

RAYSTATION 2024A

Versjonsmerknader



2024A



RayStation

Traceback information:
Workspace Main version a834
Checked in 2023-12-19
Skribenta version 5.6.016

Ansvarsfraskrivelse

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

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

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

Samsvarserklæring



Overholder forordning 2017/745 om medisinsk utstyr (MDR). En kopi av den relevante samsvarserklæringen er tilgjengelig på anmodning.

Copyright

Dette dokumentet inneholder opphavsrettsbeskyttet informasjon. Ingen del av dette dokumentet må fotokopieres, fremstilles eller oversettes til et annet språk uten forutgående skriftlig samtykke fra RaySearch Laboratories AB (publ).

Med enerett. © 2023, RaySearch Laboratories AB (publ).

Trykt materiale

Papirkopier av dokumenter knyttet til bruksanvisning og versjonsmerknader er tilgjengelige på anmodning.

Varemerker

RayAdaptive, RayAnalytics, RayBiology, RayCare, RayCloud, RayCommand, RayData, RayIntelligence, RayMachine, RayOptimizer, RayPACS, RayPlan, RaySearch, RaySearch Laboratories, RayStation, RayStore, RayTreat, RayWorld og RaySearch Laboratories-logoen er varemerker som tilhører RaySearch Laboratories AB (publ)*.

Tredjepartsvaremerker som brukes i dette dokumentet, tilhører sine respektive eiere, som ikke er tilknyttet RaySearch Laboratories AB (publ).

RaySearch Laboratories AB (publ) med datterselskaper kalles heretter RaySearch.

* Med forbehold om registrering i noen markeder.



INNHOILDSFORTEGNELSE

1	INNLEDNING	7
1.1	Om dette dokumentet	7
1.2	Produsentens kontaktinformasjon	7
1.3	Rapportering av hendelser og feil ved bruk av systemet	7
2	NYHETER OG FORBEDRINGER I RAYSTATION 2024A	9
2.1	Løste sikkerhetsvarsler	9
2.2	Nye og vesentlig oppdaterte advarsler	9
2.2.1	Nye advarsler	9
2.2.2	Vesentlig oppdaterte advarsler	12
2.3	Kliniske mål per strålefeltgruppe eller plan	16
2.4	Valg av fikserings- og støtte-ROI-er per strålefeltgruppe	17
2.5	Segmentering ved hjelp av dyp læring	17
2.6	Planlegging ved hjelp av maskinlæring	17
2.7	Forbedret ytelse	18
2.8	Generelle systemforbedringer	18
2.9	Administrasjon av pasientdata	19
2.10	Pasientmodellering	19
2.11	Bildekonvertering	19
2.12	Brakiterapiplanlegging	20
2.13	Planoptimalisering	20
2.14	Flermåloptimalisering (MCO)	20
2.15	Generell protonplanlegging	20
2.16	Planlegging for proton-Pencil Beam Scanning	20
2.17	Planlegging av bredt strålefelt for protoner	20
2.18	Planlegging for lettion-Pencil Beam Scanning	20
2.19	Elektronplanlegging	21
2.20	Planevaluering	21
2.21	QA-klargjøring	21
2.22	Adaptiv replanlegging	22
2.23	DICOM	22
2.24	Visualisering	22
2.25	Skripting	23
2.26	RayPhysics	23
2.26.1	Ferdigstilling av strålefeltmodeller for elektroner	23
2.26.2	Ferdigstilling av strålefeltmodeller for ioner	23
2.27	RayStation 2024A oppdatering av doseberegningssalgoritmene	24
2.28	Oppdateringer av CBCT-konverteringsalgoritme	26
2.29	Endringer fra tidligere versjon	26

3	KJENTE PROBLEMER RELATERT TIL PASIENTSIKKERHET	31
4	ANDRE KJENTE PROBLEMER	33
4.1	Generelt	33
4.2	Import, eksport og planrapporter	34
4.3	Pasientmodellering	35
4.4	Brakytterapianlegging	35
4.5	Planutforming og 3D-CRT-strålefeltutforming	36
4.6	Planoptimalisering	36
4.7	Protonplanlegging	36
4.8	CyberKnife planning	37
4.9	Doselevering	37
4.10	Automatisert planlegging	37
4.11	Biologisk evaluering og optimalisering	38
4.12	RayPhysics	38
4.13	Skripting	39
	VEDLEGG A - EFFEKTIV DOSE FOR PROTONER	41
A.1	Bakgrunn	41
A.2	Beskrivelse	41

1 INNLEDNING

1.1 OM DETTE DOKUMENTET

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

Alle brukere av RayStation 2024A 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 2024A

Dette kapitlet beskriver nyheter og forbedringer i RayStation 2024A i forhold til RayStation 2023B.

2.1 LØSTE SIKKERHETSVARSLER

Det er ingen løste sikkerhetsvarsler i RayStation 2024A.

2.2 NYE OG VESENTLIG OPPDATERTE ADVARSLER

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

2.2.1 Nye advarsler



ADVARSEL!

Behandlingsdata lagret i sekundære databaser. Ikke oppgrader sekundære databaser som inneholder behandlingsrelaterte data utenfor systemet som er koblet til RayCare. Disse sekundære databasene skal forbli i sin aktuelle skjema-versjon.

[824240]



ADVARSEL!

Sørg for at alle klinisk relevante fikserings- og støtte-ROI-er er inkludert i strålefeltgruppen. Som standard vil alle fikserings- og støtte-ROI-er være inkludert i alle strålefeltgrupper. Alle fikserings- og støtte-ROI-er som er inkludert i en strålefeltgruppe, vil bli brukt til doseberegning for strålefeltgruppen. Hvis en fikserings- eller støtte-ROI er ekskludert fra en strålefeltgruppe, vil den bli ignorert i doseberegningen for denne strålefeltgruppen.

Støtte og fikserings-ROI-er som er inkludert i strålefeltgruppen, vil være:

- merket med et blått strålefeltgruppeikon i ROI-listen
- merket med en avkrysset avmerkingsboks i fanen Fixation and support (Fiksering og støtte)
- vist med heltrukket linjestil i 2D-pasientvisningene
- inkludert i Material-pasientvisningen når strålefeltgruppen er valgt.

(713679)



ADVARSEL!

Registrer skannet avatar. Metoden Registrer skannet avatar er en skriptbar metode som registrerer en avatar som kan brukes til kollisjonsdeteksjon.

