

# RAYSTATION V2025 SP1

Versjonsmerknader



**RayStation**

v2025

Traceback information:  
Workspace Main version a1000  
Checked in 2025-06-18  
Skribenta version 5.6.020.1

### Ansvarsfraskrivelse

Informasjon om funksjonalitet som ikke er tilgjengelig av juridiske årsaker, finnes i Informasjon om myndighetskrav i bruksanvisningen for RayStation.

### Samsvarserklæring



Overholder forordning 2017/745 om medisinsk utstyr (MDR). En kopi av den relevante samsvarserklæringen er tilgjengelig på anmodning.

### Copyright

Dette dokumentet inneholder opphavsrettsbeskyttet informasjon. Ingen del av dette dokumentet må fotokopieres, fremstilles eller oversettes til et annet språk uten forutgående skriftlig samtykke fra RaySearch Laboratories AB (publ).

Med enerett. © 2025, RaySearch Laboratories AB (publ).

### Trykt materiale

Papirkopier av dokumenter knyttet til bruksanvisning og versjonsmerknader er tilgjengelige på anmodning.

### Varemerker

RayAdaptive, RayAnalytics, RayBiology, RayCare, RayCloud, RayCommand, RayData, RayIntelligence, RayMachine, RayOptimizer, RayPACS, RayPlan, RaySearch, RaySearch Laboratories, RayStation, RayStore, RayTreat, RayWorld og RaySearch Laboratories-logoen er varemerker som tilhører RaySearch Laboratories AB (publ)\*.

Tredjepartsvaremerker som brukes i dette dokumentet, tilhører sine respektive eiere, som ikke er tilknyttet RaySearch Laboratories AB (publ).

RaySearch Laboratories AB (publ) med datterselskaper kalles heretter RaySearch.

\* Med forbehold om registrering i noen markeder.



# INNHOILDSFORTEGNELSE

|          |                                                              |          |
|----------|--------------------------------------------------------------|----------|
| <b>1</b> | <b>INNLEDNING .....</b>                                      | <b>7</b> |
| 1.1      | Om dette dokumentet .....                                    | 7        |
| 1.2      | Produsentens kontaktinformasjon .....                        | 7        |
| 1.3      | Rapportering av hendelser og feil ved bruk av systemet ..... | 7        |
| <b>2</b> | <b>NYHETER OG FORBEDRINGER I RAYSTATION V2025 .....</b>      | <b>9</b> |
| 2.1      | Oppsummering .....                                           | 9        |
| 2.2      | Automatisk planleggingsalgoritme ECHO .....                  | 9        |
| 2.3      | Utvidet Plan explorer .....                                  | 9        |
| 2.4      | Forbedret støtte for oppreist behandling .....               | 10       |
| 2.5      | Kollisjonskontroll .....                                     | 10       |
| 2.6      | Forbedringer av infrastruktur og hastighet .....             | 10       |
| 2.7      | Sikkerhet .....                                              | 11       |
| 2.8      | Generelle systemforbedringer .....                           | 11       |
| 2.9      | Protokoller for plangenerering .....                         | 12       |
| 2.10     | Administrasjon av pasientdata .....                          | 13       |
| 2.11     | Pasientmodellering .....                                     | 13       |
| 2.12     | Segmentering ved hjelp av dyp læring .....                   | 14       |
| 2.13     | Brakytterapiplanlegging .....                                | 14       |
| 2.14     | Planoppsett .....                                            | 15       |
| 2.15     | Planoptimalisering .....                                     | 15       |
| 2.16     | Planlegging ved hjelp av maskinlæring .....                  | 16       |
| 2.17     | Elektronplanlegging .....                                    | 17       |
| 2.18     | Planlegging for proton-Pencil Beam Scanning .....            | 17       |
| 2.19     | Planlegging av protonbuer .....                              | 17       |
| 2.20     | Planlegging for lettion-Pencil Beam Scanning .....           | 17       |
| 2.21     | Finjustere optimaliseringen .....                            | 18       |
| 2.22     | Planlegging for bornøytroninnfangingsbehandling (BNCT) ..... | 18       |
| 2.23     | QA-klargjøring .....                                         | 18       |
| 2.24     | Dosesporing .....                                            | 18       |
| 2.25     | Automatisert adaptiv replanlegging .....                     | 18       |
| 2.26     | DICOM .....                                                  | 19       |
| 2.27     | Visualisering .....                                          | 19       |
| 2.28     | Skripting .....                                              | 20       |
| 2.29     | Fysikkmodus .....                                            | 21       |
| 2.30     | RayPhysics .....                                             | 21       |
| 2.31     | Ferdigstilling av strålefeltmodeller for fotoner .....       | 21       |
| 2.32     | Ferdigstilling av strålefeltmodeller for elektroner .....    | 22       |
| 2.33     | Ferdigstilling av strålefeltmodeller for ioner .....         | 22       |
| 2.34     | RayStation oppdatering av doseberegningsalgoritmene .....    | 22       |

|                    |                                                                              |           |
|--------------------|------------------------------------------------------------------------------|-----------|
| 2.35               | Oppdateringer av bildekonverteringsalgoritme .....                           | 24        |
| 2.36               | Endringer fra tidligere versjon .....                                        | 24        |
| 2.37               | Oppgradering av en Line Scanning-strålefeltmodell til RayStation v2025 ..... | 29        |
| 2.38               | Løste sikkerhetsvarsler .....                                                | 29        |
| 2.39               | Nye og vesentlig oppdaterte advarsler .....                                  | 30        |
| 2.39.1             | Nye advarsler .....                                                          | 31        |
| 2.39.2             | Vesentlig oppdaterte advarsler .....                                         | 34        |
| <b>3</b>           | <b>KJENTE PROBLEMER RELATERT TIL PASIENTSIKKERHET .....</b>                  | <b>37</b> |
| <b>4</b>           | <b>ANDRE KJENTE PROBLEMER .....</b>                                          | <b>39</b> |
| 4.1                | Generelt .....                                                               | 39        |
| 4.2                | Import, eksport og planrapporter .....                                       | 40        |
| 4.3                | Pasientmodellering .....                                                     | 41        |
| 4.4                | Brakytterapiplanlegging .....                                                | 41        |
| 4.5                | Planutforming og 3D-CRT-strålefeltutforming .....                            | 43        |
| 4.6                | Planoptimalisering .....                                                     | 43        |
| 4.7                | CyberKnife planning .....                                                    | 44        |
| 4.8                | Doselevering .....                                                           | 44        |
| 4.9                | Automatisk planlegging .....                                                 | 44        |
| 4.10               | Biologisk evaluering og optimalisering .....                                 | 45        |
| 4.11               | RayPhysics .....                                                             | 45        |
| 4.12               | Skripting .....                                                              | 45        |
| <b>5</b>           | <b>OPPDATERINGER I RAYSTATION V2025 SP1 .....</b>                            | <b>47</b> |
| 5.1                | Nyheter og forbedringer .....                                                | 47        |
| 5.1.1              | Løste sikkerhetsvarsler .....                                                | 47        |
| 5.1.2              | Korrigert nomenklatur i modulen Dose tracking .....                          | 47        |
| 5.1.3              | Strålefelt navn i tilpassede strålefeltgrupper .....                         | 47        |
| 5.1.4              | RayStation oppdatering av doseberegningssalgoritmene .....                   | 47        |
| 5.1.5              | Maskinlæringsmodeller .....                                                  | 48        |
| 5.2                | Oppdagede problemer .....                                                    | 48        |
| 5.3                | Løste problemer .....                                                        | 48        |
| 5.4                | Nye og vesentlig oppdaterte advarsler .....                                  | 48        |
| 5.4.1              | Nye advarsler .....                                                          | 48        |
| 5.4.2              | Vesentlig oppdaterte advarsler .....                                         | 48        |
| 5.5                | Oppdaterte håndbøker .....                                                   | 49        |
| <b>VEDLEGG A -</b> | <b>EFFEKTIV DOSE FOR PROTONER .....</b>                                      | <b>51</b> |
| A.1                | Bakgrunn .....                                                               | 51        |
| A.2                | Beskrivelse .....                                                            | 51        |

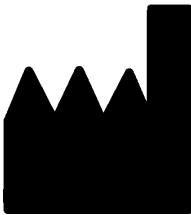
# 1 INNLEDNING

## 1.1 OM DETTE DOKUMENTET

Dette dokumentet inneholder viktige merknader om RayStation v2025-systemet. Det inneholder informasjon relatert til pasientsikkerhet og beskriver ny funksjonalitet, kjente problemer og midlertidige løsninger.

**Alle brukere av RayStation v2025 må være informert om de kjente problemene.** Kontakt produsenten hvis du har spørsmål om innholdet.

## 1.2 PRODUSENTENS KONTAKTINFORMASJON



RaySearch Laboratories AB [publ]  
Eugeniavägen 18C  
SE-113 68 Stockholm  
Sverige  
Telefon: +46 8 510 530 00  
E-post: [info@raysearchlabs.com](mailto:info@raysearchlabs.com)  
Opprinnelsesland: Sverige

## 1.3 RAPPORTERING AV HENDELSER OG FEIL VED BRUK AV SYSTEMET

Rapporter hendelser og feil til kundestøtte hos RaySearch: [support@raysearchlabs.com](mailto:support@raysearchlabs.com) eller til den lokale kundestøtteorganisasjonen via telefon.

Alvorlige hendelser som har skjedd i forbindelse med bruk av systemet, må rapporteres til produsenten.

Avhengig av gjeldende bestemmelser må hendelser kanskje også rapporteres til nasjonale myndigheter. For EU må alvorlige hendelser rapporteres til vedkommende myndighet i EU-medlemsstaten der brukeren og/eller pasienten er etablert.



## 2 NYHETER OG FORBEDRINGER I RAYSTATION V2025

I dette kapittelet beskrives nyheter og forbedringer i RayStation v2025 sammenlignet med RayStation 2024B.

### 2.1 OPPSUMMERING

- Forbedret automatisk planlegging
- Forbedret planutforsker
- Forbedret automatisert adaptiv replanlegging
- Støtte for oppreist behandling
- Generelle ytelsesforbedringer

### 2.2 AUTOMATISK PLANLEGGINGSALGORITME ECHO

- Optimalisering av behandlingsplaner ved hjelp av ECHO-algoritmen.
- ECHO (*Expedited Constrained Hierarchical Optimization*) er en algoritme i to faser.
  - I den første fasen optimaliseres maskinparametrene for å oppnå en jevn måldose, samtidig som det tas hensyn til dosebegrensninger på OARene.
  - I den andre fasen minimeres dosen til OARene, samtidig som man opprettholder den jevne måldosen som ble oppnådd i den første fasen.
- Ved å kjøre ECHO får du en behandlingsplan klar til gjennomgang. Planen kan forbedres ytterligere ved hjelp av standardverktøyene i RayStation.
- Krever produktlisens rayEcho.

### 2.3 UTVIDET PLAN EXPLORER

- Automatisk generering av flere planer, f.eks. med ulike avveininger, ulike strålefeltarrangementer og ulike behandlingsmaskiner.
  - Forhåndskonfigurasjon utføres av plangenereringsprotokoller.

- Plangenerering støtter maskinlæringsplanlegging og den automatiske planleggingsalgoritmen ECHO. De genererte behandlingsplanene er klare for gjennomgang og kan forbedres ytterligere ved hjelp av standardverktøyene i RayStation.
- Effektive verktøy for å filtrere og bla blant plankandidater for å finne den planen som passer best.
  - Nye utforskningsverktøy som planpoengsum basert på oppfyllelse av kliniske mål, og en graf for dosevolumhistogram som inkluderer flere kandidatplaner.
- Sømløs tilkobling med all RayStation-funksjonalitet.
  - Planer som er opprettet i *Plan explorer*, er umiddelbart tilgjengelige i de andre modulene på RayStation.
  - Eksisterende planer kan enkelt inkluderes i en planutforskning.

### 2.4 FORBEDRET STØTTE FOR OPPREIST BEHANDLING

- Den generelle støtten for oppreist behandlingsplanlegging i RayStation har nå blitt utvidet til å omfatte planer som bruker Leo Cancer Care oppreist pasientposisjonssystem med variabel ryggvinkel.
- Nye 3D-rommodeller for oppreist behandling, inkludert en generisk dyse med fast strålefelt og to stolutforminger.
- Krever produktlisens rayUpright.

### 2.5 KOLLISJONSKONTROLL

- Integrering med programvaren VisionRT MapRT.
- Egenskapen *Clearance check* gir informasjon om kollisjonsstatus per strålefelt for standard LINAC-enheter.
  - Et kollisjonskart for alle kombinasjoner av gantry og bord beregnes av MapRT og presenteres i brukergrensesnittet RayStation for å hjelpe planleggeren med å velge passende strålefelttreninger og buebaner.
- Overflateskanninger av pasienten kan importeres fra MapRT og visualiseres som vanlige ROI-er.
- Krever produktlisens rayClearanceCheck.

### 2.6 FORBEDRINGER AV INFRASTRUKTUR OG HASTIGHET

- Det går nå raskere å åpne moduler og bytte mellom moduler.
- Minneforbruket under optimalisering av en behandlingsplan reduseres.

