

# RAYSTATION 2024B

Notes de mise à jour



2024 B



RayStation

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

## Désistement

**Canada** : la planification de traitement par ions carbone et hélium, la technique Wobbling de protonthérapie, la technique de balayage en ligne de protonthérapie, la planification BNCT et le modèle microdosimétrique cinétique ne sont pas disponibles au Canada pour des motifs de réglementation. Ces fonctionnalités sont contrôlées par des licences (rayCarbonPhysics, rayHeliumPhysics, rayWobbling, rayLineScanning, rayBoron et rayMKM) qui ne sont pas disponibles au Canada. Au Canada, les modèles d'apprentissage automatique (machine learning) pour la prédiction de dose doivent être autorisés par Health Canada avant toute utilisation clinique. La segmentation par apprentissage profond (deep learning) est limitée à l'imagerie tomographique calculée, au Canada.

**Japon** : pour connaître les informations réglementaires au Japon, reportez-vous à la clause de non-responsabilité RSJ-C-02-003 pour le marché japonais.

**États-Unis** : La planification de traitement par ions carbone et hélium, la planification BNCT et le modèle microdosimétrique cinétique ne sont pas disponibles aux États-Unis pour des motifs de réglementation. Ces fonctionnalités sont contrôlées par des licences (rayCarbonPhysics, rayHeliumPhysics, rayBoron and rayMKM) qui ne sont pas disponibles aux États-Unis. Aux États-Unis, les modèles d'apprentissage automatique (machine learning) pour la prédiction de dose doivent être autorisés par la FDA avant toute utilisation clinique.

## 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. © 2024, RaySearch Laboratories AB (publ).

## Les documents imprimés

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

### *Marques de commerce*

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

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

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

\* Soumis à enregistrement dans certains marchés.



# TABLE DES MATIERES

<b>1</b>	<b>INTRODUCTION</b>	<b>7</b>
1.1	A propos de ce document	7
1.2	Coordonnées du fabricant	7
1.3	Signaler des incidents dans le fonctionnement du système	7
<b>2</b>	<b>INFOS ET AMÉLIORATIONS DANS RAYSTATION 2024B</b>	<b>9</b>
2.1	Points essentiels	9
2.2	Replanification adaptative automatisée	9
2.3	Planification pour le traitement multi-métastases	10
2.4	Segmentation par apprentissage profond (deep learning)	10
2.5	Planification par apprentissage automatique (machine learning)	11
2.6	Améliorations générales du système	11
2.6.1	Captures d'écran dans les rapports	12
2.7	Patient Data Management (Gestion des données patient)	13
2.8	Modélisation du patient	13
2.9	Améliorations du flux de travail de conversion des images	13
2.10	Planification pour la curiethérapie	14
2.11	Simulation virtuelle	14
2.12	Création de faisceaux CRT-3D	14
2.13	Optimisation du plan	15
2.14	Optimisation robuste	15
2.15	Planification générale des photons	16
2.16	Planification pour TomoTherapy/Radixact	16
2.17	Planification pour CyberKnife	16
2.18	Planification de la protonthérapie par balayage de mini-faisceaux	16
2.19	Planification ions légers par balayage de mini-faisceaux	16
2.20	Planification oculaire	16
2.21	Évaluation de plan	16
2.22	Évaluation robuste	17
2.23	Suivi de dose	17
2.24	Replanification adaptative	17
2.25	DICOM	18
2.26	Utilisation des scripts	18
2.27	RayPhysics	19
2.27.1	Mise en service du faisceau de photons	19
2.27.2	Mise en service du faisceau d'électrons	19
2.27.3	Mise en service des faisceaux d'ions	19
2.28	RayStation 2024B mises à jour du calculateur de dose	19
2.29	Mises à jour de l'algorithme de conversion d'image	21
2.30	Modification de fonctionnalités par rapport aux versions précédentes	21

2.31	Notifications importantes de sécurité (FSN) résolues .....	25
2.32	Avertissements nouveaux et ayant subi une mise à jour majeure .....	25
2.32.1	Nouveaux avertissements .....	25
2.32.2	Avertissements ayant subi une mise à jour majeure .....	28
<b>3</b>	<b>PROBLÈMES CONNUS RELATIFS À LA SÉCURITÉ DU PATIENT .....</b>	<b>31</b>
<b>4</b>	<b>AUTRES PROBLÈMES CONNUS .....</b>	<b>33</b>
4.1	Général .....	33
4.2	Importation, exportation et rapports de plan .....	34
4.3	Modélisation du patient .....	35
4.4	Planification pour la curiethérapie .....	36
4.5	Création de plans et création de faisceaux CRT-3D .....	37
4.6	Optimisation du plan .....	37
4.7	Planification CyberKnife .....	38
4.8	Treatment delivery (Administration du traitement) .....	38
4.9	Automated Planning (Planification automatisée) .....	39
4.10	Évaluation biologique et optimisation .....	39
4.11	RayPhysics .....	40
4.12	Utilisation des scripts .....	40
	<b>APPENDICE A - DOSE EFFECTIVE POUR LES PROTONS .....</b>	<b>41</b>
A.1	Contexte .....	41
A.2	Descriptif .....	41

# 1 INTRODUCTION

## 1.1 A PROPOS DE CE DOCUMENT

Ce document contient des notes importantes sur le système RayStation 2024B. 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 2024B 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](mailto:info@raysearchlabs.com)  
Pays d'origine : Suède

## 1.3 SIGNALER DES INCIDENTS DANS LE FONCTIONNEMENT DU SYSTÈME

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

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

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



## 2 | INFOS ET AMÉLIORATIONS DANS RAYSTATION 2024B

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

### 2.1 | POINTS ESSENTIELS

- Replanification adaptative automatisée rapide.
- Importation automatique des images.
- Segmentation par apprentissage profond (deep learning) plus rapide et une large gamme de nouveaux modèles.
- Nouvel outil pour la planification pour le traitement de multi-métastases

### 2.2 | REPLANIFICATION ADAPTATIVE AUTOMATISÉE

- Un nouveau module pour la replanification adaptative automatisée.
- Le module fournit un flux de travail (workflow) automatisé pour une replanification rapide et simple.
  - Amélioration des images – conversion automatisée des images en option.
  - Segmentation – segmentation automatisée de la nouvelle série d'images
  - Évaluation de la dose – calcul automatisé de la dose pour le plan programmé sur la nouvelle série d'images, afin d'évaluer le résultat de la dose sans adaptation.
  - Adaptation – adaptation automatisée basée sur la nouvelle série d'images.
  - Approbation – approbation de la série d'images, de l'ensemble de structures et du plan convertis.
- Toutes les étapes sont configurables en fonction de l'indication clinique. Les protocoles de génération de plans sont utilisés pour spécifier des stratégies pour l'amélioration de des images, la segmentation, l'évaluation de l'estimation de la dose et la replanification.

