

RAYSTATION 12A

Versjonsmerknader



RayStation

12A

Traceback information:
Workspace Main version a727
Checked in 2022-06-23
Skribenta version 5.4.033

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. © 2022, 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.



INNHALDSFORTEGNELSE

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 12A	9
2.1	Oppsummering	9
2.2	Segmentering ved hjelp av dyp læring	9
2.3	Ikke-funksjonelle forbedringer	9
2.4	Generelle systemforbedringer	10
2.5	Pasientmodellering	10
2.6	Brakyterapiplanlegging	10
2.7	Planoppsett	11
2.8	3D-CRT-strålefeltutforming	11
2.9	Planoptimalisering	11
2.10	Robust optimalisering	11
2.11	Generell protonplanlegging	11
2.12	TomoTherapy planning	12
2.13	CyberKnife planning	12
2.14	Pencil Beam Scanning-planlegging for ioner (protoner, karboner, heliumioner)	12
2.15	Planlegging av bredt strålefelt for protoner	13
2.16	Planlegging for lettion-Pencil Beam Scanning	13
2.17	Planlegging for bornøytroninnfangingsbehandling (BNCT)	13
2.18	Elektronplanlegging	13
2.19	Planevaluering	13
2.20	Robust evaluering	14
2.21	Doselevering	14
2.22	Adaptiv replanlegging	14
2.23	DICOM	14
2.24	Planrapporter	15
2.25	Visualisering	15
2.26	Skripting	15
2.27	Klinikkens innstillinger	15
2.28	RayStation Storage Tool	16
2.29	Ferdigstilling av strålefeltmodeller for fotoner	16
2.30	Ferdigstilling av strålefeltmodeller for elektroner	16
2.31	Ferdigstilling av strålefeltmodeller for ioner	16
2.32	CT-ferdigstilling	16
2.33	Oppdatering av doseberegningssalgoritmen	17
2.33.1	RayStation 12A oppdatering av doseberegningssalgitmene	17

2.34	Oppdateringer av CBCT-konverteringsalgoritme	18
2.35	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	Brakytterapianlegging	27
4.5	Planutforming og 3D-CRT-strålefeltutforming	28
4.6	Planoptimalisering	28
4.7	Planevaluering	29
4.8	CyberKnife planning	29
4.9	Proton- og lettionplanlegging	29
4.10	Doselevering	30
4.11	Automatisert planlegging	30
4.12	Biologisk evaluering og optimalisering	30
4.13	Planlegging av medisinsk onkologi	31
4.14	Skripting	31
VEDLEGG A	- EFFEKTIV DOSE FOR PROTONER	33
A.1	Bakgrunn	33
A.2	Beskrivelse	33

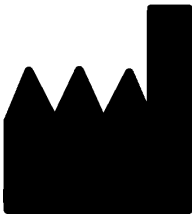
1 INNLEDNING

1.1 OM DETTE DOKUMENTET

Dette dokumentet inneholder viktige merknader om RayStation 12A-systemet. Det inneholder informasjon relatert til pasientsikkerhet og beskriver ny funksjonalitet, kjente problemer og midlertidige løsninger.

Alle brukere av RayStation 12A 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 12A

Dette kapitlet beskriver nyheter og forbedringer i RayStation 12A i forhold til RayStation 11B.

2.1 OPPSUMMERING

- Templater og protokoller for segmentering ved hjelp av dyp læring.
- Brakytterapiplanlegging for Elekta Flexitron-etterladere.
- Robust evaluering på flere bilder.
- Ny, mye raskere Monte Carlo-doseberegningss algoritme for elektroner.
- CyberKnife-planleggingsforbedringer.
- Mer nøyaktig beregning av lettionsdose for større luftgap for rekkeviddemodulator.

