

RAYSTATION v2026

Versjonsmerknader



RayStation

v2026

Traceback information:
Workspace Main version a1134
Checked in 2026-06-30
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.

Sikkerhetsmerknader

Advarsels- og forsiktighetsmerknader i brukerdokumentasjonen informerer om sikker bruk av produktet, og må følges.



ADVARSEL!

En advarselsmerknad informerer om risikoen for kroppsskade eller dødsfall. I de fleste tilfeller, er risikoen knyttet til feilbehandling av pasienten.



FORSIKTIG!

En forsiktighetsmerknad informerer om en risiko for skade på utstyr, programvare eller data.

Merk: *En merknad gir tilleggsinformasjon, tips eller påminnelser.*

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. © 2026, 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.



INNHOLDSFORTEGNELSE

1	INNLEDNING	7
1.1	Om dette dokumentet	7
1.2	Produsentens kontaktinformasjon	7
1.3	Rapportering av hendelser og feil ved bruk av systemet	7
2	NYHETER OG FORBEDRINGER I RAYSTATION v2026	9
2.1	Oppsummering	9
2.2	Støtte ved rebestråling	9
2.3	EPID QA	10
2.4	Støtte for protokoller for generering av planer for PBS	10
2.5	Generelle systemforbedringer	10
2.6	Pasientmodellering	11
2.7	Segmentering ved hjelp av dyp læring	11
2.8	Plan Explorer	13
2.9	Brakyterapiplanlegging	14
2.10	Planoppsett	14
2.11	3D-CRT-strålefeltutforming	14
2.12	Planoptimalisering	14
2.13	Planlegging ved hjelp av maskinlæring	14
2.14	Planlegging spiralbuebehandling med fotoner	15
2.15	Planlegging for proton-Pencil Beam Scanning	15
2.16	Planlegging av protonbuer	15
2.17	Planlegging for lettion-Pencil Beam Scanning	16
2.18	Adaptiv replanlegging (oppdateringer introdusert i RayStation v2025 SP2)	16
2.19	Automatisert adaptiv replanlegging	17
2.20	DICOM	17
2.21	Skripting	17
2.22	Ferdigstilling av strålefeltmodeller for ioner	18
2.23	RayStation oppdatering av doseberegningssalgoritmene	18
2.24	Endringer fra tidligere versjon	20
2.25	Oppgradering av en Line Scanning-strålefeltmodell fra en RayStation-versjon som er eldre enn v2025	23
2.26	Løste sikkerhetsvarsler	24
2.27	Nye og vesentlig oppdaterte advarsler	24
2.27.1	Nye advarsler	25
2.27.2	Vesentlig oppdaterte advarsler	29
3	KJENTE PROBLEMER RELATERT TIL PASIENTSIKKERHET	35
4	ANDRE KJENTE PROBLEMER	37
4.1	Generelt	37
4.2	Import, eksport og planrapporter	37

4.3	Brakytterapiplanlegging	38
4.4	Planutforming og 3D-CRT-strålefeltutforming	39
4.5	Planoptimalisering	39
4.6	CyberKnife planning	40
4.7	Tilpasning av behandling	40
4.8	RayPhysics	40
4.9	Skripting	41
VEDLEGG A - EFFEKTIV DOSE FOR PROTONER		43
A.1	Bakgrunn	43
A.2	Beskrivelse	43

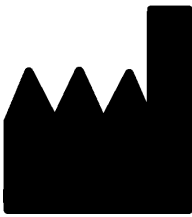
1 INNLEDNING

1.1 OM DETTE DOKUMENTET

Dette dokumentet inneholder viktige merknader om RayStation v2026-systemet. Det inneholder informasjon relatert til pasientsikkerhet og beskriver ny funksjonalitet, kjente problemer og midlertidige løsninger.

Alle brukere av RayStation v2026 må være informert om de kjente problemene. Kontakt produsenten hvis du har spørsmål om innholdet.

1.2 PRODUSENTENS KONTAKTINFORMASJON



RaySearch Laboratories AB (publ)
Eugenivägen 18C
SE-113 68 Stockholm
Sverige
Telefon: +46 8 510 530 00
E-post: 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 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 v2026

I dette kapittelet beskrives nyheter og forbedringer i RayStation v2026 sammenlignet med RayStation v2025.

2.1 OPPSUMMERING

- Støtte for behandlingsrelaterter tilpasninger i sanntid integrert med RayCare (introdusert i RayStation v2025 SP2)
- Utvidet støtte for rebestråling med vurdering av summert dose
- Ny modul for pasientspesifikk EPID basert QA
- Forbedringer innen adaptiv replanlegging
- Utvidet automatisert planlegging med forbedret konfigurasjonsstøtte
- Flere segmenteringsmodeller basert på dyp læring og kvalitetsmetriker
- Raskere planlegging av dyp læring med nye og oppdaterte modeller
- Godkjenning av individuelle ROI- og POI-geometrier, samt forbedrede visninger med flere bilder
- Nye funksjoner for planlegging av spiralformede fotonbuer
- Protokoller for utarbeidelse av planer for PBS
- Raskere optimalisering av proton-PBS ved hjelp av GPU
- Støtte for kryptert DICOM-kommunikasjon

2.2 STØTTE VED REBESTRÅLING

- Det er nå mulig å legge til en tidligere behandling i en behandlingsplan.
 - Den forrige dosen blir automatisk overført til planleggingsbildet, og de summerte dosene beregnes.
 - Optimeringsfunksjoner og kliniske mål kan knyttes til den summerte dosen.

- Alle behandlingsformer og -teknikker støttes, med unntak av bor-nøytronfangstterapi (BNCT).
- Ekvivalent dose i fraksjoner på 2 Gy (EQD2).
 - EQD2-parametere (α/β -forhold og vevsreprasjonsjonsfaktorer (TRF-er)) kan defineres for hvert ROI og lagres for hver behandlingsplan.
 - EQD2-fordelingen og -statistikken kan vises i Plan evaluation-modulen.
 - Optimeringsfunksjoner og kliniske mål kan vurderes ut fra EQD2, enten med eller uten korreksjoner for TRF-er.
 - Parameterspesifikke EQD2-fordelinger beregnes for det α/β -forholdet og den TRF-kombinasjonen som brukes av ROI-ene. Disse fordelingene brukes til å evaluere DVH-kurver, dosestatistikk, optimaliseringsfunksjoner og kliniske mål. Dette innebærer at de riktige EQD2-parametrene alltid brukes på hele ROI-volumet, inkludert vokslar som deles med andre ROI-er, for eksempel ved ROI-grenser eller innenfor overlappende områder.
- Nødvendig lisens: raySequel.

2.3 EPID QA

- Ny modul for pasientspesifikk EPID QA.
- Utarbeidelse av verifiseringsplaner som skal måles med EPID.
- Import av oppmålte EPID-bilder fra Varian-maskiner.
- Beregning av EPID-bilder ved hjelp av EPID-modellen som er definert i LINAC maskinmodellen.
- Sammenligning av målte og beregnede EPID-bilder ved hjelp av responsforskjeller, linjeprofiler og gammametrikker.
- Nødvendig lisens: rayEpid

2.4 STØTTE FOR PROTOKOLLER FOR GENERERING AV PLANER FOR PBS

- Protokollene for planoppretting støtter nå automatisk oppretting av PBS-planer (Pencil Beam Scanning). Protokolltrinnene er utvidet for å muliggjøre valg av RBE-modell, konfigurering av robusthetsinnstillinger, innstillinger for optimalisering av PBS og innstillinger for stråleberegning for PBS-stråler.

