

RAYSTATION 2024B

Versjonsmerknader



2024 B



RayStation

Traceback information:
Workspace Main version a917
Checked in 2024-06-28
Skribenta version 5.6.017.2

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 doseprediksjon 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 doseprediksjon godkjennes av FDA før klinisk bruk.

Samsvarserklæring

CE 2862

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. © 2024, 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 2024B	9
2.1	Oppsummering	9
2.2	Automatisert adaptiv replanlegging	9
2.3	Planlegging av multiple metastaser	9
2.4	Segmentering ved hjelp av dyp læring	10
2.5	Planlegging ved hjelp av maskinlæring	11
2.6	Generelle systemforbedringer	11
2.6.1	Øyeblikksbilder i rapporter	12
2.7	Administrasjon av pasientdata	12
2.8	Pasientmodellering	12
2.9	Forbedringer i arbeidsflyten for bildekonvertering	13
2.10	Brakytterapiplanlegging	13
2.11	Virtuell simulering	13
2.12	3D-CRT-strålefeltutforming	14
2.13	Planoptimalisering	14
2.14	Robust optimalisering	14
2.15	Generell protonplanlegging	15
2.16	TomoTherapy/Radixact-planlegging	15
2.17	CyberKnife-planlegging	15
2.18	Planlegging for proton-Pencil Beam Scanning	15
2.19	Planlegging for lettion-Pencil Beam Scanning	15
2.20	Okulær planlegging	15
2.21	Planevaluering	15
2.22	Robust evaluering	16
2.23	Dosesporing	16
2.24	Adaptiv replanlegging	16
2.25	DICOM	16
2.26	Skripting	17
2.27	RayPhysics	17
2.27.1	Ferdigstilling av strålefeltmodeller for fotoner	17
2.27.2	Ferdigstilling av strålefeltmodeller for elektroner	18
2.27.3	Ferdigstilling av strålefeltmodeller for ioner	18
2.28	RayStation 2024B oppdatering av doseberegningssalgoritmene	18
2.29	Oppdateringer av bildekonverteringsalgoritme	19
2.30	Endringer fra tidligere versjon	20

2.31	Løste sikkerhetsvarsler	23
2.32	Nye og vesentlig oppdaterte advarsler	23
2.32.1	Nye advarsler	23
2.32.2	Vesentlig oppdaterte advarsler	26
3	KJENTE PROBLEMER RELATERT TIL PASIENTSIKKERHET	27
4	ANDRE KJENTE PROBLEMER	29
4.1	Generelt	29
4.2	Import, eksport og planrapporter	30
4.3	Pasientmodellering	31
4.4	Brakytterapianlegging	31
4.5	Planutforming og 3D-CRT-strålefeltutforming	33
4.6	Planoptimalisering	33
4.7	CyberKnife planning	33
4.8	Doselevering	34
4.9	Automatisert planlegging	34
4.10	Biologisk evaluering og optimalisering	34
4.11	RayPhysics	35
4.12	Skripting	35
	VEDLEGG A - EFFEKTIV DOSE FOR PROTONER	37
A.1	Bakgrunn	37
A.2	Beskrivelse	37

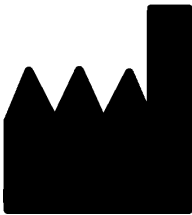
1 INNLEDNING

1.1 OM DETTE DOKUMENTET

Dette dokumentet inneholder viktige merknader om RayStation 2024B-systemet. Det inneholder informasjon relatert til pasientsikkerhet og beskriver ny funksjonalitet, kjente problemer og midlertidige løsninger.

Alle brukere av RayStation 2024B må være informert om de kjente problemene. Kontakt produsenten hvis du har spørsmål om innholdet.

1.2 PRODUSENTENS KONTAKTINFORMASJON



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

1.3 RAPPORTERING AV HENDELSER OG FEIL VED BRUK AV SYSTEMET

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

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

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

2 NYHETER OG FORBEDRINGER I RAYSTATION 2024B

Dette kapitlet beskriver nyheter og forbedringer i RayStation 2024B i forhold til RayStation 2024A.

2.1 OPPSUMMERING

- Hurtig automatisert adaptiv replanlegging.
- Automatisk bildeimport.
- Hurtigere segmentering ved hjelp av dyp læring og et stort utvalg av nye modeller.
- Nytt verktøy for planlegging av multiple metastaser.

2.2 AUTOMATISERT ADAPTIV REPLANLEGGING

- Ny modul for automatisk adaptiv replanlegging.
- Modulen tilbyr en automatisert arbeidsflyt for hurtig og strømlinjeformet replanlegging.
 - Bildeforbedring – valgfri automatisert bildekonvertering.
 - Segmentering – automatisert segmentering av den nye bildeserien.
 - Doseberegning – automatisk beregning av dose for den planlagte planen på den nye bildeserien, for å vurdere doseresultatet uten adaptasjon.
 - Tilpasning – automatisert tilpasning basert på den nye bildeserien.
 - Godkjenning – godkjenning av konvertert bildeserie, struktursett og plan.
- Alle trinnene kan konfigureres i henhold til klinisk indikasjon. Protokoller for plangenerering brukes til å spesifisere strategier for bildeforbedring, segmentering, evaluering av doseberegning og replanlegging.

2.3 PLANLEGGING AV MULTIPLE METASTASER

- Nytt verktøy for fotonplanlegging ved multiple metastaser som lager ekstra bufelt, velger hvilket målvolum som skal behandles per bue, og bestemmer kollimatorvinkler for å minimere dosen til friskt vev.
- Rotasjonsretninger og strålefeltrekkefølge velges inn for å sikre hurtig levering.

- Krever lisens rayMultiMets.