2.2 SEGMENTERING VED HJELP AV DYP LÆRING

- Det er nå mulig å inkludere informasjon om modell for segmentering ved hjelp av dyp læring i strukturmaler.
 - Når templatet kjøres på en bildeserie, vil geometrien for gjeldende ROI-er bli opprettet ved segmentering ved hjelp av dyp læring.
 - ROI-er fra flere modeller for segmentering ved hjelp av dyp læring kan inkluderes i samme templat.
 - Et strukturtemplat kan omfatte en kombinasjon av ROI-er for segmentering ved hjelp av dyp læring og andre typer ROI-er.
 - Templatene kan brukes i protokoller.
- Det er lagt til støtte for å gjøre det mulig å bruke en modell for segmentering ved hjelp av dyp læring til flere bildemodaliteter, for eksempel både CT og CBCT.

2.3 IKKE-FUNKSJONELLE FORBEDRINGER

- Revisjonsloggen for en pasient er nå synlig i RayStation. En større endring av pasienten er synlig. Det er mulig å søke og filtrere logger etter tid, bruker og kategori samt fritekst.

- Indekstjenesten holder nå en pasientbuffer, slik at RayStation skal starte på nytt raskere.

2.4 GENERELLE SYSTEMFORBEDRINGER

- Feltinngangsvalidering utføres nå ved doseberegning, slik at advarsler vises tidligere i planleggingsprosessen.
- ROI/POI-tilordning er nå tilgjengelig ved innlasting av templatener for lister over kliniske mål eller funksjoner som del av kjøringen av en protokoll.
- Det er nå mulig å legge til søkeord i planer og struktursett. Søkeordene kan brukes til å finne eller filtrere ut spesifikke pasienter, enten i dialogboksen *Open* eller ved flytting av pasientdata mellom forskjellige systemer ved hjelp av RayStation Storage Tool.

2.5 PASIENTMODELLERING

- Det er nå mulig å vise inverse bilderegistreringer.
 - Hvis det finnes en bilderegistrering fra bildeserie A til bildeserie B, vil registreringen bli vist i fusjonsvisninger eller visninger side om side og brukt ved kopiering av ROI-geometrier (uansett hvilke av bildeseriene som er primære/sekundære).
- Det er nå mulig å angi en bilderegistrering som *Default for fusion*. Registreringen valgt som *Default for fusion* vil bli valgt automatisk ved aktivering av fusjonsvisninger eller visninger side om side, eller ved kopiering av ROI-geometrier.
- Maksimering/minimering av marginberegninger for ROI-er er oppdatert og er nå raskere. Det kan være mindre forskjeller i de beregnede marginene sammenlignet med tidligere versjoner.
- Det er nå mulig å angi en standard initialiseringsmetode for et strukturtemplat.
- Det er nå mulig å lage ROI-er basert på et åpent triangulert rutenett fra .stl-filer ved hjelp av skripting. Det er mulig å rotere, transludere, deformere og skalere disse ROI-ene. Siden overflaten ikke er lukket, kan det ikke defineres noe volum. Det er derfor ikke mulig å oppnå dosestatistikk eller DVH-kurver for ROI-er basert på et åpent triangulert rutenett. ROI-er basert på et åpent triangulert rutenett er ikke inkludert i DICOM-eksporten.

2.6 BRAKYTERAPIPLANLEGGING

- Det er nå mulig å opprette planer for Elekta Flexitron-etterladere. Planer opprettet i RayStation kan importeres til Oncentra Brachy og deretter leveres på etterladeren.
- En ny graf over liggetider gjør det mulig å se alle liggetider mer nøyaktig, og enkelt endre liggetider manuelt.
- Det er nå mulig enkelt å angi liggetider for hver andre, fjerde, femte eller tiende valgte kildeposisjon.