Brukeren må sørge for at avataren er en egnet gjengivelse av pasienten, og at den er korrekt registrert på den gitte pasientens ROI før den brukes til kollisjonsdeteksjon. Avataren kan gi en tidlig indikasjon på en potensiell kollisjon når den brukes til kollisjonsdeteksjon, men må ikke brukes som en endelig beskyttelse mot kollisjoner.

(824789)



ADVARSEL!

Innstillinger for høydose-behandlingsteknikk. Terskler bør bare fastsettes for behandlingsteknikker beregnet på bruk med høy dose. Tersklene gjør det mulig å overstyre en sikkerhetskontroll på behandlingsmaskinen. Dette kan potensielt føre til en skadelig behandling hvis verdiene er angitt feil. Det bør angis en øvre grense for antall MU per strålefelt.

(825142)

**ADVARSEL!**

Dosenøyaktighet for MC-doseberegning algoritmen for protondoser som brukes til små, grunne felt. Valideringen av Monte Carlo-doseberegning algoritmen for PBS i RayStation viser noen avvik fra kravene til dosenøyaktighet sammenlignet med målinger for små, grunne felt. Valideringen omfatter felt med dybde fra 5 til 30 mm, ved bruk av aperturer med diameter på 8 og 15 mm. Dysen som brukes i testinnstillingen, har en rekkeviddemodulator som er plassert 72 cm oppstrøms aperturen. For disse innstillingene er kravene til nøyaktighet en godkjenningssprosent for gamma (3 %, 0,3 mm) over 90 % og en godkjenningssprosent for gamma (5 %, 0,5 mm) over 95 %. For testcaser som bruker en 8 mm aperturdiameter, har RayStation Monte Carlo-doseberegning algoritmen for PBS en tendens til å overestimere dosen i forhold til målinger, og i ett tilfelle underkjenner valideringen kravet til nøyaktighet for gamma (3 %, 0,3 mm), med en underkjenningssprosent på ca. 14 %. Testcaser for en tilsvarende innstilling, men med en aperturdiameter på 15 mm, oppfyller alle krav til nøyaktighet, og alle testcaser for små, grunne felt oppfyller kravet for gamma (5 %, 0,5 mm).

Brukeren anbefales å være ekstra forsiktig ved opprettelse av planer med aperturer på mindre enn 15 mm.

(824407)

2.2.2 Vesentlig oppdaterte advarsler



ADVARSEL!

Materialvisualisering. Materialvisningen viser de kombinerte vokseltetthetsverdiene fra bildeserieverdiene og materialoverstyring. Materialoverstyrings-ROI-er innenfor ytterkonturen, ROI-er av fikserings- og støttetypen i den valgte strålefeltgruppen og ROI-er av bolustypen tilordnet det valgte strålefeltet er inkludert i denne tetthetsberegningen. De viste tetthetsverdiene er vokseltetthetsverdiene som brukes til doseberegning.

Når stoppeevne (SPR) brukes som inndata til proton- og lettionsdoseberegning, viser materialvisningen de kombinerte voksel-SPR-verdiene som brukes til doseberegning i stedet.

Brukeren rådes til å gjennomgå materialverdiene (tetthet eller SPR) for å sikre at inndataene til doseberegningen er riktige.

Merk at for BNCT og Brachy TG43 er materialvisualisering ikke tilgjengelig. For BNCT-teknikken utføres doseberegningen av en ekstern doseberegningssalgoritme, og materialhåndteringen er forskjellig, mens for Brachy TG43-doseberegning anses hele pasienten som vann.

2638



ADVARSEL!

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

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

Doseberegning på ubehandlede CBCT-bildedatasett støttes bare for fotoner.

(9355)



ADVARSEL!

Strålefeltmodeller må valideres før klinisk bruk. Det er brukerens ansvar å validere og ferdigstille alle strålefeltmodeller før de brukes til å opprette kliniske doseplaner for ekstern stråleterapi.

RayStation er beregnet for bruk av kvalifiserte fagpersoner innen strålingsonkologi. Vi anbefaler på det sterkeste at brukere følger anbefalingene som er publisert i AAPM TG40, TG142, TG53, TG135, IAEA TRS 430, IAEA TRS 483 og andre standarder for å sikre nøyaktige doseplaner.

Nøyaktigheten av den beregnede dosen er direkte avhengig av strålefeltmodellens kvalitet. For dårlig kvalitet på strålefeltmodellen kan føre til avvik mellom godkjent og levert dose. Alle parameterverdier og planens kvalitetsikring og kvalitetskontroll skal gjennomgås og godkjennes av kvalifiserte fysikere. Doseberegningen må valideres for alle ferdigstilte CT-maskiner.

- Den beregnede dosen skal valideres for alle relevante kliniske situasjoner, f.eks. variasjon i SAD, SSD, feltstørrelse, feltform, asymmetrisk posisjon (x, y og diagonal), kollimeringstype, modulasjonsgrad, lekkasjedose (variasjon i MU/Gy eller NP/Gy), bord/gantry/kollimatorvinkler, CyberKnife-nodesett, materialsammensetning for pasient/fantom og materialgeometri for pasient/fantom.
- Den beregnede dosen skal valideres for alle klinisk relevante oppløsninger til dosematrisen.
- Kjente begrensninger er beskrevet i *RSL-D-RS-2024A-REF, RayStation 2024A Reference Manual*. Ytterligere begrensninger i bruk for hver strålefeltmodell må identifiseres under validering og følges under planlegging.

For fotoner:

Vær spesielt forsiktig før RayStation brukes med MLC-blader som er mindre enn 5 mm, materialer som avviker fra vanlige pasientmaterialer, blokker, små sirkulære tubuser, kiler (spesielt for asymmetriske kiler), komplekse VMAT-planer, rotasjonsplaner med små feltstørrelser, Siemens mARC-planer og bølgebueplaner, spesielt for en ringrotasjon større enn 15 grader.

Merk at:

- en strålefeltmodell som er validert for 3D-CRT, ikke nødvendigvis er egnet for IMRT-planer.
- en strålefeltmodell som er validert for SMLC, er ikke nødvendigvis egnet for DMLC-planer.
- en strålefeltmodell som er validert for SMLC eller DMLC, er ikke nødvendigvis egnet for VMAT-planer.

- en strålefeltmodell som er validert for VMAT, ikke nødvendigvis er egnet for planer opprettet ved hjelp av dynamisk, sekvensiell «sliding window» VMAT-sekvensering.
- en strålefeltmodell som er ferdigstilt for én doseberegningss algoritme for fotoner (Collapsed Cone eller Monte Carlo), er ikke egnet for den andre doseberegningss algoritmen uten tilpasning av strålefeltmodellparameterne.