2.5 GENERELLE SYSTEMFORBEDRINGER

- Standard fargetabellene kan endres i dialogboksen *Adjust color tables*.
- Det er nå mulig å veksle mellom planleggingsaktiviteter og -moduler ved hjelp av tastaturet, som et alternativ til å klikke på fanen for aktiviteten eller modulen. Trykk på Alt og deretter på den understrekte bokstaven i navnet på aktiviteten eller modulen (f.eks. Alt+M for å bytte til Patient modeling, eller Alt+O for å bytte til Plan optimization).

- Support for Microsoft SQL Server versjon 2025.
- *Measure* kan slås på og av ved hjelp av hurtigtasten M.
- RayStation er validert på skjermkort av typen NVIDIA Blackwell (siden RayStation v2025 SP2).

2.6 PASIENTMODELLERING

- Det er nå mulig å godkjenne geometrier for enkeltstående ROI-er og POI-er.
 - En godkjent geometri vil bli låst for redigering i det valgte bildesettet.
 - Det er fortsatt mulig å redigere egenskapene til ROI og POI (for eksempel navn, farge og materiale) selv etter at geometrien er godkjent.
 - Godkjenningssinformasjonen lagres i revisjonsloggen.
 - Funksjonen er aktivert for brukere som tilhører RayStation-PlanApproval-gruppen.
 - Single sign-on (SSO) kan aktiveres for godkjenning av geometrier i Clinic settings.
- Oppsett med flere bilder: Det er nå mulig å vise tre bilder side om side. Visningen helt til venstre viser alltid det primære bildesettet der konturene kan endres ved å bruke konturverktøyene, mens de to andre visningene kan vise hvilket som helst bilde ved siden av det. Hvis et bilde er samregistrert med bilde i det primære bildesettet er synkronisert rulling aktivert, og det er mulig tegne konturer.

2.7 SEGMENTERING VED HJELP AV DYP LÆRING

- For ROI-geometrier som opprinnelig er generert ved hjelp av segmentering med dyp læring (DLS), beregnes det nå en Dice-likhetskoeffisient etter godkjenning for å kvantifisere avvik mellom det opprinnelige DLS-resultatet og eventuelle manuelle endringer utført av brukeren. I tillegg beregnes og lagres geometriske måleparametere som volum, tyngdepunkt og avgrensningsboks for både den opprinnelige DLS-modellen og de redigerte geometriene. Resultatene er tilgjengelige i RayIntelligence og via skript.
- RSL DLS CT-modellen inneholder 11 forbedrede ROI-er som er beskrevet nedenfor.
 - Anorectum
 - + Utvidet støtte for organsegmentering i kvinnelig bekken og i mannlig bekken etter prostatektomi.
 - + Forbedret anatomisk kontinuitet med Colon_Sigmoid.
 - Bladder
 - + Utvidet støtte for organsegmentering i kvinnelig bekken og i mannlig bekken etter prostatektomi.
 - + Forbedret robusthet ved varierende grad av blærefylling.
 - Colon_Sigmoid

- + Utvidet støtte for organsegmentering i kvinnelig bekken og i mannlig bekken etter prostatektomi.
- + Forbedret anatomisk kontinuitet med Anorectum.
- Spc_Bowel
 - + Oppdatert definisjon: Strekker seg nå lenger oppover mot hodet og omfatter nå alle tarmstrukturer.
 - + Utvidet støtte for organsegmentering i kvinnelig bekken og i mannlig bekken etter prostatektomi.
- PenileBulb
 - + Utvidet støtte for organsegmentering etter prostatektomi.
 - + Forbedret kraniell og kaudal segmentering av organer.
- Heart, Kidney_L/R, Lung_L/R, SpinalCanal
 - + Utvidet støtte for organsegmentering hos barn .
- Én ROI er fjernet fra RSL DLS CT-modellen: L6 vertebra.
- RSL DLS CT-modellen inneholder også 32 nye ROI-er, som er oppført nedenfor.

Gruppe	Modalitet	Interesseregioner
Bowels	CT	Colon Duodenum Jejunum_Ileum Jejunum_Ileum_Colon
Pelvis	CT	Canal_Anal Rectum
Female Pelvis	CT	Female_Genital_Tract LN_Gyne_Iliac LN_Gyne_Inguinofem_L LN_Gyne_Inguinofem_R LN_Gyne_Paraaortic LN_Gyne_Presacral LN_Gyne_Pelvic_Sidewall Parametrium_L Parametrium_R
Prostate Bed	CT	ProstateBed_ESTRO ProstateBed_PERYTON

Gruppe	Modalitet	Interesseregioner
Bronchial Tree	CT	Bronchus_Lingular Bronchus_Lobar_Inferior_L Bronchus_Lobar_Inferior_R Bronchus_Lobar_Middle Bronchus_Lobar_Superior_L Bronchus_Lobar_Superior_R ProximalBronchialTree
Artificial Hip & Femur	CT	Artificial_Hip_L Artificial_Hip_R Femur_L Femur_R
Vessels	CT	A_Femoral_L A_Femoral_R V_Femoral_L V_Femoral_R

- For RSL DLS CT-modellen har flere nevrale nettverk blitt trent på nytt som en del av tekniske oppdateringer. Dette påvirker genereringen av følgende ROI-er:
 - Bone_Pelvic_L/R, Bronchus_InterM, Bronchus_Main_L/R, C1–C7, Carina, Coccyx, Femur_Head_L/R, L1–L5, Prostate, Prostate_minus_VenousPlexus, Sacrum, SeminalVesicles og T1–T12.
 - Oppdaterte nettverksvekter kan føre til mindre avvik i de genererte ROI-ene sammenlignet med tidligere versjoner.

2.8 PLAN EXPLORER

- Protokollene for planoppretting støtter nå automatisk oppretting av PBS-planer. Dette betyr at:
 - PBS-utforskningsplaner kan opprettes direkte i Plan explorer-modulen.
 - Utforskningsmaler kan inneholde PBS-planer.
- Forbedret respons ved arbeid med store sett med utforskningsplaner. Dette gjelder spesielt når man velger planer, fjerner planer, bruker utforskningsfiltre og legger til eksisterende planer i en utforskningsplan.
- Man kan nå med ett enkelt klikk merke et utvalg av flere utforskningsplaner som kandidater.
- Utforskningsplaner som er opprettet ved hjelp av protokoller for planoppretting eller utforskningsmaler, vil ikke lenger være synlige som standard på nedtrekkslisten *Plan*. Dette er for å unngå en lang liste med planer når mange planer genereres automatisk. For å gjøre

planene tilgjengelige på nedtrekkslisten *Plan* legges det til et nytt alternativ (*Show in other modules*) i hurtigmenyen til planminiatyrbildet.

- Listen over kliniske mål i arbeidsområdet *Compare* har nå samme utforming som listen i de andre modulene.

