

RAYSTATION 2024A SP1

Notas de la versión



2024A



RayStation

Traceback information:
Workspace Main version a867
Checked in 2024-05-15
Skribenta version 5.6.017.2

Renuncia

Canadá: la planificación del tratamiento con iones de carbono y helio, el Wobbling de protones, el escaneado lineal de protones, la planificación de BNCT y el modelo cinético microdosimétrico no están disponibles en Canadá por motivos normativos. Estas funciones están controladas por licencias (rayCarbonPhysics, rayHeliumPhysics, rayWobbling, rayLineScanning, rayBoron y rayMKM) que no están disponibles en Canadá. En Canadá, los modelos de aprendizaje automático para la planificación del tratamiento deben ser autorizados por Health Canada antes del uso clínico. La segmentación de aprendizaje automático está limitada a imágenes de tomografía computarizada en Canadá.

Japón: para obtener la información normativa japonesa, consulte la cláusula de exención de responsabilidad RSJ-C-02-003 para el mercado japonés.

Estados Unidos: la planificación del tratamiento de iones de carbono y helio, la planificación de BNCT y el modelo cinético microdosimétrico no están disponibles en Estados Unidos por motivos normativos. Estas funciones están controladas por licencias (rayCarbonPhysics, rayHeliumPhysics, rayBoron y rayMKM) que no están disponibles en Estados Unidos. En Estados Unidos, los modelos de aprendizaje automático para la planificación del tratamiento deben ser autorizados por la FDA antes del uso clínico.

Declaración de conformidad



Cumple con el Reglamento 2017/745 sobre los productos sanitarios. Se puede solicitar una copia de la declaración de conformidad correspondiente.

Copyright

Este documento contiene información confidencial que está protegida por derechos de autor. Ninguna parte de este documento puede fotocoparse, reproducirse o traducirse a otro idioma sin el consentimiento previo por escrito de RaySearch Laboratories AB (publ).

Reservados todos los derechos. © 2023, RaySearch Laboratories AB (publ).

El material impreso

Se dispone de copias impresas de documentos relacionados con las instrucciones de uso y las notas de la versión bajo petición.

Marcas comerciales

RayAdaptive, RayAnalytics, RayBiology, RayCare, RayCloud, RayCommand, RayData, RayIntelligence, RayMachine, RayOptimizer, RayPACS, RayPlan, RaySearch, RaySearch Laboratories, RayStation, RayStore, RayTreat, RayWorld y el logotipo de RaySearch Laboratories son marcas comerciales de RaySearch Laboratories AB (publ)*.

Las marcas comerciales de terceros son propiedad de sus respectivos propietarios, que no están afiliados con RaySearch Laboratories AB (publ).

RaySearch Laboratories AB (publ) y sus filiales se denominarán, en adelante, RaySearch.

* Sujeto a registro en algunos mercados.



TABLA DE CONTENIDOS

1	PRESENTACIÓN	7
1.1	Acerca de este documento	7
1.2	Datos de contacto del fabricante	7
1.3	Notificación de incidentes y errores de funcionamiento del sistema	7
2	NOTICIAS Y MEJORAS EN RAYSTATION 2024A	9
2.1	Avisos de seguridad de campo (FSN) resueltos	9
2.2	Avisos nuevos y significativamente actualizados	9
2.2.1	Nuevos avisos	9
2.2.2	Avisos significativamente actualizados	12
2.3	Objetivos clínicos por conjunto de haces o plan	17
2.4	Selección de ROI de fijación y soporte por conjunto de haces	18
2.5	Segmentación mediante aprendizaje profundo	18
2.6	Planificación de aprendizaje automático	18
2.7	Mejoras de rendimiento	19
2.8	Mejoras generales del sistema	19
2.9	Gestión de datos de pacientes	20
2.10	Modelado de pacientes	20
2.11	Conversión de imágenes	21
2.12	Planificación de braquiterapia	21
2.13	Optimización del plan	21
2.14	Optimización con multicriterios (MCO)	21
2.15	Planificación general de fotones	21
2.16	Planificación del escaneado con haz concentrado (Pencil Beam Scanning) de protones	22
2.17	Planificación de haces amplios de protones	22
2.18	Planificación del escaneado con haz concentrado (Pencil Beam Scanning) de iones ligeros	22
2.19	Planificación con electrones	22
2.20	Evaluación del plan	23
2.21	Preparación del control de calidad	23
2.22	Replanificación adaptable	23
2.23	DICOM	23
2.24	Visualización	24
2.25	Ejecución de secuencias de comandos	24
2.26	RayPhysics	25
2.26.1	Puesta en servicio de haces de electrones	25
2.26.2	Puesta en servicio de haces de iones	25
2.27	Actualizaciones del motor de dosis de RayStation 2024A	26
2.28	Actualizaciones del algoritmo de conversión de CBCT	28
2.29	Cambio de comportamiento de funciones previamente publicadas	29

3	PROBLEMAS CONOCIDOS RELACIONADOS CON LA SEGURIDAD DEL PACIENTE	35
4	OTRAS CUESTIONES	37
4.1	General	37
4.2	Importar, exportar y planificar informes	39
4.3	Modelado de pacientes	40
4.4	Planificación de braquiterapia	40
4.5	Diseño del plan y diseño de haces en 3D-CRT	41
4.6	Optimización del plan	41
4.7	Planificación con protones	41
4.8	Planificación de CyberKnife	41
4.9	Administración del tratamiento	42
4.10	Planificación automatizada	42
4.11	Evaluación y optimización biológicas	42
4.12	RayPhysics	43
4.13	Ejecución de secuencias de comandos	44
5	ACTUALIZACIONES DE RAYSTATION 2024A SP1	45
5.1	Novedades y mejoras	45
5.1.1	Notas informativas de seguridad (FSN) resueltas	45
5.1.2	Avisos nuevos y significativamente actualizados	45
5.2	Problemas resueltos	45
5.3	Manuales actualizados	46
	APÉNDICE A - DOSIS EFECTIVA PARA PROTONES	49
A.1	Antecedentes	49
A.2	Descripción	49

1 PRESENTACIÓN

1.1 ACERCA DE ESTE DOCUMENTO

Este documento contiene notas importantes sobre el sistema RayStation 2024A. Contiene información relacionada con la seguridad del paciente y una lista de nuevas funciones, problemas conocidos y posibles soluciones.

Todos los usuarios de RayStation 2024A deben estar al tanto de estos problemas conocidos. Póngase en contacto con el fabricante si tiene alguna pregunta sobre su contenido.

1.2 DATOS DE CONTACTO DEL FABRICANTE



RaySearch Laboratories AB (publ)
Eugeniavägen 18C
SE-113 68 Stockholm
Suecia
Teléfono: +46 8 510 530 00
Correo electrónico: info@raysearchlabs.com
País de origen: Suecia

1.3 NOTIFICACIÓN DE INCIDENTES Y ERRORES DE FUNCIONAMIENTO DEL SISTEMA

Notifique los incidentes y errores a la dirección de correo electrónico de asistencia de RaySearch, support@raysearchlabs.com, o al servicio de asistencia local por teléfono.

Cualquier incidente grave que haya ocurrido en relación con el dispositivo debe notificarse al fabricante.

En función de las reglamentaciones aplicables, es posible que los incidentes también deban notificarse a las autoridades nacionales. Para la Unión Europea, los incidentes graves deben notificarse a la autoridad competente del Estado miembro de la Unión Europea en el que reside el usuario o el paciente.

2 NOTICIAS Y MEJORAS EN RAYSTATION 2024A

En este capítulo se describen las novedades y mejoras de RayStation 2024A respecto a RayStation 2023B.

2.1 AVISOS DE SEGURIDAD DE CAMPO (FSN) RESUELTOS

No hay avisos de seguridad de campo (FSN) resueltos en RayStation 2024A.

2.2 AVISOS NUEVOS Y SIGNIFICATIVAMENTE ACTUALIZADOS

Para ver la lista completa de avisos, consulte *RSL-D-RS-2024A-IFU, RayStation 2024A SP1 Instructions for Use*.

2.2.1 Nuevos avisos



ADVERTENCIA:

Datos de tratamiento almacenados en bases de datos secundarias. No actualice bases de datos secundarias que contengan datos relacionados con el tratamiento fuera del sistema conectado a RayCare. Estas bases de datos secundarias permanecerán en su versión de esquema actual.

[824240]



ADVERTENCIA:

Asegúrese de que todas las ROI de fijación y soporte clínicamente relevantes están incluidas en el conjunto de haces. Por defecto, todas las ROI de fijación y soporte se incluirán en todos los conjuntos de haces. Todas las ROI de fijación y soporte que se incluyan en un conjunto de haces se utilizarán para el cálculo de dosis del conjunto de haces. Si se ha excluido una ROI de fijación o soporte de un conjunto de haces, no se tendrá en cuenta en el cálculo de dosis para ese conjunto de haces.

Las ROI de soporte y fijación incluidas en el conjunto de haces:

- se marcarán con un icono azul de conjunto de haces en la lista de ROI
- se marcarán con una casilla de verificación en la pestaña Fijación y soporte
- se mostrarán con estilo de línea sólida en las vistas 2D del paciente
- se incluirán en la vista de paciente Material cuando se seleccione el conjunto de haces.

(713679)



ADVERTENCIA:

Registrar avatar escaneado. El método Registrar Avatar Escaneado es un método secuenciable que registrará un avatar que puede ser utilizado para la detección de colisiones.

El usuario debe asegurarse de que el avatar es una representación adecuada del paciente y de que está correctamente registrado en la ROI del paciente en cuestión antes de utilizarlo para la detección de colisiones. El avatar puede proporcionar una indicación temprana de una posible colisión cuando se utiliza en la detección de colisiones, pero no debe utilizarse como protección final contra las colisiones.

(824789)

**ADVERTENCIA:**

Ajustes del tipo de técnica de dosis alta. Los umbrales solo deben ajustarse para las técnicas de tratamiento destinadas a utilizarse con tipos de técnicas de dosis altas. Los umbrales permiten sobrescribir un control de seguridad de la máquina de tratamiento. Esto podría dar lugar a un tratamiento perjudicial si los valores se establecen incorrectamente. También debe establecerse un límite máximo de MU del haz adecuado.