2.4 SEGMENTERING VED HJELP AV DYP LÆRING

- Segmentering ved hjelp av dyp læring kjører nå raskere og fremdriften visualiseres i pasientvisningene.
- Versjonen omfatter en rekke nye ROI-er, forbedringer av noen allerede eksisterende ROI-er, samt økt stabilitet for forskjellige skanneområder.
- Spyttkjertelen, spyttkjertelen i underkjeven og skjoldbruskkjertelen er blitt forbedret gjennom inkludering av en større kohort av pasienter, med en større variasjon enn det som ble brukt tidligere.
- Femurhode-ROI-en er forbedret slik at den bedre følger overflaten av benet. Den kan nå også brukes til kvinnelige pasienter så vel som til mannlige pasienter.
- Ryggmargskanalen er mer stabil og alle skanneområder kan nå håndteres, noe som løser et tidligere problem der bekkencaser kunne være en utfordring.
- De fire tidligere brukte lokaliseringsmodellene er erstattet med én modell. Denne modellen er blitt gjort mer stabil for forskjellige skanneområder, noe som løser flere av de tidligere problemene hvor valg av en ROI som ikke var i synsfeltet, for eksempel hjertet på en bekkenskanning, kan føre til en defekt, ikke-tom segmentering.
- 2024B-versjonen inneholder totalt 53 nye ROI-er, som er oppført i tabellen nedenfor.

Gruppe	Interesseregioner
Lymfeknuder i nakken	LN_Neck_IA, LN_Neck_IB_L, LN_Neck_IB_R, LN_Neck_II_L, LN_Neck_II_R, LN_Neck_III_L, LN_Neck_III_R, LN_Neck_IVA_L, LN_Neck_IVA_R, LN_Neck_IVB_L, LN_Neck_IVB_R, LN_Neck_VAB_L, LN_Neck_VAB_R, LN_Neck_VC_L, LN_Neck_VC_R, LN_Neck_VIA, LN_Neck_VIB, LN_Neck_VIIA_L, LN_Neck_VIIA_R, LN_Neck_VIIB_L, LN_Neck_VIIB_R
Plexus brachialis og proxyer	BrachialPlex_L, BrachialPlex_R, Musc_Scalene_Ant_L{BrachialPlex_proxy}, Musc_Scalene_Ant_R{BrachialPlex_proxy}, Musc_Scalene_Med_L{BrachialPlex_proxy}, Musc_Scalene_Med_R{BrachialPlex_proxy}
Svelgmuskler	Cricopharyngeus, Musc_Constrict_I, Musc_Constrict_M, Musc_Constrict_S
Bronkialtreets understrukturer	Bronchus_InterM, Bronchus_Main_L, Bronchus_Main_R, Carina

Gruppe	Interesseregioner
Blodkar	A_Aorta_Arc, A_Aorta_Asc, A_Aorta_Desc, A_Brachiocephls, A_Carotid_Int_L, A_Carotid_Int_R, A_Carotid_L, A_Carotid_R, A_Subclavian_L, A_Subclavian_R, V_Brachioceph_L, V_Brachioceph_R, V_Jugular_Int_L, V_Jugular_Int_R, V_Subclavian_L, V_Subclavian_R, V_Venacava_I, V_Venacava_S

2.5 PLANLEGGING VED HJELP AV MASKINLÆRING

- Den beregnede maskinlæringsdosen for strålefeltgruppen kan nå inspiseres i modulen Plan evaluation.
- Det er nå mulig å velge en toleransetabell i dialogboksen *New machine learning plan*.

2.6 GENERELLE SYSTEMFORBEDRINGER

- Støtte for sekundære akseptnivåer for kliniske mål.
 - En tredje status for oppnåelse av kliniske mål er blitt introdusert, og kliniske mål rapporteres nå som *Fulfilled* (grønn), *Acceptable* (gul) eller *Not fulfilled* (oransje).
 - To akseptnivåer definerer oppfyllelsen av kliniske mål, et primært akseptnivå og et valgfritt sekundært akseptnivå. Et klinisk mål regnes som *Fulfilled* hvis det primære akseptnivået er oppfylt, og *Acceptable* hvis bare det sekundære akseptnivået er oppfylt.
 - Hvis et klinisk mål ikke har et sekundært akseptnivå, vil det enten være *Fulfilled* eller *Not fulfilled*.
- Beskrivelse av kliniske mål bruker nå kortformat ved visning i brukergrensesnittet, f.eks. «Dmean >= 40 Gy» i stedet for «At least 40 Gy average dose». Langformatet er tilgjengelig som et verktøytips.
- Det er nå raskere å laste inn planleggingsmoduler – spesielt for caser med et høyt antall synlige ROI-er.
- Støtte for DICOM-data med høyere pikselverdier enn tidligere.
 - Tidligere ble bildeimport blokkert hvis minste pikselverdi i en PET- eller MR-bildeserie, eller minste HU-verdi i en CT-bildeserie var lavere enn -32768, eller største pikselverdi for en PET- eller MR-bildeserie, eller største HU-verdi for en CT-bildeserie, var høyere enn 32767. Slike bilder kan nå importeres og brukes i RayStation.
 - Utvidelsen av pikselverdiområdet som støttes, fjerner behovet for flere eksisterende importfiltre som reskalerer pikseldata før import.
- Dosen gjøres nå ugyldig når doseberegningssinnstillingene er endret.
 - Knappen *Compute dose* er nå deaktivert hvis en klinisk dose beregnet med den nyeste doseberegningssalgoritmeversjonen allerede finnes.

- Forbedringer i RayStorage:
 - Det er nå mulig å bruke kommandolinjen til å flytte pasienter mellom datakilder. Dette gjør det mulig for eksempel å planlegge flytting av pasienter som ikke er blitt endret på 30 dager til en sekundær database.
 - Overførings skjermen i RayStorage tilbyr nå flere alternativer, herunder flytting og kopiering til og fra rsbak-datalagre.

