il est essentiel de s'assurer que le contour du bloc sous RayStation correspond au bloc physique et qu'il n'a pas été modifié involontairement lors d'une modification manuelle. Pour s'assurer que le contour du bloc reste inchangé, la méthode CreateDotDecimalBlockContour peut être appelée à nouveau dans une dernière étape avant le calcul final de la dose et l'approbation du plan.

[936115]



ATTENTION!

Évaluation des plans d'Arcthérapie PBS. Si un plan d'Arcthérapie PBS est converti en un plan PBS équivalent pour un traitement administré à l'aide de la fonction Convert to PBS (Convertir en PBS), la qualité et la robustesse doivent être évaluées sur le plan PBS converti.

[711947]



ATTENTION!

Administration de curiethérapie HDR dans les champs magnétiques. Si le traitement par curiethérapie HDR est administré dans un champ magnétique (par exemple administration sous IRM), les différences entre la dose administrée et la dose calculée à l'aide de RayStation peuvent être conséquentes. La dérivation des paramètres TG43 publiés n'inclut pas les champs magnétiques et le calculateur de dose de curiethérapie Monte Carlo de RayStation ne tient pas compte des champs magnétiques pendant le transport des particules. Tout effet des champs magnétiques sur la distribution de la dose sera donc ignoré dans le calcul de la dose. L'utilisateur doit avoir conscience de cette limite si le traitement doit être administré dans un champ magnétique. Une attention particulière s'impose pour les sources ^{60}Co et pour les forces du champ magnétique supérieures à 1,5 T, ainsi que pour les régions contenant de l'air ou à proximité immédiate de l'air.

[332358]

**ATTENTION!**

Limites de temps d'arrêt. Les limites de temps d'arrêt dans RayPhysics sont basées sur le taux de référence de kerma dans l'air à la date et à l'heure de référence spécifiées pour la source actuelle. Aucune correction de détérioration n'est appliquée au moment de la planification. Veiller à ce que les limites spécifiées tiennent compte de toute la plage de facteurs de correction de désintégration attendue, pendant toute la durée de vie de la source, en particulier pour éviter d'enfreindre les contraintes du projecteur sur le temps d'arrêt maximal autorisé.

[283881]

**ATTENTION!**

Les modèles d'applicateurs de curiethérapie doivent être validés avant toute utilisation clinique. Il incombe à l'utilisateur de valider tous les modèles d'applicateurs de curiethérapie avant leur utilisation dans le cadre de plans de traitement cliniques par curiethérapie.

RayStation est développé pour être utilisé par des professionnels en radio-oncologie dûment formés. Il est fortement conseillé aux utilisateurs de respecter les normes d'assurance qualité de l'industrie pour les applicateurs de curiethérapie et la planification du traitement. Cela inclut l'exécution d'une vérification dosimétrique à l'aide de méthodes telles que les mesures par film Gafchromic, comme recommandé par l'American Association of Physicists in Medicine (AAPM) dans *Task Group 56 (TG-56) on the quality assurance of brachytherapy equipment and Medical Physics Practice Guideline 13.a*.

Il est également conseillé de créer un modèle de structures et, après avoir effectué les contrôles AQ appropriés, d'approuver le modèle (template) pour s'assurer que les structures de l'applicateur ne subissent pas de modifications non souhaitées. Pendant le processus de planification du traitement, les utilisateurs ne doivent utiliser que les structures de ces modèles approuvés pour maintenir la cohérence et la précision du traitement administré.

[726082]

**ATTENTION!**

Vérifier la cohérence de la base de données avant la mise à niveau. Avant de créer un nouveau système basé sur un système existant dans le RayStation Storage Tool, l'utilisateur doit vérifier la cohérence des données dans le système existant. Cela peut se faire en utilisant la commande *Validate* dans le Storage Tool pour les systèmes basés sur RayStation 7 ou versions ultérieures. Pour les systèmes basés sur des versions antérieures, utiliser l'outil ConsistencyAnalyzer.

(10241)

3 PROBLÈMES CONNUS RELATIFS À LA SÉCURITÉ DU PATIENT

Il n'y a aucun problème relatif à la sécurité du patient dans RayStation v2025.