(825142)

**ADVERTENCIA:**

Precisión de la dosis para el motor de dosis de protones MC utilizado para campos pequeños y poco profundos. La validación del motor de dosis Monte Carlo PBS de RayStation muestra algunas desviaciones de los requisitos de precisión de la dosis cuando se compara con las mediciones para campos pequeños poco profundos. La validación incluye campos con una profundidad comprendida entre 5 y 30 mm, utilizando aberturas con diámetros de 8 y 15 mm. La boquilla de tratamiento utilizada en la configuración de la prueba tiene un desplazador de rango que se coloca 72 cm aguas arriba de la abertura. Para estas configuraciones, los requisitos de precisión son una tasa de paso gamma (3 %, 0,3 mm) superior al 90 % y una tasa de paso gamma (5 %, 0,5 mm) superior al 95 %. Para los casos de prueba que utilizan un diámetro de apertura de 8 mm, el motor de dosis Monte Carlo PBS RayStation tiende a sobreestimar la dosis en relación con las mediciones, y en un caso la validación falla el requisito de precisión gamma (3 %, 0,3 mm), con una tasa de fallo de alrededor del 14 %. Los casos de prueba de una configuración equivalente pero con un diámetro de apertura de 15 mm superan todos los requisitos de precisión, y todos los casos de prueba de campos pequeños poco profundos superan el requisito gamma (5 %, 0,5 mm).

Se recomienda al usuario que tenga especial cuidado al crear planos con aberturas inferiores a 15 mm.

(824407)

2.2.2 Avisos significativamente actualizados



ADVERTENCIA:

Visualización de materiales. La vista de material muestra las densidades de vóxel combinadas a partir de los valores del conjunto de imágenes y la sobrescritura de material. Cualquier ROI de sobrescritura de material dentro de la ROI externa, las ROI de tipo fijación y soporte incluidas en el conjunto de haces seleccionado, y las ROI de tipo bolo asignadas al haz seleccionado se incluye en este cálculo de densidad. Los valores de densidad mostrados son las densidades de vóxel utilizadas para el cálculo de la dosis.

Cuando la relación de poder de frenado (SPR) se utiliza como entrada para el cálculo de la dosis de protones y de iones ligeros, la vista de material muestra en su lugar los valores de las SPR de vóxel combinados utilizados en el cálculo de la dosis.

Se aconseja al usuario que revise cuidadosamente los valores del material (densidad o SPR) para asegurarse de que la entrada para el cálculo de la dosis es correcta.

Tenga en cuenta que para BNCT y Brachy TG43 la visualización del material no está disponible. Para la técnica BNCT, un motor de dosis externo realiza el cálculo de la dosis, y la manipulación del material es diferente, mientras que para el cálculo de la dosis de Brachy TG43 todo el paciente se considera agua.

2638

**ADVERTENCIA:**

Asignación de una tabla de densidad de CBCT. Para el uso directo de la información de CBCT sin procesar en el cálculo de dosis, RayStation utiliza una tabla de densidad de CBCT específica de la imagen. Dado que existe un conjunto limitado de niveles de densidad especificados para una CBCT en comparación con lo que normalmente se especifica para una TC, el cálculo de la dosis en las imágenes de CBCT puede ser menos preciso que el uso de imágenes de TC o imágenes de CBCT convertidas. La precisión del cálculo de la dosis utilizando CBCT con una tabla de densidad asignada está relacionada con la sintonía respecto a esta tabla y en función de cómo la densidad real en el paciente se corresponde con las densidades seleccionadas en la tabla.

Revise siempre la tabla de densidad antes de usarla en el cálculo de dosis. La revisión se puede realizar mediante la comprobación de puntos de sectores seleccionados en el cuadro de diálogo Create density table for CBCT (Crear una tabla de densidad para CBCT), donde se visualiza el efecto de la tabla de densidad.

El cálculo de dosis en conjuntos de datos de imágenes CBCT sin procesar solo se admite en el caso de fotones.

(9355)

**ADVERTENCIA:**

Los modelos de haz deben validarse antes del uso clínico. Es responsabilidad del usuario validar y poner en servicio todos los modelos de haz antes de que se utilicen para crear planes de tratamiento clínico de radioterapia de haz externo.

RayStation se ha desarrollado para el uso por parte de profesionales en oncología radioterápica capacitados. Hacemos hincapié en que los usuarios cumplan las recomendaciones publicadas en AAPM TG40, TG142, TG53, TG135, IAEA TRS 430, IAEA TRS 483 y otros estándares para garantizar planes de tratamiento precisos.

La exactitud de la dosis calculada depende directamente de la calidad del modelo de haz. La insuficiencia del modelo de haz puede producir desviaciones entre la dosis aprobada y administrada. Todos los valores de los parámetros y controles de calidad de los planes serán revisados y aprobados por médicos cualificados. El cálculo de la dosis debe validarse para todas las máquinas de TC puestas en servicio.

- La dosis calculada se validará para todas las situaciones clínicas relevantes, incluidas, entre otras, una variación de SAD, SSD, tamaño de campo, forma de campo, posición fuera del eje (X, Y y diagonal), tipo de colimación, grado de modulación, dosis de fuga (variación en MU/ Gy o NP/Gy), ángulos de mesa/gantry (brazo)/colimador, conjuntos de nodos de CyberKnife, composición material del paciente/maniquí y geometría del material del paciente/maniquí.
- La dosis calculada se validará para todas las resoluciones de malla de dosis clínicamente pertinentes.
- Las limitaciones conocidas se describen en *RSL-D-RS-2024A-R&F, RayStation 2024A Reference Manual*. Deben identificarse los límites adicionales del funcionamiento de cada modelo de haz durante la validación y cumplirse durante la planificación.

Para los fotones:

Se debe tener especial cuidado antes de utilizar RayStation con láminas del MLC inferiores a 5 mm, materiales que difieren de los materiales habituales del paciente, bloques, conos circulares pequeños, cuñas (en especial, cuñas fuera del eje), planes de VMAT complejos, planes de rotación con tamaños de campo pequeños, planes de mARC de Siemens y planes de arco de ondas, especialmente con rotaciones de anillo superiores a 15 grados.

A tener en cuenta:

- un modelo de haz validado para 3D-CRT no es necesariamente adecuado para planes de IMRT.
- un modelo de haz validado para SMLC no es necesariamente adecuado para planes de DMLC.

- un modelo de haz validado para SMLC o DMLC no es necesariamente adecuado para planes de VMAT.
- un modelo de haz validado para VMAT no es necesariamente adecuado para los planes creados con la secuenciación de VMAT de ventana deslizante.
- Un modelo de haz modelado para un motor de dosis de fotones (Cono colapsado o Monte Carlo) no es adecuado para el otro motor de dosis sin adaptación de los parámetros del modelo de haz.

La validación debe realizarse para cada técnica de tratamiento seleccionada utilizando el modelado Beam 3D o RayStation. Para los LINAC de brazo en C y CyberKnife, véase el aviso 3438. En el caso de los equipos de tratamiento TomoTherapy, véase también el aviso 10172.

Para los protones:

La validación debe incluir las geometrías relevantes del compensador y los variadores de rango, los contornos de apertura de bloques o MLC, las posiciones de los espacios de aire/cabezales (snouts), la distancia entre el isocentro y la superficie, los patrones y la calibración de puntos (spots), la profundidad del pico de Bragg ensanchado y la amplitud de modulación, así como los tamaños de campo (consulte también la advertencia 1714).

En el caso de Mevion Hyperscan, consulte también la advertencia 369009.

Para los iones ligeros:

La validación debe incluir las posiciones de los espacios de aire/cabezales (snouts), las distancias entre el isocentro y la superficie, los patrones y tamaños de puntos (spots), los tamaños de campo, los maniqués heterogéneos/antropomórficos, los equipos de TC, los ajustes del variador de rango, la dosis de ráfaga (spill dose) y los ajustes de administración (consulte también la advertencia 1714).

Para electrones:

La validación debe incluir geometrías relevantes del aplicador, tamaños de campo sin recortes, tamaños de campo y formas de campo sin recortes, orientaciones de formas de campo para aplicadores rectangulares, materiales y espesores de recorte, espacios de aire hacia el isocentro y rangos en agua de D50 según la energía de haz nominal. Solo se admiten los recortes de Cerrobend con bordes rectos, es decir, paralelos a la línea del eje del haz.

(4001)

**ADVERTENCIA:****Efectos de la malla de dosis para los planos de PBS de protones e iones ligeros.**

Los motores de dosis Pencil Beam en RayStation calculan la dosis media en un vóxel a lo largo de la dosis en profundidad integrada (IDD) y la dosis en el punto central de cada vóxel lateralmente y deja que este valor de dosis represente la dosis en todo el vóxel, mientras que el motor de dosis Monte Carlo RayStation calcula la dosis media depositada en un vóxel. Esto significa que cualquier variación en la dosis que se produzca en una resolución más fina que la de la malla de dosis actual puede perderse en el cálculo de la dosis. El usuario tiene la responsabilidad de elegir una resolución de malla de dosis adecuada para cada plano. Sin embargo, para campos de protones de baja energía, y campos de iones ligeros sin un filtro de ondulación, el pico de Bragg puede ser tan agudo que incluso la mayor resolución de la cuadrícula de dosis en RayStation (0,5 mm) sea insuficiente para resolver el pico de Bragg, lo que provoca una subestimación sistemática de la dosis calculada en relación con la dosis administrada. Esto puede generar planes de tratamiento que proporcionen una dosis administrada más alta de lo esperado.

Tenga en cuenta esta limitación a la hora de calcular la dosis. Para determinar si esta discrepancia es significativa, proceda con sumo cuidado durante el proceso de control de calidad específico del paciente.

(439)

**ADVERTENCIA:****Limitaciones del tamaño del campo en el motor de dosis para PBS MC de protones.**

La validación del motor de dosis para PBS Monte Carlo de RayStation solo cubre las siguientes configuraciones asociadas al tamaño del campo:

- Tamaños del campo escaneado de hasta 4 x 4 cm²
- Orificios de apertura del MLC de hasta 2 x 2 cm².
- Orificios de apertura del bloque de hasta 4 x 4 cm².
- Aberturas de bloqueo con diámetros entre 8 y 15 mm para campos poco profundos con alcances entre 5 y 30 mm

Tenga especial cuidado al crear planos de PBS y Line Scanning con tamaños de campo escaneados o aberturas menores que las configuraciones cubiertas en la validación del motor de dosis.

(369532)

**ADVERTENCIA:**

Precisión de la dosis absoluta de PBS de iones de helio con desplazadores de rango. Existen limitaciones en el modelado de la dispersión del haz en la región entre un desplazador de rangos y el paciente, también denominada espacio de aire, en el motor de dosis analítico utilizado para el cálculo de dosis de iones de helio en RayStation. El motor de dosis se ha validado con éxito para espacios de aire de hasta 40 cm, mientras que para espacios de aire mayores se han observado diferencias, especialmente en campos pequeños o desplazadores de rango gruesos. Por tanto, se recomienda al usuario que extreme las precauciones cuando utilicen espacios de aire de más de 40 cm.

