

RAYSTATION 2023B

Versjonsmerknader

2023 B



RayStation

Traceback information:
Workspace Main version a800
Checked in 2023-07-05
Skribenta version 5.6.013

Ansvarsfraskrivelse

Canada: Doseplanlegging med karbon- og heliumioner, proton-Wobbling, proton-Line Scanning, BNCT-planlegging og den mikrodosimetriske kinetiske modellen er ikke tilgjengelig i Canada av juridiske årsaker. Disse funksjonene styres av lisenser, og disse lisensene (rayCarbonPlanning, rayHeliumPhysics, rayWobbling, rayLineScanning, rayBoron og rayMKM) er ikke tilgjengelige i Canada. I Canada må maskinlæringsmodeller for doseplanlegging godkjennes av Canadas helsedepartement før klinisk bruk. Segmentering ved hjelp av dyp læring er begrenset til computertomografi i Canada.

Japan: Informasjon om myndighetskrav i Japan finnes i ansvarsfraskrivelsen RSJ-C-02-003 for det japanske markedet.

USA: Doseplanlegging med karbon- og heliumioner, BNCT-planlegging og den mikrodosimetriske kinetiske modellen er ikke tilgjengelig i USA av juridiske årsaker. Disse funksjonene styres av lisenser, og disse lisensene (rayCarbonPlanning, rayHeliumPhysics, rayBoron og rayMKM) er ikke tilgjengelige i USA. I USA må maskinlæringsmodeller for doseplanlegging godkjennes av FDA før klinisk bruk.

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. © 2023, 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

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 2023B	9
2.1	Oppsummering	9
2.2	Planlegging ved hjelp av maskinl�ring	9
2.3	Generelle systemforbedringer	9
2.4	Pasientmodellering	10
2.5	Brakiterapiplanlegging	11
2.6	Automatisk brystplanlegging	11
2.7	Planoppsett	11
2.8	Virtuell simulering	11
2.9	3D-CRT-str�lefeldtutforming	12
2.10	Planoptimalisering	12
2.11	LET-optimalisering	12
2.12	Flerm�loptimalisering (MCO)	12
2.13	Plan Explorer	12
2.14	TomoTherapy-planlegging	13
2.15	CyberKnife-planlegging	13
2.16	Planlegging for proton-Pencil Beam Scanning	13
2.17	Protonbueplanlegging	13
2.18	Planlegging av bredt str�lefeldt for protoner	13
2.19	Planlegging for lettion-Pencil Beam Scanning	13
2.20	Planlegging for born�ytroninnfangingsbehandling (BNCT)	14
2.21	Elektronplanlegging	14
2.22	Robust evaluering	14
2.23	Dosesporing	14
2.24	Adaptiv replanlegging	15
2.25	DICOM	15
2.26	Planrapporter	16
2.27	RayPhysics	16
2.28	Oppdatering av doseberegningssalgoritmen	18
2.29	Oppdateringer av CBCT-konverteringsalgoritme	20
2.30	Oppdateringer for deformierbar registreringsalgoritme	20
2.31	Endringer fra tidligere versjon	21
3	KJENTE PROBLEMER RELATERT TIL PASIENTSIKKERHET	25

4	ANDRE KJENTE PROBLEMER	27
4.1	Generelt	27
4.2	Import, eksport og planrapporter	29
4.3	Pasientmodellering	30
4.4	Brakytterapiplanlegging	30
4.5	Planutforming og 3D-CRT-strålefeltutforming	31
4.6	Planoptimalisering	31
4.7	Protonplanlegging	31
4.8	Planevaluering	32
4.9	CyberKnife planning	32
4.10	Doselevering	32
4.11	Automatisert planlegging	32
4.12	Biologisk evaluering og optimalisering	33
4.13	RayPhysics	34
4.14	Skripting	34
	VEDLEGG A - EFFEKTIV DOSE FOR PROTONER	35
A.1	Bakgrunn	35
A.2	Beskrivelse	35

1 INNLEDNING

1.1 OM DETTE DOKUMENTET

Dette dokumentet inneholder viktige merknader om RayStation 2023B-systemet. Det inneholder informasjon relatert til pasientsikkerhet og beskriver ny funksjonalitet, kjente problemer og midlertidige løsninger.

Alle brukere av RayStation 2023B 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
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 2023B

Dette kapitlet beskriver nyheter og forbedringer i RayStation 2023B i forhold til RayStation 12A.

2.1 OPPSUMMERING

- Forbedret arbeidsflyt for dosesporing og replanlegging.
- Automatisk felt i felt-planlegging.
- Støtte for diskrete protonbuer.
- LET-optimalisering.

2.2 PLANLEGGING VED HJELP AV MASKINLÆRING

- Mulig å bruke bildeserier av organbevegelse til robust optimalisering i planlegging med maskinlæring.

2.3 GENERELLE SYSTEMFORBEDRINGER

- Ny funksjon *Localize isocenter* tilgjengelig på listen *Beams*, listen *Setup beams* og høyreklikkmenyen på 2D-pasientvisninger. Funksjonen vil flytte 2D-pasientvisningene dit strålefeltets isosenter er.
- Dialogboksen med fargetabell viser alltid både absolutte og relative verdier.
- Ytelsesforbedringer som gjør det raskere å åpne og lukke pasienter med mye data.
- Ytelsesforbedringer som gjør det raskere å kopiere, slette og angre sletting av ROI-er.
- Feilmeldingen som viser om det er overlappende ROI-er for materialer, er forbedret. Meldingen viser nå navnene på de overlappende ROI-er.
- Innholdet i de fleste rullegardinlister og andre lister (f.eks. når ROI-er, POI-er, avbildningssystemer osv. listes opp), er nå sortert alfabetisk som standard.
- Brukergrensesnittet med arbeidsområde for administrasjon av pasientdata er forbedret.
- For RayCare-brukere vises strålefeltgruppemerknaden nå under oppgavelisten for strålefeltgruppen som er valgt i RayStation. Strålefeltgruppemerknaden kan redigeres fra RayStation.