2.6.1 Øyeblikksbilder i rapporter

- Med den nye funksjonaliteten for øyeblikksbilder kan brukeren ta et skjermbilde av alle deler av applikasjonsvinduet, legge til en tittel og en beskrivelse, og inkludere den i en doseplanrapport.
- Fanen *Snapshots* som er lagt til i panelet til venstre, viser alle øyeblikksbilder tilknyttet den gjeldende åpne doseplanen, organisert i to lister: *Included in report* og *Excluded from report*. Øyeblikksbildene kan flyttes mellom listene. Alle øyeblikksbilder som legges til på «included»-listen, inkluderes når en doseplanrapport genereres, forutsatt at rapporttemplatet inneholder øyeblikksbildemodulen.

2.7 ADMINISTRASJON AV PASIENTDATA

- Det er nå mulig å endre massetetthetsverdiene for de forhåndsdefinerte nivåene i CBCT-til-tetthetstabellen. Standard tetthetsverdier er de samme som i tidligere versjoner.

2.8 PASIENTMODELLERING

- Det er nå mulig å legge til ROI-er i et templat i dialogboksen *Structure template management*. Alternativene er å legge til en DLS ROI, en tilordnet ROI, en avledet ROI eller en tom ROI.
- Det er nå mulig å bruke strukturtemplater til å kopiere eller tilordne ROI-er fra én bildeserie til en annen. Hvis en ROI i et templat har en initialiseringsmetode *Mapping*, kan en bildeserie fra pasienten velges når templatet kjøres, og ROI-en kopieres rigid eller tilordnes deformerbart fra den valgte bildeserien til den nye bildeserien. Det er også mulig å kjøre templater med tilordnede ROI-er fra protokoller.
- I *Structure template management* er det nå mulig å opprette en kopi av et strukturtemplat og endre initialisering for noen typer ROI-er, f.eks. endre hvilken DLS-modell som skal brukes til å initialisere en ROI, eller redigere hvordan en ROI skal tilordnes ved hjelp av templatet.
- Verktøylinjen i modulen *Structure definition* har nå en mer kompakt utforming.
- I modulen *Patient modeling* er det mulig å velge *Show as supine* i visualiseringsinnstillingene for alltid å vise pasienter i ryggeleie, uavhengig av skanneposisjon.
- Det er lagt til en ny algoritme som brukes ved opprettelse av visningsfelt-ROI-er. Den nye algoritmen kan oppdage visningsfeltet i tilfeller der den gamle algoritmen var kjent for å

mislykkes. Den nye algoritmen vil bli brukt som standard, og den gamle algoritmen er blitt gjort valgfri.

- I RayStation 2024B er følgende templatmaterialer blitt fjernet: Aluminium+, Aluminum2 Bone1, Bone+, Cartilage1 Bone2, Cartilage2 Bone1, LiF PE, LN10, PLA, PlasticAE C-552, PlasticBE B-100, PlasticTE A-150, RB2, SB5, Silicon [Si], Ti-6Al-4V, WT1. Eksisterende planer vil ikke bli påvirket av denne endringen.

2.9 FORBEDRINGER I ARBEIDSFLYTEN FOR BILDEKONVERTERING

- Bildekonverteringsalgoritmene (korrigert CBCT og virtuell CT) kan nå også brukes til vanlige CT-bilder.
- Godkjenning av konverterte bildeserier er forenklet. Inndata, for eksempel den deformerbare registreringen, ytterkonturen og visningsfelt-ROI-ene, trenger ikke å godkjennes.
- Det er nå mulig å bruke en ikke-godkjent konvertert bildeserie som planleggingsbildeserie via brukergrensesnittet (tidligere bare mulig via skripting). Det er også mulig å oppheve godkjenningen av konverterte bildeserier som brukes i ikke-godkjente planer.
- Når en konvertert bildeserie godkjennes eller godkjenningen oppheves, blir ikke doseverdiene beregnet på bildeserien lenger ugyldiggjort. I stedet oppdateres den kliniske statusen for hver dose beregnet på bildeserien automatisk, med tanke på den nye godkjenningsstatusen for bildeserien og alle andre faktorer som bestemmer den kliniske statusen for dosen.
- Ved godkjenning av plan og strålefeltgruppe: Hvis strålefeltgruppen som skal godkjennes, er planlagt på en konvertert bildeserie som ennå ikke er godkjent, vil plangodkjenningen starte arbeidsflyten *Approve converted image set* før arbeidsflyten *Plan approval* startes.

2.10 BRAKYTERAPIPLANLEGGING

- Verktøylinjen i modulen Brachy planning har nå en mer kompakt utforming.
- Det er nå mulig å redigere den effektive lengden på en kanal.
- Det er nå mulig å importere applikatormodeller fra XML-filer. De importerte applikatormodellene kan lagres som strukturtemplater for rask innlasting under planlegging. I tillegg kan brukerdefinerte strukturer legges til i strukturtemplatene, f.eks. evalueringspunkter (A-punkt).
- Forbedret rotasjons- og forflytningsfunksjonalitet for applikatormodeller, noe som muliggjør koblede transformasjoner av ROI-er for kildebane og applikatormodell.

2.11 VIRTUELL SIMULERING

- Det er nå mulig å ferdigstille en behandlingsmaskin av linac-type bare for bruk til virtuell simulering. Se seksjon 2.27.1 *Ferdigstilling av strålefeltmodeller for fotoner på side 17*.

2.12 3D-CRT-STRÅLEFELTUTFORMING

- Blokken .decimal GRID kan defineres gjennom en skriptbar handling. Doseberegning er validert for Elekta Agility og Varian TrueBeam.

