

RAYSTATION 11B

Versjonsmerknader

11B



Traceback information:
Workspace Main version a697
Checked in 2021-12-10
Skribenta version 5.4.033

Ansvarsfraskrivelse

Canada: Doseplanlegging med karbon- og heliumioner, proton-Wobbling, proton-Line Scanning, BNCT-planlegging og den mikrodosimetrisk 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. Brukeropplæring i planleggingsmodeller med maskinlæring er ikke tilgjengelig 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 mikrodosimetrisk kinetiske modellen er ikke tilgjengelig i USA av juridiske årsaker. Disse funksjonene styres av lisenser, og disse lisensene (rayCarbonPhysics, rayHeliumPhysics, rayBoron og rayMKM) er ikke tilgjengelige i USA. I USA må maskinlæringsmodeller for doseplanlegging godkjennes av FDA før klinisk bruk. Programmering av segmenteringsmodeller med maskinlæring ved hjelp av flere bildeserier er ikke tillatt i USA.

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. © 2021, 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 11B	9
2.1	Oppsummering	9
2.2	CBCT-konvertering	9
2.3	Planlegging ved hjelp av maskinlæring	9
2.4	Segmentering ved hjelp av dyp læring	10
2.5	Ikke-funksjonelle forbedringer	10
2.6	Generelle systemforbedringer	10
2.7	Administrasjon av pasientdata	11
2.8	Pasientmodellering	11
2.9	Brakiterapiplanlegging	12
2.10	Planoppsett	13
2.11	3D-CRT-str�lefeldtutforming	13
2.12	Planoptimalisering	13
2.13	Robust optimalisering	13
2.14	Flerm�loptimalisering (MCO)	14
2.15	Generell protonplanlegging	14
2.16	Planlegging for proton-Pencil Beam Scanning	14
2.17	Planlegging av bredt strålefeldt for protoner	14
2.18	Planlegging for lettion-Pencil Beam Scanning	14
2.19	Planlegging for born�ytroninnfangingsbehandling (BNCT)	14
2.20	Planevaluering	14
2.21	Doselevering	15
2.22	Adaptiv replanlegging	15
2.23	DICOM	15
2.24	Visualisering	15
2.25	Skripting	16
2.26	Avbildningssystemer for innstillingsverifikasjon	16
2.27	Ferdigstilling av strålefeldtmodeller for fotoner	16
2.28	Ferdigstilling av strålefeldtmodeller for elektroner	17
2.29	Oppdatering av doseberegningssystemet	17
2.29.1	RayStation 11B oppdatering av doseberegningssystemene	17
2.30	Endringer fra tidligere versjon	19
3	KJENTE PROBLEMER RELATERT TIL PASIENTSIKKERHET	23

4	ANDRE KJENTE PROBLEMER	25
4.1	Generelt	25
4.2	Import, eksport og planrapporter	26
4.3	Pasientmodellering	27
4.4	Brakyterapiplanlegging	28
4.5	Planutforming og 3D-CRT-strålefeltutforming	29
4.6	Planoptimalisering	29
4.7	Planevaluering	29
4.8	CyberKnife planning	30
4.9	Proton- og lettionplanlegging	30
4.10	Doselevering	30
4.11	Automatisert planlegging	31
4.12	Biologisk evaluering og optimalisering	31
4.13	Planlegging av medisinsk onkologi	32
4.14	Planlegging ved hjelp av maskinlæring	32
4.15	Skripting	32
4.16	Kollisjonskontroll	33
	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 11B-systemet. Det inneholder informasjon relatert til pasientsikkerhet og beskriver ny funksjonalitet, kjente problemer og midlertidige løsninger.

Alle brukere av RayStation 11B må være informert om de kjente problemene. Kontakt produsenten hvis du har spørsmål om innholdet.

1.2 PRODUSENTENS KONTAKTINFORMASJON



RaySearch Laboratories AB [publ]
Eugeniavägen 18
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 11B

Dette kapitlet beskriver nyheter og forbedringer i RayStation 11B i forhold til RayStation 11A SP2.

2.1 OPPSUMMERING

- CBCT-konvertering for doseberegning.
- EQD2-doseberegning for brakyterapi- og fotodose.
- LET-evaluering for ioner.
- Forbedret arbeidsflyt for bilderegistrering.
- Lagring av innstillinger for ROI-visualisering.

2.2 CBCT-KONVERTERING

Det er nå mulig å konvertere CBCT-bilder til CT-lignende HU-kalibrerte bilder som kan brukes for mer nøyaktige fotodoseberegninger.

2.3 PLANLEGGING VED HJELP AV MASKINLÆRING

- Planleggingsmodeller med maskinlæring er nå gjort tilgjengelige på et feltgruppenivå i stedet for på et plannivå. Restriksjoner på feltgruppenavn er fjernet, og avhengigheter håndteres via den vanlige RayStation-funksjonaliteten.
- Rammeverket for planlegging ved hjelp av maskinlæring er forbedret og støtter individuell vekt per kjøring og standard optimaliseringsfunksjoner.
- Fremgangsmåten for planlegging ved hjelp av maskinlæring er forbedret, og støtter nå flere DVH-endringsfunksjoner samt bakgrunnsdose.
- ROI-uttrykk kan nå håndteres inne i modellstrategien.
- Lisensiering for planlegging ved hjelp av maskinlæring er oppdatert. De behandlingsteknikkspesifikke lisensene er erstattet av RayDeepPlanningPhotons og RayDeepPlanningProtons.

