

RAYSTATION 2024A SP1

Kasutusjuhend



2024A



RayStation

Traceback information:
Workspace Main version a867
Checked in 2024-05-15
Skribenta version 5.6.017.2

Vastavusdeklaratsioon

CE 2862

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

Ohutusteated

See kasutajadokument sisaldab toote ohutu kasutamise seotud HOIATUSI, mida tuleb järgida.



HOIATUS!

Üldine hoiatusmärk juhib tähelepanu kehavigastuse ohule. Enamikel juhtudel on see oht seotud patsiendi vale ravimisega.

Märkus. Märkuses antakse lisateavet konkreetse teema kohta, näiteks, mida arvestada juhendi teatud sammude tegemisel.

Autoriõigus

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

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

Trükitud materjal

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

Kaubamärgid

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

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

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

* Kohustuslik registreerimine mõnel turul.

SISUKORD

1	SISSEJUHATUS	9
1.1	Teave juhendi kohta	10
1.2	Süsteemi RayStation põhirakendused	11
1.3	Süsteemi RayStation dokumentatsioon	11
1.3.1	Süsteemi RayStation dokumentatsioon	11
1.3.2	Muud seotud dokumendid	12
2	TOOTE TEAVE	15
2.1	Ettenähtud kasutusala	16
2.2	Ettenähtud kasutaja	16
2.3	Ettenähtud patsientide populatsioon ja haigusseisundid	16
2.4	Vastunäidustused	16
2.5	Riistvara ja operatsioonisüsteem	16
2.6	Tootja kontaktandmed	17
2.7	Intsidentidest ja süsteemi toimimisvigadest teatamine	17
2.8	Regulatiivsed esindajad	18
2.9	Doosi arvutuste täpsus	20
2.9.1	Footonite doosikalkulaatorite täpsus	20
2.9.2	Elektronide doosikalkulaatori täpsus	23
2.9.3	Brahhüteraapia TG43 doosialgoritmi täpsus	25
2.9.4	Prootonite Pencil Beam doosikalkulaatori täpsus režiimides Uniform Scanning / Double Scattering / Wobbling	25
2.9.5	Pencil Beam skaneerimise prootonite Pencil Beam doosikalkulaatori täpsus	26
2.9.6	Pencil Beam skaneerimise prootonite Monte Carlo doosikalkulaatori täpsus	26
2.9.7	Prootoni lineaarse energiaülekande arvutuse täpsus	26
2.9.8	Parandati süsiniku ja heeliumi Pencil Beami doosiarvutus algoritmi täpsust Pencil Beami skaneerimise korral	27
2.9.9	Süsiniku ja heeliumi lineaarse energiaülekande arvutuse täpsus	27
2.10	Toote silt	28
2.11	Kasutusiga	29
2.12	Regulatiivne teave	30
2.13	Masinõppe regulatiivne teave	30
3	OHUTUKS KASUTAMISEKS VAJALIK TEAVE	33
3.1	Ohutusabinõud	34
3.1.1	Kasutaja vastutusega seotud hoiatused	36
3.1.2	Installimisega seotud hoiatused	43
3.1.3	Üldise süsteemikasutusega seotud hoiatused	44
3.1.4	DICOM-impordiga seotud hoiatused	46
3.1.5	DICOM-ekspordiga seotud hoiatused	48

3.1.6	Hoiatused CBCT kujutise teisendamise kohta	50
3.1.7	Doosi arvutamise seotud hoiatused	54
3.1.8	Patsiendi modelleerimisega seotud hoiatused	88
3.1.9	Ravi planeerimisega seotud hoiatused	91
3.1.10	Prootonite ja kergete ioonidega ravi planeerimisega seotud hoiatused	93
3.1.11	Rakenduste TomoHelical ja TomoDirect planeerimisega seotud hoiatused	96
3.1.12	CyberKnife-ravi plaanimisega seotud hoiatused	98
3.1.13	BNCT ravi planeerimisega seotud hoiatused	98
3.1.14	Brahhüteraapia ravi planeerimisega seotud hoiatused	99
3.1.15	Robustse optimeerimisega seotud hoiatused	103
3.1.16	Doosi hindamisega seotud hoiatused	105
3.1.17	Hoiatused seoses bioloogilise optimeerimise ja hindamisega	107
3.1.18	Automaatse planeerimisega seotud hoiatused	108
3.1.19	Kiirtekimbu käituse andmine seotud hoiatused	110
3.1.20	Skriptimisega seotud hoiatused	115
3.1.21	QA-ga seotud hoiatused	118
3.1.22	Hoiatused rakenduse EPID kvaliteedi tagamise funktsiooni kohta	119
3.1.23	RayStation salvestustööriistaga seotud hoiatused	120
3.1.24	Masinõppega seotud hoiatused	120
3.1.25	Hoiatused meditsiinilise onkoloogia kohta	121
3.1.26	Hoiatused kokkupõrkekontrolli kohta	122
3.2	Patsiendi andmete importimine	124
3.3	Sisendandmed	124
3.4	Skriptimine	124
3.5	Kuvavorming	124
4	INSTALLIMISE JUHEND	125
4.1	Installimise testjuhend	126
4.2	Süsteemi keskkonna aktsepteerimise test	126
4.3	Riistvara diagnostika kontrollid	126
4.4	Kaugjuhtimise keskkonna seadistamine	126
4.5	Andmeside keskkond	126
5	KOORDINAATIDE, LIIKUMISTE JA SKAALADE KUVAMINE	127
5.1	Patsiendi koordinaatsüsteem	128
5.2	Patsiendi koordinaatsüsteem DICOM-eksfordis	129
5.3	Raviseadme koordinaatsüsteem	130
5.3.1	Seadme koordinaatsüsteemide ülevaade	131
5.3.2	Kanduri koordinaatsüsteem	132
5.3.3	Kollimaatori koordinaatsüsteem	132
5.3.4	Kiilu filtri koordinaatsüsteem	136
5.3.5	Patsienditoe koordinaatsüsteem	137
5.3.6	Patsiendilaua ekstsentriline koordinaatsüsteem	138
5.3.7	Patsiendilaua koordinaatsüsteem	138

5.3.8	CyberKnife'i kiirgusallika koordinaatsüsteem	139
5.3.9	Patsiendi tugitüüp - tool	142
5.3.10	Doosikõvera koordinaatsüsteem süsteemis RayPhysics	144
5.3.11	Paigaldamise kuvamisseadme koordinaatsüsteemid	144
5.4	Lõua ja MLC märgistamise standard	146
5.4.1	IEC 61217 lõua märgistamise standard	146
5.4.2	IEC 601 lõua märgistamise standard	147
6	SÜSTEEMI TERVIKLIKKUS JA TURVALISUS	149
6.1	Kaitse omavolilise kasutamise vastu	150
6.2	Varundustoiimingud ja andmebaasi hooldus	150
6.3	Andmebaasi juurdepääsuõigused	151
6.4	ECC RAM	151
6.5	Süsteemi kasutusest kõrvaldamine	151
LISA A -	MÕISTED	153

1 SISSEJUHATUS

Teave süsteemi RayStation kohta

RayStation integreerib kõik RaySearchi täiustatud raviplaneerimise lahendused paindlikuks raviplaneerimise süsteemiks. Mitmekülgne süsteem toetab mitmesuguste footonite, elektronide, prootonite, süsinikioonide, heeliumioonide, BNCT ja brahhüteraapia ravimeetodite kavandamist. See ühendab selliseid funktsioone nagu mitme kriteeriumi optimeerimine 4D adaptiivse kiiritusravi täieliku toetusega. RayStation sisaldab ka masinõppe funktsionaalsust ning SMLC, DMLC, VMAT, 3D-CRT, TomoHelicali, TomoDirecti, CyberKnife'i, PBS-i ja HDR-i brachy optimeerimise algoritme.

Selles peatükis

See peatükk sisaldab järgmisi jaotisi:

1.1	Teave juhendi kohta	p. 10
1.2	Süsteemi RayStation põhirakendused	p. 11
1.3	Süsteemi RayStation dokumentatsioon	p. 11

1.1 TEAVE JUHENDI KOHTA

Käesolev kasutusjuhend sisaldab üldist teavet toote kohta, ohutusega seotud teavet, paigaldusjuhiseid, teavet koordinaatsüsteemide ja seadme skaalade kohta ning teavet süsteemi tervikluse ja ohutuse kohta. Uurige seda juhendit hoolikalt enne süsteemi RayStation 2024A kasutamist. Seadme nõuetekohase toimimise saab tagada ainult juhul, kui järgitakse selles juhendis olevaid juhiseid. Uurige hoolikalt *RSL-D-RS-2024A-RN*, *RayStation 2024A SP1 Release Notes*, sest need märkused annavad lõplikud juhised süsteemi RayStation 2024A kasutamise kohta.

Mõned siinses juhendis kirjeldatud moodulid ei sisaldu RayStation 2024A standardses konfiguratsioonis ja võivad vajada lisalitsentse.

1.2 SÜSTEEMI RAYSTATION PÕHIRAKENDUSED

Süsteem RayStation koosneb järgmistest põhirakendustest.



RayStation – peamine rakendus, kus saab teha kõiki ravi planeerimisega seotud toiminguid.

Rakendust RayStation on kirjeldatud jaotises *RSL-D-RS-2024A-USM, RayStation 2024A User Manual*.



RayPhysics – kiirtekimbu käitusse andmise rakendus, järgmisteks toiminguteks: kiirtekimbu käitusse andmine, CT käitusse andmine ja kiirtekimbu 3D modelleerimine.

Rakendust RayPhysics on kirjeldatud jaotises *RSL-D-RS-2024A-RPHY, RayStation 2024A RayPhysics Manual*.



RayMachine – sisaldab moodulit Model Administration, mis haldab masinõppe mudelid planeerimiseks ja segmentimiseks.

Rakendust RayMachine on kirjeldatud jaotises *RSL-D-RS-2024A-USM, RayStation 2024A User Manual*.



RayBiology – haldur radiobioloogilise hindamise ja optimeerimise ning suhtelise bioloogilise tõhususe (RBE) mudelite edastamiseks.

Rakendust RayBiology on kirjeldatud jaotises *RSL-D-RS-2024A-USM, RayStation 2024A User Manual*.



Clinic Settings – kliiniku seadete haldusvahend.

Rakendust Clinic Settings on kirjeldatud jaotises *RSL-D-RS-2024A-USM, RayStation 2024A User Manual*.



RayStation Storage Tool – andmebaasi halduse tööriist.

Rakendust RayStation Storage Tool on kirjeldatud jaotises *RSL-D-RS-2024A-USM, RayStation 2024A User Manual*.

1.3 SÜSTEEMI RAYSTATION DOKUMENTATSIOON

1.3.1 Süsteemi RayStation dokumentatsioon

Süsteemi RayStation 2024A dokumentatsioon sisaldab järgmiseid dokumente.

Dokument	Kirjeldus
<i>RSL-D-RS-2024A-IFU, RayStation 2024A SP1 Instructions for Use</i>	See kasutusjuhend hõlmab süsteemiga RayStation 2024A seotud õigusakte ja ohutusteavet.
<i>RSL-D-RCMD-2024A-IFU, RayCommand 2024A SP1 Instructions for Use</i>	See kasutusjuhend sisaldab rakendusega RayCommand 2024A seotud õigusakte, ohutusteavet ja väljalaskemärkeid.
<i>RSL-D-RS-2024A-RTIFU, RayTreat 2024A SP1 Instructions for Use</i>	See kasutusjuhend sisaldab rakendusega RayTreat 2024A seotud õigusakte, ohutusteavet ja väljalaskemärkeid.

Dokument	Kirjeldus
<i>RSL-D-RS-2024A-OPPIFU, RayStation 2024A Ocular Proton Planning Instructions for Use</i>	Selles kasutusjuhendis on silma prootonravi planeerimise süsteemiga RayStation 2024A seotud õigusaktid ja ohutusteave.
<i>RSL-D-RS-2024A-EPIDUSM, RayStation 2024A EPID QA User Manual</i>	Selles juhendis kirjeldatakse EPID-i kvaliteeditagamise funktsiooni.
<i>RSL-D-RS-2024A-RN, RayStation 2024A SP1 Release Notes</i>	Selles dokumendis esitatakse kokkuvõtte uutest funktsioonidest, teadaolevatest probleemidest ja muutused alates RayStation eelmisest versioonist.
<i>RSL-D-RS-2024A-USM, RayStation 2024A User Manual</i>	See juhend kirjeldab süsteemi RayStation 2024A toimimist ja sisaldab üksikasjalikke juhiseid kõige levinumate toimingute tegemiseks.
<i>RSL-D-RS-2024A-RPHY, RayStation 2024A RayPhysics Manual</i>	Selles kasutusjuhendis kirjeldatakse RayPhysics 2024A rakendust.
<i>RSL-D-RS-2024A-REF, RayStation 2024A Reference Manual</i>	See kasutusjuhend hõlmab algoritmikirjeldusi ja viiteteave füüsika kohta.
<i>RSL-D-RS-2024A-MLREF, RayStation 2024A Machine Learning Reference Manual</i>	See kasutusjuhend on masinõppe viitematerjal süsteemi RayStation 2024A jaoks.
<i>RSL-D-RS-2024A-DLP, RayStation 2024A Deep Learning Planning Model Data Sheet</i>	See juhend sisaldab mudeli spetsifikatsioone süvaõppe plaanimiseks süsteemis RayStation 2024A.
<i>RSL-D-RS-2024A-DLS, RayStation 2024A Deep Learning Segmentation Model Data Sheet</i>	See juhend sisaldab mudeli spetsifikatsioone süvaõppe segmenteerimiseks süsteemis RayStation 2024A.
<i>RSL-D-RS-2024A-OPPREF, RayStation 2024A Ocular Proton Planning Reference Manual</i>	See kasutusjuhend on silma prootonravi planeerimise viitematerjal süsteemi RayStation 2024A jaoks.
<i>RSL-D-RS-2024A-OPT, RayStation 2024A A Guide to Optimization in RayStation</i>	See kasutusjuhend sisaldab üksikasjalikku teavet optimeerimise kohta süsteemis RayStation 2024A.

1.3.2 Muud seotud dokumendid

- *RSL-D-RS-2024A-SEAT, RayStation 2024A System Environment Acceptance Test Protocol*
- *RSL-D-RS-2024A-SG, RayStation 2024A Scripting Guidelines*
- *RSL-D-RS-2024A-BCDS, RayStation 2024A Beam Commissioning Data Specification*

- *RSL-D-RS-2024A-DCS, RayStation 2024A DICOM Conformance Statement*
- *RSL-D-RS-2024A-SEG, RayStation 2024A System Environment Guidelines*
- *RSL-D-RS-2024A-ATP, RayStation 2024A Product Acceptance Test Protocol*
- *RSL-D-RS-2024A-SUO, RayStation 2024A System Upgrade Options*
- *RSL-D-RS-2024A-SEML, RayStation 2024A Scripting Environments for Machine Learning*
- *RSL-D-RCMD-2024ASP1-ATP MA, RayCommand 2024A SP1 Acceptance Test Protocol MedAustron*
- *RSL-D-RCMD-2024ASP1-ITS MA, RayCommand 2024A SP1 Installation Test Specification MedAustron*
- *RSL-D-RCMD-2024ASP1-MADID, RayCommand 2024A SP1 MedAustron Driver Interface Description*
- *RSL-D-RS-2024ASP1-RTITS, RayTreat 2024A SP1 Installation Test Specification*
- *RSL-D-RS-2024ASP1-RTDITS, RayTreat 2024A SP1 Treatment Device Integration Test Specification*
- *RSL-D-RS-2024ASP1-DCSAD, RayTreat 2024A SP1 DICOM Conformance Statement Accuray Driver*
- *RSL-D-RS-2024ASP1-DCSID, RayTreat 2024A SP1 DICOM Conformance Statement IBA Driver*
- *RSL-D-RS-2024ASP1-DCSPD, RayTreat 2024A SP1 DICOM Conformance Statement ProNova Driver*
- *RSL-D-RS-2024A-CIRSI, RayStation 2024A Customer Instruction for RayStation Installation*
- *RSL-D-RS-2024A-SBOM, RayStation 2024A Software Bill of Materials*
- *RSL-P-RS-CSG, RayStation Cyber Security Guidelines*
- *RSL-P-RS-RGI, RayStation RayGateway Installation Instructions*

Märkus. Hoolduspaketi korral värskendatakse ainult mõjutatud juhendeid. Hoolduspaketi osana värskendatavate juhendite täieliku loendiga tutvumiseks vaadake kindla hoolduspaketi väljalaskemärkmeid (saadaval vastavalt süsteemi RayStation väljalaskemärkmetes, süsteemi RayCommand kasutusjuhendis ja süsteemi RayTreat kasutusjuhendis)

2 TOOTE TEAVE

See peatükk sisaldab olulist teavet süsteemi RayStation 2024A kohta.

Selles peatükis

See peatükk sisaldab järgmisi jaotisi:

2.1	Ettenähtud kasutusala	p. 16
2.2	Ettenähtud kasutaja	p. 16
2.3	Ettenähtud patsientide populatsioon ja haigusseisundid	p. 16
2.4	Vastunäidustused	p. 16
2.5	Riistvara ja operatsioonisüsteem	p. 16
2.6	Tootja kontaktandmed	p. 17
2.7	Intsidentidest ja süsteemi toimimisvigadest teatamine	p. 17
2.8	Regulatiivsed esindajad	p. 18
2.9	Doosi arvutuste täpsus	p. 20
2.10	Toote silt	p. 28
2.11	Kasutusiga	p. 29
2.12	Regulatiivne teave	p. 30
2.13	Masinõppe regulatiivne teave	p. 30

2.1 ETTENÄHTUD KASUTUSALA

RayStation on kiiritusravi ja meditsiinilise onkoloogia tarkvarasüsteem. Kasutaja sisendandmete alusel pakub RayStation välja raviplaane. Kui volitatud kasutajad on pakutud raviplaani läbi vaadanud ja heaks kiitnud, võib RayStationit kasutada ka ravimiseks.

Süsteemi funktsioone saab konfigureerida vastavalt kasutaja vajadustele.

Jaapan: ettenähtud kasutust Jaapanis vt Raystationi Jaapani regulatiivsest kasutusjuhendist RSJ-C-00-03.

2.2 ETTENÄHTUD KASUTAJA

Raystationi ettenähtud kasutajad peavad olema kliiniliselt kvalifitseeritud töötajad, kes on läbinud süsteemi kasutamise väljaõppe.

Kasutajatel peavad olema praktilised teadmised inglise või mõnes muus kasutajaliidese keeles.

2.3 ETTENÄHTUD PATSIENTIDE POPULATSIOON JA HAIGUSSEISUNDID

Raystation on ette nähtud patsientidele, kelle korral on kvalifitseeritud ja litsentseeritud meditsiinitöötaja pidanud kiiritusravi või meditsiinilist onkoloogilist ravi kasvaja, haiguskolde või muu seisundi ravimiseks vajalikuks.

2.4 VASTUNÄIDUSTUSED

Kasutaja vastutab iga patsiendi individuaalse raviplaani ja -tehnik kindlaksmääramise eest ning see hõlmab ka iga patsiendi vastunäidustuste tuvastamist.

2.5 RIISTVARA JA OPERATSIOONISÜSTEEM

RayStation 2024A tuleb paigaldada tipptasemel arvutisse, mille soovitatav ekraani eraldusvõime on 1920 x 1200 piksli (või 1920 x 1080). RayStation 2024A toimib operatsioonisüsteemi Windows eri versioonidega. Lisateavet soovitatud riistvara ja operatsioonisüsteemi seadistuste kohta leiate teemast *RSL-D-RS-2024A-SEG, RayStation 2024A System Environment Guidelines*.

Süsteemi saab käitada kas installiarvuti või klient, kellel on kaugjuurdepääs installiarvutile, kus kaugpöörduse tarkvara töötab tasemel, mis sobib meditsiinilise kujutiste hindamiseks (sh kadudeta graafiline ülekanne).

Süsteemis CPython skriptimist on testitud versioonides, mis on installitud koos süsteemiga RayStation. Muid versioone ja/või erinevaid pakette saab installida skriptimiskeskondade abil, vaadake lisateavet dokumendist *RSL-D-RS-2024A-USM, RayStation 2024A User Manual*.

Süsteemi tohib kasutada ainult sellises arvutis, mis vastab elektririkete ja elektromagnetkiirguse korral kohalduvatele riistvara ohutusstandarditele.

Soovitatav on installida uus Windows Service Packs. Need on testitud, turvalisuse ja kriitilisusega seotud kumulatiivsed värskenduste komplektid, mille on avaldanud Microsoft. Seega on soovitatav installida turvavärskendused, mis on operatsioonisüsteemi turbenõrkuste jaoks avaldatud paigad. Muude värskenduste installimine ei ole soovitatav. Pärast kõigi värskenduste installimist tuleb kontrollida süsteemi toimivust, vt *jaotis 4.2 Süsteemi keskkonna aktsepteerimise test lk 126*.

Microsoft SQL Server

Soovitav on installida uued SQL-serveri hoolduspaketid. Need on välja antud ja testitud Microsofti poolt ning sisaldavad teadaolevate probleemide kumulatiivseid kiirparanduste ja paranduste komplekte. Pärast kõiki värskendusi tuleb kontrollida süsteemi toimimist (vt *jaotis 4.2 Süsteemi keskkonna aktsepteerimise test lk 126*).

Arvutamiseks kasutatavad GPU-d

Arvutamisel kasutatud protsessoritel peab olema ECC RAM ja protsessori draiveri sätetes peab olema lubatud ECC olek. Süsteemi keskkonna juhistes määratletud protsessori draiveri versiooni tuleb alati kasutada. Kui arvutustes kasutatakse mitut protsessorit, on soovitatav, et need kõik oleksid sama mudel. Kui kasutatakse mitut erinevat protsessori mudelit, ei pruugi järgnevad arvutused anda identseid tulemusi, sõltuvalt kasutatud graafikakaardist. Toetatud graafikakaartide loendiga tutvumiseks vaadake dokumenti *RSL-D-RS-2024A-SEG, RayStation 2024A System Environment Guidelines*. Täiendavad kontrollid on tehtud ja tuvastatud sertifikaatidega, mis on saadaval aadressil support@raysearchlabs.com.

Deformeeritud kujutise registreerimist saab arvutada ilma ECC RAM-ita protsessoritel.

2.6 TOOTJA KONTAKTANDMED



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

2.7 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 intsidentist 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.

2.8 REGULATIIVSED ESINDAJAD

Alljärgnevas tabelis on esitatud regulatiivsed esindajad ja nende kontaktandmed.

Regulatiivsed esindajad	Kontaktandmed
Sponsor Austraalias	Emergo Australia Level 20, Tower II Darling Park 201 Sussex Street Sydney, NSW 2000 Austraalia
Brasiilia importija	Emergo Brazil Import Importação e Distribuição de Produtos Médicos Hospitalares Ltda Avenida Francisco Matarazzo, 1752, sala 502 e 503, Água Branca, São Paulo, SP CEP:05.001-200. CNPJ: 04.967.408/0001-98 Email: brazilvigilance@ul.com Responsável Técnico: Luiz Levy Cruz Martins – CRF/SP: 42415 Anvisa nº: 80117580996
Hiina esindaja	RaySearch (Shanghai) Medical Device Co., Ltd Room 608, No. 1118, Pudong South Road Pilot Free Trade Zone, Shanghai Hiina
Hongkongi esindaja	18/F Delta House 3 ON YIU Street Shatin, NT Hongkong
India esindaja	RAYSEARCH INDIA PVT. LTD. Level-2, Elegance Tower, Mathura Road, Jasola, New Delhi- 110025 India Kontori nr208 & 209
Israeli esindaja	I.L Emergo Israel Ltd. Andrei Sakharov 9 Matam Park Haifa 3508409 P.O.B. 15054 Haifa 3190501 Israel
Jaapani esindaja	RaySearch Japan K.K. Saiwai building, 1-3-1 Uchisaiwaicho Chiyoda-ku Tokyo 100-0011 Jaapan

Regulatiivsed esindajad	Kontaktandmed
Korea esindaja	RaySearch Korea, LLC Unit 1005, 10th Floor Hybro Building, 503, Teheran-ro, Gangnam-gu Seoul Korea Vabariik
Sponsor Uus-Meremaal	CARSL Consulting PO Box 480 Pukekohe Uus-Meremaa
Singapuri esindaja	RaySearch Singapore Pte. Ltd. 260 Orchard Road #07-01/04 The Heeren, Singapore 238855 Singapur
Taiwani esindaja	Tomorrow Medical System Co., Ltd. 6F, No. 88, Xing'ai Road, Neihu Dist. Taipei City, 114067 Taiwan
Tai esindaja	Kamol Sukosol Electric Co., Ltd. 665 Mahachai Road, 2nd Floor Samranraj, Pranakorn Bangkok 10200 Tai
USA agent	RaySearch Americas, Inc. The Empire State Building 350 5th Avenue, Suite 5000 New York, New York 10118 USA

2.9 DOOSI ARVUTUSTE TÄPSUS

Kõiki doosiarvutus algoritme RayStation 2024A on kontrollitud, et nende täpsus oleks samal tasemel nagu sõltumatutel hästi tuntud raviplaneerimissüsteemidel. Kasutaja peab siiski kõikides kliinilistes olukordades kontrollima doosi arvutamise õigsust, vt lisateavet jaotisest *jaotis 3.1.1 Kasutaja vastutusega seotud hoiatused lk 36*.

Märkus. *Kiirtekimbu mudelid RayStation vastavad üldiselt seadme tüübile ja omadustele. Võimalik võib olla luua kiirtekimbu mudeleid raviseadme seadistuste jaoks, mida RaySearch ei ole selgesõnaliselt valideerinud.*

2.9.1 Footonite doosikalkulaatorite täpsus

Süsteemil RayStation on kaks footoni doosialgoritmi: Collapsed Cone (CC) ja Monte Carlo (MC). Nende kahe doosialgoritmi kontrollimisstrateegiaid kirjeldatakse allpool, millele järgneb erinevate seadmete ja ravitehnikate kontrollimise ulatuse kirjeldus. Monte Carlo doosialgoritm ei toeta süsteemi TomoTherapy seadmeid.

Collapsed cone footonite doosikalkulaatori valideerimise strateegia

Süsteem RayStation on valideeritud suuremahuliste mõõtmisseeriade, sealhulgas punktdooside suhtes homogeensetes ja heterogeensetes fantoomides, joondooside, filmdosimeetria ning mõõtmiste suhtes, kasutades detektoreid Delta4, MapCheck, ArcCheck, MatriXX, Octavius 1500 ja PTW 729. See hõlmab IAEA katset, mis sisaldab Elekta-seadme mõõdetud doose mitmete katsete korral energiaga 6 MV, 10 MV ja 18 MV¹. Mõõtmiste valideerimise vastavuskriteeriumid on määratletud kui gammakriteerium (aktsepteeritud, kui gamma väärtus on 95% gamma 3%, 3 mm andmepunktide korral alla 1), punktdoosi erinevused ja usaldustasemed¹. Üldine täpsus on nõuetekohane. Tuvastatud on mõned algoritmi piirangud ja neid kirjeldatakse selles jaotises, hoiatuses 4001 *jaotis 3.1.1 Kasutaja vastutusega seotud hoiatused lk 36* ja jaotises „Algoritmi nõrkused“ *RSL-D-RS-2024A-REF, RayStation 2024A Reference Manual*.

Collapsed cone footonite doosikalkulaatorit süsteemis RayStation 2024A võrreldi ka sõltumatute hästi tuntud raviplaneerimise süsteemidega, nagu Eclipse (Varian), Pinnacle³ Radiation Treatment Planning System 7.2 (Philips), Monaco (Elekta) Oncentra (Elekta) ja Precision (Accuray). Võrdlus hõlmab seadmete Siemens, Elekta, Varian ja TomoTherapy plaane. Sõltumatute raviplaneerimise süsteemide arvutatud doosi ja süsteemi RayStation doosi ühildumine tähendab, et globaalne gamma² väärtus on 95% gamma-kriteeriumi mahu korral (3%, 3 mm) ja 98% gamma-kriteeriumi mahu korral (5%, 5 mm) alla 1. Kõikide testide gammajaotused on aktsepteerimiskriteeriumide piires, seega võib doosikalkulaatori arvutusi pidada ekvivalentseks kliiniliste süsteemidega, millega neid võrreldi.

1 IAEA-TECDOC-1540, kiiritusravi raviplaneerimise süsteemide spetsifikatsioon ja vastuvõtutestid, aprill 2007.

2 Low D.A., Harms W.B., Mucic S, and Purdy J.A., A technique for the qualitative evaluation of dose distributions, Med. Phys. 25 (1998) 656-661.

Kontrollimine keskendus tavalisele kliinilisele kasutusele levinud LINAC mudelitega, nagu Varian (600 CD, CLINAC, 2100, 2100 EX, 2300C/D, Trilogy, TrueBeam süsteemiga MLCs MLC120, HD120, Millennium MLC, m3 ja Varian Halcyon), Elekta (süsteemiga MLCi/MLCi2, Beam Modulator ja Agility heads) ja Siemens (Primus süsteemiga 3D-MLC ja Artiste), energiatele vahemikus 4 MV ja 20 MV, vee fantoomidele ning patsiendi geometriatele. Tasandusfiltrita kiiritust on kontrollitud näiteks seadmete Siemens Artiste ja Varian Halcyon puhul. Enamik andmetest kogutakse MLC-de abil, mille lehe laiused on 5 mm ja 10 mm. Süsteemi RayStation 2024A on kontrollitud ka süsteemi Brainlab m3 lisandmooduliga MLC süsteemi Varian Novalis seadmel. Süsteemi m3 MLC ei ole kontrollitud ühegi muu seadmega, näiteks ilma varulõugadeta seadmetega, nagu Siemensi seadmetega. Ühtegi muud lisandmoodulit MLC ei ole kontrollitud.

Kiilude, plokkide ja koonuste valideerimine

Kiilude valideerimine toimub üksnes vees. Valideerimine keskendub mõne erandiga kesksetele nelinurksetele väljadele. Eriti ettevaatlik tuleb olla kiilkiirtekimbu mudelite kontrollimisel ja hindamisel. Plokkide valideerimiseks võrreldi RayStation 2024A süsteemidega Eclipse (Varian) ja Oncentra (Elekta), mille tulemuseks olid gammajaotused aktsepteerimiskriteeriumite piires ja IAEA testikomplektiga. IAEA katse hõlmab ka Elekta kiile. Toetatakse ainult divergeeruvaid footonplokkide. Koonuse valideerimine piirdub Elekta LINAC-itega.

Pöördplaanide doosi arvutamine

Standardset VMAT kiiritustehnikat on kontrollitud seadmetega Varian, Elekta ja Vero LINACs. Libiseva akna VMAT järjestust on kontrollitud seadmetega Elekta Agility ja Varian Halcyon LINACs. VMAT järjestust tuleb arvestada samal tasemel koos uue ravitehnikaga ja seetõttu tuleb teha kiire mudeli ja seadme käitumise kontroll ning patsiendikohane kvaliteedi tagamine.

Valideerimine on näidanud, et RayStation doosi arvutamine väikeste välja pöördplaanide korral on väga tundlik kiirtekimbu mudeli MLC parameetrite suhtes.

RayStation 2024A pakub VMAT sarirežiimi meetodit, mille korral sisaldab iga teine segment MLC liikumist ilma kiirtekimbuta ja kõigil muudel segmentidel on kiirtekimp sisse lülitatud ilma MLC liikumiseta. Sarirežiimi meetod on ette nähtud ja valideeritud üksnes Siemensi seadmetele.

VMAT koos lainekujuliste kaartega, st.VMAT koos rõnga pöörlemisega süsteemidega Vero ja OXRAY, saab praegu edastada ainult nende seadmetega. Sama liikumist saab põhimõtteliselt luua ravilaua liigutamisega. Lainekujulise kaare rakendamine süsteemis RayStation 2024A on mõeldud ainult seadmetele Vero ja OXRAY LINACs ning nendega kontrollimiseks.

Vero doosi arvutamine

Vero seade on valideeritud RayStation 2024A jaoks. CC doosikalkulaator on edukalt valideeritud staatilise MLC, VMAT ja dünaamilise kaare plaanide mõõtmiste suhtes. Valideeriti üksnes kuni ± 15 kraadise pöördrotatsiooniga dünaamilise kaare plaane.

Vero dünaamilist IMRT-d (DMCL) ei valideeritud ja DMCL ei ole Vero seadmete jaoks süsteemis RayStation 2024A saadaval. Vero valideerimine piirdub 30 lehepaariga Vero MLC-ga, kusjuures kõik lehelaiused on 0,5 cm. Dünaamilise jälgimisega kiiritus ei olnud RayStation 2024A valideerimise osa. Aktiveeritud dünaamilise jälgimisega Vero plaanidega antava doosi valideerimine on kasutaja teha.

Süsteemi OXRAY doosi arvutamine

Hitachi arendab uut LINAC-it, mida nimetatakse OXRAY-ks. Süsteemi RayStation 2024A puhul on OXRAY kontrollimist tehtud seadme mittekliinilise versiooniga. CC ja MC doosialgoritme on edukalt kontrollitud võrreldes staatika mõõtmistele funktsioonides MLC, Static Arc (Staatiline kaar), Conformal Arc (Konformne kaar), VMAT ja lainekujulise kaare plaanides. Kontrollitud on ainult lainekujulise kaare plaane, mille rõnga pööramised on kuni ± 15 kraadi. Dünaamilist IMRT (DMLC) ei ole kontrollitud ja DMLC ei ole saadaval OXRAY jaoks süsteemis RayStation 2024A. Dünaamilise jälgimise edastus ei ole olnud süsteemi RayStation 2024A kontrollimise osa. Kasutaja otsustab seda, kas kontrollida edastatud doosi OXRAY plaanis, millel on lubatud dünaamiline jälgimine. Kui kontrollimine viidi läbi seadme mittekliinilise versiooniga, tuleb olla hoolikas enne süsteemi RayStation 2024A kasutamist OXRAY LINACiga.

TomoTherapy doosi arvutamine

Süsteemi RayStation 2024A doosi arvutamine on valideeritud TomoHelical ja TomoDirect plaanidele seadme TomoTherapy uusima versiooniga, mida nimetatakse Radixact, ja vanemate süsteemidega TomoTherapy, mida on uuendatud töötamiseks iDMS-iga. Vanemaid, uuendamata seadmeid ei toetata. Kui te ei ole kindel, kas teie raviseadet TomoTherapy saab kasutada süsteemiga RayStation, võtke ühendust süsteemide Accuray või RaySearch tugiteenusega.

Valideeritud on kõik seadme TomoTherapy toetatud väljalaiused, fikseeritud ja dünaamilised lõuad ning samuti pikikalded, projektsiooniajad, keskmised avatud ajad, modulatsioonitegurid ja sihtmärgi suurus asendid.

Liikumise sünkronimisega ravi pole süsteemi RayStation 2024A valideerimise osa. Aktiveeritud liikumise sünkronimisega TomoHelical plaanidega antava doosi valideerimine on kasutaja teha.

TomoTherapy doosi arvutamise lisanõudeid süsteemis RayStation 2024A kirjeldatakse hoiatuses 10172 jaotis 3.1.1 *Kasutaja vastutusega seotud hoiatused lk 36*.

Süsteemi CyberKnife doosi arvutamine

Süsteemi RayStation 2024A doosi arvutamine on valideeritud ravimasinate CyberKnife M6/S7 jaoks. Vanemaid ravimasina CyberKnife versioone RayStation 2024A ei toeta.

Collapsed Cone'i doosiarvutuse algoritm on edukalt valideeritud võrreldes mõõtmistega, mida kasutatakse raviplaanides, mis on kollimeeritud fikseeritud koonustega, iirise koonustega ja MLC-ga. Mõõtmised on tehtud filmi- jaioonkambriga, erinevates homogeensetes ning heterogeensetes fantoomides, nt CIRS-i kopsufantoom. Valideerimine hõlmab erinevaid sõlmekomplekte ja liikumise sünkronimise tehnikaid.