2.13 PLANOPTIMALISERING

- Det er nå mulig å ekskludere strålefelt fra en samtidig optimalisert strålefeltgruppe. Ekskluderte strålefelt påvirkes ikke av optimaliseringen, men dosen er en del av feltgruppedosen.
- Optimalisering med hensyn til segment-MU støttes nå for samtidig optimaliserte strålefeltgrupper.
- Det var et problem med VMAT-planer for brede målvolument – laget for å kjøre på en behandlingsmaskin klargjort for blendersporing *Per segment* og mulighet for oppdeling av strålefeltet *Use multiple carriage groups* – ved at noen av disse overskred *Maximum leaf out of carriage distance*-begrensningen, noe som resulterte i én eller mange pauser under leveringen av et bufelt. Dette problemet er nå løst.

2.14 ROBUST OPTIMALISERING

- Optimaliseringsfunksjoner som refererer til strålefeltgruppe + bakgrunnsdose, kan nå stilles inn som robuste.
 - Bakgrunnsdosen kan være en importert dose, en avhengig feltgruppe eller en dose beregnet ved dosesporing.
 - Bakgrunnsdosen anses å være fastsatt på forhånd (allerede levert) under optimalisering, dvs. bakgrunnsdosen summeres til alle scenariodoser.
 - Robuste funksjoner på strålefeltgruppe + bakgrunn støttes ikke i MCO.
 - Robuste funksjoner på strålefeltgruppe + bakgrunn støttes ikke ved bruk av organbevegelsesusikkerhet (4D).
- Mulighet til å bruke et begrenset antall scenarier for usikkerheter i pasientposisjon og tetthet under robust optimalisering.
 - Hvis et begrenset antall pasientforskyvninger skal kontrolleres, vil bare scenarier som omfatter den planlagte pasientposisjonen samt de fleste ekstreme pasientforskyvningene langs akseretningene inkluderes.
 - Hvis et begrenset antall tetthetsendringer skal kontrolleres, vil bare scenarier med de mest ekstreme tetthetsendringene inkluderes.
- Forbedret UI når brukerdefinerte forskyvninger av pasient brukes (angis gjennom skripting).

2.15 GENERELL PROTONPLANLEGGING

- For den nye Hitachi-linacen OXRAY er det mulig å sette kardanvinklene når en doseplan opprettes.

2.16 TOMOTHERAPY/RADIXACT-PLANLEGGING

- Tomo/Radixact-optimaliseringsalgoritmen er forbedret for bedre å kompensere for endringer i målvolumgeometrien før en optimalisering fortsettes. Dette muliggjør rask reoptimalisering av planer som svar på anatomiske endringer.

2.17 CYBERKNIFE-PLANLEGGING

- Algoritmen for optimalisering av MLC-segementer for CyberKnife-planer er forbedret. I tidligere versjoner kunne segmentene noen ganger bli unødvendig store etter å ha fortsatt en optimalisering.

2.18 PLANLEGGING FOR PROTON-PENCIL BEAM SCANNING

- Alternativet for å fortsette optimalisering ved hjelp av spotdosebufferen er nå tilgjengelig for Line Scanning. De relaterte verktøyene *Fine-tune*, *Reduce OAR dose* og *Dose brush* er også blitt aktivert for Line Scanning.

2.19 PLANLEGGING FOR LETTION-PENCIL BEAM SCANNING

- For en Toshiba-karbonionmaskin vil de minste og største (dersom oppgitt) spotdosene som brukes under optimaliseringen, automatisk skaleres med antall omskanninger per strålefelt. Under DICOM-eksport, plangodkjenning og rapportgenerering vil det bli gitt en advarsel hvis en spotvekt er under minste, eller over største, spotdose, multiplisert med antall omskanninger per energisjikt.

2.20 OKULÆR PLANLEGGING

- For okulære behandlinger er det igjen mulig å se tetthetsfordelingen som brukes til doseberegning uten å ha beregnet dosen, på samme måte som i RayStation 2023B og tidligere.

2.21 PLANEVALUERING

- Evalueringsdoser beregnes nå alltid i henhold til sine egne doseberegningssinnstillinger, ikke i henhold til gjeldende nominelle beregningssinnstillinger for feltgruppedose. Dette vil påvirke ny beregning av ugyldige evalueringsdoser hvis doseberegningssinnstillingene er endret for den nominelle strålefeltgruppen. Doseberegningssinnstillingene kan redigeres gjennom skripting.
- Innstillingene for RBE-modell og doseberegning vises nå i doseverktøytipset.

2.22 ROBUST EVALUERING

- Feltdoseverdier lagres ikke lenger for de robuste scenariodosene for å redusere bruk av minne. Det er mulig å sette flagget *FractionDose.InputSettingsForFinalDose.StoreBeamDoseValues* til *True* gjennom skripting hvis feltdoseverdier er ønskelig.

2.23 DOESPORING

- Tabellen *Clinical goals* har nå den planlagte vs. leverte dosen i separate kolonner i stedet for i separate rader, tilsvarende modulen Plan evaluation.
- Det er nå mulig å bruke strukturtemplater til å kopiere eller tilordne ROI-er fra én bildeserie til en annen (se seksjon 2.8 Pasientmodellering på side 12).
- En ny algoritme for opprettelse av visningsfelt-ROI-er kan oppdage visningsfeltet i tilfeller hvor den gamle algoritmen var kjent for å mislykkes (se seksjon 2.8 Pasientmodellering på side 12).
- Flere forbedringer i bildekonvertering (se seksjon 2.9 Forbedringer i arbeidsflyten for bildekonvertering på side 13).
- Feltdoseverdier lagres ikke lenger for dosesporingsfraksjonsdosene for å redusere bruk av minne. Det er mulig å sette flagget *FractionDose.InputSettingsForFinalDose.StoreBeamDoseValues* til *True* gjennom skripting hvis feltdoseverdier er ønskelig.