Validering må utføres for hver valgt behandlingsteknikk ved hjelp av Beam 3D Modeling eller RayStation. For LINAC-er med C-arm og CyberKnife, se advarsel 3438. For TomoTherapy-behandlingsmaskiner, se også advarsel 10172.

For protoner:

Validering skal inkludere relevante kompensator- og rekkeviddemodulatorgeometrier, konturer fra blokk- og/eller MLC-aperturer, luftgap/snoutposisjoner, avstand fra isosenter til overflate, spotfinjustering og -mønstre, dybden til den utsprede Bragg-toppen (SOBP) og modulasjonsbredde, feltstørrelse (se også advarsel 1714).

Se også advarsel 369009 for Mevion Hyperscan.

For lettioner:

Validering skal inkludere relevante luftgap/snoutposisjoner, avstand fra isosenter til overflate, spotstørrelse og -mønstre, feltstørrelser, heterogene/antropomorfe fantomer, CT-maskiner, innstillinger for rekkeviddemodul, spilldose og bestrålingsinnstillinger (se også advarsel 1714).

For elektroner:

Validering må inkludere relevante applikatorgeometrier, feltstørrelser uten spesialinnsatser, feltstørrelser og feltformer uten spesialinnsatser, feltformretninger for rektangulære applikatorer, spesialinnsatsermateriale og -tykkelse, korrekt luftgap til isosenter og D50-rekkevidde i vann per nominell stråleenergi. Kun Cerrobend-spesialinnsatser med rette kanter, altså kanter som er parallelle med stråleaksen, støttes.

(4001)

**ADVARSEL!****Dosematriseeffekter for PBS-planer med protoner og lettioner.**

Pencil Beam-beregningsalgoritmene i RayStation beregner gjennomsnittlig dose til en voksel langs den integrerte dybdedosen (IDD) og dosen til midtpunktet av hver voksel lateralt og lar denne doseverdien representere dosen i hele vokselen, mens Monte Carlo-doseberegningssalgoritmen i RayStation beregner gjennomsnittlig dose som avsettes til en voksel. Dette betyr at en eventuell dosevariasjon for en oppløsning som er finere enn oppløsningen for gjeldende dosematrise, kan gå tapt i doseberegningen. Brukeren har ansvar for å velge en oppløsning til dosematrisen som er egnet for hver plan, men for protonfelt med lav energi og lettionfelter uten rippelfilter kan Bragg-toppen likevel være så skarp at selv den høyeste oppløsningen til dosematrisen i RayStation (0,5 mm) er utilstrekkelig til å vise Bragg-toppen. Dette fører til en systematisk undeestimering av den beregnede dosen i forhold til den leverte dosen, og kan gi doseplaner som gir en høyere levert dose enn forventet.

Vær oppmerksom på denne begrensningen i doseberegningen. Vær ekstra forsiktig i den pasientspesifikke QA-prosessen for å kunne avgjøre om dette avviket er av signifikant betydning.

(439)

**ADVARSEL!****Feltstørrelsesbegrensninger for MC-doseberegningssalgoritmen for proton-PBS.**

Validering av Monte Carlo-doseberegningssalgoritmen for PBS i RayStation dekker bare følgende innstillinger i forbindelse med feltstørrelser:

- Skannede feltstørrelser ned til $4 \times 4 \text{ cm}^2$
- MLC-aperturer ned til $2 \times 2 \text{ cm}^2$.
- Blokkaperturer ned til $4 \times 4 \text{ cm}^2$.
- Blokkaperturer med diameter mellom 8 og 15 mm for grunne felt med rekkevidder mellom 5 og 30 mm

Vær ekstra forsiktig når det opprettes PBS- og Line Scanning-planer med skannede feltstørrelser eller aperturer som er mindre enn de som ble vurdert ifm. valideringen av doseberegningssalgoritmen.

(369532)

**ADVARSEL!****Absolutt dosenøyaktighet for PBS med heliumioner med rekkeviddemodulatorer.**

Det er begrensninger på modelleringen av strålefeltspredningen i regionen mellom en rekkeviddemodulator og pasienten, også kalt luftgapet, i den analytiske doseberegningss algoritmen som brukes til beregning av heliumionedose i RayStation. Doseberegningss algoritmen er validert for luftgap opp til 40 cm, mens for større luftgap er det observert avvik, særlig for små felt og/eller tykke rekkeviddemodulatorer. Brukeren oppfordres derfor til å være ekstra forsiktig ved bruk av luftgap som er større enn 40 cm.

(219202)

**ADVARSEL!****Omtrentlig lateral avhengighet av det kombinerte strålefeltet for RBE-veid dose og gjennomsnittlig dosebasert LET.**

Den laterale fluensfordelingen for primære partikler og fragmenter beregnes ved hjelp av en trikrom approksimasjon. Den trikrome approksimasjonen bruker MCS og nukleære gaussiske halofordelinger og knytter dem til forskjellige partikkeltyper for å oppnå realistiske laterale fordelinger av fluensen av primære partikler og fragmenter. Approksimasjonen kan forårsake betydelige feil i områder av feltet hvor fordelingen av primære partikler og fragmenter er forskjellig fra der det er en lateral likevekt i det kombinerte strålefeltet, for eksempel utenfor feltet, innenfor et lite felt eller i kanten av et større felt. Merk at effekten er direkte synlig i den gjennomsnittlige dosebaserte LET, men bare bidrar som en sekundær effekt for RBE.

(408315)

2.3 KLINISKE MÅL PER STRÅLEFELTGRUPPE ELLER PLAN

- Det er nå mulig å koble kliniske mål til enten planen eller en strålefeltgruppe i planen.
- I de vanlige planleggingsmodulene (f.eks. Plan optimization) beregnes resultatet av det kliniske målet ved å bruke dosen som er representativ for den aktuelle koblingen (plan eller strålefeltgruppe).
- I moduler hvor doser kan sammenlignes (f.eks. Plan evaluation, MCO og Dose tracking), kan kliniske mål fortsatt evalueres mot flere doser samtidig.
- Koblingene lagres i templatere for kliniske mål. Koblingene kan konfigureres manuelt når templatet brukes, på samme måte som ROI-er kan konfigureres.
- Tabellene i plan- og strålefeltgrupperapporter er oppdatert. Tabellene over kliniske mål i rapportene er «clinical goals associated to plan» (kliniske mål knyttet til plan), «clinical goals

associated to beam set» (kliniske mål knyttet til strålefeltgruppe) og «clinical goals (evaluation dose)» (kliniske mål (evalueringsdose)).