## 2.3 PLANIFICATION POUR LE TRAITEMENT MULTI-MÉTASTASES

- Nouvel outil permettant la planification de photonthérapie pour plusieurs métastases. Cet outil crée des faisceaux d'arcthérapie supplémentaires, sélectionne les cibles à traiter par faisceau et définit les angles de collimateur afin de minimiser la dose pour les tissus sains.
- Les sens de rotation et l'ordre des faisceaux sont définis pour assurer une distribution rapide.
- Nécessite une licence rayMultiMets.

## 2.4 SEGMENTATION PAR APPRENTISSAGE PROFOND (DEEP LEARNING)

- La segmentation par apprentissage profond (deep learning) s'exécute désormais plus rapidement et affiche la progression dans les vues patient pendant la segmentation.
- La version inclut de nombreuses nouvelles ROI, l'améliorations de certaines ROI existantes, ainsi qu'une stabilité accrue vers différentes régions scannées.
- La glande parotide, la glande submandibulaire et la thyroïde ont été améliorées grâce à l'inclusion d'une plus grande cohorte de patients, avec une variation plus importante que celle utilisée auparavant.
- La structure de la tête fémorale a été améliorée afin de suivre au plus près les limites osseuses. Elle peut désormais également être utilisée pour tous les patients, hommes ou femmes.
- Le canal rachidien est plus stable et peut désormais gérer toutes les régions scannées. Auparavant, des difficultés pouvaient surgir avec les cas pelviens, mais ce problème est ainsi résolu.
- Les quatre modèles de localisation précédemment utilisés ont été remplacés par un seul modèle. Ce modèle a été rendu plus stable pour différentes régions scannées, résolvant plusieurs problèmes rencontrés précédemment. Auparavant en effet, la sélection d'une ROI qui se trouvait en dehors du champ de vue, par exemple le cœur, pour un balayage pelvien, pouvait conduire à une segmentation erronée, non vide.
- La version 2024B présente au total 53 nouvelles ROI, qui sont répertoriées dans le tableau ci-dessous.

Groupe	Région d'intérêt
Ganglions lymphatiques du cou	LN_Neck_IA, LN_Neck_IB_L, LN_Neck_IB_R, LN_Neck_II_L, LN_Neck_II_R, LN_Neck_III_L, LN_Neck_III_R, LN_Neck_IVA_L, LN_Neck_IVA_R, LN_Neck_IVB_L, LN_Neck_IVB_R, LN_Neck_VAB_L, LN_Neck_VAB_R, LN_Neck_VC_L, LN_Neck_VC_R, LN_Neck_VIA, LN_Neck_VIB, LN_Neck_VIIA_L, LN_Neck_VIIA_R, LN_Neck_VIIB_L, LN_Neck_VIIB_R

Groupe	Région d'intérêt
Plexus brachial et proxys	BrachialPlex_L, BrachialPlex_R, Musc_Scalene_Ant_L(BrachialPlex_proxy), Musc_Scalene_Ant_R(BrachialPlex_proxy), Musc_Scalene_Med_L(BrachialPlex_proxy), Musc_Scalene_Med_R(BrachialPlex_proxy)
Muscles constricteurs	Cricopharyngeus, Musc_Constrict_I, Musc_Constrict_M, Musc_Constrict_S
Sous-structures de l'arbre bronchique	Bronchus_InterM, Bronchus_Main_L, Bronchus_Main_R, Carina
Vaisseaux	A_Aorta_Arc, A_Aorta_Asc, A_Aorta_Desc, A_BrachiocephI, A_Carotid_Int_L, A_Carotid_Int_R, A_Carotid_L, A_Carotid_R, A_Subclavian_L, A_Subclavian_R, V_Brachioceph_L, V_Brachioceph_R, V_Jugular_Int_L, V_Jugular_Int_R, V_Subclavian_L, V_Subclavian_R, V_Venacava_I, V_Venacava_S

## 2.5 PLANIFICATION PAR APPRENTISSAGE AUTOMATIQUE (MACHINE LEARNING)

- La dose prédite par l'apprentissage automatique (machine learning) pour le jeu de faisceaux (beam set) peut désormais être inspectée dans le module Plan evaluation (Évaluation du plan).
- Il est désormais possible de sélectionner un tableau de tolérance dans la boîte de dialogue *New machine learning plan* (Nouveau plan de Machine Learning (Apprentissage automatique)).

## 2.6 AMÉLIORATIONS GÉNÉRALES DU SYSTÈME

- Prise en charge des niveaux d'acceptation secondaires pour les plans cliniques.
  - Un troisième état de respect des objectifs cliniques a été introduit, et les objectifs cliniques s'affichent désormais de la manière suivante : *Fulfilled* (respecté, vert), *Acceptable* (acceptable, jaune) ou *Not fulfilled* (non respecté, orange).
  - Deux niveaux d'acceptation définissent le respect de l'objectif clinique : un niveau d'acceptation primaire et un niveau d'acceptation secondaire, facultatif. Un objectif clinique est considéré comme *Fulfilled* (respecté) si son niveau d'acceptation primaire est atteint ou comme *Acceptable* (acceptable) si seul son niveau d'acceptation secondaire est atteint.
  - Si un objectif clinique n'a pas de niveau d'acceptation secondaire, il sera soit *Fulfilled* (respecté), soit *Not fulfilled* (non respecté).
- Les descriptions d'objectifs cliniques utilisent désormais un format court lorsqu'elles sont affichées dans l'interface graphique. Par exemple. « Dmean >= 40 Gy » au lieu de « Dose moyenne de 40 Gy minimum ». Le format long peut être affiché dans une infobulle.