- Metoden for å produsere søkeretninger i optimeringsalgoritmen har blitt oppdatert. Som et resultat av dette forventes de fleste optimaliseringer å gå raskere. Resultatet av en optimalisering vil variere, men i de fleste tilfeller er disse forskjellene små.
- Opprettelsen av et nytt databasesystem basert på et eksisterende system har blitt forbedret. Opprettelsen er ikke lenger avhengig av SQL-serverens funksjonalitet for sikkerhetskopiering og gjenoppretting. Denne endringen fjerner kjente problemer og reduserer tiden det tar å lage et system.

## 2.7 SIKKERHET

- RayStation Storage-verktøyet støtter nå en dataadministrasjonsrolle, slik at brukere som ikke er SQL Server-administratorer, for eksempel kan importere/eksportere data og overføre pasienter.
- SQL Server brukertilatelser kan defineres for *RayStationResourceDB*, *RayStationServiceDB*, *RayStationIndexDB* og *RayStationLicenseDB*.
- SQL Server datakryptering (TDE) kan aktiveres for alle RayStation-databaser.
- SQL Server definisjon av revisjonslogging støttes nå av RayStation.
- Det er nå obligatorisk å definere en eller flere AD-grupper med tilgangsrettigheter (lesing og skrivning) til RayStation-databasene. Anbefalingen er å bruke en spesifikk *RayStation-Users*-gruppe.
- Det er nå obligatorisk å angi grupper med tilgang til RayStation-tjenestene.
- Valideringen av Active Directory er forbedret. Bruk enten lokale brukere og grupper eller domenebrukere og -grupper (standard). Blandede oppsett støttes ikke.

## 2.8 GENERELLE SYSTEMFORBEDRINGER

- Den grafiske utformingen av RayStation har blitt modernisert.
- Det går mye raskere å skifte ROI-synlighet og slette flere ROIs enn i tidligere versjoner.
- Noen tabeller har nå en hurtigmenyoppføring som kopierer hele tabellinnholdet til utklippstavlen, slik at det kan limes inn i andre programmer.
- I *Beam dose specification points* fanen, er *Copy to all*-funksjonen nå tilgjengelig i *Points*-kolonnen.
- Rotasjoner som brukes på en bildeserie i pasientens 2D-visning, enten via *Image view transformation*-panelet i Visualization-fanen eller *Rotate* 2D-klikkverktøyet, kan nå lagres og lastes inn fra fanen Visualization. Lagring og lasting av en rotasjon er bare tilgjengelig i moduler med *Image view transformation* aktivert (modulene Structure definition og Brachy planning).
- Knappen for innstilling av dreiepunkt er fjernet fra *Image view transformation*-panelet. Rotasjonene som brukes gjennom panelet, bruker nå det aktuelle snittskjæringspunktet som omdreiningspunkt.

- Det er nå mulig å bestemme hvilke av materialene som er installert med RayStation som skal være tilgjengelige når du angir en materialoverstyring for en ROI. Listen over tilgjengelige materialer vil være tom på RayStation v2025 inntil du aktivt velger. Valget gjøres ved å klikke på *ROI material management* og deretter på *Add new common material* (tilgjengelig i ROI-listen og dialogen *ROI/POI details*).
  - Følgende forhåndsdefinerte materialer er fjernet: Messing, Cerrobend, CoCrMo og stål. Eksisterende pasienter som bruker disse materialene, vil ikke bli påvirket av denne endringen.
  - Følgende forhåndsdefinerte materialer har fått mindre oppdateringer med hensyn til massetetthet, materialsammensetning og/eller gjennomsnittlig eksitasjonsenergi: Fett, luft, aluminium [Al], hjerne, brusk, kraniebein, øyelinse, hjerte, jern [Fe], nyre, bly [Pb], lever, lunge, skjelettmuskel (kalt muskel i forrige versjon), PVC, RW3, sølv [Ag], hud, milt og voks. Eksisterende pasienter som bruker disse materialene, vil ikke bli påvirket av denne endringen.
- For beregninger som bruker flere CPU-kjerner, er det nå mulig å angi en foreslått grense for antall CPU-tråder som kan brukes. Dette kan brukes til å forbedre systemets responstid når du kjører flere instanser av RayStation på samme datamaskin.
- Støtten for automatisk gjenoppretting har blitt forbedret for ion-planer.
- Automatisk gjenoppretting fungerer nå i behandlingstilfeller med datastrukturer som er større enn 2 GB. Komprimering er lagt til, og minnestrøm er erstattet med filstrøm.
- Kommandoen for pasientstørrelse i RayStation Storage har blitt optimalisert.
- Det finnes nå en egen Physics mode-applikasjon, se *seksjon 2.29 Fysikkmodus på side 21*.
- Det er nå mulig å få tilgang til bildeserier fra andre behandlingsscener
  - Det er nå mulig å legge til og fjerne ROI- og POI-assosiasjoner mellom ulike behandlingstilfeller, enten ved hjelp av *Associate ROIs/POIs between cases*-dialogen eller skripting.
  - Det er nå mulig å opprette referanseramme-registreringer og hybride deformerbare registreringer med bildeserier som er hentet fra et annet behandlingsscene.
  - Det er nå mulig å deformere en dose fra et annet behandlingsscene.
- Støtte for Monte Carlo-doseberegning av fotoner i et magnetfelt er lagt til, slik at RayStation kan brukes som en second-opinion-dosekalkulator for MR LINACer. (Krever produktlisensen rayMagnetPhysics.)

## 2.9 PROTOKOLLER FOR PLANGENERERING

- *Apply optimization settings* er nå tilgjengelig som et protokolltrinn. Dette trinnet er tilgjengelig for både plangenereringsprotokoller og protokoller for automatisert replanlegging.

- Det er nå mulig å legge til nye plangenereringsprotokoller ved å kopiere eksisterende protokoller.
- *Apply auto-optimization settings* er et nytt protokolltrinn som angir hvilken automatiseringsstrategi som skal brukes under automatisk optimalisering. Både maskinlæring og ECHO-strategier støttes.

## 2.10 ADMINISTRASJON AV PASIENTDATA

- Dialogen *Open case* har fått nytt design.
  - Innlastingen går nå raskere for databasesystemer med mange pasienter.
  - De 100 siste pasientene som er endret, vises nå i en liste når du åpner dialogen, noe som gjør det enklere å finne de nylig brukte pasientene.
  - Mer planinformasjon vises: godkjenninginformasjon, planleggingsbildeserie og antall fraksjoner.

## 2.11 PASIENTMODELLERING

- Det er nå mulig å definere en volumboks som fokusregion for grånivåbasert rigid registrering. Fokusvolumet/volumet av interesse er definert i pasientvisningene på den primære bildeserien.
- Det er nå mulig å velge bildeserier og opprette flere rigide registreringer uten å måtte lukke dialogen. Det er også mulig å velge hvordan en rigid registrering skal opprettes direkte i opprettingsdialogen:
  - Gråtonebasert (standard)
  - Bruk eksisterende registrering
  - Settes til null
- POI-geometrier kan nå kopieres mellom bildeserier ved hjelp av dialogen *Copy geometries*.
- POI-geometrier kan nå kopieres og tilordnes mellom bildeserier ved å høyreklikke på POI-listen.
- Det er nå mulig å rotere 2D-pasientvisninger i Structure definition-modulen ved hjelp av et klikkverktøy som ligner på zoom og panorering.
- Overførte POler kan nå legges til i strukturtemplater.
- Det er nå mulig å opprette POler som er definert i et rotert koordinatsystem for bildevising.
- ROI- og POI-assosiasjoner kan nå legges til og fjernes mellom ulike behandlingsscase, enten ved hjelp av dialogen *Associate ROIs/POIs between cases* eller skripting.
- Det er nå mulig å opprette referanseramme-registreringer og hybride deformerbare registreringer med bildeserier som er hentet fra et annet behandlingsscase.
- Det er nå mulig å glatte ROler ved hjelp av det nye *Smooth ROI*-verktøyet.

### 2.12 SEGMENTERING VED HJELP AV DYP LÆRING

- Modellen *RSL DLS CT* detekterer bedre om en ROI befinner seg i synsfeltet og segmenterer bare ROIs som er innenfor, noe som er nyttig for protokoller med variabelt synsfelt, for eksempel palliativ behandling. Den viser også større stabilitet for helkroppsbilder.
- Modellene av brystlymfeknuter er forbedret, med renere kraniale og kaudale ender.
- Vena cava inferior segmenterer nå hele venens utstrekning. Tidligere var bare den mest kraniale delen segmentert.
- Stabiliteten for humerushodene har blitt forbedret på bilder med rekonstruksjonsalgoritmen Siemens DirectDensity.
- Utgivelsen inneholder totalt 76 nye ROI-er, som er listet opp i tabellen nedenfor.

| Gruppe                   | Modalitet | Interesseregioner                                                                                                                                                          |
|--------------------------|-----------|----------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|
| Hjertets understrukturer | CT        | A_Aorta_Root, A_Aorta_Asc_Prox, Atrium_L, Ventricle_L, A_Pulmonary, V_Pulmonary, Atrium_R, Ventricle_R, V_Vena-cava_S_Prox                                                 |
| Bekken                   | CT        | Coccyx, Colon_Sigmoid, Bone_Pelvic_L, Bone_Pelvic_R, Musc_Iliopsoas_L, Musc_Iliopsoas_R, LN_Pelvics, Penile-Bulb, Sacrum                                                   |
| Thorax                   | CT        | Cartlg_Costal_L, Cartlg_Costal_R, Clavicle_L, Clavicle_R, CW_Anatomical_L, CW_Anatomical_R, CW_2cm_L, CW_2cm_R, Humerus_L, Humerus_R, Ribs_L, Ribs_R, Scapula_L, Scapula_R |
| Ryggvirvel               | CT        | C1, C2, C3, C4, C5, C6, C7, L1, L2, L3, L4, L5, L6, T1, T2, T3, T4, T5, T6, T7, T8, T9, T10, T11, T12                                                                      |
| Blodkar                  | CT        | A_Iliac_L, A_Iliac_R, A_Iliac_Ext_L, A_Iliac_Ext_R, A_Iliac_Int_L, A_Iliac_Int_R, V_Iliac_L, V_Iliac_R, V_Iliac_Ext_L, V_Iliac_Ext_R, V_Iliac_Int_L, V_Iliac_Int_R         |
| Bekken                   | MR        | Anorectum, Canal_Anal, Bladder, PenileBulb, Prostate, Rectum, SeminalVes                                                                                                   |

### 2.13 BRAKYTERAPIPLANLEGGING

- 2D-visningene kan nå roteres automatisk for å tilpasses et kildeplasseringspunkt eller en kanaltupp.
- Det er nå mulig å se korrigerte leveringstider for den aktuelle kildeaktiviteten.
- Det er nå mulig å opprette en rekke POIs fra en kanal, alle plassert i en viss sideveis avstand fra kildeplasseringspunktene.

- Det er nå mulig å opprette POler med en forskyvning av snittskjæringspunktet i roterte bildevisninger.
- Det er nå mulig å lagre og laste inn kildetidsfordelingen som et templat.
- Dosen kan nå skaleres for å oppnå en gjennomsnittlig doseverdi i et sett med punkter.
- Nå kan applikatormodeller med fleksible kanaler importeres. De fleksible kanalene kan endres etter import.
- Orienteringene og de absolutte 3D-posisjonene til kildeplasseringspunktene kan nå hentes ved hjelp av skripting.
- Rotasjoner som brukes på en bildeserie i pasientens 2D-visning, enten via *Image view transformation*-panelet i *Visualization*-fanen eller *Rotate* 2D-klikkverktøyet, kan nå lagres og lastes inn fra fanen *Visualization*.
- Dosepenselen i brachyterapiplaner har blitt forbedret slik at dosen oppdateres i sanntid ved å skalere kildetidene for de valgte oppholdspunktene.
- Støtte for Monte Carlo-doseberegning er lagt til for kilden BEBIG Co0.A86.
- Det er mulig å ferdigstille etterladere for Brachy Monte Carlo-doseberegning. Ferdigstilling innebærer at etterladere kan beregne dose ved hjelp av Brachy Monte Carlo-dosealgoritmen for en spesifikk kilde som velges under ferdigstilling.
- DICOM-eksportmodus *Varian* er introdusert, noe som gjør det mulig å eksportere behandlingsplaner i et format som egner seg for direkte import til Varians ARIA/BrachyVision-systemer. Modusen er angitt i RayPhysics. Merk at videre planoverføring til Varian etterladere ikke er validert av RaySearch.
- Det er gjort forbedringer i grafen for kildetid. Det er nå enklere å velge oppholdspunkter og justere kildetider.