Valitud liikumise sünkronimise tehnika ei mõjuta süsteemis RayStation arvutatud doosi. Sihtmärgi jälgimise täpsuse jaoks kasutatavate sünkronimise tehnikate kohta, mis on saadaval ravimasinas CyberKnife, vaadake jaotist Accuray.

Lisaks võrdusele mõõtmistega on süsteemi RayStation doosi võrreldud doosiga, mis on välja arvutatud süsteemi Accuray doosiarvutuse algoritmidel Finite Size Pencil Beam (FSPB) ja Monte Carlo, saades tulemuseks suurepärase sobivuse.

Monte Carlo footonite doosikalkulaatori valideerimisstrateegia

Monte Carlo footonite doosialgoritm kasutab LINAC-i peas sama fluuensi arvutust nagu ahendatud koonuse doosialgoritm. MLC üksikasjade, plokkide, koonuste, virtuaalsete kiilude ja füüsiliste kiilu edastuste kirjeldust on põhjalikult kontrollitud koos ahendatud koonuse doosialgoritmiga. Sama fluuensi arvutust on kontrollitud ka koos doosi arvutusega Monte Carlo, kasutades ahendatud koonuse doosi arvutusest pärinevate mõõtmete esindavat alamhulka. Alamhulk on valitud nii, et see kataks erinevaid energiasid (4 MV kuni 20 MV), LINAC-i mudeleid (Varian süsteemiga MLC120, HD120 ja m3, Elekta süsteemiga MLC Agility ja MLCi/i2 ning CyberKnife), kiilusid (Variani standardne kiil, EDW ja kiil Elekta Motorized), koonuseid ja plokkide, ravitehnikaid (3D-CRT, SMLC, DMLC ja kaare ravid) ja homogeeniseid ning heterogeenseid geomeetriaid. Lisati IAEA testimissüsteem (Elekta 6 MV, 10 MV, 18 MV) ja lisati suure eraldusvõimega AAPM TG105 testimissüsteem (TrueBeam süsteemiga 6 MV, 10 MV, 10 MV FFF) koos heterogeensete lisadega erinevate geomeetria jaoks (plaadid, kalde esinemine, ninakujulised pinnad, astmed) vees võrreldes ahendatud koonuse doosi kontrolliga.

Skannitud profiilidesse lisatud mõõdud, sügavusdoosid ja punkti mõõdud vees, fantoom CIRS, kile, Delta4, ArcChecki ja MapChecki mõõtmised. Aktsepteerimiskriteeriumid olid samad, mida kasutati ahendatud koonuse kontrollis ja üldine täpsus oli vastuvõetav. Enamik dokumendis *jaotis 2.9.1 Footonite doosikalkulaatorite täpsus lk 20* kirjeldatud piirangud kehtivad ka Monte Carlo footonite doosialgoritmile. Vaadake üksikasju dokumendist *RSL-D-RS-2024A-REF, RayStation 2024A Reference Manual*. Vaadake ka hoiatust 4001 jaotises *jaotis 3.1.1 Kasutaja vastutusega seotud hoiatused lk 36*.

Lisaks mõõtmistel põhinevale valideerimisele on Photon Monte Carlo arvutusi patsientide korral võrreldud ka EGSnrc väärtustega eri geomeetria (tahvlid, teljevälised heterogeensed vahetükid, kumerad pinnad), materjalide (vesi, kops, luu, alumiinium, titaan), energiatega (0,5–20 MeV) ja väljasuurustega (0,4 cm × 0,4 cm kuni 40 cm × 40 cm) korral. Kuna mõõtemääramatus on kõrvaldatud, on simuleeritud doosi kasutatavate valideerimiskatsete vastavuskriteeriumid rangemad: 95%-l kõigist vokslistest peab gammaväärtus olema gamma 2%, 2 mm korral alla 1.

Monte Carlo doosiarvutus algoritm ei toeta TomoTherapy seadmeid. Arvutust ei ole valideeritud Vero ega Siemensi LINAC-ite korral. Süsteemi RayStation 2024A Monte Carlo doosi arvutamise valideerimine Vero ja Siemensi seadmete korral oleneb kasutaja otsusest.

2.9.2 Elektronide doosikalkulaatori täpsus

Süsteemi RayStation 2024A elektroni doosi arvutuse täpsust on kliiniliselt asjakohases keskkonnas kontrollitud. Kontrollimise eesmärk on pakkuda tõendeid LINAC-ite kliiniliselt vastuvõetava doosi täpsuse kohta, kasutades kahekordse fooliumi hajutamise tehnikat koos aplikaatorite ja väljalõigetega. Süsteemi RayStation elektroni faasi ruumi mudel on loodud selle paigutuse modelleerimiseks. Rakendamine sõltub parameetrist ja on seetõttu üldine vastavalt tavalisele kahekordsele fooliumile, aplikaatorile ja väljalõike korraldusele.

Süsteemi RayStation 2024A on kontrollitud väljalõike kollimeeritud väljade tavalise kliinilise kasutuse põhjal. Kontroll hõlmab energiasid vahemikus 4 MeV ja 25 MeV, vee fantoome koos mittehomoogeensusega ja ilma nendeta ning patsiendi geomeetriaid koos kõigi peamiste pakkujate

LINAC-dega. Toetatud ja kontrollitud on ainult sirgete servadega, st kiire teljejoonega paralleelsete, Cerrobendi väljalõigetega.

Kontrollimist on tehtud järgmiste LINAC-i ja elektroni energiatega kombinatsiooniga:

	4 MeV	6 MeV	9 MeV	12 MeV	15 MeV	18 MeV	20 MeV	25 MeV
Varian Clinac 2100			x				x	
Elekta Synergy		x		x		x		
Elekta Agility	x	x	x	x				
Elekta BM		x	x	x	x			
Siemens Primus		x		x		x		
EGSnrc (üldise elektronravi seade)			x			x		x

Elektroni Monte Carlo doosi algoritmi on võrreldud ravi planeerimise süsteemiga Oncentra (Elekta), kasutades sama gamma kriteeriumi nagu footonite puhul, vt *jaotis 2.9.1 Footonite doosikalkulaatorite täpsus lk 20*. Süsteemiga Oncentra võrdlemine hõlmab plaane seadmele Elekta Synergy. Kuna kõik juhtumid tagastavad aktsepteerimiskriteeriumite ulatusse jäävaid gammajaotusi, saab elektroni doosi arvutusi pidada samaväärses kliinilise süsteemiga, millega seda võrreldi.

Lisaks on süsteemi RayStation 2024A elektroni doosi kontrollitud võrreldes x ja y telje lõugadega raviseadmete (Elekta ja Varian), üksusega Beam Modulator (Kiire modulaator) Elekta seadmete ja ilma x-telje lõugadeta seadmete (Elekta Agility ja Siemens) mõõtmega. Vees läbivad 98% arvutatud dooside väärtustest gamma (5%, 5 mm) < 1, võrreldes mõõdetud doosidega ja 95% läbivad gamma (3%, 3 mm) < 1.

Patsiendi elektroni Monte Carlo doosi arvutust on samuti põhjalikult kontrollitud iseseisva Monte Carlo koodi EGSnrc puhul erinevate geomeetria, materjalide ja energiatega. Samu aktsepteerimiskriteeriume kasutatakse EGSnrc dooside mõõtmistega võrdlemisel.

Kõik kontrollid tagastavad aktsepteerimiskriteeriumite piiridesse jäävaid tulemusi, välja arvatud üks väike hälve Elekta Agility puhul. Ühe 9 MeV luulõigu fantoomiga testimisjuhtumi puhul oli mõõdetud ja arvutatud doosi suhteline erinevus 4,5%. See on üle vastuvõetavuse kriteeriumi 3%, kuid jääb tolerantsi taseme 5% sisse. Sama testimisjuhtum elektroni energiatega 6 MeV ja 12 MeV läbib aktsepteerimiskriteeriumi ja testimisjuhtumid elektroni energiaga 9 MeV läbivad aktsepteerimiskriteeriumi kahe ülejäänud lõigu fantoomiga, millest üks sisaldab nii luu- kui ka kopsu lõiku ja peaks olema palju keerukam, kui ainult ühe luulõiguga läbikukkunud testimisjuhtum. Lisaks kasutab üks doosi EGSnrc süsteemiga RayStation 2024A võrdlev testimisjuhtumitest väärtust 9 MeV ja see test läbib vastuvõetavuse kriteeriumid. Mõõtmispunkt asub distaalsel kallakul, mis tähendab, et mõõtmine on väga tundlik väikestele väärtustele või fantoomis kasutatava tiheduse väärtõlgendamistele. Seetõttu järeldame, et selle juhtumi mõõtmispunkt on väga suure tõenäosusega ebatäpne.

Üldine täpsus on vastuvõetav ja sellega järeltati, et elektroni Monte Carlo doosialgoritm on ohutu kliiniliseks kasutuseks.

2.9.3 Brahhüteraapia TG43 doosialgoritmi täpsus

Brahhüteraapia TG43 doosialgoritm on valideeritud kuue levinud HDR-allika, sealhulgas E&Z Bebig Co0-A86 ja Ir2.A85-2 allikate avaldatud pikisuuna-eemal tabelite kvaliteeditagamisandmete põhjal. Aktsepteerimiskriteeriumid on sõnastatud kohalike gammakriteeriumide ja suhteliste dooside erinevuste põhjal. Kõik kuus allikat läbivad aktsepteerimiskriteeriumid.

Doosialgoritm on valideeritud sõltumatute kliiniliste ravi planeerimise süsteemide abil, rakendades TG43 formalismi (SagiPlan, E&Z Bebig ja Oncentra Brachy, Elekta). Valideerimine viiakse läbi nii fantoomil ühel allika positsioonil kui ka emakakaela, eesnäärme ja rinna raviplaanides. Lisaks on seda võrreldud sobiva patsiendi juhtumi puhul sõltumatu Monte Carlo doosialgoritmiga (EGS Brachy). Sõltumatute süsteemidega võrdlemiseks kasutatakse kohalikke gammakriteeriume. Kuna kõik juhtumid tagastavad gammajaotused aktsepteerimiskriteeriumide piires, toimib brahhüteraapia TG43 doosi arvutamine võrdselt hästi sõltumatute süsteemidega, millega seda võrreldi.

Valideerimine on läbi viidud ka EQUAL-ESTRO labori mõõtmismenetluse alusel. Mõõtepunkt läbib suhtelise doosierinevusena sõnastatud aktsepteerimiskriteeriumi.

RayStation TG43 doosialgoritmi üldine täpsus on kooskõlas kliiniliste standarditega. Kuid TG43 formalismil on sisuliselt mõned piirangud, mida kasutaja peab teadma. Aktsepteerimiskriteeriumid ja doosialgoritmi piirangud on toodud *TG43 doosialgoritmi täpsus ja piirangud* jaotises viitematerjalis *RSL-D-RS-2024A-REF, RayStation 2024A Reference Manual*.

2.9.4 Prootonite Pencil Beam doosikalkulaatori täpsus režiimides Uniform Scanning / Double Scattering / Wobbling

Proton Pencil Beam doosiarvutus algoritmi režiimide Uniform Scanning / Double Scattering / Wobbling jaoks süsteemis RayStation 2024A valideeriti suuremahulise mõõtmiste seeriaga vees, kasutades lihtsat ja ebaühtlast plokki, MLC-d ja erineva kujuga kompensatoreid pööramata ja pööratud ninamikele. See hõlmas seadistusi, mille korral on plokk paigaldatud kompensatorist üles- või allapoole. IBA universaalne otsak valideeriti ühtlases skaneerimisrežiimis, Mitsubishi SELECT BEAM NOZZLE valideeriti ühtlases skaneerimisrežiimis, Mevion S250 otsak valideeriti kahekordse hajumise režiimis ja Sumitomo HI Multipurpose'i otsak valideeriti režiimis Wobbling; lisaks valideeriti IBA Eye Line. Valideerimine toimus ka sõltumatu raviplaneerimise süsteemiga XiO (Elekta) arvutatud heterogeense aine doosi suhtes.

Need valideerimise aktsepteerimiskriteeriumid on sõnastatud nõuetes omaduste kohta, nagu gammakriteerium, SOBP ulatus ja distaalne kahanemine, välja laiuse poolkõrgusel (FWHM) ning parema ja vasaku poolvarju erinevused. Üldine täpsus on nõuetekohane, kuid tuvastati mõned doosikalkulaatori algoritmi piirangud ja neid kirjeldatakse jaotises *Protoni režiimide US/SS/DS/Wobbling doosi arvutamise hoiatused lk 68*. Aktsepteerimiskriteeriumid ja doosikalkulaatori algoritmi piirangud leiata jaotisest *Doosikalkulaatori täpsus ja piirangud* osas *RSL-D-RS-2024A-REF, RayStation 2024A Reference Manual*.

2.9.5 Pencil Beam skaneerimise prootonite Pencil Beam doosikalkulaatori täpsus

Süsteem RayStation 2024A prootonite Pencil Beam doosikalkulaatorit valideeriti vees suuremahulise mõõtmiste seeriaga avatud kiirtekimbu seadistuste suhtes, samuti vahemiku nihutit kasutavate seadistuste suhtes. Lisaks toimus valideerimine ka antropomorfsete fantoomidega ning raviplaneerimise süsteemi XiO (Elekta) poolt arvatud heterogeense aine doosi suhtes. Valideeritud on ka IBA PBS spetsiaalne otsakule ja Sumitomo HI rea skaneerimise otsak.

Need valideerimise aktsepteerimiskriteeriumid on sõnastatud nõuetes omaduste kohta, nagu distaalne vahemik, gammakriteeriumid ja väljasuuruse tegurid. Üldine täpsus on aktsepteeritav; siiski tuvastati mõned doosikalkulaatori algoritmi piirangud ja neid kirjeldatakse jaotises *Prootonite PBS-doosi arvutamise hoiatused lk 74*. Aktsepteerimiskriteeriumid ja doosikalkulaatori algoritmi piirangud leiate jaotisest *Doosikalkulaatori täpsus ja piirangud* osas *RSL-D-RS-2024A-REF, RayStation 2024A Reference Manual*.

2.9.6 Pencil Beam skaneerimise prootonite Monte Carlo doosikalkulaatori täpsus

Süsteem RayStation 2024A prootonite PBS Monte Carlo doosikalkulaatorite valideeriti vees suuremahulise avatud kiirtekimbu seadistusega, vahemiku nihutit kasutavate seadistustega ning plokki või lineaarkiirendi ava avatud kiirtekimbu positsioneerimiseks kasutavate seadistuste ning vahemiku nihutit kasutavate seadistustega.

Ploki ja MLC ava seadistusi valideeriti süsteemidele, milles plokk ja MLC asuvad vahemiku nihutist kõrgemal. Seda asjaolu peab teadma ja tuleks olla eriti ettevaatlik, kui seadme mudeleid kontrollitakse ja hinnatakse positsioneerimisteks, mille korral ploki ava on paigaldatud leviulatuse nihutist allapoole.

Lisaks toimus valideerimine ka antropomorfsete fantoomidega ning raviplaneerimise süsteemi XiO (Elekta) poolt arvatud heterogeense aine doosi suhtes. Valideeritud on ka IBA PBS otsak ja PBS IBA universaalne otsak, Sumitomo HI joonskaneerimise otsak, Sumitomo HI Multipurpose joonskaneerimise otsak ja kiiritusravi süsteem Mevion S250i Hyperscani.

Need valideerimise aktsepteerimiskriteeriumid on sõnastatud nõuetes omaduste kohta, nagu distaalne vahemik, gammakriteeriumid ja väljasuuruse tegurid. Üldine täpsus on aktsepteeritav; siiski tuvastati mõned doosikalkulaatori algoritmi piirangud ja neid kirjeldatakse jaotises *Prootonite PBS-doosi arvutamise hoiatused lk 74*. Aktsepteerimiskriteeriumid ja doosikalkulaatori algoritmi piirangud leiate jaotisest *Doosikalkulaatori täpsus ja piirangud* osas *RSL-D-RS-2024A-REF, RayStation 2024A Reference Manual*.

2.9.7 Prootoni lineaarse energiaülekande arvutuse täpsus

Lineaarse energiaülekande (LET) arvutamine prootoni PBS Monte Carlo doosiarvutuse algoritmil süsteemis RayStation 2024A on valideeritud referentsina kasutatavate FLUKA silmulatsioonide abil. See hõlmab ühe energiaga kihtisid ja erineva väljasuurusega SOBPsid vees ning ka erinevates materjalides nagu luu ja kops. Selleks, et tulemus oleks võrreldav, on vastav LET keskmine väärtus hinnatud referentsina kasutatavates FLUKA simulatsioonides, vt *RSL-D-RS-2024A-REF, RayStation 2024A Reference Manual*.

Need valideerimise aktsepteerimiskriteeriumid on sõnastatud nõuetes gamma väärtuste kohta. Üldine täpsus on aktsepteeritav; siiski tuvastati mõned algoritmi piirangud ja neid kirjeldatakse jaotises *Prootonite PBS-doosi arvutamise hoiatused lk 74*. Aktsepteerimiskriteeriumid ja doosiarvutuse algoritmi piirangud leitakse jaotisest *Doosiarvutuse aktsepteerimiskriteeriumid* dokumendis *RSL-D-RS-2024A-REF, RayStation 2024A Reference Manual*.

2.9.8 Parandati süsiniku ja heeliumi Pencil Beami doosiarvutus algoritmi täpsust Pencil Beami skaneerimise korral

Süsiniku Pencil Beami doosiarvutus algoritm (mida kasutatakse kergete ioonide, st süsiniku ja heeliumi korral) süsteemis RayStation 2024A valideeriti suuremahulise mõõtmiste seeriaga vees avatud kiire seadistuste ning vahemiku nihutit kasutavate seadistustega. Süsinikuioonide kiirte mõõtmised tehti CNAO-s (Centro Nazionale di Adroterapia Oncologica, Pavia, Itaalia) ja heeliumiioonide kiirte mõõtmised tehti HIT-s (Heidelberger Ion Beam Therapy Center, Heidelberg, Saksamaa).

Need valideerimise aktsepteerimiskriteeriumid on sõnastatud nõuetes omaduste kohta, nagu distaalne vahemik, gammakriteeriumid ja absoluutdoos ning need võib leida jaotisest *Doosikalkulaatori aktsepteerimistingimused osas RSL-D-RS-2024A-REF, RayStation 2024A Reference Manual*. Üldine täpsus on aktsepteeritav; siiski tuvastati mõned doosikalkulaatori algoritmi piirangud ja neid kirjeldatakse jaotises *Kergete ioonide PBS-doosi arvutamise hoiatused lk 80*.

Süsinikuioonide füüsilised ja RBE-kaalutud doosid valideeriti sõltumatu raviplaneerimissüsteemiga Syngo RTPS (Siemens AG) arvutatud heterogeense aine doosi suhtes. RBE-kaalutud doosi valideeriti ka homogeenses aines (vesi) oleva doosi suhtes, mis on arvutatud rakendusega TriP98 (mille on välja töötanud GSI Helmholtzzentrum für Schwerionenforschung GmbH, Darmstadt, Saksamaa) LEM-i mudeli korral, ning rakendusega iDose (mille on välja töötanud NIRS, National Institute of Radiological Science, Chiba, Jaapan) MKM-i mudeli korral. Kuna testi tulemusena saadud gammajaotused on vastavuskriteeriumide piires, võib süsinikuioonide PBS-i doosiarvutus algoritmi arvutusi pidada samaväärseks kliiniliste süsteemide omadega, millega neid võrreldi.

Heeliumi korral on TriP98 suhtes valideeritud kasutaja määratud RBE mudel, mille esialgsed RBE kõverad on arvutatud GSI välja töötatud LEM-IV mudeli järgi. RBE-kaalutud heeliumiannus MKM-i järgi on valideeritud HIT välja töötatud sõltumatu teostuse suhtes.

2.9.9 Süsiniku ja heeliumi lineaarse energiaülekande arvutuse täpsus

Lineaarse energiaülekande (LET) arvutamine süsinikuioonide Pencil Beami doosiarvutuse algoritmis süsteemis RayStation 2024A on valideeritud referentsina kasutatavate FLUKA silmulatsioonide abil. See hõlmab ühe energiaga kihtisid ja erineva väljasuurusega SOBP-sid vees ning ka eri materjalides, nagu luu ja kops. Selleks et tulemus oleks võrreldav, on vastav LETi keskmine väärtus hinnatud referentsina kasutatavates FLUKA simulatsioonides, vt jaotist *RSL-D-RS-2024A-REF, RayStation 2024A Reference Manual*.





Need valideerimise aktsepteerimiskriteeriumid on sõnastatud nõuetes gamma väärtuste kohta. Üldine täpsus on aktsepteeritav; siiski tuvastati mõned algoritmi piirangud ja neid kirjeldatakse jaotises *Kergete ioonide PBS-doosi arvutamise hoiatused lk 80*. Aktsepteerimiskriteeriumid ja doosiarvutuse algoritmi piirangud leitakse jaotisest *Doosiarvutuse aktsepteerimiskriteeriumid* dokumendis *RSL-D-RS-2024A-REF, RayStation 2024A Reference Manual*.

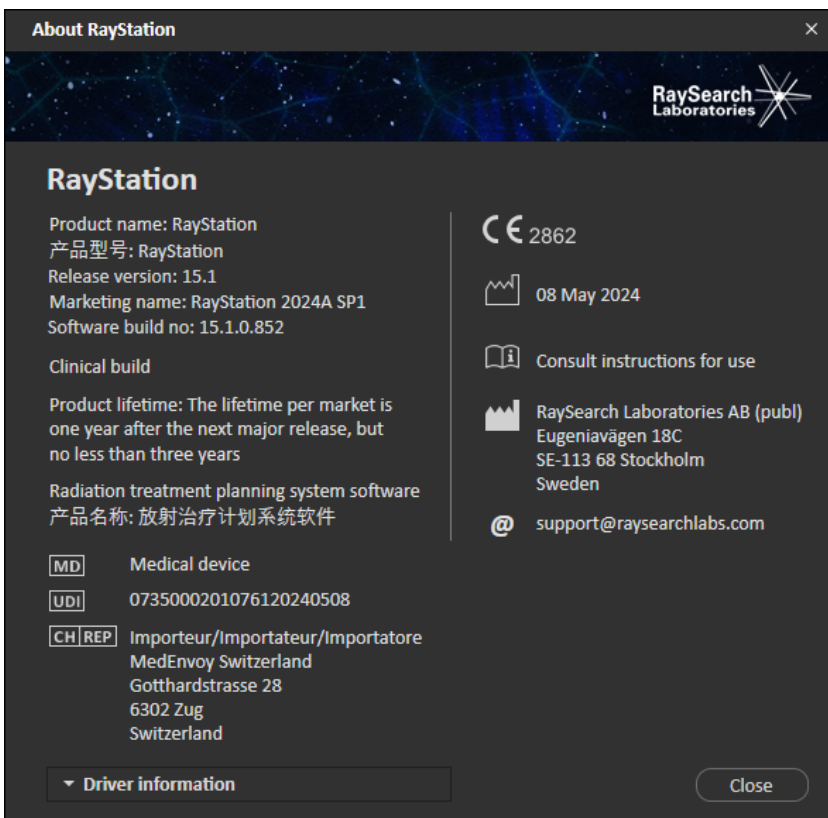
2.10 TOOTE SILT

Installitud süsteemi RayStation 2024A versiooni numbrit saate vaadata, valides RayStation menüüs **Help: About RayStation** (Spikker: RayStationi kohta).

Seal näete järgmist teavet.

- Product name (Toote nimetus) = RayStation
- **产品型号: RayStation** (ainult Hiina turul)
- Release version (Väljalaske versioon) = **15.1**
- Turundusnimi = RayStation 2024A SP1
- Software build number (Tarkvara järgu number) = **15.1.0.852**
- Clinical build (Kliiniline järk) = näitab, et tegemist on kliiniliseks kasutuseks disainitud tarkvaraga.
Märkus: kliiniline paigaldis nõuab nii kliinilist järku kui ka kliinilist litsentsi. Vastasel juhul kuvatakse tiitliribal „Mitte kliiniliseks kasutamiseks”.
- Toote kasutusiga: kasutusiga konkreetsel turul: üks aasta pärast järgmist olulist väljalaset, aga mitte vähem kui kolm aastat.
- Kiiritusravi planeerimissüsteemi tarkvara: toote üldnimetus.
- **产品名称: 放射治疗计划系统软件** (ainult Hiina turul)
- **MD** = näitab, et toode on meditsiiniseade
- **UDI** = seadme kordumatu identifitseerimistunnus
- **CH|REP** = Volitatud Šveitsi esindaja ja importija
- Draiveri teave: rakenduste Mevion Spot Map Converter ja CyberKnife RAIL installitud versioon. Välja laiendamiseks klõpsake noolt.

-  = CE-märk ja teavitatud asutuse number
-  = tootmiskuupäev
-  = lugege kasutusjuhendit
-  = tootja nimi ja aadress
-  = tugiteenuse e-posti aadress



Joonis 1. Menüüvaliku **About RayStation** (RayCare'i teave) dialoogiaken.

2.11 KASUTUSIGA

Kasutusiga konkreetsel turul: üks aasta pärast järgmist olulist väljalaset, kuid mitte vähem kui kolm aastat. Tooteversiooni tugi lõpetatakse konkreetsel turul 36 kuud pärast turuletoomise loa saamist eeldusel, et uus oluline versioon tuuakse turule 24 kuu jooksul. Kui see pole nii, siis pikendatakse

tuge ja see lõppeb 12 kuud pärast järgmise olulise versiooni avaldamist vastaval turul. Kui versiooni enam konkreetsel turul ei toetata, loetakse toote kasutusiga sellel turul lõppenuks.

2.12 REGULATIIVNE TEAVE

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.

Euroopa SRN-number

Ühekorne registreerimisnumber (SRN) = SE-MF-000001908 on väljastatud RaySearch Laboratories AB (publ) jaoks vastavalt nõudele EL MDR – määrus (EL) 2017/745.

2.13 MASINÕPPE REGULATIIVNE TEAVE

Regulatiivne märkus

Masinõppe funktsioon süsteemis RayStation vajavad mõnel turul regulatiivse asutuse luba.

Mis tahes turul, kus masinõppe funktsioon heaks pole kiidetud, on masinõppe funktsiooni kontrollivad litsentsid inaktiveeritud, mis tagab, et volitamata kasutamine ei ole võimalik.

Masinõppe mudelite eesmärk

Masinõppe mudelid süsteemis RayStation saab kasutada kujutise segmentimiseks või raviplaani loomiseks. Segmentimisel võib mudelid kasutada anatoomiliste struktuuride kontuurimiseks. Selliseid mudelid ei tohi aga kasutada haiguskollete kontuurimiseks ega tuvastamiseks. Mudelit võib kasutada ainult selle mudeliga seotud andmelehel määratud rakendusosal.

Masinõppe mudeli heakskiit

Kui masinõppe mudel on juurutatud ja heakskiidetud, on see lukus ega saa rohkem arendada. See väldib mudelite muutumist kliinilise kasutamise ajal.

Saadaolevad mudelid

Osa turgude reguleerivate piirangute tõttu võib masinõppega ravi planeerimine olla piiratud.

3 OHUTUKS KASUTAMISEKS VAJALIK TEAVE

See peatükk sisaldab süsteemi RayStation 2024A ohutuks kasutamiseks vajalikku teavet.

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

Märkus. Süsteemi RayStation kasutamisel koos süsteemiga RayCare peavad toodete versioonid olema ühilduvad. Kasutage ainult süsteemi RayStation 2024A koos süsteemiga RayCare 2024A ja vastavalt kontrollitud versiooni RayCare 2024A hoolduspakettidega. Kontrollige hoolduspaketi versiooni ettevõtte RaySearch teenindusest.

Selles peatükis

See peatükk sisaldab järgmisi jaotisi:

3.1	Ohutusabinõud	p. 34
3.2	Patsiendi andmete importimine	p. 124
3.3	Sisendandmed	p. 124
3.4	Skriptimine	p. 124
3.5	Kuvavorming	p. 124

3.1 OHUTUSABINÕUD

Süsteemi RayStation 2024A ohutuks kasutamiseks võtke arvesse järgmisi hoiatusi.

Selles jaotises

See jaotis sisaldab järgmisi alajaotisi:

3.1.1	Kasutaja vastutusega seotud hoiatused	p. 36
3.1.2	Installimisega seotud hoiatused	p. 43
3.1.3	Üldise süsteemikasutusega seotud hoiatused	p. 44
3.1.4	DICOM-impordiga seotud hoiatused	p. 46
3.1.5	DICOM-ekspordiga seotud hoiatused	p. 48
3.1.6	Hoiatused CBCT kujutise teisendamise kohta	p. 50
3.1.7	Doosi arvutamise seotud hoiatused	p. 54
3.1.8	Patsiendi modelleerimisega seotud hoiatused	p. 88
3.1.9	Ravi planeerimisega seotud hoiatused	p. 91
3.1.10	Prootonite ja kergete ioonidega ravi planeerimisega seotud hoiatused	p. 93
3.1.11	Rakenduste TomoHelical ja TomoDirect planeerimisega seotud hoiatused	p. 96
3.1.12	CyberKnife-ravi plaanimisega seotud hoiatused	p. 98
3.1.13	BNCT ravi planeerimisega seotud hoiatused	p. 98
3.1.14	Brahhüteraapia ravi planeerimisega seotud hoiatused	p. 99
3.1.15	Robustse optimeerimisega seotud hoiatused	p. 103
3.1.16	Doosi hindamisega seotud hoiatused	p. 105
3.1.17	Hoiatused seoses bioloogilise optimeerimise ja hindamisega	p. 107
3.1.18	Automaatse planeerimisega seotud hoiatused	p. 108
3.1.19	Kiirtekimbu käitusse andmine seotud hoiatused	p. 110
3.1.20	Skriptimisega seotud hoiatused	p. 115
3.1.21	QA-ga seotud hoiatused	p. 118
3.1.22	Hoiatused rakenduse EPID kvaliteedi tagamise funktsiooni kohta	p. 119
3.1.23	RayStation salvestustööriistaga seotud hoiatused	p. 120
3.1.24	Masinõppega seotud hoiatused	p. 120
3.1.25	Hoiatused meditsiinilise onkoloogia kohta	p. 121
3.1.26	Hoiatused kokkupõrkekontrolli kohta	p. 122

3.1.1 Kasutaja vastutusega seotud hoiatused



HOIATUS!

Piisava väljaõppe tagamine. Kasutav asutus peab tagama raviplaneerimisega tegelevatele isikutele piisava väljaõppe nende ülesannetega tegelemiseks. Seda tarkvara võivad kasutada ainult isikud, kellele on lubatud teostada raviplaneerimise ülesandeid ja kellele on asjakohaselt õpetatud raviplaneerimise meetodeid. Enne kasutamist lugege hoolikalt kõiki juhiseid. Kasutaja vastutab nõuetekohase kliinilise kasutamise ja rakendatava kiirusdoosi eest. {508813}



HOIATUS!

Sisendandmete kvaliteet. Pidage alati meeles, et väljundi kvaliteet sõltub oluliselt sisendandmete kvaliteedist. Mis tahes imporditud andmete korrapäratusi või ebakindlust sisendandmete ühikute, identifitseerimise, kujutise suuna või mis tahes muude kvaliteediomaduste suhtes tuleb enne andmete kasutamist põhjalikult uurida. {508811}



HOIATUS!

Plaani ülevaatus ja kinnitamine. Kõiki raviplaani andmeid peab kvalifitseeritud isik hoolikalt üle vaatama ja heaks kiitma enne, kui seda kasutatakse raadioterapias ravi eesmärgil. Plaani (kiirte komplekt), mis on optimeerimisesmärkide mõistes optimaalne, ei pruugi siiski olla sobilik kliiniliseks kasutuseks.

{4780}



HOIATUS!

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

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

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

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

Footonid:

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

Pange tähele!

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

plaanide jaoks.

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

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

Prootonid:

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

Mevion Hyperscani kasutamisel vt ka hoiatust 369009.

Kergete ioonide korral kehtib järgmine.

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

Elektronid:

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

{4001}



HOIATUS!

Enne kliinilist kasutamist tuleb brahhüteraapia mudelid valideerida. Brahhüteraapia allikamudelid ja rakenduse seadistused tuleb enne kliinilist kasutamist valideerida.

Kasutaja on kohustatud valideerima kõik brahhüteraapia allikamudelid ja rakenduste seadistamised enne kliinilist kasutamist, vt lisateabe saamiseks hoiatusi 283358, 283879.

{285635}

**HOIATUS!**

Seadme TomoTherapy juurutamine. Seadme TomoTherapy juurutamisel loetakse enamik parameetreid iDMS-ilt ja eeldatavalt on vaja seadme RayPhysics mudelis teha üksnes väheseid muudatusi. Selle käigus kirjutatakse üle ristsuunaline profiil, lõua fluuensi väljundtegurid ja lehe liikumise viiteaja nihked ning neid võib olla vaja värskendada.

Pange tähele, et TomoTherapy seadmete kasutamisel normaliseeritakse arvatud doosikõverad moodulis Beam commissioning mõõdetud kõverate suhtes, st et mõõdetud ja arvatud doosikõverate väljundid ühtivad, olenemata kiire mudeli väljundist. Seetõttu tuleb mudeli väljundit reguleerida ja kontrollida TomoHelical kiirtega kõikidel väljalaiustel. Lisateavet vt *RSL-D-RS-2024A-BCDS, RayStation 2024A Beam Commissioning Data Specification*.

Samuti pange tähele, et MLC filtrid ei ole osa doosikõvera arvutamisest RayPhysics'i moodulis Beam commissioning ja nende kasutamist saab kontrollida ainult TomoHelical'i või TomoDirect'i kiirtega.

Enne kliinilist kasutamist tuleb doosi arvutamine asjakohastes ravivaldkondades valideerida. Lisaks hoiatuses 4001 esitatule peab valideerimine hõlmama erinevaid lõuasuurusi ja režiime, projektsiooniaegu, avanemise fraktsioone ja laua liikumisi ühe rotatsiooni kohta.

[10172]

**HOIATUS!**

Seadme Mevion Hyperscan käituse andmine. Seadme Mevion S250i („Hyperscan“) käituse andmisel kasutab kiirtekimbu mudel sisendandmeid üksnes süsteemi kõrgeima edastatava energia jaoks. Siiski tuleb doosi arvutamine asjakohastes ravi valdkondades valideerida. Eriti oluline on kontrollida vahemikke, absoluutdoose erinevate väljasuuruste ja ninamike asendite ning kõikide Mevioni energia selektori vahemike nihutite asaendite korral.

Samuti on oluline valideerida avadega kiirtekimpude (nii staatilised kui ka dünaamilised) doosi arvutamine. Süsteemis RayStation planeeritakse sellised kiirtekimbud koos plokiga. Mevioni kohanduv ava proovib seejärel kohandada oma asendit ja lehti, et reprodutseerida soovitud apertuuri kontuur. See valideerimine hõlmab erineva suurusega välju, sealhulgas mittersirgete servadega välju (komplekssed sihtmärgi kujud). {369009}



HOIATUS!

NCT-seadme käitusse andmine. Konkreetse doosikalkulaatori versiooni käitusse andmine süsteemis RayStation peab alati toimuma koostöös kiiritusravisüsteemi ja doosikalkulaatori tootjaga. {611928}



HOIATUS!

Kokkupõrke tuvastamine CyberKnife. Kokkupõrke tuvastamise kasutamine süsteemis RayStation ei taga alati kokkupõrgete tuvastamist. Enne kiiritust on kasutaja kohustatud kontrollima, kas kiiritusravi süsteem kasutab kokkupõrke tuvastamist. {339623}



HOIATUS!