2.9 BRAKYTERAPIPLANLEGGING

- Under rekonstruksjonen av kanalen justeres visningene nå automatisk i henhold til kanalens retning.
- Støtte for oppretting av basispunkter er lagt til.
- Forbedret visning av data for kildeposisjoner ved å vise behandlingstiden per kildeposisjon korrigert for kildestyrke, samt kildens posisjon relativt til et forhåndsconfigurert referansepunkt.
- TG43-doser og Monte Carlo-doser ved brakyterapi er begrenset til 100 Gy under doseberegningen.
- Avkrysningsboksen *Zoom to max DVH* er lagt til i DVH-diagrammer for å kunne zoome raskt inn på et diagram.
- Det er nå mulig å opprette en applikatormodell basert på strukturer (ROI-er, LOI-er og POI-er) ved hjelp av skript.
- TG43-dosen kan nå beregnes ut fra CBCT-bilder.

2.10 PLANOPPSETT

- Hvis pasienten og rekvirert behandling finnes i RayCare, kan rekvisjonen nå kopieres fra RayCare, som et alternativ til å opprette rekvisisjonen i RayStation. Antallet fraksjoner i RayCare vil erstatte RayStation-verdien.

2.11 3D-CRT-STRÅLEFELTUTFORMING

- Konforme bue-segmenter kan genereres for bølgebue-baner på LINAC-er med denne funksjonaliteten, for eksempel Hitachi OXRAY.

2.12 PLANOPTIMALISERING

- Behandlingsfunksjonen kan brukes under optimalisering av VMAT-planer med bølgebuebaner på LINACer som støtter denne teknikken, for eksempel Hitachi OXRAY.
- Endret oppførsel for VMAT og konform buebehandling: Hvis kollimatorvinkelen eller behandlingsbordets vinkel endres, fjernes strålefeltets segmenter.
- Strategier for automatisering av ECHO- og ML-planlegging kan nå konfigureres via brukergrensesnittet. Du kommer til konfigurasjonsdialogboksen via fanen *Automation*.

2.13 PLANLEGGING VED HJELP AV MASKINLÆRING

- Backend-systemet for planlegging basert på maskinlæring har blitt omstrukturert, noe som har ført til betydelig raskere doseberegning og gjort et skriptmiljø overflødig. Det forventes

mindre avvik i optimaliseringsresultatene som følge av denne oppdateringen. Kvaliteten på den leverbare dosen som er beregnet ved hjelp av en ML-strategi, bør kontrolleres etter oppgraderingen.

- Nye modeller:
 - RSL Breast Locoregional: Ennivå-modell for lokoregional brystkreftbehandling av brystet eller brystveggen, inkludert regionale lymfeknuter.
 - RSL Lung Proton: Protonbehandling av primære svulster og/eller lymfeknutesvulster i en av lungene.
 - RSL Prostate SVs Nodes 2LVS: Ny oppdatert versjon av RSL Prostate SVs Nodes 2LVS-modellen, for behandling av prostata, sædblære og tilhørende lymfeknuter.

2.14 PLANLEGGING SPIRALBUEBEHANDLING MED FOTONER

- Fotonstråler kan nå følge en spiralformet bane, noe som gjør det mulig å bevege bordet i lengderetningen mens gantryet roterer under bestrålingen. Dette gjør det mulig å planlegge avanserte spiralbuebehandlinger på kompatible LINACer
- Nødvendig lisens: rayHelicalArc

2.15 PLANLEGGING FOR PROTON-PENCIL BEAM SCANNING

- En del av algoritmen for optimalisering av proton-PBS er flyttet til GPUen, noe som gjør optimaliseringen raskere. Hvor mye hastigheten øker, vil avhenge av den konkrete situasjonen og den tilgjengelige maskinvaren.
- Det er lagt til støtte for dosestyrt kontinuerlig skanning (DDCS) for Hitachi-protonmaskiner.
 - Hvis Hitachi-maskinen er utstyrt med DDCS-alternativet, vil RayStation lage planer som oppfyller kravene til leverbarhet. Dette omfatter minimums- og maksimumsverdier for spotvektene, uavhengig av om strålen er på eller av når man skanner til neste spotposisjon, samt en optimal meterset-rate per energilag, noe som sikrer raskest mulig leveringstid samtidig som kvaliteten på behandlingsplanen opprettholdes.
 - Nødvendig lisens: rayContinuousScanning

2.16 PLANLEGGING AV PROTONBUER

- Det er lagt til støtte for oppreiste statiske PBS-buer, der stolen roterer mellom energilagene.
 - Statiske PBS-buer med roterende stol kan sammenlignes med statiske buer der gantry roterer (beskrevet i tidligere versjoner av RayStation).
 - Enhver PBS-maskin med protoner som bruker en stol som pasientstøtte, kan konfigureres til å støtte planlegging av PBS-buer der stolen roterer.
 - En PBS-bueplan med roterende stol må konverteres til en vanlig PBS-plan før levering.
- PBS-bueplanlegging er nå tilgjengelig for skrå bildesett.

2.17 PLANLEGGING FOR LETTION-PENCIL BEAM SCANNING

- Doseberegningen for lette ioner er nå begrenset når en Bragg-topp befinner seg innenfor range shifteren. Optimaliseringsverktøyet vil ikke lenger opprette planer som inneholder slike punkter. De kan imidlertid fortsatt forekomme i behandlingsplaner som er redigert manuelt av brukeren, eller opprettet med tidligere versjoner av RayStation. I slike tilfeller vises en melding som angir hvilken protonstråle og hvilket energilag som er berørt, og planen må tilbakestilles og optimaliseres på nytt, eller de problematiske energilagene må fjernes manuelt.
- Det er lagt til støtte for Hitachis karbonionsystemer.
 - Finjustering av range shifteren
 - Dosedrevet kontinuerlig skanning (DDCS):
 - + RayStation vil utarbeide planer som oppfyller kravene til leverbarhet. Dette omfatter minimums- og maksimumsverdier for spotvektene, uavhengig av om strålen er på eller av når man skanner til neste spotposisjon, samt en optimal meterset-rate per energilag, noe som sikrer raskest mulig leveringstid samtidig som kvaliteten på behandlingsplanen opprettholdes.
 - + Nødvendig lisens: rayContinuousScanning
- En kombinert range shifter - luftgap modell kan nå legges til en lettion maskinmodell. Modellen innfører en korreksjonsfaktor for stråledosen som en funksjon av tykkelsen på range shifteren og luftgapet, noe som gjør det mulig å modellere spredte partikler som ikke treffer pasienten på grunn av store luftgap.

2.18 ADAPTIV REPLANLEGGING (OPPDATERINGER INTRODUSERT I RAYSTATION V2025 SP2)

- Automated replanning-Modulen tilbyr nå forbedret integrasjon med RayCare for levering på behandlingsmaskiner av typen Varian TrueBeam. For aktive sanntids adaptive behandlinger, tilbyr den verktøy som støtter dataoverføring og kommunikasjon med RayCare, inkludert en effektivisert arbeidsflyt for import av bildeserier og bilderegistrering. Etter gjennomgang og beslutning om å gå videre med den tilpassede strålefeltgruppen, vil det å velge *Assign adapted* gjøre den tilpassede strålefeltgruppen tilgjengelig i RayCare og automatisk tilordne den til riktig fraksjon. Hvis beslutningen er å fortsette med den opprinnelige planlagte strålefeltgruppen, kan alternativet *Proceed with scheduled* brukes. Levering av den allerede planlagte strålefeltgruppen kan da fortsette i RayCare.
- 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 fraksjonsnummeret.
- Når en tilpasset plan skal godkjennes, vil planen nå bli sammenlignet med referanseplanen, og det vises en advarselsdialogboks dersom det oppdages vesentlige avvik. Disse forskjellene evalueres med hensyn til strålefeltkonfigurasjon, rekvisisjon, total

strålefeldtdose per fraksjon, behandlingsteknikk og tilordnet behandlingsmaskin. Grenseverdien for forskjell på strålefeldtdose kan konfigureres.

