

RAYSTATION 2024A SP1

Väljalaske märkmed



2024A



RayStation

Traceback information:
Workspace Minor updates 2 version a52
Checked in 2024-11-18
Skribenta version 5.6.018

Lahtiütlus

Kanada: funktsioonid Carbon and helium ion treatment planning, proton Wobbling, proton Line Scanning, BNCT planning ja Microdosimetric Kinetic Model ei ole seadusest tulenevatel põhjustel Kanadas kättesaadavad. Neid funktsioone reguleeritakse litsentsidega ja need litsentsid (rayCarbonPhysics, rayHeliumPhysics, rayWobbling, rayLineScanning, rayBoron ning rayMKM) ei ole Kanadas saadaval. Kanadas peab ravi planeerimise masinõppe mudelitel olema enne kliinilist kasutamist Health Canada luba. Funktsiooni Deep Learning Segmentation saab Kanadas kasutada vaid kompuutertomograafilisel kuvamisel.

Jaapan: regulatiivset teavet Jaapani kohta vt dokumendist RSJ-C-02-003, „Lahtiütlus Jaapani turu korral“.

Ameerika Ühendriigid: funktsioonid Carbon and helium ion treatment planning, BNCT planning ja Microdosimetric Kinetic Model ei ole seadusest tulenevatel põhjustel Ameerika Ühendriikides saadaval. Neid funktsioone kontrollitakse litsentsidega ja need litsentsid (rayCarbonPhysics, rayHeliumPhysics, rayBoron ja rayMKM) ei ole Ameerika Ühendriikides saadaval. Ameerika Ühendriikides peab ravi planeerimise masinõppe mudelitel olema enne kliinilist kasutamist FDA luba.

Vastavusdeklaratsioon

CE 2862

Vastab meditsiiniseadmete direktiivile (MDR) 2017/745. Vastavusdeklaratsiooni koopia on saadaval nõudmisel.

Autoriõigus

See dokument sisaldab ettevõttele kuuluvat teavet, mis on kaitstud autoriõigusega. Dokumendi ühtegi osa ei või kopeerida, reprodutseerida või tõlkida teise keelde ilma ettevõtte RaySearch Laboratories AB (publ) eelneva kirjaliku loata.

Kõik õigused kaitstud. © 2023, RaySearch Laboratories AB (publ).

Trükitud materjal

Soovi korral on saadaval kasutusjuhendi ja väljalaske märkmetega seotud dokumentide paberkoopiad.

Kaubamärgid

RayAdaptive, RayAnalytics, RayBiology, RayCare, RayCloud, RayCommand, RayData, RayIntelligence, RayMachine, RayOptimizer, RayPACS, RayPlan, RaySearch, RaySearch Laboratories, RayStation, RayStore, RayTreat, RayWorld ja ettevõtte RaySearch Laboratories logotüüp on ettevõtte RaySearch Laboratories AB (publ)* kaubamärgid.

Dokumendis kasutatud kolmandate isikute kaubamärgid kuuluvad nende omanikele, kes ei ole seotud ettevõttega RaySearch Laboratories AB (publ).

Ettevõtet RaySearch Laboratories AB (publ) (sh selle tütaretevõtteid) nimetatakse edaspidi RaySearchiks.

* Kohustuslik registreerimine mõnel turul.



SISUKORD

1	SISSEJUHATUS	7
1.1	Teave selle dokumendi kohta	7
1.2	Tootja kontaktandmed	7
1.3	Intsidendidest ja süsteemi toimimisvigadest teatamine	7
2	UUDISED JA PARANDUSED SÜSTEEMIS RAYSTATION 2024A	9
2.1	Lahendatud valdkonna ohutusteatised (FSN-id)	9
2.2	Uued ja oluliselt värskendatud hoiatused	9
2.2.1	Uued hoiatused	9
2.2.2	Oluliselt värskendatud hoiatused	11
2.3	Kliinilised eesmärgid kiirte komplekti või plaani kohta	16
2.4	Fiksatsiooni- ja tugivahendi ROI-de valimine kiirte komplekti kohta	17
2.5	Süvaõppe segmentimine	17
2.6	Masinõppe planeerimine	17
2.7	Jõudluse parandused	18
2.8	Süsteemi üldised parandused	18
2.9	Patsiendiandmete haldamine	19
2.10	Patsiendi modelleerimine	19
2.11	Kujutise teisendamine	19
2.12	Brahhüteraapia planeerimine	20
2.13	Plaani optimeerimine	20
2.14	Mitmekriteeriumiline optimeerimine (MCO)	20
2.15	Üldine footon-planeerimine	20
2.16	Prootonite Pencil Beam skaneerimise planeerimine	20
2.17	Prootoni laia kiire planeerimine	20
2.18	Kerge te ionide (Light ion) Pencil Beami skannimise plaanimine	21
2.19	Elektronide planeerimine	21
2.20	Plaani hindamine	21
2.21	Kvaliteedi tagamiseks valmistumine	21
2.22	Kohanduv ümberplaanimine	22
2.23	DICOM	22
2.24	Visualiseerimine	22
2.25	Skriptimine	23
2.26	RayPhysics	23
2.26.1	Elektronkiire juurutamine	23
2.26.2	Ioongiire juurutamine	23
2.27	RayStation 2024A doosi arvutusalgoritmi uuendused	24
2.28	CBCT teisendusalgoritmi värskendused	26
2.29	Olemasolevate funktsioonide muutunud toimimine	27

3	PATSIENDI OHUTUSEGA SEOTUD TEADAOLEVAD PROBLEEMID	33
4	MUUD TEADAOLEVAD PROBLEEMID	35
4.1	Üldine	35
4.2	Import, eksport ja plaani aruanded	37
4.3	Patsiendi modelleerimine	37
4.4	Brahhüteraapia planeerimine	38
4.5	Plaani disain ja 3D-CRT kiire disain	38
4.6	Plaani optimeerimine	39
4.7	Prootonravi planeerimine	39
4.8	CyberKnife'i plaanimine	39
4.9	Kiiritamine	39
4.10	Automaatne planeerimine	40
4.11	Bioloogiline hindamine ja optimeerimine	40
4.12	RayPhysics	41
4.13	Skriptimine	41
5	SÜSTEEMI RAYSTATION 2024A SP1 UUENDUSED	43
5.1	Uudised ja parandused	43
5.1.1	Lahendatud ohutuse teatised (FSN-id)	43
5.1.2	Uued ja oluliselt värskendatud hoiatused	43
5.2	Lahendatud probleemid	43
5.3	Uuendatud kasutusjuhendid	44
LISA A -	EFEKTIIVDOOS PROOTONITELE	47
A.1	Taust	47
A.2	Kirjeldus	47

1 SISSEJUHATUS

1.1 TEAVE SELLE DOKUMENDI KOHTA

See dokument sisaldab olulisi märkmeid RayStation 2024A süsteemi kohta. See sisaldab patsiendi ohutusega seotud teavet ja loetleb uusi funktsioone, teadaolevaid probleeme ja võimalikke lahendusi.

Iga süsteemi RayStation 2024A kasutaja peab tundma neid teadaolevaid probleeme. Teemaga seotud küsimuste korral võtke ühendust tootjaga.

1.2 TOOTJA KONTAKTANDMED



RaySearch Laboratories AB [publ]
Eugeniavägen 18C
SE-113 68 Stockholm
Rootsi
Telefon: +468 5105 3000
E-post: info@raysearchlabs.com
Päritoluriik: Rootsi

1.3 INTSIDENTIDEST JA SÜSTEEMI TOIMIMISVIGADEST TEATAMINE

Saatke teave intsidentide ja vigade kohta ettevõtte RaySearch tugiteenuse meilile: support@raysearchlabs.com või helistage kohalikule tugiteenuse osutajale.

Juhul kui seadmega seoses on toimunud tõsine intsident, tuleb sellest teavitada tootjat.

Kohalduvatest eeskirjadest olenevalt tuleb intsidendist võib-olla teavitada ka riiklike ametiasutusi. Näiteks Euroopa Liidus tuleb tõsistest intsidentidest teavitada selle Euroopa Liidu liikmesriigi pädevat asutust, kus kasutaja ja/või patsient asuvad.

2 UUDISED JA PARANDUSED SÜSTEEMIS RAYSTATION 2024A

Selles peatükis kirjeldatakse süsteemi RayStation 2024A uudiseid ja uuendusi võrreldes süsteemiga RayStation 2023B.

2.1 LAHENDATUD VALDKONNA OHUTUSTEATISED (FSN-ID)

Süsteemis RayStation 2024A ei ole ühtegi lahendatud valdkonna ohutusteatist (FSN-id).

2.2 UUED JA OLULISELT VÄRSKENDATUD HOIATUSED

Hoiatuste täieliku loendiga tutvumiseks vaadake dokumenti *RSL-D-RS-2024A-IFU, RayStation 2024A SP1 Instructions for Use*.

2.2.1 Uued hoiatused



HOIATUS!

Teisestesse andmebaasidesse salvestatud raviandmed. Ärge värskendage teiseid andmebaase, kus raviga seonduvaid andmeid on salvestatud süsteemiga RayCare ühendatud süsteemist väljaspool. Need teised andmebaasid peavad jääma nende praegusesse skeemi versiooni.

(824240)

**HOIATUS!**

Veenduge, et kõik kliiniliselt asjakohased fiksatsiooni- ja tugivahendi ROI-d (huvipiirkonnad) oleksid lisatud kiirte komplekti. Vaikimisi lisatakse kõik fiksatsiooni- ja tugivahendi ROI-d kõikidesse kiirte kompleksidesse. Kõik kiirte komplekti lisatud fiksatsiooni- ja tugivahendi ROI-sid kasutatakse kiirte komplekti jaoks doosi arvutamiseks. Kui fiksatsiooni- või tugivahendi ROI on kiirte komplektist välistatud, ei võeta seda arvesse vastavale kiirte komplektile doosi arvutamisel.

Kiirte komplekti lisatud tugivahendi ja fiksatsiooni ROI-d:

- tähistatakse sinise kiirte komplekti ikooniga huvipiirkondade loendis;
- tähistatakse märgitud märkeruuduga vahekaardil Fixation and support (Fiksatsiooni- ja tugivahend);
- esitatakse pideva joone stiilis 2D-patsiendivaadetes;
- lisatakse patsiendivaatesse Material (Materjal) kiirte komplekti valimisel.

(713679)

**HOIATUS!**

Skannitud avatari registreerimine. Meetod Register Scanned Avatar (Skannitud avatari registreerimine) on skriptitav meetod, mis registreerib avatari, mida saab kasutada kokkupõrke tuvastamiseks.

Kasutaja peab veenduma, et avatar oleks sobiv esitlus patsiendist ja et see oleks vastavasse patsiendi huvipiirkonda õigesti registreeritud, enne kui seda kasutatakse kokkupõrke tuvastamiseks. Avatar võib võimalikust kokkupõrkest varakult teada anda, kui seda kasutatakse kokkupõrke tuvastamisel, aga seda on keelatud kasutada lõpliku kokkupõrgete vastase kaitsena.

(824789)

**HOIATUS!**

Suure doosi tehnika tüübi seadistused. Lävendid tuleb seadistada ainult suure doosi tehnika tüüpidega kasutamiseks mõeldud ravitehnikatele. Lävendid võimaldavad raviseadme turvakontrolli alistamist. Kui väärtused määratakse valesti, võib see põhjustada kahjulikku ravi. Lisaks tuleb määrata õige suvandi Maximum beam MU (Kiire maksimaalne MU) piirang.