(219202)

**ADVERTENCIA:**

Dependencia lateral aproximada del campo de radiación mixta para la dosis ponderada de la RBE y la LET promediada por dosis. La distribución lateral de la fluencia de las partículas primarias y los fragmentos se calcula utilizando una aproximación tricrómica. La aproximación tricrómica hace uso de los gaussianos del MCS y del halo nuclear, y los asocia a diferentes especies de partículas para conseguir distribuciones laterales realistas de la fluencia de primarios y fragmentos. La aproximación puede provocar errores importantes en zonas del campo donde la distribución de partículas primarias y fragmentos es diferente a donde hay un equilibrio lateral en el campo de radiación mixto, por ejemplo, fuera del campo, dentro de un campo pequeño o en el borde de un campo más grande. Obsérvese que el efecto es directamente visible en la LET promediada por dosis, pero solo contribuye como efecto secundario de la RBE.

(408315)

2.3 OBJETIVOS CLÍNICOS POR CONJUNTO DE HACES O PLAN

- Ahora es posible asociar objetivos clínicos al plan o a un conjunto de haces dentro del plan.
- En los módulos de planificación habituales (p. ej., Plan optimization), el resultado del objetivo clínico se calcula con la dosis dada por su asociación.
- En los módulos en los que se pueden comparar dosis (p. ej., Plan evaluation, MCO y Dose tracking), los objetivos clínicos se pueden continuar evaluando frente a múltiples dosis al mismo tiempo.

- Las asociaciones se almacenan en plantillas de objetivos clínicos. La asociación puede configurarse manualmente al aplicar la plantilla, de forma similar a como pueden configurarse las ROI.
- Se han actualizado las tablas de los informes de planes y conjuntos de haces. Las tablas de objetivos clínicos disponibles en los informes son "objetivos clínicos asociados al plan", "objetivos clínicos asociados al conjunto de haces" y "objetivos clínicos (dosis de evaluación)".

2.4 SELECCIÓN DE ROI DE FIJACIÓN Y SOPORTE POR CONJUNTO DE HACES

- Ahora es posible seleccionar las ROI de fijación y soporte por conjunto de haces. Esto permite contornear, por ejemplo, varias mesas para utilizarlas en distintas modalidades.
- Solo las ROI de fijación y soporte seleccionadas se incluirán en el cálculo de dosis, cálculo de SSD, cálculo del espacio de aire, validación de entrada de haz, cálculo de profundidad física, cálculo de profundidad equivalente en agua, cálculos de dosis en otros conjuntos de imágenes, cálculos de dosis perturbada y cálculos de dosis fraccionada en el módulo Dose tracking.
- Por defecto, todas las ROI de fijación y soporte se incluirán en un conjunto de haces.
- Al aprobar un conjunto de haces o un plan, solo se incluirán en la aprobación las ROI de fijación y soporte incluidas en el conjunto de haces. Cualquier ROI de fijación y soporte excluida se mantendrá sin aprobar. Todas las demás ROI y POI se aprobarán como de costumbre.
- En el informe del plan, hay una nueva tabla de cada conjunto de haces que muestra las ROI de fijación y soporte utilizadas y sus propiedades de material.
- Se ha añadido un nuevo paso al protocolo; *Include fixation & support ROIs*. En el paso es posible especificar qué ROI de fijación y soporte deben incluirse en un conjunto de haces que será creado por el protocolo.

2.5 SEGMENTACIÓN MEDIANTE APRENDIZAJE PROFUNDO

- Las ROI se agrupan ahora por localización corporal en el cuadro de diálogo *Deep learning segmentation*.
- Ahora es posible establecer códigos de color para los colores de la ROI en RayMachine. Los códigos de color deben estar en formato HEX o ARGB (el componente A debe ser FF, es decir, completamente opaco). Ejemplos de códigos de color: "#7b7bc0", "#FF7b7bc0", "blue".

2.6 PLANIFICACIÓN DE APRENDIZAJE AUTOMÁTICO

- Se reorganiza la estructura del archivo de configuración. Se ha eliminado el campo *PredictSettings* y, en su lugar, las modificaciones de DVH se especifican en *MimicSettings.PreprocessingSettings*. La sintaxis de las modificaciones continúa siendo la misma.

- Los modelos RayStation 2024A tienen nuevas convenciones de nomenclatura. A continuación se enumeran las correspondencias de nombres entre los modelos de planificación RayStation 2023B y RayStation 2024A Deep learning.

Nombres de los modelos 2023B	Nombres de los modelos 2024A
RSL-Breast-L-4005, RSL-Breast-L-4240, RSL-Breast-L-2600-SBRT	RSL Breast Left
RSL-Breast-L-4800-SIB	RSL Breast Left 2LVS
RSL-IMPT-Oropharynx-7000-SIB	RSL Oropharynx Proton 2LVS
RSL-Oropharynx-7000-SIB	RSL Oropharynx 2LVS
RSL-Lung-4800-SBRT, RSL-Lung-5000-SBRT, RSL-Lung-6000-SBRT	RSL Lung
RSL-Prostate-6000, RSL-Prostate-3625-SBRT, RSL-Prostate-3500-SBRT	RSL Prostate
RSL-Prostate-6000-SIB	RSL Prostate 3LVS
RSL-ProstateBed-SVs-Nodes-7000-SIB	RSL ProstateBed SVs Nodes 2LVS
RSL-Prostate-SVs-Nodes-7700-SIB	RSL Prostate SVs Nodes 2LVS
RSL-Rectum-5000	RSL Rectum

2.7 MEJORAS DE RENDIMIENTO

- Ahora es más rápido guardar un caso, especialmente para pacientes con un gran número de planes.
- Ahora es más rápido abrir un módulo de planificación, especialmente cuando se tienen ROI trianguladas.
- El cálculo de los volúmenes de vóxeles es ahora más rápido. Esto se detecta como fase inicial más rápida de optimización y cálculo de dosis cuando se ha establecido o modificado la cuadrícula de dosis.
- *Copy to all de Visualization settings* en los detalles de ROI/POI es ahora más rápido.

2.8 MEJORAS GENERALES DEL SISTEMA

- Las listas de ROI y POI ahora se ordenan inicialmente por orden alfabético.
- El orden en subcolumnas está ahora habilitado en algunas tablas. Por ejemplo, los detalles de ROI se pueden ordenar en subcolumnas de visualización.
- Las tablas estáticas de los informes pueden configurarse para que se muestren en orientación horizontal.

- Toda la barra de herramientas de 3DCRT y el módulo VSIM es ahora completamente visible (no es necesario desplazarse para ver la prescripción) debido a la compactación de la barra de herramientas *Aperture shapes* (se han eliminado las etiquetas y se han movido los iconos).
- En la vista *Material patient*, que muestra los valores de material en la resolución de la malla de dosis, se incluye el bolo cuando se selecciona la dosis de un haz con una ROI de bolo asignada.
- Al cargar plantillas de objetivos clínicos o plantillas de funciones de optimización, ahora es posible seleccionar si deben sustituirse las funciones existentes. Esto es similar al comportamiento actual para cargar plantillas de listas de haces.

2.9 GESTIÓN DE DATOS DE PACIENTES

- La sección *Treatment delivery* se ha renombrado como *Dose tracking* y ahora mostrará adicionalmente el conjunto de imágenes utilizado para la acumulación de dosis.

2.10 MODELADO DE PACIENTES

- La creación de estructuras a partir de una plantilla tiene ahora la opción de actualizar automáticamente las ROI derivadas de todas las opciones de inicialización. Los protocolos existentes obtendrán el comportamiento predeterminado, es decir, actualizar las ROI derivadas al ejecutar un protocolo con una plantilla de estructura.
- Hay una nueva opción en *Basic shapes* para la creación de ROI elipsoidales.
- Existe una herramienta para la segmentación de vasos en los pulmones.
- Los nombres por defecto de las ROI de MBS siguen ahora la norma TG263.
- Se han mejorado la expansión y la contracción no uniformes de las ROI.
 - Un nuevo algoritmo utiliza valores de escala de grises en los bordes de las ROI para obtener expansiones y contracciones más suaves. El algoritmo se ejecuta en la GPU.
 - Para ROI grandes y para márgenes grandes se continúa utilizando el algoritmo antiguo, que crea un límite binario a la ROI antes de la expansión o contracción. Así se evitan extensos tiempos de cálculo.
- Para eliminar múltiples contornos (manteniendo cada n:th), ahora funciona en todas las direcciones de vista; transversal, sagital, coronal y en cortes alineados (en conjuntos de imágenes oblicuas).
- La vista flotante en *Image registration* se ha actualizado y ahora funciona como lo hacía en RayStation 11A y versiones anteriores de RayStation.
- Ahora es posible utilizar un campo de visión limitado como estrategia de deformación de registros deformables híbridos. La estrategia se introduce para manejar mejor los casos con una TC de planificación como imagen de referencia y una CBCT con campo de visión limitado como imagen de destino. Se puede utilizar mediante secuencias de comandos y requiere una ROI de enfoque de tipo *Field-of-view*.

- En el módulo Deformable registration, la vista *Deformation grid* muestra ahora el conjunto de imágenes en la misma dirección que el conjunto de imágenes de referencia, es decir, tendrá el mismo aspecto que la vista de fusión cuando la imagen de referencia tenga una posición del paciente distinta de HFS.

2.11 CONVERSIÓN DE IMÁGENES

- La creación de CBCT convertida (tanto CBCT corregida como TC virtual) ahora incluye por defecto la creación de ROI de campo de visión y registro deformable. El registro deformable se crea utilizando la nueva estrategia de deformación de campo de visión limitado. Todavía es posible seleccionar otra ROI de campo de visión y otro registro deformable.

2.12 PLANIFICACIÓN DE BRAQUITERAPIA

- Los números de canal se muestran ahora en las vistas 3D.

2.13 OPTIMIZACIÓN DEL PLAN

- Se ha añadido un botón de *Copy* a la pestaña *Objectives/constraints*.
- Los valores de las funciones ya no se calculan automáticamente después de la dosis final.
- Ahora es posible utilizar en la optimización la dosis de iones de fondo calculada en conjuntos de imágenes CBCT convertidas.
- El algoritmo de secuenciación VMAT de ventana deslizante se ha modificado para crear puntos de control con un espaciado del brazo (gantry) de exactamente 2 grados, en lugar de un espaciado del brazo (gantry) de 2 grados como máximo.

2.14 OPTIMIZACIÓN CON MULTICRITERIOS (MCO)

- Se ha añadido un botón de *Copy* a la pestaña *Tradeoffs/constraints*.
- La secuenciación VMAT de ventana deslizante, utilizada para el modo de plan de Pareto basado en segmentos, se ha modificado para crear puntos de control con una separación en el brazo (gantry) de exactamente 2 grados, en lugar de una separación de 2 grados como máximo.

