

RAYSTATION v2026

Kasutusjuhend



v2026

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

Vastavusdeklaratsioon

CE 2862

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

Ohutusteated

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



HOIATUS!

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



ETTEVAATUST!

Ettevaatusteatis teavitab seadme, tarkvara või andmete kahjustamise ohust.

Märkus. Märkus pakub kasulikku lisateavet, nõuandeid ja meeldetuletusi.

Autoriõigus

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

Kõik õigused kaitstud. © 2026, RaySearch Laboratories AB (publ).

Trükitud materjal

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

Kaubamärgid

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

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

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

* Kohustuslik registreerimine mõnel turul.



SISUKORD

1	SISSEJUHATUS	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	13
2	TOOTE TEAVE	15
2.1	Ettenähtud kasutusala	16
2.2	Sihtkasutajad	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	Intsidendid ja süsteemi toimimisvigadest teatamine	17
2.8	Regulatiivsed esindajad	18
2.9	Toote silt	20
2.10	Kasutusiga	21
2.11	Regulatiivne teave	22
2.12	Masinõppe regulatiivne teave	22
2.13	Doosi arvutuste täpsus	23
2.13.1	Footonite doosikalkulaatorite täpsus	23
2.13.2	Elektronide doosikalkulaatori täpsus	28
2.13.3	Brahhüteraapia TG43 doosialgoritmi täpsus	29
2.13.4	Brahhüteraapia Monte Carlo doosimootori täpsus	30
2.13.5	Prootonite Pencil Beam doosikalkulaatori täpsus režiimides Uniform Scanning / Double Scattering / Wobbling	30
2.13.6	Pencil Beam skaneerimise prootonite Pencil Beam doosikalkulaatori täpsus	31
2.13.7	Pencil Beam skaneerimise prootonite Monte Carlo doosikalkulaatori täpsus	31
2.13.8	Prootoni lineaarse energiaülekande arvutuse täpsus	31
2.13.9	Parandati süsiniku ja heeliumi Pencil Beami doosiarvutus algoritmi täpsust Pencil Beami skaneerimise korral	32
2.13.10	Süsiniku ja heeliumi lineaarse energiaülekande arvutuse täpsus	32
2.13.11	BNCT RBE alusel kaalutud doosi arvutuse täpsus	33
3	OHUTUKS KASUTAMISEKS VAJALIK TEAVE	35
3.1	Ohutusabinõud	36
3.1.1	Kasutaja vastutusega seotud hoiatused	39
3.1.2	Installimisega seotud hoiatused	46
3.1.3	Üldise süsteemikasutusega seotud hoiatused	47
3.1.4	DICOM-impordiga seotud hoiatused	49

3.1.5	DICOM-ekspordiga seotud hoiatused	51
3.1.6	Hoiatused CBCT kujutise teisendamise kohta	53
3.1.7	Hoiatused taaskiirituse kohta	56
3.1.8	Hoiatused EQD2 kohta	57
3.1.9	Doosi arvutamise seotud hoiatused	59
3.1.10	Patsiendi modelleerimisega seotud hoiatused	92
3.1.11	Ravi planeerimisega seotud hoiatused	95
3.1.12	Prootonite ja kergete ioonidega ravi planeerimisega seotud hoiatused	99
3.1.13	Rakenduste TomoHelical ja TomoDirect planeerimisega seotud hoiatused	102
3.1.14	CyberKnife-ravi plaanimisega seotud hoiatused	104
3.1.15	BNCT ravi planeerimisega seotud hoiatused	104
3.1.16	Brahhüteraapia ravi planeerimisega seotud hoiatused	105
3.1.17	Robustse optimeerimisega seotud hoiatused	107
3.1.18	Doosi hindamisega seotud hoiatused	109
3.1.19	Hoiatused seoses bioloogilise optimeerimise ja hindamisega	110
3.1.20	Automaatse planeerimisega seotud hoiatused	111
3.1.21	Kiirtekimbu käituse andmine seotud hoiatused	113
3.1.22	Skriptimisega seotud hoiatused	118
3.1.23	QA-ga seotud hoiatused	121
3.1.24	RayStation salvestustööriistaga seotud hoiatused	122
3.1.25	Masinõppega seotud hoiatused	123
3.1.26	Hoiatused meditsiinilise onkoloogia kohta	124
3.1.27	Hoiatused MapRT-ga vahekontrolli kohta	125
3.1.28	Hoiatused kokkupõrkekontrolli kohta	127
3.2	Patsiendi andmete importimine	129
3.3	Sisendandmed	129
3.4	Skriptimine	129
3.5	Kuvavorming	129
4	INSTALLIMISE JUHEND	131
4.1	Installimise testjuhend	132
4.2	Süsteemi keskkonna aktsepteerimise test	132
4.3	Riistvara diagnostika kontrollid	132
4.4	Kaugjuhtimise keskkonna seadistamine	132
4.5	Andmeside keskkond	132
5	KOORDINAATIDE, LIIKUMISTE JA SKAALADE KUVAMINE	133
5.1	Patsiendi koordinaatsüsteem	134
5.2	Patsiendi koordinaatsüsteem DICOM-ekspordis	135
5.3	Raviseadme koordinaatsüsteem	136
5.3.1	Seadme koordinaatsüsteemide ülevaade	137
5.3.2	Kanduri koordinaatsüsteem	138
5.3.3	Kollimaatori koordinaatsüsteem	138
5.3.4	Kiilu filtri koordinaatsüsteem	142
5.3.5	Patsienditoe koordinaatsüsteem	143

5.3.6	Patsiendilaua ekstsentriline koordinaatsüsteem	144
5.3.7	Patsiendilaua koordinaatsüsteem	144
5.3.8	Röntgenkujutise vastuvõtja koordinaatsüsteem	145
5.3.9	CyberKnife'i kiirgusallika koordinaatsüsteem	146
5.3.10	Stabilisaatori koordinaatsüsteem	149
5.3.11	Doosikõvera koordinaatsüsteem süsteemis RayPhysics	152
5.3.12	Paigaldamise kuvamisseadme koordinaatsüsteemid	152
5.4	Lõua ja MLC märgistamise standard	154
5.4.1	IEC 61217 lõua märgistamise standard	154
5.4.2	IEC 601 lõua märgistamise standard	155
6	SÜSTEEMI TERVIKLIKKUS JA TURVALISUS	157
6.1	Küberturbemeetmete diagrammid	158
6.2	Küberturbealased ettevaatusabinõud	160
6.2.1	Ettevaatusteade seadme sobimatu installimise ja uuendamise kohta	160
6.2.2	Ettevaatusteade seadme sobimatu turbekonfiguratsiooni kohta	161
6.2.3	Ettevaatusteade jälgimise ja turbesündmustele reageerimise kohta	163
6.2.4	Ettevaatusteade lõppenud toega seadme kasutamise kohta	164
6.3	Kaitse omavolilise kasutamise vastu	165
6.4	Uurimistõendite jäädvustamine ja turbesündmuste logimine	167
6.5	Varundustoiimingud ja andmebaasi hooldus	168
6.6	Süsteemikonfiguratsiooni säilitamine ja taastamine	169
6.7	Andmebaasi juurdepääsuõigused	170
6.8	ECC RAM	170
6.9	Süsteemi kasutusest kõrvaldamine	170
LISA A -	MÕISTED	171

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 v2026 kasutamist. Seadme nõuetekohase toimimise saab tagada ainult juhul, kui järgitakse selles juhendis olevaid juhiseid. Uurige hoolikalt *RSL-D-RS-v2026-RN, RayStation v2026 Release Notes*, sest need märkused annavad lõplikud juhised süsteemi RayStation v2026 kasutamise kohta.

Mõned siinses juhendis kirjeldatud moodulid ei sisaldu RayStation v2026 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-v2026-USM, RayStation v2026 User Manual*.



RayPhysics – kasutuselevõturakendus, kus saab teha selliseid toiminguid nagu kiire mudeli kasutuselevõtt, brahhüteraapia seadmete kasutuselevõtt ja CT kasutuselevõtt.

Rakendust RayPhysics on kirjeldatud jaotises *RSL-D-RS-v2026-RPHY, RayStation v2026 RayPhysics Manual*.



RayMachine – hõlmab moodulit Model Administration, mis haldab doosi prognoosimise ja segmentimise masinõppemudeleid.

Rakendust RayMachine on kirjeldatud jaotises *RSL-D-RS-v2026-USM, RayStation v2026 User Manual*.



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

Rakendust RayBiology on kirjeldatud jaotises *RSL-D-RS-v2026-USM, RayStation v2026 User Manual*.



RayStation Physics mode – rakendus, milles on võimalik arvutada doosi kasutuselevõtmata kiiritusravimasinatega, et võimaldada rohkem masina modelleerimise ja testimise toiminguid kui need, mis on võimalikud mooduliga Beam commissioning süsteemis RayPhysics.

Rakendust RayStation Physics mode on kirjeldatud dokumendis *RSL-D-RS-v2026-USM, RayStation v2026 User Manual*.



Clinic Settings – kliiniku seadete haldusvahend.

Rakendust Clinic Settings on kirjeldatud jaotises *RSL-D-RS-v2026-USM, RayStation v2026 User Manual*.



RayStation Storage Tool – andmebaasi halduse tööriist.

Rakendust RayStation Storage Tool on kirjeldatud jaotises *RSL-D-RS-v2026-USM, RayStation v2026 User Manual*.

1.3 SÜSTEEMI RAYSTATION DOKUMENTATSIOON

1.3.1 Süsteemi RayStation dokumentatsioon

Süsteemi RayStation v2026 dokumentatsioon sisaldab järgmisi dokumente.

Dokument	Kirjeldus
<i>RSL-D-RS-v2026-IFU, RayStation v2026 Instructions for Use</i>	See kasutusjuhend hõlmab süsteemiga RayStation v2026 seotud õigusakte ja ohutusteavet.

Dokument	Kirjeldus
<i>RSL-D-RCMD-v2026-IFU, RayCommand v2026 Instructions for Use</i>	See kasutusjuhend sisaldab rakendusega RayCommand v2026 seotud õigusakte, ohutusteavet ja väljalaskemärkmeid.
<i>RSL-D-RS-v2026-OPPIFU, RayStation v2026 Ocular Proton Planning Instructions for Use</i>	Selles kasutusjuhendis on silma prootonravi planeerimise süsteemiga RayStation v2026 seotud õigusaktid ja ohutusteave.
<i>RSL-D-RS-v2026-AGIFU, RayStation v2026 Ablation Guidance Instructions for Use</i>	Selles kasutusjuhendis kirjeldatakse, kuidas saab ablatsioonravi käigus suuniste saamiseks kasutada ablatsioonimoodulit.
<i>RSL-D-RS-v2026-RN, RayStation v2026 Release Notes</i>	Selles dokumendis esitatakse kokkuvõtte uutest funktsioonidest, teadaolevatest probleemidest ja muutused alates RayStation eelmisest versioonist.
<i>RSL-D-RS-v2026-USM, RayStation v2026 User Manual</i>	See juhend kirjeldab süsteemi RayStation v2026 toimimist ja sisaldab üksikasjalikke juhiseid kõige levinumate toimingute tegemiseks.
<i>RSL-D-RS-v2026-RPHY, RayStation v2026 RayPhysics Manual</i>	Selles kasutusjuhendis kirjeldatakse RayPhysics v2026 rakendust.
<i>RSL-D-RS-v2026-REF, RayStation v2026 Reference Manual</i>	See kasutusjuhend hõlmab algoritmikirjeldusi ja viiteavet füüsika kohta.
<i>RSL-D-RS-v2026-MLREF, RayStation v2026 Machine Learning Reference Manual</i>	See kasutusjuhend on masinõppe viitematerjal süsteemi RayStation v2026 jaoks.
<i>RSL-D-RS-v2026-DLPMDS, RayStation v2026 Deep Learning Planning Model Data Sheet</i>	See juhend sisaldab mudeli spetsifikatsioone süvaõppe plaanimiseks süsteemis RayStation v2026.
<i>RSL-D-RS-v2026-DLSMDS, RayStation v2026 Deep Learning Segmentation Model Data Sheet</i>	See juhend sisaldab mudeli spetsifikatsioone süvaõppe segmenteerimiseks süsteemis RayStation v2026.
<i>RSL-D-RS-v2026-DLSAMDS, RayStation v2026 Deep Learning Segmentation Ablation Model Data Sheet</i>	See juhend sisaldab mudeli spetsifikatsioone süvaõppe segmenteerimiseks süsteemi RayStation v2026 ablatsioonimoodulis.
<i>RSL-D-RS-v2026-OPPREF, RayStation v2026 Ocular Proton Planning Reference Manual</i>	See kasutusjuhend on silma prootonravi planeerimise viitematerjal süsteemi RayStation v2026 jaoks.

Dokument	Kirjeldus
<i>RSL-D-RS-v2026-OPT, RayStation v2026 A Guide to Optimization in RayStation</i>	See kasutusjuhend sisaldab üksikasjalikku teavet optimeerimise kohta süsteemis RayStation v2026.

1.3.2 Muud seotud dokumendid

- *RSL-D-RS-v2026-SEAT, RayStation v2026 System Environment Acceptance Test Protocol*
- *RSL-D-RS-v2026-SG, RayStation v2026 Scripting Guidelines*
- *RSL-D-RS-v2026-BAMDS, RayStation v2026 Brachy Applicator Model Data Specification*
- *RSL-D-RS-v2026-BCDS, RayStation v2026 Beam Commissioning Data Specification*
- *RSL-D-RS-v2026-DCS, RayStation v2026 DICOM Conformance Statement*
- *RSL-D-RS-v2026-SEG, RayStation v2026 System Environment Guidelines*
- *RSL-D-RS-v2026-ATP, RayStation v2026 Product Acceptance Test Protocol*
- *RSL-D-RS-v2026-AGATP, RayStation v2026 Ablation Guidance Product Acceptance Test Protocol*
- *RSL-D-RS-v2026-SUO, RayStation v2026 System Upgrade Options*
- *RSL-D-RS-v2026-MLS, RayStation v2026 Machine Learning Settings*
- *RSL-D-RCMD-v2026-ATP MA, RayCommand v2026 Acceptance Test Protocol MedAustron*
- *RSL-D-RCMD-v2026-ITS MA, RayCommand v2026 Installation Test Specification MedAustron*
- *RSL-D-RCMD-v2026-MADID, RayCommand v2026 MedAustron Driver Interface Description*
- *RSL-D-RCMD-v2026-SBOM, RayCommand v2026 Software Bill of Materials*
- *RSL-D-RS-v2026-CIRSI, RayStation v2026 Customer Instruction for RayStation Installation*
- *RSL-D-RS-v2026-SBOM, RayStation v2026 Software Bill of Materials*
- *RSL-P-RS-CSG, RayStation Cyber Security Guidelines*
- *RSL-P-RS-RGI, RayStation RayGateway Installation Instructions*
- Lisa, milles kirjeldatakse veebipõhist adaptiivset töövoogu, on esitatud dokumendis *RSL-D-RC-v2026-VTIUSM, RayCare v2026 Varian TrueBeam Interoperability User Manual*

Märkus. Hoolduspaketi korral värskendatakse ainult mõjutatud juhendeid. Hoolduspaketis uuendatud kasutusjuhendi täielikku loendit vaadake konkreetse hoolduspaketi väljalaskemärkmetest (saadaval vastavalt süsteemi RayStation väljalaskemärkmetes ja süsteemi RayCommand kasutusjuhendis).

2 TOOTE TEAVE

See peatükk sisaldab olulist teavet süsteemi RayStation v2026 kohta.

Selles peatükis

See peatükk sisaldab järgmisi jaotisi:

2.1	Ettenähtud kasutusala	p. 16
2.2	Sihtkasutajad	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	Toote silt	p. 20
2.10	Kasutusiga	p. 21
2.11	Regulatiivne teave	p. 22
2.12	Masinõppe regulatiivne teave	p. 22
2.13	Doosi arvutuste täpsus	p. 23

2.1 ETTENÄHTUD KASUTUSALA

RayStation on kiiritusravi, ablatsioonravi ja meditsiinilise onkoloogia jaoks ette nähtud tarkvarasüsteem. RayStation visualiseerib ja pakub raviplaane kasutajalt saadud sisendi põhjal. Kui volitatud sihtkasutajad on pakutud raviplaani üle vaadanud ja heaks kiitnud, saab RayStationit kasutada ka kiiritusravi teostamiseks.

Süsteemi funktsioone saab konfigureerida vastavalt kasutaja vajadustele.

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

2.2 SIHTKASUTAJAD

RayStationi sihtkasutajateks peavad olema kliinilise kvalifikatsiooniga personali liikmed, 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 täiskasvanud ja pediaatrilistele patsientidele, kelle korral on kvalifitseeritud ja litsentseeritud meditsiinitöötaja pidanud kiiritusravi, ablatsioonravi või meditsiinilist onkoloogilist ravi kasvaja, haiguskolde või muu seisundi ravimisel 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 v2026 tuleb paigaldada tipptasemel arvutisse, mille soovitatav ekraani eraldusvõime on 1920 × 1200 pikslit (või 1920 × 1080). RayStation v2026 toimib operatsioonisüsteemi Windows eri versioonidega. Lisateavet soovitatud riistvara ja operatsioonisüsteemi seadistuste kohta leiate teemast *RSL-D-RS-v2026-SEG*, *RayStation v2026 System Environment Guidelines*.

Süsteemi saab kasutada 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-v2026-USM*, *RayStation v2026 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 132*.

Microsoft SQL Server

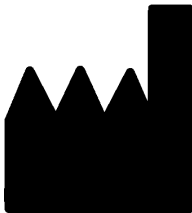
Soovitav on installida uued SQL-serveri hoolduspaketid. Need on välja antud ja testitud Microsofti poolt ning sisaldavad teadaolevate probleemide kumulatiivseid kiirparanduste ja paranduste komplekte. Pärast kõiki värskendusi tuleb kontrollida süsteemi toimimist (vt *jaotis 4.2 Süsteemi keskkonna aktsepteerimise test lk 132*).

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-v2026-SEG, RayStation v2026 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.

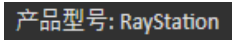
Regulatiivsed esindajad	Kontaktandmed
Sponsor Austraalias	Emergo Australia Level 20, Tower II Darling Park 201 Sussex Street Sydney, NSW 2000 Austraalia
Brasiilia importija	Emergo Brazil Import Importação e Distribuição de Produtos Médicos Hospitalares Ltda Avenida Francisco Matarazzo, 1752, sala 502 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	Emergo Hong Kong Limited 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 P.O.B 15054 Haifa 3190501 Israel

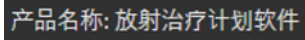
Regulatiivsed esindajad	Kontaktandmed
Jaapani esindaja	RaySearch Japan K.K. Saiwai building, 1-3-1 Uchisaiwaicho Chiyoda-ku Tokyo 100-0011 Jaapan
Korea esindaja	RaySearch Korea, LLC Unit 1005, 10th Floor Hybro Building, 503, Teheran-ro, Gangnam-gu Seoul Korea Vabariik
Sponsor Uus-Meremaal	CARSL Consulting PO Box 766 Hastings 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 TOOTE SILT

Installitud süsteemi RayStation v2026 versiooni numbrit saate vaadata, valides RayStation menüüs **Help: About RayStation** (Spikker: RayStationi kohta).

Seal näete järgmist teavet.

- Product name (Toote nimetus) = RayStation
 -  (ainult Hiina turul)
 - Release version (Väljalaske versioon) = **18.0**
 - Turundusnimi = RayStation v2026
 - Toote versioon = v2026
 - Software build number (Tarkvara järgu number) = **18.0.0.2189**
 - 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.
 -  (ainult Hiina turul)
 -  = näitab, et toode on meditsiiniseade
 -  = seadme kordumatu identifitseerimistunnus
- GS1 rakenduse identifikaatorid:
- (01) = ülemaailmne kaubaartikli number (Global Trade Item Number, GTIN)
- (11) = tootmiskuupäev (AAKKPP)
-  = 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.

2.10 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.

2.11 REGULATIIVNE TEAVE

Lahtiütlus

Kanada: seadusest tulenevatel põhjustel ei ole Kanadas saadaval süsiniku ja heeliumi iooni ravi planeerimine, prootoni kõikumine, prootoni joonskaneerimine, BNCT planeerimine ja mikrodosimeetriline kineetiline mudel. Nendele funktsioonidele kohaldatakse litsentse (rayCarbonPhysics, rayHeliumPhysics, rayWobbling, rayLineScanning, rayBoron ja rayMKM), mis ei ole Kanadas saadaval. Kanadas peavad doosi prognoosimise masinõppemudelid saama Health Canada loa, enne kui neid tohib kliiniliselt kasutada. Leo Cancer Centeri (LCC) tool ei ole Kanadas toetatud.

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

Ameerika Ühendriigid: seadusest tulenevatel põhjustel ei ole Ameerika Ühendriikides saadaval süsiniku ja heeliumi iooni ravi planeerimine, BNCT planeerimine ja mikrodosimeetriline kineetiline mudel. Nendele funktsioonidele kohaldatakse litsentse (rayCarbonPhysics, rayHeliumPhysics, rayBoron ja rayMKM), mis ei ole Ameerika Ühendriikides saadaval. Ameerika Ühendriikides peavad doosi prognoosimise masinõppemudelid saama Toidu- ja Raviameti (FDA) loa, enne kui neid tohib kliiniliselt kasutada. Süsteemide RayCare v2026 ja RayStation v2026 kombinatsioon on valideeritud ühe patsiendiseansi raames tehtavate plaanikohanduste jaoks, mida nimetatakse ka veebipõhiseks adaptiivseks planeerimiseks, kasutades Varian TrueBeami kiiritusravimasinat. Täieliku loendi hankimiseks süsteemide RayCare ja RayStation versioonidest, mille kohta see valideerimine kehtib, võtke ühendust RaySearchi toega. Kiiritusravimasin OXRAY ei ole Ameerika Ühendriikides toetatud.

Euroopa SRN-number

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

2.12 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.

Ameerika Ühendriigid: Ameerika Ühendriikides võidakse tehisintellektisüsteemide kasutamisele kohaldada osariiklikke õigusakte. Ameerika Ühendriikides asuvad kasutajad vastutavad selle eest, et süsteemi RayStation, sealhulgas selle tehisintellekti toega funktsioonide kasutamine järgiks kõiki kohaldatavaid föderaalset, osariiklikke ja kohalikke õigusakte.

Masinõppe mudelite eesmärk

Süsteemi RayStation masinõppemudeleid saab kasutada kujutise segmentimiseks või doosi prognoosimiseks. Segmentimise eesmärgil saab mudeleid kasutada anatoomiliste struktuuride kontuurimiseks. Neid mudeleid ei saa siiski kasutada haiguskollete kontuurimiseks ega

tuvastamiseks. Mudelit tohib kasutada ainult vastava mudeliga seotud teabelehes määratletud ulatuses.

Süntheetilise CT jaoks ette nähtud süvaõppepõhine segmentimine on valideeritud ainult korrigeeritud CBCT algoritmiga hangitud kujutiste korral meeste vaagnapiirkonnast.

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

Masinõppe abil doosi prognoosimine võib teatud turgudel olla seadusest tulenevatel põhjustel piiratud.

2.13 DOOSI ARVUTUSTE TÄPSUS

Kõiki doosiarvutus algoritme RayStation v2026 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 39*.