2.24 ADAPTIV REPLANLEGGING

- Ny separat modul for automatisert adaptiv replanlegging (se seksjon 2.2 Automatisert adaptiv replanlegging på side 9).
- Litt endret oppsett for dialogboksen *Create adapted plan* (bakgrunnsdosekilde og tilpasset startfraksjon spesifiseres nå først).
- Ny standard navngivningskonvensjon for tilpassede planer og deres strålefeltgrupper basert på det tilpassede fraksjonsnummeret.
- Det er nå mulig å bruke strukturtemplater til å kopiere eller tilordne ROI-er fra én bildeserie til en annen (se seksjon 2.8 Pasientmodellering på side 12).
- En ny algoritme for opprettelse av visningsfelt-ROI-er kan oppdage visningsfeltet i tilfeller hvor den gamle algoritmen var kjent for å mislykkes (se seksjon 2.8 Pasientmodellering på side 12).
- Flere forbedringer i bildekonvertering (se seksjon 2.9 Forbedringer i arbeidsflyten for bildekonvertering på side 13).

2.25 DICOM

- En ny versjon av RayStation Storage SCP støtter automatisk import av DICOM-data som sendes til SSCP. Det er også mulig å konfigurere et tilpassbart RayStation-skript til å kjøre automatisk

etter import. Dette muliggjør automatisering av enhver skriptbar arbeidsflyt, for eksempel segmentering ved hjelp av dyp læring eller automatisk planlegging.

- Det er nå mulig å konfigurere rekkefølgen som behandlingsfelt og innstillingsfelt eksporteres i Beam Sequence [300A,00B0] og Ion Beam Sequence [300A,03A2] i. Denne konfigurasjonen utføres når en maskin ferdigstilles. Noen systemer krever at behandlingsfeltene kommer først, andre krever at innstillingsfeltene kommer først.

2.26 SKRIPTING

- En skriptingsmetode *Examination.IsClinical()* er lagt til.
- En skriptingsmetode *DoseDistribution.HasClinicalDose()* er lagt til. Den gamle måten å lese av den kliniske statusen for en dose til og med *DoseDistribution.DoseValues.IsClinical* på er fjernet.
- Argumentene *DoseAlgorithm* og *ComputeBeamDoses* for *ComputeDoseAction()* er fjernet. I stedet skal egenskapene *FractionDose.InputSettingsForFinalDose.StoreBeamDoseValues* og *FractionDose.InputSettingsForFinalDose.DoseAlgorithm* fylles ut med ønskede verdier før oppringningen til *ComputeDoseAction()*.
- Innføringen av sekundære akseptnivåer for kliniske mål påvirker skriptingsmetoder som brukes til evaluering av kliniske mål. Metodene returnerer *true* hvis et klinisk mål er oppfylt, ellers *acceptable* og *false*. Følgende metoder er berørt:
 - *EvaluateClinicalGoal*
 - *EvaluateClinicalGoalForAccumulatedDose*
 - *EvaluateClinicalGoalForEvaluationDose*
 - *EvaluateClinicalGoalForVoxelwiseWorstTotalDose*
- Skriptingsmetoden *GetPercentageOfPassedScenarios*, som brukes til robust evaluering, er erstattet av to nye metoder etter innføring av sekundære akseptnivåer for kliniske mål.
 - *GetPercentageOfFulfilledScenarios*
 - *GetPercentageOfAcceptableScenarios*

2.27 RAYPHYSICS

2.27.1 Ferdigstilling av strålefeltmodeller for fotoner

- Det er nå mulig å importere fotondosekurver for åpne kiler og standardkiler på W2CAD .asc-format versjon 02.
- Det er nå mulig å ferdigstille en behandlingsmaskin av linac-type bare for bruk til virtuell simulering, noe som muliggjør virtuell simulering uten fysikkisenser. En slik maskin inneholder ingen strålefeltmodeller, og det er derfor ikke mulig å bruke den til doseberegning.

- Templatmaskin er lagt til for OXRAY: 'T_OXRAY'
- Templatmaskin er oppdatert for TrueBeam: 'T_TrueBeam'

2.27.2 Ferdigstilling av strålefeltmodeller for elektroner

- Templatmaskin er oppdatert for TrueBeam: 'T_TrueBeam'

2.27.3 Ferdigstilling av strålefeltmodeller for ioner

- Pencil Beam Scanning- og Line Scanning-strålefeltmodeller der spotprofildata innhentes for flere snoutposisjoner, kan nå visualiseres i RayPhysics. Det er også mulig å beregne dosekurver for forskjellige snoutposisjoner. Det er også ulike forbedringer av fanen *Spot profiles*.

2.28 RAYSTATION 2024B OPPDATERING AV DOSEBEREGNINGSGRITMENE

Endringene i doseberegningsskrittene for RayStation 2024B er angitt nedenfor.

Doseberegningsskritt	2024A	2024B	Krever ny ferdigstilling	Effekt på beregnet dose ⁱ	Kommentar
Alle	-	-	-	Ubetydelig	Åpnet for import av bildeserier som har høyere pikselverdier enn det som tidligere var tillatt, dvs. tetthetsverdier som brukes til doseberegning, kan nå være høyere enn tidligere i områder av bildeserien med høy tetthet, f.eks. områder med metallartefakter som ikke har en materialoverstyring.
Foton Collapsed Cone	5.9	5.10	Nei	Ubetydelig	
Foton Monte Carlo	3.1	3.2	Nei	Ubetydelig	
Elektron Monte Carlo	5.1	5.2	Nei	Ubetydelig	
Proton-PBS Monte Carlo	5.6	5.7	Nei	Ubetydelig	

Doseberegningens algoritme	2024A	2024B	Krever ny ferdigstilling	Effekt på beregnet dose ⁱ	Kommentar
Proton-PBS Pencil Beam	6.6	6.7	Nei	Ubetydelig	
Proton US/DS/Wobbling Pencil Beam	4.11	4.12	Nei	Ubetydelig	
Karbonion-PBS Pencil Beam	7.0	7.1	Nei	Ubetydelig	
Brachy TG43	1.5	1.6	Nei	Ubetydelig	

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

2.29 OPPDATERINGER AV BILDEKONVERTERINGSALGORITME

Endringene i bildekonverteringsalgoritmene for RayStation 2024B er angitt nedenfor.

