

# RAYPLAN 11B

Kasutusjuhend



**RayPlan**  
RayStation



Traceback information:  
Workspace Main version a697  
Checked in 2021-12-10  
Skribenta version 5.4.033

## Vastavusdeklaratsioon



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

## Ohutusteated

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



### HOIATUS!

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

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

## Autoriõigus

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

Kõik õigused kaitstud. © 2021, RaySearch Laboratories AB (publ).

## Trükitud materjal

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

## Kaubamärgid

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

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

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

\* Kohustuslik registreerimine mõnel turul.



# SISUKORD

<b>1</b>	<b>SISSEJUHATUS</b>	<b>7</b>
1.1	Teave juhendi kohta	8
1.2	Süsteemi RayPlan põhirakendused	9
1.3	Süsteemi RayPlan dokumentatsioon	9
1.3.1	Süsteemi RayPlan dokumentatsioon	9
1.3.2	Muud seotud dokumendid	10
<b>2</b>	<b>TOOTE TEAVE</b>	<b>11</b>
2.1	Ettenähtud kasutusala	12
2.2	Ettenähtud kasutaja	12
2.3	Ettenähtud patsientide populatsioon ja haigusseisundid	12
2.4	Vastunäidustused	12
2.5	Riistvara ja operatsioonisüsteem	12
2.6	Tootja kontaktandmed	13
2.7	Intsidentidest ja süsteemi toimimisvigadest teatamine	13
2.8	Regulatiivsed esindajad	13
2.9	Doosi arvutuste täpsus	16
2.9.1	Footonite doosikalkulaatorite täpsus	16
2.9.2	Elektronide doosikalkulaatori täpsus	18
2.9.3	Brahühüteraapia TG43 doosialgoritmi täpsus	19
2.10	Toote silt	20
2.11	Kasutusiga	22
2.12	Regulatiivne teave	22
<b>3</b>	<b>OHUTUKS KASUTAMISEKS VAJALIK TEAVE</b>	<b>23</b>
3.1	Ohutusabinõud	24
3.1.1	Kasutaja vastutusega seotud hoiatused	25
3.1.2	Installimisega seotud hoiatused	30
3.1.3	Üldise süsteemikasutusega seotud hoiatused	31
3.1.4	DICOM-impordiga seotud hoiatused	33
3.1.5	DICOM-ekspordiga seotud hoiatused	35
3.1.6	Doosi arvutamise seotud hoiatused	37
3.1.7	Patsiendi modelleerimisega seotud hoiatused	45
3.1.8	Ravi planeerimisega seotud hoiatused	46
3.1.9	Rakenduste TomoHelical ja TomoDirect planeerimisega seotud hoiatused	48
3.1.10	CyberKnife-ravi plaanimisega seotud hoiatused	50
3.1.11	Brahühüteraapia ravi planeerimisega seotud hoiatused	50
3.1.12	Doosi hindamisega seotud hoiatused	53
3.1.13	Kiirtekimbu käituse andmine seotud hoiatused	55
3.1.14	QA-ga seotud hoiatused	60

3.1.15	RayPlan salvestustööriistaga seotud hoiatused .....	60
<b>3.2</b>	<b>Patsiendi andmete importimine .....</b>	<b>61</b>
<b>3.3</b>	<b>Sisendandmed .....</b>	<b>61</b>
<b>3.4</b>	<b>Kuvavorming .....</b>	<b>61</b>
<b>4</b>	<b>INSTALLIMISE JUHEND .....</b>	<b>63</b>
4.1	Installimise testjuhend .....	64
4.2	Süsteemi keskkonna aktsepteerimise test .....	64
4.3	Riistvara diagnostika kontrollid .....	64
4.4	Andmeside keskkond .....	64
<b>5</b>	<b>KOORDINAATIDE, LIIKUMISTE JA SKAALADE KUVAMINE .....</b>	<b>65</b>
5.1	Patsiendi koordinaatsüsteem .....	66
5.2	Patsiendi koordinaatsüsteem DICOM-ekspordis .....	67
5.3	Raviseadme koordinaatsüsteem .....	68
5.3.1	Seadme koordinaatsüsteemide ülevaade .....	69
5.3.2	Kanduri koordinaatsüsteem .....	70
5.3.3	Kollimaatori koordinaatsüsteem .....	70
5.3.4	Kiilu filtri koordinaatsüsteem .....	74
5.3.5	Patsienditoe koordinaatsüsteem .....	75
5.3.6	Patsiendilaua ekstsentriline koordinaatsüsteem .....	76
5.3.7	Patsiendilaua koordinaatsüsteem .....	76
5.3.8	CyberKnife'i kiirgusallika koordinaatsüsteem .....	77
5.3.9	Doosikõvera koordinaatsüsteem süsteemis RayPlan Physics .....	81
5.3.10	Paigaldamise kuvamise seadme koordinaatsüsteemid .....	81
5.4	Lõua ja MLC märgistamise standard .....	83
5.4.1	IEC 61217 lõua märgistamise standard .....	83
5.4.2	IEC 601 lõua märgistamise standard .....	84
<b>6</b>	<b>SÜSTEEMI TERVIKLIKKUS JA TURVALISUS .....</b>	<b>85</b>
6.1	Kaitse omavolilise kasutamise vastu .....	86
6.2	Varundustoiimingud ja andmebaasi hooldus .....	86
6.3	Andmebaasi juurdepääsuõigused .....	87
6.4	ECC RAM .....	87
6.5	Süsteemi kasutusest kõrvaldamine .....	87
<b>LISA A -</b>	<b>MÕISTED .....</b>	<b>89</b>
<b>INDEKS</b>	<b>.....</b>	<b>91</b>

# 1 SISSEJUHATUS

## *Teave süsteemi RayPlan kohta*

RayPlan on seadme RayStation eelnevalt määratud konfiguratsioon. See toetab kõiki 3D-CRT, SMLC, DMLC, VMAT, TomoTherapy ja elektronkiire kiiritusravi planeerimise tegevusi. RayPlan toetab ka HDR-brahhüteraapia ravi planeerimist.

RayPlan ühildub kõikide saadaolevate lineaarkiirenditega.

## *Selles peatükis*

See peatükk sisaldab järgmisi jaotisi:

1.1	Teave juhendi kohta	p. 8
1.2	Süsteemi RayPlan põhirakendused	p. 9
1.3	Süsteemi RayPlan dokumentatsioon	p. 9

## 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 RayPlan 11B kasutamist. Seadme nõuetekohase toimimise saab tagada ainult juhul, kui järgitakse selles juhendis olevaid juhiseid. Uurige hoolikalt *RSL-D-RP-11B-RN*, *RayPlan 11B Release Notes*, sest need märkused annavad lõplikud juhised süsteemi RayPlan 11B kasutamise kohta.

Mõned siinses juhendis kirjeldatud moodulid ei sisaldu RayPlan 11B standardses konfiguratsioonis ja võivad vajada lisalitsentse.



## 1.2 SÜSTEEMI RAYPLAN PÕHIRAKENDUSED

Süsteem RayPlan koosneb järgmistest põhirakendustest.



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

Rakendust RayPlan on kirjeldatud jaotises *RSL-D-RP-11B-USM, RayPlan 11B User Manual*.



**RayPlan Physics** – kiirtekimbu käituse andmise rakendus, järgmisteks toiminguteks: kiirtekimbu käituse andmine, CT käituse andmine ja kiirtekimbu 3D modelleerimine.

Rakendust RayPlan Physics on kirjeldatud jaotises *RSL-D-RP-11B-RPHY, RayPlan 11B RayPlan Physics Manual*.



**Clinic Settings** – kliiniku seadete haldusvahend.

Rakendust Clinic Settings on kirjeldatud jaotises *RSL-D-RP-11B-USM, RayPlan 11B User Manual*.



**RayPlan Storage Tool** – andmebaasi halduse tööriist.

Rakendust RayPlan Storage Tool on kirjeldatud jaotises *RSL-D-RP-11B-USM, RayPlan 11B User Manual*.

## 1.3 SÜSTEEMI RAYPLAN DOKUMENTATSIOON

### 1.3.1 Süsteemi RayPlan dokumentatsioon

Süsteemi RayPlan 11B dokumentatsioon sisaldab järgmisi dokumente.

Dokument	Kirjeldus
<i>RSL-D-RP-11B-IFU, RayPlan 11B Instructions for Use</i>	See kasutusjuhend hõlmab süsteemiga RayPlan 11B seotud õigusakte ja ohutusteavet.
<i>RSL-D-RP-11B-RN, RayPlan 11B Release Notes</i>	Selles dokumendis esitatakse kokkuvõtte uutest funktsioonidest, teadaolevatest probleemidest ja muutused alates RayPlan eelmisest versioonist.
<i>RSL-D-RP-11B-USM, RayPlan 11B User Manual</i>	See juhend kirjeldab süsteemi RayPlan 11B toimimist ja sisaldab üksikasjalikke juhiseid kõige levinumate toimingute tegemiseks.
<i>RSL-D-RP-11B-RPHY, RayPlan 11B RayPlan Physics Manual</i>	Selles kasutusjuhendis kirjeldatakse RayPlan Physics rakendust.
<i>RSL-D-RP-11B-REF, RayPlan 11B Reference Manual</i>	See kasutusjuhend hõlmab algoritmikirjeldusi ja viiteteavet füüsika kohta.
<i>RSL-D-RP-11B-OPT, RayPlan 11B A Guide to Optimization in RayPlan</i>	See kasutusjuhend sisaldab üksikasjalikku teavet optimeerimise kohta süsteemis RayPlan 11B.

**Märkus.** Teenusepaketi korral värskendatakse üksnes seotud kasutusjuhendeid. Teenusepaketi värskendatud kasutusjuhendite täielikku nimekirja vaadake selle konkreetse teenusepaketi kohta väljastatud märkuste dokumendist.

### 1.3.2 Muud seotud dokumendid

- *RSL-D-RP-11B-SEAT, RayPlan 11B System Environment Acceptance Test Protocol*
- *RSL-D-RP-11B-BCDS, RayPlan 11B Beam Commissioning Data Specification*
- *RSL-D-RP-11B-DCS, RayPlan 11B DICOM Conformance Statement*
- *RSL-D-RP-11B-SEG, RayPlan 11B System Environment Guidelines*
- *RSL-D-RP-11B-ATP, RayPlan 11B Product Acceptance Test Protocol*
- *RSL-D-RP-11B-SUD, RayPlan 11B System Upgrade Options*
- *RSL-D-RP-11B-CIRSI, RayPlan 11B Customer Instruction for RayPlan Installation*
- *RSL-P-RS-CSG, RayPlan Cyber Security Guidance*

## 2 TOOTE TEAVE

See peatükk sisaldab olulist teavet süsteemi RayPlan 11B kohta.

### *Selles peatükis*

See peatükk sisaldab järgmisi jaotisi:

---

2.1	Ettenähtud kasutusala	p. 12
2.2	Ettenähtud kasutaja	p. 12
2.3	Ettenähtud patsientide populatsioon ja haigusseisundid	p. 12
2.4	Vastunäidustused	p. 12
2.5	Riistvara ja operatsioonisüsteem	p. 12
2.6	Tootja kontaktandmed	p. 13
2.7	Intsidentidest ja süsteemi toimimisvigadest teatamine	p. 13
2.8	Regulatiivsed esindajad	p. 13
2.9	Doosi arvutuste täpsus	p. 16
2.10	Toote silt	p. 20
2.11	Kasutusiga	p. 22
2.12	Regulatiivne teave	p. 22

---

## 2.1 ETTENÄHTUD KASUTUSALA

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

Süsteemi funktsioone saab konfigureerida vastavalt kasutaja vajadustele.

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

## 2.2 ETTENÄHTUD KASUTAJA

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

## 2.3 ETTENÄHTUD PATSIENTIDE POPULATSIOON JA HAIGUSSEISUNDID

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

RayPlan 11B tuleb paigaldada tiptasemel arvutisse, mille soovitatav ekraani eraldusvõime on 1920 × 1200 pikslit (või 1920 × 1080). RayPlan 11B toimib operatsioonisüsteemi Windows eri versioonidega. Lisateavet soovitatud riistvara ja operatsioonisüsteemi seadistuste kohta leiab teemast *RSL-D-RP-11B-SEG, RayPlan 11B System Environment Guidelines*.