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

2.13.1 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, Octavius1500 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

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

jaotises, hoiatuses 4001 jaotis 3.1.1 Kasutaja vastutusega seotud hoiatused lk 39 ja jaotises „Algoritmi nõrkused“ RSL-D-RS-v2026-RCF, RayStation v2026 Reference Manual.

Collapsed cone footonite doosikalkulaatorit süsteemis RayStation v2026 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 arvatud 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.

Kontrollimine keskendus tavalisele kliinilisele kasutusele levinud LINAC mudelitega, nagu Varian (600 CD, CLINAC, 2100, 2100 EX, 2300C/D, Trilogy, TrueBeam süsteemiga MLCs MLC120, HD120, Millenium 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 geomeetrialet. 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 v2026 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 puhul teostatakse valideerimine üksnes vees. Väheste eranditega keskendub valideerimine kesksetele ruutväljadele. Kiilu kiire mudelite kontrollimisel ja hindamisel peab olema eriti hoolikas. Ploki valideerimise teostamiseks võrreldakse doose süsteemist RayStation v2026 seadmetega Eclipse (Varian) ja Oncentra (Elekta) ning IAEA testkomplekti raames. IAEA testkomplekt hõlmab ka Elekta kiilusid. Toetatakse ainult divergentseid footoniplokke. Koonuse valideerimine on piiratud Elekta LINAC-idega. Ettevõtte .decimal GRID plokk on valideeritud Elekta Agility ja Varian TrueBeamiga jaoks.

Kahekihilise MLC LINAC-ide valideerimine

Variani kahekihilise MLC LINAC Halcyoni valideerimine on teostatud, võrreldes DMLC ja VMAT-i plaanide mõõtmega. Enamik plaane olid loodud erinevate patsiendigeomeetria jaoks, lisades mõned idealiseeritud DMLC testiväljad. Plaanid kanti üle Octavius1500, MatriXX-i või ArcChecki fantoomidesse mõõtmiseks ja süsteemi RayStation arvatud doosiga võrdlemiseks. VMAT-i plaanid hõlmavad nii standardset VMAT-i järjestust ja libiseva akna VMAT-i järjestust.

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

Ettevõtte Neusoft IntelliRay toodetud NeuRT kahekihilise MLC LINAC-i valideerimise on RaySearchi toel teostanud LINAC-i tootja. Valideerimine hõlmab 3DCRT, SMLC, DMLC ja VMAT-i plaane, mis on loodud erinevate patsiendigeomeetria jaoks ning plaanid kanti üle MatriXX-i või ArcChecki fantoomidesse mõõtmiseks ja süsteemi RayStation arvutatud doosiga võrdlemiseks.

Ühtegi teist kahekihilise MLC LINAC-it pole valideeritud.

Pöördplaanide doosi arvutamine

Standardset VMAT kiirustehnikat 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 ravitehnika 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 v2026 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 v2026 on mõeldud ainult seadmetele Vero ja OXRAY LINACs ning nendega kontrollimiseks.

Vero doosi arvutamine

Vero seade on valideeritud RayStation v2026 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 (DMLC) ei valideeritud ja DMLC ei ole Vero seadmete jaoks süsteemis RayStation v2026 saadaval. Vero valideerimine piirub 30 lehepaariga Vero MLC-ga, kusjuures kõik lehelaiused on 0,5 cm. Dünaamilise jälgimisega kiiritus ei olnud RayStation v2026 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 v2026 puhul on OXRAY kontrollimist tehtud seadme mittekliinilise versiooniga. OXRAY LINAC-il on stabilisaatorsüsteem, mida saab kasutada kiirituskiire stabilisaatorinurkade seadmiseks ja selle eemale suunamiseks kiiritusravimasina keskteljest. Stabilisaatorinurki on kaks: stabilisaatorpanoraam ja stabilisaatorkalle. OXRAY valideerimine hõlmab plaane, mille stabilisaatorinurgad on nii panoraamimise kui ka kalde korral maksimaalselt ± 3 kraadi. CC ja MC doosimootoreid on nii stabilisaatorinurgaga kui ka ilma selleta edukalt valideeritud võrdluses staatilise MLC, staatilise kaare, konformse kaare, VMAT-i ja lainekujulise kaare plaanide mõõtmete suhtes.

Kontrollitud on ainult lainekujulise kaare plaane, mille rõnga pöörämised on kuni ± 15 kraadi. Dünaamilist IMRT (DMLC) ei ole kontrollitud ja DMLC ei ole saadaval OXRAY jaoks süsteemis

RayStation v2026. Dünaamilise jälgimise edastus ei ole olnud süsteemi RayStation v2026 kontrollimise osa. Kasutaja otsustab seda, kas kontrollida edastatud doosi OXRAY plaanis, millel on lubatud dünaamiline jälgimine. Kuna valideerimine on teostatud masina mittekliinilise versiooniga, tuleb enne süsteemi RayStation v2026 kasutamist koos OXRAY LINAC-iga olla eriti hoolikas.

TomoTherapy doosi arvutamine

Süsteemi RayStation v2026 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 sünkroonimisega ravi pole süsteemi RayStation v2026 valideerimise osa. Aktiveeritud liikumise sünkroonimisega TomoHelical plaanidega antava doosi valideerimine on kasutaja teha.

TomoTherapy doosi arvutamise lisanõudeid süsteemis RayStation v2026 kirjeldatakse hoiatuses 10172 jaotis 3.1.1 *Kasutaja vastutusega seotud hoiatused lk 39*.

Süsteemi CyberKnife doosi arvutamine

Süsteemi RayStation v2026 doosi arvutamine on valideeritud ravimasinate CyberKnife M6/S7 jaoks. Vanemaid ravimasina CyberKnife versioone RayStation v2026 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- ja ioonkambriga, erinevates homogeensetes ning heterogeensetes fantoomides, nt CIRS-i kopsufantoom. Valideerimine hõlmab erinevaid sõlmekomplekte ja liikumise sünkroonimise tehnikaid.

Valitud liikumise sünkroonimise tehnika ei mõjuta süsteemis RayStation arvutatud doosi. Sihtmärgi jälgimise täpsuse jaoks kasutatavate sünkroonimise 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 homogeenseid 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 2.13.1 Footonite doosikalkulaatorite täpsus lk 23* kirjeldatud piirangud kehtivad ka Monte Carlo footonite doosialgoritmile. Vaadake üksikasju dokumendist *RSL-D-RS-v2026-REF, RayStation v2026 Reference Manual*. Vaadake ka hoiatust 4001 jaotises *jaotis 3.1.1 Kasutaja vastutusega seotud hoiatused lk 39*.

Lisaks mõõtmel põhinevale valideerimisele on patsiendi puhul footoni Monte Carlo arvutamist nii magnetväljaga kui ka ilma selleta kontrollitud erinevate geomeetria (viilud, teljevälise heterogeensete vahetükkide, kumerate pindade), materjalide (vesi, kops, luu, alumiinium, titaan), energiatega (0,5 MeV kuni 20 MeV) ja väljasuurustega (0,4 cm × 0,4 cm kuni 40 cm × 40 cm) EGSnc suhtes. Kuna ebakindlust mõõtmise suhtes ei esine enam, on simuleeritud doosi kasutatavates valideerimistestides aktsepteerimiskriteeriumid rangemad kui mõõtmise omad; 95% kõikidest vokslitest peab gammaväärtus olema alla 1 gamma 2%, 2 mm juures.

MR LINAC-ide jaoks on footoni Monte Carlo doosimootor valideeritud PTW Octavius mõõtmiste suhtes SMLC plaanide jaoks, mis on ahendatud kanduri nullnurgale nii Elekta Unity kui ka MagnetTx Aurora korral. Elekta Unity silinderhajumise komponenti on valideeritud õhumõõtmise suhtes Farmeri kambriga koos erinevate SSD-de kogunemisega ning üleüldist doosiarvutust erinevate kandurinurkadega, ravailaua ja kujutisehõive mähistega on kontrollitud, kasutades võrdlust Monaco doosiarvutusega. MagnetTx Aurora lateraalset elektronitagastuse efekti on vertikaalsete viilgeomeetria jaoks kontrollitud, kasutades DOSXYZnci simulatsiooni allikast [Steciw S, Fallone BG, Yip E. *Dose perturbations at tissue interfaces during parallel linac-MR treatments: The "Lateral Scatter Electron Return Effect" (LS-ERE)*. *Med Phys*. 2024 Nov;51(11):8506-8523. doi: 10.1002/mp.17363. Epub 2024 Aug 17. PMID: 39153227].

Monte Carlo doosiarvutus ei toeta TomoTherapy masinaid. Arvutust pole valideeritud Vero ja Siemensi LINAC-ide jaoks. Kasutaja kohustus on valideerida süsteemi RayStation v2026 Monte Carlo doosiarvutust Vero ja Siemens masinatega.

EPID vastuse arvutamise valideerimisstrateegia

EPID vastuse arvutamine süsteemis RayStation hõlmab doosiarvutust EPID mudelis ahendatud koonuse või Monte Carlo doosimootorite abil.

EPID vastuse arvutamist on valideeritud, võrreldes mõõdetud EPID vastuseid Varian CLINAC-i jaoks 8 MV juures koos aS500 EPID-ga, Varian Halcyoni jaoks 6 MV FFF-i juures koos aS1200 EPID-ga ning Varian TrueBeam-i jaoks 6 MV FFF-i, 6 MV, 10 MV FFF-i ja 10 MV juures koos aS1200 EPID-ga. Valideerimisse on kaasatud ruutväljad vahemikus 1×1 cm² kuni 30×30 cm² ning moduleeritud IMRT ja VMAT-i väljad.

TrueBeam-i ja Halcyoni korral peab 95% kõikidest detektoripikslitest olema gammaväärtus alla 1 gamma 2%, 2 mm juures. CLINAC-i korral peab 95% kõikidest detektoripikslitest olema gammaväärtus alla 1 gamma 3%, 3 mm juures.

TrueBeam-i ja Halcyoni korral on valideerimine teostatud nii ahendatud koonuse kui ka Monte Carlo doosimootoriga, samas kui CLINAC-it on valideeritud ainult ahendatud koonusega.

2.13.2 Elektronide doosikalkulaatori täpsus

Süsteemi RayStation v2026 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 v2026 on kontrollitud väljalõike kollimeeritud väljade tavalise kliinilise kasutuse põhjal. Kontroll hõlmab energiad vahemikus 4 MeV ja 25 MeV, vee fantoomi koos mittehomogeensusega 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 2.13.1 Footonite doosikalkulaatorite täpsus lk 23*. Süsteemiga Oncentra võrdlemine hõlmab plaane seadmele Elekta Synergy. Kuna kõik juhtumid tagastavad aktsepteerimiskriteeriumite ulatusse jäävaid gammajaotusi, saab elektroni doosi arvutusi pidada samaväärseks kliinilise süsteemiga, millega seda võrreldi.

Lisaks on süsteemi RayStation v2026 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) mõõtmetega. Veas 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 v2026 võrdlev testimisjuhtumitest väärtust 9 MeV ja see test läbib vastuvõetavuse kriteeriumid. Mõõtmispunkt asub distaalsel kallakul, mis tähendab, et mõõtmine on väga tundlik väikestele väärtusvõlvadele või fantoomis kasutatava tiheduse väärtõlgendamistele. Seetõttu järeldame, et selle juhtumi mõõtmispunkt on väga suure tõenäosusega ebatäpne.

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

2.13.3 Brahhüteraapia TG43 doosialgoritmi täpsus

Brahhüteraapia TG43 doosialgoritmi 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.

Doosimootor on valideeritud ka kliiniliste sõltumatute ravi planeerimise süsteemide suhtes, rakendades TG43 formalismi (SagiPlan, E&Z Bebig ja Oncentra Brachy, Elekta). Valideerimine on teostatud nii üksikute seisakupositsioonide jaoks fantoomis kui ka emakakaela, eesnäärme ja rinna kiiritusravi raviplaanide jaoks. Lisaks on see asjakohase patsiendijuhtumi jaoks valideeritud ka sõltumatust kuldstandardist Monte Carlo doosimootori (EGS Brachy, põhineb EGSnrc-I) suhtes. Sõltumatute süsteemidega võrdlemiseks kasutatakse kohalikke gammakriteeriume. Kuna kõik juhtumid tagastavad aktsepteerimiskriteeriumide raamesse jäävad gammajaotused, toimib brahhüteraapia TG43 doosiarvutus võrdväärselt hästi sõltumatute süsteemidega, millega seda võrreldi.

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

Süsteemi RayStation TG43 doosimootori üldtäpsus on kooskõlas kliiniliste standarditega. Sellegipoolest on TG43 formalismil teatud olemuslikud piirangud, mida kasutaja peab teadma. Aktsepteerimiskriteeriumid ja doosimootori algoritmi piirangud leiate jaotisest *Doosimootori täpsus ja piirangud* dokumendis *RSL-D-RS-v2026-REF, RayStation v2026 Reference Manual*.

2.13.4 Brahhüteraapia Monte Carlo doosimootori täpsus

Brahhüteraapia Monte Carlo doosimootor on valideeritud avaldatud kvaliteedi tagamise kahemõõtmeliste andmete suhtes E&Z Bebig CoO-A86 ja Ir2.A85-2 HDR allikate jaoks. Aktsepteerimiskriteeriumid on formuleeritud kohalike gammakriteeriumide alusel. Mõlemad allikad läbivad aktsepteerimiskriteeriumid.

Doosimootor on valideeritud ka sõltumatust kuldstandardist Monte Carlo doosimootori (EGS Brachy, põhineb EGSnrc-I) suhtes. Valideeritud on järgmist.

- Üksikud seisakupositsioonid veekeskkonnas, mis on paigutatud inimkehas tavaliselt esinevate materjalide vaheliste liidestest kõrvale.
- Peast kaelani ja rinna kiiritusravi raviplaanid, mille tihedused ja materjalid on tuletatud CT-st.

Terviklikkuse huvides on Monte Carlo doosimootorit võrreldud ka TG-43 doosiga, mis on arvutatud süsteemis RayStation peast kaelani ja rinna raviplaanides, milles kogu geomeetria oli üle kirjutatud veega.

Kohalikke gammakriteeriume kasutatakse võrdlemiseks sõltumatu süsteemiga üksikute seisakupositsioonide võrdluste jaoks ning globaalseid gammakriteeriume kasutatakse raviplaanide võrdlemiseks. Kuna kõik juhtumid tagastavad aktsepteerimiskriteeriumide raamesse jäävad gammajaotused, toimib brahhüteraapia Monte Carlo doosiarvutus võrdväärselt hästi sõltumatu süsteemiga.

Süsteemi RayStation Monte Carlo doosimootori üldtäpsus on kooskõlas kliiniliste standarditega. Aktsepteerimiskriteeriumid ja doosimootori algoritmi piirangud leiab jaotisest *Doosimootori täpsus ja piirangud* dokumendis *RSL-D-RS-v2026-REF, RayStation v2026 Reference Manual*.

2.13.5 Protonite Pencil Beam doosikalkulaatori täpsus režiimides Uniform Scanning / Double Scattering / Wobbling

Proton Pencil Beami doosiarvutus algoritmi režiimides Uniform Scanning / Double Scattering / Wobbling jaoks süsteemis RayStation v2026 valideeriti suuremahulise mõõtmiste seeriaga vees, kasutades lihtsat ja ebaühtlast plokki, MLC-d ja erineva kujuga kompensatooreid pöörata 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 73*. Aktsepteerimiskriteeriumid ja doosikalkulaatori algoritmi piirangud leiab jaotisest *Doosikalkulaatori täpsus ja piirangud* osas *RSL-D-RS-v2026-REF, RayStation v2026 Reference Manual*.

2.13.6 Pencil Beam skaneerimise prootonite Pencil Beam doosikalkulaatori täpsus

Süsteem RayStation v2026 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 arvutatud 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 väljasuure tegurid. Üldine täpsus on aktsepteeritav; siiski tuvastati mõned doosikalkulaatori algoritmi piirangud ja neid kirjeldatakse jaotises *Prootonite PBS-doosi arvutamise hoiatused lk 79*. Aktsepteerimiskriteeriumid ja doosikalkulaatori algoritmi piirangud leiate jaotisest *Doosikalkulaatori täpsus ja piirangud osas RSL-D-RS-v2026-REF, RayStation v2026 Reference Manual*.

2.13.7 Pencil Beam skaneerimise prootonite Monte Carlo doosikalkulaatori täpsus

Süsteem RayStation v2026 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 arvutatud 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 väljasuure tegurid. Üldine täpsus on aktsepteeritav; siiski tuvastati mõned doosikalkulaatori algoritmi piirangud ja neid kirjeldatakse jaotises *Prootonite PBS-doosi arvutamise hoiatused lk 79*. Aktsepteerimiskriteeriumid ja doosikalkulaatori algoritmi piirangud leiate jaotisest *Doosikalkulaatori täpsus ja piirangud osas RSL-D-RS-v2026-REF, RayStation v2026 Reference Manual*.

2.13.8 Prootoni lineaarse energiaülekande arvutuse täpsus

Lineaarse energiaülekande (LET) arvutamine prootoni PBS Monte Carlo doosiarvutuse algoritmil süsteemis RayStation v2026 on valideeritud referentsina kasutatavate FLUKA silmulatsioonide abil. See hõlmab ühe energiaga kihtisid ja erineva väljasuurega SOBP-sid vees ning ka erinevates materjalides nagu luu ja kops. Selleks, et tulemus oleks võrreldav, on vastav LET

keskmise väärtus hinnatud referentsina kasutatavates FLUKA simulatsioonides, vt *RSL-D-RS-v2026-REF, RayStation v2026 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 79*. Aktsepteerimiskriteeriumid ja doosiarvutuse algoritmi piirangud leitakse jaotisest *Doosiarvutuse aktsepteerimiskriteeriumid* dokumendis *RSL-D-RS-v2026-REF, RayStation v2026 Reference Manual*.

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

Süsiniku Pencil Beami doosiarvutus algoritm (mida kasutatakse kergete ionide, st süsiniku ja heeliumi korral) süsteemis RayStation v2026 valideeriti suuremahulise mõõtmiste seeriaga vees avatud kiire seadistuste ning vahemiku nihutit kasutatavate seadistustega. Süsinikuioonide kiirte mõõtmised tehti CNAO-s (Centro Nazionale di Adroterapia Oncologica, Pavia, Itaalia) ja heeliumiioonide kiirte mõõtmised tehti HIT-s (Heidelberg 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-v2026-REF, RayStation v2026 Reference Manual*. Üldine täpsus on aktsepteeritav; siiski tuvastati mõned doosikalkulaatori algoritmi piirangud ja neid kirjeldatakse jaotisest *Kergete ionide PBS-doosi arvutamise hoiatused lk 84*.

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.

2.13.10 Süsiniku ja heeliumi lineaarse energiaülekande arvutuse täpsus

Lineaarse energiaülekande (LET) arvutamine süsinikuioonide Pencil Beami doosiarvutuse algoritmis süsteemis RayStation v2026 on valideeritud referentsina kasutatavate FLUKA silmulatsioonide abil. See hõlmab ühe energiaga kihtisid ja erineva väljasuureusega 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-v2026-REF, RayStation v2026 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 84*. Aktsepteerimiskriteeriumid ja doosiarvutuse algoritmi piirangud leitakse jaotisest *Doosiarvutuse aktsepteerimiskriteeriumid* dokumendis *RSL-D-RS-v2026-REF, RayStation v2026 Reference Manual*.

2.13.11 BNCT RBE alusel kaalutud doosi arvutuse täpsus

Standardne BNCT RBE alusel kaalutud doosi arvutus arvutatakse RBE-mudeli parameetrite, planeerimisparameetrite ja välise doosimootori arvutatud füüsikalise doosi komponentide lineaarse kombineerimise teel. Kuna tegu on täpse arvutusega, piirab selle täpsust eelduslikult üksnes masina täpsus (sealhulgas välise doosimootori ja süsteemi RayStation vahelise andmeedastuse täpsus). Eeldatav mõju on maksimumdoosi suhtes väiksem kui 0,005%. See on kinnitatud väliste doosimootorite arvutatud RBE alusel kaalutud doosidega võrdlemise teel. Võtke arvesse, et see kehtib ainult RBE alusel kaalutud doosi arvutuse enda täpsuse kohta ja mitte selle arvutuse sisendina kasutatavate välise doosimootori esitatud füüsikalise doosi komponentide täpsuse kohta.

Rakutüüpi dooside arvutamise täpsust mõjutab veel ka materjali ümberskaleerimise lähend, mis asendab täieliku osakese transpordi ja doosi arvutamise, nagu kirjeldab jaotis *Rakutüüpi doosi arvutamine* dokumendis *RSL-D-RS-v2026-REF, RayStation v2026 Reference Manual*. See lähend eeldab materjali määratluses lineaarset suhet vesiniku (või lämmastiku) füüsikalise doosi komponendi ning vesiniku (või lämmastiku) elemendimassi vahel. Lisaks kui materjali elemendimass on null, siis ei ole ümberskaleerimine võimalik ning rakutüüpi doosi arvutamisel eiratakse vastavat komponenti. Eeldusel, et ei kasutata ühtegi äärmiselt erinevate omadustega ega vesiniku või lämmastiku elemendi nullmassiga materjali, ei ole selle lähendi mõju arvutuse täpsusele eeldatavasti kliiniliselt oluline. Süsteemis RayStation arvutatud rakutüüpi dooside võrdlus välisest doosimootorist pärinevate viitedoosi väärtustega andis tulemuseks alla 0,5% erinevuse plaani RBE alusel kaalutud maksimaalse vaikedoosi suhtes.

3 OHUTUKS KASUTAMISEKS VAJALIK TEAVE

See peatükk sisaldab süsteemi RayStation v2026 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. Kontrollige hoolduspaketi versiooni ettevõtte RaySearch teenindusest.

Selles peatükis

See peatükk sisaldab järgmisi jaotisi:

3.1	Ohutusabinõud	p. 36
3.2	Patsiendi andmete importimine	p. 129
3.3	Sisendandmed	p. 129
3.4	Skriptimine	p. 129
3.5	Kuvavorming	p. 129

3.1 OHUTUSABINÕUD

Süsteemi RayStation v2026 ohutuks kasutamiseks võtke arvesse järgmisi hoiatusi.