Konverteringsalgoritme	2024A	2024B	Effekt på beregnet dose	Kommentar
Korrigert CBCT	1.3	1.4	Ubetydelig	Mindre endringer i HU-verdiene for de opprettede bildeseriene kan forekomme for bildeserier med et stort pikselverdiområde på grunn av endret håndtering av de høyeste pikselverdiene. Lagt til støtte for CT-bildeserier.
Virtuell CT	1.3	1.4	Ubetydelig	Mindre endringer i HU-verdiene for de opprettede bildeseriene kan forekomme for bildeserier med et stort pikselverdiområde på grunn av endret håndtering av de høyeste pikselverdiene. Lagt til støtte for CT-bildeserier.

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 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
- Rekvisjonsevaluering
- 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 vokslers i en ROI er lite, vil diskretiseringen av volumet bli åpenbar i den resulterende dosestatistikken. Flere dosestatistikkmål (f.eks. D5 og D2) kan få den samme verdien når det er bratte dosegradienter innenfor ROI-en, og doseområder som mangler volum, vises som horisontale trinn i DVH.

- Merk at RayStation 2024A gir mulighet for å koble et klinisk mål til enten feltgruppedosen eller plandosen. Denne informasjonen om eksisterende planer og templer med kliniske mål er viktig ved oppgradering fra en tidligere RayStation-versjon enn 2024A:
 - Fysiske kliniske mål i planer med en enkelt strålefeltgruppe blir nå automatisk koblet til denne strålefeltgruppen.
 - For planer med flere strålefeltgrupper vil fysiske kliniske mål bli duplisert for å sikre alle mulige koblinger i planen. For eksempel vil en plan med to strålefeltgrupper gi tre tilsvarende kopier av hvert klinisk mål: én for planen og én for hver av de to strålefeltgruppene.
 - Kliniske mål definert i templer vil bli tilordnet strålefeltgruppe med navn «BeamSet1». Brukere som planlegger med flere strålefeltgruppe, anbefales å oppdatere templatene sine med riktig tilknytning og feltgruppenavn. Vær spesielt oppmerksom på templer som brukes i protokoller. Feltgruppenavn som er lagret i templer, bør samsvare med en strålefeltgruppe som er opprettet i protokollen.
- Merk at RayStation 2024B innfører sekundære akseptnivåer for kliniske mål. Det er viktig å merke seg hvordan dette påvirker eksisterende metoder for evaluering av kliniske mål ved skripting. Når skripting brukes til å evaluere kliniske mål med sekundære akseptnivåer, vil metodene sammenligne verdien for kliniske mål med det sekundære akseptnivået og rapportere oppfyllelse basert på det. Med andre ord vil metodene returnere *true* hvis et klinisk mål er oppfylt (grønt), ellers *acceptable* (gult) og *false*.
- For SMLC-planer uten optimaliseringsbegrensninger var håndtering av bladposisjonsgrenser ved fortsatt optimalisering tidligere avhengig av om midlertidig dose ble valgt eller ikke. Håndteringen for casen uten en midlertidig dose er nå endret, slik at den er den samme som når midlertidig dose er valgt. Dette påvirker vanligvis resultatene for denne typen optimalisering. Endringer i forhold til tidligere RayStation-versjoner forventes å være små.
- Algoritmen *Smart angles* for Conformal Arc er endret for å bruke en mer nøyaktig kostfunksjon ved bestemmelse av den optimale vinkelen. Den tar nå hensyn til lukkede bladpar som ikke kan skjules bak x-blenderne.
- Funksjonsverdier beregnes ikke lenger automatisk etter å ha kjørt *Scale dose*.
- For Tomo/Radixact-planer er algoritmen for posisjonering av kjever forbedret. Dette vil føre til litt forskjellige blenderposisjoner rundt målvolumkantene og for små målvolum.
- Ikonet *D* på DLS-ROI-er på ROI-listen ble tidligere vist hvis geometrien var den samme som modellen for segmentering ved hjelp av dyp læring genererte. Nå vises ikonet *D* alltid for ROI-er opprettet av DLS, uansett om geometrien har endret seg eller ikke.
- Tidligere ble ROI-er/POI-er fra den konverterte bildeserien vist i visningene i dialogboksen *Approve converted image set*. Nå vises ingen ROI-er/POI-er i noen av visningene i dialogboksen.

2.31 LØSTE SIKKERHETSVARSLER

Følgende sikkerhetsvarsler er løst i RayStation 2024B i forhold til RayStation 2024A.

- Sikkerhetsvarsel 130646
- Sikkerhetsvarsel 133261

2.32 NYE OG VESENTLIG OPPDATERTE ADVARSLER

En fullstendig liste over advarsler finnes i *RSL-D-RS-2024B-IFU, RayStation 2024B Instructions for Use*.

2.32.1 Nye advarsler



ADVARSEL!

Kontroller at .decimal GRID-blokkkonturen i RayStation samsvarer med den fysiske blokken. CreateDotDecimalBlockContour-metoden oppretter .decimal GRID-blokkkonturen for gjeldende kollimatorvinkel. Etter opprettelsen håndteres .decimal GRID-blokken som en vanlig fotonblokk i RayStation og roterer ikke med kollimatoren. Hvis kollimatorvinkelen endres, vil blokkkonturen ikke lenger tilsvare den fysiske .decimal GRID-blokken som roterer med kollimatoren.

Siden .decimal GRID-blokken ikke produseres basert på en blokkkontur eksportert fra RayStation, er det avgjørende å sikre at blokkkonturen i RayStation samsvarer med den fysiske blokken, og at .decimal GRID-blokkkonturen ikke endres utilsiktet ved å endre kollimatorvinkelen eller annen manuell redigering. For å sikre at blokkkonturen ikke er blitt endret utilsiktet, kan CreateDotDecimalBlockContour-metoden hentes igjen som et siste trinn for sluttdoseberegning og plangodkjenning.

