

RAYSTATION 2024A SP1

Versionshinweise



2024A



RayStation

Traceback information:
Workspace Minor updates 2 version a52
Checked in 2024-11-18
Skribenta version 5.6.018

Verzichtserklärung

Kanada: Die Planung von Kohlenstoff- und Heliumionenbestrahlung, Protonen-Wobbling, Protonen-Line Scanning, BNCT-Planung und das mikrodosimetrische kinetische Modell sind in Kanada aus regulatorischen Gründen 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 die Bestrahlungsplanung 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 Heliumionenbestrahlung, BNCT-Planung und das mikrodosimetrische kinetische Modell sind in den USA aus regulatorischen Gründen 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 die Bestrahlungsplanung vor dem klinischen Einsatz von der FDA freigegeben werden.

Konformitätserklärung



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. © 2023, 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 2024A	9
2.1	Behobene Sicherheitshinweise (FSN)	9
2.2	Neue und signifikant aktualisierte Warnhinweise	9
2.2.1	Neue Warnhinweise	9
2.2.2	Signifikant aktualisierte Warnhinweise	12
2.3	Klinische Ziele pro Beam Set oder Plan	17
2.4	Auswahl des Fixation- und Support-ROI pro Beam Set	18
2.5	Deep Learning-Segmentierung	18
2.6	Machine-Learning-Planung	18
2.7	Leistungsverbesserungen	19
2.8	Allgemeine Systemverbesserungen	19
2.9	Patientendatenverwaltung	20
2.10	Patientenmodellierung	20
2.11	Bildkonvertierung	21
2.12	Brachytherapieplanung	21
2.13	Planoptimierung	21
2.14	Multikriterielle Optimierung	21
2.15	Allgemeine Photonenplanung	22
2.16	Protonen-Pencil Beam-Scanning-Planung	22
2.17	Protonen-Breitstrahlenplanung	22
2.18	Leichtionen-Pencil-Beam-Scanning-Planung	22
2.19	Elektronenplanung	22
2.20	Planevaluierung	23
2.21	QS-Vorbereitung	23
2.22	Adaptive Neuplanung	23
2.23	DICOM	23
2.24	Darstellung	24
2.25	Skripting	24
2.26	RayPhysics	25
2.26.1	Kommissionierung von Elektronenstrahlen	25
2.26.2	Kommissionierung von Ionenstrahlen	25
2.27	Aktualisierungen von Dosisberechnungsmodulen für RayStation 2024A	26
2.28	Aktualisierungen der CBCT-Konvertierungsalgorithmen	28
2.29	Geänderte Funktionsweise bei bereits eingeführten Funktionen	29

3	BEKANNTE PROBLEME DER PATIENTENSICHERHEIT	35
4	ANDERE BEKANNTE PROBLEME	37
4.1	Allgemein	37
4.2	Import, Export und Planberichte	39
4.3	Patientenmodellierung	40
4.4	Brachytherapieplanung	40
4.5	Planentwurf und 3D-CRT-Strahldesign	41
4.6	Planoptimierung	41
4.7	Protonen-Planung	41
4.8	CyberKnife-Planung	41
4.9	Bestrahlungsapplikation	42
4.10	Automatische Planung	42
4.11	Biologische Auswertung und Optimierung	42
4.12	RayPhysics	43
4.13	Skripting	44
5	AKTUALISIERUNGEN IN RAYSTATION 2024A SP1	45
5.1	Neuheiten und Verbesserungen	45
5.1.1	Behobene Probleme in Sicherheitshinweisen (FSN)	45
5.1.2	Neue und signifikant aktualisierte Warnhinweise	45
5.2	Gelöste Probleme	45
5.3	Aktualisierte Anleitungen	46
ANHANG A	- WIRKSAME DOSIS FÜR PROTONEN	49
A.1	Hintergrund	49
A.2	Beschreibung	49

1 EINFÜHRUNG

1.1 ÜBER DIESES DOKUMENT

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

Jeder Benutzer von RayStation 2024A 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 2024A

In diesem Kapitel werden die Neuheiten und Verbesserungen in RayStation 2024A gegenüber RayStation 2023B beschrieben.

2.1 BEHOBENE SICHERHEITSHINWEISE (FSN)

Es gibt keine behobenen Sicherheitshinweise (FSN) für RayStation 2024A.

2.2 NEUE UND SIGNIFIKANT AKTUALISIERTE WARNHINWEISE

Eine vollständige Liste der Warnhinweise finden Sie unter *RSL-D-RS-2024A-IFU, RayStation 2024A SP1 Instructions for Use*.

2.2.1 Neue Warnhinweise



WARNUNG!

Behandlungsdaten, die in sekundären Datenbanken gespeichert sind. Aktualisieren Sie keine sekundären Datenbanken, die behandlungsbezogene Daten außerhalb des Systems enthalten, das mit RayCare verbunden ist. Diese sekundären Datenbanken verbleiben in ihrer aktuellen Schemaversion.

(824240)



WARNUNG!

Stellen Sie sicher, dass alle klinisch relevanten Fixation- und Support-ROIs im Beam Set enthalten sind. Standardmäßig sind alle Fixation- und Support-ROIs in allen Beam Sets enthalten. Alle Fixation- und Support-ROIs, die in einem Beam Set enthalten sind, werden für die Dosisberechnung für das Beam Set verwendet. Wenn eine Fixation- und Support-ROI von einem Beam Set ausgeschlossen wurde, wird diese bei der Dosisberechnung für dieses Beam Set nicht berücksichtigt.

Die im Beam Set enthaltenen Support- oder Fixation-ROIs sind:

- in der ROI-Liste mit einem blauen Beam Set-Symbol gekennzeichnet
- auf der Registerkarte „Fixation“ und „Support“ mit einem aktivierten Kontrollkästchen gekennzeichnet
- in den 2D-Patientenansichten mit durchgezogener Linie dargestellt
- in der Patientenansicht „Material“ enthalten, wenn das Beam Set ausgewählt ist.

(713679)



WARNUNG!

Gescannten Avatar registrieren. Die Methode „Gescannten Avatar registrieren“ ist eine skriptfähige Methode, mit der ein Avatar registriert wird, der für die Kollisionserkennung verwendet werden kann.

Der Benutzer muss sicherstellen, dass der Avatar eine geeignete Darstellung des Patienten ist und dass dieser korrekt für die angegebene Patienten-ROI registriert ist, bevor er sie zur Kollisionserkennung verwendet. Der Avatar kann bei der Kollisionserkennung einen frühen Hinweis auf eine mögliche Kollision geben, darf aber nicht als endgültiger Schutz vor Kollisionen verwendet werden.

(824789)

**WARNUNG!**

Einstellungen für den Hochdosistechnik-Typ. Grenzwerte sollten nur für Bestrahlungsverfahren festgelegt werden, die für die Anwendung mit Hochdosistechniken vorgesehen sind. Die Grenzwerte ermöglichen es, eine Sicherheitskontrolle der Bestrahlungsmaschine zu überschreiben. Dies kann möglicherweise zu einer schädlichen Behandlung führen, wenn die Werte falsch eingestellt sind. Es sollte auch ein geeigneterangemessener Grenzwert für die maximalen Feld-MU festgelegt werden.