2.19 AUTOMATISERT ADAPTIV REPLANLEGGING

- Når man beregner en syntetisk CT på nytt, beregnes nå også den deformerbare registreringen automatisk på nytt.
- Det finnes nå flere muligheter for å kartlegge ROI-er og POI-er ved hjelp av rigide registreringer fra strukturmaler. Den eksisterende referanseramme-registreringen kan brukes, samt alternativene *Discard rotations*, *Focus on bone structures* og *Focus on ROI* når en registrering opprettes.
- Bildekonvertering støtter nå valg av oppløsningen til det korrigerende CBCT-bildesett, inkludert muligheten til å bruke referanse-CT-oppløsningen. Når man bruker en field-of-view (FOV) ROI, er det nå mulig å velge øverste og nederste grense for området som skal omfattes, i referansebildesettet. Hvis det ikke er angitt noe område, brukes som standard hele området fra øverste til nederste i referansebildesettet.
- Støtten for å stoppe og gjenoppta den automatiserte replanleggingsprosessen er blitt forbedret. Den automatiske replanleggingen kan nå raskt stoppes ved å avbryte det trinnet som er i gang. Etter at arbeidsflyten er stoppet, kan den gjenopptas fra det første ikke fullførte trinnet.

2.20 DICOM

- RayStation støtter DICOM Transport Layer Security (TLS) for sikker, kryptert dataoverføring med DICOM-kompatible systemer.
- Det er nå mulig å importere DICOM-filer fra en PACS-kilde på fanen *PACS*.
- Det er lagt til økt presisjon og konfigurerbar avrunding av eksporterte desimalverdier.
- NM-data med flere bilder i «RECON TOMO» (SPECT) støttes nå (inkludert DICOM-import og -eksport, visualisering, registrering og konturering). Det er ikke inkludert noen omregning til virkelige verdier (dataene vises uten enheter).
- Eksporterte QA plan doser fylles nå inn i Image Orientation (Patient) (0020,0037) ut fra hva som er valgt i dialogboksen. I tidligere versjoner ble bildeorienteringen for koronale og sagittale visninger eksportert feil, noe som førte til feil orientering. Dette ble korrigert i RayStation v2025 SP2.

2.21 SKRIPTING

- To nye handlinger for innstillingsfelt, CopySetupBeamAction og DeleteSetupBeamActions kan nå brukes i skript og er tilgjengelige via skript-API-et.
- «Gender» er erstattet med «Sex» i brukergrensesnittet. Imidlertid brukes «Gender» fortsatt i skripting.

- Egenskapene Beam.ArcRotationDirection og Beam.ArcStopGantryAngle er fjernet. For et buefeld brukes følgende metoder og egenskaper til å lese og skrive inn innstillinger knyttet til strålefeltvinkler:

Les	Skriv	Kommentar
GetArcRotationDirection	SetArcRotationDirection	
GantryAngle	SetGantryAngle	Angir startvinkelen til gantry for en buefeld der gantry roterer.
GetGantryArcStopAngle	SetGantryArcStopAngle	Gjelder kun for buefeld med roterende gantry.
CouchRotationAngle	SetCouchRotationAngle	Angir startvinkelen for benken/stolen for et buefeld der benken/stolen roterer.
GetCouchArcStopAngle	SetCouchArcStopAngle	Gjelder kun for buefeld med roterende behandlingsbord eller -stoler
InitialCollimatorAngle	SetCollimatorAngle	

Merk at egenskapene GantryAngle, CouchRotationAngle og InitialCollimatorAngle ikke kan angis direkte for et buefeld. Man må bruke de tilhørende set-metodene.

- Metoden Beam.DeleteArcTrajectory er fjernet.
- Beam.SetArcTrajectory-Metoden har fått nytt navn, og kalles nå SetWaveArcTrajectory.
- TomoSegment.CouchYOffset er erstattet med TomoSegment.TableTopLongitudinalOffset (gjelder Tomo Helical).
- Det er lagt til en ny skriptbar handling for PhotonBeam: SetHelicalArcTrajectory
- SetWaveArcTrajectory har et nytt argument: TableTopLongitudinalOffsets
- CreateQAPlan har et nytt argument: CenterHelicalArcBeams

2.22 FERDIGSTILLING AV STRÅLEFELTMODELLER FOR IONER

- Parametrene for kontinuerlig dosestyrt skanning (DDCS) vises nå på fanen *Scanning data* til Hitachis proton- og karbonionmaskiner.
- Innstillingene for beregning av intensitet (meterset-rate) vises nå på fanen *Scanning data* til Toshiba's karbonionmaskiner.

2.23 RAYSTATION OPPDATERING AV DOSEBEREGNINGSALGORITMENE

Endringene i doseberegningsalgoritmene for RayStation v2026 er angitt nedenfor.

Doseberegnings- algoritme	v2025	v2026	Krever ny ferdigstil- ling av	Effekt på be- regnet dose ⁱ	Kommentar
Alle	-	-	-	Ubetydelig	En liten endring i konverte- ringen til voksel-ROI. ROI- volumene kan avvike noe sammenlignet med en identisk ROI i tidligere ver- sjoner av RayStation.
Foton Collapsed Cone	5.11	5.12	Nei	Ubetydelig	Rutinemessig økning av versjonen
Foton Monte Carlo	3.3	3.4	Nei	Ubetydelig	Rutinemessig økning av versjonen
Elektron Monte Carlo	5.3	5.4	Nei	Ubetydelig	Rutinemessig økning av versjonen
Proton-PBS Monte Carlo	5.8	5.9	Nei	Ubetydelig	Mindre endringer i bereg- ningen av LET _d .
Proton-PBS Pencil Beam	6.8	6.9	Nei	Ubetydelig	Rutinemessig økning av versjonen
Proton US/DS/ Wobbling Pencil Beam	4.13	4.14	Nei	Ubetydelig	Rutinemessig økning av versjonen
Karbonion-PBS Pencil Beam	7.2	7.5	Nei	Ubetydelig	Rutinemessig økning av versjonen
Brachy TG43	1.7	1.8	Nei	Ubetydelig	Verdiene for fraksjonsdo- ser er begrenset til 100 Gy. Dette er et etterbehand- lingstrinn i doseberegning- en. Dette har ingen inn- virkning på selve dosebe- regningen eller vurderin- gen av dosene.

Doseberegnings- algoritme	v2025	v2026	Krever ny ferdigstil- ling av	Effekt på be- regnet dose ⁱ	Kommentar
Brachy Monte Carlo	1.1	1.2	Nei	Ubetydelig	Verdiene for fraksjonsdoser er begrenset til 100 Gy. Dette er et etterbehandlingstrinn i doseberegningen. Dette har ingen innvirkning på selve doseberegningen eller vurderingen av dosene.

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.