Ploki/väljalõike kontrollimine. Kontrollige alati, et plokid ja kiirtekimbu plaanimoodulites loodud elektronkiirte väljalõiked oleksid füüsiliselt teostatavad. RayStation-is ei ole võimalik kindlaks määrata ploki valmistamise piiranguid.

Prootonplokkide korral võetakse automaatses ploki generaatorites arvesse ploki freeside suurust. Siiski on võimalik saada plokk, mida ei ole manuaalsed ploki redigeerimise/loomise vahenditega võimalik valmistada. Sel juhul on võimalik pärast ploki redigeerimist kätada käsitsi freesi algoritmi. Kuna seda ei tehta automaatselt, jääb vastutus selle eest, et plokk on füüsiliselt teostatav, siiski kasutajale.

Kontrollige alati loodud ploki ploki ava väljatrüki suhtes. {508816}



HOIATUS!

Kontrollige ploki/väljalõike väljatrüki skaalat. Printeri sätted mõjutavad ploki/väljalõike tegelikku suurust väljatrükis. Enne ploki/väljalõike väljatrüki kasutamist ploki/väljalõike valmistamiseks või kontrollimiseks, kontrollige alati, et x- ja y-telje skaalad on võrdsed ja 1 cm kontrollskaalal vastab 1 cm-le joonlual. {508818}

**HOIATUS!**

ROI/POI kontrollimine. Vaadake alati hoolikalt läbi kõik huvipiirkonnad (ROI-d) ja huvipunktid (POI-d) enne, kui kasutate neid ravi planeerimiseks või hindamiseks. (508820)

**HOIATUS!**

4DCT projektsioonide läbivaatus. Kasutaja peab 4DCT projitseerimisest saadud kujutiste seeria üle vaatama enne selle kasutamist ravi planeerimiseks või hindamiseks. Oodatavat kujutiste seeriat võrreldakse 4DCT kujutiste seeriaga, et kontrollida, kas Hounsfieldi ühikud ja vastavad tihedused on ootustekohased. Seda võib teha HU väärtuste kontrollimisega patsiendivaadetes ja arvutades moodulis Plan Evaluation hindamise doosid.

Oodatava kujutiste seeria geomeetrilisi omadusi, nagu suund, asend ja suurus, võrreldakse ka algse 4DCT-ga. Seda saab teha ühendades oodatavad kujutiste seeriad algsete, 4DCT kujutiste seeriatega moodulis Structure Definition või moodulis Image Registration ja kontrollides, et need oleks õigesti joondatud. (117566)

**HOIATUS!**

Kujutisepõhine tiheduse tabel, mis on saadud HU ümberskaleerimisega. Kui kasutatakse kujutiste seerial põhinevat tiheduse tabelit, mis on saadud HU ümberskaleerimisega, on väga oluline, et kasutaja vaatab tulemuseks saadud tiheduse tabeli korralikult üle enne, kui kasutab seda doosi arvutamiseks. Ümberskaleeritud tiheduse tabel mõjutab otseselt doosi arvutamist. (125272)



HOIATUS!

Patsiendi positsioneerimine. Ravilaua nihkumise (lauaplaadi liigutamise) juhised patsiendi positsioneerimiseks kuvatakse dialoogis „Patient setup“ (Patsiendi positsioneerimine) ja plaani aruandes.

Vaikimisi on ravilaua asendi valikuks „Patient“ (Patsient), st laua juhised dialoogis Patient setup (Patsiendi asend) esitatakse patsiendi anatoomiliste suundade põhisel.

Soovi korral saab ravilaua valiku muuta olekusse „Couch“ (Ravilaud), st ravilaua juhised dialoogis Patient setup (Patsiendi asend) esitatakse ravilaua suundade põhisel. Ravilaua valikuid muudetakse rakenduses „Clinic Settings“ (Kliiniku sätted).

Enne kliinilist kasutamist kontrollige alati, et süsteemis RayStation ja plaani aruandes kuvatud ravilaua nihked on nii, nagu ette nähtud ja vastavuses kliinilise praktikaga.

Pange tähele, et teine võimalus patsiendi positsioneerimiseks on eksportida DICOM-i standardile vastavad ravilaua nihked. Selle suvandi saate valida süsteemis RayPhysics.

(9101)



HOIATUS!

Referentskaadri registreerimise ülevaatamine enne doosi arvutamist. Väga oluline on imporditud või ravisendi joendamisel saadud registreeritud referentskaadrid üle vaadata enne nende kasutamist fraktsiooni doosi arvutamiseks moodulis Dose Tracking või doosi arvutamisel täiendavatel kujutiste seeriatel. [360380]



HOIATUS!

Piiratud müük USA-s. USA föderaalseadused ja osariikide seadused lubavad seda toodet müüa ainult arstile või ainult arsti tellimusel.

(4782)



HOIATUS!

Ühekordse sisselogimise säte. Kui sätetes Clinic Settings kasutatakse ühekordse sisselogimise sätet, on volitamata kasutajal võimalik järelevalveta tööjaamas end süsteemis RayStation autentida. Autentimine toimub sisselogitud kasutaja nimel.

(578762)

**HOIATUS!**

Kinnitage tarvikute koodid. Tarvikute koodid saab sisestada footoni ja prootoni plokkide, elektronide väljalõigete ja prootoni kompensatorite kohta. Kasutaja peab kinnitama, et süsteemi RayStation sisestatud tarviku kood vastab ravi ajal kasutatava reaalse tarviku omale. Süsteem RayStation ei tunnista tarviku koodi automaatselt kehtetuks, kui plokki, väljalõiget või kompensatorit on süsteemis RayStation muudetud. Plokki, väljalõiget ega kompensatorit ei tunnista süsteemis RayStation kehtetuks, kui tarvikute koodi on muudetud. Kasutaja vastutab selle eest, et sisestatud on õige tarviku kood, mida vajaduse korral ka värskendatakse.

(574934)

3.1.2 Installimisega seotud hoiatused**HOIATUS!**

Kuvasätted. Arvestage, et süsteemi RayStation visuaalne väljund sõltub kuvari kaliibrimise, eraldusvõime ja muudest riistvara parameetritest. Veenduge, et kuvari väljund sobib kliinilisteks ülesanneteks. [366562]

**HOIATUS!**

Riistvara-/tarkvaraplatvorm. Alati, kui muudetakse riist- või tarkvaraplatvormi, tuleb läbi viia süsteemikeskkonna heakskiidukatsed. [366563]

**HOIATUS!**

Installimise testid. Kasutaja peab lisama teste, mis on vajalikud süsteemi RayStation installimiseks ja konfigureerimiseks. [366564]

**HOIATUS!**

Mitte-ECC protsessori mälu kasutamine. Arvutamisel kasutatud protsessoritel peab olema ECC RAM ja protsessori draiveri sätetes peab olema lubatud ECC olek. Deformeeritud kujutise registreerimist saab siiski arvutada ilma ECC RAM-ita protsessoritel.

[8453]

**HOIATUS!**

Doosi arvutamist GPU-s võivad mõjutada arvuti/draiveri värskendused. GPU doosi arvutamine tuleb pärast riist- või tarkvaraplatvormi muutmist uuesti valideerida, seda ka pärast operatsioonisüsteemi hoolduspakettide installimist. Seda saab teha, kui käivitada *RSL-D-RS-2024A-SEAT*, *RayStation 2024A System Environment Acceptance Test Protocol* ja käivitada kõigi GPU-d kasutavate arvutuste enesetestid.

[4039]

3.1.3 Üldise süsteemikasutusega seotud hoiatused

**HOIATUS!**

Mitme süsteemi RayStation eksemplari käitamine. Olge eriti ettevaatlik, kui käitate süsteemi RayStation mitut eksemplari. Veenduge alati, et töötate õige patsiendiga.

[3312]

**HOIATUS!**

Sõltumatu doosi arvutamine. Veenduge, et kasutatav sõltumatu doosi arvutamise süsteem oleks tõesti sõltumatu. Olemas on süsteeme, mis võiksid sobida sõltumatuks doosi arvutamiseks, kuid mis tegelikult ei ole üldse sõltumatud, sest doosiarvutuse algoritmi on valmistanud RaySearch ja viimane kasutab sama algoritmi footonite doosi arvutamiseks ning võimalik et ka sama koodi nagu RayStation (nt Compass (IBA)).

[6669]

**HOIATUS!**

Automaatse taasterežiimi muutmisel olge ettevaatlik. Automaatse taastamise andmed salvestatakse andmebaasi või kettale. Kui automaatne taasterežiim on välja lülitatud või kui salvestusala muudetakse, kui vanas salvestuskohas on veel automaatse taastamise andmeid, pole need andmed enam kasutatavad ja RayStation ei pruugi suuta neid kustutada. Vanas salvestuskohas olevad andmed tuleb käsitsi kustutada.

(282521)

**HOIATUS!**

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

(824240)

**HOIATUS!**

Aruandemalli nimetamine. Kasutaja loodud aruandemallid ei pea tingimata sisaldama kogu teavet patsiendi, plaani, kiirtekimbu komplekti jm kohta. Näiteks võib aruandemall sisaldada ainult hetkel valitud kiirtekimbu komplekti. Kasutage aruandemallide loomisel selget nimetamisviisi. [5147]

**HOIATUS!**

Taustadoosidega kiirte komplektide preskriptsioonide muudetud käitumine. Alates versioonist RayStation 11A määravad preskriptsioonid alati doosi praegusele kiirte komplektile. Preskriptsioonid, mis on määratletud süsteemis RayStation enne versiooni 11A ja mis puudutavad kiirte komplekti + taustadoosi, on aegunud. Selliste preskriptsioonidega kiirte komplekte ei saa heaks kiita ja preskriptsiooni ei lisata, kui kiirte komplekt on DICOM-i eksporditud.

Alates versioonist RayStation 11A ei hõlma eksporditud preskriptsiooni doosi tasemed preskriptsiooni protsenti. Süsteemi RayStation versioonides enne versiooni 11A on süsteemis RayStation määratud preskriptsiooni doos eksporditud siht-preskriptsioonidoosis. See muutus versioonis 11A, nii et ainult süsteemis RayStation määratud doos eksporditakse siht-preskriptsioonidoosina. See muudatus mõjutab ka eksporditud nominaalseid panuseid.

Süsteemi RayStation versioonides enne versiooni 11A põhines doosi referentsi UID, mis eksporditi süsteemi RayStation plaanides RT-plaani / loonide RT-plaani SOP-i üksik-UID-l. Seda on muudetud nii, et erinevatel preskriptsioonidel võib olla sama doosi referents-UID. Selle muudatuse tõttu on enne süsteemi RayStation versiooni 11A eksporditud plaanide doosi referents-UID värskendatud nii, et plaani uuesti ekspordimise korral kasutatakse teistsugust väärtust.

(344549)

3.1.4 DICOM-impordiga seotud hoiatused**HOIATUS!**

Kujutiste seeria terviklus. DICOM ei paku mingit võimalust kontrollida, et kujutiste seeriad sisaldavad kõiki kujutiste lõike. Kasutaja peab seda alati pärast importimist käsitsi kontrollima. [508830]

**HOIATUS!**

Imporditud doos. Heakskiidetud plaani imporditud doos loetakse automaatselt kliiniliseks. [508831]

**HOIATUS!**

Imporditud doosi korral ei tehta oletusi doosi arvutamise meetodite kohta. Doosi ei muudeta kehtetuks, kui andmed, mida kasutatakse doosi arvutamiseks süsteemis RayStation, erinevad andmetest, mille alusel arvutati imporditud doos. See kehtib ka siis, kui imporditud doos arvutati algselt süsteemis RayStation. Näiteks ei muudeta imporditud doosi kehtetuks siis, kui struktuuride komplekti muudetakse tiheduse alistamise või välise huvipiirkonna muutmise teel.

[224134]

**HOIATUS!**

Fraksioneerimise skeem heidetakse DICOM-impordis kõrvale. DICOM-plaani importimisel RayStation-isse heidetakse fraksioneerimise skeem kõrvale. Selle tagajärjel seatakse importimise ajal loodud kiirtekimbu komplekt alati igapäevasele fraksioneerimisele, isegi kui algne plaan näitas üle päeva fraksioneerimist.

Lisaks ei pruugi kiirtekimbu järjekorrapõhine ravijärjestus vastata ettenähtud ravijärjestusele. Selle tagajärjel ei tehta pärast importimist õigel fraksioneerimise skeemil põhinevaid toiminguid. Näiteks esitatakse imporditud plaani bioloogiline mõju aruandes valesti. [119127]

**HOIATUS!**

Prootonite plaanide määratud doosi DICOM-import. Kui imporditakse DICOM-prooton-plaani, tõlgendatakse retsepti sihtdoosist (300A,0026) imporditud väärtust süsteemis RayStation kui RBE-kaalutud preskriptsiooni doosi. [611725]

**HOIATUS!**

Eksport pärast DICOM-impordifiltri kasutamist. Vältige nende andmete eksportimist, mida DICOM-impordifiltrid on DICOM-importi ajal muutnud. See takistab erinevate failide loomist sama DICOM UID-ga. [508832]



HOIATUS!

Storage SCP kasutamisel ei näidata vigu. Süsteemis RayStation ei ole viidet, kui patsiendi andmete import Storage SCP-d kasutades on ebatäielik, nt ülekande seansi ajal ilmnevate vigade või faili kettale kirjutamise ebaõnnestumise tõttu. [508833]

3.1.5 DICOM-ekspordiga seotud hoiatused



HOIATUS!

Ekspordi ebaõnnestumine. Andmete eksportimisel süsteemist kontrollige alati, kas eksport õnnestus. Kui eksport katkeb nt riistvaratõrgete või operatsioonisüsteemide vigade tõttu, kustutage kõik eksporditud andmed ja taaskäivitage eksport. [508805]



HOIATUS!

RT struktuurikomplekti DICOM-eksport. RT struktuurikomplekti DICOM-eksport teisendab kõik ROI-d kontuurideks ja kaasatud ei ole ükski struktuuriosa väljaspool ülemise või alumise kujutiste seeria lõiku.

See kehtib võrguga või vokesesitusega ROI geomeetria kohta. Sellised geomeetriid luuakse süsteemis RayStation tavaliselt mudelipõhise segmentimise, atlasepõhise segmentimise või 3D ROI interaktsioonivahenditega. DICOM-eksport tegeleb ainult kujutise lõikude kontuuridega, mis tähendab, et väljapoole kujutiste seeria esimest või viimast lõiku jäävaid osi eksporti ei kaasata. Seega ei ole need pärast DICOM-ekspordi/impordi tsüklit süsteemi RayStation või välisesse süsteemi identsed. [508804]



HOIATUS!

Raviparameetrid tuleb edastada süsteemist RayStation DICOM-eksporti kasutades. Veenduge, et raviplaani kontrollpunktid eksporditakse süsteemist RayStation DICOM-eksporti kasutades. Kasutaja ei tohi neid sätteid edastada käsitsi. [508803]

**HOIATUS!**

Vero plaanide DICOM-eksport. Eriti ettevaatlik tuleb olla mitme isotsentriga plaani DICOM-eksportil süsteemi Vero R&V. DICOM-eksport tuleb läbi viia kaks korda, üks kord tähistatud märkeruuduga ExacTrac Vero ja üks kord tähistamata märkeruuduga. {125706}

**HOIATUS!**

Prootonite plaanide määratud doosi DICOM-import. Prootonite plaani DICOM-importil tõlgendatakse väärtuse Target Prescription Dose (300A, 0026) imporditud väärtust RayStationis alati RBE-kaalutud preskriptsiooni doosina. {611723}

**HOIATUS!**

Mitmekihiline ava (MLA) DICOM-is edastatakse privaatsete atribuutidega. Ava kontuuripunktid eksporditakse MLA kasutamisel üksnes privaatsetes atribuutides. Kui süsteem ei tea neid privaatseid atribuute, ei kuvata raviplaani välju kollimeerituna. See teave on dosimeetriliselt väga oluline ja vastavad doosid erinevad kollimeerimata plaani omast. Kasutaja peab kontrollima, et vastuvõttev süsteem loeb privaatseid atribuute ja neid levitatakse raviseadme juhiste järgi. Lisateavet privaatsete atribuutide kohta vt jaotisest *RSL-D-RS-2024A-DCS, RayStation 2024A DICOM Conformance Statement*. {610855}

**HOIATUS!**

Ülekandevead eksportimisel iDMS-i. Kui plaani eksportimise ajal ilmneb viga, ei pruugi süsteemis RayStation olla selle kohta ühtegi viidet. Kasutaja peab patsiendi ja plaani olekut kontrollima iDMS-is. {261843}



HOIATUS!

DICOM-objektide käsitlemine sama SOP-i üksik-UID-ga. Mõnel juhul võib RayStation toota DICOM-objekte, millel on samad SOP-i üksik-UID-d, kuid millel on erinev sisu. Kui samale sihtmärgile saadetakse kaks sama UID-ga objekti (nt PACS-i süsteem), on olemas tulemus vastuvõtva süsteemi rakendamiseks. Kasutaja peab käsitsi kontrollima, kas õige ülesande jaoks kasutatakse õiget objekti.

[404226]

3.1.6 Hoiatused CBCT kujutise teisendamise kohta



HOIATUS!

Välised ROI-d originaalkujutisel ja referentskujutisel. Kui väline ROI ei vasta patsiendi kontuurile kummalgi teisendataval kujutisel või referentskujutisel, võib teisendamine olla vale. Originaalkujutisel väljaspoole välist ROI-d jäävaid regioone ei korrigeerita artefaktide suhtes.

[405748]



HOIATUS!

Korrigeeritud CBCT vaatevälja ROI. Regioonid väljaspool ROI vaatevälja vastendatakse referentskujutiselt. Kasutaja peab olema teadlik, et see ei pruugi kattuda patsiendi tegeliku praeguse geomeetriaga. Kui deformeeritava registreerimise väli on vale nendes regioonides, siis pole vastendatud regioonid õiged.

[405749]



HOIATUS!

Virtuaalse KT vaatevälja ROI. Kui sisendina kasutatakse vaatevälja ROI-d, ei asendata madala tihedusega mittevastavaid piirkondi korrigeeritud CBCT väärtustega väljaspoolt seda ROI-d. Seetõttu on oluline, et ROI vaateväli sisaldaks kõik piirkonnasid, kus sellist asendamist potentsiaalselt vaja on.

[405750]

**HOIATUS!**

Referents-KT ei hõlma kogu CBCT mahtu. Anatoomilistel piirkondadel CBCT kujutisel, mis puuduvad KT-kujutisel, on liiga vähe teavet, mille alusel korrigeerida kujutist, ja seega ei pruugi korrigeerimine olla piisav.

(405786)

**HOIATUS!**

Kontuurimine virtuaalsel KT-l. Virtuaalse KT loomiseks deformeeritakse esmalt referents-KT originaalsele CBCT-le, seejärel asendatakse mittevastavad madala tihedusega piirkonnad. Virtuaalne KT on kõikides teistes regioonides sama nagu deformeerunud KT-s. Seega ei pruugi virtuaalse KT geomeetria kattuda geomeetria originaalsel CBCT kujutisel. Kontuurimist tuleks eelistatavalt teha originaalsel CBCT-l või kujutisel, mis on teisendatud korrigeeritud CBCT algoritmiga.

(405815)

**HOIATUS!**

Elektrontiheduse ülekirjutamine referents-KT-l. Kui elektrontiheduse ülekirjutamist kasutatakse, et korrigeerida artefakte või muid valesid HU väärtuseid referents-KT-l, pidage silmas, et teisendatud kujutise loomisel kasutatakse originaalseid HU väärtuseid. Seetõttu võivad teisendatud kujutise samad regioonid kuvada samuti valesid intensiivsuseid. Kasutaja peaks uurima neid piirkondasid ning kaaluma elektrontiheduse ülekirjutamist ka teisendatud pildi puhul.

(405752)

**HOIATUS!**

Kujutise teisendamise algoritmi kasutuselevõtt. Teisendamise algoritmi kasutuselevõtt tähendab, et algoritmi on peetud võimeliseks looma kliiniliselt vastuvõetavaid kujutisi. Enne algoritmi kasutuselevõttu kontrollitakse selle algoritmi genereeritud teisendatud kujutisi. Valideerimine hõlmab doosi võrdlust KT-kujutistega (kliinilise kvaliteediga), seejuures on KT patsiendi anatoomia võimalikult lähedane teisendamisel oleva pildi anatoomiale. Anatoomiliste erinevuste mõju saab vähendada, kasutades sama päeva kujutisi ja tiheduse alistamist piirkondades, kus on suured anatoomilised erinevused. See valideerimine peab hõlmama piisavat arvu juhtumeid kõigist võimalikest pilditöötlusprotokollidest ja anatoomilistest kohtadest, mis on pildindussüsteemi jaoks asjakohased.

(280182)

**HOIATUS!**

Parandatud CBCT-kujutiste kinnitamine. Parandatud CBCT-kujutise kinnitamisel veenduge, et kujutise kvaliteet on kliinilise doosi jaoks piisav. See tähendab, et kasutaja peab veenduma, et patsiendi olulistel kudedel oleks täpsed HU-väärtused ja CBCT-artefakte oleks piisavalt parandatud.

Kui piirkonnad on viite-KT-st kopeeritud, veenduge, et need paistaksid korrektsed ja piirkondadevaheline üleminek oleks sujuv. Kudede HU-väärtuste märkimisväärsed ebatäpsused saab tuvastada, kui võrdlete kujutise histogrammis parandatud CBCT-d viite-KT-ga, kindlustades, et kudede olulised tipud oleksid ligikaudu sama väärtuse juures. Parandatud CBCT-l olevad ebapiisavalt parandatud piirkonnad saab tuvastada, kui võrdlete parandatud CBCT-d erinevuse liitvaates moonutatud viite-KT-ga. Kõik tuvastatud erinevused peavad olema väikesed või tingitud anatoomilistest erinevustest või müra. Märkimisväärsete artefaktide puhul, mida ei ole piisavalt parandatud, saab nende piirkondade puhul kasutada elektrontiheduse ülekirjutamist.

(464657)

**Hoiatus!**

Virtuaalsete KT-kujutiste kinnitamine. Virtuaalse KT-kujutise kinnitamisel veenduge, et kujutise kvaliteet oleks piisav ja anatoomia oleks piisavalt lähedane algse CBCT anatoomiale, et seda saaks kliinilise doosi jaoks sobivaks pidada. Kontrollige, kas kõik olulised õhu- ja kopsupiirkonnad on virtuaalses KT-s anatoomiliselt korrektsed ja et patsiendi kontuur vastaks hästi algsele CBCT-le.

Virtuaalset KT-d ja algset CBCT-d saab võrrelda liitvaates, kasutades erinevaid liitrežiime. Tuvastada saab anatoomiliselt parandatud virtuaalse KT õhu- ja kopsupiirkonnad, võrreldes virtuaalset KT-d deformeerunud viitekujutisega. Veenduge, et need piirkonnad vastaksid tegelikule anatoomiale, mitte märkimisväärsetele artefaktidele.

(464658)

3.1.7 Doosi arvutamisega seotud hoiatused

Üldised doosi arvutamise hoiatused



HOIATUS!

Doosi arvutamise piirkond. Doosi arvutamise piirkond on piiratud doosi võrgustiku ja doosi arvutamise huvipiirkondadest koosneva piirkonna ristumisega. Doosi arvutamise huvipiirkonnad sisaldavad välist ROI-d, kiirte kompleksis kaasatud tugivahendi ja fikstsiooni ROI-sid ning välistele footon- ja elektronikiirtele määratud booluse ROI-d. Ühtegi doosi ei hinnata doosi arvutamise piirkonnast väljaspool.

Väliskiiritusravi

Välise kiire ravi puhul jäetakse kujutise andmetest kogu materjali teave doosi arvutamise piirkonnast välja. Kõigis modaalsustes, välja arvatud elektronides ja BNCT-s, käsitletakse kogu doosi arvutuse piirkonnast välja jäävat mahtu kiiritamisel vaakumina (koostoimeid ei ole). BNCT puhul käsitleb doosi arvutuse piirkonnast välja jäävat mahtu väline doosiarvutusalgoritm.

Elektronide puhul kasutatakse vaakumi asemel õhku, kus kiiritamisel toimub hajutamine ja energiakadu. RayStation ei saa arvutada õiget doosi, kui mis tahes kiire osa kattub kujutise andmetega, mida ei ole kaasatud doosi arvutamise piirkonda. Seda võib juhtuda, kui doosi arvutamise huvipiirkonnad ei kata kõiki asjakohaseid kujutise andmeid või kui doosi võrgustik ei sisalda kõiki doosi arvutamise huvipiirkondade asjakohaseid mahtusid.

Suuri doosi vigasid võib oodata, kui mis tahes kiire osa siseneb doosi arvutamise huvipiirkonna pinnale, mida ei ole kaasatud doosi võrgustikku. Doosi viga saab eeldada ka doosi võrgustiku välisservade juures, kui kasutatakse liiga väikest doosi võrgustikku, kuna doosi võrgustikust väljapoole hajumisi ei võeta arvesse. Süsteemis RayStation ei kuvata ühtegi hoiatust, kui doosi võrgustik ei kata asjakohast piirkonda välisservades.

Brahhüteraapia [TG43 doosialgoritm]

TG43 brahhüteraapia doosi arvutamine on andmepõhine mudel, mis põhineb vees tehtud mõõtmistel ja simulatsioonidel. Doosi arvutamisel ei arvestata olulist teavet materjali kohta ja käsitletakse kogu mahtu veena nii doosi arvutamise piirkonnas kui ka väljaspool seda. Sellel on doosi arvutamise piirkonna suhtes kaks tähendust:

- Doosi arvutus doosi arvutamise ROI pinnal võib olla ebatäpne, kuna eeldatakse lõpmatud hajutamiskeskonda ja madala tihedusega piirkonnale üleminekut jäetakse tähelepanuta.
- Kui doosivõrgustik ei kata kogu välist ROI-d (või mõnda muud doosi arvutamise ROI-d), on doos ikkagi õige doosivõrgustiku servades, arvestades, et kõik aktiivsed allikapunktid on doosivõrgu sees. Süsteemis RayStation ei ole doosi võimalik arvutada, kui väljaspool välist ROI-d on aktiivseid allikapunkte. Välise ROI sees peab doosivõrk katma kõik aktiivsed allikapunktid, sealhulgas vähemalt 3 cm varu, et tagada allikate lähedal olevate suurte doosiväärtuste arvestamine.

[9361]



HOIATUS!

Veenduge, et õige ROI oleks määratud välise ROI-na. Kontrollige alati, et väline ROI kataks kõik siht-ROI-d ja OAR-id. Doosi mahu histogrammi arvutus võib olla vale, kui kogu ROI ei ole kaasatud välisesse ROI-sse.

[9360]



HOIATUS!

Veenduge, et doosivõrgustik kataks kõik ettenähtud huvipiirkonnad. Ainult doosivõrgustikuga kaetud huvipiirkonna osa kasutatakse DVH-I ja doosi statistika arvutamisel.

[9358]



HOIATUS!

Doosivõrgustiku lahutusvõime mõjutab doosi. Doosivõrgustiku lahutusvõime ja joendus võivad oluliselt mõjutada väljuvat doosi ja selle kuju. Veenduge, et kasutaksite asjakohast doosivõrgustikku, võttes arvesse tegureid, nagu väljasuurus, modulatsioon ja patsiendi geomeetria.

[2305]

**HOIATUS!**

Piksli täidis. Kui doosi arvutamiseks kasutatavas piirkonnas on piksli täidis, võib arvutatud doos olla vale. Veenduge, et täidetud pikslitega Hounsfieldi skaalad vastavad soovitud tihedusele või lisage kindlasti piksliga täidetud piirkonnale elektrontiheduse ülekirjutamine.

Kui CT-kujutis on välistanud materjali, mis on ravi ajal olemas ja asub kiirguse hajumise piirkonnas, ei ole soovitatav kasutada täidetud piksli väärtusi. Selle asemel lisage igale materjalile elektrontiheduse ülekirjutamine, et kaasata need doosi arvutamisse. Kui seda ei ole võimalik teha, võib see põhjustada vigu doosi arvutamises.

Kui kõik kiiritamiseks vajalik on KT-kujutise sees, kuid väline ROI katab kujutise osi piksli täidise väärtustega, mis vastavad kõrge tihedusega Hounsfieldi ühikutele, võib see põhjustada vigu doosi arvutamises.

(9354)

**HOIATUS!**

Elektrontiheduse ülekirjutamine mitme struktuuriga komplektidele. Kui ROI-le, millel ei ole kasutatud kujutise seerias ühtegi geomeetriat, määratakse elektrontiheduse ülekirjutamine, ei anta doosi arvutamisel ühtegi hoiatust.

(9353)

**HOIATUS!**

KT tiheduse kasutamine mitteinimmaterjalide puhul. Süsteemi RayStation doosi arvutamine on häälestatud kasutamiseks KT-andmetega materjalide puhul, mida tavaliselt leidub inimkehas. Mitteinimmaterjalide puhul on tiheduse alistamise kasutamine tavaliselt täpsem kui KT-andmete teabe kasutamine. See kehtib huvipiirkondade kohta, mille tüübid on tugivahend, fikseerimisvahend ja kiire struktuuride boolus, samuti implantaatidele patsiendi sees. Veenduge, et huvipiirkondadele oleks määratud materjali alistamine, kui KT tihedus on ette nähtud alistamiseks. Enne doosi arvutamist hoiatust ei anta, kui materjali ei ole määratud.

(404666)



HOIATUS!

Booluse ROI-d tuleb määrata kiirtekimbule (kiirtekimpudele). Booluse ROI-sid vaadeldakse kui kiirtekimbu omadusi. Booluse ROI kasutamiseks kiiritamiseks ja kindla kiirtekimbu doosi arvutamiseks, tuleb see määratajust sellele kiirtekimbule. Kui booluse kasutamine on vajalik kõikidel kiirtekimpudel, tuleb see määrata eraldi igale kiirtekimbule. Boolust, mis ei ole määratud plaanis ühelegi kiirtekimbule, ei kaasata doosi arvutamisse. [136280]



HOIATUS!

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

Kiirte komplekti lisatud tugivahendi ja fiksatsiooni ROI-d:

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

[713679]

**HOIATUS!**

Fiksatsiooni ja tugivahendi tüüpi ROI-de kasutamine. Fiksatsiooni ja tugivahendi tüüpi ROI-d on ette nähtud kasutamiseks patsiendi tuge, fikseerimis- või immobliseerimisvahenditega, ning neid tuleks kasutada üksnes peamiselt väljaspool patsiendi kontuure asuvate struktuuride jaoks. Välise ROI sees kasutage elektrontiheduse ülekirjutamiseks alati muid ROI tüüpe. Väike ülekate on välise ROI korral lubatud, kui fikstsiooni või tugivahendi tüüpi ROI on peamiselt välisest ROI-st väljaspool. Peamiselt patsiendi kontuuride piires asuvate fikstsiooni ja tugivahendi tüüpi ROI-de kasutamine, võib põhjustada vigu nii välise kui fikseerimise/toe ROI-dega lõikuvate vokslite, massitiheduse arvutamises. Nende mõjude täiendavaid üksikasju vt jaotisest *RSL-D-RS-2024A-REF, RayStation 2024A Reference Manual*. [262427]

**HOIATUS!**

MR-planeerimine: mahttiheduse määramine. Süsteemis RayStation tugineb ainult MR-kujutisel põhinev planeerimine kasutaja määratud mahttiheduse määramisel. Pange tähele, et teatud konfiguratsioonide/piirkondade korral põhjustab homogeesel materjalil põhinev mahttiheduse määramine vastuvõetamatu dosimeetrilise vea. [254454]

**HOIATUS!**

MR-planeerimine: geomeetriline moonutus ja vaateväli. Planeerimiseks ettenähtud MR-kujutisel, peab olema väheoluline geomeetriline moonutus. RayStation ei sisalda ühtegi algoritmi moonutuse parandamiseks. MR-kujutis peaks katma patsiendi kontuurid. [261538]

**HOIATUS!**

Kontrastainega KT. Kontrastained, mida kasutatakse KT-kujutise täiustamiseks, mõjutavad HU-väärtuseid, mille tulemusel võivad tekkida erinevused planeeritud ja antud doosi vahel. Kasutajal soovitatakse ravi plaanimisel täielikult vältida kontrastainega täiustatud KT kujutiste seeriaid või tagada, et kontrastpiirkondade elektrontiheduse ülekirjutamised oleksid õigesti määratud.

[344525]

**HOIATUS!**

Veenduge, et erinevate doosiarvutuse algoritmidega arvatud doosid oleksid ühilduvad. Erinevate doosiarvutuse algoritmidega (nt varuplaan, kaasoptimeerimine, taustadoosid, dooside summeerimine) arvatud 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 doosiarvutuse algoritmid raporteerivad doosi vees, kui kiirgustransport toimub aines. Prootoni ja kergete ioonide Pencil Beami doosiarvutuse algoritmid raporteerivad doosi vees. Footonitega Collapsed Cone'i doosiarvutuse algoritm arvutab doosi vees kiirgustranspordiga erineva tihedusega vees; tegu on omadusega, mis jääb vahemikku doosi vees ning doos aines, kui arvutatakse aines. Footonite Monte Carlo doosiarvutuse algoritm süsteemi RayStation 2024A jaoks teavitab doosi aines kiirgustranspordiga aines. Aines transportimise korral on footonite erinevused doosi doos vees ja doos aines vahel väikesed kudede puhul, mis pole luud (1–2%), kuid erinevus võib muutuda suhteliselt suureks luude (10%) või muude suure Z-materjalide puhul.

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)

Elektronide doosi arvutamise hoiatused

**HOIATUS!**

Maksimaalne lubatud statistiline määramatus ei mõjuta juba arvatud kliinilist Monte Carlo doosi. Kui muudate sätetes Clinic Settings (Kliinilised sätted) kliinilise Monte Carlo elektronide doosi maksimaalset lubatud statistilist määramatust, pidage meeles, et see ei mõjuta juba arvatud doose. Seetõttu võib enne muudatust arvatud doosid olla märgitud kliinilisteks, kuigi neis on statistiline määramatus, mis ei anna uuesti arvutamisel tulemuseks kliinilisi doose.

(9349)

**HOIATUS!**

Elektronide doosi arvutamine väikeste väljalõigete korral. Süsteemi RayStation väikeste väljalõigete elektronide doosi arvutamise korral on teatatud arvutatud väljundi piiratud täpsusest. Teatatud on mõõdetud ja arvutatud väljundite erinevusest üle 3%, kui väljalõike suurus on $4 \times 4 \text{ cm}^2$, ja üle 5%, kui väljalõike suurus on $2 \times 2 \text{ cm}^2$.

Kasutaja peab olema sellest piirangust teadlik ja väikeste väljalõigete korral arvutatud elektronide doosi väljundit põhjalikult kontrollima.

(142165)

Footonite doosi arvutamise hoiatused**HOIATUS!**

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

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

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

(9355)

**HOIATUS!**

Maksimaalne lubatud statistiline määramatus ei mõjuta juba arvutatud Monte Carlo doosi kliinilist olekut. Kui muudate sätetes Clinic Settings (Kliinilised sätted) Monte Carlo footonite kliinilise doosi maksimaalset lubatud statistilist määramatust, pidage meeles, et see ei mõjuta juba arvutatud doose. Seetõttu võib enne muudatust arvutatud doosid olla märgitud kliinilisteks, kuigi neis on statistiline määramatus, mis ei anna uuesti arvutamisel tulemuseks kliinilisi doose.

(399)



HOIATUS!

MLC kollimeeritud väljade asümmeetriat CyberKnife'i Y-profiilides ei võeta arvesse kiire modelleerimisel. Suurimate MLC kollimeeritud väljade puhul näitavad CyberKnife LINAC-i Y-profiilid sisemist asümmeetriat. Kiire modelleerimisel ei võeta seda arvesse ning erinevused antavate ja arvutatud dooside vahel võivad ilmned väljades, mis on kollimeeritud vahetult mõne fikseeritud Y-lõua (MLC kulgkaitseplaadid) poolt või mõne suletud lehepaari poolt, mis asuvad mõne Y-lõua kõrval.