2.7 PLANOPPSETT

- Det er nå mulig å kopiere en strålefeltgruppe. En strålefeltgruppe kan kopieres innenfor en plan eller fra en annen plan, hvis begge planer bruker samme planleggingsbildeserie og pasientbehandlingsposisjon.
- Det er nå mulig å opprette en ny plan ved å kopiere strålefeltgrupper fra andre planer.
- Plan setup-modulen omfatter nå to oppsett-DRR-visninger.
 - For avbildningssystemer med flere avbildningsenheter er det nå mulig å visualisere forskjellige avbildningsenheter i hver DRR for å forenkle plassering av avbildningsenheter.

2.8 3D-CRT-STRÅLEFELTUTFORMING

- *Smart angles*-algoritmen for Conformal Arc er endret til å bruke en mer nøyaktig kostfunksjon ved bestemmelse av optimal vinkel. Nå er kosten definert som det området med den minste aperturen som fullstendig rommer alle valgte målvolum. Dette gjør algoritmen nyttig for enkle målvolum også.

2.9 PLANOPTIMALISERING

- Det er nå mulig å ekskludere DMLC-strålefelter (dynamisk sekvensielle) fra optimaliseringen og bare optimalisere de andre strålefeltene.
- Funksjonene *Merge* og *Split* (del) strålefelt er nå tilgjengelig for behandlingsteknikken SMLC.
- Min. eller maks. DVH-krav/-begrensninger kan nå angis enten i relativt eller absolutt volum.
- Når et klinisk mål legges til, velges *At most* som standard hvis det valgte ROI-et er en OAR. Dette gjelder for *Average dose*, *Volume at dose* og *Dose at volume*.

2.10 ROBUST OPTIMALISERING

- Planleggings-CT-en er nå merket med et «krone»-symbol.
- Det er nå mulig å angi brukerdefinerte forskyvninger av pasient (innstillingsusikkerhet) gjennom skripting.

2.11 GENERELL PROTONPLANLEGGING

- Strålefelttemplater som opprettes for behandlingsteknikken SMLC, kan nå brukes til DMLC og omvendt. Strålefelttemplater som opprettes for VMAT/Conformal Arc, kan brukes til Static Arc og omvendt.
- Monte Carlo-doseberegning i og rundt regioner med lav tetthet er forbedret, og statistisk støy er redusert i disse regionene.

- I RayPhysics er det nå mulig å konfigurere en Elekta-maskin med Agility-hode, slik at den minste bladavstanden mellom motstående blader er definert som en funksjon av forflytningen av bladparsenteret fra y-aksen. Dermed kan doselekkasje reduseres, og normalvev kan spares.
- I RayPhysics kan minste feltstørrelse (minste avstand mellom motstående blendere) nå angis.
- Det er nå mulig å angi tilbehørskoder for fotonblokker i listen over strålefelter. Tilbehørskoden er nødvendig i planrapporter for samsvar med IEC 62083. Hvis det brukes klinikkspesifikke rapporttemplater, må tilbehørskoden legges til i templatet for å unngå advarsel angående samsvar i planrapporter.

2.12 TOMOTHERAPY PLANNING

- Maskinbegrensningen *Max active leaf cycles per second* tas nå med i beregningen ved optimalisering av Tomo-planer.
- Når det opprettes en ny TomoHelical- eller TomoDirect-plan, får leveringstidsfaktoren standardverdien 1,50.

2.13 CYBERKNIFE PLANNING

- Det er nå mulig å begrense MU for en strålefeltgruppe eller et segment når en CyberKnife-plan optimaliseres.
- Kandidatstrålefeltretninger er endret for tubus-/irisplaner for å forbedre dosesamsvar. Strålefelt med større tubuser er mer sentralt plassert i målvolumene.
- Det er nå mulig å vise DRR-er for begge avbildningsenheter ved redigering av innrettingscenter og avbildet volum.
- Det er lagt til støtte for å opprette en margin-ROI med én visning og basere bevegelsen på geometrier fra flere faser av en 4DCT, og/eller gi størrelsen på organbevegelse som inndata. En margin i avbildningsenhetens koordinatsystem kan legges til.