2.24 ENDRINGER FRA TIDLIGERE VERSJON

- Merk at RayStation v2026 medfører endringer i PBS-optimaliseringen av protoner. En del av algoritmen er flyttet til GPU og optimaliseringen av spotdoser i volumer med lav dose, blir nå utført på et grovere rutenett enn det som følger av dosematrisen. Optimeringsresultatene kan derfor avvike noe fra tidligere versjoner når det gjelder det samme optimaliseringsproblemet. Hvis et optimaliseringsproblem fra en tidligere versjon brukes i v2026, kan det hende at mål, begrensninger og tilhørende vektinger må justeres for å oppnå den best mulige planen.
- 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 identifikatortnavn 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 strålefeld 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 strålefeldmodellen, 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 dosestatistikk mål 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 dosestatistikkenes 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 vokslar i en ROI er lite, vil diskretiseringen av volumet bli åpenbar i den resulterende dosestatistikken. Flere dosestatistikk mål (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 templatler 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 templatler 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 templatler som brukes i protokoller. Feltgruppenavn som er lagret i templatler, bør samsvare med en strålefeltgruppe som er opprettet i protokollen.
- Merk at RayStation v2025 innførte endringer knyttet til Sumitomo HI ferdigstilling av Line Scanning-strålen og behandlingsplanlegging:
 - 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 2.25 *Oppgradering av en Line Scanning-strålefeltmodell fra en RayStation-versjon som er eldre enn v2025 på side 23.*

- Merk at RayStation v2025 innførte endringer knyttet til materiale som er tilgjengelig. Denne informasjonen er viktig for brukere som oppgraderer fra en RayStation-versjon som er eldre enn v2025:
 - 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*.
- Merk at RayStation v2025 innførte endringer knyttet til kollimatorrotasjon for strålefelt med en blokkering eller utskjæring. Denne informasjonen er viktig for brukere av foton og elektron som oppgraderer fra en RayStation-versjon som er eldre enn v2025:
 - Blokk- eller utskjæringskonturen vil som standard holdes konstant når kollimatoren roteres for foton- og elektronstråler. I tidligere versjoner var standardinnstillingen å endre konturen slik at det eksponerte området forble det samme etter rotasjonen av kollimatoren. Dette er nå endret slik at konturen holdes konstant.

2.25 OPPGRADERING AV EN LINE SCANNING-STRÅLEFELTMODELL FRA EN RAYSTATION-VERSJON SOM ER ELDRE ENN V2025

Siden RayStation v2025 må de diskrete leveringstidene til Sumitomo HI-leveringssystemet tas i betraktning ved beregningen av linjesegmentvektene 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 *Ions per MU* i eksisterende linjeskanningsmodeller fortsatt er gyldige i RayStation v2025 eller nyere, og at godkjente linjeskanningsstrålemodeller dermed forblir gyldige i RayStation v2025 og nyere. Men på grunn av den endrede definisjonen av *Dose per*

meterset vil imidlertid alle importerte og beregnede absolutte dosimetridata automatisk bli slettet fra linjeskannings-maskinmodellene ved oppgradering fra en RayStation-versjon eldre enn v2025. For å beregne *Dose per meterset* på nytt, eller for å utføre automatisk modellering av en eksisterende modell fra en RayStation-versjon eldre enn v2025, må de absolutte dosimetridataene importeres på nytt til RayPhysics, slik at de nye kravene til *Dose per meterset*-verdiene blir oppfylt.

2.26 LØSTE SIKKERHETSVARSLER

Problemene som er beskrevet i følgende FSN («Field Safety Notice») 159027, 161525, 167168 og 176257 er nå løst.

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: [FSN 161525] Generering av ikke-unike UID-er i RayGateway

DICOM UID-er generert i løpet av eksport fra RayStation til iDMS via RayGateway var ikke garantert å være unike. Dette problemet er nå løst.

[1313444]

Løst: [FSN 167168] Manglende invalidering av dose for ROI med materialoverstyring

I sjeldne tilfeller knyttet til ROI-er med en anvendt materialoverstyring eller ROI-er av typen *Bolus*, *Fixation* eller *Support*, ble ikke dosen ugyldiggjort når en geometri ble lagt til eller endret, eller når materialet ble fjernet. Dette problemet er nå løst.

[1477976]

Løst: [FSN 176257] Incorrect RBE-weighted dose above 50 cm WED in LEM Classic

Det oppstod et problem med beregningen av karbon- og heliumdosene. Ved bruk av LEM Classic inneholdt den endelige doseberegningen en feil i RBE (og dermed også i den RBE-vektede dosen) i vokselser med vannekivalent dybde på over 50 cm i stråleretningen. Dette problemet er nå løst.

[1538893]

2.27 NYE OG VESENTLIG OPPDATERTE ADVARSLER

En fullstendig liste over advarsler finnes i *RSL-D-RS-v2026-IFU, RayStation v2026 Instructions for Use*.

2.27.1 Nye advarsler



ADVARSEL!

Metodene for kollisjonskontroll i ROI skal ikke brukes som endelig beskyttelse mot kollisjoner i behandlingsrommet. ROI-kollisjonskontrollmetodene *DetectRoiSurfaceCollisionsForOneRotationCenter*, *DetectRoiSurfaceCollisionsForTransformationMatrices* og *DetectRoiSurfaceCollisionsForTwoRotationCenters*, som er tilgjengelige via skripting, skal ikke brukes som endelig beskyttelse mot kollisjoner i behandlingsrommet. Kollisjonskontrollen utføres kun med de angitte ROI-ene, som kanskje ikke gjenspeiler det faktiske behandlingsrommet. Det er opp til brukeren å inkludere relevante ROI-er med passende geometri og posisjon i kollisjonskontrollen. ROI-kollisjonskontrollen kan gi en tidlig indikasjon på en potensiell kollisjon, men skal ikke erstatte standardprosedyrer for å unngå kollisjon før pasientbehandlingen.

[1479620]



ADVARSEL!

Monte Carlo doserberegningsmotoren for brakyterapi: Valideringsmetode og igangkjøring. Monte Carlo doserberegningsmotoren for RayStation-brakyterapi er validert opp mot omforente referansedata i vann: AAPM HEBD standard datasettet «along-away» for de støttede kildene i et vannfantom. I tillegg er Monte Carlo-simuleringen for brakyterapi validert opp mot RayStation TG-43 ved hjelp av kliniske behandlingsplaner basert på pasienters anatomi der denner er overskrevet med vann.

For heterogene geometrier ble valideringen utført ved en sammenligning med den uavhengige Monte Carlo-koden *egs_brachy* og ikke ved direkte dosemålinger på fantomer, for pasientanatomi og platefantomer med platematerialer av bein, lunge, luft og materiale med høy Z-verdi.

For flere opplysninger om igangsetting av en Monte Carlo doseberegningssmotoren for brakyterapi, se AAPM TG-186 og WGDCAB-rapport 372 (eller tilsvarende regionale retningslinjer).

[1593258]



ADVARSEL!

Begrensning av doser ved brakyterapi. Doser ved brakyterapi beregnet med doseringsmotoren TG-43 og Monte Carlo er begrenset til 100 Gy per fraksjon. Enhver doseverdi som overstiger denne terskelverdien, vil bli begrenset til 100 Gy i den

resulterende dosedistribusjonen. Dette påvirker alle doserelaterte utdata, f.eks. dosevisninger, DVH-er, dosestatistikk og evalueringer av kliniske mål.

