

RAYSTATION v2026

Väljallaske märkmed



RayStation

v2026

Traceback information:
Workspace Main version a1134
Checked in 2026-06-30
Skribenta version 5.6.020.1

Lahtiütlus

Teavet funktsioonide kohta, mis ei ole seadusest tulenevatel põhjustel kasutatavad, leiate süsteemi RayStation kasutusjuhendi osast "Teave õigusaktide kohta".

Vastavusdeklaratsioon



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

Ohutusteed

Kasutaja dokumentatsiooni hoiatused ja ettevaatusteatised teavitavad toote ohutust kasutusest ja neid tuleb järgida.



HOIATUS!

Hoiatus teavitab kehalise vigastuse või surma ohust. Enamikel juhtudel on oht seotud patsiendi vale raviga.



ETTEVAATUST!

Ettevaatusteatis teavitab seadme, tarkvara või andmete kahjustamise ohust.

Märkus. Märkus pakub kasulikku lisateavet, nõuandeid ja meeldetuletusi.

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. © 2026, 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	Intsididentist ja süsteemi toimimisvigadest teatamine	7
2	UUDISED JA PARANDUSED SÜSTEEMIS RAYSTATION v2026	9
2.1	Esile toodud	9
2.2	Taaskiirituse tugi	9
2.3	EPID kvaliteedi tagamine	10
2.4	Plaani genereerimise protokoll tugi PBS-i jaoks	10
2.5	Süsteemi üldised parandused	10
2.6	Patsiendi modelleerimine	11
2.7	Süvaõppe segmentimine	11
2.8	Plaaniuurija	13
2.9	Brahhüteraapia planeerimine	14
2.10	Plaani seadistamine	14
2.11	3D-CRT kiire disain	14
2.12	Plaani optimeerimine	14
2.13	Masinõppe planeerimine	14
2.14	Footoni helikaalse kaare planeerimine	15
2.15	Prootonite Pencil Beam skaneerimise planeerimine	15
2.16	Prootonkaare planeerimine	15
2.17	Kerge te ionide (Light ion) Pencil Beami skannimise plaanimine	15
2.18	Adaptiivne ümberplaneerimine (versioonis RayStation v2025 SP2 kasutusele võetud uuendused)	16
2.19	Automaatne adaptiivne ümberplaneerimine	16
2.20	DICOM	17
2.21	Skriptimine	17
2.22	loonkiire juurutamine	18
2.23	RayStation doosi arvutus algoritmi uuendused	18
2.24	Olemasolevate funktsioonide muutunud toimimine	20
2.25	Joonskaneerimise kiire mudeli versiooniuuendus süsteemi RayStation versioonist, mis on vanem kui v2025	23
2.26	Lahendatud valdkonna ohutusteatised (FSN-id)	24
2.27	Uued ja oluliselt värskendatud hoiatused	25
2.27.1	Uued hoiatused	25
2.27.2	Oluliselt värskendatud hoiatused	30
3	PATSIENDI OHUTUSEGA SEOTUD TEADAOLEVAD PROBLEEMID	35
4	MUUD TEADAOLEVAD PROBLEEMID	37
4.1	Üldine	37

4.2	Import, eksport ja plaani aruanded	37
4.3	Brahhüteraapia planeerimine	38
4.4	Plaani disain ja 3D-CRT kiire disain	39
4.5	Plaani optimeerimine	39
4.6	CyberKnife'i plaanimine	40
4.7	Raviplaani kohandamine	40
4.8	RayPhysics	41
4.9	Skriptimine	41
LISA A -	EFEKTIIVDOOS PROOTONITELE	43
A.1	Taust	43
A.2	Kirjeldus	43

1 SISSEJUHATUS

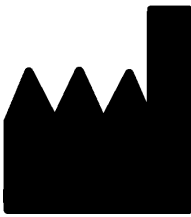
1.1 TEAVE SELLE DOKUMENDI KOHTA

See dokument sisaldab olulisi märkmeid RayStation v2026 süsteemi kohta. See sisaldab patsiendi ohutusega seotud teavet ja loetleb uusi funktsioone, teadaolevaid probleeme ja võimalikke lahendusi.

Iga süsteemi RayStation v2026 kasutaja peab tundma neid teadaolevaid probleeme.

Teemaga seotud küsimuste korral võtke ühendust tootjaga.

1.2 TOOTJA KONTAKTANDMED



RaySearch Laboratories AB (publ)
Eugenivägen 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 v2026

Selles peatükis kirjeldatakse süsteemi RayStation v2026 uudiseid ja uuendusi võrreldes süsteemiga RayStation v2025.

2.1 ESILE TOODUD

- Süsteemiga RayCare integreerimisel on saadaval veebipõhiste raviplaani kohanduste tugi (alates versioonist RayStation v2025 SP2)
- Täiustatud taaskiirituse tugi koos kumulatiivse doosi hindamisega
- Uus moodul patsiendikohaseks EPID kvaliteedi tagamiseks
- Adaptiivse ümberplaneerimise täiustused
- Täiustatud automaatne planeerimine koos täiustatud konfiguratsioonitoega
- Süvaõppepõhiste segmentimismudelite ja kvaliteedimudelite laiendatud katvus
- Kiirem süvaõppeplaneerimine koos uute ja uuendatud mudelitega
- Huvipiirkondade ja huvipunktide üksikgeomeetria heakskiitmine ja täiustatud mitme kujutisega vaated
- Uued footoni helikaalse kaare planeerimise võimalused
- Plaani genereerimise protokollid PBS-i jaoks
- Kiirem prootoni PBS-i optimeerimine, kasutades GPU-d
- Krüpteeritud DICOM-side tugi

2.2 TAASKIIRITUSE TUGI

- Nüüd saab raviplaani lisada eelneva ravikorra.
 - Eelnev doos kaardistatakse automaatselt plaanimiskujutisele ja arvutatakse kumulatiivsed doosid.
 - Kumulatiivse doosiga saab seostada optimeerimisfunktsioone ja kliinilisi eesmäärke.

- Toetatud on kõik modaalsused ja ravitehnikad, välja arvatud boorineutronhaarderavi (BNCT).
- Ekvivalentne efektiivdoos 2 Gy fraksioonidena (EQD2).
 - EQD2 parameetrid (α/β suhtarvud ja koetaastetegurid (TRFs)) saab määratleda huvipiirkonna alusel ja salvestada iga raviplaani kohta.
 - EQD2 jaotusi ja statistikat saab vaadata moodulist Plan evaluation.
 - Optimeerimisfunktsioone ja kliinilisi eesmärgi saab hinnata EQD2 suhtes nii TRF-ide jaoks tehtud korrigeerimistega kui ka ilma nendeta.
 - Huvipiirkondade kasutatava α/β suhtarvu ja TRF-i kombinatsiooni jaoks arvutatakse parameetrikohased EQD2 jaotused. Neid jaotusi kasutatakse DVH kõverate, doosistatistika, optimeerimisfunktsioonide ja kliiniliste eesmärkide hindamiseks. See tähendab, et õiged EQD2 parameetrid rakendatakse alati kogu huvipiirkonna mahule, sealhulgas teiste huvipiirkondadega ühistele vokslitele, näiteks huvipiirkonna piiridel või kattuvates piirkondades.
- Nõutav litsents: raySequel.

2.3 EPID KVALITEEDI TAGAMINE

- Uus moodul patsiendikohase EPID kvaliteedi tagamise teostamiseks.
- EPID-ga kiiritusravi jaoks kontrollimisplaanide loomine.
- Mõõdetud EPID kujutiste importimine Variani masinatest.
- EPID kujutiste andmetöötlus, kasutades LINAC masinamudelisi määratletud EPID mudelit.
- Mõõdetud ja arvutatud EPID kujutiste võrdlus, kasutades toime erinevusi, jooneprofile ja gammamõõdikuid.
- Nõutav litsents: rayEpid

2.4 PLAANI GENEREERIMISE PROTOKOLLI TUGI PBS-I JAKS

- Plaani genereerimise protokollid toetavad nüüd peenkiirskaneerimise (PBS-i) plaanide automaatset loomist. Protokollide etappi on laiendatud, et võimaldada RBE mudeli valimist, usaldusväärsuse sätete konfigureerimist, PBS-i optimeerimissätteid ja PBS-i kiirte jaoks ette nähtud kiire arvutamissätteid.

2.5 SÜSTEEMI ÜLDISED PARANDUSED

- Vaikevärvitabeleid saab muuta dialoogis *Adjust color tables*.
- Nüüd saab planeerimistegevuste ja moodulite vahel ümber lülitamiseks kasutada klaviatuuri, selle asemel et klõpsata tegevuse või mooduli vahekaarti. Vajutage muutklahvi Alt ja seejärel tegevuse või mooduli nimes allakriipsutatud tähte (nt Alt+M, et aktiveerida Patient modeling, või Alt+O, et aktiveerida Plan optimization).
- Microsoft SQL Serveri versiooni 2025 tugi.