(825142)

**WARNUNG!****Dosisgenauigkeit für das Protonen-MC-Dosisberechnungsmodul, das für kleine flache Felder verwendet wird.** Die

Monte-Carlo-PBS-Dosisberechnungsmodul-Validierung von RayStation zeigt im Vergleich zu Messungen für kleine flache Felder einige Abweichungen von den Anforderungen an die Dosisgenauigkeit. Die Validierung umfasst Felder mit einer Tiefe von 5 bis 30 mm unter Verwendung von Blendenöffnungen mit Durchmessern von 8 und 15 mm. Das im Versuchsaufbau verwendete Nozzle verfügt über einen Range Shifter, der 72 cm vor der Öffnung platziert ist. Für diese Setups sind die Genauigkeitsanforderungen eine Gamma-Passrate (3 %, 0,3 mm) von über 90 % und eine Gamma-Passrate (5 %, 0,5 mm) von über 95 %. Bei den Testcases mit einem Öffnungsdurchmesser von 8 mm neigt das RayStation Monte-Carlo-PBS-Dosisberechnungsmodul dazu, die Dosis im Verhältnis zu den Messungen zu überschätzen, und in einem Fall verfehlt die Validierung die Gamma-Genauigkeitsanforderung (3 %, 0,3 mm) mit einer Ausfallrate von etwa 14 %. Testcases für einen gleichwertigen Aufbau, aber mit einem Öffnungsdurchmesser von 15 mm erfüllen alle Genauigkeitsanforderungen, und alle Testcases für kleine flache Felder erfüllen die Gamma-Anforderung (5 %, 0,5 mm).

Dem Benutzer wird empfohlen, bei der Erstellung von Plänen mit Öffnungen unter 15 mm besonders vorsichtig zu sein.

(824407)

2.2.2 Signifikant aktualisierte Warnhinweise



WARNUNG!

Materialdarstellung. Die Materialansicht zeigt die kombinierten Voxeldichten aus Bildserien und Materialüberschreibungen. Alle Materialüberschreibungs-ROIs innerhalb der externen ROI und ROIs vom Typ Fixation und Support, die im Beamsset vorhanden sind sowie ROIs vom Typ Bolus, die dem ausgewählten Feld zugeordnet sind, werden in diese Dichteberechnung einbezogen. Dem ausgewählten Strahl zugewiesene ROIs vom Typ Bolus sind in dieser Dichteberechnung enthalten. Bei den angezeigten Dichtewerte handelt es sich um die Voxeldichten, die für die Dosisberechnung verwendet werden.

Wenn Stopping Power Ratios (SPR) als Eingabe für die Berechnung der Protonen- und Leichtenionendosis verwendet werden, werden in der Materialansicht stattdessen die kombinierten Voxel-SPR-Werte angezeigt, die bei der Dosisberechnung verwendet werden.

Dem Benutzer wird empfohlen, die Materialwerte (Dichte oder SPR) sorgfältig zu überprüfen, um sicherzustellen, dass die Eingabe für die Dosisberechnung korrekt ist.

Es ist zu beachten, dass bei BNCT und Brachy TG43 keine Materialdarstellung verfügbar ist. Während bei der BNCT-Technik die Dosisberechnung von einem externen Dosisberechnungsmodul durchgeführt wird und die Materialhandhabung anders ist, wird bei der Dosisberechnung mit Brachy TG43 der gesamte Patient als Wasser betrachtet.

2638

**WARNUNG!**

Zuweisung der CBCT-Dichtetabelle. Zur direkten Nutzung der CBCT-Rohinformationen bei der Dosisberechnung verwendet RayStation eine bildspezifische CBCT-Dichtetabelle. Da für eine CBCT im Vergleich zu den normalerweise für eine CT angegebenen Dichteniveaus ein begrenzter Satz von Dichtestufen spezifiziert ist, kann die Dosisberechnung für CBCT-Bilder weniger genau sein als mit CT-Bildern oder konvertierten CBCT-Bildern. Die Genauigkeit der Dosisberechnung mit einem CBCT mit zugewiesener Dichtetabelle hängt von der Abstimmung dieser Tabelle ab sowie davon, wie gut die tatsächliche Dichte im Patienten auf die ausgewählten Dichten in der Tabelle abgebildet wird.

Überprüfen Sie immer die Dichtetabelle, bevor sie für die Dosisberechnung verwendet wird. Die Überprüfung kann durch Stichprobenprüfung ausgewählter Schnittbilder im Dialogfeld „Create Density Table for CBCT“ (Dichtetabelle für CBCT erstellen) durchgeführt werden, in dem die Auswirkungen der Dichtetabelle dargestellt werden.

Die Dosisberechnung von CBCT-Rohbilddatensätzen wird nur für Photonen unterstützt.
(9355)

**WARNUNG!**

Die Strahlmodelle müssen vor der klinischen Anwendung validiert werden. Es liegt in der Verantwortung des Benutzers, alle Strahlmodelle zu validieren und in Betrieb zu nehmen, bevor sie zur Erstellung klinischer externer Strahlentherapie-Bestrahlungspläne verwendet werden.

RayStation wurde zur Verwendung durch geschulte Radioonkologie-Fachkräfte entwickelt. Wir empfehlen dringend, die Einhaltung der Empfehlungen in AAPM TG40, TG142, TG53, TG135, IAEA TRS 430, IAEA TRS 483 und anderen Normen, um die Erstellung akkurater Bestrahlungspläne zu gewährleisten.

Die berechnete Dosisgenauigkeit hängt direkt mit der Qualität des Strahlenmodells zusammen. Mängel des Strahlenmodells können zu Abweichungen zwischen verschriebenen und applizierten Dosen führen. Alle Parameterwerte sowie die Plan-QS und -QK müssen von qualifizierten Medizinphysikern geprüft und bestätigt werden. Die Dosisberechnungen müssen für alle in Betrieb genommenen CT-Geräte überprüft werden.

- Die berechnete Dosis muss für alle relevanten klinischen Situationen validiert werden, u. a. für Variationen bei SAD, SSD, Feldgröße, Feldform, Off-Axis-Position (x, y und diagonal), Kollimationstyp, Modulationsgrad, Leckdosis (Variation bei MU/Gy oder NP/Gy), Tisch-/Gantry-/Kollimator-Winkel, CyberKnife-Knotensets, Patient-/Phantom-Materialzusammensetzung und Patient-/Phantom-Materialgeometrie.
- Die berechnete Dosis ist für alle klinisch relevanten Dosisrauerauflösungen zu validieren.
- Bekannte Einschränkungen werden im *RSL-D-RS-2024A-REF, RayStation 2024A Reference Manual* erläutert. Bei der Validierung müssen zusätzliche Betriebsgrenzen für jedes Strahlmodell festgelegt und bei der Planung eingehalten werden.

Für Photonen:

Gehen Sie mit besonderer Vorsicht vor, wenn Sie RayStation mit MLC-Lamellen kleiner als 5 mm, Material, das sich von normalem Patientenmaterial unterscheidet, Blöcken, kleinen kreisförmigen Kegeln, Keilen (vor allem Off-Axis-Keilen), komplexen VMAT-Plänen, Rotationsplänen mit kleinen Feldgrößen, Siemens mARC-Plänen und Wave-Arc Pläne, insbesondere mit einer Ringrotation über 15 Grad, verwenden möchten.

Beachten Sie:

- Ein Strahlenmodell, das für 3D-CRT validiert wurde, muss nicht unbedingt für IMRT-Pläne geeignet sein.

- ein Strahlenmodell, das auf SMLC hin überprüft wurde, muss nicht unbedingt für DMLC-Pläne geeignet sein.
- ein Strahlenmodell, das auf SMLC oder DMLC hin überprüft wurde, muss nicht unbedingt für VMAT-Pläne geeignet sein.
- Ein für VMAT validiertes Strahlmodell ist nicht unbedingt für Pläne geeignet, die mit der Schiebefenster-VMAT-Sequenzierung erstellt wurden.
- Ein Beam-Modell, das für ein Photonen-Dosisberechnungsmodul (Collapsed Cone oder Monte Carlo) kommissioniert wurde, ist für das andere Dosisberechnungsmodul nicht ohne Anpassung der Beam-Modellparameter geeignet.

Für jedes ausgewählte Bestrahlungsverfahren muss eine Validierung mithilfe des 3D-Beam-Modellings oder RayStation durchgeführt werden. Für C-Arm- und CyberKnife-LINACs siehe Warnhinweis 3438. Für TomoTherapy-Bestrahlungsgeräte siehe auch Warnhinweis 10172.