Merk at når dosefordelinger som inneholder begrensede doseverdier skaleres om, vil de begrensede verdiene skaleres om med samme faktor. Det vil si at hvis en dosedistribusjon som inneholder doseverdier begrenset til 100 Gy skaleres med faktoren z , vil de begrensede doseverdiene få den nye verdien $z \times 100$ Gy. Vurder å beregne dosen på nytt etter å ha foretatt en betydelig nedjustering av dosefordelingen for å unngå at klinisk relevante doseverdier blir kuttet.

[1312866]

**ADVARSEL!**

Evalueringskriterier for EQD2-distribusjoner. Evalueringskriteriene for fysisk dose kan ikke brukes direkte til å vurdere EQD2-distribusjoner. De fysiske dosekriteriene må alltid først konverteres til EQD2-skalaen. Dette er også avgjørende for behandlinger der det er foreskrevet 2 Gy per fraksjon til svulsten: selv om den rekvirerte dosen i svulsten vil være 2 Gy per fraksjon, både når det gjelder fysisk dose og EQD2, vil «cold spots» og «hot spots» inne i svulsten bli forsterket mer i EQD2-området. Enda viktigere er det at toleransene i normalt vev kan variere betydelig mellom den fysiske dosen og EQD2-fordelingen, også ved behandlinger med 2 Gy som fraksjonsdose.

[1538161]

**ADVARSEL!**

Bruk av parameterspesifikke EQD2-fordelinger i planrapporter. Planrapporter for planer med EQD2-parametere vil rapportere data (kliniske mål; og hvis slike øyeblikksbilder inngår, DVH-er, dosestatistikk og 2D-dosevisninger) evaluert ved hjelp av parameterspesifikke EQD2-fordelinger, der EQD2-parametrene for ROI brukes for alle voxeler i dosematrisen. Den parameterspesifikke EQD2-fordelingen for External ROI-en brukes for ROI-er uten angitte parametere.

[1482590]

**ADVARSEL!**

Begrensninger ved Pencil Beam-algoritmen. Pencil Beam-algoritmen som brukes til beregning av lettionedoser, 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)

**ADVARSEL!**

Absolutt dosenøyaktighet for PBS med lette ioner og range shifter. Det finnes begrensninger ved modelleringen av partikkelstrålespredningen i området mellom range shifteren og pasienten – også kalt luftgapet – i den analytiske doseberegningssmotoren som brukes til doseberegning for lette ioner i RayStation. Selv om virkningen av luftgapet når en range shifter benyttes, allerede er eksplisitt inkludert i modelleringen av haloen av kjernepartikler, er det mulig at enkelte effekter ikke fanges fullt opp av denne modelleringen, særlig for spesielt store luftgap. På grunn av dette kan det innføres en valgfri korreksjonsfaktor for range shifter - luftgap området for å korrigere for eventuelle avvik mellom målt og beregnet dose for store luftgap. Inkluderingen av korreksjonsfaktoren er vellykket validert for luftgap på opptil 72 cm. Brukeren bør være spesielt nøye med å kontrollere doseberegningen ved bruk av store luftgap.

(1592905)

**ADVARSEL!**

Dose og dosevektet LET-nøyaktighet for strålefelt som går gjennom porøst vev med små variasjoner som er mindre enn én millimeter. Beregningen av proton og lett ion-dose kan ikke ta hensyn til submillimeter variasjoner som ikke er fullstendig gjengitt i CT-bildene, som for eksempel porøse lungestrukturer. Slike variasjoner kan føre til degradering av Bragg-topper og en longitudinal utvidelse av både dose- og dosevektede LET-distribusjoner. Brukeren skal være klar over at beregningen kanskje ikke er helt nøyaktig når et strålefelt går over en betydelig avstand gjennom slike strukturer.

(1479623)

**ADVARSEL!**

Pasientoppsett ved spiralbuer. Under igangkjøring av spiralbuebehandlinger må du kontrollere at oppsettinstruksjonene er i samsvar med leveringsprosessen for behandlingsmaskinen. Ved planlegging av VMAT/konforme spiralbuer skal instruksjoner for pasientoppsett, som DRR-er og forflytning av behandlingsbordet, referere til isosenteret til det første kontrollpunktet, som utgjør den innledende behandlingsposisjonen.

Før klinisk bruk må du kontrollere at arbeidsflyten for pasientplassering er egnet for din behandlingsmaskin.

[1537945]

**ADVARSEL!**

Det utføres ingen synkronisering av rekvisjoner etter at en rekvisisjonen for en behandlingsserie er kopiert fra RayCare. Etter at en RayStation rekvisisjon for en stråelfeltgruppe er lagt til ved å kopiere denne fra RayCare, utføres ingen påfølgende synkronisering av rekvisisjoner. Eventuelle senere endringer i rekvisisjonen på RayStation eller RayCare vil ikke bli overført til det andre systemet. Det utføres ingen etterfølgende validering for å kontrollere at rekvisisjonene stemmer overens med hverandre.

[1538003]

**ADVARSEL!**

Planlegging av rebestråling. Det anbefales på det sterkeste - før godkjenning - å evaluere den summerte dosen for en behandlingsplan som inkluderer tidligere behandling(er), samt å foreta evalueringen ved å benytte den ekvivalente (EQD2) summerte dosen, selv når den foreskrevne fraksjonsdosen er 2 Gy.

[1483026]

**ADVARSEL!**

Begrensninger ved vevsrestitusjonsfaktoren (TRF, «Tissue Recovery Factor»). Vevsrestitusjonsfaktoren (TRF) er en forenklet fremstilling av normalvevets evne til reparasjon over tid og mellom to strålebehandlingsserier. Bruken av den i summerte EQD2-beregninger er underlagt viktige begrensninger:

- **Restitusjon er preget av betydelig usikkerhet og manglende enighet.** Det foreligger begrenset dokumentasjon som understøtter vevsrestitusjon, og det er ingen etablert enighet om omfanget av og tidsavhengigheten til den restitusjonen som kan forventes. Tilordnede TRF-verdier bør derfor behandles som usikre parametere, og kliniske beslutninger bør helst være robuste over et sannsynlig intervall av TRF-verdier.
- **TRF forenkler kompleks biologi til én enkelt skaleringsfaktor.** Modellen forutsetter at vevsrestitusjon kan beskrives ved å skalere EQD2-bidraget fra en tidligere behandling. En enkelt skaleringsfaktor kan ikke fange opp hele kompleksiteten i de faktorene som påvirker restitusjonen, slik som reparasjon av subletale skader, akselerert gjenoppbygging av vev, vaskulære endringer og betennelsesreaksjon.
- **Restitusjon varierer sterkt fra person til person.** Evnen til restitusjon varierer betydelig fra pasient til pasient på grunn av en rekke faktorer, som for eksempel komorbiditeter, tidligere toksisitet, behandlingsintervall, eventuelle samtidig pågående behandlinger og pasientspesifikk strålefølsomhet. En standardisert TRF-verdi gjenspeiler derfor ikke nødvendigvis restitusjonen på en hensiktsmessig måte i alle kliniske situasjoner, og bør derfor brukes med forsiktighet.

Gitt disse begrensningene bør EQD2-verdien korrigert for restitusjon (EQD2 TRF) bare tolkes som en omtrentlig indikator på vevsreparasjon, og ikke som en pålitelig prediktor for økt toleranse for normalt vev som følge av reparasjon. Brukere anbefales å vurdere en rekke mulige TRF-verdier og alltid å inkludere den summerte EQD2-verdien beregnet uten TRF i sin vurdering.