(825142)

**HOIATUS!****Väikestel madalatel väljadel kasutatud prootoni MC-doosialgoritmi doosi täpsus.**

Monte Carlo PBS doosialgoritmi kontrollimine süsteemis RayStation näitab kõrvalekaldeid doosi täpsuse nõuetest võrreldes väikeste madalate väljade mõõtudega. Kontrollimine hõlmab väljasid, mille sügavus on vahemikus 5 kuni 30 mm, kasutades apertuuri avasid läbimõõtudega 8 ja 15 mm. Testi seadistuses kasutatud raviotsakul on vahemiku nihuti, mis paikneb 72 cm apertuurist ülespoole. Nende seadistuste puhul on täpsuse nõudeks gamma [3%, 0,3 mm] läbimise määr üle 90% ja gamma [5%, 0,5 mm] läbimise määr üle 95%. 8 mm apertuuri läbimõõduga testimisjuhtumite puhul kipub süsteemi RayStation Monte Carlo PBS doosialgoritm doose mõõtudega võrreldes üle hindama ja ühel juhul kontroll ei läbi gamma [3%, 0,3 mm] täpsuse nõuet, kus läbikukkumise määr on umbes 14%. Samaväärse seadistusega, kuid 15 mm apertuuri läbimõõduga testimisjuhtumid läbivad kõik täpsuse nõuded ja kõik väikeste madalate väljade testimisjuhtumid läbivad gamma [5%, 0,5 mm] nõude.

Kasutajal soovitatakse olla eriti hoolikas väiksemate kui 15 mm apertuuri avadega plaanide loomisel.

(824407)

2.2.2 Oluliselt värskendatud hoiatused**HOIATUS!**

Materjali visualiseerimine. Materjali vaade kuvab kombineeritud voksli tihedused kujutiste seeria väärtustest ja elektrontiheduse ülekirjutamisest. Mis tahes elektrontiheduse ülekirjutamise huvipiirkonnad välises ROI-s, valitud kiirte komplekti lisatud fiksatsiooni- ja tugivahendi tüüpi ROI-d ja valitud kiirele lisatud booluse tüübiga huvipiirkonnad lisatakse sellesse tiheduse arvutusse. Kuvatavad tiheduse väärtused on doosi arvutamiseks kasutatud voksli tihedused.

Kui prootoni ja valgusiooni doosi arvutamise sisendina kasutatakse pidurdusvõimsuse suhet (Stopping Power Ratio, SPR), kuvab materjali vaade selle asemel doosi arvutamisel kasutatud voksli SPR-i väärtusi.

Kasutajal soovitatakse materjali väärtused (tihedus või SPR) hoolikalt üle vaadata, et veenduda doosi arvutuse õigsuses.

Pange tähele, et BNCT ja Brachy TG43 puhul ei ole materjali visualiseerimine saadaval. Tehnika BNCT puhul teeb doosi arvutamise väline doosialgoritm ja materjali töötlemine on erinev, kuid Brachy TG43 doosi arvutamisel käsitletakse tervet patsienti veena.

2638



HOIATUS!

CBCT tihedustabeli määramine. CBCT toorandmete vahetuks kasutamiseks doosi arvutamisel kasutab RayStation kujutisepõhist CBCT tiheduse tabelit. Kuna CBCT puhul on määratud tiheduse tasemeid piiratud kogus võrreldes sellega, mis on tavaliselt CT puhul määratud, võib CBCT kujutiste alusel doosi arvutamine olla ebatäpsem kui CT kujutiste või teisendatud CBCT kujutiste kasutamine. Kui doosi arvutamisel kasutatakse CBCT-d koos tiheduse tabeliga, oleneb arvutamise täpsus selle tabeli häälestamisest ja sellest, kui täpselt kattub tegelik tihedus patsiendis tabelis valitud tihedustega.

Vaadake tiheduse tabel alati üle enne, kui kasutate seda doosi arvutamisel. Ülevaatus jaoks võib kasutada valitud lõikude punktkontrolli CBCT dialoogis Create Density Table (Loo tiheduse tabel), kus saab tiheduse tabeli mõju visualiseerida.

CBCT-kujutise toorandmete doosi arvutamine on toetatud ainult footonite puhul.

(9355)



HOIATUS!

Kiirtekimbu mudelid tuleb enne kliinilist kasutamist valideerida. Kasutaja on kohustatud kõik kiirtekimbu mudelid valideerima ja kasutusele võtma enne, kui neid kasutatakse kliiniliste väliskirte kiiritusravi raviplaanide koostamiseks.

RayStation on välja töötatud kasutamiseks koolitatud kiiritusravi spetsialistidele. Soovitame tungival, et kasutajad järgiksid täpsete raviplaanide tagamiseks dokumentides AAPM TG40, TG142, TG53, TG135, IAEA TRS 430, IAEA TRS 483 avaldatud soovitusi ja muid norme.

Arvutatud doosi täpsus sõltub otseselt kiirtekimbu mudeli kvaliteedist. Kiirtekimbu mudeli puudulikkus võib põhjustada kõrvalekaldeid kinnitatud ja manustatud doosi vahel. Kõik parameetri väärtused ning plaani QA ja QC peab läbi vaatama ja heaks kiitma kvalifitseeritud füüsik. Doosi arvutamine peab olema valideeritud kõikide käituse andma CT seadmete jaoks.

- Arvutatud doos peab olema valideeritud kõikide asjakohaste kliiniliste olukordade jaoks, sealhulgas, kuid mitte ainult, muutus SAD-i, SSD, välja suuruses, välja kujus, teljevälisuse asendis (x, y ja diagonaal), kollimatsiooni liigis, modulatsiooni määras, lekke doosis (muutus MU-s/Gy-s või NP/Gy-s), ravilaua/kanduri/kollimaatori nurkades, CyberKnife'i sõlmekomplektides, patsiendi/fantoomi materjali koostises ja patsiendi/fantoomi materjali geomeetrias.
- Arvutatud doosi tuleb kontrollida kõikide kliinilisel asjakohaste doosivõrgustiku lahutusvõimete puhul.
- Teadaolevaid piiranguid on kirjeldatud jaotises *RSL-D-RS-2024A-REF, RayStation 2024A Reference Manual*. Valideerimise ajal tuleb tuvastada iga kiirtekimbu mudeli kasutamispääs ja neid planeerimise ajal järgida.

Footonid:

Eriti ettevaatlik tuleb olla enne süsteemi RayStation kasutamist 5 mm-st väiksemate MLC lehtedega, tavalistest patsiendimaterjalidest erinevate materjalide, plokkide, väikeste ringkoonuste, kiilude (eelkõige teljevälisised kiilud), komplekssete VMAT plaanide, väikese väljasuurusega pöördplaani, Siemensi mARC-plaanide ja (eriti 15-kraadist ringrotatsiooni ületavate) dünaamilise kaarega kasutamist.

Pange tähele!

- 3D-CRT jaoks valideeritud kiirtekimbu mudel ei ole tingimata sobiv IMRT plaanide jaoks.
- SMLC jaoks valideeritud kiirtekimbu mudel ei ole tingimata sobiv DMLC plaanide jaoks.
- SMLC või DMLC jaoks valideeritud kiirtekimbu mudel ei ole tingimata sobiv VMAT

plaanide jaoks.

- VMAT jaoks valideeritud kiirtekimbu mudel ei ole tingimata sobiv libiseva aknaga VMAT sekveneerimisega loodud plaanidele.
- Ühe footoni doosialgoritmi (Collapsed Cone või Monte Carlo) jaoks mõeldud kiire mudel ei sobi teise doosialgoritmi jaoks ilma kiire mudeli parameetreid kohandamata.

Kontrollimist tuleb teha iga valitud ravitehnika puhul, kasutades Beam 3D modelleerimist või süsteemi RayStation. C-armi ja CyberKnife LINAC-i puhul vaadake hoiatust 3438. TomoTherapy raviseadmete puhul vaadake ka hoiatust 10172.

Prootonid:

Valideerimine peab hõlmama asjakohase kompensatori ning vahemiku nihuti geomeetriaid, ploki ja/või MLC ava kontuure, õhuvahesid / ninamiku asendeid, isotsentri kaugust pinnast, punkti häälestamist ja mustreid, hajutatud Braggi piigi sügavust ja modulatsiooni laiust ning väljasuursi (vt ka hoiatust 1714).

Mevion Hyperscani kasutamisel vt ka hoiatust 369009.

Kergete ioonide korral kehtib järgmine.

Valideerimine peab hõlmama asjakohaseid õhuvahesid / ninamiku asendeid, isotsentri kauguseid pinnast, punktide suurust ja mustreid, väljasuursi, heterogeenseid/antropomorfseid fantoome, KT-seadmeid, vahemiku nihuti sätteid, lekkedoosi ja ravimise sätteid (vt ka hoiatust 1714).

Elektronid:

Valideerimine peab hõlmama asjakohaseid aplikaatori geomeetriaid, ilma väljalõiketa väljasuursi, väljalõikega väljasuursi ja kujundeid, täisnurksete aplikaatorite väljakuju suunda, väljalõike materjali ja paksust, õiget õhuvahet isotsentrini ja D50 vee vahemikke kiire nimiennergia kohta. Toetatakse üksnes sirgete servadega, st kiire telgjoonega paralleelseid Cerrobendi väljalõikeid.

(4001)

**HOIATUS!**

Protoni ja valgusiooni PBS-plaanide doosi võrgustiku efektid. Süsteemi RayStation Pencil Beam protonite doosialgoritmid arvutavad vokslile keskmise doosi koos integreeritud sügavusdoosiga (IDD) ja lateraalselt igale vokslile keskpunkti doosi ning võimaldab sellel doosi väärtusel esindada terves vokslis olevat doosi ja süsteemi RayStation Monte Carlo doosialgoritm arvutab vokslis hoiustatud keskmise doosi. See tähendab, et mis tahes doosi kõrvalekalded, mis esinevad praegusest doosi võrgustikust täpsemas lahutusvõimes, võivad minna doosi arvutamisel kaotsi. Kasutaja vastutab igale plaanile sobiliku doosivõrgustiku lahutusvõime valimise eest. Kuid madala energiaga protoniväljade ja ilma lainekujulise filtrita valgusioonide väljade puhul võib Braggi piik olla nii terav, et isegi seadme RayStation (0,5 mm) kõrgeim doosivõrgustiku eraldusvõime võib olla ebapiisav Braggi piigi lahendamiseks, mis põhjustab arvutatud doosi süsteemset alahindamist manustatud doosiga seoses. See võib luua raviplaane, mis annavad oodatust kõrgema manustatud doosi.

Arvestage selle piiranguga doosi arvutamisel. Hindamaks selle lahknevuse olulisust, olge patsiendipõhise kvaliteedi tagamise protsessi ajal eriti hoolikas.

(439)

**HOIATUS!**

Protonite PBS MC doosikalkulaatori väljasuuruse piirangud. RayStation Monte Carlo PBS-i doosikalkulaatori valideerimine katab järgmisi väljasuurusega seotud seadistusi:

- skaneeritavad väljasuurused üle $4 \times 4 \text{ cm}^2$
- MLC apertuuri avad üle $2 \times 2 \text{ cm}^2$
- ploki apertuuri avad üle $4 \times 4 \text{ cm}^2$
- Blokeerige alla 8 ja 15 mm diameetriga apertuuri avad madalate väljade puhul vahemikus 5 ja 30 mm.

Olge eriti hoolikas, kui loote PBS ja joonskaneerimise plaane skaneeritud väljasuuruste või apertuuri avadega, mis on doosikalkulaatori valideeritud seadistustest väiksemad.

(369532)

**HOIATUS!**

Vahemiku nihutitega heeliumiooni PBS-i absoluutdoosi täpsus. Vahemiku nihuti ja patsiendi vahelises piirkonnas, mida nimetatakse ka õhuvaheks, süsteemis RayStation heeliumiooni doosi arvutamisel kasutatud analüütilises doosialgoritmis kiire hajuvuse modelleerimisel on piirangud. Doosialgoritmi on edukalt kontrollitud õhuvahede suhtes kuni 40 cm, kuid suuremate õhuvahede puhul on tuvastatud lahknevusi, eriti väikeste väljade ja/või paksude vahemiku nihutite puhul. Kasutajal soovitatakse seetõttu olla eriti ettevaatlik suuremate kui 40 cm õhuvahede kasutamisel.