## 2.14 PLANOPPSETT

- DRR-innstillingene er nå spesifisert per strålefelt og bildedetektor, og støtten for flere DRR-typer er fjernet. Innstillingene brukes automatisk i alle visninger, i bilder i rapporter og ved DICOM-eksport av RTImage.
  - DRR-innstillingsverdier (for eksempel level/window) kan kopieres til alle strålefelt.
- Templater for DRR-innstillinger inkluderer nå level/window, slik at brukeren automatisk kan bruke forhåndsdefinerte level/window-verdier på alle strålefelt/bildetakere.
- Standardtemplatet for DRR-innstillinger brukes automatisk på alle nyopprettede strålefelt.

## 2.15 PLANOPTIMALISERING

- Det finnes nå støtte for optimalisering av en behandlingsplan ved hjelp av en automatiseringsstrategi. Planleggeren velger først en planleggingsintensjon og en strategi. En

planleggingsintensjon refererer til stedet på kroppen og kan inneholde informasjon om antall doseringsnivåer og rekvirert dose. En strategi kan være av typen ECHO eller maskinlæring. Etter å ha kjørt en optimalisering er en behandlingsplan klar for gjennomgang. Planen kan forbedres ytterligere ved hjelp av standardverktøyene i RayStation.

- VMAT-optimalisering med beskyttelsesegenskapen har blitt forbedret. I visse behandlingstilfeller der målet er helt skjult av en beskyttet struktur, har konverteringen til segmenter tidligere mislyktes. Dette er nå løst.
- Algoritmen for å posisjonere lukkede bladpar mellom flere målvolum, er forbedret for å minimere dosen til normalt vev. Dette kan påvirke behandlingsteknikkene VMAT, Conformal Arc og DMLC.
- Pilene som representerer mål/begrensninger i dosevolumhistogrammet, er nå synlige når du viser absolutte ROI-volumer i dosevolumhistogrammet. Dra i pilene og kontekstmenyen fungerer nå på samme måte som den relative volumvisningen.
- For 3D-CRT-planer velges ikke lenger kile som en stråleoptimaliseringsvariabel som standard.
- For 3D-CRT-planer er det nå mulig å angi begrensningen «Minimum segmentareal» i dialogen *Settings* dialogen for optimaliserings- og segmenteringsinnstillinger.
- Automatisk skalering til primær rekvisisjon deaktiveres nå automatisk når finjusteringsoptimalisering startes.
- Det er nå mulig å velge kollimatortilordning *Lock to limits* også for LINACer der blenderbevegelsesregelen er *Per segment*.

## 2.16 PLANLEGGING VED HJELP AV MASKINLÆRING

- Modellen *RSL Brain Proton* er utviklet for å forutsi dosefordelinger for pasienter med hjernesvulst som får protonstrålebehandling. Modellen er utviklet for å kunne tilpasses alle typer strålefeltoppsett.
- Modellen *RSL Breast Locoregional 2LVS* er utviklet for å forutsi fotondosefordelinger for brystpasienter som trenger kreftbehandling på selve brystet og de nærliggende lymfeknutene. Den lokoregionale behandlingen fokuserer på å kontrollere kreften i disse spesifikke områdene.
- Modellen *RSL Oropharynx 3LVS* er utviklet for å forutsi fotondosefordelinger for hode- og halspasienter som trenger kreftbehandling mot henholdsvis primære og sekundære målvolumer, samt elektive lymfeknuter.
- En ny algoritme for etterligningsoptimalisering er implementert. Den optimaliseres gjennom to forskjellige faser. I den første fasen optimaliseres det for å oppnå en generell likhet med referansedosen, samtidig som dosebegrensninger for risikoorganer prioriteres. I den andre fasen finjusteres optimaliseringen ytterligere for å etterligne måldekningen samtidig som de forhåndsdefinerte dosemålene oppfylles, slik at referansedosen balanseres med kliniske behov.
- Alle modellene er konfigurert for den forbedrede mimikkalgoritmen.
- Alle pasientbehandlingsposisjoner støttes nå i maskinlæringsoptimering.

## 2.17 ELEKTRONPLANLEGGING

- Navnet på applikatoren er inkludert i spesialinnsatsrapporten.

## 2.18 PLANLEGGING FOR PROTON-PENCIL BEAM SCANNING

- Følgende endringer er gjort i Line Scanning-funksjonaliteten: {1091594}
  - Det er nå mulig å angi en *Dynamic range*-optimaliseringsinnstilling, som gjør det mulig for brukerne å kontrollere avveiningen mellom leveringstid og plankvalitet.
  - *Meterset rate* per energilag vises i tabellen i *Energy layers* tabellen på RayStation og i behandlingsplanrapporter. Strålefeltdoseraten er DICOM-eksportert i attributtet *Meterset rate* {300A,035A}.
  - Det er lagt til nye kontroller for beregning av slutt-dose, godkjenning og DICOM-eksport, for å sikre at planen kan leveres med hensyn til begrensningene for Line Scanning-maskinen. Eksisterende planer kan gjøres leveringsdyktige ved å reoptimalisere eller ved å bruke *Make beams deliverable*-funksjonalitet.
  - Se også seksjon 2.36 Endringer fra tidligere versjon på side 24.
- Alternativet for å utføre optimalisering ved hjelp av distal kantsporing er fjernet fra *Beam computation settings*. Energilagene i behandlingsplaner som er opprettet i tidligere versjoner av RayStation, påvirkes ikke av denne endringen.
- *OAD range margin*-innstillingen i *Beam computation settings* har blitt omdøpt til *Avoidance structures*. Funksjonaliteten er den samme som i tidligere versjoner av RayStation.

## 2.19 PLANLEGGING AV PROTONBUER

- Diskret PBS-bue har blitt omdøpt til statisk PBS-bue. Selve behandlingsteknikken er uendret.
- Det er nå mulig å godkjenne, DICOM-eksportere og -importere samt generere behandlingsplanrapporter for PBS-bueplaner (krever teknisk lisens raylonStaticArcExport). Denne funksjonaliteten er ikke tilgjengelig når du bruker en Mevion Hyperscan-maskin. Funksjonaliteten *Convert to PBS* gjenstår som en alternativ arbeidsflyt.

## 2.20 PLANLEGGING FOR LETTION-PENCIL BEAM SCANNING

- Alternativet for å utføre optimalisering ved hjelp av distal kantsporing er fjernet fra innstillingene for strålefeltberegning. Energilagene i behandlingsplaner som er opprettet i tidligere versjoner av RayStation, påvirkes ikke av denne endringen.
- *OAD range margin*-innstillingen i *Beam computation settings* har blitt omdøpt til *Avoidance structures*. Funksjonaliteten er den samme som i tidligere versjoner av RayStation.

## 2.21 FINJUSTERE OPTIMALISERINGEN

- Det er nå mulig å kjøre finjustert optimalisering med tanke på de kliniske målene på en robust måte.

## 2.22 PLANLEGGING FOR BORNØYTRONINNFANGINGSBEHANDLING (BNCT)

- RBE-vektet dose beregnes nå i RayStation.
- RayStation v2025 introduserer celletype-doser. Etter BNCT-doseberegningen beregnes celletype-doser automatisk for hver kombinasjon av materialoverstyring og RBE-celletype i pasienten. De brukes til å beregne dosestatistikk, dosevolumhistogrammer, kliniske mål og rekvisisjoner for ROI-ene som er tilordnet den tilsvarende materialoverstyringen og RBE-celletypen. På denne måten unngår man kunstige «hot spots» eller «cold spots» i dosestatistikk og dosevolumhistogrammer på grunn av voxler i grensen mellom ROI-er med svært forskjellige RBE-cellettegenskaper. Celletypedoser kan også inspiseres i modulen Plan evaluation.

## 2.23 QA-KLARGJØRING

- Godkjenning av fantomer som skal brukes i QA preparation-modulen, gjøres nå i den separate Physics mode-applikasjonen i stedet for i den tidligere Beam 3D modeling-modulen i RayPhysics. Fantomer som ble godkjent i Beam 3D modeling i en tidligere versjon, må avgodkjennes og deretter godkjennes på nytt i Physics mode for å være tilgjengelige for opprettelse av QA-plan.

## 2.24 DOSESPORING

- Det er nå mulig å se fraksjoneringsplanen for behandlingsserien med dosesporing i modulen Dose tracking.

## 2.25 AUTOMATISERT ADAPTIV REPLANLEGGING

- Under planleggingen og etter godkjenning av planen er det nå mulig å velge en replanleggingsprotokoll som skal brukes når man kjører automatisert replanlegging for en bestemt strålefeltgruppe.
- Dosesporing startes nå automatisk når du kjører automatisert replanlegging.
- Dialogen *Start automated replanning* har blitt forbedret:
  - Fraksjonen som skal replanlegges, kan velges uten å være avhengig av antall fraksjoner i behandlingsserien med dosesporing.
  - Hvis en strålefeltgruppe er tilordnet den valgte fraksjonen i behandlingsserien med dosesporing, vil det automatisk bli valgt som basisstrålefeltgruppe i dialogen.

- Hvis det valgte fraksjonstallet er angitt for en bildeserie, vil denne bildeserien automatisk bli valgt som fraksjonsbildeserien i dialogen.
- Hvis optimaliseringstrinnet mislykkes, vil den tilpassede planen nå alltid bevares. Dette gjør det mulig å korrigere problemet manuelt, etterfulgt av en omstart av optimaliseringen.
- De automatiserte replanleggingsprotokollene har blitt forbedret:
  - Overførte PØler kan nå inkluderes i strukturtemplater, og slike templer kan brukes i automatiserte replanleggingsprotokoller.
  - Det er nå mulig å ha flere strukturtemplattrinn i en automatisert replanleggingsprotokoll.
  - Flere runder med optimalisering kan nå brukes for alle behandlingsteknikker. Dette kan konfigureres i replanleggingsprotokoller.
- Det er nå mulig å kjøre den automatiserte replanleggingsarbeidsflyten via skripting.
- Den estimerte dosen uten tilpasning som vises i *Scheduled* arbeidsområdet, bevares nå også når en annen strålefeltgruppe tilordnes for den valgte fraksjonen i behandlingsserien med dosesporing.

## 2.26 DICOM

- Når automatisk DICOM-import til RayStation er konfigurert, vises en liste over de automatisk importerte pasientene i RayStation-menyen og i Patient data management-modulen. Det finnes også en knapp for å oppdatere listen manuelt.
- Utfylling av attributtet *Source to Surface Distance (300A,0130)* har blitt oppdatert. Tidligere inkluderte verdien *Bolus* og *Patient Positioning Devices*, men nå representerer den kun avstanden fra kilde til hud. Den forrige verdien eksporteres nå i attributtet *Source to External Contour Distance (300A,0132)*.
- En ny maskininnstilling er lagt til: Standard teknikk for pasientposisjonering. Den vil bli eksportert som *Setup technique (300A,01B0)* i RT pasientposisjonering-modulen.
- For Line Scanning RT ioneplaner, eksporteres energilagets strålefeltdoserate i attributtet *Meterset rate (300A,035A)* og importeres fra det samme attributtet.

## 2.27 VISUALISERING

- Flere visualiseringsinnstillinger kan nå lagres i dialogen *Save visualization settings*. Innstillinger som ikke kan lagres, er skjult i stedet for deaktivert.
- Synliggjøring av doser i materialvisninger kan slås av eller på ved hjelp av en separat visualiseringsinnstilling. Standardverdien er av, for å få en tydelig visning av hele materialfordelingen i hele pasienten. Denne innstillingen kan også lagres som en del av visualiseringsinnstillingene.

- Posisjoner som gjenspeiler SSD-skjæringspunkter (*Source to skin* og *Source to surface*), er nå visualisert i visninger. Hvis punktene sammenfaller, visualiseres bare ett punkt.
- Både *Source to surface*- og *Source to skin*-avstandene er synlige i DRR-visningene (hvis aktuelt).
- Maskinmodeller for romvisning er lagt til, for bruk ved oppreist behandling.

## 2.28 SKRIPTING

- Python-pakken *connect* som inneholder skriptinggrensesnittet RayStation, har blitt omdøpt til *raystation*. For å angi hvilken versjon skriptet er skrevet for, kan versjonen legges til (f.eks, *raystation.v2025*).
- Skriptredigeringsprogrammet i RayStation har blitt forbedret ved å bygge inn komponenter fra Visual Studiokode.
- Ferdigstilling av kode for bruk er nå tilgjengelig for typene i skripting-API-et RayStation, både i det interne skriptredigeringsprogrammet og i eksterne redigeringsprogrammer. I eksterne redigeringsprogrammer kan ferdigstilling av kode nå utføres ved hjelp av pakken Python *raystation.v2025*.
- Et nytt argument, *EvaluateUsingSecondaryAcceptanceLevelIfExists*, introduseres for skriptingmetoder som brukes til evaluering av klinisk måloppnåelse. Verdien avgjør om det primære eller sekundære akseptnivået for et klinisk mål skal brukes når oppfyllelsen av målet bestemmes. Argumentet må oppgis når man evaluerer oppfyllelsen av kliniske mål med sekundære akseptnivåer. For kliniske mål som bare har et primært akseptnivå, ignoreres argumentet. Følgende metoder påvirkes:
  - *EvaluateClinicalGoal*
  - *EvaluateClinicalGoalForAccumulatedDose*
  - *EvaluateClinicalGoalForEvaluationDose*
  - *EvaluateClinicalGoalForVoxelwiseWorstTotalDose*
- To nye metoder er tilgjengelige i UI-skripting. Disse metodene gjelder bare for det øverste vindusgrensesnittelementet.
  - *TakeWindowSnapshot*: Fanger opp skjermbildet for RayStation-vinduet.
  - *TakeAreaSnapshot*: RayStation-vinduet går inn i en tilstand der brukeren kan dra i rektangelet som skal fanges opp.
  - Returverdien til skriptmetodene ovenfor kan sendes som *ImageData*-argument til en ny skriptmetode på *TreatmentCase*-objektet: *AddSnapshot*.
- *SpotTuned* er fjernet fra *CreatePBSIonBeam*. Den vil i stedet bli fylt ut automatisk fra strålefeltmodellen når energilagene opprettes.