2.14 PENCIL BEAM SCANNING-PLANLEGGING FOR IONER (PROTONER, KARBONER, HELIUMIONER)

- Det er nå mulig å angi «spotavstanden» til et energisjikt med skripting.
 - Dette er en løsning som gjør det mulig å «fortsette» optimaliseringen for kvasidiskrete maskiner hvor noen energisjikt opprettes manuelt eller DICOM-importeres, og hvor parameteren ikke er definert. Parameteren «Spotavstand» påvirker spotøypoppsettelse for kvasidiskrete maskiner.
- Rekkeviddemodulatoren må ikke lenger passe inni minst én snout.

2.15 PLANLEGGING AV BREDT STRÅLEFELT FOR PROTONER

- Kiler støttes nå for okulær planlegging.

2.16 PLANLEGGING FOR LETTION-PENCIL BEAM SCANNING

- Pencil Beam-doseberegningssalgoritmen for lettionser omfatter nå nøyaktig modellering av strålefeltutvidelsen over luftgapet, dvs. avstanden mellom rekkeviddemodulatoren og pasienten.
- Nominelle energier lagres og presenteres nå i MeV per nukleon (MeV/A). Dette gjelder for energisjikt og alle egenskaper definert per nominell energi i maskinmodellen.

2.17 PLANLEGGING FOR BORNØYTRONINNFANGINGSBEHANDLING (BNCT)

- Den ytre formen på BNCT-kollimatorer kan nå visualiseres som konisk.
 - Når en kollimator legges til en NCT-maskin i RayPhysics, må «ytre diameter på kildesiden» og «ytre diameter på pasientsiden» angis, og kollimatoren ytre form visualiseres i samsvar med dette. Disse ytre diameterne overføres ikke til doseberegningssalgitmene og brukes derfor ikke til doseberegning.

2.18 ELEKTRONPLANLEGGING

- Det tidligere benyttede programtillegget for elektrontransport i pasienten for Monte Carlo-doseberegningssalgitmen for elektroner, kalt VMC++, er erstattet med en versjon som er fullstendig utviklet av RaySearch, og som gir flere fordeler.
 - Den nye Monte Carlo-doseberegningssalgitmen for elektroner er implementert for å kjøre på GPU, noe som fører til mye raskere doseberegning.
 - Det er nå mulig å bruke brukerspesifiserte materialoverstyringer.
 - Det er nå mulig å beregne dose for elektroner ved mindre endringer i tetthet.
 - Det er nå mulig å angi statistisk usikkerhet direkte i stedet for antall historier ved Monte Carlo-doseberegningen for elektroner.
- Det er nå mulig å angi tilbehørskode for elektronspesialinnsatser i listen over strålefelter. Tilbehørskoden er nødvendig i planrapporter for samsvar med IEC 62083. Hvis det brukes klinikkspesifikke rapporttemplater, må tilbehørskoden legges til i templatet for å unngå advarsel angående samsvar i planrapporter.

2.19 PLANEVALUERING

- Verktøyet *Create ROI from dose* kan nå også brukes til å opprette en ROI fra en evalueringsdose.
- Det er nå mulig å opprette en evalueringsdose med brukerdefinerte doseverdier med skripting.

- For protoner og lettioner er det mulig å angi om dosen er en RBE-dose eller ikke. Hvis den er spesifisert som en RBE-dose og det finnes en tilsvarende fysisk dose for samme strålefeltgruppe, vil differansevisningen i Plan evaluation vise RBE-faktoren mellom de to dosene.
- Hvis gjennomsnittlig dosebasert LET (LET_d) er beregnet for strålefeltgruppen, kan den brukes sammen med den fysiske dosen til å bygge en RBE-dose ved hjelp av en vilkårlig RBE-modell.
- Optimaliseringskrav og -begrensninger vises nå i Plan evaluation-modulen.
- Grupperingsoppsettet og informasjonen på doselistefanen er forbedret. Tilpassede planer vil alltid bli gruppert basert på opprinnelig plan og tiltenkt startfraksjon.