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 64*.

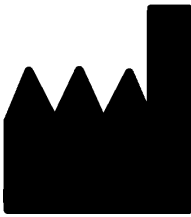
### *Microsoft SQL Server*

Soovitatav 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 64*).

### Arvutamiseks kasutatavad GPU-d

Arvutamiseks kasutatud GPU-del peab olema ECC RAM ja ECC olek peab olema GPU draiveri sätetes lubatud. Deformable Image Registration [Deformeeritava kujutise registreerimine] on arvutatavad GPU-s ilma ECC RAM-ita. Alati tuleb kasutada süsteemi keskkonna suunistes määratletud GPU draiverite versiooni. Kui arvutamiseks kasutatakse mitut GPU-d, on soovitatav, et kõik oleksid sama mudeliga. Kui kasutatakse mitut erineva mudeli GPU-d, ei pruugi järjestikused arvutused anda ühesuguseid tulemusi, olenevalt sellest, millist/milliseid graafikakaarti/-kaarte on kasutatud. Toetatud graafikakaartide üksikasjaliku loendi leiате RSL-D-RP-11B-SEG, RayPlan 11B System Environment Guidelines. Täiendavate valideerimiste sertifikaate saab taotleda e-posti aadressilt support@raysearchlabs.com.

## 2.6 TOOTJA KONTAKTANDMED



RaySearch Laboratories AB (publ)  
 Eugeniavägen 18  
 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

Regulatiivsed esindajad	Kontaktandmed
Hiina esindaja	RaySearch (Shanghai) Medical Device Co., Ltd Room 605, No. 1118, Pudong South Road Pilot Free Trade Zone, Shanghai Hiina
Hongkongi esindaja	Emergo Hong Kong Limited 6/F, 100QRC 100 Queen's Road Central Hongkong
Iisraeli esindaja	I.L Emergo Israel Ltd. Andrei Sakharov 9 Matam Park Haifa 3508409 P.O.B. 15054 Haifa 3190501 Iisrael
Jaapani esindaja	RaySearch Japan K.K. Saiwai building, 1-3-1 Uchisaiwaicho Chiyoda-ku Tokyo 100-0011 Jaapan
Korea esindaja	RaySearch Korea, LLC 11F, Sin-il Building 131 oegye-ro (Chungmu-ro-2-ga) Jung-gu, Seoul, P.O. Box 04537 Korea
Sponsor Uus-Meremaal	CARSL Consulting PO Box 480 Pukekohe Uus-Meremaa
Singapuri esindaja	RaySearch Singapore Pte. Ltd. 260 Orchard Road #07-01/04 The Heeren, Singapore 238855 Singapur
Taiwani esindaja	Tomorrow Medical System Co., Ltd. 6F, No. 366, Chang Chun Road Taipei, 104 Taiwan

Regulatiivsed esindajad	Kontaktandmed
Tai esindaja	Kamol Sukosol Electric Co., Ltd. 665 Mahachai Road, 2nd Floor Samranraj, Pranakorn Bangkok 10200 Tai
USA agent	RaySearch Americas, Inc. The Empire State Building 350 5th Avenue, Suite 5000 New York, New York 10118 USA

## 2.9 DOOSI ARVUTUSTE TÄPSUS

Kõiki doosiarvutus algoritme RayPlan 11B 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 jaotises *jaotis 3.1.1 Kasutaja vastutusega seotud hoiatused lk 25*.

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

### 2.9.1 Footonite doosikalkulaatorite täpsus

Süsteemil RayPlan on kaks footonite doosiarvutus algoritmi: collapsed cone ja Monte Carlo. Alljärgnevalt kirjeldatakse kahe doosiarvutus algoritmi valideerimise strateegiaid, millele järgneb erinevate seadmete ja ravimeetodite valideerimise kirjeldus. Monte Carlo doosiarvutus algoritm ei toeta TomoTherapy seadmeid.

#### *Collapsed cone footonite doosikalkulaatori valideerimise strateegia*

Süsteem RayPlan on valideeritud suuremahuliste mõõtmisseeriatega, sealhulgas punktdooside suhtes homogeensetes ja heterogeensetes fantoomides, joondooside, filmdosimeetria ning mõõtmiste suhtes, kasutades detektoreid Delta4, MapCheck, ArcCheck, MatriXX, Octavius 1500 ja PTW 729. See hõlmab IAEA katset, mis sisaldab Elekta-seadme mõõdetud doose mitmete katsete korral energiaga 6 MV, 10 MV ja 18 MV<sup>1</sup>. Mõõtmiste valideerimise vastavuskriteeriumid on määratletud kui gammakriteerium (aktsepteeritud, kui gamma väärtus on 95% gamma 3%, 3 mm andmepunktide korral alla 1), punktdoosi erinevused ja usaldustasemed<sup>1</sup>. Üldine täpsus on nõuetekohane. Tuvastatud on mõned algoritmi piirangud ja neid kirjeldatakse selles jaotises, hoiatuses 4001 *jaotis 3.1.1 Kasutaja vastutusega seotud hoiatused lk 25* ja jaotises „Algoritmi nõrkused“ *RSL-D-RP-11B-REF, RayPlan 11B Reference Manual*.

Collapsed cone footonite doosikalkulaatorit süsteemis RayPlan 11B võrreldi ka klassikaliste hästi tuntud raviplaneerimise süsteemidega, nagu Eclipse (Varian), Pinnacle<sup>3</sup> Radiation Treatment Planning System 7.2 (Philips), Monaco (Elekta) ja Oncentra (Elekta). Võrdlus hõlmab seadmete Siemens, Elekta ja Varian plaane. Sõltumatute raviplaneerimise süsteemide arvutatud doosi ja RayPlan doosi ühildumine tähendab, et globaalne gamma<sup>2</sup> 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 võrdseteks kliiniliste süsteemidega, millega neid võrreldi.

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

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.



Valideerimine oli suunatud tüüpilisele kliinilisele kasutusele koos tavaliste LINAC-ite mudelitega, nagu Varian (600 CD, CLINAC, 2100, 2100 EX, 2300C/D, Trilogy, TrueBeam koos MLC-dega MLC120, HD120, Millenium MLC, m3 ja Varian Halcyon), Elekta (koos MLCi/MLCi2-ga, kiirtekimbu modulaatoriga ja Agility peadega) ja Siemens (Primus koos 3D-MLC-ga ja Artiste) energia vahemikus 4 MV kuni 20 MV, ning veefantoomidele ja patsiendi geomeetriatele. Tasandusfiltrita kiiritus valideeriti seadmetega Siemens Artiste ja Varian Halcyon. Enamik andmeid koguti MLC-dega, mille lehelaiused on 5 mm ja 10 mm. Süsteem RayPlan 11B on valideeritud ka lisa-MLC-ga Brainlab m3 seadmel Varian Novalis. m3 MLC ei ole valideeritud ühegi teise seadmega, näiteks ilma varulõugadeta seade, nagu ettevõtte Siemens seadmed. Ühtegi muud lisa-MLC-d ei ole valideeritud.

### **Kiilude, plokkide ja koonuste valideerimine**

Kiilude valideerimine toimub üksnes vees. Valideerimine keskendub mõne erandiga kesksetele nelinurksetele väljadele. Süsteemi Varian standardsete kiilude valideerimine näitab kõrvalekaldeid süsteemi RayPlan 11B arvutatud doosi ja mõõdetud doosi vahel doosi sügavuskõverate kuhjumispiirkonnas, eelkõige kõrgemate energiatega korral. See teadmine on oluline, ja eriti ettevaatlik tuleks olla selliste kiirtekimbu mudelite kontrollimisel ja hindamisel. Plokkide valideerimiseks võrreldi süsteemide RayPlan 11B Eclipse (Varian) ja Oncentra (Elekta) tagasipöörduvaid gammajaotusi aktsepteerimiskriteeriumite piires ja IAEA katsekomplkti osana. IAEA katse hõlmab ka Elekta kiile. Toetatakse ainult divergeeruvaid fotonplokkide. Koonuse valideerimine piirdub Elekta LINAC-itega.

### **Pöördplaanide doosi arvutamine**

Standardset VMAT-kiiritusravi valideeriti LINAC-i seadmete Varian, Elekta ja Vero suhtes. Libiseva akna VMAT-sekvenerimist toetatakse seadmete Elekta Agility, Elekta MLCi2 ja Varian korral. VMAT-sekvenerimist tuleks pidada võrdväärseks uue ravimeetodiga ning seetõttu tuleb läbi viia kiiremudeli ja seadme käitumise valideerimine ning kvaliteedi tagamine igal patsiendil.

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

RayPlan 11B 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 Siemens seadmetele.

### **Vero doosi arvutamine**

Vero seade on valideeritud RayPlan 11B jaoks. CC doosikalkulaator on edukalt valideeritud staatilise MLC ja VMAT plaanide mõõtmiste suhtes.

Vero dünaamilist IMRT-d (DMMLC) ei valideeritud ja DMMLC ei ole Vero seadmete jaoks süsteemis RayPlan 11B saadaval. Vero valideerimine piirdub 30 lehepaariga Vero MLC-ga, kasjuures kõik lehelaiused on 0,5 cm. Dünaamilise jälgimisega kiiritus ei olnud RayPlan 11B valideerimise osa. Aktiveeritud dünaamilise jälgimisega Vero plaanidega antava doosi valideerimine on kasutaja teha.

### **Süsteemi CyberKnife doosi arvutamine**

Süsteemi RayPlan 11B doosi arvutamine on valideeritud ravimasinate CyberKnife M6/S7 jaoks. Vanemaid ravimasina CyberKnife versioone RayPlan 11B 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 ionkambriga, erinevates homogeensetes ning heterogeensetes fantoomides, nt CIRS-i kopsufantoom. Valideerimine hõlmab erinevaid sõlmekomplekte ja liikumise sünkroonimise tehnikaid.

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

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

### Monte Carlo footonite doosikalkulaatori valideerimisstrateegia

Photon Monte Carlo doosiarvutuse algoritm kasutab LINAC-i peas sama fluuensi arvutust kui Collapsed Cone'i doosiarvutuse algoritm. MLC üksikasjade, plokkide, koonuste, virtuaalsete kiilude ja füüsilise kiilu ülekande kirjeldus on Collapsed Cone'i doosiarvutuse algoritmiga kasutamise korral põhjalikult valideeritud. Sama fluuensi arvutus on valideeritud ka koos Monte Carlo doosi arvutusega, kasutades Collapsed Cone'i doosiarvutuse mõõteväärtuste representatiivset alamhulka. Valitud alamhulk hõlmab erinevaid energiasid (4 MV kuni 20 MV), LINAC-i mudelid (Varian koos MLC120, HD120 ja m3-ga, Elekta koos MLC Agility ja MLCi/i2-ga ja CyberKnife-ga), kiilusid (Variani standardkiil, EDW ja Elekta motoriseeritud kiil), koonuseid ja plokkide, ravimeetodeid (3D-CRT, SMLC, DMLC ning kaarravi) ning homogeeniseid ja heterogeenseid geomeetriad. Kasutati IAEA katsekomplekti (Elekta 6 MV, 10 MV, 18 MV) ja Collapsed Cone'i doosi valideerimisega võrreldes lisati suure lahutusvõimega AAPM TG105 katsekomplekt (TrueBeam koos 6 MV, 10 MV, 10 MVFFF-ga) heterogeensete vahetükkidega erinevate geomeetria jaoks (tahvlid, kaldne kohtumisnurk, ninakujulised pinnad, aste) vees.

Mõõtmised hõlmasid skannitud profiile, sügavusdoose ja punktide mõõtmisi vees ning CIRS fantoomis ja Delta4, ArcCheck'i ning MapCheck'i mõõtmisi. Vastavuskriteeriumid olid samad, mida kasutati Collapsed Cone'i valideerimisel, ning üldine täpsus oli aktsepteeritav. Enamik jaotis 2.9.1 Footonite doosikalkulaatorite täpsus lk 16 kirjeldatud piiranguid rakendub ka Photon Monte Carlo mudelipõhise doosiarvutuse algoritmile. Lisateavet vt RSL-D-RP-11B-REF, RayPlan 11B Reference Manual. Vt ka hoiatust 4001, jaotis 3.1.1 Kasutaja vastutusega seotud hoiatused lk 25.