Selles jaotises

See jaotis sisaldab järgmisi alajaotisi:

3.1.1	Kasutaja vastutusega seotud hoiatused	p. 39
3.1.2	Installimisega seotud hoiatused	p. 46
3.1.3	Üldise süsteemikasutusega seotud hoiatused	p. 47
3.1.4	DICOM-impordiga seotud hoiatused	p. 49
3.1.5	DICOM-ekspordiga seotud hoiatused	p. 51
3.1.6	Hoiatused CBCT kujutise teisendamise kohta	p. 53
3.1.7	Hoiatused taaskiirutuse kohta	p. 56
3.1.8	Hoiatused EQD2 kohta	p. 57
3.1.9	Doosi arvutamise seotud hoiatused	p. 59
3.1.10	Patsiendi modelleerimisega seotud hoiatused	p. 92
3.1.11	Ravi planeerimisega seotud hoiatused	p. 95
3.1.12	Prootonite ja kergete ioonidega ravi planeerimisega seotud hoiatused	p. 99
3.1.13	Rakenduste TomoHelical ja TomoDirect planeerimisega seotud hoiatused	p. 102
3.1.14	CyberKnife-ravi plaanimisega seotud hoiatused	p. 104
3.1.15	BNCT ravi planeerimisega seotud hoiatused	p. 104
3.1.16	Brahühüteraapia ravi planeerimisega seotud hoiatused	p. 105
3.1.17	Robustse optimeerimisega seotud hoiatused	p. 107
3.1.18	Doosi hindamisega seotud hoiatused	p. 109
3.1.19	Hoiatused seoses bioloogilise optimeerimise ja hindamisega	p. 110
3.1.20	Automaatse planeerimisega seotud hoiatused	p. 111
3.1.21	Kiirtekimbu käitusse andmine seotud hoiatused	p. 113
3.1.22	Skriptimisega seotud hoiatused	p. 118
3.1.23	QA-ga seotud hoiatused	p. 121
3.1.24	RayStation salvestustööriistaga seotud hoiatused	p. 122
3.1.25	Masinõppega seotud hoiatused	p. 123
3.1.26	Hoiatused meditsiinilise onkoloogia kohta	p. 124

3.1.27	Hoiatused MapRT-ga vahekontrolli kohta	p. 125
3.1.28	Hoiatused kokkupõrkekontrolli kohta	p. 127

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, kellel 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 kiirgusdoosi eest. [508813]



HOIATUS!

Sisendandmete kvaliteet. Pidage alati meeles, et väljundi kvaliteet sõltub oluliselt sisendandmete kvaliteedist. Mis tahes imporditud andmete korrapärase 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. Plaan (kiirte komplekt), mis on optimeerimiseesmärkide 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 tungivalt, 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 käitusse andma CT seadmete jaoks.

- Arvutatud doos peab olema valideeritud kõikide asjakohaste kliiniliste olukordade jaoks, sealhulgas, kuid mitte ainult, muutus SAD-i, SSD, välja suurus, välja kuju, teljevälisuse asendis (x, y ja diagonaal), kollimatsiooni liigis, modulatsiooni määras, lekkedoosis (muutus MU-s/Gy-s või NP/Gy-s), ravilaua/kanduri/kollimaatori nurkades, CyberKnife'i sõlmekomplektides, patsiendi/fantoomi materjali koostises ja patsiendi/fantoomi materjali geomeetrias.
- Arvutatud doosi tuleb kontrollida kõikide kliiniliselt asjakohaste doosivõrgustiku lahutusvõimete puhul.
- Teadaolevaid piiranguid on kirjeldatud jaotises *RSL-D-RS-v2026-REF, RayStation v2026 Reference Manual*. Valideerimise ajal tuleb tuvastada iga kiirtekimbu mudeli kasutamiskiirangud 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 väljasuurusega 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.

Valideerimine tuleb teha iga valitud ravitehnika jaoks, kasutades režiimi Physics (Füüsika) või süsteemi RayStation. C-armi ja CyberKnife LINAC-i puhul vaadake hoiatust 3438. TomoTherapy kiiritusravimasinate 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, lekkekoosi ja ravimise sätteid (vt ka hoiatust 1714).

Elektronid:

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

[4001]



HOIATUS!

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

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

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

[285635]



HOIATUS!

Seadme TomoTherapy juurutamine. Seadme TomoTherapy juurutamisel loetakse enamik parameetreid iDMS-ilt ja eeldatavalt on vaja seadme RayPhysics mudelis teha üksnes vähesed 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 arvutatud doosikõverad moodulis Beam commissioning mõõdetud kõverate suhtes, st et mõõdetud ja arvutatud doosikõverate väljundid ühtivad, olenemata kiire mudeli väljundist. Seetõttu tuleb mudeli väljundit reguleerida ja kontrollida TomoHelical kiirtega kõikidel väljalaiustel. Lisateavet vt *RSL-D-RS-v2026-BCDS, RayStation v2026 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 lõuasurusi ja režiime, projektsioonიაგუ, avanemise fraktsioone ja laua liikumisi ühe rotatsiooni kohta.

(10172)

**HOIATUS!**

Seadme Mevion Hyperscan käitusse andmine. Seadme Mevion S250i („Hyperscan“) käitusse 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 plaanmoodulites loodud elektronkiirte väljalõiked oleksid füüsiliselt teostatavad. RayStation-is ei ole võimalik kindlaks määrata ploki valmistamise piiranguid.

Prootonplokkide korral võetakse automaatselt ploki generaatorites arvesse ploki freeside suurust. Siiski on võimalik saada plokk, mida ei ole manuaalsed plokki redigeerimise/loomise vahenditega võimalik valmistada. Sel juhul on võimalik pärast ploki redigeerimist kasutada 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 joonlaual. (508818)

**Hoiatus!**

Huvipiirkonna/huvipunkti kontrollimine. Vaadake kõik huvipiirkonnad (ROI-d) ja huvipunktid (POI-d) alati hoolikalt üle, enne kui kasutate neid ravi planeerimise või hindamise eesmärgil.

(4793)

**HOIATUS!**

4DCT projektsioonide ülevaatus. Kasutaja peab 4DCT projektsioonist tuleneva kujutiste seeria üle vaatama, enne kui seda kasutatakse ravi planeerimise või hindamise eesmärgil. Projektsiooni kujutiste seeriat peab võrdlema 4DCT grupis olevate kujutiste seeriatega, et kontrollida, kas Hounsfieldi ühikud ja nende vastavad tihedused on eelduspärased. Selleks saab vaadelda HU-väärtusi patsiendivaadetes ja arvutada moodulis Plan evaluation hindamisdoose.

Samuti tuleb algse 4DCT-ga võrrelda projektsiooni kujutiste seeria geomeetrilisi omadusi, nagu suund, positsioon ja suurus. Selleks saab moodulis Structure definition või moodulis Image registration liita projektsiooni kujutiste seeriad algsete 4DCT kujutiste seeriatega ja kontrollida, kas need on üksteisega õigesti vastavusse viidud.

(10414)

**HOIATUS!**

HU ümberskaleerimise kaudu hangitud kujutisekohane tihedustabel. HU ümberskaleerimise kaudu hangitud kujutisekohase tihedustabeli kasutamise korral on ülimalt oluline, et kasutaja vaataks põhjalikult üle tulemuseks saadud tihedustabeli, enne kui seda kasutatakse doosi arvutamiseks. Ümberskaleeritud tihedustabel avaldab doosi arvutamisele otsest mõju.

(9506)

**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 põhiselt.

Soovi korral saab ravilaua valiku muuta olekusse „Couch“ (Ravilaud), st ravilaua juhised dialoogis Patient setup (Patsiendi asend) esitatakse ravilaua suundade põhiselt. 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!**

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

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

[1537945]

**HOIATUS!**

Viiteraamistiku registreerimise ülevaatamine enne doosi arvutamist. On ülimalt oluline, et kiirituspositsiooni joondamise imporditud või loodud viiteraamistiku registreerimised vaadatakse üle, enne kui neid kasutatakse moodulis Dose tracking fraksioonidoosi arvutamiseks või täiendavate kujutiste seeriade doosi arvutamisel.

[9650]

**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 kompensaatorite 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 kompensaatorit on süsteemis RayStation muudetud. Plokki, väljalõiget ega kompensaatorit ei tunnistata süsteemis RayStation kehtetuks, kui tarvikute koodi on muudetud. Kasutaja vastutab selle eest, et sisestatud on õige tarviku kood, mida vajaduse korral ka värskendatakse.

(574934)

**HOIATUS!**

Veenduge, et .decimal GRID-i plokki kontuur süsteemis RayStation vastaks füüsilisele plokile. Meetod CreateDotDecimalBlockContour loob .decimal GRID-i plokile vastava plokikontuuri. Pärast loomist töödeldakse .decimal GRID-i plokki süsteemis RayStation tavapärase footoniplokina ja seda saab muuta. Kuna .decimal GRID-i plokki ei koostata süsteemist RayStation eksporditud plokikontuuri põhjal, on hädavajalik tagada, et plokikontuur süsteemis RayStation vastaks füüsilisele plokile ja et seda ei oleks käsitsi tehtud muudatustega tahtmatult muudetud. Plokikontuuri muutmatus tagamiseks saab meetodi CreateDotDecimalBlockContour uuesti kutsuda viimases etapis enne lõpliku doosi arvutamist ja plaani heakskiitmist.

(936115)

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. Arvutamistel 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-v2026-SEAT, RayStation v2026 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!**

Teisestesse andmebaasidesse salvestatud raviandmed. Ärge värskendage teiseseid andmebaase, kus raviga seonduvaid andmeid on salvestatud süsteemiga RayCare ühendatud süsteemist väljaspool. Need teisesed 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-preskriptsioondoosis. See muutus versioonis 11A, nii et ainult süsteemis RayStation määratud doos eksporditakse siht-preskriptsioondoosina. 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 jaoks 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-impordi 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}

**HOIATUS!**

Automaatse importimise ja segmentimise töövoogu kasutamise korral vaadake pärast automaatset eksportimist teise süsteemi üle kuvatavad hoiatused.

Automaatse importimise ajal genereeritud hoiatused kuvatakse, kui avate patsiendi esimest korda. Kui automaatse importimise ja segmentimise töövoogu kasutatakse loodud struktuuride automaatseks eksportimiseks ilma RayStationis patsienti avamata, peab eksporditud struktuurid üle vaatama neid kasutavas süsteemis. Kõik importimisel genereeritud hoiatused on saadaval ka skriptimise kaudu.

(932309)

3.1.5 DICOM-ekspordiga seotud hoiatused

**HOIATUS!**

Eksporti 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 vokselesitusega ROI geomeetria kohta. Sellised geomeetriad 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-eksporti/impordi tsükli 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 privaatses atribuutides. Kui süsteem ei tea neid privaatsid atribuute, ei kuvata raviplaani välja kollimeerituna. See teave on dosimeetriliselt väga oluline ja vastavad doosid erinevad kollimeerimata plaani omast. Kasutaja peab kontrollima, et vastuvõttev süsteem loeb privaatsid atribuute ja neid levitatakse raviseadme juhiste järgi. Lisateavet privaatsete atribuutide kohta vt jaotisest *RSL-D-RS-v2026-DCS, RayStation v2026 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), oleneb tulemus vastuvõtva süsteemi rakendamisest. 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 piirkondasid, kus sellist asendamist potentsiaalselt vaja on.

[405750]



HOIATUS!

Viite-CT ei kata algse kujutiste seeria kogumahtu. Algse kujutise anatoomilistel piirkondadel, mis puuduvad CT viitekujutiselt, on liiga vähe teavet, mille alusel kujutist korrigeerida, ja seega ei pruugita neid piisavalt korrigeerida.

[405786]

**HOIATUS!**

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

[405815]

**HOIATUS!**

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 võimaliseks 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!**

Korrigeeritud CBCT kujutiste heakskiitmine. Korrigeeritud CBCT heakskiitmisel veenduge, et kujutisel oleks piisavalt hea pildikvaliteet, et seda saaks pidada kliinilise doosi jaoks rahuldavaks. See hõlmab kontrollimist, kas olulistel patsiendikudedel on õiged HU väärtused ja kas algsest kujutiste seeriast pärinevate võimalike artefaktide alusel on piisaval määral korrigeeritud.

Kui piirkonnad on viite-CT-st üle kopeeritud, veenduge, et need näiksid õiged ja et piirkondade vahelised üleminekud oleksid sujuvad. Koe HU väärtuste suuri vigu saab tuvastada, võrreldes korrigeeritud CBCT-d kujutise histogrammik viite-CT-ga, veendudes, et oluliste kudede tipud oleks paigutatud ligikaudu sama väärtuse juurde. Ebapiisavalt korrigeeritud piirkondi saab korrigeeritud CBCT-s tuvastada, võrreldes korrigeeritud CBCT-d erinevuste ühitusvaates deformeeritud viite-CT-ga. Kõik vaatluse käigus tuvastatud erinevused peavad olema väiksed või olema seotud anatoomiliste erinevuste või müraga. Kui esineb olulisi artefakte, mida pole piisavalt korrigeeritud, saab nendes piirkondades kasutada elektrontiheduse ülekirjutamist.

[464657]

**HOIATUS!**

Virtuaalse CT kujutiste heakskiitmine. Virtuaalse CT heakskiitmisel veenduge, et kujutisel oleks läbivalt piisavalt hea pildikvaliteet ja et anatoomia oleks algse kujutiste seeria tegelikule anatoomiaga piisavalt sarnane, et seda saaks pidada kliinilise doosi jaoks rahuldavaks. See seisneb peamiselt kontrollimises, kas kõik olulised õhu-/kopsupiirkonnad on virtuaalsel CT-l anatoomiliselt õiged ja et patsiendi joonis oleks algse kujutiste seeriaga heas vastavuses.

Virtuaalset CT-d ja algset kujutiste seeriat saab mitmesuguste ühitusrežiimide abil võrrelda ühitusvaates. Virtuaalse CT õhu-/kopsupiirkondi, mida on anatoomilist korrigeeritud, saab tuvastada, võrreldes virtuaalset CT-d deformeeritud viitekujutisega. Veenduge, et need piirkonnad vastaksid tegelikule anatoomiale ja ei sisaldaks liiga raskekujulisi artefakte.

[464658]

3.1.7 Hoiatused taaskiirituse kohta



HOIATUS!

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

(1483026)



HOIATUS!

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

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

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

(1538126)

3.1.8 Hoiatused EQD2 kohta



HOIATUS!

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

[1482590]



HOIATUS!

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

[1538161]



HOIATUS!

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

- Mudel eeldab fraktsioonide vahel täielikku parandamist ja eirab kasvajakude taastasustamist. Seega ei mudeldata bioloogilisi mõjusid õigesti juhtumite puhul, kus ei saavutata fraktsioonide vahel täielikku parandamist. Lisaks, kui kasvajakude taastasustamine 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 doositasemetega 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 ole füüsikalise doosiga lineaarses sõltuvuses, mis tähendab, et füüsikalise doosi teisendamisel EQD2-ks suureneb külmade ja kuumade punktide vahe ning EQD2 jaotuses on gradiendid suuremad kui füüsikalise doosi jaotuses. Seetõttu on soovitatav mitte hinnata EQD2 ainult ühes punktis, vaid kasutada kogu mahus esinevate erinevuste arvesse võtmiseks mitmepunktilisi hindamisi. Lisaks on juhul, kui EQD2 hindamine põhineb DVH-s olevatel mahtudel, soovitatav kasutada rohkem kui ühte kliinilist eesmärki. Näiteks võib EQD2(D90) kliinilist eesmärki täiendada kliiniliste eesmärkidega muude kumulatiivsete mahtude jaoks kui 90% huvipiirkonna kogumahust. Mahu mõjusid saab täpsemalt analüüsida täielikus EQD2 jaotuses, mis hangitakse funktsiooni Plan evaluation EQD2 arvutusest.

{406776}

**HOIATUS!**

Hindamise EQD2 jaotuste tõlgendamine. Moodulis Plan evaluation arvatud hindamise EQD2 jaotused kasutavad mitmesse huvipiirkonda kuuluvatele vokslitele α/β -väärtuste määramisel prioriteedipõhist lähendamist. Järgmiste jaotuste tõlgendamisel tuleb olla eriti hoolikas.

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

kliinilised eesmärgid, doosistatistika ja DVH kõverad, saab plaanimise EQD2 jaotuste suhtes hinnata otseselt, kuna kõiki selliseid hindamisi teostatakse aluseks olevate parameetrikohaste jaotuste suhtes, kus kogu huvipiirkonna mahule on rakendatud õige α/β -väärtus.

[408774]

3.1.9 Doosi arvutamise 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 fiksatsiooni ROI-sid ning välistele footon- ja elektronkiirtele 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 doosiarvutusalgorithm.

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. Väliste 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-l ja doosi statistika arvutamisel.

(9358)

**HOIATUS!**

Doosivõrgustiku lahutusvõime mõjutab doosi. Doosivõrgustiku lahutusvõime ja joondus 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 kompleksidele. 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 huvipiirkonnad tuleb määrata kiir(t)ele. Booluse huvipiirkonnad loetakse kiire omadusteks. Booluse huvipiirkonna kasutamiseks konkreetse kiire kiiritamise ja doosi arvutamise jaoks tuleb see sellele kiirele määrata. Kui boolust tuleb kasutada kõikide kiirte jaoks, tuleb see igale kiirele eraldi määrata. Boolusel, mida pole plaanis ühelegi kiirele määratud, puudub doosi arvutamisse igasugune panus.

Kiirele määratud booluse huvipiirkond:

- kuvatakse 2D-patsiendivaadetes pidevjoone laadiga;
- kuvatakse 3D-patsiendivaates; ja
- kaasatakse materjali patsiendivaatesse, kui vastava kiire jaoks valitakse kiire doos.

[5347]

**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 komplektidesse. 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 immobiliseerimisvahenditega, 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-v2026-REF, RayStation v2026 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 homogeensel 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 arvutatud doosid oleksid ühilduvad. Erinevate doosiarvutuse algoritmidega (nt varuplaan, kaasoptimeerimine, taustadoosid, dooside summeerimine) arvutatud dooside kombineerimisel või võrdlemisel tuleb olla ettevaatlik, kui doosi konventsioonid on eri algoritmides erinevad ja plaan on tundlik kõrg-Z-materjalidega doosi suhtes.

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

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

(409909)

Elektronide doosi arvutamise hoiatused**HOIATUS!**

Maksimaalne lubatud statistiline määramatus ei mõjuta juba arvutatud 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 arvutatud doose. Seetõttu võib enne muudatust arvutatud 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. Ülevaatusel jaoks võib kasutada valitud lõikude punktkontrolli CBCT dialoogis Create Density Table (Loo tiheduse tabel), kus saab tiheduse tabeli mõju visualiseerida.

CBCT-kujutise toorandmete doosi arvutamine on toetatud ainult footonite puhul ja TG43 doosimootoriga brahhüteraapia 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!

MR LINAC-i doosi arvutamine.

Doosi arvutamise piirkond: doosi arvutamise piirkonnast väljaspool ei toimu doosi hindamist [vt hoiatust 9361]. Doosi arvutamise piirkonnas loodud elektrone ja positrone jälgitakse õhus, võttes arvesse energiakadu ja magnetvälja kõverust, kuni need väljuvad doosi rastrist või sisenevad taas patsienti. Kuna on võimalik, et elektron/positron kaldub väljaspool doosi rastrit kõrvale, aga siseneb siiski hiljem oma teel taas patsienti, peab kasutaja tagama, et doosi raster on piisavalt suur, et hõlmata kõrvale kalduvate elektronide/positronide täielikku teed; vastasel juhul jääb nende doosipanus patsienti taas sisenemisel arvesse võtmata. See on seotud tavapärase elektroni tagastuse efektiga, lateraalse elektroni tagastuse efektiga ja elektronivooga.

Pinnadoos: doosi arvutamisel jäetakse kõrvale footonite hajumine õhus ja elektronide spiraallikumine enne patsienti. Elekta Unity korral võib selle tulemuseks olla arvesse võtmata pinnadoosi komponent eenduvatel pindadel kraniaalkaudaalses suunas. MagnetTx Aurora korral on elektronid välja sees ja teatud tasemel pinnadoosi säilitamiseks saab lisada tavapärase elektronikomponendi. Üksikasju vt dokumendist *RSL-D-RS-v2026-REF, RayStation v2026 Reference Manual*.

Detektori valik ja väljundteguri mõõtmine: Kasutaja peab kindlasti järgima masina müüja mõõteprotokolle ja lugema uusimast teaduskirjandusest soovitatud detektorite, tegeliku mõõtepunkti nihete ja magnetvälja suuruse korrigeerimiste kohta. Üksikasju vt dokumendist *RSL-D-RS-v2026-RPHY, RayStation v2026 RayPhysics Manual*.

(1153758)



HOIATUS!

Aurora MLC varjud võivad põhjustada teljevälistes y-positsioonides aladoseerimist.

MagnetTx Aurora korral erinevad keele ja soone piirkonnas keelpikendist lähtuvad varjud y-telje positsioonide alusel viisil, mis võib doosi oluliselt vähendada suure modulatsiooniastmega plaanides, kus keele ja soone piirkonna ekspositsioon toimub teljevälistes y-positsioonides. RayStation ei saa seda variatsiooni modelleerida. Seda käitumist on soovitatav täielikult mõõta ja hinnata teie konkreetse LINAC-i puhul kasutuselevõtuprotsessi raames ning tagada, et raviplaanid jäävad kliinilisse validsusvahemikku. Suurendamaks tõenäosust, et plaan läbib plaanikohase kvaliteedi tagamise, on soovitatav kontrollida plaani keerukuse mõõdikuid, nagu suhteline ala keele ja soone piirkonnast, mille ekspositsioon toimub teljeväliselt, kasutades nt süsteemi RayStation skriptimist ja vajaduse korral ümberplaneerimist.

(1202498)

**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 ilmuda 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 plaanisiseses 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. Brahühüteraapia TG43 doosi arvutamise täpsus sõltub tugevalt kasutatud TG43 parameetrite õigsusest. Kui see on praeguse allika jaoks saadaval, on tungivalt soovitatav kasutada avaldatud konsensusse 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!**

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

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

(1312866)

**HOIATUS!**

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-i brahhüteraapia kiiritus magnetväljades. Kui HDR-i brahhüteraapia kiiritus toimub magnetväljas (nt kiiritus MRI ajal), võib kiiritatud doosi ja süsteemi RayStation abil arvutatud doosi vahel olla suuri lahknevusi. Avaldatud TG43 parameetrite tuletamine ei hõlma magnetvälju ja süsteemi RayStation brahhüteraapia Monte Carlo doosimootor ei võta osakeste transpordil arvesse magnetvälju. Seega eiratakse doosi arvutamisel magnetväljade avaldatavat mõju doosijaotusele. Kasutaja peab sellest piirangust teadlik olema, kui kiiritamine toimub magnetväljas. Eriti hoolikas peab olema ^{60}Co allikate ja magnetväljade üle 1,5 T suuruse tugevuse, samuti õhku sisaldavate (või sellele väga lähedal olevate) piirkondade korral.

(332358)

**HOIATUS!****Brahhüteraapia Monte Carlo doosimootor: valideerimismeetod ja kasutuselevõtt.**

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

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

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

[1593258]

Üldised prootonite ja kergete ioonide doosi arvutamise seotud hoiatused



HOIATUS!

KT tiheduse kalibrimine prootonite ja kergete ioonide plaanide korral. Süsteemis RayStation kasutatakse prootonite ja kergete ioonide doosi arvutamiseks sama KT massitiheduse kalibrimiskõverat nagu footonite doosi arvutamisel. Pange tähele, et KT korrektse kalibrimise 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!

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

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

[2417]

**HOIATUS!**

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

[1479623]

**HOIATUS!**

Prootoni ja valgusiooni PBS-plaanide doosi võrgustiku efektid. Süsteemi RayStation Pencil Beam prootonite 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 prootoniväljade 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 raviplaanide, 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!**

Prootonite leke MLC lehtede vahel. Süsteemi RayStation prootonite 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 plokki 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 arvesseiooni 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 energiaülekande (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-v2026-REF, RayStation v2026 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 kasutamisega 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 prootonkiire kohta teatatud statistiline määramatus kehtib ainult doosi jaotusele ja mitte LET-i jaotusele.