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

4 AUTRES PROBLÈMES CONNUS

4.1 GÉNÉRAL

Rien n'empêche le calcul de dose sur les séries d'images obliques contenant des ROI à l'extérieur de la série d'images sans densité forcée [Material override]

RayStation annule normalement un calcul de dose avec un avertissement si une ROI à laquelle aucune densité forcée n'a été attribuée s'étend au-delà de la série d'images. Toutefois, pour les séries d'images obliques, dans lesquelles une ROI sans densité forcée s'étend au-delà de la série d'images mais reste dans la zone limite (c'est-à-dire si la ROI ne s'étend pas au-delà des coins externes du parallélépipède de la série d'image), le calcul de dose est possible.

Assurez-vous qu'une densité forcée soit attribuée pour toutes les ROI pertinentes pour le calcul de dose et susceptibles de s'étendre en dehors de la série d'images.

[1203823]

Numérotation des faisceaux avec RayStation

RayStation peut générer des jeux de faisceaux avec une numérotation non consécutive. Le numéro 0 peut également être attribué à un faisceau. De tels plans pour Tomo/Radixact et CyberKnife ont occasionné des problèmes lors de l'intégration avec les systèmes de distribution RayCare et Accuray. Veillez à toujours vérifier que la numérotation des faisceaux est valable pour le système de distribution.

[1312395]

Limites lors de l'utilisation de RayStation avec une série d'images volumineuse

RayStation prend maintenant en charge les séries d'images volumineuses (> 2 Go), mais certaines fonctionnalités seront plus lentes ou occasionneront des crashes lors de l'utilisation de telles séries d'images volumineuses :

- Smart brush (Pinceau intelligent)/Smart contour (Contour intelligent)/2D region growing (Agrandissement 2D de la région) sont lents lorsqu'une nouvelle coupe est chargée
- Le recalage déformable hybride peut manquer de mémoire pour les séries d'images volumineuses
- Le recalage déformable biomécanique peut occasionner un crash pour les séries d'images volumineuses
- La planification automatisée du sein ne fonctionne pas avec des séries d'images volumineuses
- Créer des ROI importantes avec un seuillage de niveau de gris peut occasionner un crash

[144212]

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]

La récupération automatique inclut les étapes de la liste de restauration

La liste des actions dans la boîte de dialogue *Recover unsaved changes* inclura les étapes qui ont été annulées avant un arrêt non contrôlé de RayStation. Avant la restauration, veiller à vérifier la liste des actions et à désélectionner les étapes qui ne doivent pas être récupérées.

[1201661]

4.2 IMPORTATION, EXPORTATION ET RAPPORTS DE PLAN***L'exportation laser n'est pas possible pour les patients en position décubitus***

L'utilisation de la fonctionnalité Exportation laser dans le module Virtual simulation (Simulation virtuelle) avec un patient en position décubitus provoque un crash de RayStation.

[331880]

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 v2025

La mise à jour vers RayStation v2025 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 MODÉLISATION DU PATIENT

Les modèles CT de segmentation par apprentissage profond ne doivent pas être utilisés sur des images CBCT.

Les modèles CT de segmentation par apprentissage profond n'ont pas été validés pour être utilisés avec des images Cone Beam CT (CBCT), et ce n'est pas leur finalité, même si les modèles sont marqués CBCT dans RayMachine. Les modèles ne doivent pas être utilisés sur des images CBCT.

(1203216)

4.4 PLANIFICATION POUR LA CURIETHÉRAPIE

Inadéquation du nombre de fractions planifiées et de la prescription entre RayStation et SagiNova

Il y a une discordance entre l'interprétation des attributs du plan RT DICOM RT *Planned number of fractions* (Nombre de fractions planifiées) (300A, 0078) et *Target prescription dose* (Dose de prescription cible) (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. Si la clinique utilise une version postérieure à 2.1.4.0, contactez l'assistance clientèle pour vérifier si le problème persiste.

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.