- Il est désormais plus rapide de charger les modules de planification, en particulier pour les cas ayant un nombre élevé de ROI visualisées.
- Prise en charge de données DICOM ayant une plage de données pixel plus importante qu'auparavant.
  - Auparavant, l'importation était bloquée si la valeur de pixels minimale d'une série d'images TEP ou MR, ou la valeur UH minimale d'une série d'images CT TDM était inférieure à -32 768 ou si la valeur de pixels maximale d'une série d'images TEP ou MR, ou la valeur UH maximale d'une série d'images TDM était supérieure à 32 767. Ces images peuvent désormais être importées et utilisées dans RayStation.
  - Du fait de la prise en charge de cette plage étendue, il n'est plus nécessaire d'avoir plusieurs filtres d'importation pour redimensionner les données pixel avant l'importation.
- La dose est désormais invalidée lorsque les paramètres de calcul de la dose sont modifiés.
  - Le bouton *Compute dose* (calcul de la dose) est désormais désactivé s'il existe déjà une dose clinique calculée avec la dernière version de l'algorithme de calcul de dose.
- Améliorations de RayStorage :
  - Il est désormais possible d'utiliser la ligne de commande pour déplacer les patients d'une source de données à l'autre. Cela permet, par exemple, de programmer le déplacement des patients qui n'ont pas été modifiés depuis 30 jours vers une base de données secondaire.
  - Sous RayStorage, l'écran de transfert offre désormais plus d'options, dont le déplacement et la copie vers et depuis les répertoires rsbak.

### 2.6.1 Captures d'écran dans les rapports

- La nouvelle fonctionnalité capture d'écrans permet à l'utilisateur de faire une capture d'écran de toute partie de la fenêtre de l'application, d'ajouter un titre et une description, et de l'inclure dans un rapport de plan de traitement.
- L'onglet *Snapshots* (Captures d'écran) ajouté au panneau de gauche affiche toutes les captures d'écran associées au plan de traitement actuellement ouvert, organisées en deux listes : *Included in report* (incluses dans le rapport) et *Excluded from report* (non incluses dans le rapport). Les captures d'écran peuvent être déplacées d'une liste à l'autre. Toutes les captures d'écran ajoutées à la liste « incluses » seront incluses lorsqu'un rapport de plan de traitement sera généré, sous réserve que le modèle de rapport inclue le module Snapshots (captures d'écran).

## 2.7 PATIENT DATA MANAGEMENT (GESTION DES DONNÉES PATIENT)

- Il est désormais possible de modifier les densités de masse pour les niveaux prédéfinis dans le tableau CBCT-densité. Les densités par défaut sont les mêmes que dans les versions précédentes.

## 2.8 MODÉLISATION DU PATIENT

- Il est maintenant possible d'ajouter des ROI à un modèle dans la boîte de dialogue *Structure template management* (Gestion du modèle de structure). Les options permettent d'ajouter une ROI DLS, une ROI propagée, une ROI dérivée ou une ROI vide.
- Il est désormais possible d'utiliser des modèles de structure pour copier ou propager des ROI d'une série d'images à une autre. Si dans un modèle, la méthode d'initialisation d'une ROI est *Mapping* (Propagation), il est possible de sélectionner une série d'images du patient lors de l'exécution du modèle. La ROI sera alors copiée de manière rigide ou propagée de manière déformable depuis la série d'images sélectionnée vers la nouvelle série d'images. Il est également possible d'exécuter des modèles avec des ROI propagées depuis des protocoles.
- Dans *Structure template management* (Gestion de modèle de structure), il est désormais possible de créer la copie d'un modèle de structure et de modifier l'initialisation de certains types de ROI. Ainsi, on peut, par exemple, modifier le modèle DLS qui doit être utilisé pour initialiser une ROI ou modifier la façon dont une ROI doit être propagée à l'aide du modèle.
- La barre d'outils du module *Structure definition* (Définition de structure) est désormais plus compacte.
- Dans le module *Patient modeling* (Modélisation du patient), il est possible de sélectionner *Show as supine* (Afficher en décubitus) dans les paramètres de visualisation pour toujours afficher les patients en décubitus, quelle que soit la position au scanner.
- Un nouvel algorithme utilisé lors de la création de ROI de champ de vue a été ajouté. Le nouvel algorithme est capable de détecter le champ de vue dans les cas dans lesquels l'ancien algorithme échouait. Le nouvel algorithme sera utilisé par défaut et l'ancien algorithme a été rendu facultatif.
- Sous RayStation 2024B, les matériaux de modèle suivants ont été retirés : Aluminum+, Aluminum2 Bone1, Bone+, Cartilage1 Bone2, Cartilage2 Bone1, LiF PE, LN10, PLA, PlasticAE C-552, PlasticBE B-100, PlasticTE A-150, RB2, SB5, Silicon [Si], Ti-6Al-4V, WT1. Les plans existants ne seront pas affectés par ce changement.

## 2.9 AMÉLIORATIONS DU FLUX DE TRAVAIL DE CONVERSION DES IMAGES

- Les algorithmes pour la conversion d'images (CBCT corrigé et CT virtuel) peuvent désormais également être utilisés pour les images CT classiques.

- L'approbation des séries d'images converties a été simplifiée. Les données saisies, telles que le recalage déformable, la ROI externe et les ROI de champ de vue, n'ont pas besoin d'être approuvées.
- Il est désormais possible d'utiliser une série d'images converties non approuvée comme série d'images de planification via l'interface graphique (ce qui ne pouvait être effectué que via un script auparavant). Il est également possible de désapprouver les séries d'images converties utilisées dans des plans non approuvés.
- Lors de l'approbation ou de la désapprobation d'une série d'images converties, les valeurs de dose calculées sur la série d'images ne sont plus invalidées. Au lieu de cela, le statut clinique de chaque dose calculée sur la série d'images est automatiquement mis à jour, en tenant compte du nouveau statut d'approbation de la série d'images et de tous les autres facteurs qui déterminent le statut clinique de la dose.
- Lors de l'approbation du plan et du jeu de faisceaux (beam set) : si le jeu de faisceaux à approuver a été planifié sur une série d'images converties encore non-approuvée, l'approbation du plan lancera le flux de travail *Approve converted image set* (Approbation de série d'images convertie) avant de lancer le flux de travail *Plan approval* (Approbation du plan).