(219202)

**HOIATUS!**

RBE kaalutud doosi ja keskmistatud doosiga LET segakiirgusvälja umbkaudne lateraalne sõltuvus. Primaarsete osakeste ja fragmentide lateraalse fluuensi jaotust arvutatakse trikroomi umbkaudse hinnanguna. Trikroomi umbkaudne hinnang kasutab MCS-i ja aatomi halo gausse ning seostab need erinevate osakeste liikidega, et saavutada realistlikku primaarsete osakeste ja fragmentide fluuensi lateraalset jaotust. Umbkaudne hinnang võib põhjustada märkimisväärseid tõrkeid välja piirkondades, kus primaarsete osakeste ja fragmentide jaotus erineb sellest, kus lateraalne tasakaal esineb segakiirgusväljas, näiteks väljast väljaspool, väikese välja sees või suurema välja servas. Pange tähele, et efekt on keskmistatud doosiga LET-s otseselt nähtav, kuid mõjutab RBE-d vaid teisese efektina.

(408315)

2.3 KLIINILISED EESMÄRGID KIIRTE KOMPLEKTI VÕI PLAANI KOHTA

- Nüüd on võimalik seostada kliinilisi eesmärke plaaniga või plaanis oleva kiirte komplektiga.
- Regulaarsetes plaanimismoodulites (nt Plan optimization [Plaanid optimeerimine]) arvutatakse kliiniline eesmärk nende seose poolt antud doosi alusel.
- Moodulites, kus doose saab võrrelda (nt Plan evaluation [Plaanid hindamine], MCO ja Dose tracking [Doosi jälgimine]), saab kliinilisi eesmärke ikkagi hinnata samal ajal mitme doosi suhtes.
- Seosed salvestatakse kliinilise eesmärgi mallidesse. Seoseid saab malli rakendamisel käsitsi konfigureerida, sarnaselt sellega, kuidas saab konfigureerida huvipiirkondasid.
- Plaanid ja kiirte komplekti aruannete tabeleid on värskendatud. Aruannetes saadaolevad kliiniliste eesmärkide tabelid on "plaaniga seotud kliinilised eesmärgid", "kiirte komplektiga seotud kliinilised eesmärgid" ja "kliinilised eesmärgid (hindamisdoos)".

2.4 FIKSATSIOONI- JA TUGIVAHENDI ROI-DE VALIMINE KIIRTE KOMPLEKTI KOHTA

- Nüüd on võimalik valida fikstsiooni- ja tugivahendi ROI-sid kiirte komplekti kohta. See võimaldab näiteks erinevates modaalsustes mitme kasutatava ravilaua kontuurimist.
- Doosi arvutuses, SSD arvutuses, õhuvahe arvutuses, kiire sisenemispunkti valideerimises, füüsilise sügavuse arvutuses, vesiekvivalentse sügavuse arvutuses, muude kujutiste seeriade doosi arvutustes, häiritud doosi arvutustes ja mooduli Dose tracking (Doosi jälgimine) fraktsiooni doosi arvutustes kasutatakse ainult valitud fikstsiooni- ja tugivahendi ROI-sid.
- Vaikimisi lisatakse kõik fikstsiooni- ja tugivahendi ROI-d kiirte komplekti.
- Kiirte komplekti või plaani kinnitamisel kaasatakse kinnitusse ainult kiirte komplektis olevad fikstsiooni- ja tugivahendi ROI-d. Kõik välja jäetud fikstsiooni ja tugivahendi ROI-d jäävad kinnitamata. Kõiki muid huvipiirkondasid ja huvipunkte kinnitatakse tavalisel viisil.
- Plaani aruandes on uus tabel iga kiirte komplekti kohta, kus kuvatakse kasutatud fikstsiooni ja tugivahendi ROI-sid ning nende materiaalseid omadusi.
- Lisatud on uus protokoll etapp; *Include fixation & support ROIs* (Fikstsiooni- ja tugivahendi ROI-de lisamine). Selles etapis on võimalik määratleda, milliseid fikstsiooni ja tugivahendi ROI-sid lisada protokoll loodavasse kiirte komplekti.

2.5 SÜVAÕPPE SEGMENTIMINE

- Huvipiirkonnad rühmitatakse nüüd keha asukoha alusel dialoogis *Deep learning segmentation* (Süvaõppe segmenteerimine).
- Nüüd on võimalik seadmes RayMachine määrata huvipiirkondadele värvikoode. Värvikoodid peavad olema vormingus HEX või ARGB {komponent A peab olema FF, st täielikult läbipaistmatu}. Värvikoodide näited: #7b7bc0, #FF7b7bc0, blue (sinine).

2.6 MASINÕPPE PLANEERIMINE

- Sätete faili struktuur on ümber korraldatud. Väli *PredictSettings* on nüüd eemaldatud ja DVH muudatused määratletakse selle asemel jaotises *MimicSettings.PreprocessingSettings*. Muudatuste süntaks jääb samaks.
- Mudelite RayStation 2024A nimetamisviisid on nüüd uued. Süsteemi RayStation 2023B ja süsteemi RayStation 2024A süvaõppe plaanimise mudelite vahelised nimevastendused on esitatud allpool.

2023B mudeli nimed	2024A mudeli nimed
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 mudeli nimed	2024A mudeli nimed
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 JÕUDLUSE PARANDUSED

- Juhtumi salvestamine on nüüd kiirem, eriti väga suure plaanide arvuga patsientide puhul.
- Plaanimismooduli avamine on nüüd kiirem, eriti kolmnurksete huvipiirkondade puhul.
- Voksli mahtude arvutamine on nüüd kiirem. Seda tuvastatakse kiirema algse optimeerimisfaasi ja doosi arvutamisenä doosi võrgustiku seadistamisel või muutmisel.
- Suvand *Copy to all* (Kopeeri kõigele) huvipiirkonna/huvipunkti üksikasjade jaotises *Visualization settings* (Visualiseerimissätted) on nüüd kiirem.

2.8 SÜSTEEMI ÜLDISED PARANDUSED

- Huvipiirkondade ja huvipunktide loendid sortitakse nüüd algselt tähestiku järjekorras.
- Osade tabelite puhul on nüüd alamveergude sortimine lubatud. Näiteks huvipiirkonna üksikasju saab sortida visualiseerimise alamveergudes.
- Aruannete staatilisi tabelleid saab nüüd konfigureerida horisontaalpaigutuses väljundina.
- Mooduli 3DCRT ja VSIM kogu tööriistariba on nüüd täielikult nähtav (preskriptsiooni kuvamiseks ei ole vaja kerida ption) kompaktseks muudetud tööriistariba *Aperture shapes* (Apertuuri kujud) (sildid on eemaldatud ja ikoonid on teiselaldatud).
- Vaates *Material patient* (Materjali patsient), kus kuvatakse materjali väärtuseid doosivõrgustiku lahutusvõimes, lisatakse boolus, kui määratud huvipiirkonna boolusega kiirele valitakse kiire doos.
- Kliinilise eemärgi mallide või optimeerimisfunktsiooni mallide laadimisel on nüüd võimalik valida, kas olemasolevaid funktsioone tuleb asendada. See sarnaneb laadimiskiire loendi mallide praegusele käitumisele.

2.9 PATSIENDIANDMETE HALDAMINE

- Jaotis *Treatment delivery* (Ravi manustamine) on uue nimega *Dose tracking* (Doosi jälgimine) ja see kuvab nüüd täiendavalt doosi akumulatsioonis kasutatud kujutiste seeriat.

2.10 PATSIENDI MODELLEERIMINE

- Mallist struktuuride loomisel on nüüd võimalik kõikidele käivitamissuvanditele tuletatud huvipiirkondasid automaatselt värskendada. Olemasolevad protokollid saavad vaikekäitumise, st värskendada tuletatud huvipiirkondasid struktuuride malliga protokollide käitamisel.
- Jaotises *Basic shapes* (Põhikujud) on uus valik ellipsoidsete huvipiirkondade loomiseks.
- Seal on tööriist kopsu veresoonte segmenteerimiseks.
- Mudelipõhiselt segmentitud huvipiirkondade vaikenimed järgivad nüüd TG263 standardit.
- Huvipiirkondade ebaühtlast laienemist ja kokkutõmbumist on parandatud.
 - Uus algoritm kasutab hallskaala väärtusi huvipiirkondade servades, et saavutada sujuvamaid laienemisi ja kokkutõmbumisi. Algoritm töötab protsessoriga.
 - Suurte huvipiirkondade ja suurte veeriste puhul kasutatakse endiselt vana algoritmi, mis loob huvipiirkonnale binaarse piirjoone enne laiendamist või kokkutõmbamist. See on pikkade arvutusaegade vältimiseks.
- Mitme kontuuri kustutamine (säilitades kõik järgarvud) töötab nüüd kõikides kuvamissuundades; transversaalne, sagitaalne, koronaalne ja lõiguga joondatud (kaudsete kujutiste seeriade jaoks).
- Jaotise *Image registration* (Kujutise registreerimine) hõljuvat vaadet on värskendatud ja see töötab nüüd samamoodi, nagu süsteemis RayStation 11A ja varasemates süsteemi RayStation versioonides.
- Nüüd on võimalik kasutada piiratud vaatevälja deformeeritavate (hübriid) registreerimiste deformeerimisstrateegiana. Strateegia on lisatud selleks, et hallata paremini juhtumeid, kus võrdluskujutisena kasutatakse plaanimise KT-d ja sihtkujutisena kasutatakse piiratud vaateväljaga CBCT-d. Seda ei saa kasutada skriptomise teel ja vajab fookuse huvipiirkonna tüübiga Field-of-view (Vaateväli)
- Moodulis Deformable registration (Deformeeritav registreerimine) kuvab vaade *Deformation grid* (Deformeerimise võrgustik) kujutiste seeriat nüüd võrdluskujutise seeriaga samas suunas, st see näeb välja fusiooni vaatega samasugune, kui võrdluskujutisel on muu patsiendi asend kui HFS.

2.11 KUJUTISE TEISENDAMINE

- Teisendatud CBCT loomine (nii parandatud CBCT kui ka virtuaalne KT) sisaldab nüüd vaikimisi vaatevälja huvipiirkonna loomist ja deformeeritavat registreerimist. Deformeeritav registreerimine

luuakse uue deformeerimisstrateegia piiratud vaateväljaga. Muu vaatevälja huvipiirkonna ja muu deformeeritava registreerimise valimine on endiselt võimalik.

2.12 BRAHHÜTERAAPIA PLANEERIMINE

- Kanali numbreid kuvatakse nüüd 3D-vaadetes.

2.13 PLAANI OPTIMEERIMINE

- Nupp *Copy* (Kopeeri) on lisatud vahekaardile *Objectives/constraints* (Eesmärgid/piirangud).
- Funktsiooni väärtusi ei arvutata enam automaatselt pärast lõplikku doosi.
- Nüüd on võimalik kasutada tausta iooni doosi, mis on arvatud optimeerimises olevate teisendatud CBCT kujutiste seeriade põhjal.
- Libiseva akna VMAT jada loomise algoritmi on muudetud, et see looks täpselt 2-kraadise vahega kanduri vahega kontrollpunkte, mitte maksimaalselt 2-kraadiste kanduri vahedega.

2.14 MITMEKRITEERIUMILINE OPTIMEERIMINE (MCO)

- Nupp *Copy* (Kopeeri) on lisatud vahekaardile *Tradeoffs/constraints* (Eesmärgid/piirangud).
- Segmendipõhise Pareto plaani režiimi libiseva akna VMAT jada loomist on muudetud, et see looks täpselt 2-kraadise vahega kanduri vahega kontrollpunkte, mitte maksimaalselt 2-kraadiste kanduri vahedega.