2.20 ROBUST EVALUERING

- Det er lagt til støtte for robust evaluering som inkluderer organbevegelsesusikkerheter, dvs. evaluering på flere bildeserier (f.eks. 4DCT eller andre CT-er/CBCT-er).

2.21 DOSELEVERING

- Presentasjonsenheter for strålefeltdoser definert i antall partikler er oppdatert. Antall partikler vil alltid bli presentert i 10^6 NP.

2.22 ADAPTIV REPLANLEGGING

- En alternativ plan kan opprettes på en annen planleggingsbildeserie. Dette oppnås ved at den aktuelt valgte planen med strålefeltgrupper kopieres over på en ny bildeserie ved hjelp av referanserammeregistrering (FoR), mens det planlagte fraksjoneringsregimet bevares (dvs. replanlegging uten bakgrunnsdose).
- I Plan evaluation vil tilpassede planer alltid bli gruppert basert på baseplan og tiltenkt startfraksjon. Gruppetoppteksten vil inkludere informasjon om den opprinnelige planen og startfraksjonen.

2.23 DICOM

- Det er nå mulig å eksportere og importere defornerbare romlige registreringsobjekter.
- Det er nå mulig å konfigurere DICOM-eksporten slik at presisjonen økes i eksporterte attributter med desimalstreng (DS) som verdirepresentasjon (VR). Dette styres av en innstilling, og den gamle funksjonaliteten er fortsatt standard.
 - Hvis økt presisjon er aktivert, kan eksporterte DS-attributter være lengre enn det som er tillatt i DICOM (16 byte). Eksporterte DICOM-filer som inneholder DS-attributter (f.eks. RT Structure Set og RT Plan) vil også ha en større datastørrelse.

- Toleransen ved import av bildestabler som ikke er plassert nøyaktig langs en rett linje, eller med litt varierende bilderetning, er forbedret. Dette løser tre av fem problemer som tidligere ble justert av filteret «MR Import».
- Genereringen av dosereferansebeskrivelsen for den primære dosespesifikasjonen er oppdatert. Dosereferansebeskrivelsen for dette elementet vil bli satt til samme verdi som RT Plan-etiketten. Dette erstatter det tidligere eksisterende filteret «Edit Dose Reference Description for Mosaic».
- (Kun for klinikker som bruker RayCare) DRR-er kan nå inkluderes i den automatiske DICOM-eksporten når en strålefeltgruppe/doseplan godkjennes. Den automatiske eksporten av DRR-er er konfigurert i Clinic settings.

2.24 PLANRAPPORTER

- Genereringen av tabellen over advarsler for planrapporter er oppdatert. I tidligere RayStation-versjoner ble advarslene som ble produsert for godkjente objekter (planer, struktursett osv.), generert da rapporten ble opprettet. I RayStation 12A lagres og vises advarslene som presenteres for brukeren under godkjenning, i planrapporten. For objekter som er godkjent i tidligere RayStation-versjoner, opprettholdes den tidligere funksjonaliteten med advarsler som ble generert da rapporten ble opprettet.
- Seriebeskrivelse rapporteres nå for planleggingsbildeserien i standardplanrapporten.
- Fullt brukernavn fra Active Directory vil bli brukt til godkjenninger og i rapporter for å gjøre det enklere å identifisere den som ga godkjenningen.

2.25 VISUALISERING

- Visningsrotasjon i 3D og romvisning er forbedret for å muliggjøre mer presis styring av visningen.

2.26 SKRIPTING

- Følgende skriptbare metoder for å utføre feltinngangsvalidering er lagt til: *CheckBeamEntry()*, *CheckBeamEntryAgainstDoseGrid()* og *CheckBeamEntryAgainstImageStack()*.
- Det er mulig å angi scenarioene for pasientinnstillingsusikkerhet manuelt ved hjelp av den skriptbare metoden *opt_parameters.SaveRobustnessParameters()*.