### 2.10 PLANIFICATION POUR LA CURIETHÉRAPIE

- La barre d'outils du module Brachy planning (Définition de structure) est désormais plus compacte.
- Il est désormais possible de modifier la longueur effective d'un canal (channel).
- Il est désormais possible d'importer des modèles d'applicateur à partir de fichiers XML. Les modèles d'applicateur importés peuvent être enregistrés en tant que modèles de structure pour permettre un chargement rapide pendant la planification. De plus, des structures définies par l'utilisateur peuvent être ajoutées aux modèles de structure, par exemple, des points d'évaluation (point A).
- Fonctionnalité de rotation et de translation améliorées pour les modèles d'applicateurs, permettant des transformations combinées des ROI du chemin source et du modèle d'applicateur.

### 2.11 SIMULATION VIRTUELLE

- Il est désormais possible de commissioner un accélérateur linéaire à des fins de simulation virtuelle uniquement. Voir *section 2.27.1 Mise en service du faisceau de photons page 19*.

### 2.12 CRÉATION DE FAISCEAUX CRT-3D

- Le bloc GRID décimal peut être défini par une action pouvant figurer dans les scripts. Le calcul de la dose a été validé pour Elekta Agility et Varian TrueBeam.

### 2.13 OPTIMISATION DU PLAN

- Il est désormais possible d'exclure des faisceaux d'un jeu de faisceaux (beam set) cooptimisés. Les faisceaux exclus ne sont pas affectés par l'optimisation, mais la dose fait partie de la dose du jeu de faisceaux.
- L'optimisation par rapport aux MU du segment est désormais prise en charge pour les jeux de faisceaux (beam sets) cooptimisés.
- Un problème générant parfois une violation des contraintes *Maximum leaf out of carriage distance* (Lame maxi hors distance chariot) dans le cas de plans VMAT pour des cibles volumineuses, utilisant un appareil commissioné avec la règle de mouvement de mâchoires *Per segment* (Par segment) (suivi de mâchoire) et la stratégie de fractionnement de faisceau *Use multiple carriage groups* (utilisation de groupes avec plusieurs chariots). Ce problème générant une ou plusieurs pauses pendant la distribution d'un faisceau Arc. Ce problème a maintenant été résolu.

### 2.14 OPTIMISATION ROBUSTE

- Les fonctions d'optimisation se rapportant au jeu de faisceaux (beam set) + à la dose de fond peuvent désormais être définies comme robustes.
  - La dose de fond peut être une dose importée, un jeu de faisceaux dépendants ou une dose calculée dans le suivi de dose.
  - La dose de fond est considérée comme étant fixe (déjà administrée) pendant l'optimisation, c'est-à-dire que la dose de fond est additionnée à toutes les doses du scénario.
  - Les fonctions robustes sur le jeu de faisceaux + la dose de fond ne sont pas prises en charge sous MCO.
  - Les fonctions robustes sur le jeu de faisceaux + la dose de fond ne sont pas prises en charge lors de l'utilisation d'une incertitude de mouvement d'organe (4D).
- Possibilité d'utiliser un nombre réduit de scénarios pour la position du patient et l'incertitude de masse volumique pendant une optimisation robuste.
  - Si un ensemble réduit de décalages de patient est coché, seuls les scénarios comprenant la position nominale du patient et les décalages de patient extrêmes le long des directions de l'axe sont inclus.
  - Si un ensemble réduit de décalages de masse volumique est coché, seuls les scénarios comprenant des décalages de masse volumique extrêmes sont inclus.
- Interface utilisateur améliorée lorsque des décalages de patient définis par l'utilisateur sont utilisés (définis au moyen de scripts).

### 2.15 PLANIFICATION GÉNÉRALE DES PHOTONS

- Pour le nouvel accélérateur linéaire Hitachi OXRAY, il est possible de définir les angles du cardan lors de la création d'un plan de traitement.

### 2.16 PLANIFICATION POUR TOMOTHERAPY/RADIXACT

- L'algorithme d'optimisation Tomo/Radixact a été amélioré pour mieux compenser les variations de géométrie de la cible avant qu'une optimisation ne soit poursuivie. Cela permet de réoptimiser rapidement les plans en fonction des variations anatomiques.

### 2.17 PLANIFICATION POUR CYBERKNIFE

- L'algorithme d'optimisation des segments MLC pour les plans CyberKnife a été amélioré. Dans les versions précédentes, les segments peuvent parfois devenir inutilement volumineux après la poursuite d'une optimisation.

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

- L'option de poursuite de l'optimisation à l'aide du cache de dose de spots est désormais disponible pour le balayage en ligne. Les outils associés *Fine-tune* (Ajustement fin), *Reduce OAR dose* (Réduction de la dose OAR) et *Dose brush* (Pinceau de dose) ont également été activés pour le balayage en ligne.

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

- Les fluences de spots minimale et maximale (le cas échéant) utilisées pendant l'optimisation seront automatiquement mises à l'échelle par le nombre fixe de re-balayages par faisceau pour un appareil ions carbone Toshiba. Pendant l'exportation DICOM, l'approbation de plans et la génération de rapports, un avertissement sera émis si le poids d'un spot est inférieur à la fluence de spots minimal ou supérieur à la fluence de spots maximale, multipliée par le nombre de re-balayages par couche d'iso-énergie.

### 2.20 PLANIFICATION OCULAIRE

- Pour les traitements visuo-oculaires, il est à nouveau possible de voir la distribution de densité utilisée pour le calcul de la dose sans avoir calculé la dose, comme sous RayStation 2023B et versions antérieures.

### 2.21 ÉVALUATION DE PLAN

- Les doses d'évaluation sont désormais toujours calculées en fonction de leurs propres paramètres de calcul de dose, et non en fonction des paramètres de calcul de dose du jeu de faisceaux (beam set) actuel. Cela affectera le recalcul des doses d'évaluation invalidées si les

paramètres de calcul de dose ont été modifiés pour le jeu de faisceaux nominal. Les paramètres de calcul de dose peuvent être modifiés au moyen de scripts.

- Le modèle EBR et les paramètres de calcul de dose s'affichent désormais dans l'info-bulle de dose.