2.15 PLANIFICACIÓN GENERAL DE FOTONES

- Apoyo al tipo de técnica de dosis alta.
 - En RayPhysics es posible definir umbrales para diferentes técnicas de tratamiento.
 - Durante la exportación DICOM, la etiqueta (300A, 00C7) en RTPlan se establece en SRS para los haces en los que la MU supera el umbral.

2.16 PLANIFICACIÓN DEL ESCANEADO CON HAZ CONCENTRADO (PENCIL BEAM SCANNING) DE PROTONES

- Ahora es posible optimizar y calcular la dosis utilizando una resolución de malla de dosis de 0,5 mm para PBS de protones utilizando los motores de dosis Monte Carlo y Pencil beam.
- Los ajustes de tratamiento y protección ahora se pueden programar.

2.17 PLANIFICACIÓN DE HACES AMPLIOS DE PROTONES

- Los ajustes de tratamiento y protección ahora se pueden programar.

2.18 PLANIFICACIÓN DEL ESCANEADO CON HAZ CONCENTRADO (PENCIL BEAM SCANNING) DE IONES LIGEROS

- Aproximación tricrómica en el cálculo de la RBE para iones ligeros:
 - La aproximación tricrómica sustituye a la anterior aproximación monocrómica, en la que se suponía un equilibrio lateral en la fluencia de partículas, independientemente de la distancia al eje central del haz.
 - Las partículas se asocian ahora a los componentes laterales de fluencia del haz, dando lugar a iones primarios y fragmentos pesados cerca del eje central, y a fragmentos más ligeros más alejados.
 - La aproximación tricrómica conducirá en general a una mayor RBE dentro de los campos pequeños y en los bordes laterales del campo, y a una menor RBE en la región de dosis baja fuera de los campos.
- Mejora de la redistribución de los componentes de las partículas en el cálculo de la LET promediada por dosis (LETd) para energías más bajas (es decir, mejora de la aproximación tricrómica).
 - RayStation La LETd se sobrestimó en la región de dosis baja lateral a la SOBP para rangos de cortos a medios en 2023B. Esto ya se ha solucionado.

2.19 PLANIFICACIÓN CON ELECTRONES

- Los ajustes de tratamiento y protección ahora se pueden programar.
- Ahora es posible calcular la dosis para Varian TrueBeam con HDMLC para aplicadores más grandes en la dirección del eje de ordenadas que la extensión del MLC. (Había un problema que lo impedía en RayStation 2023B).

2.20 EVALUACIÓN DEL PLAN

- Los resultados de los objetivos clínicos se muestran ahora en columnas separadas, una para cada distribución de dosis evaluada. Antes, los objetivos clínicos estaban duplicados en varias filas.
 - Los objetivos clínicos se evalúan en función de la(s) dosis mostrada(s) en las vistas 2D del paciente, pero también en función de las dosis del plan y del conjunto de haces a los que están asociados. (Véase *sección 2.3 Objetivos clínicos por conjunto de haces o plan en la página 17* para obtener más detalles sobre la asociación de objetivos clínicos).
 - La evaluación de la(s) dosis de comparación se muestra en una sección aparte dentro de la lista de objetivos clínicos, denominada *Comparison*.

2.21 PREPARACIÓN DEL CONTROL DE CALIDAD

- La funcionalidad EPID QA se ha validado para Varian Halcyon.¹

2.22 REPLANIFICACIÓN ADAPTABLE

- Ahora es posible utilizar la dosis de iones de fondo calculada en conjuntos de imágenes de CBCT convertidas en planes adaptados.

2.23 DICOM

- Se ha actualizado la forma en que RayStation maneja los datos DICOM cuando se aplica un filtro. Anteriormente, los conjuntos de datos se pasaban al filtro utilizando la misma Transfer Syntax con la que se recibían. Esto ahora se ha actualizado para que se utilice siempre el Transfer Syntax Implicit VR Little Endian.
- Se ha actualizado la introducción de datos de los atributos DICOM Prescription Description (300A,000E) y Dose Reference Description (300A,0016). Anteriormente, se utilizaban valores por defecto para introducir datos de estos atributos. En cuanto a la Dose Reference Description, ahora es posible seleccionar entre cuatro modos diferentes por defecto para introducir los valores. Este ajuste puede configurarse por máquina.

También es posible establecer sobrescrituras definidas por el usuario para ambos atributos, ya sea en la interfaz de usuario RayStation o mediante secuencias de comandos.

¹ La marca HALCYON es una marca comercial de Varian Medical Systems, Inc. Varian no patrocina ni respalda el uso de RayStation con su producto HALCYON.

Esta funcionalidad reemplazará partes del filtro DICOM "RSL-D-61-393 Modify RTPLAN for Mosaic".

- Ahora es posible establecer una tasa de dosis para haces de configuración RayStation cuando se utiliza una máquina de tratamiento Linac. Para ello está disponible una nueva configuración en RayPhysics.
- Se ha añadido una opción a las máquinas Linac para exportar la Referenced Reference Image Sequence (300A,0016). Esta secuencia contiene referencias a imágenes RT (DRR). Esta opción es una solución temporal que muy probablemente se eliminará en futuras versiones.
- Se ha corregido un problema que provocaba la exportación incorrecta de las posiciones nominales de las mordazas para los planes de electrones en los cuales todos los ID de aplicador son iguales en el modelo de máquina. Ahora se exportan las posiciones nominales correctas de las mordazas para esta configuración. Tampoco será posible poner en marcha máquinas con ID de aplicador no exclusivos. Para los casos de uso en que se desee, se utilizará en su lugar el ajuste Export applicator IDs as en la pestaña DICOM.

2.24 VISUALIZACIÓN

- Se ha añadido el valor de la dosis relativa a la visualización Dose cloud.
 - La configuración de la nube de dosis (relativa/absoluta) está vinculada a la tabla de colores. Si la tabla de colores es relativa, el texto "100 % igual" corresponderá a "prescripción primaria" y si la tabla de colores es absoluta, corresponderá a "dosis máxima".
- Los cuadros de diálogo *Show beam parts*, *Volume rendering settings* y *DRR settings* ahora no son modales y ya no bloquean la interacción con otras partes de RayStation.
- Se han introducido mejoras de rendimiento en la representación de Bragg Peak.
- El ángulo del brazo (gantry) del haz se muestra ahora en BEV.

2.25 EJECUCIÓN DE SECUENCIAS DE COMANDOS

- *AddDiarRangeMarginRoi* y *RemoveDiarRangeMarginRoi* se han sustituido por *SetDiarRangeMarginRois* que establece toda la lista a la vez. Llamada con lista vacía para borrar ROI.
- La lista *Study.Registrations* se ha renombrado como *Study.FrameOfReferenceRegistrations*.
- Ahora hay nuevos métodos disponibles para la funcionalidad de tratar y proteger en el nivel de haz para todas las modalidades que admiten tratar o proteger: *SetTreatOrProtectRoi*, *ClearTreatOrProtectRoi*, *SetFluenceProtectRoi*, *SetCompensatorProtectRoi*, *SetCompensatorProtectMargin*, *GetCompensatorProtectMargin*, *SetTreatDistalMargin*, *GetDistalTreatMargin*, *SetTreatProximalMargin*, *GetProximalTreatMargin*
- *RemoveTreatOrProtectRoi* se ha eliminado (utilice el nuevo *ClearTreatOrProtectRoi*).

- *SetTreatAndProtectMarginsForBeam* se ha eliminado (utilice el nuevo *SetTreatOrProtectRoi* con márgenes en los argumentos).
- *GetSSD* se ha eliminado y se ha sustituido por *GetSourceToSurfaceDistance* y *GetSourceToSkinDistance*.

2.26 RAYPHYSICS

2.26.1 Puesta en servicio de haces de electrones

- Ahora es posible calcular la dosis de Varian TrueBeam con HDMLC para aplicadores más grandes en la dirección del eje de ordenadas que la extensión del MLC. (Había un problema que lo impedía en RayStation 2023B). La solución provoca pequeños cambios en la dosis de los aplicadores más grandes, en comparación con la versión anterior. Deben revisarse los modelos de máquina de Varian TrueBeam con HDMLC.

2.26.2 Puesta en servicio de haces de iones

- Ahora es posible establecer diferentes resoluciones de malla de dosis en las direcciones de profundidad y lateral para el cálculo de curvas de dosis y dosimetría absoluta.
- Respecto a los motores de dosis de protones Pencil Beam y Monte Carlo, se ha reducido de 1,0 a 0,5 mm la resolución mínima permitida de la cuadrícula de dosis para el cálculo de curvas de dosis y dosimetría absoluta.
- Los valores recomendados para la resolución y el número de historiales se han actualizado a los siguientes (solo para protones; las recomendaciones para iones ligeros no cambian):
 - Perfiles de puntos (spots)
 - + Resolución lateral: 0,05 cm
 - + Resolución de profundidad: 0,3 cm
 - + Número de historiales: 100,000,000
 - Picos de Bragg originales
 - + Resolución lateral: 0,3 cm
 - + Resolución de profundidad: 0,05 cm
 - + Número de historiales: 10,000,000
 - Dosimetría absoluta (sin cambios respecto a recomendaciones anteriores)
 - + Resolución lateral: 0,2 cm
 - + Resolución de profundidad: 0,2 cm
 - + Número de historiales: 50,000

2.27 ACTUALIZACIONES DEL MOTOR DE DOSIS DE RAYSTATION 2024A

A continuación se enumeran los cambios realizados en los motores de dosis de RayStation 2024A.

Motor de dosis	2023B	2024A	Requiere nueva puesta en servicio	Efecto de la dosis ⁱ	Comentario
Todos	-	-	-	Insignificante	Nuevo algoritmo para convertir mallas triangulares de ROI en volúmenes de vóxeles que tiene un efecto insignificante en la dosis 3D calculada. Los volúmenes de la ROI pueden ser ligeramente diferentes si se comparan con una ROI idéntica en versiones anteriores de RayStation.
Fotón Cono colapsado	5.8	5.9	No	Insignificante	No hay cambios en el motor de dosis.
Fotón Monte Carlo	3.0	3.1	No	Insignificante	No hay cambios en el motor de dosis.