2.4 VALG AV FIKSERINGS- OG STØTTE-ROI-ER PER STRÅLEFELTGRUPPE

- Det er nå mulig å velge fikserings- og støtte-ROI-er per strålefeltgruppe. Dette gjør det mulig å konturere for eksempel flere bordtopper som skal brukes til forskjellige modaliteter.
- Bare valgte fikserings- og støtte-ROI-er vil bli inkludert i doseberegning, SSD-beregning, beregning av luftgap, feltinngangsvalidering, beregning av fysisk dybde, beregning av vannekvivalent dybde, doseberegninger på andre bildeserier, beregninger av perturbert dose og beregninger av fraksjonsdose i Dose tracking-modulen.
- Som standard vil alle fikserings- og støtte-ROI-er bli inkludert i en strålefeltgruppe.
- Når en strålefeltgruppe eller en plan godkjennes, vil bare fikserings- og støtte-ROI-ene i strålefeltgruppen bli inkludert i godkjenningen. Ekskluderte fikserings- og støtte-ROI-er vil forbli ikke godkjent. Alle andre ROI-er og POI-er godkjennes som vanlig.
- I planrapporten er det en ny tabell for hver strålefeltgruppe som viser de benyttede fikserings- og støtte-ROI-ene og deres materialegenskaper.
- Det er lagt til et nytt protokolltrinn; *Include fixation & support ROIs*. I trinnet er det mulig å spesifisere hvilke fikserings- og støtte-ROI-er som skal inkluderes i en strålefeltgruppe som skal opprettes av protokollen.

2.5 SEGMENTERING VED HJELP AV DYP LÆRING

- ROI-er er nå gruppert etter kroppssted i dialogboksen *Deep learning segmentation*.
- Det er nå mulig å angi fargekoder for ROI-farger i RayMachine. Fargekoder må være i HEX- eller ARGB-format (A-komponenten må være FF, dvs. helt ugjennomsiktig). Eksempler på fargekoder: «#7b7bc0», «#FF7b7bc0», «blå».

2.6 PLANLEGGING VED HJELP AV MASKINLÆRING

- Strukturen til konfigurasjonsfilen er omorganisert. Feltet *PredictSettings* er nå fjernet, og DVH-endringer er i stedet angitt under *MimicSettings.PreprocessingSettings*. Syntaksen for endringene forblir den samme.
- RayStation 2024A-modeller har nye navnekonvensjoner. Navnetilordningene mellom RayStation 2023B og RayStation 2024A-modeller for planlegging ved hjelp av dyp læring er angitt nedenfor.

2023B-modellnavn	2024A-modellnavn
RSL-Breast-L-4005, RSL-Breast-L-4240, RSL-Breast-L-2600-SBRT	RSL Breast Left
RSL-Breast-L-4800-SIB	RSL Breast Left 2LVS

2023B-modellnavn	2024A-modellnavn
RSL-IMPT-Oropharynx-7000-SIB	RSL Oropharynx Proton 2LVS
RSL-Oropharynx-7000-SIB	RSL Oropharynx 2LVS
RSL-Lung-4800-SBRT, RSL-Lung-5000-SBRT, RSL-Lung-6000-SBRT	RSL Lung
RSL-Prostate-6000, RSL-Prostate-3625-SBRT, RSL-Prostate-3500-SBRT	RSL Prostate
RSL-Prostate-6000-SIB	RSL Prostate 3LVS
RSL-ProstateBed-SVs-Nodes-7000-SIB	RSL ProstateBed SVs Nodes 2LVS
RSL-Prostate-SVs-Nodes-7700-SIB	RSL Prostate SVs Nodes 2LVS
RSL-Rectum-5000	RSL Rectum

2.7 FORBEDRET YTTELSE

- Det går nå raskere å lagre en case, spesielt for pasienter med svært mange planer.
- Det går nå raskere å åpne en planleggingsmodul, spesielt ved triangulerte ROI-er.
- Det går nå raskere å beregne vokselvolumer. Dette registreres som en raskere innledende fase ved optimalisering og doseberegning når dosematrisen er angitt eller endret.
- *Copy to all* i *Visualization settings* i ROI-/POI-detaljene går nå raskere.

2.8 GENERELLE SYSTEMFORBEDRINGER

- ROI- og POI-lister er nå i utgangspunktet sortert alfabetisk.
- Sortering etter underkolonner er nå aktivert for enkelte tabeller. ROI-detalljer kan for eksempel sorteres etter underkolonner for visualisering.
- Statistiske tabeller i rapporter kan konfigureres til å skrives ut liggende.
- Hele verktøylinjen i 3DCRT og VSIM-modulen er nå fullt ut synlig (det er ikke nødvendig å bla for å se rekvisisjon) på grunn av en mer kompakt *Aperture shapes*-verktøylinje (etiketter er fjernet, og ikoner flyttet).
- I visningen Material patient som viser materialverdier med oppløsningen til dosematrisen, er bolus inkludert når strålefeldose for et strålefelt med tilordnet bolus-ROI er valgt.
- Ved innlasting av templatler for kliniske mål eller optimaliseringsfunksjonstemplatler er det nå mulig å velge om eksisterende funksjoner skal erstattes. Dette ligner på gjeldende funksjonalitet for innlasting av templatlister for strålefelt.

2.9 ADMINISTRASJON AV PASIENTDATA

- Avsnittet *Treatment delivery* er blitt til *Dose tracking*, og det vil nå i tillegg vise bildeserien som brukes til doseakkumulering.