## 2.22 ÉVALUATION ROBUSTE

- Les valeurs de dose de faisceau ne sont plus enregistrées pour les doses de scénario robuste afin d'économiser la mémoire. Il est possible de régler la balise *FractionDose.InputSettingsForFinalDose.StoreBeamDoseValues* sur *True* (Vrai) à l'aide d'un script si des valeurs de dose de faisceau sont souhaitées.

## 2.23 SUIVI DE DOSE

- Le tableau *Clinical goals* (Objectifs cliniques) présente désormais la dose prévue par rapport à la dose administrée dans des colonnes séparées et non plus dans des lignes séparées, comme dans le module Plan evaluation (Évaluation du plan).
- Il est désormais possible d'utiliser des modèles de structure pour copier ou propager des ROI d'une série d'images vers une autre (voir section 2.8 Modélisation du patient page 13).
- Un nouvel algorithme pour la création de ROI de champ de vue peut détecter le champ de vue dans les cas dans lesquels l'ancien algorithme échouait (voir section 2.8 Modélisation du patient page 13).
- Nombreuses améliorations apportées à la conversion d'image (voir section 2.9 Améliorations du flux de travail de conversion des images page 13).
- Les valeurs de dose de faisceau ne sont plus enregistrées pour les doses de fraction de suivi de dose afin d'économiser la mémoire. Il est possible de régler la balise *FractionDose.InputSettingsForFinalDose.StoreBeamDoseValues* sur *True* (Vrai) à l'aide d'un script si des valeurs de doses de faisceaux sont souhaitées.

## 2.24 REPLANIFICATION ADAPTATIVE

- Nouveau module séparé pour la planification adaptative automatisée (voir section 2.2 *Replanification adaptative automatisée* page 9).
- Présentation légèrement modifiée pour la boîte de dialogue *Create adapted plan* (Création d'un plan adapté : la source de la dose de fond et la fraction de départ adaptée sont désormais spécifiées en premier).
- Nouvelle convention d'appellation par défaut pour les plans adaptés et leurs jeux de faisceaux (beam sets) en fonction du nombre de fractions adaptées.
- Il est désormais possible d'utiliser des modèles de structure pour copier ou propager des ROI d'une série d'images vers une autre (voir section 2.8 Modélisation du patient page 13).

- Un nouvel algorithme pour la création de ROI de champ de vue peut détecter le champ de vue dans les cas dans lesquels l'ancien algorithme échouait (voir *section 2.8 Modélisation du patient page 13*).
- Nombreuses améliorations apportées à la conversion d'image (voir *section 2.9 Améliorations du flux de travail de conversion des images page 13*).

### 2.25 DICOM

- Une nouvelle version de RayStation Storage SCP prend en charge l'importation automatique des données DICOM envoyées au SSCP. Il est également possible de configurer un script RayStation personnalisable afin qu'il s'exécute automatiquement après l'importation. Cela permet l'automatisation de tout flux de travail pouvant figurer dans un script, tel que la segmentation par apprentissage profond (deep learning) ou la planification automatique.
- Il est désormais possible de configurer l'ordre dans lequel les faisceaux de traitement et les faisceaux de configuration sont exportés dans les scripts Beam Sequence (300A, 00B0) et Ion Beam Sequence (300A, 03A2). Cette configuration est effectuée lors de la mise en service d'un appareil. Certains systèmes exigent que les faisceaux de traitement soient exportés en premier, d'autres exigent que les faisceaux de positionnement soient exportés en premier.

### 2.26 UTILISATION DES SCRIPTS

- Une méthode de script *Examination.IsClinical()* a été ajoutée.
- Une méthode de script *DoseDistribution.HasClinicalDose()* a été ajoutée. L'ancienne façon de lire l'état clinique d'une dose via *DoseDistribution.DoseValues.IsClinical* a été supprimée.
- Les arguments *DoseAlgorithm* et *ComputeBeamDoses* pour *ComputeDoseAction()* ont été supprimés. À la place, les propriétés *FractionDose.InputSettingsForFinalDose.DoseAlgorithm* et *FractionDose.InputSettingsForFinalDose.StoreBeamDoseValues* doivent contenir les valeurs souhaitées avant l'appel à *ComputeDoseAction()*.
- L'introduction de niveaux d'acceptation secondaires pour les objectifs cliniques affecte les méthodes de réalisation de scripts utilisées pour l'évaluation des objectifs cliniques. Les méthodes affichent *true* (vrai) si un objectif clinique est atteint ou *acceptable* (acceptable) et *false* (faux) dans le cas contraire. Les méthodes affectées sont les suivantes :
  - *EvaluateClinicalGoal*
  - *EvaluateClinicalGoalForAccumulatedDose*
  - *EvaluateClinicalGoalForEvaluationDose*
  - *EvaluateClinicalGoalForVoxelwiseWorstTotalDose*
- La méthode de script *GetPercentageOfPassedScenarios*, utilisée pour une évaluation robuste, a été remplacée par deux nouvelles méthodes suite à l'introduction de niveaux d'acceptation secondaires pour les objectifs cliniques.

- *GetPercentageOfFulfilledScenarios*
- *GetPercentageOfAcceptableScenarios*

## 2.27 RAYPHYSICS

### 2.27.1 Mise en service du faisceau de photons

- Il est désormais possible d'importer des courbes de dose de photons avec filtre en coin ouvert et standard au format W2CAD .asc version 02.
- Il est désormais possible de mettre en service un accélérateur linéaire de telle manière qu'il soit utilisé uniquement pour une simulation virtuelle. Il pourra ainsi être utilisé pour la simulation virtuelle, sans licences physiques. Un appareil de ce type ne contient aucun modèle de faisceau, et il n'est donc pas possible de l'utiliser pour le calcul de la dose.
- Appareil modèle ajouté pour OXRAY : 'T\_OXRAY'
- L'appareil modèle a été mis à jour pour TrueBeam : 'T\_TrueBeam'

### 2.27.2 Mise en service du faisceau d'électrons

- L'appareil modèle a été mis à jour pour TrueBeam : 'T\_TrueBeam'

### 2.27.3 Mise en service des faisceaux d'ions

- Les modèles de faisceau Balayage de mini-faisceaux et Balayage de ligne dans lesquels les données de faisceau du profil de spot sont acquises à différentes positions de nez (snout) peuvent désormais être visualisés sous RayPhysics. Il est également possible de calculer les courbes de dose pour différentes positions de nez. Différentes améliorations ont également été apportées à l'onglet *Spot profiles* (Profils de spots).