[285641]

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-v2025-BAMDS, RayStation v2025 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-v2025-IFU, RayStation v2025 SP1 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]

Distribution de plans de curiethérapie sur projecteurs Elekta

Lors de l'exportation de plans de traitement par curiethérapie depuis RayStation pour une administration de traitement sur projecteur Elekta, les plans doivent être réapprouvés dans Oncentra Brachy avant de pouvoir être transférés dans le projecteur. Il s'agit d'une exigence du système de distribution Elekta.

En conséquence :

- Le plan devient temporairement non approuvé dans Oncentra Brachy, ce qui peut augmenter le risque de modifications non souhaitées.
- L'identifiant du plan (UID) change lors de la nouvelle approbation, et il faut donc plus de temps pour vérifier que le plan administré est identique au plan original approuvé dans RayStation.

Afin de garantir la sécurité et l'efficacité des processus cliniques, RaySearch fournira sur demande un script Python permettant aux utilisateurs de vérifier si deux plans DICOM RT (par exemple, celui qui a été exporté depuis RayStation et celui qui a été exporté depuis Oncentra Brachy) sont équivalents pour être administrés. Cet outil a pour objet d'aider les établissements à garantir l'intégrité du plan lorsqu'ils utilisent les projecteurs Elekta.

Pour plus d'informations ou pour demander le script de vérification, contactez l'assistance RaySearch.

[1202989]

Nombre d'historiques Brachy Monte Carlo

Le nombre d'historiques utilisés pour calculer une distribution de dose de Brachy Monte Carlo ne s'affiche pas dans les vues du patient. Ces informations peuvent être obtenues via des scripts. Il incombe à l'utilisateur de s'assurer qu'une dose Monte Carlo est calculée avec un nombre d'historiques suffisant pour atteindre une incertitude statistique acceptable.

[1043893]

4.5 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]

4.6 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]

4.7 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]

4.8 TREATMENT DELIVERY (ADMINISTRATION DU TRAITEMENT)

Jeux de faisceaux (beam sets) mixtes dans le programme de fractionnement du plan

Pour les plans comprenant plusieurs jeux de faisceaux (beam sets) dans lesquels le programme de fractionnement a été modifié à la main pour un jeu de faisceaux (beam set) ultérieur, la modification du nombre de fractions pour un jeu de faisceaux précédent générera un programme de fractionnement erroné dans lequel les jeux de faisceaux ne sont plus planifiés de façon séquentielle. Cela peut occasionner des problèmes dans le suivi de dose et la replanification adaptative. Pour empêcher cela, réinitialisez toujours le programme de fractionnement du plan aux valeurs par défaut avant de modifier le nombre de fractions pour les jeux de faisceaux d'un plan comprenant plusieurs jeux de faisceaux après modification manuelle du modèle de fractionnement.

[331775]

4.9 AUTOMATED PLANNING (PLANIFICATION AUTOMATISÉE)

Impossible d'approuver une définition de planification automatique.

Les définitions de planification automatique utilisées pour définir les paramètres d'optimisation automatisée à l'aide de l'apprentissage automatique (machine learning) ou d'ECHO ne peuvent pas être approuvées. Il existe donc un risque que les paramètres d'une définition de planification automatique existante soient modifiés. Un établissement utilisant des techniques d'optimisation automatisée doit mettre en place des processus permettant de s'assurer que les définitions de planification automatique utilisées de façon clinique ne sont pas modifiées involontairement. Il est recommandé de sauvegarder les définitions de planification automatique via RayStorage lorsque l'on commence à les utiliser de façon clinique afin d'éviter toute interruption du flux de travail en cas de modification involontaire.

[1201476]

4.10 ÉVALUATION BIOLOGIQUE ET OPTIMISATION

Annuler/Restaurer invalide les courbes de réponse dans le module Biological evaluation

Dans le module Biological evaluation, Annuler/Restaurer supprime les courbes de réponse. Recalculer les valeurs de fonction pour restaurer les courbes de réponse.

[138536]

4.11 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-v2025-REF, RayStation v2025 Reference Manual*, section *Compensation de la profondeur et hauteur du détecteur* dans *RSL-D-RS-v2025-RPHY, RayStation v2025 RayPhysics Manual* et *RSL-D-RS-v2025-BCDS, RayStation v2025 Beam Commissioning Data Specification* pour plus d'informations sur les nouvelles recommandations.