(936115)



ADVARSEL!

Gjennomgå advarsler ved bruk av arbeidsflyt for automatisk import og segmentering etter automatisk eksport til et annet system. Advarsler som genereres under automatisk import, vises når pasienten åpnes for første gang. Hvis arbeidsflyten for automatisk import og segmentering brukes til å eksportere de opprettede strukturene automatisk uten å åpne pasienten i RayStation, må de eksporterte strukturene gjennomgås i det forbrukende systemet. Eventuelle advarsler som genereres ved import, er også tilgjengelige gjennom skripting.

(932309)



ADVARSEL!

Strålefelt med kardanvinkel. For en linac som er satt opp for å støtte kardanplanlegging, er det mulig å stille inn kardanpanorerings- og/eller kardanhelningsvinkel for et behandlingsfelt. DRR-er, fysisk dybde og vannekvivalent dybde beregnes i strålefeltretningen / til det gimbaljusterte virtuelle isosenteret (dvs. inkludert kardanvinkler). SSD rapporteres til strålefeltets/maskinens isosenter (ingen kardanvinkler påført).

En DRR generert for et strålefelt med kardanvinkler forskjellig fra null, er ikke egnet for pasientposisjonering siden det ikke er rettet mot maskinens isosenter, men det gimbaljusterte virtuelle isosenteret.

(937534)



ADVARSEL!

Gjennomgå kanallengder. De indre og effektive kanallengdene er kritiske verdier som kommuniseres direkte til etterladeren for kjøring av doseplanen. Det er viktig å innse at eventuelle avvik i kanallengdene kanskje ikke oppdages av maskinen. Feil i disse verdiene kan føre til betydelige avvik fra den tiltenkte behandlingen.

Når kanallengder redigeres under doseplanlegging, er det viktig å bekrefte at alle redigerte lengder nøyaktig gjenspeiler det tiltenkte behandlingsoppsettet før endelig godkjenning og levering av doseplanen.

(936234)



ADVARSEL!

Lagring skal unngås i bakgrunnsskript. Et bakgrunnsskript kjøres av beregningstjenesten. Pasientens tilstand lagres automatisk etter at skriptet er kjørt.

Krasjer under skriptkjøringen vil automatisk kjøre skriptet på nytt. Hvis skriptet inneholder lagringer, må skriptet sørge for at gjentatte nye forsøk ikke vil skape uønskede tilstander. Domenemodellregler gjelder fortsatt.

Unngå om mulig eksplisitt lagring av pasienten i et bakgrunnsskript.

(934662)

**ADVARSEL!****Et bakgrunnsskript bør unngå å generere utdata som krever brukerinteraksjon.**

Et bakgrunnsskript har ingen mulighet til å returnere utdataene fra skriptet til brukeren. Unntaket er skript som startes fra RayCare der utdatainformasjonen sendes til RayCare for visualisering.

Et bakgrunnsskript bør unngå å produsere utdata som brukeren skal reagere på.

(934663)

**ADVARSEL!****Den beregnede maskinlæringsdosen skal ikke brukes til å ta kliniske beslutninger.**

Den beregnede maskinlæringsdosen visualiseres bare for å gi brukeren innsyn i utdata fra maskinlæringsmodellen.

(936842)

**ADVARSEL!**

Gjennomgå modelldataarket før klinisk bruk av maskinlæringsmodellen. Før klinisk bruk av en maskinlæringsmodell må brukeren gjennomgå det tilknyttede modelldataarket for å forstå modellbegrensninger og tiltenkt bruk.

(24213)

2.32.2 Vesentlig oppdaterte advarsler



ADVARSEL!

Bolus-ROI må kobles til strålefeltet(ene). Bolus-ROI-er anses som strålefeltetegenskaper. For å kunne bruke en bolus-ROI til strålingstransport og doseberegning for et bestemt strålefelt, må den kobles til strålefeltet. Hvis en bolus skal brukes for alle strålefelt, må den kobles til alle strålefelt individuelt. En bolus som ikke kobles til noe strålefelt i en plan, vil ikke inngå i doseberegningen i det hele tatt.

En bolus-ROI koblet til et strålefelt vil være:

- vist med heltrukket linjestil i 2D-pasientvisningen,
- vist i 3D-pasientvisningen, og
- inkludert i material-pasientvisningen når strålefeltgruppen for tilsvarende strålefelt er valgt.

[5347]



ADVARSEL!

Gjennomgå applikatormodellene. Brukere anbefales å overholde bransjestandarder for kvalitetssikring av brakyterapiapplikatorer og doseplanlegging. Dette inkluderer å utføre dosimetrisk verifisering ved hjelp av metoder som måling med gafkromisk film, som anbefalt av American Association of Physicists in Medicine (AAPM) i *Code of practice for brachytherapy physics: Report of the AAPM Radiation Therapy Committee Task Group No. 56* og i *AAPM Medical Physics Practice Guideline 13.a*.

Brukeren anbefales å opprette et strukturtemplat inkludert applikatorstrukturene. Etter å ha fullført egnede QA-kontroller er det avgjørende å godkjenne templatet for å sikre at applikatorstrukturene ikke gjennomgår utilsiktede endringer over tid. Under doseplanleggingsprosessen skal brukere bare bruke strukturer fra disse godkjente templatene for å opprettholde konsistens og nøyaktighet i behandlingen.

[726082]

3 KJENTE PROBLEMER RELATERT TIL PASIENTSIKKERHET

Det er ingen kjente problemer knyttet til pasientsikkerhet i RayStation 2024B.