Kasutaja peab olema teadlik sellest piirangust ja olema eriti hoolikas selle mõju hindamisel süsteemi RayStation kasutamisse andmise ja järgneva patsiendipõhise kvaliteedi tagamise protsessi korral.

(344951)



HOIATUS!

Pöörlevate plaanide kaare kanduri nurga vahed väikestele teljeväljastele sihtmärkidele. Kaare kanduri vahed määratlevad pöörlevatel plaanidel doosi arvutamise ajal kasutatud suundade arvu. Osade kaare kiirte plaanisese suuna suhtes teljest väljapoole jääva väikese sihtmärgiga plaanide puhul on tuvastatud umbes 3,5% doosi ülehindamist, kui kasutatakse 4-kraadiseid kanduri vahesid võrreldes 2-kraadistega. Sama toimet ei ole tuvastatud väikeste kesksete sihtmärkidega. Kasutage selliste kaare plaanide loomisel 2-kraadist kanduri nurga vahesid.

(723988)

Brahhüteraapia doosi arvutamise hoiatused



HOIATUS!

TG43 doosi arvutamise kehtivus. TG43 doosi arvutamine põhineb mitmel eeldusel: (1) kõik allikate ümbruses olevad koed on samaväärsed veega, (2) iga allikas peab olema ümbritsetud piisavalt suure patsiendimahuga, et säilitada konsensus-andmekogumi kehtivus, ja (3) igasugused varjestusefektid võib tähelepanuta jätta. Olukorrad, kui need eeldatavad tingimused ei ole täidetud, hõlmavad järgmisi plaane: plaanid, mille allikas on õhuõõnsuste või metallist implantaatide lähedal, seadistused, mis hõlmavad aplikaatori varjestust, ja naha lähedale paigutatud allikad.

Kasutaja peab olema teadlik nendest eeldustest ja sellest, kuidas need mõjutavad doosi arvutamist.

[283360]



HOIATUS!

TG43 parameetrite korrektsus. Brahhüteraapia TG43 doosi arvutamise täpsus sõltub tugevalt kasutatud TG43 parameetrite õigsusest. Kui see on praeguse allika jaoks saadaval, on tungivalt soovitatav kasutada avaldatud konsensuse andmeid HEBD aruandest [Perez-Calatayud et al., 2012] või sarnastest aruannetest. Radiaaldoosi funktsiooni ja anisotroopia funktsiooni eraldusvõime peaks järgima TG43u1 aruandes [Rivard et al. 2004] ja HEBD aruandes antud soovitusi. Kasutaja ülesanne on kontrollida, kas TG43 parameetrid on õigesti sisestatud, hoolimata sellest, kas andmed sisestas kasutaja või tootja. Kasutaja peab sisestatud parameetrite abil kontrollima ka doosi arvutamise algoritmi täpsust.

[283358]

**HOIATUS!**

Transiididoosid brahhüteraapias. Doose, mida manustatakse allika positsioonide vahel, samuti sisenemis- ja väljumisdoose järellaadurist ja -laadurile, ei arvestata doosi arvutamisel. Need transiididoosid sõltuvad allika tugevusest ja allika tegelikust liikumisest (kiirusest ja kiirendusest) HDR brahhüteraapia kanalites. Transiididoosid võivad mõnel juhul jõuda kliiniliselt olulise tasemeni, eriti suure allika tugevuse, aeglase allika liikumise korral ja kui HDR-brahhüteraapiakanalite arv on suur, mille tulemuseks on see, et allikas veedab olulise osa transiidis. Kasutaja peaks sellest piirangust teadlik olema ja hindama, millistel juhtudel võivad transiididoosid iga järellaaduri ja allika jaoks probleemiks olla.

(331758)

**HOIATUS!**

HDR brahhüteraapia kasutamine magnetväljades. Kui HDR-i brahhüteraapiline ravi viiakse läbi magnetväljas (nt kiiritamine MRT ajal), võib TG43 formalismi abil arvutatud doosi ja manustatud doosi vahel olla suuri erinevusi. Avaldatud TG43 parameetrite tuletamine ei hõlma magnetvälju ja seega ei võeta doosi arvutamisel arvesse mingit mõju doosi jaotusele. Kasutaja peab sellest piirangust teadlik olema, kui kiiritusravi soovitakse teostada magnetväljas. Erilist tähelepanu tuleks pöörata ⁶⁰Co allikale ja magnetvälja tugevusele, mis on suurem kui 1,5 T.

(332358)

Üldised prootonite ja kergete ioonide doosi arvutamisega seotud hoiatused**HOIATUS!**

KT tiheduse kaliibrimine prootonite ja kergete ioonide plaanide korral. Süsteemis RayStation kasutatakse prootonite ja kergete ioonide doosi arvutamiseks sama KT massitiheduse kaliibrimiskõverat nagu footonite doosi arvutamisel. Pange tähele, et KT korrektse kaliibrimise nõuded on prootonite ja kergete ioonide doosi arvutuste korral oluliselt rangemad kui footonite doosi arvutuste korral. Footonite või elektronide kasutamiseks valideeritud KT kalibratsioon ei pruugi olla piisav prootonite ja kergete ioonide doosi arvutamiseks. Samad oluliselt rangemad nõuded prootonite ja kergete ioonide doosi arvutamiseks kasutatava KT kalibratsiooni korrektsusele ja valideerimisele kehtivad ka siis, kui kasutatakse KT ja pidurdusvõimsuse suhte (Stopping power ratio, SPR) kalibreerimiskõverat.

(1714)

**HOIATUS!**

Kvaasi-diskreetset lekke doosi süsteemis RayStation ei arvutata. Kvaasi-diskreetne PBS-plaan arvutatakse kui step-and-shoot-PBS-plaan ja arvesse ei võeta punktide vahel olevat lekke doosi. Arvutusliku ja täideviidud plaanide vahelist dooside erinevust peab hindama kasutaja süsteemi RayStation käitusse andmisel ning samuti patsiendipõhise kvaliteedi tagamise ajal. [123711]

**HOIATUS!**

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

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

(439)

**HOIATUS!**

Protonite leke MLC lehtede vahel. Süsteemi RayStation protonite doosikalkulaatoris käsitletakse kollimeerivat MLC-d kui sakilise kontuuriga ava plokki, mis tähendab, et doosikalkulaatorid ei käsitle külgnevate lehtede või suletud lehetippude vahelist tegelikku leket. Kasutaja peab hindama süsteemi RayStation käitusse andmise ja samuti patsiendipõhise käitusse andmise ajal doosi erinevust arvutatud plaani ja täideviidud plaani vahel. [371451]

**HOIATUS!**

Mittekollimeerivate MLC lehtede mõju prootonite doosi arvutamisele. Süsteemis RayStation arvestavad prootonite doosikalkulaatorid MLC lehti ainult juhul, kui MLC peetakse kollimeerivaks. MLC lehti loetakse mitte-kollimeerivateks, kui MLC lehed on oma kõige väljatõmmatumas asendis (väljaspool ninamiku sisemist mõõdet) või kui MLC lehed asuvad väljaspool ploki ava. Sellistest MLC sätetest tekkinud mõju doosi jaotusele doosi arvutuses ei arvestata. Kasutaja peab süsteemi RayStation käitusse andmise ja samuti patsiendipõhise kvaliteedi tagamise ajal hindama doosi erinevust arvutatud plaani ja täideviidud plaani vahel. {371452}

**HOIATUS!**

Suletud MLC lehed võib positsioneerida piki kesktelge. MLC lehtede automaatsel või käsitsi positsioneerimisel määratakse automaatselt suletud lehepaaride asendid. Mõnel juhul ei ole võimalik muude MLC lehe piirangute tõttu asetada suletud lehti seadmes määratud suletud lehtede vaike asendisse. Sellisel juhul võib suletud lehed joondada keskteljega. See võib põhjustada doosi leket piirkonnas, kus kohtuvad suletud lehepaarid, ning seda ei võeta arvesse iooni doosi arvutamisel süsteemis RayStation. Kasutaja vastutab selle eest, et lehed ei oleks suletud piki kesktelge, või võimalikud lekked oleksid vastuvõetavad. {370014}

**HOIATUS!**

Sõltumine ninamiku asendist vahemiku modulaatoriga kiiremudelite korral. Vahemiku modulaatoriga (nt lainekujuline filter või kammikujuline filter) loodud prootonite või muude kergete ionide PBS-kiire mudel on määratletud vahemiku modulaatoriga fikseeritud asendis, mis vastab kiire andmete hankimise asukohale. Kui vahemiku modulaator on paigaldatud liikuvale ninamikule, ei arvestata doosi arvutamisel vahemiku modulaatori asendi muutusega. Seetõttu tuleb kiiremudeli sobivust kõigi võimalike ninamiku asendite korral enne kliinilist kasutamist hoolikalt valideerida.

{223902}

**HOIATUS!**

Keskmise LET-i definitsioon. Kasutaja peab olema teadlik kirjanduses keskmise lineaarse energiaülekanne (LET) määratluse erinevustest. Määratluse erinevused hõlmavad seda (kuid ei piirdu), kas arvutatakse doosi keskmine või raja pikkuse keskmine LET, milliseid osakesi kasutatakse, millise ainega on eeldatavalt tegu ja millised on keskmise arvutamisel energia läviväärtused. Konkreetne määratlus mõjutab konkreetse LET-jaotuse kliinilisi tähendusi ning selle sobivust edasise töötlemise jaoks, nt mudelipõhised RBE doosiarvutused. LET-i arvutuste valideerimisel tuleb lisaks jälgida, et arvutatud tulemus vastaks referentsandmetele, mis pärinevad mõõtmistest või sõltumatutest LET-i arvutustest.

Põhjaliku kirjelduse selle kohta, kuidas süsteemis RayStation toimub LET-i arvutamine ja keskmise väärtuse saamine, leiate dokumendist *RSL-D-RS-2024A-REF, RayStation 2024A Reference Manual*.

(406814)

**HOIATUS!**

Hinnake alati doosi jaotumist, kui kasutate LET-i hindamist. Plaani LET-i jaotus on abistav vahend, mis annab lisateavet RBE-kaalutud doosi primaarse koguse kohta. Keskmise LET-i määratlus on valitud nii, et see vastaks LET-i üldise määratlusega kirjanduses ja selle kasutamiseiga bioloogiliste efektide hindamisel RBE mudelite kasutamisel; otse mõõdetava väärtuse andmine pole eesmärk.

LET-i ja bioloogilise toime seos patsientidel on arenev teadusvaldkond. Kasutaja peab alati kirjanduse üle vaatama ja tuginema LET-hindamise kasutamisele vastavalt valdkonna teadmiste hetkeseisule ning kliinikuspetsiifilistele ravimeetoditele ja -viisidele.

(408388)

**HOIATUS!**

Arvutatud kiire LET-i jaotusele ei kehti statistiline määramatus. Monte Carlo protonkiire kohta teatatud statistiline määramatus kehtib ainult doosi jaotusele ja mitte LET-i jaotusele.

(406166)

Protoni režiimide US/SS/DS/Wobbling doosi arvutamise hoiatused



HOIATUS!

US/SS/DS/Wobblingi kiirtekimbu monitorühikud. Kiirtekimbu monitorühikute väärtus süsteemis RayStation ei ole eeldatavalt dosimeetriliselt õige ja seda kasutatakse ainult selleks, et kontrollida süsteemis RayStation kuvatavat doosi taset. [370010]



HOIATUS!

Anisotroopne külmine kiire hajuvus režiimides US/SS/DS/Wobbling. RayStation ei võta funktsiooni Uniform Scanning, Single Scattering, Double Scattering või Wobbling kiirtekimpude doosi arvutamisel arvesse anisotroopset külgmist hajuvust. Kiiritussüsteemi Sumitomo Wobbling doosiarvutuse algoritmi valideerimisel leiti, et külgmistes poolvarjudes on raviseadme suurimat fikseeritud väljasuuruse sätet kasutavate ning 15 cm ava ja suure õhuvähe [25 cm] korral oluline viga (> 2 mm 80–20% poolvarju laiuse korral).

Võtke seda piirangut arvesse doosi arvutamisel ja olge eriti hoolikas patsiendipõhise kvaliteedi tagamise protsessi teostamisel juhul, kui kasutatakse suurte väljasuuruste ja suurte õhuvähe kombinatsioone. [261663]



HOIATUS!

Pencil Beami protonite US/SS/DS/Wobblingi doosiarvutuse algoritmi täpsus paksu kiire joonkomponendiga kiirte kasutamisel. Süsteemi RayStation US/SS/DS/Wobblingi Pencil Beami doosiarvutuse algoritmi valideerimisel täheldati mõnda kõrvalekallet doosi täpsuse nõuetest vees olevate dooside puhul ning eelkõige madalate sügavuste korral, ja seadistuses, mil protonid läbivad paksu kiire joonkomponendi [nt leviulatuse nihuti, leviulatuse modulaator või kompensator]. Need kõrvalekalded olid seotud teisese protonedastusega läbi õhuvähe, mille tulemuseks oli peamiselt pindmise doosi ülehindamine. Mõju suureneb komponendi paksemisel. Kompensaatori kasutamisel on suurenevate õhuvähe mõju suurem. Õtsaku mitteliigutatavasse ossa paigaldatud mitteliigutatavate komponentide kasutamisel ei ole õhuvähe esmaseks mõjuteguriks.

Kasutaja peab olema teadlik nendest Pencil Beam doosikalkulaatori piirangutest, ja kompensatori kasutamise korral soovitatakse minimeerida õhuvähet. [370009]

**HOIATUS!**

Apertuuri ääre hajutav mõju režiimides SS/DS/US/Wobbling. MLC ja ploki apertuuri äärte hajutav mõju ei sisaldu RayStationi režiimide US/SS/DS/ Wobbling prootonite doosi arvutamise algoritmis.

Ääre hajutamise eesmärk on lisada külgmise doosi profiilide äärtele iseloomulikud „kõrvad“. Need „kõrvad“ avalduvad kõige enam pindmiselt, kuid võivad mõjutada ka doosi sügavamates patsiendi kudedes ning sügavusdoosi kõvera kesktelje kuju. Serva hajumisel tekkivate „kõrvade“ kuju ja suurus olenevad järgmistest teguritest.

- Mõõdetud profiilide sügavus. „Kõrvad“ on madalamas sügavuses teravamad ja hajuvad sügavuse suurenedes ning lõpuks kaovad täielikult.
- Õhuvähe. „Kõrvad“ hajuvad rohkem suuremate õhuvahede korral.
- Väljasuurus. Suuremate väljade korral eeldatakse suuremat ääre hajumist, sest sisemine apertuuri äär on kiirtekimbule rohkem avatud.

Serva hajumise väljajätmine doosi arvutusest võib põhjustada erinevusi manustatud ja arvatud doosi vahel, eelkõige pindmistes, kuid mõnikord ka sügavamates kudedes.

Doosi arvutamisel arvestage selle piiranguga ja olge eriti hoolikas patsiendipõhise kvaliteedi tagamise protsessi ajal, et saaksite hinnata, kas ääre hajumise väljajätmine doosi arvutamisest on iga üksiku patsiendi korral vastuvõetav või mitte.

(261664)

**HOIATUS!****Kompensaatorist allapoole paigaldatud avad režiimides US/SS/DS/Wobbling.**

RayStationi kiiritamissüsteemide prootonite doosiarvutuse algoritmites, millel apertuur on paigaldatud vahemiku kompensaatorist allapoole, sisaldub algoritm, mis on ette nähtud selle sätte külgmise doosi poolvarju teravustamise efekti reprodutseerimiseks. Selle algoritmi probleemiks on välja keskmistes osades (apertuuri servast vahemiku) kompensaatori põhjustatud hajumise alahindamine. See probleem võib olla oluliste vigade põhjuseks suurte sisemiste gradientidega kompensaatori geomeetriate doosi arvutustes. Selle probleemi täpsema kirjelduse leiate osast *RSL-D-RS-2024A-REF, RayStation 2024A Reference Manual*.

Doosi arvutamisel arvestage selle piiranguga ja olge eriti hoolikas patsiendipõhise kvaliteedi tagamise otsessi ajal juhul, kui kasutate kiiritamissüsteeme mille ava on paigaldatud leviulatuse kompensaatorist allapoole. (150310)



HOIATUS!

Pinnadoosi ülehindamine režiimis Wobbling. Mõnede kiiritamissüsteemi Sumitomo Wobbling kiirtekimbu konfiguratsioonide korral on leitud arvatud pindmise doosi süstemaatilist ülehindamist. Viga võib muutuda oluliseks kiirtekimbu konfiguratsioonides, mis ühendavad suure kiirtekimbu energia suure modulatsioonilaine filtri ja paksu kompensaatoriga. Viga väljendub rohkem suurte väljasuuruste korral, kuigi see võib esineda ka väiksemate väljasuuruste kasutamisel.

Võtke seda piirangut arvesse doosi arvutamisel ja olge eriti hoolikas patsiendipõhise kvaliteedi tagamise protsessi korral väljade suhtes, mis hõlmavad suure kiirtekimbu energia, suure modulatsioonilaine filtri ja paksu kompensaatori kombinatsiooni. [261665]



HOIATUS!

Ühtlane voog režiimide US/SS/DS/Wobbling jaoks. Süsteemi RayStation režiimi US/SS/DS/Wobbling Pencil Beami prootondoosi arvutamise algoritm eeldab, et voog on ühtlane, kui just radiaalne vookorreksioon pole eraldi määratletud. Kasutajal lasub vastutus otsustada, kas ühtlase voo eeldamine on tema kiiritusravi süsteemi jaoks vastuvõetav või kas kiire mudeli jaoks tuleks kasutada radiaalse voo korrektsioonikõveraid.

[372132]



HOIATUS!

Suure õhuvahe külgmine poolvari režiimides US/SS/DS/Wobbling. Sageli alahinnatakse oluliselt väikeste sügavuste külgmisi poolvarje ja mõnel juhul ülehinnatakse neid SOBP leviulatuse lõpus kiirtekimbu korral, millel on apertuur ja patsiendi vahel suur õhuvahe. Seda mõju täheldatakse peamiselt kiirtekimpude korral, millel on paks vahemike nihuti ja/või suure Z-materjaliga vahemiku modulaator.

Kasutaja peab olema teadlik sellest piirangust Pencil Beami doosi algoritmis ja soovitatav on alati minimeerida režiimides US/SS/DS/Wobbling kiirtekimbu õhuvahe. [372143]

**HOIATUS!**

Lõpmatu kihi lähendamise mõju prootonite režiimis US/SS/DS/Wobbling. Režiimi US/SS/DS/Wobbling põhineb Pencil Beam doosiarvutuse algoritm niinimetatud lõpmatul kihi lähendamisel. See lähendamine eirab individuaalsete kiirejälgede ebaühtlusi, kus patsienti nähakse kui poollõpmatute kihtide vurna. Selle lähendamise mõju on olulisem suurte külgmiste ebaühtlustega patsientidel, eelkõige sihtala läheduses. See olukord on tavaline paljude sihtmärkide kattuvuse olulise kaoga kopsukiirituse korral. Tuleb märkida, et mõju võib olla ka muudes ravipiirkondades.

Teadke, et doosi arvutamine ei pruugi kiirtekimbu suuna suhtes tekkiva suure külgmise ebaühtlusega patsientidel olla täpne. [370003]

**HOIATUS!**

Vahemiku kompensaatori mõju prootonite US/SS/DS/Wobbling Pencil Beam doosi arvutamisele. Prootonite US/SS/DS/Wobbling Pencil Beam doosiarvutuse algoritm käsitleb kõiki vahemiku kompensaatoreid patsiendi pikendusest ja Pencil Beam jälgimine algab vahemiku kompensaatori sissepääsu juures. See tähendab, et iga Pencil Beam kiire jälje laienemine võib muutuda patsiendi kehapinnani jõudes oluliseks ja doosi viga, mille põhjustab lõpmatu kihi lähendamine mis tahes külgmise ebaühtluse korral, võib olla suur. On oluline rõhutada, et patsiendi kontuur muutub suurel määral külgmiselt ebaühtlaseks, kui see on kiirejälgede suhtes nurga all. See viga suureneb seoses järgmiste asjaoludega.

- õhuvahe suurus
- normaalne nurk kiirtekimbu ja pinna vahel
- sihtmärgi pinnalähedus
- sisemised külgmised ebaühtlused

Kasutaja peab olema teadlik sellest Pencil Beam doosikalkulaatori piirangust. [383008]

**HOIATUS!**

Patsiendipõhine meterset-määra kalibrimine režiimides US/SS/DS/Wobbling.

Seadistus, mida kasutatakse patsiendipõhises kiirtekimbu meterset-määra kalibrimises režiimides US/SS/DS/Wobbling kiirtekimbu korral, peaks olema raviplani seadele võimalikult sarnane. [522820]



HOIATUS!

Mitsubishi Electric Co SELECT BEAM NOZZLE sisenddoosi ülehindamine. Raviseadme Mitsubishi Electric Co SELECT BEAM NOZZLE'i valideerimisel leiti US-režiimis olulisel hulgal US-kiirtekimpudest süstemaatilist arvutatud dooside ülehindamist. Viga muutub oluliseks kiirtekimpudel, mis kasutavad vahemiku nihuti paksust, mis on kasutava vahemiku väärtusega (Kiirtekimbu andmed) määratud minimaalsest vahemiku nihuti paksuse väärtusest oluliselt suurem. Viga muutub suuremaks leviulatuse kompensaaatori lisamisel kiirtekimbule. Leviulatuse nihuti põhjustatud viga on üksnes vähesel määral sõltuv ninamiku asendist, samal ajal kui vahemiku nihuti poolt põhjustatud pinnadoosi viga suureneb kompensaaatori ja patsiendi vahelise õhuvahe suurenedes..

See doosi viga on seotud teisese prootonite transpordiga läbi õhuvahe, mille tulemuseks on enamasti pindmise doosi ülehindamine.

Kasutaja peab olema teadlik nendest Pencil Beam doosikalkulaatori piirangutest ja vastutab, et süsteemi/kiirtekimbu mudelisse kaasatakse piisav arv vahemike väärtusi (Kiirtekimbu andmed) koos nihke vahemiku nihuti paksustega. {382252}

**HOIATUS!**

Külgmised poolvarjud kiirtekimpudel, mis kasutavad ploki ava koos kompensaatoriga Mitsubishi Electric Co SELECT BEAM NOZZLE'ile US-režiimis.

RayStation 2024A doosikalkulaatori valideerimisel leiti süstemaatiline arvatud dooside kõrvalekalle Mitsubishi SELECT BEAM NOZZLE'iga US-režiimis (Mitsubishi US) manustatud kiirtekimpudel, kui kasutati ploki ava koos vahemiku kompensaatoriga. Uuritud väljadel kasutati veefantoomi kiiritamiseks $8 \times 8 \text{ cm}^2$ nelinurkset ploki ava koos 3 cm või 6 cm ühtlase paksusega vahemiku kompensaatoriga. Mõõdetud külgmiste profiilide õlad (kõrge doosiga väljade servad) olid arvatud profiilidest ümaramad samal ajal kui arvatud profiilide madala doosi osa (doosisisaldus < 50%) ühtib suurepäraselt mõõtmistega. Järelikult võivad näiteks D95% korral, samuti täheldati mitmel juhul, arvatud profiilid olla märkimisväärselt laiemad, kui mõõdetud profiilid, et 20–80%-l külgmistest poolvarjudest ületab erinevus 2 mm. Samuti tuvastati, et profiilide Gamma (3mm, 3%) analüüsis ületas ebaõnnestumise määra suhteliselt sageli 5%.

Neid kõrvalekaldeid ei leitud Mitsubishi US-väljade korral, mis kasutavad MLC-d kui esmast kollimaatorit või väljade korral, mis kasutasid ploki ava ilma nihke kompensaatorita.

Üksikasju vt jaotisest *RSL-D-RS-2024A-REF, RayStation 2024A Reference Manual*.

Arvestage selle Pencil Beami doosiarvutus algoritmi piiranguga ja olge eriti hoolikas selle mõju hindamisel süsteemi RayStation juurutamise ja järgneva patsiendipõhise kvaliteedi tagamise protsessi korral.

(1657)

**HOIATUS!**

Doosi täpsus Optivuse süsteemi Double Scattering jaoks. RaySearchi doosiarvutuse algoritmi valideerimisel avastati, et külgmise doosi profiilide õlgasid ei reprodutseerita süsteemis RayStation alati täpselt. Selle tulemuseks on doosi täpsuse nõude ebaõnnestumine: gamma (3%, 3 mm) vastavustase > 95%. Nende ebaõnnestumiste puhul on arvatud kõveratel ümaramad õlad kui mõõdetud profiilidel, mille tulemusel alahinnatakse välja laiust D95% juures. Mõju on tugevaim kõrgemate energiate suurte väljade (> 10 cm) madalamate ja keskmiste sügavuste puhul.

Doosi arvutamisel arvestage selle piiranguga ja olge eriti hoolikas patsiendipõhise kvaliteedi tagamise protsessi ajal, et saaksite hinnata, kas defitsiit on iga üksiku patsiendi korral vastuvõetav või mitte.

(410850)

**HOIATUS!**

Režiimide SS/DS/US/US/Wobbling väikeste pindmiste prootonite kiirte doosihälve sügavusel < 10 mm. RaySearchi analüütiliste režiimide SS/DS/US/Wobbling doosialgoritmi valideerimisel silma prootonravi valdkondades avastati, et doosi külgmiste profiilide õlgu ei reprodutseerita sügavusel < 10 mm alati täpselt. See kõrvalekalle oli seotud madalenergia prootonite tekkega, mille löi valideerimiseks kasutatava kiiritusravi süsteemi raviotsaku vahemiku kontrollsüsteem. Need prootonid jaotuvad ebaühtlaselt üle apertuuri ava, mida süsteemi RayStation analüütilises doosialgoritm ei toetata. Doosialgoritm eeldab, et väljal olevatel prootonitel on energiast sõltumatu külgsuunaline vool.

Kasutaja peab teadma, et doosi võib väikeses sügavuses mõjutada vahemiku kontrollija.

{581160}

Prootonite PBS-doosi arvutamise hoiatused

**HOIATUS!**

Vahemike nihutitega prootonite PBS- ja Line Scanning kiirtekimpude Pencil Beam doosikalkulaatori täpsus. RayStation Pencil Beam doosikalkulaatori valideerimisel täheldati vees olevates doosidel mõningaid kõrvalekaldeid doosi täpsuse nõuetest, eelkõige väikeses sügavuses suhteliselt suure õhuvahega vahemiku nihuti kasutamisel. Neid kõrvalekaldeid seostati edastusega läbi õhuvahe, mille tulemuseks oli peamiselt pindmise doosi ülehindamine. Kuid ka diskreetimine punktilt alampunktile võib kaasa tuua doosivea, kui punktid patsiendi nahal muutuvad väga suureks.

Kasutaja peab arvestama nende Pencil Beam doosikalkulaatori piirangutega. Rangelt soovitatav on kasutada mis tahes kiirtekimpude lõpliku doosi arvutamiseks süsteemi RayStation Monte-Carlo doosikalkulaatorit, koos vahemiku nihutigas. {369527}

**Hoiatus!**

Prootonite PBS PB doosikalkulaatori alampunkti piirangud. Süsteemi RayStation PBS Pencil Beam kiirtekimbu doosi arvutamise diskreediti Gaussi punktivoog 19 alampunktiks. Seda tehti Pencil Beam algoritmile omase lõpmatu kihi lähendamise poolt põhjustatud vigade minimeerimiseks. Arvu 19 valimine on ühelt poolt kompromiss esialgse Gaussi voo täpse esituse ja patsiendi geomeetria piisava tavapärase punktisuurusega sãmplimise ja teiselt poolt kiiruse arvutamise vahel.

Alampunktide vaheline kaugus prootonite Pencil Beam PBS-doosiarvutus algoritmis sõltub punkti suuruselt. Alampunkti kaugus on umbes 85% punkti suuruselt (punkti sigma), mis annab 5 mm punkti jaoks tulemuseks alampunkti kauguse umbes 4 mm. Kui punkt muutub väga suureks, võib kaugus alampunktide vahel olla suurem kui patsiendi geomeetrilised erinevused, mida Pencil Beami doosiarvutus algoritm ei võta arvesse. Patsiendi kehapinda riivavate punktide korral (näiteks tangentsiaalsete kiirtega tekkivad punktid) võetakse arvesse vaid patsiendi geomeetria (välise huvipiirkonnaga) lõikuvaid alampunkte. Selle tagajärjel võib doos pindmistes piirkondades väheneda. Suured punkti suurused on tavalised näiteks suure õhuvahuga vahemiku nihuti kasutamisel koos väikese energiaga kiirtega.

Üksikasju vt jaotisest *RSL-D-RS-2024A-REF, RayStation 2024A Reference Manual*.

Kasutaja peab arvestama nende piirangutega PBS-doosikalkulaatoris ja rangelt soovitatav on kasutada kiirtekimpude lõpliku doosi arvutamiseks süsteemi RayStation Monte-Carlo doosikalkulaatorit koos vahemiku nihutiga. {369528}

**Hoiatus!**

Prootonite PBS PB-doosikalkulaatori skaneeritud väljasuuruse piirangud. Süsteemi RayStation PBS Pencil Beam doosikalkulaator on valideeritud ainult skaneeritud väljasuurustele üle $4 \times 4 \text{ cm}^2$. Olge eriti hoolikas alla $4 \times 4 \text{ cm}^2$ planeerimisel režiimides PBS- ja Line Scanning. {369529}



HOIATUS!

Režiim Line Scanning: arvutage doos uuesti pärast värvimiste arvu muutmist skriptimise abil. Kui plaanis Line Scanning muudetakse skriptimisega värvimiste arvu igas segmendis, võib planeeritud ja kasutatud doosi vahel olla väike lahknevus. Põhjuseks on asjaolu, et doosi ei muudeta värvimiste arvu muutes kehtetuks. See mõjutab aga MU ümardamist Sumitomo ravijuhtimissüsteemis. Selle korrektseks arvestamiseks peab doosi uuesti arvutama.

[6136]



HOIATUS!

Liiga kõrged punktikaalud väljaspool plokki ja MLC ava kontuuri. Arvestage, et liiga kõrged punktikaalud väljaspool avai kontuuri võivad põhjustada väärravi, kui ava on seadmes joondatud valesti või kui ava on ravi ajal tahtmatult välja jäetud. [252691]



HOIATUS!

Robustne optimeerimine kombineerituna PBS ploki ja MLC avadega. Kui kasutate prootonite-PBS-planeerimisel staatilise avaga robustset optimeerimist, veenduge esialgse plaani saamiseks, et ava piirid on piisavad (need peaksid sisaldama ka asendi määramatust). [252705]

**HOIATUS!**

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

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

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

(369532)

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

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

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

(824407)

**HOIATUS!**

PB doosikalkulaatori kihi lõpmatu lähendamise prootonite režiimides PBS/Line Scanning. Prootonite režiimi PBS/Line Scanning Pencil Beam doosikalkulaatori arvutused põhinevad niinimetatud kihi lõpmatul lähendamisel. See lähendamine eirab individuaalsete kiirejälgede külgmisi ebaühtlusi, kus patsienti nähakse kui pool-lõpmatute kihtide vurna. Selle lähendamise mõju on olulisem suurte külgmiste ebaühtlustega patsientidel, eelkõige sihtala läheduses. See olukord on tavaline paljude kopsukiirituste korral, kuid mõjutatud võivad olla ka muud ravikohad. Vahemiku nihutiga teostatud kopsukiiritusejuhtumid on näidanud, et doos kopsukoes olevatele kasvajatele on PTV keskmis üle hinnatud kuni 10%, millega kaasneb sihtkattuvuse oluline kaotus isegi pärast doosi ümberskaleerimist.

Arvestage, et doosi arvutamine ei pruugi kiirtekimbu suuna suhtes tekkiva suure külgmise ebaühtlusega patsientidel olla täpne. Lõpliku doosi arvutamiseks kõikidele patsientidele, kellel kiir näeb suuri külgmisi ebaühtlusi, soovitatakse kindlasti kasutada süsteemi RayStation Monte Carlo doosikalkulaatorit. {369533}

**HOIATUS!**

Mevion Hyperscani jaoks kasutatakse Mevion Spot Map Converterit (SMC). Lõpliku doosi arvutamise ajal ioonide Monte Carlo doosialgoritmis läbivad kiirtekimbu andmed, nagu energiakihi üksikasjad, punkti asendid, punkti MU, värvimiste arv ja kollimaatori kontuur Mevion Spot Map Converteri (SMC), mis optimeerib punkti edastamist ja üksiku impulsi kollimatsiooni. SMC väljundit kasutatakse seejärel doosi arvutamiseks nii, et arvesse oleksid võetud kõikide punktide kollimaatori lehtede tegelikud asendid. Optimeerimisel arvutatud doos kasutab aga SMC väljundit, mis põhineb esialgsel punktimustril. Esialgse ja viimase punktimustri erinevus võib põhjustada erinevust optimeeritud mittekliinilise doosi ja lõpliku kliinilise doosi vahel.

Üksikasju vt jaotisest *RSL-D-RS-2024A-REF, RayStation 2024A Reference Manual*. {369117}

**HOIATUS!**

Mevion Hyperscani doosi valideerimise teljevälisus. Mevion Hyperscani doosi valideerimine näitab märkimisväärseid lahknevusi plaanidel, mille punktid on isotsenterist kaugemal kui 7 cm X- või Y-teljel. Arvatakse, et need lahknevused on ebakorrapärasuste mõjud kiiritusväljal, kus edastatud punktikaalud on plaanis ettenähtust suuremad. See mõju suureneb järk-järgult maksimaalse distantsini isotsentrist, mis on X-il ja Y-teljel kuni 10 cm, saavutades maksimaalselt umbes 3% erinevuse planeeritud ja edastatud punktikaalude vahel. Kui perifeersetel punktidel on suhteliselt suurem kaal, võib vastav doosi kõrvalekalle olla isegi suurem. Seda mõju on kinnitatud süsteemi Mevion Medical Systems tootja.

Selle probleemiga on tegelenud Mevion Medical Systems ja Hyperscani masinate jaoks on saadaval külgmiline punktikaalude korrigeerimine. Kasutajad peavad selle paranduse rakendama või olema teljeväliste väljade seadistamisel eriti ettevaatlikud.

(300)

**HOIATUS!****Mevion Hyperscaniga kasutatava prootonite MC doosikalkulaatori doosi täpsus.**

Monte Carlo PBS-dooisikalkulaatori valideerimine Mevion Hyperscani kasutamisel näitab kõrvalekaldeid doosi mõõtmistäpsuse nõuetest järgmistel juhtudel:

- Väikeste sihtmärkide absoluutdoos

Mevion Hyperscan doosikalkulaatori valideerimine näitab absoluutdoosimärkimisväärselt (üle 3%) kõrvalekallet kuubikujuliste $3 \times 3 \times 3$ cm³ sihtmärkide korral erinevatel sügavustel ja ühe energiaga skaneeritud 4×4 cm² küljesuurusega väljadel. Kõrvalekalle suureneb õhuvahede suurenedes.

- Absoluutdoos väljaservas avade kasutamisel

Mevion Hyperscan doosikalkulaatori valideerimine näitab, et RayStation ülehindab märkimisväärselt väljaservade doosi. Erinevus on kõige märgatavam pinna lähedal ja ava kasutamisel.

Olge eriti hoolikas Mevioni Hyperscani PBS-plaanide loomisel juhtudel, kui mõni eelnevalt kirjeldatud kõrvalekaltest võib osutada kliiniliselt oluliseks. {384587}



HOIATUS!

