

RAYSTATION 12A

Väljalaske märkmed



RayStation

12A

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

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



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. © 2022, 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	Intsidentidest ja süsteemi toimimisvigadest teatamine	7
2	UUDISED JA PARANDUSED SÜSTEEMIS RAYSTATION 12A	9
2.1	Esile toodud	9
2.2	Süvaõppe segmentimine	9
2.3	Mittefunktsionaalsed täiustused	9
2.4	Süsteemi üldised parandused	10
2.5	Patsiendi modelleerimine	10
2.6	Brahhüteraapia planeerimine	10
2.7	Plaani seadistamine	11
2.8	3D-CRT kiire disain	11
2.9	Plaani optimeerimine	11
2.10	Robustne optimeerimine	11
2.11	Üldine footon-planeerimine	11
2.12	TomoTherapy planeerimine	12
2.13	CyberKnife'i plaanimine	12
2.14	looni (prooton, süsinik, heelium) Pencil Beami skannimise planeerimine	12
2.15	Prootoni laia kiire planeerimine	13
2.16	Kergete ioonide (Light ion) Pencil Beami skannimise plaanimine	13
2.17	Boori Neutroni Haarde Teraapia (BNCT) plaanimine	13
2.18	Elektronide planeerimine	13
2.19	Plaani hindamine	14
2.20	Robustne hindamine	14
2.21	Kiiritamine	14
2.22	Kohanduv ümberplaanimine	14
2.23	DICOM	14
2.24	Plaani aruanded	15
2.25	Visualiseerimine	15
2.26	Skriptimine	15
2.27	Kliiniku sätted	15
2.28	Süsteemi RayStation salvestustööriist	16
2.29	Footonkiire juurutamine	16
2.30	Elektronkiire juurutamine	16
2.31	loonkiire juurutamine	16
2.32	KT kasutuselevõtmine	16
2.33	Doosi arvutusalgoritmi uuendused	17
2.33.1	RayStation 12A doosi arvutusalgoritmi uuendused	17

2.34	CBCT teisendusalgoritmi värskendused	18
2.35	Olemasolevate funktsioonide muutunud toimimine	19
3	PATSIENDI OHUTUSEGA SEOTUD TEADAOLEVAD PROBLEEMID	23
4	MUUD TEADAOLEVAD PROBLEEMID	25
4.1	Üldine	25
4.2	Import, eksport ja plaani aruanded	26
4.3	Patsiendi modelleerimine	27
4.4	Brahhüteraapia planeerimine	28
4.5	Plaani disain ja 3D-CRT kiire disain	28
4.6	Plaani optimeerimine	29
4.7	Plaani hindamine	29
4.8	CyberKnife'i plaanimine	29
4.9	Prootonite ja kergete ioonidega ravi planeerimine	29
4.10	Kiiritamine	30
4.11	Automaatne planeerimine	30
4.12	Bioloogiline hindamine ja optimeerimine	31
4.13	Meditiinilise onkoloogia plaanimine	31
4.14	Skriptimine	32
LISA A -	EFEKTIIVDOOS PROOTONITELE	33
A.1	Taust	33
A.2	Kirjeldus	33

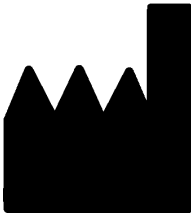
1 SISSEJUHATUS

1.1 TEAVE SELLE DOKUMENDI KOHTA

See dokument sisaldab olulisi märkmeid RayStation 12A süsteemi kohta. See sisaldab patsiendi ohutusega seotud teavet ja loetleb uusi funktsioone, teadaolevaid probleeme ja võimalikke lahendusi.

Iga süsteemi RayStation 12A kasutaja peab tundma neid teadaolevaid probleeme. Teemaga seotud küsimuste korral võtke ühendust tootjaga.

1.2 TOOTJA KONTAKTANDMED



RaySearch Laboratories AB [publ]
Eugeniavägen 18
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 12A

Selles peatükis kirjeldatakse süsteemi RayStation 12A uudiseid ja parandusi võrreldes süsteemiga RayStation 11B.

2.1 ESILE TOODUD

- Mallid ja protokollid süvaõppe segmentimiseks.
- Brahhüteraapia planeerimine järellaadurite Elekta Flexitron jaoks.
- Mitme kujutise robustne hindamine.
- Uus, palju kiirem elektroni Monte Carlo doosialgoritm.
- CyberKnife'i plaanimise parandused.
- Täiustatud kergeete ioonide doosi arvutustäpsus suuremate vahemiku nihuti õhuvahede jaoks.

2.2 SÜVAÕPPE SEGMENTIMINE

- Nüüd saab süvaõppe segmentimise mudeli teabe lisada struktuurimallidesse.
 - Malli käivitamisel kujutiste seerial loob süvaõppe segmentimine vastavate huvipiirkondade geomeetria.
 - Ühte malli saab lisada mitme süvaõppe segmentimise mudeli huvipiirkonnad.
 - Struktuurimalli saab lisada süvaõppe segmentimise ja muud tüüpi huvipiirkondade kombinatsiooni.
 - Malle saab protokollides kasutada.
- Nüüd toetatakse süvaõppe segmentimise mudeli kasutamist mitme kujutise modaalsuse puhul, näiteks nii KT kui ka CBCT puhul.