## 2.28 RAYSTATION 2024B MISES À JOUR DU CALCULATEUR DE DOSE

Les modifications apportées aux algorithmes de calcul de dose pour RayStation 2024B sont listées ci-dessous.

Algorithme de calcul de dose	2024A	2024B	Nécessite un reconditionnement	Effet sur la dose <sup>i</sup>	Commentaire
Tous	-	-	-	Négligeable	Ouvert à l'importation de séries d'images dont les valeurs en pixels sont supérieures à celles précédemment autorisées, c'est-à-dire que les masses volumiques utilisées pour le calcul de la dose peuvent désormais être supérieures à celles utilisées précédemment dans les zones de la série d'images ayant une densité élevée, par exemple les zones avec artefacts métalliques n'ayant pas de remplacement des valeurs de voxel (Material override).
Photon CC	5,9	5.10	Non	Négligeable	
Photon Monte Carlo	3.1	3.2	Non	Négligeable	
Électrons Monte Carlo	5.1	5.2	Non	Négligeable	
Proton PBS Monte Carlo	5.6	5.7	Non	Négligeable	
Proton PBS Pencil Beam	6,6	6.7	Non	Négligeable	
Proton US/DS/Wobbling Pencil Beam	4,11	4.12	Non	Négligeable	
Carbon PBS Pencil Beam	7,0	7.1	Non	Négligeable	

Algorithme de calcul de dose	2024A	2024B	Nécessite un reconditionnement	Effet sur la dose <sup>i</sup>	Commentaire
Brachy TG43	1.5	1,6	Non	Négligeable	

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

## 2.29 MISES À JOUR DE L'ALGORITHME DE CONVERSION D'IMAGE

Les modifications apportées aux algorithmes de conversion d'image pour RayStation 2024B sont listées ci-dessous.

Algorithme de conversion	2024A	2024B	Effet sur la dose	Commentaire
CBCT corrigé	1.3	1.4	Négligeable	Des modifications mineures des valeurs UH de la série d'images créée peuvent survenir pour les séries d'images ayant une large plage de valeurs de pixels car la gestion des valeurs de pixels les plus élevées a été modifiée. Ajout de la prise en charge des séries d'images CT.
CT virtuel	1.3	1.4	Négligeable	Des modifications mineures des valeurs UH de la série d'images créée peuvent survenir pour les séries d'images ayant une large plage de valeurs de pixels car la gestion des valeurs de pixels les plus élevées a été modifiée. Ajout de la prise en charge des séries d'images CT.

## 2.30 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 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 2024B introduit des niveaux d'acceptation secondaires pour les objectifs cliniques. Il est important de noter de quelle manière cela affecte les méthodes existantes pour l'évaluation des objectifs cliniques dans les scripts. Lorsque des scripts sont utilisés pour évaluer les objectifs cliniques ayant des niveaux d'acceptation secondaires, les méthodes compareront la valeur de l'objectif clinique avec le niveau d'acceptation secondaire et indiqueront le statut de respect en fonction. En d'autres termes, les méthodes afficheront *true* (vrai) si un objectif clinique est atteint (vert), ou *acceptable* (acceptable) (jaune) et *false* (faux) dans le cas contraire.
- Pour les plans SMLC sans contraintes d'optimisation, la gestion des limites de position des lames lors de la poursuite d'une optimisation dépendait auparavant du fait qu'une dose intermédiaire ait été sélectionnée ou non. La gestion d'un cas sans dose intermédiaire a été modifiée et est désormais la même que lorsque la dose intermédiaire est sélectionnée. Cela affecte généralement les résultats pour ce type d'optimisation. Les modifications, par rapport aux versions précédentes de RayStation, devraient être minimales.
- L'algorithme *Smart angles* pour Conformal Arc a été modifié et utilise désormais une fonction de coût plus précise lors de la détermination de l'angle optimal. Il prend désormais en compte les paires de lames fermées qui ne peuvent pas être cachées derrière les mâchoires X.
- Les valeurs de fonction ne sont plus calculées automatiquement après l'exécution de *Scale dose* (Remise à l'échelle).
- Pour les plans Tomo/Radixact, l'algorithme de positionnement des mâchoires a été amélioré. Cela générera des positions de mâchoire légèrement différentes autour des bords des cibles et pour les petites cibles.

- L'icône *D* accompagnant les ROI DLS dans la liste des ROI s'affichait auparavant si la géométrie était la même que le modèle de segmentation par apprentissage profond (deep learning) créé. Désormais, l'icône *D* s'affiche toujours pour les ROI créées par DLS, que la géométrie ait changé ou non.
- Auparavant, les ROI/POI de la série d'images converties s'affichaient dans les vues de la boîte de dialogue *Approve converted image set* (Approbation de série d'image convertie). Désormais, aucune ROI/POI ne s'affiche dans les vues de la boîte de dialogue.

### 2.31 NOTIFICATIONS IMPORTANTES DE SÉCURITÉ (FSN) RÉSOUES

Les FSN (notifications importantes de sécurité) suivantes ont été résolues dans RayStation 2024B, par rapport à RayStation 2024A.

- FSN 130646
- FSN 133261

### 2.32 AVERTISSEMENTS NOUVEAUX ET AYANT SUBI UNE MISE À JOUR MAJEURE

Pour la liste complète des avertissements, voir *RSL-D-RS-2024B-IFU, RayStation 2024B Instructions for Use*.

#### 2.32.1 Nouveaux avertissements



#### ATTENTION!

**Assurez-vous que le contour du bloc .decimal GRID (GRID décimal) dans RayStation correspond au bloc physique.** La `CreateDotDecimalBlockContour` méthode crée le contour de bloc .decimal GRID (GRID décimal) pour l'angle de collimateur actuel. Après sa création, le bloc .decimal GRID (GRID décimal) est géré comme un bloc photons normal sous RayStation et ne tourne pas avec le collimateur. Si l'angle du collimateur est modifié, le contour du bloc ne correspond plus au bloc .decimal GRID (GRID décimal) physique qui, lui, tourne avec le collimateur.