[406166]

Prootoni 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 külgmise 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 õhuvahe (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 õhuvahede kombinatsioone. (261663)

**HOIATUS!**

Pencil Beami prootonite US/SS/DS/Wobblingi doosiarvutuse algoritmi täpsus paksu kiire joonkomponendiga kiirte kasutamisel. Süsteemi RayStation US/SS/DS/Wobblingi Pencil Beami doosiarvutuse algoritmi valideerimisel täheledata mõnda kõrvalekallet doosi täpsuse nõuetest vees olevate dooside puhul ning eelkõige madalate sügavuste korral, ja seadistuses, mil prootonid läbivad paksu kiire joonkomponendi (nt leviulatuse nihuti, leviulatuse modulaator või kompensaaator). Need kõrvalekalded olid seotud teisese prootonedastusega läbi õhuvahe, mille tulemuseks oli peamiselt pindmise doosi ülehindamine. Mõju suureneb komponendi paksenemisel. Kompensaaatori kasutamisel on suurenevate õhuvahede mõju suurem. Otsaku mitteliigutatavasse ossa paigaldatud mitteliigutatavate komponentide kasutamisel ei ole õhuvahe esmaseks mõjuteguriks.

Kasutaja peab olema teadlik nendest Pencil Beam doosikalkulaatori piirangutest, ja kompensaaatori kasutamise korral soovitatakse minimeerida õhuvahet. (370009)

**HOIATUS!**

Apertuuri ääre hajutav mõju režiimides SS/DS/US/Wobbling. MLC ja plokki 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.
- Õhuvahe. „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 arvutatud 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-v2026-REF, RayStation v2026 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 arvutatud 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 kompensaaatori 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 vookorrektsioon 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 Beami doosiarvutuse algoritm niinimetatud lõpmatul kihi lähendamisel. See lähendamine eirab individuaalsete kiirejälgede ebaühtlusi, kus patsienti nähakse kui poollõpmatute kihtide virna. 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 Beami doosi arvutamisele.**

Prootonite US/SS/DS/Wobbling Pencil Beam doosiarvutuse algoritm käsitleb kõiki vahemiku kompensaatoreid patsiendi pikendusena ja Pencil Beam jälgimine algab vahemiku kompensaatori sissepääsu juures. See tähendab, et iga Pencil Beami kiire jälje laienemine võib muutuda patsiendi kehapiinnani 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 kaliibrimine režiimides US/SS/DS/Wobbling.**

Seadistus, mida kasutatakse patsiendipõhises kiirtekimbu meterset-määra kaliibrimises režiimides US/SS/DS/Wobbling kiirtekimbu korral, peaks olema raviplaani 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 kompensaatori lisamisel kiirtekimbule. Leviulatuse nihuti põhjustatud viga on üksnes vähesel määral sõltuv ninamiku asendist, samal ajal kui vahemiku nihuti poolt põhjustatud pinnadoosi viga suureneb kompensaatori 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 kompensaaoriga Mitsubishi Electric Co SELECT BEAM NOZZLE'ile US-režiimis.

RayStation v2026 doosikalkulaatori valideerimisel leiti süstemaatiline arvutatud dooside kõrvalekalle Mitsubishi SELECT BEAM NOZZLE'iga US-režiimis (Mitsubishi US) manustatud kiirtekimpudel, kui kasutati ploki ava koos vahemiku kompensaaoriga. Uuritud väljadel kasutati veefantoomi kiiritamiseks $8 \times 8 \text{ cm}^2$ nelinurkset ploki ava koos 3 cm või 6 cm ühtlase paksusega vahemiku kompensaaoriga. Mõõdetud külgmiste profiilide õlad (kõrge doosiga väljade servad) olid arvutatud profiilidest ümaramad samal ajal kui arvutatud profiilide madala doosi osa (doosisisaldus $< 50\%$) ühtib suurepäraselt mõõtmistega. Järelikult võivad näiteks D95% korral, samuti täheldati mitmel juhul, arvutatud 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 kompensaaoriga.

Üksikasju vt jaotisest *RSL-D-RS-v2026-REF, RayStation v2026 Reference Manual*.

Arvestage selle Pencil Beam 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 arvutatud kõveratel ümaramad õlad kui mõõdetud profiilidel, mille tulemusel alahinnatakse välja laiust D95% juures. Mõju on tugevaim kõrgemate energiatega suurte väljade ($> 10 \text{ cm}$) 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 kontrollisüsteem. Need prootonid jaotuvad ebaühtlaselt üle apertuuri ava, mida süsteemi RayStation analüütilises doosialgoritmis 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 nihutiga. [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 suurusel. Alampunkti kaugus on umbes 85% punkti suurusel (punkti σ), 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 Beam doosiarvutus algoritm ei võta arvesse. Patsiendi kehapinda riivavate punktide korral (näiteks tangentsiaalsete kiirtega tekkivad punktid) võetakse arvesse vaid patsiendi geomeetria (välise huviipiirkonnaga) lõikuvaid alampunkte. Selle tagajärjel võib doos pindmistes piirkondades väheneda. Suured punkti suurused on tavalised näiteks suure õhuvahega vahemiku nihuti kasutamisel koos väikese energiaga kiirtega.

Üksikasju vt jaotisest *RSL-D-RS-v2026-REF, RayStation v2026 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 väljasuure piirangud.

Süsteemi RayStation PBS Pencil Beam doosikalkulaator on valideeritud ainult skaneeritud väljasuureste 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!

Liiga kõrged punktikaalud väljaspool ploki 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!**

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

- skaneeritavad väljasuurused üle $4 \times 4 \text{ cm}^2$
- MLC apertuuri avad üle $2 \times 2 \text{ cm}^2$
- plokki 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 skanneeritud väljasuuruste või apertuuri avadega, mis on doosikalkulaatori valideeritud seadistustest väiksemad.

(369532)

**Hoiatus!**

Väikestel madalatel väljadel kasutatud protoni MC-doosialgoritmi doosi täpsus. Monte Carlo PBS doosialgoritmi kontrollimine süsteemis RayStation näitab kõrvalekaldeid doosi täpsuse nõuetest võrreldes väikeste madalate väljade mõõtmisega. Kontrollimine hõlmab väljasid, mille sügavus on vahemikus 5 kuni 30 mm, kasutades apertuuri avasid läbimõõtmisega 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 läbimõõtmisega testimisjuhtumite puhul kipub süsteemi RayStation Monte Carlo PBS doosialgoritmi doosi mõõtmisega 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 läbimõõtmisega testimisjuhtumid läbivad kõik täpsuse nõuded ja kõik väikeste madalate väljade testimisjuhtumid läbivad gamma (5%, 0,5 mm) nõude.

Kasutajal soovatakse 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 virna. 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-v2026-REF, RayStation v2026 Reference Manual*. [369117]

**Hoiatus!**

Mevion Hyperscani doosi valideerimise teljevälisus. Mevion Hyperscani doosi valideerimine näitab märkimisväärsed 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 külgmine punktikaalude korrigeerimine. Kasutajad peavad selle paranduse rakendama või olema teljevõrkude väljade seadistamisel eriti ettevaatlikud.

[300]



HOIATUS!

Mevion Hyperscaniga kasutatava prootonite MC doosikalkulaatori doosi täpsus.

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

- Väikeste sihtmärkide absoluutdoos
Mevion Hyperscan dosikalkulaatori valideerimine näitab absoluutdoosimärgimisväärsust (üle 3%) kõrvalekallet kuubikujulistele $3 \times 3 \times 3 \text{ cm}^3$ sihtmärkide korral erinevatel sügavustel ja ühe energiaga skaneeritud $4 \times 4 \text{ cm}^2$ küljesuurusega väljadel. Kõrvalekalle suureneb õhuvahede suurenedes.
- Absoluutdoos väljaservas avade kasutamisel
Mevion Hyperscan dosikalkulaatori 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 kõrvalekalletest võib osutuda 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]

Kergete ionide PBS-doosi arvutamise hoiatused**HOIATUS!**

Kihi lõpmatu lähendamise mõju kergete ionide PBS-ile. See Pencil Beam 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!**

Süsiniukioonide 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!**

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

[1311597]

**HOIATUS!**

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

[1592905]

**HOIATUS!**

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, näiteks 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 märkimisväärssem. 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 ionide 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 märkivisväärsse aatominumbriga 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 märkimisväärsed 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-mudelis. 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 lähevad 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 doosi ja toime suhtele üleminekul rakenduvat tõusu parameeter $s_{\max}$. Seda võib pidada kas võrdluskirguskõvera 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 südamiku 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

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

2. komplekt

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

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 valideerimisulatuse 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 käitusse 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 arvatud doosist. [611940]

**HOIATUS!****Materjali ümberskaleerimise lähend rakutüüpi doosi arvutamise jaoks.**

Standardses BNCT RBE rakutüüpi doosiarvutuses erinevate materjalide arvesse võtmiseks kasutatavate füüsikalise doosi komponentide ümberskaleerimine on täieliku doosiarvutuse lähend. Seega võivad seda lähendit mõjutada suured erinevused rakutüüpi doosiarvutuse materjali ja vokslile määratud algse materjali vahel. Kasutaja peab sellest lähendist ja selle piirangutest teadlik olema, kui hindab rakutüüpi doose või nende alusel arvutatud koguseid (nagu DVH-d, kliinilised eesmärgid, doosistatistika ja preskriptsioonid). Täpsemaid üksikasju vt jaotisest *Rakutüüpi doosi arvutamine* dokumendis *RSL-D-RS-v2026-REF, RayStation v2026 Reference Manual*.

1201180

3.1.10 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 modelipõhine segmentimine, atlastepõhine 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 organeid automaatset segmentimist.

(9662)

**HOIATUS!**

Automaatne kujutise registreerimine. Kontrollige automaatse kujutise registreerimise tulemusel alati üle.

(9660)

**Hoiatus!**

Kiirituspositsiooni joondamiseks ette nähtud imporditud huvipunktide muutmine. Kui muuta imporditud huvipunkte, mis on ette nähtud kiirituspositsiooni joondamiseks ja mille tüüpideks on 'Acquisition isocenter' ja 'Initial match isocenter', enne kui teostatakse 'CBCT treatment position alignment', on tulemuseks vigane joondus.

(9653)

**Hoiatus!**

Kujutiste seeria lõikude vahekaugus ja kontuuride ekstrapoleerimine. Süsteemis RayStation eeldab kontuuride põhjal huvipiirkonna rekonstrueerimine, et esimene ja viimane kontuur ulatub pooleni lõigu vahekaugusest. Seega ekstrapoleeritakse huvipiirkonna esimene ja viimane kontuur kõige välimistest joonestatud kontuuridest poole lõigu vahekauguse ulatuses. Pange tähele, et sellel ekstrapoleerimisel puuduvad piirangud, see on alati pool lõigu vahekaugusest. Tüüpiliste kujutiste seeriatega korral, mille lõigu vahekaugus on umbes 2–3 mm, tähendab see, et RayStation ekstrapoleerib 1–1,5 mm, aga kujutiste seerias, mille lõigu vahekaugus on lai, võib see ekstrapoleerimine anda ootamatuid tulemusi. Seetõttu on tungivalt soovitatav kasutada alati planeerimise CT-sid, mis on rekonstrueeritud lõigu vahekaugusega kuni 3 mm.

(9492)

**Hoiatus!**

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

Kui esineb kujutiste seeriaid, millel on huvipiirkonna geomeetria kõige välimiste kontuuride vahel puuduvaid kontuure, ei toimu kontuuride vahel automaatset interpoleerimist. See kehtib nii imporditud kontuuride kui ka süsteemis RayStation genereeritud kontuuride kohta.

(9658)

**Hoiatus!**

Kujutiste seeriast väljapoole ulatuv huvipiirkonna geometria. Kontuuritoimingu (nt käsitsi joonestamise, kontuuride lihtsustamise jne) teostamisel huvipiirkonnas, mis ulatub kujutiste seeria üla- või allpiirist väljapoole, lõigatakse huvipiirkond kujutiste seeria kõige ülemises ja alumises lõigus ära.

[8817]

**Hoiatus!**

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

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

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

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

[9656]

**Hoiatus!**

Vaadake üle vastendatud struktuuride täpsus. Enne vastendatud struktuuride kasutamist ravi planeerimise või hindamise eesmärgil vaadake alati kindlasti üle deformeeritavate registreerimiste abil kujutiste seeriade vahel vastendatud struktuuride täpsus. Pidage meeles, et biomehaaniliste deformeeritavate registreerimiste pööratavus pole tagatud ja neid tuleb seetõttu eriti põhjalikult hinnata.

[9651]

**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 suurusjärk. Süsteemi RayStation doosiarvutuse algoritmid on optimeeritud materjalide jaoks, mis sarnanevad inimkehas olevatega. Kui kasutada materjale väljaspool seda valdkonda, võib doosi täpsus väheneda.

(274572)

**HOIATUS!**

Huviipiirkonna kollisioonikontrolli meetodeid ei tohi kiiritusruumis kasutada lõpliku kollisioonivastase kaitsemeetmena.

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

(1479620)

3.1.11 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!****Püstise skaneerimispositsiooniga kujutistele määratakse tavaliselt silt HFS.**

DICOM-i standardi piirangute tõttu määratakse püstises skaneerimispositsioonis hõivatud kujutistele tavaliselt silt HFS (pea ees selili). DICOM-is puudub skaneerimispositsioon "SITTING" (ISTUMINE). Kujutiste korral, mis on hõivatud CT skanneritega, mis võimaldavad seljatoega kaldenurka, kuvatakse seda nurka süsteemi RayStation GUI-s patsiendi skaneerimispositsioonile lisatud järelliite abil.

{1201906}

**Hoiatus!**

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

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 diskreetimise efektid võivad neid tugevalt mõjutada. Seega on oluline valida väikseimatel rekonstrueeritavatel struktuuridel põhinev doosivõrgustiku lahutusvõime. Kui struktuurid on patsiendi vaadetes visualiseerimise jaoks rekonstrueeritud, kasutatakse struktuuri täpselt esitamiseks struktuuripõhist kõrge lahutusvõimega võrgustikku. Plaani optimeerimiseks, doosi arvutamiseks ja doosi statistika jaoks rekonstrueeritakse struktuurid siiski doosivõrgustikul. Kui doosivõrgustiku voksliid 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.

(6444)

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

[68044]

**HOIATUS!**

Stabilisaatorinurgaga kiired. LINAC-i korral, mis on seadistatud toetama stabilisaatoriga planeerimist, on võimalik seada ravikiire jaoks stabilisaatorpanoraami ja/või stabilisaatorkalde nurk. DRR-id, füüsiline sügavus ja vesiekvivalentne sügavus arvutatakse kiire suunas / stabilisaatori järgi reguleeritud virtuaalse isotsentri suhtes (s.t võttes arvesse stabilisaatorinurki). SSD-d kajastatakse kiire/masina isotsentri suhtes (ühtki stabilisaatorinurka ei rakendata).

DRR, mis on genereeritud kiire jaoks, mille stabilisaatorinurgad erinevad nullist, ei sobi patsiendi positsioneerimiseks, kuna see pole suunatud masina isotsentri, vaid stabilisaatori järgi reguleeritud virtuaalse isotsentri poole.

[937534]

**HOIATUS!**

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

[1538003]

3.1.12 Prootonite ja kergete 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 vastuvõtvad süsteemid kasutavad RayStationiga sarnast teisendust 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 kergete ionidega 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 loonkiirituse seadmetel, mille SAD on X- ja Y-teljel erinev, ei pruugi ninamikule paigaldatud objektide ja isotsentrilistest tasandist kaugemal asuvate ROI-de 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 konfliktseid optimeerimiseesmärgi ja LET_d on ainult vaid bioloogilise toime ennustaja koos doosiga analüüsimise korral.

[722444]

Spetsiifilised PBS-i prootonravi planeerimise hoiatused

**Hoiatus!**

Välditavad struktuurid Sumitomo joonskaneerimise jaoks. Sumitomo joonskaneerimise jaoks välditavate struktuuride funktsiooni kasutamisel peab kasutaja olema teadlik sellest, et joonsegmente võidakse paigutada valitud välditavate huvipiirkondade sisse. See juhtub, kui sihtmahu eri osad on skaneerimissuunas valitud huvipiirkondade vastaskülgedel. Probleemi võib aidata leevendada erineva skaneerimissuuna valimine.

[144761]

**Hoiatus!**

PBS-i kaare plaanide hindamine. Kui PBS-i kaare plaan teisendatakse funktsiooni Convert to PBS (PBS-iks teisendamine) abil kiiritamiseks ette nähtud PBS-i plaaniks, tuleb hinnata teisendatud PBS-i plaan kvaliteeti ja usaldusväärsust.

[711947]

**Hoiatus!**

Vältige PBS-i kaare sektoreid, mis lähevad üle ravilaua piiri. PBS-i kaare ravitehnika plaanisel 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 tugevust. 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 doosi jaotus 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, kas moodulis Proton beam design loodud kompensatooreid saab toota. Süsteemis RayStation ei ole võimalik määratleda kõiki kompensatoori tootmispiiranguid. Kasutaja vastusel on tagada, et kompensatoorit on võimalik toota, võttes arvesse võimalikke puurimissügavuse piiranguid, kuna süsteemis RayStation sellega eraldi ei tegeleta. Siiski saab maksimaalset puurimissügavust kaudselt arvesse võtta, kasutades kompensatoori miinimum- ja maksimumpaksuse piiranguid, mis määratletakse kiire lisamisel või muutmisel. [508893]

3.1.13 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 põhiseadistatud FOV-d ja ava visualiseerimist, mida saab kasutada kokkupõrkeohu 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 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 nimedes olla sõna „Fiducial“. Kiiritusravisüsteem tuvastab selle sõna järgi jälgitavaid koordinaatmärke. ROI/POI-de nimedes 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]

3.1.14 CyberKnife-ravi plaanimisega seotud hoiatused



HOIATUS!

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

[341543]

3.1.15 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 ülekattet 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 vokslid 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 suuamaks kui kujutise andmed. Kasutaja peab BNCT doosi arvutamisel selle piiranguga arvestama

[724224]

**HOIATUS!**

Rakutüüpi dooside kasutamine BNCT plaaniaruannetes. BNCT plaanide plaaniaruannetes esitatakse andmed (DVH-d; kliinilised eesmärgid; preskriptsioonidoosi võrdlusalused ja doosistatistika), mida on hinnatud vastavate rakutüüpi dooside suhtes iga huvipiirkonna jaoks, millele on määratud rakutüüp ja materjal, välja arvatud tüüp External (Väline).

2D-vaadetes kujutatakse ainult vaikedoosi (mitterakutüüpi).

1201289

3.1.16 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!**

Seisakuaja piirangud. Seisakuaja piirangud põhinevad süsteemis RayPhysics standardisel õhukermakiirusel praeguse allika jaoks määratud viitekuupäeval ja -kellaajal; planeerimise ajal ei rakendata ühtegi lagunemise korrigeerimist. Veenduge, et määratud piirangud arvestaksid allika eluaja jooksul täieliku eelduspärase lagunemise korrigeerimistegurite vahemikuga, eriti selleks, et vältida maksimaalsel lubataval seisakuajal järellaaduri piirangute rikkumist.

[283881]

**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 kanalisisesed allikapunktid on õiged.

[283361]

**HOIATUS!**

Brahhüteraapia teatatud doos. Kõik dooside väärtused RayStation on esitatud brahhüteraapia neeldunud füüsikalise doosina. Brahühüteraapia 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. Brahühüteraapia raviplaanides on tavaliselt oluliselt suuremad fraktsioonidoosid kui välise kiiritusravi plaanides. Kui fraktsioonide dooside preskriptsioon on suuri erinevusi, ei tohiks doose otse liita, arvestamata radiobioloogilisi mõjusid (kasutades selliseid mõisteid nagu BED ja EQD2).

[283362]

**HOIATUS!****Brahhüteraapia aplikaatorimudeleid tuleb enne kliinilist kasutust valideerida.**

Kasutaja vastutab kõikide brahhüteraapia aplikaatorimudelite valideerimise eest, enne kui neid kasutatakse kliinilise brahhüteraapia raviplaanides.

RayStation on välja töötatud kasutamiseks vastava väljaõppe saanud kiiritusonkoloogia spetsialistidele. Kasutajatel on tungivalt soovitatav kinni pidada brahhüteraapia aplikaatorite ja ravi planeerimise kvaliteedi tagamise valdkonnastandarditest. See hõlmab dosimeetrilist kontrolli selliste meetoditega nagu radiokroomse kilega mõõtmine vastavalt Ameerika Ühendriikide meditsiinifüüsikute kutseühingu (American Association of Physicists in Medicine ehk AAPM) antud soovitudele dokumendis *Task Group 56 (TG-56) on the quality assurance of brachytherapy equipment and Medical Physics Practice Guideline 13.a*.

Samuti on tungivalt soovituslik luua struktuuride komplekt ja pärast asjakohaste kvaliteedi tagamise kontrollide teostamist see mall heaks kiita tagamaks, et aplikaatori struktuure ei muudetaks tahtmatult. Ravi planeerimise protsessi käigus tuleb kasutajatel kasutada ainult nendest heakskiidetud mallidest pärinevaid struktuure, et tagada kiiritamisel süsteemsus ja täpsus.

[226082]

**HOIATUS!**

Vaadake üle kanalipikkused. Sisemised ja tegelikud kanalipikkused on kriitilise tähtsusega väärtused, mis edastatakse raviplaani täitmiseks otse järellaadurisse. On ülimalt oluline mõista, et masin ei pruugi tuvastada kanalipikkuste võimalikke lahknevusi. Vead nendes väärtustes võivad põhjustada märkimisväärseid kõrvalekaldeid ettenähtud ravist.

Kui ravi planeerimise käigus muudetakse kanalipikkusi, siis on hädavajalik kontrollida, kas kõik muudetud pikkused kajastavad kavandatud raviseadistust õigesti, enne kui raviplaani lõplikult heaks kiidetakse ja kiiritatakse.

(936234)

3.1.17 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!**

Kindlapõhised optimeerimisfunktsioonid võivad olla vastuolus mitte-kindlapõhiste optimeerimisfunktsioonidega. Näiteks võib moodulis Multi-criteria optimization edastatava plaani loomise käigus olla kindel piirang vastuolus imitatsioonidoosi funktsiooniga. Optimeerimine võib eelistada mitte-kindlapõhiseid funktsioone kindlapõhiste funktsioonidele, mille tõttu võib usaldusväärsus väheneda. {370077}

**HOIATUS!**

Varuplaanid ei võta jälgendatava doosi optimeerimise ajal robustsust arvesse.

Kui algne plaan oli robustsete funktsioonide abil optimeeritud, üritatakse varuplaani loomisel jälgenda 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}

3.1.18 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, milles kuvatakse ühe fraktsiooni doos, ja moodul Dose tracking, milles kasutaja saab valida erinevaid doosi kuvamise skaalasid.