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

Monte Carlo doosiarvutuse algoritm ei toeta TomoTherapy seadmeid. Arvutust ei ole valideeritud Vero ega Siemensi LINAC-ite korral. Süsteemi RayPlan 11B Monte Carlo doosi arvutamise valideerimine Vero ja Siemensi seadmete korral on olemas kasutaja otsusest.

### 2.9.2 Elektronide doosikalkulaatori täpsus

RayPlan 11B Monte Carlo elektronide doosikalkulaatorit võrreldi raviplaneerimise süsteemiga Oncentra (Elekta), kasutades samu gammakriteeriume nagu footonite korral. Võrdlus Oncentraga

hõlmab seadme Elekta Synergy plaane. Kuna kõikide katsetes on gammajaotused aktsepteerimiskriteeriumide piires, võib elektronide doosi arvutusi pidada võrdseks kliinilise süsteemiga, millega neid võrreldi.

Lisaks võrreldi RayPlan 11B elektronide doosikalkulaatorit x- ja y-teljelõugadega raviseadmetega (Elekta ja Varian), kiirtekimbu modulaatoriga Elekta ja ilma x-teljelõugadeta seadmetega (Elekta Agility ja Siemens).

Süsteem RayPlan 11B on valideeritud kollimeeritud väljalõikega väljade aplikaatori kliinilise tavakasutuse jaoks. Toetatud ja valideeritud on üksnes sirgete servadega Cerrobend-väljalõikeid, st selliseid, mis on kiirtekimbu teljega paralleelsed.

Elektronide doosi arvutamine süsteemis RayPlan lubab kasutada energiat vahemikus 4 MeV kuni 25 MeV. Valideerimine on tehtud vahemikus 4–20 MeV. Sama algoritmi ja koodi kasutatakse kõrge ning madala energia korral ega ole põhjust eeldada mingit toime muutust nimienergia vahemikus 20 kuni 25 MeV. VMC++ koodi energjavahemikud katavad energiat 0,1 MeV kuni 25 MeV-ni ja üle selle.

Siiski tuleb kui 20 MeV ületava energiaga elektronide kasutamise korral olla eriti ettevaatlik.

### 2.9.3 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.

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

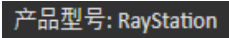
Valideerimine on läbi viidud ka EQUAL-ESTRO labori mõõtmismenetluse alusel. Mõõtepunkt läbib suhtelise doosierinevusena sõnastatud aktsepteerimiskriteeriumi.

RayPlan TG43 doosialgoritmi üldine täpsus on kooskõlas kliiniliste standarditega. Kuid TG43 formalismil on sisuliselt mõned piirangud, mida kasutaja peab teadma. Aktsepteerimiskriteeriumid ja doosialgoritmi piirangud on toodud *TG43 doosialgoritmi täpsus ja piirangud* jaotises viitematerjalis *RSL-D-RP-11B-REF, RayPlan 11B Reference Manual*.

## 2.10 TOOTE SILT

Installitud süsteemi RayPlan 11B versiooni numbrit saate vaadata, valides RayPlan menüüs **Help: About RayStation** (Spikker: RayStation kohta).

Seal näete järgmist teavet.

- Toote nimetus = RayStation
-  (ainult Hiina turul)
- Release version (Väljalaske versioon) = **12.0**
- Turundusnimi = RayPlan 11B
- Software build number (Tarkvara järgu number) = **12.0.0.932**
- 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”.
- Product Lifetime (Toote kasutusiga) = kasutusiga konkreetsetel turul: üks aasta pärast järgmist olulist väljalaset, aga mitte vähem kui kolm aastat
- Kiiritusravi planeerimissüsteemi tarkvara = toote üldnimetus

- **产品名称: 放射治疗计划系统软件** (ainult Hiina turul)
- **MD** = näitab, et toode on meditsiiniseade
- **UDI** = seadme kordumatu identifitseerimistunnus
- **CE<sup>2862</sup>** = CE-märk ja teavitatud asutuse number
- **🏭** = tootmiskuupäev
- **📖** = lugege kasutusjuhendit
- **🏭** = tootja nimi ja aadress
- **@** = tugiteenuse e-posti aadress



**Joonis 1.** Funktsiooni RayPlan dialoogiaken **About RayStation** (RayStation teave).

## 2.11 KASUTUSIGA

Kasutusiga konkreetsel turul: üks aasta pärast järgmist olulist väljalaset, kuid mitte vähem kui kolm aastat. Tooteversiooni tugi lõpetatakse konkreetsel turul 36 kuud pärast turuletoomise loa saamist eeldusel, et uus oluline versioon tuuakse turule 24 kuu jooksul. Kui see pole nii, siis pikendatakse tuge ja see lõppeb 12 kuud pärast järgmise olulise versiooni avaldamist vastaval turul. Kui versiooni enam konkreetsel turul ei toetata, loetakse toote kasutusiga sellel turul lõppenuks.

## 2.12 REGULATIIVNE TEAVE

### *Lahtiütlus*

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

### *Euroopa SRN-number*

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

# 3 OHUTUKS KASUTAMISEKS VAJALIK TEAVE

See peatükk sisaldab süsteemi RayPlan 11B ohutuks kasutamiseks vajalikku teavet.

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

## Selles peatükis

See peatükk sisaldab järgmisi jaotisi:

3.1	Ohutusabinõud	p. 24
3.2	Patsiendi andmete importimine	p. 61
3.3	Sisendandmed	p. 61
3.4	Kuvavorming	p. 61

### 3.1 OHUTUSABINÕUD

Süsteemi RayPlan 11B ohutuks kasutamiseks võtke arvesse järgmisi hoiatusi.

#### *Selles jaotises*

See jaotis sisaldab järgmisi alajaotisi:

3.1.1	Kasutaja vastutusega seotud hoiatused	p. 25
3.1.2	Installimisega seotud hoiatused	p. 30
3.1.3	Üldise süsteemikasutusega seotud hoiatused	p. 31
3.1.4	DICOM-impordiga seotud hoiatused	p. 33
3.1.5	DICOM-ekspordiga seotud hoiatused	p. 35
3.1.6	Doosi arvutamise seotud hoiatused	p. 37
3.1.7	Patsiendi modelleerimisega seotud hoiatused	p. 45
3.1.8	Ravi planeerimisega seotud hoiatused	p. 46
3.1.9	Rakenduste TomoHelical ja TomoDirect planeerimisega seotud hoiatused	p. 48
3.1.10	CyberKnife-ravi plaanimisega seotud hoiatused	p. 50
3.1.11	Brahhüteraapia ravi planeerimisega seotud hoiatused	p. 50
3.1.12	Doosi hindamisega seotud hoiatused	p. 53
3.1.13	Kiirtekimbu käitusse andmine seotud hoiatused	p. 55
3.1.14	QA-ga seotud hoiatused	p. 60
3.1.15	RayPlan salvestustööriistaga seotud hoiatused	p. 60



### 3.1.1 Kasutaja vastutusega seotud hoiatused

#### HOIATUS!



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

#### HOIATUS!



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

#### HOIATUS!



**Plaani läbivaatamine ja heakskiitmine.** Enne raviplaani andmete kasutamist kiiritusraviks peab pädev isik need hoolikalt üle vaatama ja kinnitama. Plaan (kiirtekimbu komplekt), mis on optimeerimise eesmärkide põhjal „optimaalne“, võib siiski olla kliiniliseks kasutamiseks sobimatu. [508826, 508814]

**HOIATUS!**

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

RayPlan on välja töötatud kasutamiseks koolitatud kiiritusravi spetsialistidele. Soovitame tungivaltp, 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 suuruses, välja kujus, teljevälisuse asendis (x, y ja diagonaal), kollimatsiooni liigis, modulatsiooni määras, lekke doosis (muutus MU-s/Gy-s või NP/Gy-s), ravilaua/kanduri/kollimaatori nurkades, CyberKnife'i sõlmekomplektides, patsiendi/fantoomi materjali koostises ja patsiendi/fantoomi materjali geomeetrias.
- Teadaolevaid piiranguid on kirjeldatud jaotises *RSL-D-RP-11B-REF, RayPlan 11B Reference Manual*. Valideerimise ajal tuleb tuvastada iga kiirtekimbu mudeli kasutamisiirangud ja neid planeerimise ajal järgida.

Footonid:

Eriti ettevaatlik tuleb olla enne süsteemi RayPlan kasutamist 5 mm-st väiksemate MLC lehtedega, tavalistest patsiendimaterjalidest erinevate materjalide, plokkide, väikeste ringkoonuste, kiilude (eelkõige teljevälisised 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.

Iga valitud ravimeetodit tuleb valideerida, kasutades kiirtekimbu 3D-modelleerimist või süsteemi RayPlan. C-kaarega ja CyberKnife'iga LINAC-i kasutamisel vt hoiatusi 9356 ja 3438. Raviseadmete TomoTherapy kasutamisel vt ka hoiatust 10172.

Elektronid:

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

[4001]

**HOIATUS!**



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

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

[285635]

**HOIATUS!**

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



Pange tähele, et TomoTherapy seadmete kasutamisel normaliseeritakse arvatud doosikõverad moodulis Beam commissioning mõõdetud kõverate suhtes, st et mõõdetud ja arvatud doosikõverate väljundid ühtivad, olenemata kiire mudeli väljundist. Seetõttu tuleb mudeli väljundit reguleerida ja kontrollida TomoHelical kiirtega kõikidel väljalaiustel. Lisateavet vt *RSL-D-RP-11B-BCDS, RayPlan 11B Beam Commissioning Data Specification*.

Samuti pange tähele, et MLC filtrid ei ole osa doosikõvera arvutamisest RayPlan Physics'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 lõuaasuursi ja režiime, projektsiooniaegu, avanemise fraktsioone ja laua liikumisi ühe rotatsiooni kohta.

(10172)

**HOIATUS!**

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

(339623)

**HOIATUS!**

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

Kontrollige alati loodud plokki 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!**

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

**HOIATUS!**

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

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

**HOIATUS!**

**Kujutisepõhine tiheduse tabel, mis on saadud HU ümberskaaleerimisega.** Kui kasutatakse kujutiste seerial põhinevat tiheduse tabelit, mis on saadud HU ümberskaaleerimisega, on väga oluline, et kasutaja vaatab tulemuseks saadud tiheduse tabeli korralikult üle enne, kui kasutab seda doosi arvutamiseks. Ümberskaaleeritud tiheduse tabel mõjutab otseselt doosi arvutamist. {125272}

### HOIATUS!

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

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



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

Enne kliinilist kasutamist kontrollige alati, et süsteemis RayPlan 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 RayPlan Physics.

(9101)

### HOIATUS!



**Enne doosi arvutamist vaadake üle referentskaadri registreerimine.** Väga oluline on imporditud referentskaadri registreerimised vaadata üle enne doosi arvutamisel täiendavatel kujutiste seeerialtel. (360380)

### HOIATUS!



**Piiratud müük USA-s.** USA föderaalseedused ja osariikide seedused lubavad seda toodet müüa ainult arstile või ainult arsti tellimusel.

(4782)

## 3.1.2 Installimisega seotud hoiatused

### HOIATUS!



**Kuvasätted.** Arvestage, et süsteemi RayPlan visuaalne väljund sõltub kuvari kalibriimise, 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 RayPlan installimiseks ja konfigureerimiseks. [366564]

**HOIATUS!**

**Mitte-ECC GPU mälu kasutamine.** Arvutamiseks kasutatavatel GPU-del peab olema ECC RAM ja ECC olek peab olema GPU draiveri sätetes lubatud. Muudetava kujutise registreerimise võib siiski arvutada ilma ECC RAM-ita GPU-del.