Maksimaalne lubatud statistiline määramatus ei mõjuta juba arvutatud kliinilist Monte Carlo prootonite doosi. Kui muudate sätetes kliinilise Monte Carlo prootonite doosi maksimaalset lubatud statistilist määramatust, pidage meeles, et see ei mõjuta juba arvutatud doose. Seetõttu võib enne muudatust arvutatud doosid märkida kliinilisteks, kuigi need on statistiliselt määramatud, mis ei anna tulemuseks kliinilisi doose, kui need arvutatakse uuesti. [369534]

Kergeite ionide PBS-dooši arvutamise hoiatused



HOIATUS!

Kihi lõpmatu lähendamise mõju kergete ionide PBS-ile. See Pencil Beami algoritmile omane lähendamine eirab üksikute kiirejälgede külgmisi ebaühtlusi, mille korral nähakse patsienti kui pool-lõpmatute kihtide virna. Seetõttu peab kasutaja olema teadlik, et doosi arvutamine ei pruugi kiire suuna suhtes tekkiva suure külgmise ebaühtlusega patsientidel olla täpne.

[461]



HOIATUS!

Süsinikuioonide PBS-i väljasuuruse piirangud. Süsteemi RayStation doosiarvutus algoritm on valideeritud väljasuurustele vahemikus $3 \times 3 \text{ cm}^2$ kuni $20 \times 20 \text{ cm}^2$. Olge eriti hoolikas väljade loomisel, mille suurus on nimetatud vahemikust suurem või väiksem.

[6483]



HOIATUS!

Heeliumiioonide PBS-i väljasuuruse piirangud. Süsteemi RayStation doosiarvutus algoritm on valideeritud väljasuurustele vahemikus $3 \times 3 \text{ cm}^2$ kuni $20 \times 20 \text{ cm}^2$. Olge eriti hoolikas väljade loomisel, mille suurus on nimetatud vahemikust suurem või väiksem.

[219201]

**HOIATUS!**

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

(219202)

**HOIATUS!**

Valgusiooni PBS-i keskmistatud doosiga LET täpsus veest oluliselt erinevate materjalide puhul. Süsteemis RayStation valgusiooni doosi arvutamiseks kasutatud analüütilisel doosialgoritmil on teadaolevad piirangud kirjelduses veest oluliselt erinevate materjalide, näteks luu ja kopsukoe, aatomi koostoimetega. Kui kiir liigub läbi veest raskemate materjalide, alahindab süsteem RayStation keskmistatud doosiga LET-d ja ülehindab seda veest kergemaid materjalide puhul. Enamikes kliinilistes juhtumites, kus kiir läbib mitut erinevat tüüpi materjale, siis need mõjud tühistavad üksteist ja hälve on väike, üldiselt alla 1%. Kui aga kiir liigub läbi sellise materjali väga pika maa, võib olla mõju märkimisväärsem. Sellistel juhtudel mõjutab see keskmistatud doosiga LET arvutamist. Kasutajal palutakse olla väga ettevaatlik, kui kiir läbib väga pika maa läbi veest oluliselt raskemate materjalide.

(410378)

**HOIATUS!**

RBE mudelitega seotud kliinilised tavad. Eeldatavalt peab kasutaja olema hästi teavitatud asjakohastest kliinilistest tavadest, mis on seotud suhtelise bioloogilise efektiivsuse prognoosimise mudelitega (RBE), ning järgima täpselt teema kohta avaldatud kirjandust. See hõlmab teadlikkust seotud määramatuse ja raskustega RBE-kaalutud doosi otsese mõõtmise korral. {261621}



HOIATUS!

Piirangud RBE-kaalutud doosi ja doosi keskmise LET-i arvutamisel. RBE-kaalutud doosi ja doosi keskmise LET-i arvutamisel kasutatud primaarsed ja sekundaarsed osakeste energia spektrid simuleeritakse vees. Kasutaja peaks olema teadlik sellest piirangust ja selle võimalikust mõjust RBE-kaalutud doosile ja doosi keskmise LET-ile heterogeensetes piirkondades ja eelkõige materjalides, mis erinevad oluliselt veest.

(5133)



HOIATUS!

Piirangud RBE-kaalutud doosi ja doosi keskmise LET-i arvutamisel. RBE-kaalutud doosi ja doosi keskmise LET-i prognoosimine oleneb segaväljade olemasolust igas asendis. Süsteemis RayStation kvantifitseeritakse see simuleeritud primaarsete ja sekundaarsete osakeste energia spektritega. Osakeste energia spektrites esinevaid erinevusi ja määramatust kantakse edasi doosi arvutamisele lisaks RBE arvutamiseks kasutatud bioloogilise omasele määramatusele.

Kasutaja peaks olema teadlik sisendosakeste energiaspektrite tundlikkusest RBE-kaalutud doosi ja doosi keskmise LET-i prognoosimisel.

(2222)



HOIATUS!

Doosi keskmise LET-i arvutamise täpsus teravate piikide puhul. Süsteemis RayStation kergete ioonide doosi keskmise LET-i arvutamise täpsus on piiratud, kui on vaja kirjeldada piikisid laiusega suurusjärgus üks millimeeter, ja RayStation võib väärtust alahinnata. Üks näide on järsu piigiga doosi keskmisega LET üksikust Braggi piigist. Kasutajal soovitatakse olla eriti hoolas, kui tegu on selliste teravate omaduste doosi keskmiste LET-ide hindamisega.

(410376)

**HOIATUS!**

Aatomi koostoime paranduse (NIC) piirangud. NIC algoritmis kasutatav läbiv aatomi kokkupuute ristlõike mudel kehtib kõigile projektidele ja sihtmärkidele, mille aatomi number on alla 26 või sellega võrdne. Olge eriti hoolikas, kui plaanite läbida valgusiooni kiirega materjale, mis sisaldavad märkivisväärtuse aatominumbri massi fraktsiooni, mis on üle 26.

(719383)

**HOIATUS!**

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

(408315)

**HOIATUS!**

Suurte dooside piirangud LEM-mudelil. Kuna suurte fraktsioonidooside katseandmete kättesaadavus on piiratud, ei ole lokaalse toime mudelit (LEM) põhjalikult hinnatud ja kasutaja peaks arvestama, et mudel võib olla suurte fraktsioonidooside korral ebausaldusväärne. (261598)

**HOIATUS!**

LEM-I-d kasutavate eri LET-väärtuste erinevused RBE-s. On täheldatud, et LEM-I kipub RBE-d madala energia lineaarne ülekanne (LET) väärtuste korral ülehindama ja RBE kõrge LET korral alahindama. Süsiniku modaalsuse kliinilisest vaatepunktist lähivad need suundumused selles mõttes „õiges“ suunas, et tegelik mõju sisendkanalis asuvas normaalkoes peaks olema mudeliga ennustatust väiksem, samas kui mõju kasvaja piirkonnas peaks olema ennustatust suurem. Heeliumi modaalsuse korral muudavad need mõjud aga LEM-I kliiniliseks kasutamiseks kõlbmatuks. Kasutaja peab nende mõjudega arvestama.

[458]

**HOIATUS!**

Väikese doosi lähendamise parameeter s_{max} . RBE arvutamisel LEM-i väikese doosi lähendamise korral tähistab suurte dooside juures eksponentsiaalsele doosile ja toime suhtele üleminekul rakenduvat tõusu parameeter s_{max} . Seda võib pidada kas võrdluskõvera või ioonkiirguskõvera tõusuks. Selle rakendamisel süsteemis RayStation kasutatakse teist varianti, aga muude rakenduste (nt TRiP) korral esimest. Selle erinevuse mõju lähendamisele on üldjuhul väga väike ja asjakohane vaid suurte dooside korral. Kuigi väikese doosi lähendamist ei saa kasutada kliinilise doosi arvutamiseks, peab kasutaja olema sellest erinevusest teadlik.

[221231]

**HOIATUS!**

Algoritmi LEM Classic korduste arv. RBE-kaalutud doosi arvutamisel LEM-i mudeli järgi tuleb süsteemis RayStation kliinilise doosi saamiseks kasutada vähemalt 1000 algoritmi LEM Classic kordust. Tuleb tähele panna, et piisava statistilise täpsuse saamiseks võib olla vaja rohkem kui 1000 kordust. Vajalik arv kordusi sõltub modaalsusest, mudeli parameetritest ja fragmendispektrist. Kasutaja kohustus on tagada, et algoritmi LEM Classic statistiline täpsus doosi arvutamisel oleks piisav.

[221247]

**HOIATUS!**

RBE jälgitud doosi parameetrite piirangud mudelis LEM-I. RBE-kaalutud doos vastavalt LEM-I-le on valideeritud üksnes jälgitud doosi parameetritega:

- jälje südramiku raadius = 0,01 μm
- Eeltegur $(\gamma) = 0,05 \mu\text{m} (\text{MeV/u}) \cdot \delta$
- eksponent $(\delta) = 1,7$
- Puudub Kieferi madala energia lähendus

Kuigi süsteemile RayStation on sisendina võimalik valida erinevaid parameetreid, tuleks seda käsitleda eriti ettevaatlikult, sest see asub väljaspool kohaliku toime mudeli (Local Effect Model) piire.

(459)

**HOIATUS!**

RBE raku tüübi parameetri piirangud LEM-I abil. RBE-kaalutud doosi vastavalt LEM-I-ile on kontrollitud süsiniku modaalsuse jaoks, kasutades erineva raadiotundlikkusega rakutüüpide vahemikku. Kasutaja peab järgima hoolikalt avaldatud kirjandust selle kohta, millised rakutüübi parameetrid on sobilikud kliiniliseks kasutuseks. Kliiniliseks kasutuseks mõeldud parameetrid tuleb valida ohutuse ja kliinilise tõhususe ulatusliku hindamise põhjal.

(457)

**HOIATUS!**

Algoritmil LEM-IV põhinevad RBE rakutüübi parameetrite piirangud. RBE-kaalutud doos LEM-IV järgi heeliumi modaalsuse jaoks on valideeritud järgmise kahe rakutüübi parameetrite komplektiga.

1. komplekt

- $\alpha_x = 0.10 \text{ Gy}^{-1}$
- $\beta_x = 0.050 \text{ Gy}^{-2}$
- $D_t = 8.0 \text{ Gy}$
- $r_n = 5.0 \text{ } \mu\text{m}$

2. komplekt

- $\alpha_x = 0.50 \text{ Gy}^{-1}$
- $\beta_x = 0.050 \text{ Gy}^{-2}$
- $D_t = 14 \text{ Gy}$
- $r_n = 5.0 \text{ } \mu\text{m}$

Neid parameetreid ei ole kunagi kliinilises praktikas kasutatud ning enne nende kasutamist kliinilistel eesmärkidel tuleb läbi viia ohutuse ja kliinilise tõhususe ulatuslik hindamine.

Eriti ettevaatlik tuleb olla ka juhul, kui kasutatakse erinevat rakutüübi parameetrite komplekti.

(219180)

**HOIATUS!**

RBE doosi parameetrite piirangud MKM-i kasutamisel. RBE-kaalutud doos MKM-i järgi süsinikuioonide modaalsuse jaoks on valideeritud üksnes järgmiste doosi arvutamise parameetritega.

- kliinilise skaala tegur = 2,41
- referentskiirgus $\alpha_r = 0.764 \text{ Gy}^{-1}$
- referentskiirgus $\beta_r = 0.0615 \text{ Gy}^{-2}$

Eriti ettevaatlik tuleb olla, kui kasutatakse muid kui süsinikuioonide modaalsusele mõeldud plaane.

Kuigi süsteemile RayStation on sisendina võimalik valida erinevaid parameetreid, tuleb seda teha eriti ettevaatlikult, sest see asub väljaspool valideerimisulatusse piire.

(66531)

**HOIATUS!**

RBE rakutüübi parameetrite piirangud MKM-i kasutamisel. RBE-kaalutud doos MKM-i järgi on valideeritud üksnes ühe, fikseeritud kiirgustundlikkusega rakutüübi korral, kasutades süsinikuiooni modaalsusele mõeldud plaane. Rakenduvad järgmised rakutüübi parameetrid, st HSG.

- $\alpha_0 = 0.1720 \text{ Gy}^{-1}$
- $\beta = 0.0615 \text{ Gy}^{-2}$
- $r_d = 0.32 \mu\text{m}$
- $r_n = 3.9 \mu\text{m}$

Eriti ettevaatlik tuleb olla, kui kasutatakse muid kui süsinikuioonide modaalsusele mõeldud plaane.

Kuigi muid rakutüübi parameetreid saab importida sisendina süsteemi RayStation mudelile, ei peaks kasutajad seda rakendama kliinilistel eesmärkidel enne, kui on läbi viidud ohutuse ja kliinilise tõhususe ulatuslik hindamine.

[66530]

**HOIATUS!**

Kasutaja määratletud RBE mudelid. Kui RBE rakutüübi parameetrid ja andmetabelid imporditakse kasutaja määratletud RBE mudelile, on kasutajal täielik vastutus tagada nende andmete kehtivus ja kliiniline rakendatavus enne RBE mudeli käituse andmist. Süsteemis RayStation imporditud andmeid ei valideerita. [262079]

**HOIATUS!**

Erinevate mudelitega arvatud RBE-kaalutud dooside võrdlus. RayStation toetab erinevaid meetodeid RBE arvutamiseks. Kui iga meetod annab RBE-kaalutud doosi (ühikutes Gy (RBE)), on oluline märkida, et dooside absoluutväärtused ei ole otseselt võrreldavad, ning erinevate RBE-mudelite abil saadud tulemuste võrdlemisel tuleb olla väga ettevaatlik. [67927]

BNCT-doosi arvutamise hoiatused



HOIATUS!

RBE mudel Standard BNCT. Kasutajal lasub enne RBE mudeli käitusse andmist täielik kohustus tagada rakutüüpide jaoks kasutatavate parameetrite kehtivus ja kliiniline rakendatavus. (611936)



HOIATUS!

Boorisaldus. Doos arvutatakse boori jaotuse alusel vastavalt RBE-mudelis määratud rakutüübi ja vere boorisaldusele ning planeeritud boori kontsentratsioonile veres. Kasutaja peab olema teadlik, et kui patsiendi boorisaldus erineb oluliselt planeerimisel kasutatud väärtusest, on patsiendile manustatud doos oliselt erinev arvutatud doosist. (611940)

3.1.8 Patsiendi modelleerimisega seotud hoiatused



HOIATUS!

Automaatne huvipiirkonna loomine ja muutmine. Kontrollige alati automaatse huvipiirkonna loomise ja muutmise tulemust. Erilist tähelepanu tuleks pöörata patsiendile sobiva elundi mudeli valimisel, võttes aluseks iseloomulikud mudelomadused, nagu kehapiirkond, patsiendi asend ja kujutise modaalsus. See kehtib kõigi automaatsete segmentimismeetodite kohta, sealhulgas mudelipõhine segmentimine, atlasepõhine segmentimine ja süvaõppe segmentimine.

Süvaõppe mudelite puhul tuleb mudeli andmeleht enne mudeli kliinilist rakendamist üle vaadata, kuna seal on loetletud mudeli olulised piirangud ja kasutusteave.

Pange tähele, et süsteemis RayStation ei tohi haiguskollete tuvastamiseks kasutada organite automaatset segmentimist.

(9662)



HOIATUS!

Automaatne kujutise registreerimine. Kontrollige alati automaatse kujutise registreerimise tulemust. (360374)

**HOIATUS!****Raviasendi joonduse muutmiseks ettenähtud imporditud POlde muutmine.**

Raviasendi joonduse muutmiseks ettenähtud imporditud POlde muutmine tүүүpidega 'Acquisition isocenter' ja 'Initial match isocenter', enne toimingu 'CBCT treatment position alignment' sooritamist, põhjustab väära joonduse. {360378}

**HOIATUS!**

Kujutiste seeria lõiguvahed ja kontuuride ekstrapoleerimine. Süsteemis RayStation eeldab ROI 3D rekonstrueerimine kontuuridest, et esimene ja viimane kontuur ulatuvad pooleni kihi kaugusest. Seetõttu ekstrapoleeritakse ROI esimene ja viimane kontuur poole kihi kaugusele kõige välimisest tõmmatud kontuurist. Pange tähele, et selle ekstrapoleerimise jaoks ei ole piirangut, see on alati poole kihi kaugusel. Tavaliste kujutiste seeriatega korral, mille kihi kaugus on umbes 2–3 mm, tähendab see, et RayStation ekstrapoleerib 1–1,5 mm, kuid laia kihivahega kujutiste seeriatega korral võib see ekstrapoleerimine põhjustada ootamatut käitumist. Seetõttu on väga soovitatav kasutada alati planeerimisel CT, mis on rekonstrueeritud nii, et nende kihivahe on väiksem kui 3 mm või sellega võrdne. {125440}

**HOIATUS!**

Puuduvad keskmised ROI kontuurid. Keskmiste ROI kontuuride puudumisel EI täideta tühimikku automaatselt.

Kui on olemas kujutiste kihid, millel puuduvad kontuurid ROI geomeetria kõige välimiste kontuuride vahel, ei toimu kontuuride vahel automaatset interpoleerimist. See kehtib imporditud kontuuride ja süsteemis RayStation loodud kontuuride kohta. {360375}

**HOIATUS!**

ROI geomeetria, mis ulatub väljapoole kujutise seeriat. Kujutise seeria üla- või alaosast väljapoole jääva ROI kontuuri töötlemisel (nt käsitsi joonistamine, kontuuride lihtsustamine jne), lõigatakse ROI kujutise seeria ülemise ja alumise seeria kihtidel. {240137}



HOIATUS!

Muudetava registreerimise ülevaatamine. Vaadake muudetav registreerimine alati üle enne, kui seda kasutatakse doosi muutmiseks:

- hinnake registreerimist vaates Fusion;
- hinnake muudetud võrgustikku vaates Deformed grid;
- hinnake referents- ja sihtkujutiste seeriaste vastendatud struktuure.

See on eriti oluline doosi jälgimiseks ja muudetud doosi kasutamisel taustadoosina adapteeritud plaani optimeerimise ajal. Pange tähele, et biomehaaniliselt muudetavate registreerimiste korral ei ole tagatud, et need on tagasi muudetavad ja neid tuleks seetõttu hinnata eriti põhjalikult. [360376]



HOIATUS!

Vastendatud struktuuride täpsuse ülevaatamine. Enne vastendatud struktuuride kasutamist ravi planeerimiseks või hindamiseks vaadake alati kindlasti üle muudetava registreerimisega saadud mitme kujutise seeria vastendamise tulemuseks olevate struktuuride täpsus. Pange tähele, et biomehaaniliselt muudetavate registreerimiste korral ei ole tagatud, et need on tagasi muudetavad, ja neid tuleks seetõttu hinnata eriti põhjalikult. [360379]



HOIATUS!

Saate luua ühise materjali uue elemendikoostisega. On võimalik määrata materjal, mis ei esinda füüsiliselt mõistlikku materjali massitiheduse ja elemendikoostise seisukohast. Olge ettevaatlik aatomnumbrite ja massidega, et neil mõlemal oleks sama suurusjärg. Süsteemi RayStation doosiarvutuse algoritmid on optimeeritud materjalide jaoks, mis sarnanevad inimkehas olevatega. Kui kasutada materjale väljaspool seda valdkonda, võib doosi täpsus väheneda.

[274572]

3.1.9 Ravi planeerimisega seotud hoiatused



HOIATUS!

Kokkupõrke vältimine: kontrollige alati patsiendi asendit, kanduri kaldenurkasid ja ravilaua kaldenurkasid (või rõnga kaldenurkasid masinatel, kus ravilaua pööramine asendatakse rõnga pööramisega). Patsiendi/seadme seadistust tuleb kõikide kiirte puhul käsitsi kontrollida, et vältida patsiendi vigastust või seadme kahjustust põhjustavaid kokkupõrkeid. Ruumi vaadet ei tohi kasutada kontrollimiseks, et praeguse patsiendi/seadme seadistusega ei toimuks kokkupõrkeid. TomoTherapy raviseansside puhul vaadake ka hoiatust 254787 (**Süsteemide TomoHelical ja TomoDirect kokkupõrke vältimine**).

(3310)



HOIATUS!

Valige õige ravisend. Veenduge, et raviplaanil loomisel valitakse patsiendile õige ravisend (pea ees / jalad ees). Valitud ravisend mõjutab kiirtekimbu suunasmist patsiendi suhtes. Vale spetsifikatsioon võib põhjustada patsiendi väärravi.

Teadke, et planeerimisel on võimalik valida CT andmetest (patsiendi skaneerimise asendist) erinev ravisend. Kasutage seda võimalust ainult juhul, kui patsienti tuleb ravida teises asendis, kui ta oli positsioneeritud skaneerimise ajal. (508900)



HOIATUS!

Kollimaatori nurk VMAT, konformse kaare ja staatilise kaare korral. Kaarekujuliste kiirte korral tuleb võimaluse korral vältida kollimaatori nurki 0, 90, 180 ja 270 kraadi, sest need võivad põhjustada doosilekke kogunemist. Kollimaatori nurki tuleb eelistatavalt nihutada eespool nimetatud väärtustest vähemalt 10 kraadi võrra kaugemale. Vahelehtede ülekandest põhjustatud doosilekke kogunemist ei arvestata kliinilise doosi arvutamisel. Arvestage sellega kliiniliste otsuste tegemisel. Suletud lehepaarid paigutatakse tõenäoliselt sihtprojektsiooni keskele, mis võib nende kollimaatori nurkade juures põhjustada lekke kogunemist sihtmärgi keskele.

(3305)

**HOIATUS!**

Väikeste struktuuride doosi arvutamine. Väikeste struktuuride kasutamisel on oluline olla teadlik, et diskreetimisefektid võivad neid tugevalt mõjutada. Seega on oluline valida väikseimatel rekonstrueeritavatel struktuuridel põhinev doosivõrgustiku lahutusvõime. Kui struktuurid on patsiendi vaadetes visualiseerimise jaoks rekonstrueeritud, kasutatakse struktuuri täpseks esitamiseks struktuuripõhist kõrge lahutusvõimega võrgustikku. Plaani optimeerimiseks, doosi arvutamiseks ja doosi statistika jaoks rekonstrueeritakse struktuurid siiski doosivõrgustikul. Kui doosivõrgustiku vokslid on liiga suured, võib rekonstrueerimine esitada struktuurid ebatäpselt. Peale selle tekib lahknevus visualiseeritud struktuuride vahel ja tegelikult doosi arvutamiseks kasutatavate struktuuride vahel. Seetõttu on väga soovitatav kasutada sellist doosivõrgustiku lahutusvõimet, et üks doosivõrgustiku voksel ei ületa väikseima rekonstrueeritava struktuuri poolt suurust.

(254767)

**HOIATUS!**

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

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

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

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

2638

**HOIATUS!**

Ravilaua pikikalde ja külgkalde nurgad mõjutavad patsiendi geometriat. Kui plaanite või kasutate kujutise hõivet ravilaua piki- või külgkalde nurgaga, pidage silmas, et süsteem RayStation ei valideeri, kas patsiendi pööramine kujutisel kattub patsiendi pööramisega raviplaanil.

(68044)

3.1.10 Prootonite ja kergeite ionidega ravi planeerimisega seotud hoiatused*Üldised prootoni planeerimise hoiatused***HOIATUS!**

Kasutaja peab kontrollima, et iooniploki/MLC/kompensaatori DICOM-andmed on õigesti muundatud isotsentrist füüsilisele tasandile. Kasutaja peab kontrollima, et nende vastuvõtavad süsteemid kasutavad RayStationiga sarnast teisedust füüsilise ploki/MLC/kompensaatori saavutamiseks VSAD siltide, isotsentri ja raami vahelise kauguse ning DICOM-i eksporditud isotsentri omadustest. Seda tuleb kontrollida mitmete kollimaatori nurkade korral, kui seade toetab pööratud kollimaatorit (ninamik). (508837)

**HOIATUS!**

Konstantse teguri mudelid eiravad erinevusi RBE-s. Konstantse teguri RBE mudelid isendavad füüsikalist doosi RBE doosi saamiseks üksnes konstantse teguriga. Mis tahes füüsikalisetest kiirtekimbu omadustest põhjustatud (nt energia lineaarlevi (LET) või patsiendi anatoomia, näiteks rakutüübid) RBE muutused jäetakse tähelepanuta. Täpsemalt öeldes jäetakse RBE suurenemine leviulatuse lõpus tähelepanuta. Kasutaja peaks arvestama nende piirangutega. (612056)

PBS-i prootonite ja kergeete ioonidega ravi planeerimise hoiatused



HOIATUS!

Fikseeritud ninamike õhuvahe väärtus. Fikseeritud ninamike õhuvahe väärtust tuleks seada või muuta üksnes juhul, kui kasutaja planeerib mitteisotsentrilist kiiritust. Fikseeritud ninamike korral reguleeritakse patsiendi asendit soovitud õhuvahe saavutamiseks piki kiirtekimbu keskjoot. [125586]



HOIATUS!

loonkiirituse süsteemide kiirtekimbu vaateväli (BEV). BEV-is toimub objektide projitseerimine füüsiliselt tasandilt isotsentrilisele tasandile sarnaselt skaleerimisele ühe SAD-punkti suhtes. See tähendab, et ioonkiirituse seadmetel, mille SAD on X- ja Y-teljel erinev, ei pruugi ninamikule paigaldatud objektide ja isotsentrilistest tasandist kaugemal asuvate ROIde isotsentrite projektsioonid olla korrektsed. Visualiseerimise viga suureneb koos objekti kaugusega isotsentri tasandist. Siiski kompenseeritakse plokki ava kontuurid BEV-is selle mõju suhtes ja visualiseeritakse õigesti. Mõju isotsentri lähedal olevatele ROI-dele on ebaoluline, kuid märgata võib mõju mitteisotsentrilise kiirituse korral. See on üksnes visualiseerimise piirang ja ei mõjuta doosi arvutamist. [136852]



HOIATUS!

LET_d jaotuse hindamine pärast optimeerimist. Kui LET funktsioone on kasutatud optimeerimise ajal, tuleb plaan nii doosi kui ka LET suhtes hoolikalt üle vaadata_d. Kombineeritud doosi ja LET_d funktsioonid võivad põhjustada konflikteid optimeerimiseesmärke ja LET_d on ainult vaid bioloogilise toime ennustaja koos doosiga analüüsimise korral.

[722444]

Spetsiifilised PBS-i prootonravi planeerimise hoiatused



HOIATUS!

Riskiorganite vahemiku piirid režiimis Sumitomo Line Scanning korral. Kui kasutate riskiorganite (Organ At Risk, OAR) vahemiku piiride funktsiooni režiimis Sumitomo Line Scanning, peab kasutaja olema teadlik, et joone segmendid võidakse paigutada valitud väljitavate ROI-de sisse. See juhtub siis, kui sihtmärgi mahu erinevad osad asuvad skannimissuunas valitud ROI-de eri külgedel. Teise skannimissuuna valimine võib aidata probleemi leevendada.

[144761]



HOIATUS!

PBS-i kaare plaanide hindamine. PBS-i kaare plaanide kvaliteeti ja tugevust hinnata teisendatud PBS-i plaanil.

[711947]



HOIATUS!

Vältige PBS-i kaare sektoreid, mis lähevad üle ravilaua piiri. PBS-i kaare ravitehnikaga plaanimisel peavad kasutajad olema teadlikud sellest, et ravilaua äärest üle minevad kaared võivad olla väga tundlikud seadistustõrgetele. Kasutajatel tuleb soovitada vältida selliseid seadistusi, tükeldades kaared erinevates kiirtes sisalduvateks sektoriteks.

[723432]

**HOIATUS!**

PBS-i kaare plaanide tugevus. Kuna punkte edastatakse PBS-i kaare plaani erinevatest suundadest, muutub tugevus IMPT-s keerulisemaks. Seadistuse nihe, vahemiku tõrge või muudatus patsiendi anatoomias mõjutab erinevates suundades punkte erinevalt ja punktidest tulev kombineeritud doosijaotus võib raskelt halveneda, kui kasutusele ei võeta õigeid meetmeid. Kasutajal soovitatakse nende probleemide lahendamiseks kasutada alati kindlat optimeerimist ja teha tulemuseks saadud raviplaanis kindluse hindamine.

Pange tähele, et ravikuuri ajal esinevaid anatoomilisi muudatusi ei saa alati kindlas optimeerimises arvesse võtta. PBS-i kaare plaanide suurema tundlikkuse tõttu soovitatakse kasutajatel alati hinnata PBS-i kaare plaanide fraktsioonisisest tugevust, kui anatoomia muutub fraktsioonide vahel.

(723485)

US/SS/DS/Wobblingu prootoni plaanimise hoiatused**HOIATUS!**

Kontrollige alati, moodulis Proton Beam Design loodud kompensatoreid on võimalik valmistada. Kõiki kompensaatori tootmispiiranguid ei ole võimalik süsteemis RayStation määratleda. Kasutaja kohustus on tagada, et kompensatorit oleks võimalik valmistada arvestades kõikide puurimissügavuste piirangutega, sest seda otseselt süsteemis RayStation ei käsitleta. Siiski on võimalik kaudselt arvesse võtta kõiki maksimaalseid puurimissügavusi, määrates kiirtekimbu lisamisel või redigeerimisel sellele minimaalse ja maksimaalse kompensaatori paksuse piirid. (508893)

3.1.11 Rakenduste TomoHelical ja TomoDirect planeerimisega seotud hoiatused**HOIATUS!**

Kokkupõrke vältimine TomoHelical ja TomoDirect kasutamisel. Pärast isotsentri reguleerimist veenduge alati, et patsient mahub mugavalt kanduri ava ravilauale. 2D ja 3D vaated sisaldavad seadme põhiseadme FOV-d ja ava visualiseerimist, mida saab kasutada kokkupõrkeohtu kontrollimiseks. Ärge kasutage kokkupõrgete vältimise kontrollimiseks ruumi vaadet. (254787)

**HOIATUS!**

TomoDirect kiiritus läbi ravilaua. TomoTherapy ravilaud koosneb liikumatust alumisest alusest ja liikuvast ülemisest alusest. Ülemise aluse asend võib kiirituse ajal olla patsiendi seadistuse külgsuunalise reguleerimise tõttu erinev planeerimisasendist. See võib mõjutada läbi ülemise aluse või selle serva lähedalt sisenevate kiirte doosi. Kanduri külgsuunalise igapäevane korrigeerimine võib samuti muuta kiire teekonda läbi ravilaua. Vältige rakenduses TomoDirect selliste plaanide loomist, kus suur doosifraktsioon pärineb läbi ülemise aluse või selle serva lähedalt sisenevatest kiirtest.

(5062)

**HOIATUS!**

Ühe patsiendi DB iDMS-i kohta. Andmete ühtsuse viga vältimiseks saab iDMS andmeid ainult ühest patsiendi DB-st. Patsiendi DB-s olev patsiendi lukk tagab, et sama patsienti ei ekspordita iDMS-i samaaegselt kahest süsteemi RayStation asukohast.

(261846)

**HOIATUS!**

Liikumise sünkroonimine rakenduse TomoHelical plaanide korral. Kui rakenduse TomoHelical plaani jaoks kasutatakse liikumise sünkroonimist, luuakse lähtepunktina kolm kuvamisnurka (0, 90 ja 270 kraadi). Kasutaja peab nurki käsitsi redigeerima, neid hindama ja veenduma, et need sobivad jälgitavate sihtmärkide kuvamiseks.

Kinnitamisel või eksportimisel nurgad valideeritakse veendumaks, et need teatud piiranguid ei riku. Näiteks peavad kõik nurgad olema vähemalt 30 kraadi võrra eraldatud. Pidage aga meeles, et nurki ei valideerita selle suhtes, kas need sihtmärgi jälgimiseks hästi sobivad.

(143545)



HOIATUS!

Kui kasutate funktsiooni TomoHelical koos funktsiooniga Synchrony, ärge kasutage ROI/POI-de nimedes „Fiducial“. TomoHelical plaanide korral, mis kasutavad reaajas jälgimise ja liikumise juhtimise tuge, ei tohiks ROI/POI-de nimes olla sõna „Fiducial“. Kiiritusravisüsteem tuvastab selle sõna järgi jälgitavaid koordinaatmärke. ROI/POI-de nimes sõna „Fiducial“ kasutamine võib põhjustada probleeme ravimispoolel, kui jälgimiseks määratakse valed ROI/POI-d ja kui ROI/POI-de nimed korduvad. Sõna „Fiducial“ vale kasutamine toob kaasa plaani teostamatuse masinaga. (282912)

3.1.12 CyberKnife-ravi plaanimisega seotud hoiatused



HOIATUS!

Loodud 1-vaateline serva huvipiirkond ei sõltu valitud jälgimiseetodist ega lähtehuvipiirkonnast. Pärast 1-vaatelise serva huvipiirkonna loomist ei sõltu see kiirte komplekti liikumise sünkroonimiseetodist ega lähtehuvipiirkonnast. Kui liikumise sünkroonimist muudetakse või lähtehuvipiirkonda värskendatakse, looge serva huvipiirkond uuesti. (341543)

3.1.13 BNCT ravi planeerimisega seotud hoiatused



HOIATUS!

Kokkupõrke vältimise BNCT. Patsiendi/seadme seadistust tuleb kõikide kiirte puhul käsitsi kontrollida, et vältida patsiendi vigastust või seadme kahjustust põhjustavaid kokkupõrkeid. Süsteemis RayStation ei tehta ühtegi kontrolli, et veenduda selles, et ei tekiks kollimaatori ülekatet patsiendiga. (611925)

**HOIATUS!**

BNCT materjali töötlemine. BNCT doosi arvutamise puhul määratakse igale doosi võrgustiku vokslile täpselt üks huvipiirkond, millest saadakse vastav materjal ja rakutüübi teave ning mida kasutab välise doosi algoritm, kasutades kogu vokslit nende omaduste saamiseks. Kõige suurema suhtelise mahuga huvipiirkond määratakse kogu vokslile. Huvipiirkondasid või huvipiirkondade osasid, mis on doosi võrgustiku vokslitega võrreldes väikesed, ei pruugita seetõttu doosi arvutamisse kaasata. Doosi võrgustiku vokslite õige suuruse valimisel tuleb olla hoolikas.

Pange tähele, et patsiendi pinnal olevad vokslid määratakse selles vokslis kõige suurema katvusega huvipiirkonnale, isegi kui huvipiirkond katab vaid väikest vokslit osa. Tulemus on see, et patsiendi pinna doosi arvutuses tõlgendamine võib muutuda suuemaks kui kujutise andmed. Kasutaja peab BNCT doosi arvutamisel selle piiranguga arvestama

(724224)

3.1.14 Brahhüteraapia ravi planeerimisega seotud hoiatused**HOIATUS!****Rakenduse seadistamise omaduste kinnitamine enne kliinilist kasutamist.**

Kasutaja kohustus on enne kliinilist kasutamist kinnitada, et rakenduse seadistamiseks määratletud parameetrid esindavad õigesti vastavat aplikaatorit. Eelkõige tuleb kontrollida allikapunktide õiget asukohta.

(283879)

**HOIATUS!**

Järellaaduri piirid. Järellaadurile määratud piirmäärad, moodulis RayPhysics, peavad olema määratletud tegeliku järellaaduri piirides. Eelkõige peavad RayPhysics määratletud seisakuaja piirid vastama antud allika õhu kerma võimsuse võrdlusaegadele. RayPhysics täpsustatud piirväärtused tuleks seada nii, et järellaaduri tegelikud piirid oleksid täidetud ka pärast seisakuuendust või kaasajastamist, et kompenseerida referentsi õhu kerma võimsuse ja tegeliku õhu kerma võimsuse vahel ravi manustamisel.

(283881)



HOIATUS!

Allikate arv. Brahhüteraapia kiirte komplekti jaoks on võimalik määratleda ainult üks allikas.

[283883]



HOIATUS!

Brahhüteraapia allikapunkti positsioneerimine. Statsionaarsete dooside jaotuse õigsus sõltub tugevalt kanalite ja allikapunktide positsioneerimise täpsusest. Kasutaja ülesanne on kontrollida, kas kanalid on iga patsiendi jaoks õigesti paigutatud ja kas kanalisesed allikapunktid on õiged.