2.3 MITTEFUNKTSIONAALSED TÄIUSTUSED

- Patsiendi auditilogi on nüüd nähtav süsteemis RayStation. Patsiendi mis tahes suur muudatus on nüüd nähtav. Logisid saab otsida ja filtreerida aja, kasutaja, kategooria ja vaba teksti põhjal.

- Indekseerimisteenus sisaldab nüüd patsientide vahemälu, et süsteemi RayStation taaskäivitamine kiirem oleks.

2.4 SÜSTEEMI ÜLDISED PARANDUSED

- Kiire sisenemispunkti valideerimine tehakse nüüd doosi arvutamise ajal tagamaks, et hoiatused kuvatakse planeerimisprotsessis varem.
- Huvipiirkonna/huvipunkti kaardistamine on nüüd saadaval protokollide kasutamise osana kliinilise eesmärgi või funktsioonide loendi mallide laadimisel.
- Nüüd on võimalik plaanidele ja struktuurimallidele silte lisada. Silte saab kasutada konkreetsete patsientide otsimiseks või väljafiltreerimiseks kas dialoogis *Open (Ava)* või patsiendiandmete liigutamisel eri süsteemide vahel, kasutades rakendust RayStation Storage Tool.

2.5 PATSIENDI MODELLEERIMINE

- Nüüd saab vaadata pööratud kujutiste registreerimisi.
 - Kui süsteemis on olemas kujutise registreerimine kujutiste seeriast A kujutiste seeriasse B, kuvatakse registreerimine liitvaadetes või kõrvuti vaadetes ja seda kasutatakse huvipiirkonna geomeetria kopeerimisel (olenemata sellest, milline kujutiste seeriast on esmane/teisene).
- Kujutiste registreerimise saab nüüd määrata kui *Default for fusion* (Liitvaate vaikevalik). Registreerimine, mis on valitud kui *Default for fusion* (Liitvaate vaikevalik), valitakse automaatselt liitvaate või kõrvuti vaadete valimisel või huvipiirkondade geomeetria kopeerimisel.
- Huvipiirkondade servade laiendamise/ahendamise arvutusi on uuendatud ja need tehakse nüüd kiiremini. Arvutatud servad võivad eelmistest versioonidest vähesel määral erineda.
- Struktuurimallile saab nüüd määrata lähtestamise vaikemeetodi.
- Nüüd saab .stl-failidest skriptimise abil luua avatud võrguga huvipiirkondi. Neid huvipiirkondi saab pöörata, teisendada, moonutada ja skaleerida. Kuna pind ei ole suletud, ei saa mahtu määrata. Seega ei saa avatud võrguga huvipiirkondade põhjal arvutada doosi statistikat ega DVH-kõveraid. Avatud võrguga huvipiirkondasid ei lisata DICOM-i eksporti.

2.6 BRAHHÜTERAAPIA PLANEERIMINE

- Järellaaduritele Elekta Flexitron saab nüüd plaane luua. Süsteemis RayStation loodud plaanid saab importida moodulisse Oncentra Brachy ja seejärel edastada järellaadurisse.
- Tänu uuele seisakuaja graafikule on võimalik kõiki seisakuaga täpsemalt näha ja neid hõlpsalt käsitsi muuta.
- Nüüd on võimalik seisakuaga hõlpsasti iga teise, neljanda, viienda või kümnenenda seisakupunkti jaoks määrata.

2.7 PLAANI SEADISTAMINE

- Nüüd on võimalik kiirte komplekti kopeerida. Kiirte komplekti saab kopeerida plaani sees või teisest plaanist, kui mõlemas plaanis kasutatakse sama plaanitavat kujutiste seeriat ja patsiendi raviaasendit.
- Nüüd saab uut plaani luua teiste plaanide kiirte komplekte kopeerides.
- Plaani seadistusmoodul hõlmab nüüd kahte seadistatud DRR-i vaadet.
 - Mitme kuvamisseadmega kuvamissüsteemidel on nüüd võimalik igal DRR-il visualiseerida eri kuvamisseadet, et kujutiste isotsentri paigutamine oleks lihtsam.

2.8 3D-CRT KIIRE DISAIN

- Konformse kaare algoritmi *Smart angles* on muudetud, et see kasutaks optimaalse nurga määramisel täpsemat kulufunktsiooni. Nüüd on kulu määratletud kui väikseima apertuuri pindala, mis hõlmab täielikult kõiki valitud nurki. Tänu sellele saab algoritmi kasutada ka ühe sihtmärgiga.

2.9 PLAANI OPTIMEERIMINE

- Optimeerimisest saab nüüd välja jätta DMLC-kiired (libisev aken) ja ainult teised kiired optimeerida.
- Funktsioonide *Merge* (Liitmine) ja *Split* (Tükeldamine) kiired on nüüd SMLC ravimeetodi jaoks saadaval.
- DVH minimaalsed või maksimaalsed eesmärgid/piirangud saab nüüd määrata kas suhtelises või absoluutses mahus.
- Kliinilise eesmärgi lisamisel valitakse vaikevalikuna *At most* (Kõige rohkem), kui valitud huvipiirkond on riskiorgan. See kehtib valikute *Average dose* (Keskmine doos), *Volume at dose* (Maht doosi puhul) ja *Dose at volume* (Doos mahu puhul) kohta.