[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-RP-11B-SEAT*, *RayPlan 11B System Environment Acceptance Test Protocol* ja käivitada kõigi GPU-d kasutavate arvutuste enesetestid.

[4039]

### 3.1.3 Üldise süsteemikasutusega seotud hoiatused

**HOIATUS!**

**Mitme süsteemi RayPlan eksemplari käitamine.** Olge eriti ettevaatlik, kui käitate süsteemi RayPlan mitut eksemplari. Veenduge alati, et töotate õige patsiendiga. [508895]

### 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 RayPlan (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 RayPlan ei pruugi suuta neid kustutada. Vanas salvestuskohas olevad andmed tuleb käsitsi kustutada.

(282521)

### 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 RayPlan 11A määravad preskriptsioonid alati doosi praegusele kiirte komplektile. Preskriptsioonid, mis on määratletud süsteemis RayPlan 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 RayPlan 11A ei hõlma eksporditud preskriptsiooni doosi tasemed preskriptsiooni protsenti. Süsteemi RayPlan versioonides enne versiooni 11A on süsteemis RayPlan määratud preskriptsiooni doos eksporditud siht-preskriptsioonidoosis. See muutus versioonis 11A, nii et ainult süsteemis RayPlan määratud doos eksporditakse siht-preskriptsioonidoosina. See muudatus mõjutab ka eksporditud nominaalseid panuseid.

Süsteemi RayPlan versioonides enne versiooni 11A põhines doosi referentsi UID, mis eksporditi süsteemi RayPlan 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 RayPlan versiooni 11A eksporditud plaanide doosi referents-UID värskendatud nii, et plaani uuesti ekspordimise korral kasutatakse teistsugust väärtust.

(344549)



### 3.1.4 DICOM-impordiga seotud hoiatused

**HOIATUS!**

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

**HOIATUS!**

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

**HOIATUS!**



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

[224134]

**HOIATUS!**



**Fraktsioneerimise skeem heidetakse DICOM-impordis kõrvale.** DICOM-plaani importimisel RayPlan-isse heidetakse fraktsioneerimise skeem kõrvale. Selle tagajärjel seatakse importimise ajal loodud kiirtekimbu komplekt alati igapäevasele fraktsioneerimisele, isegi kui algne plaan näitas üle päeva fraktsioneerimist.

Lisaks ei pruugi kiirtekimbu järjekorrapõhine ravijärjestus vastata ettenähtud ravijärjestusele. Selle tagajärjel ei tehta pärast importimist õigel fraktsioneerimise skeemil põhinevaid toiminguid. [119127]

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

### 3.1.5 DICOM-eksportidiga seotud hoiatused

#### HOIATUS!



**Ekspordi ebaõnnestumine.** Andmete eksportimisel süsteemist kontrollige alati, kas eksport õnnestus. Kui eksport katkeb nt riistvaratõrgete või operatsioonisüsteemide vigade tõttu, kustutage kõik eksportitud 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 RayPlan tavaliselt mudelipõhise segmentimisega või 3D ROI interaktsioonivahenditega. DICOM-i 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-i ekspordi/impordi tsükli süsteemi RayPlan või välisesse süsteemi identsed. {508804}

#### HOIATUS!



**Raviparameetrid tuleb edastada süsteemist RayPlan DICOM-eksporti kasutades.** Veenduge, et raviplaani kontrollpunktid eksporditakse süsteemist RayPlan 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!**



**Ülekandevead eksportimisel iDMS-i.** Kui plaani eksportimise ajal ilmneb viga, ei pruugi süsteemis RayPlan 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 RayPlan 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 Doosi arvutamisega seotud hoiatused

#### Üldised doosi arvutamise hoiatused

##### HOIATUS!

**Doosi arvutamise piirkond.** Doosi arvutamise piirkond piirdub doosivõrgustiku ja doosi arvutamise ROI-dest koosneva piirkonnaga. Doosi arvutamise ROI-d hõlmavad väliseid ROI-sid, tugi- ja fikseerimis-ROI-sid, samuti välistele footonitele ja elektronkiirtele määratud booluse ROI-sid. Väljaspool doosi arvutamise piirkonda doosi ei arvestata.

##### Väliskiiritusravi

Väliskiiritusravi puhul jäetakse kogu kujutise andmetest pärinev materjaliteave väljapoole doosi arvutamise piirkonda ja mahtu käsitletakse vaakumina kiirguse transpordis (koostoimeid ei ole). RayPlan ei saa arvutada õiget doosi, kui mis tahes osa kiirt ristub pildiandmetega, mis ei kuulu doosi arvutamise piirkonda. See võib juhtuda juhul, kui doosi arvutamise ROI-d ei hõlma kõiki asjakohaseid pildiandmeid või kui doosivõrgustik ei hõlma doosi arvutamise ROI-de asjakohaseid mahtusid.

Suured vead doosis on näiteks eeldatavad, kui mis tahes osa kiirest satub doosi arvutamise ROI pinnale, mida doosivõrgustik ei kata. Doosi viga võib eeldada ka doosivõrgustikku väljumisservades, kui kasutatakse liiga väikest doosivõrgustikku, kuna hajumist väljastpoolt doosivõrgustikku ei arvestata. Kui doosivõrgustik ei kata sobivat piirkonda, ei anna RayPlan hoiatust.



##### 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 RayPlan 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-I ja doosi statistika arutamisel.

(9358)

**HOIATUS!**



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

(2305)

**HOIATUS!**



**Piksli täidis.** Kui doosi arutamiseks kasutatavas piirkonnas on piksli täidis, võib arvatud 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 arutamisse. Kui seda ei ole võimalik teha, võib see põhjustada vigu doosi arutamises.

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 arutamises.

(9354)

**HOIATUS!**

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

[9353]

**HOIATUS!**

**KT tiheduse kasutamine mitte-inimmaterjalide puhul.** KT tiheduse kasutamine mitte-inimmaterjalide puhul. Süsteemi RayPlan 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 ROI-de kohta, mille tüübid on tugivahend, fikseerimisvahend ja kiire struktuuride boolus, samuti implantaatidele patsiendi sees. Veenduge, et ROI-dele on määratud materjali alistamine, kui KT tihedus on ette nähtud alistamiseks. Enne doosi arvutamist hoiatust ei anta, kui materjali ei ole määratud.

[404666]

**HOIATUS!**

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

### HOIATUS!



**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-RP-11B-REF, RayPlan 11B Reference Manual*. [262427]

### HOIATUS!



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

### HOIATUS!



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

### HOIATUS!



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

[344525]



**HOIATUS!**

**Veenduge, et erinevate doosiarvutuse algoritmidega arvatud doosid oleksid ühilduvad.** Erinevate doosiarvutuse algoritmidega (nt varuplaan, kaasoptimeerimine, taustadoosid, dooside summeerimine) arvatud dooside kombineerimisel või võrdlemisel tuleb olla ettevaatlik, kui doosi konventsioonid on eri algoritmides erinevad ja plaan on tundlik kõrg-Z-materjalidega doosi suhtes.



Elektroni Monte Carlo doosiarvutuse algoritmid raporteerivad doosi ja vee suhtes, kui kiirgustransport toimub aines. Footonitega Collapsed Cone'i doosiarvutuse algoritm arvutab doosi vees kiirgustranspordiga erineva tihedusega vees; tegu on omadusega, mis jääb vahemikku doos vees ning doos aines, kui arvutatakse aines. Footonite Monte Carlo doosiarvutuse algoritm süsteemi RayPlan 11B jaoks teavitab doosi ja aine suhtes kiirgustranspordiga aines. Aines transportimise korral on footonite erinevused doosi vees ja doos aines vahel väikesed kudede puhul, mis pole luud (1–2%), kuid erinevus võib muutuda suhteliselt suureks luude (10%) või muude suure Z-materjalide puhul.

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

(409909)

**Elektronide doosi arvutamise hoiatused****HOIATUS!**

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

(9349)

### HOIATUS!



**Elektronide doosi arvutamine väikeste väljalõigete korral.** Süsteemi RayPlan 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 footonite doosi arvutamine.** Doosi arvutamine CBCT kuvamissüsteemiga ei pruugi olla nii täpne kui KT kuvamissüsteemi kasutamisel, sest CBCT jaoks on määratud piiratud tihedusega tasemed võrreldes sellega, mis on tavaliselt määratud KT jaoks. Doosi arvutamise täpsus on CBCT korral seotud CBCT skaala häälestamisega tihedusele ja sellega, kui hästi vastab tegelik tihedus valitud CBCT tihedusele. Kliinikus tuleb seda enne CBCT dooside kasutamist kliiniliste otsuste tegemiseks valideerida. Elektronide doosi arvutamist ei toetata CBCT kujutise andmeseeriade alusel.

(9356)

### HOIATUS!



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

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

(9355)

**HOIATUS!**

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

(399)

**HOIATUS!**

**MLC kollimeeritud väljade asümmeetriat CyberKnife'i Y-profiilides ei võeta arvesse kiire modelleerimisel.** Suurimate MLC kollimeeritud väljade puhul näitavad CyberKnife LINAC-i Y-profiilid sisemist asümmeetriat. Kiire modelleerimisel ei võeta seda arvesse ning erinevused antavate ja arvutatud dooside vahel võivad ilmned väljades, mis on kollimeeritud vahetult mõne fikseeritud Y-lõua (MLC külgkaitseplaadid) 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 RayPlan kasutamisse andmise ja järgneva patsiendipõhise kvaliteedi tagamise protsessi korral.

(344951)

**Brahhüteraapia doosi arvutamise hoiatused****HOIATUS!**

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

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

(283360)

**Hoiatus!**

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

(283358)

**Hoiatus!**

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

(331758)

**Hoiatus!**

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

(332358)

### 3.1.7 Patsiendi modelleerimisega seotud hoiatused

#### HOIATUS!



**Huvipiirkonna automaatne loomine ja muutmine.** Kontrollige alati huvipiirkonna automaatse loomise ja muutmise tulemust. Erilist tähelepanu tuleb pöörata patsiendile sobiva organimudeli valimisel, võttes aluseks iseloomulikud mudeli omadused, näiteks kehapiirkonna, patsiendi asendi ja kujutise modaalsuse. See kehtib kõigi automaatsete segmentimismeetodite kohta, sealhulgas mudelipõhine segmentimine, atlasepõhine segmentimine ja süvaõppe segmentimine.

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

[9662]

#### HOIATUS!



**Automaatne kujutise registreerimine.** Kontrollige alati automaatse kujutise registreerimise tulemust. [360374]

#### HOIATUS!



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

**HOIATUS!**



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

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

**HOIATUS!**



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

**HOIATUS!**



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

{274572}

### 3.1.8 Ravi planeerimisega seotud hoiatused

**HOIATUS!**



**Kokkupõrke vältimine: kontrollige alati patsiendi asendit, kanduri nurki ja ravilaua nurki (Vero seadmel on ravilaua nurkade asemel rõngasnurgad).** Patsiendi/seadme seadistust tuleb kontrollida käsitsi kõigi kiirtekimpude korral, et vältida kokkupõrkeid patsiendi vigastusi või seadme kahjustusi põhjustavaid kokkupõrkeid. Ruumi vaate abil ei tohi kontrollida, kas hetkel kasutatava patsiendi/seadme seadistuse korral ei esine kokkupõrkeid. TomoTherapy ravi korral vt ka hoiatust 254787. {508898}

**HOIATUS!**

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

Teadke, et planeerimisel on võimalik valida CT andmetest (patsiendi skaneerimise asendist) erinev ravi-asend. 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 täpseks esitamiseks struktuuripõhist kõrge lahutusvõimega võrgustikku. Plaani optimeerimiseks, doosi arvutamiseks ja doosi statistika jaoks rekonstrueeritakse struktuurid siiski doosivõrgustikul. Kui doosivõrgustiku vokslid on liiga suured, võib rekonstrueerimine esitada struktuurid ebatäpselt. Peale selle tekib lahknevus visualiseeritud struktuuride vahel ja tegelikult doosi arvutamiseks kasutatavate struktuuride vahel. Seetõttu on väga soovitatav kasutada sellist doosivõrgustiku lahutusvõimet, et üks doosivõrgustiku voksel ei ületa väikseima rekonstrueeritava struktuuri poolt suurust.