(1538126)

2.27.2 Vesentlig oppdaterte advarsler



ADVARSEL!

Modeller for brakyterapi må valideres før de tas i klinisk bruk. Brakyterapi-etterladere, strålekildemodeller og bruksoppsett må valideres før klinisk bruk.

Det er brukerens ansvar å kontrollere alle etterladere for brakyterapi, kildemodeller og applikasjonsoppsett før klinisk bruk. For mer informasjon om konfigurasjon av applikasjoner, se advarsel 283879.

For modeller som bruker en TG43-kilde, se advarsel 283358, og for modeller som bruker en Monte Carlo-kilde, se advarsel 1593258.

(285635)

**ADVARSEL!**

Tilordning av CBCT-tetthetstabell. For direkte bruk av den ubearbeidede CBCT-informasjonen ved doseberegning bruker RayStation en bildespesifikk CBCT-tetthetstabell. Siden det er spesifisert et begrenset sett med tetthetsnivåer for en CBCT sammenlignet med hva som vanligvis er spesifisert for en CT, kan doseberegning på CBCT-bilder være mindre nøyaktig enn bruk av CT-bilder eller konverterte CBCT-bilder. Nøyaktigheten av doseberegningen ved hjelp av CBCT med en tilordnet tetthetstabell er knyttet til justeringen av denne tabellen, og hvor godt den virkelige tettheten i pasienten kan tilordnes til de valgte tetthetsverdiene i tabellen.

Alltid gjennomgå tetthetstabellen før den brukes til doseberegning. Gjennomgåelsen kan utføres ved stikk kontroll av utvalgte snitt i tabellen Create Density (Opprett tetthet) for CBCT-dialogboksen der effekten av tetthetstabellen visualiseres.

Doseberegning på rå CBCT-bilddatasett støttes kun for fotoner og for brakyterapi med TG43 doseberegningssmotoren.

(9355)

**ADVARSEL!**

Maskinbegrensninger. RayStation forutsetter at gjennomføringen av de genererte behandlingsplanene for RayStation skjer ved hjelp av et verifikasjons- og kontrollsystem som sikrer sikker gjennomføring av behandlingen, og som forhindrer behandlinger som ikke kan gjennomføres på grunn av urealistiske maskinparametere, som for eksempel gantryvinkel, kollimatorvinkel, MLC-bladposisjoner og MU, snuteplassing og minimum spotvekt (for ionebehandlinger), samt gantry- og bladhastighet ved dynamiske behandlinger.

Dersom maskinbegrensningene definert i RayPhysics ikke nøyaktig gjenspeiler de faktiske begrensningene til behandlingsmaskinen og R&V-systemet, kan planene enten bli stoppet ved levering eller bli endret utenfor RayStation. Det siste kan føre til at den leverte dosen kan avvike fra den godkjente dosen. Når du oppretter en maskinmodell fra en templat, må du sørge for at alle parametere for maskinbegrensninger er tilpasset den aktuelle behandlingsmaskinen. Selv når RayStation overholder alle maskinbegrensningene som er angitt i RayPhysics, er det ingen garanti for at alle planer kan gjennomføres. Sørg for at planene ikke endres utenfor RayStation på en måte som i vesentlig grad påvirker dosen, uten at dette er blitt grundig vurdert.

(3185)

**ADVARSEL!****Kontroller at doser beregnet med forskjellige doseberegningsskript er kompatible.**

Kombinasjon eller sammenligning av doser beregnet med forskjellige doseberegningsskript (f.eks. ved fallback, samtidig optimalisering, bakgrunnsdoser, oppsummering av doser) må håndteres forsiktig hvis dosekonvensjonen avviker mellom skript og planen er sensitiv overfor dose i høy-Z-materialer.

Monte Carlo doseberegningsskriptene elektroner og protoner beregner dosen i vann med strålingstransport i mediet. Doseberegningsskriptene for proton- og lettion-stråler rapporterer dosen til vann. «Photon Collapsed Cone» doseberegningsskriptet beregner dosen til vann med strålingstransport i vann med ulik tetthet – en egenskap som ligger mellom dosen til vann og dosen til mediet når beregningen utføres i mediet. Monte Carlo doseberegningsskriptene for foton og braky for RayStation v2026, beregner dosen i mediet med strålingstransport i mediet. Ved transport i medium er det funnet at forskjellene mellom dosen til vann og dosen til medium for fotoner er små for annet vev enn bein (1–2 %), men forskjellen kan bli relativt stor for bein (10 %) eller andre materialer med høyt Z-tall.

Dosekonvensjonen for importerte doser er ukjent for RayStation og bør håndteres forsiktig hvis planen er sensitiv overfor dose i høy-Z-materialer, og hvis dosen brukes som bakgrunnsdose eller til dosekopiering.

[409909]

**ADVARSEL!**

Tolkning av EQD2 evalueringsfordelinger. EQD2-evalueringsfordelinger beregnet i Plan evaluation-modulen benytter en prioriteringsbasert tilnærming for tildeling av α/β -verdier til vokser som tilhører flere ROI-er. Spesiell forsiktighet må utføres ved tolkning av dosefordelinger av denne typen:

- Ved en evaluering av EQD2-fordelingen, kan tilstøtende eller overlappende ROI-er tildeles ulike α/β -verdier. Dette fører til at EQD2-fordelingen blir diskontinuerlig over grenseflaten mellom ROI-er med ulike α/β -verdier. For vokser som bare delvis tilhører en ROI, eller som ligger i et område der flere ROI-er overlapper hverandre, brukes en prioriteringsregel for å angi en enkelt α/β -verdi for EQD2-beregningen. Som følge av dette kan α/β -verdien som er angitt for en ROI, bli anvendt bare for en del av denne ROI-en.
- For å sikre at en bestemt α/β -verdi brukes for hele ROI-en når et klinisk mål vurderes i forbindelse med en evaluering av en EQD2-fordeling, anbefales det å først hente ut det kliniske målets fysiske dose og deretter konvertere den til EQD2 ved hjelp av den valgte α/β -verdien, i stedet for å hente ut det kliniske målet direkte fra EQD2-fordelingen. Rapportering av måltallene for EQD2 er vanlig

innen brakyterapi, og RayStation støtter kliniske EQD2-mål i Brachy planning-modulen, som automatisk utfører den anbefalte konverteringen.

- Den prioriteringsbaserte angivelsene brukes kun til å evaluere EQD2-fordelingene, og ikke til de planleggingsrelaterte EQD2-fordelingene som oppnås når EQD2-parametere tildeles en behandlingsplan. ROI-spesifikke størrelser som kliniske mål, dosestatistikk og DVH-kurver, kan vurderes direkte for planleggings-EQD2-fordelinger, siden alle slike vurderinger utføres med hensyn til underliggende parameterspesifikke fordelinger der den korrekte α/β -verdien anvendes på hele ROI-volumet.