- Tööriista *Measure* saab sisse ja välja lülitada klaviatuuriotseteega M.
- RayStation on valideeritud NVIDIA Blackwelli GPU-dega (alates versioonist RayStation v2025 SP2).

2.6 PATSIENDI MODELLEERIMINE

- Nüüd on võimalik heaks kiita huvipiirkondade ja huvipunktide üksikgeomeetriaid.
 - Heakskiidetud geomeetria lukustatakse valitud kujutiste seerias, mis keelab selle muutmise.
 - Geomeetria heakskiitmise korral on endiselt võimalik muuta huvipiirkonna ja huvipunkti atribuute (näiteks nime, värvi ja materjali).
 - Heakskiitmise teavet talletatakse auditilogis.
 - Suvand on lubatud kasutajate jaoks, kes kuuluvad gruppi RayStation-PlanApproval.
 - Menüüs Clinic settings saab geomeetria heakskiitmise jaoks lubada ühekordse sisselogimise (SSO).
- Mitme kujutisega paigutus: nüüd saab kõrvuti kuvada kolme kujutist. Kõige vasakpoolsem vaade kuvab alati esmast kujutiste seeriat, millel muudetakse kontuurimistööriista kasutamise korral kontuure, ja ülejäänud kahes vaates saab selle kõrval esitada mis tahes kujutise. Kui kujutis on esmasesse kujutiste seeriasse registreeritud, siis on lubatud sünkroonkerimine ja võimalik on kontuurimine.

2.7 SÜVAÕPPE SEGMENTIMINE

- Algselt süvaõppepõhise segmentimise (DLS-i) poolt genereeritud huvipiirkonna geomeetria jaoks arvutatakse nüüd heakskiitmise korral Dice'i sarnasuskoeffitsient, et kvantifitseerida algse DLS-i väljundi ja kasutaja võimalike käsitsi tehtud muudatuste vahelisi erinevusi. Lisaks arvutatakse ja salvestatakse nii algse DLS-i kui ka muudetud geomeetria jaoks geomeetriamõõdikud, nagu maht, raskuskese ja piirdekast. Tulemustele pääseb juurde süsteemis RayIntelligence ja skriptimise kaudu.
- RSL DLS CT mudel sisaldab 11 täiustatud huvipiirkonda, mida on kirjeldatud allpool.
 - Anorectum
 - + Laiendatud tugi naiste vaagnapiirkonna ja prostatektoomiajuhtude jaoks.
 - + Täiustatud anatoomiline järjepidevus – Colon_Sigmoid.
 - Bladder
 - + Laiendatud tugi naiste vaagnapiirkonna ja prostatektoomiajuhtude jaoks.
 - + Täiustatud usaldusväärsus põie täitumise erinevatel tasemetel.
 - Colon_Sigmoid
 - + Laiendatud tugi naiste vaagnapiirkonna ja prostatektoomiajuhtude jaoks.

- + Täiustatud anatoomiline järjepidevus – Anorectum.
- Spc_Bowel
 - + Uuendatud määratlus: ulatud nüüd kraniaalselt kaugemale, et hõlmata kõiki soolestikustruktuure.
 - + Laiendatud tugi naiste vaagnapiirkonna ja prostatektoomiajuhtude jaoks.
- PenileBulb
 - + Laiendatud tugi prostatektoomiajuhtude jaoks.
 - + Täiustatud kraniaalsed ja kaudaalsed otsad.
- Heart, Kidney_L/R, Lung_L/R, SpinalCanal
 - + Laiendatud tugi pediaatria juhtude jaoks.
- Mudelist RSL DLS CT on eemaldatud üks huvipiirkond: L6 vertebra.
- Mudel RSL DLS CT sisaldab ka 32 uut huvipiirkondada, mida on kirjeldatud allpool.

Grupp	Modaalsus	Huvipiirkonnad
Bowels	CT	Colon Duodenum Jejunum_Ileum Jejunum_Ileum_Colon
Pelvis	CT	Canal_Anal Rectum
Female Pelvis	CT	Female_Genital_Tract LN_Gyne_Iliac LN_Gyne_Inguinofem_L LN_Gyne_Inguinofem_R LN_Gyne_Paraaortic LN_Gyne_Presacral LN_Gyne_Pelvic_Sidewall Parametrium_L Parametrium_R
Prostate Bed	CT	ProstateBed_ESTRO ProstateBed_PERYTON

Grupp	Modaalsus	Huviipiirkonnad
Bronchial Tree	CT	Bronchus_Lingular Bronchus_Lobar_Inferior_L Bronchus_Lobar_Inferior_R Bronchus_Lobar_Middle Bronchus_Lobar_Superior_L Bronchus_Lobar_Superior_R ProximalBronchialTree
Artificial Hip & Femur	CT	Artificial_Hip_L Artificial_Hip_R Femur_L Femur_R
Vessels	CT	A_Femoral_L A_Femoral_R V_Femoral_L V_Femoral_R

- Mudeli RSL DLS CT korral on tehniliste uuenduste raames ümber koolitatud mitu närvivõrku. See mõjutab järgmiste huvipiirkondade genereerimist:
 - Bone_Pelvic_L/R, Bronchus_InterM, Bronchus_Main_L/R, C1–C7, Carina, Coccyx, Femur_Head_L/R, L1–L5, Prostate, Prostate_minus_VenousPlexus, Sacrum, SeminalVesicles ja T1–T12.
 - Uuendatud võrgukaalude tõttu võivad genereeritud huvipiirkonnad eelmistest versioonidest veidi erineda.

2.8 PLAANIUURIJA

- Plaani genereerimisprotokollid toetavad nüüd PBS-i plaanide automaatset loomist. See tähendab järgmist.
 - PBS-i uurimisplaan saab luua otse moodulis Plan explorer.
 - Uurimismallid võivad hõlmata PBS-i plaane.
- Täiustatud reageerimisaeg suurte uurimisplaanikomplektidega töötamisel. See kehtib konkreetset plaanide valimise, plaanide eemaldamise, uurimisfiltrite kasutamise ning plaani uurimisse olemasolevate plaanide lisamise kohta.
- Nüüd saab mitme uurimisplaani valiku määrata kandidaatideks kõigest ühe klõpsuga.
- Plaani genereerimisprotokollide või uurimismallide abil loodud uurimisplaanid pole ripploendis *Plan* enam vaikumisi nähtaval. Eesmärgiks on vältida pikka plaaniloendit, kuna palju plaane genereeritakse automaatselt. Ripploendis *Plan* plaanide nähtavaks tegemiseks on plaani pisipildi kontekstimenüüsse lisatud uus suvand *Show in other modules*.

- Tööruumis *Compare* on kliiniliste eesmärkide loendil nüüd sama kujundus nagu muudes moodulites kuvataval loendil.

2.9 BRAHHÜTERAAPIA PLANEERIMINE

- Kanali rekonstrueerimise ajal viiakse vaated nüüd automaatselt vastavusse kanali suunaga.
- Lisatud on basaalpunkti loomise tugi.
- Täiustatud seisakupunkti andmete kuva, mis näitab allika tugevuse alusel korrigeeritud kiiritusaega seisakupunkti kohta ning seisakupunktide asendeid eelkonfigureeritud viitepunkti suhtes.
- TG43 ja brahhüteraapia Monte Carlo doosidele on doosi arvutamise ajal seatud 100 Gy ülempiir.
- DVH diagrammidele on lisatud märkeruut *Zoom to max D90*, et diagrammi oleks võimalik kiiresti suurendada.
- Struktuuride (huvipiirkondade, huvijoonte ja huvipunktide) alusel saab nüüd skriptimise kaudu luua aplikaatorimudeli.
- TG43 doosi saab nüüd arvutada CBCT kujutistel.

2.10 PLAANI SEADISTAMINE

- Kui süsteemis RayCare on olemas patsient ja juhtum, saab preskriptsiooni nüüd kopeerida süsteemist RayCare, selle asemel et määratleda preskriptsioon süsteemis RayStation. Fraktsioonide arv süsteemis RayCare asendab süsteemi RayStation väärtuse.

2.11 3D-CRT KIIRE DISAIN

- Konformse kaarega segmente saab genereerida lainekaare trajektoore jaoks selle funktsiooniga LINAC-ides, nagu Hitachi OXRAY.

2.12 PLAANI OPTIMEERIMINE

- Lainekaare trajektoore hõlmavates VMAT plaanide optimeerimise ajal saab rakendada ravifunktsiooni selle funktsioonide LINAC-ides, nagu Hitachi OXRAY.
- VMAT-i ja konformse kaare muudetud käitumine: kollimaatori nurga või ravilaua nurga muutmise korral eemaldatakse kiire segmendid.
- ECHO ja ML-i planeerimise automatiseerimisstrateegiaid saab nüüd konfigureerida kasutajaliidese kaudu. Konfigureerimise dialoogi saab avada vahekaardilt *Automation*.

