

RAYSTATION 2024B

Versionshinweise

2024 B



RayStation

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

Verzichtserklärung

Kanada: Die Planung von Kohlenstoff- und Heliumionenbestrahlungen, Protonen-Wobbling, Protonen-Line Scanning, BNCT-Planung und das mikrodosimetrische kinetische Modell sind in Kanada aus Zulassungsgründen nicht verfügbar. Diese Funktionen unterliegen Lizenzen (rayCarbonPhysics, rayHeliumPhysics, rayWobbling, rayLineScanning, rayBoron und rayMKM), die in Kanada nicht erhältlich sind. In Kanada müssen Machine Learning-Modelle für Dosisvorhersage vor dem klinischen Einsatz von Health Canada freigegeben werden. Deep Learning-Segmentierung ist in Kanada auf die Computertomographie-Bildgebung beschränkt.

Japan: Die regulatorischen Informationen in Japan finden Sie im Haftungsausschluss RSJ-C-02-003 für den japanischen Markt.

USA: Die Planung von Kohlenstoff- und Heliumionenbestrahlungen, BNCT-Planung und das mikrodosimetrische kinetische Modell sind in den USA aus Zulassungsgründen nicht verfügbar. Diese Funktionen unterliegen Lizenzen (rayCarbonPhysics, rayHeliumPhysics, rayBoron und rayMKM), die in den USA nicht erhältlich sind. In den USA müssen Machine Learning-Modelle für Dosisvorhersage vor dem klinischen Einsatz von der FDA freigegeben werden.

Konformitätserklärung

CE 2862

Entspricht der Medizinprodukteverordnung (MDR) 2017/745. Eine Kopie der entsprechenden Konformitätserklärung ist auf Anfrage erhältlich.

Copyright

Dieses Dokument enthält unternehmenseigene urheberrechtlich geschützte Informationen. Kein Teil dieses Dokuments darf ohne die vorherige schriftliche Einwilligung von RaySearch Laboratories AB (publ) fotokopiert, reproduziert oder in eine andere Sprache übersetzt werden.

Alle Rechte vorbehalten. © 2024, RaySearch Laboratories AB (publ).

Gedrucktes Material

Auf Anfrage sind Gebrauchsinformationen und Versionshinweise in Papierform erhältlich.

Eingetragene Marken

RayAdaptive, RayAnalytics, RayBiology, RayCare, RayCloud, RayCommand, RayData, RayIntelligence, RayMachine, RayOptimizer, RayPACS, RayPlan, RaySearch, RaySearch Laboratories, RayStation, RayStore, RayTreat, RayWorld und das RaySearch Laboratories-Logo sind Marken von RaySearch Laboratories AB (publ)*.

Die Marken Dritter, die in diesem Dokument verwendet werden, sind das Eigentum ihrer jeweiligen Inhaber, bei denen es sich nicht um mit RaySearch Laboratories AB (publ) verbundene Unternehmen handelt.

RaySearch Laboratories AB (publ) einschließlich ihrer Niederlassungen wird nachfolgend als RaySearch bezeichnet.

* Unterliegt der Zulassungspflicht in einigen Ländern.



INHALTSVERZEICHNIS

1	EINFÜHRUNG	7
1.1	Über dieses Dokument	7
1.2	Kontaktinformationen des Herstellers	7
1.3	Meldung von Ereignissen und Fehlern beim Betrieb des Systems	7
2	NEUHEITEN UND VERBESSERUNGEN IN RAYSTATION 2024B	9
2.1	Highlights	9
2.2	Automatisierte adaptive Neuplanung	9
2.3	Multi-Mets-Planung	10
2.4	Deep Learning-Segmentierung	10
2.5	Machine-Learning-Planung	11
2.6	Allgemeine Systemverbesserungen	11
2.6.1	Snapshots in Berichten	12
2.7	Patientendatenverwaltung	12
2.8	Patientenmodellierung	12
2.9	Verbesserungen des Workflows zur Bildkonvertierung	13
2.10	Brachytherapieplanung	14
2.11	Virtuelle Simulation	14
2.12	3D-CRT-Strahldesign	14
2.13	Planoptimierung	14
2.14	Robuste Optimierung	15
2.15	Allgemeine Photonenplanung	15
2.16	TomoTherapy-/Radixact-Planung	15
2.17	CyberKnife-Planung	15
2.18	Protonen-Pencil-Beam-Scanning-Planung	16
2.19	Leichtionen-Pencil-Beam-Scanning-Planung	16
2.20	Planung von okulären Bestrahlungen	16
2.21	Planevaluierung	16
2.22	Robuste Evaluierung	16
2.23	Dosisnachverfolgung	16
2.24	Adaptive Neuplanung	17
2.25	DICOM	17
2.26	Skripting	18
2.27	RayPhysics	18
2.27.1	Kommissionierung von Photonenstrahlen	18
2.27.2	Kommissionierung von Elektronenstrahlen	19
2.27.3	Kommissionierung von Ionenstrahlen	19
2.28	Aktualisierungen von Dosisberechnungsmodulen für RayStation 2024B	19
2.29	Aktualisierungen der Bildkonvertierungsalgorithmen	20
2.30	Geänderte Funktionsweise bei bereits eingeführten Funktionen	21

2.31	Behobene Sicherheitshinweise (FSN)	24
2.32	Neue und signifikant aktualisierte Warnhinweise	24
2.32.1	Neue Warnhinweise	25
2.32.2	Signifikant aktualisierte Warnhinweise	28
3	BEKANNTE PROBLEME DER PATIENTENSICHERHEIT	31
4	ANDERE BEKANNTE PROBLEME	33
4.1	Allgemein	33
4.2	Import, Export und Planberichte	35
4.3	Patientenmodellierung	36
4.4	Brachytherapieplanung	36
4.5	Planentwurf und 3D-CRT-Strahldesign	37
4.6	Planoptimierung	38
4.7	CyberKnife-Planung	38
4.8	Bestrahlungapplikation	39
4.9	Automatische Planung	39
4.10	Biologische Auswertung und Optimierung	39
4.11	RayPhysics	40
4.12	Skripting	40
ANHANG A	- WIRKSAME DOSIS FÜR PROTONEN	41
A.1	Hintergrund	41
A.2	Beschreibung	41

1 EINFÜHRUNG

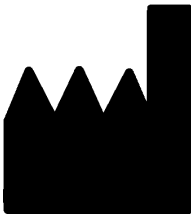
1.1 ÜBER DIESES DOKUMENT

Dieses Dokument enthält wichtige Hinweise zum RayStation 2024B-System. Es enthält Informationen zur Patientensicherheit und listet neue Features, bekannte Probleme und mögliche Problemlösungen auf.

Jeder Benutzer von RayStation 2024B sollte mit diesen bekannten Problemen vertraut sein.

Bei Fragen zum Inhalt können Sie sich jederzeit an den Hersteller wenden.

1.2 KONTAKTINFORMATIONEN DES HERSTELLERS



RaySearch Laboratories AB [publ]
Eugeniavägen 18C
SE-113 68 Stockholm
Schweden
Telefon: +46 8 510 530 00
E-Mail: info@raysearchlabs.com
Ursprungsland: Schweden

1.3 MELDUNG VON EREIGNISSEN UND FEHLERN BEIM BETRIEB DES SYSTEMS

Melden Sie Vorfälle und Fehler bitte unter der Support-E-Mail-Adresse von RaySearch: support@raysearchlabs.com oder telefonisch über Ihre Support-Organisation vor Ort.

Jeder schwerwiegende Vorfall, der in Zusammenhang mit dem Gerät aufgetreten ist, muss dem Hersteller gemeldet werden.

Abhängig von den geltenden Vorschriften müssen die Vorfälle möglicherweise auch den nationalen Behörden gemeldet werden. In der Europäischen Union müssen schwerwiegende Vorfälle der zuständigen Behörde des EU-Mitgliedslandes gemeldet werden, in dem der Benutzer und/oder der Patient ansässig sind.

2 NEUHEITEN UND VERBESSERUNGEN IN RAYSTATION 2024B

In diesem Kapitel werden die Neuheiten und Verbesserungen in RayStation 2024B gegenüber RayStation 2024A beschrieben.

2.1 HIGHLIGHTS

- Schnelle automatisierte adaptive Neuplanung.
- Automatischer Bildimport.
- Schnellere Deep Learning-Segmentierung und eine Vielzahl neuer Modelle.
- Neues Tool für Multi-Mets-Planung.

2.2 AUTOMATISIERTE ADAPTIVE NEUPLANUNG

- Neues Modul für die automatisierte adaptive Neuplanung.
- Das Modul bietet einen automatisierten Workflow für eine schnelle und optimierte Neuplanung.
 - Bildverbesserung – optionale automatisierte Bildkonvertierung.
 - Segmentierung – automatisierte Segmentierung der neuen Bildserie.
 - Dosisschätzung – automatisierte Dosisberechnung für den terminierten Plan auf der neuen Bildserie, um das Dosisergebnis ohne Adaption zu bewerten.
 - Adaption – automatisierte Adaption basierend auf der neuen Bildserie.
 - Freigabe – Freigabe konvertierter Bildserien, Struktursets und Pläne.
- Alle Schritte können je nach klinischer Indikation konfiguriert werden. Protokolle zur Planerstellung werden verwendet, um Strategien zur Bildverbesserung, Segmentierung, Evaluierung der Dosisabschätzung und Neuplanung festzulegen.

2.3 MULTI-METS-PLANUNG

- Neues Tool für die Multi-Mets-Photonenplanung, das zusätzliche Arc-Strahlen erstellt, Bestrahlungsziele pro Strahl auswählt und Kollimatorwinkel so einstellt, dass die Dosis für gesundes Gewebe minimiert wird.
- Rotationsrichtungen und Strahlreihenfolge sind so eingestellt, dass eine schnelle Applikation gewährleistet ist.
- Erfordert die Lizenz rayMultiMets.