(254767)

### HOIATUS!



**Materjali visualiseerimine.** Materjali vaade kuvab KT-väärtuste ja elektrontiheduse ülekirjutamise kombineeritud vokslitihedused. See tihedusarvutus hõlmab kõiki elektrontiheduse ülekirjutamise ROI-sid välistes ROI-des ning tugi- ja fikseerimisvahendi ROI-des. Pidage silmas, et vaade ei hõlma boolustüüpi ROI-sid.

Lisaks boolustüüpi ROI-dele on kuvatud tihedusväärtused doosi arvutamiseks kasutatud vokslitihedused. Kasutaja peaks hoolikalt tihedusjaotuse üle vaatama, et veenduda, et doosiarvutuse sisend oleks õige.

Samu ettevaatusabinõusid kasutatakse siis, kui prootoni ja kergeate ionide doosi arvutamise sisendina kasutatakse pidurdusvõimsuse suhteid [SPR].

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 RayPlan ei valideeri, kas patsiendi pööramine kujutisel kattub patsiendi pööramisega raviplaanil.

(68044)

## 3.1.9 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 seadmepõhist 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 külgkalde 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!**

**Rakenduse TomoHelical plaanide kiire sisenemispunkti valideerimine.** Arvestage, et rakenduse TomoHelical plaanide korral ei tehta kujutise virma sisenemise kontrolli.

(6439)

**HOIATUS!**

**Ühe patsiendi DB iDMS-i kohta.** Andmete ühtsuse vigade 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 RayPlan asukohast.

(261846)

**HOIATUS!**

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

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

(143545)

### HOIATUS!



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

### 3.1.10 CyberKnife-ravi plaanimisega seotud hoiatused

#### HOIATUS!



**Kuvamisseadmepõhine serva ROI ei ole seotud valitud jälgimistehnikaga.** Kuvamisseadmepõhise serva ROI-l ei ole sõltuvussuhet kiirte komplekti liikumise sünkroonimistehnikaga. Kasutaja peab käsitsi kontrollima, kas loodud ROI kompenseerib piisaval määral organi liikumist, mida passiivne kuvamisseade ei jälgi. Loodud serva ROI ei sõltu allika ROI geomeetriast. Kui allika ROI muutub, ei mõjuta see serva ROI-d. (341543, 8186)

### 3.1.11 Brahhüteraapia ravi planeerimisega seotud hoiatused

#### HOIATUS!



**Rakenduse seadistamise omaduste kinnitamine enne kliinilist kasutamist.** Kasutaja kohustus on enne kliinilist kasutamist kinnitada, et rakenduse seadistamiseks määratletud parameetrid esindavad õigesti vastavat aplikaatorit. Eelkõige tuleb kontrollida allikapunktide õiget asukohta. (283879)

**HOIATUS!**

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

(283881)

**HOIATUS!**

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

(283883)

**HOIATUS!**

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

(283361)

**HOIATUS!**

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

(284048)

**HOIATUS!**

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

(283362)

**HOIATUS!**

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



- Mudel eeldab fraktsioonide vahel täielikku parandamist ja eirab kasvajakudede taastasustamist. Seega ei mudeldata bioloogilisi mõjusid õigesti juhtumite puhul, kus ei saavutata fraktsioonide vahel täielikku parandamist. Lisaks, kui kasvajakudede 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 doositasete jaoks vähem usaldusväärsed.
- EQD2 doosid olenevad suurel määral hindamises kasutatud  $\alpha/\beta$ -väärtustest. Kasutajal soovitatakse hindamisel kaaluda erinevaid  $\alpha/\beta$ -väärtusi ja uurida EQD2 halvimaidsenaariume, eriti kui normaalne koetaluvus võib olla ohustatud.
- EQD2 doosid ei sõltu lineaarselt füüsilisest doosist, mis tähendab, et füüsilise doosi teisendamisel EQD2-ks suurendatakse külmi ja kuumi kohti ning EQD2 jaotuses olevad gradiendid on suuremad kui füüsilise doosi jaotuses. Seetõttu on soovitatav mitte hinnata EQD2 ainult ühes punktis, vaid kasutada mitmepunktilisi hindamisi, et võtta arvesse erinevusi kogu mahus. Lisaks, kui EQD2 hindamine põhineb DVH mahtudel, on soovitatav kasutada rohkem kui üht kliinilist eesmärki. Näiteks võib EQD2(D90) kliinilist eesmärki täiendada kliiniliste eesmärkidega muude kogunenud mahtude puhul, mis on suuremad kui 90% kogu ROI mahust. Mahuefekte saab täiendavalt analüüsida terviklikus EQD2 jaotuses, mis on saadud plaani hindamise EQD2 arvutusest.

(406776)

**HOIATUS!**

**EQD2 jaotuste tõlgendamine.** EQD2 jaotus erineb vastavast füüsilise doosi jaotusest mitmes aspektis ja EQD2 doosi jaotuse tõlgendamisel tuleb olla eriti ettevaatlik.



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

(408774)

**3.1.12 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.

Erand on moodul QA (Kvaliteedi tagamine), kus kuvatakse ühe fraktsiooni doos.

[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]

### 3.1.13 Kiirtekimbu käituse andmine seotud hoiatused

#### Kiire üldine käituse andmine

##### HOIATUS!



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

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

Lisateavet vt jaotisest *RSL-D-RP-11B-BCDS, RayPlan 11B Beam Commissioning Data Specification*.

(3188)

##### HOIATUS!



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

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

(3185)

**HOIATUS!**



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

[9377]

**HOIATUS!**



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

[9373]

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

**HOIATUS!**



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

[3183]

**HOIATUS!**



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

[3180]



**HOIATUS!**

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

(9371)

**HOIATUS!**

**Kollimaatori kaliibrimine.** Kollimaatori kaliibrimist (nihe, võimendus ja kõverus) kasutatakse kollimaatori asendite nihutamiseks plaani asenditelt (mis on näidatud kiirtekimbu vaateväljas, kiirtekimbu nimekirjades, DICOM-i eksporditud aruannetes) efektiivasendisse, mida kasutatakse doosi arvutamisel. Doosikõverate jaoks nihutab see ainult poolvarje, kuid VMAT, SMLC või DMCLC jaoks liidetakse palju segmente ja see võib muuta kogudoosi. Veenduge, et kollimaatori nihe kiirtekimbu mudelis oleks tõepoolest ette nähtud. Olge eriti ettevaatlik võimsuse ja kõveruse nihetega, mis suurenevad algsete kauguste suurenedes. Automaatsel modelleerimisel kollimaatori kaliibrimisetapi tulemused tuleb enne kliinilist kasutamist läbi vaadata.

(9368)

**HOIATUS!**

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

(3438)

### HOIATUS!

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



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

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

(9365)

### HOIATUS!

**Footonite kiirtekimbu energia ja nominaalne footonite kiirtekimbu energia doosi arvutamisel.** RayPlan 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 RayPlan kasutajaliideses, seda kasutatakse aruannetes ja DICOM-i nominaalse energiana nii DICOM-impordis kui ka ekspordis.

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

(4889)

**HOIATUS!**

**TomoTherapy lehe liikumise viiteaja nihked mõjutavad nii doosi väljundit kui ka kuju.** Lehe liikumise viiteaja nihked imporditakse iDMS-ist ja neid saab seega süsteemis RayPlan Physics 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 avamisaegade ja lehe lühikeste sulgemisaegade korral.** Rakenduste TomoHelical ja TomoDirect plaanide korral, millel on suur arv lehe lühikesi avanemis- või sulgemisaegu, või kiiritusel kasutatav doos, oluliselt erineda arvutatud doosist. Põhjuseks on asjaolu, et lehe kiirete liikumiste korral ei avaldava sulge raviseade lehti vastavalt doosi arvutamiseks kasutatud mudelile.

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

Parameetrite *Minimum leaf open time* (Minimaalne lehe avanemisaeg) ja *Minimum leaf close time* (Minimaalne lehe sulgemisaeg) jaoks sobivate väärtuste leidmiseks iga raviüksuse TomoTherapy jaoks 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.*

[7551]

### 3.1.14 QA-ga seotud hoiatused

#### HOIATUS!



**Kasutage plaani kontrollimiseks eksporditud raviplaani.** Raviplaani kasutamine kvaliteedi tagamisprotsessi mõõmistes võimaldab tuvastada andmete edastamise või raviplaani vead. Soovitav on kasutada QA doosi arvutamiseks üksnes QA plaani ja teha QA mõõtmised raviplaani abil. Kui mingil põhjusel ei ole võimalik kasutada raviplaani QA mõõtmisteks, veenduge, et QA plaani seadistus oleks võimalikult lähedane raviplaani seadistusele ja erinevuste mõju on arusaadav. {53985}

#### HOIATUS!



**Kanduri nurkade ahendamine kaarekujulise kiirtekimbu QA korral.** Kanduri nurkade ahendamine kaarekujuliste kiirtekimpude üheks nurgaks (VMAT ja konformne kaar) moodulis QA Preparation (Kvaliteedi tagamine) on ette nähtud QA jaoks, millele detektor on paigaldatud risti ravi-kiirtekimbuga ja pöörleb koos kanduriga. Kasutada võib moodulis QA Preparation (Kvaliteedi tagamise ettevalmistamine) arvutatud doosi, kuid QA edastamine toimub pöörleva kanduriga, et tuvastada kõik kanduri pöörlemisega seotud edastusprobleemid. Üksikasju kaarekujuliste kiirtekimpude ja ahendatud kaarekujuliste kiirtekimpude kohta vt osast *RSL-D-RP-11B-REF, RayPlan 11B Reference Manual*.

{2380}

### 3.1.15 RayPlan salvestustööriistaga seotud hoiatused

#### HOIATUS!



**Enne värskendamist kontrollige andmebaasi vastavuse püsivust.** Süsteemi RayPlan salvestustööriistaga on võimalik luua olemasoleva süsteemi põhjal uus andmebaasi süsteem. Enne olemasoleva süsteemi põhjal uue süsteemi loomist veenduge, et käivitade tööriista ConsistencyAnalyzer. {231801}

#### HOIATUS!



**RayPlan Storage Tool.** Kui RayPlan Storage Tool avab ResourceDB eelmise versiooni, uuendatakse ResourceDB ja seda ei saa kasutada varasemate versioonidega. {261396}

### 3.2 PATSIENDI ANDMETE IMPORTIMINE

Kõik patsiendi andmed imporditakse DICOM-iga. Patsiendi andmete importimiset kirjeldatakse kasutusjuhendis, jaotises *RSL-D-RP-11B-USM, RayPlan 11B User Manual* ja DICOM-i vastavusavalduses, *RSL-D-RP-11B-DCS, RayPlan 11B 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 KUVAVORMING

Süsteemis RayPlan 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 RayPlan 11B süsteemi installimisega seotud protsesse ja teste.

## *Selles peatükis*

See peatükk sisaldab järgmisi jaotisi:

---

4.1	Installimise testjuhend	p. 64
4.2	Süsteemi keskkonna aktsepteerimise test	p. 64
4.3	Riistvara diagnostika kontrollid	p. 64
4.4	Andmeside keskkond	p. 64

---

## 4.1 INSTALLIMISE TESTJUHEND

Installimisjuhendi leiate dokumendist *RSL-D-RP-11B-CIRSI, RayPlan 11B Customer Instruction for RayPlan 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-RP-11B-SEAT, RayPlan 11B System Environment Acceptance Test Protocol*.

## 4.3 RIISTVARA DIAGNOSTIKA KONTROLLID

Selleks et RayPlan või RayPlan Physics 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 RayPlan või RayPlan Physics 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-RP-11B-SEG, RayPlan 11B System Environment Guidelines* heaks kiidetud. Lisaks peab enne kliinilist kasutamist GPU arvutusi kontrollima kvalifitseeritud füüsik, kasutades rakendust *RSL-D-RP-11B-SEAT, RayPlan 11B System Environment Acceptance Test Protocol*.