[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}

3.1.19 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}

3.1.20 Automaatse planeerimisega seotud hoiatused

**HOIATUS!**

Plaani genereerimisprotokollid. Pange tähele, et kõik kasutajad saavad redigeerida plaani genereerimise protokolle. Need muudatused mõjutavad kõiki muid 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!**

Prootonite varuplaani kavandamine. Prootoni plaani põhjal loodud footonite varuplaan nõuab, et prootoni kiire mudel hõlmaks footonite ja prootonite plaanide dooside ekvivalentseks muutmiseks kiire mudelis RBE teisendustegurit või selle kasutamist koos RBE mudeliga. [252951]

**Hoiatus!**

Automatiseeritud rinnanäärme planeerimine. Patsient tuleb enne CT skaneerimist ette valmistada röntgenkontrastsete markerite ja traadi täpse seadistusega. On hädavajalik, et markerite paigutus ja välise ROI kuju oleksid õiged. Need tuleb hoolikalt üle vaadata, enne kui jätkatakse automaatset plaani genereerimise protsessi. Sihthuvipiirkonnad ja riskiorganite huvipiirkonnad genereeritakse markerite alusel. Tulenevad huvipiirkonnad sõltuvad ka kujutise kvaliteedist ja patsiendi anatoomiast. Automaatse huvipiirkonna genereerimise tulemused tuleb alati üle kontrollida.

[10431, 594]

**Hoiatus!**

Automatiseeritud rinnanäärme planeerimine. Moodul Automatic breast planning on välja töötatud ainult pinda riivavate rinna või rindkereõõne raviplaanide jaoks kasutamiseks. Automatiseeritud pinda riivava plaani genereerimise ajal aset leidva kollimaatorinurga optimeerimise tõttu ei tohi seda kasutada külgneva supraklavikulaarse väljaga samaaegselt. See võib luua rinna/rindkereõõne ja supraklavikulaarsete väljade ristumiskohas üle- või aladooseerimise piirkondi. Kui tuleb luua supraklavikulaarne väli, on soovitatav luua kliinikus kehtiva korra kohaselt teise ravitehnika plaan.

[7534]

**Hoiatus!**

Mooduli Automated breast planning ravisätted. Pange tähele, et pärast ravisätete Site (Koht) ja Mode (Režiim) valimist saab muuta täpsemaid sätteid. Seega ei pruugi täpsemad sätted kajastada nuppude Site (Koht) ja Mode (Režiim) praegust olekut.

[10384]

**Hoiatus!**

Automaatne planeerimine. Kuna automaattööriistade kasutamise korral kaasatakse kasutajat plaani loomisse vähem, tuleb plaani kvaliteedi käsitsi kontrollimisel plaani heakskiitmise tööruumis olla eriti hoolikas.

(564)

3.1.21 Kiirtekimbu käitusse andmine seotud hoiatused

Kiire üldine käitusse 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 väljasuured peaksid katma kiirtekimbu mudeli tulevaste rakenduste väljasuured.

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

Lisateavet vt jaotisest *RSL-D-RS-v2026-BCDS, RayStation v2026 Beam Commissioning Data Specification*.

(3188)

**Hoiatus!**

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

Kui süsteemis RayPhysics määratletud masinapiirangud ei kajasta täpselt kiiritusravimasina ja R&V-süsteemi käitumist, võidakse plaanid kiiritusravi ajal seisata või neid reguleerida väljaspool süsteemi RayStation, mille tulemusel erineb kiiritusdoos heakskiidetud doosist. Malli põhjal masinamudeli loomisel tagage, et kõik masinapiirangute paraameetrid kohandatakse konkreetse kiiritusravimasina järgi. Isegi kui RayStation peab kinni kõikidest süsteemis RayPhysics määratud

masinapiirangutest, puudub garantii, et kõik plaanid on edastatavad. Veenduge, et plaane ei muudeta väljaspool süsteemi RayStation ilma nõuetekohase hindamiseta mitte ühelgi moel, mis mõjutab doosi märkimisväärselt.

[3185]

**Hoiatus!**

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 arvutatud 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. Kollimaatori kalibreerimisi (nihe, kasu ja kumerus) kasutatakse kollimaatori 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. Automaatse modelleerimise kollimaatori kalibreerimise etapid tuleb enne kliinilist kasutust üle vaadata

{9368}

**Hoiatus!****Kiire profiili korrigeerimine ja teljeväline pehmenus suurtes väljaraadiustes.**

Footonkiire mudeli parameetreid *Kiire profiili korrigeerimine* ja *Teljeväline pehmenus* ei saa kiire kasutuselevõtmise moodulis hinnata suurtes raadiustes ilma importimata diagonaalprofiile, mis ulatuvad välja nurkadesse. Parameetrite *Kiire profiili korrigeerimine* ja *Teljeväline pehmenus* jaoks automaatse modelleerimise kasutamisel tuleb olla ülimalt hoolikas, kui kiire kasutuselevõtmise moodulisse on imporditud ainult x- ja y-profiili kõverad. Võtke arvesse, et diagonaalsete kõverateta automaatse modelleerimise kasutamise järel on suurtes raadiustes vaja neid parameetreid käsitsi reguleerida. Enne masina kasutuselevõtmist saab režiimi Physics (Füüsika) rakenduse abil saab kontrollida kogu välja, sealhulgas nurkade arvutatud doosi.

{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 kuldused 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 suurusi, 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 avanemisaegade ja lehe lühikeste sulgemisaegade korral. Rakenduste TomoHelical ja TomoDirect plaanide korral, millel on suur arv lehe lühikesi avanemis- või sulgumisaegu, või kiiritusel kasutatav doos, oluliselt erineva 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 sulgumisaegu, kasutage kiire mudeli parameetreid *Minimum leaf open time* ja *Minimum leaf close time*. Probleem esineb teatud seadme põhiste lehe avanemis-/sulgumisaega 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]

3.1.22 Skriptimisega seotud hoiatused



HOIATUS!

Valideerige kõiki skriptide nende ettenähtud kasutusala suhtes. Valideerige hoolikalt kõiki skriptide, enne kui neid kasutatakse kliiniliselt. Võtke teadmiseks, et kõiki toiminguid ei saa skriptida/jäädvustada. Skriptimine pole mõeldud volitamata kasutuseks väljaspool süsteemi RayStation märgistusel kirjeldatud kasutusnäidustusi. Jäädvustatud skript ei pruugi olla ekvivalentne jäädvustamise ajal süsteemis RayStation tehtud graafilise kasutajaliidese (GUI) toimingutega.

[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 käitamisil ilma graafilist kasutajaliidest (GUI) jälgimata võib kasutaja olulisi teavitusi ja hoiatusi mitte märgata. Kasutaja vastutab skriptimisest hangitud teabe õiguses veendumise eest, vaadates GUI üle, kui seda kasutatakse kliiniliste otsuste tegemiseks. See on eriti oluline hindamisdooaside 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 134 ja jaotis 5.2 Patsiendi koordinaatsüsteem DICOM-ekspordis lk 135*. 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 ühikut 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!**

Taustskriptidele praeguse objekti seadmisel tuleb olla ettevaatlik. Taustskript on skript, mis on märgitud andmetöötlusteenuses käitamiseks. Andmetöötlusteenus võib pakkuda patsiendiga, juhtumiga, plaaniga, kiirte komplektiga ja uuringuga taustskripte. Taustskripti kaudu ei saa vahetada patsiendiobjekti. Juhtumit, plaani, kiirte komplekti ja uuringut saab vahetada, isegi kui need on selgelt määratud sisendparameetris.

[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 jäetaks vahele juba tehtud toimingud.

[282739]

**Hoiatus!**

Väärtuste ületäitumine. Erinevad Pythoni interpretaatorid käsitsevad väärtuste ületäitumist ja lõpmatust erinevalt. Käsitlege neid juhtumeid alati käsitsi.

[344492]

**Hoiatus!**

Taustskriptides peab vältima salvestamist. Taustskripti käitab andmetöötlusteenus. Patsiendi olek salvestatakse automaatselt pärast skripti käitamist.

Skripti käitamisel esinevad katkestused taaskäivitavad skripti automaatselt. Kui skript hõlmas salvestamisi, tuleb skriptil veenduda, et korduvad kirjed ei looks soovimatuid salvestusi. Domeenimudeli reeglid kehtivad endiselt.

Võimaluse korral vältige taustskriptis patsiendi konkreetset salvestamist.

[934662]



HOIATUS!

Taustskript peab vältima kasutaja sekkumist nõudva väljundi genereerimist.

Taustskriptil pole võimalik tagastada skripti väljundit kasutajale. Erandiks on süsteemis RayCare käivitatud skriptid, mille väljundiks olev teave saadetakse visualiseerimiseks süsteemile RayCare.

Taustskriptil tuleb vältida sellise väljundi loomist, millele kasutaja peaks reageerima.

[934663]

3.1.23 QA-ga seotud hoiatused



HOIATUS!

Kasutage plaani kontrollimiseks eksporditud raviplaani. Raviplaani kasutamine kvaliteedi tagamisprotsessi mõõtmistes võimaldab tuvastada andmete edastamise või raviplaani vead. Soovitatav 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 ahenemine kaarkiire kvaliteedi tagamise jaoks. Kanduri nurkade ahenemine üheks nurgaks kaarkiire (VMAT ja konformne kaar) korral moodulis QA preparation on ette nähtud kvaliteedi tagamiseks, nii et detektor on paigaldatud ravikiire suhtes risti ja pöörleb koos kanduriga. Moodulis QA preparation arvatud doosi võib kasutada, aga kvaliteedi tagamine tuleb teostada pöörleva kanduriga, et tuvastada kanduri pöörlemisega seotud võimalikke edastusprobleeme. Kaarkiire ja ahendatud kaarkiire (collapsed arc beams) jaoks doosi arvutamise kohta vt üksikasju dokumendist *RSL-D-RS-v2026-REF, RayStation v2026 Reference Manual*.

(2380)

3.1.24 RayStation salvestustööriistaga seotud hoiatused

**Hoiatus!**

Indeksiteenus. Versioonis RayStation 5 ja uuemates versioonides aitab indeksiteenus kasutajal jälgida erinevate andmebaasiversioonidega andmebaasides olevaid patsiente. Süsteemi RayStation vanemates versioonides ei olnud see võimalik ning puudus ka hoiatus selle kohta, et patsient võidi üle viia uuemas andmebaasiversiooni.

(2519)

**Hoiatus!**

Enne versiooniuuendust kontrollige andmebaasi süsteemsust. Enne tööriistas RayStation Storage Tool olemasoleva süsteemi põhjal uue süsteemi loomist peab kasutaja kontrollima olemasolevas süsteemis andmete süsteemsust. Selleks saab kasutada käsku *Validate* tööriistas Storage Tool süsteemide jaoks, mille aluseks on RayStation 7 või uuem versioon; vanematel versioonidel põhinevate süsteemide jaoks kasutage tööriista ConsistencyAnalyzer.

(10241)

**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 ülekanderežiim. Kui patsiendi andmebaasi kasutatakse teisese andmebaasina rohkem kui ühes süsteemis, on ülekanderežiim sama.

[466425]

3.1.25 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!**

Enne masinõppemudeli kliinilist kasutust vaadake üle mudeli teabeleht. Enne masinõppemudeli kliinilist kasutust peab kasutaja üle vaatama sellega seotud mudeli teabelehe, et mõista mudeli piiranguid ja kasutusotstarvet.

[1202413]

**HOIATUS!**

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

[936842]

3.1.26 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 akumulbeerunud eluaegne doos ületab ravimitoimingu aktiivse aine maksimaalset eluaegset doosi. Maksimaalne eluaegne doos määratakse, kui süsteemis RayPharmacy lisatakse aktiivne aine. Ravimitoimingu akumulbeerunud eluaegne doos arvutatakse järgmiste summana: ravimitoimingu arvutuslik doos, ravimiandmete doosid sama aktiivse ainega nagu ravimitoiming ja ravimitoimingute arvutuslikud doosid sama aktiivse ainega ja samas raviskeemis, mida kasutati enne ravimitoimingut. 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 puudutab ainult üht ravimitoimingut. Sama ravipäeva mitut ravimitoimingut ei liideta, et tuvastada, kas akumulbeerunud doos ületab maksimaalset manustatavat doosi.

[144555]

3.1.27 Hoiatused MapRT-ga vahekontrolli kohta

**HOIATUS!**

Vahekontrolli ei tohi kiiritusruumis kasutada lõpliku kollisioonivastase kaitsemeetmena. Vahekontrollil on ligikaudne täpsus. Selle eesmärgiks on vähendada kollisiooni tõenäosust standardse kiirituseelse kollisiooniennetuskontrolli käigus. Vahekontroll ei asenda patsiendi kiiritamisele eelseid standardseid kollisiooniennetusmeetmeid.

[1095407]

**Hoiatus!**

Vahekontroll ei pruugi arvesse võtta väliseid masinatarvikuid. Väliseid masinatarvikuid, nagu plokk, koonuseid, kiilusid ja elektroniaaplikaatoreid, ei võeta vahekontrollis arvesse, v.a juhul, kui need on MapRT ruumimudelil selgelt olemas. Süsteemis RayStation kuvatavad vahekaardid ei ole selliste kiirte korral usaldusväärseid ja võivad tegelikkus hõlmata suuremaid või täiendavaid kollisioonidega piirkondi.

[1096363]

**Hoiatus!**

Vahekontroll kasutab sisendina ainult pinnaskaneeringut. Vahekontrollis ei võeta arvesse konkreetse kiire booluse olemasolu või puudumist.

[1095417]

**Hoiatus!**

Kujutiste seeria ja kiirituspositsiooni kontrollimine. Kasutaja peab kontrollima, kas imporditud pinnaskaneeringu geomeetria langeb kokku vastava kujutiste seeriaga, vaadeldes 2D- ja 3D-patsiendivaateid. Lisaks peab kasutaja kontrollima, kas pinnaskaneering langeb kokku kavandatud patsiendi kiirituspositsiooniga.

[1095410]

**Hoiatus!**

Piisava täpsuse kontrollimine. CT kujutiselt ja pinnaskaneeringult võivad puududa teatud fiksatsiooni- ja tugiseadmed ning patsiendiosad. Teatud olukordades võib patsiendi pinnal esineda ka artefakte või lünkasid. Selline pinnaskaneering ei pruugi olla usaldusväärseks vahekontrolliks piisavalt täpne. Seetõttu peab kasutaja imporditud pinnaskaneeringu üle vaatama ja kontrollima, kas see kujutab patsienti ja muid asjakohaseid struktuure piisava täpsusega.

[1153638]

3.1.28 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 esitus 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 importimiset kirjeldatakse kasutusjuhendis, jaotises *RSL-D-RS-v2026-USM, RayStation v2026 User Manual* ja DICOM-i vastavusavalduses, *RSL-D-RS-v2026-DCS, RayStation v2026 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 v2026 süsteemi installimisega seotud protsesse ja teste.

Selles peatükis

See peatükk sisaldab järgmisi jaotisi:

4.1	Installimise testjuhend	p. 132
4.2	Süsteemi keskkonna aktsepteerimise test	p. 132
4.3	Riistvara diagnostika kontrollid	p. 132
4.4	Kaugjuhtimise keskkonna seadistamine	p. 132
4.5	Andmeside keskkond	p. 132

4.1 INSTALLIMISE TESTJUHEND

Installimisjuhendi leiade dokumendist *RSL-D-RS-v2026-CIRSI, RayStation v2026 Customer Instruction for RayStation Installation*.

4.2 SÜSTEEMI KESKKONNA AKTSEPTEERIMISE 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-v2026-SEAT, RayStation v2026 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-v2026-SEG, RayStation v2026 System Environment Guidelines* heakskiidetud. Lisaks peab enne kliinilist kasutamist GPU arvutusi kontrollima kvalifitseeritud füüsik, kasutades rakendust *RSL-D-RS-v2026-SEAT, RayStation v2026 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-v2026-SEAT, RayStation v2026 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 v2026 süsteem suhtleb muude süsteemidega, DICOM-i abil. Üksikasjalikku teavet vt osast *RSL-D-RS-v2026-DCS, RayStation v2026 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 v2026 kasutab ravi planeerimisel koordinaatide, liikumiste ja skaalade kuvamiseks standardit IEC 61217³ mõne erandiga. Kanduri, kollimaatori ja ravilaua nurgad ning samuti välja koordinaatsüsteemi saab kasutaja konfigureerida arkoskoobiga LINAC-i järgi mitte-IEC kohaseks. Samuti on mõned kiiritusravimasinad osaliselt kirjeldatud mitte-IEC koordinaatsüsteemidega. Üksikasjalikumat teavet kasutaja määratletud erandite ning kiiritusravimasinate erandite kohta vt jaotis 5.3 Raviseadme koordinaatsüsteem lk 136.

Märkus. Süsteem RayStation v2026 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:

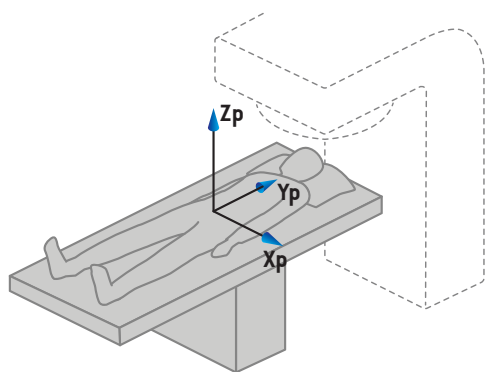
5.1	Patsiendi koordinaatsüsteem	p. 134
5.2	Patsiendi koordinaatsüsteem DICOM-ekspordis	p. 135
5.3	Raviseadme koordinaatsüsteem	p. 136
5.4	Lõua ja MLC märgistamise standard	p. 154

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

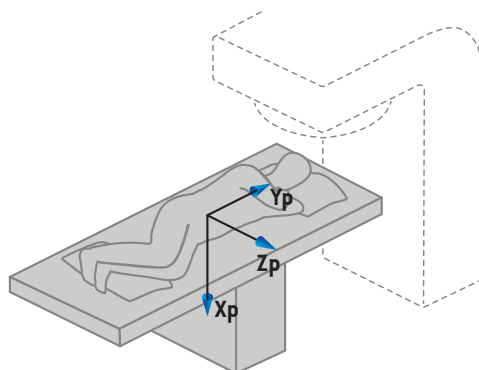
5.1 PATSIENDI KOORDINAATSÜSTEEM

Patsiendi koordinaatsüsteem on positiivse x-teljega suunatud patsiendi vasaku käe suunas, positiivse y-teljega patsiendi pea suunas ning positiivse z-teljega anteroorses suunas. Koordinaatsüsteem järgib patsiendi suunda: pea ees või jalad ees, selili või kõhuli, paremal küljel või vasakul küljel ning istudes nägu tooli eesosa suunas. Istumise korral tähendab see, et patsiendisüsteem on seljatoe nurgaga tahapoole kallutatud. IEC 61217 koordinaatsüsteemide hierarhias on patsiendi koordinaatsüsteemi emasüsteemiks lauapealne koordinaatsüsteem.

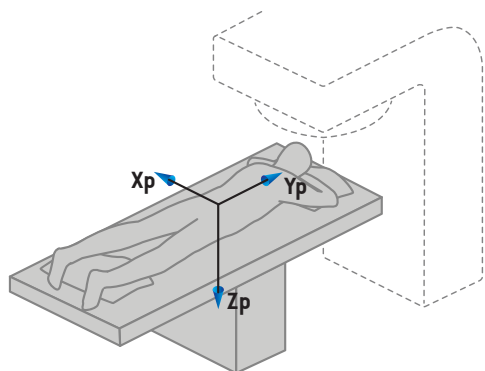
RayStation v2026 doos ja doosi erinevuse jaotused on kõik visualiseeritud patsiendi koordinaatsüsteemis. Üldiselt on süsteemis RayStation v2026 esitatud patsiendi koordinaadid kui **Right-Left** (Parem-vasak), **R-L** (P-V) (parem-vasak = $x -/+$), **Inf-Sup** (Inf-Sup), **I-S** (I-S) (alumine-ülemine = $y -/+$) ja **Post-Ant** (Posterioorne-anterioorne), **P-A** (P-A) (tagumine-eesmine = $z -/+$).



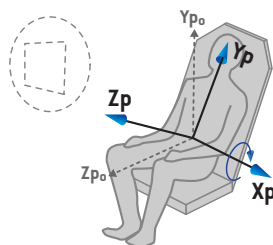
A) Pea ees selili



B) Pea ees vasakul küljel



C) Pea ees kõhuli



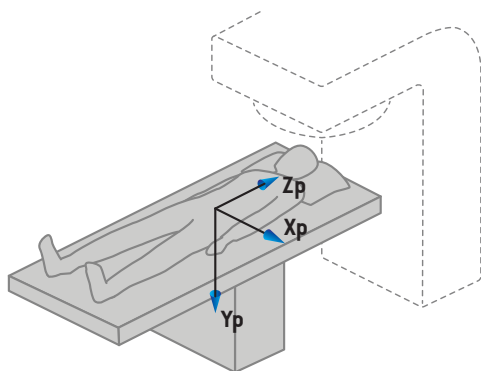
D) Istudes

Joonis 2.

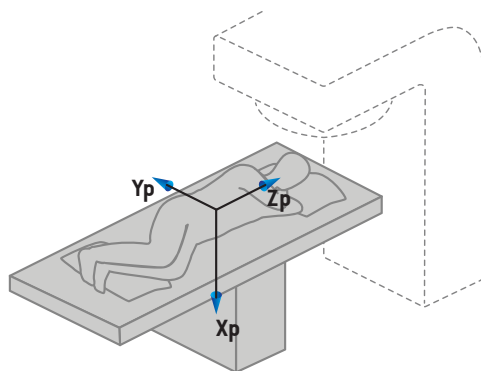
Patsiendi koordinaatsüsteem. Joonistel on kujutatud toetatud positsioonide näiteid: A) pea ees selili (HFS), B) pea ees vasakul küljel (HFDL), C) pea ees kõhuli (HFP) ja D) istudes, nii et patsient on seljatoe kaldenurga all tahapoole kallutatud.

5.2 PATSIENDI KOORDINAATSÜSTEEM DICOM-EKSPORDIS

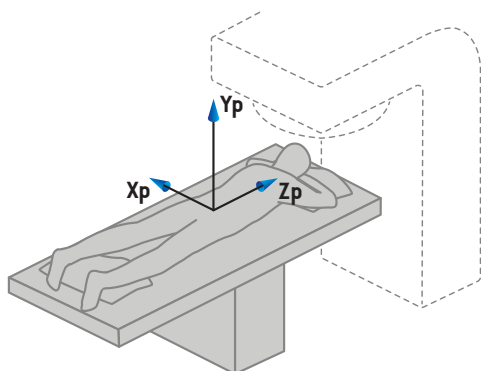
Patsiendi koordinaadid DICOM-i eksporditud andmekogumites järgivad DICOM-i standardit, positiivse x-teljega patsiendi vasaku kää suunas, positiivse z-teljega patsiendi pea suunas ja positiivse y-teljega tagasuunas. Koordinaatsüsteem järgib patsiendi suunda: pea ees või jalad ees, selili või kõhuli, paremal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



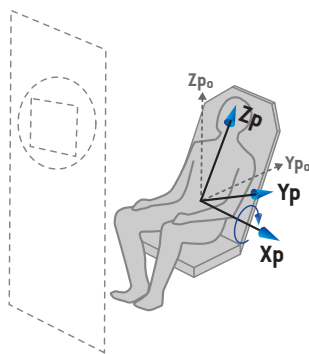
A) Pea ees selili



B) Pea ees vasakul küljel



C) Pea ees kõhuli



D) Istudes

Joonis 3.