2.15 ÜLDINE FOOTON-PLANEERIMINE

- Suure doosi tehnika tüübi tugi
 - Süsteemis RayPhysics on võimalik määratleda erinevate ravitehnikate lävendeid.
 - DICOM-i eksportimise ajal seadistatakse RTPlani sildiks (300A, 00C7) SRS kiirte puhul, kus MU ületab lävendi.

2.16 PROOTONITE PENCIL BEAM SKANEERIMISE PLANEERIMINE

- Nüüd on võimalik optimeerida ja arvutada prootoni PBS-i doosi 0,5 mm doosivõrgustiku lahutusvõimega, kasutades doosialgoritme Monte Carlo ja Pencil Beam.
- Ravimise ja kaitse sätted on nüüd skriptitavad.

2.17 PROOTONI LAIA KIIRE PLANEERIMINE

- Ravimise ja kaitse sätted on nüüd skriptitavad.

2.18 KERGETE IOONIDE (LIGHT ION) PENCIL BEAMI SKANNIMISE PLAANIMINE

- Valgusioonide RBE trikroomi umbkaudse hinnangu arvutamine:
 - trikroomi hinnangu arvutamine asendab varasema monokroomi hinnangu arvutamise, kus osakeste fluuensi lateraalset tasakaalu oletati, olenemata kiire kesktelje kaugusest.
 - Osakesi seostatakse nüüd kiire lateraalse fluuensi osadega, mis juhib peamised ioonid ja rasked fragmendid kesktelje lähedale ning kergemad fragmendid kaugemale.
 - Trikroomi hinnangu arvutamine põhjustab üldiselt kõrgemat RBE-d väikestes väljades ja lateraalse välja servades ning madalamat RBE-d madala doosi piirkonnas väljadest väljaspool.
- Paranenud osakeste koostisosade ümberjaotamine keskmistatud doosiga LET (LETd) arvutamisel madalamate energiate puhul (st paranenud trikroomi hinnangu arvutamine).
 - LETd hinnati üle madala doosi piirkonnas, mis asub süsteemi RayStation 2023B lühikeste kuni keskmiste vahemike SOBP suhtes lateraalses doosi piirkonnas. See on nüüd parandatud.

2.19 ELEKTRONIDE PLANEERIMINE

- Ravimise ja kaitse sätted on nüüd skriptitavad.
- Nüüd on võimalik HDMLC-ga süsteemi Varian TrueBeam doosi arvutada aplikaatorite puhul, mis on MLC laiendusega võrreldes suuremad y-suunas. (Selle peatamisega oli probleem süsteemis RayStation 2023B.)

2.20 PLAANI HINDAMINE

- Kliiniliste eesmärkide tulemusi kuvatakse nüüd eraldi veergudes, mis luuakse iga hinnatud doosijaotuse kohta. Varem dubleeriti kliinilisi eesmärke mitmel real.
 - Kliinilisi eesmärke hinnatakse 2D-patsiendivaates kuvatavate dooside suhtes, kuid ka plaanide ja kiirte komplektide suhtes, millega need on seostatud. (Vt jaotis 2.3 Kliinilised eesmärgid kiirte komplekti või plaani kohta lk 16 kliinilise eesmärgi seostamise üksikasjade saamiseks.)
 - Võrdlusdooside hindamist kuvatakse kliiniliste eesmärkide loendi eraldi jaotises, mille nimi on *Comparison* (Võrdlus).

2.21 KVALITEEDI TAGAMISEKS VALMISTUMINE

- EPID kvaliteedi tagamise funktsiooni on hinnatud süsteemi Varian Halcyon puhul.¹

¹ Märgis HALCYON on ettevõtte Varian Medical Systems, Inc. kaubamärk. Varian ei sponsoreeri ega toeta süsteemi RayStation kasutamist selle tootega HALCYON.

2.22 KOHANDUV ÜMBERPLAANIMINE

- Nüüd on võimalik kasutada tausta iooni doosi, mis on arvutatud adapteeritud plaanides olevate teisendatud CBCT kujutiste seeriade põhjal.

2.23 DICOM

- Värskendati viisi, kuidas süsteem RayStation töötleb DICOM-i andmeid, kui filter on rakendatud. Varem edastati andmekogumid filtrisse sama suvandiga Transfer Syntax (Edastamise süntaks), millega see vastu võeti. Seda on nüüd värskendatud, nii et alati kasutatakse suvandit Transfer Syntax Implicit VR Little Endian
- Värskendati DICOM-i atribuutide Prescription Description (300A,000E) (Retsepti kirjeldus) ja Dose Reference Description (300A,0016) (Doosi viite kirjeldus) asustamist. Varem kasutati nende atribuutide asustamiseks vaikeväärtusi. Suvandi Dose Reference Description (Doosi viite kirjeldus) puhul on nüüd võimalik valida nelja erineva vaikerežiimi vahel väärtuste asustamiseks. Seda sätet saab konfigurierida seadme kohta.

Lisaks on mõlemale atribuudile võimalik seadistada kasutaja määratletud alistamisi süsteemi RayStation kasutajaliidese või skriptimise kaudu.

See funktsioon asendab DICOM-i filtri osad RSL-D-61-393 Modify RTPLAN for Mosaic

- Nüüd on võimalik seadistada doosi määr süsteemi RayStation positsioneerimiskirjetele raviseadme Linac kasutamise korral. Selle jaoks on uus seadistus saadaval süsteemis RayPhysics.
- Seadmetele Linac on lisatud suvandi Referenced Reference Image Sequence (300A,0016) (Viidatud võrdluskujutise jada) eksportimise võimalus. See jada sisaldab RT-kujutiste (DRR-ide) viiteid. See suvand on ajutine lahendus, mis tulevastest versioonidest tõenäoliselt eemaldatakse.
- Parandati probleemi, mis põhjustas nominaalsete lõua asendite valesti eksportimist elektroni plaanides, kus kõik Aplikaatori ID-d on seadme mudelis võrdsed. Õiged nominaalsed lõua asendid on nüüd selle seadistuse jaoks eksportitud. Lisaks ei ole enam võimalik mitteunikaalsete Aplikaatori ID-dega seadmeid kasutusele võtta. Kasutusjuhtumite korral, kus see on vajalik, tuleb selle asemel kasutada sätet Export applicator IDs as (Ekspordi aplikaatori ID-d kujul) vahekaardil DICOM.

2.24 VISUALISEERIMINE

- Suhteline doosi väärtus on lisatud visualiseerimisse Dose cloud (Doosi pilv).
 - Doosi pilve säte (suhteline/absoluutne) on seotud värvitabeliga. Kui värvitabel on suhteline, vastab tekst "100% equals" (100% võrdub) peamisele preskriptsioonile, ja kui värvitabel on absoluutne, vastab see maksimaalsele doosile.

- Dialoogid *Show beam parts* (Kuva kiire osad), *Volume rendering settings* (Mahu renderdamise sätted) ja *DRR settings* (DRR-i sätted) on nüüd mittemodaalsed ja enam ei blokeeri sidet süsteemi RayStation muude osadega.
- Renderdusele Bragg Peak (Braggi piik) on tehtud jõudluse parandusi.
- Kiire kanduri nurka kuvatakse nüüd BEV-s.

2.25 SKRIPTIMINE

- *AddOarRangeMarginRoi* ja *RemoveOarRangeMarginRoi* on asendatud suvandiga *SetOarRangeMarginRois*, mis seadistab kogu loendi korraga. Huvipiirkondade eemaldamiseks kutsuge tühja loendiga.
- Loendi *Study.Registrations* nimeks pn muudetud *Study.FrameOfReferenceRegistrations*.
- Ravimise ja kaitse funktsioonile on nüüd kiire tasemel saadaval uued meetodid kõigi modaalsuste puhul, mis toetavad ravimist ja kaitset: *SetTreatOrProtectRoi*, *ClearTreatOrProtectRoi*, *SetFluenceProtectRoi*, *SetCompensatorProtectRoi*, *SetCompensatorProtectMargin*, *GetCompensatorProtectMargin*, *SetTreatDistalMargin*, *GetDistalTreatMargin*, *SetTreatProximalMargin*, *GetProximalTreatMargin*
- *RemoveTreatOrProtectRoi* on eemaldatud (kasutage uut: *ClearTreatOrProtectRoi*).
- *SetTreatAndProtectMarginsForBeam* on eemaldatud (kasutage uut: *SetTreatOrProtectRoi* koos argumentides olevate veeristega).
- *GetSSD* on eemaldatud, selle asemel on *GetSourceToSurfaceDistance* ja *GetSourceToSkinDistance*.

2.26 RAYPHYSICS

2.26.1 Elektronkiire juurutamine

- Nüüd on võimalik HDMLC-ga süsteemi Varian TrueBeam doosi arvutada aplikaatorite puhul, mis on MLC laiendusega võrreldes suuremad y-suunas. (Selle peatamisega oli probleem süsteemis RayStation 2023B.) Lahendus põhjustab võrreldes eelmise versiooniga väikeseid doosimuudatusi suuremate aplikaatorite puhul. HDMLC-ga süsteemi Varian TrueBeam seadme mudelid tuleb üle vaadata.

2.26.2 Ioonkiire juurutamine

- Nüüd on võimalik seadistada erinevaid doosivõrgustiku lahutusvõimeid sügavuse ja lateraalses suunas doosikõverate ja absoluutse dosimeetria arutamiseks.
- Protoni Pencil Beam ja Monte Carlo doosialgoritmide puhul on doosikõverate ja absoluutse dosimeetria arutamiseks kõige väiksemat lubatud doosivõrgustiku lahutusvõimet vähendatud väärtuselt 1,0 mm väärtusele 0,5 mm.

- Eralduse ja ajalugude arvu soovitatavaid väärtusi on värskendatud järgmiselt (ainult prootonite puhul – valgusiooni soovitusel jäävad samaks):
 - Punkti profiilid
 - + Lateraalne eraldus: 0,05 cm
 - + Sügavuse eraldus: 0,3 cm
 - + Ajalugude arv: 100 000 000
 - Puutumata Braggi piigid
 - + Lateraalne eraldus: 0,3 cm
 - + Sügavuse eraldus: 0,05 cm
 - + Ajalugude arv: 10 000 000
 - Absoluutne dosimeetria (varasemates soovitustes ei ole tehtud muudatusi)
 - + Lateraalne eraldus: 0,2 cm
 - + Sügavuse eraldus: 0,2 cm
 - + Ajalugude arv: 50 000

2.27 RAYSTATION 2024A DOOSI ARVUTUSALGORITMI UUENDUSED

RayStation 2024A doosikalkulaatorite muudatused on loetletud allpool.

Doosi algoritm	2023B	2024A	Vajab uues- ti ülessead- mist	Doosi mõju ¹	Märkus
Kõik	-	-	-	Ebaoluline	Uus algoritm huvipiirkonna kolmnurga võrkude voksli mahtudeks teisendamiseks, millel on ebaoluline mõju arvutatud 3D-dooosile. Huvipiirkondade mahud võivad olla pisut erinevad süsteemi RayStation eelmiste versioonide identse huvipiirkonnaga võrdlemisel.
Footon Ahendatud koonus	5,8	5,9	Ei	Ebaoluline	Doosialgoritmi muudatusi ei ole.