2.4 DEEP LEARNING-SEGMENTIERUNG

- Die Deep Learning-Segmentierung ist jetzt schneller und visualisiert den Fortschritt in den Patientenansichten während der Segmentierung.
- Die Version umfasst zahlreiche neue ROIs, Verfeinerungen einiger bereits vorhandener ROIs sowie eine erhöhte Stabilität gegenüber verschiedenen Scanregionen.
- Die Ohrspeicheldrüse, die Unterkieferspeicheldrüse und die Schilddrüse wurden durch die Einbeziehung einer größeren Patientenkohorte und mit einer größeren Variation als zuvor verfeinert.
- Die Struktur des Hüftgelenkskopfs wurde so verfeinert, dass sie den knöchernen Grenzen näher kommt. Sie kann nun auch für weibliche Patienten und wie bisher für männliche Patienten verwendet werden.
- Der Spinalkanal ist stabiler und kann jetzt alle Scanregionen handhaben, wodurch ein früheres Problem bei Becken-Cases gelöst wird.
- Die vier vorher verwendeten Lokalisierungsmodelle wurden durch ein einziges Modell ersetzt. Dieses Modell wurde für verschiedene Scanregionen stabiler gemacht und löst mehrere der früheren Probleme, bei denen die Auswahl einer ROI, die sich nicht im Field-of-View befand, z. B. das Herz bei einem Beckenscan, zu einer fehlerhaften, nicht leeren Segmentierung führen konnte.
- Version 2024B umfasst insgesamt 53 neue ROIs, die in der Tabelle unten aufgeführt sind.

Gruppe	ROIs
Lymphknoten am Hals	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_IVA_L, LN_Neck_IVA_R, LN_Neck_IVB_L, LN_Neck_IVB_R, LN_Neck_Neck_VAB_L, LN_Neck_VAB_R, LN_N_Neck_VC_L, LN_N_Neck_VC_R, LN_N_Neck_VIA, LN_N_Neck_VIB, LN_VI_N_IA_N_N_N
Plexus brachialis und 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)

Gruppe	ROIs
Konstriktormuskulatur	Cricopharyngeus, Musc_Constrict_I, Musc_Constrict_M, Musc_Constrict_S
Bronchialbaum-Unterstrukturen	Bronchus_InterM, Bronchus_Main_L, Bronchus_Main_R, Carina
Gefäße	A_Aorta_Arc, A_Aorta_Asc, A_Aorta_Desc, A_Brachiocephls, 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 MACHINE-LEARNING-PLANUNG

- Die vorhergesagte Machine Learning-Dosis für das Beam Set kann nun im Modul „Plan evaluation“ überprüft werden.
- Es ist jetzt möglich, eine Toleranztabelle im Dialogfeld *New machine learning plan* (Neuer Machine Learning-Plan) auszuwählen.

2.6 ALLGEMEINE SYSTEMVERBESSERUNGEN

- Unterstützung für sekundäre Akzeptanzniveaus für klinische Ziele.
 - Es wurde ein dritter Status für die Erreichung klinischer Ziele eingeführt. Klinische Ziele werden nun als *Fulfilled* (Erreicht) (grün), *Acceptable* (Akzeptabel) (gelb) oder *Not fulfilled* (Nicht erreicht) (orange) angezeigt.
 - Zwei Akzeptanzniveaus definieren die Erreichung klinischer Ziele: ein primäres Akzeptanzniveau und ein optionales sekundäres Akzeptanzniveau. Ein klinisches Ziel gilt als *Fulfilled* (Erreicht), wenn sein primäres Akzeptanzniveau erreicht wird, und als *Acceptable* (Akzeptabel), wenn nur sein sekundäres Akzeptanzniveau erreicht wird.
 - Wenn für ein klinisches Ziel kein sekundäres Akzeptanzniveau vorhanden ist, hat es entweder den Status *Fulfilled* (Erreicht) oder *Not fulfilled* (Nicht erreicht).
- Für klinische Zielbeschreibungen wird jetzt ein Kurzformat verwendet, wenn sie in der Benutzeroberfläche (GUI) angezeigt werden, z. B. „Dmean \geq 40 Gy“ anstatt „At least 40 Gy average dose“ (Mindestens 40 Gy durchschnittliche Dosis). Das Langformat ist als Tooltip verfügbar.
- Planungsmodule werden jetzt schneller geladen, insbesondere für Cases mit einer großen Anzahl visualisierter ROIs.
- Unterstützung für DICOM-Daten mit größerem Pixel-Wertebereich als zuvor.
 - In der Vergangenheit wurde der Import blockiert, wenn entweder der minimale Pixelwert einer PET- oder MR-Bildserie oder der minimale HU-Wert einer CT-Bildserie kleiner als

- 32768 oder der maximale Pixelwert einer PET- oder MR-Bildserie oder der maximale HU-Wert einer CT-Bildserie größer als 32767 war. Solche Bilder können jetzt importiert und in RayStation verwendet werden.
- Dieser erweiterte unterstützte Bereich macht mehrere vorhandene Importfilter überflüssig, die Pixeldaten vor dem Import neu skalieren.
- Die Dosis wird jetzt ungültig, wenn die Einstellungen für die Dosisberechnung geändert werden.
 - Die Schaltfläche *Compute dose* (Dosis berechnen) ist jetzt deaktiviert, wenn bereits eine klinische Dosis vorhanden ist, die mit der neuesten Version des Dosisberechnungsmoduls berechnet wurde.
- Verbesserungen in RayStorage:
 - Es ist nun möglich, die Befehlszeile zu verwenden, um Patienten zwischen Datenquellen zu verschieben. So können beispielsweise Patienten, deren Daten sich 30 Tage lang nicht geändert haben, geplant in eine sekundäre Datenbank verschoben werden.
 - Der Übertragungsbildschirm in RayStorage bietet jetzt mehr Optionen, darunter das Verschieben und Kopieren in und aus rsbak-Repositories.

2.6.1 Snapshots in Berichten

- Mit der neuen Snapshot-Funktion kann der Benutzer einen Screenshot eines beliebigen Teils des Anwendungsfensters erstellen, einen Titel und eine Beschreibung hinzufügen und in einen Bestrahlungsplanbericht aufnehmen.
- Die Registerkarte *Snapshots*, die im linken Bereich hinzugefügt wurde, zeigt alle Snapshots an, die mit dem aktuell geöffneten Bestrahlungsplan verknüpft sind. Sie ist in zwei Listen unterteilt: *Included in report* (In den Bericht einbezogen) und *Excluded from report* (Vom Bericht ausgeschlossen). Die Snapshots können zwischen den Listen verschoben werden. Alle Snapshots, die der „Enthalten“-Liste hinzugefügt werden, werden bei der Erstellung eines Bestrahlungsplanberichts berücksichtigt, sofern die Berichtsvorlage das Snapshot-Modul enthält.

2.7 PATIENTENDATENVERWALTUNG

- Es ist nun möglich, die Massendichten für die vordefinierten Niveaus in der CBCT-zu-Dichte-Tabelle zu ändern. Die Standarddichten entsprechen denen in früheren Versionen.

2.8 PATIENTENMODELLIERUNG

- Es ist jetzt möglich, im Dialogfeld *Structure template management* (Strukturvorlagenverwaltung) ROIs zu einer Vorlage hinzuzufügen. Die Optionen umfassen das Hinzufügen einer DLS-ROI, einer gemappten ROI, einer abgeleiteten ROI oder einer leeren ROI.

- Es ist jetzt möglich, Strukturvorlagen zu verwenden, um ROIs aus einer Bildserie in eine andere zu kopieren oder zu mappen. Wenn eine ROI in einer Vorlage die Initialisierungsmethode *Mapping* (Abbildung) aufweist, kann beim Ausführen der Vorlage eine Bildserie des Patienten ausgewählt werden, und die ROI wird aus der ausgewählten Bildserie in die neue Bildserie rigide kopiert oder deformierbar gemapped. Es ist auch möglich, Vorlagen mit abgebildeten ROIs aus Protokollen auszuführen.
- In *Structure template management* (Strukturvorlagenverwaltung) ist es nun möglich, eine Kopie einer Strukturvorlage zu erstellen und die Initialisierung für einige ROI-Typen zu ändern, z. B. das DLS-Modell zu ändern, das zum Initialisieren einer ROI verwendet werden soll, oder zu bearbeiten, wie eine ROI mithilfe der Vorlage gemapped werden soll.
- Die Symbolleiste im Modul *Structure definition* besitzt nun ein kompakteres Design.
- Im Modul *Patient modeling* kann in den Visualisierungseinstellungen die Option *Show as supine* (In Rückenlage anzeigen) ausgewählt werden, sodass Patienten unabhängig von der Scanposition immer in Rückenlage angezeigt werden.
- Es wurde ein neuer Algorithmus hinzugefügt, der beim Erstellen von Field-of-View-ROIs verwendet wird. Der neue Algorithmus ist in der Lage, das Field-of-View in Fällen zu erkennen, in denen der alte Algorithmus bekanntermaßen versagte. Der neue Algorithmus wird standardmäßig verwendet und der alte Algorithmus ist jetzt als Option verfügbar.
- Im RayStation 2024B wurden die folgenden Schablonenmaterialien entfernt: 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. Bestehende Pläne sind von dieser Änderung nicht betroffen.

2.9 VERBESSERUNGEN DES WORKFLOWS ZUR BILDKONVERTIERUNG

- Die Bildkonvertierungsalgorithmen (Corrected CBCT [Korrigiertes CBCT] und Virtual CT [Virtuelles CT]) können nun auch für reguläre CT-Bilder verwendet werden.
- Die Freigabe konvertierter Bildserien wird vereinfacht. Eingabedaten wie deformierbare Registrierung, externe ROI und Field-of-View-ROIs müssen nicht freigegeben werden.
- Eine nicht freigegebene konvertierte Bildserie kann jetzt als Planungsbildserie über die Benutzeroberfläche (GUI) verwendet werden (vorher nur per Skripting möglich). Außerdem ist es möglich, konvertierte Bildserien, die in nicht freigegebenen Plänen verwendet werden, nicht freizugeben.
- Wenn Sie eine konvertierte Bildserie freigeben oder die Freigabe zurücknehmen, werden die für die Bildserie berechneten Dosisverteilungen nicht mehr ungültig gemacht. Stattdessen wird der klinische Status jeder Dosis, die für die Bildserie berechnet wird, unter Berücksichtigung des neuen Freigabestatus der Bildserie und aller anderen Faktoren, die den klinischen Status der Dosis bestimmen, automatisch aktualisiert.
- Bei Freigabe von Plan und Beam Set: Wenn das freizugebende Beam Set für eine konvertierte Bildserie geplant wird, die noch nicht freigegeben ist, startet die Planfreigabe den Workflow

Approve converted image set (Konvertierte Bildserie freigeben), bevor der Workflow *Plan approval* (Planfreigabe) gestartet wird.