2.4 SEGMENTERING VED HJELP AV DYP LÆRING

- En *Select/Deselect all*-knapp er lagt til. Dette gjør det enklere å velge bare noen ROI-er fra den fullstendige listen før modellen kjøres.
- Konfigurerbar ROI-synlighet. Listen over ROI-er som vises i brukeregrensesnittet for en spesifikk modell for segmentering ved hjelp av dyp læring, kan begrenses. Det betyr at ROI-er som aldri brukes av en klinikk, kan utelukkes fra brukeregrensesnittet.
- RSL Head and Neck CT er en ny dyplæringsmodell for segmentering av:

hjernestamme	nesetåregang H/V	bakre skallegrop
sneglehus H/V	nesesvelg	rygggrad
øye H/V	synsnerve H/V	underkjevelkjertel H/V
strupehode (glottis)	munnhule	øvre del av spiserør
tårekjertel H/V	munnsvelg	strupehode (supraglottis)
linse H/V	ørespyttkjertel H/V	kjeveledd H/V
underkjeve	hypofyse	tungerot

- RSL Thorax CT er en ny dyplæringsmodell for segmentering av:

hjerte	rygggrad
spiserør	ryggmargskanal
lunge H/V	mage

2.5 IKKE-FUNKSJONELLE FORBEDRINGER

- GPU-miljøet er nå validert for en GPU-modell i stedet for en dedikert fysisk GPU-enhet. Dette gjør det enklere å kjøre RayStation i skymiljøer ved å fjerne behovet for å godkjenne på nytt den fysiske GPU-en som kan bli endret når RayStation startes på nytt.
- Bruken av MD5-kontrollsummer erstattes for å gjøre applikasjonen FIPS-kompatibel.

2.6 GENERELLE SYSTEMFORBEDRINGER

- Kataloger med rsbak-filer kan nå brukes som sekundære databaser. Dette vil forbedre arbeidsflyten for å gjenopprette enkeltpasienter og forenkle sikkerhetskopier. Flere pasienter kan flyttes fra den primære databasen til rsbak ved hjelp av RayStation Storage-verktøyet.
- ROI-listen og POI-listen kan nå tilbakestilles til en tidligere kombinasjon av synlige og skjulte ROI-er/POI-er når synlighetsindikatorerne brukes i toppteksten. Ett klikk i avkrysningsboksen skjuler alle ROI-er i gruppen, et nytt klikk viser alle ROI-er, og et tredje klikk går tilbake til den forrige synligheten.

- Dialogboksen GPU settings er nå tilgjengelig også fra RayStation, ikke bare fra RayPhysics.
- Produktversjonen vises nå i oppstartsprogrammet og i Clinic Settings.
- Det er nå mulig for administratører å legge til nye vanlige materialer som skal brukes for alle pasienter, og definere den fullstendige stoffsammensetningen for materialene.
- Valg av materialvisning er flyttet til 2D-visningsfanene. Fanen angir også om bildeserievisningen eller materialvisningen er valgt.
- Materiale for støtte- og fikserings-ROI-er vises nå i gjengivelsen av materialvisualisering.
- Bordets helle- og rullevinkler kan redigeres interaktivt i BEV.
- Det er nå mulig å bruke CT-tetthet i stedet for materialoverstyring for støtte-, fikserings- og brukte bolus-ROI-er.
- Dosestatistikkberginger er oppdatert i RayStation 11B. Det betyr at det forventes små forskjeller i evaluert dosestatistikk ved sammenligning med en tidligere versjon.

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 dosestatistikkmål (f.eks. D5 og D2) kan få den samme verdien når det er bratte dosegradienter innenfor ROI-en, og doseområder som mangler volum, vises som horisontale trinn i DVH.

- Snarveier i snarveisdialogboksen er nå kategorisert, og en søkefunksjon er implementert.
- Plan Explorer støtter nå HPC-pakken 2019.

2.7 ADMINISTRASJON AV PASIENTDATA

Hvis en plan, eller en del av en plan (f.eks. en strålefeltgruppe) er godkjent, er det nødvendig med autentisering av en bruker med riktig rettighet for å slette planen.

2.8 PASIENTMODELLERING

- Flere rigide bilderegistreringer støttes nå.
 - Én referanserammeregistrering
 - # Bare én per referanserammepar er tillatt
 - # Brukes når dose beregnes på andre datasett
 - # Brukes når deformerbare registreringer opprettes
 - Flere bilderegistreringer