- For pasientdata som deles med RayCare, er det en ny gjenopprettingsfunksjon som gjør det mulig å sende alle gjeldende pasientdata til RayCare på nytt.

2.4 PASIENTMODELLERING

- Dialogboksen *Simplify contours* (Forenkle konturer) er oppdatert:
 - Forhåndsvalgte ROI-er vises øverst på listen når dialogboksen åpnes.
 - Et telleverk er lagt til for å se hvor mange ROI-er som er valgt.
 - Bekreftelse er nødvendig ved fjerning av hull fra fikserings- og støtte-ROI-er.
- Det er nå mulig å slette flere konturer:
 - Konturer i flere snitt for den valgte ROI-en kan slettes slik at konturer beholdes i f.eks. hver 2., 3. eller 5. snitt. Det er også mulig å definere et begrenset antall bildesnitt som dette skal gjøres på.
- Det er nå mulig å slette flere ROI-er/POI-er/geometrier i *Structure definition* (Strukturdefinisjon), både på verktøylinjen og ROI/POI-listen:
 - Hvis det er valgt flere ROI-er/POI-er på ROI/POI-listen, er det mulig samtidig å slette alle, eller deres geometri, på den primære bildeserien. Dette utføres enten ved å klikke på knappen *Delete* på verktøylinjen eller ved å høyreklikke på ROI/POI-listen og velge *Delete ROI(s)/Delete POI(s)/Delete geometries*.
 - Alternativet for å slette en geometri fra ROI/POI-listen er bare tilgjengelig i modulen *Structure definition*.
- Templatmaterieallisten er oppdatert:
 - Følgende materialer har endret navn:
 - + *Aluminum 1* til *Aluminum [Al]*
 - + *Aluminum 2* til *Aluminum +*
 - + *Bone 1* til *Bone*
 - + *Bone 2* til *Bone +*
 - + *Gold* til *Gold [Au]*
 - + *Iron* til *Iron [Fe]*
 - + *Lead* til *Lead [Pb]*
 - + *Silicon* til *Silicon [Si]*
 - + *Silver* til *Silver [Ag]*
 - + *Tantalum* til *Tantalum [Ta]*

+ *Titanium* til *Titanium [Ti]*

- Følgende templatmaterialer er fjernet:
 - Karbonfiber
 - Kork
 - PMI-skum
- Det er nå mulig å filtrere både A- og B-listen over ROI-er i dialogboksen *ROI algebra* (ROI-algebra).
- Funksjonaliteten *Create controlling ROIs for biomechanical deformable registration* er forbedret. Hvis det opprettes kontrollerende ROI-er for et sett ROI-er, kan de kontrollerende ROI-ene brukes direkte ved biomekanisk deformerbar registrering:
 - Konvertering fra gjengivelse av geometri til triangulert rutenett er justert, slik at det fungerer bedre for biomekanisk deformerbar registrering.
 - Separasjon av triangulerte rutenett brukes på overlappende triangulerte rutenett basert på brukerspesifisert prioritet.
- Det er nå bare mulig å vise materiale for primære bilder. Alternativet er fjernet for sekundære bilder.

2.5 BRAKYTERAPIPLANLEGGING

- Punktbasert optimalisering: Det er nå mulig å legge til mål og begrensninger i forbindelse med dosen ved interessepunkter.

2.6 AUTOMATISK BRYSTPLANLEGGING

- Det er nå mulig å generere planer ved hjelp av Monte Carlo-doseberegningssalgoritmen for fotoner.

2.7 PLANOPPSETT

- Det er nå mulig å redigere tilpassede planer ved hjelp av standarddialogboksen *Edit plan* (Rediger plan).

2.8 VIRTUELL SIMULERING

- Innstillingsfelt og DRR-er vises nå i modulen *Virtual Simulation*. Merk at DRR-er ikke vil bli eksportert.

2.9 3D-CRT-STRÅLEFELTUTFORMING

- Et nytt verktøy for felt i felt-planlegging er tilgjengelig. Verktøyet oppretter en felt i felt-plan basert på rekvireringen og et primært felt. Verktøyet vil automatisk
 - opprette underfelt basert på lavdoseregioner
 - justere segmentvekt
 - beregne sluttdose og skalere til rekvisisjon

2.10 PLANOPTIMALISERING

- Det er nå mulig å anvende *OAR range margin* på flere ROI-er for ion-PBS-planer.
- Hastigheten på VMAT-optimalisering for maskiner uten reserveblender i kombinasjon med Protect ROI-er eller begrensninger er forbedret. Slik optimalisering kan være mange ganger raskere enn tidligere for noen caser.
- Sliding window-sekvensering for VMAT er endret for å opprette segmenter hvor MLC-bladene samsvarer mer med målvolumet enn tidligere. Merk at segmentbasert modus i MCO-modulen påvirkes av denne endringen siden den alltid bruker sliding window-sekvensering til å opprette VMAT-segmenter.
- Det er nå mulig å kjøre segment-MU-optimalisering og strålefelt-MU-optimalisering ved hjelp av Monte Carlo-doseberegningssalgoritmen for fotoner.