2.13 MASINÕPPE PLANEERIMINE

- Masinõppepõhise planeerimise tagakomponent on refaktoreeritud, mille tulemusel toimub doosi prognoosimine märkimisväärselt kiiremini ja skriptimiskeskond pole enam vajalik. Selle uuenduse tõttu on optimeerimistulemused eelduspäraselt pisut teistsugused. Pärast versiooniuuendust tuleb kontrollida ML-i strateegia abil loodud kiirgusdoosi kvaliteeti.
- Uued mudelid:

- RSL Breast Locoregional: ühetasemeline lokoregionaalne rinnamudel rinna või rindkereõõne raviks, mis hõlmab piirkondlikke lümfisõlmi.
- RSL Lung Proton: prootonimudel esmaste ja/või nodaalsete kasvajate raviks kummaski kopsus.
- RSL Prostate SVs Nodes 2LVS: uus uuendatud versioon mudeli RSL Prostate SVs Nodes 2LVS jaoks, mis on ette nähtud eesnäärme ja seemnepõiekeste raviks, sh lümfisõlmed.

2.14 FOOTONI HELIKAALSE KAARE PLANEERIMINE

- Footonkiired kasutavad nüüd helikaalset kaartrajektoori, mis võimaldab pikisuunalist lauapealset liikumist ajal, mil kandur kiiritusravi ajal pöörleb. See võimaldab ühilduvates LINAC-ites planeerida täpsemat helikaalse kaarega ravi.
- Nõutav litsents: rayHelicalArc

2.15 PROOTONITE PENCIL BEAM SKANEERIMISE PLANEERIMINE

- Osa prootoni PBS-i optimeerimisalgoritmist on teisaldatud GPU-sse, mis kiirendab optimeerimist. Kiirendus sõltub juhtumist ja saadaolevast riistvarast.
- Hitachi prootonimasinate jaoks on lisatud doosipõhise pidevskannimise (DDCS) tugi.
 - Kui Hitachi masin on varustatud DDCS-i lisavalikuga, loob RayStation plaane, mis täidavad edastatavusnõudeid. See hõlmab punktkaalusid ja seda, kas kiir on skannimise järgmisse punkti liikumisel sees või väljas, ning optimaalset mõõtekomplekti määra energiakihi kohta, võimaldades lühimat kiiritusaega ja tagades samas plaani kvaliteedi.
 - Nõutav litsents: rayContinuousScanning

2.16 PROOTONKAARE PLANEERIMINE

- Lisatud on püstise staatilise PBS-kaare tugi, mille korral tool pöörleb energiakihtide vahel.
 - Pöörleva tooliga PBS-kaared on analoogsed staatiliste kaartega, mille korral kandur pöörleb (toetatud süsteemi RayStation eelmistes versioonides).
 - Iga prootoni PBS-masina, mis kasutab patsienditoena tooli, saab konfigurierida toetama pöörleva tooliga PBS-kaarte planeerimist.
 - Pöörleva tooliga PBS-kaare plaan tuleb enne kiiritusravi teisendada tavaliseks PBS-i plaaniks.
- PBS-kaare planeerimine on nüüd saadaval kaldus kujutiste seeriates.

2.17 KERGETE IOONIDE (LIGHT ION) PENCIL BEAMI SKANNIMISE PLAANIMINE

- Valgusioonide doosi arvutamine on nüüd piiratud, kui vahemiku nihutis asub Braggi piik. Optimeerija ei loo enam selliseid punkte sisaldavaid plaane. Siiski võib neid endiselt esineda plaanides, mille on käsitsi loonud kasutaja või mis on loodud süsteemi RayStation eelmistes

versioonides. Sellistel juhtudel kuvatakse mõjutatud kiir ja energiakihti nimetav teade ning plaan tuleb lähtestada ja taasoptimeerida või probleemsed energiakihid käsitsi eemaldada.

- Lisatud on Hitachi süsiniku iooni süsteemide tugi.
 - Vahemiku nihutite peenhäälestamine.
 - Doosipõhine pidevskannimine (DDCS):
 - + RayStation hakkab looma plaane, mis täidavad edastatavusnõudeid. See hõlmab punktkaalusid ja seda, kas kiir on skannimise järgmisse punkti liikumisel sees või väljas, ning optimaalset mõõtekomplekti määra energiakihi kohta, võimaldades lühimat kiiritusaega ja tagades samas plaani kvaliteedi.
 - + Nõutav litsents: rayContinuousScanning
- Valgusiooni masina mudelile saab nüüd lisada vahemiku nihuti õhuvahe mudeli. Mudelis on kasutusele võetud doosi korrigeerimistegur, mis toimib vahemiku nihuti ja õhuvahe funktsioonina, võimaldades modelleerida hajusosakesi, mis ei taba suurte õhuvahede tõttu patsienti.

2.18 ADAPTIIVNE ÜMBERPLANEERIMINE (VERSIOONIS RAYSTATION V2025 SP2 KASUTUSELE VÕETUD UUENDUSED)

- Moodul Automated replanning pakub nüüd täiustatud integratsiooni süsteemiga RayCare, mis on mõeldud Varian TrueBeam'i kiiritusravimasinate kiiritusravi jaoks. Aktiivsete veebipõhiste adaptiivsete seansside jaoks pakub see tööriistu, mis toetavad andmeedastust ja sidet süsteemiga RayCare, sh kujutiste seeria ja kujutiste registreerimise importimise sujuvat töövoogu. Pärast ülevaatust ja kohandatud kiirte komplektiga jätkamise otsust valiku *Assign adapted* tegemisel tehakse kohandatud kiirte komplekt süsteemis RayCare kättesaadavaks ja määratakse automaatselt õigele fraktsioonile. Kui otsustatakse jätkata algselt kavandatud kiirte komplektiga, saab kasutada suvandit *Proceed with scheduled*. Seejärel saab süsteemis RayCare jätkata juba kavandatud kiirte komplekti kiiritust.
- Kohandatud kiirte komplekti loomisel pannakse ravikiirtele nüüd uued vaikenimed, et märkida nende kuulumist kohandatud kiirte komplekti. Kohandatud kiire nimi koosneb algse kiire nimest, millele on lisatud järelliide. Järelliite vorminguks on "A[n]", milles "n" tähistab fraktsiooni numbrit.
- Adapteeritud plaani heakskiitmise käigus võrreldakse plaani nüüd viiteplaaniga ning märkimisväärsete erinevuste tuvastamisel kuvatakse hoiatusdialoog. Neid erinevusi hinnatakse kiire konfiguratsiooni, preskriptsiooni, kogu fraktsioonikohase mõõtekomplekti, ravitehnika ja määratud kiiritusravimasina suhtes. Mõõtekomplekti erinevusläve saab konfigureerida.

2.19 AUTOMAATNE ADAPTIIVNE ÜMBERPLANEERIMINE

- Sünteetilise CT ümberarvutamisel arvutatakse nüüd automaatselt ümber ka deformeeritav registreerimine.

- Nüüd on saadaval struktuuride komplekti mallist pärinevaid jäikasad registreerimisi kasutavate huvipiirkondade ja huvipunktide kaardistamise jaoks ette nähtud lisavalikud. Kasutada saab olemasolevat viiteraamistiku registreerimist ning registreerimise loomisel suvandeid *Discard rotations*, *Focus on bone structures* ja *Focus on ROI*.
- Kujutiste teisendamine toetab nüüd korrigeeritud CBCT kujutiste seeriade jaoks väljunderaldusvõime valimist, sh CT viite-eraldusvõime kasutamise suvandit. Vaatevälja (FOV) huvipiirkonna kasutamise korral on nüüd võimalik valida viitekujutiste seeriast hõlmatud ülemine-alumine vahemik. Vahemiku määramata jätmisel kasutatakse vaikimisi viitekujutiste seeria kogu ülemist-alumist vahemikku.
- Automaatse ümberplaneerimise seiskamise ja jätkamise töövoog on täiustatud. Automaatse ümberplaneerimise saab nüüd kiiresti seisata, tühistades parasjagu käititava etapi. Pärast seiskamist saab töövoogu jätkata esimesest lõpuleviimata etapist.