2.10 ROBUSTNE OPTIMEERIMINE

- Plaanitav KT on nüüd tähistatud krooni sümboliga.
- Nüüd on skriptimise abil võimalik seadistada kasutaja määratud patsiendi nihkeid (asendi määramatus).

2.11 ÜLDINE FOOTON-PLANEERIMINE

- SMLC ravimeetodi jaoks loodud kiirte malle saab nüüd kasutada ka DMLC jaoks ja vastupidi. VMAT-i / konformse kaare jaoks loodud kiirte malle saab kasutada staatilise kaare jaoks ja vastupidi.

- Parandatud on Monte Carlo doosi arvutamist madala tihedusega piirkondades ja nende ümber ning madala tihedusega piirkondades on vähendatud statistilist müra.
- Süsteemis RayPhysics on nüüd võimalik konfigurida Elekta masinat koos Agility peaga, nii et vastakuti olevate lehtede minimaalne otsaku vahe on määratletud lehepaari keskme nihke funktsioonina Y-telje suhtes. Seeläbi saab vähendada doosi leket ja säästa normaalset kude.
- Süsteemis RayPhysics saab nüüd määrata välja minimaalse suuruse (vastakuti olevate lõugade minimaalne vahemaa).
- Kiirte loendis saab nüüd määratleda footoni plokkide tarvikute koodid. Need koodid on vajalikud, et tagada plaaniaruannetes vastavus standardiga IEC 62083. Haiglaspetsiifiliste aruandemallide kasutamisel lisage mallile tarviku kood, et ennetada vastavuse hoiatust plaaniaruannetes.

2.12 TOMOTHERAPY PLANEERIMINE

- Seadme piiranguga *Max active leaf cycles per second* (Aktiivse lehe max tsüklite arv sekundis) arvestatakse nüüd tomoplaanide optimeerimisel.
- Uue plaani TomoHelical või TomoDirect loomisel määratakse teostamise ajateguriks vaikeväärtus 1 : 50.

2.13 CYBERKNIFE'I PLAANIMINE

- Kiirte komplekti või segmendi MU saab nüüd piirata, kui plaan CyberKnife on optimeeritud.
- Kandidaatkiirte suunda on doosi vastavuse parandamiseks koonuse/iirise plaanide puhul muudetud. Suurema koonusega kiired on sihtmärkides tsentraalsemalt paigutatud.
- Nüüd on joondamiskeskme ja kuvatud mahu redigeerimisel võimalik vaadata mõlema kuvamisseadme DRR-e.
- Lisatud on tugi 1-vaatelise serva huvipiirkonna loomiseks ja geomeetriate liikumise loomiseks 4DCT mitmest faasist ja/või organi liikumisele kui sisendile suuruse andmiseks. Kuvamisseadme koordinaatides saab lisada serva.

2.14 IOONI (PROOTON, SÜSINIK, HEELIUM) PENCIL BEAMI SKANNIMISE PLANEERIMINE

- Nüüd saab skriptimise abil määrata energiakihi punktide vahekaugused.
 - See lahendus võimaldab kasutajal optimeerimist jätkata kvaasi-diskreetsete seadmetega, kus mõned energiakihid on käsitsi loodud või DICOM-ist imporditud ning parameetrid ei ole määratud. Punktide vahekauguste parameeter mõjutab punkti saare loomist kvaasi-diskreetsete seadmetega.
- Vahemiku nihuti ei pea enam vähemalt ühe ninamiku sisse mahtuma.

2.15 PROOTONI LAIA KIIRE PLANEERIMINE

- Okulaarne planeerimine toetab nüüd kiilusid.

2.16 KERGETE IOONIDE (LIGHT ION) PENCIL BEAMI SKANNIMISE PLAANIMINE

- Kergete ioonide Pencil Beami doosialgoritm hõlmab nüüd kiire laienemise täpset mudeldamist üle õhuvähe, st vahemaad vahemiku nihuti ja patsiendi vahel.
- Süsteem salvestab nüüd nimiennergiaid ja kuvab need kui MeV nukleoni kohta (MeV/A). See kehtib nii energiakihtide kui ka kõigi nimiennergia järgi määratud atribuutide kohta seadme mudelis.

2.17 BOORI NEUTRONI HAARDE TERAAPIA (BNCT) PLAANIMINE

- BNCT kollimaatorite väliskuju saab nüüd koonilisena visualiseerida.
 - Kollimaatori lisamisel NCT-masinale süsteemis RayPhysics tuleb määrata väärtused „Allikapoolne välisläbimõõt“ ja „Patsiendipoolne välisläbimõõt“ ning kollimaatori väliskuju visualiseeritakse nende põhjal. Neid välisläbimõõtusid ei edastata doosialgoritmidele ja seega ei kasutata neid doosi arvutamiseks.