## 4.4 ANDMESIDE KESKKOND

RayPlan 11B süsteem suhtleb muude süsteemidega, DICOM-i abil. Üksikasjalikku teavet vt osast *RSL-D-RP-11B-DCS, RayPlan 11B DICOM Conformance Statement*. Kasutajakliiniku ülesanne on kindlaks teha, et RayPlani ja nende süsteemide, kust andmeid imporditakse, vaheline ühendus toimib ootuspärselt ja vastuvõttev süsteem käsitleb andmeid korrektselt.



## 5 KOORDINAATIDE, LIIKUMISTE JA SKAALADE KUVAMINE

RayPlan 11B kasutab ravi planeerimisel koordinaatide kuvamiseks, liikumisteks ja skaalade jaoks standardit IEC 61217<sup>3</sup>, v.a mõned erandid. Kanduri, kollimaatori ja ravilaua nurkasid, samuti välja koordinaatsüsteeme võib kasutaja C-kaarega LINACi-põhiselt konfigurereida ka IEC-le mittevastavateks. Lisaks kirjeldatakse ravimasinat CyberKnife osaliselt mitte-IEC koordinaatsüsteemiga. Lisateavet kasutaja määratud erandite ning CyberKnife'i erandi kohta saate dokumendist *jaotis 5.3 Raviseadme koordinaatsüsteem lk 68*.

**Märkus.** Süsteem RayPlan 11B 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) ja jalad ees paremal küljel (FFDR)*. Siiski ei ole kõik patsientide asendid toetatud kõikide ravimeetodite puhul.

### Selles peatükis

See peatükk sisaldab järgmisi jaotisi:

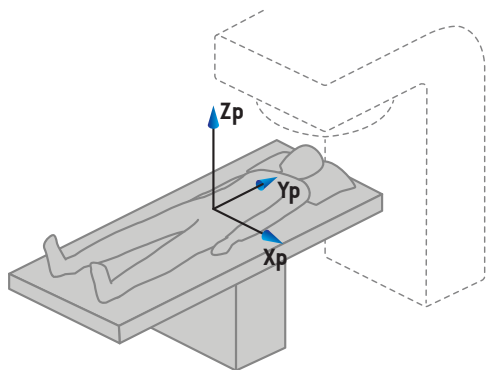
5.1	Patsiendi koordinaatsüsteem	p. 66
5.2	Patsiendi koordinaatsüsteem DICOM-ekspordis	p. 67
5.3	Raviseadme koordinaatsüsteem	p. 68
5.4	Lõua ja MLC märgistamise standard	p. 83

<sup>3</sup> IEC 61217:2011 Röntgeneraapia aparatuur. Koordinaadid, mehhanismid ja astmikud.

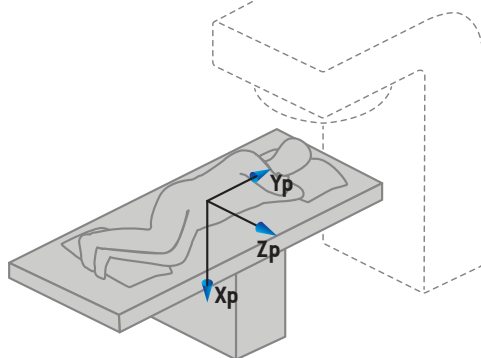
## 5.1 PATSIENDI KOORDINAATSÜSTEEM

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

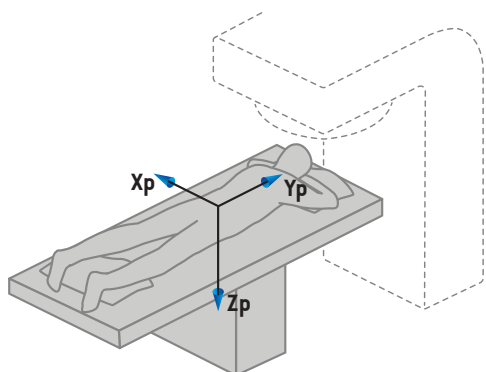
RayPlan 11B doos ja doosi erinevuse jaotused on kõik visualiseeritud patsiendi koordinaatsüsteemis. Üldiselt on süsteemis RayPlan 11B esitatud patsiendi koordinaadid kui **Right-Left** (Parem-vasak), **R-L** [P-V] (parem-vasak = x -/+), **Inf-Sup** (Inf-Sup), **I-S** [I-S] (alumine-ülemine = y -/+) ja **Post-Ant** (Posterioorne-anterioorne), **P-A** [P-A] (tagumine-eesmine = z -/+).



A) Pea ees selili



B) Pea ees vasakul küljel

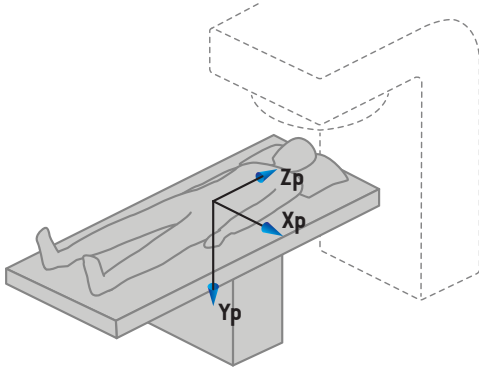


C) Pea ees kõhuli

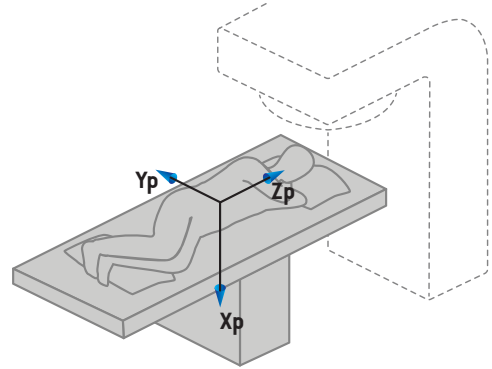
**Joonis 2.** Patsiendi koordinaatsüsteem. Kujutatud on mõned toetatud asendite näited: A) pea ees selili (HFS), B) pea ees vasakul küljel (HFDL) ja C) pea ees kõhuli (HFP).

## 5.2 PATSIENDI KOORDINAATSÜSTEEM DICOM-EKSPORDIS

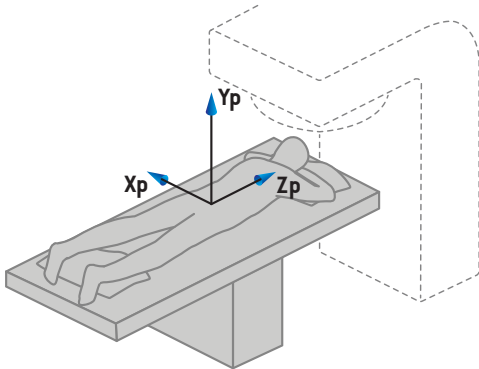
Patsiendi koordinaadid DICOM-i eksporditud andmekogumites järgivad DICOM-i standardit, positiivse x-teljega patsiendi vasaku käe suunas, positiivse z-teljega patsiendi pea suunas ja positiivse y-teljega tagasuunas. Koordinaatsüsteem järgib patsiendi suunda: pea ees või jalad ees, selili või kõhuli, paremal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



A) Pea ees selili



B) Pea ees vasakul küljel



C) Pea ees kõhuli

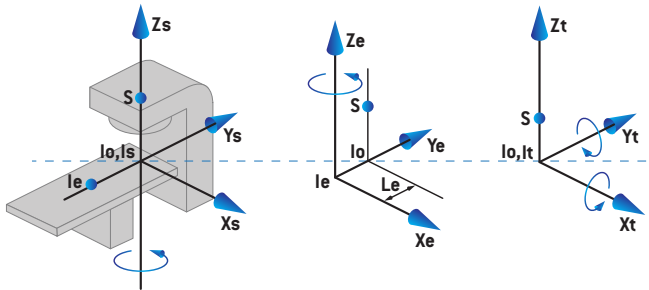
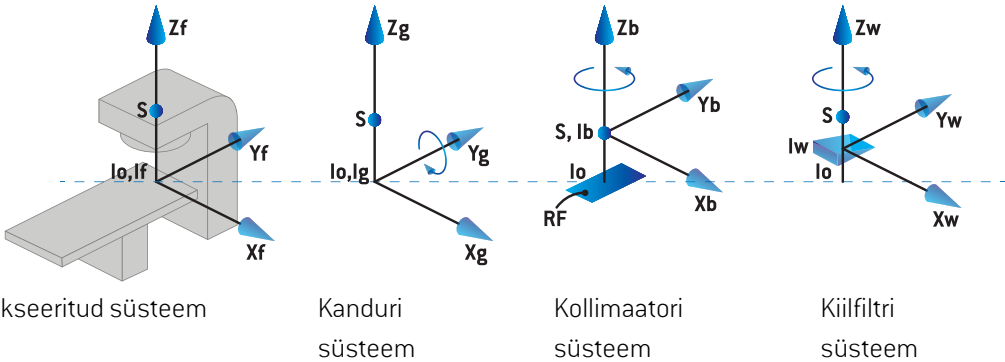
**Joonis 3.** Patsiendi koordinaatsüsteem DICOM-ekspordis järgib DICOM-i standardit. Kujutatud on mõned toetatud asendite näited: A) pea ees selili (HFS), B) peareem ees vasakul küljel (HFDL) ja C) pea ees kõhuli (HFP).

### 5.3 RAVISEADME KOORDINAATSÜSTEEM

RayPlan 11B kasutab ravi planeerimise ajal LINAC-i koordinaatide, liigutuste ja skaalade kuvamiseks standardit IEC 61217, eranditeks on kanduri, kollimaatori ja ravilaua nurgad ning samuti välja koordinaatsüsteemid, mida võib C-kaarega LINACi-põhiselt konfigureerida ka IEC-le mittevastavateks. Lõua märgistamiseks on lisaks kaks võimalust. Patsiendi paigaldamiseks kasutatavaid kuvamisseadmeid võib samuti kirjeldada IEC-le mittevastavate pööretega, vt *jaotis 5.3.10 Paigaldamise kuvamisseadme koordinaatsüsteemid lk 81*. CyberKnife'i kiiruspea liikumisi ei saa kirjeldada standardiga IEC 61217, vt *jaotis 5.3.8 CyberKnife'i kiirusallika koordinaatsüsteem lk 77*.

### 5.3.1 Seadme koordinaatsüsteemide ülevaade

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



S = allikas  
lo = isotsenter  
RF = kiirgusväli

Patsiendi  
tugivahendi  
süsteem

Patsiendilaua  
ekstsentriline  
süsteem

Patsiendilaua  
süsteem (ravilaua  
süsteem)

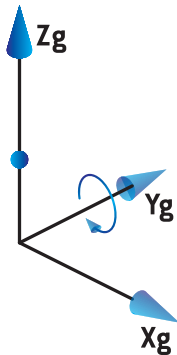
**Joonis 4.** Seadme koordinaatsüsteemid vastavalt standardile IEC 61217.

Kui seadme käitusse võtmisel on ravilaua pöörlemine asendatud ringrotatsiooniga (nt. Vero seade), asendatakse ümber  $Z_s$ -telje pöörlemine tugivahendi koordinaatsüsteemis pöörlemisega vastassuunas ümber  $Z_g$ -telje kanduri koordinaatsüsteemis. Seega säilib suhe patsiendi ja kanduri süsteemide vahel.

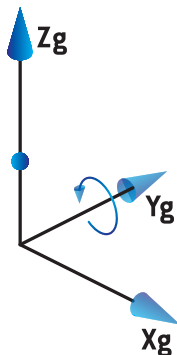
### 5.3.2 Kanduri koordinaatsüsteem

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

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



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



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

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

### 5.3.3 Kollimaatori koordinaatsüsteem

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

Süsteemis RayPlan Physics 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 RayPlan Physics juhib kollimaatori pöördenurga esitamist:

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

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

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

### Säte *Field coordinate system definitions*

Säte **Field coordinate system definitions** (Välja koordinaatsüsteemi määratlused) määratleb süsteemis RayPlan Physics, 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].