2.11 LET-OPTIMALISERING

- Det er lagt til støtte for optimalisering basert på gjennomsnittlig dosebasert lineær energioverføring (LETd) for protoner og karbonioner.
- Det er nå mulig å legge til optimaliseringsfunksjoner for største LETd (Max LETd) og minste LETd (Min LETd) i tillegg til optimaliseringsfunksjoner for standarddose.
- Det er nå mulig å angi en doseterskel for største LETd-verdi. LETd straffes bare i vokslar hvor dosen er høyere enn terskelen.

2.12 FLERMÅLSOPTIMALISERING (MCO)

Se informasjon om endring av sliding window-sekvenseringen i Plan optimization ovenfor.

2.13 PLAN EXPLORER

- Det er nå mulig å bruke Monte Carlo-doseberegningssalgoritmen for fotoner i modulen *Plan explorer* (ikke tilgjengelig ved bruk av høytytelsesberegning (HPC)).

2.14 TOMOTHERAPY-PLANLEGGING

- Bedre dosesentrering under levering ved bruk av bevegelsessynkronisering for Radixact-behandlingsmaskiner.

2.15 CYBERKNIFE-PLANLEGGING

- Det går nå betydelig raskere å optimalisere tubus- og irisplaner. Innledningsvis under optimaliseringen beregnes dose med den raske SVD-doseberegning algoritmen. Senere brukes den kliniske doseberegning algoritmen.
- Optimalisering av en CyberKnife-plan kan nå fortsettes, selv om planen ikke henviser til den siste RAMP-filen, så lenge den fortsatt kan leveres.

2.16 PLANLEGGING FOR PROTON-PENCIL BEAM SCANNING

- Strålefeltets skanneretning i BEV vises nå i forskjellige farger avhengig av om strålefeltet er av eller på når det beveger seg til spoten. Dette gjør det enklere å identifisere spotøyer for kvasidiskrete PBS-maskiner.

2.17 PROTONBUEPLANLEGGING

- Det er lagt til støtte for diskrete PBS-buer. Diskret PBS-bueoptimalisering omfatter:
 - Mange gantryvinkler per strålefelt, hvor flere energisjikt leveres per gantryvinkel.
 - Ingen rotasjon under strålefeltlevering.
 - Enkelt oppsett med beregning av luftgap for kollisjonsforebygging.
 - Iterativ reduksjon av energisjikt under optimalisering for å redusere leveringstid.
 - PBS-bueplaner kan enkelt konverteres til vanlige PBS-planer, noe som betyr at disse planene kan leveres av alle eksisterende proton-PBS-behandlingsmaskiner.

2.18 PLANLEGGING AV BREDT STRÅLEFELT FOR PROTONER

- *Compute beam SOBPs* (Beregn strålefelt-SOBPs) følger nå partikkelsporet gjennom den faktiske formen på kompensatoren og ionekilen (hvis en slik er til stede).
- *Compute beam set parameters* (Beregn strålefeltgruppeparametere) tar hensyn til ionekile.
- RayOcular: Håndteringen av multipel spredning i kiler er forbedret, noe som fører til en mer nøyaktig doseberegning algoritme.

2.19 PLANLEGGING FOR LETTION-PENCIL BEAM SCANNING

- RBE-modellparametere kan nås ved hjelp av skripting.

- Nukleær interaksjonskorrigerings (NIC) er innført i Pencil Beam-doseberegning algoritmen for lettioner. Dette vil forbedre beregningen av fysisk dose i andre materialer enn vann.
- Gjennomsnittlig dosebasert lineær energioverføring (LETd) beregnes ved hjelp av trikkromfluensmodellen, noe som forbedrer nøyaktigheten vesentlig utenfor feltet, i penumbraen og for små felt.

2.20 PLANLEGGING FOR BORNØYTRONINNFANGINGSBEHANDLING (BNCT)

- Det er nå mulig å ha mer enn to strålefelt i en strålefeltgruppe.
- Største tillatte verdi for celletype/blodbor-konsentrasjonsforhold i standard BNCT RBE-modell økes til 100.
- Det er lagt til en BNCT-spesifikk skriptingutvidelse, *GetRoiNamePixelData*, som for hver dosematrisevoksel returnerer navnet på ROI-en som var forbundet med dosematrisevokselen, som ble overført til den eksterne BNCT-doseberegning algoritmen.
- RBE-modellparametere kan nås ved hjelp av skripting.
- Gjengivelse av materialvisualisering er deaktivert for BNCT, siden det ikke er relevant.
- Det vises en advarsel hvis valgt størrelse på dosematrisevokselen forårsaker en ROI med materialoverstyring som skal utelukkes fra beregningen. Advarselen kan vises ved beregning av dose, under godkjenning, i rapport og DICOM-eksport.

2.21 ELEKTRONPLANLEGGING

- Det er lagt til støtte for doseberegning ved hjelp av flere GPU-er.

2.22 ROBUST EVALUERING

- Det er nå mulig å evaluere den summerte dosen «vokselvis min» og «vokselvis maks» på en annen bildeserie enn den nominelle planen, så lenge alle scenarier er på samme bildeserie.
- Det er nå mulig å få tilgang til «vokselvis min» og «vokselvis maks» via skripting, samt evaluere kliniske mål på disse fordelingene. Antall scenarier per klinisk mål som oppfyller målet, kan også hentes fra skriptinggrensesnittet.