2.18 ELEKTRONIDE PLANEERIMINE

- Eelnevalt kasutatud lisandmoodul VMC++, mida kasutati patsiendisiseseks elektroni liikumiseks Monte Carlo doosialgoritmi jaoks, on välja vahetatud täielikult ettevõtte RaySearch arendatud versiooni vastu, millel on mitmeid eeliseid.
 - Uus elektroni Monte Carlo doosialgoritm töötab GPU-l, tänu millele on doosi arvutamine oluliselt kiirem.
 - Nüüd saab kasutada kasutaja määratud elektrontiheduse ülekirjutamist.
 - Nüüd saab arvutada elektronide häiritud tihedusega doosi.
 - Nüüd saab statistilise määramatuse elektroni Monte Carlo doosi arvutamiseks määrata otse, mitte ajalugude arvu kaudu.
- Kiirte loendis saab nüüd määratleda elektroni väljalõigete tarvikute koodid. Need koodid on vajalikud, et tagada plaaniaruannetes vastavus standardiga IEC 62083. Haiglaspetsiifiliste aruandemallide kasutamisel lisage mallile tarviku kood, et ennetada vastavuse hoiatust plaaniaruannetes.

2.19 PLAANI HINDAMINE

- Tööriista *Create ROI from dose* (Huvipiirkonna loomine doosist) saab nüüd kasutada ka huvipiirkonna loomiseks hindamisdooisist.
- Nüüd on skriptimisest võimalik luua kasutaja määratletud doosi väärtustega hindamisdoois.
 - Protoni ja kergete ioonide puhul on võimalik kindlaks teha, kas doos on RBE doos või mitte. Kui see on määratud RBE doosina ja sama kiirte komplekti jaoks on olemas vastav füüsiline doos, näitab plaani hindamise erinevuste vaade kahe doosi vahelist RBE-tegurit.
 - Kui doosi keskmine LET (LET_d) on arvutatud kiirte komplekti jaoks, saab seda kasutada koos füüsilise doosiga RBE-dooisi moodustamiseks suvalise RBE-mudeli abil.
- Optimeerimise eesmärgid ja piirangud kuvatakse nüüd plaani hindamise moodulis.
- Parandatud on rühmitamispaigutust ja dooside loendi vahekaardil olevat teavet. Adapteeritud plaanid rühmitatakse alati põhiplaani ja kavandatud algusseansi alusel.

2.20 ROBUSTNE HINDAMINE

- Lisatud on elundi liikumise määramatuse robustse hindamise tugi, see tähendab mitme kujutiste seeria (nt 4DCT või muud KT-d/CBCT-d) hindamist.

2.21 KIIRITAMINE

- Värskendatud on osakeste arv esitlusnäidu arvestil. Osakeste arv kuvatakse alati kui 10^6 NP.

2.22 KOHANDUV ÜMBERPLAANIMINE

- Teisel plaanitaval kujutiste seerial saab luua alternatiivse plaani. Selleks kopeeritakse praegu valitud plaan ja selle kiirte komplektid uude kujutiste seeriasse, kasutades tugiraamistikku (FoR) registreerimist ja säilitades plaanitava seansi ajakava (st uuesti plaanimine taustadoosita).
- Plaani hindamises rühmitatakse adapteeritud plaanid alati põhiplaani ja kavandatud algusseansi alusel. Rühma päises on teave põhiplaani ja algusseansi kohta.

2.23 DICOM

- Deformeeritava ruumilise registreerimise objektid saab nüüd eksportida ja importida.
- DICOM-i ekspordi saab nüüd konfigureerida nii, et lubatud on eksporditud atribuutide suurem täpsus koos väärtuse esitamise (VR) kümnendkoha stringiga (DS). Seda saab teha seadistustes ja vaikevalikuna kasutatakse jätkuvalt vana konfiguratsiooni.
 - Suurema täpsuse aktiveerimisel võivad eksporditud DS-i atribuudid olla pikemad, kui DICOM-is lubatud (16 baiti). DS-i atribuute sisaldavad eksporditud DICOM-i failid (nt RT-struktuuride komplekt ja RT-plaan) on ka suurema andmemahuga.

- Parandatud on ka hälvet, kui imporditakse kujutiste kogumikke, mis ei asu täpselt sirgjoonel või millel on veidi erinev kujutise orientatsioon. See lahendab kolm probleemi viiest, milleks oli eelnevalt vaja kohandada filtrit MR Import (MR-i importimine).
- Värskendatud on peamise preskriptsiooni doosi viitekirjelduse loomist. Selle üksuse doosi viitekirjelduse väärtuseks määratakse sama väärtus, mis on RT-plaani sildil. See vahetab välja varasema filtri Edit Dose Reference Description for Mosaic (Doosi viitekirjelduse redigeerimine rakenduse Mosaic jaoks).
- (Ainult süsteemi RayCare kasutavad haiglad) DRR-id saab nüüd lisada DICOM-i automaatsesse eksporti, kui kiirte komplekti / raviplaani heaks kiidate. DRR-ide automaatset eksporti saab konfigureerida rakenduses Clinic settings.

2.24 PLAANI ARUANDED

- Värskendatud on plaaniaruannete hoiatuste tabeli loomist. Süsteemi RayStation varasemates versioonides loodi heakskiidetud objektide (plaanid, struktuuride komplektid jne) hoiatused aruande loomise ajal. Süsteemis RayStation 12A salvestatakse heakskiitmise ajal kasutajale kuvatavad hoiatused, mis kuvatakse seejärel plaaniaruandes. Süsteemi RayStation eelmistes versioonides heakskiidetud objektide puhul jääb aruande loomise ajal loodud hoiatuste käitumine samaks.
- Seeria kirjeldus lisatakse nüüd plaanitava kujutiste seeria puhul plaani vaikearuandes.
- Kinnitamiseks ja aruannetes kasutatakse kataloogiteenusest Active Directory saadud täielikku kasutajanime, et kinnitajat oleks hõlpsam tuvastada.