- Det er nå mulig å kjøre automatisert replanlegging fra skripting. En ny metode, *RunAutomatedReplanning*, er nå tilgjengelig på casenivået.
- *SetOarRangeMarginRois* har blitt omdøpt til *SetAvoidanceStructures*.
- Hold tilkoblet-komponenten, *KeepConnectedComponent3D*, er nå skriptbar.
- Det er nå mulig å trekke ut tilkoblede komponenter i separate ROler ved hjelp av skripting, med filtre for maks. og min. volum samt antall komponenter. Metoden heter *GetConnectedComponents*.
- *CopyRoiGeometriesToExistingRoi* er nå skriptbar.
- *Discrete ion arc* har blitt omdøpt til *static ion arc*. Dette resulterer i en navneendring av følgende egenskaper:
  - *IonArcDiscreteProperties* > *IonArcStaticProperties*
  - *IonArcProperties.DiscreteProperties* > *IonArcProperties.StaticProperties*
  - *SetIonArcType* tar nå argumentverdien *Dynamic* og *Static*.
- Skriptmetoden *RunAutomaticPlanning* er fjernet. Maskinlæringsoptimering kan nås via skripting ved først å spesifisere en maskinlæringsstrategi med *SetAutoOptimizationSettings*-metoden, og deretter kalle *RunOptimization*.

## 2.29 FYSIKKMODUS

- Physics mode er en egen applikasjon, som er en versjon av RayStation som bruker fantomer som pasienter og lar brukeren arbeide med ukommisjonerte LINAC-behandlingsmaskiner.
- Physics mode erstatter modulen Beam 3D modeling i RayPhysics.
- Physics mode tilbyr lignende verktøy for pasientmodellering og oppretting av planer som i RayStation. Ulike typer automatiserte planleggingsverktøy og segmenteringsverktøy for dyp læring er ikke inkludert i Physics mode.

## 2.30 RAYPHYSICS

- Modulen Beam 3D modeling fjernes og erstattes av Physics mode-applikasjonen.

## 2.31 FERDIGSTILLING AV STRÅLEFELTMODELLER FOR FOTONER

- Monte Carlo-dosekurvebehandling under strålefeltmodellering er nå raskere.
- Det er nå mulig å ferdigstille en Monte Carlo-strålefeltmodell for beregning i et magnetfelt. [Krever produktlisens rayMagnetPhysics.]

2.32 FERDIGSTILLING AV STRÅLEFELTMODELLER FOR ELEKTRONER

- Elektronapplikatorene med Elekta-templat er oppdatert for å fungere med tykkere elektronspesialinnsatser.

2.33 FERDIGSTILLING AV STRÅLEFELTMODELLER FOR IONER

- Det er nå mulig å beregne alle spotprofiler, Bragg-topper og absolutt dosimetri med ett enkelt klikk, ved hjelp av *Compute all curves*-knappen.
- For Line Scanning-maskiner:
  - Det er nå mulig å spesifisere *Beam scanning speed limits* som er *Anisotropic*, som et alternativ til de isotrope grensene som tidligere ble støttet.
  - Det er nå mulig å angi en standardverdi for maskinen for *Dynamic range*-optimaliseringsinnstilling.
  - Håndteringen av *Absolute dosimetry* har blitt endret, se seksjon 2.36 *Endringer fra tidligere versjon på side 24*.
- For Pencil Beam Scanning-maskiner er avmerkingsboksen *Supports discrete arcs* under *Scanning data* omdøpt til *Supports static arcs*.

2.34 RAYSTATION OPPDATERING AV DOSEBEREGNINGSALGORITMENE

Endringene i doseberegningsalgoritmene for RayStation v2025 er angitt nedenfor.

| Dosebereg-<br>ningsalgorit-<br>me | 2024B | v2025 | Krever ny<br>ferdigstilling | Effekt på bereg-<br>net dose <sup>i</sup> | Kommentar                                                                                                                                                                                                                                                                            |
|-----------------------------------|-------|-------|-----------------------------|-------------------------------------------|--------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|
| Alle                              | -     | -     | -                           | Ubetydelig                                | ROI-volumene kan være litt annerledes når man sammenligner med en identisk ROI i tidligere versjoner av RayStation.                                                                                                                                                                  |
| Foton<br>Collapsed<br>Cone        | 5.10  | 5.11  | Nei                         | Ubetydelig                                | Lagt til støtte for doseberegning ved hjelp av pasientposisjon SITTING for andre leveringsteknikker enn bue. Oppdateringer av koordinatsystemtransformasjoner som er nødvendige for å støtte SITTING, kan ha mindre innvirkning på doseberegninger for strålefelt med gimbalvinkler. |

| Dosebereg-<br>ningsalgorit-<br>me | 2024B | v2025 | Krever ny<br>ferdigstilling | Effekt på bereg-<br>net dose <sup>i</sup> | Kommentar                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                             |
|-----------------------------------|-------|-------|-----------------------------|-------------------------------------------|-------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|
| Foton<br>Monte Carlo              | 3.2   | 3.3   | Nei                         | Ubetydelig                                | Lagt til støtte for dosebereg-<br>ning ved hjelp av pasientposi-<br>sjon SITTING for andre leve-<br>ringsteknikker enn bue. Opp-<br>dateringer av koordinatsys-<br>temtransformasjoner som er<br>nødvendige for å støtte SIT-<br>TING, kan ha mindre innvirk-<br>ning på doseberegninger for<br>strålefelt med gimbalvinkler.<br>Lagt til støtte for dosebereg-<br>ning i et magnetfelt.                                                                                                                                                              |
| Elektron<br>Monte Carlo           | 5.2   | 5.3   | Nei                         | Ubetydelig                                | Håndteringen av strålebane-<br>materialet har blitt refaktori-<br>sert, noe som har ført til en li-<br>ten endring i resultatene av<br>beregningen av phase space<br>for elektroner på flyttalls-pre-<br>sisjonsnivå. Dette har en<br>mindre effekt på den beregne-<br>de Monte Carlo-elektrondo-<br>sen, som på grunn av sin sta-<br>tistiske natur kan være svært<br>følsom for selv små forstyrrel-<br>ser. For doseberegning med<br>lav statistisk usikkerhet er<br>forskjellen i dose sammenlig-<br>net med den forrige versjonen<br>ubetydelig. |
| Proton-PBS<br>Monte Carlo         | 5.7   | 5.8   | Nei                         | Ubetydelig                                | Dose beregnet for statiske<br>PBS-buefelt ved hjelp av en<br>Mevion Hyperscan-maskin<br>har blitt oppdatert og er nå<br>merket som klinisk.                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                           |
| Proton-PBS<br>Pencil Beam         | 6.7   | 6.8   | Nei                         | Ubetydelig                                | Rutinemessig økning av ver-<br>sjonen                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                 |

| Dosebereg-<br>ningsalgorit-<br>me           | 2024B | v2025 | Krever ny<br>ferdigstilling | Effekt på bereg-<br>net dose <sup>i</sup> | Kommentar                             |
|---------------------------------------------|-------|-------|-----------------------------|-------------------------------------------|---------------------------------------|
| Proton<br>US/DS/<br>Wobbling<br>Pencil Beam | 4.12  | 4.13  | Nei                         | Ubetydelig                                | Rutinemessig økning av ver-<br>sjonen |
| Karbonion-<br>PBS<br>Pencil Beam            | 7.1   | 7.2   | Nei                         | Ubetydelig                                | Rutinemessig økning av ver-<br>sjonen |
| Brachy TG43                                 | 1.6   | 1.7   | Nei                         | Ubetydelig                                | Rutinemessig økning av ver-<br>sjonen |
| Brachy Mon-<br>te Carlo                     | 1.0   | 1.1   | Nei                         | Ubetydelig                                | Rutinemessig økning av ver-<br>sjonen |

i Effekten på beregnet dose (ubetydelig/mindre/større) henviser til effekten når det ikke utføres ny ferdigstilling av maskinmodellen. Etter vellykket ny ferdigstilling bør doseendringene være minimale.

### 2.35 OPPDATERINGER AV BILDEKONVERTERINGSALGORITME

Endringene i bildekongverteringsalgoritmene for RayStation v2025 er angitt nedenfor.

| Konverterings-<br>algoritme | 2024B | v2025 | Effekt på be-<br>regnet dose | Kommentar                                                                                                                                                                                                                                         |
|-----------------------------|-------|-------|------------------------------|---------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|
| Korrigert CBCT              | 1.4   | 1.5   | Ubetydelig                   | Ingen endringer i Corrected CBCT-algoritmen, men mindre endringer i de opprettede bildeseriene kan forekomme på grunn av at voxelvolumene til ROLene som brukes i algoritmen, kan variere noe sammenlignet med tidligere versjoner av RayStation. |
| Virtuell CT                 | 1.4   | 1.5   | Ubetydelig                   | Ingen endringer i Virtual CT-algoritmen, men mindre endringer i bildeseriene som opprettes, kan forekomme på grunn av at voxelvolumene til ROLene som brukes i algoritmen, kan variere noe sammenlignet med tidligere versjoner av RayStation.    |

### 2.36 ENDRINGER FRA TIDLIGERE VERSJON

- Merk at RayStation 11A medførte noen endringer når det gjelder rekvisisjoner. Denne informasjonen er viktig hvis du oppgraderer fra en RayStation-versjon tidligere enn 11A:

- En rekvisisjon vil nå alltid angi dose for hver strålefeltgruppe separat. Rekvisisjoner definert i RayStation-versjoner før 11A i forbindelse med strålefeltgruppe + bakgrunnsdose er foreldet. Strålefeltgrupper med slike rekvisisjoner kan ikke godkjennes, og rekvirert dose vil ikke bli inkludert når strålefeltgruppen eksporteres til DICOM.
  - Rekvirert dose som er angitt med en protokoll for plangenerering, vil nå alltid bare være knyttet til feltgruppedosen. Sørg for å gjennomgå eksisterende protokoller for plangenerering ved oppgradering.
  - Rekvisisjonsprosent er ikke lenger inkludert i eksporterte rekvisisjonsdosenivåer. I RayStation-versjoner før 11A var rekvisisjonsprosenten definert i RayStation inkludert i den eksporterte Target Prescription Dose. Dette er endret slik at bare Prescribed dose definert i RayStation eksporteres som Target Prescription Dose. Denne endringen påvirker også eksporterte nominelle dosebidrag.
  - I RayStation-versjoner før 11A var Dose Reference UID eksportert i RayStation-planer basert på SOP Instance UID i RT Plan/RT Ion Plan. Dette er endret slik at forskjellige rekvisisjoner kan ha samme Dose Reference UID. På grunn av denne endringen er Dose Reference UID i planer eksportert før 11A oppdatert slik at hvis planen eksporteres på nytt, brukes en annen verdi.
- Merk at RayStation 11A medførte noen endringer når det gjelder avbildningssystemer for innstillingsverifikasjon. Denne informasjonen er viktig hvis du oppgraderer fra en RayStation-versjon tidligere enn 11A:
    - Et Setup imaging system [i tidligere versjoner kalt Setup imaging device] kan nå ha én eller flere avbildningsenheter. Dette muliggjør flere innstillings-DRR-er for behandlingsfelt samt et separat identifikatornavn per avbildningsenhet.
      - + Avbildningsenheter kan være gantrymonterte eller faste.
      - + Hver avbildningsenhet har et unikt navn som vises i tilhørende DRR-visning og eksporteres som DICOM-RT Image.
      - + Et strålefelt som bruker et avbildningssystem med flere avbildningsenheter, vil få flere DRR-er, én for hver avbildningsenhet. Dette er tilgjengelig for både innstillingsfelt og behandlingsfelt.
  - Merk at RayStation 8B introduserte håndtering av effektiv dose [RBE-dose] for protoner. Denne informasjonen er viktig for protonbrukere hvis de oppgraderer fra en RayStation-versjon tidligere enn 8B:
    - Eksisterende protonmaskiner i systemet vil bli konvertert til RBE-type, dvs. det forutsettes at en konstant faktor på 1,1 er brukt. Kontakt RaySearch hvis dette ikke gjelder for noen maskin i databasen.
    - Import av RayStation RT Ion Plan og RT Dose of modality proton og med dosetype PHYSICAL som ble eksportert fra RayStation-versjoner tidligere enn 8B, vil bli behandlet som RBE-dose hvis maskinnavnet i RT Ion Plan viser til en eksisterende RBE-maskin.