2.23 DOSESPORING

- Dosesporing initialiseres nå fra modulen *Dose tracking*. Den tidligere knappen *Use plan in treatment course* (Bruk plan i behandlingsserie) er fjernet. Når dosesporing initialiseres, velger brukeren en behandlingsplan som skal brukes til å definere den opprinnelige behandlingsserien for dosesporing.
- Det er innført valg av bildeserie for doseakkumulering. Brukeren kan velge enhver bildeserie i casen og bruke den til doseakkumulering ved initialisering av dosesporing.

- Det er lagt til støtte for redigering av behandlingsserien som brukes til dosesporing. Fraksjoner kan legges til eller fjernes, og det er mulig å tilordne eller fjerne en strålefeltgruppe på planlagte fraksjoner. Strålefeltgrupper fra en doseplan i casen kan brukes i samme behandlingsserie for dosesporing.
- Det er nå mulig å fjerne fraksjoner som allerede har vært dosesporet. Dette gjør det mulig å endre hvilket bilde som brukes til å evaluere fraksjonsdosen.
- Visningen av totaldosesammenligning er oppdatert slik at den inkluderer planlagt fraksjonsdose som bidrag for ikke leverte fraksjoner i den planlagte totaldosen.
- For RayCare-brukere kan behandlingsserien for dosesporing synkroniseres med behandlingsserien i RayCare. Det vises en knapp når behandlingsserien for dosesporing er usynkronisert og gjør det mulig raskt å bli oppdatert med den aktuelle RayCare-behandlingsserien.
- Doseevaluering på konverterte CBCT-bilder for protoner og andre lettioner.
 - En konvertert CBCT kan ikke brukes som primært planleggingsbilde, på grunn av høy sensitivitet overfor rekkeviddeusikkerhet for protoner og andre lettioner. Funksjonaliteten bør primært brukes til å vurdere om det trengs en ny CT og replanlegging.

2.24 ADAPTIV REPLANLEGGING

- Dialogboksen for opprettelse av tilpassede planer er oppdatert og forenklet. Det er nå mulig å opprette tilpassede planer uten å ta hensyn til eventuell bakgrunnsdose. Dette muliggjør en hurtig og enkel arbeidsflyt for replanlegging hvor en opprinnelig plan raskt tilpasses den daglige pasientgeometrien.
- Bakgrunnsdoseakkumulering har endret seg slik at det bare inkluderer direkte dosedeformasjoner. Når det opprettes en tilpasset plan basert på dosesporing, vil alle fraksjonsbidrag bli direkte tilordnet fra bildeserien for doseakkumulering. Når det opprettes en tilpasset plan basert på planlagt dose, tilordnes alle fraksjonsbidrag direkte fra planbildeserien.
- Det er nå mulig å redigere tilpassede planer ved hjelp av standarddialogboksen *Edit plan* (Rediger plan). Forrige dialogboks *Edit adapted plan* (Rediger tilpasset plan) er fjernet.

2.25 DICOM

- Problemene beskrevet i sikkerhetsvarsel 109886 når det gjelder eksport og import av virtuell simulering, er løst.
- DICOM-filteret *RSL-D-61-450 Remove Pixel Intensity Relationship and Sign* er ikke lenger nødvendig. En konfigurasjon med avmerkingsboks i RayPhysics erstatter filteret.
- Det er nå mulig å definere en standardverdi for alternativet *Delete after successful import* (Slett etter vellykket import) i importdialogboksene for Storage SCP.

- Det er nå mulig å angi både standard importkilde og standard eksportmål i Clinic Settings. Dette konfigurerer hvilken kilde og hvilket mål som er forhåndsvalgt når dialogboksene for import/eksport åpnes i RayStation.
- Eksport av nominell dosehastighet for hvert kontrollpunkt for VMAT- og Conformal Arc-planer er nå støttet. Det finnes en konfigurasjon med avmerkingsboks i RayPhysics for dette.
- Det er nå mulig å eksportere symmetriske blenderposisjoner med verdier XY for plan hvor blenderposisjonene er symmetriske for alle segmenter i alle strålefelt. Det finnes en konfigurasjon med avmerkingsboks i RayPhysics for dette.
- Det er nå mulig å utelate MLC fra eksport for tubusplaner med fullstendig tilbaketrukket MLC. Det finnes en konfigurasjon med avmerkingsboks i RayPhysics for dette.
- Sorteringsrekkefølgen for studier og serier i importdialogboksen er oppdatert for å vise den nyeste studien/serien først.
- Når Query/Retrieve utføres fra et PACS-system, hvor bare én pasient ble returnert av spørringen, spør RayStation nå bare automatisk etter studier innenfor pasienten (ikke for alle serie i alle studier).

2.26 PLANRAPPORTER

- Det er nå mulig å definere en standardmappe hvor genererte rapporter lagres. Mappen er definert i Clinic settings.
- I planrapporten er det en ny tabell for hver strålefeltgruppe som viser de benyttede støtte- og fikserings-ROI-ene og deres materialeegenskaper. Tabellen *ROI properties* (ROI-egenskaper) for *Plan* (Plan) vil ikke lenger inneholde materialinformasjon for fikserings- og støtte-ROI-er. Kontroller at den nye tabellen *Fixation & support ROIs* (Fikserings- og støtte-ROI-er) blir inkludert på et egnet sted når eksisterende rapporttemplater oppdateres. (I Report designer vises tabellen i *Data modules: Tables* (Tabeller) > *Beam set* (Strålefeltgruppe) > *Fixation & support ROIs* (Fikserings- og støtte-ROI-er. Det krever omfang *Beam set* (Strålefeltgruppe)).