Doosi algoritm	2023B	2024A	Vajab uues- ti ülessead- mist	Doosi mõju ¹	Märkus
Footon Monte Carlo	3.0	3.1	Ei	Ebaoluline	Doosialgoritmi muudatusi ei ole.
Elektron Monte Carlo	5.0	5.1	Ei	Ebaoluline, välja arvatud HDMLC-ga süsteemi Varian TrueBeam puhul, kus võib näha väikeseid muudatusi, eriti suurte aplikaatorite puhul.	Süsteemis RayStation (CUDA) protsessori arvutamiseks kasutatav platvorm on värskendatud uuele versioonile. Sellel on väike mõju arvutatud Electron Monte Carlo doosile, mis võib selle statistilise loomu tõttu olla tundlik isegi väikestele häiretele. Väikese statistilise ebakindlusega doosi arvutamise puhul on doosi erinevus varasema versiooniga võrreldes ebaoluline. Probleem on lahendatud; Süsteemis RayStation 2023B HDMLC-ga süsteemle Varian TrueBeam ei olnud võimalik doosi arvutada aplikaatorite puhul, mis on MLC laiendusega võrreldes suuremad y-suunas. Probleemi lahendamiseks tehtud muudatused põhjustavad võrreldes eelmise versiooniga väikeseid doosimuudatusi suuremate aplikaatorite puhul.
Prootoni PBS Monte Carlo	5.5	5.6	Ei	Vähendati suurte doosi tippude arvu madala tihedusega vokslites.	Parandati raskemate aatomi fragmentide töötlemist madala tihedusega piirkondades.
Prootoni PBS Pencil Beam	6,5	6,6	Ei	Ebaoluline	Doosialgoritmi muudatusi ei ole.

Doosi algoritm	2023B	2024A	Vajab uuesti ülesseadmist	Doosi mõju ⁱ	Märkus
Prooton US/DS/Wobbling Pencil Beam	4,10	4,11	Ei	Ebaoluline	Doosialgoritmi muudatusi ei ole.
Süsiniku PBS Pencil Beam	6.0	7,0	Jah	Suured erinevused keskmistatud doosiga LET ja RBE puhul on oodatavad. Kõige suuremaid erinevusi on oodata välja lateraalsetes servades, väljadest väljaspool ja väikeste väljade sees. Füüsikalise doosi muudatused on ebaolulised.	Osakeste koostisosade lateraalse jaotuse paranenud töötlemine trikroomi hinnangu arvutamise RBE arvutamisel. Paranenud osakeste koostisosade ümberjaotamine keskmistatud doosiga LET (LETd) arvutamisel madalamate energiatega puhul (st paranenud trikroomi hinnangu arvutamine). LETd hinnati üle madala doosi piirkonnas, mis asub süsteemi 2023B lühikeste kuni keskmiste vahemike SOBPsuhtes lateraalses doosi piirkonnas. See on nüüd parandatud.
Brachy TG43	1.4	1.5	Ei	Ebaoluline	Doosialgoritmi muudatusi ei ole.

ⁱ Doosi mõju (ebaoluline/väike/suur) viitab mõjule, kui seadme mudeli uuesti ülesseadmist ei tehta. Pärast edukat uuesti ülesseadmist peavad muudatused olema väikesed.

2.28 CBCT TEISENDUSALGORITMI VÄRSKENDUSED

Allpool on loetletud süsteemi RayStation 2024A CBCT teisendus-algoritmide muudatused.

Teisendus-algoritm	2023B	2024A	Doosi mõju	Märkus
Parandatud CBCT	1.2	1.3	Ebaoluline	Väikesed muudatused loodud kujutiste seerias, kuna algoritmis kasutatud huvipiirkondade vokslite mahud võivad süsteemi RayStation varasemate versioonidega võrreldes kergelt erineda.

Teisendus- algoritm	2023B	2024A	Doosi mõju	Märkus
Virtual CT	1.2	1.3	Ebaoluline	Väikesed muudatused loodud kujutiste seerias, kuna algoritmis kasutatud huvipiirkondade vokslid mahud võivad süsteemi RayStation varasemate versioonidega võrreldes kergelt erineda.

2.29 OLEMASOLEVATE FUNKTSIOONIDE MUUTUNUD TOIMIMINE

- Pange tähele, et RayStation 11A töö sisse mõned muudatused seoses preskriptsioonidega. See teave on oluline, kui täiendatakse süsteemi RayStation versioonilt, mis on varasem kui 11A.
 - Preskriptsioonid määravad alati doosi iga eraldi kiirte komplekti kohta. Preskriptsioonid, mis on määratletud süsteemi RayStation versioonides, mis on vanemad kui 11A, mis on seotud kiirte komplektiga + taustadoos, on aegunud. Selliste preskriptsioonidega kiirte komplekte ei saa heaks kiita ja preskriptsiooni ei lisata, kui kiirte komplekt on DICOM-i eksporditud.
 - Preskriptsioonid, mis on määratud plaani genereerimise protokollil abil, on nüüd alati seotud ainult kiirte komplekti doosiga. Vaadake uuendamisel kindlasti üle olemasolevad plaani loomise protokollid.
 - Preskriptsiooni protsent ei sisaldu enam eksporditud preskriptsiooni doosi tasemetes. Süsteemi RayStation versioonides, mis on vanemad kui 11A, oli süsteemis RayStation määratud preskriptsiooni protsent olemas eksporditud üksuses Target Prescription Dose (Määratud sihtdoos). See on muudetud nii, et ainult süsteemis RayStation määratud Prescribed dose (Määratud doos) eksporditakse kui Target Prescription Dose (Määratud sihtdoos). See muudatus mõjutab ka eksporditud nominaalseid doosi panuseid.
 - Süsteemi RayStation versioonides enne versiooni 11A tugines Dose Reference UID (Doosi referents-UID), mis eksporditi süsteemi RayStation plaanides, üksustel SOP Instance UID (SOP üksik-UID) üksuses RT Plan/RT Ion Plan (RT-plaan / loonide RT-plaan) . Seda on muudetud, nii et erinevatel preskriptsioonidel saab olla sama Dose Reference UID (Doosi referents-UID). Selle muudatuse tõttu on plaanide Dose Reference UID (Doosi referents-UID), mis on eksporditud enne versiooni 11A, värskendatud nii, et kui plaan eksporditakse uuesti, kasutatakse erinevat väärtust.
- Pidage silmas, et RayStation 11A töö sisse mõned muudatused, mis puudutavad seadistamise pildindussüsteeme. See teave on oluline, kui täiendatakse süsteemi RayStation versioonilt, mis on varasem kui 11A.
 - Süsteemis Setup imaging system (Pildindussüsteemi seadistamine) (varasemates versioonides nimega Setup imaging device (Pildindusseadme seadistamine)) võib nüüd olla üks või mitu seadistamise kuvamisseadet. See võimaldab mitut seadistuse DRR-i ravikiirte jaoks ja eraldi identifikaatornime seadistamise kuvamisseadme kohta.

- + Seadistamise kuvamisseadmed võivad olla kandurile kinnitatud või fikseeritud.
 - + Igal seadistamise kuvamisseadmel on unikaalne nimi, mis kuvatakse vastavas DRR-vaates ja eksporditakse DICOM-RT kujutisena.
 - + Mitme kuvamisseadmega seadistamise pildindussüsteemi kasutatav kiir saab mitu DRR-i, üks iga kuvamisseadme kohta. See on saadaval niihästi seadistamise kiirte kui ka ravikiirte kohta.
- Pange tähele, et versioonis RayStation 8B võeti kasutusele prootonite efektiivdoosi (RBE doosi) käsitlemine. See teave on oluline prootonravi kasutajatele, kui värskendatakse süsteemi RayStation versioonilt, mis on varasem kui 8B.
 - Süsteemi olemasolevad prootonseadmed teisendatakse RBE-tüübiks, st eeldatakse, et kasutati konstantset tegurit 1,1. Kui see ei kehti ühegi andmebaasi seadme korral, võtke palun ühendust ettevõttega RaySearch.
 - Kui imporditakse RayStation RT Ion Plan (ioonide RT-plaan) ja RT Dose of modality proton (Modaalse prootoni RT-doos) ning seda tehakse doosi tüübiga PHYSICAL (Füüsikaline), mis eksporditi süsteemi RayStation versioonidest, mis on vanemad kui 8B, koheldakse seda importimist RBE tasemena, kui masina nimi üksuses RT Ion Plan (ioonide RT-plaan) viitab olemasolevale RBE masinale.
 - Doosi liigi PHYSICAL (Füüsikaline) RT-doos muudest süsteemidest või süsteemi RayStation versioonidest, mis on varasemad kui 8B seade, millel ei ole kiirtekimbu mudelis RBE-d, imporditakse nagu varasemates versioonides ega kuvata kui RBE doosi seadmes RayStation. Sama kehtib juhul, kui viidatud seadet ei ole andmebaasis. Kasutaja peab ise teadma, kas doosi tuleks käsitleda kui füüsikalist või RBE/footonite ekvivalenti. Siiski, kui sellist doosi kasutatakse taustadoosina järgneva planeerimise korral, käsitletakse seda efektiivdoosina.

Üksikasju vt jaotisest *Lisa A Efektiivdoos prootonitele*.

- Pidage silmas, et doosi statistika arvutusi värskendati süsteemis RayStation 11B. See tähendab, et varasema versiooniga võrreldes on oodata väikseid erinevusi hinnatud doosistatistikas. See mõjutab järgmist.
 - DVH-d
 - Doosi statistikat
 - Kliinilisi eesmärke
 - Preskriptsiooni hindamist
 - Optimeerimiseesmärgi väärtuseid
 - Doosistatistika meetmete toomist skriptimise kaudu

See muudatus kehtib ka heakskiidetud kiirte komplektide ja plaanide kohta, mis tähendab, et näiteks preskriptsiooni ja kliiniliste eesmärkide täitmine võib muutuda varem heakskiidetud kiirte komplekti või plaani avamisel, kui need pärinevad süsteemi RayStation versioonist, mis on varasem kui 11B.

Doosistatistika täpsuse paranemine on märgatavam doosivahemiku suurenemisega (ROI minimaalse ja maksimaalse doosi erinevus) ning ROI-de puhul, mille doosivahemikud on väiksemad kui 100 Gy, on oodata ainult väiksemaid erinevusi. Uuendatud doosistatistikas ei interpoleerita enam Dose at volume'i (doosi väärtusi mahu kohta), $D(v)$, ja Volume at dose'i (Mahu väärtus doosi kohta), $V(d)$. Selle asemel tagastatakse $D(v)$ puhul kogunenud mahust saadav minimaalne doos v . $V(d)$ puhul tagastatakse kogunenud maht, mis saab vähemalt doosi d . Kui vokslite arv ROI-s on väike, ilmneb saadud doosi statistikas mahu diskreetimine. Mitmikdoosi statistikameetmed (nt D5 ja D2) võivad saada sama väärtuse, kui ROI-s on järsud doosigradiendid, ja samamoodi ilmuvad doosivahemikud, millel puudub maht, DVH horisontaalsete sammudena.