2.10 BRACHYTHERAPIEPLANUNG

- Die Symbolleiste im Modul Brachy planning besitzt nun ein kompakteres Design.
- Es ist nun möglich, die effektive Länge eines Kanals zu bearbeiten.
- Applikatormodelle können jetzt aus XML-Dateien importiert werden. Die importierten Applikatormodelle können zum schnellen Laden während der Planung als Strukturvorlagen gespeichert werden. Zusätzlich können den Strukturvorlagen benutzerdefinierte Strukturen hinzugefügt werden, z. B. Evaluierungspunkte (A-Punkt).
- Verbesserte Rotations- und Translationsfunktion für Applikatormodelle, die gekoppelte Transformationen von Quellpfad- und Applikatormodell-ROIs ermöglicht.

2.11 VIRTUELLE SIMULATION

- Es ist nun möglich, eine LINAC-Bestrahlungsmaschine nur für die virtuelle Simulation zu kommissionieren. Siehe *Abschnitt 2.27.1 Kommissionierung von Photonenstrahlen auf Seite 18*.

2.12 3D-CRT-STRAHLDESIGN

- Der dezimale GRID-Block kann durch eine skriptfähige Aktion definiert werden. Die Dosisberechnung wurde für Elekta Agility und Varian TrueBeam validiert.

2.13 PLANOPTIMIERUNG

- Es ist jetzt möglich, Strahlen von einem co-optimierten Beam Set auszuschließen. Ausgeschlossene Strahlen bleiben von der Optimierung unberührt, die Dosis ist jedoch Teil der Beam-Set-Dosis.
- Die Optimierung in Bezug auf Segment-MU wird nun für co-optimierte Beam Sets unterstützt.
- Es gab ein Problem, bei dem VMAT-Pläne für (lateral) große Zielvolumina, die eine mit der Blendenbewegungsregel *Per segment* (Pro Strahlsegment) (Blendennachverfolgung) kommissionierte Maschine und die Strahlaufteilungsstrategie *Use multiple carriage groups* (Mehrere Trägergruppen verwenden) verwendeten, in manchen Fällen gegen die Bedingung *Maximum leaf out of carriage distance* (Maximale Lamellen außerhalb der Trägerdistanz) verstießen, was zu einer oder mehreren Pausen während der Applikation eines Arc-Beams führte. Dieses Problem ist nun behoben.

2.14 ROBUSTE OPTIMIERUNG

- Optimierungsfunktionen, die sich auf Beam Set + Hintergrunddosis beziehen, können jetzt als robust eingestellt werden.
 - Die Hintergrunddosis kann eine importierte Dosis, ein abhängiges Beam Set oder eine Dosis sein, die bzw. das in der Dosisnachverfolgung berechnet wird.
 - Die Hintergrunddosis gilt während der Optimierung als fix (bereits appliziert), d. h. die Hintergrunddosis wird zu allen Szenariodosen addiert.
 - Robuste Funktionen für Beam Set + Hintergrund werden in MCO nicht unterstützt.
 - Robuste Funktionen für Beam Set + Hintergrund werden bei Verwendung von Organbewegungsunsicherheit (4D) nicht unterstützt.
- Möglichkeit, während robuster Optimierung eine verringerte Anzahl von Szenarien für Patientenposition- und Dichteunsicherheit zu verwenden.
 - Wenn ein reduzierter Satz von Patientenverschiebungen aktiviert ist, werden nur Szenarien mit der nominalen Patientenposition und den extremen Patientenverschiebungen entlang der Achsenrichtungen einbezogen.
 - Wenn ein reduzierter Satz von Dichteverstärkungen aktiviert ist, werden nur Szenarien mit extremen Dichteverstärkungen einbezogen.
- Verbesserte Benutzeroberfläche bei Verwendung benutzerdefinierter Patientenverschiebungen (durch Skripting festgelegt).

2.15 ALLGEMEINE PHOTONENPLANUNG

- Für den neuen Hitachi LINAC OXRAY können die Gimbal-Winkel beim Erstellen eines Bestrahlungsplans eingestellt werden.

2.16 TOMOTHERAPY-/RADIXACT-PLANUNG

- Der Tomo-/Radixact-Optimierungsalgorithmus wurde verbessert, um Änderungen der Zielgeometrie besser zu kompensieren, bevor eine Optimierung fortgesetzt wird. Dies ermöglicht eine schnelle erneute Optimierung von Plänen als Antwort auf anatomische Veränderungen.

2.17 CYBERKNIFE-PLANUNG

- Der Algorithmus zur Optimierung von MLC-Segmenten für CyberKnife-Pläne wurde verbessert. In früheren Versionen konnten die Segmente nach Fortsetzung einer Optimierung manchmal unnötig groß werden.

2.18 PROTONEN-PENCIL-BEAM-SCANNING-PLANUNG

- Die Option zum Fortsetzen der Optimierung mit dem Spot-Dosis-Cache steht jetzt für Line Scanning zur Verfügung. Die zugehörigen Tools *Fine-tune* (Feinabstimmung), *Reduce OAR dose* (OAR-Dosis reduzieren) und *Dose brush* (Dosis-Pinsel) wurden ebenfalls für Line Scanning aktiviert.

2.19 LEICHTIONEN-PENCIL-BEAM-SCANNING-PLANUNG

- Die minimalen und maximalen (falls vorhanden) Spot-Metersets, die während der Optimierung verwendet werden, werden für eine Toshiba Kohlenstoffionenmaschine automatisch um die feste Anzahl von Repaints pro Strahl skaliert. Während DICOM-Export, Planfreigabe und Berichterstellung wird eine Warnung ausgegeben, wenn ein Spot-Wichtungsfaktor unter dem minimalen Spot-Meterset oder über dem maximalen Spot-Meterset, multipliziert mit der Anzahl von Repaints pro Energieschicht, liegt.

2.20 PLANUNG VON OKULÄREN BESTRAHLUNGEN

- Bei okulären Bestrahlungen ist es wieder wie bei RayStation 2023B und früher möglich, die für die Dosisberechnung verwendete Dichteverteilung zu sehen, ohne die Dosis berechnet zu haben.

2.21 PLANEVALUIERUNG

- Die Evaluierungsdosen werden jetzt immer gemäß ihren eigenen Dosisberechnungseinstellungen und nicht gemäß den aktuellen nominalen Dosisberechnungseinstellungen für das Beam Set berechnet. Dies wirkt sich auf die Neuberechnung ungültiger Evaluierungsdosen aus, wenn die Dosisberechnungseinstellungen für das nominale Beam Set geändert wurden. Die Dosisberechnungseinstellungen können per Skripting bearbeitet werden.
- Die RBW-Modell- und Dosisberechnungseinstellungen werden nun im Tooltip der Dosis angezeigt.

2.22 ROBUSTE EVALUIERUNG

- Um Arbeitsspeicher zu sparen werden Dosisverteilungen für einzelne Felder nicht mehr für die robusten Szenariodosen gespeichert. Es ist möglich, das Flag *FractionDose.InputSettingsForFinalDose.StoreBeamDoseValues* per Skripting auf *True* zu setzen, wenn die Dosisverteilungen gespeichert werden sollen.

2.23 DOSISNACHVERFOLGUNG

- Die Tabelle *Clinical goals* (Klinische Ziele) enthält nun die geplante und die applizierte Dosis in separaten Spalten anstatt in separaten Zeilen, ähnlich wie im Modul „Plan evaluation“.

- Es ist jetzt möglich, Strukturvorlagen zum Kopieren oder Mappenvon ROIs aus einer Bildserie in eine andere zu verwenden (siehe *Abschnitt 2.8 Patientenmodellierung auf Seite 12*).
- Ein neuer Algorithmus zur Erstellung von Field-of-View-ROIs kann das Field-of-View in Fällen erkennen, in denen der alte Algorithmus bekanntermaßen versagte (siehe *Abschnitt 2.8 Patientenmodellierung auf Seite 12*).
- Mehrere Verbesserungen bei der Bildkonvertierung (siehe *Abschnitt 2.9 Verbesserungen des Workflows zur Bildkonvertierung auf Seite 13*).
- Um Arbeitsspeichers zu sparen werden Dosisverteilungen für einzelne Felder nicht mehr für die Fraktionsdosen der Dosisnachverfolgung gespeichert. Es ist möglich, das Flag `FractionDose.InputSettingsForFinalDose.StoreBeamDoseValues` per Skripting auf `True` zu setzen, wenn die Dosisverteilungen gespeichert werden sollen.

2.24 ADAPTIVE NEUPLANUNG

- Neues separates Modul für die automatisierte adaptive Neuplanung (siehe *Abschnitt 2.2 Automatisierte adaptive Neuplanung auf Seite 9*).
- Geringfügig neues Layout für das Dialogfeld *Create adapted plan* (Angepassten Plan erstellen) (Hintergrunddosisquelle und angepasste Anfangsfraktion werden nun zuerst angegeben).
- Neue Standardnamenskonvention für adaptierte Pläne und ihre Beam Sets basierend auf der angepassten Fraktionsnummer.
- Es ist jetzt möglich, Strukturvorlagen zum Kopieren oder Mappenvon ROIs aus einer Bildserie in eine andere zu verwenden (siehe *Abschnitt 2.8 Patientenmodellierung auf Seite 12*).
- Ein neuer Algorithmus zur Erstellung von Field-of-View-ROIs kann das Field-of-View in Fällen erkennen, in denen der alte Algorithmus bekanntermaßen versagte (siehe *Abschnitt 2.8 Patientenmodellierung auf Seite 12*).
- Mehrere Verbesserungen bei der Bildkonvertierung (siehe *Abschnitt 2.9 Verbesserungen des Workflows zur Bildkonvertierung auf Seite 13*).

2.25 DICOM

- Eine neue Version des RayStation Storage SCP unterstützt den automatischen Import von DICOM-Daten, die an den SSCP gesendet werden. Es ist auch möglich, ein anpassbares RayStation-Skript so zu konfigurieren, dass es nach dem Import automatisch ausgeführt wird. Dies ermöglicht die Automatisierung jedes skriptfähigen Workflows wie Deep Learning-Segmentierung oder automatische Planung.
- Es kann nun die Reihenfolge konfiguriert werden, in der Behandlungsfelder und Positionierungsfelder in die Beam Sequence (300A,00B0) und Ion Beam Sequence (300A,03A2) exportiert werden. Diese Konfiguration erfolgt bei der Kommissionierung einer Maschine. Einige Systeme erfordern, dass die Behandlungsfelder an erster Stelle stehen, während bei anderen die Positionierungsfelder zuerst kommen müssen.