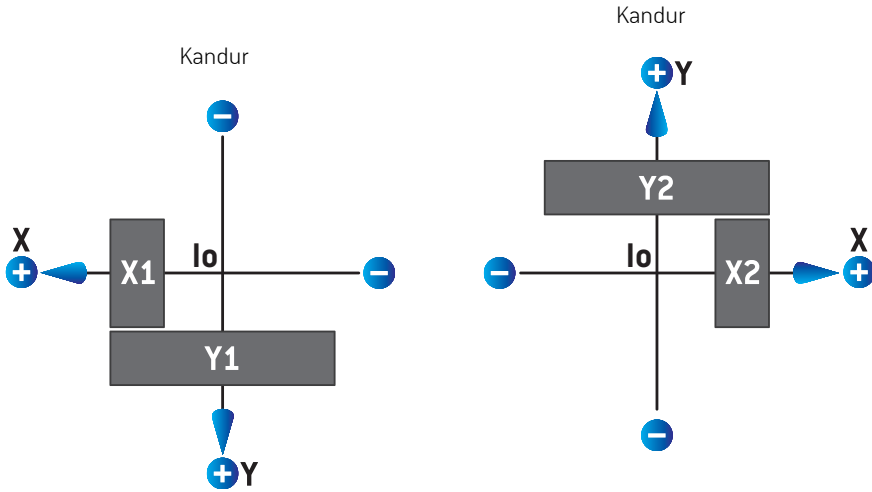
**Märkus.** Kui LINAC konfigureeritakse kasutama välja koordinaatsüsteemi vastavalt mitte-IEC, on lõua ja lehe asendite ühikuks [cm mitte-IEC].





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

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



**Joonis 6.** Kollimaatori asendid kiirtekimbu vaateväljas vastavalt mitte-IEC-le (Variani standard). Pange tähele, et koordinaadid, mis on visualiseeritud kiirtekimbu vaateväljas RayPlanis, 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 positioneeritud isotsentri teljest ...	on selle positsiooni väärtus...
X1 (lõug või MLCX-leht)	paremale	negatiivne
X1 (lõug või MLCX-leht)	vasakule	positiivne
X2 (lõug või MLCX-leht)	paremale	positiivne
X2 (lõug või MLCX-leht)	vasakule	negatiivne
Y1 (lõug või MLCY-leht)	kanduri poole	negatiivne
Y1 (lõug või MLCY-leht)	mitte-kanduri poole	positiivne
Y2 (lõug või MLCY-leht)	kanduri poole	positiivne
Y2 (lõug või MLCY-leht)	mitte-kanduri poole	negatiivne

### Säte Jaw labeling standard

Sätet **Jaw labeling standard** (Lõua märgistamise standard) süsteemis RayPlan Physics kirjeldatakse jaotises *jaotis 5.4 Lõua ja MLC märgistamise standard lk 83*.

### 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 RayPlan Physics ja RayPlan 11B põhiraakenduses 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 pöördlemise korral.

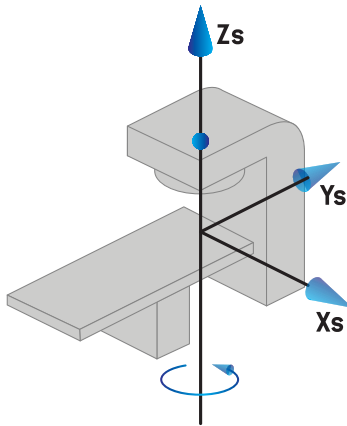
**Märkus.** Kui LINAC konfigureeritakse kasutama kollimaatori nurka vastavalt IEC 61217, on kiilu suuna nurga ühikuks [deg].

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

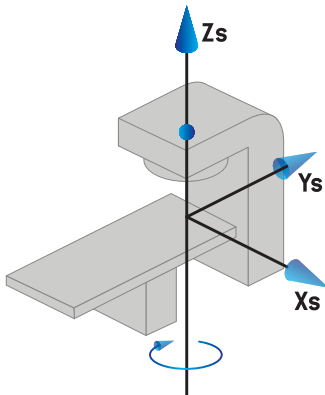
### 5.3.5 Patsienditoe koordinaatsüsteem

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

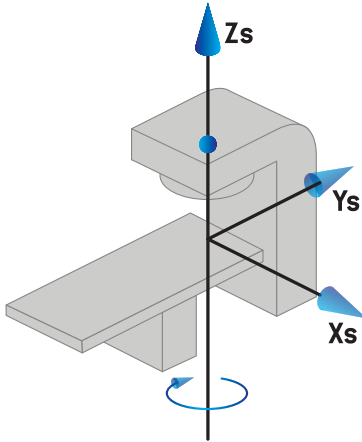
- **IEC standardi** korral langeb patsienditoe süsteem kokku fikseeritud süsteemiga, kui ravilaua nurk on null. Positiivse pöörlemise suund on määratult vastupäeva, nagu on näha ülaltvaates.



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



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



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

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

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

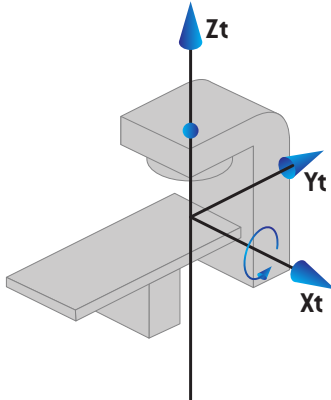
### 5.3.6 Patsiendilaua ekstsentriline koordinaatsüsteem

Süsteem RayPlan 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.

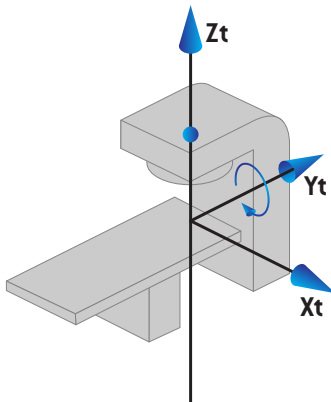
### 5.3.7 Patsiendilaua koordinaatsüsteem

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

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



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



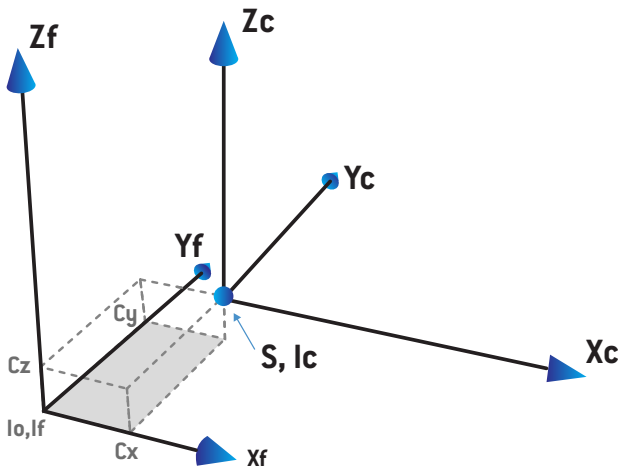
### 5.3.8 CyberKnife'i kiirgusallika koordinaatsüsteem

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

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

### Allika positsioon

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

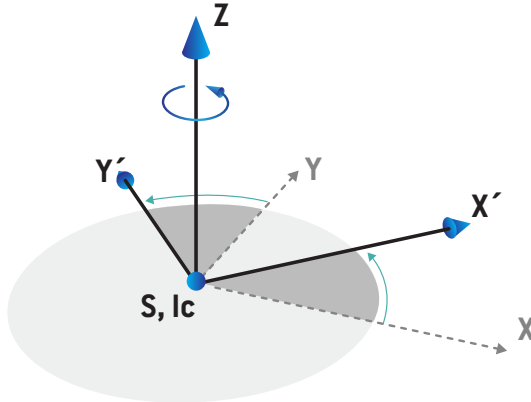


**Joonis 7.** Allika positsiooni joonis, kus  $l_o$  = isotsenter,  $S$  = allikas,  $c$  = CyberKnife kiirgusallika koordinaatsüsteem ja  $f$  = fikseeritud koordinaatsüsteem.

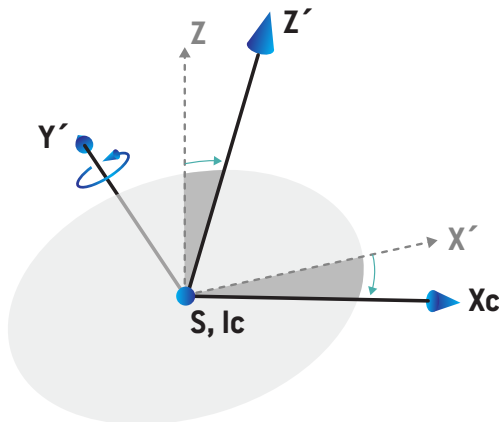
### Pööramine

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

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

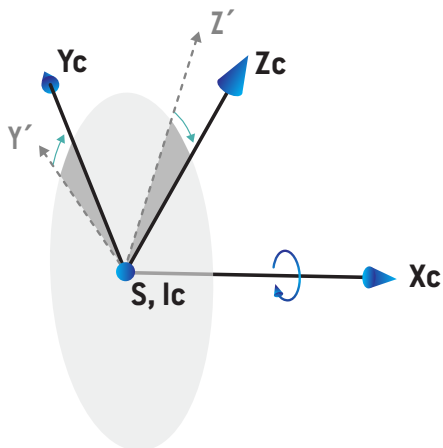


- **Külgkalle on** on telgede  $Z$  ja  $X$  pööramine ümber telje  $Y$ . Külgkalde nurk suureneb järk-järgult vastupäeva pöörlemise korral, vaadates positiivse  $Y$ -telje punktist, olles suunatud lähte poole.  $X_c$ ,  $Y$  ja  $Z$  on külgkalde pööramisest tulenevad teljed.



- **Pikikalde** 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.

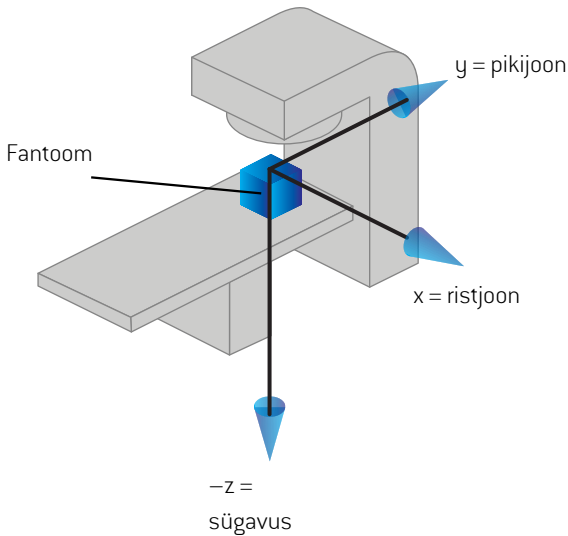
$X_c$ ,  $Y_c$  ja  $Z_c$  on lõplikud saadud teljed pärast kõiki kolme pööramist: vertikaaltelg, millele järgneb külgakalle, millele järgneb pikikalle.





### 5.3.9 Doosikõvera koordinaatsüsteem süsteemis RayPlan Physics

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



**Joonis 8.** Doosikõvera koordinaatsüsteem.

### 5.3.10 Paigaldamise kuvamisseadme koordinaatsüsteemid

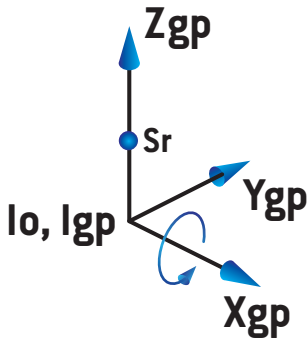
Paigaldamise kuvamisseadmeid kirjeldab süsteemis RayPlan röntgenikujutiste vastuvõtja koordinaatsüsteem. See on paigaldamiseks kasutatavate kuvamisseadme suhtes fikseeritud. Röntgenpildi vastuvõtja koordinaatide süsteemi orientatsiooni IEC fikseeritud koordinaatide süsteemi suhtes kirjeldatakse kolme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

Esimene pöördesuund on kanduri pöörlemine ümber fikseeritud koordinaatsüsteemi y-telje, mida on kirjeldatud *jaotis 5.3.2 Kanduri koordinaatsüsteem lk 70*.