- # Mulig å opprette flere registreringer mellom to bilder
 - # Kan opprettes for bilder i den samme referanserammen
 - # Kan velges ved konturering i fusjonsmodus
- Det er nå mulig å godkjenne registreringer. Dette gjelder for referanserammeregistreringer, bilderegistreringer og deformerbare registreringer.
 - Det er nå mulig å gi registreringer nytt navn. Dette gjelder for referanserammeregistreringer, bilderegistreringer og deformerbare registreringer. Når en registrering gis nytt navn, påvirker ikke det godkjenning av planer eller doseberegninger.
 - Når en registreringsgruppe gis nytt navn, oppdateres navnet på alle registreringer i gruppen hvor registreringsnavnet starter med gruppenavnet.
 - Det er nå mulig å legge til en beskrivelse for en registrering, som vises som verktøytips i registreringstreet.
 - POI-baserte rigide registreringer krever ikke lenger fire POI-er. En registrering kan nå gjøres med én (eller flere) POI-er.
 - Når en ROI eller POI (eller geometrien på en ROI/POI) slettes, og ROI-en/POI-en ikke er godkjent eller brukt av en doseberegning / en avledet ROI / et klinisk mål osv., vil det ikke lenger dukke opp en bekreftelsesdialogboks. Hvis slettingen var utilsiktet, vil Undo gjenopprette ROI-en/POI-en (geometrien). Hvis flere ROI-er/POI-er slettes, vises fortsatt en bekreftelsesdialogboks dersom minst én av de valgte ROI-ene/POI-ene krever bekreftelse.
 - Når pasientretning skiftes i Structure Definition-modulen, tilbakestilles ikke kameraets panorerings- og zoomnivå.
 - Trianguleringsalgoritmen er oppdatert og er nå raskere. Det kan være mindre forskjeller sammenlignet med tidligere versjoner.

2.9 BRAKYTERAPIPLANLEGGING

- Bildefusjon er nå også tilgjengelig i Brachy planning-modulen, slik at det blir enklere å arbeide med flere bildeserier under planlegging av brakyterapi.
- Brakyterapiutstyr angis nå i et eget avsnitt på ROI-listen for ROI-er av brakyterapitype.
- Støtten for rotasjon og translasjon av applikatormodeller er utvidet til også å inkludere POI-er og gjøre det mulig å bevege bare valgte deler. Dette kan brukes til å flytte ringen, men ikke tandemmen, og til å inkludere punkt A i applikatormodellen.
- Det er nå mulig å slå av og på visualisering av kanaler og kanalkandidater.
- Visualiseringen av kanalspissen gjenspeiler nå lengden av kildeapplikatorens spiss spesifisert i RayPhysics for hver kanal.
- Smart tegning går nå vesentlig raskere.

- Det er nå mulig å låse spesifikke kildeposisjoner slik at de ikke blir endret under en optimalisering.
- Det er nå mulig å definere kliniske mål i 2 Gray-ekvivalentdose (EQD2) basert på den lineære-kvadratiske modellen.

2.10 PLANOPPSETT

- Håndtakene for manuell redigering av dosematrisen er forstørret.
- Alle rekvisisjoner vises nå i standardversjonen av feltgrupperapporten.
- Nominelle dosebidrag til rekvisisjon er nå inkludert i standardversjonen av feltgrupperapporten.
- Største antall fraksjoner er nå 100 (reduert fra 1000).
- Nominelle dosebidrag til rekvisisjon avrundes slik at de alltid summeres opp til den rekviderte fraksjonsdosen i et heltallig antall cGy. Dette bør hindre potensielle avrundingsproblemer i OIS. Merk at den rekviderte feltgruppedosen i cGy må kunne deles med antall fraksjoner for at det nominelle bidraget skal samsvare nøyaktig.

2.11 3D-CRT-STRÅLEFELTUTFORMING

Støtte er lagt til for automatisk å sette blenderne i en avstand fra MLC-åpningen for segmenter som opprettes med Treat and Protect. Avstanden til MLC-åpningen er en parameter definert av brukeren i RayPhysics for LINAC-en.

2.12 PLANOPTIMALISERING

- Optimalisering med finjustering er et nytt verktøy for å forbedre en optimalisert doseplan. Brukeren velger et antall kliniske mål som algoritmen prøver å oppfylle mens DVH-er og samlet romlig dosefordeling ivaretas. Optimalisering med finjustering kan brukes for alle modaliteter.
- Det er nå mulig å tilordne templat-ROI-er/-POI-er til ROI-er/POI-er hos pasienten når listetemplater for kliniske mål og listetemplater for optimaliseringsfunksjonen lastes inn. Dette er nyttig hvis ROI-en/POI-en ikke har samme navn hos pasienten som i templatet.
- Støtte er lagt til for automatisk å sett blenderne i en avstand fra MLC-åpningen for optimaliserte segmenter (3DCRT, SMLC, DMLC, VMAT, Conformal Arc). Avstanden til MLC-åpningen er en parameter definert av brukeren i RayPhysics for LINAC-en.
- Det er nå mulig å slette flere energisjikt samtidig ved å velge flere rader i tabellen før knappen *Delete* velges.

2.13 ROBUST OPTIMALISERING

Det er nå mulig å utføre 4D-optimalisering med bakgrunnsdose, så lenge alle robuste optimaliseringsfunksjoner er på feltgruppedosen (dvs. ikke strålefeltgruppe + bakgrunn).

2.14 FLERMÅLSOPTIMALISERING (MCO)

Genereringen av Pareto-planer i den segmentbaserte modusen for VMAT er endret. De periodiske sveipene av MLC-bladene frem og tilbake over målvolument mens gantryet roterer, håndheves ikke lenger slik at de går strengt én vei. Dette gir Pareto-planene større fleksibilitet til å forme dosefordelinger og gjør det mindre sannsynlig at generering av Pareto-planer blir stoppet på grunn av misligholdte betingelser.