[283361]



HOIATUS!

Brahhüteraapia teatatud doos. Kõik dooside väärtused RayStation on esitatud brahhüteraapia neeldunud füüsikalise doosina. Brahhüteraapia raviplaanide kliiniline hindamine on soovitatav, kasutades lisaks neeldunud doosile ka bioloogiliselt kaalutud EQD2 doosi. Graafilises kasutajaliideses ei ole praegu EQD2 dooside otsest kuvamist ja kasutaja vastutab teatatud doosiväärtuste teisendamise eest EQD2 doosidesse.

[284048]



HOIATUS!

Brahhüteraapia ja välise kiiritusravi dooside liitmine. Brahhüteraapia raviplaanides on tavaliselt oluliselt suuremad fraktsioonidoosid kui välise kiiritusravi plaanides. Kui fraktsioonide dooside preskriptsioonis on suuri erinevusi, ei tohiks doose otse liita, arvestamata radiobioloogilisi mõjusid (kasutades selliseid mõisteid nagu BED ja EQD2).

[283362]

**HOIATUS!**

EQD2 formalismi piirangud. Süsteemis RayStation juurutatud 2-Gy fraktsioonide (EQD2) ekvivalentne doos põhineb standardsel lineaarruutudelil (LQ), millega kaasnevad järgmised asjaolud, millest peab kasutaja teadlik olema.

- Mudel eeldab fraktsioonide vahel täielikku parandamist ja eirab kasvajakude taasasustamist. Seega ei mudeldata bioloogilisi mõjusid õigesti juhtumite puhul, kus ei saavutata fraktsioonide vahel täielikku parandamist. Lisaks, kui kasvajakude taasasustamine muutub oluliseks, näiteks ravi katkemiste või kiirelt profileeruvate kasvajate korral, ei ole EQD2 doos täiesti õige.
- LQ-mudeli määramatused suurenevad väikeste ravidooside (alla 1 Gy) ja suurte ravidooside (8 Gy) puhul fraktsiooni kohta. Seetõttu on EQD2 doosid selliste doositasete jaoks vähem usaldusväärsed.
- EQD2 doosid olenevad suurel määral hindamises kasutatud α/β -väärtustest. Kasutajal soovitatakse hindamisel kaaluda erinevaid α/β -väärtusi ja uurida EQD2 halvimaid stsenaariume, eriti kui normaalne koetaluvus võib olla ohustatud.
- EQD2 doosid ei sõltu lineaarselt füüsilisest doosist, mis tähendab, et füüsilise doosi teisendamisel EQD2-ks suurendatakse külmi ja kuumi kohti ning EQD2 jaotuses olevad gradiendid on suuremad kui füüsilise doosi jaotuses. Seetõttu on soovitatav mitte hinnata EQD2 ainult ühes punktis, vaid kasutada mitmepunktilisi hindamisi, et võtta arvesse erinevusi kogu mahus. Lisaks, kui EQD2 hindamine põhineb DVH mahtudel, on soovitatav kasutada rohkem kui üht kliinilist eesmärki. Näiteks võib EQD2(D90) kliinilist eesmärki täiendada kliiniliste eesmärkidega muude kogunenud mahtude puhul, mis on suuremad kui 90% kogu ROI mahust. Mahuefekte saab täiendavalt analüüsida terviklikus EQD2 jaotuses, mis on saadud plaani hindamise EQD2 arvutusest.

(406776)

**HOIATUS!**

EQD2 jaotuste tõlgendamise. EQD2 jaotus erineb vastavast füüsikalise doosi jaotusest mitmes aspektis ja EQD2 doosi jaotuse tõlgendamisel tuleb olla eriti ettevaatlik.

- Füüsikalise doosi hindamiskriteeriume ei saa EQD2 jaotuste hindamisel otseselt kasutada. Füüsikalise doosi kriteeriumid tuleb alati esmalt teisendada EQD2 domeeniks. See on oluline ka kasvajale määratud ravi 2 Gy fraktsiooni kohta puhul: isegi kui kasvaja ravidoo on 2 Gy fraktsiooni kohta nii füüsikalises doosis kui ka EQD2-s, võimendatakse EQD2 domeenis kasvaja sees olevaid külmasid ja kuumasid kohti. Veelgi olulisem on see, et normaalsed koetaluvused võivad oluliselt erineda füüsikalised doosi ja EQD2 jaotuse vahel ka 2 Gy fraktsioneeritud ravi puhul.
- Plaani hindamises arutatud EQD2 jaotuse jaoks saab külgnevatele või kattuvatele ROI-dele määrata erinevad α/β -väärtused ja EQD2 jaotus ei ole pidev erinevate α/β -väärtustega ROI-de piiride vahel. Kattuvate ROI-de puhul määrab EQD2 arvutuses ROI-vaheline prioriteet, milliseid α/β -väärtuseid tuleks kasutada vokslis, mis kuulub rohkem kui ühele ROI-le. Selle tulemusel saadakse, et ROI jaoks määratud α/β -väärtust võib kasutada ainult ROI mõnes osas.
- Selleks et tagada, et kindlat α/β -väärtust kasutatakse kliinilise eesmärgi hindamiseks EQD2 domeenis, soovatakse esmalt füüsikalise doosi kliiniline eesmärk ekstraktida ja konvertida seejärel EQD2-ks, kasutades soovitud α/β -väärtust, selle asemel et ekstraktida kliinilist eesmärki otse EQD2 jaotusest. EQD2-möödustruktuuri aruandlus on brahhüteraapias tavaline ja RayStation toetab EQD2 kliinilisi eesmäärke brahhüteraapia moodulis, mis teeb soovitud teisendused automaatselt.

(408774)

**HOIATUS!**

Vaadake üle imporditud aplikaatori mudeli struktuurid. Aplikaatori mudelist imporditud kanali kandidaate ei tuvastata. Sarnaselt ei kinnitata imporditud huvipiirkondasid ja huvipunkte. Tänu sellele saab aplikaatori mudeli struktuuride geometriat ja (suhtelist) asendit saadaolevate tööriistade abil muuta. Kasutaja vastutab imporditud aplikaatori mudelite kõigi osade hoolika ülevaatamise eest enne struktuuride komplekti kinnitamist, et kõik huvipiirkonnad, huvipunktid ja brahhükanalid oleksid kindlasti nende ettenähtud (suhtelistes) asukohtades ja neil oleks õige geometria.

(726082)

**HOIATUS!****Pöörake ja tõlkige aplikaatori mudeli mõjud kõigis saadaolevates struktuurides.**

Pange tähele, et aplikaatori mudeli pööramise ja tõlkimise tööriistad pööravad/tõlgivad kõik struktuuride komplektis määratletud kindlat tüüpi struktuurid, sõltumata sellest, kas struktuurid imporditi rakenduse mudelist. Kõige tähtsam, see sisaldab kõiki plaanis tuvastatud kanali kandidaate. Muud mõjutatud struktuuri tüübid on huvipunktid tüübiga *Control* (Kontroll) ja huvipiirkonnad tüübiga *Brachy channel* (Brahhükanal), *Brachy accessory* (Brahhükanal), *Brachy channel shield* (Brahhükanali kaitse) ja *Brachy source applicator* (Brahhüallika aplikaator).

(726083)

**HOIATUS!**

Pöörake ja tõlkige moodulis Structure definition (Struktuuri määratlus). Olemas on sarnased, kuid erinevad 2D- ja 3D-redigeerimistööriistad, *Rotate* (Pööramine) ja *Translate* (Tõlkimine) moodulis Structure definition (Struktuuri määratlus). Vastavalt jaotises *The ROI modification tools* (Huvipiirkonna muutmistööriistad) süsteemis *RSL-D-RS-2024A-USM*, *RayStation 2024A User Manual* kirjeldatule, pööravad/tõlgivad need tööriistad ainult valitud huvipiirkonnad. Tööriistad ei liiguta ühtegi kanali kandidaati ega kontrolli huvipunkte.

(726262)

3.1.15 Robustse optimeerimisega seotud hoiatused**HOIATUS!**

Hinnake doosi pärast robustset optimeerimist. Pärast robustse optimeerimise tegemist soovitatakse kasutajal tungivalt hinnata doosi, kasutades tööriista Robust evaluation, Plan Evaluation või skriptimisfunktsiooni süsteemis RayStation, veendumaks, kas plaan on usaldusväärne, arvestades kõiki asjakohaseid määramatusi kiiritamise ajal.

(10775)



HOIATUS!

Pange tähele, kuidas eri tüüpi tugevus mõjutab plaani optimeerimist. Eri tugevuse tüübid (süsteemaatiline, interfraktsioon, intrafraktsioon) sõltuvad erinevatel olemasolevatel ebakindlatel oletustel ja loovad eri tüüpi plaane. Kasutaja peab olema teadlik tugevuse sätte mõjust ja hindama plaani vastavalt ebakindluse tüübile, mille suhtes see on tugevaks seadistatud.

Pange tähele, et moodulisse Robust evaluation (Tugev hindamine) sisse ehitatud tugevuse hindamise tööriistad arvestavad ainult sama ebakindluse süsteemaatiliste ebakindlustega kõiki kiirte ja isotsentrite puhul. Eraldi kiirtega, eraldi isotsentritega, interfraktsionaalsete või intrafraktsionaalsete ebakindlustega raskelt optimeeritud plaanide puhul peavad kasutajad hindama raskust muude viisidega, näiteks mooduli Plan evaluation (Plaani hindamine) hindamisdooside kombinatsioonidega.

(283855)



HOIATUS!

Vastuolulised robustse optimeerimise funktsioonid. Robustse optimeerimise funktsioonid (nt esialgse minimaalse doosi funktsioon sihtmärgile ja maksimaalse doosi funktsioon OAR-ile) võivad olla vastuolus kas siis, kui neid rakendatakse ROI-dele, millel erinevate stsenaariumite tõttu puudub ülekate. See võib viia üle- või aladoosiga kiirtamiseni. (115551)



HOIATUS!

Robustse optimeerimise funktsioonid võivad olla vastuolus mitte-robustsete optimeerimise funktsioonidega. Robustne piirang võib olla näiteks vastuolus doosi matkimisfunktsiooniga raviplaneerimise ajal moodulis Multi Criteria Optimization. Optimeerimine võib anda eelise mitterobustsetele funktsioonidele robustsete funktsioonide ees põhjustades langenud robustsuse. (370077)



HOIATUS!

Varuplaanid ei võta jäljendatava doosi optimeerimise ajal robustsust arvesse. Kui algne plaan oli robustsete funktsioonide abil optimeeritud, üritatakse varuplaani loomisel jäljenda algse plaani doosi ilma robustsust arvesse võtmata. (115556)

**HOIATUS!**

Hinnake LET_d jaotust pärast kindlat optimeerimist. Pärast LET funktsioonidega kindla optimeerimise tegemist soovitatakse tungivalt kasutajal hinnata LET_d jaotust mooduli Plan evaluation (Plaani hindamine) või süsteemi RayStation skriptimise funktsiooni abil, et kinnitada, kas plaan on kindel, arvestades kõikide ebakindlustega kiiritamise ajal.

[722447]

3.1.16 Doosi hindamisega seotud hoiatused**HOIATUS!**

Interpoleeritud doosi väärtused kuvatakse patsiendi vaadetes. Interpoleeritud doosi väärtused kuvatakse patsiendi vaadetes vaikimisi. Veenduge, et konkreetse raviplaani jaoks kasutatakse sobivat doosivõrgustiku lahutusvõimet.

[3236]

**HOIATUS!**

Kogudoosi kuvamine. Planeeritud fraktsioonide kogudoos kuvatakse alati patsiendi vaadetes, DVH graafikutel, doosi statistikas ja kliiniliste eesmärkide nimekirjas.

Eranditeks on moodul QA (Kvaliteedi tagamine), milles kuvatakse ühe fraktsiooni doos, ja moodul Dose Tracking (Doosi jälgimine), milles kasutaja saab valida erinevaid doosi kuvamise viise.

[3233]



HOIATUS!

Süsteemi testid kinnitamisel. Arvestage, et järgmised testid tehakse enne kinnitamist üksnes ravi planeerimisel:

- kiirtekimbu sisenemise valideerimine;
- booluse ROI geomeetria on olemas;
- tugivahendi ROI geomeetria on olemas;
- fiksatsiooni ROI geomeetria on olemas;
- doosivõrgustiku lahutusvõime on väiksem kui 5 mm kõigi suundades.

Dooside hindamisel on kasutaja kohustatud need testid tegema.

Pange tähele, et välist ROI-d, tugivahendi-ROI-sid, fiksatsiooni ROI-sid ja booluse ROI-sid ümbritseva planeerimise võrgustiku kasutamine ei taga kõikide vajalike piirkondade lisamist täiendavate andmekogumite doosi arvutustesse. (508962)



HOIATUS!

Ligikaudne doos on ette nähtud ainult raviplaanimise vaheetappide jaoks.

Ligikaudne doos on võrreldes doosiga Clinical (Kliiniline) vähem täpne ja seda ei tohi kasutada kliiniliste otsuste tegemiseks. Ligikaudse doosiga plaani ei saa kinnitada ega eksportida.

(9405)



HOIATUS!

Süsteemi RayCare kiiritamise aegu ei teatata süsteemis RayStation doosi jälgimise ravikuurile. See tähendab, et tööruumis Dose tracking (Doosi jälgimine) hinnatud bioloogiliste kliiniliste eesmärkide uuesti asustamise ja parandamise tegurid ei arvesta kiiritamise aegade muudatustega.

(142227)

3.1.17 Hoiatused seoses bioloogilise optimeerimise ja hindamisega



HOIATUS!

Bioloogiliste funktsioonide kasutamise korral hinnake alati doosijaotust.

Bioloogilisi funktsioone saab kasutada raviplaneerimise ja hindamise vahenditena, kuid alati tuleb hinnata tulemuseks saadud doosijaotust. {508965}



HOIATUS!

Bioloogilised mudelid. Bioloogiliste mudelite kasutamise korral vaadake enne kliinilist kasutamist hoolikalt läbi mudeli parameetrite valik. {508966}



HOIATUS!

Bioloogilise mudeli parameetrid. Bioloogilise mudeli parameetrid kehtivad ainult siis, kui ROI loomisel on esitatud õige võrdlusruumala. {508967}



HOIATUS!

Bioloogiliste mudelite vaikevalikud. Tehases seadistatud bioloogiliste mudelite andmebaasi vaikeväärtused pärinevad kliinilistest ja prekliinilistest footonite uuringutest. Kuna tegemist on areneva teadusvaldkonnaga, võib värskemates uuringutes olla avaldatud andmeid kliiniliseks kasutuseks sobivamate bioloogiliste mudelite parameetrite kohta.

Kasutaja peab alati läbi vaatama kirjanduse ja võtma oma bioloogilise mudeli parameetrite kasutamise aluseks valdkonna ajakohased teadmised ja kliinilis-spetsiifilised ravimeetodid ja modaalsused. {508968}



HOIATUS!

Prootonite bioloogiline hindamine ja optimeerimine. RayStation hindamiseks ja optimeerimiseks kasutatavad bioloogilised mudelid põhinevad footonite uuringutel. Prootonite bioloogilise hindamisel ja optimeerimisel tuleb kasutada footonite ekvivalentdoosi, nii et seadme mudel peab sisaldama kas RBE tegurit absoluutses dosimeetrias või seda tuleb kasutada koos RBE mudeliga. {508969}

3.1.18 Automaatse planeerimisega seotud hoiatused



HOIATUS!

Plaani loomise protokollid. Arvestage, et iga kasutaja võib muuta plaani loomise protokolle. Need muudatused mõjutavad kõiki teisi kliiniku kasutajaid. [508799]



HOIATUS!

Varuplaani kavandamine. Pange tähele, et kõik kasutajad saavad redigeerida varuplaani kavandamise tüüpe ja protokolle. Need muudatused mõjutavad kõiki muid kliiniku kasutajaid.

[4022]



HOIATUS!

Protonite varuplaani loomine. Protoni plaani põhjal loodud footonite varuplaan nõuab, et protoni kiirtekimbu mudel hõlmaks footonite ja protonite plaanide dooside ekvivalentseks muutmiseks kiirtekimbu mudelis RBE teisendustegurit või selle kasutamist koos RBE mudeliga. [252951]



HOIATUS!

Automatiseeritud rinnanäärme planeerimine. Patsient tuleb enne CT-skaneerimist ette valmistada seadistades täpselt röntgenkontrastsed markerid ja traadi. On väga oluline, et markerite paigutus ja välise ROI kuju oleksid õiged. Need tuleb enne automatiseeritud plaani loomise jätkamist hoolikalt üle vaadata. Siht ROI-d ja OAR-i ROI-d luuakse markerite alusel. Saadud ROI-d sõltuvad ka kujutise kvaliteedist ja patsiendi anatoomiast. Kontrollige alati automaatse ROI loomise tulemust. [117531, 117732]

**HOIATUS!**

Automatiseeritud rinnanäärme planeerimine. Moodul Automatic Breast Planning (Automaatne rinnanäärme planeerimine) on ette nähtud ainult tangentsiaalse rinnanäärme või rindkere seina raviplaani loomiseks. Seda ei tohi kasutada koos külgneva supraklavikulaarse väljaga, sest automatiseeritud tangentsiaalse plaani loomise ajal optimeeritakse kollimaatori nurka. See võib luua üle- või aladoosiga piirkonnad rinnanäärme/rindkere seina ja supraklavikulaarsete väljade liitumiskohas. Kui on vaja luua supraklavikulaarne väli, on soovitatav ravi planeerida kliiniku kogemusest lähtuvalt teise ravimeetodiga. {253959}

**HOIATUS!**

Automatiseeritud rinnanäärme planeerimise raviseaded. Pange tähele, et täpsemaid sätteid võib redigeerida pärast raviseadete Site (Koht) ja Mode (Režiim) valimist. Seega ei pruugi täpsemad seaded kajastada nuppude Site (Koht) ja Mode (Režiim) praegust olekut. {117649}

**HOIATUS!**

Automatiseeritud planeerimine. Kuna automaattööriistade kasutamise korral kaasatakse kasutajat plaani loomisse vähem, tuleb plaani kvaliteedi käsitsi kontrollimisel töökeskkonnas Plan Approval olla eriti hoolikas. {117826}

3.1.19 Kiirtekimbu käituse andmine seotud hoiatused

Kiire üldine käituse andmine



HOIATUS!

Kiirtekimbu mudeli kvaliteet sõltub kiirtekimbu andmetest. Kiirtekimbu mudeli kvaliteet sõltub oluliselt kiirtekimbu andmete kvaliteedist ja ulatusest, näiteks doosikõverad, väljund- ja kiilufaktorid, absoluutne kaliibrimine, fantoomi suurus ja kollimeerimissätted, mis mõjutavad kõvera välja seadistust. Sisestatud mõõtmistingimused peavad vastama mõõtmismeetodile. Mõõdetud väljasuurused peaksid katma kiirtekimbu mudeli tulevaste rakenduste väljasuurused.

Kõik sisendandmed, nagu mõõdetud kõverad ja väljundfaktorid, peavad olema ühtsed ja vastama käituse antavale kiiritussüsteemile. Vastasel juhul ei saa loodud kiirtekimbu mudel arvutada õiget doosi.

Lisateavet vt jaotisest *RSL-D-RS-2024A-BCDS, RayStation 2024A Beam Commissioning Data Specification*.

[3188]



HOIATUS!

Seadme piirangud. Kui süsteemis RayPhysics määratletud seadme piirangud ei peegelda raviseadme ja R&V-süsteemi käitumist, võib plaani ravi ajal kas peatada või reguleerida seda väljaspool süsteemi RayStation, saavutades olukorra, kus kus manustatav doos erineb kinnitatud doosist. Kui seadme mudel luuakse malli järgi, veenduge, et kõik seadme piiranguparameetrid oleksid kohandatud teie konkreetsele raviseadmele.

Isegi kui süsteem RayStation järgib kõiki moodulis RayPhysics kehtestatud seadme piiranguid, ei saa tagada, et kõik plaanid on kiiritamiseks kasutatavad. Veenduge, et plaane ei muudetakse väljaspool süsteemi RayStation viisil, mis mõjutab oluliselt doosi, ilma selle nõuetekohase hindamiseta.

[3185]

**HOIATUS!**

Kiirtekimbu mudeli parameetrid. Doosi arvutamise täpsus oleneb oluliselt kiirtekimbu kasutamisse andmise ajal kehtestatud kiirtekimbu mudeli parameetritest. Enne seadme kasutuselevõtmist peab nõuetekohase väljaõppe saanud isik hoolikalt läbi vaatama kõik kiirtekimbu mudeli parameetrid.

[9377]

**HOIATUS!**

Pärast importimist vaadake alati üle kõverad. Pärast importimist vaadake mõõtmiste ühtluse tagamiseks alati kõverad üle. Kiirtekimbu mudeli kvaliteet oleneb oluliselt imporditud andmete õigsusest.

[9373]

C-kaar, TomoTherapy ja CyberKnife LINAC-i kiire kasutuselevõtmine**HOIATUS!**

Moduleeritud dünaamilise kaarega seadmed vajavad teavet kollimaatori liikumise, kanduri liikumise ja doosikiiruste kohta. Kõrvalekalle valitud väärtuste ja LINAC/R&V-süsteemi käitumise vahel võib põhjustada erinevusi raviks kasutatud doosi ja süsteemis RayStation kinnitatud doosi vahel.

[3183]

**HOIATUS!**

Siemensi virtuaalne kiil. Funktsiooni Siemens virtual wedge parameetrid, keskmine lineaarne nõrgestamine ja kaliibrimine, tuleb kohandada vaikeväärtustelt teie LINAC-i jaoks sobivatele väärtustele. Selle tegemata jätmine võib kaasa tuua vea arvatud kliinilises doosis.

[3180]

**HOIATUS!**

Doosikõvera kiilu suund. Kiilukujuliste kõverate kiilu suund määratakse kindlaks kõvera importimisel. Kõik kiilu nurgad peavad olema mõõdetud samas suunas. Kui kõikidel kõveratel ei ole kiilu suund sarnane, siis kõveraid ei impordita. Kõverate korral, mille suunda ei saa kindlaks määrata, eeldatakse, et see on identne muude samal ajal imporditud kõveratega.

(9371)

**HOIATUS!**

Kollimaatori kalibreerimine. Kollimatori kalibreerimisi (nihe, kasu ja kumerus) kasutatakse kollimatori asendite nihutamiseks plaani asenditest (kuvatakse kiire silmavaates, kiire loendites, DICOM-is eksporditud aruannetes), kuni doosi arvutuses kasutatakse tõhusat asendit. Doosi kõverate puhul nihutab see ainult poolvarju, kuid VMAT, SMLC või DMLC välja puhul, kus liidetakse palju segmente, saab see üldist doosi taset märkimisväärselt muuta. Veenduge, et kollimaatori nihe kiire mudelis oleks päriselt tahtlik. Olge eriti ettevaatlik kasu ja kumeruse nihetega, mis suurenevad algasendi kauguse suurenemisega. Automaatsel modelleerimisel kollimaatori kalibreerimise etapid tuleb enne kliinilist kasutust üle vaadata

(9368)

**HOIATUS!**

Kiire profiili korrigeerimine ja teljeväline pehmemdamine suure raadiusega väljade korral. Footonite kiire mudeli parameetreid *Beam profile correction* (Kiire profiili korrigeerimine) ja *Off-axis softening* (Teljeväline pehmemdamine) ei saa moodulis Beam commissioning (Kiire kasutuselevõtmine) suurte raadiuste juures hinnata, kui pole imporditud välja nurkadeni ulatuvaid diagonaalprofiile. Eriti ettevaatlik tuleb olla parameetrite *Beam profile correction* (Kiire profiili korrigeerimine) ja *Off-axis softening* (Teljeväline pehmemdamine) automaatsel modelleerimisel siis, kui moodulisse Beam commissioning (Kiire kasutuselevõtmine) on imporditud vaid x- ja y-profiilide kõverad. Arvestage, et pärast suurte raadiuste korral ilma diagonaalkõverateta automaatsel modelleerimisel kasutamist peab neid parameetreid käsitsi reguleerima. Enne seadme juurutamist saab kogu välja (sealhulgas nurkade) arvutatud doosi kontrollimiseks kasutada moodulit Beam 3D modeling (Kiire 3D-modelleerimine) (ei ole saadaval CyberKnife'i LINAC-itele).

(3438)

**HOIATUS!**

Mittestandardne voorežiim. Kui footonite kiirtekimbu kvaliteeti modelleeritakse mittestandardse voorežiimiga (FFF/SRS), on kiirtekimbu kvaliteedi suurendamisel oluline valida õige voorežiim. Kui voorežiim ei ole seatud õigesti, võib LINAC tõlgendada valesti kiirtekimbu kvaliteeti kasutavaid plaane, ja see toob kaasa vale doosiga ravi.

Kui kiirtekimbu kvaliteedi saavutamiseks kasutatakse standardset voorežiimi, seatakse RT plaanid olekusse Fluence mode (Voorežiim) „STANDARD“ ja valikut Fluence mode ID (Voorežiimi ID) ei ekspordita.

Kui valitud on mittestandardne voorežiim, seatakse RT-plaanid olekust Fluence mode (Voorežiim) olekusse NON_STANDARD ja Fluence mode ID (Voorežiimi ID) valitud voorežiimile (FFF/SRS).

(9365)

**HOIATUS!**

Footonite kiirtekimbu energia ja nominaalne footonite kiirtekimbu energia doosi arvutamisel. RayStation footonite doosi arvutusmudel kasutab footonite energia määratlust vastavalt BJR #11-le (British Journal of Radiology, lisanumber 11). On võimalik määrata doosi arvutamisel kasutatavast energiast erinev nominaalne footonite kiirtekimbu energia, näiteks kasutada footonite energia määratlust vastavalt BJR #17-le.

Nominaalne energia kuvatakse RayStation kasutajaliideses, seda kasutatakse aruannetes ja DICOM-i nominaalse energiana nii DICOM-impordis kui ka ekspordis.

Doosi arvutamise energiat kasutatakse footonite doosi arvutamiseks, sealhulgas selleks, et saada õiged kuldsed segmenteeritud ravitabeli (GSTT) parameetrid doosi arvutamiseks Variani täiustatud dünaamilise kiiluga. Seetõttu on oluline määrata õige doosi arvutamise energia, olenemata valitud energia määratlusest.

(4889)

**HOIATUS!**

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

(825142)

**HOIATUS!**

TomoTherapy lehe liikumise viiteaja nihked mõjutavad nii doosi väljundit kui ka kuju. Lehe liikumise viiteaja nihked imporditakse iDMS-ist ja neid saab seega süsteemis RayPhysics redigeerida. Lehe liikumise viiteaja nihke muudatused võivad erinevalt mõjutada erinevaid lõugadega piiratud väljade suurus, projektsiooniaegu ja lehe avanemisaegu. Veenduge, et doosi täpsus oleks enne mudeli kliinilist kasutamist valideeritud kõikide lõua avanemiste ja kõikide kliiniliselt oluliste projektsiooniaegade ja lehtede avanemisaegade korral.

(1404)

**HOIATUS!**

TomoTherapy doosi arvutamise täpsus lehe lühikeste avamisaegade ja lehe lühikeste sulgemisaegade korral. Rakenduste TomoHelical ja TomoDirect plaanide korral, millel on suur arv lehe lühikesi avanemis- või sulgemisaegu, või kiiritusel kasutatav doos, oluliselt erineda arvutatud doosist. Põhjuseks on asjaolu, et lehe kiirete liikumiste korral ei ava ega sulge raviseade lehti vastavalt doosi arvutamiseks kasutatud mudelile.

Vältimaks süsteemis RayStation plaanide loomisel lehe lühikesi avanemis- ja sulgemisaegu, kasutage kiire mudeli parameetreid *Minimum leaf open time* ja *Minimum leaf close time*. Probleem esineb teatud seadmepõhiste lehe avanemis-/sulgemisaja parameetritega, kuid umbes 50 ms võib tavaliselt olla sobiv väärtus nii parameetri *Minimum leaf open time* kui ka parameetri *Minimum leaf close time* jaoks.

Parameetrite *Minimum leaf open time* (Minimaalne lehe avanemisaeg) ja *Minimum leaf close time* (Minimaalne lehe sulgemisaeg) jaoks sobivate väärtuste leidmiseks igale TomoTherapy raviseadmele saab mõõta lehe avanemise viiteaega, nagu kirjeldatakse artiklis *Westerly DC, Soisson E, Chen Q, Woch K, Schubert L, Olivera G and Mackie TR, Treatment planning to improve delivery accuracy and patient throughput in helical tomotherapy, Int J Radiat Oncol Biol Phys. 2009;74(4):1290–1297*. Teine võimalus on kasutada skriptimist, et luua testplaanide komplekt konstantse lehe avamisajaga kõikidele avatud lehtedele ja seejärel uurida suhet mõõdetud doosi ja avanemisaja vahel.

(7551)

3.1.20 Skriptimisega seotud hoiatused



HOIATUS!

Valideerige kõik skriptid nende kavandatud kasutamiseks. Kontrollige kõiki skripte hoolikalt enne kliinilist kasutamist. Pidage meeles, et kõik toimingud ei ole skriptitavad/salvestatavad. Salvestatud skript ei pruugi olla samaväärne süsteemis RayStation salvestamise ajal tehtud GUI-etappidega. [508971]



HOIATUS!

Käsitlege erandeid käsitlemist ettevaatlikult. Skripti täitmisel käsitleb skripti raamistik skriptist väljajäänud erandeid automaatselt, põhjustades skripti täitmise peatumise ja veateate kuvamise.

Kui erandid on käsitsi skripti püütud (lisades erandi käsitlemise skripti), võib see tühistada skripti raamistiku erandi käsitlemise ja seetõttu ei kuvata veateadet.

Kui erandi käsitlemine lisatakse skripti, veenduge, et kuvatakse kõik olulised veateated. [508972]



HOIATUS!

Skriptimise kasutamisel vaadake üle GUI hoiatused ja teavitused. Kasutaja peab olema teadlik sellest, et skriptitud tööruumi käitamisel ilma graafilist kasutajaliidest (GUI) jälgimata võib kasutaja olulisi teavitusi ja hoiatusi mitte märgata. Kasutaja vastutab selle eest, et kogu skriptimisest saadud teave on kehtiv, kui seda kasutatakse GUI vaatamisel kliiniliste otsuste tegemiseks. See on eriti oluline hindamisdooside või raske hindamise stsenaariumi rühmadest teabe toomisel, kuna need ei kuulu plaani kinnitamise protsessi.

[723283]



HOIATUS!

Koordinaatsüsteemid skriptimise ajal. Skriptimise käigus tõlgendatakse koordinaate alati vastavalt DICOM-i koordinaatsüsteemi spetsifikatsioonile. Seadme koordinaatsüsteemide korral on IEC standard ja DICOM-i standard ekvivalentsed, kuid patsiendi koordinaatide korral on need erinevad, vt *jaotis 5.1 Patsiendi koordinaatsüsteem lk 128* ja *jaotis 5.2 Patsiendi koordinaatsüsteem DICOM-ekspordis lk 129*. Seadme skaalasid ei võeta arvesse. {508973}



HOIATUS!

Doosiühikud skriptimisel. Skriptimisel mõõdetakse doosi alati cGy-des. Arvesse ei võeta kliinikus kasutatavaid Gy/cGy sätteid.

{3200}



HOIATUS!

LET-ühikud skriptimisel. Skriptimisel on LET-i mõõtühik alati MeV/cmm, seevastu süsteemi RayStation liideses kasutatakse ühikud keV/μm.

{407284}



HOIATUS!

Dosimeetria ühik skriptimises. Skriptimises on esmane dosimeetria ühik alati MU. Muude esmaste dosimeetria ühikute konfiguratsiooni arvesse ei võeta. Kõik kiirtekimbu beam meterset parameetrid, nimetatakse MU ja sisaldavad väärtusi MU-des. Siiski on olemas skripti meetodid GetBeamNP() ja SetBeamNP()iooni kiirtekimpudel dosimeetri ühikuga NP. {126108}

**HOIATUS!**

Ettevaatlik tuleb olla taustaskriptide kasutamisel. Taustaskript on skript, mis on määratud arvutusteenuses käima, et teenindada süsteemi RayCare kasutusjuhtumeid. Taustaskriptid saavad kasutada patsiendi, juhu, plaani, kiirte komplekti ja uuringu sisendparameetreid. Taustaskriptiga ei saa patsienti vahetada, aga saab redigeerida konkreetse patsiendiga seotud kõiki osi olenemata eellaaditud juhtumist, plaanist, kiirte komplektist ja sisendparameetritel põhinevast uuringust.

(141838)

**HOIATUS!**

Süsteemi RayCare rakenduses RayStation skriptimisega tehtud toiminguid ei saa tagasi pöörata. Kui RayStation skriptimisel tehakse süsteemis RayCare toiminguid RayCare skriptipaketi abil, rakendatakse muudatused süsteemi RayCare andmebaasis kohe, kui toimingud on lõppenud. Seetõttu ei saa pärast skripti lõppemist neid toiminguid tagasi võtta ega uuesti teha, kasutades undo/redo funktsiooni rakenduses RayStation. Toiminguid ei saa tagasi pöörata ka juhul, kui skripti käivitamine on kasutaja poolt tühistatud või skripti tõrke tõttu peatatud. Sellistes olukordades peab kasutaja kas lõpetatud RayCare'i toimingud käsitsi tagasi võtma või skripti kirjutama nii, et skripti uuesti käivitamisel jäetakse vahele juba tehtud toimingud.

(282739)

**HOIATUS!**

Väärtuste ületätumine. Erinevad Pythoni interpretaatorid käsitsevad väärtuste ületätumist ja lõpmatust erinevalt. Käsitlege neid juhtumeid alati käsitsi.

(344492)

3.1.21 QA-ga seotud hoiatused



HOIATUS!

Kasutage plaani kontrollimiseks eksporditud raviplaani. Raviplaani kasutamine kvaliteedi tagamisprotsessi mõõtmistes võimaldab tuvastada andmete edastamise või raviplaani vead. Soovitav on kasutada QA doosi arvutamiseks üksnes QA plaani ja teha QA mõõtmised raviplaani abil. Kui mingil põhjusel ei ole võimalik kasutada raviplaani QA mõõtmisteks, veenduge, et QA plaani seadistus oleks võimalikult lähedane raviplaani seadistusele ja erinevuste mõju on arusaadav. {9438}



HOIATUS!

Vältige kiirtekimbu nurkade muutmist QA plaanis ioonravi seadmete korral, millel on erinevate kiirtekimbu nurkade jaoks erinevad kiirtekimbu mudelid. Kui loote raviplaani kasutades ioonravi seadet, millel on erinevate kiirtekimbu nurkade jaoks erinevad kiirtekimbu mudelid, valitakse konkreetse kiirtekimbu jaoks kiirtekimbu mudel vastava kiirtekimbu nurga põhjal. Kui kiirtekimbu nurki on QA plaanis muudetud raviplaaniga võrreldes (nt ahendades kõik kiirtekimbu nurgad valitud kiirtekimbu nurgaks), põhineb doosi arvutamine QA plaanis erineva kiirtekimbu mudeli kombinatsioonil võrreldes raviplaaniga. Kasutaja peaks seetõttu vältima kiirtekimbu nurkade muutmist QA plaanis, või kui selline muutus on vajalik, hindama hoolikalt QA plaani kehtivust. {149548}



HOIATUS!

Kanduri nurkade ahendamine kaarekujulise kiirtekimbu QA korral. Kanduri nurkade ahendamine kaarekujuliste kiirtekimpude üheks nurgaks (VMAT ja konformne kaar) moodulis QA Preparation (Kvaliteedi tagamine) on ette nähtud QA jaoks, millele detektor on paigaldatud risti ravi-kiirtekimbuga ja pöörleb koos kanduriga. Kasutada võib moodulis QA Preparation (Kvaliteedi tagamise ettevalmistamine) arvutatud doosi, kuid QA edastamine toimub pöörleva kanduriga, et tuvastada kõik kanduri pöörlemisega seotud edastusprobleemid. Üksikasju kaarekujuliste kiirtekimpude ja ahendatud kaarekujuliste kiirtekimpude kohta vt osast *RSL-D-RS-2024A-REF, RayStation 2024A Reference Manual*.