2.20 DICOM

- RayStation toetab DICOM-i Transport Layer Security (TLS-i), et tagada ühilduvate DICOM-i süsteemide korral turvaline, krüpteeritud andmeedastus.
- Nüüd on võimalik vahekaardil PACS importida DICOM-i PACS-i allikast.
- Suurendatud on täpsust ja lisatud on eksporditud kümnendväärtuste konfigureeritav ümardamine.
- Nüüd toetatakse "RECON TOMO" mitmekaadrilise NM-i (SPECT) andmeid (sh DICOM-i importimine ja eksportimine, visualiseerimine, registreerimine ja kontuurimine). Kaastud ei ole reaalteisendust (andmeid kuvatakse ilma ühikuteta).
- Eksporditud kvaliteedi tagamise plaani doosid täidetakse nüüd funktsioonis Image Orientation (Patient) [0020,0037] dialoogis tehtud valikute põhjal. Eelmistes versioonides eksporditi koronaarsete ja sagitaalsete vaadete kujutise suund valesti, mille tõttu oli suund vale. See parandati versioonid RayStation v2025 SP2.

2.21 SKRIPTIMINE

- Positsioneerimiskiirte kaks uut toimingut, CopySetupBeamAction ja DeleteSetupBeamActions, on nüüd skriptitavad ja saadaval skriptimise API kaudu.
- Atribuut "Gender" on kasutajaliideses asendatud atribuudiga "Sex". Sellegipoolest kasutatakse skriptimisel endiselt atribuuti "Gender".
- Atribuudid Beam.ArcRotationDirection ja Beam.ArcStopGantryAngle on eemaldatud. Kaarkiire korral kasutatakse kiire nurkadega seotud sätete lugemiseks ja kirjutamiseks järgmisi meetodeid ja atribuute.

Lugemine	Kirjutamine	Märkus
GetArcRotationDirection	SetArcRotationDirection	

Lugemine	Kirjutamine	Märkus
GantryAngle	SetGantryAngle	Tähistab kanduri algnurka sellisel kaarkiirel, mille korral kandur pöörleb.
GetGantryArcStopAngle	SetGantryArcStopAngle	Kehtib ainult pöörleva kanduriga kaarte kohta.
CouchRotationAngle	SetCouchRotationAngle	Tähistab ravilaua/tooli algnurka sellisel kaarkiirel, mille korral ravilaud/tool pöörleb.
GetCouchArcStopAngle	SetCouchArcStopAngle	Kehtib ainult pöörleva ravilaua või tooliga kaarte kohta.
InitialCollimatorAngle	SetCollimatorAngle	

Pange tähele, et kaarkiire korral ei saa otseselt seada atribuute GantryAngle, CouchRotationAngle ja InitialCollimatorAngle. Kasutama peab vastavaid seademeetodeid.

- Meetod Beam.DeleteArcTrajectory on eemaldatud.
- Meetod Beam.SetArcTrajectory on ümber nimetatud meetodiks SetWaveArcTrajectory.
- TomoSegment.CouchYOffset on asendatud järgmisega: TomoSegment.TableTopLongitudinalOffset (kehtib Tomo Helicali kohta).
- Footonkiire jaoks on lisatud uus skriptitav toiming: SetHelicalArcTrajectory
- SetWaveArcTrajectory hõlmab uut argumenti: TableTopLongitudinalOffsets
- CreateQAPlan hõlmab uut argumenti: CenterHelicalArcBeams

2.22 IOONKIIRE JUURUTAMINE

- Doosipõhise pidevskannimise (DDCS) parameetrid on Hitachi prootoni ja süsiniku iooni masinate jaoks nüüd nähtaval vahekaardil *Scanning data*.
- Intensiivsuse (mõõtekomplekti määra) arvutussätted on Toshiba süsiniku iooni masinate jaoks nüüd nähtaval vahekaardil *Scanning data*.

2.23 RAYSTATION DOOSI ARVUTUSALGORITMI UUENDUSED

RayStation v2026 doosikalkulaatorite muudatused on loetletud allpool.

Doosi algoritm	v2025	v2026	Vajab uuesti ülesseadmist	Doosi mõju ⁱ	Märkus
Kõik	-	-	-	Ebaoluline	Väike muudatus voksli huvipiirkonnaks teisendamisel. Huvipiirkondade mahud võivad olla pisut erinevad võrreldes süsteemi RayStation eelmiste versioonide identse huvipiirkonnaga.
Footon Ahendatud koonus	5.11	5.12	Ei	Ebaoluline	Tavapärane versioonisamm
Footon Monte Carlo	3.3	3.4	Ei	Ebaoluline	Tavapärane versioonisamm
Elektron Monte Carlo	5.3	5.4	Ei	Ebaoluline	Tavapärane versioonisamm
Prootoni PBS Monte Carlo	5,8	5,9	Ei	Ebaoluline	Väiksemad muudatused LET _d arvutamises.
Prootoni PBS Pencil Beam	6.8	6.9	Ei	Ebaoluline	Tavapärane versioonisamm
Prooton US/DS/Wobbling Pencil Beam	4.13	4.14	Ei	Ebaoluline	Tavapärane versioonisamm
Süsiniku PBS Pencil Beam	7.2	7.5	Ei	Ebaoluline	Tavapärane versioonisamm
Brachy TG43	1.7	1.8	Ei	Ebaoluline	Fraktsioonidoosi väärtuste ülempiiriks on seatud 100 Gy. Tegu on doosi arvutamise järeltöötlusetapiga. See ei mõjuta doosi arvutamist ennast ega dooside hindamist.

Doosi algoritm	v2025	v2026	Vajab uuesti ülesseadmist	Doosi mõju ⁱ	Märkus
Brachy Monte Carlo	1.1	1.2	Ei	Ebaoluline	Fraktsioonidoosi väärtuste ülempiiriks on seatud 100 Gy. Tegu on doosi arvutamise järeltötlusetapiga. See ei mõjuta doosi arvutamist ennast ega dooside hindamist.

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

2.24 OLEMASOLEVATE FUNKTSIOONIDE MUUTUNUD TOIMIMINE

- Võtke arvesse, et RayStation v2026 rakendab prootoni PBS-i optimeerise muudatused. Osa algoritmist on teiselaldatud GPU-sse ja optimeerimisel kasutatavate punktdooside väikedoosiliste mahtude valimivõtt toimub nüüd jämedamal maatriksil kui see, mille esitab doosi raster. Optimeerimistulemused võivad seetõttu sama optimeerimisprobleemi korral pisut erineda eelmiste versioonide omadest. Kui versioonis v2026 kasutatakse eelmisest versioonist pärinevat optimeerimisprobleemi, tuleb parima võimaliku plaani saavutamiseks võib-olla korrigeerida eesmärke, piiranguid ja seatud kaalusid.
- 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 / 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 tõi sisse mõned muudatused, mis puudutavad seadistamise pildindussüsteemi. 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 (loonide 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 (loonide 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 füüsilist 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 eesmäärke
- 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 lisati võimalus seostada kliinilist eesmärki kiirte komplekti doosiga või plaani doosiga. See olemasolevaid kliinilisi eesmäärke sisaldavaid plaane ja malle puudutav teave on oluline süsteemi RayStation varasemalt versioonilt kui 2024A värskendamisel:
 - Ühe kiirte 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.

- Pange tähele, et süsteemis RayStation v2025 on tehtud järgmised muudatused seoses Sumitomo HI joonskaneerimise kiire kasutuselevõtmisega ja ravi planeerimisega.
 - Lõpliku doosi arvutamise raames ei teostata enam joonsegmenti MU ümardamist. Doos arvutatakse nüüd RT iooniplaanis eksporditud plaani parameetrite alusel. Lõpliku doosi arvutamise, heakskiitmise ja DICOM-i eksportimise jaoks on lisatud uued kontrollid, et tagada plaani edastatavus joonskaneerimise masina piirangute suhtes. Olemasolevaid plaane saab edastatavaks muuta ümber optimeerimise või uue funktsiooni *Make beams deliverable* kasutamise teel.
 - Süsteemis RayStation eelmistes versioonides kehtib piirang funktsioonis *Absolute dosimetry* kasutatavate joonsegmentide pikkuste suhtes ja juhtudel, kui energiakihit luuakse funktsiooni *Add energy layer* abil käsitsi. See piirang on versioonis RayStation v2025 eemaldatud.
 - Joonskaneerimise kiire skaneerimiskiiruse piirangute tabelis kasutatav ühik on m/s asemel nüüd cm/s. Masinamudelid, millele tehakse süsteemi RayStation eelmistest versioonidest versiooniuuendus, uuendatakse automaatselt.

Vt ka jaotis 2.25 Joonskaneerimise kiire mudeli versiooniuuendus süsteemi RayStation versioonist, mis on vanem kui v2025 lk 23.