- Pange tähele, et süsteemi RayStation 2024A on lisatud võimalus seostada kliinilist eesmärki kiirte komplekti doosiga või plaani doosiga. See olemasolevaid kliinilisi eesmärke sisaldavaid plaane ja malle puudutav teave on oluline süsteemi RayStation varasemalt versioonilt kui 2024A värskendamisel:
 - Ühe kiire komplektiga plaanide füüsilised kliinilised eesmärgid seostatakse nüüd automaatselt selle kiirte komplektiga.
 - Mitme kiirte komplektiga plaanide füüsilised kliinilised eesmärgid kopeeritakse, et tagada plaanis kõikide võimalike seoste olemasolu. Näiteks kahe kiirte komplektiga plaan toodab kolm vastavat koopiat igast kliinilisest eesmärgist: üks plaani jaoks ja üks mõlema kiirte komplekti jaoks.
 - Mallides määratletud kliinilised eesmärgid määratakse kiirte komplektile, mille nimi on 'BeamSet1'. Mitme kiirte komplektiga plaanivatel kasutajatel soovitatakse värskendada oma mallid õige seosega ja kiirte komplekti nimega. Pöörake erilist tähelepanu protokollides kasutatud mallidele. Mallides salvestatud kiirte komplektide nimed peavad vastama protokollis loodud kiirte komplektile.
- Nüüd on võimalik välistada fikstsiooni- ja tugivahendi ROI-sid kiirte komplektist. Huvipiirkonna välistamise korral ei arvestata seda kiirte komplekti doosi arvutamisel.
- Mitte üheski kiirte komplektis kasutatud Bolit ei kuvata vaadetes 3D / Ruumi vaade / DRR / Seadistuse DRR / BEV
- Prootonid: Süsteemis RayStation 2024A ravi planeerimisel ja kiire kasutuselevõtmisel lubatud väikseima doosi võrgustiku vokslite suurus vähendatakse väärtuselt 1 mm väärtusele 0,5 mm prootoni PBS Monte Carlo ja Pencil Beam prootonite doosialgoritmi puhul. Prootonravi seadme mudeli kasutuselevõtmisel on kasutajal soovitatud kasutada 0,5 mm eraldust punkti profiilide lateraalsetes suundades ja puutumata Braggi piikide korral sügavuse suunas. Ravi planeerimisel kasutatud lahutusvõimele ei ole täiendavaid piiranguid. Seetõttu on võimalik arvutada 0,5 mm eraldusega doosi süsteemi RayStation varasemates versioonides kasutatud seadme mudelitel,

kus nii väikese eraldusega doosi kõverate arvutamine ei olnud võimalik. Kasutaja vastutab selle eest, et kliiniliseks kasutuseks ette nähtud kiire mudelid oleksid kindlasti kõigi asjakohaste doosivõrgustiku lahutusvõimete puhul kontrollitud.

- Kuva Material patient (Materjali patsient), kus esitatakse doosivõrgustiku lahutusvõime materjali väärtused, on süsteemis RayStation 2024A varasemate versioonidega võrreldes rohkem piiratud. Materjali jaotust saab kuvada nüüd ainult kiire dooside ja kiirte komplekti dooside puhul, kui arvatud doos on olemas.
- Süsteemide RayStation 2023B ja RayStation 2024A vahel on imporditud doosi kõverate keskele joendamise algoritmi viga süsteemis RayPhysics parandatud. Süsteemis RayStation 2023B ja varasemates versioonides võis mürarikaste profilli kõverate puhul arvatud doosi kõvera keskpunkt olla mõnikord vale. Süsteemis RayStation 2024A visualiseeritud mõõdetud kõverad kasutavad keskele joendamist pärast vea parandamist, isegi kui doosi kõverad imporditi süsteemi RayStation varasemast versioonist. See kehtib nii kasutuses kui ka mittekasutuses seadme mudelitele. Eelmises versioonis loodud seadme mudeli ülevaatamisel võib esineda joonduse erinevusi süsteemis RayStation 2024A mõõdetud ja arvatud kõverates võrreldes süsteemi RayStation varasemate versioonide joondusega. Ainult mõõdetud kõverad võivad olla muutunud, arvatud kõverad ei muutu. Samuti ei muutu gamma ja doosi erinevuse kõverad ning süsteem kuvab mõõdetud ja arvatud kõverate vahelist erinevust nii, nagu see oli varasemas süsteemi RayStation versioonis, kus kõverad arvutati.
- Muudatused teisendatud kujutiste töötlemises
 - Teisendatud (loodud parandatud CBCT või virtuaalse KT meetodiga) kujutistele määratud kuvamissüsteem vastab nüüd võrdluskujutiste seeria (plaanimise KT) kuvamissüsteemile. Kõik olemasolevad kujutised on paigutatud. Seetõttu on selliste kujutiste modaalsus nüüd KT, mitte CBCT. See tähendab, et kõik kasutusjuhtumid, mis vajavad KT kujutise modaalsust, on nüüd avatud teisendatud kujutiste jaoks (välja arvatud iooni plaanimine).
 - Kasutaja saab teisendatud kujutise (loodud parandatud CBCT või virtuaalse KT meetodiga) kuvamissüsteemi pärast selle loomist käsitsi muuta. Kasutaja valik jääb kehtetute kujutiste uuesti arvutamisele.
 - Süsteemis 2024A (loodud parandatud CBCT või virtuaalse KT meetodiga) loodud teisendatud kujutiste DICOM-i eksportimisel seadistatakse suvandid Station Name (0008,1010) (Jaama nimi) ja Protocol Name (0018,1030) (Protokolli nimi) identseks võrdluskujutise (plaanimise KT) imporditud DICOM-i andmetega. See tagab tavaliste ja teisendatud kujutiste DICOM-i eksportimise järjekindla käitumise. Enne süsteemi 2024A loodud kujutiste DICOM-i eksportimine ei ole muutunud ning hangib suvandid Station Name (Jaama nimi) ja Protocol Name (Protokolli nimi) algse CBCT-kujutise kuvamissüsteemist (mitte imporditud DICOM-i andmetest).
- Värskendati viisi, kuidas RT-kujutistele (DRR-id) luuakse UID-d. Kui sama DRR eksporditakse süsteemist 2024A või mis tahes varasemast versioonist, luuakse erinevad DICOM-i üksused.
- Üksuse Dose Reference (Doosi viide) UID loomist värskendati süsteemis RayStation 2023B. Kui preskriptsiooniga kiirte komplekt eksporditakse varasemas versioonis ja teine sama ravikoha

ning doosi mahuga preskriptsiooniga kiirte komplekt eksporditakse süsteemis 2023B või uuemas, ei ühti üksuse Dose Reference (Doosi viide) UID-d. Süsteemiga RayCare ühendatud patsiente see ei mõjuta.

- Diskreetsete doosi määradega seadmetest eemaldati MLC lehe liikumise piirang VMAT optimeerimise ajal.

3 PATSIENDI OHUTUSEGA SEOTUD TEADAOLEVAD PROBLEEMID

Süsteemis RayStation 2024A ei ole ühtegi teadaolevat patsiendi ohutusega seotud probleemi.

Märkus. Täiendavaid väljalasketeatiseid võidakse väljastada vahetult pärast installimist.

4 MUUD TEADAOLEVAD PROBLEEMID

4.1 ÜLDINE

Materjali jaotust saab näha alles siis, kui doos on arvutatud

Kui 2D-patsiendivaade seadistatakse näitama doosivõrgustiku lahutusvõimes (materjali visualiseerimise vaates) massi tihedust või SPR-i, kuvatakse materjali teavet alles siis, kui doos on arvutatud. Kasutajal soovitakse pärast doosi arvutamist materjali visualiseerimise vaadet alati uurida, et mõista seda, mis massi tiheduse või SPR-i alusel doos arvutati. See on eriti oluline Ocular Gaze'i prootonravi planeerimisel, kus kasutaja peab vältima kujutise seeria vaate kasutamist, kuna see ei vasta doosi arvutamisel kasutatud patsiendi geomeetria välisel ROI-l kohustusliku elektrontiheduse ülekirjutamise ja naha tasandi olemasolu tõttu. Samuti on see eriliselt oluline footonitel ainult MR-i plaanimise puhul, kus doosi arvutamine sõltub välisele ROI-le ja muudele asjakohastele struktuuridele täpse elektrontiheduse ülekirjutamise määramisest.

[826963]

Automaatse taastamise funktsioon ei käsitle kõiki kraahi liike

Automaatse taastamise funktsioon ei käsitle kõiki kraahi liike ja RayStation kuvab mõnikord kraahist taastamise korral veateate tekstiga „Unfortunately auto recovery does not work for this case yet“ (Automaatne taastamine selle juhtumi korral kahjuks veel ei toimi). Kui RayStation jookseb kokku automaatse taastamise ajal, ilmub automaatse taastamise hüpikekraan järgmisel korral, kui RayStation käivitatakse. Sellisel juhul tühistage muudatused või proovige rakendada piiratud arvu toiminguid, et ennetada süsteemi RayStation kraahi.

[144699]

Piirangud süsteemi RayStation kasutamisel suure kujutiste seeriaga

RayStation toetab nüüd suurte kujutiste seeriatega (> 2 GB) importimist, kuid mõned funktsioonid on selliste seeriatega kasutamisel aeglased või põhjustavad kraahi.

- Nutika pintslite / nutika kontuurimise / 2D-piirkonna kasvatamise funktsioonid on uue lõigu laadimisel aeglased
- Muudetaval hübriidregistreerimisel võib suurte kujutiste seeriatega korral mälu otsa saada
- Muudetaval biomehaanilisel registreerimisel võib suurte kujutiste seeriatega korral mälu otsa saada
- Rinnanäärme automaatne planeerimine ei tööta suurte kujutiste seeriatega korral

- Suurte huvipiirkondade loomine halltooni astmete lävisegmentimisega võib põhjustada kraahi

[144212]

Piirangud, kui kasutate raviplaanis mitme kujutiste seeriat

Plaani kogudoos pole saadaval mitme kiirkomplektiga plaanide puhul, millel on erinevad plaanimise kujutiste seeriad. Ilma plaanidoosita ei ole võimalik:

- Plaani kinnitamine
- Plaani aruande loomine
- Doosi jälgimise plaani lubamine
- Plaani kasutamine kohandavas ümberkavandamises

[341059]

Doosi kuvamise kerge vastuolu

Järgnev kehtib kõigi patsiendivaadete kohta, kus doosi saab vaadata patsiendi kujutise lõigul. Kui lõik asetseb täpselt kahe vokslipiiril ja doosi interpoleerimine on keelatud, võib annotatsiooni vaates „Dose: XX Gy“ annotatsiooniga esitatud doosi väärtus erineda tegelikust esitatavast värvist vastavalt doosivärvide tabelile.

Selle põhjuseks on, et tekstväärtus ja renderdatud doosi värv võetakse erinevatest vokslitest. Mõlemad väärtused on sisuliselt õiged, kuid need ei ole ühtsed.

Sama võib juhtuda dooside erinevuse vaates, kus erinevus võib naabervokslite tõttu tunduda suurem kui see tegelikult on.

[284619]

Lõiketasapindade näidikuid ei kuvada patsiendi 2D-vaadetes

Lõiketasapindu, mida kasutatakse DRR-i arvutamiseks kasutatavate KT-andmete piiramiseks, ei kuvata tavalistes patsiendi 2D-vaadetes. Lõiketasapindade vaatamiseks ja kasutamiseks kasutage DRR-i sätete akent.

[146375]

Kinnitatud plaane sisaldava juhtumi kustutamise korral ei kuvata ühtegi hoiatust

Kui kinnitatud plaani sisaldav patsient valitakse kustutamiseks, teavitatakse kasutajat ja talle antakse võimalus kustutamist tühistada. Kui aga mitme juhtumiga patsiendi puhul valitakse kustutamiseks kinnitatud plaani sisaldav juhtum, ei esitata kasutajale ühtegi hoiatust, et kinnitatud plaani hakatakse kustutama.

[770318]

4.2 IMPORT, EKSPORT JA PLAANI ARUANDED

Kinnitatud plaani importimise põhjustab kõikide olemasolevate ROI-de heakskiitmise

Heakskiidetud plaani importimisel patsiendile, kellel on olemasolevad kinnitamata huvipiirkonnad, võidakse olemasolevad huvipiirkonnad automaatselt heaks kiita. Kui see juhtub, esitatakse importimisel UI teade, mis ütleb, et plaani kinnitamise olek edastatakse üksusesse RTStruct. Skriptimise kaudu importimisel esitatakse see teave impordilogis.

336266

Lasereksport ei ole võimalik lamatisega patsientidel

Lasereksporti funktsiooni kasutamine moodulis Virtual simulation lamatisega patsiendil põhjustab seadme RayStation kokkujookmise.