Für Protonen:

Die Validierung sollte umfassen: relevante Kompensator- und Range Shifter-Geometrien, Konturen der Block- und/oder MLC-Blende, Luftspalte/Mundstückpositionen, Abstand vom Isozentrum zur Oberfläche, Abgleich und Muster der Spots, Tiefe des Ausbreitungs-Bragg-Peaks (SOBP) und Modulationsbreite, Feldgrößen (siehe auch Warnhinweis 1714).

Für Mevion Hyperscan siehe auch Warnung 369009.

Für Leichtionen:

Zur Validierung gehören: relevante Luftspalten/Mundstückpositionen, Abstand vom Isozentrum zur Oberfläche, Größe und Muster der Spots, Feldgrößen, heterogene/anthropomorphe Phantome, CT-Geräte, Range Shifter-Einstellungen, Überlagerungsdosis und Applikationseinstellungen (siehe auch Warnhinweis 1714).

Für Elektronen:

Die Validierung muss die betreffenden Applikatorgeometrien, Feldgrößen ohne Blockblende, Feldgrößen und Feldformen mit Blockblende, Feldformorientierungen für rechteckige Applikatoren, Blockblendenmaterialien und Dicke, Luftspalte zum Isozentrum und D50-Wasserbereiche pro nominaler Strahlenergie einschließen. Es werden nur Cerrobend-Blockblenden mit geraden Kanten, d. h. parallel zum Verlauf der Strahlachsenlinie, unterstützt.

(4001)

**WARNUNG!****Dosisrastereffekte für Protonen- und Leichtionen-PBS-Pläne.** Die

Pencil-Beam-Dosisberechnungsmodule in RayStation berechnen die durchschnittliche Dosis für ein Voxel zusammen mit der integrierten Tiefendosis und der Dosis für den Mittelpunkt jedes Voxels lateral. Dieser Dosiswert stellt die Dosis im gesamten Voxel dar, während das Monte Carlo-Dosisberechnungsmodul von RayStation die durchschnittliche Dosis berechnet, die in einem Voxel deponiert wird. Das bedeutet, dass jede Dosisvariation, die bei einer Auflösung auftritt, die feiner als die Auflösung des aktuellen Dosisrasters ist, bei der Dosisberechnung unter Umständen verloren geht. Es liegt in der Verantwortung des Benutzers, eine Dosisrasterauflösung zu wählen, die für jeden Plan geeignet ist. Allerdings kann der Bragg-Peak für Niedrigenergie-Protonenfelder und Leichtionenfelder ohne Ripple Filter so scharf sein, dass selbst die höchste Dosisrasterauflösung in RayStation (0,5 mm) nicht ausreicht, um den Bragg-Peak wiederzugeben. Die Folge ist eine systematische Unterschätzung der berechneten Dosis im Verhältnis zur abgegebenen Dosis. Auf diese Weise können Bestrahlungspläne generiert werden, die eine höhere Dosis applizieren, als erwartet.

Diese Beschränkung muss bei der Dosisberechnung berücksichtigt werden. Bei der Bestimmung, ob diese Diskrepanz signifikant ist, ist im patientenspezifischen QS-Prozess mit besonderer Sorgfalt vorzugehen.

(439)

**WARNUNG!****Beschränkungen für Feldgrößen für das Protonen-PBS-MC-Dosismodul.** Die

Validierung des Monte Carlo-PBS-Dosismoduls von RayStation deckt nur die folgenden Einstellungen in Bezug auf die Feldgröße ab:

- Gescannte Feldgrößen bis zu 4 x 4 cm²
- MLC-Blendenöffnungen bis zu 2 x 2 cm².
- Blockblendenöffnungen bis zu 4 x 4 cm².
- Blockblendenöffnungen mit Durchmessern zwischen 8 und 15 mm für flache Felder mit Reichweiten zwischen 5 und 30 mm

Besondere Vorsicht ist geboten, wenn PBS- und Line Scanning-Pläne mit gescannten Feldgrößen oder Blendenöffnungen erstellt werden, die kleiner als die Einstellungen sind, die bei der Validierung des Dosisberechnungsmoduls berücksichtigt wurden.

(369532)

**WARNUNG!**

Absolute Dosisgenauigkeit für Heliumionen-PBS mit Range Shiftern. In dem analytischen Dosisberechnungsmodul, das zur Berechnung der Heliumionendosis in RayStation verwendet wird, gibt es Einschränkungen bei der Modellierung der Strahlausbreitung in der Region zwischen einem Range Shifter und dem Patienten, auch Luftspalt genannt. Das Dosisberechnungsmodul wurde erfolgreich für Luftspalte bis zu 40 cm validiert. Bei größeren Luftspalten wurden hingegen Diskrepanzen beobachtet, insbesondere für kleine Felder und/oder dicke Range Shifter. Der Benutzer wird daher aufgefordert, bei der Verwendung von Luftspalten, die größer als 40 cm sind, besonders vorsichtig zu sein.

(219202)

**WARNUNG!**

Ungefähre laterale Abhängigkeit des gemischten Strahlungsfeldes für RBE-gewichtete Dosis und dosisgemittelten LET. Die laterale Fluenzverteilung von Primärpartikeln und -fragmenten wird mit Hilfe einer Trichrom-Näherung berechnet. Die Trichrom-Approximation nutzt die MCS- und Kernhalo-Gaußverteilungen und assoziiert sie mit verschiedenen Teilchenspezies, um realistische laterale Verteilungen der Fluenz von Primärpartikeln und Fragmenten zu erreichen. Die Näherung kann in Bereichen des Feldes, in denen die Verteilung der Primärpartikel und -fragmente anders ist, als dort, wo ein laterales Gleichgewicht im gemischten Strahlungsfeld herrscht, zum Beispiel außerhalb des Feldes, innerhalb eines kleinen Feldes oder am Rand eines größeren Feldes, zu erheblichen Fehlern führen. Beachten Sie, dass der Effekt direkt im dosisgemittelten LET sichtbar ist, aber nur als sekundärer Effekt für die RBE beiträgt.

(408315)

2.3 KLINISCHE ZIELE PRO BEAM SET ODER PLAN

- Es ist jetzt möglich, klinische Ziele entweder mit dem Plan oder einem Beam Set innerhalb des Plans zu verknüpfen.
- In den regulären Planungsmodulen (z. B. „Plan optimization“ (Planoptimierung)) wird das Ergebnis des klinischen Ziels anhand der zugeordneten Dosis berechnet.
- In Modulen, in denen Dosen verglichen werden können (z. B. Plan evaluation, MCO und Dose tracking), können klinische Ziele immer noch gegenüber mehreren Dosen gleichzeitig bewertet werden.

- Die Zuordnungen werden in klinischen Zielvorlagen gespeichert. Die Zuordnung kann beim Anwenden der Vorlage manuell konfiguriert werden, ähnlich wie ROIs konfiguriert werden können.
- Die Tabellen in Plan- und Beam Set-Berichten wurden aktualisiert. Die in den Berichten verfügbaren Tabellen für klinische Ziele umfassen „klinische Ziele im Zusammenhang mit dem Plan“, „klinische Ziele im Zusammenhang mit dem Beam Set“ und „klinische Ziele (Evaluierungsdosis)“.