2.15 GENERELL PROTONPLANLEGGING

- Segmentdoser som brukes under optimalisering av segment-MU (monitorenheter), lagres med en lavere oppløsning enn tidligere. Dette fører til en redusert risiko for å bruke opp alt tilgjengelig minne, mens endringene i optimaliseringsresultater er små.
- Nye verktøy er lagt til for å reversere et buefelt og opprette en reversert kopi av et buefelt.

2.16 PLANLEGGING FOR PROTON-PENCIL BEAM SCANNING

- Det er mulig å beregne dosegjennomsnittlig LET (Linear Energy Transfer) som en del av sluttdoseberegningen når Monte Carlo-doseberegning algoritmen brukes.
- Water equivalent thickness (WET) beregnes/vises/eksporteres for BDSP.

2.17 PLANLEGGING AV BREDT STRÅLEFELT FOR PROTONER

- Water equivalent thickness (WET) beregnes/vises/eksporteres for BDSP.
- Kompensatorens fysiske tykkelse beregnes/vises/eksporteres for BDSP.
- Navnet på rekkeviddemodulatoren vises for okulære planer.
- Støtte for leveringsteknikken Single Scanning.
- Støtte for strålefeltmodeller med en ikke-uniform fluens.

2.18 PLANLEGGING FOR LETTION-PENCIL BEAM SCANNING

- Det er mulig å beregne dosegjennomsnittlig LET (Linear Energy Transfer) som en del av sluttdoseberegningen for karbonioner.
- Water equivalent thickness (WET) beregnes/vises/eksporteres for BDSP.

2.19 PLANLEGGING FOR BORNØYTRONINNFANGINGSBEHANDLING (BNCT)

Det er nå støtte for innstillingsfelt for BNCT, herunder DICOM-eksport.

2.20 PLANEVALUERING

- Det er nå mulig å beregne, deformere og akkumulere den 2 Gy-ekivalente dosen (EQD2) fra foton- og brakkyterapi fraksjonsdoser.

- Det er mulig å gi nytt navn til summerte evalueringsdoser og EQD2-evalueringsdoser.
- Støtte for planevaluering av LET (Linear Energy Transfer)-fordelinger:
 - LET-fordelingene for protoner og lettioner er angitt i dosetreet, hvis et slikt foreligger.
 - LET-fordelingen kan vises i 2D-visningene.
 - En separat LET-fargetabell er tilgjengelig. Det er mulig å definere en doseterskelverdi (standard 0), som ingen LET-verdi vises under i 2D-visningen. Dosen henviser til feltgruppedosen.
 - Det er mulig å beregne LET som en del av Compute perturbed dose og Compute on additional data sets.
 - LET-fordelingen langs en linje kan vises i Line dose-visning. Hvis den vises sammen med en dosefordeling, vises to y-akser (én for hver størrelse).
 - LET-volumhistogrammene vises i LVH-visningen.
 - LET-statistikken vises i Dose statistics-visningen.
- Det er mulig manuelt å angi største verdi for Y-akse i linjegrafer. Største verdi for Y-akse oppdateres ikke lenger til største verdi for alle doser når den viste dosen endres.
- Det er nå mulig å beregne perturbert dose ved rotasjoner av pasienten.

2.21 DOSELEVERING

- Listen over behandlingsserier kan nå konfigureres til å vise enten planleggingsbilde eller bilder generert ifm. behandlingen, eller begge.
- Fraksjoner og fremmøter i listen over behandlingsserier har nå et verktøytips som viser mer informasjon om fraksjonen/fremmøtet.

2.22 ADAPTIV REPLANLEGGING

Det er nå mulig å velge/endre toleransetabellen i en tilpasset plan. Det er også mulig å vise verdiene i toleransetabellen.

2.23 DICOM

For maskiner som er konfigurert til å eksportere Beam Dose som nominelt bidrag/del av den rekvirerte doseverdien, er det nå mulig på eksporttidspunktet å slå av/på om Beam Dose (300A,0084) skal eksporteres som nominelt bidrag for strålefelt, eller med Beam Dose Specification Point-dose. Tidligere har det ikke vært mulig å overstyre innstillingen på maskinen.

2.24 VISUALISERING

- ROI-visualiseringsinnstillingene for 2D-, 3D-, BEV- og DRR-visninger er nå varige og lagret sammen med ROI-en.

- Widgeten for snittindikatorer er forbedret med klarere farger.
- 3D-visualisering av POI-er, CyberKnife-strålefelt og brakyterapikanaler er forbedret.
- Hvis visualiseringsinnstillingen for en ROI slås av i en visning, indikeres dette via øyesymbolet i ROI-listen.
- Det er nå mulig å visualisere DRR-er til avbildningsenhetene i detektorplanet. Måleverktøyet og trådkorsskalaen tilpasses for å gi avstander i detektorplanen.
- Strålefeltvinkler skrives på eksporterte DRR-er, sammen med andre kommentarer.

2.25 SKRIPTING

Opprettelse/administrasjon av skript omfatter nå koblinger til det installerte skripting-API-et.