[408774]

**ADVARSEL!**

Konturering på virtuell CT. Den virtuelle CT-en dannes ved å deformere en referanse-CT til å samsvare med den originale bildeserien, og deretter erstatte regioner med lav tetthet som ikke samsvarer. Utenfor disse regionene vil den virtuelle CT-en være den samme som den deformerte CT-en. Som konsekvens vil kanskje ikke geometrien i den virtuelle CT-en samsvare nøyaktig med geometrien til det originale bildet. Selv om konturer som genereres på den virtuelle CT-en synes å være nøyaktige, representerer de kanskje ikke sanne anatomiske plasseringer. I mange tilfeller samsvarer disse konturene med en deformert propagering av strukturen i planleggings-CT-en over på den virtuelle CT-en. For optimal nøyaktighet, utfør automatisk eller manuell konturering på den originale bildeserien, eller på et bilde som er konvertert med den korrigerte CBCT-algoritmen.

[405815]

**ADVARSEL!**

Den beregnede dosen basert på maskinlæring og referansedosen basert på maskinlæring skal ikke brukes til å treffe kliniske beslutninger. Disse dosene vises kun for å gi brukeren innsikt i resultatene fra maskinlæringsmodellen og hvilken referansedose som vil bli brukt under optimaliseringen.

[936842]

**ADVARSEL!**

Kontroller alltid den deformerbare registreringen før den brukes til deformering av dose. Før en deformert registrering brukes til å deformere dosen, skal brukeren

gjennomgå og kontrollere kvaliteten på registreringer. Denne gjennomgangen kan utføres av:

- evaluere registreringer i visningen *Fusion*.
- evaluere det deformerte rutenettet i visningen *Deformed grid*.
- evaluere tilordnede strukturer mellom referanse - og målbildesett.

Denne gjennomgangen er spesielt viktig for dosesporing og når den deformerte dosen brukes som bakgrunnsdose ved optimalisering av en tilpasset plan eller en plan som inkluderer tidligere behandling(er). Siden det ikke er garantert at biomekaniske, deformerbare registreringer er inverterbare, må de gjennomgå med ekstra omhu.

Det er også viktig å merke seg at brattere dosegradienter kan føre til større feil i den deformerte dosen. Derfor bør behandlingsplaner med bratte dosegradienter vurderes med særlig omhu.

[9656]



ADVARSEL!

Kvasidiskret spilldose beregnes ikke i RayStation. For skannende protonstråle- og lette ionestråle-leveringssystemer som benytter en *kvasi-diskret* leveringsteknikk, kan en liten dose blir levert mellom planpunktene, siden strålen ikke alltid slås av mens den flytter seg. Denne såkalte *spildosen* beregnes ikke eksplisitt i RayStation, men legges til på den spotposisjonen i behandlingsplanen som strålen flytter seg til. Den totale mengden spildose avhenger hovedsakelig av doseraten, skanningshastigheten og andelen spoter der strålen er på under forflytning av strålen. Den relative mengden av spildose avhenger også av den gjennomsnittlige dosen til de planlagte spotene. Disse egenskapene påvirkes i sin tur av planleggingsparametere som avstand mellom spotene, antall overlappende stråler, rekvidert dose per fraksjon, minste og største planlagte spotvekt, samt reskanning av energilag.

Effekten av å utelate spildosen i doseberegningen er undersøkt for et bredt utvalg av behandlingstilfeller, planleggingsstrategier og bestrålingssystemer, og det er ikke funnet noen signifikant dosimetrisk effekt. Brukeren må imidlertid være klar over dette og kontrollere at tilnærmingen stemmer både ved igangkjøring av RayStation, og for hvert behandlingsfelt i den pasientspesifikke QA prosedyren.

[2417]

3 KJENTE PROBLEMER RELATERT TIL PASIENTSIKKERHET

Det er ingen kjente problemer knyttet til pasientsikkerhet i RayStation v2026.

Merk: Flere versjonsmerknader kan potensielt distribueres etter installasjonen.

4 ANDRE KJENTE PROBLEMER

4.1 GENERELT

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]

4.2 IMPORT, EKSPORT OG PLANRAPPORTER

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 v2026

Oppgraderingen til RayStation v2026 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 BRAKYTERAPIPLANLEGGING

Uoverensstemmelse i planlagt antall fraksjoner og rekvisisjonen mellom RayStation og SagiNova versjon 2.4.1.0 eller tidligere.

Det er et avvik i tolkningen av DICOM RT Plan-attributtene *Planned number of fractions* (300A, 0078) og *Target prescription dose* (300A, 0026) i RayStation sammenlignet med etterladningssystemet for brakyterapi SagiNova. Dette gjelder spesielt SagiNova versjon 2.1.4.0 eller tidligere.

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.

[1483614]

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-v2026-BAMDS, RayStation v2026 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-v2026-IFU, RayStation v2026 Instructions for Use* (se advarsel 726082, Gjennomgå applikatoremodellene) anbefales brukere å følge bransjestandarder for kvalitetssikring av applikatoremodeller for å sikre at applikatoren er nøyaktig representert i RayStation.

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

[1043992]

4.4 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]

4.5 PLANOPTIMALISERING

Ingen gjennomførbarhetskontroll for maksimal bladhastighet utført for DMLC-strålefeldt 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 kjørbare plan i MCO-modulen påvirkes ikke av dette problemet.

[932475]

4.6 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 ryggradsplaning er mindre i Accuray TDC enn matrisen som vises i RayStation

Matrisen for ryggradsplaning 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]

4.7 TILPASNING AV BEHANDLING

Ikke mulig å importere individuelle registreringer i dialogvinduet for import i løpet av en online adaptive prosedyre

Dialogvinduet *Import images and registration* i modulen Automated replanning, vil ikke tillate import av individuelle registreringer. Under en online adaptiv økt, importeres en registrering sammen med dens tilknyttede CBCT. Hvis en importert registrering ikke er god nok for planlegging og må skiftes ut, skal den først slettes, og deretter kan en ny registrering importeres ved å bruke det normale dialogvinduet *DICOM import*. Alternativt kan CBCT slettes og importeres på nytt sammen med den nye registreringen ved hjelp av dialogvinduet *Import images and registration*.

[1479560]

4.8 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-v2026-REF, RayStation v2026 Reference Manual*, avsnittet *Depth offset and detector height* i *RSL-D-RS-v2026-RPHY, RayStation v2026*

RayPhysics Manual og RSL-D-RS-v2026-BCDS, RayStation v2026 Beam Commissioning Data Specification.

[410561]

4.9 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]

A EFFEKTIV DOSE FOR PROTONER

A.1 BAKGRUNN

Fra og med RayStation 8B behandles den effektive dosen i protonbehandlinger eksplisitt, 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 dosetypen 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 RtIonPlan 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 RtIonPlan 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

Kontaktopplysninger til hovedkontor

P.O. Box 45169
SE-104 30 Stockholm, Sweden
Telefon: +46 8 510 530 00
Faks: +46 8 510 530 30
info@raysearchlabs.com
www.raysearchlabs.com

RaySearch Americas

Telefon: +1 347 477 1935

RaySearch China

Telefon: +86 137 0111 5932

RaySearch India

E-post:
manish.jaiswal@raysearchlabs.com

RaySearch Singapore

Telefon: +65 8181 6082

RaySearch Australia

Telefon: +61 411 534 316

RaySearch France

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

RaySearch Japan

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

RaySearch UK

Telefon: +44 (0)2039 076791

RaySearch Belgium

Telefon: +32 475 36 80 07

RaySearch Germany

Telefon: +49 (0)172 7660837

RaySearch Korea

Telefon: +82 01 9492 6432