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

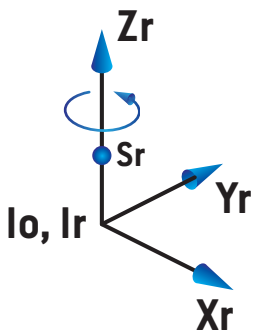
Teisel koordinaatsüsteemil, kanduri pikikalde koordinaatsüsteemil (Joonis 9), on oma emasüsteem ja see on kanduri pikikalde koordinaatsüsteemi x-telje ümber pöörlemine. Kui kanduri pikikalde nurk on null, langeb kanduri pikikalde koordinaatsüsteem kokku kanduri koordinaatsüsteemiga. Positiivne

pöörlemis-suund on päripäeva, kui vaadata lähtepunktist mööda kanduri koordinaatsüsteemi positiivset x-telge.  $S_r$  on vastuvõtja kiirusallikas.



**Joonis 9.** Kanduri pikikalde koordinaatsüsteem.

Röntgenkujutise vastuvõtja koordinaatsüsteemi (Joonis 10) 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 pöördlemis-suund on vastupäeva, kui seda vaadelda positiivsel z-teljel asuvast punktist suunaga lähtepunkti poole.  $S_r$  on vastuvõtja kiirusallikas.



**Joonis 10.** Röntgenkujutise vastuvõtja koordinaatsüsteem.

### *Paigaldamise pildindussüsteemid ja paigaldamise kuvamiseseadmed*

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

### Kandurile kinnitatud paigalduse kuvamisseedmed

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

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

### Fikseeritud paigaldamise kuvamisseedmed

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

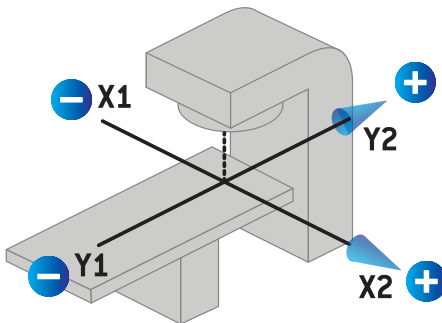
## 5.4 LÕUA JA MLC MÄRGISTAMISE STANDARD

Süsteemis RayPlan 11B võib lõua märgistada vastavalt standardile IEC 61217 või IEC 601-2-1. Selle jaotise kirjeldus kasutab IEC 61217 sätet Field coordinate system definitions (Välja koordinaatsüsteemi määratlused).

### 5.4.1 IEC 61217 lõua märgistamise standard

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

Kandur ülalt  
kiiritamiseks

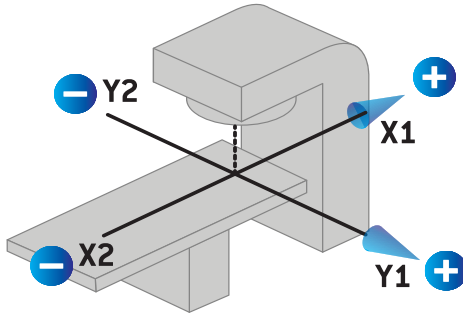


**Joonis 11.** Lõua ja MLC märgistused (IEC 61217).

### 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 12.** Lõua ja MLC märgistused (IEC 601).

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

## 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 RayPlan jaoks nõutud ja soovitatud turvakontrollide paigaldamise ja hooldamise suunised leiate dokumendist *RSL-P-RS-CSG, RayPlan Cyber Security Guidance*.

### *Selles peatükis*

See peatükk sisaldab järgmisi jaotisi:

6.1	Kaitse omavolilise kasutamise vastu	p. 86
6.2	Varundustoimingud ja andmebaasi hooldus	p. 86
6.3	Andmebaasi juurdepääsuõigused	p. 87
6.4	ECC RAM	p. 87
6.5	Süsteemi kasutusest kõrvaldamine	p. 87

## 6.1 KAITSE OMAVOLILISE KASUTAMISE VASTU

Alljärgnevas tabelis on loetletud erinevad kaitse liigid süsteemis RayPlan 11B.

Kaitse liik	Kirjeldus
Paroolikaitse	Kõik operatsioonisüsteemi kasutajakontod peavad olema parooliga kaitstud, et takistada volitamata juurdepääsu süsteemile ja andmebaasidele.
Võrgu turvalisus	Volitamata võrgupääsu ohtu peab hindama kasutaja asutus. Keskkonna tervikluse kaitsmiseks on soovitatav kasutada turvalisuse head tava, näiteks kasutada võrgus tulemüüri ja paigaldada arvutitele regulaarselt turvapaiku.
Kaitse volitamata füüsilise juurdepääsu vastu	Volitamata füüsilise juurdepääsu ohtu järelevalveta seansile peab hindama kasutaja asutus. Soovitatav on kasutada seansi ajalõppu, mida kasutaja saab määrata Windows Active Directory funktsioonidega.
Viirusetõrje	Süsteemi kõigi osade jaoks (sh kogu arvutivõrgule, kui seda kasutatakse) tuleb kasutada tiptasemel viirusetõrjet. See peab sisaldab automaatset värskendamist vms funktsiooni, mis hoiaks kaitse ajakohasena.
Litsentsikaitse	RayPlan 11B kasutab riistvarapõhist litsentsikaitse süsteemi, et keelata süsteemi kasutatavate koopiade tegemist.
Andmebaasid ja kontrollsummad	Programmi- või andmefailide, mis ei kuulu RayPlan 11B installitud versiooni, kasutamise keelamiseks kaitstakse faile vahetamise eest kontrollsummadega. Andmebaasi kujundus takistab andmete salvestamist muul viisi, kui kasutades RayPlan 11B programme. Kontrollsummad füüsilistel andmefailidel takistavad failide muutmist või rakenduse käivitamist.
Operatsioonisüsteemi administraatoriõigused	Vahendid, mis võimaldavad otseselt juurdepääsu andmebaasides talletatud andmetele, peavad olema seadistatud nii, et see nõuaks operatsioonisüsteemi administraatoriõigusi.
Programmikoodi-kaitse	RayPlan 11B programmikoodile ja andmetele pääseb juurde ainult kasutusjuhendites kirjeldatud viisil. Ärge võltsige programmikoodi või andmeid!

## 6.2 VARUNDUSTOIMINGUD JA ANDMEBAASI HOOLDUS

Andmebaasi varundamine ja taaste viiakse läbi standardse SQL-andmebaasi haldustööriistaga. On soovitatav, et kõik RayPlan 11B andmebaasid (RayStationPatientDB, RayStationMachineDB, RayStationClinicDB ja RayStationResourceDB) on seatud täielikule taastemudelile. See suvand võimaldab käitada sagedasi varukoopiaid ja minimeerib andmete kaotsimineku riski andmebaasi kokkujooksmise korral.

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

### 6.3 ANDMEBAASI JUURDEPÄÄSUÕIGUSED

Andmebaasi vaikimisi pääsuõigused sisaldavad Active Directory, millesse andmebaasid on installitud, kõiki domeenikasutajaid. Kui see on eelistatud või vajalik, saab üksikute andmebaaside pääsuõigusi kontrollida nende loomisel (vt RayPlan jaotist Salvestustööriist süsteemis *RSL-D-RP-11B-USM*, *RayPlan 11B User Manual*). ResourceDB muudatuste korral on aadressil [support@raysearchlabs.com](mailto:support@raysearchlabs.com) saadaval protseduur, et piirata juurdepääsu asjakohasele kasutajate AD rühmale. Protseduuri tuleb korrata ja juurdepääs üle vaadata ning kinnitada kui osa süsteemi RayPlan 11B uuendamise tegevusest.

### 6.4 ECC RAM

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

### 6.5 SÜSTEEMI KASUTUSEST KÕRVALDAMINE

RayPlan salvestab isikuandmeid ja terviseiga 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
DVH	Doosi mahuhistogramm
deg	Kui leiate jaotises RayPlan 11B termini „deg“, tähendab see kraade
DMLC	Dünaamiline mitmeleheline kollimaator
DRR	Digitaalselt rekonstrueeritud röntgenülesvõte
EUD	Ekvivalentdoos
Väline ROI	Huvipiirkond, mida kasutatakse patsiendi kontuuri määratlemiseks. Määratleb doosi arvutamiseks kasutatava piirkonna, koos kiirtekimbu BOOLUSEGA, TUGI- JA FIKSEERIMISE ROI-dega.
FoR	Referentskaader
GUI	Graafiline kasutajaliides
HDR	Kõrge doosi määr
IMRT	Intensiivsusmoduleeritud kiiritusravi
LINAC	Lineaarkiirendi, tavapärase kiiritusravi raviseade.
MBS	Mudelipõhine segmentimine
MU	Monitorühikud
OAR	Riskiorgan
POI	Huvipunkt
ROI	Huvipiirkond
ROI geomeetria	ROI pildiseeriapõhine geomeetriline esitus
SMLC	Segmentaalne mitmeleheline kollimaator

Termin	Tähendus
SSD	Naha kaugus allikast
SUV	Standardneeldumisväärtus
UI	Kasutajaliides
VMAT	Mahtmoduleeritud kiiritusravi

# INDEKS

## A

Andmebaasi juurdepääsuõigused ..... 87  
Andmeside keskkond ..... 64

## D

Doosikõver  
    koordinaatsüsteem ..... 81

## E

Elektronide doosikalkulaatori täpsus ..... 18  
Ettenähtud kasutaja ..... 12  
Ettenähtud kasutusala ..... 12

## F

footonite doosikalkulaatori täpsus ..... 16

## J

Järgu number ..... 20

## K

Kaitse omavolilise kasutamise vastu ..... 86  
Kanduri koordinaatsüsteem ..... 70  
Kasutusiga ..... 22  
Kiilu filtri koordinaatsüsteem ..... 74  
Kollimaatori koordinaatsüsteem ..... 71  
Kontaktandmed ..... 13  
Koordinaatsüsteem  
    doosikõver ..... 81  
Koordinaatsüsteemid  
    patsiendi koordinaatsüsteem ..... 65  
    raviseadme koordinaatsüsteemid ..... 65

## L

Litsentsikaitse ..... 86  
Lõua märgistamise standard ..... 83

## M

Masina skaalad ..... 65  
Mõisted ..... 90

## O

Ohutusabinõud ..... 24  
Operatsioonisüsteem ..... 12

## P

Patsiendi andmete importimine ..... 61  
Patsiendi koordinaatsüsteem ..... 66  
Patsienditoe koordinaatsüsteem ..... 75

## R

Raviseadme koordinaatsüsteem ..... 68–69  
Regulatiivsed esindajad ..... 13  
Riistvara ..... 12

## S

Seotud dokumendid ..... 9  
Silt ..... 20  
Säte Field coordinate system definitions ..... 71  
Süsteemi keskkonna aktsepteerimise test ..... 64

## T

Tarkvara järgu number ..... 20

Toote nimetus ..... 20  
Toote silt ..... 20  
Toote versioon ..... 20  
Täpsus  
Elektronide doosikalkulaator ..... 18  
fotonite doosikalkulaator ..... 16

**V**

Varundustoimingud ..... 86  
Vigadest teatamine ..... 13  
Viirusetõrje ..... 86





## KONTAKTANMÄD



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

### Contact details head office

P.O. Box 3297  
SE-103 65 Stockholm, Sweden  
Phone: +46 8 510 530 00  
Fax: +46 8 510 530 30  
info@raysearchlabs.com  
www.raysearchlabs.com

### RaySearch Americas

Phone: +1 877 778 3849

### RaySearch France

Phone: +33 1 76 53 72 02

### RaySearch Korea

Phone: +82 10 2230 2046

### RaySearch Australia

Phone: +61 411 534 316

### RaySearch Belgium

Phone: +32 475 36 80 07

### RaySearch Germany

Phone: +49 30 893 606 90

### RaySearch Singapore

Phone: +65 81 28 59 80

### RaySearch China

Phone: +86 137 0111 5932

### RaySearch Japan

Phone: +81 3 44 05 69 02

### RaySearch UK

Phone: +44 2039 076791