2.25 VISUALISEERIMINE

- Parandatud on vaate pööramist 3D-s ja ruumi vaates, et vaadet täpsemalt juhtida saaks.

2.26 SKRIPTIMINE

- Lisatud on järgmised skriptitavad meetodid kiirte sisenemispunkti valideerimiseks: *CheckBeamEntry()*, *CheckBeamEntryAgainstDoseGrid()* ja *CheckBeamEntryAgainstImageStack()*.
- Patsiendi asendi määramatuse stsenaariume on võimalik käsitsi määrata, kasutades skriptitavat meetodit *opt_parameters.SaveRobustnessParameters()*.

Skriptimise kohta leiate täiendavaid värskendusi süsteemi RayStation skripti API HTML-dokumentatsioonist.

2.27 KLIINI KU SÄTTED

- Nüüd on võimalik konfigureerida süsteemis RayStation määratletud erinevate turbetoimingute autentimiskäitumist. Vaikimisi küsitakse kasutajanime ja parooli, kuid on võimalik lubada ühekordne sisselogimine ja süsteemi kasutamine ilma parooli sisestamata.

2.28 SÜSTEEMI RAYSTATION SALVESTUSTÖÖRIIST

- Teisesed andmeallikad saab nüüd konfigureerida andmete kopeerimise asemel patsiendikirjeid teisaldama. See vähendab andmete dubleerimist ja säte mõjutab käitumist süsteemi RayStation dialoogis *Open case*.

2.29 FOOTONKIIRE JUURUTAMINE

- Kasutuselevõtmise viisard on eemaldatud.
- Nüüd on võimalik määrata tarvikute koodid koonustele ja standardkiiludele.

2.30 ELEKTRONKIIRE JUURUTAMINE

- Eelnevalt kasutatud lisandmoodul VMC++, mida kasutati patsiendisiseseks elektroni liikumiseks Monte Carlo doosialgoritmi jaoks, on välja vahetatud täielikult ettevõtte RaySearch arendatud versiooni vastu, millel on mitmeid eeliseid.
 - Arvutamine toimub nüüd GPU-ga ja on palju kiirem.
 - Nüüd saab statistilise määramatuse doosi kõvera arvutamiseks määrata otse, mitte ajalugude arvu kaudu.
- Automaatse modelleerimise loendis on lisatud uus samm, mis arvutab kõik aplikaatori kõverad koos doosi osadega. Selle sammu saab lisada pärast teist automaatse modelleerimise sammu, kui soovitakse saada doosi osadega arvutatud kõveraid.
- Kasutuselevõtmise viisard on eemaldatud.
- Aplikaatoritele saab nüüd määrata tarviku koodi ja kinnitusluse ID.

2.31 IOONKIIRE JUURUTAMINE

- Vahemiku nihuti ei pea enam vähemalt ühe ninamiku sisse mahtuma.
- Protoni PBS-i automaatseks modelleerimiseks on lisatud PTW 150 Braggi piigi detektori [läbimõõduga 14,7 cm] tugi.

2.32 KT KASUTUSELEVÕTMINE

- Kasutajaliidest on täiustatud, võimaldades kasutada palju suuremat teisendusgraafikut HU ja tiheduse/SPR-i vahel.

2.33 DOOSI ARVUTUSALGORITMI UUENDUSED

2.33.1 RayStation 12A doosi arvutus algoritmi uuendused

Suurema HU-väärtuse vahemiku $[-2000, 100\ 000]$ toetamiseks on värskendatud kõigi doosialgoritmide viitematerjalide loendit, v.a doosialgoritmi Collapsed Cone oma. Eemaldatud on raud. Lisatud on Ti-6Al-4V, titaan, teras, CoCrMo, hõbe, tantaal ja kuld. Selle tulemusel võib doosi arvutamine KT-de puhul, mis sisaldavad pikseleid, mille tihedus on alumiiniumist suurem, anda märkimisväärselt teistsugused tulemused.

Erinevust müra tasemel on oodata ka kõigi teiste KT-de puhul, mis kasutavad prootoni MC doosialgoritmi.

Muudetud on viitematerjalide põhjal loodud interpoleeritud materjalide loendust, kui kasutate KT tabelit HU SPR-iks. Interpoleeritud materjalid on nüüd identsed neile, mis loodi KT tabeliga HU tiheduseks. Seetõttu võivad kõigi prootoni ja kergete ionide raviplaanide KT tabeliga HU SPRI-iks arvutatud doosid anda süsteemi RayStation eelmisest versioonist veidi erinevaid tulemusi.

RayStation 12A doosikalkulaatorite muudatused on loetletud allpool.