2.26 AVBILDNINGSSYSTEMER FOR INNSTILLINGSVERIFIKASJON

- Egenskapen ved kilde-akse-avstand (SAD) for avbildningssystemer for innstillingsverifikasjon er flyttet til de individuelle avbildningsenhetene i avbildningssystemet for innstillingsverifikasjon.
- En avbildningsenhet kan tilordnes en detektormodell representert ved bredde, høyde og isosenter i detektorplanavstand. DRR-er til avbildningsenhetene visualiseres i detektorplanet. Måleverktøyet og trådkorsskalaen er tilpasset for å gi avstander i detektorplanet. For å sikre at DRR-er fortsatt er presentert i isosenterplanet, må du velge en avstand mellom isosenter- og detektorplan lik null og angi detektorstørrelsen i isosenterplanet.
- En avbildningsenhet kan tilordnes DRR-eksportdata som vil fortelle hvordan DRR-ene eksporteres.

2.27 FERDIGSTILLING AV STRÅLEFELTMODELLER FOR FOTONER

- Det er nå mulig å gruppere ikke-ferdigstilte CyberKnife- og TomoTherapy-behandlingsmaskiner i maskintreet.
- Oppdaterte templatmaskiner:
 - Strålefeltkvaliteter med og uten utjevningfilter er slått sammen i samme maskin.
 - Forskjellige mindre korreksjoner av maskinmodellparametere for flere templatmaskiner.
- Det er nå mulig å beregne alle Monte Carlo-dosekurver for fotoner for en maskin.
- Det er nå mulig å beregne alle dosekurver for en maskin samtidig (Collapsed Cone, Monte Carlo for fotoner og Monte Carlo for elektroner).
- Når valgte dosekurver beregnes for Monte Carlo for fotoner, beregnes også alle dosekurver med den samme feltstørrelsen og modulasjonen (åpen/kile/tubus) som en valgt kurve. Tiden som kreves for å beregne alle kurver for den samme feltstørrelsen og modulasjonen, er den samme som tiden som kreves for å beregne bare én.

- Anbefalinger er oppdatert om bruk av detektorhøyde og -dybde for dybdedosekurver. Hvis de forrige anbefalingene ble fulgt, kan modelleringen av build-up-området for fotonstrålefeldtmodeller føre til overestimering av overflatedose i beregnet 3D-dose. Det anbefales å gjennomgå og, om nødvendig, oppdatere strålefeldtmodeller 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-11B-REF, RayStation 11B Reference Manual*, avsnitt *Depth offset and detector height* i *RSL-D-RS-11B-RPHY, RayStation 11B RayPhysics Manual* og *Beam Commissioning Data Specification*.

2.28 FERDIGSTILLING AV STRÅLEFELTMODELLER FOR ELEKTRONER

Det er nå mulig å beregne alle dosekurver for en maskin (Collapsed Cone, Monte Carlo for fotoner og Monte Carlo for elektroner).

2.29 OPPDATERING AV DOSEBEREGNINGSGRITMEN

2.29.1 RayStation 11B oppdatering av doseberegningsskrittene

Endringene i doseberegningsskrittene for RayStation 11B er angitt nedenfor.

Dosemotor	RS 11A SP2	RS 11B	Effekt på be- regnet dose	Kommentar
Alle	-	-	-	Problemet beskrevet i sikkerhetsvarsel 84236 er løst. I noen tilfeller har det ført til merkbare endringer i dose for strålefeldt som passerer gjennom grensesnittet mellom ytterkonturen og ROI-er av støtte-, fikserings- og bolustype for strålefeldt. Oppdatert beregning for overflatetrian-guleringer av ROI-er, som kan ha mindre effekt på ROI-vokselvolumer.
Collapsed cone for fotoner	5.5	5.6	Ubetydelig	Eksisterende maskinmodeller trenger ikke å ferdigstilles på nytt.

Dosemotor	RS 11A SP2	RS 11B	Effekt på be- regnet dose	Kommentar
Monte Carlo for foton-doser	1.5	1.6	Ubetydelig	Plattformen som brukes til GPU-beregninger i RayStation (CUDA), er oppgradert til en ny versjon. Dette har en mindre effekt på den beregnede Monte Carlo-dosen for fotoner, som på grunn av sin statistiske art er svært sensitiv overfor selv små forstyrrelser. For doseberegning med lav statistisk usikkerhet er forskjellen i dose sammenlignet med tidligere versjon ubetydelig. Eksisterende maskinmodeller trenger ikke å ferdigstilles på nytt.
Elektron-Monte Carlo	3.9	3.10	Ubetydelig i de fleste tilfeller. Elektrondose kan endres særlig for tilfeller rammet av problemet beskrevet i sikkerhetsvarsel 84236.	Eksisterende maskinmodeller trenger ikke å ferdigstilles på nytt.
Monte Carlo for proton-PBS	5.2	5.3	Ubetydelig	Plattformen som brukes til GPU-beregninger i RayStation (CUDA), er oppgradert til en ny versjon. Dette har ubetydelig effekt på den beregnede Monte Carlo-dosen for proton-PBS. Eksisterende maskinmodeller trenger ikke å ferdigstilles på nytt.
Proton PBS Pencil Beam	6.2	6.3	Ubetydelig	Eksisterende maskinmodeller trenger ikke å ferdigstilles på nytt.
Proton US/DS/Wobbling Pencil Beam	4.7	4.8	Ubetydelig	Eksisterende maskinmodeller trenger ikke å ferdigstilles på nytt.