{2380}

3.1.22 Hoiatused rakenduse EPID kvaliteedi tagamise funktsiooni kohta



HOIATUS!

EPID QA funktsionaalsust tuleb kasutada ainult koos valideeritud fantoomiga.

Prognoositav suhteline EPID QA vastus sõltub tugevalt EPID QA jaoks kasutatud fantoomist. Rakenduse EPID vastuvõtjas suhtelise vastuse korrektseks reprodutseerimiseks kasutatakse EPID vastuvõtjas oleva metallplaadi modelleerimiseks õhukest plaati, millel on materjali ülekirjutamine. Suhteline vastus on plaadi paksuse ja materjali omaduste suhtes tundlik. Seetõttu tuleb EPID kvaliteedikontrolli funktsionaalsust kasutada ainult koos valideeritud fantoomidega.

[271755]



HOIATUS!

EPID QA doosid QA ettevalmistamise moodulis esindavad suhtelisi doose.

Rakenduse EPID kvaliteedi tagamise arvestuse tulemusel saadud doos, mis kuvatakse kvaliteedi tagamise ettevalmistamise moodulis, on korrigeeritud suhteline doos, isegi kui värviskaalal kuvatakse absoluutsed dooside väärtused. Saadud doos on asjakohane ainult siis, kui see eksporditakse detektoriga samal tasapinnal suhtelise doositasandina ja võrreldakse mõõdetud EPID vastusega.

[271854]



HOIATUS!

Eksporditud RTImage sisaldab ainult suhtelist vastust. Eksporditud EPID doos eksporditakse RTI-pildina, et seda võrrelda EPID detektori vastusena. Kujutised tuleb enne võrdlemist normaliseerida, kuna väljundit rakendusest RayStation ei ole õigete absoluutdoosi väärtuste saamiseks kalibreeritud. Seetõttu ei ole selle meetodi abil võimalik MU skaleerimisel vigu tuvastada. Ainult suhtelise voo vead tuvastatakse. Pange tähele ka seda, et mõõdetud ja prognoositud vastuse võrdlus on kasutatava normaliseerimismeetodi suhtes tundlik.

[271756]

3.1.23 RayStation salvestustööriistaga seotud hoiatused



HOIATUS!

Indeksite teenus. Süsteemis RayStation 5 ja kõrgemas versioonis aitab indeksite teenus jälgida kasutajal patsiente erinevate andmebaasiversioonidega erinevates andmebaasides. Varasemates süsteemi RayStation versioonides ei ole see võimalik ja ei ole ka hoiatust, et patsient võib olla liigutatud hilisemasse andmebaasi versiooni. [159208]



HOIATUS!

Enne värskendamist kontrollige andmebaasi vastavuse püsivust. Süsteemi RayStation salvestustööriistaga on võimalik luua olemasoleva süsteemi põhjal uus andmebaasi süsteem. Enne olemasoleva süsteemi põhjal uue süsteemi loomist veenduge, et käivitate tööriista ConsistencyAnalyzer. [231801]



HOIATUS!

RayStation Storage Tool. Kui RayStation Storage Tool avab ResourceDB eelmise versiooni, uuendatakse ResourceDB ja seda ei saa kasutada varasemate versioonidega. [261396]



HOIATUS!

Teiseste andmebaaside ülekanerežiim. Kui patsiendi andmebaasi kasutatakse teisese andmebaasina rohkem kui ühes süsteemis, on ülekanerežiim sama.

[466425]

3.1.24 Masinõppega seotud hoiatused



HOIATUS!

Kasutaja peab kõik masinõppe mudelid juurutama enne nende kliinilist rakendamist.

[69047]

**HOIATUS!**

Masinõppe plaanimist ei ole adaptiivseks ümberplaneerimiseks valideeritud
(410648)

**HOIATUS!**

Mudeli andmeleht tuleb enne masinõppe mudeli kliinilist rakendamist üle vaadata, kuna seal on loetletud mudeli olulised piirangud ja kasutusteave.

3.1.25 Hoiatused meditsiinilise onkoloogia kohta**HOIATUS!**

Kinnitage tsükkel enne kiiritust. RayStation kontrollib manustatava doosi piire ja eluaegse doosi piire ning ka seda, kas andmebaasis on olemas elulised näitajad ja aktiivsed ained ning et need poleks aegunud. Selleks et tagada, et planeeritud tsükkel läbib kõik süsteemi RayStation kontrollitud ohutuspiirangud, peab kasutaja tsükli enne kiiritust kinnitama.

(226201)

**HOIATUS!**

Raviskeemi aruanded. RayStation ei jälgi aruandeid, mis on loodud meditsiiniliste onkoloogiaplaanide jaoks. Kasutajal lasub vastutus jälgida raviskeemi aruandeid, mis on loodud meditsiiniliste onkoloogiaplaanide jaoks.

(141788)

**HOIATUS!**

Arvutatud doosiühik. Ainus toetatud ühik arvutatud doosi jaoks on mg. Doos arvutatakse kahe komakoha täpsusega.

(144557)

**HOIATUS!**

Aktiivse aine maksimaalne eluaegne doos. RayStation kuvab hoiatuse ja küsib kasutaja kinnitust, kui ravimitoimingu akumulunud eluaegne doos ületab ravimitoimingu aktiivse aine maksimaalset eluaegset doosi. Maksimaalne eluaegne doos määratakse, kui süsteemis RayPharmacy lisatakse aktiivne aine. Ravimitoimingu akumulunud eluaegne doos arvutatakse järgmiste summana: ravimitoimingu arvutuslik doos, ravimiandmete doosid sama aktiivse ainega nagu ravimitoimingu ja ravimitoimingu arvutuslikud doosid sama aktiivse ainega ja samas raviskeemis, mida kasutati enne ravimitoimingu. Kasutajal lasub vastutus veenduda, et sisestatud ravimite andmed on õiged, kõik enne praegust raviskeemi patsiendile manustatud asjakohased ravimid on kaasatud ja aktiivse aine maksimaalne eluaegne doos on õigesti sisestatud. Pidage silmas, et arvesse ei võeta ravimitoiminguid teistes plaanides või raviskeemides.

(144428)

**HOIATUS!**

Aktiivse aine maksimaalne manustatav doos. RayStation kuvab hoiatuse ja küsib kasutajalt kinnitust, kui aktiivse aine maksimaalset manustatavat doosi ületatakse. Maksimaalne manustatav doos määratakse, kui süsteemis RayPharmacy lisatakse aktiivne aine. Kasutajal lasub vastutus kontrollida, kas sisestatud maksimaalne manustatav doos on õige. Lisaks pidage silmas, et maksimaalne manustatav doos puudub ainult üht ravimitoimingu. Sama ravipäeva mitut ravimitoimingu ei liideta, et tuvastada, kas akumulunud doos ületab maksimaalset manustatavat doosi.

(144555)

3.1.26 Hoiatused kokkupõrkekontrolli kohta**HOIATUS!**

Süsteemi RayStation kokkupõrkekontrolli ei tohi kasutada viimase kokkupõrkekaitsena raviruumis. Kokkupõrkekontrolli täpsus on ligikaudne. Kokkupõrkekontrolli eesmärk on anda varajane ülevaade võimalikust kokkupõrkest. Kasutaja peab jälgima patsiendilaua või kiiritusravi süsteemi liikumist raviruumis.

(408937)

**HOIATUS!**

On võimalik kinnitada/eksportida plaan, mille kokkupõrkeandmed põhinevad vananenud kuvamisseadme transformatsioonil. Süsteemi RayStation kokkupõrkekontrolli tulemust ei muudeta kehtetuks, kui raviruumi kuvamisseadme transformatsiooni (IDT) vektor muutub menüüs Clinic Settings (Kliiniku sätted). Kasutajal lasub vastutus tagada, et kokkupõrkekontrolli korratakse kinnitamata kiirte komplektide puhul, kui IDT-d uuendatakse.

(409517)

**HOIATUS!**

Looge ja registreerige avatar. Meetod *CreateAndRegisterAvatar* on skriptitav meetod, mis loob patsiendisarnase avatari, mida saab kasutada kokkupõrke tuvastamiseks.

Avatar luuakse antud mehe, naise või lapse põhimudeli põhjal. Põhimudel skaleeritakse uuesti kasutaja pikkuse ja kaalu sisendite põhjal. Algoritm skaleerib uuesti avatari võrgupiirangu laiuseks umbes 50 cm, mis võib põhjustada ebareaalset avatari loomist, arvestades teatud pikkuse ja kaalu kombinatsioonidega.

Kasutaja peab olema teadlik, et avatar on ainult umbkaudne esitlus patsiendist ja see on kasutaja ülesanne, et see oleks vastavasse patsiendi huvipiirkonda õigesti registreeritud, enne kui seda kasutatakse kokkupõrke tuvastamiseks. Avatar võib võimalikust kokkupõrkest varakult teada anda, kui seda kasutatakse kokkupõrke tuvastamisel, aga seda ei tohi kasutada lõpliku kokkupõrgete vastase kaitsena.

(719240)

**HOIATUS!**

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

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

(824789)

3.2 PATSIENDI ANDMETE IMPORTIMINE

Kõik patsiendi andmed imporditakse DICOM-iga. Patsiendi andmete importimist kirjeldatakse kasutusjuhendis, jaotises *RSL-D-RS-2024A-USM, RayStation 2024A User Manual* ja DICOM-i vastavusavalduses, *RSL-D-RS-2024A-DCS, RayStation 2024A DICOM Conformance Statement*.

3.3 SISENDANDMED

Kõik kasutaja sisendandmed valideeritakse sisestamise ajal. Valed väärtused või tekst lükatakse tagasi, kuvatakse õiged piirmäärad või vorming ja kasutajalt küsitakse uut sisendit.

3.4 SKRIPTIMINE

Veendumaks, et kõik on täidetud ootuspäraselt, uurige pärast skripti täitmist hoolikalt skripti täitmise üksikasju. Samuti soovitatakse uurida kõikide kõikide skriptimisega muudetud plaanide aruandeid.

Skript valideeritakse enne kliinilise kasutamise alustamist. Enne kinnitamist vaadake skripti sisu hoolikalt läbi.

Kinnitatud andmebaasi skript saab käivitada vaid muid kinnitatud skripte.

3.5 KUVAVORMING

Süsteemis RayStation kuvatakse kuupäev ja kellaaeg vormingus „dd MMM YYYY, hh:mm:ss (hr:min:sec)“ (pp KKK AAAA, hh:mm:ss (t:min:s), nt „14 Jan 1975, 08:20:42 (hr:min:sec)“.

4 INSTALLIMISE JUHEND

Selles peatükis kirjeldatakse RayStation 2024A süsteemi installimisega seotud protsesse ja teste.

Selles peatükis

See peatükk sisaldab järgmisi jaotisi:

4.1	Installimise testjuhend	p. 126
4.2	Süsteemi keskkonna aktsepteerimise test	p. 126
4.3	Riistvara diagnostika kontrollid	p. 126
4.4	Kaugjuhtimise keskkonna seadistamine	p. 126
4.5	Andmeside keskkond	p. 126

4.1 INSTALLIMISE TESTJUHEND

Installimisjuhendi leiate dokumendist *RSL-D-RS-2024A-CIRSI, RayStation 2024A Customer Instruction for RayStation Installation*.

4.2 SÜSTEEMI KESKKONNA AKTSEPTERIMISE TEST

Süsteemi keskkonna aktsepteerimise testi iga installimise või muudatuse korral rakendust sisaldaval riistvara- või tarkvaraplatvormil (nt operatsioonisüsteemi värskendus), et kontrollida rakenduse installimist ja toimivust. See katse on määratletud jaotises *RSL-D-RS-2024A-SEAT, RayStation 2024A System Environment Acceptance Test Protocol*.

4.3 RIISTVARA DIAGNOSTIKA KONTROLLID

Selleks et RayStation või RayPhysics ei saaks töötada vigases riistvarakeskkonnas, käivitatakse enesetest enne igat toimingut, mis vajab GPU-ga tehtavaid arvutusi. Olenevalt nõutud toimingust (nt Collapsed Cone'i footonite doos) käivitatakse kindel test ja tulemust võrreldakse heakskiidetud keskkondadest saadud eelmääratletud tulemuste loendiga. Edukas test kehtib kuni süsteemi RayStation või RayPhysics sulgemiseni ja testi ei korrata edasiste toimingute puhul, mida kaitseb see sama enesetest.

Kui test ebaõnnestub, teavitatakse kasutajat ja GPU arvutusi ei ole võimalik teha toiminguga, mida kaitseb ebaõnnestunud enesetest. Teisi GPU arvutusi, kus enesetest õnnestub, saab jätkuvalt teha.

Test tehakse kõikide kiirendatud arvutamiseks kasutatavate GPU-de valimisel. Sellegipoolest on kasutaja kohustus veenduda, et valitud kaartide ja operatsioonisüsteemi versiooni, draiveri versiooni ning muude keskkonna üksikasjade kombinatsioon oleks dokumendis *RSL-D-RS-2024A-SEG, RayStation 2024A System Environment Guidelines* heaks kiidetud. Lisaks peab enne kliinilist kasutamist GPU arvutusi kontrollima kvalifitseeritud füüsik, kasutades rakendust *RSL-D-RS-2024A-SEAT, RayStation 2024A System Environment Acceptance Test Protocol*.

4.4 KAUGJUHTIMISE KESKKONNA SEADISTAMINE

Kaugjuhtimise keskkonna seadistavad ja valideerivad ettevõtte RaySearch volitatud töötajad ning kliinik ei tohi seda muuta ilma *RSL-D-RS-2024A-SEAT, RayStation 2024A System Environment Acceptance Test Protocol* järgi testimata. Kliinik peab tagama, et kaugjuurdepääsu konfiguratsioon tagab kadudeta graafika ülekande ja muude sarnaste meditsiinilise kuvamisele rakenduvate nõudete täitmise.

4.5 ANDMESIDE KESKKOND

RayStation 2024A süsteem suhtleb muude süsteemidega, DICOM-i abil. Üksikasjalikku teavet vt osast *RSL-D-RS-2024A-DCS, RayStation 2024A DICOM Conformance Statement*. Kasutajakliiniku ülesanne on kindlaks teha, et RayStationi ja nende süsteemide, kust andmeid imporditakse, vaheline ühendus toimib ootuspärselt ja vastuvõttev süsteem käsitleb andmeid korrektselt.

5 KOORDINAATIDE, LIIKUMISTE JA SKAALADE KUVAMINE

RayStation 2024A kasutab ravi planeerimisel koordinaatide kuvamiseks, liikumisteks ja skaalade jaoks standardit IEC 61217³, v.a mõned erandid. Kanduri, kollimaatori ja ravilaua nurkasid, samuti välja koordinaatsüsteeme võib kasutaja C-kaarega LINACi-põhiselt konfigurioneerida ka IEC-le mittevastavateks. Lisaks kirjeldatakse ravimasinat CyberKnife osaliselt mitte-IEC koordinaatsüsteemiga. Lisateavet kasutaja määratud erandite ning CyberKnife'i erandi kohta saate dokumendist *jaotis 5.3 Raviseadme koordinaatsüsteem lk 130*.

Märkus. Süsteem RayStation 2024A toetab patsiendi asendeid pea ees selili (HFS), pea ees kõhuli (HFP), jalad ees selili (FFS), jalad ees kõhuli (FFP), pea ees vasakul küljel (HFDL), pea ees paremal küljel (HFDR), jalad ees vasakul küljel (FFDL), jalad ees paremal küljel (FFDR) ja istuv. Siiski ei ole kõik patsientide asendid toetatud kõikide ravimeetodite puhul.

Selles peatükis

See peatükk sisaldab järgmisi jaotisi:

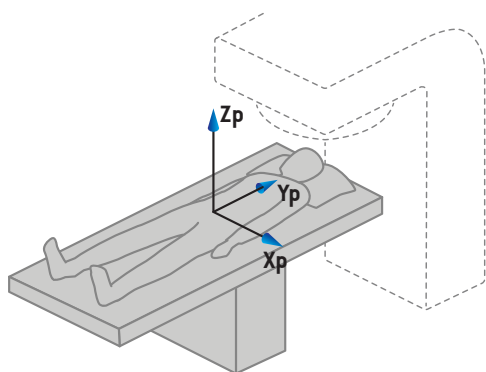
5.1	Patsiendi koordinaatsüsteem	p. 128
5.2	Patsiendi koordinaatsüsteem DICOM-eksportis	p. 129
5.3	Raviseadme koordinaatsüsteem	p. 130
5.4	Lõua ja MLC märgistamise standard	p. 146

³ IEC 61217:2011 Röntgeneraapia aparatuur. Koordinaadid, mehhanismid ja astmikud.

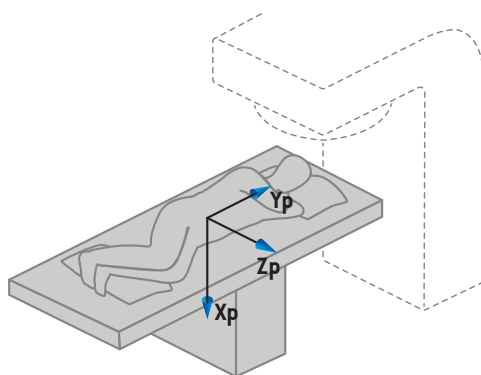
5.1 PATSIENDI KOORDINAATSÜSTEEM

Patsiendi koordinaatsüsteemi positiivne x-telg on suunatud patsiendi vasaku käe suunas, positiivne y-telg patsiendi pea suunas ja positiivne z-telg ettesuunas. Koordinaatsüsteem järgib patsiendi suunda: pea ees või jalad ees, selili või kõhuli, paremal küljel või vasakul küljel ning istudes näoga tooli esiosa poole. IEC 61217 koordinaatsüsteemide hierarhias on patsiendi koordinaatsüsteemist ülemaks uuringulaua koordinaatsüsteem.

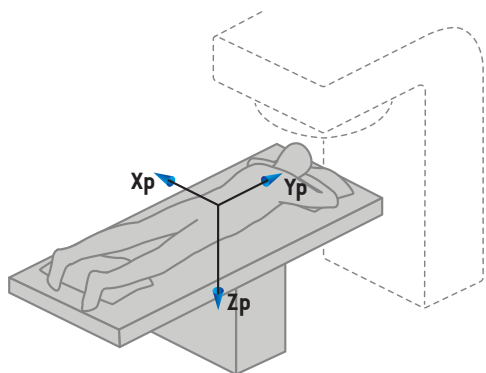
RayStation 2024A doos ja doosi erinevuse jaotused on kõik visualiseeritud patsiendi koordinaatsüsteemis. Üldiselt on süsteemis RayStation 2024A esitatud patsiendi koordinaadid kui **Right-Left** (Parem-vasak), **R-L** (P-V) (parem-vasak = $x -/+$), **Inf-Sup** (Inf-Sup), **I-S** (I-S) (alumine-ülemine = $y -/+$) ja **Post-Ant** (Posterioorne-anterioorne), **P-A** (P-A) (tagumine-eesmine = $z -/+$).



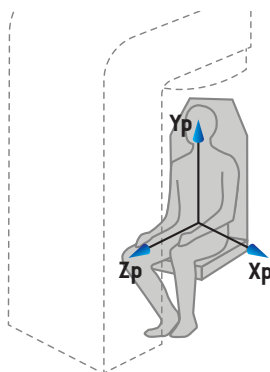
A) Pea ees selili



B) Pea ees vasakul küljel



C) Pea ees kõhuli

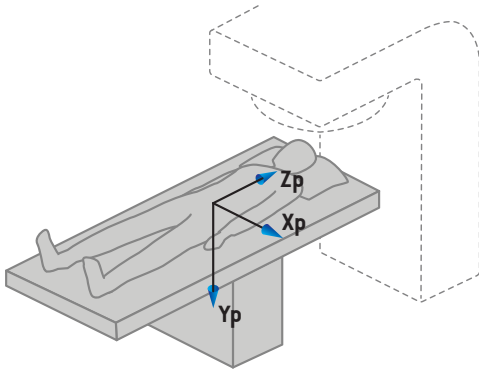


D) Istudes

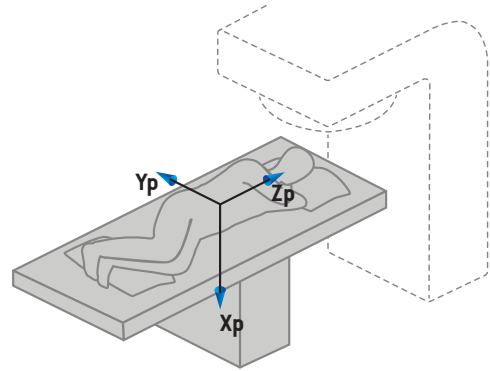
Joonis 2. Patsiendi koordinaatsüsteem. Kujutatud on mõned toetatud asendite näited: A) pea ees selili (HFS), B) pea ees vasakul küljel (HFDL), C) pea ees kõhuli (HFP) ning D) istudes.

5.2 PATSIENDI KOORDINAATSÜSTEEM DICOM-EKSPORDIS

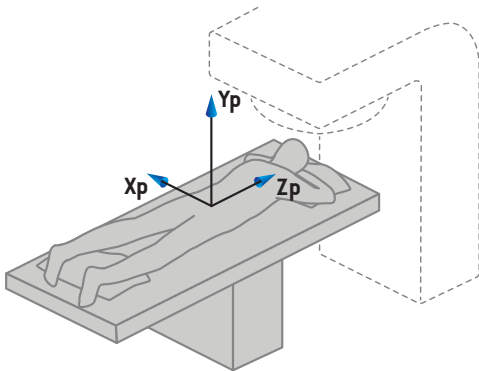
Patsiendi koordinaadid DICOM-i eksporditud andmekogumites järgivad DICOM-i standardit, positiivse x-teljega patsiendi vasaku käe suunas, positiivse z-teljega patsiendi pea suunas ja positiivse y-teljega tagasuunas. Koordinaatsüsteem järgib patsiendi suunda: pea ees või jalad ees, selili või kõhuli, paremal küljel või vasakul küljel ning istudes näoga tooli esiosa poole.



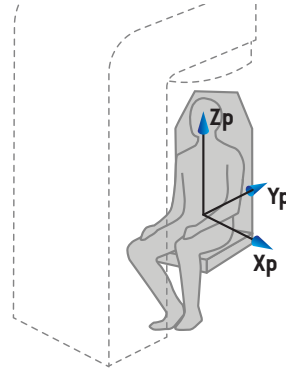
A) Pea ees selili



B) Pea ees vasakul küljel



C) Pea ees kõhuli



D) Istudes

Joonis 3.

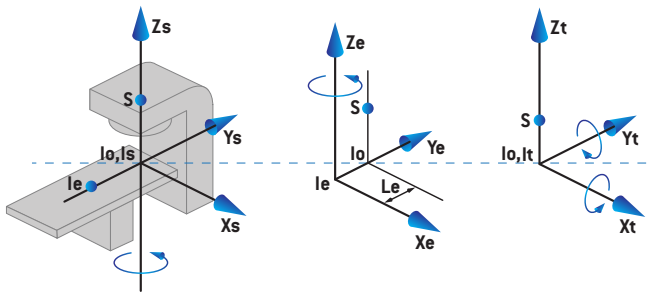
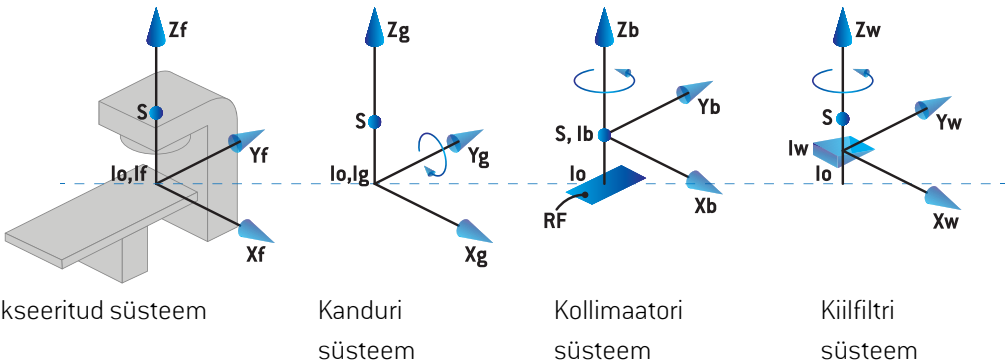
Patsiendi koordinaatsüsteem DICOM-ekspordis järgib DICOM-i standardit. Kujutatud on mõned toetatud asendite näited: A) pea ees selili (HFS), B) pea ees vasakul küljel (HFDL), C) pea ees kõhuli (HFP) ning D) istudes.

5.3 RAVISEADME KOORDINAATSÜSTEEM

RayStation 2024A kasutab ravi planeerimise ajal LINAC-i koordinaatide, liigutuste ja skaalade kuvamiseks standardit IEC 61217, eranditeks on kanduri, kollimaatori ja ravilaua nurgad ning samuti välja koordinaatsüsteemid, mida võib C-kaarega LINACi-põhiselt konfigureerida ka IEC-le mittevastavateks. Lõua märgistamiseks on lisaks kaks võimalust. Patsiendi paigaldamiseks kasutatavaid kuvamisseadmeid võib samuti kirjeldada IEC-le mittevastavate pööretega, vt *jaotis 5.3.11 Paigaldamise kuvamisseadme koordinaatsüsteemid lk 144*. CyberKnife'i kiirguspea liikumisi ei saa kirjeldada standardiga IEC 61217, vt *jaotis 5.3.8 CyberKnife'i kiirgusallika koordinaatsüsteem lk 139*.

5.3.1 Seadme koordinaatsüsteemide ülevaade

Seadme koordinaatsüsteemid on vastavalt IEC 61217-le koordinaatsüsteemistik n koordinaatsüsteemistik, millest kõiki kirjeldatakse oma aluskoordinaatsüsteemi suhtes, fikseeritud koordinaatsüsteemiga, mille algus on isotsentris, positiivne x-telg paremale, kui vaatleja asub näoga kanduri poole, positiivne y-telg isotsentrist kanduri suunas piki kanduri pöörlemistelge ja positiivne z-telg on suunatud isotsentrist ülespoole.



S = allikas
lo = isotsenter
RF = kiirgusväli

Patsiendi
tugivahendi
süsteem

Patsiendilaua
ekstsentriline
süsteem

Patsiendilaua
süsteem (ravilaua
süsteem)

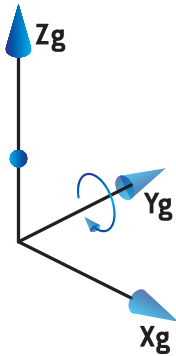
Joonis 4. Seadme koordinaatsüsteemid vastavalt standardile IEC 61217.

Kui seadet kasutatakse ravilaua pööramise asendamiseks rõnga pööramisega, asendatakse patsiendi tugikoordinaatide süsteemi Zs-telje ümber pöörlemine kanduri koordinaatsüsteemis vastassuunas ümber Zg-telje pöörlemisega. Seeläbi säilitatakse patsiendi ja kanduri süsteemi vaheline seos.

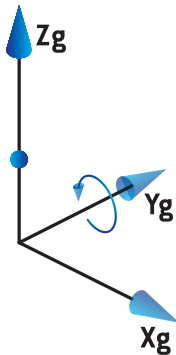
5.3.2 Kanduri koordinaatsüsteem

Kanduri koordinaatsüsteem pöörleb koos kanduriga. Kanduri koordinaatsüsteemi aluskoordinaadistikuks on fikseeritud koordinaatsüsteem.

- **IEC standardiga** on määratud selle kokkulangevus fikseeritud koordinaatsüsteemiga, kui kanduri nurk on null. Kanduri nurk suureneb astmeliselt päripäeva pöörlemise korral, nagu näeb seda näoga kanduri poole olev vaatleja.



- **Mitte-IEC kanduri skaala (Variani standard):** kanduri nurk on 180 kraadi, kui kiirtekimp siseneb ülvalt. Kanduri nurk suureneb astmeliselt vastupäeva pöörlemise korral, nagu näeb seda näoga kanduri poole olev vaatleja.



Märkus. Kui LINAC konfigureeritakse kasutama kanduri nurka vastavalt IEC 61217, on nurga ühikuks [deg].

Märkus. Kui LINAC konfigureeritakse kasutama kanduri nurka vastavalt Non-IEC ("Varian Standard"), on nurga ühikuks [deg Non-IEC].

5.3.3 Kollimaatori koordinaatsüsteem

Kollimaatori koordinaatsüsteem on fikseeritud kanduri kollimaatorisse. Kollimaatori aluskoordinaatsüsteemiks on kanduri koordinaatsüsteem.

Süsteemis RayPhysics on kolm sätet, mis mõjutavad nurkade käitumist, asendeid ja nimetusi selles koordinaatsüsteemis; **Gantry and collimator coordinate system definitions** (Kanduri ja kollimaatori koordinaatsüsteemi määratlused), **Field coordinate system definitions** (Välja koordinaatsüsteemi määratlused) ja **Jaw labeling standard** (Lõua märgistamise standard). Kui kõik kolm sätet on seatud „IEC 61217“-le, on määratlused kooskõlas standardiga IEC 61217.

Säte *Gantry and collimator coordinate system definitions*

Säte **Gantry and collimator coordinate system definitions** (Kanduri ja kollimaatori koordinaatsüsteemi määratlused) süsteemis RayPhysics juhib kollimaatori pöördenurga esitamist:

- **IEC standardi** korral langevad teljed kokku kanduri süsteemiga, kui kollimaatori nurk on null. Kollimaatori nurk on määratud positiivseks vastupäeva pöörlemise korral kiirtekimbu vaateväljas, st kui seda vaadatakse allikast. Selle koordinaatsüsteemi korral on kollimaatori nurk tavaliselt 180 kraadi, kui raami ava on Variani seadmete korral vastamisi kanduriga.
- **Mitte-IEC (Variani standard)** korral pööratakse kollimaatori koordinaatsüsteemi võrreldes IEC standardiga 180 kraadi ja kollimaatori nurk on määratud positiivseks päripäeva pöörlemise korral kiirtekimbu vaateväljas, st kui seda vaadatakse allikast. Selle koordinaatsüsteemi korral on kollimaatori nurk tavaliselt null kraadi, kui raami ava on Variani seadmete korral vastamisi kanduriga.

Märkus. Kui LINAC konfigureeritakse kasutama kollimaatori nurka vastavalt IEC 61217, on nurga ühikuks [deg].

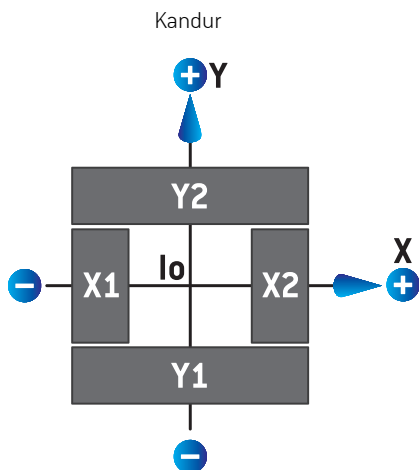
Märkus. Kui LINAC konfigureeritakse kasutama kollimaatori nurka vastavalt mitte-IEC, on nurga ühikuks [deg Non-IEC].

Säte *Field coordinate system definitions*

Säte **Field coordinate system definitions** (Välja koordinaatsüsteemi määratlused) määratleb süsteemis RayPhysics, kuidas esitatakse ja määratletakse lõua ning MLC lehe asendid. Järgmine kirjeldus kasutab lõua nimetamise tava vastavalt standardile IEC 61217.

Märkus. Kui LINAC on konfigureeritud kasutama välja koordinaatsüsteemi standardi IEC 61217 järgi, on lõua ja lehe asendite ühikuks [cm].

Märkus. Kui LINAC konfigureeritakse kasutama välja koordinaatsüsteemi vastavalt mitte-IEC, on lõua ja lehe asendite ühikuks [cm mitte-IEC].

Kollimaatori asendid vastavalt IEC 61217-le

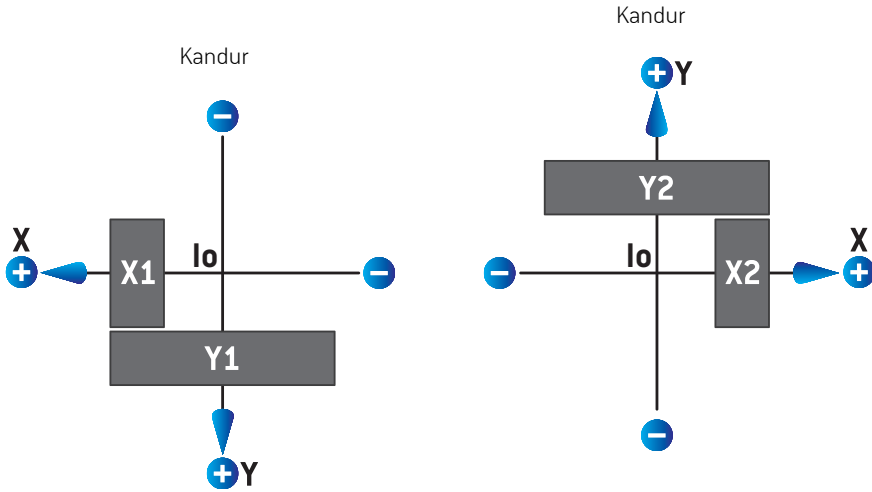
Joonis 5. Kollimaatori asendid kiirtekimbu vaateväljas vastavalt standardile IEC 61217.

Kollimaatori asendid vastavalt standardile IEC 61217, kiirtekimbule (IEC) kollimaatori nurgaga 0, kui seda vaadatakse allikast, on kirjeldatud alljärgnevas tabelis.

Kui ... serv	on positioneeritud isots- entri teljest ...,	on selle positsiooni väärtus...
X1, X2 (lõug või MLCX-leht)	paremale	positiivne
X1, X2 (lõug või MLCX-leht)	vasakule	negatiivne
Y1, Y2 (lõug või MLCY-leht)	kanduri poole	positiivne
Y1, Y2 (lõug või MLCY-leht)	mitte-kanduri poole	negatiivne

Kollimaatori asendid vastavalt mitte-IEC-le (Variani standard)

Mitte-IEC korral esitatakse positiivse asendi koordinaadid igas lõua ja lehe suunas, mis ei ole ületanud keskjoont. See tähendab, et negatiivsed koordinaadid esitatakse ületamise jaoks.



Joonis 6. Kollimaatori asendid kiirtekimbu vaateväljas vastavalt mitte-IEC-le (Variani standard). Pange tähele, et koordinaadid, mis on visualiseeritud kiirtekimbu vaateväljas RayStationis, kasutavad alati IEC 61217 koordinaatsüsteemi.

Kollimaatori asendid vastavalt mitte-IEC standardile (Variani standard), kiirtekimbule (IEC) kollimaatori nurgaga 0, kui seda vaadatakse allikast, on kirjeldatud alljärgnevas tabelis.

Kui ... serv	on positsioneeritud isotsentri teljest ...	on selle positsiooni väärtus...
X1 (lõug või MLCX-leht)	paremale	negatiivne
X1 (lõug või MLCX-leht)	vasakule	positiivne
X2 (lõug või MLCX-leht)	paremale	positiivne
X2 (lõug või MLCX-leht)	vasakule	negatiivne
Y1 (lõug või MLCY-leht)	kanduri poole	negatiivne
Y1 (lõug või MLCY-leht)	mitte-kanduri poole	positiivne
Y2 (lõug või MLCY-leht)	kanduri poole	positiivne
Y2 (lõug või MLCY-leht)	mitte-kanduri poole	negatiivne

Säte Jaw labeling standard

Sätet **Jaw labeling standard** (Lõua märgistamise standard) süsteemis RayPhysics kirjeldatakse jaotises *jaotis 5.4 Lõua ja MLC märgistamise standard lk 146*.