- RT Dose av dosetype PHYSICAL fra andre systemer eller fra RayStation-versjoner tidligere enn 8B med maskin som ikke har RBE inkludert i strålefeltmodellen, vil bli importert som i tidligere versjoner og vil ikke bli vist som RBE-dose i RayStation. Det samme gjelder hvis den nevnte maskinen ikke finnes i databasen. Det er brukerens ansvar å vite om dosen bør behandles som fysisk eller RBE-/fotonekvivalent. Men hvis en slik dose brukes som bakgrunnsdose ved etterfølgende planlegging, vil den bli behandlet som effektiv dose.

Mer informasjon finnes i *Vedlegg A Effektiv dose for protoner*.

- Merk at RayStation 11B innførte endringer i beregningene av dosestatistikk. Det betyr at små forskjeller i evaluert dosestatistikk forventes ved sammenligning med en tidligere versjon.

Dette påvirker:

- DVH-er
- Dosestatistikk
- Kliniske mål
- Rekvisisjonsevaluering
- Verdier for optimaliseringskrav
- Henting av dosestatistikkmål via skripting

Denne endringen gjelder også for godkjente strålefeltgrupper og planer. Det betyr for eksempel at oppnåelse av rekvirert dose og kliniske mål kan endres når en åpner en tidligere godkjent strålefeltgruppe eller plan fra en RayStation-versjon før 11B.

Forbedringen av dosestatistikkens nøyaktighet er mer merkbar med økende doseområde (forskjell mellom minimums- og maksimumsdose innen en ROI), og bare mindre forskjeller forventes for ROI-er med doseforskjeller under 100 Gy. Den oppdaterte dosestatistikken interpolerer ikke lenger verdier for dose ved volum,  $D(v)$ , og volum ved dose,  $V(d)$ . For  $D(v)$  returneres i stedet minimumsdosen som mottas av det akkumulerte volumet  $v$ . For  $V(d)$  returneres det akkumulerte volumet som mottar minst dosen  $d$ . Når antall vokslers i en ROI er lite, vil diskretiseringen av volumet bli åpenbar i den resulterende dosestatistikken. Flere dosestatistikkmål (f.eks. D5 og D2) kan få den samme verdien når det er bratte dosegradienter innenfor ROI-en, og doseområder som mangler volum, vises som horisontale trinn i DVH.

- Merk at RayStation 2024A innførte muligheten til å knytte et klinisk mål til enten strålefeltgruppedosen eller plandosen. Denne informasjonen om eksisterende planer og templatere med kliniske mål er viktig hvis man oppgraderer fra en RayStation-versjon som er eldre enn 2024A:
  - Fysiske kliniske mål i planer med en enkelt strålefeltgruppe blir nå automatisk koblet til denne strålefeltgruppen.
  - For planer med flere strålefeltgrupper vil fysiske kliniske mål bli duplisert for å sikre alle mulige koblinger i planen. For eksempel vil en plan med to strålefeltgrupper gi tre

tilsvarende kopier av hvert klinisk mål: én for planen og én for hver av de to strålefeltgruppene.

- Kliniske mål definert i templatere vil bli tilordnet strålefeltgruppe med navn «BeamSet1». Brukere som planlegger med flere strålefeltgruppe, anbefales å oppdatere templatene sine med riktig tilknytning og feltgruppenavn. Vær spesielt oppmerksom på templatere som brukes i protokoller. Feltgruppenavn som er lagret i templatere, bør samsvare med en strålefeltgruppe som er opprettet i protokollen.
- Merk at RayStation v2025 introduserer endringer knyttet til ferdigstilling av strålefeltmodeller og behandlingsplanlegging for Sumitomo HI Line Scanning:
  - Avrunding av MU-linjesegmenter utføres ikke lenger som en del av den endelige doseberegningen. Dosen beregnes nå basert på planparametrene som eksporteres i RT Ion Plan. Det er lagt til nye kontroller for beregning av sluttdose, godkjenning og DICOM-eksport for å sikre at planen kan leveres med hensyn til maskinbegrensningene for Line Scanning. Eksisterende planer kan gjøres leveringsdyktige ved å reoptimalisere eller bruke den nye *Make beams deliverable*-funksjonaliteten.
  - I tidligere versjoner av RayStation er det en begrensning på lengden på linjesegmentene som brukes i *Absolute dosimetry* og ved oppretting av et energilag manuelt ved hjelp av *Add energy layer*-funksjonen. Denne begrensningen er fjernet i RayStation v2025.
  - Enheten som brukes i tabellen over hastighetsgrenser for Line Scanning er endret fra m/s til cm/s. Maskinmodeller som oppgraderes fra tidligere versjoner av RayStation, oppdateres automatisk.

Se også seksjon 2.37 *Oppgradering av en Line Scanning-strålefeltmodell til RayStation v2025 på side 29.*

- Planleggingsaktiviteten Treatment delivery er omdøpt til Treatment adaptation.
- I RayStation 2024B vil skriptingmetoder som brukes til å evaluere kliniske mål med sekundære akseptnivåer, rapportere oppfyllelse basert på det sekundære akseptnivået. De ville med andre ord returneres som sanne hvis et klinisk mål var oppfylt (grønt) eller akseptabelt (gult), og usanne dersom ikke. I RayStation v2025 har dette blitt endret, slik at brukeren kan spesifisere hvilket akseptnivå som skal brukes for å bestemme oppfyllelse, ved å introdusere det nye boolske argumentet *EvaluateUsingSecondaryAcceptanceLevelIfExists*.
- Muligheten til å oppeve valget av *Display all scenarios* i Robust evaluation-modulen er fjernet. Den samme effekten kan fortsatt oppnås ved å stille inn full transparens.
- I ROI-listen vil en ROI med materialoverstyring vises med massetettheten til det valgte materialet i stedet for «\*».
- Det er ikke lenger nødvendig å oppgi *Spot tune ID* når du oppretter et PBS/LS-strålefelt. Denne er heller ikke lenger synlig som en innstilling for strålefeltberegning, men settes automatisk til verdien i strålefeltmodellen når energilagene opprettes.

- Blokk-/utskjæringskonturen vil som standard holdes konstant når kollimatoren roteres for foton- og elektronstråler. Tidligere var standardinnstillingen å endre konturen for å opprettholde det samme eksponerte området etter kollimatorrotasjonen. Dette er nå endret slik at konturen holdes konstant.
- Materialene som er installert med RayStation, vil ikke lenger være tilgjengelige når du angir en materialoverstyring for en ROI før du aktivt velger at de skal være tilgjengelige. Valget gjøres ved å klikke på *ROI material management* (tilgjengelig i ROI-listen og dialogen *ROI/POI details*), deretter *Add new common material* og ved å velge materialer å legge til fra listen under *Add predefined*.
- Synligheten av materialvisningen i 2D-pasientvisningene har blitt forbedret. Både *Image* og *Material* vises nå som alternativer i visningsoverskriften, og valg av visning gjøres direkte i overskriften. Det gjeldende valget er framhevet.
- Modellering i fantom er fjernet fra RayPhysics. Den separate Physics mode-applikasjonen brukes nå til godkjenning av fantomer som skal brukes i QA preparation-modulen, og til arbeid med ukommisjonerte LINAC-behandlingsmaskiner. Fantomer som ble godkjent i Beam 3D modeling i en tidligere versjon, må avgodkjennes og deretter godkjennes på nytt i Physics mode for å være tilgjengelige for opprettelse av QA-plan.
- Begrepet 'Base' erstattes i den adaptive arbeidsflyten:
  - Planen som brukes som utgangspunkt for en tilpasset plan, omtales nå som 'Reference'-planen.
  - I *Automated replanning*-modulen er arbeidstrinnet for å vurdere den daglige dosen uten tilpasning, omdøpt til 'Scheduled'.
  - I *Automated replanning*-modulen kalles den daglige dosen uten tilpasning for 'Scheduled'-dosen.
- Det er en ny standard navnekonvensjon for tilpassede planer og tilhørende strålefeltgrupper: Suffikset 'FxN' endres til 'AN'. Eksempel hvis den tilpassede planen er opprettet for fraksjon 3: *Reference plan name A3* og *Reference beam set name A3*.
- Automatisk replanlegging for Radixact/Tomo vil ikke lenger automatisk kjøre to optimaliseringskjøringer. For å oppnå samme oppførsel som i RayStation 2024B må du legge til to trinn for optimaliseringsinnstillinger i replanleggingsprotokollen: én med N iterasjoner + sluttdose, etterfulgt av ytterligere N/2 iterasjoner før den siste sluttdosen.
- Endringer i Plan explorer-modulen som bør tas i betraktning ved oppgradering:
  - Når du oppgraderer fra en tidligere versjon av Plan explorer, vil alle tidligere utforskningsplaner i alle planutforskninger bli fjernet. For å beholde en utforskningsplan må den kopieres til planlisten før oppgraderingen. I den nye versjonen kan den legges til i utforskningen på nytt.
  - HPC-løsningen (High Performance Computing), som tidligere ble brukt til parallell planoptimering i Plan explorer, er fjernet.

- Planleggingsalgoritmen i Plan explorer, som er basert på kliniske mål og prioriteringer av disse, er fjernet. Dette inkluderer fjerning av kliniske mål av typen *reduce average dose* og *dose fall-off* som bare ble brukt av den forrige algoritmen. Det er ikke lenger mulig å legge til denne typen kliniske mål, og de vil bli fjernet fra eksisterende templatener for kliniske mål. Optimalisering i Plan explorer kan nå konfigureres mer fritt. I tillegg til ML-optimalisering støttes ECHO-algoritmen og standard optimaliseringsfunksjoner.
- Utforskningstemplatener i Plan explorer opprettes ikke lenger basert på eksisterende utforskninger, men i stedet ved å sette opp en liste med referanser til eksisterende plangenereringsprotokoller. Tidligere utforskningstemplatener er foreldet og vil bli fjernet fra databasen når du oppgraderer til v2025.

### 2.37 OPPGRADERING AV EN LINE SCANNING-STRÅLEFELTMODELL TIL RAYSTATION V2025

I RayStation v2025 må de diskrete leveringstidene til leveringssystemet Sumitomo HI tas i betraktning av linjesegmentets strålefeltdosevekter i en plan før en doseberegning. I tidligere versjoner ble denne avrundingen av vektene utført i selve doseberegningen. Denne endringen har følgende konsekvenser for *Absolute dosimetry*-inngangsdataene til en Sumitomo Line Scanning-maskinmodell:

- Verdien *Meterset* per nominell energi er ikke lenger inkludert.
- Strålefeltdosene som brukes for *Dose per meterset*-verdiene, er stipulert til å være de leverte strålefeltdosene. (I RayStation-versjoner før v2025 kunne planlagte og leverte strålefeltdoser avvike fra hverandre på grunn av avrundingen av linjesegmentvekten som ble gjort i dosemotoren RayStation og av leveringssystemet Sumitomo, og derfor var det den planlagte, ikke den leverte, strålefeltdosen som ble brukt ved beregning av *Dose per meterset*.)

Det bør bemerkes at *lons per MU* i eksisterende Line Scanning-modeller fortsatt er gyldige i RayStation v2025, og kommisjonerte Line Scanning-strålefeltmodeller er dermed fortsatt gyldige i RayStation v2025. På grunn av den endrede definisjonen av *Dose per meterset* vil alle importerte og beregnede absolutte dosimetridata automatisk bli slettet fra Line Scanning-maskinmodeller når du oppgraderer til RayStation v2025. For å reberegne *Dose per meterset* på nytt eller for å utføre automatisk modellering av en eksisterende modell i RayStation v2025, må de absolutte dosimetridataene importeres på nytt til RayPhysics, slik at de nye kravene for *Dose per meterset*-verdier er oppfylt.

### 2.38 LØSTE SIKKERHETSVARSLER

Problemene som er beskrevet i Field Safety Notices (FSN) 148655 og 157634, er løst.

#### Løst: FSN 148655 – Tetthetsperturbasjon i Compute perturbed dose og Robust evaluation gir en perturbasjon i det nedre området

Den inkonsekvente bruken av *Density uncertainty* i RayStation-funksjonene *Robust optimization*, *Robust evaluation* og *Compute perturbed dose* for protoner og lette ioner er utbedret.

Virkingen av massetetthetsforskyvningen fungerer nå på samme måte for alle brukstilfeller (*Robust optimization*, *Robust evaluation* og *Compute perturbed dose* og uavhengig av CT-kalibreringsmetode): den relative endringen i stoppeevne og vannekvivalent rekkevidde, vil følge den brukerdefinerte forskyvningen i massetetthet. Beskrivelsen av funksjonene i brukergrensesnittet er oppdatert for å gi en bedre beskrivelse av betydningen og effekten av massetetthetsusikkerheten.