Motor de dosis	2023B	2024A	Requiere nueva puesta en servicio	Efecto de la dosis ⁱ	Comentario
Electrón Monte Carlo	5.0	5.1	No	Insignificante, excepto para Varian TrueBeam con HDMLC, donde pueden observarse cambios menores, especialmente en los aplicadores más grandes.	La plataforma utilizada para los cálculos de la GPU en RayStation (CUDA) se ha actualizado a una nueva versión. Esto tiene un efecto menor en la dosis calculada de Electron Monte Carlo, que por su naturaleza estadística puede ser muy sensible incluso a pequeñas perturbaciones. Para el cálculo de dosis con baja incertidumbre estadística, la diferencia de dosis respecto a la versión anterior es insignificante. Se ha resuelto un problema; no era posible calcular la dosis en RayStation 2023B de Varian TrueBeam con HDMLC en aplicadores más grandes en la dirección del eje de ordenadas que la extensión del MLC. Los cambios realizados para solucionar este problema provocan pequeños cambios de la dosis en los aplicadores de mayor tamaño, en comparación con la versión anterior.
Proton PBS Monte Carlo	5.5	5.6	No	Reducción del número de picos de dosis grandes en los vóxeles de baja densidad.	Mejor tratamiento de los fragmentos nucleares más pesados en las regiones de baja densidad.
Proton PBS Pencil Beam	6.5	6.6	No	Insignificante	No hay cambios en el motor de dosis.

Motor de dosis	2023B	2024A	Requiere nueva puesta en servicio	Efecto de la dosis ⁱ	Comentario
Protón US/DS/Wobbling Pencil Beam	4.10	4.11	No	Insignificante	No hay cambios en el motor de dosis.
Carbon PBS Pencil Beam	6.0	7.0	Sí	Principales diferencias esperadas en LET promediada por dosis y RBE. Las mayores diferencias se esperan en los bordes laterales del campo, fuera de los campos y dentro de los campos pequeños. La dosis física presenta cambios insignificantes.	Mejora del tratamiento de la distribución lateral de los componentes de las partículas en el cálculo de la RBE mediante la aproximación tricrómica. Mejora de la redistribución de los componentes de las partículas en el cálculo de la LET promediada por dosis (LETd) para energías más bajas (es decir, mejora de la aproximación tricrómica).La LETd se sobrestimó en la región de dosis baja lateral a la SOBP para rangos de cortos a medios en 2023B. Esto ya se ha solucionado.
Brachy TG43	1.4	1.5	No	Insignificante	No hay cambios en el motor de dosis.

ⁱ El efecto de la dosis (insignificante/menor/mayor) hace referencia al efecto cuando no se realiza una nueva puesta en marcha del modelo de la máquina. Tras una nueva puesta en marcha satisfactoria, los cambios de dosis deberían ser leves.

2.28 ACTUALIZACIONES DEL ALGORITMO DE CONVERSIÓN DE CBCT

Los cambios en los algoritmos de conversión de CBCT para RayStation 2024A se enumeran a continuación.

Algoritmo de conversión	2023B	2024A	Efecto de la dosis	Comentario
CBCT corregida	1.2	1.3	Insignificante	Cambios menores en los conjuntos de imágenes creados dado que los volúmenes de vóxeles de las ROI utilizadas en el algoritmo podrían diferir ligeramente en comparación con las versiones anteriores de RayStation.
TC virtual	1.2	1.3	Insignificante	Cambios menores en los conjuntos de imágenes creados dado que los volúmenes de vóxeles de las ROI utilizadas en el algoritmo podrían diferir ligeramente en comparación con las versiones anteriores de RayStation.

2.29 CAMBIO DE COMPORTAMIENTO DE FUNCIONES PREVIAMENTE PUBLICADAS

- Tenga en cuenta que en RayStation 11A se introducen algunos cambios con respecto a las prescripciones. Esta información es importante si se actualiza a partir de una versión anterior de RayStation anterior a 11A:
 - Las prescripciones siempre prescribirán dosis para cada conjunto de haces de forma separada. Las prescripciones definidas en versiones de RayStation anteriores a 11A que están relacionadas con el conjunto de haces + dosis de base han quedado obsoletas. Los conjuntos de haces con esas prescripciones no se pueden aprobar y la prescripción no se incluirá cuando el conjunto de haces se exporte en formato DICOM.
 - A partir de ahora, las prescripciones que se establezcan utilizando un protocolo de generación de planes se relacionarán solamente con la dosis del conjunto de haces. Asegúrese de que al actualizar, revisa los protocolos de generación de planes existentes.
 - El porcentaje de prescripción ya no se incluye en los niveles de dosis de prescripción exportadas. En las versiones de RayStation anteriores a 11A, el porcentaje de prescripción definido en RayStation se incluía en la Target Prescription Dose (Dosis de prescripción objetivo) exportada. Este aspecto se ha cambiado para que solo la Prescribed dose (Dosis prescrita) definida en RayStation se exporte como Target Prescription Dose (Dosis de prescripción objetivo). Este cambio también afecta a las contribuciones de dosis nominales exportadas.
 - En versiones de RayStation anteriores a 11A, la Dose Reference UID (UID de referencia de la dosis) exportada en planes de RayStation se basaba en la SOP Instance UID (UID de instancia SOP) de RT Plan/RT Ion Plan. Esto se ha cambiado para que diferentes prescripciones puedan tener la misma Dose Reference UID (UID de referencia de la dosis). Debido a este cambio, la Dose Reference UID (UID de referencia de la dosis) de los planes exportados antes de 11A se ha actualizado de modo que si el plan se reexporta, se utilizará un valor diferente.

- Tenga en cuenta que en RayStation 11A se introducen algunos cambios con respecto a los sistemas de imagen de posicionamiento. Esta información es importante si se actualiza a partir de una versión anterior de RayStation anterior a 11A:
 - Un Setup imaging system (en versiones anteriores denominado Setup imaging device) ahora puede tener uno o varios generadores de imágenes de posicionamiento. Esto permite disponer de múltiples DRR de posicionamiento para haces de tratamiento, así como un nombre de identificador independiente para cada generador de imágenes de posicionamiento.
 - + Los generadores de imágenes de posicionamiento pueden ser montados en el brazo (gantry) o fijos.
 - + Cada generador de imágenes de posicionamiento tiene un nombre único que se muestra en su vista de DRR correspondiente y se exporta como una imagen RT en formato DICOM.
 - + Un haz que utiliza un sistema de imagen de posicionamiento con varios generadores de imágenes obtendrá múltiples DRR, uno para cada generador. Esta acción está disponible tanto para haces de posicionamiento como para haces de tratamiento.
- Tenga en cuenta que en RayStation 8B se introdujo la administración de la dosis efectiva (dosis de EBR [RBE]) para protones. Esta información es importante para usuarios de protones que actualicen desde una versión de RayStation anterior a 8B:
 - Los equipos de protones existentes en el sistema se convertirán al tipo RBE, es decir, se parte del supuesto de que se utiliza un factor constante de 1,1. Póngase en contacto con RaySearch si esto no es válido para algún equipo en la base de datos.
 - La importación de RayStation RT Ion Plan (Plan RT Ion) y RT Dose of modality proton (Dosis RT de modalidad de protones) y con un tipo de dosis PHYSICAL (FÍSICA) que se ha exportado de versiones de RayStation anteriores a 8B se tratará como de nivel EBR (RBE) si el nombre del equipo en el RT Ion Plan hace referencia a un equipo de EBR (RBE) existente.
 - Una dosis RT del tipo de dosis PHYSICAL (FÍSICA) de otros sistemas o de versiones de RayStation anteriores a 8B con un equipo que no tenga ERB (RBE) incluido en el modelo de haz se importará como en las versiones anteriores y no se mostrará como dosis de EBR (RBE) en RayStation. Se aplica lo mismo si el equipo al que se hace referencia no existe en la base de datos. Es responsabilidad del usuario saber si la dosis debe tratarse como física o como equivalente de EBR (RBE)/fotones. Sin embargo, si la dosis se utiliza como dosis de base en la planificación posterior, se tratará como una dosis efectiva.

Para obtener más información, consulte el *Apéndice A Dosis efectiva para protones*.

- Tenga en cuenta que RayStation 11B introdujo cambios en los cálculos de las estadísticas de dosis. Esto significa que se esperan pequeñas diferencias en las estadísticas de dosis evaluadas cuando se comparan con una versión anterior.

Esto afecta a lo siguiente:

- DVH
- Estadísticas de dosis
- Objetivos clínicos
- Evaluación de prescripciones
- Valores de los objetivos de optimización
- Obtención de medidas estadísticas de dosis a través de secuencias de comandos

Este cambio también se aplica a los conjuntos y planes de haces aprobados, lo que significa que, por ejemplo, el cumplimiento de los objetivos clínicos y de prescripciones puede cambiar al abrir un conjunto o plan de haces previamente aprobado de una versión de RayStation anterior a 11B.

La mejora de la precisión de las estadísticas de dosis es más notable con el aumento del rango de dosis (diferencia entre la dosis mínima y máxima dentro de una ROI), y solo se esperan diferencias menores para las ROI con rangos de dosis inferiores a 100 Gy. Las estadísticas de dosis actualizadas ya no interpolan los valores de Dose at volume (Dosis en volumen), $D(v)$, y Volume at dose (Volumen en dosis), $V(d)$. En el caso de $D(v)$, la dosis mínima que recibe el volumen acumulado v se devuelve en su lugar. Respecto a $V(d)$, se devuelve el volumen acumulado que recibe al menos la dosis d . Cuando el número de vóxeles dentro de una ROI es pequeño, la discretización del volumen se hará evidente en las estadísticas de dosis resultantes. Las medidas estadísticas de dosis múltiples (por ejemplo, D5 y D2) pueden obtener el mismo valor cuando hay gradientes de dosis pronunciados dentro de la ROI, y de manera similar, los rangos de dosis que carecen de volumen aparecerán como recorridos horizontales en el DVH.

- Tenga en cuenta que RayStation 2024A introduce la posibilidad de asociar un objetivo clínico a la dosis del conjunto de haces o a la dosis del plan. Esta información relativa a los planes y plantillas existentes con objetivos clínicos es importante si se actualiza desde una versión RayStation anterior a 2024A:
 - Los objetivos clínicos físicos de los planes de un único conjunto de haces se asociarán ahora automáticamente a ese conjunto de haces.
 - En los planes con varios conjuntos de haces, los objetivos clínicos físicos se duplicarán para garantizar todas las asociaciones posibles dentro del plan. Por ejemplo, un plan con dos conjuntos de haces producirá tres copias correspondientes de cada objetivo clínico: una para el plan y otra para cada uno de los dos conjuntos de haces.
 - Los objetivos clínicos definidos en las plantillas se asignarán al conjunto de haces con el nombre de 'BeamSet1'. Se recomienda a los usuarios que planifiquen con varios conjuntos de haces que actualicen sus plantillas con la asociación y el nombre del conjunto de haces correctos. Preste especial atención a las plantillas utilizadas en los protocolos. Los nombres de los conjuntos de haces almacenados en las plantillas deben coincidir con un conjunto de haces creado en el protocolo.