2.27 RAYPHYSICS

Ferdigstilling av strålefeltmodeller for fotoner

- Det er nå mulig å se dosedifferansekurver sammen med målte og beregnede kurver i dosekurvegrafen. Det er også mulig å eksportere dosedifferansekurvene.
- Det er nå mulig å se gammakurver sammen med målte og beregnede kurver i dosekurvegrafen. Det er også mulig å eksportere gammakurvene.
- Det er innført to ytterligere MLC-parametere: bladtuptransmisjon og hjørnetransmisjon. Dette vil muliggjøre forbedret modellering av MLC-bladtupregionen for MLC-er med tiltet overflate mellom bladene, for eksempel Elekta Agility MLC. De nye parameterne har sett med standardverdier som vil føre til tilsvarende beregnet dose som i tidligere RayStation-versjoner.

- Templatmaskiner er oppdatert.
- Det er nå mulig å angi flere maskinparametere per energi: største DMLC-dosehastighet, minste og største statiske buedosehastighet, minste MU per bladbevegelsesavstand, minste og største MU per gantrygrad, minste MU per buesegment.
- Det er nå mulig å ferdigstille maskiner hvor bare reserveblenderen er i en fast posisjon. Dette utføres ved at nedre og øvre grense for reserveblender settes til samme verdi.
- Det er nå mulig å bruke forskjellige fantomstørrelse i x-, y- og dybderetningen for dosekurveberegninger i RayPhysics.
- Det er nå mulig å ha en største feltstørrelse på mer enn 40 cm for maskiner (opp til 64 cm).

Ferdigstilling av strålefeltmodeller for elektroner

- Det er nå mulig å se dosedifferansekurver sammen med målte og beregnede kurver i dosekurvegrafen. Det er også mulig å eksportere dosedifferansekurvene.
- Det er nå mulig å se gammakurver sammen med målte og beregnede kurver i dosekurvegrafen. Det er også mulig å eksportere gammakurvene.
- Det er nå mulig å velge forskjellige former (avrundet eller fokusert) for MLC-bladtupper. Tidligere ble alltid fokusert benyttet. Når det velges avrundede kollimatorer, blir modelleringen bedre for maskiner med slik kollimatorform.
- Det er nå mulig å velge de ytterligere materialene sink-aluminium og bly for applikatorskrapelag.
- Templatapplikatorer for Varian og Elekta er oppdatert.
- Templatmaskiner er oppdatert.

Ferdigstilling av strålefeltmodeller for ioner

- Det er nå mulig å ferdigstille en proton-Pencil Beam Scanning-maskin med støtte for diskret PBS-bueplanlegging.
- ABS-resin er lagt til de tilgjengelige materialene for rekkeviddemodulatorer og ionekiler.

Romvisningsmodell for ionebehandlingsmaskiner

- Det er lagt til en ny *Room view model* for RayStation (Romvisningsmodell), kalt *lon gantry* (Ionegantry) i RayPhysics, for ionemaskiner med roterende gantry som et alternativ til modellen *Only couch* (Bare behandlingsbord).
- Eksisterende ionebehandlingsmaskiner som støtter minst 359 graders gantryrotasjon, vil bruke den nye romvisningsmodellen *lon gantry* (Ionegantry) som standard (krever ingen ny ferdigstilling).

2.28 OPPDATERING AV DOSEBEREGNINGSGRITMEN

Endringene i doseberegningssystemene for RayStation 2023B er angitt nedenfor.

Innvirkningen på beregnet dose henviser til effekten når ny ferdigstilling av maskinen ikke er utført. Etter vellykket ny ferdigstilling bør doseendringene være minimale (bortsett fra Pencil Beam-doseberegningssystemet for lettioner, hvor forskjeller kan ses i andre materialer enn vann på grunn av innføringen av nukleær interaksjonskorrigering (NIC)).

Dosemotor	Versjon 12A SP1	Versjon 2023B	Effekt på be- regnet dose	Kommentar
Alle	-	-	-	Ny versjon av vokselvolumalgoritmen på grunn av en oppdatering av konverteringsalgoritmen som brukes ved konvertering av en ROI fra gjengivelse av triangulert rutenett til vokselrepresentasjon. Når ROI-er endres, kan de resulterende ROI-volumene være litt forskjellige sammenlignet med samme operasjon i tidligere versjoner av RayStation.
Collapsed cone for fotoner	5.7	5.8	Mindre	<p>Det er foretatt justering til MLC-transmisjonskartet: Bladtuppreionen har nå en separat, brukerrodderbar transmisjon, og det er lagt til en ny region kalt hjørneregionen med en separat transmisjon.</p> <p>Eksisterende maskinmodeller oppdateres automatisk for å gi de samme transmisjonsregionene som før.</p> <p>Det er foretatt mindre ytterligere forbedringer og justeringer av transmisjonskartet for å forbedre ytelsen. For eksempel er Elekta Motorized Wedge-fluens minimalt redusert: Bare den åpne regionen er nå vurdert, sammenlignet med alle MLC-regioner fra RayStation 12A og tidligere.</p> <p>Det er sett endringer i størrelsesordenen 0,3 % for 1 cm x 1 cm² kvadratiske felt på grunn av endringene i transmisjonskart (størrelsen på endringen i utdata avhenger av strålefeldmodell).</p> <p>Endringene er små nok til at ny ferdigstilling ikke er nødvendig.</p>