2.10 PASIENTMODELLERING

- Opprettelse av strukturer fra et templat har nå muligheten til å oppdatere avledede ROI-er automatisk for alle initialiseringsalternativer. Eksisterende protokoller vil få standard virkemåte, dvs. oppdatere de avledede ROI-ene ved kjøring av en protokoll med et strukturtemplat.
- Det er et nytt alternativ under *Basic shapes* for opprettelse av ellipsoide ROI-er.
- Det er et verktøy for segmentering av blodårer i lungene.
- Standardnavn for MBS-ROI-er følger nå TG263-standarden.
- Ikke-uniform ekspansjon og kontraksjon av ROI-er er forbedret.
 - En ny algoritme bruker gråtoneverdier i kantene av ROI-er for å få jevnere ekspansjoner og kontraksjoner. Algoritmen kjøres på GPU.
 - For store ROI-er og for store marginer brukes fortsatt den gamle algoritmen, noe som skaper en binær kant til ROI-en før ekspansjon eller kontraksjon. Dette er for å unngå lange beregningstider.
- Å slette flere konturer (beholde hver n-te) fungerer nå i alle visningsretninger: transversal, sagittal, koronal og snittjustert (for skrå bildeserier).
- Den flytende visningen i *Image registration* er oppdatert, og den fungerer nå som den gjorde i RayStation 11A og tidligere RayStation-versjoner.
- Det er nå mulig å bruke et begrenset visningsfelt som deformasjonsstrategi for hybride deformerbare registreringer. Strategien innføres for bedre å håndtere tilfeller med planleggings-CT som referansebilde og CBCT med begrenset visningsfelt som målbilde. Det kan brukes gjennom skripping og krever en fokus-ROI med type «Field-of-view».
- I Deformable registration-modulen viser visningen *Deformation grid* nå bildeserien i samme retning som referansebildeserien, dvs. den vil se lik ut som fusjonsvisningen når referansebildet har et annet pasientleie enn HFS.

2.11 BILDEKONVERTERING

- Opprettelsen av konverterte CBCT-bilder (både korrigert CBCT og virtuell CT) inkluderer nå som standard dannelse av visningsfelt-ROI og deformerbare registrering. Den deformerbare registreringen opprettes ved å bruke et begrenset visningsfelt som deformasjonsstrategi. Det er fortsatt mulig å velge en annen visningsfelt-ROI og en annen deformerbare registrering.

2.12 BRAKYTERAPIPLANLEGGING

- Kanalnumre vises nå i 3D-visningene.

2.13 PLANOPTIMALISERING

- En *Copy*-knapp er lagt på fanen *Objectives/constraints*.
- Funksjonsverdier beregnes ikke lenger automatisk etter slutt-dose.
- Det er nå mulig å bruke bakgrunnsdosis beregnet på konverterte CBCT-bildeserier i optimalisering.
- Dynamisk, sekvensiell «sliding window» VMAT-sekvensering er endret for å skape kontrollpunkter med en gantryvinkelavstand på nøyaktig 2 grader, i motsetning til en gantryvinkelavstand på maksimalt 2 grader.

2.14 FLERMÅLSOPTIMALISERING (MCO)

- En *Copy*-knapp er lagt til på fanen *Tradeoffs/constraints*.
- Dynamisk, sekvensiell «sliding window» VMAT-sekvensering, som brukes til segmentbasert Pareto-planmodus, er endret for å skape kontrollpunkter med en gantryvinkelavstand på nøyaktig 2 grader, i motsetning til en gantryvinkelavstand på maksimalt 2 grader.

2.15 GENERELL PROTONPLANLEGGING

- Støtte for høydose-behandlingsteknikk.
 - I RayPhysics er det mulig å definere terskler for forskjellige behandlingsteknikker.
 - Under DICOM-eksport er taggen (300A, 00C7) i RTPlan satt til SRS for strålefelt hvor antall MU overskrider terskelen.

2.16 PLANLEGGING FOR PROTON-PENCIL BEAM SCANNING

- Det er nå mulig å optimalisere og beregne dose ved hjelp av 0,5 mm oppløsning til dosematrisen for proton-PBS ved bruk av Monte Carlo- og Pencil Beam-doseberegningssalgoritmene.
- Treat and Protect-innstillinger er nå skriptbare.

2.17 PLANLEGGING AV BREDT STRÅLEFELT FOR PROTONER

- Treat and Protect-innstillinger er nå skriptbare.

2.18 PLANLEGGING FOR LETTION-PENCIL BEAM SCANNING

- Trikk for approksimasjon i beregningen av RBE for lettioner:

- Trikrom approksimasjon erstatter den tidligere monokrome approksimasjonen, hvor det ble lagt til grunn en lateral likevekt i partikkelfluensen, uavhengig av avstanden til strålefeltets midtakse.
- Partikler er nå knyttet til strålefeltets laterale fluenskomponenter, noe som fører til primære ioner og tunge fragmenter nær midtaksen, og lettere fragmenter lenger unna.
- Trikrom approksimasjon vil generelt føre til høyere RBE inne i små felt og ved laterale feltkanter, og lavere RBE i lavdoseregionen utenfor feltene.
- Forbedret omfordeling av partikkelkomponenter i beregningen av gjennomsnittlig dosebasert LET (LETd) for lavere energier (dvs. forbedret trikrom approksimasjon).
 - LETd ble overestimert i lavdoseregionen lateralt for SOBPs for korte til mellomstore rekkevidder i RayStation 2023B. Dette er nå korrigert.

2.19 ELEKTRONPLANLEGGING

- Treat and Protect-innstillinger er nå skriptbare.
- Det er nå mulig å beregne dose for Varian TrueBeam med HDMLC for applikatorer som er større i y-retningen enn utstrekningen av MLC-en. (Det var et problem som stoppet dette i RayStation 2023B.)

2.20 PLANEVALUERING

- Resultatene for de kliniske målene vises nå i separate kolonner, én for hver evaluert dosefordeling. Tidligere ble de kliniske målene duplisert på flere rader.
 - De kliniske målene evalueres mot dosen(e) som vises i 2D-pasientvisningene, men også mot planen og feltgruppedosene de er knyttet til. [Mer informasjon om kobling av kliniske mål finnes i seksjon 2.3 Kliniske mål per strålefeltgruppe eller plan på side 16.]
 - Evalueringen av dose(r) som skal sammenlignes, vises i et eget avsnitt i listen over kliniske mål: *Comparison*.

2.21 QA-KLARGJØRING

- EPID QA-funksjonen er validert for Varian Halcyon.¹

¹ Merket HALCYON er et varemerke som tilhører Varian Medical Systems, Inc.. Varian verken sponser eller støtter bruken av RayStation med sitt HALCYON-produkt.

2.22 ADAPTIV REPLANLEGGING

- Det er nå mulig å bruke bakgrunnsiondose beregnet på konverterte CBCT-bildeserier i tilpassede planer.