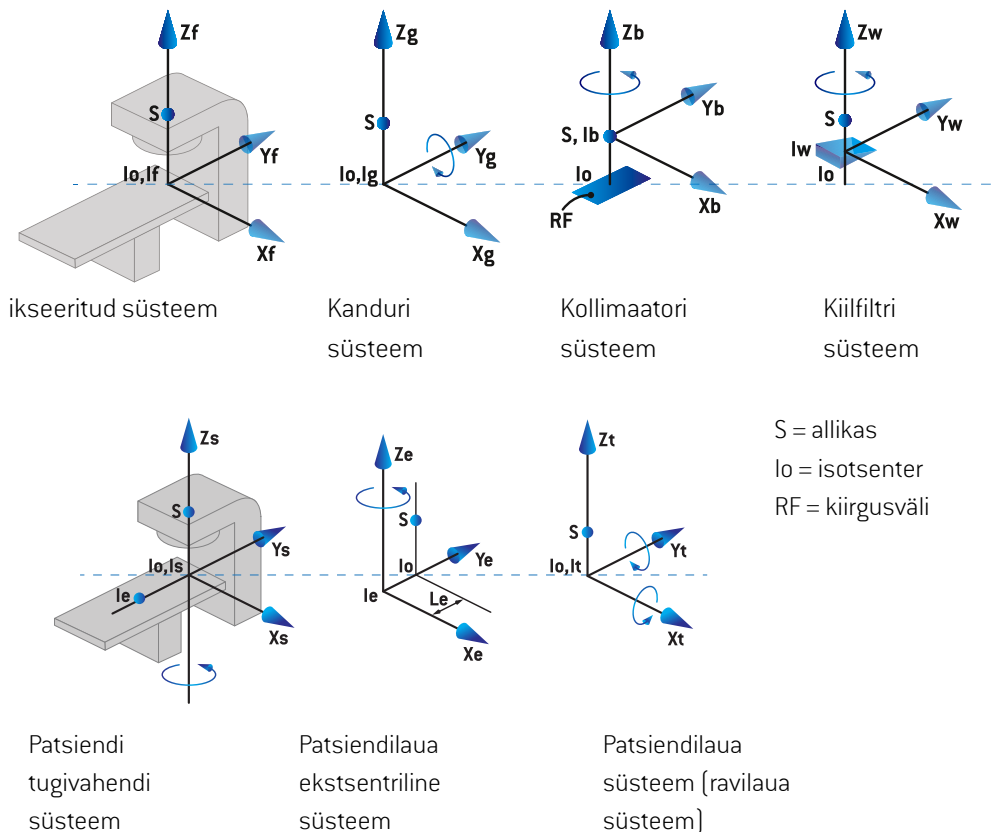
Patsiendi koordinaatsüsteem DICOM-ekspordis järgib DICOM-i standardit. Joonistel on kujutatud toetatud positsioonide näiteid: A) pea ees selili (HFS), B) pea ees vasakul küljel (HFDL), C) pea ees kõhuli (HFP) ja D) istudes, nii et patsient on seljatoe kaldenurga all tahapoole kallutatud.

5.3 RAVISEADME KOORDINAATSÜSTEEM

RayStation v2026 kasutab ravi planeerimisel LINAC-i koordinaatide, liikumiste ja skaalade kuvamiseks standardit IEC 61217, erandiks on kanduri, kollimaatori ja ravilaua nurgad ning välja koordinaatsüsteemid, mille saab konfigureerida arkoskoobiga LINAC-i järgi mitte-IEC kohaseks. Samuti on kaks võimalust lõua märgistamiseks. Seadistuskuvareid saab samuti kirjeldada mitte-IEC kohaste pöörete abil, vt *jaotis 5.3.12 Paigaldamise kuvamisseadme koordinaatsüsteemid lk 152*. CyberKnife'i kiirituspea liikumisi ning teatud masinates kasutatavaid stabilisaatornurki (nt OXRAY) ei saa kirjeldada, kasutades standardit IEC 61217, vt *jaotis 5.3.9 CyberKnife'i kiirgusallika koordinaatsüsteem lk 146* ja *jaotis 5.3.10 Stabilisaatori koordinaatsüsteem lk 149*.

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.



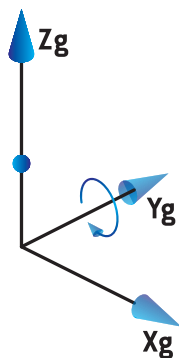
Joonis 4. Seadme koordinaatsüsteemid vastavalt standardile IEC 61217.

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.

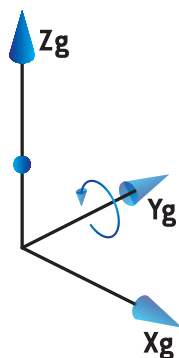
5.3.2 Kanduri koordinaatsüsteem

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 ülevalt. 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 pöördenuga 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].

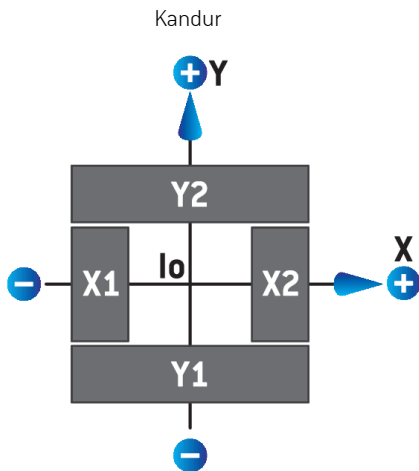
Säte Field coordinate system definitions

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



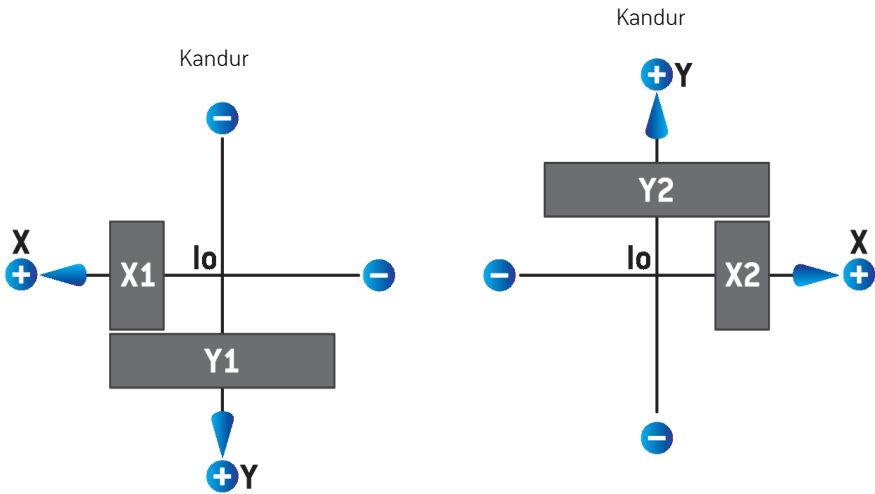
Joonis 5. Kollimaatori asendid kiirtekimbu vaateväljas vastavalt standardile IEC 61217.

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

Kui ... serv	on positsioneeritud isot-sentri teljest ...,	on selle positsiooni väär-tus...
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 keskjooht. 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 isot-sentri teljest ...,	on selle positsiooni väär-tus...
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 154*.

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 v2026 põhirakenduses 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 pöörlemise korral.

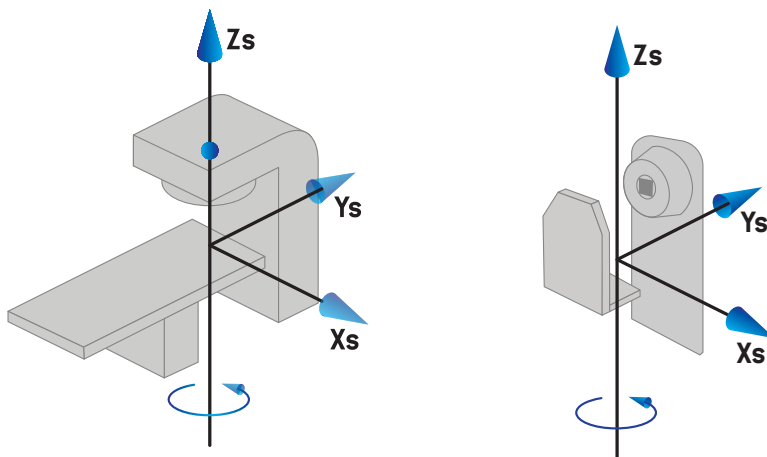
Märkus. Kui LINAC konfigureeritakse kasutama kollimaatori nurka vastavalt IEC 61217, on kiilu suuna nurga ühikuks [deg].

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

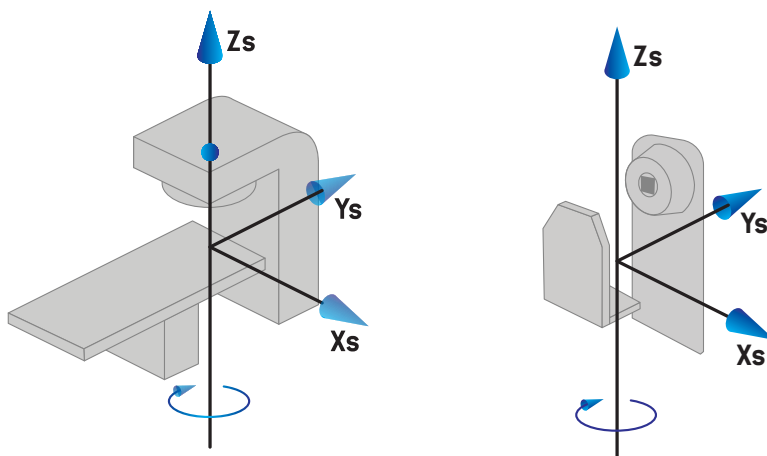
5.3.5 Patsienditoe koordinaatsüsteem

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

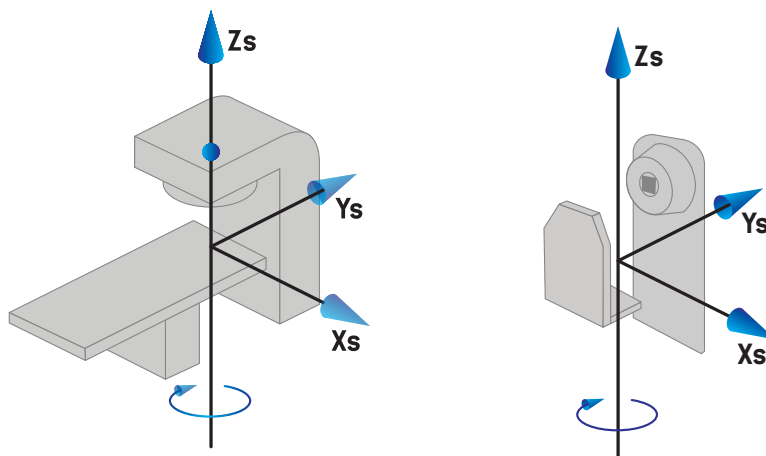
- **IEC-standardi** korral langeb patsiendi tugisüsteem kokku fikseeritud süsteemiga, kui ravilaua/tooli nurk on null. Positiivne pöörlemissuund määratletakse pealtvaates vastupäevaliseks.



- **Mitte-IEC 1 (Varian IEC)** masinaskaala korral langeb patsiendi tugisüsteem kokku fikseeritud süsteemiga, kui ravilaua/tooli nurk on null. Positiivne pöörlemissuund määratletakse pealtvaates päripäevaliseks.



- **Mitte-IEC 2 (Varian Standard)** masinaskaala korral on ravilaua nurk 180 kraadi, kui IEC ravilaua/tooli nurk on null kraadi. Positiivne pöörlemissuund määratletakse pealtvaates päripäevaliseks.



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.

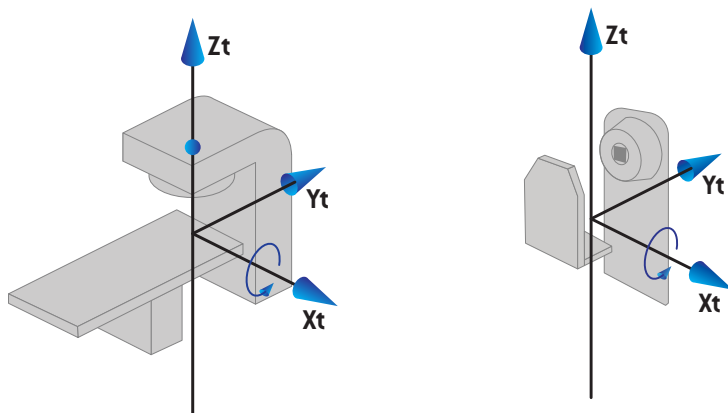
5.3.6 Patsiendilaua ekstsentriline koordinaatsüsteem

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.

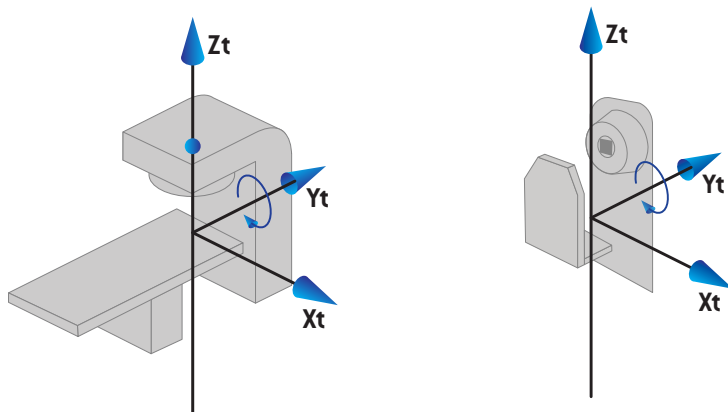
5.3.7 Patsiendilaua koordinaatsüsteem

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

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



- Patsiendilaua külgakaldenurk on määratletud kui pöördumine ümber telje Y_t . Külgakaldenurga suurenemine vastab patsiendilaua päripäeva pöördlemisele, vaadatuna patsiendilaua koordinaatsüsteemi alguspunktist piki positiivset X_t -telge.

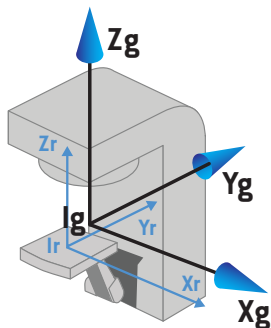


5.3.8 Röntgenkujutise vastuvõtja koordinaatsüsteem

Süsteemis RayStation kasutatakse röntgenkujutise vastuvõtja koordinaatsüsteemi (süsteemi "r") EPID-seadme positsiooni kirjeldamiseks. Röntgenkujutise vastuvõtja koordinaatsüsteem on fikseeritud EPID-s ja selle lähtekohaks on EPID keskkoh.

Röntgenkujutise vastuvõtja koordinaatsüsteemi emasüsteemiks on kanduri koordinaatsüsteem. Süsteemis RayStation on EPID kujutiste jaoks lubatud ainult röntgenkujutise vastuvõtja koordinaatsüsteemi teisendamine, pöördumine pole lubatud. Röntgenkujutise vastuvõtja koordinaatsüsteemi nullpositsioonis langevad koordinaatteljed kokku kandurisüsteemiga ja

selle lähtekohaks on isotsenter. Allika pilditajuri vahekauguseks (SID) on vahemaa allikast detektori tasapinnani mööda kiirituskiire telge. Röntgenkujutise vastuvõtja koordinaatsüsteemi Z-koordinaat (Z_r) võrdub vahemaaga allikast isotsentrini, millest on lahutatud SID. Kui EPID-seade on allikast kaugemal kui isotsentrin, siis on Z_r negatiivne.



Joonis 7. Röntgenkujutise vastuvõtja süsteem kandurisüsteemi suhtes.

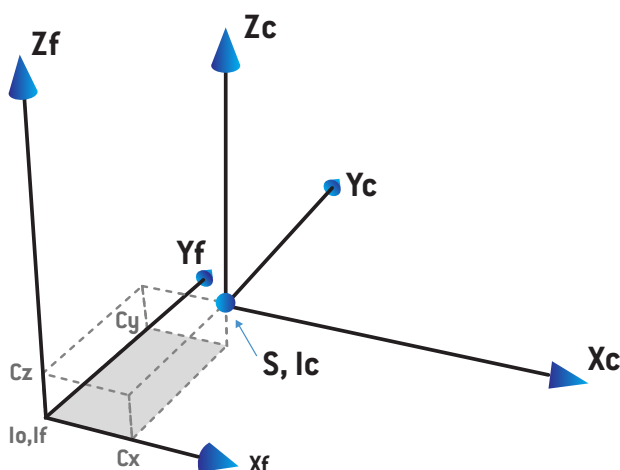
5.3.9 CyberKnife'i kiirgusallika koordinaatsüsteem

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 piraava seadme koordinaatsüsteemi aluskoordinaadistikuks.

CyberKnife'i kiirgusallika koordinaatsüsteemi seos selle aluskoordinaadistikuga on määratud kuue väärtusega. Need kuus väärtust on algpositsiooni koordinaadid (C_x , C_y , C_z) ning pööramisnurgad (vertikaaltelg, külgekalle, pikikalle).

Allika positsioon

Allika positsioon (C_x , C_y , C_z) määrab CyberKnife'i kiirgusallika koordinaatsüsteemi lähte positsiooni fikseeritud koordinaatsüsteem koordinaatidega.



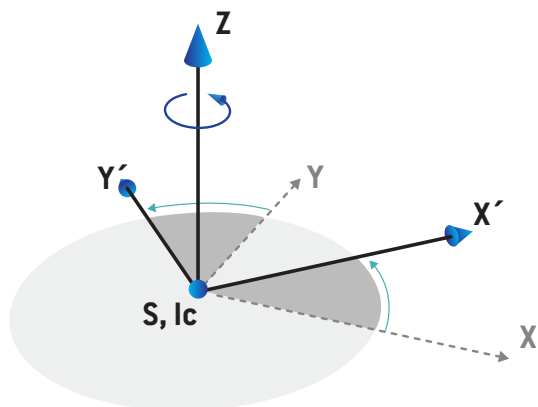
Joonis 8. Allika positsiooni joonis, kus I_o = isotsenter, S = allikas, c = CyberKnife kiirgusallika koordinaatsüsteem ja f = fikseeritud koordinaatsüsteem.

Pööramine

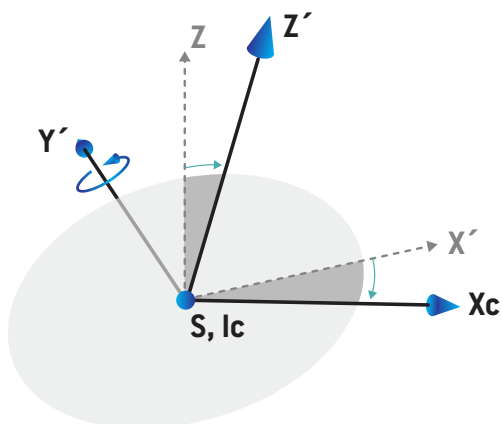
Kolm pööramissuunda vertikaaltelg, külgakalle ja pikikalle määravad CyberKnife'i kiirgusallika koordinaatsüsteemi orientatsiooni seose oma referentsorientatsiooniga. Referentsorientatsioonis on vertikaaltelje, külgakalle ja pikikalde nurgad väärtusega 0 ning teljed X_c , Y_c ja Z_c on vastavalt paralleelsed 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.

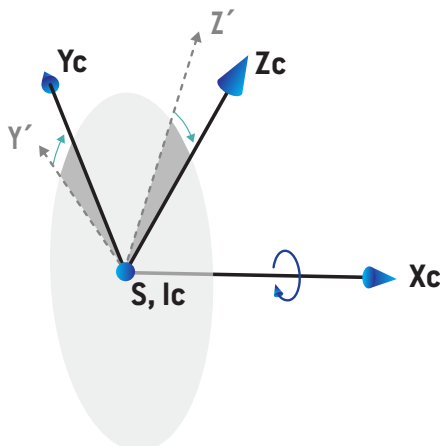


- **Külgkalle on** telgede Z ja X pööramine ümber telje Y . Külgkalde nurk suureneb järk-järgult vastupäeva pöörlemise korral, vaadates positiivse Y -telje punktist, olles suunatud lähte poole. X_c , Y ja Z on külgkalde pööramisest tulenevad teljed.



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

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



5.3.10 Stabilisaatori koordinaatsüsteem

Stabilisaatori koordinaatsüsteem liigub koos stabilisaatoriga ja selle lähtekohaks on kiirusallikas. Stabilisaatori koordinaatsüsteemi emasüsteemiks on kanduri koordinaatsüsteem. Stabilisaatoriga kiirituste korral on stabilisaatori koordinaatsüsteem kollimaatori koordinaatsüsteemi emasüsteemiks.

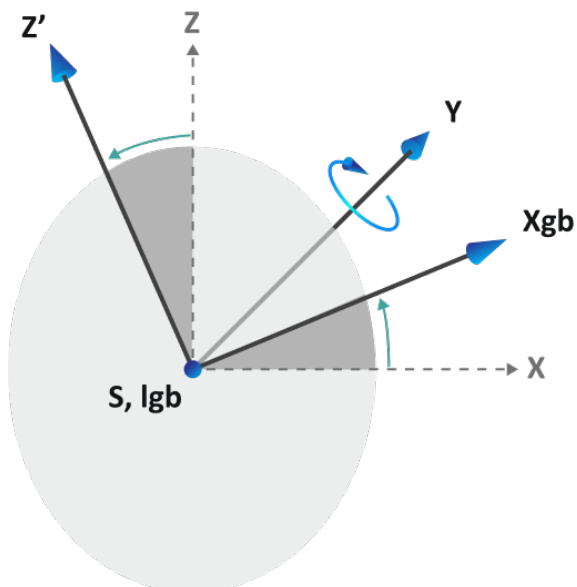
Stabilisaatori koordinaatsüsteemi määratleb selle emasüsteemi suhtes nelja väärtuse komplekt. Neljaks väärtuseks on allika ja telje vaheline kaugus, stabilisaatori pöörlemiskeskme ja allika vaheline kaugus ning stabilisaatornurgad (panoraam ja kalle).

Pööramine

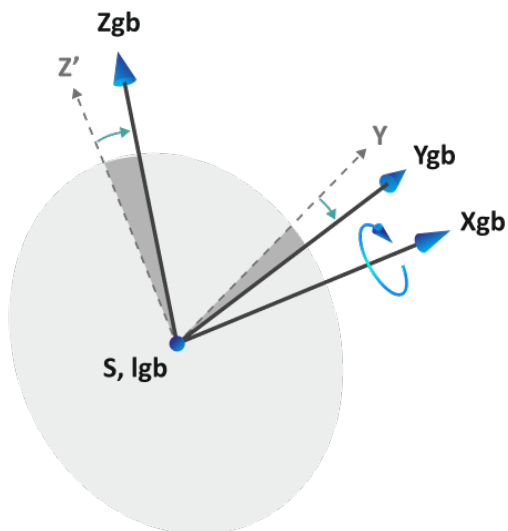
Kaks pööret, panoraam ja kalle, määratlevad stabilisaatori koordinaatsüsteemi suuna selle enda viitesuuna suhtes. Viitesuunas on nii panoraam- kui ka kaldenurk mõlemad 0 ning teljed X , Y ja Z on paralleelsed vastavalt telgedega X_g , Y_g ja Z_g . Pöörete rakendamise järjekorraks on panoraamimine, millele järgneb kalle, ning kaldeks pööre ümber panoraampöördest tulenevate telgede.