Dosemotor	RS 11A SP2	RS 11B	Effekt på be- regnet dose	Kommentar
Carbon PBS Pencil Beam	4.3	4.4	Ubetydelig	Plattformen som brukes til GPU-beregninger i RayStation (CUDA), er oppgradert til en ny versjon. Dette har ubetydelig effekt på den beregnede lettionsdosen. Eksisterende maskinmodeller trenger ikke å ferdigstilles på nytt.
Brachy TG43	1.1	1.2	Ubetydelig	Eksisterende maskinmodeller trenger ikke å ferdigstilles på nytt.

2.30 ENDRINGER FRA TIDLIGERE VERSJON

- Merk at RayStation 11A medførte noen endringer når det gjelder rekvisisjoner. Denne informasjonen er viktig hvis du oppgraderer fra en RayStation-versjon tidligere enn 11A:
 - En rekvisisjon vil nå alltid angi dose for hver strålefeltgruppe separat. Rekvisisjoner definert i RayStation-versjoner før 11A i forbindelse med strålefeltgruppe + bakgrunnsdose er foreldet. Strålefeltgrupper med slike rekvisisjoner kan ikke godkjennes, og rekvirert dose vil ikke bli inkludert når strålefeltgruppen eksporteres til DICOM.
 - Rekvirert dose som er angitt med en protokoll for plangenerering, vil nå alltid bare være knyttet til feltgruppedosen. Sørg for å gjennomgå eksisterende protokoller for plangenerering ved oppgradering.
 - Rekvisisjonsprosent er ikke lenger inkludert i eksporterte rekvisisjonsdosenivåer. I RayStation-versjoner før 11A var rekvisisjonsprosenten definert i RayStation inkludert i den eksporterte Target Prescription Dose. Dette er endret slik at bare Prescribed dose definert i RayStation eksporteres som Target Prescription Dose. Denne endringen påvirker også eksporterte nominelle dosebidrag.
 - I RayStation-versjoner før 11A var Dose Reference UID eksportert i RayStation-planer basert på SOP Instance UID i RT Plan/RT Ion Plan. Dette er endret slik at forskjellige rekvisisjoner kan ha samme Dose Reference UID. På grunn av denne endringen er Dose Reference UID i planer eksportert før 11A oppdatert slik at hvis planen eksporteres på nytt, brukes en annen verdi.
- Merk at RayStation 11A medførte noen endringer når det gjelder avbildningssystemer for innstillingsverifikasjon. Denne informasjonen er viktig hvis du oppgraderer fra en RayStation-versjon tidligere enn 11A:
 - Et Setup imaging system (i tidligere versjoner kalt Setup imaging device) kan nå ha én eller flere avbildningsenheter. Dette muliggjør flere innstillings-DRR-er for behandlingsfelt samt et separat identifikatornavn per avbildningsenhet.
 - # Avbildningsenheter kan være gantrymonterte eller faste.

- # Hver avbildningsenhet har et unikt navn som vises i tilhørende DRR-visning og eksporteres som DICOM-RT Image.
 - # Et strålefelt som bruker et avbildningssystem med flere avbildningsenheter, vil få flere DRR-er, én for hver avbildningsenhet. Dette er tilgjengelig for både innstillingsfelt og behandlingsfelt.
- Merk at RayStation 8B introduserte håndtering av effektiv dose (RBE-dose) for protoner. Denne informasjonen er viktig for protonbrukere hvis de oppgraderer fra en RayStation-versjon tidligere enn 8B:
 - Eksisterende protonmaskiner i systemet vil bli konvertert til RBE-type, dvs. det forutsettes at en konstant faktor på 1,1 er brukt. Kontakt RaySearch hvis dette ikke gjelder for noen maskin i databasen.
 - Import av RayStation RT Ion Plan og RT Dose of modality proton og med dosetype PHYSICAL som ble eksportert fra RayStation-versjoner tidligere enn 8B, vil bli behandlet som RBE-dose hvis maskinnavnet i RT Ion Plan viser til en eksisterende RBE-maskin.
 - RT Dose av dosetype PHYSICAL fra andre systemer eller fra RayStation-versjoner tidligere enn 8B med maskin som ikke har RBE inkludert i strålefeltmodellen, vil bli importert som i tidligere versjoner og vil ikke bli vist som RBE-dose i RayStation. Det samme gjelder hvis den nevnte maskinen ikke finnes i databasen. Det er brukerens ansvar å vite om dosen bør behandles som fysisk eller RBE-/fotonekvivalent. Men hvis en slik dose brukes som bakgrunnsdose ved etterfølgende planlegging, vil den bli behandlet som effektiv dose.

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

- Merk at dosestatistikkberegninger er oppdatert i RayStation 11B. Det betyr at det forventes små forskjeller i evaluert dosestatistikk ved sammenligning med en tidligere versjon.

Dette påvirker:

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

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

Forbedringen av 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 dosestatistikkmål (f.eks. D5 og D2) kan få den samme verdien når det er bratte dosegradienter innenfor ROI-en, og doseområder som mangler volum, vises som horisontale trinn i DVH.