2.26 SKRIPTING

- Die Skripting-Methode *Examination.IsClinical()* wurde hinzugefügt.
- Die Skripting-Methode *DoseDistribution.HasClinicalDose()* wurde hinzugefügt. Die alte Methode zum Lesen des klinischen Status einer Dosis durch *DoseDistribution.DoseValues.IsClinical* wurde entfernt.
- Die Argumente *DoseAlgorithm* und *ComputeBeamDoses* für *ComputeDoseAction()* wurden entfernt. Stattdessen sollen die Eigenschaften *FractionDose.InputSettingsForFinalDose.DoseAlgorithm* und *FractionDose.InputSettingsForFinalDose.StoreBeamDoseValues* mit den gewünschten Werten gefüllt werden, bevor *ComputeDoseAction()* aufgerufen wird.
- Die Einführung sekundärer Akzeptanzniveaus für klinische Ziele wirkt sich auf Skripting-Methoden aus, die für die Evaluierung klinischer Ziele verwendet werden. Die Methoden geben *true* zurück, wenn ein klinisches Ziel erreicht wird, oder ansonsten *acceptable* und *false*. Folgende Methoden sind betroffen:
 - *EvaluateClinicalGoal*
 - *EvaluateClinicalGoalForAccumulatedDose*
 - *EvaluateClinicalGoalForEvaluationDose*
 - *EvaluateClinicalGoalForVoxelwiseWorstTotalDose*
- Die Skripting-Methode *GetPercentageOfPassedScenarios* für robuste Evaluierung wurde nach der Einführung sekundärer Akzeptanzniveaus für klinische Ziele durch zwei neue Methoden ersetzt.
 - *GetPercentageOfFulfilledScenarios*
 - *GetPercentageOfAcceptableScenarios*

2.27 RAYPHYSICS

2.27.1 Kommissionierung von Photonenstrahlen

- Es ist nun möglich, offene und Standardkeil-Photonendosiskurven im W2CAD-Format (.asc), Version 02 zu importieren.
- Es ist jetzt möglich, eine LINAC-Bestrahlungsmaschine nur für die virtuelle Simulation zu kommissionieren, was den Anwendungsfall der virtuellen Simulation ohne Physiklizenzen ermöglicht. Eine solche Maschine enthält keine Beam-Modelle und kann daher nicht zur Dosisberechnung verwendet werden.
- Vorlagenmaschine wurde für OXRAY hinzugefügt: 'T_OXRAY'
- Die Vorlagenmaschine wird für TrueBeam aktualisiert: 'T_TrueBeam'

2.27.2 Kommissionierung von Elektronenstrahlen

- Die Vorlagenmaschine wird für TrueBeam aktualisiert: 'T_TrueBeam'

2.27.3 Kommissionierung von Ionenstrahlen

- Pencil Beam Scanning- und Line Scanning-Beam-Modelle, bei denen Spot-Profilbasisdaten an mehreren Snout-Positionen erfasst werden, können jetzt in RayPhysics visualisiert werden. Es ist auch möglich, Dosiskurven für unterschiedliche Snout-Positionen zu berechnen. Außerdem wurden verschiedene Verbesserungen für die Registerkarte *Spot profiles* (Spot-Profile) vorgenommen.

2.28 AKTUALISIERUNGEN VON DOSISBERECHNUNGSMODULEN FÜR RAYSTATION 2024B

Die Änderungen bei den Dosisberechnungsmodulen für RayStation 2024B sind nachfolgend aufgelistet.

Dosisberechnungsmodul	2024A	2024B	Erfordert eine erneute Kommissionierung	Dosiseffekt ¹	Anmerkung
Alle	-	-	-	Vernachlässigbar	Es können nun Bildserien importiert werden, die höhere Pixelwerte aufweisen, als zuvor erlaubt, d. h. die für die Dosisberechnung verwendeten Dichten können jetzt in Bereichen der Bildserie mit hoher Dichte, z. B. Bereiche mit Metallartefakten ohne Materialüberschreibung, höher sein als vorher.
Photon Collapsed Cone	5.9	5.10	Nein	Vernachlässigbar	
Photon Monte Carlo	3.1	3.2	Nein	Vernachlässigbar	
Elektron Monte Carlo	5.1	5.2	Nein	Vernachlässigbar	
Proton-PBS Monte Carlo	5.6	5.7	Nein	Vernachlässigbar	

Dosisbe- rechnungs- modul	2024A	2024B	Erfordert ei- ne erneute Kommissio- nierung	Dosiseffekt ⁱ	Anmerkung
Proton-PBS Pencil Be- am	6.6	6.7	Nein	Vernachlässigbar	
Proton US/DS/ Wobbling Pencil Be- am	4.11	4.12	Nein	Vernachlässigbar	
Kohlen- stoff-PBS Pencil Be- am	7.0	7.1	Nein	Vernachlässigbar	
Brachythe- rapie TG43	1.5	1,6	Nein	Vernachlässigbar	

ⁱ Der Dosiseffekt (vernachlässigbar/geringfügig/hoch) bezieht sich auf den Effekt, wenn keine erneute Kommissionierung des Maschinemodells durchgeführt wird. Nach erfolgreicher erneuter Kommissionierung sollten die Dosisänderungen gering sein.

2.29 AKTUALISIERUNGEN DER BILDKONVERTIERUNGSLGORITHMEN

Die Änderungen der Bildkonvertierungsalgorithmen für RayStation 2024B sind nachstehend aufgeführt.

Konvertierungs- algorithmus	2024A	2024B	Dosiseffekt	Anmerkung
Korrigiertes CBCT	1.3	1.4	Vernachlässig- bar	Bei Bildserien mit einem großen Pixelwertbe- reich können aufgrund der geänderten Hand- habung der höchsten Pixelwerte kleinere Änderun- gen der HU-Werte für erstellte Bildserien auftre- ten. Unterstützung für CT-Bildserien hinzugefügt.
Virtuelles CT	1.3	1.4	Vernachlässig- bar	Bei Bildserien mit einem großen Pixelwertbe- reich können aufgrund der geänderten Hand- habung der höchsten Pixelwerte kleinere Änderun- gen der HU-Werte für erstellte Bildserien auftre- ten. Unterstützung für CT-Bildserien hinzugefügt.

2.30 GEÄNDERTE FUNKTIONSWEISE BEI BEREITS EINGEFÜHRTEN FUNKTIONEN

- Beachten Sie, dass mit RayStation 11A einige Änderungen in Bezug auf Verschreibungen eingeführt wurden. Diese Informationen sind wichtig beim Upgrade von einer RayStation-Version, die älter als 11A ist:
 - Rezeptdosen geben immer die Dosis für jedes Strahlenset separat vor. Rezeptdosen, die in RayStation-Versionen vor 11A in Bezug auf Strahlenset + Hintergrunddosis definiert sind, sind obsolet. Strahlensets mit solchen Rezeptdosen können nicht bestätigt werden und die Rezeptdosis wird nicht in den DICOM-Export des Strahlensets einbezogen.
 - Rezeptdosen, die mit einem Planerstellungprotokoll eingerichtet werden, beziehen sich jetzt immer nur auf die Strahlensetdosis. Beim Upgrade müssen vorhandene Planerstellungprotokolle überprüft werden.
 - Der Rezeptdosisprozentsatz ist nicht mehr in exportierten Rezeptdosiswerten enthalten. In RayStation-Versionen vor 11A war der in RayStation festgelegte Rezeptdosisprozentsatz in der exportierten „Target Prescription Dose“ (Zielrezeptdosis) enthalten. Dies wurde geändert, sodass nur die „Prescribed dose“ (Verordnete Dosis), die in RayStation festgelegt ist, als „Target Prescription Dose“ (Zielrezeptdosis) exportiert wird. Diese Änderung wirkt sich auch auf exportierte Nominaldosisbeiträge aus.
 - In RayStation-Versionen vor 11A basierte die Dose Reference UID (Dosisreferenz-UID), die in RayStation-Plänen exportiert wurde, auf der „SOP Instance UID“ (SOP-Instanz-UID) des „RT Plan/RT Ion Plan“ (RT-Plans/RT-Ionen-Plans). Dies wurde geändert, sodass verschiedene Rezeptdosen dieselbe „Dose Reference UID“ (Dosisreferenz-UID) besitzen können. Aufgrund dieser Änderung wurde die „Dose Reference UID“ (Dosisreferenz-UID) von Plänen, die vor 11A exportiert worden waren, aktualisiert, damit beim erneuten Exportieren des Plans ein anderer Wert verwendet wird.
- Beachten Sie, dass mit RayStation 11A einige Änderungen in Bezug auf Setup-Bildgebungssysteme eingeführt wurden. Diese Informationen sind wichtig beim Upgrade von einer RayStation-Version, die älter als 11A ist:
 - Ein Setup imaging system (Setup-Bildgebungssystem) (in früheren Versionen als „Setup imaging device“ (Setup-Bildgebungsgerät) bezeichnet) kann jetzt einen oder mehrere Setup-Imager besitzen. Dies ermöglicht mehrere Setup-DRRs für Bestrahlungsstrahlen sowie einen separaten Bezeichnernamen pro Setup-Imager.
 - + Einrichtungsbildgeber können an der Gantry montiert oder fest angebracht werden.
 - + Jeder Einrichtungsbildgeber besitzt einen eindeutigen Namen, der in der entsprechenden DRR-Ansicht angezeigt und als DICOM-RT-Bild exportiert wird.
 - + Ein Strahl, der ein Einrichtungsbildgebungssystem mit mehreren Bildgebern verwendet, erhält mehrere DRRs, eines für jeden Bildgeber. Dies ist sowohl für Positionierungsfelder als auch für Bestrahlungsstrahlen verfügbar.

- Hinweis: Mit RayStation 8B wurde die Handhabung der wirksamen Dosis (RBW-Dosis) für Protonen eingeführt. Diese Information ist wichtig für Protonen-Benutzer beim Upgrade von einer RayStation-Version vor 8B:
 - Vorhandene Protonengeräte im System werden in den RBW-Typ konvertiert; d. h. es wird davon ausgegangen, dass ein konstanter Faktor von 1,1 verwendet wurde. Falls dies auf ein Gerät in der Datenbank nicht zutrifft, wenden Sie sich an RaySearch.
 - Der Import von „RayStation RT Ion Plan“ (RT-Ionen-Plan) und „RT Dose of modality proton“ (RT-Dosis der Modalität „Protonen“) und mit der Dosisart PHYSICAL (PHYSIKALISCH), die aus RayStation-Versionen vor 8B exportiert wurde, wird als RBW-Wert behandelt, wenn sich der Gerätenamen im RT Ion Plan (RT-Ionenplan) auf ein vorhandenes RBW-Gerät bezieht.
 - Die RT-Dosis der Dosisart PHYSICAL (PHYSIKALISCH) aus anderen Systemen oder aus einer RayStation-Version vor 8B mit einem Gerät ohne RBW im Strahlmodell wird wie in früheren Versionen importiert und nicht als RBW-Dosis in RayStation angezeigt. Gleiches gilt, wenn das referenzierte Gerät nicht in der Datenbank existiert. Es liegt in der Verantwortung des Benutzers, zu wissen, ob die Dosis als physikalisch oder RBW/Photonen-Äquivalent zu behandeln ist. Wird eine solche Dosis jedoch als Hintergrunddosis in der anschließenden Planung verwendet, wird sie als wirksame Dosis behandelt.