Dosemotor	Versjon 12A SP1	Versjon 2023B	Effekt på beregnet dose	Kommentar
Monte Carlo for foton-doser	2.0	3.0	Betydelig	Forbedret håndtering av positronfysikk. For energier ved ekstern strålebehandling er forskjellen liten. Den mest merkbare forskjellen er endret utbytte for store feltstørrelser. Forbedret håndtering av multipl coulomb-spredning. De samme fluenskartoppdateringene som beskrevet ovenfor for Collapsed Cone er også innført for Monte Carlo for fotoner. Eksisterende maskinmodeller må ferdigstilles på nytt.
Elektron-Monte Carlo	4.0	5.0	Betydelig	Forbedret håndtering av positronfysikk. Forbedret håndtering av spredningselektroner fra skraperlag. Forbedret håndtering av multipl coulomb-spredning. Eksisterende maskinmodeller må ferdigstilles på nytt.
Monte Carlo for proton-PBS	5.4	5.5	Mindre	Forbedret håndtering av multipl coulomb-spredning. Eksisterende maskinmodeller trenger ikke å ferdigstilles på nytt.
Proton PBS Pencil Beam	6.4	6.5	Ubetydelig	Eksisterende maskinmodeller trenger ikke å ferdigstilles på nytt.
Proton US/DS/Wobbling Pencil Beam	4.9	4.10	Mindre	RayOcular: Forbedret håndtering av multipl spredning i kiler. Algoritmen som trekker WET fra IDD:s for MELCO US og RayOcular, er endret litt. Eksisterende maskinmodeller trenger ikke å ferdigstilles på nytt.

Dosemotor	Versjon 12A SP1	Versjon 2023B	Effekt på beregnet dose	Kommentar
Carbon PBS Pencil Beam	5.0	6.0	Betydelig	Nukleær interaksjonskorrigering (NIC). Merkbare forskjeller for dose rapportert i andre materialer enn vann. Basedata med ny fysikk (dybde-dose-kjerner og partikkelenergispektre) generert i ny FLUKA-versjon. LETd beregnet ved hjelp av trikrom approksimasjon. Eksisterende maskinmodeller må ferdigstilles på nytt.
Brachy TG43	1.3	1.4	Ubetydelig	Ingen relevante endringer i doseberegningens algoritmen i brakyterapiplaner.

2.29 OPPDATERINGER AV CBCT-KONVERTERINGSALGORITME

Endringene i CBCT-konverteringsalgoritmene for RayStation 2023B er angitt nedenfor.

Konverteringsalgoritme	Versjon 12A SP1	Versjon 2023B	Effekt på beregnet dose	Kommentar
Korrigert CBCT	1.1	1.2	Mindre	Algoritme oppdatert til å håndtere HU-til-SPR-tabeller (gjelder bare for ioner).
Virtuell CT	1.1	1.2	Mindre	Algoritme oppdatert til å håndtere HU-til-SPR-tabeller (gjelder bare for ioner).

2.30 OPPDATERINGER FOR DEFORMERBAR REGISTRERINGSALGORITME

Endringene i hybrid intensitets- og strukturbasert deformerbar registrering (ANACONDA) for RayStation 2023B er angitt nedenfor.

Deformerbar registreringsalgoritme	Versjon 12A SP1	Versjon 2023B	Kommentar
ANACONDA	3.1	3.2	Når det brukes kontrollerende ROI-er, inkluderes en ny term i tillegg til «chamfer matching»-teknikken som brukes i den opprinnelige ANACONDA-versjonen. Denne nye termen måler bildelikheten mellom målvolumet og den deformerte ROI-en. Dette forbedrer ytelsen for caser med store deformasjoner og gjør algoritmen mer robust. Men det bremser hastigheten når mange kontrollerende ROI-er er valgt for beregning av registreringen.

2.31 ENDRINGER FRA TIDLIGERE VERSJON

- Organbevegelse: Brukeren kan ikke lenger endre avbildningssystemet for bilder generert via *Simulate organ motion*. Avbildningssystemet for et simulert organbevegelsesbilde vil alltid samsvare med avbildningssystemet for originalbildet og vil automatisk bli oppdatert hvis avbildningssystemet for originalbildet endres.
- En bolus visualiseres ikke lenger i 3D-visninger hvis den ikke brukes i den aktuelt valgte strålefeltgruppen.
- Det er innført en ny begrensning for største ringrotasjon mellom etterfølgende kontrollpunkter for WaveArc-strålefelt. For noen WaveArc-templater vil det bare være mulig å bruke en buegantryvinkelavstand på 2 grader.
- Ioner: Filterholder for rekkeviddemodulator, filterholder for blokkapertur og filterholder for ionekile kan nå plasseres nedstrøms for isosenteret.
- 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 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 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.

3 KJENTE PROBLEMER RELATERT TIL PASIENTSIKKERHET

Det er ingen kjente problemer knyttet til pasientsikkerhet i RayStation 2023B.