- Pange tähele, et süsteemis RayStation v2025 on tehtud muudatusi seoses saadaolevate materjalidega. Järgmine teave on oluline kasutajatele, kes teevad versiooniuuenduse süsteemi RayStation versioonist, mis on vanem kui v2025.
 - Süsteemiga RayStation installitud materjalid pole huvipiirkonna jaoks elektrontiheduse ülekirjutamise seadmisel enam saadaval enne, kui need aktiivselt saadavaks valitakse. Selle valiku tegemiseks tuleb klõpsata valikut *ROI material management* (saadaval loendis *ROI* ja dialoogis *ROI/POI details*), seejärel *Add new common material* ja siis tuleb jaotises *Add predefined* kuvatavast loendist valida lisatavad materjalid.
- Pange tähele, et süsteemis RayStation v2025 on tehtud muudatusi seoses ploki või väljalõikega kaarte kollimaatori pöörlemisega. Järgmine teave on oluline footoni ja elektroni kasutajatele, kes teevad versiooniuuenduse süsteemi RayStation versioonist, mis on vanem kui v2025.
 - Ploki või väljalõike kontuuri hoitakse footon- või elektronikiirte jaoks kollimaatori pöörlemise ajal vaikimisi konstantsena. Eelmiste versioonide vaikekäitumiseks oli kontuuri muutmine, et jätta eksponeeritud ala pärast kollimaatori pöörlemist samaks. Seda on nüüd muudetud, nii et konstantseks jääb hoopis kontuur.

2.25 JOONSKANEERIMISE KIIRE MUDELI VERSIOONIUUENDUS SÜSTEEMI RAYSTATION VERSIOONIST, MIS ON VANEM KUI V2025

Alates süsteemist RayStation v2025 peavad plaani joonsegmenti mõõtekomplekti kaalud enne doosi arvutamist võtma arvesse Sumitomo HI kiiritusravi süsteemi diskreetseid kiiritusaegasid.

Eelmistes versioonides teostas selle kaalude ümardamise hoopis doosiarvutus ise. Sellel muudatusel on funktsiooni *Absolute dosimetry* sisendandmetele Sumitomo joonskaneerimise masinamudelid järgmised tagajärjed.

- Atribuudi *Meterset* väärtus nimienergia kohta pole enam kaasatud.
- Atribuudi *Dose per meterset* väärtuste jaoks kasutatavad mõõtekomplektid loetakse edastatavateks mõõtekomplektideks. (Süsteemi RayStation versioonides, mis on vanemad kui v2025, võisid planeeritud ja edastatavad mõõtekomplektid erineda tulenevalt joonsegmenti kaalu ümardamisest, mille teostas süsteemi RayStation doosimootor ja Sumitomo kiiritusravi süsteem, ning seetõttu kasutati atribuudi *Dose per meterset* arvutamisel planeeritud mõõtekomplekti, mitte edastatavat.)

Tasub teada, et olemasolevate joonskaneerimise atribuut *lons per MU* on süsteemis RayStation v2025 või uuemates versioonides endiselt kehtiv ning seega jäävad süsteemis RayStation v2025 ja uuemates versioonides endiselt kehtima kasutusele võetud joonskaneerimise kiire mudelid. Sellegipoolest kustutatakse atribuudi *Dose per meterset* muudetud määratluse tõttu joonskaneerimise masinamudelitest kõik imporditud ja arvutatud absoluutdosimeetria andmed, kui tehakse versiooniuuendus süsteemi RayStation versioonist, mis on vanem kui v2025. Atribuudi *Dose per meterset* ümberarvutamiseks või süsteemi RayStation versiooni, mis on vanem kui v2025, olemasoleva mudeli automaatmodelleerimise teostamiseks tuleb absoluutdosimeetria andmed süsteemi RayPhysics uuesti importida, et tagada atribuudi *Dose per meterset* väärtuste kohta kehtivate uute nõuete täitmine.

2.26 LAHENDATUD VALDKONNA OHUTUSTEATISED (FSN-ID)

Valdkonna ohutusteatises (FSN-id) 159027, 161525, 167168 ja 176257 kirjeldatud probleemid on lahendatud.

Lahendatud. [FSN 159027] Huvipiirkonna kontuuride tagurpidi pööramine

Esines probleem, mille korral võisid teatud toimingud, mis tehti normaalse lõiguga {0, 0, -1} kujutiste seerias määratletud huvipiirkonnas, pöörata huvipiirkonna tagurpidi ja paigutada selle valesse asukohta. See probleem on nüüd lahendatud.

[1310961]

Lahendatud. [FSN 161525] Tarkvaras RayGateway korduvate UID-de genereerimine

Süsteemist RayStation iDMS-isse RayGateway kaudu eksportimisel genereeritud DICOM-i UID-de kordumatus ei olnud tagatud. See probleem on nüüd lahendatud.

[1313444]

Lahendatud. [FSN 167168] Elektrontiheduse ülekirjutamisega huvipiirkonna jaoks doosi tühistamata jätmine

Harvadel juhtudel, mis olid seotud elektrontiheduse ülekirjutamisega huvipiirkondadega või tüüpidega *Bolus*, *Fixation* või *Support* huvipiirkondadega, jäeti doos geomeetria lisamine või eemaldamise või materjali eemaldamise korral tühistamata. See probleem on nüüd lahendatud.

[1477976]

Lahendatud. [FSN 176257] Vale RBE alusel kaalutud doos üle 50 cm WED mudelis LEM Classic

Esines süsiniku ja heeliumi doosiarvutusega seotud probleem. Mudeli LEM Classic kasutamisel sisaldas lõpliku doosi arvutus (ja selle tagajärjel ka RBE alusel kaalutud doos) RBE-s viga vokslites, mille vesiekvivalentne sügavus ületas kiire suunas 50 cm. See probleem on nüüd lahendatud.

[1538893]

2.27 UUED JA OLULISELT VÄRSKENDATUD HOIATUSED

Hoiatuste täieliku loendiga tutvumiseks vaadake dokumenti *RSL-D-RS-v2026-IFU, RayStation v2026 Instructions for Use*.

2.27.1 Uued hoiatused



HOIATUS!

Huviipiirkonna kollisioonikontrolli meetodeid ei tohi kiiritusruumis kasutada lõpliku kollisioonivastase kaitsemeetmena.

Skriptimise kaudu saadaolevaid huvipiirkonna kollisioonikontrolli meetodeid *DetectRoiSurfaceCollisionsForOneRotationCenter*, *DetectRoiSurfaceCollisionsForTransformationMatrices* ja *DetectRoiSurfaceCollisionsForTwoRotationCenters* ei tohi kiiritusruumis kasutada lõpliku kollisioonivastase kaitsemeetmena. Kollisioonikontroll teostatakse ainult antud huvipiirkondadega, mis ei pruugi kajastada tegelikku kiiritusruumi. Kasutaja ülesanne on kollisioonikontrolli kaasata sobiliku geomeetria ja asendiga asjakohased huvipiirkonnad. Huvipiirkonna kollisioonikontroll võib võimalikust kollisioonist varakult märku anda, kuid ei suuda asendada patsiendi kiiritusravile eelnevaid standardseid kollisiooniennetusprotseduure.

[1479620]



HOIATUS!

Brahhüteraapia Monte Carlo doosimootor: valideerimismeetod ja kasutuselevõtt.

Süsteemi RayStation brahhüteraapia Monte Carlo doosimootorit on valideeritud vees konsensuslike viiteandmete suhtes: AAPM HEBD konsensuslik kahemõõtmelise ruumi andmestik toetatud allikate jaoks veefantoomis. Lisaks on brahhüteraapia Monte Carlo valideeritud süsteemi RayStation TG-43 suhtes, kasutades kliinilisi plaane vee-ekvivalendiga käsitsi ümberkirjutatud patsiendianatoomiates.

Heterogeensete geomeetria korral teostati valideerimine kliinilistes patsiendianatoomiates ja viilfantoomides luu, kopsu, õhu ja kõrg-Z materjaliliidestega võrdluses eraldiseisva Monte Carlo koodiga *egs_brachy*, mitte otseste fantoomi dooside mõõtmiste kaudu.

Brahhüteraapia Monte Carlo doosimootori kasutuselevõtu üksikasju vt AAPM TG-186 ja WGDCAB aruandest 372 (või samaväärsetest piirkondlikest suunistest).

[1593258]



HOIATUS!

Brahhüteraapia dooside ülempiiri seadmine. TG43 ja Monte Carlo doosiarvutusmootoriga arvatud brahhüteraapia dooside ülempiiriks on seatud 100 Gy fraktsiooni kohta. Kõik seda läve ületavad doosiväärtused piiratakse tulenevas doosijaotuses 100 Gy peale. See mõjutab doosiga seotud väljundeid, nt doosivaated, DCH-d, doosistatistika ja kliinilise eesmärgi hindamised.

Pange tähele, et ülempiire hõlmavate doosijaotuste ümberskaleerimisel skaleeritakse ülempiiriga väärtused ümber sama teguriga, s.t kui doosijaotust, mis hõlmab 100 Gy ülempiirile seatud doosiväärtusi, skaleeritakse ümber teguriga z , siis on ülempiiriga doosiväärtuste uueks väärtuseks $z \times 100$ Gy. Kliiniliselt oluliste doosiväärtuste ülempiiriga piiramise vältimiseks kaaluge doosi ümberarvutamist pärast seda, kui olete doosijaotust märkimisväärselt allasuunaliselt ümber skaleerinud.