2.23 DICOM

- Den måten RayStation håndterer DICOM-data på når det brukes et filter, er oppdatert. Tidligere ble datasettene sendt videre til filteret med samme Transfer Syntax som det ble mottatt med. Dette er nå oppdatert, slik at Transfer Syntax Implicit VR Little Endian alltid vil bli brukt.
- Utfylling av DICOM-attributtene Prescription Description (300A,000E) og Dose Reference Description (300A,0016) er oppdatert. Tidligere ble standardverdier brukt til å fylle ut disse attributtene. For Dose Reference Description er det nå mulig å velge mellom fire forskjellige standardmoduser for å fylle ut verdiene. Denne innstillingen kan konfigureres per maskin.

Det er også mulig å angi brukerdefinerte overstyringer for begge attributtene, enten i brukergrensesnittet RayStation eller via skripting.

Denne funksjonaliteten vil erstatte deler av DICOM-filteret «RSL-D-61-393 Modify RTPLAN for Mosaiq».

- Det er nå mulig å angi en doserate for RayStation-innstillingsfelt som skal brukes på en Linac. En ny innstilling for dette er tilgjengelig i RayPhysics.
- Det er blitt lagt til en mulighet til å eksportere Referenced Reference Image Sequence (300A,0016) for Linac-maskiner. Denne sekvensen inneholder referanser til RT-bilder (DRR-er). Dette alternativet er en midlertidig løsning som sannsynligvis vil bli fjernet i fremtidige versjoner.
- Et problem som forårsaket feil eksporterte nominelle blenderposisjoner for elektronplaner når alle applikator-ID-er er like i maskinmodellen, er korrigert. Korrekte nominelle blenderposisjoner eksporteres nå for denne innstillingen. Det vil heller ikke lenger være mulig å ferdigstille maskiner med ikke-unike applikator-ID-er. For brukstilfeller hvor dette er ønskelig, skal innstillingen Export applicator IDs as på fanen DICOM brukes i stedet.

2.24 VISUALISERING

- Relativ doseverdi er lagt til i Dose cloud-visualisering.
 - Doseskyinnstillingen (relativ/absolutt) er koblet til fargetabellen. Hvis fargetabellen er relativ, vil teksten «100% equals» tilsvare «primary prescription»-dosen (dvs. dosen i den primære rekvisisjonen), og hvis fargetabellen er absolutt, vil den tilsvare «max dose» (maksimal dose).
- Dialogboksene *Show beam parts*, *Volume rendering settings* og *DRR settings* er nå ikke-modale og blokkerer ikke lenger interaksjon med andre deler av RayStation.
- Det er sikret forbedret ytelse for Bragg Peak-gjengivelse.

- Strålefeltets gantryvinkel vises nå i BEV.

2.25 SKRIPTING

- *AddOarRangeMarginRoi* og *RemoveOarRangeMarginRoi* er erstattet med *SetOarRangeMarginRois* som setter hele listen på en gang. Et kall med en tom liste vil fjerne ROI-er.
- Navnet på listen *Study.Registrations* er endret til *Study.FrameOfReferenceRegistrations*.
- Nye metoder er nå tilgjengelige for Treat-and-Protect-funksjonalitet på strålefeltnivå for alle modaliteter som støtter Treat-or-Protect: *SetTreatOrProtectRoi*, *ClearTreatOrProtectRoi*, *SetFluenceProtectRoi*, *SetCompensatorProtectRoi*, *SetCompensatorProtectMargin*, *GetCompensatorProtectMargin*, *SetTreatDistalMargin*, *GetDistalTreatMargin*, *SetTreatProximalMargin*, *GetProximalTreatMargin*
- *RemoveTreatOrProtectRoi* er fjernet (bruk ny *ClearTreatOrProtectRoi*).
- *SetTreatAndProtectMarginsForBeam* er fjernet (bruk ny *SetTreatOrProtectRoi* med marginer i argumenter).
- *GetSSD* er fjernet, erstattet av *GetSourceToSurfaceDistance* og *GetSourceToSkinDistance*.

2.26 RAYPHYSICS

2.26.1 Ferdigstilling av strålefeltmodeller for elektroner

- Det er nå mulig å beregne dose for Varian TrueBeam med HDMLC for applikatorer som er større i y-retningen enn utstrekningen av MLC. (Det var et problem som stoppet dette i RayStation 2023B.) Den nye løsningen gir mindre endringer i dose for større applikatorer sammenlignet med tidligere versjon. Maskinmodeller for Varian TrueBeam med HDMLC bør gjennomgås.

2.26.2 Ferdigstilling av strålefeltmodeller for ioner

- Det er nå mulig å angi forskjellige oppløsninger til dosematrisen i dybde- og sideretningene for beregning av dosekurver og absolutt dosimetri.
- For Pencil Beam- og Monte Carlo-doseberegning algoritmene for protoner er den minste tillatte oppløsningen til dosematrisen for beregning av dosekurver og absolutt dosimetri redusert fra 1,0 til 0,5 mm.
- De anbefalte verdiene for oppløsning og antall historier er oppdatert til følgende (bare for protoner – anbefalingen for lettioner er uendret):
 - Spotprofiler
 - + Lateral oppløsning: 0,05 cm
 - + Dybdeoppløsning: 0,3 cm

- + Antall historier: 100 000 000
- Bragg-topper for et enkelt strålefelt
 - + Lateral oppløsning: 0,3 cm
 - + Dybdeoppløsning: 0,05 cm
 - + Antall historier: 10 000 000
- Absolutt dosimetri (ingen endringer i forhold til tidligere anbefalinger)
 - + Lateral oppløsning: 0,2 cm
 - + Dybdeoppløsning: 0,2 cm
 - + Antall historier: 50 000

2.27 RAYSTATION 2024A OPPDATERING AV DOSEBEREGNINGSGRITMENE

Endringene i doseberegningsskrittene for RayStation 2024A er angitt nedenfor.

Doseberegningsskritt	2023B	2024A	Krever ny ferdigstilling	Effekt på beregnet dose ⁱ	Kommentar
Alle	-	-	-	Ubetydelig	Ny algoritme for konvertering av ROI-triangulerte rutenett til vokselvolumer har ubetydelig effekt på beregnet 3D-dose. ROI-volumer kan være litt annerledes ved sammenligning med en identisk ROI i tidligere versjoner av RayStation.
Foton Collapsed Cone	5.8	5.9	Nei	Ubetydelig	Ingen endringer i doseberegningsskrittene.
Foton Monte Carlo	3.0	3.1	Nei	Ubetydelig	Ingen endringer i doseberegningsskrittene.