5.3.4 Kiilu filtri koordinaatsüsteem

Kiilu filtri koordinaatsüsteem pöörleb koos kiiluga ja positiivne y-telg kulgen kiilu kannast varbani. Kiilu filtri koordinaatsüsteemi aluskoordinadistikuks on kollimaatori koordinaatsüsteem. Süsteemis RayPhysics ja RayStation 2024A põhiraenduses on kiilu koordinaatsüsteem määratletud kattuma valitud kollimaatori koordinaatsüsteemiga (IEC 61217 või mitte-IEC) juhul, kui kiilu suund on null kraadi.

- Kollimaatori koordinaatsüsteemi **IEC 61217** korral on kiilu suund null kraadi, kui varvas osutab kanduri suunas ja kollimaatori nurk on null.
- Kollimaatori **mitte-IEC** koordinaatsüsteemi korral on kiilu suund null kraadi mitte-IEC, kui varvas osutab kandurist eemale ja kollimaatori nurk on null kraadi mitte-IEC.

Kiilu suund suureneb järk-järgult vastupäeva pöörlamise korral.

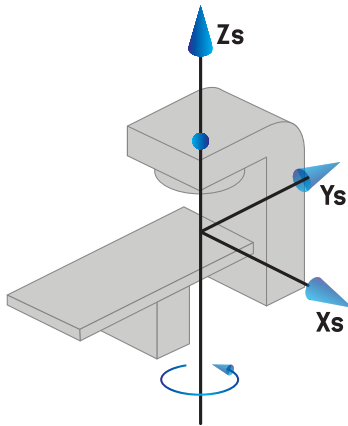
Märkus. Kui LINAC konfigureeritakse kasutama kollimaatori nurka vastavalt IEC 61217, on kiilu suuna nurga ühikuks [deg].

Märkus. Kui LINAC konfigureeritakse kasutama kollimaatori nurka vastavalt mitte-IEC-d, on kiilu suuna nurga ühikuks [deg mitte-IEC].

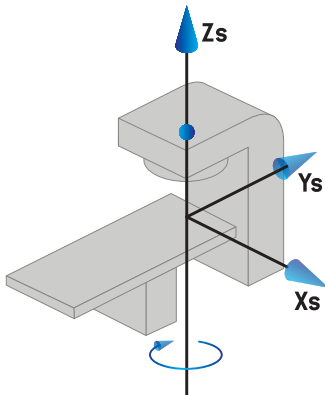
5.3.5 Patsienditoe koordinaatsüsteem

Patsiendi tugivahendi koordinaatsüsteem pöörleb koos ümber vertikaalse telje Z_s ümber pöörleva patsiendi tugivahendi osaga. Patsiendi tugivahendi aluskoordinaadistikuks on fikseeritud koordinaatsüsteem.

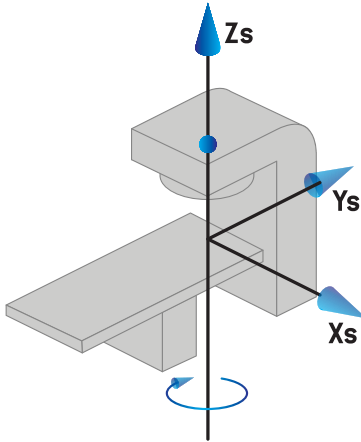
- **IEC standardi** korral langeb patsienditoe süsteem kokku fikseeritud süsteemiga, kui ravilaua nurk on null. Positiivse pöörlemise suund on määratult vastupäeva, nagu on näha ülaltvaates.



- **Mitte-IEC 1** (Varianti IEC) seadme skaala korral langeb patsienditugivahendi süsteem kokku fikseeritud süsteemiga, kui ravilaua nurk on null. Positiivse pöörlemise suund on määratult päripäeva, nagu on näha ülaltvaates.



- **Mitte-IEC 2 (Variani standard)** seadme skaala korral on ravilaua nurk 180 kraadi, kui IEC ravilaua nurk on null kraadi. Positiivse pöörlemise suund on määratult päripäeva, nagu on näha ülaltvaates.



Märkus. Kui LINAC konfigureeritakse kasutama ravilaua nurka vastavalt IEC 61217, on nurga ühikuks [deg].

Märkus. Kui LINAC on konfigureeritud kasutama ravilaua nurka vastavalt mitte-IEC 1 („Variani IEC“), on nurga ühikuks [deg mitte-IEC] kasutajaliideses ja [deg mitte-IEC CW] plaani aruannetes.

Märkus. Kui LINAC on konfigureeritud kasutama ravilaua nurka vastavalt mitte-IEC 2 („Variani standard“), on nurga ühikuks [deg mitte-IEC] kasutajaliideses ja [deg mitte-IEC CW] plaani aruannetes.

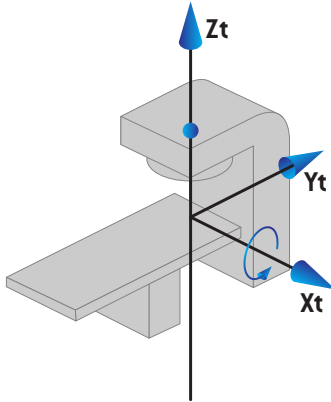
5.3.6 Patsiendilaua ekstsentriline koordinaatsüsteem

Süsteem RayStation toetab ainult nullkraadist ekstsentrilist patsiendilaua pöördenurka ja translatsiooni kaugust null, ja seega langeb patsiendilaua ekstsentriline koordinaatsüsteem alati kokku patsienditugivahendi koordinaatsüsteemiga. Patsiendilaua koordinaatsüsteemi aluskoordinaadistikuks on patsiendilaua ekstsentriline koordinaatsüsteem.

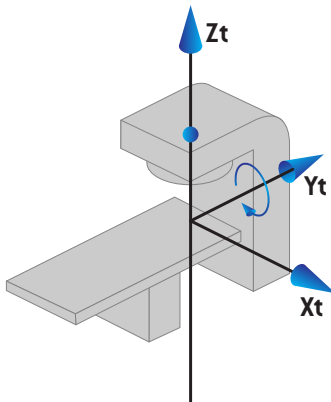
5.3.7 Patsiendilaua koordinaatsüsteem

Süsteemis RayStation on patsiendilaua koordinaatsüsteemi alussüsteem patsiendilaua ekstsentriline koordinaatsüsteem. Piki- ja küljkaldenurki väljendatakse alati IEC standardi järgi. Edasiste pöörete järjekord on kokkuleppeliselt pikikaldenurk ja seejärel küljkaldenurk.

- Patsiendilaua pikikaldenurk on määratletud kui pöördlemine ümber telje X_t . Pikikaldenurga suurenemine vastab patsiendilaua päripäeva pöördlemisele, vaadatuna patsiendilaua koordinaatsüsteemi alguspunktist piki positiivset X_t -telge.



- Patsiendilaua külgekaldenurk on määratletud kui pöördlemine ümber telje Y_t . Külgekaldenurga suurenemine vastab patsiendilaua päripäeva pöördlemisele, vaadatuna patsiendilaua koordinaatsüsteemi alguspunktist piki positiivset X_t -telge.



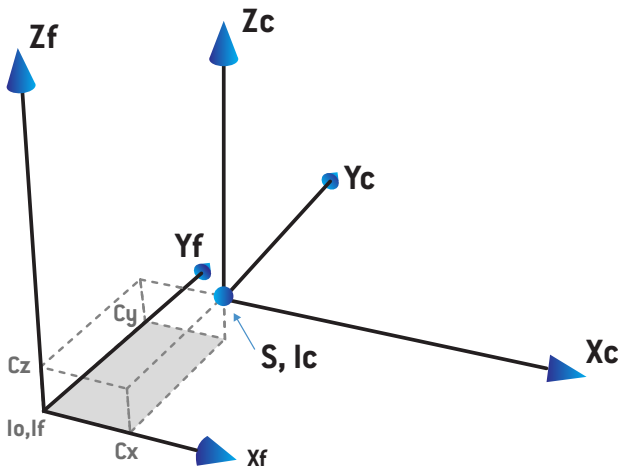
5.3.8 CyberKnife'i kiirgusallika koordinaatsüsteem

CyberKnife'i kiirgusallika koordinaatsüsteem liigub koos CyberKnife'i kiirguspeaga ja pärineb kiirgusallikast. CyberKnife'i kiirgusallika koordinaatsüsteemi aluskoordinaadistikuks on fikseeritud koordinaatsüsteem. CyberKnife'i ravi puhul on CyberKnife'i kiirgusallika koordinaatsüsteem kiirt piirava seadme koordinaatsüsteemi aluskoordinaadistikuks.

CyberKnife'i kiirgusallika koordinaatsüsteemi seos selle aluskoordinaadistikuga on määratud kuue väärtusega. Need kuus väärtust on algspositsiooni koordinaadid $\{C_x, C_y, C_z\}$ ning pööramisnurgad (vertikaaltelg, külgakalle, pikikalle).

Allika positsioon

Allika positsioon $\{C_x, C_y, C_z\}$ määrab CyberKnife'i kiirgusallika koordinaatsüsteemi lähte positsiooni fikseeritud koordinaatsüsteem koordinaatidega.

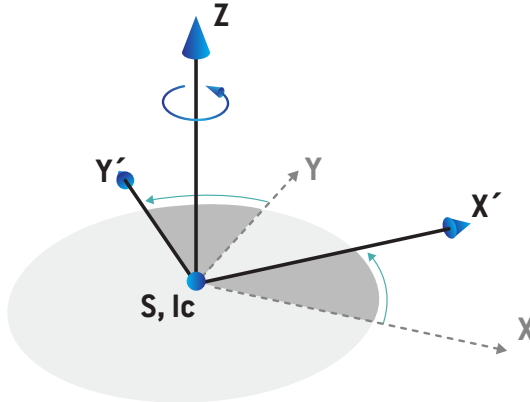


Joonis 7. Allika positsiooni joonis, kus l_o = isotsenter, S = allikas, c = CyberKnife kiirgusallika koordinaatsüsteem ja f = fikseeritud koordinaatsüsteem.

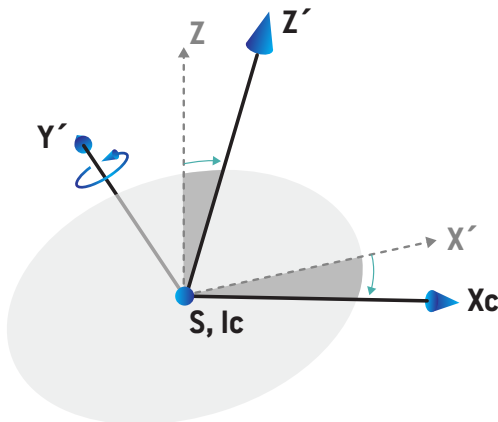
Pööramine

Kolm pööramissuunda vertikaaltelg, külgakalle ja pikikalle määravad CyberKnife'i kiirgusallika koordinaatsüsteemi orientatsiooni seose oma referentsorientatsiooniga. Referentsorientatsioonis on vertikaaltelje, külgakalde ja pikikalde nurgad väärtusega 0 ning teljed X_c, Y_c ja Z_c on vastavalt paralleelsed telgedega X_f, Y_f ja Z_f . Pööramiste rakendamiste järjekord on vertikaaltelg, külgakalle ja seejärel pikikalle. Külgakalle ja pikikalle on pööramised, mis lähtuvad eelmisel ühel või kahel pööramisel tekkinud telgedest.

- **Vertikaaltelg** on telgede X ja Y pööramine ümber telje Z. Vertikaali nurk suureneb järk-järgult vastupäeva pööramise korral, vaadates positiivse Z-telje punktist, olles suunatud lähte poole. X, Y ja Z on referentsorientatsiooni teljed. X, Y ja Z on vertikaali pööramisest tulenevad teljed.

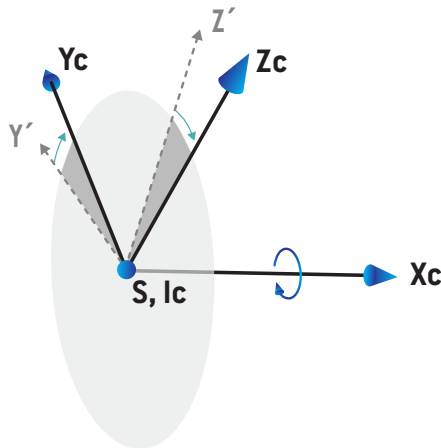


- **Külgkalle on** on telgede Z ja X pööramine ümber telje Y. Külgkalde nurk suureneb järk-järgult vastupäeva pöörlemise korral, vaadates positiivse Y-telje punktist, olles suunatud lähte poole. Xc, Y ja Z on külgkalde pööramisest tulenevad teljed.



- **Pikikalde** on telgede Y ja Z pööramine ümber telje Xc. Pikikalde nurk suureneb järk-järgult vastupäeva pöörlemise korral, vaadates positiivse Xc-telje punktist, olles suunatud lähte poole.

X_c , Y_c ja Z_c on lõplikud saadud teljed pärast kõiki kolme pööramist: vertikaaltelg, millele järgneb külgakalle, millele järgneb pikikalle.

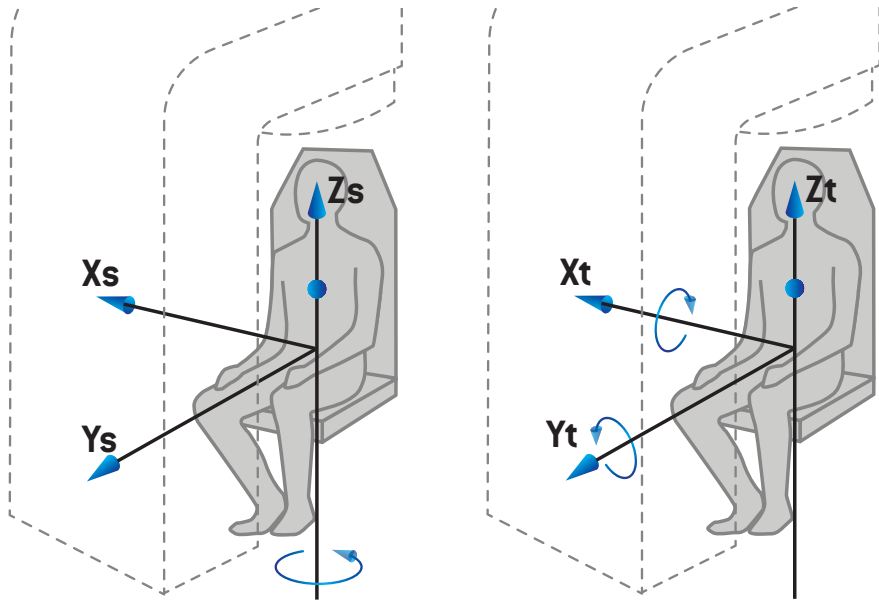


5.3.9 Patsiendi tugitüüp - tool

loonravi seadmete korral saab seadme juurutada koos patsiendi tugitüüp - tooliga (patsiendilaua/ravilaua asemel). Sel juhul peab patsient olema ravi planeerimisel istuvas asendis.

Tooliga seadmete korral järgivad patsiendi tugivahendi ja patsiendilaua pöörde parameetrid samu IEC standardeid, mida on kirjeldatud *jaotis 5.3.5 Patsienditoe koordinaatsüsteem lk 137* kuni *jaotis 5.3.7 Patsiendilaua koordinaatsüsteem lk 138*. See tähendab järgmist.

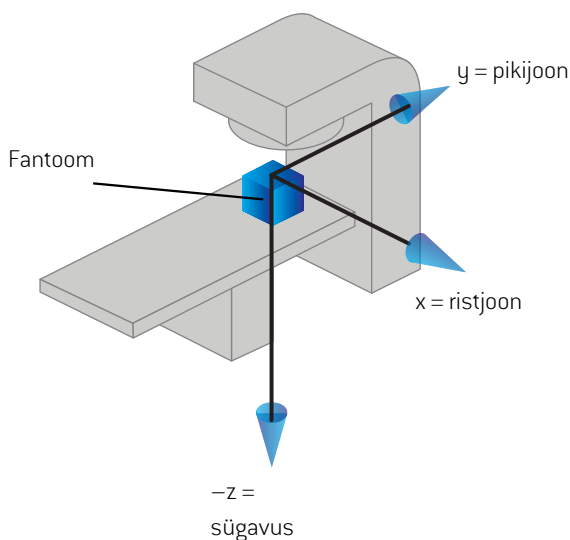
- Kui istuv patsient on näoga kanduri tugialuse poole, on tooli pöördenurk null. Positiivne pöörlemise suund on kokkuleppeliselt ülaltvaates vastupäeva.
- Tooli pikikalde nurk on null, kui tooli tagaosa on vertikaalne. Pikikalde nurk suureneb kokkuleppeliselt siis, kui tooli tahapoole kallutatakse.
- Tooli külgakalde nurk on null, kui tooli vasak ja parem külg on ühel tasapinnal. Külgakalde nurk suureneb kokkuleppeliselt siis, kui tooli patsiendi parema külje poole kallutatakse.
- Edasiste pöörete järjekord on kokkuleppeliselt pikikaldenurk ja seejärel külgakaldenurk.



Joonis 8. Istuv raviarend – patsiendi tugivahendi koordinaatsüsteem pöördenurga jaoks ja patsiendilaua koordinaatsüsteem piki- ning külgsalde nurkade jaoks

5.3.10 Doosikõvera koordinaatsüsteem süsteemis RayPhysics

Mooduli Beam Commissioning doosikõvera koordinaatsüsteem vastab IEC kanduri koordinaatsüsteemile, mis on üle kantud nii, et lähtepunkt on keskteljel veefantoomi pinnal. x-telg on joondatud ristjoone teljega. y-telg on joondatud pikijoonel teljega, positiivse suunaga kanduri poole. Negatiivne z-suund on allikast isotsentri suunas joondatud sügavuse suunaga. Eeldatakse, et kanduri ja kollimaatori nurgad on doosikõverate korral moodulis Beam Commissioning alati null kraadi. Mudelil on täielik peegeldussümmeetria xz- ja yz-tasandil, samas kui mõõtmised võivad mõnikord olla kergelt asümmeetrilised.



Joonis 9. Doosikõvera koordinaatsüsteem.

5.3.11 Paigaldamise kuvamisseadme koordinaatsüsteemid

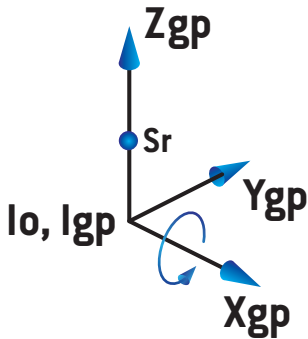
Paigaldamise kuvamisseadmeid kirjeldab süsteemis RayStation röntgenikujutiste vastuvõtja koordinaatsüsteem. See on paigaldamiseks kasutatavate kuvamisseadme suhtes fikseeritud. Röntgenpildi vastuvõtja koordinaatide süsteemi orientatsiooni IEC fikseeritud koordinaatide süsteemi suhtes kirjeldatakse kolme pöördesuuna abil.

Esimene pöördesuund on kanduri pöörlemine ümber fikseeritud koordinaatsüsteemi y-telje, mida on kirjeldatud jaotis 5.3.2 *Kanduri koordinaatsüsteem lk 132*.

Märkus. Pöörlemine ei pruugi tingimata tähendada kiiritusravi kanduri pöörlemist ja tähendab vaid pöörlemist ümber fikseeritud koordinaatsüsteemi y-telje. Paigaldamise kuvamisseadmed toetavad vaid IEC-le vastavaid kanduri pöördesuundi.

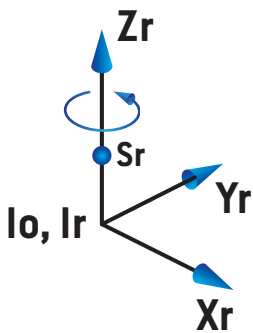
Teisel koordinaatsüsteemil, kanduri pikikalde koordinaatsüsteemil (Joonis 10), on oma emasüsteem ja see on kanduri pikikalde koordinaatsüsteemi x-telje ümber pöörlemine. Kui kanduri pikikalde nurk on null, langeb kanduri pikikalde koordinaatsüsteem kokku kanduri koordinaatsüsteemiga. Positiivne

pöörlemissuund on päripäeva, kui vaadata lähtepunktist mööda kanduri koordinaatsüsteemi positiivset x-telge. Sr on vastuvõtja kiirusallikas.



Joonis 10. Kanduri pikikalde koordinaatsüsteem.

Röntgenkujutise vastuvõtja koordinaatsüsteemi (Joonis 11) aluseks on oma emasüsteem ja see on kanduri pikikalde koordinaatsüsteemi z-telje ümber pöördlemine. Kui röntgenkujutise vastuvõtja nurk on null, ühtib röntgenkujutise vastuvõtja koordinaatsüsteem kanduri pikikalde koordinaatsüsteemiga. Positiivne pöörlemissuund on vastupäeva, kui seda vaadelda positiivsel z-teljel asuvast punktist suunaga lähtepunkti poole. Sr on vastuvõtja kiirusallikas.



Joonis 11. Röntgenkujutise vastuvõtja koordinaatsüsteem.

Paigaldamise pildindussüsteemid ja paigaldamise kuvamiseseadmed

Süsteemis RayStation koosneb paigaldamise pildindussüsteem ühest või mitmest paigaldamise kuvamiseseadme. Iga paigaldamise kuvamiseseade on kujutise kiirusallikas koos vastava kujutise vastuvõtjaga. Paigaldamise kuvamiseseadmed võivad olla monteeritud kandurile või olla raviruumis fikseeritud.

Kandurile kinnitatud paigalduse kuvamisseedmed

Kandurile kinnitatud kuvamisseede liigub koos kanduriga (kiiritusravi kandur või kuvamisseedme kandur). Kandurile kinnitatud kuvamisseedel võib olla kanduri nurga nihe.

Kandurile kinnitatavale kuvamisseedele rakendub vaid kanduri pöörlemine, mis tähendab, et röntgenkujutise vastuvõtja koordinaatsüsteem ühtib kanduri koordinaatsüsteemiga. Kanduri pöörde määrab kiire kandurinurk või seadistuskiir pluss kuvamisseede kandurinurga nihe.

Fikseeritud paigaldamise kuvamisseedmed

Fikseeritud kuvamisseede on raviruumis püsivalt kinnitatud. Fikseeritud kuvamisseedmel on võimalikud kõik kolm pööramist, st kanduri pööramine, kanduri pikikalde nurga pööramine ja röntgenpildi vastuvõtja pööramine.

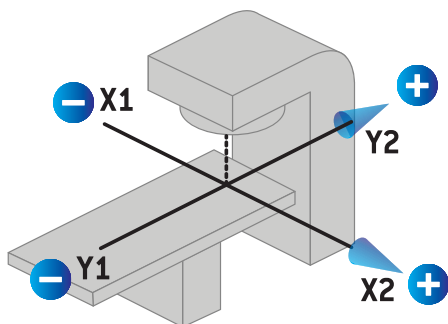
5.4 LÕUA JA MLC MÄRGISTAMISE STANDARD

Süsteemis RayStation 2024A võib lõua märgistada vastavalt standardile IEC 61217 või IEC 601-2-1. Selle jaotise kirjeldus kasutab IEC 61217 sätet Field coordinate system definitions (Välja koordinaatsüsteemi määratlused).

5.4.1 IEC 61217 lõua märgistamise standard

Standardis **IEC 61217** on Y2 kanduri lähedal ja Y1 on kandurist eemal, X1 on vasakul ja X2 paremal vaateleja jaoks, kes on näoga kanduri poole, kusjuures kanduri ja kollimaatori nurk on IEC 61217 koordinaatsüsteemis null.

Kandur ülalt
kiiritamiseks

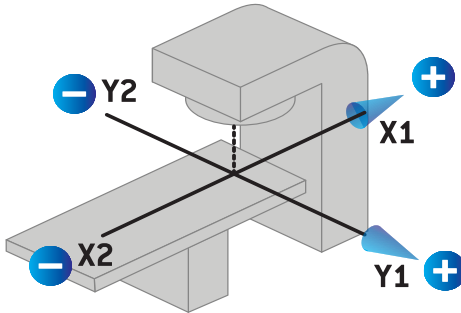


Joonis 12. Lõua ja MLC märgistused (IEC 61217).

5.4.2 IEC 601 lõua märgistamise standard

Standardis **IEC 601** on X1 kanduri lähedal ja X2 on kandurist eemal, Y2 on vasakul ja Y1 paremal vaatleja jaoks, kes on näoga kanduri poole, kusjuures kanduri ja kollimaatori nurk on IEC 61217 koordinaatsüsteemis null.

Kandur ülalt
kiiritamiseks



Joonis 13. Lõua ja MLC märgistused (IEC 601).

Märkus. Lõua märgistamise standardi säte mõjutab ainult kollimaatorite nimesid süsteemis RayStation ja seadme atribuutide töökeskkonda süsteemis RayPhysics. Pange tähele, et koordinaatide teljed on endiselt märgistatud vastavalt standardile IEC 61217, näiteks doosikõvera sildid ja parameetrid kiirtekimbu mudeli töökeskkonnas RayPhysics.

6 SÜSTEEMI TERVIKLIKKUS JA TURVALISUS

Selles peatükis kirjeldatakse süsteemi terviklikkuse ja turvalisusega seotud asjakohaseid protsesse.

Kasutaja ei pea süsteemi andmete osasid muutma, lisama ega eemaldama. Kõik muudatused peab tegema eriväljaõppega hoolduspersonal. Hoolduspersonal võib aidata süsteemi reguleerida, et see täidaks kohalike IT-suuniste nõudeid. Süsteemi RayStation jaoks nõutud ja soovitatud turvakontrollide paigaldamise ja hooldamise suunised leiate dokumendist *RSL-P-RS-CSG, RayStation Cyber Security Guidelines*.

Süsteemi turvahoiatusi võidakse väljastada, kui RaySearch saab teada turvaaukudest. Turvahoiatused leiate RayCommunity'st (RaySearchi veebikasutajate kogukond).

Selles peatükis

See peatükk sisaldab järgmisi jaotisi:

6.1	Kaitse omavolilise kasutamise vastu	p. 150
6.2	Varundustoimingud ja andmebaasi hooldus	p. 150
6.3	Andmebaasi juurdepääsuõigused	p. 151
6.4	ECC RAM	p. 151
6.5	Süsteemi kasutusest kõrvaldamine	p. 151

6.1 KAITSE OMAVOLILISE KASUTAMISE VASTU

Alljärgnevas tabelis on loetletud erinevad kaitse liigid süsteemis RayStation 2024A.

Kaitse liik	Kirjeldus
Paroolikaitse	Kõik operatsioonisüsteemi kasutajakontod peavad olema parooliga kaitstud, et takistada volitamata juurdepääsu süsteemile ja andmebaasidele.
Võrgu turvalisus	Volitamata võrgupääsu ohtu peab hindama kasutaja asutus. Keskkonna tervikluse kaitsmiseks on soovitatav kasutada turvalisuse head tava, näiteks kasutada võrgus tulemüüri ja paigaldada arvutitele regulaarselt turvapaiku.
Kaitse volitamata füüsilise juurdepääsu vastu	Volitamata füüsilise juurdepääsu ohtu järelevalveta seansile peab hindama kasutaja asutus. Soovitatav on kasutada seansi ajalõppu, mida kasutaja saab määrata Windows Active Directory funktsioonidega.
Viirusetõrje	Süsteemi kõigi osade jaoks (sh kogu arvutivõrgule, kui seda kasutatakse) tuleb kasutada tiptasemel viirusetõrjet. See peab sisaldab automaatset värskendamist vms funktsiooni, mis hoiaks kaitse ajakohasena.
Litsentsikaitse	RayStation 2024A kasutab riistvarapõhist litsentsikaitse süsteemi, et keelata süsteemi kasutatavate koopiategemist.
Andmebaasid ja kontrollsummad	Programmi- või andmefailide, mis ei kuulu RayStation 2024A installitud versiooni, kasutamise keelamiseks kaitstakse faile vahetamise eest kontrollsummadega. Andmebaasi kujundus takistab andmete salvestamist muul viisi, kui kasutades RayStation 2024A programme. Kontrollsummad füüsilistel andmefailidel takistavad failide muutmist või rakenduse käivitamist.
Operatsioonisüsteemi administraatoriõigused	Vahendid, mis võimaldavad otseselt juurdepääsu andmebaasides talletatud andmetele, peavad olema seadistatud nii, et see nõuaks operatsioonisüsteemi administraatoriõigusi.
Programmikoodi-kaitse	RayStation 2024A programmikoodile ja andmetele pääseb juurde ainult kasutusjuhendites kirjeldatud viisil. Ärge võltsige programmikoodi või andmeid!

6.2 VARUNDUSTOIMINGUD JA ANDMEBAASI HOOLDUS

Andmebaasi varundamine ja taaste viiakse läbi standardse SQL-andmebaasi haldustööriistaga. On soovitatav, et kõik RayStation 2024A andmebaasid (RayStationPatientDB, RayStationMachineDB, RayStationClinicDB ja RayStationResourceDB) on seatud täielikule taastemudelile. See suvand võimaldab käitada sagedasi varukoopiaid ja minimeerib andmete kaotsimineku riski andmebaasi kokkujooksmise korral.

Hoolduse liik	Kirjeldus
Regulaarsed varukoopiaid	<p>Kõikide RayStation andmebaaside regulaarsed varundamised tuleks kavandada vastavalt ajakavale ja nende varunduste edukust tuleks kontrollida regulaarselt.</p> <ul style="list-style-type: none"> • Täielikud varukoopiaid: soovitame, et täielikke varukoopiaid tehakse nii tihti kui aeg, ruum ja süsteemi kasutamine seda võimaldavad. • Erinevad varukoopiaid: soovitame, et erinevaid varukoopiaid tehakse nii tihti kui aeg, ruum ja süsteemi kasutamine seda võimaldavad. • Tehingulogi varukoopiaid: soovitame, et tehingulogi varukoopiaid tehakse tunnipõhiselt – kuid sagedust saab suurendada või vähendada vastavalt konkreetse kliiniku vajadustele. <p>Soovitav on viia andmebaasi varukoopia iga päev asutusest välja.</p>
SQL serveri OS-i hooldus	<p>Soovitame, et SQL-andmebaasi sisaldavate draivide fragmenteerimist kontrollitakse defragmenteerimise suhtes. Kui defragmenteerimine on vajalik, tuleks seda teha hooldusakende ajal.</p>
Indekseerimine	<p>Täienduste, redigeerimiste ja muudatuste korral patsiendi plaanidele võivad andmebaasid (eelkõige patsiendi andmebaas) killustuda. Soovitame, et andmebaaside ümberkorraldamisega seotud täiendav ülesanne sisaldub sobival ajal andmebaasi hooldusplaanis (nt kohe pärast täielikku varundamist üks kord nädalas).</p>

6.3 ANDMEBAASI JUURDEPÄÄSUÕIGUSED

Andmebaasi vaikimisi pääsuõigused sisaldavad Active Directory, millesse andmebaasid on installitud, kõiki domeenikasutajaid. Kui see on eelistatud või vajalik, saab üksikute andmebaaside pääsuõigusi kontrollida nende loomisel (vt RayStation jaotist Salvestustööriist süsteemis *RSL-D-RS-2024A-USM, RayStation 2024A User Manual*). ResourceDB muudatuste korral on aadressil support@raysearchlabs.com saadaval protseduur, et piirata juurdepääsu asjakohasele kasutajate AD rühmale. Protseduuri tuleb korrata ja juurdepääs üle vaadata ning kinnitada kui osa süsteemi RayStation 2024A uuendamise tegevusest.

6.4 ECC RAM

CPU mälu jaoks on vajalik veaparanduskoodi mälu (ECC RAM). See on arvuti andmete salvestamise liik, mis suudab avastada ja parandada levinumaid asutusesiseid andmelaostusi.

6.5 SÜSTEEMI KASUTUSEST KÕRVALDAMINE

RayStation salvestab isikuandmeid ja tervisega seotud andmeid. Süsteemi kasutusest kõrvaldamisel pöörde vajaduse korral ettevõtte RaySearch tugiteenuse poole, veendumaks, et kõik selliste andmete salvestuskohad on tuvastatud.

A MÕISTED

Termin	Tähendus
BEV	Kiirtekimbu vaateväli
CBCT	Koonuskimp-kompuutertomograafia
CT	Kompuutertomograafia
DCR	Digitaalselt liidetud röntgenülesvõte
DICOM	Rahvusvaheline standard meditsiinilise piltide teabe edastamiseks, salvestamiseks, hankimiseks, printimiseks, töötlemiseks ja kuvamiseks
DVH	Doosi mahuhistogramm
deg	Kui leiate jaotises RayStation 2024A termini „deg“, tähendab see kraade
DMLC	Dünaamiline mitmeleheline kollimaator
DRR	Digitaalselt rekonstrueeritud röntgenülesvõte
EUD	Ekvivalentdoos
Väline ROI	Huvipiirkond, mida kasutatakse patsiendi kontuuri määratlemiseks. Määratleb doosi arvutamiseks kasutatava piirkonna, koos kiirtekimbu BOOLUSEGA, TUGI- JA FIKSEERIMISE ROI-dega.
FoR	Referentskaader
GUI	Graafiline kasutajaliides
HDR	Kõrge doosi määr
IMRT	Intensiivsusmoduleeritud kiiritusravi
LEM	Lokaalse toime mudel
LET	Lineaarne energiaülekanne
LET _d	Doosi keskmine LET
LINAC	Lineaarkiirendi, tavapärase kiiritusravi raviseade.
LS	Rea skaneerimine
Kerged ioonid	Süsiniku ja heeliumi ioonid
MBS	Mudelipõhine segmentimine

Termin	Tähendus
MCO	Mitme kriteeriumi optimeerimine
MKM	Mikrodosimeetriline kineetiline mudel
MU	Monitorühikud
NP	Osakeste arv. Prootonite korral asendatakse MU väljad asendatud osakeste arvuga (NP), kui seadmel on primaarse dosimeetria ühikuks valitud osakeste arv..
NTCP	Terve koe tüsistuse tõenäosus
OAR	Riskiorgan
P + või PPLUS	Kasvaja tüsistusteta kontrolli all hoidmise tõenäosus
PBS	Pencil Beam skaneerimine
PHY	Kalkuleeritud doos
POI	Huvipunkt
RBE	Suhteline bioloogiline efektiivsus
RBE doos	RBE-kaalutud doosi nimetatakse süsteemis RayStation ja selles kasutusjuhendis RBE doosiks.
ROI	Huvipiirkond
ROI geomeetria	ROI pildiseeriapõhine geomeetriline esitus
SMLC	Segmentaalne mitmeleheline kollimaator
SOBP	Hajutatud Braggi piik
SSD	Allika kaugus nahast / Allika kaugus pinnast
SUV	Standardneeldumisväärtus
SVD	Ühe väärtuse lagundamine
TCP	Kasvaja kontrolli tõenäosus
UI	Kasutajaliides
VMAT	Mahtmoduleeritud kiiritusravi



KONTAKTANMÄD



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

Contact details head office

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

RaySearch Americas

Phone: +1 877 778 3849

RaySearch China

Phone: +86 137 0111 5932

RaySearch Japan

Phone: +81 3 44 05 69 02

RaySearch UK

Phone: +44 2039 076791

RaySearch Australia

Phone: +61 411 534 316

RaySearch France

Phone: +33 1 76 53 72 02

RaySearch Korea

Phone: +82 01 9492 6432

RaySearch Belgium

Phone: +32 475 36 80 07

RaySearch India

Phone: +91 9995 611361

RaySearch Singapore

Phone: +65 81 28 59 80