- Ahora es posible excluir las ROI de fijación y soporte de un conjunto de haces. Si se excluye una ROI, no se tendrá en cuenta al calcular la dosis del conjunto de haces.
- Los bolos que no se utilicen en ningún haz no se mostrarán en las vistas 3D/Vista de sala/DRR/Configuración DRR/BEV.
- Protones: En RayStation 2024A, el tamaño más pequeño del vóxel de la malla de dosis permitido en la planificación del tratamiento y la puesta en servicio del haz se reduce de 1 a 0,5 mm en el caso de los motores de dosis de protones PBS Monte Carlo y Pencil Beam. Al poner en servicio un modelo de máquina de tratamiento con protones, se recomienda al usuario utilizar una resolución de 0,5 mm en las direcciones laterales para los perfiles de puntos y en la dirección de profundidad para los picos de Bragg prístinos. No existen más restricciones sobre la resolución utilizada en la planificación del tratamiento. Por tanto, es posible calcular la dosis con una resolución de 0,5 mm utilizando modelos de máquina que han entrado en servicio en versiones anteriores de RayStation donde no era posible calcular curvas de dosis utilizando una resolución tan fina. Es responsabilidad del usuario garantizar que los modelos de haces destinados a uso clínico se validen para todas las resoluciones de cuadrícula de dosis pertinentes.
- La vista Material patient que muestra los valores de material en la resolución de la malla de dosis está más limitada en RayStation 2024A en comparación con las versiones anteriores. La distribución del material ahora solo se puede ver para las dosis del haz y las dosis del conjunto de haces cuando se ha calculado la dosis.
- Entre RayStation 2023B y RayStation 2024A, se ha corregido un error del algoritmo de centrado de curvas de dosis importadas en RayPhysics. En RayStation 2023B y versiones anteriores, el punto central de la curva de dosis calculado podía ser a veces erróneo para curvas de perfil ruidosas. Las curvas medidas visualizadas en RayStation 2024A utilizarán el centrado tras la corrección del error, incluso cuando las curvas de dosis se importaron en una versión anterior de RayStation. Esto se aplica tanto a los modelos de máquinas puestas en servicio como a los que no lo están. Al revisar un modelo de máquina creado en una versión anterior, puede haber diferencias en la alineación entre las curvas medidas y las calculadas en RayStation 2024A en comparación con la alineación de versiones anteriores de RayStation. Es posible que solo cambien las curvas medidas; las calculadas no cambiarán. Las curvas gamma y de diferencia de dosis tampoco cambiarán y mostrarán la diferencia entre las curvas medidas y las calculadas como en la versión RayStation, donde se calcularon las curvas.
- Cambios en el tratamiento de las imágenes convertidas
 - El sistema de imagen asignado a las imágenes convertidas (generadas mediante los métodos CBCT corregido o TC virtual) corresponde ahora al sistema de imagen del conjunto de imágenes de referencia (TC de planificación). Se han parcheado todas las imágenes existentes. En consecuencia, la modalidad de dichas imágenes es ahora la TC en lugar de la CBCT. Por tanto, los casos de uso que requieren que la modalidad de imagen sea la TC ahora están abiertos a las imágenes convertidas (excepto en el caso de la planificación iónica).

- El usuario puede cambiar manualmente el sistema de imagen de una imagen convertida (generada mediante los métodos CBCT corregido o TC virtual) después de su creación. La elección del usuario se mantiene al volver a calcular las imágenes no válidas.
- En la exportación DICOM de imágenes convertidas creadas en 2024A (generadas mediante los métodos CBCT corregido o TC virtual), el Station Name (0008,1010) y el Protocol Name (0018,1030) se configuran para que sean idénticos a los de los datos DICOM importados de la imagen de referencia (TC de planificación). Esto garantiza un comportamiento coherente de la exportación DICOM de imágenes normales y convertidas. La exportación DICOM de imágenes creadas antes de 2024A no se modifica y continúa llevando el Station Name y el Protocol Name del sistema de imágenes de la imagen CBCT original (no de los datos DICOM importados).
- Se ha actualizado la forma en que se generan los UID para las imágenes RT (DRR). Si se exporta el mismo DRR desde 2024A o cualquier versión anterior, se crearán diferentes casos DICOM.
- La generación de UID de referencia de dosis se actualizó en RayStation 2023B. Si un conjunto de haces con una prescripción se exporta en una versión anterior y un segundo conjunto de haces con una prescripción para el mismo lugar de tratamiento y volumen de dosis se exporta en 2023B o posterior, los UID Dose Reference no coincidirán. A los pacientes RayCare conectados no les afecta.
- Se ha eliminado una limitación en el movimiento de la lámina MLC durante la optimización VMAT para máquinas con tasas de dosis discretas.

3 PROBLEMAS CONOCIDOS RELACIONADOS CON LA SEGURIDAD DEL PACIENTE

No se conocen problemas relacionados con la seguridad del paciente en RayStation 2024A.

Nota: *Es posible que se distribuyan notas adicionales de la versión poco después de la instalación.*

4 OTRAS CUESTIONES

4.1 GENERAL

La distribución del material solo puede verse cuando se calcula la dosis

Cuando las vistas 2D del paciente están configuradas para mostrar la densidad de masa o SPR en resolución de malla de dosis (vista de visualización del material), la información del material solo se muestra después de que se haya calculado una dosis. Se aconseja al usuario que examine siempre la vista de visualización del material después del cálculo de la dosis para comprender sobre qué valores de densidad de masa o SPR se ha calculado la dosis. Esto es especialmente importante para la planificación de protones con Ocular Gaze, en la que el usuario debe evitar utilizar la vista del conjunto de imágenes, ya que no se corresponde con la geometría del paciente utilizada para el cálculo de la dosis, debido a la sobrescritura obligatoria del material en la ROI externa y a la presencia de un plano cutáneo. También es de especial importancia en la planificación solo RM para fotones, donde el cálculo de la dosis depende de la asignación precisa de la sobrescritura de material a la ROI externa y a otras estructuras relevantes.

[826963]

La función de recuperación automática no gestiona todos los tipos de fallos

La función de recuperación automática no gestiona todos los tipos de fallos y en ocasiones, cuando intente recuperarse de un fallo, RayStation mostrará un mensaje de error con el texto "Unfortunately auto recovery does not work for this case yet" (Lamentablemente, la recuperación automática todavía no funciona para este caso). Si RayStation falla durante la recuperación automática, la pantalla de recuperación automática aparecerá la próxima vez que se inicie RayStation. Si este es el caso, descarte los cambios o intente aplicar una cantidad limitada de acciones para prevenir que RayStation falle.

[144699]

Limitaciones al usar RayStation con un conjunto de imágenes grande

RayStation ahora es compatible con la importación de grandes conjuntos de imágenes (> 2 GB), pero algunas funciones actuarán con lentitud o provocarán fallos cuando se usen estos grandes conjuntos de imágenes:

- Las funciones Smart brush/Smart contour/2D region growing (Brocha inteligente/Contorno inteligente/Crecimiento de regiones 2D) se ejecutan con lentitud cuando se carga un nuevo corte
- El registro deformable híbrido puede quedarse sin memoria en grandes conjuntos de imágenes
- El registro deformable biomecánico puede fallar en grandes conjuntos de imágenes

- La planificación automatizada para mama no funciona con conjuntos de imágenes grandes.
- La creación de ROI grandes con umbrales de nivel de grises puede provocar un fallo

[144212]

Limitaciones al usar varios conjuntos de imágenes en un plan de tratamiento

La dosis total del plan no está disponible para planes con varios conjuntos de haces que tienen diferentes conjuntos de imágenes de configuración. Sin la dosis del plan, no es posible:

- Aprobar el plan
- Generar el informe del plan
- Habilitar el plan para el seguimiento de dosis
- Usar el plan en la replanificación adaptable

[341059]

Pequeña incoherencia en la visualización de la dosis

La siguiente información es aplicable a todas las vistas de paciente donde se puede ver la dosis en un corte de imagen de un paciente. Si un corte se coloca exactamente en el borde entre dos vóxeles y se desactiva la interpolación de dosis, el valor de dosis presentado en la vista junto a la nota "Dose: XX Gy" (Dosis: xx Gy) puede diferir del color real presentado respecto a la tabla de color de dosis.

Esto se debe a que el valor del texto y el color de la dosis renderizada se obtienen de diferentes vóxeles. Ambos valores son esencialmente correctos, pero no son coherentes.

Puede suceder lo mismo en la vista de diferencia de dosis, donde la diferencia puede parecer mayor de lo que realmente es, debido a que se comparan los vóxeles vecinos.

[284619]

Los indicadores de planos de corte no aparecen en las vistas de paciente en 2D

Los planos de corte, empleados para limitar los datos de TC utilizados para calcular una DRR, no se visualizan en las vistas de paciente en 2D normales. Para poder ver y usar planos de corte, utilice la ventana DRR settings (Ajustes de DRR).

[146375]

No se emite ninguna advertencia cuando se elimina un caso que contiene planes aprobados

Cuando un paciente que contiene un plan aprobado es seleccionado para ser eliminado, se avisa al usuario y se le da la oportunidad de cancelar la eliminación. Sin embargo, si se selecciona para su eliminación un caso que contenga un plan aprobado para un paciente con múltiples casos, no se hará ninguna advertencia al usuario de que un plan aprobado está a punto de ser eliminado.

[770318]

4.2 IMPORTAR, EXPORTAR Y PLANIFICAR INFORMES

La importación del plan aprobado hace que se aprueben todas las ROI existentes

Cuando se importa un plan aprobado a un paciente con ROI existentes no aprobadas, las ROI existentes pueden ser aprobadas automáticamente. Si esto ocurre, en la importación aparece un mensaje de interfaz de usuario que indica que el estado de aprobación del plan se transferirá a la RTStruct. Si la importación se realiza mediante secuencias de comandos, esta información aparece en el registro de importación.

336266

La exportación láser no es posible para pacientes en decúbito supino

El uso de la función de exportación láser en el módulo Virtual simulation (Simulación virtual) con un paciente en decúbito supino hace que RayStation falle.

(331880)

A veces, RayStation notifica como fallida una exportación de un plan de TomoTherapy realizada correctamente

Al enviar un plan de TomoTherapy de RayStation a iDMS a través de RayGateway, existe un tiempo de espera en la conexión entre RayStation y RayGateway que vence después de 10 minutos. Si la transferencia todavía está en curso cuando se inicia el tiempo de espera, RayStation informará de un error en la exportación del plan aunque la transferencia siga en progreso.

Si esto sucede, revise el registro de RayGateway para determinar si la transferencia se ha realizado correctamente o no.

338918

Las plantillas de informes deben actualizarse tras la actualización a RayStation 2024A

La actualización a RayStation 2024A obliga a actualizar todas las plantillas de informes. Tenga también en cuenta que si se añade una plantilla de informes de una versión anterior mediante los ajustes clínicos, esta plantilla deberá actualizarse para poderla usar para generar informes.