Weitere Informationen finden Sie in *Anhang A Wirksame Dosis für Protonen*.

- Beachten Sie, dass mit RayStation 11B Änderungen für die Berechnungen der Dosisstatistik eingeführt wurden. Das bedeutet, dass gegenüber einer früheren Version kleine Unterschiede in der ausgewerteten Dosisstatistik zu erwarten sind.

Dies betrifft:

- DVHs
- Dosisstatistiken
- Klinische Ziele
- Verschreibungsauswertung
- Optimierungszielwerte
- Abrufen von Dosisstatistikmessungen per Skripting

Diese Änderung gilt auch für bestätigte Strahlensets und Pläne. Das bedeutet, dass sich beispielsweise die Erfüllung von Verschreibungs- und klinischen Ziele ändern kann, wenn ein zuvor bestätigtes Strahlenset oder ein Plan aus einer RayStation-Version vor 11B geöffnet wird.

Die Verbesserung der Genauigkeit der Dosisstatistik wird mit zunehmendem Dosisbereich (Differenz zwischen minimaler und maximaler Dosis innerhalb einer ROI) deutlicher. Für ROIs mit Dosisbereichen kleiner als 100 Gy werden nur geringfügige Unterschiede erwartet. Die aktualisierte Dosisstatistik interpoliert keine Werte mehr für Dosis bei Volumen $\{ D(v) \}$ und Volumen bei Dosis $\{ V(d) \}$. Für $D(v)$ wird stattdessen die Mindestdosis zurückgegeben, die

vom akkumulierten Volumen v erhalten wird. Für $V(d)$ wird das akkumulierte Volumen, das mindestens die Dosis d erhält, zurückgegeben. Wenn die Anzahl der Voxel innerhalb einer ROI klein ist, wird die Diskretisierung des Volumens in der resultierenden Dosisstatistik deutlich. Statistikmessungen mit mehreren Dosen (z. B. D5 und D2) können den gleichen Wert erhalten, wenn steile Dosisgradienten innerhalb der ROI vorhanden sind. In ähnlicher Weise werden die Dosisbereiche ohne Volumen als horizontale Schritte im DVH angezeigt.

- Beachten Sie, dass RayStation 2024A die Möglichkeit einführt, ein klinisches Ziel entweder mit der Beam Set-Dosis oder der Plandosis zu verknüpfen. Diese Informationen zu bestehenden Plänen und Vorlagen mit klinischen Zielen sind wichtig, wenn Sie ein Upgrade von einer RayStation-Version vor 2024A durchführen:
 - Physikalische klinische Ziele in Plänen mit individuellem Beam Set werden nun automatisch mit diesem Beam Set verknüpft.
 - Bei Plänen mit mehreren Beam Sets werden die physikalischen klinischen Ziele dupliziert, um alle möglichen Zuordnungen innerhalb des Plans zu gewährleisten. Zum Beispiel liefert ein Plan mit zwei Beam Sets drei korrespondierende Kopien jedes klinischen Ziels: eine für den Plan und eine für jeden der beiden Beam Sets.
 - Klinische Ziele, die in Vorlagen definiert sind, werden dem Beam Set mit dem Namen „BeamSet1“ zugewiesen. Benutzern, die mit mehreren Beam Sets planen, wird empfohlen, ihre Vorlagen mit der richtigen Zuordnung und dem richtigen Namen des Beam Sets zu aktualisieren. Achten Sie besonders auf Vorlagen, die in Protokollen verwendet werden. Beam Set-Namen, die in Vorlagen gespeichert sind, sollten mit einem Beam Set übereinstimmen, das im Protokoll erstellt wurde.
- Mit RayStation 2024B werden sekundäre Akzeptanzniveaus für klinische Ziele eingeführt. Es ist wichtig zu beachten, wie sich dies auf bestehende Methoden zur Evaluierung klinischer Ziele beim Skripting auswirkt. Wenn Skripting verwendet wird, um klinische Ziele mit sekundären Akzeptanzniveaus zu evaluieren, vergleichen die Methoden den klinischen Zielwert mit dem sekundären Akzeptanzniveau und zeigen darauf basierend die Erreichung des Ziels an. Mit anderen Worten, die Methoden geben *true* zurück, wenn ein klinisches Ziel erreicht wird (grün), oder ansonsten *acceptable* (gelb) und *false*.
- Bei SMLC-Plänen ohne Optimierungsbedingungen hing die Handhabung von Lamellenpositionsgrenzen bei Fortsetzung einer Optimierung zuvor davon ab, ob eine Zwischendosis ausgewählt wurde oder nicht. Die Handhabung für die Variante ohne Zwischendosis wurde nun so geändert, dass sie mit der Handhabung bei Auswahl der Zwischendosis übereinstimmt. Dies wirkt sich normalerweise auf die Ergebnisse für diese Art von Optimierung aus. Es wird davon ausgegangen, dass die Änderungen im Vergleich zu früheren RayStation-Versionen gering sind.
- Der Algorithmus *Smart angles* (Intelligente Winkel) für Conformal Arc wurde modifiziert, um eine genauere Kostenfunktion bei der Bestimmung des optimalen Winkels zu verwenden. Er berücksichtigt jetzt geschlossene Lamellenpaare, die nicht hinter den x-Blenden verborgen werden können.

- Funktionswerte werden nach Ausführung von *Scale dose* (Dosis skalieren) nicht mehr automatisch berechnet.
- Für Tomo-/Radixact-Pläne wurde der Algorithmus zur Positionierung der Blenden verbessert. Dies führt zu leicht unterschiedlichen Blendenpositionen um die Zielkanten sowie für kleine Ziele.
- Das Symbol *D* auf DLS-ROIs in der ROI-Liste wurde früher angezeigt, wenn die Geometrie mit dem erstellten Deep Learning-Segmentierungsmodell identisch war. Nun wird das Symbol *D* immer für ROIs angezeigt, die von DLS erstellt wurden, unabhängig davon, ob sich die Geometrie geändert hat oder nicht.
- Früher wurden ROIs/POIs aus der konvertierten Bildserie in den Ansichten im Dialogfeld *Approve converted image set* (Konvertierte Bildserie freigeben) angezeigt. Jetzt werden in keiner der Ansichten im Dialogfeld ROIs/POIs angezeigt.

2.31 BEHOBENE SICHERHEITSHINWEISE (FSN)

Die folgenden FSNs (Field Safety Notices = Sicherheitshinweise) wurden in RayStation 2024B gegenüber RayStation 2024A behoben.

- FSN 130646
- FSN 133261

2.32 NEUE UND SIGNIFIKANT AKTUALISIERTE WARNHINWEISE

Eine vollständige Liste der Warnhinweise finden Sie unter *RSL-D-RS-2024B-IFU, RayStation 2024B Instructions for Use*.

2.32.1 Neue Warnhinweise



WARNUNG!

Es ist sicherzustellen, dass die Blockkontur „decimal GRID“ in RayStation mit dem physischen Block übereinstimmt. Die Methode CreateDotDecimalBlockContour erstellt die Blockkontur „decimal GRID“ für den aktuellen Kollimatorwinkel. Nach der Erstellung wird der Block „decimal GRID“ wie ein normaler Photonenblock in RayStation behandelt und dreht sich nicht mit dem Kollimator. Wenn der Kollimatorwinkel geändert wird, entspricht die Blockkontur nicht mehr dem physischen Block „decimal GRID“, der sich mit dem Kollimator dreht.

Da der Block „decimal GRID“ nicht basierend auf einer aus RayStation exportierten Blockkontur hergestellt wird, ist es entscheidend, sicherzustellen, dass die Blockkontur in RayStation mit dem physischen Block übereinstimmt und dass die Blockkontur „decimal GRID“ nicht unbeabsichtigt durch Ändern des Kollimatorwinkels oder andere manuelle Bearbeitung geändert wird. Um sicherzustellen, dass die Blockkontur nicht unbeabsichtigt geändert wurde, kann die Methode CreateDotDecimalBlockContour als letzter Schritt vor der Berechnung der finalen Dosis und der Planfreigabe erneut aufgerufen werden.

(936115)



WARNUNG!

Es sind Warnungen zu überprüfen, wenn nach dem automatischen Export in ein anderes System der automatische Workflow für Import und Segmentierung verwendet wird. Beim ersten Öffnen des Patienten werden Warnungen angezeigt, die beim automatischen Import generiert werden. Wenn der automatische Workflow für Import und Segmentierung verwendet wird, um die erstellten Strukturen automatisch zu exportieren, ohne den Patienten in RayStation zu öffnen, müssen die exportierten Strukturen im Ziel-System überprüft werden. Auf alle beim Import generierten Warnungen kann auch per Skripting zugegriffen werden.

(932309)



WARNUNG!

Strahlen mit Gimbal-Winkel. Bei einem LINAC, der für die Unterstützung von Gimbal-Planung eingerichtet ist, ist es möglich, den Gimbal-Schwenk- und/oder -Neigungswinkel für einen Behandlungsstrahl einzustellen. DRRs, physikalische Tiefe und Wasseräquivalente-Tiefe werden in Strahlrichtung/zum Gimbal-angepassten virtuellen Isozentrum (d. h. einschließlich Gimbal-Winkeln) berechnet. SSD wird an das Strahl-/Maschinen-Isozentrum gemeldet (ohne Anwendung von Gimbal-Winkeln).

Ein für einen Strahl mit Gimbal-Winkeln ungleich null erzeugtes DRR ist nicht für die Patienteneinstellung geeignet, da es nicht auf das Maschinen-Isozentrum, sondern auf das Gimbal-angepasste virtuelle Isozentrum gerichtet ist.

(937534)



WARNUNG!

Kanallängen sind zu überprüfen. Die inneren und effektiven Kanallängen sind kritische Werte, die direkt an den Afterloader zur Ausführung des Bestrahlungsplans übermittelt werden. Es muss unbedingt berücksichtigt werden, dass Abweichungen der Kanallängen möglicherweise nicht von der Maschine erkannt werden. Fehler bei diesen Werten können zu signifikanten Abweichungen von der beabsichtigten Bestrahlung führen.