Le bloc .decimal GRID (GRID décimal) n'étant pas fabriqué sur la base d'un contour de bloc exporté depuis RayStation, il est essentiel de s'assurer que le contour de bloc dans RayStation correspond au bloc physique et que le contour de bloc .decimal GRID (GRID décimal) n'est pas modifié involontairement en modifiant l'angle du collimateur ou en effectuant toute autre modification manuelle. Pour s'assurer que le contour du bloc n'a pas été modifié involontairement, la méthode `CreateDotDecimalBlockContour` peut être rappelée pour une dernière étape avant le calcul de la dose finale et l'approbation du plan.

(936115)



**ATTENTION!**

**Examiner les avertissements lors de l'utilisation du flux de travail d'importation et de segmentation automatique après l'exportation automatique vers un autre système.** Les avertissements générés lors de l'importation automatique s'affichent lors de la première ouverture du patient. Si le flux de travail d'importation et de segmentation automatique est utilisé pour exporter automatiquement les structures créées sans ouvrir le patient dans RayStation, les structures exportées doivent être examinées dans le système annexe. Tous les avertissements générés lors de l'importation sont également accessibles par script.

(932309)



**ATTENTION!**

**Faisceaux avec angle de cardan.** Pour un accélérateur linéaire configuré pour prendre en charge la planification du cardan, il est possible de définir l'angle panoramique et/ou l'angle d'inclinaison du cardan pour un faisceau de traitement. Les DRR, la profondeur physique et la profondeur équivalente eau sont calculés dans la direction du faisceau/vers l'isocentre virtuel ajusté du cardan [c.-à-d., en incluant les angles du cardan]. Le SSD est indiqué par rapport à l'isocentre du faisceau/de l'appareil [pas d'angle de cardan appliqué].

Un DRR généré pour un faisceau avec des angles de cardan non nuls ne convient pas à la mise en place du patient, car il n'est pas dirigé vers l'isocentre de l'appareil mais vers l'isocentre virtuel ajusté du cardan.

(937534)



**ATTENTION!**

**Vérifier les longueurs de canal.** Les longueurs de canal internes et effectives sont des valeurs essentielles communiquées directement au projecteur pour l'exécution du plan de traitement. Il est impératif de reconnaître que l'appareil peut ne pas détecter toutes les divergences dans les longueurs de canal. Des erreurs dans ces valeurs peuvent générer des écarts significatifs par rapport au traitement prévu.

Lorsque les longueurs de canal sont modifiées pendant la planification du traitement, il est essentiel de confirmer que toutes les longueurs modifiées reflètent avec précision la configuration de traitement prévue avant l'approbation finale et l'administration du plan de traitement.

(936234)

**ATTENTION!**

**Éviter l'enregistrement dans les scripts d'arrière-plan.** Un script d'arrière-plan est exécuté par le service de calcul. L'état du patient est automatiquement enregistré après l'exécution du script.

Les crashes pendant l'exécution du script entraîneront automatiquement une nouvelle exécution du script. Si le script inclut des sauvegardes, il doit s'assurer que des tentatives répétées ne créeront pas d'états indésirables. Les règles du modèle de domaine s'appliquent toujours.

Si possible, évitez l'enregistrement explicite du patient dans un script d'arrière-plan. (934662)

**ATTENTION!**

**Un script d'arrière-plan doit éviter de générer des résultats nécessitant une interaction de l'utilisateur.** Un script d'arrière-plan n'a aucun moyen de renvoyer le résultat du script à l'utilisateur. Les exceptions sont des scripts déclenchés depuis RayCare, dans lesquels les informations de résultats sont envoyées à RayCare pour visualisation.

Un script d'arrière-plan doit éviter de produire des résultats nécessitant une action de l'utilisateur.

(934663)

**ATTENTION!**

**La dose prévue par l'apprentissage automatique (machine learning) ne doit pas être utilisée pour prendre des décisions cliniques.** La dose prévue par l'apprentissage automatique (machine learning) s'affiche uniquement pour fournir à l'utilisateur une transparence dans les résultats du modèle d'apprentissage automatique.

(936842)



**ATTENTION!**

**Examiner la fiche technique du modèle avant toute utilisation clinique du modèle d'apprentissage automatique (machine learning).** Avant toute utilisation clinique d'un modèle d'apprentissage automatique (machine learning), l'utilisateur doit examiner la fiche technique du modèle associé afin de comprendre les limites du modèle et l'utilisation prévue.

{24213}

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



**ATTENTION!**

**Les ROI de type bolus doivent être assignées au(x) faisceau(x).** Les ROI de type bolus sont considérées comme des propriétés du faisceau. Pour pouvoir être utilisée pour le transport des rayons et le calcul de la dose d'un faisceau spécifique, la ROI d'un bolus doit être assignée à ce faisceau. Si un bolus doit être utilisé pour l'ensemble des faisceaux, il doit être assigné individuellement à chaque faisceau. Un bolus qui n'est assigné à aucun faisceau dans un plan ne sera pas pris en compte pour le calcul de la dose.

Une ROI de type bolus attribuée à un faisceau sera :

- tracée à l'aide d'une ligne pleine dans les vues patient 2D,
- tracée dans la vue 3D du patient et
- incluse dans la vue de la matière du patient lorsque la dose de faisceau pour le faisceau correspondant est sélectionnée.

{5347}

**ATTENTION!**

**Examiner les modèles d'applicateur.** 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 *Code of practice for brachytherapy physics: Report of the AAPM Radiation Therapy Committee Task Group No. 56* et dans *AAPM Medical Physics Practice Guideline 13.a*.

Il est conseillé à l'utilisateur de créer un modèle de structure incluant les structures de l'applicateur. Après avoir effectué les contrôles AQ appropriés, il est essentiel d'approuver le modèle (template) pour s'assurer que les structures de l'applicateur ne subissent pas de modifications non souhaitées au fil du temps. 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)



# 3 PROBLÈMES CONNUS RELATIFS À LA SÉCURITÉ DU PATIENT

Il n'y a aucun problème relatif à la sécurité du patient dans RayStation 2024B.