(331880)

RayStation teatab mõnikord ekslikult, et edukas TomoTherapy plaani eksportimine ebaõnnestus

Kui saadate süsteemi RayStation TomoTherapy plaani iDMS-ile RayGateway kaudu, aktiveerub süsteemi RayStation ja RayGateway vahelise ühenduse vahel 10 minuti pärast ajalõpp. Kui ülekanne on ajalõpu alguses veel pooleli, teatab süsteem RayStation nurjunud plaani eksportimisest, kuigi ülekanne on veel pooleli.

Kui see juhtub, vaadake RayGateway logi üle, et teha kindlaks, kas ülekanne oli edukas või mitte.

338918

Aruandemallid tuleb pärast täiendamist uuendada RayStation 2024A-le

Uuendamine versioonile RayStation 2024A nõuab kõikide aruandemallide uuendamist. Seetõttu pange tähele, et kui vanema versiooni aruandemall on lisatud kliinilisi sätteid kasutades, tuleb see mall uuendada, et seda saaks kasutada aruande loomiseks.

Aruandemalle uuendatakse valikuga Report Designer (Aruandekoostur). Eksportige valikust Clinic Settings (Kliiniku sätted) aruandemall ja avage see valikus Report Designer (Aruandekoostur). Salvestage uuendatud aruandemall ja lisage see valikusse Clinic Settings (Kliiniku sätted). Ärge unustage kustutada aruandemalli vana versiooni.

(138338)

4.3 PATSIENDI MODELLEERIMINE

Mälu võib kokku joosta, kui GPU-I käitatakse suuremahulisi muudetavaid hübriidregistreerimise arvutusi

Suuremahuliste muudetavate registreerimiste arvutamine GPU-I võib põhjustada mäluiga kõige suurema võrgustiku lahutusvõime kasutamisel seotud krahhe. Selle tekkimine sõltub GPU spetsifikatsioonist ja võrgustiku suuruselt.

(69150)

4.4 BRAHHÜTERAAPIA PLANEERIMINE

Süsteemide RayStation ja SagiNova vaheline fraktsioonide ning preskriptsioonide arv ei ühti

Üksuste DICOM RT Plan attributes (DICOM RT plaani atribuudud) *Planned number of fractions* (300A, 0078) (Plaanitud fraktsioonide arv) ja *Target prescription dose* (300A, 0026) (Sihtpreskriptsiooni doos) tõlgendamise vahel on ebakõla süsteemis RayStation võrreldes brahhüteraapia järellaadimissüsteemiga SagiNova. See kehtib eriti süsteemi SagiNova versioonile 2.1.4.0 või vanematele. Kui kliinik kasutab versioonist 2.1.4.0 uueemat versiooni, võtke ühendust klienditeenindusega, et teha kindlaks, kas probleem püsib.

Plaanide eksportimisel asukohast RayStation:

- Siht-preskriptsioonidoos eksporditakse preskriptsioonidoosina ühe fraktsiooni kohta, korrutatuna kiirekomplekti kuuluvate fraktsioonide arvuga.
- Kavandatud fraktsioonide arv eksporditakse kiirekomplekti fraktsioonide arvuna.

Ravimiseks süsteemi SagiNova plaanide importimisel:

- Preskriptsiooni tõlgendatakse kui preskriptsioonidoosi fraktsiooni kohta.
- Fraktsioonide arvu tõlgendatakse kui fraktsioonide koguarvu, sealhulgas kõigi varem esitatud plaanide fraktsioone.

Võimalikud tagajärjed on:

- Kiiritamisel on SagiNova konsoolil ühe fraktsiooni kohta preskriptsioonina näidatud tegelikult kõigi fraktsioonide kogudoos.
- Ühe patsiendi kohta ei pruugi olla võimalik esitada rohkem kui ühte plaani.

Konsulteerige SagiNova rakenduse spetsialistidega, et leida sobivaid lahendusi.

[285641]

4.5 PLAANI DISAIN JA 3D-CRT KIIRE DISAIN

Välja keskne kiirtekimp ja kollimaatori pööramine ei pruugi osadel MLC-del tagada soovitavaid kiirtekimbu avasid

Välja keskne kiir ja kollimaatori pööramine koos käsuga „Keep edited opening“ võib ava laiendada. Pärast kasutamist vaadake üle ja võimaluse korral kasutage kollimaatori pööramise olekut koos valikuga „Auto conform“.

[144701]

4.6 PLAANI OPTIMEERIMINE

Pärast doosi normeerimist ei teostata DMLC kiirtekimpudele maksimaalse lehekiiruse teostatavuse kontrolli

Optimeerimise tulemusena saadavad DMLC plaanid on teostatavad kõigi seadme piirangute korral, kuid doosi (MU) käsitsi ümberskaleerimine pärast optimeerimist võib põhjustada maksimaalse lehekiiruse ületamise sõltuvalt ravimisel kasutatud doosikiirusest.

[138830]

4.7 PROOTONRAVI PLANEERIMINE

Vale statistiline ebakindlus plaani doosi puhul prootoni MC doosi kasutamisel

Süsteemi RayStation prootoni Monte Carlo doosialgoritm ei arvuta statistilist ebakindlust kogu plaani doosi kohta, vaid ainult üksikute kiirte doose. Kiire doosi statistiline ebakindlus kuvatakse 2D-patsiendivaadetes iga üksiku kiire doosi kohta. Süsteemis RayStation 2024A kuvatakse statistilise ebakindluse väärtus vea tõttu ka plaani doosile. Kuvatud väärtus vastab kiirte loendi ühe kiire statistilisele ebakindlusele. See väärtus on enamasti kõrgem kui tegelik plaani doosi statistiline ebakindlus, kuid see võib olla mõnes olukorras tegelikust väärtusest madalam, kui suvandit *lons/spot* (loonid/punkt) on kasutatud lõpliku doosi arvutamise sätetes. Kuid plaani doosi kliiniline olek on ikkagi õige, kuna see sõltub ainult üksikute doosi annuste statistilisest ebakindlusest.

[826775]

4.8 CYBERKNIFE'I PLAANIMINE

CyberKnife'i plaanide sobivuse kinnitamine

Süsteemis RayStation loodud CyberKnife'i plaanid võivad umbes 1% juhtudest sobivuse kinnitamisest mitte läbi saada. Selliseid plaane ei saa kasutada. Mõjutatud kiirte nurgad tuvastatakse sobivuskontrollidega, mis käivitatakse plaani heakskiitmise ja plaani eksportimise ajal.

Selleks et kontrollida enne heakskiitmist, kas see probleem mõjutab seda plaani, saab käivitada skriptimeetodi `beam_set.CheckCyberKnifeDeliverability()`. Mõjutatud segmendid saab käsitsi eemaldada enne, kui käivitatakse viimaste kohenduste jaoks edasine optimeerimine.

[344672]

4.9 KIIRITAMINE

Segakiirekomplektid plaanifraktsiooni graafikus

Mitme kiirekomplektiga plaanide puhul, mille plaanifraktsioonide graafik on järgneva kiirekomplekti jaoks käsitsi redigeeritud, toob eelmise kiirekomplekti fraktsioonide arvu muutmine kaasa vigase fraktsioonide graafiku, kus kiirekomplekte ei kavandata enam järjestikku. See võib põhjustada probleeme doosi jälgimisel ja adaptiivsel ümberplaneerimisel. Selle vältimiseks lähtestage plaanifraktsioonide graafik alati vaikeväärtusele, enne kui muudate mitme kiirega komplekti plaanis olevate kiirekomplektide fraktsioonide arvu pärast fraktsioonimustri käsitsi redigeerimist.

[331775]

4.10 AUTOMAATNE PLANEERIMINE

Vale kiire sisselülitamise intervall võidakse ilma teavitusega tagasi määrata

Kui redigeerite dialoogiaknas Plan Explorer Edit Exploration Plan vahekaardil Beam Optimization Settings (Kiire optimeerimise sätted) kiire sisselülitamise intervalli väärtust, läheb see ilma teavitusega tagasi eelmisele väärtusele, kui sisestatud väärtus on vahemikust väljas. See võib kergesti märkamata jääda, näiteks kui sulgete dialoogiakna kohe pärast vale väärtuse sisestamist. Kiire sisselülitamise intervalli väärtus rakendub vaid sarirežiimiga juurutatud VMAT raviseadmete korral (mArc).

[144086]

4.11 BIOLOOGILINE HINDAMINE JA OPTIMEERIMINE

Uue adapteeritud plaani loomisel võib fraktsioneerimise graafiku bioloogiline hindamine põhjustada krahhi

Kui moodulis Biological Evaluation on muudetud fraktsioneerimise graafikut, jookseb süsteem adapteeritud plaani loomise ajal kokku. Bioloogiliseks hindamiseks kopeerige plaan ja tehke fraktsioneerimise graafiku muudatused koopiaal.

[138535]

Undo/redo (Tagasivõtmine / uuesti tegemine) muudab koste kõverad moodulis Biological Evaluation kehtetuks

Moodulis Biological Evaluation eemaldatakse koste kõverad valikuga Undo/redo (Tagasivõtmine / uuesti tegemine). Koste kõverate taastamiseks arvutage funktsiooni väärtused uuesti.

[138536]

Bioloogilise funktsiooni väärtuseid ei muudeta kehtetuks rohkem kui ühe kiirte komplektiga plaanide fraktsioneerimise skeemi muutmisel

Fraktsioneerimise ajakava muutmine muul kiirte komplektil kui esimesel, ei muuda graafikut Biological Progress (Bioloogiline edenemine) ega mooduli Biological Evaluation (Bioloogiline hindamine) hindamisfunktsiooni väärtusi kehtetuks. Arvutage funktsiooniväärtused pärast rohkem kui ühe kiirte komplektiga plaanides fraktsioonide teisaldamist alati käsitsi üle.

[48314]

Piirang moodulis Dose tracking (Doosi jälgimine) ajast sõltuvate toimete bioloogiliste kliiniliste eesmärkide hindamisel

Moodul Dose tracking (Doosi jälgimine) toetab ajast sõltuvate toimetega bioloogiliste kliiniliste eesmärkide hindamist (parandus ja taasasustamine). Selle hindamise sisendiks on doosijälgimise ravikuuris fraktsioonide ravimise aeg. Kuid fraktsioonide ravimise aega ei kuvata moodulis Dose tracking (Doosi jälgimine), mis raskendab kasutajal tuvastada täpselt, mis on hindamise alus. Raviplaanist doosi jälgimise käivitamisel kopeeritakse ravi aeg plaanist doosi jälgimise ravikuuri. Kuid fraktsioonide käsitsi lisamisel või eemaldamisel võib ravi aeg erineda ette nähtud fraktsioneerimisest. Doosi jälgimise fraktsiooni ravi aeg on praegu saadaval skriptimise kaudu.

Kasutaja peab olema sellest piirangust teadlik moodulis Dose tracking (Doosi jälgimine) ajast sõltuvate toimetega bioloogiliste kliiniliste eesmärkide hindamisel.

[722865]

4.12 RAYPHYSICS

Värskendatud soovitused anduri kõrguse kasutuse kohta

Süsteemide RayStation 11A ja RayStation 11B vahelised soovitusel sūgavusdoosi kõverate puhul anduri kõrguse ja sūgavuse nihke kasutuse soovitusel on värskendatud. Kui eelmisi soovitusi järgiti, võib footoni kiire mudelite kogunemispirkonna modelleerimine põhjustada pinna doosi ülestimulatsiooni arvatud 3D-doosis. Süsteemi RayStation versioonist 11A uuemale versioonile värskendamisel on soovitatav vaadata üle ja vajadusel värskendada footoni kiire mudelid vastavalt uutele soovitustele. Vaadake jaotist *Detector height and depth offset* (Anduri kõrguse ja sūgavuse nihe) süsteemis *RSL-D-RS-2024A-REF, RayStation 2024A Reference Manual* jaotist *Depth offset and detector height* (Sūgavuse nihe ja anduri kõrgus) süsteemis *RSL-D-RS-2024A-RPHY, RayStation 2024A RayPhysics Manual* ja süsteemi *RSL-D-RS-2024A-BCDS, RayStation 2024A Beam Commissioning Data Specification* uute soovituste kohta teabe saamiseks.