[1312866]



HOIATUS!

EQD2 jaotuste hindamiskriteeriumid. Füüsikalise doosi hindamiskriteeriume ei saa otseselt kasutada EQD2 jaotuste hindamiseks. Füüsikalise doosi kriteeriumid tuleb alati esmalt teisendada EQD2 valdkonda. See on hädavajalik ka kasvaja kiiritusravis ravitugevusel 2 Gy/fraktsiooni kohta: isegi kui määratud doos on nii füüsikalise doosi ja EQD2 korral kasvajas 2 Gy fraktsiooni kohta, suureneb EQD2 domeenis kasvaja külmade ja kuumade punktide vahe veelgi. Veel olulisem on see, et tavalised koetolerantsid võivad ka 2 Gy fraktsioonipõhises kiiritusravis füüsikalise doosi ja EQD2 jaotuse puhul märkimisväärselt erineda.

[1538161]

**Hoiatus!**

Parameetrikohaste EQD2 jaotuste kasutamine plaani aruannetes. EQD2 parameetritega plaanide plaaniaruanded esitavad andmeid (kliinilisi eesmärgi; ja vastavate hetktõmmiste kaasamise korral DVH-sid, doosistatistika ja 2D-doosivaateid), mida on hinnatud parameetrikohaste EQD2 jaotuste abil, kus kasutatakse kõikide doosi rasti vokslite jaoks huvipiirkonna EQD2 parameetrid. Ilma määratud parameetriteta huvipiirkondade jaoks kasutatakse välise ROI parameetrikohast EQD2 jaotust.

(1482590)

**Hoiatus!**

Peenkiire algoritmi piirangud. Valgusiooni doosiarvutuseks kasutatava peenkiire algoritmiga kaasnevad teatud lähendid ja piirangud. Need võivad patsiendi pinnal olevates vokslites mõjutada arvutatud doosi täpsust, eriti vahemiku nihuti ja/või pinda riivavate kiirte olemasolu korral. See hõlmab selliste punktide jaoks arvutatud dooses, mis ei löiku patsiendiga üldse, nagu teatud esialgse optimeerimise stsenaariumides ning vahemiku nihutis Braggi piigiga punktide korral.

(1311597)

**Hoiatus!**

Vahemiku nihutitega valgusiooni PBS-i absoluutdoosi täpsus. Vahemiku nihuti ja patsiendi vahelises piirkonnas, mida nimetatakse ka õhuvaheks, kehtivad süsteemis RayStation valgusiooni doosi arvutamisel kasutatud analüütilises doosimootoris kiire hajuvuse modelleerimise suhtes piirangud. Kuigi vahemiku nihuti olemasolu korral on õhuvahe mõju juba tuumahalo modelleerimisse eraldi kaasatud, ei pruugi see modelleerimine teatud mõjusid täielikult kajastada, eriti erakordselt suurte õhuvahede korral. Sel põhjusel saab kiire mudelisse kaasata valikulise vahemiku nihuti õhuvahe korrigeerimisteguri, et korrigeerida suurte õhuvahede korral mõõdetud ja arvutatud doosi võimalikke lahknevusi. Korrigeerimisteguri kaasamine on edukalt valideeritud kuni 72 cm õhuvahede jaoks. Kasutajal tuleb suurte õhuvahede kasutamise korral olla doosiarvutuse valideerimisel eriti hoolikas.

(1592905)

**Hoiatus!**

Doosi ja doosi alusel keskmistatud LET täpsus kiirte jaoks, mis liiguvad mööda allamillimeetriste heterogeensustega poorset kude. Protoni ja valgusiooni doosiarvutus ei suuda arvesse võtta allamillimeetrise heterogeensusi, mis ei kajastu CT kujutistel täielikult, nagu poorsetes kopsustruktuurides. Selliste heterogeensuste tõttu võib Braggi piik halveneda ja nii doos kui ka doosi alusel keskmistatud LET jaotused pikkupidi laieneda. Kasutajal tuleb teadmiseks võtta, et arvutused ei pruugi olla täiesti täpsed, kui kiir liigub sellistel struktuuridel mööda märkimisväärset vahekaugust.

[1479623]

**Hoiatus!**

Helikaalsed kaared – patsiendi positsioneerimine. Helikaalse kaare kiiritusravi kasutuselevõtu käigus kontrollige, kas seadistusjuhised on kooskõlas kiiritusravimasina kiiritusravi töövooga. VMAT-i/konformsete helikaalsete kaarkiiirte planeerimisel loevad patsiendi positsioneerimise juhised, nagu DRR-id ja ravilaua nihutused, algseks kiirituspositsiooniks esimese kontrollpunkti isotsentrit.

Enne kliinilist kasutust kontrollige, kas patsiendi positsioneerimise töövoog on teie raviseadme jaoks sobilik.

[1537945]

**Hoiatus!**

Pärast süsteemist RayCare seeriaste preskriptsiooni kopeerimist ei säilitata sünkroniseerimist. Pärast süsteemi RayStation kiirte komplekti preskriptsiooni lisamist süsteemist RayCare seeria preskriptsiooni kopeerimise teel ei säilitata sünkronimist. Süsteemis RayStation või RayCare hiljem preskriptsioonides tehtud muudatusi ei kanta üle teise süsteemi. Ei teostata mingit edasist valideerimist, et kontrollida, kas preskriptsioonid on teineteisega vastavuses.

[1538003]

**Hoiatus!**

Taaskiirituse planeerimine. Enne heakskiitmist on tungivalt soovitatav hinnata varasemate kiirituskordadega plaani kumulatiivset doosi ning teostada hindamine ekvivalentse efektiivse (EQD2) kumulatiivdoosi alusel, isegi kui määratud sihtfraktsiooni doos on 2 Gy.

(1483026)

**Hoiatus!**

Koetaasteteguri (TRF) piirangud. Koetaastetegur (TRF) on lihtsustatud tähis, mis kajastab kiiritusravikordade vahel aset leidvat pikaajalist normaalset koe taastumist. Selle kasutamisele kumulatiivse EQD2 arvutustes kohalduvad järgmised olulised piirangud.

- **Taastumise osas valitseb märkimisväärne ebakindlus ja konsensuse puudus.** Koe taastumise kasutamist toetavad tõendid on piiratud ning puudub levinud konsensus eelduspärase taastumise ulatuse ja ajast sõltumise kohta. Seetõttu tuleb määratud TRF-i väärtusi pidada ebakindlaks parameetrikaks ning kliinilised otsused peaksid eelistatavalt olema usaldusväärsed terves TRF-i väärtuste võimalikus vahemikus.
- **TRF lihtsustab keeruka bioloogia üheks skaleerimisteguriks.** Mudel eeldab, et koe taastumist saab kajastada eelmise kiiritusravikorra EQD2 osakaalu skaleerimise teel. Üks skaleerimistegur ei saa kajastada taastumist mõjutavate tegurite täielikku keerukust, nagu subletaalse kahju parandamist, kiirenenu repopulatsiooni, veresoonte muudatusi ja põletikulist reaktsiooni.
- **Taastumine erineb üksikisikuti väga suurel määral.** Eri patsientide taastumispotentsiaal erineb oluliselt mitmesuguste tegurite tõttu, nagu kaasuvad haigused, varasem toksilisus, kiiritusravi intervall, samaaegsete teraapiate esinemine ja patsiendikohane kiirgustundlikkus. Seega ei pruugi standardiseeritud TRF-i väärtus piisavalt kajastada taastumist kõikides kliinilistes stsenaariumides ja selle kasutamisel tuleb olla ettevaatlik.

Nimetatud piirangute tõttu tuleb taastumise alusel korrigeeritud EQD2 (EQD2 TRF) tõlgendada üksnes koe taastumise ligikaudse indikaatorina, mitte taastumisest tuleneva suurenenud normaalse koetolerantsi usaldusväärse näitajana. Kasutajatel soovatakse hinnata võimalike TRF-i väärtuste vahemikku ja kaasata oma hinnangusse alati kumulatiivne EQD2, mis on arvutatud ilma TRF-ita.

(1538126)

2.27.2 Oluliselt värskendatud hoiatused



HOIATUS!

Brahhüteraapia mudeleid tuleb enne kliinilist kasutust valideerida. Brahühüteraapia järellaadureid, lähtemudeleid ja kasutusseadistusi tuleb enne kliinilist kasutust valideerida.

Kasutaja vastutab enne kliinilist kasutust kõikide brahühüteraapia järellaadurite, lähtemudelite ja kasutusseadistuste valideerimise eest. Täpsemad teavet kasutusseadistuste kohta vt hoiatusest 283879.

TG43 lähtemudelite korral vt hoiatust 283358 ja Monte Carlo lähtemudelite korral vt hoiatust 1593258.