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

4 ANDRE KJENTE PROBLEMER

4.1 GENERELT

Funksjonen for automatisk gjenoppretting håndterer ikke alle typer krasj

Funksjonen for automatisk gjenoppretting håndterer ikke alle typer krasjer. Av og til under forsøk på å gjenopprette fra et krasj vil RayStation vise en feilmelding med teksten «Unfortunately auto recovery does not work for this case yet» (Dessverre fungerer ikke automatisk gjenoppretting i dette tilfellet ennå). Hvis RayStation krasjer under automatisk gjenoppretting, vises skjermbildet for automatisk gjenoppretting neste gang RayStation startes. Hvis dette er tilfelle, skal du forkaste endringene eller prøve å anvende et begrenset antall handlinger for å hindre RayStation i å krasje. [144699]

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]

Snittplanindikatorer vises ikke i 2D-pasientvisninger

Snittplanene, som brukes til å begrense CT-dataene som brukes til å beregne en DRR, visualiseres ikke i vanlige 2D-pasientvisninger. For å vise og bruke snittplan må vinduet for DRR-innstillinger brukes.

[146375]

Fikserings- og støtte-ROI-er lagt til etter godkjenning av strålefeltgruppe vil ikke ha noen effekt ved beregning av evalueringsdose for strålefeltgruppen

Det er mulig å legge til fikserings- og støtte-ROI-er i en case med godkjente planer eller strålefeltgrupper. Geometrier for slike ROI-er kan ikke legges til i bildeserien som brukes for den godkjente strålefeltgruppen, men kan legges til i andre bildeserier. Doseberegning på andre bildeserier (i modulen Plan evaluation og i modulen Dose tracking) vil bare vurdere fikserings- og støtte-ROI-er som fantes da strålefeltgruppen ble godkjent. Tetthetsverdier for nye fikserings- og støtte-ROI-er vil ikke bli tatt med i betraktningen. Fikserings- og støtte-ROI-er som ikke er inkludert i doseberegningen, angis med en stiplet linje i pasientvisningene. Materialvisningen vil vise at de ekskluderte fikserings- og støtte-ROI-ene ikke har noen effekt på tettheten som vurderes for doseberegning.

Merknad: Geometrier som legges til på ytterligere bildeserier for en fikserings- eller støtte-ROI som fantes da strålefeltgruppen ble godkjent, vil bli inkludert i doseberegningen for evalueringsdosen.

[726053]

Pasientbildevisningen viser feilaktig navnet på det originale CBCT-avbildningssystemet for konverterte CBCT-bilder

For konverterte CBCT-bilder viser pasientbildevisningen navnet på det originale CBCT-avbildningssystemet i stedet for navnet på avbildningssystemet hvor HU-til-masse-tettheten eller SPR-konverteringstabellen er hentet fra. Brukeren kan fortsatt få full informasjon om konverteringstabellen ved å åpne dialogboksen *Image set properties* for tilsvarende konverterte CBCT-bilde.

[721528]

Det gis ingen advarsel ved sletting av en case som inneholder godkjente planer

Når det velges å slette en pasient med en godkjent plan, vil brukeren bli varslet og få mulighet til å avbryte slettingen. Men hvis det velges å slette en case med en godkjent plan for en pasient med flere caser, får brukeren ingen advarsel om at en godkjent plan er i ferd med å bli slettet.

[770318]

4.2 IMPORT, EKSPORT OG PLANRAPPORTER***Import av godkjent plan gjør at alle eksisterende ROI-er godkjennes***

Når en godkjent plan importeres til en pasient med eksisterende ikke-godkjente ROI-er, kan de eksisterende ROI-ene bli automatisk godkjent. Hvis dette forekommer, gis det ved import en UI-melding som angir at plangodkjenningstatus vil bli overført til RTStruct. Hvis import skjer via skripting, gis denne informasjonen i importloggen.

336266

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 2023B

Oppgraderingen til RayStation 2023B 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

Minnekrasj kan forekommer når store beregninger av hybride deformerbare registreringer kjøres på GPU

GPU-beregning av deformerbar registrering på store caser kan medføre minnerelaterte krasjer hvis den høyeste matriseoppløsningen brukes. Når dette skjer, er det avhengig av GPU-spesifikasjonene og matrisestørrelsen.

[69150]

Flytende visning i bilderegistreringsmodul

Den flytende visningen i Image Registration-modulen er nå en fusjonsvisning som bare viser den sekundære bildeserien og konturene. Endringen av visningstypen har endret hvordan visningen fungerer/viser informasjon. Følgende er endret:

- Det er ikke mulig å redigere PET-fargetabellen fra den flytende visningen. PET-fargetabellen i den sekundære bildeserien kan endres via fanen Fusion i stedet.
- Rulling i den flytende visningen er begrenset til den primære bildeserien, f.eks. hvis den sekundære bildeserien er større eller ikke overlapper med den primære i fusjonsvisningene, vil det ikke være mulig å rulle gjennom alle snitt.
- Posisjon, retning (transversal/sagittal/koronal), bokstaver for pasientretning, navn på avbildningssystem og snittnummer vises ikke i den flytende visningen.
- Bildeverdi i den flytende visningen vises ikke hvis det ikke er en registrering mellom den primære og sekundære bildeserien.

[409518]

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]

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 blad hastighet 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 blad hastighet, avhengig av dose hastigheten som brukes under behandling.

[138830]

4.7 PROTONPLANLEGGING

Strålefeltnavn kan avkortes ved hjelp av OIS

Når en PBS-bueplan konverteres til en vanlig PBS-plan med flere strålefelt, vil hvert strålefelt få sin gantryvinkel vedlagt navnet. Noen OIS avkorter strålefeltnavn til 5 tegn. Det anbefales at brukeren gjennomgår og justerer strålefeltnavn i den konverterte planen (for eksempel via skripting) for å innfri forventningene til OIS før planeksport.