Doosikalkulaator	RS 11B	RS 12A	Doosi mõju	Märkus
Kõik	-	-	-	Uus voksli mahu algoritmi versioon, mis on tingitud KT-kujutise andmete tiheduse arvutamise värskendusest. Juhul kui välimine kontuur ulatub kujutiste kogumiku ääreni, saavad kujutiste kogumiku äärel olevad vokslid üldiselt väiksema tiheduse kui varem, kuna eeldatakse, et väljapoole kujutiste äärt jäävate selliste vokslite osa tihedus on 0 g/cm^3 , samas kui varem eeldati, et see on 1 g/cm^3 .
Photon Collapsed Cone	5.6	5.7	Ebaoluline	Olemasolevaid seadmemudeleid ei ole vaja uuesti juurutada.
Photon Monte Carlo	1.6	2.0	Väike	Doosi arvutamise täiustused madala tihedusega piirkondades ja nende ümbruses. Footoni Monte Carlo doosialgoritmi on korrigeeritud, et paremini käsitseda madalenergia füüsikat. Väliskiiritusravi energiatega puhul on efekt väike, kuid olemasolevad mudelid tuleb uuesti juurutada.

Doosikalkulaator	RS 11B	RS 12A	Doosi mõju	Märkus
Electron Monte Carlo	3.10	4.0	Suur	Eelnevalt kasutatud lisandmoodul, mida kasutati patsiendisiseseks elektroni liikumiseks Monte Carlo doosialgoritmi jaoks, on välja vahetatud ettevõtte RaySearch versiooni vastu. Seadmete olemasolevad mudelid tuleb uuesti juurutada.
Proton PBS Monte Carlo	5.3	5.4	Väike	Külgploki võrgustiku lahutusvõime prootoni PBS-i Monte Carlo doosialgoritmis on viidud alla 1 mm ja see on nüüd apertuuri ala dünaamiline funktsioon. See on proportsionaalne pindala ruutuurega minimaalse ja maksimaalse piirini selliselt, et üle 100 cm ² apertuuride puhul on 0,5 mm ja alla 10 cm ² apertuuride puhul on 0,2 mm. Mitmekordse hajutamise läve on esmas- te prootonite puhul vahemiku nihutites vähendatud. Erinevus on olematu, välja arvatud väga lühikese jääkvahemiku (< 1 cm), väikeste väljade ja suurte õhuvahede puhul. Olemasolevaid seadmemudeleid ei ole vaja uuesti juurutada.
Proton PBS Pencil Beam	6.3	6.4	Ebaoluline	Olemasolevaid seadmemudeleid ei ole vaja uuesti juurutada.
Proton US/DS/Wobbling Pencil Beam	4.8	4.9	Ebaoluline	Olemasolevaid seadmemudeleid ei ole vaja uuesti juurutada.
Carbon PBS Pencil Beam	4.4	5.0	Suur	Kasutusele võetakse vahemiku nihuti õhuvahede mudel ja värskendatakse nukleaarhalo parameetreid. Olemasolevad seadmemudelid on vaja uuesti juurutada.
Brachy TG43	1.2	1.3	Ebaoluline	Olemasolevaid seadmemudeleid ei ole vaja uuesti juurutada.

2.34 CBCT TEISENDUSALGORITMI VÄRSKENDUSED

Allpool on loetletud süsteemi RayStation 12A CBCT teisendusalgortimide muudatused.

Teisendusalgortim	RS 11B	RS 12A	Doosi mõju	Märkus
Parandatud CBCT	1.0	1.1	Ebaoluline	Jõudlustäiustused. Teisendusalgortimis ei ole muudatusi tehtud. Kujutised võivad näidata ebaolulisi erinevusi üldiste süsteemimuutuste tõttu.
Virtuaalne CBCT	1.0	1.1	Ebaoluline	Jõudlustäiustused. Teisendusalgortimis ei ole muudatusi tehtud. Kujutised võivad näidata ebaolulisi erinevusi üldiste süsteemimuutuste tõttu.

2.35 OLEMASOLEVATE FUNKTSIOONIDE MUUTUNUD TOIMIMINE

- Värskendatud on plaaniaruannete hoiatuste tabeli loomist. Süsteemi RayStation varasemates versioonides loodi heakskiidetud objektide (plaanid, struktuuride komplektid jne) hoiatused aruande loomise ajal. Süsteemis RayStation 12A salvestatakse heakskiitmise ajal kuvatavad hoiatused, mis kuvatakse seejärel plaaniaruandes. Süsteemi RayStation eelmistes versioonides heakskiidetud objektide puhul jääb aruande loomise ajal loodud hoiatuste käitumine samaks.
- Nüüd saab eksportida kõik järjestikku heakskiidetud struktuuride komplekti versioonid. DICOM-i eksportimisdioloogis saab valida kõik struktuuride (alam)komplektid.

Eksportitud heakskiidetud plaanid eksporditakse nagu varemgi alati struktuuride (alam)komplektiga, mis sisaldab struktuure, mis olid plaani kinnitamise ajal saadaval.

Värskendus hõlmab ka skriptitava ekspordi liidese muudatusi, mis on seotud eksporditavate struktuuride komplektide määramisega. Selle näite võib leida näidisskriptist *Example_05_DICOM_export.py*.