Flere oppdateringer angående skripting er beskrevet i RayStation Script API HTML Documentation.

2.27 KLINIKKENS INNSTILLINGER

- Det er nå mulig å konfigurere autentiseringsfunksjonaliteten for de forskjellige sikkerhetsoperasjonene som er definert i RayStation. Standarden er å be om brukernavn og passord, men det er mulig å tillate enkeltpålogging og drift uten å angi passordet.

2.28 RAYSTATION STORAGE TOOL

- Sekundære datakilder kan nå konfigureres slik at pasientjournaler flyttes i stedet for at dataene kopieres. Dette vil redusere dataduplisering, og innstillingen vil påvirke funksjonaliteten i dialogboksen RayStation *Open case*.

2.29 FERDIGSTILLING AV STRÅLEFELTMODELLER FOR FOTONER

- Ferdigstillingsveiviseren er fjernet.
- Det er nå mulig å angi tilbehørskoder for tubuser og standardkiler.

2.30 FERDIGSTILLING AV STRÅLEFELTMODELLER FOR ELEKTRONER

- Det tidligere benyttede programtillegget for elektrontransport i pasienten for Monte Carlo-doseberegning algoritmen for elektroner, kalt VMC++, er erstattet med en versjon som er fullstendig utviklet av RaySearch, og som gir flere fordeler.
 - Beregningen utføres nå ved hjelp av GPU og er mye raskere.
 - Det er nå mulig å angi statistisk usikkerhet direkte i stedet for antall historier ved beregningen av dosekurve.
- Det er lagt til et nytt trinn i automodelleringslisten. Det beregner alle applikatorkurver med dosebidrag. Dette trinnet kan legges til etter et annet automodelleringsstrinn hvis det ønskes kurver beregnet med bidrag.
- Ferdigstillingsveiviseren er fjernet.
- Det er nå mulig å angi tilbehørskode og filterholder-ID for applikatorer.

2.31 FERDIGSTILLING AV STRÅLEFELTMODELLER FOR IONER

- Rekkeviddemodulatoren må ikke lenger passe inni minst én snout.
- Det er lagt til støtte for PTW 150 Bragg-topptektor (14,7 cm diameter) for proton-PBS-automodellering.

2.32 CT-FERDIGSTILLING

- Brukergrensesnittet er forbedret, noe som muliggjør et mye større plot av konverteringen av HU til massetetthet/SPR.

2.33 OPPDATERING AV DOSEBEREGNINGSGRITMEN

2.33.1 RayStation 12A oppdatering av doseberegningssgritmen

For å støtte et økt HU-verdiområde [-2000, 100 000] er listen over referansematerialer for alle doseberegningssgritmer unntatt Collapsed Cone oppdatert. Jern er fjernet. Ti-6Al-4V, titan, stål, CoCrMo, sølv, tantal og gull er lagt til. Konsekvensen er at doseberegningen for CT-er som inneholder piksler med tetthetsverdier over aluminium, kan gi vesentlig forskjellige resultater.

Det forventes også forskjeller på nivå med støy for alle andre CT-er ved bruk av MC-doseberegningssgritmen for protondoser.

Når det brukes en CT-tabell med HU/SPR, er listen over interpolerte materialer generert fra referansematerialene endret. De interpolerte materialene er nå identiske med de materialene som genereres ved bruk av en CT-tabell med HU/massetetthet. En konsekvens er at doseberegningen for alle doseplaner for protondoser og lettiondoser ved hjelp av en CT-tabell med HU/SPR kan gi litt forskjellige resultater enn i forrige versjon av RayStation.

Endringene i doseberegningssgritmen for RayStation 12A er angitt nedenfor.