[285635]



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. Ülevaatusena 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 ja TG43 doosimootoriga brahühüteraapia puhul.

[9355]



HOIATUS!

Masina piirangud. RayStation tugineb sellel, et süsteemi RayStation genereeritud raviplaanide kiiritamine teostatakse kiiritamise kinnitus-/kontrollisüsteemiga, mis tagab ohutuse, ennetades kiiritamisi, mille saavutamine pole võimalik rakendamatute masinaparametrite tõttu, nt kanduri nurk, kollimaatori nurk, MLC lehepositsioonid ja MU, koonusepositsioon ja punkti miinimumkaal (ioonkiirituste korral), samuti kanduri ja lehe kiirus dünaamiliste kiirituste jaoks.

Kui süsteemis RayPhysics määratletud masinapiirangud ei kajasta täpselt kiiritusravimasina ja R&V-süsteemi käitumist, võidakse plaanid kiiritusravi ajal seisata või neid reguleerida väljaspool süsteemi RayStation, mille tulemusel erineb kiiritusdoos heakskiidetud doosist. Malli põhjal masinamudeli loomisel tagage, et kõik masinapiirangute parameetrid kohandatakse konkreetse kiiritusravimasina järgi. Isegi kui RayStation peab kinni kõikidest süsteemis RayPhysics määratud masinapiirangutest, puudub garantii, et kõik plaanid on edastatavad. Veenduge, et plaane ei muudeta väljaspool süsteemi RayStation ilma nõuetekohase hindamiseta mitte ühelgi moel, mis mõjutab doosi märkimisväärselt.

(3185)

**Hoiatus!****Veenduge, et erinevate doosiarvutuse algoritmidega arvutatud doosid oleksid ühilduvad.**

Erinevate doosiarvutuse algoritmidega (nt varuplaan, kaasoptimeerimine, taustadoosid, dooside summeerimine) arvutatud dooside kombineerimisel või võrdlemisel tuleb olla ettevaatlik, kui doosi konventsioonid on eri algoritmides erinevad ja plaan on tundlik kõrg-Z-materjalidega doosi suhtes.

Elektroni ja prootoni Monte Carlo doosimootorid kajastavad doosi vee suhtes koos kiirguse transpordiga keskkonnas. Prootoni ja valgusiooni peenkiire doosimootorid kajastavad doosi vee suhtes. Footoni ahendatud koonuse doosimootor arvutab doosi vee suhtes koos kiirguse transpordiga erineva tihedusega vees ehk omadusega, mis jääb keskkonnas arvutamisel doosi ja vee suhte ning doosi ja keskkonna suhte vahele. Süsteemi RayStation v2026 footoni ja brahhü Monte Carlo doosimootorid kajastavad doosi keskkonna suhtes koos kiirguse transpordiga keskkonnas. Keskkonnas transportimisel on leitud, et doosi ja vee suhte ning doosi ja keskkonna suhte vahelised erinevused on footonite puhul väikesed kõikides kudedes peale luu (1–2%), kuid erinevused võivad olla võrdlemise suured luudes (10%) või muudes kõrge Z-ga materjalides.

Imporditud dooside doosikonventsioon ei ole teada RayStationi puhul ja seda tuleks käsitleda ettevaatlikult, kui raviplaan on tundlik suure Z-materjalide doosi suhtes ja kui doosi kasutatakse taustadoosina või doosi jäljendamiseks.

(409909)

**Hoiatus!****Hindamise EQD2 jaotuste tõlgendamine.**

Moodulis Plan evaluation arvutatud hindamise EQD2 jaotused kasutavad mitmesse huvipiirkonda kuuluvatele vokslitele

α/β -väärtuste määramisel prioriteedipõhist lähendamist. Järgmiste jaotuste tõlgendamisel tuleb olla eriti hoolikas.

- EQD2 jaotuse hindamise korral saab kõrvutistele või kattuvatele huvipiirkondadele määrata erinevad α/β -väärtused, millest tulenevalt on EQD2 jaotus erinevate α/β -väärtustega huvipiirkondade vahelistel piiridel katkendlikud. Vokslite korral, mis kuuluvad konkreetseesse huvipiirkonda ainult osaliselt või mis paiknevad huvipiirkondade kattumise piirkonnas, kasutatakse EQD2 arvutuse jaoks ühe α/β -väärtuse määramiseks prioriteedireeglit. Sekke tulemusel võidakse huvipiirkonna jaoks määratud α/β -väärtust rakendada ainult selle huvipiirkonna ühes osas.
- Tagamaks, et konkreetset α/β -väärtust kasutatakse kogu huvipiirkonna jaoks, kui kliinilist eesmärki hinnatakse hindamise EQD2 jaotuse suhtes, on soovitatav esmalt välja võtta füüsikalise doosi kliiniline eesmärk ja seejärel teisendada see valitud α/β -väärtusega EQD2-ks, selle asemel et võtta kliiniline eesmärk välja otse EQD2 jaotusest. EQD2 mõõdikute aruandlus on levinud brachhüteraapias ja süsteem RayStation toetab EQD2 kliinilisi eesmärgi moodulis Brachy planning, mis teostab soovitatud teisenduse automaatselt.
- Prioriteedipõhist määramist kasutatakse ainult hindamise EQD2 jaotuste tarbeks ja mitte raviplaanile EQD2 parameetrite määramisel saadud planeerimise EQD2 jaotuste jaoks. Huvipiirkonnakohaseid koguseid, nagu kliinilised eesmärgid, doosistatistika ja DVH kõverad, saab plaanimise EQD2 jaotuste suhtes hinnata otseselt, kuna kõiki selliseid hindamisi teostatakse aluseks olevate parameetrikohaste jaotuste suhtes, kus kogu huvipiirkonna mahule on rakendatud õige α/β -väärtus.

[408774]



HOIATUS!

Kontuurimine virtuaalses CT-s. Virtuaalne CT luuakse viite-CT deformeerimise teel, et see vastaks algsele kujutiste seeriale, ja seejärel asendades mittevastavad väikese tihedusega piirkonnad. Nendest piirkondades väljaspool on virtuaalne CT sama kui deformeeritud CT. Järelikult ei pruugi virtuaalse CT geomeetria täpselt vastata algse kujutise geomeetria. Isegi kui virtuaalses CT-s genereeritud kontuurid näivad õiged, ei pruugi need kajastada tegelikke anatoomilisi asukohti. Paljudel juhtudel on need kontuurid ekvivalentsed planeerimise CT struktuuride deformeeritava kaardistamisega virtuaalsele CT-le. Optimaalse täpsuse huvides teostage mis tahes automaatne või käsitsi kontuurimine algsel kujutiste seerial või kujutisel, mis on teisendatud korrigeeritud CBCT algoritmi abil.

[405815]

**HOIATUS!**

Prognoositavat masinõppepõhist doosi ja masinõppe viitedoosi ei tohi kasutada kliiniliste otsuste langetamiseks. Need doosid visualiseeritakse üksnes selleks, et muuta masinõppemudeli väljund ja optimeerimisel kasutatav viitedoos kasutaja jaoks läbipaistvaks.

(936842)

**HOIATUS!**

Vaadake deformeeritav registreerimine alati üle, enne kui kasutate seda doosi deformeerimiseks. Enne deformeeritava registreerimise kasutamist doosi deformeerimiseks tuleb kasutajal registreerimise kvaliteet üle vaadata ja üle kontrollida. Selle ülevaatus teostamiseks saab:

- hinnata registreerimist vaates *Fusion*;
- hinnata deformeeritud maatriksit vaates *Deformed grid*.
- hinnake referents- ja sihtkujutiste seeriaste vastendatud struktuure.

See ülevaatus on eriti oluline doosi jälgimiseks ja juhtudel, kui deformeeritud doosi kasutatakse taustdoosina adapteeritud plaani või eelnevate kiiritusravikordadega plaani optimeerimise käigus. Kuna biomehaaniliste deformeeritavate registreerimiste pööratavus pole tagatud, peab need ülimalt hoolikalt üle vaatama.

Samuti on oluline märkida, et järsematest doosigradientidest võivad tuleneda suuremad vead deformeeritud doosis. Seega peab järske doosigradiente hõlmavad juhtumid eriti hoolikalt üle vaatama.