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



# 4 AUTRES PROBLÈMES CONNUS

## 4.1 GÉNÉRAL

### *La fonction de récupération automatique ne gère pas tous les types de crashes*

La fonction de récupération automatique ne gère pas tous les types de crashes et il arrive parfois que RayStation affiche un message d'erreur indiquant « La récupération automatique ne fonctionne malheureusement pas encore pour ce cas » lors d'une tentative de récupération après un crash. Si RayStation se bloque pendant un processus de récupération automatique, la page de récupération automatique s'ouvrira au prochain démarrage de RayStation. Dans ce cas, rejetez les modifications ou essayez d'appliquer un nombre d'actions limitées pour empêcher tout crash de RayStation.

[144699]

### *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
- Automated Breast Planning (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]

### *Les indicateurs de plans de coupe ne s'affichent pas dans les vues patient 2D*

Les plans de coupe, utilisés pour limiter les données CT utilisées pour calculer une DRR ne s'affichent pas dans les vues patient 2D classiques. Pour pouvoir afficher et utiliser des plans de coupe, utilisez la fenêtre des paramètres de DRR.

[146375]

### *Aucun avertissement ne s'affiche lorsqu'un cas contenant des plans approuvés est supprimé*

Lorsqu'un patient contenant un plan approuvé est sélectionné pour être supprimé, l'utilisateur en sera informé et aura la possibilité d'annuler la suppression. Toutefois, si un cas contenant un plan approuvé est sélectionné pour être supprimé pour un patient contenant plusieurs cas, aucun avertissement n'informerait l'utilisateur qu'un plan approuvé est sur le point d'être supprimé.

[770318]

## **4.2 IMPORTATION, EXPORTATION ET RAPPORTS DE PLAN**

### *L'importation d'un plan approuvé entraîne l'approbation de toutes les ROI existantes*

Lorsque vous importez un plan approuvé vers un patient contenant des ROI non approuvées, les ROI existantes peuvent être automatiquement approuvées. Si cela se produit, un message de l'interface utilisateur s'affiche lors de l'importation indiquant que l'état d'approbation du plan sera transféré vers le fichier RTStruct. Si vous effectuez l'importation via un script, ces informations sont fournies dans le journal des importations.

336266

### *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 2024B*

La mise à jour vers RayStation 2024B 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**

### *Des crashes de mémoire peuvent se produire lors de l'exécution de gros calculs de recalages déformables hybrides sur GPU*

Le calcul GPU de recalage déformable dans les cas volumineux peut occasionner des crashes liés à la mémoire si la résolution de grille la plus élevée est utilisée. L'apparition de ce problème dépend de la spécification GPU et de la taille de la grille.

(69150)

## 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]

### *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]

### *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-2024B-BAMDS, RayStation 2024B 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-2024B-IFU, RayStation 2024B Instructions for Use* (voir avertissement 726082, Examiner les modèles d'applicateur), il est fortement conseillé aux utilisateurs de respecter les normes d'assurance qualité de l'industrie pour les modèles d'applicateurs afin de s'assurer que l'applicateur est représenté avec précision dans RayStation.

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

[1043992]

#### 4.5 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 de 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)

### *Un intervalle faisceau activé erroné peut être rétabli à la valeur précédente sans notification*

Dans la boîte de dialogue Plan Explorer Edit Exploration Plan (Modifier le plan d'exploration), lors de la modification de la valeur Beam on interval (Intervalle faisceau activé) dans l'onglet Beam Optimization Settings (Paramètres d'optimisation du faisceau), la valeur repassera à la valeur précédente sans notification si la valeur saisie est hors plage. Cela peut aisément passer inaperçu, par exemple si la boîte de dialogue est fermée immédiatement après avoir saisi une valeur erronée. La valeur de l'Intervalle faisceau activé est uniquement applicable pour les appareils de traitement VMAT mis en service pour le mode Burst (mArc).

[144086]

## 4.10 ÉVALUATION BIOLOGIQUE ET OPTIMISATION

### *La commande Annuler/Restaurer invalide les courbes dans le module Biological Evaluation (Évaluation biologique).*

Dans le module Biological Evaluation (Évaluation biologique), Annuler/Restaurer supprime les courbes de réponse. Recalculez les valeurs de fonction pour afficher à nouveau les courbes de réponse.

[138536]

### *Limitation lors de l'évaluation des objectifs cliniques biologiques avec des effets dépendants de la durée dans le module Dose tracking (Suivi de doses)*

Le module Dose tracking (Suivi de dose) prend en charge l'évaluation des objectifs cliniques biologiques avec des effets dépendants de la durée (réparation et repopulation). La durée du traitement des fractions dans le traitement programmé avec suivi de dose est la base de cette évaluation. Toutefois, la durée du traitement des fractions ne s'affiche pas dans le module Dose tracking (Suivi de dose) et il est donc difficile pour l'utilisateur de savoir avec exactitude sur quoi l'évaluation repose. Lors du lancement du suivi de dose depuis un traitement programmé, la durée du traitement est copiée du plan vers le traitement programmé de suivi de dose. Toutefois, lorsque l'on ajoute ou supprime manuellement des fractions, la durée de traitement peut être légèrement différente du fractionnement prévu. La durée du traitement pour la fraction de suivi de dose n'est actuellement accessible que via le script. L'utilisateur doit avoir conscience de cette limite lorsqu'il évalue des objectifs cliniques biologiques contenant des effets dépendants de la durée dans le module Dose tracking (Suivi de dose).

[722865]

### 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-2024B-REF, RayStation 2024B Reference Manual*, section *Compensation de la profondeur et hauteur du détecteur* dans *RSL-D-RS-2024B-RPHY, RayStation 2024B RayPhysics Manual* et *RSL-D-RS-2024B-BCDS, RayStation 2024B 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]

# 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: +1 877 778 3849

### RaySearch China

Phone: +86 137 0111 5932

### RaySearch Japan

Phone: +81 3 44 05 69 02

### RaySearch UK

Phone: +44 2039 076791

### RaySearch Australia

Phone: +61 411 534 316

### RaySearch France

Phone: +33 1 76 53 72 02

### RaySearch Korea

Phone: +82 01 9492 6432

### RaySearch Belgium

Phone: +32 475 36 80 07

### RaySearch India

Phone: +91 9995 611361

### RaySearch Singapore

Phone: +65 81 28 59 80