- **Panoraamimine** on X - ja Z -i pöörlamine ümber Y -i. Panoraamnurk suureneb järk-järgult päripäeva liikumisel ning seda vaadeldakse positiivse Y -telje punktist, mis on suunaga

lähtekoha poole. X , Y ja Z on viitesuuna teljed. X_{gb} , Y ja Z' on panoraampöördest tulenevad teljed.



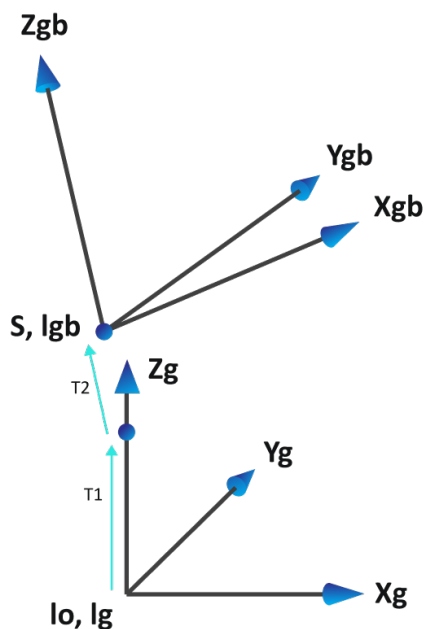
- **Kallutamine** on Y -i ja Z' -i pöörlamine ümber X_{gb} . Kaldenurk suureneb järk-järgult päripäeva liikumisel ning seda vaadeldakse positiivse X_{gb} -telje punktist, mis on suunaga lähtekoha poole. X_{gb} , Y_{gb} ja Z_{gb} on panoraampöördele järgnevast kallutuspöördest tulenevad teljed.



Allika positsioon

Stabilisaatori koordinaatsüsteemi lähtekohaks on kiirgusallikas. Lähtekoha positsioon määratletakse ülal kirjeldatud pööretest tulenevate telgede kahe teisendusega: X_{gb} , Y_{gb} ja Z_{gb} .

- Esimene teisendus on mööda Z_g -d stabilisaatori pöörlemiskeskmeni. Teisendatud vahekauguseks on allika ja telje vaheline kaugus, millest on lahutatud stabilisaatori pöörlemiskeskme ja allika vaheline kaugus.
- Teine teisendus on mööda Z_{gb} -d kiirgusallikani. Teisendatud vahekauguseks on stabilisaatori pöörlemiskeskme ja allika vaheline kaugus.

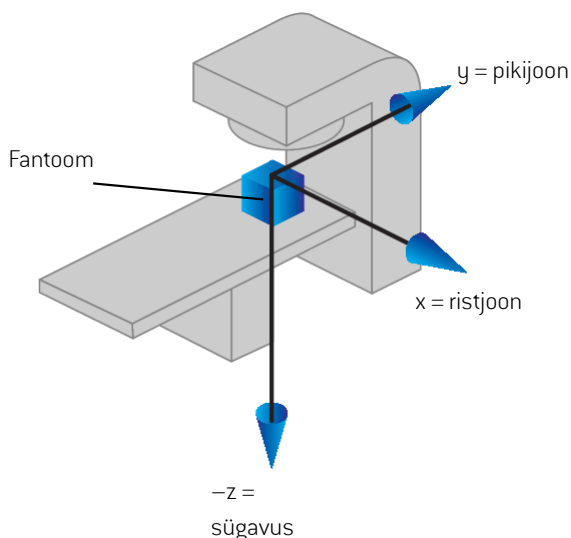


Joonis 9.

Allika positsiooni joonis, millel lo = isotsenter, S = allikas, gb = stabilisaatori koordinaatsüsteem, g = kanduri koordinaatsüsteem, $T1$ = esimene teisendus ja $T2$ = teine teisendus.

5.3.11 Doosikõvera koordinaatsüsteem süsteemis RayPhysics

Moodulil Beam commissioning on doosikõvera koordinaatsüsteem, mis vastab IEC kanduri koordinaatsüsteemile, mis on teisendatud viisil, et lähtekoht paikneks veefantoomi pinnal keskteljel. X-telg on joondatud joonega ristuva teljega. Y-telg on joondatud joonega paralleelse teljega, nii et positiivne suund osutaks kanduri poole. Negatiivne z-suund allikast isotsentri poole on joondatud sügavussuunaga. Moodulis Beam commissioning eeldatakse alati, et doosikõverate kanduri ja kollimaatori nurgad on null kraadi. Mudel on xz- ja yz-tasandil täielikult peegelsümmeetriline, aga mõõtmised võivad mõnikord olla veidi asümmeetrilised.



Joonis 10. Doosikõvera koordinaatsüsteem.

5.3.12 Paigaldamise kuvamisseadme koordinaatsüsteemid

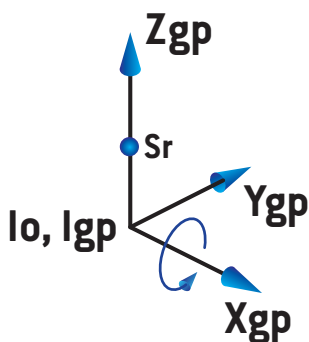
Paigaldamise kuvamisseadmeid kirjeldab süsteemis RayStation röntgenikujutiste vastuvõtja koordinaatsüsteem. See on paigaldamiseks kasutatavate kuvamisseadme suhtes fikseeritud. Röntgenpildi vastuvõtja koordinaatide süsteemi orientatsiooni IEC fikseeritud koordinaatide süsteemi suhtes kirjeldatakse kolme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

Esimene pöördesuund on kanduri pöörlimine ümber fikseeritud koordinaatsüsteemi y-telje, mida on kirjeldatud *jaotis 5.3.2 Kanduri koordinaatsüsteem lk 138*.

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

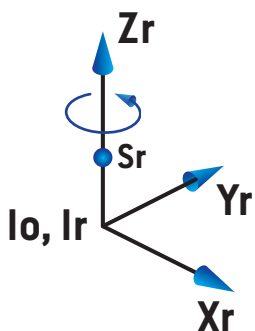
Teisel koordinaatsüsteemil, kanduri pikikalde koordinaatsüsteemil (Joonis 11), on oma emasüsteem ja see on kanduri pikikalde koordinaatsüsteemi x-telje ümber pöörlimine. Kui kanduri pikikalde nurk on null, langeb kanduri pikikalde koordinaatsüsteem kokku kanduri

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



Joonis 11. Kanduri pikikalde koordinaatsüsteem.

Röntgenkujutise vastuvõtja koordinaatsüsteemi (Joonis 12) 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 kiirgusallikas.



Joonis 12. Röntgenkujutise vastuvõtja koordinaatsüsteem.

Paigaldamise pildindussüsteemid ja paigaldamise kuvamisseadmed

Süsteemis RayStation koosneb paigaldamise pildindussüsteem ühest või mitmest paigaldamise kuvamisseadme. Iga paigaldamise kuvamisseade on kujutise kiirgusallikas koos vastava kujutise vastuvõtjaga. Paigaldamise kuvamisseadmed võivad olla monteeritud kandurile või olla raviruumis fikseeritud.

Kandurile kinnitatud paigalduse kuvamisseadmed

Kandurile kinnitatud kuvamisseade liigub koos kanduriga (kiiritusravi kandur või kuvamisseadme kandur). Kandurile kinnitatud kuvamisseadel võib olla kanduri nurga nihe.

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

Fikseeritud paigaldamise kuvamisseadmed

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

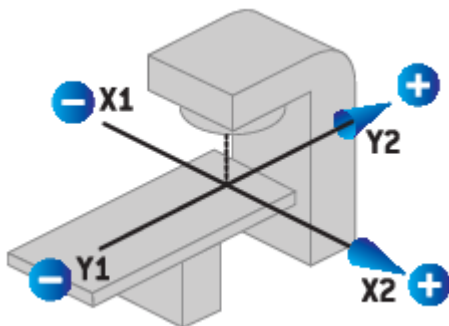
5.4 LÕUA JA MLC MÄRGISTAMISE STANDARD

Süsteemis RayStation v2026 võib lõuaid 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

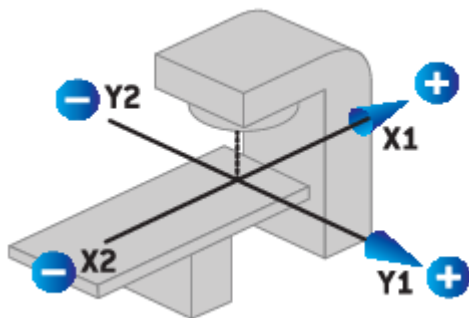


Joonis 13. Lõua ja MLC märgistused [IEC 61217].

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 14. 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 leiате dokumendist *RSL-P-RS-CSG, RayStation Cyber Security Guidelines*.

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

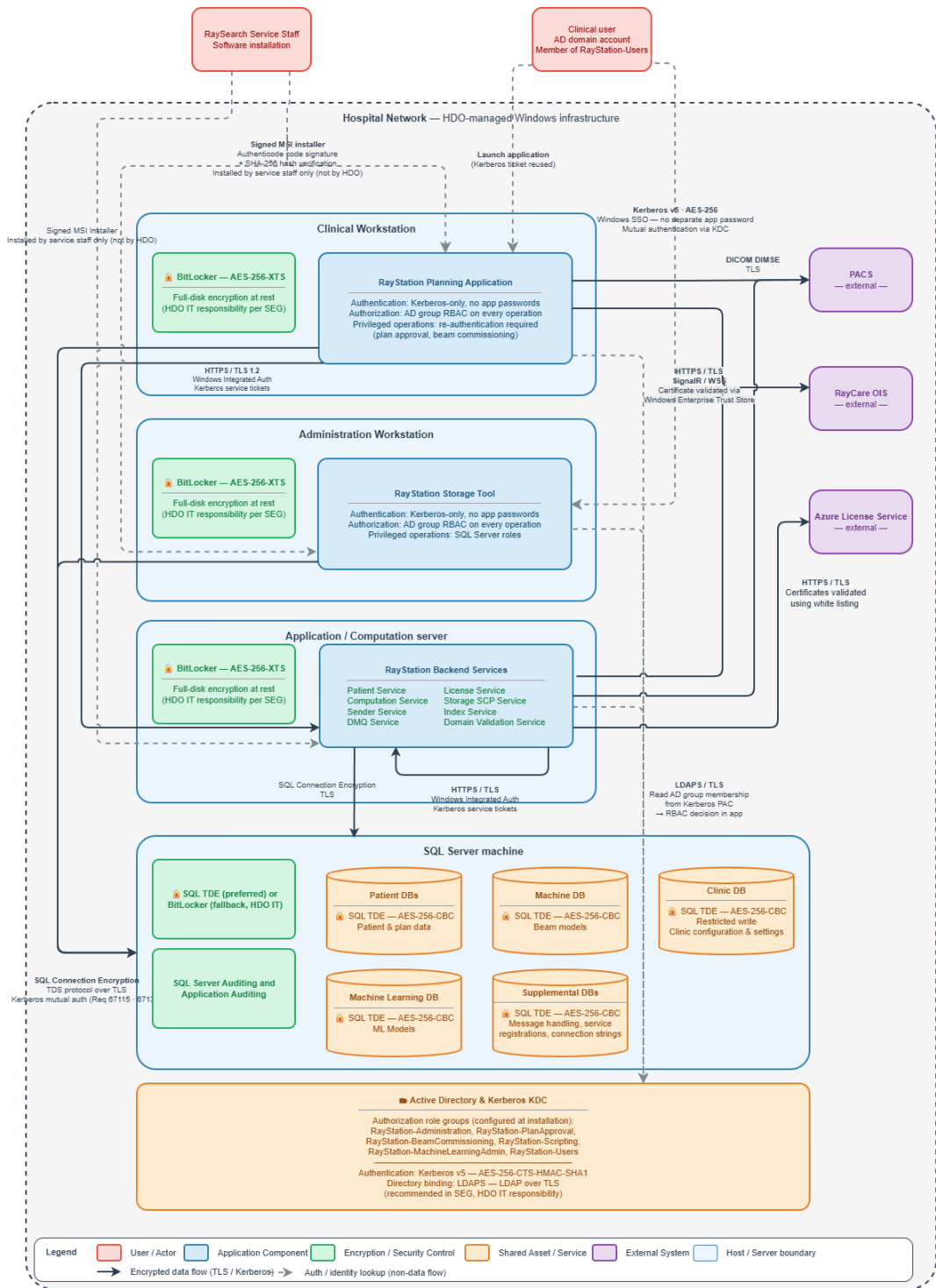
Selles peatükis

See peatükk sisaldab järgmisi jaotisi:

6.1	Küberturbemeetmete diagrammid	p. 158
6.2	Küberturbealased ettevaatusabinõud	p. 160
6.3	Kaitse omavolilise kasutamise vastu	p. 165
6.4	Uurimistõendite jäädvustamine ja turbesündmuste logimine	p. 167
6.5	Varundustoimingud ja andmebaasi hooldus	p. 168
6.6	Süsteemikonfiguratsiooni säilitamine ja taastamine	p. 169
6.7	Andmebaasi juurdepääsuõigused	p. 170
6.8	ECC RAM	p. 170
6.9	Süsteemi kasutusest kõrvaldamine	p. 170

6.1 KÜBERTURBEMEETMETE DIAGRAMMID

Alltoodud joonis kujutab süsteemis RayStation v2026 rakendatavaid kihilisi küberturbemeetmeid. Kujundus kombineerib Active Directory/Kerberos-põhise autentimise, rollipõhise autoriseerimise, krüpteeritud side, jõudeolekus andmete kaitse, auditi logimise, kontrollsummapõhise tervikluskontrolli ja allkirjastatud tarkvarauuenduste mehhanisme. See eristab süsteemi RayStation rakenduse juhtelemente täiendavatest Health Delivery Organizationi (HDO) vastutusaladest, nagu operatsioonisüsteemi paikamine, füüsiline turvalisus, võrgu segmentimine ja taristu tugevdamine (vt *RSL-P-RS-CSG, RayStation Cyber Security Guidelines*). Meetmed on ette nähtud vähendama volitamata juurdepääsu, andmete volituseta muutmise, mandaatide avalikustamise, võrgu pealtkuulamise ja ebaturvalise tarkvara muudatustega seotud riske. Üheskoos pakuvad need mehhanismid kogu süsteemi RayStation piires ja seda toetavas kliinilises IT-keskkonnas põhjalikku kaitset.



Joonis 15. Turbemeetmete arhitektuur.

6.2 KÜBERTURBEALASED ETTEVAATUSABINÕUD

RayStation on tarkvaraline meditsiinisead, mis on installitud kliiniku IT-taristusse ja seetõttu on oluline järgida allpool nimetatud küberturbealaseid ettevaatusabinõusid, et kaitsta seadet ja sellega ühenduses olevat kliiniku IT-taristut küberrünnete eest. Dokument *RSL-P-RS-CSG, RayStation Cyber Security Guidelines* sisaldab üldsoovitusi asjakohaste küberturberaamistike kohta, mis võivad aidata kliiniku IT-osakonnal süsteemi RayStation turvaliselt oma keskkonnas juurutada. *RSL-P-RS-CSG, RayStation Cyber Security Guidelines* hõlmab üldsoovitusi hea võrgukujunduse, süsteemi ja võrgu tugevdamise ja turbetööriistade kohta, mille juurutamist kliinikutelt eeldatakse. Teatud turbemeetmeid, nagu lõpp-punkti tuvastus ja reageering (EDR), faili tervikluse jälgimine ja HTTPS-krüpteering (sisseehitatud tugi), peetakse esmaseks küberturbehügieeniks ning need peavad olema alati rakendatud, samal ajal kui võrgu kujundus ja süsteemi tugevdamine on kliinikukohased toimingud, mis teostatakse nende enda IT-eeskirjade järgi. Küberturbealased ettevaatusabinõud juurutab RaySearch Service koostöös kliinikuga. Lisaks kuna kliiniku IT-keskkond erineb paigaldiseti, saab *RSL-P-RS-CSG, RayStation Cyber Security Guidelines* anda kliiniku IT-osakonnale üldsuuniseid tunnustatud turbepõhimõtete juurutamiseks, nt Defense-in-Depth (DiD), Principle of Least Privilege (PoLP), lahterdamine (virtualiseerimine ja võrgu segmentimine) ning ründepinna vähendamine, et vähendada turberikkumiste riski kliiniku olemasolevate tööriistade ja protseduuride abil.

Alltoodud küberturbealased ettevaatusabinõud kirjeldavad seda, kuid peab toodet kasutama ja millised turbefunktsioonid peab kliiniku IT-osakond lubama, et kasutada seadet turvalisel viisil. Nende ettevaatusabinõude eiramine võib nõrgendada turvaolekut, olla vastuolus õigusaktidest tulenevate nõuetega (HIPAA jne) ning suurendada küberturbeintsidentide riski, mis võivad omakorda põhjustada ravi viibimist, privaatse või konfidentsiaalse teabe kaotsiminekut või lunavararündeid.

6.2.1 Ettevaatusteade seadme sobimatu installimise ja uuendamise kohta

Süsteemi RayStation on lubatud installida, desinstallida, uuendada või muul viisil muuta ainult volitatud RaySearch Service'i personalil, kes on läbinud installimisalase sertifitseerimise. Kliendi poolt installimine on lubatud ainult erandjuhtudel ja eeldusel, et klient on edukalt läbinud süsteemi RayStation installimise väljaõppe ja saanud RaySearch Service'ilt eelneva kirjaliku heakskiidu. Esmase installimise ajal edastab RaySearch Service'i personal tarkvara artefaktid kliiniku IT-keskkonda. Selle protsessi käigus kontrollib RaySearch Service'i personal toote artefakte ja sellega seotud komponentide, s.t nõutavate ja toetatud NVIDIA draiverite jms, terviklust ja autentsust. Lisaks ei tohi kasutaja uuendada ühtegi toote kohustuslikku komponenti, nt NVIDIA draivereid, uuemaks/vanemaks versiooniks, enne kui ta on ühendust võtnud RaySearch Service'iga veendumaks, et kasutatud komponendi versiooni toetatakse meditsiiniseadme installitud versioonis ja et seda on ohutu kasutada.

Tarkvara saadavust hallatakse piirkonniti, et võtta arvesse erinevusi regulatiivsete heakskiitude ja müügilubade ajakavades. Kasutajaid teavitatakse tarkvara saadavusest struktureeritud suhtluse teel piirkondlike meeskondade ja klientide vahel. See hõlmab proaktiivset kaasamist, et mõista kliendi versiooniuuendusplaane ja talle asjakohaste tarkvaraversioonide saadavusest ette teatada.

6.2.2 Ettevaatusteade seadme sobimatu turbekonfiguratsiooni kohta

Süsteemil RayStation on mitu sisseehitatud turbemeedet, mille peab lubama, et minimeerida küberturbealaste rikkumiste riski. Olenevalt kliiniku IT-osakonna olemasoleva taristu toest (nt Active Directory konfiguratsioonist, võrgukonfiguratsioonist jne) ja sellest, milliste väliste süsteemidega süsteemi RayStation meditsiiniseade integreeritakse, veendub kliiniku IT-osakond koos RaySearch Service'iga, et kliiniku IT-keskkonnas oleksid lubatud kõik võimalikud turbemeetmed.

Kui teatud turbemeetmeid ei saa mis tahes põhjusel lubada, vastutab kliiniku IT-osakond seadme juurutamise eest nõrgemas turvaolekus, järgides soovitusi dokumendis *RSL-P-RS-CSG, RayStation Cyber Security Guidelines*.

Süsteemi RayStation puuduvate turbemeetmete konfiguratsiooni ettevaatusabinõu

Kliiniliste keskkondade jaoks tuleb koostöös kliiniku IT-osakonnaga rakendada järgmised süsteemi RayStation turbemeetmed.



ETTEVAATUST!

Nimetatud turbemeetmete rakendamata jätmine võib jätta süsteemi RayStation või sellega ühendatud kliiniku IT-taristu haavataks küberrünnete suhtes, millest võib tuleneda konfidentsiaalsuse, tervikluse ja privaatsuse rikkumisi.

Seadme võimekus: RayStation v2026 on projekteeritud kaitsma süsteemi põhimõttel "Confidentially, Integrity, and Availability (CIA)" (konfidentsiaalsus, terviklus ja saadavus) järgmiste turbemeetmete kasutamise teel.

- Microsoft Transparent Data Encryption (TDE). Jõudeolekus SQL-andmete krüpteerimine süsteemi RayStation andmebaaside jaoks.*
- Microsoft SQL Serveri ühenduse krüpteerimine. SQL-andmebaasi/-andmebaasist liikvel andmete krüpteerimine.*
- Süsteemi RayStation bloobimälu krüpteerimine. Ribaväliste failivoo bloobide liikvel andmete krüpteerimine, kasutades süsteemi RayStation sisseehitatud bloobiobjekti tasemel krüpteerimist või kasutades Microsofti krüpteeritud CIFS-i, kui see on saadaval.*
- Microsoft Active Directory ühenduse krüpteerimine (LDAP-d või Kerberose allkirjastamine/pitseeerimine). Active Directorysse/-st liikvel andmete krüpteerimine.*
- RayStation Service'i platvormi HTTPS-krüpteerimine. Süsteemi RayStation klientrakendusest/-sse ja süsteemi RayStation tagasüsteemiteenustest/-sse liikvel andmete krüpteerimine.**
- Windows TLS-i konfigureerimine/tugevdamine. Tagamine, et SSL/TLS-sideks kasutatakse ainult praegu turvaliseks peetavaid šifrikomplekte, s.t ajakohane TLS-i versioon 1.3.**

- Microsoft SQL Serveri auditeerimine. SQL Serveris valitud tabelite turbeauditite lubamine, et tagada jälgitavus toimingute puhul, mille RaySearch Service teostab installimisprotsesside käigus.*
- Kogu ketta krüpteerimine. Valikuliselt võib kliiniku IT-osakond seadistada kogu ketta krüpteerimise (nt Microsoft BitLocker), et kaitsta süsteemi RayStation klientrakenduse tööjaamades ja süsteemi RayStation tagasüsteemiteenustes jõudeolekus andmeid; see on valikuline, aga soovitatav, kui kasutusel on Microsoft Transparent Data Encryption (TDE) (vt ülal), aga nõutav SQL Serveri jaoks, kui kliinikus ei saa kasutada Microsoft Transparent Data Encryptionit (TDE-d) (näiteks litsentsimise tõttu).

* Lubatakse andmebaasi loomise ajal, kasutades tööriista RayStation Storage

** Lubatakse installimise ajal

Ebapiisava võrgufiltreerimise ja -segmentimise ettevaatusabinõu

Süsteemi RayStation turvalise ja töökindla kasutamise tagamiseks on hädavajalik, et kliiniku IT-osakond rakendaks asjakohast võrgufiltreerimist (nt tulemüüri reegleid) ja võrgusegmentimist (nt, VLAN-e või isoleeritud alamvõrke), näiteid selle rakendamise kohta leiate dokumendist *RSL-PR-CSG, RayStation Cyber Security Guidelines*.

Ilma nende kaitsemeetmeteta võivad seadet ohustada järgmised riskid.