2.4 AUSWAHL DES FIXATION- UND SUPPORT-ROI PRO BEAM SET

- Es ist jetzt möglich, Fixation- und Support-ROIs pro Beam Set auszuwählen. Dadurch ist es beispielsweise möglich, mehrere Tische zu konturieren, die für verschiedene Modalitäten verwendet werden können.
- Nur ausgewählte Fixation- und Support-ROIs werden in die Dosisberechnung, SSD-Berechnung, Luftspaltberechnung, Strahleintrittsüberprüfung, physikalische Tiefenberechnung, Wasseräquivalenttiefenberechnung, Dosisberechnungen an anderen Bildserien, gestörten Dosisberechnungen und Fraktionsdosisberechnungen im Modul „Dose tracking“ (Dosisnachverfolgung) einbezogen.
- Standardmäßig sind alle Fixation- und Support-ROIs in einem Beam Set enthalten.
- Bei der Bestätigung eines Beam Sets oder eines Plans werden nur die im Beam Set enthaltenen Fixation- und Support-ROIs in die Bestätigung einbezogen. Alle ausgeschlossenen Fixation- und Support-ROIs bleiben unbestätigt. Alle anderen ROIs und POIs werden wie gewohnt bestätigt.
- Im Planbericht gibt es für jeden Beam Set eine neue Tabelle, in der die verwendeten Fixation- und Support-ROIs und deren Materialeigenschaften angezeigt werden.
- Ein neuer Protokollschritt wurde hinzugefügt; *Include fixation & support ROIs* (Fixation- und Support-ROIs einbeziehen). In diesem Schritt können Sie angeben, welche Fixation- und Support-ROIs in einen Beam Set aufgenommen werden sollen, der vom Protokoll erstellt wird.

2.5 DEEP LEARNING-SEGMENTIERUNG

- ROIs werden jetzt im Dialogfeld *Deep learning segmentation* (Deep Learning-Segmentierung) nach Körperregion gruppiert.
- Es ist jetzt möglich, Farbcodes für ROI-Farben in RayMachine festzulegen. Farbcodes müssen im HEX- oder ARGB-Format vorliegen (die A-Komponente muss FF sein, d. h. vollständig undurchsichtig). Beispiele für Farbcodes: „#7b7bc0“, „#FF7b7bc0“, „blau“.

2.6 MACHINE-LEARNING-PLANUNG

- Die Struktur der Einstellungsdatei wird neu angeordnet. Das Feld *PredictSettings* wurde nun entfernt, und stattdessen werden DVH-Modifikationen unter *MimicSettings.PreprocessingSettings* angegeben. Die Syntax für die Änderungen bleibt gleich.

- RayStation 2024A-Modelle haben neue Namenskonventionen. Die Namenszuordnungen zwischen RayStation 2023B- und RayStation 2024A Deep Learning-Planungsmodellen sind unten aufgeführt.

Modellbezeichnungen 2023B	Modellbezeichnungen 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 LEISTUNGSVERBESSERUNGEN

- Ein Case wird jetzt schneller gespeichert, insbesondere für Patienten mit einer sehr hohen Anzahl an Plänen.
- Ein Planungsmodul wird jetzt schneller geöffnet, insbesondere wenn triangulierte ROIs vorhanden sind.
- Voxelvolumina werden jetzt schneller berechnet. Dies wird als schnellere Anfangsphase der Optimierung und Dosisberechnung festgestellt, wenn das Dosisraster eingestellt oder geändert wurde.
- *Copy to all* (Für alle kopieren) von *Visualization settings* (Darstellungseinstellungen) in den ROI/POI-Details wird jetzt schneller durchgeführt.

2.8 ALLGEMEINE SYSTEMVERBESSERUNGEN

- ROI- und POI-Listen sind nun anfangs alphabetisch sortiert.
- Die Sortierung nach Unterspalten ist jetzt für einige Tabellen möglich. Beispielsweise können ROI-Details in Darstellungsunterspalten sortiert werden.

- Statische Tabellen in Berichten können so konfiguriert werden, dass sie im Querformat ausgegeben werden.
- Die gesamte Symbolleiste im 3DCRT- und VSIM-Modul ist jetzt vollständig sichtbar (es ist nicht erforderlich, zu scrollen, um die Verschreibung zu sehen), da die Symbolleiste *Aperture shapes* (Feldöffnung) komprimiert ist (Beschriftungen werden entfernt und Symbole werden verschoben).
- In der Patientenansicht „Material patient“, in der Materialwerte in der Auflösung des Dosisrasters angezeigt werden, wird der Bolus einbezogen, wenn die Strahldosis für einen Strahl mit einem zugewiesenen Bolus-ROI ausgewählt wird.
- Beim Laden von klinischen Zielvorlagen oder Optimierungsfunktionsvorlagen kann nun ausgewählt werden, ob bestehende Funktionen ersetzt werden sollen. Dies ähnelt dem aktuellen Verhalten beim Laden von Beam Feldlistenvorlagen.

2.9 PATIENTENDATENVERWALTUNG

- Der Abschnitt *Treatment delivery* (Bestrahlungsapplikation) wurde zu *Dose tracking* (Dosisnachverfolgung) umbenannt und zeigt nun zusätzlich die Bildserie an, die für die Dosisakkumulation verwendet wird.

2.10 PATIENTENMODELLIERUNG

- Das Erstellen von Strukturen aus einer Vorlage ermöglicht nun, abgeleitete ROIs für alle Initialisierungsoptionen automatisch zu aktualisieren. Bestehende Protokolle erhalten das Standardverhalten, d. h. die Aktualisierung von abgeleiteten ROIs, wenn ein Protokoll mit einer Strukturvorlage ausgeführt wird.
- Es gibt eine neue Option unter *Basic shapes* (Basisformen) für die Erstellung von ellipsenförmigen ROIs.
- Es gibt ein Werkzeug zur Segmentierung von Gefäßen in der Lunge.
- Die Standardnamen für MBS-ROIs entsprechen jetzt der Norm TG263.
- Die ungleichmäßige Expansion und Kontraktion von ROIs wurde verbessert.
 - Ein neuer Algorithmus verwendet Graustufenwerte an den Rändern von ROIs, um glattere Expansionen und Kontraktionen zu erhalten. Der Algorithmus wird auf der GPU ausgeführt.
 - Für große ROIs und für große Margen wird immer noch der alte Algorithmus verwendet, der eine binäre Grenze zur ROI vor der Expansion und Kontraktion schafft. Damit sollen lange Rechenzeiten vermieden werden.
- Das Löschen mehrerer Konturen (Beibehaltung aller n:te) funktioniert jetzt in allen Ansichtsrichtungen; transversal, sagittal, koronal und mit Schicht ausgerichtet (für schräge Bildserien).

- Die schwebende Ansicht unter *Image registration* (Bildregistrierung) wurde aktualisiert und funktioniert jetzt wie in RayStation 11A und früheren RayStation-Versionen.
- Es ist nun möglich, ein begrenztes Field-of-View als Deformierungsstrategie für hybride deformierbare Registrierungen zu verwenden. Die Strategie wird eingeführt, um Cases mit einem Planungs-CT als Referenzbild und einem CBCT mit eingeschränktem Field-of-View als Zielbild besser behandeln zu können. Es kann durch Skripting verwendet werden und erfordert einen Fokus-ROI vom Typ „Field-of-view“.
- Im Modul „Deformable registration“ (elastische Registrierung) zeigt die Ansicht *Deformation grid* (Verformungsraaster) nun die Bildserie in der gleichen Richtung wie die Referenzbildserie, d. h. es sieht genauso aus wie die Fusionsansicht, wenn das Referenzbild eine andere Patientenposition als HFS hat.

2.11 BILDKONVERTIERUNG

- Die Erstellung konvertierter CBCT (sowohl korrigiertes CBCT als auch virtuelles CT) umfasst jetzt standardmäßig die Erstellung von FoV-ROI und deformierbarer Registrierung. Die deformierbare Registrierung wird mit der neuen Deformierungsstrategie „Begrenztes Field-of-View“ erstellt. Es ist weiterhin möglich, eine andere FoV-ROI und eine andere deformierbare Registrierung auszuwählen.

2.12 BRACHYTHERAPIEPLANUNG

- Kanalnummern werden nun in den 3D-Ansichten angezeigt.