### **Løst: FSN 157634 - Feil Hounsfield-enheter i DICOM-eksporterte CT-bildeserier opprettet fra 4D CT**

Problemet med at DICOM Rescale Slope- og Rescale Intercept-verdiene og dermed Hounsfield-enhetene i eksporterte DICOM CT-bildeserier som er opprettet som minimum, maksimum eller gjennomsnitt av et 4D CT-sett, kan være feil, er løst.

Minimums-, maksimums- eller gjennomsnitts CT-bildeserier som tidligere er opprettet med RayStation 2024B, kan fortsatt være feil. Hvis denne funksjonaliteten har blitt brukt i RayStation 2024B, kan du kontakte RaySearchs kundestøtte for å få hjelp.

## **2.39 NYE OG VESENTLIG OPPDATERTE ADVARSLER**

En fullstendig liste over advarsler finnes i *RSL-D-RS-v2025-IFU*, *RayStation v2025 SP1 Instructions for Use*.

### 2.39.1 Nye advarsler



#### ADVARSEL!

##### Beregning av MR LINAC dose.

Doseberegningsområde: Ingen dose blir scoret utenfor doseberegningsområdet (se advarsel 9361). Elektroner og positroner som skapes i doseberegningsområdet, spores i luft, og det tas hensyn til energitap og krumning i magnetfeltet, helt til de går ut av dosematrisen eller inn i pasienten igjen. Ettersom det er mulig at et elektron/positron kan avbøyes utenfor dosematrisen, men ellers vil treffe pasienten igjen senere i sin bane, må brukeren sørge for at dosematrisen er stor nok til å fange opp hele banen til avbøyde elektroner/positroner. Hvis ikke går man glipp av dosebidraget deres når de kommer tilbake til pasienten. Dette gjelder den konvensjonelle elektronretureffekten, den laterale elektronretureffekten og elektronstrømming.

Overflatedose: Fotonspredning i luft og spiralformede elektroner foran pasienten tas ikke med i doseberegningen. For Elekta Unity kan dette føre til at man går glipp av en overflatedosekomponent i utstikkende flater i kraniokaudal retning. For MagnetTx Aurora er elektronene innesperret i feltet, og en konvensjonell elektronkomponent kan legges til for å beholde overflatedosen til en viss grad. For mer informasjon kan du se *RSL-D-RS-v2025-REF, RayStation v2025 Reference Manual*.

Valg av detektor og måling av outputfaktor: Brukeren må sørge for å følge maskinleverandørens måleprotokoller og konsultere den nyeste vitenskapelige litteraturen for anbefalte detektorer, effektive målepunktforskyvninger og korreksjoner for magnetfeltstørrelse. For mer informasjon kan du se *RSL-D-RS-v2025-RPHY, RayStation v2025 RayPhysics Manual*.

[1153758]

**ADVARSEL!****Aurora MLC-skygge kan føre til underdosering ved y-posisjoner utenfor aksen.**

For MagnetTx Aurora varierer skyggen fra tungen i tongue-and-groove-regionen med y-akseposisjonen, og dette kan føre til en betydelig reduksjon i dosen for svært modulerte planer der tongue-and-groove-regionen eksponeres ved y-posisjoner utenfor aksen. Denne variasjonen kan ikke modelleres av RayStation. Det anbefales å måle og evaluere denne atferden for din spesifikke LINAC som en del av ferdigstillingsprosessen, og sørge for å holde behandlingsplanene innenfor det kliniske validitetsområdet. Det anbefales å kontrollere planens kompleksitet f.eks. ved hjelp av RayStation-skripting for å beregne det relative arealet av eksponerte tongue-and-groove-regioner utenfor aksen, og replanlegging ved behov, for å øke sannsynligheten for at planen består den plan-spesifikke QA-en.

(1202498)

**ADVARSEL!**

**Bilder tatt i en oppreist skanneposisjon merkes vanligvis som HFS.** På grunn av begrensningene i DICOM-standarder blir bilder som er tatt i oppreist skanningsposisjon, vanligvis markert som head-first supine (HFS). Skanneposisjonen SITTEDE finnes ikke i DICOM. I bilder tatt med CT-skannere som oppgir rygglenets helningsvinkel, vises denne vinkelen i RayStation GUI som et suffiks som legges til pasientens skanneposisjon.

(1201906)

**ADVARSEL!**

**Kollisjonskontrollen skal ikke brukes som en endelig beskyttelse mot kollisjoner i behandlingsrommet.** Nøyaktigheten av kollisjonskontrollen er omtrentlig. Formålet er å redusere sannsynligheten for en kollisjon ifm en standard kollisjonstest med pasient i forkant av behandling. Kollisjonskontrollen skal ikke erstatte standard prosedyrer for å unngå kollisjoner før pasientbehandling.

(1095407)

**ADVARSEL!**

**Eksternt maskintilbehør kan ikke tas med i kollisjonskontrollen.** Eksternt maskintilbehør som blokker, kjepler, kiler og elektronapplikatorer tas ikke med i kollisjonskontrollen med mindre de er eksplisitt tilstede i rommodellen på MapRT. Kollisjonskartene som vises på RayStation, er ikke pålitelige for slike strålefelt og kan i virkeligheten omfatte større eller flere regioner med kollisjoner.

[1096363]

**ADVARSEL!**

**Kollisjonskontrollen bruker kun overflateskanningen som input.** Tilstedeværelsen eller fraværet av en bolus for et spesifikt strålefelt tas ikke med i kollisjonskontrollen.

[1095417]

**ADVARSEL!**

**Verifisering av bildeserie og behandlingsposisjon.** Brukeren må kontrollere at den importerte overflateskanningsgeometrien stemmer overens med den tilsvarende bildeserien ved å inspisere 2D- og 3D-pasientvisningene. Brukeren må også kontrollere at overflateskanningen stemmer overens med den tiltenkte pasientbehandlingsposisjonen.

[1095410]

**ADVARSEL!**

**Verifisering av tilstrekkelig nøyaktighet.** Noe fikserings- og støtteutstyr samt deler av pasienten kan være fraværende på CT-bildet og overflateskanningen. I noen situasjoner kan pasientoverflaten også oppvise artefakter eller luftgap. En slik overflateskanning har kanskje ikke tilstrekkelig nøyaktighet for en pålitelig kollisjonskontroll. Brukeren må derfor inspisere den importerte overflateskanningen og kontrollere at den representerer pasienten og andre relevante strukturer med tilstrekkelig nøyaktighet.

[1153638]

**ADVARSEL!**

**Bruk av celletypedoser i BNCT-planrapporter.** Planrapporter for BNCT-planer vil presentere data (dosevolumhistogrammer, kliniske mål, rekvisisjonsbelagte dosereferanser og dosestatistikk) evaluert på de tilsvarende celletypedosene for alle ROI med tilordnet celletype og materiale, med unntak av ytterkonturen.

Bare standarddosen (ikke celletype) vises i 2D-visningene.

1201289

**ADVARSEL!**

**Tilnærming av materialomskalering for beregning av celletypedoser.** Omskaleringen av de fysiske dosekomponentene som brukes i standard BNCT RBE-celletypedoseberegning for å ta hensyn til ulike materialer, er en tilnærming til en fullstendig doseberegning. Store forskjeller mellom materialet som celletypedosen beregnes for, og det opprinnelige materialet som er tilordnet voxelen, kan derfor påvirke denne tilnærmingen. Brukeren må være klar over denne tilnærmingen og dens begrensninger når celletypedoser eller størrelser som er beregnet ut fra dem (for eksempel dosevolumhistogrammer, kliniske mål, dosestatistikk og rekvisisjoner), skal evalueres. Se avsnittet *Celletype – doseberegning* på *RSL-D-RS-v2025-REF*, *RayStation v2025 Reference Manual* for mer informasjon.

1201180

## 2.39.2 Vesentlig oppdaterte advarsler

**ADVARSEL!**

**Sørg for at blokkonturen for .decimal GRID i RayStation stemmer overens med den fysiske blokken.** CreateDotDecimalBlockContour-metoden oppretter en blokkontur som samsvarer med .decimal GRID-blokken. Etter at den er opprettet, håndteres .decimal GRID-blokken som en vanlig fotonblokk i RayStation og kan redigeres. Siden .decimal GRID-blokken ikke produseres basert på en blokkontur som eksporteres fra RayStation, er det avgjørende å sikre at blokkonturen i RayStation stemmer overens med den fysiske blokken, og at den ikke utilsiktet blir endret ved manuell redigering. For å sikre at blokkens kontur forblir uendret, kan CreateDotDecimalBlockContour-metoden kalles på nytt som et siste trinn før beregning av sluttdose og godkjenningen av planen.

(936115)

**ADVARSEL!**

**Evaluering av PBS-bueplaner.** Hvis en PBS-bueplan konverteres til en tilsvarende PBS-plan for behandling ved hjelp av funksjonen Convert to PBS (Convert to PBS), må kvaliteten og robustheten evalueres på den konverterte PBS-planen.

(711947)

**ADVARSEL!**

**Levering av HDR-brachyterapi i magnetfelt.** Hvis HDR-brachyterapi utføres i et magnetfelt (f.eks. levering under MR-undersøkelse), kan det være store avvik mellom levert dose og dose beregnet ved hjelp av RayStation. Utledningen av publiserte TG43-parametere inkluderer ikke magnetfelt, og RayStations Monte Carlo-doseberegningss algoritmen for brachyterapi tar ikke hensyn til magnetfelt ifm transporten av partikler (her: elektroner). Utledningen av publiserte TG43-parametere inkluderer ikke magnetfelt, og s Monte Carlo-doseberegningss algoritmen for brachyterapi tar ikke hensyn til magnetfelt ifm transporten av partikler (her: elektroner). Brukeren må være klar over denne begrensningen hvis behandlingen skal utføres i et magnetfelt. Vær spesielt forsiktig med  $^{60}\text{Co}$ -kilder og ved magnetfeltstyrker over 1,5 T, samt i regioner som inneholder (eller ligger i nærheten av) luft.

(332358)

**ADVARSEL!**

**Grenser for kildetid.** Grensene for kildetid i RayPhysics er basert på referanseluftkermahastigheten på den angitte referansedatoen og -klokkeslettet for den aktuelle kilden. Det korrigeres ikke for radioaktivt henfall på planleggingstidspunktet. Sørg for at de angitte grensene tar hensyn til hele det forventede spekteret av faktorer for henfallskorreksjon i løpet av kildens levetid – spesielt for å unngå brudd på eventuelle begrensninger for etterladerens maksimalt tillatte kildetid.

(283881)

**ADVARSEL!**

**Brachyterapiapplikatormodeller må valideres før klinisk bruk.** Det er brukerens ansvar å validere alle brachyterapiapplikatormodeller før de brukes i kliniske brachyterapibehandlingsplaner.

RayStation er utviklet for å brukes av fagpersoner som har fått opplæring i strålebehandling. Brukere anbefales på det sterkeste å følge bransjestandarder for kvalitetssikring av brachyterapiapplikatorer og behandlingsplanlegging. Dette inkluderer dosimetrisk verifisering ved hjelp av metoder som gafkromiske filmmålinger anbefalt av American Association of Physicists in Medicine (AAPM) i *Task Group 56 (TG-56) on the quality assurance of brachytherapy equipment and Medical Physics Practice Guideline 13.a*.

Det anbefales også på det sterkeste å opprette et strukturtemplat og, etter å ha gjennomført relevante kvalitetssikringskontroller, å godkjenne templatet for å sikre at applikatorstrukturene ikke endres utilsiktet. Under behandlingsplanleggingsprosessen skal brukerne kun bruke strukturer fra disse godkjente templatene for å opprettholde konsistens og nøyaktighet i behandlingen.

(726082)

**ADVARSEL!**

**Kontroller databasekonsistensen før oppgradering.** Før du oppretter et nytt system basert på et eksisterende system i RayStation Storage Tool, må brukeren kontrollere datakonsistensen i det eksisterende systemet. Dette kan gjøres ved å bruke kommandoen *Validate* i Storage Tool for systemer basert på RayStation 7 eller nyere. For systemer basert på tidligere versjoner, bruker du verktøyet *ConsistencyAnalyzer*.

(10241)

---

## 3 KJENTE PROBLEMER RELATERT TIL PASIENTSIKKERHET

Det er ingen kjente problemer knyttet til pasientsikkerhet i RayStation v2025.

**Merk:** Ytterligere versjonsmerknader kan potensielt distribueres kort etter installasjonen.



## 4 ANDRE KJENTE PROBLEMER

### 4.1 GENERELT

#### *Doseberegning forhindres ikke på skrå bildeserier som inneholder ROler utenfor bildeserien uten materialoverstyring*

RayStation avbryter normalt en doseberegning med en advarsel hvis en ROI uten tilordnet materialoverstyring strekker seg utenfor bildeseriene. For skrå bildeserier der en ROI uten tilordnet materialoverstyring strekker seg utenfor bildeserien, men innenfor avgrensingsboksen, dvs. hvis ROIen ikke strekker seg utenfor de ytterste hjørnene av bildeseriens parallelepiped, er det imidlertid mulig å beregne doser.

Sørg for at alle ROler som er relevante for doseberegningen, og som potensielt strekker seg utenfor bildeserien, har fått tildelt en materialoverstyring.