(9656)

**HOIATUS!**

Kvaasidiskreetset lekkedoosi ei arvutata süsteemis RayStation. Protoni ja valgusiooni skaneeringuga kiiritamissüsteemide korral, mis kasutavad kvaasidiskreetset kiiritustehnikat, võidakse väike osa doosist kiiritada plaani punktide vahele, kuna kiirt ei lülitata kiire liikumise ajal alati välja. Seda niinimetatud *lekkedoosi* ei arvutata süsteemis RayStation eraldi, aga see lisatakse selle plaanipunkti positsioonile, kuhu kiir liigub. Lekkedoosi koguhulk sõltub peamiselt kiire mõõtekomplekti määra, skaneerimiskiirusest ja nende punktide fraktsioonist, mille jaoks kiir on liikumise ajal sisse lülitatud. Lekkedoosi suhteline hulk sõltub ka plaanipunktide keskmisest mõõtekomplektist. Neid atribuute mõjutavad omakorda planeerimisparameetrid, nagu punktide vahekaugus, kattuvate kiirte

arv, preskriptsiooni doos fraktsiooni kohta, planeerimise punkti miinimum- ja maksimumkaal ning energiakihi taasskaneerimine.

Doosiarvutusest lekkedoosi väljajätmise mõju on uuritud laia valiku kiiritusravi juhtumite, planeerimisstrateegiate ja kiiritusravi süsteemide korral ning ühtegi märkimisväärset mõju dosimeetrialet pole tuvastatud. Sellegipoolest peab kasutaja selle teadmiseks võtma ja kontrollima, kas lähend jääb sobilikuks süsteemi RayStation kasutuselevõtmisel ning patsiendikohase kvaliteedi tagamise protseduuri iga kiiritusravivaldkonna jaoks.

[2417]

3 PATSIENDI OHUTUSEGA SEOTUD TEADAOLEVAD PROBLEEMID

Süsteemis RayStation v2026 ei ole ühtegi teadaolevat patsiendi ohutusega seotud probleemi.

Märkus. Pärast installimist võidakse välja anda täiendavaid väljalaskemärkmeid.

4 MUUD TEADAOLEVAD PROBLEEMID

4.1 ÜLDINE

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 tekstväärts 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]

4.2 IMPORT, EKSPORT JA PLAANI ARUANDED

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 v2026-le

Uuendamine versioonile RayStation v2026 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 BRAHHÜTERAAPIA PLANEERIMINE

Planeeritud fraktsioonide arvu ja preskriptsiooni vastuolu süsteemi RayStation ja SagiNova versiooni 2.4.1.0 või vanemate versioonide vahel

Üksuste DICOM RT Plan attributes (DICOM RT plaani atribuudid) *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.

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.

[1483614]

DICOM-i ühenduvusprobleem Oncentra Brachyga seoses mõõdetud lähteteedega

Tuvastatud on probleem, mis mõjutab mõõdetud aplikaatorimudeli lähteteede DICOM-i importi Oncentra Brachysse.

XML-failist aplikaatorimudeli importimisel süsteemi RayStation on võimalik importida mõõdetud lähteteid. Ned mõõdetud lähteteid iseloomustavad lähtepunktide absoluutsed 3D-positsioonid, mis pole võrdse vahekaugusega. Mõõdetud lähteteed imporditakse XML-failidest dokumendis *RSL-D-RS-v2026-BAMDS, RayStation v2026 Brachy Applicator Model Data Specification* kirjeldatud viisil ja süsteemis RayStation tulemuseks saadud 3D-lähtepositsioonid kajastavad XML-failides esitatud lähteteid õigesti. 3D-lähtepositsioonid on samuti õiged DICOM-i eksportimisel süsteemist RayStation. Sellegipoolest toimub mõõdetud lähteteedes nihe, kui fail imporditakse Oncentra Brachysse, mis põhjustab Oncentra Brachys ja süsteemis RayStation absoluutsete lähtepositsioonide lahknevuse. See võib tähendada, et Oncentras ümberarvutatud doosijaotus ei vasta süsteemis RayStation arvutatud vastavale doosijaotusele.

Süsteemi RayStation arvutatud doosijaotus on õige eeldusel, et süsteemis RayStation on aplikaator õigesti modelleeritud. Nagu on märgitud dokumendis *RSL-D-RS-v2026-IFU, RayStation v2026 Instructions for Use* (vt hoiatust 726082, aplikaatorimudelite ülevaatus), on kasutajatel tungivalt soovitatav pidada kinni valdkondlikest standarditest aplikaatorimudeli kvaliteedi tagamise kohta, et tagada aplikaatori õigesti kajastamine süsteemis RayStation.

Tegu on aplikaatorimudelites mõõdetud lähteteede kohase probleemiga ja see ei mõjuta muudel meetoditel rekonstrueeritud lähteteid.

[1043992]

4.4 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]

4.5 PLAANI OPTIMEERIMINE

Pärast doosi normeerimist ei teostata DMMLC kiirtekimpudele maksimaalse lehekiiruse teostatavuse kontrolli

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

[138830]

MCO lisamise funktsioon ei tööta koos taustdoosiga õigesti

Viitedoosi funktsioon, mis luuakse nupu *Add MCO function* klõpsamisel, ei hõlma sõltuva kiirte komplekti jaoks taustdoosi. RayStation proovib taasluua navigeeritava kiirte komplekti doosi, mitte navigeeritud kiirte komplekti + taustdoosi, kui selline viitedoosi funktsioon on optimeerimisse kaasatud. Tavaliselt on selle tulemuseks kavandatud väiksem optimeeritud doos. Seetõttu pole soovitatav kasutada nuppu *Add MCO function* sõltuvate kiirte komplektide jaoks. See probleem ei mõjuta MCO moodulis edastatava plaani loomist.

[342475]

4.6 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]

Selgroo jälgimise maatriks on Accuray TDC-s väiksem kui süsteemis RayStation kuvatav maatriks

Kiiritamise seadistuse jaoks Accuray TDC-s (Treatment Delivery Console) kasutatav ja kuvatav maatriks on umbes 80% väiksem kui süsteemis RayStation visualiseeritud maatriks. Määrake süsteemis RayStation kindlasti maatriksile kavandatud seadistusala ümber ääris. Pange tähele, et kiiritusravis saab Accuray TDC-s maatriksi suurus muuta.

[933437]

4.7 RAVIPLAANI KOHANDAMINE

Veebipõhise adaptiivse protseduuri käigus pole impordidialoogis võimalik importida üksikregistreeringuid

Dialoog *Import images and registration* moodulis Automated replanning ei luba importida üksikregistreeringuid. Veebipõhise adaptiivse seansi käigus imporditakse registreering koos sellega seotud CBCT-ga. Kui imporditud registreering pole planeerimiseks piisavalt hea ja tuleb asendada, peab selle esmalt kustutama ja seejärel saab uue registreeringu importida tavalise dialoogi *DICOM import* abil. Teise võimalusena saab kustutada CBCT ja selle uuesti importida koos uue registreeringuga, kasutades dialoogi *Import images and registration*.

[1479560]

4.8 RAYPHYSICS

Värskendatud soovitud anduri kõrguse kasutuse kohta

Süsteemide RayStation 11A ja RayStation 11B vahelised soovitud sügavusdoosi kõverate puhul anduri kõrguse ja sügavuse nihke kasutuse soovitud on värskendatud. Kui eelmisi soovitusi järgiti, võib footoni kiire mudelite kogunemiskiirkonna modelleerimine põhjustada pinna doosi ülestimulatsiooni arvutatud 3D-doosis. Süsteemi RayStation versioonist 11A uuemale versioonile värskendamisel on soovitatav vaadata üle ja vajadusel värskendada footoni kiire mudeleid vastavalt uutele soovitudele. Vaadake jaotist *Detector height and depth offset* (Anduri kõrguse ja sügavuse nihe) süsteemis *RSL-D-RS-v2026-REF, RayStation v2026 Reference Manual* jaotist *Depth offset and detector height* (Sügavuse nihe ja anduri kõrgus) süsteemis *RSL-D-RS-v2026-RPHY, RayStation v2026 RayPhysics Manual* ja süsteemi *RSL-D-RS-v2026-BCDS, RayStation v2026 Beam Commissioning Data Specification* uute soovitude kohta teabe saamiseks.

[410561]

4.9 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]

A EFEKTIIVDOOS PROOTONITELE

A.1 TAUST

Alustades RayStation 8B prootonravi efektiivdoosi, käsitletakse selgesõnaliselt kas konstantse teguri lisamisega absoluutdosimeetrias 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-mudelis.
 - Kui masina modelis 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 füüsilise 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.*



KONTAKTANDMED



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

Peakontori kontaktandmed

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

RaySearch Americas

Telefon: +1 347 477 1935

RaySearch China

Telefon: +86 137 0111 5932

RaySearch India

E-post:
manish.jaiswal@raysearchlabs.com

RaySearch Singapore

Telefon: +65 8181 6082

RaySearch Australia

Telefon: +61 411 534 316

RaySearch France

Telefon: +33 (0)1 76 53 72 02

RaySearch Japan

Telefon: +81 (0)3 44 05 69 02

RaySearch UK

Telefon: +44 (0)2039 076791

RaySearch Belgium

Telefon: +32 475 36 80 07

RaySearch Germany

Telefon: +49 (0)172 7660837

RaySearch Korea

Telefon: +82 01 9492 6432