2.13 PLANOPTIMIERUNG

- Der Registerkarte *Objectives/constraints* (Ziele/Beschränkungen) wurde die Schaltfläche *Copy* (Kopieren) hinzugefügt.
- Funktionswerte werden nach der finalen Dosis nicht mehr automatisch berechnet.
- Es ist nun möglich, eine Hintergrund-Ionendosis, die auf konvertierten CBCT-Bildserien berechnet wurde, zur Optimierung zu verwenden.
- Der VMAT-Sequenzierungsalgorithmus für sliding window wurde geändert, um Kontrollpunkte mit einem Gantryabstand von genau 2 Grad zu erstellen, im Gegensatz zu einem Gantryabstand von maximal 2 Grad.

2.14 MULTIKRITERIELLE OPTIMIERUNG

- Der Registerkarte *Tradeoffs/constraints* (Trade-offs/Beschränkungen) wurde die Schaltfläche *Copy* (Kopieren) hinzugefügt.
- Die VMAT-Sequenzierung für sliding windows, die für den segmentbasierten Pareto-Planmodus verwendet wird, wurde geändert, um Kontrollpunkte mit einem Gantryabstand von genau 2 Grad zu erstellen, im Gegensatz zu einem Gantryabstand von maximal 2 Grad.

2.15 ALLGEMEINE PHOTONENPLANUNG

- Unterstützung für Hochdosistechnik-Typen.
 - In RayPhysics ist es möglich, Grenzwerte für verschiedene Bestrahungsverfahren zu definieren.
 - Während des DICOM-Exports wird das Tag (300A, 00C7) im RTPlan auf SRS für Felder gesetzt, bei denen die MU den Grenzwert überschreiten.

2.16 PROTONEN-PENCIL BEAM-SCANNING-PLANUNG

- Es ist jetzt möglich, die Dosis mit einer Dosisrastraufösung von 0,5 mm für Protonen-PBS mit den Monte-Carlo- und Pencil-Beam-Dosisberechnungsmodulen zu optimieren und zu berechnen.
- Die Einstellungen für „Bestrahlen und schützen“ sind jetzt skriptfähig.

2.17 PROTONEN-BREITSTRAHLENPLANUNG

- Die Einstellungen für „Bestrahlen und schützen“ sind jetzt skriptfähig.

2.18 LEICHTIONEN-PENCIL-BEAM-SCANNING-PLANUNG

- Trichrom-Annäherung bei der Berechnung von RBE für Leichtionen:
 - Die Trichrom-Annäherung löst die bisherige monochrome Annäherung ab, bei der ein laterales Gleichgewicht in der Partikelfluenz angenommen wurde, unabhängig vom Abstand zur Zentralachse des Strahls.
 - Die Partikel sind nun mit den lateralen Fluenzkomponenten des Strahls verbunden, was zu primären Ionen und schweren Fragmenten in der Nähe der Zentralachse und leichteren Fragmenten in größerer Entfernung führt.
 - Die Trichrom-Annäherung führt im Allgemeinen zu einer höheren RBE in kleinen Feldern und an lateralen Feldrändern und zu einer niedrigeren RBE im Niedrigdosisbereich außerhalb der Felder.
- Verbesserte Umverteilung von Partikelbestandteilen bei der Berechnung des dosisgemittelten LET (LETd) für niedrigere Energien (d. h. verbesserte Trichrom-Annäherung).
 - Die LETd wurde in RayStation 2023B in der Niedrigdosisregion lateral des SOBP für kurze bis mittlere Bereiche überschätzt. Dies wurde nun behoben.

2.19 ELEKTRONENPLANUNG

- Die Einstellungen für „Bestrahlen und schützen“ sind jetzt skriptfähig.

- Es ist jetzt möglich, die Dosis für Varian TrueBeam mit HDMLC für Applikatoren zu berechnen, die größer in y-Richtung als die Ausdehnung des MLC sind. (Es gab ein Problem, welches dies in RayStation 2023B gestoppt hat.)

2.20 PLANEVALUIERUNG

- Die Ergebnisse der klinischen Ziele werden nun in separaten Spalten angezeigt, eine für jede evaluierte Dosisverteilung. Zuvor wurden die klinischen Ziele in mehreren Zeilen dupliziert.
 - Die klinischen Ziele werden anhand der in den 2D-Patientenansichten angezeigten Dosis(n) bewertet, aber auch anhand der Plan- und Beam Set-Dosen, mit denen sie verbunden sind. (Weitere Informationen zur Zuordnung klinischer Ziele finden Sie in *Abschnitt 2.3 Klinische Ziele pro Beam Set oder Plan auf Seite 17.*)
 - Die Evaluierung der Vergleichsdosis(n) wird in einem separaten Abschnitt innerhalb der Liste der klinischen Ziele im Bereich *Comparison* (Vergleich) angezeigt.

2.21 QS-VORBEREITUNG

- Die EPID-QS-Funktionalität wurde für Varian Halcyon validiert.¹

2.22 ADAPTIVE NEUPLANUNG

- Es ist nun möglich, die Hintergrund-Ionendosis, die auf konvertierten CBCT-Bildserien berechnet wurde, in adaptierten Plänen zu verwenden.

2.23 DICOM

- Die Art und Weise, wie in RayStation DICOM-Daten verarbeitet werden, bei der Anwendung eines Filters, wurde aktualisiert. Zuvor wurden die Datensätze unter Verwendung der gleichen „Transfer Syntax“ (Übertragungssyntax) an den Filter übergeben, mit der sie empfangen wurden. Dies wurde nun aktualisiert, so dass die „Transfer Syntax Implicit VR Little Endian“ immer verwendet wird.
- Das Eintragen der DICOM-Attribute „Prescription Description (300A,000E)“ (Beschreibung der Verschreibung) und „Dose Reference Description (300A,0016)“ (Beschreibung der Dosisreferenz) wurde aktualisiert. Bisher wurden Standardwerte verwendet, um diese Attribute einzutragen. Für „Dose Reference Description“ (Beschreibung der Dosisreferenz) ist es nun

¹ Die Marke HALCYON ist eine Marke von Varian Medical Systems, Inc. Varian sponsert oder unterstützt nicht die Verwendung von RayStation seinem HALCYON-Produkt.

möglich, zwischen vier verschiedenen Standardmodi für die Eintragung der Werte zu wählen. Diese Einstellung kann pro Maschine konfiguriert werden.

Es ist auch möglich, benutzerdefinierte Überschreibungen für beide Attribute festzulegen, entweder in der Benutzeroberfläche von RayStation oder per Skripting.

Diese Funktion ersetzt Teile des DICOM-Filters „RSL-D-61-393 Modify RTPLAN for Mosaic“.

- Es ist jetzt möglich, eine Dosisleistung für RayStation Positionierungsfelder einzustellen, wenn eine LINAC-Bestrahlungsmaschine verwendet wird. Eine neue Einstellung hierfür ist in RayPhysics verfügbar.
- Den LINAC-Maschinen wurde eine Option hinzugefügt, mit der die Referenced Reference Image Sequence (300A,0016) (Referenzierte Referenzbildsequenz) exportiert werden kann. Diese Sequenz enthält Verweise auf RT-Bilder (DRR). Bei dieser Option handelt es sich um eine temporäre Lösung, die höchstwahrscheinlich in zukünftigen Versionen entfernt wird.
- Es wurde ein Problem behoben, das dazu führte, dass die nominalen Blendenpositionen für Elektronenpläne, bei denen alle Applikator-IDs im Maschinenmodell gleich sind, falsch exportiert wurden. Für dieses Setup werden nun korrekte nominale Blendenpositionen exportiert. Es wird auch nicht mehr möglich sein, Maschinen mit nicht eindeutigen Applikator-IDs zu kommissionieren. Für Anwendungsfälle, in denen dies gewünscht wird, ist stattdessen die Einstellung „Export applicator IDs as“ (Applikator-IDs exportieren) wie in der Registerkarte „DICOM“ zu verwenden.