- Volitamata juurdepääs võrgu muudest süsteemidest
- Ründevara või lunavara levik
- Patsiendiandmete või seadme funktsioonide võimalik rikkumine
- Meditsiinilise küberturbe standardite ja õigusaktide rikkumine

Installimisnõuded

Süsteemi RayStation tohib installida ainult RaySearch Service ja enne installimist peab kliiniku IT-meeskond koordineerima RaySearch Service'i meeskonnaga järgmistel eesmärkidel.

- Tuvastama ja avama seadme sideühenduseks ainult nõutavad võrgupordid (TCP/UDP). Tagama, et kooskõlas sihtkeskkonna nõuetega on lubatud ainult vajalik sissetulev/väljaminev liiklus.
- Tagama, et seade on paigaldatud piiratud juurdepääsuga segmenditud võrgutsooni.
- Rakendama tulemüüri reeglid, mis piiravad liikluse süsteemi RayStation tööjaamadest/-sse ning süsteemi RayStation tagasüsteemiteenustest/-sse ainult usaldusväärsete allikate ja protokollidega.
- Dokumenteerima kõik pordikonfiguratsioonid ja erandid tulevasteks audititeks ja nõutele vastamiseks (teostab RaySearch Service).

Krüpteerimata DICOM



ETTEVAATUST!

RayStation toetab TLS-krüpteerimist DIMSE-teenuste C-STORE, C-MOVE või C-FIND kasutamisel. See teave on esitatud dokumendis *RSL-D-RS-v2026-DCS, RayStation v2026 DICOM Conformance Statement*. See funktsioon on vaikimisi aktiveeritud, aga sellegipoolest on võimalik see desaktiveerida ja kasutada krüpteerimata DIMSE-teenuseid koostalitluseks pärandüsteemidega. Kasutajad vastutavad DICOM-sides asjakohase võrguturbe rakendamise ja säilitamise eest.

Kui TLS-krüpteerimist ei kasutata, on oluline, et kliiniku IT-osakond järgiks juhiseid, mida kirjeldab *Ébapiisava võrgufiltreerimise ja -segmentimise ettevaatusabinõu lk 162*, et piirata võrgupääsu süsteemi RayStation meditsiiniseadme paigaldisele, ning samuti üldiseid turbesuuniseid, mida kirjeldab *RSL-P-RS-CSG, RayStation Cyber Security Guidelines*.

6.2.3 Ettevaatusteade jälgimise ja turbesündmustele reageerimise kohta

Töökeskonna turvalisuse ja kerkuse tagamiseks on hädavajalik, et meditsiiniseade juurutatakse piisavate jälgimisfunktsioonidega ning et kliiniline IT-taristu toetaks turbega seotud sündmuste tuvastamist ja nendele reageerimist.

Puudulaval või puudulikul jälgimisel võivad olla järgmised tagajärjed.

- Volitamata juurdepääsu või väärkonfiguratsioonide tuvastamise viibimine
- Andmetega seotud rikkumiste või töökatkestuste riski suurenemine
- Meditsiinilise küberturbe standardite ja õigusaktide rikkumine

Seadme võimekus: see süsteemi RayStation meditsiiniseade on projekteeritud tuvastama anomaalseid seisundeid ja toetama nende uurimist, tuginedes operatsioonisüsteemi pakutavatele logimis- ja auditeerimismehhanismidele.

- RayStation integreerub Windows Event Logginguga, et jäädvustada asjakohaseid turbega seotud sündmusi. Operatsioonisüsteem logib need sündmused koos seotud metaandmetega, nagu ajatemplid, allika teave ja sündmuse tüüp, ning neid saab kasutada uuringuanalüüsi ja tõrkeotsingu toetamiseks.
- Süsteemi RayStation auditilogid: Kõik olulised muudatused põhimõttel "kes tegi mida ja millal" logitakse eraldiseisvasse ja kaitstud SQL Serveri audititabelisse. SQL Serveri load ja SQL Server Auditing on lubatud tagamaks, et seda tabelit ei muudetak, redigeeritaks ja et see ei jääks tuvastamata.

Kliiniku IT-osakonna vastutusel on järgmised toimingud.

- Tagada asjakohaste turbesündmuste kogumine ja tuvastamine: kliiniku IT-osakonnal peavad olema rakendatud süsteemid peamiste turbesündmuste jaoks, sealhulgas järgmiste.

- Viirusetõrje/ründevara teavitused, et ennetada volitamata muudatusi süsteemi RayStation rakendustes ning klientrakenduste ja serverite andmetes.
- Volitamata muudatused Windowsi süsteemifailides või süsteemi RayStation programmikataloogis (nt täitmis- või konfiguratsioonifailide muutmine), mis on tuvastatavad failide tervikluse jälgimise või Endpoint Detection and Response'i (EDR-i) lahenduste kaudu.
- Võrguanomaaliad
- Sisselogimiskatsed (edukad ja nurjunud)
- Anomaalne liiklus (nt taotluste saatmine tundmatutele või volitamata olemitele)
- Tagada, et süsteemilogisid talletatakse ja vaadatakse üle korrapäraselt kooskõlas teie organisatsiooni turbe-eeskirjadega.
- Kui teie organisatsioon kasutab Security Information and Event Managementi (SIEM-i) süsteemi, konfigureerige süsteemi RayStation host edastama Windows Eventi logid sellele platvormile. SIEM-i puudumise korral tagage, et Windows Eventi logisid süsteemi RayStation hostist kogutakse ja vaadatakse üle teie standardsete IT-jälgimisprotsesside kaudu.
- Regeerida kiiresti turbehoiatustele jälgimistööriistadest (nt viirusetõrje, EDR) ning uurida asjakohaseid Windows Eventi logisid süsteemi RayStation hostis, et tuvastada ja leevendada turbeintsidente.

6.2.4 Ettevaatusteade lõppenud toega seadme kasutamise kohta

Kui meditsiiniseadme toeperiood on lõppenud (EOS), ei saa see enam RaySearchilt küberturbeuundusi ega tehnilist tuge. See tähendab, et seade võib muutuda järjest haavatavamaks uute esilekerkivate küberohtude suhtes, sealhulgas volitamata juurdepääs, andmetega seotud rikkumised ja töökatkestused.

EOS-seadmete kasutamise peamised riskid on järgmised.

- Turbepaikade puudumine uute avastatud haavatavuste jaoks
- Suurem kokkupuude ründevara, lunavara ja võrgupõhiste rünnetega
- Küberturbe ja andmekaitse õigusaktide võimalik rikkumine
- Piiratud või puuduv tugi tõrkeotsinguks või intsidentidele reageerimiseks

Kliiniku IT-osakonna vastutusel on järgmised toimingud.

Lõppenud kasutusajaga seadme kasutamise otsus on kliiniku ainuvastutusel. Vastavalt RaySearch Service'i meeskonna esitatud teabele kantakse kogu vastutus ja seotud riskid pärast seadme EOS-oleku saabumist täielikult üle kliinikule. See hõlmab järgmist.

- Tagamine, et seade on võrgus isoleeritud ja kaitstud
- Anomaalse käitumise või turbesündmuste jälgimine
- Kompensatsioonimeetmete võtmine seal, kus see on võimalik

- Jätkuva kasutuse ja sellega seotud riskide vastuvõetavuse dokumenteerimine

6.3 KAITSE OMAVOLILISE KASUTAMISE VASTU

Alljärgnevas tabelis on loetletud erinevad kaitse liigid süsteemis RayStation v2026.

Kaitsevaldkond	Süsteemi RayStation turbe-meetmed	Kliiniku IT-osakonna vastu-tus
Kasutajapääsu reguleerimi-ne	Juurdepääs süsteemile RayStation on piiratud ai-nult autenditud kasutajate-ga operatsioonisüsteemi sis-selogimise kaudu. Süstee-mi saavad käivitada ja kasu-tada ainult kasutajad, kelle-le organisatsioon on andnud juurdepääsu.	Veenduge, et süsteemi RayStation käitatakse halla-tud kasutajakonto keskkon-nas ja et kasutajakontod an-takse ainult volitatud isikute-le. Kõik operatsioonisüstee-mi kasutajakontod peavad olema parooliga kaitstud, et takistada volitamata juurde-pääsu süsteemile ja andme-baasidele.
Rollipõhine autoriseerimine	RayStation piirab saadaval funktsioone kasutajarollide alusel. Ainult asjakohase vo-litusega kasutajad saavad teha delikaatseid toiminguid, nagu plaanide heakskiitmi-ne, süsteemisätete muutmi-ne või masinate kasutusele-võtmine.	Määrake ja hallake asjako-haseid kasutajarolle kliinilis-te vastutusalade ja kohalike protseduuride järgi.
Õiguste vallutuse vastane kaitse	Süsteemi RayStation taval-i-seks kliiniliseks kasutuseks ei ole tarvis administraatori-õigusi. Tavapärase kasutuse ajal ei tohi kasutajad muuta installitud tarkvara ega süs-teemi konfiguratsiooni. Selliste tööriistade kasuta-mine, mis võimaldavad ad-ministratiivset juurdepääsu süsteemi RayStation and-mebaasidele, peab olema piiratud volitatud administ-raatorkasutajatega ega tohi olla saadaval tavapärase klii-nilise kasutuse ajal.	Ärge laske kasutajatel käita-da süsteemi RayStation ko-halike administraatorikonto-dega.

Kaitsevaldkond	Süsteemi RayStation turbe-meetmed	Kliiniku IT-osakonna vastutus
Konfiguratsiooni ja kliiniliste andmete kaitse	Ohutuse suhtes kriitilise tähtsusega konfiguratsiooni ja kliinilisi andmeid tohib muuta ainult volitatud süsteemifunktsioonide kaudu. Süsteemipääsu reguleerimismehhanismid takistavad volitatud muudatuste tegemist.	Volitamata füüsilist juurdepääsu järelevalveta seanssidele peab hindama kasutaja organisatsioon. Soovitav on kasutaja seansi ajalõppu, mille saab seada kasutaja, kasutades Windows Active Directory funktsioone. Tagage, et juurdepääs süsteemi konfiguratsioonile ja andmete haldamisele piirduv volitatud personaliga.
Toimingute auditeeritavus	Kasutajatoimingud, mis mõjutavad kliinilisi andmeid ja süsteemi konfiguratsiooni, on jälgitavad. See toetab volitamata või tahtmatute muudatuste tuvastamist.	Tagage auditilogide säilitamine, kaitsmine ja ülevaatamine kooskõlas organisatsiooni turbe-eeskirjadega. Integreerimine tsentraliseeritud looghalduse või SIEM-iga on soovitatav.
Süsteemitarkvara kaitse	Süsteemi RayStation tarkvara installitakse ja uuendatakse kontrollitud installimisprotseduuride abil. Installitud süsteemifailide käsitsi muutmist takistatakse.	Süsteemi kõigi osade jaoks (sh kogu arvutivõrgule, kui seda kasutatakse) tuleb kasutada tipptasemel viiruse-tõrjet. See peab sisaldab automaatset värskendamist vms funktsiooni, mis hoiaks kaitse ajakohasena. RayStation v2026 kasutab riistvarapõhist litsentsikaitse süsteemi, et keelata süsteemi kasutatavate koopiade tegemist. RayStation v2026 programmikoodile ja andmetele pääseb juurde ainult kasutusjuhendites kirjeldatud viisil. Ärge võltsige programmikoodi või andmeid!

Kaitsevaldkond	Süsteemi RayStation turbe-meetmed	Kliiniku IT-osakonna vastutus
Võrgu ja süsteemikeskkonna kaitsemeetmed	RayStation tugineb ümbritsevast IT-keskkonnast volitamata juurdepääsu ennetamisel operatsioonisüsteemi ja võrgu turbemehhanismidele.	Volitamata võrgupääsu riski peab hindama kasutaja organisatsiooni. Keskkonna tervikluse kaitsmiseks on soovitatav järgida turbe häid tavasid, näiteks kasutada võrgus tulemüüri ja rakendada arvutitele reguleerselt turbepaiku. Lugege jaotist võrgusegmentimise kohta dokumendis <i>RSL-P-RS-CSG, RayStation Cyber Security Guidelines</i> .

6.4 UURIMISTÕENDITE JÄÄDVUSTAMINE JA TURBESÜNDMUSTE LOGIMINE

RayStation toetab uurimistõendite jäädvustamist ja säilitamist, kasutades kliendi IT-keskkonnas operatsioonisüsteemi, andmebaasi ja rakenduse tasemel logisid. Neid logisid saab kasutada kahtlustatavate küberturbeintsidentide, volitamata juurdepääsu või süsteemi väärkasutuse uurimise toetamiseks.

Turbe suhtes asjakohaseid sündmusi jäädvustatakse peamiselt järgmiste kanalite kaudu.

- Windowsi operatsioonisüsteemi turbe- ja sündmuselogid süsteemi RayStation klientrakendustes ja serverites
- Microsoft SQL Serveri auditilogid seoses juurdepääsuga süsteemi RayStation andmebaasidega
- Süsteemi RayStation teenuste genereeritud rakenduse- ja auditilogid

Neid logifaile talletatakse süsteemi RayStation serverites ja tööjaamades kooskõlas süsteemi ja kliendi konfiguratsiooniga. Logisid saab koguda ja talletada keskselt eraldi logiserverites, kasutades kliendi hallatavat logimistaristut.

Logide säilitust, pööramist ja taaskasutust hallatakse standardsete Windows Event Logi ja SQL Serveri auditilogi mehhanismide kaudu. Sündmuselogi suurus, säilitusaeg ja ülekirjutuskäitumine (näiteks ülekirjutamine vastavalt vajadusele) määratakse kindlaks süsteemi konfiguratsiooni ja kasutaja määratletud eeskirjade poolt. Logiandmeid saab säilitada kaitstud välistes logiserverites, et toetada intsidentide uurimist ja uuringuanalüüsi.

Logid genereeritakse standardsetes masinloetavates vormingutes, mida toetavad aluseks olevad Windowsi ja SQL Serveri platvormid. Logikirjed hõlmavad ajatempilga varustatud teavet; täpne vorming ja detailsus olenevad operatsioonisüsteemist, andmebaasi konfiguratsioonist ja kasutusel olevatest logimisvahenditest.

Volitatud personal saab logisid üle vaadata, eksportida või koguda turbe jälgimise, intsidentide uurimise või nõuetele vastavusega seotud eesmärkidel. Kui kliendi IT-keskkond toetab seda, saab logid integreerida väliste automatiseeritud analüüsi- või jälgimislahendustega, nagu sissetungituvastuse süsteemid (IDS) või Security Information and Event Managementi (SIEM-i) platvormid. RayStation ei hõlma sisseehitatud tsentraliseeritud turbejälgimise või SIEM-funktsiooni.

Logimise, säilitusperioodide, arhiivimisstrateegiate ja mis tahes automatiseeritud analüüsitööriistadega integreerimise konfiguratsiooni määravad kindlaks kliendi IT-osakonna turbe-eeskirjad ja taristu kooskõlas kohaldatavate regulatiivnõuete ja heade tavadega. Keskkonnakohaseid konfigureerimise lisasuuniseid kirjeldab *RSL-P-RS-CSG, RayStation Cyber Security Guidelines*.

6.5 VARUNDUSTOIMINGUD JA ANDMEBAASI HOOLDUS

RayStation on projekteeritud toetama pidevat ohutut käitamist ja taastamist pärast süsteemikatkestusi, riistvararikkeid või küberturbega seotud intsidente. Kliiniliste andmete ja süsteemifunktsioonide taastamise toetamiseks teadaolevasse usaldatud olekusse tugineb süsteem standardsetel platvormimehhanismidele, nagu operatsioonisüsteemi ja andmebaasi teenused.

Kriitilise tähtsusega funktsioonide saadavuse ja taastamise toetamiseks tugineb RayStation süsteemiantmete korrapärasel varundamisel, kasutades kasutaja organisatsiooni pakutavaid väliseid varunduslahendusi. RayStation ei varunda autonoomselt. Installimise raames aitab RaySearch Service konfigureerida varundusrutiinid. Rakenduse andmebaasid on konfigureeritud toetama usaldusväärset taastamist riistvararikke, tarkvaratörke või muude töökatkestuste korral. Varukoopia põhjal süsteemiantmete taastamise abil saab süsteemis taastada varasema kontrollitud oleku. Taastamist saab testida koostöös RaySearch Service'iga, et kontrollida, kas varukoopiad toimivad eelduspäraselt.

Korrapärase varundamise käitamise ja haldamise ning varundatud andmete pikaajalise saadavuse eest vastutab kasutaja organisatsioon. Süsteemikeskkonna varundamise ja taastamise nõudeid kirjeldab *RSL-D-RS-v2026-SEG, RayStation v2026 System Environment Guidelines*.

Andmebaasi varundamine ja taastamine tuleb teostada standardse SQL-andmebaasi haldustööriistaga või välise tööriistaga, mis suhtleb SQL Serveriga ja lühendab toimingulogisid. Kõik süsteemi RayStation v2026 andmebaasid on seadistatud täieliku taastemudeliga. See suvand võimaldab käitada sagedasi varundamisi ja minimeerib andmebaasikrahi korral andmete kaotsimineku riski.

RayStation ei hõlma sisemist varundamist ega vähendatud funktsionaalsusega töörežiimi. Kui ilmneb rike, mis mõjutab kriitilise tähtsusega funktsioone, tuleb süsteem taastada kasutaja organisatsiooni IT-protseduuride järgi, taastades varukoopiast süsteemiantmed ja konfiguratsiooni.

Allpool kirjeldatud haldustoimingud kuuluvad kliiniku IT-organisatsiooni vastutusalasse. RaySearchi teenindus võib aidata esmase installimise või soovi korral, kuid nende toimingute

pidev täitmine, jälgimine ja kontrollimine tuleb teostada kooskõlas kliiniku kohalike IT-protseduuridega.

Hoolduse liik	Kirjeldus
Regulaarsed varukoopiaid	Kõikide RayStation andmebaaside regulaarsed varundamised tuleks kavandada vastavalt ajakavale ja nende varunduste edukust tuleks kontrollida regulaarselt. • 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. Soovitav on viia andmebaasi varukoopia iga päev asutusest välja.
SQL serveri OS-i hooldus	Soovitame, et SQL-andmebaasi sisaldavate draivide fragmenteerimist kontrollitakse defragmenteerimise suhtes. Kui defragmenteerimine on vajalik, tuleks seda teha hooldusakende ajal.
Indekseerimine	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).
Statistika	Statistika uuendamine on oluline, et tagada päringute kompileerimine ajakohase statistikaga. Soovitame seadistada andmebaaside atribuudi AUTO_CREATE_STATISTICS ON ja ajastada statistika uuendamise tegumi koos taasindekseerimise protsessiga, et hoida statistika ajakohasena, kui andmebaasides talletatavaid andmeid muudetakse.
Sertifikaadi ja peavõtme varundamine	SQL-serveri sertifikaadid ja peavõti on andmebaasi krüpteerimiseks hädavajalikud. Sertifikaadi või peavõtme kaotamise korral lähevad kaotsi kõik andmebaasi andmed. Seetõttu tuleb enne andmebaasi krüpteerimist SQL-serveri sertifikaat ja peavõti kindlasti varundada. Juhiseid vt <i>RSL-D-RS-v2026-SEG, RayStation v2026 System Environment Guidelines</i> .

6.6 SÜSTEMIKONFIGURATSIOONI SÄILITAMINE JA TAASTAMINE

RayStation tugineb ohutu kasutamise tagamisel enda aluseks oleva süsteemikonfiguratsiooni, sealhulgas operatsioonisüsteemi sätete, andmebaasi konfiguratsiooni ja turbesätete terviklusele

ja saadavusele. Süsteemi RayStation mõjutavad konfiguratsioonimuudatused on piiratud autenditud ja volitatud kasutajatega, kellel on asjakohased administraatoriõigused.

Süsteemi RayStation konfiguratsiooni säilitamist ja taastamist hallatakse standardsete platvormimehhanismide kaudu, nagu operatsioonisüsteemi konfiguratsioonihalduse ning andmebaasi varundamise ja taastamise funktsioonid. Süsteemikonfiguratsiooni tohib taastada ainult volitatud personal ning see võib nõuda koordineerimist RaySearch Service'iga, et tagada ühilduvus ja õige süsteemiolek.

Suunised soovitatud konfiguratsioonihalduse, konfiguratsiooniandmete kaitse ja taastamise planeerimise kohta on esitatud dokumendis *RSL-P-RS-CSG, RayStation Cyber Security Guidelines*.

Teatud ootamatute katkestuste järel võib RayStation püüda taastada salvestamata seansi andmeid üksikpatsientide kohta, et toetada töövoo jätkamist. Enne kliinilist kasutust peab kasutaja taastatud andmed alati üle vaatama ja üle kontrollima.

6.7 ANDMEBAASI JUURDEPÄÄSUÕIGUSED

RayStation nõuab ühele või enamale Active Directory grupile andmebaasi pääsuõiguse andmist. Vaikimisi on andmebaasiload määratud Active Directory grupile *RayStation-Users*. Saab muuta grupi nime ja konfigureerida täiendavaid volitatud gruppe, kasutades tööriista RayStation Storage Tool. On nõutav, et juurdepääs andmebaasile oleks piiratud eraldi Active Directory grupiga, mis hõlmab ainult selgesõnalise volitusega süsteemi RayStation kasutajaid.

6.8 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.

6.9 SÜSTEEMI KASUTUSEST KÕRVALDAMINE

RayStation salvestab isikuandmeid ja tervisega seotud andmeid. Süsteemi kasutusest kõrvaldamisel pöörduge 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 v2026 termini „deg“, tähendab see kraade
DMLC	Dünaamiline mitmeleheline kollimaator
DRR	Digitaalselt rekonstrueeritud röntgenülesvõte
EQD2	Ekvivalentne efektiivdoos 2 Gy fraktsioonidena
EQD2 TRF	Taastumise alusel korrigeeritud EQD2, milles $EQD2\ TRF = (1 - TRF) \cdot EQD2$
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
HDO	Tervishoiuasutus
HDR	Kõrge doosi määr
IMRT	Intensiivsusmoduleeritud kiiritusravi
LEM	Lokaalse toime mudel
LET	Lineaarne energiaülekanne

Termin	Tähendus
LET _d	Doosi keskmine LET
LINAC	Lineaarkiirendi, tavapärase kiiritusravi raviseade.
LS	Rea skaneerimine
Kerged ioonid	Süsiniku ja heeliumi ioonid
MBS	Mudelipõhine segmentimine
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.
Taaskiiritamine	Eelnevate kiiritusravikordadega raviplaan
ROI	Huviipiirkond
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
TRF	Koetaastetegur

Termin	Tähendus
UI	Kasutajaliides
VMAT	Mahtmoduleeritud kiiritusravi



KONTAKTANDMED



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

Peakontori kontaktandmed

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

RaySearch Americas

Telefon: +1 347 477 1935

RaySearch China

Telefon: +86 137 0111 5932

RaySearch India

E-post:
manish.jaiswal@raysearchlabs.com

RaySearch Singapore

Telefon: +65 8181 6082

RaySearch Australia

Telefon: +61 411 534 316

RaySearch France

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

RaySearch Japan

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

RaySearch UK

Telefon: +44 (0)2039 076791

RaySearch Belgium

Telefon: +32 475 36 80 07

RaySearch Germany

Telefon: +49 (0)172 7660837

RaySearch Korea

Telefon: +82 01 9492 6432