- Plaani hindamises rühmitatakse adapteeritud plaanid alati põhiplaani ja kavandatud algusseansi alusel. See mõjutab ainult uusi adapteeritud plaane. Olemasolevad adapteeritud plaanid jäävad pärast värskendamist algsesse rühma.
- Eemaldatud on CyberKnife'i funktsioon, mida kasutati kuvamisseadmele spetsiifilise serva huvipiirkonna lisamiseks. Selle asemel on nüüd 1-vaatelse serva huvipiirkonna lisamise funktsioon.
- Plaani vahetamisel ei kustutata enam joondoose plaani hindamise moodulis.
- Pange tähele, et RayStation 11A tõi 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 / Ioonide 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 tõi 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-doo) ning seda tehakse doosi tüübiga PHYSICAL (Füüsikaline), mis eksporditi süsteemi RayStation versioonidest, mis on vanemad kui 8B, koheldakse

seda importimist RBE tasemenä, kui masina nimi üksuses RT Ion Plan (Ioonide RT-plaan) viitab olemasolevale RBE masinale.

- Doosi liigi PHYSICAL (Füüsikaline) RT-dosis 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.

3 PATSIENDI OHUTUSEGA SEOTUD TEADAOLEVAD PROBLEEMID

Süsteemis RayStation 12A ei ole ühtegi patsiendi ohutusega seotud probleemi.

Märkus. Arvestage, et kuu jooksul pärast tarkvara installimist võidakse edastada täiendavaid ohutusega seotud väljalaske märkuseid.

4 MUUD TEADAOLEVAD PROBLEEMID

4.1 ÜLDINE

Aeglane GPU arvutamine rakenduses Windows Server 2016, kui GPU on VDDM režiimis

Mõni rakenduses Windows Server 2016 töötav GPU arvutus koos GPU-dega WDDM-režiimis võib olla oluliselt aeglasem kui arvutamine GPU-ga TCC-režiimis.

[283869]

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 mitut 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]

4.2 IMPORT, EKSPORT JA PLAANI ARUANDED

Kinnitatud plaani importimise põhjustab kõikide olemasolevate ROI-de heakskiitmise

Heakskiidetud plaani importimisel patsiendile, kellel on olemasolevad kinnitamata ROI-d, võidakse olemasolevad ROI-d automaatselt heaks kiita.

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 12A-le

Uuendamine versioonile RayStation 12A 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 mälu kõige suurema võrgustiku lahtusvõime kasutamisel seotud krahhe. Selle tekkimine sõltub GPU spetsifikatsioonist ja võrgustiku suurusel.

(69150)

Ujuv vaade kujutise registreerimismoodulis

Kujutise registreerimismooduli ujuv vaade on nüüd liitvaade, mis kuvab ainult sekundaarse kujutiste seeria ja kontuurid. Vaatetüübi muutus muutis vaate toimimist / teabe kuvamist. Muudatused on järgmised.

- PET-värvitabelit ei ole võimalik ujuvast vaatest redigeerida. Sekundaarse kujutiste seeria PET-värvitabelit saab selle asemel muuta vahekaardi Fusion (Liitvaade) kaudu.
- Ujuvas vaates kerimine on piiratud primaarse kujutiste seeriaga, nt kui sekundaarne kujutiste seeria on suurem või ei kattu liitvaadetes primaarsega, ei ole võimalik kõiki lõikusid sirvida.
- Ujuvvaates ei kuvata enam asendit, suunda (transversaalne/sagitaalne/koronaalne), patsiendi suunatähti, kuvamissüsteemi nime ega lõiku.
- Ujuva vaate kujutise väärtust ei kuvata, kui primaarsete ja sekundaarsete kujutiste seeriade vahel pole registreerimist.

[409518]

4.4 BRAHHÜTERAAPIA PLANEERIMINE

Planeeritud fraktsioonide arvu ja preskriptsioonide vastuolu RayStation ja SagiNova versiooni 2.1.4.0 või varasema vahel

DICOM RT Plani atribuutide *Planned number of fractions* (300A, 0078) ja *Target prescription dose* (300A, 0026) tõlgendamisel esineb süsteemis RayStation erinevusi võrreldes brahhüteraapia järellaadimissüsteemi SagiNova versiooniga 2.1.4.0 või varasemaga.

Plaanide eksportimisel asukohast RayStation:

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

Plaanide importimisel kiiritamise jaoks SagiNova versiooni 2.1.4.0 või varasemasse toimige järgmiselt:

- 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 avad 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]

Plaani kinnitamine ja robustselt optimeeritud plaanide DICOM-eksport võib kokku joosta

Pärast täiendavate kujutiste seeriade robustset optimeerimist põhjustavad mõned plaaniga tehtavad toimingud järgneva plaani heakskiitmise ja DICOM-ist eksportimise kraahi. Probleemi lahendab optimeerimine (null iteratsiooni on piisav) või teisese kujutiste seeria eemaldamine dialoogiaknast Robustness Settings. Toimingud, mis võivad põhjustada kraahi, on näiteks doosivõrgustiku redigeerimine ja süsteemi RayStation versiooni uuendamine.

[138537]

4.7 PLAANI HINDAMINE

Materjalivaade kinnituse aknas

Aknas Approval (Kinnitamine) ei ole vahekaarte, et valida materjali kuva. Selle asemel saab materjali kuva valida, kui klõpsata vaates kujutiste seeria nimel ja valida seejärel avanenud ripploendist materjal.