Dosemotor	RS 11B	RS 12A	Effekt på beregnet dose	Kommentar
Alle	-	-	-	Ny versjon av vokselvolumalgoritmen på grunn av en oppdatering av tetthetsberegningen fra CT-bildedata. Hvis ytterkonturen går hele veien ut til bildestabelgrensen, vil vokslere i bildestabelgrensen generelt få en lavere tetthet enn før, siden den delen av slike vokslere som går utenfor bildegrensen nå antas å ha tettheten 0 g/cm ³ , mens den tidligere ble antatt å være 1 g/cm ³ .
Collapsed cone for fotoner	5.6	5.7	Ubetydelig	Eksisterende maskinmodeller trenger ikke å ferdigstilles på nytt.
Monte Carlo for foton-doser	1.6	2.0	Liten	Forbedringer av doseberegning i og rundt regioner med lav tetthet. Det er gjort justeringer i Monte Carlo-doseberegningssgritmen for fotoner for bedre å håndtere fysikk ved lav energi. For energier til ekstern strålebehandling er effekten liten, men eksisterende maskinmodeller må ferdigstilles på nytt.

Dosemotor	RS 11B	RS 12A	Effekt på beregnet dose	Kommentar
Elektron-Monte Carlo	3.10	4.0	Stor	Det tidligere benyttede programtillegget for elektrontransport i pasienten for Monte Carlo-doseberegning algoritmen for elektroner er erstattet med en versjon som er utviklet av RaySearch. Eksisterende maskinmodeller må ferdigstilles på nytt.
Monte Carlo for proton-PBS	5.3	5.4	Liten	Den laterale blokkmatriseoppløsningen i Monte Carlo-doseberegning algoritmen for proton-PBS er redusert fra 1 mm og er nå en dynamisk funksjon av aperturarealet. Den er proporsjonal med kvadratroten av arealet med en nedre og øvre grense slik at den er 0,5 mm for aperturer som er større enn 100 cm ² , og 0,2 mm for aperturer som er mindre enn 10 cm ² . Den multiple spredningsterskelen er senket for primære protoner i rekkeviddemodulatorer. Forskjellene er ubetydelige bortsett fra svært kort restrekkevidde (< 1 cm), små felt og store luftgap. Eksisterende maskinmodeller trenger ikke å ferdigstilles på nytt.
Proton PBS Pencil Beam	6.3	6.4	Ubetydelig	Eksisterende maskinmodeller trenger ikke å ferdigstilles på nytt.
Proton US/DS/Wobbling Pencil Beam	4.8	4.9	Ubetydelig	Eksisterende maskinmodeller trenger ikke å ferdigstilles på nytt.
Carbon PBS Pencil Beam	4.4	5.0	Stor	Modell for luftgap for rekkeviddemodulator lanseres, og parametere for nukleær halo oppdateres. Eksisterende maskinmodeller må ferdigstilles på nytt.
Brachy TG43	1.2	1.3	Ubetydelig	Eksisterende maskinmodeller trenger ikke å ferdigstilles på nytt.

2.34 OPPDATERINGER AV CBCT-KONVERTERINGSALGORITME

Endringene i CBCT-konverteringsalgoritmene for RayStation 12A er angitt nedenfor.

Konverterings-algoritme	RS 11B	RS 12A	Effekt på be-regnet dose	Kommentar
Korrigert CBCT	1.0	1.1	Ubetydelig	Ytelsesforbedringer. Ingen endringer i konverteringsalgoritmen. Bilder kan vise ubetydelige forskjeller på grunn av generelle systemendringer.
Virtuell CBCT	1.0	1.1	Ubetydelig	Ytelsesforbedringer. Ingen endringer i konverteringsalgoritmen. Bilder kan vise ubetydelige forskjeller på grunn av generelle systemendringer.

2.35 ENDRINGER FRA TIDLIGERE VERSJON

- Genereringen av tabellen over advarsler for planrapporter er oppdatert. I tidligere RayStation-versjoner ble advarslene som ble produsert for godkjente objekter (planer, struktursett osv.), generert da rapporten ble opprettet. I RayStation 12A lagres og vises advarslene som vises under godkjenning, i planrapporten. For objekter som er godkjent i tidligere RayStation-versjoner, opprettholdes den tidligere funksjonaliteten med advarsler som ble generert da rapporten ble opprettet.