2.24 DARSTELLUNG

- Der relative Dosiswert wurde zur Darstellung der Dose cloud (Dosiswolke) hinzugefügt.
 - Die Einstellung der Dosiswolke (relativ/absolut) ist mit der Farbtabelle verknüpft. Wenn die Farbtabelle relativ ist, entspricht die Angabe „100 % equals“ der „primären Verschreibung“ und wenn die Farbtabelle absolut ist, entspricht sie der „maximalen Dosis“.
- Die Dialogfelder *Show beam parts* (Feldbestandteile anzeigen), *Volume rendering settings* (Einstellungen für die Volumendarstellung) und *DRR settings* (DRR-Einstellungen) sind jetzt nicht modal und blockieren nicht mehr die Interaktion mit anderen Bereichen der RayStation.
- Beim Bragg Peak-Rendering wurden Leistungsverbesserungen vorgenommen.
- Der Gantry-Winkel des Feldes wird jetzt in der BEV angezeigt.

2.25 SKRIPTING

- *AddOarRangeMarginRoi* und *RemoveOarRangeMarginRoi* wurden durch *SetOarRangeMarginRois* ersetzt, die die gesamte Liste auf einmal festlegt. Mit leerer Liste abrufen, um ROIs zu löschen.
- Die Liste *Study.Registrations* wurde umbenannt in *Study.FrameOfReferenceRegistrations*.
- Für die Funktionalität „Bestrahlen und schützen“ auf Strahlebene stehen jetzt neue Methoden für alle Modalitäten zur Verfügung, die „Bestrahlen und schützen“ unterstützen:

SetTreatOrProtectRoi, ClearTreatOrProtectRoi, SetFluenceProtectRoi, SetCompensatorProtectRoi, SetCompensatorProtectMargin, GetCompensatorProtectMargin, SetTreatDistalMargin, GetDistalTreatMargin, SetTreatProximalMargin, GetProximalTreatMargin

- *RemoveTreatOrProtectRoi* wurde entfernt (neue *ClearTreatOrProtectRoi* verwenden).
- *SetTreatAndProtectMarginsForBeam* wurde entfernt (neu *SetTreatOrProtectRoi* mit Margen in Argumenten verwenden).
- *GetSSD* wurde entfernt und durch *GetSourceToSurfaceDistance* und *GetSourceToSkinDistance* ersetzt.

2.26 RAYPHYSICS

2.26.1 Kommissionierung von Elektronenstrahlen

- Es ist jetzt möglich, die Dosis für Varian TrueBeam mit HDMLC für Applikatoren zu berechnen, die größer in y-Richtung als die Erweiterung des MLC sind. (Es gab ein Problem, dies in RayStation 2023B zu stoppen.) Die Lösung verursacht geringfügige Dosisänderungen bei größeren Applikatoren im Vergleich zur vorherigen Version. Maschinenmodelle für Varian TrueBeam mit HDMLC sollten überprüft werden.

2.26.2 Kommissionierung von Ionenstrahlen

- Es ist nun möglich, unterschiedliche Dosisrasterauflösungen in Tiefen- und Querrichtung für die Berechnung von Dosiskurven und absoluter Dosimetrie einzustellen.
- Für die Protonen-Pencil-Beam- und Monte-Carlo-Dosisberechnungsmodule wurde die kleinste zulässige Dosisrasterauflösung für die Berechnung von Dosiskurven und die absolute Dosimetrie von 1,0 auf 0,5 mm verringert.
- Die empfohlenen Werte für die Auflösung und die Anzahl der Historien wurden wie folgt aktualisiert (nur für Protonen – die Empfehlung für Leichtenionen bleibt unverändert):
 - Spot-Profil
 - + Laterale Auflösung: 0,05 cm
 - + Tiefenauflösung: 0,3 cm
 - + Anzahl von Historien: 100.000.000
 - Pristine-Bragg-Peaks
 - + Laterale Auflösung: 0,3 cm
 - + Tiefenauflösung: 0,05 cm
 - + Anzahl von Historien: 10.000.000
 - Absolute Dosimetrie (keine Änderungen gegenüber früheren Empfehlungen)

- + Laterale Auflösung: 0,2 cm
- + Tiefenauflösung: 0,2 cm
- + Anzahl von Historien: 50.000

2.27 AKTUALISIERUNGEN VON DOSISBERECHNUNGSMODULEN FÜR RAYSTATION 2024A

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

Dosisberechnungsmodul	2023B	2024A	Erfordert eine erneute Kommissionierung	Dosiseffekt ⁱ	Anmerkung
Alle	-	-	-	Vernachlässigbar	Neuer Algorithmus zur Umwandlung von ROI-Dreiecksnetzen in Voxelvolumina, der einen vernachlässigbaren Einfluss auf die berechnete 3D-Dosis hat. ROI-Volumina können sich geringfügig unterscheiden, wenn sie mit einer identischen ROI in früheren Versionen von RayStation verglichen werden.
Photon Collapsed Cone	5.8	5.9	Nein	Vernachlässigbar	Keine Änderungen am Dosisberechnungsmodul.
Photon Monte Carlo	3.0	3.1	Nein	Vernachlässigbar	Keine Änderungen am Dosisberechnungsmodul.

Dosisberechnungsmodul	2023B	2024A	Erfordert eine erneute Kommissionierung	Dosiseffekt ⁱ	Anmerkung
Elektron Monte Carlo	5.0	5.1	Nein	Vernachlässigbar, außer bei Varian TrueBeam mit HDMLC, wo geringfügige Veränderungen zu sehen sind, insbesondere bei größeren Applikatoren.	Die für GPU-Berechnungen in RayStation verwendete Plattform (CUDA) wurde auf eine neue Version aktualisiert. Dies hat geringfügigen Einfluss auf die berechnete Elektronen-Monte-Carlo-Dosis, die aufgrund der statistischen Natur sehr empfindlich selbst auf kleine Störungen reagieren kann. Bei der Dosisberechnung mit geringer statistischer Unsicherheit ist der Dosisunterschied im Vergleich zur Vorgängerversion vernachlässigbar. Ein Problem wurde behoben: Es war nicht möglich, die Dosis in RayStation 2023B für Varian TrueBeam mit HDMLC für Applikatoren zu berechnen, die größer in y-Richtung als die Ausdehnung des MLC sind. Die Änderungen, die zur Behebung dieses Problems vorgenommen wurden, verursachen geringfügige Dosisänderungen bei größeren Applikatoren im Vergleich zur vorherigen Version.
Proton-PBS Monte Carlo	5.5	5.6	Nein	Die Anzahl der großen Dosisspitzen in Voxeln mit niedriger Dichte wurde reduziert.	Verbesserte Handhabung schwerer Kernfragmente in Regionen mit geringer Dichte.
Proton-PBS Pencil Beam	6.5	6.6	Nein	Vernachlässigbar	Keine Änderungen am Dosisberechnungsmodul.

Dosisberechnungsmodul	2023B	2024A	Erfordert eine erneute Kommissionierung	Dosiseffekt ⁱ	Anmerkung
Proton US/DS/Wobbling Pencil Beam	4.10	4.11	Nein	Vernachlässigbar	Keine Änderungen am Dosisberechnungsmodul.
Kohlenstoff-PBS Pencil Beam	6.0	7.0	Ja	Größere Unterschiede werden bei dosisgemittelter LET und RBE erwartet. Die größten Unterschiede werden an den seitlichen Feldrändern erwartet, sowohl außerhalb von Feldern als auch innerhalb kleiner Felder. Die physikalische Dosis hat vernachlässigbare Veränderungen.	Verbesserte Handhabung der lateralen Verteilung der Partikelbestandteile bei der Berechnung von RBE durch die Trichrom-Annäherung. Verbesserte Umverteilung von Partikelbestandteilen bei der Berechnung der dosisgemittelten LET (LETd) für niedrigere Energien (d. h. verbesserte Trichrom-Annäherung). Die LETd wurde in 2023B in der Niedrigdosisregion lateral des SOBP für kurze bis mittlere Bereiche überschätzt. Dies wurde nun behoben.
Brachytherapie TG43	1.4	1.5	Nein	Vernachlässigbar	Keine Änderungen am Dosisberechnungsmodul.