- Ved automatisk valg av rekkeviddemodulator tas det hensyn til størrelsen på rekkeviddemodulatoren for å sikre at den valgte rekkeviddemodulatoren ikke er for stor for den aktuelle snouten.
- Største verdi for Y-aksen i linjegrafer i Plan Evaluation oppdateres ikke lenger til største verdi for alle viste doser når doser som skal vises, endres.
- *Default for dose deformation* er det nye navnet på funksjonen for å velge hvilken deformerbar registrering som skal brukes til deformering av doser (tidligere kalt *Approve for dose accumulation*).
- Anbefalinger er oppdatert om bruk av detektorhøyde og -dybde for dybdedosekurver. Hvis de forrige anbefalingene ble fulgt, kan modelleringen av build-up-området for fotonstrålefeldtmodeller føre til overestimering av overflatedose i beregnet 3D-dose. Det anbefales å gjennomgå og, om nødvendig, oppdatere strålefeldtmodeller 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-11B-REF, RayStation 11B Reference Manual*, avsnitt *Depth offset and detector height* i *RSL-D-RS-11B-RPHY, RayStation 11B RayPhysics Manual* og *Beam Commissioning Data Specification*.

3 KJENTE PROBLEMER RELATERT TIL PASIENTSIKKERHET

Det er ingen problemer relatert til pasientsikkerhet i RayStation 11B.

Merk: *Vær oppmerksom på at ytterligere sikkerhetsrelaterte versjonsmerknader kan bli distribuert separat innen en måned etter programvareinstallasjonen.*

4 ANDRE KJENTE PROBLEMER

4.1 GENERELT

Sakte GPU-beregning på Windows Server 2016 hvis GPU er i VDDM-modus

Noen GPU-beregninger som kjører på Windows Server 2016 med GPU-ene i VDDM-modus, kan gå vesentlig saktere enn å kjøre beregningen med GPU i TCC-modus.

[283869]

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]

*Uriktig informasjon i dialogboksen *Edit plan* når en ny strålefeltgruppe legges til, hvis gjeldende strålefeltgruppe har foreldet rekvisisjon*

Når en ny strålefeltgruppe legges til og den valgte strålefeltgruppen har en rekvisisjon i forbindelse med strålefeltgruppe + bakgrunnsdose (foreledet funksjonalitet), vil dialogboksen *Edit plan* feilaktig vise at rekvisisjonen for den nye strålefeltgruppen også vil bli angitt for strålefeltgruppe + bakgrunnsdose. Dette er feil siden rekvirert dose for en ny strålefeltgruppe er knyttet til feltgruppedosen. Informasjonen i dialogboksen *Edit plan* vil bli korrigert når strålefeltgrupper byttes i dialogboksen.

[344372]

4.2 IMPORT, EKSPORT OG PLANRAPPORTER

Import av godkjent plan gjør at alle eksisterende ROI-er godkjennes

Når en godkjent plan skal importeres til en pasient med eksisterende ikke-godkjente ROI-er, kan de eksisterende ROI-ene bli automatisk godkjent.

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 11B

Oppgraderingen til RayStation 11B 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]

Advarsler angitt i Warnings-rapporttabellen for strålefeltgruppe kan være uriktige for godkjente planer

Hvis det genereres en rapport for en plan som er godkjent i en tidligere RayStation-versjon enn 11A, er det ikke sikkert at advarslene i *Warnings*-tabellen til strålefeltgruppen gjenspeiler advarslene på godkjenningstidspunktet. RayStation genererer *Warnings*-tabellen for strålefeltgruppen når rapporten opprettes ved å utføre alle kontroller som vil forårsake advarsler i RayStation 11A. Derfor kan det være ytterligere advarsler i rapporten som ikke fantes på godkjenningstidspunktet.

[344929]

4.3 PASIENTMODELLERING

Minnekrasj kan forekomme 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:

- Hvis nivå/vindu er aktivert fra den flytende visningen, påvirker det den primære bildeserien i stedet for den sekundære. Nivå/vindu i den sekundære bildeserien kan endres via fanen Fusion i stedet.
- 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.
- Bilderetningsindikatoren, «Ray», oppdateres ikke basert på registreringsrotasjonene i den flytende visningen.
- 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 rekvirering mellom RayStation og SagiNova versjon 2.1.4.0 eller tidligere

Det er et manglende samsvar i tolkningen av DICOM RT Plan-attributter *Planned number of fractions* (300A, 0078) og *Target prescription dose* (300A, 0026) i RayStation 10B sammenlignet med etterladersystemet for brakyterapi 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 til SagiNova versjon 2.1.4.0 eller tidligere 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 DMMLC-strålefelt etter doseskalering

DMMLC-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]

Plangodkjenning og DICOM-eksport av robuste optimaliserte planer kan krasje

Etter å ha brukt robust optimalisering over flere bildeserier vil visse handlinger utført på planen få etterfølgende godkjenning og DICOM-eksport til å krasje. Dette korrigeres ved at det utføres en optimalisering (null iterasjoner er nok), eller ved at de sekundære bildeseriene i dialogboksen Robustness Settings deaktiveres. Eksempler på handlinger som kan utløse et krasj, er redigeringer av dosematrisen og versjonsoppgradering av RayStation.

[138537]

4.7 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]

4.8 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]

4.9 PROTON- OG LETTIONPLANLEGGING

Strålefeltlinjeobjekter og strålefeltparametere ikke oppdatert når maskin endres for en tilpasset plan

Hvis maskinen endres enten ved opprettelse av en ny tilpasset plan eller ved redigering av en eksisterende tilpasset plan, oppdateres ikke strålefeltlinjeobjektene og spotfinjusterings-ID-en for strålefeltene i den tilpassede planen automatisk. Snouten for den tidligere maskinen forblir i listen over strålefelter, som kan være inkompatibel med den nye maskinen. Rekkeviddemodulatoren kan være angitt som [Unknown]. Hvis maskinen ble endret ved opprettelse av en ny tilpasset plan, kan rekkeviddemodulatoren også angis som [Unknown].