Wenn die Kanallängen während der Bestrahlungsplanung bearbeitet werden, ist es essentiell wichtig, sich vor der endgültigen Freigabe und Applikation des Bestrahlungsplans zu vergewissern, dass alle bearbeiteten Längen die beabsichtigte Bestrahlungseinstellung korrekt widerspiegeln.

(936234)

**WARNUNG!**

Speichern ist in Hintergrundskripten zu vermeiden. Ein Hintergrundskript wird vom Berechnungsdienst ausgeführt. Der Patientenstatus wird automatisch gespeichert, nachdem das Skript ausgeführt wurde.

Bei Abstürzen während der Skriptausführung wird das Skript automatisch erneut ausgeführt. Wenn das Skript Speicherungen enthält, muss es sicherstellen, dass wiederholte Versuche keine unerwünschten Zustände erzeugen. Es gelten nach wie vor Domänenmodellregeln.

Nach Möglichkeit ist das explizite Speichern des Patienten in einem Hintergrundskript zu vermeiden.

(934662)

**WARNUNG!**

Ein Hintergrundskript sollte keine Ausgabe generieren, die eine Benutzerinteraktion erfordert. Ein Hintergrundskript hat keine Möglichkeit, die Ausgabe des Skripts an den Benutzer zurückzugeben. Eine Ausnahme bilden Skripte, die von RayCare dort ausgelöst werden, wo die Ausgabeinformationen an RayCare zur Visualisierung gesendet werden.

Ein Hintergrundskript sollte keine Ausgaben erzeugen, die eine Reaktion des Benutzers erfordern.

(934663)

**WARNUNG!**

Die vorhergesagte Machine Learning-Dosis darf nicht für klinische Entscheidungen herangezogen werden. Die vorhergesagte Machine Learning-Dosis wird nur visualisiert, um dem Benutzer Einblick in die Ausgabe des Machine Learning-Modells zu bieten.

(936842)



WARNUNG!

Das Modelldatenblatt ist vor der klinischen Verwendung des Machine Learning-Modells durcharbeiten. Vor der klinischen Verwendung eines Machine Learning-Modells muss der Benutzer das zugehörige Modelldatenblatt durcharbeiten, damit er die Grenzen des Modells und die beabsichtigte Verwendung kennt.

[24213]

2.32.2 Signifikant aktualisierte Warnhinweise



WARNUNG!

Bolus-ROIs müssen zu Strahlen zugewiesen werden. Bolus-ROIs werden als Strahleigenschaften betrachtet. Damit eine Bolus-ROI zum Strahlentransport und zur Dosisberechnung für einen bestimmten Strahl verwendet werden kann, muss sie dem betreffenden Strahl zugewiesen sein. Wenn ein Bolus für alle Strahlen verwendet werden soll, muss er allen Strahlen einzeln zugewiesen werden. Ein Bolus, der keinem Strahl in einem Plan zugewiesen ist, spielt bei der Dosisberechnung keine Rolle.

Eine Bolus-ROI, die einem Strahl zugewiesen ist, wird:

- in den 2D-Patientenansichten mit durchgezogener Linie dargestellt,
- in der 3D-Patientenansicht angezeigt und
- in die Patientenansicht „Material“ einbezogen, wenn die Strahldosis für den entsprechenden Strahl ausgewählt wird.

[5347]

**WARNUNG!**

Applikatormodelle sind zu überprüfen. Es wird dringend empfohlen, die Branchenstandards für die Qualitätssicherung von Brachytherapie-Applikatoren und Bestrahlungsplanung einzuhalten. Dazu gehört die Durchführung dosimetrischer Verifizierungen mit Methoden wie Gafchromic-Filmmessungen, wie sie von der American Association of Physicists in Medicine (AAPM) in *Code of practice for brachytherapy physics: Report of the AAPM Radiation Therapy Committee Task Group No. 56* und in der *AAPM Medical Physics Practice Guideline 1.3.a* empfohlen werden.

Dem Benutzer wird empfohlen, eine Strukturvorlage einschließlich der Applikatorstrukturen zu erstellen. Nach Abschluss entsprechender QS-Prüfungen ist es entscheidend, die Vorlage freizugeben, um sicherzustellen, dass die Applikatorstrukturen im Laufe der Zeit keine unbeabsichtigten Änderungen erfahren. Während der Bestrahlungsplanung sollten Benutzer nur Strukturen aus diesen freigegebenen Vorlagen verwenden, damit Konsistenz und Genauigkeit bei der Bestrahlungapplikation gewährleistet sind.

(726082)

3 BEKANNTE PROBLEME DER PATIENTENSICHERHEIT

In RayStation 2024B gibt es keine bekannten Probleme im Zusammenhang mit der Patientensicherheit.

Hinweis: *Zusätzliche Versionshinweise werden möglicherweise kurz nach der Installation ausgegeben.*

4 ANDERE BEKANNTE PROBLEME

4.1 ALLGEMEIN

Die automatische Wiederherstellung funktioniert nicht für alle Abstürze.

Die automatische Wiederherstellung funktioniert nicht für alle Arten von Abstürzen. In manchen Fällen wird bei einem Wiederherstellungsversuch nach einem Absturz von RayStation die Fehlermeldung „Unfortunately auto recovery does not work for this case yet“ (Leider funktioniert die automatische Wiederherstellung für diesen Fall noch nicht) angezeigt. Wenn RayStation während der automatischen Wiederherstellung abstürzt, wird beim nächsten Start von RayStation der Bildschirm für die automatische Wiederherstellung angezeigt. Verwerfen Sie in diesem Fall die Änderungen oder versuchen Sie, nur eine begrenzte Anzahl von Aktionen anzuwenden, um einen Absturz von RayStation zu vermeiden.

[144699]

Einschränkungen bei Verwendung von RayStation mit großer Bildserie

RayStation unterstützt jetzt den Import großer Bildserien (>2 GB), einige Funktionen sind jedoch langsam oder verursachen Abstürze, wenn so große Bildserien verwendet werden:

- Beim Laden eines neuen Ausschnitts sind intelligente Pinselfunktion/intelligente Kontur/2D-Regionsvergrößerung langsam.
- Möglicherweise reicht der Arbeitsspeicher für die hybride elastische Registrierung großer Bildserien nicht aus.
- Unter Umständen stürzt die biomechanische elastische Registrierung bei großen Bildserien ab.
- Die automatisierte Brustplanung funktioniert nicht mit großen Bildserien.
- Das Erstellen großer ROIs mit Schwellenwerten für Grauwerte kann zum Absturz führen.

[144212]

Einschränkungen bei der Verwendung mehrerer Bildserien in einem Bestrahlungsplan

Die Plangesamtdosis ist für Pläne mit mehreren Strahlensets, die unterschiedliche Planungsbildserien aufweisen, nicht verfügbar. Ohne Plandosis ist es nicht möglich:

- den Plan zu bestätigen
- einen Planbericht zu erstellen
- den Plan für die Dosisnachverfolgung zu aktivieren
- den Plan in der adaptiven Neuplanung zu verwenden

[341059]

Geringfügige Inkonsistenz in der Dosisanzeige

Das Folgende gilt für alle Patientenansichten, bei denen die Dosis auf einer Patientenbildschicht angezeigt werden kann. Wenn sich eine Schicht genau an der Grenze zwischen zwei Voxeln befindet und die Dosisinterpolation deaktiviert ist, kann der Dosiswert, der in der Ansicht durch die Anmerkung „Dose: XX Gy“ (Dosis: XX Gy) dargestellt wird, von der tatsächlich dargestellten Farbe in Bezug auf die Dosisfarbentabelle abweichen.

Dies wird dadurch verursacht, dass der Textwert und die gerenderte Dosisfarbe aus verschiedenen Voxeln abgerufen werden. Beide Werte sind im Wesentlichen korrekt, aber nicht konsistent.

Gleiches kann in der Dosisdifferenzansicht auftreten, in der der Unterschied größer erscheinen könnte, als er tatsächlich ist, weil benachbarte Voxel verglichen werden.

[284619]

Schnittebenenanzeigen werden in 2D-Patientenansichten nicht angezeigt.

Die Schnittebenen, die zur Begrenzung der CT-Daten für die Berechnung eines DRR verwendet werden, werden nicht in normalen 2D-Patientenansichten dargestellt. Um Schnittebenen anzuzeigen und verwenden zu können, verwenden Sie das Fenster für DRR-Einstellungen.

[146375]

Es wird keine Warnung ausgegeben, wenn ein Case gelöscht wird, der bestätigte Pläne enthält

Wenn ein Patient mit einem bestätigten Plan zur Löschung ausgewählt wird, wird der Benutzer benachrichtigt und erhält die Möglichkeit, den Löschvorgang abubrechen. Wenn jedoch ein Case, der einen bestätigten Plan enthält, für einen Patienten mit mehreren Cases zum Löschen ausgewählt wird, wird dem Benutzer kein Warnhinweis angezeigt, dass ein bestätigter Plan gelöscht werden soll.

[770318]

4.2 IMPORT, EXPORT UND PLANBERICHTE

Der Import eines bestätigten Plans bewirkt, dass alle vorhandenen ROIs bestätigt werden.

Beim Importieren eines bestätigten Plans in einen Patienten mit vorhandenen nicht bestätigten ROIs können die vorhandenen ROIs automatisch bestätigt werden. In diesem Fall wird beim Import eine UI-Meldung ausgegeben, die angibt, dass der Planbestätigungsstatus an RTStruct übertragen wird. Beim Import mithilfe von Skripten werden diese Informationen im Importprotokoll angegeben.

336266

Laserausport für Patienten in Seitenlage nicht möglich

Die Verwendung der Laserausportfunktion im Modul „Virtual simulation“ (Virtuelle Simulation) mit einem Patienten in Seitenlage führt zum Absturz von RayStation.

(331880)

RayStation meldet manchmal einen erfolgreichen TomoTherapy-Planexport als fehlgeschlagen.

Beim Senden eines RayStation-TomoTherapy-Plans an iDMS über RayGateway tritt nach 10 Minuten ein Timeout in der Verbindung zwischen RayStation und RayGateway auf. Wenn die Übertragung zum Zeitpunkt des Timeouts noch aktiv ist, meldet RayStation einen fehlgeschlagenen Planexport, obwohl die Übertragung noch durchgeführt wird.

Sehen Sie in diesem Fall im RayGateway-Protokoll nach, ob die Übertragung erfolgreich war oder nicht.

338918

Berichtsvorlagen müssen nach dem Upgrade auf RayStation 2024B aktualisiert werden.