[409734]

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 PROOTONITE JA KERGETE IOONIDEGA RAVI PLANEERIMINE

Kiire joone objekte ja kiirte parameetreid ei värskendata adapteeritud plaani seadme muutmisel

Kui seadet muudetakse kas uue adapteeritud plaani loomisel või olemasoleva adapteeritud plaani redigeerimisel, ei värskendata adapteeritud plaani kiire joone objekte ega kiirte punktide häälestamise

ID-d automaatselt. Eelmise seadme ninamik jääb kiirte loendisse ega pruugi uue seadmega ühilduda. Vahemiku nihuti võib olla loetletud kui [Unknown]. Kui seadet muudeti uue adapteeritud plaani loomisel, võib ka vahemiku modulaator olla loetletud kui [Unknown].

Avage kõigi probleemist mõjutatud kiirte kohta dialoogiaken Edit beam ja värskendage vajalikke kiire joone objekte ning punktide häälestamise ID-sid ja seejärel klõpsake nuppu „OK“. Pange tähele, et kui puudu on vaid vahemiku modulaator, piisab probleemi lahendamiseks dialoogiboksi Edit beam avamisest ja nupuga „OK“ uuesti sulgemisest. See lahendus värskendab kiire joone objekte ja võimaldab kiire kasutamist jätkata.

[224066]

4.10 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 komplektiplaanis olevate kiirekomplektide fraktsioonide arvu pärast fraktsioonimustri käsitsi redigeerimist.

[331775]

Ravikuuri loendit ei uuendata õigesti, kui doosi deformatsiooni vaikesätteks valitakse uus deformeeritav registreerimine.

Kui doosi deformatsiooni vaikesätteks valitakse uus deformeeritav registreerimine ja deformeerunud doos on juba olemas, ei kuvata ravikuuri loendis esitatud teavet doosi deformatsioonide kohta õigesti. Uuendatud deformeerunud doos kuvatakse siiski õigesti. Loendit uuendatakse deformeerunud doosi ümberarvutamisega.

[341739]

4.11 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]

4.12 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 koopial.

[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]

4.13 MEDITSIINILISE ONKOLOOGIA PLAANIMINE

Dialoogis Open Case (Avatud juhtum) ei kuvata raviskeemi teavet

Kui valite dialoogiboksis Open Case (Avatud juhtum) raviskeemiga patsiendi plaani, mida kasutatakse juba andmebaasis oleva patsiendi juhtumi avamiseks, ei kuvata teavet, mis näitaks, et plaanil on raviskeem olemas. On olemas patsiendi plaani kiirte komplektide loend, mis on raviskeemidega plaanide puhul tühi.

[146680]

Varundamine ja taastamine ei tööta meditsiinilise onkoloogiapatsientide jaoks õigesti

Meditsiinilise onkoloogiapatsiendi varukoopia tegemisel ei sisalda varukoopia kõiki viidatud andmeid. Varukoopiates puuduvad elulised näitajad, ravimite andmed, aktiivsed ained ja raviskeemi mallid. Neid saab siiski varundada tööriista RayStation Storage abil, vt jaotist D.3.12 Eksportandmed dokumendis *RSL-D-RS-12A-USM, RayStation 12A User Manual*.

Patsiendi varundamiseks alustage kõikide viidatud aktiivsete ainete, raviskeemide mallide, eluliste näitajate ja ravimite andmete varundamist tööriistas RayStation Storage. Elulised näitajad ja ravimite andmed kombineeritakse ning varundatakse vaatlusandmetena. Kui see on tehtud, varundage patsient RayStationis. Patsiendi taastamiseks alustage aktiivsete ainete, raviskeemide mallide ja vaatlusandmete taastamisest tööriistas RayStation Storage, vt jaotist D.3.11 Andmete importimine dokumendis *RSL-D-RS-12A-USM, RayStation 12A User Manual* ja seejärel taastage patsient RayStationis.

[143750]

4.14 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 versiooni uuendused, sealhulgas skriptitud võrdlusdoosi funktsioonid, säilitavad doosiviited.

[285544]

A EFEKTIIVDOOS PROOTONITELE

A.1 TAUST

Alustades RayStation 8B protonravi efektiivdoosi, käsitletakse selgesõnaliselt kas konstantse teguri lisamisega absoluutdosimeetriasse masinmudelid või kombineerides füüsikalisel doosil põhinevat masinmudelit absoluutdosimeetrias konstantse teguri RBE mudeliga. Seadme RayStation uuendamisel vanemalt kui RayStation 8B versioonile RayStation 8B või hilisemale eeldatakse, et kõik andmebaasis olevad masinamudelid 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 masinmudelisse (nagu oli standardne töövoog seadme RayStation versioonides enne 8B) või määrata RBE-mudelid.
 - 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 masinmudelitega, 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 18
SE-113 68 Stockholm
Sweden

Contact details head office

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

RaySearch Americas

Phone: +1 877 778 3849

RaySearch France

Phone: +33 1 76 53 72 02

RaySearch Korea

Phone: +82 10 2230 2046

RaySearch Australia

Phone: +61 411 534 316

RaySearch Belgium

Phone: +32 475 36 80 07

RaySearch Germany

Phone: +49 30 893 606 90

RaySearch Singapore

Phone: +65 81 28 59 80

RaySearch China

Phone: +86 137 0111 5932

RaySearch Japan

Phone: +81 3 44 05 69 02

RaySearch UK

Phone: +44 2039 076791