For et berørt strålefelt åpner du Edit beam-dialogboksen og oppdaterer de nødvendige strålefeltlinjeobjektene og spotfinjusterings-ID-en og klikker deretter på OK. Merk at hvis bare rekkeviddemodulatoren mangler, er det nok å åpne Edit beam-dialogboksen og lukke den igjen ved å klikke på OK. Denne løsningen oppdaterer strålefeltlinjeobjektene og muliggjør fortsatt bruk av strålefeltet.

[224066]

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 for antall fraksjoner for strålefeltgrupper i en plan med flere strålefeltgrupper endres etter at fraksjoneringsmønsteret er manuelt redigert.

[331775]

Listen over behandlingsserier oppdateres ikke på riktig måte når en ny deformerbar registrering velges som standard for deforming av doser

Når en ny deformerbar registrering er valgt som standard for doseakkumulering, og en deformert dose allerede finnes, vises ikke informasjonen om dosedeformasjonene på listen over

behandlingsserier på riktig måte. Den oppdaterte deformerte dosen vises imidlertid riktig. Listen oppdateres ved at den deformerte dosen beregnes på nytt.

[341739]

4.11 AUTOMATISERT PLANLEGGING

Protect-innstilling alltid satt til None i liste over strålefelt etter TomoTherapy-optimalisering ved kjøring av HPC i Plan Explorer

Etter optimalisering av en TomoTherapy-doseplan ved hjelp av HPC i Plan Explorer er Protect-innstillingen alltid satt til «None» (Ingen). Men Protect-innstilling som velges før optimalisering, brukes på riktig måte under optimaliseringen.

[136436]

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]

Negative verdier i innstillinger for automatisert brystplanlegging

Negative verdier mellom -0,01 og -0,99 kan ikke skrives direkte i dialogboksen Settings ved automatisert brystplanlegging. En løsning er først å skrive den positive versjonen, f.eks. 0,50, og deretter legge til «-» eller kopiere og lime inn verdien fra et annet sted.

[408334]

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]

4.13 PLANLEGGING AV MEDISINSK ONKOLOGI

Ingen regimeinformasjon vises i dialogboksen Open Case

Når du velger en pasientplan med et regime i dialogboksen Open Case, som brukes til å åpne en pasientcase som allerede er i databasen, vises det ingen informasjon som angir at planen har et regime. Det er en liste over strålefeltgrupper for pasientplanen, som er tom for planer med regimer.

[146680]

Sikkerhetskopiering og gjenoppretting fungerer ikke riktig for kreftpasienter

Når du sikkerhetskopierer en kreftpasient, blir ikke alle refererte data inkludert i sikkerhetskopien. Vitale tegn, legeerklæringer, aktive stoffer og regimempler er ikke inkludert i sikkerhetskopier. Men disse kan sikkerhetskopieres ved hjelp av RayStation Storage Tool, se punkt D.3.12 Eksportere data i *RSL-D-RS-11B-USM, RayStation 11B User Manual*.

For å sikkerhetskopiere en pasient må du starte med å sikkerhetskopiere alle refererte aktive stoffer, regimempler, vitale tegn og legeerklæringer i RayStation Storage Tool. Vitale tegn og legeerklæringer kombineres og sikkerhetskopieres som observasjoner. Når dette er utført, må du sikkerhetskopiere pasienten i RayStation. For å gjenopprette pasienten starter du med å gjenopprette aktive stoffer, regimempler og observasjoner i RayStation Storage Tool, se punkt D.3.11 Importere data i *RSL-D-RS-11B-USM, RayStation 11B User Manual*, og gjenoppretter deretter pasienten i RayStation.

[143750]

4.14 PLANLEGGING VED HJELP AV MASKINLÆRING

Optimalisering med maskinlæring med bakgrunnsdose

Når optimalisering med maskinlæring brukes med en bakgrunnsdose, må bakgrunnsdosen beregnes med oppdaterte vokselvolumer.

[410647]

4.15 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]

4.16 KOLLISJONSKONTROLL

Rotasjonspunkt for pasientforskyvning ved manglende geometri i rekvirerings-ROI (bare MedAustron)

Rotasjonspunktet som brukes til pasientforskyvning i RayCommand, er satt til det geometriske midtpunktet i den primære rekvirerings-ROI-en. Hvis den primære rekvirerings-ROI-en ikke har en geometri, settes rotasjonspunktet til 0,0,0 (Right-Left, Inf-Sup, Post-Ant).

[410343]

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 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 18
SE-113 68 Stockholm
Sweden

Contact details head office

P.O. Box 3297
SE-103 65 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 Korea

Phone: +82 10 2230 2046

RaySearch Australia

Phone: +61 411 534 316

RaySearch Belgium

Phone: +32 475 36 80 07

RaySearch Germany

Phone: +49 30 893 606 90

RaySearch Singapore

Phone: +65 81 28 59 80

RaySearch China

Phone: +86 137 0111 5932

RaySearch Japan

Phone: +81 3 44 05 69 02

RaySearch UK

Phone: +44 2039 076791