[410561]

4.12 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]

5 MISES À JOUR DE RAYSTATION V2025 SP1

Ce chapitre décrit les améliorations apportées à RayStation v2025 SP1 par rapport à RayStation v2025.

5.1 INFOS ET AMÉLIORATIONS

5.1.1 Notifications de sécurité (FSN) résolues

Le problème décrit dans la notification de sécurité (FSN) 159027 a été résolu.

Pour plus de détails, voir *section 5.3 Problèmes résolus page 52*.

5.1.2 Nomenclature corrigée dans le module Dose tracking (Suivi de dose)

Dans le module Dose tracking (Suivi de dose), le terme *evaluated* (évaluée) est désormais systématiquement utilisé à la place de *delivered* (délivrée), ce qui n'est pas encore le cas dans le *RSL-D-RS-v2025-USM, RayStation v2025 User Manual*.

5.1.3 Noms des faisceaux dans les jeux de faisceaux adaptés

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.

5.1.4 RayStation mises à jour du calculateur de dose

Algorithme de calcul de dose	v2025	v2025 SP1	Nécessite un reconditionnement	Effet sur la dose ⁱ	Commentaire
Carbon PBS Pencil Beam	7.2	7.3	Non	Mineur	Amélioration de la prédiction de la dose dans les voxels de surface dans les régions à faible densité. Remarque : la dose est uniquement affectée pour des combinaisons spécifiques de réducteurs de parcours et de modèles d'appareils.

ⁱ 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.

5.1.5 Modèles d'apprentissage automatique

Aucune nouvelle ROI ni nouveau modèle d'apprentissage automatique n'a été introduit(e).

5.2 PROBLÈMES DÉCELÉS

Deux nouveaux problèmes (problèmes 1203823 et 1312395) ont été détectés. Ils sont décrits en détail dans le *Chapitre 4 Autres problèmes connus*.

5.3 PROBLÈMES 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 : dose de surface trop élevée pour certains plans ion carbone avec un air gap important

Un problème avait été détecté dans le calculateur de dose d'ions légers par balayage de mini-faisceaux. Pour certaines combinaisons d'épaisseur équivalent eau (WET) du réducteur de parcours et d'air gap important, certains voxels de surface pouvaient recevoir une dose très élevée. Ce problème a été résolu et le numéro de version du calculateur de dose Pencil Beam PBS Proton est passé de 7.2 à 7.3.

(1203657)

5.4 AVERTISSEMENTS NOUVEAUX ET AYANT SUBI UNE MISE À JOUR MAJEURE

Pour la liste complète des avertissements, voir *RSL-D-RS-v2025-IFU, RayStation v2025 SP1 Instructions for Use*.

5.4.1 Nouveaux avertissements



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]

5.4.2 Avertissements ayant subi une mise à jour majeure

Il n'y a pas d'avertissements ayant subi une mise à jour majeure dans RayStation v2025 SP1.

5.5 MANUELS MIS À JOUR

Les manuels suivants ont été mis à jour pour RayStation v2025 SP1 :

- [RSL-D-RS-v2025-IFU-2.0 RayStation v2025 SP1 Instructions for Use](#)
- [RSL-D-RS-v2025-RN-2.0 RayStation v2025 SP1 Release Notes](#)
- [RSL-D-RS-v2025-SEG-2.0 RayStation v2025 System Environment Guidelines](#)

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

Contact details head office

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

RaySearch Americas

Phone: +1 347 477 1935

RaySearch China

Phone: +86 137 0111 5932

RaySearch India

E-mail:
manish.jaiswal@raysearchlabs.com

RaySearch Singapore

Phone: +65 8181 6082

RaySearch Australia

Phone: +61 411 534 316

RaySearch France

Phone: +33 (0)1 76 53 72 02

RaySearch Japan

Phone: +81 (0)3 44 05 69 02

RaySearch UK

Phone: +44 (0)2039 076791

RaySearch Belgium

Phone: +32 475 36 80 07

RaySearch Germany

Phone: +49 (0)172 7660837

RaySearch Korea

Phone: +82 01 9492 6432