- Det vil nå være mulig å eksportere alle suksessivt godkjente versjoner av et struktursett. Alle (under)struktursett vil kunne velges i dialogboksen for DICOM-eksport.

Eksporterte godkjente planer vil som tidligere alltid bli eksportert med (under)struktursettet som omfatter strukturene som var tilgjengelige da planen ble godkjent.

Oppdateringen omfatter også endringer i grensesnittet for den skriptbare eksporten. Endringene gjelder spesifisering av hvilke struktursett som skal eksporteres. Et eksempel på dette finnes i eksempelskriptet *Example_05_DICOM_export.py*.

- I Plan evaluation vil tilpassede planer alltid bli gruppert basert på opprinnelig plan og tiltenkt startfraksjon. Dette påvirker bare nye tilpassede planer. Etter en oppgradering vil eksisterende tilpassede planer forbli i sin opprinnelige gruppe.
- CyberKnife-funksjonaliteten som brukes til å legge til en avbildningssystemspesifikk margin-ROI, er fjernet. Den er erstattet med funksjonaliteten Legg til margin-ROI med én visning.
- Linjedoser i Plan evaluation-modulen blir ikke lenger fjernet ved bytte av plan.
- 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 strålefelt som bruker et avbildningssystem med flere avbildningsenheter, vil få flere DRR-er, én for hver avbildningsenhet. Dette er tilgjengelig for både innstillingsfelt og behandlingsfelt.
- Merk at RayStation 8B introduserte håndtering av effektiv dose (RBE-dose) for protoner. Denne informasjonen er viktig for protonbrukere hvis de oppgraderer fra en RayStation-versjon tidligere enn 8B:
 - Eksisterende protonmaskiner i systemet vil bli konvertert til RBE-type, dvs. det forutsettes at en konstant faktor på 1,1 er brukt. Kontakt RaySearch hvis dette ikke gjelder for noen maskin i databasen.
 - Import av RayStation RT Ion Plan og RT Dose of modality proton og med dosetype PHYSICAL som ble eksportert fra RayStation-versjoner tidligere enn 8B, vil bli behandlet som RBE-dose hvis maskinnavnet i RT Ion Plan viser til en eksisterende RBE-maskin.
 - RT Dose av dosetype PHYSICAL fra andre systemer eller fra RayStation-versjoner tidligere enn 8B med maskin som ikke har RBE inkludert i strålefeltmodellen, vil bli importert som i tidligere versjoner og vil ikke bli vist som RBE-dose i RayStation. Det samme gjelder hvis den nevnte maskinen ikke finnes i databasen. Det er brukerens ansvar å vite om dosen

bør behandles som fysisk eller RBE-/fotonekvivalent. Men hvis en slik dose brukes som bakgrunnsdose ved etterfølgende planlegging, vil den bli behandlet som effektiv dose.

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

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

Dette påvirker:

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

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

Forbedringen av 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.

3 KJENTE PROBLEMER RELATERT TIL PASIENTSIKKERHET

Det er ingen problemer relatert til pasientsikkerhet i RayStation 12A.

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]

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 12A

Oppgraderingen til RayStation 12A 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 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:

- 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 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 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 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]

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 før 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 deformering 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 AUTOMISERT 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]

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 regimemplater 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-12A-USM, RayStation 12A User Manual*.

For å sikkerhetskopiere en pasient må du starte med å sikkerhetskopiere alle refererte aktive stoffer, regimemplater, 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, regimemplater og observasjoner i RayStation Storage Tool, se punkt D.3.11 Importere data i *RSL-D-RS-12A-USM, RayStation 12A User Manual*, og gjenoppretter deretter pasienten i RayStation.

[143750]

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 18
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 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