Das Upgrade auf RayStation 2024B macht eine Aktualisierung aller Berichtsvorlagen erforderlich. Falls eine Berichtsvorlage von einer älteren Version über die klinischen Einstellungen hinzugefügt wird, muss diese Vorlage aktualisiert werden, um für die Berichterstellung verwendet werden zu können.

Berichtsvorlagen werden mit dem Report Designer aktualisiert. Exportieren Sie die Berichtsvorlage aus Clinic Settings und öffnen Sie sie im Report Designer. Speichern Sie die aktualisierte Berichtsvorlage und fügen Sie sie in Clinic Settings hinzu. Vergessen Sie nicht, die alte Version der Berichtsvorlage zu löschen.

(138338)

4.3 PATIENTENMODELLIERUNG

Bei der Durchführung von umfassenden Berechnungen für hybride elastische Registrierungen über die GPU kann es zu Arbeitsspeicherabstürzen kommen.

Die GPU-Berechnung einer elastischen Registrierung für große Fälle kann bei höchster Rasterauflösung zu speicherbedingten Abstürzen führen. Das Auftreten dieses Problems hängt von der GPU-Spezifikation und der Rastergröße ab.

[69150]

4.4 BRACHYTHERAPIEPLANUNG

Diskrepanzen bei der geplanten Anzahl von Fraktionen und der Verschreibung zwischen RayStation und SagiNova

Bei der Interpretation der DICOM RT Plan-Attribute *Planned number of fractions* (Geplante Anzahl von Fraktionen) (300A,0078) und *Target prescription dose* (Zielverschreibungsdosis) (300A,0026) besteht eine Diskrepanz in RayStation im Vergleich zum Brachytherapie-Afterloader-System SagiNova. Dies gilt insbesondere für die Versionen SagiNova 2.1.4.0 und früher. Wenn die Klinik eine neuere Version als 2.1.4.0 verwendet, wenden Sie sich an den Kundendienst, um zu überprüfen, ob das Problem weiterhin besteht.

Beim Exportieren von Plänen aus RayStation gilt:

- Die Zielrezeptdosis wird als Rezeptdosis pro Fraktion exportiert, multipliziert mit der Anzahl von Fraktionen des Strahlensets.
- Die geplante Anzahl von Fraktionen wird als Anzahl von Fraktionen für das Strahlenset exportiert.

Beim Importieren von Plänen in SagiNova für die Bestrahlungsapplikation gilt:

- Die Rezeptdosis wird als Rezeptdosis pro Fraktion interpretiert.
- Die Anzahl von Fraktionen wird als die Gesamtzahl von Fraktionen interpretiert, einschließlich Fraktionen für zuvor applizierte Pläne.

Mögliche Folgen:

- Bei der Bestrahlungsapplikation entspricht die auf der SagiNova-Konsole angezeigte Rezeptdosis pro Fraktion eigentlich der Gesamtrezeptdosis für alle Fraktionen.
- Es ist eventuell nicht möglich, mehr als einen Plan für jeden Patienten zu applizieren.

Wenden Sie sich an SagiNova-Anwendungsspezialisten, um geeignete Lösungen zu finden.

[285641]

Anzahl der Verläufe für Brachytherapie-Monte Carlo

Die Anzahl der Verläufe, die zur Berechnung einer Brachytherapie-Monte Carlo-Dosisverteilung verwendet werden, wird in den Patientenansichten nicht angezeigt. Diese Informationen können

durch Skripting abgerufen werden. Es liegt in der Verantwortung des Benutzers, sicherzustellen, dass eine Monte Carlo-Dosis mit einer ausreichenden Anzahl der Verläufe berechnet wird, um eine akzeptable statistische Unsicherheit zu erreichen.

[1043893]

DICOM-Verbindungsproblem mit Oncentra Brachy in Bezug auf gemessene Quellpfade

Es wurde ein Problem identifiziert, das den DICOM-Import gemessener Quellpfade des Applikatormodells in Oncentra Brachy beeinflusst.

Beim Importieren eines Applikatormodells aus einer XML-Datei in RayStation ist es möglich, gemessene Quellpfade zu importieren. Diese gemessenen Quellpfade sind durch absolute 3D-Positionen der nicht äquidistanten Quellpunkte gekennzeichnet. Die gemessenen Quellpfade werden wie in *RSL-D-RS-2024B-BAMDS, RayStation 2024B Brachy Applicator Model Data Specification* beschrieben aus den XML-Dateien importiert und die resultierenden 3D-Quellpositionen in RayStation stellen die in den XML-Dateien bereitgestellten Quellpfade richtig dar. Die 3D-Quellpositionen sind auch beim DICOM-Export aus RayStation korrekt. Beim Importieren der Datei in Oncentra Brachy erfahren die gemessenen Quellpfade jedoch eine Verschiebung, was zu einer Diskrepanz zwischen den absoluten Quellpositionen in Oncentra Brachy und RayStation führt. Dies könnte bedeuten, dass eine in Oncentra neu berechnete Dosisverteilung nicht mit der entsprechenden Dosisverteilung übereinstimmt, die in RayStation berechnet wurde.

Die von RayStation berechnete Dosisverteilung ist korrekt, sofern der Applikator in RayStation richtig modelliert ist. Wie in der *RSL-D-RS-2024B-IFU, RayStation 2024B Instructions for Use* erwähnt (siehe Warnung 726082, Applikatormodelle überprüfen), wird den Benutzern dringend empfohlen, die Branchenstandards für die Qualitätssicherung des Applikatormodells einzuhalten, um sicherzustellen, dass der Applikator in RayStation korrekt dargestellt wird.

Dieses Problem ist spezifisch für gemessene Quellpfade innerhalb von Applikatormodellen und hat keinen Einfluss auf Quellpfade, die mithilfe einer anderen Methoden rekonstruiert werden.

[1043992]

4.5 PLANENTWURF UND 3D-CRT-STRAHLDESIGN

Die Funktionen Strahl im Feld zentrieren und Kollimatorrotation behalten die gewünschten Strahlenöffnungen für bestimmte MLCs möglicherweise nicht bei.

Durch Zentrieren des Strahls im Feld und der Kollimatorrotation in Kombination mit der Option „Keep edited opening“ (Bearbeitete Öffnung beibehalten) wird die Öffnung möglicherweise vergrößert. Überprüfen Sie die Öffnungen nach dem Gebrauch und verwenden Sie möglichst einen Kollimatorrotationszustand mit „Auto conform“ (Automatisch anpassen).

[144701]

4.6 PLANOPTIMIERUNG

Keine Prüfung zur Durchführbarkeit der maximalen Lamellengeschwindigkeit für DMLC-Strahlen nach Dosisskalierung durchgeführt

DMLC-Pläne, die aus einer Optimierung hervorgehen, sind für alle Gerätebedingungen geeignet. Allerdings kann eine manuelle Neuskalierung der Dosis [MU] nach der Optimierung abhängig von der Dosisrate während der Applikation zu einer Überschreitung der maximalen Lamellengeschwindigkeit führen.

[138830]

MCO-Funktion hinzufügen funktioniert in Verbindung mit einer Hintergrunddosis nicht korrekt

Die beim Klicken auf *Add MCO function* (MCO-Funktion hinzufügen) erstellte Referenzdosisfunktion enthält für ein abhängiges Beam Set nicht die Hintergrunddosis. RayStation versucht, die navigierte Beam-Set-Dosis anstelle der navigierten Beam Set + Hintergrunddosis neu zu erstellen, wenn eine solche Referenzdosisfunktion in der Optimierung enthalten ist. Dies führt in der Regel zu einer kleineren optimierten Dosis als beabsichtigt. Die Verwendung der Schaltfläche *Add MCO function* (MCO-Funktion hinzufügen) wird daher nicht für abhängige Beam Sets empfohlen. Die Erstellung eines applizierbaren Plans im MCO-Modul ist von diesem Problem nicht betroffen.

[932475]

4.7 CYBERKNIFE-PLANUNG

Überprüfen der Applizierbarkeit von CyberKnife-Plänen

CyberKnife-Pläne, die in RayStation erstellt wurden, bestehen in etwa 1 % der Fälle die Überprüfung der Applizierbarkeit nicht. Diese Pläne sind nicht applizierbar. Die betroffenen Strahlwinkel werden durch die Applizierbarkeitsprüfungen ermittelt, die bei Planbestätigung und Planexport durchgeführt werden.

Um vor der Bestätigung zu überprüfen, ob ein Plan von diesem Problem betroffen ist, kann die Skriptmethode `beam_set.CheckCyberKnifeDeliverability()` ausgeführt werden. Die betroffenen Segmente können manuell entfernt werden, bevor eine weitere Optimierung für die letzten Anpassungen vorgenommen wird.

[344672]

Das Raster für das Wirbelsäulen-Tracking ist in Accuray TDC kleiner als das in RayStation angezeigte Raster

Das in Accuray TDC (Treatment Delivery Console) für die Einrichtung der Bestrahlungsapplikation verwendete und angezeigte Raster für die Wirbelsäulen-Tracking ist etwa 80 % kleiner als das in RayStation dargestellte Raster. In RayStation muss dem Raster ein Randsaum um den beabsichtigten Einrichtungsbereich zugewiesen werden. Hinweis: Die Rastergröße kann bei Applikation in Accuray TDC bearbeitet werden.

[933437]

4.8 BESTRAHLUNGSAPLIKATION

Gemischte Strahlensets im Planfraktionierungsplan

Bei Plänen mit mehreren Strahlensets, deren Planfraktionierungsplan für ein nachfolgendes Strahlenset manuell bearbeitet wurde, führt eine Änderung der Anzahl von Fraktionen für ein vorhergehendes Strahlenset zu einem fehlerhaften Fraktionierungsplan, in dem Strahlensets nicht mehr nacheinander geplant sind. Dies kann Probleme bei der Dosisnachverfolgung und der adaptiven Neuplanung nach sich ziehen. Um dies zu verhindern, sollte der Planfraktionierungsplan, nachdem das Fraktionierungsmuster manuell bearbeitet wurde, immer auf den Standardwert zurückgesetzt werden, bevor die Anzahl der Fraktionen für Strahlensets in einem Multi-Strahlenset geändert wird.