[410561]

4.13 SKRIPTIMINE

Skriptitud viitefunktsioonide piirangud

Kiirekomplekti, mis sisaldab skriptitud võrdlusdoosi funktsiooni, mis viitab lukustamata doosile, pole võimalik kinnitada. See toob kaasa programmi kokkujooksmise. Samuti viib kokkujooksmiseni kiirekomplekti kinnitamine, mis sisaldab skriptitud võrdlusdoosi funktsiooni, mis viitab lukustatud doosile, ja viidatud doosi järjestikune avamine.

Kui skriptitud võrdlusdoosi funktsioon viitab lukustamata doosile, ei anta märguandeid, kui viidatud doosi muudetakse või see eemaldatakse. Lõpuks pole uuele versioonile RayStation üleminekul mingit garantiid, et optimeerimisprobleemide versiooniuuendused, sealhulgas skriptitud võrdlusdoosi funktsioonid, säilitavad doosiviited.

[285544]

5 SÜSTEEMI RAYSTATION 2024A SP1 UUENDUSED

Selles peatükis kirjeldatakse süsteemi RayStation 2024A SP1 värskendusi võrreldes süsteemiga RayStation 2024A.

5.1 UUDISED JA PARANDUSED

5.1.1 Lahendatud ohutuse teatised (FSN-id)

Valdkonna ohutusteatises (FSN) 130646 kirjeldatud probleem on lahendatud.

5.1.2 Uued ja oluliselt värskendatud hoiatused

Süsteemis RayStation 2024A SP1 ei ole uusi ega märkimisväärsed värskendatud hoiatusi.

5.2 LAHENDATUD PROBLEEMID

Lahendatud. Võimalik eksportida arvutatud doosile mittevastavatesse süsteemi Elekta Motorized kiilu sisse/välja fraktsioonidesse

Ilmnes probleem, kui doosi algoritmi muudatus värskendas süsteemi Elekta Motorized kiiluga kiire kiilu sisse/välja fraktsioone ilma doosi kehtetuks muutmata. Plaani saab eksportida koos muu kiilu sisse/välja fraktsiooniga kui see, mida kasutati doosi arvutamisel. See on nüüd lahendatud.

[931461]

Lahendatud. DVH-d ei joonistata alati õigesti uuesti

Ilmnes probleem DVH vaate uuesti joonistamisel. Mõnel korral põhjustas uuesti joonistamine ilma väärtusteta vaate kuvamist. See on nüüd lahendatud.

[931786]

Lahendatud. Süsteemi vähenenud jõudlus pärast süvaõppe segmentimise kasutamist

Ilmnes probleem süsteemi RayStation üldise jõudluse halvenemisega selgepiirilisel süvaõppe segmeteerimisega seotud patsientidega töötamisel. See on nüüd lahendatud.

[936129]

Lahendatud. Erinevate ninamiku asenditega prootoni kiirte puhul ei ole võimalik kasutada sama plokki või kompensatorit

Prootonravi planeerimise tarvikute koodide kontrollimisega seotud probleemi tõttu ei olnud mitme erineva ninamiku asendiga kiire puhul võimalik kasutada sama füüsilist plokki või kompensatorit. See on nüüd lahendatud.

[931326]

Lahendatud. Liiga suur ressursi tarbimine andmebaasi värskendamise ajal

Andmebaasi ühenduste suure kasutusega seotud probleemi tõttu ei olnud võimalik vana andmebaasi uusimale versioonile värskendada. See on nüüd lahendatud.

[928370]

Lahendatud. Jõudluse probleemid andmebaasi värskenduses

Ilmnes probleeme aeglaste andmelõikudega, mis muutsid andmebaasi värskendamise väga aeglaseks. Need lõigud on nüüd optimeeritud andmebaasi värskenduse kiirendamiseks.

[928470]

Lahendatud. Kirjaviga skriptis update library

Ilmnes probleem kasutatud tööriistaga, mis muudab skriptid süsteemi RayStation uues versioonis ühilduvaks. See on nüüd lahendatud.

[928078]

Lahendatud. Patsienti ei ole võimalik süsteemi RayStorage abil vanemast andmebaasist teisaldada

Ilmnes probleem, kus süsteem RayStorage kopeeris patsiendi selle asemel, et teisaldada teda andmebaaside vahel, kui allika andmebaas on süsteemi RayStation versioon 6 või 7. See on nüüd lahendatud.

[876757]

Lahendatud. Sihtandmebaas muutub pärast süsteemi RayStorage abil patsientide teisaldamist

Süsteemi RayStorage saab kasutada andmebaaside vahel patsientide andmete teisaldamiseks. Ilmnes probleem muu andmebaasi sihtandmebaasina valimisel pärast seda, kui andmete edastamine oli lõpetatud. See on nüüd lahendatud.

[876773]

5.3 UUENDATUD KASUTUSJUHENDID

Järgmised kasutusjuhendid on süsteemis RayStation 2024A SP1 uuendatud:

- [RSL-D-RS-2024A-IFU-2.0 RayStation 2024A SP1 Instructions for Use](#)
- [RSL-D-RS-2024A-RN-2.1 RayStation 2024A SP1 Release Notes](#)
- [RSL-D-RCMD-2024A-IFU-1.0 RayCommand 2024A SP1 Instructions for Use](#)

- [RSL-D-RCMD-2024ASP1-ATP MA-1.0 RayCommand 2024A SP1 Acceptance Test Protocol MedAustron](#)
- [RSL-D-RCMD-2024ASP1-ITS MA-1.0 RayCommand 2024A SP1 Installation Test Specification MedAustron](#)
- [RSL-D-RCMD-2024ASP1-MADID-1.0 RayCommand 2024A SP1 MedAustron Driver Interface Description](#)
- [RSL-D-RS-2024A-RTIFU-1.0 RayTreat 2024A SP1 Instructions for Use](#)
- [RSL-D-RS-2024ASP1-RTITS-1.0 RayTreat 2024A SP1 Installation Test Specification](#)
- [RSL-D-RS-2024ASP1-RTTDITS-1.0 RayTreat 2024A SP1 Treatment Device Integration Test Specification](#)
- [RSL-D-RS-2024ASP1-DCSAD-1.0 RayTreat 2024A SP1 DICOM Conformance Statement Accuray Driver](#)
- [RSL-D-RS-2024ASP1-DCSID-1.0 RayTreat 2024A SP1 DICOM Conformance Statement IBA Driver](#)
- [RSL-D-RS-2024ASP1-DCSPD-1.0 RayTreat 2024A SP1 DICOM Conformance Statement ProNova Driver](#)

A EFEKTIIVDOOS PROOTONITELE

A.1 TAUST

Alustades RayStation 8B protonravi efektiivdoosi, käsitletakse selgesõnaliselt kas konstantse teguri lisamisega absoluutdosimeetriasse masinmodelis või kombineerides füüsikalisel doosil põhinevat masinmodelit absoluutdosimeetrias konstantse teguri RBE mudeliga. Seadme RayStation uuendamisel vanemalt kui RayStation 8B versioonile RayStation 8B või hilisemale eeldatakse, et kõik andmebaasis olevad masinamodelid modelleeriti absoluutdosimeetrias konstantse teguriga 1,1, et võtta arvesse prootonite suhtelisi bioloogilisi mõjusid. Kui see ei kehti kas või ühelegi andmebaasis oleva masina kohta, võtke ühendust ettevõtte RaySearch toega.

A.2 KIRJELDUS

- RBE-teguri võib lisada kas masinmodelisse (nagu oli standardne töövoog seadme RayStation versioonides enne 8B) või määrata RBE-mudelisse.
 - Kui masina mudelis on RBE tegur, eeldatakse, et see on 1,1. Neile masinatele viidatakse kui „RBE“.
 - Igasse prootoni RayStationi paketti on lisatud kliiniline RBE mudel teguriga 1,1. Seda tuleb kombineerida masinmodelitega, mis põhinevad füüsikalisel doosil. Neile masinatele viidatakse kui „PHY“.
 - Peale 1,1 muude konstantsete tegurite puhul peab kasutaja RayBiologys määrama ja tellima uue RBE mudeli. Seda valikut saab kasutada ainult PHY masinate jaoks.
- **Kõik süsteemi olemasolevad prootonmasinad teisendatakse doositüübiks RBE, kus eeldatakse, et absoluutse dosimeetria mõõtmiste skaalal on kasutatud konstantset tegurit 1,1. Vastavalt teisendatakse kõigi olemasolevate kavade doos RBE doosiks.**
- RBE/PHY kuvamine PHY masina jaoks seadme RayStation moodulites Plan design, Plan optimization ja Plan evaluation.
 - Nendes moodulites on võimalik füüsikalise ja RBE doosi vahel vahetada.
 - RBE tegurit on võimalik vaadata rakenduses Plan evaluation vaates Difference.
- RBE masinate puhul on ainus olemasolev doosiobjekt RBE doos. PHY masinate puhul on RBE doos esmane doos kõigis moodulites, välja arvatud järgmised erandid:
 - Kiire doosi spetsifikatsioonipunktide (BDSP) kuvamine toimub füüsikalise doosina.
 - Kõik moodulis QA preparation sisalduvad doosid on füüsikalise doosina.

- DICOM-i import:
 - Prootoni modaalsuse importimine rakendustega RayStation RtIonPlan ja RtDose ning doosi liigiga PHYSICAL seadme RayStation varasematest versioonidest kui RayStation 8B, käsitletakse kui RBE doosi, kui seadme nimi rakenduses RtIonPlan viitab olemasolevale masinale, mille mudelis on RBE olemas.
 - RtDose doosi liigi PHYSICAL muudest süsteemidest või RayStation versioonidest, mis on varasemad kui 8B seade, millel ei ole kiirtekimbu mudelis RBE-d, imporditakse nagu varasemates versioonides ja ei kuvata kui RBE doosi seadmes RayStation. Sama kehtib juhul, kui viidatud seadet ei ole andmebaasis. Kasutaja peab ise teadma, kas doosi tuleks käsitleda kui füüsilist või RBE/footonite ekvivalenti. Siiski, kui sellist doosi kasutatakse taustadoosina järgneva planeerimise korral, käsitletakse seda efektiivdoosina.

Märkus. *Ettevõtte Mitsubishi Electric Co masinate plaanid järgivad erinevaid reegleid ja käitumist pole varasematest versioonidest enne RayStation 8B muudetud.*

- DICOM-i eksport:
 - Doositüübiga prootonimasinate raviplaanid ja kvaliteedikontrolli plaanid RBE (käitumine on muutunud võrreldes RayStation versioonidega, mis olid enne seda 8B, kui kõik prootonidoosid eksporditi kui PHYSICAL):
 - + Eksporditakse ainult rakenduse RT Dose EFFECTIVE elemendid.
 - + BDSP rakenduse RT Plan elementides eksporditakse kui EFFECTIVE.
 - Raviplaanid masinatele, mille doositüüp on PHY:
 - + Rakenduse RT Dose elemendid EFFECTIVE ja PHYSICAL eksporditakse.
 - + BDSP rakenduse RT Plan elementides eksporditakse kui PHYSICAL.
 - Kvaliteedikontroll masinatele, mille doositüüp on PHY:
 - + Eksporditakse ainult rakenduse RT Dose PHYSICAL elemendid.
 - + BDSP rakenduse RT Plan elementides eksporditakse kui PHYSICAL.

Märkus. *Ettevõtte Mitsubishi Electric Co masinate plaanid järgivad erinevaid reegleid ja käitumist pole varasematest versioonidest enne RayStation 8B muudetud.*



KONTAKTANMÄD



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