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

2.28 AKTUALISIERUNGEN DER CBCT-KONVERTIERUNGSLGORITHMEN

Die Änderungen an den CBCT-Konvertierungsalgorithmen für RayStation 2024A sind nachstehend aufgeführt.

Konvertierungsalgorithmus	2023B	2024A	Dosiseffekt	Anmerkung
Korrigiertes CBCT	1.2	1.3	Vernachlässigbar	Geringfügige Änderungen an erstellten Bildserien, die darauf zurückzuführen sind, dass die Voxelvolumina der ROIs, die im Algorithmus verwendet werden, im Vergleich zu früheren Versionen von RayStation geringfügig abweichen können.
Virtuelles CT	1.2	1.3	Vernachlässigbar	Geringfügige Änderungen an erstellten Bildserien, die darauf zurückzuführen sind, dass die Voxelvolumina der ROIs, die im Algorithmus verwendet werden, im Vergleich zu früheren Versionen von RayStation geringfügig abweichen können.

2.29 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.
- Es ist jetzt möglich, Fixation- und Support-ROIs aus einem Beam Set auszuschließen. Wenn eine ROI ausgeschlossen ist, wird sie bei der Berechnung der Dosis für das Beam Set nicht berücksichtigt.

- Boli, die in keinem Feld verwendet werden, werden in den Ansichten 3D/Raumansicht/DRR/Setup-DRR/BEV nicht angezeigt.
- Protonen: In RayStation 2024A wird die kleinste Dosisraster-Voxelgröße, die bei der Bestrahlungsplanung und beim Beam Commissioning zulässig ist, für die Protonen-PBS-Monte-Carlo- und Pencil-Beam-Dosisberechnungsmodule von 1 auf 0,5 mm gesenkt. Bei der Kommissionierung eines Protonen-Bestrahlungsmaschinenmodells wird dem Benutzer empfohlen, eine Auflösung von 0,5 mm in lateraler Richtung für Spotprofile und in Tiefenrichtung für Pristine-Bragg-Peaks zu verwenden. Es gibt keine zusätzlichen Einschränkungen für die Auflösung bei der Bestrahlungsplanung. Daher ist es möglich, die Dosis mit einer Auflösung von 0,5 mm unter Verwendung von Maschinenmodellen zu berechnen, die in früheren Versionen von RayStation kommissioniert wurden, wo es nicht möglich war, Dosiskurven mit einer so feinen Auflösung zu berechnen. Es liegt in der Verantwortung des Benutzers, sicherzustellen, dass Beam-Modelle, die für den klinischen Einsatz bestimmt sind, für alle relevanten Dosisrasterauflösungen validiert sind.
- Die Patientenansicht „Material patient“, die Materialwerte in der Dosisrasterauflösung anzeigt, ist in RayStation 2024A im Vergleich zu früheren Versionen eingeschränkter. Die Materialverteilung ist jetzt nur noch für Felddosen und Beam Set-Dosen zu sehen, wenn eine berechnete Dosis vorhanden ist.
- Zwischen RayStation 2023B und RayStation 2024A wurde ein Fehler im Algorithmus für die Zentrierung importierter Dosiskurven in RayPhysics korrigiert. In RayStation 2023B und früheren Versionen konnte der berechnete Mittelpunkt der Dosiskurve für verrauschte Profilkurven manchmal falsch sein. Die gemessenen Kurven, die in RayStation 2024A visualisiert werden, verwenden die Zentrierung nach Korrektur des Fehlers, auch wenn die Dosiskurven in einer früheren RayStation- Version importiert wurden. Dies gilt sowohl für kommissionierte als auch für nicht kommissionierte Maschinenmodelle. Bei der Überprüfung eines Maschinenmodells, das in einer früheren Version erstellt wurde, kann es Unterschiede in der Ausrichtung zwischen gemessenen und berechneten Kurven in RayStation 2024A im Vergleich zur Ausrichtung in früheren RayStation-Versionen geben. Nur die gemessenen Kurven könnten sich ändern, berechnete Kurven ändern sich nicht. Auch die Gamma- und Dosisdifferenzkurven ändern sich nicht und zeigen die Differenz zwischen gemessenen und berechneten Kurven an, wie auch in RayStation-Versionen, in denen die Kurven berechnet wurden.
- Änderungen in der Handhabung von konvertierten Bildern
 - Das Bildgebungssystem, das den konvertierten Bildern zugeordnet ist (erzeugt über die Methode „Korrigiertes CBCT“ oder „Virtuelles CT“), entspricht nun dem Bildgebungssystem der Referenzbildserie (Planungs-CT). Alle vorhandenen Bilder wurden gepatcht. Folglich ist die Modalität solcher Bilder jetzt CT statt CBCT. Daher sind Anwendungsfälle, bei denen die Bildmodalität CT sein muss, jetzt offen für konvertierte Bilder (mit Ausnahme der Ionenplanung).
 - Der Benutzer kann das Bildgebungssystem eines konvertierten Bildes (das mit der Methode „Korrigiertes CBCT“ oder „Virtuelles CT“ erzeugt wurde) nach seiner Erstellung manuell ändern. Die Auswahl des Benutzers bleibt auch bei der Neuberechnung ungültiger Bilder bestehen.

- Beim DICOM-Export von konvertierten Bildern, die in 2024A erstellt wurden (erzeugt mit der Methode „Korrigiertes CBCT“ oder „Virtuelles CT“), werden „Station Name {0008,1010}“ (Stationsname) und „Protocol Name {0018,1030}“ (Protokollname) auf identische Werte mit den importierten DICOM-Daten des Referenzbildes (Planungs-CT) gesetzt. Dies gewährleistet ein konsistentes Verhalten des DICOM-Exports von regulären und konvertierten Bildern. Der DICOM-Export von Bildern, die vor 2024A erstellt wurden, bleibt unverändert und erhält weiterhin den „Station Name“ (Stationsnamen) und „Protocol Name“ (Protokollnamen) aus dem Bildgebungssystem des ursprünglichen CBCT-Bildes (nicht aus den importierten DICOM-Daten).
- Die Art und Weise, wie UIDs für RT-Bilder (DRR) generiert werden, wurde aktualisiert. Wenn dasselbe DRR aus 2024A oder einer früheren Version exportiert wird, werden unterschiedliche DICOM-Instanzen erstellt.
- Die Dosisreferenz-UID-Generation wurde in RayStation 2023B aktualisiert. Wenn ein Beam Set mit einer Verschreibung in einer früheren Version exportiert wird und ein zweites Beam Set mit einer Verschreibung für denselben Bestrahlungsbereich und dasselbe Dosisvolumen in 2023B oder später exportiert wird, stimmen die „Dose Reference UIDs“ (Dosisreferenz-UIDs) nicht überein. Mit RayCare verbundene Patienten sind davon nicht betroffen.
- Eine Begrenzung der MLC-Lamellenbewegung während der VMAT-Optimierung wurde für Maschinen mit diskreten Dosisleistungen entfernt.

3 BEKANNTE PROBLEME DER PATIENTENSICHERHEIT

In RayStation 2024A 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 Materialverteilung ist nur bei der Dosisberechnung zu sehen

Wenn die 2D-Patientenansichten so eingestellt sind, dass die Massendichte oder SPR in der Dosisrastraufösung angezeigt wird (Materialdarstellungsansicht), werden die Materialinformationen erst angezeigt, nachdem eine Dosis berechnet wurde. Dem Benutzer wird empfohlen, nach der Dosisberechnung immer die Materialdarstellungsansicht zu überprüfen, um zu verstehen, für welche Massendichte- oder SPR-Werte die Dosis berechnet wurde. Dies ist besonders wichtig für die okuläre Protonenplanung, bei der der Benutzer die Verwendung der Bildserienansicht vermeiden sollte, da sie aufgrund der obligatorischen Materialüberschreibung auf dem externen ROI und des Vorhandenseins einer Hautebene nicht der für die Dosisberechnung verwendeten Patientengeometrie entspricht. Dies ist auch von besonderer Bedeutung bei der reinen MR-Planung für Photonen, bei der die Dosisberechnung auf der genauen Zuweisung der Materialüberschreibung zum externen ROI und anderen relevanten Strukturen beruht.