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

4 ANDRE KJENTE PROBLEMER

4.1 GENERELT

Funksjonen for automatisk gjenoppretting håndterer ikke alle typer krasj

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

Begrensninger ved bruk av RayStation med stor bildeserie

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

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

[144212]

Begrensninger angående bruk av flere bildeserier i en doseplan

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

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

[341059]

Liten inkonsekvens i dosevisning

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

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

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

[284619]

Snittplanindikatorer vises ikke i 2D-pasientvisninger

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

[146375]

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

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

[770318]

4.2 IMPORT, EKSPORT OG PLANRAPPORTER

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

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

336266

Lasereksport ikke mulig for liggende pasienter

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

[331880]

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

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

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

Rapportmaler må oppgraderes etter oppgradering til RayStation 2024B

Oppgraderingen til RayStation 2024B 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 deformerbare registreringer på store caser kan medføre minnerelaterte krasjer hvis den høyeste matriseoppløsningen brukes. Når dette skjer, er det avhengig av GPU-spesifikasjonene og matrisestørrelsen.

(69150)

4.4 BRAKYTERAPIPLANLEGGING

Uoverensstemmelse med planlagt antall fraksjoner og rekvisisjon mellom RayStation og SagiNova

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

Når planer eksporteres fra RayStation:

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

Ved import av planer i SagiNova for behandling:

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

Mulige konsekvenser er:

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

Snakk med SagiNova-applikasjonsspesialister for å finne egnede løsninger.

[285641]

Antall historier ved Monte Carlo for brakyterapi

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

[1043893]

DICOM-tilkoblingsproblem med Oncentra Brachy relatert til målte kildebaner

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

Når en applikatormodell importeres fra en XML-fil til RayStation, er det mulig å importere målte kildebaner. Disse målte kildebanene er karakterisert ved absolutte 3D-posisjoner for kildepunktene som ikke er ekvidistante. De målte kildebanene importeres fra XML-filene som beskrevet i *RSL-D-RS-2024B-BAMDS, RayStation 2024B Brachy Applicator Model Data Specification*, og de resulterende 3D-kildeposisjonene i RayStation representerer kildebanene i XML-filene på riktig måte. 3D-kildeposisjonene er også riktige i DICOM-eksporter fra RayStation. Når filen importeres til Oncentra Brachy, gjennomgår de målte kildebanene en endring, noe som forårsaker et avvik mellom de absolutte kildeposisjonene i Oncentra Brachy og RayStation. Dette kan bety at en dosefordeling som er beregnet på nytt i Oncentra, ikke samsvarer med den tilsvarende dosefordelingen som er beregnet i RayStation.

Dosefordelingen som beregnes av RayStation, er riktig, forutsatt at applikatoren er riktig modellert i RayStation. Som nevnt i *RSL-D-RS-2024B-IFU, RayStation 2024B Instructions for Use* (se advarsel 726082, Gjennomgå applikatormodellene) anbefales brukere å følge bransjestandarder for kvalitetssikring av applikatormodeller for å sikre at applikatoren er nøyaktig representert i RayStation.

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

[1043992]

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 aperturane 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]

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

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

[932475]

4.7 CYBERKNIFE PLANNING

Verifisere om CyberKnife-planer er kjørbare

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

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

[344672]

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

Matrisen for ryggradsparing som brukes og vises i Accuray TDC (Treatment Delivery Console) for behandlingsoppsett, vil være rundt 80 % mindre enn matrisen som visualiseres i RayStation. Sørg

i RayStation for å tilordne matrisen en margin rundt det tiltenkte oppsettområdet. Vær oppmerksom på at matrisestørrelsen kan redigeres i Accuray TDC ved levering.

[933437]

4.8 DOSELEVERING

Blandede strålefeltgrupper i fraksjoneringsregime for en plan

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

[331775]

4.9 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]

4.10 BIOLOGISK EVALUERING OG OPTIMALISERING

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]

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

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

via skripting. Brukeren må være oppmerksom på denne begrensningen når biologiske kliniske mål evalueres med tidsavhengige effekter i modulen Dose tracking.

[722865]

4.11 RAYPHYSICS

Oppdaterte anbefalinger for bruk av detektorhøyde

Mellom RayStation 11A og RayStation 11B er anbefalinger om bruk av detektorhøyde og en forskjøvet detektordybde for dybdedosekurver oppdatert. Hvis de forrige anbefalingene ble fulgt, kan modelleringen av build-up-området for strålefeltmodeller for fotoner føre til overestimering av overflatedose i beregnet 3D-dose. Ved oppgradering til en nyere RayStation-versjon enn 11A anbefales det å gjennomgå og om nødvendig oppdatere strålefeltmodeller for fotoner med hensyn til de nye anbefalingene. Informasjon om de nye anbefalingene finnes i avsnittet *Detector height and depth offset* i *RSL-D-RS-2024B-REF, RayStation 2024B Reference Manual*, avsnittet *Depth offset and detector height* i *RSL-D-RS-2024B-RPHY, RayStation 2024B RayPhysics Manual* og *RSL-D-RS-2024B-BCDS, RayStation 2024B Beam Commissioning Data Specification*.

[410561]

4.12 SKRIPTING

Begrensninger angående skriptede referansefunksjoner

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

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

[285544]

A EFFEKTIV DOSE FOR PROTONER

A.1 BAKGRUNN

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

A.2 BESKRIVELSE

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

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

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

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

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



KONTAKTINFORMASJON



RaySearch Laboratories AB (publ)
Eugeniavägen 18C
SE-113 68 Stockholm
Sweden

Contact details head office

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

RaySearch Americas

Phone: +1 877 778 3849

RaySearch China

Phone: +86 137 0111 5932

RaySearch Japan

Phone: +81 3 44 05 69 02

RaySearch UK

Phone: +44 2039 076791

RaySearch Australia

Phone: +61 411 534 316

RaySearch France

Phone: +33 1 76 53 72 02

RaySearch Korea

Phone: +82 01 9492 6432

RaySearch Belgium

Phone: +32 475 36 80 07

RaySearch India

Phone: +91 9995 611361

RaySearch Singapore

Phone: +65 81 28 59 80