Doseberegningens algoritme	2023B	2024A	Krever ny ferdigstilling	Effekt på beregnet dose ⁱ	Kommentar
Elektron Monte Carlo	5.0	5.1	Nei	Ubetydelig, bortsett fra Varian TrueBeam med HDMLC hvor mindre endringer kan ses, spesielt for større applikatorer.	Plattformen som brukes til GPU-beregninger i RayStation (CUDA), er oppgradert til en ny versjon. Dette har en mindre effekt på den beregnede Monte Carlo-dosen for elektroner, som på grunn av sin statistiske natur kan være svært sensitiv overfor selv små endringer. For doseberegning med lav statistisk usikkerhet er forskjellen i dose sammenlignet med tidligere versjon ubetydelig. Et problem er løst. Det var ikke mulig å beregne dose i RayStation 2023B for Varian TrueBeam med HDMLC for applikatorer som var større i y-retningen enn utstrekningen av MLC-en. Endringene som er gjort for å løse dette problemet, gir mindre endringer i dosen for større applikatorer sammenlignet med forrige versjon.
Proton-PBS Monte Carlo	5.5	5.6	Nei	Redusert antall store dosetopper i vokslar med lav tetthet.	Forbedret håndtering av tyngre nukleære fragmenter i regioner med lav tetthet.
Proton-PBS Pencil Beam	6.5	6.6	Nei	Ubetydelig	Ingen endringer i doseberegningens algoritmen.
Proton US/DS/Wobbling Pencil Beam	4.10	4.11	Nei	Ubetydelig	Ingen endringer i doseberegningens algoritmen.

Doseberegningens algoritme	2023B	2024A	Krever ny ferdigstilling	Effekt på beregnet dose ⁱ	Kommentar
Karbonion-PBS Pencil Beam	6.0	7.0	Ja	Store forskjeller forventes for gjennomsnittlig dosebasert LET og RBE. Største forskjell forventes ved de laterale feltkantene, utenfor felt så vel som inne i små felt. Fysisk dose har ubetydelige endringer.	Forbedret håndtering av den laterale fordelingen av partikkelkomponentene i beregningen av RBE ved den trikrome approksimasjonen. Forbedret omfordeling av partikkelkomponenter i beregningen av gjennomsnittlig dosebasert LET (LETd) for lavere energier (dvs. forbedret trikrom approksimasjon). LETd ble overestimert i lavdoseregionen lateralt for SOBPs for korte til mellomstore rekkevidder i 2023B. Dette er nå korrigert.
Brachy TG43	1.4	1.5	Nei	Ubetydelig	Ingen endringer i doseberegningens algoritmen.

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.

2.28 OPPDATERINGER AV CBCT-KONVERTERINGSALGORITME

Endringene i CBCT-konverteringsalgoritmene for RayStation 2024A er angitt nedenfor.

Konverteringsalgoritme	2023B	2024A	Effekt på beregnet dose	Kommentar
Korrigert CBCT	1.2	1.3	Ubetydelig	Mindre endringer i opprettede bildeserier fordi vokselvolumer av ROI-er som brukes i algoritmen, kan avvike noe sammenlignet med tidligere versjoner av RayStation.
Virtuell CT	1.2	1.3	Ubetydelig	Mindre endringer i opprettede bildeserier fordi vokselvolumer av ROI-er som brukes i algoritmen, kan avvike noe sammenlignet med tidligere versjoner av RayStation.

2.29 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 templatere 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 templatere 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 templatere som brukes i protokoller. Feltgruppenavn som er lagret i templatere, bør samsvare med en strålefeltgruppe som er opprettet i protokollen.
- Det er nå mulig å ekskludere fikserings- og støtte-ROI-er fra en strålefeltgruppe. Hvis en ROI er ekskludert, vil den bli ignorert ved beregning av dose for strålefeltgruppen.
- Boli som ikke brukes i strålefelt, vises ikke i visningene 3D/romvisning/DRR/oppsett-DRR/BEV.
- Protoner: I RayStation 2024A reduseres den minste størrelsen på dosematrisevokselen som er tillatt ved doseplanlegging og ferdigstilling av strålefeltmodeller fra 1 til 0,5 mm for Monte Carlo- og Pencil Beam-doseberegningsskemaer for proton-PBS. Ved ferdigstilling av en behandlingsmaskinmodell for protoner anbefales brukeren å bruke 0,5 mm oppløsning i sideretningene for spotprofiler og i dybderetningen for Bragg-topper for et enkelt strålefelt. Det er ingen ytterligere begrensninger på oppløsningen som brukes ved doseplanlegging. Det er derfor mulig å beregne dose med 0,5 mm oppløsning ved hjelp av maskinmodeller som er ferdigstilt i tidligere versjoner av RayStation, hvor det ikke var mulig å beregne dosekurver ved hjelp av en så fin oppløsning. Det er brukerens ansvar å sørge for at strålefeltmodeller beregnet på klinisk bruk er validert for alle relevante oppløsninger til dosematrisen.
- Visningen Material patient som viser materialverdier på oppløsningen til dosematrisen er mer begrenset i RayStation 2024A enn i tidligere versjoner. Materialfordelingen kan nå ses bare for strålefeltdoser og feltgruppedoser når det er en beregnet dose.
- Mellom RayStation 2023B og RayStation 2024A er det rettet opp en feil i algoritmen for sentrering av importerte dosekurver i RayPhysics. I RayStation 2023B og tidligere versjoner kan midtpunktet for den beregnede dosekurven noen ganger være feil for profilkurver som inneholder mye støy. De målte kurvene som er visualisert i RayStation 2024A, vil bruke sentreringen etter korrigerings av feilen, selv når dosekurvene ble importert i en tidligere RayStation-versjon. Dette gjelder både ferdigstilte og ikke ferdigstilte maskinmodeller. Ved gjennomgåelse av en maskinmodell som er opprettet i en tidligere versjon, kan det være forskjeller i justeringen av målte mot beregnede kurver i RayStation 2024A sammenlignet med justeringen i tidligere RayStation-versjoner. Bare de målte kurvene kan endres, beregnede kurver vil ikke bli endret. Gamma- og dosedifferansekurver vil heller ikke bli endret og vil vise forskjellen mellom målte og beregnede kurver slik det var i RayStation-versjonen hvor kurvene ble beregnet.
- Endringer i håndtering av konverterte bilder
 - Avbildningssystemet som blir tilordnet konverterte bilder (generert via korrigeret CBCT- eller virtuell CT-metodene), vil nå tilsvare avbildningssystemet til referansebildeserien (planleggings-CT). Alle eksisterende bilder er korrigeret. Følgelig er modaliteten til slike

bilder nå CT i stedet for CBCT. Brukstilfeller som krever at bildemodaliteten er CT, er derfor nå tilgjengelige for konverterte bilder (unntatt ioneplanlegging).