[1203823]

#### *RayStation strålefeltnummerering*

RayStation kan generere strålefeltgrupper med strålefeltnummer som ikke er fortløpende. Det er også mulig å gi et strålefelt nummer 0. Slike planer for Tomo/Radixact og CyberKnife har ført til problemer med integrasjonen med RayCare og med Accuray-leveringssystemer. Sørg alltid for å kontrollere at strålefeltnummereringen er gyldig for leveringssystemet.

[1312395]

#### *Begrensninger ved bruk av RayStation med stor bildeserie*

RayStation støtter nå import av store bildeserier (>2GB), men en del funksjonalitet vil være treg eller forårsake krasjer når slike store bildeserier brukes:

- Smart brush/Smart contour/2D region growing-funksjonene er trege når et nytt snitt lastes inn
- Hybrid deformerbar registrering kan gå tom for minne for store bildeserier
- Biomekanisk deformerbar registrering kan krasje for store bildeserier
- Automatisert brystplanlegging fungerer ikke med store bildeserier
- Opprettelse av store ROI-er med grånivåterskler kan forårsake et krasj

[144212]

### *Begrensninger angående bruk av flere bildeserier i en doseplan*

Planens totaldose er ikke tilgjengelig for planer med flere strålefeltgrupper som har forskjellige planleggingsbildeserier. Uten plandose er det ikke mulig å:

- godkjenne planen
- generere planrapport
- aktivere planen for dosesporing
- bruke planen i adaptiv replanlegging

[341059]

### *Liten inkonsekvens i dosevisning*

Følgende gjelder for alle pasientvisninger hvor dose kan ses på et pasientbildesnitt. Hvis et snitt er plassert nøyaktig på grensen mellom to vokslar og doseinterpolering er deaktivert, kan doseverdien presentert i visningen med kommentaren «Dose: XX Gy» avvike fra den faktisk presenterte fargen med hensyn til dosefargetabellen.

Dette skyldes at tekstverdien og den gjengitte dosefargen hentes fra forskjellige vokslar. Begge verdier er egentlig riktige, men de er ikke konsistente.

Det samme kan forekomme i doseforskjellsvisningen, hvor forskjellen kan virke større enn den faktisk er, på grunn av omkringliggende vokslar som sammenlignes.

[284619]

### *Automatisk gjenoppretting inkluderer trinn fra omgjøringslisten*

Handlingslisten i dialogen *Recover unsaved changes* vil inkludere trinn som ble angret før en ukontrollert avslutning av RayStation. Før gjenoppretting må du gå gjennom listen over handlinger og fjerne markeringen av trinn som ikke skal gjenopprettes.

[1201661]

## **4.2 IMPORT, EKSPORT OG PLANRAPPORTER**

### *Lasereksport ikke mulig for liggende pasienter*

Bruk av lasereksportfunksjonaliteten i Virtual simulation-modulen med en liggende pasient får RayStation til å krasje.

[331880]

### *RayStation rapporterer av og til en vellykket TomoTherapy-planeksport som mislykket*

Når en RayStation TomoTherapy-plan sendes til iDMS via RayGateway, er det et tidsavbrudd i tilkoblingen mellom RayStation og RayGateway etter 10 minutter. Hvis overføringen fortsatt pågår når tidsavbruddet starter, vil RayStation rapportere en mislykket planeksport selv om overføringen fortsatt pågår.

Hvis dette skjer, må du gjennomgå RayGateway-loggen for å avgjøre om overføringen var vellykket.  
338918

### **Rapportmaler må oppgraderes etter oppgradering til RayStation v2025**

Oppgraderingen til RayStation v2025 krever at alle rapportmaler oppgraderes. Merk også at hvis en rapportmal fra en eldre versjon legges til ved hjelp av Clinic Settings, må denne malen oppgraderes for å kunne brukes til å generere rapporter.

Rapportmaler oppgraderes ved hjelp av Report Designer. Eksporter rapportmalen fra Clinic Settings, og åpne den i Report Designer. Lagre den oppgraderte rapportmalen, og legg den til i Clinic Settings. Ikke glem å slette den gamle versjonen av rapportmalen.

[138338]

## **4.3 PASIENTMODELLERING**

### **CT-modeller for segmentering ved hjelp av dyp læring, bør ikke brukes på CBCT-bilder**

CT-modeller for segmentering ved hjelp av dyp læring er ikke validert for bruk med CBCT-bilder (cone beam CT), og dette er heller ikke deres tiltenkte formål, selv om modellene er merket med CBCT i RayMachine. Modellene skal ikke brukes på CBCT-bilder.

[1203216]

## **4.4 BRAKYTERAPIPLANLEGGING**

### **Uoverensstemmelse med planlagt antall fraksjoner og rekvisisjon mellom RayStation og SagiNova**

Det er et manglende samsvar i tolkningen av DICOM RT Plan-attributtene *Planned number of fractions* (300A,0078) og *Target prescription dose* (300A,0026) i RayStation sammenlignet med etterladersystemet for brakyterapi SagiNova. Dette gjelder spesifikt for SagiNova-versjonene 2.1.4.0 eller tidligere. Hvis klinikken bruker en nyere versjon enn 2.1.4.0, må du kontakte kundestøtte for å kontrollere om problemet vedvarer.

Når planer eksporteres fra RayStation:

- Rekvirert måldose eksporteres som rekvirert dose per fraksjon multiplisert med antall fraksjoner for strålefeltgruppen.
- Det planlagte antallet fraksjoner eksporteres som antall fraksjoner for strålefeltgruppen.

Ved import av planer i SagiNova for behandling:

- Rekvirert dose (på rekvisisjonen) tolkes som rekvirert dose per fraksjon.
- Antall fraksjoner tolkes som samlet antall fraksjoner, herunder fraksjoner for tidligere leverte planer.

Mulige konsekvenser er:

- Det som vises som rekvirert dose per fraksjon på SagiNova-konsollen ved behandling, er faktisk den totale dosen rekvirert for alle fraksjoner.
- Det er ikke sikkert det er mulig å levere mer enn én plan for hver pasient.

Snakk med SagiNova-applikasjonsspesialister for å finne egnede løsninger.

[285641]

### **DICOM-tilkoblingsproblem med Oncentra Brachy relatert til målte kildebaner**

Det er identifisert et problem som påvirker DICOM-importen av målte kildebaner i applikatormodeller til Oncentra Brachy.

Når en applikatormodell importeres fra en XML-fil til RayStation, er det mulig å importere målte kildebaner. Disse målte kildebanene er karakterisert ved absolutte 3D-posisjoner for kildepunktene som ikke er ekvidistante. De målte kildebanene importeres fra XML-filene som beskrevet i *RSL-D-RS-v2025-BAMDS, RayStation v2025 Brachy Applicator Model Data Specification*, og de resulterende 3D-kildeposisjonene i RayStation representerer kildebanene i XML-filene på riktig måte. 3D-kildeposisjonene er også riktige i DICOM-eksporter fra RayStation. Når filen importeres til Oncentra Brachy, gjennomgår de målte kildebanene en endring, noe som forårsaker et avvik mellom de absolutte kildeposisjonene i Oncentra Brachy og RayStation. Dette kan bety at en dosefordeling som er beregnet på nytt i Oncentra, ikke samsvarer med den tilsvarende dosefordelingen som er beregnet i RayStation.

Dosefordelingen som beregnes av RayStation, er riktig, forutsatt at applikatoren er riktig modellert i RayStation. Som nevnt i *RSL-D-RS-v2025-IFU, RayStation v2025 SP1 Instructions for Use* (se advarsel 726082, Gjenomgå applikatormodellene) anbefales brukere å følge bransjestandarder for kvalitetssikring av applikatormodeller for å sikre at applikatoren er nøyaktig representert i RayStation.

Dette problemet er spesifikt for målte kildebaner i applikatormodeller og påvirker ikke kildebaner rekonstruert med andre metoder.

[1043992]

### **Levering av brachyterapiplaner på Elekta etterladere**

Ved eksport av behandlingsplaner for brachyterapi fra RayStation for levering på Elekta etterladere, må planene godkjennes på nytt i Oncentra Brachy før de kan overføres til etterladeren. Dette er et krav i leveringssystemet Elekta.

Som et resultat av dette:

- Planen blir midlertidig ikke godkjent på Oncentra Brachy, noe som kan øke risikoen for utilsiktede endringer.
- Planidentifikatoren (UID) endres ved fornyet godkjenning, noe som gjør det mer tidkrevende å bekrefte at den leverte planen er identisk med den opprinnelige planen som ble godkjent i RayStation.

For å støtte sikre og effektive kliniske arbeidsflyter vil RaySearch på forespørsel levere et Python-skript som gjør det mulig for brukere å verifisere om to DICOM RT-planer (f.eks. den som eksporteres fra RayStation og den som eksporteres fra Oncentra Brachy) er likeverdige for levering. Dette verktøyet er ment å hjelpe klinikkene med å sikre planintegritet ved bruk av Elekta-etterladere.

Kontakt RaySearchs kundestøtte for mer informasjon eller for å be om bekreftelsesskriptet.

[1202989]

### *Antall historier ved Monte Carlo for brakyterapi*

Antall historier som brukes til å beregne en Monte Carlo-dosefordeling for brakyterapi, vises ikke i pasientvisningene. Denne informasjonen kan hentes gjennom skripting. Det er brukerens ansvar å sikre at en Monte Carlo-dose beregnes med et tilstrekkelig antall historier for å oppnå en akseptabel statistisk usikkerhet.

[1043893]

## **4.5 PLANUTFORMING OG 3D-CRT-STRÅLEFELTUTFORMING**

### *Sentralisering av sentralstrålen i feltet og kollimatorrotasjonen kan medføre endret feltstørrelse for visse MLC-er*

Center beam in field og kollimatorrotasjon i kombinasjon med alternativet «Keep edited opening» kan utvide feltstørrelsen for visse MLC-er. Kontroller aperturene etter bruk, og bruk en kollimatorrotasjon med «Auto conform» om mulig.

[144701]

## **4.6 PLANOPTIMALISERING**

### *Ingen gjennomførbarhetskontroll for maksimal bladhastighet utført for DMLC-strålefelt etter doseskalering*

DMLC-planer som fremkommer etter en optimalisering, er gjennomførbare med hensyn til alle maskinbegrensninger. Men manuell omskalering av dose [MU] etter optimalisering kan føre til brudd på maksimal bladhastighet, avhengig av dosehastigheten som brukes under behandling.

[138830]

### *Add MCO-funksjonen fungerer ikke som den skal i forbindelse med bakgrunnsdose*

Referansedosefunksjonen som opprettes når det klikkes på *Add MCO function*-knappen, vil for en avhengig feltgruppe, ikke inkludere bakgrunnsdosen. RayStation vil forsøke å gjenskape den navigerte feltgruppedosen i stedet for den navigerte feltgruppen + bakgrunnsdosen, hvis en slik referansedosefunksjon er inkludert i optimaliseringen. Dette vil vanligvis resultere i en lavere optimalisert dose enn tiltenkt. Bruk av *Add MCO function*-knappen anbefales derfor ikke for avhengige feltgrupper. Opprettelse av en kjørbær plan i MCO-modulen påvirkes ikke av dette problemet.

[932475]

## 4.7 CYBERKNIFE PLANNING

### *Verifisere om CyberKnife-planer er kjørbare*

Det er i ca. 1 % av tilfellene mulig at CyberKnife-planer opprettet i RayStation ikke består kjørbarsvalideringen. Slike planer vil ikke være kjørbare. De berørte strålefeltvinklene vil bli identifisert av kjørbarskontrollene som kjøres ved plangodkjenning og planeksport.

Hvis du vil kontrollere om en plan blir påvirket av dette problemet før godkjenning, kan skriptmetoden `beam_set.CheckCyberKnifeDeliverability()` kjøres. De påvirkede segmentene kan fjernes manuelt før optimalisering fortsetter for de siste justeringene.

[344672]

### *Matrisen for ryggradsparing er mindre i Accuray TDC enn matrisen som vises i RayStation*

Matrisen for ryggradsparing som brukes og vises i Accuray TDC (Treatment Delivery Console) for behandlingsoppsett, vil være rundt 80 % mindre enn matrisen som visualiseres i RayStation. Sørg i RayStation for å tilordne matrisen en margin rundt det tiltenkte oppsettområdet. Vær oppmerksom på at matrisestørrelsen kan redigeres i Accuray TDC ved levering.

[933437]

## 4.8 DOSELEVERING

### *Blandede strålefeltgrupper i fraksjoneringsregime for en plan*

For planer med flere strålefeltgrupper hvor planens fraksjoneringsregime er manuelt redigert for en etterfølgende strålefeltgruppe, vil en endring i antallet fraksjoner for en foregående strålefeltgruppe føre til et mangelfullt fraksjoneringsregime hvor strålefeltgrupper ikke lenger planlegges i rekkefølge. Dette kan føre til problemer med dosesparing og adaptiv replanlegging. For å hindre dette må planens fraksjoneringsregime alltid stilles tilbake til standard før antall fraksjoner for strålefeltgrupper i en plan med flere strålefeltgrupper endres etter at fraksjoneringsmønsteret er manuelt redigert.