Las plantillas de informes se actualizan mediante el Report Designer (Diseñador de informes). Exporte la Report Template (Plantilla de informes) desde Clinic Settings (Ajustes clínicos) y ábrala en el Report Designer (Diseñador de informes). Guarde la plantilla de informes actualizada y añádala a los Clinic Settings (Ajustes clínicos). No olvide eliminar la versión antigua de la Report Template (Plantilla de informes).

(138338)

4.3 MODELADO DE PACIENTES

Los fallos de memoria pueden producirse cuando se realizan cálculos de registro deformable grandes en la GPU

El cálculo de la GPU del registro deformable en casos de gran tamaño puede provocar fallos relacionados con la memoria al utilizar la resolución más alta de la matriz. Esto depende de la especificación de la GPU y del tamaño de la matriz.

[69150]

4.4 PLANIFICACIÓN DE BRAQUITERAPIA

Desajuste del número de fracciones previsto y la prescripción entre RayStation y SagiNova

Existe un desajuste en la interpretación de los atributos del plan DICOM RT *Planned number of fractions* (300A,0078) y *Target prescription dose* (300A,0026) en RayStation en comparación con el sistema de poscarga de braquiterapia SagiNova. Esto se aplica específicamente a SagiNova, versiones 2.1.4.0 o anteriores. Si la clínica utiliza una versión posterior a la 2.1.4.0, póngase en contacto con el servicio de atención al cliente para comprobar si el problema persiste.

Al exportar planes desde RayStation:

- La dosis de prescripción objetivo se exporta como la dosis de prescripción por fracción multiplicada por el número de fracciones del conjunto de haces.
- El número planificado de fracciones se exporta como el número de fracciones para el conjunto de haces.

Al importar planes a SagiNova para la administración de tratamientos:

- La prescripción se interpreta como la dosis de prescripción por fracción.
- El número de fracciones se interpreta como el número total de fracciones, incluidas las fracciones para cualquier plan administrado previamente.

Las posibles consecuencias son:

- En la administración del tratamiento, lo que se muestra como prescripción por fracción en la consola de SagiNova es en realidad la dosis de prescripción total para todas las fracciones.
- Puede que no sea posible administrar más de un plan para cada paciente.

Hable con los especialistas en aplicaciones de SagiNova para obtener las soluciones adecuadas.

[285641]

4.5 DISEÑO DEL PLAN Y DISEÑO DE HACES EN 3D-CRT

Es posible que centrar el haz en el campo y girar el colimador no mantenga las aperturas de haz deseadas para determinados MLC

Si se centra el haz en el campo y se utiliza la rotación del colimador junto con la selección Keep edited opening (Conservar la apertura editada), es posible expandir el orificio de apertura. Se deben revisar las aperturas después de utilizarse y, si fuera posible, usar un estado de rotación del colimador con Auto conform (Autoajuste).

[144701]

4.6 OPTIMIZACIÓN DEL PLAN

No se realiza comprobación de viabilidad de velocidad máxima de lámina para los haces de DMLC después del escalado de dosificación

Los planes de DMLC que son el resultado de una optimización son viables con respecto a todas las limitaciones del equipo. Sin embargo, el reescalado manual de la dosis (MU) tras la optimización puede tener como resultado el incumplimiento de la velocidad máxima de la lámina dependiendo de la tasa de dosis utilizada durante la administración del tratamiento.

[138830]

4.7 PLANIFICACIÓN CON PROTONES

Incertidumbre estadística incorrecta para la dosis del plan cuando se utiliza la dosis MC de protones

El motor de dosis Monte Carlo de protones RayStation no calcula la incertidumbre estadística de la dosis total del plan, sino solo para las dosis individuales de los haces. La incertidumbre estadística de la dosis del haz se muestra en las vistas 2D del paciente para cada dosis individual del haz. En RayStation 2024A se muestra erróneamente un valor para la incertidumbre estadística también para la dosis del plan. El valor visualizado corresponde a la incertidumbre estadística de uno de los haces de la lista de haces. En la mayoría de los casos, este valor será superior a la incertidumbre estadística de la dosis real del plan, pero en algunos casos podría ser inferior al valor real si se ha utilizado *Ions/spot* en la configuración del cálculo de la dosis final. Sin embargo, el estado clínico de la dosis del plan continúa siendo correcto, ya que solo depende de la incertidumbre estadística de las dosis individuales de los haces.

[826775]

4.8 PLANIFICACIÓN DE CYBERKNIFE

Verificación de la capacidad de administración de planes de CyberKnife

En aproximadamente el 1% de los casos, los planes de CyberKnife creados en RayStation pueden no superar la validación de la capacidad de administración. Estos planes no serán administrables. Los ángulos de haz afectados se identificarán mediante las verificaciones de capacidad de administración que se ejecutan en la aprobación del plan y la exportación del plan.

Para comprobar si un plan se ve afectado por este problema antes de la aprobación, se puede ejecutar el método de secuencia de comandos `beam_set.CheckCyberKnifeDeliverability()`. Los segmentos afectados se pueden quitar manualmente antes de ejecutar una optimización continua para los últimos ajustes.

[344672]

4.9 ADMINISTRACIÓN DEL TRATAMIENTO

Conjuntos de haces mixtos en la planificación de fraccionamiento del plan

Para los planes con varios conjuntos de haces en los que la planificación de fraccionamiento del plan se ha editado manualmente para un conjunto de haces posterior, un cambio en el número de fracciones de un conjunto de haces anterior dará lugar a una planificación de fracciones defectuosa en la que los conjuntos de haces ya no se planificarán en secuencia. Esto puede provocar problemas en el seguimiento de dosis y la replanificación adaptable. Para evitar esto, restablezca siempre la planificación de fraccionamiento del plan a la predeterminada antes de cambiar el número de fracciones para conjuntos de haces en un plan de conjunto de varios haces después de que el patrón de fraccionamiento se haya editado manualmente.

[331775]

4.10 PLANIFICACIÓN AUTOMATIZADA

El haz en el intervalo incorrecto podría retroceder sin notificación

En el cuadro de diálogo Edit Exploration Plan (Editar plan de exploración) del Plan Explorer (Explorador de planes), cuando se edita el valor del haz en el intervalo en la pestaña Beam Optimization Settings (Ajustes de optimización del haz), el valor volverá al valor anterior sin previo aviso si el valor introducido se encuentra fuera de rango. Esto podría pasar desapercibido fácilmente si, por ejemplo, el cuadro de diálogo se cierra directamente después de introducir un valor incorrecto. El valor del haz en el intervalo solo es aplicable para equipos de tratamiento VMAT puestos en servicio para el modo de ráfaga (mArc).

[144086]

4.11 EVALUACIÓN Y OPTIMIZACIÓN BIOLÓGICAS

La evaluación biológica de la planificación de fraccionamiento puede fallar al crear un nuevo plan adaptado.

Si la planificación de fraccionamiento se edita desde el módulo Biological Evaluation (Evaluación biológica), el sistema fallará al crear un plan adaptado. Para realizar una evaluación biológica, copie el plan y realice los cambios de la planificación de fraccionamiento en la copia.

[138535]

Deshacer/rehacer invalida las curvas de respuesta en el módulo Biological Evaluation (Evaluación biológica)

En el módulo Biological Evaluation (Evaluación biológica), las curvas de respuesta se eliminan al deshacer/rehacer. Vuelva a calcular los valores de función para restablecer las curvas de respuesta.

[138536]

Valores de la función biológica no invalidados al modificar el esquema de fraccionamiento para planos con más de un conjunto de haces

Modificar el programa de fraccionamiento de un conjunto de haces que no sea el primero no invalida el gráfico *Biological Progress* o los valores de la función de evaluación en el módulo Biological Evaluation. Recalcula siempre manualmente los valores de las funciones después de mover fracciones en planos con más de un conjunto de haces.

[48314]

Limitación al evaluar objetivos clínicos biológicos con efectos dependientes del tiempo en el módulo de seguimiento de dosis.

El módulo Dose tracking admite la evaluación de objetivos clínicos biológicos con efectos dependientes del tiempo (reparación y repoblación). La entrada a esta evaluación es el tiempo de tratamiento de las fracciones en el curso de tratamiento de seguimiento de dosis. Sin embargo, el tiempo de tratamiento de las fracciones no se muestra en el módulo Dose tracking, lo que dificulta que el usuario sepa exactamente cuál es la base de la evaluación. Cuando se inicia el seguimiento de dosis desde un plan de tratamiento, el tiempo de tratamiento se copia del plan al curso de tratamiento de seguimiento de dosis. Sin embargo, al añadir o eliminar fracciones manualmente, el tiempo de tratamiento puede ser diferente del fraccionamiento previsto. El tiempo de tratamiento de la fracción de seguimiento de dosis solo es accesible actualmente mediante secuencias de comandos. El usuario debe ser consciente de esta limitación cuando evalúe objetivos clínicos biológicos con efectos dependientes del tiempo en el módulo Dose tracking.

[722865]

4.12 RAYPHYSICS

Recomendaciones actualizadas para el uso de altura del detector

Entre RayStation 11A y RayStation 11B, se han actualizado las recomendaciones sobre el uso de la altura del detector y el desplazamiento de profundidad para las curvas de dosis en profundidad. Si se siguieran las recomendaciones anteriores, el modelado de la región de acumulación para los modelos de haces de fotones podría dar lugar a una sobreestimación de la dosis en la superficie en la dosis 3D calculada. Al actualizar a una versión RayStation más reciente que 11A, se recomienda revisar y, si es necesario, actualizar los modelos de haces de fotones respecto a las nuevas recomendaciones. Consulte la sección *Altura del detector y compensación de la profundidad* en *RSL-D-RS-2024A-REF, RayStation 2024A Reference Manual*, sección *Compensación de la profundidad y altura del detector* en *RSL-D-RS-2024A-RPHY, RayStation 2024A RayPhysics Manual* y *RSL-D-RS-2024A-BCDS, RayStation 2024A Beam Commissioning Data Specification* para obtener información sobre las nuevas recomendaciones.

[410561]

4.13 EJECUCIÓN DE SECUENCIAS DE COMANDOS

Limitaciones con respecto a las funciones de referencia con secuencias de comandos

No es posible aprobar un conjunto de haces que incluya una función de dosis de referencia con secuencias de comandos que haga referencia a una dosis desbloqueada. Esto provocará un fallo. Además, la aprobación de un conjunto de haces que incluye una función de dosis de referencia con secuencias de comandos que hace referencia a una dosis bloqueada y el desbloqueo posterior de la dosis a la que se hace referencia provocará un fallo.