[826963]

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 anzeigen 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 abzubrechen. 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 2024A aktualisiert werden.

Das Upgrade auf RayStation 2024A 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]

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]

4.7 PROTONEN-PLANUNG

Falsche statistische Unsicherheit für die Plandosis bei Verwendung der Protonen-MC-Dosis

Das Protonen-Monte-Carlo-Dosisberechnungsmodul in RayStation berechnet die statistische Unsicherheit nicht für die Gesamtplandosis, sondern nur für die einzelnen Strahldosen. Die statistische Unsicherheit der Strahldosis wird in den 2D-Patientenansichten für jede einzelne Strahldosis angezeigt. In RayStation 2024A wird fälschlicherweise ein Wert für die statistische Unsicherheit auch für die Plandosis angegeben. Der angezeigte Wert entspricht der statistischen Unsicherheit eines der Felder in der Feld-Liste. Dieser Wert ist in den meisten Fällen höher als die statistische Unsicherheit der tatsächlichen Plandosis, kann aber in einigen Szenarien niedriger sein als der tatsächliche Wert, wenn *Ions/spot* (Ionen/Spot) in den Einstellungen für die Berechnung der endgültigen Dosis verwendet wurde. Der klinische Status der Plandosis ist jedoch immer noch korrekt, da er nur von der statistischen Unsicherheit der einzelnen Strahldosen abhängt.

[826775]

4.8 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]

4.9 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]

4.10 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]

4.11 BIOLOGISCHE AUSWERTUNG UND OPTIMIERUNG

Die biologische Auswertung des Fraktionierungsplans kann beim Erstellen eines neuen adaptiven Plans zum Absturz führen

Wenn der Fraktionierungsplan im Modul „Biological Evaluation“ (Biologische Auswertung) bearbeitet wird, stürzt das System beim Erstellen eines angepassten Plans ab. Um die biologische Beurteilung durchzuführen, kopieren Sie den Plan und nehmen Sie die Fraktionierungsplanänderungen an der Kopie vor.

[138535]

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)

Biologische Funktionswerte werden nicht ungültig gemacht, wenn das Fraktionierungsschema für Pläne mit mehr als einem Beam Set geändert wird

Beim Ändern des Fraktionierungszeitplans für ein anderes Beam Set als das erste werden das Diagramm *Biological Progress* (Biologischer Fortschritt) oder die Werte der Evaluierungsfunktion im Modul Biological Evaluation nicht ungültig. Berechnen Sie Funktionswerte immer manuell neu, nachdem Sie Fraktionen in Plänen mit mehr als einem Beam Set verschoben haben.

(48314)

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 Dosisnachverfolgungsfraktion 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)

4.12 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-2024A-REF, RayStation 2024A Reference Manual* und *Tiefenversatz und Detektorhöhe* in *RSL-D-RS-2024A-RPHY, RayStation 2024A RayPhysics Manual* und *RSL-D-RS-2024A-BCDS, RayStation 2024A Beam Commissioning Data Specification*.

(410561)

4.13 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 Entsperren 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]

5 AKTUALISIERUNGEN IN RAYSTATION 2024A SP1

In diesem Kapitel werden die Aktualisierungen in RayStation 2024A SP1 gegenüber RayStation 2024A beschrieben.

5.1 NEUHEITEN UND VERBESSERUNGEN

5.1.1 Behobene Probleme in Sicherheitshinweisen (FSN)

Das in Sicherheitshinweis FSN 130646 beschriebene Problem wurde behoben.

5.1.2 Neue und signifikant aktualisierte Warnhinweise

Es gibt keine neuen oder wesentlich aktualisierten Warnungen in RayStation 2024A SP1.

5.2 GELÖSTE PROBLEME

Behoben: Export von Wedge in/Wedge out-Anteilen eines Felds mit motorisiertem Elekta-Keil möglich, die nicht der berechneten Dosis entsprechen

Es gab ein Problem, bei dem eine Änderung des Dosisalgorithmus die Wedge in/Wedge out-Anteile für ein Feld mit einem motorisierten Elekta-Keil aktualisierte, ohne die Dosis ungültig zu machen. Der Plan konnte exportiert werden, der andere Wedge in/Wedge out-Anteile enthielt als die, die bei der Berechnung der Dosis verwendet wurden. Dieses Problem ist nun behoben.

[931461]

Behoben: DVH wird gelegentlich nicht korrekt neu gezeichnet

Es gab ein Problem mit der Neuzeichnung der DVH-Ansicht. Gelegentlich führte das Neuzeichnen zu einer Ansicht, in der keine Werte angezeigt wurden. Dieses Problem ist nun behoben.

[931786]

Behoben: Verringerte Systemleistung nach Verwendung der Deep-Learning-Segmentierung

Es gab ein Problem, bei dem die Gesamtleistung von RayStation bei der Arbeit mit Patienten, die mit Deep-Learning-Segmentierung konturiert wurden, abgenommen hat. Dieses Problem ist nun behoben.

[936129]

Behoben: Es ist nicht möglich, denselben Block oder Kompensator für Protonenfelder mit unterschiedlichen Snoutpositionen zu verwenden

Aufgrund eines Problems im Zusammenhang mit der Validierung von Accessory Codes für die Protonenplanung war es nicht möglich, denselben physikalischen Block oder Kompensator für mehrere Felder mit unterschiedlichen Snoutpositionen zu verwenden. Dieses Problem ist nun behoben.

[931326]

Behoben: Zu hoher Ressourcenverbrauch während Datenbank-Upgrade

Aufgrund eines Problems im Zusammenhang mit der hohen Auslastung von Datenbankverbindungen war es nicht möglich, eine ältere Datenbank auf die neueste Version zu aktualisieren. Dieses Problem ist nun behoben.

[928370]

Behoben: Leistungsprobleme bei Datenbank-Upgrade

Es gab Probleme mit langsamen Daten-Patches, die das Datenbank-Upgrade erheblich in die Länge zogen. Diese Patches sind jetzt optimiert, um das Datenbank-Upgrade zu beschleunigen.

[928470]

Behoben: Tippfehler im mitgelieferten Skript „update_library“

Es gab ein Problem mit einem Tool, das verwendet wurde, um Skripte mit der neuen RayStation-Version kompatibel zu machen. Dieses Problem ist nun behoben.

[928078]

Behoben: Es war nicht möglich, einen Patienten aus einer älteren Datenbank mit RayStorage zu verschieben

Es gab ein Problem, bei dem ein Patient in RayStorage kopiert anstatt zwischen Datenbanken verschoben wurde, wenn die Quelldatenbank RayStation Version 6 oder 7 war. Dieses Problem ist nun behoben.

[876757]

Behoben: Änderungen der Zieldatenbank nach der Übertragung von Patienten mit RayStorage

RayStorage kann zum Verschieben von Patientendaten zwischen Datenbanken verwendet werden. Es ist ein Problem aufgetreten, bei dem eine andere Datenbank als Zieldatenbank ausgewählt wurde, nachdem eine Datenübertragung abgeschlossen war. Dieses Problem ist nun behoben.

[876773]

5.3 AKTUALISIERTE ANLEITUNGEN

Die folgenden Handbücher wurden in RayStation 2024A SP1 aktualisiert:

- [RSL-D-RS-2024A-IFU-2.0 RayStation 2024A SP1 Instructions for Use](#)
- [RSL-D-RS-2024A-RN-2.1 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 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