[331775]

## 4.9 AUTOMATISK PLANLEGGING

### *Ikke mulig å godkjenne en definisjon av automatisk planlegging*

Definisjoner av automatisk planlegging som brukes til å definere parametere for automatisert optimalisering ved hjelp av maskinlæring eller ECHO, kan ikke godkjennes. Det er derfor en risiko for at parametere i en eksisterende definisjon for automatisk planlegging blir redigert. En klinikk som bruker automatiserte optimaliseringsteknikker, må ha prosesser på plass som sikrer at definisjoner for automatisk planlegging i klinisk bruk ikke redigeres utilsiktet. Det anbefales å ta sikkerhetskopier av definisjoner for automatisk planlegging via RayStorage når du begynner å bruke dem klinisk, for å unngå avbrudd i arbeidsflyten hvis det oppdages utilsiktede endringer.

[1201476]

## 4.10 BIOLOGISK EVALUERING OG OPTIMALISERING

### *Angre/gjenopprett ugyldiggjør responskurver i modulen Biological evaluation*

I modulen Biological evaluation fjernes responskurvene ved angre/gjenopprett. Reberegner funksjonsverdiene for å gjenopprette responskurvene.

[138536]

## 4.11 RAYPHYSICS

### *Oppdaterte anbefalinger for bruk av detektorhøyde*

Mellom RayStation 11A og RayStation 11B er anbefalinger om bruk av detektorhøyde og en forskjøvet detektordybde for dybdedosekurver oppdatert. Hvis de forrige anbefalingene ble fulgt, kan modelleringen av build-up-området for strålefeltmodeller for fotoner føre til overestimering av overflatedose i beregnet 3D-dose. Ved oppgradering til en nyere RayStation-versjon enn 11A anbefales det å gjennomgå og om nødvendig oppdatere strålefeltmodeller for fotoner med hensyn til de nye anbefalingene. Informasjon om de nye anbefalingene finnes i avsnittet *Detector height and depth offset* i RSL-D-RS-v2025-REF, RayStation v2025 Reference Manual, avsnittet *Depth offset and detector height* i RSL-D-RS-v2025-RPHY, RayStation v2025 RayPhysics Manual og RSL-D-RS-v2025-BCDS, RayStation v2025 Beam Commissioning Data Specification.

[410561]

## 4.12 SKRIPTING

### *Begrensninger angående skriptede referansefunksjoner*

Det er ikke mulig å godkjenne en strålefeltgruppe som inkluderer en skriptet referansedosefunksjon som refererer en opplåst dose. Dette vil føre til krasj. Godkjenning av en strålefeltgruppe som inkluderer en skriptet referansedosefunksjon som refererer en låst dose, og påfølgende opplåsing av denne dosen, vil også føre til krasj.

Hvis en skriptet referansedosefunksjon refererer til en opplåst dose, vil det ikke være noen varsler hvis den refererte dosen endres eller fjernes. Det er heller ingen garanti ved oppgradering til nye versjoner av RayStation at oppgraderinger av optimaliseringsproblemer som inkluderer skriptede referansedosefunksjoner, vil beholde dosereferansene.

[285544]



# 5 OPPDATERINGER I RAYSTATION V2025 SP1

Dette kapittelet beskriver oppdateringene i RayStation v2025 SP1 sammenlignet med RayStation v2025.

## 5.1 NYHETER OG FORBEDRINGER

### 5.1.1 Løste sikkerhetsvarsler

Problemet som er beskrevet i Field Safety Notice (FSN) 159027, er løst.

For mer informasjon kan du se *seksjon 5.3 Løste problemer på side 48*.

### 5.1.2 Korrigert nomenklatur i modulen Dose tracking

I modulen Dose tracking brukes nå konsekvent begrepet *evaluated* i stedet for *delivered*. Dette er ennå ikke oppdatert i *RSL-D-RS-v2025-USM, RayStation v2025 User Manual*.

### 5.1.3 Strålefeltnavn i tilpassede strålefeltgrupper

Når du oppretter en tilpasset strålefeltgruppe, får behandlingsfeltene nå nye standardnavn for å indikere at de tilhører en tilpasset strålefeltgruppe. Det tilpassede strålefeltnavnet består av det opprinnelige strålefeltnavnet med et suffiks lagt til. Suffikset har formatet «A[n]», der n er fraksjonstallet.

### 5.1.4 RayStation oppdatering av doseberegningsalgoritmene

| Dosebereg-<br>ningsalgorit-<br>me | v2025 | v2025<br>SP1 | Krever ny<br>ferdigstilling | Effekt på bereg-<br>net dose <sup>i</sup> | Kommentar                                                                                                                                                                   |
|-----------------------------------|-------|--------------|-----------------------------|-------------------------------------------|-----------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|
| Karbonion-<br>PBS<br>Pencil Beam  | 7.2   | 7.3          | Nei                         | Mindre                                    | Forbedret doseprediksjon i overflatevoksler i regioner med lav tetthet. Merk at dosen kun påvirkes for bestemte kombinasjoner av rekkevidde-modulatorer og maskinmodel-ler. |

<sup>i</sup> Effekten på beregnet dose (ubetydelig/mindre/større) henviser til effekten når det ikke utføres ny ferdigstilling av maskinmodellen. Etter vellykket ny ferdigstilling bør doseendringene være minimale.

### 5.1.5 Maskinlæringsmodeller

Ingen nye maskinlæringsmodeller/ROler introduseres.

## 5.2 OPPDAGEDE PROBLEMER

To nye problemer har blitt funnet: 1203823 og 1312395. Disse spørsmålene er beskrevet i detalj på *Kapittel 4 Andre kjente problemer*.

## 5.3 LØSTE PROBLEMER

### *Løst: [FSN 159027] ROI-konturer snudd opp ned*

Det oppstod et problem der visse operasjoner som ble utført på et ROI som var definert på en bildeserie med snittnormal  $[0, 0, -1]$ , kunne snu ROI-et opp ned og plassere det på feil sted. Dette problemet er nå løst.

[1310961]

### *Løst: For høy overflatedose for noen karbonioneplaner med stort luftgap*

Det oppstod et problem med Pencil Beam-dosemotoren for lette ioner. For noen kombinasjoner av rekkeviddemodulatorens vannekvivalent tykkelse (WET) og stort luftgap kan enkelte overflatevoxler få en svært høy dose. Dette problemet er nå løst, og versjonsnummeret til Carbon PBS Pencil Beam-dosemotoren er økt fra 7.2 til 7.3.

[1203657]

## 5.4 NYE OG VESENTLIG OPPDATERTE ADVARSLER

En fullstendig liste over advarsler finnes i *RSL-D-RS-v2025-IFU, RayStation v2025 SP1 Instructions for Use*.

### 5.4.1 Nye advarsler



#### ADVARSEL!

**Begrensninger ved Pencil Beam-algoritmen.** Pencil Beam-algoritmen som brukes til beregning av lettionsdoser, innebærer visse tilnærminger og begrensninger. Disse kan påvirke nøyaktigheten av den beregnede dosen i voxler på pasientens overflate, spesielt i nærvær av en rekkeviddemodulator og/eller tangentielle strålefelt. Dette inkluderer doser beregnet for spoter som ikke krysser pasienten i det hele tatt, slik det kan forekomme i visse robuste optimaliseringsscenarioer, samt for spoter med en Bragg-topp i rekkeviddemodulatoren.

[1311597]

### 5.4.2 Vesentlig oppdaterte advarsler

Det er ingen vesentlig oppdaterte advarsler i RayStation v2025 SP1.

## 5.5 OPPDATERTE HÅNDBØKER

Følgende håndbøker er oppdatert i RayStation v2025 SP1:

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



# A   EFFEKTIV DOSE FOR PROTONER

## A.1   BAKGRUNN

Fra og med RayStation 8B behandles den effektive dosen i protonbehandlinger eksplesitt, enten ved å inkludere en konstant faktor i den absolutte dosimetrien i maskinmodellen eller ved å kombinere en maskinmodell basert på fysisk dose i den absolutte dosimetrien med en RBE-modell med konstant faktor. Ved oppgradering fra en RayStation-versjon før RayStation 8B til RayStation 8B eller senere vil alle eksisterende maskinmodeller i databasen forutsettes å ha blitt modellert med en konstant faktor på 1,1 i den absolutte dosimetrien for å ta hensyn til de relative biologiske effektene av protoner. Kontakt support hos RaySearch hvis dette ikke gjelder for en maskin i databasen.

## A.2   BESKRIVELSE

- RBE-faktoren kan enten inkluderes i maskinmodellen (dette var standard arbeidsflyt i RayStation-versjoner før 8B) eller fastsettes i en RBE-modell.
  - Hvis RBE-faktoren inngår i maskinmodellen, antas den å være 1,1. Disse maskinene betegnes RBE.
  - En klinisk RBE-modell med faktor 1,1 inngår i hver RayStation-pakke for protoner. Dette skal kombineres med maskinmodeller basert på fysisk dose. Disse maskinene betegnes PHY.
  - For andre konstante faktorer enn 1,1 må brukeren spesifisere og ferdigstille en ny RBE-modell i RayBiology. Dette alternativet kan bare brukes for PHY-maskiner.
- **Alle eksisterende protonmaskiner i systemet vil bli konvertert til dosetyper RBE, hvor det forutsettes at en konstant faktor på 1,1 er brukt til å skalere målinger av absolutt dosimetri. Dosen i alle eksisterende planer vil dermed bli konvertert til RBE-dose.**
- Visning av RBE/PHY for PHY-maskin i RayStation-modulene Plan design, Plan optimization og Plan evaluation.
  - Mulig å skifte mellom fysisk dose og RBE-dose i disse modulene.
  - Mulig å vise RBE-faktoren i visningen Difference i Plan evaluation.
- For RBE-maskiner er det eneste eksisterende doseobjektet RBE-dose. For PHY-maskiner er RBE-dose den primære dosen i alle moduler med følgende unntak:

- Visning av Beam Dose Specification Points (BDSP) vil være i fysisk dose.
- Alle doser i QA preparation-modulen vil være i fysisk dose.
- DICOM-import:
  - Import av RayStation RtIcnPlan og RtDose for protonmodalitet og med dosetype PHYSICAL fra tidligere versjon av RayStation enn RayStation 8B vil bli behandlet som RBE-dose hvis maskinnavnet i RtIcnPlan viser til en eksisterende maskin med RBE inkludert i modellen.
  - RtDose av dosetype PHYSICAL fra andre systemer eller fra RayStation-versjoner før 8B med maskin som ikke har RBE inkludert i strålefeldtmodellen, vil bli importert som i tidligere versjoner og vil ikke bli vist som RBE-dose i RayStation. Det samme gjelder hvis den nevnte maskinen ikke finnes i databasen. Det er brukerens ansvar å vite om dosen bør behandles som fysisk eller RBE-/fotonekvivalent. Men hvis en slik dose brukes som bakgrunnsdose ved etterfølgende planlegging, vil den bli behandlet som effektiv dose.

**Merk:** *Planer for maskiner fra Mitsubishi Electric Co følger forskjellige regler, og funksjonaliteten er ikke endret fra versjoner før RayStation 8B.*

- DICOM-eksport:
  - Doseplaner og QA-planer for protonmaskiner med dosetype RBE (endret funksjonalitet sammenlignet med RayStation-versjoner før 8B der alle protondoser ble eksportert som PHYSICAL):
    - + Bare EFFECTIVE RT Dose-elementer vil bli eksportert.
    - + BDSP i RT Plan-elementer vil bli eksportert som EFFECTIVE.
  - Doseplaner for maskiner med dosetype PHY:
    - + Både EFFECTIVE- og PHYSICAL RT Dose-elementer vil bli eksportert.
    - + BDSP i RT Plan-elementer vil bli eksportert som PHYSICAL.
  - QA-planer for maskiner med dosetype PHY:
    - + Bare PHYSICAL RT Dose-elementer vil bli eksportert.
    - + BDSP i RT Plan-elementer vil bli eksportert som PHYSICAL.

**Merk:** *Planer for maskiner fra Mitsubishi Electric Co følger forskjellige regler, og funksjonaliteten er ikke endret fra versjoner før RayStation 8B.*





## KONTAKTINFORMASJON



**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](mailto:info@raysearchlabs.com)  
[www.raysearchlabs.com](http://www.raysearchlabs.com)

### RaySearch Americas

Phone: +1 347 477 1935

### RaySearch China

Phone: +86 137 0111 5932

### RaySearch India

E-mail:  
[manish.jaiswal@raysearchlabs.com](mailto:manish.jaiswal@raysearchlabs.com)

### RaySearch Singapore

Phone: +65 8181 6082

### RaySearch Australia

Phone: +61 411 534 316

### RaySearch France

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

### RaySearch Japan

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

### RaySearch UK

Phone: +44 (0)2039 076791

### RaySearch Belgium

Phone: +32 475 36 80 07

### RaySearch Germany

Phone: +49 (0)172 7660837

### RaySearch Korea

Phone: +82 01 9492 6432