Si una función de dosis de referencia con secuencias de comandos hace referencia a una dosis desbloqueada, no habrá notificaciones si se modifica o se elimina la dosis a la que se hace referencia. Por último, al actualizar a nuevas versiones de RayStation, no es seguro que las actualizaciones de problemas de optimización, incluidas las funciones de dosis de referencia con secuencias de comandos, conserven las referencias de dosis.

[285544]

5 ACTUALIZACIONES DE RAYSTATION 2024A SP1

En este capítulo se describen las actualizaciones de RayStation 2024A SP1 respecto a RayStation2024.

5.1 NOVEDADES Y MEJORAS

5.1.1 Notas informativas de seguridad (FSN) resueltas

Se han resuelto los problemas descritos en las notas informativas de seguridad (FSN) 130646 y 133261.

5.1.2 Avisos nuevos y significativamente actualizados

No hay avisos nuevos o muy actualizados en RayStation 2024A SP1.

5.2 PROBLEMAS RESUELTOS

Resuelto: Posibilidad de exportar fracciones de entrada/salida de cuña motorizada Elekta que no se corresponden con la dosis calculada

Había un problema por el que un cambio del algoritmo de dosis actualizaba las fracciones de entrada/salida de la cuña de un haz con una cuña motorizada Elekta, sin invalidar la dosis. El plan podía exportarse con fracciones de entrada/salida de cuña distintas de las utilizadas al calcular la dosis. Esto ya se ha resuelto.

[931461]

Resuelto: A veces, el DVH no se redibujaba correctamente

Había un problema con el redibujado de la vista del DVH. En ocasiones, el redibujado daba como resultado una vista que no mostraba valores. Esto ya se ha resuelto.

[931786]

Resuelto: Disminución del rendimiento del sistema tras utilizar la segmentación por aprendizaje profundo

Había un problema que hacía que el rendimiento general de RayStation disminuyera al trabajar con pacientes delineados con segmentación por aprendizaje profundo. Esto ya se ha resuelto.

[936129]

Resuelto: No era posible utilizar el mismo bloque o compensador para haces de protones con diferentes posiciones de cabezal (snout)

Debido a un problema relacionado con la validación de códigos accesorios para la planificación de protones, no era posible utilizar el mismo bloque físico o compensador para múltiples haces con diferentes posiciones de cabezal. Esto ya se ha resuelto.

[931326]

Resuelto: Consumo de recursos demasiado elevado durante la actualización de la base de datos

Debido a un problema relacionado con el elevado uso de las conexiones de la base de datos, no era posible actualizar una base de datos antigua a la última versión. Esto ya se ha resuelto.

[928370]

Resuelto: Problemas de rendimiento en la actualización de la base de datos

Había problemas con la lentitud de los parches de datos que hacían que la actualización de la base de datos fuera muy lenta. Ahora estos parches están optimizados para acelerar la actualización de la base de datos.

[928470]

Resuelto: Error tipográfico en la secuencia de comandos update_library incluida

Había un problema con una herramienta que se utilizaba para hacer que las secuencias de comandos fueran compatibles con la nueva versión de RayStation. Esto ya se ha resuelto.

[928078]

Resuelto: No es posible mover un paciente desde una base de datos antigua con RayStorage

Había un problema que hacía que se copiara un paciente de RayStorage en lugar de moverlo entre bases de datos cuando la base de datos de origen era de la versión 6 o 7 de RayStation. Esto ya se ha resuelto.

[876757]

Resuelto: La base de datos de destino cambia después de transferir pacientes cuando se utiliza RayStorage

RayStorage puede utilizarse para mover datos de pacientes entre bases de datos. Se producía un problema por el que se seleccionaba otra base de datos como base de datos de destino una vez finalizada la transferencia de datos. Esto ya se ha resuelto.

[876773]

5.3 MANUALES ACTUALIZADOS

En RayStation 2024A SP1 se han actualizado los siguientes manuales:

- [RSL-D-RS-2024A-IFU-2.0 RayStation 2024A SP1 Instructions for Use](#)
- [RSL-D-RS-2024A-RN-2.0 RayStation 2024A SP1 Release Notes](#)

- [RSL-D-RCMD-2024A-IFU-1.0 RayCommand 2024A SP1 Instructions for Use](#)
- [RSL-D-RCMD-2024ASP1-ATP MA-1.0 RayCommand 2024A SP1 Acceptance Test Protocol MedAustron](#)
- [RSL-D-RCMD-2024ASP1-ITS MA-1.0 RayCommand 2024A SP1 Installation Test Specification MedAustron](#)
- [RSL-D-RCMD-2024ASP1-MADID-1.0 RayCommand 2024A SP1 MedAustron Driver Interface Description](#)
- [RSL-D-RS-2024A-RTIFU-1.0 RayTreat 2024A SP1 Instructions for Use](#)
- [RSL-D-RS-2024ASP1-RTITS-1.0 RayTreat 2024A SP1 Installation Test Specification](#)
- [RSL-D-RS-2024ASP1-RTDITS-1.0 RayTreat 2024A SP1 Treatment Device Integration Test Specification](#)
- [RSL-D-RS-2024ASP1-DCSAD-1.0 RayTreat 2024A SP1 DICOM Conformance Statement Accuray Driver](#)
- [RSL-D-RS-2024ASP1-DCSID-1.0 RayTreat 2024A SP1 DICOM Conformance Statement IBA Driver](#)
- [RSL-D-RS-2024ASP1-DCSPD-1.0 RayTreat 2024A SP1 DICOM Conformance Statement ProNova Driver](#)

A DOSIS EFECTIVA PARA PROTONES

A.1 ANTECEDENTES

A partir de RayStation 8B, la dosis efectiva de los tratamientos de protones se trata explícitamente, ya sea incluyendo un factor constante en la dosimetría absoluta en el modelo de equipo o combinando un modelo de equipo basado en la dosis física en la dosimetría absoluta con un modelo de RBE de factor constante. Al actualizar desde una versión de RayStation anterior a RayStation 8B a RayStation 8B o una versión posterior, se parte del supuesto de que todos los modelos de equipo existentes en la base de datos se han modelado con un factor constante de 1,1 en la dosimetría absoluta para tener en cuenta los efectos biológicos relativos de los protones. Póngase en contacto con el servicio de asistencia técnica de RaySearch si esto no es válido para ningún equipo de la base de datos.

A.2 DESCRIPCIÓN

- El factor de RBE puede incluirse en el modelo de equipo (como el flujo de trabajo estándar en versiones de RayStation anteriores a 8B) o establecerse en un modelo de RBE.
 - Si se incluye el factor de RBE en el modelo de equipo, se parte de la hipótesis de que será de 1,1. Estos equipos se denominan 'RBE'.
 - Se incluye un modelo de RBE clínico con factor 1,1 en cada paquete de protones RayStation. Debe combinarse con modelos de equipo basados en dosis físicas. Estos equipos se denominan 'PHY'.
 - Para otros factores constantes distintos a 1,1, el usuario debe especificar y poner en servicio un nuevo modelo de RBE en RayBiology. Esta opción solo puede utilizarse con equipos PHY.
- **Todos los equipos de protones existentes en el sistema se convertirán al tipo de dosis RBE, donde se parte del supuesto de que se ha usado un factor constante de 1,1 para escalar las mediciones de dosimetría absoluta. De manera acorde, la dosis en todos los planes existentes se convertirá a dosis de RBE.**
- Visualización de RBE/PHY para equipos PHY en los módulos de RayStation Plan design (Diseño del plan), Plan optimization (Optimización del plan) y Plan evaluation (Evaluación del plan).
 - Es posible alternar entre la dosis física y de RBE en estos módulos.
 - Es posible ver el factor de RBE en la vista Difference (Diferencia) en Plan evaluation.

- Para los equipos de RBE, el único objeto de dosis existente es la dosis de RBE. Para los equipos PHY, la dosis de RBE es la dosis primaria en todos los módulos con las siguientes excepciones:
 - La visualización de puntos de especificación de la dosis del haz (BDSP, por sus siglas en inglés) se realizará en dosis físicas.
 - Todas las dosis del módulo de QA preparation (Control de calidad) serán físicas.
- DICOM Import (Importación en formato DICOM):
 - La importación de RtIonPlan (Plan RT Ion) y RtDose (Dosis RT) de RayStation de modalidad protones y con tipo de dosis PHYSICAL (FÍSICA) desde versiones de RayStation anteriores a RayStation 8B se tratará como de nivel RBE si el nombre del equipo en el RtIonPlan hace referencia a un equipo de RBE existente incluido en el modelo.
 - Una RtDose (Dosis RT) del tipo de dosis PHYSICAL (FÍSICA) de otros sistemas o de versiones de RayStation anteriores a 8B con un equipo que no tiene RBE incluido en el modelo de haz se importará como en las versiones anteriores y no se mostrará como dosis de RBE en RayStation. Se aplica lo mismo si el equipo al que se hace referencia no existe en la base de datos. Es responsabilidad del usuario saber si la dosis debe tratarse como física o equivalente de RBE/fotones. Sin embargo, si la dosis se utiliza como dosis de fondo en la planificación posterior, se tratará como una dosis efectiva.

Nota: *Los planes para equipos de Mitsubishi Electric Co siguen reglas diferentes y el comportamiento no se ha modificado respecto a versiones anteriores a RayStation 8B.*

- DICOM Export (Exportación en formato DICOM):
 - Planes de tratamiento y planes de control de calidad para equipos de protones con dosis de tipo RBE (cambio de comportamiento en comparación con las versiones de RayStation anteriores a 8B, en las que todas las dosis de protones se exportaron como PHYSICAL ([FÍSICA]):
 - + Solo se exportarán los elementos de RT Dose (Dosis RT) EFFECTIVE (EFECTIVA).
 - + El BDSP en elementos de RT Plan (Plan RT) se exportará como EFFECTIVE (EFECTIVO).
 - Planes de tratamiento para equipos con tipo de dosis PHY:
 - + Se exportarán los elementos de RT Dose (Dosis RT) EFFECTIVE (EFECTIVO) y PHYSICAL (FÍSICO).
 - + El BDSP en elementos de RT Plan (Plan RT) se exportará como PHYSICAL (FÍSICO).
 - Planes de control de calidad para equipos con dosis de tipo PHY:
 - + Solo se exportarán los elementos de RT Dose (Dosis RT) PHYSICAL (FÍSICA).
 - + El BDSP en elementos de RT Plan (Plan RT) se exportará como PHYSICAL (FÍSICO).

Nota: *Los planes para equipos de Mitsubishi Electric Co siguen reglas diferentes y el comportamiento no se ha modificado respecto a versiones anteriores a RayStation 8B.*



INFORMACIÓN DE CONTACTO



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