[770331]

4.8 PLANEVALUERING

Materialvisning i vinduet Approval

Det finnes ingen faner som kan velges for å vise materialvisningen i vinduet Approval. Materialvisningen kan i stedet velges ved å klikke på bildeserienavnet i en visning og deretter velge materiale på rullegardinlisten som vises.

[409734]

4.9 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]

4.10 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 dosesporing 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]

4.11 AUTOMATISERT PLANLEGGING

Feil Beam on interval-verdi kan stilles tilbake uten varsel

Når Beam on interval-verdien redigeres i fanen Beam Optimization Settings i Plan Explorer Edit Exploration Plan-dialogboksen, endres verdien tilbake til forrige verdi uten varsel hvis den angitte verdien er utenfor rekkevidde. Dette kan enkelt overses, for eksempel hvis dialogboksen lukkes direkte etter at feil verdi er angitt. Beam on interval-verdien gjelder bare for VMAT-behandlingsmaskiner som er ferdigstilt for burstmodus (mArc).

[144086]

4.12 BIOLOGISK EVALUERING OG OPTIMALISERING

Biologisk evaluering av fraksjoneringsregime kan føre til krasj når ny tilpasset plan utarbeides.

Hvis fraksjoneringsregimet redigeres fra Biological Evaluation-modulen, vil systemet krasje når en tilpasset plan utarbeides. For å utføre biologisk evaluering må planen kopieres og endringene i fraksjoneringsregimet utføres på kopien.

[138535]

Bruk av handlingen Undo (Angre)/Redo (Gjør om) ugyldiggjør responskurver i modulen Biological Evaluation

I Biological Evaluation-modulen blir responskurvene fjernet hvis Undo/Redo-funksjonen brukes. Beregn funksjonsverdiene på nytt for å gjenopprette responskurvene.

[138536]

Biologiske funksjonsverdier ikke ugyldiggjort ved endring av fraksjoneringsregimet for planer med mer enn én strålefeltgruppe

Endring av fraksjoneringsregimet for en annen strålefeltgruppe enn den første vil ikke ugyldiggjøre grafen *Biological Progress* (Biologisk fremdrift) eller evalueringsfunksjonsverdiene i modulen Biological Evaluation. Beregn alltid funksjonsverdiene manuelt på nytt etter å ha endret antall fraksjoner i planer med mer enn én strålefeltgruppe.

[48314]

Begrensning ved evaluering av biologiske kliniske mål med tidsavhengige effekter i Dose Tracking-modulen

Modulen Dose tracking støtter evaluering av biologiske kliniske mål med tidsavhengige effekter (reparasjon og repopulasjon). Inndata til denne evalueringen er tidspunktet for behandling av fraksjonene i behandlingsserien for dosesporing. Men tidspunktet for behandling for fraksjonene vises ikke i modulen Dose tracking, noe som gjør det vanskelig for brukeren å vite nøyaktig hva grunnlaget for evalueringen er. Når dosesporing initialiseres fra en doseplan, kopieres tidspunktet for behandling fra planen til behandlingsserien for dosesporing. Men når fraksjoner legges til eller fjernes manuelt, kan tidspunktet for behandling være forskjellig fra hva den tiltenkte fraksjoneringen skulle tilsi. Tidspunkt for behandling for dosesporingsfraksjonen er for øyeblikket bare tilgjengelig via skripting. Brukeren må være oppmerksom på denne begrensningen når biologiske kliniske mål evalueres med tidsavhengige effekter i modulen Dose tracking.

[722865]

Biologiske kliniske mål og optimaliseringsfunksjoner er noen ganger ikke lagt til fra templer og protokoller

Biologiske kliniske mål og optimaliseringsfunksjoner i templer og protokoller vil ikke bli lagt til hvis det ikke blir funnet en matchende biologisk funksjon i funksjonsbiblioteket RayBiology. Dette vil skje hvis de biologiske funksjonene er oppdatert etter at templatene og protokollene er opprettet, eller hvis funksjonen er forbundet med en ROI med et annet vev når templatet lastes inn. Det vises

ingen advarsel når templatet lastes inn eller protokollen legges til. Det er brukerens ansvar å sikre at alle forventede funksjoner er lagt til etter at et templat er lastet inn eller en protokoll er kjørt.

[225140]

4.13 RAYPHYSICS

Oppdaterte anbefalinger for bruk av detektorhøyde

Mellom RayStation 11A og RayStation 11B er anbefalinger om bruk av detektorhøyde og en forskjøvet detektordybde for dybdeosekurver 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-2023B-REF, RayStation 2023B Reference Manual*, avsnittet *Depth offset and detector height* i *RSL-D-RS-2023B-RPHY, RayStation 2023B RayPhysics Manual* og *RSL-D-RS-2023B-BCDS, RayStation 2023B Beam Commissioning Data Specification*.

[410561]

4.14 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 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 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 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.

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
www.raysearchlabs.com

RaySearch Americas

Phone: +1 877 778 3849

RaySearch France

Phone: +33 1 76 53 72 02

RaySearch Singapore

Phone: +65 81 28 59 80

RaySearch Belgium

Phone: +32 475 36 80 07

RaySearch Japan

Phone: +81 3 44 05 69 02

RaySearch UK

Phone: +44 2039 076791

RaySearch China

Phone: +86 137 0111 5932

RaySearch Korea

Phone: +82 10 2230 2046

RaySearch Australia

Phone: +61 411 534 316