- Brukeren kan manuelt endre avbildningssystemet til et konvertert bilde (generert via korrigeret CBCT- eller virtuell CT-metodene) etter at det er opprettet. Brukerens valg bevares ved ny beregning av ugyldiggjorte bilder.
- Ved DICOM-eksport av konverterte bilder opprettet i 2024A (generert via korrigeret CBCT- eller virtuell CT-metodene) er Station Name (0008,1010) og Protocol Name (0018,1030) satt til å være identiske med navnene for de importerte DICOM-dataene for referansebildet (planleggings-CT). Dette sikrer konsekvent funksjonalitet ved DICOM-eksport av vanlige og konverterte bilder. DICOM-eksport av bilder opprettet før 2024A er uendret og får fortsatt Station Name og Protocol Name fra avbildningssystemet til den originale CBCT-en (ikke fra de importerte DICOM-dataene).
- Den måten UID-er genereres for RT-bilder (DRR-er) på, er oppdatert. Hvis samme DRR eksporteres fra 2024A eller en tidligere versjon, opprettes forskjellige DICOM-instanser.
- Genereringen av Dose Reference UID ble oppdatert i RayStation 2023B. Hvis en strålefeltgruppe med rekvisisjon eksporteres i en tidligere versjon og en annen strålefeltgruppe med rekvisisjon for samme behandlingsregion og dosevolum eksporteres i 2023B eller senere, vil Dose Reference UID-ene ikke stemme overens. Pasienter tilkoblet RayCare påvirkes ikke av dette.
- En begrensning på MLC-bladbevegelsen under VMAT-optimalisering er fjernet for maskiner med diskrete dosehastigheter.

3 KJENTE PROBLEMER RELATERT TIL PASIENTSIKKERHET

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

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

4 ANDRE KJENTE PROBLEMER

4.1 GENERELT

Materialfordeling kan ses bare når dosen er beregnet

Når 2D-pasientvisningene er satt til å vise massetetthet eller SPR med samme oppløsning som dosematrisen (gjengivelse av materialvisualisering), vises materialinformasjonen først etter at en dose er beregnet. Brukeren rådes alltid til å undersøke gjengivelsen av materialvisualisering etter doseberegning for å forstå hvilke massetetthets- eller SPR-verdier dosen er beregnet på. Dette er spesielt viktig for okulær protonplanlegging hvor brukeren bør unngå å bruke bildeserievisningen. Denne bildeserievisningen samsvarer nemlig ikke med pasientgeometrien som brukes til doseberegning, på grunn av den obligatoriske materialoverstyringen på ytterkonturen og tilstedeværelsen av et hudplan. Det er også spesielt viktig ved planlegging med bare MR for fotoner, hvor doseberegningen er avhengig av nøyaktig tilordning av materialoverstyring til ytterkonturen og andre relevante strukturer.

[826963]

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 2024A

Oppgraderingen til RayStation 2024A 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)

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 brakkyterapi SagiNova. Dette gjelder spesifikt for SagiNova-versjonene 2.1.4.0 eller tidligere. Hvis klinikken bruker en nyere versjon enn 2.1.4.0, må du kontakte kundestøtte for å kontrollere om problemet vedvarer.

Når planer eksporteres fra RayStation:

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

Ved import av planer i SagiNova for behandling:

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

Mulige konsekvenser er:

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

Snakk med SagiNova-applikasjonsspesialister for å finne egnede løsninger.

[285641]

4.5 PLANUTFORMING OG 3D-CRT-STRÅLEFELTUTFORMING

Sentralisering av sentralstrålen i feltet og kollimatorrotasjonen kan medføre endret feltstørrelse for visse MLC-er

Center beam in field og kollimatorrotasjon i kombinasjon med alternativet «Keep edited opening» kan utvide feltstørrelsen for visse MLC-er. Kontroller aperturene etter bruk, og bruk en kollimatorrotasjon med «Auto conform» om mulig.

[144701]

4.6 PLANOPTIMALISERING

Ingen gjennomførbarhetskontroll for maksimal bladhastighet utført for DMMLC-strålefelt etter doseskalering

DMMLC-planer som fremkommer etter en optimalisering, er gjennomførbare med hensyn til alle maskinbegrensninger. Men manuell omskalering av dose (MU) etter optimalisering kan føre til brudd på maksimal bladhastighet, avhengig av dosehastigheten som brukes under behandling.

[138830]

4.7 PROTONPLANLEGGING

Feil statistisk usikkerhet for plandose ved bruk av proton-MC-dose

RayStation Monte Carlo-doseberegning algoritmen for protoner beregner ikke den statistiske usikkerheten for den totale plandosen, men bare for de enkelte strålefeltdosene. Strålefeltdosens statistiske usikkerhet vises i 2D-pasientvisningene for hver enkelt strålefeltdose. I RayStation 2024A vises en verdi for den statistiske usikkerheten feilaktig også for plandosen. Den viste verdien tilsvarer

den statistiske usikkerheten til ett av strålefeltene i listen over strålefelt. Denne verdien vil oftest være høyere enn den faktiske statistiske usikkerheten for plandosen, men kan for noen scenarier være lavere enn den sanne verdien hvis *lons/spot* er brukt i innstillingene for sluttdoseberegning. Den kliniske statusen til plandosen er imidlertid fortsatt korrekt siden den bare avhenger av den statistiske usikkerheten til de enkelte strålefeltdosene.

[826775]

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 DOSELEVERING

Blandede strålefeltgrupper i fraksjoneringsregime for en plan

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

[331775]

4.10 AUTOMATISERT PLANLEGGING

Feil Beam on interval-verdi kan stilles tilbake uten varsel

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

[144086]

4.11 BIOLOGISK EVALUERING OG OPTIMALISERING

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

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

[138535]

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

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

[138536]

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

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

[48314]

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

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

[722865]

4.12 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-2024A-REF, RayStation 2024A Reference Manual*, avsnittet *Depth offset and detector height* i *RSL-D-RS-2024A-RPHY, RayStation 2024A RayPhysics Manual* og *RSL-D-RS-2024A-BCDS, RayStation 2024A Beam Commissioning Data Specification*.

(410561)

4.13 SKRIPTING

Begrensninger angående skriptede referansedosefunksjoner

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