[331775]

4.9 AUTOMATISCHE PLANUNG

Falscher Strahl im Intervall kann ohne Benachrichtigung zurückgesetzt werden

Im Dialogfeld „Plan Explorer Edit Exploration Plan“ (Planfinder – Sondierungsplan bearbeiten) ändert sich der Wert beim Bearbeiten des Werts für „Beam on interval“ (Intervall bei Strahl ein) auf der Registerkarte „Beam Optimization Settings“ (Einstellungen für Strahloptimierung) ohne Vorankündigung wieder in den vorherigen Wert, wenn der eingegebene Wert außerhalb des Bereichs liegt. Dies kann leicht übersehen werden, z. B. wenn das Dialogfeld direkt nach Eingabe eines falschen Werts geschlossen wird. Der Wert für „Beam on interval“ (Intervall bei Strahl ein) gilt nur für VMAT-Bestrahlungsgeräte, die für den Burst-Modus (mArc) in Betrieb genommen werden.

[144086]

4.10 BIOLOGISCHE AUSWERTUNG UND OPTIMIERUNG

Rückgängigmachen/Wiederherstellen macht Reaktionskurven im Biological Evaluation-Modul ungültig

Im Modul „Biological Evaluation“ (Biologische Auswertung) werden die Reaktionskurven bei Verwendung der Funktionen zum Rückgängigmachen/Wiederholen entfernt. Berechnen Sie die Funktionswerte neu, damit die Reaktionskurven wieder angezeigt werden.

[138536]

Einschränkung bei der Evaluierung biologischer klinischer Ziele mit zeitabhängigen Effekten im Dosisnachverfolgungsmodul

Das Modul Dose tracking unterstützt die Evaluierung biologischer klinischer Ziele mit zeitabhängigen Effekten (Reparatur und Repopulation). Eingabe für diese Evaluierung ist die Bestrahlungszeit der Fraktionen im Bestrahlungsverlauf für die Dosisnachverfolgung. Die Bestrahlungszeit für die Fraktionen wird jedoch nicht im Modul Dose tracking angezeigt. Das macht es für den Benutzer schwierig, die genaue Grundlage für die Evaluierung zu erkennen. Bei der Initialisierung der Dosisnachverfolgung aus einem Bestrahlungsplan wird die Bestrahlungszeit aus dem Plan in den Bestrahlungsverlauf für die Dosisnachverfolgung kopiert. Beim manuellen Hinzufügen oder Entfernen von Fraktionen kann die Bestrahlungszeit jedoch von der beabsichtigten Fraktionierung abweichen.

Der Zeitpunkt der Bestrahlung für die Dosisnachverfolgungsfraction ist derzeit per Skripting zugänglich. Der Benutzer muss sich dieser Einschränkung bewusst sein, wenn er biologische klinische Ziele mit zeitabhängigen Effekten im Modul Dose tracking evaluiert.

[722865]

4.11 RAYPHYSICS

Aktualisierte Empfehlungen für die Verwendung der Detektorhöhe

Zwischen RayStation 11A und RayStation 11B wurden die Empfehlungen zur Verwendung von Detektorhöhe und Tiefenversatz für Tiefendosiskurven aktualisiert. Bei Befolgung der bisherigen Empfehlungen könnte die Modellierung der Aufbauregion für Photonen-Beam-Modelle zu einer zu hohen Schätzung der Oberflächendosis in der berechneten 3D-Dosis führen. Beim Upgrade auf eine höhere Version als RayStation 11A wird empfohlen, Photonen-Beam-Modelle im Hinblick auf die neuen Empfehlungen zu überprüfen und gegebenenfalls zu aktualisieren. Informationen zu den neuen Empfehlungen finden Sie in den Abschnitten *Detektorhöhe und Tiefenversatz* in *RSL-D-RS-2024B-REF, RayStation 2024B Reference Manual* und *Tiefenversatz und Detektorhöhe* in *RSL-D-RS-2024B-RPHY, RayStation 2024B RayPhysics Manual* und *RSL-D-RS-2024B-BCDS, RayStation 2024B Beam Commissioning Data Specification*.

[410561]

4.12 SKRIPTING

Einschränkungen in Bezug auf skriptgesteuerte Referenzfunktionen

Es ist nicht möglich, ein Strahlenset zu bestätigen, das eine skriptgesteuerte Referenzdosisfunktion enthält, die auf eine nicht gesperrte Dosis verweist. Dies führt zum Absturz. Außerdem führen das Bestätigen eines Strahlensets, das eine skriptgesteuerte Referenzdosisfunktion enthält, die auf eine gesperrte Dosis verweist, und das nachfolgende Entsperrern der referenzierten Dosis zum Absturz.

Wenn sich eine skriptgesteuerte Referenzdosisfunktion auf eine nicht gesperrte Dosis bezieht, erfolgt keine Benachrichtigung, wenn die referenzierte Dosis geändert oder entfernt wird. Schließlich gibt es keine Garantie beim Upgrade auf neue Versionen von RayStation, dass Aktualisierungen von Optimierungsproblemen, einschließlich skriptgesteuerter Referenzdosisfunktionen, die Dosisreferenzen beibehalten.

[285544]

A WIRKSAME DOSIS FÜR PROTONEN

A.1 HINTERGRUND

Ab RayStation 8B wird die wirksame Dosis von Protonenbestrahlungen explizit behandelt: entweder durch Einbeziehung eines konstanten Faktors in die absolute Dosimetrie im Gerätemodell oder durch Kombination eines Gerätemodells auf Basis der physikalischen Dosis in der absoluten Dosimetrie mit einem RBW-Modell mit konstantem Faktor. Beim Upgrade von einer RayStation-Version vor RayStation 8B auf RayStation 8B oder später wird davon ausgegangen, dass alle vorhandenen Gerätemodelle in der Datenbank mit einem konstanten Faktor von 1,1 in der absoluten Dosimetrie modelliert wurden, um die relative biologische Wirkung von Protonen zu berücksichtigen. Wenden Sie sich an den Support von RaySearch, falls dies für ein Gerät in der Datenbank nicht zutrifft.

A.2 BESCHREIBUNG

- Der RBW-Faktor kann entweder in das Gerätemodell aufgenommen (Standard-Workflow in RayStation-Versionen vor 8B) oder in einem RBW-Modell festgelegt werden.
 - Ist der RBW-Faktor im Gerätemodell enthalten, wird von einem Wert von 1,1 ausgegangen. Diese Geräte werden als „RBE“ (RBW) bezeichnet.
 - In jedem Protonen-RayStation-Paket ist ein klinisches RBW-Modell mit dem Faktor 1,1 enthalten. Dieses Paket soll mit Gerätemodellen auf Basis der physikalischen Dosis kombiniert werden. Diese Geräte werden als „PHY“ bezeichnet.
 - Bei einem anderen konstanten Faktor als 1,1 muss der Benutzer ein neues RBW-Modell in RayBiology angeben und in Betrieb nehmen. Diese Option kann nur für PHY-Geräte verwendet werden.
- **Alle vorhandenen Protonengeräte im System werden in die Dosisart RBE (RBW) konvertiert; d. h. es wird davon ausgegangen, dass ein konstanter Faktor von 1,1 verwendet wurde, um absolute Dosimetriemessungen zu skalieren. Dementsprechend wird die Dosis in allen bestehenden Plänen in eine RBW-Dosis umgewandelt.**
- Anzeige von RBE/PHY für ein PHY-Gerät in den RayStation-Modulen „Plan design“ (Planentwurf), „Plan optimization“ (Planoptimierung) und „Plan evaluation“ (Planauswertung).
 - In diesen Modulen ist der Wechsel zwischen physikalischer und RBW-Dosis möglich.
 - Es ist möglich, den RBW-Faktor in der Ansicht „Difference“ (Differenz) in „Plan evaluation“ (Planauswertung) anzuzeigen.

- Für RBE-Geräte ist die RBW-Dosis das einzige vorhandene Dosisobjekt. Für PHY-Geräte ist die RBW-Dosis die primäre Dosis in allen Modulen mit folgenden Ausnahmen:
 - Die Anzeige von Dosisreferenzpunkten (BDSP) erfolgt in physikalischen Dosen.
 - Alle Dosen im Modul „QA preparation“ (QS-Vorbereitung) werden als physikalische Dosis angegeben.
- DICOM-Import:
 - Der Import von RayStation RtIonPlan und RtDose der Modalität „Protonen“ und mit der Dosisart PHYSICAL (PHYSIKALISCH) aus einer RayStation-Version vor RayStation 8B wird als RBW-Dosis behandelt, wenn sich der Gerätenamen in RtIonPlan auf ein vorhandenes Gerät bezieht, bei dem RBW im Modell integriert ist.
 - RtDose der Dosisart PHYSICAL (PHYSIKALISCH) aus anderen Systemen oder aus einer RayStation-Version vor 8B mit einem Gerät, bei dem RBE (RBW) nicht im Strahlmodell enthalten war, wird wie in früheren Versionen importiert und nicht als RBW-Dosis in RayStation angezeigt. Gleiches gilt, wenn das referenzierte Gerät nicht in der Datenbank existiert. Es liegt in der Verantwortung des Benutzers, zu wissen, ob die Dosis als physikalisch oder RBW/Photonen-Äquivalent behandelt werden soll. Wird eine solche Dosis jedoch als Hintergrunddosis in der anschließenden Planung verwendet, wird sie als wirksame Dosis behandelt.

Hinweis: *Pläne für Geräte von Mitsubishi Electric Co folgen anderen Regeln. Das Verhalten hat sich gegenüber Versionen vor RayStation 8B nicht geändert.*

- DICOM-Export:
 - Bestrahlungspläne und QS-Pläne für Protonengeräte mit der Dosisart RBE (RBW) (geändertes Verhalten im Vergleich zu RayStation-Versionen vor 8B, bei denen alle Protonendosen als PHYSICAL (PHYSIKALISCH) exportiert wurden):
 - + Es werden nur EFFECTIVE RT Dose-Elemente exportiert.
 - + BDSP in RT Plan-Elementen werden als EFFECTIVE (WIRKSAM) exportiert.
 - Bestrahlungspläne für Geräte mit der Dosisart PHY:
 - + Es werden sowohl EFFECTIVE- als auch PHYSICALRT Dose-Elemente exportiert.
 - + BDSP in RT Plan-Elementen werden als PHYSICAL (PHYSIKALISCH) exportiert.
 - QS-Pläne für Geräte mit der Dosisart PHY:
 - + Es werden nur PHYSICAL RT Dose-Elemente exportiert.
 - + BDSP in RT Plan-Elementen werden als PHYSICAL (PHYSIKALISCH) exportiert.

Hinweis: *Pläne für Geräte von Mitsubishi Electric Co folgen anderen Regeln. Das Verhalten hat sich gegenüber Versionen vor RayStation 8B nicht geändert.*



KONTAKTINFORMATIONEN



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